

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 986 410**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 1/00 (2006.01)

G02B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.04.2013 PCT/IB2013/001024**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.10.2013 WO13153448**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.04.2013 E 13731159 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.07.2024 EP 2836110**

54 Título: **Sistema de escaneo miniaturizado**

30 Prioridad:

13.04.2012 US 201261623985 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.11.2024

73 Titular/es:

MAUNA KEA TECHNOLOGIES (25.0%)
9, rue d'Enghien

75010 Paris, FR;

ENDOCNTRNOL (25.0%);

SORBONNE UNIVERSITÉ (25.0%) y

CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE(C.N.R.S.) (25.0%)

72 Inventor/es:

ERDEN, MUSTAFA SUPHI;

ROSA, BENOIT;

SZEWCZYK, JÉRÔME;

MOREL, GUILLAUME;

VIDAL, CLÉMENT;

HENRI, PATRICK y

BOULAROT, NICOLAS

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 986 410 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

Sistema de escaneo miniaturizado

Antecedentes

Campo de la Presente Divulgación

- 5 La divulgación se refiere a un sistema de escaneo miniaturizado para generar un desplazamiento en 2D de una parte distal de un aparato médico

Técnica antecedente

- 10 El Solicitante ha desarrollado un sistema de formación de imágenes "in vivo", "in situ" de tejidos biológicos como el descrito, por ejemplo, en la Solicitud de Patente estadounidense 2005/0242298. Dicho sistema, también designado como microscopio confocal de fibras se representa, por ejemplo, de manera esquemática en la Figura 11. Un láser 140 es escaneado sobre una cara proximal 112 de una sonda de haz de fibras 110 que está conectada a un módulo de inyección de luz 130 por medio de un tope de retención 120. El módulo de inyección de luz 130 comprende un objetivo que asegura que la luz procedente del láser sea adecuadamente inyectada dentro de cada fibra de la sonda de haz de fibras. El escaneo de la cara proximal del haz de fibras da como resultado una inyección de luz de fibra por fibra y, en un extremo distal del haz 111, una iluminación de punto por punto de un objeto bajo observación. Como consecuencia de ello, cada punto iluminado del objeto observado puede reemitir luz que es recogida utilizando el cabezal óptico y transportada de vuelta al extremo proximal 112 del haz de fibras por medio de la misma fibra y finalmente transmitida a un detector mediante el mismo proceso de escaneo.

- 20 Las imágenes simples obtenidas por el microscopio confocal de fibras típicamente cubre un área de $240 \times 200 \mu\text{m}^2$. La pequeñez del tamaño de las imágenes se debe, por un lado, a la necesidad de un elevado nivel de resolución y, por el otro, debido a que las lentes ópticas alojadas en el cabezal óptico y la sonda de haz de fibras que transportan las imágenes, resultan minimizadas para su mínima invasividad. Una única imagen no siempre es lo suficientemente grande para un diagnóstico concluyente de forma que se han desarrollado soluciones para obtener imágenes de alta resolución con un amplio campo de visión basado en el escaneo del área tisular mediante el desplazamiento de el cabezal óptico del sistema de formación de imágenes mediante la fusión de las imágenes recogidas. La Solicitud de Patente estadounidense 2009/0041314, del mismo solicitante, describe unas técnicas de mosaico de imágenes que pueden ser utilizadas para proporcionar una representación eficiente y completa del campo de visión aumentado. Con un algoritmo de mosaico como se describe en el documento US 2009/0041314, un escaneo de muestra de 3mm^2 sobre el tejido, típicamente requiere el mantenimiento de una distancia de $150 \mu\text{m}$ desde una línea previamente trazada con una precisión aproximada de $25 \mu\text{m}$ para una duración continua de aproximadamente un minuto. Con un barrido manual, es difícil obtener esta precisión en un tiempo tan prolongado. Así mismo, el barrido manual puede no proporcionar la suavidad del movimiento con aceleraciones mínimas y / o cambios de dirección que son importantes cuando la superficie que va a ser escaneada es un tejido biológico.

- 35 Se presentan en la literatura diversos instrumentos manuales asistidos (véase, por ejemplo, B.C. Becker, R.A. MacLachlan, L.A.J. Lobes y C.N. Riviere, "Cirugía por láser intraocular utilizando instrumentos manuales", Lasers in Surgery and Medicine, vol. 42, pp. 246 – 273, 2010).

- 40 El documento US 2001/0055462 de Siebel et al. describe un sistema endoscópico de obtención de imágenes en el que una única fibra óptica es arrastrada a través del campo de visión utilizando dos pares de accionadores piezoeléctricos, situados a lo largo de la fibra óptica en un extremo distal del sistema de formación de imágenes y que oscila en cuadratura, forzando de esta manera a la fibra a plegarse, describiendo la punta de la fibra una espiral. El movimiento de la fibra es arrastrado en posición próximo a la frecuencia de resonancia de los accionadores piezoeléctricos, de manera que se pueden conseguir amplitudes de fricción amplias. Sin embargo, se requiere una frecuencia de resonancia elevada para la formación de imágenes de un tejido en tiempo real y esta técnica puede ser a duras penas utilizada con un elemento móvil pesado. Así mismo, el documento US 2003/0125630 describe una disposición de punta de catéter para soportar una pluralidad de fibras ópticas, cuya construcción de soporte permite la minimización del tamaño del elemento y la angularidad adaptativa de reflexión de los haces de distribución y recogida.

- 50 El Solicitante propone en la presente memoria un sistema de escaneo miniaturizado que puede generar un movimiento en 2D de una parte distal de un aparato médico, por ejemplo, un aparato quirúrgico o endoscópico, al tiempo que preserva la precisión de escaneo, su reproducibilidad y la suavidad del movimiento, y que puede ser aplicado a cualquier aparato médico en el que la parte distal comprenda un elemento móvil voluminoso, por ejemplo, un haz de fibras asociado con un cabezal óptico distal, un catéter, un dispositivo terapéutico, o similares.

Sumario

- 55 En al menos un aspecto, formas de realización divulgadas en la presente memoria se refieren a un sistema de escaneo miniaturizado para generar el desplazamiento de un dispositivo flexible situado en una parte distal de un aparato médico, según se describe en la reivindicación 1.

