

(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
4. August 2016 (04.08.2016)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2016/120401 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
G01B 9/02 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/051834

(22) Internationales Anmeldedatum:
28. Januar 2016 (28.01.2016)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2015 101 251.0
28. Januar 2015 (28.01.2015) DE

(71) Anmelder: **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];
Göschwitzer Straße 51-52, 07745 Jena (DE).

(72) Erfinder: **BUBLITZ, Daniel**; Am Lindenberg 5, 07646
Rausdorf (DE). **NIETEN, Christoph**; Obmaritzer Straße
5a, 07745 Jena (DE).

(74) Anwalt: **PATENTANWÄLTE GEYER, FEHNERS &
PARTNER MBB**; Perhamerstraße 31, 80687 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, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, 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,
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).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY FOR PERFORMING MEASUREMENTS ON THE RETINA

(54) Bezeichnung : OPTISCHE KOHÄRENZTOMOGRAPHIE ZUR MESSUNG AN DER RETINA

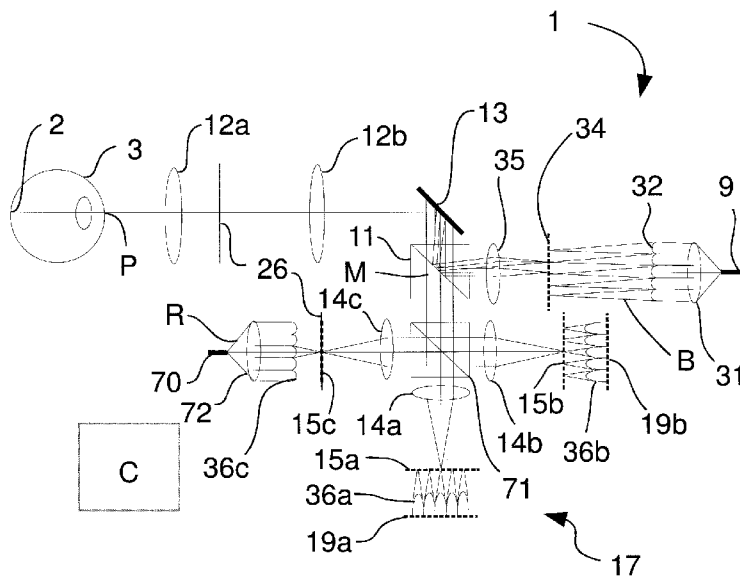


FIG. 3b

(57) Abstract: The invention relates to an optical
coherence tomograph for examining an eye (3)
comprising: an illuminating device (4, 5) for
providing source radiation, the wavelength of which
can be tuned; an illumination and measurement beam
path (7), which has a dividing element (6) for
dividing the source radiation into illumination
radiation (B) and reference radiation (R), and which
illuminates an illumination field in the eye (3) with
the illumination radiation (B), and collects
illumination radiation scattered back in the eye (3)
as measurement radiation (M), wherein the illumination
and measurement beam path (7) has scanner (13) for
adjusting the lateral position of the illumination field
in the eye (3) and front optical unit (12) for adjusting
the axial position of the illumination field in the eye
(3); a reference beam path (8), which conducts the
reference radiation (R) through a delay distance (21);
a detection beam path (14, 15, 17), which receives
the measurement radiation (M) from the illumination
and measurement beam path (7) and the reference
radiation (R) from the reference beam path (8) and
conducts said measurement radiation and said
reference radiation onto at least one flat panel
detector (19) in a superposed manner; a beam splitter
(11) for separating the measurement radiation (M)

collected from the eye (3) from the illumination radiation (B) guided to the eye (3), wherein the beam splitter (11) conducts the separated measurement radiation (M) to the detection beam path (14, 15, 17); and an optical element (10) that acts only on the illumination radiation (B), which optical element interacts with the front optical unit (12) and sets the numerical aperture of the illumination of the illumination field in the eye (3); an optical element (14) that acts only on the measurement radiation (M), which optical element interacts with the front optical unit (12) and sets the numerical aperture with which the measurement radiation (M) is collected in the

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

— hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, die Priorität einer früheren Anmeldung zu beanspruchen (Regel 4.17 Ziffer iii)

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

eye (3); and a multi-perforated aperture (15), which is arranged in front of the flat panel detector (19), is arranged in an intermediate image plane and defines the size of an object field and a number of object spots, from which the measurement radiation (M) reaches the flat panel detector (19).

(57) Zusammenfassung: Ein optischer Kohärenztomograph zur Untersuchung eines Auges (3) weist auf eine Beleuchtungseinrichtung (4, 5) zur Bereitstellung von Quellstrahlung, deren Wellenlänge durchstimmbar ist, einen Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7), der ein Aufteilungselement (6) zur Aufteilung der Quellstrahlung in Beleuchtungsstrahlung (B) und Referenzstrahlung (R) aufweist, mit der Beleuchtungsstrahlung (B) ein Beleuchtungsfeld im Auge (3) beleuchtet und im Auge (3) rückgestreute Beleuchtungsstrahlung als Messstrahlung (M) aufammelt, wobei der Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) einen Scanner (13) zur Verstellung der lateralen Lage des Beleuchtungsfelds im Auge (3) und eine Frontoptik (12) zur Verstellung der axialen Lage des Beleuchtungsfelds im Auge (3) aufweist, einen Referenzstrahlengang (8), der die Referenzstrahlung (R) durch eine Verzögerungsstrecke (21) leitet, einen Detektionsstrahlengang (14, 15, 17), der die Messstrahlung (M) vom Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) und die Referenzstrahlung (R) vom Referenzstrahlengang (8) empfängt und überlagert auf einen Flächendetektor (19) leitet, einen Strahlteiler (11) zur Abtrennung der vom Auge (3) aufgesammelten Messstrahlung (M) von der zum Auge (3) geführten Beleuchtungsstrahlung (B), wobei der Strahlteiler (11) die abgeteilte Messstrahlung (M) zum Detektionsstrahlengang (14, 15, 17) leitet, und ein nur auf die Beleuchtungsstrahlung (B) wirkendes optisches Element (10), das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt und die Numerische Apertur der Beleuchtung des Beleuchtungsfeldes im Auge (3) einstellt, ein nur auf die Messstrahlung (M) wirkendes optisches Element (14), das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt und die Numerische Apertur, mit der im Auge (3) Messstrahlung (M) aufgesammelt ist, einstellt, und eine Multilochblende (15), die dem Flächendetektor (19) vorgeordnet ist, in einer Zwischenbildebene angeordnet ist und die Größe eines Objektfeldes und eine Zahl von Objektpots festlegt, aus denen die Messstrahlung (M) zum Flächendetektor (19) gelangt.

Optische Kohärenztomographie zur Messung an der Retina

Die Erfindung bezieht sich auf einen optischen Kohärenztomograph zur Untersuchung eines Objektes, insbesondere eines Auges.

5

Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur optischen Kohärenztomographie zur Untersuchung eines Objektes, insbesondere eines Auges.

Bei optischen Kohärenztomographie-(OCT)-Systemen ist die laterale Auflösung (x und y) durch
10 die numerische Apertur (NA) der verwendeten Optik festgelegt. Die axiale Auflösung (z) wird
hingegen aus einem Interferenzmuster berechnet und ist in der Regel sehr viel größer als die
Tiefenschärfe der Abbildung, welche wiederum von der numerischen Apertur abhängt, genauer
proportional zu $1/NA^2$ ist. Beim üblicherweise verwendeten Fourier-Domain-OCT, das eine
breitbandige oder in der Wellenlänge verstellbare Strahlungsquelle einsetzt, ist die
15 Tiefenauflösung invers proportional zur spektralen Bandbreite, genauer proportional zu $\lambda^2/\Delta\lambda$,
wobei λ die mittlere Wellenlänge und $\Delta\lambda$ die Bandbreite ist. Die optische Kohärenztomographie
(OCT) ist in der Augenheilkunde ein etabliertes Verfahren zur Abbildung des Auges. Sie erlaubt
eine dreidimensionale Abbildung, die in der Diagnose von Augenerkrankungen und deren
Verlauf sehr hilfreich ist. Hier sind insbesondere Erkrankungen der Retina zu nennen, wie das
20 Glaukom oder die altersbedingte Makuladegeneration.

Zur Messung der Retina des menschlichen Auges benötigt man sowohl eine hohe laterale als
auch eine hohe axiale Auflösung. Zugleich soll das erfassbare und damit beleuchtete Volumen
in der Tiefe (längs der optischen Achse) möglichst groß sein; dies bedingt eine kleine
25 numerische Apertur (NA) des optischen Systems. Die laterale Auflösung fordert eine große
numerische Apertur. Somit sind im Stand der Technik letztlich die Ausdehnung des in der Tiefe
zugänglichen Bereichs und die laterale Auflösung über die numerische Apertur des optischen
Systems miteinander verknüpft und können nicht unabhängig voneinander eingestellt werden.

30 Aus der US 2014/0028974 A1 ist ein Abbildungsverfahren bekannt, das auf der OCT aufbaut.
Dabei wird eine Linie durch ein Abbildungssystem auf ein Objekt projiziert. Die rückgestreute
Strahlung wird mit Referenzstrahlung interferierend kombiniert und zu einem Detektor geleitet,
wobei eine konfokale Filterung in einer Richtung vorgenommen wird. Hierzu wird eine
astigmatische Optik eingesetzt. Die Tiefenauflösung erfolgt mittels optischer
35 Kohärenztomographie. Im Falle einer spektroskopischen Analyse der Strahlung wird ein

zweidimensionaler Detektor verwendet, dessen eine Ausdehnung der konfokalen Filterung hinsichtlich des zeilenförmigen beleuchteten Bereichs dient und dessen andere Ausdehnung die Spektralinformation auflöst. Die Verknüpfung von lateraler Auflösung und zugänglichem Tiefenbereich ist auch beim Ansatz gemäß US 2014/0028974 A1 gegeben.

5

Die WO 2014/179465 A1 beschreibt ein OCT, das in der spectral domain arbeitet, also die Interferenz der Strahlung mit einem Spektrometer im spektralen Frequenzraum kz analysiert. Die Lichtquelle gibt ein Lichtbündel ab, das aus einer Vielzahl von parallelen Einzelbündeln besteht, die durch das Objektiv auf die Probe abgebildet werden. Auch der Referenzarm führt
10 mehrere parallele Einzelbündel, so dass im Endeffekt jedes Einzelbündel nach dem OCT-Messprinzip durch die Vorrichtung geführt und auch am Spektrometer analysiert wird. Diese Vorrichtung ist sehr aufwändig zu justieren.

Bei einem scannenden OCT-System beträgt der zugängliche Durchmesser der Pupille des
15 Auges üblicherweise zwischen 1 mm und 1,5 mm. Daraus ergibt sich eine laterale Auflösung von etwa 15 μm und ein in der Tiefe erfassbarer Bereich von 3 mm Ausdehnung. Eine bessere laterale Auflösung würde man mit einer höheren numerischen Apertur des optischen Systems erreichen. Damit würde aber gleichzeitig der in der Tiefe erfassbare Bereich schrumpfen. Darüber hinaus nehmen Aberrationen mit der numerischen Apertur zu. Bei bekannten OCT-
20 Systemen, die bis zu 1,5 mm Durchmesser in der Pupille des Auges verwenden, kann zwar die Defokussierung als höhere Aberration üblicherweise vernachlässigt werden, jedoch nehmen für größere Pupillen Astigmatismus und Coma zu. Man kann daher keine beugungsbegrenzte Auflösung erreichen.

25 Für bestimmte Anwendungen, insbesondere zur Diagnose der altersbedingten Makuladegeneration, wünscht man eine hohe laterale Auflösung. Um das Frühstadium dieser Erkrankung zu erkennen, wird eine laterale Auflösung von etwa 5 μm benötigt. Zugleich wird ein abtastbarer Tiefenmessbereich von etwa 3 mm gefordert, da man davon ausgeht, dass die altersbedingte Makuladegeneration mit einer Blutgefäßbildung in tieferen Gewebeschichten
30 einhergeht. Um solche Gefäße zu detektieren, benötigt man darüber hinaus ein gutes Signal/Rausch-Verhältnis.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen optischen Kohärenztomographen zur Messung an Objekten, insbesondere der Retina des menschlichen Auges, anzugeben, bei dem die
35 laterale Auflösung verbessert ist, ohne zugleich den zugänglichen Tiefenbereich einzuschränken.

Die Erfindung ist in den unabhängigen Ansprüchen definiert. Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

- Die Erfindung kombiniert mehrere Merkmale, um mittels optischer Kohärenztomographie ein dreidimensionales Bild zu erhalten, das lateral, d. h. quer zur optischen Achse, eine besonders gute Auflösung hat und zugleich axial, d. h. längs der optischen Achse, einen sehr großen Tiefenbereich abdecken kann, ohne dass eine Verstellung von fokussierenden Elementen oder Linsen während des Messvorgangs erfolgen müsste.
- Die Erfindung realisiert eine Multispot-Holoskopie. Ein Aspekt der Erfindung liegt somit darin, dass das im Objektraum befindliche Objekt an einer Vielzahl von Objektpots gleichzeitig beleuchtet und abgebildet wird, wobei die Abbildung parallel erfolgt, z. B. indem mittels einer Multilochblende die Strahlung bei der Detektion gefiltert wird. Jeder Objektpot wird auf einen Detektorspot abgebildet, dessen Intensitätsverteilung erfasst wird. Optional erfolgt eine Überabtastung, d. h. die Auflösung der Intensitätsverteilung jedes Detektorspots entsprechend jedem Objektpot ist größer, als es die Auflösung der optischen Abbildung der Beleuchtung eigentlich erlaubt. Aus der Intensitätsverteilung wird dann in bevorzugten Ausführungsformen eine Bildkorrektur gewonnen.
- Der Kohärenztomograph weist in einer Ausführungsform auf: eine Beleuchtungseinrichtung zur Bereitstellung von Quellstrahlung, deren Wellenlänge durchstimmbar ist, einen Beleuchtungs- und Messstrahlengang, der ein Aufteilungselement zur Aufteilung der Quellstrahlung in Beleuchtungsstrahlung und Referenzstrahlung aufweist, mit der Beleuchtungsstrahlung ein Beleuchtungsfeld im Auge beleuchtet und im Auge rückgestreute Beleuchtungsstrahlung als Messstrahlung aufammelt, wobei der Beleuchtungs- und Messstrahlengang einen Scanner zur Verstellung der lateralen Lage des Beleuchtungsfeldes im Auge und eine Frontoptik aufweist, einen Referenzstrahlengang, der für die Referenzstrahlung eine optische Weglänge bereitstellt, die einer optischen Weglänge vom Aufteilungselement bis zum Beleuchtungsfeld und zurück entspricht, einen Detektionsstrahlengang, der die Messstrahlung vom Beleuchtungs- und Messstrahlengang und die Referenzstrahlung vom Referenzstrahlengang empfängt und überlagert auf einen Flächendetektor leitet.
- Im Verfahren wird in einer Ausführungsform Quellstrahlung bereitgestellt und hinsichtlich ihrer Wellenlänge durchgestimmt und in Beleuchtungsstrahlung und Referenzstrahlung aufgeteilt, ein Beleuchtungsfeld im Auge mit der Beleuchtungsstrahlung beleuchtet, im Auge rückgestreute Beleuchtungsstrahlung als Messstrahlung aufgesammelt, wobei mit einem Scanner die laterale Lage des Beleuchtungsfeldes im Auge verstellt wird, und die Referenzstrahlung in einem

Referenzstrahlengang verzögert und mit der Messstrahlung überlagert, um ein Interferenzsignal zu erzeugen, das mit einem Flächendetektor erfasst wird.

Die Strahlung der abgebildeten Objektpots wird mit Referenzstrahlung gemäß dem OCT-
5 Prinzip überlagert, so dass die Detektorspots letztendlich ein Interferenzsignal zwischen Messstrahlung und Referenzstrahlung aufnehmen.

Dazu wird ein Flächendetektor verwendet, der Objektpots auf der Retina abtastet. Die
Multilochblende der optischen Abbildung legt diese Objektpots fest, und der Flächendetektor
10 ist auf die Größe des von der Blende mit Löchern überdeckten Bereichs insgesamt und hinsichtlich seiner Ortsauflösung auf die Größe der Löcher abgestimmt.

Es wird eine durchstimbare Lichtquelle verwendet und anstelle eines Spektrometers ein
Detektor ohne ein dispersives Element, der somit jeden einzelnen Spot mit mehreren Pixeln im
15 Ortsraum x, y oder im Frequenzraum k_x, k_y auflöst. Der Frequenzraum wird, anders als bei der WO 2014/149465 A1 in k_z dadurch gefüllt, dass mehrere Aufnahmen während einer Durchstimmungsperiode der Lichtquelle erfasst werden. Dieses Abtasten jedes Spots in x, y oder k_x, k_y , erlaubt nun die Verwendung einer höheren numerischen Apertur (NA), da nun Wellenfrontkorrekturen, auch noch nach der Aufnahme, rechnerisch durchgeführt werden
20 können und somit eine bessere Auflösung und Tiefenschärfe erzielt werden können.

Der Beleuchtungsstrahlengang und der Detektionsstrahlengang sind in Ausführungsformen identisch, teilen sich insbesondere eine Frontoptik. Der Strahlengang ist aber auch dann optional so gestaltet, dass die Beleuchtung mit Beleuchtungsstrahlung und das Aufsammeln der
25 rückgestreuten Messstrahlung mit unterschiedlichen numerischen Aperturen erfolgen kann. Damit kann für die Beleuchtung eine numerische Apertur eingestellt werden, die einen axial großen Bereich ausleuchtet, so dass die aufgesammelte Messstrahlung aus einem vergleichsweise großen Tiefenbereich stammt und folglich mittels des OCT-Prinzips ein Bild über einen großen Tiefenbereich erhalten wird. Die numerische Apertur des Aufsammelns der
30 Messstrahlung, also der Abbildung eines Objektbereiches, ist dann unabhängig von der numerischen Apertur der Beleuchtung und damit beispielsweise größer einstellbar. Dadurch wird eine hohe laterale Auflösung mit einem großen ausgeleuchteten Tiefenbereich kombiniert.

Der Flächendetektor ist ein zweidimensionaler Detektor. Die Pixelanzahl liegt bevorzugt
35 zwischen 4 und 100 Pixel pro Richtung und pro Loch der Multilochblende, besonders bevorzugt zwischen 5 Pixel und 40 Pixel. Diese Pixelanzahl erweist sich als vorteilhaft zur Abtastung jedes Objektpots sowohl hinsichtlich Auflösung als auch hinsichtlich Signal/Rausch-Verhältnis und möglichen Bildfehlerkorrekturen.

Für eine Bildfehlerkorrektur von besonderer Bedeutung sind die Aberrationen, die das Auge erzeugt. Da die numerische Apertur von Beleuchtung und Detektion entkoppelt sind, ist es möglich, die Detektion, d. h. die Abbildung des Objektbereiches an der Retina mit einer sehr hohen numerischen Apertur auszuführen, die so groß ist, dass Aberrationen des Auges eine merkliche Rolle spielen. Die Ortsauflösung, die der Flächendetektor für jeden Objektpot liefert, erlaubt, wie nachfolgend erläutert wird, eine Korrektur der Aberrationen, wenn der Flächendetektor in einer konjugierten Pupillenebene der Abbildung angeordnet ist. Liegt der Flächendetektor nicht in einer Pupillenebene, ist eine Aberrationskorrektur gleichermaßen möglich, wenn das detektierte Signal auf eine Pupillenebene umgerechnet wird, wie das für Hologramme im Stand der Technik bekannt ist.

In der Objektebene und den Bildebenen eines Strahlengangs ist die Bildinformation reine Ortsinformation. Abgebildete Strukturen finden sich als Intensitätsunterschiede auch in Zwischenbildebene wieder. In Pupillenebenen ist die Bildinformation reine Winkelinformation. Die Winkel der einfallenden Strahlen kodieren die Bildinformation. Dies ist die bekannte Auswirkung, dass eine Querschnittsveränderung in einer Pupille ausschließlich die Bildhelligkeit, nicht aber die Bildgröße beeinflusst. Aus diesem Grunde liegt beim menschlichen Auge die Iris in der Pupillenebene, so dass durch Einengung oder Aufweitung der Iris das menschliche Auge sich hinsichtlich der Helligkeit anpasst. Soweit in dieser Beschreibung von der Ebene der Pupille des Auges die Rede ist, ist die Irisebene gemeint. Ein Abbildungsstrahlengang bildet ein Objekt aus der Objektebene auf ein Bild in der Bildebene (z.B. den Ort eines Detektors) ab. Zwischen beispielsweise der Objektebene und einer Zwischenbildebene, findet sich aufgrund der Abbildungsgesetze immer eine Pupille. Genauso liegt zwischen zwei Pupillenebenen immer eine Zwischenbildebene. Gleichermaßen werden in dieser Beschreibung Ebenen, die sich zwischen der Ebene der Pupille des Auges und dem Detektor befinden, als konjugierte Pupillenebenen bezeichnet, da sie vorgegeben durch die optisch abbildenden Elemente zur Ebene der Pupille des Auges konjugiert sind. Soweit hier als Objekt die Retina genannt ist, soll das die Erfindung nicht einschränken. Auch andere Strukturen des Auges können als Objekt abgebildet werden.

