

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 525 113**

51 Int. Cl.:

**G01N 21/27** (2006.01)

**G01N 21/45** (2006.01)

**G01B 9/02** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 3/12** (2006.01)

**G01N 21/47** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.02.2007** **E 11002234 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.10.2014** **EP 2365316**

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

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**18.12.2014**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**NEBOSIS, RAINER, DR.;**  
**SCHEUNEMANN, RAINER, DR. y**  
**KOPP, EDGAR-GERALD, DR.**

74 Agente/Representante:

**TEMIÑO CENICEROS, Ignacio**

**ES 2 525 113 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 para tomografía de coherencia óptica.

5 Esta solicitud de patente hace referencia a un sistema para tomografía de coherencia óptica según el preámbulo de la reivindicación 1.

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 ultrasónico. En lugar de sonido en la OCT se emplea luz de banda ancha que presenta una longitud de coherencia muy reducida. Los tiempos de recorrido de la luz reflejada en diversas capas límite de la muestra se captan con ayuda de un interferómetro. Con la OCT suelen alcanzarse resoluciones superiores en una a dos órdenes de magnitud a las del ultrasonido, 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.

20 Por el documento US 5 321 501 se conoce un sistema para reflectometría en el dominio de la coherencia (OCDR), en el que se conduce una luz acoplada en un acoplador a un mecanismo de escáner transversal, que presenta una o varias lentes para enfocar la luz sobre una muestra, y a una estructura de referencia, que presenta una lente de colimación.

30 Por W. Y. Oh et al., OPTICS EXPRESS Vol. 14, No. 19 (2006) 8675 – 8684, se conoce un sistema genérico, en el que la luz emitida por una lámpara de arco de xenón se acopla en un interferómetro de Michelson, se modula espectralmente mediante el desplazamiento de un reflector que se encuentra sobre un transductor piezoeléctrico y se conduce a un interferómetro de Linnik, desde donde cae sobre la muestra a explorar. El brazo de muestra y el brazo de referencia del interferómetro de Linnik están provistos de lentes de inmersión en agua respectivamente idénticas con una apertura numérica de 0,3. A efectos de miniaturización, se pueden emplear lentes de objetivo de fabricación más fácil con una pequeña apertura numérica de 0,1-0,4.

35 Para obtener un cabezal de medición especialmente apropiado para usos endoscópicos, habría que diseñar el interferómetro de Linnik descrito por W. Y. Oh et al. de manera más compacta, sin que se perjudique con ello la calidad de la imagen.

40 El documento US 5 975 697 se refiere a un sistema de OCT en el que, mediante el ajuste sincrónico de dos obturadores o dos elementos de enfoque, se puede modificar la apertura numérica de dos fotodetectores.

45 El documento US 2006/0158655 A1 divulga un sistema para combinar OCT y oftalmoscopia confocal (CSLO, en el que la luz que parte de un sistema OCT, conducida por un núcleo de fibra interior de una fibra de doble revestimiento hacia una muestra, y reflejada o dispersada por la muestra, es recogida por un núcleo de fibra exterior que circunda el núcleo de fibra interior.

50 El documento US 2002/0048025 A1 se refiere a sistemas ópticos en los que es posible cambiar entre OCT y microscopía de coherencia óptica (OCM), en los que la lente de objetivo tiene una apertura numérica pequeña para un aumento pequeño o bien una apertura numérica grande para un aumento grande.

55 Es un objeto de la invención proporcionar un sistema de tomografía de coherencia óptica en el que el cabezal de medición esté configurado de manera lo más compacta posible y al mismo tiempo se garantice una gran calidad de imagen.

60 Este objeto se realiza según la reivindicación 1 gracias a que está prevista una óptica de iluminación para iluminar la muestra con una apertura numérica, en particular un ángulo de divergencia de un cono de iluminación, y una óptica de muestra para generar una imagen de la muestra con una apertura numérica, en particular un ángulo de aceptación, en la que la apertura numérica, en particular el ángulo de divergencia del cono de iluminación, de la iluminación de la muestra es menor que la apertura numérica, en particular el ángulo de aceptación, para generar una imagen de la muestra.

65 Con ello se consigue la ventaja de que el objetivo de muestra también recoge la luz reflejada en estructuras de muestra en posición oblicua, dado que el ángulo de aceptación del objetivo de muestra es mayor que el ángulo de divergencia del cono de iluminación. Si la apertura numérica fuera por el contrario igual de grande para la iluminación y la generación de imagen, en la reflexión en estructuras de muestra en posición oblicua se recogería

menor cantidad de luz que en la reflexión en estructuras en posición perpendicular al eje óptico.

Preferiblemente, en el brazo de muestra está previsto un objetivo de muestra, a través del cual se enfoca la luz del haz parcial que transcurre por el brazo de muestra en un foco sobre o dentro de la muestra, y en el brazo de referencia está previsto un objetivo de referencia, a través del cual se enfoca la luz del haz parcial que transcurre por el brazo de referencia en un reflector, siendo diferentes las características ópticas del objetivo de muestra de las características ópticas del objetivo de referencia. Esto se basa en la idea de crear características ópticas diferentes de los objetivos de muestra y de referencia mediante la selección correspondiente de lentes de diverso número y/o con diversas longitudes focales y/o con diversas distancias entre sí. Debido a la diferente configuración de los objetivos de muestra y de referencia, por un lado se pueden realizar de manera sencilla distintas distancias de los objetivos de muestra y de referencia al divisor de haz. Por ejemplo, con ello se puede colocar el objetivo de muestra notablemente más cerca del divisor de haz, con lo que el diámetro del objetivo de muestra, en particular de las lentes que se encuentran en el objetivo de muestra, puede reducirse significativamente respecto a los sistemas conocidos por el estado de la técnica, sin reducir sin embargo de manera notable la intensidad luminosa del objetivo de muestra y con ello el rendimiento luminoso en la captación de la luz reflejada por la muestra. Por otro lado, mediante la invención se puede colocar el objetivo de referencia a una distancia notablemente mayor del divisor de haz, con lo que se posibilita un doblez del brazo de referencia, en el que el brazo de referencia está inclinado a  $90^\circ$  respecto a su posición en un interferómetro de Linnik no doblado. Mediante el diseño "asimétrico" del interferómetro, se consigue una forma muy delgada y compacta del cabezal de medición y al mismo tiempo se garantiza que la luz reflejada de la muestra se capte con mayor eficiencia, de manera que se puede garantizar una alta calidad de imagen.

En una realización preferible de la invención está previsto que el objetivo de muestra presente una primera longitud focal y que el objetivo de referencia presente una segunda longitud focal, siendo diferente la primera longitud focal del objetivo de muestra de la segunda longitud focal del objetivo de referencia. Con ello, se pueden realizar de manera sencilla diversos caminos ópticos en el brazo de muestra y el brazo de referencia.

Preferiblemente, el camino óptico a través del objetivo de referencia es más corto que el camino óptico a través del objetivo de muestra. Para ello, el camino óptico en el brazo de referencia fuera del objetivo de referencia puede seleccionarse como más largo, con lo que se pueden realizar de manera especialmente sencilla las distancias mayores del objetivo de referencia al divisor de haz, necesarias para el doblez del brazo de referencia del interferómetro.

Aquí es preferible que la diferencia de los caminos ópticos a través del objetivo de referencia y del objetivo de muestra sea al menos el doble que la profundidad de escaneo óptica máxima en la muestra. La profundidad de escaneo óptica máxima en la muestra indica aquí el área de profundidad dentro de la cual puede darse una interferencia entre el haz parcial reflejado por la muestra en esta área de profundidad y el haz parcial reflejado por el reflector. Con ello se garantiza una asignación inequívoca y sencilla de la información de imagen captada a una profundidad concreta en la muestra. Esto es válido en particular para sistemas OCT con un llamado premodulador, en el que la luz se modula espectralmente antes de acoplarse en el interferómetro.

Es preferible que la localización del objetivo de muestra relativa al divisor de haz sea distinta de la localización del objetivo de referencia relativa al divisor de haz. Preferiblemente, aquí el camino óptico entre el objetivo de referencia y el divisor de haz es mayor que el camino óptico entre el objetivo de muestra y el divisor de haz. Mediante esta realización se posibilita un doblez del brazo de referencia y/o del brazo de iluminación, y con ello una mayor compactación del interferómetro.

Preferiblemente, el objetivo de muestra está alojado de manera móvil en el brazo de muestra, de forma que la distancia del objetivo de muestra al divisor de haz pueda modificarse. Con ello, el foco del objetivo de muestra puede estar siempre en un área de profundidad de la muestra en la que se produce una interferencia.

Preferiblemente, al menos una parte del eje óptico del brazo de referencia y/o del brazo de iluminación forma un ángulo con el eje óptico del brazo de muestra distinto a  $90^\circ$ . Preferiblemente, al menos una parte del eje óptico del brazo de referencia y/o del brazo de iluminación transcurre de manera paralela al eje óptico del brazo de muestra. Mediante este tipo de doblez el interferómetro se puede realizar de manera especialmente compacta.

Es preferible que en el brazo de referencia y en el brazo de iluminación esté previsto un elemento de desviación para desviar el haz parcial que transcurre respectivamente por el brazo de referencia y el brazo de iluminación. Preferiblemente, el elemento de desviación comprende un prisma de desviación. Con ello se posibilita un doblez sin ajustes y preciso del brazo de referencia o de iluminación.

Está previsto que el interferómetro presente un brazo de salida con al menos un elemento óptico y el brazo de salida constituya junto con el objetivo de muestra y de referencia respectivamente una óptica de muestra y óptica de referencia, siendo la óptica de muestra y/o la óptica de referencia telecéntrica o telecéntricas. Las ópticas telecéntricas se caracterizan porque la distancia del objeto puede variarse sin que varíe el tamaño de la imagen.

Es preferible que el objetivo de muestra presente una apertura numérica mayor que el objetivo de referencia. Esto es ventajoso en particular con un interferómetro de Linnik doblado, dado que con ello se puede adaptar de manera relativamente sencilla el objetivo de referencia al objetivo de muestra y además puede realizarse de manera especialmente compacta.

5 Preferiblemente, el interferómetro comprende un brazo de iluminación, que presenta al menos un elemento óptico y constituye, junto con el objetivo de muestra y/o de referencia, una óptica de iluminación con una apertura numérica, y el interferómetro presenta un brazo de salida, que presenta al menos un elemento óptico y constituye, junto con el objetivo de muestra, una óptica de iluminación con una apertura numérica, siendo la apertura numérica de la óptica de iluminación menor que la apertura numérica de la óptica de muestra. Con ello se consigue la ventaja de que el objetivo de muestra también recoge la luz reflejada en estructuras de muestra en posición oblicua, dado que el ángulo de aceptación del objetivo de muestra es mayor que el ángulo de divergencia del cono de iluminación. Si la apertura numérica fuera por el contrario igual de grande para la iluminación y la generación de imagen, en la reflexión en estructuras de muestra en posición oblicua se recogería menor cantidad de luz que en la reflexión en estructuras en posición perpendicular al eje óptico.

En otra configuración ventajosa de la invención está previsto que el detector comprenda una serie de elementos detectores, donde respectivamente dos elementos detectores contiguos presentan una distancia de centro a centro y los objetivos de muestra y de referencia están configurados de manera que la distancia entre dos mínimos de interferencia o máximos de interferencia seguidos de un patrón de interferencia producido es mayor para todas las profundidades de escaneo que la distancia de centro a centro de los elementos detectores. Con ello, las estructuras de interferencia se captan siempre con gran fiabilidad en cada profundidad del elemento espacial observado de la muestra. De esta forma se evitan pérdidas de información y así se garantiza una gran calidad de imagen.

En el sentido de la invención, por irradiación de la muestra con la luz emitida por el interferómetro se entiende que la luz emitida por el interferómetro, que comprende el reflector móvil, cae directamente sobre la muestra o solo cae sobre la muestra una vez ha pasado por otro interferómetro que está colocado entre el interferómetro y la muestra.

En el sentido de la invención, por captación de la luz reflejada por la muestra, en particular a distintas profundidades de la muestra, por parte del detector o los elementos detectores, se entiende que el detector o los elementos detectores captan la luz de fenómenos de interferencia que se producen al superponerse la luz reflejada por la muestra, en particular a diferentes profundidades de la muestra, con la luz reflejada en un espejo de referencia. La superposición de la luz puede producirse en este proceso bien en el interferómetro que comprende el reflector móvil, o en otro interferómetro.

La invención, así como otras configuraciones ventajosas de la invención, se ilustran a continuación en conjunción con Figuras. Se muestran:

- Fig. 1: un ejemplo de realización del sistema OCT según la invención;
- Fig. 2 a-b): dos elementos espaciales de una muestra con secciones individuales;
- Fig. 3 a-b): dos secciones transversales de la muestra y el brazo de muestra del segundo interferómetro;
- Fig. 4: una sección transversal de los componentes ópticos del segundo interferómetro;
- Fig. 5: señales de interferencia y su evaluación en la calibración automática del seguimiento del foco;
- Fig. 6 a-c): señales de interferencia y su envolvente con intensidad no modulada y modulada de la luz acoplada en el primer interferómetro;
- Fig. 7: un ejemplo de circuito eléctrico para la modulación de la sensibilidad del detector;
- Fig. 8: un ejemplo de configuración de un llamado interferómetro de Linnik;
- Fig. 9 a-c): tres posiciones distintas del objetivo de muestra y los correspondientes patrones de interferencia obtenidos;
- Fig. 10 a-b): cada una un detalle de una sección longitudinal de la fibra multimodo del primer conductor de luz en la zona del plano de entrada;
- Fig. 11: un detalle de una sección transversal del haz de fibras del segundo conductor de luz, así como zoom de un área parcial de dicho corte;
- Fig. 12: un detalle de la superficie del detector;
- Fig. 13: la superficie del detector y las superficies de entrada y salida del segundo conductor de luz;
- Fig. 14 a-b): dos ejemplos de configuración del segundo conductor de luz en la sección transversal;
- Fig. 15: un patrón de interferencia así como un detalle del patrón de interferencia en comparación con las fibras individuales del segundo conductor de luz;
- Fig. 16: un detalle de una sección longitudinal del haz de fibras del segundo conductor de luz en el área de la superficie de entrada;
- Fig. 17: una superficie de detector en el primer modo operativo;
- Fig. 18: un elemento espacial de la muestra con secciones de profundidad; y
- Fig. 19: un elemento espacial de la muestra con un tomograma bidimensional en una profundidad determinada.

65 La Fig. 1 muestra un ejemplo de realización del sistema de OCT según la invención. La representación aquí

escogida de los distintos componentes del sistema está muy esquematizada y no está a escala.

Un primer interferómetro 10 presenta un primer espejo de referencia 11 colocado de forma fija, un segundo espejo de referencia 12 colocado de forma móvil y un primer divisor de haz 13. La luz 14 de una fuente de luz 15 se acopla en el primer interferómetro 10, se conduce desde el primer divisor de haz 13 en un primer haz parcial 2 en dirección del primer espejo de referencia 11 colocado de forma fija y un segundo haz parcial 3 en dirección del espejo de referencia 12 móvil. Ambos haces parciales 2 y 3 se reflejan respectivamente de los espejos de referencia primero fijo y segundo móvil 11 y 12 y se superponen en el primer divisor de haz 13 en un tercer haz parcial 4, que se acopla en el área de salida 8 del primer interferómetro 10 en un primer conductor de luz 17, de este es conducido a un segundo interferómetro 20 y allí se acopla en un brazo de iluminación 21 del segundo interferómetro 20.

La luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10 se modula espectralmente mediante la trayectoria luminosa descrita en conjunción con el movimiento del segundo espejo de referencia 12 y abandona el primer interferómetro 10 en forma del tercer haz parcial 4, que se acopla en el segundo interferómetro 20. Por ello el primer interferómetro 10 también puede denominarse premodulador.

El segundo interferómetro 20 sirve como cabezal sensor o de medición, que se pone en contacto de manera manual por parte de un operador, por ejemplo un médico, con la muestra 1 a examinar, en particular un tejido biológico, y en su caso se guía por este. El cabezal de medición está configurado aquí de manera tan compacta que su longitud preferiblemente corresponde a la de un instrumento de escritura convencional, p.ej. una pluma estilográfica.

Para configurar el segundo interferómetro 20 de esta manera compacta, los ejes ópticos del brazo de iluminación 21 así como de un brazo de referencia 23, en el que está colocado de forma fija un tercer espejo de referencia 25, están inclinados respectivamente 90° respecto a la colocación perpendicular convencional de ambos ejes ópticos (véase el primer interferómetro 10) y transcurren paralelos entre sí. Para la desviación de los haces lumínicos del brazo de iluminación 21 y del brazo de referencia 23 en el segundo haz parcial 24, están previstos respectivamente un primer y un segundo prisma de desviación 26 y 28.

El primer, segundo y tercer espejo de referencia 11, 12 y 25 no tienen que ser espejos en sentido más estricto, sino que deben entenderse de forma general como superficies que reflejan al menos parcialmente la luz que se encuentra respectivamente en el primer y segundo interferómetro 10 y 20, por lo que el primer, segundo y tercer espejo de referencia 11, 12 y 25 también pueden denominarse respectivamente primer, segundo y tercer reflector.

Los haces parciales superpuestos en el segundo divisor de haz 24 llegan a través del brazo de muestra 22 del segundo interferómetro 20 a la muestra 1, allí se reflejan en superficies limítrofes entre medios con distintos índices de refracción, p.ej. membranas o capas celulares, y llegan finalmente a través del brazo de muestra 22 y el segundo divisor de haz 24 al brazo de salida 27, desde donde se acoplan en un segundo conductor de luz 29 y a través de este son guiados a un objetivo de detector 31, que proyecta de forma ampliada la luz conducida por el conductor de luz 29 sobre la superficie de un detector 30 bidimensional.

El detector 30 es preferiblemente un detector semiconductor de tecnología CMOS y presenta una multitud de elementos detectores colocados en una superficie (píxeles), de forma típica 640 x 512 píxeles. Debido a la posible captación simultánea ("paralela") de una multitud de reflexiones en posiciones laterales diferentes de un plano a una determinada profundidad de la muestra 1, este tipo de OCT también puede denominarse "OCT paralela".

Las señales de detector producidas al captar la luz que cae sobre los distintos elementos detectores 30 se siguen procesando en un circuito eléctrico 32 y finalmente se envían a un sistema informatizado 16 para su representación gráfica y procesamiento en su caso.

Frente a sistemas OCT con solo un interferómetro, en el sistema OCT aquí descrito el movimiento del segundo espejo de referencia 12 para la modulación espectral de la luz acoplada 14, la captación directa de la luz reflejada por la muestra 1 y la captura de la imagen están repartidas en tres componentes espacialmente separados, concretamente en el primer interferómetro 10, el segundo interferómetro 20, que representa el cabezal de medición, y el detector 30, respectivamente.

Mediante el desplazamiento del movimiento del segundo espejo de referencia 12 y de la captura de imagen a componentes separados, el segundo interferómetro 20, y con ello el cabezal de medición, pueden configurarse de manera muy compacta y de fácil manejo. Esto hace que el presente sistema OCT sea especialmente indicado para aplicaciones en áreas exteriores e interiores de difícil acceso de un cuerpo a examinar.

En los siguientes párrafos se describen con más detalle configuraciones preferidas del sistema según la presente invención, así como combinaciones ventajosas de configuraciones individuales.

#### 1. Escaneo en profundidad mediante movimiento macroscópico del espejo de referencia

El segundo espejo de referencia 12 móvil en el primer interferómetro 10 presenta una distancia óptica al primer

divisor de haz 13 y sigue, partiendo de una posición de salida N, un movimiento lineal, preferiblemente periódico, en dirección al primer divisor de haz 13, así como saliendo del primer divisor de haz 13 con una longitud de camino óptico L y una amplitud A, siendo la longitud del camino óptico L y la amplitud A al menos 100 veces, preferiblemente 1000 veces, mayor que la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10.

5 La distancia óptica l viene dada aquí por el producto de la distancia espacial del segundo espejo de referencia 12 al primer divisor de haz 13 por el índice de refracción del medio que se encuentra entre el segundo espejo de referencia 12 y el primer divisor de haz 13.

10 Con la configuración preferida aquí descrita del primer interferómetro 13 como llamado interferómetro de haz libre, en el que entre el segundo espejo de referencia 12 y el primer divisor de haz 13 hay aire o vacío y el índice de refracción es aprox. igual a 1, la distancia óptica l del segundo espejo de referencia 12 así como el camino óptico L, en el que se modifica la distancia óptica l, son idénticos a respectivamente su distancia espacial y su camino espacial. La modificación macroscópica de la distancia óptica del segundo espejo de referencia 12 se realiza en este caso mediante un movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 en un camino espacial que es notablemente mayor que la longitud del camino media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro.

15 De manera alternativa, en una configuración del primer interferómetro 10 como un llamado interferómetro de fibra (no representado), entre el segundo espejo de referencia 12 y el primer divisor de haz 13 puede estar previsto un elemento conductor de luz, en particular una fibra óptica, cuya longitud óptica sea modificable de manera específica en un camino óptico. Tales fibras ópticas también se denominan *fiber stretcher*. En este caso, la distancia óptica así como el camino óptico en el que se cambia la distancia óptica vienen dados por el producto de la distancia espacial o el camino espacial en el que se cambia la distancia por el índice de refracción del elemento conductor de luz, que está típicamente en un rango alrededor de 1,5.

20 La longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10 está típicamente en el rango espectral infrarrojo, preferiblemente entre 750 y 1350 nm.

25 En caso de una fuente de luz 15 de banda ancha, la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 está preferiblemente en un rango espectral en el que la luz 14 de la fuente de luz 15 presenta un máximo de intensidad. De manera alternativa, la longitud de onda media  $\lambda_0$  viene dada por un valor medio de todas las longitudes de onda emitidas por la fuente de luz 15.

30 Preferiblemente, la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10 está en un rango de longitud de onda en el que el detector 30 presenta una gran sensibilidad, en particular la máxima sensibilidad. En el sistema representado, la luz 14 tiene una longitud de onda media  $\lambda_0$  de aprox. 1300 nm y una anchura a media altura (FWHM) de aprox. 200 nm.

35 Con una longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 en un rango de p.ej. 1  $\mu\text{m}$ , la longitud de camino óptico L y la amplitud A del movimiento del espejo de referencia 12 es por tanto de al menos aprox. 0,1 mm, preferiblemente al menos aprox. 1 mm.

40 Al contrario de la amplitud microscópica habitual en el estado de la técnica del movimiento del movimiento del espejo de referencia, en el orden de magnitud de fracciones de la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada, es decir hasta típicamente de 1  $\mu\text{m}$ , en el sistema descrito se produce un movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 del orden de magnitud de 0,1 mm hasta varios milímetros.

45 Durante el movimiento lineal macroscópico del segundo espejo de referencia 12, la luz reflejada por la muestra 1 se conduce a través del segundo interferómetro 20, del segundo divisor de luz 29 y de la óptica de detector 31 hasta el detector bidimensional 30 y este la capta sucesivamente en varios momentos temporales, cada vez con una duración determinada, que se corresponde con el tiempo de integración del detector 30, y la transforma en señales de detector correspondientes.

50 Para que se pueda producir una interferencia entre la luz reflejada por el tercer espejo de referencia 25 y la reflejada por la muestra 1, debe cumplirse la llamada condición de coherencia, que prescribe, entre otras cosas, que las ondas de luz reflejadas respectivamente deben tener una relación de fase constante entre sí para poder interferir entre sí. Debido al empleo de luz 14 con una longitud de coherencia muy corta de típicamente 10  $\mu\text{m}$ , la condición de una relación de fase constante solo se cumple en determinadas profundidades o áreas de profundidad de la muestra 1, que se denominan por eso puerta de coherencia.

55 Cada posición del segundo espejo de referencia 12 durante el movimiento macroscópico se corresponde aquí con una profundidad determinada dentro de la muestra 1 o un área de profundidad alrededor de dicha profundidad determinada, para la cual o las cuales se cumple la condición de coherencia, de manera que pueda producirse una interferencia entre la luz reflejada por el tercer espejo de referencia 25 y la reflejada por la muestra 1.

60 En caso de un movimiento periódico del segundo espejo de referencia 12, ambos semiperiodos del movimiento

periódico del segundo espejo de referencia 12 pueden emplearse respectivamente para la toma de señales de detector.

De este modo, mediante el detector 30 se toman cortes bidimensionales sucesivos a diversas profundidades de la muestra 1. Esto se muestra en la Fig. 2 a), en la que, de manera representativa para una serie de cortes bidimensionales, se representa un primer, segundo y tercer corte bidimensional 34, 35 y 36 a través de un elemento espacial 33 de la muestra 1. Un corte bidimensional de estas características "migra" de manera sincrónica con el movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 en dirección a a través del elemento espacial observado 33 de la muestra 1, sin que sea necesario mover esta en sí.

Cada corte 34, 35 y 36 está a una profundidad T1, T2 y T3 de la muestra 1, en la que respectivamente se cumple la condición de coherencia, de manera que puede producirse una interferencia entre la luz reflejada por el tercer espejo de referencia 25 y la reflejada por la muestra 1. El movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 en combinación con la captación bidimensional sucesiva de la luz reflejada por la muestra 1 tiene con ello el efecto de un escaneo de profundidad tridimensional.

La Fig. 2 b) muestra en comparación un procedimiento empleado en el estado de la técnica. Para obtener cortes 37 de diversa profundidad a través del elemento espacial observado 33, la muestra 1 debe moverse ella misma en dirección b de manera relativa al interferómetro, mientras la posición absoluta del corte 38 en el espacio permanece esencialmente inalterada.

En comparación con esto, la combinación anteriormente descrita del movimiento lineal macroscópico del espejo de referencia 12 por un lado con la captación de la luz reflejada por la muestra 1 con un detector 30 bidimensional por otro posibilita una toma más rápida y notablemente más fácil de realizar de un conjunto de datos tridimensional completo del deseado elemento espacial 33 de la muestra 1. Mediante el movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 se obtiene así un tomograma tridimensional en lugar de una imagen solo bidimensional de una profundidad determinada. Al contrario que los sistemas según el estado de la técnica, con este método no se requiere ya mover la muestra 1 de manera relativa al segundo interferómetro 20 para tomar un conjunto de datos tridimensional. Esto hace al sistema OCT descrito compacto, fiable y fácil de manejar, de manera que es especialmente indicado para su uso in vivo.

El conjunto de datos tridimensional obtenido de esta forma permite un diagnóstico exacto, en particular con muestras biológicas. Para ello pueden emplearse con una eficiencia especialmente alta dispositivos auxiliares para el diagnóstico con software, como p.ej. el llamado "3D rendering" (renderización tridimensional), en el que un conjunto de datos tridimensional se procesa con un software especial de manera que se crea una imagen cuasi tridimensional en un monitor bidimensional. Para ello pueden representarse por ejemplo cavidades o desprendimientos de tejido como animación tridimensional, de manera comparable a la tomografía computerizada (TC).

## 2. Seguimiento del foco

El sistema OCT descrito anteriormente está diseñado de manera que durante un camino completo, es decir, la longitud del camino L o la doble amplitud A, del movimiento del segundo espejo de referencia 12, se obtiene siempre una señal de interferencia con intensidad suficientemente alta y gran nitidez. Con el seguimiento del foco que se describe a continuación con más detalle se garantiza que la señal de interferencia, así como la nitidez del patrón de interferencia captado, sean máximas para todas las profundidades de la muestra 1.

Para ello, durante la captación de la luz reflejada por la muestra 1, el foco, es decir, el punto focal, de la óptica de imagen del lado de la muestra del segundo interferómetro 20 se ajusta de manera que la posición del foco en la muestra 1 y la posición de aquello plano de la muestra 1 en el cual en caso de una reflexión de luz se cumple la condición de coherencia y se produce una interferencia, sean esencialmente idénticas en todo momento durante la toma de un tomograma del elemento espacial 33 de la muestra 1. Esto se ilustra a continuación en conjunción con la Fig. 3 a) y 3 b).

La Fig. 3 a) muestra el caso en el que el foco F del objetivo de muestra 41, aquí representado de manera simplificada como lente, del brazo de muestra 22 está en una profundidad de la muestra 1 que no coincide con la posición de la puerta de coherencia K. El corte de la muestra 1 tomado dentro de la puerta de coherencia K en la profundidad Ti no se proyecta por eso de manera nítida y exacta sobre el detector 30 (ver Fig. 1), de manera que habría que asumir pérdidas de información en la captación de la interferencia.

En la Fig. 3 b) por el contrario se representa el caso en el que el foco F del objetivo de muestra 41 se ajustó de tal manera que está dentro de la puerta de coherencia K en la profundidad Ti. Este seguimiento del foco F del objetivo de muestra 41 según la profundidad Ti correspondiente de la puerta de coherencia K se denomina *focus tracking* (Seguimiento del foco). De este modo, el segundo interferómetro 20 se enfoca con precisión durante el escaneo de profundidad sobre la posición correspondiente de la puerta de coherencia K en distintas profundidades Ti de la muestra 1, de forma que de cada profundidad de la muestra 1 se obtienen imágenes con gran nitidez.

La profundidad de escaneo óptico máxima  $T_m$  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 patrones de interferencia correspondientes.

5 Mediante el seguimiento del foco se consigue además que en cada profundidad  $T_i$  explorada en la muestra 1 las superficies iluminadas sobre el tercer espejo de referencia 25 inmóvil en el segundo interferómetro 20 por un lado y en la profundidad correspondiente de la muestra 1 por otro sean idénticas. Además, las imágenes de las correspondientes superficies iluminadas a través del brazo de referencia 23 y el brazo de muestra 22 en el plano de imagen común 27a de los brazos de referencia y de muestra 23 y 22 son idénticas y solapadas con exactitud.

10 A continuación se explican con más detalle realizaciones preferidas del sistema OCT descrito para la realización del seguimiento del foco.

15 La Fig 4 muestra una sección transversal de la colocación de los diversos componentes ópticos en el segundo interferómetro 20. El objetivo de muestra 41 en el brazo de muestra 22 comprende preferiblemente varias lentes 42 que pueden moverse individualmente y/o en grupo en dirección R hacia la muestra 1 o alejándose de la misma. Para ello está previsto un actuador piezoeléctrico, en particular un motor piezoeléctrico ultrasónico, que está acoplado con el objetivo de muestra 41 o las lentes 42 y mueve aquel o estas a lo largo de una o más guías 38, en particular varillas o ranuras de guía.

