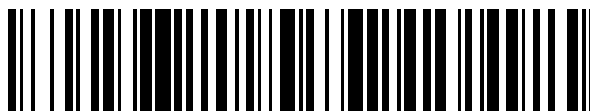


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 682 363**

51 Int. Cl.:

G02B 6/00 (2006.01)

A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2012** E 15179907 (9)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.06.2018** EP 2975440

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

30 Prioridad:

06.05.2011 US 201161483224 P

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

20.09.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 682 363 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 de extremidad biselada

REFERENCIA CRUZADA A SOLICITUD RELACIONADA

La presente solicitud es una solicitud divisional de nuestra solicitud de patente Europea nº 12721077.1.

5 ANTECEDENTES

Distintos procedimientos quirúrgicos, llamados procedimientos vítreo-retinianos, son realizados comúnmente en el segmento posterior del ojo. Los procedimientos vítreo-retinianos son apropiados para tratar muchos estados serios del segmento posterior. Los procedimientos vítreo-retinianos tratan estados tales como la degeneración macular relacionada con la edad (AMD), la retinopatía diabética y la hemorragia vítrea diabética, el agujero macular, el desprendimiento retiniano, la membrana epirretiniana, la retinitis CMV, y muchos otros estados oftálmicos.

Un cirujano realiza procedimientos vítreo-retinianos con un microscopio y lentes especiales diseñadas para proporcionar una imagen clara del segmento posterior. Varias pequeñas incisiones de 1 mm tan sólo o similar de longitud son hechas en la esclerótica en la pars plana. El cirujano inserta en un instrumento microquirúrgico a través de las incisiones, tales como una fuente de luz de fibra óptica para iluminar dentro del ojo; una tubería de infusión para mantener la forma del ojo durante la cirugía; e instrumentos para cortar y retirar el cuerpo vítreo. Una incisión separada puede ser llevada a cabo para cada instrumento microquirúrgico cuando se utilizan múltiples instrumentos simultáneamente.

Durante tales procedimientos quirúrgicos, es importante la iluminación apropiada del interior del ojo. Típicamente, se inserta una fibra óptica fina en el ojo para proporcionar la iluminación. Una fuente de luz, tal como una lámpara halógena de tungsteno o una lámpara de descarga de alta presión (halogenuros metálicos, Xe), puede ser utilizada 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 es transmitida a la fibra óptica que transporta la luz al ojo.

Como con la mayor parte de los procedimientos quirúrgicos, hay una ventaja en minimizar el número y tamaño de incisiones requeridas para realizar el procedimiento vítreo-retiniano. Las incisiones son típicamente hechas solamente lo bastante grandes para acomodar el tamaño del instrumento microquirúrgico que es insertado en el interior del ojo. Esfuerzos para minimizar el tamaño de la incisión implican generalmente reducir el tamaño del instrumento microquirúrgico. Dependiendo del tamaño del instrumento microquirúrgico empleado, la incisión puede ser lo bastante pequeña para hacer la herida resultante sustancialmente auto-curable, eliminando por ello la necesidad de emplear procedimientos adicionales para cerrar la incisión, tales como suturas. Reducir el número de incisiones puede ser conseguido integrando distintos instrumentos microquirúrgicos. Por ejemplo, la fibra óptica puede ser incorporada en la extremidad de trabajo de un instrumento microquirúrgico. Esto puede eliminar la necesidad de una incisión separada para la iluminación, y ofrece la ventaja de dirigir el haz luminoso, junto con el instrumento microquirúrgico, sobre la zona objetivo a través de una abertura común en la esclerótica. Desgraciadamente, al menos algunos intentos anteriores de integrar fibras ópticas iluminantes con instrumentos microquirúrgicos han dado como resultado una disminución en la eficiencia de iluminación, o si no han afectado de modo adverso a la distribución de luz emitida desde las fibras ópticas.

El documento US2009221991, por ejemplo, titulado Multi-Purpose Surgical Instrument With Removable Component se refiere a una combinación de dispositivos de aspiración/irrigación e iluminación que utiliza fibras ópticas dispuestas circunferencialmente alrededor del conducto de aspiración para transmitir la luz que ilumina a una cavidad que ha de ser aspirada. El conducto de aspiración tiene una punta que está fijada de manera separable a una extremidad del conducto de aspiración. Las fibras ópticas terminan a una distancia (d) desde una extremidad distal de la punta. También se ha proporcionado una fibra o fibras de imagen para transmitir datos de imagen desde la extremidad distal del dispositivo. El documento US6366726 por ejemplo, titulado Fiber optic probes for indwelling investigations se refiere a conjuntos de sonda de fibra óptica para vigilar interacciones en materia de luz en un medio de interés. La extremidad distal de los conjuntos de sonda puede ser sumergida en el medio para la administración y captación de luz in situ. Los conjuntos de sonda son particularmente útiles para aplicaciones biomédicas permanentes. Variaciones de diseño incluyen configuraciones de fibra emparejadas y configuraciones de fibra central/anular.

Los documentos WO 99/48557 A1 y US 5402508A son también representativos del estado relevante de la técnica.

La presente invención proporciona un instrumento microquirúrgico iluminado de acuerdo con las reivindicaciones que siguen.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 es una ilustración esquemática de un instrumento microquirúrgico ejemplar que emplea un iluminador de fibra óptica integrado ejemplar, mostrado iluminando una región interior de un ojo.

La fig. 2 es una vista en sección transversal parcial esquemática del instrumento quirúrgico y del iluminador de fibra óptica integrado.

La fig. 3 es una vista en sección transversal parcial esquemática de una extremidad distal del instrumento microquirúrgico y del iluminador de fibra óptica integrado mostrado en la fig. 2.

La fig. 4 es una vista en sección transversal parcial esquemática de la extremidad distal del iluminador de fibra óptica configurado para incluir una cara de extremidad biselada.

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

La fig. 6 es una vista en sección transversal parcial esquemática del iluminador de fibra óptica mostrado en la fig. 4, que emplea una cara de extremidad biselada sustancialmente plana.

