

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 793 374**

51 Int. Cl.:

A61M 25/10 (2013.01)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.05.2016 PCT/CN2016/081351**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.11.2016 WO16180289**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.05.2016 E 16792139 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2020 EP 3295987**

54 Título: **Dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO**

30 Prioridad:

08.05.2015 CN 201510234799

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

13.11.2020

73 Titular/es:

**MICRO-TECH (NANJING) CO., LTD. (100.0%)
No.10 Gaoke Third Road The National New &
High Technology Industrial Development Zone
Nanjing, Jiangsu 210000, CN**

72 Inventor/es:

**LIU, HUI;
XI, JIEFENG;
GAO, DUANGUI;
CHANG, JIAN;
WANG, JIWEI;
ZHANG, LITING;
LI, CHANGQING y
LENG, DERONG**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 793 374 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

Dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un dispositivo automático para inflado/desinflado. Específicamente, la invención se refiere al dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante tomografía de coherencia óptica.

Descripción de la técnica relacionada

10 La tomografía de coherencia óptica (TCO) se ha utilizado ampliamente en el campo del diagnóstico oftálmico. Esta tecnología se basa en la óptica, en la electrónica y en la ciencia y tecnología informáticas. Constituye una nueva tecnología para obtención de imágenes que combina fotoelectricidad, adquisición de datos a gran velocidad, procesamiento de imágenes y otras disciplinas avanzadas. La TCO ha atraído mucha atención debido a su alta resolución, gran velocidad de obtención de imágenes, etc., y ya ha sido aplicada en el diagnóstico biomédico y clínico.

15 En comparación con la TC, el ultrasonido, la IRM y demás técnicas, la TCO posee una resolución muy elevada. También en comparación con la microscopía confocal láser tradicional, la profundidad de obtención de imágenes de la TCO presenta ventajas obvias. La mayoría de las tecnologías clave de las sondas ópticas tradicionales se basan en el uso de haces de fibras para transmitir luz y obtener imágenes, o el uso de la tecnología CCD para obtener imágenes, pero una sonda endoscópica de este tipo solo puede detectar la lesión en la superficie del tejido, aunque
20 los síntomas de un cáncer incipiente generalmente se producen bajo la piel a una profundidad mayor de 1-3 mm, donde parece que la sonda endoscópica óptica tradicional no puede acceder. Existen en la actualidad sondas endoscópicas para la obtención de imágenes médicas mediante ultrasonido, con las que se puede obtener información de tejido profundo acerca del tejido biológico situado bajo de la superficie, pero la resolución alcanza solamente el orden de milímetros, con lo que es fácil emitir un diagnóstico erróneo de un cáncer incipiente.

25 Con el desarrollo de la tecnología TCO durante la última década, la tecnología TCO endoscópica ha nacido y se ha desarrollado como una rama de la tecnología TCO. El objetivo central de la tecnología TCO endoscópica radica en miniaturizar el dispositivo sin reducir la resolución, y proporcionar una imagen TCO de alta resolución de órganos internos del cuerpo humano. Esta tecnología ha ampliado en gran medida la aplicación de la tecnología TCO, consiguiendo que hayan ido apareciendo objetivos para la inspección mediante TCO en diversas luces del sistema digestivo, tales como luces del tracto digestivo grueso (p. ej., esófago, recto) y luces del tracto digestivo delgado (p.
30 ej., tracto biliar), etc.

Hoy en día, cuando se utiliza la TCO para explorar el esófago, el tracto biliar, el tracto intestinal y otros de un paciente, los médicos deben realizar manualmente las operaciones de inflado/desinflado del globo que se encuentra dentro del cuerpo humano. Esto presenta múltiples limitaciones, por ejemplo debido a que resulta difícil controlar con
35 precisión la precisión del inflado, las velocidades de inflado y de desinflado son lentas, el médico puede cometer errores durante la intervención manual, no existe protección contra la sobretensión, etc. Por lo tanto, se necesita urgentemente una nueva tecnología para resolver estas limitaciones, a fin de cumplir con el trabajo médico real.

La solicitud publicada de EE. UU. 2010/004544 A1 describe que se puede controlar el inflado/desinflado de los distintos globos mediante una bomba suministradora de aire y una válvula conmutadora de suministro de aire.

40 **Compendio de la invención**

La invención proporciona un dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO según la reivindicación 1. En la reivindicación dependiente se definen aspectos adicionales y realizaciones preferidas. Los aspectos, realizaciones, ejemplos e implementaciones de la presente descripción que no están dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la
45 invención y se ofrecen meramente con fines ilustrativos.

Es un propósito de esta invención proporcionar un dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO, comprendiendo el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO: un módulo de láser de barrido, un módulo de interferencia, un módulo de sonda, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un
50 módulo de visualización de imágenes, un actuador, un catéter con globo, una microsonda TCO y un dispositivo automático para inflado/desinflado, comprendiendo el dispositivo automático para inflado/desinflado un módulo de control y visualización, una bomba de aire, una válvula de solenoide para inflado, una válvula de solenoide para desinflado, un sensor de presión, un sensor de presión antiestallido y un interruptor mecánico de presión. El dispositivo automático para inflado/desinflado está aplicado en el sistema endoscópico de exploración y obtención
55 de imágenes mediante TCO para implementar un inflado/desinflado automáticos y un control preciso de la presión neumática, donde la bomba de aire está conectada a la válvula de estrangulamiento a través de la válvula de

solenoides para inflado y de la válvula de solenoide para desinflado, la válvula de estrangulamiento también está conectada al globo, y está conectado al globo al menos un sensor de presión, está dispuesto al menos un sensor de presión entre la válvula de estrangulamiento, la válvula de solenoide para inflado y la válvula de solenoide para desinflado, el sensor de presión antiestallido está conectado al globo, el interruptor mecánico de presión está conectado al globo, el módulo de control y visualización es capaz de establecer la presión neumática del globo y el tiempo de inflado, captar la presión, controlar la bomba de aire para arrancar y parar, y controlar el estado de funcionamiento de la válvula de solenoide.

El proceso de uso del dispositivo automático para inflado/desinflado comprende:

un proceso de inflado: establecer la presión del globo y el tiempo de inflado en el módulo de control y visualización, y mantener la bomba inflando hasta que se alcanza el valor de presión preestablecido;

un proceso de desinflado: establecer la presión del globo y el tiempo de desinflado en el módulo de control y visualización, y mantener la bomba desinflando hasta que se alcanza el valor de presión preestablecido; y

en los procesos de inflado/desinflado, el sistema está protegido contra sobrepresión por el sensor de presión antiestallido, la bomba de aire está cerrada y se puede aliviar la presión a través del interruptor mecánico de presión cuando la presión neumática del globo sobrepasa el valor de presión preestablecido.

El dispositivo automático para inflado/desinflado efectúa un inflado y desinflado automáticos. Posee una función para establecer distintos parámetros de presión neumática y puede realizar el inflado/desinflado de globos con distintas especificaciones, pudiéndose detener automáticamente el proceso de inflado cuando la presión del globo alcanza el valor preestablecido, y posee una función de protección contra sobretensión.

El otro propósito de esta invención es proporcionar un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO que comprende: un módulo de láser de barrido, un módulo de interferencia, un módulo de sonda, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un módulo de visualización de imágenes, un actuador, un catéter con globo, una microsonda TCO y un dispositivo automático para inflado/desinflado.

El módulo de láser de barrido comprende un láser de barrido de alta velocidad, un aislador de fibra, un acoplador de fibra, interrumpe la señal óptica del láser de barrido y el camino óptico posterior para evitar que la señal óptica del camino óptico posterior interfiera en el funcionamiento normal del láser; el módulo de interferencia puede utilizar una estructura de interferómetro Mach-Zehnder (MZI, por sus siglas en inglés) del tipo de fibra o de interferómetro Michelson (Michelson) del tipo de fibra. El MZI está compuesto principalmente por dos acopladores de fibra, dos circuladores de fibra y dos controladores de polarización de fibra, en donde uno de los acopladores de fibra generalmente utiliza un acoplador de fibra asimétrico para enviar la mayor parte del láser hacia la microsonda del láser, está dispuesto un circulador de fibra tanto en la rama de referencia como en la rama de muestra para captar señales ópticas reflejadas o retrodispersadas desde las dos ramas; el otro acoplador de fibra es un acoplador simétrico de fibra 2x2 (lo que significa una relación de división 50/50) para producir una señal óptica de interferencia y para reducir la señal de modo común de CC, estando los controladores de polarización de fibra situados simétricamente en la rama de referencia y en la rama de muestra para ajustar el estado de polarización de las dos ramas con el fin de obtener la mejor señal óptica de interferencia. La estructura de Michelson se compone de un acoplador simétrico de fibra 2x2, un circulador de fibra y dos controladores de polarización de fibra, pasando el láser de barrido a través del circulador de fibra y entrando después en el acoplador de fibra, reflejándose o retrodispersándose las señales ópticas desde la rama de referencia, y generando la rama de muestra una señal de interferencia cuando el láser de barrido pasa por el mismo acoplador de fibra. Las señales ópticas reflejadas o dispersadas por las ramas se generan al interferir con el mismo acoplador de fibra. Los controladores de polarización de fibra están situados simétricamente en la rama de referencia y en la rama de muestra para ajustar el estado de polarización de las dos ramas, con el fin de obtener la mejor señal de interferencia. Las ventajas del MZI radican en su estructura simétrica, gestión simple de la dispersión y elevada sensibilidad de detección. Las ventajas del interferómetro Michelson radican en su estructura simple y en que no introduce dispersión en modo de polarización (PMD, por sus siglas en inglés); los dos interferómetros tienen en común que la diferencia de camino óptico entre dos ramas determina un rango espectral libre (FSR, por sus siglas en inglés) en el cual se genera una señal de reloj y finalmente determina una profundidad máxima de obtención de imagen de una imagen TCO; el módulo de sonda puede ser un fotodetector equilibrado de alta velocidad, que se utiliza principalmente para convertir en señales eléctricas una salida de señal óptica de interferencia procedente del módulo de interferencia; el módulo de recogida de datos es una tarjeta de captura para módulo de alta velocidad, que se utiliza principalmente para convertir en señales eléctricas digitales la señal eléctrica analógica y remitir las señales digitales al módulo de procesamiento de datos para que procese las señales digitales. El módulo de procesamiento de datos es un chip (tal como una CPU, una GPGPU, un DSP, una FPGA, etc.) con capacidad de procesamiento de señal digital, que se utiliza principalmente para procesar las señales originales y transformarlas en las señales de imagen final; y el módulo de visualización de imágenes se utiliza principalmente para visualizar la señal de imagen y el procesamiento posterior y la medición de la imagen; el actuador está compuesto por un conector giratorio de fibra, un motor y una plataforma eléctrica de desplazamiento, el motor giratorio dentro del actuador impulsa la microsonda TCO para que realice la exploración giratoria, al mismo tiempo que la plataforma eléctrica de desplazamiento impulsa el actuador para moverlo en una dirección determinada, el *software* reconstruye los datos de exploración giratoria adquiridos y los

datos de movimiento de la tabla de traslación, para obtener una imagen en 3D; la microsonda TCO se utiliza principalmente para entrar en los órganos internos del cuerpo humano con el fin de transmitir el láser de barrido y captar las señales ópticas retrodispersadas desde el tejido biológico; el catéter con globo se emplea para expandir las luces de los órganos internos del cuerpo y eliminar arrugas, así como estabilizar la microsonda TCO en el centro del globo; el dispositivo automático para inflado/desinflado se usa principalmente para dilatar catéteres con globo. El uso de un dispositivo automático para inflado/desinflado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO tiene efectos tales como los siguientes: en primer lugar, se omite la operación manual de que un médico infle/desinfe un globo, con lo que se acorta el tiempo de inflado/desinflado por el médico, mejorando la seguridad y evitando el riesgo de estallido provocado por un inflado excesivo del globo; en segundo lugar, el control preciso de la presión neumática del globo garantiza la consistencia de la forma inflada, ya que la obtención óptica de imágenes es sensible a la forma del objeto explorado que es alzado por el globo, la repetibilidad de las múltiples exploraciones del mismo objeto es buena y el médico puede comparar los datos de las imágenes obtenidas por exploración; además, en el caso de un tratamiento de emergencia, el médico puede realizar otras operaciones mientras se realiza el desinflado automático.

Preferiblemente, la microsonda TCO comprende un tubo de resorte, que es capaz de proporcionar un par suficiente para mantener las puntas distales y proximales de la sonda con una cierta longitud funcionando de manera síncrona cuando gira y la fibra monomodo está transmitiendo dentro del tubo de resorte; un conjunto de lente comprende una varilla de vidrio y una lente de autoenfoco, que hace que la luz de la fibra óptica se concentre fuera de la distancia de trabajo preestablecida, pudiéndose modificar la distancia de trabajo de la microsonda TCO si se varía la distancia de unión entre la varilla de vidrio y la fibra monomodo, y al mismo tiempo se puede mejorar la resolución lateral de la sonda TCO; se puede incrementar la apertura luminosa de la lente de autoenfoco mediante la unión entre la lente de autoenfoco y la varilla de vidrio, con lo que se puede incrementar la apertura numérica y la resolución lateral de la sonda TCO y se optimiza el tamaño físico de la sonda. La microsonda TCO también puede incluir un espéculo, un tubo de acero inoxidable de soporte y un tubo de acero inoxidable acanalado, cuyas caras de la punta están unidas con un pegamento óptico.

Asimismo, un lado de la fibra monomodo es un empalme de fibra estándar, este empalme puede estar conectado al extremo giratorio del extremo de fibra óptica del sistema TCO, la fibra monomodo está dentro de un tubo de resorte (cubierto con una película de PTFE), el tubo de resorte puede proteger eficazmente la fibra monomodo y reducir la resistencia cuando la sonda está girando, de modo que la microsonda TCO explora más suavemente, el empalme de fibra estándar combina un tubo de acero inoxidable de soporte, el tubo de acero inoxidable soporta la microsonda TCO para exploración con el fin de que todo el proceso de rotación y exploración sea más suave. El otro lado de la fibra monomodo está inclinado y está encolado a una cara terminal de la varilla de vidrio que también está inclinada, la inclinación de la cara de encolado reduce eficazmente la interferencia de la luz reflejada sobre la luz de señal, y la distancia de trabajo de la microsonda TCO alcanza la distancia de trabajo esperada cuando se modifica la distancia de unión entre la varilla de vidrio y la fibra monomodo. El otro extremo de la varilla de vidrio está encolado a la lente de autoenfoco en el extremo de ángulo 0° y sellado después dentro del tubo acanalado de acero inoxidable; modificando la longitud de la lente de autoenfoco se varía la distancia de trabajo de la sonda TCO para obtener la mejor resolución lateral con la distancia de trabajo especificada, e incrementando la longitud de la varilla de vidrio se puede aumentar la apertura numérica de la sonda TCO, con lo que también aumenta la resolución lateral, lo que significa que el uso de la varilla de vidrio no solo aumenta la distancia de trabajo de la microsonda, sino que también incrementa la apertura numérica de la microsonda, y el incremento de la apertura numérica conduce al aumento de la resolución lateral y al mismo tiempo también se reduce en gran medida la longitud de la lente de autoenfoco y se garantiza la flexión de la microsonda de modo que toda la microsonda pueda entrar en el esófago humano directamente a través de la pinza endoscópica y el catéter. El reflector puede desviar lateralmente la luz dirigida hacia adelante, y el reflector es un espejo cilíndrico que podría modificar la influencia astigmática de la cánula protectora exterior a la sonda TCO sobre el haz agregado. La lente de autoenfoco está encolada a la varilla de vidrio, donde la superficie de la lente de autoenfoco en contacto con el aire está revestida con una película antirreflectante, que podría reducir la reflexión de la luz entre las superficies ópticas e incrementar la capacidad de transmisión luminosa, reduciendo así la influencia de la luz reflejada desde la superficie óptica sobre la luz de señal y mejorando también la sensibilidad de la microsonda TCO, la superficie de la lente de autoenfoco en contacto con el aire puede estar mecanizada a una inclinación de 4° - 8° con el fin de reducir aún más el ángulo de interferencia de la luz a través de la superficie. El ángulo del plano inclinado con el cual están encolados la fibra monomodo y la varilla de vidrio es 4° - 12° . Un plano reflectante del reflector está enfrentado a una hendidura de un tubo de inoxidable y está encapsulado en el tubo de inoxidable. Para reducir la repercusión de la dispersión de la luz de una fuente luminosa que atraviesa un tubo interno cilíndrico, sobre la formación de imágenes, el reflector de la presente memoria puede ser un reflector cilíndrico en consonancia con los diámetros interno y externo del tubo interno cilíndrico y con el índice de refracción del material del tubo interno. Cuando se ha añadido el reflector, el reflector puede reflejar y modificar las rutas ópticas de los rayos incidentes. Además, un espejo del reflector, especialmente diseñado, hace converger los rayos luminosos para compensar la repercusión de la dispersión luminosa del tubo interno y corregir la forma de una fábula, mejorando así la calidad de imagen.