20 El movimiento de las lentes 42 se produce preferiblemente sincrónicamente al movimiento macroscópico del espejo de referencia 12 en el primer interferómetro 10 (ver Fig. 1). De esta forma el foco F del objetivo de muestra 41 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 34, 35 y 36 (ver Fig. 2).

25 La sincronización del movimiento macroscópico del espejo de referencia 12 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 multitud de cortes de imagen bidimensionales nítidos a diversas profundidades de la muestra 1 y con ello la captación de un conjunto de datos de imagen completo tridimensional con gran calidad de imagen.

30 Dado que el primer interferómetro 10 y la imagen óptica en el brazo de muestra 22 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 muy alta relación señal-ruído. Además, con ello se garantiza que la resolución lateral sea óptima para todas las profundidades de la muestra 1, dado que el foco F 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.

35 De manera ventajosa, la velocidad  $v_2$  del movimiento de las lentes 42 del objetivo de muestra 41 en dirección R es inferior a la velocidad  $v_1$  del movimiento del espejo de referencia 12. Preferiblemente aquí se selecciona una relación  $v_1/v_2$  de las velocidades del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 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, como se puede explicar mediante la siguiente reflexión.

45 El foco F del objetivo de muestra 41 está en una muestra 1, cuyo índice de refracción  $n$  en general es distinto de uno. Si se desplaza por un lado el objetivo de muestra 41 en un camino determinado en dirección R de la muestra 1, se desplaza el foco F en la muestra en una cifra determinada  $d_F$ . Por ejemplo, el desplazamiento del objetivo de muestra 41 de 0,78 mm con un índice de refracción de la muestra de 1,4 causa un desplazamiento del foco en la muestra 1 de aprox.  $d_F = 1$  mm. Si por otro lado se desplaza el espejo de referencia 12 en un camino determinado, se desplaza la puerta de coherencia K también en una determinada cifra  $d_K$ . Por ejemplo, el desplazamiento del espejo de referencia 12 en 1,4 mm con un índice de refracción  $n = 1,4$  causa un desplazamiento de la puerta de coherencia K en aprox.  $d_K = 1$  mm. Con ello la puerta de coherencia K y el foco F, al desplazar el espejo de referencia 12 y el objetivo de muestra 41, se alejarían entre sí respectivamente el mismo camino en un escaneo profundo sobre un área de profundidad macroscópica.

55 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 solapen durante el escaneo 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.  $2 \cdot 1,4 - 1 = 1,8$ .

60 La sincronización del movimiento del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 se produce preferiblemente de manera que el espejo de referencia 12 y las lentes 42 pasen en un momento determinado por dos puntos espaciales diferentes predefinidos a velocidades distintas, predefinidas y constantes respectivamente de  $v_1$  y  $v_2$ .

65 Tras pasar por los puntos espaciales, comienza la toma de las señales OCT en sí hasta la profundidad predefinida en la muestra 1. Con un movimiento periódico de avance y retroceso del espejo de referencia 12 pueden tomarse

señales OCT tanto durante el movimiento de avance como durante el movimiento de retroceso del espejo de referencia 12. La sincronización del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 se realiza aquí de manera analógica y se vuelve a ajustar tras cada cambio de sentido.

5 El cabezal de medición en el que se encuentra el objetivo de muestra 41, se puede mover libremente de manera relativa al primer interferómetro 10, en el que se encuentra el segundo espejo de referencia 12. Un acoplamiento mecánico entre el objetivo de muestra 41 y el espejo de referencia 12 para la sincronización de los movimientos de las lentes y del espejo de referencia produciría una insuficiente precisión de la sincronización.

10 La sincronización de los movimientos del espejo de referencia 12 por un lado y de las lentes 42 del objetivo de muestra 41 por otro se realiza por tanto preferiblemente por vías electrónicas. Aquí es ventajoso prever en el área del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 del objetivo de muestra 41 respectivamente un sensor de posición 5 y 39, que capte respectivamente la posición actual del espejo de referencia y de las lentes y la transforme en señales de posición correspondientes. Las dos señales de posición se conducen a una unidad de control, en particular al sistema informatizado 16, que a continuación controla el accionamiento del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 correspondientemente.

El control del espejo de referencia 12 y de las lentes 42 se produce preferiblemente mediante la realimentación de las señales de posición mediante un llamado sistema maestro-esclavo. En tal sistema maestro-esclavo, un valor de posición medido en una primera unidad posicionadora es la base para un valor teórico del circuito regulador para una segunda unidad posicionadora. En el presente caso, la posición medida de la primera unidad posicionadora del espejo de referencia 12 se multiplica por un factor inferior a 1 y se introduce en la segunda unidad posicionadora de las lentes 42 como nuevo valor teórico. El fallo de posición relativo entre el espejo de referencia 12 móvil y las lentes 42 se minimiza con ello, incluso en caso de un fallo de posicionamiento absoluto relativamente grande de la primera unidad posicionadora. Ambos componentes están así acoplados entre sí de forma electrónica como con una transmisión mecánica, por lo que esto también puede denominarse *electronic gearing*.

El seguimiento del foco se puede realizar de manera alternativa o adicional de manera que en el objetivo de muestra 1 se prevea una lente adaptativas, cuyas características de generación de imagen se pueden controlar y modificar de manera específica. Por ejemplo, puede controlarse eléctricamente una lente de inmersión en aceite-agua de manera que los radios de curvatura se modifiquen, con lo que se cambia su foco y de manera sencilla se puede adaptar a la posición correspondiente de la puerta de coherencia. En este caso la velocidad y el principio de la modificación del foco F de la lente adaptativa deben sincronizarse con el movimiento del espejo de referencia 12 de manera análoga al procedimiento anteriormente descrito.

### 3. Calibración automática del seguimiento del foco

En el extremo porta-muestra del brazo de muestra 22 del segundo interferómetro 20 configurado como cabezal de medición hay una capa de material 43 (ver Fig. 4) que preferiblemente está hecha de cristal de zafiro. La capa de material 43 está revestida en la cara interior 44 con una capa antirreflejo y en la cara externa 45 en el extremo porta-muestra preferiblemente no tiene revestimiento.

El sistema OCT puede operarse en modo diagnóstico y en modo de calibración. En modo diagnóstico, que se corresponde con el modo de medición normal, se cubre la cara exterior 45 en el extremo porta-muestra por el lado de la capa de material 43 con un llamado *index matching gel (gel adaptador de índice)* y se pone en contacto con la muestra a explorar, de la que se toman imágenes tridimensionales. En el modo de calibración, la posición relativa del foco F del objetivo de muestra 41 se ajusta a la puerta de coherencia K, con lo que la cara exterior 45 de la capa de material 43, que durante el procedimiento de calibración preferiblemente está en el aire, sirve de superficie de referencia.

En el modo de calibración se mide la amplitud de la señal OCT, que se crea por reflexión de la luz debido al paso de la luz de la capa de material 43 al aire, para diferentes posiciones del objetivo de muestra 41, y se llevan a cabo los siguientes pasos del procedimiento que se ilustran en conjunción con las Figuras 4 y 5:

- 55 a) el grupo de lentes 42 se coloca en una posición de salida, llevándolo lo más cerca posible del segundo divisor de haz 24;
- b) el grupo de lentes 42 se deja en esta posición;
- c) durante un movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 se determina la amplitud  $A_i$  del máximo de la señal de interferencia;
- 60 d) el grupo de lentes 42 se desplaza unos pocos micrómetros, típicamente de 5 a 20  $\mu\text{m}$ , se aleja del segundo divisor de haz 24 y se mantiene en esta posición;
- e) los pasos c) a d) se repiten para varias posiciones distintas P1 a P11 de las lentes 42 obteniendo para cada posición P1 a P11 de las lentes 42 una amplitud A1 a A11 del máximo de la señal de interferencia correspondiente;
- 65 f) se determina aquella posición P9 del grupo de lentes 42 en el que la amplitud A9 es mayor;
- g) los pasos c) a f) se repiten cerca de la posición P9 de este máximo con menor incremento, típicamente de 0,5  $\mu\text{m}$

a 5  $\mu\text{m}$ , determinándose aquella posición P9' del grupo de lentes 42 en la que la amplitud A9 es mayor;  
 h) a partir del movimiento del espejo de referencia asignado a esta posición P9' del grupo de lentes 42 se determina la posición X<sub>m</sub> del espejo de referencia móvil 12 en la que la señal de interferencia es máxima.

5 La calibración puede realizarse alternativamente también de manera que el objetivo de muestra 41 durante la calibración se mueva hacia el segundo divisor de haz 24.

10 Cuando el grupo de lentes 42 se encuentra en la posición P9' y el espejo de referencia 12 en la posición X<sub>m</sub>, la puerta de coherencia y la posición del foco son idénticas. Las posiciones determinadas P9' y X<sub>m</sub> se ajustan en el modo diagnóstico respectivamente como posición inicial de la lente o lentes o del reflector.

15 De este modo se corrigen automáticamente las modificaciones en el sistema OCT, sin que se necesite para ello un hardware adicional. Incluso si la capa de material está sucia o cubierto con *gel adaptador de índice*, el procedimiento descrito funcionaría, ya que se usaría el paso de la luz de la suciedad al aire o del gel al aire. El procedimiento es muy rápido y dura solo unos pocos segundos. Se puede realizar por ello con frecuencia, con lo que se garantiza una alta fiabilidad del sistema.

20 Para aumentar aún más la precisión del procedimiento de calibración descrito, puede colocarse un elemento adicional de vidrio o plástico sobre la capa de material, un llamado target. El procedimiento anteriormente descrito se realiza entonces para dos o más profundidades dentro del elemento adicional. Con ello no solo se puede corregir un *offset*, es decir, un desplazamiento de los puntos de referencia de movimiento del espejo de referencia 12 y de las lentes 42, sino también una posible alinealidad. En el procedimiento de calibración anteriormente descrito se emplean entonces varias superficies de referencia, determinándose varios pares de posición, para los que la posición del foco y la puerta de coherencia son idénticas. Con ello no solo puede corregirse un fallo de posición  
 25 relativo constante entre ambas unidades posicionadoras, sino también posibles errores en la linealidad relativa o en la velocidad relativa de ambas unidades. Este tipo de fallos pueden producirse p.ej. por envejecimiento de los sensores de posición 5 y 39, si por ejemplo se modifica la sensibilidad posicional de uno de los dos sensores de posición 5 y 39.

30 A modo de resumen, cabe señalar que la sincronización dinámica de la posición del foco y la puerta de coherencia en el modo diagnóstico del sistema OCT descrito produce una serie de ventajas respecto a la calidad de la imagen y la fiabilidad. Con el uso adicional, en particular regular, del modo de calibración descrito, esta sincronización se puede garantizar durante un largo periodo de tiempo.

#### 35 4. Modulación de la intensidad de la fuente de luz

40 En el sistema OCT descrito, el patrón de interferencia producido se capta con el detector 30, con lo que se crea 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 de la estructura de interferencia pueda captarse con la suficiente precisión. Esto requiere en general tasas de muestreo altas, cuando deben alcanzarse grandes velocidades para un escaneo de profundidad.

45 Dado que cada uno de los periodos de una estructura 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 matrices de detectores rápidas 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 14 acoplada de p.ej. 850 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  
 50 estructura de interferencia.

55 La Fig. 6 a) muestra el camino temporal de una señal de interferencia típica, que se muestrea con una tasa de muestreo de respectivamente cuatro puntos temporales de muestreo P por periodo. En la figura se presentan como ejemplo cuatro de esos puntos dentro de un periodo de la señal de interferencia.

60 Para aumentar la velocidad del escaneo de profundidad, en el presente sistema OCT se modula temporalmente la intensidad de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10. Esta modulación se realiza periódicamente, siendo su frecuencia un número concreto, preferiblemente en 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  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada y la velocidad  $v$  del espejo de referencia móvil 12:  $f_D = 2v/\lambda_0$ . Frecuencias típicas de esta modulación están en el rango entre 1 kHz y 25 kHz.

65 De manera alternativa o adicional también se puede modular la intensidad de la luz emitida por el primer interferómetro 10 del tercer haz parcial 4 con la frecuencia de modulación  $f_M$ , para conseguir el efecto ventajoso descrito anteriormente. La modulación se produce aquí preferiblemente durante el acoplamiento de la luz del tercer haz parcial 4 en el primer conductor de luz 17 en la salida 8 del primer interferómetro 10. La modulación de la

intensidad se puede producir también no obstante en el segundo interferómetro 10 antes de la emisión de la luz del tercer haz parcial 4. Para modular la intensidad de la luz emitida por el segundo interferómetro 10 está previsto preferiblemente un elemento óptico que p.ej. está colocado en el primer interferómetro 10 o en el área de la salida 8 del primer interferómetro 10 y cuyas características de transmisión o de generación de imagen pueden modificarse de manera específica. Así puede por ejemplo cambiarse, mediante un elemento óptico adaptativo en el área de la salida 8 del primer interferómetro 10, la intensidad de la luz emitida por el primer interferómetro 10 del tercer haz parcial 4 periódicamente de "alta" a "baja". El elemento óptico también se puede colocar en la trayectoria luminosa del primer interferómetro 10, p.ej. entre uno de los espejos de referencia 11 y 12 y el primer divisor de haz 13.

La elección concreta de la frecuencia de modulación se realiza dependiendo de la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada de la fuente de luz 15, de la velocidad de escaneo deseada del escaneo de profundidad y de la tasa de muestreo máxima del detector 30.

Preferiblemente se selecciona la frecuencia de modulación de manera que se corresponda con la tasa de muestreo máxima del detector 30 o un múltiplo entero de la misma. La tasa de muestreo máximo viene dada aquí por el valor recíproco del tiempo de fotograma mínimo del detector 30. El tiempo de fotograma mínimo del detector 30 se compone del tiempo mínimo necesario para tomar una imagen completa, y el tiempo muerto mínimo del detector 30 que transcurre hasta que se puede tomar la siguiente imagen. El tiempo de fotograma mínimo aumenta en general con el aumento del tamaño de la imagen tomada.

La forma de modulación de la intensidad de la luz 14 es preferiblemente en forma de seno o cuadrado. Esta última forma se puede realizar p.ej. de manera sencilla mediante un disco interruptor perforado 18 (ver Fig. 1). Otras posibilidades son moduladores acústico-ópticos o electro-ópticos o moduladores de cristal líquido. También es posible una modulación directa de la fuente de luz 15, controlándola de manera que emita la luz 14 con intensidad temporalmente modulada.

Un efecto correspondiente se puede conseguir de manera alternativa o adicional conmutando un elemento óptico, colocado p.ej. antes o después del primer divisor de haz 13 (ver Fig. 1), en su propiedad de transmisión o generación de imagen. Así se podría por ejemplo, con la conmutación correspondiente de un elemento óptico adaptativo, cambiar la eficiencia de acoplamiento del tercer haz parcial 4 en el primer conductor de luz 17 periódicamente de "alta" a "baja".

La modulación descrita de la intensidad de la luz 14 acoplada con una frecuencia de modulación distinta de la frecuencia Doppler, preferiblemente poco, produce un batimiento de baja frecuencia entre la modulación y la señal de interferencia.

