

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 936 826**

51 Int. Cl.:

A61F 9/007 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.09.2015 PCT/US2015/053151**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.05.2016 WO16069179**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.09.2015 E 15778550 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.12.2022 EP 3212138**

54 Título: **Sonda de vitrectomía con escáner de fibra óptica**

30 Prioridad:

29.10.2014 US 201414526685

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

22.03.2023

73 Titular/es:

**ALCON INC. (100.0%)
Rue Louis-d'Affry 6
1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:

FARLEY, MARK

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 936 826 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 de vitrectomía con escáner de fibra óptica

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente divulgación se refiere a aparatos para procedimientos médicos oftálmicos y, más particularmente, a aparatos que incluyen el corte y/o la extracción del humor vítreo.

10 ANTECEDENTES

Muchos procedimientos microquirúrgicos requieren un corte y/o extracción de precisión de diversos tejidos corporales. Por ejemplo, determinados procedimientos quirúrgicos oftálmicos requieren el corte y/o la extracción del humor vítreo, un material gelatinoso transparente que llena el segmento posterior del ojo. El humor vítreo, o vítreo, está compuesto por numerosas fibrillas microscópicas que suelen estar adheridas a la retina. Por lo tanto, el corte y la extracción del vítreo debe realizarse con sumo cuidado para evitar tracción en la retina, la separación de la retina de la coroides, un desgarro retiniano o, en el peor de los casos, el corte y la extracción de la propia retina. Las operaciones delicadas, tales como el manejo de tejido móvil (por ejemplo, corte y extracción de vítreo cerca de una porción desprendida de la retina o un desgarro de retina), la disección de la base del vítreo y el corte y la extracción de membranas son particularmente difíciles.

El uso de sondas de corte microquirúrgico en cirugía oftálmica del segmento posterior es bien conocido. Estas sondas de vitrectomía típicamente se insertan a través de una incisión en la esclerótica cerca de la pars plana. El cirujano también puede insertar otros instrumentos microquirúrgicos tales como un iluminador de fibra óptica, una cánula de infusión o una sonda de aspiración durante la cirugía del segmento posterior. El cirujano realiza el procedimiento mientras observa el ojo bajo un microscopio.

Las sondas de vitrectomía estándar típicamente incluyen una aguja hueca con un orificio en el extremo para extraer las fibrillas que forman el humor vítreo. Un miembro interior, colocado dentro de la aguja hueca, se mueve hacia adelante y hacia atrás para abrir y cerrar el orificio. Esto funciona para cortar cualquier fibrilla que entre en el orificio mientras está abierto. El rápido movimiento hacia adelante y hacia atrás del miembro interior puede causar vibraciones no deseadas dentro de la sonda de vitrectomía. Existe la necesidad de una mejora continua en el uso y la operatividad de las sondas de vitrectomía. Las sondas analizadas en el presente documento están dispuestas para abordar una o más de las deficiencias de la técnica anterior.

El documento WO 2007/000388 A1 divulga un dispositivo médico que comprende una unidad de desactivación de células epiteliales del cristalino adaptada para desactivar selectivamente las células epiteliales del cristalino de un ojo.

El documento DE 40 38 773 A1 divulga una sonda de facoemulsificación por ultrasonidos para succionar tejido del cristalino natural del ojo durante la cirugía de cataratas.

SUMARIO

La invención está definida por la reivindicación independiente 1 del conjunto de reivindicaciones adjunto.

Esta divulgación se refiere en general a, y abarca, aparatos para extraer fluidos del ojo y, más específicamente, a sistemas quirúrgicos oftálmicos que usan los sistemas para extraer fluidos del ojo.

Según un ejemplo, esta divulgación se refiere a una sonda de vitrectomía para tratar un ojo de un paciente. La sonda incluye un cuerpo dispuesto para ser agarrado por un cirujano y un elemento de fotodisrupción que se extiende desde el cuerpo. El elemento de fotodisrupción incluye una aguja que tiene una luz principal que se extiende desde el cuerpo, comprendiendo la aguja un orificio en un extremo. El elemento de fotodisrupción también incluye una cánula de fibra dentro de la luz principal, teniendo la cánula de fibra una luz de fibra. El elemento de fotodisrupción también incluye una fibra óptica dentro de la luz de fibra, siendo la fibra óptica agitable mecánicamente dentro de la luz de fibra.

Según un ejemplo, un sistema quirúrgico oftálmico incluye una sonda que tiene un cuerpo dispuesto para que lo agarre un cirujano y un elemento de fotodisrupción que se extiende desde el cuerpo. El elemento de fotodisrupción incluye una aguja que tiene una luz principal que comprende un orificio en un extremo, una cánula de fibra que tiene una luz de fibra y una fibra óptica dentro de la luz de fibra. El sistema también incluye un mecanismo de agitación para agitar la fibra óptica dentro de la luz de la fibra de modo que un rayo que se extiende desde la fibra óptica escanee el orificio.

Según un ejemplo, un método para hacer funcionar una sonda de vitrectomía incluye proyectar un rayo láser desde una superficie de una fibra óptica, estando dirigido el rayo láser a través de un orificio dentro de una aguja de la sonda de vitrectomía. Dicho método no forma parte de la invención y se proporciona únicamente con fines explicativos. La fibra óptica está alojada dentro de una cánula de fibra que está dentro de la aguja, teniendo la cánula de fibra una luz

de fibra. El método incluye además agitar mecánicamente la fibra óptica dentro de la luz de fibra de modo que el rayo láser escanee a través del orificio.

5 Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son de naturaleza ilustrativa y explicativa y están destinadas a proporcionar una comprensión de la presente divulgación sin limitar el alcance de la presente divulgación. En ese sentido, los aspectos, características y ventajas adicionales de la presente divulgación serán evidentes para un experto en la materia a partir de la siguiente descripción detallada.

10 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

Los dibujos adjuntos ilustran realizaciones de los dispositivos divulgados en el presente documento y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios de la presente divulgación.

15 La figura 1 es un diagrama que muestra un sistema de sonda de vitrectomía ilustrativo según un ejemplo que incorpora los principios descritos en el presente documento.

20 La figura 2 es un diagrama que muestra una vista en sección transversal longitudinal ilustrativa de una porción de la sonda de vitrectomía con un elemento de fotodisrupción según un ejemplo que incorpora los principios descritos en el presente documento.

Las figuras 3A y 3B son diagramas que muestran vistas en sección transversal longitudinal ilustrativas de un elemento de fotodisrupción de una sonda de vitrectomía con un escáner de fibra óptica según un ejemplo que incorpora los principios descritos en el presente documento.

25 Las figuras 4A-4C son diagramas que muestran vistas en sección transversal axial de una trayectoria tomada por un rayo láser de escaneo según un ejemplo de los principios descritos en el presente documento.

30 La figura 5 es un diagrama que muestra una sonda de vitrectomía ilustrativa con un elemento de fotodisrupción curvo según un ejemplo de los principios descritos en el presente documento.

