



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 356 035**

51 Int. Cl.:  
**A61F 9/007** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09160179 .9**

96 Fecha de presentación : **31.10.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **2085059**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **05.08.2009**

54 Título: **Iluminador granangular quirúrgico con cono concentrador parabólico compuesto (CPC).**

30 Prioridad: **31.10.2005 US 731942 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**04.04.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**04.04.2011**

73 Titular/es: **ALCON, Inc.**  
**Bösch 69, P.O. Box 62**  
**6331 Hünenberg, CH**

72 Inventor/es: **Smith, Ronald T.**

74 Agente: **Curell Aguilá, Marcelino**

ES 2 356 035 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****CAMPO TÉCNICO DE LA INVENCIÓN**

5 La presente invención se refiere en general a instrumental quirúrgico y, en particular, la presente invención se refiere a instrumentos quirúrgicos para iluminar un zona durante la cirugía del ojo. Todavía más particularmente, la presente invención se refiere a un iluminador granangular de pequeño calibre y ángulo variable para la iluminación de un campo quirúrgico.

**ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN**

10 En cirugía oftálmica y, en particular, en cirugía vitreorretinal es deseable utilizar un sistema de microscopio quirúrgico granangular para ver una porción de la retina tan grande como sea posible. Existen lentes objetivo granangulares para dichos sistemas de microscopios, pero las mismas requieren un campo de iluminación más amplio que el proporcionado por el cono de iluminación de una sonda de fibra óptica típica. Como resultado, se han desarrollado diversas tecnologías para incrementar la diseminación del haz de la luz relativamente incoherente proporcionada por un iluminador de fibra óptica. Estos iluminadores granangulares conocidos pueden iluminar así una porción mayor de la retina, tal como se requiere por los sistemas actuales de microscopio quirúrgico granangular. Sin embargo, los iluminadores granangulares existentes actualmente presentan varias ventajas.

15 Un inconveniente del que adolecen algunos iluminadores granangulares de la técnica anterior para cirugía oftálmica es la armonización del índice de refracción de luz del fluido vítreo del ojo con el de la superficie refractante de luz de la lente del iluminador que está en contacto con el fluido vítreo del ojo. El contacto del fluido vítreo del ojo con la superficie refractante de luz de la lente de diseminación de luz de tales sistemas de la técnica anterior da como resultado una refracción de luz subóptima debido al cambio de índice provocado por el fluido vítreo del ojo. La patente US nº 5.624.438, titulada "Retinal Wide-Angle Illuminator For Eye Surgery" y concedida a R. Scott Turner, proporciona un sistema para superar el efecto de la armonización de índices de refracción por medio del uso de un escalón de alto índice de refracción mediado por la presencia de un intersticio de aire. El intersticio de aire se presenta entre el extremo distal de una fibra óptica y la superficie refractante de luz de la lente del iluminador. Por tanto, la luz que emana de la guía de ondas ópticas (es decir, la fibra óptica) se someterá a dispersión angular sin ningún cambio de índice que pudiera ser provocada por el contacto con el fluido vítreo del ojo antes de que dicha luz pase a través de la superficie refractante de luz de la lente del iluminador. El documento EP 1 522 290 A1 describe un iluminador granangular ajustable.

20 Otro inconveniente de los iluminadores granangulares actualmente disponibles es el deslumbramiento. El deslumbramiento se produce cuando la fuente de iluminación es pequeña y brillante, y el usuario (por ejemplo, un cirujano oftálmico) tiene una línea directa de visión con respecto a la pequeña fuente de iluminación brillante. El deslumbramiento es radiación dispersa no deseada que no proporciona iluminación útil y que distrae a un observador u oscurece un objeto bajo observación. El deslumbramiento puede corregirse en iluminadores granangulares actuales, pero típicamente sólo reduciendo el flujo de luz de iluminación total, lo que reduce la cantidad de luz disponible para observación por el cirujano. Por ejemplo, la "sonda bala" fabricada por Alcon Laboratories, Inc., de Fort Worth, Texas, consigue iluminación granangular utilizando una fibra en forma de bala que tiene un acabado difusivo de su superficie para dispersar luz que emana del extremo distal de una fibra óptica. Para reducir el deslumbramiento, la sonda bala puede utilizar un escudo geométrico que reduce el ángulo de iluminación reduciendo el flujo de luz disponible total.

