(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 557 883**

(51) Int. Cl.:

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
A61F 9/008 (2006.01)
A61B 18/22 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2010** **E 10836457 (1)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.12.2015** **EP 2509525**

(54) Título: **Sonda quirúrgica láser multipunto que utiliza elementos ópticos facetados**

(30) Prioridad:

10.12.2009 US 285400 P

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.01.2016

(73) Titular/es:

ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
6201 South Freeway TB4-8
Fort Worth, TX 76134, US

(72) Inventor/es:

SMITH, RONALD T.

(74) Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 557 883 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

Sonda quirúrgica láser multipunto que utiliza elementos ópticos facetados.

Campo de la invención

La presente invención se refiere a sondas quirúrgicas ópticas y, más particularmente, a una sonda quirúrgica láser multipunto que utiliza elementos ópticos facetados.

Antecedentes de la invención

Las sondas quirúrgicas ópticas suministran luz a un campo quirúrgica para una variedad de aplicaciones. En algunas aplicaciones puede ser útil suministrar luz a múltiples puntos en el campo quirúrgico. Por ejemplo, en fotocoagulación panretinal del tejido retinal puede ser deseable suministrar luz láser a múltiples puntos para reducir el tiempo de la intervención de fotocoagulación panretinal. Se han empleado diversas técnicas para producir múltiples haces para un patrón multipunto. Por ejemplo, un enfoque utiliza elementos difractivos para dividir un haz entrante en múltiples puntos. No obstante, también es deseable tener un generador multipuntos que puede colocarse en un extremo distal de la sonda quirúrgica óptica para producir más fácilmente múltiples puntos a partir de un único haz de entrada, de modo que el generador multipuntos pueda utilizarse más fácilmente con fuentes de láser existentes sin la necesidad de componentes adicionales para alinear la sonda quirúrgica láser con las fuentes.

Pueden surgir dificultades en el uso de elementos difractivos en un extremo distal de la sonda quirúrgica óptica. Como ejemplo, los elementos difractivos producen una multitud de órdenes de difracción superiores y aunque estos órdenes son relativamente más bajos en intensidad de luz en comparación con el patrón de puntos primario, no siempre pueden ser despreciables en términos de sus efectos. Como otro ejemplo, un elemento difractivo puede no comportarse idénticamente en diferentes medios refractivos. Por ejemplo, si el elemento difractivo se coloca en un medio distinto del aire, tal como solución salina o aceite, los espacios entre los elementos difractivos pueden llenarse con material que tiene un índice de refracción diferente al del aire, lo que puede arruinar el patrón de puntos. Todavía como otro ejemplo, el espaciamiento entre los puntos puede variar para diferentes longitudes de onda, lo que puede ser problemático cuando un haz de apuntamiento es de un cierto color, mientras que un haz de tratamiento es de un color diferente. Por último, los elementos difractivos son frecuentemente caros y difíciles de producir y éste es particularmente el caso cuando el elemento difractivo debe construirse para encajar en un área pequeña, tal como una punta distal de una sonda quirúrgica para instrumentos quirúrgicos que son de calibre 23 o más pequeño. Así, sigue existiendo una necesidad de una sonda quirúrgica óptica que pueda producir múltiples puntos en un área diana utilizando elementos ópticos en un extremo distal de la sonda quirúrgica.

Por el documento US6096028 se conocen ejemplos de formas de realización de sondas laser para proporcionar haces de láser multipunto.

Breve sumario de la invención

La presente invención proporciona una sonda quirúrgica óptica y un procedimiento de fabricarla de acuerdo con las reivindicaciones que siguen. En formas de realización particulares de la presente invención, una sonda quirúrgica óptica incluye una pieza de mano, una guía de luz dentro de la pieza de mano y un generador de multipunto en un extremo distal de la pieza de mano. La pieza de mano está configurada para acoplarse ópticamente a una fuente de luz. La guía de luz está configurada para transportar un haz de luz desde la fuente de luz hasta un extremo distal de la pieza de mano. El generador multipunto incluye un elemento óptico facetado con una superficie extrema facetada separada de un extremo distal de la guía de luz. La superficie extrema facetada incluye por lo menos una faceta oblicua con respecto a una trayectoria del haz de luz. En diversas formas de realización, la superficie extrema facetada puede ser convexa o cóncava. El generador multipunto incluye además un elemento de enfoque, tal como una lente de bola de zafiro. La superficie extrema facetada está formada en un adhesivo óptico y el generador multipunto puede incluir múltiples materiales adhesivos ópticos.

