

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 1250/2008**

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

(22) Anmeldetag: **12.08.2008**

(43) Veröffentlicht am: **15.02.2010**

(73) Patentinhaber:

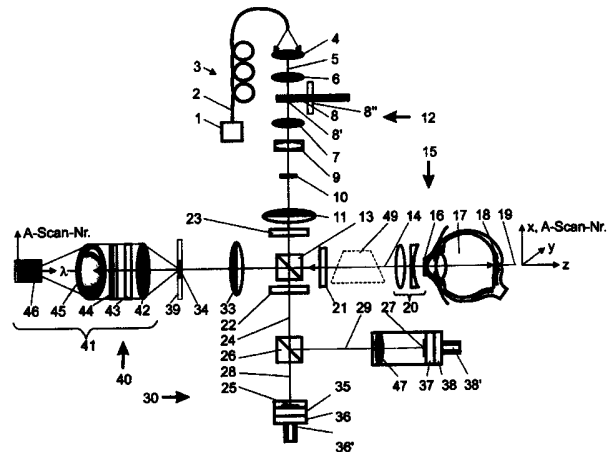
CARL ZEISS MEDITEC AG
D-07745 JENA (DE)

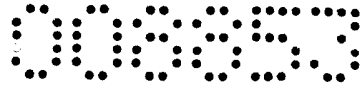
(72) Erfinder:

FERCHER ADOLF FRIEDRICH DR.
WIEN (AT)
GRAJCIAR BRANISLAV DR.
BRATISLAVA (SK)

(54) **MEHRFACH-A-SCAN KURZKOHÄRENZ-INTERFEROMETRISCHE DISTANZMESSUNG AM AUGE**

(57) Bei der Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge treten an markanten Gewebegrenzen, wie der Cornea-Vorderfläche und den Fundusschichten, Lichtreflexe auf, die die Basis für die Distanzmessung bilden. Diese Lichtreflexe und Messsignale sind jedoch nicht immer richtig identifizierbar; Fehlmessungen sind das Ergebnis. Es werden verschiedene Signal-Gewinnungsverfahren beschrieben, die eine eindeutige Identifizierung der A-Scan Signale erlauben. Diese basieren auf der Bildung verschiedener Summen-A-Scan Signale aus mehreren seitlich zueinander versetzten und/oder zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scans. Es werden ferner Anordnungen zur Parallel-Fourier-Domain Kurzkohärenz-Interferometrie beschrieben, die eine Anwendung dieser Signal-Gewinnungsverfahren ermöglichen oder erleichtern. Solche basieren auf der Verwendung einer minimalen Anzahl polarisationsoptischer und/oder diffraktionsoptischer doppelbrechender Optiken.



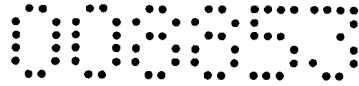


Zusammenfassung

Bei der Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge treten an markanten Gewebegrenzen, wie der Cornea-Vorderfläche und den Fundusschichten, Lichtreflexe auf, die die Basis für die Distanzmessung bilden. Diese Lichtreflexe und Messsignale sind jedoch nicht immer richtig identifizierbar; Fehlmessungen sind das Ergebnis.

Es werden verschiedene Signal-Gewinnungsverfahren beschrieben, die eine eindeutige Identifizierung der A-Scan Signale erlauben. Diese basieren auf der Bildung verschiedener Summen-A-Scan Signale aus mehreren seitlich zueinander versetzten und/oder zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scans. Es werden ferner Anordnungen zur Parallel-Fourier-Domain Kurzkohärenz-Interferometrie beschrieben, die eine Anwendung dieser Signal-Gewinnungsverfahren ermöglichen oder erleichtern. Solche basieren auf der Verwendung einer minimalen Anzahl polarisationsoptischer und/oder diffraktionsoptischer doppelbrechender Optiken.

Fig. 2



Patentanmeldung

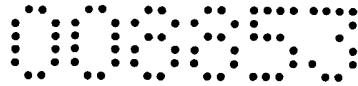
A. F. Fercher und B. Grajciar:

Mehrfach-A-Scan Kurzkohärenz-Interferometrische Distanzmessung am Auge

Diese Anmeldung betrifft Kurzkohärenzverfahren zur Messung intraokulärer Distanzen und der Achslänge des Auges in der Kataraktchirurgie und in der refraktiven Augenchirurgie.

Stand der Technik. Axiale Augenlängen und intraokuläre Distanzen werden heute mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) gemessen. Optische Kurzkohärenz-Interferometrie hat gegenüber der früher dominierenden Ultraschall-Methode die Vorteile der berührungsfreien und hochpräzisen Arbeitsweise. Das Auge befindet sich hierbei im Messarm eines Kurzkohärenz-Interferometers, das ist ein Zweistrahl-Interferometer, das mit Licht kurzer Kohärenzlänge beleuchtet wird. Ein (Kurzkohärenz-)Interferogramm tritt am Interferometer Ausgang hierbei nur auf, wenn sich eine Licht reflektierende oder zurückstreuende Struktur im Messarm bis auf die Kohärenzlänge genau im selben optischen Abstand vom Strahlteiler befindet, wie der Referenzspiegel; dieser Bereich wird häufig als „Kohärenzfenster“ bezeichnet. Das Kohärenzfenster hat eine Ausdehnung in Strahlrichtung von der Größe der Kohärenzlänge, die bei Kurzkohärenzverfahren meist nur einige Mikrometer beträgt. Bei dem sogenannten „**Kurzkohärenz-Scan**“ wird das Auge durch Verschieben des Referenzspiegels von dem Kohärenzfenster in Strahlrichtung entlang der Sehachse (z -Richtung oder Objektiefe) abgetastet. Wenn sich eine lichtemittierende Stelle des Auges in dem Kohärenzfenster befindet, tritt am Interferometerausgang, wie schon gesagt, ein Kurzkohärenz-Interferogramm auf. Die hierzu erforderliche Bewegung des Referenzspiegels stellt den Messvorgang dar; die zu messenden Abstände von Grenzflächen werden am Interferometerausgang durch die den betreffenden Grenzflächen zugeordneten Kurzkohärenz-Interferogramme entlang dem Referenzspiegelweg z markiert. Diese Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen mit der z -abhängigen Lichtintensität $I(z)$ heißt in Analogie zu ähnlichen Verfahren in der Ultraschall-Technik „A-Scan“ Signal. Dieses Verfahren ist die sogenannte Time-Domain Kurzkohärenz-Interferometrie (TD-KKI).

Bei der empfindlicheren Fourier-Domain Kurzkohärenz-Interferometrie (FD-KKI) wird das am Interferometer-Ausgang austretende Licht von einem Spektrometer analysiert; mit Hilfe



einer Fourier-Transformation (FT) erhält man unter geeigneten Bedingungen, die zum Stand der Technik gehören, aus dem gemessenen Intensitäts-Spektrogramm $I(\omega)$ das A-Scan Signal in z -Richtung entlang dem beleuchtenden Messstrahl rekonstruiert:

$$I(z) = FT \{I(\omega)\} \quad (1)$$

mit $\omega = \frac{2\pi c}{\lambda}$, c ist die Lichtgeschwindigkeit, λ die Wellenlänge.

Zur Gewinnung optimaler Signale gibt es einige Erfordernisse, die bei in vivo Messungen am Auge erfüllt sein müssen und teilweise für beide Kurzkohärenz-Interferometrie Methoden gelten. Hierzu gehören:

1. Intensitätsverhältnis Messstrahl zu Referenzstrahl anpassen.
2. Mehrfache Referenzstrahlen wegen begrenzter Feldtiefe (FD-KKI).
3. Kurze Messzeiten.
4. Intensitätsanpassung an Reflektivitäten der Augenstrukturen.
5. Identifizierbarkeit der den registrierten Signalen zuzuordnenden Augenstruktur.

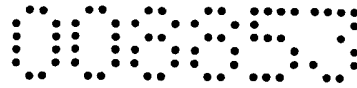
Zu 1. Das gilt für TD-KKI und FD-KKI zur Optimierung der Sensitivität.

Zu 2. Die Fourier-Domain Kurzkohärenz-Interferometrie hat – bei heute gängigen Detektor-Arrays - eine auf wenige Millimeter begrenzte Messfeldtiefe T :

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

Mit N = gleich der Anzahl der Abtastpunkte (\sim Anzahl der Detektor-Array Elemente in λ -Richtung); ΔK ist die spektrale Breite $\Delta\lambda$ des Messlichts, ausgedrückt als Breite des Streuvektors $K = \frac{4\pi}{\lambda}$. Das reicht in der Regel zur Corneadickenmessung und, je nach spektraler Breite des Messlichts, auch zur Messung der Vorderkammer-Tiefe. Augenlängenmessungen sind mit den heute kommerziell erhältlichen Arrays nur bei sehr geringer Tiefenauflösung (kleine spektrale Breite des Messlichts) möglich. Daher müssen bei der FD-KKI 2 Messfelder in unterschiedlicher Tiefe mit Hilfe zweier Referenzstrahlen realisiert werden.

