

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
25. Oktober 2018 (25.10.2018)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2018/192988 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

G01B 9/02 (2006.01) A61B 3/10 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(74) Anwalt: EISENFÜHR SPEISER PATENTANWÄLTE
RECHTSANWÄLTE PARTGMBB; Johannes-Brahms-
Platz 1, 20355 Hamburg (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2018/059929

(22) Internationales Anmeldedatum:
18. April 2018 (18.04.2018)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2017 108 193.3
18. April 2017 (18.04.2017) DE

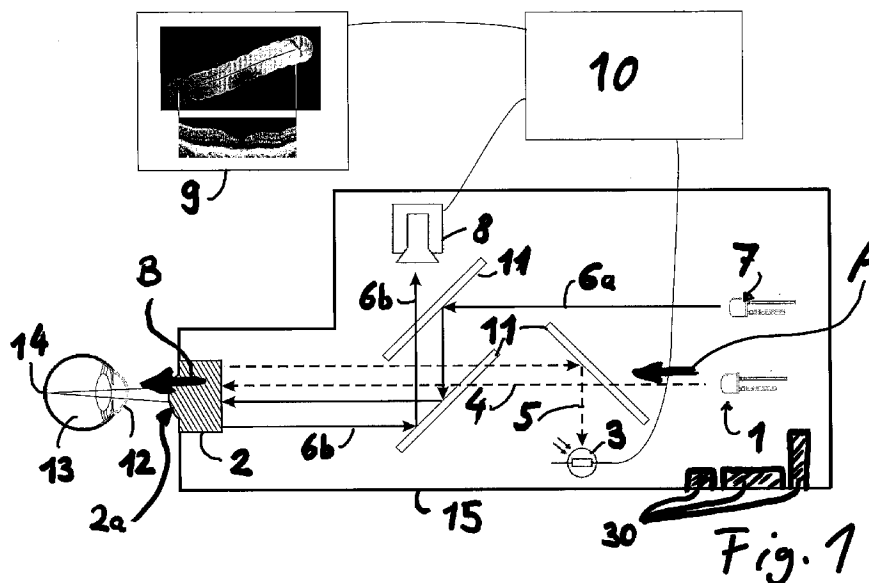
(71) Anmelder: ROWIAK GMBH [DE/DE]; Garbsener Land-
straße 10, 30419 Hannover (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN,
KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO,
NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

(54) Title: OCT IMAGE CAPTURE DEVICE

(54) Bezeichnung: OCT-BILDERFASSUNGSVORRICHTUNG



(57) Abstract: The invention relates to an OCT examination device for detecting an object by means of optical coherence tomography, comprising an OCT radiation source, which emits an OCT radiation, an OCT beam path, comprising an OCT output direction of the OCT radiation from the OCT radiation source, a housing, which receives the OCT radiation source, an outlet opening of the OCT radiation from the OCT radiation source formed in the housing, an OCT outlet direction of the radiation through the outlet opening, a control unit, which is connected to the OCT radiation source for signaling, in order to detect a plurality of measurement profiles spaced apart from each other in a detection period and to control the OCT radiation source for emitting the OCT radiation within the detection period and in order to keep the OCT output direction and the OCT emission direction constant in the angle alignment thereof relative

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

to each other during the detection time period.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine OCT-Untersuchungsvorrichtung zur Erfassung eines Gegenstandes mittels optischer Kohärenztomographie, umfassend eine OCT-Strahlungsquelle, die eine OCT-Strahlung aussendet, einen OCT-Strahlengang, umfassend eine OCT-Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle, ein Gehäuse, welches die OCT-Strahlungsquelle aufnimmt, eine in dem Gehäuse ausgebildete Austrittsöffnung der OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle, eine OCT-Austrittsrichtung der Strahlung durch die Austrittsöffnung, eine Steuerungseinheit, die signaltechnisch mit der OCT-Strahlungsquelle verbunden und ausgebildet ist, um in einem Erfassungszeitraum eine Mehrzahl von voneinander beabstandeten Messprofilen zu erfassen und innerhalb des Erfassungszeitraums die OCT-Strahlungsquelle zum Aussenden der OCT-Strahlung anzusteuern und um während des Erfassungszeitraums die OCT-Ausgangsrichtung und die OCT-Austrittsrichtung in ihrer Winkelausrichtung zueinander konstant zu halten.

OCT-Bilderfassungsvorrichtung

Die Erfindung betrifft eine OCT-Untersuchungsvorrichtung zur Erfassung eines Gegenstandes mittels optischer Kohärenztomographie, umfassend eine OCT-Strahlungsquelle, die eine OCT-Strahlung mit einer Wellenlänge von 400nm bis 2000nm und einer spektralen Bandbreite aussendet, die mindestens einen Bereich von 20nm bis 400nm umfasst, oder
5 eine schmale Bandbreite von weniger als 20nm bis 400nm aufweist, wobei die Strahlungsquelle so durchstimmbar ist, dass die schmale Bandbreite eine breitere Bandbreite von 20nm bis 400nm durch zeitversetzte Aussendung von Wellen in unterschiedlichen Wellenlängen ausbildet, einen OCT-Strahlengang, umfassend eine OCT-Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle, und eine OCT-Eingangsrichtung einer von
10 einem Bildobjekt rückgestreuten OCT-Strahlung, einen OCT-Strahlungsempfänger für den Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle, ein Gehäuse, welches die OCT-Strahlungsquelle und den OCT-Strahlungsempfänger aufnimmt, eine in dem Gehäuse ausgebildete Austrittsöffnung der OCT- Strahlung der OCT-Strahlungsquelle, eine in dem Gehäuse ausgebildete Eintrittsöffnung der rückgestreuten OCT-Strahlung der
15 OCT-Strahlungsquelle, eine OCT-Austrittsrichtung der Strahlung durch die Austrittsöffnung, eine OCT-Eintrittsrichtung der rückgestreuten OCT-Strahlung durch die Eintrittsöffnung, eine Steuerungseinheit, die signaltechnisch mit der OCT-Strahlungsquelle und dem OCT-Strahlungsempfänger verbunden und ausgebildet ist, um in einem Erfassungszeitraum eine Mehrzahl von voneinander beabstandeten Messprofilen zu erfassen und innerhalb des Erfassungszeitraums die OCT-Strahlungsquelle zum Aussenden der OCT-

Strahlung und den OCT-Strahlungsempfänger zum Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung anzusteuern.

Die optische Kohärenztomografie (OCT) ist ein Untersuchungsverfahren, bei dem Licht geringer Kohärenzlänge mit Hilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung in streuenden Materialien eingesetzt wird. Die OCT-Untersuchungsmethode wird beispielsweise in der Medizin zur Untersuchung in vivo und in vitro eingesetzt, findet neben dieser medizinischen Anwendung auch in anderen Bereichen zur Untersuchung von streuenden Materialien außerhalb der Medizin Anwendung. Grundsätzlich ist zu verstehen, dass die erfindungsgemäße OCT-Diagnose Vorrichtung und das erfindungsgemäße Verfahren zur OCT-Bilderfassung eines Gegenstands als Diagnostizierverfahren, die am menschlichen oder tierische Körper vorgenommen werden, eingesetzt werden können, jedoch auch als Analyseverfahren in einem anderen Zweck, also unter Ausschluss von solchen Diagnostizierverfahren, die am menschlichen oder tierischen Körper vorgenommen werden, zum Einsatz kommen können. OCT-Untersuchungsmethoden zeichnen sich dadurch aus, dass das untersuchte Material durch den OCT-Untersuchungsvorgang nicht verändert wird und weisen daher weder eine chirurgische noch eine therapeutische Wirkung auf. Es ist zu verstehen, dass das beanspruchte Verfahren zur OCT-Bilderfassung eines Gegenstands in Territorien, die diagnostische Verfahren am menschlichen Körper vom Patentschutz ausschließen, unter Ausschluss des Schutzes solcher Diagnostizierverfahren am menschlichen Körper Gegenstand dieser Beschreibung und der Ansprüche ist.

Bei OCT-Systemen handelt es sich um Messsysteme, die durch Ausrichten eines Messstrahls auf eine idealisiert als Punkt zu betrachtende Fläche des zu untersuchenden Objekts aufgrund der rückgestreuten Strahlung eine punktuelle Messung an diesem Objekt vornehmen. Um die Objektoberfläche und den unmittelbar darunter liegenden Tiefenbereich, bei einer typischen Eindringtiefe von 1 bis 3 mm, über einen größeren Flächenbereich oder insgesamt abzubilden, müssen OCT-Messsysteme daher mittels einer Abrasterung, die typischerweise als Linearabrasterung erfolgt, den Messstrahl über die Oberfläche bewegen. Diese Abrasterung wird bei OCT-Messsystemen durch motorbetriebene Ablenkspiegel erreicht. Eine qualitativ hochwertige OCT-Bilderfassung wird daher so ausgeführt, dass das zu untersuchende Objekt fixiert wird, die OCT-Messvorrichtung in fixierter Position zu dem Objekt angeordnet wird und dann durch eine automatisiert ablaufende Abrasterung mittels des Umlenkspiegels die Oberfläche des Objekts abgerastert wird, um folglich durch eine Vielzahl von Einzelpunktmessungen eine Darstellung der Oberfläche und des unmittelbar unter der Oberfläche liegenden Bereichs zu erhalten.

Diese Messmethode hat sich insgesamt bewährt, erzielt zuverlässige Abbildungsqualitäten und ist mit einer schnellen Messung durchführbar. Nachteilig ist jedoch, dass eine Fixierung des zu untersuchenden Objekts erforderlich ist, um über den Abtastzeitraum eine Relativbewegung zwischen Objekt und der OCT-Messvorrichtung zu vermeiden. Diese Fixierung ist insbesondere bei Einsatz der OCT-Messvorrichtung für diagnostische Zwecke, beispielsweise eine Untersuchung der Netzhaut des menschlichen Auges, nachteilig, da der hierfür notwendige Aufwand zur Fixierung des Kopfes bzw. Auges erheblich ist.

Aus US 2017/0027438 A1 ist ein Operationsmikroskop mit eingekoppelter OCT-Untersuchungsvorrichtung vorbekannt. Der OCT-Messstrahl wird dabei über zwei bewegliche Spiegel und einen feststehenden Spiegel in den Strahlengang des Mikroskops eingekoppelt und folglich dreimalig abgelenkt. Die Leitstrahlengänge des OCT-Strahls sollen durch die zweifach gesteuerte Ablenkung im Wesentlichen parallel zu der optischen Achse des Mikroskops 100 bleiben, um Bilderverzerrungen zu vermeiden. Die insoweit vorbekannte Technologie ist nicht geeignet, um den Winkel zwischen Ausgangsrichtung des OCT-Strahls aus der OCT-Quelle und der Austrittsrichtung des OCT-Strahls aus dem Gehäuse konstant zu halten, sondern kann nur erreichen, dass dieser Winkel im Wesentlichen konstant ist. Eine solche Ausgestaltung, bei der der Winkel jedoch aufgrund der zweifachen Ablenkung und des Prinzips der Abrasterung des Untersuchungsbereichs mittels der zweifachen Ablenkung nicht tatsächlich parallel zur Achse des Mikroskops gehalten werden kann, ist im erfindungsgemäßen Sinne nicht so zu verstehen, dass damit der Winkel zwischen Ausgangsrichtung des OCT-Strahls aus der OCT-Quelle und die Austrittsrichtung des OCT-Strahls aus dem Gehäuse konstant gehalten wird. Die so vorbekannte Vorrichtung erfasst den Untersuchungsbereich mittels der OCT-Vorrichtung durch einen Abrasterungsvorgang und erfordert daher ein Fixieren der Vorrichtung in Bezug auf das zu untersuchende Objekt. Zudem nimmt die Vorrichtung erheblichen Bauraum ein und ist daher unter beengten Raumverhältnissen unhandlich zu benutzen.