La figura 6 es un diagrama que muestra un sistema quirúrgico oftálmico con una sonda de vitrectomía por fotodisrupción que realiza un procedimiento quirúrgico en un paciente según un ejemplo que incorpora los principios descritos en el presente documento.

35 La figura 7 es un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo para tratar a un paciente con una sonda de vitrectomía que tiene un escáner de fibra óptica según un ejemplo que incorpora los principios descritos en el presente documento. Dicho método no forma parte de la invención y se proporciona únicamente con fines explicativos.

40 **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

Con el fin de promover la comprensión de los principios de la presente divulgación, ahora se hará referencia a las realizaciones ilustradas en los dibujos, y se usará un lenguaje específico para describir las mismas. No obstante, se entenderá que no se pretende limitar el alcance de la divulgación. Cualquier alteración y modificación adicional de los dispositivos, instrumentos descritos y cualquier aplicación adicional de los principios de la presente divulgación se contemplan por completo, como se le ocurriría normalmente a un experto en la materia al que se refiere la divulgación. En particular, se contempla completamente que las características, componentes y/o etapas descritas con respecto a una realización puedan combinarse con las características, componentes y/o etapas descritas con respecto a otras realizaciones de la presente divulgación. Por simplicidad, en algunos casos se utilizan los mismos números de referencia en todos los dibujos para referirse a partes iguales o similares.

45 La presente divulgación se refiere a aparatos y sistemas para extraer tejido y/o fluido ocular del ojo. Las diversas figuras muestran realizaciones de sondas quirúrgicas oftálmicas de ejemplo del uso de los dispositivos para extraer tejido y/o fluido ocular del ojo de un paciente. Las realizaciones descritas en el presente documento incorporan un elemento de fotodisrupción de una sonda de vitrectomía que puede operar para cortar fibrillas vítreas durante un procedimiento de vitrectomía. Sin embargo, un experto en la materia comprendería que se podrían usar realizaciones similares para extraer tejido y/o fluido de otras ubicaciones en el cuerpo sin apartarse de la intención general o las enseñanzas de la presente divulgación.

60 La figura 1 es un diagrama que muestra un sistema quirúrgico de vitrectomía 100 ilustrativo. Según el presente ejemplo, el sistema quirúrgico de vitrectomía 100 incluye una carcasa de base 102 y una pantalla de visualización asociada 104 que muestra datos relacionados con el funcionamiento y el rendimiento del sistema durante un procedimiento quirúrgico de vitrectomía. En esta realización de ejemplo, el sistema quirúrgico de vitrectomía 100 incluye una consola móvil que puede ser usada por un proveedor de atención médica para realizar un procedimiento quirúrgico de vitrectomía. El sistema quirúrgico de vitrectomía 100 incluye una sonda de vitrectomía 112 que está configurada para usarse durante un procedimiento quirúrgico oftálmico, tal como, por ejemplo, un procedimiento quirúrgico de

vitrectomía. La carcasa de base 102 puede configurarse para procesar, recibir y almacenar datos y proporcionar señales a la sonda de vitrectomía y/o la pantalla 104.

5 La figura 2 es un diagrama estilizado que muestra una porción de la sonda de vitrectomía 112 ilustrativa. Según el presente ejemplo, la sonda de vitrectomía 112 incluye un cuerpo 202 y un elemento de fotodisrupción 204 soportado y que se extiende desde el mismo. El elemento de fotodisrupción 204 incluye una luz principal 206 que tiene un orificio 212 en el extremo. El elemento de fotodisrupción 204 también incluye una luz de fibra 208 con una fibra óptica 210 en su interior.

10 El cuerpo 202 forma una porción de mango que un cirujano puede agarrar y manipular cuando realiza un procedimiento quirúrgico, tal como una vitrectomía. En algunas realizaciones, la porción exterior del cuerpo 202 está diseñada ergonómicamente para que el cirujano la agarre cómodamente. El cuerpo 202 puede estar hecho de una variedad de materiales comúnmente usados para formar dichas herramientas. Por ejemplo, el cuerpo 202 puede estar hecho, por ejemplo, de aluminio ligero, un polímero u otro material. Dependiendo de la realización, puede esterilizarse y usarse en más de un procedimiento quirúrgico, o puede ser un dispositivo de un solo uso. La porción interior del cuerpo 202 está diseñada para albergar un mecanismo de agitación 214. El mecanismo de agitación es un motor o impulsor y se describirá con mayor detalle a continuación. La porción interior del cuerpo 202 también está diseñada para soportar el elemento de fotodisrupción 204 y otras características o elementos de la sonda 112.

20 El elemento de fotodisrupción 204 es una porción de la sonda 112 que interactúa con el paciente. Está diseñado para penetrar el globo de un ojo y puede usarse para extraer el vítreo o realizar otras funciones o tareas. El elemento de fotodisrupción 204 incluye una aguja 216, una cánula de fibra 218 y una fibra óptica 210. La aguja 216 incluye una punta distal 205, una luz principal 206 y una porción de cuerpo cilíndrico 220. La porción de cuerpo cilíndrico 220 incluye un orificio 212 cerca de la punta distal 205. En un ejemplo, la luz principal 206 tiene una sección transversal sustancialmente circular. Otras realizaciones tienen otras formas de sección transversal, incluyendo ovalada, rectangular, entre otras. También se contemplan aún otras formas de sección transversal. El orificio 212, que está en la punta distal 205 de la aguja 216, tiene el tamaño y la forma para permitir que las fibrillas vítreas entren en la luz principal 206. Como se describirá con más detalle a continuación, un rayo láser que se proyecta desde la fibra óptica 210 cortará las fibrillas vítreas que entran en el orificio 212.

30 La cánula de fibra 218 está dispuesta dentro de la luz principal 206 de la aguja 216. Incluye una luz de fibra 208 y está diseñada para albergar la fibra óptica 210. La cánula de fibra 218 puede fijarse rígidamente en su lugar y puede asegurarse en su lugar a lo largo del interior de la aguja 216, o puede flotar dentro de la luz principal 206. En algunas realizaciones, la cánula de fibra 218 se forma dentro de una pared de la aguja 216. En un ejemplo, la superficie exterior de la cánula de fibra 218 se asegura a la superficie interior de la aguja 216. El interior de la cánula de fibra 218 tiene un diámetro que es sustancialmente mayor que el diámetro exterior de la fibra óptica 210, de modo que la fibra óptica 210 es capaz de desplazarse dentro de la luz de fibra 208. El diámetro exterior de la cánula de fibra 218 está dimensionado y conformado para encajar dentro de la luz principal 206 mientras deja suficiente espacio dentro del interior de la luz principal 206 para otros fines, tales como la aspiración de tejido emulsionado o fotodisrupción, incluidas las fibrillas vítreas.