Zu 3. Zur Augenlängenmessung müssen wegen der Eigenbewegung des (lebenden) Auges zur zweifelsfreien Distanzmessung jedoch beide Kurzkohärenz-Interferogramme, die die zu



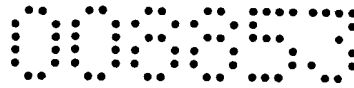
messende Strecke markieren, gleichzeitig registriert werden, was im Falle der FD-KKI mit der auf wenige Millimeter beschränkten Feldtiefe nicht ohne weiteres geht; denn man müsste erst den die Position des Messfelds definierenden Referenzspiegel verschieben, um auch das zweite Signal sehen zu können. Ein Ausweg besteht darin, mittels eines zweiten Referenzstrahls ein zweites Messfeld in der erforderlichen Tiefenposition zu realisieren. Man erhält so FD-A-Scan Signalpaare, aus deren KK-Interferogrammen, unter Berücksichtigung der Wegdifferenz der Referenzstrahlen, die betreffende Distanz bestimmbar ist.

Bei der TD-KKI wiederum können die 2 Messpositionen wegen der erforderlichen Bewegung von Referenzspiegeln nicht simultan erfasst werden. Um nun den Zeitabstand zwischen den beiden Messpositionen auch hier zu verringern, kann man auch hier mit 2 Referenzstrahlen arbeiten, die 2 Kohärenzfenster realisieren.

Zur Gewinnung mehrerer seitlich versetzter A-Scan Signale kann man, wie üblich, den Messstrahl mittels einer Spiegelvorrichtung seitlich verschieben. Viel schneller jedoch werden transversal zueinander versetzte A-Scan Signale der für die Längenmessung relevanten Augenstrukturen mittels Parallel-KKI gewonnen, wobei auf Zylinderlinsen basierende anamorphotische Optiken den Messstrahl in die Ebenen der relevanten Augenstrukturen linienförmig fokussieren und die transversal benachbarten A-Scan Signale innerhalb dieses Linienfokus durch das Detektorarray am Interferometerausgang selektieren.

Zu 4. Intensitätsanpassung an Reflektivitäten der Augenstrukturen. Die Reflektivität der Cornea ist rund 10^3 x größer als jene einzelner Retinaschichten. Damit Reflexe der Retinaschichten im A-Scan Signal im Vergleich zum Corneasignal nicht untergehen, ist es sinnvoll, diese Strukturen mit größerer Strahlintensität zu beleuchten als die Cornea.

Zu 5. Bei beiden Kurzkohärenz-Interferometrie Methoden erfolgt der A-Scan etwa entlang der Sehachse durch das Auge. Hierbei treten an markanten Gewebegrenzen, wie der Cornea-Vorderfläche und den Fundusschichten, Lichtreflexe auf, die die Basis für die Distanzmessung bilden. Es treten jedoch auch Lichtreflexe und Messsignale an Strukturen auf, die nicht richtig identifizierbar sind; Fehlmessungen sind das Ergebnis.



Die **Figur 1** zeigt Beispiele hierzu:

A-Scan #1 zeigt im Messfenster F1 ein starkes Signal an der Cornea (C), im Messfenster F2 ein starkes Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und kein Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kommt zu einer Fehlmessung.

A-Scan #2 zeigt ein schwaches Signal an der Cornea (C), ein schwaches Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und kein Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kommt zu einer Fehlmessung.

A-Scan #3 & 4 zeigen ein starkes Signal an der Cornea (C), kein Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und ein starkes Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kommt zu einer richtigen Messung.

A-Scan #5 zeigt ein starkes Signal an der Cornea (C), ein schwaches Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und kein Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kann zu einer Fehlmessung kommen.

A-Scan #6, 8 & 9 zeigen ein starkes Signal an der Cornea (C), ein schwaches Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und starkes Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kommt zu einer richtigen Messung.

A-Scan #7 zeigt ein schwaches Signal an der Cornea (C), ein starkes Signal an der inneren Grenzmembran (IG) und ein schwaches Signal vom retinalen Pigmentepithel (RP):

es kommt wahrscheinlich zu einer Fehlmessung.

Solche experimentell beobachtbaren Beispiele legen es nahe, zur Längenmessung A-Scan Signale aus mehreren räumlich und zeitlich diversen Punkten zu summieren. Weiters ist bekannt, dass verschiedene intraokuläre Distanzen sich während der Herzpulsperiode ändern.

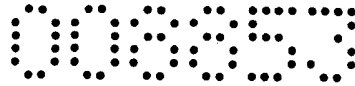
Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die Augenstrukturen anhand der registrierten A-Scan Signale verlässlicher identifizierbar zu machen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch Summen-A-Scan Signale gelöst, die

als Summe aus mehreren seitlich zueinander versetzten einfachen A-Scan Signalen oder

als Summe aus mehreren zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scans an derselben Stelle oder

als Summe aus mehreren seitlich zueinander versetzten und zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scan Signalen oder



als Summe aus mehreren innerhalb einer Fläche seitlich zueinander versetzten einfachen A-Scan Signalen oder

als Summe aus mehreren innerhalb einer Fläche seitlich zueinander versetzten und zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scan Signalen oder

als Summe aus mehreren einfachen A-Scan Signalen aus bestimmten transversalen Positionen im Auge sowie zu bestimmten Zeitpunkten innerhalb der Herzpulsperiode

gewonnen werden.

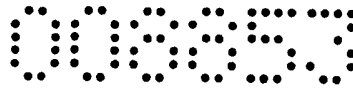
Je nach zufälliger, durch unwillkürliche Körper- und Augenbewegungen veränderlicher Position und Orientierung des Auges, dominiert nun beispielsweise am Fundus das A-Scan Signal der inneren Grenzmembran gegenüber dem für die Längenmessung relevanten Signal vom retinalen Pigmentepithel (RPE); beispielsweise wie die A-Scan Signale #1 und #7 in der Figur 1 andeuten. Auch zufällige Interferenzen (Speckle) von Licht aus Streuzentren nahe dahinter oder davor können das einzelne resultierende A-Scan KK-Interferogramme auslöschen oder verkleinern. Betrachtet man nun A-Scan Signale dieser Strukturen in der näheren seitlichen Umgebung und/oder zeitlichen Abfolge, so kann man von solchen Zufälligkeiten unabhängig werden und man findet die richtige Zuordnung. Insbesondere kann eine Summierung der räumlich und/oder zeitlich eng benachbarten Signale solche Zufälligkeiten ausmitteln. Hierbei müssen die räumlich transversal versetzten A-Scan Signale keinesfalls schon ein die transversalen anatomischen Strukturen erkennen lassendes Bild ergeben; vielmehr genügt es, so viele A-Scans vom Fundus aufzunehmen, bis man im Bereich des Fundus beispielsweise 2 um etwa die Retinadicke von rund 0,3mm distanzierte Messsignale sieht. Man kann alternativ die einzelnen A-Scan Signale summieren und sich an der Stärke der Summensignale orientieren. Beispielsweise ist am Fundus das A-Scan Signal von dem retinalen Pigmentepithel meist das stärkste Signal und dominiert daher auch im Summensignal. Das zeigt auch Figur 1: Summiert man die jeweils zu IG und RG gehörigen Signale, dominiert die Summe von RP gegenüber der von IG.

Die Figuren 2 bis 5 präsentieren erfindungsgemäße Anordnungen polarisationsoptischer (Verwendung einer polarisationsoptischen doppelbrechenden Optik zur Objektbeleuchtung) oder diffraktionsoptischer (Verwendung einer diffraktionsoptischen doppelbrechenden Optik zur Objektbeleuchtung) Parallel-FD-KKI.

In **Figur 2** ist ein erfindungsgemässer Strahlengang dargestellt, der zur gleichzeitigen Erfassung zweier Messfelder eine polarisationsoptische doppelbrechende Optik (11) benutzt. 1 ist eine Lichtquelle mit kurzer Kohärenzlänge jedoch voller Raumkohärenz, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode oder ein breitbandig im transversalen Monomodenbetrieb arbeitender Laser. Die Lichtleitfaser 2 leitet das von 1 emittierte Licht durch den Polarisations-Controller 3 zu der Kollimationsoptik 4. Das aus dieser austretende Lichtbündel 5 beleuchtet das Michelson-Interferometer. Die Optik 6 bildet mit der Optik 7 ein telezentrisches Optikpaar, in dessen gemeinsamer Brennebene sich die Öffnung 8' eines um seine Achse 8'' rotierenden Choppers 8 befindet. Der Chopper 8 definiert die Belichtungszeiten für das CCD-Array 46. Die Optik 7 kollimiert das hinter dem Chopper divergierende Lichtbündel wieder zu einem Parallelbündel (5). Dieses trifft auf die Zylinderoptik 9 mit horizontaler Zylinderachse und wird von dieser in einen Linienfokus 10 fokussiert. Der Linienfokus 10 wird von der doppelbrechenden Optik 11 in zwei unterschiedliche Bildweiten abgebildet. Die doppelbrechende Optik 11 kann entweder mittels Polarisationsoptik oder mittels diffraktiver Optik realisiert werden.

