

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 1892/2007**

(51) Int. Cl.⁸: **A61B 5/103 (2006.01)**

(22) Anmeldetag: **22.11.2007**

(43) Veröffentlicht am: **15.06.2009**

(73) Patentinhaber:

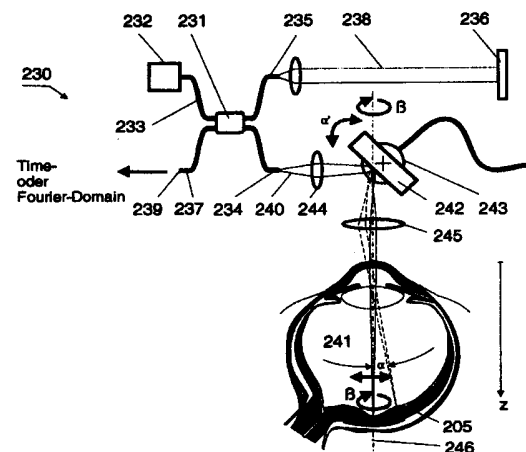
FERCHER ADOLF FRIEDRICH DR.
A-1230 WIEN (AT)

(72) Erfinder:

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

(54) **SIGNALOPTIMIERUNG FÜR DIE OPHTHALMOLOGISCHE KURZKOHERENZ-INTERFEROMETRIE**

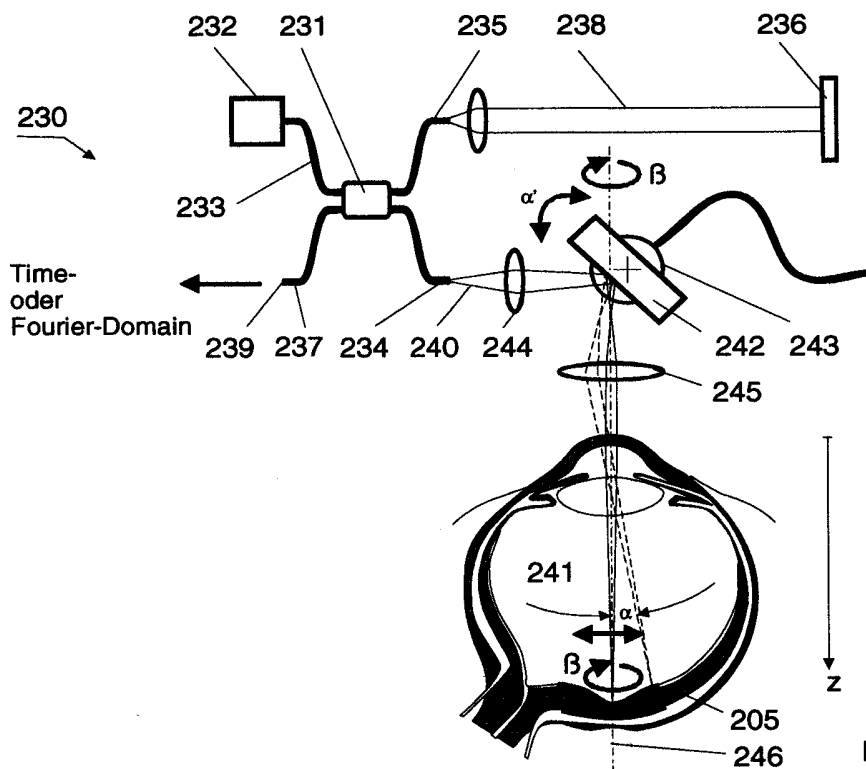
(57) In der ophthalmologischen Kurzkohärenz-Interferometrie tritt das Problem auf, dass man anhand der einzelnen Maxima oft nicht zuverlässig erkennen kann, zu welcher anatomischen Struktur diese gehören. Es werden Verfahren und Anordnungen angegeben, welche eine eindeutige Zuordnung durch Mittelung der Intensitäten benachbarter A-Scan Signale erleichtern. Es kann sich dabei um die zeitliche Mittelung vieler zur selben transversalen x-Position gehöriger A-Scan Signal-Intensitäten handeln und/oder eine räumliche Mittelung von Signal-Intensitäten aus einer Nachbarschaft um die Foveola herum.



Zusammenfassung.

In der ophthalmologischen Kurzkohärenz-Interferometrie tritt das Problem auf, dass man anhand der einzelnen Maxima oft nicht zuverlässig erkennen kann, zu welcher anatomischen Struktur diese gehören. Es werden Verfahren und Anordnungen angegeben, welche eine eindeutige Zuordnung durch Mittelung der Intensitäten benachbarter A-Scan Signale erleichtern. Es kann sich dabei um die zeitliche Mittelung vieler zur selben transversalen x-Position gehöriger A-Scan Signal-Intensitäten handeln und/oder eine räumliche Mittelung von Signal-Intensitäten aus einer Nachbarschaft um die Foveola herum.

Diese Erfindung wird durch die Figur 6 charakterisiert:



Figur 6

~~Patentanmeldung~~
~~A. F. Fercher und B. Grajciar:~~
Signaloptimierung
für die ophthalmologische Kurzkohärenz-Interferometrie

Diese Anmeldung betrifft **Kurzkohärenzverfahren zur Messung der Achslänge des Auges** in der Kataraktchirurgie oder allgemein in der refraktiven Augen Chirurgie.

