



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 051 272 A1** 2010.04.15

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 051 272.9**

(22) Anmeldetag: **10.10.2008**

(43) Offenlegungstag: **15.04.2010**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 3/10** (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01)

(71) Anmelder:

Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE

(74) Vertreter:

GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.), 80687 München

(72) Erfinder:

Hacker, Martin, Dr., 07743 Jena, DE; Barth, Roland, 07743 Jena, DE; Bergner, Roland, 07745 Jena, DE; Bißmann, Wilfried, Dr., 07749 Jena, DE; Büнау, Rudolf von, 07749 Jena, DE; Ebersbach, Ralf, 04626 Schmölln, DE; Koschmieder, Ingo, 07743 Jena, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

US 2006/01 09 477 A1

DE 10 2007 027683 A1

DE 10 2007 052858 A1

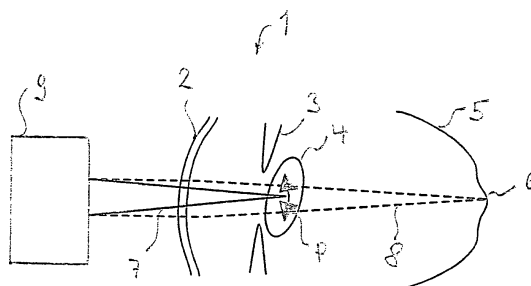
WO 07/0 65 670 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Tiefenauflösende optische Kohärenzreflektometrie**

(57) Zusammenfassung: Vorrichtung zur Messung an einem Auge (4), insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei die Vorrichtung ein Interferometer (10) umfasst, mindestens einen Messstrahl (7, 8) entlang einer optischen Achse (OA) in das Auge (4) fokussiert, rückgestreute Strahlung aufnimmt und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Messsignal erzeugt, eine Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19; 21) zur lateralen und/oder axialen Verschiebung des Fokus im Auge (4) oder zur Variation eines Polarisationszustandes des Messstrahls (7, 8) und eine Steuereinrichtung (22), die das Interferometer ansteuert, aufweist, wobei die Steuereinrichtung (22) aus der rückgestreuten Strahlung mehrere A-Scan-Einzelsignale erzeugt und diese zu einem A-Scan-Messsignal zusammenfasst und so ausgebildet ist, dass sie die Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19; 21) zur Verschiebung der Lage des Fokus oder zur Polarisationsvariation während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung, aus der die Steuereinrichtung (22) die A-Scan-Einzelsignale erzeugt, ansteuert und rückgestreute Strahlung bei mehreren verschiedenen Lagen des Fokus oder mehreren verschiedenen Polarisationszuständen der Messstrahlung (7, 8) zum A-Scan-Messsignal beiträgt.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Messung an einem Auge, insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei die Vorrichtung ein Interferometer umfaßt, mindestens einen Meßstrahl entlang einer optischen Achse in das Auge fokussiert, rückgestreute Strahlung aufnimmt und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt, und eine Verstelleinrichtung zur lateralen und/oder axialen Verschiebung des Fokus im Auge oder zur Variation eines Polarisationszustandes des Meßstrahls und eine Steuereinrichtung, die das Interferometer ansteuert, aufweist. Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur Messung an einem Auge, insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei mindestens ein Meßstrahl entlang einer optischen Achse in das Auge fokussiert, rückgestreute Strahlung aufgenommen und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt wird und die Lage des Fokus im Auge lateral und/oder axial verschoben oder ein Polarisationszustand des Meßstrahls variiert wird.

[0002] Die optische Kohärenz-Domain-Reflektometrie (OCDR) dient dazu, Ort und Größe von Streuzentren innerhalb einer Probe, z. B. dem menschlichen Auge, zu erfassen. Für einen Überblick über entsprechende Literatur zur optischen Kohärenz-Domain-Reflektometrie sei auf die US 2006/0109477 A1 verwiesen. Diese Patentanmeldung, die zum Teil vom Erfinder der hier relevanten Erfindung stammt, schildert auch das Grundprinzip der optischen Kohärenztomographie. Für die OCDR sind die Varianten Zeit-Domain OCDR (time-domain oder TD-OCDR) mit zum Scannen weglängenverstelltem Referenzarm und Fourier-Domäne OCDR (FD-OCDR) mit festem Referenzarm und Auswertung spektraler Information bekannt. Letztere unterscheidet man nochmals in eine Variante unter Verwendung breitbandiger Lichtquellen und spektrometerbasierter Detektion (spectral domain oder SD-OCDR) und in eine Variante unter Verwendung spektral durchstimmbarer Lichtquellen und breitbandiger Detektoren (swept-source oder SS-OCDR).

[0003] Problematisch an der optischen Kohärenztomographie, insbesondere in Form der FD-OCDR, ist die feste Verknüpfung von Meßbereich und Meßauflösung. Der Stand der Technik kennt viele Druckschriften, die sich mit der Vermessung von Objekten in Bereichen umfaßt, die geometrisch gegenüber der gewünschten Auflösung um mehrere Größenordnung größer sind. Ein Beispiel für eine solche Meß-

aufgabe ist die Vermessung von Bereichen am menschlichen Auge, z. B. die Erfassung von Strukturen sowohl im Vorderbereich des Auges, beispielsweise an der Hornhaut, als auch an der Retina.

[0004] Bei OCDR sind die axiale und die laterale Auflösung weitgehend entkoppelt. Die axiale Auflösung ist im wesentlichen durch die Kohärenzlänge der Quelle gegeben, also umgekehrt proportional zur Gesamtbreite des in der Interferometeranordnung verwendeten Spektrums. In lateraler Richtung ist die erreichbare Auflösung durch die laterale Ausdehnung des Fokus bzw. der im Fokusbereich gegebenen Strahltaile gegeben. Das Streusignal eines Ortes ist somit die Überlagerung der aus dem kleinsten auflösbaren Volumen rückgestreuten Strahlung.

[0005] Eine Anwendung, die für die OCDR-Technik von besonderem Interesse ist, ist die Streckenmessung im Auge. Bekannte interferometrisch arbeitende Geräte ermöglichen derzeit entweder eine befriedigende Achslängenmessung oder Teilstreckenmessungen in der Vorderkammer, z. B. Erfassung der Vorderkammertiefe und der Linsendicke. Bei den einzelnen Teilstreckenmessungen muß dabei der Meßstrahl sehr genau im Auge justiert werden.

[0006] Bekannte Verfahren zu Teilstrecken- oder Achslängenmessung arbeiten entlang der Sehachse eines Auges (z. B. Lexer et al., "Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances", APPLIED OPTICS, Vol. 36, No. 25). Sie nützen somit nicht die auf der optischen Achse des Auges detektierbaren, starken und klar definierten spekularen Reflexe von Grenzflächen im Auge für Teilstreckenmessungen sondern verwerten Signale aus Volumenstreuungen in Strukturen des Auges.

[0007] Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, mittels Zeitdomänen-Spektraldomänen oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie ein Auge und insbesondere eine Streckenlänge verbessert erfassen zu können. Besonders bevorzugt soll gleichzeitig eine Achslängenmessung und eine weitere Teilstreckenmessung am Auge erfolgen. Das Signal/Rausch-Verhältnis und insbesondere das Vermögen zur Grenzflächenbestimmung auf Basis von Volumenstreuungssignalen sollen verbessert, Meßfehler vermieden und die Anforderungen an die Justage des Auges reduziert werden.

[0008] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst mit einer Vorrichtung zur Messung an einem Auge, insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei die Vorrichtung ein Interferometer umfaßt, mindestens einen Meßstrahl entlang einer optischen Achse in das Auge fokussiert, rückgestreute Strahlung aufnimmt und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie inter-

ferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt und eine Verstelleinrichtung zur lateralen und/oder axialen Verschiebung des Fokus im Auge oder zur Variation eines Polarisationszustandes des Meßstrahls und eine Steuereinrichtung, die das Interferometer ansteuert, aufweist, wobei die Steuereinrichtung aus der rückgestreuten Strahlung mehrere A-Scan-Einzelsignale erzeugt und diese zu einem A-Scan-Meßsignal zusammenfaßt und so ausgebildet ist, daß sie die Verstelleinrichtung zur Verschiebung der Lage des Fokus oder zur Polarisationsvariation während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung, aus der die Steuereinrichtung die A-Scan-Einzelsignale erzeugt, ansteuert und wobei rückgestreute Strahlung bei mehreren verschiedenen Lagen des Fokus oder mehreren verschiedenen Polarisationszuständen der Meßstrahlung zum A-Scan-Meßsignal beiträgt.

[0009] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß weiter gelöst mit einem Verfahren zur Messung an einem Auge, insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei mindestens ein Meßstrahl entlang einer optischen Achse in das Auge fokussiert, rückgestreute Strahlung aufgenommen und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt wird und wobei die Lage des Fokus im Auge lateral und/oder axial verschoben oder ein Polarisationszustand des Meßstrahls variiert wird, wobei aus der rückgestreuten Strahlung interferometrisch mehrere A-Scan-Einzelsignale erzeugt und zu einem A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt werden, wobei die Verschiebung der Lage des Fokus oder die Variation des Polarisationszustandes während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung, aus der die mehreren A-Scan-Einzelsignale erzeugt werden, ausgeführt wird und wobei rückgestreute Strahlung bei mehreren verschiedenen Lagen des Fokus oder mehreren verschiedenen Polarisationszuständen der Meßstrahlung zum A-Scan-Meßsignal beiträgt.

[0010] Oft entspricht bei OCDR-Interferometern der Fokus der Meßstrahlung auch dem Gebiet, insbesondere dem Fokus, aus dem die rückgestreute Strahlung aufgenommen wird.

[0011] Die Erfindung erreicht ein verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis für das A-Scan-Meßsignal dadurch, daß dieses aus mehreren A-Scan-Einzelsignalen zusammengesetzt wird, wobei die Fokusslage und/oder der Polarisationszustand der Meßstrahlung während der Aufnahme der Strahlung für die A-Scan-Einzelsignale verändert wird. Somit unterscheiden sich die A-Scan-Einzelsignale hinsichtlich der Fokusslage bzw. des Polarisationszustandes der Meßstrahlung.

[0012] Erfindungsgemäß trägt also zum A-Scan-Meßsignal rückgestreute Strahlung bei, die an verschiedenen Fokusslagen bzw. bei verschiedenen Polarisationszuständen der Meßstrahlung gewonnen wurde. Die Vorrichtung bzw. das Verfahren erzeugen also ein A-Scan-Meßsignal, das Informationen über Rückstreustärke und Ort von rückstreuenden Strukturen des Auges enthält, wobei die Ortsangabe in Tiefenrichtung gegeben ist. Der Begriff A-Scan ist dabei auf in der Ophthalmologie übliche Weise zu verstehen. Der A-Scan liefert Daten längs des Auges, d. h. von posterior nach anterior. Im Sinne der vorliegenden Erfindung ist ein A-Scan-Signal ein Signal, das die Rückstreuintensität von Strukturen des Auges längs der Tiefenrichtung des Auges wiedergibt.

[0013] Die Erfindung kombiniert nun einen Satz von mehreren A-Scan-Einzelsignalen zu einem einzigen A-Scan-Meßsignal, wobei sich die A-Scan-Einzelsignale des Satzes hinsichtlich der Lage des Fokus bzw. des Polarisationszustandes der Meßstrahlung, welche zur Gewinnung des A-Scan-Einzelsignals eingestrahlt wurde, voneinander unterscheiden. Im Ergebnis erreicht die Erfindung ein einziges A-Scan-Meßsignal, das aus Meßstrahlung erzeugt wurde, die ein Gemisch verschiedener Fokusslagen oder Polarisationszustände aufweist. Die Fokusslagen- bzw. Polarisationszustandsveränderung muß dabei nicht zwingend in vollem Veränderungsumfang während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung für eines der mehreren A-Scan-Einzelsignale ausgeführt werden. Vielmehr ist es zweckmäßig den vollen Veränderungsumfang über einen oder mehrere Sätze zu verteilen.