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

10 La fig. 8 es una vista en sección transversal parcial del iluminador de fibra óptica mostrado en la fig. 4, que emplea una cara de extremidad biselada generalmente cóncava.

La fig. 9 es una vista en sección transversal parcial esquemática de la extremidad distal del iluminador de fibra óptica, con la cara de extremidad biselada dispuesta orientada generalmente lejos del instrumento quirúrgico.

15 La fig. 10 es una vista de extremidad esquemática de un iluminador de fibra óptica configurado alternativamente que emplea múltiples fibras ópticas.

La fig. 11 es una vista en sección transversal parcial esquemática del iluminador de fibra óptica mostrado en la fig. 10.

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

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

20 **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

Con referencia ahora a la descripción que sigue y a los dibujos, se han descrito en detalle enfoques ilustrativos a los sistemas y métodos expuestos. Aunque los dibujos representan algunos enfoques posibles, los dibujos no están necesariamente a escala y ciertas características pueden estar exageradas, eliminadas, o parcialmente seccionadas para ilustrar y explicar mejor la presente exposición. Además, las descripciones recogidas en este documento no pretenden ser exhaustivas, limitar de otra forma, o restringir las reivindicaciones a las formas y configuraciones precisas mostradas en los dibujos y expuestas en la siguiente descripción detallada.

30 La fig. 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, zónulas 32, cuerpo ciliar 34, esclerótica 36, región vítrea 38, retina 40, mácula 42, y nervio óptico 44. La córnea 22 es una estructura en forma de cúpula, transparente sobre la superficie del ojo 20 que actúa como una ventana, dejando que la luz entre en el ojo. El iris 24, que corresponde a la parte coloreada del ojo, es un músculo que rodea la pupila 26 que relaja y contrae para controlar la magnitud de luz que entra en el ojo 20. La pupila 26 es una abertura central, redonda en el iris 24. El cristalino 28 es una estructura dentro del ojo 20 que ayuda a enfocar la luz sobre la retina 40. La cápsula 30 del cristalino es una bolsa elástica que encapsula el cristalino 30, ayudando a controlar la forma del cristalino 28 cuando el ojo enfoca sobre objetos a distancias diferentes. Las zónulas 32 son ligamentos delgados que unen la cápsula 30 del cristalino al interior del ojo 20, manteniendo el cristalino 28 en su sitio. El cuerpo ciliar 34 es un área muscular unida al cristalino 28 que contrae y relaja para controlar el tamaño del cristalino para enfocar. La esclerótica 36 es una capa más exterior, resistente del ojo 20 que mantiene la forma del ojo. La región vítrea 38 es una sección grande, llena de gel situada hacia una 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 la luz y la convierte en señales para enviar al cerebro. La mácula 42 es un área en la parte posterior del ojo 20 que incluye receptores para detectar los detalles finos en una imagen vista. El nervio óptico 44 transmite las señales desde el ojo 20 al cerebro.

45 Con referencia continuada a la fig. 1, distintos instrumentos microquirúrgicos 46 pueden ser insertados a través de la esclerótica 36 a la región vítrea 38 cuando se realiza un procedimiento quirúrgico oftálmico, tal como un procedimiento vítreo-retiniano. Con el propósito de esta memoria descriptiva, un instrumento microquirúrgico 46 se refiere a cualquier herramienta dimensionada para su inserción a través de una incisión que está adaptada para realizar una manipulación física o electromagnética del tejido ocular. Estas pueden incluir una variedad de instrumentos quirúrgicos, tales como, por ejemplo, una sonda 48 de vitrectomía, una cánula 50 de infusión y una sonda 51 de aspiración. El instrumento microquirúrgico 46 puede incluir un iluminador 52 de fibra óptica integrado para iluminar el interior del ojo 20.

50 Con referencia a la fig. 2, el iluminador 48 de fibra óptica puede estar conectado ópticamente a un iluminador 54 para producir luz que puede ser utilizada para iluminar la región vítrea 38 del ojo 20 durante distintos procedimientos ópticos internos, tales como cirugía vítreo-retiniano. La luz producida por el iluminador 54 puede ser transmitida a la región interior del ojo a través de una fibra óptica 56. La fibra óptica 56 puede incluir un conector 58 de fibra óptica para conectar ópticamente una extremidad proximal 60 de la fibra óptica 56 al iluminador 54. El conector 58 de fibra óptica puede estar

configurado para conectarse de forma liberable a un conector óptico del iluminador configurado de manera correspondiente asociado operativamente con el iluminador 54.

Continuando con referencia a la fig. 2, la fibra óptica 56 puede tener cualquiera de una variedad de configuraciones. En la configuración ejemplar mostrada en la fig. 2, la fibra óptica 56 incluye un núcleo 62 de fibra óptica ópticamente transmisor rodeado por un material de revestimiento 64 que tiene un bajo índice de refracción con relación al núcleo 62. El núcleo 62 de fibra óptica puede estar hecho de distintos materiales, incluyendo, pero no limitado a, vidrio y plásticos. 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 amortiguador que aloje al material de revestimiento 64 así como una camisa protectora exterior para proteger los componentes interiores del cable contra daños. Una extremidad distal 66 de la fibra óptica 56 puede incluir una abertura 68 para emitir luz 70 producida por el iluminador 54.

