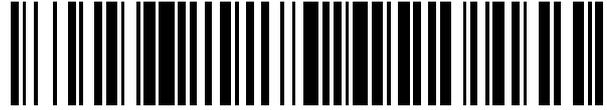


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 411 910**

51 Int. Cl.:

**A61B 19/00** (2006.01)

**A61F 9/007** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.12.2008 E 08870592 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.05.2013 EP 2231052**

54 Título: **Iluminación dirigida para instrumento quirúrgico**

30 Prioridad:

**15.01.2008 US 14151**

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

**09.07.2013**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)  
Lichtstrasse 35  
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**AULD, JACK, R. y  
SMITH, RONALD, T.**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 411 910 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 dirigida 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 matriz 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 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. Constituye aproximadamente dos tercios del volumen del ojo, dándole configuración y forma 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 toca 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 la 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 afecciones 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 a 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 llevada por la fibra óptica al ojo. La luz pasa a través de varios elementos ópticos (típicamente lentes, espejos y atenuadores) y es lanzada a una fibra óptica que lleva 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 matriz 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 cuando sea necesario.

5 En otro caso, se puede fijar una única fibra a la aguja de vitrectomía y se la mantiene 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 montarse entonces en una cánula de calibre 20 que se inserta en el ojo. Un área en sección transversal muy pequeña 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 montarse 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 es necesario es una sonda de vitrectomía iluminada mejorada que suministre luz suficiente al ojo mientras acomoda estos tamaños de incisión más pequeños.

15 Además, las mismas limitaciones restringen el pequeño tamaño de otros instrumentos quirúrgicos oftálmicos. Por ejemplo, tijeras, fórceps, sondas de aspiración, picos retinales, espátulas de delaminación, diversas cánulas y similares pueden beneficiarse también de la iluminación dirigida. 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 iluminación dirigida para estos otros instrumentos quirúrgicos.

El documento US-A-5.630.809 (Connor) es representativo del estado de la técnica.

#### 25 **Sumario de la invención**

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

En una realización compatible con los principios de la presente invención, la presente invención es una sonda de vitrectomía iluminada. La sonda de vitrectomía tiene un orificio de corte dispuesto en un extremo distal de una 30 cánula. Una matriz de fibras ópticas termina cerca del orificio de corte. La matriz de fibras ópticas está localizada junto a la cánula solamente en un lado de la cánula en el que está localizado el orificio de corte.

En otra forma de realización compatible con los principios de la presente invención, la presente invención es un instrumento quirúrgico iluminado. El instrumento tiene un área de trabajo localizada cerca de un extremo del 35 instrumento. Una matriz de fibras ópticas termina cerca del extremo del instrumento. La matriz de fibras ópticas está localizada junto al instrumento, de tal manera que la matriz de fibras ópticas proporcione iluminación al área de trabajo solamente en un lado del instrumento.

En otra forma de realización compatible con los principios de la presente invención, la presente invención es un instrumento quirúrgico iluminado. El instrumento tiene un área de trabajo localizada cerca de un extremo del 40 instrumento. El área de trabajo tiene una orientación con respecto al extremo del instrumento. Una matriz de fibras ópticas termina cerca del extremo del instrumento. La matriz de fibras ópticas está localizada junto al instrumento de tal manera que la matriz de fibras ópticas proporcione iluminación dirigida solamente al área de trabajo. La iluminación dirigida está configurada para la orientación del área de trabajo.

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

#### 50 **Breve descripción de los dibujos**

Los dibujos que se acompañan, que se incorporan en la presente memoria y constituyen una parte de esta memoria, 55 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 realización de la presente invención.

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

La figura 3A es una vista en sección transversal de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una realización de la presente invención.

65 La figura 3B es una vista en sección transversal explosionada de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una realización de la presente invención.

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

5 La figura 5 es una vista en sección transversal de un extremo distal de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

La figura 6 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

10 La figura 7 es una vista en sección transversal de un extremo distal de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

15 La figura 8 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

La figura 9A es una vista lateral de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

20 La figura 9B es una vista en planta desde arriba de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención.

La figura 10A es una vista lateral de un par de fórceps endooftálmicos iluminados según una realización de la presente invención.

25 La figura 10B es una vista en planta desde arriba de un par de fórceps endooftálmicos iluminados según una realización de la presente invención.

30 La figura 11 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente circular según una realización de la presente invención.

La figura 12 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente elíptica según una realización de la presente invención.

35 La figura 13 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente elíptica según una realización de la presente invención.

40 La figura 14 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente rectangular según una realización de la presente invención.

#### **Descripción detallada de las formas de realización preferidas**

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

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

55 La luz procedente de la fuente de luz 105 se colima por la lente de colimación 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 de condensación 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.

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

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 mientras 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 mientras se filtran longitudes de onda cortas y largas dañinas se puede reducir ampliamente el riesgo de daños a la retina por riesgo afáquico, daño retinal fotoquímico de luz azul y daño de calentamiento por infrarrojos y riesgos de toxicidad de luz similares. Típicamente, es preferible una luz en el rango de alrededor de 430 a 700 nanómetros para reducir esta clase de riesgos. 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. Pueden utilizarse también atenuadores de disco giratorio de cuña variable.

La lente de condensación 125 enfoca el haz de luz atenuada de modo que pueda lanzarse a una fibra óptica de diámetro pequeño. La lente de condensación 125 es una lente de configuración adecuada para el sistema. La lente de condensación 125 está diseñada típicamente de modo que el haz de luz enfocado resultante pueda lanzarse a una fibra óptica y transmitirse adecuadamente por ésta. Como se conoce comúnmente, una lente de condensación puede ser una lente esférica o asférica biconvexa o planoconvexa. En una lente asférica planoconvexa, una superficie es plana y la otra superficie es convexa con una superficie asférica precisa a 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 o no estrecharse. La pieza de mano 160 es sujeta por el cirujano y permite la manipulación de la sonda de vitrectomía iluminada 165 en el ojo.

