

WO 2009/149953 A1

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
17. Dezember 2009 (17.12.2009)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2009/149953 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation:  
**A61B 3/10 (2006.01)**      **G01B 9/02 (2006.01)**

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NL, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2009/004263

(22) Internationales Anmeldedatum:  
12. Juni 2009 (12.06.2009)

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2008 028 312.6 13. Juni 2008 (13.06.2008) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG [DE/DE]**; Göschwitzer Strasse 51-52, 07745 Jena (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BUBLITZ, Daniel [DE/DE]**; Stumpfenburgweg 5b, 07743 Jena (DE). **KRAMPERT, Gerhard [DE/DE]**; Grietgasse 22, 07743 Jena (DE). **HACKER, Martin [DE/DE]**; Schützenhofstrasse 32, 07743 Jena (DE).

(74) Anwalt: **BECK, Bernard**; Carl Zeiss AG, Standort Jena, Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

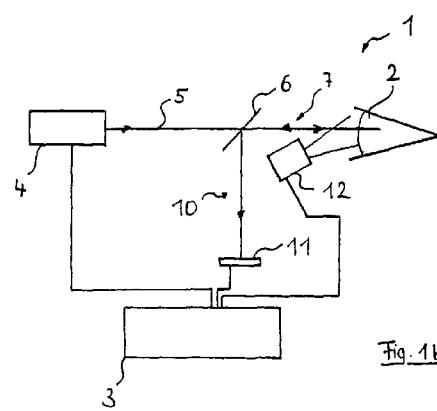
— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)
- mit Informationen über die Einbeziehung von fehlenden Teilen und/oder Bestandteilen durch Verweis (Regel 20 Absatz 6)

(54) Title: SS OCT INTERFEROMETRY FOR MEASURING A SAMPLE

(54) Bezeichnung: SS-OCT-INTERFEROMETRIE ZUR VERMESSUNG EINER PROBE



(57) Abstract: The invention relates to an SS OCT interferometry device for measuring a sample (2), in particular from an eye, said device (1) interferometrically generating a measuring signal and from said signal a depth-resolved contrast signal of the sample (2) by means of a spectral tuning of the central wavelength of the measurement radiation (5) of a measuring signal, and having a control unit (3) for this purpose. According to the invention, the device (1) comprises a sample motion detector (12; 13-17), which provides a motion signal indicating movement of or in the sample (2), the control unit (3) uses the motion signal to correct the measuring signal with respect to measuring errors that are caused by a movement of or in the sample (2) before or during the generation of the depth-resolved contrast signal.

(57) Zusammenfassung: Für eine SS-OCT-Interferometer-Vorrichtung zur Vermessung einer Probe (2), insbesondere eines Auges, wobei die Vorrichtung (1) interferometrisch mittels spektraler Durchstimmung der Zentralwellenlänge einer Meßstrahlung (5) ein Meß-Signal und daraus ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal der Probe (2) erzeugt und dazu eine Steuereinrichtung (3) aufweist, ist vorgesehen,

dass die Vorrichtung (1) einen Probenbewegungsdetektor (12; 13-17) umfasst, der ein Bewegungssignal bereitstellt, das Bewegungen der Probe (2) oder in der Probe (2) anzeigt, und dass die Steuereinrichtung (3) vor oder bei der Erzeugung des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals das Meß-Signal mittels des Bewegungssignals hinsichtlich Meßfehlern korrigiert, die durch während des Durchstimmens aufgetretene Bewegungen der Probe (2) oder in der Probe (2) verursacht sind.

SS-OCT-Interferometrie zur Vermessung einer Probe

Die Erfindung bezieht sich auf eine SS-OCT-Interferometer-Vorrichtung zur Vermessung einer  
5 Probe, insbesondere eines Auges, wobei die Vorrichtung interferometrisch mittels spektraler Durchstimmung der Zentralwellenlänge einer Meßstrahlung ein Meß-Signal und daraus ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal der Probe erzeugt und dazu eine Steuereinrichtung aufweist.

Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein SS-OCT-Verfahren zum Vermessen einer Probe,  
10 insbesondere eines Auges, wobei interferometrisch mittels spektraler Durchstimmung der Zentralwellenlänge einer Meßstrahlung ein Meß-Signal und daraus ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal der Probe erzeugt wird.

Zur Vermessung transparenter oder teil-transparenter Proben, beispielsweise des  
15 menschlichen Auges sind Kurzkohärenz-Interferometer, die mittels optischer Kohärenztomographie (im folgenden: OCT) arbeiten, bekannt, beispielsweise aus der WO 2007/065670 A1. Sie dienen dazu, Ort und Größe von Streuzentren innerhalb einer Probe, wie beispielsweise miniaturisierten optischen Komponenten oder biologischem Gewebe, z.B. dem menschlichen Auge zu erfassen. Für einen Überblick über entsprechende Literatur zur  
20 OCT sei auf die US 2006/0109477 A1 verwiesen. Diese Patentveröffentlichung, die zum Teil auf einen der Erfinder der hier relevanten Erfindung zurückgeht, schildert auch die Grundprinzipien der OCT.