Der auf Polarisationsoptik beruhende Strahlengang der Figur 2 benutzt polarisationsoptische doppelbrechende Linsen. Solche Linsen können aus Kristallen zweier verschiedener Doppelbrechungstypen (positiv und negativ) realisiert werden, wobei deren Kristallachse in der Linsenebene liegt. Im Beispiel von negativ doppelbrechendem Kalkspat (Brechungsindex des ordentlichen Strahls $n_o >$ Brechungsindex des außerordentlichen Strahls n_{ao}) als Werkstoff für eine doppelbrechende Linse, wird in der Ebene zur Kristallachse schwingendes Licht stärker gebrochen als Licht, das normal zur Kristallachse schwingt. Bei positiv doppelbrechenden Kristallen, wie Quarz, wird das in der Ebene der Kristallachse schwingende Licht schwächer gebrochen als Licht, das normal zur Kristallachse schwingt. Eine doppelbrechende Linse hat daher für zwei normal zueinander schwingende Lichtwellen zwei unterschiedliche Brennweiten. Im Folgenden wird die Kristallachse von 11 normal zur Zeichenebene orientiert angenommen und Kalkspat als Linsenmaterial.

Eine Abbildung des Linienfokus 10 in zwei unterschiedliche Bildweiten wird hier mit Hilfe des Polarisations-Controllers 3 gesteuert. Mit dessen Hilfe kann man die Schwingungsebene des Lichts im Beleuchtungsstrahl (5) so einstellen, beispielsweise unter 45° zur Zeichenebene, dass dieses sowohl eine Komponente parallel als auch normal zur Kristallachse der doppelbrechenden Optik 11 besitzt. Diese beiden normal zueinander schwingenden

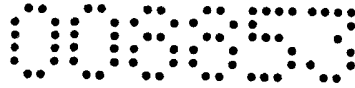


Komponenten werden – entsprechend den zugehörigen Brennweiten der doppelbrechenden Optik 11 - den Linienfokus 10 in unterschiedliche Bildweiten abbilden.

Der Messstrahl 14 wird von den am Strahlteiler 13 reflektierten Abbildungsstrahlen gebildet. Der Messstrahl 14 erzeugt im Messarm 15 je ein Bild 16 des Linienfokus 10 in der Eintrittspupille des Auges und ein Bild 18 im Fundus des Auges 17. Hierzu wird die doppelbrechende Optik 11 beispielsweise bei Verwendung von negativ doppelbrechendem Kalkspat so ausgelegt, dass der ordentliche Teil des Strahls 5 das Bild 16 an einer Stelle der optischen Achse 19 erzeugt, wo das Auge mit seiner Eintrittspupille positioniert werden soll. Ferner kann man die doppelbrechende Linse 10 beispielsweise so aufstellen und dimensionieren, dass der ausserordentliche Teil des Strahls 5 den Linienfokus 10 zunächst nach Unendlich abbildet, so dass er von einem emmetropen Auge im entspannten Zustand auf der Netzhaut zur Abbildung kommt. Die Abbildung des zunächst nach Unendlich abgebildeten Linienfokus auf die Netzhaut kann bei ametropen Augen unter Zuhilfenahme einer die Fehlsichtigkeit kompensierenden Zoom-Optik 20 erreicht werden.

Eine Optimierung der Anpassung der Messstrahl-Intensitäten in den zwei die Abbildungen des Linienfokus realisierenden Lichtbündeln an die unterschiedlich starken Reflektivitäten der betreffenden Augenstrukturen ist vorteilhaft. Durch Einstellung der Schwingungsebene im Strahl 5 mit Hilfe des faseroptischen Polarisations-Controllers 3 relativ zur optischen Kristallachse der Optik 11 kann die Aufteilung der Intensitäten auf die Komponenten parallel als auch normal zur Kristallachse eingestellt werden. Alternativ kann dies auch durch Drehen der Polarisationssebene mittels drehbaren Polarisators oder einer $\lambda/2$ -Platte, beispielsweise zwischen den Optiken 4 und 6 angeordnet, erfolgen.

Der Referenzarm 30 mit dem Referenzstrahl 24 wird durch die vom Strahlteiler 13 transmittierten Abbildungsstrahlen aus dem Beleuchtungsarm 12 gebildet. Die doppelbrechende Optik 11 erzeugt auch im Referenzarm je ein Bild des Linienfokus 10 in unterschiedlichen Bildweiten. Ein Strahlteiler 26 teilt ferner den Referenzstrahl 24 in einen Teil-Referenzstrahl 28, angepasst an die Messarmlänge zur Eintrittspupille des Auges, und einen Teil-Referenzstrahl 29, mit der im Abstand ihrer Brennweite vor dem Reflektor 37 angeordneten Optik 47. Der Teil-Referenzstrahl 29 ist an die Messarmlänge zum Fundus des Auges angepasst. Die Referenzspiegel 35 und 37 (mit Optik 47) sind auf elektrisch steuerbaren Stellischen 36 und 38 mit Stellmotoren 36' und 38' montiert. (In jedem der 2



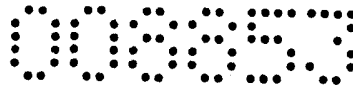
Teil-Referenzarme entsteht noch ein zweites Linienfokus-Bild, das jedoch letztlich defokussiert auf den Spalt 39 abgebildet und so unterdrückt wird.)

Eine weitere Optimierung erreicht man durch eine flexible Verteilung der Strahlintensitäten auf Interferometer-Messarm 15 und Interferometer-Referenzarm 30, indem man 13 als Polarisations-Strahlteiler ausbildet und davor eine drehbare $\lambda/2$ -Platte 23 setzt. Drehen der $\lambda/2$ -Platte erlaubt eine kontinuierliche Veränderung der Balance der Intensitäten in Messarm 15 und Referenzarm 30.

Eine Optimierung durch Reduzierung der Licht-Verluste von Messarm und Referenzarm kann am Polarisations-Strahlteiler 13 durch $\lambda/4$ -Platten 21 und 22 (unter 45° zur Zeichenebene) erreicht werden. Werden diese $\lambda/4$ -Platten so orientiert, dass sie zirkular polarisiertes Licht erzeugen, bewirken sie für hin- und zurück-laufendes Licht aus den jeweiligen Interferometerarmen (15 und 30) eine Drehung der Schwingungsebene um 90° : Das vom Messarm 15 zurück kommende Licht wird ohne Reflexions-Verluste durch den Polarisationsstrahlteiler 13 in den Spektrometerarm 41 transmittiert, das vom Referenzarm 30 zurück kommende Licht wird ohne Transmissions-Verluste durch den Polarisationsstrahlteiler 13 in den Spektrometerarm 41 reflektiert.

Im Spektrometerarm 40 erzeugt die doppelbrechende Optik 33 sekundäre Abbildungen 34 der Bilder 16, 18, 25 und 27 des Linienfokus 10. Wenn die Optiken 11 und 33 gleiche Brennweiten haben und symmetrisch um die Teilerebene des Strahlteilers 13 angeordnet werden, liegt ein besonders überschaubarer Fall vor: Die Sekundärbilder der Bilder 16, 18, 25 und 27 entstehen in derselben Größe an derselben Stelle 34. An der Stelle des sekundären Linienfokusbilds 34 befindet sich der Eintrittspalt 39 (rechteckige Öffnung, in die Zeichenebene geklappt gezeichnet) des Spektrometers 41. Dieser eliminiert parasitäre aus dem Interferometer reflektierte Lichtanteile.

Die Kollektoroptik 42 des Spektrometers bildet das sekundäre Linienfokusbild über das Beugungsgitter 44 mit Hilfe der Spektrometeroptik 45 auf das zweidimensionale Detektor-Array 46 ab. 43 ist ein Analysator, der die Interferenzfähigkeit der zusammengehörigen Mess- und Referenzlichtbündel sicherstellt. Man kann diesen auch drehbar ausbilden, was eine weitere Anpassung der Intensitäten der Interferometer-Strahlen ermöglicht. Das



Beugungsgitter dispergiert das sekundäre Linienfokusbild wellenlängenabhängig entlang der λ -Koordinate des zweidimensionalen Detektor-Arrays 46.