Es besteht daher ein Bedarf für eine OCT-Untersuchungsvorrichtung, die die Durchführung der OCT-Untersuchung insgesamt vereinfacht und gegenüber Messfehlern, die durch eine Relativbewegung zwischen der OCT-Messvorrichtung und dem zu untersuchenden Objekt entstehen, unempfindlicher ist.

Diese Aufgabe wird mit einer OCT-Untersuchungsvorrichtung der eingangs beschriebenen Art gelöst, indem die Steuerungseinheit ausgebildet ist, um während des Erfassungszeitraums die OCT-Ausgangsrichtung und die OCT-Austrittsrichtung in ihrer Winkelausrichtung zueinander konstant zu halten.

Erfindungsgemäß wird auch bei der OCT-Untersuchungsvorrichtung nach der Erfindung die Bilderfassung durch Abrastern der Oberfläche des Untersuchungsobjekts mit einem Messstrahl durchgeführt. Diese Bilderfassung erfolgt während eines Erfassungszeitraums, der mit dem Erfassen des ersten Messpunktes in der Abrasterung beginnt und mit dem Erfassen des letzten Messpunktes in der Abrasterung endet. Innerhalb dieses Erfassungszeitraums werden mehrere, also mindestens zwei, in der Regel einige hundert oder tausend Messpunkte mit dem Messstrahl angefahren und hierdurch die Oberfläche beispielsweise zeilenweise oder spiralförmig abgerastert.

Während diese Abrasterung im Stand der Technik durch eine motorisch verstellbaren Umlenkspiegel oder sonstige Strahlablenkvorrichtungen automatisiert erfolgt, wodurch die OCT-Ausgangsrichtung des Strahls aus der OCT-Strahlungsquelle hinsichtlich ihrer Winkelausrichtung relativ zur OCT-Austrittsrichtung des Messstrahls aus der OCT-Untersuchungsvorrichtung veränderbar ist und während des Erfassungszeitraums verändert wird, um die Abrasterung durchzuführen, werden bei der erfindungsgemäßen OCT-Untersuchungsvorrichtung die Winkelausrichtung der OCT-Ausgangsrichtung und der OCT-Austrittsrichtung während des gesamten Erfassungszeitraums konstant gehalten. Die erfindungsgemäße OCT-Untersuchungsvorrichtung kann daher auf eine motorisiert oder in anderer Weise bewirkte Verstellung dieser Winkelausrichtung zwischen OCT-Ausgangsrichtung und OCT-Austrittsrichtung verzichten und insbesondere auch auf einen verstellbaren Umlenkspiegel verzichten, was den weiteren Vorteil hat, dass die erfindungsgemäße OCT-Untersuchungsvorrichtung kompakter gestaltet werden kann als vorbekannte OCT-Untersuchungsvorrichtungen. Anstelle der motorischen Verstellungen eines Ablenkspiegels oder eine entsprechend anders aufgebaute, veränderbare Strahlablenkvorrichtung gemäß des Standes der Technik erlaubt die kompakte Ausführung der OCT-Vorrichtung, die Abrasterung der zu untersuchenden Objektoberfläche durch eine Bewegung der OCT-Untersuchungsvorrichtung relativ zu dem zu untersuchenden Objekt durchzuführen. Diese relative Bewegung kann in einer Verschiebung oder Verschwenkung oder einer Kombination hieraus der OCT-Untersuchungsvorrichtung selbst bewirkt werden, ebenso kann aber auch bei räumlich ortsfest gehaltener OCT-Untersuchungsvorrichtung das zu untersuchende Objekt verschoben oder verschwenkt werden, um die Relativbewegung, die für die Abrasterung notwendig ist, zu erzeugen.

Bei der erfindungsgemäßen OCT-Untersuchungsvorrichtung wird der OCT-Messstrahl durch eine Austrittsöffnung hindurch auf das zu untersuchende Objekt gerichtet und die rückgestreute OCT-Strahlung tritt durch eine Eintrittsöffnung wieder in die OCT-Untersuchungsvorrichtung ein. Grundsätzlich ist zu verstehen, dass zwar in bestimmten

Anwendungsfällen zwei separate Öffnungen vorgesehen sein können, es ist aber besonders bevorzugt, wenn die Eintrittsöffnung und die Austrittsöffnung durch eine einzige Gehäuseöffnung gebildet werden. Insbesondere können die aus der einzigen Öffnung ausgehende OCT-Strahlung, also der Messstrahl und die rückgestreute OCT-Strahlung koaxial verlaufen, was die OCT-Untersuchungsvorrichtung unempfindlich gegenüber unterschiedlichen Messabständen zwischen der Ein/Austrittsöffnung und der zu untersuchenden Oberfläche macht.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführung ist vorgesehen, dass die Austrittsöffnung und die OCT-Strahlungsquelle so angeordnet sind, dass die OCT-Austrittsrichtung und die OCT-Ausgangsrichtung parallel zueinander, insbesondere koaxial verlaufen. Gemäß dieser Ausführungsform kann die aus der OCT-Strahlungsquelle austretende Strahlung unmittelbar in Richtung der Austrittsöffnung ausgerichtet werden und muss nicht mehr umgelenkt werden, um von der OCT-Strahlungsquelle durch die Austrittsöffnung hindurchzutreten. Diese Ausführungsform eignet sich insbesondere für eine schlanke Bauform des Gehäuses, beispielsweise in Form eines langgestreckten, rohrförmigen Gehäuses, welches eine besonders benutzerfreundliche Handhabung der OCT-Untersuchungsvorrichtung ermöglicht.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird die OCT-Untersuchungsvorrichtung fortgebildet durch eine Beobachtungseinrichtung, umfassend

eine Beleuchtungsstrahlungsquelle, die Licht im sichtbaren oder infraroten Beobachtungswellenbereich in einen durch die Austrittsöffnung hindurchtretenden Beleuchtungsstrahlengang aussendet und einen Beobachtungsbildsensor, der für Strahlung im Beobachtungswellenbereich empfindlich ist und der reflektiertes Licht im sichtbaren oder infraroten Beobachtungswellenbereich aus einem durch die Eintrittsöffnung hindurchtretenden Beobachtungsstrahlengang empfängt, wobei der Beobachtungsstrahlengang und die OCT-Austrittsrichtung parallel, insbesondere koaxial zueinander verlaufen. Eine solche Beobachtungseinrichtung ermöglicht es einem Benutzer, das untersuchte Objekt simultan zu der OCT-Bilderfassung durch Abtastung mit einer anderen Untersuchungsmethode, die mit Licht im sichtbaren oder infraroten Bereich die Oberfläche abbildet, zu beobachten. Diese Beobachtungseinrichtung ermöglicht es einerseits, eine simultane Untersuchung mittels zwei unterschiedlicher Abbildungsmethoden durchzuführen, andererseits kann mittels der Beobachtungseinrichtung die Ausrichtung des OCT-Messstrahls auf das zu untersuchende Objekt während der Durchführung der OCT-Untersuchung überwacht werden und der

OCT-Messstrahl anhand des von der Beobachtungseinrichtung erfassten Bildes ausgerichtet werden kann. Insbesondere kann die Position des Messstrahls in einer Abbildung, die mittels der Beobachtungseinrichtung erfasst wird, markiert werden. Während der Benutzer ohne das Vorhandensein einer Beobachtungseinrichtung die Abrasterung des zu untersuchenden Objekts ohne eine direkte Positionskontrolle durchführen müsste, kann dies bei Vorhandensein einer Beobachtungseinrichtung gezielt erfolgen und die Steuerungseinheit kann insbesondere dazu ausgebildet sein, um die Ausrichtung des Messstrahls der OCT-Austrittsrichtung und die bisherigen Abrasterungspunkte dieses Messstrahls, also den Verlauf der Abrasterung, in eine Abbildung, die mittels der Beobachtungseinrichtung erstellt wurde, einzublenden.

Die Abrasterung des Untersuchungsobjekts erfolgt erfindungsgemäß durch eine Relativbewegung zwischen der OCT-Untersuchungsvorrichtung und dem Untersuchungsobjekt. Im Gegensatz zu dem Stand der Technik ist es daher nicht erforderlich, dass Untersuchungsobjekt und OCT-Untersuchungsvorrichtung während des Erfassungszeitraums in ihrer Position zueinander konstant bzw. unveränderlich sind und die Abrasterung durch eine interne, veränderliche Ablenkung oder Umlenkung des OCT-Messstrahls innerhalb der OCT-Untersuchungsvorrichtung erfolgt, sondern die Abrasterung und damit Relativbewegung des OCT-Messstrahls erfolgt durch eine Relativbewegung zwischen der OCT-Strahlungsquelle und dem zu untersuchenden Objekt. Diese Relativbewegung kann dabei insbesondere manuell durch einen Benutzer, der die OCT-Untersuchungsvorrichtung händisch führt, erfolgen. Grundsätzlich kann dies in einer vereinfachten Form solcherart durchgeführt werden, dass der Benutzer eine Abrasterungsbewegung manuell und ohne eine visuelle Kontrolle ausführt und sich dabei darauf verlässt, dass er eine solche zeilenweise Abrasterung motorisch zuverlässig ausführen kann. Die manuelle Abrasterung kann aber auch durch eine visuelle Kontrolle unterstützt oder geführt werden, beispielsweise indem dem Benutzer auf einem Bildschirm eine Bewegungsrichtungsanzeige angezeigt wird, welche die Abrasterungsrichtung, die er manuell durchführen sollte, durch einen Pfeil oder dergleichen angezeigt wird oder indem dem Benutzer die bereits mit dem OCT-Messstrahl erfassten Bereiche durch eine entsprechende Wiedergabe des OCT-Untersuchungsbildes angezeigt werden, so dass sich die erfasste Oberfläche des zu untersuchenden Objekts simultan zur Abrasterung entsprechend der Abrasterungsbewegung, die der Benutzer manuell ausführt, aufbaut. Dies ermöglicht es dem Benutzer, den Abrasterungspfad, den er manuell durchführt, anhand des sich aufbauenden OCT-Untersuchungsbildes in Echtzeit oder zeitversetzt zu überprüfen und zu korrigieren und auf diese Weise eine spiralförmige oder zeilenweise oder in anderer geometrischer Form geführte Abrasterung manuell durchzuführen.