Stand der Technik. Geometrisch kann man die äußere Form des Auges als zwei sich gegenseitig durchdringende Kugeln beschreiben (siehe Figur 1): Die Kugel der Cornea 201 eines durchschnittlichen Auges besitzt etwa 15,4 mm Durchmesser und durchdringt die Kugel des Augapfels 202 mit etwa 46 mm Durchmesser. Für die Dimensionierung der Intraokularlinsen wird in erster Linie die Achslänge AL des Auges benötigt. Diese ist die Distanz vom Scheitel 203 (Schnittpunkt mit der Augennachse 200) der Cornea-Vorderfläche 201 zur Foveola 204' in der Fovea centralis 204 (in der Figur 1 durch eine dicke Linie betont) der lichtempfindlichen Netzhaut 205 (Retina). Da die Netzhaut selbst etwa 150 Mikrometer und dicker ist, ist diese Distanz nicht genau definiert. Bei höheren Genauigkeitsansprüchen wird das zum Problem.

Höhere Genauigkeitsansprüche bei der ophthalmologischen Achslängenmessung entstehen durch den Wunsch nach präziser postoperativer Refraktion um die Notwendigkeit von Brillen oder anderen refraktiven Sehhilfen zu minimieren. Ein hierzu geeignetes Messverfahren ist die optische Kurzkohärenz-Interferometrie (KKI). Auf dieser Technik beruht auch das derzeit am häufigsten benutzte optische Augenlängen-Messinstrument, der IOL Master der Fa. Carl Zeiss Meditec. Bei der Achslängenmessung mittels optischer KKI befindet sich das Auge im Messarm eines Kurzkohärenz-Interferometers, an dessen Ausgang ein Photodetektor das Kurzkohärenz-Interferogramm als Funktion der Objektiefe z (meist als optische Distanz zum Corneascheitel) registriert; dieser Vorgang heißt in Analogie zu ähnlichen Verfahren in der Ultraschall-Technik „A-Scan“. Nach üblicher elektronischer Verarbeitung der Amplitude des elektrischen Photodetektor-Signals bleibt als Messergebnis die Intensität des Interferenzterms der KKI übrig, die in Analogie zur Ultraschall-Technik als „A-Bild“ oder „A-Scan Signal“ (-Intensität) bezeichnet wird und die optische Tiefenstruktur entlang dem Messstrahl wiedergibt.

Die Maxima der A-Scan Signalintensität markieren die z -Positionen der okulären Strukturen. Figur 2 zeigt ein Beispiel für eine solche A-Scan Signalintensität (206): Hier sind die Maxima 207 bis 212 im Interferenzterm des Kurzkohärenz-Interferogramms den okulären Strukturen Cornea-Scheitel (207), Scheitel der Cornea-Innenseite (208), Scheitel der Linsen-Vorderfläche (209), Scheitel der Linsen-Rückfläche (210), innere Grenzschicht der Netzhaut (211) und äussere Grenzschicht der Netzhaut (212) zugeordnet. Die Maxima 211 und 212 sind der inneren Grenzmembran und dem Pigmentepithel in der Retina zugeordnet. Vorderer Augenabschnitt (Signale 207 bis 210) und hinterer Augenabschnitt (Signale 211 und 212) sind in der Figur 2 mit unterschiedlichen Distanzmassstäben abgebildet, wie in der Abszissenbeschriftung angegeben.

Bei der A-Scan Signalintensität $I(z)$ 206 – im Folgenden als Kurzkohärenz-Interferometrie Intensität, KKI-Intensität, bezeichnet – tritt im Allgemeinen das **Problem** auf, dass man anhand der einzelnen Maxima oft nicht zuverlässig erkennen kann, zu welcher anatomischen Struktur diese gehören. Der Grund hierfür ist, daß nicht immer alle Maxima im A-Scan mit

hinreichender Stärke auftreten. Während zwar das vom äusseren Corneascheitel erzeugte Signal (207) aufgrund seiner bei weitem dominierenden Stärke meist zweifelsfrei identifizierbar ist, ist dies für die zum retinalen Bereich gehörenden Signale (211 und 212) nur in Ausnahmefällen so: Man beobachtet hier zwar meist ein starkes Interferenzsignal 212 aufgrund des am retinalen Pigmentepithel reflektierten Lichts, jedoch tritt auch häufig ein sehr starkes Signal 211 aufgrund des von der inneren Grenzmembran der Netzhaut reflektierten Lichts auf. Diese zwei Signale sind nur dann den zugehörigen Netzhautstrukturen eindeutig zuordenbar, wenn sie gleichzeitig auftreten. Letzteres jedoch ist eher die Ausnahme: Durch das Auftreten von Specklestrukturen und durch schiefe Reflexion an den nicht immer normal zum Beleuchtungsstrahl orientierten Netzhautstrukturen tritt oft nur eines der beiden Netzhautmaxima auf, welches dann nicht eindeutig zuordenbar ist. Da diese zwei retinalen Strukturen in z-Richtung 150 Mikrometer und mehr auseinander liegen können, führt dies zu entsprechend grossen Fehlmessungen bei der Bestimmung der Achslänge AL des Auges. Die Folgen sind postoperative Fehlrefraktionen bis 1 Dioptrie und mehr.

Es ist daher die **Aufgabe** der Erfindung, Verfahren zur Signalsoptimierung für eine zuverlässige Zuordnung retinaler A-Scan Signale aus dem Fundus des Auges zu den zugehörigen anatomischen Strukturen für die Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung am Auge anzugeben. Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, daß eine Vielzahl z-abhängiger Kurzkohärenz-interferometrischer A-Scan Signal-Amplituden aus der Foveola in zeitlicher Reihenfolge registriert wird, diese z-abhängigen A-Scan Signal-Amplituden je für sich in z-abhängige Intensitäten umgewandelt werden und unter Erhalt ihrer z-Abhängigkeit summiert werden.