Die Beugungsrichtung zeigt aus der Zeichenebene heraus; Spektrometeroptik (45) und Detektor-Array (46) sind daher – auch in den Figuren 3, 4 und 5 – um eine horizontale Achse aus der Zeichenebene heraus nach unten gekippt angedeutet.

Die Scan-Nr. der Figur 1 entspricht hier der x-Koordinate im Auge. Man erhält so – gleichzeitig – für in transversaler Richtung benachbarte A-Scans aus dem Spektrum des zugehörigen Interferometer-Signals als Eingangsdatensatz mittels FT die Tiefenstruktur entlang der z-Koordinate.

Die in Figur 2 skizzierte Anordnung hat den Vorteil, dass sich zwischen dem Auge und dem Detektor nur 1 Strahlteiler (13) befindet. Das macht es leicht, dessen Sensitivitätsbegrenzenden Einfluss zu beheben. Nachteilig ist hingegen das Erfordernis der polarisationsoptischen doppelbrechenden refraktiven Optiken (11 und 33), weil diese auf der Verwendung ungewöhnlicher Werkstoffe (beispielsweise Kalkspat) basieren, die schwer mit hoher Präzision bearbeitbar oder käuflich sind.

Im Übrigen kann man im Strahlengang nach Figur 2 anstelle der polarisationsoptischen doppelbrechenden Optiken 11 und 33 auch diffraktive doppelbrechende Optiken mit den entsprechenden Brennweiten benutzen. Wegen der geringen optischen Qualität doppelbrechender Optiken ist es jedoch ganz allgemein sinnvoll, diese nicht häufiger als unbedingt erforderlich einzusetzen.

Figur 3 präsentiert eine erfindungsgemäße Alternative, die zur gleichzeitigen Erfassung zweier Messfelder auf der Verwendung eines einzigen doppelbrechende Elements, hier einer diffraktiven doppelbrechenden Optik, beruht.

Wie in der Figur 2 ist auch im Strahlengang der Figur 3 die Position 1 eine Lichtquelle mit kurzer Kohärenzlänge jedoch voller Raumkohärenz, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode oder ein breitbandig im transversalen Monomodenbetrieb arbeitender Laser. Die Lichtleitfaser 2 leitet das von 1 emittierte Licht durch den Polarisations-Controller 3 zu der Kollimationsoptik 4. Der faseroptische Polarisations-Controller 3 erlaubt ein

Drehung der Polarisationssebene des Lichtbündels im Interferometer und damit bei Verwendung eines Polarisationsstrahlteilers 313 eine Optimierung der Lichtverteilung zwischen Messstrahl 14 und Referenzstrahl 30. Das aus der Kollimationsoptik 4 austretende Lichtbündel 5 beleuchtet das Interferometer. Die Optik 6 bildet mit der Optik 7 ein telezentrisches Optikpaar in dessen gemeinsamer Brennebene sich die Öffnung 8' eines Choppers 8 mit der Drehachse 8'' befindet. Der Chopper 8 definiert die Belichtungszeiten für das CCD-Array 347. Die Optik 7 kollimiert das hinter dem Chopper 8 divergierende Lichtbündel wieder zu einem Parallelbündel. Dieses trifft auf die Zylinderoptik 9 und wird von dieser in einen Linienfokus 340 fokussiert. Nach dem Linienfokus 340 durchsetzt das Lichtbündel 5 den Strahlteiler 341. Der Linienfokus 340 wird von der doppelbrechenden Optik 311 in zwei unterschiedliche Bildweiten abgebildet. Die doppelbrechende Optik 311 ist hier eine diffraktive Optik (kann jedoch auch eine polarisationsoptische sein).

Diffraktive Optiken können mehrere Brennweiten haben. (Deren Werte hängen von der radialen Raumfrequenz der in diesen Optiken benutzten Fresnel-Linsen und Fresnel-Phasenplatten ab.) Hier wird vorzugsweise eine diffraktive Optik (311) mit nur 2 Brennweiten benutzt. Weitere Brennweiten würden nur Licht aus dem Strahlengang ungenutzt abzweigen. Entsprechend wird der Linienfokus 340 in 2 unterschiedliche Bildweiten abgebildet.

Den Messstrahl bilden die vom Strahlteiler 313 reflektierten Abbildungsstrahlen. Diese erzeugen im Messarm 315 je ein Bild 316 des Linienfokus 340 in der Eintrittspupille des Auges 17 und ein Bild 318 im Fundus des Auges. Hierzu wird die doppelbrechende Optik 311 so ausgelegt, ein erster gebeugter Teil des Strahls 5 das Bild 316 an einer Stelle der optische Achse 19 erzeugt, wo das Auge mit seiner Eintrittspupille positioniert werden soll. Die doppelbrechende Optik 311 wird außerdem so aufgestellt und dimensioniert, dass der zweite gebeugte Teil des Strahls 5 den Linienfokus 340 zunächst nach Unendlich abbildet, so dass 340 in einem emmetropen Auge im entspannten Zustand auf der Netzhaut zur Abbildung kommt (318). Die Abbildung des zunächst nach Unendlich abgebildeten Linienfokus kann bei ametropen Augen unter Zuhilfenahme einer die Fehlsichtigkeit kompensierenden Zoom-Optik 20 erreicht werden.

Der Referenzarm 330 wird durch die vom Strahlteiler 313 transmittierten Abbildungsstrahlen aus dem Beleuchtungsarm 312 gebildet. Die doppelbrechende Optik 311 erzeugt auch im Referenzarm je ein Bild des Linienfokus 340 in unterschiedlichen Bildweiten. Ein Strahlteiler

329 teilt ferner den Referenzstrahl 30 in einen Teil-Referenzstrahl 28, angepasst an die Messarmlänge zur Eintrittspupille des Auges, und einen Teil-Referenzstrahl 29, angepasst an die Messarmlänge zum Fundus des Auges. Die Referenzspiegel 35 und 37, ebenso die Optik 339, deren Brennweite ihrem Abstand von dem Referenzspiegel 37 entspricht, sind auf elektrisch steuerbaren Stellischen 36 und 38 mit Stellmotoren 36' und 38' montiert. (Auch hier entsteht in jedem der 2 Teil-Referenzarme noch ein zweites Linienfokus-Bild, das jedoch letztlich defokussiert auf den Spalt 39 abgebildet und so unterdrückt wird.)

Im Spektrometerarm 340 erzeugt die doppelbrechende Optik 311 sekundäre Abbildungen 334 der Bilder 316, 318, 25 und 27 des Linienfokus 340. Diese Sekundärbilder der Bilder 316, 318, 25 und 27 entstehen in derselben Größe an derselben Stelle 334. An der Stelle des sekundären Linienfokusbilds 334 befindet sich der Eintrittspalt 342 (rechteckige Öffnung in die Zeichenebene geklappt gezeichnet) des Spektrometers 350. Dieser eliminiert parasitäre, aus dem Interferometer reflektierte, Lichtanteile. Die Kollektoroptik 343 des Spektrometers 350 bildet das sekundäre Linienfokusbild weiter über das Beugungsgitter 345 mit Hilfe der Spektrometeroptik 346 auf das zweidimensionale Detektor-Array 347 ab. 344 ist ein Analysator, der optimale Interferenzfähigkeit der zusammengehörigen Mess- und Referenzlichtbündel sicherstellt. Das Beugungsgitter 345 dispergiert das Linienfokusbild auf dem Detektor-Array 347 wellenlängenabhängig entlang der λ -Koordinate. Die Scan-Nr. der Figur 1 entspricht auch hier der x-Koordinate im Auge. Man erhält hier gleichzeitig, ebenso wie nach der Anordnung der Figur 2, alle Spektren für die in x-Richtung benachbarten A-Scan Interferometer-Signale. Diese bilden den Eingangsdatensatz für die FT zur Berechnung der Tiefenstruktur entlang der z-Koordinate.

Die eingangs aufgelisteten Erfordernisse zur Gewinnung optimaler Signale werden von den bisher beschriebenen Anordnungen unterschiedlich angenähert: während die Anordnung nach Figur 2 zwei doppelbrechende Optiken und einen Strahlteiler benutzt, kommt die Anordnung nach Figur 3 mit einer doppelbrechenden Optik aus, benötigt jedoch 2 Strahlteiler zwischen dem Auge und dem Spektrometer. Während Strahlteiler immer zu Lichtverlusten und/oder zusätzlichem Aufwand zur Vermeidung derselben führen, sind doppelbrechende Optiken hoher Qualität schwierig herzustellen und teuer. Günstigere Interferometer ergeben unter diesem Aspekt Strahlengänge aus Kombinationen von Mach-Zehnder und Michelson Interferometer-Anordnungen, wie in den Figuren 4 und 5 dargestellt, wobei dort der Mach-Zehnder Teil den Beleuchtungs- und Referenzarm des Michelson Interferometers bildet.

