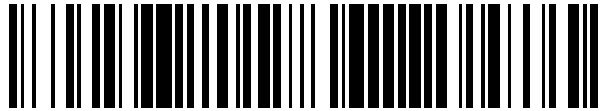


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 527 667**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/007** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.08.2011 E 11816989 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.12.2014 EP 2603151**

54 Título: **Iluminación en modo dual para instrumento quirúrgico**

30 Prioridad:

**13.08.2010 US 373575 P**

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

**28.01.2015**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**MCCOLLAM, CHRISTOPHER L.**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 527 667 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

Iluminación en modo dual para instrumento quirúrgico.

5 **Antecedentes de la invención**

La presente invención se refiere a una sonda de vitrectomía iluminada u otro instrumento quirúrgico oftálmico iluminado y, más particularmente, a una configuración de red de fibras ópticas diseñada para proporcionar iluminación sobre un área específica en el extremo de trabajo de un instrumento, por ejemplo el orificio de corte de una sonda de vitrectomía.

Anatómicamente, el ojo está dividido en dos partes bien distintas – el segmento anterior y el segmento posterior. El segmento anterior incluye el cristalino y se extiende desde la capa más exterior de la córnea (el endotelio corneal) hasta la parte posterior de la cápsula del cristalino. El segmento posterior incluye la parte del ojo situada detrás de la cápsula del cristalino. El segmento posterior se extiende desde la cara hialoide anterior hasta la retina, con la que la cara hialoide posterior del cuerpo vítreo está en contacto directo. El segmento posterior es mucho mayor que el segmento anterior.

El segmento posterior incluye el cuerpo vítreo – una sustancia transparente, incolora y similar a gel. Éste constituye aproximadamente dos tercios del volumen del ojo, dándole forma y configuración antes del nacimiento. Está compuesto de 1% de colágeno e hialuronato de sodio y 99% de agua. El límite anterior del cuerpo vítreo es la cara hialoide anterior, que hace contacto con la cápsula posterior del cristalino, mientras que la cara hialoide posterior forma su límite posterior y está en contacto con la retina. El cuerpo vítreo no es de flujo libre como el humor acuoso y tiene sitios de fijación anatómicos normales. Uno de estos sitios es la base vítrea, que es una banda de 3-4 mm de ancho que cubre la ora serrata. La cabeza del nervio óptico, la mácula lútea y la arcada vascular son también sitios de fijación. Las funciones principales del cuerpo vítreo son mantener la retina en su sitio, conservar la integridad y la forma del globo, absorber choques debidos al movimiento y dar soporte al cristalino posteriormente. En contraste con el humor acuoso, el cuerpo vítreo no es sustituido continuamente. El cuerpo vítreo llega a ser más fluido con la edad en un proceso conocido como sinéresis. La sinéresis da como resultado una contracción del cuerpo vítreo, que puede ejercer presión o tracción sobre sus sitios de fijación normales. Si se aplica suficiente tracción, el cuerpo vítreo puede desprenderse de su fijación retinal y crear un desgarro o agujero retinal.

Diversas intervenciones quirúrgicas, denominadas intervenciones vítreoretinales, se realizan comúnmente en el segmento posterior del ojo. Las intervenciones vítreoretinales son apropiadas para tratar muchas condiciones serias del segmento posterior. Las intervenciones vítreoretinales tratan condiciones tales como degeneración macular relacionada con la edad (AMD), retinopatía diabética y hemorragia vítrea diabética, agujero macular, desprendimiento retinal, membrana epirretinal, retinitis de CMV y muchas otras condiciones oftálmicas.

Un cirujano realiza intervenciones vítreoretinales con un microscopio y lentes especiales diseñadas para proporcionar una imagen clara del segmento posterior. Varias incisiones diminutas de sólo un milímetro o así de longitud se hacen en la esclerótica en la pars plana. El cirujano inserta instrumentos microquirúrgicos a través de las incisiones, tales como una fuente de luz de fibra óptica para iluminar el interior del ojo, una línea de infusión para mantener la forma del ojo durante la cirugía e instrumentos para cortar y retirar el cuerpo vítreo (tal como una sonda de vitrectomía – que tiene un extremo de corte que se inserta en el ojo. Una sonda de vitrectomía tiene una aguja o cánula de pequeño calibre con un mecanismo de corte en el extremo que se inserta en el ojo).

Durante tales intervenciones quirúrgicas, es importante la iluminación apropiada del interior de ojo. Típicamente, una fibra óptica delgada se inserta en el ojo con el fin de proporcionar la iluminación. Una fuente de luz, tal como una lámpara de haluro metálico, una lámpara de halógeno, una lámpara de xenón o una lámpara de vapor de mercurio, se utiliza frecuentemente para producir la luz transportada por la fibra óptica hacia el ojo. La luz pasa a través de varios elementos ópticos (típicamente lentes, espejos y atenuadores) y es lanzada a una fibra óptica que transporta la luz hacia el ojo.

Para reducir el número de incisiones requeridas durante la cirugía de vitrectomía y mejorar el suministro de luz al sitio quirúrgico, se ha hecho un esfuerzo para integrar una fuente de luz (típicamente una o más fibras ópticas) con una sonda de vitrectomía. Estos esfuerzos han sido difíciles debido a los diámetros pequeños de las sondas de vitrectomía. Es deseable hacer el diámetro del extremo de corte de la sonda de vitrectomía tan pequeño como sea posible de modo que pueda insertarse a través de incisiones muy pequeñas en el ojo.

En un caso, se dispone un anillo de fibras ópticas alrededor de una sonda de vitrectomía y se le mantiene en su sitio por un manguito. Este manguito de vitrectomía iluminado consta de un haz de fibras ópticas de diámetro pequeño suministradas a una región de cubo y distribuidas a continuación en un patrón de anillo. El manguito de vitrectomía iluminado está diseñado para ser un dispositivo autónomo en el que se inserta la sonda de vitrectomía. Por tanto, debe tener su propia resistencia estructural, que es proporcionada por un emparedamiento de la red de fibras ópticas entre dos cánulas cilíndricas metálicas o de plástico. Puesto que es preferible hacer el diámetro total de la sonda de vitrectomía y el manguito tan pequeño como sea posible, se deja muy poca área en sección transversal

para alojar las fibras ópticas. En consecuencia, se transmite muy poca luz al ojo. Además, el anillo de fibras distribuye luz en la región completa adyacente al extremo distal de la sonda de vitrectomía en lugar de concentrarla en la abertura del orificio de corte en donde dicha luz es necesaria.

