

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 777 925**

51 Int. Cl.:

G01N 21/47 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.06.2011 PCT/GB2011/000841**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.12.2011 WO11151628**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.06.2011 E 11730041 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.02.2020 EP 2577271**

54 Título: **Tomografía de coherencia óptica**

30 Prioridad:

02.06.2010 GB 201009233

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

06.08.2020

73 Titular/es:

**UNIVERSITY COURT OF THE UNIVERSITY OF ST ANDREWS (100.0%)
College Gate, North Street
St Andrews KY16 9AJ, GB**

72 Inventor/es:

**DHOLAKIA, KISHAN y
GIARDINI, MARIO ETTORE**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 777 925 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

Tomografía de coherencia óptica

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a una configuración óptica de tomografía de coherencia óptica de dominio de Fourier, autoreferenciada y potencialmente autoalineable, basada en fibra.

10 **Antecedentes de la invención**

Los sistemas de tomografía de coherencia óptica (OCT) se basan en interferómetros de Michelson. La luz de una fuente de baja coherencia óptica (es decir, de banda ancha) se divide en dos ramas. La longitud de una rama (la rama de referencia) está definida por un espejo. En la otra rama, el espejo es sustituido por la muestra que retrodispersa la luz hacia el interferómetro. La luz de las dos ramas se recombina y solo puede interferir la luz que se ha retrodispersado a una profundidad que coincide con la longitud de la rama de referencia dentro de la longitud de coherencia de la fuente. Tal longitud de coherencia está definida por el ancho espectral de la fuente y normalmente es de unos pocos micrómetros cuando el ancho de banda óptico es de unas pocas decenas de nanómetros.

Alterando la longitud óptica de la rama de referencia, por ejemplo, al variar la posición del espejo de referencia, es posible explorar la dispersión a diferentes profundidades de la muestra. En la práctica, la superficie de la muestra normalmente se escanea secuencialmente (por ejemplo, por exploración de trama o cónica) o en paralelo (utilizando una matriz de detectores), y la profundidad de la muestra se sondea escaneando la longitud óptica de la rama de referencia (por ejemplo, mediante un escaneo mecánico), explorando una profundidad típica del orden de 2 mm. Una técnica alternativa para el escaneo de profundidad se basa en el hecho de que el interferograma recopilado escaneando la longitud óptica de la rama de referencia es efectivamente la transformada de Fourier del espectro recopilado a la salida del interferómetro. Por lo tanto, la rama de referencia se puede mantener fija y la salida del interferómetro se conecta a un espectrógrafo o se usa una fuente de banda estrecha barrida en frecuencia para explorar el espectro secuencialmente. El perfil de retrodispersión se calcula como una transformada de Fourier del espectro. Esto se conoce como tomografía de coherencia óptica de dominio de Fourier (FT-OCT).

La OCT es intrínsecamente no invasiva y presenta un gran potencial en mediciones *in vivo*, donde complementa tecnologías más tradicionales, como la ecografía, al emplear un mecanismo de contraste diferente y al ofrecer una resolución más alta, a expensas de una profundidad de penetración mucho menor. La simplicidad conceptual de las sondas OCT, que consisten esencialmente en elementos de acoplamiento óptico entre un medio de dispersión y un brazo de interferómetro, lleva a la medicina endoluminal y endocavitaria, como la endoscopia y la laparoscopia, como campo natural de aplicación. Sin embargo, se conocen otras aplicaciones, por ejemplo, en medicina no quirúrgica y en el análisis de capas de pintura, de superficies barnizadas o de madera.

Cuando se desea un cabezal de sonda remoto, tal como, por ejemplo, en aplicaciones endoscópicas o laparoscópicas, la sonda debe estar conectada a fuentes de luz externas, a espectrómetros y, a menudo, a parte del interferómetro. Esto lleva a la necesidad de conectar con un cable de fibra óptica el extremo distal de la sonda. Si el acoplamiento se realiza a través de fibras monomodo, se recoge muy poca luz. Si se usan fibras multimodo, es necesario tener en cuenta y, cuando proceda, compensar la mezcla de modos, la dispersión, las pérdidas de curvatura y la dependencia de la curvatura de la longitud del camino óptico de la sonda. También, podría ser deseable que la sonda fuera de visión frontal, ya que esto simplificaría la endoscopia o la laparoscopia.