Dabei kann die OCT-Untersuchungsvorrichtung weiter fortgebildet werden, indem die elektronische Steuerungseinheit eine Bildbearbeitungseinheit umfasst, die ausgebildet ist, um ein aus der von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen, reflektierten Licht gebildetes erstes Bild und ein zeitversetzt zu diesem ersten Bild aus der von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen, reflektierten Licht gebildetes, zum ersten Bild benachbartes, zweites Bild zu einem Gesamtbild zusammenzusetzen. Dieser Ausgestaltung der elektronischen Steuerungseinheit ermöglicht es, aus der Rasterungsbewegung, die sich durch die Relativbewegung zwischen der OCT-Untersuchungsvorrichtung bzw. der OCT-Strahlungsquelle und dem zu untersuchenden Objekt ergebenden Aufnahme von mehreren Bildern in einem Zeitversatz zueinander während des Erfassungszeitraums ein Gesamtbild der abgerasterten Oberfläche des untersuchten Objekts zu erstellen. Dieses Zusammensetzen kann durch Aneinanderfügen der einzelnen Bilder erfolgen, wobei sich überlappende Bereiche mit identischen Bildinhalten entsprechend überlappend angeordnet werden bzw. diese Bildinhalte aus nur einem der beiden zusammengefügt Bilder entnommen werden, um eine eindeutige und lückenfreie Erstellung des Gesamtbildes zu erreichen. Die elektronische Steuerungseinheit kann insbesondere dazu ausgebildet sein, um mehrere Bilder zu einem Gesamtbild zusammenzusetzen. Weiterhin kann die elektronische Steuerungseinheit ausgebildet sein, um innerhalb dieser Bilder die mit dem OCT-Messstrahl erfassten Bereiche zu markieren. Weiterhin kann die elektronische Steuerungseinheit ausgebildet sein, um anhand der zusammengesetzten Bilder der Beobachtungseinrichtung auch die mit dem OCT-Messstrahl ermittelten Bildwerte zu einem OCT-Gesamtbild zusammenzusetzen. Dies kann insbesondere solcherart erfolgen, dass anhand der durch Überlappungen festgestellten Positionierung der Bilder der Beobachtungseinrichtung zueinander die Lage der einzelnen OCT-Messpunkte zueinander bestimmt und diese in ihrer Lage zueinander zugeordnet werden.

Noch weiter ist es bevorzugt, wenn die Bildbearbeitungseinheit ausgebildet ist, um einen Überschneidungsbereich des ersten und des zweiten Bildes, in dem ein übereinstimmender Bildabschnitt im ersten und zweiten Bild wiedergegeben ist, zu identifizieren und das erste und zweite Bild solcherart zusammenzusetzen, dass das Gesamtbild aus dem ersten und zweiten Bild mit einer Überlappung des ersten und zweiten Bildes in dem übereinstimmenden Bildabschnitt zusammengesetzt ist. Anhand der so durch die Steuerungseinheit festgestellten übereinstimmenden Bildbereiche kann eine eindeutige Zuordnung der Lage der zwei zusammenzufügenden Bilder in ihrer Relation zueinander durchgeführt werden und daher ein lückenfreies Gesamtbild erstellt werden. Insbesondere ermöglicht die Erkennung von übereinstimmenden Bildinhalten in zwei oder mehr unterschiedlichen Bildern eine eindeutige Zuordnung von OCT-Messpunkten in den jeweiligen Bildern, so dass auf

Grundlage einer solchen festgestellten Überlappung auch eine eindeutige Zuordnung der Lage von diesen OCT-Messpunkten erfolgen kann.

Weiterhin kann hierbei vorgesehen sein, dass die Bildbearbeitungseinheit ausgebildet ist, um das erste und/oder das zweite Bild zu entzerren, insbesondere indem das erste und/o-
5 der das zweite Bild um eine Bildflächennormale als Schwenkachse verschwenkt wird, und/oder das erste und/oder das zweite Bild skaliert wird, insbesondere in allen Bereichen mit einem übereinstimmenden Skalierungsfaktor skaliert oder mit einem in einer oder in zwei senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen sich verringernenden Skalierungsfaktor skaliert wird. Gemäß dieser Fortbildungsform ist die Bildbearbeitungseinheit dazu aus-
10 gebildet, um im Zuge der Identifikation übereinstimmender Bildabschnitte eine Entzerrung vorzunehmen, die in einer Verschwenkung oder einer Skalierung oder beidem bestehen kann. Als Skalierung ist hierbei auch eine Skalierung in nur einer Achsrichtung zu verstehen, also eine Skalierung, welche die Seitenlängenverhältnisse des Bildes nicht konstant hält, sondern diese verändert. Durch eine solche Skalierung und Verschwenkung des Bil-
15 des können unterschiedliche Aufnahmerichtungen und unterschiedliche Aufnahmemaßstäbe sowie hieraus resultierende zusammengesetzte Verzerrungseffekte ausgeglichen werden und zwei benachbarte Bilder, die durch solche Verzerrungseffekte einen unterschiedlichen Aufnahmewinkel oder –maßstab aufweisen, zusammengefügt werden, ohne dass diese Verzerrungen im Gesamtbild als Fehler auftreten. Insbesondere kann die Steu-
20 erungseinheit ausgebildet sein, um einen Abgleich von zwei Bildern in der Prüfung auf übereinstimmende Bildanteile vorzunehmen, welcher solche Verzerrungseffekte berücksichtigt, indem eine Entzerrung der Bilder erfolgt und die vergleichende Analyse der Bilder auf übereinstimmende Bildabschnitte aufgrund der entzerrten Bilder durchgeführt wird.

Noch weiter ist es bevorzugt, wenn die Steuerungseinheit ausgebildet ist, um ein aus der
25 von dem OCT-Strahlungsempfänger empfangenen rückgestreuten OCT-Strahlung erstelltes Messprofil und ein zeitgleich aus dem von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen Licht erfasstes Bild zu verarbeiten, und einen Bereich in dem Bild zu markieren, der die Position des Messprofils darstellt. Durch die simultane Verarbeitung der rückgestreuten OCT-Strahlung und des daraus erstellten Messprofils und des von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen Lichtes wird eine räumlich eindeutige Zuordnung des OCT-
30 Messprofils in Bezug auf das mit dem Beobachtungsbildsensor erfasste Bild möglich und hierdurch kann eine Aneinanderreihung der einzelnen OCT-Messpunkte anhand der mit dem Beobachtungsbildsensor aufgenommenen Bilder in räumlich korrekter Lage zueinander erfolgen.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die OCT-Strahlungsquelle und der OCT-Strahlungsempfänger in dem Gehäuse unbeweglich angeordnet sind. Durch eine solche unbewegliche Anordnung wird einerseits eine robuste Ausführung der OCT-Untersuchungsvorrichtung erreicht, weiterhin kann aufgrund dieser räumlich unbeweglichen Anordnung die OCT-Untersuchungsvorrichtung kompakt aufgebaut und in einem schlanken Gehäuse untergebracht werden.

Noch weiter ist es bevorzugt, dass der OCT-Strahlengang in dem Gehäuse unbeweglich verläuft. Durch einen unbeweglichen Verlauf des OCT-Strahlengangs, der sowohl die ausgesendete OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle bis zu der Austrittsöffnung im Gehäuse als auch die empfangene, rückgestreute OCT-Strahlung von der Eintrittsöffnung bis zu dem OCT-Strahlungsempfänger umfasst, wird erfindungsgemäß auf jegliche bewegliche oder steuerbare Ablenkungsmittel für die OCT-Strahlung innerhalb der Untersuchungsvorrichtung verzichtet, was insgesamt einen robusten und schlanken Aufbau der OCT-Untersuchungsvorrichtung ermöglicht. Noch weiter ist es bevorzugt, wenn der OCT-Strahlengang ortsfest in Relation zu dem Beleuchtungsstrahlengang und dem Beobachtungsstrahlengang ist. Durch eine solche ortsfeste, also relativ zueinander unbewegliche Ausführung des OCT-Strahlungsgangs zu dem Beobachtungs- und Beleuchtungsstrahlengang wird erfindungsgemäß eine bereits durch den Aufbau der OCT-Untersuchungsvorrichtung festgelegte klare Zuordnung der Ausrichtung des OCT-Messstrahls und der dadurch definierten Position des OCT-Messpunktes in dem durch die Beobachtungseinrichtung gewonnenen Bildes erzielt.

Noch weiter ist es bevorzugt, die OCT-Untersuchungsvorrichtung fortzubilden durch eine Lageerfassungseinheit, die ausgebildet ist, um die Lage, insbesondere die Position und/oder die Ausrichtung des OCT-Strahlungsempfängers in Bezug auf ein ortsfestes Referenzkoordinatensystem zu ermitteln, und eine Bildbearbeitungseinheit, die mit der Lageerfassungseinheit signaltechnisch gekoppelt und ausgebildet ist, um ein erstes Messprofil aus der von dem OCT-Strahlungsempfänger zu einem ersten Zeitpunkt empfangenen, rückgestreuten OCT-Strahlung zu bestimmen, eine erste Lage des OCT Strahlungsempfängers zum Zeitpunkt des Empfangs der rückgestreuten OCT-Strahlung des ersten Messprofils aus Lagedaten, die von der Lageerfassungseinheit zum ersten Zeitpunkt der Bildbearbeitungseinheit übermittelt werden, zu bestimmen, ein zum ersten Messprofil benachbartes, zweites Messprofil zeitversetzt zu diesem ersten Messprofil aus der von dem OCT-Strahlungsempfänger zu einem zweiten Zeitpunkt empfangenen, rückgestreuten OCT-Strahlung zu bestimmen, eine zweite Lage des OCT Strahlungsempfängers zum Zeitpunkt des Empfangs der rückgestreuten OCT-Strahlung des zweiten Messprofils aus Lagedaten,

die von der Lageerfassungseinheit zum zweiten Zeitpunkt der Bildbearbeitungseinheit übermittelt werden, zu bestimmen, die relative Lage des ersten Messprofils zu dem zweiten Messprofil anhand der ersten und zweiten Lage zu bestimmen, und das erste und das zweite Messprofil zu einem Gesamtmessprofil zusammenzusetzen, indem das erste und das zweite Messprofil in der zuvor bestimmten relativen Lage in das Gesamtmessprofil eingetragen werden. Gemäß dieser Ausführungsform umfasst die OCT-Untersuchungsvorrichtung weiterhin eine Lageerfassungseinheit. Diese Lageerfassungseinheit ist ausgestaltet, um eine Lage der OCT-Untersuchungsvorrichtung zu bestimmen. Diese Lagebestimmung kann solcherart durch die Lageerfassungseinheit durchgeführt werden, dass eine relative Änderung der Lage der OCT-Untersuchungsvorrichtung zwischen einem ersten und einem zweiten Zeitpunkt erfolgt, beispielsweise indem eine Beschleunigung der OCT-Untersuchungsvorrichtung oder Beschleunigungen der OCT-Untersuchungsvorrichtung entlang mehrerer Achsen durch einen oder entsprechend mehrere Beschleunigungssensoren, die Bestandteil der Lageerfassungseinheit sind, erfasst wird. Die Lageerfassungseinheit kann auch alternativ oder zusätzlich Sensoren oder einen Sensor umfassen, die/der Ausrichtung der OCT-Untersuchungsvorrichtung in Bezug auf die Schwerkraftichtung erfassen, um auf diese Weise eine absolute Lageausrichtung der OCT-Untersuchungsvorrichtung zu erfassen. Weiterhin kann die Lageerfassungseinrichtung ein oder mehrere Gyroskope als Sensoren enthalten, um Verschiebungen oder Verschwenkungen entlang mehrerer Achsen zu registrieren.