- El movimiento en 2D del extremo del dispositivo flexible puede de esta manera obtenerse, posiblemente, mediante motores de arrastre, por ejemplo, motores eléctricos, situados en una parte proximal del aparato médico, esto es, al margen de la parte destinada a introducirse en la zona de operación cuando es aplicada a un aparato médico, quirúrgico o endoscópico. Así mismo, el sistema de escaneo puede ser miniaturizado, preservando al tiempo la precisión de escaneo, la reproducibilidad y la suavidad del movimiento del extremo del dispositivo de escaneo.
- De acuerdo con una forma de realización, el tope de retención comprende una estructura axialmente simétrica para que sea montada alrededor de dicho dispositivo.
- De acuerdo con otra forma de realización, el mecanismo de empuje comprende un manguito móvil con dicha porción terminal fijada a él, en la que el manguito móvil está montado alrededor de dicho eje interior y configurado para rotar alrededor de dicho eje geométrico longitudinal del eje interior, dando como resultado la rotación del manguito móvil un cambio del punto de contacto entre dicha porción terminal y dicha superficie externa del tope de retención.
- El direccionamiento de la superficie escaneada se lleva a cabo así en un sistema de coordenadas polares de referencia.
- De acuerdo con una forma de realización, el manguito móvil puede ser configurado para ser simultáneamente rotado alrededor de dicho eje geométrico longitudinal y trasladado a lo largo de dicho eje.
- De acuerdo con una forma de realización, el sistema de escaneo miniaturizado puede además comprender un eje exterior que esté montado alrededor de dicho manguito móvil, en la que dicho manguito móvil está acoplado a dicha superficie interior del eje exterior para llevar a cabo un movimiento helicoidal con respecto a dicha superficie interior del eje exterior.
- De acuerdo con una forma de realización, dicho manguito móvil y superficie interior del eje exterior están acoplados mediante un sistema de tornillo.
- De acuerdo con otra forma de realización, dicha superficie externa del tope de retención presenta una forma cónica calculada de manera que el movimiento de rotación y traslación simultáneos del manguito móvil se traduzca en un movimiento en espiral del extremo del dispositivo móvil.
- De acuerdo con una forma de realización, el sistema de escaneo miniaturizado puede comprender además un mecanismo de arrastre rotativo del manguito móvil alrededor de dicho eje geométrico longitudinal del eje interior.
- De acuerdo con una forma de realización, el mecanismo de arrastre rotativo comprende una rueda dentada dispuesta en una porción hueca del eje interior de un vástago de arrastre.
- De acuerdo con otra forma de realización, el mecanismo de empuje comprende al menos dos porciones terminales configuradas para trasladarse de forma independiente.
- De acuerdo con una forma de realización, el sistema de escaneo miniaturizado puede además comprender al menos un motor de arrastre para arrastrar la al menos una porción terminal del mecanismo de empuje.
- De acuerdo con otra forma de realización, dicha porción terminal comprende un borde configurado para ser tangente con la superficie externa del tope de retención.
- En un segundo aspecto, formas de realización divulgadas en la presente memoria se refieren a un dispositivo robotizado que comprende un dispositivo flexible para ser situado en una parte distal de un aparato médico y a un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con el primer aspecto para generar un desplazamiento de un extremo de dicho dispositivo.
- De acuerdo con una forma de realización, dicho dispositivo flexible es uno entre un dispositivo de formación de imágenes, un dispositivo terapéutico, un conducto hueco.
- En un tercer aspecto, formas de realización divulgadas en la presente memoria se refieren a un aparato médico, que comprende:
- un dispositivo flexible para ser situado en una parte distal de dicho aparato médico, y
 - un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con el primer aspecto para generar un desplazamiento de un extremo de dicho dispositivo.
- De acuerdo con una forma de realización, el sistema de escaneo miniaturizado comprende al menos un motor de arrastre situado en una parte proximal del aparato médico.
- En un cuarto aspecto, formas de realización divulgadas en la presente memoria se refieren a un sistema de microscopio confocal de fibras para inspeccionar un tejido biológico, que comprende:

- un microscopio confocal con una parte distal para situarlo en contacto con un tejido biológico, en el que dicha parte distal comprende un cabezal óptico conectada a un haz de fibras ópticas,
- un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con el primer aspecto para generar un desplazamiento de dicho cabezal óptico.

5 De acuerdo con una forma de realización, el sistema de escaneo miniaturizado comprende al menos un motor de arrastre situado en una parte proximal del microscopio.

Otros aspectos y ventajas de la divulgación se pondrán de manifiesto a partir de la descripción subsecuente y de las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de los dibujos

- 10 La Figura 1 representa un ejemplo de una sonda óptica para un aparato médico.
- La Figura 2 representa un tope de retención de un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con una forma de realización.
- La Figura 3 representa un mecanismo de empuje de un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con una forma de realización.
- 15 La Figura 4 representa un eje interior de un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con una forma de realización.
- La Figura 5 representa un eje exterior de un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con una forma de realización.
- 20 La Figura 6 representa una forma de realización de un sistema de escaneo miniaturizado que comprende las piezas ilustradas en las figuras 3 a 6.
- Las Figuras 7A y 7B son ilustraciones esquemáticas del principio de trabajo que utiliza el sistema de escaneo miniaturizado mostrado en la figura 6.
- La Figura 8 representa un ejemplo de una superficie externa cónica de un tope de retención de acuerdo con una forma de realización.
- 25 Las Figuras 9A y 9B son imágenes de una espiral dibujada por un robot automatizado y de un mecanismo de arrastre manual de un prototipo de escala 5 elaborado de acuerdo con una forma de realización de la presente divulgación, en comparación con una espiral de Arquímedes ideal.
- La Figura 10 representa otra forma de realización de un sistema de escaneo miniaturizado.
- La Figura 11 ilustra esquemáticamente un microscopio confocal de fibras.

Descripción detallada

30 A continuación, se describirán con detalle formas de realización específicas de la presente divulgación con referencia a las Figuras que se acompañan. Los mismos elementos de las diversas Figuras pueden ser designados mediante los mismos numerales. Las formas de realización de la presente divulgación se refieren a un sistema de escaneo miniaturizado para generar el movimiento de un dispositivo flexible situado en una parte distal de un aparato médico y a un dispositivo robotizado que comprende dicho sistema de escaneo miniaturizado.

35 Las figuras 2 a 5 representan piezas diferentes de un sistema de escaneo mostrado en la figura 6 y adaptado para generar un movimiento en 2D de un cabezal óptico 11 de una sonda óptica 1, una de cuyas formas de realización se muestra en la figura 1.

40 La sonda óptica 1, como se muestra en la figura 1, comprende un cabezal óptico 11 que aloja una o una pluralidad de lentes ópticas y el cable de fibra 12 que es una porción flexible de la sonda óptica 1. La sonda óptica es, por ejemplo, la parte distal de un microscopio confocal de fibras como se muestra en la figura 11. El cabezal óptico 11 típicamente presenta un diámetro de 2,6 mm y 1 cm de longitud para captar imágenes de un tamaño de 240 x 200 μm^2 con resoluciones de 1,2 μm lateral y 3 μm axial. El sistema de escaneo miniaturizado, como se muestra, por ejemplo, en la figura 6, permite escanear el cabezal óptico sobre un área de aproximadamente 3 mm², manteniendo al tiempo la estructura global insertada en un tubo de diámetro interior de 5 mm y permite la navegación de el cabezal óptico para captar automáticamente imágenes, como se analizará con detalle más adelante.

45 La figura 6 representa parte de una sonda óptica robotizada (esto es, automatizada) 6 que incluye la sonda óptica como se muestra en la figura 1. En la forma de realización según es muestra en la figura 6, el sistema de escaneo miniaturizado comprende un tope de retención 2, un mecanismo de empuje 3, y un eje interior 4. El tope de retención

2, el mecanismo de empuje 3 y el eje interior 4 están también representados en las figuras expandidas 2, 3 y 4, respectivamente.

En la figura 2, el tope de retención 2 está adaptado para mantener la sonda óptica en su parte distal. En la forma de realización mostrada en la figura 2, el tope de retención 2 comprende una estructura axialmente simétrica para quedar montada alrededor de la sonda óptica. El tope de retención 2 de acuerdo con la forma de realización según se muestra en la figura 2 comprende una parte 21 para mantener el cabezal óptico. Una segunda parte 22 para mantener la porción del cable de fibra conectada a el cabezal óptico y entre medias una parte con una superficie externa inclinada 20. La superficie externa 20 tiene, por ejemplo, forma cónica. Como se analizará con mayor detalle más adelante, el empuje sobre la superficie 20 en una dirección paralela pero distinta del eje geométrico del tope de retención en su posición normal, forzará el tope de retención - y de esta forma el dispositivo escaneado - a plegarse en una dirección perpendicular a dicho eje circular.