Actualmente, la mayoría de las sondas son de visión lateral y emplean una versión de un interferómetro de Michelson en el que un brazo se implementa directamente en una punta de la sonda orientada lateralmente, véase, por ejemplo, el documento "*In Vivo* Endoscopic Optical Biopsy with Optical Coherence Tomography" de Guillermo J. Tearney, Mark E. Brezinski, * Brett E. Bouma, Stephen A. Boppart, Costas Pitris, James F. Southern, James G. Fujimoto, *Science* 276 (1997) 2037-2039. En otros casos, la rama de referencia se implementa en la punta, bien a través de un elemento reflectante separado o bien utilizando retroreflexión desde la superficie trasera de la ventana lateral, como se describe en el documento "Endoscope-tip interferometer for ultrahigh resolution frequency domain optical coherence tomography in mouse colon" de Alexandre R. Tumlinson, Jennifer K. Barton, Boris Povazay, Harald Sattman, Angelika Unterhuber, Rainer A. Leitgeb, Wolfgang Drexler, *Optics Express* 14 (2006) 1878-1887. en ambos casos, para evitar una pérdida del campo de visión, la ventana lateral está curvada y debe mantenerse con un grosor del orden de 100 μm . También, al igual que en el estado de la técnica, el brazo de referencia está, bien separado del brazo de muestra o bien se utiliza una referencia curva, por lo que es necesaria una alineación compleja y potencialmente no escalable de los elementos de la sonda.

A. M. Sergeev et al. proponen una sonda de visión frontal. Esto se describe en el artículo "*In vivo* endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa", *Optics Express* 13 (1997) 433-440. Esta sonda se basa en un interferómetro de Michelson de exploración en el extremo proximal de la sonda endoscópica, acoplado a un extremo distal de exploración de trama. Para mantener la imagen limpia de los artefactos derivados del reflejo de la ventana frontal, el campo de visión se mantiene en un plano virtual bien alejado de la ventana frontal y sobresaliendo

unos pocos milímetros en el espacio libre enfrente de la sonda endoscópica. Esto puede hacer que la manipulación de la sonda sea incómoda.

5 Se describe otro sistema OCT basado en fibra en "In-fiber common-path optical coherence tomography using a conical-tip fiber" de K. M. Tan et al, Optics Express 17 (2009) 2375-2384. Esta solución basada en fibra es incompatible con ventanas cuyo grosor sea superior a unas pocas decenas de μm , dado que el grosor de la ventana reduce la profundidad de campo.

10 El documento WO2006058049 divulga sustancialmente la combinación de la trayectoria de referencia y la trayectoria de medición en la misma fibra óptica dispuesta en el catéter de un endoscopio. La óptica distal del endoscopio incluye un divisor de haces para dividir el haz de luz entrante en una trayectoria de medición dirigida hacia una muestra y una trayectoria de referencia dirigida hacia un reflector. Se pueden proporcionar medios para alterar la longitud de la trayectoria de referencia con respecto a la trayectoria de medición trasladando el reflector a la trayectoria de referencia o cambiando el índice de refracción de la trayectoria de referencia. El mismo divisor de haz hace que la luz de la trayectoria de referencia y la de la trayectoria de medición entren en interferencia y se dirijan a un detector a través de la fibra óptica.

20 El documento US2008055603 divulga sistemas y métodos OCT de dominio de frecuencia y dominio de tiempo de trayectoria común que usan una reflexión de referencia no especular para obtener perfiles de profundidad internos e imágenes de muestras con resolución de profundidad. El documento US2008055603 además divulga un dispositivo de suministro de radiación óptica, implementado preferentemente como una sonda de fibra óptica con un reflector no especular, que ópticamente es parcialmente transparente, colocado en las inmediaciones de una muestra asociada. Las franjas de alta frecuencia se reducen sustancialmente y se proporciona un nivel de potencia estable de la reflexión de referencia sobre el rango de exploración lateral. El reflector no especular que ópticamente es parcialmente transparente se implementa como un recubrimiento colocado en la superficie interior de la ventana de la sonda óptica que incluye manchas de un metal o un recubrimiento dieléctrico, separados por elementos de otro recubrimiento o simplemente espacios de un sustrato limpio. En una realización alternativa, los elementos de dispersión están hechos en 3 dimensiones, teniendo, por ejemplo, una forma esférica.