Continuando con referencia a la fig. 2, el iluminador 54 puede emplear una fuente de luz 72 para generar luz a un flujo luminoso y cromaticidad particulares. La luz puede ser emitida sobre un rango de longitudes de onda relativamente ancho o estrecho dependiendo del tipo de fuente de luz empleado. La fuente de luz 72 puede emplear distintas tecnologías para producir luz, incluyendo, pero no limitado a, fuentes de luz a base de lámparas, tales como lámparas halógena de tungsteno y lámparas de descarga en alta presión (halogenuros metálicos y Xe). También pueden emplearse diodos emisores de luz (LED) como fuentes de luz 72. También pueden emplearse los láseres como fuentes de luz 72. Los láseres son capaces generalmente de producir luz con un grado de coherencia relativamente elevado, en comparación con otras fuentes de luz, tales como LED y fuentes de luz a base de lámparas. La elevada coherencia permite que la luz emitida sea enfocada en tamaños de punto menores para una transmisión más eficiente a la fibra óptica 56. La capacidad para enfocar la luz emitida a tamaños de punto pequeños puede permitir el uso de fibras ópticas menores, tales como fibras ópticas a nano-escala, que pueden a su vez limitar el tamaño de una incisión requerida para insertar el instrumento microquirúrgico 46 en el ojo 20. Las fibras ópticas a nano-escala tienen generalmente un diámetro (u otra dimensión mayor en sección transversal) menor de 100 micrones.

Debido al pequeño tamaño de las fibras ópticas a nano-escala, puede ser posible integrar el iluminador 52 de fibra óptica con otro instrumento quirúrgico, tal como el instrumento microquirúrgico 46, para reducir el número de incisiones quirúrgicas requeridas para insertar instrumentos quirúrgicos durante un procedimiento vítreo-retiniano. Continuando con referencia a la fig. 2, el instrumento microquirúrgico 46 puede ser conectado de manera adecuada a una fuente de servicios 72, por ejemplo, a través del conducto 74. La fuente de servicios 72 puede estar configurada para proporcionar distintos servicios utilizados en conexión con el instrumento microquirúrgico 46 operativo. Por ejemplo, la fuente de servicios 72 puede proporcionar presión y/o vacío para hacer funcionar el instrumento microquirúrgico 46. El vacío puede también ser proporcionado para aspirar fluidos y materiales del interior del ojo 20. La fuente de servicios 72 puede proporcionar una fuente de fluidos utilizados en conexión con el procedimiento quirúrgico.

El instrumento microquirúrgico 46 puede tener distintas configuraciones dependiendo del procedimiento quirúrgico realizado. Por ejemplo, ciertos procedimientos quirúrgicos oftálmicos pueden requerir el corte y/o retirada de la región vítrea 38, que es un material similar a la gelatina transparente que llena el segmento posterior del ojo 20. Puede utilizarse la sonda 48 de vitrectomía para reseca y retirar la región vítrea. En una configuración ejemplar, la sonda 48 de vitrectomía puede incluir un miembro de corte exterior hueco, un miembro de corte interior hueco dispuesto con axialmente con el miembro de corte exterior hueco y dispuesto de manera que pueda moverse dentro del mismo, y un puerto que se extiende radialmente a través del miembro de corte exterior cerca de una extremidad distal 76 del mismo. La región vítrea 38 es aspirada al puerto abierto, y el miembro interior es accionado para cerrar el puerto y cortar el material vítreo, que puede entonces ser aspirado hacia fuera a través del conducto 74. El mecanismo para accionar el miembro interior hueco puede estar encerrado dentro de un alojamiento 78, que puede también funcionar como una empuñadura para aprehender el instrumento microquirúrgico 46. El instrumento microquirúrgico 46 puede también estar configurado como una cánula 50 de infusión para la administración de un fluido al interior del ojo 20. El fluido puede ser administrado a la cánula 50 de infusión a través del conducto 74. El conducto 74 puede también ser utilizado para conectar el instrumento microquirúrgico 46 a una fuente de vacío, por ejemplo, cuando se configura el instrumento microquirúrgico 46 como una sonda 51 de aspiración.

Con referencia a la fig. 3, en ciertas aplicaciones, es deseable generalmente que el haz de luz 70 emitido desde el iluminador 52 de fibra óptica tenga una distribución angular relativamente amplia para permitir la iluminación de un campo quirúrgico amplio correspondiente dentro del ojo 20. Sin embargo, una parte del haz de luz 70 emitido desde la fibra óptica puede ser o bien absorbido o bien reflejado desde una superficie exterior 80 adyacente del instrumento microquirúrgico 46, dependiendo del posicionamiento de la extremidad distal 66 de la fibra óptica 56 con relación a la extremidad distal 76 del instrumento microquirúrgico 46. Puede no ser siempre deseable, sin embargo, posicionar la extremidad distal 66 de la fibra óptica 56 próxima a la extremidad 76 del instrumento microquirúrgico 46. Posicionar la extremidad distal 66 de la fibra óptica 56 a una distancia "D" de la extremidad distal 76 del instrumento quirúrgico 46 puede, sin embargo, afectar adversamente a la eficiencia de iluminación del iluminador 52 de fibra óptica, particularmente en casos en los que una parte mensurable de la luz emitida es absorbida por la superficie exterior 80 del instrumento microquirúrgico 46.

Con referencia a las figs. 4 y 5, para ayudar a evitar que una punta distal del instrumento quirúrgico 46 interfiera con la propagación del haz de luz 70 emitido desde la fibra óptica 56, la extremidad distal 66 puede estar provista con una cara

82 de extremidad biselada dispuesta en un ángulo oblicuo con relación a un eje óptico 84 de la fibra óptica 56. Para los propósitos de esta memoria, "cara de extremidad biselada" no necesita referirse estrictamente a una superficie plana biselada sino que en vez de ello puede incluir cualquier configuración en la que una cara de extremidad más distal está dispuesta de modo que la normal a la superficie, es decir, el eje perpendicular a la superficie, está desviada a un lado del eje óptico 84 sobre la mayoría de la cara de extremidad, haciendo la cara de extremidad más distal asimétrica con relación al eje óptico. Cuando la cara 82 de extremidad biselada se dice que "apunta" o que está "orientada" hacia una cierta dirección, esto se refiere al lado del eje óptico 84 hacia el que está desviada asimétricamente la cara 82 de extremidad biselada. Inclinando la cara 82 de extremidad con relación al eje óptico 84 se obtiene generalmente como resultado que el haz de luz 70 se aproxime a la cara 82 de extremidad biselada en un ángulo de incidencia oblicuo con relación a la normal a la superficie en el punto de incidencia. La transición entre los dos índices refractivos diferentes hace que la luz se refracte cuando atraviesa la superficie de contacto entre la fibra óptica 56 y la región vítrea 38 del ojo 20, desviando por ello un trayecto 86 de propagación del haz de luz 70 lejos del eje óptico 84 de la fibra óptica 56. La magnitud de refracción puede ser aproximada utilizando la ley de Snell, que proporciona:

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

donde:

n_1 es el índice refractivo del núcleo 62 de la fibra óptica

n_2 es el índice refractivo de la región vítrea 38

Θ_1 es el ángulo de propagación del haz de luz 70 dentro del núcleo 62 de fibra óptica

Θ_2 es el ángulo de propagación del haz de luz 70 dentro de la región vítrea 38,

donde Θ_1 y Θ_2 son ambos medidos con relación a la normal a la superficie de la cara 82 de extremidad biselada.

Debido a que el índice de refracción de la región vítrea es menor que el del núcleo de la fibra óptica, un haz de luz 70 tenderá a ser refractado lejos de la normal a la superficie de la superficie 82 de extremidad biselada, es decir, $\Theta_2 > \Theta_1$. La distribución angular de los rayos en el haz de luz 70 cuando los rayos se desplazan a través de la fibra óptica 56 producirá por ello una disminución angular en el haz de luz 70 emitido, que será desplazado preferentemente lejos del eje óptico 84 de la fibra óptica 56.

Aunque la cara 82 de extremidad biselada está ilustrada sobre una fibra óptica 56 de diámetro uniforme, la cara 82 de extremidad biselada puede ser también utilizada sobre una fibra óptica con una punta distal afilada que se estrecha a una anchura menor a lo largo de un trayecto que puede incluir segmentos curvados o rectos cuando la fibra óptica se extiende hacia la punta distal. En realizaciones particulares de la punta distal afilada, también puede ser retirado el revestimiento. La extremidad distal afilada proporciona una distribución angular más amplia, que puede ser ventajosamente combinada con la desviación producida por la cara 82 de extremidad biselada para producir un haz de iluminación más ancho procedente de la fibra óptica dirigido selectivamente en una dirección particular alrededor de la punta del instrumento quirúrgico.

La desviación del haz de luz 70 con relación al instrumento microquirúrgico 46 es al menos parcialmente dependiente de la orientación de la cara 82 de extremidad biselada con relación al instrumento microquirúrgico 46. Por ejemplo, orientar la cara 82 de extremidad biselada para que apunte hacia el instrumento microquirúrgico 46, tal como se ha mostrado en la fig. 4, tiende a desplazar el trayecto 86 de propagación del haz de luz lejos del instrumento microquirúrgico 46. Por otro lado, orientar la cara 82 de extremidad biselada para que apunte lejos del instrumento microquirúrgico 46, tal como se ha mostrado en la fig. 9, tiende a desplazar el trayecto 86 de propagación del haz de luz 70 hacia el instrumento microquirúrgico 46. Con referencia a la fig. 9, el iluminador 52 de fibra óptica está mostrado con la cara 82 de extremidad biselada orientada para que mire generalmente lejos del instrumento microquirúrgico 46. Esta disposición da como resultado generalmente que el trayecto 86 de propagación del haz de luz 70 sea desplazado hacia el instrumento microquirúrgico 46. Así, esta disposición aumenta, en vez de disminuir, la cantidad de luz reflejada desde el instrumento microquirúrgico 46. Una dispersión más amplia de la luz emitida desde la fibra óptica puede ser obtenida mejorando la reflectancia de la superficie exterior 80 del instrumento microquirúrgico 46. La luz emitida desde la fibra óptica 56 puede ser reflejada desde la superficie 80 del instrumento microquirúrgico 46 para proporcionar una distribución de luz más amplia dentro de una región interior del ojo 20.

Las figs. 6-8 son vistas en sección transversal parcial, tomadas a través de la cara 82 de extremidad biselada (véase la fig. 4) a lo largo de una perspectiva generalmente paralela a la cara 82 de extremidad. La cara 82 de extremidad biselada puede incluir una variedad de contornos superficiales. Por ejemplo, la fig. 6 muestra la cara 82 de extremidad biselada configurada para incluir una superficie plana. La cara 82 de extremidad biselada puede estar configurada alternativamente para incluir un contorno superficial generalmente convexo, tal como se ha mostrado en la fig. 7. La cara 82 de extremidad biselada puede también tener una configuración generalmente cóncava, como se ha mostrado en la fig. 8. Estos son simplemente unos pocos ejemplos de los distintos contornos superficiales que pueden ser empleados con la cara 82 de extremidad biselada. En la práctica, pueden también emplearse otros contornos para acomodar los requisitos de diseño y rendimiento de una aplicación particular.

Con referencia a las figs. 10-13, el iluminador 52 de fibra óptica puede estar configurado para incluir múltiples fibras ópticas 56 reunidas en mazos o haces que rodean una punta distal de un instrumento microquirúrgico 46. La fig. 10 muestra una disposición ejemplar que incluye cuatro fibras ópticas 56 reunidas en un mazo juntas. Cada fibra óptica puede incluir una cara 82 de extremidad biselada para controlar selectivamente un trayecto de propagación de luz emitida. En la disposición ejemplar ilustrada en las figs. 10 y 11, la cara 82 de extremidad biselada de las fibras ópticas 56 posicionadas en esquinas opuestas del mazo de cables es mostrada orientada de modo que estén enfrentadas generalmente entre sí. Esta disposición particular tiende a aumentar la dispersión de la luz emitida desplazando el trayecto 86 de propagación del haz de luz 70 hacia fuera desde un eje central 88 del mazo.