Hierzu sind Methoden geeignet, die

- a. die zeitliche Signalsumme vieler zur selben transversalen x-Position gehöriger A-Scan Signal-Intensitäten als A-Bild darstellen, ferner Methoden, die
- b. die A-Scan Signalintensitäten oder A-Scan Signalamplituden am Monitor in zeitlicher Reihenfolge aufgeschlüsselt in Form eines Time-Motion- oder M-Bilds darstellen, und schließlich Verfahren, die
- c. Signal-Intensitäten nicht nur aus den A-Scan Amplituden aus der Foveola sondern auch aus einer Nachbarschaft um die Foveola herum gewinnen.

a. und b. Zeitliche Integration und M-Bild Darstellung der retinale A-Scan Signale.

In der Figur 3 ist ein faseroptisches Kurzkohärenz-Interferometer 130 dargestellt. Es besteht, wie üblich, aus einem Michelson-Interferometer mit einem faseroptischen Koppler 131 als Strahlteiler, einer (eventuell pig-tail-) Kurzkohärenz-Lichtquelle 132, beispielsweise einer Superlumineszenz-Diode, aus den Beleuchtungsstrahlengang 133, Messstrahlengang 134, Referenzstrahlengang 135 und Detektor-Strahlengang 137 bildenden Lichtleitfasern und aus Referenzstrahl 138 und dem Referenzspiegel 136 sowie dem Messstrahl 140, der von der Optik 144 über den Reflektor 101 in die vordere Brennebene der Optik 145 fokussiert und von dieser Optik als Parallelstrahl auf das Auge 141 gerichtet wird.

Alternativ kann ein solches Kurzkohärenz-Interferometer auch in freier Optik ausgeführt werden. Dann entspricht dem faseroptischen Koppler 131 ein konventioneller Strahlteilerwürfel und die im faseroptischen Kurzkohärenz-Interferometer von Lichtleitfasern geführten Lichtwellen werden durch Kollimationsoptiken gebündelt. Es können auch an Stelle einer Michelson-Anordnung andere Interferometer-Strahlengänge, beispielsweise nach Mach-Zehnder oder nach Kösters benutzt werden.

Nach den bekannten Regeln der KKI [z. B. Fercher et al., Optical Coherence Tomography-Principles and Applications. Rep. Prog. Phys. 66(2), 239-303. 2003] wird das Objekt (Auge) zur Aufnahme des Kurzkohärenz-Interferogramms in einer transversalen Position x mit dem Messstrahl 140 beleuchtet und:

- im Falle der Time-Domain Methode wird der Referenzspiegel 136 entlang dem Referenzstrahl 138 bewegt; am Interferometerausgang 139 befindet sich dann ein photoelektrischer Detektor, dessen Signal die KKI-Amplitude des von der Objektiefe z abhängigen KKI-Interferenzterms liefert.
- im Falle der Fourier-Domain Methode befindet sich am Interferometerausgang 139 ein optisches Spektrometer mit einem photoelektrischen Detektor-Array, dessen Ausgangssignal nach Fourier-Transformation die KKI-Amplitude des von der Objektiefe z abhängigen KKI-Interferenzterms liefert.

Wegen der Instabilität des lebenden Auges treten in den Amplituden des KKI-Interferenzterms Phasenschwankungen im Millisekunden-Bereich auf, die entlang dem A-Scan Signal zu zeitlich fluktuierenden Amplituden-Beträgen und Amplituden-Vorzeichen führen. Die Folgen sind einerseits, wegen der fluktuierenden Amplituden, kaum auswertbare A-Scan Signale oder, wenn man über mehrere Signale mittelt, was auch bei schlechter Zeitauflösung der diese Amplituden registrierenden photoelektrischen Detektoren oft unbemerkt passiert, Signalschwund durch Mittelung der fluktuierenden (bipolaren) Amplituden.

a. Signalsumme. Nicht die KKI-Amplituden sondern die KKI-Intensitäten, also die Betragsquadrate der A-Scan-Amplituden des KKI, werden aus mehreren kurz aufeinander folgenden A-Scans an derselben (transversalen) Objektposition summiert. Die KKI-Amplituden einzelner A-Scans können nämlich auch an Stellen mit an sich großen Amplitudenbeträgen wegen der fluktuierenden Phasen beiderlei Vorzeichen besitzen und in Summe Null oder sehr kleine Werte ergeben. Summiert man hingegen die KKI-Intensitäten einzelner A-Scans, so werden nur positive Größen summiert und ergeben an Stellen mit großen Amplitudenbeträgen immer auch große resultierende Intensitäten.

Mehrere kurz aufeinander folgende A-Scans gewinnt man beim Time-Domain Verfahren durch mehrere kurz aufeinander folgende Scans des Referenzspiegels entlang dem Referenzstrahl, beim Fourier-Domain Verfahren gewinnt man mehrere kurz aufeinander folgende A-Scans einfach durch kurz aufeinander folgende Auslesevorgänge des Detektor-Arrays.

Andererseits bedingt hohe Zeitauflösung verstärktes Signalrauschen. Beide Probleme werden erfindungsgemäß dadurch umgangen, daß zunächst eine größere Anzahl von mit hoher Zeitauflösung registrierten KKI-Amplituden aufgezeichnet werden und die aus diesen Signalen gebildeten (unipolaren) KKI-Intensitäten erst im Nachhinein aufsummiert werden.