5 En otro caso, se puede fijar una única fibra a la aguja de vitrectomía y se la puede mantener en su sitio con un manguito de plástico. Por ejemplo, Synergetics, Inc. fabrica una aguja de vitrectomía de calibre 25 con una única fibra óptica que se mantiene en su sitio con un manguito de plástico. El manguito de plástico puede encajar entonces en una cánula de calibre 20 que se inserta en el ojo. Muy poca área en sección transversal está disponible entre la aguja de vitrectomía de calibre 25 y la superficie interior del manguito de plástico (que es típicamente de una o dos milésimas de pulgada de espesor). Además, debe hacerse una incisión mayor para acomodar la cánula de calibre 10 20 a través de la cual debe encajar el manguito de plástico. Actualmente, es preferible mantener pequeño el tamaño de la incisión para acomodar una sonda con un diámetro de calibre 23 o menor. Lo que se necesita es una sonda de vitrectomía iluminada mejorada que suministre luz suficiente al ojo, al tiempo que acomoda estos tamaños de incisión más pequeños.

15 Además, una iluminación de extremo (a lo largo de un eje longitudinal de la cánula de la sonda) y/o una iluminación en ángulo (por ejemplo, en ángulo con el eje longitudinal de la cánula) pueden ser útiles cuando se combinan con una sonda de vitrectomía u otro instrumento oftálmico, por ejemplo para eliminar la necesidad de un instrumento independiente y adicional para proporcionar iluminación lateral (en ángulo). Los dispositivos de iluminación conocidos, tales como los descritos anteriormente, pueden proporcionar iluminación de extremo, aunque con deficiencias según se ha hecho notar, pero no hay dispositivos disponibles que combinen iluminación de extremo e iluminación lateral, y la capacidad de proporcionar una u otra, o ambas, en un instrumento de diámetro pequeño. Asimismo, sería deseable también combinar, en una sonda de vitrectomía del mismo tamaño o de tamaño similar, una capacidad de endoláser para realizar intervenciones del tipo de cauterización en la retina.

20 Las mismas limitaciones descritas anteriormente restringen también el tamaño viable de otros instrumentos quirúrgicos oftálmicos. Por ejemplo, las tijeras, los fórceps, las sondas de aspiración, los picos retinales, las espátulas de delaminación, diversas cánulas y similares pueden beneficiarse también de una iluminación dianizada. Estos instrumentos están diseñados para encajar a través de cánulas de calibre pequeño que se insertan a través de la esclerótica durante la cirugía. Los mismos principios utilizados para diseñar una sonda de vitrectomía iluminada mejorada pueden utilizarse también para proporcionar una iluminación dianizada para estos otros instrumentos quirúrgicos.

25 El estado de la técnica está representado por los documentos US 2009/182313 y US 2009/135280.

### 35 **Sumario de la invención**

La presente invención proporciona una sonda de vitrectomía iluminada de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. Una forma de realización de la presente invención comprende una sonda de vitrectomía iluminada. La sonda de vitrectomía tiene un orificio de corte dispuesto en un extremo distal de una cánula. Una red de fibras ópticas termina cerca del orificio de corte. La red de fibras ópticas está situada junto a la cánula y rodeando la cánula. La red de fibras ópticas puede comprender dos conjuntos de fibras, uno para proporcionar iluminación en una dirección a lo largo de un eje longitudinal de la sonda de vitrectomía y otro para proporcionar iluminación en una dirección en ángulo con la dirección longitudinal de la sonda de vitrectomía. La fuente de luz que proporciona luz a cada conjunto de fibras puede controlarse de forma independiente para proporcionar iluminación de manera cooperativa o individual.

40 En otra forma de realización compatible con los principios de la presente invención, ésta consiste en una sonda de vitrectomía iluminada con capacidad de endoláser. La sonda de vitrectomía tiene un orificio de corte dispuesto en un extremo distal de una cánula. Una fibra de endoláser discurre coaxialmente a través del interior de la cánula y termina en el extremo distal de la cánula. La fibra de endoláser está conectada ópticamente en su extremo proximal a una fuente de luz láser. Una red de fibras ópticas termina cerca del orificio de corte. La red de fibras ópticas está situada junto a la cánula y rodeando la cánula. La red de fibras ópticas puede comprender dos conjuntos de fibras, uno para proporcionar iluminación en una dirección a lo largo de un eje longitudinal de la sonda de vitrectomía y otro para proporcionar iluminación en una dirección en ángulo con la dirección longitudinal de la sonda de vitrectomía. La fuente de luz que proporciona luz a cada conjunto de fibras y la fuente de luz de endoláser pueden controlarse cada una de ellas independientemente para proporcionar iluminación de manera cooperativa o individual.

50 En otra forma de realización compatible con los principios de la presente invención, ésta consiste en una sonda de vitrectomía iluminada. Este instrumento tiene un área de trabajo situada cerca de un extremo del instrumento. Una red de fibras ópticas termina cerca del extremo del instrumento. La red de fibras ópticas está situada junto al instrumento y puede comprender dos conjuntos de fibras, uno para proporcionar iluminación en una dirección a lo largo de un eje longitudinal del instrumento y otro para proporcionar iluminación en una dirección en ángulo con la dirección longitudinal del instrumento. La fuente de luz que proporciona luz a cada conjunto de fibras puede controlarse independientemente para proporcionar iluminación de manera cooperativa o individual. El instrumento quirúrgico puede tener también capacidad de endoláser como se describe anteriormente.

En otra forma de realización compatible con los principios de la presente invención, ésta consiste en una sonda de vitrectomía iluminada. Este instrumento tiene un área de trabajo situada cerca de un extremo del instrumento. El área de trabajo tiene una orientación con respecto al extremo del instrumento. Una red de fibras ópticas termina cerca del extremo del instrumento. La red de fibras ópticas está situada junto al instrumento y puede comprender dos conjuntos de fibras, uno para proporcionar iluminación en una dirección a lo largo de un eje longitudinal del instrumento y otro para proporcionar iluminación en una dirección en ángulo con la dirección longitudinal del instrumento. La fuente de luz que proporciona luz a cada conjunto de fibras puede controlarse independientemente para proporcionar iluminación de manera cooperativa o individual. La iluminación dianizada está configurada para la orientación del área de trabajo. El instrumento quirúrgico puede tener también capacidad de endoláser como se describe anteriormente.

Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son a modo de ejemplo y explicación solamente y están destinadas a proporcionar una explicación adicional de la invención según se reivindica. La siguiente descripción y la práctica de la invención exponen y sugieren ventajas y finalidades adicionales de la invención.

### Breve descripción de los dibujos

Los dibujos adjuntos, que se incorporan a la presente memoria y constituyen una parte de la misma, ilustran varias formas de realización de la invención y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la invención.

La figura 1 es una vista desplegada de un endoiluminador oftálmico según una forma de realización de la presente invención.

Las figuras 2A y 2B son vistas en perspectiva de una sonda de vitrectomía según una forma de realización de la presente invención.

La figura 3A es una vista en sección transversal de una pieza de mano de vitrectomía con iluminación integrada según una forma de realización de la presente invención.

La figura 3B es una vista en sección transversal y explosionada de una pieza de mano de vitrectomía con iluminación integrada según una forma de realización de la presente invención.

La figura 4 es una vista en sección transversal de una trayectoria de fibra óptica de iluminador según una forma de realización de la presente invención.

La figura 5 es una vista en perspectiva de una forma de realización de una sonda de vitrectomía iluminada de acuerdo con la presente invención que tiene iluminación de extremo y en ángulo.

La figura 6 es una vista ampliada de un ejemplo de red de fibras ópticas de iluminación en ángulo que muestra las aberturas creadas para emitir luz en ángulo con el eje longitudinal de una cánula de acuerdo con una forma de realización de la presente invención.

La figura 7 es una vista en perspectiva de una forma de realización de una sonda de vitrectomía iluminada de acuerdo con la presente invención que tiene iluminación de extremo y en ángulo y capacidad de endoláser.

La figura 8 es una representación diagramática de una fuente de luz de láser para proporcionar iluminación de endoláser para uso con un instrumento quirúrgico iluminado según una forma de realización de la presente invención.

### Descripción detallada de las formas de realización preferidas

Se hace ahora referencia en detalle a modos de forma de realización de la invención, ejemplos de los cuales se ilustran en los dibujos que se acompañan. Siempre que sea posible, los mismos números de referencia se utilizan en todos los dibujos para referirse a partes iguales o similares.

La figura 1 es una vista desplegada de un ejemplo de endoiluminador oftálmico usado con una sonda de vitrectomía iluminada según una forma de realización de la presente invención. En la figura 1, el endoiluminador incluye una fuente de luz 105, una lente colimadora 110, un espejo frío opcional 115, un espejo caliente opcional 116, un atenuador 120, una lente condensadora 125, un conector 150, una fibra óptica 155, una pieza de mano 160 y una sonda de vitrectomía 165.

La luz procedente de la fuente de luz 105 se colima por la lente colimadora 110. La luz colimada se refleja y se filtra por el espejo frío opcional 115 y/o se transmite y se filtra por el espejo caliente opcional 116. El haz resultante se atenúa por el atenuador 120 y se enfoca por la lente condensadora 125. El haz enfocado se dirige a través del

conector 150 y la fibra óptica 155 a la sonda de vitrectomía 165, en donde ilumina el interior del ojo como se describe a continuación.

La fuente de luz 105 es típicamente una lámpara, tal como una lámpara de vapor de mercurio, una lámpara de xenón, una lámpara de haluro metálico o una lámpara de halógeno. La fuente de luz 105 se hace funcionar en o cerca de su plena potencia para producir una salida de luz relativamente estable y constante. En una forma de realización de la presente invención, la fuente de luz 105 es una lámpara de xenón con una longitud de arco de alrededor de 0,18 mm. Otras formas de realización de la presente invención utilizan otras fuentes de luz tales como diodos emisores de luz (LED). Uno o más LED pueden hacerse funcionar para producir una salida de luz constante y estable. Como se sabe, hay muchos tipos de LED con diferentes potencias nominales y salidas de luz que pueden seleccionarse como fuente de luz 105.

La lente colimadora 110 está configurada para colimar la luz producida por la fuente de luz 105. Como se sabe comúnmente, la colimación de la luz implica alinear los rayos de luz. La lente colimada es luz cuyos rayos son paralelos a un frente de onda planar.

El espejo frío opcional 115 es un reflector dicróico que refleja luz de longitud de onda visible y transmite solamente luz infrarroja y ultravioleta para producir un haz filtrado de rayos infrarrojos y ultravioletas dañinos. El espejo caliente opcional 116 refleja luz infrarroja de longitud de onda larga y luz ultravioleta de longitud de onda corta, al tiempo que transmite luz visible. El cristalino natural del ojo filtra la luz que entra en el ojo. En particular, el cristalino natural absorbe luz azul y ultravioleta que puede dañar la retina. Proporcionando luz del rango apropiado de longitudes de onda de luz visibles, al tiempo que se filtran longitudes de onda cortas y largas dañinas, se puede reducir ampliamente el riesgo de daños a la retina por contingencias afélicas, daños retinales fotoquímicos por luz azul y daños de calentamiento por infrarrojos, y contingencias de toxicidad de luz similares. Típicamente, es preferible una luz en el rango de alrededor de 430 a 700 nanómetros para reducir los riesgos de estas contingencias. El espejo frío opcional 115 y el espejo caliente opcional 116 se seleccionan para permitir que se emita luz de una longitud de onda adecuada hacia un ojo. Otros filtros y/o divisores de haz dicróicos pueden emplearse también para producir una luz en este rango de longitud de onda adecuado. Por ejemplo, pueden utilizarse también espejos holográficos para filtrar luz.

El atenuador 120 atenúa o disminuye la intensidad del haz de luz. Puede utilizarse cualquier número de atenuadores diferentes. Por ejemplo, pueden utilizarse lamas mecánicas, mecanismos de apertura variable de cámara o filtros de densidad neutra. Puede utilizarse también un atenuador de disco giratorio de cuña variable.

