

(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
15. Oktober 2009 (15.10.2009)

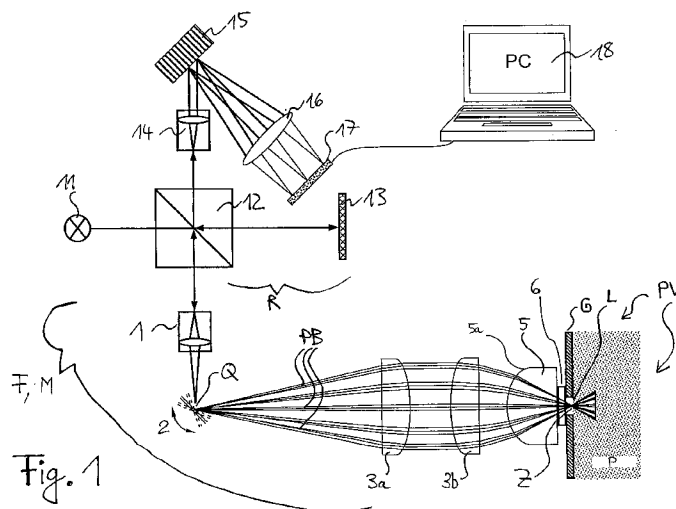
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2009/124569 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
G01N 21/47 (2006.01) *G01B 9/02* (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2008/002898
- (22) Internationales Anmeldedatum:
11. April 2008 (11.04.2008)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.** [DE/DE]; Hansastrasse 27c, 80686 München (DE). **TECHNISCHE UNIVERSITÄT DRESDEN** [DE/DE]; Mommsenstrasse 13, 01062 Dresden (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **FISCHER, Björn** [DE/DE]; Kreuzstrasse 1, 09212 Limbach-Oberfrohna (DE). **KOCH, Edmund** [DE/DE]; Lene-Glatzer-Strasse 12B, 01309 Dresden (DE).
- (74) Anwalt: **PFENNING, MEINIG & PARTNER GBR**; Theresienhöhe 13, 80339 München (DE).
- (81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, 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, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY SYSTEM AND OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY METHOD

(54) Bezeichnung: OPTISCHES KOHÄRENZTOMOGRAPHIESYSTEM UND OPTISCHES KOHÄRENZTOMOGRAPHIE-VERFAHREN



(57) Abstract: The invention relates to an optical coherence tomography system comprising an interferometer, in particular a Michelson-interferometer, provided with a reference arm (R) for modifying an optical reference wave length and a measuring arm (M), in which an object (sample P) that is to be scanned can be arranged and/or is arranged in a sample volume (PV). Said optical coherence tomography device is characterised in that a focusing system (F) designed for focusing divergent incident light beams on a common point (target point Z) in the sample volume is arranged in the measuring arm between the beam splitter of the interferometer and the sample volume.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2009/124569 A1



Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein optisches Kohärenztomographiesystem aufweisend ein Interferometer, insbesondere ein Michelson-Interferometer, mit einem Referenzarm (R) zum veränderlichen Einstellen einer optischen Referenzweglänge und mit einem Messarm (M), in welchem in einem Probenvolumen (PV) ein abzutastendes Objekt (Probe P) anordenbar und/oder angeordnet ist, dadurch gekennzeichnet, dass im Messarm zwischen dem Strahlteiler des Interferometers und dem Probenvolumen ein zur Fokussierung von divergent einfallenden Lichtstrahlen auf einen im Probenvolumen liegenden gemeinsamen Punkt (Zielpunkt Z) ausgebildetes Fokussiersystem (F) angeordnet ist.

Optisches Kohärenztomographiesystem und optisches
Kohärenztomographieverfahren

5 Die vorliegende Erfindung bezieht auf ein optisches
Kohärenztomographiesystem sowie auf ein entsprechen-
des optisches Kohärenztomographieverfahren, mit
welchen mithilfe eines Interferometers ein Objekt,
insbesondere eine biologische Probe, abgetastet
werden kann.

10

Optische Kohärenztomographiesysteme bzw. Kohärenztomographieverfahren sind bereits aus dem Stand der Technik bekannt: Das vor allen Dingen aus klinischen Bereichen wie der Dermatologie oder der Ophthalmologie bekannte Verfahren der optischen Kohärenztomographie (nachfolgend auch OCT abgekürzt) verwendet in der Regel Strahlung im nahen Infrarotbereich zwischen etwa 600 und 1400 Nanometern und ermöglicht die Untersuchung halbtransparenter Medien, insbesondere biologischer Proben. Als Lichtquellen der Verfahren

20

bzw. der Systeme dienen vor allem breitbandige Superlumineszenzdiolen mit kurzer Kohärenzlänge oder auch das Quasikontinuum gepulster Laser (beispielsweise: Femtosekunden-Laser). Das erzielbare Auflösungsvermögen der OCT hängt dabei stark von der eingesetzten Lichtquelle ab und beträgt je nach spektraler Breite zwischen 1 und 20 μm . Das rückgestreute Licht enthält Informationen über die Struktur der Probe. Dieses wird in einem Interferometer, insbesondere einem Michelson-Interferometer, auf dem Fachmann grundsätzlich bekannte Art und Weise mit dem Licht einer Referenzebene überlagert. Die spektrale Intensitätsverteilung am Ausgang des Interferometers entspricht im Wesentlichen der Fourier-Transformierten der Verteilung der Streuamplitude entlang des Strahlengangs.

Ein einzelner Tiefenscan wird hierbei wie beim Ultraschallverfahren als A-Scan bezeichnet und enthält die gesamte Tiefeninformation an einem Punkt der Probe. Durch Aneinanderreihen von mehreren A-Scans wird das sogenannte B-Bild erhalten. Um dreidimensionale Daten zu gewinnen, kann beispielsweise ein Bilderstapel aus einer Mehrzahl von B-Bildern erzeugt werden. Das Verfahren arbeitet in der Regel mit 1.000 bis 30.000 A-Scans pro Sekunde, woraus zwischen 2 und 50 B-Bilder pro Sekunde resultieren.

Die Technik der OCT lässt sich ganz allgemein auch in anderen Anwendungsgebieten, also in Anwendungsgebieten außerhalb der Medizin einsetzen: Insbesondere kommen OCT-Verfahren auch in der zerstörungsfreien Prüfung von technischen Materialien zum Einsatz.

Ein Nachteil der aus dem Stand der Technik bekannten optischen Kohärenztomographiesysteme bzw. -verfahren

ist, dass bislang die Untersuchung halbtransparenter Materialien hinter stark streuenden bzw. reflektierenden Schichten nicht möglich ist. Solche Schichten stellen eine Barriere für die verwendeten Wellenlängenbereiche der Lichtquelle des Systems bzw.

5 Verfahrens dar, so dass momentan der Zugang zu bestimmten Probenklassen nicht möglich ist. Mit anderen Worten können Probenareale, die hinter einer für die verwendete Wellenlänge undurchdringlichen Schicht
10 liegen, momentan durch eine OCT-Untersuchung nicht erreicht werden.