[0014] Die Variation der Fokusslage bzw. des Polarisationszustandes der Meßstrahlung während der Aufnahme rückgestreuter Strahlung, die für die Erzeugung der A-Scan-Einzelsignale verwertet wird, muß weiter nicht synchronisiert zur Erzeugung der A-Scan-Einzelsignale erfolgen. Hier liegt neben der Tatsache, daß mehrere A-Scan-Einzelsignale zu einem gemeinsamen A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt werden, ein weiterer Unterschied zu üblichen bildgebenden Verfahren, die zwingend auf eine Synchronisierung zwischen Fokusslagenverstellung und Signalerzeugung angewiesen sind. Die in einer bevorzugten Variante der Erfindung nicht vorhandene Synchronisierung zwischen Fokusslagen- bzw. Polarisationsvariation und Erzeugung der A-Scan-Einzelsignale zeigt sich durch eine Variation der Phase zwischen der Fokusslagen- bzw. Polarisationsvariation und der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung zur Erzeugung von A-Scan-Einzelsignalen. Es ist keine starre Phasenbeziehung zwischen diesen beiden Vorgängen gegeben; vielmehr variiert die Phase. Besonders deutlich wird dies in der erwähnten Variante dadurch, daß die Phasenlage zu Beginn der Aufnahme von Satz der mehreren A-Scan-Einzelsignalen,

die dann zu dem einen A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt werden, zu Satz (d. h. für verschiedene Sätze von A-Scan-Einzelsignalen) variiert. Erzeugt die Vorrichtung bzw. das Verfahren also nacheinander mehrere A-Scan-Meßsignale, wobei jedes A-Scan-Meßsignal aus einem Satz nacheinander aufgenommenen A-Scan-Einzelsignale erzeugt wird, liegt zum Beginn eines jeden Satzes nicht dieselbe Phase zur Variation der Fokusslage bzw. des Polarisationszustandes vor. Diese vorteilhafte Erfindungseigenschaft erlaubt die Verwendung eines einfachen Aufbaus zur Variation der Fokusslage bzw. des Polarisationszustandes, da keine Rückkopplung zwischen der Variation und der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung für die A-Scan-Einzelsignale erforderlich ist. Die Variation kann beispielsweise mittels eines freilaufenden Oszillators vorgenommen werden, und eine ständige Messung bzw. Ermittlung der aktuellen Fokusslage bzw. des aktuellen Polarisationszustandes entfällt bzw. wird im Verfahren oder von der Steuereinrichtung nicht ausgeführt.

[0015] Der Erfinder erkannte, daß eine Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses und die Vermeidung von Meßfehlern des A-Scan-Meßsignals vorzugsweise erreicht wird, ohne daß die aktuelle Fokusverschiebung bzw. Polarisationsvariation der Meßstrahlung berücksichtigt wird, was zu einem erheblich vereinfachten Aufbau bzw. ein erheblich vereinfachtes Verfahren führt. Die Fokusverschiebung bzw. Polarisationsvariation geht vorzugsweise bei der Zusammenfassung der A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal nicht ein. Um den apparativen Aufwand gering zu halten, erfolgt also nicht unbedingt eine Bildgebung.

[0016] Das erfindungsgemäße Konzept erlaubt es auf einfache Art und Weise, verschiedene Effekte, welche das Signal/Rausch-Verhältnis mindern oder Meßfehler erzeugen können, zu unterdrücken. Die Erfindung kann deshalb besonders vorteilhaft weitergebildet werden zur Streckenmessung am Auge, da die Strecke begrenzenden Grenzflächen besser erfaßt werden können. Es ist deshalb in einer Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, daß die Steuereinrichtung eine Streckenmessung am Auge durchführt. Analoges gilt für das erfindungsgemäße Verfahren.

[0017] Das Rückstreusignal eines Ortes im Auge ist bei der erfindungsgemäß verwendeten OADR durch die Überlagerung der aus der kleinsten auflösbaren Volumen rückgestreuten Strahlung erhalten. Die einzelnen Strahlungsanteile können dabei in allen Stufen zwischen konstruktiv oder destruktiv interferieren, je nach Struktur des Auges innerhalb des kleinsten auflösbaren Volumens. Im Ergebnis erhält man Speckle, die je nach Art der Interferenz (konstruktiv oder destruktiv) heller oder dunkler sein können. Solche Speckles entstehen durch die interferierende Überlagerung der aus dem mit dem verwendeten

Meßverfahren aufgelösten Probenvolumen, und sind per se aus dem Gebiet der Ultraschall- und OCT-Messungen bekannt (J. M. Schmitt, "Optical Coherence Tomography (OCT): A Review", IEEE Selected Topics in Quantum Electronics, Vol. 5, Nr. 4, S. 1205–1215, 1999). Ihre minimale Größe ist lateral durch die Fokusgröße und axial durch Kohärenzlänge infolge der genutzten Quellenbandbreite bestimmt. Diese Speckle-Modulationen enthalten zwar Informationen über die Probe, sind eigentlich Teil des Rückstreusignals und auch überwiegend zeitlich stabil, also kein Rauschen im eigentlichen Sinne, stellen jedoch für Grenzflächenbestimmungen und darauf basierender Abstandsbestimmungen ein mindestens ebenso großes Problem dar wie ungenügende Signal/Rausch-Verhältnisse. Deshalb werden Speckle-Modulationen hier als Teil des Rauschens und nicht des Signals betrachtet und ihre Verminderung als eine Verbesserung des Signal/Rausch-Verhältnisses interpretiert.

[0018] Bei Rekonstruktion von Signalamplituden sind aufgrund der in den Speckles enthaltenen Phaseninformationen neben dunklen Speckles auch helle Speckles mit unterschiedliche Vorzeichen der Amplituden möglich. Bei der Streckenmessung am Auge tritt ein Fehler auf, wenn eine für die Streckenmessung zu berücksichtigende Grenzfläche lokal ein dunkles Speckle zeigt, d. h. ein solches mit Amplituden kleiner als der des statistischen Rauschanteile. Diese Grenzfläche wird dann falsch detektiert, und ein Meßfehler ist bei der Streckenmessung die Folge. Die Erfindungsvariante mit einer lateralen Probenverschiebung sorgt nun dafür, daß bei der Bildung des A-Scan-Meßsignals nicht ausschließlich A-Scan-Einzelsignale eingehen, die auf einem dunklen Speckle beruhen; vielmehr sorgt die Zusammenfassung von A-Scan-Einzelsignalen, welche bei unterschiedlichen lateralen Lagen des Fokus gewonnen wurden, automatisch dafür, daß auch helle Speckle zur Bildung des A-Scan-Meßsignals beitragen, so daß der erwähnte Meßfehler vermieden ist. Der durch die laterale Lagevariation verursachte axiale Fehler bei der Grenzflächenbestimmungen an den überwiegend flächigen Augenstrukturen ist dabei deutlich kleiner als derjenige, der aus einer Fehlmessung an einem dunklen Speckle resultieren würde.

[0019] Ein Beispiel ist die Grenzfläche der Linse. Der posteriore Linsenradius mit einem typischen Mittelwert von 6 mm ist am Auge eine der am stärksten gekrümmten Strukturen. Ein üblicher lateraler Fokussdurchmesser in ophthalmologischen Geräten ist beispielsweise 25 µm. Würde nun während der Aufnahme von A-Scan-Einzelsignalen eine laterale Lagevariation beispielsweise über 4 laterale Speckledurchmesser bzw. 100 µm durchgeführt, so entspräche dies einer axialen Positionsänderung der Grenzfläche um weniger als 1 µm. Der aus einer potentiellen Fehlmessung an einem dunklen Speckle resultieren-

de Messfehler wäre aber bei Anwendung von OCDR-Verfahren mit üblichen axialen Auflösungen von 10 bis 20 μm um mindestens eine Größenordnung höher.

[0020] Bei Streckenmessungen im Auge ist es erforderlich, daß die die Strecken begrenzenden Grenzflächen mit ausreichendem Signal/Rausch-Verhältnis erfaßt werden. Erzeugt man das A-Scan-Meßsignal aus A-Scan-Einzelsignalen, die sich hinsichtlich der axialen Fokusslage unterscheiden, werden diese A-Scan-Einzelsignale zwar insgesamt dieselbe Probenstruktur wiedergeben, nämlich diejenige Probenstruktur, mit der durch das Interferometer vorgegebene Meßtiefe zugänglich ist, jedoch sind rückstreuende Strukturen, die fokusferner liegen, dann mit geringerer Intensität in einem A-Scan-Einzelsignal vorhanden, als Probenstrukturen, die fokusnäher liegen. Die von der Erfindung in einer weiteren Variante vorgesehene axiale Verschiebung des Fokus während der Aufnahme der Strahlung für die A-Scan-Einzelsignale sorgt somit automatisch dafür, daß für die Erzeugung des A-Scan-Meßsignals ein Satz an A-Scan-Einzelsignalen vorliegt, in denen einzelnen Probenstrukturen unterschiedliche intensive Signale zeigen.

[0021] Für beide Varianten ist es nicht nötig, die aktuelle Lage der Fokusverschiebung dem A-Scan-Einzelsignalen zu zuordnen, vielmehr genügt es völlig, die A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal zusammenzufassen, wobei schon eine Addition oder Mittelung, insbesondere von Signalbeiträgen, zu einem verbesserten Signal-Rausch-Verhältnis für alle Probenstrukturen innerhalb des erfaßten Meßbereiches führen.

[0022] Für die Streckenmessung am Auge sind üblicherweise folgende Strukturen von besonderem Interesse: anteriore und posteriore Fläche der Augenhornhaut, anteriore und posteriore Fläche der Augenlinse und Schichten der Netzhaut, insbesondere die ILM (inner limiting membrane) und das RPE (retinal Pigment epithelium). Die Erfindung kann zur Vermessung aus diesen Grenzflächen abgeleiteter Strecken in Kombination mit einem Verfahren bzw. einer Vorrichtung eingesetzt werden, deren Meßtiefe eine unmittelbare Messung der gewünschten Strecken, z. B. der Gesamtlänge des Auges, erlaubt. Für eine solche Anwendung ist die axiale Verschiebung des Fokus während der Messung besonders vorteilhaft. Optional kann die Erfindung aber auch verwirklicht werden mit einer Vorrichtung bzw. einem Verfahren, das einen Teilabschnitt der Augen in einem ersten Meßzustand und einen zweiten Teilabschnitt des Auges in einem zweiten Meßzustand erfaßt. Die laterale bzw. axiale Verschiebung des Fokus findet dann mindestens in einem der Meßzustände statt.

[0023] Ein weiterer Aspekt, der bei der Strecken-

messung am Auge zu Meßfehlern führen kann, liegt in der Tatsache begründet, daß das Auge zur Vorrichtung bzw. für das Meßverfahren geeignet ausgerichtet werden muß. Man spricht hier vom Justagezustand. Mitunter geht jedoch ein ausreichender Justagezustand noch vor Beginn der eigentlichen Messung aufgrund einer Patientenbewegung wieder verloren, und es muß eine neue Justage durchgeführt werden. Dies stellt natürlich einen Zeitverlust dar. Zudem besteht das Risiko, das der Verlust des ausreichenden Justagezustandes zu spät erkannt und deshalb eine ungültige Messung durchgeführt wird. Hinsichtlich der Linse des Auges ist der Justierzustand dann optimal, wenn die Linse möglichst senkrecht zur einfallenden Meßstrahlung steht, da dann ein starker spekulärer Rückreflex entsteht. Bekanntermaßen weichen beim menschlichen Auge die optische Achse durch die Linse und die Sehachse durch das Zentrum schärfsten Sehens, die Fovea centralis, 0 bis 14° , typischerweise um 5° voneinander ab, so daß die Linse gegenüber der Sehachse verkippt ist. Läßt man nun einen Patienten auf ein Fixierobjekt fixieren, hat dies die Folge, daß auf der Achse der Abbildung des Fixierobjektes einfallende Meßstrahlungen im Allgemeinen auf eine schräg liegenden Linse trifft und der in Richtung der Meßstrahlungsachse detektierbare spekuläre (d. h. spiegelartige) Rückreflexanteil gering ist. Ein für die Messung guter Justierzustand ist dann gegeben, wenn die Sehachse durch Verschiebung des Fixierobjektes um den Unterschiedswinkel zwischen Sehachse und optischer Achse gekippt ist, so daß Meßstrahlung in das Auge entlang der optischen Achse der Linse und damit auf eine senkrecht zur Einfallrichtung liegenden Linse trifft und im Ergebnis einen starken, überwiegend spekulären Rückreflex erzeugt. Möchte man am Auge sowohl die Lage der Linse und die Augenlänge, d. h. den Abstand zwischen Hornhautscheitel und Fovea, bestimmen, ist im Stand der Technik entweder eine Folge von zwei Messungen mit dazwischenliegendem Umfixieren des Patienten unerlässlich, oder man muß einen schwächeren Reflex an der Linse akzeptieren. Die Erfindung löst diesen Konflikt nun dadurch, daß mit einer lateralen Verschiebung des Fokus zumindest im Bereich der Linse immer ein starker Rückreflex gesichert ist, da das seitliche Auswandern des Fokus bezüglich der Linse auch Linsenbereiche beleuchtet, welche senkrechter zur Einfallrichtung der Meßstrahlung stehen, als dies im Bereich der Sehachse der Fall ist. Damit ist sowohl ein Umfixieren des Patienten unnötig, als auch der im Stand der Technik gegebene Auslegungskonflikt behoben. Es ist deshalb eine Weiterbildung der Erfindung besonders bevorzugt, bei der eine Streckenmessung am Auge erfolgt und dabei sowohl die Lage der Netzhaut als auch der Linse erfaßt wird. Wiederum kann dabei eine Vorrichtung oder ein Verfahren zum Einsatz kommen, deren bzw. dessen Meßtiefe in Abstand zwischen Linse und Netzhaut überdeckt, oder es kann eine Umschaltung zwischen Messung der Lin-

senposition und der Netzhautposition erfolgen. Optional ist natürlich auch ein Zweistrahlverfahren möglich, wobei die laterale Verschiebung des Fokus zumindest an dem Meßstrahl für den Linsenbereich erfolgt.

