

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 497 190**

51 Int. Cl.:

G01B 9/02 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G01N 21/47 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.04.2011 E 11002894 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.08.2014 EP 2508842**

54 Título: **Sistema y procedimiento para tomografía de coherencia óptica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.09.2014

73 Titular/es:

AGFA HEALTHCARE N.V. (100.0%)
Septestraat 27
2640 Mortsel, BE

72 Inventor/es:

NEBOSIS, RAINER y
REUTER, ROLAND

74 Agente/Representante:

TEMIÑO CENICEROS, Ignacio

ES 2 497 190 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema y procedimiento para tomografía de coherencia óptica

- 5 Esta solicitud de patente hace referencia a un procedimiento y su correspondiente sistema para tomografía de coherencia óptica.

10 La tomografía de coherencia óptica (OCT) es un método para medir el interior de muestras que dispersan la luz. El tejido biológico, debido a sus propiedades de dispersión de la luz, es especialmente apropiado para la exploración diagnóstica mediante OCT. Dado que para la OCT son suficientes intensidades de luz relativamente bajas y las longitudes de luz de los haces empleados se encuentran en su mayoría en el rango infrarrojo cercano (750 nm hasta 1350 nm), no representa una carga de radiación para el tejido biológico, al contrario que el radiodiagnóstico ionizante. Por tanto, es especialmente significativa para la medicina y comparable a grandes rasgos con el diagnóstico ecográfico, solo que en lugar de sonido en la OCT se emplea luz. El tiempo de retardo de la luz reflejada en diversas capas límite de la muestra se capta con ayuda de un interferómetro. Con la OCT suelen alcanzarse resoluciones superiores en una a dos órdenes de magnitud a las de la ecografía, pero la profundidad de medición alcanzable es notablemente inferior. Las imágenes seccionales obtenidas, debido a la dispersión óptica, normalmente solo llegan a una profundidad de unos pocos milímetros en el tejido. Los ámbitos de aplicación de la OCT más importantes en la actualidad pertenecen a la oftalmología, la dermatología y el diagnóstico oncológico. No obstante, también existen algunas aplicaciones no médicas, como p.ej. en las pruebas de materiales.

Particularmente en las aplicaciones médicas de la OCT, los procedimientos y sistemas tienen requisitos especiales para garantizar una exploración lo más fiable posible del objeto.

- 25 Por US 2008/0151187 A1 se conoce la obtención de una imagen tridimensional basándose en imágenes tomográficas de OCT (G1 a Gm) mediante la interpolación respectiva de imágenes tomográficas adyacentes (Gi y Gi+1).

30 En N.G. Strouthidis et al., A Comparison of Optic Nerve Head Morphology Viewed by Spectral Domain Optical Coherence Tomography and by Serial Histology, Investigative Ophthalmology & Visual Science, vol. 51, nº. 3, marzo de 2010, páginas 1464-1474, se describe un procedimiento para la extracción de ecografías B interpoladas de un volumen de OCT tridimensional, en el cual se selecciona el valor de un píxel en el volumen con la menor distancia entre centroides.

- 35 Un objeto de la presente invención es proporcionar un procedimiento y su correspondiente sistema para tomografía de coherencia óptica que posibilite una exploración fiable de un objeto.

Este objeto se logra mediante el procedimiento y el sistema según las reivindicaciones independientes.

- 40 En el procedimiento para tomografía de coherencia óptica según la presente invención, se toman, mediante un dispositivo de tomografía de coherencia óptica, al menos dos imágenes originales bidimensionales de un objeto en planos del objeto separados entre sí que transcurren paralelamente, comprendiendo las imágenes originales respectivamente una pluralidad de valores de imagen original, en particular valores de intensidad. Después se realiza una interpolación de los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales en el espacio tridimensional, obteniéndose valores de interpolación que constituyen una imagen final bidimensional.

50 El sistema según la presente invención para tomografía de coherencia óptica comprende un dispositivo de tomografía de coherencia óptica para la toma de al menos dos imágenes originales bidimensionales de un objeto en planos del objeto separados entre sí que transcurren paralelamente, comprendiendo las imágenes originales respectivamente una pluralidad de valores de imagen original, en particular valores de intensidad, y comprende un dispositivo de procesamiento para la interpolación de los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales en el espacio tridimensional, obteniéndose valores de interpolación que constituyen una imagen final bidimensional.

- 55 Aquí los valores de imagen original respectivos de las al menos dos imágenes originales bidimensionales están en una red regular en el espacio tridimensional, y la invención se caracteriza porque los valores de imagen original adyacentes presentan separaciones entre sí iguales en las tres direcciones espaciales.

60 La invención se basa en el concepto de tomar primero, mediante un dispositivo de tomografía de coherencia óptica, dos imágenes seccionales originales en dos planos del objeto que transcurren paralelamente y después interpolar los valores de imagen original de ambas imágenes seccionales originales en el espacio tridimensional, que se extiende mediante las dos imágenes seccionales originales distanciadas entre sí, de manera que se obtiene una imagen seccional final bidimensional a partir de valores de interpolación, es decir, valores de imagen original interpolados. En la derivación de los valores de interpolación, no se interpolan los valores de imagen original de una sola imagen seccional original sino de ambas imágenes seccionales originales. Un valor de interpolación aquí se deriva de al menos un valor de imagen original de una primera imagen seccional original y de al menos un valor de

imagen original de una segunda imagen seccional original. Por ejemplo, un valor de interpolación se deriva de ocho valores de imagen original, de los cuales cuatro valores de imagen original proceden de la primera imagen seccional original y cuatro valores de imagen original proceden de la segunda imagen seccional original.

5 En las imágenes de OCT obtenidas con el procedimiento y el sistema según la presente invención, las cavidades u otras estructuras destacan, con un tamaño de más de unos 10 μm , más claramente de lo que es el caso en las imágenes seccionales originales correspondientes. Pero también se pueden identificar de forma más fiable y rápida estructuras más pequeñas y explorarlas en su caso. De esta manera, especialmente en el ámbito de la dermatología, se pueden detectar y explorar con una fiabilidad particularmente alta determinadas estructuras de la piel relevantes o interesantes para el diagnóstico.

10 Preferiblemente, los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales se encuentran en una red regular en el espacio tridimensional, donde los valores de imágenes originales adyacentes presentan separaciones entre sí iguales en las tres direcciones espaciales, particularmente entre unos 2 μm y 4 μm . La interpolación según la presente invención de los valores de imagen original de ambas imágenes originales se puede realizar así de forma sencilla.

15 Asimismo es preferible que los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales se interpolen mediante una interpolación trilineal y/o una interpolación tricúbica. Una interpolación trilineal o tricúbica es un procedimiento de interpolación en una red regular tridimensional, es decir, una red con la misma constante de red en las tres direcciones espaciales, donde se determina un valor de interpolación, situado en el punto medio de las celdas correspondientes de la red, a partir de ocho valores de imagen original correspondientes, situados en las ocho esquinas de la celda, mediante interpolación lineal o cúbica. Los valores de imagen original situados en las ocho esquinas de la celda constituyen los vecinos más próximos del valor de interpolación correspondiente, por lo que la interpolación trilineal o tricúbica también puede interpretarse como una interpolación del vecino más próximo. Con este tipo de interpolación se obtienen imágenes finales con un valor conclusivo diagnóstico especialmente alto.

20 En lugar de o de forma adicional a una interpolación lineal o cúbica de los valores de imagen original de los vecinos más próximos, también se puede realizar una interpolación cuadrática. En este caso, los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales se interpolan mediante una interpolación tricuada.

25 Preferiblemente, las al menos dos imágenes originales bidimensionales del objeto son imágenes a tiempo real, que se toman con una tasa de al menos una imagen por segundo, preferiblemente al menos cinco imágenes por segundo. Esto es ventajosamente posible, dado que la interpolación según la presente invención constituye un procedimiento sencillo y muy rápido, que se puede aplicar sin retardo temporal a las imágenes OCT tomadas en tiempo real. Las imágenes originales tomadas en tiempo real pueden de este modo reproducirse también en un dispositivo de visualización correspondiente en tiempo real, es decir, con una tasa de repetición de imágenes correspondiente, en forma de imágenes finales interpoladas según la presente invención con información diagnóstica que correspondientemente se puede captar mejor.

30 En otra realización ventajosa de la presente invención, las al menos dos imágenes originales bidimensionales del objeto en planos distanciados entre sí del objeto se toman en un primer modo operativo, en el que la luz reflejada o dispersada de vuelta por el objeto solo es captada por una superficie parcial, particularmente por dos líneas adyacentes, de un detector de resolución espacial del dispositivo de tomografía de coherencia óptica, mientras la distancia óptica de un reflector a un divisor de haz del dispositivo de tomografía de coherencia óptica se cambia en una vía óptica que es sustancialmente mayor, particularmente al menos 100 veces mayor, que la longitud de onda media de la luz acoplada en el dispositivo de tomografía de coherencia óptica. Este modo operativo permite la toma de imágenes originales en forma de cortes profundos, llamados *lices*, a gran velocidad y por tanto en tiempo real, es decir con una tasa de al menos una imagen por segundo, de forma sencilla y con gran fiabilidad. La fuerza informativa de las imágenes a tiempo real captadas e interpoladas de esta manera permite una exploración aún más fiable del objeto.

35 En otra realización también preferible de la presente invención, se tomarán las al menos dos imágenes originales bidimensionales del objeto en planos distanciados entre sí del objeto en un segundo modo operativo, en el que, durante un cambio de la distancia óptica de un reflector a un divisor de haz del dispositivo de tomografía de coherencia óptica, la luz reflejada por el objeto es captada por elementos detectores de un detector varias veces, en particular cinco veces, donde el cambio de la distancia óptica del reflector al divisor de haz es como máximo cuarenta veces mayor que la longitud de onda media de la luz acoplada en el dispositivo de tomografía de coherencia óptica. En este modo operativo se pueden tomar imágenes originales en forma de tomogramas bidimensionales, llamadas imágenes *en face*, con una alta tasa de repetición, en particular en tiempo real. También en esta realización la fuerza diagnóstica informativa aumentada de las imágenes a tiempo real captadas e interpoladas de esta manera permite una exploración aún más fiable del objeto. Preferiblemente, los dos planos transcurren en una distancia igual por encima y por debajo de una profundidad media del objeto. Preferiblemente, la distancia de ambos planos entre sí se corresponde con la separación, igual en las tres direcciones espaciales, de los valores de imagen original. Con estas medidas se puede garantizar con una fiabilidad especialmente alta la determinación de los valores de interpolación.

5 En otro desarrollo preferible de la presente invención, la profundidad media o las diversas profundidades de los planos que transcurren por encima o por debajo de la profundidad media del objeto se ajusta mediante la distancia del reflector al divisor de haz. Preferiblemente, la distancia óptica del reflector al divisor de haz del dispositivo de tomografía de coherencia óptica se cambia en una vía óptica que es sustancialmente mayor, particularmente al menos 100 veces mayor, que la longitud de onda media de la luz acoplada en el dispositivo de tomografía de coherencia óptica. Así se puede realizar de manera sencilla y rápida la toma de las imágenes originales en forma de imágenes *en face* en distintos planos del objeto.

10 En otra realización preferida está previsto que antes de llevar a cabo la interpolación se reduzca el número de valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales en al menos una dimensión, en particular en la dirección de la profundidad del objeto, combinando respectivamente al menos dos, preferiblemente más de diez valores de imagen original iniciales en un valor de imagen original. En particular, los valores de imagen original iniciales son valores de muestreo que se obtienen mediante muestreo sucesivo de un patrón de interferencia obtenido a partir de diversas profundidades dentro de un área de profundidad del objeto. Preferiblemente, se combinan aquí aquellos valores de imagen original iniciales que se obtienen de un área, en particular área de profundidad, del objeto cuya extensión en la al menos una dimensión se corresponde con la resolución, en particular la resolución axial o resolución profunda, del dispositivo de tomografía de coherencia óptica.

20 Mediante estas medidas se tiene en cuenta por un lado que el muestreo de la señal de interferencia debe ser lo suficientemente alta para no perjudicar el llamado teorema de muestreo. Por otra parte, también se presta atención a que la distancia de dos valores de muestreo de la señal de interferencia es por lo general notablemente inferior a la resolución física de la óptica de imagen del dispositivo de tomografía de coherencia óptica. Esto significa que varios, preferiblemente más de diez, valores de muestreo sucesivos contienen aproximadamente la misma información física y por tanto pueden combinarse en un valor sin pérdida de información significativa. El valor de imagen original se corresponde aquí por ejemplo con un valor medio o la mediana de los valores de imagen original iniciales. Con ello se reduce considerablemente la cantidad de datos captada en forma de los valores de imagen original inicial sin pérdidas de información significativas y además se pueden realizar fácilmente las separaciones entre sí iguales de los valores de imagen original en las tres direcciones espaciales, necesarias para una ejecución especialmente fiable de la interpolación.

25 Se prefiere asimismo que la profundidad de campo de la óptica de imagen del dispositivo de tomografía de coherencia óptica sea mayor que la separación espacial, preferiblemente idéntica en las tres direcciones espaciales, de los valores de imagen original entre sí. Con ello las imágenes originales y las imágenes finales obtenidas de ellas mediante interpolación se captan y obtienen siempre con la precisión necesaria.

30 Otras ventajas, características y posibilidades de aplicación de la presente invención se desprenden de la siguiente descripción en conjunción con las Figuras. Se muestran:

- 40 Fig. 1 una representación esquemática de un ejemplo de un dispositivo de tomografía de coherencia óptica;
 Fig. 2 una representación esquemática de un ejemplo de una superficie de detector para ilustrar un primer modo operativo;
 Fig. 3 un elemento espacial del objeto con secciones en primeros planos para ilustrar el primer modo operativo;
 45 Fig. 4 un elemento espacial del objeto con una sección en un segundo plano para ilustrar un segundo modo operativo;
 Fig. 5 un elemento espacial del objeto con secciones en segundos planos para ilustrar un tercer modo operativo;
 Fig. 6 a) y b) dos secciones transversales a través del objeto y del brazo de muestra del interferómetro para ilustrar el seguimiento del foco;
 Fig. 7 un ejemplo de red regular para ilustrar la interpolación de valores de imagen original;
 50 Fig. 8 un esquema para ilustrar un muestreo de un patrón de interferencia en la dirección de la profundidad de un objeto en comparación con la resolución física en dirección de profundidad;
 Fig. 9 otro esquema para ilustrar una combinación de valores de imagen original iniciales, muestreados en la dirección de la profundidad de un objeto, respectivamente en un valor de imagen original en comparación con la resolución física en dirección de profundidad;
 55 Fig. 10 otro esquema para ilustrar la interpolación de los valores de imagen original de dos imágenes originales obtenidas en la dirección de profundidad del objeto;
 Fig. 11 otro esquema para ilustrar la captación de valores de imagen original en un (izquierda) o dos (derecha) planos perpendiculares a la dirección de la profundidad de un objeto, así como la interpolación de los valores de imagen original de las imágenes originales obtenidas de los dos planos (derecha);
 60 Fig. 12 un ejemplo de una imagen original (izquierda) en comparación con una imagen final correspondiente (derecha), que se obtuvo mediante la interpolación descrita;
 Fig. 13 una representación esquemática de un sistema para la realización del procedimiento según la presente invención para tomografía de coherencia óptica;
 Fig. 14 una representación de un cabezal de medición del sistema;
 65 Fig. 15 una vista de pantalla para ilustrar la introducción de datos de pacientes;
 Fig. 16 una vista de pantalla para ilustrar la visualización de los datos de pacientes introducidos;

- Fig. 17 una vista de pantalla para ilustrar el ajuste de la humedad de la piel;
 Fig. 18 otra vista de pantalla para ilustrar el ajuste de la humedad de la piel;
 Fig. 19 una primera vista de pantalla para ilustrar la selección de un segundo plano mediante una imagen *slice*;
 Fig. 20 una segunda vista de pantalla para ilustrar la selección del segundo plano mediante la imagen *slice*;
 5 Fig. 21 una tercera vista de pantalla para ilustrar la selección del segundo plano mediante la imagen *slice*
 Fig. 22 una cuarta vista de pantalla para ilustrar la selección del segundo plano mediante la imagen *slice*;
 Fig. 23 una quinta vista de pantalla para ilustrar la selección del segundo plano mediante la imagen *slice*;
 Fig. 24 una sexta vista de pantalla para ilustrar la visualización de una imagen *slice* almacenada por un comando
 de usuario, así como la selección del segundo plano mediante una imagen *slice* almacenada
 10 temporalmente;
 Fig. 25 una vista de pantalla para ilustrar la selección de un primer plano para una imagen *slice* que va a tomarse
 mediante una imagen *en face*;
 Fig. 26 una vista de pantalla para ilustrar la selección de imágenes *slice* y *en-face*, que provienen de un tomograma
 tridimensional, en un modo de visualización de imágenes;
 15 Fig. 27 una vista de pantalla para ilustrar la introducción de comentarios en el modo de visualización de imágenes;
 Fig. 28 una vista de pantalla para ilustrar un modo de administración del sistema; y
 Fig. 29 un ejemplo de un informe de exploración generado automáticamente.

20 1. Dispositivo de tomografía de coherencia óptica

25 La Figura 1 muestra una representación esquemática de un ejemplo de un dispositivo de tomografía de coherencia óptica, en lo sucesivo denominado también dispositivo OCT, con un interferómetro 10, que comprende un divisor de haz 11, un brazo de iluminación 12, un brazo de referencia 13, un brazo de muestra 14 así como un brazo de detector 15. Además está prevista una fuente de radiación 21 para la generación de luz, que se filtra mediante un
 30 filtro óptico 22 y con un sistema óptico compuesto por lentes 23 y 24 se enfoca en un área de entrada 25 de un conductor de luz 26. La fuente de radiación 21, junto con el filtro óptico 22, constituye un dispositivo que también se denomina fuente de luz 20.

35 La luz acoplada en el conductor de luz 26, mediante un sistema óptico 28 que se encuentra en su área de salida 27, se acopla en el brazo de iluminación 12 del interferómetro 10. Desde ahí la luz llega primero al divisor de haz 11, a través del cual se sigue conduciendo por un lado en el brazo de referencia 13 y se refleja por un espejo de referencia móvil 16 que se encuentra en su extremo, y por otro lado tras atravesar el brazo de muestra 14 ilumina una
 40 superficie 2 de una muestra 1.

45 La luz reflejada, en particular dispersada de vuelta, por la muestra 1 atraviesa de nuevo el brazo de muestra 14, se superpone en el divisor de haz 11 con la luz reflejada en el espejo de referencia 16 del brazo de referencia 13 y finalmente llega, a través del brazo de detector 15, a un detector 30, que comprende una variedad de elementos detectores colocados en una superficie, preferiblemente plana, y con ello posibilita la captación y localización espacial de la luz reflejada por la muestra 30 o de una muestra de interferencia correspondiente debido a su
 50 solapamiento con la luz reflejada en el espejo de referencia 16.

55 Como detector 30 se emplea preferiblemente una cámara CMOS cuyos elementos detectores (llamados píxeles) son sensibles en el espectro infrarrojo, en particular en un espectro entre aproximadamente 1250 nm y 1350 nm. Preferiblemente, la cámara CMOS tiene 512 x 640 elementos detectores.

