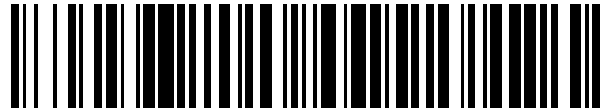


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 556 810**

51 Int. Cl.:

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

G01L 5/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.06.2012 E 12171195 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.10.2015 EP 2626680**

54 Título: **Elemento óptico sensor de fuerza e instrumento microquirúrgico**

30 Prioridad:

07.02.2012 CH 1642012

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

20.01.2016

73 Titular/es:

**SENSOPTIC SA (100.0%)
Via dei Pioppi 4
6616 Losone, CH**

72 Inventor/es:

**BERTHOLDS, AXEL;
LLOSAS, PERE y
HENEIN, SIMON**

74 Agente/Representante:

TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 556 810 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

Elemento óptico sensor de fuerza e instrumento microquirúrgico

5 Campo técnico

[0001] La invención se refiere a un elemento óptico sensor de fuerza para instrumentos microquirúrgicos, para medir la fuerza F en tres direcciones ortogonales x, y, z, que comprende una estructura de cilindro monolítica con una superficie inferior que se expande en un plano x-y, un eje en la dirección z, una superficie cilíndrica que rodea al eje z y una superficie superior opuesta la superficie inferior adecuada para absorber y transmitir la fuerza F que se va a medir.

Estado de la técnica

15 [0002] En el campo de la microcirugía y los tratamientos mínimamente invasivos, la información de retroalimentación in-vivo acerca de la fuerza de contacto ejercida en la punta de instrumentos o herramientas es un parámetro importante requerido por los cirujanos para mejorar los resultados de sus intervenciones. Frecuentemente, las condiciones de acceso reducidas afectan a la percepción de fuerzas de interacción entre el instrumental y los tejidos u órganos que son tratados, y las fuerzas implicadas están por debajo de los umbrales perceptibles por los humanos.

[0003] Un caso particular de aplicación de esta invención se refiere a procedimientos de palpamiento durante cirugía del oído medio, para evaluar la movilidad de la cadena osicular durante la timpanoplastia. El conocimiento sobre la movilidad osicular es importante para las decisiones relacionadas con procedimientos quirúrgicos, así como para el pronóstico de la mejora de nivel de audición. Por ejemplo, las fuerzas de contacto típicas en herramientas microquirúrgicas para la evaluación de la movilidad del hueso estribo son inferiores a 10 mN, por debajo del umbral de la sensibilidad táctil del operador.

30 [0004] En la actualidad no se conoce una tal herramienta de detección de fuerza tridimensional para el oído medio. El único instrumento conocido es una herramienta para la evaluación del estribo que mide sólo en una dirección axial, tal y como se describe en "An apparatus for diagnostics of ossicular chain mobility in humans" deTakuji Koike et al, International Journal of Audiology 2006, 45:121-128.

35 [0005] Otro caso particular de aplicación de la invención se refiere a herramientas de detección de micro-fuerza para microcirugía de retina. La microcirugía de retina requiere la manipulación delicada de tejidos retinales, y las fuerzas de contacto entre la herramienta y el tejido frecuentemente están por debajo de los umbrales de percepción humanos. Las fuerzas de contacto típicas en las puntas de los instrumentos microquirúrgicos durante la cirugía retinal son inferiores a 7,5 mN.

40 [0006] En la actualidad no se conoce una tal herramienta de detección de fuerza tridimensional para cirugía retinal. Se conoce un instrumento en el que se miden micro-fuerzas en dos direcciones laterales usando técnicas de redes de Bragg en fibra (FBG) en "A sub-millimetri, 0.25 mN resolution fully integrated fibre-optic force sensing tool for retinal microsurgery" de Iulian Iordachita et al, publicado online el 15 de abril 2009 por International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (Int J CARS).

50 [0007] Por lo tanto, sería deseable proporcionar un método para detectar y monitorizar fuerzas de contacto tridimensionales entre la punta de un instrumento o herramienta microquirúrgico y el tejido u órganos que va(n) a ser explorado(s) y tratado(s).

[0008] De sistemas conocidos para aplicaciones de catéter se dice que miden las fuerzas de contacto en la punta del catéter que usa técnicas de medición óptica de fibra, donde los elementos sensores de fuerza están localizados cerca de la punta.

55 [0009] Los elementos sensores de fuerza para este tipo de instrumentos microquirúrgicos usados para aplicaciones de catéter que comprenden estructuras cilíndricas monolíticas son ampliamente conocidos. Al aplicar una fuerza tridimensional en la punta de la estructura, la estructura se deforma de una forma predefinida dada por un conjunto de muescas en la estructura. Estas muescas definen varias zonas elásticas que hacen a la estructura flexible en algunas de las direcciones x, y y/o z. Unas fibras ópticas integradas en la estructura permiten determinar un desplazamiento de partes individuales de la estructura, que es proporcional a la fuerza aplicada a la punta. Las fibras se introducen la estructura desde el fondo de la estructura y son guiadas en canales que finalizan en una de las muescas de la estructura. La luz emitida desde la fibra es retro-reflejada por una superficie en la estructura que está frente al extremo de la fibra.

65 Esta luz vuelve a entrar en la fibra óptica y se evalúa para determinar la distancia del extremo de la fibra a la

superficie sobre la que la luz fue reflejada.