La Fig. 6 b) muestra el transcurso temporal de una señal de batimiento obtenida por la modulación descrita de la luz 14 acoplada que se muestra, como la señal de interferencia en el ejemplo de la Fig. 6 a), con una tasa de muestreo de respectivamente cuatro puntos temporales de muestreo P por periodo. En el muestreo de la señal de batimiento, debido a su menor frecuencia, son necesarios notablemente menos puntos temporales de muestreo P por unidad de tiempo que en el muestreo de la señal de interferencia en la Fig. 6 a), de manera que con una tasa de muestreo fija dada por la selección del detector 30, se pueden alcanzar velocidades notablemente superiores para el escaneo de profundidad.

A continuación se ilustra con más detalle otra ventaja de este procedimiento.

El tiempo de integración del detector 30 corresponde al periodo durante el cual el detector 30 capta la luz que cae sobre los elementos detectores en el rango de un momento P y la integra. El detector 30 se opera preferiblemente de manera que el tiempo de integración solo es ligeramente inferior al tiempo de fotograma. El tiempo de fotograma se selecciona aquí de manera que corresponde exactamente a la duración de un periodo de la modulación o un múltiplo entero de él. La señal de batimiento mostrada en la Fig. 6 b) se obtuvo mediante integración en la duración de dos periodos de la modulación.

Si se aumentara la velocidad de escaneo sin la modulación anteriormente descrita de la intensidad de la luz 14, el tiempo de fotograma, y con él el tiempo de integración, del detector 30 tendrían que acortarse, dado que la frecuencia Doppler aumentaría y con ello serían necesarios puntos temporales de muestreo P más cercanos en el tiempo entre sí. Un tiempo de integración más corto, sin embargo, produciría una disminución de los fotones recogidos por integración y por elemento detector, lo que produciría una reducción de la relación señal-ruido debido al llamado ruido de disparo que resulta de la naturaleza estadística de los fotones. Para volver a mejorar la relación señal-ruido, tendría que aumentarse la intensidad de la luz 14 acoplada de manera proporcional a la velocidad de escaneo.

Si por el contrario se aumenta la velocidad de escaneo con ayuda de la modulación anteriormente descrita de la intensidad de la luz 14, el tiempo de integración puede mantenerse constante. Únicamente se produce una pérdida de luz del 50 % debido a la modulación de la luz 14. Con la frecuencia de modulación preferida, que corresponde al doble del valor recíproco de un tiempo de fotograma, se produce un aumento de la velocidad en un factor 8. En este

caso es necesaria una intensidad de luz cuatro veces menor para alcanzar este aumento de velocidad que en el caso sin modulación. Las consecuencias de la pérdida de luz de un 50 % debido a la modulación se sobrecompensan de esta forma.

5 Por tanto, en el procedimiento descrito no es necesario aumentar la intensidad necesaria de la luz 14 de la fuente de luz 15 con la velocidad de escaneo, al contrario que el muestreo directo sin batimiento, ya que en este caso el tiempo de integración del detector 30 puede mantenerse constante.

10 Otra ventaja de la modulación de la luz es la reducción de la cantidad de datos para un escaneo de profundidad tridimensional completo. En la toma de un conjunto de datos tridimensional de un tamaño lateral de 512 x 640 píxeles y una profundidad de escaneo de 1 mm en un tejido con índice de refracción  $n = 1,4$  se obtienen aprox. 6 Gbyte de datos. Con la modulación anteriormente descrita de la intensidad de la luz 14 se reduce la cantidad de datos a 750 Mbyte.

15 Asimismo deben procesarse adicionalmente los datos obtenidos directamente para mostrar el resultado de imagen. También aquí es muy ventajosa la reducida cantidad de datos, dado que con ello se reduce notablemente el tiempo de procesamiento y con ello se obtiene más rápido el resultado de imagen.

20 Preferiblemente, la frecuencia Doppler y/o la frecuencia de modulación se seleccionan de forma que un periodo de la señal de batimiento resultante es un múltiplo entero del tiempo de fotograma mínimo del detector 30, es decir, que la tasa de muestreo máxima del detector 30 es un múltiplo entero de la frecuencia de la señal de batimiento.

25 Si se selecciona una longitud de periodo de la modulación de la luz 14 como tiempo de fotograma mínimo del detector 30, aumenta la velocidad de escaneo en un factor 4 frente a la velocidad de escaneo con luz 14 no modulada. Si por el contrario se selecciona un tiempo de fotograma mínimo de dos periodos de la modulación, la velocidad de escaneo aumenta en un factor 8.

30 La Fig. 6 c) muestra la envolvente  $E_u$  o  $E_m$  de respectivamente la señal de interferencia y señal de batimiento mostrada en respectivamente las Figuras 6 a) y 6 b) con luz 14 respectivamente no modulada y modulada. Cada punto  $P'$  de la envolvente  $E_u$  o  $E_m$  corresponde aquí a un momento de muestreo  $P$  respectivamente de la señal de interferencia y señal de batimiento correspondiente.

35 De la envolvente correspondiente  $E_u$  o  $E_m$  se deriva información, de la cual se componen imágenes uni, bi y finalmente tridimensionales de la muestra 1. Como demuestran experimentos, por la modulación de intensidad realizada no se producen pérdidas de información relevantes, a pesar del número notablemente reducido de puntos de medición  $P$  y  $P'$ , en comparación con un sistema convencional sin modulación de la intensidad.

40 En conjunto, mediante la modulación descrita de la intensidad de la luz 14 acoplada se multiplica la velocidad máxima posible del escaneo de profundidad sin que se produzcan pérdidas de información significativas en el procesamiento de las señales.

#### 5. Modulación de la sensibilidad del sistema de detector

45 El principio descrito anteriormente de la modulación de la intensidad de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10 y de la luz emitida por el primer interferómetro del tercer haz parcial 4 se puede aplicar de forma análoga a la sensibilidad del sistema de detector, que entre otros comprende el detector 30 y el objetivo de detector 31, modulando la sensibilidad del sistema de detector, en particular del detector 30, para la luz a captar con una frecuencia que es preferiblemente una cantidad determinada, en particular en hasta un 40 %, mayor o menor que la frecuencia Doppler  $f_D$ .

50 La luz reflejada por la muestra 1 que cae sobre el detector 30 se superpone aquí con la sensibilidad modulada del sistema de detector 30, 31, de manera que el detector 30, en la captación del patrón de interferencia que cae sobre el detector 30, en lugar de una señal de interferencia de alta frecuencia con un gran número de periodos, produce 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 notablemente menos puntos temporales de muestreo por unidad de tiempo que en un muestreo de la señal de interferencia de alta frecuencia sin modulación de la sensibilidad del sistema de detector 30, 31.

60 La sensibilidad del detector 30 se puede modular p.ej. directamente o con un obturador electrónico controlable colocado antes del detector 30. De manera alternativa o adicional pueden modularse propiedades de un elemento óptico en el sistema de detector, p.ej. la transmitancia del objetivo de detector 31 para la luz reflejada por la muestra 1.

65 La forma de funcionamiento de la modulación directa de la sensibilidad del detector 30 se ilustra en más detalle en conjunción con la Fig. 7, que muestra un circuito eléctrico de forma muy esquemática. Cada uno de los elementos detectores 80 de un detector CMOS puede representarse en el circuito eléctrico equivalente como fotodiodo 81,

preajustado con una tensión  $U_1$ . De forma opcional, están conectados paralelamente al fotodiodo 81 una resistencia óhmica y un condensador. Mediante irradiación del elemento detector 80 con luz, se crean en el fotodiodo 81 portadores de carga que producen un flujo de corriente  $I_1$ , que se suma en un condensador 82 de un integrador electrónico 83. Mediante conexión y desconexión periódica de esta integración mediante un interruptor 84, que se controla con la frecuencia de modulación  $f_M$ , se modula la cantidad de carga y con ello la intensidad luminosa captada respectivamente en el momento con la frecuencia de modulación  $f_M$ . Con un paso de muestreo y retención 87 se recoge la señal de detector correspondiente y se somete a un procesamiento adicional. Los interruptores adicionales 85 y 86 sirven para controlar la reinicialización de la integración o la recogida de la señal de detector.

De forma análoga a la modulación anteriormente descrita de la intensidad de la luz acoplada 14 y la luz emitida 4, también en esta variante se obtiene, en lugar de una señal de interferencia de alta frecuencia, una señal de batimiento de baja frecuencia (cfr. Fig. 6 a) y b)), que puede muestrearse con notablemente menos puntos temporales de muestreo  $P$ , sin con ello perder información relevante. Con una tasa de muestreo máxima dada del detector 30, esto tiene como consecuencia que la velocidad máxima para un escaneo de profundidad del sistema puede aumentarse en un múltiplo.

Al igual que en la modulación de la luz acoplada 14 y la luz emitida 4 (ver punto 4), también aquí se aumenta la velocidad de escaneo en un factor 4 o incluso 8, mediante una selección apropiada de la frecuencia de la modulación de la sensibilidad del sistema de detector 30, 31, en comparación con sistemas con una sensibilidad de detector constante.

La velocidad del movimiento del segundo espejo de referencia 12 está en relación constante con la frecuencia de la modulación de la sensibilidad del detector 30 y se selecciona preferiblemente de manera que en la duración de un periodo de la señal de batimiento producida entre una cifra entera de puntos temporales de muestreo, preferiblemente cuatro puntos temporales de muestreo (cfr. Fig. 6 b)).

Las señales de batimiento muestreadas de esta forma deben procesarse aún antes de una 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 interferencia en sí. Para ello, la señal de batimiento debe demodularse, es decir, se determina la envolvente de la señal de batimiento (cfr. Em en Fig. 6 c)).

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  $90^\circ$ . Con ello se consigue una demodulación rápida de la señal de batimiento.

#### 6. Cabezal de medición con interferómetro de Linnik asimétrico

En lo sucesivo se explica con más detalle la configuración del cabezal de medición, que comprende el segundo interferómetro 20, en conjunción con las Figuras 4, 8 y 9.

El segundo interferómetro 20 es un llamado interferómetro de Linnik. La Fig. 8 muestra un ejemplo de configuración típica de un tal interferómetro de Linnik con divisor de haz 77, espejo de referencia 78, detector 79 y muestra 70. En un tal interferómetro de Linnik, una miniaturización tiene básicamente límites, lo que en particular aplica al diámetro de los elementos ópticos empleados, como p.ej. de los objetivos 75 y 76 y de las lentes 71 y 74, y la configuración geométrica. La configuración del objetivo de muestra 75 y del objetivo de referencia 76 así como su distancia  $q$  al divisor de haz 77 son esencialmente iguales.

En el interferómetro de Linnik empleado en el presente sistema OCT, las distancias del objetivo de muestra 41 y del objetivo de referencia 46 al segundo divisor de haz 24 (ver Fig. 4) en general no son iguales para todas las profundidades de escaneo debido al seguimiento del foco. Con ello se pueden producir diferencias de longitud de camino óptico (OPD) relativos grandes entre el centro de la imagen y el borde de la imagen de la muestra y de la imagen de referencia. Estas pueden tener como consecuencia que la frecuencia espacial de la estructura de interferencia a captar sea mayor que la resolución del detector 30 bidimensional, con lo que la interferencia ya no puede demostrarse de manera fiable o solo puede demostrarse de forma insuficientemente fiable.

Para evitar estas desventajas, en el segundo interferómetro 20 del presente sistema OCT se configuran de manera diferente ("asimétrica") el objetivo de muestra 41 y el objetivo de referencia 46 y se coordinan entre sí, como se explica en más detalle a continuación en conjunción con la Fig. 4.

La distancia  $p$  del objetivo de muestra 41, en particular de las lentes 42, al segundo divisor de haz 24 se selecciona muy reducida. Para la posición de escaneo superior, en la cual se capta la luz reflejada por un corte situado en la cercanía de la superficie de la muestra 1 (cfr. Fig. 2 a), la distancia  $p$  preferiblemente está entre 1 y 3 mm. Con ello se pueden seleccionar los diámetros de las lentes 42 y 49 en respectivamente el brazo de muestra 22 y el brazo de

referencia 23 muy pequeños con un alto rendimiento lumínico al mismo tiempo.

Otro grupo de lentes 47 en el brazo de salida 27 constituye junto con los objetivos de muestra y de referencia 41 y 46 respectivamente las ópticas de muestra y de referencia. Las ópticas de muestra y de referencia están telecéntricas en el lado respectivamente de la muestra 1 y del tercer espejo de referencia 25. Las ópticas telecéntricas se caracterizan porque la distancia del objeto puede variarse y el tamaño de la imagen permanece no obstante constante. Esto se consigue mediante un diafragma de apertura.

La apertura numérica para generar la imagen de la muestra 1 es relativamente grande, preferiblemente aprox. 0,3. La apertura numérica de la iluminación de la muestra 1, por el contrario, es menor que la apertura numérica para generar la imagen de la muestra 1 y tiene preferiblemente un valor de 0,2. Con ello se consigue, junto al diseño telecéntrico de las ópticas de muestra y de referencia, la ventaja de que el objetivo de muestra 41 también recoge la luz reflejada en estructuras de muestra en posición oblicua, dado que el ángulo de aceptación del objetivo de muestra 41 es mayor que el ángulo de divergencia del cono de iluminación. Si la apertura numérica fuera por el contrario igual de grande para la iluminación y la generación de imagen, en la reflexión en estructuras de muestra en posición oblicua se recogería menor cantidad de luz que en la reflexión en estructuras en posición perpendicular al eje óptico.

En el brazo de muestra 22, la apertura numérica menor para la iluminación se realiza mediante la selección del objetivo de iluminación 48 en el brazo de iluminación 21. La apertura numérica en el brazo de referencia 23 es igual o algo mayor que la apertura numérica del brazo de iluminación 21. Esto es especialmente ventajoso en el interferómetro de Linnik doblado aquí utilizado, dado que con ello se puede adaptar de manera relativamente sencilla el objetivo de referencia 46 al objetivo de muestra 41 y además puede realizarse de manera especialmente compacta.

El camino óptico a través de las lentes 49 del objetivo de referencia 46 (incluidos los posibles espacios de aire entre las lentes 49) es menor que el camino óptico a través del grupo de lentes 42 del objetivo de muestra 41.

Mediante estas medidas se consigue que las curvaturas del campo de imagen de los brazos de muestra y de referencia 22 y 23 sean lo más idénticas posible en el centro de la profundidad de escaneo empleada. Además se garantiza que la diferencia de longitud de camino óptico (OPD) máxima entre el centro y el borde de la imagen en el extremo superior e inferior del escaneo de profundidad sea lo suficientemente reducida para garantizar una frecuencia espacial de la estructura de interferencia que sea lo suficientemente reducida para cumplir la condición de Nyquist en relación con el detector 30. Con ello, la frecuencia espacial de las estructuras de interferencia de distintas profundidades del elemento espacial 33 observado de la muestra 1 siempre es menor que la resolución del detector 30 bidimensional. Las estructuras de interferencia se captan con ello con gran fiabilidad en cada profundidad del elemento espacial 33 observado de la muestra 1.

Esto se muestra en las Fig. 9 a) a c), donde se representa un detalle del lado de la muestra de la sección transversal del segundo interferómetro 20 en tres puntos temporales distintos durante un escaneo de profundidad.