So kann beispielsweise ein Detektor-Array in $50\mu\text{sec}$ ausgelesen werden, die gemessene KKI-Amplitude in KKI-Intensität umgewandelt werden und als Ortsfunktion während beispielsweise 1msec bis zu 20-mal aufsummiert werden. Es kommt dadurch zur Summierung aller lokalen Intensitäten (ohne destruktive Interferenz) und damit zur Signalverstärkung vor allem an Stellen mit großen KKI-Amplituden. Anhand der resultierenden KKI-Intensität lassen sich die Maxima der Fundusstruktur identifizieren. In der Regel genügen einige wenige Signalaufzeichnungen mit jeweils leicht veränderter Augenposition um ein geeignetes A-Scan Signal mit allen Maxima der Fundusstruktur zu erhalten.

b. M-Bild. Alternativ hierzu kann man die Time-Domain oder Fourier-Domain KKI-Amplituden als auch die entsprechenden KKI-Intensitäten zur Erzeugung eines Amplituden-M-Scan Bilds oder Intensitäten-M-Scan Bilds verwenden und einzelne A-Scans beispielsweise zeitabhängig in der Abszisse und in benachbarten Ordinatenpositionen als Hell-Dunkel getastetes Signal darstellen, was Bilder wie in der Figur 4 angedeutet, ergibt. Dort ist die Helligkeit in z-Richtung proportional zur A-Scan Signalintensität; in Zeitrichtung sind die zu den betreffenden Zeitpunkten gehörigen A-Scan Signale aufgeschlüsselt. ILM das A-Scan Signal der inneren Grenzmembran, ELM jenes der äußeren Grenzmembran, RPE ist das A-Scan Signal des retinalen Pigmentepithels und Ch sind nicht separat aufgelöste choroidale Signale:

Wie aus dem in der Figur 4 skizzierten Beispiel eines M-Bilds ersichtlich, sind die A-Scan Signale über die gesamte Belichtungszeit hinweg ($300\mu s$) permanent sichtbar. Da man nun einen größeren Zeitabschnitt der Signalregistrierung überblickt, kann man die einzelnen lichtreflektierenden Schichten des Fundus leichter identifizieren und man kann auch A-Scan Signale, die nicht dauernd auftreten, den entsprechenden anatomischen Strukturen zuordnen. Außerdem lassen sich damit auch Bewegungsartefakte an den damit verbundenen Signalverzerrungen leicht erkennen, in der Figur 4 beispielsweise eine Translation bei etwa $170\mu s$.

Mit Hilfe des M-Bilds kann man nun auch eine digitale Kompensation der Bewegungsartefakte durchführen. Solche Sartefakte sind an einer gemeinsamen Verschiebung Δz der A-Scan Struktur in z-Richtung erkennbar. Durch Postprocessing durch den Operator können solche Fehler manuell behoben werden: Man sucht entsprechende Signalsprünge und verschiebt die z-Daten nach dem Sprung-Zeitpunkt (in der Figur 4 bei etwa $170\mu s$) um die Größe Δz dieses Sprungs. Dasselbe kann per Computerprogramm, welches die M-Bildstruktur nach solchen Signalsprünge in z-Richtung absucht, erfolgen. Die Größe Δz der Translation erhält man durch Korrelation der z-Abhängigkeiten der A-Scan Signale vor und nach dem Translations-Zeitpunkt (in der Figur 4 bei etwa $170\mu s$). Dasselbe Computerprogramm kann die z- Abhängigkeit der Signalstruktur durch entsprechende z-Verschiebung der A-Scan Signale korrigieren.

c. A-Scan Signale aus Foveola und Umgebung.

In der Figur 5 ist wiederum ein faseroptisches Kurzkohärenz-Interferometer 230 dargestellt. Es besteht, wie jenes nach Figur 3, aus einem Michelson-Interferometer mit einem faseroptischen Koppler 231 als Strahlteiler, einer Kurzkohärenz-Lichtquelle 232, beispielsweise einer Superlumineszenz-Diode, Beleuchtungsstrahlengang 233, Messstrahlengang 234, Referenzstrahlengang 235 mit Referenzspiegel 236 und Detektor-Strahlengang 237 aus Lichtleitfasern.

Auch hier kann das Kurzkohärenz-Interferometer in freier Optik ausgeführt werden, mit einem konventionellen Strahteilerwürfel anstelle des faseroptischen Kopplers 231 und durch Kollimationsoptiken gebündelten Lichtwellen. Ferner können auch an Stelle einer Michelson-Anordnung andere Interferometer-Strahlengänge, beispielsweise nach Mach-Zehnder oder nach Kösters benutzt werden.

Auch hier wird nach den bekannten Regeln der KKI zur Aufnahme des Kurzkohärenz-Interferogramms:

- im Falle der Time-Domain Methode der Referenzspiegel 236 entlang dem Referenzstrahl 238 bewegt; am Interferometerausgang 239 befindet sich dann ein photoelektrischer Detektor, der die Amplitude des KKI-Interferenzterms liefert.
- im Falle der Fourier-Domain Methode am Interferometerausgang 239 ein optisches Spektrometer benutzt, dessen Ausgangssignal nach Fourier-Transformation die Amplitude des KKI-Interferenzterms liefert.