Die nachfolgend beschriebenen Merkmale der optischen Kohärenztomographie können für verschiedene Ausführungsformen in Alleinstellung oder in unterschiedlichen Kombinationen herangezogen werden. Soweit die nachfolgenden Ausführungsbeispiele bestimmte Kombinationen von Merkmalen schildern, ist die Erfindung nicht auf solche Kombinationen eingeschränkt.

Die Erfindung erreicht eine Kombination der Vorteile eines konfokalen, scannenden Systems mit den Vorteilen eines räumlich abtastenden Detektors. Das konfokale Prinzip eines scannenden Systems liegt darin, dass Streustrahlung sehr wirksam unterdrückt wird, wodurch ein Messsignal mit hohem Signal/Rausch-Verhältnis erreicht wird. Gleichzeitig kann durch
5 Vergrößerung der Apertur am Auge die laterale Auflösung gesteigert werden.
Ausführungsformen der Erfindung sehen vor, dass die numerische Apertur der Beleuchtung von der numerischen Apertur der Detektion entkoppelt wird. Dadurch wird eine hohe laterale Auflösung möglich, ohne dass der erfassbare Tiefenbereich beeinträchtigt wäre. Die im Stand der Technik gegenläufigen Auslegungsziele (hohe laterale Auflösung erfordert hohe NA, großer
10 erfassbarer Tiefenbereich erfordert kleine NA) sind dann aufgelöst.

Einige Ausführungsformen der Erfindung verwenden eine bevorzugt konfokale Multilochblende. Der Begriff „konfokal“ bezeichnet in dieser Beschreibung nicht nur eine Blende, die exakt in einer zur Objektebene konjugierten (Zwischenbild-)Ebene liegt, sondern erfasst auch eine
15 Anordnung der Blende, welche innerhalb eines gewissen Fehlerbereichs vor oder hinter einer Zwischenbildebene liegt. Liegt die konfokale Blende nicht exakt in der Zwischenbildebene, sondern nahe der Zwischenbildebene, so ist eine Streulichtunterdrückung zwar möglicherweise gemindert, die Funktion als konfokale Blende, welche das Objektfeld definiert, aus dem die Messstrahlung aufgesammelt wird, ist jedoch gleichermaßen erfüllt. Die Blende ist in oder nahe
20 einer Zwischenbildebene, wenn sie um maximal das Dreifache der Abbildungstiefe von der Zwischenbildebene beabstandet ist; bevorzugt ist eine Beabstandung von maximal der einfachen Abbildungstiefe. Die Abbildungstiefe wird in der englischen Literatur als „Depth of Focus“ bezeichnet und definiert einen axialen Bereich im Bildraum, d.h. an der Zwischenbildebene eines optischen Systems, in dem in jeder Auffangebene ein ausreichend
25 scharfes Bild entsteht. Im Bereich der Abbildungstiefe werden Zerstreuungskreise als Punkt registriert. Der zur Abbildungstiefe konjugierte Bereich im Objektraum ist die Schärfentiefe (Englisch: Depth of Field). Die Schärfentiefe ist ein Maß für die Ausdehnung des scharfen Bereichs im Objektraum und ist durch die $\lambda/(NAo)^2$ gegeben, wobei NAo die numerische Apertur im Objektraum bezeichnet. Die Abbildungstiefe an der Zwischenbildebene ergibt sich
30 analog zur Schärfentiefe aus der numerischen Apertur durch $\lambda/(NAz)^2$; dabei ist NAz die numerische Apertur an der Zwischenbildebene, welche sich z.B. aus NAo mittels des Abbildungsmaßstabes errechnet. Als Wellenlänge kann in obiger Betrachtung die maximale Wellenlänge der Messstrahlung an der Zwischenbildebene angesetzt werden.

35 Die Erfindung hat bei ophthalmologischen Anwendungen den Vorteil, dass höhere Lichtleistungen in das menschliche Auge eingestrahlt werden können, weil sie auf größere Flächen in der Augenvorderkammer verteilt werden. Deshalb befindet sich im Beleuchtungsstrahlengang ein Aufbau, der die Retina mit einem Multispotmuster beleuchtet und

dabei die Pupille der Beleuchtung in das Auge verlagert und bevorzugt im Auge den vollen Durchmesser der Iris (ca. 4,2 mm) ausleuchtet. Besonderes bevorzugt ist es, die effektive Lage der Beleuchtungspupille direkt in die Ebene der Iris zu verlagern. Dies kann durch eine Feldlinse erfolgen, alternativ auch durch eine entsprechende Auslegung der Optik zwischen
5 Auge und einer Multispotblende des Beleuchtungsstrahlengangs.

Eine Pupillenlage außerhalb des Auges würde dazu führen, dass nicht für alle Spots das Beleuchtungsstrahlenbündel die Iris auf der optischen Achse durchstrahlt. Dadurch entsteht ein geringer Winkel zwischen Beleuchtung und Detektion, der zu Vignettierungseffekten über die
10 Messtiefe der Retina führen kann. Für hochpräzise Anwendungen können diese Effekte nachteilig sein.

Die Erfindung erzeugt aus einer homogenen, ebenen, ausgedehnten Beleuchtungswelle ohne Verluste mehrere Beleuchtungsspot am Objekt, z. B. der Retina, und nutzt gleichzeitig auf der
15 Detektionsseite auf dem matrixförmigen Flächendetektor alle Pixel aus.

Für die Detektion kommen verschiedene Prinzipien in Frage. Eine Detektion mit einem einzelnen Detektor, eine balanced detection oder eine off-axis detection sind möglich.

20 Es versteht sich, dass die vorstehend genannten und die nachstehend noch zu erläuternden Merkmale nicht nur in den angegebenen Kombinationen, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung einsetzbar sind, ohne den Rahmen der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

25 Nachfolgend wird die Erfindung beispielsweise anhand der beigefügten Zeichnungen, die auch erfindungswesentliche Merkmale offenbaren, noch näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine Schemadarstellung eines optischen Kohärenztomographen (OCT) in einer ersten Ausführungsform,
30

Fig. 2 eine Schemadarstellung eines OCT in einer zweiten Ausführungsform,

Fig. 3a-d Schemadarstellungen verschiedener Varianten des Detektionsstrahlengangs des OCT der ersten oder zweiten Ausführungsform,
35

Fig. 4 Darstellungen zur Veranschaulichung einer Aberrationskorrektur, die bei einem der OCT der Fig. 1 oder 2 zum Einsatz kommen kann,

- Fig. 5 eine Draufsicht auf einen Detektor, der bei einem der OCT der Fig. 1 oder 2 zum Einsatz kommen kann,
- Fig. 6 eine Darstellung zur Veranschaulichung einer Tiefenkorrektur, die bei einem der OCT der Fig. 1 oder 2 zur Anwendung kommen kann,
- Fig. 7 Signalintensitäten verschiedener Kanäle eines Detektors eines OCT gemäß einer der Fig. 1 oder 2,
- Fig. 8 eine Darstellung ähnlich der Fig. 7,
- Fig. 9 eine Schemadarstellung zur Veranschaulichung des Scanprinzips bei einem OCT gemäß einer der Fig. 1 oder 2, und
- Fig. 10 und 11 Schemadarstellungen ähnlich der Fig. 9 zur Veranschaulichung der Erzeugung eines dreidimensionalen Bildes.

Fig. 1 zeigt ein OCT 1, das dreidimensionale Bilder von einer Retina 2 eines Auges 3 aufnimmt. Quellstrahlung einer hinsichtlich ihrer Wellenlänge durchstimmbaren Strahlungsquelle 4, beispielsweise eines entsprechenden Lasers, wird in eine Faser 5 eingekoppelt. Die Quellstrahlung liegt beispielsweise im infraroten Wellenlängenbereich. In der nachfolgenden Beschreibung wird auch dieser Wellenlängenbereich als „Licht“ bezeichnet. Unter diesem Begriff sei sämtliche Strahlung des elektromagnetischen Spektrums subsumiert, die den optischen Gesetzen genügt.

Die Faser 5 mündet in einen Splitter 6, der die Quellstrahlung in einen Messarm 7 und einen Referenzarm 8 aufteilt. An den Splitter 6 schließt im Messarm 7 eine Faser 9 an, und die am Faserende austretende Beleuchtungsstrahlung B wird mittels einer Beleuchtungsoptik 10 zu einem Strahlteiler 11 geleitet. Von dort gelangt sie zu einer Frontoptik 12, welche die Beleuchtungsstrahlung B in einen Fokus bündelt, der auf der Retina 2 des Auges 3 liegt. Die Beleuchtungsoptik 10 und die Frontoptik 12 stellen dabei unter anderem die numerische Apertur NA ein, mit der das Auge 3 beleuchtet wird. Zwischen dem Strahlteiler 11 und der Frontoptik 12 befindet sich ein Scanner 13, der den Fokus auf der Retina 2 zweiachsig senkrecht zur Einfallsrichtung, d.h. lateral ablenkt. Die Koordinaten dieser Ablenkung seien nachfolgend mit x und y bezeichnet. Die z-Lage des Fokus kann durch Verstellen der Frontoptik 12 eingestellt werden. Dies ist schematisch durch einen Doppelpfeil angedeutet.

Die Beleuchtungsstrahlung im Beleuchtungsfokus auf der Retina 2 wird aus verschiedenen Tiefen innerhalb des Tiefenschärfebereichs zurückgestreut. Dieser Tiefenschärfebereich ist durch die numerische Apertur NA definiert, welche durch die Zusammenwirkung von Frontoptik 12 und Beleuchtungsoptik 10 sowie den optischen Eigenschaften des Auges 3 festgelegt ist.

5

Die rückgestreute Strahlung wird von der Frontoptik 12 als Messstrahlung M aufgesammelt. Zur Unterscheidung der einfallenden Beleuchtungsstrahlung B und der von der Frontoptik 12 aufgesammelten, rückgestreuten Messstrahlung M sind diese in Fig. 1 unterschiedlich eingetragen. Die Beleuchtungsstrahlung ist mit durchgezogenen Linien in der Figur gezeichnet, die Messstrahlung M mit punktierten Linien. Die von der Frontoptik 12 aufgesammelte Messstrahlung wird zum Scanner 13 geleitet. Hier wird sie descannt, so dass nach dem Scanner 13 die Messstrahlung M als ruhender Strahl vorliegt.

Das Aufsammeln der Messstrahlung M ist eine Abbildung der Retina 2. Der Strahlteiler 11 trennt die Messstrahlung M von der Beleuchtungsstrahlung B und leitet sie zu einer Detektoreinrichtung 17. Die Detektoreinrichtung 17 wird später noch anhand der Fig. 3 näher erläutert. Sie weist u. a. eine Optik auf, die zusammen mit der Frontoptik 12 und den optischen Eigenschaften des Auges 3 die numerische Apertur NA der Abbildung der Retina 2 festlegt. Auf diese Weise haben Beleuchtung und Detektion unterschiedliche numerische Aperturen. Die numerische Apertur der Beleuchtung wird durch die Kombination der Beleuchtungsoptik 10 und der Frontoptik 12 festgelegt, die numerische Apertur der Detektion durch die Frontoptik 12 und die Detektoreinrichtung 17.

An der Detektoreinrichtung 17 wird auch Referenzstrahlung R aus dem Referenzarm 8 eingekoppelt. Dieser weist nach dem Splitter 6 eine Faser 20 auf. Der Referenzarm 8 hat bei der in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform eine Weglängenangepasseinrichtung 21, welche dazu dient, die Länge des Referenzarms 8 passend zur Lage der Retina 2 des Auges 3 einzustellen. Dazu wird die Strahlung aus der Faser 20 ausgekoppelt und über einen Retroreflektor 22 geleitet, dessen Lage verstellt werden kann, wie der Doppelpfeil in Fig. 1 andeutet. Über einen weiteren Umlenkspiegel 23 sowie Optiken 24, 25 wird die Referenzstrahlung R zur Detektoreinrichtung 17 geleitet, die die Referenzstrahlung R mit der Messstrahlung M überlagert auf einen Flächendetektor 19 leitet.

Die Weglängenangepasseinrichtung 21 ist in Fig. 1 als Freistrahlangang ausgeführt. Dies ist ebenso optional, wie die Verwendung eines Retroreflektors 22. Im Stand der Technik sind verschiedene Maßnahmen bekannt, die optische Weglänge eines Strahls zu verstellen.

Die Interferenz zwischen Referenzstrahlung R und Messstrahlung M wird zur Erzeugung eines Bildes umgesetzt, wie es für die optische Kohärenztomographie bekannt ist. Da die Wellenlänge der Quellstrahlung durchgestimmt wird, kommt bei der Bilderzeugung das Fourier-Domain-Prinzip zur Anwendung, das aus dem Stand der Technik grundsätzlich bekannt ist.

5

Zum Durchführen der Bilderzeugung weist der OCT 1 ein Steuergerät C auf, das ein Signal über die Wellenlängendurchstimmung und die Messsignale des Flächendetektors 19 erhält. Optional steuert das Steuergerät C die Strahlungsquelle 4 zur Wellenlängendurchstimmung an, kennt deshalb die im System aktuell vorherrschende Wellenlänge und kann damit die

10 Messsignale entsprechend zuordnen. Der Flächendetektor 19 erhält Messstrahlung M aus einem Objektfeld an der Retina 2, das durch eine Blende in der Detektoreinrichtung 17 (siehe Fig. 3) festgelegt ist. Der Flächendetektor 19 ist in seiner Größe an diese Blende entsprechend angepasst und tastet mit einzelnen Pixel die Intensitätsverteilung orts aufgelöst ab. Liegt der Flächendetektor 19 in einer Bildebene, d. h. in einer Ebene, die unter Berücksichtigung der
15 Abbildung, welche von Frontoptik 12, Detektoroptik 14 und den weiteren zwischengelagerten optischen Elementen ausgeführt wird, konjugiert zur Ebene der Retina 2 ist, enthalten die einzelnen Pixel bereits die Ortsinformation im Objektfeld. Liegt der Flächendetektor hingegen in einer konjugierten Pupillenebene, die zur Ebene, in welcher die Pupille P des Auges 3 liegt, konjugiert ist, erfassen die Pixel die Intensitätsverteilung in der Pupillenebene und damit die
20 Winkelinformationen. Auch dies kann zur Bildrekonstruktion verwendet werden, wie nachfolgend noch erläutert wird.

Wesentlich für die Erfindung ist es, dass der Scanner 13 das Objektfeld in der Retina 2 verschiebt, da er nicht nur auf die Beleuchtungsstrahlung B, sondern auch auf das Aufsammeln
25 der Messstrahlen M wirkt. An jeder Position des Scanners 13 entsteht damit ein Teilbild der Retina. Diese Teilbilder werden, wie nachfolgend noch erläutert werden wird, zu einem Gesamtbild zusammengefügt, das eine deutlich höhere Auflösung hat, als sie von Weitfeld-OCT bekannt sind.

30 In der Bauweise der Fig. 1 kombiniert die Detektoreinrichtung 17 die Messstrahlung M aus dem Messarm 7 und die Referenzstrahlung R aus dem Referenzarm 8. Der Flächendetektor 19 erfasst das Muster der Interferenz zwischen Messstrahlung M und Referenzstrahlung R. Die entsprechenden Maßnahmen zum Erzeugen einer solchen Interferenz, insbesondere die dafür nötigen Eigenschaften der Strahlungsquelle 4 und der Weglängen Anpassung sind im Stand der
35 Technik für optische Kohärenztomographen bekannt.

Die komplexen Amplituden der Messstrahlung und der Referenzstrahlung lassen sich schreiben als:

$$U_{sample} = u_s * e^{i\varphi_s} \text{ und}$$

$$U_{reference} = u_r * e^{i\varphi_r},$$

wenn man mit u_s und u_r die Amplituden und φ_s und φ_r die Phasen der Signale in den beiden Armen bezeichnet (die Indices "sample" und "s" beziehen sich auf den Messarm, die Indices "reference" und "r" auf den Referenzarm).

Der Detektor detektiert ein Signal I_1 und im Falle einer „balanced detection“, auf die später noch eingegangen wird, ein Signal I_2 :

$$I_1 = |U_{sample} + U_{reference}|^2 = |U_{sample}|^2 + |U_{reference}|^2 + 2\text{Re}\{U_{sample} * \bar{U}_{reference}\}$$

$$I_2 = |U_{sample} + U_{reference} * e^{i\pi}|^2 = |U_{sample}|^2 + |U_{reference}|^2 + 2\text{Re}\{U_{sample} * \bar{U}_{reference} * e^{-i\pi}\}.$$

Der Signalhub des Interferenzsignals befindet sich auf einem Gleichtaktanteil $|U_{sample}|^2$ und $|U_{reference}|^2$ aufmoduliert und wird durch entsprechende Datenanalyse oder eine balanced detection oder eine off-axis detection herausgefiltert.

Fig. 2 zeigt eine weitere Ausführungsform für das OCT 1, wobei hier die Weglängenangepasseinrichtung nicht im Referenzarm 8, sondern im Messarm 7 angeordnet ist. Nach der Faser 9 und der Beleuchtungsoptik 10 befindet sich eine Weglängenangepasseinrichtung 29, wieder rein exemplarisch mittels eines beweglichen Retroreflektors 30. Die Ausführungsform der Fig. 2 zeigt, dass es nicht darauf ankommt, ob die Weglängenangepasseinrichtung im Referenzarm 8 oder im Messarm 7 liegt. Es ist auch möglich, in beiden eine Weglängenangepasseinrichtung vorzusehen. Wesentlich ist lediglich, dass der Interferenzzustand zwischen der Referenzstrahlung R aus dem Referenzarm 8 und der Messstrahlung M so eingestellt werden kann, dass er auf die aktuelle Messaufgabe, d.h. die tatsächliche Lage des zu messenden Objektes, in den hier beschriebenen Ausführungsbeispielen exemplarisch der Retina 2 des Auges 3, angepasst ist.

In Fig. 2 ist eine Option gezeigt, bei der die Frontoptik 12 zweiteilig durch zwei abbildende Elemente 12a und 12b ausgebildet ist.

Bei der Beleuchtungshelligkeit ist für Anwendungen am Auge 3 zu beachten, dass es Vorgaben für eine maximal zulässige Strahlungsintensität an der Kornea gilt. Vergrößert man das

beleuchtete Feld, kann mehr Beleuchtungsstrahlung auf das Auge 3 eingekoppelt werden, ohne eine Schwelle für die Beleuchtungsintensitätsdichte zu überschreiten. Für ophthalmologische Geräte gibt es im infraroten Strahlungsbereich, in dem OCT üblicherweise arbeiten, eine maximale Leuchtdichte von etwa 1 mW/mm^2 in der Augenvorderkammer. Leuchtet man am
5 Auge einen Pupillendurchmesser von 4,5 mm homogen aus, wäre damit eine Gesamtleistung von etwa 16 mW zulässig. Um den in der Tiefe abtastbaren Bereich nicht zu klein werden zu lassen, wird jedoch nicht die gesamte Pupille P des Auges 3 für die Beleuchtung ausgenutzt. Vielmehr wird bevorzugt eine NA von etwa 0,035 (bzw. ein Pupillendurchmesser von 1,2 mm) als Obergrenze für eine brauchbare Tiefenerfassung verwendet.

10

Für das Gewebe der Retina liegt die maximal zulässige Leistung bei 1,5 mW für jeden Spot, der kleiner als 1,5 mrad ist und für eine Wellenlänge von 1060 nm. Dies führt dazu, dass die hinsichtlich der Pupille zulässigen 16 mW über einen Winkel von 15 mrad in mindestens einer Richtung verteilt werden müssen, um den Grenzwert an der Retina 2 nicht zu überschreiten. Mit
15 diesen Werten hätte man die gesamte Signalintensität maximiert, dies jedoch auf Kosten des Bildkontrastes, da aufgrund der hochintensiven Strahlung bei normaler Weitfeldbeleuchtung Streulicht zu erwarten ist.