En un primer punto temporal (ver Fig. 9 a)), la puerta de coherencia K está en una capa superior 34 del elemento espacial 33 observado de la muestra 1 (cfr. Fig. 2 a)). El objetivo de muestra 41 tiene aquí una pequeña distancia al segundo divisor de haz 24 y una distancia relativamente grande a la capa de material 43 y a la muestra 1. La estructura de interferencia obtenida aquí está representada en la parte derecha de la Fig. 9 a) y presenta una longitud de periodo que corresponde a la distancia entre dos anillos claros u oscuros contiguos respectivos. Esta longitud de periodo es mayor que la distancia centro a centro (pitch) de los elementos detectores individuales (píxeles) del detector 30, es decir, la frecuencia espacial de la estructura de interferencia, que corresponde a la longitud de periodo recíproca, es menor que la resolución del detector 30, que corresponde a la distancia centro a centro recíproca de los píxeles del detector 30, con lo que se cumple la llamada condición de Nyquist. Con ello se garantiza que la estructura de interferencia se pueda captar de manera fiable por el detector 30.

En un segundo punto temporal (ver Fig. 9 b)), la puerta de coherencia K está en una capa media 35 del elemento espacial 33 observado de la muestra 1 (cfr. Fig. 2 a)). El objetivo de muestra 41 está en una posición algo más alejada del segundo divisor de haz 24 y algo más cerca de la capa de material 43 que en la Fig. 9 a). La estructura de interferencia presenta en este caso una mayor longitud de periodo que en la Fig. 9 a), con lo que también en este punto temporal se cumple la condición de Nyquist.

En un tercer punto temporal (ver Fig. 9 c)), la puerta de coherencia K está en la capa más profunda 36 del elemento espacial 33 observado de la muestra 1 (cfr. Fig. 2 a)). El objetivo de muestra 41 está en una posición aún más alejada del segundo divisor de haz 24 y aún más cerca de la capa de material 43 que en la Fig. 9 b). La estructura de interferencia presenta en este caso aproximadamente la misma longitud de periodo que en el punto temporal representado en la Fig. 9 a), con lo que también en esta posición de escaneo profundo se cumple la condición de Nyquist.

Debido a la configuración asimétrica descrita de los objetivos de muestra y de referencia 41 resp. 46, se pueden

realizar diversas distancias y caminos ópticos p resp. r de los objetivos de muestra y de referencia 41 resp. 46 al segundo divisor de haz 24. En el ejemplo representado, con ello se puede colocar el objetivo de muestra 41 a una distancia p cerca del segundo divisor de haz 24, con lo que se pueden realizar pequeños diámetros de las lentes 42 con un gran rendimiento lumínico. Al mismo tiempo, el objetivo de referencia 46 puede colocarse a una distancia notablemente mayor r ( $r > p$ ) del segundo divisor de haz 24, con lo que se posibilita un doblez del segundo interferómetro 20, en el que los brazos de referencia y de iluminación 23 resp. 21 están inclinados respectivamente en  $90^\circ$  respecto a su posición en un interferómetro de Linnik no doblado (cfr. Fig. 8) y con ello transcurren paralelos al brazo de muestra 22.

De este modo se consigue una forma muy delgada del cabezal de medición y al mismo tiempo se garantiza que la imagen sobre el detector 30 producida por las ópticas de referencia y de muestra sea igual de grande y esté bien superpuesta en todas las profundidades de escaneo.

Con la realización anteriormente descrita del objetivo de referencia 46 se compensa una parte del camino óptico necesario para el doblez. El objetivo de referencia 46 por tanto es ópticamente más corto que el objetivo de muestra 41. Con ello, la realización del primer interferómetro 10 es más sencilla, dado que así ambos brazos de interferómetro del primer interferómetro 10 no tienen que diferenciarse tanto entre sí para cumplir la condición de coherencia para que se produzca la interferencia.

La diferencia de las longitudes de camino óptico en los brazos de referencia y de muestra 23 resp. 22 es preferiblemente al menos el doble de grande que la profundidad de escaneo máxima  $T_m$  (ver Fig. 3 a) y b)). La profundidad de escaneo máxima óptica  $T_m$  indica hasta qué profundidad por debajo de la superficie de la muestra 1 se cumple la condición de coherencia para que se produzca una interferencia y se obtengan patrones de interferencia correspondientes. Con ello se garantiza una asignación inequívoca y sencilla de la posición del espejo de referencia 12 en el primer interferómetro 10 para una profundidad determinada en la muestra 1.

#### 7. Premodulación monomodo y fibras multimodo

Con el diseño preferido aquí del primer interferómetro 10 en la llamada óptica de haz libre, sería necesario, con un uso de las fuentes de luz espacialmente de corta longitud de coherencia o incoherentes empleadas habitualmente, un objetivo relativamente costoso en el área de la salida 8 del primer interferómetro 10 para acoplar lo más eficientemente posible la luz emitida en el primer conductor de luz 17 y evitar pérdidas de luz en este proceso. Con ello no solo se limitaría la estructura óptica del segundo interferómetro 20, que debe diseñarse lo más compacto posible para aplicaciones endoscópicas, sino también la estructura de la óptica del primer interferómetro 10. Asimismo, un aumento de la potencia lumínica necesario en su caso está limitado con las fuentes de luz espacialmente de corta longitud de coherencia o incoherentes empleadas habitualmente.

Para evitar estas desventajas, en el presente sistema OCT se emplean como fuente de luz 15 una o varias fuentes de luz monomodo respectivamente con alta coherencia espacial, como p.ej. diodos superluminiscentes (SLED), láseres de pulsos cortos o láseres supercontinuos. La luz 14 de la fuente de luz 15 se acopla en el primer interferómetro 10, transmitiéndose únicamente el llamado modo gaussiano, que corresponde a un solo modo (monomodo). Únicamente tras el paso del primer interferómetro 10 se destruye la coherencia espacial de la luz 14 acoplada, acoplando la luz en la salida 8 del primer interferómetro 10 en el primer conductor de luz 17, que presenta una fibra multimodo muy larga.

Una fibra multimodo es una fibra cuya apertura numérica y diámetro del núcleo permiten que con una longitud de onda determinada de la luz no solo se pueda configurar un modo de fibra, sino que se pueden utilizar muchos modos de fibra diferentes. Si una fibra es una fibra monomodo o fibra multimodo, se puede evaluar con el llamado índice  $V$ :

$$V = \frac{\pi}{\beta} \cdot d \cdot NA$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda de la luz acoplada en la fibra,  $d$  el diámetro del núcleo de la fibra y  $NA$  la apertura numérica de la fibra. La longitud de onda  $\lambda$  de la luz acoplada en la fibra es aquí preferiblemente idéntica a la longitud de onda media  $\lambda_0$  de la luz 14 acoplada en el primer interferómetro 10. Si el índice  $V$  es mayor a 2,4, se trata de una fibra multimodo.

La fibra multimodo preferiblemente empleada en el primer conductor de luz 17 presenta longitudes típicas del orden de magnitud de unos 100 m y está preferiblemente enrollada en su mayor parte en una bobina, como se indica en la Fig. 1. El diámetro del núcleo de la fibra multimodo está preferiblemente entre aprox. 200  $\mu\text{m}$  y aprox. 400  $\mu\text{m}$ .

La fibra multimodo muy larga, fina y preferiblemente enrollada puede combinarse en el primer conductor de luz 17 de manera opcional con una fibra relativamente corta y gruesa (no representada), cuyo diámetro esté en el rango de aprox. un milímetro y su longitud en el rango de metros.

Mediante la destrucción de la coherencia espacial de la luz de la fuente de luz monomodo 15 se evita que la luz reflejada en dos posiciones distintas de la muestra 1 pueda interferir, lo que también se denomina diafonía coherente.

5 Una supresión eficiente de la diafonía coherente produce además la supresión eficiente de luz dispersada no deseada, que en el caso de una fuente de luz con alta coherencia espacial también contribuiría a la interferencia y produciría el resultado de una imagen no nítida y borrosa, parecida a una imagen detrás de un cristal opaco. De la manera anteriormente descrita se produce una destrucción eficiente de la coherencia espacial, con lo que se reduce enormemente la detección de luz dispersada y por último se obtiene una imagen nítida.

10 La información de premodulación surgida en el primer interferómetro 10, es decir la modulación espectral de la luz 14 acoplada producida por el movimiento del segundo espejo de referencia 12, no se modifica sin embargo en la transmisión de la luz a través de la fibra multimodo muy larga del primer conductor de luz 17. Esto se garantiza por que ambos brazos del primer interferómetro 10 crean modos idénticos con idéntica distribución de modos e idénticas fases en la fibra multimodo.

15 Cada modo transmite por sí a continuación la información de premodulación, sin que los modos individuales se acoplen entre sí. Esto se consigue por que el primer y el segundo haz parcial 2 y 3 en el primer interferómetro 10 (ver Fig. 1) se superponen de forma colinear y exacta en un tercer haz parcial 4, antes de entrar en la fibra multimodo del primer conductor de luz 17.

20 La entrada de la luz en la fibra multimodo del primer conductor de luz 17 determina en este proceso el número y la distribución de los modos activados en la fibra multimodo. Para una destrucción particularmente eficiente de la coherencia espacial es ventajoso escoger un acoplamiento con el que se active el mayor número posible de modos. Esto puede conseguirse en particular con que, como se representa en las Fig. 10 a) y 10 b), el foco 55 de los haces de luz, es decir, del tercer haz parcial 4, no esté sobre la faceta 9, es decir, el plano de entrada, de la fibra multimodo del primer conductor de luz 17 y/o los haces de luz del tercer haz parcial 4 se acoplen de forma oblicua en la fibra multimodo del primer conductor de luz 17, estando el eje óptico 56 de los haces de luz inclinado respecto al eje central 57 de la fibra multimodo del primer conductor de luz 17 y forma un ángulo  $\omega$  con este, que está preferiblemente entre  $5^\circ$  y  $40^\circ$ . De este modo se suprime por un lado al máximo la coherencia espacial y por otro lado la iluminación de la faceta 9 de la fibra multimodo es más homogénea.

25 En las Figuras 10 a) y 10 b) se representa además el diámetro del núcleo  $d$  de la fibra multimodo empleada en el primer conductor de luz 17.

30 La combinación descrita del acoplamiento de luz 14 altamente coherente en el primer interferómetro 10 en combinación con el acoplamiento de la luz espectralmente modulada a continuación en el primer interferómetro 10 del tercer haz parcial 4 en el primer conductor de luz 17 hace posible que se configure de manera muy sencilla la óptica en el área de la salida 8 del primer interferómetro 10.

35 Dado que con este principio se pueden emplear como fuente de luz 15 fuentes de luz coherentes, como p.ej. SLED, láseres de pulsos cortos o láseres supercontinuos, es posible conseguir mayores densidades de potencia que con las fuentes de luz espacialmente incoherentes empleadas habitualmente. Con ello se mejora notablemente la relación señal-ruido de la información de imagen obtenida.

40 De manera alternativa al interferómetro de haz libre aquí representado y descrito, con el empleo de este principio también se puede diseñar el primer interferómetro 10 completamente como interferómetro de fibra. El escaneo en profundidad podría entonces realizarse, por ejemplo, en lugar de a través del movimiento del segundo espejo de referencia 12, mediante la extensión de una fibra en uno de los dos brazos del primer interferómetro 10 mediante un llamado *fiber stretcher* (*estirador de fibra*).

#### 8. Transferencia de imagen mediante haz de fibras

45 Como ya se ha explicado con detalle, en el presente sistema OCT se realiza un escaneo de profundidad mediante un movimiento macroscópico del espejo de referencia 12 en el primer interferómetro 10, mientras la luz reflejada por la muestra 1 es conducida a través del segundo interferómetro 20 y el segundo conductor de luz 29 al detector 30 bidimensional y captada por este.

50 Como segundo conductor de luz 29 se emplea un haz de fibras compuesto por una serie de fibras individuales. Los haces de fibras tienen en general una apertura numérica alta por motivos técnicos que está en el rango de 0,4 o superior. Además el factor de llenado de la faceta, es decir, de la sección de entrada o salida, de los haces de fibra convencionales es relativamente reducido. Ambas cosas producirían, en la transmisión de la luz reflejada por la muestra 1 del segundo interferómetro 20 al detector 30, pérdidas de luz no deseadas.

55 Para obtener un sistema OCT lo más compacto posible con pérdidas de luz e información reducidas en la transmisión de la luz reflejada por la muestra 1, se emplea el haz de fibras descrito a continuación con más detalle.

La Fig. 11 muestra una sección 50 de la faceta del haz de fibras empleado que, como se ve en la zona parcial 51 ampliada, está compuesto de una serie de fibras individuales 52 que presentan una distancia de centro a centro d2 (el llamado pitch de las fibras).

La Fig. 12 muestra una sección del detector 30 empleado, que comprende una serie de elementos detectores 80 colocados en una superficie que presentan una distancia de centro a centro d1 (el llamado pitch de los píxeles). En el presente sistema OCT, el pitch de las fibras d2 de las fibras individuales 52 del haz de fibras es menor que el pitch de los píxeles d1 de los elementos detectores 80 del detector 30.

Para posibilitar un campo visual lo mayor posible con una alta resolución espacial, el haz de fibras consta de al menos 100 000, preferiblemente de aprox. 300 000 fibras individuales 52. El número de los elementos detectores 80 del detector 30 es preferiblemente de aprox. 328 000 y con ello está en el mismo orden de magnitud que el número de fibras individuales 52.

Como se representa en la Fig. 13, la forma de la sección transversal del haz de fibras del segundo conductor de luz 29 en el área de las superficies de entrada y salida 7 resp. 6 está adaptada preferiblemente a la geometría del detector 30, con lo que en particular la forma de la superficie de entrada 7 en el lado del segundo interferómetro 20 es esencialmente igual a la forma de la superficie de salida 6 del lado del objetivo de detector 31 resp. del detector 30 (ver también Fig. 1). La forma correspondiente de las superficies de entrada y salida 7 resp. 6, especialmente la relación de sus longitudes laterales, es aquí esencialmente idéntica con la forma, preferiblemente cuadrada, del detector 30.

En la Fig. 14 a) se representan a modo de ejemplo dos fibras individuales 52 del haz de fibras. Las fibras individuales 52 presentan un núcleo de fibra 65 y un revestimiento de fibra 66. En las fibras individuales empleadas preferiblemente 52 del haz de fibras, la relación d3/d4 de respectivamente los grosores d3 y d4 del núcleo de fibra correspondiente 65 con el revestimiento de fibra 66 (la llamada relación core/cladding) está seleccionada de manera que se dé un factor de llenado lo mayor posible con las menores pérdidas de luz posibles debido a la luz que sale de las fibras 52 lateralmente (las llamadas ondas evanescentes). El factor de llenado aquí viene dado por la relación de la superficie total de la sección de las fibras individuales 52 con la superficie del núcleo de las fibras 65.

Con una longitud de onda de la luz 14 de por ejemplo 1300 nm, el haz de fibras empleado presenta preferiblemente un pitch de fibras d2 de 11  $\mu\text{m}$ , un grosor del revestimiento d4 de las fibras individuales 52 de 1,7  $\mu\text{m}$  y un diámetro de núcleo de 6,8  $\mu\text{m}$ . El diámetro de las fibras individuales 52, que viene dado por la suma del diámetro del núcleo d3 y del doble grosor del revestimiento d4, es en este caso de 10,2  $\mu\text{m}$  y con ello es algo menor que el pitch de fibras d2, dado que en el proceso de fabricación del haz de fibras se crea también un segundo revestimiento (no representado) alrededor de cada fibra individual 52.