Preferiblemente, el catéter con globo incluye: una empuñadura, donde una interfaz de la empuñadura es una interfaz de alojamiento y la otra interfaz es una interfaz de ventilación; un tubo de doble cavidad, que permite que pase a su través una sonda óptica TCO; un globo, donde un extremo frontal del globo está taponado, y se han practicado

sobre el globo marcas de graduación; un tubo interno, donde la longitud del tubo interno está determinada en consonancia con la longitud del globo, y la longitud es menor que la del globo; cuando se suelda al globo un cabezal blando, se empuja hacia abajo el globo una cierta distancia, para que quede alineado y fijado al tubo interno y luego se suelda, la definición de la imagen de exploración puede verse afectada si el tubo interno es demasiado grueso y la rotación de la sonda y la concentricidad pueden verse afectadas si el tubo interno es demasiado delgado; el tubo interno está diseñado de manera específica para la sonda TCO; el diámetro interno del tubo interno mide 1,4 mm y el diámetro externo mide 1,65 mm; la concentricidad entre el tubo interno y el globo presenta una desviación no superior a 500 micrómetros bajo presiones neumáticas nominales de trabajo, preferiblemente la presión neumática nominal de trabajo se sitúa en el intervalo de 3 a 5 presiones atmosféricas y la concentricidad entre el tubo interno y el globo presenta una desviación no superior a 500 micrómetros bajo 3 presiones atmosféricas; un manguito de película, ubicado en una unión entre el globo y el tubo de doble cavidad y que controla el tubo interno para que flote dentro de una luz, al objeto de garantizar que el tubo interno no se desvíe del centro del globo; y un cabezal blando, que es una estructura sólida, donde un extremo del tubo de doble cavidad está conectado a la empuñadura, el otro extremo está conectado al tubo interno y al globo, y el otro extremo del globo y el otro extremo del tubo interno están conectados al cabezal blando.

Un catéter con globo convencional necesita ser sostenido y guiado por un cable guía. El diámetro del cable guía mide habitualmente 0,46 mm (0,018 pulgadas), 0,89 mm (0,035 pulgadas), 0,36 mm (0,014 pulgadas) y 0,97 mm (0,038 pulgadas). El catéter con globo de la presente invención puede pasar a través de una microsonda óptica TCO de 1,4 mm (0,055 pulgadas). Se han practicado sobre el globo marcas de graduación impresas con tinta cuyo ancho de línea es menor o igual que 0,1 mm, para que se pueda identificar la dirección de exploración de la microsonda. No afectan a la calidad de la exploración de una imagen normal, y con ellas se puede identificar la posición de exploración en una pantalla de visualización. El extremo frontal del globo está taponado con el fin de impedir la entrada de fluido corporal, y así poder evitar la influencia del fluido corporal sobre la exploración óptica, y también se puede prevenir la corrosión de este instrumento de precisión por los fluidos corporales. Además, el material de taponamiento es una estructura blanda que, durante el proceso de intervención, no rasga los tejidos ni el tracto del sujeto sondeado, mejorando así la seguridad del dispositivo. El cabezal blando es una estructura deslizante y puede evitar la entrada del fluido corporal.

Preferiblemente, la presión neumática nominal de trabajo se sitúa en 3-5 presiones atmosféricas.

Preferiblemente, la presión neumática nominal de trabajo se sitúa en 3 presiones atmosféricas, y la concentricidad entre el tubo interno y el globo presenta una desviación no superior a 500 micrómetros bajo 3 presiones atmosféricas. La presión nominal de trabajo del globo se sitúa en 3 presiones atmosféricas, y un esófago normal no será destruido con una presión relativamente baja. Además, el proceso de endurecimiento por calor y el proceso de soldadura del globo pueden garantizar que la concentricidad entre el tubo interno y el globo presente una desviación no superior a 500 micrómetros bajo una presión nominal de tres presiones atmosféricas, con el fin de facilitar la obtención de imágenes ópticas.

Preferiblemente, el catéter con globo incluye un manguito de película, ubicado en una unión entre el globo y el tubo de doble cavidad.

El tubo de doble cavidad está conectado a la empuñadura por medio de un adhesivo UV, y todas las demás piezas están conectadas mediante un procedimiento de soldadura. La longitud del tubo interno está determinada en consonancia con la longitud del globo, y su longitud es más corta que la del globo; cuando se suelda al globo un cabezal blando, se empuja hacia abajo el globo una cierta distancia, para soldarlo una vez alineado con el tubo interno y fijado al mismo, y entonces el globo tiene un margen de alargamiento cuando se hincha el globo, para que coincida con el estiramiento del tubo interno y se mantenga concéntrico. La solución de soldadura para fijar el globo puede evitar, hasta cierto punto, el problema de que la sonda óptica quede excéntrica a causa del movimiento relativo del catéter y el globo cuando se mueven el paciente y una cavidad del órgano y se inserta excesivamente un catéter en el globo dentro de una estructura en la cual el tubo interno no está fijo y está directamente insertado en el globo.

Preferiblemente, la temperatura de plegado y moldeado para el globo se sitúa en el intervalo de 40 °C a 45 °C, y el tiempo de conformación en el de 4 h a 5 h. En comparación con un proceso convencional de plegado de globo, este proceso puede mantener las características de memoria del globo al tiempo que garantiza la concentricidad. Además, el material de la empuñadura de la presente invención puede ser policarbonato, el material del tubo de doble cavidad y del cabezal blando puede ser poliéter-amida de bloque, y los materiales del globo y del tubo interno pueden ser nailon y un polímero modificado del mismo.

Preferiblemente, el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO incluye un módulo de reloj óptico que consta del módulo de interferencia, el módulo de sonda y un módulo de circuito de conversión de reloj óptico. El módulo de interferencia puede ser una estructura de interferómetro Mach-Zehnder (MZI) totalmente de fibra que consta principalmente de dos acopladores de fibra. Un segundo acoplador es un acoplador simétrico de fibra 2x2. Antes de todo, en el primer acoplador de fibra se divide la luz en dos caminos, estos dos caminos luminosos pasan respectivamente a través de una primera fibra y de una segunda fibra que tienen una diferencia fija de camino óptico, y se produce interferencia en el segundo acoplador de fibra. El módulo de sonda puede ser un

5 fotodetector equilibrado de alta velocidad que se utiliza principalmente para convertir en una señal eléctrica una salida de señal óptica de interferencia procedente del módulo de interferencia. El fotodetector equilibrado convierte en una señal eléctrica la señal de interferencia óptica generada por el MZI, y después un módulo de conversión de reloj óptico la convierte en una señal de reloj óptico que es uniforme en el dominio de frecuencia y variable en frecuencia en el dominio de tiempo, es decir, pasa secuencialmente a través de un desplazador de fase en 90° de banda ancha, un comparador de cruce por cero, una puerta OR exclusiva, una puerta OR y un módulo de salida de señal de reloj óptico para ser convertida en una señal de reloj óptico que es uniforme en el dominio de frecuencia y variable en frecuencia en el dominio de tiempo. El desplazador de fase en 90° de banda ancha se utiliza principalmente para desplazar en 90 grados la fase de una señal eléctrica MZI, con el fin de aumentar la anchura del intervalo espectral disponible de una señal original, enriquecer los recursos de distribución del espectro cuando se toman muestras de la señal de reloj, y optimizar la muestra de señal de reloj obtenida. El comparador de cruce por cero se utiliza principalmente para realizar la comparación de cruce por cero sobre la señal eléctrica MZI original y la señal eléctrica MZI desplazada en fase, con el fin de convertirlas en señales digitales, y que los puntos cero de la señal MZI estén uniformemente distribuidos sobre un dominio de frecuencia. Por lo tanto, los bordes ascendentes o descendentes de las señales digitales generadas después de la comparación de cruce por cero también están distribuidos uniformemente sobre un dominio de frecuencia. La puerta OR exclusiva se utiliza principalmente para mezclar dos señales de reloj digital con el fin de generar dos señales de reloj en un rango espectral libre (FSR). De esta manera se aumenta la profundidad máxima de obtención de imágenes mediante TCO sin incrementar la FSR, y también se reduce la fluctuación generada por la señal óptica. Además, puesto que un láser de barrido presenta siempre cierto tiempo de inactividad entre dos tiempos adyacentes de exploración, la señal de reloj óptico debe completar en el blanco algunas señales de reloj falsas, utilizando una puerta OR, para garantizar que las tarjetas de captura analógica-digital de alta velocidad puedan funcionar normalmente. La puerta OR implementa una función de mezclar señales de reloj óptico reales y señales de reloj falsas. El módulo de salida de señal de reloj óptico se utiliza principalmente para transportar al módulo de recogida de datos las propias señales de reloj óptico mezcladas y las señales reales de reloj. Al utilizar el módulo de reloj óptico en el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO, se pueden reducir las exigencias sobre el sistema de recogida y procesamiento de datos, se reduce la recogida de información redundante y se alivia la carga sobre el sistema de almacenamiento, mejorando el nivel de integración del sistema TCO en su conjunto y reduciendo el costo del sistema. Además, también se puede mejorar la relación señal-ruido de una señal de imagen y se reduce la atenuación de la sensibilidad de detección, para mejorar la definición de la imagen.

Preferiblemente, un método para procesar una señal TCO en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO utilizando una unidad de procesamiento gráfico de propósito general (GPGPU, por sus siglas en inglés) incluye cuatro pasos: (1) recogida de datos; (2) transmisión de datos; (3) procesamiento de datos y (4) transferencia de los datos a una biblioteca de visualización de imágenes.

35 (1) Recogida de datos: mediante un dispositivo externo de recogida se obtienen, en la presente invención, datos originales de FD-TCO.

40 (2) Transmisión de datos: se introducen en un sistema informático o en una memoria integrada de sistema los datos originales de FD-TCO obtenidos en el paso de recogida de datos. Los datos se almacenan en una memoria de sistema dentro de una trama, formando una unidad. Cuando se ha cumplido una determinada condición (por ejemplo, que los datos se acumulen en una trama o en múltiples tramas), se pueden transmitir los datos a una memoria de dispositivo de la GPGPU utilizando un bus de datos (por ejemplo, PCI Express). Dado que la velocidad de transmisión del bus es relativamente lenta, al mismo tiempo que se transmiten datos, la GPGPU realiza un procesamiento paralelo sobre los datos TCO originales que se han transmitido con anterioridad a la memoria de dispositivo. El método tiene la capacidad de procesar en paralelo señales de manera eficiente, puede implementar el procesamiento de señales digitales en tiempo real, mejora en gran medida la eficiencia de transmisión y ahorra recursos de bus.

50 (3) Procesamiento de datos: la GPGPU procesa la señal digital en tres pasos: remuestreo digital unidimensional, transformación rápida de Fourier (FFT, por sus siglas en inglés) unidimensional, y cálculo y normalización de amplitud. En el paso de remuestreo digital unidimensional se implementa una interpolación cúbica unidimensional rápida sencilla mediante búsqueda doble de textura lineal, para mejorar la precisión de remuestreo.

55 (4) Transferencia de los datos a una biblioteca de visualización de imágenes: se introducen los datos procesados en una memoria de la biblioteca de visualización de imágenes; la biblioteca de visualización de imágenes puede acudir directamente a los datos que no es preciso transmitir mediante un bus, mejorando así en gran medida la eficiencia de transmisión y ahorrando recursos de bus, brindando una capacidad eficiente de procesamiento paralelo de señales, implementando el procesamiento de señales digitales en tiempo real, proporcionando alta transplantabilidad, mejorando la flexibilidad de la visualización del *software* debido a la combinación sin discontinuidades con la biblioteca conocida de visualización de imágenes (por ejemplo, se puede realizar posprocesamiento sobre la imagen utilizando la GPGPU) e implementando un coste relativamente bajo de desarrollo de *hardware* y de *software*.

60 Es otro objetivo de la presente invención proporcionar un método para utilizar un dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado a un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO. En

5 primer lugar, un usuario establece parámetros tales como una presión neumática de un globo y un tiempo de inflado, emite una orden de inflado y cierra una bomba de aire hasta que el globo se infla hasta un valor de presión neumática establecido. Después, en primer lugar el usuario establece parámetros tales como la presión neumática del globo y un tiempo de desinflado, emite una orden de desinflado y cierra la bomba de aire hasta alcanzar, mediante extracción del aire, el valor de presión neumática establecido. En los procesos de inflado y desinflado, el sistema vigila en tiempo real un valor de retroalimentación de un sensor de presión antiestallido; si el valor de retroalimentación sobrepasa un valor límite superior de presión neumática establecido por el usuario, inmediatamente se ejecuta un programa informático de protección. Se cierra la bomba de aire y se dispara una alarma.

10 Al utilizar el dispositivo automático para inflado/desinflado en el sistema de exploración y obtención de imágenes endoscópicas TCO, se puede omitir una operación de realizar manualmente el inflado y desinflado del globo por parte de un médico, de modo que se puede acortar el tiempo de inflado y desinflado realizado por el médico. Así pues, se mejora la seguridad y se evita el riesgo de estallido debido a un inflado excesivo del globo.

Breve descripción de los dibujos

15 La Figura 1 ilustra un diagrama estructural esquemático de un dispositivo automático para inflado/desinflado según la presente invención;

la Figura 2 ilustra un diagrama de flujo de trabajo de un dispositivo automático para inflado/desinflado según la presente invención;

20 la Figura 3 ilustra un diagrama esquemático de un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO que incluye un dispositivo para inflado/desinflado según la presente invención;

la Figura 4 ilustra un diagrama de partes físicas de una microsonda TCO según la presente invención;

la Figura 5a y la Figura 5b ilustran vistas en corte ampliadas de partes clave de una microsonda TCO según la presente invención;

la Figura 6 ilustra un diagrama estructural esquemático de un catéter con globo según la presente invención;

25 la Figura 7 ilustra un globo acoplado a un manguito de película;

la Figura 8 ilustra un efecto de obtención de imágenes cuando la excentricidad entre un tubo interno y un globo es aproximadamente 500 micrómetros;

la Figura 9 ilustra un efecto de obtención de imágenes cuando la excentricidad entre un tubo interno y un globo es menor de aproximadamente 500 micrómetros;

30 la Figura 10 ilustra un efecto de obtención de imágenes cuando la excentricidad entre un tubo interno y un globo es mayor de aproximadamente 500 micrómetros;

la Figura 11 ilustra un resultado de exploración con la concenricidad de un producto disponible en el mercado;

la Figura 12 ilustra un diagrama esquemático de un módulo de reloj óptico según la presente invención;

35 la Figura 13 ilustra un diagrama esquemático de un proceso de generación de una señal de reloj óptico según la presente invención;

la Figura 14 ilustra un diagrama esquemático de un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO que incluye un módulo de reloj óptico según la presente invención;

la Figura 15 ilustra pasos de procesamiento de una señal FD-TCO según la presente invención;

40 la Figura 16 ilustra un diagrama esquemático de presencia paralela de transmisión de datos GPGPU y procesamiento de señal según la presente invención;

la Figura 17 ilustra un diagrama estructural esquemático de implementación general según la presente invención;

la Figura 18 ilustra un diagrama de relación por línea curva entre la distancia de trabajo, la distancia de encolado y la resolución transversal de una microsonda TCO según la presente invención;

45 la Figura 19 ilustra un diagrama de exploración del esófago de un animal sano según la presente invención;

la Figura 20 ilustra una vista parcial ampliada de un diagrama de exploración del esófago de un animal sano según la presente invención; y

la Figura 21 ilustra una imagen en 3D del esófago de un animal sano según la presente invención.

Descripciones de números de referencia

1, fibra monomodo, 2, tubo de resorte, 3, varilla de vidrio, 4, lente de autoenfoque, 5, reflector, 6, tubo de acero inoxidable ranurado, 7, tubo de acero inoxidable de soporte, 8, cabezal blando, 9, tubo interno, 10, globo, 11, tubo de doble cavidad, 12, empuñadura, 13, interfaz de ventilación, 14, interfaz de alojamiento, 15, manguito de película,

81, capa de epitelio escamoso (EE), 82, capa de lámina propia (LP), 83, mucosa muscular (MM), 84, submucosa (SM), 85, capa de muscularis propia (MP),

91, señal eléctrica MZI sobre la que se ha realizado un desplazamiento de fase en 90° después de pasar a través de un desplazador de fase en 90° de banda ancha; 92, señal eléctrica MZI sobre la que no se ha realizado desplazamiento de fase, 93, señal digital generada después de que se haya realizado comparación de cruce por cero sobre la señal 91, 94, señal digital generada después de que se haya realizado comparación de cruce por cero sobre la señal 92, 95, señal de reloj falsa, 96, señal generada después de haber mezclado las señales digitales 93 y 94 utilizando una puerta OR exclusiva,

101, bomba de aire, 102, válvula de solenoide para inflado, 103, sensor de presión, 104, válvula de estrangulamiento, 105, sensor de presión, 106, sensor de presión antiestallido, 107, válvula de solenoide para desinflado, 108, interruptor mecánico de presión.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

A continuación se describen con detalle las soluciones técnicas de la presente invención haciendo referencia a los dibujos adjuntos.