En formas de realización particulares de la presente invención, un procedimiento de fabricación de una sonda quirúrgica óptica multipunto incluye depositar un adhesivo óptico en una cánula para una pieza de mano. La pieza de mano para la cual está formada la cánula incluye por lo menos una guía de luz configurada para transportar un haz de luz desde una fuente de luz a través de la pieza de mano. El procedimiento incluye además formar el adhesivo óptico para producir una cara facetada. El procedimiento incluye también curar el adhesivo óptico. El procedimiento incluye adicionalmente ensamblar la cánula con la pieza de mano para formar un generador multipunto que incluye el adhesivo óptico en un extremo distal de la pieza de mano. El adhesivo óptico se conforma alrededor de un elemento de enfoque tal como una lente de bola de zafiro. En ciertas formas de realización pueden utilizarse también múltiples materiales adhesivos ópticos.

Otros objetos, características y ventajas de la presente invención se pondrán de manifiesto haciendo referencia a los dibujos y a la siguiente descripción de los dibujos y las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 ilustra un extremo distal de una pieza de mano para una sonda quirúrgica óptica que incluye un generador multipunto;

La figura 2 ilustra otro generador multipunto según una forma de realización particular de la presente invención;

La figura 3 ilustra todavía otro generador multipunto;

La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra un ejemplo de procedimiento de fabricación de una sonda quirúrgica óptica multipunto; y

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra un ejemplo de procedimiento de fabricación de una sonda quirúrgica óptica multipunto según una forma de realización particular de la presente invención.

Descripción detallada de los ejemplos de formas de realización preferidos de la invención

La figura 1 ilustra un extremo distal de una pieza de mano 100 para una sonda quirúrgica óptica que incluye un generador multipunto 102 en una cánula 101, haciendo referencia el término “distal” a una dirección a lo largo de la sonda 100 hacia un área diana y haciendo referencia su antónimo “proximal” a la dirección opuesta. El generador multipunto 102 incluye un elemento óptico facetado proximal 104 y un elemento óptico facetado distal 106. Para los fines de esta memoria, “facetado” se refiere a cualquier elemento óptico que tiene una superficie extrema formada por múltiples subsuperficies (facetas) de modo que las intersecciones entre las facetas no sean lisas. Las facetas pueden ser planas, pero no necesitan serlo. Por ejemplo, una faceta puede ser una subsuperficie curvada que se interseca con otra subsuperficie de modo que la curvatura no sea lisa a través de la intersección de las subsuperficies; dichas formas de realización pueden proporcionar potencia de enfoque óptica.

Una guía de luz 108 suministra un haz de luz a una cara planar proximal del elemento óptico facetado proximal 104. Aunque la guía de luz 108 podría ser en principio cualquier estructura adecuada para transmitir luz al extremo distal de la pieza de mano 100, las fibras ópticas son las más comúnmente utilizadas en aplicaciones quirúrgicas. El eje central del haz emitido desde la guía de luz 108 se denomina “trayectoria de haz”. El haz de luz diverge a medida que se desplaza alejándose de la guía de luz 108 hasta un grado que depende de la apertura numérica para el haz de luz acoplado con la guía de luz 108. Por esta razón, la superficie óptica facetada de los elementos ópticos facetados está separada de un extremo distal de la guía de luz 108 de modo que las porciones del haz divergente se refracten hacia diferentes localizaciones. En diversas formas de realización de la invención, por lo menos una faceta está orientada de tal manera que una dirección normal a una faceta en un centro de la faceta no sea paralela a la trayectoria del haz de luz emitido. Tales facetas se describen aquí como “oblicuas a la trayectoria de haz”.