Die Lageerfassungseinrichtung kann auch solcherart ausgebildet sein, dass sie die Lage der OCT-Untersuchungsvorrichtung in Bezug auf ein von der OCT-Untersuchungsvorrichtung getrenntes und in der Umgebung ortsfest installiertes Referenzsystem bzw. einen entsprechend ortsfest installierten Referenzpunkt erfasst.

Durch die Lageerfassung der OCT-Untersuchungsvorrichtung kann einerseits die Lage, also die Position und Ausrichtung der OCT-Untersuchungsvorrichtung zum Zeitpunkt einer Bilderfassung bestimmt werden und folglich anhand der so bestimmten Lage der OCT-Untersuchungsvorrichtung ein Zusammenfügen mehrerer, in Zeitabständen und unter Veränderung der Lage der OCT-Untersuchungsvorrichtung aufgenommenen Bilder oder OCT-Messprofile durchgeführt werden. Dies kann einerseits anhand von absolut bestimmten Lagen der OCT-Untersuchungsvorrichtung durchgeführt werden, alternativ oder zusätzlich aber auch anhand von relativen Lageänderungen der OCT-Untersuchungsvorrichtung zwischen zwei zeitversetzt aufgenommenen Bildern bzw. OCT-Messpunkten. Es ist zu verstehen, dass diese Zusammenfügung von OCT-Messprofilen zu einem Gesamtmessprofil alleinig anhand der Daten der Lageerfassungseinheit durchgeführt werden kann, die Daten

der Lageerfassungseinheit aber auch ergänzend zu einer anderen Vorgehensweise zum Zusammenfügen der einzelnen Messprofile zu einem Gesamtmessprofil herangezogen werden können, beispielsweise indem die Daten der Lageerfassungseinheit ergänzend zu einem Zusammenfügen der Messprofile anhand der mit der Beobachtungseinrichtung aufgenommenen Bilder, der Bestimmung von deren Überlappung und der so definierten Lage der einzelnen OCT-Messprofile zueinander erfolgt.

Ein weiterer Aspekt der Erfindung ist ein Verfahren zur OCT-Bilderfassung eines Gegenstandes mittels optischer Kohärenztomographie, mit den Schritten:

- Aussenden einer OCT-Strahlung mit einer Wellenlänge von 400nm bis 2000nm und einer spektralen Bandbreite, die
 - o mindestens einen Bereich von 20nm bis 400nm umfasst, oder
 - o eine schmale Bandbreite von weniger als 20nm bis 400nm aufweist, wobei die Strahlungsquelle so durchstimmbar ist, dass die schmale Bandbreite eine breitere Bandbreite von 20nm bis 400nm durch zeitversetzte Aussendung von Wellen in unterschiedlichen Wellenlängen ausbildet,
- aus einer OCT-Strahlungsquelle in einen OCT-Strahlengang, umfassend
 - o eine OCT-Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle, und
 - o eine OCT-Eingangsrichtung einer von einem Bildobjekt rückgestreuten OCT-Strahlung,
- Empfangen der rückgestreuten OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle in einem OCT-Strahlungsempfänger,
 - wobei ein Gehäuse, das eine Austrittsöffnung und eine Eintrittsöffnung für den OCT-Strahlengang aufweist, die OCT-Strahlungsquelle, den OCT-Strahlungsempfänger aufnimmt,
- Hindurchleiten der OCT-Strahlung durch die Austrittsöffnung in einer OCT-Austrittsrichtung,
- Hindurchleiten der rückgestreuten OCT-Strahlung durch die Eintrittsöffnung in einer OCT-Eintrittsrichtung,
- Ansteuern der OCT-Strahlungsquelle und des OCT-Strahlungsempfänger mittels einer Steuerungseinheit zum Aussenden der OCT-Strahlung mittels der OCT-

Strahlungsquelle und zum Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung mittels des OCT-Strahlungsempfänger über einen Erfassungszeitraum, und

- Erfassen mehrerer voneinander beabstandeter Messprofile aus der rückgestreuten OCT-Strahlung während des Erfassungszeitraums, bei dem während des Erfassungszeitraums die OCT-Ausgangsrichtung und die OCT-Austrittsrichtung in ihrer Winkelausrichtung zueinander konstant sind.

Das erfindungsgemäße OCT-Bilderfassungsverfahren zeichnet sich dadurch aus, dass während der Bilderfassung, bei der mehrere OCT-Messpunkte angefahren werden und entsprechend mehrere OCT-Messprofile erfasst werden, keine Veränderung zwischen der Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung aus der OCT-Strahlungsquelle und der Austrittsrichtung der OCT-Strahlung aus der OCT-Untersuchungsvorrichtung erfolgt. Wie eingangs erläutert, kann das Verfahren zur OCT-Bilderfassung eines Gegenstands für jegliche OCT-Untersuchungen an Objekten durchgeführt werden, ggf. kann das Verfahren unter Ausschluss von einem Einsatz als Diagnostizierverfahren am menschlichen oder tierischen Körper ausgeführt werden.

Das Verfahren kann dabei fortgebildet werden, indem zwischen der Erfassung des ersten und der Erfassung des zweiten Bildes der Beobachtungsbildsensor relativ zu dem Bildobjekt bewegt, insbesondere verschoben und/oder verschwenkt wird. Die relative Bewegung zwischen dem Beobachtungsbildsensor und dem zu untersuchenden Bildobjekt kann dabei entweder dadurch erfolgen, dass bei ortsfestem Untersuchungsobjekt der Beobachtungsbildsensor bewegt wird, insbesondere die gesamte OCT-Untersuchungsvorrichtung, in welcher der Beobachtungsbildsensor angeordnet ist, bewegt wird, oder das bei feststehendem Beobachtungsbildsensor das Untersuchungsobjekt bewegt wird. Grundsätzlich kann die Relativbewegung auch durch eine Bewegung sowohl des Beobachtungsbildsensors als auch des Untersuchungsobjekts erfolgen.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass ein erstes Messprofil und ein zweites Messprofil innerhalb des Erfassungszeitraums erfasst wird und das erste und zweite Messprofil in ihrer räumlichen Lage zueinander zugeordnet und zu einem Gesamtmessprofil zusammengefügt werden, insbesondere indem Zeitgleich zur Erfassung des ersten Messprofils ein erstes Bild mittels Aussenden einer Lichtstrahlung im sichtbaren oder infraroten Wellenlängenbereich und Empfangen des von einem Objekt reflektierten Lichtes erfasst wird, zeitgleich zur Erfassung des zweiten Messprofils ein zweites Bild mittels Aussenden einer Lichtstrahlung im sichtbaren oder infraroten Wellenlängen-

genbereich und Empfangen des von dem Objekt reflektierten Lichtes erfasst wird, die Position des ersten Messprofils im ersten Bild markiert wird, die Position des zweiten Messprofils im zweiten Bild markiert wird, das erste und zweite Bild anhand einer Bildanalyse zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden, indem ein übereinstimmender Bildbereich des ersten und des zweiten Bildes überlappend angeordnet wird, und die relative Positionierung des ersten Messprofils zum zweiten Messprofil anhand deren Position in dem Gesamtbild bestimmt und das erste und zweite Messprofil anhand der so bestimmten relativen Positionierung zu einem Gesamtmessprofil zusammengesetzt werden oder indem zeitgleich zur Erfassung des ersten Messprofils eine erste Lage des Gehäuses erfasst wird, zeitgleich zur Erfassung des zweiten Messprofils eine zweite Lage des Gehäuses erfasst wird, die relative Positionierung des ersten Messprofils zum zweiten Messprofil anhand relativen Änderung der ersten Lage zur zweiten Lage des Gehäuses bestimmt und das erste und zweite Messprofil anhand der so bestimmten relativen Positionierung zu einem Gesamtmessprofil zusammengesetzt werden.

Gemäß dieser Ausführungsform werden mehrere Messprofile zu einem Gesamtmessprofil zusammengesetzt und hierdurch eine entsprechende OCT-Untersuchungsdarstellung einer untersuchten Oberfläche des Objekts und eines darunterliegenden, oberflächlichen Volumenbereichs unterhalb dieser untersuchten Oberfläche erzeugt. Das Aneinanderfügen der durch Abrasterung gewonnenen einzelnen Messprofile zu dem Gesamtmessprofil kann hierbei anhand einer Bildanalyse mit der Bestimmung von übereinstimmenden Bildinhalten und einem entsprechenden Zusammenfügen der Einzelbilder zu einem Gesamtbild („Stiching“) oder anhand einer Lagebestimmung der Lage des Gehäuses der OCT-Untersuchungsvorrichtung und entsprechend der Lage des OCT-Messstrahls, der aus diesem Gehäuse austritt, erfolgen oder es kann eine Kombination aus diesen beiden Methoden zur Zusammenfügung der einzelnen Messprofile zu einem Gesamtmessprofil erfolgen.

Die Umsetzung und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der folgenden Figurenbeschreibung. In den Figuren sind verschiedene Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung dargestellt. Die Figuren, die Beschreibung und die Ansprüche enthalten zahlreiche Merkmale die einzeln oder in Kombination eine Funktion haben. Es ist zu verstehen, dass alle Merkmale zweckmäßigerweise sowohl einzeln zu betrachten und auch zu sinnvollen weiteren Kombinationen zusammengefasst zu verstehen sind.

Es zeigen:

- Fig. 1 einen schematischen Aufbau der erfindungsgemäßen OCT-Vorrichtung. Zwecks besserer Darstellbarkeit ist die OCT-Vorrichtung im Verhältnis größer dargestellt als ein zu vermessendes Auge.
- Fig. 2 ein erstes Ausführungsbeispiel der Erfindung in der Anwendung.
- 5 Fig. 3a u. 3b ein zweites Ausführungsbeispiel, in welchem der Patient veranlasst wird, mit seinem Auge einem bewegten Fixationslicht zu folgen. Das Fixationslicht kann durch einen Bildschirm im Inneren einer Anordnung erzeugt und bewegt werden.
- Fig. 4a eine beispielhafte Darstellung eines ersten Messergebnisses der erfindungsgemäßen OCT-Vorrichtung als einzelnes Videobild mit zentraler Markierung des OCT-Messpunktes und einem dazugehörigem A-Scan.
- 10 Fig. 4b eine beispielhafte Darstellung eines zweiten Messergebnisses der erfindungsgemäßen OCT-Vorrichtung mit aneinander gereihten Videobildern, einer sich ergebenden Linie der OCT-Messpunkte und einem dazugehörigem B-Scan.
- 15

Die OCT-Vorrichtung 15 zur Lösung der Aufgabe umfasst eine kurzkohärente Strahlungsquelle (z.B. SLD), (1) die sich durch eine entsprechende Wellenlänge (400 nm – 2.000 nm) und spektrale Bandbreite (20 nm – 400 nm) auszeichnet, um optische Kohärenztomographie (OCT) zu betreiben. Darüber hinaus enthält die OCT-Vorrichtung eine Optik (2), mit der sich der Messstrahl (4) gebündelt auf das Messobjekt richten lässt.