Las figs. 12 y 13 muestran un mazo de fibras ópticas ejemplar que incluye siete fibras ópticas 56. Las fibras ópticas están mostradas 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 82 de extremidad biselada para controlar selectivamente un trayecto de propagación de la luz emitida. La única fibra óptica central 56 en esta configuración ejemplar no incluye una cara de extremidad biselada. Las caras 82 de extremidad biselada de las fibras ópticas exteriores 56 pueden estar orientadas de modo que apunten generalmente de forma radial hacia dentro hacia un centro del mazo de fibras ópticas. Esta disposición particular tiende a aumentar la dispersión de la luz emitida desde las fibras ópticas exteriores desplazando el trayecto 86 de propagación del haz de luz 70 hacia fuera desde el centro del mazo de fibras ópticas.

La extremidad distal del mazo completo es colocada próxima a una punta distal de un instrumento microquirúrgico 46. El cable central de la fibra óptica y/o las fibras ópticas que están más alejadas de la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 pueden tener una superficie plana de manera que el trayecto de propagación de la luz emitida desde la fibra óptica central tiende 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 56 circundantes, al tiempo que permiten aún que la cantidad de luz reflejada total desde la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 sea reducida por la orientación de las fibras ópticas 56 más próximas. Por ejemplo, si la punta distal del instrumento microquirúrgico 46 es reflectante, entonces la orientación representada de las caras 82 de extremidad biselada puede proporcionar ventajosamente una iluminación adicional a través de reflexión, como se ha ilustrado previamente en la fig. 9. Alternativamente, en el caso de una punta no reflectante del instrumento microquirúrgico 46, las caras 82 de extremidad biselada podrían ser invertidas para apuntar hacia la punta distal del instrumento microquirúrgico 46, desplazando preferentemente la iluminación lejos de la punta distal del instrumento microquirúrgico 46, como se ha ilustrado en la fig. 4. Aún en otra realización alternativa, las fibras ópticas 56 pueden ser colocadas en una configuración similar como se ha ilustrado en las figs. 10-13, pero centradas alrededor de la punta distal del instrumento microquirúrgico 56, de modo que produzcan iluminación desde las múltiples fibras ópticas 56 alrededor del instrumento microquirúrgico 56.

Se apreciará que el sistema de iluminación quirúrgico ejemplar descrito en este documento tiene amplias aplicaciones. Las configuraciones anteriores fueron elegidas y descritas para ilustrar principios de los métodos y aparatos así como algunas aplicaciones prácticas. La descripción precedente permite que otros expertos en la técnica utilicen métodos y aparatos en distintas configuraciones y con distintas modificaciones según sea adecuado para el uso particular contemplado. De acuerdo con las provisiones de los estatutos de patente, los principios y modos de operación del sistema de iluminación quirúrgico descrito han sido explicados e ilustrados en configuraciones ejemplares.

Se pretende que el alcance de los presentes aparatos sea definido por las siguientes reivindicaciones.

El alcance del sistema de iluminación quirúrgico descrito debería ser determinado, no con referencia a la descripción anterior, sino que en su lugar debería ser determinado con referencia a las reivindicaciones adjuntas, junto con el marco completo de equivalencias a los que tales reivindicaciones autorizan.

Además, todos los términos utilizados en las reivindicaciones están destinados a ser dados a sus construcciones razonables más amplias y sus significados ordinarios como es comprendido por los expertos en la técnica a menos que se haga en este documento una indicación explícita de lo contrario.

Se pretende que las siguientes reivindicaciones definan el alcance del dispositivo y aparato dentro del alcance de esta reivindicaciones y sus equivalencias estén cubiertas por ellas. En resumen, debería comprenderse que el dispositivo es capaz de modificaciones y variaciones y está limitado sólo por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento microquirúrgico oftálmico que comprende:
un instrumento microquirúrgico (46, 48, 50, 51) que tiene una punta distal (76); y
5 una fibra óptica (56) para entregar un haz de luz a una zona quirúrgica en un ojo, incluyendo la fibra óptica una
extremidad proximal (60) para recibir un haz de luz (70) procedente de una fuente de luz (72) y una extremidad distal (66)
próxima a la punta distal del instrumento microquirúrgico para emitir el haz de luz,
10 caracterizado por que la extremidad distal incluye una cara (82) de extremidad biselada orientada lejos de la punta distal
(76) del instrumento microquirúrgico, en un ángulo oblicuo con respecto a un eje óptico de la fibra óptica (56), en donde
la fibra óptica tiene un índice de refracción que es mayor que un índice de refracción de una región vítrea del ojo de tal
modo que un trayecto de propagación del haz de luz desde la cara (82) de extremidad biselada es refractado hacia el
instrumento microquirúrgico, cuando es utilizado para realizar un procedimiento quirúrgico oftálmico.
2. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde: el instrumento microquirúrgico incluye
una superficie reflectante próxima a la punta distal (76).
3. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la cara (82) de extremidad biselada
15 biseca el eje óptico (84).
4. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la cara (82) de extremidad biselada es
una superficie sustancialmente plana.
5. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la cara (82) de extremidad biselada
incluye una superficie generalmente convexa.
- 20 6. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la cara (82) de extremidad biselada
incluye una superficie generalmente cóncava.
7. El instrumento microquirúrgico iluminado según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde la fibra
óptica (56) tienen un diámetro exterior menor de 100 micrones.
8. El instrumento microquirúrgico iluminado según cualquier reivindicación precedente, que comprende además: una
25 fuente de servicios (72) conectada al instrumento microquirúrgico iluminado.
9. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 8, en donde la fuente de servicios (72) incluye al
menos una de una fuente de presión, una fuente de vacío, o una fuente de fluido.
10. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la extremidad distal (66) de la fibra
óptica (56) es afilada.
- 30 11. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la fibra óptica (56) es una primera fibra
óptica, y el instrumento microquirúrgico iluminado comprende además al menos una fibra óptica adicional, en donde la
extremidad distal de cada fibra óptica adicional incluye una cara (82) de extremidad biselada dispuesta en un ángulo
oblicuo con relación a un eje óptico (84) de la fibra óptica respectiva.
- 35 12. El instrumento microquirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en donde la fibra óptica (56) incluye un núcleo
ópticamente transmisor rodeado por un material de revestimiento y en donde el material de revestimiento es retirado de
la extremidad distal cónica de la fibra óptica.
13. El instrumento microquirúrgico iluminado según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el
instrumento microquirúrgico iluminado incluye uno de una sonda de vitrectomía, una cánula de infusión, y una sonda de
40 aspiración.