Figur 4 zeigt ein KKI-Anordnung mit nur einer einzigen doppelbrechenden Optik und nur einem einzigen Strahlteiler zwischen Auge und Spektrometer. Der Strahlengang ist ein KK-Interferometer mit einem Mach-Zehnder ähnlichen Referenzstrahlengang mit optischem Auszug zur Weglängen Anpassung. 401 ist eine Lichtquelle mit kurzer Kohärenzlänge jedoch voller Raumkohärenz, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode oder ein breitbandig im transversalen Monomodenbetrieb arbeitender Laser. Die Lichtleitfaser 402 leitet das von 401 emittierte Licht durch den Polarisations-Controller 403 zu der Kollimationsoptik 404. Das aus dieser austretende Lichtbündel 405 beleuchtet das Interferometer. Die Optik 406 bildet mit der Optik 407 ein telezentrisches Optikpaar, in dessen gemeinsamer Brennebene sich die Öffnung 408' eines um seine Achse 408'' rotierenden Choppers 408 befindet. Der Chopper 408 definiert die Belichtungszeiten für das CCD-Array 446. Die Optik 407 kollimiert das hinter dem Chopper divergierende Lichtbündel wieder zu einem Parallelbündel (405). Dieses trifft auf den Strahlteiler 410, der daraus ein erstes Referenzbündel 410' reflektiert. Der den Strahlteiler 420 transmittierende Teil des Strahls 405 bildet den Messstrahl 430 und trifft auf die Zylinderlinse 431 mit hier horizontal angenommener Zylinderachse, die den Messstrahl in einen horizontalen Linienfokus 432 fokussiert.

Das vom Linienfokus 432 in der Vertikalen divergierende Lichtbündel durchsetzt den Strahlteiler 440 und wird von der doppelbrechenden Optik 441 in zwei unterschiedliche Bildweiten abgebildet. Diese doppelbrechende Optik kann, wie bereits an den Beispielen der Figuren 2 und 3 beschrieben, entweder mittels polarisationsoptischer doppelbrechender Linsen oder mittels diffraktiver doppelbrechender Optiken so realisiert werden, dass der Messstrahl 430 im Messarm 435 je ein Bild 436 des Linienfokus 432 in der Eintrittspupille des Auges und ein Bild 438 im Fundus des Auges 437 erzeugt. Die Abbildung des zunächst nach Unendlich abgebildeten Linienfokus auf den Fundus kann bei ametropen Augen unter Zuhilfenahme einer die Fehlsichtigkeit kompensierenden Zoom-Optik 425 erreicht werden.

Das von den Linienfokus-Bildern 436 und 438 remittierte Licht wird von der doppelbrechenden Optik 441 über den Strahlteiler 440 in den Spektrometerarm 450 gespiegelt und erzeugt im Falle einer polarisationsoptischen doppelbrechenden Optik zwei sekundäre Bilder an der Stelle 451. Im Falle einer diffraktiven doppelbrechenden Optik 441 erzeugen beide primären Bilder 436 und 438 je zwei sekundäre Bilder, also entstehen insgesamt vier Bilder; von diesen 4 Bildern werden jedoch nur zwei an der Stelle 451 fokussiert, während

die anderen beiden dort defokussiert abgebildet werden, also mittels der dort aufgestellten Spaltblende 452 des Spektrometers (deren rechteckige Öffnung in die Zeichenebene geklappt angedeutet ist) weitgehend unterdrückt werden können.

Referenzstrahlen und Messstrahlen bilden im folgenden ein Mach-Zehnder ähnliches Interferometer: Der Referenzstrahl 410' wird vom Strahlteiler 410 aus dem Strahl 405 gespiegelt und trifft auf einen aus 410, 411 und 416 gebildeten optische Auszug: Der Retroreflektor 411 ist auf einem Verschiebetisch 411' montierten und von einem Motor 411'' angetrieben. Der 90°-Spiegel 416 spiegelt den Referenzstrahl auf das in einer Ecke des Mach-Zehnder Interferometers 470 positionierte Michelson-Interferometer 471. Der Strahlteiler 420 trennt die beiden Referenzstrahlen 426 und 427. Die Referenzspiegel 412 und 422 sind auf elektrisch steuerbaren Stelltischen 413 und 423 mit Stellmotor 413' und mit Stellmotor 423' montiert, die eine stufenlose Veränderung der optischen Weglänge dieser Referenzbündel relativ zueinander erlauben. Die von den Referenzspiegeln reflektierten Referenzstrahlen 426 und 427 treffen auf die Zylinderlinse 415, die sie durch den Strahlteiler 440 hindurch in den Linienfokus 451 im Spektrometerarm 450 fokussiert.

Der (nun von insgesamt 4 Strahlen gebildete) Linienfokus 451 befindet sich in der Eintrittspupille des Spektrometers 460 mit dem Eintrittspalt 452. Die Kollektroptik 442 des Spektrometers bildet das sekundäre Linienfokusbild über das Beugungsgitter 444 mit Hilfe der Spektrometeroptik 445 auf das zweidimensionale Detektor-Array 446 ab. 443 ist ein Analysator, der die Interferenzfähigkeit der verschiedenen Mess- und Referenzbündel gewährleistet. Das Beugungsgitter dispergiert dieses Linienfokusbild wellenlängenabhängig entlang der λ -Koordinate des Detektor-Arrays. Die x-Koordinate des Detektor-Array 446 entspricht der x-Koordinate im Auge und der Scan-Nr. der Figur 1. Man erhält somit – gleichzeitig – für benachbarte A-Scans aus dem Spektrum des zugehörigen Interferometer-Signals als Eingangsdatensatz mittels FT die Tiefenstruktur entlang der z-Koordinate.

Man kann den Strahlteiler 410 auch weglassen und die Referenzstrahlen mit Hilfe des am Strahlteiler 440 reflektierten Teils des Messstrahls gewinnen. Die Zylinderlinse 415 muss virtuell um die Spiegelfläche des Strahlteilers 440 im Abstand ihrer Brennweite vom Linienfokus 432 aufgestellt werden. Dann entfallen auch die Reflektoren 411 und 416. Allerdings sind dann die Intensitäten der Referenzstrahlen nicht mehr ganz unabhängig von jenen der Messstrahlen.

Figur 5 präsentiert einen KKI-Strahlengang von gleichzeitig zwei KK-FD Interferometern in einem: Zwei separate Lichtquellen, 501 und 601, mit kurzer Kohärenzlänge jedoch voller Raumkohärenz, wie Superlumineszenzdiolen oder breitbandig im transversalen Monomodenbetrieb arbeitende Laser, beleuchten zwei separate Mach-Zehnder Strahlengänge 570 und 670 mit einem teilweise gemeinsamen Arm. Beide Strahlengänge münden in einem Michelson Interferometer 580 und beleuchten dort letztlich dasselbe Messobjekt und einen gemeinsamen Spektrometerarm 550.

Die Lichtleitfaser 502 (602) leitet das von den KK-Lichtquellen 501 (601) emittierte Licht durch den Polarisations-Controller 503 (603) zu der Kollimationsoptik 504 (604). 700 ist eine von aussen, beispielsweise per PC steuerbare, Stromversorgung der Lichtquellen 501 und 601. Das Lichtbündel 505 (605) beleuchtet das Interferometer. Die Optiken 506 und 606 bilden mit den Optiken 507 und 607 telezentrische Optikpaare, in deren gemeinsamer Brennebene sich die Öffnungen 508' und 608' um ihre Achsen 508'' und 608'' rotierende Chopper 508 und 608 befinden. Diese Chopper definieren die Belichtungszeiten für das CCD-Array 546. Die Optiken 507 und 607 kollimieren die hinter diesen Choppem divergierenden Lichtbündel wieder zu Parallelbündeln (505' und 605'). Diese treffen auf die Strahlteiler 510 und 610, die diese Strahlen in Messstrahlen 511 und 611 sowie Referenzstrahlen 512 und 612 aufspalten.

Die zwei Messstrahlen 511 und 611 werden von der doppelbrechenden Optik 530 in den Linienfokus 532 fokussiert. Die zwei nun vom Linienfokus 532 (vertikal) divergierenden Lichtbündel durchsetzen den Strahlteiler 540 und werden von der doppelbrechenden Optik 541 in zwei unterschiedliche Bildweiten abgebildet. Diese doppelbrechende Optik kann, wie bereits an den obigen Beispielen beschrieben, entweder mittels polarisationsoptischer doppelbrechender Linsen oder mittels diffraktiver doppelbrechender Optiken so realisiert werden, dass die Messstrahlen 511 und 611 je ein Bild 536 und 636 des Linienfokus 532 in der Eintrittspupille des Auges und je ein Bild 538 und 638 im Fundus des Auges 537 erzeugen. Der zunächst nach Unendlich abgebildete Linienfokus kann bei ametropen Augen unter Zuhilfenahme einer die Fehlsichtigkeit kompensierenden Zoom-Optik 520 auf den Fundus abgebildet werden.