20

Aus der Strahlungsquelle tritt die OCT-Strahlung in einer OCT-Ausgangsrichtung A aus und trifft auf die Optik. Die OCT-Strahlung durchläuft die Optik und tritt in einer Austrittsrichtung B aus einer Austrittsöffnung 2a aus.

Wahlweise lässt sich statt der breitbandigen Lichtquelle eine schnell durchstimbare Lichtquelle (sog. Swept-Source) mit geringerer Bandbreite verwenden.

25

Weiterhin enthält die Anordnung einen OCT-Detektor (3) zur Aufnahme der rückgestreuten OCT-Strahlung (5) des Messstrahls. Im Falle der breitbandigen Lichtquelle kann der OCT-Detektor ein Spektrometer sein, der die rückgestreute OCT-Strahlung spektral zerlegt auf einer linearen Sensorzeile anzeigt (Fourier-Domain-OCT). Im Falle der durchstimbaren

OCT-Strahlungsquelle kann der OCT-Detektor aus einem einfachen, punktförmigen Lichtsensor (Photodiode) bestehen (Swept-Source-OCT). Im sog. Time-Domain-OCT-Modus, in dem die Wegstrecke des Referenzstrahls während der Messung verändert wird, kann der OCT-Detektor ebenfalls aus einem punktförmigen Detektor bestehen.

- 5 Kollinear zum OCT-Messstrahl existiert ein Bildgebungsstrahlengang für eine Videoaufnahme. Der Bildgebungsstrahlengang (für sichtbares und infrarotes Licht) wird beispielsweise über teildurchlässige Spiegel (11) eingekoppelt. Er besteht aus Beleuchtungsstrahlengang (6a) und Beobachtungsstrahlengang (6b). Eine Beleuchtung (7) wird beispielsweise durch eine LED im sichtbaren oder infraroten Wellenlängenbereich erzeugt. Das reflektierte Licht (6b) fällt über eine abbildende Optik (2) auf einen lichtempfindlichen Sensor (8), beispielsweise ein CCD-Chip. Die Bildinformation des CCD-Chips wird einerseits direkt auf einem Monitor visualisiert (9), andererseits wird das Bild digital auf einem Datenspeicher in einem Steuerrechner (10) abgespeichert.

- 15 Ist beispielsweise die OCT-Vorrichtung auf die Hornhaut (12) des Auges (13) aufgesetzt, ist der Bildgebungsstrahlengang so konzipiert, dass durch ihn ein kleiner Ausschnitt der Netzhaut des Auges (Retina) (14) dargestellt werden kann. Eine Bewegung der Anordnung (15) relativ zum Auge (13), etwa durch Verkipfung oder laterale Verschiebung per Hand des Untersuchers (16), beleuchtet ein neues Areal der Netzhaut und stellt dieses Bild entsprechend auf dem Monitor dar und speichert die Information in einem hinreichend schnellem Taktverhältnis auf dem Datenträger im Steuerrechner (10) ab.

Dieser Prozess ist systematisch in etwa vergleichbar mit dem Absuchen einer in der Dunkelheit verborgener Oberfläche mit einem Scheinwerfer. Behält man die beleuchteten Areale in Erinnerung, erhält man ein beliebig großes zusammengesetztes Bild der abgesuchten – abgerasterten – Oberfläche.

- 25 Gleichzeitig mit dem freihändigen Abrastern der Netzhautoberfläche durch den Bildgebungsstrahlengang, wird mittels OCT-Messstrahl im Zentrum des beleuchteten Areals bzw. Videoausschnitts ein Tiefenprofil der Netzhaut erzeugt. Der OCT-Messstrahl dringt dabei in die zu vermessende Stelle an der Netzhaut (bzw. einer anderen Probe) ein, ein Teil der OCT-Strahlung wird zurück zum Detektor reflektiert bzw. gestreut. Die rückgestreute OCT-Strahlung wird interferometrisch mit einem Referenzstrahl überlagert. Dadurch entstehen einzelne, axiale Interferogramme. Ein einzelnes Interferogramm (optische Kreuzkorrelation) aus Referenzstrahl und Messstrahl ergibt ein lineares Muster, das die Stärke der lichtreflektierenden Strukturen und deren relative optische Wegstrecke als axiales Tiefenprofil
- 30

(„A-Scan“ oder „amplitude-mode scan“) abbildet. Durch Bewegen der Anordnung wird der Messstrahl dann transversal über die Oberfläche der Netzhaut geführt, womit sich ein flächiges Tomogramm („B-Scan“ oder „brightness-mode scan“) oder gar ein dreidimensionales Volumen („c-mode scan“) durch Abrasterung aufnehmen lässt.

- 5 Alternativ zur Bewegung der OCT-Vorrichtung 15, kann in einer weiteren Ausführung der Patient bei ortsfester OCT-Vorrichtung veranlasst werden, mit seinem Auge einem bewegten Fixationslicht (17) zu folgen. Das Fixationslicht kann durch einen Bildschirm im Inneren einer Anordnung erzeugt und auf dem Bildschirm bewegt werden. Der Messstrahl (4), das rückgestreute Licht (5), sowie der Bildgebungsstrahlengang (6a, 6b) können durch eine
10 zentrale Öffnung (19) auf das Auge (13) und wieder zurück in die Messanordnung (15) gelangen. Durch die Bewegung des Patientenauges entsteht somit ebenfalls eine Abrasterung der Netzhaut.

- Da die freihändige Bewegung der beschriebenen Anordnung (bzw. die Bewegung des Auges) und damit das Scannen über die Retina oftmals nicht hinreichend definiert bzw. reproduzierbar erfolgt, ist es vorteilhaft, wenn die dabei entstehenden zweidimensionalen, fotografischen Oberflächenbilder der Netzhaut, sowie die einzelnen axialen Tiefenprofile
15 nachträglich im Steuergerät per entsprechender Software zusammengesetzt werden („Stitching“).

- Mit Hilfe des Steuerrechners (10) werden dazu die einzeln aufgenommenen Video-Oberflächenaufnahmen (20) in ein virtuelles Koordinatensystem übertragen und schließlich zu einem Gesamtbild (21) zusammengesetzt. Die Position des OCT-Messstrahls kann in jeder einzelnen Oberflächenaufnahme als Punkt (22) markiert werden. Entsprechend der Bewegung der Anordnung erhält man aus den einzelnen Markierungspunkten eine oder mehrere zusammenhängende Linien (23) auf der Gesamtaufnahme (21). Synchron zu der aufgenommenen Linie kann jeder einzelne Tiefenscan der OCT-Messung (A-Scan) (24) entlang
25 der Linie grafisch aufgetragen werden, um ein entsprechendes flächiges Tomogramm (B-Scan) (25) zu erhalten.

- Die Zusammensetzung der Einzelbilder (20) der Oberfläche zu einem Gesamtbild (21) erfolgt derart, dass eine Überlappung zweier benachbarter Bilder in den jeweils übereinstimmenden Bildabschnitten maximiert wird und gegebenenfalls die Einzelbilder für eine kongruente Überlappung entzerrt werden.
30

Zusätzlich sind mehrere, beispielsweise drei Sensoren (30) in der Anordnung angebracht, die die Bewegung der Anordnung in allen drei Raumrichtungen registrieren und aufzeichnen. Dies kann die Zusammensetzung der Einzelbilder vereinfachen und präzisieren. Derartige Sensoren (30) können beispielsweise Beschleunigungssensoren sein, die translati-

5 rische und/oder Rotationsbewegungen registrieren oder die über die Gravitation die Ausrichtung der Anordnung in Bezug auf oben und unten registrieren. Ebenso können als Sensoren (30) Gyroskope zur Registrierung und Verfolgung von Bewegungen der Messanordnung verwendet werden. Mit Hilfe dieser Sensoren kann die Ausrichtung des OCT-Messstrahls und des Abbildungsstrahlengangs zu jedem Messzeitpunkt innerhalb des Er-

10 fassungszeitraums der Abrasterung bestimmt werden. Anhand der so bestimmten Ausrichtung können die aufgenommenen Bilder dann zu einem Gesamtbild und die erfassten OCT-Messprofile dann an einem Gesamt-Messprofil zusammengefügt werden.

Ansprüche

1. OCT-Untersuchungsvorrichtung zur Erfassung eines Gegenstandes mittels optischer Kohärenztomographie, umfassend:
 - Eine OCT-Strahlungsquelle, die eine OCT-Strahlung mit einer Wellenlänge von 400nm bis 2000nm und einer spektralen Bandbreite aussendet, die
 - o mindestens einen Bereich von 20nm bis 400nm umfasst, oder
 - o eine schmale Bandbreite von weniger als 20nm bis 400nm aufweist, wobei die Strahlungsquelle so durchstimmbar ist, dass die schmale Bandbreite eine breitere Bandbreite von 20nm bis 400nm durch zeitversetzte Aussendung von Wellen in unterschiedlichen Wellenlängen ausbildet,
 - einen OCT-Strahlengang, umfassend
 - o eine OCT-Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle, und
 - o eine OCT-Eingangsrichtung einer von einem Bildobjekt rückgestreuten OCT-Strahlung,
 - einen OCT-Strahlungsempfänger für den Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle,
 - ein Gehäuse, welches die OCT-Strahlungsquelle und den OCT-Strahlungsempfänger aufnimmt,
 - eine in dem Gehäuse ausgebildete Austrittsöffnung der OCT- Strahlung der OCT-Strahlungsquelle,
 - eine in dem Gehäuse ausgebildete Eintrittsöffnung der rückgestreuten OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle,
 - eine OCT-Austrittsrichtung der Strahlung durch die Austrittsöffnung,
 - eine OCT-Eintrittsrichtung der rückgestreuten OCT-Strahlung durch die Eintrittsöffnung,
 - eine Steuerungseinheit, die signaltechnisch mit der OCT-Strahlungsquelle und dem OCT-Strahlungsempfänger verbunden und ausgebildet ist, um in einem Erfassungszeitraum eine Mehrzahl von voneinander beabstandeten Messprofilen zu erfassen und innerhalb des Erfassungszeitraums die OCT-Strahlungsquelle zum Aussenden der OCT-Strahlung und den OCT-

Strahlungsempfänger zum Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung anzusteuern,

dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerungseinheit ausgebildet ist, um während des Erfassungszeitraums die OCT-Ausgangsrichtung und die OCT-Austrittsrichtung in ihrer Winkelausrichtung zueinander konstant zu halten.

5

2. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet, dass die Eintrittsöffnung und die Austrittsöffnung durch eine einzige Gehäuseöffnung gebildet werden.

3. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2,

dadurch gekennzeichnet, dass die Austrittsöffnung und die OCT-Strahlungsquelle so angeordnet sind, dass die OCT-Austrittsrichtung und die OCT-Ausgangsrichtung parallel zueinander, insbesondere koaxial verlaufen.