El eje interior 4 está configurado para guiar la sonda óptica. Como se muestra en el ejemplo de las figuras 4 y 6, el eje interior 4 comprende un tubo 40 con un surco 45 adaptado para recibir el cable de fibra óptica 12 el cual es la porción flexible de la sonda óptica. En el extremo distal 44 del surco, el cable de fibra óptica 12 es mantenido y guiado a lo largo de un eje geométrico longitudinal Δ del surco. Como se desprende de la figura 6, una porción 13 del cable de fibra óptica 12 es mantenida libre y puede, por tanto, plegarse cuando se ejerza una fuerza axial sobre la superficie externa 20 del tope de retención. Esta porción 13 del cable de fibra óptica queda situada entre la parte de la sonda óptica mantenida por el tope de retención y la parte de la sonda óptica fijada al eje interior. La longitud de la porción 13 puede ser lo suficientemente larga para asegurar un radio de curvatura mínimo cuando se pliegue y lo suficientemente corto para evitar que la porción referida 13 sea demasiado suave. Típicamente, la porción 13 del cable de fibra óptica puede estar comprendida entre 0,3 mm y 0,7 mm, de modo preferente, de aproximadamente 0,5 mm.

El mecanismo de empuje 3 está adaptado para encajar con el tope de retención 2. En la forma de realización según se muestra en las figuras 3 y 6, comprende una porción terminal 30 fijada al manguito móvil 31. El manguito móvil está montado alrededor del eje interior 4 y configurado para trasladarse a lo largo del eje geométrico longitudinal Δ del eje interno y rotar a lo largo de dicho eje, arrastrando con él la porción terminal 30. La porción terminal comprende un borde 37 configurado para ser tangente con la superficie externa 20 del tope de retención, en funcionamiento, por ejemplo, con un borde de una superficie 36 paralela a pero distinta del eje geométrico longitudinal Δ del eje interno. El borde 37 está configurado para contactar con la superficie externa 20 en un punto de contacto determinado. La traslación del manguito móvil a lo largo de un eje geométrico longitudinal del eje interno, provea que la porción terminal empuje contra el tope de retención, y de esta manera, plieguen el tope de retención en el dispositivo flexible en un plano definido por el eje geométrico longitudinal Δ del eje interior y por el punto de contacto entre la superficie externa 20 del tope de retención y la superficie 36 de la porción terminal del mecanismo de empuje. La rotación del manguito móvil dará así como resultado un cambio de dicho punto de contacto y, de esta manera, un cambio en el plano de flexión. La rotación y traslación pueden ser accionadas de manera independiente o simultánea. El manguito móvil 3 como se muestra en el ejemplo de la figura 3 comprende además una guía 32 para encajar con una parte 22 del tope de retención 20 durante la traslación del manguito móvil. El tope de retención 20 puede además estar configurado para limitar el curso de la traslación del manguito móvil. Con tal fin, el tope de retención 2 puede comprender una superficie 20 para detenerse contra la superficie 35 de la guía 32.

En el ejemplo mostrado de la figura 6, el mecanismo de escaneo comprende además un eje exterior 5 (representado en la figura 5) para ser montado alrededor del manguito 31. El manguito móvil puede ser acoplado a una superficie interior 51 del eje exterior para llevar a cabo un movimiento helicoidal con respecto a la superficie interior del eje exterior, combinando así la rotación y traslación del manguito móvil. Por ejemplo, el movimiento helicoidal se consigue mediante un sistema de tornillos (33, 51) entre el manguito móvil y la superficie interior del eje exterior. La traslación puede ser así proporcional al ángulo de rotación. El sistema de escaneo puede además comprender un mecanismo de arrastre rotativo del manguito m-ovil alrededor del eje geométrico longitudinal del eje exterior. Por ejemplo, el mecanismo de arrastre rotativo comprende una rueda dentada (no mostrada) para que quede alojada en un rebajo 41 del eje interior, en el que la rueda dentada está configurada para quedar encajada con una superficie interior dentada 34 del manguito móvil 31. El mecanismo de arrastre rotativo puede además comprender un vástago de arrastre (no mostrado) que pase a través de una abertura 42 del eje interior para arrastrar la rueda dentada. Un motor de arrastre situado en una parte proximal del aparato médico puede hacer rotar la rueda dentada utilizando un vástago de arrastre. Como se muestra en la figura 4, el eje interior 4 puede comprender un rebajo 43 para contribuir a la guía del cable de fibra óptica en el extremo distal 44 del surco.

La superficie externa 20 del tope de retención puede ser calculada para determinar el movimiento en 2D del extremo del dispositivo escaneado cuando el mecanismo de escaneo se accione. Por ejemplo, el movimiento en 2D puede ser una espiral.

A continuación, se analizará el principio de funcionamiento del sistema de escaneo miniaturizado mostrado en la figura 6 con referencia a las figuras 7A y 7B para generar un movimiento en espiral en un punto extremo P donde el cabezal óptico (no mostrada en las figuras 7A y 7B) está situada. En este ejemplo, el manguito móvil 31 describe un movimiento helicoidal, arrastrando la superficie 36 de la porción terminal 30 fijada al manguito móvil. La superficie externa 20 del tope de retención 2 es, por ejemplo, una superficie cónica. Una sección transversal cortada de dicha superficie cónica se muestra, por ejemplo, en la figura 8. La superficie cónica está definida por la relación entre los parámetros f y s

como se muestra en la figura 8. Dichos parámetros de la superficie cónica se pueden determinar con el fin de generar cualquier forma de espiral deseada, por ejemplo, una espiral de Arquímedes en la que el radio sea proporcional al ángulo de rotación.

Las figuras 7A y 7B ilustran la forma en que la estructura cónica 2 genera el movimiento en espiral de guía del mecanismo de empuje 3 empujando y rotando sobre la superficie cónica 2. En estas figuras, la estructura cónica 2 está fijada sobre el punto O. Puede moverse alrededor de este punto en dos direcciones (*cabeceo* y *guiñada*) pero no puede girar alrededor de sí mismo (no movimiento de *balanceo*) en cuanto el cable de fibra óptica se plegará exactamente en el punto fijado y las demás partes permanecerán lineales. Esta configuración se basa en la hipótesis de que para ángulos de inclinación pequeños ($\theta < 10^\circ$) un cable rígido como el cable de fibra óptica, se plegará exactamente en el punto en que está fijo y en el que las demás partes permanezcan lineales. Se parte también de la base de que la estructura cónica es presionada sobre la porción terminal 30 del mecanismo de empuje debido a la resistencia del cable de fibra rígida contra el plegado. El cable de fibra óptica 12 pasa a través de las líneas centrales del manguito móvil 31 fijado a la porción terminal 30 y a la estructura cónica 2.

En la figura 7A, el mecanismo de empuje 3 está en su posición nominal ($d = 0$). Las líneas centrales del manguito móvil 31 y la estructura cónica 2 coinciden. En esta situación, el punto extremo *P* está situado en el centro de la zona que va a ser escaneada. En la figura 7B, el manguito móvil es iterado ($d > 0$). La porción terminal 30 empuja la superficie cónica 20. Esto provoca que la estructura cónica 2 se incline en un ángulo θ , y como resultado de ello, el punto *P* es trasladado hasta una distancia $z = r \sin(\theta)$. La cantidad de la iteración *d* del manguito móvil determina la cantidad de cambio en la posición de punta (*z*). Cuando el manguito móvil es rotado, traslada el punto extremo *P* en las dimensiones *xy* a lo largo de un círculo con un radio *z*. Con el cambio de la iteración del manguito móvil (*d*) el radio de este círculo cambia. De esta manera, se obtiene un movimiento en espiral.