30 El documento US6592950 divulga una película anti anillos de Newton con una excelente transparencia y propiedad antiarañazos. La película anti anillos de Newton comprende un sustrato transparente y una capa de resina formada en uno o ambos lados del sustrato, en donde la capa de resina comprende una resina curable por radiación ionizante como aglutinante y un material particulado disperso en el aglutinante. Preferentemente, el material particulado es un lubricante.

35

Sumario de la invención

40 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un sistema de tomografía de coherencia óptica que comprende una fuente de luz y una sonda que tiene una ventana en un extremo orientada hacia delante, en donde la ventana tiene una cara interna que tiene una superficie antirreflectante y permite que la luz de la fuente pase a través de la misma, y una cara externa que refleja parte de la luz de la fuente, actuando la luz reflejada como una referencia, y transmite parte de la luz hacia y desde una muestra, en donde la cara externa está tratada de modo que la señal de referencia sea una señal dispersa.

45 La presente invención proporciona una sonda de visión frontal protegida por una ventana que tiene caras interna y externa, que juntas permiten la reflexión de una señal de referencia y la transmisión de una señal de muestra. La naturaleza de estas caras significa que la ventana puede tener un grosor que permita ponerla en contacto con la muestra sin peligro de que se rompa y cause lesiones. La sonda es autoalineable y simple.

50 La superficie antirreflectante puede ser una superficie anti-Newton.

La cara externa puede volverse rugosa, para generar de ese modo la señal dispersa. La señal dispersa puede ser pequeña en comparación con la señal transmitida. La luz dispersa puede ser inferior al 50 % de la luz transmitida.

55 La sonda puede incluir uno o más elementos ópticos. El elemento óptico puede comprender al menos un medio de enfoque. Los medios de enfoque pueden comprender al menos una lente.

60 El sistema puede incluir una fibra óptica para acoplar luz dentro y fuera de la sonda. El extremo de la fibra puede estar conformado para enfocar la luz en la sonda.

La fibra puede estar tratada para evitar o reducir los reflejos del extremo que está acoplado a la sonda. El extremo de la fibra puede estar recubierto con un material antirreflectante.

65 Se puede proporcionar una ventana antirreflectante para acoplar el extremo de la fibra a la sonda. La ventana antirreflectante y la fibra se pueden acoplar usando pegamento o un material adaptador de índices, por ejemplo, un gel.

Breve descripción de los dibujos

5 A continuación, se describen diversos aspectos de la invención solo a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos, de los que:

- la Figura 1 es una vista esquemática de un sistema OCT, con una vista ampliada de un cabezal de sonda;
- la Figura 2(a) es un espectro detectado a partir de una piel de cebolla usando el OCT de la Figura 1;
- la Figura 2(b) es una imagen de la piel de cebolla generada usando el espectro de la Figura 2(a);
- 10 la Figura 3 es una imagen de una piel de cebolla tomada usando el OCT de la Figura 1, pero con la ventana frontal retirada y sustituida por un vidrio esmerilado aplicado directamente sobre la muestra;
- la Figura 4 (a) es una imagen de una piel de cebolla tomada a distancias crecientes en escalones de 150 μm desde la ventana frontal;
- la Figura 4 (b) es una imagen tomada a 1050 μm y muy filtrada para permitir la visualización del contorno de la
- 15 piel, indicado por la flecha, y
- la figura 5 es una imagen en sección transversal de la superficie de un hueso de cóclea *ex-vivo*.

Descripción detallada de los dibujos

20 La Figura 1 muestra un sistema OCT basado en fibra. Este tiene una fuente óptica a y un espectrómetro c, cada uno de los cuales está conectado a una fibra óptica. Las fibras ópticas se alimentan a través de un divisor/combinador de haces b a un cable de fibra óptica d, que está conectado a un cabezal de sonda e. El cabezal de la sonda es generalmente cilíndrico y tiene ventanas en cada extremo. El extremo del cable de fibra d contacta con una primera de las ventanas g de la sonda. Esta tiene un recubrimiento antirreflectante en su cara interna. Para mejorar el

25 contacto entre la fibra y la primera ventana, se utiliza un gel adaptador de índices f.