[0010] Sistemas previamente conocidos para medir fuerzas de contacto en la punta de un catéter son descritos en US 20080009750.

5 Ésta se refiere a una estructura monolítica de diseño muy complicado y requiere una rotación de la estructura durante la fabricación.

Además, la estructura es un tubo con un grosor de pared de 0,5 mm y un diámetro total de 5 mm.

No es posible reducir el tamaño de tal estructura por cuestiones de fabricación y estabilidad mecánica.

10 [0011] En US20090177095 se muestra una estructura de tubo similar con tres muescas idénticas, distanciadas entre sí a lo largo del eje central.

Cada muesca está hecha mediante un corte desde un lado que está en una rotación de 120° respecto a los otros dos lados.

15 En cada una de las tres muescas una fibra óptica termina para medir la distancia a la estructura opuesta al extremo de fibra.

Es inevitable que algunas de las fibras crucen otras muescas hasta que alcanzan su destino.

La fijación de las fibras es muy difícil.

Aunque esta estructura no se debe rotar durante la fabricación de cada muesca como se ha mencionado antes, aun así debe ser rotada entre la realización de los cortes de las muescas.

20 Todavía es muy cara de fabricar con la precisión requerida.

Además, la estructura es rígida en la dirección axial y flexible en las direcciones radiales, así que es adecuada sólo para detectar fuerzas aplicadas en un extremo cerca de la estructura.

[0012] Otra estructura se da en WO2009114955.

25 Esta estructura está hecha por corte en un plano que define aletas en cualquiera de los planos x-y, x-z o y-z, definiendo las zonas flexibles requeridas.

Nuevamente, tres fibras ópticas determinan las distancias de los espacios en las muescas para determinar las fuerzas aplicadas.

Esta estructura puede hacerse de menor tamaño con un diámetro inferior a 2,5 mm, entre 1,7 y 2 mm.

30 Desafortunadamente, la estructura es muy grande en la dirección z y complicada, y contiene 7 muescas.

Otras versiones mostradas en la misma solicitud son de menor longitud y comprenden sólo dos o cuatro cortes, pero están diseñadas para ser muy flexibles en la dirección perpendicular al eje.

35 [0013] Estas estructuras son simples para la fabricación pero no se pueden usar para el propósito indicado anteriormente, es decir, para la cirugía de oído medio o microcirugía de retina.

Tales herramientas contienen un eje largo y estrecho en la parte delantera de la estructura sensora con una punta, mientras que una fuerza aplicada en la punta distante en la dirección perpendicular al eje z (en la dirección x, y) tiene un efecto sobre la estructura que es de 5 a 20 veces más fuerte que una fuerza aplicada en la misma dirección pero cerca de la estructura debido al momento de inercia.

40 [0014] Además, es más y más común que los instrumentos médicos se hagan desechables para reducir el riesgo de infecciones.
Por lo tanto, la estructura debe ser tan simple como sea posible para ser fabricada a un bajo coste.

45 [0015] Todas las estructuras conocidas se usan con catéteres y por lo tanto están diseñadas para fuerzas laterales F_x , F_y y una fuerza axial F_z , mientras que las fuerzas laterales se aplican sobre la parte superior de la estructura cerca del área flexible, no más distantes de su área flexible que tres veces el diámetro d de la estructura.

50 [0016] Estas estructuras no se pueden usar en cirugía, donde se aplican fuerzas laterales lejos de la zona flexible de la estructura, donde la distancia D es hasta 20 veces el diámetro d de la estructura.

Se ha demostrado que las estructuras conocidas no se pueden adaptar para esta aplicación por redimensionamiento de la estructura.

Breve descripción de la invención

55 [0017] El problema que se ha de resolver es el de describir un elemento óptico sensor de fuerza para instrumentos microquirúrgicos como se describe en el campo técnico de la invención, fabricado a coste bajo y con una sensibilidad que es de 5 a 20 veces más alta en la dirección z del eje de la estructura que en la dirección x-y perpendicular al eje.

60 Otro problema es el de describir un instrumento microquirúrgico para cirugía de oído medio o microcirugía de retina y un método para la fabricación de dicho elemento.

La exactitud del elemento sensor debe ser alta y los costes de fabricación bajos.

Además, el elemento debe tener un diámetro pequeño d .

65 [0018] El problema lo resuelven las características de las reivindicaciones relacionadas con dichos problemas.

[0019] La idea básica de la presente invención es que la estructura monolítica contiene tres muescas, todas ellas hechas a modo de troquelado desde la misma dirección formando dos aletas entre ellas, y que la estructura contiene tres fibras ópticas fijadas dentro de canales internos paralelos al eje z, que entran en la superficie inferior y alcanzan o casi alcanzan la superficie superior, mientras que los canales con sus fibras ópticas cruzan sólo la primera muesca mientras desvían las otras dos muescas en la estructura, y todas las fibras tienen una cavidad interferométrica Fabry-Perot en la primera muesca.

[0020] Las tres muescas son preferiblemente hechas por mecanizado por electroerosión por hilo (EDM, Electrical Discharge Machining).

Debido a que las muescas de la estructura están diseñadas para ser de tipo troquelado, la estructura no debe ser rotada durante el proceso entero de mecanizado de las muescas.

Esto aumenta la precisión de la estructura y reduce los costes de fabricación.

Breve descripción de los dibujos

[0021] Las siguientes figuras ilustran formas de realización preferidas de la invención.