60 Como conductor de luz 26 se emplea preferiblemente una llamada fibra multimodo, cuya apertura numérica y diámetro del núcleo permiten que con una longitud de onda determinada de la luz acoplada en la fibra no se pueda formar únicamente un modo de fibra, sino que se pueden activar muchos modos de fibra diferentes. Preferiblemente, el diámetro de la fibra multimodo empleada es de entre aproximadamente 1 mm y 3 mm, en particular unos 1,5 mm.

65 El tamaño de la superficie iluminada 2 de la muestra 1 se corresponde aproximadamente con el tamaño de la superficie iluminada 17 en el espejo de referencia 16 y está determinado por un lado por el sistema óptico que se encuentra en el área de entrada del conductor de luz 26, que en el ejemplo representado comprende las lentes 23 y 24, y por otro por el sistema óptico 28 previsto en el área de salida del conductor de luz 26.

70 En el dispositivo OCT descrito, el patrón de interferencia creado se capta con el detector 30, con lo que se genera una señal de interferencia correspondiente. La tasa de muestreo del detector 30 para el muestreo de la señal de interferencia debe seleccionarse de manera que la variación temporal del patrón de interferencia pueda captarse con la suficiente precisión. Esto requiere en general tasas de muestreo altas, cuando deben alcanzarse grandes
 75 velocidades para un escaneo de profundidad.

80 Un escaneo de profundidad se realiza en el sistema descrito preferiblemente de manera que la distancia óptica del espejo de referencia 16 al divisor de haz 11 durante la captación de la luz reflejada por la muestra 1 con el detector 30 se cambia a una velocidad v en una vía óptica que es considerablemente mayor que la longitud de onda media de la luz acoplada en el interferómetro 10. Preferiblemente, aquí se capta la luz reflejada en al menos 100 profundidades distintas de la muestra 1 por parte del detector 30. Es particularmente preferible que la vía óptica se
 85

cambie periódicamente con una amplitud considerablemente mayor a la longitud de onda media de la luz acoplada en el interferómetro 10. El cambio de la distancia óptica del espejo de referencia 16 en la vía óptica o con la amplitud es preferiblemente al menos 100 veces, en particular al menos 1000 veces, mayor que la longitud de onda media de la luz acoplada en el interferómetro 10. Debido al gran recorrido en esta variación de distancia, este movimiento del espejo de referencia 16 también se denomina movimiento macroscópico.

Dado que cada uno de los periodos de un patrón de interferencia en general tiene que muestrearse respectivamente en varios momentos temporales, la velocidad de escaneo máxima posible en dirección de la profundidad de la muestra 1 depende de la frecuencia máxima posible de muestreo del detector 30. Al emplear haces detectores rápidos con una alta resolución espacial, es decir, un gran número de elementos detectores por unidad de longitud, la frecuencia de muestreo máxima está normalmente en un área de aproximadamente 1 kHz. Esto lleva, con una longitud de onda media de la luz acoplada en el interferómetro de p.ej. 1300 nm, a una velocidad máxima para el escaneo de profundidad de aproximadamente 0,1 mm/s, cuando se captan cuatro puntos por periodo de una estructura de interferencia.

Para aumentar la velocidad del escaneo de profundidad, en el presente dispositivo OCT se modula el avance temporal de la sensibilidad del detector 30 para la luz a captar con una frecuencia que puede ser hasta un 40 % mayor o inferior que la frecuencia Doppler f_D , donde la frecuencia Doppler f_D viene dada por la longitud de onda media λ_0 de la luz acoplada en el interferómetro 10 y la velocidad v del espejo de referencia móvil 16 como sigue: $f_D = 2v/\lambda_0$. Frecuencias típicas de esta modulación están en el rango entre 1 kHz y 25 kHz. Es particularmente preferible que la frecuencia de la modulación de la sensibilidad del detector sea diferente de la frecuencia Doppler f_D .

La luz reflejada por la muestra 1 que llega al detector 30 se solapa aquí con la sensibilidad modulada del detector 30, de manera que el detector 30 al captar el patrón de interferencia que llega al detector 30, en lugar de una señal de interferencia de alta frecuencia con una pluralidad de periodos, genera una señal de batimiento de baja frecuencia que presenta notablemente menos periodos que la señal de interferencia de alta frecuencia. En el muestreo de este batimiento por tanto son necesarios considerablemente menos puntos temporales de muestreo por unidad de tiempo, sin que se pierda información relevante, que en un muestreo de la señal de interferencia de alta frecuencia sin la modulación de la sensibilidad del detector 30. Con una frecuencia de muestreo máxima del detector 30, esto resulta en que la velocidad máxima para un escaneo de profundidad del sistema se puede aumentar varias veces.

La sensibilidad del detector 30 se puede modular p.ej. directamente o con un obturador electrónico controlable situado ante el detector 30. De manera alternativa o adicional, se pueden modular propiedades de un elemento óptico ante el detector 30, como p.ej. la transmitancia de un objetivo de detector de la luz reflejada por la muestra 1. En comparación con sistemas con una sensibilidad de detector constante, aquí se aumenta la velocidad de escaneo en un factor de 4 o incluso 8.

La velocidad de movimiento del espejo de referencia 16 está preferiblemente en relación fija con la frecuencia de la modulación de la sensibilidad del detector 30 y está seleccionada en particular de manera que en la duración de un periodo de la señal de batimiento creada entre un número entero de puntos temporales de muestreo, preferiblemente cuatro puntos temporales de muestreo.

Las señales de batimiento muestreadas de esta manera deben ser procesadas antes de su visualización, dado que en estas señales aún está incluida la información de interferencia. La información esencial que debe visualizarse es la amplitud y la posición de profundidad de la interferencia correspondiente, pero no la estructura de la interferencia en sí. Para ello, debe demodularse la señal de batimiento, determinando, por ejemplo mediante transformada de Fourier o de Hilbert, la llamada envolvente de la señal de batimiento.

Dado que la fase de la señal de batimiento en general es desconocida y que esta puede diferenciarse también para diversas señales de batimiento de diversas profundidades, se emplea un algoritmo de demodulación digital que es independiente de la fase. Preferiblemente se emplean para el muestreo de la señal de interferencia con cuatro puntos temporales de muestreo por periodo los llamados algoritmos de desplazamiento de fase de 90°. Con ello se consigue una demodulación rápida de la señal de batimiento.

Preferiblemente, un periodo de la modulación de la sensibilidad del detector 30 consta de dos periodos parciales, en los que durante un primer periodo parcial el detector está sensible y durante un segundo periodo parcial el detector está insensible a la luz a captar. En general, el primer y el segundo periodo parcial tienen la misma duración. No obstante, puede ser ventajoso que la duración del primer y del segundo periodo parcial se configure con una duración diferente. Esto aplica por ejemplo cuando la intensidad de la luz emitida por la fuente de luz 20 y acoplada en el interferómetro 10 y/o de la luz reflejada por la muestra 1 es relativamente baja. En estos casos, se puede seleccionar el primer periodo parcial de manera que su duración sea mayor que la duración del segundo periodo parcial. De esta manera, también con intensidades lumínicas reducidas junto a una alta velocidad de escaneo de profundidad se garantiza una elevada relación señal-ruido y con ello una gran calidad de imagen.

De manera alternativa a la sensibilidad del detector 30, también se puede modular temporalmente la intensidad de la

luz acoplada en el interferómetro 10, siendo entonces válidas, en cuanto a las realizaciones preferibles y los efectos ventajosos, las aclaraciones sobre la modulación de la sensibilidad del detector anteriormente descrita.

5 La fuente de luz 21 comprende preferiblemente un alambre helicoidal que está rodeado de una envoltura transparente, preferiblemente de vidrio. Preferiblemente, la fuente de radiación 21 está configurada como lámpara halógena, en particular una lámpara halógena-tungsteno, en la que como alambre se emplea un alambre de tungsteno y el interior de la envoltura está relleno de gas, que contiene un halógeno, preferiblemente yodo o bromo. Mediante la aplicación de tensión eléctrica el alambre helicoidal se vuelve incandescente, con lo cual este emite luz espacialmente incoherente. Por luz espacialmente incoherente en el sentido de la presente invención se entiende luz
10 cuya longitud de coherencia espacial es menor de 15 μm y en particular solo tiene unos pocos micrómetros, es decir, entre aproximadamente 1 μm y 5 μm .

15 La luz espacialmente incoherente generada por la fuente de radiación 21 pasa por el filtro óptico 22, que está configurado como filtro paso banda y esencialmente solo es permeable a luz dentro de un ancho de banda espectral predeterminable. El filtro óptico 22 presenta una característica de filtro espectral campaniforme o gaussiana, con lo que solo pueden pasar por el filtro óptico 22 los componentes lumínicos espectrales de la luz emitida por la fuente de radiación 21 que están dentro del ancho de banda predeterminado en torno a una longitud de onda media de la característica de filtro espectral campaniforme o gaussiana.

20 Por característica de filtro espectral gaussiana en el sentido de la presente invención debe entenderse que la transmitancia del filtro óptico 22 para luz con longitud de onda determinada λ es proporcional a $\exp[-[(\lambda - \lambda_0)/2 \cdot \Delta\lambda]^2]$, donde λ_0 indica la longitud de onda en la que el filtro óptico 22 presenta su máxima transmitancia, y $\Delta\lambda$ indica la desviación estándar en relación con la anchura a media altura FWHM de la curva de transmitancia gaussiana como sigue: $\text{FWHM} = 2,35 \cdot \Delta\lambda$.

25 Por característica de filtro espectral campaniforme debe entenderse una curva espectral de la transmitancia del filtro óptico 22 que puede aproximarse mediante una curva gaussiana y/o se desvía de una curva gaussiana solo en la medida en que su transformada de Fourier presenta esencialmente una curva gaussiana sin máximas secundarias o con muy pocas, muy bajas máximas secundarias, cuya altura alcanza un máximo del 5 % de la máxima de la transformada de Fourier.
30

Al emplear una fuente de radiación 21, que *a priori* genera luz espacialmente incoherente, en la captación de la luz reflejada por la muestra 1 mediante el detector bidimensional de resolución espacial 30 se evita que aparezcan las llamadas imágenes fantasma debido a diafonía coherente de haces luminosos de diferentes localizaciones dentro de la muestra 1 explorada. Con ello se puede prescindir de los dispositivos adicionales para la destrucción de la coherencia espacial que son habitualmente necesarios cuando se emplean fuentes de radiación espacialmente coherentes.
35

Además, con ello se puede recurrir a fuentes de radiación térmica, como p.ej. lámparas incandescentes o halógenas, para generar luz incoherente, que son notablemente más potentes y económicas que los frecuentemente empleados diodos superluminiscentes (SLD).
40

Mediante la filtración óptica con una característica de filtro gaussiana o campaniforme, la luz generada por la fuente de luz 21 se transforma en luz temporalmente parcialmente coherente con una longitud de coherencia temporal de preferiblemente más de unos 6 μm . Esto es especialmente ventajoso en el dispositivo OCT descrito de tipo llamado Time Domain OCT, en el que se modifica la longitud de un brazo de referencia 13 en el interferómetro 10 y por medio de un detector 30, preferiblemente bidimensional, se capta de manera continuada la intensidad de la interferencia que se produce, ya que mediante la filtración de la luz por medio del paso banda realizado por el filtro óptico 22 por un lado se alcanza una gran resolución lateral de la imagen tomada de la muestra 1 y mediante la característica de filtro espectral gaussiana o campaniforme del filtro 22 por otro lado se evita la aparición de máximas secundarias problemáticas en la transformada de Fourier del patrón de interferencia captado con el detector, que causarían la aparición de más imágenes fantasma.
45
50

En conjunto, con el dispositivo OCT descrito se obtienen de manera sencilla imágenes OCT con alta resolución y calidad de imagen.
55

En el ejemplo mostrado, el filtro óptico 22 está colocado entre la fuente de radiación 21 y el sistema óptico del lado de la entrada conformado por las dos lentes 23 y 24. En principio, no obstante, también es posible colocar el filtro óptico 22 entre ambas lentes 23 y 24 o bien entre la lente 24 y el área de entrada 25 del conductor de luz 26. En principio, la colocación del filtro óptico 22 es especialmente ventajosa si los haces luminosos que llegan al filtro óptico 22 solo presentan una divergencia reducida o en particular transcurren de forma paralela entre sí, ya que con ello por un lado se reducen las pérdidas de reflexión en las superficies limítrofes del filtro óptico 22 y por otro se reduce un desplazamiento del haz debido a la refracción de la luz. En el ejemplo mostrado, por tanto, se prefiere una colocación del filtro óptico 22 entre ambas lentes 23 y 24 del sistema óptico.
60
65

Sin embargo, de manera alternativa o adicional, también es posible colocar el filtro óptico 22 directamente sobre la

envoltura de la fuente de radiación 21. Esto tiene la ventaja de que se puede prescindir de un componente de filtro adicional.

5 Sin embargo, de manera alternativa o adicional, también es posible colocar el filtro óptico 22 entre el área de salida 27 del conductor de luz 26 y el brazo de iluminación 12, por ejemplo delante o entre las lentes del sistema óptico 28 que se encuentra entre el área de salida 27 del conductor de luz 26 y la entrada del brazo de iluminación 12.

10 En una variante sencilla y especialmente fiable, el filtro óptico 22 comprende un filtro de absorción, en particular un llamado vidrio esmerilado, y un filtro de interferencia, colocándose sobre el vidrio esmerilado varias capas finas, preferiblemente entre 30 y 70, con diversos índices de refracción, por ejemplo mediante la deposición de vapor, con lo que se obtiene un filtro de interferencia.

15 Para el caso de que el filtro óptico 22 se integre en la envoltura de la fuente de radiación 21, el filtro óptico 22 se lleva a cabo preferiblemente mediante la aplicación de tales capas de interferencia sobre la envoltura. Sin embargo, de manera alternativa o adicional, también es posible que una o varias de las lentes 23, 24 o las lentes del sistema óptico 28 estén provistas de un filtro de interferencia de estas características.

2. Modos operativos del dispositivo OCT

20 El dispositivo OCT descrito puede operarse en tres modos operativos distintos. Los modos operativos son dos modos en tiempo real, en los que se generan imágenes OCT de la muestra 1 con una alta tasa de al menos una imagen por segundo, preferiblemente unas 5 a 10 imágenes por segundo, así como un modo operativo estático.

25 En el primer modo operativo, el modo en tiempo real 1, se generan en tiempo real cortes profundos de la muestra 1 (llamados *slices*). Esto se consigue porque como detector 30 se emplea una cámara CMOS, que permite el ajuste de una llamada Window of Interest (WOI) con la que únicamente una superficie parcial del detector 30 es sensible a la luz y transforma esta en señales de detector correspondientes. La reducción de la superficie sensible de la cámara está unida a un aumento notable de la velocidad de la cámara, de forma que en esta configuración se pueden generar más imágenes de cámara por segundo que en el modo de imagen completa.

30 En el modo a tiempo real 1 se selecciona preferiblemente un WOI que se corresponde en una dirección con la longitud y el ancho total de la cámara (p.ej. 640 píxeles) y en la otra dirección presenta el mínimo posible de número de píxeles, determinado por el modelo de la cámara en cuestión (p. ej. 4 píxeles). Con ello se aumenta la velocidad de la cámara hasta el punto de que se pueden tomar imágenes OCT en tiempo real.

35 Esto se consigue preferiblemente en combinación con la modulación de la sensibilidad del detector 30 anteriormente descrita así como la modulación de la intensidad de la luz acoplada en el interferómetro 10 y de la luz emitida por el interferómetro 10.

40 La Figura 2 muestra como ejemplo un detector 30 con una superficie de detector A1, que comprende un primer número N1 de elementos detectores 31 colocados en un plano y presenta una longitud c1 y un ancho b1. En la configuración mencionada de un WOI la luz se capta únicamente por los elementos detectores 31 que se encuentran en la superficie parcial A2 de la superficie de detector A1 y se transforma en señales de detector correspondientes. El segundo número N2 de elementos detectores 31 de la superficie parcial A2 es inferior al primer número N1 de elementos detectores 31 de la superficie de detector A1 total. Las longitudes c1 y c2 de la superficie de detector A1 y de la superficie parcial A2 son igual de grandes, mientras que los anchos b1 y b2 de la superficie de detector A1 y de la superficie parcial A2 son distintos.

50 En el ejemplo mostrado, la superficie parcial A2 solo tiene cuatro píxeles de ancho, en cambio la superficie de detector A1 tiene 512 píxeles de ancho. La superficie sensible de la superficie de detector A1 se reduce por tanto en un factor de 128, lo que acorta considerablemente la duración necesaria para la captación de patrones de interferencia y su transformación en señales de detector correspondientes.

55 Como se representa en la Figura 3, en este ejemplo en lugar de un tomograma tridimensional completo solo se obtienen cuatro (correspondientes a las cuatro líneas de píxeles de la superficie parcial A2) cortes profundos bidimensionales S (llamados *slices*) del elemento espacial R observado de la muestra 1. Debido a los *slices* obtenidos en el primer modo operativo, este modo también se llama modo *slices*.

60 Para una mayor ilustración, la parte izquierda de la Figura 3 muestra una representación de la piel humana, en la que p.ej. está representado un plano de un corte profundo bidimensional (*slice*) tomado con el modo operativo 1, preferiblemente en tiempo real.

65 En el segundo modo operativo, el modo en tiempo real 2, se generan, como se representa en la Figura 4, tomogramas bidimensionales F de una profundidad determinada T del elemento espacial observado R de la muestra 1, donde la profundidad T se puede seleccionar libremente. Aquí se emplea toda la superficie de detector A1 del detector 30 para la captación de la luz reflejada por la muestra 1 y su transformación en señales de detector

5 correspondientes, aunque cada vez solo se emplea un máximo de cinco imágenes de cámara para calcular un tomograma F. Para ello se mueve periódicamente el espejo de referencia 16 en el interferómetro 10 con una distancia determinada al divisor de luz 11 con una amplitud de aprox. 1 μm en torno a dicha distancia, mientras se toman hasta cinco imágenes de cámara, que luego se emplean para calcular una imagen OCT. De esta forma, se pueden generar tomogramas F con una alta tasa de repetición, en particular en tiempo real. En relación con el movimiento macroscópico descrito anteriormente del espejo de referencia 16, aquí se trata de un movimiento microscópico del espejo de referencia 16.

10 Mediante el movimiento macroscópico del espejo de referencia 16, en su caso en combinación con un seguimiento del foco, descrito con más detalle en lo sucesivo, de la luz enfocada en una profundidad determinada T en la muestra mediante el sistema óptico de muestra que se encuentra en el brazo de muestra 14, se puede seleccionar libremente la profundidad T de la que se obtiene el tomograma F.

15 Debido a los cortes F bidimensionales obtenidos en el segundo modo operativo mediante la muestra 1 en planos que esencialmente transcurren perpendicularmente a la dirección de la luz que llega a la muestra 1, el segundo modo operativo también se denomina modo *en face*.

20 Para una mayor ilustración, la parte izquierda de la Figura 4 muestra una representación de la piel humana, en la que p.ej. está representado un plano de un tomograma bidimensional o imagen *en face* tomado con el modo operativo 2, preferiblemente en tiempo real.