Dentro del cabezal de la sonda y entre las dos ventanas hay una lente de enfoque h. En el extremo de muestra de la sonda hay una ventana frontal. Para evitar que los reflejos de la parte trasera de la ventana causen franjas de interferencia, es decir, "efecto "etaloning" y referencias secundarias que enmascaren la señal OCT, la superficie de

30 la ventana interna i está tratada para ser antirreflectante. La superficie antirreflectante podría recubrirse con un material antirreflectante. En un ejemplo preferido, la superficie interna se ha sometido a un tratamiento conocido como "anti-Newton". Esta superficie i está diseñada para suprimir la interferencia cara a cara a la vez que impone pérdidas de dispersión mínimas. D. R. Cairns y P. Evans describen las superficies anti-Newton, en el documento "Laser speckle of textured surfaces: Towards high performance anti-glare surfaces", SID International Symposium, Digest of technical papers 38 (2007) 407-409. La superficie externa de la ventana frontal j está pulida y,

35 opcionalmente, tratada con un recubrimiento que es parcialmente reflectante de la luz de la fuente. El recubrimiento puede ser, por ejemplo, una capa metálica o una pila dieléctrica, como resulta bien conocido en la técnica.

En uso, la sonda se coloca con la superficie externa j directamente en estrecha proximidad o directamente en

40 contacto con la muestra k que se está investigando. La luz de la fuente pasa a través de la cara interna antirreflectante i y sobre la cara externa j, donde parte de la luz se refleja de vuelta y se usa como referencia, y parte pasa hacia la muestra k. La luz retrodispersada de la muestra k pasa posteriormente a través de la superficie j y se transmite al detector donde puede procesarse. El uso de reflexiones desde la superficie frontal j de la ventana como referencia significa que las retrodispersiones de referencia y de la muestra están intrínsecamente coalineadas para ser recogidas por la óptica de acoplamiento al brazo común del divisor.

45

El sistema de la Figura 1 ha sido probado. En el dispositivo de prueba, la fuente óptica utilizada fue una fuente óptica LED de bajo coste apta para telecomunicaciones (850 nm). Se acopló a través de una fibra de núcleo de 63 μm a un divisor/combinador multimodo de 1-a-2, 50 %-50 %. Los brazos de referencia y de muestra del interferómetro OCT

50 compartían la fibra común del divisor, cuya salida se empalmó a una segunda fibra de núcleo de 63 μm conectorizada por ST al cabezal de la sonda. Para evitar que la señal del cabezal de la sonda quede oculta en un fondo procedente del reflejo de la terminación del conector, el conector ST se acopló a través de un gel adaptador de índices a una ventana recubierta con un antirreflectante de infrarrojo cercano de banda ancha optimizada. La potencia de salida óptica en la ventana era nominalmente de 50 μW . La luz se enfocó entonces a través de una lente biconvexa de 23 mm de diámetro, a una distancia focal de 25 mm, con una proyección 1:1,6 (lado de la fibra NA (apertura numérica) 0,27) en la cara frontal de una ventana de salida. La superficie de la ventana del lado de la fibra es "anti-Newton" y está diseñada para suprimir por completo la interferencia cara a cara a la vez que impone pérdidas de dispersión mínimas (del orden del 10 %) (25 DA 00, Comar Instruments, UK).

55

El segundo brazo del divisor bidireccional, que captura la luz que procede tanto de la referencia común como del

60 brazo de muestra, se suministró en un espectrómetro (Shamorock i303, Andor, Irlanda), configurado para un ancho de banda de 60 nm y una resolución de 0,15 nm, y un espectro fue capturado con una digitalización de 16 bits por una cámara CCD de iluminación frontal, con tiempos de exposición que varían de 20 a 200 ms, se realizó una transformada de Fourier (implementando así una configuración FD-OCT) y se adquirió para el posprocesamiento. El

65 cabezal al completo estaba montado en un trasladador motorizado, controlado directamente por el software del controlador del espectrómetro, que se encarga de la sincronización del sistema.