Fig. 1 es una vista esquemática de un instrumento microquirúrgico según la presente invención conectado a una unidad de evaluación;

Fig. 2 muestra una sección longitudinal a través de un instrumento microquirúrgico según la presente invención;

Fig. 3 muestra una vista en perspectiva de un elemento óptico sensor de fuerza según la presente invención;

Fig. 4 muestra una sección longitudinal a través de un elemento óptico sensor de fuerza según la presente invención en una forma de realización preferida;

Fig. 5 muestra una vista transversal del elemento óptico sensor de fuerza de la fig. 4;

Fig. 6 a-c muestra los canales con las fibras ópticas en tres versiones preferidas.

Descripción detallada

[0022] La invención se describe en referencia a las figuras.

Fig. 1 muestra una vista esquemática de un instrumento microquirúrgico 22 según la presente invención conectado a través de fibras ópticas 9 en un cable 19 con un conector 20 a una unidad de evaluación 23, que es por ejemplo una unidad optoelectrónica compuesta por acondicionadores de señal WLI para la lectura de unas longitudes de espacio de cavidades Fabry-Perot y un microprocesador u ordenador para la computación del vector de fuerza.

El instrumento microquirúrgico 22 puede ser sujetado a mano por el cirujano o controlado por un sistema robótico automático en su alojamiento 18 que contiene un elemento óptico sensor de fuerza 1.

Comprende además un eje largo y estrecho 17 con una punta 21 que se fija al elemento óptico sensor de fuerza 1 en el alojamiento 18.

El recorrido total entre el centro del elemento sensor 1 y la punta 21 del eje 17 es la longitud D. Durante el uso, una fuerza tridimensional F_{xyz} se aplica a la punta 21 y se registra en el 1.

La información medida se transfiere a través de las fibras ópticas 9 en el cable 19 y a través del conector 20 a la unidad de evaluación 23.

[0023] Como se describe en la Fig. 2, el elemento sensor de fuerza 1 se localiza en el alojamiento 18 detrás del eje largo 17 que se extiende hasta el exterior del alojamiento 18.

El elemento sensor de fuerza 1 comprende una conexión 16 donde el eje 17 se instala firmemente.

La superficie inferior 3 del elemento sensor 1 está fijada firmemente al alojamiento 18 mientras que el resto del elemento sensor 1 y el eje 17 quedan libres y se deforman en respuesta a la magnitud y dirección de la fuerza F aplicada en la punta 21.

El elemento sensor se utiliza para medir la fuerza de contacto tridimensional F en la punta 21 del eje, mientras que esta punta 21 se puede formar recta, en un ángulo de 45° con forma de gancho o en cualquiera otra forma adecuada para cirugía.

El elemento sensor 1 se instala dentro del alojamiento 18 de modo que está bien protegido contra las fuerzas laterales ejercidas por los dedos del cirujano, por ejemplo, y para hacer que el elemento de sensor sea más fácilmente hermético a fluidos o cualquier residuo externo.

[0024] Una junta flexible 24 se instala entre el alojamiento 18 y el eje 17 para sellar herméticamente el elemento sensor 1 y las fibras ópticas 9 fijadas a éste.

La junta 24 puede ser una junta de caucho (anillo tórico) o un elemento con forma de fuelle, hecho de material de caucho sintético o metálico.

Las fuerzas ejercidas por la junta flexible 24 sobre el eje 17 deben ser pequeñas en comparación con las fuerzas de contacto de la punta F.

[0025] En el otro extremo del alojamiento, opuesto a la junta 24, las fibras ópticas 9 dejan el alojamiento dentro del cable 19.

[0026] En las Fig. 3 y 4, un elemento óptico sensor de fuerza 1 según la presente invención se muestra en vistas diferentes.

El elemento sensor de fuerza 1 comprende una estructura de cilindro monolítico 2 con una superficie inferior 3 que se extiende en un plano x-y, un eje en la dirección z, una superficie cilíndrica 4 que rodea el eje z y una superficie superior 5 opuesta a la superficie inferior 3 adecuada para absorber y transmitir la fuerza F que ha de ser medida.

La superficie superior 5 contiene preferiblemente una conexión 16 para montar el eje 17.

Típicamente, la estructura 2 tiene un diámetro exterior d en la dirección x-y de 0,5 a 4 mm, y se pueden mecanizar con o sin un agujero pasante.

[0027] La estructura exhibe tres muescas de tipo troquelado 6, todas paralelas a la dirección y.

Éstas están distanciadas entre sí a lo largo del eje z y forman exactamente dos aletas 7 en planos paralelos x-y.

La primera aleta 7 está entre la primera y la segunda muesca 6, la segunda aleta 7 está entre la segunda y la tercera muesca 6.

Todas las muescas 6 son de tipo troquelado y paralelas, de modo que parecen estar hechas mediante troquelados que se expanden en los planos x-z que avanzan a través de la estructura 2 en la dirección y.

Típicamente, las aletas 7 tienen un grosor en la dirección z de 0,02 a 0,4 mm.

[0028] En una forma de realización preferida, las muescas 6 son simétricas especulares con respecto a un plano medio x-z y las muescas tienen simetría rotacional de 180° según un eje y central.

[0029] La primera y la tercera muesca 6 son aberturas largas formadas en la dirección x y -x, paralelas entre sí, con longitudes preferiblemente idénticas en direcciones x, -x, superpuestas una a la otra, y con anchuras idénticas w en la dirección a z de 0,05 a 0,5 mm.