Der Messstrahl 240 wird nach der in Figur 5 skizzierten Anordnung jedoch über einen Schwingspiegel 242 auf das Auge 241 gerichtet. Der Schwingspiegel wird von einem elektrischen Antrieb 243, beispielsweise einem Galvo-Motor, einem Schrittmotor oder einem anderen geeigneten Antrieb um einen Winkel $\pm \alpha'$ periodisch gedreht. Die Austrittsstelle des Messstrahls 240 aus der Faser 234 wird hierbei von der Optik 244 in die vordere Brennebene der Optik 245 abgebildet (etwa auf der Oberfläche des Schwingspiegels 242). Die Optik 245 kollimiert den Messstrahl und richtet ihn auf das Auge 241, dessen Optik den Messstrahl auf die Netzhaut 205 fokussiert.

Auf diese Weise wird der Fundus von einem transversal zur Sehachse 246 des Auges um einen Winkel $\pm \alpha$ (= Exzentrizitätsparameter; z. B. $0 \leq \alpha \leq 5^\circ$) bewegten Messstrahl 220 beleuchtet. Die Größe des Exzentrizitätsparameters α wird beispielsweise mit Hilfe der elektronischen Steuerung des Schwingspiegels 242 festgelegt. Die oben erwähnte Summierung der Intensitäten vieler einzelner z-abhängiger retinaler A-Scan Signale erfolgt nun innerhalb eines oder mehrerer Transversal-Scans um den Winkel α .

Die z-abhängigen Amplituden dieser KKI Interferenzterme werden über viele Teilbereiche des Exzentrizitätsparameters α aufgezeichnet, in Intensitäten (Betragsquadrate der KKI-Amplituden) umgewandelt und anschließend summiert. Es wird so in einer x-Position über die z-abhängigen Einzel-Interferogramme der verschiedenen Exzentrizitätsparameter α gemittelt. Das führt zu folgendem Ergebnis:

Rund um die Fovea ist die Netzhaut zu einem flachen Wall verdickt. Da die z-Position der Signal-Maxima der inneren Grenzsicht der Netzhaut (211) in den Einzel-Interferogrammen nun vom Exzentrizitätsparameter α abhängt, wird das über den Exzentrizitätsparameter-Bereich α gemittelte Interferenzmaximum dieser inneren Grenzsicht der Netzhaut breit verschmiert und kaum als Maximum erkennbar. Hingegen wird das bei verschiedenen Exzentrizitätsparametern α weitgehend immer an derselben z-Stelle auftretende

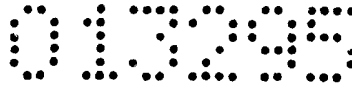
Interferenzmaximum der äusseren Grenzschicht der Netzhaut (212) verstärkt und leicht erkennbar.

Ein zusätzliches Kriterium zur Trennung dieser beiden kritischen Interferenzmaxima erhält man durch Variation des Exzentrizitätsparameters α : Das über den Exzentrizitätsparameter-Bereich α gemittelte Interferenzmaximum der inneren Grenzschicht der Netzhaut (211) nimmt mit α ab, jenes der äusseren Grenzschicht der Netzhaut (212) hingegen zu.

Alternativ kann man auch die elektronische Steuerung des Schwingspiegels 242 durch Einstellung des Exzentrizitätsparameters α von Hand ausführen. Dann beobachtet man – allerdings muß man hierbei Bewegungsartefakte durch unwillkürliche Augenbewegungen berücksichtigen – im Falle der inneren Grenzschicht der Netzhaut (211) eine mit zunehmendem Exzentrizitätsparameter α abnehmende Achslänge, während letztere im Falle der äusseren Grenzschicht der Netzhaut (212) konstant bleibt.

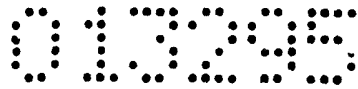
Eine weitere Version des erfindungsgemässen Verfahrens ist in der Figur 7 dargestellt. Dort ist der Schwingspiegel 242 um Winkel β etwa um die Sehachse 246 des Auges drehbar. Dieser Freiheitsgrad ist bei unphysiologisch geformter Fovea oder bei ungewöhnlicher Lage der Sehachse sinnvoll, um – durch Einstellung verschiedener β -Werte - die Foveola erfassen zu können.

Bei der in Figur 7 skizzierten Anordnung ist der Schwingspiegel durch einen piezoelektrisch bewegten Spiegel 252 ersetzt. Der Spiegel 252 wird von 3 Piezokristallen 253, 254 und 255 bewegt; grundsätzlich reichen auch 2 Piezokristalle (z. B. „Piezo Tip/Tilt Mirror der Fa. Physik Instrumente). Durch entsprechende Amplituden und relative Phasen der an die Piezokristalle angelegte Steuerspannung lassen sich beliebige transversale Ablenkungen α und β und Zeitabläufe realisieren. Anstelle der Piezoversteller 253, 254 und 255 können auch andere Antriebe, wie beispielsweise elektrostriktive Element, Piezomotore und elektromagnetisch gesteuerte Tauchkerne, benutzt werden. So können unterschiedliche Mittelungs-Strategien realisiert werden, was angesichts der physiologischen Vielfalt der anatomischen Strukturen sinnvoll ist. Es sei noch ausgeführt, dass selbstverständlich auch hier das Kurzkohärenz-Interferometer in freier Optik ausgeführt werden kann, mit einem konventionellen Strahteilerwürfel anstelle des faseroptischen Kopplers 231 und mit durch Kollimationsoptiken gebündelten Lichtwellen. Ferner können an Stelle einer Michelson-Anordnung auch andere Interferometer-Strahlengänge, beispielsweise nach Mach-Zehnder oder nach Kösters, benutzt werden.