45 La fibra óptica 210 está diseñada para actuar como una guía de ondas óptica y propagar un rayo láser. Las características del rayo láser que se propaga a través de la fibra óptica 210 son tales que el rayo láser provoca la fotodisrupción de las fibrillas vítreas dentro de la trayectoria del rayo láser. En algunos ejemplos, el rayo láser puede ser producido por un láser granate de itrio y aluminio (YAG) incorporado en el cuerpo 202 de la sonda 112, en la carcasa de base 102 o en otra ubicación alrededor del sistema quirúrgico 100. El rayo láser puede tener una salida de energía dentro de un intervalo de aproximadamente 1 microjulio (μJ) a 10 milijulios (mJ). El láser puede ser un láser pulsado que tenga una anchura de pulso dentro de un intervalo de aproximadamente 10-1000 femtosegundos (fs). El láser puede tener una frecuencia de pulsos dentro de un intervalo de aproximadamente 10-500 kilohercios (kHz). Estos intervalos pueden proporcionar de manera efectiva la fotodisrupción, que es el efecto mecánico de la luz sobre el tejido para disrumpir o romper el tejido mediante ionización rápida de moléculas producida por láser. También se contemplan otros intervalos para las características del rayo láser que pueden proporcionar fotodisrupción.

55 La fibra óptica 210 se sitúa de modo que un rayo láser que se proyecta desde la fibra óptica 210 se proyectará a través del orificio 212 y tiene potencia suficiente para cortar las fibrillas vítreas. Por tanto, el rayo láser puede cortar las fibrillas vítreas que entran en el orificio 212. En las realizaciones divulgadas en el presente documento, la anchura del rayo láser puede ser sustancialmente más pequeño que la anchura del orificio 212. Por ejemplo, el orificio 212 puede tener un diámetro o anchura de aproximadamente 300 micras. El propio rayo láser puede tener un diámetro de aproximadamente 10 a 25 micras. Según los principios descritos en el presente documento, la fibra óptica 210 se pone en movimiento mediante el mecanismo de agitación 214 de modo que el movimiento de la fibra óptica 210 hace que se proyecte un rayo láser desde la fibra óptica 210 para escanear a través del orificio 212.

65 El mecanismo de agitación 214 está configurado para mover mecánicamente la fibra óptica 210 dentro de la luz de fibra 208. Por tanto, el tamaño de la luz de fibra 208 y el tamaño de la fibra óptica 210 son tales que hay espacio para que la fibra óptica 210 se mueva físicamente dentro de la luz de fibra 208. Específicamente, el diámetro de la luz de fibra es mayor que el diámetro exterior de la luz de fibra. En algunas realizaciones, el mecanismo de agitación 214 es

un motor o impulsor que desplaza la fibra óptica 210. Como se describió anteriormente, la fibra óptica 210 y la luz de fibra 208 tienen un tamaño tal que la fibra óptica 210 tiene espacio para moverse dentro de la luz de fibra 208. El mecanismo de agitación 214 puede mover la fibra óptica 210 en una variedad de formas diferentes a frecuencias variables. Por ejemplo, el mecanismo de agitación 214 puede mover la fibra óptica 210 a una frecuencia dentro de un intervalo de aproximadamente 10 hercios (Hz) a 10 kHz. Este movimiento rápido de la fibra óptica 210 hace que el rayo láser que se está proyectando desde la fibra óptica 210 se mueva a través del orificio 212 lo suficientemente rápido como para que las fibrillas vítreas que entren en el orificio 212 estén dentro de la trayectoria del rayo láser. Dependiendo de la realización, el mecanismo de agitación 214 desplaza la fibra óptica 210 en un movimiento hacia adelante y hacia atrás o de lado a lado, una rotación circular, una trayectoria aleatoria u otra trayectoria de desplazamiento. El rayo láser puede entonces cortar las fibrillas vítreas mediante un proceso de fotodisrupción.

Las figuras 3A y 3B son diagramas que muestran vistas en sección transversal longitudinal ilustrativas de un elemento de fotodisrupción 204 de una sonda de vitrectomía 112 con un escáner de fibra óptica. La figura 3A ilustra una vista a lo largo de una sección transversal que es perpendicular y a través del orificio 212. La figura 3B ilustra una vista tomada a lo largo de las líneas 3B-3B de la figura 3A, que muestra una sección transversal que es paralela al orificio 212.

En el ejemplo de la figura 3A, la punta de la fibra óptica 210 incluye una punta redondeada que funciona como lente de la fibra óptica. Por tanto, la punta se denominará punta con lente 302. La punta con lente 302 puede ser un extremo redondo macizo de la fibra óptica 210. La punta con lente 302 puede tener un diámetro mayor que el diámetro de la fibra óptica 210. La punta con lente 302 puede estar hecha del mismo material que la fibra óptica 210 y, por tanto, ser transparente. La punta con lente 302 puede funcionar de forma independiente, o junto con una lente 304, para proporcionar potencia de enfoque refractiva. Esto puede proporcionar un medio para concentrar la energía del rayo láser proyectado al reducir la divergencia del rayo, colimar el rayo o hacer converger el rayo en un punto más pequeño que el diámetro de la fibra óptica.

En algunos ejemplos, la punta con lente 302 también puede funcionar como un cojinete 302 junto con una lente 304. La punta con lente o cojinete 302 tiene el tamaño y la forma para encajar dentro de una lente 304 asegurada al extremo distal de la luz de fibra 208. La lente 304 puede estar hecha de un material transparente tal como vidrio o plástico. La lente 304 tiene una superficie interior cóncava que recibe el cojinete 302. La superficie exterior de la lente 304 tiene una forma convexa. La curvatura tanto de la superficie exterior como de la superficie interior se selecciona para afectar al rayo láser 306 según se desee. Por ejemplo, la curvatura de ambas superficies de la lente 304 puede hacer que el rayo láser sea colimado, convergente o divergente. En algunos ejemplos puede haber un lubricante 314 entre el cojinete 302 y la lente 304. El lubricante 314 puede ser un fluido transparente que tenga un índice de refracción que coincida con el índice de refracción del material que forma la lente 304. Esto reduce la cantidad de reflexión del rayo láser 306 que se proyecta desde la fibra óptica 210. En algunas realizaciones, se puede usar un tipo diferente de lubricante. En algunas realizaciones, no se usa lubricante entre el cojinete 302 y la lente 304.

El mecanismo de agitación (por ejemplo, 214, figura 2) puede provocar el movimiento de la fibra óptica 210 de modo que el cojinete 302 rote o gire dentro de la lente 304 a medida que la fibra óptica 210 se mueve dentro de la luz de fibra 208. A medida que el cojinete 302 gira con respecto a la lente 304, el extremo distal 316 de la fibra óptica 210, a través del cual se emite un rayo láser 306, se mueve de modo que el rayo láser 306 que se proyecta desde el extremo distal 316 de la fibra óptica escanea a través del orificio 212.

La fibra óptica 210 puede moverse en una variedad de formas. Por ejemplo, la fibra óptica 210 puede moverse en un movimiento elíptico o circular alrededor del diámetro interior de la luz de fibra 208. En algunos ejemplos, la fibra óptica 210 puede moverse hacia adelante y hacia atrás a lo largo de una trayectoria lineal a través de la luz de fibra 208. En algunos casos, la fibra óptica 210 puede moverse al azar a través de la luz de fibra 208. Más adelante se proporcionarán más detalles sobre el tipo de movimiento causado por el mecanismo de agitación.

