

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 957 932**

51 Int. Cl.:

G01N 21/17 (2006.01)

G01N 21/47 (2006.01)

G01B 9/02 (2012.01)

G01N 33/483 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.12.2009 E 18154094 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.07.2023 EP 3330696**

54 Título: **Sistemas, aparatos y procedimientos para ampliar el rango de profundidad de imagen de tomografía de coherencia óptica mediante submuestreo óptico**

30 Prioridad:

10.12.2008 US 121312 P

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

30.01.2024

73 Titular/es:

**THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION
(100.0%)
55 Fruit Street
Boston, MA 02114, US**

72 Inventor/es:

**VAKOC, BENJAMIN, J.;
OH, WANG, Y.;
TEARNEY, GUILLERMO, J. y
BOUMA, BRETT E.**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 957 932 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

Sistemas, aparatos y procedimientos para ampliar el rango de profundidad de imagen de tomografía de coherencia óptica mediante submuestreo óptico

Referencia cruzada a solicitud(es) relacionada(s)

- 5 La presente solicitud se basa y reivindica el beneficio de prioridad de la Solicitud de Patente US n.º de serie 61/121.312, presentada el 10 de diciembre de 2008.

Campo de la divulgación

- 10 La presente divulgación se refiere a realizaciones ejemplares de sistemas, aparatos y procedimientos de formación de imágenes ópticas y, más específicamente, a procedimientos, sistemas y aparatos asociados con la medición de perfiles de dispersión de una muestra en un amplio rango de profundidad con una pequeña cantidad de datos adquiridos mediante el uso de, por ejemplo, submuestreo óptico.

Información sobre antecedentes

- 15 La tomografía de coherencia óptica (OCT) proporciona imágenes transversales de muestras biológicas con una resolución en la escala de varias a decenas de micrómetros. La OCT convencional, denominada OCT en el dominio del tiempo ("TD-OCT"), puede utilizar técnicas de interferometría de baja coherencia para lograr el rango de profundidad. Por el contrario, las técnicas de OCT en el dominio de Fourier ("FD-OCT") pueden utilizar técnicas de radar espectral para alcanzar la profundidad. Se ha mostrado que las técnicas FD-OCT permiten obtener imágenes a mayor velocidad gracias a la mejora de la relación señal-ruido y a la eliminación del brazo de referencia del interferómetro de barrido mecánico.

- 20 Los sistemas FD-OCT funcionan generalmente separando una fuente de luz en un haz de muestra y un haz de referencia. El haz de muestra puede dirigirse a una muestra de la que se desea obtener una imagen, y la luz reflejada de la muestra se recombina con la luz del haz de referencia (es decir, la que regresa del brazo de referencia), lo que da lugar a una señal de interferencia, que puede proporcionar información sobre la estructura, la composición y el estado, por ejemplo, de la muestra. La luz en el trayecto de muestreo y/o la luz en el trayecto de referencia pueden modificarse, por ejemplo, mediante un modulador de fase o un variador de frecuencia, alterando las características de la interferencia y mejorando el contenido informativo de la señal o haciendo que la señal sea más fácil de detectar. Los sistemas FD-OCT pueden muestrear la señal de interferencia en función de la longitud de onda.

- 30 En una realización ejemplar del sistema FD-OCT, la señal de interferencia en función de la longitud de onda puede obtenerse utilizando una fuente de luz que tenga una longitud de onda de salida que barra o dando pasos en función del tiempo. La detección de la señal de interferencia en función del tiempo permite obtener la señal de interferencia en función de la longitud de onda. La presente realización ejemplar puede denominarse técnica de formación de imágenes en el dominio de frecuencia óptica ("OFDI").

- 35 En otra realización ejemplar del sistema FD-OCT, la señal de interferencia en función de la longitud de onda puede obtenerse utilizando una fuente de luz de banda ancha y una unidad de dispersión espectral o un espectrómetro que separe espacialmente la muestra recombina y la luz de referencia en función de la longitud de onda, de modo que una cámara unidimensional o bidimensional pueda muestrear la señal en función de la longitud de onda. La presente realización ejemplar puede denominarse técnica OCT de dominio espectral. En ambas realizaciones ejemplares, la señal de interferencia detectada en función del número de onda k ($k=1/\text{longitud de onda}$) puede utilizarse para proporcionar información relacionada con el perfil de profundidad de la dispersión en una muestra turbia o semiturbia, o en una muestra transparente. Dicha información puede incluir información relativa, por ejemplo, a la estructura de la muestra, la composición, el estado, el flujo y la birrefringencia.

- 45 Un dispersor a una profundidad dada puede inducir una modulación en la amplitud o polarización de la señal interferida. La frecuencia de dicha modulación en el espacio de número de onda puede estar relacionada con la ubicación de la dispersión o con el retardo temporal de la luz reflejada por dicha dispersión en relación con el retardo temporal de la luz en el brazo de referencia. Los dispersores situados a una profundidad que provoca señales reflejadas sin retardo neto con respecto a la luz del brazo de referencia pueden inducir una señal de interferencia que puede no modularse con el número de onda. A medida que la ubicación de los dispersores se aleja de este punto de retardo cero, la magnitud de la frecuencia puede aumentar. Para obtener imágenes en ventanas de retardo grandes, por ejemplo, para detectar y localizar reflexiones dentro de una ventana de retardo de tiempo grande, la señal de interferencia puede muestrearse a menudo con una resolución suficientemente alta en el espacio de número de onda como para facilitar una detección inequívoca de la gama de frecuencias de modulación que están asociadas con la ventana de retardo grande.

- 55 Para acomodar el muestreo a alta resolución en número de onda, pueden utilizarse convertidores analógico-digitales ("ADC") cada vez más rápidos en los sistemas OFDI, y cámaras con un número de píxeles cada vez mayor en los sistemas SD-OCT. Tanto en los sistemas OFDI como en los SD-OCT, el aumento del volumen de datos resultante de

la obtención de imágenes en grandes extensiones puede dar lugar a menudo al uso de buses de transferencia de datos y unidades de almacenamiento de datos con un ancho de banda cada vez mayor.

Por lo tanto, puede existir la necesidad de superar al menos algunas de las deficiencias asociadas con las disposiciones y procedimientos convencionales descritos anteriormente.

