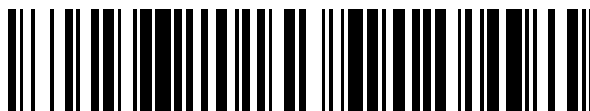


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 549 781**

51 Int. Cl.:

**G02B 6/00** (2006.01)

**A61F 9/007** (2006.01)

**A61B 19/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2012 E 12721077 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.09.2015 EP 2681596**

54 Título: **Instrumento microquirúrgico iluminado que incluye fibra óptica con cara extrema biselada**

30 Prioridad:

**06.05.2011 US 201161483224 P**

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

**02.11.2015**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**YADLOWSKY, MICHAEL J.;  
PAPAC, MICHAEL JAMES y  
LASSALAS, BRUNO**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 549 781 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

Instrumento microquirúrgico iluminado que incluye fibra óptica con cara extrema biselada.

5

### Referencia cruzada a la solicitud relacionada

#### Antecedentes

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

15

Un cirujano realiza intervenciones vitreorretinales con un microscopio y lentes especiales diseñadas para proporcionar una imagen clara del segmento posterior. Varias incisiones diminutas de sólo un milímetro más o menos 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 dentro del ojo; un conducto de infusión para mantener la forma del ojo durante la cirugía; e instrumentos para cortar y retirar el cuerpo vítreo. Puede proporcionarse una incisión separada para cada instrumento microquirúrgico cuando se utilizan múltiples instrumentos simultáneamente.

20

25 Durante tales intervenciones quirúrgicas, es importante la iluminación apropiada del interior del ojo. Típicamente, se inserta una fibra óptica delgada en el ojo para proporcionar la iluminación. Una fuente de luz, tal como una lámpara de tungsteno halógena o una lámpara de arco de alta presión (haluros metálicos, Xe), puede utilizarse para producir la luz transportada por la fibra óptica al ojo. La luz pasa a través de varios elementos ópticos (típicamente lentes, espejos y atenuadores) y se transmite a la fibra óptica que transporta la luz al ojo.

25

30 Como sucede con la mayoría de las intervenciones quirúrgicas, hay un beneficio en minimizar el número y el tamaño de las incisiones requeridas para realizar la intervención vitreorretinal. Las incisiones se hacen típicamente tan solo lo suficientemente grandes como para acomodar el tamaño del instrumento microquirúrgico que se inserta en el interior del ojo. Los esfuerzos en minimizar el tamaño de las incisiones implican generalmente la reducción del tamaño del instrumento microquirúrgico. Dependiendo del tamaño del instrumento microquirúrgico empleado, la incisión puede ser lo suficientemente pequeña como para hacer que la herida resultante sustancialmente cicatrice por sí misma, eliminando así la necesidad de emplear intervenciones adicionales para cerrar la incisión, tales como suturas. La reducción del número de incisiones puede realizarse integrando diversos instrumentos microquirúrgicos. Por ejemplo, la fibra óptica puede incorporarse en el extremo de trabajo de un instrumento microquirúrgico. Esto puede eliminar la necesidad de una incisión de iluminación independiente y ofrece la ventaja de dirigir el haz de luz, junto con el instrumento microquirúrgico, hacia el sitio diana a través de una abertura común en la esclerótica. Desafortunadamente, por lo menos algunos intentos anteriores de integrar fibras ópticas de iluminación con instrumentos microquirúrgicos han resultado en una reducción de la eficiencia de iluminación o han efectuado adversamente de otra manera a la distribución de la luz emitida desde las fibras ópticas.

35

40

45 El documento US2009221991, por ejemplo, titulado Instrumento Quirúrgico Multiuso con Componente Retirable, se refiere a una combinación de dispositivos de aspiración/irrigación e iluminación que utiliza fibras ópticas circunferencialmente dispuestas alrededor del conducto de aspiración para transmitir luz de iluminación a una cavidad a aspirar. El conducto de aspiración, que tiene una punta, está fijado de manera separable a un extremo del conducto de aspiración. Las fibras ópticas terminan a una distancia (d) de un extremo distal de la punta. Asimismo, se proporcionan una fibra o fibras de imagen para transmitir datos de imagen desde el extremo distal del dispositivo. El documento US2009221991 describe el objeto del preámbulo de la reivindicación 1.

50

El documento US6366726, por ejemplo, titulado sondas de fibra óptica para investigaciones residentes, se refiere a conjuntos de sonda de fibra óptica para vigilar interacciones de luz-materia en un medio de interés. El extremo distal de los conjuntos de sonda puede sumergirse en el medio para el suministro y la recogida de luz *in situ*. Los conjuntos de sonda son particularmente útiles para aplicaciones biomédicas residentes. Las variaciones de diseño incluyen configuraciones de fibras pareadas y configuraciones de fibras centrales/anulares.

55

#### Breve descripción de los dibujos

60

La figura 1 es una ilustración esquemática de un ejemplo de instrumento microquirúrgico que emplea un ejemplo de iluminador de fibra óptica integrado, mostrado iluminando una región interior de un ojo;

65

La figura 2 es una vista en sección transversal parcial esquemática del instrumento microquirúrgico y el iluminación de fibra óptica integrado;

La figura 3 es una vista en sección transversal parcial esquemática de un extremo distal del instrumento microquirúrgico y el iluminador de fibra óptica integrado mostrados en la figura 2;

5 La figura 4 es una vista en sección transversal parcial esquemática del extremo distal del iluminador de fibra óptico configurado para incluir una cara extrema biselada;

La figura 5 es una vista en planta esquemática del iluminador de fibra óptica mostrado en la figura 4;

10 La figura 6 es una vista en sección transversal parcial esquemática del iluminador de fibra óptica mostrado en la figura 4, que emplea una cara extrema biselada sustancialmente plana;

La figura 7 es una vista en sección transversal parcial del iluminador de fibra óptica mostrado en la figura 4, que emplea una cara extrema biselada generalmente convexa;