20 Realización 1

En un dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado a un sistema de exploración mediante tomografía de coherencia óptica (TCO), el sistema TCO incluye un módulo de láser de barrido, un módulo de interferencia, un módulo de sonda, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un módulo de visualización de imágenes, un mecanismo de ejecución, una microsonda TCO, un catéter con globo y un dispositivo automático para inflado/desinflado. Según se muestra en la Figura 1, el dispositivo automático para inflado/desinflado incluye: una parte de fuente de alimentación, una parte de control y visualización, y una bomba de aire y su sistema de control. La bomba de aire y su sistema de control incluyen: la bomba de aire, una válvula de solenoide para inflado, una válvula de solenoide para desinflado, una válvula de estrangulamiento, sensores de presión, un sensor de presión antiestallido y un interruptor mecánico de presión.

30 En esta invención existen múltiples sensores de presión. Al menos uno de los sensores de presión está conectado a un globo. Al menos uno de los sensores de presión está dispuesto entre la válvula de estrangulamiento, la válvula de solenoide para inflado y la válvula de solenoide para desinflado. Los sensores de presión funcionan para vigilar, en tiempo real, la presión neumática de una tubería y la presión neumática de un globo durante un proceso de inflado y un proceso de desinflado. Los sensores de presión incluyen dos sensores 103 y 105 de presión y forman un sistema de vigilancia de la presión para el proceso de inflado y el proceso de desinflado junto con múltiples válvulas de solenoide en esta invención. La estructura concreta es: la válvula 102 de solenoide para inflado y la válvula 107 de solenoide para desinflado están dispuestas entre la bomba 101 de aire y los sensores 103 de presión; el sensor 103 de presión está separado del sensor 105 de presión por la válvula 104 de estrangulamiento; el sensor 105 de presión está conectado al globo. La configuración mencionada en lo que antecede puede lograr los tres efectos siguientes:

(1) Están dispuestos dos sensores 103 y 105 de presión y están separados entre sí por la válvula 104 de estrangulamiento. Así, el sensor 105 de presión está conectado directamente al globo, y los datos obtenidos son más precisos. El sensor 103 de presión no solo puede vigilar la presión neumática de la tubería para verificar la presión neumática del sensor 105 de presión, sino que también puede implementar una función de aviso temprano y vigilancia de las presiones de inflado y desinflado de la bomba de aire después de que se hayan abierto la válvula 102 de solenoide para inflado y la válvula 107 de solenoide para desinflado y antes de que se abra la válvula 104 de estrangulamiento durante el proceso de inflado y el proceso de desinflado. El sensor 103 de presión puede cerrar a tiempo las válvulas de solenoide mediante un control automático si surge un problema con las presiones, a fin de evitar que presiones de inflado y desinflado excesivamente grandes provoquen daños innecesarios en el globo o incluso en las cavidades corporales de un paciente, incrementando en gran medida con ello la seguridad del sistema.

(2) Los sensores 103 y 105 de presión están ambos conectados a la bomba de aire y al exterior mediante válvulas de solenoide, y la interferencia de la bomba de aire y de la presión del aire externo sobre la vigilancia de la presión por los sensores de presión queda aislada por el uso de las válvulas de solenoide.

55

(3) Se lleva a cabo una vigilancia doble sobre la presión neumática del globo y de la tubería. Incluso si falla un sensor, el sistema todavía puede funcionar normalmente, incrementando la estabilidad del sistema.

El sistema de vigilancia de presión incluye además un sensor de presión antiestallido conectado al globo. El sensor de presión antiestallido funciona para vigilar la presión neumática en tiempo real en los procesos de inflado y desinflado. Los datos vigilados por el sensor de presión antiestallido son independientes de los datos vigilados por los sensores de presión. Cuando los datos vigilados sobrepasan un valor límite superior preestablecido de presión neumática, se activa una protección de alivio de presión. Si los datos vigilados se mantienen invariables durante un tiempo prolongado, el sensor de presión antiestallido detiene la presurización continua de la bomba de aire. El sistema de vigilancia de presión se divide en los sensores de presión y el sensor de presión antiestallido. La vigilancia múltiple de la presión neumática se implementa mediante la disposición de los múltiples sensores, incrementando así la estabilidad del sistema. Además, están dispuestos diferentes sensores en distintas posiciones, que pueden realizar comprobaciones y verificaciones mutuas. Entre los sensores están dispuestas válvulas de solenoide, para aislamiento, a fin de evitar la interferencia del dispositivo para inflado/desinflado, y del dispositivo para alivio de presión, sobre la medida de la presión, mejorando así la precisión de la medida de la presión. Por último, el sistema de vigilancia de la presión formado por los múltiples sensores de presión junto con las válvulas de solenoide puede evitar que presiones de inflado y desinflado excesivamente grandes provoquen daños indeseados al globo o incluso a las cavidades corporales de un paciente achacables a la función de control automático, mejorando así la seguridad del sistema.

Según se muestra en la Figura 2, un proceso para usar el dispositivo automático para inflado/desinflado incluye:

(1) Proceso de inflado: en primer lugar, un usuario establece parámetros tales como una presión neumática y un tiempo de inflado del globo 10, y emite una orden de inflado; el sistema de control lee datos de los sensores 103 y 105 de presión; si los datos son inferiores a la presión neumática establecida por el usuario, se pone en marcha la bomba 101 de aire y se abren la válvula 102 de solenoide para inflado y la válvula 104 de estrangulamiento; durante el proceso de inflado se leen en tiempo real valores de retroalimentación de los sensores 103 y 105 de presión; se infla el globo 10 hasta que se alcanza el valor de presión neumática establecido, y después se cierran la bomba 101 de aire, la válvula 104 de estrangulamiento y la válvula 102 de solenoide para inflado.

(2) Proceso de desinflado: en primer lugar, el usuario establece parámetros tales como la presión neumática y un tiempo de desinflado del globo 10; el sistema de control lee datos del sensor 105 de presión; si los datos son superiores a la presión neumática establecida por el usuario, se pone en marcha la bomba 101 de aire y se abren la válvula 107 de solenoide para desinflado y la válvula 104 de estrangulamiento; se lee en tiempo real en el proceso de desinflado un valor de retroalimentación procedente del sensor 105 de presión; se extrae aire del globo 10 hasta que se alcanza el valor de presión neumática establecido, y después se cierran la bomba 101 de aire, la válvula 104 de estrangulamiento y luego la válvula 107 de solenoide para desinflado.

Durante los procesos de inflado y desinflado, el sistema vigila en tiempo real un valor de retroalimentación procedente del sensor 106 de presión antiestallido. Si el valor de retroalimentación sobrepasa un valor límite superior de presión neumática establecido por el usuario, se ejecuta inmediatamente la protección mediante programa informático para cerrar la bomba 101 de aire y disparar una alarma. El interruptor mecánico 108 de presión es una protección física. Si el valor de retroalimentación sobrepasa el valor establecido, se abre el interruptor y tiene lugar un alivio de presión para protección.

La protección mediante alivio de presión se implanta mediante la supervisión de todo el sistema del dispositivo para inflado/desinflado por medio de una función de control automático, se pone en marcha basada en la vigilancia del sensor de presión antiestallido y se implementa de tres maneras. En primer lugar, protección mediante *software*: cuando el sensor de presión antiestallido detecta que la presión sobrepasa un límite, se inactiva la función de inflado de la bomba de aire y también se cierra la válvula de solenoide para inflado; en caso necesario se abren la válvula de estrangulamiento y la válvula de solenoide para desinflado, y la bomba de aire extrae aire activamente para aliviar la presión. Durante el proceso, los sensores de presión cooperan para vigilar la presión. Cuando la presión es normal se cierran la válvula de solenoide y la bomba de aire y se detiene la protección mediante *software* de alivio de presión, para evitar los peligros provocados por un excesivo alivio de presión. En segundo lugar, protección mediante *hardware*: cuando el interruptor de presión antiestallido detecta que la presión sobrepasa el límite, se abre automáticamente el interruptor mecánico para realizar la protección mediante alivio de presión. En tercer lugar, protección mediante válvula de alivio de presión: cuando el dispositivo no puede funcionar normalmente, se puede abrir adicionalmente un interruptor en el alivio de presión para efectuar un alivio de presión manual. En esta invención se proporcionan tres formas de protección: protección mediante *software*, protección mediante *hardware* y protección mediante válvula de alivio de presión frente al riesgo de sobrepresión del sistema, en cooperación con el sensor de presión antiestallido, incrementando así la seguridad y la estabilidad del sistema y mejorando la precisión del sistema de alivio de presión.

Además, el dispositivo automático para inflado/desinflado presenta también las siguientes ventajas:

1. Un usuario puede establecer en cualquier momento parámetros necesarios, tales como un valor de presión y un tiempo de inflado, en un módulo de control y visualización, y cargar los parámetros en tiempo real a un sistema

de datos. El sistema efectúa inmediatamente la vigilancia y la operación en consonancia con los nuevos parámetros, y puede responder a tiempo a diversos incidentes durante el proceso de operación, incrementando así la seguridad del sistema. Además, el control preciso de la presión neumática permite una consistencia relativamente alta de la forma del globo inflado y una mayor facilidad para obtener datos de imagen múltiples veces de un objeto explorado, lo que facilita la comparación.

2. Si la presión neumática de la bomba de aire no cambia o cambia muy poco después de funcionar prolongadamente, el globo puede estar roto o puede escaparse aire del globo. Si la bomba de aire continúa el inflado o la extracción de aire, se puede dañar la cavidad corporal del paciente. Por lo tanto, si el sistema de vigilancia de presión detecta que la presión neumática no cambia o cambia muy poco cuando la bomba de aire infla o desinfla durante un tiempo prolongado, el sistema de vigilancia de presión inicia automáticamente un mecanismo de protección y cierra la bomba de aire, incrementando así la seguridad del sistema.

3. Se pueden abrir y cerrar rápidamente las válvulas de solenoide en un modo de control automático, reduciendo así la interferencia del inflado y el desinflado sobre el sistema de vigilancia e incrementando la precisión del sistema de vigilancia.

4. El inflado y la evacuación de aire se realizan en dos canales diferentes, y se pueden conmutar rápidamente dos procesos de inflado y desinflado. Especialmente en el proceso de protección de alivio de presión, la evacuación rápida del aire puede evitar que el inflado excesivo dañe el globo y la cavidad corporal del paciente, incrementando así la seguridad del sistema.

5. Se utiliza una bomba de aire para el inflado y desinflado automáticos, y su gama de presiones de inflado es relativamente grande. La gama de presiones se controla habitualmente dentro del intervalo de una a cinco presiones atmosféricas en consonancia con el entorno de la cavidad corporal utilizado en esta invención. La gama de presiones neumáticas que un aporte manual de presión puede proporcionar es mucho menor que la gama de presiones de esta invención.

La fuente de alimentación del dispositivo automático para inflado/desinflado está electrificada para suministrar energía a la bomba de aire. Cuando se desconecta la fuente de alimentación, la bomba de aire se apaga. Se controla una placa principal para captar presiones, se controla la bomba de aire para arrancar o parar y se controlan los estados de funcionamiento de las válvulas de solenoide. El sensor de presión está en comunicación con el catéter con globo a fin de vigilar la presión de trabajo, y también constituye una vigilancia con doble seguridad de la presión junto con un manómetro mecánico de la bomba de aire. Si se supera la presión, se cierran las válvulas de solenoide y se permite que el globo expulse aire. El dispositivo automático para inflado/desinflado implementa el inflado y la evacuación automáticos del aire, posee una función para establecer distintos parámetros de presión neumática y puede realizar el inflado y desinflado de globos con distintas especificaciones, con el fin de omitir la operación de que un médico realice el inflado y desinflado manuales del globo, y acortar el tiempo de inflado y desinflado manual del globo por el médico, mejorando así la seguridad y evitando el riesgo de estallido debido al inflado excesivo del globo. Además, la consistencia de la forma inflable del globo queda garantizada por la presión neumática controlada con precisión. Dado que la obtención óptica de imágenes es sensible a la forma del objeto explorado que es soportado por el globo, un médico puede comparar los datos de imagen obtenidos después de realizar la exploración múltiples veces sobre un mismo objeto explorado. En un proceso de inflado de globo, el dispositivo detiene el inflado cuando se alcanza un valor de presión neumática establecido, y posee una función de protección contra sobrepresión. Cuando se trata una emergencia, el médico puede realizar otras operaciones durante el desinflado automático.

Realización 2

Según se muestra en la Figura 3, un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO incluye un módulo de láser de barrido, un módulo de interferencia, un módulo de sonda, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un módulo de visualización de imágenes, un mecanismo de ejecución, un catéter con globo, una microsonda TCO y el dispositivo para inflado/desinflado mostrado en la Figura 1.

El módulo de láser de barrido incluye un láser de barrido de alta velocidad, un aislador de fibra y un acoplador de fibra. Una salida de señal óptica del láser de barrido se aísla de un camino óptico posterior, para evitar que una señal óptica devuelta por el camino óptico posterior interfiera con el funcionamiento normal del láser. El módulo de interferencia puede utilizar un interferómetro Mach-Zehnder (MZI) del tipo de fibra o una estructura de interferómetro Michelson del tipo de fibra. El MZI está formado principalmente por dos acopladores de fibra, dos circuladores de fibra y dos controladores de polarización de fibra. Normalmente, un primer acoplador de fibra es un acoplador de fibra asimétrico, y envía la mayor parte del láser a una microsonda de una rama de muestra. Los dos circuladores de fibra están colocados respectivamente en una rama de referencia y en la rama de muestra, para captar señales ópticas reflejadas o dispersadas desde las dos ramas. Un segundo acoplador de fibra puede ser un acoplador simétrico de fibra 2x2 (es decir, la relación de división es 50/50) para generar una señal de interferencia óptica y reducir una señal de modo común de corriente continua. Los controladores de polarización de fibra están situados simétricamente en la rama de referencia y en la rama de muestra, y se utilizan para ajustar estados de polarización de las dos ramas con el fin de obtener una señal óptima de interferencia óptica. La estructura del interferómetro

Michelson está formada por un acoplador simétrico de fibra 2x2, un circulador de fibra y dos controladores de polarización óptica. El láser de barrido pasa primeramente a través del circulador de fibra y después entra en el acoplador de fibra. Las señales ópticas reflejadas o dispersadas desde la rama de referencia y la rama de muestra pasan a través de un mismo acoplador de fibra y generan una señal de interferencia. Los controladores de polarización de fibra están situados simétricamente en la rama de referencia y en la rama de muestra, y se utilizan para ajustar estados de polarización de las dos ramas con el fin de obtener una señal óptima de interferencia óptica. Las ventajas del MZI radican en su estructura simétrica, gestión simple de la dispersión y elevada sensibilidad de detección. Las ventajas del interferómetro Michelson radican en su estructura simple y en que no introduce dispersión en modo de polarización (PMD). Los dos interferómetros tienen en común que la diferencia de camino óptico entre dos ramas determina un rango espectral libre (FSR) en el cual se genera una señal de reloj y finalmente determina una profundidad máxima de obtención de imagen de una imagen TCO. El módulo de sonda puede ser un fotodetector equilibrado de alta velocidad, y se utiliza principalmente para convertir en señal eléctrica una salida de señal óptica de interferencia procedente del módulo de interferencia. El módulo de recogida de datos es una tarjeta de captura analógica-digital de alta velocidad, y se utiliza principalmente para convertir en señal eléctrica digital una señal eléctrica analógica y remitir la señal digital al módulo de procesamiento de datos para que procese la señal digital. El módulo de procesamiento de datos es un chip (tal como una CPU, una GPGPU, un DSP o una FPGA) que tiene capacidad de procesamiento de señal digital, y se utiliza principalmente para procesar una señal original y convertir la señal original en una señal de imagen final. El módulo de visualización de imágenes se utiliza principalmente para visualizar la señal de imagen, y es responsable del procesamiento posterior y la medición de la imagen. El mecanismo de ejecución está formado por un conector giratorio de fibra, un motor y una plataforma motorizada de traslación, y se utiliza principalmente para impulsar la microsonda TCO a fin de que realice la exploración mecánica y en espiral con el fin de obtener una imagen TCO. La microsonda TCO se utiliza principalmente para entrar en un órgano interno de un cuerpo humano con el fin de transmitir el láser de barrido y captar una señal óptica retrodispersada desde los tejidos. El catéter con globo se emplea para expandir tractos de órganos internos de un cuerpo humano, eliminar pliegues y estabilizar la microsonda TCO en el centro del globo. El dispositivo para inflado/desinflado se usa principalmente para expandir el catéter con globo.

Realización 3

Un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO es similar a la Realización 2. La diferencia entre el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO y la Realización 2 es la siguiente. En la microsonda TCO mostrada en la Figura 4, la Figura 5a y la Figura 5b, una fibra monomodo 1 está enmanguitada en un tubo 2 de resorte. El tubo 2 de resorte puede proporcionar fuerza de torsión suficiente para que una sonda de una longitud particular mantenga, durante la rotación, la sincronía entre un extremo remoto y un extremo próximo. El tubo 2 de resorte reduce la resistencia durante la rotación de la sonda al tiempo que protege eficazmente la fibra frágil. Un extremo de una varilla de vidrio 3 está encolado superficialmente con ángulo cero a una lente GRIN 4, y el otro extremo está combinado oblicuamente con la fibra monomodo 1. Se puede modificar la distancia de trabajo de una sonda TCO variando las distancias de encolado de dos superficies terminales de la varilla de vidrio 3 y de la fibra monomodo 1, para lograr una distancia de trabajo requerida por la especificación, mejorando así la apertura numérica y la resolución transversal de la sonda TCO. Un reflector 5 es un reflector de superficie cilíndrica y está encapsulado en un tubo ranurado 6 de acero inoxidable. Además, una superficie reflectante del reflector 5 está enfrentada a una abertura ranurada del tubo ranurado 6 de acero inoxidable, para reducir la repercusión de la dispersión de la luz, procedente de una fuente luminosa y que pasa a través de un tubo interno cilíndrico, sobre la obtención de imágenes.