En la Fig. 14 b) está representada una variante de la configuración mostrada en la Fig. 14 a) de las fibras individuales 52. En esta variante, los núcleos de fibras individuales 65 de las fibras individuales 52 están alojados en una matriz 66 de vidrio o plástico que configura respectivamente el revestimiento de fibra de cada núcleo de fibra individual 65. En esta variante, cada dos fibras individuales 52 contiguas tienen una parte de su revestimiento de fibra en común. La distancia d4 de núcleos de fibra 64 contiguos, que corresponde al grosor del revestimiento, puede reducirse así frente a las fibras individuales arriba descritas que tienen cada una su propio revestimiento de fibra, con lo que se suprime aún más de forma eficiente la aparición de ondas evanescentes. La relación de superficie de la superficie del núcleo de fibra con toda la superficie de la fibra resulta con ello especialmente elevada. El cociente del diámetro del núcleo d3 y el grosor del revestimiento d4 está aquí en un rango entre aprox. 5 y 8.

El segundo interferómetro 20 está configurado de forma que para todas las profundidades de escaneo se da un patrón de interferencia cuya frecuencia espacial es menor que la frecuencia espacial de las fibras individuales 52 del haz de fibras, teniendo que cumplirse particularmente la condición de Nyquist. Esto se ilustra en la Fig. 15. Como se ve en el detalle ampliado 61 del patrón de interferencia lateral 60, la longitud de un periodo ente dos mínimos de interferencia consecutivos 63 (anillos oscuros) del patrón de interferencia 60 es mayor en un múltiplo que la distancia de centro a centro (pitch de las fibras) de las fibras individuales 52 del haz de fibras, cuya superficie de entrada 6 (ver también Fig. 1) está representada aquí en detalle y correspondientemente ampliada. Correspondientemente, la frecuencia espacial del patrón de interferencia 60 es notablemente menor que la frecuencia espacial de las fibras individuales 52 del haz de fibras.

Frente a los sistemas conocidos del estado de la técnica, en los cuales el detector está incorporado en el interferómetro, con el empleo del haz de fibras anteriormente descrito se obtienen varias ventajas que se explican a continuación con más detalle.

El pitch de los píxeles d1 de detectores InGaAs CMOS, que son sensibles a la luz con longitudes de onda en un rango de aprox. 1300 nm, no puede ser mucho menor de 20  $\mu\text{m}$  por razones técnicas. El haz de fibras empleado preferiblemente en el presente sistema OCT presenta un pitch de las fibras d2 de 10  $\mu\text{m}$  y por tanto, con la misma resolución, presenta una sección transversal considerablemente menor que el detector. Esto permite una

configuración notablemente más compacta del cabezal de medición frente a sistemas en los que el detector está incorporado en el cabezal de medición.

Además, en los sistemas mencionados del estado de la técnica, debido a las muy elevadas tasas de muestreo del detector requeridas, sería necesaria una transmisión de datos a una velocidad extremadamente alta del cabezal de medición a la electrónica posconectada. Además, tendrían que integrarse en el cabezal de medición con convertidores A/D. Estas desventajas desaparecen con la transmisión aquí descrita de la información de imagen obtenida de la muestra 1 a través del segundo conductor de luz 29 configurado como haz de fibras a un detector 30 separado del segundo interferómetro 20.

Dado que en el presente sistema OCT no es necesaria por tanto ninguna electrónica para toma de imagen y/o procesamiento de imagen en el cabezal de medición, no hay pérdidas térmicas que pudieran producir un recalentamiento no deseado del cabezal de medición.

Dado que en el segundo conductor de luz 29 se selecciona preferiblemente un pitch de las fibras  $d_2$  (p.ej.  $11 \mu\text{m}$ ) que es menor que el menor pitch de píxeles  $d_1$  posible (en su mayoría mayor o igual a  $20 \mu\text{m}$ ) del detector 30, puede reducirse una ampliación de la imagen obtenida de la muestra 1 en el cabezal de medición con la misma resolución lateral frente a los sistemas del estado de la técnica, lo que posibilita una óptica más pequeña y sencilla en el segundo interferómetro 20.

Para aumentar el rendimiento lumínico en la transmisión de la información de luz e imagen de la muestra 1 y del tercer espejo de referencia 25 al detector 30, está previsto un ajuste de las aperturas numéricas de los distintos componentes del presente sistema OCT, en particular de las aperturas del objetivo de muestra 41 y de las lentes 47 en el brazo de salida 27 así como de las aperturas del objetivo de referencia 46 y del haz de fibras del segundo conductor de luz 29, del objetivo de detector 31 así como del detector 30. Esto se explica a continuación con más detalle en conjunción con las Figuras 1, 4 y 16.

La Fig. 16 muestra una sección del segundo conductor de luz 29 compuesto por una multitud de fibras individuales 52 en el área de la superficie de entrada 7. Un haz luminoso convergente 58 que sale del segundo interferómetro 20 presenta un ángulo de apertura  $\alpha$  y cae sobre el conductor de luz 29 con un ángulo de incidencia  $\beta$  contra la normal de la superficie de entrada 7. Las fibras individuales 52 del segundo conductor de luz 29 presentan un ángulo de apertura  $\gamma$ , dentro del cual pueden captar la luz que cae. El ángulo de apertura  $\gamma$  viene dado por la apertura numérica de las fibras individuales 52.

Para garantizar un rendimiento lumínico lo más elevado posible, está preferiblemente previsto que la suma del ángulo de apertura  $\alpha$  del haz luminoso 58 y del ángulo de incidencia  $\beta$  sea menor que el ángulo de apertura  $\gamma$  de las fibras individuales 52 del haz de fibras 29:  $\alpha + \beta < \gamma$ . Con ello se asegura que toda la luz del haz luminoso 58 que cae sobre una fibra individual 52 entre en esta y se transporte hasta la superficie de salida 6 del segundo conductor de luz 29.

El ángulo de apertura  $\alpha$  y el ángulo de incidencia  $\beta$  del haz luminoso 58 necesarios para ello se realizan mediante una configuración correspondiente de los objetivos de muestra y/o de referencia y/o de salida 41, 46 resp. 47. Esto se consigue en particular por que las dos combinaciones de objetivos de muestra y de salida 41/47 así como objetivos de referencia y de salida 46/47 proyectan de manera ampliada, es decir, el ángulo de apertura  $\alpha$  del haz luminoso 58 en el área de la superficie de entrada 7 del haz de fibras ("lado de la imagen") es menor que el ángulo de apertura (no representado) en el lado de la muestra 1 ("lado del objeto"). Con ello se puede realizar de manera sencilla un gran ángulo de apertura en el lado de la muestra 1, con lo que se consigue una alta eficiencia al coleccionar la luz. Junto con el acoplamiento de luz sin pérdidas en el haz de fibras del segundo conductor de luz 29, se garantiza así en conjunto un rendimiento lumínico muy alto en la captación de la luz reflejada por la muestra 1 y con ello se consigue una gran calidad de imagen.

De manera alternativa o adicional, para aumentar el rendimiento lumínico está previsto un ajuste de la apertura numérica del objetivo de detector 31 en el lado del haz de fibras a la apertura numérica del haz de fibras del segundo conductor de luz 29. El ángulo de apertura del objetivo de detector 31 es aquí mayor que el ángulo de apertura  $\gamma$  de las fibras individuales 52 del haz de fibras.

Preferiblemente, el objetivo de detector 31 es telecéntrico en el lado del haz de fibras. Con ello se puede cumplir de manera sencilla la característica de dispersión del haz de fibras. El ángulo de campo sobre la superficie de salida 6 es para cada posición sobre la superficie de salida 6 igual a cero.

Al aumentar el ángulo de incidencia de los rayos luminosos sobre el detector 30, la potencia lumínica captada por el detector 30 se reduce. Para garantizar un rendimiento lumínico lo más elevado posible, está previsto por tanto mantener el ángulo de incidencia de los rayos luminosos sobre el detector 30 lo más reducido posible. Esto se consigue preferiblemente mediante una proyección que amplía el haz de fibras del segundo conductor de luz 29 sobre el detector 30 y un diseño telecéntrico del objetivo de detector 31 en el lado del detector 30.

Otra ventaja de emplear el haz de fibras descrito para la transmisión de la imagen es que la ampliación total M del sistema se puede dividir en dos pasos, concretamente en una primera ampliación M1 en el cabezal de medición, es decir, en el segundo interferómetro 20, y una segunda ampliación M2 en el objetivo de detector 31. Con ello, la primera ampliación M1 de los objetivos 41, 47 y 47 en el cabezal de medición puede ser menor que la ampliación total M necesaria para la resolución nominal del sistema OCT. El siguiente ejemplo lo ilustrará: con un pitch de píxeles de 20  $\mu\text{m}$ , un pitch de fibras de 10  $\mu\text{m}$  y una resolución nominal de 2,5  $\mu\text{m}$  se puede realizar, mediante el haz de fibras del segundo conductor de luz 29 configurado como se ha descrito anteriormente, una ampliación M1 = 4 en el cabezal de medición y una ampliación M2 = 2 en el objetivo de detector 31, para conseguir una ampliación total M = M1 x M2 = 8. Por el contrario, sin una transmisión de la imagen a través del haz de fibras descrito, debe crearse ya en el cabezal de medición una ampliación que fuera igual a la ampliación total M = 8.

El empleo del haz de fibras anteriormente descrito tiene así la ventaja que no hay que producir la ampliación total M únicamente con los objetivos del segundo interferómetro 20, de manera que el o los objetivos de muestra y/o de referencia y/o de salida 41, 46 resp. 47 del cabezal de medición puede(n) configurarse de forma más sencilla y con menos espacio, con lo que el cabezal de medición en conjunto puede configurarse de forma mucho más compacta.

Como en el ejemplo mostrado en la Fig. 4 de un segundo interferómetro 20, con ello se puede seleccionar el diámetro medio D1 del objetivo de muestra 41 así como de las lentes 47 del objetivo de salida del segundo interferómetro 20 preferiblemente más pequeño que el diámetro D2 del segundo conductor de luz 29 en el área de la superficie de entrada 7: D1 < D2.

### 9. Modos operativos del dispositivo OCT

El dispositivo OCT anteriormente 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 unas 5 a 10 imágenes por segundo, así como un modo operativo estático.

En el primer modo operativo, el modo en tiempo real 1, se generan en tiempo real cortes profundos bidimensionales 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

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.

Esto se consigue preferiblemente en combinación con la modulación de la intensidad de la luz 14 y 4 acoplada respectivamente en el interferómetro 10 y emitida por el interferómetro 10 o con la modulación de la sensibilidad del sistema de detector 30, 31 (ver respectivamente los puntos 3 y 4 anteriores).

La Figura 17 muestra una superficie de detector F1, que comprende un primer número N1 de elementos detectores 80 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 80 que se encuentran en una superficie parcial F2 de la superficie de detector F1 y se transforma en señales de detector correspondientes. El segundo número N2 de elementos detectores 80 de la superficie parcial F2 es inferior al primer número N1 de elementos detectores 80 de la superficie de detector F1 total. Las longitudes c1 y c2 respectivamente de la superficie de detector F1 y de la superficie parcial F2 son igual de grandes, mientras que los anchos b1 y b2 respectivamente de la superficie de detector F1 y de la superficie parcial F2 son distintos.

En el ejemplo mostrado, la superficie parcial F2 solo tiene cuatro píxeles de ancho, en cambio la superficie de detector F1 tiene 512 píxeles de ancho. La superficie sensible de la superficie de detector F1 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.

Como se representa en la Figura 18, 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 F2) cortes profundos bidimensionales 67 del elemento espacial 33 observado de la muestra 1.

En el segundo modo operativo, el modo en tiempo real 2, se generan, como se representa en la Figura 19, tomogramas bidimensionales 68 de una profundidad determinada T del elemento espacial 33 observado de la muestra 1, donde la profundidad T se puede seleccionar libremente. Aquí se emplea toda la superficie de detector F1 del detector 30 para la captación de la luz reflejada por la muestra 1 y su transformación en señales de detector correspondientes, aunque cada vez solo se emplea un máximo de cinco imágenes de cámara para calcular un

tomograma 68. Para ello se mueve periódicamente el primer espejo de referencia 11 en el primer interferómetro 10 con una amplitud de aprox. 1  $\mu\text{m}$ , mientras se toman hasta cinco imágenes de cámara, que luego se emplean para calcular una imagen OCT. De esta forma, se pueden generar tomogramas 68 con una alta tasa de repetición.

5 Mediante un movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12, en su caso en combinación con un seguimiento del foco (ver puntos 1 y 2 anteriores), se puede seleccionar libremente la profundidad T de la que se obtiene el tomograma 68.

10 En el tercer modo operativo, el modo estático, se toma un conjunto de datos tridimensional completo con ayuda del movimiento macroscópico del segundo espejo de referencia 12 en combinación con el seguimiento del foco. Los detalles de este proceso se pueden ver en particular en los puntos 1 y 2.

15 Mediante los distintos modos operativos, el sistema OCT puede cumplir una serie de distintos requisitos. Las funcionalidades en la exploración de muestras, por ejemplo para detectar posiciones relevantes en la muestra, se amplían así considerablemente.

#### 10. Otros aspectos inventivos del sistema y del procedimiento de OCT

20 El sistema y el procedimiento de OCT descritos anteriormente con más detalle presentan características individuales o combinaciones de características, que hacen el sistema y el procedimiento más sencillo y compacto, en particular en la configuración, así como más rápido y fiable en el manejo y la toma de imágenes, sin que en él sean necesarias todas las características enumeradas en el preámbulo y/o la parte caracterizadora de las reivindicaciones independientes. Estas características y combinaciones de características se consideran igualmente como invención.

25 Como invención se considera en particular un sistema para tomografía de coherencia óptica con  
- al menos un interferómetro para emisión de luz, con la que se irradia una muestra, y  
- un detector para captación de luz reflejada por la muestra,  
estando caracterizado el sistema por una o varias características, que se describen anteriormente con más detalle,  
30 en particular en los puntos 1 a 9 y/o en conjunción con las Figuras 1 a 19.