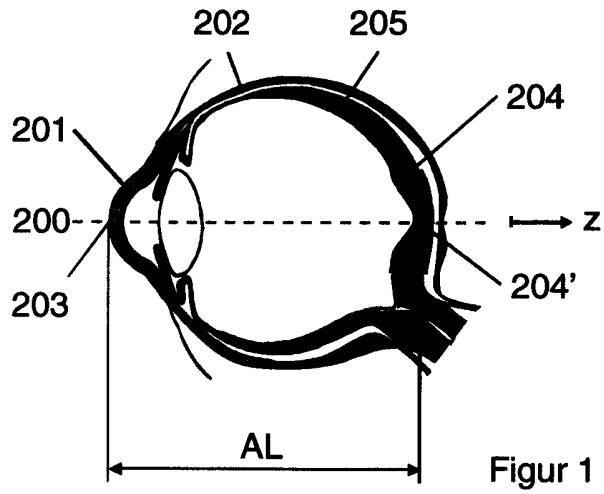
Patentansprüche

1. Verfahren zur Signalsoptimierung in der Kurzkohärenz-Interferometrie am Auge für eine zuverlässige Zuordnung retinaler A-Scan Signale aus dem Fundus zu den zugehörigen anatomischen Strukturen für die Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung durch Weglängenabgleich in einem Kurzkohärenz-Interferometer oder durch spektral-interferometrische Messung der Wegdifferenzen im Kurzkohärenz-Interferometer am Auge, dadurch gekennzeichnet, daß eine Vielzahl z-abhängiger Kurzkohärenz-interferometrischer A-Scan Signal-Amplituden aus der Foveola in zeitlicher Reihenfolge registriert wird, diese z-abhängigen A-Scan Signal-Amplituden je für sich in z-abhängige Intensitäten umgewandelt werden und unter Erhalt ihrer z-Abhängigkeit summiert werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Signalsumme vieler an derselben transversalen x-Position gewonnener A-Scan Signal-Intensitäten als A-Bild dargestellt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die A-Scan Signalintensitäten oder A-Scan Signalamplituden zeitlich am Monitor aufgeschlüsselt in Form eines Time-Motion- oder M-Bilds dargestellt werden.
4. Verfahren nach den obigen Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Signal-Intensitäten Summe aus den A-Scan Amplituden aus der Foveola als auch aus einer begrenzten Nachbarschaft um die Foveola herum gewonnen werden.
5. Verfahren nach obigen Ansprüchen 1, 2 und 3 dadurch gekennzeichnet, daß die A-Scan Signalintensitäten oder A-Scan Signalamplituden zeitlich am Monitor aufgeschlüsselt in Form eines Time-Motion- oder M-Bilds dargestellt werden.
6. Verfahren nach obigen Ansprüchen 1, 2, 3, 4 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Messstrahl während des A-Scans über eine transversale Umgebung der Foveola bewegt wird.
7. Verfahren nach obigen Ansprüchen 1, 2, 3, 4, 5 und 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Messstrahl über einen Schwingspiegel, der den Messstrahl während des A-Scans über eine transversale Umgebung der Fovea bewegt, auf das Auge gerichtet wird.
8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwingspiegel von Hand aus oder von einem elektrischen Antrieb, einem Galvo-Motor, einem Schrittmotor oder einem anderen Antrieb um einen Winkel $\pm \alpha'$ periodisch gedreht wird.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwingspiegel um einen Winkel β etwa um die Sehachse 246 des Auges gedreht werden kann.
10. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Schwingspiegel piezoelektrisch bewegt wird.
11. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß mit Hilfe des M-Bilds eine digitale Kompensation der Bewegungsartefakte durchgeführt wird.
12. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß mit Hilfe des M-Bilds eine durch manuelles Postprocessing durch den Operator Bewegungsartefakte kompensiert werden.

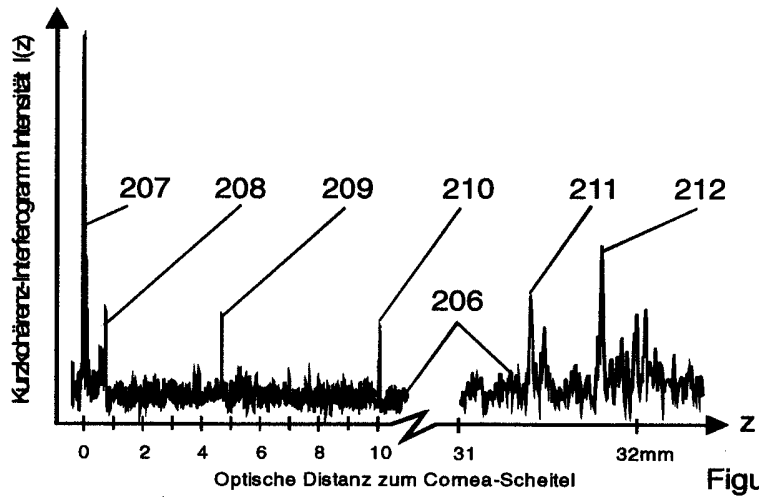


13. Anordnung zur Signaloptimierung in der Kurzkohärenz-Interferometrie am Auge für eine zuverlässige Zuordnung retinaler A- Scan Signale aus dem Fundus zu den zugehörigen anatomischen Strukturen für die Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung durch Weglängenabgleich in einem Kurzkohärenz-Interferometer oder durch spektral-interferometrische Messung der Wegdifferenzen im Kurzkohärenz-Interferometer am Auge, dadurch gekennzeichnet, daß der Meßstrahl über einen Schwingspiegel (242, 252) auf das Auge gerichtet wird.