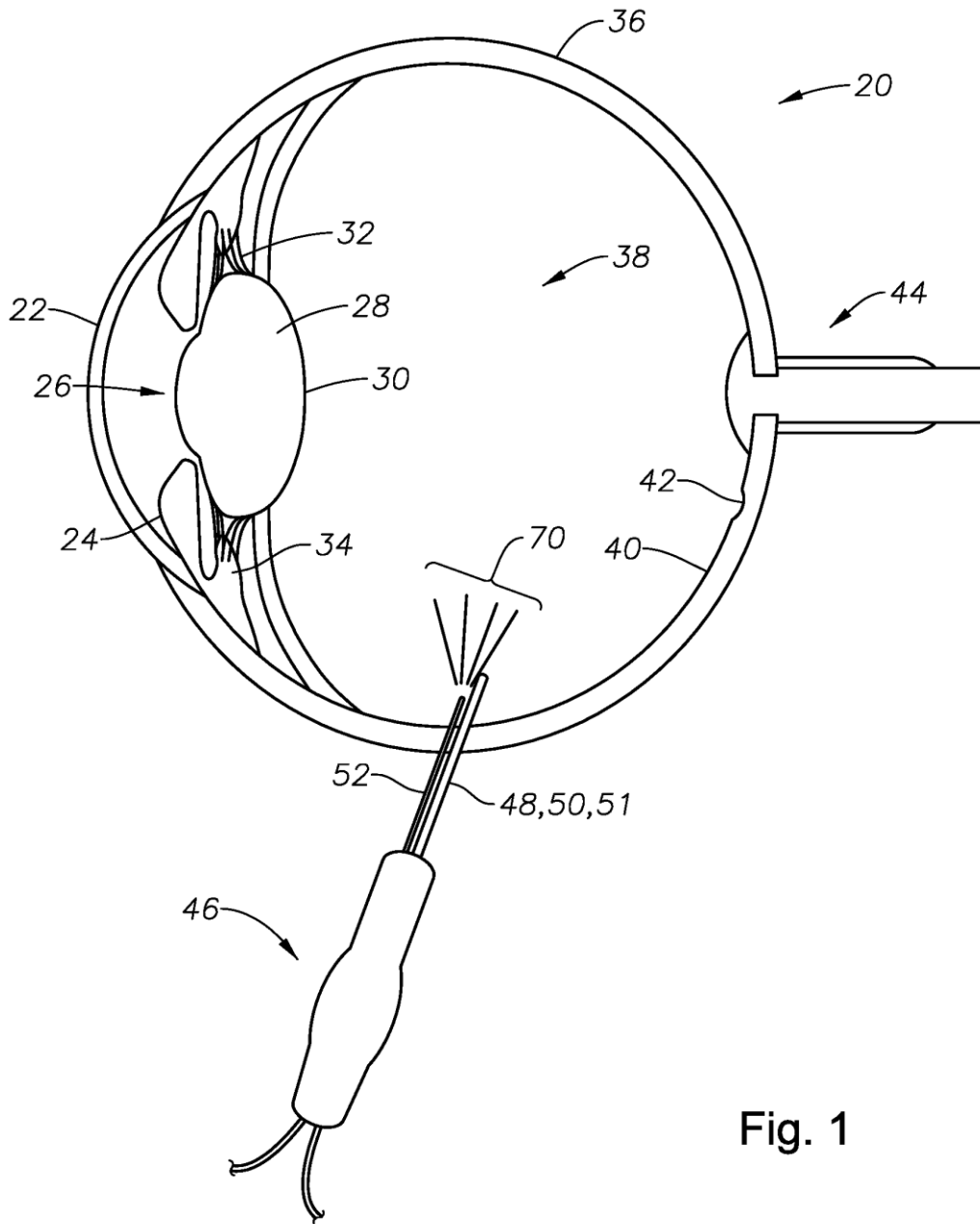


Fig. 1

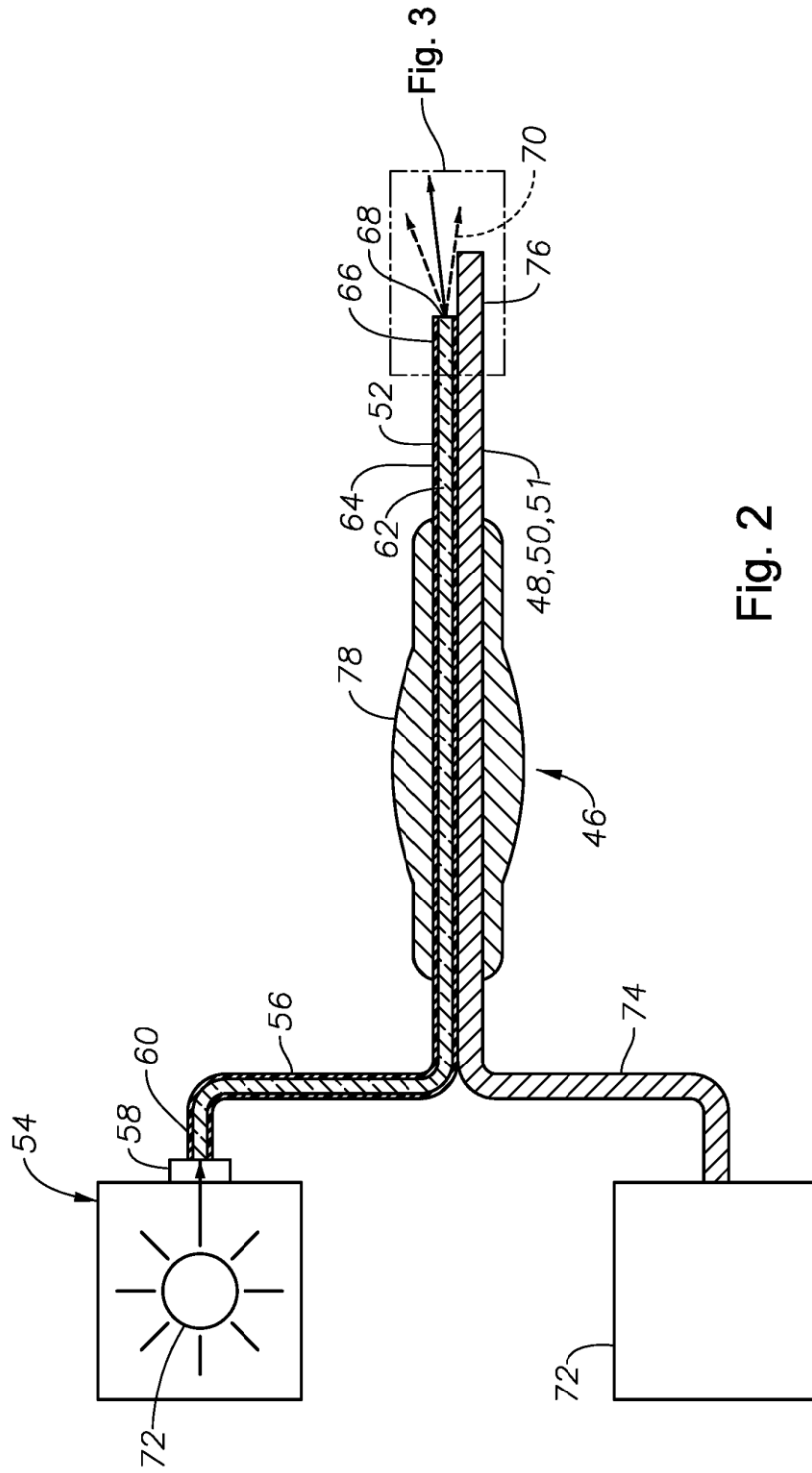


Fig. 2

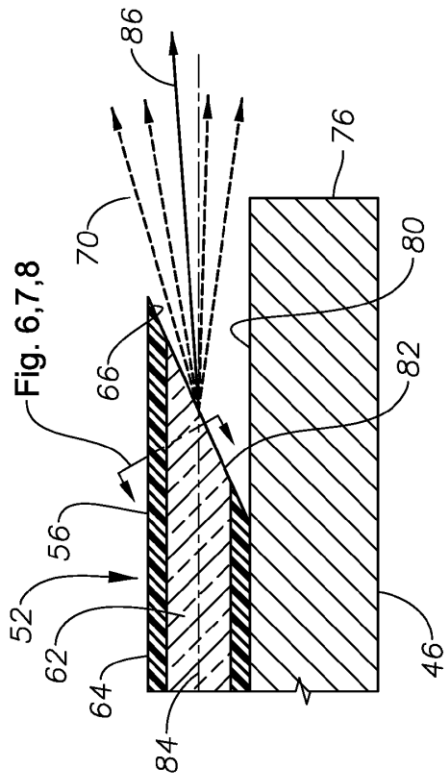


Fig. 3

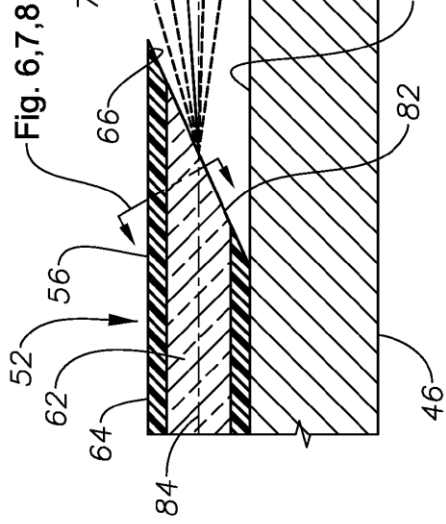


Fig. 4

Fig. 6,7,8