Las figuras 2A y 2B son vistas en perspectiva de una sonda de vitrectomía según una realización de la presente invención. En una sonda de vitrectomía típica, una cánula exterior 205 incluye un orificio 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 vítreo cuando entra en el orificio 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 el orificio 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 el orificio 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 el orificio 210. En consecuencia, sería deseable concentrar la iluminación alrededor del orificio 210, de modo que un cirujano pueda ver el vítreo que se corta (así como otras estructuras oculares cerca del mecanismo de corte).

La figura 3A es una vista en sección transversal de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una realización de la presente invención. En la figura 3A, una matriz de fibras ópticas 310 está localizada en una carcasa 305 de la pieza de mano de vitrectomía. La matriz de fibras ópticas 310 sale de la carcasa 305 de la pieza de mano en una abertura pequeña adyacente a la cánula 315. La cánula 315 es similar en estructura y funcionamiento a la cánula 205 de las figuras 2A y 2B.

La figura 3B es una vista en sección transversal explosionada de una pieza de mano de vitrectomía con un iluminador integrado según una realización de la presente invención. La figura 3B muestra más claramente la orientación de la matriz de fibras ópticas 310 con respecto a la carcasa 305 de pieza de mano y la cánula 315. La matriz de fibras ópticas 310 sale de la carcasa 305 de la pieza de mano a través de una abertura pequeña adyacente a la cánula 315. La matriz de fibras ópticas 310 está dispuesta en un extremo distal de la cánula 315 como se representa en las figuras 5, 7, 9A y 9B. Puede sellarse la abertura pequeña en la carcasa 305 de la pieza de mano a través de la cual pasa la matriz de fibras ópticas 310.

La figura 4 es una vista en sección transversal de una trayectoria de fibra óptica de iluminador según una realización de la presente invención. En la realización de la figura 4, un conector 405 ACMI de calibre 20 estándar está acoplado a una fibra óptica 410 proximalmente acampanada, de 0,749 mm (0,0295 pulgadas) 0,5 NA o 0,63 NA. La fibra óptica 410 está acoplada a una fibra óptica 420 acampanada, estirada, de 0,63 NA, a través de un

acoplamiento 415 de calibre 25. Un segundo acoplamiento 425 acopla la fibra óptica 420 a una matriz de fibras ópticas 430. Aunque en la figura 4 se proporciona un ejemplo específico, pueden emplearse numerosas otras configuraciones de fibras ópticas y acopladores para implementar la sonda de vitrectomía iluminada de la presente invención.

5 La figura 5 es una vista en sección transversal de un extremo distal de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención. La figura 5 muestra la disposición de una matriz de fibras ópticas en un extremo distal o de corte de una sonda de vitrectomía. Esta disposición de fibras ópticas está diseñada para producir  
10 iluminación en el orificio de corte de una sonda de vitrectomía. La vista en la figura 5 es una vista en sección transversal o rebanada de la sonda de vitrectomía perpendicular al eje a lo largo del cual está la cánula. En este ejemplo, siete fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 (o matriz de fibras ópticas) están dispuestas alrededor de la sonda de vitrectomía 505 como se muestra. En la realización de la figura 5, la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 está empotrada en su sitio contra la superficie superior de la aguja 505 de la sonda de vitrectomía. La sonda de vitrectomía 505, en este caso, es una sonda de calibre 25 – es decir, su  
15 cánula es una cánula de calibre 25. El círculo de trazos representa una cánula de calibre 23 a través de la cual pasan la sonda de vitrectomía 505 y la matriz de fibras ópticas (siete fibras ópticas – 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540) a fin de entrar en el ojo. De esta manera, la función de corte de vitrectomía y la función de iluminación – ambas funciones se requieren para la cirugía – se proporcionan en un paquete de pequeño diámetro que se monta a través de una cánula de calibre 23. Esta cánula pequeña de calibre 23 es deseable debido a que tamaños de incisión  
20 menores en el ojo dan como resultado menos complicaciones.

En la realización de la figura 5, la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 consta de fibras que oscilan en un tamaño desde 0,08763 mm (0,00345 pulgadas) de diámetro (535 y 540) hasta 0,1245 mm (0,0049  
25 pulgadas) de diámetro (510). Las fibras ópticas 515 y 520 tienen un diámetro de 0,1194 mm (0,0047 pulgadas) y las fibras ópticas 525 y 530 tienen un diámetro de 0,10541 mm (0,00415 pulgadas). En este caso, la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 proporciona un área en sección transversal disponible para la iluminación de alrededor de 60.500 micrones cuadrados. Por tanto, esta configuración emite alrededor de 16 lúmenes (utilizando un iluminador AHBI con 100% de eficiencia en el acoplamiento) – todo lo cual se concentra alrededor del orificio de  
30 corte de la sonda de vitrectomía.

La figura 6 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención. La realización de la figura 6 representa el extremo proximal de la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540. Este extremo de la matriz de fibras  
35 ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 se acopla a la fibra óptica 420 de 0,63 NA como se representa en la figura 4. En la figura 6, 605 representa el diámetro del núcleo de fibra óptica de 0,63 NA. Cada una de las fibras ópticas en la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 tienen típicamente un núcleo y un revestimiento. En la figura 6, el extremo proximal de los núcleos de fibra óptica de la matriz de fibras ópticas 510, 515, 520, 525, 530, 535 y 540 se monta dentro de 605 (que representa el núcleo de la fibra óptica de 0,63 NA).

La figura 7 es una vista en sección transversal de un extremo distal de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención. En la realización de la figura 7, un manguito 750 (en este caso, un manguito de poliimida con un espesor de 0,0254 mm (1 milésima de pulgada) – aunque puede utilizarse cualquier  
40 manguito) mantiene en su sitio la matriz de fibras ópticas 710, 715, 720, 725, 730, 735 y 740 contra la sonda de vitrectomía 705. El manguito 750 se asegura a la sonda de vitrectomía 705 con un adhesivo, tal como un adhesivo óptico. La realización de la figura 7 está diseñada también para montarse a través de una cánula de calibre 23. Sin embargo, el manguito 750 ocupa parte del área en sección transversal que requiere que las fibras ópticas en la matriz de fibras ópticas 710, 715, 720, 725, 730, 735 y 740 tengan diámetros más pequeños. En esta realización, la fibra óptica 710 tiene un diámetro de 0,1041 mm (0,0041 pulgadas), las fibras ópticas 715 y 720 tienen diámetros de 0,0991 mm (0,0039 pulgadas), las fibras ópticas 725 y 730 tienen diámetros de 0,0889 (0,0035 pulgadas) y las fibras  
45 ópticas 735 y 740 tienen diámetros de 0,0737 mm (0,0029 pulgadas). El área en sección transversal resultante (alrededor de 42.400 micrones) proporciona un flujo luminoso de alrededor de 11,5 (que utiliza un iluminador AHBI con 100% de eficiencia en el acoplamiento). Como en la figura 5, toda esta luz se concentra alrededor del orificio de  
50 corte de la sonda de vitrectomía.