30 Otro inconveniente de los iluminadores granangulares de la técnica anterior es que no proporcionan una variación del ángulo de iluminación (diseminación angular) de la fuente de luz con la finalidad de ajustar la iluminación a diferentes condiciones dentro del campo quirúrgico en tiempo real.

35 Por tanto, existe la necesidad de proporcionar un iluminador granangular de ángulo variable que pueda reducir o eliminar los problemas asociados a los iluminadores granangulares de la técnica anterior, particularmente el problema de modificar la diseminación angular de la luz emitida en tiempo real.

**BREVE SUMARIO DE LA INVENCIÓN**

40 La presente invención proporciona un iluminador quirúrgico granangular de ángulo variable de acuerdo con las reivindicaciones que siguen, el cual satisface sustancialmente estas necesidades y otras. Una forma de realización de la presente invención es un sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable y pequeño calibre que comprende: una fuente de luz para proporcionar un haz de luz; un cable óptico acoplado ópticamente a la fuente de luz para recibir y transmitir el haz de luz; una pieza de mano acoplada funcionalmente al cable óptico; una fibra óptica acoplada funcionalmente a la pieza de mano, en donde la fibra óptica está acoplada ópticamente al cable óptico para recibir y transmitir el haz de luz; un conjunto óptico acoplado ópticamente a un extremo distal de la fibra óptica para recibir el haz de luz y proporcionar el haz de luz para iluminar una zona; y una cánula acoplada funcionalmente a la pieza de mano y el conjunto óptico para alojar y dirigir el conjunto óptico.

45 El conjunto óptico comprende un cono concentrador parabólico compuesto ("CPC") anidado. El extremo distal de la fibra óptica termina en forma de un cono CPC que disemina la luz hasta un ángulo fuera de eje y emite la luz desde el extremo distal de la cánula con alta eficiencia. Casi todo el haz de luz escapa de la fibra óptica y el cono CPC a través de la cara extrema distal planar. Un cono CPC macho está separado de un cono CPC hembra

truncado por un pequeño intersticio de aire. Cuando se juntan los conos CPC macho y hembra para hacer contacto óptico, la luz del elemento de cono CPC macho es libremente transmitida hacia el elemento de cono CPC hembra y la luz resultante es emitida con una diseminación angular ampliamente reducida. La cánula, el conjunto óptico y la pieza de mano pueden fabricarse de materiales biocompatibles. El cable óptico puede comprender un primer conector óptico acoplado funcionalmente a la fuente de luz y un segundo conector óptico acoplado funcionalmente a la pieza de mano (para acoplar ópticamente el cable óptico a la fibra óptica alojada dentro de la pieza de mano y la cánula). Estos conectores pueden ser conectores de fibra óptica SMA. El conjunto óptico, la fibra óptica y el cable óptico (es decir, las fibras ópticas situadas dentro del cable óptico) pueden ser de un calibre compatible para transmitir el haz de luz desde la fuente de luz hasta el campo quirúrgico. Por ejemplo, los tres elementos podrían ser de igual calibre.

Además, pueden incorporarse formas de realización de la presente invención dentro de una máquina o sistema quirúrgico para uso en cirugía oftálmica u otra. Otros usos para un iluminador granangular de ángulo variable diseñado de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención serán conocidos por los expertos en la materia.

### **BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS DIVERSAS VISTAS DE LOS DIBUJOS**

Puede adquirirse una comprensión más completa de la presente invención y de las ventajas de la misma haciendo referencia a la siguiente descripción considerada junto con los dibujos adjuntos, en los que números de referencia iguales indican las mismas características y en los que:

La figura 1 es una representación diagramática de una forma de realización de un sistema para iluminación granangular variable de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención;

Las figuras 2 y 3 son unas representaciones diagramáticas de una forma de realización del conjunto óptico con cono CPC anidado del iluminador de ángulo variable de la presente invención;

La figura 4 es un diagrama que ilustra el uso de una forma de realización del iluminador de ángulo variable para cirugía oftálmica; y

La figura 5 es un diagrama que ilustra una forma de realización de unos medios de ajuste 40 de acuerdo con la presente invención.