La lente condensadora 125 enfoca el haz de luz atenuada de modo que pueda lanzarse a una fibra óptica de diámetro pequeño. La lente condensadora 125 es una lente de configuración adecuada para el sistema. La lente condensadora 125 está diseñada típicamente de modo que el haz de luz enfocado resultante pueda lanzarse adecuadamente a una fibra óptica y transmitirse por ésta. Como se sabe comúnmente, una lente condensadora puede ser una lente esférica o esférica biconvexa o planoconvexa. En una lente esférica planoconvexa, una superficie es planar y la otra superficie es convexa con una superficie esférica precisa con el fin de enfocar la luz en un punto de diámetro mínimo.

El endoiluminador que se maneja por el cirujano oftálmico incluye el conector 150, la fibra óptica 155, la pieza de mano 160 y la sonda de vitrectomía iluminada 165. El conector 150 está diseñado para conectar la fibra óptica 155 a una consola principal (no mostrada) que contiene la fuente de luz 105. El conector 150 alinea apropiadamente la fibra óptica 155 con el haz de luz que debe transmitirse al ojo. La fibra óptica 155 es típicamente una fibra de diámetro pequeño que puede estar estrechada o no. La pieza de mano 160 es sujeta por el cirujano y permite la manipulación de la sonda de vitrectomía iluminada 165 en el ojo.

De manera similar a lo anterior y de una forma que se conocerá por los expertos en la materia, una fuente de luz de láser 12, tal como se muestra en la figura 8, puede conectarse ópticamente para proporcionar luz de láser a una fibra de endoláser en las formas de realización de la sonda de vitrectomía iluminada de la presente invención que comprenden una fibra de endoláser para proporcionar luz de láser a, por ejemplo, la retina. Una fuente de luz de láser 12 y una fuente de luz de endoiluminador, tal como se describe con referencia a la figura 1, pueden combinarse en una única fuente de láser/iluminación acoplada ópticamente de una manera tal como se describe aquí a través de, por ejemplo, un cable óptico que tiene fibras ópticas independientes que terminan en la fuente de luz apropiada o bien las fuentes de láser e iluminación pueden ser unidades independientes, cada una de ellas acoplada por medio de cables independientes a una sonda de vitrectomía iluminada u otro instrumento quirúrgico de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención.

Las figuras 2A y 2B son vistas en perspectiva de una sonda de vitrectomía según una forma de realización de la presente invención. En una sonda de vitrectomía típica, una cánula exterior 205 incluye una lumbrera 210. Un pistón interior 215 se mueve en vaivén en la cánula 205. Un extremo del pistón 215 está configurado de modo que pueda cortar el vítreo cuando entra en la lumbrera 210. Como se muestra en las figuras 2A y 2B, el pistón 215 se mueve arriba y abajo en la cánula 205 para producir una acción de corte. El vítreo entra en la lumbrera 210 cuando la sonda de vitrectomía está en la posición mostrada en la figura 2A. El vítreo se corta cuando el pistón 215 se mueve hacia

arriba cerrando la lumbrera 210 como se muestra en la figura 2B. Aunque se omite la mayoría de los detalles de una sonda de vitrectomía, es importante hacer notar que el corte del vítreo tiene lugar en la lumbrera 210. En consecuencia, sería deseable concentrar la iluminación alrededor de la lumbrera 210 de modo que un cirujano pueda ver el vítreo que se corta (así como otras estructuras oculares cerca del mecanismo de corte). Las formas de realización de la presente invención pueden comprender también fibras para proporcionar iluminación en ángulo con el eje longitudinal de la sonda de vitrectomía (por ejemplo, en dirección normal a la lumbrera 210 (perpendicular al eje longitudinal de la sonda de vitrectomía)). Además, las formas de realización de la presente invención pueden comprender una fibra de endoláser que discorra coaxialmente a través del interior del pistón interior 215 y la cánula 205 y que termine en un extremo distal de la cánula 205.

La figura 3A es una vista en sección transversal de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una forma de realización de la presente invención. En la figura 3A, una red de fibras ópticas 310 de iluminación de extremo y una red de fibras ópticas 311 de iluminación en ángulo están situadas en un alojamiento 305 de la pieza de mano de vitrectomía. Las redes de fibras ópticas 310/311 salen del alojamiento 305 de la pieza de mano en una abertura pequeña adyacente a la cánula 315. La cánula 315 puede ser similar en estructura y funcionamiento a la cánula 205 de las figuras 2A y 2B. La red de fibras ópticas 310 de iluminación de extremo emite luz para proporcionar iluminación más allá de la punta distal de la cánula 205 en una dirección a lo largo del eje longitudinal de la cánula 205.

La figura 3B es una vista en sección transversal y explosionada de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una forma de realización de la presente invención. La figura 3B muestra más claramente la orientación de las redes de fibras ópticas 310/311 con respecto al alojamiento 305 de la pieza de mano y la cánula 315. Las redes de fibras ópticas 310/311 salen del alojamiento 305 de la pieza de mano a través de una abertura pequeña adyacente a la cánula 315. Las redes de fibras ópticas 310/311 están dispuestas en un extremo distal de la cánula 315 como se representa en las figuras 5-7. Puede sellarse la abertura pequeña 306 en el alojamiento 305 de la pieza de mano a través de la cual pasa la red de fibras ópticas 310.

La figura 4 es una vista en sección transversal de una trayectoria de fibra óptica de iluminador según una forma de realización de la presente invención. En la forma de realización de la figura 4, un conector ACMI 405 de calibre 20 estándar está acoplado a una fibra óptica 410 proximalmente acampanada, de 0,0295 pulgadas, 0,5 NA o 0,63 NA. La fibra óptica 410 está acoplada a una fibra óptica acampanada y estirada 420, de 0,63 NA a través de un acoplamiento 415 de calibre 25. Un segundo acoplamiento 425 acopla la fibra óptica 420 a una red de fibras ópticas 430. Aunque en la figura 4 se proporciona un ejemplo específico, pueden emplearse otras numerosas configuraciones de fibras ópticas y acopladores para implementar la sonda de vitrectomía iluminada de la presente invención.