La figura 8 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención. La realización de la figura 6 muestra el extremo proximal de la matriz de fibras ópticas 710, 715, 720, 725, 730, 735 y 740. Este extremo de la matriz de fibras ópticas 710, 715, 720, 725, 730, 735 y 740 se acopla con la fibra óptica 420 de 0,63 NA como se representa en la figura 4. El revestimiento o enfundado opcional 805 está representado también.

La figura 9A es una vista lateral de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención, y la figura 9B es una vista en planta desde arriba de una sonda de vitrectomía iluminada según una realización de la presente invención. Las figuras 9A y 9B proporcionan una vista diferente de la disposición de las fibras ópticas mostradas en las figuras 5 y 7. El orificio 910 está localizado cerca del extremo de la cánula 905. El  
60 orificio 910 es el orificio de corte de una sonda de vitrectomía. En consecuencia, es deseable concentrar la luz alrededor del orificio 910 debido a que permite que el cirujano vea las estructuras oculares cerca del mecanismo de  
65

corte de la sonda de vitrectomía. A la inversa, se desperdicia la luz que no se concentra alrededor del orificio 910.

En la realización de las figuras 9A y 9B, una matriz de fibras ópticas tiene siete fibras ópticas 915, 920, 925, 930, 935, 940 y 945. Las siete fibras ópticas 915, 920, 925, 930, 935, 940 y 945 de la matriz de fibras ópticas están dispuestas alrededor de la parte superior de la cánula 905 cerca del orificio 910. La fibra óptica 915 tiene el mayor diámetro y las fibras ópticas 930 y 945 tienen los diámetros más pequeños. Los diámetros de las fibras ópticas 925 y 940 son mayores que los diámetros de las fibras ópticas 930 y 945 y menores que los diámetros de las fibras ópticas 920 y 935. Los diámetros de las fibras ópticas 920 y 935 son mayores que los diámetros de las fibras ópticas 925 y 940 y menores que el diámetro de la fibra óptica 915. Se ha encontrado que esta disposición proporciona una cantidad suficiente de luz cerca del orificio de corte 910 de una sonda de vitrectomía, mientras mantiene un perfil pequeño (calibre 23).

Aunque los ejemplos proporcionados aquí describen una sonda de vitrectomía iluminada que se monta a través de una cánula de calibre 23, se apreciará que la misma disposición de una sonda de vitrectomía y la matriz de fibras ópticas pueden aplicarse a cánulas de otros tamaños. Por ejemplo, una matriz de fibras ópticas de siete fibras puede disponerse alrededor de una sonda de vitrectomía de la misma manera descrita aquí para montarse a través de una cánula de calibre 20 o incluso a través de cánulas más pequeñas que un calibre 23. Por ejemplo, cuando disminuye el diámetro de una sonda de vitrectomía, está disponible más área en sección transversal para la iluminación. Una sonda de vitrectomía iluminada que se monta a través de una cánula de calibre 25 puede tener la misma configuración de matriz de fibra óptica aquí descrita.

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 montarse a través de una cánula de pequeño calibre. Por ejemplo, en cirugía oftálmica, pueden beneficiarse también de la iluminación dirigida tijeras, fórceps, sondas de aspiración, picos retinales, espátulas de delaminación, diversas cánulas y similares. Estos instrumentos están diseñados para montarse a través de cánulas de pequeño calibre que se insertan a través de la esclerótica durante la cirugía oftálmica. Para cada uno de estos instrumentos, es beneficiosa la iluminación dirigida alrededor del extremo de trabajo del instrumento.

Por ejemplo, la figura 10A es una vista lateral de un fórceps endooftálmico iluminado según una realización de la presente invención, y la figura 10B es una vista en planta desde arriba del fórceps endooftálmico iluminado según una realización de la presente invención. Las figuras 10A y 10B proporcionan una vista de la disposición de las fibras ópticas para el fórceps que es similar a la descrita con respecto a la sonda de vitrectomía iluminada de las figuras 5-9. El fórceps 1010 incluye un par de mordazas que están diseñadas para moverse conjuntamente a fin de sujetar tejidos oculares. En consecuencia, es deseable la dianización de luz alrededor del fórceps 1010 debido a que esto permite que el cirujano vea las estructuras oculares cerca del mecanismo de sujeción del fórceps. En la realización de las figuras 10A y 10B, la luz se concentra en un lado del fórceps 1010 como se muestra, de modo que un cirujano pueda ver más fácilmente la estructura que está localizada entre las mordazas del fórceps. Alternativamente, las fibras ópticas 915, 920, 925, 930, 935, 940 y 945 pueden posicionarse para proporcionar retroiluminación, por ejemplo para proporcionar iluminación en la retina.

En la realización de las figuras 10A y 10B, una matriz de fibras ópticas tiene siete fibras ópticas 915, 920, 925, 930, 935, 940 y 945. Las siete fibras ópticas 915, 920, 925, 930, 935, 940 y 945 de la matriz de fibras ópticas están dispuestas alrededor de la parte superior del fórceps 1010. La fibra óptica 915 tiene el mayor diámetro y las fibras ópticas 930 y 945 tienen los diámetros más pequeños. Los diámetros de las fibras ópticas 925 y 940 son mayores que los diámetros de las fibras ópticas 930 y 945 y menores que los diámetros de las fibras ópticas 920 y 935. Los diámetros de las fibras ópticas 920 y 935 son mayores que los diámetros de las fibras ópticas 925 y 940 y menores que el diámetro de la fibra óptica 915. Se ha encontrado que esta disposición proporciona una cantidad suficiente de luz cerca del extremo de trabajo del fórceps 1010, mientras mantiene un perfil pequeño (calibre 23). En este caso, el fórceps 1010, como la cánula 905 de sonda de vitrectomía, tiene una sección transversal circular.