### **DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION**

En las figuras, se ilustran formas de realización preferidas de la presente invención, utilizándose los mismos números para referirse a partes iguales y correspondientes de los diversos dibujos.

Las diversas formas de realización de la presente invención proporcionan un dispositivo endoiluminador basado en fibra óptica de calibre pequeño (por ejemplo, un calibre 19, 20 o 25) para uso en intervenciones quirúrgicas, tal como cirugía vitreorretinal/segmento posterior. Las formas de realización de la presente invención pueden comprender una pieza de mano, tal como la pieza de mano Revolution-DSP de Alcon-Grieshaber, vendida por Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, Texas, conectada a una cánula de calibre pequeño (por ejemplo, calibre 19, 20 o 25). La dimensión interior de la cánula puede utilizarse para alojar una o una pluralidad de fibras ópticas y/o un elemento óptico difusivo de acuerdo con las enseñanzas de esta invención. Pueden configurarse formas de realización del iluminador granangular para uso en el campo general de la cirugía oftálmica. Sin embargo, los expertos en la materia contemplarán y comprenderán que el alcance de la presente invención no está limitada a la oftalmología, sino que puede aplicarse en general a otras zonas de cirugía en las que pueda requerirse una iluminación granangular y/o de ángulo variable.

Una forma de realización del iluminador granangular de ángulo variable de la presente invención puede comprender un conjunto óptico difusivo de luz, un vástago y una pieza de mano fabricados de materiales poliméricos biocompatibles, de tal manera que la porción invasiva del iluminador granangular sea un utensilio quirúrgico desechable. Las formas de realización de la presente invención fabricadas de materiales poliméricos biocompatibles pueden integrarse en un mecanismo de pieza de mano articulada de bajo coste, de tal manera que estas formas de realización puedan comprender un instrumento iluminador desechable económico.

La figura 1 es una representación diagramática de un sistema quirúrgico 2 que comprende una pieza de mano 10 para suministrar un haz de luz de una fuente de luz 12 a un vástago (cánula) 16 a través de un cable 14. El cable 14 puede ser un cable de fibra óptica de cualquier calibre como se conoce en la técnica, pero es preferentemente un cable que tenga una fibra de calibre 19, 20 o 25. Además, el cable 14 puede comprender una sola fibra óptica o una pluralidad de fibras ópticas acopladas ópticamente para recibir y transmitir luz desde la fuente de luz 12 hasta una fibra óptica 22 situada dentro del vástago 16 a través de la pieza de mano 10. La pieza de mano 10 y el vástago 16 están configurados para alojar la fibra óptica 22 y un conjunto óptico difusivo acoplado ópticamente a la fibra 22 y operativo para recibir la luz procedente de la fuente de luz 12 y transmitirla para iluminar una zona deseada, tal como un sitio quirúrgico. Las formas de realización del conjunto óptico 50 (200) se ilustran más claramente en las figuras 2-3. El sistema de acoplamiento 32 puede comprender un conector de fibra óptica en cada extremo del cable 14 para acoplar ópticamente la fuente de luz 12 a una fibra óptica 22/14 situada dentro de la pieza de mano 10, tal como se discute más completamente a continuación.

Las formas de realización del cono CPC anidado de la presente invención se basan en el principio de que la luz dentro de un cono CPC está confinada por la reflexión interna total de los rayos fuera de la interfaz de superficie/aire. De este modo, en tanto el cono CPC macho de diversas formas de realización de esta invención esté rodeado por aire, la luz transmitida dentro del cono CPC estará confinada dentro del cono CPC macho y se canalizará hacia abajo hasta el extremo del cono CPC, en donde será emitida desde el extremo distal del cono con una alta diseminación angular. Sin embargo, si se elimina un intersticio de aire entre un cono CPC macho y uno hembra (por ejemplo, poniendo en contacto los conos CPC macho y hembra), la luz transmitida dentro del cono CPC macho ya no estará confinada dentro del cono CPC macho ni sometida a su efecto de canalización. En lugar de esto, parte de la luz pasará hacia el cono CPC hembra y la luz emitida desde el extremo distal del conjunto óptico tendrá una diseminación angular ampliamente reducida.