Durante el funcionamiento de la sonda de vitrectomía 112, el cirujano mueve la punta de la sonda de vitrectomía 112 de modo que las fibrillas vítreas entren en el orificio 212. A medida que las fibrillas vítreas entran en el orificio 212 y pasan a la región de fotodisrupción 308, se cortarán a medida que el rayo láser de escaneo 306 pase por ellas.

En algunos ejemplos, la sonda de vitrectomía 112 incluye una luz de aspiración 312 para aspirar el tejido vítreo cortado 310 y otros fluidos vítreos. La luz de aspiración 312 puede estar en conexión con un mecanismo de succión (no mostrado) que proporciona una fuerza de vacío para extraer el tejido cortado 310 y otros fluidos. En algunas realizaciones, el mecanismo de succión está ubicado en la consola (por ejemplo, 110, figura 1) y está en comunicación con la luz de aspiración 312 de la sonda de vitrectomía 112. En algunos ejemplos, la luz principal 206 actúa como parte de la luz de aspiración como se ilustra. En algunos ejemplos, sin embargo, una cánula separada e independiente con una luz de aspiración se sitúa dentro de la luz principal 206. Dicha luz de aspiración está en conexión con el orificio 212 de modo que el tejido cortado 310 pasará apropiadamente a la luz de aspiración.

La figura 3B ilustra una vista en sección transversal del elemento de fotodisrupción 204 tomada a lo largo de las líneas 3B-3B de la figura 3A. Por tanto, se puede ver que el rayo láser 306 escanea a través del orificio circular 212 como lo indican las flechas de doble cara. Aunque el orificio 212 se ilustra como circular, se entiende que el orificio 212 puede tener otras formas, incluyendo elíptica y rectangular, por ejemplo.

- 5 Se pueden usar varias tasas de repetición, diámetros de puntos enfocados, densidades de puntos, áreas escaneadas y patrones de escaneo de acuerdo con los principios descritos en el presente documento. Por ejemplo, una frecuencia de pulsos láser de 30 kHz con un diámetro de rayo enfocado de 3 micras aplicado al 100 % de densidad sobre un orificio de 500 micras de diámetro podría usarse de acuerdo con una técnica de agitación que implica una oscilación de 50 Hz en un patrón elíptico. En otro ejemplo, podría usarse una frecuencia de pulsos láser de 200 kHz con un diámetro de rayo enfocado de 10 micras aplicado a una densidad del 50 % sobre un área circular de 300 micras de diámetro de acuerdo con una oscilación de 4500 Hz en una trayectoria elíptica.
- 10 En algunos ejemplos, el rayo láser 306 está configurado de modo que converge a medida que cruza el orificio 212. Un rayo láser convergente tiene un diámetro que disminuye a lo largo de una longitud específica. Un rayo láser convergente enfoca más energía en un área de sección transversal más pequeña, lo que permite una mejor fotodisrupción en el área más pequeña.
- 15 Las figuras 4A-4C son diagramas que muestran vistas en sección transversal axial de trayectorias de ejemplo tomadas por un rayo láser de escaneo. La vista en sección transversal ilustra la luz principal 206 y el orificio 212 de la aguja 216. La figura 4A ilustra una trayectoria elíptica 402. En algunos ejemplos, el mecanismo de agitación (por ejemplo, 214, figura 2) está configurado para hacer que la fibra óptica (por ejemplo, 210, figura 2) se mueva en un movimiento elíptico o circular que da como resultado una trayectoria de desplazamiento del rayo láser correspondiente a una forma elíptica a medida que el rayo se desplaza a través del orificio 212. En algunos ejemplos, esto puede hacer que el cojinete (por ejemplo, 302, figura 3A) gire dentro de la lente (por ejemplo, 304, figura 3A) de modo que el rayo láser (por ejemplo, 306, figura 3A) emitido desde la fibra óptica efectúa la trayectoria elíptica ilustrada. Aunque la trayectoria elíptica 402 se muestra en el sentido de las agujas del reloj, se entiende que el mecanismo de agitación también puede provocar un movimiento en el sentido contrario a las agujas del reloj.
- 20
- 25 La figura 4B ilustra una trayectoria lineal 404. En algunos ejemplos, el mecanismo de agitación está configurado para hacer que la fibra óptica se mueva de modo que el rayo láser se mueva hacia adelante y hacia atrás en un patrón lineal a través del orificio 212, como se ilustra en la trayectoria lineal 404. La frecuencia a la que el rayo láser se mueve hacia adelante y hacia atrás puede seleccionarse para provocar de manera efectiva la fotodisrupción del tejido que ha pasado a través del orificio 212 al interior de la luz principal 206.
- 30
- 35 La figura 4C ilustra una trayectoria aleatoria 406. En algunos ejemplos, el mecanismo de agitación está configurado para agitar aleatoriamente la fibra óptica de modo que el rayo láser se mueva en una trayectoria aleatoria 406. La velocidad y la forma en que se agita la fibra óptica para moverse en la trayectoria aleatoria 406 pueden seleccionarse para provocar de manera efectiva la fotodisrupción del tejido que ha pasado a través del orificio 212 al interior de la luz principal 206.
- 40
- 45 La figura 5 es un diagrama estilizado que muestra una sonda de vitrectomía ilustrativa 112 con un elemento de fotodisrupción curvo 504. Como se describió anteriormente, las sondas de vitrectomía convencionales usan un elemento de corte mecánico para cortar las fibrillas vitreas que entran en el orificio. El elemento de corte mecánico generalmente incluye un miembro interior que se mueve axialmente a través del orificio. Este movimiento axial no es susceptible a tener un elemento de corte curvo. Pero, usando los principios descritos en el presente documento, el elemento de fotodisrupción 504 se puede curvar para permitir un acceso mejorado para eliminar las uniones fraccionadas en la base vítrea anterior y evitar el contacto con el cristalino. Un mejor acceso permite mejores resultados quirúrgicos.
- 50
- Según el presente ejemplo, el elemento de fotodisrupción 504 incluye una aguja 516 con una luz principal 506 que se extiende desde un cuerpo 502. Aquí, la aguja 516 es curva. En algunos ejemplos, una aguja curva tiene un arco a lo largo de al menos una porción de la longitud de la aguja 516. En algunos ejemplos, la longitud total de la aguja 516 está arqueada. En algunos ejemplos, una aguja curva tiene una o más curvas entre secciones rectas. Por ejemplo, como se ilustra en la figura 5, la aguja curva 516 tiene una sola curva entre dos secciones rectas.
- 55
- Adicionalmente, una cánula de fibra 518 con una luz de fibra 508 que alberga la fibra óptica 510 es curva de manera similar a la de la aguja 516. Debido a que doblar una fibra óptica 510 no impide la propagación de la luz a través de la fibra óptica 510, es posible tener un elemento de fotodisrupción curvo 504 como se ilustra. Las descripciones en el presente documento del cuerpo y del mecanismo de agitación, así como otras características, también se aplican a la realización que se muestra en la figura 5 y no se repetirán aquí. El cuerpo 502 se puede diseñar para soportar el elemento de fotodisrupción curvo 504. Adicionalmente, el mecanismo de agitación 514 puede diseñarse para agitar la fibra óptica curva 510 de modo que un rayo láser emitido desde la punta de la fibra óptica 510 provoque la fotodisrupción del tejido que entra en un orificio 512 en la aguja 516.
- 60
- 65 La figura 6 es un diagrama que muestra un sistema quirúrgico oftálmico 600 con una sonda de vitrectomía por fotodisrupción 606 que realiza un procedimiento quirúrgico en un paciente. Según el presente ejemplo, el sistema 600 incluye una consola 602 con un sistema de control 604, una fuente de láser 610 y una fuente de alimentación 614. La consola 602 está en comunicación con la sonda 606, también denominada pieza manual 606. La pieza manual 606

puede ser la misma sonda 112 analizada anteriormente, o puede ser otra sonda usada por un operador o cirujano para tratar una afección del ojo. En este ejemplo, la porción distal se inserta en el ojo de un paciente 608.