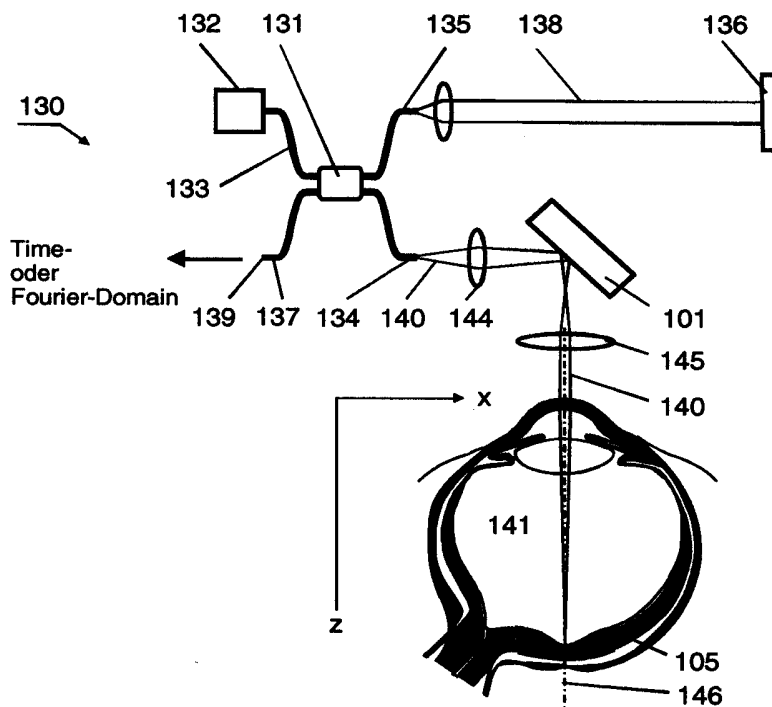
14. Anordnung zur Signaloptimierung in der Kurzkohärenz-Interferometrie am Auge für eine zuverlässige Zuordnung retinaler A- Scan Signale aus dem Fundus zu den zugehörigen anatomischen Strukturen nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Schwingspiegel um die Sehachse 246 des Auges drehbar ist.