20

Im OCT 1 wird dieser Zielkonflikt gelöst, indem die Retina an mehreren, voneinander beabstandeten Spots gleichzeitig beleuchtet und detektiert wird. Durch die Beabstandung der Spots ist die Streulichtproblematik minimiert. Fig. 3a-d zeigen schematisch die dazu relevanten Elemente des OCT 1, wobei sämtliche Bauteile, die die Erzeugung und Einkopplung der Referenzstrahlung R betreffen, der Einfachheit halber weggelassen wurden. Elemente der Fig. 3a-d, die Elementen entsprechen, die anhand der vorherigen Figuren bereits erläutert wurden,
25 sind mit denselben Bezugszeichen versehen, so dass auf die Wiederholung ihrer Beschreibung verzichtet werden kann. Die Einkopplung der Referenzstrahlung R erfolgt in der Darstellung der Fig. 3a an der Stelle der gestrichelten Doppellinie. Die Fig. 3b-d zeigen verschiedene Varianten für die Umsetzung der Einkoppelung und auch der Detektion.

30

Beleuchtung und Detektion erfolgt im OCT der Fig. 1 und 2 in einem Multispotprinzip, wie Fig. 3a-d zeigen. Dies gilt jedoch nicht für den Referenzstrahlengang 8, dessen Strahlung nicht von mehreren Spots durchsetzt wird. Die Führung der Referenzstrahlung ist in Fig. 3 nicht gezeigt. Sie wird an der Stelle der gestrichelten Doppellinie, also in Abbildungsrichtung nach dem Strahlteiler 11 und vor der in Fig. 3a gezeigten Optik 14 eingekoppelt. Diese Einkopplung ist der
35 Einfachheit halber in Fig. 3a nicht gezeigt. Die Optik 14 ist die anhand Fig. 1 erwähnte Optik der Detektoreinrichtung 17, welche zusammen mit der Frontoptik 12 und den optischen Eigenschaften des Auges 3 die numerische Apertur NA der Retina 2 festlegt. Die Optik 14 ist damit eine Detektoroptik.

Die Detektoroptik 14 fokussiert die Messstrahlung M in eine Zwischenbildebene, in welcher sich eine Blende 15 befindet. Die Blende 15 legt die Größe des Objektfeldes fest, aus welchem an der Retina 2 Messstrahlung M erfasst wird. Unter Berücksichtigung des Abbildungsmaßstabes von Detektoroptik 14, Frontoptik 12 und Auge 3 entspricht die Größe der Blende 15 exakt der Größe des Objektfeldes an der Retina 2, aus dem Messstrahlung M aufgesammelt wird.

Die Blende 15 ist, wie nachfolgend noch erläutert wird, als Multilochblende ausgebildet, die zusammen mit nachfolgenden, später noch näher zu erläuternden Bauteilen eine Vielzahl von Objektpots auf der Retina auf eine entsprechende Anzahl von Detektorspots auf den Flächendetektor 19 abbilden. Der Flächendetektor ist dabei so ausgestaltet, dass jeder Detektorspot in einer Richtung eine Ortsauflösung von 4 bis 100 Pixeln, bevorzugt von 5 bis 50 oder 5 bis 40 Pixel, hat. Der Flächendetektor tastet damit mit den einzelnen Detektorbereichen jeden Spot hinsichtlich seiner Intensitätsverteilung ab. Auf die Bedeutung dieser Abtastung für das holographisch arbeitende OCT wird nachfolgend noch eingegangen.

Gemäß Fig. 3a-d wird die am Ende der Faser 9 bereitgestellte Beleuchtungsstrahlung B auf Spots verteilt und über die gesamte nutzbare Pupille P (Durchmesser 4,5 mm) des Auges 3 eingekoppelt. Auf diese Weise werden sowohl die Leistungsobergrenzen der Kornea des Auges 3 als auch die Leistungsobergrenzen der Retina 2 des Auges eingehalten. Bildet man die Spots so aus, dass sie an der Retina 2 einen minimalen Abstand von 2 mm haben (in allgemeiner Formulierung: einen Abstand, der in etwa dem erfassbaren Tiefenbereich des OCT entspricht), werden mehrfach gestreute Photonen genauso wirksam unterdrückt, wie bei einem konfokalen OCT, das einen Einzelspot ablenkt. Das behebt die Streulichtproblematik.

Die von der Faser 9 ausgekoppelte Beleuchtungsstrahlung B wird von einer Kollimatorlinse 31 kollimiert und dann mit einem Multilinsenarray 32 und einer Feldlinse 33 auf eine Multilochblende 34 gebündelt. Die Multilochblende 34 legt das Muster, den Abstand und die Größe der Beleuchtungsspot an der Retina 2 fest, da es in einer Ebene liegt, die aufgrund der nachfolgenden Optik 35, 12a, 12b konjugiert zur Objektebene an der Retina 2 ist. Die Optiken sind dabei bevorzugt so gestaltet, dass sowohl der Strahlteiler 11 als auch der Scanner 13 nahe einer Pupille des Beleuchtungsstrahlengangs liegen. Die optionale Feldlinse 33 vor der Multilochblende 34 sorgt dafür, dass in der Ebene der Pupille P des Auges 3 die Strahlung über die gesamte Pupille P, d.h. über den Durchmesser von 4,5 mm gleichmäßig aufgeweitet ist, so dass dort keine Punkte bestehen, in denen die erlaubte Strahlungsintensität überschritten wird.

Die an der Retina 2 rückgestreute Messstrahlung M wird mittels der Frontoptik mit den Optiken 12a, 12b über die Zwischenbildebene 26 und den Scanner 13 sowie den Strahlteiler 11, die

beide wiederum nahe oder in einer konjugierten Pupillenebene liegen, die konjugiert zur Ebene der Pupille P des Auges 3 ist, und nach Einkopplung der Referenzstrahlung (im Abschnitt zwischen der gepunkteten Doppellinie) von der Detektoroptik 14 auf den Flächendetektor 19 abgebildet. Die Multilochblende 15 in Fig. 3 ist die zu Fig. 1 genannte Blende. Ein
5 nachgeordnetes Multilinsenarray 36 bildet die Messstrahlung M aus den einzelnen Blendenöffnungen der Multilochblende 15 auf den Detektor 19 ab. Das Multilinsenarray 36 sorgt dafür, dass die Messstrahlung M, welche durch die einzelnen Blendenöffnungen der Multilochblende 15 fällt, sich nicht mehr vermischt, bevor sie auf die jeweils zugeordneten Pixel des Flächendetektors 19 fällt. Somit beleuchtet jedes Loch der Multilochblende 36 mehrere
10 Pixel des Detektors 19.

Fig. 3b-d zeigen mögliche Varianten, wie die Einkopplung der Referenzstrahlung R erfolgen kann. Die Referenzstrahlung R stammt dabei exemplarisch aus einer Lichtleitfaser 70, die das Ende der zusätzlichen Weglänge bildet, durch welche die Referenzstrahlung R geschickt wird.
15 Eine Freistrahlführung ist für alle Varianten gleichermaßen möglich.

Gemäß Fig. 3b wird die Referenzstrahlung mit der Messstrahlung so überlagert, dass eine balanced detection erfolgt. In der Bauweise der Fig. 3c erfolgt ebenfalls eine balanced detection und in Fig. 3d wird eine off-axis detection ausgeführt.

20 Wie Fig. 3b zeigt, wird die Messstrahlung durch einen Strahlteiler 71 mit der Referenzstrahlung R überlagert, welche aus der Lichtleitfaser 70 stammt und zuvor mit einer Linse 72 und einem Multilinsenarray 36c in eine Vielzahl von Spots aufgeteilt wird, wobei die Fokalebene des Multilinsenarrays 36c in einer Zwischenbildebene 26 liegt. Dort kann optional eine
25 Multilochblende 15c liegen. Eine entsprechende Optik 14c kollimiert die Strahlung und leitet sie zum Strahlüberlagerer 71. Dieser überlagert die Messstrahlung M mit der Referenzstrahlung R auf zwei Detektoren 19a, 19b, denen jeweils eine entsprechende Optik 14a, 14b, eine Multilochblende 15a, 15b und ein Multilinsenarray 36a, 36b vorgeordnet ist. Die Multilinsenarrays 36a, 36b vor den Detektoren 19a, 19b und das Multilinsenarray 36c sind
30 aufeinander und auf das Multilinsenarray 32 sowie die Multilochblende 34 des Beleuchtungsstrahlenganges abgestimmt.

Der in Fig. 3b dargestellte Aufbau kann für alle Multispot-Systeme der Erfindung verwendet werden, die mit einer balanced detection ausgestattet sind. Die Messstrahlung M wird im
35 Detektionsstrahlengang pupillennah mit der Referenzstrahlung R kohärent überlagert und dann in zwei unabhängige Strahlengänge mit den zwei Flächendetektoren 19a, 19b abgebildet und detektiert. Die Multilochblenden 15a, 15b sind konjugiert zur Multilochblende 34 des Beleuchtungsstrahlenganges. Die Messstrahlung M, die durch die Multilochblende 15a bzw. 15b

tritt, wird vom Multilinsenarray 36a bzw. 36b kollimiert und mit dem Flächendetektor 19a bzw. 19b registriert.

Wenn der Beleuchtungsstrahlengang eine Pupille im Auge von ca. 1,2 mm Durchmesser nutzt
5 und der Detektionsstrahlengang eine Pupille von 4,5 mm Durchmesser verwendet, haben die
Mikrolinsen der Multilinsenarrays 36a-b in der Detektion eine $4,5/1,2 = 3,75$ -fach kleinere
Brennweite als die Mikrolinsen des Multilinsenarrays 32. Dann füllt das Winkelspektrum der
Strahlung an den Flächendetektoren 19a, 19b der verschiedenen Spots genau den Sensor aus,
ohne dass ein Überlapp oder Lücken bestünden. Der Abbildungsmaßstab zwischen der
10 Bildebene der Retina 2 und den Multilochblenden 15a, 15b der Detektion ist so gewählt, dass
eine gewünschte Anzahl an Pixeln jeden einzelnen Spot, der von einer Mikrolinse des
Multilinsenarrays 36a, 36b erzeugt wird, detektiert, beispielsweise zehn Pixel pro Spot. Die
Detektion erfolgt pupillennah, d. h. die Flächendetektoren 19a, 19b liegen in einer Ebene, die
zur Pupillenebene P konjugiert ist. Die Multilochblenden 15a, 15b liegen hingegen in einer zur
15 Bildebene (Ebene der Retina 2) konjugierten Zwischenbildebene 26.

Damit die Detektion kohärent ist, muss jedem Messstrahlenbündel ein Referenzstrahlbündel mit
gleicher Apertur überlagert sein. Dies ist dadurch erreicht, dass die Referenzstrahlung R, die
aus der Lichtleitfaser 70 tritt, mit der Linse 72 kollimiert und mit dem Multilinsenarray 36c in die
20 Zwischenbildebene 26 fokussiert wird. Dort formt sich eine Referenzwelle als Multispotmuster,
das mit Hilfe der weiteren Linse 14c sowie den Linsen 14a, 14b im überlagerten Strahlengang
von Referenzstrahlung R und Messstrahlung M auf die Multilochblenden 15a, 15b abgebildet
wird. Bevorzugt bildet die Linse 14c mit den Linsen 14a bzw. 14b eine 4f-Anordnung.

25 Möchte man mit jedem Spot ein Feld von etwa 20 µm Durchmesser an der Retina 2 beleuchten
und sollen diese Spots einen Abstand von ca. 2 mm aufweisen, nutzen die Multilinsenarrays
36a, 36b vergleichsweise kleine effektive Feldwinkel. Dann ist es nicht zwingend erforderlich,
dass die Flächendetektoren 19a, 19b direkt in den Brennebenen der Mikrolinsen der
Multilinsenarrays 36a, 36b stehen, sondern sie können auch weiter entfernt sein. Dadurch
30 entstehen über die Flächendetektoren hinweg Phasenvarianzen, die aber nach der kohärenten
Detektion numerisch kompensiert werden können.

Wenn der Abstand zwischen Mikrolinsen des Multilinsenarrays 36a, 36b und dem
Flächendetektor 19a, 19b größer sein kann, ermöglicht das eine besonders einfache
35 Detektionsanordnung für die balanced detection, die in Fig. 3c gezeigt ist. Hier genügt es, die
Referenzstrahlung R mit der Linse 72 so zu kollimieren, dass die Flächendetektoren 19a, 19b
flächig ausgeleuchtet werden. Man benötigt dann nur eine einzige, dem Strahlvereiner 71
vorgeordnete Multilochblende 15 mit Multilinsenarray 36.

Fig. 3d zeigt eine off-axis detection, bei der zwischen dem Multilinsenarray 36 des Detektionsstrahlengangs 17 und dem Flächendetektor 19 ausreichend Platz ist, um die Überlagerung mit der Referenzstrahlung R zu erreichen. Auch in diesem Fall kann man, wenn
5 der Abstand zwischen Multilinsenarray 36 und Flächendetektor 19 größer ist, als es der Brennweite der Mikrolinsen des Multilinsenarrays 36 entspricht, entsprechende Phasenvariationen über dem Flächendetektor 19 bei der Auswertung numerisch kompensieren.

Für das Prinzip der off-axis detection ist es grundsätzlich bevorzugt, das Multilinsenarray 36
10 durch anamorphotische Zylinderlinsen auf der Vorder- und der Rückseite einer dicken planparallelen Substratschicht auszuführen. Diese Anordnung zusammen mit einer rechteckförmigen Anordnung der Mikrolinsen im Multilinsenarray 36 ermöglicht es auch, für off-axis detection die Kamerapixel des Flächendetektors 19 ohne Verluste auszuleuchten, selbst wenn in der off-axis-Richtung 2-3-mal mehr Pixel für die Abbildung der gleichen Aperturwerte
15 benötigt werden.

Für die off-axis detection muss der Winkel zur optischen Achse an verschiedene Detektionsparameter angepasst sein. Je kleiner der Winkel ist, desto größer ist der Abstand zwischen Multilinsenarray 36 und Flächendetektor 19. Zu große Abstände und zu kleine Winkel
20 führen dazu, dass die entstehenden Phasenvarianzen nicht mehr ausreichend gut numerisch korrigiert werden können. Ein zu großer Winkel führt hingegen dazu, dass die Kohärenz der Überlagerung verloren ginge. Einen besonders guten Kompromiss stellt die Verwendung eines TIRF-Prismas als Strahlvereiniger 71 dar. Bei diesem Prisma handelt es sich um zwei Glasprismen mit einem dazwischenliegenden kleinen Luftspalt, der schematisch in Fig. 3d für
25 den Strahlüberlagerer 71 eingezeichnet ist. Die Glasprismen sind so dimensioniert, dass die Messstrahlung M unter einem Winkel von 45° auf den Luftspalt einfällt und noch transmittiert werden kann, wohingegen die Referenzstrahlung R wegen des Winkelversatzes unter mehr als 45° einfällt und total reflektiert wird, also vollständig zum Flächendetektor 19 gelangt. Der Winkel von 45° ist hier nur beispielhaft genannt. Entscheidend ist, dass für den Messstrahl der
30 Grenzwinkel für Totalreflexion nicht überschritten wird, so dass die Messstrahlung M durch das TIRF-Prisma gelangen kann, während das Licht aus der Referenz unter einem größeren Winkel als der Grenzwinkel auf den Glas-Luft Übergang fällt, so dass das Referenzlicht R reflektiert wird und deshalb ebenfalls auf den Detektor fällt. Der Grenzwinkel ergibt sich für Prismen (mit Brechungsindex $n(\text{Prisma}) > 1$) mit einem Luftspalt (mit Brechungsindex $n(\text{Luft}) = 1$) zu
35 $\Theta_{\text{Grenz}} = \arcsin(n(\text{Luft})/n(\text{Prisma}))$. Gleichzeitig muss der Winkel des Referenzlichtes R auf dem Sensor natürlich dem Winkel für eine Off-Axis Detektion entsprechen. Dieser ergibt sich aus der Breite der Pixel und der Anzahl der Pixel, auf die ein Phasenhub von 2π verteilt wird.

Wie bereits vorstehend erläutert, liegt in einer Pupille des Strahlengangs die Bildinformation in Form von Winkelinformationen vor, und die Intensitätsverteilung in der Pupille ist in der Regel völlig gleichförmig. Es ist deshalb bevorzugt, optische Elemente, welche auf alle abzubildenden Strukturen gleichmäßig wirken sollen, in einer Pupille anzuordnen. Solche Elemente sind beispielsweise der Scanner 13 und der Strahlteiler 11. Es kommt jedoch nicht darauf an, diese Elemente vollständig und ausschließlich in einer konjugierten Pupillenebene anzuordnen. In der Bauweise der Fig. 3 genügt es beispielsweise, diese Elemente so anzuordnen, dass die Strahlen, die von benachbarten Löchern der Multilochblende 34 ausgehen, bereits überlagert sind. Dies ist dann der Fall, wenn sich die entsprechenden Randstrahlen schneiden.

Gleichermaßen ist es zu bevorzugen, Linsen oder andere Elemente, welche Reflexe erzeugen können, möglichst außerhalb einer konjugierten Pupillenebene anzuordnen. Auch hier ist diese Vorschrift nicht strikt zu verstehen. Es genügt, solche Elemente in Bereichen anzuordnen, in denen Strahlbündel benachbarter Löcher der Multilochblende 34 noch nicht anfangen zu überlappen, also ihre Randstrahlen sich noch nicht geschnitten haben. Im Falle der Ausführungsform der Fig. 4 ist somit der Begriff „pupillennah“ bzw. „pupillenfern“ auf den Ort längs der optischen Achse bezogen, an dem sich die Randstrahlen benachbarter Löcher der Multilochblende 34 schneiden.

Der Scanner 13 befindet sich beim OCT 1 der Fig. 1 bis 3 bevorzugt in oder nahe einer Pupillenebene des Detektionsstrahlenganges sowie auch des Beleuchtungsstrahlenganges. Diese Pupillenebene ist zur Ebene der Pupille P des Auges 3 konjugiert.

Die Frontoptik 12 umfasst optional, wie exemplarisch für die Ausführungsform der Fig. 2 gezeigt, die Optiken 12a und 12b, die zusammen eine 4f-Optik bilden. Dann ist die Optik 12a eine ophthalmoskopische Linse und die Optik 12b eine Scanlinse. Diese 4f-Optik bildet die Pupille P des Auges 3 in einer zur Ebene der Pupille P konjugierten Pupillenebene ab, in welcher der Scanner 13 liegt. Es ist nicht zwingend, den Scanner 13 exakt in diese konjugierte Pupillenebene zu platzieren, hat jedoch Vorteile. Zwischen der Ebene der Pupille P des Auges 3 und der dazu konjugierten Pupillenebene befindet sich eine Zwischenbildebene 26. Der Strahlteiler 11 befindet sich aufgrund seiner Nähe zum Scanner 13 ebenfalls nahe der konjugierten Pupillenebene. Es ist auch möglich, den Strahlteiler 11 in diese konjugierte Pupillenebene zu legen, wenn der Scanner 13 aus der konjugierten Pupillenebene gerückt wird.

In einer Ausführungsform ist der Strahlteiler 11 als Polarisationssteiler ausgebildet. Ihm ist dann in Abbildungsrichtung eine Lambda/4-Platte 27 vorgeordnet (vgl. Fig. 2). Auf diese Ausführungsform wird nachfolgend noch eingegangen werden.

Die Detektoroptik ist bevorzugt ebenfalls als 4f-Optik ausgebildet. Sie stellt eine weitere Zwischenbildebene 26 bereit, in der die Blende 15 liegt. Die Zwischenbildebene 26 ist zur Objektebene, in welcher die abzubildende Retina 2 liegt, konjugiert.

5

Die Blende 15, 15a, 15b ist in allen Ausführungsformen optional. Sie hat zwei vorteilhafte Funktionen. Zum einen unterdrückt sie Streulicht, wodurch der Kontrast an der Detektoreinrichtung 17 verbessert wird. Letztlich wirkt die Blende in dieser Hinsicht ähnlich einer konfokalen Blende für konfokal abtastende OCT. Der Flächendetektor 19 liegt aufgrund der Wirkung der Detektoroptik bevorzugt in einer Ebene, welche zur Pupillenebene des Auges konjugiert ist, oder in der Nähe dieser Ebene. Diese Anordnung ist vorteilhaft, aber nicht zwingend. Sie hat den Vorteil, dass die Phasenfunktion des elektromagnetischen Feldes einfach abgetastet werden kann. Die maximale Raumfrequenz in der Ebene des Flächendetektors 19 ist durch die Objektfeldgröße auf der Retina 2 und damit letztlich die Größe der Blende 15 in der Zwischenbildebene 26 vorgegeben. Die Blende 15 sorgt damit zum anderen für eine besonders günstige Signalerfassung.

10

In allen Ausführungsformen des OCT hat der Flächendetektor pro Loch der Multilochblende 15, bzw. pro Spot, eine Pixelzahl von 4 bis 100, bevorzugt 5 bis 50, besonders bevorzugt 5 bis 40 Pixel in jeder Richtung. Fig. 5 zeigt in einer Draufsicht 43 auf den Detektor, dass die Anordnung der Pixel dabei nicht zwingend rechteckig sein muss, sondern dass auch eine hexagonale Anordnung der Pixel in Frage kommt. Das Pixelmuster ist somit frei wählbar.