Según se muestra en la Figura 4, la Figura 5a y la Figura 5b, una microsonda TCO de un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO incluye: una fibra monomodo 1, un tubo 2 de resorte, una varilla 3 de vidrio, una lente GRIN 4, un reflector 5, un tubo ranurado 6 de acero inoxidable y un tubo 7 de soporte, de acero inoxidable. Superficies terminales de estos elementos ópticos están encoladas mediante adhesivos ópticos. En concreto, se dispone el reflector 5 en el tubo ranurado 6 de acero inoxidable y a continuación se le coloca en un equipo de trabajo para dispensación de adhesivo A/B, y posteriormente se le coloca bajo un microscopio para dispensar adhesivo UV con el fin de ensamblar la varilla 3 de vidrio y la lente de autoenfoque. Se inserta la fibra monomodo 1 en el tubo 2 de resorte y, mediante dispensación de adhesivo UV, se ensamblan la varilla 3 de vidrio y la lente 4 con autoenfoque ensambladas, la fibra monomodo 1 y el tubo 2 de resorte. Por último, se ensambla en el tubo ranurado 6 de acero inoxidable un conjunto de tubo de resorte ensamblado, y se rellenan con un adhesivo A/B huecos en los bordes.

Un tubo 2 de resorte de acero inoxidable (revestido con una película de PTFE) está enmanguitado por fuera de la fibra monomodo 1 para reducir la resistencia cuando la sonda gira, al tiempo que protege eficazmente la fibra frágil, de modo que la microsonda realiza la exploración de manera más estable y suave. Una función principal del tubo 7 de soporte de acero inoxidable es la de servir de soporte cuando la sonda TCO realiza la exploración, de modo que toda la sonda es más estable cuando se realiza la exploración giratoria. Una ranura del tubo ranurado 6 de acero inoxidable puede permitir que a través de la ranura se irradie un haz luminoso a una muestra sondada.

Una película antirreflectante puede reducir la reflexión de rayos luminosos entre superficies ópticas y mejorar las prestaciones de transmisión de luz, a fin de reducir la repercusión de la luz reflejada en las superficies ópticas, sobre la luz de señal. En esta realización, por lo tanto, haciendo variar la longitud de la lente de autoenfoque se puede

modificar la distancia de trabajo de la sonda TCO y se puede obtener una resolución transversal óptima en unas condiciones de distancia de trabajo especificadas. Sobre una superficie, en contacto con el aire, de la lente 4 con autoenfoque está aplicada como revestimiento una película antirreflectante. Además, se puede trabajar la superficie, en contacto con el aire, de la lente 4 con autoenfoque para formar una superficie inclinada en 4° a 8° que puede debilitar aún más la señal de interferencia de los rayos luminosos que pasan a través de la superficie. La Figura 5a difiere de la Figura 5b en que la lente 4 con autoenfoque tiene un diseño con un ángulo de inclinación de una superficie de salida. La Figura 5b 2b muestra el ángulo de inclinación de la superficie de salida, que mide de 4° a 8°. Este diseño minimiza la cantidad de señales ópticas inútiles reflejadas hacia atrás por la superficie reducida, mejorando así la calidad de obtención de imágenes de la sonda TCO. Además, un extremo de la varilla 3 de vidrio está encolado superficialmente con ángulo cero a la lente 4 con autoenfoque, mejorando así la sensibilidad y la resolución de la microsonda. El otro extremo de la varilla 3 de vidrio está inclinado con respecto a una superficie encolada de la fibra monomodo 1 formando un ángulo. En esta realización, el ángulo de inclinación de la superficie encolada puede medir 8°. La inclinación de la superficie encolada reduce eficazmente la interferencia de la luz reflejada sobre la luz de señal. La varilla de vidrio 3 está diseñada, y se utiliza, para aumentar la apertura numérica de la sonda TCO, mejorando así la resolución transversal. Además, se puede modificar la distancia de trabajo de la sonda TCO variando las distancias de encolado de dos superficies terminales, para lograr una distancia de trabajo requerida por la especificación. El reflector 5 está instalado con un ángulo de 45°, de forma que los rayos luminosos incidentes son perpendiculares a los rayos luminosos reflejados, lo que provoca interferencia entre los rayos luminosos. En esta realización está instalado un reflector 5 de 40° en un extremo frontal de la microsonda, y el reflector 5 está encapsulado en el tubo ranurado 6 de acero inoxidable, y la superficie reflectante está orientada hacia la abertura ranurada del tubo ranurado 6 de acero inoxidable. Además, para aliviar la repercusión de la dispersión de la luz, procedente de la fuente luminosa y que pasa a través del tubo interno cilíndrico, sobre la obtención de imágenes, en esta realización el reflector de la presente memoria está diseñado como un reflector de superficie cilíndrica en consonancia con los diámetros interno y externo del tubo interno cilíndrico y el índice de refracción del material del tubo interno. El reflector puede transformar rayos luminosos dirigidos hacia adelante en rayos laterales, y el reflector es un reflector de superficie cilíndrica, que puede modificar la repercusión de la dispersión de la luz causada por una carcasa protectora dispuesta en el exterior de la sonda TCO, sobre un haz luminoso enfocado.

Realización 4

Un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO es similar a la Realización 2. La diferencia entre el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO y la Realización 2 es la siguiente. Según se muestra en la Figura 4, el catéter con globo incluye: una empuñadura 12, donde una interfaz de la empuñadura 12 es una interfaz 14 de alojamiento y la otra interfaz es una interfaz 13 de ventilación; un tubo 11 de doble cavidad, que permite que pase a su través una sonda óptica TCO; un globo 10, donde un extremo frontal del globo 10 está taponado, se han practicado sobre el globo marcas de graduación, está dispuesta como tapón en el extremo frontal una estructura soldada sólida, está dispuesto dentro de un tubo interno un casquillo de taponamiento del mismo, cuando un dispositivo se mueve dentro de una cavidad, la cavidad roza con el tubo interno y el globo, y no está en contacto con el cabezal blando de taponamiento, e incluso si la cavidad está en contacto con el cabezal blando, la fuerza de fricción tiende a presionar el cabezal blando dentro del tubo interno; un tubo interno 9, donde la concetricidad entre el tubo interno 9 y el globo 10 presenta una desviación no superior a 500 micrómetros bajo una presión nominal de tres presiones atmosféricas; un manguito 15 de película, donde el manguito de película está ubicado en una unión entre el globo y un tubo de doble cavidad y controla el tubo interno para que flote dentro de una luz, al objeto de garantizar que el tubo interno no se desvíe del centro del globo; y un cabezal blando 8, que es una estructura sólida. Un extremo del tubo 11 de doble cavidad está conectado a la empuñadura 12 y el otro extremo está conectado a un extremo del tubo interno 9 y a un extremo del globo 10. El otro extremo del globo 10 y el otro extremo del tubo interno 9 están conectados al cabezal blando 8. El tubo 11 de doble cavidad está conectado a la empuñadura 12 por medio de un adhesivo UV, y todas las demás partes están conectadas de una manera soldada.

El material de la empuñadura 12 es policarbonato, el material del tubo 11 de doble cavidad y del cabezal blando 8 es poliéster-amida de bloque y los materiales del globo 10 y del tubo interno 9 son nailon y un polímero modificado del mismo.

Se han practicado sobre el globo 10 marcas de graduación impresas con tinta cuyo ancho de línea es menor o igual que 0,1 mm, para que se pueda identificar la dirección de exploración de la sonda. No afectan a la calidad de la exploración de una imagen normal, y también pueden identificar la posición de exploración en una pantalla de visualización.

Se han impreso marcas de graduación sobre el tubo 11 de doble cavidad. Así, un médico puede determinar la posición de exploración. Un catéter con globo convencional necesita ser sostenido y guiado por un cable guía. El diámetro del cable guía mide habitualmente 0,46 mm (0,018 pulgadas), 0,89 mm (0,035 pulgadas), 0,36 mm (0,014 pulgadas) y 0,97 mm (0,038 pulgadas). En esta realización, el tubo 11 de doble cavidad utilizado en el catéter con globo para TCO puede admitir a su través una sonda óptica TCO de 1,4 mm (0,055 pulgadas). Cuando se efectúa la obtención de imágenes ópticas, un haz de luz de sonda emitido por la sonda tiene que pasar a través de una pared de la pared interna para alcanzar el objeto sondeado. Además, durante la obtención de imágenes, la sonda TCO

también debe girar dentro del tubo interno, para sondear exhaustivamente el objeto sondeado. En este proceso, si la pared del tubo interno es excesivamente gruesa, dado que la luz de la sonda se atenúa al pasar a través de la pared del tubo interno, se produce pérdida de energía de la luz de la sonda y, en consecuencia, la obtención de imágenes no es clara. Si la pared del tubo interno es excesivamente delgada, dado que la sonda TCO gira a alta velocidad dentro del tubo interno, la pared excesivamente delgada del tubo interno provoca una baja velocidad de la sonda y la deformación del tubo interno y, en consecuencia, la obtención de imágenes no es uniforme. Por lo tanto, el diámetro interno y el diámetro externo del tubo interno están definidos y determinan el grosor del tubo interno. En esta realización, el diámetro interno del tubo interno 9 mide 1,4 mm, y el diámetro externo mide 1,65 mm, estando diseñados de manera específica para la sonda TCO. El grosor del tubo interno es el más apropiado para la obtención de imágenes mediante la sonda TCO, puede garantizar que la atenuación de la energía lumínica con este grosor sea relativamente pequeña, y también asegurar la tenacidad del tubo interno. No se presenta el problema de obtención de imágenes no uniformes y poco claras y de obtención de imágenes poco claras originado por una baja velocidad de la sonda y la deformación del tubo interno.

La longitud del tubo interno se determina en función de la longitud del globo, y su longitud es menor que la del globo. Cuando se suelda el globo con el cabezal blando, se empuja hacia abajo el globo una cierta distancia, para que al soldar quede alineado con el tubo interno y fijado al mismo, de modo que el globo tenga un margen de alargamiento cuando se llena el globo, con el fin de igualar el estiramiento del tubo interno y mantenerlo concéntrico. Se añade el manguito de película para controlar que el tubo interno flote dentro de la luz, a fin de garantizar que el tubo interno no se desvíe del centro del globo, como se muestra en la Figura 7.

Cuando se realiza la obtención de imágenes ópticas, el globo debe expandir el tracto en el cual se encuentra un objeto sondado, para completar la obtención de imágenes. Si la presión neumática es relativamente baja, se forman pliegues en la superficie del globo, y esto necesariamente afecta a la obtención de imágenes. Por el contrario, si la presión del aire es excesivamente alta, puede dañar y destruir el objeto sondeado. Por lo tanto, el solicitante selecciona preferiblemente un índice de tres presiones atmosféricas para garantizar que el globo pueda estar completamente lleno y sin arrugas. Además, el índice también puede determinar la longitud del globo y la longitud del tubo interno. El proceso del globo puede garantizar que la concentricidad entre el tubo interno y el globo presente una desviación no superior a 500 micrómetros bajo tres presiones atmosféricas, para facilitar la obtención de imágenes ópticas.

Si la concentricidad entre el tubo interno y el globo presenta una desviación no superior a 500 micrómetros, el efecto de obtención de imágenes es relativamente bueno. Si la desviación entre el tubo interno y el globo es superior a 500 micrómetros, la imagen presentada se visualiza de forma incompleta. La Figura 8 muestra un círculo patrón cuya excentricidad mide aproximadamente 500 micrómetros. La Figura 9 y la Figura 10 son, respectivamente, imágenes que han sido exploradas cuando la excentricidad entre el tubo interno y el globo es inferior a 500 micrómetros y cuando la excentricidad supera los 500 micrómetros. En las dos figuras precedentes se puede apreciar que la excentricidad inferior a 500 micrómetros puede satisfacer el requisito de obtención completa de imágenes. En comparación, un producto general disponible en el mercado no controla el índice, y no puede satisfacer el requisito de que la concentricidad entre el tubo interno y el globo presente una desviación inferior a 500 micrómetros bajo tres presiones atmosféricas. Se ha seleccionado un producto disponible en el mercado para compararlo, y en la Figura 11 se muestra un efecto de obtención de imágenes. La obtención de imágenes de una zona en la esquina superior derecha es incompleta, y no se puede satisfacer el requisito de exploración real.

Realización 5

La Figura 12 es un módulo de reloj óptico que se utiliza en un sistema endoscópico de obtención de imágenes mediante TCO, que comprende un módulo de interferencia, un módulo de detector y un módulo de circuito de conversión de reloj óptico, el módulo de circuito de conversión de reloj óptico incluye un desplazador de fase en 90° de banda ancha, un comparador de cruce por cero, un circuito compuesto por puerta OR exclusiva y puerta OR, y un módulo de salida de señal de reloj óptico. El módulo de interferencia adopta una estructura de interferómetro Mach-Zehnder (MZI) enteramente de fibra que consiste principalmente en dos acopladores de fibra. Un segundo acoplador es un acoplador simétrico de fibra 2x2. Antes de todo, en el primer acoplador de fibra se divide la luz en dos caminos, estos dos caminos luminosos pasan respectivamente a través de una primera fibra y de una segunda fibra que tienen una diferencia fija de camino óptico, y se produce interferencia en el segundo acoplador de fibra. El módulo de sonda, que consiste en un fotodetector equilibrado de alta velocidad, se utiliza principalmente para convertir en una señal eléctrica una salida de señal óptica de interferencia procedente del módulo de interferencia. Una parte de la señal eléctrica MZI convertida por el módulo de detector es transmitida al desplazador de fase en 90° de banda ancha, y la otra parte es transferida al comparador de cruce por cero, la señal eléctrica transmitida al desplazador de fase en 90° de banda ancha experimenta un desplazamiento de fase en 90°, y el comparador de cruce por cero se utiliza principalmente para comparar mediante cruce por cero las señales que han experimentado desplazamiento de fase y las que tienen desplazamiento de fase, y convertirlas en señales digitales. La puerta OR exclusiva se utiliza principalmente para mezclar dos señales de reloj digital con el fin de generar dos señales de reloj en un rango espectral libre (FSR). De esta manera se aumenta la profundidad máxima de obtención de imágenes mediante TCO sin incrementar la FSR, y también se reduce la fluctuación generada por la señal óptica. Además, puesto que un láser de barrido presenta siempre cierto tiempo de inactividad entre dos tiempos adyacentes de exploración, la señal de reloj óptico debe completar en el blanco algunas señales de reloj falsas, utilizando una

puerta OR, para garantizar que las tarjetas de captura analógica-digital de alta velocidad puedan funcionar normalmente. La puerta OR implementa una función de mezclar señales de reloj óptico reales y señales de reloj falsas. El módulo de salida de señal de reloj óptico se utiliza principalmente para transportar al módulo de recogida de datos las propias señales de reloj óptico mezcladas y las señales reales de reloj.

5 Según se muestra en la Figura 13, 91 es una señal eléctrica MZI que ha experimentado un desplazamiento de fase en 90 grados tras el desplazador de fase en 90 grados de banda ancha; 92 es una señal eléctrica MZI sin desplazamiento de fase; 93 es una señal digital después de la comparación de cruce por cero de las señales MZI de 91 que han experimentado desplazamiento de fase; 94 es una señal digital después de la comparación de cruce por
10 cero de las señales MZI de 92 que no tiene desplazamiento de fase. Dado que los puntos cero de la señal MZI están uniformemente distribuidos sobre un dominio de frecuencia, los bordes ascendentes o descendentes de las señales digitales generadas después de la comparación de cruce por cero también están distribuidos uniformemente sobre un dominio de frecuencia. 96 es la señal después de que las señales digitales 93 y 94, que están distribuidas uniformemente sobre un dominio de frecuencia, hayan sido mezcladas mediante una puerta OR exclusiva, 95 es una señal de reloj falsa, 95 y 96 forman la señal de reloj óptico después de la combinación mediante OR.

15 Según se muestra en la Figura 14, un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO que es similar a las Realizaciones 2-4, con la diferencia de que comprende un módulo de láser de barrido, un módulo de reloj óptico, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un módulo de visualización de imágenes, un actuador, una microsonda TCO, un catéter con globo y un dispositivo automático para inflado/desinflado, donde el módulo de reloj óptico según se muestra en la Figura 12 comprende un módulo de
20 interferencia, un módulo de detector y un módulo de circuito de conversión de reloj óptico. El módulo de circuito de conversión de reloj óptico incluye un desplazador de fase en 90 grados de banda ancha, comparadores de cruce por cero, un circuito compuesto de puerta OR exclusiva y puerta OR, y un módulo de salida de señal de reloj óptico. El fotodetector equilibrado convierte en una señal eléctrica la señal de interferencia óptica generada por el MZI, y después un módulo de circuito compuesto por el desplazador de fase en 90 grados de banda ancha, comparadores de cruce por cero y una puerta OR exclusiva, la convierte en una señal de reloj óptico que es uniforme en el dominio de frecuencia y variable en frecuencia en el dominio de tiempo. La puerta OR mezcla las señales de reloj óptico reales y señales de reloj falsas para garantizar que las tarjetas de captura analógica-digital de alta velocidad puedan funcionar normalmente.