La figura 5 es una vista en perspectiva de una forma de realización de una sonda de vitrectomía iluminada de acuerdo con la presente invención que tiene iluminación de extremo y en ángulo. La red de fibras ópticas 310 de iluminación de extremo y la red de fibras ópticas 311 de iluminación en ángulo se dirigen cada una de ellas a través del alojamiento 305 de la pieza de mano y terminan en su extremo distal cerca de la lumbrera 210 de la cánula 205. Las fibras ópticas en cada red pueden incrustarse en un material, tal como epoxi u otro material biocompatible, y sujetarse a la cánula 205 por, por ejemplo, una sustancia encapsulante, o pueden asegurarse a la cánula 205 por, por ejemplo, un manguito tal como un tubo metálico o contráctil. Como puede verse en las figuras 5-7, la red 310 de iluminación de extremo y la red 310 de iluminación en ángulo están dispuestas circunferencialmente alrededor de la cánula 205 de tal manera que sean adyacentes a la cánula 205 y la rodeen conjuntamente de forma completa. Sin embargo, las formas de realización del instrumento quirúrgico iluminado de esta invención pueden comprender redes 310 y 311 que no rodean completamente la cánula 205, y la relación de fibras en las redes 310 y 311 puede variar según se desee para una aplicación particular. La relación mostrada en las figuras 5 y 7 es aproximadamente de 9 a 1 - es decir, por cada 9 fibras ópticas de iluminación de extremo, hay una fibra óptica de iluminación en ángulo, pero esta relación es a modo de ejemplo solamente.

La red 310 de iluminación de extremo y la red 311 de iluminación en ángulo pueden funcionar en modos controlables por separado. Por ejemplo, en un modo, puede proporcionarse luz de iluminación desde una fuente de luz solamente a la red 310 de iluminación de extremo para emitir luz en la dirección general del eje longitudinal de la cánula 205. En otro modo, la luz de iluminación de una fuente de luz puede proporcionarse solamente a la red 311 de iluminación en ángulo para emitir luz en una dirección que forme un ángulo elegido con el eje longitudinal de la cánula 205. Por ejemplo, las fibras ópticas 311 de la red de iluminación en ángulo pueden configurarse para emitir luz en una dirección perpendicular al eje longitudinal de la cánula 205 o en cualquier otro ángulo predeterminado según se desee para una aplicación particular. Todavía en otro modo, puede proporcionarse simultáneamente luz tanto a las fibras ópticas 310 de la red de iluminación de extremo como a las fibras ópticas 311 de la red de iluminación en ángulo para emitir luz destinada a proporcionar iluminación tanto a lo largo de la dirección general del eje longitudinal de la cánula 205 como en ángulo con el eje longitudinal de la cánula 205.

Como se muestra más claramente en las figuras 6 y 7, las fibras ópticas 311 de la red de iluminación en ángulo comprenden un conjunto de aberturas para emitir luz en ángulo con el eje longitudinal de la cánula 205. Estas aberturas se crean eliminando selectivamente el revestimiento de las fibras ópticas de la red de fibras ópticas 311 de

iluminación en ángulo a una ubicación deseada y en una configuración deseada para obtener un ángulo deseado de emisión de luz. Los extremos distales de las fibras ópticas 311 de la red de iluminación en ángulo pueden cubrirse para impedir la emisión de luz desde los extremos distales.

5 Las fibras ópticas 310 de la red de iluminación de extremo y las fibras ópticas 311 de la red de iluminación en ángulo pueden dirigirse a través del alojamiento 305 de la pieza de mano y terminarse por separado. Los extremos proximales de cada red pueden terminarse y asegurarse en un dispositivo de conexión apropiado para una fuente de luz de iluminación seleccionada. La luz suministrada a cada red puede ser controlada por separado. Por ejemplo, una única fuente de luz puede proporcionar luz a ambas redes y pueden utilizarse obturadores apropiados u otros dispositivos de bloqueo de luz para controlar el suministro de luz a cada red. Alternativamente, puede utilizarse una fuente de luz controlable de forma independiente para proporcionar luz a cada red. De esta manera, cualquiera de entre la iluminación de extremo, la iluminación en ángulo (lateral) o ambas pueden proporcionarse a una sonda de vitrectomía iluminada u otro instrumento quirúrgico de acuerdo con las enseñanzas de esta invención.

15 La figura 7 es una vista en perspectiva de una forma de realización de una sonda de vitrectomía iluminada de acuerdo con la presente invención que tiene iluminación de extremo y en ángulo y capacidad de endoláser. Se proporciona luz de endoláser desde una fuente de luz de láser, tal como la fuente de luz 12 de la figura 8, a una fibra óptica 710 de endoláser independiente. La fibra óptica 710 de endoláser discurre coaxialmente a través del alojamiento 305 de la pieza de mano y la cánula 205, terminando distalmente en la punta distal de la cánula 205. La fibra óptica 710 de endoláser se dirige a través del alojamiento 305 de la pieza de mano y termina en su extremo proximal en un conector óptico de láser apropiado, como será conocido por los expertos en la materia, para su conexión a la fuente de luz de láser 12. La fuente de luz de láser 12 puede hacerse funcionar independientemente de modo que la luz de láser pueda proporcionarse a la fibra óptica 710 de endoláser sola o en combinación con la luz de iluminación de la red 310 de iluminación de extremo y/o la red 311 de iluminación en ángulo. De esta manera, las formas de realización del instrumento quirúrgico iluminado de la presente invención pueden proporcionarse seis combinaciones diferentes de luz de láser y/o luz de iluminación a un sitio quirúrgico.

Las formas de realización de la presente invención pueden tener diámetros de punta de sonda (cánula y redes de iluminación 310/311) tales que la sonda sea una sonda de calibre 25 – esto es, su cánula es una cánula de calibre 25. La punta de sonda puede pasar así a través de, por ejemplo, una cánula de trocar de calibre 23 con el fin de entrar en el ojo. De esta manera, la función de corte de vitrectomía y la función de iluminación – las cuales se requieren ambas para cirugía - son proporcionadas en un paquete de diámetro pequeño que puede encajar a través de una cánula de calibre 23. Esta pequeña cánula de trocar de calibre 23 es deseable debido a que tamaños de incisión más pequeños en el ojo dan como resultado generalmente menos complicaciones. De la misma manera, una forma de realización de sonda de la presente invención que tenga capacidad de endoláser puede pasar a través de la misma cánula de trocar de calibre 23.