20

Es sind holoskopische OCT-Systeme denkbar, die Detektoren mit 100 bis 4000 Pixel pro Richtung aufweisen. Diese Pixelzahlen werden hier in bevorzugten Ausführungsformen nicht verwendet. Die Anzahl der Pixel ist verknüpft mit der nötigen Beleuchtungshelligkeit, der Messgeschwindigkeit und der Unterdrückung von Mehrfachstreuungen.

25

In einer weiteren, bevorzugten Ausführungsform des OCT 1 werden Aberrationen korrigiert. Die Pixel des Flächendetektors 19 werden nachfolgend auch als Kanäle bezeichnet. Das Messsignal jedes einzelnen Spots ist über diese mehreren Kanäle verteilt. Liegt der Detektor 19 gemäß einer bevorzugten Ausführungsform in einer konjugierten Pupillenebene, enthält jeder Kanal des Detektors Messstrahlung M aus verschiedenen Winkeln, die innerhalb der Retina 2 gestreut wurde. Die Ortsauflösung, welche der Flächendetektor 19 hat, erlaubt es, für jeden Spot die Verteilung der Messstrahlung in der Pupille P zu erfassen. Die nachfolgende Erläuterung bezieht sich nur auf einen dieser Spots. Aberrationen wirken sich auf diese Verteilung aus. Vom Auge 3 verursachte Aberrationen nehmen oft ein nicht mehr tolerierbares Maß an, wenn in der Ebene der Pupille P des Auges 3 ein Bereich ausgenutzt wird, der größer

30

35

als 1,5 mm im Durchmesser ist. Ein solcher größerer Bereich wäre aber hinsichtlich der lateralen Auflösung wünschenswert. Ohne Ortsauflösung in der konjugierten Pupillenebene würden sich Phasendifferenzen bei einer größeren Pupillenausnutzung am Auge 3 in dem dann einzigen Detektionskanal mischen und mitteln.

5

Die entsprechenden Zernike-Polynome, die diese Aberrationen beschreiben, sind in Fig. 4 dargestellt, die Draufsichten 37 bis 42 auf eine konjugierte Pupillenebene zeigen. Weiter ist das Gitter eines Detektors mit 5 x 5-Kanälen (oder Pixeln) pro Spot dargestellt. Die Pixel tasten die Pupille P ab und erlauben es damit, Phasenunterschiede innerhalb der Pupille P zu

10 unterscheiden.

Die maximal auflösbaren Phasenunterschiede hängen von der Zahl der Kanäle pro Spot ab. Es zeigte sich, dass die Zahl der unterscheidbaren Phasenunterschiede in dieser Ebene sich aus der Zahl der Kanäle pro Richtung multipliziert mit π ergeben. Bei fünf Kanälen pro Richtung,

15 wie es in Fig. 4 dargestellt ist, können pro Spot Polynome bis Z_4^m unterschieden werden, wobei m die Werte 0 (Sphäre), ± 2 und ± 4 annehmen kann. Dies gilt für flächenmäßig infinitesimal kleine Kanäle. In Realität haben sie natürlich eine bestimmte Größe. Das in einem Kanal erfasste Messsignal entspricht deshalb einer Mittelung des Interferenzsignals über die Fläche des jeweiligen Kanals (Pixelfläche). Die theoretisch mögliche, maximale Ordnung des Zernike-

20 Polynoms kann man somit nur erreichen, wenn für jeden Spot die Phase des Signals innerhalb eines Kanals weniger als π variiert. Es zeigte sich, dass bei einer Mittelwellenlänge des OCT von 1060 nm für den vom Auge verursachten Astigmatismus gleichmäßig räumlich verteilten Kanälen die Phasenunterschiede erkennbar sind, wenn bei fünf Kanälen pro Spot die Bedingung $2\pi/(5 \text{ Kanäle pro Aberrationsperiode}) \leq \pi$ eingehalten wird. Dann liegt eine Periode

25 von Minima und Maxima innerhalb der Apertur. Für höhere Ordnungen gilt: $0,6 \cdot 2\pi/(5 \text{ Kanäle pro Periode der Aberration}) = 1,2 \cdot \pi/(5/1,5) \leq \pi$ für die dritte Ordnung und $0,5 \cdot 2\pi/(5 \text{ Kanäle pro Periode der Aberration}) = 1,0 \cdot \pi/(5/2) \leq \pi$ für die vierte Ordnung.

Diese Überlegungen zeigen, dass ein Flächendetektor mit mindestens fünf Kanälen pro

30 Richtung und Spot in der Lage ist, zumindest den Astigmatismus und die Aberrationen dritter Ordnung aufzulösen. Eine höhere Anzahl an Kanälen erlaubt es, noch höhere Ordnungen der Aberration zu erfassen.

Obige Überlegungen betrachteten nur eine Raumrichtung. Wie Fig. 4 zeigt, haben die

35 Aberrationen in der Regel ein zweidimensionales Muster. Fig. 4 zeigt in der Draufsicht 37 die Aberration erster Ordnung, die auch als „Piston“ bezeichnet wird, die Draufsicht 38 die Aberration „Tilt“, die Draufsicht 39 die Aberration „Tip“, Draufsicht 41 die Aberration „Defokus“

und die Draufsichten 40 und 42 Aberrationen vom Typ „Astigmatismus“. Wie zu sehen ist, haben die meisten Aberrationen ein zweidimensional verteiltes Muster, wodurch auch die Phasenvariation zweidimensional ist. Durch den ortsauflösenden Flächendetektor 19 kann dieses Muster für jeden Spot erfasst und korrigiert werden.

5

Die Aberrationen bewirken für jeden Detektorkanal c eine Phase $\theta_c: U_{sample,c} := U_{sample} * e^{i\theta_c}$. Sie entsteht durch eine Dicke δd und eine Brechzahl δn des durchlaufenen Materials des Auges (z.B. Kornea, Kammerwasser, Linse, Glaskörper), das sich in der Realität von einem theoretischen, aberrationslosen Auge unterscheidet:

$$10 \quad \theta_c(k) = \delta n(k) * k * \delta d_c$$

Somit ist das detektierte Signal durch die aberrationsbedingte Phase verschoben:

$$\begin{aligned} I_{bd,c}(k) &= 4 * u_s * u_r * \cos(k * \Delta z - \delta n(k) * k * \delta d_c) \\ &= 4 * u_s * u_r * \cos(k * (\Delta z - \delta n(k) \delta d_c)) \end{aligned}$$

15

Für monochromatische Strahlung von 780 nm verursacht das Auge Wellenfrontaberrationen von bis zu 0,7 μm , die zu einer Phasenverschiebung von $2 * \pi$ führen (wenn man den Defokus außeracht lässt). Eine solche Phasenverschiebung entspricht einer Dickenabweichung zwischen Linse und Kammerwasser (dies sind die Elemente mit den größten

20

Brechzahlunterschieden im Auge), der folgenden Wert annimmt:

$$\delta d = 2\pi * \frac{780nm}{2\pi * \delta n(780nm)} = \frac{780nm}{n_{lens}(780nm) - n_{aqueous}(780nm)} \approx \frac{780nm}{1.415 - 1.334} \approx 10\mu m.$$

Mit bekannten Dispersionsdaten ergibt sich:

$$\begin{aligned} \theta_c(\lambda_0 = 1060nm) &= \frac{2\pi}{1060nm} * (n_{lens}(1060nm) - n_{aqueous}(1060nm)) * \delta d_c \\ 25 \quad &= \frac{2\pi}{1060nm} * (1.4104 - 1.3301) * 10\mu m = 1.516\pi \end{aligned}$$

oder

$$\theta_c(k_0) = k_0 * 0.8034\mu m.$$

Wird ein Wellenlängenbereich von $\Delta\lambda = 50nm$ durchfahren, betragen die

30

Phasenunterschiede der zugehörigen Wellenzahlen ($k_0 \pm \Delta k$):

$$\theta_c(k_0 + \Delta k) = \frac{2\pi}{1110nm} * (n_{lens}(1110nm) - n_{aqueous}(1110nm)) * \delta d_c$$

$$= \frac{2\pi i}{1060nm} * (1.4099 - 1.3297) * 10\mu m = 1.445\pi i = (k_0 + \Delta k) * 0.8022\mu m$$

und

$$\begin{aligned} \theta_c(k_0 - \Delta k) &= \frac{2\pi i}{1010nm} * \left(n_{lens}(1010nm) - n_{aqueous}(1010nm) \right) * \delta d_c \\ &= \frac{2\pi i}{1060nm} * (1.4098 - 1.3305) * 10\mu m = 1.594\pi i = (k_0 - \Delta k) * 0.8048\mu m. \end{aligned}$$

5

Diese Berechnungen zeigen, dass in hinreichend genauer Näherung die Phasenverschiebungen, welche durch die Aberrationen verursacht werden, innerhalb einer Wellenlängendurchstimmung linear mit der Wellenzahl k variieren. Somit kann man das detektierte Messsignal wie folgt schreiben:

$$10 \quad I_{bd,c}(k) = 4 * u_s * u_r * \cos(k * (\Delta z - \delta n(k_0)\delta d_c)).$$

Eine Fourier-Transformation für die gemessenen Wellenzahlen k zeigt die axiale Verteilung, d.h. die Verteilung in z -Richtung für das streuende Gewebe. Gegenüber einem aberrationsfreien System ist die axiale Verteilung um den Wert $\delta n(k_0)\delta d_c$ für jeden Kanal c des

15 Flächendetektors verschoben. Ein entsprechendes Simulationsbeispiel zeigt Fig. 8, in der auf der Abszisse die z -Koordinate und auf der Ordinate die Signalintensität aufgetragen ist. Die Kurven 55 bis 58 entsprechen vier Kanälen c des Flächendetektors. Man kann davon ausgehen, dass in den meisten Bereichen des Gewebes die Variation des axialen Streuprofiles innerhalb einer Pupillengröße von 5 mm des Auges 3 klein ist. Deshalb rühren die

20 Profilunterschiede für die Kanäle c hauptsächlich von den Aberrationen her, welche das Profil axial verschieben. Es ist deshalb vorgesehen, die aberrationsverursachten Phasen $\Theta_c(k_0)$ aus den Kanälen relativ zu einem zentralen Kanal (beispielsweise den im Zentrum des Detektors liegenden Kanal, der einem senkrechten Einfall auf die Probe entspricht) zu beziehen. Die gemessenen Intensitäten für eine Frequenzbestimmung werden mit dem Phasenfaktor zur

25 Korrektur der Aberrationen multipliziert. Der Phasenfaktor ist $e^{-i\theta_c(k_0)}$.

Jeder Kanal des Detektors hat eine bestimmte Lage zur Retina 2. Das Interferenzsignal kann während der Wellenlängenverstellung des Lasers für die jeweiligen Wellenzahl $k = 2*\pi*n/\lambda$ aufgenommen werden, wobei n die Brechzahl des Mediums und λ die Wellenlänge ist. Wie in

30 einem klassischen OCT-System werden die Messsignale hinsichtlich der Wellenzahlen Fourier-transformiert, und man berechnet die Tiefenverteilung der streuenden Schichten. Dabei wird der Zusammenhang $\Delta\phi = k*\Delta z$ verwendet, wobei Δz der Abstand einer Streuschicht zu einer Schicht ist, von der die Messstrahlung eine Weglänge zum Detektor durchlief, die identisch ist zur Weglänge der Referenzstrahlung.

35

Aufgrund der lateralen Ausdehnung des Flächendetektors 19 pro Spot ist jedoch die optische Weglänge für die einzelnen Pixel eines Spots nicht identisch, wie Fig. 6 zeigt. Dort ist zu sehen, dass für den Flächendetektor 19 die exemplarisch eingezeichneten fünf Pixel oder Kanäle 46, 47, 48, 49 und 50 für jeden Spot sich hinsichtlich der optischen Weglänge zu einem

5 bestimmten, vom Spot abgetasteten Punkt im Gewebe 44 unterscheiden. Die Wellenfronten für den zentralen Kanal 48 sind mit durchgezogenen Linien eingezeichnet. Sie stehen senkrecht zur optischen Achse des Strahlengangs zwischen dem betrachteten Punkt, der in der Struktur 44 ganz unten eingezeichnet ist, und dem Kanal 48. Für diesen zentralen Kanal 48 verläuft die Strahlung entlang der optischen Achse. Für einen weiter außen gelegenen Kanal,

10 beispielsweise den Kanal 50, verläuft der Hauptstrahl unter einem Winkel α zur optischen Achse, so dass die Weglänge, die für den zentralen Kanal 48 den Wert d hat, für den äußeren Kanal 50 den Wert $d \cdot \cos(\alpha)$ hat. Die entsprechenden Wellenfronten und Hauptstrahlen sind in Fig. 6 für den äußeren Kanal 50 gestrichelt gezeichnet. Weiter ist in Fig. 6 exemplarisch die Augenlinse 45 eingetragen. Die Tiefe ist auf die Hauptebene der Augenlinse bezogen, da deren

15 Brechzahlssprung bei der Messung als Referenzierungspunkt herangezogen werden kann. Wie Fig. 6 deutlich zeigt, sammeln Pixel/Kanäle, die weiter außen liegen, Strahlung auf, welche einen längeren Weg durch das Medium zurücklegte. Bei einer Rekonstruktion der Bildinformation wirkt sich das aus, wie Fig. 7 exemplarisch zeigt. Dort sind Signalkurven 51 bis 54 für vier Kanäle eines Spots gezeigt. Die Auftragung entspricht der der Fig. 8, d.h. auf der

20 Abszisse ist die Tiefenkoordinate z aufgetragen, auf der Ordinate die Intensität. Wie man sieht, sind die einzelnen Kurven nicht nur in z -Richtung verschoben, sie sind auch für weiter außen liegende Pixel verdichtet. Die Kurve 54 ist das Messsignal des zentralen Pixels 48, und die Kurven 53, 52 und 51 sind Messsignale von jeweils weiter außen liegenden Kanälen.

25 Der durch diesen Effekt verursachte Messfehler wird in einer bevorzugten Ausführungsform korrigiert, um eine besonders gute Bildaufnahme zu erhalten. Der geometrische Effekt wird bevorzugt korrigiert, indem für jeden Spot eine Umskalierung von z nach $z \cos(\alpha_c)$ erfolgt, wobei α_c der Winkel ist, den der c -te Kanal zur optischen Achse hat. Der Winkel α ist dabei auf eine virtuelle Lage des Flächendetektors 19 bezogen, die diesen unter Berücksichtigung des

30 Abbildungsmaßstabes direkt vor das Auge rückt. Bei einem Flächendetektor, der exakt in einer zur Pupillenebene des Auges konjugierten Ebene liegt, gelangt der Flächendetektor auf diese Weise mit einer Ausdehnung, die mittels des Abbildungsmaßstabs modifiziert wird, exakt in die Ebene der Pupille P des Auges 3.

35 Bei der Rekonstruktion hinsichtlich der Aberration werden unterschiedliche Kanäle unabhängig rekonstruiert. Anschließend bildet man die Kreuzkorrelation in axialer Richtung, d.h. in Tiefenrichtung, um den relativen Phasenversatz zwischen den einzelnen Kanälen zu ermitteln. Eine Rekonstruktion des lateralen Bildes für jeden Kanal (ggf. unter, wie nachfolgend noch

beschrieben wird, Berücksichtigung des Scanvorgangs) und dann des Phasengradienten liefert einen lateralen Versatz im Bild, das für eine gegebene Lage des Scanners erhalten wird.

Dieses Bild wird nachfolgend auch als Pupillenkanalteilbild bezeichnet. Mittels einer lateralen Kreuzkorrelation des Pupillenkanalteilbildes wird in einer Ausführungsform die Aberration
5 ermittelt und auf diese Weise die gesamte Aberrationsphasenverteilung bestimmt und numerisch korrigiert.

Die Güte dieser Ansätze hängt von der Probenstruktur ab. Beim menschlichen Auge ist eine gut erkennbare axiale Schichtstruktur vorhanden. Lateral dazu sind die Strukturen relativ rau,
10 beispielsweise durch Blutgefäße oder die Papille kombiniert mit sehr feinen Strukturen, wie Fotorezeptoren, wobei kaum Strukturen bezüglich Größe und Rauheit dazwischenliegen. Es ist deshalb in einer bevorzugten Ausführungsform vorgesehen, dass zuerst eine Tiefenkorrelationskorrektur ausgeführt wird, indem die axiale Schichtstruktur verwendet wird, um den größten Anteil der Pupillenphasenaberrationen zu korrigieren. Optional schließt sich
15 eine laterale Korrelationskorrektur an, die laterale Strukturen ausnutzt, beispielsweise wie Fotorezeptoren, die aufgrund der ersten Korrektur sichtbar wurden.

Die Aberrationen des Auges sind an verschiedenen Stellen der Retina unterschiedlich. Grundsätzlich ist es möglich, die aberrationsverursachten Phasenänderungen in jedem Kanal
20 für alle Stellen in einem lateralen Bild zu berechnen. In einer vereinfachten Ausführungsform wird davon ausgegangen, dass die Aberrationen lateral nicht sehr stark variieren, und man berechnet die Aberrationen nur für wenige laterale Orte der Retina und interpoliert für dazwischenliegende Orte.

Wird ein vergleichsweise großer Wellenlängenbereich durchfahren, ist es bevorzugt, die Dispersion der Aberrationen zu berücksichtigen. In dieser Ausführungsform geht man nicht davon aus, dass die Phasenverschiebungen sich linear mit der Wellenzahl k verändern. Es wird
25 deshalb ein Peak in den Profilen, der im OCT-Bild von der Retina 2 am Fundus des Auges 3 herrührt, verwendet, um die Verschiebung der Profile zueinander auszugleichen. Man sucht also beispielsweise in den Kurven 51 bis 54 der Fig. 7 eine Struktur (in Form eines Peaks), und
30 korrigiert die Kurven anhand dieses Referenzstruktur zueinander. Auf diese Weise können die Aberrationen $\Theta_o(k_0)$ ermittelt und wie oben beschrieben korrigiert werden. Alternativ ist auch ein komplexer Korrelationsalgorithmus möglich, der auf die Profile der verschiedenen Kanäle angewendet wird. Zusätzlich zu einer Verschiebung kann auch eine Skalierung (Kompression
35 oder Dehnung) der Messsignale korrigiert werden.

In einer Stellung des Scanners 13 wird ein Teilbild der Retina erhalten, dessen Größe von der Blende 15 (Ausdehnung und Lochgröße und -zahl) und der bei der Abbildung des Messlichtes

mitwirkenden Frontoptik 12 und Detektoroptik 14 vorgegeben ist. Eine Fouriertransformation des Signals der Kanäle liefert das Bild der Probe, jedoch für jeden Spot nur in dem Teil, der der Größe der detektierten Spots in der Pupille entspricht. Um ein größeres Bild zu erzeugen, ist der Scanner 13 vorgesehen, der die Lage des abgebildeten Objektfeldes, also die Objektpots auf der Retina 2 verschiebt. Der Bildbereich jedes Spots entspricht einem Teilbild 59, das ein Zentrum 60 hat. Für die aktuelle Ablenkung durch den Scanner 13 genügt es zur Vereinfachung, auf das Zentrum 60 des Teilbilds 59 Bezug zu nehmen. Das Scannen von Multispotabbildungen ist im Stand der Technik grundsätzlich bekannt, beispielsweise aus der konfokalen Mikroskopie. Insofern wird auf die entsprechenden Techniken verwiesen. Sie sind hier jedoch dahingehend zu ergänzen, dass nicht nur laterale Information durch Verstellen des Scanners, sondern auch Tiefeninformation durch Durchstimmen der Wellenlänge der Strahlungsquelle aufgenommen wird.

Dies macht nun verschiedene Scanansätze möglich. So kann man den Scanner während des Durchstimmens der Wellenlänge der Lichtquelle 4 ruhen lassen. Bevor eine erneute Durchstimmung erfolgt, wird der Scanner so bewegt, dass die nächste Lage des Spotmusters zur vorherigen Lage passend abgestimmt verschoben wird. Auf diese Weise können die Lagen der Spotmuster insgesamt ein größeres Gesamtbild 61 der Retina ermitteln. Dieser Ansatz ist in Fig. 9 für eine Tiefenebene gezeigt. Im Ergebnis werden einzelne Teilbilder 59 (entsprechend einer Lage des Spotmusters) zum Gesamtbild 61 zusammengefügt. Die Bilder aus den einzelnen Ebenen ergeben dann ein dreidimensionales Bild eines quaderförmigen Bereiches in der Retina 2. Dies zeigt Fig. 10, in der exemplarisch drei Ebenen 62, 63 und 64 zu sehen sind. Die Teilbilder 59, die in der Darstellung der Fig. 10 mit einem strichpunktierten Doppelpfeil miteinander in Beziehung gesetzt werden, stammen jeweils aus einem Wellenlängendurchlauf an der Lichtquelle 4. Da der Scanner 13 während jedes Wellenlängendurchlaufs ruht und nur dazwischen verstellt wird, liegen die aus einem Wellenlängendurchlauf erzeugten Teilbilder 59 in den Ebenen 62 bis 64 alle mit ihren Zentren 60 exakt übereinander.