Los elementos ópticos facetados 104 y 106 tienen cada uno de ellos diferentes índices de refracción, de modo que, a medida que diverge el haz que sale de la guía de luz 108, la interfaz facetada entre la cara facetada cóncava del elemento óptico proximal 104 y la cara facetada convexa del elemento óptico distal 106 produce múltiples puntos que emergen de una cara planar distal del elemento óptico facetado distal 106. “Cóncavo” y “convexo” en este contexto se refieren a si la superficie facetada está formada hacia dentro o hacia fuera del elemento óptico lo largo de la trayectoria de haz. Dependiendo de los índices de refracción relativos del elemento óptico facetado distal 106 y del medio en el que se inserta la sonda quirúrgica, los puntos podrían divergir además a medida que pasan desde la cara distal del elemento óptico 106 hacia dentro del medio. En un ejemplo particular en el que la sonda quirúrgica está diseñada para uso en solución salina, por ejemplo, el elemento óptico facetado proximal 104 podría tener un índice de refracción de 1,36 y el elemento óptico facetado distal podría tener un índice de refracción de 1,58, lo que puede producir un espaciamiento entre puntos del orden de un milímetro para una diana alejada aproximadamente 4 mm, suponiendo que un ángulo entre las facetas y la trayectoria de haz está en el rango de 35 a 55 grados.

Los elementos ópticos 104 y 106 tienen cada uno de ellos cuatro facetas triangulares oblicuas a la trayectoria de haz que coinciden en un punto alineado con un centro del haz de luz procedente de la guía de luz, de modo que el generador multipunto 102 produce cuatro puntos de salida. Sin embargo, en principio, el número y la forma de las facetas podrían ajustarse para producir un patrón deseado de puntos de salida. Por ejemplo, el número de facetas podría incrementarse. En otro ejemplo podría haber una faceta planar central perpendicular a la trayectoria de haz con facetas oblicuamente anguladas circundantes para producir un punto central rodeado por múltiples puntos.

Los elementos ópticos facetados 104 y 106 pueden formarse ventajosamente con adhesivos ópticos. El uso de adhesivos ópticos para formar elementos ópticos facetados tiene varias ventajas técnicas. Una ventaja es que el índice de refracción de los elementos ópticos facetados 104 y 106 puede seleccionarse entre una serie de materiales disponibles. Otra ventaja es la facilidad relativa de formar la superficie facetada en comparación con materiales refractivos más duros que pueden ser difíciles de moldear, corroer, cortar o mecanizar en una forma adecuada. Una tercera ventaja es que el material adhesivo óptico puede ser relativamente duradero en uso en comparación con otros elementos ópticos, como rejillas de difracción, que pueden ser relativamente frágiles. Una cuarta ventaja es que el adhesivo óptico puede formarse alrededor de otros componentes ópticos, permitiendo que

el adhesivo óptico y los otros componentes ópticos trabajen conjuntamente en la generación de un patrón multipunto.

Como ejemplo de la manera en que un elemento óptico facetado puede formarse alrededor de otro componente óptico, la figura 2 ilustra un generador multipunto 202 según formas de realización particulares de la presente invención que incluye un elemento óptico facetado 204 conformado alrededor de una lente de bola 206. La función primaria de la lente de bola 206 es enfocar el haz incidente de modo que sea colimado o convergente en el lado distal de la lente de bola 206. La lente de bola 206 puede ser cualquier lente esférica o casi esférica formada a partir de cualquier material refractivo para transmitir luz desde la fuente de luz a través de la lente. A fin de proporcionar enfoque en forma de un haz colimado o convergente, el índice de refracción de la lente de bola deberá ser mayor que el del medio adhesivo circundante. Un ejemplo es una lente de bola de zafiro con un índice de refracción visible de aproximadamente 1,76 y un índice de refracción de adhesivo inferior de 1,57-1,58. En la forma de realización representada, una superficie extrema facetada convexa 208 del elemento óptico facetado 204 está dispuesta apuntando hacia la guía de luz 108, con la superficie extrema facetada 208 espaciada de un extremo distal de la guía de luz 108. Algunas porciones del haz de luz emitido se refractan entonces en forma de múltiples puntos por el elemento óptico facetado 204, y los puntos se transmiten a través de la lente de bola 206 fuera de una superficie distal planar del elemento óptico facetado 204. En una forma de realización alternativa, la superficie extrema facetada 208 podría ser cóncava. La lente de bola 206 puede hacer que los haces dirigidos hacia los diversos puntos converjan en algún grado para producir un patrón multipunto que no se disemina tan rápidamente cuando aumenta la distancia desde el extremo de la pieza de mano 100, lo que permite a su vez que el patrón multipunto tenga un espaciamiento entre puntos más consistente a pesar de ligeras variaciones en el espaciamiento entre el extremo distal de la pieza de mano 100 y el área diana.