5 Sumario de realizaciones ejemplares de la divulgación

Para abordar y/o superar tales deficiencias, se pueden proporcionar realizaciones ejemplares de sistemas y procedimientos de acuerdo con la presente divulgación, por ejemplo, utilizando submuestreo óptico en OCT de dominio de Fourier para adquirir señales en un amplio rango de profundidad con un volumen reducido de datos adquiridos. La invención se define por el procedimiento adjunto de la reivindicación 1. Las realizaciones preferentes de la invención se reflejan en las reivindicaciones dependientes.

Por ejemplo, realizaciones ejemplares de la presente invención pueden proporcionar procedimientos para registrar las señales de interferencia a lo largo de una ventana de retardo grande en sistemas FD-OCT pero que requieren tasas ADC reducidas para OFDI, cámaras con menor número de píxeles para técnicas SD-OCT, y buses de datos y unidades de almacenamiento de datos de menor ancho de banda, tanto para técnicas OFDI como para SD-OCT. Tales realizaciones ejemplares de la presente invención se basan en un uso de submuestreo óptico de la señal de interferencia. El submuestreo se ha utilizado en telecomunicaciones y transmisiones inalámbricas para convertir señales de alta frecuencia y ancho de banda limitado a banda base mediante conversión digital directa. Según ciertas realizaciones ejemplares de la presente invención, es posible utilizar el submuestreo óptico para adquirir un volumen reducido de datos que caractericen la ubicación de las dispersiones dentro de una ventana de retardo grande pero con una distribución de retardos que puede estar localizada predominantemente en un subrango limitado de la ventana de retardo global.

En una realización ejemplar según la presente divulgación, pueden proporcionarse realizaciones ejemplares de sistemas y procedimientos que pueden generar datos asociados con al menos una muestra. Por ejemplo, utilizando al menos una primera disposición, es posible enviar al menos una primera radiación a la(s) muestra(s) para provocar que se proporcione al menos una segunda radiación de la(s) muestra(s) que puede basarse en la(s) primera(s) radiación(es). Además, utilizando al menos una segunda disposición, es posible recibir la segunda radiación de la(s) muestra(s), generar una pluralidad de mediciones distintas con respecto a al menos una porción de la(s) muestra(s) basándose en la(s) segunda(s) radiación(es), y caracterizar la(s) porción(es) sobre una pluralidad de puntos de profundidad resolubles continuos de la(s) misma(s) que están asociados con las mediciones distintas. Además, la caracterización de la al menos una porción puede resolverse y caracterizarse distintamente en un número de los puntos de profundidad que es mayor que un número de las mediciones distintas.

Según otra realización ejemplar de la presente divulgación, el número de puntos de profundidad distintos puede ser al menos el doble del número de mediciones distintas. Además, la(s) segunda(s) disposición(es) puede(n) incluir al menos una disposición interferométrica que puede(n) recibir la(s) segunda(s) radiación(es) de la(s) muestra(s) y al menos una tercera radiación de una disposición de referencia, e interferir la segunda y tercera radiaciones para generar al menos una señal de interferencia. Dicha(s) segunda(s) disposición(es) ejemplar(es) puede(n) estar configurada(s) para generar las mediciones distintas basadas en la(s) señal(es) de interferencia.

Según otra realización ejemplar, puede proporcionarse al menos una tercera disposición configurada para (a) generar al menos una imagen de la(s) muestra(s) basada en las distintas mediciones, mientras que la(s) imagen(es) puede(n) comprender una pluralidad de secciones asociadas con múltiples segmentos continuos respectivos de la(s) muestra(s), y (b) conectar al menos dos secciones adyacentes de la(s) imagen(es) entre sí para formar al menos una porción continua e ininterrumpida de la imagen asociada con al menos dos de los segmentos respectivos.

En otra realización ejemplar de la presente divulgación, la(s) segunda(s) disposición(es) puede(n) estar configurada(s) para generar las distintas mediciones en función de las longitudes de onda de la al menos una primera radiación. Por ejemplo, las longitudes de onda a las que se realizan las distintas mediciones pueden estar igualmente espaciadas en el espacio K. Según otra realización ejemplar de la presente divulgación, la(s) primera(s) disposición(es) puede(n) estar configurada(s) para variar una longitud de onda de al menos una primera radiación a lo largo del tiempo.

Los objetos anteriores, así como otros objetos, características y ventajas de la realización ejemplar de la presente divulgación se harán evidentes tras la lectura de la siguiente descripción detallada de las realizaciones ejemplares de la presente divulgación, cuando se tomen en conjuntamente con las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción del dibujo o dibujos

Otros objetos, características y ventajas de la presente invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada tomada en conjunción con las figuras adjuntas que muestran realizaciones ilustrativas de la presente divulgación, en las que:

La figura 1 es un gráfico de un funcionamiento ejemplar de una fuente de longitud de onda escalonada y un diagrama de bloques asociado a la misma;

La figura 2 es un diagrama de una fuente convencional de longitud de onda escalonada;

5 La figura 3 es un diagrama de bloques de un sistema OFDI submuestreado ópticamente según una realización ejemplar de la presente divulgación;

La figura 4 es un gráfico del uso ejemplar del submuestreo para reducir la conversión de señales de una amplia gama de frecuencias a una gama de frecuencias de banda base más limitada que puede describirse mediante un volumen menor de datos adquiridos, según una realización ejemplar de la presente divulgación;

10 La figura 5 es un conjunto de imágenes ejemplares generadas por submuestreo óptico ejemplar para obtener imágenes de una muestra en una gran extensión de profundidad midiendo una imagen submuestreada y utilizando después las propiedades de envoltura de la imagen en la imagen submuestreada junto con una ruta de localización de superficies para desenvolver la muestra adquirida según una realización ejemplar de la presente divulgación;

15 La figura 6 es un diagrama que ilustra características ejemplares de una fuente de peine óptico utilizada para realizar el submuestreo óptico en SD-OCT (junto con un diagrama de bloques asociado a la misma) de acuerdo con una realización ejemplar;

20 La figura 7 es un diagrama de bloques de una realización ejemplar de una disposición de un espectrómetro según la presente divulgación que puede facilitar la asignación de cada uno de los canales discretos de número de onda de una fuente de peine óptico a un píxel único en una cámara, permitiendo el submuestreo óptico en SD-OCT; y

La figura 8 es un conjunto de dibujos que incluye un diagrama de bloques de una realización ejemplar y el uso según la presente divulgación de técnicas OFDI submuestreadas ejemplares y/o técnicas SD-OCT submuestreadas ejemplares para aumentar el rango de profundidad adquirido en una aplicación endoscópica de una manera eficiente de datos, e imágenes ejemplares asociadas a las mismas.