Für bestimmte Ausführungsformen des Scanners 13 ist es bevorzugt, diesen kontinuierlich zu betreiben, d. h. zu verstellen, während die Wellenlänge in einem Durchlauf verstellt wird. Dieser Ansatz erfordert eine Synchronisierung von Scanner 13 und Wellenlängenverstellung an der Lichtquelle 4. Es ist dabei bevorzugt, die laterale Verstellgeschwindigkeit durch den Scanner 13 so einzustellen, dass während eines Wellenlängendurchlaufs maximal ein Teilbild 59 in einer Richtung abgefahren wird, bevorzugt sogar weniger. Das Teilbild 59 unterscheidet sich dann vom Teilbild der Figur 9. Die Verstellung des Scanners 13 kann bei diesem Ansatz beispielsweise dem Abstand der Objektpots entsprechen, so dass ein Teilbild 59 exakt durch die Verschiebung des Spotmusters um eine Periode, d. h. um den Abstand zwischen zwei benachbarten Einzelobjektpots entspricht. Damit verändert sich für die einzelnen Ebenen 62,

63 und 64 die Lage der Zentren 60, da die Teilbilder 59 in den Ebenen durch die Fouriertransformation auf die unterschiedlichen Wellenlängen zurückgehen. Im Ergebnis erhält man ein vorläufiges Gesamtbild 61, das anders als bei der Ausführungsform der Fig. 10 kein rechtwinkliger Quader ist, sondern z. B., bedingt durch die Verstellung des Scanners 13 während der Wellenlängendurchstimmung, ein nicht mehr rechtwinkliges Parallelepiped. Für die Bildgebung wird bevorzugter Weise dieser Effekt korrigiert, indem das Parallelepiped auf einen Quader beschnitten wird.

Zur Berücksichtigung der Gleichzeitigkeit von Wellenlängendurchstimmung und lateraler Verschiebung gibt es verschiedene Möglichkeiten. Liegt der Detektor nahe einer Zwischenbildebene, also in einer zur Retina konjugierten Ebene, sind die Daten des dreidimensionalen Parallelepipeds gegeneinander verschoben. Für jede Wellenzahl k_i kann ein Bild der Probe aneinandergefügt werden, wobei gilt $I_i = I(k_i, x, y)$. Diese Bilder I_i sind etwas gegeneinander verschoben. Da die Zuordnung zwischen lateraler Scanposition und Wellenzahl bekannt ist, kann für jeden Ort (x, y) in der Probe die gesamte Wellenlängenverstellung entsprechend zusammengefügt werden. Auf diese Weise werden die dreidimensionalen Daten einfach zusammengefügt.

In Ausführungsformen, in denen sich der Detektor in oder nahe der konjugierten Pupillenebene befindet, misst er die Fouriertransformierte der Intensitätsverteilung in der Objektebene (Retina 2). Eine Verschiebung in der Objektebene führt zu einer Phasenrampe in der Detektorebene, die Korrektur der gleichzeitigen lateralen Verstellung durch den Scanner 13 und der Wellenlängenverstellung durch die Lichtquelle 4 ist deshalb eine Multiplikation des Detektorsignals mit einer zeitabhängigen Phasenrampe, die proportional zur Scangeschwindigkeit und dem Abstand zwischen Pupillenteilkanal und optischer Achse in der Pupillenebene ist.

Der optische Aufbau der Fig. 1 bis 3 erreicht, dass die Beleuchtung und die Aufnahme des Messlichtes hinsichtlich der optischen Eigenschaften und insbesondere die Pupillengröße nicht mehr miteinander gekoppelt sind. Auf diese Weise ist es möglich, die Beleuchtung anzupassen. Beispielsweise kann eine Bessel-artige Beleuchtung mit einem Top-Hat-Querschnittsprofil für die Detektion kombiniert werden. Auf diese Weise wird in einer Ausführungsform eine hohe Beleuchtungstiefe, d.h. eine Beleuchtung, die über einen großen z-Bereich unverändert ist, bei zugleich hoher numerischer Apertur der Abbildung erreicht. Bei gleicher numerischer Apertur würde beispielsweise mit einem Gauß-artigen Strahl ein Beleuchtungsfokus von einer Ausdehnung von 1 mm in der z-Richtung erreicht. Bei einer Bessel-artigen Beleuchtung erhält man 2 bis 3 mm Ausdehnung in der z-Richtung. Auf diese Weise kann die optische Auflösung um 10 bis 30 % gesteigert werden, wenn die Detektion mit einem Top-Hat-artigen Profil erfolgt.

In einer weiteren Ausführungsform des OCT erfolgt am Strahlteiler 11 eine Polarisierungsteilung. Eine solche ist im Stand der Technik üblicherweise nachteilig, und man verwendet eine Intensitätsteilung. Dies ist überraschenderweise für das beschriebene OCT vorteilhaft, da in das
5 Auge eintretende polarisierte Strahlung hinsichtlich ihres Polarisationszustandes geändert wird. Verschiedene Strukturen des Auges haben dabei eine unterschiedliche Auswirkung, so dass der Polarisationszustand des rückgestreuten Signals nicht eindeutig oder klar definiert ist, sondern aus Komponenten mit verschiedenen Polarisationszuständen besteht. Diese Überlegung war auch im Stand der Technik bekannt und führte zur Konsequenz, eine
10 Intensitätsteilung vorzunehmen, eben weil die rückgestreute Strahlung keinen klar definierten Polarisationszustand hat. Es zeigt sich jedoch nun, dass das Messlicht mit dem Referenzlicht überlagert wird und dabei nur Strahlbestandteile miteinander interferieren können, die denselben Polarisationszustand haben. Letztlich gibt das Referenzlicht mit seinem Polarisationszustand also vor, welchen Anteil des Messlichtes man ausnutzen kann. Nicht-
15 interferierende Anteile fallen auf den Detektor und bilden einen störenden Hintergrund.

Die Polarisierungsteilung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Ausführungsform der Fig. 2 erläutert, ist jedoch nicht auf die dort ansonsten realisierten Merkmale eingeschränkt und kann beispielsweise auch bei der Ausführungsform gemäß Fig. 1 verwendet werden. Die
20 Beleuchtungsstrahlung B ist nach dem Polarisierungsteiler 11 linear polarisiert. Die Lambda/4-Platte 27, wie sie in Fig. 2 eingezeichnet ist, sorgt für zirkular polarisierte Beleuchtungsstrahlung B am Auge 3. Rückgestreute Messstrahlung M, die ebenfalls zirkular polarisiert ist, wird von der Lambda/4-Platte wieder linear polarisiert, wobei die Polarisationsrichtung um 90 Grad gegenüber der Polarisationsrichtung gedreht ist, welche die Beleuchtungsstrahlung B hat, die
25 vom Polarisierungsteiler 11 abgegeben wurde. Somit durchläuft die Messstrahlung M den Polarisierungsteiler 11 ohne Ablenkung und interferiert mit der Referenzstrahlung R, wenn diese dieselbe Polarisierung hat. Dies ist dann der Fall, wenn Referenzstrahlung R und Beleuchtungsstrahlung B nach dem Aufteilen aus der Quellstrahlung identisch linear polarisiert sind. Dies ist auch der Fall, wenn Referenzstrahlung R und Beleuchtungsstrahlung B nach dem
30 Aufteilen aus der Quellstrahlung zirkular polarisiert sind und die Referenzstrahlung vor dem Überlagern identisch zur Messstrahlung M linear polarisiert wird. Letztlich ist es von Bedeutung, dass die Polarisierungsteilung (z.B. durch Polarisierungsteiler 11 und Platte 27) die Messstrahlung M und der Referenzstrahlengang die Referenzstrahlung R so konditionieren, dass beide Strahlungen am Detektor denselben Polarisationszustand haben.

35

Diese Maßnahme erhöht damit das Signal/Rausch-Verhältnis, da nur noch diejenigen Teile des Messlichtes durch den Strahlteiler 11 zur Detektoreinrichtung 17 geleitet werden, die in der Lage sind, mit dem Referenzlicht zu interferieren. Letztlich erhöht die an und für sich nachteilige

Polarisationsteilung und das Verwerfen eines Teiles der Messstrahlung M am Strahlteiler 11 damit die Signalgüte.

In einer weiteren Ausführungsform des OCT wird davon Gebrauch gemacht, dass die
5 Beleuchtungsoptik 10 es erlaubt, den Fokus der Beleuchtungsstrahlung B an eine andere z-
Position zu platzieren, als den Fokus, der durch die Detektoroptik 14 für das Aufsammeln der
Messstrahlung M vorgegeben ist. Aufgrund von Mehrfachstreuungen in der Retina kann
Messstrahlung M aus der Retina die für Interferenz geeignete Wegstrecke haben, jedoch in
andere Richtung propagieren, was die laterale Auflösung in der Tiefe begrenzen würde. Durch
10 unterschiedliche Tiefenebenen für Beleuchtung und Detektion lässt sich dieser Effekt
ausgleichen und die Auflösung in der Tiefe ist optimiert.

Zur Bildrekonstruktion aus den Detektorsignalen muss man gemäß dem FD-OCT-Prinzip die
aktuelle Wellenlänge kennen. Diese Wellenlänge bzw. die entsprechende Wellenzahl k kann
15 aus der Ansteuerung der Lichtquelle 4 abgeleitet werden. Alternativ ist es möglich, einen
Strahlanteil auszukoppeln und hinsichtlich der Wellenlänge zu erfassen, um die aktuell
eingestellte Wellenlänge bzw. den Verlauf einer Wellenlängendurchstimmung besser zu
kennen.

20 Senkrecht zur Abtastrichtung können Detektorkanäle zusammengefasst werden, um Speckle zu
reduzieren. Dies ist besonders vorteilhaft, wenn man ausschließlich z-Schnitte durch die Retina
wünscht.

Für ein grob aufgelöstes Bild, z. B. als Voransicht, ist es möglich, für jeden Spot alle oder
25 mehrere Detektorkanäle zusammenzufassen. Dies erfolgt nach den Korrekturen (z.B.
Aberration, z-Lage, Gesamtbilderzeugung). Man erhält dann eine Auflösung wie in bekannten
OCT-Systemen jedoch mit einem höheren Signal/Rauschverhältnis und verbessertem Speckle-
Verhalten, eben weil das Zusammenfassen nach einer oder mehreren der Korrekturen erfolgt
und damit über ein normales Pixelbinning hinausgeht.

30

Verwendet man einen Detektor, der nur in einer Richtung ortsauflösend ist, kann man
Aberrationen auch nur in dieser Richtung korrigieren. Für bestimmte Anwendungen mag dies
ausreichen.

35 In einer Ausführungsform ist eine Iriskamera vorgesehen, die den Benutzer bei der Einstellung
des Gerätes auf die Augenposition unterstützt.

Für alle Ausführungsformen des beschriebenen optischen Kohärenztomographen bzw. Verfahren zur optischen Kohärenztomographie können folgende Weiterbildungen vorteilhaft eingesetzt werden:

- 5 Phasenfehler, die entstehen, wenn sich der Flächendetektor 19, 19a, 19b nicht exakt in der Brennebene der Mikrolinsen des Multilinsenarrays 36, 36a, 36b befindet, können numerisch korrigiert werden.

10 Die Mikrolinsen der Multilinsenarrays und damit letztlich die Beleuchtungsspots an der Retina 2 können in einem quadratischen Raster oder auch in einem hexagonalen Raster angeordnet sein. Da für die Multilochblenden runde Öffnungen bevorzugt werden und die Pupille- bzw. Detektionsapertur in der Regel annähernd rund ist, ermöglicht ein hexagonales Raster eine weitere Einsparung an Detektionspixeln, d. h. Flächendetektoren mit weniger Pixeln.

15 Es ist bevorzugt, unabhängig vom Raster der Beleuchtungsspots an der Retina 2 genau ein Pixel des Flächendetektors 19, 19a, 19b im Zentrum jedes abgebildeten Spots zu haben. Deshalb sollte bei einem hexagonalen Raster der Beleuchtungsspots in Kombination mit einem rechteckigen Raster der Pixel des Flächendetektors 19, 19a, 19b die Größe der Löcher der Multilochblende 34 und damit auch der Multilochblenden 15, 15a, 15b an die Pixelgröße und
20 letztlich die Auflösung des Flächendetektors 19, 19a, 19b so angepasst sein, dass diese Bedingung hinreichend, d. h. zumindest näherungsweise, z. B. auf +/- 10 % Spotdurchmesser, erfüllt ist.

25 Soweit vorstehend Verfahrensschritte und/oder Signalkorrekturen geschildert wurden, werden diese im OCT 1 vom Steuergerät C durchgeführt, das mit dem Detektor verbunden ist, deren Messsignale ausließt und weiter Daten über die Arbeit des Scanners 13 und der Wellenlängendurchstimmung erhält und/oder diese Bauteile entsprechend ansteuert.

Die Erfindung kann insbesondere wie folgt charakterisiert sein:

30

1. Optischer Kohärenztomograph zur Untersuchung eines Auges (3), der aufweist:
 - eine Beleuchtungseinrichtung (4, 5) zur Bereitstellung von Quellstrahlung, deren Wellenlänge durchstimmbar ist,
 - einen Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7), der ein Aufteilungselement (6) zur
35 Aufteilung der Quellstrahlung in Beleuchtungsstrahlung (B) und Referenzstrahlung (R) aufweist, mit der Beleuchtungsstrahlung (B) ein Beleuchtungsfeld im Auge (3) beleuchtet und im Auge (3) rückgestreute Beleuchtungsstrahlung als Messstrahlung (M) aufammelt, wobei der

Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) einen Scanner (13) zur Verstellung der lateralen Lage des Beleuchtungsfelds im Auge (3) und eine Frontoptik (12) aufweist,

- einen Referenzstrahlengang (8), der für die Referenzstrahlung (R) eine optische Weglänge (21) bereitstellt, die einer optischen Weglänge vom Aufteilungselement (6) bis zum

5 Beleuchtungsfeld und zurück bis zu einer Überlagerungsstelle (71) entspricht,

- einen Detektionsstrahlengang (14, 15, 17), der die Messstrahlung (M) vom Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) und die Referenzstrahlung (R) vom Referenzstrahlengang (8) empfängt und an der Überlagerungsstelle (71) überlagert und auf einen Flächendetektor (19) leitet,

10 **wobei**

- der Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) weiter aufweist

- einen Strahlteiler (11) zur Abtrennung der vom Auge (3) aufgesammelten Messstrahlung (M) von der zum Auge (3) geführten Beleuchtungsstrahlung (B), wobei der Strahlteiler (11) die abgeteilte Messstrahlung (M) zum Detektionsstrahlengang (14, 15, 17)

15 leitet, und

- ein Lichtaufspaltungselement (32, 34), das die Beleuchtungsstrahlung (B) in Spots aufteilt, um die Retina (2) mit einem Multispotmuster zu beleuchten,

- der Detektionsstrahlengang weiter aufweist

20

- ein nur auf die Messstrahlung (M) wirkendes optisches Element (14), das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt und die Numerische Apertur, mit der im Auge (3) Messstrahlung (M) aufgesammelt ist, einstellt, und

- eine Blende (15), die dem Flächendetektor (19) vorgeordnet ist, in oder nahe einer Zwischenbildebene angeordnet ist und die Größe eines Objektfeldes festlegt, aus dem die Messstrahlung (M) zum Flächendetektor (19) gelangt, und

25

- wobei die dem Flächendetektor vorgeordnete Blende als erste Multilochblende (15) ausgebildet ist und zwischen dieser Multilochblende und dem Flächendetektor (19) ein erstes Multilinsenarray (36) angeordnet ist, das die von jedem Loch der ersten Multilochblende (15, 15a, 15b) ausgehende Strahlung auf einen Pixelbereich des Flächendetektors (19), der eine Ortsauflösung mit 4 bis 100 Pixel in einer Richtung hat, bevorzugt als 2D-Pixelbereich mit 5 bis

30 50 Pixel oder 5 bis 40 Pixel pro Richtung, bündelt.

2. Optischer Kohärenztomograph nach Nummer 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Lichtaufspaltungselement als ein zweites Multilinsenarray (32) und eine in einer Zwischenbildebene liegende zweite Multilochblende (34) ausgebildet ist.

35

3. Optischer Kohärenztomograph nach Nummer 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Flächendetektor (19) in einer Ebene liegt, die konjugiert zu einer Ebene ist, in der die Pupille (P)

oder Iris des Auges (3) liegt, und dass die zweite und die erste Multilochblende (32, 15) jeweils in einer Ebene liegen, die konjugiert zu einer Ebene sind, in der die Retina (2) des Auges liegt.

4. Optischer Kohärenztomograph nach Nummer 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass
5 der Strahlteiler (11) ein Polarisationsstrahlteiler ist und dass zwischen dem Auge (3) und dem Strahlteiler (11) ein Lambda/4-Platte (27) angeordnet ist, die die Messstrahlung hinsichtlich eines Polarisationszustandes filtert, der auf einen Polarisationszustand der Referenzstrahlung (R) angepasst ist.
- 10 5. Optischer Kohärenztomograph nach einer der obigen Nummern, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungs- und Messstrahlengang (7) ein nur auf die Beleuchtungsstrahlung (B) wirkendes optisches Element (10) aufweist, das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt und die Numerische Apertur der Beleuchtung des Beleuchtungsfeldes im Auge (3) einstellt.
- 15 6. Optischer Kohärenztomograph nach einer der obigen Nummern, dadurch gekennzeichnet, dass der Referenzstrahlengang (8) ein drittes Multilinsenarray (15c) aufweist, das die Referenzstrahlung (R) in ein Multispotmuster bündelt, das der zweiten Multilochblende (15, 15a, 15b) entspricht.
- 20 7. Optischer Kohärenztomograph nach einer der obigen Nummern, dadurch gekennzeichnet, dass an der Überlagerungsstelle ein Strahlvereiniger (71) angeordnet ist.
8. Optischer Kohärenztomograph nach einer der obigen Nummern, gekennzeichnet durch ein Steuergerät (C), das den Scanner (13) zur Ablenkung während der
25 Wellenlängendurchstimmung ansteuert und ein Scan-Signal erzeugt oder erhält, das einen Ablenkungszustand des Scanners (13) anzeigt, und mit der Strahlungsquelle (4) zum Auslesen eines Wellenlängensignals, das die Wellenlänge der Quellstrahlung und damit der Beleuchtungsstrahlung (B) anzeigt, und dem Flächendetektor (19) zum Auslesen von Messsignalen für jedes Pixel verbunden ist, wobei das Steuergerät aus dem
30 Wellenlängensignal und den Messsignalen Teilbilder (59) der Retina (2) erzeugt und das Scan-Signal auswertet, um die Teilbilder (59) zu einem 3D-Gesamtbild (61) zusammenzufügen.
9. Verfahren zur optischen Kohärenztomographie zur Untersuchung eines Auges (3), wobei das Verfahren aufweist
- 35 - Bereitstellen von Quellstrahlung, Durchstimmen deren Wellenlänge und Aufteilen der Quellstrahlung in Beleuchtungsstrahlung (B) und Referenzstrahlung (R),
- Beleuchten eines Beleuchtungsfeldes im Auge (3) mit der Beleuchtungsstrahlung (B) und Aufsammeln im Auge (3) rückgestreuter Beleuchtungsstrahlung als Messstrahlung (M), wobei

ein Scanner (13) zur Verstellung der lateralen Lage des Beleuchtungsfelds im Auge (3) und eine Frontoptik (12) im Auge (3) verwendet werden,

- Abtrennen der vom Auge (3) aufgesammelten Messstrahlung (M) von der zum Auge (3) geführten Beleuchtungsstrahlung (B),
- 5 - Festlegen der Numerische Apertur der Beleuchtung des Beleuchtungsfeldes im Auge (3) durch Verwenden eines nur auf die Beleuchtungsstrahlung (B) wirkenden optischen Elementes (10, 35), das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt, und Festlegen der Numerischen Apertur, mit der im Auge (3) Messstrahlung (M) aufgesammelt wird, durch Verwenden eines nur auf die Messstrahlung (M) wirkenden optischen Elementes (14), das mit der Frontoptik (12)
- 10 zusammenwirkt,
- Überlagern der Messstrahlung (M) mit der Referenzstrahlung (R) und Detektion eines Interferenzsignals der überlagerten Strahlungen mit einem Flächendetektor (19), und
- Verwenden mindestens einer Blende, die dem Flächendetektor (19) vorgeordnet ist und in oder nahe einer Zwischenbildebene angeordnet ist, um die Größe eines Objektfeldes
- 15 festzulegen, aus dem die Messstrahlung (M) zum Flächendetektor (19) gelangt,
- wobei die Retina (2) mit einem Multispotmuster beleuchtet wird und die dem Flächendetektor (19, 19a, 19b) vorgeordnete Blende als Multilochblende (15, 15a, 15b) ausgebildet ist und die von jedem Loch dieser Multilochblende (15, 15a, 15b) ausgehende Strahlung auf einen Pixelbereich des Flächendetektors (19), der eine Ortsauflösung mit 4 bis
- 20 100 Pixel in einer Richtung hat, bevorzugt als 2D-Pixelbereich mit 5 bis 50 Pixel oder 5 bis 40 Pixel pro Richtung, gebündelt wird.