Das Prinzip der OCT umfaßt sowohl Ausführungsformen, bei denen Einstrahlung und  
25 Strahlungsdetektion durch scannen an verschiedenen Orten quer zur Einfallsrichtung der Strahlung erfolgt, als auch demgegenüber vereinfachte Ausführungen, bei denen die Einstrahlung und Strahlungsdetektion nur entlang einer unverändert bleibenden Achse vorgenommen wird und somit axiale (d.h. 1-dimensionale) Streuprofile erzeugt werden. Letztere Ausführungsform entspricht von der Bildgewinnung her einem sog. A-Scan der  
30 Ultraschallbildgewinnung; sie wird auch als optical coherence domain reflectometry (OCDR)

bezeichnet. Soweit hier von OCT die Rede ist, sind sowohl scannende als auch OCDR-System darunter zu verstehen.

Für OCT sind im wesentlichen drei Varianten bekannt: Bei der Zeit-Domain-OCT wird das Auge mit einer kurzkohärenten Strahlung beleuchtet, und ein Michelson-Interferometer sorgt dafür, daß vom Auge rückgestreute Strahlung mit Strahlung, die einen Referenzstrahlengang durchlief, interferieren kann. Dieses Prinzip, das schon relativ früh in Huang, et al., Science 254: 1178 – 1181, 1991, beschrieben wurde, kann ein tiefenaufgelöstes Bild der Probe erreichen, wenn die Länge des Referenzstrahlenganges verstellt wird, wodurch ein der Kohärenzlänge der verwendeten Strahlung entsprechendes Fenster in der Probe verstellt wird. Die Größe dieses Fensters definiert die maximal erreichbare Tiefenauflösung. Für eine gute Tiefenauflösung sind also möglichst kurzkohärente, d.h. spektral breite Strahlungsquellen erforderlich. Aufgrund des Meßverfahrens wird zu jeder Zeit nur ein Bruchteil der rückreflektierten Strahlung detektiert, nämlich diejenige, die aus der Meßtiefe der Probe zurückgestreut wurde, welche zur Länge des Referenzstrahlenganges korrespondiert. Bei bekannten Aufbauten werden deshalb über 99 % der von der Probe zurückgestreuten Photonen für die Messung gar nicht erfaßt.

Eine höhere Ausbeute erhält man bei einer anderen OCT-Variante, der Frequenz-Domain-OCT. Hier wird die Länge des Referenzstrahlenganges nicht mehr geändert, statt dessen wird die zur Interferenz gebrachte Strahlung spektral aufgelöst detektiert. Die Tiefeninformation der Probe, d.h. das tiefenaufgelöste Kontrast-Signal wird aus dem spektral aufgelösten Signal berechnet. Da ein Mechanismus zur Verstellung der Weglänge des Referenzstrahlenganges nicht mehr nötig ist, ist die FD-OCT-Technik in der Lage, in allen Tiefen der Probe gleichzeitig zu messen. Die dadurch erreichte höhere Ausbeute der rückgestreuten Strahlung erzielt eine bis zu 20 dB höhere Empfindlichkeit bei gleicher Meßzeit. Nachteilig bei FD-OCT-Systemen ist die durch die Spektrometerauflösung begrenzte maximale Meßbereichsgröße und der mit der Meßtiefe zunehmende Empfindlichkeitsabbau. Auch ist der erforderliche Aufbau deutlich aufwendiger.

Etwas weniger zusätzlichen Aufbauaufwand benötigt die SS-OCT-Variante, bei der die spektrale Auflösung des Interferenzsignals mit einem Spektrometer entfällt und statt dessen die Beleuchtungsquelle spektral durchgestimmt wird. Dieses Verfahren ist durch die höhere Photonenausbeute sensibler als TD-OCT, wie M. Choma et al., "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography," Opt. Express 11, 2183-2189 (2003) erläutern. Die maximale Auflösung entspricht auch bei SS-OCT dem durchstimmbaren Wellenlängenbereich der Strahlungsquelle, und der Meßbereich ist durch die Kohärenzlänge der verwendeten Strahlung vorgegeben.

Bei allen OCT-Varianten ist also der Meßbereich und die Meßauflösung in gewisser Weise verknüpft. Zur Behebung der dadurch gegebenen Limitierung schildert die WO 2007/065670 A1 auf geschickte Weise mehrere Interferometeranordnungen zu kombinieren, die jeweils aus einem eigenen Referenzstrahlengang sowie einem zugeordneten Probenstrahlengang aufgebaut sind. Durch unterschiedliche Abstimmung dieser mehreren, zwar in einer Vorrichtung zusammengefaßten, jedoch eigenständigen Interferometeranordnungen kann gleichzeitig an verschiedenen Stellen im Auge gemessen und so der Meßbereich vergrößert werden. Die Schrift schildert weiter verschiedene Ansätze, um die Strahlungen in den zusammengefaßten Interferometern zu unterscheiden, beispielsweise hinsichtlich der Polarisation der Strahlung oder der Wellenlänge. Eine solche Unterscheidung ist auch in der WO 2001/038820 A1 beschrieben, welche sich allerdings nur mit TD-OCT befaßt, also bewegte Elemente zur Verstellung der Referenzstrahlenganglänge benötigt. Das Prinzip, mehrere Referenzstrahlengänge unterschiedlicher Länge zu verwenden, findet sich auch in der US 2005/0140981, oder in der US 6.198.540, die jeweils TD-OCT zur Meßbereichsvergrößerung betreffen und mehrere, individuell angepaßte Referenzstrahlengänge unterschiedlicher Länge verwenden.