10

4. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch eine Beobachtungseinrichtung, umfassend

15

- eine Beleuchtungsstrahlungsquelle, die Licht im sichtbaren oder infraroten Beobachtungswellenbereich in einen durch die Austrittsöffnung hindurchtretenden Beleuchtungsstrahlengang aussendet und

- einen Beobachtungsbildsensor, der für Strahlung im Beobachtungswellenbereich empfindlich ist und der reflektiertes Licht im sichtbaren oder infraroten Beobachtungswellenbereich aus einem durch die Eintrittsöffnung hindurchtretenden Beobachtungsstrahlengang empfängt,

20

wobei der Beobachtungsstrahlengang und die OCT-Austrittsrichtung parallel, insbesondere koaxial zueinander verlaufen.

5. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 4,

25

dadurch gekennzeichnet, dass die elektronische Steuerungseinheit eine Bildbearbeitungseinheit umfasst, die ausgebildet ist, um ein aus der von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen, reflektierten Licht gebildetes erstes Bild und ein zeitversetzt zu diesem ersten Bild aus der von dem Beobachtungsbildsensor empfangenen, reflektierten Licht gebildetes, zum ersten Bild benachbartes, zweites Bild zu einem Gesamtbild zusammenzusetzen.

30

6. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet, dass die Bildbearbeitungseinheit ausgebildet ist, um einen
Überschneidungsbereich des ersten und des zweiten Bildes, in dem ein überein-
stimmender Bildabschnitt im ersten und zweiten Bild wiedergegeben ist, zu identifi-
zieren und das erste und zweite Bild solcherart zusammenzusetzen, dass das Ge-
5 samtbild aus dem ersten und zweiten Bild mit einer Überlappung des ersten und
 zweiten Bildes in dem übereinstimmenden Bildabschnitt zusammengesetzt ist.
7. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 5 oder 6,
dadurch gekennzeichnet, dass die Bildbearbeitungseinheit ausgebildet ist, um das
10 erste und/oder das zweite Bild zu entzerren, insbesondere indem
- das erste und/oder das zweite Bild um eine Bildflächennormale als Schwenk-
 achse verschwenkt wird, und/oder
 - das erste und/oder das zweite Bild skaliert wird, insbesondere in allen Berei-
 chen mit einem übereinstimmenden Skalierungsfaktor skaliert oder mit einem
15 in einer oder in zwei senkrecht zueinander stehenden Raumrichtungen sich
 verringenden Skalierungsfaktor skaliert wird.
8. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach Anspruch 5, 6 oder 7,
dadurch gekennzeichnet, dass die Steuerungseinheit ausgebildet ist, um ein aus der
von dem OCT-Strahlungsempfänger empfangenen rückgestreuten OCT-Strahlung
20 erstelltes Messprofil und ein zeitgleich aus dem von dem Beobachtungsbildsensor
 empfangenen Licht erfasstes Bild zu verarbeiten, und einen Bereich in dem Bild zu
 markieren, der die Position des Messprofils darstellt.
9. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass die OCT-Strahlungsquelle und der OCT-
25 Strahlungsempfänger in dem Gehäuse unbeweglich angeordnet sind.
10. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, dass der OCT-Strahlengang in dem Gehäuse unbeweglich
verläuft.

11. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 4-8, dadurch gekennzeichnet, dass der OCT-Strahlengang ortsfest in Relation zu dem Beleuchtungsstrahlengang und dem Beobachtungsstrahlengang ist.

12. OCT-Untersuchungsvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch

5

- eine Lageerfassungseinheit, die ausgebildet ist, um die Lage, insbesondere die Position und/oder die Ausrichtung des OCT-Strahlungsempfängers in Bezug auf ein ortsfestes Referenzkoordinatensystem zu ermitteln, und

10

- eine Bildbearbeitungseinheit, die mit der Lageerfassungseinheit signaltechnisch gekoppelt und ausgebildet ist, um

o ein erstes Messprofil aus der von dem OCT-Strahlungsempfänger zu einem ersten Zeitpunkt empfangenen, rückgestreuten OCT-Strahlung zu bestimmen,

15

o eine erste Lage des OCT Strahlungsempfängers zum Zeitpunkt des Empfangs der rückgestreuten OCT-Strahlung des ersten Messprofils aus Lagedaten, die von der Lageerfassungseinheit zum ersten Zeitpunkt der Bildbearbeitungseinheit übermittelt werden, zu bestimmen,

20

o ein zum ersten Messprofil benachbartes, zweites Messprofil zeitversetzt zu diesem ersten Messprofil aus der von dem OCT-Strahlungsempfänger zu einem zweiten Zeitpunkt empfangenen, rückgestreuten OCT-Strahlung zu bestimmen,

25

o eine zweite Lage des OCT Strahlungsempfängers zum Zeitpunkt des Empfangs der rückgestreuten OCT-Strahlung des zweiten Messprofils aus Lagedaten, die von der Lageerfassungseinheit zum zweiten Zeitpunkt der Bildbearbeitungseinheit übermittelt werden, zu bestimmen,

30

o die relative Lage des ersten Messprofils zu dem zweiten Messprofil anhand der ersten und zweiten Lage zu bestimmen, und

o das erste und das zweite Messprofil zu einem Gesamtmessprofil zusammenzusetzen, indem das erste und das zweite Messprofil in der zuvor bestimmten relativen Lage in das Gesamtmessprofil eingetragen werden.

13. Verfahren zur OCT-Bilderfassung eines Gegenstandes mittels optischer Kohärenztomographie, mit den Schritten:
- Aussenden einer OCT-Strahlung mit einer Wellenlänge von 400nm bis 2000nm und einer spektralen Bandbreite, die
 - 5 ○ mindestens einen Bereich von 20nm bis 400nm umfasst, oder
 - eine schmale Bandbreite von weniger als 20nm bis 400nm aufweist, wobei die Strahlungsquelle so durchstimmbare ist, dass die schmale Bandbreite eine breitere Bandbreite von 20nm bis 400nm durch zeitversetzte Aussendung von Wellen in unterschiedlichen Wellenlängen
 - 10 ausbildet,
 - aus einer OCT-Strahlungsquelle in einen OCT-Strahlengang, umfassend
 - eine OCT-Ausgangsrichtung der OCT-Strahlung von der OCT-Strahlungsquelle, und
 - eine OCT-Eingangsrichtung einer von einem Bildobjekt rückgestreuten
 - 15 OCT-Strahlung,
 - Empfangen der rückgestreuten OCT-Strahlung der OCT-Strahlungsquelle in einem OCT-Strahlungsempfänger,
 - wobei ein Gehäuse, das eine Austrittsöffnung und eine Eintrittsöffnung für den OCT-Strahlengang aufweist, die OCT-Strahlungsquelle, den OCT-
 - 20 Strahlungsempfänger aufnimmt,
 - Hindurchleiten der OCT-Strahlung durch die Austrittsöffnung in einer OCT-Austrittsrichtung,
 - Hindurchleiten der rückgestreuten OCT-Strahlung durch die Eintrittsöffnung in einer OCT-Eintrittsrichtung,
 - 25 - Ansteuern der OCT-Strahlungsquelle und des OCT-Strahlungsempfänger mittels einer Steuerungseinheit zum Aussenden der OCT-Strahlung mittels der OCT-Strahlungsquelle und zum Empfang der rückgestreuten OCT-Strahlung mittels des OCT-Strahlungsempfänger über einen Erfassungszeitraum,
 - 30 - Erfassen mehrerer voneinander beabstandeter Messprofile aus der rückgestreuten OCT-Strahlung während des Erfassungszeitraums,

dadurch gekennzeichnet, dass während des Erfassungszeitraums die OCT-Ausgangsrichtung und die OCT-Austrittsrichtung in ihrer Winkelausrichtung zueinander konstant sind.

14. Verfahren zur OCT-Bilderfassung nach Anspruch 13,

5 dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Erfassung des ersten und der Erfassung des zweiten Bildes der Beobachtungsbildsensor relativ zu dem Bildobjekt bewegt, insbesondere verschoben und/oder verschwenkt wird.

15. Verfahren zur OCT-Bilderfassung nach Anspruch 13 oder 14,

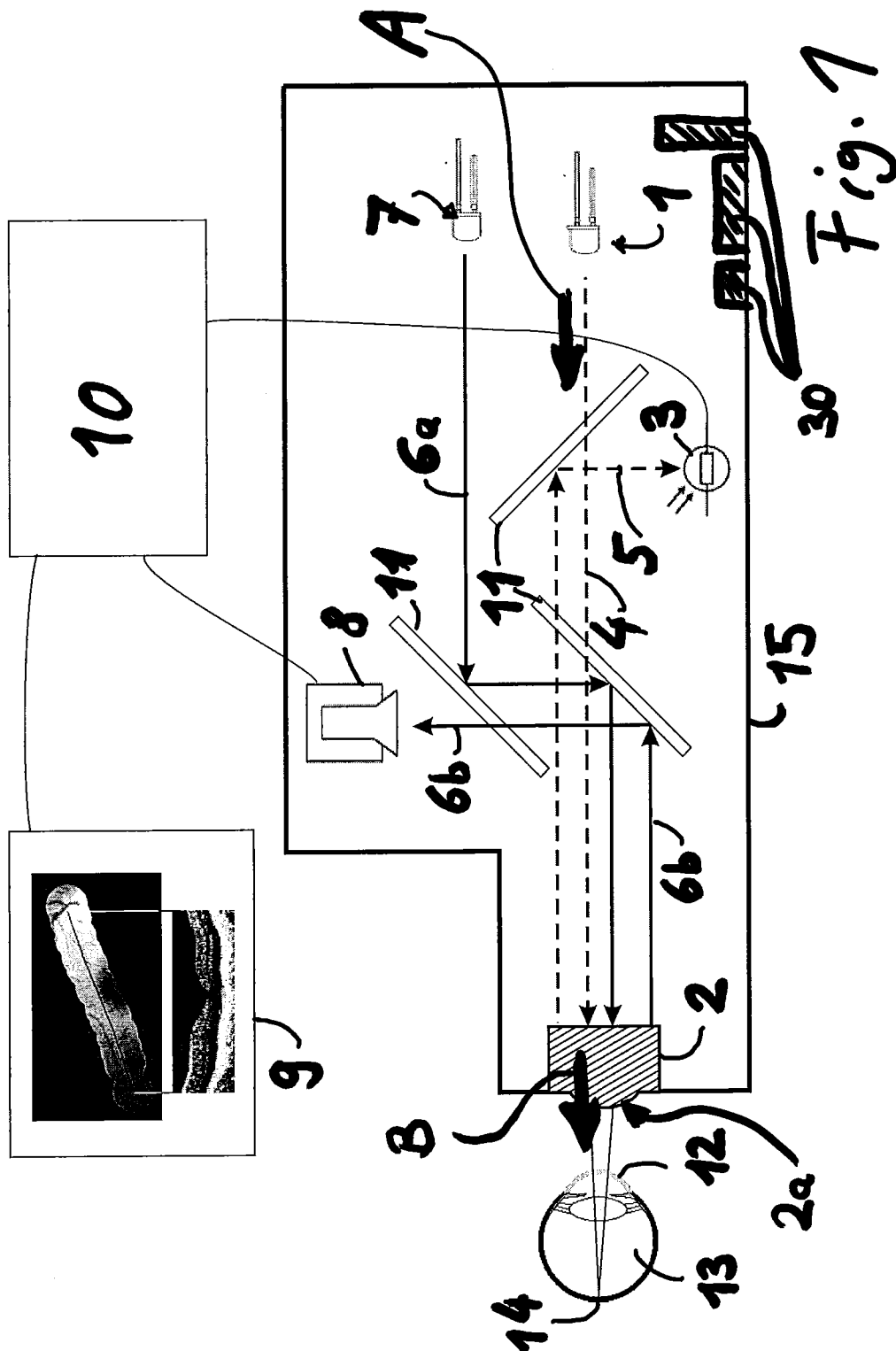
10 dadurch gekennzeichnet, dass ein erstes Messprofil und ein zweites Messprofil innerhalb des Erfassungszeitraums erfasst wird und das erste und zweite Messprofil in ihrer räumlichen Lage zueinander zugeordnet und zu einem Gesamtmessprofil zusammengefügt werden, insbesondere indem:

- 15 - Zeitgleich zur Erfassung des ersten Messprofils ein erstes Bild mittels Ausenden einer Lichtstrahlung im sichtbaren oder infraroten Wellenlängenbereich und Empfangen des von einem Objekt reflektierten Lichtes erfasst wird,
- Zeitgleich zur Erfassung des zweiten Messprofils ein zweites Bild mittels Ausenden einer Lichtstrahlung im sichtbaren oder infraroten Wellenlängenbereich und Empfangen des von dem Objekt reflektierten Lichtes erfasst wird,
- Die Position des ersten Messprofils im ersten Bild markiert wird,
- 20 - Die Position des zweiten Messprofils im zweiten Bild markiert wird,
- Das erste und zweite Bild anhand einer Bildanalyse zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden, indem ein übereinstimmender Bildbereich des ersten und des zweiten Bildes überlappend angeordnet wird, und
- 25 - Die relative Positionierung des ersten Messprofils zum zweiten Messprofil anhand deren Position in dem Gesamtbild bestimmt und das erste und zweite Messprofil anhand der so bestimmten relativen Positionierung zu einem Gesamtmessprofil zusammengesetzt werden,

Oder indem

- 30 - Zeitgleich zur Erfassung des ersten Messprofils eine erste Lage des Gehäuses erfasst wird,

- Zeitgleich zur Erfassung des zweiten Messprofils eine zweite Lage des Gehäuses erfasst wird,
 - Die relative Positionierung des ersten Messprofils zum zweiten Messprofil anhand relativen Änderung der ersten Lage zur zweiten Lage des Gehäuses bestimmt und das erste und zweite Messprofil anhand der so bestimmten relativen Positionierung zu einem Gesamtmessprofil zusammengesetzt werden.
- 5



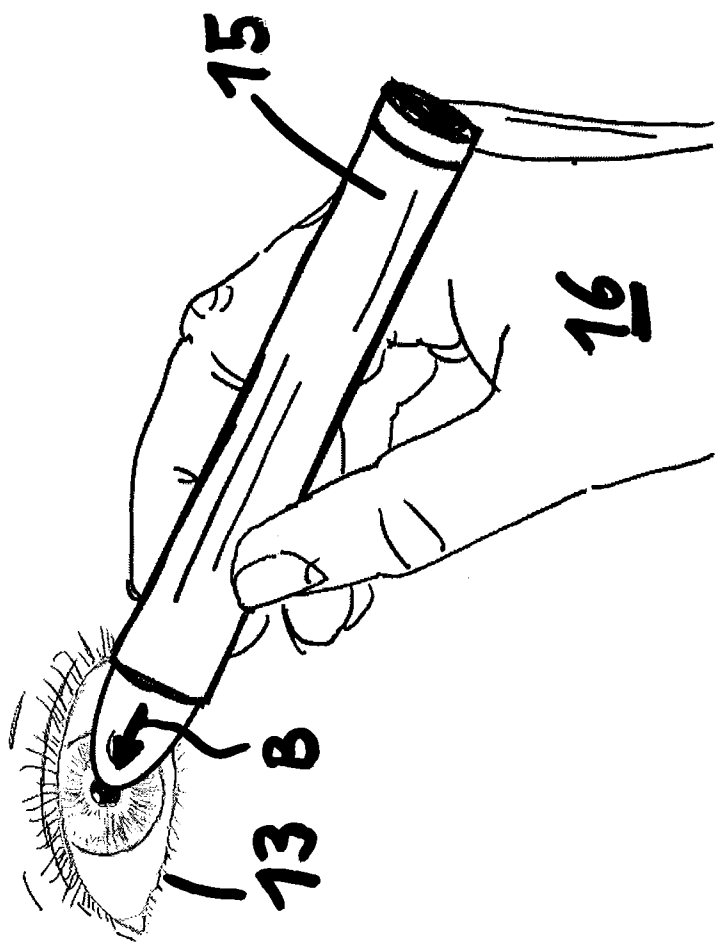


Fig. 2

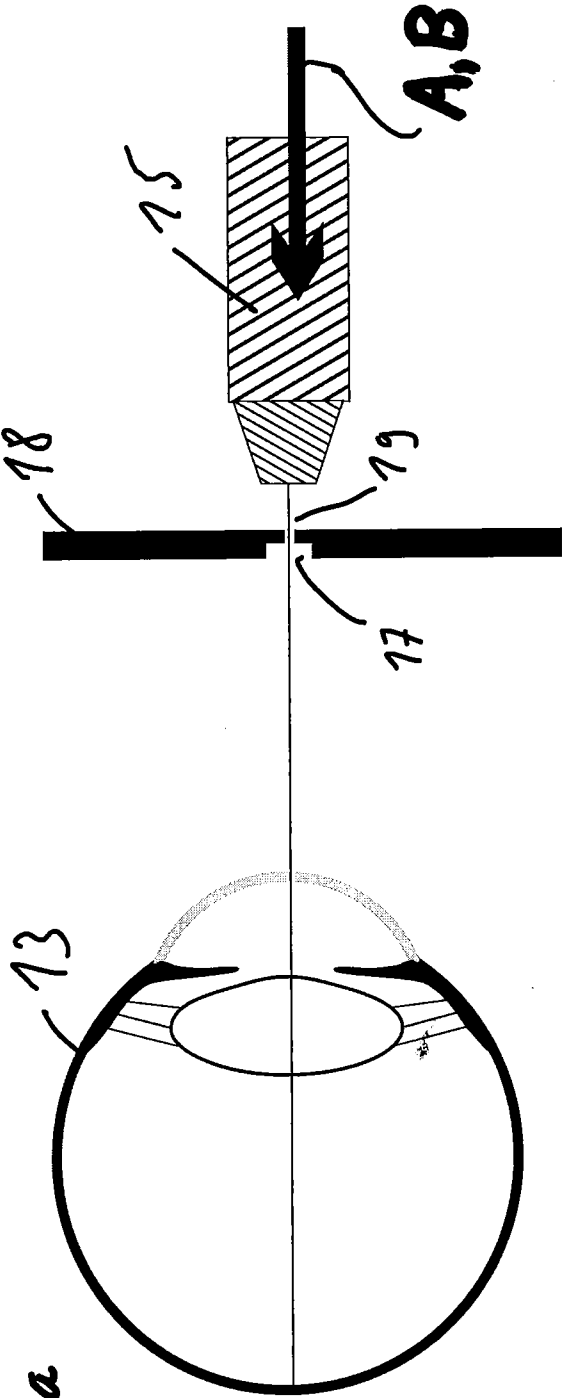


Fig. 3a

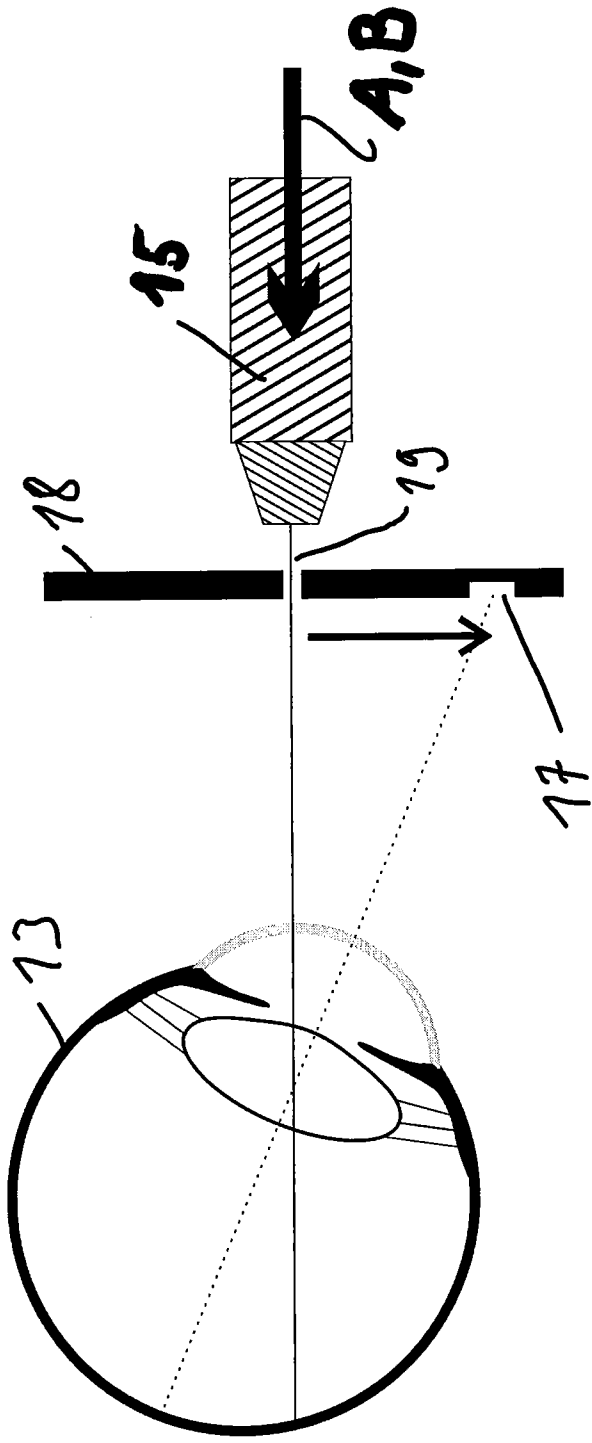
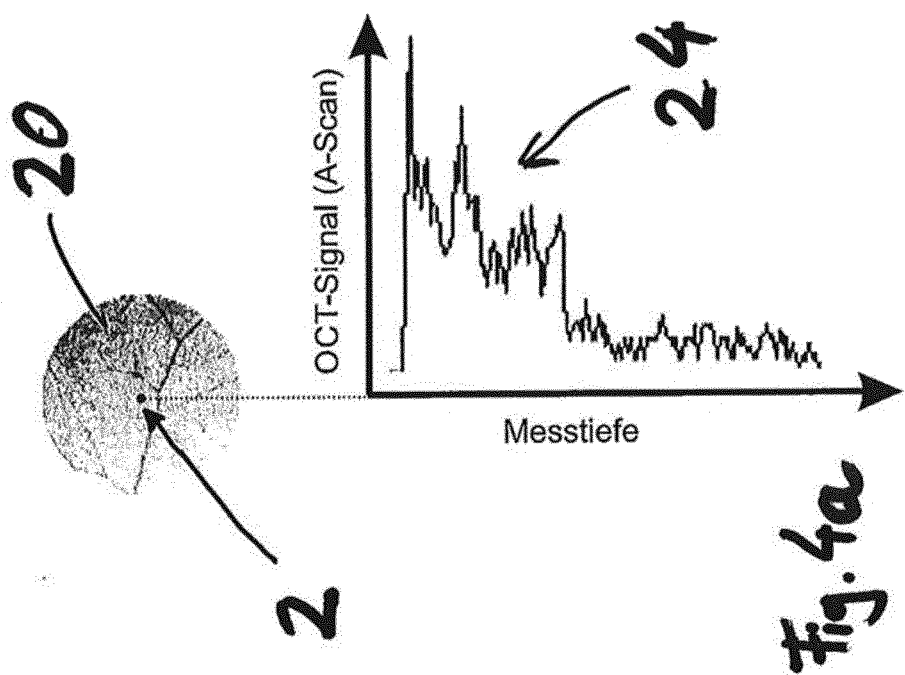