10. Verfahren nach Nummer 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Flächendetektor (19) in einer Ebene angeordnet wird, die konjugiert zu einer Ebene ist, in der die Pupille (P) oder Iris

25 des Auges (3) liegt, dass das Multispotmuster mittels einer Beleuchtungs-Multilochblende (34) erzeugt wird, und dass die dem Flächendetektor (19, 19a, 19b) vorgeordnete Multilochblende (15, 15a, 15b) in einer Ebene liegt, die konjugiert zu einer Ebene ist, in der die Beleuchtungs-Multilochblende (34) liegt.

30 11. Verfahren nach Nummer 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Abtrennen der vom Auge (3) aufgesammelten Messstrahlung (M) von der zum Auge (3) geführten Beleuchtungsstrahlung (B) mittels einer Polarisierungsteilung erfolgt, wobei die Messstrahlung (M) hinsichtlich eines Polarisationszustandes gefiltert wird, der auf einen Polarisationszustand der Referenzstrahlung (R) bei der Überlagerung angepasst ist, und wobei nicht diesem

35 Polarisationszustand entsprechende Anteile der Messstrahlung (M) verworfen werden.

12. Verfahren nach einer der Nummern 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungsstrahlung (B) in der Pupille (P) des Auges (3) innerhalb eines von der

Beleuchtungsstrahlung (B) abgedeckten Querschnitts bis auf Intensitätsschwankungen von +/- 10% gleichmäßig verteilt ist.

13. Verfahren nach einer der Nummern 9 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die
5 Referenzstrahlung (R) durch ein Referenzstrahlungs-Multilinsenarray (36c) in ein
Multispotmuster gebündelt wird, das dem der Multilochblende (15, 15a, 15b) entspricht.

14. Verfahren nach einer der Nummern 9 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die
Referenzstrahlung (R) und die Messstrahlung (M) mit einem Strahlvereiniger (71) überlagert
10 werden.

15. Verfahren nach einer der Nummern 9 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Scanner
(13) zur Ablenkung während der Wellenlängendurchstimmung angesteuert wird und aus
Messsignalen des Flächendetektors (19) und einem Wellenlängensignal Teilbilder (59) der
15 Retina (2) erzeugt werden und unter Berücksichtigung des Ablenkzustandes des Scanners (13)
die Teilbilder (59) zu einem 3D-Gesamtbild (61) zusammengefügt werden.

Patentansprüche

1. Optischer Kohärenztomograph zur Untersuchung eines in einem Objektraum
5 anzuordnenden, streuenden Objektes, der aufweist:
- eine Lichtquelle zur Bereitstellung von Quellstrahlung mit durchstimmbarer Wellenlänge;
 - ein Aufteilungselement zur Aufteilung der Quellstrahlung in einen Referenzstrahlengang und einen Beleuchtungsstrahlengang zur Beleuchtung des Objektraumes mit
10 Beleuchtungsstrahlung (B);
 - Optiken im Beleuchtungsstrahlengang, um die Beleuchtungsstrahlung (B) in mehrere Objektpots aufzuteilen und um diese Objektpots in den Objektraum abzubilden, sowie einen Scanner, um die laterale Lage der Objektpots im Objektraum zu verstellen;
 - einen Detektionsstrahlengang, der an den Objektpots im Objektraum gestreute
15 Strahlung als Messstrahlung (M) sammelt und die Messstrahlung (M) mit durch den Referenzstrahlengang geführter Referenzstrahlung (R) überlagert und diese überlagerte Strahlung auf einen ortsauflösenden, Pixel aufweisenden Detektor (19) leitet, wobei Messstrahlung (M) von einem einzelnen Objektpot im Objektraum auf einen Detektorspot, der mehrere Pixel des Detektors (19) überdeckt, gelangt und der Detektor (19) daraufhin Signale
20 erzeugt;
 - ein Steuergerät (C), das die vom Detektor (19) erzeugten Signale verarbeitet und daraus ein Bild eines im Objektraum liegenden Objektes erzeugt.
2. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die
25 Optiken ein Multilinsenarray zur Aufteilung der Beleuchtungsstrahlung (B) in die mehreren Objektpots aufweisen.
3. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Optiken eine erste Multilochblende zur Aufteilung der Beleuchtungsstrahlung (B) in die
30 mehreren Objektpots aufweisen.
4. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektionsstrahlengang eine zweite Multilochblende aufweist, die für die einzelnen Objektpots im Objektraum eine Größe von Objektfeldern festlegt, aus denen die
35 Messstrahlung (M) zum Detektor (19) gelangt.

5. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Multilochblende in oder nahe einer Zwischenbildebene des Sammelns der Messstrahlung (M) liegt.
- 5
6. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-5, dadurch gekennzeichnet, dass dem Detektor (19) ein Multilinsenarray vorgeordnet ist, das die Strahlung von jedem Objektpot ausgehend auf den jeweiligen Detektorspot bündelt.
- 10
7. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-6, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (19) in einer Bildebene des Sammelns der Messstrahlung (M) liegt.
8. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-6, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektor (19) im Fernfeld des Objektes liegt.
- 15
9. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-8, dadurch gekennzeichnet, dass der Detektionsstrahlengang einen Strahlteiler aufweist, um Beleuchtungsstrahlung (B) von der Messstrahlung (M), die im Objektraum gestreut wurde, zu trennen.
- 20
10. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlteiler ein Polarisationsstrahlteiler ist und dass zwischen dem Objektraum und dem Strahlteiler eine Lambda/4-Platte angeordnet ist, die in Kombination mit dem Polarisationsstrahlteiler die Messstrahlung (M) hinsichtlich ihres Polarisationszustandes filtert.
- 25
11. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-10, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungsstrahlengang ein nur auf die Beleuchtungsstrahlung (B) wirkendes optisches Element aufweist, das die numerische Apertur der Beleuchtung des Objektraumes unabhängig von der numerischen Apertur des Sammelns der Messstrahlung (M) einstellt.
- 30
12. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-11, dadurch gekennzeichnet, dass der Referenzstrahlengang (R) ein Multilinsenarray aufweist, das die Referenzstrahlung (R) in ein Multispotmuster bündelt, welches den Objektpots, von denen die Messstrahlung (M) gesammelt wird, entspricht.
- 35

13. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-12, dadurch gekennzeichnet, dass der Scanner während einer Wellenlängendurchstimmung der Quellstrahlung die laterale Lage des Spots verstellt und ein Scansignal erzeugt, das einen Ablenkungszustand des Scanners anzeigt, wobei das Steuergerät mit dem Scanner, der Strahlungsquelle zum Auslesen eines Wellenlängensignals, das die Wellenlänge der Quellstrahlung und damit der Beleuchtungsstrahlung (B) anzeigt, und dem Detektor zum Auslesen von Messsignalen für jedes Pixel verbunden ist und aus dem Wellenlängensignal und den Messsignalen Teilbilder eines im Objektraum befindlichen Objektes erzeugt und das Scansignal auswertet, um die Teilbilder zu einem 3D-Gesamtbild zusammenzufügen.
14. Optischer Kohärenztomograph nach einem der Ansprüche 1-13, dadurch gekennzeichnet, dass das zu untersuchende Objekt ein menschliches Auge ist.
15. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass das zu untersuchende Objekt die Netzhaut ist.
16. Optischer Kohärenztomograph nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungsstrahlung (B) in der Pupille des Auges innerhalb eines von der Beleuchtungsstrahlung (B) abgedeckten Querschnitts bis auf Intensitätsschwankungen von +/- 10% gleichmäßig verteilt ist.
17. Optischer Kohärenztomograph nach einem der obigen Ansprüche und zur Untersuchung der Retina, dadurch gekennzeichnet, dass
- der Beleuchtungsstrahlengang ein Lichtaufspaltungselement (32, 34), das die Beleuchtungsstrahlung (B) in die Spots aufteilt, um die Retina (2) an den Objektpots zu beleuchten, aufweist,
 - der Beleuchtungs- und der Messstrahlengang (7) eine gemeinsame Frontoptik (12) und einen gemeinsamen Strahlteiler (11) zur Abtrennung der vom Auge (3) aufgesammelten Messstrahlung (M) von der zum Auge (3) geführten Beleuchtungsstrahlung (B) aufweisen, wobei der Strahlteiler (11) die abgeteilte Messstrahlung (M) zum Detektionsstrahlengang (14, 15, 17) leitet,
 - der Referenzstrahlengang (8) für die Referenzstrahlung (R) eine optische Weglänge (21) bereitstellt, die einer optischen Weglänge vom Aufteilungselement (6) bis zu den Objektpots und zurück bis zu einer Überlagerungsstelle (71) entspricht, und
 - der Detektionsstrahlengang (14, 15, 17) die Messstrahlung (M) und die Referenzstrahlung (R) an der Überlagerungsstelle (71) überlagert, ein nur auf die Messstrahlung (M) wirkendes optisches Element (14), das mit der Frontoptik (12) zusammenwirkt und die numerische Apertur einstellt, mit der im Auge (3) Messstrahlung (M)

aufgesammelt ist, aufweist und eine Blende (15), die dem Detektor (19) vorgeordnet ist, in oder nahe einer Zwischenbildebene angeordnet ist und die Größe eines Objektfeldes festlegt, aus dem die Messstrahlung (M) zum Detektor (19) gelangt, aufweist,

- wobei die dem Detektor vorgeordnete Blende als erste Multilochblende (15, 15a, 15b) ausgebildet ist und zwischen dieser ersten Multilochblende und dem Detektor (19) ein erstes Multilinsenarray (36) angeordnet ist, das die von jedem Loch der ersten Multilochblende (15, 15a, 15b) ausgehende Strahlung auf einen Pixelbereich des Detektors (19), der eine Ortsauflösung mit 4 bis 100 Pixel in einer Richtung hat, bevorzugt als 2D-Pixelbereich mit 5 bis 50 Pixel oder 5 bis 40 Pixel pro Richtung, bündelt.

10

18. Verfahren zur optischen Kohärenztomographie zur Untersuchung eines Objektes, insbesondere eines Auges (3), wobei das Verfahren aufweist:

- Bereitstellen von Quellstrahlung, Durchstimmen deren Wellenlänge und Aufteilen der Quellstrahlung in Beleuchtungsstrahlung (B) und Referenzstrahlung (R),
- 15 - Beleuchten des Objektes mit der Beleuchtungsstrahlung (B) an einer Vielzahl von Objektpots, wobei ein Scanner (13) zur Verstellung der lateralen Lage der Objektpots verwendet wird,
- Leiten der Referenzstrahlung (R) durch einen Referenzstrahlengang,
- Sammeln von im oder am Objekt rückgestreuter Beleuchtungsstrahlung (B) als
- 20 Messstrahlung (M) durch Abbilden der Objektpots in Detektorspots,
- Überlagern der Messstrahlung (M) mit der durch den Referenzstrahlengang geleiteten Referenzstrahlung (R), wobei die Detektorspots mit überlagerter Strahlung beaufschlagt werden,
- Erfassen einer Intensitätsverteilung der Detektorspots.

25

19. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Abbildung in Detektorspots parallel erfolgt, indem mittels einer Multilochblende die Messstrahlung gefiltert wird.

- 30 20. Verfahren nach Anspruch 18 oder 19, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Erfassung der Intensitätsverteilung eine Überabtastung erfolgt, indem eine Auflösung der Intensitätsverteilung jedes Detektorspots entsprechend jedem Objektpot größer ist, als eine Auflösung des Beleuchtens des Objektes mit der Beleuchtungsstrahlung (B) an einer Vielzahl von Objektpots.

35

21. Verfahren nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass aus der Intensitätsverteilung eine Bildkorrektur gewonnen wird.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-21, dadurch gekennzeichnet, dass die Vielzahl von Objektpots mittels eines Multilinsenarrays erzeugt werden.
23. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-22, dadurch gekennzeichnet, dass die Vielzahl
5 von Objektpots mittels einer ersten Multilochblende erzeugt werden.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-23, dadurch gekennzeichnet, dass das Abbilden
der Objektpots in Detektorspots mittels einer zweiten Multilochblende erfolgt, die eine Größe
von Objektfeldern der einzelnen Detektorspots im Objektraum festlegt, aus der die
10 Messstrahlung (M) erfasst wird.
25. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-24, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite
Multilochblende in oder nahe einer Zwischenbildebene des Abbildens liegt.
- 15 26. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-25, dadurch gekennzeichnet, dass einem
Pixel aufweisenden Detektor (19) ein Multilinsenarray vorgeordnet wird, das jedem Detektorspot
auf jeweils mehrere Pixel des Detektors (19) richtet.
27. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-26, dadurch gekennzeichnet, dass das
20 Erfassen der Intensitätsverteilung der Detektorspots in einer Bildebene des Abbildens der
Objektpots erfolgt.
28. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-26, dadurch gekennzeichnet, dass das
Erfassen der Intensitätsverteilung der Detektorspots im Fernfeld des Objektes erfolgt.
25
29. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-28, dadurch gekennzeichnet, dass die
Beleuchtungsstrahlung (B) von der Messstrahlung (M), die im Objektraum gestreut wurde,
mittels eines Strahlteilers getrennt wird.
- 30 30. Verfahren nach Anspruche 29, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlteiler ein
Polarisationsstrahlteiler ist und dass zwischen dem Objektraum und dem Strahlteiler eine
Lambda/4-Platte angeordnet wird, die in Kombination mit dem Polarisationsstrahlteiler die
Messstrahlung (M) hinsichtlich ihres Polarisationszustandes filtert.
- 35 31. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-30, dadurch gekennzeichnet, dass die
numerische Apertur der Beleuchtung des Objektraumes unabhängig von der numerischen
Apertur des Sammels der Messstrahlung (M) eingestellt wird.

32. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-31, dadurch gekennzeichnet, dass die Referenzstrahlung (R) in ein Multispotmuster gebündelt wird, welches den Objektsots, von denen die Messstrahlung (M) gesammelt wird, entspricht.
- 5 33. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-32, dadurch gekennzeichnet, dass während einer Wellenlängendurchstimmung der Quellstrahlung die laterale Lage des Spots verstellt wird und auf Basis der Wellenlänge der Quellstrahlung und damit der Beleuchtungsstrahlung (B) und auf Basis der erfassten Intensitätsverteilung Teilbilder des Objektes erzeugt und unter Berücksichtigung der Verstellung der laterale Lage des Spots die Teilbilder zu einem 3D-
10 Gesamtbild zusammengefügt werden.
34. Verfahren nach einem der Ansprüche 18-33, dadurch gekennzeichnet, dass das zu untersuchende Objekt ein menschliches Auge ist.
- 15 35. Verfahren nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, dass das zu untersuchende Objekt die Netzhaut ist.
36. Verfahren nach Anspruch 34 oder 35, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungsstrahlung (B) in der Pupille des Auges innerhalb eines von der
20 Beleuchtungsstrahlung (B) abgedeckten Querschnitts bis auf Intensitätsschwankungen von +/- 10% gleichmäßig verteilt ist.