5 Muchos de los detalles de estos componentes no cambian con respecto a los descritos con referencia a otras realizaciones, y esas descripciones no se repetirán aquí. La consola 602 incluye componentes que accionan y trabajan con la pieza manual 606. Componentes y características adicionales de la consola 602 serán evidentes para un experto en la materia. El sistema de control 604 dentro de la consola 602 proporciona las señales deseadas a la pieza manual 606 para hacer que la guía de ondas o fibra óptica se mueva con respecto al miembro de aguja y corte las fibrillas vítreas. El sistema de control 604 puede incluir un procesador, una memoria y otro hardware para controlar la consola y la pieza manual 606.

15 La fuente de láser 610 puede proporcionar un láser que tenga las características que permitan una fotodisrupción efectiva. La fuente de láser 610 puede estar en comunicación con la pieza manual 606 a través de un cable óptico 612. El cable óptico 612 incluye una guía de ondas que está diseñada para propagar eficazmente el láser desde la fuente de láser 610 hasta la fibra óptica (210, figura 2) dentro de la pieza manual 606.

20 La fuente de alimentación 614 se usa para alimentar el mecanismo de agitación (210, figura 2) que agita la fibra óptica dentro de la pieza manual 606. Se pueden usar varios tipos de fuentes de alimentación. En un ejemplo, si el mecanismo de agitación funciona con energía eléctrica, entonces la fuente de alimentación 614 es una fuente de alimentación eléctrica tal como una batería o suministro de voltaje para proporcionar el voltaje apropiado. En tal caso, el cable 616 es un cable de alimentación. En un ejemplo, si el mecanismo de agitación funciona con energía neumática, entonces la fuente de alimentación 614 puede ser un suministro de fluido comprimido. En tal caso, el cable 616 sería un tubo neumático que conecta el suministro de fluido comprimido a la pieza manual 606.

25 También pueden usarse otras conexiones entre la pieza manual 606 y la consola 602. Por ejemplo, la consola puede incluir un mecanismo de succión o aspiración que se conecta con una luz de aspiración en la pieza manual 606. Aunque el cable óptico 612 y el cable 616 se ilustran por separado, en algunos casos, todas las conexiones entre la consola 602 y la pieza manual 606 pueden encajarse dentro de un solo cable.

30 La figura 7 es un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo 700 para tratar a un paciente con una sonda de vitrectomía por fotodisrupción que tiene un escáner de fibra óptica. Dicho método no forma parte de la invención y se proporciona únicamente con fines explicativos. El escáner de fibra óptica incluye los componentes usados para hacer que un rayo láser se mueva o escanee a través de un orificio de la sonda de vitrectomía. Según el presente ejemplo, el método 700 incluye crear una incisión en un ojo de un paciente en 702. En 704, el método 700 incluye insertar un elemento de fotodisrupción de una sonda de vitrectomía en el ojo del paciente.

35 El elemento de fotodisrupción incluye una aguja que forma una luz principal. Un orificio en el extremo distal de la aguja permite que las fibrillas vítreas entren en la luz principal. El elemento de fotodisrupción también incluye una cánula de fibra que forma una luz de fibra e incluye una fibra óptica alojada en su interior. Se dispone un mecanismo de agitación para agitar la fibra óptica de la manera descrita en el presente documento.

40 Según el presente ejemplo, el método 700 incluye 706 para proyectar un rayo láser desde la fibra óptica. Las características del rayo láser son tales que el rayo provoca efectivamente la fotodisrupción del tejido en la trayectoria del rayo láser. En algunos ejemplos, el rayo láser puede converger a medida que cruza el orificio. Esto enfoca más energía en un diámetro más pequeño y puede permitir una mejor fotodisrupción. Otros ejemplos tienen un rayo láser divergente. Otros ejemplos más tienen un rayo láser sustancialmente colimado.

45 El método incluye además 708 para agitar mecánicamente la fibra óptica. La agitación de la fibra óptica hace que la punta de la fibra óptica se mueva de modo que el rayo láser que se está proyectando desde la punta de la fibra óptica escanea a través del orificio de la aguja. Por tanto, incluso aunque el diámetro del rayo láser es sustancialmente más pequeño que la abertura del orificio, el rayo láser puede cortar los tejidos que entran en el orificio porque se mueve hacia adelante y hacia atrás a través del orificio a una velocidad relativamente rápida. Con la fibra óptica siendo agitada mecánicamente, el cirujano puede completar un procedimiento de vitrectomía aspirando humor vítreo del ojo del paciente a través del orificio en la aguja. El vítreo que entra en el orificio se corta y se aspira a través de la aguja hasta la carcasa principal, donde el tejido aspirado se recogerá en un depósito de eliminación. Cuando se completa el procedimiento, se retira la aguja del ojo del paciente y pueden ocurrir procedimientos adicionales que no impliquen la sonda de vitrectomía.

50 El uso de los principios descritos en el presente documento puede proporcionar varios beneficios a operaciones quirúrgicas que implican una sonda de vitrectomía. Por ejemplo, el uso del rayo láser en lugar de una herramienta de corte mecánica permite una velocidad de corte más rápida y puede disminuir la tracción de la retina, lo que puede provocar el desgarramiento de la retina. La sonda de vitrectomía por fotodisrupción puede funcionar con menos ruido, vibración y desgaste que las sondas de vitrectomía convencionales. Además, el uso del elemento de fotodisrupción permite una punta de sonda curva, lo que permite un mejor acceso y tratamiento en algunos casos que los que se pueden obtener con una aguja recta.

5 Los expertos en la materia apreciarán que las realizaciones abarcadas por la presente divulgación no se limitan a las realizaciones de ejemplo particulares descritas anteriormente. A ese respecto, aunque se han mostrado y descrito realizaciones ilustrativas, en la divulgación anterior se contempla una amplia gama de modificaciones, cambios y sustituciones. Se entiende que se pueden hacer tales variaciones a lo anterior sin apartarse del alcance de la presente divulgación. Por consiguiente, es apropiado que las reivindicaciones adjuntas se interpreten de manera amplia y de manera consistente con la presente divulgación.