El punto extremo *P* sigue una trayectoria pasivamente constreñida por la mecánica del sistema. La precisión de seguir la trayectoria deseada puede de este modo ser limitada únicamente por la precisión de la construcción mecánica de las piezas. En la forma de realización descrita en las figuras 7A y 7B, solo se necesita hacer rotar el manguito móvil para obtener el movimiento deseado del punto extremo *P*. Esta sola rotación puede ser arrastrada por un motor situado aparte del sistema de escaneo distal.

Las figuras 9A y 9B comparan las espirales trazadas respectivamente por el Robot Stäubli® y por un prototipo del sistema de escaneo según se describe en la presente divulgación con el fin de cuantificar el grado de correspondencia con una espiral de Arquímedes. El prototipo es un sistema como el que se muestra en la figura 6 pero con unas dimensiones 5 veces aumentadas de tamaño en comparación con el sistema de escaneo miniaturizado destinado a ser utilizado con un aparato médico. Un lápiz es situado sobre la punta y las espirales son trazadas arrastrando manualmente el manguito móvil mediante la rotación del vástago de arrastre. En la figura 9B, esta imagen es reproducida como una imagen 91 en unas dimensiones reducidas 5 veces y comparada con la espiral de Arquímedes deseada de la dimensión en la escala 1. La espiral ideal se indica mediante los puntos suspensivos 92 de la figura 9B. En la figura 9A, el trazado 93 se corresponde con la espiral generada con el Robot Stäubli® en dimensiones reales. Sobre la figura 9A se indica de nuevo la espiral de Arquímedes ideal 92 (trayectoria, mandada). Una comparación entre los dos sistemas se basa en una media medida de puntos fuera del alcance de precisión de 15 μm con respecto al número total de puntos relevante, siendo indicados estos puntos mediante una cruz en las figuras 9A, 9B. Esta relación es de 0,89 con el Robot Stäubli® y de 0,94 con el sistema de escaneo de acuerdo con la presente divulgación. Esto significa que en las dimensiones de escala 5, el sistema de escaneo de acuerdo con la presente divulgación, puede manejarse para que siga la espiral de Arquímedes de forma tan satisfactoria como lo hace el Robot Stäubli® en la dimensión a escala 1. El Robot Stäubli® presenta la dificultad de seguir la espiral ideal en la parte exactamente central, donde se requiere una gran aceleración.

La presente divulgación puede ser implementada para imágenes *in vivo* mediante la integración de un microscopio confocal de fibras, por ejemplo, el formador de imágenes Cellvizio® de Mauna Kea Technologies® (Paris, Francia). Este sistema puede llevar a cabo una formación de imágenes con fluorescencia confocal, registros de imágenes de tamaño $240 \times 200 \mu\text{m}^2$ con resoluciones de 1,2 μm laterales y de 3 μm axiales a una velocidad de 12 fotogramas / seg, y puede utilizar el algoritmo de mosaico presentado en la Solicitud de patente estadounidense 2009/0041314. La sonda confocal puede consistir en un haz flexible de fibras ópticas y un cabezal óptico que eleva las microlentes, situadas en la punta. El diámetro exterior del haz flexible es de 1,4 mm. El cabezal óptico es por ejemplo, un cilindro con una longitud de 12 mm con un diámetro exterior de, por ejemplo, 2,6 mm.

El eje exterior tiene una longitud por ejemplo de alrededor de 3,5 cm con un diámetro interior de 5 mm. Con el fin de captar imágenes, el cirujano manualmente sitúa la punta del eje exterior sobre el lugar de interés y presiona ligeramente sobre el tejido. El borde exterior del eje exterior estabiliza la zona destinada a ser escaneada. El tejido cubierto por los bordes del eje exterior ligeramente se pliega y toca la punta de el cabezal óptico interior. El cirujano presiona un botón para energizar el motor que arrastra el manguito móvil. Con la rotación del manguito móvil, el cabezal óptico automáticamente escanea el tejido siguiendo un trayecto en espiral. Cuando el escaneo se ha completado, en aproximadamente un minuto, el motor de arrastre se detiene y el cirujano es notificado con el encendido de un LED. En este punto, el escaneo se ha terminado y se recogen las imágenes para el mosaico. El cirujano libera el tubo del tejido y presiona otro botón para iniciar el sistema de otro escaneo. Este motor activa el

motor de arrastre en la dirección inversa para rebobinar hasta su posición inicial en aproximadamente de 5 a 10 segundos.

Por tanto, es posible que el mecanismo de escaneo miniaturizado de la presente divulgación escanee un área de 3 mm² sobre el tejido. Esto se corresponde con una zona circular de aproximadamente 2 mm de diámetro. La duración de un minuto se persigue para un escaneo en espiral completo. ello se corresponde con una velocidad lineal de aproximadamente 0,38 mm / seg sobre una espiral con una distancia de 0,15 mm entre medias de sus curvas secuenciales. La distancia entre las dos líneas de escaneo sucesivas queda restringida por el tamaño de la imagen y debe ser inferior a 0,2 mm (200 μm).

Como se indicó anteriormente, durante el escaneo, el eje exterior es presionado sobre el tejido. El eje exterior y el cabezal óptico se sitúan en contacto dentro del tubo. Este contacto se puede mantener cuando el mecanismo es desplazado dentro del tubo a lo largo de todo el escaneo. Con la estructura cónica 2 como se describe en la figura 8, el radio de escaneo es modificado mediante la inclinación de la punta. En el radio de 1 mm de la espiral, el cambio de altura de la punta es de 0,025 mm, la inclinación de 2,87 grados. Ambos valores permanecen en un margen aceptable, inferior a 0,1 mm e inferior a 5 grados, respectivamente, para mantener el tejido en contacto con el cabezal óptico.

La figura 10 ilustra otra forma de realización de un sistema de escaneo miniaturizado. Esta forma de realización comprende un eje interior (no mostrado en la figura 10) para guiar el dispositivo flexible a lo largo de un eje geométrico longitudinal, un tope de retención adaptado para mantener el dispositivo plegado (no mostrado) con una superficie externa 20, en el que dicha superficie externa puede ser, por ejemplo, una superficie axialmente simétrica. Así mismo, comprende un mecanismo de empuje con al menos dos porciones terminales configuradas para trasladarse independientemente a lo largo de un eje geométrico longitudinal del eje interior. En el ejemplo de la figura 10, el mecanismo de empuje comprende tres porciones terminales 130A, 130B, 130C, cada una de las cuales presenta un borde 137 que contacta con la superficie externa 20. El mecanismo de empuje comprende además, para cada porción terminal 130, un mecanismo para arrastrar dicha porción terminal en traslación, por ejemplo un sistema de deslizamiento 131, 132. En el ejemplo de la figura 10, la traslación de la porción terminal se traduce en una incurvación del dispositivo flexible en el plano definido por el eje geométrico longitudinal del eje interior y por el punto de contacto entre el borde 137 de la porción terminal 130 y la superficie externa 20. Las diferentes porciones terminales arrastradas de manera conjunta permiten definir el movimiento de la punta extrema de la parte flexible.

