

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 1374/2006**

(22) Anmeldetag: **16.08.2006**

(43) Veröffentlicht am: **15.03.2008**

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

(73) Patentanmelder:

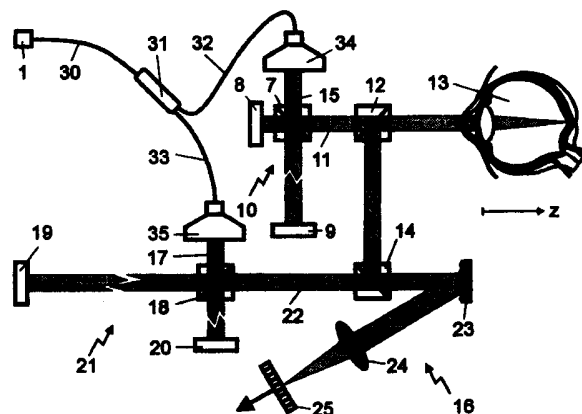
CARL ZEISS MEDITEC AG
D-07745 JENA (DE)

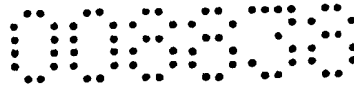
(72) Erfinder:

FERCHER ADOLF FRIEDRICH DR.
WIEN (AT)

(54) **FOURIER-DOMAIN-INTERFEROMETRIE ZUR AUGEN-TEILSTRECKENMESSUNG**

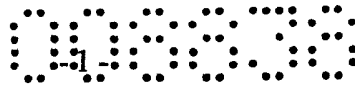
(57) Die Anwendung der Fourier-Domain-Interferometrie zur Augenlängen-Messung wird dadurch erschwert, dass mit den heute erhältlichen Photodioden-Arrays nicht das der gesamten Augenlänge entsprechende Spektrum delektiert werden kann. Die vorliegende Anmeldung hat eine Anordnung zur Fourier-Domain-Interferometrie von Augen-Teilstrecken zum Inhalt, die gleichzeitig zwei Messfelder mit jeweils separatem zugehörigem Referenz- und Messstrahl benutzt. Das Auge wird hierbei mit einem aus zwei gegeneinander axial versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppel-Messstrahl beleuchtet. Hierdurch können die eine zu messende Distanz begrenzenden Signal-Spitzen unabhängig voneinander optimiert werden. Die Feldtiefe wird durch komplexe Ergänzung der gemessenen reellen Intensität $I(k)$ mit der zugehörigen Quadraturkomponente vergrößert und es werden Maßnahmen angegeben, um eindeutige Längenmessungen zu erhalten. Hilfseinrichtungen, die im Doppel-Messstrahl angeordnet oder in diesen eingespiegelt werden können, ermöglichen die Kompensation von Astigmatismus und Ametropie, die Messung der Refraktion, Fixierung und Justierung der optischen Achse, sowie Messungen an der Vorderkammer der Probanden Augen.





Zusammenfassung.

Die Anwendung der Fourier-Domain-Interferometrie zur Augenlängen-Messung wird dadurch erschwert, dass mit den heute erhältlichen Photodioden-Arrays nicht das der gesamten Augenlänge entsprechende Spektrum detektiert werden kann. Die vorliegende Anmeldung hat eine Anordnung zur Fourier-Domain-Interferometrie von Augen-Teilstrecken zum Inhalt, die gleichzeitig zwei Messfelder mit jeweils separatem zugehörigem Referenz- und Messstrahl benutzt. Das Auge wird hierbei mit einem aus zwei gegeneinander axial versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppel-Messstrahl beleuchtet. Hierdurch können die eine zu messende Distanz begrenzenden Signal-Spitzen unabhängig voneinander optimiert werden. Die Feldtiefe wird durch komplexe Ergänzung der gemessenen reellen Intensität $I(k)$ mit der zugehörigen Quadraturkomponente vergrößert und es werden Massnahmen angegeben, um eindeutige Längenmessungen zu erhalten. Hilfseinrichtungen, die im Doppel-Messstrahl angeordnet oder in diesen eingespiegelt werden können, ermöglichen die Kompensation von Astigmatismus und Ametropie, die Messung der Refraktion, Fixierung und Justierung der optischen Achse, sowie Messungen an der Vorderkammer der Probandenaugen.



Fourier-Domain-Interferometrie zur Augen-Teilstreckenmessung

Prof. Dr. Adolf Friedrich Fercher

Hassreitersteig 3/11

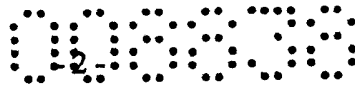
A-1230 Wien

Beschreibungseinleitung. Diese Erfindung betrifft die Anwendung der Fourier Kurzkohärenz-Interferometrie in der Ophthalmologie; die Kurzkohärenz-Interferometrie ist ein optisches Längen-Messverfahren, das bereits breite Anwendung gefunden hat. Die Verwendung der Fourier-Alternative der Kurzkohärenz-Interferometrie – hier als Fourier-Domain-Interferometrie (FDI) bezeichnet - führt zu einer erheblichen Sensitivitäts-Steigerung gegenüber der bisher üblichen Zeit-Domäne Kurzkohärenz-Interferometrie. Die spezifischen Eigenschaften der Fourier Kurzkohärenz-Interferometrie erfordern jedoch erhebliche Anpassungen an das Problem der Augenlängen-Messung.

Stand der Technik. Die moderne optische Messung der Augenlänge basiert auf der Kurzkohärenz-Interferometrie, bei der als Meßsignal das Kurzkohärenz-Interferogramm der Lichtwellen, die an Cornea und Fundus reflektiert werden, verwendet wird. Der optische Abstand Licht reflektierender oder zurück streuender Stellen im Messobjekt ist gleich dem Abstand der entsprechenden Kurzkohärenz-Interferogramme. Dieses Verfahren hat gegenüber der FDI den Nachteil geringerer Sensitivität, was insbesondere den Einsatz dieses Verfahrens bei Kataraktaugen einschränkt.

Neuerdings ist gezeigt worden, dass Kurzkohärenz-Längenmessverfahren, die zunächst das Spektrum des interferierenden Mess- und Referenz-Lichts am Interferometerausgang registrieren und daraus das Interferogramm berechnen, eine deutlich bessere Sensitivität besitzen. Diese FDI ermöglicht schnellere Messungen und Messungen an dichteren Katarakten als bisher, was vom medizinischen Standpunkt aus sehr wünschenswert ist.

Es ist bekannt, dass das Messsignal der Kurzkohärenz-Interferometrie, das (in Analogie zum entsprechenden Ultraschall Verfahren) sogenannte A-Scan Signal, die Kreuzkorrelation des Referenzlichts mit dem Objektlicht am Interferometerausgang ist. Es ist weiters bekannt, dass man per Fouriertransformation einer spektralen Intensitätsverteilung die Autokorrelation des



zugrunde liegenden Lichtsignals bekommt. Bildet man also die Fourier-Transformation (FT) des Lichtspektrums $I(k)$ am Interferometerausgang, erhält man eine Autokorrelation der Summen der überlagerten Referenz- und Objektwellen. Diese Autokorrelation enthält auch die gewünschte Kreuzkorrelation oder das Interferogramm $IN(z)$ des Referenzlichts mit dem Objektlicht [Fercher-AF, Drexler-W, Hitzenberger-CK, Lasser-T, Optical Coherence Tomography-Principles and Applications. Rep. Prog. Phys. 66(2), 239-303, 2003]. $IN(z)$ ist dann das A-Scan Signal, das am Computer-Monitor dargestellt wird. Die Signalspitzen markieren die Positionen Licht reflektierender Stellen im Messobjekt, siehe Figur 1.