Otra sonda quirúrgica óptica incorpora una lente de enfoque proximal y una superficie facetada del elemento óptico facetado. La figura 3 ilustra un ejemplo de un generador multipunto 302 que incorpora un elemento óptico facetado proximal 304, un elemento óptico facetado distal 306 y una lente 308 de índice de gradiente cilíndrico (GRIN). El haz de luz emitido desde la guía de luz 108 se expande y luego se colima o se hace converger por la lente GRIN 308. El haz de luz colimado o convergido entra entonces en una cara proximal planar del elemento óptico facetado proximal 304, y algunas porciones del haz de luz colimado o convergido se refractan en forma de múltiples puntos cuando pasan a través de la interfaz entre las superficies facetadas de los elementos ópticos facetados 304 y 306. Como se describe anteriormente, esto produce un haz de salida multipunto emitido desde una cara distal planar del elemento óptico distal 306. Debido a que el haz se colima o se hace converger por la lente GRIN, las facetas oblicuas de los elementos ópticos facetados 304 y 306 pueden formar un ángulo más pequeño con respecto a la trayectoria de haz en comparación con la figura 1, tal como en un rango de 15 a 35 grados, mientras se produce todavía el mismo grado de diseminación entre los múltiples puntos en la zona diana.

La figura 4 es un diagrama de flujo 400 que ilustra un ejemplo de procedimiento para formar elementos ópticos facetados a partir de adhesivos ópticos que tienen diferentes índices de refracción. En el paso 402, un primer adhesivo óptico se deposita dentro de una cánula para una pieza de mano quirúrgica. En un ejemplo particular, una fibra óptica puede colocarse dentro de la cánula utilizando un cilindro de centrado durante este paso, y el primer adhesivo óptico puede depositarse directamente sobre un extremo distal de la fibra óptica. En otro ejemplo, una lente GRIN puede colocarse dentro de la cánula en un extremo distal de la guía de luz, y el primer adhesivo óptico puede depositarse sobre un extremo distal de la lente GRIN. En el paso 404, una superficie facetada se conforma en el adhesivo óptico. Por ejemplo, una espiga que tiene una forma facetada convexa puede moldearse en el adhesivo óptico desde un extremo distal de la cánula para producir una superficie facetada cóncava en el adhesivo óptico. Puede utilizarse cualquier técnica adecuada para formar el adhesivo óptica, y puede ser particularmente ventajosa utilizar técnicas de moldeo de alta precisión para producir consistentemente y con precisión la superficie facetada del adhesivo. A continuación, en el paso 406 se cura el primer adhesivo óptico, tal como por exposición a luz ultravioleta (UV), calor o un agente de curado químico, endureciéndose así el primer adhesivo óptico en la forma deseada y permitiendo que se retire la espiga de moldeo.