Teilweise besteht im Stand der Technik die Möglichkeit, das Untersuchungsareal vor der Untersuchung
15 freizupräparieren. Dies führt jedoch in einer nicht unerheblichen Anzahl von Fällen zu Strukturveränderungen innerhalb der Proben, was dazu führt, dass die mittels der OCT-Verfahren dann erfassten Probenparameter nur eingeschränkt verwendbar sind. Alle bisher
20 bekannten Verfahren (dies gilt beispielsweise auch für die sogenannte endoskopische OCT) setzen somit einen direkten Zugangsweg ohne Grenzschicht zum Untersuchungsareal voraus.

25 Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, die aus dem Stand der Technik bekannten optischen Kohärenztomographiesysteme bzw. -verfahren so weiterzubilden, dass mit ihnen auch diejenigen Objekte bzw. Proben, welche in Form von halbtransparenten Materialien hinter stark streuenden und/oder reflektierenden
30 Schichten vorliegen, ohne Freipräparation oder wesentliche Strukturänderungen untersuchbar sind.

Die vorliegende Aufgabe wird durch ein optisches
35 Kohärenztomographiesystem gemäß Anspruch 1 und ein optisches Kohärenztomographieverfahren gemäß Anspruch

19 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungsformen des
erfindungsgemäßen Systems bzw. Verfahrens finden sich
jeweils in den abhängigen Patentansprüchen. Erfin-
dungsgemäße Verwendungen sind in Patentanspruch 26
5 beschrieben.

Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung zunächst
allgemein, dann mit Hilfe eines speziellen Ausführ-
ungsbeispiels beschrieben. Die einzelnen
10 Erfindungselemente, wie sie in den Ansprüchen und in
der Beschreibung beschrieben sind, müssen nicht in
der speziellen, im Ausführungsbeispiel gezeigten
Konfiguration eingesetzt werden, sondern können im
Rahmen der vorliegenden Erfindung, basierend auf dem
15 Fachwissen des Fachmanns, auch in anders gestalteten
Konfigurationen und/oder Anordnungen eingesetzt
und/oder verwendet werden. Insbesondere wird die
vorliegende Erfindung im Ausführungsbeispiel anhand
eines einfachen frequenzbasierten OCT-Systems (eng-
20 lisch: Fourier-domain OCT) erläutert. Anstelle der
dabei gezeigten Verwendung einer drehbaren Ablenkein-
heit zur eindimensionalen lateralen Abrasterung des
Objektes zum Erhalten eines B-Scans kann die erfin-
dungsgemäße Vorrichtung auch entsprechend in einem
25 OCT-System mit einem einzeiligen Detektor oder einem
zweidimensionalen Array-Detektor, bei dem eine Ebene
innerhalb der Probe bzw. die gesamte Probe gleichzei-
tig belichtet und ausgewertet wird, realisiert sein.
Welche Komponenten dabei im Einzelnen wie ausge-
30 tauscht werden müssen, um eine solche parallele OCT
zu ermöglichen, ist dem Fachmann grundsätzlich be-
kannt (s. beispielsweise den Artikel "Optical
Coherence Tomography - Principles and Applications",
A. F. Fercher et al., Rep. Prog. Phys. 66(2003), pp.
35 239 - 303).

Basis der vorliegenden Erfindung ist eine spezielle Optik (nachfolgend auch als Fokussiersystem F bezeichnet), welche in den Messarm des optischen Kohärenztomographiesystems zwischen den Strahlteiler des Interferometers und das Probenvolumen (in dem die abzutastende Probe angeordnet wird) eingebracht wird. Dieses Fokussiersystem ist so ausgebildet, dass mit ihm divergente Lichtstrahlen, welche auf das Fokussiersystem einfallen und/oder welche im Interferometer, insbesondere im Messarm und/oder durch das Fokussiersystem selbst erzeugt werden, auf genau einen im Probenvolumen liegenden gemeinsamen Punkt (nachfolgend: Zielpunkt Z) fokussiert werden. Die Einfallsrichtung wird nachfolgend, sofern nichts anderes gesagt ist, als diejenige Richtung im Messarm gesehen, welche vom Strahlteiler des Interferometers hin zur Probe verläuft (dementsprechend ist die umgekehrte Richtung, d. h. die Richtung, in der das an der Probe reflektierte und/oder gestreute Licht wieder zurück zum Strahlteiler und schließlich hin zum Detektor verläuft, als Ausfallrichtung bezeichnet, sofern nichts anderes gesagt ist).

Im Probenvolumen wird dann die abzutastende Probe, insbesondere ein biologisches Objekt, angeordnet. Um eine Abtastung von solchen Proben, welche eine reflektierende und/oder für die einfallende Strahlung intransparente Grenzfläche aufweisen, zu ermöglichen, wird jedoch vor der Abtastung der Probe eine Perforation, insbesondere in Form eines Loches, in die Grenzschicht der Probe eingebracht. Die Probe wird dann so im Probenvolumen angeordnet, dass der vorbeschriebene Zielpunkt genau in das Loch bzw. die Perforation der Probe fällt oder dass der Zielpunkt kurz hinter dem Loch in der Grenzschicht also innerhalb der Probe zum Liegen kommt. Auf diese Art und

Weise wird das gesamte zur Abtastung der Probe verwendete Licht durch eine schmale bzw. kleine Öffnung innerhalb der Grenzfläche der Probe in den Probeninnenraum (der für das eingestrahlte Licht
5 halbtransparent ist) fokussiert. Auch die in diesem Innenraum der Probe reflektierten bzw. gestreuten Lichtanteile, welche dann in Strahlausgangsrichtung durch das Fokussiersystem geleitet und auf die bei der OCT übliche Art und Weise mittels eines Detektors
10 nachgewiesen werden, werden in umgekehrter Richtung durch die kleine in die Probe eingebrachte Öffnung gestrahlt.

Vorteilhafterweise ist das erfindungsgemäße Fokussiersystem so ausgebildet, dass die von einem
15 Quellpunkt Q (einem Punkt, welcher in Strahleinfallsrichtung nach dem Strahlteiler des Interferometers und vor der Probe liegt) divergent ausgehenden Lichtstrahlenbündel mit Hilfe des Fokussiersystems auf den
20 Zielpunkt fokussiert werden.

Um eine dergestaltige Fokussierung zu erreichen, können im Messarm zwei plankonvexe Linsen, die mit ihrer Krümmung zueinander gerichtet sind, oder alternativ dazu zwei Achromate eingesetzt werden.
25 Zusätzlich ist der Einsatz von Meniskuslinsen und/oder von im Wesentlichen halbkugelförmig ausgebildeten Teilkugellinsen (Aplanaten) möglich. Der genaue Aufbau des erfindungsgemäßen Fokussiersystems
30 wird nachfolgend noch näher beschrieben.