Wir können daher für das A-Scan Signal vereinfacht schreiben:

$$IN(z) \sim FT\{I(k)\} \quad (1)$$

k ist die Wellenzahl, ν die Frequenz: $k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi\nu}{c}$; z ist die Koordinate im Ortsbereich;

$IN(z)$ ist das Interferogramm und $I(k)$ das Intensitätsspektrum des verwendeten Lichts.

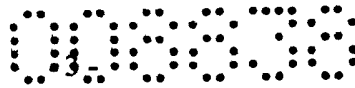
Derzeit wird in der Kurzkohärenz-Interferometrie meist Licht von Superlumineszenzdioden im nahen Infrarotbereich mit Wellenlängen-Bandbreiten um $\Delta\lambda = 20nm$ benutzt. Dies ergibt eine Kohärenzlänge und damit eine Messgenauigkeit in der Größenordnung von $30\mu m$.

Die direkte Anwendung der FDI zur Augenlängen-Messung scheitert daran, daß man mit den bisher erhältlichen Photodioden-Arrays nicht das gesamte der Augenlänge entsprechende Spektrum detektieren kann. Die Feldtiefe T , die ein Detektor-Array liefert, ist gegeben durch

$$T = N \cdot \frac{\pi}{2\Delta k}, \quad (2)$$

worin N die Diodenanzahl des Photodioden-Arrays ist und Δk die Wellenzahl-Bandbreite des Lichts ist, siehe die oben zitierte Arbeit [Fercher-AF, et al., 2003]. Mit heute üblichen Anordnungen erreicht man Feldtiefen von etwa $T \cong 5mm$. Strecken $S > T$ können offensichtlich nicht gemessen werden, wie man an Figur 1 leicht abliest.

Für die gesamte Augenlänge wären Messfelder von $40mm$ Tiefe und in Einzelfällen auch größer erforderlich. Dieses Problem umgeht beispielsweise die Patentanmeldung der Firma NIDEK (Anmeldung EP 1 602 320 A1) mit einem Interferometer, das – wie beim IOL Master der Firma Carl Zeiss Meditec AG – als Referenzfläche die Cornea benutzt und die



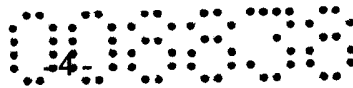
Referenzstrahl-Messstrahl-Wegdifferenz mittels eines flexiblen optischen Auszugs im Strahlengang verkleinert. So braucht die Messfenster-Tiefe nur die Abweichung zwischen der Referenzstrahl-Messstrahl-Wegdifferenz und der Augenlänge zu erfassen. Dieses Prinzip ist jedoch auch nachteilig: Das für die Messung benutzte Spektrum am Interferometer-Ausgang basiert nun nämlich auf einem Interferogramm zweier Lichtwellen, die beide durch Reflexion an biologischen Grenzflächen (beispielsweise Cornea-Vorderfläche und Augenlinsen-Vorderfläche) entstehen. Man sieht ein Signal nur, wenn beide sehr instabilen Signale gleichzeitig vorhanden sind. Das ist nicht immer einfach zu realisieren; außerdem ist eine Optimierung der Intensitäten dieser zwei Wellen für maximale Sensitivität nicht einfach, da die für die Messung effektiven Reflektivitäten beider biologischer Grenzflächen auch von der Strahlposition abhängt, die wegen der inhärenten Bewegungen lebender Objekte schwer kontrollierbar ist.

Schließlich ist die Sensitivität der FDI von der Position des Signals im Messfeld abhängig. Es können daher nicht beide eine zu messende Strecke markierenden Signale mit optimaler Sensitivität detektiert werden.

Aufgabe der Erfindung. Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Anordnung anzugeben, welche die eine zu messende Distanz begrenzenden Signal-Spitzen unabhängig voneinander zu optimieren gestattet.

Lösung. Die vorliegende Anmeldung hat eine Anordnung der Fourier-Domain-Interferometrie zur Augen-Teilstreckenmessung zum Inhalt, die gleichzeitig zwei Messfelder mit jeweils separatem zugehörigem Referenz- und Messstrahl benutzt. Das Auge wird hierbei mit einem aus zwei gegeneinander axial versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppel-Messstrahl beleuchtet, wie das schon bei dem IOL-Master der Fall ist. Anders als beim IOL-Master jedoch, werden hier (zwei) Referenzstrahlen benutzt.

Bei dieser „2-Messfelder-Methode“ werden über die zugehörigen Referenzspiegel die Mess-Positionen zweier Messfelder in weiten Bereichen frei wählbar und es können gleichzeitig zwei separate Teilstrecken von der Ausdehnung des Messfelds mit den darin enthaltenen Reflexen auf dem Monitor sichtbar gemacht werden. Sinnvollerweise wird man die



Referenzstrahlängen so wählen, dass in den zwei Messfeldern enthaltene Signal-Spitzen (S_1 und S_2) im Messergebnis, also in der Fourier-Transformierten des Spektrums, nicht überlappen, sondern separat dargestellt werden, wie in der Figur 2 illustriert.

Nun entspricht der Abstand der 2 Signal-Spitzen allerdings nicht mehr dem tatsächlichen Abstand der zugrunde liegenden reflektierenden Flächen, sondern ist um die Differenz der zwei Referenzstrahlen verkürzt. Man kann die Positionen der Messflächen in Realzeit verfolgen und so erkennen, ob man eine sinnvolle Messung ausführt. Eine Identifizierung der Messsignale ist ebenfalls aufgrund der Kopplung ihrer Positionen an die entsprechenden Referenzspiegel leicht erkennbar.

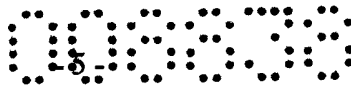
Die nutzbare Feldtiefe T wird bei dem ursprünglichen FDI-Verfahren auch dadurch begrenzt, dass das Kurzkohärenz-Interferogramm $IN(z)$ aus der vom Detektor-Array registrierten reellen Intensität $I(k)$ und nicht aus dem (komplexen) Frequenzspektrum $\hat{I}(k)$ des Lichts am Interferometer-Ausgang berechnet wird. Das Ergebnis ist eine Hermitesche Funktion: Man erhält nicht das Interferogramm $IN(z)$, sondern die Autokorrelation der Summen der überlagerten Referenz- und Objektwellen und bei optimaler Position des Referenzspiegels zwei separate, zum Koordinaten-Ursprung symmetrische Rekonstruktionen des Messsignals, nämlich eine bei positiven und eine bei negativen Koordinaten, was die Messtiefe mindestens halbiert. Zu diesem Problem werden hier 2 Lösungen angegeben:

1. kann man das komplexe Spektrum $\hat{I}(k)$ durch rechnerische komplexe Ergänzung der gemessenen reellen Intensität $I(k)$ mit der zugehörigen Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ rechnerisch *a posteriori*, also im Anschluss an die eigentliche Messung, gewinnen. Dadurch verschwindet die Rekonstruktion des Messsignals bei negativen Koordinaten. Dieses Verfahren ist die Methode des analytischen Signals der Nachrichtentechnik und ist auch in der Optik schon seit längerem in Gebrauch [z. B. im Standard Optik-Lehrbuch von Born-M und Wolf-E, Principles of Optics, Cambridge, Cambridge University Press, 6. Auflage, 1980, Seite 495 ff]:

$$\hat{I}(k) = \frac{1}{2} [I(k) + i \cdot HT \{I(k)\}], \quad (3)$$

$HT \{I\}$ ist die Hilbert-Transformierte von I oder die zu I gehörige Quadraturkomponente.

2. kann man die zur reellen Intensität $I(k)$ zugehörige Quadraturkomponente auch experimentell messen, indem man im Spektrum $I(k)$ eine Phasenverschiebung von 90°



einführt. Dieses Verfahren wurde erstmalig von Leitgeb und Mitarbeitern beschrieben [Leitgeb-RA, Hitzenger-CK, Fercher-AF, Bajraszewski-T, 2003, Phase-shifting algorithm to achieve high-speed long-depth-range probing by frequency-domain optical coherence tomography Opt. Lett., 28, p. 2201-2203]. In der vorliegenden Patentanmeldung wird eine technische Lösung präsentiert, die auf geringen Verschiebungen des im Spektrometer benutzten Beugungsgitters beruht.