En el paso 408, un segundo adhesivo óptico se deposita sobre la cara distal del adhesivo óptico previamente curado. El segundo adhesivo óptico se adapta a la superficie facetada cóncava del primer adhesivo óptico para producir una superficie facetada convexa en el segundo adhesivo óptico. La superficie distal del segundo adhesivo óptico puede entonces aplanarse presionando hacia abajo una placa de molde. Alternativamente, el depósito del adhesivo óptico puede controlarse de otra manera para producir una forma deseada, tal como por la introducción en un volumen de molde cerrado. En el último caso, podrían formarse, si se desea, dos superficies facetadas. En el paso 410, el segundo adhesivo óptico se cura para endurecerlo en la forma deseada. Pueden utilizarse diferentes procesos de curado para los adhesivos ópticos primero y segundo. Por ejemplo, si el adhesivo es curado por luz, una longitud de onda de luz utilizada para curar el primer adhesivo puede ser diferente de una longitud de onda utilizada para curar el segundo adhesivo, de modo que no haya efectos negativos por sobreexposición del primer adhesivo a la radiación de curado. En otra variación para adhesivos curados por luz, una placa de molde u otro molde cerrado utilizado para formar el segundo adhesivo óptico puede hacerse también de un material transparente a la radiación de curado (por ejemplo, cuarzo para radiación de curado por UV), de modo que el segundo adhesivo pueda curarse con la placa de molde todavía en su sitio. La placa de molde puede retirarse entonces después del curado. La cánula con los adhesivos ópticos primero y segundo puede ensamblarse entonces en forma de una pieza

de mano quirúrgica en el paso 412 para completar el procedimiento.

La figura 5 es un diagrama de flujo 500 que ilustra un ejemplo de procedimiento para formar un elemento óptico facetado alrededor de otro elemento óptico de acuerdo con una forma de realización de la presente invención. En el paso 502, un adhesivo óptico se deposita sobre una placa de molde alrededor de una lente de bola. En el paso 504, el adhesivo óptico conformado alrededor de la lente de bola se presiona hacia dentro de un extremo distal de una cánula. La placa de molde puede incluir una guía de cánula para facilitar la alineación con la cánula. Cuando el adhesivo óptico es presionado hacia dentro de la cánula, el exceso de adhesivo óptico es forzado hacia fuera de la cánula, de modo que, con un control suficientemente cuidadoso de la cantidad de adhesivo depositado, una cantidad consistente y precisa de adhesivo óptico terminará dentro de la cánula.

En el paso 506 se conforma una superficie facetada en un extremo proximal del adhesivo óptico. La superficie facetada puede ser convexa o cóncava. La superficie facetada puede formarse, por ejemplo, utilizando una espiga con una superficie facetada complementaria en el extremo que se inserta en un extremo proximal de la cánula. En el paso 508 se cura el adhesivo óptico, endureciendo el adhesivo óptico en la forma deseada y permitiendo que se retiren la espiga de moldeo y la placa de molde. La pieza de molde se ensambla con la cánula en el paso 510, completando el procedimiento.

La presente invención se ilustra aquí a modo de ejemplo y diversas modificaciones pueden hacerse por un experto ordinario en la materia. Aunque la presente invención se describe con detalle, deberá entenderse que pueden hacerse diversos cambios, sustituciones y alteraciones en la misma sin aparatarse del alcance de la invención según se reivindica.

REIVINDICACIONES

1. Sonda quirúrgica óptica, que comprende:

una pieza de mano (100), estando la pieza de mano configurada para acoplarse ópticamente a una fuente de luz;

por lo menos una guía de luz dentro de la pieza de mano;

estando dicha por lo menos una guía de luz (108) configurada para transportar un haz de luz desde la fuente de luz hasta un extremo distal de la pieza de mano;

un generador multipunto (202) en un extremo distal de la pieza de mano, incluyendo el generador multipunto un elemento óptico facetado (204) con una superficie extrema facetada (208) separada de un extremo distal de la guía de luz, incluyendo la superficie extrema facetada (208) por lo menos una faceta oblicua con respecto a una trayectoria del haz de luz, y comprendiendo además el generador multipunto (202) una lente de bola esférica o casi esférica (206);

caracterizada por que el elemento óptico facetado (204) está formado a partir de un medio adhesivo óptico con el fin de rodear la lente de bola (206).