Aunque la forma de realización precedente ha sido descrita para generar el movimiento de una sonda óptica, el mecanismo del dispositivo de escaneo miniaturizado de la presente divulgación es independiente de las características y geometría del dispositivo. En particular, el dispositivo de escaneo miniaturizado no necesita ninguna operación especial sobre el objeto para que sea manipulado y la fijación del dispositivo en el tope de retención es suficiente. En consecuencia, el mismo dispositivo podría haber sido utilizado para generar el movimiento de cualquier dispositivo flexible para quedar situado en una parte distal de un aparato médico o, al menos cualquier dispositivo que comprenda una porción flexible, por ejemplo un conducto hueco (por ejemplo, un catéter), un dispositivo terapéutico (por ejemplo, un chorro de plasma, un electrodo, aparatos quirúrgicos) un dispositivo de formación de imágenes (por ejemplo, una sonda óptica de un endoscopio, un endomicroscopio).

Aunque la divulgación ha sido descrita con respecto a un número limitado de formas de realización, los expertos en la materia, que han verificado las ventajas de la presente divulgación, apreciarán que pueden ser diseñadas otras formas de realización que no se aparten del alcance de la divulgación tal como ha sido divulgada en la presente memoria. Por consiguiente, el alcance de la divulgación divulgada debe quedar únicamente limitado por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

- 1.- Un sistema de escaneo miniaturizado para generar un desplazamiento de un dispositivo flexible situado en una parte distal de un aparato médico, que comprende:
 - 5 - un eje interior (4) con un eje geométrico longitudinal (A), adaptado para guiar dicho dispositivo flexible a lo largo de dicho eje geométrico longitudinal,
 - un tope de retención (2) que comprende una superficie externa inclinada (20) y adaptada para mantener dicho dispositivo flexible,
 - 10 - un mecanismo de empuje (3) adaptado para encajar con dicho tope de retención y que comprende al menos una porción terminal (30) adaptada para contactar con dicha superficie externa inclinada (20) del tope de retención en un punto de contacto, en el que dicha porción terminal está configurada para trasladarse a lo largo de dicho eje geométrico longitudinal del eje interior y en el que la traslación de dicha porción terminal determina que la porción terminal empuje contra la superficie externa inclinada del tope de retención y para plegar el tope de retención y el dispositivo flexible en un plano de plegado definido por el eje geométrico longitudinal del eje interior y dicho punto de contacto.
- 15 2.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el tope de retención comprende una estructura axialmente simétrica destinada a ser montada alrededor de dicho dispositivo flexible.
- 3.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el mecanismo de empuje comprende un manguito móvil (31) al que está fijada dicha porción terminal (30), en el que el manguito móvil está montado alrededor de dicho eje interior y configurado para rotar alrededor de dicho eje geométrico longitudinal del eje interior, dando como resultado, la rotación del manguito móvil, un cambio del punto de contacto entre dicha porción terminal y dicha superficie externa inclinada del tope de retención.
- 20 4.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 3, en el que dicho manguito móvil está configurado para ser simultáneamente rotado alrededor de dicho eje geométrico longitudinal y trasladado a lo largo de dicho eje geométrico.
- 25 5.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 4, que comprende además un eje exterior (5) para ser montado alrededor de dicho manguito móvil, en el que dicho manguito móvil está acoplado a una superficie interior del eje exterior para llevar a cabo un movimiento helicoidal con respecto a dicha superficie interior del eje exterior.
- 30 6.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dicho manguito móvil y dicha superficie interior del eje exterior están acoplados mediante un sistema de tornillos.
- 7.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 4, en el que dicha superficie externa inclinada del tope de retención presenta una forma cónica calculada de manera que el movimiento de traslación y rotación simultáneas del manguito móvil se traduce en un movimiento en espiral de un extremo del dispositivo flexible.
- 35 8.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 3, que comprende además un mecanismo de arrastre rotativo del manguito móvil alrededor de dicho eje geométrico longitudinal de dicho eje interior.
- 9.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 8, en el que el mecanismo de arrastre rotativo comprende una rueda dentada dispuesta en una porción hueca (41) del eje interior y un vástago de arrastre.
- 10.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho mecanismo de empuje comprende al menos dos porciones terminales configuradas para desplazarse independientemente.
- 40 11.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además al menos un motor de arrastre para arrastrar la al menos una porción terminal del mecanismo de empuje.
- 12.- El sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha porción terminal comprende un borde (37) configurado para ser tangente con la superficie externa inclinada del tope de retención.
- 45 13.- Un dispositivo robotizado que comprende un dispositivo flexible para ser situado en una parte distal de un aparato médico y un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes para generar un movimiento de un extremo de dicho dispositivo flexible.
- 14.- El dispositivo robotizado de acuerdo con la reivindicación 13, en el que dicho dispositivo flexible es uno entre un dispositivo de formación de imágenes, un dispositivo terapéutico, un conducto hueco.
- 15.- Un aparato médico que comprende:
 - 50 - un dispositivo flexible para ser situado en una parte distal de dicho aparato médico, y

- un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12 para generar un movimiento de un extremo de dicho dispositivo flexible.

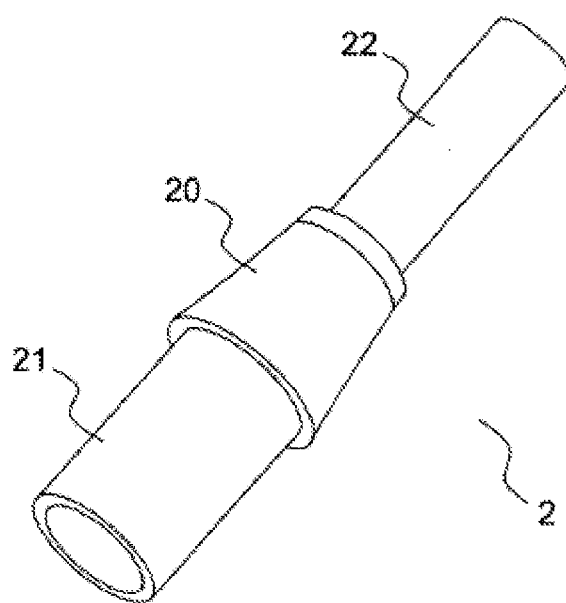
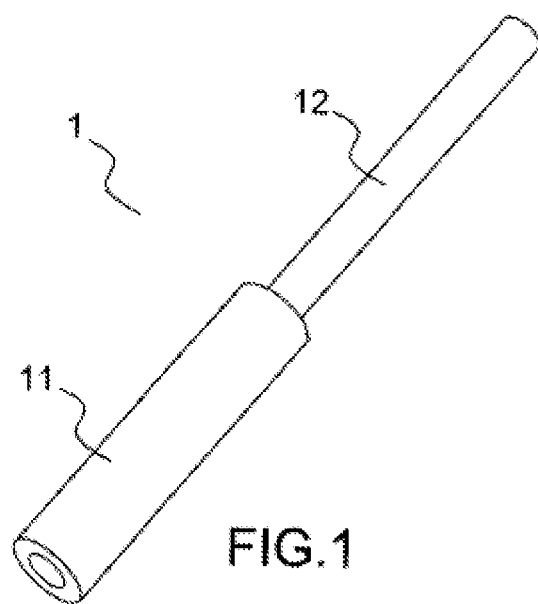
16.- El aparato médico de acuerdo con la reivindicación 15, en el que dicho sistema de escaneo miniaturizado comprende al menos un motor de arrastre situado en una parte proximal del aparato médico.

5 17.- Un sistema de microscopio confocal de fibras para inspeccionar un tejido biológico, que comprende:

- un microscopio confocal con una parte distal para estar en contacto con un tejido biológico, en el que dicha parte distal comprende un cabezal óptico conectado a un haz de fibras ópticas,

- un sistema de escaneo miniaturizado de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12 para generar un movimiento de dicho cabezal óptico.