Grundsätzlich kann man hierdurch die Feldtiefe der FDI verdoppeln und für geringere Feldtiefenansprüche auch mit einem Messfeld das Auslangen finden. Jedoch muss man bedenken, dass die FDI tiefenabhängige Sensitivität besitzt. So ist die Sensitivität für jene Grenzfläche einer Strecke, die der virtuellen Referenzspiegel-Position zunächst liegt, maximal. Sie kann aber für die hiervon maximal distanzierte Grenzfläche mehr als 10 dB geringer sein und eine Messung unterbinden. Ferner enthält das mit dem komplexen Spektrum berechnete A-Scan Signal immer noch störende Terme, siehe die oben zitierte Arbeit [Leitgeb-RA, et al., 2003]. Die 2-Messfelder-Methode der vorliegenden Patentanmeldung löst auch dieses Problem, weil jede Grenzfläche einer zu messenden Strecke durch eine entsprechende Referenzstrahl-Länge im zugehörigen Messfeld mit maximaler Sensitivität dargestellt werden kann.

Bei diesen Messungen erhält man per Fourier Transformation des Spektrums für jede lichtreflektierende Stelle im Auge eine Signalspitze. Die Zuordnung dieser Signale zu den tatsächlichen Augenstrukturen ist nicht immer einfach. Besonders die Signale der Retina können sehr komplex sein, wie beispielsweise in der Figur 3 dargestellt.

Hierbei dominiert zwar in der Regel das am retinalen Pigmentepithel (RPE) reflektierte Licht. Zur Augenlängenmessung wäre der Abstand dieses Signals vom vorderen Corneasignal geeignet. Allerdings kommt es auch vor, dass, je nach Position des Auges, andere Signalspitzen des retinalen Signalkomplexes dominieren, was zu Fehlmessungen führen kann.

Um hier eindeutige Längenmessungen zu erhalten, gibt es neben anderen schon bekannten Lösungen die folgenden 3:

1. kann man mehrmals messen, weil die FDI sehr schnell ist. Die Erfahrung zeigt, dass man dann meist auch Signale mit einer starken RPE Spitze erhält. Man erkennt sie daran, dass sie bei den größten z-Positionen des Retina-Signalkomplexes auftritt.
2. kann man die Signale mehrerer Messung summieren, dann erhält man eine Summe mit

dominierender RPE Spitze.

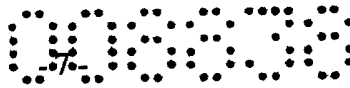
3. kann man die Tatsache benutzen, dass das vom RPE remittierte Licht in seiner Polarisation, anders als Licht von den übrigen retinalen Schichten, stark verändert ist [Pircher-M, Götzinger-E, Leitgeb-R, Sattmann-H, Findl-O, and Hitzenberger-CK, 2004, Imaging of polarization properties of human retina in vivo with phase resolved transversal PS-OCT: Opt. Exp., 12, p. 5940-5951]. Ein orthogonal zum Beleuchtungslicht orientierter Referenzstrahl kann daher das von den übrigen retinalen Schichten reflektierte Licht stärker unterdrücken als jenes vom RPE.

Beleuchtet man das Auge, wie in der vorliegenden Patentanmeldung vorgesehen, mit einem Doppelstrahl, werden die Komponenten dieses Doppelstrahls an allen Grenzflächen des Auges zurück reflektiert. Dies führt zu reflektierten Wellen, deren Wegdifferenzen erheblich verkleinert werden, wenn deren Anfangs-Wegdifferenz nicht grösser ist als zweimal Augenlänge plus Feldtiefe. Solche Wellen ergeben ein kontrastreiches Spektrum. Um die hierdurch erzeugten Artefakte zu vermeiden, muss daher die Anfangs-Wegdifferenz der Komponenten des beleuchtenden Doppelstrahls größer sein als zweimal Augenlänge plus Feldtiefe.

Beispiele erfindungsgemässer Anordnungen werden anhand der folgenden Figuren 4 bis 8 beschrieben.

In der Figur 4 deutet 1 eine in der Kurzkohärenz-Interferometrie übliche Lichtquelle, beispielsweise eine Superlumineszenz-Diode, an. Die Lichtleitfaser 2 leitet das von 1 emittierte Licht zu einem Kollimator 3, der das aus der Lichtleitfaser 2 emittierte Lichtbündel 4 kollimiert und durch den Strahlteiler 5 hindurch als Messstrahl 15 über den Umlenkspiegel 6 zum Strahlteiler 7 reflektiert. Der Strahlteiler 7 bildet mit den Spiegeln 8 und 9 ein Michelson-Interferometer 10, welches den Doppelstrahl 11 erzeugt, der durch den Strahlteiler 12 hindurch auf das Auge 13 gerichtet wird. Die von den Grenzflächen des Auges 13 reflektierten und zurück gestreuten Lichtwellen werden vom Strahlteiler 12 zum Strahlteiler 14 und von diesem zum Spektrometer 16 gespiegelt.

Das vom Strahlteiler 5 gespiegelte Lichtbündel 17 trifft auf den Strahlteiler 18, der mit den Spiegeln 19 und 20 ein weiteres Michelson-Interferometer 21 bildet, welches den Referenz-Doppelstrahl 22 erzeugt, der durch den Strahlteiler 14 hindurch zum Spektrometer 16



gespiegelt wird. Das Spektrometer 16 besteht aus einem Reflexionsgitter 23, einer Spektrometeroptik 24 und einem linearen Detektor-Array 25. Alternativ kann auch ein Spektrometer mit einem Transmissionsgitter oder einem anderen dispersiven Element benutzt werden.

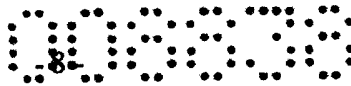
Die Messung intraokulärer Distanzen erfolgt so, dass die 2 Referenzspiegel 19 und 20, beispielsweise mit Hilfe von Schrittmotor- oder Piezomotor-gesteuerten Positionierern 119 und 120, so verschoben werden, dass die Signalspitzen jener Grenzflächen im Messfeld sichtbar werden, die die zu messende Distanz definieren, siehe Figur 1. Für die in der Figur 1 angedeutete Messung der Augenlänge L ist beispielsweise

$$L = S + (R' - R) - (C' - C). \quad (4)$$

In der Figur 5 ist ein Teil des Interferometers nach Figur 4 faseroptisch ausgeführt. Hier wird das von der Kurzkohärenz- Lichtquelle 1 emittierte Licht von der Lichtleitfaser 30 zum Koppler 31 geführt und von diesem in Messstrahl und Referenzstrahl geteilt, die durch die Fasern 32 und 33 und die Kollimatoren 34 und 35 den Interferometern 10 und 21 zugeführt werden. Der restliche Strahlengang entspricht jenem der Figur 4.

In der Figur 6 ist das Kurzhohärenz-Interferometer mit einem Doppel-Spektrometer 40 ausgerüstet. Es besteht aus zwei gleichen Beugungsgittern 42 und 43, einem Strahlteiler 14, der hier die an den Gittern 42 und 43 gebeugten Strahlen zusammenführt, und dem linearen Detektor-Array 25. Die vom Auge 13 reflektierten und zurück gestreuten Lichtwellen 41 werden von dem Beugungsgitter 42 gebeugt und der Doppel-Referenzstrahl 22 wird von dem Beugungsgitter 43 gebeugt; beide Beugungsbilder überlagern auf dem linearen Detektor-Array 25. Man muss die zwei Beugungsgitter 42 und 43 durch Beobachtung von der Array-Seite her so einjustieren, dass sie kongruent sind. Dann arbeitet das in der Figur 6 dargestellte Kurzhohärenz-Interferometer genauso, wie jenes der Figuren 4 und 5. Das Detektor-Array 25 registriert so die reelle Intensität $I(k)$ des (komplexen) Frequenzspektrums $\hat{I}(k)$ des Lichts am Interferometer-Ausgang.