Will man den durch mehrere, individuell abgestimmte Referenzstrahlengänge verursachten Aufwand nicht treiben, bleibt insbesondere bei der SS-OCT die Problematik, daß ein möglichst breiter spektraler Durchstimbereich durchlaufen werden muß, und dies mit einer möglichst schmalbandigen Strahlungsquelle. Zugleich sollte der Durchlauf möglichst schnell erfolgen, um die Meßzeit kurz zu halten. Die diesen Anforderungen im Bereich der Augenvermessung genügenden Quellen, die es z.B. erlauben, die Augenlänge hinreichend genau zu bestimmen, sind sehr aufwendig und teuer. Günstigere durchstimmbare Laserstrahlquellen sind beispielsweise thermisch oder über den Strom durchstimmbar, letztere weisen allerdings sehr begrenzte Durchstimbereiche (z.B. 1-2 nm) und ungünstige Spektralcharakteristika auf. Auch sie benötigen aufgrund der zu geringen Durchstimmgeschwindigkeit (0,3 – 36 nm/s) zu lange Durchstimmzeiten von bis zu 10 Sekunden, bei denen Augenlängenänderungen in Folge von Pulsationen ein Problem darstellen. Dieses Problem beschränkt die Anwendung am menschlichen Auge mit technisch vergleichsweise unaufwendigen Quellen gegenwärtig auf einen Durchstimbereich von unter 0,2 nm, da Pulsationen, beispielsweise blutdruckbedingte Pulsationen der Augenlänge, etwa 0,3 µm Abstandsänderung zwischen Kornea und Retina innerhalb einer halben Sekunde verursachen und somit längere Durchstimmduern unmöglich machen.

35

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, eine SS-OCT-Interferometer-Vorrichtung bzw. ein SS-OCT-Verfahren der genannten Art so weiterzubilden, daß Messungen im Bereich der Augenlänge mit ausreichender Auflösung möglich sind.

Diese Aufgabe wird gelöst durch eine SS-OCT-Interferometer-Vorrichtung der eingangs genannten Art, wobei die Vorrichtung einen Probenbewegungsdetektor umfaßt, der ein Bewegungssignal bereitstellt, das Bewegungen der Probe oder in der Probe anzeigt, und daß die Steuereinrichtung vor oder bei der Erzeugung des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals das Meß-Signal mittels des Bewegungssignals hinsichtlich Meßfehlern korrigiert, die durch während des Durchstimmens aufgetretene Bewegungen der Probe oder in der Probe verursacht sind.

Unter Probenbewegung wird hier auch eine Positionsänderung der Probe verstanden, so daß der Probenbewegungsdetektor auch ein Positionsänderungsdetektor sein kann.

Die Aufgabe wird weiter gelöst durch ein SS-OCT-Verfahren der eingangs genannten Art, wobei Bewegungen der Probe oder in der Probe erfaßt und ein diese anzeigenndes Bewegungssignal erzeugt werden und vor oder bei der Erzeugung des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals das Meß-Signal mittels des Bewegungssignals hinsichtlich Meßfehlern korrigiert werden, die durch während des Durchstimmens aufgetretenen Bewegungen der Probe verursacht sind.

Die Erfindung nimmt von dem im Stand der Technik verfolgten Ansatz, die Meßzeit so kurz zu halten, daß Bewegungen der Probe, insbesondere Pulsationen des Auges, vernachlässigbar sind, abstand und trifft hingegen Vorkehrungen, Meßfehler, die durch Probenbewegungen verursacht sind, zu korrigieren, indem für die erfindungsgemäße Vorrichtung ein Probenbewegungsdetektor, der ein Bewegungen der Probe oder in der Probe anzeigenndes Bewegungssignal bereitstellt, bzw. im Falle der erfindungsgemäßigen Vorrichtung eine entsprechende Bewegungserfassung verwendet wird.

Das derart erhaltene Bewegungssignal wird dann vorzugsweise nicht einfach zur Korrektur des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals verwendet, wie es beispielsweise bei einem einfachen Augen-Nachführungssystem möglich wäre, sondern mit dem Bewegungssignal wird das interferometrisch erhaltene Meß-Signal, das sich aus dem Durchstimmen der Meßstrahlungsquelle ergibt, entsprechend korrigiert. Die Korrektur setzt also bevorzugt vor einer Transformation ein, die das interferometrische Meß-Signal in ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal umsetzt, z.B. vor einer entsprechenden Fouriertransformation. Der Einsatz der Korrektur an dieser Stelle des Ablaufs hat den Vorteil, daß ein sehr einfaches Korrektur-Signal verwendet werden kann und zugleich eine überaus vollständige Fehlerkorrektur erhalten wird.