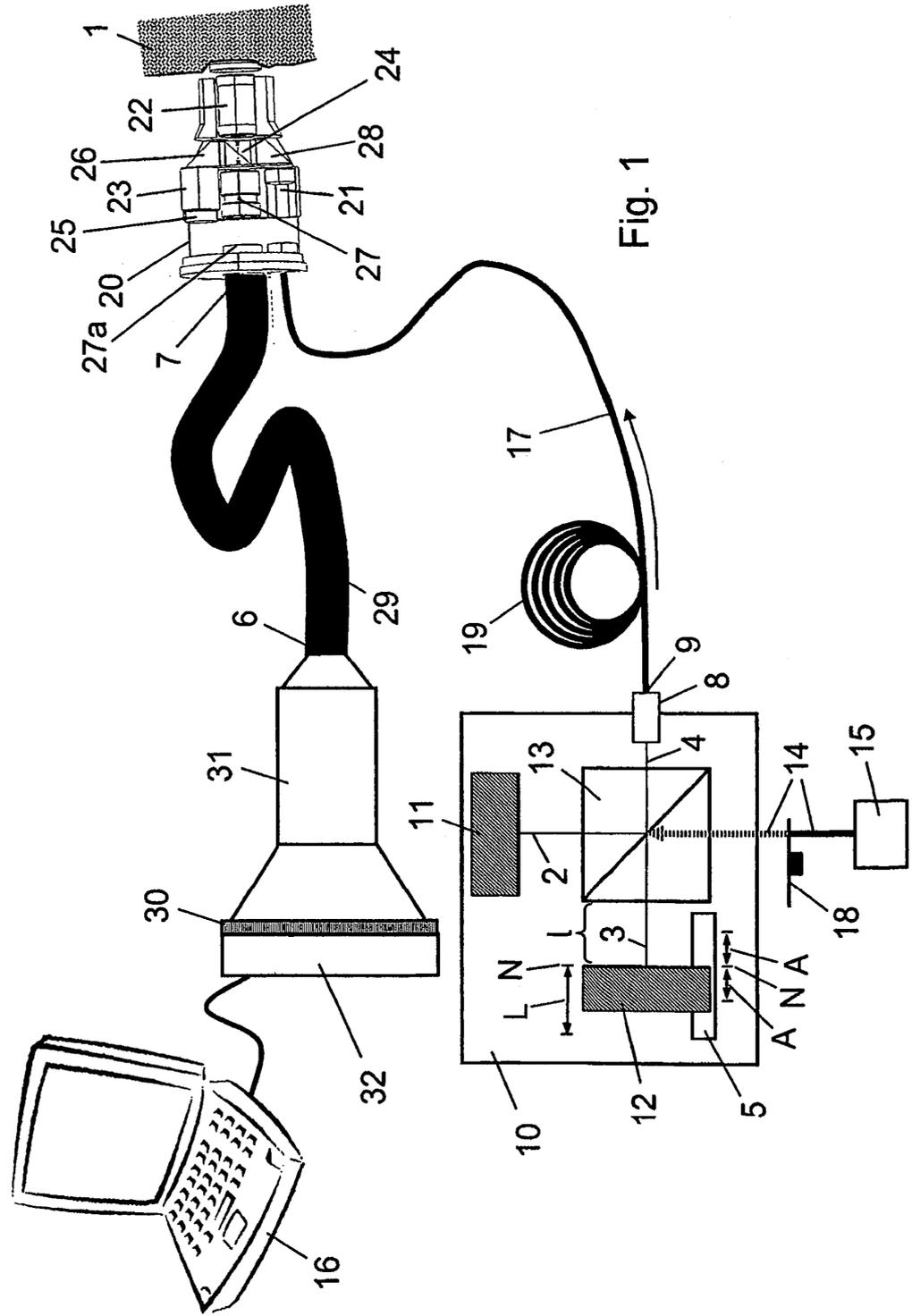
El procedimiento correspondiente a este sistema también se considera invención.

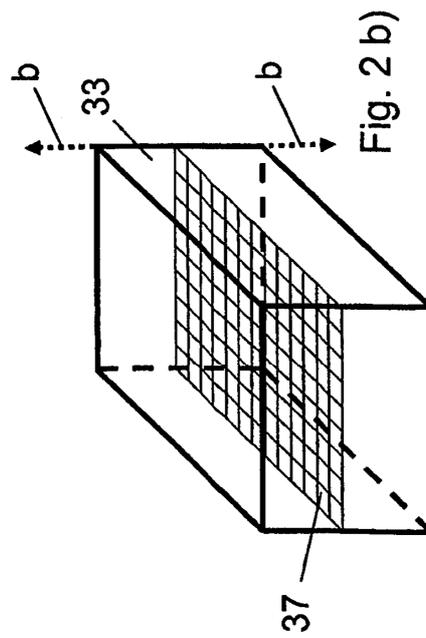
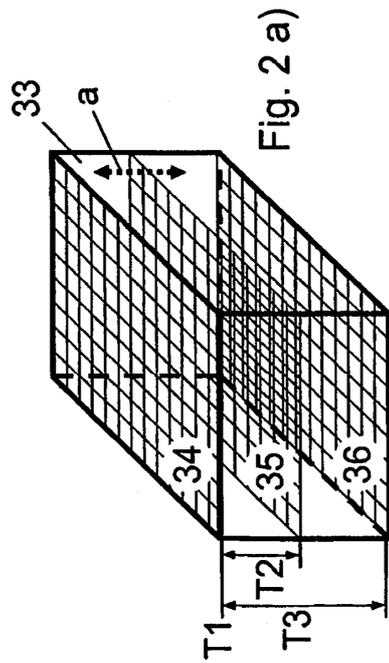
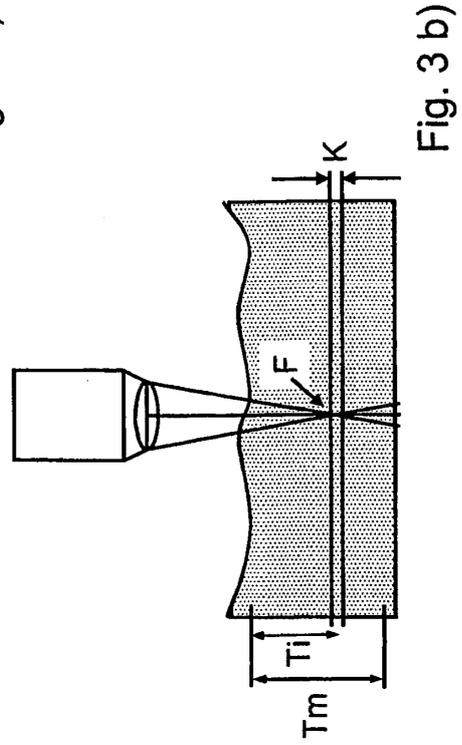
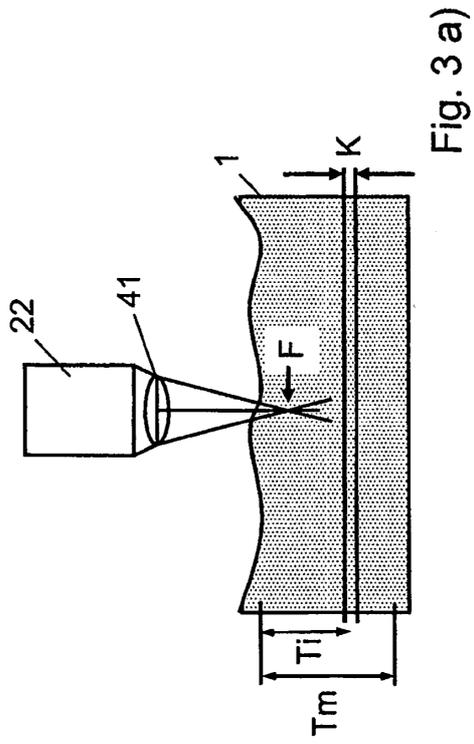
35 La irradiación de la muestra con la luz emitida por el interferómetro se produce bien de manera indirecta, es decir, mediante otro interferómetro que está entre el interferómetro y la muestra, o directamente, es decir, sin otro interferómetro que se encuentre entre el interferómetro y la muestra.

40 La captación de la luz reflejada por la muestra por el detector se produce bien de manera indirecta, es decir, mediante otro interferómetro que está entre el detector y la muestra, o directamente, es decir, sin otro interferómetro que se encuentre entre el detector y la muestra.

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema para tomografía de coherencia óptica con un interferómetro de Linnik (20), que presenta  
 10 - un divisor de haz (24), un reflector (25), un brazo de iluminación (21), un brazo de muestra (22), un brazo de  
 salida (27) y un brazo de referencia (23), donde en el interferómetro (20) se acopla a través del brazo de  
 iluminación (21) luz, la cual es dividida por el divisor de haz (24) en un haz parcial que transcurre en dirección  
 del reflector (25) a través del brazo de referencia (23) y en un haz parcial que transcurre en dirección de la  
 muestra (1) a través del brazo de muestra (22), los haces parciales son reflejados respectivamente por el  
 reflector (25) y la muestra (1) y los haces parciales reflejados se superponen en el divisor de haz (24) en otro  
 haz parcial en el brazo de salida (27), cuya luz puede ser captada por un detector (30),  
 donde el brazo de salida (27) presenta al menos un elemento óptico (47) y junto con un objetivo de muestra  
 (41) constituye una óptica de muestra (41, 47) para generar una imagen de la muestra (1) con una apertura  
 numérica, en particular un ángulo de aceptación, y constituye junto con un objetivo de referencia (46) una  
 15 óptica de referencia (46, 47),  
 donde el brazo de iluminación (21) presenta al menos un elemento óptico (48) y junto con el objetivo de  
 muestra (41) constituye una óptica de iluminación (41, 48) para la iluminación de la muestra (1) con una  
 apertura numérica, en particular un ángulo de divergencia de un cono de iluminación, **caracterizado porque**  
 20 las ópticas de muestra y de referencia son telecéntricas y la apertura numérica, en particular el ángulo de  
 divergencia del cono de iluminación, de la óptica de iluminación es menor que la apertura numérica, en  
 particular el ángulo de aceptación, de la óptica de muestra.
- 25 2. Sistema según la reivindicación 1, en el que en el brazo de muestra (22) está previsto el objetivo de muestra  
 (41), a través del cual se enfoca luz del haz parcial que transcurre por el brazo de muestra (22) en un foco (F)  
 situado sobre o dentro de la muestra (1). □□
- 30 3. Sistema según la reivindicación 1, en el que en el brazo de referencia (23) está previsto el objetivo de  
 referencia (46), a través del cual se enfoca sobre el reflector (25) luz del haz parcial que transcurre por el brazo  
 de referencia (23).
- 35 4. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el objetivo de muestra (41) presenta una  
 apertura numérica mayor que la del objetivo de referencia (46).
- 40 5. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la diferencia de los caminos ópticos a través  
 del objetivo de referencia (46) y del objetivo de muestra (41) es al menos el doble de grande que una  
 profundidad de escaneo óptica máxima (Tm) en la muestra (1), en la cual se produce una interferencia entre el  
 haz parcial reflejado en la profundidad de escaneo óptica máxima (Tm) en la muestra (1) y el haz parcial  
 reflejado por el reflector (25).
- 45 6. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el camino óptico (r) entre el objetivo de  
 referencia (46) y el divisor de haz (24) es mayor que el camino óptico (p) entre el objetivo de muestra (41) y el  
 divisor de haz (24):  $r > p$ .
- 50 7. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el objetivo de muestra (41) en el brazo de  
 muestra (22) está alojado de forma móvil, de manera que la distancia del objetivo de muestra (41) al divisor de  
 haz (24) se puede modificar.
8. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que al menos una parte del eje óptico del brazo de  
 referencia (23) y/o del brazo de iluminación (21) forma un ángulo con el eje óptico del brazo de muestra (22)  
 que es distinto a  $90^\circ$ , y en particular transcurre paralelo al eje óptico del brazo de muestra (22).
- 55 9. Sistema según la reivindicación 8, en el que en el brazo de referencia (23) así como en el brazo de iluminación  
 (21) está previsto un elemento de desviación (respectivamente 26 y 28), en particular un prisma de desviación,  
 para desviar el haz parcial que transcurre respectivamente a través del brazo de referencia (21) y del brazo de  
 iluminación (23).
- 60 10. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que está previsto un detector (30) para la captación  
 de la luz del otro haz parcial en el que se superponen los haces parciales reflejados por el reflector (25) y por la  
 muestra (1), y el detector (30) comprende una multitud de elementos detectores (80), de los cuales cada dos  
 elementos detectores (80) contiguos presentan una distancia de centro a centro (d1), y el objetivo de muestra  
 (41) y el objetivo de referencia (46) están configurados de forma que la distancia (d5) entre dos mínimos de  
 interferencia consecutivos (63) o máximos de interferencia consecutivos de un patrón de interferencia  
 producido (60, 61) para todas las profundidades de escaneo es mayor que la distancia de centro a centro (d1)  
 de los elementos detectores (80).







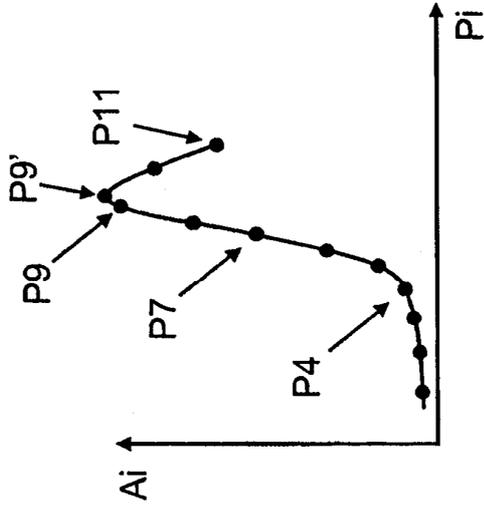
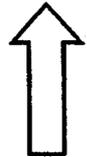
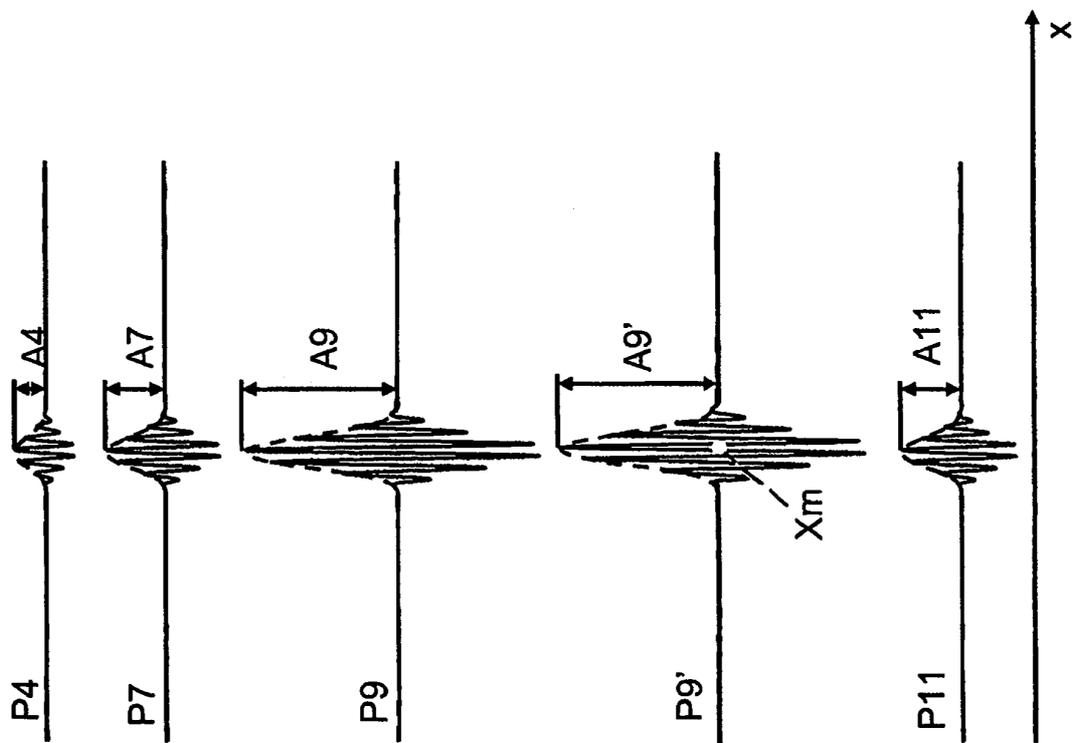