25 A lo largo de las figuras, los mismos números y caracteres de referencia, a menos que se indique lo contrario, se utilizarán para denotar características, elementos, componentes o porciones similares de las realizaciones ilustradas. Además, aunque la divulgación del tema se describirá ahora en detalle con referencia a las figuras, se hace así en relación con las realizaciones ilustrativas.

Descripción detallada de realizaciones ejemplares

30 En una realización ejemplar de la presente divulgación, puede proporcionarse un sistema de formación de imágenes que puede basarse en técnicas de formación de imágenes en el dominio de la frecuencia óptica ("OFDI"), y que puede utilizar, por ejemplo, una fuente de longitud de onda escalonada. Por ejemplo, a diferencia de los sistemas OCT convencionales que generalmente utilizan fuentes de barrido de longitud de onda, mientras que la longitud de onda de la fuente varía sustancialmente de forma continua con el tiempo, una realización ejemplar del sistema de formación de imágenes según la presente divulgación puede utilizar una fuente de longitud de onda escalonada que puede tener una longitud de onda que varíe de forma escalonada, por ejemplo, con saltos discretos en la longitud de onda que separan periodos en los que la longitud de onda puede ser sustancialmente constante.

40 La figura 1 ilustra un gráfico ejemplar de un número de onda de salida ejemplar en función del tiempo de una fuente de longitud de onda escalonada 100 ejemplar de acuerdo con una realización ejemplar de la presente divulgación. La presente fuente ejemplar 100 puede proporcionar una salida óptica 110 (por ejemplo, luz láser) que puede variar en el tiempo en número de onda. En el gráfico 130 de la figura 1 se ilustra un gráfico ejemplar de un número de onda 132 frente al tiempo 131. Por ejemplo, la traza puede caracterizarse por periodos de estabilidad (es decir, periodos 133a-133f) en el k del láser, separados por periodos durante los cuales el número de onda de la fuente cambia rápidamente 135a-135f. El tamaño del paso en el espacio del número de onda puede expresarse como Δk 134. Cada uno de los periodos estables 133a-133f puede definir un valor de número de onda k_a a k_f (137a-137f) para un canal específico de la fuente.

45 El gráfico 130 ilustra, por ejemplo, 6 canales ejemplares, que pueden ser un subconjunto del recuento total de canales de la fuente 100. Debe entenderse que puede proporcionarse otro número de canales. La potencia de salida de la fuente 100 puede configurarse para proporcionar una potencia apreciable en cada uno de los canales. Por ejemplo, la traza de potencia puede ser plana en función de la longitud de onda, puede variar según, por ejemplo, la respuesta espectral del medio de ganancia utilizado en la fuente 10, y/o puede hacerse que siga un perfil particular (por ejemplo, predeterminado).

55 La figura 2 muestra un diagrama de una fuente convencional de longitud de onda escalonada. La presente fuente convencional puede incluir una cavidad de láser de fibra 220 que contenga una matriz lineal de rejillas de Bragg de fibra (FBG) 230, un amplificador óptico de refuerzo 210 y un acoplador de salida 240. El BOA 210 puede ser

modulado con una forma de onda particular generada por un generador de forma de onda arbitraria (AWG) 200. Cada FGB 230 puede definir un canal de longitud de onda del sistema. Un pulso multicanal puede propagarse a través de la BOA 210 en una dirección, y puede convertirse tras una reflexión de las FBGs 230 en un tren de pulsos con cada pulso teniendo una longitud de onda particular definida por las FBGs 230. Dicho tren de pulsos puede amplificarse al viajar en dirección opuesta a través del BOA 210, y puede reconstituirse en un solo pulso por reflexión del conjunto FBG 230 desde la dirección opuesta. El acoplador de salida 250 puede seleccionar una porción del tren de pulsos, proporcionando una fuente de longitud de onda escalonada.

En una realización ejemplar de la presente divulgación que se muestra como un diagrama de bloques en la figura 3, una fuente ejemplar de longitud de onda escalonada 300 puede proporcionar al menos una radiación electromagnética (por ejemplo, luz) que puede dividirse en un brazo de referencia 310 y un brazo de muestra 320 mediante un divisor óptico 305. La radiación electromagnética (por ejemplo, la luz) en el brazo de referencia puede dirigirse a un primer puerto 340a de un demodulador complejo 340. La radiación electromagnética (por ejemplo, la luz) en el brazo de muestra 320 puede dirigirse a una muestra 350 y recogerse de ella. Este procedimiento ejemplar puede llevarse a cabo, por ejemplo, dirigiendo el brazo de muestra 320 radiación electromagnética a un primer puerto 330a de un circulador óptico que puede dirigir dicha radiación electromagnética (por ejemplo, luz) preferentemente a un segundo puerto 330b. La radiación electromagnética del segundo puerto 330b puede ser dirigida por una fibra óptica 335 hacia la muestra 350. La fibra óptica 335 puede incluir diversas sondas, catéteres, endoscopios y microscopios, conocidos en la técnica para controlar la ubicación y otras características de la luz del brazo de muestra sobre la muestra 350. La radiación electromagnética retrodispersada (por ejemplo, luz) de la muestra 350 puede ser recogida por la fibra 335, y devuelta al segundo puerto 330b del circulador 330, y dirigida preferentemente a un tercer puerto 330c. Esta radiación electromagnética (por ejemplo, luz) puede entonces dirigirse al segundo puerto 340b del demodulador complejo 340.

El demodulador complejo ejemplar 340 puede incluir, por ejemplo, componentes ópticos, digitalizadores, y componentes y arreglos de procesamiento digital. El demodulador complejo 340 puede configurarse para medir para cada canal de número de onda señales que pueden asociarse con la interferencia entre el brazo de referencia 310 y el brazo de muestra 320. Por ejemplo, el demodulador complejo 340 puede configurarse para proporcionar, correspondiente a cada canal de número de onda, una señal compleja S 370, que es proporcional al campo de muestra reflejado complejo,

$$S_i \propto \sqrt{P(k_i)} e^{j\theta(k_i)} \quad \text{Eq. 1}$$

en la que P(k_i) es la potencia de la señal reflejada puede corresponder al número de onda k_i y θ(k_i) puede ser la diferencia de fase entre la luz del brazo de referencia y la luz de muestra reflejada correspondiente al número de onda k_i. La señal compleja S 370 puede enviarse al dispositivo de procesamiento y registro de datos 360. Dicha disposición de procesamiento y registro de datos puede incluir uno o más procesador(es) (por ejemplo, microprocesador(es)), y un medio accesible por ordenador (por ejemplo, discos duros, lápices de memoria, disquetes, RAM, ROM, etc.) que puede almacenar datos y software en el mismo para ejecutar ciertos procedimientos utilizando dicho(s) procesador(es) cuando dicho software se obtiene del medio accesible por ordenador.