- Para probar el dispositivo, se colocó una cebolla con su superficie tocando la ventana delantera. Se midió el grosor de la piel que era de $\sim 50 \mu\text{m}$ usando un calibrador digital electrónico. En la Figura 2a se muestra un espectro típico detectado en el espectrómetro en la fibra de salida, y la imagen resultante de la secuencia FFT de dichos espectros de reflectancia, escaneadas a intervalos espaciales de $2,5 \mu\text{m}$ en un intervalo de 4 mm , y procesadas como se indica, está representada en la Figura 2b. El espectro muestra patrones claros de interferencia que se traducen en la imagen FFT como una capa de interfaz bien definida, en la que se pueden identificar ambas superficies, confirmando así la solidez del diseño de medición.
- Para evaluar las propiedades de autoalineación de la configuración, la ventana frontal se retiró y se sustituyó con un portaobjetos de vidrio de borosilicato de $150 \mu\text{m}$ de grosor, directamente adjunto a la cebolla, interponiendo el gel adaptador de índices, cancelando así el reflejo de la superficie del lado de la muestra del vidrio. Para obtener una referencia insensible a la dirección (al menos para ángulos de inclinación pequeños del eje óptico con respecto a la superficie normal), la superficie trasera del portaobjetos se esmeriló con papel de carburo de silicio. En tales condiciones, la superficie parece casi transparente y tan solo ligeramente translúcida. Tales condiciones de esmerilado mantienen una posición de superficie bien definida, evitando el "desenfoque" posicional debido a una rugosidad excesiva. En esta configuración, la referencia está constituida por la dispersión desde la superficie esmerilada. Esto es mucho menos crítico de alinear que una reflexión directa. El sistema se desalineó entonces deliberadamente para evitar un reflejo directo de la superficie trasera en el interferómetro, introduciendo una inclinación aproximada de 5 grados del portaobjetos de vidrio con respecto al eje óptico de la sonda. La imagen resultante se muestra en la Figura 3, a partir de la cual se puede observar que no se pierde calidad de imagen. Al reducir la intensidad de referencia, esta configuración se acerca más a una intensidad de ruido de referencia óptima.
- En el sistema de ventanas anti-Newton original, se introdujo un diafragma circular en la superficie posterior (lado de la fibra) de la lente de enfoque de 25 mm , para viñetear la lente, reduciendo así la apertura numérica del lado de la muestra a $0,035$ (y, por lo tanto, la resolución lateral). En tales condiciones, considerando la relación de proyección $1:1,6$ del sistema, el intervalo de Rayleigh se extiende a $750 \mu\text{m}$. Manteniendo el foco del sistema en la superficie frontal de la ventana de salida, la teoría predice que podría esperarse una profundidad de campo óptica justo por debajo de $800 \mu\text{m}$ con una resolución lateral bruta de $100 \mu\text{m}$ (en ausencia de deconvolución de la función de dispersión del punto) y una resolución axial del orden de $10 \mu\text{m}$, limitada por el ancho de banda espectral del espectrómetro. Se realizaron mediciones para verificar los datos prácticos y teóricos. La resolución axial del sistema se midió tomando imágenes de una pila de placas de vidrio de $150 \mu\text{m}$ de grosor, y se encontró que era del orden de $10 \mu\text{m}$, mientras que la resolución lateral, estimada a partir del tamaño mínimo de la característica visible en la piel de cebolla, era del orden de $100 \mu\text{m}$, lo que concordaba perfectamente con las especificaciones teóricas.
- La profundidad axial de campo se midió tomando imágenes de la cebolla directamente en contacto con la ventana frontal, y posteriormente trasladándola lejos de la ventana en escalones de $150 \mu\text{m}$. La secuencia de imágenes, restringida únicamente a la superficie, se muestra en la Figura 4a. De conformidad con las especificaciones teóricas, se produce una pérdida significativa de detalles alrededor de una distancia de $750 \mu\text{m}$ desde la superficie de la ventana de referencia, en el límite de resolución de Rayleigh, y la imagen se pierde entonces rápidamente, aunque es recuperable hasta $\sim 1 \text{ mm}$ aumentando considerablemente el filtrado de paso de banda espacial, con una gran pérdida de definición de cualquier característica, véase la figura 4b.