La segunda muesca 6 es un agujero pasante en el centro de la estructura 2.

En la dirección x se extiende preferiblemente sobre el área de superposición de la primera y segunda muesca, mientras que en la dirección z se extiende sobre casi toda el área entre la primera y la tercera muesca 6 dejando sólo dos aletas finas 7.

Preferiblemente, el área de superposición y por lo tanto la anchura de la segunda muesca 7 en la dirección x es al menos una tercera parte del diámetro d de la estructura 2.

Las estructuras restantes en la dirección x en las prolongaciones de la primera y tercera muesca 6 son relativamente finas y permitir un plegado en las direcciones x e y, cuando una fuerza lateral se aplica a la punta 21 del eje.

Las dos aletas finas paralelas 7 hacen la estructura 2 flexible en la dirección z y rígida en las direcciones x e y.

Considerando que la influencia de una fuerza F_{yx} en la punta 21 en la dirección x e y se amplifica debido a la fuerza de palanca sobre la estructura y que una fuerza F_z no, los efectos en la forma de deformación de la estructura en las tres direcciones es comparable.

[0030] La estructura 2 comprende además tres canales 8 abiertos o cerrados a la superficie cilíndrica 4 y paralelos al eje z.

Éstos se extienden desde la superficie inferior 3 hasta la superficie superior 5 o hasta cerca de ella y cruzan la primera muesca 6 solamente, mientras que desvían las otras dos muescas 6 dentro de la estructura 2.

El elemento sensor de fuerza 1 comprende además tres fibras ópticas 9 cada una de las cuales está fija en uno de los tres canales 8.

Todas estas fibras 9 entran en la estructura 2 desde la superficie inferior 3, atravesando la primera muesca 6 y finalizando en o cerca de la superficie superior 5 mientras son interrumpidas en la primera muesca 6 que define secciones de fibra 11.

Donde se interrumpen, las fibras ópticas 9 y secciones de fibras 11 construyen dos superficies paralelas 10,12 mediante la definición de cavidades interferométricas Fabry-Perot 13.

Los dos superficies 10, 12 se obtienen exfoliando, puliendo o cortando con láser los extremos de fibra a 0°.

Los canales 8 sirven para alinear de forma precisa las fibras 9 con las secciones de fibras 11 para formar las cavidades 13.

La primera muesca 6 puede ser la más cercana a la superficie inferior 3 como se muestra en las figuras, o puede ser la más cercana a la superficie superior 5 de la estructura 2.

[0031] Las fibras 9 y las secciones de fibra 11 se fijan en los canales 8, preferiblemente por adhesivo, a ambos lados de las cavidades Fabry-Perot.

[0032] Tal elemento sensor de fuerza 1 es adecuado para instrumentos microquirúrgicos 22, para medir componentes de fuerzas F en tres direcciones ortogonales x, y, z, especialmente cuando las fuerzas se aplican a distancia del elemento sensor.

[0033] Preferiblemente la estructura 2 es de titanio, cerámica, un polímero, acero inoxidable o metal no corrosivo.

Además, el coeficiente térmico de dilatación (TCE) de la estructura 2 debería ser tan cercano como sea posible al TCE de las fibras ópticas 9 y/o de las secciones de fibra 11 para reducir la sensibilidad a los cambios de temperatura.

Debido a que las fibras ópticas comerciales están hechas de material de sílice fusionado que tiene un TCE muy bajo, para reducir la sensibilidad a la temperatura, las secciones de fibra 11 pueden estar hechas de un material

diferente con un TCE cercano al TCE del material de la estructura.

Si se desea, la estructura 2 también puede comprender un dispositivo sensor de temperatura 14 para controlar la temperatura para posibles necesidades de corrección.

5 [0034] Para mejorar la transferencia de luz, las dos superficies 10, 12 de cada fibra en la cavidad interferométrica Fabry-Perot 13 se pueden recubrir con semi recubrimientos reflectantes.

[0035] Las longitudes de las cavidades interferométricas 13 varían con la deformación elástica de la estructura flexible debido a la fuerza ejercida a la punta del eje.

10 En posición neutral el espacio de cada cavidad interferométrica Fabry-Perot 13 entre la superficie 10 de la fibra óptica 9 y la superficie 12 de la sección de fibra 11 es típicamente de entre 0,01 a 0,1 mm.

[0036] Las longitudes de las cavidades se miden utilizando interferometría óptica, en particular, la así llamada interferometría de luz blanca (WLI), usando acondicionadores de señal tales como los de la empresa FISO de Canadá.

15 Finalmente, las fuerzas se calculan basándose en un procedimiento de calibración bien conocido, donde la magnitud y dirección del vector de fuerza se calcula a partir de las tres longitudes de las cavidades ópticas y una matriz de calibración.

20 [0037] Para prevenir la rotura los extremos de fibra 10, 12 debido a sobrecargas que dan como resultado el contacto mecánico de los dos extremos de fibra, la primera muesca 6 puede comprender un tope mecánico 15.

[0038] Cuando se aplican fuerzas axiales F_z a la estructura 2, las dos aletas 7 se doblan dando como resultado una translación axial paralela de la estructura de modo que las tres cavidades Fabry-Perot experimentan el mismo cambio en su longitud.