REIVINDICACIONES

1. Una sonda de vitrectomía (112, 606) para tratar un ojo de un paciente, comprendiendo la sonda:
 un cuerpo (202, 502) dispuesto para que lo agarre un cirujano; y
 5 un elemento de fotodisrupción (204, 504) que se extiende desde el cuerpo, incluyendo el elemento de fotodisrupción:
 una aguja (216, 516) que tiene una luz principal (206, 506) que se extiende desde el cuerpo, comprendiendo la aguja
 un orificio (212, 512) en un extremo;
 una cánula de fibra (218, 518) dentro de la luz principal, teniendo la cánula de fibra una luz de fibra (208, 508); y
 10 una fibra óptica (210, 510) dentro de la luz de fibra, siendo la fibra óptica agitable mecánicamente dentro de la luz de
 fibra; y
 un mecanismo de agitación (214, 514) para agitar la fibra óptica dentro de la luz de la fibra de modo que un rayo láser
 que se extiende desde la fibra óptica escanea el orificio, **caracterizada por que** el mecanismo de agitación está
 configurado para agitar la fibra óptica a una frecuencia dentro de un intervalo de 10 Hz a 10 kHz.
- 15 2. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde la fibra óptica (210, 510) comprende una punta redondeada
 (302) configurada como una lente de la fibra óptica.
3. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde la fibra óptica (210, 510) comprende un cojinete (302) en una
 20 punta de la fibra óptica;
 y opcionalmente en donde la luz de fibra (208, 508) comprende una lente (304) en un extremo distal de la luz de fibra,
 estando la lente conformada para encajar en el cojinete de modo que la agitación de la fibra óptica hace que el cojinete
 gire dentro de la lente.
- 25 4. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde una superficie distal de la fibra óptica está dirigida de modo
 que la agitación mecánica de la fibra óptica (210, 510) hace que dicho rayo se proyecte desde la superficie distal para
 escanear el orificio (212, 512).
- 30 5. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde la luz principal (206, 506) es una luz de aspiración para extraer
 tejido vítreo cortado por el rayo láser proyectado desde la fibra óptica (210, 510).
6. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde la fibra óptica (210, 510) está configurada de modo que el rayo
 láser converge a través del orificio (212, 512).
- 35 7. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde un pulso del rayo láser tiene una anchura dentro de un intervalo
 de 10-1000 femtosegundos; y/o en donde la energía del rayo láser está dentro de un intervalo de 1 microjulio a 10
 milijulios.
- 40 8. La sonda (112, 606) de la reivindicación 1, en donde el elemento de fotodisrupción (204, 504) es curvo.
9. Un sistema quirúrgico oftálmico (100, 600) que comprende la sonda (112, 606) según la reivindicación 1.
10. El sistema (100, 600) de la reivindicación 9, que comprende además, una consola (110, 602) conectada a la sonda
 (112, 606) a través de al menos un cable (612, 616); y opcionalmente en donde:
 45 la consola comprende una fuente de luz láser (610) en conexión óptica con la fibra óptica (210, 510); o
 la consola comprende:
 una fuente de alimentación (614) en conexión con el mecanismo de agitación (214, 514); y
 una fuente de vacío en conexión fluida con la sonda.
- 50 11. El sistema (100, 600) de la reivindicación 9, en donde la luz principal (206, 506) y la luz de fibra (208, 508) tienen
 una forma curva.