- Se adquirieron imágenes transversales de un hueso coclear humano *ex vivo*. En la figura 5 se muestra un ejemplo representativo, donde la topografía ósea es claramente visible hasta una profundidad de campo axial de $750 \mu\text{m}$. El resultado se compara bien con la literatura, confirmando así la funcionalidad de todo el sistema en la formación de imágenes topográficas.
- La presente invención proporciona una configuración óptica OCT basada en fibra y, en particular, una implementación OCT de dominio de Fourier, compatible con una sonda de contacto de visión frontal. La sonda es compacta, de visión frontal, autoreferenciada, autoalineable y funciona en contacto con el tejido a muestrear. Las pruebas muestran que la calidad de las imágenes de la muestra concuerda con el rendimiento teórico.
- Un experto en la materia apreciará que son posibles variaciones de las disposiciones divulgadas sin desviarse de la invención tal y como se define en las reivindicaciones adjuntas. Por consiguiente, la descripción anterior de la realización específica se ha realizado tan solo a modo de ejemplo y no a efectos de limitación. Para un experto en la materia será evidente que se pueden hacer modificaciones menores sin cambios significativos en la operación descrita.
- El trabajo que condujo a esta invención ha recibido financiación de la Dirección General de Sociedad de la Información y Medios de Comunicación de la Comisión de la Comunidad europea para Tecnologías de la Información y la comunicación- Séptimo Programa Marco, un proyecto de colaboración titulado "Array of Robots Augmenting the Ki Nematics of Endoluminal Surgery" (ARAKNES por sus siglas en inglés de "Serie de robots que aumentan la cinemática de la cirugía endoluminal") (IFP7/2007.2013) en virtud del acuerdo de subvención n ° 224565.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una sonda (e), preferentemente para su uso en un sistema de tomografía de coherencia óptica, en donde la sonda (e) tiene una ventana en un extremo orientado hacia el frente, en donde la ventana tiene una cara interna (i) que tiene una superficie antirreflectante y permite que la luz de una fuente (a) pase a través de la misma, y una cara externa (j) que refleja parte de la luz de la fuente (a), actuando la luz reflejada como una referencia, y transmite parte de la luz hacia y desde una muestra (k), en donde la cara externa (j) está tratada de modo que la señal de referencia sea una señal dispersa.
- 10 2. Una sonda como la reivindicada en la reivindicación 1, en donde la superficie antirreflectante es una superficie anti-Newton.
- 15 3. Una sonda como la reivindicada en la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde la cara externa (j) se ha vuelto rugosa, para generar de ese modo la señal dispersa.
- 20 4. Una sonda como la reivindicada en la reivindicación 3, en donde la señal dispersa es pequeña en comparación con la señal transmitida, opcionalmente, en donde la luz dispersa es inferior al 50 % de la luz transmitida.
- 25 5. Una sonda como la reivindicada en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, que incluye uno o más elementos ópticos, opcionalmente, en donde el elemento óptico comprende al menos un medio de enfoque, opcionalmente, en donde los medios de enfoque comprenden al menos una lente (h).
- 30 6. Una sonda como la reivindicada en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en donde se proporciona una ventana antirreflectante (g) para acoplar un extremo de fibra a la sonda (e).
- 35 7. Un sistema de tomografía de coherencia óptica que comprende una fuente de luz (a) y la sonda (e) como la reivindicada en cualquiera de las reivindicaciones anteriores.
- 40 8. Un sistema como el reivindicado en la reivindicación 7 que comprende una fibra óptica (d) para acoplar luz dentro y fuera de la sonda (e), opcionalmente, en donde el extremo de la fibra (d) está conformado para enfocar la luz en la sonda (e).
9. Un sistema como el reivindicado en la reivindicación 8, en donde la fibra (d) está tratada para evitar o reducir los reflejos desde el extremo que está acoplado a la sonda (e), opcionalmente, en donde el extremo de la fibra está recubierto con un material antirreflectante.
10. Un sistema como el reivindicado en la reivindicación 8 cuando depende de la reivindicación 6 o en la reivindicación 9 cuando depende de la reivindicación 6, en donde la ventana antirreflectante (g) y la fibra (d) están acopladas usando un pegamento o un material adaptador de índices, por ejemplo, un gel.