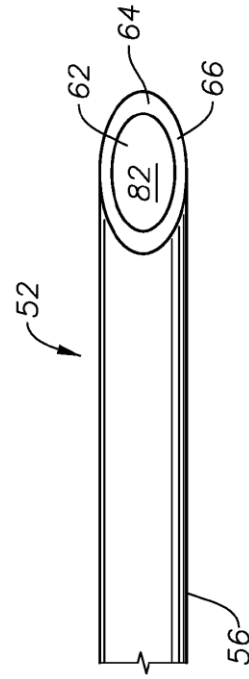


Fig. 5

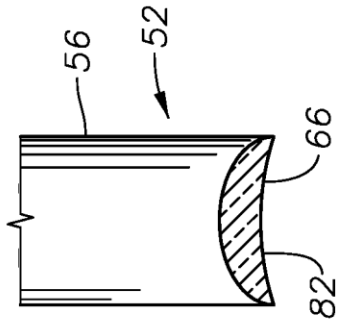


Fig. 6

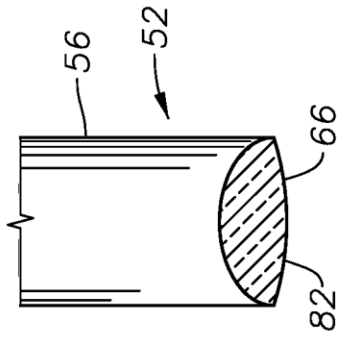


Fig. 7

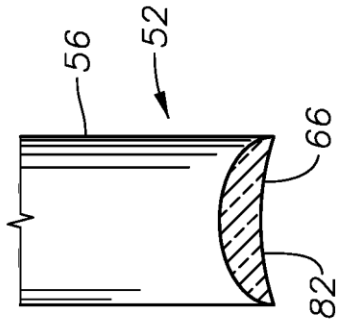


Fig. 8

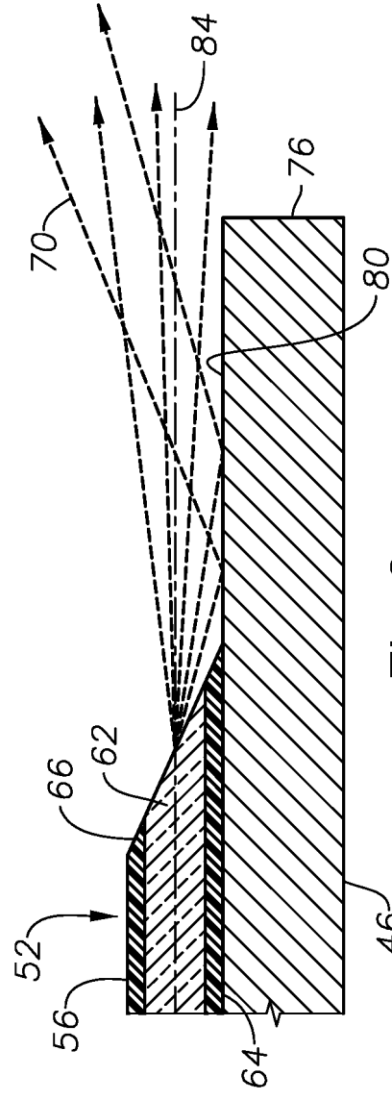