15 La figura 8 es una vista en sección transversal parcial del iluminador de fibra óptica mostrado en la figura 4, que emplea una cara extrema biselada generalmente cóncava;

20 La figura 9 es una vista en sección transversal parcial esquemática del extremo distal del iluminador de fibra óptica con la cara extrema biselada dispuesta para mirar generalmente lejos del instrumento microquirúrgico;

La figura 10 es una vista extrema esquemática de un iluminador de fibra óptica configurado alternativamente que emplea múltiples fibras ópticas;

25 La figura 11 es una vista en sección transversal parcial esquemática del iluminador de fibra óptica mostrado en la figura 10;

La figura 12 es una vista extrema esquemática de un iluminador de fibra óptica configurado alternativamente que emplea múltiples fibras ópticas; y

30 La figura 13 es una vista en sección transversal parcial esquemática del iluminador de fibra óptica de la figura 12.

### Descripción detallada

35 Haciendo referencia ahora a la discusión que sigue y a los dibujos, se describen en detalle enfoques ilustrativos de los sistemas descritos y los métodos tomados como ejemplos. Aunque los dibujos representan algunos posibles enfoques, los dibujos no están necesariamente a escala y ciertas características pueden haberse exagerado, eliminado o seccionado parcialmente para ilustrar y explicar mejor la presente descripción. Además, las descripciones aquí expuestas no están destinadas a ser exhaustivas, limitar de otra forma o restringir el alcance de las reivindicaciones y las configuraciones mostradas en los dibujos y descritas en la siguiente descripción detallada.

40 La figura 1 ilustra una anatomía de un ojo 20 que incluye una córnea 22, un iris 24, una pupila 26, un cristalino 28, una cápsula 30 de cristalino, unas zónulas 32, un cuerpo ciliar 34, una esclerótica 36, una región vítrea 38, una retina 40, una mácula 42 y un nervio óptico 44. La córnea 22 es una estructura transparente en forma de cúpula sobre la superficie del ojo 20 que actúa como una ventana, permitiendo que entre luz en el ojo. El iris 24, que  
45 corresponde a la parte de color del ojo, es un músculo que rodea la pupila 26 y que se relaja y se contrae para controlar la cantidad de luz que entra en el ojo 20. La pupila 26 es una abertura central redonda en el iris 24. La lente 28 es una estructura dentro del ojo 20 que ayuda a enfocar luz sobre la retina 40. La capsula 30 de cristalino es una bolsa elástica que encapsula el cristalino 30, ayudando a controlar la forma del cristalino 28 cuando el ojo enfoca objetos a diferentes distancias. Las zónulas 32 son ligamentos delgados que sujetan la cápsula 30 del cristalino al  
50 interior del ojo 20, manteniendo el cristalino 28 en su sitio. El cuerpo ciliar 34 es un área muscular sujeta al cristalino 28 que se contrae y se relaja para controlar el tamaño del cristalino para el enfoque. La esclerótica 36 es una capa dura exterior del ojo 20 que mantiene la forma del ojo. La región vítrea 38 es una sección grande llena de gel localizada hacia la parte posterior del ojo 20, que ayuda a mantener la curvatura del ojo. La retina 40 es una capa de nervios sensibles a la luz en la parte posterior del ojo 20 que recibe luz y la convierte en señales que se envían al  
55 cerebro. La mácula 42 es un área en la parte posterior del ojo 20 que incluye receptores para detectar detalles finos en una imagen vista. El nervio óptico 44 transmite señales desde el ojo 20 hasta el cerebro.

Haciendo referencia continuada a la figura 1, diversos instrumentos microquirúrgicos 46 pueden insertarse a través  
60 de la esclerótica 36 en la región vítrea 38 cuando se realiza una intervención quirúrgica oftálmica, tal como una intervención vitreoretinal. Para los fines de esta memoria, un instrumento microquirúrgico 46 se refiere a cualquier herramienta dimensionada para su inserción a través de una incisión, que está adaptada para realizar manipulación física o electromagnética del tejido ocular. Estos instrumentos pueden incluir una variedad de instrumentos quirúrgicos, tales como, por ejemplo, una sonda de vitrectomía 48, una cánula de infusión 50 y una sonda de aspiración 51. El instrumento microquirúrgico 46 puede incluir un iluminador de fibra óptica integrado 52 para  
65 iluminar un interior del ojo 20.

Haciendo referencia a la figura 2, el iluminador de fibra óptica 48 puede conectarse ópticamente a un iluminador 54 para producir luz que puede utilizarse para iluminar la región vítrea 38 del ojo 20 durante diversas intervenciones intraópticas, tal como cirugía vitreorretinal. La luz producida por el iluminador 54 puede transmitirse a la región interior del ojo a través de una fibra óptica 56. La fibra óptica 56 puede incluir un conector de fibra óptica 58 para conectar ópticamente un extremo proximal 60 de la fibra óptica 56 al iluminador 54. El conector de fibra óptica 58 puede estar configurado para conectarse de forma soltable a un conector óptico de iluminador configurada de manera correspondiente y asociado operativamente con el iluminador 54.

Continuando con la referencia la figura 2, la fibra óptica 56 puede tener cualquiera de una variedad de configuraciones. En el ejemplo de configuración mostrado en la figura 2, la fibra óptica 56 incluye un núcleo 62 de fibra óptica ópticamente transmisivo rodeado por un material de revestimiento 64 que tiene un bajo índice de refracción con respecto al núcleo 62. El núcleo de fibra óptica 62 puede hacerse de diversos materiales, incluyendo, pero sin limitarse a ellos, vidrio y plástico. La fibra óptica 56 puede incluir también capas adicionales, dependiendo de los requisitos de una aplicación particular. Por ejemplo, la fibra óptica 56 puede incluir un material tampón que recubre el material de revestimiento 64, así como una funda protectora exterior para proteger los componentes interiores del cable frente a daños. Un extremo distal 66 de la fibra óptica 56 puede incluir una abertura 68 para emitir luz 70 producida por el iluminador 54.