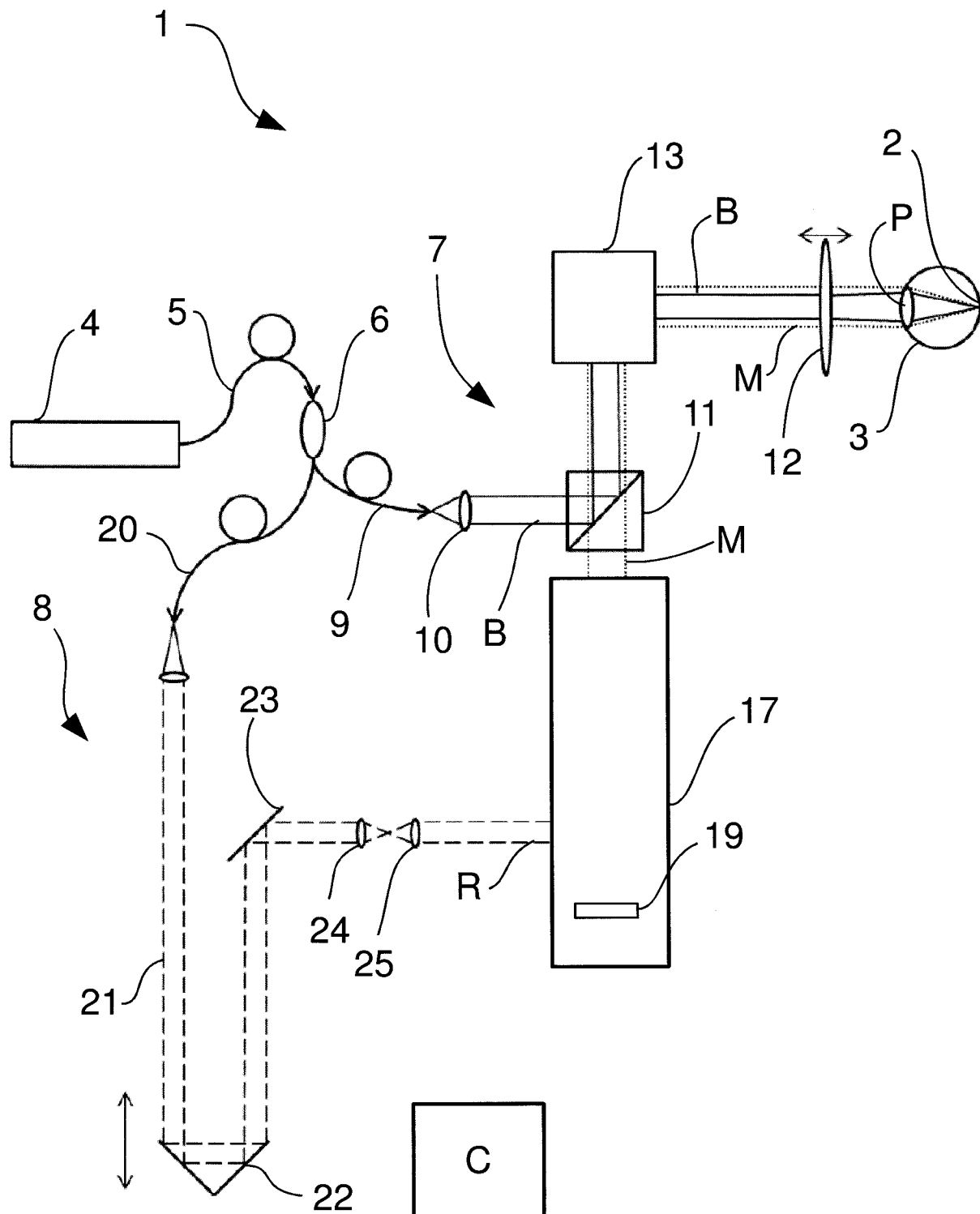


FIG. 1

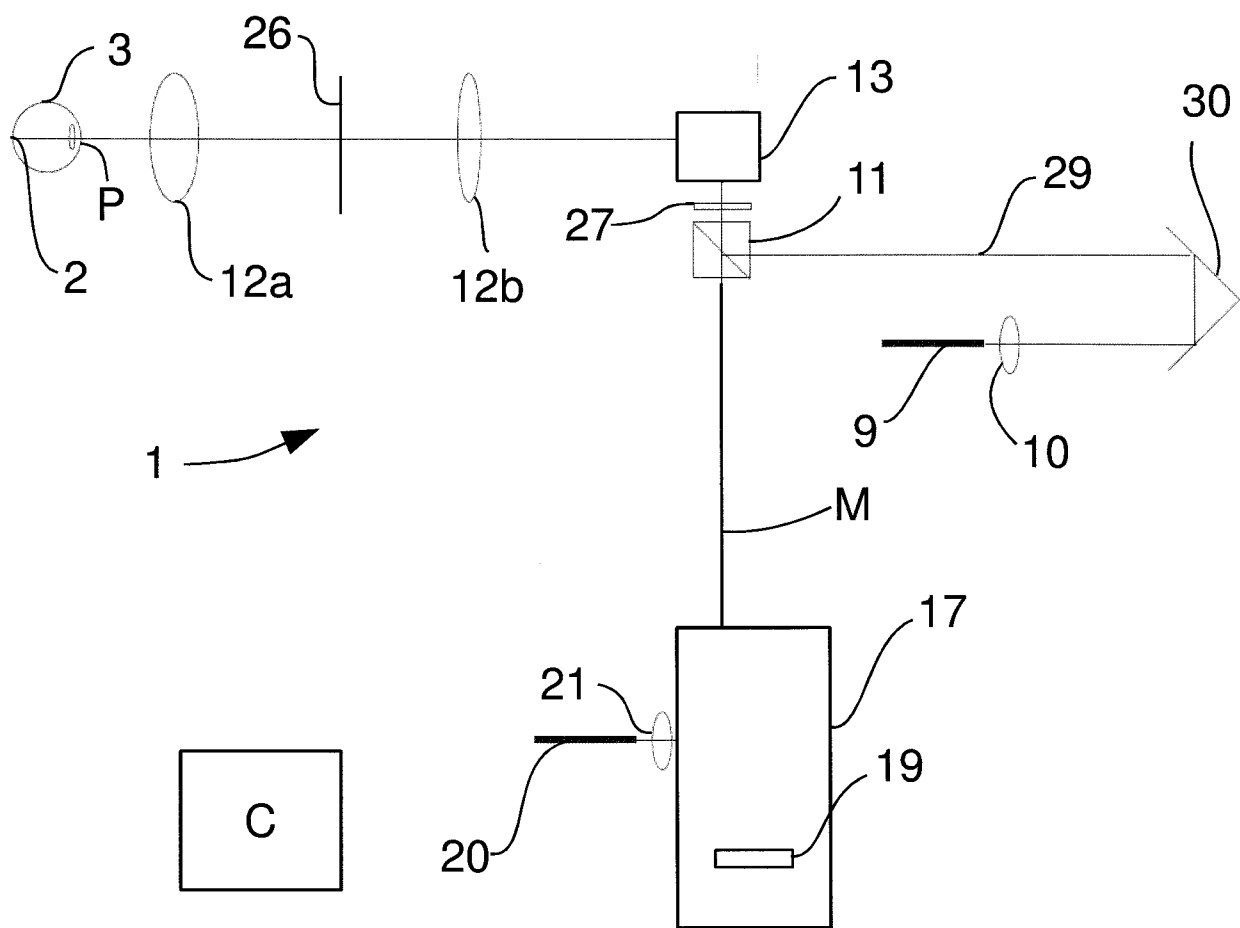


FIG. 2

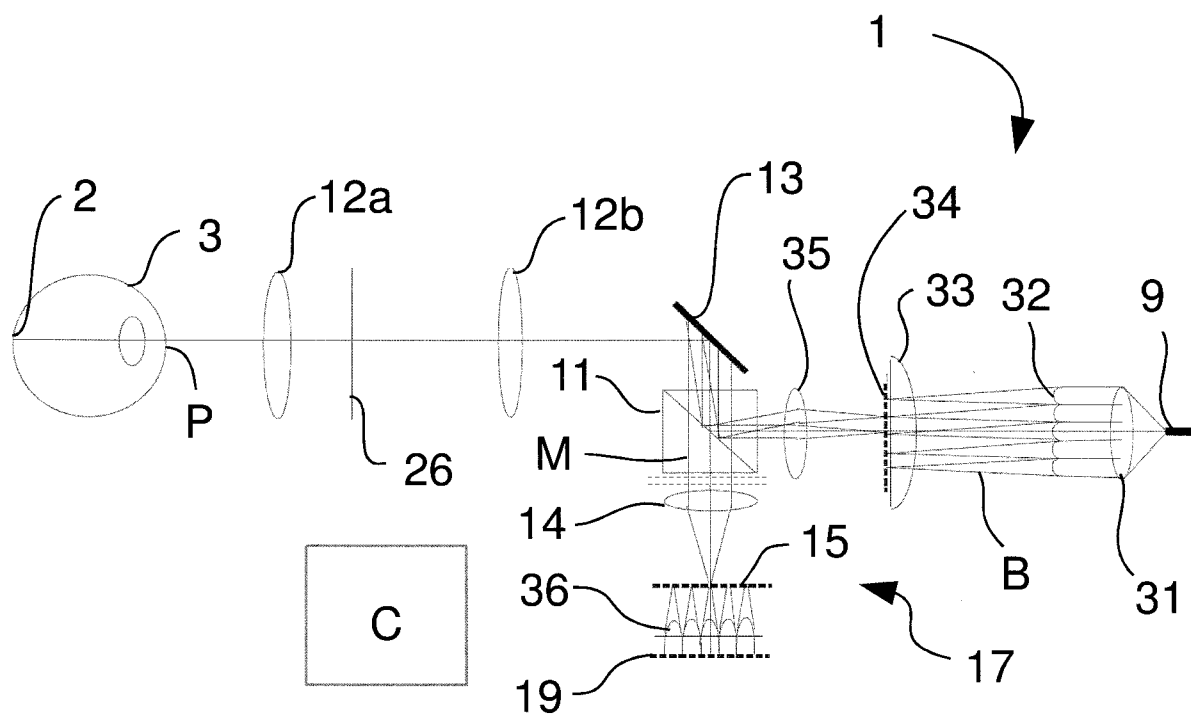
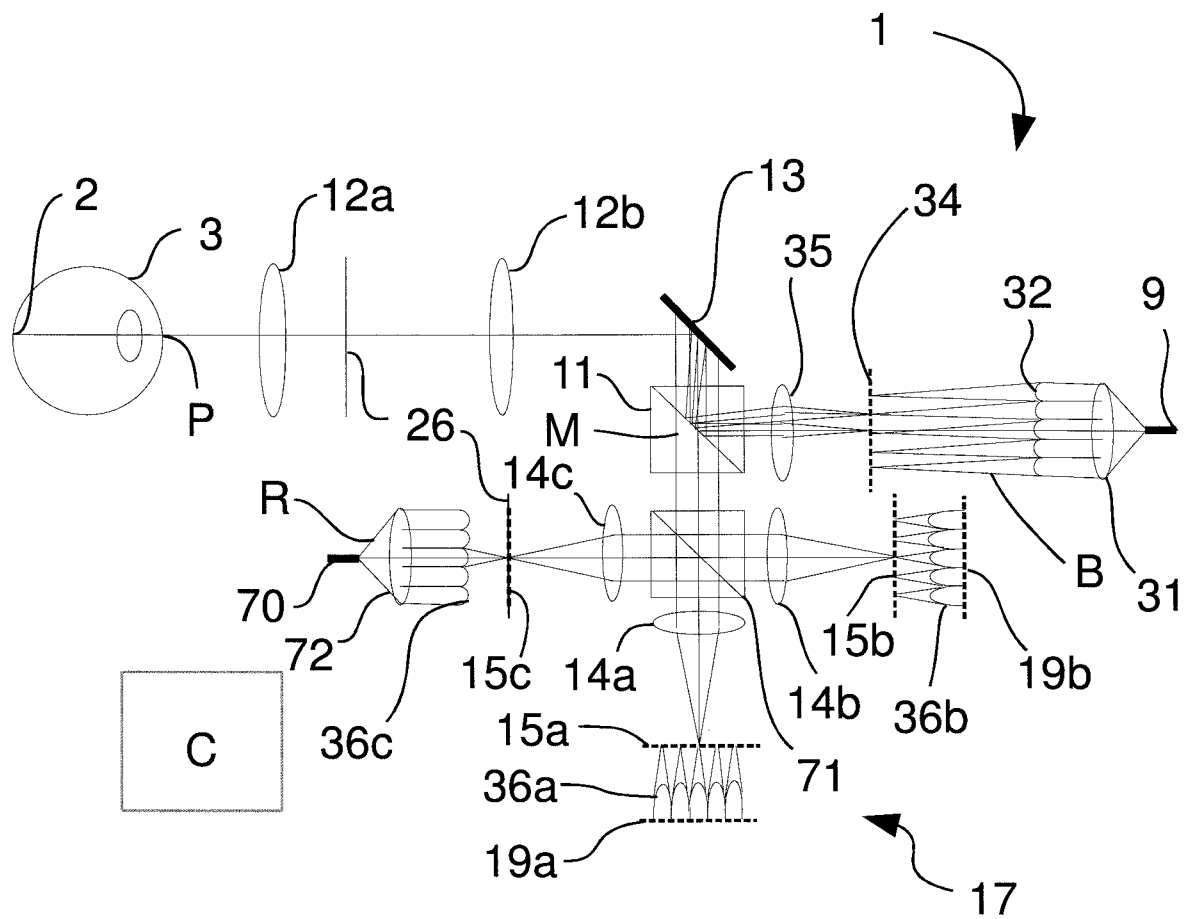


FIG. 3a

**FIG. 3b**

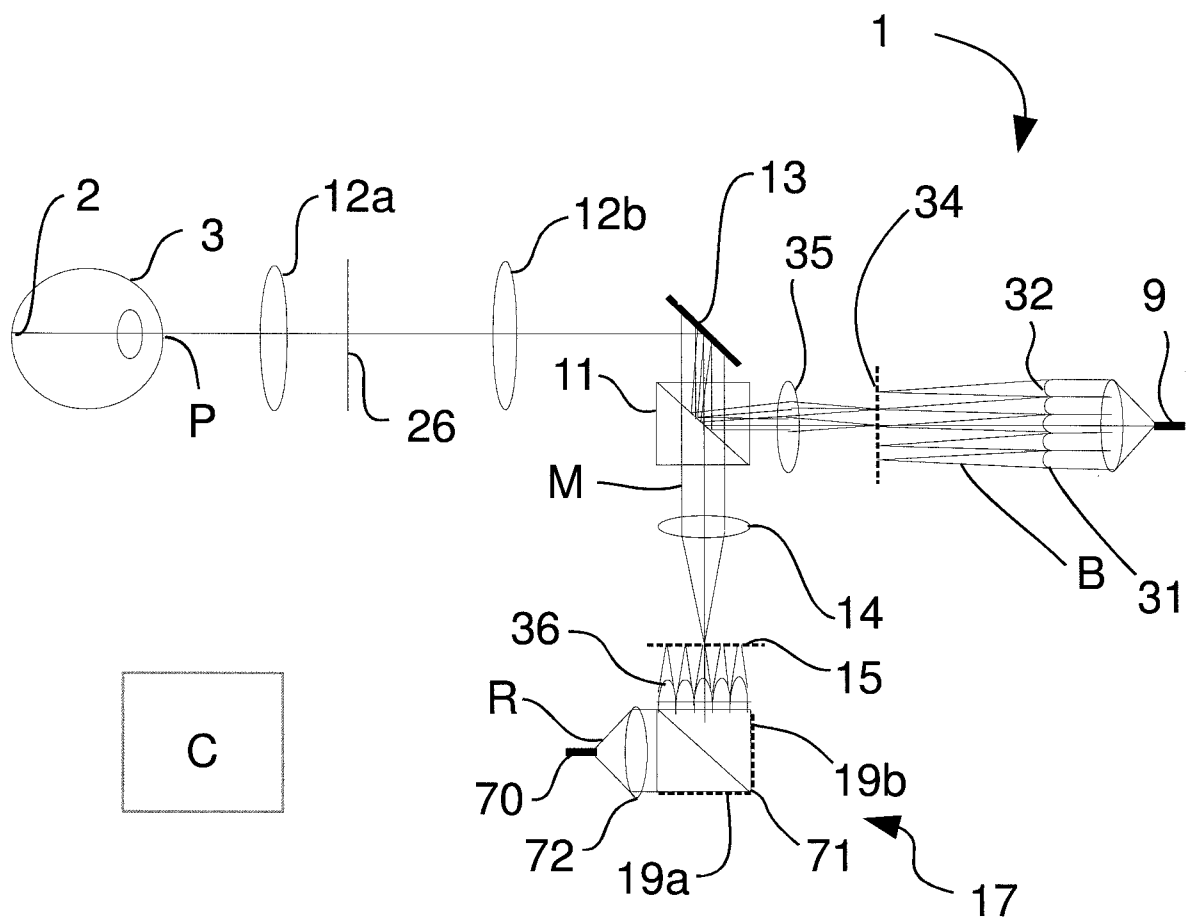
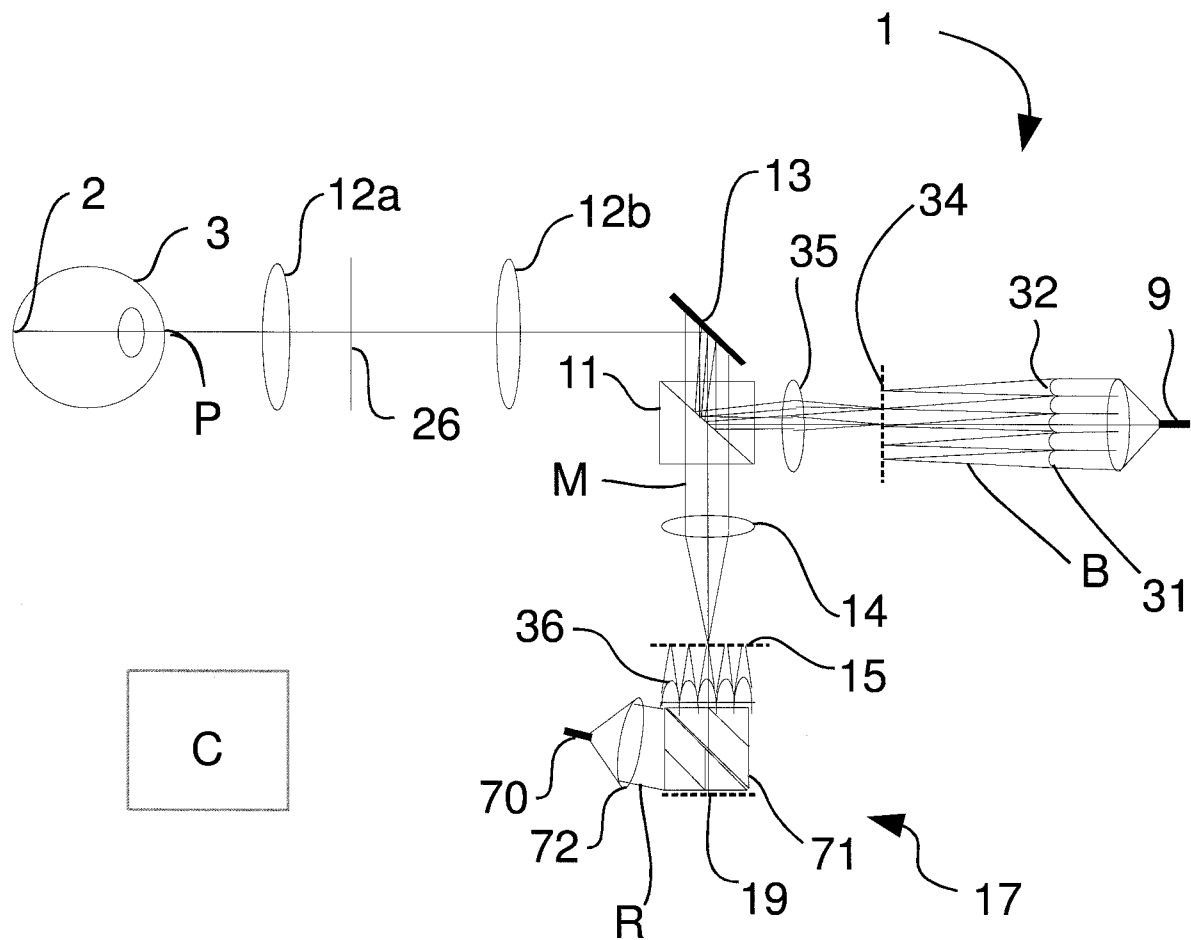