En el tercer modo operativo, un modo estático, se toma un conjunto de datos tridimensional completo con ayuda del movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 en combinación con un seguimiento del foco.

25 Con una longitud de onda media de la luz acoplada en el interferómetro 10 en el rango de por ejemplo 1 μm , la longitud de la vía óptica o amplitud del movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 es de al menos 0,1 mm, preferiblemente un mínimo de aproximadamente 1 mm.

30 Al contrario que la amplitud normal microscópica del movimiento del espejo de referencia en un orden de magnitud de fracciones de la longitud de onda media de la luz acoplada, es decir típicamente de hasta 1 μm , en el dispositivo OCT descrito se produce un movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 en un orden de magnitud de 0,1 mm a varios milímetros.

35 Durante el movimiento lineal macroscópico del espejo de referencia 16, la luz reflejada por la muestra 1 se conduce a través del interferómetro 10 al detector bidimensional 30 y es captada por este sucesivamente en varios momentos temporales durante un tiempo determinado, que se corresponde con el tiempo de integración del detector 30, y es transformada en señales de detector correspondientes.

40 Para que pueda darse una interferencia entre la luz reflejada por el espejo de referencia 16 y la luz reflejada por la muestra 1, debe cumplirse la llamada condición de coherencia, que entre otras cosas establece que las ondas luminosas reflejadas correspondientes deben tener una relación de fase constante entre sí para poder interferir entre sí. Debido al empleo de luz con una longitud de coherencia muy corta de típicamente 10 μm o menos, la condición de una relación de fase constante solo se cumple en determinadas profundidades o áreas de profundidad de la muestra 1, que también se denominan puertas de coherencia.

45 Cada posición del espejo de referencia 16 durante el movimiento macroscópico se corresponde con una profundidad determinada dentro de la muestra 1 o con un área de profundidad alrededor de dicha profundidad determinada, para la que se cumple la condición de coherencia, de manera que puede darse una interferencia entre la luz reflejada por el espejo de referencia 16 y la reflejada por la muestra 1.

50 En caso de un movimiento periódico del espejo de referencia 16, ambos semiperíodos del movimiento periódico del espejo de referencia 16 se pueden utilizar respectivamente para captar señales de detector.

55 De este modo se toman mediante el detector 30 sucesivos cortes bidimensionales de diversas profundidades de la muestra 1. Esto se ve en la Figura 5, en la que, como ejemplo de una variedad de cortes bidimensionales, se representan un primer, segundo y tercer corte bidimensional F1, F2 y F3 a través de un elemento espacial R de la muestra 1. Un corte bidimensional de estas características "migra" sincrónicamente al movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 en dirección a a través del elemento espacial R observado de la muestra 1, sin que este tenga que moverse él mismo.

60 Cada corte F1, F2 y F3 está respectivamente en una profundidad T1, T2 y T3 de la muestra 1, en la que respectivamente se cumple la condición de coherencia, de manera que puede darse una interferencia entre la luz reflejada por el espejo de referencia 16 y la reflejada por la muestra 1. El movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 en combinación con la captación bidimensional sucesiva de la luz reflejada por la muestra 1 tiene así el efecto de un escaneo de profundidad tridimensional.

65

La combinación anteriormente descrita del movimiento macroscópico lineal del espejo de referencia 16 por un lado con la captación de la luz reflejada por la muestra 1 con un detector 30 bidimensional por otro lado posibilita una toma sencilla de realizar y rápida de un conjunto de datos tridimensional completo del elemento espacial deseado R de la muestra 1.

5 Mediante el movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 se obtiene aquí un tomograma tridimensional en lugar de una imagen solo bidimensional de una profundidad determinada. Aquí ya no es necesario mover la muestra 1 para tomar un conjunto de datos tridimensional de manera relativa al segundo interferómetro 20. Esto hace que el dispositivo OCT descrito sea compacto, fiable y fácil de manejar, de manera que está indicado especialmente para el uso in vivo.

10 Para mayor ilustración, la parte izquierda de la Figura 5 muestra una representación de la piel humana en la cual a modo de ejemplo se representa un elemento espacial de la que en modo operativo 3 se toma un tomograma tridimensional.

15 3. Seguimiento del foco

El dispositivo OCT anteriormente descrito está diseñado de manera que durante un recorrido completo, es decir, la longitud de la vía o dos veces la amplitud, el movimiento del espejo de referencia 16 siempre reciba una señal de interferencia con intensidad suficientemente alta y alta nitidez. Mediante el seguimiento del foco descrito en lo sucesivo, se garantiza además que la señal de interferencia y la nitidez del patrón de interferencia captado sean máximas para todas las profundidades de la muestra 1.

20 Para ello, durante la captación de la luz reflejada por la muestra 1 se ajusta el foco, es decir, el punto focal, del sistema óptico de imagen que se encuentra en el brazo de muestra 14 del interferómetro 10 de manera que la posición del foco en la muestra 1 y la posición del plano en la muestra 1 en el que en caso de reflexión de luz se cumple la condición de coherencia y se produce la interferencia sean esencialmente idénticos en todo momento durante la toma de un tomograma del elemento espacial R de la muestra 1. Esto se ilustra en lo sucesivo en conjunción con las Figuras 6a y 6b.

25 La Figura 6a muestra el caso de que el foco f, aquí representado de manera simplificada como una lente, del objetivo de muestra 14a en el brazo de muestra 14 está a una profundidad de la muestra 1 que no concuerda con la posición de la puerta de coherencia K. El corte captado dentro de la puerta de coherencia K en la profundidad T_i a través de la muestra 1 por tanto no se reproduce de manera exacta nítida sobre el detector 30 (ver Fig. 1), de manera que habría que asumir pérdidas de información en la captación de la interferencia.

30 En la Figura 6b por el contrario se representa el caso de que el foco f del objetivo de muestra 14a se ajustó de manera que está dentro de la puerta de coherencia K en la profundidad T_i . Este seguimiento del foco f del objetivo de muestra 14a correspondiente con la profundidad T_i respectiva de la puerta de coherencia K se denomina *focus tracking*. De esta forma, se enfoca el interferómetro 10 durante el escaneo de profundidad a la posición correspondiente de la puerta de coherencia K en diversas profundidades T_i de la muestra 1, de manera que en cada profundidad de la muestra 1 se obtengan imágenes con gran nitidez.

35 La máxima profundidad de escaneo óptico T_m indica hasta qué profundidad por debajo de la superficie de la muestra 1 se cumple la condición de coherencia para una interferencia constructiva y se obtienen los patrones de interferencia correspondientes.

40 El objetivo de muestra 14a representado de manera simplificada en las Figuras 6a y 6b comprende preferiblemente varias lentes que pueden moverse individualmente y/o en grupo en dirección a la muestra 1 o alejándose de la misma. Para ello está previsto p.ej. un actuador piezoeléctrico, en particular un motor piezoeléctrico ultrasónico, que está acoplado con el objetivo de muestra 14a o las lentes y mueve aquel o estas a lo largo de una o más guías, en particular varillas o ranuras de guía.

45 El movimiento del objetivo de muestra 14a o las lentes se produce preferiblemente sincrónicamente al movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 en el interferómetro 10 (ver Fig. 1). De esta forma el foco f del objetivo de muestra 14a sigue la puerta de coherencia G, mientras que esta recorre diversas profundidades sucesivas T_1 , T_2 y T_3 de la muestra 1, de las que con ayuda del detector 30 se toman respectivamente cortes bidimensionales F1, F2 y F3 (ver Fig. 5).

50 La sincronización del movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 y del seguimiento del foco por un lado en combinación con un detector 30 bidimensional por otro lado garantiza una toma especialmente fácil y rápida de una serie de cortes de imagen nítidos a diversas profundidades de la muestra 1 y con ello la captación de un conjunto de datos de imagen tridimensional con gran calidad de imagen.

55 Dado que el interferómetro 10 y la imagen óptica en el brazo de muestra 14 se coordinan constantemente, las señales de interferencia captadas por el detector 30 son máximas para cada profundidad de la muestra 1, de manera

que se da una alta relación señal-ruido. Además, con ello se garantiza que la resolución lateral sea óptima para todas las profundidades de la muestra 1, dado que el foco 1 de la imagen siempre está en la puerta de coherencia K. Con ello se obtienen imágenes OCT con una reproducción fiel de los detalles y con alto contraste.

- 5 De manera ventajosa, la velocidad v_2 del movimiento de la lente o lentes del objetivo de muestra 14a en dirección de la muestra 1 es inferior a la velocidad v_1 del movimiento del espejo de referencia 16. Preferiblemente aquí se selecciona una relación v_1/v_2 de las velocidades del espejo de referencia 16 y de las lentes que sea aproximadamente igual a $2 \cdot n - 1$ o hasta aproximadamente $\pm 20\%$, preferiblemente hasta aproximadamente $\pm 10\%$ en torno a este valor. Con ello se coordinan la posición del foco f y de la puerta de coherencia G entre sí con una fiabilidad especialmente alta.

10 Mediante la selección anteriormente descrita de la relación v_1/v_2 de las velocidades del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 se garantiza que la puerta de coherencia K y el foco f se solapan durante el escaneado de profundidad en todo el área de profundidad observada. En el ejemplo anterior de una muestra con un índice de refracción $n = 1,4$, la relación v_1/v_2 de las velocidades está en un rango de aprox. $(2 \cdot 1,4 - 1) \pm 20\%$, es decir entre aprox. 1,44 y 2,16, y es preferiblemente de aprox. $2 \cdot 1,4 - 1 = 1,8$.

4. Interpolación trilineal

20 Las imágenes OCT obtenidas con el dispositivo OCT y el método anteriormente descritos pueden someterse a una interpolación para mejorar aun más el reconocimiento de la información de diagnóstico, por ejemplo en el campo de la dermatología para un mejor reconocimiento de las cavidades o engrosamientos de la piel con un tamaño de más de aprox. 10 μm .

25 Un método de interpolación especialmente ventajoso para las imágenes OCT obtenidas con el dispositivo OCT y el método anteriormente descritos, especialmente imágenes en tiempo real, es la llamada interpolación trilineal con la que se interpolan en el espacio tridimensional los valores de imagen original de al menos dos imágenes originales bidimensionales que se tomaron en planos del objeto que transcurren paralelos entre sí, de manera que se obtiene una imagen final bidimensional. Esto se ilustra a continuación con detalle.

30 La interpolación trilineal es un procedimiento para la interpolación multivariable en una red regular tridimensional, es decir, una red con la misma constante de red en las tres direcciones espaciales. Esto se ilustra en conjunción con una red de ejemplo mostrada en la Figura 7. De una interpolación de los valores de imagen original que se encuentran en las ocho esquinas C000 a C111 de un cubo se deriva respectivamente un valor de interpolación que se encuentra en el punto medio C del cubo.

35 Los valores de imagen original respectivos provienen de imágenes originales tomadas en distintos planos del objeto. Los valores de imagen original son valores de intensidad luminosa en diversos sitios en las imágenes originales bidimensionales correspondientes. Por ejemplo, los valores de imagen original, es decir los valores de intensidad luminosa, con las coordenadas C000, C001, C011 y C010, provienen de una primera imagen a tiempo real tomada en modo operativo 1 a lo largo de un primer corte profundo S (ver Fig. 3) y los valores de imagen original, es decir los valores de intensidad luminosa, con las coordenadas C100, C101, C111 y C110, provienen de una segunda imagen a tiempo real tomada en modo operativo 1 a lo largo de un segundo corte profundo S separado por la distancia de la constante de red (ver Fig. 3). En un ejemplo alternativo, los valores de imagen original con las coordenadas C000, C001, C011 y C010 provienen de una primera imagen a tiempo real tomada en modo operativo 2 en forma de un primer tomograma bidimensional F (ver Fig. 4) y los valores de imagen original con las coordenadas C100, C101, C111 y C110 provienen de una segunda imagen a tiempo real tomada en modo operativo 2 en forma de un segundo tomograma bidimensional F separado por la distancia de la constante de red (ver Fig. 4).

50 Para una interpolación trilineal de las imágenes OCT obtenidas con el dispositivo OCT y método anteriormente descritos, en particular de las imágenes en tiempo real, se selecciona una resolución idéntica en las tres dimensiones espaciales.

55 En los sistemas OCT conocidos por el estado de la técnica esto no puede alcanzarse sin pérdida de resolución, dado que en su mayoría solo se puede realizar una resolución axial relativamente alta (es decir longitudinal, en dirección de la luz que llega al objeto) mientras que la resolución lateral (es decir transversal, perpendicular a la dirección de la luz que llega al objeto) es en su mayoría notablemente inferior. La selección de una misma resolución en las tres direcciones espaciales sería por tanto posible solo bajando la resolución axial, lo que sin embargo no suele ser deseable debido a la gran pérdida de información, dado que en ese caso ya no se podrían resolver objetos pequeños. Además, en los sistemas OCT conocidos por el estado de la técnica no es posible tomar dos imágenes bidimensionales simultáneamente o al menos casi simultáneamente. Esto es así especialmente para imágenes *en face* y sistemas de escaneo. Una interpolación trilineal en tiempo real es por ello casi imposible, dado que entonces también adquieren relevancia artefactos de movimiento.

65 Por el contrario, en la imágenes OCT obtenidas con el dispositivo OCT y método anteriormente descritos es posible una interpolación trilineal tanto en caso de las imágenes bidimensionales en tiempo real tomadas en los modos

operativos 1 y 2 (*slice* y *en face*) como para el procesamiento posterior de los tomogramas tridimensionales obtenidos en el modo operativo estático 3.

5 Con el dispositivo OCT descrito anteriormente, la resolución axial (es decir, longitudinal) esencialmente se determina por el ancho de banda espectral de la fuente de luz 20 y el índice de refracción del objeto 1 a explorar, mientras que la resolución lateral (es decir, transversal) esencialmente la determina la imagen óptica y el tamaño de los elementos detectores 31 del detector 30 (ver Figuras 1 y 2).

10 El dispositivo OCT descrito anteriormente está configurado de tal manera que la resolución lateral y axial son casi iguales y muy elevadas. Preferiblemente, la resolución en las tres dimensiones es de aprox. $3\ \mu\text{m} \times 3\ \mu\text{m} \times 3\ \mu\text{m}$.

15 Esto se consigue para la resolución lateral en particular mediante el seguimiento de foco anteriormente descrito y para la resolución axial en particular mediante el empleo de una fuente de luz 20 que comprende una lámpara halógena como fuente de radiación 21 en combinación con un filtro de Gauss 22.

20 Asimismo es preferible que la profundidad de campo del sistema óptico de imagen, en particular del objetivo de muestra 14, del interferómetro 10 (ver Figura 1) sea mayor que la "separación de red" de los valores de imagen original, es decir, la separación espacial de los valores de imagen original en las tres dimensiones. Con ello se garantiza en todo caso que los valores de imagen original siempre se capturen con gran precisión.

Preferiblemente se tiene en cuenta además que el muestreo de la señal de interferencia debe ser lo suficientemente elevado para no incumplir el llamado teorema de muestreo. Esto se explica con más detalle a continuación.

25 La Figura 8 muestra un esquema para visualizar un muestreo de un patrón de interferencia 40 en dirección de la profundidad T de un objeto en comparación con la resolución física 41 en dirección de la profundidad T. En el dispositivo OCT y método anteriormente descritos se muestrean preferiblemente respectivamente cuatro puntos 42 por periodo de interferencia del patrón de interferencia. Un periodo de interferencia tiene aquí la longitud de la mitad (media) de la longitud de onda de la luz acoplada en el interferómetro (con una longitud de onda media de aprox. $1,3\ \mu\text{m}$ esto correspondería a aprox. $0,65\ \mu\text{m}$). De ahí se desprende que la distancia 43 entre dos puntos de muestreo 42 es de aprox. $0,163\ \mu\text{m}$. La resolución física 41 en el aire es sin embargo de aprox. $4\ \mu\text{m}$. Esto significa que aprox. 24 líneas sucesivas en dirección de la profundidad T contienen aproximadamente la misma información física y por tanto pueden combinarse en una línea sin pérdida de información significativa. Esto a su vez hace que el píxel volumétrico (llamado vóxel) resultante tenga casi la misma extensión en las tres dimensiones, es decir que esencialmente es un cubo. El valor de imagen original se corresponde por tanto con un valor medio o la mediana de los valores de imagen original iniciales.

35 La Figura 9 ilustra la combinación anteriormente descrita de los valores de imagen original iniciales muestreados en varias líneas sucesivas 44 en dirección de la profundidad T del objeto en una línea con un solo valor de imagen original y una altura de línea, es decir, una extensión longitudinal 45 en dirección de la profundidad T, que se corresponde con la extensión lateral 46 de un punto de imagen (pixel) de la línea perpendicular a la dirección de profundidad T.

45 En el modo operativo 1, en el que se toman *lices* en tiempo real, se leen simultáneamente dos líneas adyacentes del detector 30 en la interpolación trilineal. En el ejemplo del detector mostrado en la Figura 2 esto significa que el ancho b_2 de la superficie parcial A2 del detector 30 se selecciona de tal modo que se extienda en dirección del ancho del detector 30 únicamente sobre dos elementos detectores 31. La superficie parcial A2 comprende entonces solo 2×640 elementos detectores 31, que durante un movimiento macroscópico del espejo de referencia 16 (ver Figura 1) son leídas sucesivamente y se emplean del modo anteriormente descrito para calcular una imagen final bidimensional.

50 Esto se ilustra con la Figura 10. Dos imágenes originales S tomadas en dirección de la profundidad T del objeto en forma de dos cortes profundos (cfr. Figura 3) se combinan mediante interpolación trilineal en una imagen final S'.

55 Dado que ambas imágenes originales S se toman simultáneamente en forma de dos cortes profundos y en muy poco tiempo, se garantiza que cualquier movimiento relativo entre el cabezal sensor y el objeto, en particular la piel humana o animal, durante la toma de ambas imágenes originales bidimensionales S no tenga ninguna repercusión.

60 En el modo operativo 2, en el que se toman imágenes *en face* en tiempo real, el espejo de referencia 16 que se encuentra en una posición media (ver Figura 1) solo realiza un movimiento microscópico, preferiblemente oscilante, de aprox. $\pm 5\ \mu\text{m}$ a $\pm 40\ \mu\text{m}$. La posición y las propiedades de imagen ópticas del objetivo de muestra 14 están preferiblemente ajustadas de manera que este presente un punto focal en una posición de profundidad media dada por el desplazamiento macroscópico del espejo de referencia 16. En la interpolación trilineal de las imágenes *en face* tomadas en tiempo real se captan, al contrario que en el modo sin interpolación trilineal, respectivamente dos imágenes originales en forma de dos imágenes *en face* en dos posiciones diferentes del espejo de referencia 16 y se emplean para calcular una imagen final bidimensional en forma de imagen *en face*.

65

Esto se ilustra con el diagrama mostrado en la Figura 11, que muestra el cambio de la posición P del espejo de referencia 16 en el tiempo t.

5 En la parte izquierda del diagrama de la Figura 11 está representado el caso sin interpolación trilineal. Aquí se obtiene en el modo operativo 2 una imagen original bidimensional F en forma de tomograma a una profundidad determinada del objeto, midiendo en cinco posiciones P colocadas simétricamente en torno a una posición media P₀ del espejo de referencia 16.