2. Sonda quirúrgica óptica según la reivindicación 1, en la que el elemento óptico facetado (204) tiene una superficie facetada cóncava (208).

3. Sonda quirúrgica óptica según la reivindicación 1, en la que el elemento óptico facetado (204) tiene una cara facetada convexa.

4. Sonda quirúrgica óptica según la reivindicación 1, en la que la fuente de luz comprende un láser.

5. Sonda quirúrgica óptica según la reivindicación 4, que comprende una lente de bola de zafiro (206) con un índice de refracción visible de aproximadamente 1,76 y un índice de refracción de adhesivo óptico inferior comprendido entre 1,57 y 1,58.

6. Procedimiento de fabricación de la sonda quirúrgica óptica multipunto según la reivindicación 1, que comprende:

depositar un medio adhesivo óptico en una cánula (101) para una pieza de mano (100), que incluye por lo menos una guía de luz (108) configurada para transportar un haz de luz procedente de una fuente de luz a través de la pieza de mano;

formar (502) el medio adhesivo óptico para rodear una lente de bola esférica o casi esférica (206) y para producir una superficie extrema facetada;

curar (508) el adhesivo óptico; y

ensamblar (510) la cánula con la pieza de mano para formar un generador multipunto que incluye el adhesivo óptico en un extremo distal de la pieza de mano.