Das Beugungsgitter 43 des Doppel-Spektrometers 40 ist mit einem piezoelektrischen Aktuator 45 verbunden, der es in der Gitterebene normal zu den Gitterlinien um $\frac{1}{4}$ Gitterkonstante verschieben kann (Doppelpfeil 46). Damit erhalten die am Gitter gebeugten

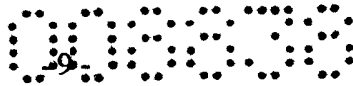


Wellen eine Phasenverschiebung um $\pi/2$. In dieser Position registriert daher das Detektor-Array 25 die zur reellen Intensität $I(k)$ zugehörige Quadraturkomponente, mit der man nach Gleichung 3 das komplexe Frequenzspektrum $\hat{I}(k)$ des Lichts am Interferometer-Ausgang erhält.

Analog kann auch das Gitter 42 um $\frac{1}{4}$ Gitterkonstante verschoben werden. Alternativ kann eine Phasenverschiebung der Referenzstrahlen auch mittels eines elektrooptischen Phasenmodulators 44 im Doppel-Referenzstrahl 22 erfolgen. Dieser kann auch im Doppel-Messstrahl 41 angeordnet werden. Während jedoch die Gitter-Methode von der Wellenlänge unabhängig wirkt, ist dies bei der Phasenmodulator-Methode nicht der Fall; letztere Methode kann allerdings bei Wellenlängen-Bandbreiten bis zu einigen 10 nm durchaus verwendet werden.

Die Figur 7 stellt eine Anordnung zur Augen-Teilstreckenmessung mittels Fourier-Domain-Interferometrie dar, die zur Achslängenmessung selektiv das retinale Pigmentepithel (RPE) benutzt und das von den anderen retinalen Schichten zurück gestreute Licht polarisationsoptisch diskriminiert. Hierzu befindet sich in dem vom Kollimator 3 abgestrahlten Lichtbündel 4 ein Linear-Polarisator 51. Dieser stellt einen definierten Polarisationszustand des Lichtbündels 4, welches das Kurzkohärenz-Interferometer beleuchtet, sicher. Ferner befindet sich in jenem Referenz-Teilstrahl 53, der mit dem vom Fundus des Auges 13 reflektierten Licht interferiert, eine $\lambda/4$ -Platte 52 unter 45° zur Polarisationsebene. Hierdurch entsteht zirkular polarisiertes Licht, das durch die Reflexion an dem Referenzspiegel 19 seine Drehrichtung umkehrt. Beim nochmaligen Durchlaufen der $\lambda/4$ -Platte 52 entsteht wieder linear polarisiertes Licht, nunmehr jedoch mit um 90° gedrehter Polarisationsebene, also normal zur ursprünglichen Polarisationsebene. Bei normal zur ursprünglichen Richtung polarisiertem Licht führt lediglich das vom RPE reflektierte Licht, welches in seiner Polarisationsrichtung verändert ist, zu Interferenzen. So erhält man die Distanz zwischen Cornea-Vorderfläche und RPE, also eine Augen-Achslängenmessung auf Basis des RPE.

Durch Drehen dieser $\lambda/4$ -Platte (Doppelpfeil 55) um eine Achse 53' parallel zur Achse des Strahls 53 kann der Anteil des parallel zur ursprünglichen Polarisationsebene polarisierten Lichts auch verändert werden. Hierdurch kann die Stärke der Interferenzen mit dem vom



Fundus reflektierten Licht eingestellt werden und neben dem RPE können auch die anderen Grenzschichten der Retina sichtbar gemacht werden.

Analog hierzu kann die Polarisationssebene des Strahls 53 mit Hilfe einer um die Strahlachse 53' drehbaren $\lambda/2$ -Platte an der Stelle von 52 gedreht werden und so die Stärke der Interferenzen mit dem vom Fundus reflektierten Licht verändert werden.

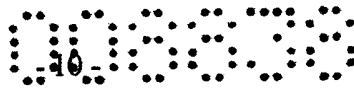
Weitere Anpassungen an verschiedene Messumstände sind durch die in der Figur 8 angeführten Hilfseinrichtungen möglich, die im Doppel-Messstrahl 11 angeordnet oder in diesen eingespiegelt werden können:

Zur Kompensation des Astigmatismus der Probanden Augen kann eine Linsengruppe 80 aus zwei Zylinderlinsen 81 und 82 entgegengesetzter Brechkraft benutzt werden. Durch Verdrehen ihrer Zylinderachsen um die Achse des Doppel-Messstrahls 11 relativ zueinander (Doppelpfeil 83) können unterschiedliche zylindrische Brechkräfte der Linsengruppe realisiert werden. Durch Drehen der gesamten Linsengruppe (Doppelpfeil 84) um die Achse 11' des Doppel-Messstrahl 11 kann die Orientierung der Zylinderachse der Gruppe verändert werden. Mit dieser Hilfseinrichtung kann man im Doppel-Messstrahl einen dem Probandenauge entgegengesetzten Astigmatismus erzeugen und den Probanden-Astigmatismus kompensieren.

Eine Zoom-Optik 86 (beispielsweise mit einer verschiebbaren – Doppelpfeil 87 – Zerstreuungslinse 88 zwischen zwei Sammellinsen 89 und 90) kann dazu verwendet werden, eine Ametropie des Probanden Auges zu kompensieren. Diese Zoom-Optik hat eine Mittelstellung mit Brechkraft Null und kann positive als auch negative Brechkräfte erzeugen.

Mit Hilfe des Strahlteilers 92 kann eine Refraktometrie-Vorrichtung, beispielsweise ein Hartinger Koinzidenz-Refraktometer (offener Pfeil 93) eingespiegelt werden. Analog kann mit Hilfe des Strahlteilers 94 ein Fixierlicht (Pfeil 95) eingespiegelt werden, um die Sehachse des Probanden Auges 13 festzulegen.

Die Gruppe 100 besteht aus 2 Keilen 101 und 102, die relativ zueinander verschiebbar sind (Doppelpfeil 97). Hierdurch kommt es zu einer Deviation des Doppel-Messstrahls 11, deren Größe durch den Betrag der relativen Prismenverschiebung und deren Richtung durch Drehen



(Doppelpfeil 103) der Prismengruppe um die Achse 11' des Doppel-Messstrahls 11 verändert werden kann. So kann die optische Achse des fixierten Auges parallel zur Strahlachse 11' des Doppel-Messstrahls eingestellt werden, um optimale Lichtreflexe aus dem Auge zu erhalten.

Die Zoom-Optik 110 dient für Messungen an der Vorderkammer des Probanden Auges. Sie ist so ausgelegt, dass ihre Brechkraft von Null bis zu einigen -zig Dioptrien einstellbar ist. Die durch diese Optik erzeugte Fokussierung des Doppel-Messstrahls 11 in oder nahe an die Vorderkammer erhöht die Signalstärke der aus der Vorderkammer reflektierten Lichtanteile. Zu starke Fokussierung jedoch, erfordert sehr sorgfältige Einstellung und Beibehaltung der transversalen Position des Auges, was schwierig ist. Man wird daher das Optimum bei einer geringeren Fokussierung finden. Dieses muss empirisch über entsprechende Einstellungen der Zoom-Optik 110 gefunden werden. Hierzu kann diese Zoom-Optik neben einer Brechkraftverstellung (Doppelpfeil 111) auch eine Verstellmöglichkeit ihrer Position in Richtung der optischen Achse 11' des Doppel-Messstrahls 11 besitzen (Doppelpfeil 112). Übrigens kann man anstelle der Zoom-Optik auch Optiken 113 entsprechender fixer Brechkraft in den Strahlengang einschwenken (Doppelpfeil 114), und ebenfalls in Richtung der optischen Achse 11' verstellbar anordnen.