Las figuras 2 y 3 son unas representaciones diagramáticas de una forma de realización del conjunto óptico con cono CPC anidado de la presente invención para controlar la diseminación angular de la luz emitida desde el iluminador. En esta forma de realización, el conjunto óptico 200 comprende un elemento de cono CPC macho 250 anidado dentro de un elemento de cono CPC hembra 252, en el que el elemento de cono CPC macho 250 y el elemento de cono CPC hembra 252 están en una relación móvil uno con respecto a otro. El conjunto óptico 200 con cono CPC está acoplado ópticamente al extremo distal de la fibra óptica 22/14 y está diseñado para emitir sustancialmente toda la luz entrante hacia fuera de la cara extrema distal planar 210 del conjunto óptico 200 (se emite muy poca luz fuera de la superficie lateral), emitir luz sobre un semiángulo de alrededor de 90 grados y emitir luz con muy alta eficiencia. La luz que pasa a través del elemento de cono CPC macho 250 permanece dentro del elemento de cono CPC 250 por efecto de la reflexión interna total en la interfaz de polímero/aire en la pared lateral del elemento de cono CPC macho 250. El elemento de cono CPC macho ahusado 250 hace que la luz se canalice hacia abajo y aumente su diseminación angular hasta que la luz sea emitida desde la cara extrema distal 210 sobre un ángulo grande.

La amplia diseminación granangular de la luz emitida desde el elemento de cono CPC macho 250 depende del aire que rodea el elemento de cono CPC 250 (es decir, de una interfaz cono a aire). Por tanto, si no hay un intersticio de aire 254 entre el elemento de cono CPC macho 250 y el elemento de cono CPC hembra 252, no puede tener lugar la amplia diseminación angular de luz por el elemento de cono CPC macho 250. Una manera de eliminar el intersticio de aire 254 se ilustra en las figuras 2 y 3. Un elemento de cono CPC macho 250 está anidado dentro de un elemento de cono CPC hembra ligeramente truncado 252 con un intersticio de aire 254 de anchura variable entre ellos. En la figura 2, el elemento de cono CPC hembra 252 está en una posición extendida, provocando que exista un intersticio de aire 254 entre los dos elementos de cono CPC 250 y 252 y dando como resultado un haz de luz 270 angularmente amplio emitido desde la cara extrema distal 210 del elemento de cono CPC macho 250. En la figura 3, el elemento de cono CPC hembra 252 se muestra en una posición retraída en contacto con el elemento de cono CPC macho 250. El intersticio de aire 254 entre los elementos de cono CPC no existe cuando el elemento de cono CPC hembra 252 está completamente retraído. En este caso, los dos elementos de cono CPC 250 y 252 se comportan ópticamente como si no hubiera unión entre ellos y fueran efectivamente un único elemento óptico cilíndrico no ahusado. El haz resultante de la luz emitida 272 es angularmente estrecho – alrededor de la misma anchura angular que la que se emitiría desde una fibra óptica 22/14 sin el conjunto óptico 200 con cono CPC.

Cuando los rayos de un haz de luz transmitidos por la fibra óptica 14/22 y el elemento de cono CPC 250 se reflejan desde la interfaz de cono/aire dentro del elemento de cono CPC macho 250, se genera una onda evanescente que se extiende una distancia muy corta (por ejemplo, micrones) más allá de la interfaz de superficie del cono CPC/aire y hacia el medio de aire circundante. En tanto que la superficie del elemento de cono CPC hembra 252 permanezca fuera de la región de la onda evanescente, tendrá lugar una reflexión interna total dentro del elemento de cono CPC macho 250. Sin embargo, si el elemento de cono CPC hembra 252 está lo suficientemente cerca para que su superficie invada la región de la onda evanescente, parte de la energía del rayo de luz cruzará hacia el elemento de cono CPC hembra 252 como una onda progresiva. Cuando se reduce el intersticio de aire 254 entre los elementos de cono CPC, aumenta la cantidad de luz que pasa hacia el elemento de cono CPC hembra 252. Cuando se elimina el intersticio de aire 254, esencialmente el 100% de la luz transmitida pasará hacia el elemento de cono CPC hembra 252 desde el elemento de cono CPC macho 250. Por tanto, el recurso de mover el elemento de cono CPC hembra 252 longitudinalmente sólo una distancia muy corta a lo largo del eje óptico hará que la luz emitida cambie de una diseminación angular máxima a una diseminación angular mínima. En teoría, es posible ajustar el intersticio de aire 254 para provocar una diseminación intermedia del haz en algún lugar entre los dos extremos, pero en la práctica esto puede ser extremadamente difícil de conseguir, ya que la sensibilidad de la diseminación del haz al tamaño del intersticio de aire en la región de transición es alta.