Continuando con la referencia a la figura 2, el iluminador 54 puede emplear una fuente de luz 72 para generar luz en un flujo luminoso y una cromaticidad particulares. La luz puede emitirse en un rango relativamente amplio o estrecho de longitudes de onda dependiendo del tipo de fuente de luz empleado. La fuente de luz 72 puede emplear diversas tecnologías de producción de luz, incluyendo, pero sin limitarse a ellas, fuentes de luz basadas en lámparas, tales como lámparas de tungsteno halógenas y lámparas de arco de alta presión (haluros metálicos y Xe). Los diodos de emisión de luz (LEDs) pueden emplearse también como fuente de luz 72. Los láseres pueden emplearse también como fuente de luz 72. Los láseres son generalmente capaces de producir luz que tiene un grado de coherencia relativamente alto en comparación con otras fuentes de luz, tales como LEDs y fuentes de luz basadas en lámparas. La alta coherencia permite que la luz emitida se enfoque hasta tamaños de punto más pequeños para una transmisión más eficiente a la fibra óptica 56. La capacidad de enfocar la luz emitida hasta pequeños tamaños de punto puede permitir el uso de fibras ópticas más pequeñas, tales como fibras ópticas a nanoescala que pueden limitar a su vez el tamaño de una incisión requerida para insertar el instrumento microquirúrgico 46 en el ojo 20. Las fibras ópticas a nanoescala tienen generalmente un diámetro (u otra dimensión en sección transversal más grande) de menos de 100 micrones.

Debido al tamaño pequeño de las fibras ópticas a nanoescala, puede ser posible integrar el iluminador de fibra óptica 52 con otro instrumento quirúrgico, tal como el instrumento microquirúrgico 46, para reducir el número de incisiones quirúrgicas requeridas para insertar instrumentos quirúrgicos durante una intervención vitreorretinal. Continuando la referencia a la figura 2, el instrumento microquirúrgico 46 puede conectarse adecuadamente a una fuente de servicio 72, por ejemplo a través de un conducto 74. La fuente de servicio 72 puede configurarse para proporcionar diversos servicios utilizados en conexión con el funcionamiento del instrumento microquirúrgico 46. Por ejemplo, la fuente de servicio 72 puede proporcionar presión y/o vacío para hacer funcionar el instrumento microquirúrgico 46. Asimismo, puede proporcionarse vacío para aspirar fluidos y materiales desde el interior del ojo 20. La fuente de servicio 72 puede proporcionar una fuente de fluidos utilizados en conexión con la intervención quirúrgica.

El instrumento microquirúrgico 46 puede tener diversas configuraciones dependiendo de la intervención quirúrgica realizada. Por ejemplo, ciertas intervenciones quirúrgicas oftálmicas pueden requerir el corte y/o la retirada de la región vítrea 38, que es un material transparente similar a gelatina que llena el segmento posterior del ojo 20. La sonda de vitrectomía 48 puede utilizarse para reseccionar y retirar la región vítrea. En un ejemplo de configuración, la sonda de vitrectomía 48 puede incluir un miembro de corte exterior hueco, un miembro de corte interior hueco dispuesto coaxialmente con el miembro de corte exterior hueco y montado de manera móvil dentro de éste, y una lumbrera que se extiende radialmente a través del miembro de corte exterior cerca de un extremo distal 76 del mismo. La región vítrea 38 se aspira hacia la lumbrera abierta, y el miembro interior es activado para cerrar la lumbrera y cortar el material vítreo, que puede aspirarse entonces hacia fuera a través del conducto 74. El mecanismo para activar el miembro interior hueco puede encerrarse dentro de un alojamiento 78 que puede funcionar también como una empuñadura para agarrar el instrumento microquirúrgico 46. El instrumento microquirúrgico 46 puede configurarse también como una cánula de infusión 50 para suministrar un fluido al interior del ojo 20. El fluido puede suministrarse a la cánula de infusión 50 a través del conducto 74. El conducto 74 puede utilizarse también para conectar el instrumento microquirúrgico 46 a una fuente de vacío, por ejemplo cuando se configura el instrumento microquirúrgico 46 como una sonda de aspiración 51.

Haciendo referencia a la figura 3, en ciertas aplicaciones es generalmente deseable que el haz de luz 70 emitido desde el iluminador de fibra óptica 52 tenga una distribución relativamente granangular a fin de permitir la iluminación de un amplio campo quirúrgico correspondiente dentro del ojo 20. Sin embargo, una porción del haz de luz 70 emitido desde la fibra óptica puede absorberse o reflejarse desde una superficie exterior adyacente 80 del instrumento microquirúrgico 46, dependiendo del posicionamiento del extremo distal 66 de la fibra óptica 56 con respecto al extremo distal 76 del instrumento microquirúrgico 46. Sin embargo, no siempre puede ser deseable

5 posicionar el extremo distal 66 de la fibra óptica 56 cerca del extremo 76 del instrumento microquirúrgico 46. Sin embargo, el posicionamiento del extremo distal 66 de la fibra óptica 56 a una distancia "D" del extremo distal 76 del instrumento microquirúrgico 46 puede afectar adversamente a la eficiencia de iluminación del iluminador de fibra óptica 52, particularmente en casos en los que una porción medible de la luz emitida es absorbida por la superficie exterior 80 del instrumento microquirúrgico 46.