[0024] Im Ergebnis erlaubt die Erfindung eine Reduktion von Fehlern, welche mit dem im Stand der Technik bislang erforderlichen Justierzustand des Auges verbunden waren.

[0025] Aufgrund der bekannten doppelbrechenden Wirkung bestimmter Augenstrukturen, wie der Hornhaut oder der Linse oder verschiedener Netzhautschichten, ist eine Veränderung der in den Meßsignalen vorliegenden, störenden Speckle-Modulation auch durch Veränderung des Polarisationszustandes der einfallenden Meßstrahlung möglich. Hinzu kommt, daß die Doppelbrechung auch die Interferenzfähigkeit und damit Detektierbarkeit des rückgestreuten Lichtes stören bzw. mindern kann, so daß die Variationen des Polarisationszustandes der Meßstrahlung höhere Einzelsignale erzielt. Es ist deshalb in der Erfindung zur Verbesserung des Signals ebenfalls vorgesehen, daß während der Aufnahme der A-Scan-Einzelsignale der Polarisationszustand der Meßstrahlung variiert wird. Die obigen Ausführungen hinsichtlich einer nicht nötigen Synchronisierung gelten auch für diese Variante.

[0026] Beim Zusammenfassen der A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal wird eine Verbesserung des Gesamtsignals gegenüber den A-Scan-Einzelsignalen erreicht. Das Zusammenfassen kann, wie erwähnt, ganz grundsätzlich im Wege der Addition oder Mittelung erfolgen. Eine nochmalige Verbesserung erhält man, wenn die A-Scan-Einzelsignale selektiert und gewichtet werden. Dazu wird der Signalverlauf der A-Scan-Einzelsignale entsprechend ausgewertet. Beispielsweise ist es möglich, Maximalauswahlen vorzunehmen. Da alle A-Scan-Einzelsignale denselben Meßbereich abdecken, kann man z. B. aus den A-Scan-Einzelsignalen jeweils die maximalen Peaks extrahieren und diese zum A-Scan-Meßsignal zusammenfassen. Auch können Schwellwertauswahlen erfolgen.

[0027] Die laterale Verschiebung des Fokus kann auf verschiedene Art und Weise erreicht werden, z. B. durch ein geeignetes den Meßstrahl ablenkendes, angesteuertes Ablenkelement im optischen Aufbau der Vorrichtung. Ohne den Strahlengang des Meßstrahls verschiebende, bewegte Teile kommt man aus, wenn zur lateralen Verschiebung des Fokus ein Fixierbild, welches dem Patienten dargeboten wird, verschoben wird. Der Aufbau ist dann entsprechend einfach, insbesondere wenn das Fixierbild mittels eines von der Steuereinrichtung ansteuerbaren Displays erzeugt wird, das zur Fixierbildverschiebung geeignet angesteuert wird.

[0028] Eine weitere, apparativ relativ einfache Variante zur Verschiebung des Fokus liegt darin, ein Optikelement, z. B. eine Linse verstellbar auszugestalten und zur Verschiebung des Fokus zu verstellen. Für eine axiale Verstellung wird z. B. eine Brennweitenveränderung oder axiale Lageveränderung eines refraktiven Elementes (beispielsweise eine Flüssiglinse oder ein Flüssigkristallmodulator) oder einer reflektiven Optik (deformierbarer Spiegel) bewirkt, für eine laterale Verschiebung des Fokus eine Verstellung der Linse quer zu optischen Achse.

[0029] Für Ausführungsformen, in denen der interferometrisch zugängliche Meßbereich nicht alle Grenzflächen, welche bei der Streckenmessung relevant sind, gleichzeitig erfassen kann, ist es zu bevorzugen, den Fokus zusätzlich zur Lageverstellung während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung auch noch in verschiedene axial beabstandete Teilbereiche des Objektes zu verstellen, und die Verschiebung des Fokus während der Aufnahme der Strahlung in zumindest einem der Teilbereiche auszuführen. Dies ist ein Beispiel für die zuvor erwähnten Meßzustände.

[0030] Bei einer lateralen Verschiebung des Fokus ist es vorteilhaft, diese mit einer Verschiebebeschwindigkeit auszuführen, die kleiner als der Quotient aus dem halben Fokaldurchmesser und einer Aufnahmedauer der Strahlung für ein A-Scan-Einzelsignal ist, und diese Verschiebebeschwindigkeit hat sich besonders vorteilhaft zur Reduktion der geschilderten Speckle-induzierten Fehler erwiesen. Besonders bevorzugt ist, daß der Quotient kleiner ist als 10% des Verhältnisses aus Fokaldurchmesser und Aufnahmedauer der Strahlung für ein A-Scan-Einzelsignal.

[0031] Für die einzelnen A-Scan-Einzelsignale ist es in den Ausführungsformen der Erfindung nicht erforderlich bzw. gar nicht bekannt, wie die aktuelle Verschiebung des Fokus war. Dennoch ermöglicht die Erfindung es, weitere Informationen über die Augenlinse zu gewinnen, indem für alle Einzelsignale die Positionen der Linsenvorderfläche und -rückfläche ermittelt werden. Für jedes Einzelsignal liegt somit ein Paar aus Positionen der Linsenvorderfläche und Positionen der Linsenrückfläche vor. Die Differenz zwischen der am meisten anterior liegenden der ermittelten Position der Linsenvorderfläche und der am meisten posterior liegenden der ermittelten Position der Linsenrückfläche gibt die Dicke der Augenlinse wieder.

[0032] Trägt man die Paare aus ermittelter Position der Linsenvorderfläche und ermittelter Position der Linsenrückfläche in einem Diagramm auf, wobei entlang einer Diagrammachse die Position der Linsenvorderfläche und entlang der anderen Diagrammachse die Position der Linsenrückfläche aufgetragen ist,

erlaubt eine Verbindung oder Interpolation der erhaltenen Punkte zu einer Kurve es, ein Maß für die Verkipfung der Linse gegenüber der Sehachse zu bestimmen, indem der maximale Abstand der Kurvenpunkte von einer Symmetrieachse der Kurve ausgewertet wird.

[0033] Die beiden obengenannten Weiterbildungen sind Beispiele dafür, daß auch ohne Zuordnung der aktuellen Fokusverschiebung bzw. des aktuellen Polarisationszustandes aus den A-Scan-Einzelsignalen weitergehende Informationen über das Auge gewonnen werden können.

[0034] 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.

[0035] Nachfolgend wird die Erfindung beispielsweise anhand der beigefügten Zeichnungen, die auch erfindungswesentliche Merkmale offenbaren, noch näher erläutert. Es zeigen:

[0036] [Fig. 1](#) eine Schemazeichnung einer Vorrichtung zur Messung von Strecken am Auge,

[0037] [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) detailliertere Darstellungen der Vorrichtung der [Fig. 1](#),

[0038] [Fig. 4a](#) und [Fig. 4b](#) Signale, die beim Betrieb der Vorrichtung der [Fig. 1](#), [Fig. 2](#) oder [Fig. 3](#) erhalten werden,

[0039] [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#) eine Abwandlung der Vorrichtung der [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#),

[0040] [Fig. 7](#) eine detailliertere Darstellung der Vorrichtung der [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#),

[0041] [Fig. 8](#) eine weitere Modifikation der Vorrichtung der [Fig. 1](#),

[0042] [Fig. 9](#) eine detailliertere Darstellung einer weiteren Bauweise der Vorrichtung der [Fig. 1](#),

[0043] [Fig. 10](#) Fixiermuster, die beim Betrieb einer der Vorrichtungen verwendet werden können,

[0044] [Fig. 11](#) eine weitere Variante der Vorrichtung der [Fig. 1](#) und

[0045] [Fig. 12](#) eine detailliertere Darstellung der Vorrichtung der [Fig. 11](#).

[0046] Bei der interferometrischen Messung axialer Streuprofile, wie sie bei der optischen Kohärenzdomänenreflektometrie auftritt, ist die axiale Auflösung,

d. h. die Auflösung in Tiefenrichtung, im Wesentlichen durch das Kohärenzverhalten der Quelle gegeben. Die Auflösung ist umgekehrt proportional zur Gesamtbreite des zur Vermessung des Streuprofiles verwendeten Spektrums. Quer dazu, d. h. in lateraler Richtung ist die erreichbare Auflösung durch die laterale Ausdehnung des Fokus gegeben, die hier als Fokusedurchmesser bezeichnet wird. Tatsächlich liegt natürlich eine Strahltaile vor und der Fokusedurchmesser wird üblicherweise als diejenige Größe der Strahltaile aufgefaßt, bei der die Strahlungsintensität auf einen bestimmten Wert, z. B. $1/e^2$, abgefallen ist.

[0047] Die von einer Stelle eines Objektes rückgestreute Strahlung ist eine Überlagerung der aus dem aufgelösten Volumen rückgestreuten Strahlungsanteile. Diese Strahlungsanteile können in allen Stufen zwischen konstruktiv und destruktiv interferieren, wodurch sich bekannte Speckle bilden. Bei einer konstruktiven Interferenz liegen helle Speckle vor, bei einer destruktiven Interferenz dunkle Speckle. Ob eine konstruktive oder destruktive Interferenz auftritt, hängt von der Objektstruktur innerhalb des aufgelösten Volumens ab. Weiter ist die Intensität der rückgestreuten Strahlung davon abhängig, wie nahe eine Objektstruktur dem Fokus der Meßstrahlung liegt. Fokusfernere Objektstrukturen führen zu geringeren Rückstreuintensitäten und damit zu geringer starken Interferenzsignalen. Eine weitere Variation der Interferenzsignalstärke kann durch Doppelbrechungseffekte in der Probe entstehen.

[0048] Um nun bei der interferometrischen Objektvermessung das Signal einer zu vermessenden Grenzfläche zu maximieren, wird gemäß [Fig. 1](#) während der Messung eines axialen Streuprofiles der Fokus verschoben oder der Polarisationszustand des Meßstrahls geändert. In Analogie zur Ultraschallmeßtechnik werden solche axiale Streuprofile auch als A-Scans bezeichnet, weshalb hier von einem A-Scan-Meßsignal die Rede ist. Eine Minderung des Interferenzsignals und damit des Meßsignals durch ein zufälliges dunkles Speckle an der Objektstruktur wird dadurch vermieden, daß der Fokus während der Messung lateral verschoben wird. Eine Maximierung des Signals hinsichtlich des Abstandes zum Fokus wird dadurch erreicht, daß der Fokus während der Messung axial verschoben wird. Negativ die Signalintensität beeinflussende Doppelbrechungseffekte werden dadurch vermieden, daß der Polarisationszustand des Meßstrahls während der Messung geändert wird.

[0049] [Fig. 1](#) zeigt einen Schnitt durch ein Auge **1**, von dem exemplarisch und schematisch Hornhaut **2**, Iris **3**, Linse **4**, Netzhaut **5** und Fovea **6** eingezeichnet sind. In dem in [Fig. 1](#) dargestellten Zustand wird das Auge mit zwei Meßstrahlen **7** und **8** vermessen. Der Meßstrahl **7** ist in die Linse **4** fokussiert, der Meßstrahl **8** an der Fovea **6**. Die Meßstrahlen **7** und **8**

stammen aus einer Meßvorrichtung **9**, das für die optische Kohärenzdomänenreflektometrie (OCDR) ausgebildet ist und damit eine Tiefenauslösung der erfaßten Bereiche, in diesem Falle der Linse **4** und der Netzhaut **5** bewirkt. Hinsichtlich dabei möglicher OCDR-Prinzipien und Realisierungen sei auf folgende Literatur verwiesen: WO2007065670 oder Fercher et al., „Measurement of Intraocular Distances by Backscattering Spectral Interferometry“, Opt. Comm. 117, 43.