En una forma de realización, el elemento de cono CPC hembra 252 puede acoplarse funcionalmente al vástago 16 que cubre todo el conjunto óptico 200 de fibra óptica 22(14)/cono CPC. En dicha forma de realización, pueden emplearse por lo menos dos opciones diferentes: (1) el vástago 16 y el elemento de cono CPC hembra 252 pueden sujetarse rígidamente a la pieza de mano 10 (por ejemplo, uno a otro) y el conjunto de fibra óptica 22(14)/elemento de cono CPC macho puede hacerse funcionar para moverse longitudinalmente a lo largo del eje óptico, o (2) la fibra óptica 22(14) y el elemento de cono CPC macho 250 pueden sujetarse rígidamente a la pieza de mano 10 y el vástago 16 y el elemento de cono CPC hembra 252 pueden hacerse funcionar para moverse longitudinalmente a lo largo del eje óptico. En cualquier caso, el cambio de los estados del haz (movimiento longitudinal de los componentes móviles) puede controlarse por un mecanismo de corredera o de interruptor de

palanca biestable dispuesto en o sobre la pieza de mano 10 de una manera que será conocida de los expertos medios en la materia.

5 Cuando se use en una realización, la fibra óptica 22 puede acoplarse ópticamente al cable de fibra óptica 14. Sin embargo, en algunas formas de realización, el cable de fibra óptica 14 puede extenderse a través de la pieza de mano 10 y está acoplado ópticamente de manera directa al conjunto óptico 50 (200) que comprende elementos de cono CPC 250/252. Para estas formas de realización, no se utiliza una fibra óptica independiente 22. Cuando se implementa dentro de la pieza de mano 10, la fibra óptica 22 es de un calibre compatible con el calibre del cable de fibra óptica 14, de tal manera que pueda recibir y transmitir luz desde el cable de fibra óptica 14. La pieza de mano 10 puede ser cualquier pieza de mano quirúrgica como se conoce en la técnica, tal como la pieza de mano Revolution-DSP(TM) vendida por Alcon Laboratories, Inc., de Fort Worth, Texas. La fuente de luz 12 puede ser una fuente de luz de xenón, una fuente de luz halógena o cualquier otra fuente de luz capaz de suministrar luz a través de un cable de fibra óptica. El vástago 16 puede ser una cánula de calibre pequeño, preferentemente de un calibre del orden de 19, 20 o 25, como es conocido para los expertos en la materia. El vástago 16 puede ser de acero inoxidable o un polímero biocompatible adecuado (por ejemplo, PEEK, poliimida, etc.) como se conoce por los expertos en la materia.

10 El cable de fibra óptica 14 o la fibra óptica 22, los elementos de cono CPC 250/252 y/o el vástago 16 (en combinaciones tales como las descritas anteriormente) pueden ser acoplados funcionalmente a la pieza de mano 10, por ejemplo a través de unos medios de ajuste 40, como se muestra en la figura 5. Los medios de ajuste 40 pueden comprender, por ejemplo, un mecanismo de empuje/tracción como se conoce por los expertos en la materia, tal como un pistón al que se acoplan funcionalmente los componentes móviles. El pistón puede controlarse a través de unos medios de ajuste 40 que pueden ser un dispositivo mecánico manual para mover el pistón o un actuador electromecánico (interruptor) para controlar unos medios electromecánicos para mover el pistón, como se conocerá por los expertos en la materia. La fuente de luz 12 puede acoplarse ópticamente a la pieza de mano 10 (por ejemplo, a la fibra 22) utilizando, por ejemplo, conectores de fibra óptica SMA (Scale Manufacturers Association) estándar en los extremos del cable de fibra óptica 14. Esto permite el acoplamiento eficiente de la luz procedente de la fuente de luz 12 a través del cable de fibra óptica 14/fibra óptica 22 y la pieza de mano 10 y, finalmente, la salida de la misma desde el conjunto óptico 50 (200) en el extremo distal del vástago 16. La fuente de luz 12 puede comprender filtros como los conocidos por los expertos en la materia para reducir los efectos térmicos dañinos de la radiación infrarroja absorbida que se origina en la fuente de luz. El filtro o los filtros de la fuente de luz 12 pueden utilizarse para iluminar selectivamente un campo quirúrgico con diferentes colores de la luz, tal como para excitar un tinte quirúrgico. La fibra o fibras 22 (y/o 14, dependiendo de la forma de realización) se terminan por acoplamiento óptico al conjunto óptico 50 (200) que comprende elementos de cono CPC 250/252.