10 18.- El sistema de microscopio confocal con fibras de acuerdo con la reivindicación 17, en el que el sistema de escaneo miniaturizado comprende al menos un motor de arrastre situado en una parte proximal del microscopio.



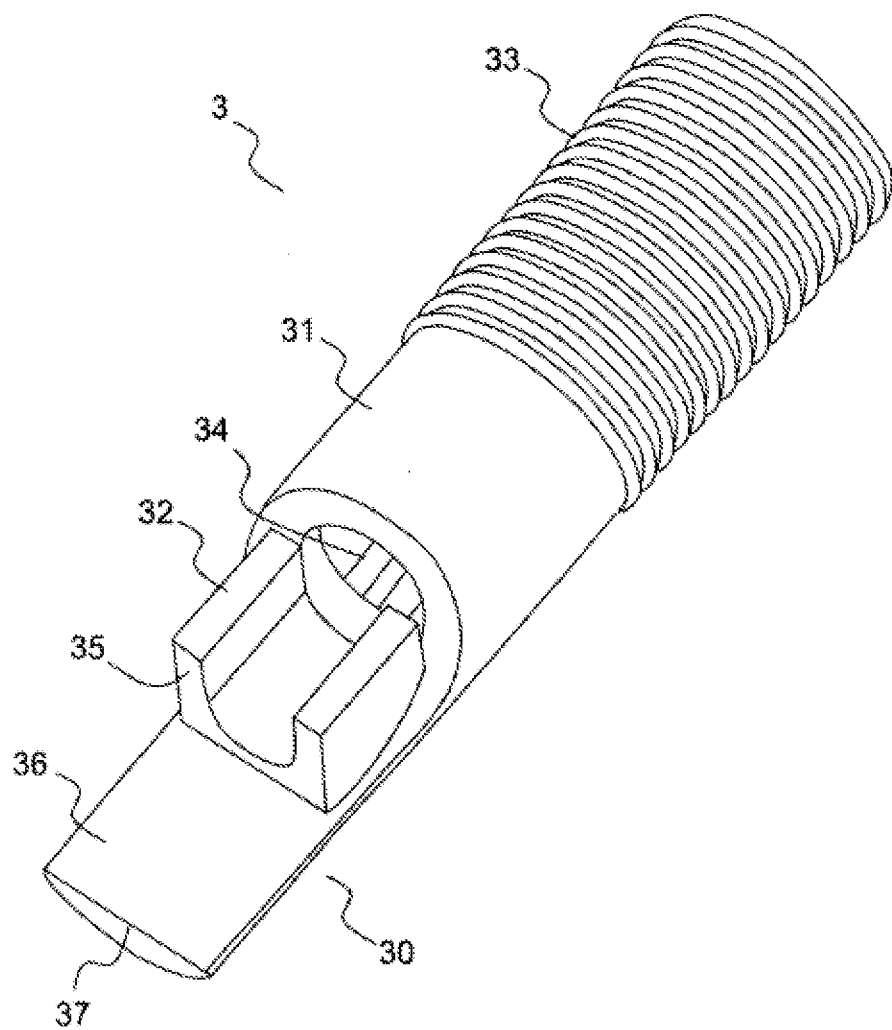
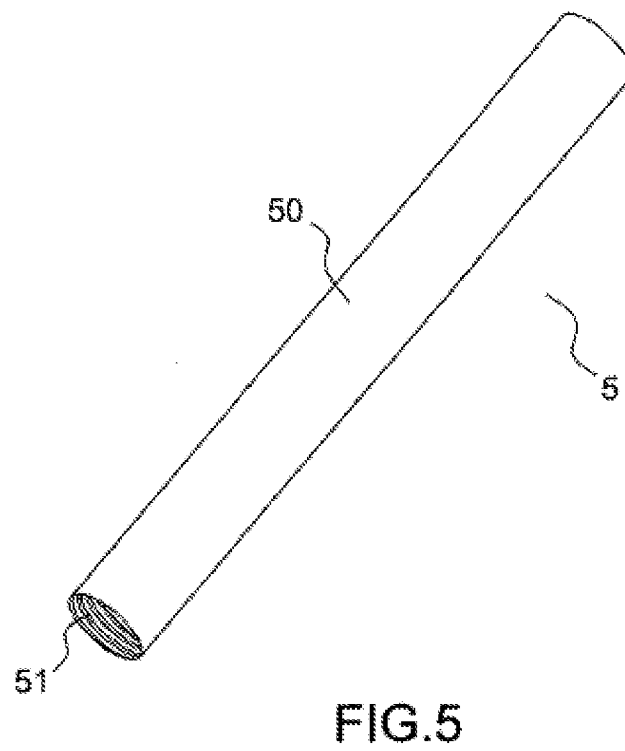
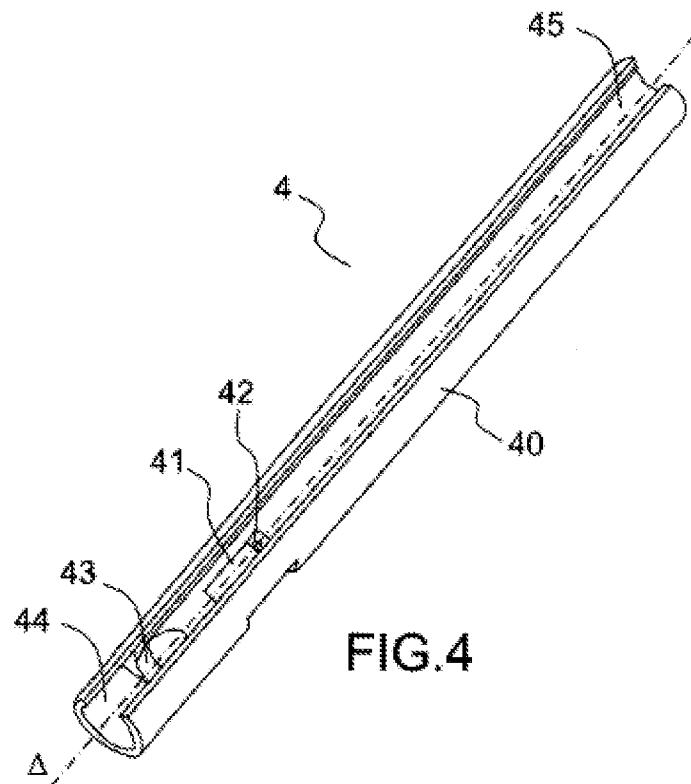