El módulo de láser de barrido comprende un láser de barrido de alta velocidad, un aislador de fibra, un acoplador de fibra, interrumpe la señal óptica del láser de barrido y el camino óptico posterior para evitar que la señal óptica del camino óptico posterior interfiera en el funcionamiento normal del láser; una pequeña parte del láser de barrido es enviada hacia el módulo de reloj óptico, pero la mayor parte del láser continúa hacia la salida. El módulo de reloj óptico consta del módulo de interferencia, el módulo de sonda y un módulo de circuito de conversión de reloj óptico. Se utiliza principalmente para convertir en una señal de reloj óptico que es uniforme en el dominio de frecuencia y
30 variable en frecuencia en el dominio de tiempo. El módulo de recogida de datos puede ser una tarjeta de captura analógica-digital de alta velocidad, y se utiliza principalmente para captar la señal de imagen original basándose en la salida de señal de reloj óptico del módulo de reloj óptico, y después la señal de imagen original proporcionada al módulo de procesamiento de datos para ser procesada. El módulo de procesamiento de datos es un chip (tal como una CPU, una GPGPU, un DSP o una FPGA) que tiene una capacidad de procesamiento de señal digital y se utiliza principalmente para procesar una señal original y convertir la señal original en una señal de imagen final. El módulo de visualización de imágenes se utiliza principalmente para visualizar la señal de imagen, y es responsable del procesamiento posterior y la medición de la imagen. El mecanismo de ejecución está formado por un conector giratorio de fibra, un motor y una plataforma motorizada de traslación, y se utiliza principalmente para impulsar la microsonda TCO a fin de que realice la exploración mecánica y en espiral con el fin de obtener una imagen TCO. La microsonda TCO se utiliza principalmente para entrar en un órgano interno de un cuerpo humano con el fin de transmitir el láser de barrido y captar una señal óptica retrodispersada desde los tejidos. El catéter con globo se emplea para expandir tractos de órganos internos de un cuerpo humano, eliminar pliegues y estabilizar la microsonda TCO en el centro del globo. El dispositivo para inflado/desinflado se usa principalmente para expandir el catéter con globo.

50 Realización 6

Un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO es similar a las Realizaciones 2-5. La diferencia entre el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO y las Realizaciones 2-5 es el método para procesar señales TCO utilizando GPGPU según se muestra en la Figura 10, y que incluye los pasos de: (1) recogida de datos; (2) transmisión de datos; (3) procesamiento de datos y (4)
55 transferencia de datos a una biblioteca de visualización de imágenes. Dado que la velocidad de transmisión del bus es relativamente lenta, al mismo tiempo que la transmisión de datos, la GPGPU realiza un procesamiento paralelo sobre los datos TCO originales que se han transmitido con anterioridad a la memoria del dispositivo. En el procesamiento paralelo que se muestra en la Figura 16; el procesamiento de la señal digital se divide en tres pasos: remuestreo digital unidimensional, transformación rápida de Fourier unidimensional (FFT) y cálculo y normalización de amplitud. En el paso de remuestreo digital unidimensional se implementa una interpolación cúbica unidimensional rápida sencilla mediante búsqueda doble de textura lineal, para mejorar la precisión de remuestreo.

60

Según se muestra en la Figura 15, un método para procesar señales TCO empleando una GPGPU incluye los pasos de: (1) recogida de datos; (2) transmisión de datos; (3) procesamiento de datos y (4) transferencia de los datos a una biblioteca de visualización de imágenes.

5 (1) Recogida de datos: en la presente invención los datos originales de FD-TCO se obtienen mediante un dispositivo de captura externo.

(2) Transmisión de datos: se introducen en un sistema informático o una memoria integrada de sistema los datos originales de FD-TCO obtenidos en el paso de recogida de datos. Los datos se almacenan en una memoria de sistema dentro de una trama, formando una unidad. Cuando se ha cumplido una determinada condición (por ejemplo, que los datos se acumulen en una trama o en múltiples tramas), se pueden transmitir los datos a una memoria de dispositivo de la unidad de procesamiento gráfico de propósito general (GPGPU) utilizando un bus de datos (por ejemplo, PCI Express). Dado que la velocidad de transmisión del bus es relativamente lenta, al mismo tiempo que se transmiten datos, la GPGPU realiza un procesamiento paralelo sobre los datos TCO originales que se han transmitido con anterioridad a la memoria de dispositivo.

15 Por ejemplo, según se muestra en la Figura 16, cuando se transfieren los datos originales de la n-ésima trama a la memoria de la GPGPU de propósito general, en la GPGPU de propósito general se someten al mismo tiempo los datos originales de la (n-1)-ésima trama a procesamiento de señal digital. Además, la sincronización de trama se realiza después de que se ha completado la transmisión y el procesamiento de datos, es decir, en caso de que se hayan transmitido los datos o se haya completado el procesamiento de datos, una de las partes esperará la finalización de la otra y después continuará con la siguiente trama de operación, y el modelo de transmisión/procesamiento de señal en paralelo puede ser válido para mejorar la velocidad de procesamiento de datos de la GPGPU de propósito general.

(3) Procesamiento de datos. Según se muestra en la Figura 15, el procesamiento de señal digital en la GPGPU se divide en tres pasos: remuestreo digital unidimensional, transformación rápida de Fourier (FFT) unidimensional, y cálculo y normalización de amplitud. El remuestreo digital se puede realizar mediante la función interna de búsqueda de textura de la unidad de procesamiento gráfico (GPU, por sus siglas en inglés). La función de búsqueda de textura interna de la GPU puede realizar automáticamente la interpolación lineal bidimensional, y el procesador de textura de la GPU dispone de una optimización por *hardware* especial, que es más rápida que la interpolación del procesador de imagen general, en especial para el procesamiento de señales TCO en interpolación no equidistante; al establecer una precisión en el punto de búsqueda se puede realizar la interpolación lineal unidimensional a través de la función interna de búsqueda de textura de la GPU. Basándose en esto, el uso de la búsqueda doble de textura puede lograr rápidamente una interpolación cúbica unidimensional rápida doble, para mejorar la precisión de remuestreo. Dado que el módulo de búsqueda de textura está optimizado para la interpolación no equidistante, en este método la cantidad de cálculo es menor y la eficiencia de cálculo es mayor que en la interpolación cúbica directa en una GPGPU. Se puede implementar FFT a través de una biblioteca de cálculo numérico basada en un procesador de imágenes comercial corriente (tal como la biblioteca cuFFT de nVidia o la biblioteca OpenCL FFT). El cálculo de la amplitud y la normalización se pueden conseguir mediante la preparación de su propio programa procesador de imágenes. Por ejemplo, el recorrido rápido de datos bidimensionales para lograr la amplitud y la normalización se puede realizar utilizando la biblioteca CUDA proporcionada por nVidia para escribir la función de núcleo correspondiente.

40 (4) Transferencia de los datos a una biblioteca de visualización de imágenes: se introducen los datos procesados en una memoria de la biblioteca de visualización de imágenes; la biblioteca de visualización de imágenes puede acudir directamente a los datos que no es preciso transmitir mediante un bus, mejorando así en gran medida la eficiencia de transmisión y ahorrando recursos de bus, brindando una capacidad eficiente de procesamiento paralelo de señales, implementando el procesamiento de señales digitales en tiempo real, proporcionando alta transplantabilidad, mejorando la flexibilidad de la visualización del *software* debido a la combinación sin discontinuidades con la biblioteca conocida de visualización de imágenes (por ejemplo, postprocesando la imagen mediante el uso de la GPGPU) e implementando un coste relativamente bajo de desarrollo de *hardware* y de *software*.

Realización 7

50 Según se muestra en la Figura 17, en una microsonda para la exploración y obtención de imágenes mediante TCO en el esófago de un cuerpo humano, la microsonda se inserta en un tubo interno 9 de globo desde una cavidad de cable guía en la empuñadura de extremo próximo de un globo. Una interfaz 13 de ventilación de la empuñadura de globo está conectada a una bomba de aire automática (no mostrada en la figura). Se infla el globo 10 hasta una presión neumática nominal, con el fin de expandir el esófago. El globo 10 y el tubo interno 9 están hechos ambos de materiales ópticos transparentes que tienen prestaciones de transmisión de luz extremadamente buenas. El globo 10 funciona para expandir el esófago, para reducir los pliegues del esófago y para fijar la microsonda TCO dentro de un intervalo de distancia de trabajo de la misma. El radio de expansión del globo 10 se sitúa aproximadamente en el intervalo de 8 mm a 10 mm, que es asimismo el radio cuando el esófago está completamente expandido. Por lo tanto, una distancia de trabajo relativamente larga (aproximadamente de 8 mm a 10 mm) es una característica que la microsonda TCO debe poseer. La microsonda TCO debe seleccionar una lente de autoenfoque relativamente larga

cuando la distancia de trabajo es relativamente larga. La lente de autoenfoque relativamente larga no se dobla fácilmente y puede originar muchos inconvenientes cuando se utiliza dentro de una cavidad corporal, puede romperse si se dobla excesivamente y representar un peligro oculto. Por lo tanto, se modifica la distancia de trabajo de la lente de autoenfoque al disponer la varilla de vidrio, de manera que la lente de autoenfoque se convierte en una estructura en varias secciones, asegurando así que la microsonda tenga una mejor propiedad de flexión adicional, de modo que pueda entrar toda la microsonda en un canal estrecho aun cuando la distancia de trabajo sea relativamente larga.

En esta realización, la varilla 3 de vidrio tiene un diseño especial. Se ha mencionado más arriba que se puede modificar la distancia de trabajo de la microsonda variando las distancias de encolado de la varilla de vidrio 3 y la fibra monomodo 1. En esta realización, la microsonda se utiliza en el esófago de un cuerpo humano. La distancia de trabajo se sitúa aproximadamente en el intervalo de 8 mm a 10 mm. A través de cálculo y pruebas, las distancias de encolado de dos superficies de la varilla 3 de vidrio y la fibra monomodo 1 deben ser inferiores a 0,3 mm. La varilla de vidrio 3 no solamente permite que la sonda TCO funcione dentro de una distancia de trabajo relativamente larga, sino que también modifica la apertura numérica y la resolución transversal de la microsonda, para aumentar la apertura numérica y mejorar la resolución transversal de la microsonda al tiempo que varía las distancias de encolado de la varilla de vidrio y la fibra monomodo y aumenta la distancia de trabajo.

La relación entre la apertura numérica y la apertura luminosa de un elemento óptico es la siguiente:

$$A.N. = \frac{D/2}{D.T.}$$

donde D es la apertura luminosa del elemento óptico, D.T. es la distancia de trabajo y A.N. es la apertura numérica. Cuando la distancia de trabajo D.T. es fija, la apertura numérica está en proporción directa a la apertura luminosa (D) del elemento óptico. A causa de defectos en el proceso de procesamiento de la lente de autoenfoque, la apertura luminosa abarca solo aproximadamente 80% del diámetro de la misma. Sin embargo, dado que la fibra monomodo es relativamente delgada en una aplicación real, la apertura luminosa realmente utilizada por la lente de autoenfoque directamente conectada a la fibra monomodo es solamente inferior al 10% del diámetro de la lente de autoenfoque. Para aumentar la apertura luminosa realmente utilizada por la lente de autoenfoque se añade en esta solicitud la varilla de vidrio. Debido a que la luz se transmite de manera difusa en la varilla de vidrio, la varilla de vidrio implementa una función de expansión del haz para los rayos luminosos, lo que aumenta la apertura luminosa realmente utilizada cuando la fibra pasa a través de la lente de autoenfoque.

La relación entre la resolución y la apertura numérica es la siguiente:

$$\Delta x \text{ (resolución transversal)} \propto \frac{\lambda}{A.N.}$$

donde λ es la longitud de onda de la luz incidente, que es un valor fijo. La resolución transversal Δx está en proporción directa a la apertura numérica (A.N.), es decir, una apertura numérica mayor indica una resolución transversal más alta (un valor menor).

En conclusión, el uso de la varilla 3 de vidrio no solo aumenta la distancia de trabajo de la microsonda, sino que también aumenta la apertura numérica de la microsonda. El aumento de la apertura numérica también aumenta la resolución transversal. Además, este diseño también acorta en gran medida la longitud de la lente de autoenfoque y garantiza la propiedad de flexión adicional de la microsonda. De esta manera, utilizando un canal de alicates endoscópicos aún se puede introducir en su totalidad la microsonda directamente en el esófago de un cuerpo humano, a la vez que el catéter con globo. Este diseño eficaz permite que la resolución transversal de la sonda llegue aproximadamente al intervalo de 10 a 30 micrómetros, y permite que la distancia de trabajo se sitúe en el intervalo de 8 mm a 10 mm. En la Figura 18 se muestra la relación entre la distancia de trabajo y la resolución transversal de la microsonda. El diámetro de la microsonda completa es inferior a 1,5 mm. Si se utiliza una lente GRIN con un diámetro de 1,0 mm, el diámetro de la microsonda completa es inferior a 1,3 mm. Si se utiliza una lente GRIN con un diámetro de 0,7 mm, el diámetro de la microsonda completa es inferior a 1,0 mm. Si se utiliza una lente GRIN con un diámetro de 0,5 mm, el diámetro de la microsonda completa es inferior a 0,7 mm. Esta solicitud permite aplicar la microsonda TCO a un espacio estrecho y que tenga una distancia de trabajo relativamente larga, una apertura numérica relativamente grande y una resolución relativamente alta.

La Figura 19 muestra una imagen de una sección del esófago de un animal sano, que se ha obtenido utilizando un endoscopio dotado de catéter con globo para TCO. El tamaño de la imagen es de 1.200 exploraciones transversales x 4.096 exploraciones longitudinales, la velocidad de exploración vale 0,2 cm/3s, y la graduación de las marcas mide 1 mm. La Figura 20 es una vista parcial ampliada de la imagen del esófago del animal sano de la Figura 19. Las capas reconocibles incluyen: 81: capa de epitelio escamoso (EE), 82: capa de lámina propia (LP), 83: mucosa muscular (MM), 84: submucosa (SM) y 85: capa de muscularis propia (MP). La Figura 21 es una imagen en 3D del esófago de un animal sano, generada después de que el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO haya realizado una exploración de la luz en superficie y en profundidad y luego haya

realizado un restablecimiento por *software* sobre los datos obtenidos en la exploración.

5 Las descripciones precedentes son meramente implementaciones preferidas de esta solicitud y permiten a una persona experta en la materia entender o implementar la invención de esta solicitud. Para una persona experta en la materia resultarán obvias múltiples modificaciones y combinaciones de estas realizaciones. Un principio general definido en este texto puede implementarse en otras realizaciones sin apartarse del alcance de esta solicitud. Así pues, esta solicitud no se limita a las realizaciones que se muestran en este texto, sino que se adecuará a un alcance más amplio consistente con el principio y las características novedosas descritas en este texto.

La presente invención está definida por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO,

5 comprendiendo el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO un módulo de láser de barrido, un módulo de interferencia, un módulo de sonda, un módulo de recogida de datos, un módulo de procesamiento de datos, un módulo de visualización de imágenes, un actuador, una microsonda TCO, un catéter con globo y un dispositivo automático para inflado/desinflado;

10 comprendiendo el dispositivo automático para inflado/desinflado un módulo de control y visualización, una bomba (101) de aire, una válvula (102) de solenoide para inflado, una válvula (107) de solenoide para desinflado, caracterizado por que:

el dispositivo automático para inflado/desinflado comprende además un globo (10), una válvula (104) de estrangulamiento, sensores (103, 105) de presión, un sensor (106) de presión antiestallido y un interruptor mecánico (108) de presión;

15 el dispositivo automático para inflado/desinflado está aplicado en el sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO para implementar un inflado/desinflado automáticos y un control preciso de la presión neumática; la bomba (101) de aire está conectada a la válvula (104) de estrangulamiento mediante la válvula (102) de solenoide para inflado y la válvula (107) de solenoide para desinflado; la válvula (104) de estrangulamiento está conectada al globo (10); al menos uno de los sensores (103, 105) de presión está conectado al globo (10), al menos uno de los sensores (103, 105) de presión está dispuesto entre la válvula (104) de estrangulamiento, la válvula (102) de solenoide para inflado y la válvula (107) de solenoide para desinflado; el sensor (106) de presión antiestallido está conectado al globo (10); el interruptor mecánico (108) de presión está conectado al globo (10); el módulo de control y visualización es capaz de establecer la presión del globo y el tiempo de inflado, captar la presión, controlar la bomba (101) de aire para arrancar y parar, y controlar un estado de funcionamiento de la válvula de solenoide;

20 donde el módulo de control y visualización está configurado para realizar un proceso de uso del dispositivo automático para inflado/desinflado que comprende:

25 un proceso de inflado que comprende establecer la presión del globo y un tiempo de inflado en el módulo de control y visualización, y mantener la bomba para inflar el globo (10) hasta que se alcanza el valor de presión preestablecido;

30 un proceso de desinflado que comprende establecer la presión del globo y un tiempo de desinflado en el módulo de control y visualización, y mantener la bomba para desinflar el globo (10) hasta que se alcanza el valor de presión preestablecido; y

35 estando el sistema, durante los procesos de inflado/desinflado, bajo protección contra sobretensión por el sensor (106) de presión antiestallido, apagándose la bomba (10) de aire cuando el globo sobrepasa la presión preestablecida, y pudiéndose aliviar la presión a través del interruptor mecánico (108) de presión cuando el globo (10) sobrepasa el valor de presión preestablecido.