Der große Vorteil des erfindungsgemäßen optischen Kohärenztomographiesystems bzw. -verfahrens ist, dass ein großer Teil des für die OCT bisher nicht zugänglichen Probenspektrums mit Hilfe des erfindungsgemäßen Aufbaus und mit Hilfe einer Perforation in
35

der abschirmenden Grenzfläche der Probe erschließbar ist. Das beschriebene Verfahren bzw. das beschriebene optische Kohärenztomographiesystem ermöglicht daher eine Untersuchung halbtransparenter Medien durch eine kleine Öffnung: Schlüsselloch-OCT.

Nachfolgend wird die vorliegende Erfindung nun anhand eines ausführlichen Ausführungsbeispiels beschrieben.

10 Es zeigen

Fig. 1 den Aufbau des optischen Kohärenztomographiesystems nach dem Ausführungsbeispiel und

15 Fig. 2 eine verbesserte Optik zum Einsatz in dem Ausführungsbeispiel nach Fig. 1.

Fig. 1 zeigt den grundlegenden Aufbau eines erfindungsgemäßen optischen Kohärenztomographiesystems. Dem Fachmann aus dem Stand der Technik grundsätzlich bekannt sind die grundlegenden Bestandteile 11 bis 18 eines Interferometers, hier eines Michelson-Interferometers: Das Licht einer Weißlichtquelle 11 wird auf einen halbdurchlässigen Strahlteiler 12 geleitet und von dort einerseits im Referenzarm R auf einen Spiegel 13 und andererseits in den Messarm M geleitet. Indem das am Spiegel 13 reflektierte Licht mit dem Probenlicht im Strahlteiler 12 zur Interferenz kommt und durch den Kollimator 14 über das dispergierende Gitter 15 und eine abbildende Optik, insbesondere eine Fokussieroptik 16, auf den Detektor 17 (dem ein Rechnersystem 18 zur Auswertung nachgeschaltet ist) zur Auswertung geworfen wird, kann aus dem Spektrum mittels Fouriertransformation die Tiefeninformation gewonnen werden. Wie dies im Einzelnen geschieht, ist dem Fachmann aus dem Stand der Technik

bekannt, es wird daher hier nicht weiter auf die Auswertungskomponenten eingegangen. Alternativ kann auch ein Time-Domain OCT zum Einsatz kommen, in dem auf das Gitter und die Detektorzeile verzichtet werden kann, dafür aber eine Längenveränderung des Referenzarms möglich sein muss.

Von diesem aus dem Stand der Technik bekannten System unterscheidet sich das erfindungsgemäße optische Kohärenztomographiesystem nun durch den Aufbau des Messarms. Der Messarm M ist beim gezeigten Beispiel in Strahleingangsrichtung (also vom Strahlteiler 12 gesehen in Richtung zur Probe P hin) wie folgt aufgebaut: Das vom Strahlteiler in den Messarm reflektierte Licht wird zunächst durch eine Fokussiereinheit 1 auf einen im Strahlengang nach der Fokussiereinheit 1 angeordneten, um eine Achse senkrecht zur dargestellten Ebene drehbaren bzw. schwenkbaren Ablenkspiegel 2 gestrahlt. Die Fokussiereinheit 1 ist hierbei so aufgebaut und angeordnet, dass das von dem Strahlteiler 12 herkommende Licht auf einen Punkt auf der Oberfläche des Ablenkspiegels 2 fokussiert wird. Dieser Punkt wird nachfolgend auch als Quellpunkt bezeichnet und ist mit dem Bezugszeichen Q versehen.

Das vom Oberflächenpunkt des Spiegels 2 bzw. vom Quellpunkt Q ausgehende Licht wird nun im Strahlengang des Messarms M auf eine aplanatische Linse 3, welche aus zwei im Strahlengang hintereinander angeordneten plankonvexen Linsen 3a und 3b besteht, gespiegelt. Die beiden plankonvexen Linsen 3a und 3b sind dabei so im Strahlengang angeordnet, dass sie mit ihrer Krümmung zueinander gerichtet sind. Nach diesen beiden plankonvexen Linsen 3a, 3b folgt als weiteres Element des Fokussiersystems F eine im Wesentlichen als Kugelabschnitt (hier: im Wesentli-

chen halbkugelförmig ausgebildet; der Kugelabschnitt kann jedoch auch einen größeren Winkelbereich als 180° umfassen) ausgebildete Linse (Teilkugellinse 5, in folgenden vereinfacht auch als Halbkugellinse bezeichnet). Die im Wesentlichen als Teil einer Kugeloberfläche ausgebildete Oberfläche bzw. die gekrümmte Oberfläche 5a dieser Linse 5 ist dabei in Strahlausgangsrichtung bzw. hin zu den beiden plankonvexen Linsen 3a, 3b gerichtet. Die Oberfläche 5a der Linse 5 ist als aplanatische Oberfläche (siehe H. Haferkorn, "Optik", 3. Auflage, S. 318 ff.) ausgebildet. Unmittelbar an die der Oberfläche 5a gegenüberliegende Oberfläche der Teilkugellinse 5, welche als plane Oberfläche ausgebildet ist, angrenzend ist eine Schicht 6 aus Immersionsflüssigkeit (häufig: Immersionsöl) angeordnet, an die sich unmittelbar angrenzend die Probe P mit ihrer der Immersions-schicht 6 zugewandten Grenzoberfläche G befindet (die Probe P, G ist hierbei im Probenvolumen PV des Messarms angeordnet).

Die oben beschriebene Realisierung mit den optischen Elementen 1, 2, 3a, 3b, 5 und 6 ist eine mögliche Form der Realisierung des der vorliegenden Erfindung zugrunde liegenden Prinzips: Ganz allgemein ist dieses optische System somit so auszubilden, dass ein Strahlengang realisiert wird, der möglichst fehlerfrei die Strahlenbündel, die von Punkten des Spiegels 2 ausgehen, in das Loch L abbildet (siehe nachfolgender Absatz), wobei der Winkelbereich der hinter dem Loch in der Probe erfassten Probenabschnitte möglichst groß sein soll. Eine einfache 1:1-Abbildung erreicht hierbei etwa einen Winkelbereich von 20° , welcher durch die Brechung (abhängig von der konkreten Ausgestaltung der Probe) im Probenvolumen nochmals um den Faktor des Brechungsindex der Probe

herabgesetzt wird. Die Teilkugellinse 5 erhöht diesen Winkelbereich in Kombination mit der Immersionsflüssigkeit um den Faktor n^2 (mit n als dem Brechungsindex des Glases der Linse, der ungefähr 1,5 beträgt).
5 Jede weitere Meniskuslinse erbringt hierbei nochmals einen Faktor von n .