10 En la parte derecha del diagrama de la Figura 11 se visualiza la aplicación de la interpolación trilineal. Se obtienen dos imágenes originales bidimensionales F, midiendo en respectivamente cinco posiciones P del espejo de referencia 16. Las cinco posiciones P están respectivamente simétricas en torno a las posiciones P₁ y P₂, que preferiblemente son a su vez simétricas en torno a la posición media P₀ del espejo de referencia 16. La distancia 47 de las posiciones P₁ y P₂ respecto al espejo de referencia 16 se determina aquí mediante el tamaño de píxel axial y/o lateral 45 y 46 (ver Figura 9). Con la posición preferida simétrica de las posiciones P₁ y P₂ los tomogramas correspondientes F en el objeto están respectivamente medio tamaño de píxel por encima o por debajo de la posición de profundidad media. Las dos imágenes originales tomadas de esta manera se someten entonces a una interpolación trilineal, en la que se obtiene la imagen final F'.

15 Preferiblemente, la profundidad de campo de la imagen óptica en el interferómetro 10 (ver Figura 1) se selecciona de manera que sea mayor que la mitad de tamaño del vóxel. En un tamaño de vóxel preferido de 3 µm, la profundidad de campo tiene que ser por tanto mayor de 1,5 µm.

20 Dado que la captación descrita de ambas imágenes originales en el modo operativo 2 se realiza de forma inmediatamente sucesiva, típicamente con un desfase temporal de unos 0,014 segundos, la influencia en la imagen original obtenida de cualquier movimiento relativo entre el cabezal sensor y el objeto, en particular la piel, entre la toma de ambas imágenes originales iniciales se puede descartar prácticamente o bien será limitada y desdeñable.

25 Preferiblemente, el cabezal sensor se encuentra, al tomar las imágenes, en contacto directo con la superficie del objeto a explorar, en particular la piel, con lo que la probabilidad de un movimiento relativo se reduce considerablemente. Esto es en particular especialmente ventajoso en la toma de imágenes de piel humana o animal, dado que esta es por lo general elástica y, en particular cuando se aplica un gel, se adhiere al extremo del cabezal sensor, de manera que pequeños movimientos laterales o una ligera inclinación del cabezal sensor en su mayor parte no producen un movimiento relativo entre la piel y el cabezal sensor.

30 En el modo operativo 3, con el que se toman tomogramas tridimensionales estáticos, se produce, como se describe anteriormente con más detalle, un batimiento entre la modulación de la sensibilidad del detector por un lado y la señal de interferencia a captar por otro. Con ello, la distancia de los diversos puntos de muestreo en dirección de la profundidad es mayor que en el modo operativo 1, de manera que correspondientemente se combinan menos puntos de muestreo, preferiblemente entre 6 y 10, en particular 8, para obtener un elemento de imagen tridimensional cubiforme (vóxel).

35 La Figura 12 muestra un ejemplo de una imagen original (izquierda) en comparación con una correspondiente imagen final (derecha) que se obtuvo mediante la interpolación descrita. La imagen final tiene, en comparación con la imagen original, menos ruido y por tanto aparece más "suave" o "lisa". Al comparar la interpretación de las imágenes con fines diagnósticos, se ha demostrado, en particular en el campo de la dermatología, que la correspondiente información relevante para el diagnóstico se puede obtener de manera más rápida y segura en imágenes finales obtenidas mediante interpolación trilineal. Esto aplica en particular a las cavidades o irregularidades con un grosor típicamente mayor de 10 µm.

40 Las realizaciones anteriores para interpolación trilineal también son válidas correspondientemente para una interpolación tricúbica, en la que los valores originales no se interpolan mediante una función lineal, sino mediante una función cúbica.

5. Sistema para tomografía de coherencia óptica

55 La Figura 13 muestra una representación esquemática de un sistema 50 para la realización del procedimiento según la presente invención para tomografía de coherencia óptica. El sistema 50 comprende una carcasa 51, dispositivos de introducción de datos en forma de un teclado 53, un ratón de ordenador 54 así como un dispositivo de interruptor de pie 55 que presenta un interruptor de pie izquierdo, medio y derecho respectivamente 55l, 55m y 55r. La carcasa 51 está configurada en el ejemplo representado de manera desplazable, provista de ruedas 56.

60 Además está previsto un cabezal de medición 57, que está unida con la carcasa 51 mediante un cable 58 o una manguera o tubo de cable. En posición de reposo, el cabezal de medición 57 está insertado en un soporte de cabezal sensor previsto sobre o en la carcasa 51, del cual se puede sacar el cabezal durante la toma de imágenes OCT, lo que se indica en la Figura mediante la representación punteada del cabezal de medición 57 así como del cable 58.

El sistema comprende un dispositivo de visualización 52 en forma de pantalla plana, en la que se pueden mostrar imágenes OCT 60 y 61 que se tomaron colocando el cabezal sensor 57 sobre un objeto, en particular la piel de un paciente. En el ejemplo mostrado en la Figura, la primera imagen OCT 60 es un corte profundo que transcurre esencialmente perpendicular a la superficie del objeto explorado, tomado en el modo operativo 1 anteriormente descrito, y la segunda imagen OCT 61 es un tomograma bidimensional, que transcurre esencialmente paralelo a la superficie del objeto explorado y se tomó en el modo operativo 2 anteriormente descrito.

En el área de la primera imagen OCT 60 se muestra en el dispositivo de visualización 52 una línea recta 62 que se puede desplazar en dirección de la doble flecha indicada hacia arriba y hacia abajo, por ejemplo seleccionando con ayuda de los dispositivos de introducción de datos 53, 54 y 55 una correspondiente posición de la línea recta 62 relativa a la primera imagen OCT 60. El sistema 50 está configurado de manera que según la posición seleccionada de la línea recta 62 en la primera imagen OCT representada 60, se detecta automáticamente en el objeto explorado un plano que transcurre perpendicular a la primera imagen OCT representada 60 y allí se toma un tomograma bidimensional que luego se representa como segunda imagen OCT 61.

La primera imagen OCT 60 es preferiblemente una llamada *slice*, mientras que la segunda imagen OCT 61 representa preferiblemente una llamada imagen *en face*, que se ha tomado en un plano correspondiente a la línea recta 62 en la primera imagen OCT 60.

En la pantalla del dispositivo de visualización 52 se representa asimismo una indicación de selección de profundidad 63 en forma de un símbolo de interruptor desplazable a lo largo de una línea recta que muestra la profundidad seleccionada al elegir la posición de la línea recta 62 relativa a la primera imagen OCT representada 60. De manera alternativa o adicional, la profundidad también se puede indicar en forma de valores numéricos.

En el dispositivo de visualización 52 pueden también estar previstos uno o más indicadores de selección. En el ejemplo representado está previsto un indicador de selección 64 que muestra una o más características del objeto a explorar. Estas características las selecciona e introduce preferiblemente un operador antes de la toma de las correspondientes imágenes OCT. En aplicaciones dermatológicas, aquí se trata por ejemplo de un parámetro para caracterizar la humedad de la piel del paciente respectivo. En el indicador de selección correspondiente 64 puede moverse un símbolo de interruptor correspondiente a lo largo de una línea recta de forma continuada o en intervalos predeterminados entre las posiciones "piel seca" a la izquierda y "piel húmeda" a la derecha.

En el cabezal de medición 57 está integrado el interferómetro 10 representado en la Figura 1 incluido el sistema óptico 28 y el detector 30. La fuente de luz 20 incluido el sistema óptico del lado de entrada en forma de las dos lentes 23 y 24 está integrado preferiblemente en la carcasa 51 del sistema 50. El conductor de luz 26, mediante el cual están acoplados entre sí la fuente de luz 20 por un lado y el interferómetro 10 por otro, transcurre en este caso por dentro del cable 58 desde la carcasa 51 hasta el cabezal de medición 57. En el cable 58 también se incluye conductos eléctricos, que por un lado proporcionan alimentación eléctrica y control del cabezal de medición 57 y por otro conducen las señales de detector generadas en la captación de imágenes OCT del detector 30 desde este hasta la carcasa 51, donde se introducen en un dispositivo de procesamiento (no representado).

El cabezal de medición 57, mostrado tan solo muy esquemáticamente en la Figura 13, se representa con detalle en la Figura 14. En la parte inferior de una carcasa del cabezal de medición 57a del cabezal de medición 57 está prevista un asa 57b mediante la cual un operario puede retirar el cabezal de medición 57 del soporte del cabezal de medición sobre o en la carcasa 51, así como volver a insertarlo en el soporte del cabezal de medición, y al tomar imágenes OCT ponerlo sobre el objeto y en su caso desplazarlo a lo largo del mismo. En este proceso el cabezal de medición 57 se pone, con una superficie de contacto 57c que se encuentra en el extremo anterior de la carcasa del cabezal de medición 57a, en contacto con el objeto a explorar, en particular la piel de un paciente.

En mitad de la superficie de contacto 57c está prevista una ventana 57d, a través de la cual puede salir luz del brazo de muestra 14 del interferómetro 10 que se encuentra en el cabezal de medición 57 (ver Figura 1) y así irradiar el objeto a explorar. La luz reflejada y/o dispersada de vuelta a diversas profundidades del objeto vuelve a través de la ventana 57d al brazo de muestra 14 del interferómetro 10 y allí puede captarse en forma de manifestaciones de interferencia, como se explicó extensamente más arriba, y evaluarse.

En la carcasa del cabezal de medición 57a también está previsto un dispositivo de señalización de estado 57e, preferiblemente en forma de indicación luminosa, mediante el que p.ej. se muestra la disponibilidad del sistema 50 y/o del cabezal de medición 57 para tomar imágenes OCT.

En el área del extremo trasero de la carcasa del cabezal de medición 57a está conectado al cabezal de medición 57 el cable 58, que también puede estar configurado como canal de cable o manguera de cable.

Con el sistema 50 anteriormente descrito para tomografía de coherencia óptica, pueden tomarse imágenes de sección transversal bidimensionales y tridimensionales de un objeto, en particular de la piel humana, pudiéndose alcanzar profundidades de penetración en la piel humana de hasta aprox. 1 mm y siendo el tamaño de la superficie

del área cutánea explorada de dimensiones típicas de unos 1,8 x 1,5 mm. Debido a la radiación infrarroja empleada en el sistema 50 descrito con una longitud de onda media preferida de aprox. 1,3 μm , se puede descartar una exposición radiológica excesiva del paciente, como por ejemplo en el empleo de rayos X. Las imágenes OCT captadas con el sistema 50 descrito tienen además una alta resolución y permiten una representación de estructuras de objeto individuales con un tamaño de hasta 3 μm . Sin olvidar que las imágenes OCT captadas con el sistema 50 pueden emplearse para medir la extensión geométrica absoluta de las diversas estructuras, es decir, su tamaño.

El sistema 50 comprende, aunque no se muestre explícitamente, un dispositivo de control para controlar el sistema 50 según la presente invención, en particular el dispositivo de tomografía de coherencia óptica, y para la realización de los procesos descritos anteriormente y a continuación. El sistema comprende además un dispositivo de procesamiento para procesar diversos datos, incluida la interpolación de valores de imágenes originales anteriormente descrita. El dispositivo de control y/o el dispositivo de procesamiento están preferiblemente integrados en la carcasa 51 del sistema 50.

6. Flujos de trabajo, navegación en profundidad y lateral

En lo sucesivo se describen los modos de funcionamiento y el manejo del sistema 50 para tomografía de coherencia óptica de la mano de procesos típicos y/o preferibles (llamados flujos de trabajo o *workflows*) a modo de ejemplo. Aquí se exponen las ventajas que se persigue conseguir con ellos.

La Figura 15 muestra el contenido de la pantalla 70 del dispositivo de visualización en modo de administración, en el que se encuentra automáticamente el sistema tras iniciarlo. Un indicador de estado 71 en forma de símbolo adecuado, por ejemplo un círculo verde, muestra la disponibilidad del sistema. Preferiblemente, la disponibilidad del sistema, en particular para la toma de imágenes OCT, se muestra al mismo tiempo con la activación del indicador de estado 57e previsto en el cabezal de medición 57. Un operario tiene así la posibilidad de reconocer la disponibilidad del sistema solo con el indicador de estado 71 en la pantalla 70 o con el indicador de estado 57e del cabezal de medición 57.

En un campo de introducción de datos 72 puede introducirse información sobre el objeto a explorar, en particular sobre un paciente. Preferiblemente, el sistema está configurado aquí de manera que la toma de imágenes OCT solo sea posible una vez se haya introducido al menos uno de los datos requeridos en el campo de introducción de datos 72, por ejemplo al menos el apellido de un paciente.

La información introducida en el campo de introducción de datos 72, en particular nombre y apellidos, número de identificación del paciente así como fecha de nacimiento, aparecen entonces, como se muestra a modo de ejemplo en la Figura 16, en campos correspondientes 72' en el área superior de la pantalla 70.

En cuanto el cabezal de medición 57 se retira del soporte del cabezal de medición que se encuentra sobre o en la carcasa 51 del sistema, el sistema se inicia automáticamente en modo operativo 1 (el llamado modo *slice*). Antes de poner la superficie de contacto 57c del cabezal de medición 57 en contacto con la piel del paciente, se aplica un gel óptico sobre la superficie de contacto 57c del cabezal de medición 57 que por un lado hace que se superen las transiciones marcadas en el índice de refracción entre la piel y la ventana 57d del cabezal de medición 57 (llamado *index matching*) y por otro lado se compensan irregularidades en la superficie de la piel. Preferiblemente, la cantidad del gel óptico aplicado sobre la superficie de contacto 57c, según el caso de aplicación, es entre aprox. 2 μl y 10 μl .

Tras la aplicación del gel, un operario presiona la superficie de contacto 57c del cabezal de medición 57 contra el área cutánea del paciente a explorar y la mueve ligeramente de lado a lado sobre el área cutánea para conseguir una distribución favorable del gel óptico.

Dado que el sistema, inmediatamente tras la retirada del cabezal de medición 57 del soporte del cabezal de medición, se encuentra en modo *slice*, se toma una imagen *slice* 73 inmediatamente tras establecer el contacto con el área cutánea a explorar y se visualiza en el área central de la pantalla 70, como se muestra en la Figura 17. En el área derecha de la pantalla 70 está previsto un indicador 74, en el que se puede ajustar y mostrar el tipo de piel de la piel explorada en cada caso. Preferiblemente, se trata de un parámetro que caracteriza el contenido de humedad del área cutánea explorada. En este caso, el operario puede mover un símbolo de interruptor correspondiente en una escala entre "piel seca" y "piel húmeda" por intervalos o de forma continua. Con la selección de este parámetro se fija la relación de las velocidades con las que se mueven el espejo de referencia 16 así como la lente o lentes del objetivo de muestra 14a (ver Figura 1 así como las Figuras 6a y 6b), para garantizar un óptimo seguimiento del foco.

En la toma de la imagen *slice* 73 mostrada en la Figura 17, se seleccionó una posición algo por encima de la mitad de la escala del símbolo de interruptor del indicador 74, que corresponde a una piel más bien húmeda. Como resultado, se obtiene una imagen *slice* 73 luminosa y de contraste relativamente alto.

Por el contrario, la imagen *slice* 75 mostrada en la Figura 18 se captó con una configuración del parámetro en la que el símbolo de interruptor del indicador 74 está por debajo de la mitad de la escala, lo que corresponde a una piel más bien seca. Como se reconoce claramente en la Figura 18, el contraste de la imagen *slice* 75 tomada con esta

configuración es mucho menor que el de la imagen *slice* 73 mostrada en la Figura 17. Esto se puede aclarar por que en la toma de la imagen *slice* 75 a diversas profundidades de la piel el foco del objetivo de muestra 14 no estaba o no siempre estaba en el área de la puerta de coherencia correspondiente. Para más detalles se remite a las explicaciones anteriores en relación con el seguimiento de foco.

5 Partiendo de una imagen *slice* 73 (ver Figura 17) obtenida con una configuración óptima del parámetro que corresponde a la humedad de la piel, activando un interruptor correspondiente, por ejemplo presionando prolongadamente el interruptor de pie del medio 55m (ver Figura 13), se puede cambiar del modo *slice* al modo *en face*, donde, como se muestra en la Figura 19, la imagen *slice* 73 se muestra reducida en el área derecha de la pantalla 70 (un llamado *thumbnail*) y al mismo tiempo se muestra una imagen *en face* 76 tomada en modo operativo 2, llamado modo *en face*, en la zona central de la pantalla 70. La imagen *en face* 76 representada es preferiblemente una imagen en tiempo real, que se toma con una tasa de repetición de al menos una imagen por segundo y se actualiza. En la representación reducida de la imagen *slice* 73 en el área derecha de la pantalla 70 se trata por el contrario de una imagen estática, que por ejemplo se corresponde con la última imagen *slice* tomada en modo *slice* en tiempo real (ver Figura 17) y mostrada.

La profundidad en la piel en la que se toma la imagen *en face* 76 mostrada puede seleccionarla el operario con un interruptor de selección de profundidad 77 mostrado en la pantalla 70, activando un símbolo de interruptor correspondiente por ejemplo con ayuda del ratón del ordenador 54, del teclado 53 y/o del dispositivo de interruptor de pie 55 (ver Figura 13). Preferiblemente, el ajuste o selección de una profundidad determinada se realiza mediante el interruptor de pie izquierdo 55l, que está configurado como interruptor basculante y provoca un cambio de profundidad a una profundidad mayor o menor al accionar el interruptor respectivamente hacia adelante o hacia atrás.

25 La selección descrita anteriormente de una determinada profundidad en la que se toma una segunda imagen OCT, en conjunción con una primera imagen OCT mostrada, se denomina también navegación de profundidad en conjunto con la representación del sistema y el procedimiento según la presente invención.

Preferiblemente, el sistema está configurado de manera que una selección de la profundidad en la que se va a captar una imagen *en face* pueda realizarse con una precisión de hasta un micrómetro. En principio es posible que se predetermine el tamaño de los intervalos en los que se puede realizar una navegación en profundidad. Así, por ejemplo, antes de una exploración, es decir, una toma de varias imágenes OCT en un paciente, se puede fijar que la selección de la profundidad correspondiente para imágenes *en face* se realice en intervalos de 5 μm . De este modo se puede adaptar la navegación en profundidad individualmente al objetivo de diagnóstico correspondiente.

35 La selección de una profundidad determinada para la toma de una imagen *en face* descrita anteriormente se explica con más detalle a continuación en conjunción con las visualizaciones en la pantalla mostradas en las Figuras 20 a 23.

40 La Figura 20 muestra una imagen *en face* 80 que se ha tomado en una profundidad que está entre la ventana 57d que se encuentra en el cabezal de medición 57, que se reconoce en forma de una línea horizontal 79 en la imagen *slice* 81 correspondiente, y la superficie cutánea, y por este motivo muestra únicamente una sección transversal a través de la capa de gel que se encuentra entre la ventana 57d y la piel. La profundidad ajustada en este ejemplo se muestra mediante una línea recta horizontal 78 dibujada en la imagen *slice* 81 representada de forma reducida. Además también se observa la profundidad seleccionada y ajustada en la posición correspondiente del interruptor de selección de profundidad 77 y/o un indicador de valor numérico correspondiente.