Fig. 9

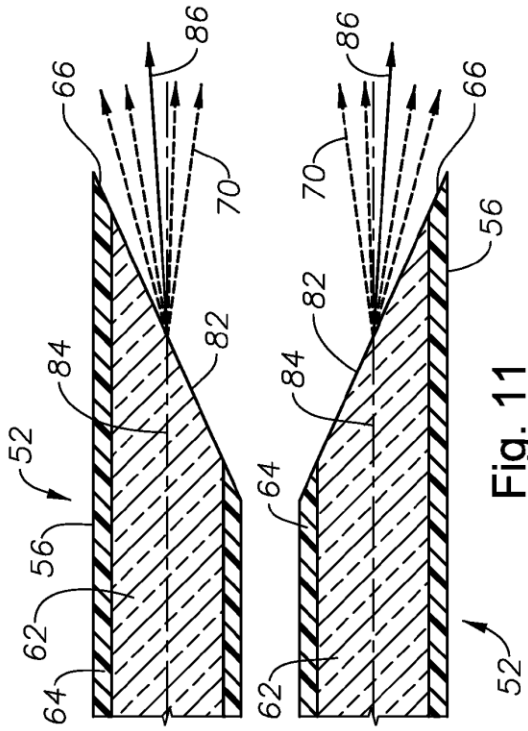


Fig. 10

Fig. 11

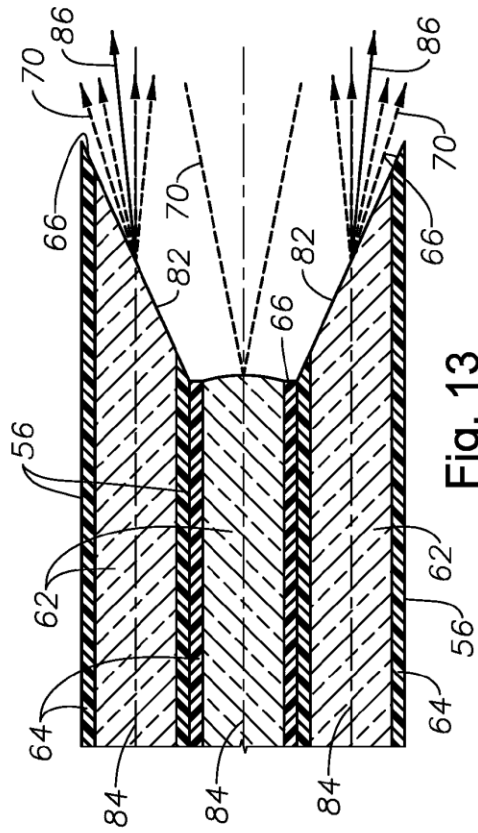


Fig. 12

Fig. 13

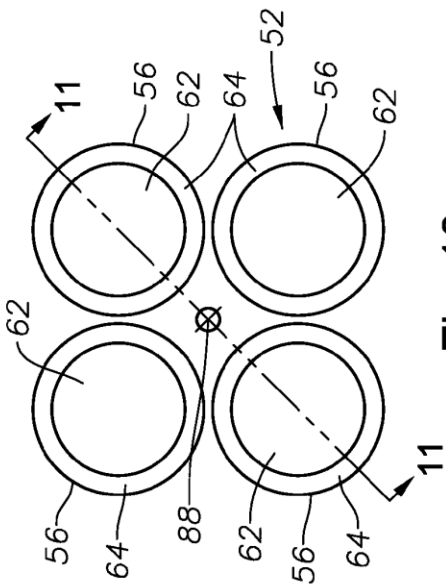


Fig. 10

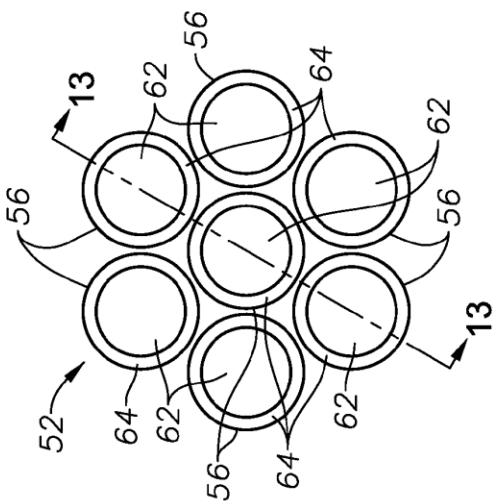


Fig. 12