10 Haciendo referencia a las figuras 4 y 5, para ayudar a evitar que una punta distal del instrumento microquirúrgico 46 interfiera con la propagación del haz de luz 70 emitido desde la fibra óptica 56, el extremo distal 66 puede estar provisto de una cara extrema biselada 82 dispuesta en un ángulo oblicuo con respecto a un eje óptico 84 de la fibra óptica 56. Para los fines de esta memoria, "cara extrema biselada" no necesita referirse estrictamente a una superficie biselada plana, sino que más bien puede incluir cualquier configuración en la que una cara extrema más distal esté dispuesto de modo que la normal a la superficie, es decir, el eje perpendicular a la superficie, se desvíe hacia un lado del eje óptico 84 en la mayoría de la cara extrema, haciendo que la cara extrema más distal sea asimétrica con respecto al eje óptico. Cuando se dice que la cara extrema biselada 82 "señala" o "se orienta" hacia una cierta dirección, esto se refiere al lado del eje óptico 84 hacia el cual se desvíe asimétricamente la cara extrema biselada 82. La inclinación de la cara extrema 82 con respecto al eje óptico 84 da como resultado generalmente que el haz de luz 70 se aproxime a la cara extrema biselada 82 en un ángulo de incidencia oblicuo con respecto a la normal a la superficie en el punto de incidencia. La transición entre los dos diferentes índices de refracción hace que la luz se refracte cuando transita por la interfaz entre la fibra óptica 56 y la región vítrea 38 del ojo 20, desviando así una trayectoria de propagación 86 del haz de luz 70 lejos del eje óptico 84 de la fibra óptica 56. La cantidad de refracción puede ser aproximada utilizando la ley de Snell, que estipula:

$$n_1 * \text{Sen}(\Theta_1) = n_2 * \text{Sen}(\Theta_2)$$

25 en la que:

n1 es el índice de refracción del núcleo de fibra óptica 62

n2 es el índice de refracción de la región vítrea 38

30  $\Theta_1$  es el ángulo de propagación del haz de luz 70 dentro del núcleo de fibra óptica 62

$\Theta_2$  es el ángulo de propagación del haz de luz 70 dentro de la región vítrea 38,

en la que  $\Theta_1$  y  $\Theta_2$  se miden ambos con respecto a la normal a la superficie de la cara extrema biselada 82.

35 Debido a que el índice de refracción de la región vítrea es inferior al del núcleo de fibra óptica, el haz de luz 70 tenderá a refractarse lejos de la normal a la superficie de la cara extrema biselada 82, a saber,  $\Theta_2 > \Theta_1$ . Por tanto, la distribución angular de los rayos del haz de luz 70, cuando los rayos se desplazan a través de la fibra óptica 56, producirá una distribución angular en el haz de luz emitido 70, que se desplazará preferiblemente lejos del eje óptico 84 de la fibra óptica 56.

40 Aunque la cara extrema biselada 82 se ilustra en una fibra óptica 56 de diámetro uniforme, la cara extrema biselada 82 puede utilizarse en una fibra óptica con una punta distal ahusada que se estreche hasta una anchura menor a lo largo de una trayectoria que puede incluir segmentos curvos o rectos cuando la fibra óptica se extiende hacia la punta distal. En realizaciones particulares de la punta distal ahusada, el revestimiento puede retirarse también. El extremo distal ahusado proporciona una distribución angular más ancha que puede combinarse ventajosamente con la deflexión producida por la cara extrema biselada 82 para producir un haz de iluminación más ancho de la fibra óptica dirigidos selectivamente en una dirección particular alrededor de la punta del instrumento quirúrgico.

45 La deflexión del haz de luz 70 con respecto al instrumento microquirúrgico 46 es por lo menos parcialmente dependiente de la orientación de la cara extrema biselada 82 con respecto al instrumento microquirúrgico 46. Por ejemplo, la orientación de la cara extrema biselada 82 para apuntar hacia el instrumento microquirúrgico 46, tal como se muestra en la figura 4, tiende a desplazar la trayectoria de propagación 86 del haz de luz lejos del instrumento microquirúrgico 46. Por otro lado, la orientación de la cara extrema biselada 82 para apuntar lejos del instrumento microquirúrgico 46, tal como se muestra en la figura 9, tiende a desplazar la trayectoria de propagación 86 del haz de luz 70 hacia el instrumento microquirúrgico 46. Haciendo referencia a la figura 9, el iluminador de fibra óptica 52 se muestra con la cara extrema biselada 82 orientada para mirar generalmente lejos del instrumento microquirúrgico 46. Esta disposición da como resultado generalmente que la trayectoria de propagación 86 del haz de luz 70 se desplace hacia el instrumento microquirúrgico 46. Así, esta disposición aumenta, en vez de reducir, la cantidad de luz reflejada desde el instrumento microquirúrgico 46. Una dispersión más amplia de la luz emitida desde la fibra óptica puede obtenerse reforzando la reflectividad de la superficie exterior 80 del instrumento microquirúrgico 46. La luz emitida desde la fibra óptica 56 puede reflejarse desde la superficie 80 del instrumento microquirúrgico 46 para proporcionar una distribución más extensa de la luz dentro de una región interior del ojo 20.

50 Las figuras 6-8 son vistas en sección transversal parcial tomadas a través de la cara extrema biselada 82 (véase la figura 4) a lo largo de una perspectiva generalmente paralela a la cara extrema 82. La cara extrema biselada 82 puede incluir una variedad de contornos de superficie. Por ejemplo, la figura 6 muestra la cara extrema biselada 82 configurada para incluir una superficie plana. La cara extrema biselada 82 puede configurarse alternativamente para incluir un contorno de superficie generalmente convexo, tal como se muestra en la figura 7. La cara extrema biselada

82 puede tener también una configuración generalmente cóncava, como se muestra en la figura 8. Estos son meramente unos pocos ejemplos de los diversos contornos de superficie que pueden emplearse con la cara extrema biselada 82. En la práctica, pueden emplearse también otros contornos para acomodarse a los requisitos de diseño y de prestaciones de una aplicación particular.

5 Haciendo referencia a las figuras 10-13, el iluminador de fibra óptica 52 puede configurarse para incluir múltiples fibras ópticas atadas 56 que rodean una punta distal de un instrumento microquirúrgico 46. La figura 10 muestra un ejemplo de disposición que incluye cuatro fibras ópticas 56 atadas una con otra. Cada fibra óptica puede incluir una cara extrema biselada 82 para controlar selectivamente una trayectoria de propagación de la luz emitida. En el ejemplo de disposición ilustrado en las figuras 10 y 11, las caras extremas biseladas 82 de las fibras ópticas 56 posicionadas en esquinas opuestas del manajo de cables se muestran orientadas para mirar generalmente una hacia otra. Esta disposición particular tiende a incrementar la dispersión de la luz emitida al desplazar la trayectoria de propagación 86 del haz de luz 70 hacia fuera desde un eje central 88 del manajo.