In der gezeigten Probe P ist nun in deren dem Fokussiersystem F (umfassend die Elemente 1, 2, 3a, 3b, 5 und 6) zugewandten Grenzfläche G eine kleine Perforation in Form eines Loches L eingebracht. Diese Perforation bzw. dieses Loch L ermöglicht es dem vom Messarm M hereinfallenden Licht, in das Innere der Probe einzudringen und nicht an der äußeren Grenzfläche G reflektiert zu werden. Das Fokussiersystem F bzw. dessen einzelne Elemente 1, 2, 3a, 3b, 5 und 6 sind nun so ausgebildet und angeordnet, dass sämtliche mit Hilfe des drehbaren Ablenkspiegels 2 auf die Apertur des Linsensystems 3a, 3b gelenkten Lichtstrahlen durch das optische System 3a, 3b, 5 und 6 auf einen einzigen, gemeinsamen Punkt, den Zielpunkt Z fokussiert werden. Dieser Punkt ist so angeordnet (bzw. die Probe P ist so angeordnet), dass er genau in der Perforation bzw. im Loch L zum Liegen kommt.
10
15
20
25
30
35
Aus diesem Grund wird es sämtlichen vom Quellpunkt Q divergent ausgehenden und von der Apertur des Linsensystems 3a, 3b, 5, 6 eingefangenen Lichtstrahlen (dargestellt durch die Strahlenbündel PB) ermöglicht, durch die Perforation L in den eigentlichen, halbtransparenten Innenraum der Probe P einzudringen. In diesem Innenraum wird dann das Licht gemäß den dort herrschenden Verhältnissen bzw. Strukturen reflektiert und/oder gestreut, so dass in Richtung zur Eintrittsstelle zurück reflektierte bzw. gestreute Lichtanteile durch die Perforation L treten können und den strahlausgangsseitigen Weg über das Fokus-

siersystem F, den Strahlteiler 12 sowie die weiteren optischen Elemente 14 - 16 hin zum Nachweissystem 17, 18 antreten können. Entscheidend ist hierbei, dass sämtliche vom Quellpunkt Q divergent ausgehenden Strahlen von der Optik 3 - 6 auf den in der Perforation liegenden Zielpunkt Z fokussiert werden (um eine gute transversale Auflösung zu erreichen, kann der Fokus Z des Strahls auch kurz hinter die Perforation bzw. hinter die Grenzschicht in das Innere der Probe P gelegt werden).

Die Probenstrahlen bzw. Probenstrahlbündel PB werden somit mit Hilfe der erfindungsgemäßen Optik (Fokussiersystem F) so auf den Zielpunkt Z fokussiert, dass eine Untersuchung der Probe P durch eine kleine zylindrische Öffnung L in der äußeren Grenzfläche G der Probe möglich wird. Hierzu wird das Licht auf die Ablenkeinheit 2 zur Strahlablenkung fokussiert. Der nach Durchtritt durch das Loch L in die Probe divergierende Probenstrahl (die Divergenz wird hier so erreicht, dass der Ablenkspiegel 2 um einen bestimmten Winkelbetrag geschwenkt wird, so dass die Apertur der nachfolgenden optischen Elemente möglichst vollständig ausgenutzt wird; dies kann jedoch auch durch gleichzeitige Beleuchtung der gesamten Apertur realisiert werden) erlaubt dann die berührungslose Untersuchung der hinter der nichttransparenten Schicht G befindlichen Strukturen und Materialien in Analogie zur herkömmlichen OCT-Messtechnik. Durch Variation der Referenzarmlänge (z. B. durch Verschiebung des Spiegels 13 längs des einfallenden Strahls) kann der Messbereich des OCT-Systems an das Messvolumen angepasst werden.

Im vorliegenden Fall wird somit durch die Optik F der Drehpunkt der Strahlablenkung (der Punkt Q) auf die

Eintrittsöffnung L gelegt, so dass der Probenstrahl PB in jeder Stellung der Ablenkeinheit 2 durch das Loch L in der Probe tritt.

5 Um eine optimale transversale Auflösung in der Probe P zu erzielen, kann alternativ auch der Fokus des Probenstrahls (bzw. der Zielpunkt Z) nicht genau in das Loch auf Höhe der Grenzfläche gelegt werden, sondern kurz hinter die Perforation L, also bereits
10 in das Innere der Probe P. Dabei sollte der Abstand von der Perforation L zum Zielpunkt Z weniger als 10 mm betragen.

Dies kann beispielsweise dadurch erreicht werden,
15 dass der Brennpunkt der Weißlichtquelle 11 nicht unmittelbar auf die Oberfläche der Ablenkeinheit 2 gelegt wird, sondern um eine kleine Strecke hinter diese Oberfläche der Strahlablenkeinheit 2 verschoben wird. Hierbei ist darauf zu achten, dass dann noch
20 der Strahlquerschnitt des Probenstrahlbündels PB durch das Loch L in der Probe gelangt und somit nicht wesentliche Anteile des Probenstrahlbündels PB an den umlaufenden Lochrändern reflektiert werden.

25 Im vorliegenden Beispiel wird zwischen der zweiten, der Probe P zugewandten plankonvexen Linse 3b und der äußeren Grenzfläche G der Probe ein Immersionsobjektiv 5, 6 eingesetzt, welches in Einstrahlrichtung
zunächst aus der teilkugelförmigen Linse 5 und dann
30 der daran angeordneten Immersionsschicht aus Immersionsflüssigkeit 6 ausgebildet ist. Dies hat den Vorteil, dass, wenn sich hinter der Perforation L eine Probe mit einem Brechungsindex befindet, der > 1 ist, der Scanbereich vergrößert wird. Hierbei ist
35 darauf zu achten, dass sowohl die teilkugelförmige Linse 5 als auch die äußere Grenzfläche G bzw. die

Probe P im optischen Kontakt mit der Immersions-
schicht 6 stehen (Vermeidung von Luftspalten etc.).
Um den Abbildungsfehler der sphärischen Aberration zu
verringern und um den Scanbereich weiter zu vergrößern,
5 ist die Öffnung L in der Grenzschicht G in
einen der aplanatischen Punkte der Kugelfläche 5a der
Linse 5 gelegt.

Das Einbringen der minimalen Öffnung L in die Außen-
haut vieler Systeme P ist in vielen Fällen unkri-
10 tisch: Die Perforation L dient für die Dauer der
Untersuchung als Fenster und kann anschließend wieder
verschlossen werden. Sowohl technische als auch
biologische Proben P, die sich im Stand der Technik
15 bislang einer Untersuchung entzogen haben, sind somit
zugänglich.

In einer alternativen Variante kann das in Fig. 1
gezeigte System zur weiteren Vergrößerung des Scanbe-
20 reiches (also des innerhalb der Probe P erfassten
Volumens) in der gezeigten Ebene schwenkbar aus-
gestaltet sein. Die Schwenkachse ist dann senkrecht zur
dargestellten Ebene (also parallel zur Drehachse der
Einheit 2) gerichtet. Dies kann beispielsweise da-
25 durch realisiert werden, dass das Probenvolumen (samt
der Probe P) zusammen mit der Immersionsschicht 6 und
der Linse 5 um den Krümmungsmittelpunkt der Kugelflä-
che der Linse 5 in der in Fig. 1 dargestellten Ebene
schwenkbar ausgestaltet wird. Hierdurch vergrößert
30 sich der hinter der Perforation L in der Probe P
abgetastete Objektbereich entsprechend. Alternativ
dazu kann jedoch auch das gesamte System bestehend
aus den Interferometer-Bauteilen 11 - 17 und den
Elementen 1, 2, 3a und 3b in besagter Ebene schwenk-
35 bar ausgestaltet sein (Schwenkachse durch den
Krümmungsmittelpunkt der Kugelfläche 5a). Weitere

schwenkbare Ausgestaltungsmöglichkeiten existieren (so könnte grundsätzlich auch die Einheit 3a, 3b um einen im Bereich der Elemente 5, 6 oder G angeordneten Raumpunkt drehbar ausgestaltet sein, so dass bei
5 Nutzung eines größeren Schwenkwinkels des Ablenkspiegels 2 auch hierdurch ein größerer Bereich innerhalb des Probenvolumens P abtastbar ist).