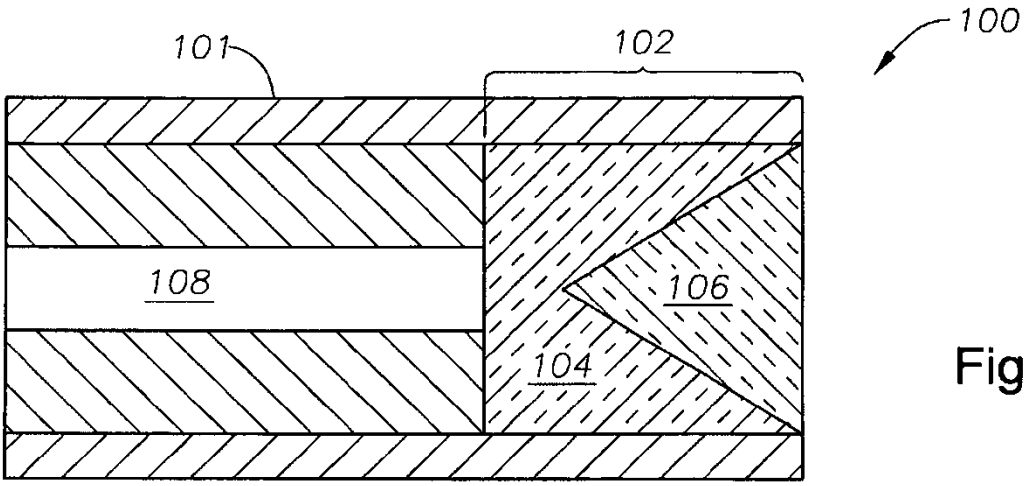

Fig. 1

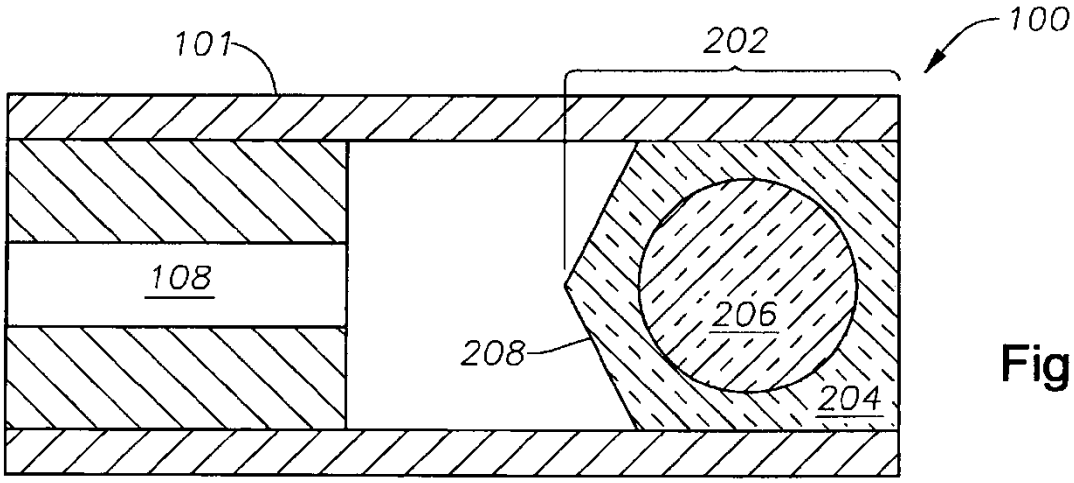

Fig. 2

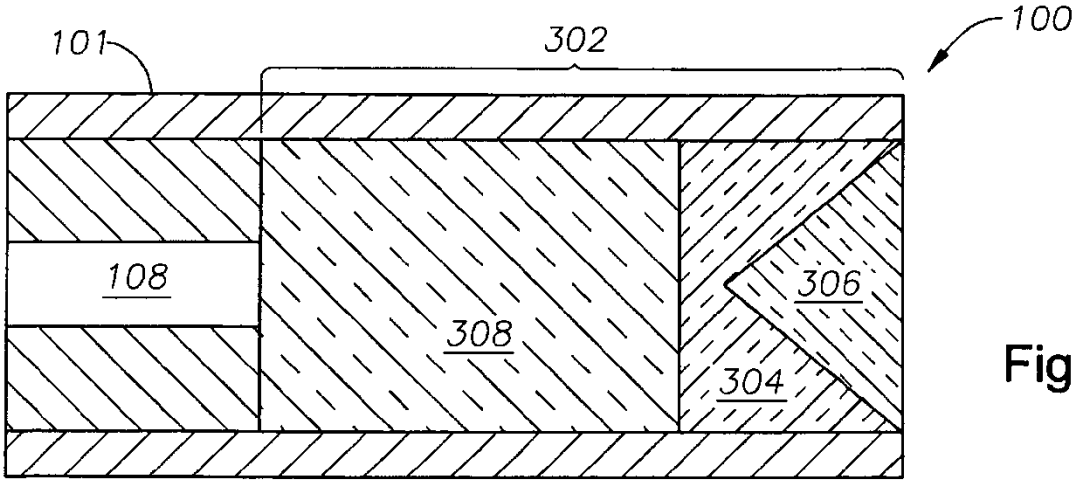

Fig. 3

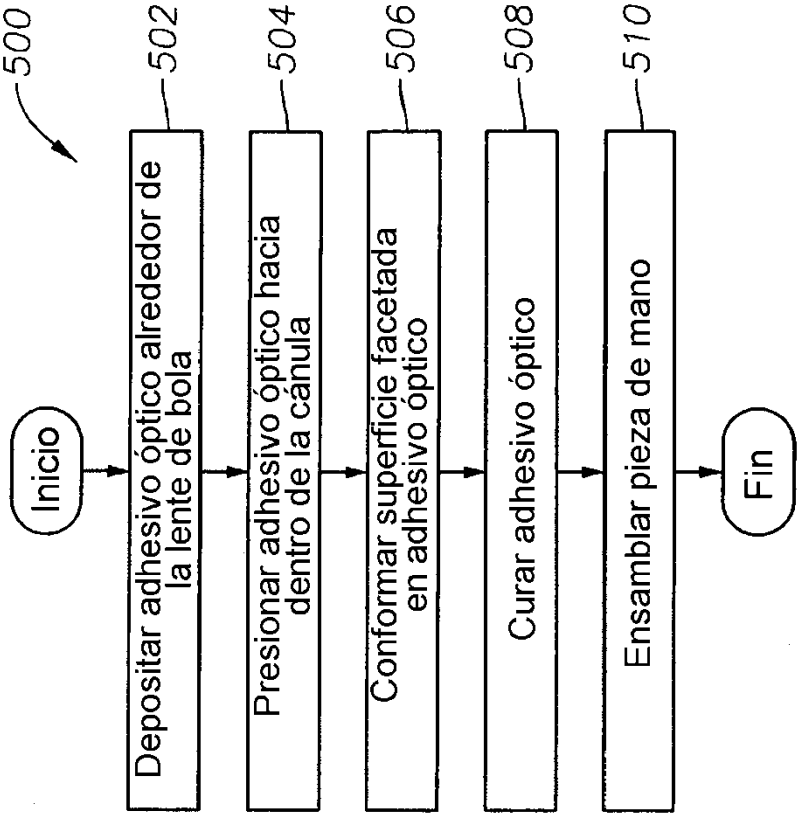
500
Inicio
502
Depositar adhesivo óptico alrededor de la lente de bola
504
Presionar adhesivo óptico hacia dentro de la cánula
506
Conformar superficie facetada en adhesivo óptico
508
Curar adhesivo óptico
510
Ensamblar pieza de mano
Fin