Das von den Linienfokus-Bildern 536, 636 sowie 538 und 638 remittierte Licht wird von der doppelbrechenden Optik 541 über den Strahlteiler 540 in den Spektrometerarm 550 gespiegelt und erzeugt im Falle einer polarisationsoptischen doppelbrechenden Optik 541 zwei sekundäre Bilder an der Stelle 551. Im Falle einer diffraktiven doppelbrechenden Optik 541 erzeugen beide primären Bilder 536 und 538 je zwei sekundäre Bilder, also entstehen insgesamt vier Bilder; von diesen 4 Bildern werden jedoch nur zwei an der Stelle 551 fokussiert, während die anderen beiden dort defokussiert abgebildet werden, also mittels der dort aufgestellten Spaltblende 552 des Spektrometers (deren rechteckige Öffnung in die Zeichenebene geklappt angedeutet ist) weitgehend unterdrückt werden können.

Die die Strahlteiler 510 und 610 transmittierenden Teile der Strahlen 505 und 605 bilden die Referenzstrahlen.

Das am Strahlteiler 510 transmittierte Referenzbündel 512 trifft auf einen aus Dachkantspiegel 513 und 45°-Spiegel 514 bestehenden optischen Auszug. Der Dachkantspiegel 513 ist auf einem elektrisch steuerbaren Stelltisch 513' mit Stellmotor 513'' montiert, der eine stufenlose Veränderung der optischen Weglänge des Referenzbündels 512 erlaubt. Dieses Referenzbündel 512 wird über den 45°-Strahlteiler 515 zur Zylinderlinse 516 reflektiert, die es durch den Strahlteiler 540 hindurch in den Linienfokus 551 fokussiert.

Das am Strahlteiler 610 transmittierte Referenzbündel 612 trifft ebenfalls auf einen optischen Auszug, bestehend aus Strahlteiler 610, Dachkantspiegel 613 und 45°-Spiegel 614. Der Dachkantspiegel 613 ist auf einem elektrisch steuerbaren Stelltisch 613' mit Stellmotor 613'' montiert. Dieses Referenzbündel wird über den 45°-Strahlteiler 615 zur Zylinderlinse 516 reflektiert, die es durch den Strahlteiler 540 hindurch ebenfalls in den Linienfokus 551 im Spektrometerarm 550 fokussiert.

Die optischen Wegdifferenzen der Referenzstrahlen zu den Messstrahlen werden beispielsweise bei der Augen-Achslängenmessung so eingestellt, dass je ein separates Messfeld aus dem Corneabereich Eintrittspupille und ein Messfeld aus dem Fundus abgebildet werden.

Der nun von 2 Messstrahlen und 2 Referenzstrahlen gebildete Linienfokus 551 befindet sich in der Eintrittspupille des Spektrometers 560 mit dem Eintrittspalt 552. Die Kollektoroptik

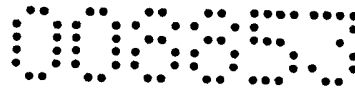
542 des Spektrometers bildet das sekundäre Linienfokusbild über das Beugungsgitter 544 mit Hilfe der Spektrometeroptik 545 auf das zweidimensionale Detektor-Array 546 ab. 543 ist ein Analysator, der die Interferenzfähigkeit dieser Strahlen sicherstellt. Das Beugungsgitter dispergiert dieses Linienfokusbild wellenlängenabhängig entlang der λ -Koordinate des Detektor-Arrays. Die x-Koordinate des Detektor-Array 546 entspricht der x-Koordinate im Auge und der Scan-Nr. der Figur 1. Man erhält somit mittels FT – gleichzeitig – für mehrere benachbarte A-Scans aus dem Spektrum des zugehörigen Interferometer-Signals als Eingangsdatensatz die Tiefenstruktur entlang der z-Koordinate.

Der Vorteil dieser allerdings 2 Lichtquellen erfordernden Anordnung liegt darin, beide Messfelder völlig unabhängig voneinander gestalten zu können. Durch entsprechende Einstellung der optischen Längen der Referenzstrahlen mit Hilfe der optischen Auszüge können die beiden Messfelder beliebig positioniert werden, es können auch unterschiedliche Wellenlängen benutzt werden, um die Eindringtiefen in das Auge zu optimieren und die beiden Messfelder können zur Signal-Identifizierung mittels der Stromversorgung 700 elektrisch sehr schnell aus- und eingeschalten oder in ihrer Helligkeit und mit unterschiedlichen Frequenzen und Signalformen moduliert werden.

Die bereits im Zusammenhang mit der Figur 2 beschriebenen Optimierungen können auch in den Anordnungen nach den Figur 3, 4 und 5 ausgeführt werden: So können beispielsweise bei auf Polarisationsoptik beruhenden doppelbrechenden Optiken 441 und 541 mit Hilfe der Polarisations-Controller die Intensitäten der zwei Messstrahlen relativ zueinander variiert werden.

Wie eingangs erwähnt, werden mit Hilfe der zwei Referenzstrahlen zwei Messfelder in unterschiedlicher Tiefe realisiert. Diese fallen als Ergebnis der FT des Spektrometers-Signals gleichzeitig an. Damit tritt das Problem auf, die Signale der zwei Messfelder zu erkennen und zu unterscheiden. Hierzu gibt es mehrere Möglichkeiten. Die Standardmethode besteht darin, wie schon erwähnt, unterschiedliche optische Wegdifferenzen zwischen den zusammengehörigen Linienfoki in den Mess- und Referenzstrahlen, also hier beispielsweise wie in der Figur 4 skizziert, zwischen Licht aus 436 und dem Lichtbündel 426 einerseits, sowie zwischen Licht aus 438 und dem Lichtbündel 427 andererseits, einzustellen. Dann werden die zugehörigen Messfelder in unterschiedlichen z-Positionen, wie in der Figur 1 dargestellt, rekonstruiert.

erweitert. Ferner kann das in allen Anordnungen erwähnte Dove-Prisma (49, 449 und 549) auch dazu benutzt werden, dreidimensionale OCT Bilder aus dem vorderen (beispielsweise der Vorderkammer) und dem hinteren Augenbereich (beispielsweise der Retina) zu gewinnen. Entsprechende Messdatensätze im dreidimensionalen Raum können entlang Geraden mit unterschiedlichen azimutalen Orientierungen normal zur Augennachse gewonnen werden, wenn man mit Hilfe dieses Prismas das Auge gegenüber dem Interferometer (virtuell) in verschiedene azimutale Orientierungen dreht. Hierzu genügt beispielsweise bei dem Dove-Prisma eine einfache Drehvorrichtung, die dieses um eine Parallele zur Hypothenusenfläche dreht; das Bild wird hierbei um den doppelten Winkel gedreht. Ähnlich können hierzu auch andere Reversionsprismen, wie das Prisma von Abbe/König, das Prisma von Schmidt/Pechan oder das aus drei Prismen bestehende Prismenumkehrsystem nach Uppendahl verwendet werden.

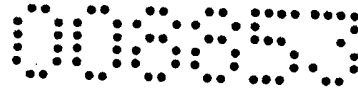


Patentansprüche

1. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren seitlich zueinander versetzten einfachen A-Scans gebildet werden.
2. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scans an derselben Stelle gebildet werden.
3. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren seitlich zueinander versetzten und zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scan Signalen gebildet werden.
4. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren A-Scan Signalen innerhalb einer Fläche seitlich (in x- und/oder y-Richtung) zueinander versetzten einfachen A-Scans gebildet werden.
5. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren seitlich zueinander versetzten und zeitlich aufeinander folgenden einfachen A-Scan Signalen innerhalb einer Fläche gebildet werden.
6. Verfahren zur Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als Kurz-Kohärenz Interferogramm im A-Scan Signal, dadurch gekennzeichnet, dass Summen-A-Scan Signale als Summe aus mehreren einfachen A-Scan Signalen aus bestimmten transversalen Positionen im Auge sowie zu bestimmten Zeitpunkten innerhalb der Herz pulsperiode gebildet werden.

7. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass zur gleichzeitigen Erfassung zweier Messfelder eine polarisationsoptische doppelbrechende Optik benutzt wird.
8. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass zur gleichzeitigen Erfassung zweier Messfelder eine diffraktionsoptische doppelbrechende Optik benutzt wird.
9. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass zur gleichzeitigen Erfassung zweier Messfelder eine einzige doppelbrechende Optik benutzt wird.
10. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass zur Anpassung der Messstrahl-Intensität an die unterschiedlich starken Reflektivitäten verschiedener Augenstrukturen ein faseroptischer Polarisations-Controller oder eine andere Polarisations-drehende Vorrichtung in dem das Interferometer beleuchtenden Lichtbündel angeordnet ist.
11. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass der Referenzarm des Kurzkohärenz-Interferometers von einer Mach-Zehnder Interferometer ähnlichen Struktur mit einem optischen Auszug zur Weglängeneinstellung gebildet wird.

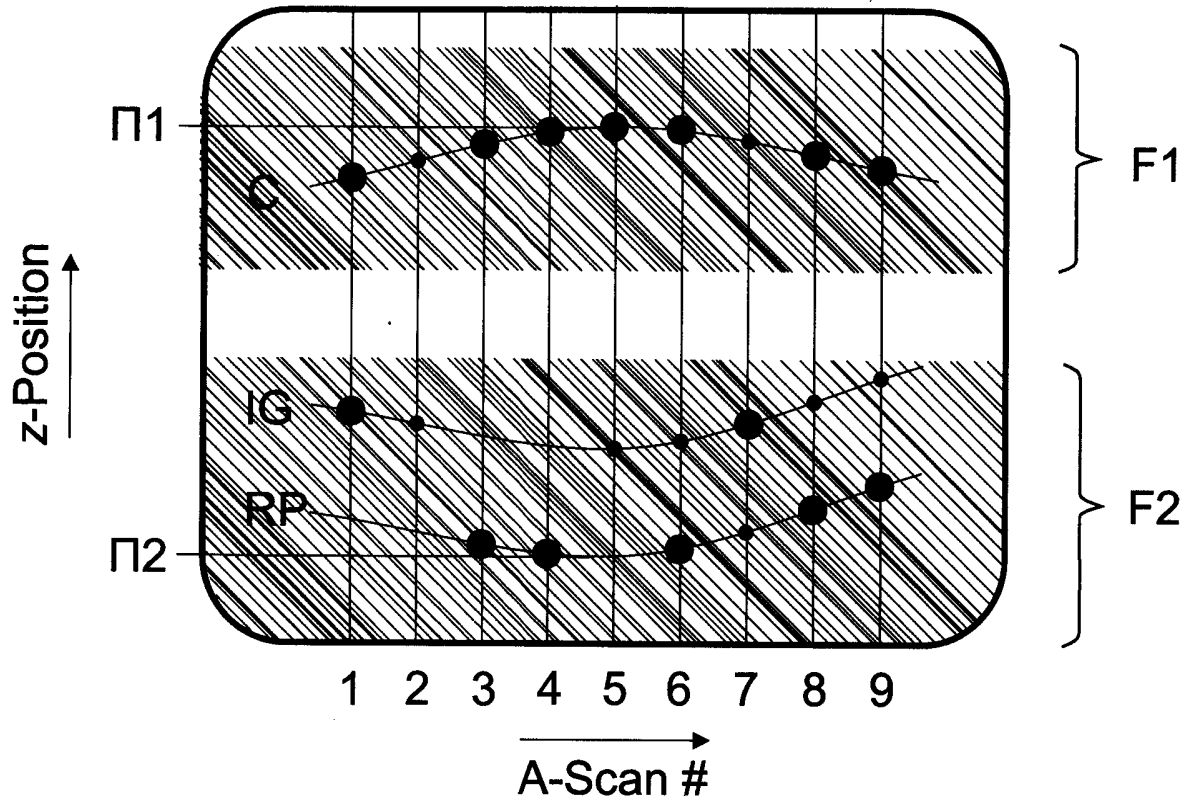
12. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass gleichzeitig zwei KK-FD Interferometer mit zwei separate Lichtquellen mit kurzer Kohärenzlänge jedoch voller Raumkohärenz zwei zunächst separate Mach-Zehnder ähnliche Referenz-Strahlengängen mit optischen Auszügen zur Weglängeneinstellung beleuchten und beide Strahlengänge in einem Michelson Interferometer mit einem gemeinsamen Spektrometerarm münden.
13. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Auge ein Dove-Prisma (49, 449 und 549) oder andere Reversionsprismen, wie das Prisma von Abbe/König, das Prisma von Schmidt/Pechan oder das aus drei Prismen bestehende Prismenumkehrsystem nach Uppendahl angeordnet werden.
14. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die zu unterschiedliche Augenstrukturen gehörigen A-Scan Signale durch periodische harmonische Bewegung der zugehörigen Referenzspiegel (25, 27, 412 und) und/oder der zugehörigen optischen Auszüge kenntlich gemacht werden.
15. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die zu unterschiedliche Augenstrukturen gehörigen A-Scan Signale durch periodische anharmonische Bewegung der zugehörigen Referenzspiegel (25, 27, 412 und 422) und/oder der zugehörigen optischen Auszüge kenntlich gemacht werden.
16. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu



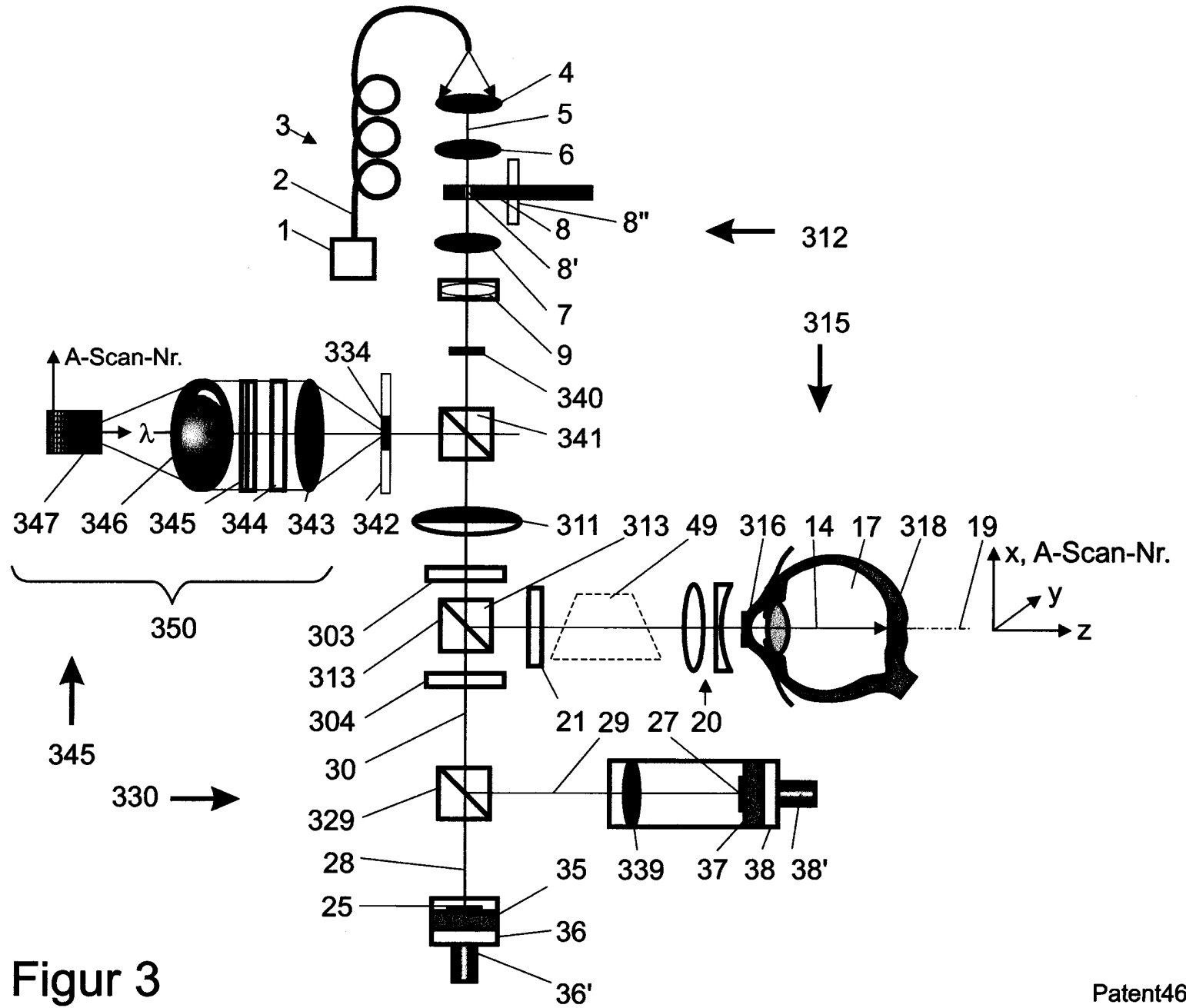
messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass die zu unterschiedlichen Augenstrukturen gehörigen A-Scan Signale durch periodische Bewegung der zugehörigen Referenzspiegel und/oder der optischen Auszüge mit verschiedenen Frequenzen kenntlich gemacht werden.