Fig. 5

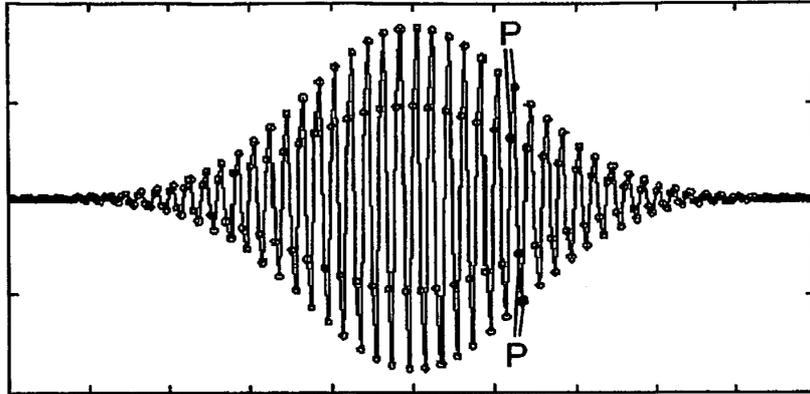


Fig. 6 a)

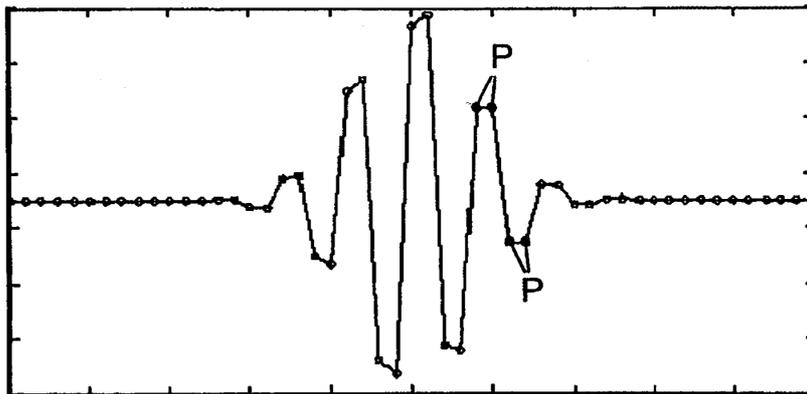


Fig. 6 b)

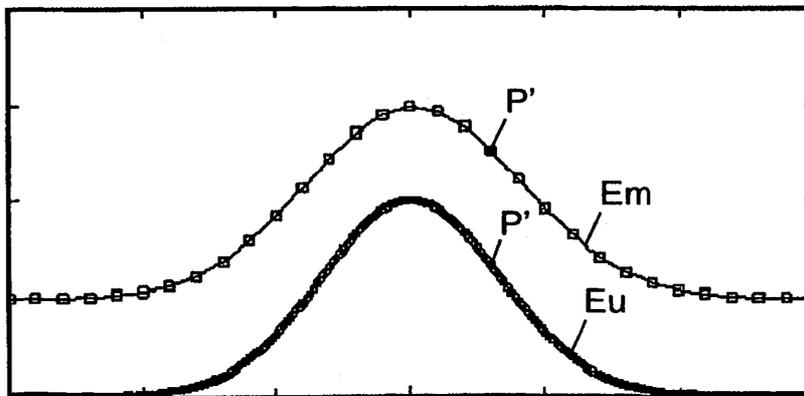


Fig. 6 c)

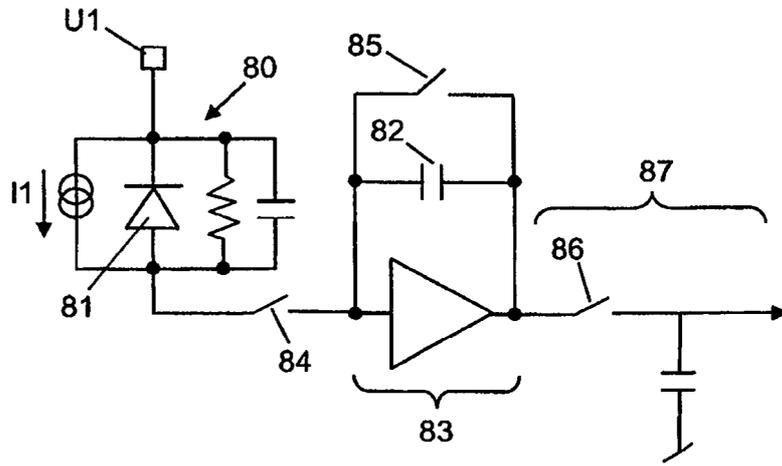


Fig. 7

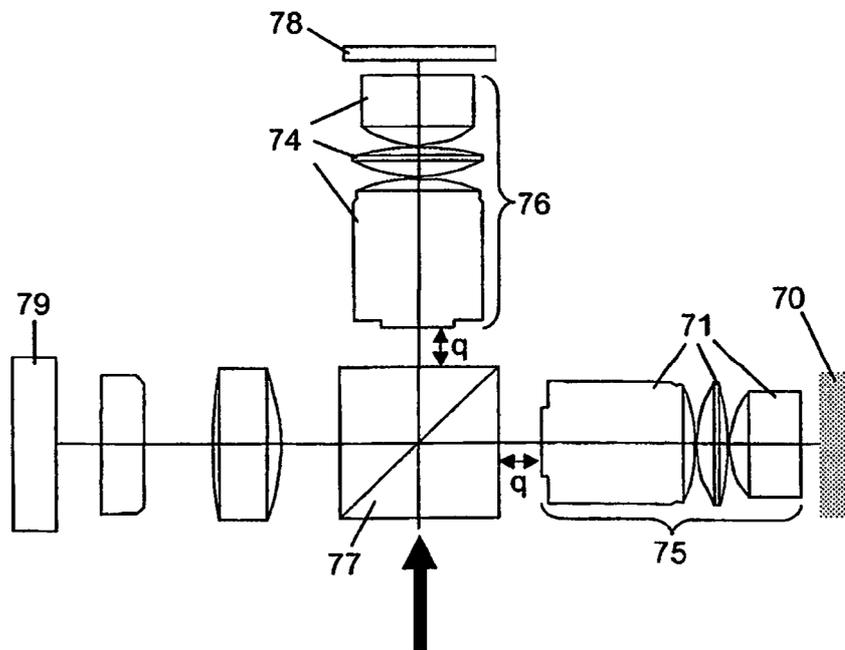
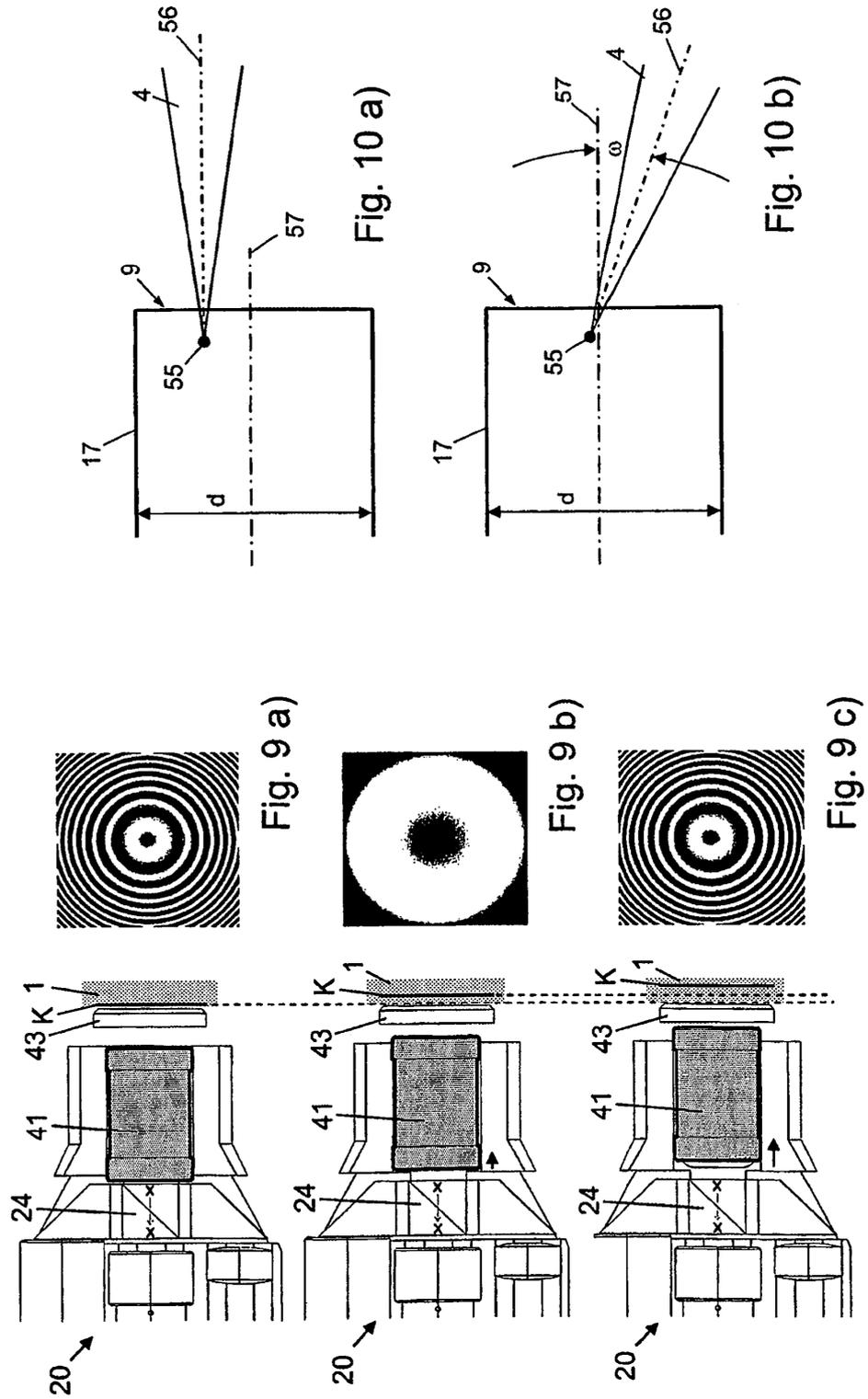


Fig. 8



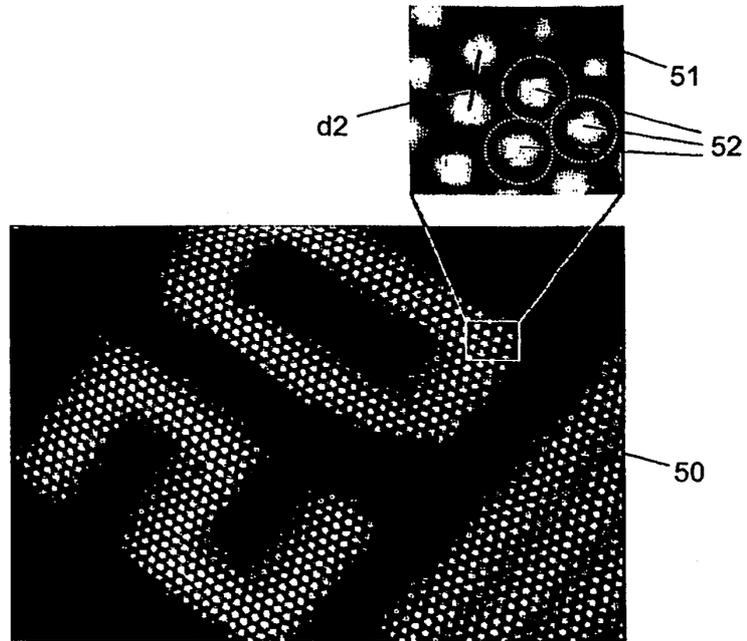


Fig. 11

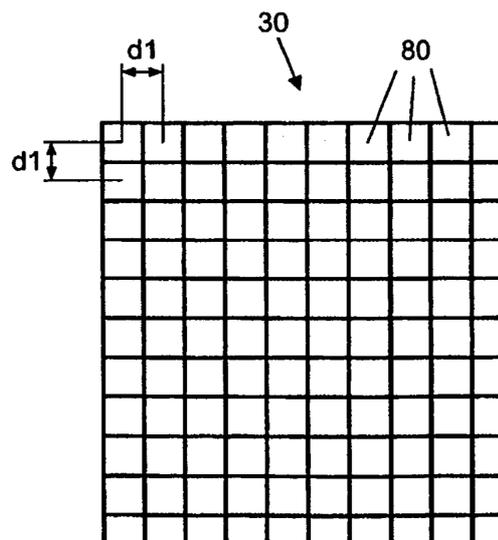


Fig. 12

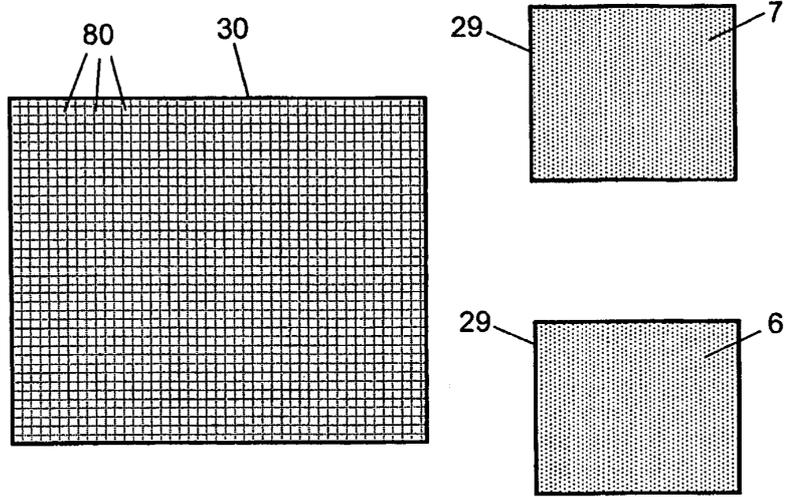


Fig. 13

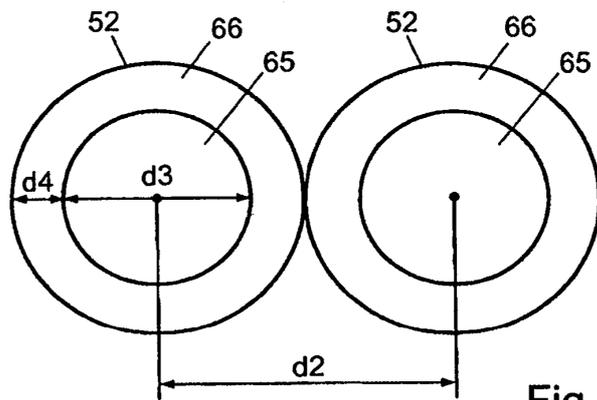


Fig. 14 a)

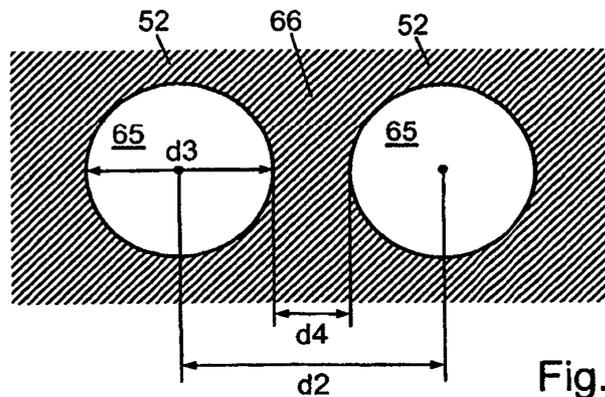


Fig. 14 b)