FIG.3



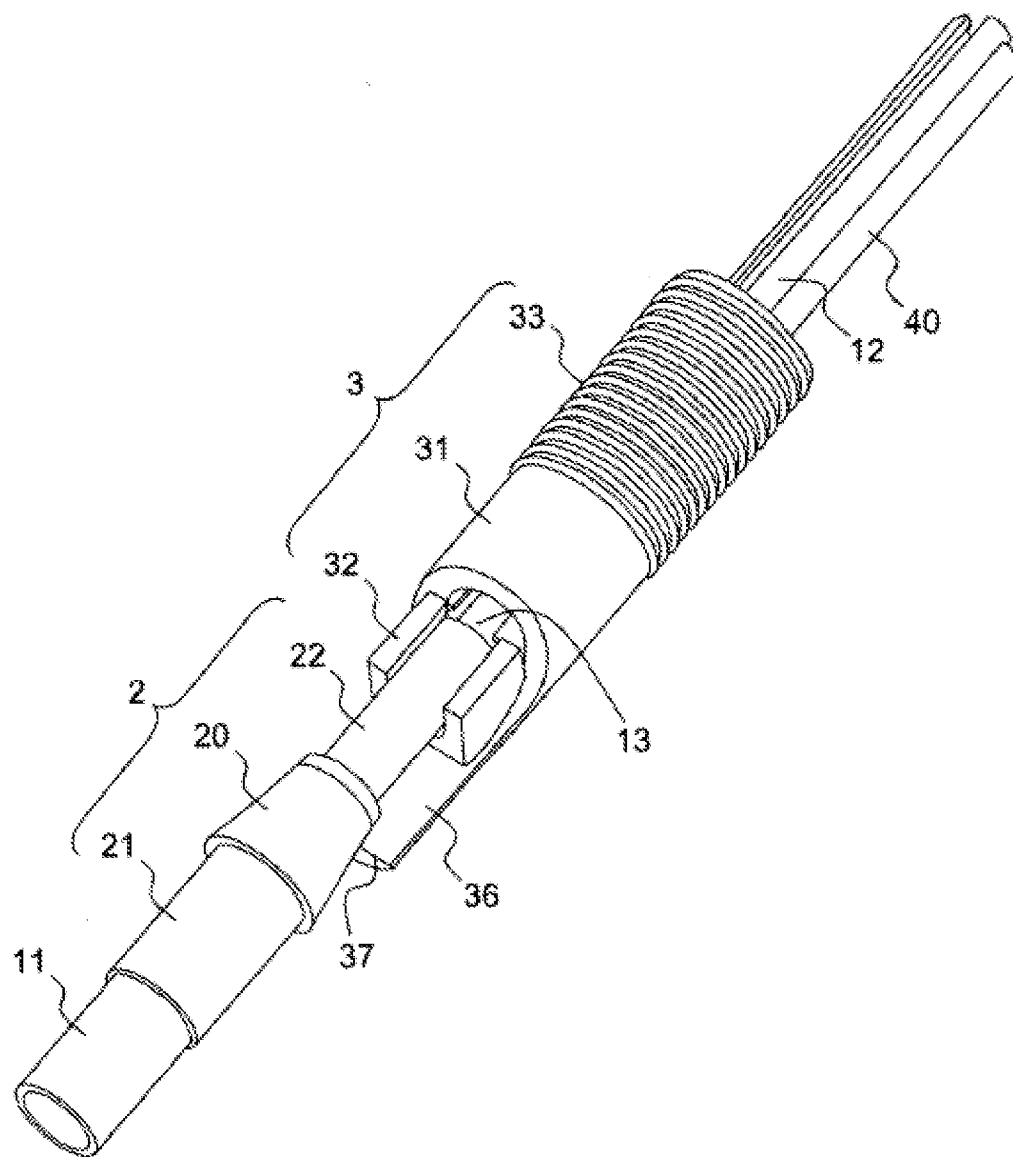
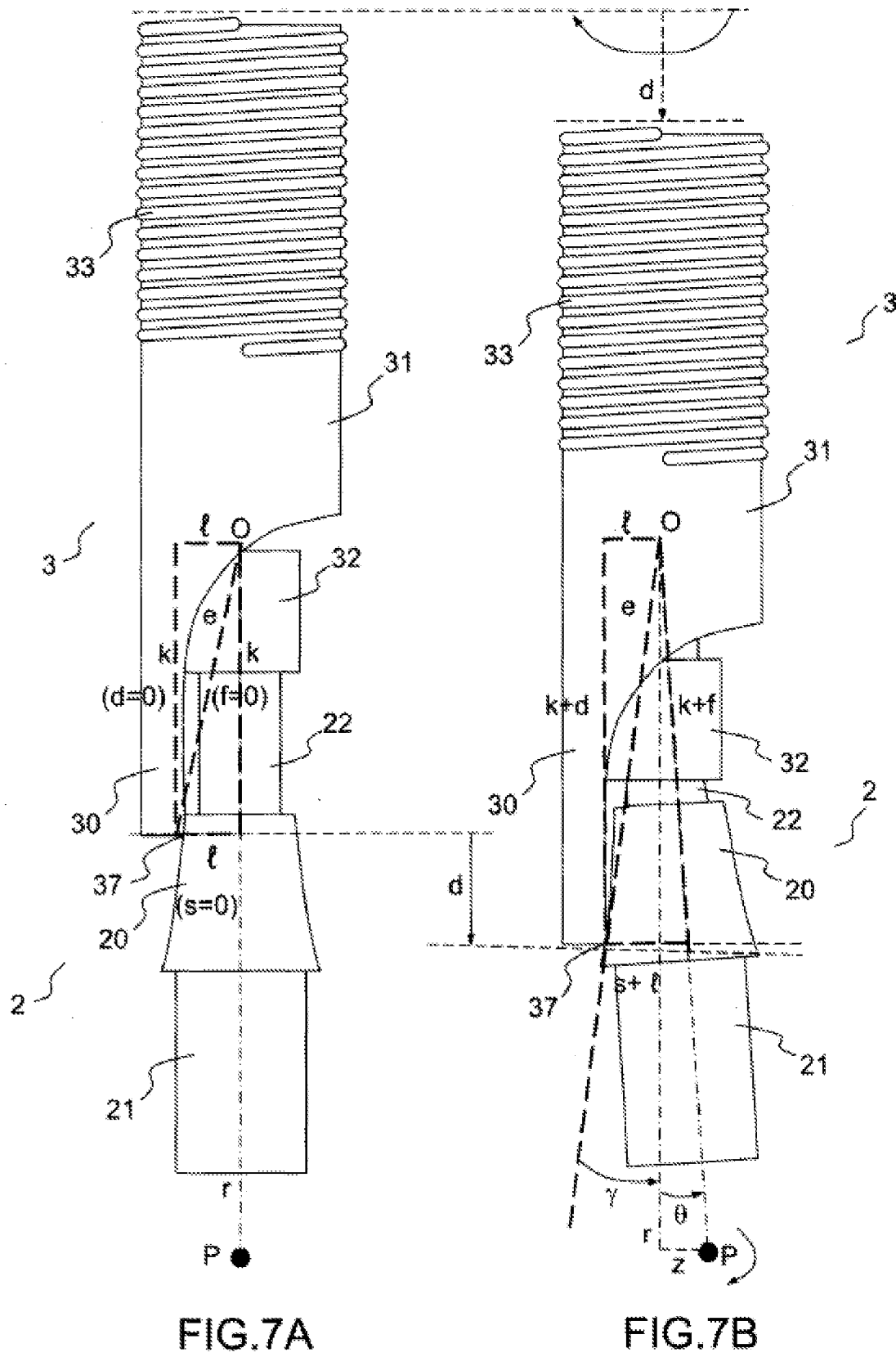