Fig. 3b



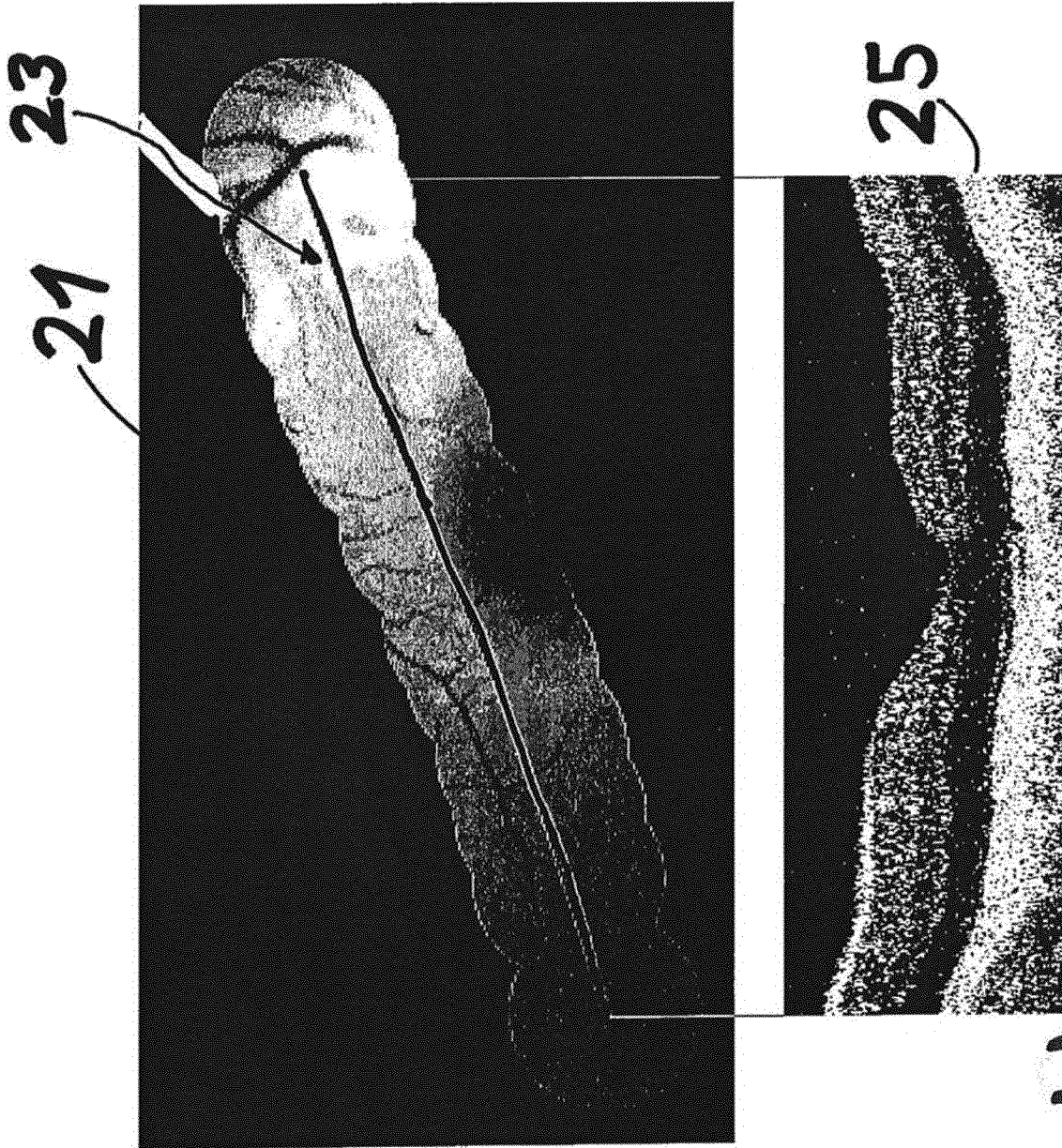


Fig. 4b

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/059929

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01B9/02 A61B5/00
 ADD. A61B3/10

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01B A61B G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/285812 A1 (LEVITZ DAVID [IL]) 25 September 2014 (2014-09-25)	1-6, 8-11,13, 14
Y	paragraph [0005]; figure 1A paragraph [0056]; figure 3 paragraph [0028] - paragraph [0035]; figure 2A paragraph [0060] - paragraph [0071]; figure 5A	7,12,15
Y	----- WO 2015/189174 A2 (ZEISS CARL MEDITEC INC [US]; ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 17 December 2015 (2015-12-17) II.j scanner-less system; page 40, line 5 - line 33 VI.a tracking and correction of motion; page 52, line 18 - page 54, line 31 ----- -/-	7,12,15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

28 June 2018

Date of mailing of the international search report

19/07/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Ardelt, Per-Lennart

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/059929

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2017/035287 A1 (REN HUGANG [US] ET AL) 9 February 2017 (2017-02-09) abstract; figures 1, 6, 7 paragraph [0022] - paragraph [0025]; figure 1 paragraph [0036] -----	7,12,15
A	ANDREI B. VAKHTIN ET AL: "Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography", APPLIED OPTICS, vol. 42, no. 34, 1 December 2003 (2003-12-01), page 6953, XP055416236, WASHINGTON, DC; US ISSN: 0003-6935, DOI: 10.1364/AO.42.006953 3. Interferometer Design and Characterization; figure 2 -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/059929

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014285812 A1	25-09-2014	AU 2012298253 A1 CN 103959040 A EP 2745092 A2 KR 20140096262 A US 2014285812 A1 WO 2013027173 A2	03-04-2014 30-07-2014 25-06-2014 05-08-2014 25-09-2014 28-02-2013
WO 2015189174 A2	17-12-2015	EP 3155361 A2 JP 2017522066 A US 2017105618 A1 WO 2015189174 A2	19-04-2017 10-08-2017 20-04-2017 17-12-2015
US 2017035287 A1	09-02-2017	AU 2016304400 A1 CA 2989094 A1 CN 107847349 A EP 3331480 A1 TW 201706890 A US 2017035287 A1 WO 2017021790 A1	04-01-2018 09-02-2017 27-03-2018 13-06-2018 16-02-2017 09-02-2017 09-02-2017

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. G01B9/02 A61B5/00

ADD. A61B3/10

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

G01B A61B G01N

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2014/285812 A1 (LEVITZ DAVID [IL]) 25. September 2014 (2014-09-25)	1-6, 8-11,13, 14
Y	Absatz [0005]; Abbildung 1A Absatz [0056]; Abbildung 3 Absatz [0028] - Absatz [0035]; Abbildung 2A Absatz [0060] - Absatz [0071]; Abbildung 5A	7,12,15
Y	----- WO 2015/189174 A2 (ZEISS CARL MEDITEC INC [US]; ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 17. Dezember 2015 (2015-12-17) II.j scanner-less system; Seite 40, Zeile 5 - Zeile 33 VI.a tracking and correction of motion; Seite 52, Zeile 18 - Seite 54, Zeile 31 ----- -/-	7,12,15



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

28. Juni 2018

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

19/07/2018

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Ardelt, Per-Lennart

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 2017/035287 A1 (REN HUGANG [US] ET AL) 9. Februar 2017 (2017-02-09) Zusammenfassung; Abbildungen 1, 6, 7 Absatz [0022] - Absatz [0025]; Abbildung 1 Absatz [0036] -----	7,12,15
A	ANDREI B. VAKHTIN ET AL: "Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography", APPLIED OPTICS, Bd. 42, Nr. 34, 1. Dezember 2003 (2003-12-01), Seite 6953, XP055416236, WASHINGTON, DC; US ISSN: 0003-6935, DOI: 10.1364/AO.42.006953 3. Interferometer Design and Characterization; Abbildung 2 -----	1-15

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2018/059929

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument			Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung	
US 2014285812	A1	25-09-2014	AU	2012298253	A1	03-04-2014		
			CN	103959040	A	30-07-2014		
			EP	2745092	A2	25-06-2014		
			KR	20140096262	A	05-08-2014		
			US	2014285812	A1	25-09-2014		
			WO	2013027173	A2	28-02-2013		

WO 2015189174	A2	17-12-2015	EP	3155361	A2	19-04-2017		
			JP	2017522066	A	10-08-2017		
			US	2017105618	A1	20-04-2017		
			WO	2015189174	A2	17-12-2015		

US 2017035287	A1	09-02-2017	AU	2016304400	A1	04-01-2018		
			CA	2989094	A1	09-02-2017		
			CN	107847349	A	27-03-2018		
			EP	3331480	A1	13-06-2018		
			TW	201706890	A	16-02-2017		
			US	2017035287	A1	09-02-2017		
			WO	2017021790	A1	09-02-2017		

专利名称(译)	辛图像捕获装置		
公开(公告)号	EP3612789A1	公开(公告)日	2020-02-26
申请号	EP2018722914	申请日	2018-04-18
申请(专利权)人(译)	ROWIAK GMBH		
当前申请(专利权)人(译)	ROWIAK GMBH		
[标]发明人	LUBATSCHOWSKI HOLGER		
发明人	LUBATSCHOWSKI, HOLGER		
IPC分类号	G01B9/02 A61B5/00 A61B3/10		
CPC分类号	A61B3/102 A61B5/0066 G01B9/02054 G01B9/02087 G01B9/02091		
优先权	102017108193 2017-04-18 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于通过光学相干断层摄影术检测对象的OCT检查装置，其包括：OCT辐射源，其发射OCT辐射；OCT束路径，其包括来自OCT辐射源的OCT辐射的OCT输出方向。壳体，接收OCT辐射源的壳体，形成在壳体中的来自OCT辐射源的OCT辐射的出口，通过出口的辐射的OCT出口方向，连接到OCT的控制单元 用于发出信号的辐射源，以便在检测周期内检测彼此间隔开的多个测量轮廓，并控制用于在检测周期内发射OCT辐射的OCT辐射源，并保持OCT输出方向和 在检测时间段期间，OCT发射方向在其角度对准中相对于彼此恒定。