Im vorgestellten Beispiel wurde das erfindungsgemäße
10 optische Kohärenztomographiesystem anhand eines einfachen Frequenzbereich-Kohärenztomographiesystems erläutert. Selbstverständlich kann die vorliegende Erfindung jedoch auch im Rahmen eines Zeitbereich-Kohärenztomographiesystems realisiert werden. Darüber
15 hinaus ist insbesondere auch der Einsatz der vorliegenden Erfindung auf dem Fachmann unmittelbar einsichtige Art und Weise in einem parallelen OCT-Kohärenztomographiesystem möglich. Ein solches paralleles System weist einen einzeiligen, mehrzeiligen
20 oder einen Array-Detektor auf. Letzterer kann insbesondere mit Hilfe einer handelsüblichen CCD-Kamera realisiert sein. Solche parallelen OCT-Systeme erfassen eine Zeile (in der dargestellten Ebene) bzw. das gesamte Bild des Objektes P parallel (in ersterem
25 Fall wird zur Erfassung des gesamten Bildes noch der Strahl durch die Ablenkeinheit 2 in eine Richtung abgetastet. Im letzteren Fall wird das Licht der Probe auf einen Arraydetektor geführt und es muss entweder das Prinzip der Time-Domain-OCT oder das
30 Prinzip der Swept-Source-OCT angewandt werden). Wesentlich hierbei ist, dass anstelle der Verwendung eines Ablenkspiegels 2 sämtliche dargestellten Teilbündel des Probenstrahls PB gleichzeitig auf die Probe P fokussiert werden, d. h. die gesamte Apertur
35 der Elemente 3a, 3b wird auf einmal ausgeleuchtet. Apparativ kann dies beispielsweise durch ein stark

fokussierendes optisches System 1 (z. B. ein Mikroskop-Objektiv) realisiert werden.

Wie dem Fachmann bekannt ist, wird bei parallelen
5 Zeilen-OCT-Systemen der gesamte auszubildende Bereich, hier die gesamte Apertur, in der dargestellten Ebene ausgeleuchtet, es wird dann auch die gesamte Apertur gleichzeitig beobachtet: Unterschiedliche Winkelbereiche im Probenstrahl PB schickt man dazu
10 auf unterschiedliche Elemente der Detektorzeile und benutzt ein Array-Spektrometer statt der Detektorzeile 17. Bei OCT-Systemen, welche (senkrecht zur dargestellten Ebene) das gesamte Bild parallel erfassen, wird anstelle des gezeigten Detektors 17 ein
15 zweidimensionaler Array-Detektor (Flächendetektor) eingesetzt. In diesem Fall kann entweder das Prinzip der Time-Domain-OCT angewendet werden, das heißt, es wird langsam die Länge des Referenzarms verändert und jedesmal der Detektor ausgelesen, oder es wird an-
20 stelle der Weißlichtquelle 11 eine Einzelfrequenz-Lichtquelle (Swept-Source) eingesetzt, mit welcher das gesamte zu verwendende Lichtspektrum (beispielsweise die Frequenzen von 600 - 800 nm oder 1100 bis 1300 nm) nacheinander durchfahren werden kann. Es
25 wird somit langsam die Wellenlänge des eingestrahlten Lichts verändert und das Probenlicht auf den Array-Detektor (CCD-Kamera) geschickt.

Fig. 2 zeigt ein Beispiel für eine verbesserte Optik,
30 welche als Teil des Fokussiersystems des in Fig. 1 gezeigten Ausführungsbeispiels eingesetzt werden kann. Das in Fig. 2 gezeigte optische System ersetzt dabei die in Fig. 1 gezeigten Elemente 3a, 3b und 5.

35 Bei dieser verbesserten Optik werden im einfallenden Strahlengang (also vom Quellpunkt Q hin zum Zielpunkt

Z gesehen) nacheinander die folgenden Elemente angeordnet: erster Achromat 3c, zweiter Achromat 3d, Meniskuslinse 4 und Teilkugellinse 5 mit aplanatischer Oberfläche 5a. Die Krümmungen der beiden

5 Achromaten sind hierbei wie im in Fig. 1 gezeigten Fall gegeneinander gerichtet. Die Krümmungen der Meniskuslinse 4 sind in Richtung der nachfolgenden Teilkugellinse 5 gerichtet. Mit der gezeigten Optik lassen sich größere Winkelbereiche bei guter Abbildungsqualität abbilden als mit der in Fig. 1

10 gezeigten Optik 3a, 3b und 5. Die Achromaten 3c, 3d werden anstatt der einfachen Plankonvexlinsen 3a und 3b verwendet, um die sphärische Aberration zu verkleinern. Neben der aplanatischen Fläche 5a in der

15 Linse 5, welche die numerische Apertur NA steigert, wird die Meniskuslinse 4 zu einer nochmaligen Steigerung der numerischen Apertur NA verwendet. Die Meniskuslinse 4 ist hierbei so ausgebildet, dass an

20 der der Linse 5 zugewandten Oberfläche der Meniskuslinse keine Brechung stattfindet (die Strahlen treten hier genau senkrecht durch die Oberfläche aus), wohingegen an der linken Fläche (der dem Achromaten 3d zugewandten Fläche) dieser Linse die Strahlen

25 aufgrund der Ausformung dieser Fläche ohne Abbildungsfehler gebrochen werden. Eine Berechnung der notwendigen Radien und Abstände kann vom Fachmann nach den in Haferkorn, „Optik“, 3. Auflage, S. 318 ff. und Kapitel 4.3.3 beschriebenen Formeln erfolgen. Die konkrete Realisierung hängt hierbei z. B. von

30 Brennweite und Durchmesser der Achromate ab.

Das vorbeschriebene in Fig. 2 gezeigte Prinzip kann auch wiederholt zur Steigerung der numerischen Apertur NA verwendet werden: Mit jeder weiteren

35 aplanatischen Linse, die zwischen Teilkugellinse und Achromate angeordnet wird, wird die NA um den Faktor

n vergrößert, wobei n der Brechungsindex einer solchen Linse ist, welcher üblicherweise um 1,5 liegen wird. Wie aus der vorstehenden Beschreibung hervorgeht, müssen sich die Radien der Kugelflächen so staffeln, dass jeweils auf der den Achromaten zugewandten Seite die Strahlen senkrecht durch die Oberfläch

5 e treten, wogegen auf der der Teilkugellinse zugewandten Seite die Strahlen so gebrochen werden, dass sich die numerische Apertur immer weiter erhöht

10 ohne dass es zu ungewünschter sphärischer Aberration kommt.