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

La figura 11 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente circular según una realización de la presente invención. En la figura 11, un instrumento generalmente circular 1100 (representado por un círculo) debe montarse a través de una cánula de calibre pequeño 1110 (representada también por un círculo) a fin de entrar en el ojo. El radio de la cánula,  $r_1$ , es mayor que el radio del instrumento,  $r_2$ . El área disponible para iluminación se calcula fácilmente:  $\pi(r_1^2 - r_2^2)$ .

En este caso, esta área se utiliza de forma óptima para la iluminación localizando el instrumento 1100 sobre una

superficie interior de la cánula 1110, como se muestra. La fibra óptica mayor que puede montarse entonces en el volumen resultante es una fibra óptica 1150. El punto central de la fibra óptica 1150 y el punto central del instrumento 1100 están a lo largo de la misma línea en la figura 11 (línea de puntos). El círculo que representa la fibra óptica 1150 es tangencial al círculo que representa el instrumento 1100 y el círculo que representa la cánula 1110. Las mediciones específicas dependen del diámetro del instrumento 1100 y la cánula 1110.

Con la primera fibra óptica 1150 en su sitio, pueden posicionarse las fibras ópticas posteriores, tales como la fibra óptica 1155. En este ejemplo, las fibras ópticas del mayor diámetro posible se utilizan para llenar el espacio disponible entre el exterior del instrumento 1100 y el interior de la cánula 1110. En general, las fibras ópticas de mayor diámetro tienen mayor capacidad para transportar flujo luminoso a través de la fibra. Con la fibra óptica 1150 en su sitio, la fibra óptica 1155 se posiciona de tal modo que el círculo que la representa es tangencial al círculo que representa la fibra óptica 1150, el círculo que representa el instrumento 1100 y el círculo que representa la cánula 1110. Esto se realiza muy fácilmente utilizando un programa de dibujo de tipo CAD para aproximarse al diámetro de la fibra óptica 1155. El tamaño y la posición de otras fibras ópticas pueden determinarse de una manera similar.

La figura 12 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente elíptica según una realización de la presente invención. Los mismos principios descritos con respecto al instrumento generalmente circular de la figura 11 aplican también al instrumento generalmente elíptico de la figura 12. El instrumento 1200 representado por una elipse está localizado en una cánula 1210 de pequeño calibre de modo que el área entre el instrumento 1200 y la cánula 1210 se maximiza en un lado y se minimiza en el otro. En esta posición, el instrumento 1200 contacta con la superficie interior de la cánula 1210 a lo largo de dos líneas contenidas a lo largo del cilindro de la cánula 1210. Con la localización del instrumento 1200 fija, el círculo que representa la fibra óptica 1250 está localizado de tal manera que sea tangencial a la elipse que representa el instrumento 1200 y el círculo que representa la cánula 1210. El diámetro del círculo que representa la fibra óptica 1250 y el diámetro menor de la elipse que representa el instrumento 1200 están a lo largo de la misma línea (línea de puntos).

La figura 13 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente elíptica según una realización de la presente invención. En la realización de la figura 13, se proporciona iluminación dirigida en dos localizaciones. Las fibras ópticas 1350 y 1355 (y otras no mostradas) proporcionan iluminación encima del instrumento 1300, mientras que las fibras ópticas 1360 y 1365 (y otras no mostradas) proporcionan iluminación debajo del instrumento 1300. La cánula 1310 está representada también. Las fibras ópticas se seleccionan y se posicionan utilizando los mismos principios descritos anteriormente.

La figura 14 es una vista en sección transversal de una matriz de fibras ópticas utilizada con un instrumento quirúrgico con una sección transversal generalmente rectangular según una realización de la presente invención. De nuevo, se dianizan dos áreas para iluminación. Las fibras ópticas 1450 y 1455 (y otras no mostradas) proporcionan iluminación encima del instrumento 1400, mientras que las fibras ópticas 1460 y 1465 (y otras no mostradas) proporcionan iluminación encima del instrumento 1400. La cánula 1410 está representada también. Las fibras ópticas se seleccionan y se posicionan utilizando los mismos principios descritos anteriormente.

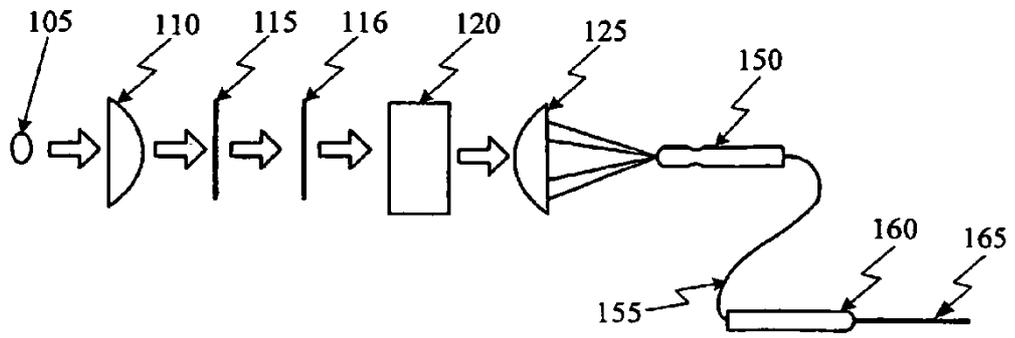
Los mismos principios pueden aplicarse a un instrumento de cualquier sección transversal. Además, los instrumentos pueden ser aproximados por formas geométricas. Por ejemplo, un instrumento que tiene una sección transversal oblonga puede ser aproximado por una elipse. Por supuesto, la localización de la iluminación dirigida corresponde a la localización de las fibras ópticas. Aunque las fibras se seleccionan generalmente para maximizar el rendimiento de la luz, su localización puede ajustarse para un instrumento dado. Además, aunque las fibras ópticas se representan con una sección transversal generalmente circular, pueden emplearse también fibras ópticas y guías de luz con otras secciones transversales.