La Figura 21 muestra una imagen *en face* 82, que se ha tomado en un plano que está en el área superior de la superficie cutánea, lo que se observa en la posición de la línea recta 78 que sirve como indicador de profundidad, de manera relativa a la imagen *slice* 81 representada de forma reducida. El área entre la línea recta 78 por un lado y la línea horizontal 79, que se origina por reflexiones de luz en la ventana 57d del cabezal de medición 57, por otro lado, se corresponde con la capa de gel que se encuentra entre la ventana 57d y la piel.

55 Al activar el interruptor de pie izquierdo 55l o el símbolo de interruptor correspondiente en el indicador de selección de profundidad 77, por ejemplo con ayuda del ratón del ordenador 54, la línea recta 78 se puede mover de manera relativa a la imagen *slice* 81 representada de forma reducida (ver la flecha doble), con lo que se pueden seleccionar planos situados a diversas profundidades de la piel, en los que se toman imágenes *en face* correspondientes y se muestran en la visualización en la pantalla.

60 El principio de la navegación de profundidad está ilustrado con más detalle en la parte derecha inferior de la Figura 21 de la mano de un plano dibujado en un modelo de piel, que transcurre esencialmente paralelo a la superficie cutánea y puede desplazarse en dirección de la flecha doble en diversas profundidades.

65 La Figura 22 muestra a modo de ejemplo otra imagen *en face* 83, que se tomó en una profundidad más del área cutánea explorada. Tal como se reconoce por la posición de la línea recta 78 relativa a la imagen *slice* 81, el plano de la imagen *en face* 83 obtenida ahora está completamente dentro del área cutánea explorada. Por lo demás, las

aclaraciones de las Figuras 20 y 21 son válidas aquí también.

La Figura 23 muestra un uso ventajoso de la navegación en profundidad descrita anteriormente en la localización de información relevante para el diagnóstico. Así, en la imagen *slice* 81 representada se puede seleccionar la profundidad en la toma de una imagen *en face* 84 mediante la selección de la posición de la línea recta 78, para por ejemplo analizar más de cerca una cavidad 85 intuida por la imagen *slice* 81 en un plano correspondiente de la imagen *en face* 84 que transcurre perpendicular a la imagen *slice* 81.

En lo sucesivo se ilustrarán con más detalle otros aspectos del proceso descrito en la toma de imágenes OCT con el sistema según la presente invención.

En el área derecha de la pantalla 70 mostrada en la Figura 24 se representa reducida una imagen *slice* 85, que se tomó en modo *slice* y mediante activación de un interruptor correspondiente, ventajosamente mediante presión breve del interruptor de pie del medio 55m (ver Figura 13), se guardó en una memoria no volátil del sistema, p.ej. en una memoria de disco duro.

En conjunción con la imagen *slice* 85 guardada y representada se puede realizar una navegación de profundidad, como se ha descrito en detalle en el contexto de las Figuras 19 a 23. Preferiblemente, aquí el sistema está configurado de manera que se crea automáticamente otra imagen *slice* 86 y se muestra en el área derecha de la pantalla 70, cuando la imagen *slice* guardada por última vez, en este caso la imagen *slice* 85, al cambiar del modo *slice* al modo *en face* ya tiene más tiempo de un periodo determinado, por ejemplo 10 segundos. Este caso se muestra en el ejemplo representado en la Figura 24, en el que en un primer momento se tomó la imagen *slice* 85 y tras introducir un comando de usuario correspondiente se guardó y solo tras un periodo de más de 10 segundos tras tomar y guardar la imagen *slice* 85 se cambió al modo *en face*. En este caso, inmediatamente tras el cambio al modo *en face*, se tomó otra imagen *slice* 86, se guardó temporalmente, p.ej. en una memoria volátil del sistema, y se mostró reducida en el área derecha de la pantalla 70, mostrándose para la realización de la navegación de profundidad anteriormente descrita una línea recta 78 en el área de la imagen OCT 86, con la que un operario puede detectar y controlar en qué profundidad del objeto se toma respectivamente una imagen *en face* 87 y se representa, preferiblemente en el área central de la pantalla 70.

Con esta configuración del sistema se garantiza que la navegación de profundidad anteriormente descrita se realice constantemente en una imagen *slice* lo más actual posible, de manera que se pueda tener en cuenta cualquier movimiento relativo entre el cabezal de medición por un lado y el objeto por otro, incluidos los movimientos en el objeto mismo, y con ello no influya negativamente en la fiabilidad de la toma de imágenes OCT, en particular imágenes *en face*.

El periodo de tiempo ajustable entre tomar y guardar una imagen *slice* por un lado y el cambio del modo *slice* al modo *en face* por otro, al cabo del cual se toma una nueva imagen *slice*, se guarda temporalmente y se muestra en la pantalla 70, se fijó en el ejemplo representado en 10 segundos. En principio, no obstante, también es posible seleccionar un periodo mucho menor, p.ej. 5 segundos, en caso de que el tipo de exploración en cuestión lo requiera. Este puede ser el caso por ejemplo si el cabezal de medición, por movimientos mayores del objeto, en particular de un paciente, no se puede mantener en una posición fija relativa al objeto durante un tiempo suficiente. Por otro lado también es posible prefijar periodos más largos, p.ej. 15 segundos, cuando el objeto a explorar permanece inmóvil durante un tiempo mayor y se puede garantizar una posición relativa fija entre el cabezal de medición y el objeto.

La Figura 25 muestra una visualización en la pantalla 70, después de que se cambiara del modo *en face*, cuya visualización en la pantalla se muestra a modo de ejemplo en la Figura 24, de vuelta al modo *slice*. En el área derecha de la visualización en la pantalla 70 se muestra en este caso la imagen *slice* 85 guardada permanentemente por un comando del usuario, pero no la imagen *slice* 86 guardada solo temporalmente a efectos de navegación (ver Figura 24). Además, después del cambio al modo *slice* se representa en forma reducida la última imagen *en face* 87 tomada y visualizada en modo *en face*.

En el área central de la pantalla 70 se representa una imagen *slice* 88 tomada actualmente. De forma análoga a la navegación de profundidad anteriormente descrita, el sistema está configurado de forma que, con ayuda de una línea recta 89 representada adicionalmente, también en la imagen *en face* 87 representada de forma reducida se puede seleccionar un plano perpendicular al plano de la imagen *en face* 87 representada, en el que se toma la imagen *slice* 88.

La selección, realizada con una imagen *en face*, de planos de imagen *slice* que transcurren esencialmente paralelos a la luz que llega al objeto o perpendiculares a la superficie de la piel o al plano de la imagen *en face* puede denominarse también navegación lateral. Por lo demás, las aclaraciones anteriores en relación a la navegación de profundidad son válidas aquí también.

El principio de la navegación lateral está ilustrado con más detalle en la parte derecha inferior de la Figura 25 de la mano de un plano dibujado en el modelo de piel, que esencialmente transcurre perpendicular a la superficie cutánea

y puede desplazarse lateralmente en dirección de la flecha doble.

En la visualización de pantalla 25 mostrada en la Figura 70 se representa además en el área derecha una imagen *slice* 88' que se guardó en el modo *slice* seleccionado actualmente con un comando de selección del usuario correspondiente. Además se muestra un símbolo 3D que indica que entretanto también se ha tomado y guardado un tomograma tridimensional tomado en modo operativo 3.

7. Modo de visualización de imágenes y administración

Tras acabar de tomar una o varias, en su caso diversas, imágenes OCT, el cabezal de medición 57 se vuelve a insertar en el soporte de cabezal de medición que se encuentra en la carcasa 51 del sistema 50, tras lo cual la visualización en la pantalla 70, como se muestra en la Figura 26, pasa automáticamente al modo de visualización de imágenes, en el que el operario puede seleccionar las imágenes OCT 85, 87, 88' y 90 guardadas mostradas de forma reducida en el área derecha de la pantalla 70, mostrándose la imagen reducida seleccionada en grande en el centro de la pantalla 70.

En caso de selección del tomograma tridimensional 90, se puede realizar en el área central de la pantalla 70 una reproducción en perspectiva del tomograma tridimensional tomado. Para determinadas aplicaciones diagnósticas puede no obstante ser más ventajoso representar juntas en grande respectivamente una imagen *slice* 91 y una imagen *en face* 92 sacadas del tomograma tridimensional en el área central de la pantalla 70, como se muestra en la Figura 26 a modo de ejemplo. Aquí resulta ventajoso emplear también el principio de la navegación de profundidad y lateral anteriormente descrito, con el que se muestran líneas rectas correspondientes 93 y 94 en las imágenes *slice* y *en face* respectivamente 91 y 92 mostradas. Mediante la selección de una línea recta 93 o 94, así como la selección de la posición de la línea recta seleccionada 93 o 94 en el área de la imagen *en face* 92, el usuario puede fijar el plano de la imagen *slice* 91 mostrada respectivamente. Asimismo puede, seleccionando y desplazando la línea recta 93 en el área de la imagen *slice* 91, realizar la selección de un plano de la imagen *en face* sacada del tomograma tridimensional, que se quiera mostrar.

En conjunción con la vista de pantalla 70 representada en la Figura 27 se ilustra cómo se pueden introducir comentarios en el modo de visualización de imágenes. Para ello, el operario escoge en primer lugar una imagen OCT a comentar, en el ejemplo mostrado esta es la imagen *slice* 85, y a continuación se abre un campo de comentarios correspondiente asignado a esta imagen, en el cual se pueden entonces introducir los comentarios deseados en forma de texto libre. Asimismo se abre un campo de comentarios general 96, en el cual se puede introducir un comentario sobre la exploración realizada, que se asigna a todas las imágenes OCT 85, 87, 88' y 90 tomadas durante esta exploración, y que al abrir solo una de estas imágenes se muestra junto con la imagen abierta. En el centro de la pantalla 70 mostrada en la Figura 27 se representa en grande la imagen *slice* 85 seleccionada y mostrada de forma reducida en el área derecha de la pantalla 70.

Tras concluir el análisis y en su caso el comentario de las imágenes OCT tomadas durante la exploración, se puede seleccionar un modo de administración del sistema 50 en el que en la vista de pantalla 70, como se representa en la Figura 28, se muestra la exploración realizada en forma de una línea 98 correspondiente. Seleccionando la línea 98 correspondiente, el operario puede cambiar de nuevo al modo de visualización de imágenes y analizar y comentar en su caso las imágenes OCT tomadas.

De la exploración realizada se puede generar un informe de exploración, de forma automática tras finalizar la exploración o tras un comando del usuario, como se muestra a modo de ejemplo en la Figura 29. En el informe de exploración, que preferiblemente se genera en formato HTML, se incluyen en forma de resumen junto a la información del paciente introducida antes de la exploración las imágenes OCT 85, 87, 88' y 90 tomadas durante esta exploración y guardadas debido a un comando del usuario, así como los comentarios respectivos introducidos 96 y 97.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Procedimiento para tomografía de coherencia óptica, en el cual con un dispositivo de tomografía de coherencia óptica (10-30) se toman al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) de un objeto (1) en planos del objeto (1) que están distanciados entre sí y que transcurren paralelos entre sí, donde las imágenes originales (S; F) comprenden respectivamente una pluralidad de valores de imagen original y se realiza una interpolación de los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) en el espacio tridimensional y con ello se obtienen valores de interpolación que constituyen una imagen final bidimensional (S'; F'), estando los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) en una red regular en el espacio tridimensional, caracterizado porque los valores de imagen original adyacentes en la red presentan separaciones entre sí iguales en las tres direcciones espaciales.
- 10 2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que las separaciones iguales en la red regular son de entre aprox. 2 μm y 4 μm .
- 15 3. Procedimiento según la reivindicación 1 o 2, en el que los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) se interpolan mediante una interpolación trilineal y/o una interpolación tricadrática y/o una interpolación tricúbica.
- 20 4. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) son imágenes en tiempo real, que se toman con una tasa de al menos una imagen por segundo, preferiblemente al menos cinco imágenes por segundo.
- 25 5. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S) se toman en planos distanciados entre sí del objeto (1) en un primer modo operativo en el que la luz reflejada o dispersada de vuelta por el objeto (1) solo es captada por una superficie parcial (A2), en particular por dos líneas adyacentes, de un detector de resolución espacial (30) del dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30), mientras que la distancia óptica de un reflector (16) a un divisor de haz (11) del dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30) se cambia en una vía óptica que es sustancialmente mayor, particularmente al menos 100 veces mayor, que la longitud de onda media (λ_0) de la luz acoplada en el dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30).
- 30 6. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que las al menos dos imágenes originales bidimensionales (F) del objeto (1) se toman en planos distanciados entre sí del objeto (1) en un segundo modo operativo en el que durante una variación de la distancia óptica de un reflector (16) a un divisor de haz (11) del dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30) la luz reflejada por el objeto (1) es captada por elementos detectores (31) de un detector (30) varias veces, en particular un máximo de cinco veces, siendo la variación de la distancia óptica del reflector (16) al divisor de haz (11) un máximo de cuarenta veces la longitud de onda media (λ_0) de la luz acoplada en el dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30).
- 35 7. Procedimiento según la reivindicación 6, en el que los dos planos en diversas profundidades (P_1 , P_2) del objeto (1) transcurren por encima y por debajo de una profundidad media (P_0) del objeto (1).
- 40 8. Procedimiento según la reivindicación 7, en el que los dos planos presentan la misma distancia de la profundidad media (P_0).
- 45 9. Procedimiento según la reivindicación 2 y una de las reivindicaciones 7 u 8, en el que la separación de ambos planos entre sí se corresponde con la separación igual de los valores de imagen original en las tres direcciones espaciales.
- 50 10. Procedimiento según una de las reivindicaciones 6 a 9, en el que la profundidad media (P_0) o las profundidades diversas (P_1 , P_2) de los planos que transcurren por encima y por debajo de la profundidad media (P_0) del objeto (1) se ajustan mediante la distancia del reflector (16) al divisor de haz (11).
- 55 11. Procedimiento según la reivindicación 10, en el que la distancia óptica del reflector (16) al divisor de haz (11) del dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30) se cambia en una vía óptica que es sustancialmente mayor, particularmente al menos 100 veces mayor, que la longitud de onda media (λ_0) de la luz acoplada en el dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30).
- 60 12. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que antes de la realización de la interpolación el número de valores de imagen original iniciales (42) de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (F) se reduce en al menos una dimensión, en particular en dirección de la profundidad (T) del
- 65

objeto (1), combinándose en cada caso al menos dos, preferiblemente más de diez, valores de imagen original iniciales (42) en un valor de imagen original.

- 5
13. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que los valores de imagen original iniciales (42) son valores de muestreo que se obtienen mediante muestreo sucesivo de un patrón de interferencia (40) obtenido a partir de diversas profundidades (T) dentro de un área de profundidad del objeto (1).
- 10
14. Procedimiento según la reivindicación 12 o 13, en el que se combinan aquellos valores de imagen original iniciales (42) que se obtienen de un área, en particular un área de profundidad, del objeto (1), cuya extensión (45) en la al menos una dimensión se corresponde con la resolución (41), en particular la resolución axial o resolución profunda, del dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30).
- 15
15. Sistema para tomografía de coherencia óptica con un dispositivo para tomografía de coherencia óptica (10 - 30), configurado para la toma de al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) de un objeto (1) en planos del objeto (1) que están distanciados entre sí y que transcurren paralelos entre sí, en el que las imágenes originales comprenden respectivamente una pluralidad de valores de imagen original, que comprende un dispositivo de procesamiento configurado para la interpolación de los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) en el espacio tridimensional, con lo que se obtienen valores de interpolación que constituyen una imagen final bidimensional (S'; F'), y en el que los valores de imagen original de las al menos dos imágenes originales bidimensionales (S; F) se encuentran en una red regular en el espacio tridimensional, caracterizado porque los valores de imagen original adyacentes en la red presentan separaciones entre sí iguales en las tres direcciones espaciales.
- 20
- 25

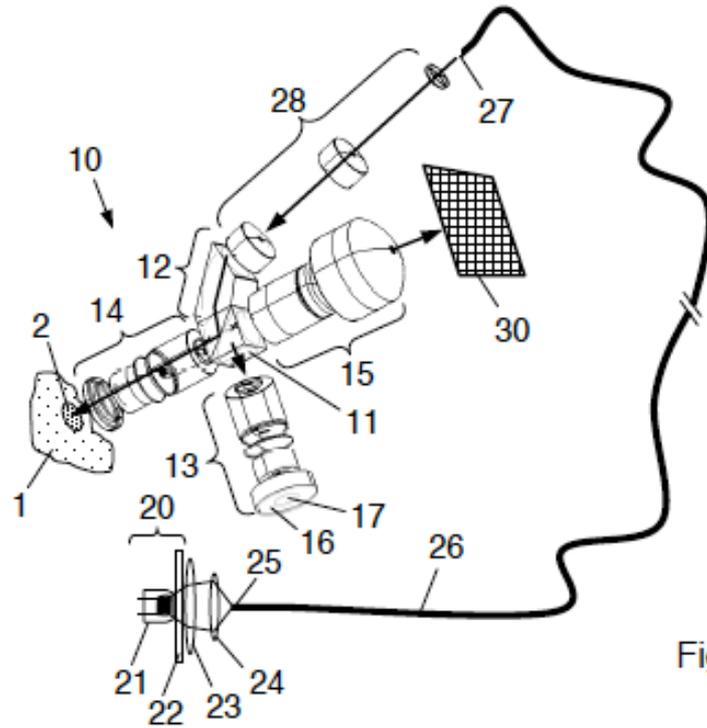


Fig. 1

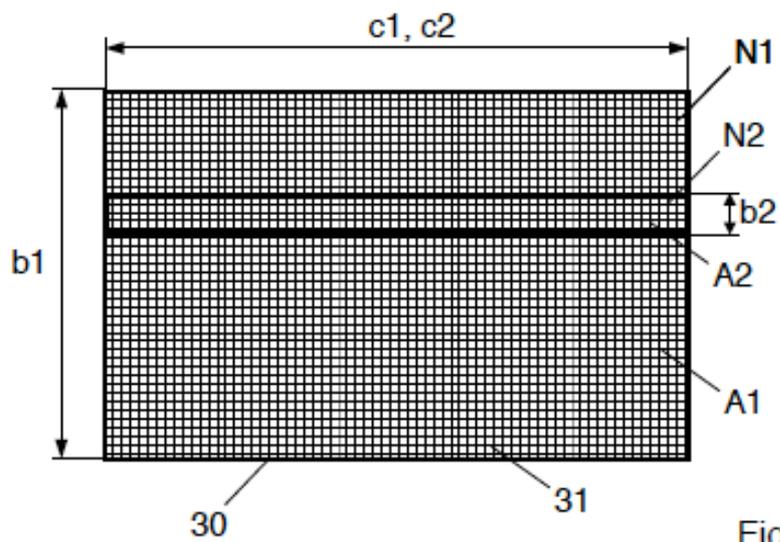


Fig. 2

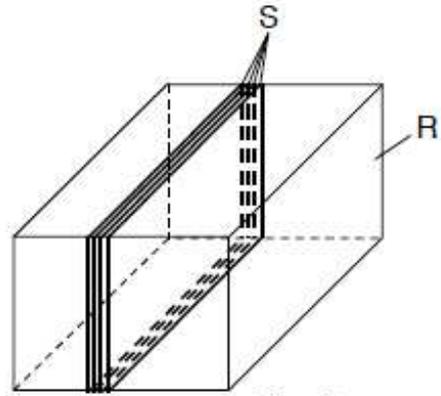
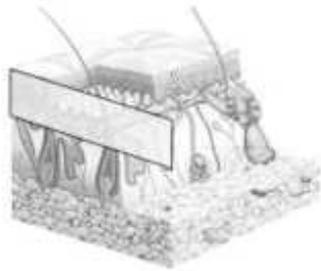