Es können somit mehrere Meniskuslinsen zum Einsatz kommen; es ist auch möglich mehrere Achromate, ggf. samt mehrerer Meniskuslinsen einzusetzen.

15

Durch weitere Linsen in dem gezeigten optischen Aufbau, bei welchen es sich insbesondere um Streulin-

20 sen aus einem Material mit hoher Dispersion handeln kann, kann der Farbfehler des Systems weiter reduziert werden.

FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT...e.V.

089PCT 0021

Patentansprüche

5

1. Optisches Kohärenztomographiesystem aufweisend ein Interferometer, insbesondere ein Michelson-Interferometer, mit einem Referenzarm (R) zum veränderlichen Einstellen einer optischen Referenzweglänge und mit einem Messarm (M), in welchem in einem Probenvolumen (PV) ein abzutastendes Objekt (Probe P) anordenbar und/oder angeordnet ist,

10

dadurch gekennzeichnet, dass

15

das optische Kohärenztomographiesystem ausgebildet ist zur Erzeugung von divergenten Lichtstrahlen und dass im Messarm zwischen dem Strahlteiler (12) des Interferometers und dem Probenvolumen ein zur Fokussierung der erzeugten divergenten Lichtstrahlen auf einen im Probenvolumen liegenden gemeinsamen Punkt (Zielpunkt Z) ausgebildetes Fokussiersystem (F) angeordnet ist.

20

2. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

25

dadurch gekennzeichnet, dass

das Fokussiersystem (F) zur Fokussierung von Lichtstrahlen auf den Zielpunkt (Z), die von einem im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler liegenden Punkt (Quellpunkt Q) divergent ausgehen, ausgebildet ist.

30

3. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

5 das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler zwei plankonvexe Linsen (3a, 3b), die mit ihrer Krümmung zueinander gerichtet sind, oder zwei Achromate (3c, 3d), die mit ihrer stärkeren Krümmung zueinander gerichtet sind, aufweist.

- 10 4. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

15 das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler und nach den beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) eine Meniskuslinse (4), deren Krümmungen im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen zur Strahlaustrittsseite weisen, aufweist.

- 20 5. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

25 die Meniskuslinse so ausgebildet und/oder angeordnet ist, dass im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen auf ihrer Strahlaustrittsseite keine Lichtbrechung stattfindet.

6. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der drei vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms und bevorzugt gesehen nach dem Strahlteiler und nach den beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) sowie gegebenenfalls auch nach der Meniskuslinse (4) eine im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen auf der Strahleintrittsseite im Wesentlichen halbkugelförmig ausgebildete Teilkugellinse (5), insbesondere eine Halbkugellinse (5) aufweist.

7. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

die teilkugelförmig ausgebildete Oberfläche der Teilkugellinse (5) als aplanatische Fläche ausgebildet ist

und/oder

dass die dieser Oberfläche gegenüberliegende Oberfläche der Teilkugellinse (5) als ebene Fläche ausgebildet ist

und/oder

dass die Teilkugellinse (5) in Form eines Immersionsobjektivs ausgebildet ist oder dass zwischen der Teilkugellinse und dem Probenvolumen eine Immersionsflüssigkeit angeordnet ist.

8. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der fünf vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler mindestens eines der vorgenannten Elemente (3, 4, 5) mehrfach aufweist und dass dort mehrere Meniskusslinsen mit unterschiedlichen Radien so angeordnet sind, dass auf deren Strahlaustrittsseite keine Lichtbrechung stattfindet.

5

9. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der sechs vorhergehenden Ansprüche,

10

dadurch gekennzeichnet, dass

der Brechungsindex für mindestens eines der vorgenannten Elemente (3, 4, 5) im Bereich zwischen 1.4 und 1.8, bevorzugt zwischen 1.5 und 1.6 liegt.

15

10. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der sieben vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler und vor den beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) eine dreh- und/oder schwenkbare Ablenkeinheit (2), insbesondere einen Ablenkspiegel, mit der die einfallenden Strahlen auf unterschiedliche Teilbereiche der Apertur der beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) lenkbar sind, aufweist.

20

25

11. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

das Fokussiersystem (F) im einfallenden Strahlengang des Messarms gesehen nach dem Strahlteiler und vor der Ablenkeinheit (2) ein zur Fokussierung der einfallenden Lichtstrahlen auf die Ablenkeinheit angeordnetes und ausgebildetes Fokussierelement (1) aufweist.

5

12. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch und nach Anspruch 2, *dadurch gekennzeichnet, dass*

10

der Fokuspunkt des Fokussierelements (1) auf der Ablenkeinheit dem Quellpunkt (Q) entspricht.

13. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der drei vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch

15

ein Fokussiersystem (F), das so ausgebildet ist, dass beim Ablenken der einfallenden Strahlen mittels der Ablenkeinheit (2) über die Apertur der beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) die unter unterschiedlichen Einfallswinkeln auf die beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) einfallenden Strahlenbündel alle auf den Zielpunkt (Z) fokussierbar sind und/oder fokussiert werden.

20

14. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der elf vorhergehenden Ansprüche,

25

gekennzeichnet durch

ein Fokussiersystem (F), das so ausgebildet ist, dass im Wesentlichen die gesamte Apertur der beiden plankonvexen Linsen (3a, 3b) oder Achromaten (3c, 3d) in zumindest einer Richtung

30

gleichzeitig ausleuchtbar ist und/oder ausgeleuchtet wird und/oder das Probenlicht von unterschiedlichen Winkelsegmenten auf unterschiedliche Detektorelemente eines Detektors führbar ist und/oder geführt wird.

5

15. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

mindestens eines der vorgenannten Elemente (1, 2, 3, 4, 5) relativ zum ortsfest im Raum angeordneten Interferometer oder Bestandteilen desselben und zum ortsfest im Raum angeordneten Probenvolumen um einen ortsfesten Raumpunkt, bevorzugt um den Zielpunkt, drehbar und/oder schwenkbar ist,

10

15

dass das Interferometer samt Fokussiersystem (F) oder samt eines Teils des letzteren relativ zum ortsfest im Raum angeordneten Probenvolumen um einen ortsfesten Raumpunkt, bevorzugt um den Zielpunkt, drehbar und/oder schwenkbar ist, oder

20

dass das Probenvolumen gegebenenfalls samt eines darin angeordneten Objekts und/oder samt mindestens eines Elementes des Fokussiersystems relativ zum ortsfest im Raum angeordneten Interferometer oder Bestandteilen desselben um einen ortsfesten Raumpunkt, bevorzugt um den Zielpunkt, drehbar und/oder schwenkbar ist.

25

16. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch

30

eine Ausbildung als optisches Zeitbereich-Kohärenztomographiesystem oder als optisches Frequenzbereich-Kohärenztomographiesystem.