Die Einfachheit des Korrektur-Signals liegt unter anderem auch daran, daß eine Nachführung auf bewegte Probenteile bei der Bewegungsdetektion entbehrlich ist. Es genügt in einer Ausführungsform, ein Bewegungssignal zu verwenden, das den Kontrast in einem

Bezugsabschnitt der Probe anzeigt, der in festem Abstand zur Vorrichtung liegt. Der Begriff "fester Abstand" bezieht sich dabei auf die optische Weglänge bis zur Detektion/zum Detektor. Dies erlaubt es, mit einer räumlich fixen Probenbewegungsdetektion bzw. einem Probenbewegungsdetektor zu arbeiten, der ohne Nachführung auskommt. Das Korrektursignal 5 gibt dann ausschließlich die Kontraständerung im Bezugsabschnitt an, die dann zur Korrektur des Meß-Signals verwendet wird.

Eine besonders starke Kontraständerung erhält man, wenn der Bezugsabschnitt in der Probe 10 eine Oberfläche der Probe oder eine Grenzfläche der Probe beinhaltet, da dann bereits eine geringe Probenbewegung zu einer starken Signaländerung führt.

Das Bewegungssignal ist dann besonders einfach zur Korrektur des Meß-Signals geeignet, wenn es von gleicher Art ist, also auch ein Interferenzsignal ist. Es ist deshalb besonders bevorzugt, wenn die Probenbewegungsdetektion auf analoge Weise interferometrisch erfolgt, 15 wie die Erzeugung des Meß-Signals. Es ist deshalb bevorzugt, daß die Probenbewegungsdetektion interferometrisch mittels in der Zentralwellenlänge spektral festgelegter Korrekturstrahlung erfolgt, da dann Änderungen im Korrektur-Signal sehr einfach zur Korrektur des Meß-Signals herangezogen werden können.

20 Die interferometrische Realisierung zur Erzeugung des Meß-Signals und des Korrektur-Signals kann prinzipiell jede geeignete Interferometerstruktur verwenden. Die zu messende Größe ergibt sich dann aus der Phasenänderungsgeschwindigkeit des Meß-Signals. Die Detektion der Phasenänderung des Korrektur-Signals erlaubt dann eine Korrektur auf Probenbewegung. Dies gilt besonders für Ausführungsformen, die mit einem festen Bezug in Form eines ruhenden 25 Referenzobjektes arbeiten, z.B. für ein Interferometer mit einem Referenzstrahlengang an dessen Ende ein Reflektor steht, der sich nicht automatisch mit der Probe bewegt.

Die Verwendung eines interferometrisch gewonnenen Korrektur-Signals ist aber auch bei Ausführungsformen möglich, welche als Referenz einen Punkt der Probe selbst verwenden. 30 Dann werden Schwankungen von Abständen innerhalb der Probe korrigiert, wie sie z.B. bei Augenlängenmessungen auftreten können. Im Falle einer Augenlängenmessung werden dann z.B. die Reflexe von Hornhautvorderfläche und Augenhintergrund kohärent überlagert, sowohl im Meß- wie auch im Korrektur-Kanal. Die zeitliche Phasenänderung des Meß-Signals (Phasenänderungsgeschwindigkeit) stammt dabei im wesentlichen von der Durchstimmung der 35 Quelle und ist zur Durchstimmgeschwindigkeit und zur Augenlänge direkt proportional. Ändert sich die Augenlänge während der Messung, entsteht eine zusätzliche (additive) Phasenänderung. Im Korrektur-Signal, dessen Zentralwellenlänge nicht durchgestimmt wird, mißt man die Phasenänderung durch die Augenlängenänderung separat und kann damit das

Meß-Signal korrigieren, so daß man aus dem korrigierten Signal die mittlere Augenlänge berechnen kann. Hierbei müssen Vorkehrungen getroffen sein, um die Interferenzfähigkeit zu erzielen. Die Interferenzfähigkeit kann z.B. durch Verwendung von Lichtquellen ausreichender Kohärenzlänge erzielt werden oder, bei unzureichender Kohärenzlänge der Lichtquelle, durch  
5 die Verwendung bekannter Vor- oder Nachinterferometer (z.B. DE 3201801 C2).