15 Las figuras 12 y 13 muestran un ejemplo de manajo de fibras ópticas que incluye siete fibras ópticas 56. Las fibras ópticas se muestran dispuestas generalmente en un patrón hexagonal con seis fibras ópticas posicionadas alrededor de una fibra óptica central. Cada una de las fibras ópticas exteriores 56 puede incluir una cara extrema biselada 82 para controlar selectivamente una trayectoria de propagación de la luz emitida. La única fibra óptica central 56 en este ejemplo de configuración no incluye una cara extrema biselada. Las caras extremas biseladas 82 de las fibras ópticas exteriores 56 pueden orientarse para apuntar de forma generalmente radial hacia dentro en dirección a un centro del manajo de fibras ópticas. Esta disposición particular tiende a incrementar la dispersión de la luz emitida desde las fibras ópticas exteriores al desplazar la trayectoria de propagación 86 del haz de luz 70 hacia fuera desde el centro del manajo de fibras ópticas.

25 El extremo distal del manajo completo se coloca próximo a una punta distal de un instrumento microquirúrgico 46. El cable de fibra óptica central y/o las fibras ópticas que están más alejadas de la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 pueden tener una superficie plana de modo que la trayectoria de propagación de la luz emitida desde la fibra óptica central tienda a coincidir con el eje óptico de la fibra óptica. En tales realizaciones, la luz emitida desde la fibra óptica central 56 puede llenar un hueco de luz que puede existir entre los haces de luz emitidos desde las fibras ópticas exteriores circundantes 56, mientras se permite todavía que la cantidad total de luz relegada desde la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 se reduzca por la orientación de las fibras ópticas más próximas 56. Por ejemplo, si la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 es reflectante, entonces la orientación representada de las caras extremas biseladas 82 puede proporcionar ventajosamente una iluminación adicional por reflexión, como se ilustra previamente en la figura 9. Alternativamente, en el caso de una punta no reflectante del instrumento microquirúrgico 46, las caras extremas biseladas 82 podrían invertirse para apuntar hacia la punta distal del instrumento microquirúrgico 46, desplazando preferiblemente la iluminación hacia fuera de la punta distal del instrumento microquirúrgico 46, como se ilustra en la figura 4. Todavía en otra realización alternativa, las fibras ópticas 56 pueden colocarse en una configuración similar a la ilustrada en las figuras 10-13, pero centradas alrededor de la punta distal del instrumento microquirúrgico 56, para producir iluminación a partir de múltiples fibras ópticas 56 alrededor del instrumento microquirúrgico 46.

Se apreciará que el ejemplo de sistema de iluminación quirúrgico aquí descrito tiene amplias aplicaciones. Las configuraciones anteriores se eligieron y describieron a fin de ilustrar principios de los métodos y aparatos, así como algunas aplicaciones prácticas. La descripción anterior permite que otros expertos en la materia utilicen métodos y aparatos en diversas configuraciones y con diversas modificaciones cuando éstas sean adecuadas para el uso particular contemplado. De acuerdo con las provisiones de los estatutos de patentes, los principios y modos de funcionamiento del sistema de iluminación quirúrgico descrito se han explicado e ilustrado en ejemplos de configuración.

50 Se pretende que el alcance de los presentes métodos y aparatos se defina por las siguientes reivindicaciones. Sin embargo, debe entenderse que el sistema de iluminación quirúrgico descrito puede ponerse en práctica de otra manera distinta a la explicada específicamente. Deberá entenderse por los expertos en la materia que diversas alternativas a la configuración aquí descrita pueden emplearse en la puesta en práctica de las reivindicaciones sin apartarse del alcance definido en las siguientes reivindicaciones. El alcance del sistema de iluminación quirúrgico descrito deberá determinarse, no con referencia a la descripción anterior, sino que, por el contrario, deberá determinarse con referencia a las reivindicaciones adjuntas.

60 Además, todos los términos utilizados en las reivindicaciones están destinados a recibir sus interpretaciones razonables más amplias y sus significados ordinarios, tal como son entendidos por los expertos en la materia, a menos que se haga aquí indicación explícita en contrario en la presente memoria. En resumen, deberá entenderse que el dispositivo es capaz de modificación y variación y está limitado solamente por las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Instrumento microquirúrgico oftálmico iluminado, que comprende:

5 un instrumento microquirúrgico (48, 50, 51) que tiene una punta distal; y  
una fibra óptica (56) para suministrar un haz de luz a un sitio quirúrgico en un ojo, incluyendo la fibra óptica un  
extremo proximal (60) para recibir un haz de luz (70) desde una fuente de luz (72), y un extremo distal (66) próximo  
a la punta distal del instrumento microquirúrgico para emitir el haz de luz,  
10 y el extremo distal incluye una cara extrema biselada (82) orientada hacia la punta distal (76) del instrumento  
microquirúrgico, en un ángulo oblicuo con respecto a un eje óptico de la fibra óptica (56), caracterizado por que el  
índice de refracción de la fibra óptica es mayor que un índice de refracción de una región vítrea del ojo de tal  
manera que un ángulo de propagación del haz de luz con respecto a la cara extrema biselada (82) sea mayor  
15 dentro de la región vítrea que dentro de la fibra óptica, provocando una distribución angular del haz de luz emitido  
lejos del eje óptico de la fibra óptica y lejos del instrumento microquirúrgico, cuando se usa éste para realizar una  
intervención quirúrgica oftálmica.

20 2. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la cara extrema biselada (82) biseca el  
eje óptico (84).

3. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la cara extrema biselada (82) es una  
superficie sustancialmente plana.