- 5 17. Optisches Kohärenztomographiesystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche,

gekennzeichnet durch

10 eine Ausbildung als paralleles, einen einzeiligen, mehrzeiligen oder einen Array-Detektor, insbesondere eine CCD-Kamera, verwendendes optisches Kohärenztomographiesystem, als polarisationssensitives optisches Kohärenztomographiesystem, als optisches Doppler-Kohärenztomographiesystem und/oder als endoskopisches optisches Kohärenztomographiesystem.

- 15 18. Optisches Kohärenztomographiesystem nach dem vorhergehenden Anspruch,

dadurch gekennzeichnet, dass

20 das einen Array-Detektor verwendende optische Kohärenztomographiesystem eine durchstimmbare Einzelfrequenz-Lichtquelle mit veränderbarer Frequenz für das abstrahlbare Licht aufweist.

- 25 19. Optisches Kohärenztomographieverfahren wobei bei einem Interferometer, insbesondere einem Michelson-Interferometer, mit einem Referenzarm (R) zum veränderlichen Einstellen einer optischen Referenzweglänge und mit einem Messarm (M) in dem Messarm in einem Probenvolumen (PV) ein abzutastendes Objekt (Probe P) angeordnet wird,

dadurch gekennzeichnet, dass

30 divergente Lichtstrahlen erzeugt werden und

dass vor dem Abtasten des Objekts im Messarm zwischen dem Strahlteiler des Interferometers und dem Probenvolumen ein zur Fokussierung der erzeugten divergenten Lichtstrahlen auf einen im Probenvolumen liegenden gemeinsamen Punkt (Zielpunkt Z) ausgebildetes Fokussiersystem (F) angeordnet wird.

5

20. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach dem vorhergehenden Verfahrensanspruch,

10

dadurch gekennzeichnet, dass

ein nach einem der Ansprüche 2 bis 18 ausgebildetes optisches Kohärenztomographiesystem zum Abtasten des Objekts verwendet wird.

21. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche,

15

dadurch gekennzeichnet, dass

vor dem Abtasten des Objekts in eine äußere Grenzschicht des Objekts eine Perforation, insbesondere ein Loch, eingebracht wird und das Objekt im Probenvolumen so angeordnet wird, dass der Zielpunkt in dieser Perforation oder, vom Fokussiersystem aus gesehen, unmittelbar dahinter innerhalb des Objekts liegt.

20

22. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach dem vorhergehenden Verfahrensanspruch,

25

dadurch gekennzeichnet, dass

die Perforation einen mittleren Durchmesser von 10 μm bis 1 mm aufweist.

23. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach einem der beiden vorhergehenden Verfahrensansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

5 der Abstand von der Perforation zum Zielpunkt im Mittel weniger als 10 mm beträgt.

24. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche,

dadurch gekennzeichnet, dass

10 als Objekt eine biologische Probe abgetastet wird, insbesondere eine biologische Probe, die eine lichtreflektierende äußere Grenzschicht, in die vor der Abtastung eine Perforation eingebracht wird, abgetastet wird.

15 25. Optisches Kohärenztomographieverfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche und nach Verfahrensanspruch 21,

dadurch gekennzeichnet, dass

20 ein nach dem Anspruch 6 ausgebildetes optisches Kohärenztomographiesystem zum Abtasten des Objekts verwendet wird, wobei die Perforation in der Grenzschicht in einen aplanatischen Punkt der Halbkugellinse gelegt wird.

25 26. Verwendung eines optischen Kohärenztomographiesystems oder eines optischen Kohärenztomographieverfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche zum Abtasten einer biologischen Probe, insbesondere einer biologischen Probe, die eine lichtreflektierende oder lichtstreuende äußere Grenzschicht aufweist.

30

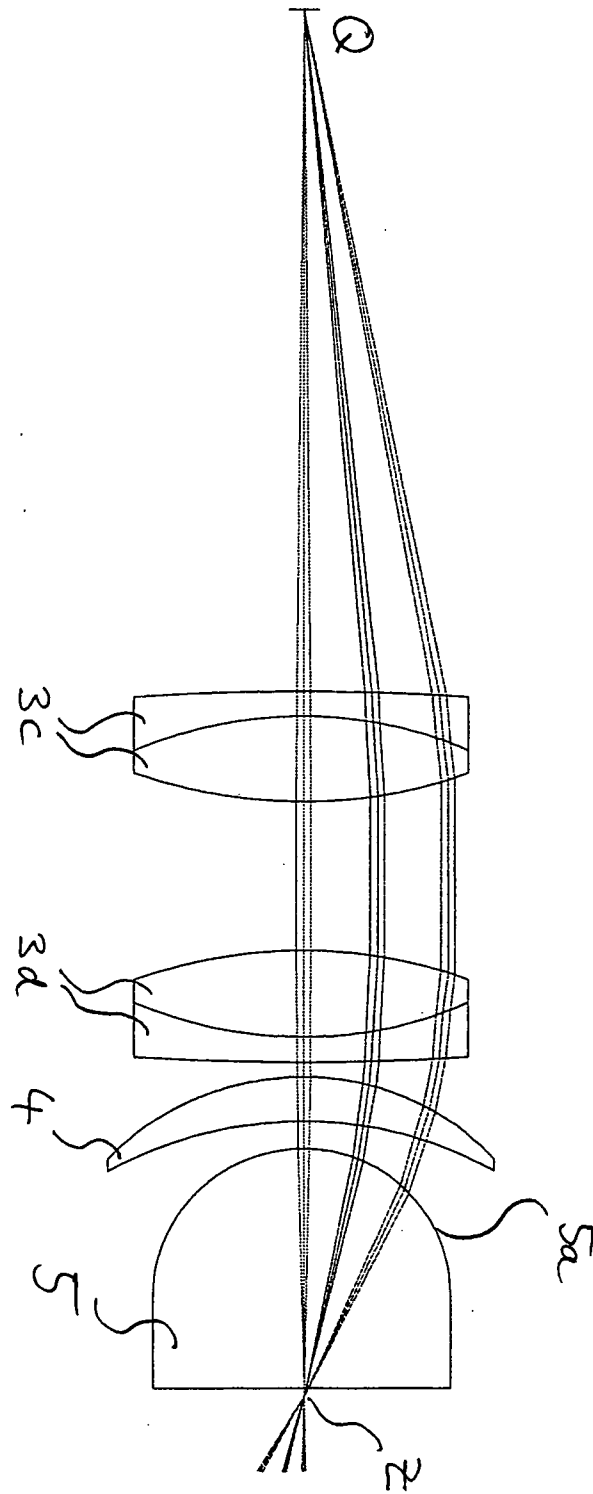


Fig. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2008/002898

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. G01N21/47 A61B5/00 G01B9/02

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)
 A61B G01N G01B

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 practical, search terms used)
 EPO-Internal, INSPEC, 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 6 608 717 B1 (MEDFORD JUNE I [US] ET AL) 19 August 2003 (2003-08-19) column 3, line 46 - column 4, line 48 column 6, line 58 - column 8, line 53 column 16, line 56 - column 17, line 3 figures 1,10 <div style="text-align: center; margin-top: 10px;"> ----- -/-- </div>	1-26