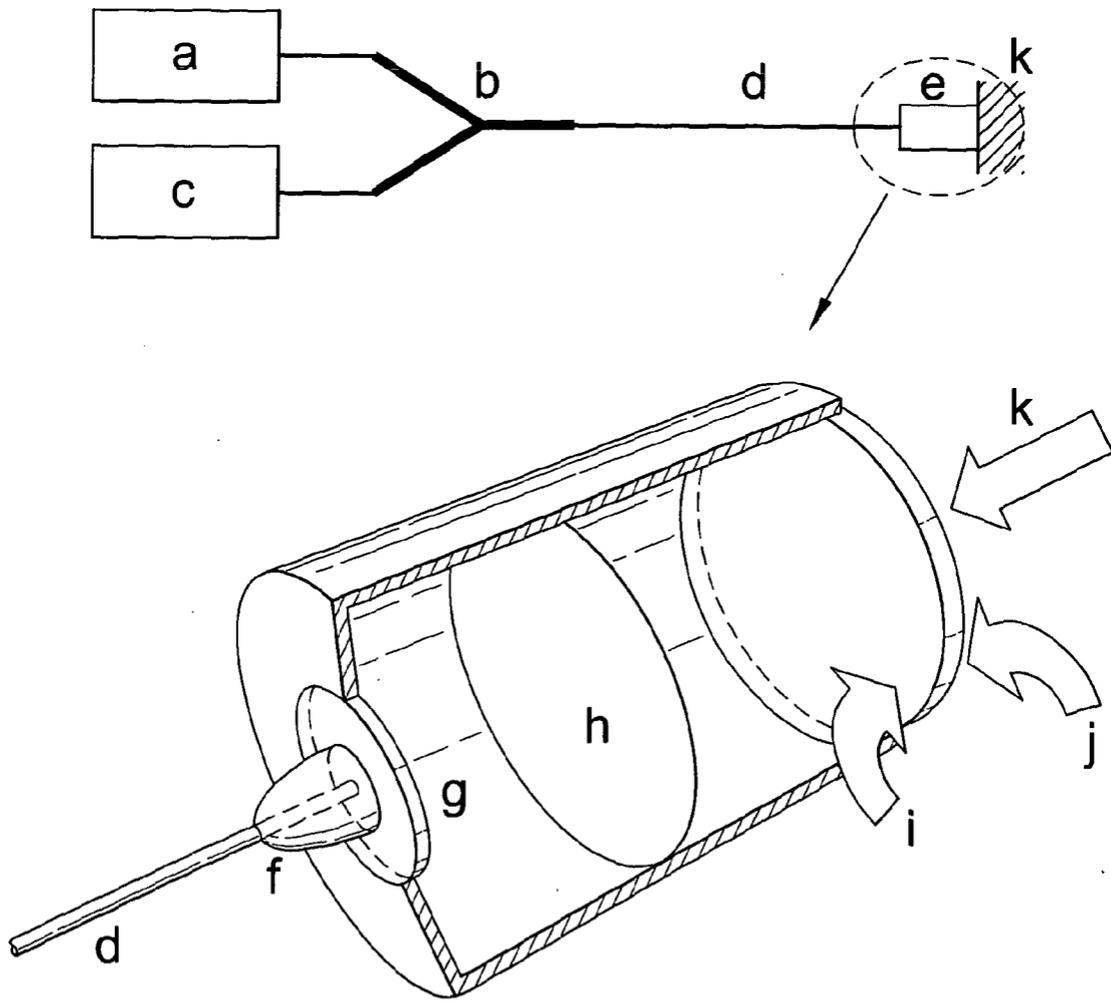


Figura 1

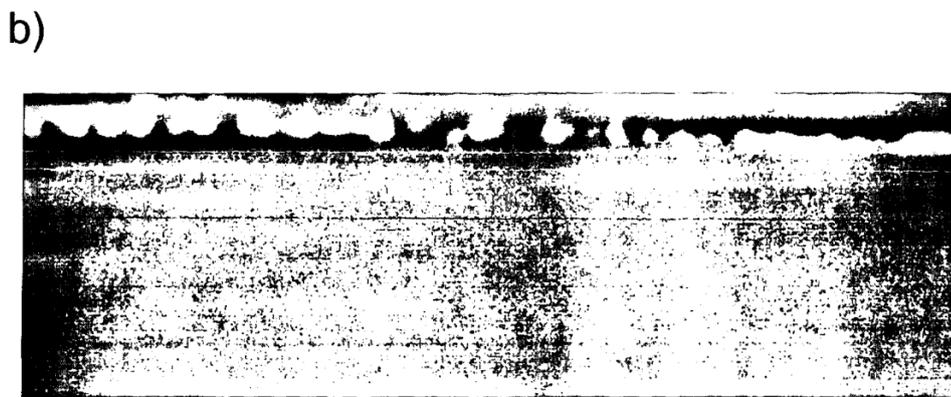
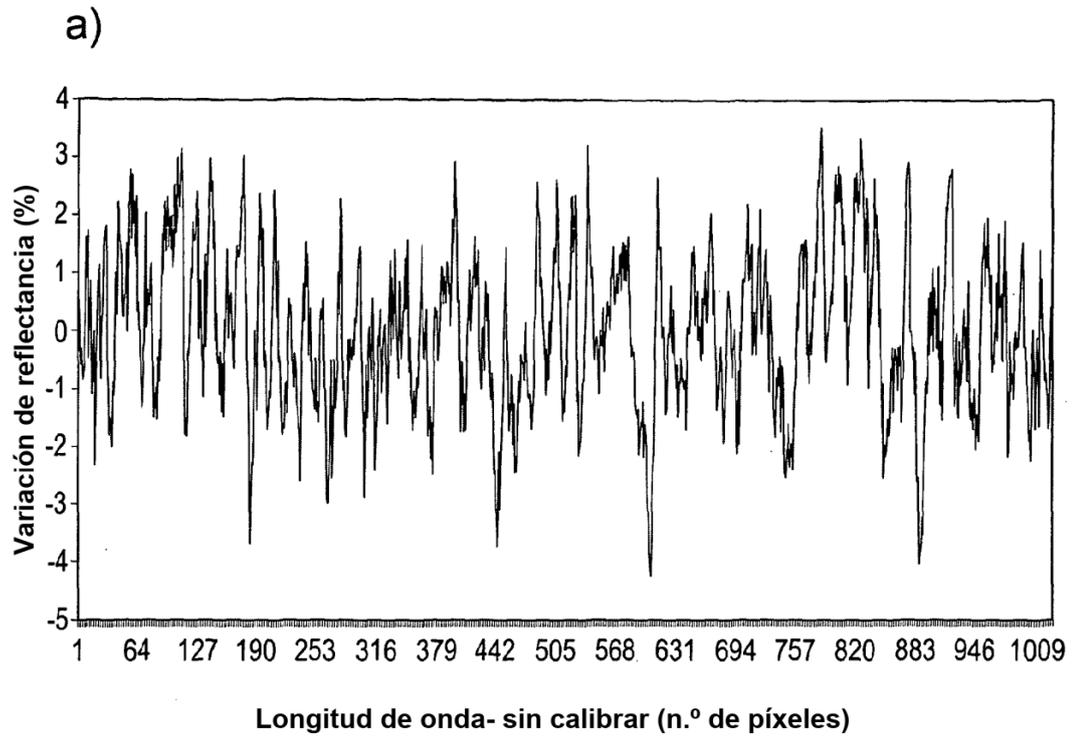