[0050] Die Meßvorrichtung **9** weist ein (in [Fig. 1](#) nicht weiter dargestelltes) Interferometer auf und nimmt Anteile der Meßstrahlen **7** und **8** auf, die aus dem jeweiligen Fokusvolumen rückgestreut wurden. Um zu verhindern, daß die Rückstreuung zufälligerweise als dunkles Speckle ausgebildet ist, wird der Meßstrahl **7** während der Messung des Streuprofiles, d. h. während der Erfassung des A-Scan-Meßsignals, lateral verschoben, so daß das Fokusvolumen, z. B. in der Linse **4**, wandert. Dies ist in [Fig. 1](#) durch einen Pfeil P symbolisiert. Für die Gewinnung des A-Scan-Meßsignals werden eine Vielzahl an Streuprofilen erfaßt, die A-Scan-Einzelsignale darstellen. Diese werden auch noch zu beschreibende Art und Weise zum A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt.

[0051] Anders als bei einem Scannen, welches zur Bildgewinnung verwendet wird, wie sie beispielsweise bei der optischen Kohärenztombographie (OCT) eingesetzt wird, ist die Lateralverschiebung des Fokus nicht zur Aufnahme der Strahlung, d. h. der A-Scan-Meßsignale synchronisiert. Diese nicht vorhandene Synchronisation drückt sich dadurch aus, daß bei der Zusammensetzung der A-Scan-Einzelsignale die Lateralverschiebung des Fokus nicht berücksichtigt wird. Insbesondere kann die Lageverschiebung des Fokus mehrfach bzw. zyklisch um eine mittlere Lage erfolgen, ohne daß die Zyklen mit der Aufnahme der A-Scan-Einzelsignale synchronisiert sind.

[0052] Die Verschiebung erfolgt mit einer Geschwindigkeit, die so groß ist, daß während der Dauer, die für die Aufnahme aller A-Scan-Einzelsignale eines A-Scan-Meßsignals nötig ist, der Fokus im Objekt um mindestens den halben Fokusdurchmesser (vorzugsweise höchstens 125 Fokusdurchmesser) wandert, wobei jedoch die Verschiebung pro Dauer der Strahlungserfassung der A-Scan-Einzelsignale vorzugsweise den oben genannten Begrenzungen unterliegt. Durch dieses Wandern des Fokusdurchmessers ist sichergestellt, daß nicht alle A-Scan-Einzelsignale von demselben Speckle stammen. Ab einer Verschiebung von einem Fokusdurchmesser ist es mit gesteigerter Sicherheit vermieden, daß ausschließlich ein destruktiv interferierendes Objektvolumen zum Meßsignal einer Objektstruktur beiträgt, also an einer bestimmten axialen Position nicht irrtümlich aufgrund destruktiver Interferenz das

Nicht-Vorhandensein einer Objektstruktur angenommen wird. Für die Verschiebung kann in einer bevorzugten Variante auch eine Maximalauslenkung definiert werden. Für sie gilt dann:

Maximalauslenkung [in lateralen Speckledurchmessern] = $\sqrt{R^2 - (R^2 - \text{Axialauflösung})^2}$ / Lateralauflösung

[0053] Für das bereits angegebene Beispiel (posteriorer Linsenradius $R = 6$ mm, Lateralauflösung $20 \mu\text{m}$, Axialauflösung $20 \mu\text{m}$) erhält man also 24 laterale Fokusbereiche als Maximalauslenkung vom Linsenapex aus erhalten. Wird die Maximalauslenkung größer entspricht oder übersteigt der axiale Positionsbestimmungsfehler aufgrund der Lateralauslenkung demjenigen durch Fehlmessung an einem dunklen Speckle. Nimmt man die für Biometrieanwendungen sinnvollen Grenzen von 6 und $100 \mu\text{m}$ Axialauflösung und 10 bis $20 \mu\text{m}$ Lateralauflösung, so erhält man Maximalauslenkungen von 13 bis 110 Fokusbereichen vom Linsenapex aus.

[0054] Will man eine nachfolgend noch erläuterte, statistische Auswertung vornehmen, um Information über die Linsengeometrie ableiten, muß die Maximalauslenkung deutlich über den genannten Werten liegen. Es ist also zweckmäßig in einem ersten Betriebsmodus für Längenmessungen die genannten Maximalauslenkungen einzuhalten und in einem zweiten Betriebsmodus für die Ermittlung von Linsengeometrie größere Auslenkungen vorzunehmen. Die Steuereinrichtung schaltet dann zwischen den beiden Betriebsmodi um.

[0055] Diese Wirkung ist in [Fig. 4b](#) dargestellt, die drei A-Scan-Einzelsignale M1, M2 und M3 in perspektivisch gestaffelter Darstellung zeigt. Die Meßsignale M1, M2 und M3 sind längs der Tiefe, d. h. längs der z-Koordinate des Auges **1** aufgetragen. Wie zu sehen ist, haben die Einzelsignale M1, M2 und M3 jeweils mehrere Spitzen. Exemplarisch sind vier Spitzen S1a, S1b, S2 und S3 eingezeichnet. Die Spitzen S1a und S1b sind durch Reflexe an der Vorder- bzw. Rückseite der Hornhaut **2** bedingt. Die Spitze S2 rührt von einem Reflex an der Vorderseite der Linse **4**, die Spitze S3 von einem Reflex an der Rückseite her. Wie zu sehen ist, zeigen alle drei perspektivisch gestaffelten Einzelsignale M1, M2 und M3 die Spitzen S1a, S1b, S2 und S3 jeweils an derselben z-Koordinate, jedoch mit unterschiedlicher Intensität. Dieser Intensitätsunterschied rührt daher, daß durch die laterale Verstellung der Fokusposition (symbolisiert durch den Pfeil P in [Fig. 1](#)) Speckle unterschiedlicher Helligkeit bei der Erzeugung des jeweiligen Einzelsignals M1, M2 und M3 erfaßt wurden, so daß die Streuintensitäten variieren. Beispielsweise stammt die Spitze S3 des Einzelsignals M1 von einem deutlich dunkleren Speckle her, als die Spitze S3 des Einzelsignals M3. Spitzen aufgrund von Volumenstreu-

ung, beispielsweise in der Linse zwischen S2 und S3, sind der Übersichtlichkeit in den Darstellungen ([Fig. 4a](#) und [Fig. 4b](#)) weggelassen, jedoch gelten die am Beispiel der Speckles an den Grenzflächen diskutierten signalverbessernden Aspekte natürlich auch für diejenigen aus streuenden Volumina.

[0056] Fügt man die Einzelsignale M1, M2 und M3 zum Meßsignal zusammen, hat dieses ein deutlich verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis gegenüber einer Messung mit festem Fokus. Das Zusammenfügen kann dabei auf verschieden Art und Weise erfolgen, beispielsweise durch eine Mittelung. Auch können Maximumauswahlen vorgenommen werden, beispielsweise kann die Spitze S1a aus dem Einzelsignal M2, die Spitze S1b aus dem Einzelsignal M3, die Spitze S2 aus dem Einzelsignal M1 sowie die Spitze S3 aus dem Einzelsignal M3 ausgewählt werden. Für solche Auswahlen sind dem Fachmann verschiedenste Ansätze bekannt, mit denen das Signal/Rausch-Verhältnis nochmals gegenüber einer Mittelung gesteigert werden kann.

[0057] [Fig. 1](#) zeigt, daß die Meßvorrichtung **9** zwei verschiedene Teilbereiche des Auges **1** erfaßt, nämlich die Linse **4** und die Netzhaut **5** (letzteres im Bereich der Fovea **6**) und dazu zwei getrennte Meßstrahlen **7** und **8** einsetzt. Dies geschieht für Ausführungsformen, bei denen der Meßbereich, der in axialer Richtung überdeckt werden kann, nicht dazu ausreicht, zwei interessierende Teilbereiche des Auges **1** gleichzeitig oder das ganze Auge zu erfassen. Die laterale Verschiebung gemäß dem Pfeil P ist in [Fig. 1](#) lediglich exemplarisch für einen der Teilbereiche eingetragen. Natürlich kann auch der Meßstrahl **8** entsprechend lateral bewegt werden.

[0058] Bei einer Meßvorrichtung **9**, deren axiale Meßtiefe genügt, um ein Objekt im gewünschten Bereich vollständig zu erfassen, wird hingegen mit einem Meßstrahl gearbeitet. Dann wird der Meßbereich geeignet durchgestimmt. Bei einem TD-OCDR wird dazu die Referenzarmlänge geeignet so verstellt, daß sie z. B. die gesamte Augenlänge abdeckt. Bei einem SD-OCDR-System ist analog die Bandbreite der spektralen Aufgliederung bzw. die spektrale Auflösung entsprechend zu wählen, bei einer SS-OCDR-System die Bandbreite der spektralen Durchstimmung der Quelle. Natürlich kann der zweite Meßstrahl auch entfallen, wenn ein Auge nicht vollständig erfaßt werden soll, sondern z. B. nur ein Teilabschnitt. Dies ist am Auge **1** der Fall, wenn z. B. die Netzhaut **5** oder die Linse **4** nicht erfaßt werden soll. Um in diesem Fall die Signalintensitäten zu optimieren, wird der Fokus axial im Auge verstellt.

[0059] Die Wirkung dieser Verstellung ist in [Fig. 4b](#) gezeigt, welche wiederum drei A-Scan-Einzelsignale M1, M2 und M3 zeigt, die längs der Tiefe, d. h. längs der z-Koordinate des Auges **1** aufgetragen sind. Die

Bezeichnung der Spitzen (Peaks) der Einzelsignale M1, M2 und M3 ist analog zur [Fig. 4a](#). Wie zu sehen ist, tritt zusätzlich zu den Spitzen S1a, S1b, S2 und S3 noch eine Spitze S4 hinzu, die von der Rückstreuung an der Augennetzhaut verursacht ist. Während Aufnahme der Einzelsignale M1, M2 und M3 wird der Fokus in Richtung Netzhaut verschoben, wodurch die Intensität der Spitzen sich verändert. Bei stark anteriorer Lage des Fokus, wie sie für das Einzelsignal M1 gegeben ist, ist die Spitze S4 nur äußerst schwach ausgeprägt, die Spitzen S1a und S1b hingegen sehr groß. Eine stark posteriore Lage des Fokus betont hingegen die Spitze S4.

[0060] Fügt man nun wiederum die Einzelsignale M1, M2 und M3 zum Meßsignal zusammen, hat dieses wiederum ein deutlich verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis. Obige Ausführungen hinsichtlich der [Fig. 4a](#) gelten natürlich analog für die [Fig. 4b](#). Darüber hinaus sei angemerkt, daß in beiden Figuren die Zahl von drei Einzelsignalen rein zur Veranschaulichung gewählt wurde. Tatsächlich können natürlich beliebige Zahlen an Einzelsignalen verwendet werden, und üblicherweise liegt die Zahl deutlich über drei, z. B. bei einigen Hundert oder Tausend.

[0061] Die [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) zeigen exemplarisch eine Realisierung der Meßvorrichtung **9** für das Konzept gemäß [Fig. 1](#) in zwei unterschiedlichen Betriebszuständen. In einem ersten Zustand, der in [Fig. 2](#) dargestellt ist, wird der Meßstrahl **8** von der Meßvorrichtung **9** abgegeben, die exemplarisch ein OCDR-Interferometer **10** aufweist. Um das Auge **1** des Patienten so auszurichten, daß der Meßstrahl **8** auf die Fovea **6** fällt, ist über einen Strahlteiler **11** ein Fixierbild **12** eingespiegelt, auf das der Patient fixiert. Dadurch richtet er zum einen das Auge **1** so aus, daß der Meßstrahl **8** auf die Fovea **6** fällt. Zugleich bewirkt die Fixierung auf das Fixierbild **12**, daß die Linse **4** in einem Zustand ist, welcher die Lage des Fokus des Meßstrahls **8** exakt in der Fovea **6** sicherstellt.

[0062] Die Meßvorrichtung **9** weist weiter eine einschwenkbare Linse oder Optik **13** auf, deren Einschwenken bewirkt, daß der Fokus des Meßstrahls in der Linse **4** liegt. Der Meßstrahl wird somit im Zustand gemäß [Fig. 3](#) zum Meßstrahl **7**. Die Vorrichtung realisiert also die in [Fig. 1](#) eingezeichneten Meßstrahlen **7** und **8** sequentiell, d. h. nicht gleichzeitig. Natürlich kann, wie später noch ausgeführt wird, auch eine gleichzeitige Abgabe beider Meßstrahlen **7** und **8** erfolgen.

[0063] Die Meßvorrichtung **9** weist weiter einen Stellantrieb **14** für die Linse **13** auf, der im eingeschobenen Zustand die Lage der Linse quer zur optischen Achse OA der Meßvorrichtung **9** verstellt. Dadurch wandert die Lage des Fokus lateral in der Linse **4** gemäß dem Pfeil P. Die Verschiebung der Linse **13**

senkrecht zur optischen Achse ist natürlich nur eine von vielen Möglichkeiten, den Fokus lateral wandern zu lassen. Auch andere optische Elemente können dazu eingesetzt werden, z. B. Ablenkspiegel, eine oder mehrere planparallele Platten, welche unterschiedlich verkippt werden etc.