Fig. 3

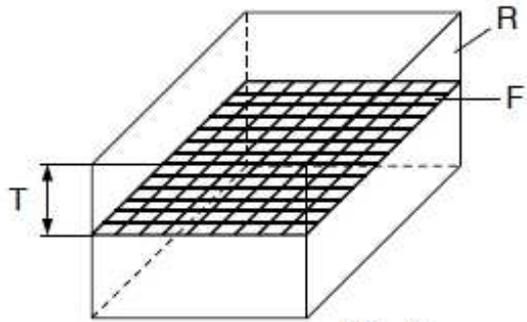
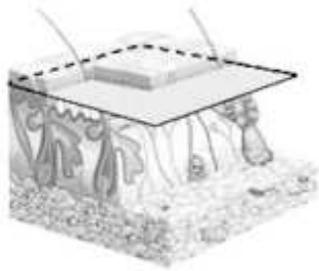


Fig. 4

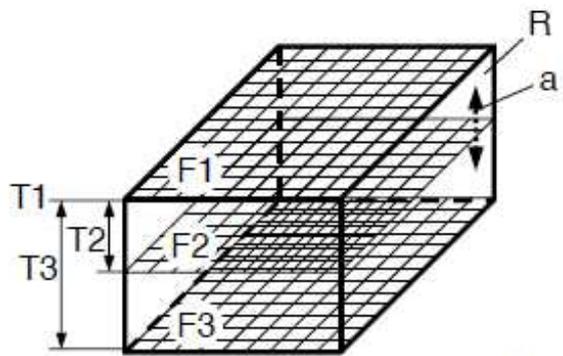
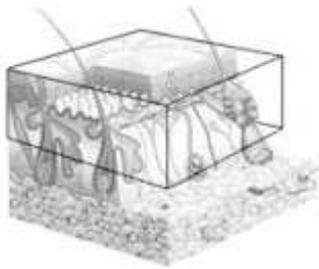


Fig. 5

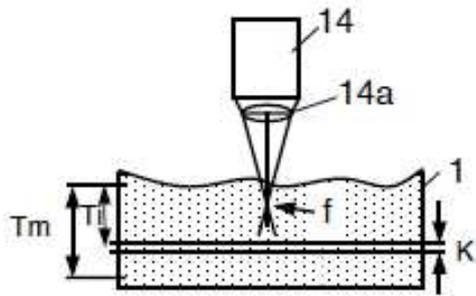


Fig. 6a

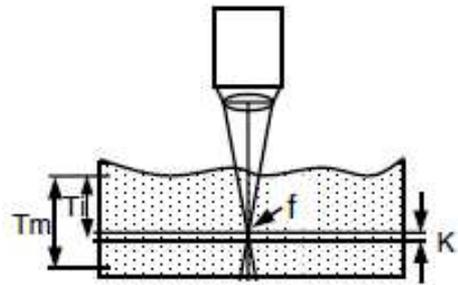


Fig. 6b

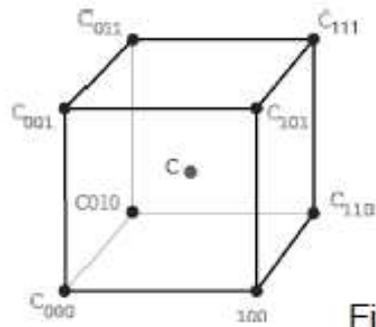


Fig. 7

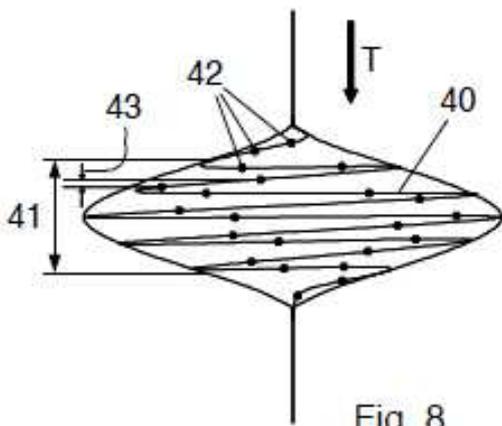


Fig. 8

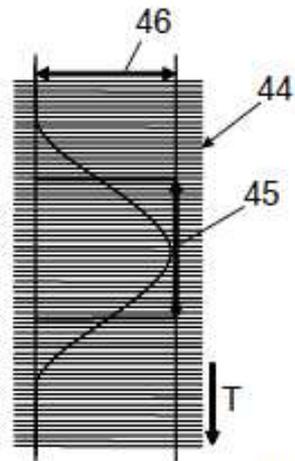


Fig. 9

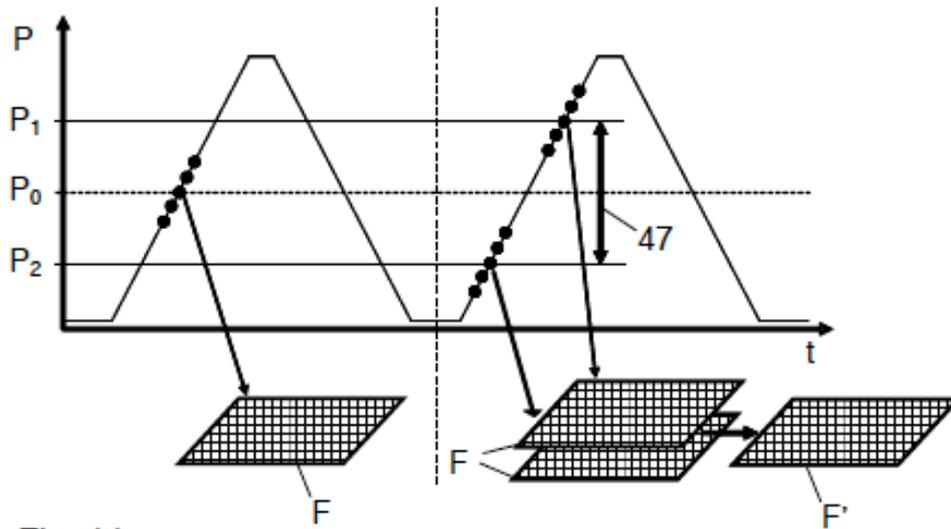
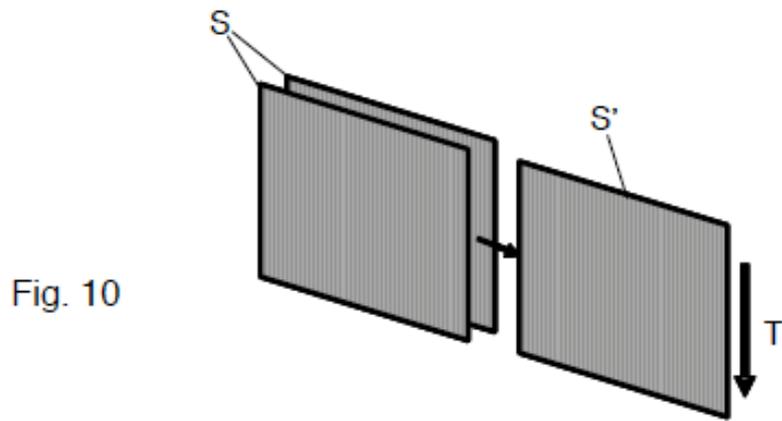