Besonders bevorzugt ist aufgrund des einfachen Aufbaus eine Michelson-Anordnung, so daß die Vorrichtung einen Probenstrahlengang, durch einen Teil der von der Meßstrahlungsquelle abgegebenen Meßstrahlung die Probe beleuchtet, und einen Detektionsstrahlengang aufweist,  
10 der von der Probe als Proben-Meßstrahlung reflektierte oder rückgestreute Meßstrahlung überlagert empfängt und mittels einer Detektoreinrichtung detektiert, und der Probenbewegungsdetektor eine Korrekturstrahlungsquelle umfaßt, die die Korrekturstrahlung abgibt, wobei ein Teil der Korrekturstrahlung in den Probenstrahlengang eingekoppelt ist und die Probe beleuchtet, und der Detektionsstrahlengang von der Probe als Proben-  
15 Korrekturstrahlung reflektierte oder rückgestreute Korrekturstrahlung empfängt und mittels der Detektoreinrichtung getrennt von der Meßstrahlung detektiert, und die Steuereinrichtung aus Signalen der Detektion der Korrekturstrahlung das Korrektur-Signal erzeugt. Zur Bewegungsdetektion über möglichst weite Bereiche ist eine Korrekturstrahlungsquelle vorteilhaft, die mono-modale Laserstrahlung abgibt.  
20

Für das Verfahren gilt analog, daß die Probe mit einem Teil der Meßstrahlung beleuchtet wird, und von der Probe reflektierte oder rückgestreute Meßstrahlung detektiert wird, wobei auch ein Teil der Korrekturstrahlung die Probe beleuchtet, und von der Probe reflektierte oder rückgestreute Korrekturstrahlung eigenständig detektiert wird und daraus das Korrektur-Signal  
25 erzeugt wird.

Dieses Konzept kann erweitert werden um einen Referenzstrahlengang, den ein Teil der von der Meßstrahlungsquelle abgegebenen Meßstrahlung als Referenz-Meßstrahlung durchläuft. Der Detektionsstrahlengang überlagert dann die Proben-Meßstrahlung mit der Referenz-  
30 Meßstrahlung. Analog durchläuft auch ein Teil der Korrekturstrahlung als Referenz-Korrekturstrahlung den Referenzstrahlengang und wird im Detektionsstrahlengang mit der Referenz-Korrekturstrahlung überlagert.

Die Probe wird also sowohl mit Meßstrahlung als auch Korrekturstrahlung beleuchtet, an der  
35 Probe rückgestreute oder reflektierte Meß- und Korrekturstrahlung wird optional mit Meß- und Korrekturstrahlung, die einen Referenzstrahlengang durchlief überlagert. Die Detektoreinrichtung nimmt immer ein entsprechendes Interferenz-Signal auf, wobei Proben-Meßstrahlung und -Korrekturstrahlung eigenständig, d.h. getrennt detektiert werden. Aus der

Detection der Proben-Meßstrahlung wird das Meß-Signal gewonnen, aus der Detektion der Proben-Korrekturstrahlung das Korrektur-Signal.

- Zur Tiefenauflösung wird die Wellenlänge der Meßstrahlung durchgestimmt, die 5 Zentralwellenlänge der Korrekturstrahlung bleibt hingegen konstant, so daß die Interferenz aus einem bestimmten und während der Messung gegenüber dem OCT nicht veränderten Volumen stammt, das dem Bezugsabschnitt entspricht. Natürlich wird sich dessen Lage in oder an der Probe durch Probenbewegungen ändern, wie z.B. in DE 3134574 C2 geschildert und dort für den Fachmann entnehmbar. Diese Druckschrift wird deshalb hier ausdrücklich einbezogen.

10

Zur Separation von Meßstrahlung und Korrekturstrahlung ist sowohl eine spektrale als auch eine Polarisationstrennung möglich. Weitere Alternativen sind eine geometrische Trennung (z.B. Pupillentrennung), Multiplex-Betrieb (z.B. abwechselndes Einschalten der Quellen) und Modulation und Filterung bei verschiedenen Frequenzen.

15

Untersuchungen zeigten, daß Augenbewegungen, insbesondere Augenpulsationen im wesentlichen die Phasenfunktion des aufgenommenen Signals beeinflussen. Es ist deshalb zu bevorzugen, das Meß- sowie das Korrektur-Signal hinsichtlich Amplitudenfunktion und Phasenfunktion aufzuteilen und die Phasenfunktion des Meß-Signals durch Bezugnahme auf 20 die Phasenfunktion des Korrektur-Signals zu korrigieren, beispielsweise indem die Phasenfunktion des Korrektur-Signals von der des Meß-Signals abgezogen wird. Dies kann vorzugsweise dann erfolgen, wenn die Wellenlängen von Meßstrahlung und Korrekturstrahlung dicht beisammen liegen. Dann gilt für die korrigierte Phasenfunktion  $\Phi'_M$  der Meßstrahlung

$$\phi'_M = \phi_M - \Delta\phi_K, \text{ wobei } \Phi_M \text{ die Phase der Meßstrahlung und } \Delta\Phi_K \text{ eine detektierte}$$

25 Phasenänderung im Korrektur-Signal

Eine von dieser Näherung unabhängige Betrachtung liefert folgenden Zusammenhang

$$\phi'_M = \phi_M - \Delta\phi_K \frac{\lambda_K \cdot n(\lambda_M)}{\lambda_M \cdot n(\lambda_K)},$$

wobei  $\lambda_K$  die Wellenlänge der Korrekturstrahlung,  $\lambda_M$  die Wellenlänge der Meßstrahlung, und

30  $n(\lambda)$  die wellenlängenabhängige Brechzahl bezeichnen.