En una realización ejemplar de la presente divulgación, el demodulador complejo 340 puede basarse en una demodulación basada en la polarización, como se describe por Vakoc, Optics Letters 31(3), pp. 362-364 (2006) y en la Publicación de Patente US nº 2007/0035743. En otra realización ejemplar de la presente divulgación, se puede colocar un modulador de fase en el brazo de referencia 310 o en el brazo de muestra 320. El modulador de fase ejemplar puede configurarse para inducir un desplazamiento de fase de π/2 radianes o 0 radianes, de forma que puedan realizarse dos mediciones en cada uno de estos desplazamientos de fase para cada canal de número de onda. Esto puede proporcionar, por ejemplo, señales en fase y cuadratura multiplexadas en el tiempo preferiblemente para construir la señal compleja S 370. En otra realización ejemplar de la presente divulgación, el demodulador complejo 340 puede basarse en el uso de un acoplador 3x3, por ejemplo, como se describe por Choma, Optics Letters 28(22), pp. 2162-2164.

La figura 4 ilustra un gráfico asociado a una conversión de frecuencia que puede producirse por submuestreo de la interferencia en los números de onda discretos k_i de acuerdo con una realización ejemplar de la presente divulgación. Una frecuencia ejemplar de la señal compleja S 370 mostrada en la figura 3 puede representarse gráficamente como una función del retardo entre el brazo de muestra 320 y el brazo de referencia 310. Por ejemplo, la curva sólida 400 mostrada en la figura 4 ilustra una frecuencia ejemplar para una fuente de longitud de onda de barrido continuo, mientras que la curva discontinua 410 indica la frecuencia medida utilizando submuestreo óptico en los números de onda k_i. En un rango de frecuencia ejemplar centrado en el retardo cero 440, puede no inducirse ninguna conversión.

En rangos de frecuencia ejemplares correspondientes a mayores magnitudes de retardo, las frecuencias pueden ser convertidas hacia abajo a una señal de banda base. Por ejemplo, las frecuencias en el rango de retardo 420, que aparecen entre +F/5 y +3*F/5 cuando se utiliza una fuente de barrido de longitud de onda, se pueden muestrear hacia abajo (por ejemplo, a un rango de retardo 410) al rango -F/5 a F/5 utilizando submuestreo óptico. Además, las

frecuencias en el intervalo de retardo 450 pueden muestrearse hacia arriba (por ejemplo, en un intervalo de retardo 460) de nuevo hasta el intervalo de $-F/5$ a $F/5$. Al detectar, por ejemplo, sólo el rango de frecuencia limitado de $-F/5$ a $F/5$, se pueden adquirir señales en toda la profundidad caracterizada por $-2,5\Delta T$ a $2,5\Delta T$ con un volumen de datos reducido.

5 En la realización ejemplar en la presente memoria descrita, la disposición de procesamiento y almacenamiento de datos 360 mostrada en la figura 4 (por ejemplo, que puede incluir un medio accesible por ordenador como se ha descrito anteriormente, un procesador, una multitud de los mismos, etc.) puede generar un perfil de dispersión en profundidad a partir de cada una de las matrices de señales complejas Si adquiridas de acuerdo con enfoques ejemplares que utilizan transformadas discretas de Fourier, conocidas en la técnica. Estos perfiles ejemplares
10 pueden concatenarse para generar imágenes ejemplares. La figura 5 ilustra un procedimiento ejemplar y subimágenes para una generación de una imagen submuestreada ejemplar resultante de la muestra 350 que puede abarcar una extensión mayor del rango de profundidad de la imagen submuestreada.

Volviendo a una muestra que está dispuesta según un ángulo, como el representado en una imagen 600, por ejemplo, la imagen ejemplar de esta muestra puede ser adquirida con un sistema OFDI utilizando una técnica de demodulación compleja, y sin una técnica de submuestreo. Por ejemplo, descartando al menos algunos de los puntos de datos muestreados dentro de cada línea A, se puede generar una imagen submuestreada, como se muestra en la imagen ejemplar 610 de la figura 5. El rango de profundidad de la imagen puede reducirse significativamente, y las señales que se producen fuera de la banda base pueden reducirse para que aparezcan dentro de este rango de profundidad reducido. Mediante el mosaico de esta imagen ejemplar 610, por ejemplo,
20 concatenando copias de la imagen verticalmente para proporcionar una imagen submuestreada en mosaico 620, es posible reconocer la estructura original. Mediante un procedimiento de búsqueda de superficies, se puede aislar una única representación del objeto de las representaciones duplicadas 630, recuperando la imagen real de la muestra. Los resultados de imagen ejemplares pueden lograrse eficazmente en un rango suficiente para abarcar la muestra inclinada, por ejemplo, con un volumen de datos reducido correspondiente al rango de profundidad representado en la imagen submuestreada 610 ejemplar.
25

En otra realización ejemplar de la presente divulgación, el submuestreo óptico puede lograrse utilizando sistemas y procedimientos SD-OCT ejemplares utilizando una fuente de peine óptico 700 mostrada en la figura 6, que puede tener una salida 710 que comprende una serie de líneas estrechas dispuestas en números de onda discretos 720. El submuestreo óptico puede lograrse utilizando una fuente de peine óptico 700 mostrada en la figura 6, que puede tener una salida 710 que comprende una serie de líneas estrechas dispuestas en números de onda discretos 720. La figura 7 muestra un diagrama de bloques de una realización ejemplar de una disposición/sistema de acuerdo con la presente divulgación que puede comprender un espectrómetro tal que cada uno de los canales de número de onda 820a-820e de una salida de señal interferométrica 800 obtenida utilizando técnica(s) SD-OCT puede difractarse desde una rejilla 810, y cada uno de los canales 820a-820e puede mapearse a un píxel único 830a-830e de una cámara unidimensional o bidimensional 825 (que puede incluir una cámara LCD que puede incluir o estar conectada a uno o más procesadores y/o medio accesible por ordenador (que puede almacenar software del mismo que puede configurar el procesador o procesadores para realizar la técnica indicada según se describe en el presente documento). Así, es posible utilizar dicho(s) procesador(es) de manera que la información relativa a cada píxel pueda utilizarse para medir la señal de un canal de número de onda 820a-820e. Alternativa o adicionalmente,
30 una fuente de banda ancha puede ser utilizada en conjunción con un filtro periódico, tal como un filtro de transmisión Fabry-Perot, que puede ser colocado entre la fuente y la rejilla 810 para generar la radiación electromagnética canalizada (por ejemplo, luz).
35