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

- * Special categories of cited documents :
- | | |
|--|--|
| <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> | <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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.</p> <p>"&" document member of the same patent family</p> |
|--|--|

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
15 Januar 2009	27/01/2009

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 <p style="text-align: center;">Consalvo, Daniela</p>
--	--

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2008/002898

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>GRIEVE K ET AL: "In vivo anterior segment imaging in the rat eye with high speed white light full-field optical coherence tomography"</p> <p>OPTICS EXPRESS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, vol. 13, no. 16, 8 August 2005 (2005-08-08), pages 6286-6295, XP002444205 ISSN: 1094-4087 page 6289, line 1 - page 6290, line 35 figures 1,2 page 6294, line 10 - line 13</p>	1-26
X	<p>S. MEISSNER ET AL.: "Investigation of murine vasodynamics by Fourier domain optical coherence tomography"</p> <p>PROC. SPIE CLINICAL AND PRE-CLINICAL APPLICATIONS OF OCT II, [Online] vol. 6627, 26 June 2007 (2007-06-26), pages 66270D-1-66270-10, XP002510574 online Retrieved from the Internet: URL: http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=ECBO-2007-6627_12 [retrieved on 2009-01-14] paragraph [02.1] - paragraph [02.2]; figures 1-3</p>	1-26
X	<p>WOJTKOWSKI ET AL: "Three-dimensional Retinal Imaging with High-Speed Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography"</p> <p>OPHTHALMOLOGY, J. B. LIPPINCOTT CO., PHILADELPHIA, PA, US, vol. 112, no. 10, 1 October 2005 (2005-10-01), pages 1734-1746, XP005104095 ISSN: 0161-6420 page 1736, column 1, line 6 - column 2, line 18; figure 1</p>	1-26
X	<p>DUBOIS A ET AL: "Ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography"</p> <p>APPLIED OPTICS, OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, vol. 43, no. 14, 10 May 2004 (2004-05-10), pages 2874-2883, XP002443955 ISSN: 0003-6935 figure 1</p>	1-26
A	<p>US 2006/164653 A1 (EVERETT MATTHEW J [US] ET AL) 27 July 2006 (2006-07-27) paragraphs [0016] - [0018]; figure 1</p>	1-26
	-/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2008/002898

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10 288751 A (NIPPON ELECTRIC CO) 27 October 1998 (1998-10-27) abstract -----	2-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2008/002898

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6608717	B1	19-08-2003	NONE
US 2006164653	A1	27-07-2006	EP 1838213 A1 03-10-2007
			WO 2006077107 A1 27-07-2006
			JP 2008528954 T 31-07-2008
			US 2008221819 A1 11-09-2008
JP 10288751	A	27-10-1998	NONE

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/002898

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. G01N21/47 A61B5/00 G01B9/02

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B G01N G01B

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, INSPEC, 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 6 608 717 B1 (MEDFORD JUNE I [US] ET AL) 19. August 2003 (2003-08-19) Spalte 3, Zeile 46 - Spalte 4, Zeile 48 Spalte 6, Zeile 58 - Spalte 8, Zeile 53 Spalte 16, Zeile 56 - Spalte 17, Zeile 3 Abbildungen 1,10 ----- -/--	1-26

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* älteres Dokument, 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 anderen 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	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
15. Januar 2009	27/01/2009

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 Consalvo, Daniela
--	--

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	<p>GRIEVE K ET AL: "In vivo anterior segment imaging in the rat eye with high speed white light full-field optical coherence tomography" OPTICS EXPRESS, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, Bd. 13, Nr. 16, 8. August 2005 (2005-08-08), Seiten 6286-6295, XP002444205 ISSN: 1094-4087 Seite 6289, Zeile 1 - Seite 6290, Zeile 35 Abbildungen 1,2 Seite 6294, Zeile 10 - Zeile 13</p>	1-26
X	<p>S. MEISSNER ET AL.: "Investigation of murine vasodynamics by Fourier domain optical coherence tomography" PROC. SPIE CLINICAL AND PRE-CLINICAL APPLICATIONS OF OCT II, [Online] Bd. 6627, 26. Juni 2007 (2007-06-26), Seiten 66270D-1-66270-10, XP002510574 online Gefunden im Internet: URL: http://www.opticsinfobase.org/abstract.cfm?URI=ECBO-2007-6627_12 [gefunden am 2009-01-14] Absatz [02.1] - Absatz [02.2]; Abbildungen 1-3</p>	1-26
X	<p>WOJTKOWSKI ET AL: "Three-dimensional Retinal Imaging with High-Speed Ultrahigh-Resolution Optical Coherence Tomography" OPHTHALMOLOGY, J. B. LIPPINCOTT CO., PHILADELPHIA, PA, US, Bd. 112, Nr. 10, 1. Oktober 2005 (2005-10-01), Seiten 1734-1746, XP005104095 ISSN: 0161-6420 Seite 1736, Spalte 1, Zeile 6 - Spalte 2, Zeile 18; Abbildung 1</p>	1-26
X	<p>DUBOIS A ET AL: "Ultrahigh-resolution full-field optical coherence tomography" APPLIED OPTICS, OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, Bd. 43, Nr. 14, 10. Mai 2004 (2004-05-10), Seiten 2874-2883, XP002443955 ISSN: 0003-6935 Abbildung 1</p>	1-26
A	<p>US 2006/164653 A1 (EVERETT MATTHEW J [US] ET AL) 27. Juli 2006 (2006-07-27) Absätze [0016] - [0018]; Abbildung 1</p>	1-26
	-/--	

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	JP 10 288751 A (NIPPON ELECTRIC CO) 27. Oktober 1998 (1998-10-27) Zusammenfassung -----	2-13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/002898

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6608717	B1	19-08-2003	KEINE
US 2006164653	A1	27-07-2006	EP 1838213 A1 03-10-2007 WO 2006077107 A1 27-07-2006 JP 2008528954 T 31-07-2008 US 2008221819 A1 11-09-2008
JP 10288751	A	27-10-1998	KEINE

专利名称(译)	光学相干断层扫描系统和光学相干断层扫描方法		
公开(公告)号	EP2271913A1	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	EP2008735188	申请日	2008-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫应用研究促进协会 德累斯顿工业大学		
申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫协会ZURFÖRDERUNGDER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V. 德累斯顿工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫协会ZURFÖRDERUNGDER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V. 德累斯顿工业大学		
[标]发明人	FISCHER BJORN KOCH EDMUND		
发明人	FISCHER, BJÖRN KOCH, EDMUND		
IPC分类号	G01N21/47 A61B5/00 G01B9/02		
CPC分类号	G01B9/02091 G01B9/02044 G01B9/02063		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种光学相干断层扫描系统，包括干涉仪，特别是迈克尔逊干涉仪，设有用于修改光学参考波长的参考臂（R）和测量臂（M），其中物体（样品P）待扫描的可以被布置和/或布置在样本体积（PV）中。所述光学相干断层摄影装置的特征在于，设计用于将发散入射光束聚焦在样本体积中的公共点（目标点Z）上的聚焦系统（F）布置在干涉仪的分束器和测量臂之间的测量臂中。样本量。