2. El dispositivo automático para inflado/desinflado aplicado en un sistema endoscópico de exploración y obtención de imágenes mediante TCO según la reivindicación 1, donde el actuador impulsa la microsonda TCO para que realice la exploración giratoria con el fin de generar imágenes en 3D.

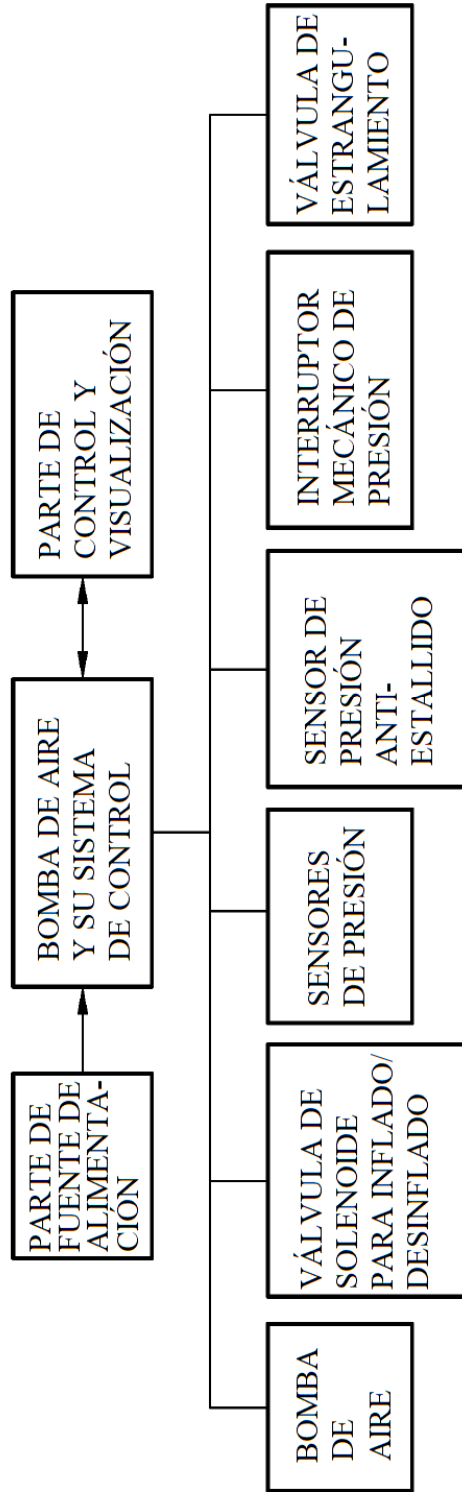


FIG.1

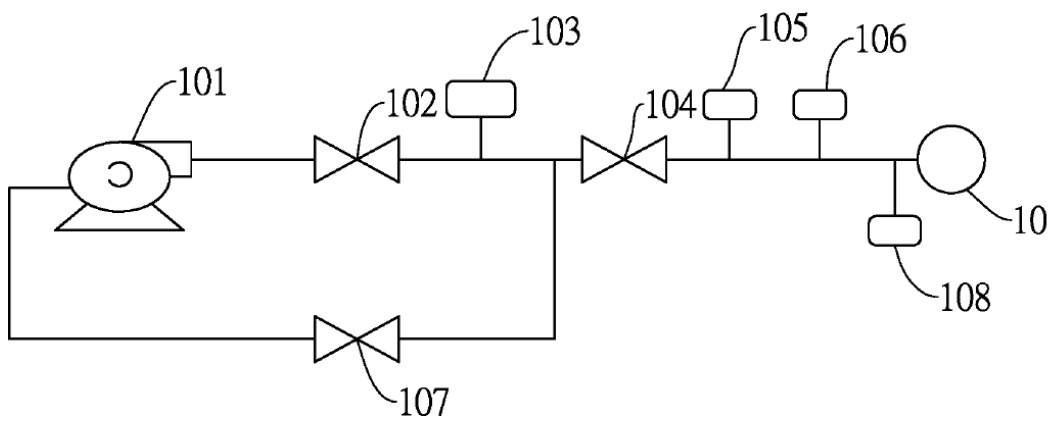


FIG.2

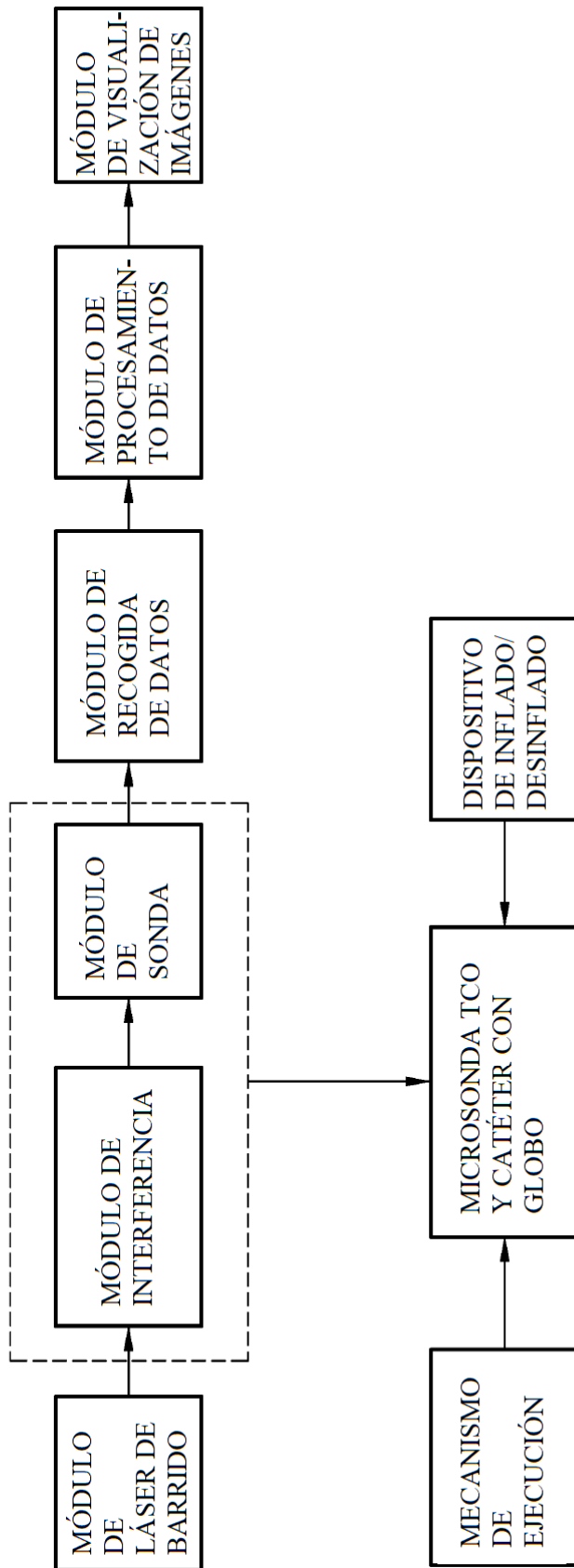


FIG.3

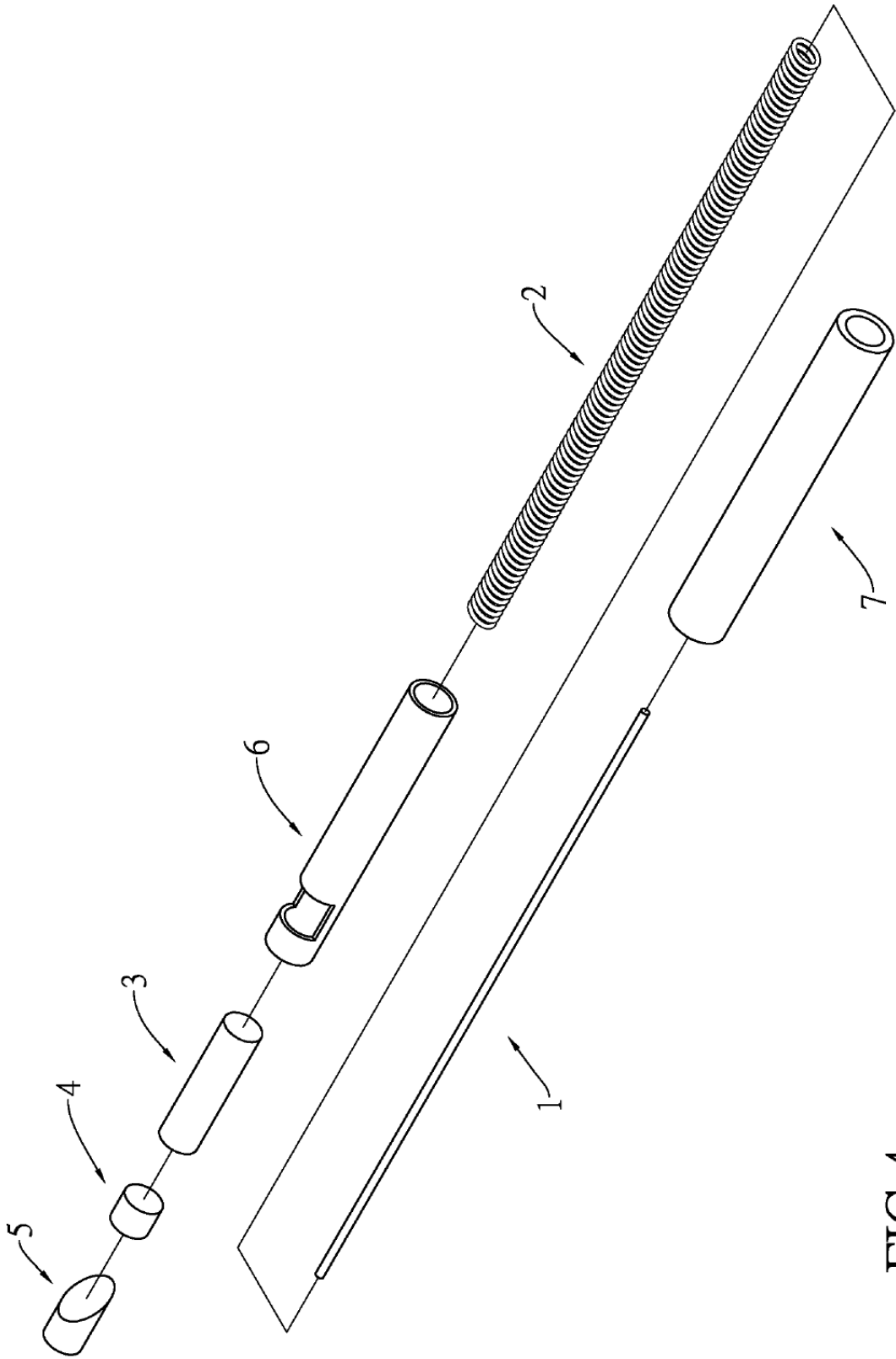