FIG.6



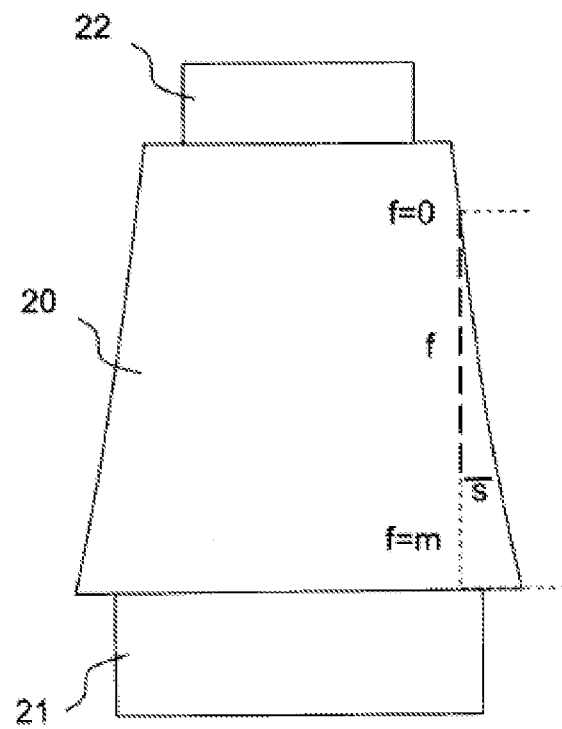


FIG.8

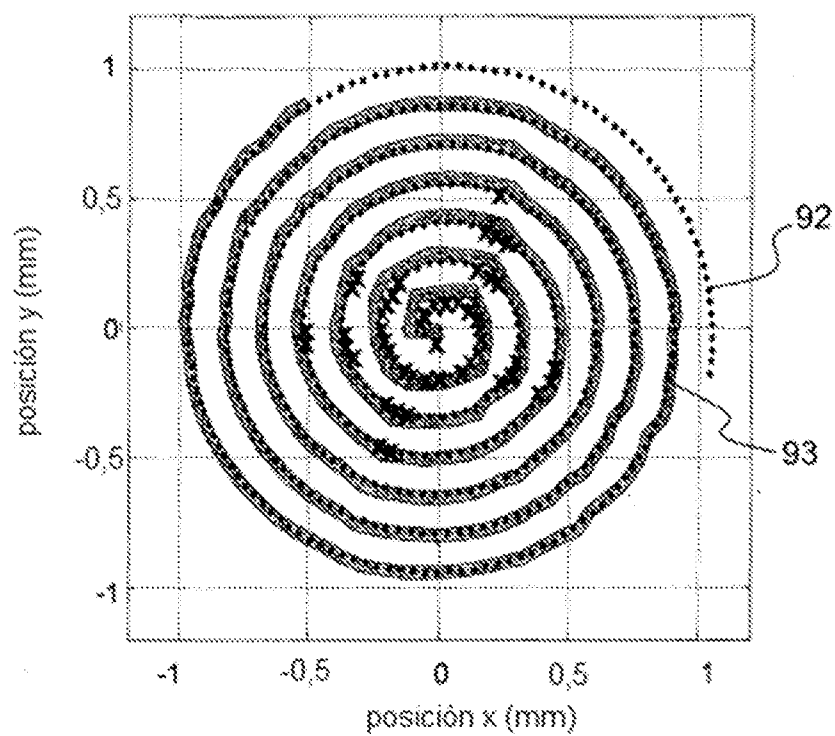


FIG.9A

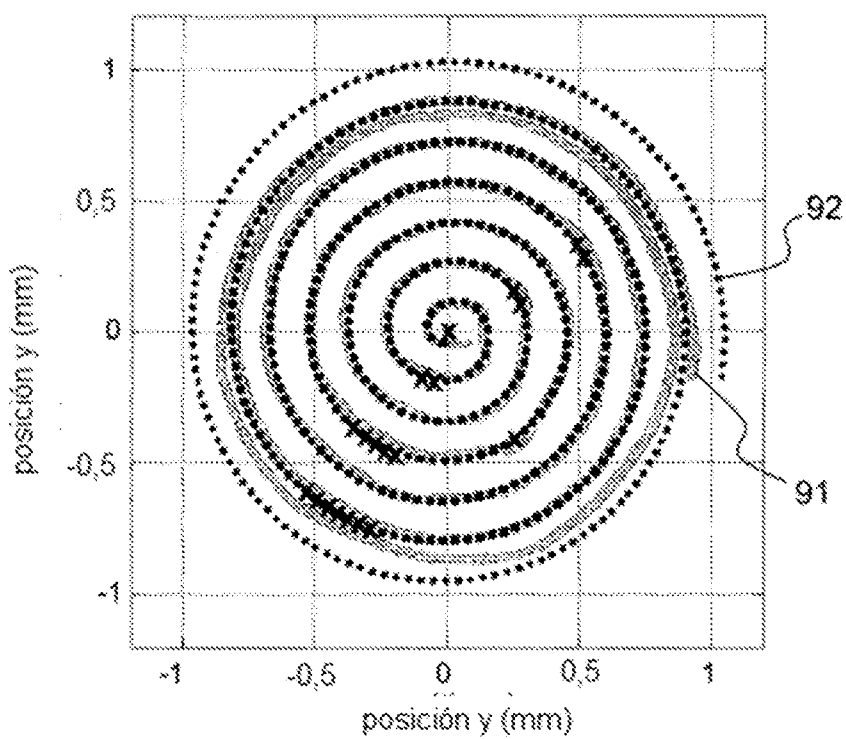


FIG.9B

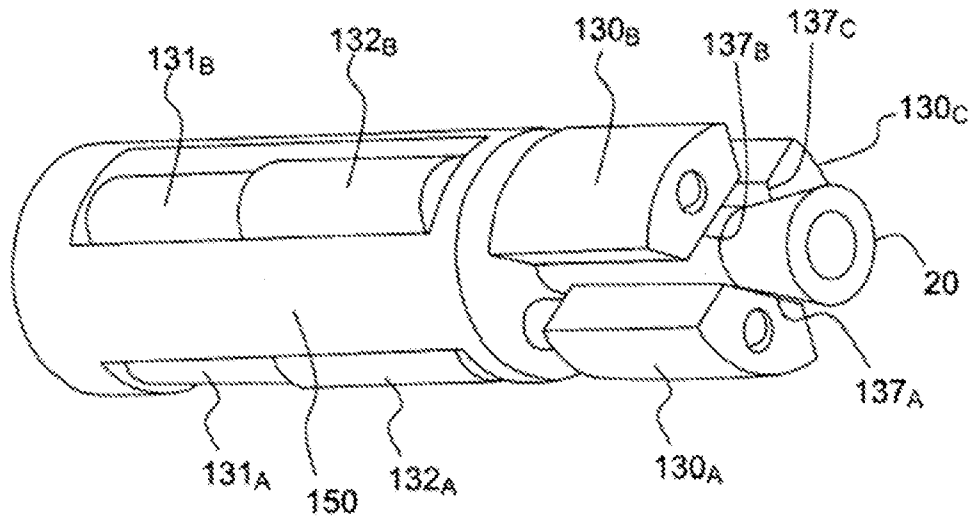
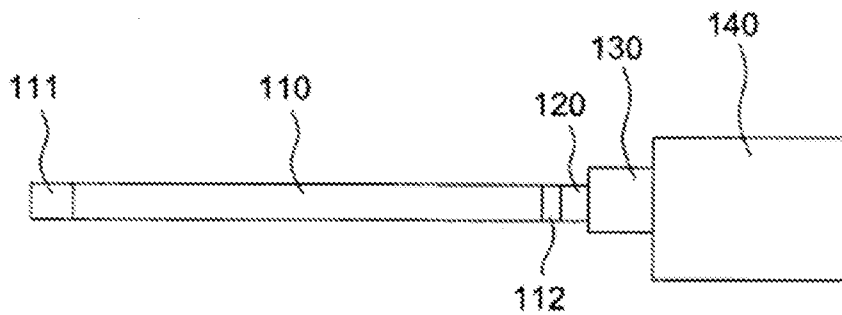


FIG. 10



TÉCNICA ANTERIOR

FIG. 11