Fig. 11

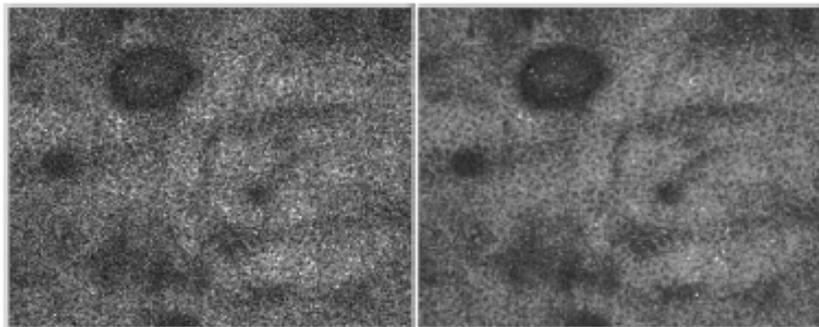


Fig. 12

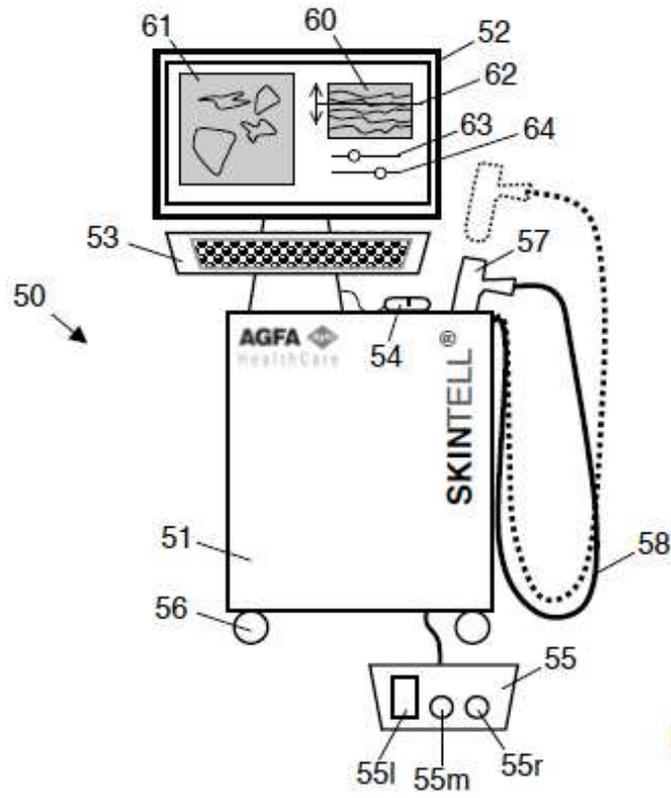


Fig. 13



Fig. 14

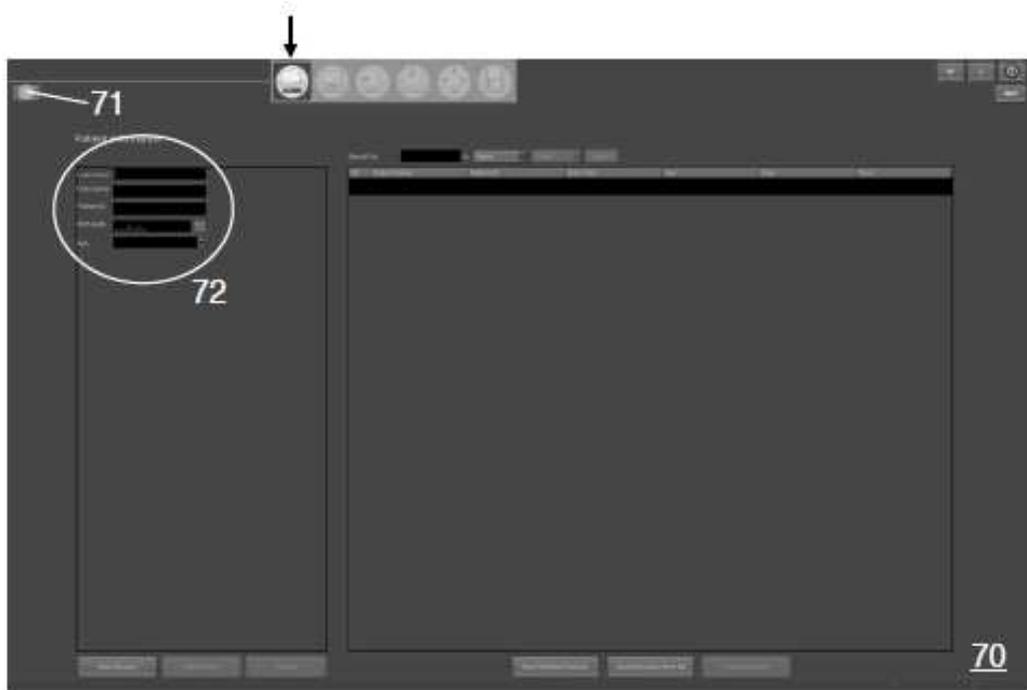


Fig. 15

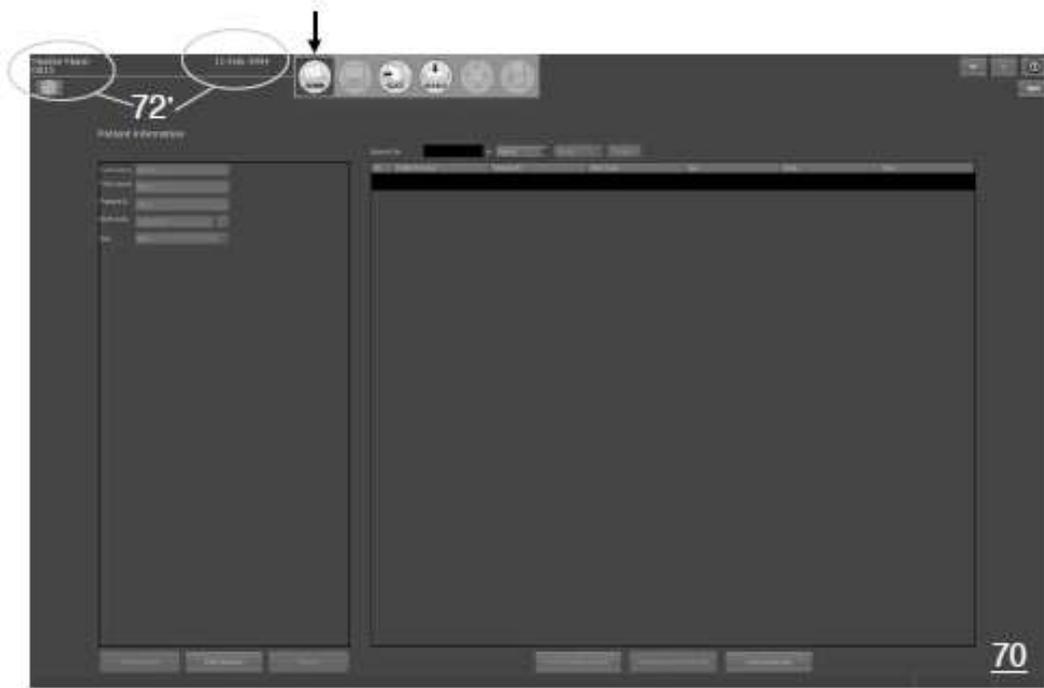


Fig. 16

S

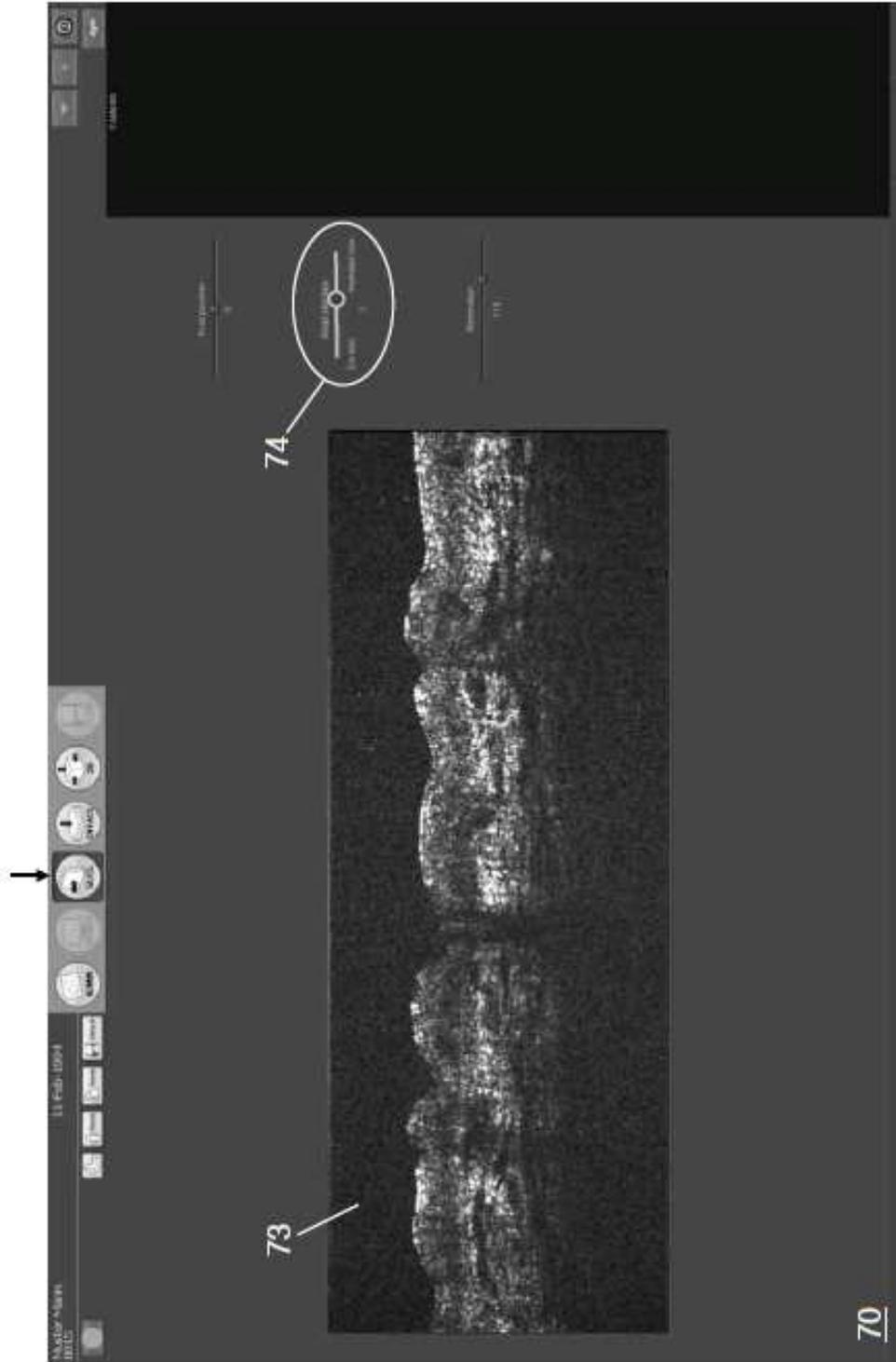


Fig. 17

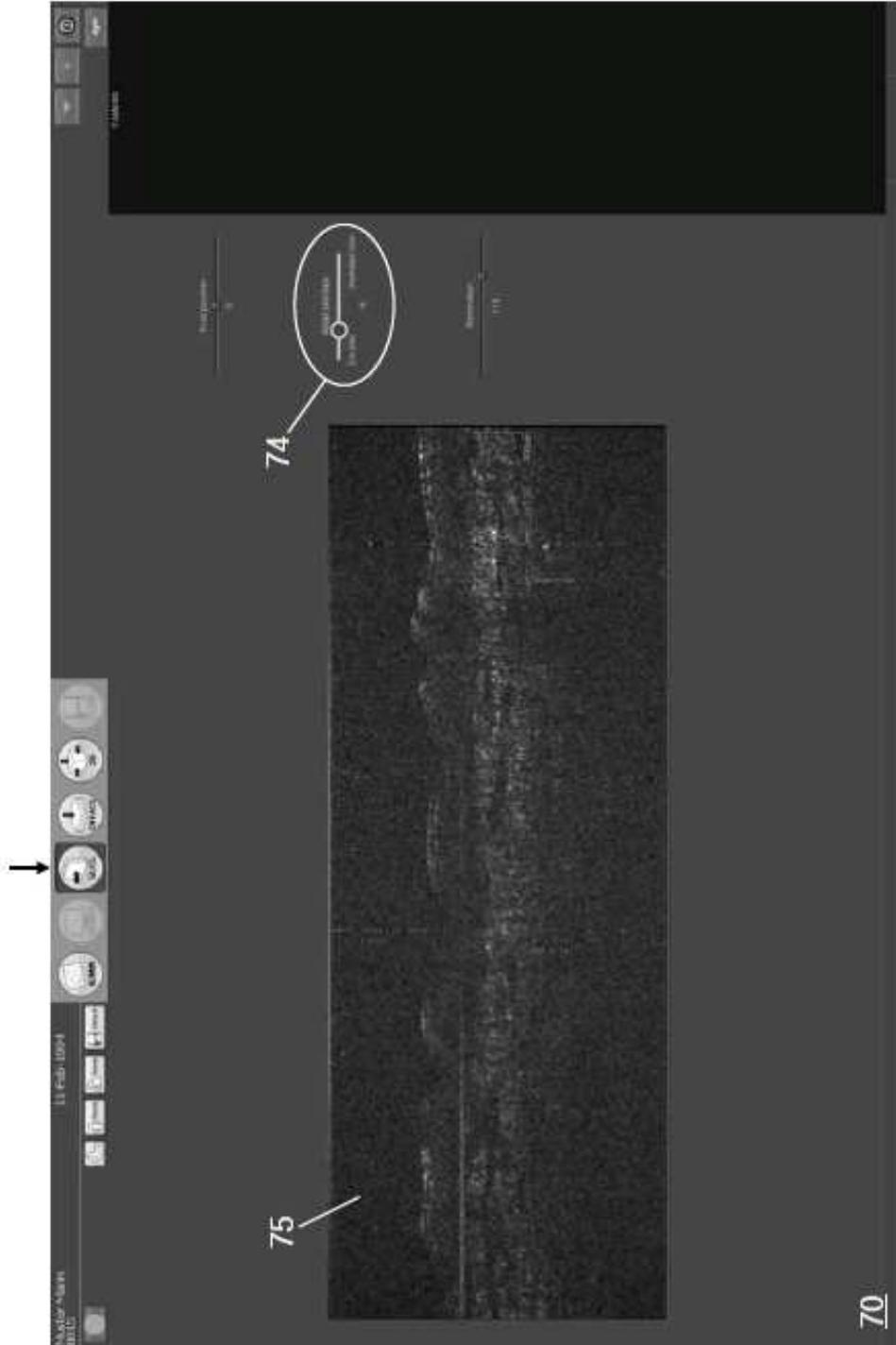


Fig. 18

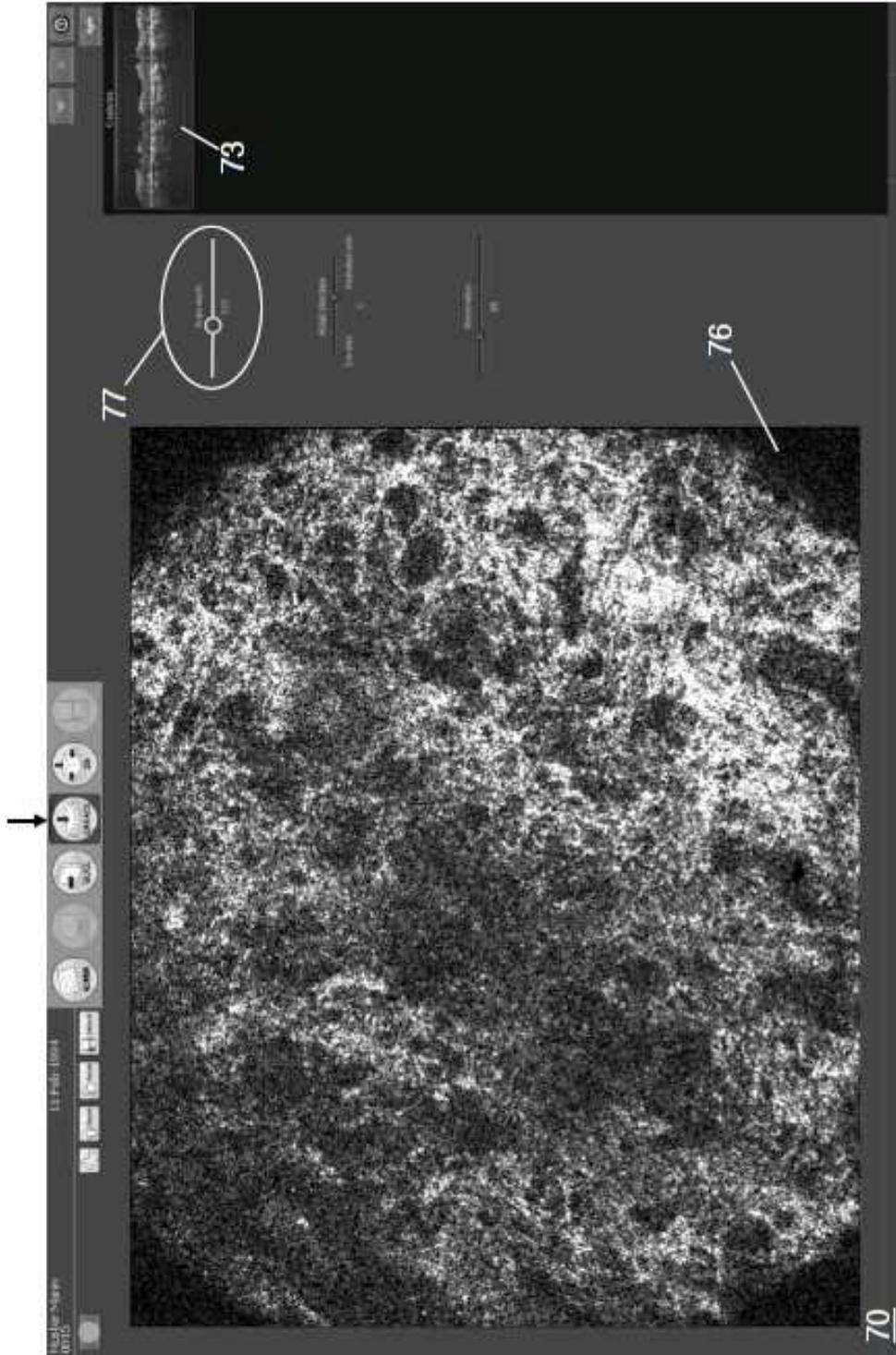


Fig. 19

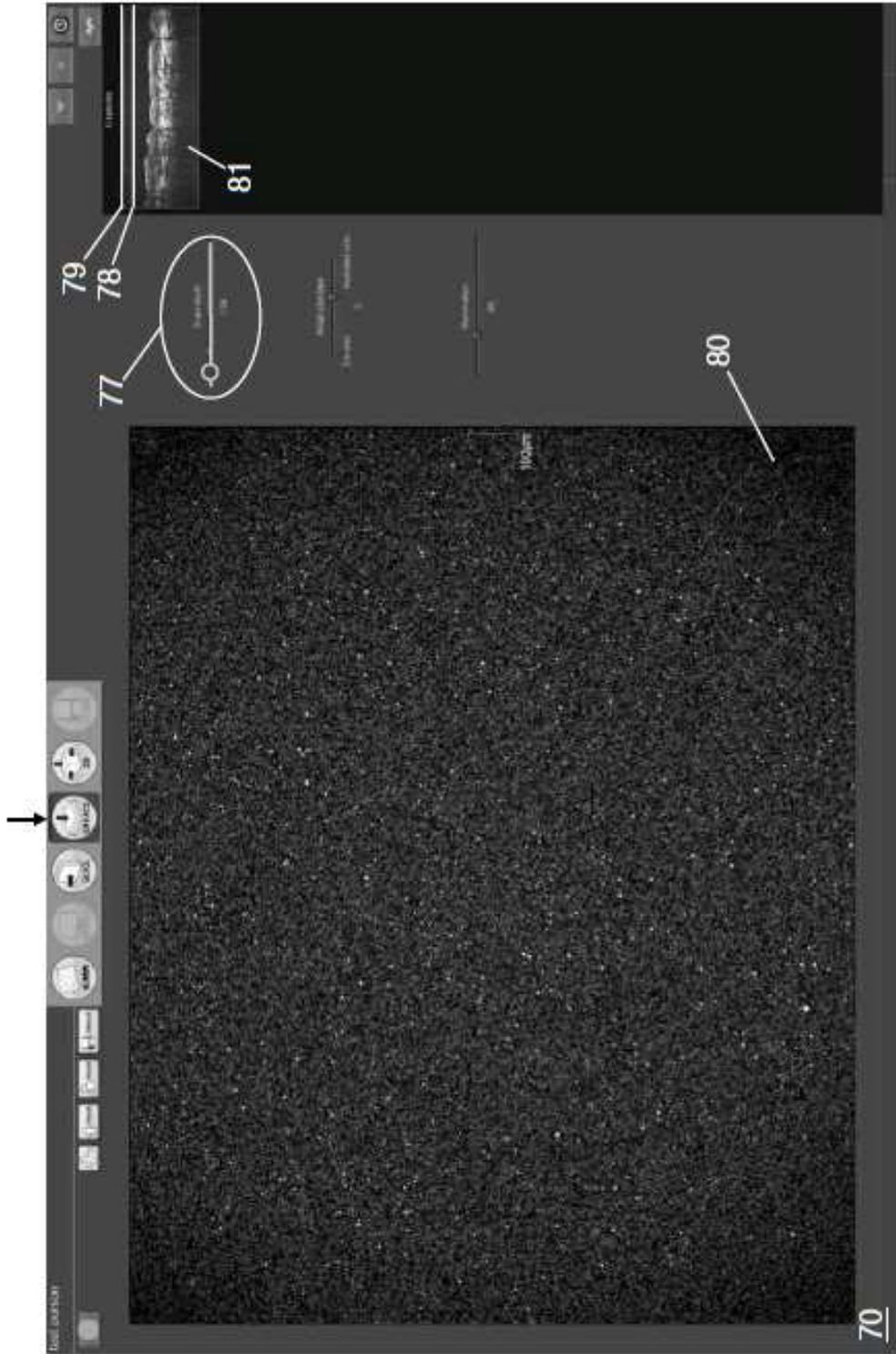


Fig. 20

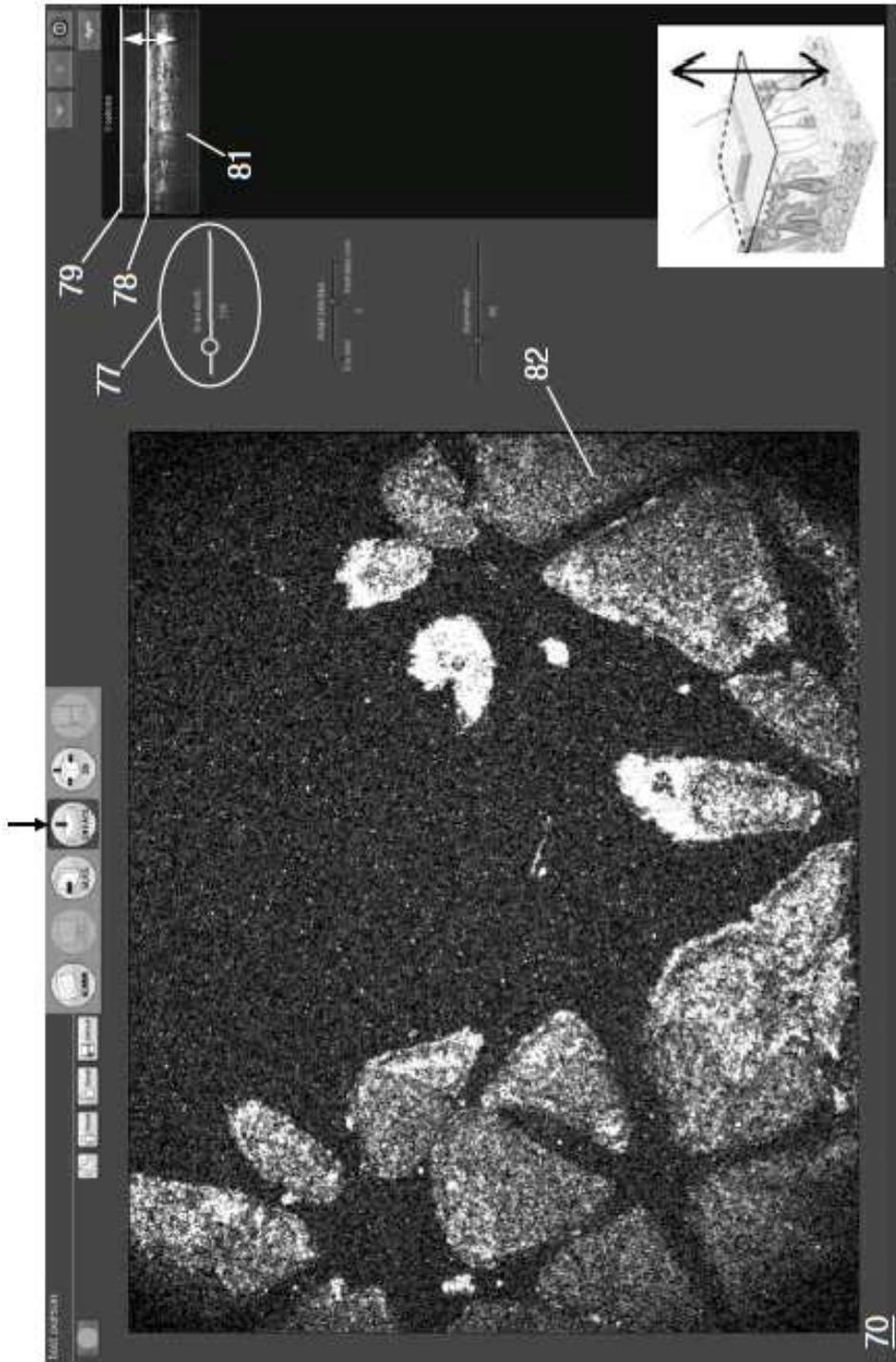


Fig. 21

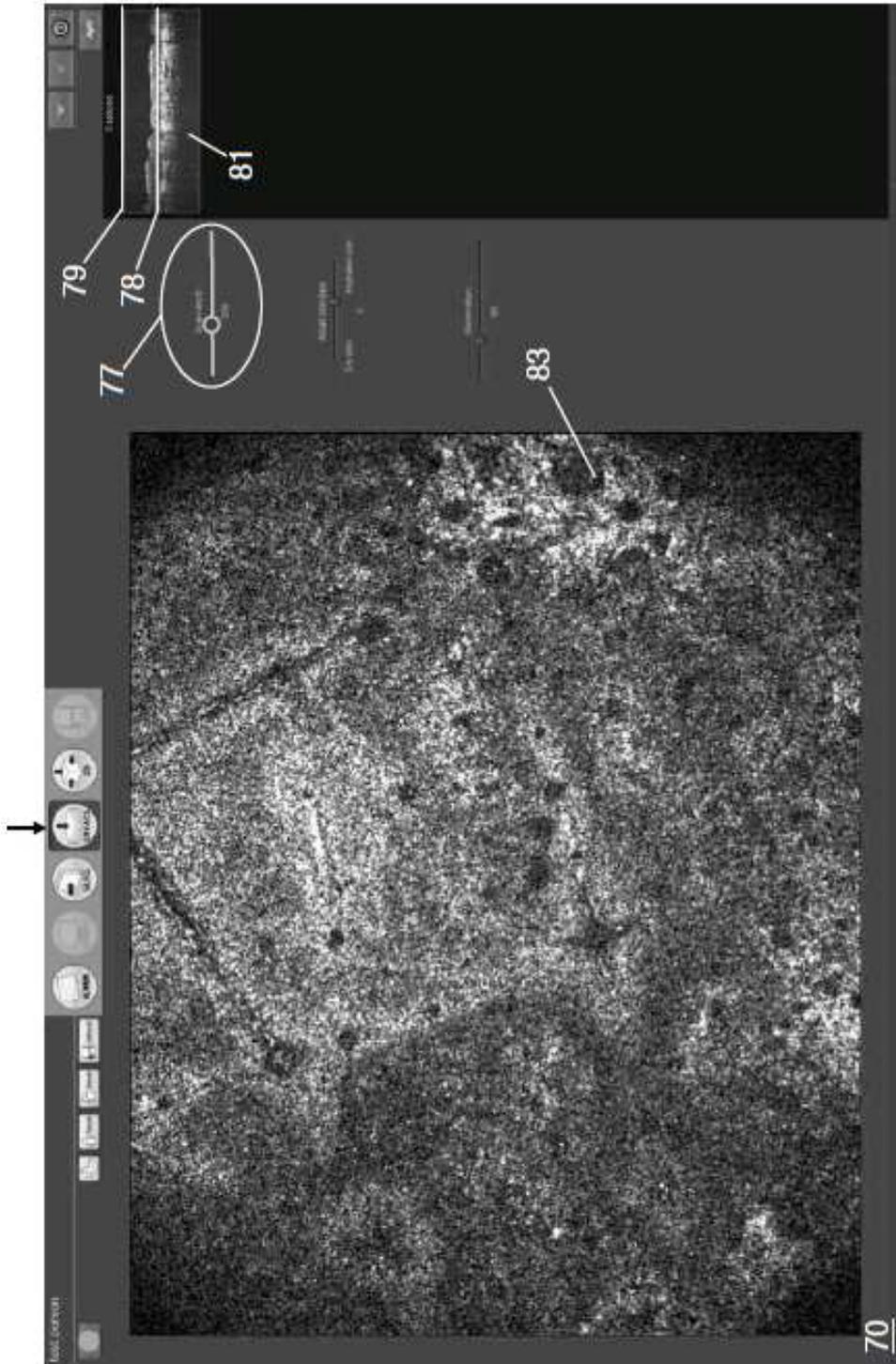


Fig. 22

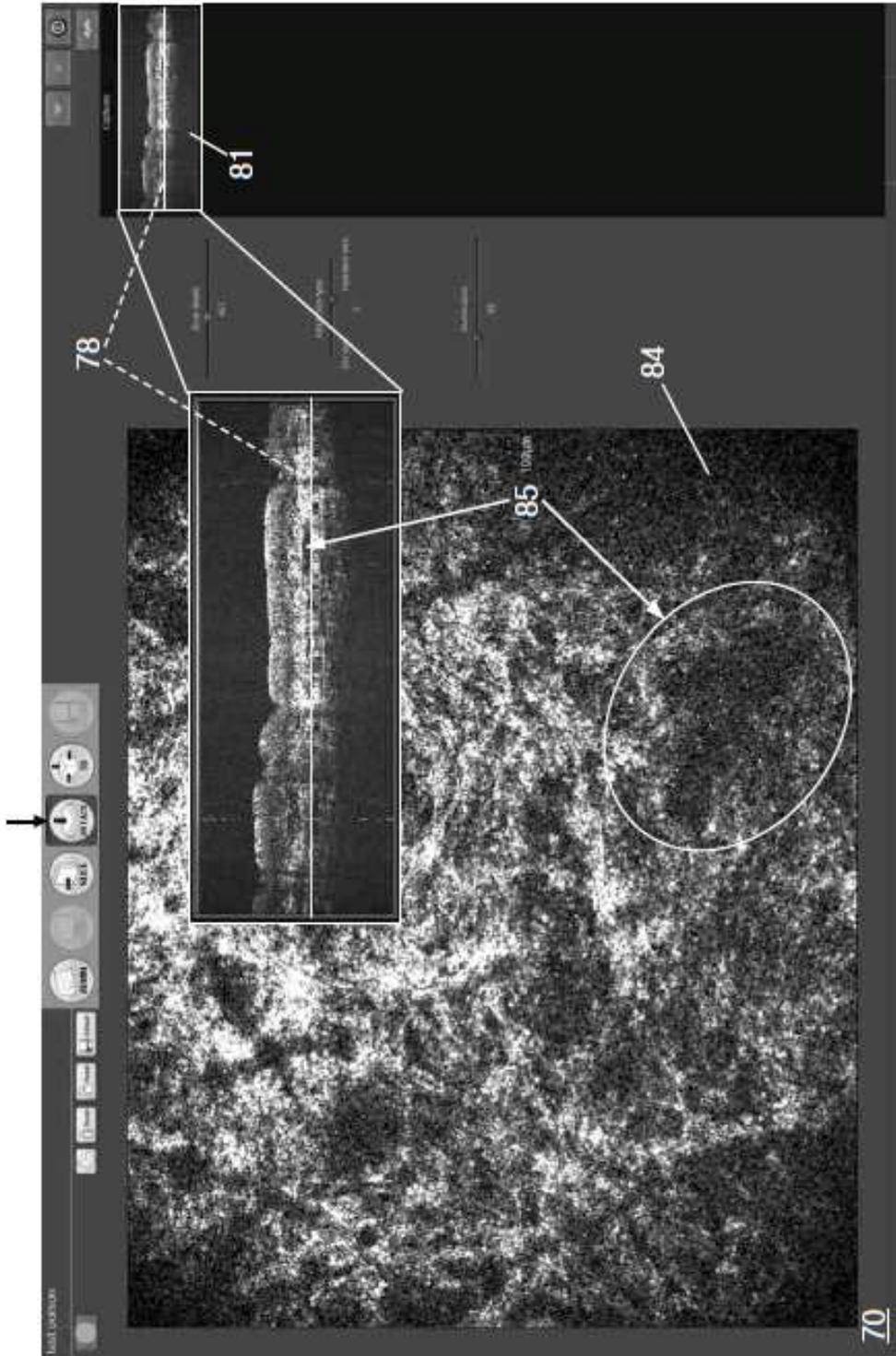


Fig. 23