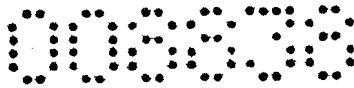
Die oben angeführten Hilfseinrichtungen können alle zusammen im Doppel-Messstrahl 11 angeordnet werden. Alternativ können natürlich auch einzelne oder einige dieser Einrichtungen angeordnet werden. Die Gruppe 100 erfordert jedoch eine separate Fixierung des Auges 13 und kann daher nur gemeinsam mit der Augenfixierung mit den Komponenten 94 und 95 angeordnet werden. Da der Proband bei den hier üblicherweise benutzten Wellenlängen den Mess-Doppelstrahl 11 rot sieht, ist für das eingespiegelte Licht eine andere Farbe, beispielsweise grün, vorteilhaft.

Es sei noch erwähnt, dass neben der Konfiguration eines FDI nach Figur 4 auch die anderen Konfigurationen analog zu Figur 5 faseroptisch modifiziert werden können.

Das erfindungsgemäße Verfahren wurde im obigen Text anhand der Messung der Achslänge des Auges beschrieben. Es sei jedoch hier auch explizit darauf hingewiesen, dass dieses Verfahren auch zur Messung anderer intraokulärer Distanze, wie der Corneadicke, der Vorderkammertiefe und der Linsendicke eingesetzt werden kann. Hierzu brauchen lediglich die Referenzspiegel 19 und 20 in solche Positionen verschoben werden, dass die

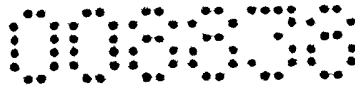
008038

entsprechenden Reflexe in den zwei Messfenstern sichtbar werden. Die Längenmessung erfolgt analog wie oben im Zusammenhang mit Gleichung 4 beschrieben.

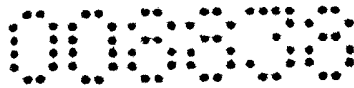


PATENTANSPRÜCHE

1. Anordnung der Fourier-Domain-Interferometrie zur Augen-Teilstreckenmessung, dadurch gekennzeichnet, dass gleichzeitig zwei Messfelder benutzt werden.
2. Anordnung nach Anspruch 1 dadurch gekennzeichnet, dass für die 2 Messfelder separate Referenz- und Messstrahlen benutzt werden.
3. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Auge mit einem aus zwei gegeneinander axial versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppelstrahl beleuchtet wird.
4. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Auge mit einem aus zwei gegeneinander axial um eine Distanz grösser als Felddtiefe plus Augenlänge versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppelstrahl beleuchtet wird.
5. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man das komplexe Spektrum $\hat{I}(k)$ durch komplexe Ergänzung der gemessenen reellen Intensität $I(k)$ mit der rechnerisch ermittelten zugehörigen Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ bestimmt.
6. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die zur komplexen Ergänzung der gemessenen reellen Intensität erforderliche Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ experimentell mittels einer Verschiebung eines im Spektrometer benutzten Beugungsgitters bestimmt.
7. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die zur komplexen Ergänzung der gemessenen reellen Intensität erforderliche Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ experimentell mittels eines elektrooptischen Modulators im Doppel-Referenzstrahl (22) oder im Doppel-Messstrahl (41) bestimmt.
8. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die Signale mehrerer Messung summiert.



9. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Linearpolarisators am Interferometereingang (51) und einer $\lambda/4$ -Platte (52) in einem Referenzstrahl das Licht der übrigen retinalen Schichten stärker unterdrückt wird als jenes vom retinalen Pigmentepithel.
10. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Linearpolarisators am Interferometereingang (51) und einer $\lambda/2$ -Platte (52) in einem Referenzstrahl das Licht der übrigen retinalen Schichten stärker unterdrückt wird als jenes vom retinalen Pigmentepithel.
11. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass im Doppel-Messstrahl eine Linsengruppe (80) aus zwei Zylinderlinsen mit entgegengesetzter Brechkraft benutzt wird, um Astigmatismen der Probanden Augen zu kompensieren.
12. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass zur Kompensation einer Ametropie des Probanden Auges eine Zoom-Optik (86) im Doppel-Messstrahl angeordnet wird.
13. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die zur Kompensation einer Ametropie des Probanden Auges benutzte Zoom-Optik (86) sowohl positive als auch negative Brechkräfte erzeugt.
14. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mit Hilfe eines Strahlteilers eine Refraktometrie-Vorrichtung in den Doppel-Messstrahl eingespiegelt wird.
15. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mit Hilfe eines Strahlteilers ein Fixierlicht in den Doppel-Messstrahl eingespiegelt wird.
16. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Fixierlicht grün ist.
17. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die Richtung der optischen Achse des Auges mit Hilfe einer aus 2 relativ zueinander verschiebbaren Keilen



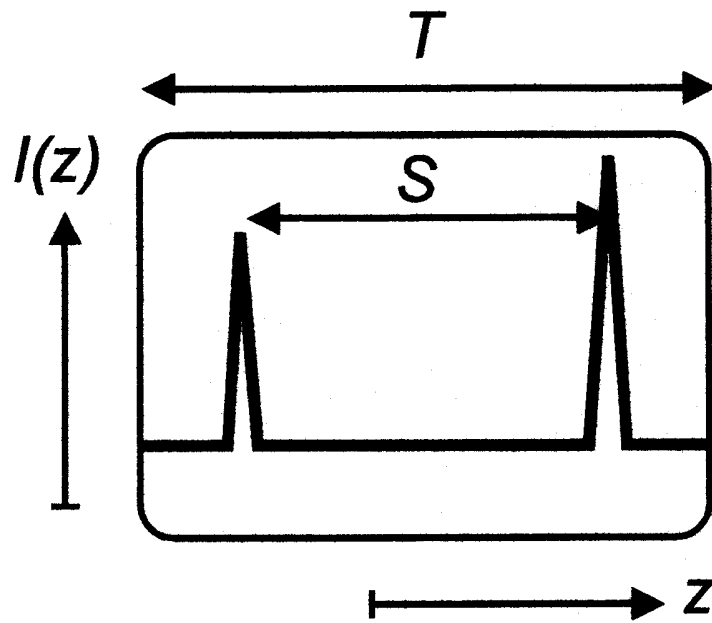
bestehenden Prismengruppe (100) im Doppel-Messstrahl verändert wird.

18. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Zoom-Optik (110) im Doppel-Messstrahl angeordnet wird, die eine Fokussierung des Doppel-Messstrahls in oder nahe an die Vorderkammer ermöglicht.

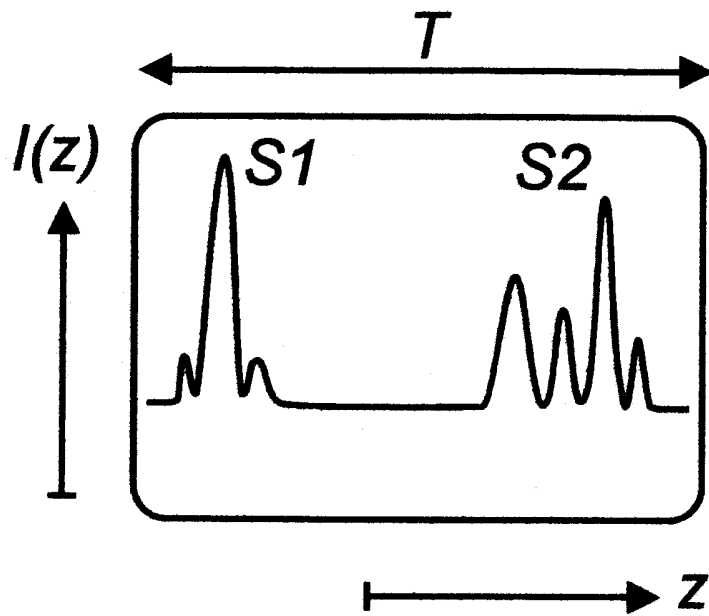
19. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass Optiken (113) vorgesehen werden, die in den Doppel-Messstrahl eingeschwenkt (Doppelpfeil 114) werden können, um eine Fokussierung des Doppel-Messstrahls in oder nahe an die Vorderkammer zu bewirken.