FIG.4

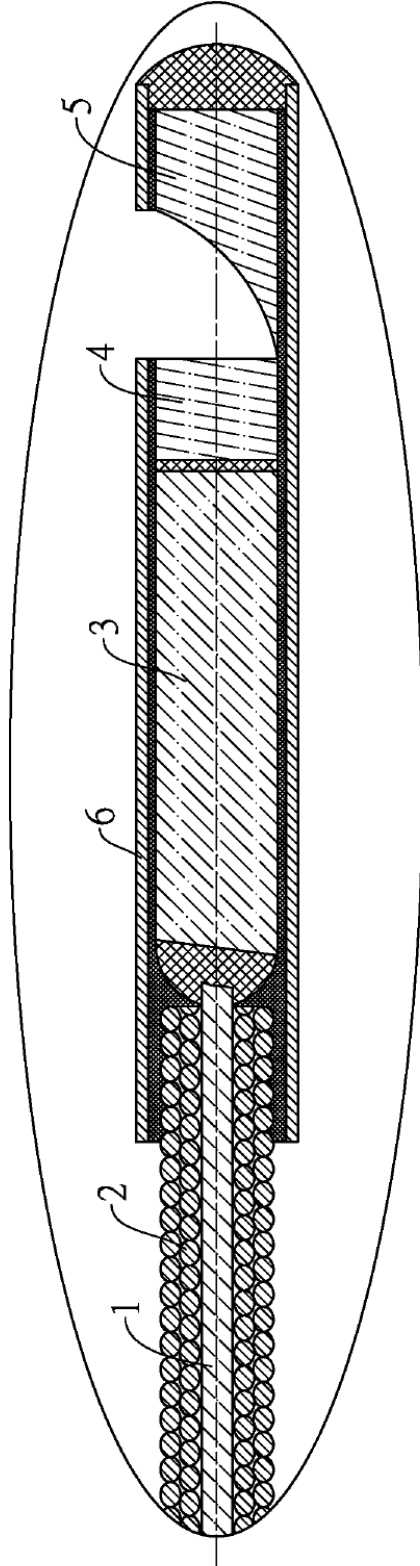


FIG.5A

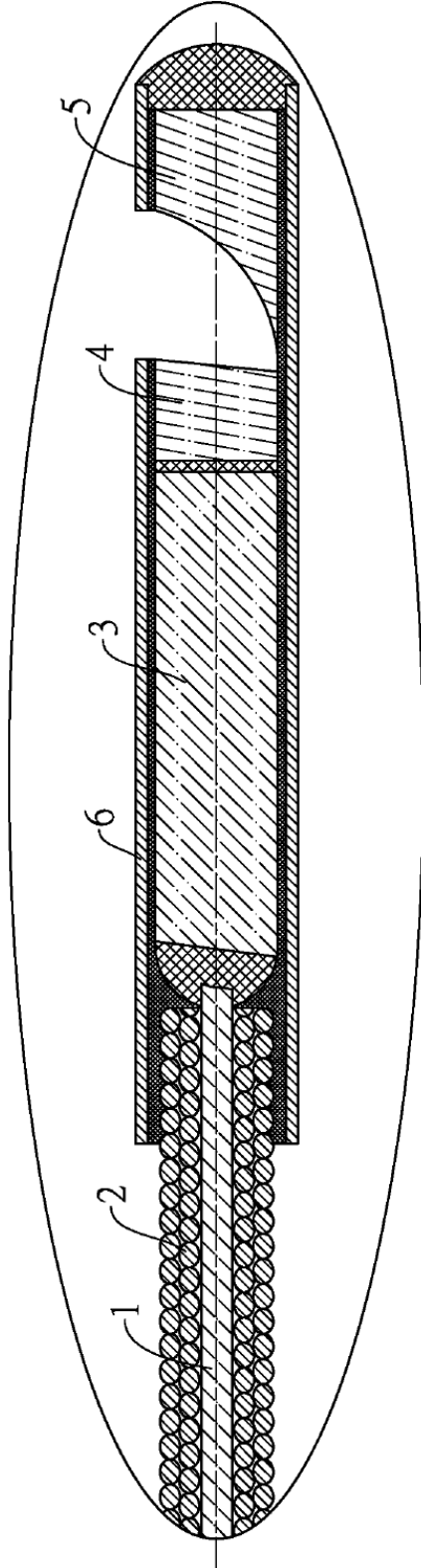


FIG.5B

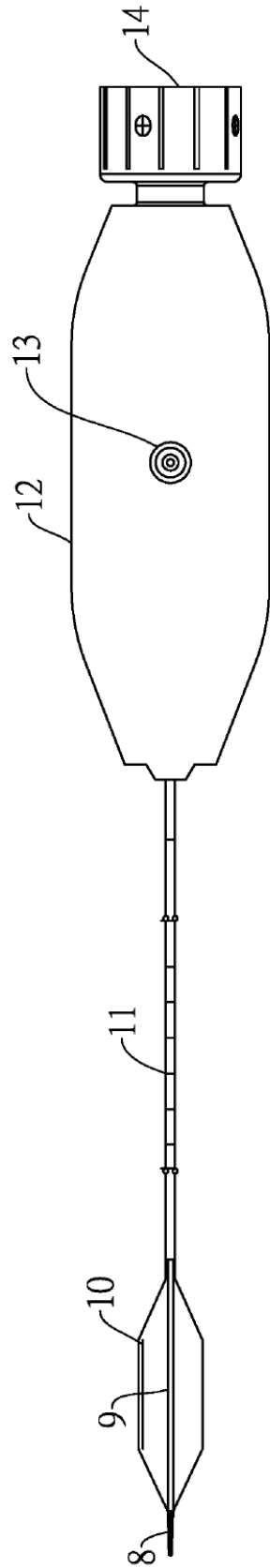


FIG.6

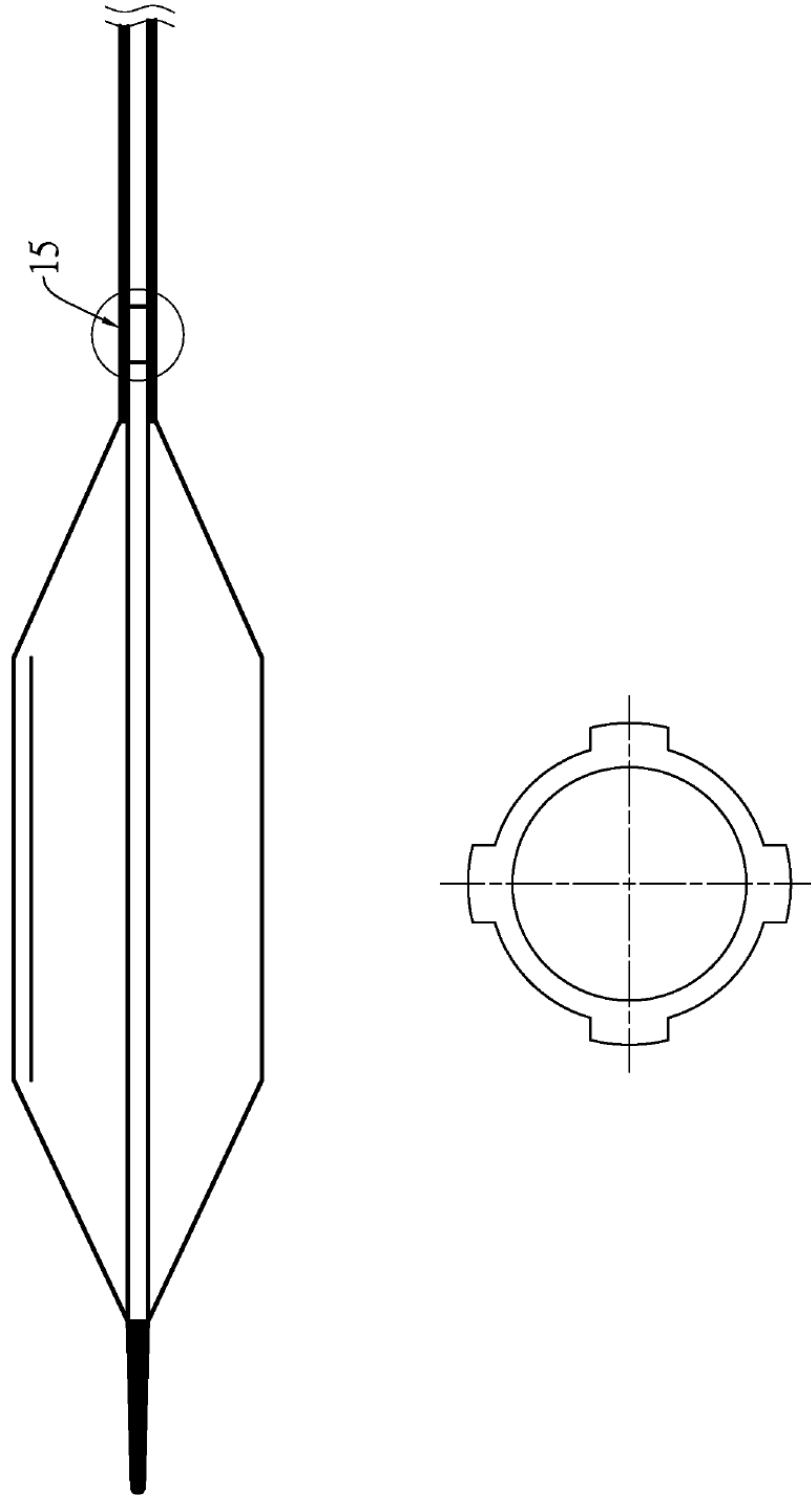


FIG.7

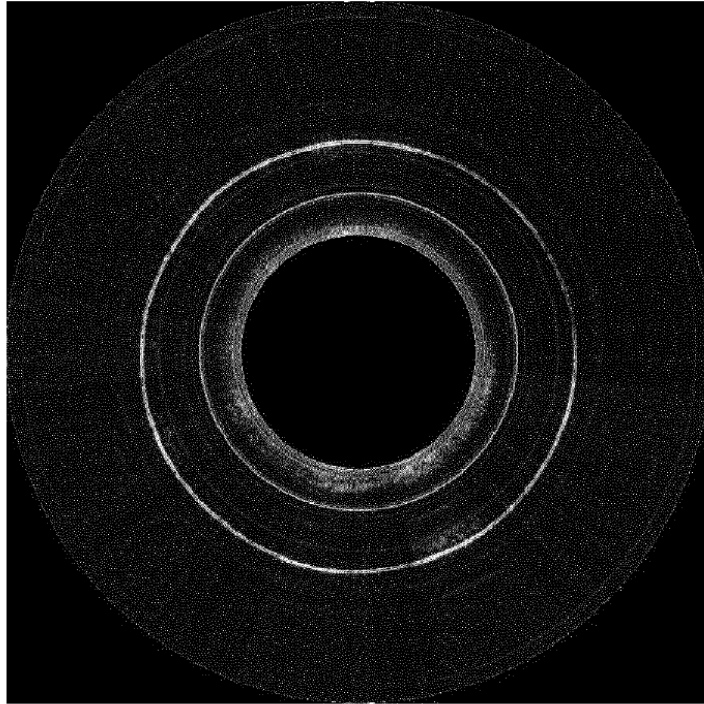


FIG. 8

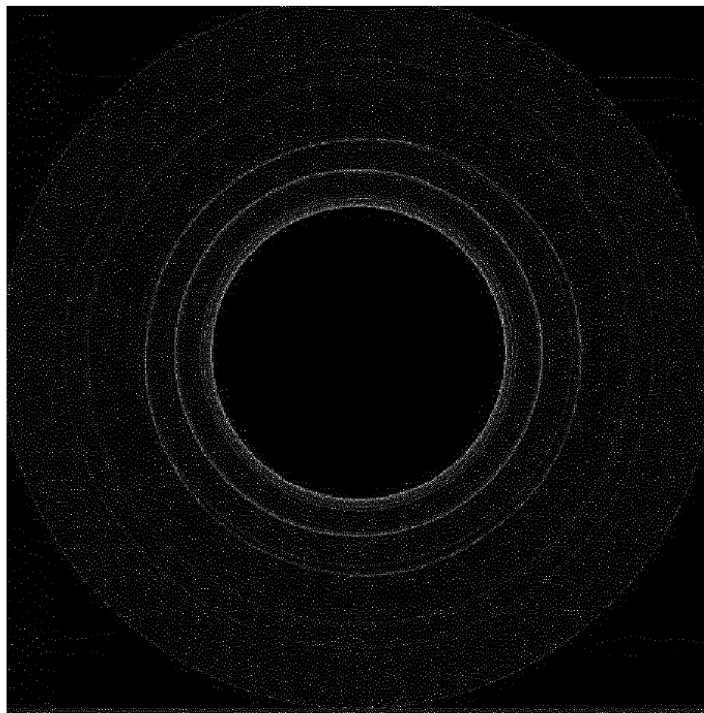


FIG. 9

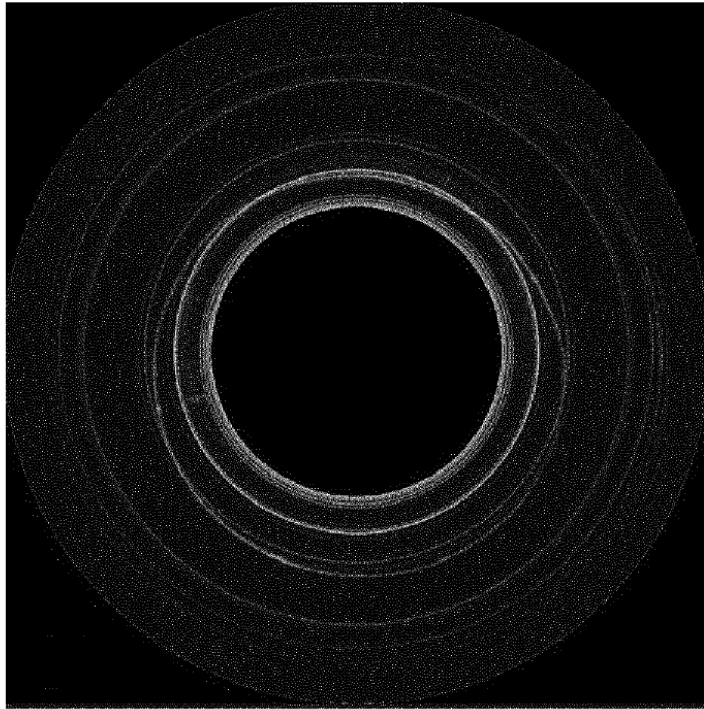


FIG.10

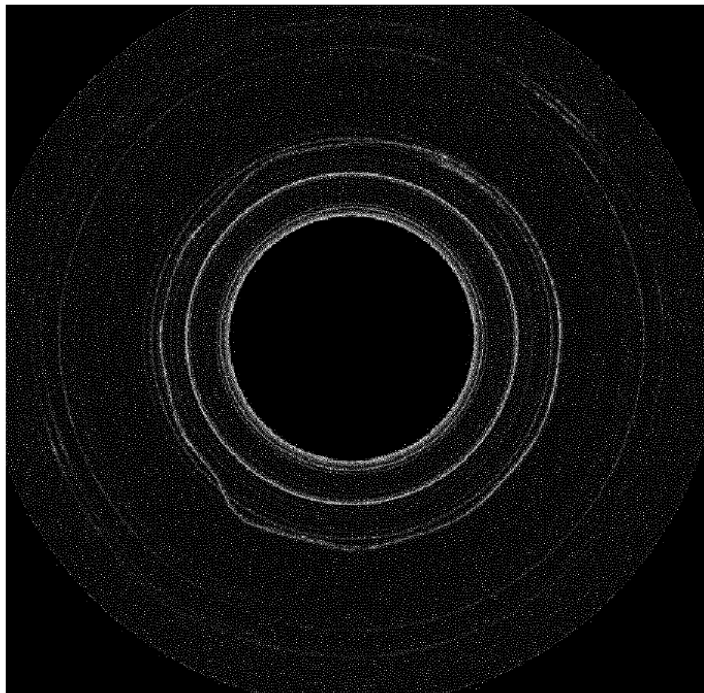


FIG.11

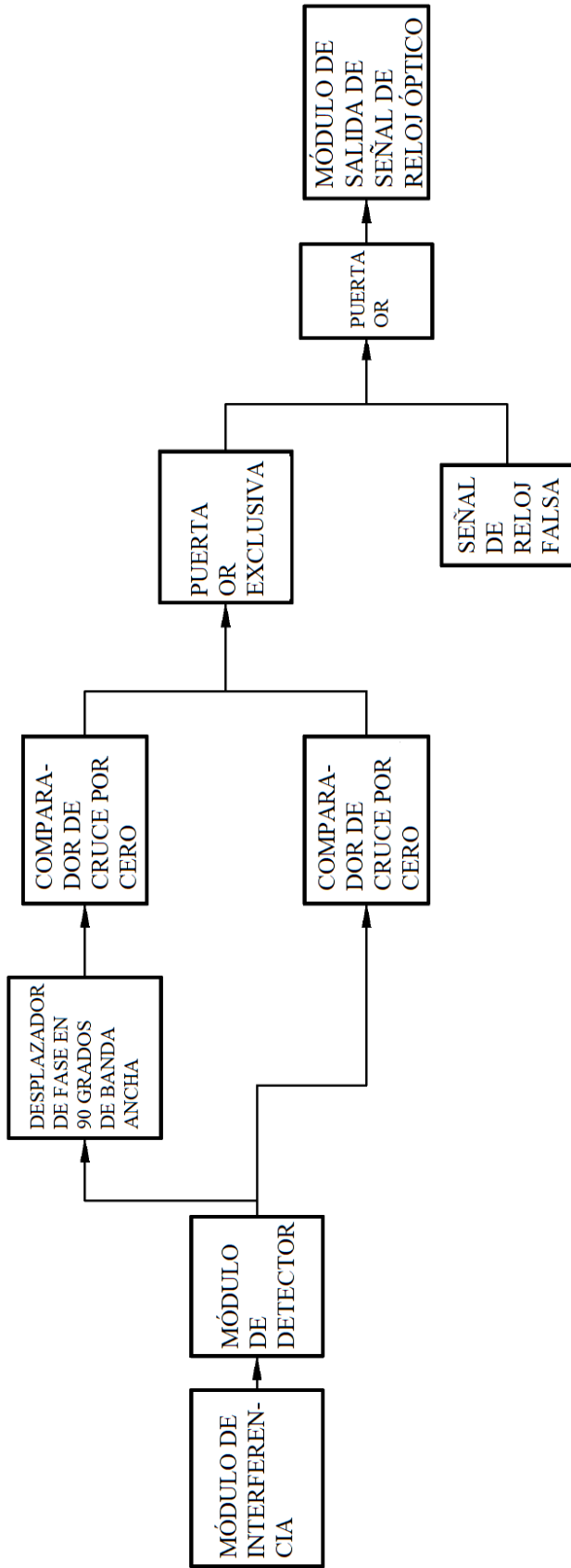