[0064] Eine Abwandlung der Bauweise der [Fig. 3](#) optimiert die Intensität der Meßstrahlung, die von einer Objektstelle im Auge **1** zurückgestreut wird, durch Variation des Polarisationszustandes des Meßstrahls **7**. In dieser Bauweise sind die Linse **13** sowie der Stellantrieb **14** durch eine Einrichtung zur Änderung des Polarisationszustandes des Meßstrahls ersetzt. Der Polarisationszustand wird analog zur Fokusslage während der Messung variiert, so daß im Ergebnis das A-Scan-Meßsignal aus A-Scan-Einzelsignalen zusammengesetzt wird, welche bei verschiedenen Polarisationszuständen des Meßstrahls gewonnen wurden. Für diese Ausführungsform ersetzt also die Variation des Polarisationszustandes die Lageveränderung des Fokus. Ansonsten gelten die hier gemachten Ausführungen voll umfänglich auch für diese Variante.

[0065] Einen Ansatz, bei dem keine optischen Bauteile der Meßvorrichtung **9** bewegt werden müssen, zeigen die [Fig. 5](#) und [Fig. 6](#). [Fig. 5](#) zeigt schematisch einen Zustand ähnlich der [Fig. 2](#), wobei Elemente wie der Strahlteiler **11** und andere Bauteile der Meßvorrichtung **9** der Übersichtlichkeit halber weggelassen wurden. Die Lateralverschiebung des Fokus wird nun nicht durch Bewegung eines den Meßstrahl **7** bzw. **8** in das Auge **1** abbildenden Elementes der Meßvorrichtung **9** bewirkt, sondern durch Verschiebung des Fixierbildes **12**. Dies hat zur Folge, daß der Patient während der Meßsignalaufnahme umfixiert und dadurch im Ergebnis der Fokus des Meßstrahls **7** in der Linse **4** lateral wandert.

[0066] Der Patient kippt sein Auge und damit seine Sehachse um einen Winkel **15**, was eine Verschiebung der Lage des Fokus des Meßstrahls **7** in der Linse **4** zur Folge hat.

[0067] Die laterale Positionsänderung des Fokus während der Messung bewirkt auch eine Variation in der Ausrichtung des Meßstrahls zu eventuell gekrümmten Grenzflächen im Auge, z. B. der Linse **4**. Damit wird es möglich, starke Rückstreuungen mit überwiegend spekularen Anteilen zu erreichen, die beispielsweise mit einer groben Vorjustage nicht erzielt wurden oder durch eine zwischenzeitliche Relativbewegung von Meßvorrichtung und Objekt, z. B. einer Augenbewegung, wieder verloren gingen. Diese Signalverbesserungen durch die Lageänderung des Fokus des Meßstrahls während der Messung werden durch eine Umfixierung, d. h. eine Verschiebung des Fixierbildes **12**, besonders unterstützt, insbesondere bei der Streckenmessung, bei den Grenz-

flächen der Linse **4** relevant sind, da die optische Achse der Linse **4** meist gegenüber der Sehachse des Auges verkippt ist.

[0068] [Fig. 7](#) zeigt ein Ausführungsbeispiel für die Meßvorrichtung **9** zur Realisierung der Lageverschiebung gemäß den zuvor geschilderten Prinzipien. Elemente der Meßvorrichtung **9** der [Fig. 7](#), die denen der [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) entsprechen, sind mit denselben Bezugszeichen versehen und werden zur Vermeidung von Wiederholungen nicht noch einmal beschrieben. Um den Fokus verschieben zu können, ist zur Erzeugung des Fixierbildes **12** eine Fixierbildeinrichtung **16** vorgesehen, die ein Fixiermuster, z. B. das in [Fig. 7](#) dargestellte Kreuz, an unterschiedlichen Stellen erzeugen kann, z. B. durch ein entsprechendes Anzeigeelement, auf dem das Fixiermuster verschieblich ist. Auf eine Transversalverschiebung der Linse **13** und den entsprechenden Antrieb **14** kann dann verzichtet werden. Dies soll allerdings nicht heißen, daß die Linse **13** nicht aus dem Strahlengang geschwenkt werden kann, wie in [Fig. 2](#), um den Meßstrahl **8** zu erzeugen.

[0069] Weiter ist in der Bauweise der [Fig. 7](#) noch ein Ablenkspiegel **17** vorhanden, der für die Fokusslateralverschiebung zusätzlich zur durch die Umfixierung erzielten Fokusslageverschiebung genutzt werden kann, insbesondere zur Reduzierung der Speckle-Modulation des Signals.

[0070] Die [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) betreffen Ausführungsformen, bei denen zwei Teilbereiche des Objektes, also im Ausführungsbeispiel des Auges **1** simultan erfaßt werden. Die Meßstrahlen **7** und **8** werden gleichzeitig abgegeben und in die Linse **4** bzw. auf die Netzhaut **5** fokussiert. Während der Strahlungsaufnahme für die A-Scan-Meßsignale für die beiden Teilbereiche, d. h. eines Meßsignals für jeden Teilbereich, wird der Fokus wie erwähnt verschoben. Die Fokusverschiebung erfolgt dabei zum einen lateral, indem der in der Bauweise der [Fig. 7](#) noch feststehende Umlenkspiegel nun schwenkbar ausgestaltet ist. Seine Bewegung sorgt für die Lateralverschiebung des Fokus sowohl des Meßstrahls **7** als auch des Meßstrahl **8**. Dies ist durch die beiden Pfeile P in [Fig. 8](#) dargestellt.

[0071] Zusätzlich wird in der Bauweise der [Fig. 9](#) noch eine axiale Verschiebung des Fokus vorgenommen. Dazu ist eine verstellbare Optik **19** mit einer verschiebbaren Linse vorgesehen, welche die Foki der Meßstrahlen **7** und **8** simultan längs der optischen Achse verstellt. Dies ist durch einen axialen Meßbereich T in [Fig. 9](#) symbolisiert. Anders als anhand [Fig. 4b](#) erläutert, erfolgt die axiale Fokusverstellung also nicht über einen großen Bereich, um die Rückreflexe von unterschiedlichen Grenzflächen, welche axial beabstandet sind, zu optimieren, sondern in der Bauweise der [Fig. 9](#) in einem gegenüber der Meßtie-

fe kleinen Bereich. Diese Verschiebung hat, wie die laterale Verschiebung auch, den Vorteil, daß vermieden wird, daß ein dunkles Speckle zu einer unerwünschten Meßsignalminderung führt. Die Bauweise der [Fig. 9](#) ist also ein Beispiel dafür, daß die laterale Verschiebung des Fokus und die axiale Verschiebung des Fokus auch kombiniert werden können. Weiter ist die Bauweise der [Fig. 9](#) ein Beispiel dafür, daß die axiale Verschiebung des Fokus (natürlich auch ohne laterale Verschiebung des Fokus) grundsätzlich auch in einem Bereich erfolgen kann, der klein gegen den Abstand der zu ermittelnden Strecken ist.

[0072] Grundsätzlich können in der Bauweise der [Fig. 9](#), wie in den anderen Ausführungsformen auch, TD-, SS- oder SD-Ansätze zur Anwendung kommen. Entsprechende Aufbauten für die Meßvorrichtung **9** sind dem Fachmann bekannt.

[0073] [Fig. 9](#) zeigt exemplarisch weitere Details der Meßvorrichtung **9**, die jedoch auch anderweitig zum Einsatz kommen können. Um die Meßstrahlen **7** und **8** gleichzeitig zu erzeugen, weist die Meßvorrichtung **9** nach dem Interferometer **10** ein entsprechend aufteilendes Element vor, z. B. ein diffraktives optisches Element (DOE) **20** oder eine exemplarisch links neben dem DOE eingezeichnete segmentierte Linse **21**. Das aufteilende Element erzeugt den unterschiedlich fokussierten doppelten Meßstrahl **7, 8**.

[0074] Die in [Fig. 10](#) dargestellten Muster **18, 19** und **20** sind Fixierungsmuster, die bei einem zweiachsig verstellbaren Umlenkspiegel **17** erzeugt werden können, um als Fixierbild zu dienen. Hierzu wird ein Meßstrahl, den ein Patient zumindest mit geringer Empfindlichkeit noch sehen kann, beispielsweise im Spektralbereich 700 ... 850 nm, verwendet, oder bei Verwendung unsichtbarer Meßstrahlung (beispielsweise 1060 nm) erfolgt eine geeignete Überlagerung mit einem sichtbaren Fixationsstrahl (beispielsweise 635 nm) vor der Ablenkeinrichtung **17**, beispielsweise mittels eines dichroitischen Strahlteilers (nicht dargestellt).

[0075] Die Verschiebung des Fokus, welche natürlich eine Verstellung der Fokusslage darstellt, kann gemäß der Ausführungsform der [Fig. 11](#) auch durch eine Programmoptik **21** erfolgen, welche hinsichtlich lateraler Fokusposition, axialer Fokusposition, Fokusgröße, Polarisationszustand oder Anzahl der Foki bestimmte fest eingestellte, also programmierte Änderungen ausführt. Nachfolgend wird als Änderung eine Verschiebung des Fokus, sowohl lateral als auch axial, erläutert. Dies ist jedoch rein exemplarisch zu verstehen. Die Programmoptik durchläuft ein Programm der Fokusverstellungen. Sie wird dabei von einer Steuereinrichtung **22** entsprechend aktiviert. Der in [Fig. 10](#) für die Steuereinrichtung **22** des Meßgerätes **9** zwischen Steuereinrichtung **22** und

Programmoptik **21** gezeichnete Pfeil soll symbolisieren, daß die Steuereinheit **22** die Programmoptik **21** z. B. lediglich ein- bzw. ausschaltet, auf jeden Fall keine Informationen über den aktuellen Programmzustand der Programmoptik vorgibt oder ausliest – dies deshalb, da die Steuereinrichtung **22** die aktuelle Fokusverschiebung (oder Polarisationsvariation) bei der Erzeugung der A-Scan-Meßsignale bzw. der A-Scan-Einzelsignale überhaupt nicht verwertet.

[0076] Die Programmoptik **21** verstellt die Lage des Fokus im Auge **1** an die Stellen, die in [Fig. 11](#) durch kleine Kästchen symbolisiert sind. Der Fokus liegt also an verschiedenen Stellen an der Vorderfläche **23** der Linse **4**, an verschiedene Stellen an der Rückfläche **24** der Linse, an eine Stelle im Bereich des Hornhautscheitels **26** sowie an mehreren Stellen im Bereich der Netzhaut **25**. Die Dauer eines jeden Programmschrittes ist vorzugsweise zeitlich lang genug, um mindestens ein A-Scan-Einzelsignal aufnehmen zu können, wobei allerdings diese Aufnahme nicht synchron zu den Programmschritten erfolgt. Es können also durchaus A-Scan-Einzelsignale vorliegen, während deren Strahlungsaufnahme die Programmoptik von einem Programmschritt zum nächsten wechselt.

[0077] Es sei hier noch einmal betont, daß die Verstellung der Lage des Fokus nicht primär dazu dient, einen größeren Meßbereich, der zur Messung von Strecken oder Teilstrecken im Auge erforderlich ist, abzudecken. Der Meßbereich wird vielmehr durch entsprechende Ausgestaltung des Interferometers **13** abgedeckt. Je nach Ansatz (TD-, SD- oder SS-OCDR) wird also das Interferometer durchgestimmt, die spektrale Zusammensetzung der Meßstrahlung variiert oder ein Spektrum der Interferenzstrahlung aufgenommen. Die Verstellung der Fokusslage dient auch nicht dazu, Bildinformation durch Abrastern quer zur Haupteinfallrichtung der Strahlung zu erzeugen, sondern soll vielmehr A-Scan-Einzelsignale bereitstellen, die jeweils unterschiedliche Bereiche des Auges mit unterschiedlicher Empfindlichkeit abfühlen und somit nach Zusammenfassung der A-Scan-Einzelsignale zu einem A-Scan-Meßsignal führen, das ein deutlich verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis hat. Allerdings können auch Abweichungen zwischen den Einzel-A-Scans statistisch ausgewertet werden, beispielsweise um Form- und Lageinformationen zu gewinnen, ohne auf Synchronisation und Bildgebung zurückzufallen.