008838

Figur 1

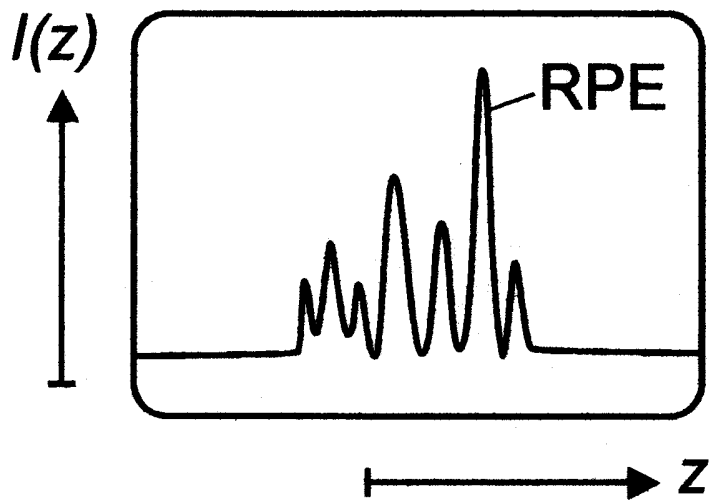


Figur 2



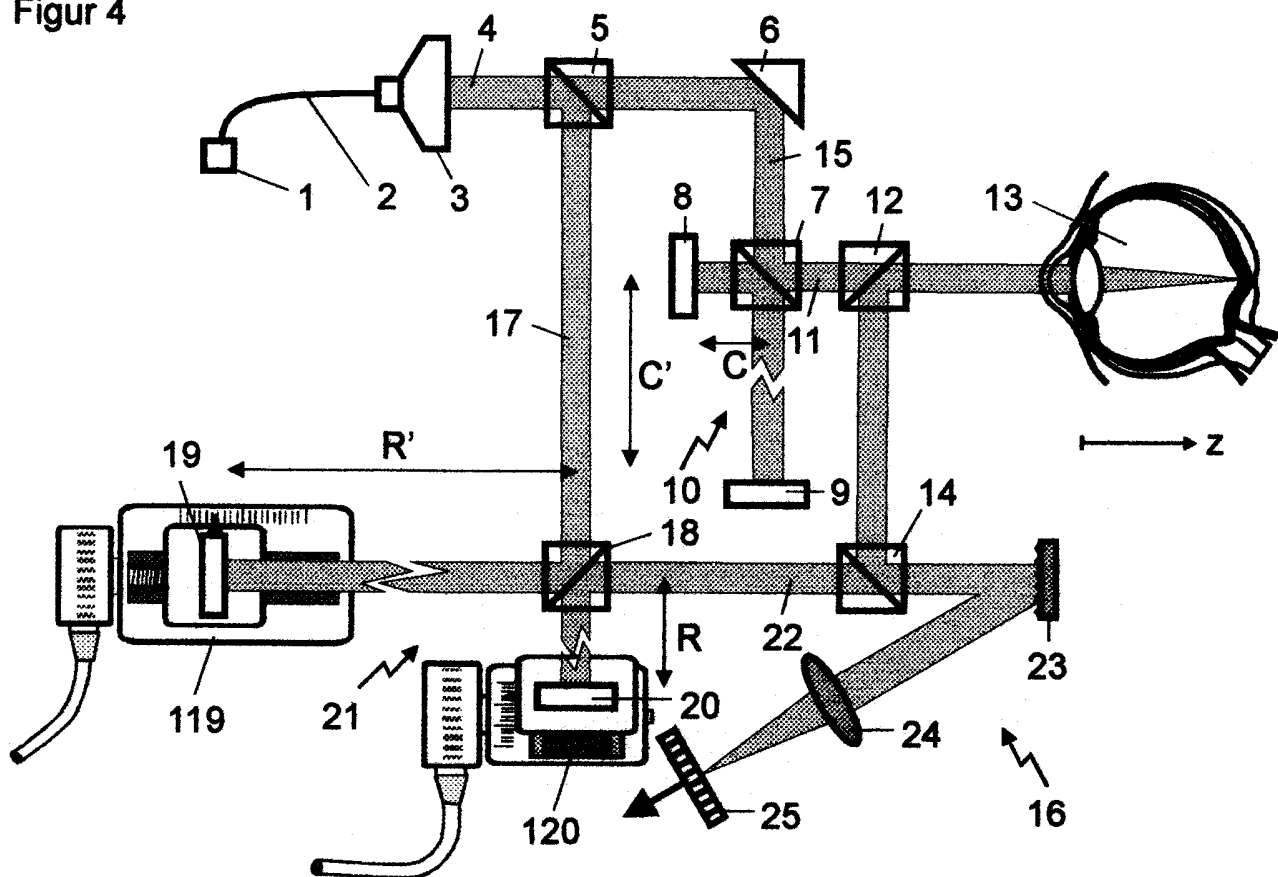
008838

Figur 3



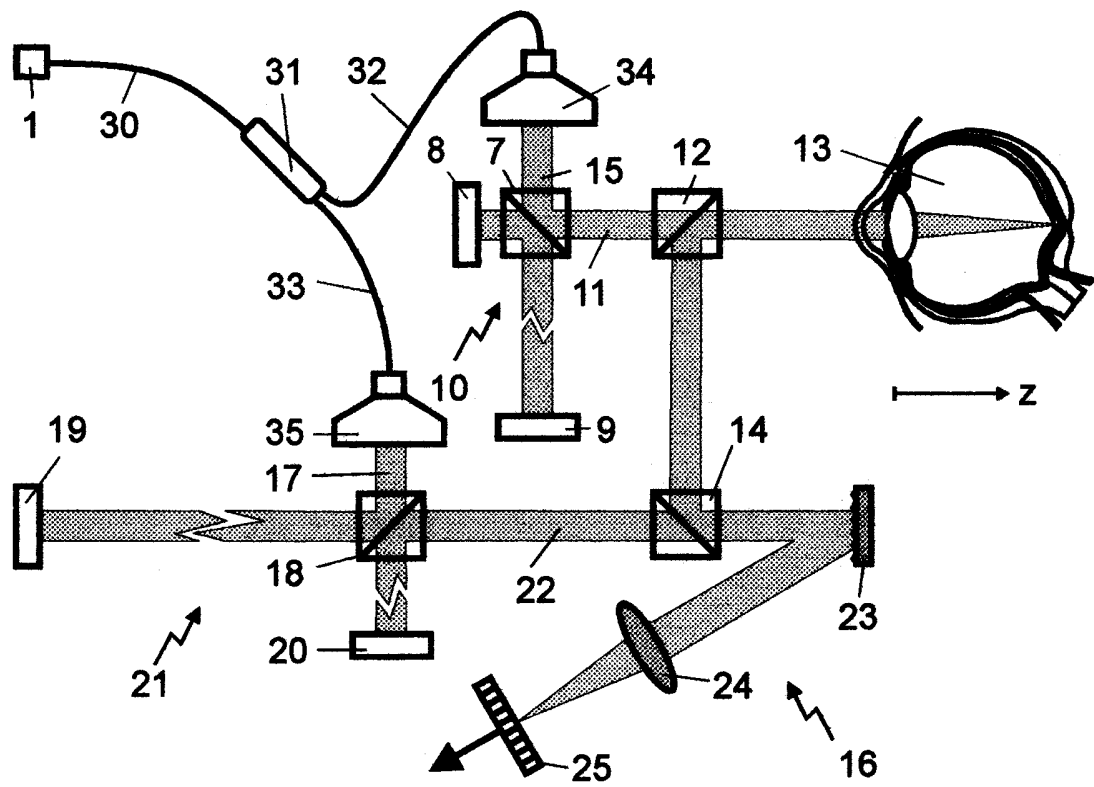
006838

Figure 4

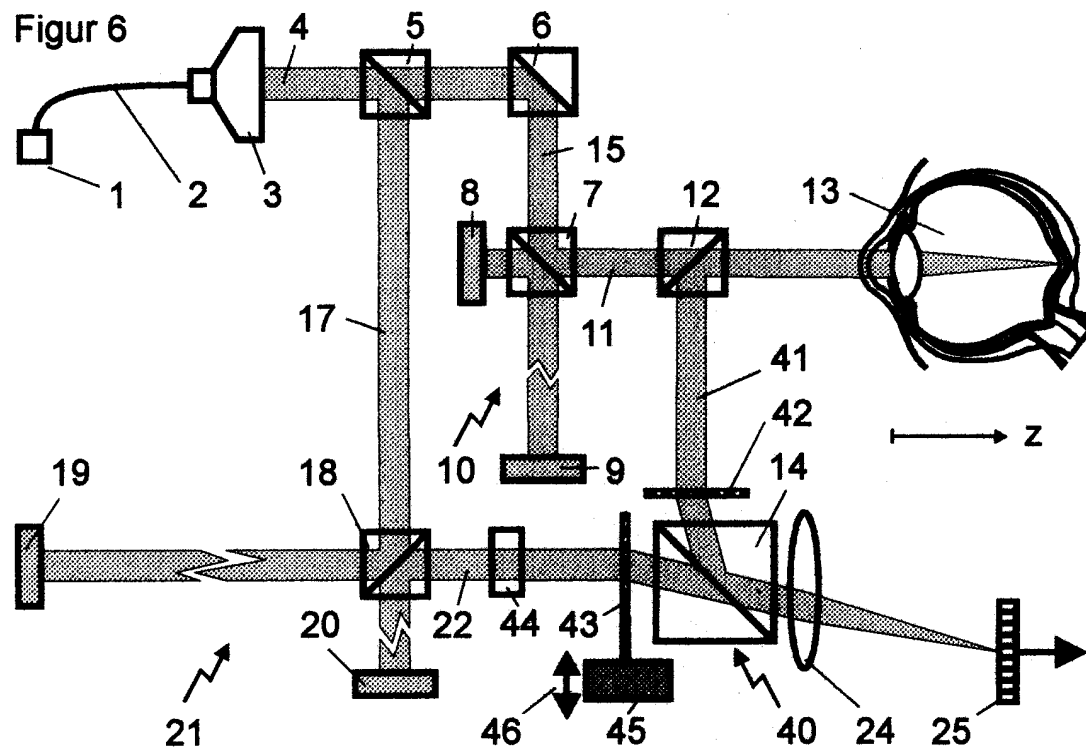


008838

Figur 5



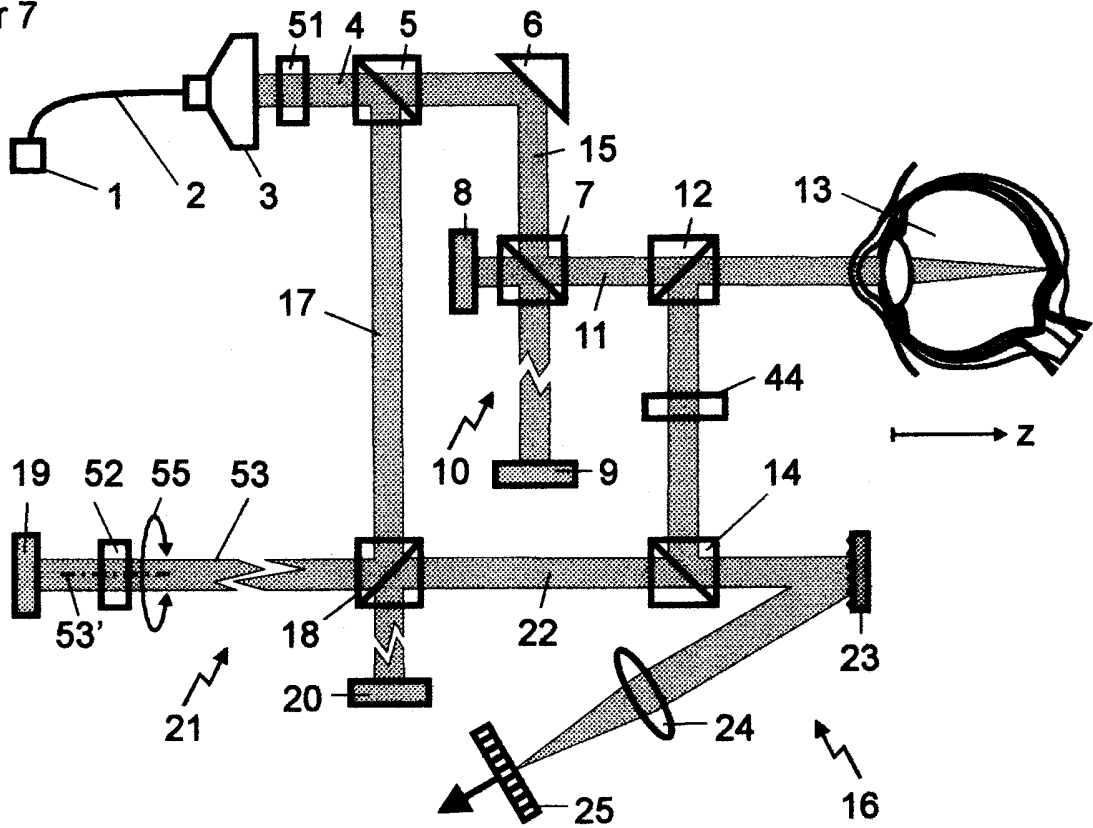
Figur 6



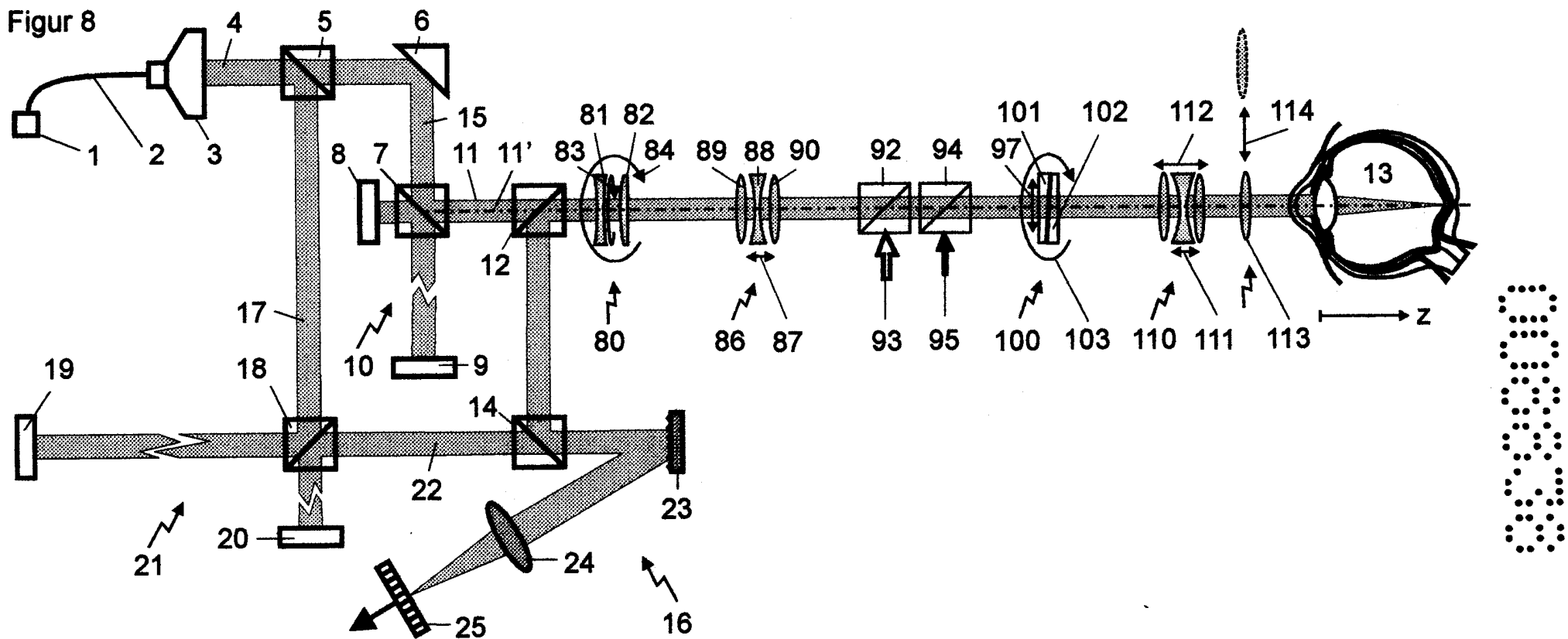
88888

008838

Figur 7



Figur 8



45426/CL/PS

A 1374/2006

Carl Zeiss Meditec AG,

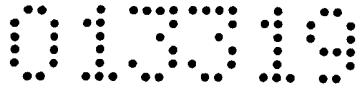
Göschwitzer Straße 51-52, 07745 Jena / DE

5

Neue Ansprüche

- 10 1. Anordnung der Fourier-Domain-Interferometrie zur Augen-Teilstreckenmessung, dadurch gekennzeichnet, dass ein Spektrometer zur Auswertung der von Grenzflächen des Auges zurückgestreuten oder –reflektierten Lichtwellen vorgesehen ist und dass gleichzeitig zwei Messfelder benutzt werden.
- 15 2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass für die zwei Messfelder separate Referenz- und Messstrahlen benutzt werden.
3. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Auge mit einem aus zwei gegeneinander axial versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppelstrahl beleuchtet wird.
- 20 4. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Auge mit einem aus zwei axial um eine Distanz größer als Feldtiefe plus Augenlänge versetzten Einzelstrahlen bestehenden Doppelstrahl beleuchtet wird.
- 25 5. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man das komplexe Spektrum $I(k)$ durch komplexe Ergänzung der gemessenen reellen Intensität $\hat{I}(k)$ mit der rechnerisch ermittelten zugehörigen Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ bestimmt.
- 30 6. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die zur komplexen Ergänzung der gemessenen reellen Intensität erforderliche Quadraturkomponente oder „Blindkomponente“ experimentell mittels einer Verschiebung eines im Spektrometer benutzten Beugungsgitters bestimmt.
- 35 7. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die zur komplexen Ergänzung der gemessenen reellen Intensität erforderliche Quad-

NACHGEREICHT