FIG. 3c

**FIG. 3d**

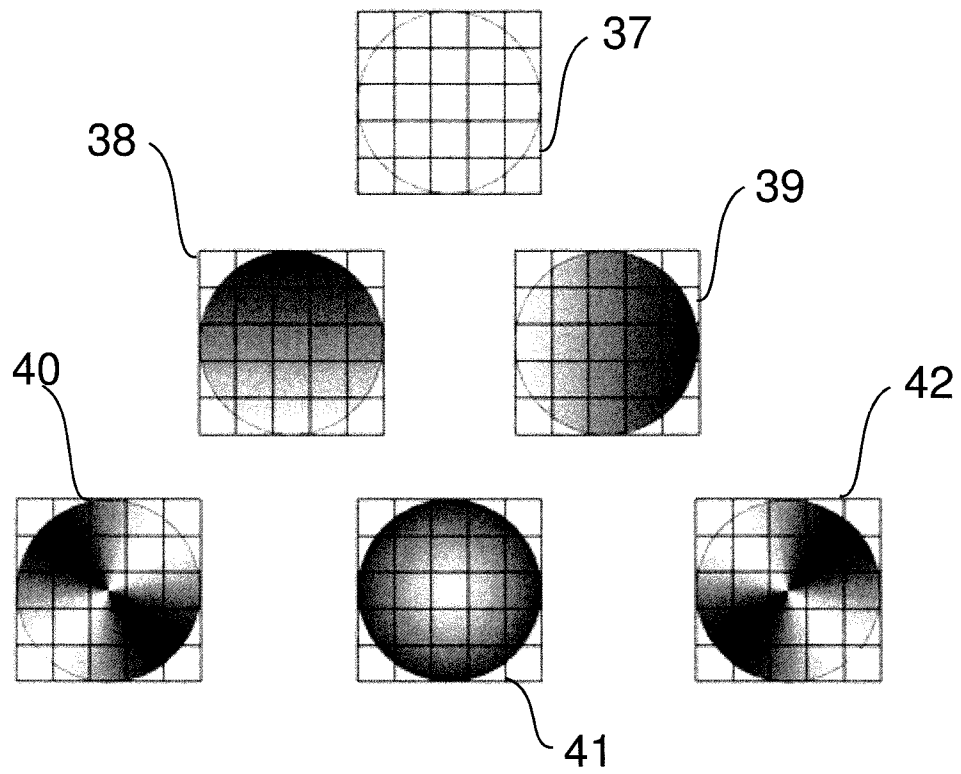


FIG. 4

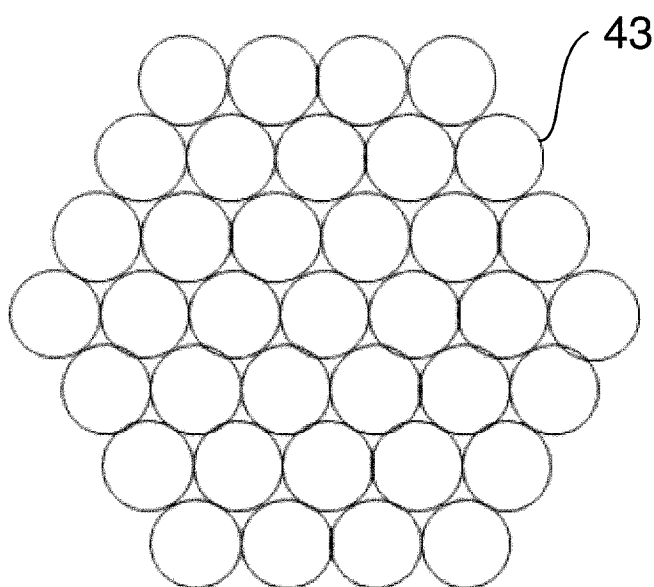


FIG. 5

8/13

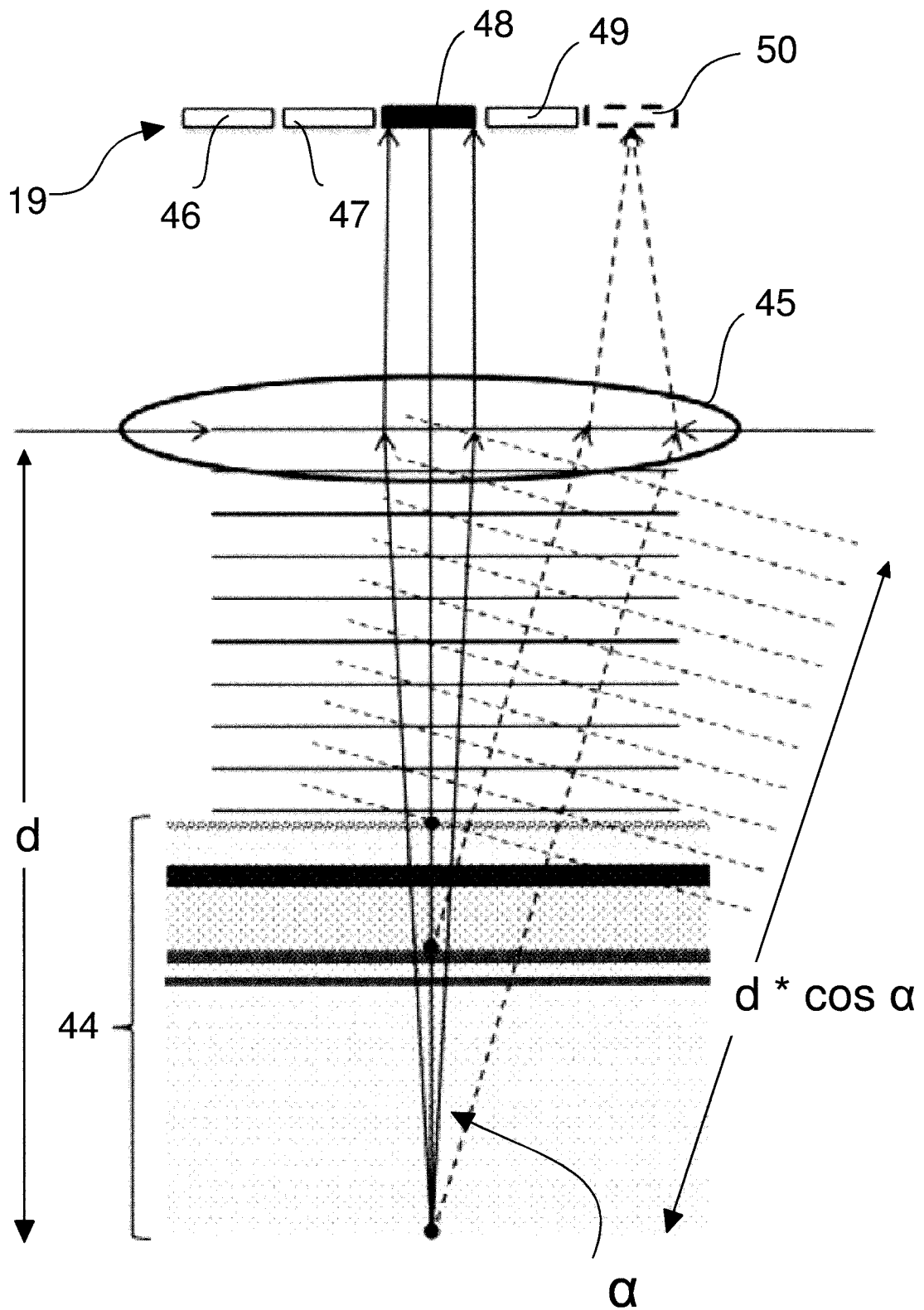
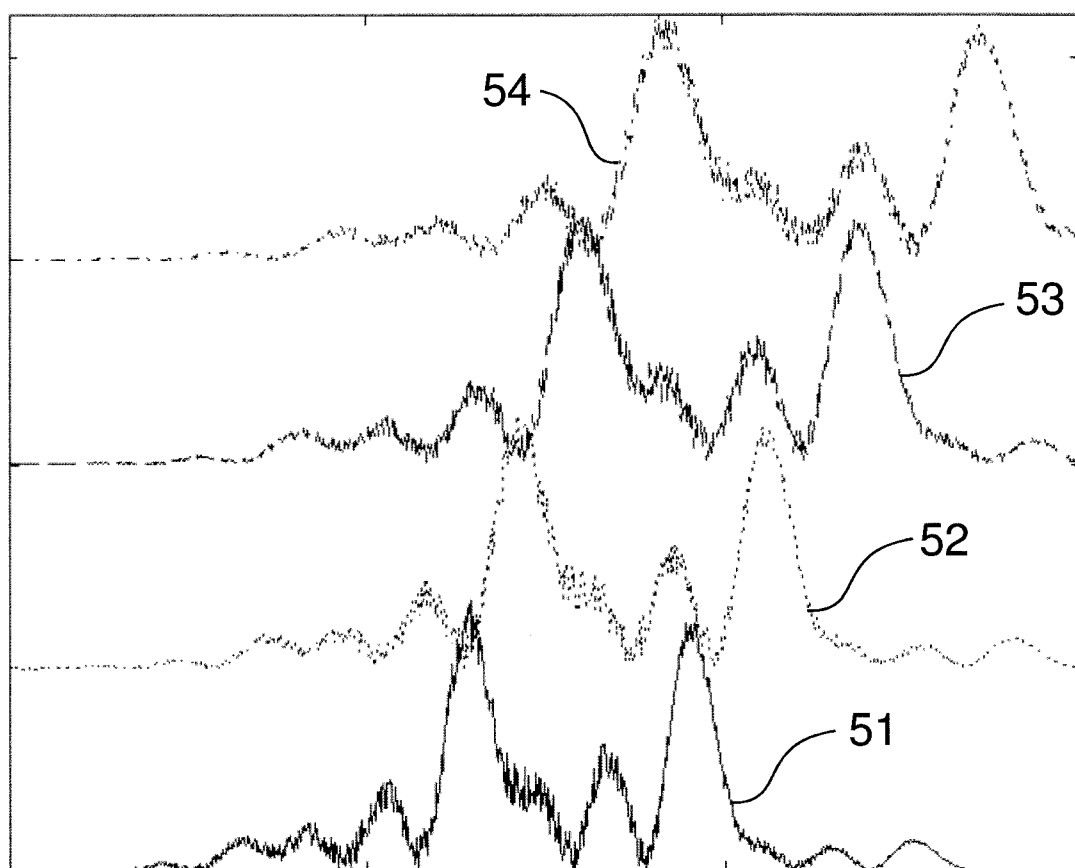
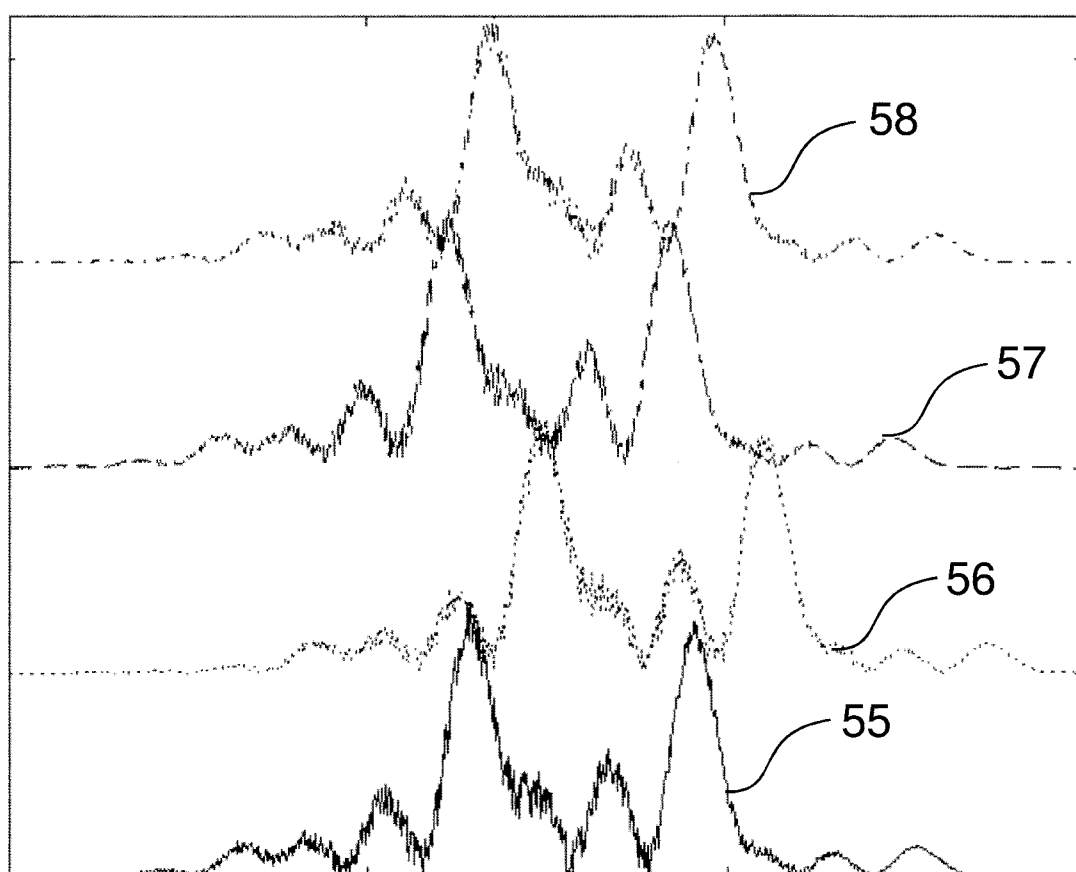
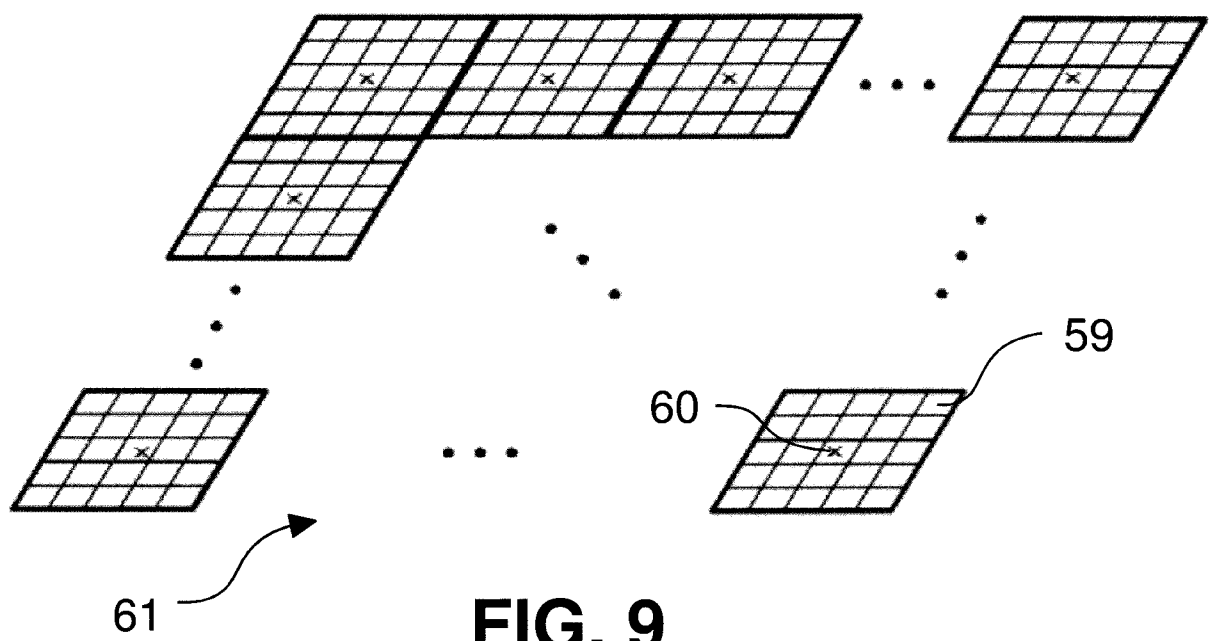


FIG. 6

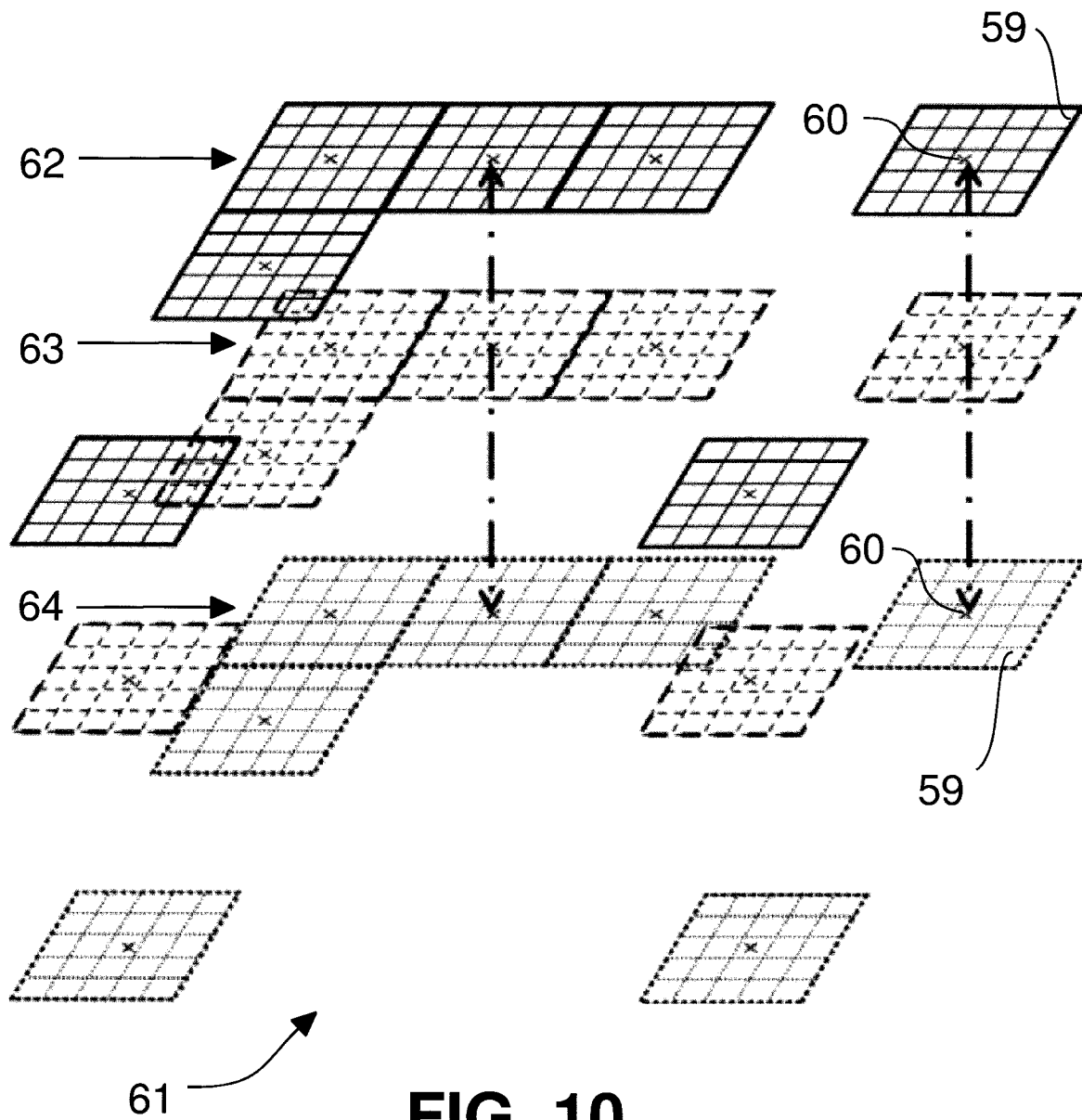
**FIG. 7**

10/13

**FIG. 8**



12/13



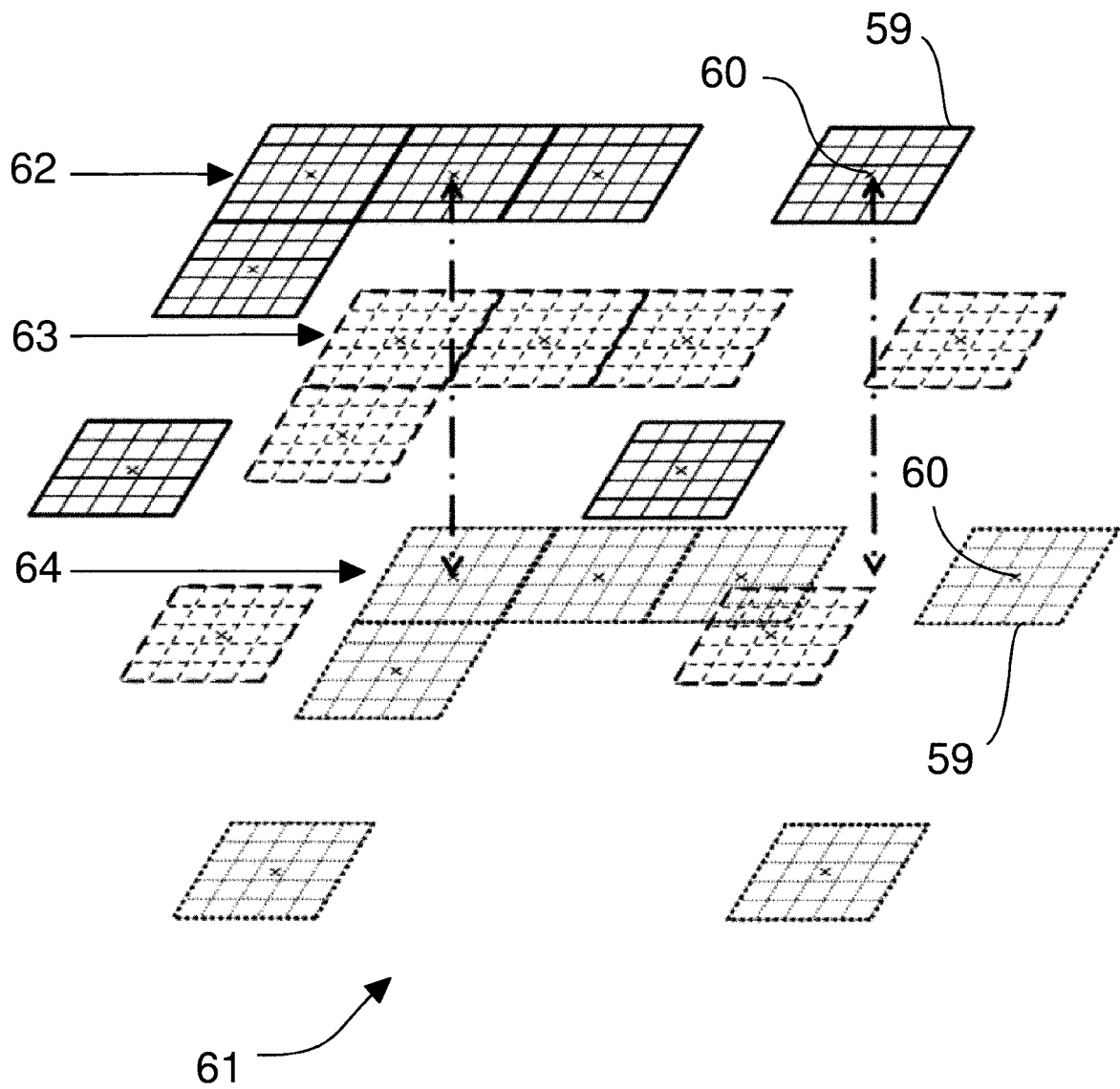


FIG. 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/051834

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. G01B9/02
 ADD.

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

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	WO 2014/179465 A1 (IDX LLC [US]; ABRAMOFF MICHAEL [US]; DEHOOG EDWARD [US]) 6 November 2014 (2014-11-06) cited in the application paragraph [0027] - paragraph [0034]; figures 1, 2A, 2B -----	1-36
A	US 2014/028974 A1 (TUMLINSON ALEXANDRE R [US]) 30 January 2014 (2014-01-30) cited in the application paragraph [0025] -----	1-36
X	WO 2014/201503 A1 (CYLITE PTY LTD [AU]) 24 December 2014 (2014-12-24) page 10, line 28 - page 16, line 11; figures 5, 7, 11 -----	1-36



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

25 April 2016

Date of mailing of the international search report

10/05/2016

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

Malcoci, Andrei

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/051834

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2014179465 A1	06-11-2014	EP 2991538 A1	09-03-2016
		US 2014320816 A1	30-10-2014
		US 2016089019 A1	31-03-2016
		WO 2014179465 A1	06-11-2014

US 2014028974 A1	30-01-2014	NONE	

WO 2014201503 A1	24-12-2014	CN 105324649 A	10-02-2016
		EP 3011288 A1	27-04-2016
		WO 2014201503 A1	24-12-2014
		WO 2014201504 A1	24-12-2014

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. G01B9/02
ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
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, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2014/179465 A1 (IDX LLC [US]; ABRAMOFF MICHAEL [US]; DEHOOG EDWARD [US]) 6. November 2014 (2014-11-06) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0027] - Absatz [0034]; Abbildungen 1, 2A, 2B -----	1-36
A	US 2014/028974 A1 (TUMLINSON ALEXANDRE R [US]) 30. Januar 2014 (2014-01-30) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0025] -----	1-36
X	WO 2014/201503 A1 (CYLITE PTY LTD [AU]) 24. Dezember 2014 (2014-12-24) Seite 10, Zeile 28 - Seite 16, Zeile 11; Abbildungen 5, 7, 11 -----	1-36



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

25. April 2016

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

10/05/2016

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

Malcoci, Andrei

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/051834

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
WO 2014179465	A1	06-11-2014	EP	2991538 A1	09-03-2016
			US	2014320816 A1	30-10-2014
			US	2016089019 A1	31-03-2016
			WO	2014179465 A1	06-11-2014

US 2014028974	A1	30-01-2014	KEINE		

WO 2014201503	A1	24-12-2014	CN	105324649 A	10-02-2016
			EP	3011288 A1	27-04-2016
			WO	2014201503 A1	24-12-2014
			WO	2014201504 A1	24-12-2014