20 La figura 4 ilustra el uso de una forma de realización del iluminador granangular de ángulo variable de esta invención en una cirugía oftálmica. En funcionamiento, la pieza de mano 10 suministra un haz de luz a través del vástago 16 (por la vía del cable de fibra óptica 14 y/o la fibra óptica 22) y a través del conjunto óptico 50 (200) para iluminar una retina 28 de un ojo 30. La luz colimada suministrada a través de la pieza de mano 10 al conjunto óptico 50 (200) es generada por la fuente de luz 12 y suministrada para iluminar la retina 28 por medio del cable de fibra óptica 14 y el sistema de acoplamiento 32. El conjunto óptico 50 (200) puede hacerse funcionar para diseminar el haz de luz suministrado desde la fuente de luz 12 sobre una zona de la retina tan grande como, por ejemplo, permita ver a un cirujano una lente objetivo granangular de microscopio.

25 En una forma de realización del iluminador granangular de ángulo variable de la presente invención, un simple mecanismo de bloqueo mecánico, como es conocido por los expertos en la materia, puede permitir que se fije el ángulo de iluminación hasta que éste sea liberado y/o reajustado por el usuario a través de los medios de ajuste 40.

30 Una ventaja de las formas de realización del iluminador granangular de ángulo variable de la presente invención es que un operador puede variar el ángulo de iluminación de la luz emitida desde el extremo distal del iluminador en tiempo real para optimizar las condiciones de visión dentro del campo quirúrgico. La diseminación angular de la luz emitida puede ser controlada así como se desee por el operador.

35 La figura 5 proporciona otra vista de un iluminador granangular según las enseñanzas de esta invención que muestra más claramente una forma de realización de los medios de ajuste 40. En esta forma de realización, los medios de ajuste 40 comprenden un botón deslizante, como se conoce por los expertos en la materia. La activación de los medios de ajuste 40 en la pieza de mano 10 por, por ejemplo, una acción deslizante suave y reversible puede provocar un cambio en las posiciones relativas entre el elemento de cono CPC macho 250 y el elemento cono CPC hembra 252 de la manera descrita anteriormente. Los medios de ajuste 40 pueden comprender, por ejemplo, un mecanismo de empuje/tracción como se conoce por los expertos en la materia, tal como un pistón al que se acoplan funcionalmente los componentes móviles. El pistón puede controlarse a través de medios de ajuste 40 que pueden ser un dispositivo mecánico manual para mover el pistón o un actuador electromecánico (interruptor) para controlar unos medios electromecánicos para mover el pistón, como es conocido por los expertos en la materia.

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable, que comprende:

una fuente de luz (12) para proporcionar un haz de luz;

un cable óptico (14), acoplado ópticamente a la fuente de luz para recibir y transmitir el haz de luz;

una pieza de mano (10), acoplada funcionalmente al cable óptico;

5

una fibra óptica (22) acoplada funcionalmente a la pieza de mano, estando acoplada la fibra óptica está ópticamente al cable óptico para recibir y transmitir el haz de luz;

un conjunto óptico (200) acoplado ópticamente a un extremo distal de la fibra óptica para recibir el haz de luz y proporcionar el haz de luz con el fin de iluminar una zona, preferentemente un sitio quirúrgico;