Puede apreciarse por lo anterior que la presente invención proporciona una sonda de vitrectomía iluminada mejorada. La disposición de una matriz 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 el área en sección transversal pequeña disponible para llevar una matriz de fibras ópticas. La presente invención se ilustra aquí a modo de ejemplo, y diversas modificaciones pueden hacerse por una persona con conocimientos ordinarios en la materia.

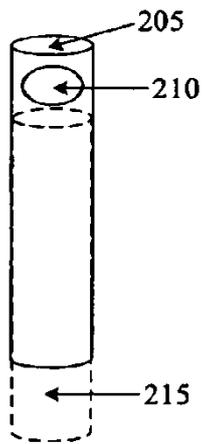
Serán evidentes otras formas de realización de la invención para los expertos en la materia a partir de la consideración de la memoria y la puesta en práctica de la invención aquí descritas. Se pretende que la memoria y los ejemplos se consideren solamente a modo de ejemplo.

**REIVINDICACIONES**

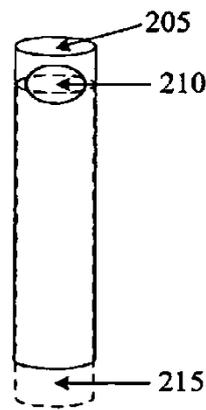
1. Instrumento quirúrgico iluminado (165, 305, 505, 705, 905, 1010, 1100, 1200, 1300, 1400) adaptado para ser montado a través de una cánula, estando definido un espacio entre una superficie periférica del instrumento y una superficie interna de la cánula cuando el instrumento es tangente a la superficie interior, que comprende:
- 5 un instrumento que define una superficie periférica;
- una matriz de fibras ópticas (155, 310, 410, 510, 710, 915, 1150, 1250, 1350, 1450), terminando la matriz de fibras ópticas cerca del extremo del instrumento;
- 10 caracterizado porque la matriz de fibras ópticas está configurada para ocupar en uso dicho espacio definido entre la superficie periférica del instrumento y una superficie interna de la cánula, extendiéndose la matriz de fibras ópticas a lo largo de una parte de la superficie periférica del instrumento, comprendiendo la matriz de fibras ópticas:
- 15 una fibra óptica centralmente dispuesta (510; 710; 915); y
- una pluralidad de fibras ópticas (515-540; 715-740; 920-945) que flanquean la fibra óptica centralmente dispuesta en lados opuestos de la misma, presentando la fibra óptica centralmente dispuesta un diámetro mayor que los diámetros de las fibras ópticas de flanco, estando dispuesta la matriz de fibras ópticas a lo largo de la parte de la superficie periférica del instrumento, de tal manera que las fibras ópticas de flanco tengan tamaños diametrales progresivamente decrecientes al alejarse de la fibra óptica centralmente dispuesta, y contactando cada fibra óptica de la matriz de fibras ópticas con la superficie periférica exterior del instrumento,
- 20 de tal manera que la matriz de fibras ópticas termine cerca de un extremo de trabajo del instrumento y esté adaptada para proporcionar iluminación dirigida alrededor de dicho extremo de trabajo del instrumento.
2. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la matriz de fibras ópticas y el instrumento están configurados para ser montados a través de una cánula con un diámetro no mayor que 0,6350 a 0,6477 mm (calibre 23).
- 30 3. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 1, en el que la matriz de fibras ópticas comprende fibras ópticas con unos diámetros comprendidos entre 0,076 mm (0,003 pulgadas) y 0,127 mm (0,005 pulgadas)
- 35 4. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 1, que comprende además: una sustancia de encapsulado que sujeta la matriz de fibras ópticas contra el instrumento.
5. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 1, que comprende además: un manguito que sujeta la matriz de fibras ópticas contra el instrumento.
- 40 6. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 5, en el que la matriz de fibras ópticas comprende unas fibras ópticas con unos diámetros comprendidos entre 0,051 mm (0,002 pulgadas) y 0,127 mm (0,005 pulgadas).
- 45 7. Instrumento quirúrgico iluminado según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el instrumento quirúrgico es una sonda de vitrectomía (165, 305, 505, 705, 905) que tiene un orificio de corte (210, 910) dispuesto en un extremo distal de la sonda de vitrectomía, en el que:
- 50 la matriz de fibras ópticas está adaptada para terminar cerca del orificio de corte (210, 910), estando la matriz de fibras ópticas situada adyacente a la sonda de vitrectomía solamente en un lado de la sonda de vitrectomía en el que está situada el orificio de corte.
8. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 7, en el que la matriz de fibras ópticas y la sonda de vitrectomía están configuradas para ser montadas a través de una cánula con un diámetro no mayor que 0,6350 a 0,6477 mm (calibre 23).
- 55 9. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 7, que comprende además: una carcasa (305) que tiene una abertura a través de la cual pasa la matriz (310) de fibras ópticas, estando la carcasa fijada a la sonda de vitrectomía.
- 60 10. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 7, en el que la matriz de fibras ópticas está dispuesta en un patrón semicircular alrededor de la sonda de vitrectomía cerca el orificio de corte.
11. Instrumento quirúrgico iluminado según la reivindicación 7, que comprende además: un acoplamiento para acoplar un extremo de la matriz de fibras ópticas a una fuente de luz (105).
- 65