raturkomponente oder „Blindkomponente“ experimentell mittels eines elektrooptischen Modulators im Doppel-Referenzstrahl (22) oder im Doppel-Messstrahl (41) bestimmt.

- 5 8. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass man die Signale mehrerer Messungen summiert.
9. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Linearpolarisators am Interferometereingang (51) und einer $\lambda/4$ -Platte (52)
- 10 in einem Referenzstrahl das Licht der übrigen retinalen Schichten stärker unterdrückt wird als jenes vom retinalen Pigmentepithel.
10. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mittels eines Linearpolarisators am Interferometereingang (51) und einer $\lambda/2$ -Platte (52)
- 15 in einem Referenzstrahl das Licht der übrigen retinalen Schichten stärker unterdrückt wird als jenes vom retinalen Pigmentepithel.
11. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass im Doppel-Messstrahl eine Linsengruppe (80) aus zwei Zylinderlinsen mit entgegengesetzter Brechkraft benutzt wird, um Astigmatismen der Probanden Augen zu kompensieren.
- 20 12. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass zur Kompensation einer Ametropie des Probanden Auges eine Zoom-Optik (86) im Doppel-Messstrahl angeordnet wird.
- 25 13. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die zur Kompensation einer Ametropie des Probanden Auges benutzte Zoom-Optik (86) sowohl positive als auch negative Brechkräfte erzeugt.
- 30 14. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mit Hilfe eines Strahlteilers eine Refraktometrie-Vorrichtung in den Doppel-Messstrahl eingespiegelt wird.

013319

3

15. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass mit Hilfe eines Strahlteilers ein Fixierlicht in den Doppel-Messstrahl eingespiegelt wird.

5 16. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass das Fixierlicht grün ist.

10 17. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die Richtung der optischen Achse des Auges mit Hilfe einer aus zwei relativ zueinander verschiebbaren Keilen bestehenden Prismengruppe (100) im Doppel-Messstrahl verändert wird.

15 18. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass eine Zoom-Optik (110) im Doppel-Messstrahl angeordnet wird, die eine Fokussierung des Doppel-Messstrahls in oder nahe an die Vorderkammer ermöglicht.