Fig. 5

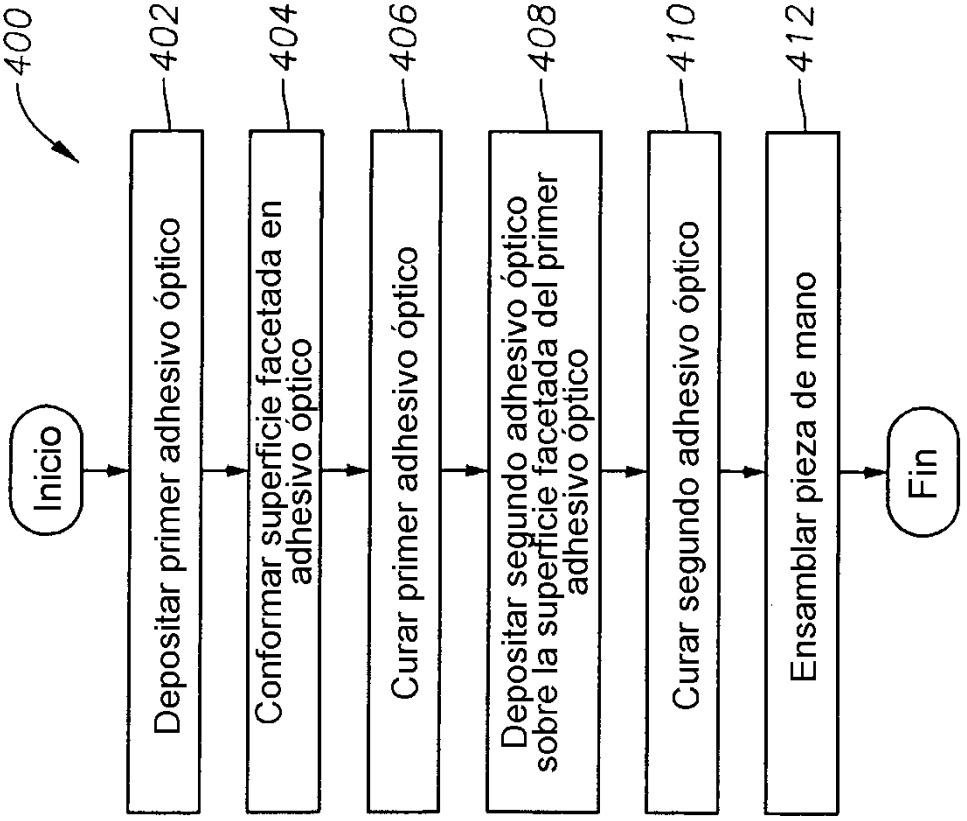
400
Inicio
402
Depositar primer adhesivo óptico
404
Conformar superficie facetada en adhesivo óptico
406
Curar primer adhesivo óptico
408
Depositar segundo adhesivo óptico sobre la superficie facetada del primer adhesivo óptico
410
Curar segundo adhesivo óptico
412
Ensamblar pieza de mano
Fin

Fig. 4