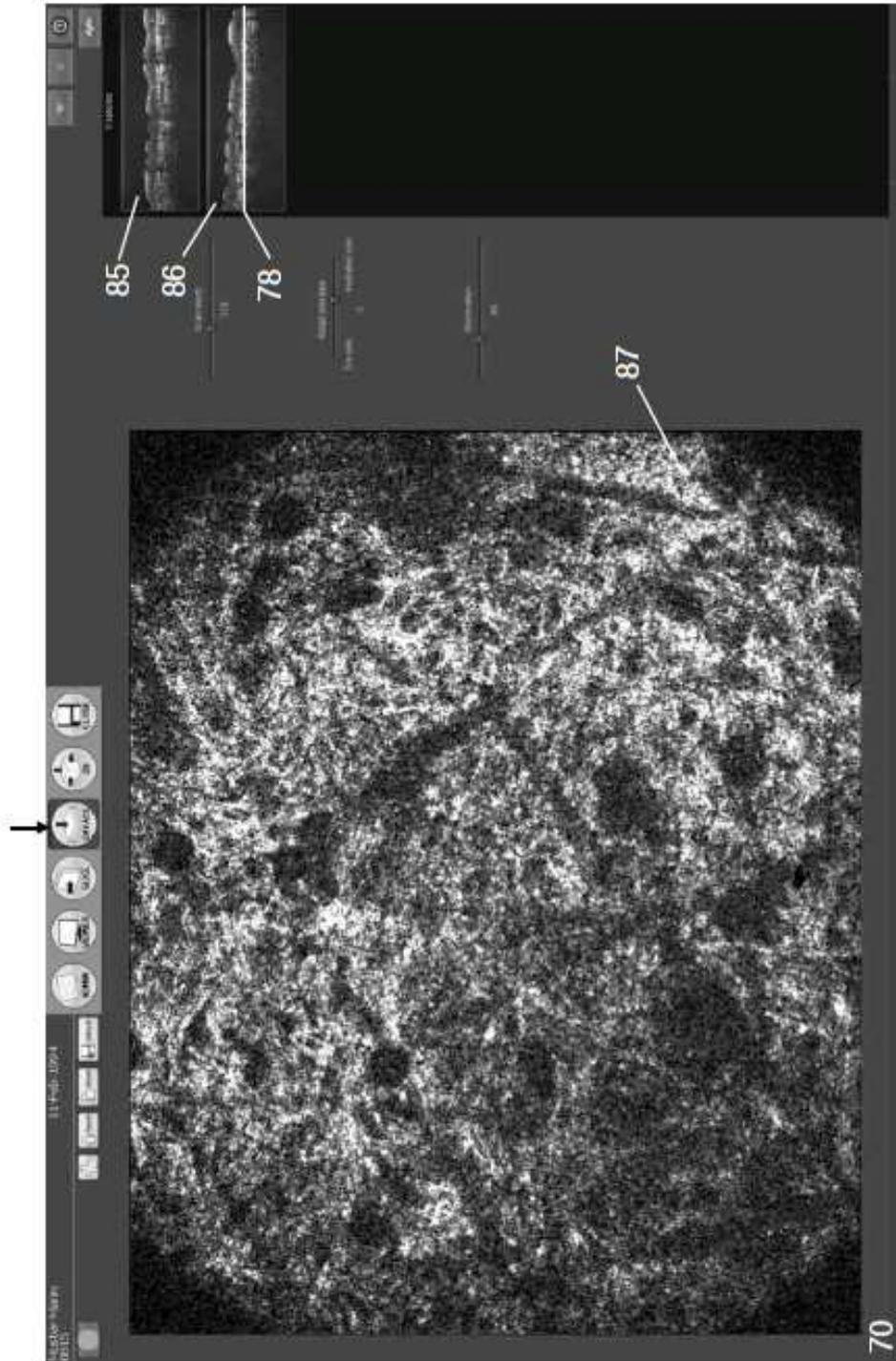


Fig. 24

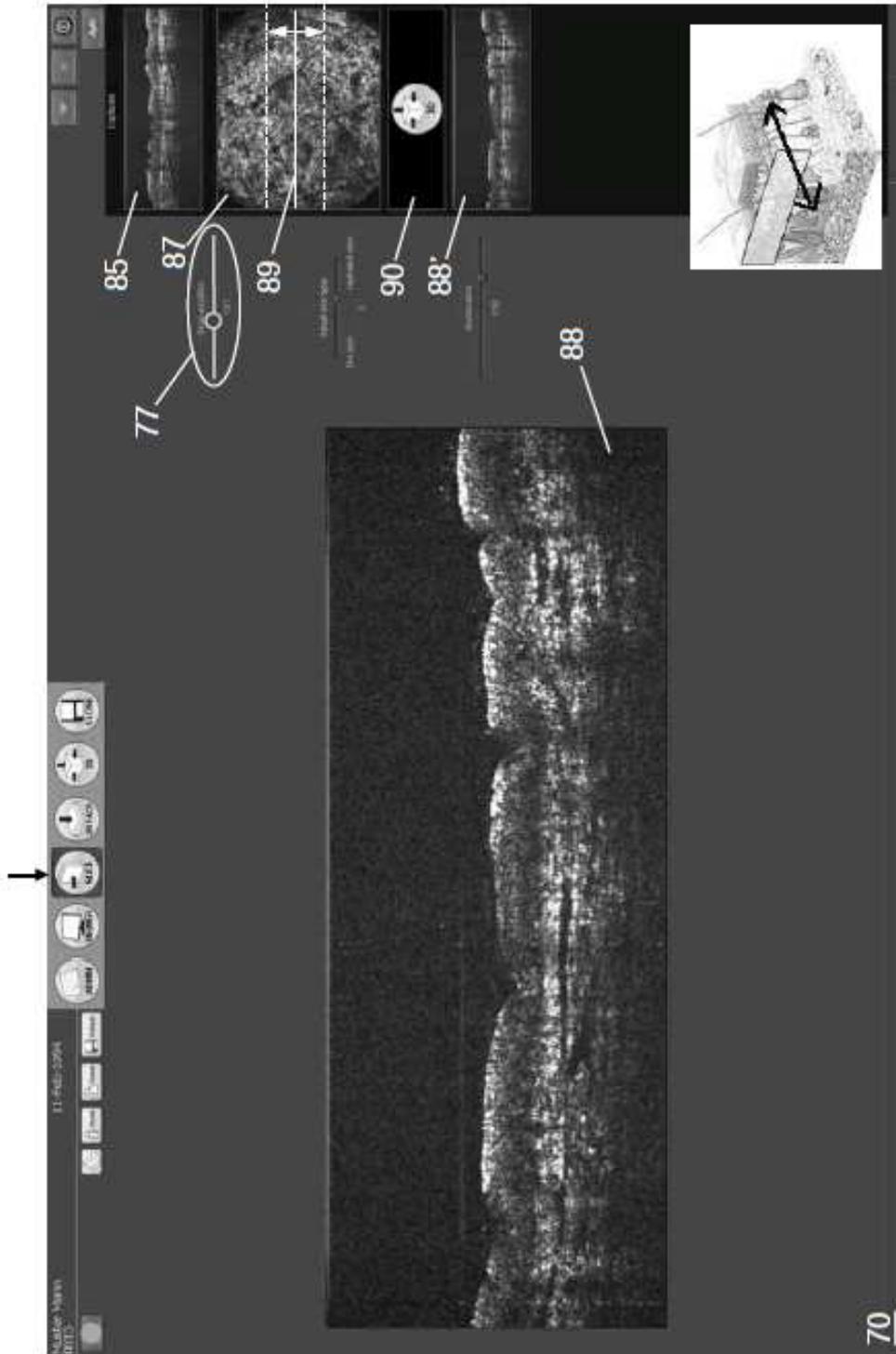


Fig. 25

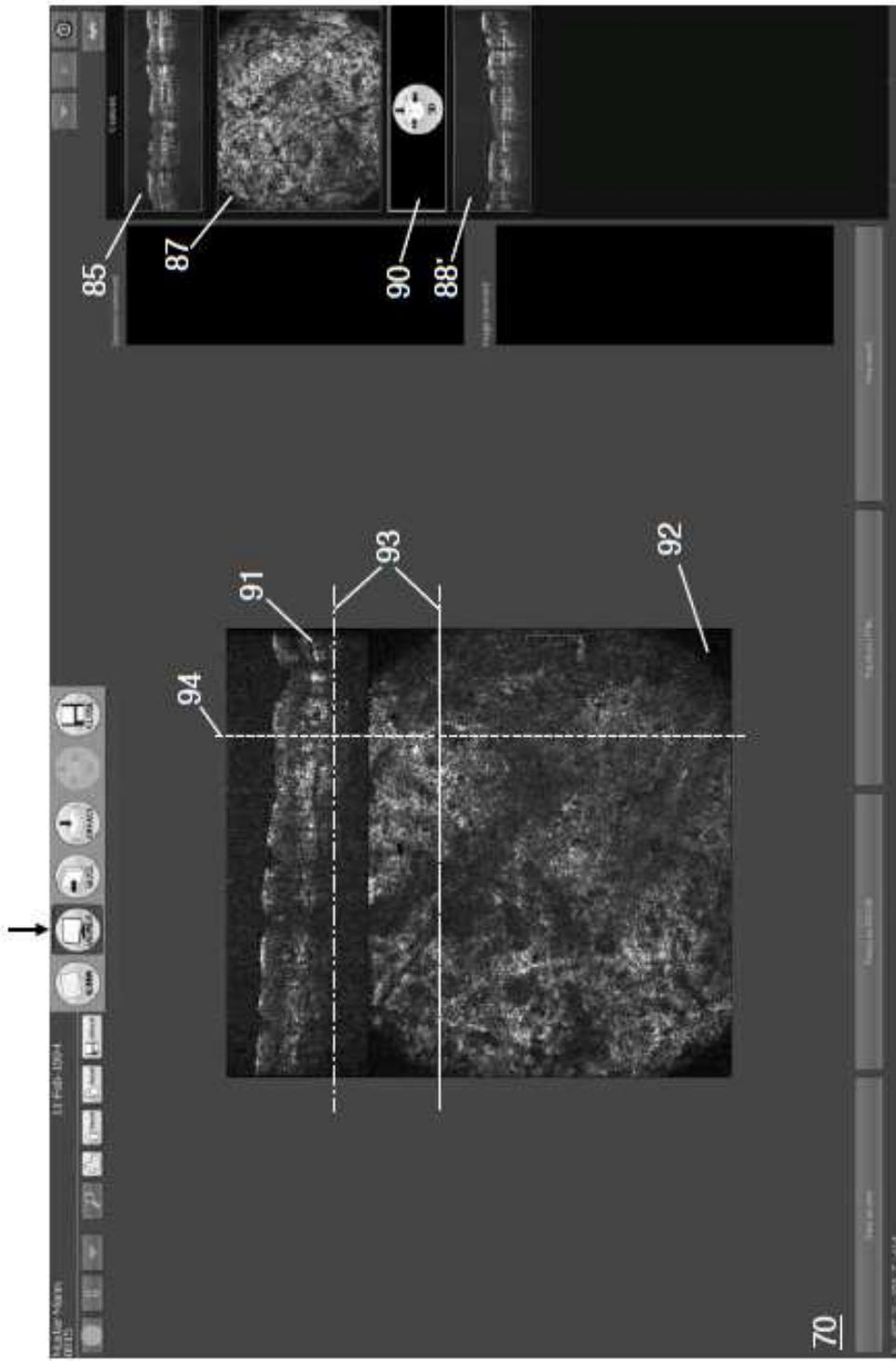


Fig. 26

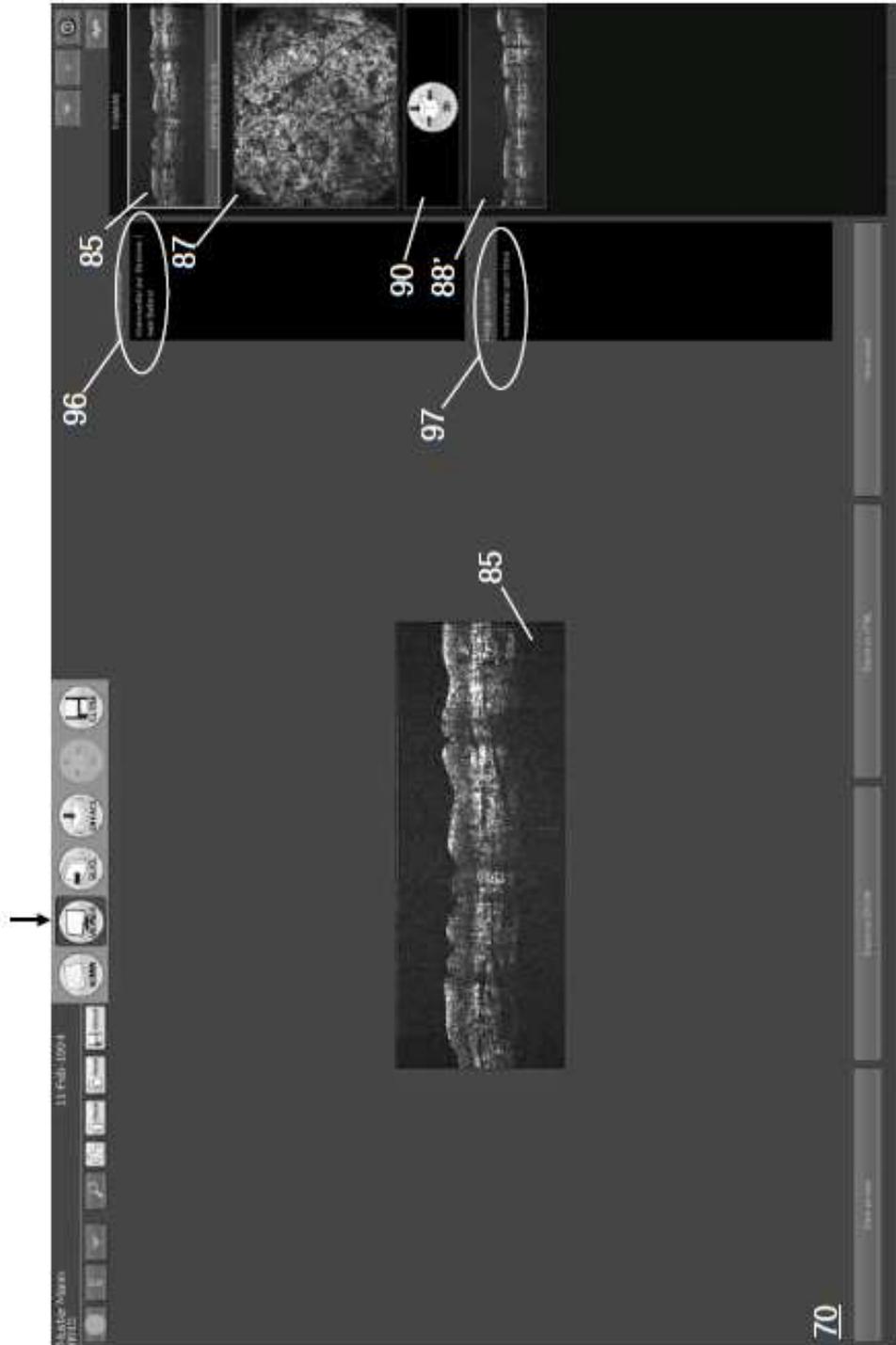


Fig. 27

AGFA
HealthCare

Informe de diagnóstico per imagen

Paciente ID:
Paciente nombre:
Paciente ID:
Sexo:

8075
Fecha de nacimiento:
11/02/1988
M

Examen Médico:
Examen de imagen:
Código de imagen:

Examen: (1 febrero 2021)
Fecha de estudio: (11 febrero 2021)
Hora de estudio: 11:00:12

Sesión de comentario
Comentarios de la sesión de estudio

96

Imágenes generales

85

87

90

88'

96

Fig. 29