25 4. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la cara extrema biselada (82) incluye  
un contorno de superficie generalmente convexo.

5. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la cara extrema biselada (82) incluye  
un contorno de superficie generalmente cóncavo.

30 6. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que el instrumento microquirúrgico (46)  
incluye un extremo proximal, y el extremo distal (66) de la fibra óptica (56) está dispuesto entre la punta distal (76) y  
el extremo proximal del instrumento microquirúrgico.

35 7. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la fibra óptica (56) es una primera fibra  
óptica, y el instrumento microquirúrgico iluminado comprende además por lo menos una fibra óptica adicional, y en  
el que el extremo distal de cada fibra óptica adicional incluye una cara extrema biselada (82) dispuesta en un ángulo  
oblicuo con respecto a un eje óptico (84) de la respectiva fibra óptica.

40 8. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 7, en el que la primera fibra óptica y las fibras  
ópticas adicionales están dispuestas alrededor de la punta distal (76) del instrumento microquirúrgico.

9. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la fibra óptica es una de entre un  
manejo de fibras ópticas (56) alrededor de una fibra óptica central.

45 10. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que el extremo distal (66) de la fibra óptica  
es de forma ahusada.

50 11. Instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 10, en el que la fibra óptica incluye un núcleo  
ópticamente transmisor rodeado por un material de revestimiento (64), y en el que el material de revestimiento (64)  
ha sido retirado del extremo distal ahusado de la fibra óptica.

12. Instrumento microquirúrgico iluminado según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la fibra  
óptica tiene un diámetro exterior inferior a 100 micrones.

55 13. Instrumento microquirúrgico iluminado según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el  
instrumento microquirúrgico incluye una de entre una sonda de vitrectomía, una cánula de infusión y una sonda de  
aspiración.