En la figura 8 se ilustra el uso ejemplar de imágenes ópticas submuestreadas para aumentar el alcance de profundidad efectivo. Por ejemplo, una disposición de formación de imágenes ejemplar 900 mostrada en la figura 9 puede comprender un endoscopio 901 que puede transportar la radiación electromagnética de formación de imágenes (por ejemplo, luz) desde un sistema de formación de imágenes 902 a una muestra 910, y la luz retrodispersada vuelve a dicho sistema de formación de imágenes 902. El endoscopio 901 puede incluir o fabricarse utilizando una sola guía de ondas bidireccional, como una fibra óptica, o alternativamente puede incluir o fabricarse utilizando un par de guías de ondas, por ejemplo, una que propague la radiación electromagnética (por ejemplo, luz) desde el sistema de formación de imágenes 902 a la muestra 910, y otra que devuelva la radiación electromagnética dispersada o reflejada (por ejemplo, luz) desde la muestra 910 al sistema de formación de imágenes 902. El endoscopio 901 puede incluir, por ejemplo, cerca de su extremo distal, un escáner de haz 940 que puede configurarse para escanear un ángulo 930 ejemplar de la radiación electromagnética (por ejemplo, luz) que sale del endoscopio 901. El escáner de haz 940 puede basarse en un escáner microelectromecánico, por ejemplo, como se describe por Kim, et. al, Opt. Express 15, pp. 18130-18140 (2007).
45
50
55

Para la muestra 910 orientada según un ángulo al endoscopio 901, la distancia desde el escáner de haz 940 a una superficie de la muestra 910 para un ángulo puede ser relativamente más corta, por ejemplo, d_1 920a, mientras que para otro ángulo relativamente más larga, por ejemplo d_2 920b. Utilizando técnicas OCT u OFDI convencionales, el sistema de formación de imágenes 902 puede configurarse para adquirir datos en todo el rango de profundidad ($d_2 - d_1 + \delta$), en la que el parámetro δ 922 describe la profundidad de formación de imágenes en la muestra 910.
60

5 Una procepción OCT convencional de la imagen 950 generada por la técnica OFDI puede establecerse en función de una profundidad 921 y un ángulo 923. La imagen ejemplar puede ocupar un rango de profundidad proporcionado por $d_2-d_1 + \delta$. La adquisición de datos en un área tan extensa y en tan poco tiempo puede utilizar las rápidas capacidades de digitalización y transmisión de datos. Por ejemplo, la adquisición puede ser ineficiente en el sentido de que grandes áreas de la imagen adquirida pueden no tener contenido de información ni por encima de la superficie del tejido 933a ni a una profundidad superior a δ por debajo de la superficie del tejido 933b. El uso de procedimientos de obtención de imágenes ópticas en el dominio de la frecuencia submuestreadas o SD-OCT submuestreadas puede facilitar una adquisición del mismo contenido de información o de contenido similar y con una mayor eficacia.

10 En una ilustración ejemplar 960, en la figura 8 se muestra una imagen OFDI submuestreada en función de una profundidad 961 y un ángulo 964. Este sistema de imagen ejemplar puede proporcionar un rango de imagen de δ 962. Este rango de imagen ejemplar no tiene por qué ser mayor que la profundidad de penetración de la imagen en la muestra, y puede ser menor si se desea obtener información sobre una región más superficial. Las propiedades envolventes de las imágenes submuestreadas pueden facilitar la captura de información de la profundidad superficial δ de la muestra en todos los ángulos. Además, el ancho de banda de adquisición de imágenes no tiene que dedicarse al espacio vacío por encima de la superficie del tejido, o por debajo de la penetración de la imagen en el tejido.

20 Es posible localizar la superficie de tejido como se proporciona en una porción de superficie 970 de una imagen ejemplar utilizando procedimientos de búsqueda de superficie, incluyendo, por ejemplo, el procedimiento de serpiente(s); véase, por ejemplo, Yezzi, et. al., IEEE Tran Med Imag 16,2; pp. 199-209 (1997), y desarrollar la imagen para generar una imagen en la que el tejido se muestra con una superficie que es aproximadamente constante en una profundidad 990.