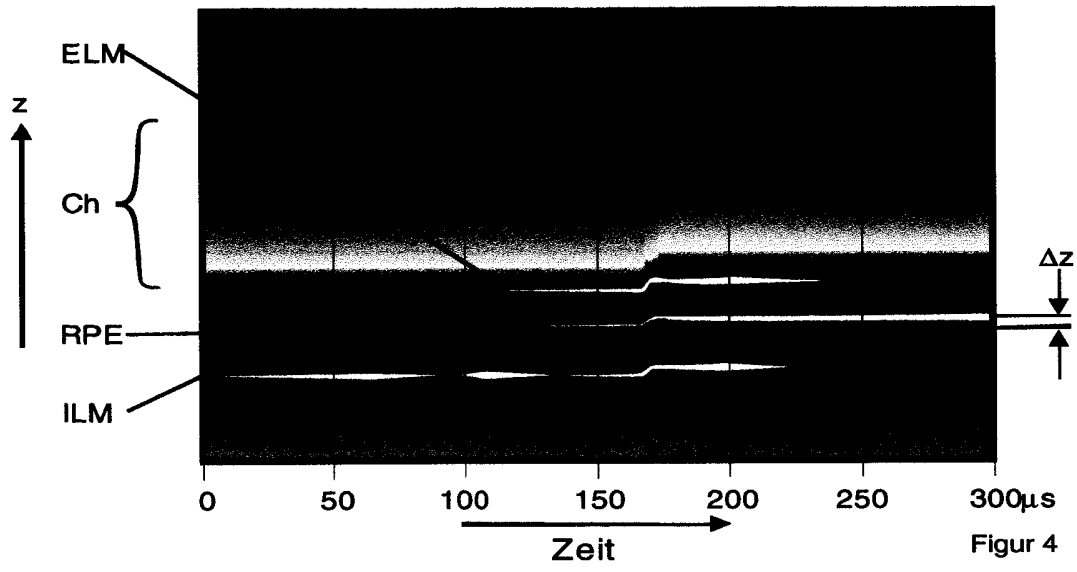
Figur 1



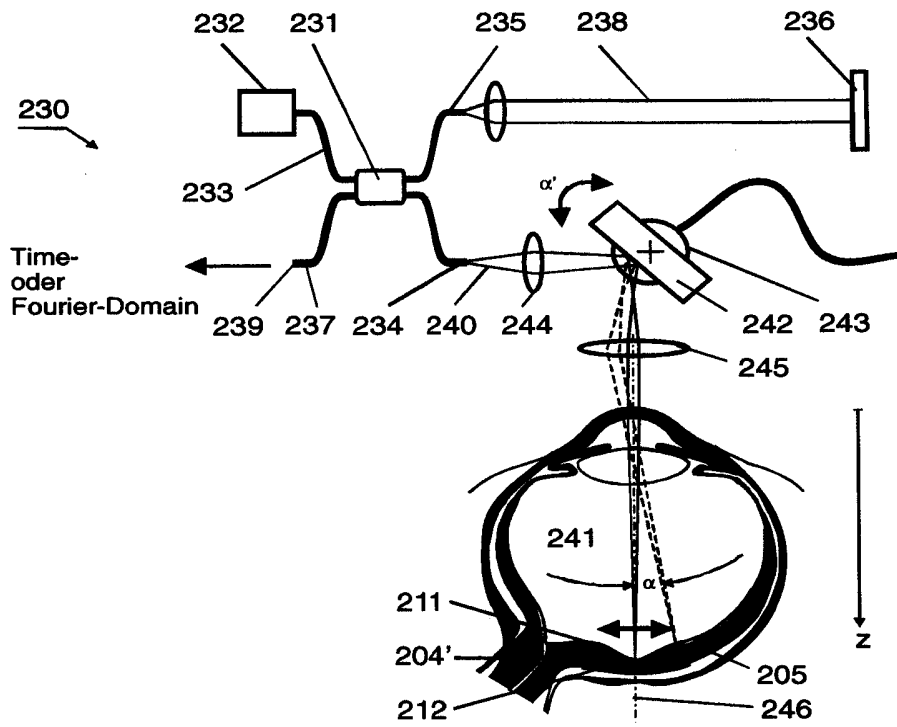
Figur 2



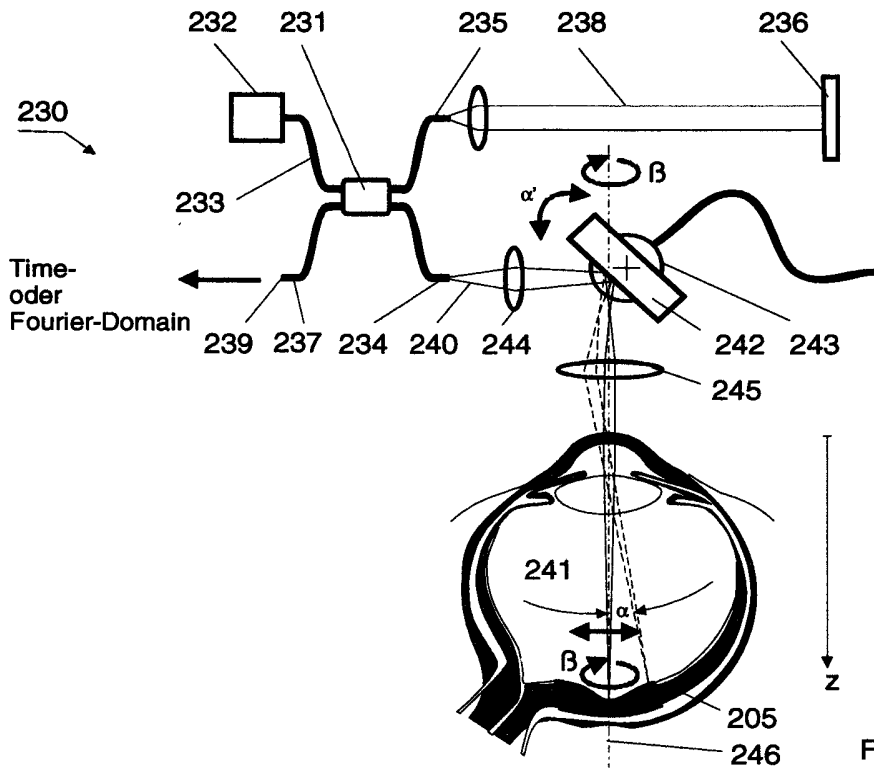
Figur 3



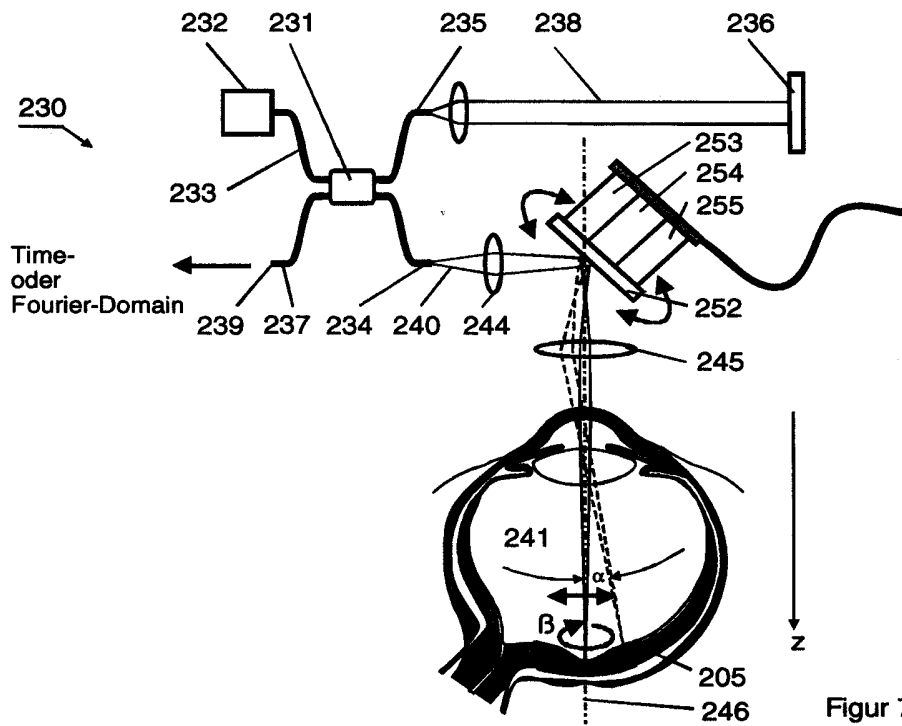
Figur 4



Figur 5



Figur 6



Figur 7