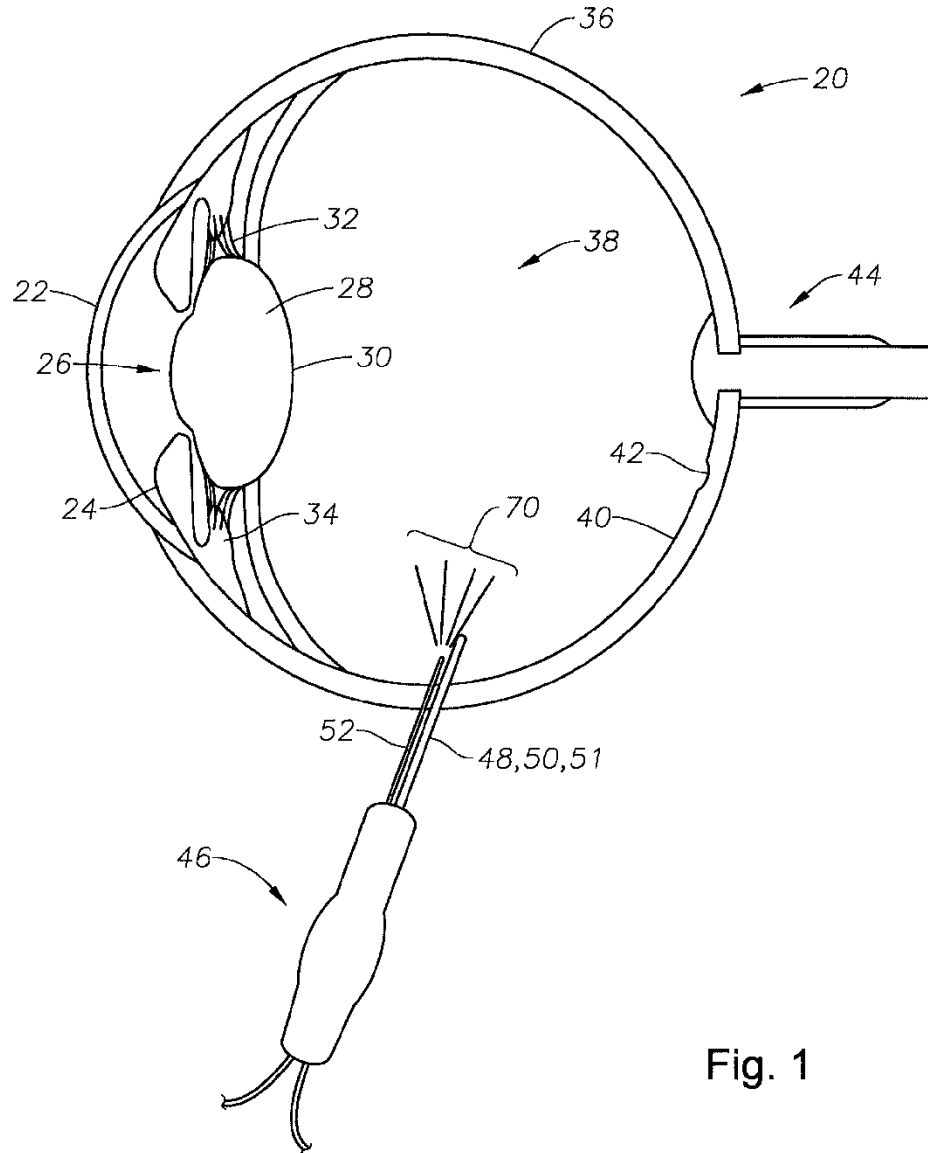


Fig. 1



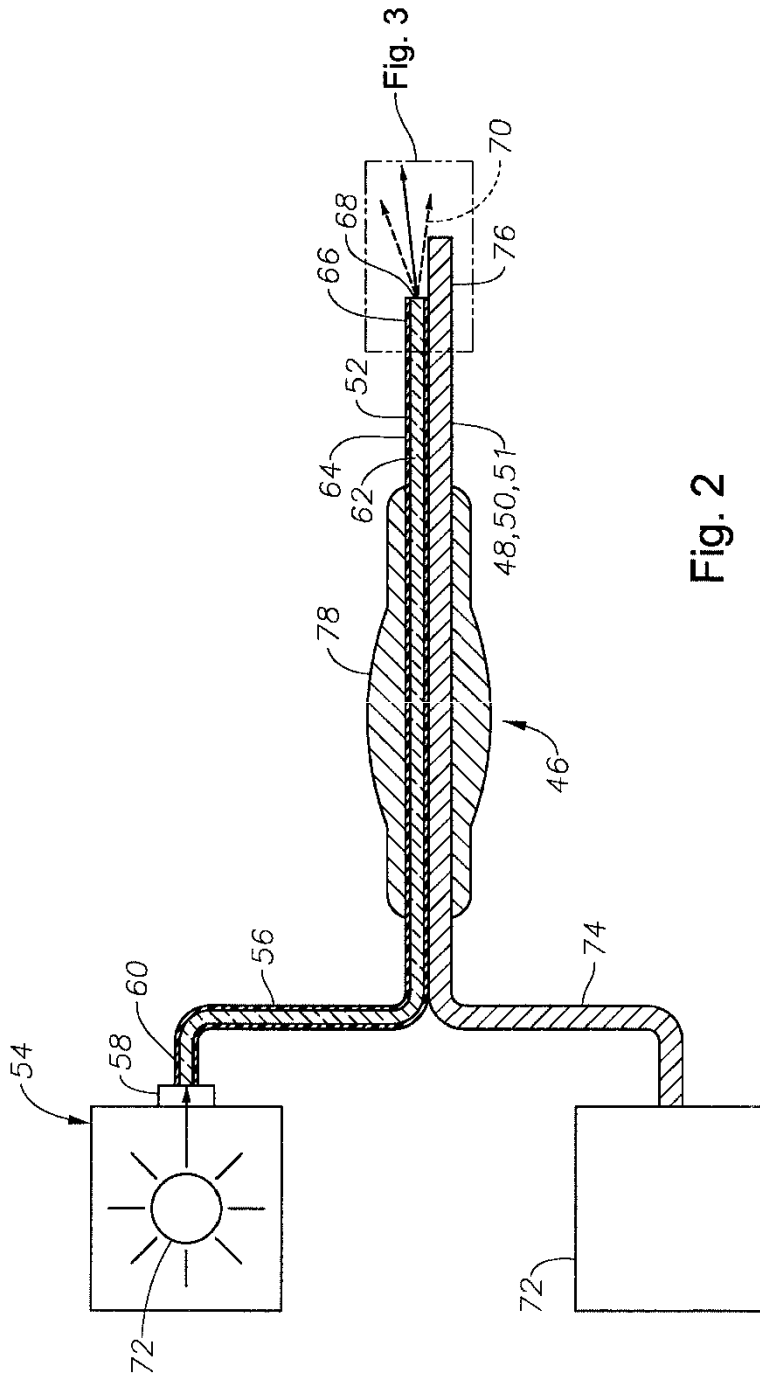


Fig. 2

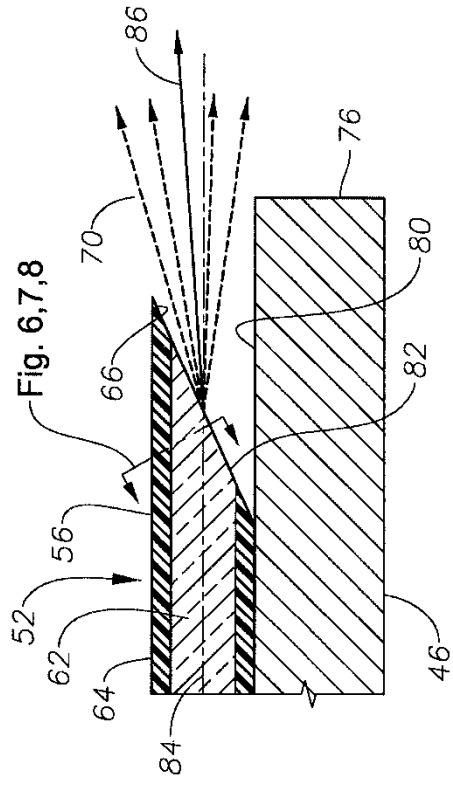


Fig. 3

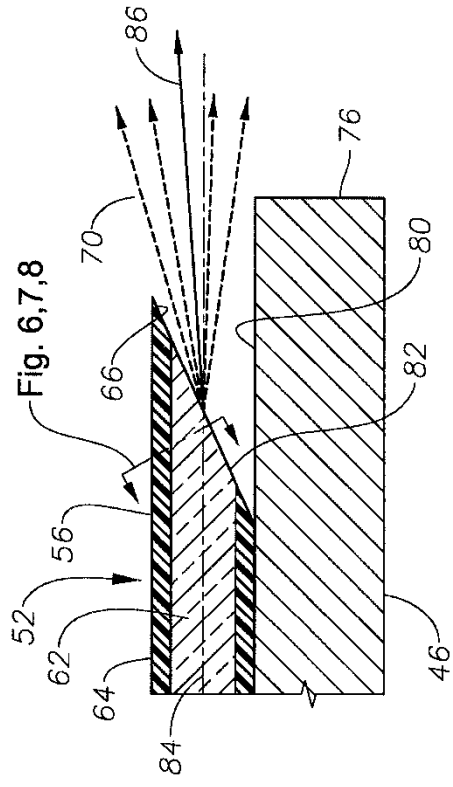


Fig. 4

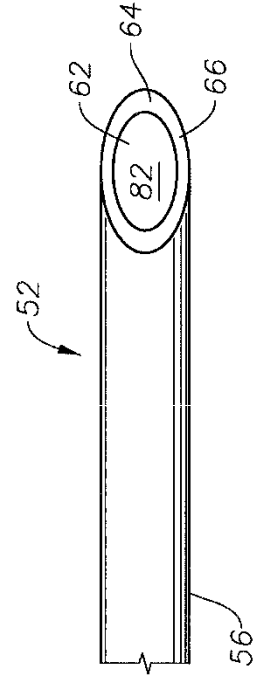


Fig. 5

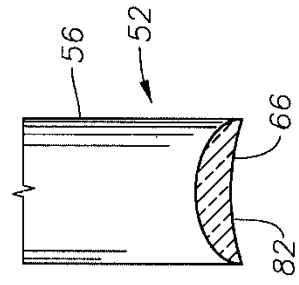


Fig. 6

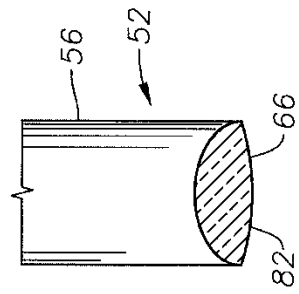