10

una cánula (16), acoplada funcionalmente a la pieza de mano y el conjunto óptico, para alojar y dirigir el conjunto óptico con el fin de iluminar la zona;

caracterizado porque el conjunto óptico (200) comprende un cono concentrador parabólico compuesto ("CPC") anidado que comprende un elemento de cono CPC macho (250) anidado dentro de un elemento de cono CPC hembra (252), estando el elemento de cono CPC macho y el elemento de cono CPC hembra en una relación móvil uno con respecto al otro,

15

y caracterizado porque presenta unos medios (40) adaptados para ajustar el ángulo de iluminación cambiando las posiciones relativas entre el elemento de cono CPC macho (250) y el elemento de cono CPC hembra (252), estando determinada la diseminación angular de la luz (272) emitida por el conjunto óptico (200) por la proximidad del elemento de cono CPC hembra (252) al elemento de cono CPC macho (250).

20

2. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 1, en el que la fibra óptica (22) comprende una fibra óptica de endoiluminador que presenta una NA de 0,50.

3. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 1, en el que el cono CPC anidado disemina angularmente luz fuera de un ángulo de descentramiento y emite la luz fuera del extremo distal de la cánula (16).

25

4. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 1, en el que los medios de ajuste (40) comprenden un mecanismo de empuje/tracción al que están acoplados funcionalmente los componentes móviles.

5. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 4, en el que los medios de ajuste (40) comprenden un botón deslizante manualmente accionable

30

6. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 1, en el que la cánula (16), el conjunto óptico (200) y la pieza de mano (10) están fabricados de materiales biocompatibles.

7. Sistema quirúrgico de iluminación de ángulo variable según la reivindicación 1, en el que el cable óptico (14) comprende:

un primer conector óptico acoplado funcionalmente a la fuente de luz (12); y

35

un segundo conector óptico acoplado ópticamente al primer conector óptico,

en el que el segundo conector óptico se acopla funcionalmente a la pieza de mano (10) para acoplar ópticamente el cable óptico (14) a la fibra óptica (22).