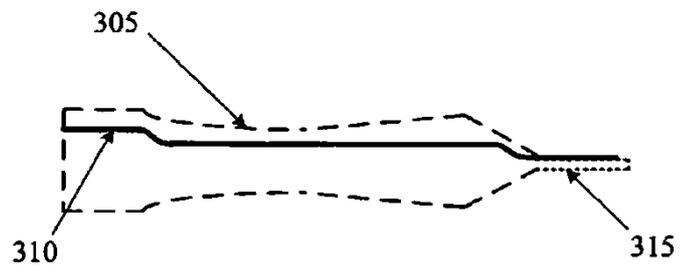
**Fig. 1**



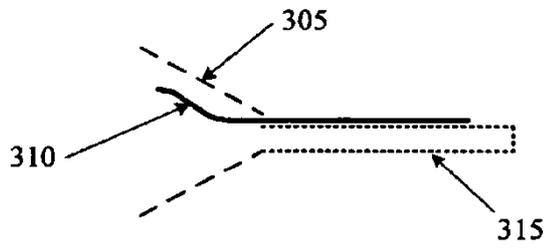
**Fig. 2A**



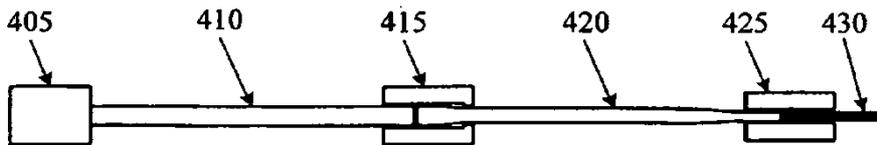
**Fig. 2B**



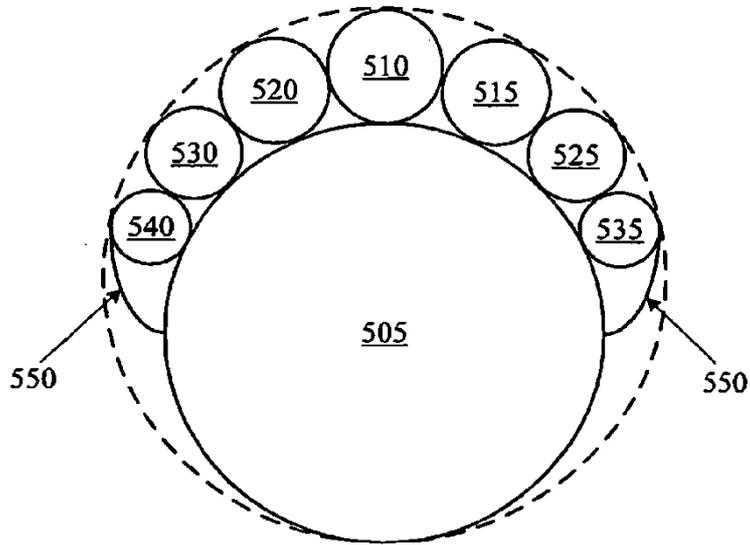
**Fig. 3A**



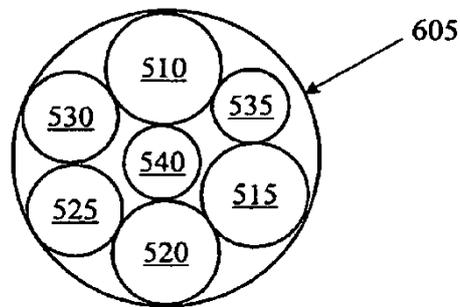