25 Por otro lado, cuando se aplican fuerzas laterales F_{xy} a la punta 21 del eje 17, debido a la distancia relativamente larga entre la punta 21 y la estructura 2, ya que el momento de inercia o torsión es grande, la estructura entera tiende a doblarse lateralmente tanto a nivel de las dos aletas 7 como a nivel de las dos partes de flexión resultantes de la primera y la tercera muescas laterales 6.

30 En este caso, las 3 cavidades experimentan cambios diferenciales dependiendo de su ubicación y de la dirección de la fuerza lateral aplicada.

[0039] La presente estructura 2 es adecuada para fuerzas aplicadas a distancias largas D del centro del elemento sensor 1.

35 La proporción $R = D/d$, donde D es la distancia entre la punta 21 y el centro del elemento sensor 1 y d el diámetro de la estructura 2, está típicamente entre 5 y 20.

[0040] Las ventajas principales de esta invención son que el elemento 1 según la invención es fácil de fabricar, que éste permite dimensiones pequeñas en longitud y en diámetro d , que se puede fabricar con o sin un agujero pasante, que se puede montar distante de la punta 21, y que muestra sólo efectos muy pequeños ante la dilatación de temperatura debido a que las fibras 9 y las secciones de fibra 11 están fijadas a la estructura 2 a lo largo de todas las hendiduras u orificios salvo la zona flexible con la primera muesca 6.

40 La superficie inferior 3 de la estructura cilíndrica 2 al igual que cualquiera de su sección transversal puede tener una forma circular, cuadrada o cualquier otra forma.

45 [0041] Como se describe en la Fig. 5, al cortar la estructura en el plano x-y en el centro, los tres canales 8 con las fibras pueden verse en la estructura 2 junto a la segunda muesca 6.

El cambio eficaz en la longitud de espacio individual debido a la fuerza aplicada se puede optimizar mediante la selección de la posición de cada canal 8 en la estructura 2.

50 [0042] Como se describe en la Fig. 6 a, b y c, las fibras 9 se pueden fijar en diferentes tipos de canales 8.

En la Fig. 6a los canales están cerrados, siendo agujeros pasantes cerrados paralelos a la superficie cilíndrica 4 de la estructura 2, mientras que en las fig. 6b y 6c los canales 8 están abiertos a la superficie cilíndrica 4.

55 Las fibras se pueden colocar en agujeros pasantes de espacio lateral mostrados en la Fig. 6b o en hendiduras laterales abiertas como se muestra en 6c.

La ventaja de las hendiduras laterales abiertas es la inserción fácil de las fibras en el canal 8 durante el ensamblaje y el proceso de fabricación fácil.

[0043] Las fibras 9 y las secciones de fibra 11 se fijan dentro de los canales 8 por ejemplo usando epoxis o adhesivos con endurecimiento por rayos UV.

60 También se puede soldar o fijar mecánicamente en su posición.

[0044] El elemento óptico sensor de fuerza 1 se puede fabricar con un tamaño lo suficientemente pequeño como para que quepa dentro de un mango de un instrumento microquirúrgico típico 22 y mida con precisión las fuerzas de contacto F aplicadas en la punta distal 21 del eje largo 17, con un diámetro exterior típico d de entre 1 y 4 mm.

65

[0045] La longitud típica del eje 17 de un instrumento quirúrgico 22 es de aproximadamente 40 mm, lo que corresponde a la distancia eficaz entre el elemento sensor 1 y la punta 21 del eje 17 donde se aplican las fuerzas de contacto F.

5 [0046] Para instrumentos de bolsillo 22, el mango es típicamente de 10 cm a 15 cm de largo y de 5 mm de diámetro d. Estas dimensiones permiten al usuario sujetar cómodamente y con precisión la herramienta y tener también una buena visibilidad del eje y la punta de la herramienta cuando se trabaja con microscopios en orificios pequeños de difícil acceso, como en el caso de cirugía de oído medio o microcirugía de retina.

10 [0047] La ventaja principal de la estructura inventiva 2 es que se mecaniza sólo en una dirección, lo que hace que sea fácil y económica de producir.
No hay necesidad de una estructura tubular.
Las fibras se pueden fijar no sólo en la superficie de la estructura 2 o cerca de ella, sino también dentro del perfil de la estructura 2.

15 [0048] Las estructuras flexibles 2 se fabrican preferiblemente mediante rotación (décolletage) o mediante mecanizado de electroerosión por hilo (EDM), o mediante una combinación de ambos.
También se puede mecanizar mediante corte con láser o serrado, o una combinación.
Las estructuras pueden ser un material metálico, una cerámica o un polímero.
20 Preferiblemente se selecciona titanio o acero inoxidable.

[0049] Para producir un elemento óptico sensor de fuerza 1, tres fibras ópticas 9 con extremos de fibra ranurados o pulidos 10 a 0° se introducen en los canales abiertos o cerrados 8 de la estructura 2 desde la superficie inferior 3, alcanzando la primera muesca 6, y tres secciones de fibras 11 con extremos de fibra ranurados o pulidos 12 a 0° se introducen en los canales 8 desde la superficie superior 5 hasta la primera muesca 6.
25 Las seis fibras 9, 11 se fijan a la estructura 2 en ambos lados de la primera muesca 6, definiendo las cavidades interferométricas Fabry-Perot 13 con las superficies de extremos de fibra 10, 12 paralelas entre sí.