1/3

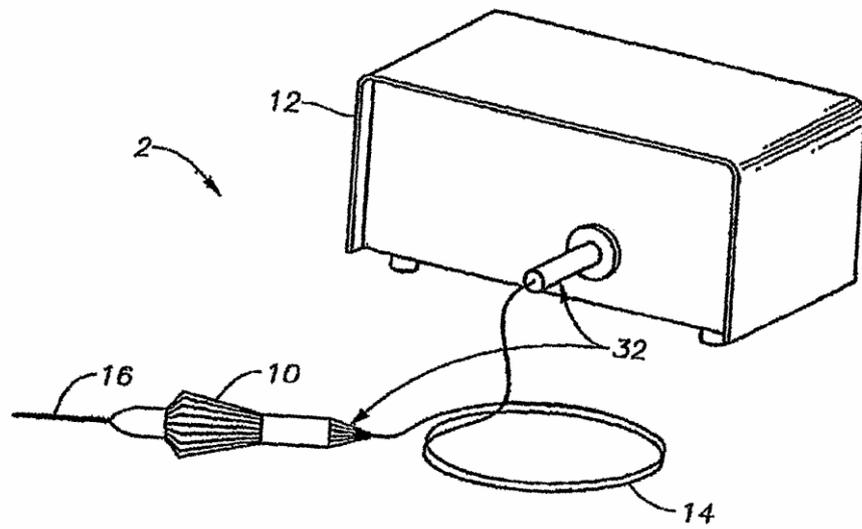


FIG. 1

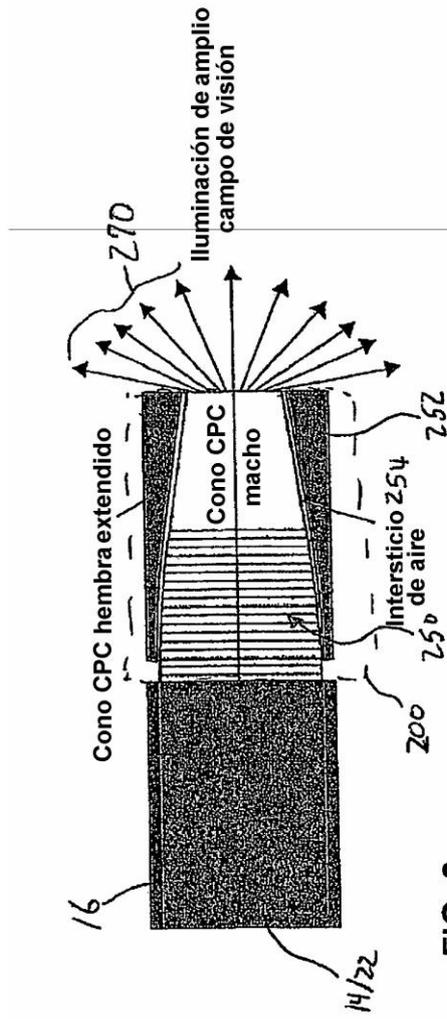


FIG. 2

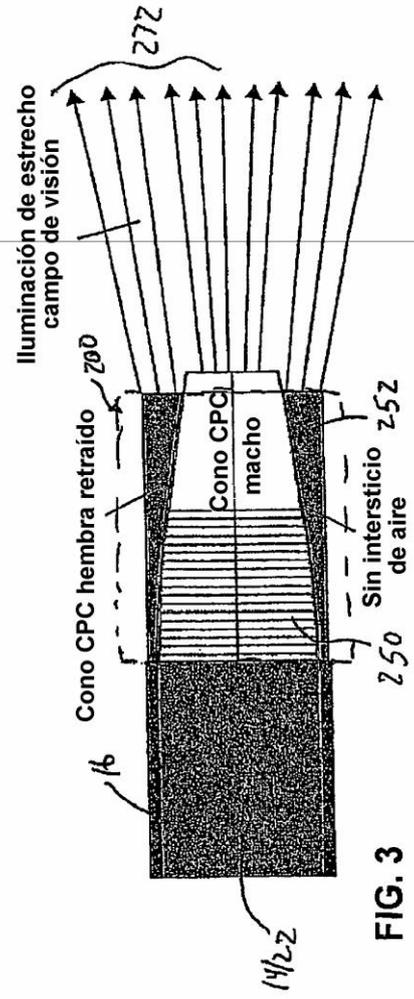


FIG. 3

3/3

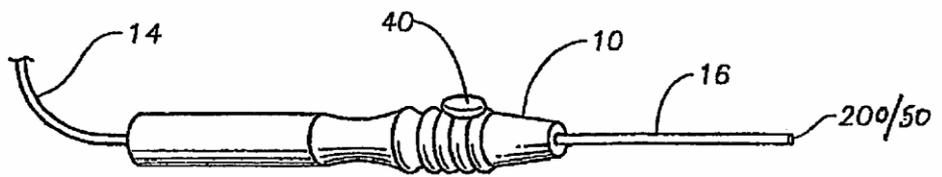
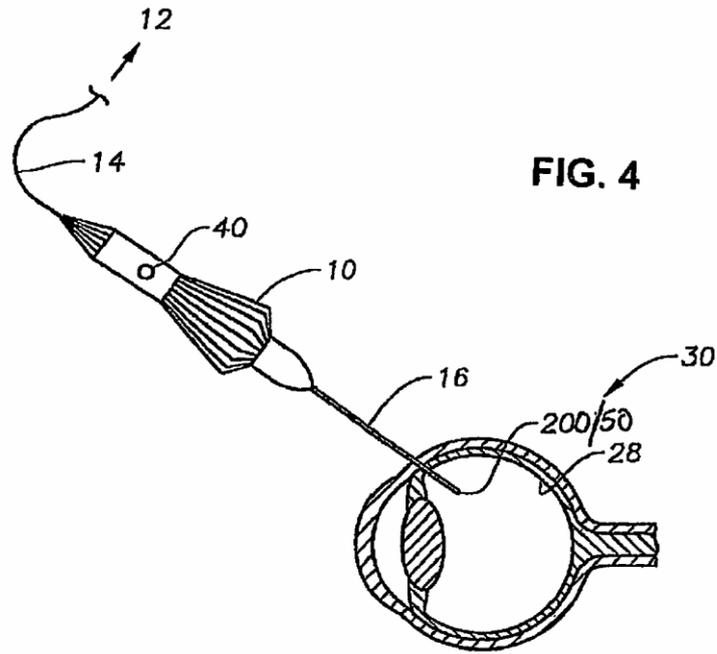


FIG. 5