**Fig. 3B**



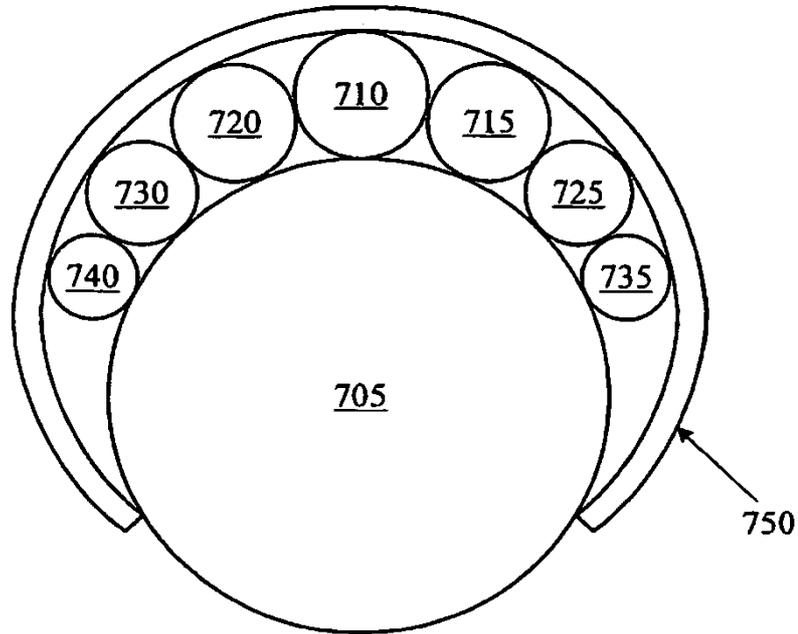
**Fig. 4**



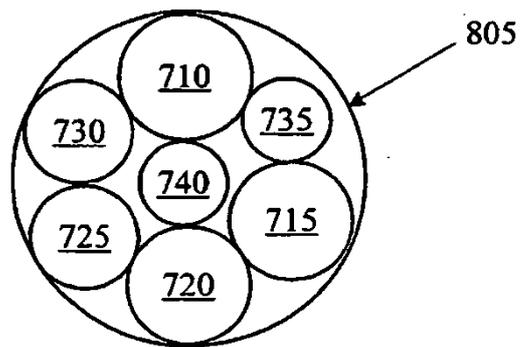
**Fig. 5**



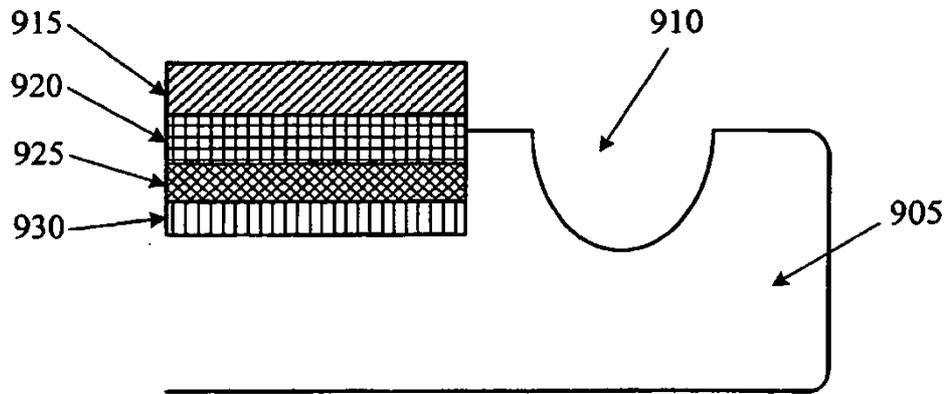
**Fig. 6**



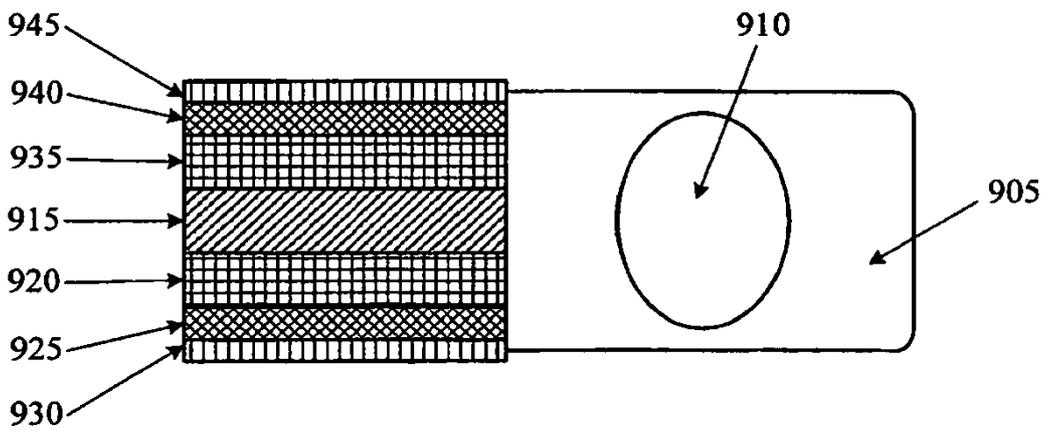
**Fig. 7**



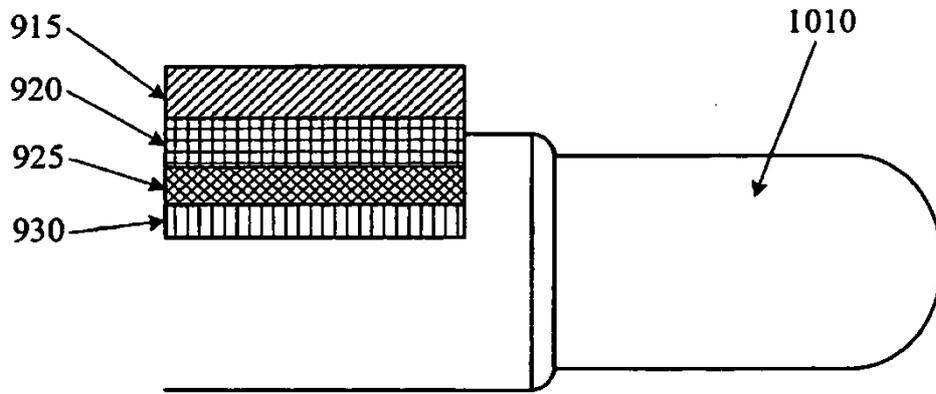
**Fig. 8**



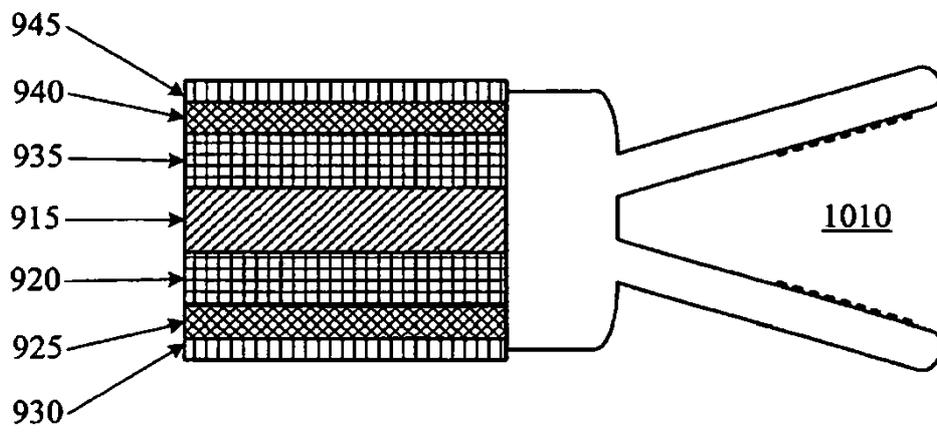