[0050] En otra forma de realización, para producir un elemento óptico sensor de fuerza 1, tres fibras ópticas continuas únicas 9 se introducen en los canales abiertos o cerrados 8 de la estructura 2 con las muescas 6 de la superficie inferior 3, pasando la primera muesca 6 y llegando hasta la superficie superior 5 o hasta cerca de ella.
30 Las tres fibras ópticas continuas 9 se fijan a la estructura 2 en ambos lados de la primera muesca 6.
Luego, las fibras ópticas 9 se cortan con láser en el área de la primera muesca 6 que define las cavidades interferométricas Fabry-Perot 13 y que separa las fibras ópticas continuas 9 en las fibras ópticas 9 y secciones de fibra 11.
35

[0051] Típicamente, cuando se usa interferometría de luz blanca, con por ejemplo acondicionadores de señal de FISO, para leer las longitudes de cavidad 13 de los interferómetros de Fabry-Perot, las estructuras flexibles 2 son diseñadas de modo que la magnitud de la deformación de la cavidad 13 es aproximadamente de 1 micra a 10 micras para la fuerza máxima aplicada F en cualquier dirección en la punta.
40 La fuerza aplicada máxima F depende de la aplicación deseada de la herramienta, que puede ser de aproximadamente 1N para procedimientos de palpamiento de cirugía de oído medio y de aproximadamente 0,1N para cirugía de retina.

45 Referencias

- [0052]
- 1 elemento óptico sensor de fuerza
 - 2 estructura, monolítico, cilíndrico
 - 50 3 superficie inferior
 - 4 superficie cilíndrica
 - 5 superficie superior
 - 6 muescas
 - 7 aletas
 - 55 8 canales
 - 9 fibras ópticas
 - 10 superficie de fibras ópticas
 - 11 secciones de fibra
 - 12 superficie de secciones de fibra óptica
 - 60 13 cavidades interferométricas de Fabry-Perot, distancia, espacio
 - 14 dispositivo de detección de temperatura
 - 15 tope mecánico
 - 16 conexión
 - 17 eje
 - 65 18 alojamiento
 - 19 cable

ES 2 556 810 T3

- 20 conector
- 21 punta del eje
- 22 instrumento microquirúrgico
- 23 unidad de evaluación
- 5 24 junta flexible
- F Anchura w de fuerza de la primera muesca
- D distancia desde el centro de la estructura a la punta del eje d diámetro exterior

REIVINDICACIONES

- 5 1. Elemento óptico sensor de fuerza para instrumentos microquirúrgicos (22), para medir la fuerza F en tres direcciones ortogonales x, y, z, que comprende una estructura de cilindro monolítica (1) con una superficie inferior (3) que se extiende en un plano x-y, un eje en la dirección z, una superficie cilíndrica (4) que rodea el eje z y una superficie superior (5) opuesta la superficie inferior (3) adecuada para absorber y transmitir la fuerza F que se ha de medir, donde la estructura cuenta con tres muescas de tipo troquelado (6), todas ellas paralelas a la dirección y, espaciadas a lo largo del eje z y que forman exactamente dos aletas (7) en planos paralelos x-y entre la primera y la segunda muesca (6) así como entre la segunda y la tercera muesca (6), donde la estructura comprende además tres canales (8) abiertos o cerrados respecto a la superficie cilíndrica (4) y paralelos al eje z, que se extienden desde la superficie inferior (3) a la superficie superior (5) y atraviesan la primera muesca (6) mientras desvían las otras dos muescas (6) de la estructura (2), donde el elemento sensor de fuerza comprende además tres fibras ópticas (9) cada una fijada en uno de los tres canales (8), todas las cuales entran en la estructura (2) desde la superficie inferior (3), atravesando la primera muesca y terminándose en la superficie superior (5) o cerca de ella, a la vez que se interrumpen en la primera muesca (6) formando dos superficies (10, 12) de cada fibra mediante la definición de cavidades interferométricas Fabry-Perot (13).
- 20 2. Elemento según la reivindicación 1, en el que los canales (8) están abiertos respecto a la superficie cilíndrica (4) a lo largo de toda su longitud de la estructura (2).
- 25 3. Elemento según la reivindicación 1 o 2, en el que las fibras ópticas (9) se fijan en los canales (8) mediante adhesivo.
- 30 4. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la estructura (2) es de titanio, cerámica, un polímero, acero inoxidable o metal no corrosivo.
- 35 5. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que las muescas (6) son simétricas especulares con respecto a un plano medio x-z y las muescas tienen simetría rotacional de 180° según un eje central y.
- 40 6. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la estructura (2) contiene un dispositivo sensor de temperatura (14).
- 45 7. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que en posición neutral el espacio de cada cavidad interferométrica Fabry-Perot 13 entre las dos superficies 10, 12 de cada fibra óptica interrumpida 9 es de entre 0,01 a 0,1 mm.
- 50 8. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la primera muesca (6) tiene una anchura w en la dirección z de 0,05 a 0,5 mm.
- 55 9. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la primera muesca (6) comprende un tope mecánico (15) para proteger los extremos (10, 12) de las fibras ópticas (9) y las secciones (11).
- 60 10. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la estructura (2) tiene un diámetro exterior d en la dirección x-y de 0,5 a 4 mm.
- 65 11. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la estructura (2) tiene un grosor de aleta de 0,02 a 0,4 mm.
12. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que las superficies (10, 12) de las fibras (9) y/o de las secciones (11) son recubiertas con recubrimientos semi-reflectantes.
13. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente térmico de dilatación (TCE) de la estructura (2) coincide con el TCE de las fibras ópticas (9) y/o de las secciones de fibra (11).
14. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que el coeficiente térmico de dilatación (TCE) de las secciones de fibras (11) coincide con el TCE de la estructura (2).
15. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que la superficie superior (5) contiene una conexión (16) para montar un eje (17).
16. Elemento según una de las reivindicaciones precedentes, que comprende un agujero pasante central a lo largo del eje z.
17. Instrumentos microquirúrgicos que contienen un elemento (1) según una de las reivindicaciones precedentes montados en un alojamiento (18) y un cable (19) que contiene las fibras ópticas (9) con un conector (20), en el que