Die Auf trennung der Signale in Amplituden- und Phasenfunktion kann besonders einfach mittels einer Heterodyne-Detektion erfolgen. Alternativ ist auch eine Quadraturkomponentendetektion anwendbar, wie sie beispielsweise in der US 2004/0239943 geschildert ist.

35

Für eine Heterodyne-Detektion erfolgt eine Modulation der Meßstrahlung und der Korrekturstrahlung jeweils um deren Zentralwellenlänge herum. Diese Modulation kann z.B. auf einen Speisestrom der Meß- und Korrekturstrahlungsquelle angewendet werden, vorzugsweise mit einer Stabilität der Speisestromerzeugung besser 0,8 µA, wenn eine ophthalmologische Augenlängenmessung erfolgen soll. Eine Stabilität der Stromversorgung von besser als 0,8 µA entspricht einer Kohärenzlänge von 100 mm. Die Amplitude der Modulation der Wellenlänge beträgt dagegen nur zirka  $\lambda/2$   $L_{auge} = \delta\lambda/\lambda$ . Mit  $\lambda = 850$  nm und  $L_{auge} = 24$  mm folgt  $\delta\lambda > 0,015$  nm. Bei einer Verschiebung der Wellenlänge als Funktion des Stromes bei der beschriebenen Beispielquelle von 0,21 nm/mA entspricht das einer minimalen Strommodulation von 70 µA.

Zusätzlich zur Korrektur der Phasenfunktion kann vor der Erzeugung des Kontrast-Signals eine Umskalierung der Amplitudenfunktion des Meß-Signals erfolgen. Es wird die Amplitudenfunktion als Funktion der Zeit aus der Intensität der Interferenzen bei der Modulation bestimmt. Die Amplitudenkorrektur bedeutet, daß die Amplitude zur Zeit t immer auf einen konstanten Wert, z.B. den Anfangswert  $A(t_0)$ , korrigiert wird. Das ist eine Voraussetzung, wenn man dann das Signal mit einer Fouriertransformation auswerten will.

Das erfindungsgemäße Vorgehen erlaubt es, Strahlungsquellen für die SS-OCT zu verwenden, die deutlich kostengünstiger sind und aufgrund ihrer Durchstimmraten bisher nicht verwendet werden konnten. Beispiele für solche Strahlungsquellen sind: External Cavity Diode Laser, Distributed Feedback Laser, Distributed Bragg Reflector Laser, Vertical Cavity Surface Emitting Laser, Vertical External Cavity Emitting Laser.

Soweit vorstehend oder nachfolgend Verfahrensschritte geschildert werden, so sorgt die erwähnte Steuereinrichtung dafür, daß die beschriebene Vorrichtung das entsprechende Verfahren ausführt. Hier genannte Verfahrensmerkmale sind also in der Betriebsweise der Steuereinrichtung auch Merkmale der Steuereinrichtung. Selbstverständlich sind auch Betriebseigenschaften der Steuereinrichtung als Verfahrensmerkmale des entsprechenden Verfahrens zu verstehen.

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

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

Fig. 1a eine Schemadarstellung eines OCT zur Augenlängenmessung, wobei das OCT einen eigenständigen Referenzstrahlengang aufweist,

Fig. 1b ein OCT ähnlich dem der Fig. 1a, wobei das OCT der Fig. 1b keine Referenzstrahlengang aufweist, sondern aus unterschiedlichen Tiefenbereichen des Auges reflektierte oder rückgestreute Strahlung miteinander zur Interferenz bringt,

Fig. 2 ein OCT ähnlich dem der Fig. 1a, jedoch mit einem interferometrisch arbeitenden Probenbewegungsdetektor,

Fig. 3 ein OCT ähnlich der Fig. 2, jedoch in phaseroptischer Bauweise, und

Fig. 4 Kurven, die den Wellenlängenverlauf der Laser des OCT der Fig. 2 oder 3 zeigen, wie er sich beim Durchstimmen der Zentralwellenlänge sowie im Rahmen einer Heterodyne-Detektion ergibt.

In Fig. 1a ist ein nach dem Prinzip eines Michelson-Interferometer arbeitendes OCT 1 dargestellt, das Messungen an einem Auge 2 eines Patienten ausführt. Diese Anwendung des OCT 1 ist jedoch beispielhaft, auch andere Meßaufgaben können damit ausgeführt werden, beispielsweise können transparente Wellenleiterstrukturen oder andere halbleitertechnologisch relevante Strukturen vermessen werden. Auch ist die Vermessung anderen biologischen Gewebes möglich.

Der Betrieb des OCT 1 wird von einer Steuereinrichtung 3 gesteuert, welche mit den entsprechenden Komponenten des OCT 1 verbunden ist, diese ansteuert, von diesen gelieferte Meßwerte ausliest und daraus die gewünschte bildgebende Information über die Probe, in diesem Fall das Auge 2 bereitstellt und (auf nicht dargestellte Weise) zur Anzeige bringt oder entsprechende Daten überträgt.