FIG.12

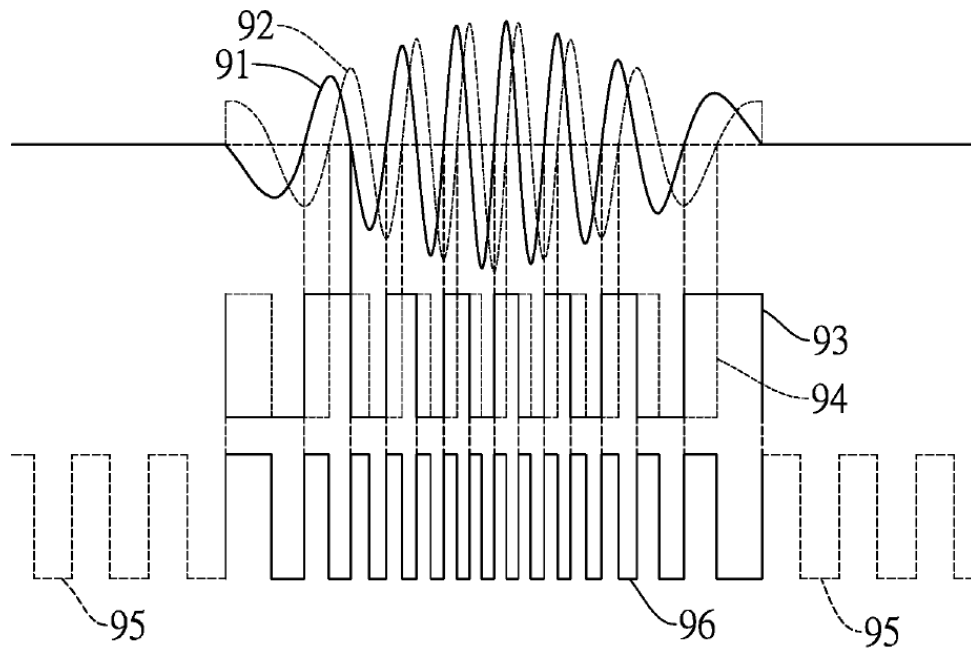


FIG.13

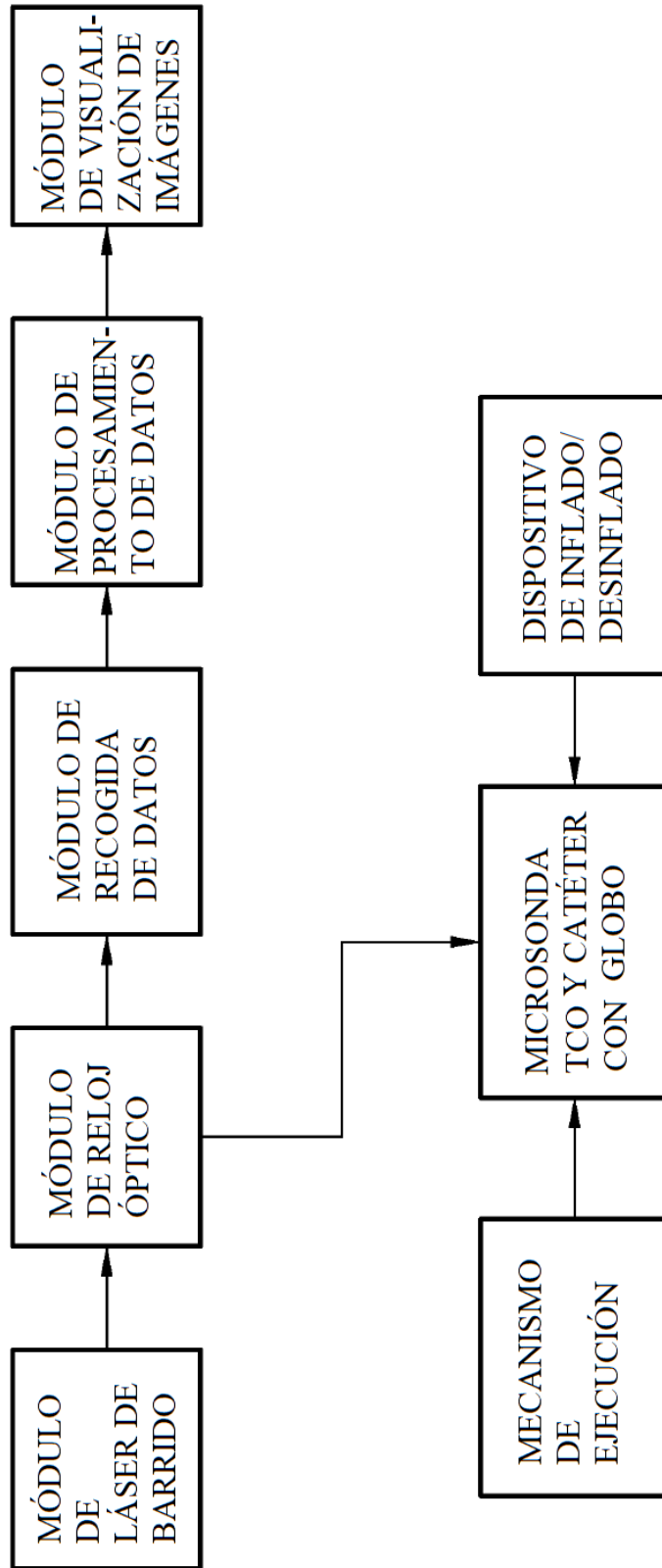


FIG.14

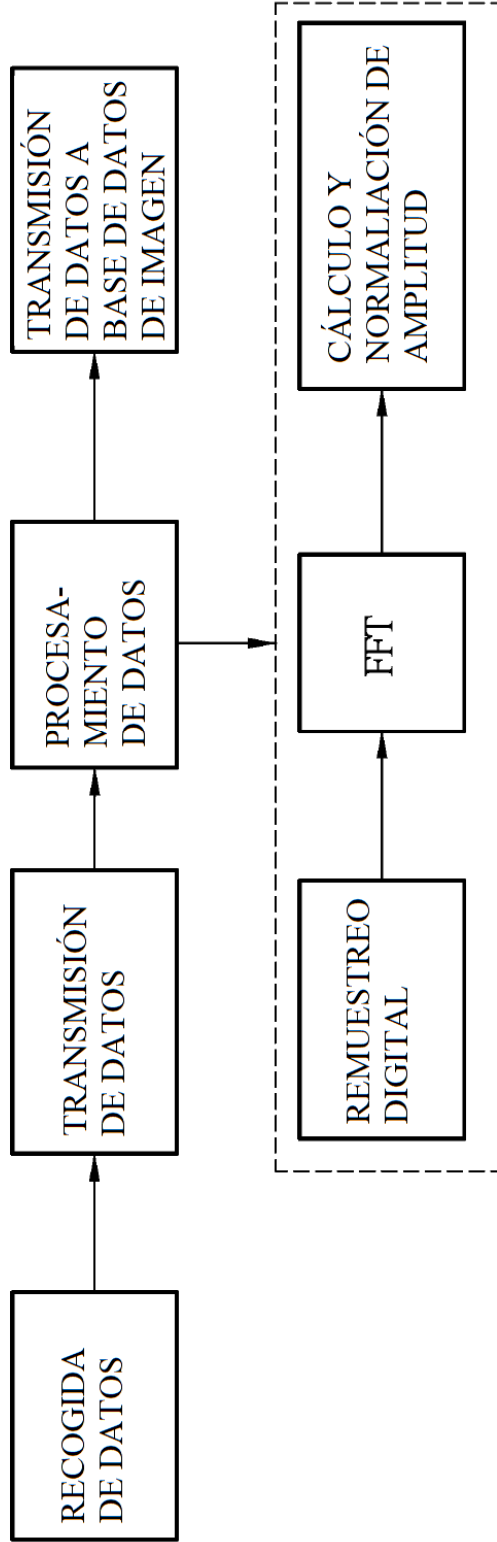


FIG.15

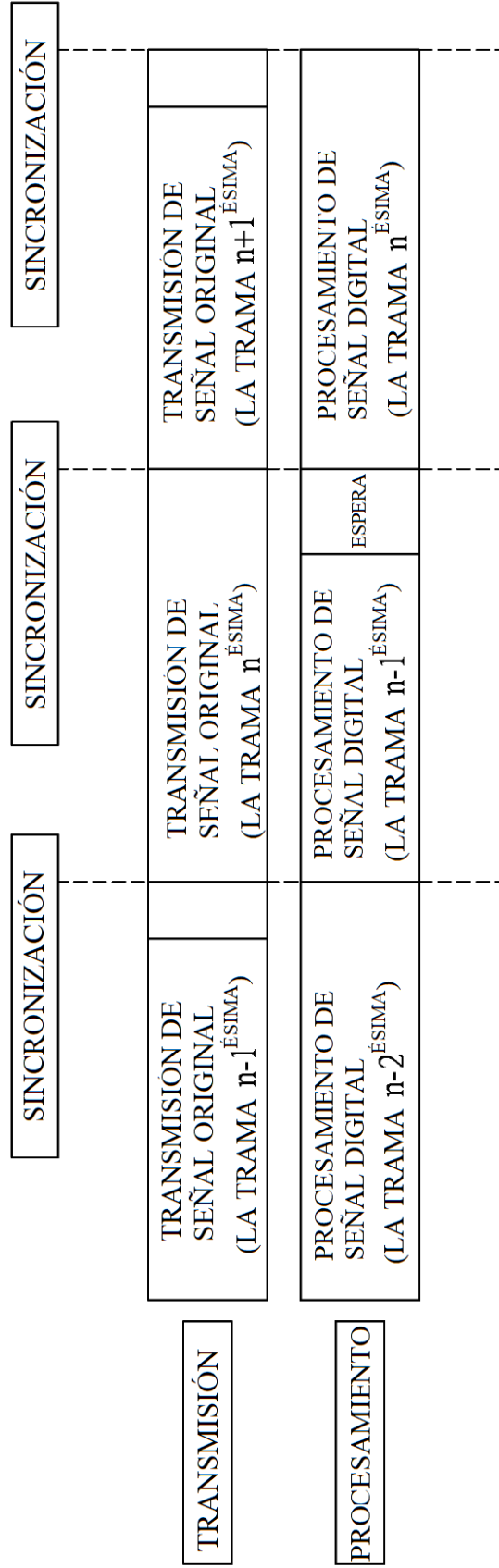


FIG.16

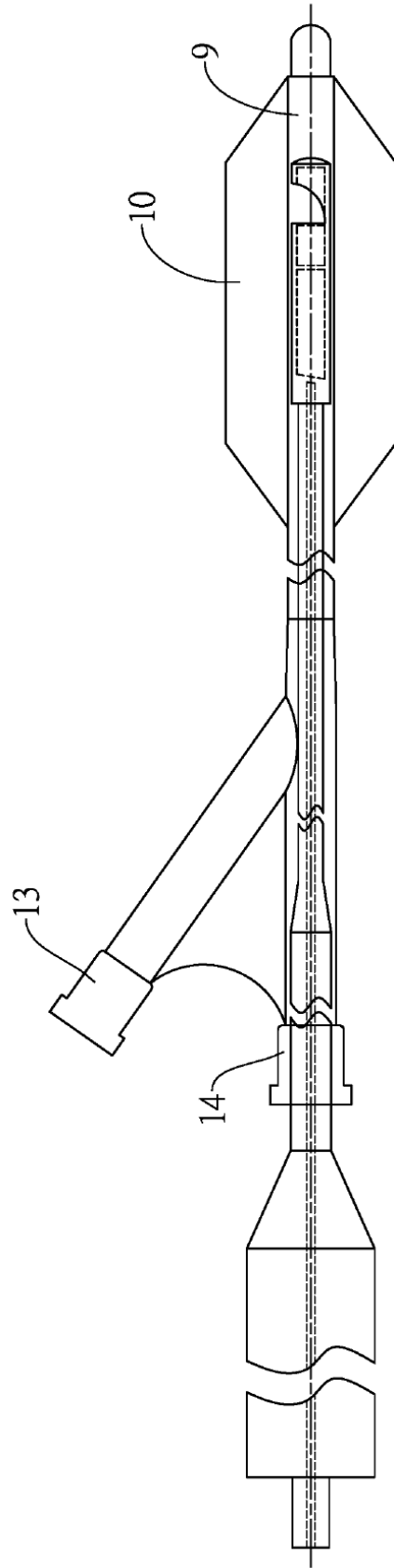


FIG.17

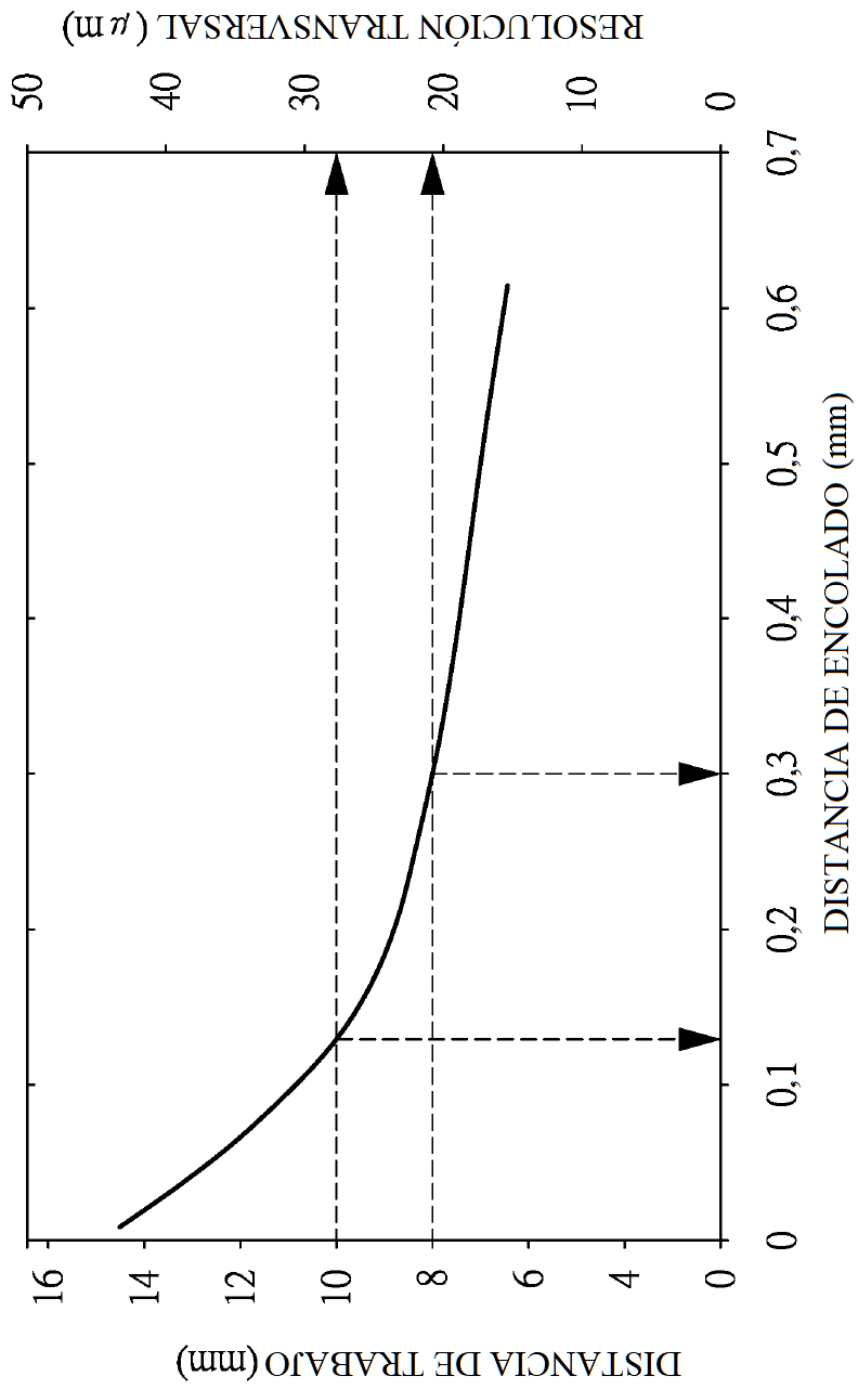


FIG.18

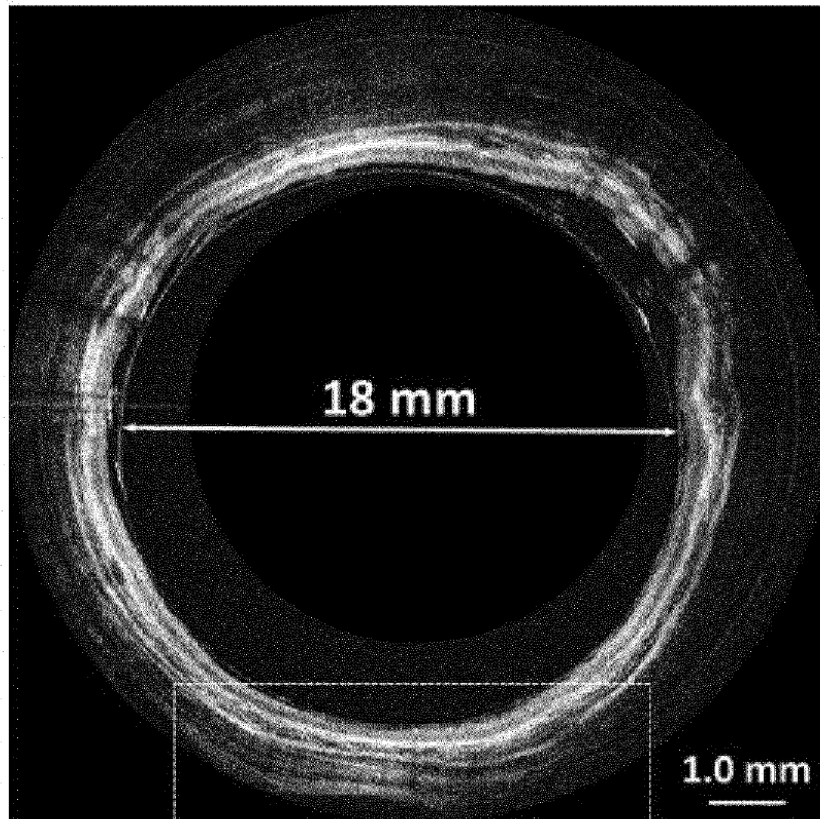


FIG.19

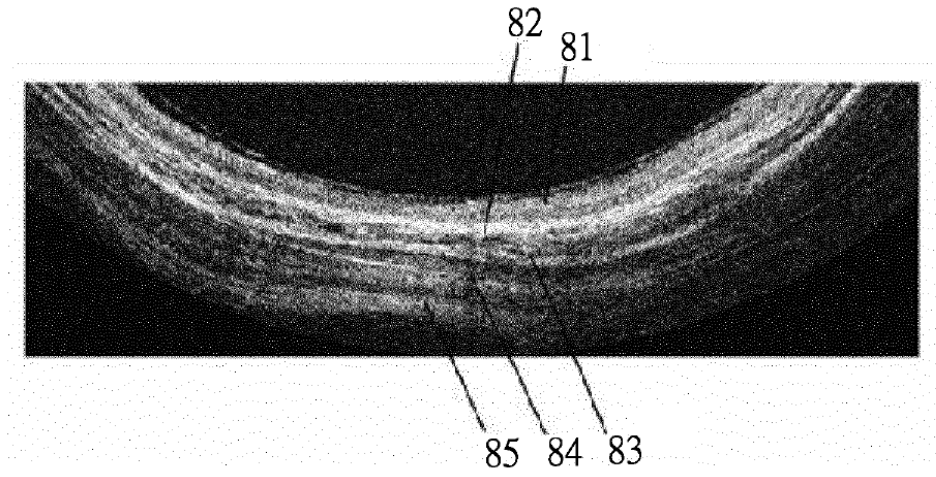


FIG.20

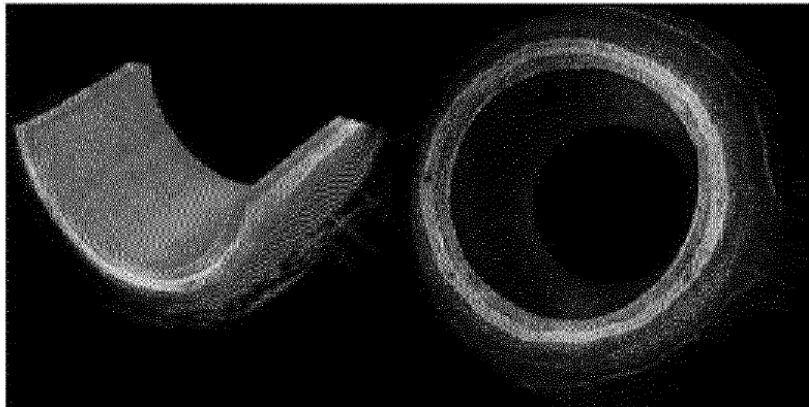


FIG.21