Fig. 7

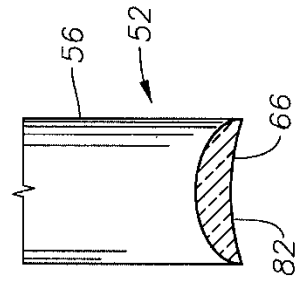


Fig. 8

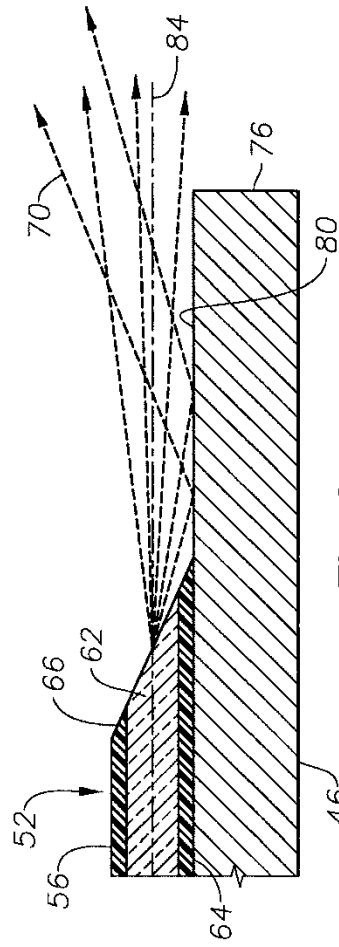


Fig. 9

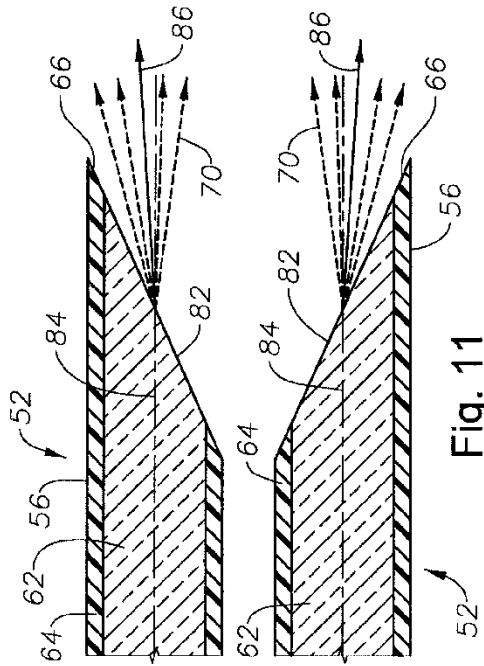


Fig. 11

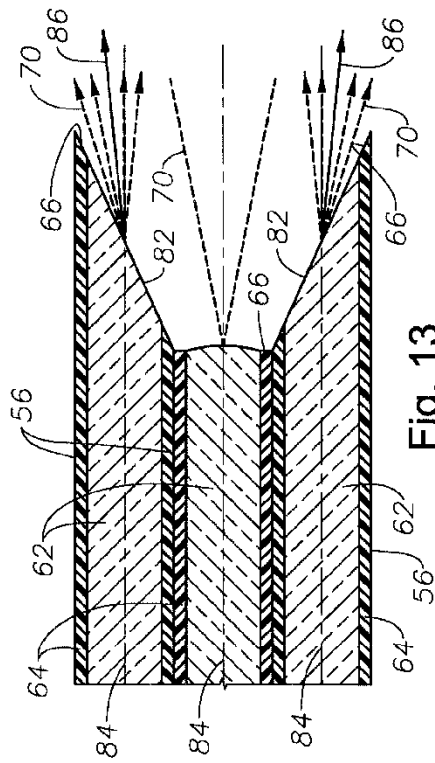


Fig. 13

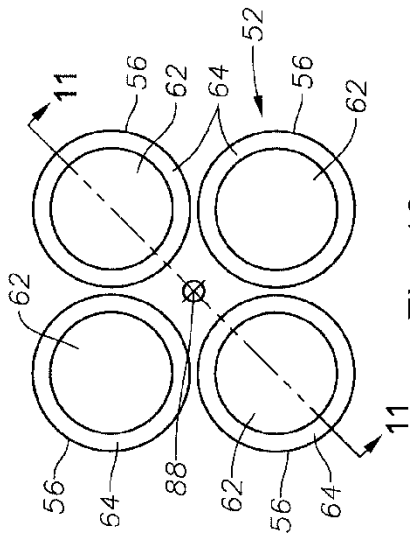


Fig. 10

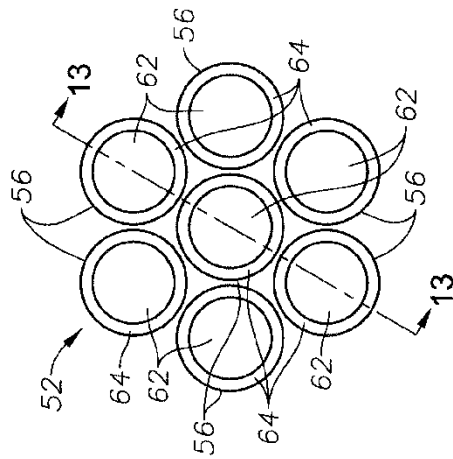


Fig. 12