25 La descripción anterior sólo ilustra los principios de la presente divulgación. Varias modificaciones y alteraciones a las realizaciones descritas serán evidentes para los expertos en la materia en vista de las enseñanzas en la presente memoria expuestas. Por ejemplo, pueden implementarse más de una de las disposiciones, radiaciones y/o sistemas ejemplares descritos para implementar las realizaciones ejemplares de la presente divulgación. De hecho, las disposiciones, sistemas y procedimientos según las realizaciones ejemplares de la presente invención pueden utilizarse con y/o implementar cualquier sistema OCT, sistema OFDI, sistema SD-OCT u otros sistemas de formación de imágenes, y por ejemplo con los descritos en la Solicitud de Patente Internacional PCT/US2004/029148, presentada el 8 de septiembre de 2004 (que se publicó como Publicación Internacional de Patente n°. WO 30 2005/047813 el 26 de mayo de 2005), La Solicitud de Patente US n° 11/266.779, presentada el 2 de noviembre de 2005 (publicada como Publicación de Patente US n° 2006/0093276 el 4 de mayo de 2006), La Solicitud de Patente US n° 10/861.179, presentada el 4 de junio de 2004, La Solicitud de Patente US n° 10/501.276, presentada el 9 de julio de 2004 (que se publicó como Publicación de Patente US n° 2005/0018201 el 27 de enero de 2005), La Solicitud de Patente US n° 11/445.990, presentada el 1 de junio de 2006 y la solicitud de patente internacional PCT/US2007/066017 presentada el 5 de abril de 2007 y La Solicitud de Patente US n° 11/502.330, presentada el 9 de agosto de 2006.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de generación de una imagen de una muestra inclinada (350) utilizando tomografía de coherencia óptica en el dominio de Fourier, el procedimiento comprende:
- 5 generar una imagen ópticamente submuestreada (610, 960) de la muestra inclinada, comprendiendo la imagen ópticamente submuestreada dos dimensiones generadas concatenando horizontalmente una pluralidad de A-scan, siendo cada A-scan ópticamente submuestreado en un número de medidas inferior a un mínimo requerido para generar un número completo de puntos de profundidad distintos de la muestra; dividir en mosaico verticalmente la imagen submuestreada (610, 960) para formar una imagen submuestreada en mosaico (620); y
- 10 aplicar un procedimiento de búsqueda de superficies a la imagen submuestreada en mosaico (620) para aislar una única representación (630, 990) de la muestra a partir de representaciones duplicadas dentro de la imagen submuestreada en mosaico;
- 15 en el que se utiliza una técnica de demodulación compleja (340) para generar la imagen submuestreada ópticamente; y
- en el que se utiliza una fuente de longitud de onda escalonada o una SD-OCT que utiliza un peine óptico para submuestrear ópticamente cada A-scan.
2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el número de mediciones están igualmente espaciadas en el espacio K.
3. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el procedimiento de búsqueda de superficie es un procedimiento en serpiente.
- 20 4. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que cada A-scan se submuestra en un número de mediciones como máximo la mitad del mínimo necesario para generar el número completo de puntos de profundidad distintos utilizando una fuente de barrido continuo y técnicas convencionales de Tomografía de Coherencia Óptica en Dominio de Fourier.
- 25 5. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la muestra se asocia con una profundidad de penetración de imágenes δ en la muestra, y en el que cada A-scan se submuestra en un número de mediciones correspondiente a la profundidad de penetración de imágenes δ , tal que la profundidad de cada A-scan no sea mayor que la profundidad de penetración de imágenes en la muestra.
- 30 6. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que cada A-scan se submuestra en un número de mediciones de un quinto a la mitad, preferiblemente un quinto, del mínimo requerido para generar el número completo de puntos de profundidad distintos utilizando una fuente de barrido continuo y técnicas convencionales de Tomografía de Coherencia Óptica en Dominio de Fourier.