17. Anordnung zur Kurzkohärenz-interferometrischen Distanzmessung am Auge mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI) durch Darstellung der Grenzflächen der zu messenden Abstände als A-Scan Signal aus einer Abfolge von Kurzkohärenz-Interferogrammen nach den obigen Ansprüchen, dadurch gekennzeichnet, dass einzelne zu unterschiedlichen Augenstrukturen gehörigen A-Scan Signale durch sehr schnelle Bewegung der zugehörigen Referenzspiegel und/oder der optischen Auszüge unsichtbar und dadurch markiert werden.

00853



Figur 1



Figur 3

000000

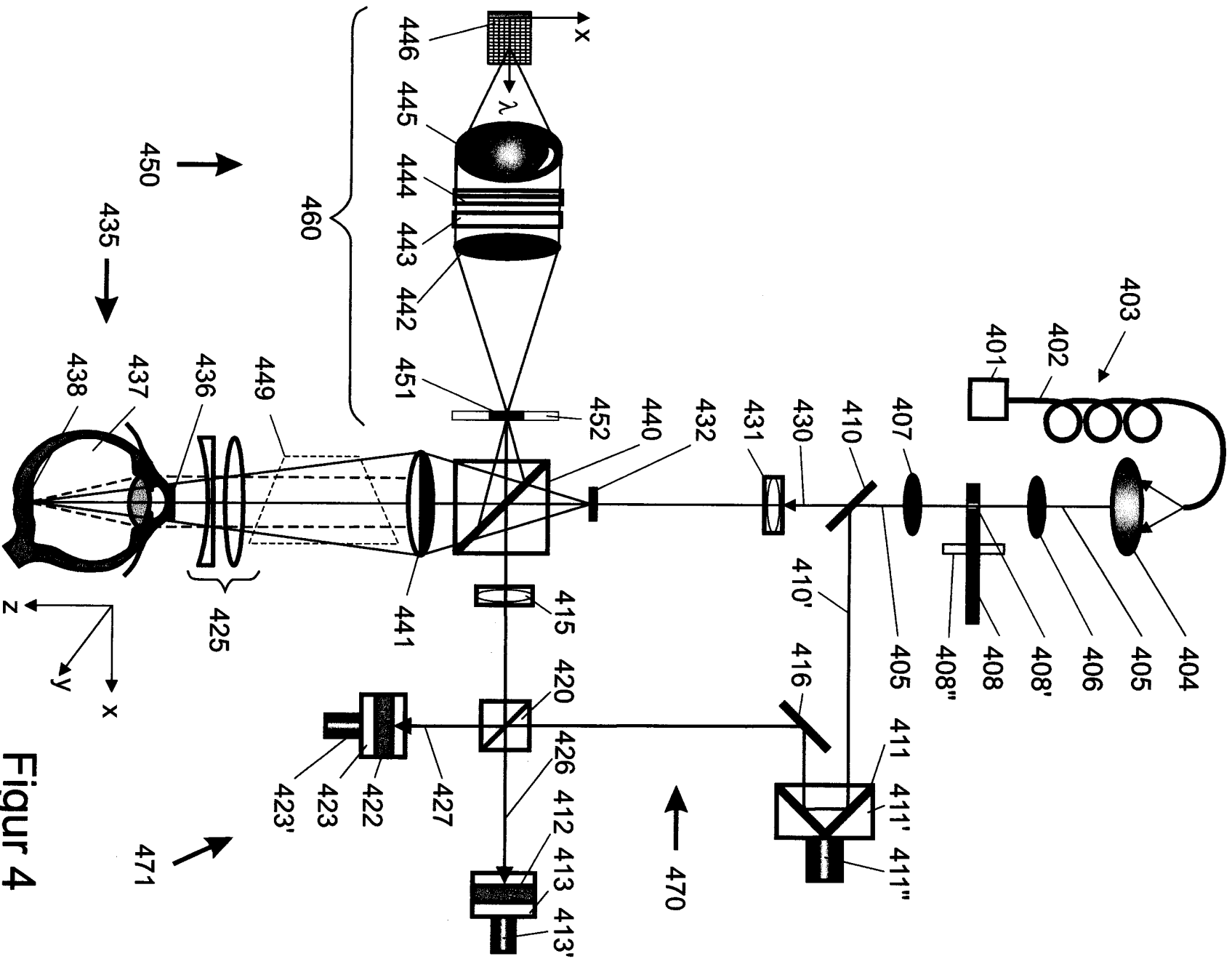
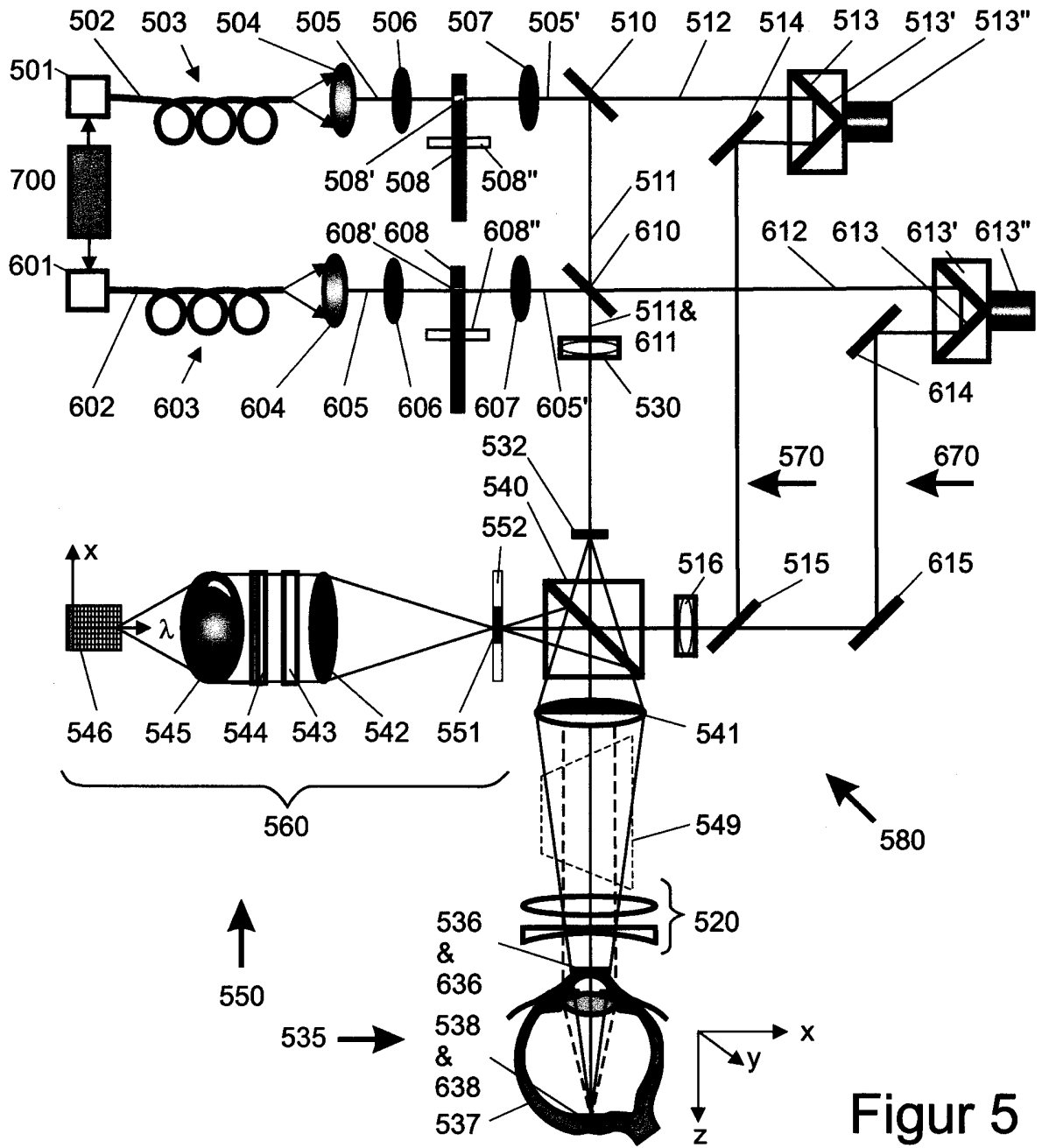


Figure 4

00853



Figur 5