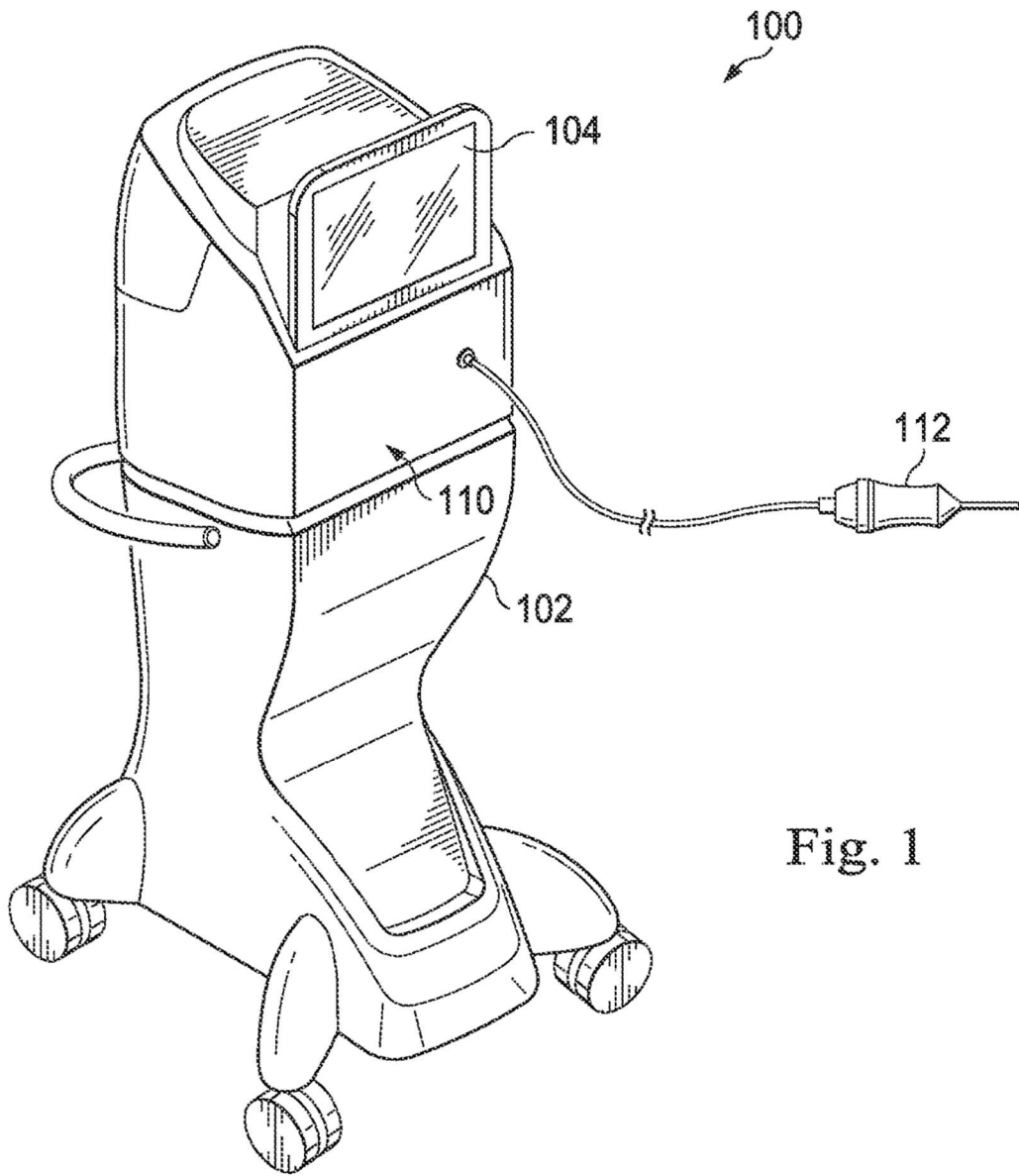


Fig. 1

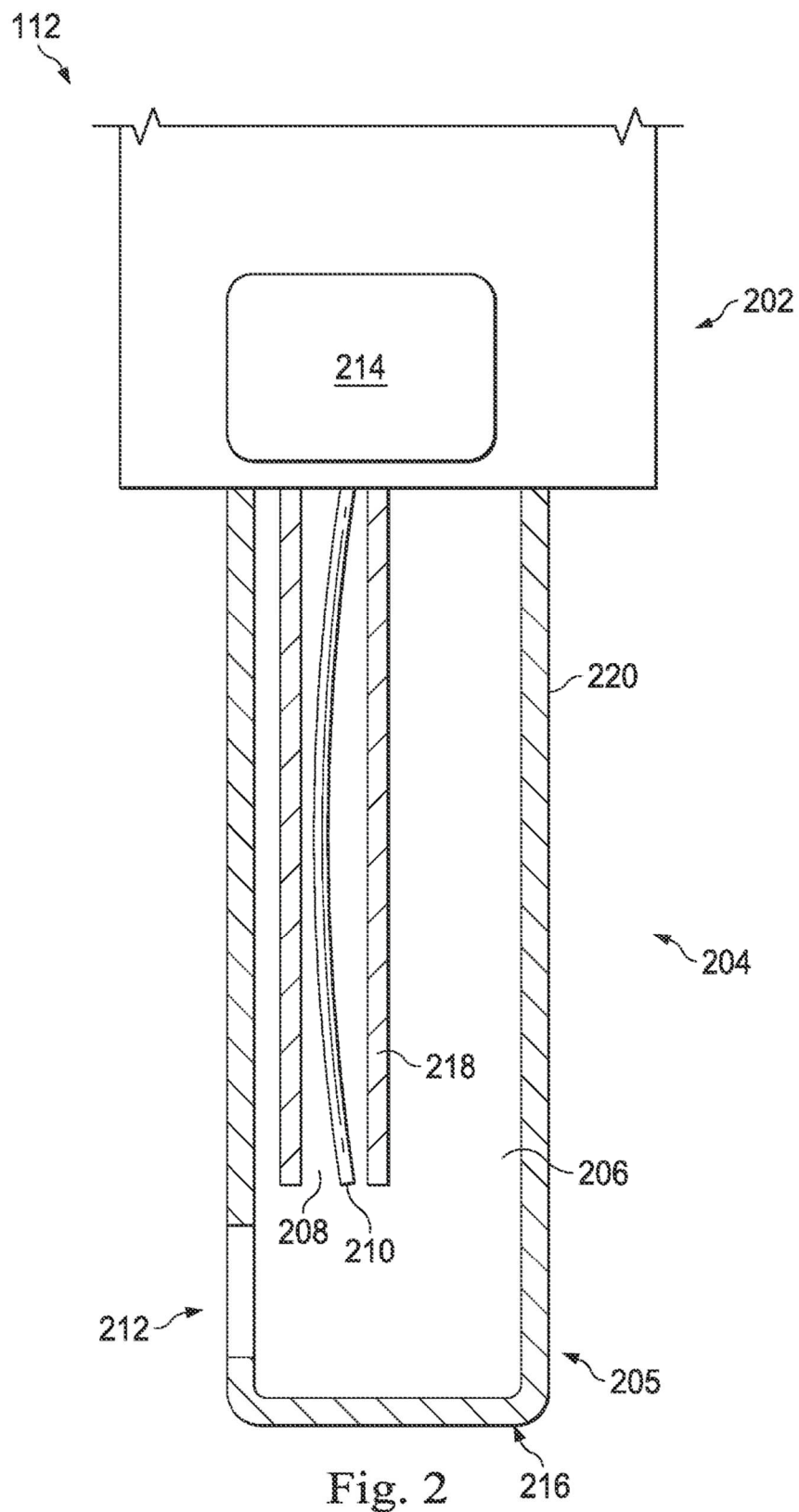


Fig. 2

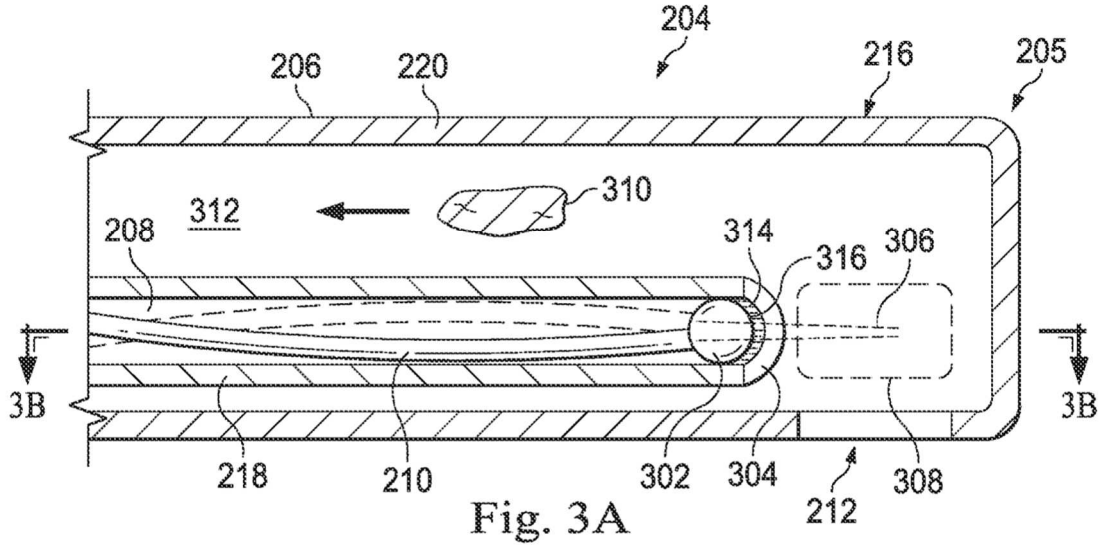


Fig. 3A

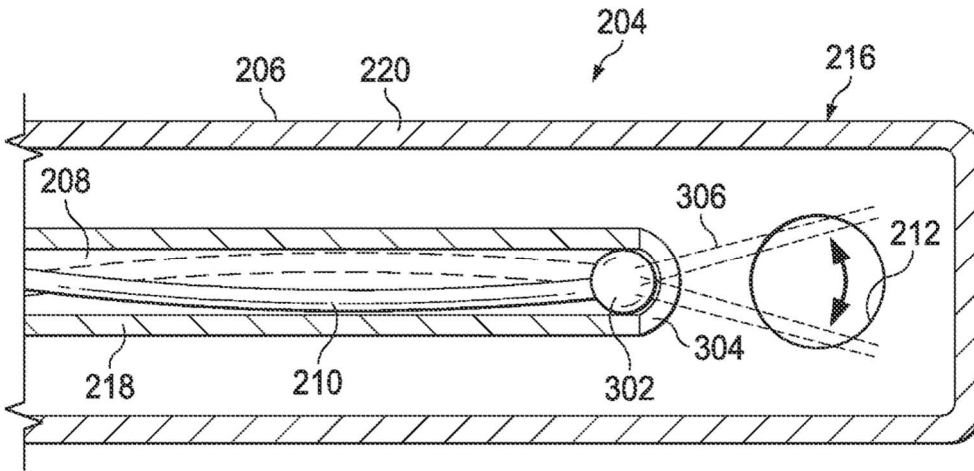


Fig. 3B