[0078] [Fig. 12](#) zeigt exemplarisch eine mögliche Ausführung der Programmoptik. Sie ist hier als Linsenrad **26** realisiert, das verschiedene Optiken oder Linsen **27, 28** (usw.) enthält, welche den vom Interferometer **10** einfallenden Strahl an die unterschiedlichen Orte fokussiert. Das Linsenrad **26** wird in Richtung des in [Fig. 12](#) dargestellten Pfeiles durch einen Antrieb **29** in Drehung versetzt, so daß die einzelnen

Optiken **27**, **28** usw. nacheinander in den Strahlengang gedreht werden. Ein Beispiel für die Linsen, die für die Optiken **27**, **28** usw. eingesetzt werden können, sind keilförmige Linsen mit unterschiedlichen Radien, die nicht nur eine axiale Fokusverstellung (Grund unterschiedlicher Brennweite), sondern auch eine laterale Fokusverschiebung bewirken.

[0079] Anstatt des Linsenrades kann die Programmoptik **22** natürlich auch deformierbare und/oder verkippbare Spiegel oder Linsen, räumliche Lichtmodulatoren auf Flüssigkristallbasis (sogenannte liquid crystal spacial light modulators, LC-SLM) umfassen, die von einem geeigneten Musterspeicher und/oder -generator angesteuert werden. Die Programmoptik **21** kann schrittweise oder auch kontinuierlich verstellt werden. Im letzteren Fall lassen sich Übergangphasen von einem Programmschritt zum nächsten, z. B. mit einer momentanen Optikdezentrierung, auch zum Herausmitteln von Specklen aus überwiegend volumenstreuenden Strukturen nutzen, wie es beispielsweise das Volumen der Hornhaut **2** oder der Linse **4** sind.

[0080] Die Zusammenfassung der A-Scan-Einzelsignale kann, wie bereits erwähnt, auf verschiedene Art und Weise erfolgen. Auch kann die Zusammenfassung tiefenabhängig gestaltet sein. So kann eine Maximalwertauswahl im Bereich der Linse **4** und eine Mittelung im Bereich der Netzhaut **25** vorgesehen werden. [Fig. 12](#) zeigt weiter noch die Einkopplung des Fixierbildes **12** über den Strahlteiler **11**. Falls der dadurch bewirkte Fixationsstimulus durch die Programmoptik **21** gestört wird, kann die Fixation auch nach der Programmoptik eingekoppelt werden oder aber mittels geeigneter Filter vor der Programmoptik geblockt werden. Aufgrund der vergleichsweise schnellen Abfolge der Programmschritte wird für einzelne Programmschritte das Fixationsbild abgeschaltet, was für einen Patienten jedoch nicht wahrnehmbar ist.

[0081] Wie bereits erwähnt, erfolgt die Fokusslageveränderung bzw. die Polarisationsänderung nicht synchronisiert zur Aufnahme der A-Scan-Einzelsignale, jedoch vorzugsweise hinreichend langsam gegenüber der Aufnahme eines A-Scan-Einzelsignals, so daß z. B. mehr als die Hälfte der aufgenommenen A-Einzelsignale bei im wesentlichen unveränderter Fokusslage/Polarisationszustand erfaßt werden.

[0082] Die Steuereinrichtung, welche aus den A-Scan-Meßsignalen die gewünschten Teilstrecken im Auge mißt, verwertet also den aktuellen Zustand der Polarisations- oder Fokusslageverstellung nicht. Dennoch ist es, wie bereits angesprochen, möglich, zusätzliche Informationen über die Geometrie der Augenlinse **4** (auch als Kristalllinse bezeichnet) aus einer Auswertung der Signale zu gewinnen. Dies ist in [Fig. 13](#) dargestellt. Bei den ermittelbaren Parametern handelt es sich z. B. um die Verkippung der Linse

4, die Dicke der Linse **4** sowie die Radien der posterioren und anterioren Fläche der Linse **4**. Diese Informationen können durch eine Auswertung der A-Scan-Einzelsignale gewonnen werden. Jedes A-Scan-Einzelsignal liefert eine Lage L_v der anterioren Linsenfläche sowie eine Lage L_r der posterioren Linsenfläche. Jede solche Messung wird nun in ein Diagramm eingetragen, wie es [Fig. 13](#) zeigt. In [Fig. 13](#) symbolisiert jeder Stern **30** ein Paar aus ermittelten Lagen der anterioren Linsenfläche und der posterioren Linsenfläche, das aus einem A-Scan-Einzelsignal stammt.

[0083] Auf der vertikalen Achse ist die Lage L_r der posterioren Linsenfläche aufgetragen, auf der horizontalen Achse die Lage L_v der anterioren Linsenfläche **23**

[0084] Die aufgetragenen Paare **30** ergeben eine symmetrische Kurve, die symmetrisch zu einer Symmetrieachse **32** liegt.

[0085] Das Paar **31**, für das sich die maximale Differenz zwischen L_v und L_r ergibt, gibt automatisch die Dicke der Linse an, da sich aus der am meisten anterior liegenden Lage L_v der Linsenvorderfläche **23** und der meisten posterior liegenden Lage L_r der anterioren Linsenfläche **24** automatisch die Linsendicke ergibt.

[0086] Die Öffnung der Kurve, d. h. der maximale Abstand **33** zweier Punkte bezogen auf die Symmetrieachse, ist ein Maß für die Verkippung der Linse. Es wird deshalb bzw. aus der Öffnung der Kurve gegenüber der Symmetrieachse **32** die Verkippung der Linse ermittelt. Die Verkippung der Linse ist gleich dem Winkelabstand zwischen optischer Achse und Sehachse des Auges bzw. der Winkel der Linsenäquatorebene zur Sehachse.

[0087] Der Abstand zwischen dem Scheitel der sich ergebenden Kurve und einem Schnittpunkt **36**, der sich senkrecht zur Symmetrieachse **32** für die gegenüber der Symmetrieachse **32** am weitesten beabstandeten Punkte ergibt, ist in [Fig. 12](#) mit **34** eingetragen und ist proportional zum inversen Radius der anterioren Linsenfläche **23** sowie dem maximalen lateralen Abstand der Fokusspunkte ab.

[0088] Analoges gilt für den mit **35** bezeichneten Abstand zwischen dem Scheitel **31** und dem Schnittpunkt **36**, der proportional zum inversen Radius der posterioren Linsenfläche **24** und dem maximalen lateralen Abstand ist. Unter Kenntnis des maximalen lateralen Abstandes kann somit aus den Größen **35** und **34** der Radius der anterioren Linsenfläche und der posterioren Linsenfläche ermittelt werden. Hierzu kann z. B. auf ein geeignetes Kennfeld zugegriffen werden, das zuvor aus experimentellen Daten erzeugt wurde. Es sei noch einmal betont, daß es für

diese Analyse nicht erforderlich ist, zu wissen, wann der Fokus an welcher Stelle war. Für die beschriebene Analyse ist es lediglich erforderlich zu wissen, welche Paare **30** von Lv und Lr in den A-Scan-Einzelsignale auftraten, aber nicht wann bzw. in welchem A-Scan-Einzelsignal.

[0089] Der Ansatz ist auch auf die postoperative Vermessung von Linsenimplantaten (IOL) zur Prüfung von Linsenform und -lage übertragbar und auch auf die Vermessung der Hornhautradien, beispielsweise zur Bestimmung von Gullstrand-Verhältnissen. Die Hornhaut entspricht letztendlich auch einer Linse mit gekrümmten Flächen, wobei allerdings das Vorzeichen des posterioren Krümmungsradius gegenüber dem bei der Augenlinse geändert ist. Dadurch erscheint dann die in [Fig. 13](#) dargestellte Kurve im Fall einer Hornhautvermessung vertikal gespiegelt, ist aber analog auswertbar.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 2006/0109477 A1 [\[0002\]](#)
- WO 2007065670 [\[0049\]](#)

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- Lexer et al., "Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances", APPLIED OPTICS, Vol. 36, No. 25 [\[0006\]](#)
- J. M. Schmitt, "Optical Coherence Tomography (OCT): A Review", IEEE Selected Topics in Quantum Electronics, Vol. 5, Nr. 4, S. 1205–1215, 1999 [\[0017\]](#)
- Fercher et al., „Measurement of Intraocular Distances by Backscattering Spectral Interferometry”, Opt. Comm. 117, 43 [\[0049\]](#)

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung an einem Auge (4), insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei die Vorrichtung ein Interferometer (10) umfaßt, mindestens einen Meßstrahl (7, 8) entlang einer optischen Achse (OA) in das Auge (4) fokussiert, rückgestreute Strahlung aufnimmt und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt, eine Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19; 21) zur lateralen und/oder axialen Verschiebung des Fokus im Auge (4) oder zur Variation eines Polarisationszustandes des Meßstrahls (7, 8) und eine Steuereinrichtung (22), die das Interferometer ansteuert, aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung (22) aus der rückgestreuten Strahlung mehrere A-Scan-Einzelsignale erzeugt und diese zu einem A-Scan-Meßsignal zusammenfaßt und so ausgebildet ist, daß sie die Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19; 21) zur Verschiebung der Lage des Fokus oder zur Polarisationsvariation während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung, aus der die Steuereinrichtung (22) die A-Scan-Einzelsignale erzeugt, ansteuert und rückgestreute Strahlung bei mehreren verschiedenen Lagen des Fokus oder mehreren verschiedenen Polarisationszuständen der Meßstrahlung (7, 8) zum A-Scan-Meßsignal beiträgt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (22) die mehreren A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal zusammenfaßt, ohne dabei die Ansteuerung oder einen Betriebszustand der Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19; 21) zu berücksichtigen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (22) die Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19) so ansteuert, daß während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung die Lage des Fokus im Auge (4) um mindestens einen halben Fokusbereich wandert.

4. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (22) beim Zusammenfassen der A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal die einzelnen A-Scan-Einzelsignale entsprechend ihres Signalverlaufes selektiert und wichtet.

5. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (22) die Verstelleinrichtung (13; 16; 17; 19) zur zyklischen Verstellung der Lage des Fokus während der Aufnahme der Strahlung um eine Mittenposition ansteuert.

6. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche,

dadurch gekennzeichnet, daß zur Vermessung eine mit der Steuereinrichtung (22) verbundene Fixierbildeinrichtung (16) vorgesehen ist, die einem Patienten zur Ausrichtung des Auges (4) ein Fixierbild (12) darbietet, wobei die Fixierbildeinrichtung (16) zur lateralen Verschiebung der Lage des Fokus das darbotene Fixierbild (12) verschiebt.

7. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang des Meßstrahls (7, 8) ein angetriebenes, lageverstellbares Optikelement (13), insbesondere eine verschiebbare Linse, vorgesehen ist, dessen Lageverstellung die Lage des Fokus verschiebt.

8. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Fokusverstelleinrichtung (19) vorgesehen ist, mit der der Fokus sowohl lateral als auch in verschiedene axial abgestandene Teilbereiche des Auges (4) verstellbar ist, wobei die Steuereinrichtung (22) die laterale Verschiebung des Fokus in zumindest einem der Teilbereiche bewirkt.

9. Verfahren zur Messung an einem Auge, insbesondere zur Messung von Vorderkammertiefe, Linsendicke, Hornhautdicke oder Achslänge, wobei mindestens ein Meßstrahl entlang einer optischen Achse in das Auge fokussiert, rückgestreute Strahlung aufgenommen und durch Zeitdomänen-, Spektraldomänen- oder Fourierdomänen-Kohärenzreflektometrie interferometrisch ein Strukturen des Auges anzeigendes Meßsignal erzeugt wird und die Lage des Fokus im Auge lateral und/oder axial verschoben oder ein Polarisationszustand des Meßstrahls variiert wird, dadurch gekennzeichnet, daß aus der rückgestreuten Strahlung interferometrisch mehrere A-Scan-Einzelsignale erzeugt und zu einem A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt werden, wobei die Verschiebung der Lage des Fokus oder die Variation des Polarisationszustandes während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung, aus der die mehreren A-Scan-Einzelsignale erzeugt werden, ausgeführt wird und wobei rückgestreute Strahlung bei mehreren verschiedenen Lagen des Fokus oder mehreren verschiedenen Polarisationszuständen der Meßstrahlung zum A-Scan-Meßsignal beiträgt.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die mehreren A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal zusammengefaßt werden, ohne daß dabei die Verschiebung der Lage des Fokus bzw. die Variation des Polarisationszustandes berücksichtigt wird

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Lage des Fokus während der Aufnahme der rückgestreuten Strahlung um mindestens einen halben Fokusbereich verschoben wird.

12. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß beim Zusammenfassen der A-Scan-Einzelsignale zum A-Scan-Meßsignal die einzelnen A-Scan-Einzelsignale entsprechend ihres Signalverlaufes selektiert und gewichtet werden.

13. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lage des Fokus während der Aufnahme der Strahlung zyklisch um eine Mittenposition verstellt wird.

14. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur Vermessung einem Patienten zur Ausrichtung des Auges ein Fixierbild dargeboten wird, das zur lateralen Verschiebung der Lage des Fokus verschoben wird.

15. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang des Meßstrahl ein lageverstellbares Optikelement, insbesondere eine verschiebbare Linse, angetrieben wird, das zur Verschiebung der Lage des Fokus verstellt wird.

16. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lage des Fokus in verschiedene axial beabstandete Teilbereiche des Objektes verstellt wird, wobei die laterale Verschiebung der Lage des Fokus in zumindest einem der Teilbereiche erfolgt.

17. Vorrichtung oder Verfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die laterale Verschiebung der Lage des Fokus mit einer Verschiebegeschwindigkeit erfolgt, die kleiner ist als der Quotient aus dem halben Fokusbereich und einer Aufnahmedauer der Strahlung für ein A-Scan-Einzelsignal.

18. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß aus den A-Scan-Einzelsignalen oder mehreren A-Scan-Meßsignalen die Dicke einer Augenlinse des Auges ermittelt wird, indem für alle Signale die Positionen der Linsenvorderfläche und -rückfläche ermittelt werden, und die Differenz zwischen der am meisten anterior liegenden der ermittelten Positionen der Linsenvorderfläche und der am meisten posterior liegenden der ermittelten Positionen der Linsenrückflächen berechnet und als Dicke der Augenlinse genommen wird.

19. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung von Parametern einer Augenlinse des Auges Paare aus ermittelter Position einer Linsenvorderfläche und ermittelter Position einer Linsenrückfläche in einem Diagramm aufgetragen werden,

wobei entlang einer Diagramm-Achse die Position der Linsenvorderfläche und entlang der anderen Diagramm-Achse die Position der Linsenrückfläche aufgetragen werden, die erhaltenen Punkte zu einer Kurve verbunden oder interpoliert werden, und die Form der Kurve hinsichtlich der Lage und Form der Augenlinse ausgewertet wird.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der maximale Abstand der Kurve oder der Punkte von einer Symmetrieachse der Kurve ermittelt und daraus ein Maß für die Verkippung der Augenlinse gegenüber der Sehachse des Auges bestimmt wird.

21. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß aus der größten verwendeten lateralen Fokusverschiebung und dem maximalen Abstand zwischen Kurvenscheitel und der größten bestimmten anterioren Linsenposition ein Maß für den anterioren Linsenradius gewonnen wird.

22. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß aus der größten verwendeten lateralen Fokusverschiebung und dem maximalen Abstand zwischen Kurvenscheitel und der größten bestimmten posterioren Linsenposition ein Maß für den posterioren Linsenradius gewonnen wird.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