20 19. Anordnung nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass Optiken (113) vorgesehen werden, die in den Doppel-Messstrahl eingeschwenkt (Doppelpfeil 114) werden können, um eine Fokussierung des Doppel-Messstrahls in oder nahe an die Vorderkammer zu bewirken.

20

Wien, am 21.11.2007

25

Anmelder(in)
vertreten durch:
Patentanwälte
Puchberger, Berger & Partner
Reichsratsstraße 19, A-1010 Wien

NACHGEREICHT



Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß IPC ⁸ : A61B 3/10 (2006.01)		
Klassifikation des Anmeldungsgegenstands gemäß ECLA: A61B 3/10B		
Recherchierter Prüfstoff (Klassifikation): A61B		
Konsultierte Online-Datenbank: Epodoc		
Dieser Recherchenbericht wurde zu den am 16. August 2006 eingereichten Ansprüchen 16.8.2006 erstellt.		
Kategorie ⁹	Bezeichnung der Veröffentlichung: Ländercode, Veröffentlichungsnummer, Dokumentart (Anmelder), Veröffentlichungsdatum, Textstelle oder Figur soweit erforderlich	Betreffend Anspruch
A	WO 0204888 A1 (ROBERT BOSCH) 17. Jänner 2002 (17.01.2002) <i>Zusammenfassung</i> ----	1
Datum der Beendigung der Recherche: 11. Jänner 2008		☐ Fortsetzung siehe Folgeblatt
⁹ Kategorien der angeführten Dokumente: X Veröffentlichung von besonderer Bedeutung : der Anmeldungsgegenstand kann allein aufgrund dieser Druckschrift nicht als neu bzw. auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden. Y Veröffentlichung von Bedeutung : der Anmeldungsgegenstand kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren weiteren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist.		Prüfer(in): Mag. ZAWODSKY A Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert. P Dokument, das von Bedeutung ist (Kategorien X oder Y), jedoch nach dem Prioritätstag der Anmeldung veröffentlicht wurde. E Dokument, das von besonderer Bedeutung ist (Kategorie X), aus dem ein älteres Recht hervorgehen könnte (früheres Anmeldedatum, jedoch nachveröffentlicht, Schutz ist in Österreich möglich, würde Neuheit in Frage stellen). & Veröffentlichung, die Mitglied der selben Patentfamilie ist.