**Fig. 9A**



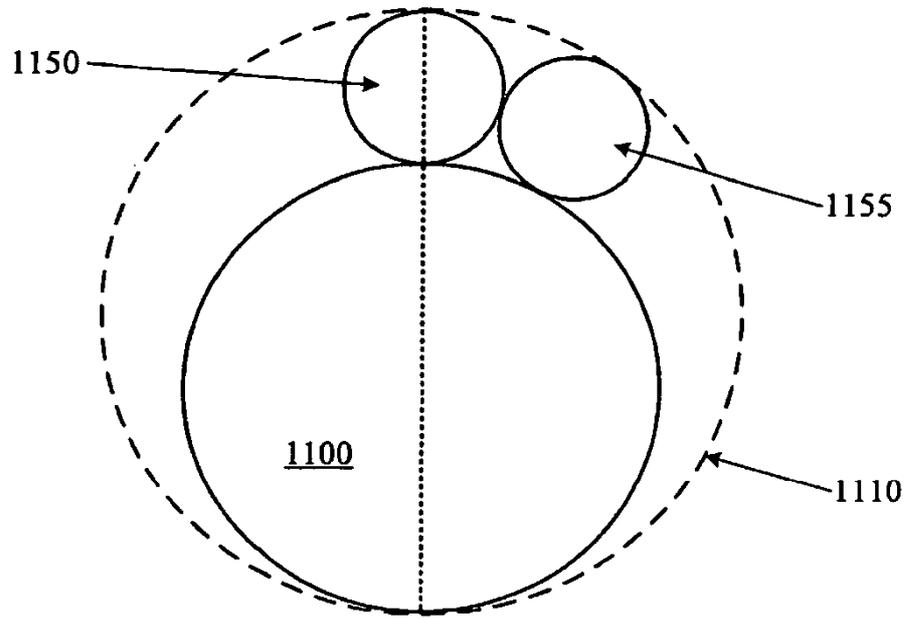
**Fig. 9B**



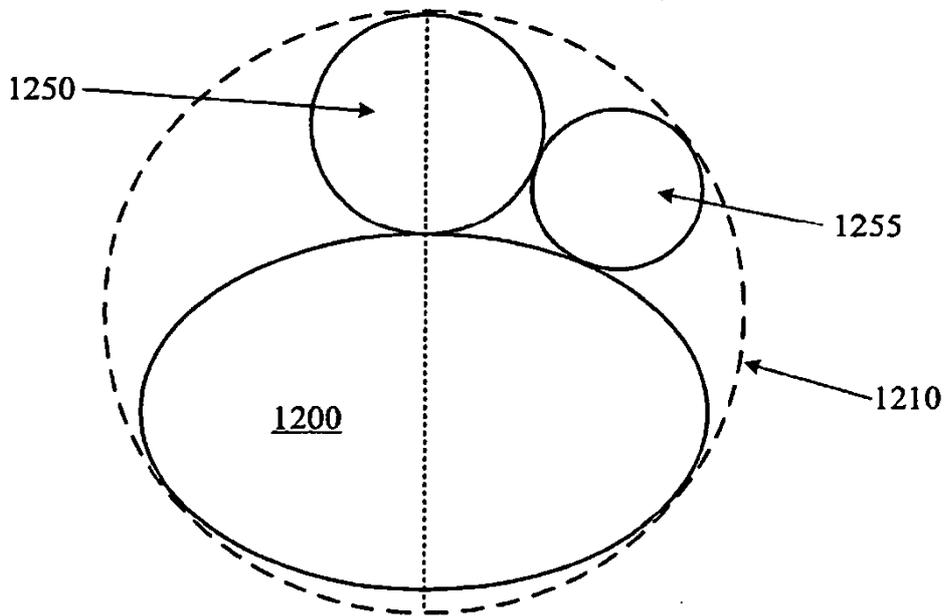
**Fig. 10A**



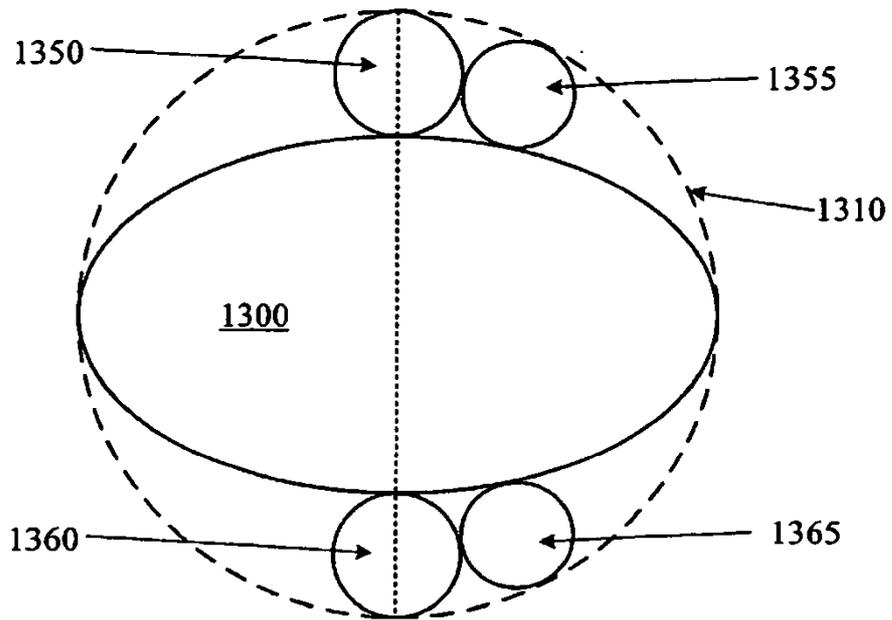
**Fig. 10B**



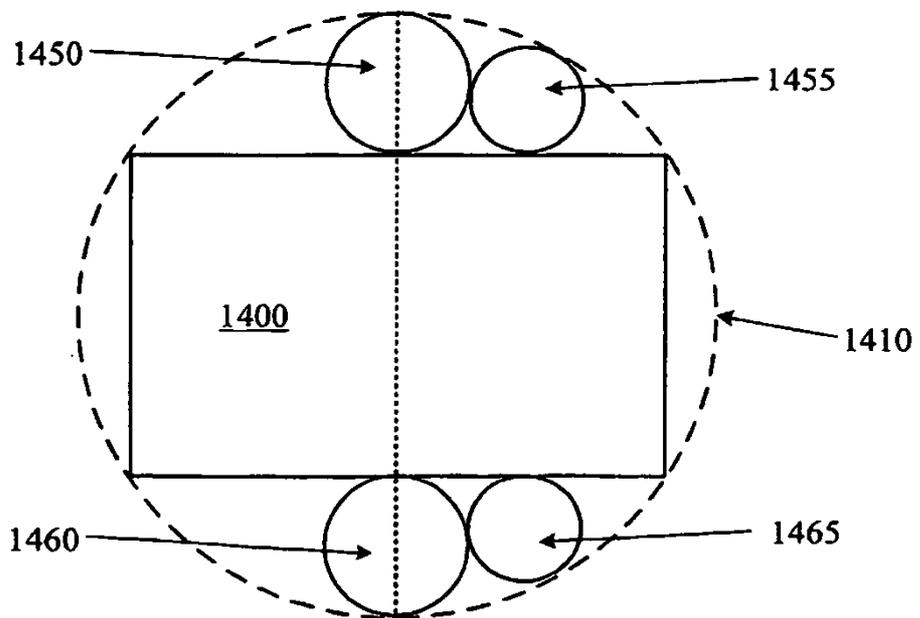
**Fig. 11**



**Fig. 12**



**Fig. 13**



**Fig 14**