Aunque los ejemplos proporcionados en esta memoria describen una sonda de vitrectomía iluminada que encaja a través de una cánula de calibre 23, se apreciará que la misma disposición de una sonda de vitrectomía y una red de fibras ópticas puede aplicarse a cánulas de otros tamaños. Por ejemplo, las redes de fibras ópticas pueden disponerse alrededor de una sonda de vitrectomía de la misma manera descrita aquí para encajar a través de una cánula de calibre 20 o incluso cánulas más pequeñas que el calibre 23. Por ejemplo, a medida que disminuye el diámetro de una sonda de vitrectomía, está disponible más área en sección transversal para iluminación. Una sonda de vitrectomía iluminada que encaje a través de una cánula de calibre 25 puede tener la misma configuración de la red de fibras ópticas descrita en esta memoria.

Más generalmente, los mismos principios descritos con respecto a la sonda de vitrectomía iluminada de las figuras anteriores pueden aplicarse a cualquier instrumento quirúrgico diseñado para encajar a través de una cánula de pequeño calibre. Por ejemplo, en cirugía oftálmica, las tijeras, los fórceps, las sondas de aspiración, los picos retinales, las espátulas de delaminación, diversas cánulas y similares pueden beneficiarse también de una iluminación dianizada. Estos instrumentos están diseñados para encajar a través de cánulas de calibre pequeño que se insertan a través de la esclerótica durante la cirugía oftálmica. Para cada uno de estos instrumentos, es beneficiosa la iluminación dianizada alrededor del extremo de trabajo del instrumento.

55 La misma disposición o una disposición similar de fibras ópticas (por ejemplo, las redes 310 y 311) puede aplicarse a cualquier instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente circular, elíptica, rectangular u otra. De esta manera, la iluminación puede dianizarse en una cierta área (típicamente, el extremo de trabajo del instrumento considerando la orientación del instrumento en el ojo) para proporcionar luz en donde ésta sea necesaria. Por ejemplo, en cirugía oftálmica, las tijeras, los fórceps, las sondas de aspiración, los picos retinales, las espátulas de delaminación, diversas cánulas y similares pueden beneficiarse de una iluminación dianizada. La provisión de luz al área de trabajo del instrumento o a la estructura del ojo con la cual interactúa el instrumento permite que el cirujano vea mejor durante la cirugía.

Los mismos principios pueden aplicarse a un instrumento de cualquier sección transversal. Además, los instrumentos pueden ser aproximados por formas geométricas. Por ejemplo, un instrumento que tenga una sección transversal oblonga puede ser aproximado por una elipse. Por supuesto, la ubicación de la iluminación dianizada

corresponde a la ubicación de las fibras ópticas. Aunque las fibras se seleccionan generalmente para maximizar el rendimiento de la luz, su ubicación puede ajustarse para un instrumento dado. Además, aunque las fibras ópticas están representadas con una sección transversal generalmente circular, pueden emplearse también fibras ópticas y guías de luz con otras secciones transversales.

5 Puede apreciarse por lo anterior que la presente invención proporciona una sonda de vitrectomía iluminada mejorada. El hecho de disponer una red de fibras ópticas cerca del área de trabajo de un instrumento quirúrgico proporciona luz que puede utilizarse por el cirujano durante la cirugía. Además, la presente invención utiliza muy efectivamente la pequeña área disponible en sección transversal para soportar una red de fibras ópticas. La  
10 presente invención se ilustra en esta memoria a modo de ejemplo y pueden hacerse diversas modificaciones por un experto ordinario en la materia.

Otras formas de realización de la invención serán evidentes a los expertos en la materia a partir de la consideración de la memoria y la puesta en práctica de la invención descrita en la misma. Se pretende que la memoria y los  
15 ejemplos se consideren únicamente como meros ejemplos.



**REIVINDICACIONES**

1. Sonda de vitrectomía iluminada, que comprende:

5 una sonda de vitrectomía que presenta un orificio de corte (210) dispuesto en un extremo distal de una cánula (205, 315); y

10 una red de fibras ópticas que terminan cerca del orificio de corte (210), estando la red de fibras ópticas situada de manera adyacente a la cánula y dispuesta circunferencialmente alrededor de la cánula para rodearla, comprendiendo la red de fibras ópticas:

15 una red de fibras ópticas (310) de iluminación de extremo configurada para proporcionar iluminación en una dirección a lo largo de un eje longitudinal de la cánula; y

caracterizada por que la red de fibras ópticas comprende:

20 una red de fibras ópticas (311) de iluminación en ángulo configurada para proporcionar iluminación en una dirección en ángulo con el eje longitudinal de la cánula, presentando cada fibra una parte próxima al orificio de corte (210), en la que se ha retirado selectivamente el revestimiento a una ubicación deseada y en una configuración deseada para obtener el ángulo deseado de emisión de luz.

25 2. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, en la que la red de fibras ópticas y la cánula (205, 315) están configuradas para encajar a través de una cánula de trocar con un tamaño no mayor que el calibre 23.

30 3. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además:

una sustancia encapsulante que mantiene la pluralidad de fibras ópticas contra la cánula (205, 315) de la sonda de vitrectomía.

35 4. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además:

un manguito que mantiene la pluralidad de fibras ópticas contra la cánula (205, 315) de la sonda de vitrectomía.

40 5. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además:

un alojamiento (305) que tiene una abertura (306) a través de la cual pasa la red de fibras ópticas, estando el alojamiento unido a la cánula (315).

45 6. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además una fibra de endoláser (710) configurada para proporcionar luz láser de una fuente de luz láser (12) a un sitio quirúrgico.

7. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 6, en la que la fibra de endoláser (710) discurre coaxialmente a través de la cánula (205).

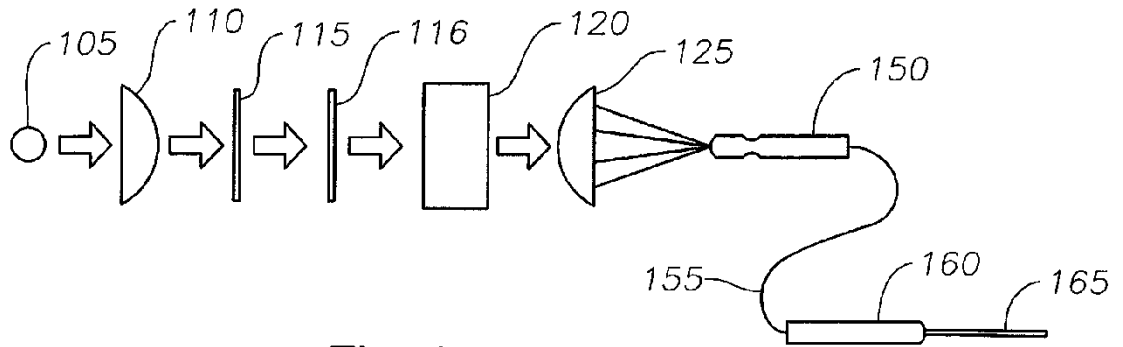
8. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 6, adaptada para proporcionar luz para iluminación independientemente a la red (310) de iluminación de extremo, la red (311) de iluminación en ángulo y la fibra de endoláser (710) en cualquier combinación.