Das OCT 1 weist einen Meßlaser 4 auf, der als VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) ausgebildet ist. Er gibt spektral schmalbandige Strahlung ab, was bei einer Wellenlänge von etwa 850 nm zu einer Kohärenzlänge von typ. 100 mm (spektrale Breite von 0,007 nm) führt. Stand der Technik sind VCSELs mit z.B. 30MHz Linienbreite (Avalon Photonics), d.h. realisierbare Scantiefen wesentlich größer als für Längenmessungen am gesamten Auge nötig. Der Zusammenhang zwischen Scantiefe und Linienbreite ist u.a. beschrieben durch

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\delta \lambda} \quad (\text{vgl. F. Lexer et al., Appl. Optics 36, S.6549 „Wavelength-tuning interferometry of intraocular lenses“}).$$

- Die Zentralwellenlänge der vom Meßlaser 4 abgegebenen Meßstrahlung 5 kann spektral durchgestimmt werden, indem die Betriebstemperatur verändert oder die externe Cavity geeignet verändert wird. Ein solcher Laser ist beispielsweise in der Veröffentlichung Chang-Hasnain, C.J., "Tunable VCSEL", IEEE Journal of selected topics in Quantum Electronics, 2000, Volume 6, Seiten 978 – 987, beschrieben. Die Meßstrahlung 5 fällt auf einen Strahlteiler 6, der einen Teil der Meßstrahlung in einen zum Auge 2 führenden Probenstrahlengang 7 passieren läßt. Ein anderer Teil der Meßstrahlung 5 wird vom Strahlteiler 6 in einen Referenzstrahlengang 8 abgeleitet, an dessen Ende ein Spiegel 9 steht.
- 10 Die Probe 2 rückstreuht oder reflektiert in unterschiedlichen Tiefenbereichen den einfallenden Teil der Meßstrahlung 5, so daß an der Probe 2 reflektierte bzw. rückgestreute Strahlung als Proben-Meßstrahlung im Probenstrahlengang 6 entgegen der Einfallsrichtung der Meßstrahlung 5 wieder zum Strahlteiler 6 zurückläuft. Dies ist durch einen Doppelpfeil für die Strahlung im Probenstrahlengang 7 symbolisiert.
- 15 Analoges geschieht im Referenzstrahlengang, an dessen Ende der Spiegel 9 die Meßstrahlung reflektiert, weshalb auch im Referenzstrahlengang 8 ein entsprechender Doppelpfeil für die Strahlung eingetragen ist. Der durch den Referenzstrahlengang 8 gelaufene Teil der Meßstrahlung 5 wird am Strahlteiler 6 zumindest teilweise transmittiert und gelangt in einen 20 Detektionsstrahlengang 10, wo er mit der Proben-Meßstrahlung überlagert wird, die vom Strahlteiler 6 ebenfalls in den Detektionsstrahlengang 10 eingeführt ist. Die derart überlagerten Teile der Meßstrahlung (der den Referenzstrahlengang durchlaufende Teil sowie der vom Auge 2 reflektierte bzw. rückgestreute Teil) interferieren am Detektor 11 miteinander, der ein entsprechendes Interferenzsignal aufnimmt und an das Steuergerät 3 weitergibt.
- 25 Fig. 1b zeigt eine Variante des OCT 1 der Fig. 1a, die ohne Referenzstrahlengang 8 arbeitet. Hier interferieren im Detektionsstrahlengang 10 Teile der Meßstrahlung 5, die aus unterschiedlichen Bereichen der Probe reflektiert oder rückgestreut wurden, wobei der maximale Abstand der Bereiche von der Kohärenzlänge der Meßstrahlung 5 abhängt: Bei der 30 SS-OCT dürfen die Strukturen in der Probe nur Abstände haben, die kleiner sind als die Kohärenzlänge der verwendeten Quellen (sonst interferiert die Strahlung nicht und das Verfahren funktioniert nicht). Was aber viel wichtiger ist, ist daß die Strukturen außerdem einen Abstand haben müssen, der größer ist als die Tiefenauflösung des Meßverfahrens, die sich im wesentlichen aus der Breite des maximalen Durchstimbereiches ergibt. Kann man die 35 exemplarisch beschriebene Quelle bei 850 nm um max. 3 nm durchstimmen, so haben die Strukturen eine minimale Entfernung von  $240/2 = 120 \mu\text{m}$  und eine maximale Entfernung von  $100/2 = 50 \text{ mm}$ .

Die Bauweise der Fig. 1b hat dabei den Vorteil einer besseren Ausnutzung der verwendeten Meßstrahlung 5, da nicht, wie in der Bauweise der Fig. 1a, eine zusätzliche Selektion der interferierenden Strahlung durch die Weglänge des Referenzstrahlenganges 8 vorgenommen wird. Ansonsten unterscheiden sich im Hinblick auf die hier beschriebene Erfindung die 5 Varianten der Figuren 1a und 1b nicht weiter, so daß die vorstehende bzw. nachfolgende Beschreibung für beide Varianten gleichermaßen Gültigkeit hat.