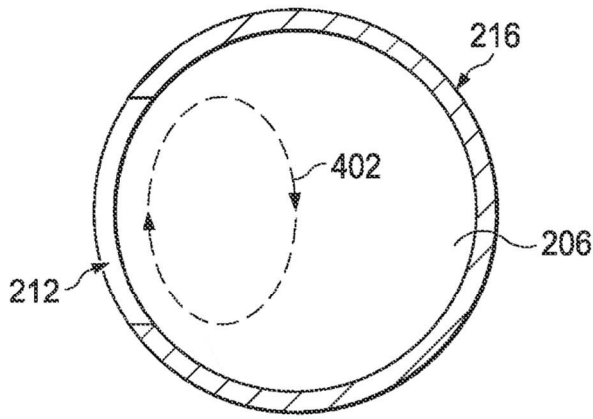


Fig. 4A

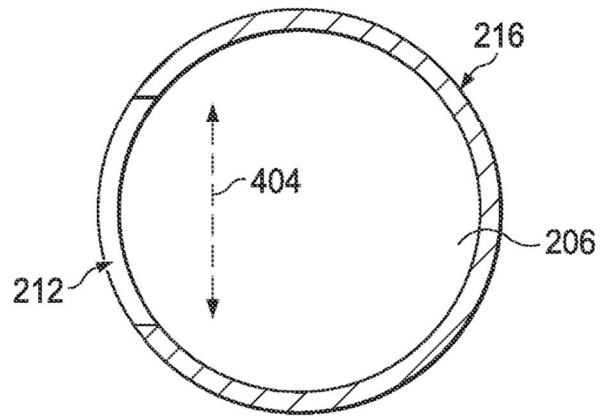


Fig. 4B

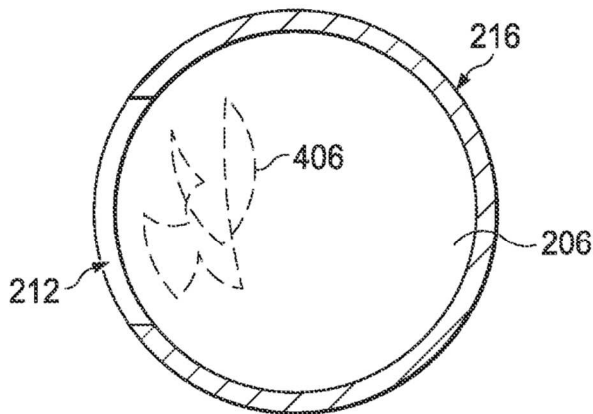


Fig. 4C

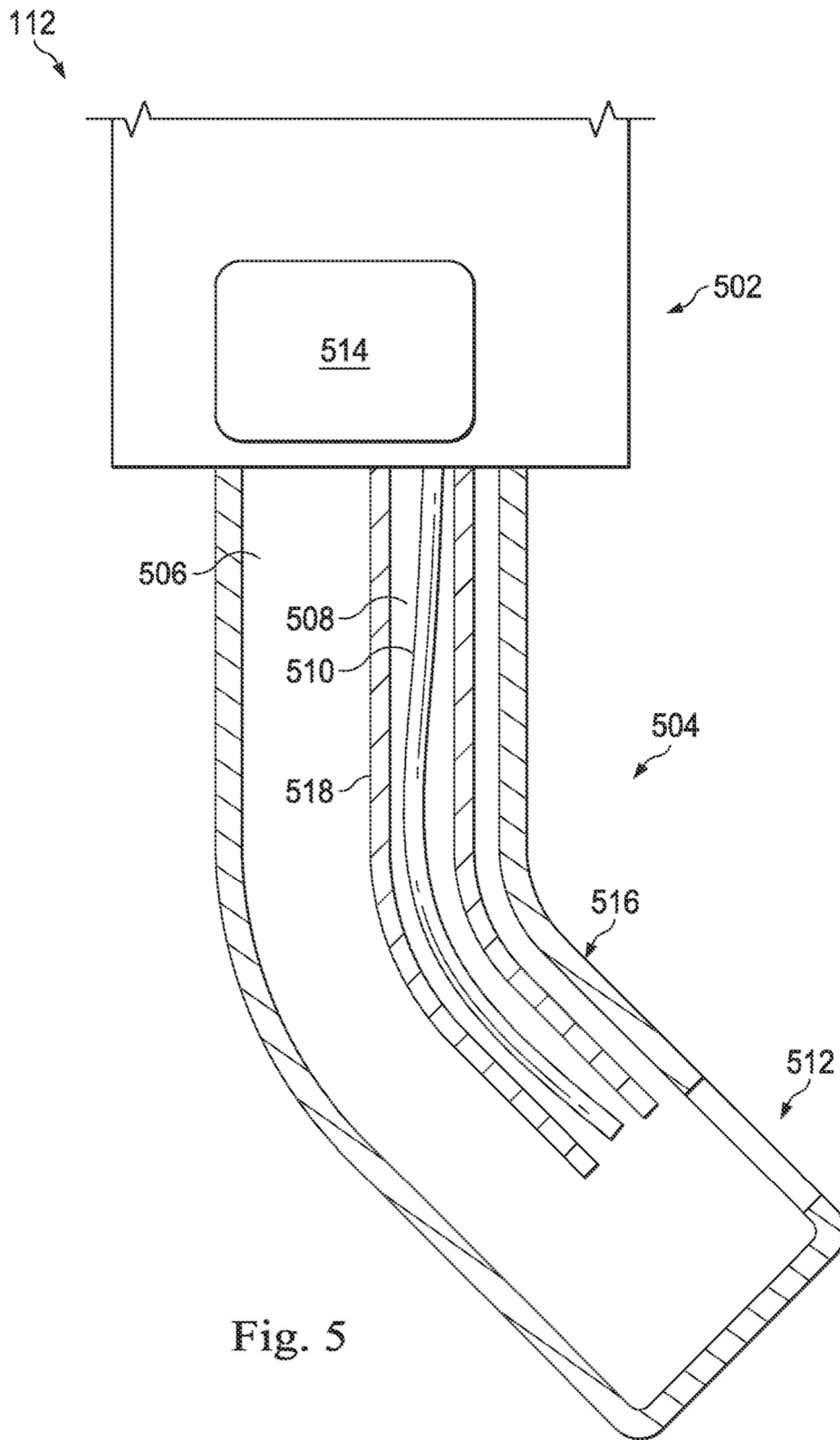


Fig. 5