50 9. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, en la que la red de fibras ópticas está dispuesta en un patrón circular alrededor de la cánula cerca del orificio de corte (210).

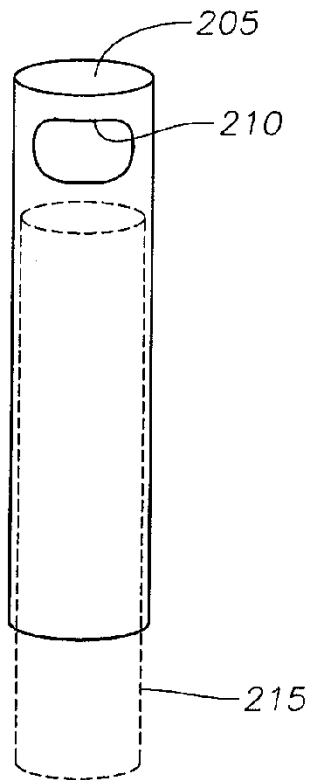
10. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además:

55 un acoplamiento para acoplar el extremo de la red de fibras ópticas a una fuente de luz (105).

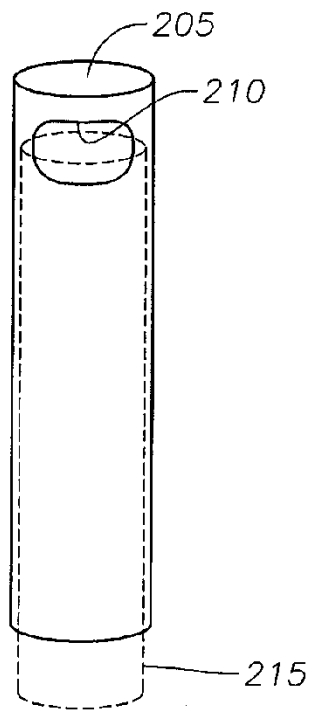
11. Sonda de vitrectomía iluminada según la reivindicación 1, que comprende además una fuente de luz adaptada para ser controlada independientemente con el fin de proporcionar luz, de forma cooperativa o individual, a la red de fibras ópticas (310) de iluminación de extremo o a la red de fibras ópticas (311) de iluminación en ángulo.