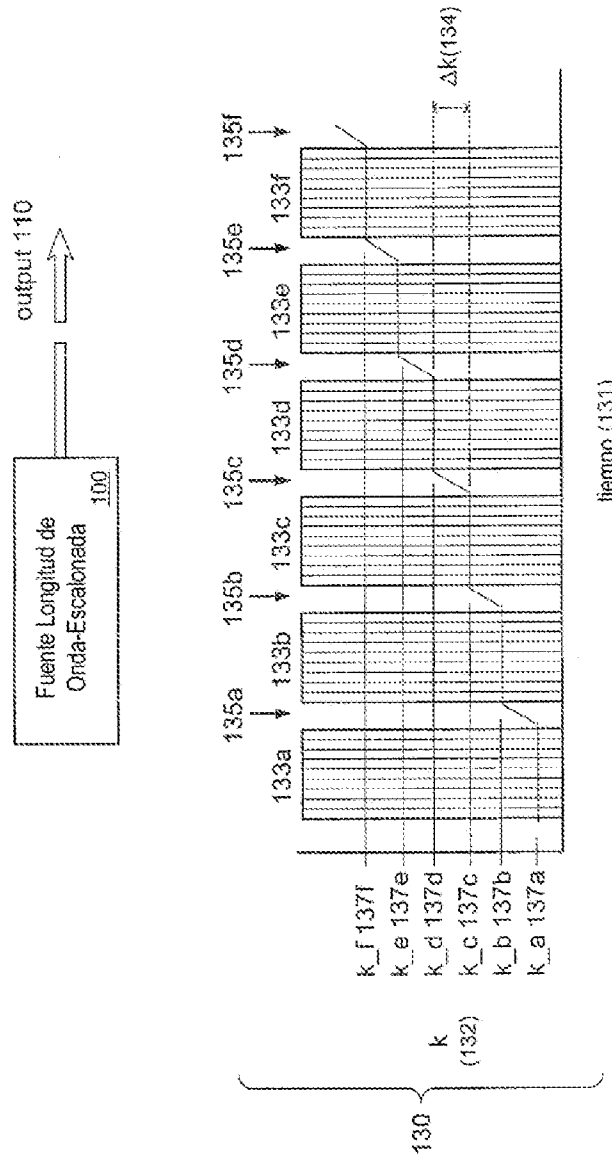


FIG. 1

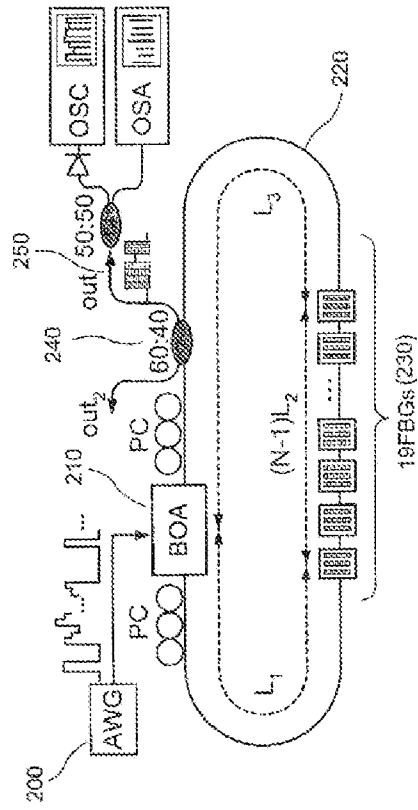


FIG. 2
TECNCA ANTERIOR

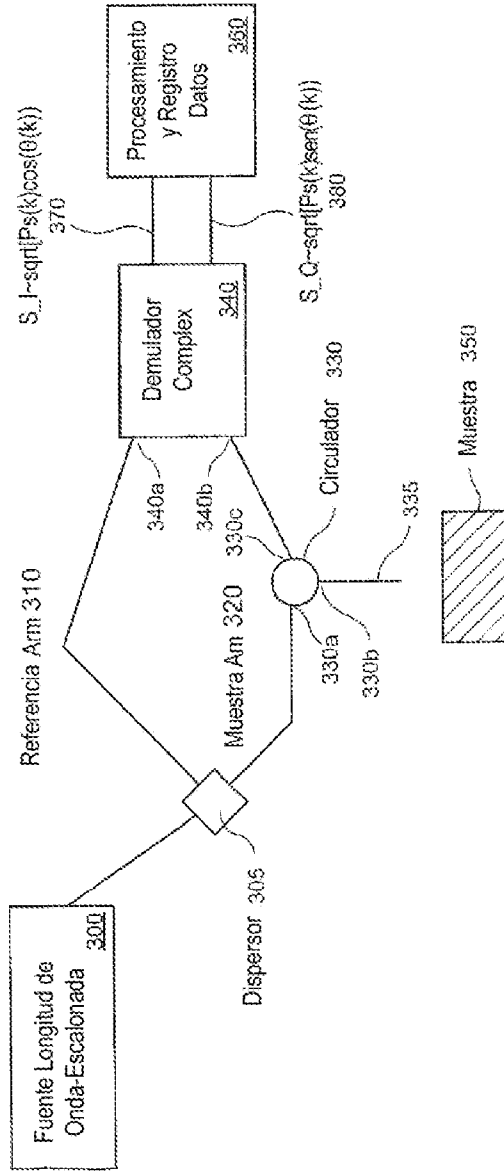


FIG. 3

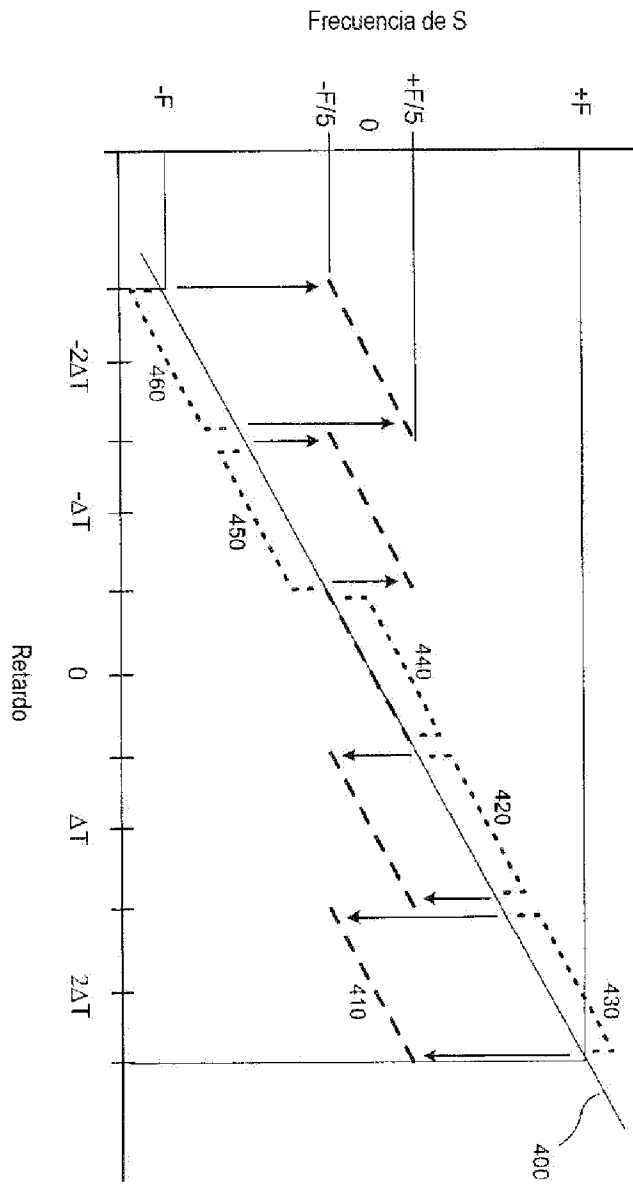