se instala un eje largo (17) en la superficie superior (5) que llega hasta el exterior del alojamiento (18) y que tiene una punta definida (21).

5 18. Método para producir un elemento (1) según una de las reivindicaciones 1 a 16, en el que tres fibras ópticas continuas únicas (9) con extremos de fibra ranurados o pulidos (10) a 0° se introducen en los canales abiertos o cerrados (8) de la estructura (2) desde la superficie inferior (3), alcanzando la primera muesca (6), y tres secciones de fibras (11) con extremos de fibra ranurados o pulidos (12) a 0° se introducen en los canales (8) desde la superficie superior (5) alcanzando la primera muesca (6), y en el que las fibras (9) y secciones de fibras (11) se fijan a la estructura (2) en ambos lados de la primera muesca (6) con las superficies de final de fibra (10, 12) paralelas entre sí y definiendo las cavidades interferométricas de Fabry-Perot (13) entre los extremos de fibra (10, 12).

15 19. Método para producir un elemento (1) según una de las reivindicaciones 1 a 16, en el que tres fibras ópticas continuas únicas (9) se introducen en los canales abiertos o cerrados (8) de la estructura (2) con las muescas (6) de la superficie inferior (3), pasando por la primera muesca (6) y llegando hasta o casi hasta la superficie superior (5), y en el que las tres fibras ópticas continuas (9) son primero fijadas a la estructura (2) en ambos lados de la primera muesca (6), y en el que luego las fibras ópticas (9) son cortadas, preferiblemente mediante micromecanizado con láser, en el área de la primera muesca (6) que define las cavidades interferométricas de Fabry-Perot (13) y que separa las fibras ópticas continuas (9) en las fibras ópticas (9) y las secciones de fibra (11).

20 20. Método según la reivindicación 18 o 19, en el que las tres muescas (6) han sido hechas mediante mecanizado por electroerosión (EDM), mediante corte de la estructura (1) en la dirección y durante un movimiento traslativo en relación con la estructura (1) en el plano x-z.