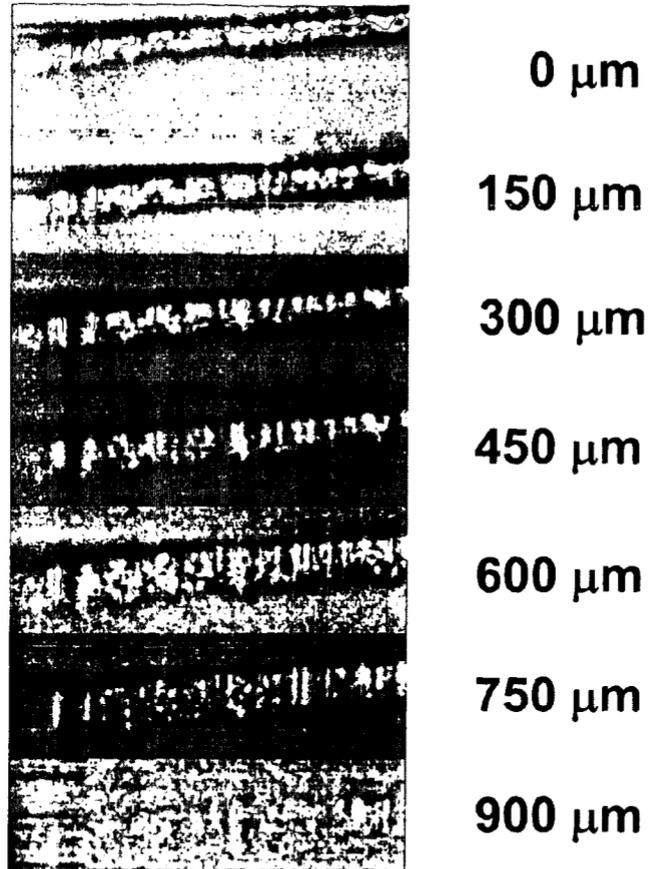


Figura 2



Figura 3

a)



b)



Figura 4



Figura 5