FIG. 4

4/8

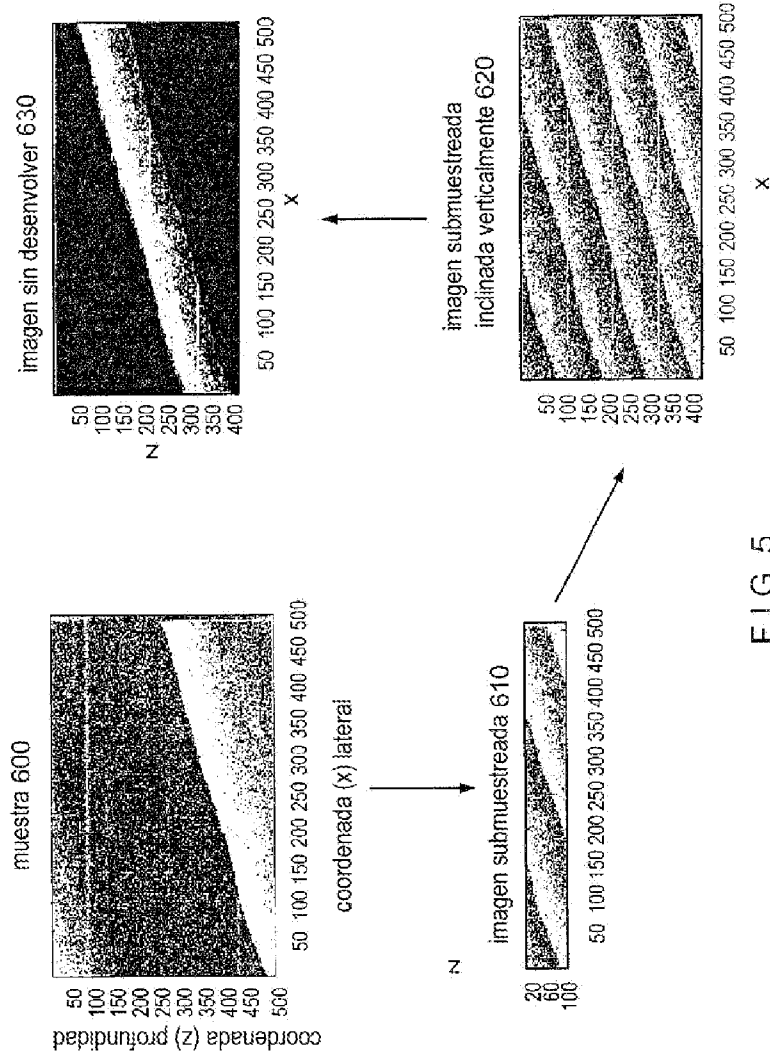


FIG. 5

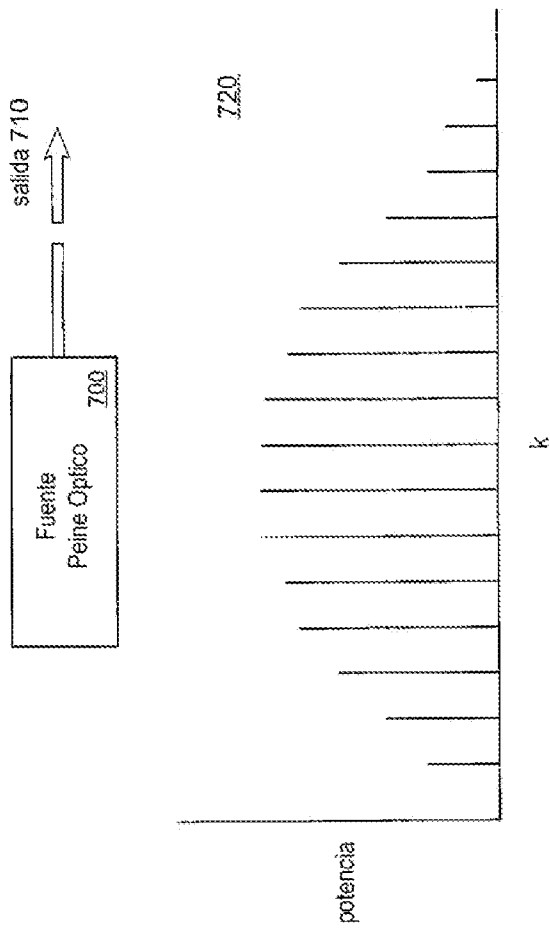


FIG. 6

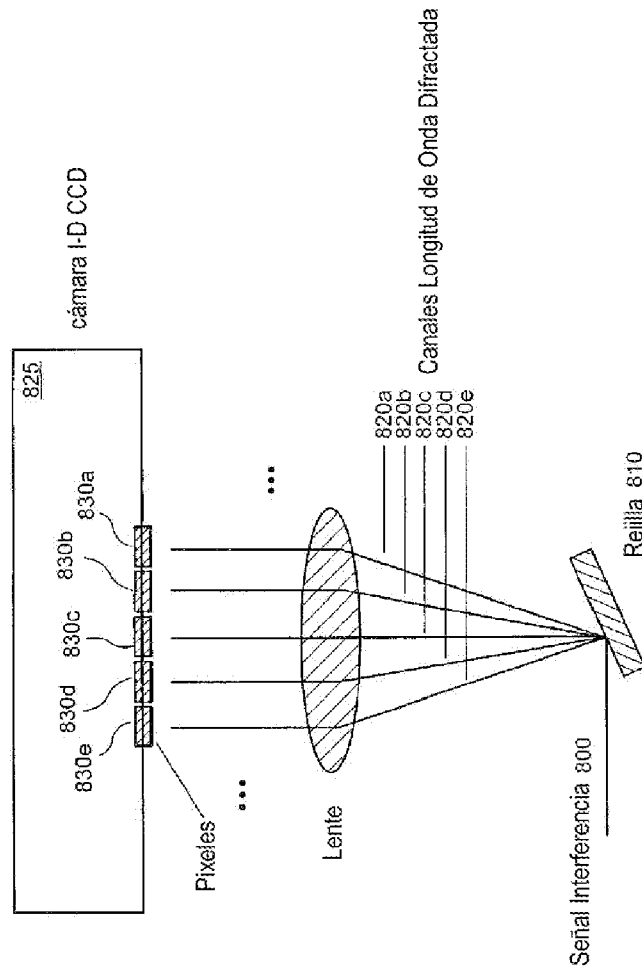


FIG. 7

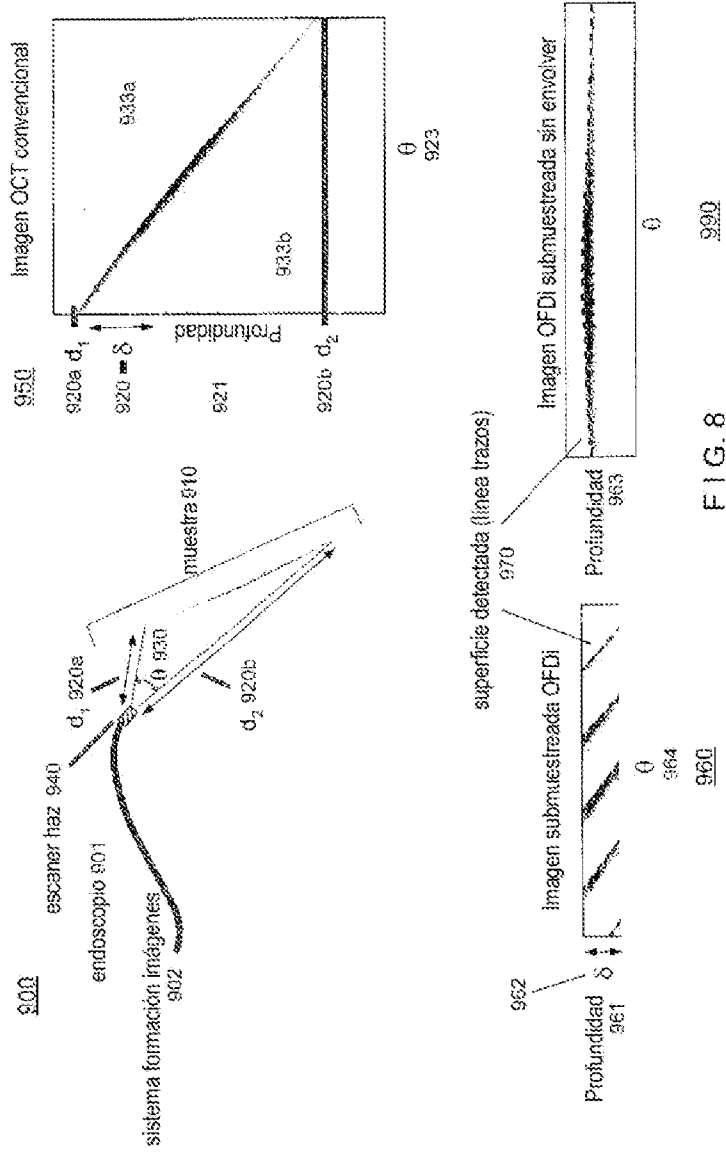


FIG. 8