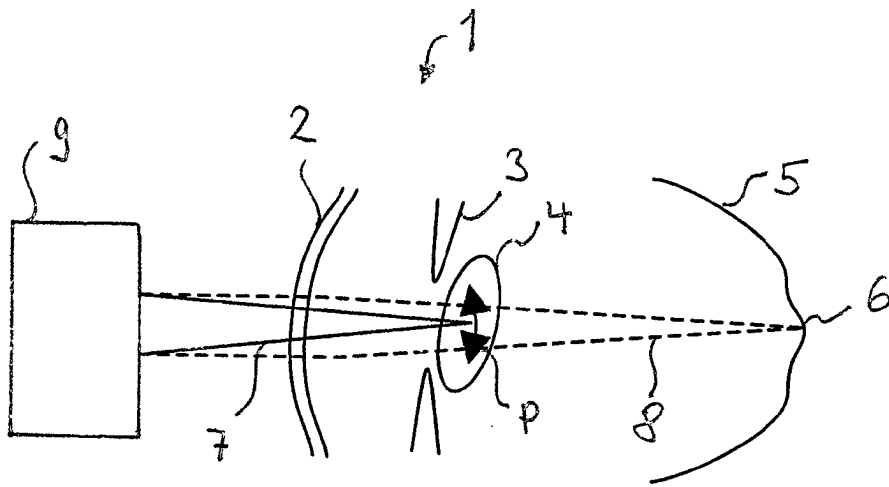


Fig. 1

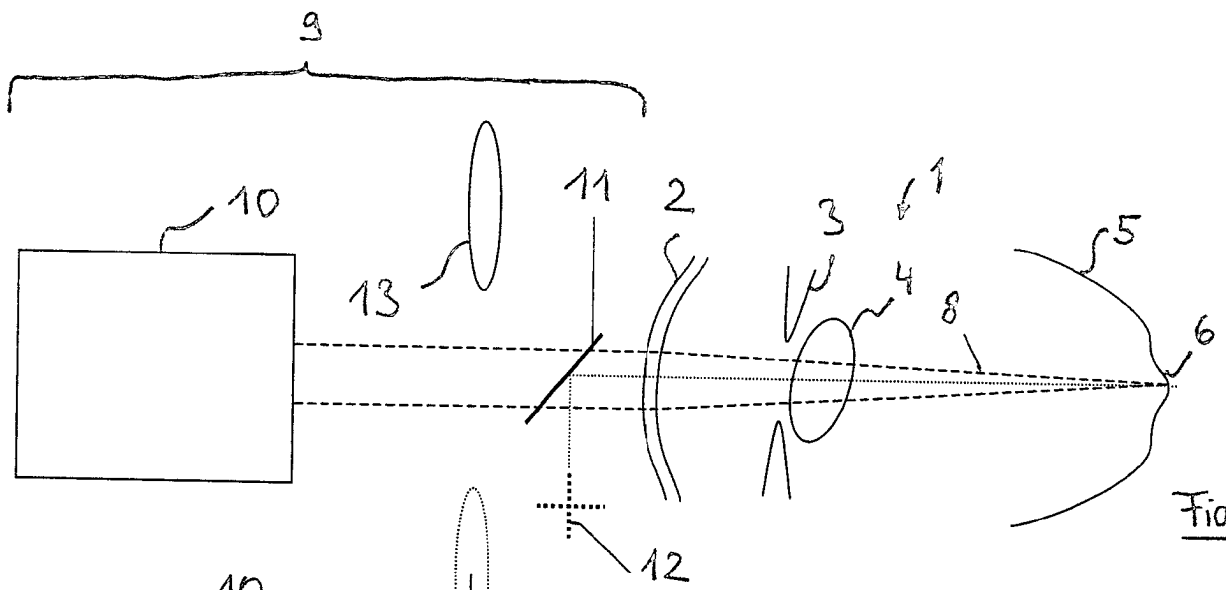


Fig. 2

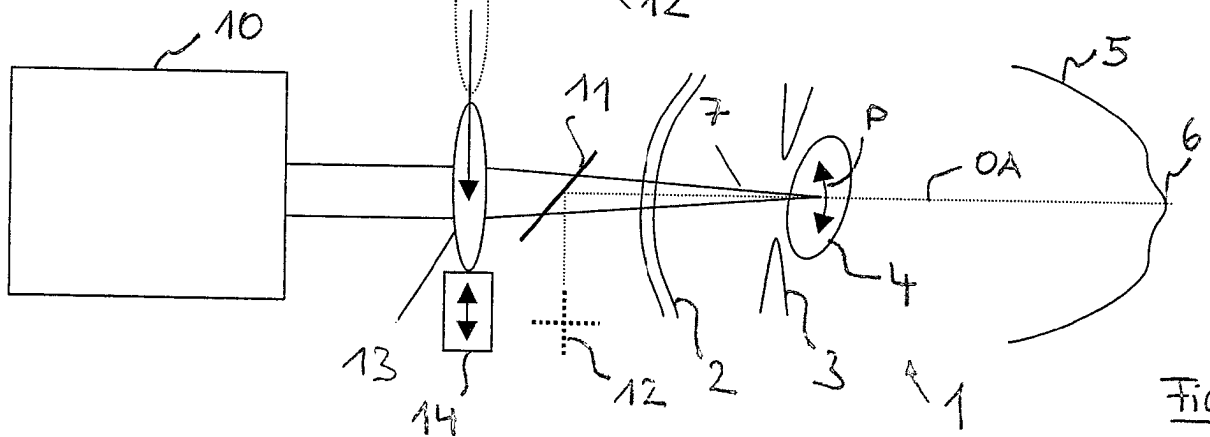


Fig. 3

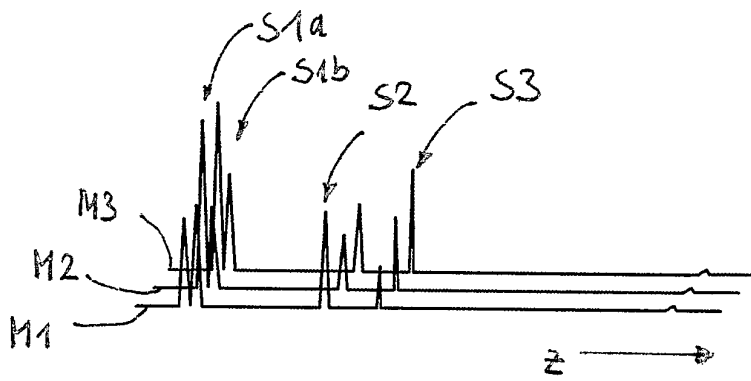


Fig. 4a

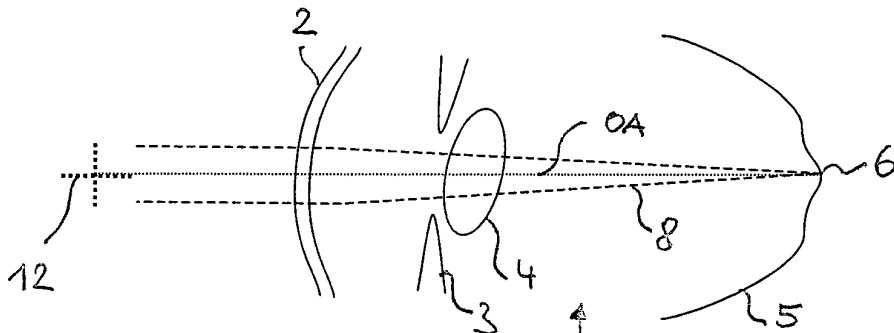


Fig. 5

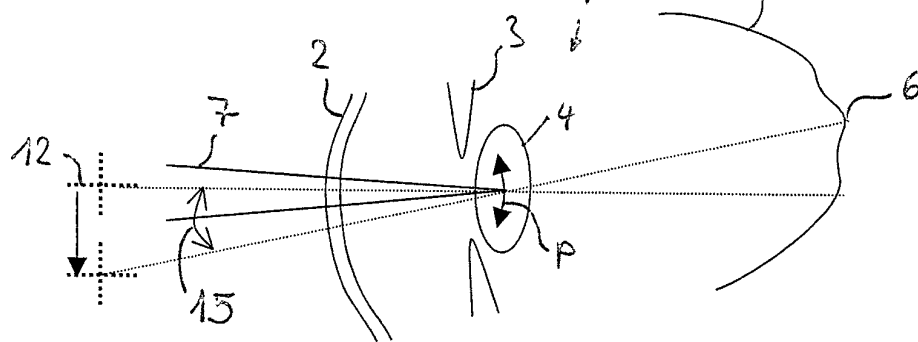


Fig. 6

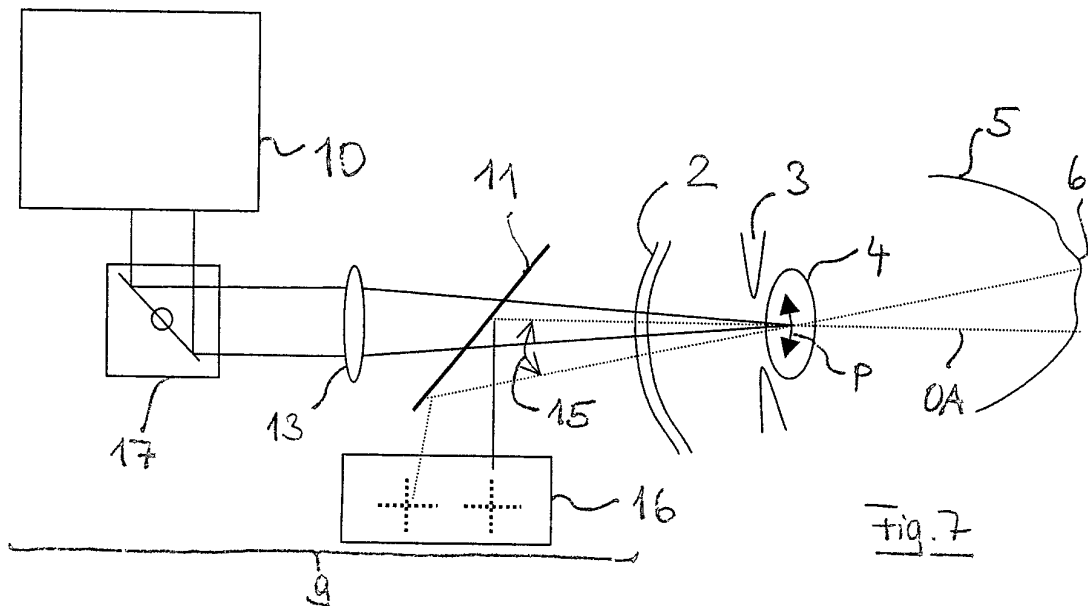
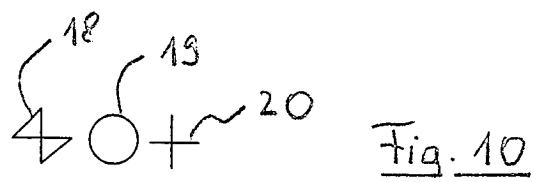
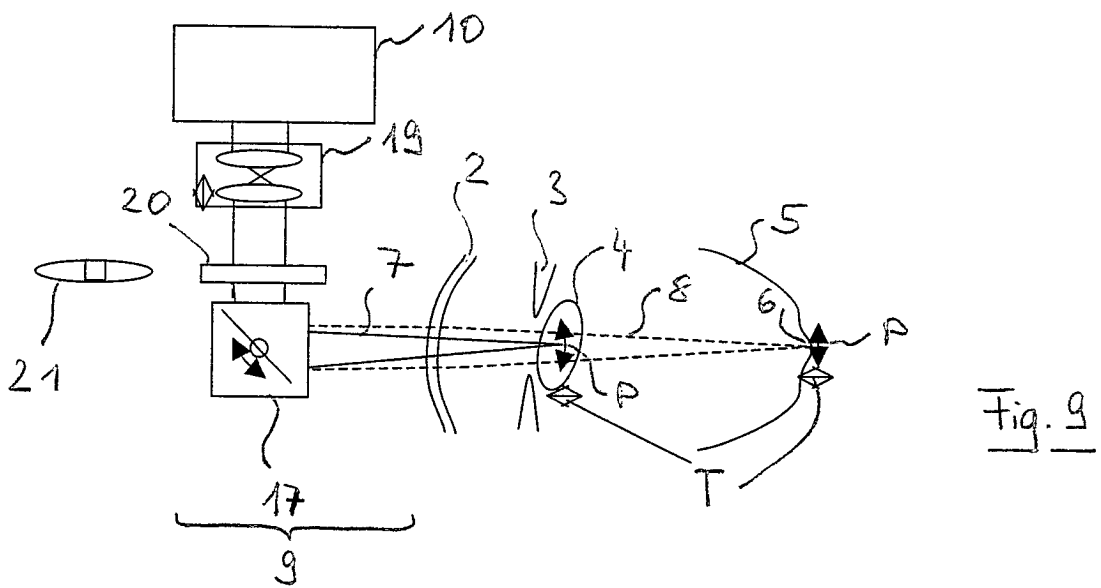
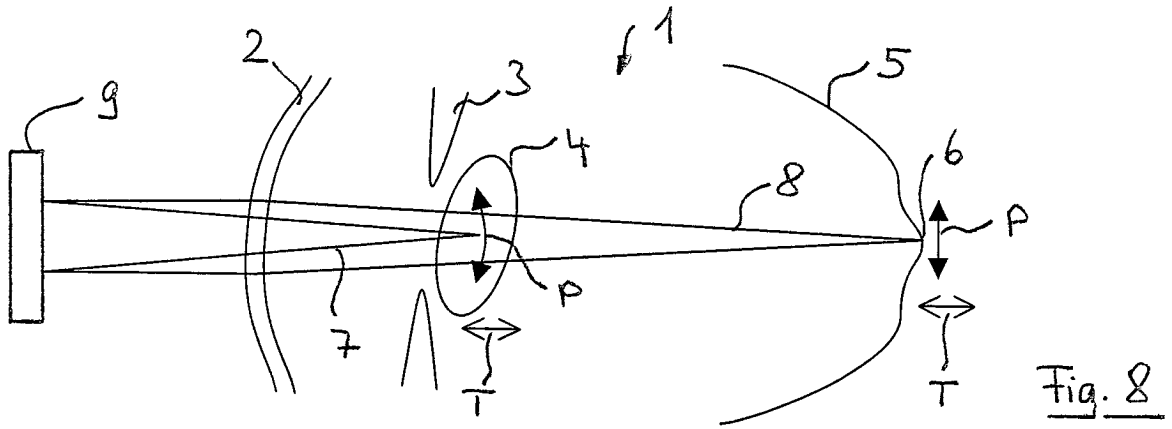
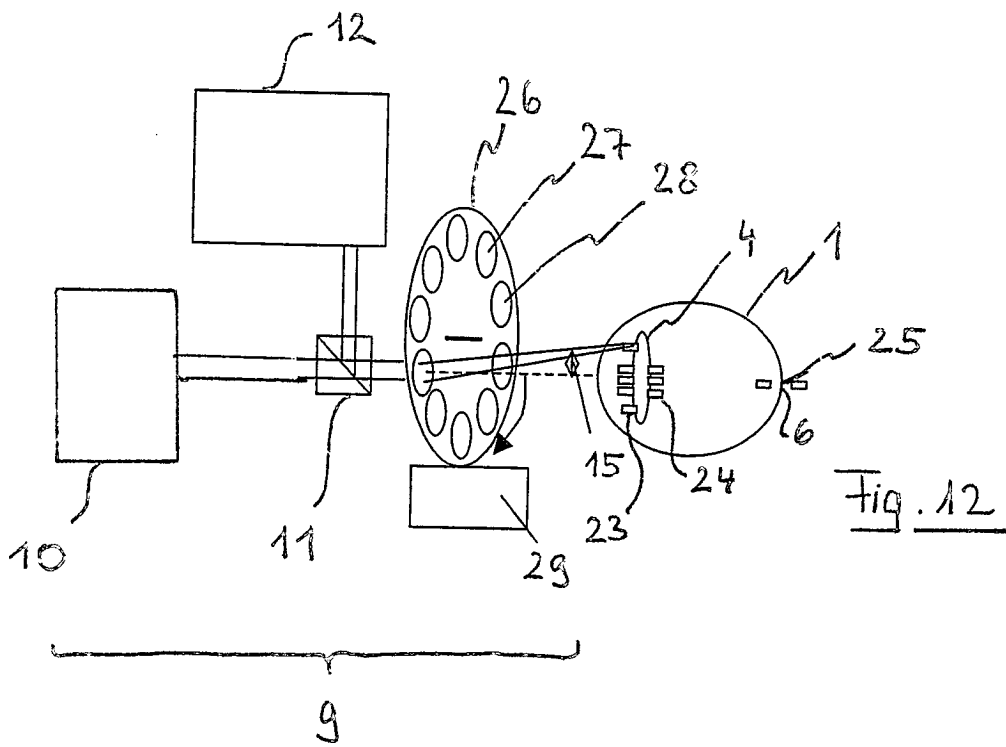
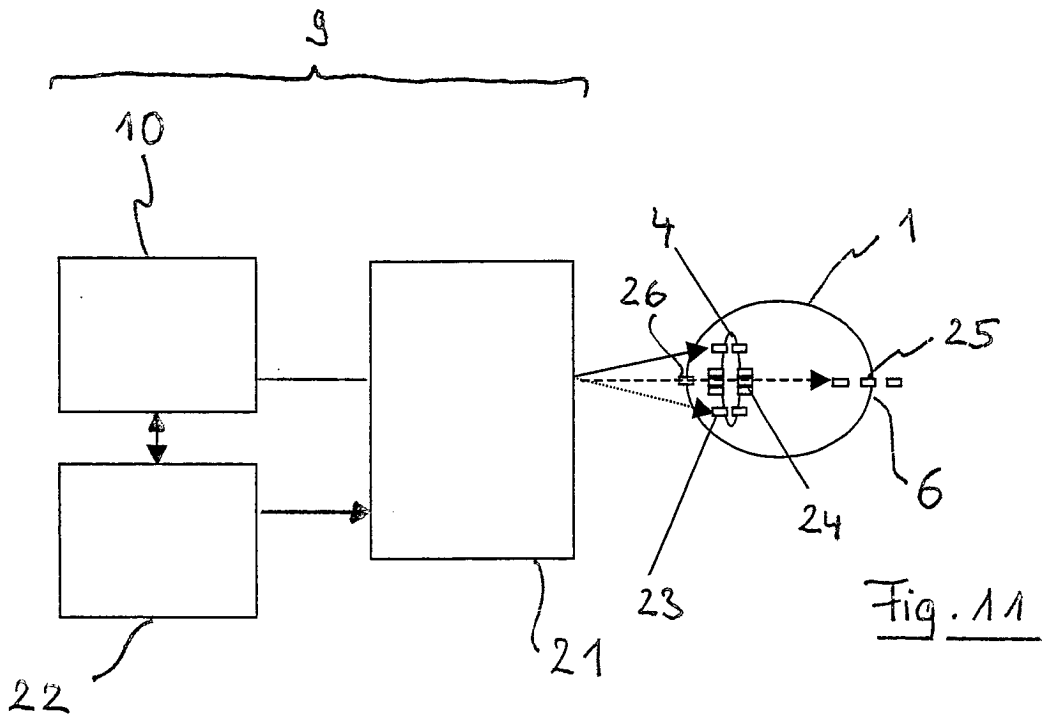


Fig. 7





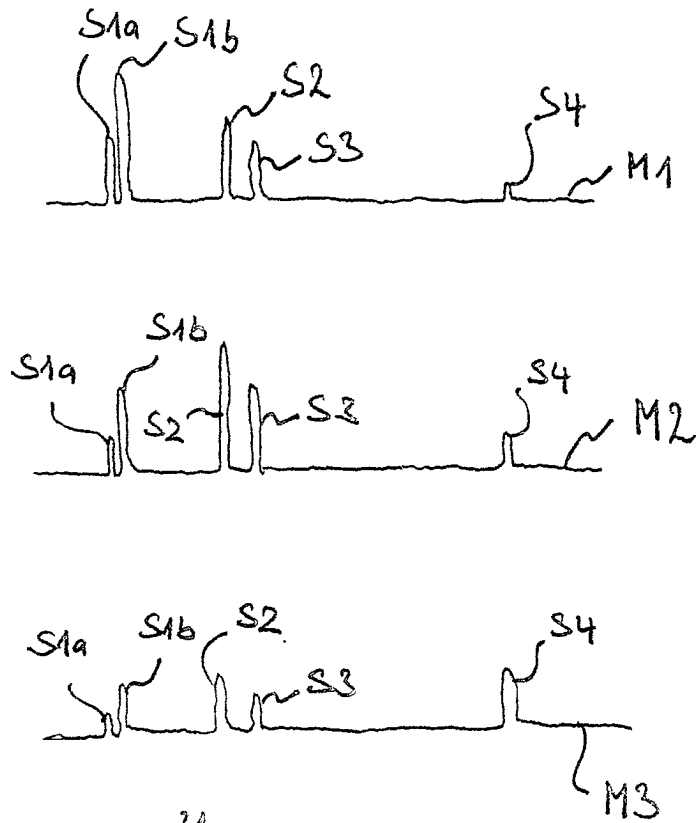


Fig. 4b

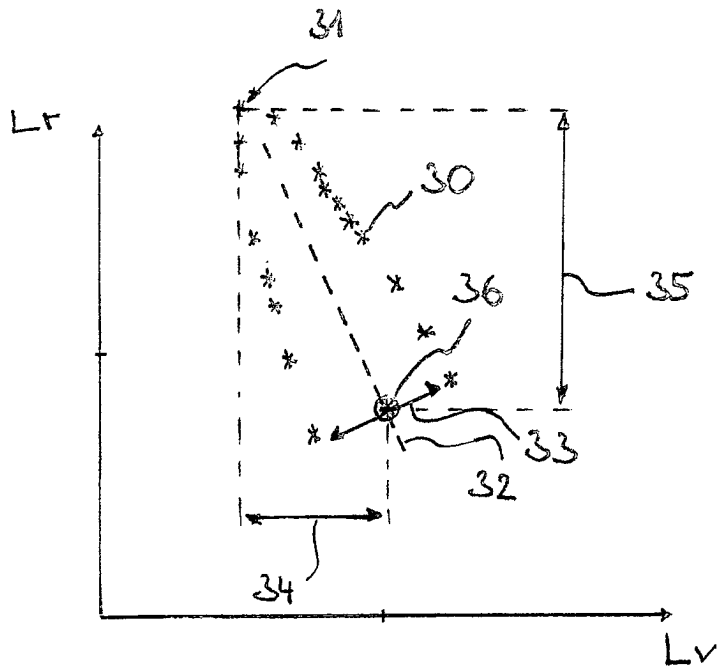


Fig. 12