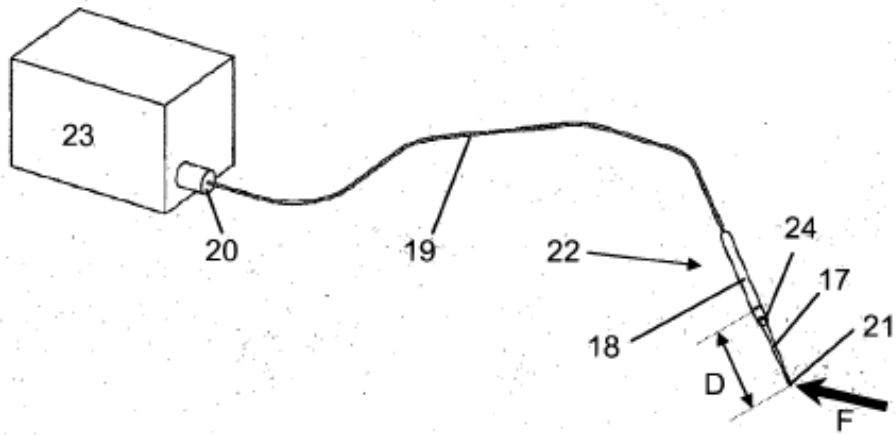


Fig. 1

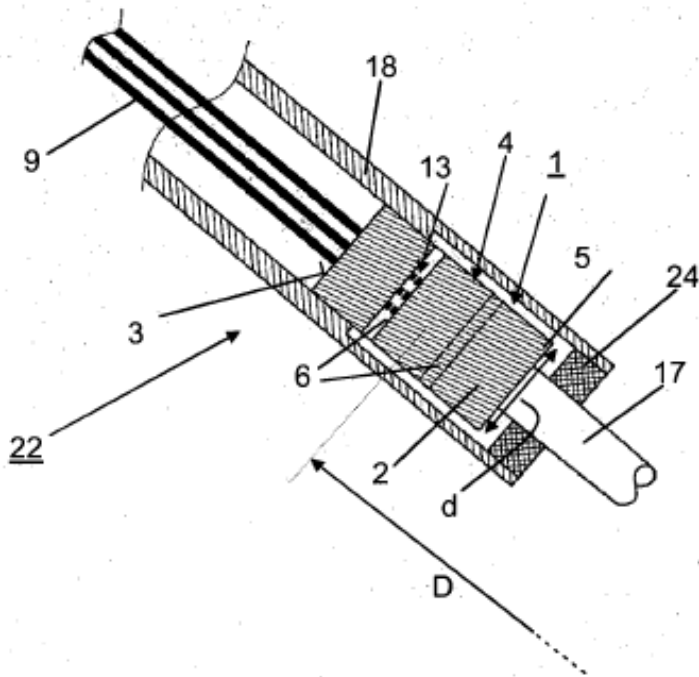


Fig. 2

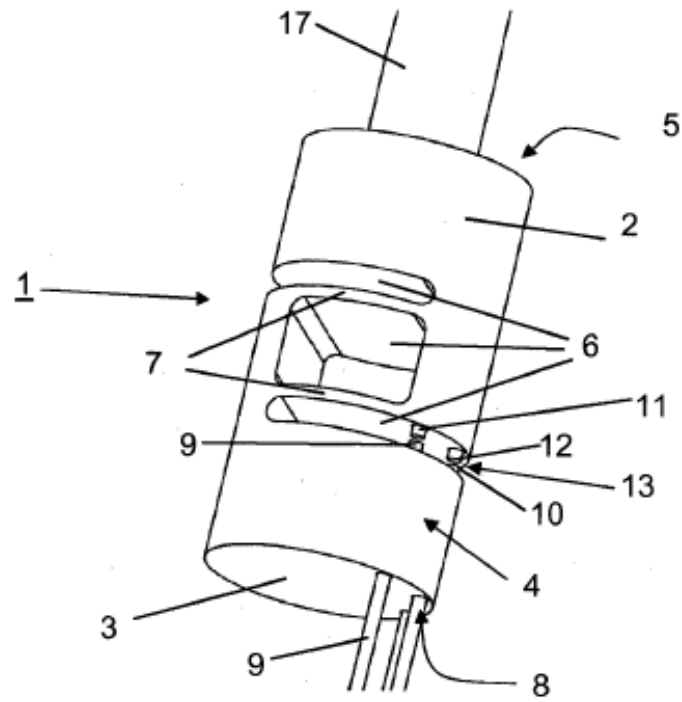


Fig. 3

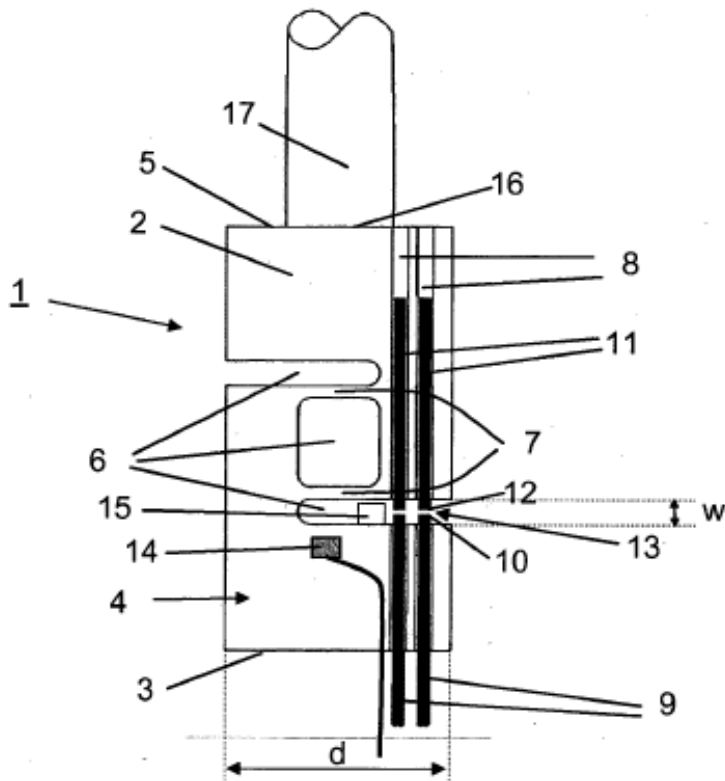


Fig. 4

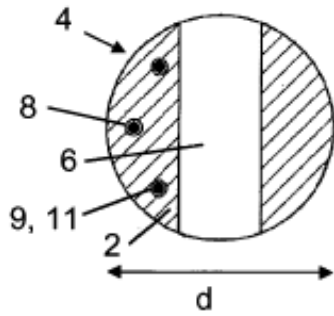
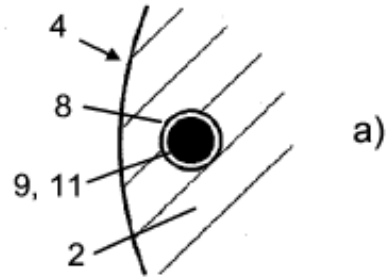
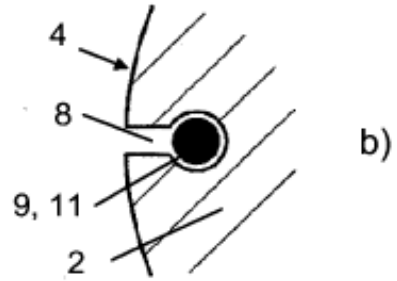


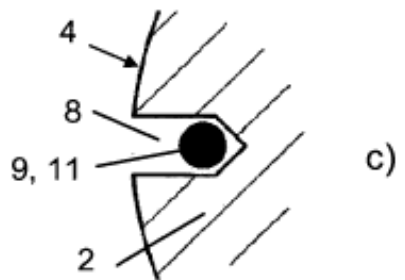
Fig. 5



a)



b)



c)

Fig. 6