**Fig. 1**



**Fig. 2A**



**Fig. 2B**

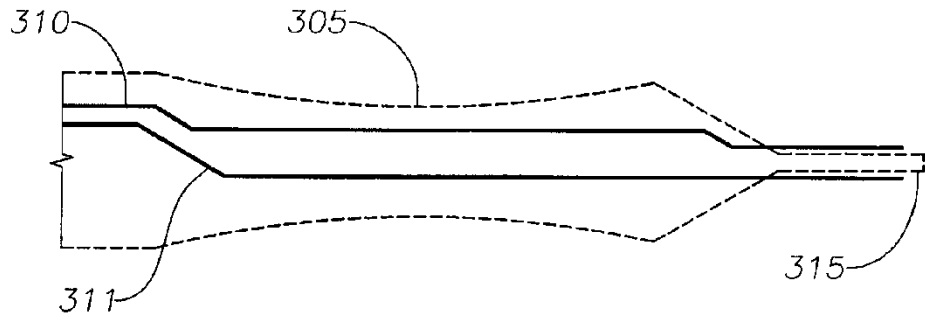


Fig. 3A

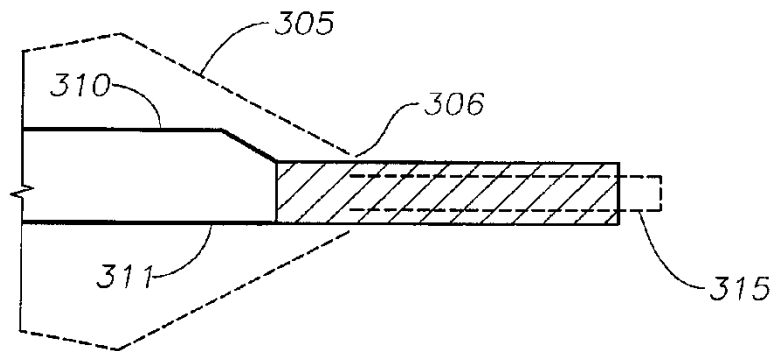


Fig. 3B

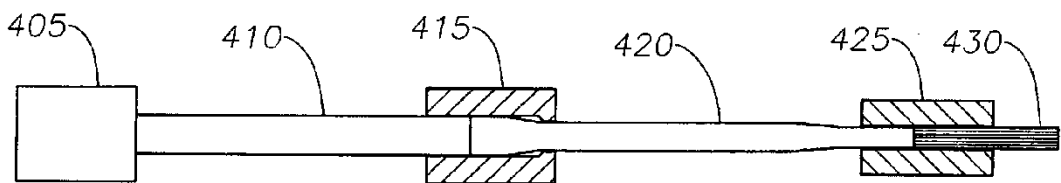
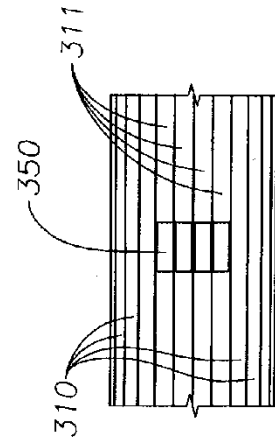
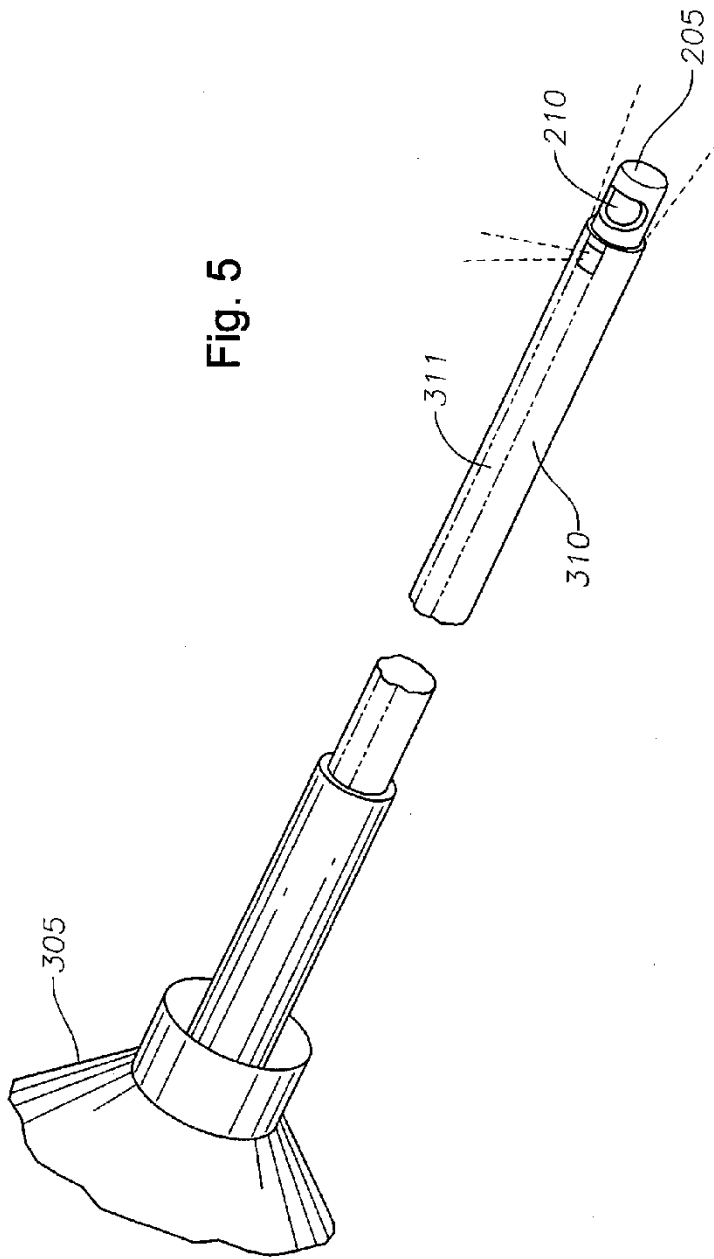


Fig. 4



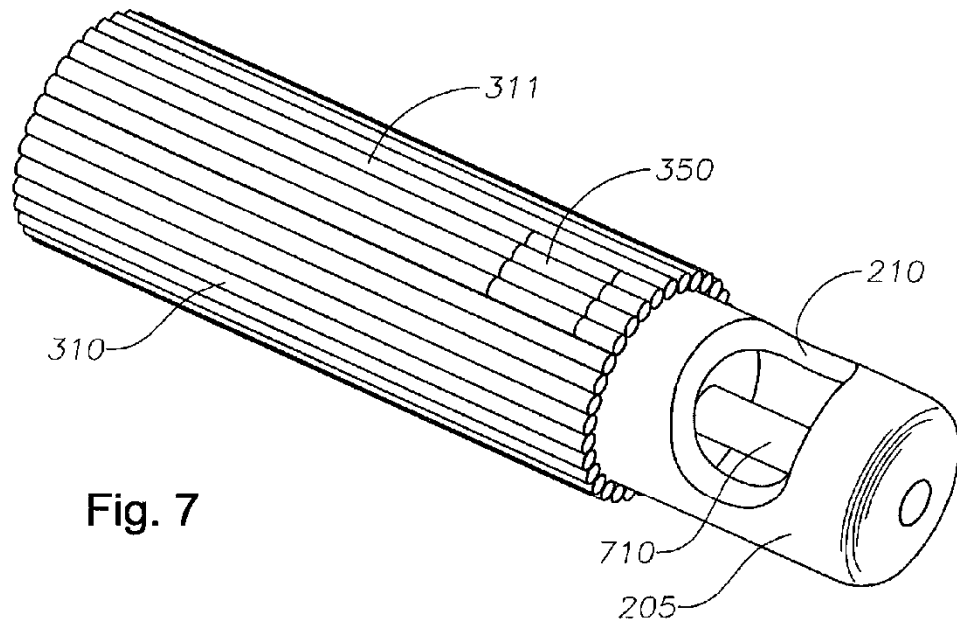


Fig. 7

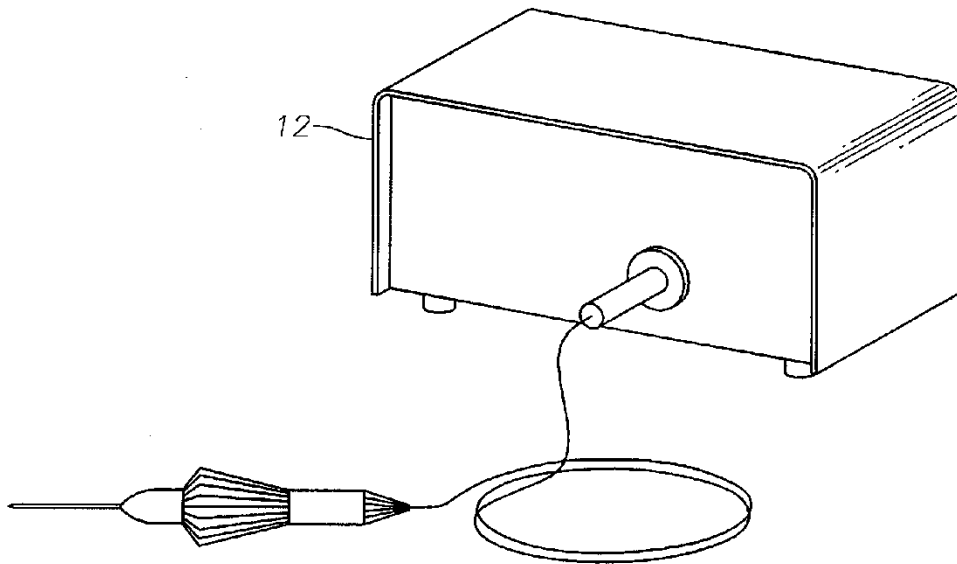


Fig. 8