Um einen größeren Bereich im Auge zu vermessen, wird die Zentralwellenlänge der Meßstrahlung 5 durch geeignete Ansteuerung des Meßlasers 4 durchgestimmt. Das vom 10 Detektor 11 aufgenommene Interferenzsignal liegt dann als Meß-Signal wellenlängenabhängig vor und das Steuergerät 3 kann daraus mittels Fouriertransformation ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal über den Kontrast im Auge 2 längs der Einfallsrichtung der Meßstrahlung 5 erzeugen, wie es für SS-OCT bekannt ist. Hierbei können SS-OCT-übliche Auswertealgorithmen zur Anwendung kommen.

15

Eine Augenlängenänderung oder -bewegung, z.B. durch Pulsschlag, Atmung oder Mikrosakkaden, führt jedoch zu einer Änderung des Meß-Signals, die ein Bewegungsartefakt ist und das Meß-Signal und damit das daraus erzeugte Kontrast-Signal verfälscht. Aufgrund der Durchstimmdauer, die der VCSEL im Meßlaser 4 benötigt, können solche Verfälschungen bei 20 einer Vermessung der Augenlänge nicht ausgeschlossen werden, da die Meßdauer im Bereich von mehreren Sekunden liegen kann.

Das OCT 1 der Fig. 1a bzw. 1b weist deshalb einen Probenbewegungsdetektor 12 auf, der in der Bauweise der Figuren 1a und 1b beispielsweise als bekannter Eye-Tracker ausgeführt 25 werden kann, wie er in der Augenchirurgie Anwendung findet, und der Bewegungen des Auges, beispielsweise der Hornhautvorderfläche oder der Grenzfläche zur Augenlinse erfaßt. Der Probenbewegungsdetektor 12 liefert ein entsprechendes Bewegungssignal an die Steuereinrichtung 3, das dieser Informationen über Bewegungen des Auges 2 bzw. Bewegungen von Strukturen im Auge 2 anzeigt. Dabei kann der Probenbewegungsdetektor je 30 nach Ausführungsform entweder ein konkretes Bewegungssignal liefern, das Richtung und Maß der Bewegung der überwachten Struktur angibt. In einer hinsichtlich der Datenverarbeitung vereinfachten Variante ist aber auch als Bewegungssignal ein Korrektur-Signal möglich, das lediglich einen Kontrastwert in einem bestimmten überwachten Probenvolumen, d.h. einen bestimmten Bezugsabschnitt des Auges 2 wiedergibt, wobei dieser überwachte Abschnitt bzw. 35 Bezugsabschnitt natürlich in festem Abstand zum OCT 1 liegt. Unter festem Abstand ist dabei eine feste optisch Weglänge bis zum Detektor 11 entlang des Probenstrahlengangs 7 und des Detektionsstrahlengangs 10 zu verstehen.

Das Steuergerät 3 verwendet in einer Ausführungsform das Korrektur-Signal zur Korrektur des Kontrast-Signals. Besonders bevorzugt, weil rechentechnisch einfach und zugleich mit hoher Genauigkeit verbunden, ist es, daß das Steuergerät 3 mittels des Korrektur-Signals das Meß-Signal, also das Interferenzsignal des Detektors 11 korrigiert, bevor durch Fouriertransformation 5 das Kontrast-Signal erzeugt wird.

Fig. 2 zeigt eine Variante in der Realisierung des Probenbewegungsdetektors 12, die ebenfalls interferometrisch arbeitet. Die Bauweise der Fig. 2 basiert dabei auf der Bauweise der Fig. 1b, was jedoch nicht einschränkend zu verstehen ist. Natürlich kann auch der 10 Probenbewegungsdetektor der Fig. 2 bei der Bauweise der Fig. 1a Anwendung finden.

Der Probenbewegungsdetektor 12 umfaßt einen Korrekturlaser 13, der Korrekturstrahlung 14 abgibt, welche über einen Strahlteiler 15 der Meßstrahlung 5 überlagert wird. Die Korrekturstrahlung 14 unterscheidet sich dabei von der Meßstrahlung 5, so daß später die 15 überlagerten Strahlungen wieder voneinander getrennt werden können. Als Unterscheidungsmerkmal kann beispielsweise die Polarisation oder die Wellenlänge dienen. Der Strahlteiler 15 ist dann geeignet als Polteiler bzw. als dichroitischer Strahlteiler bzw. –vereiniger ausgebildet. Die polarisationsoptische Unterscheidung bzw. Separation und Kombination von Meßstrahlung 5 und Korrekturstrahlung 14 ist technisch besonders vorteilhaft, 20 da dichroitische Strahlteiler für eng benachbarte Wellenlängen sehr aufwendig sind. Ein etwaiger Einfluß von Doppelbrechung an der Probe, beispielsweise an der Vorderkammer des Auges 2 kann durch geeignete Kompensatoren ausgeglichen werden.

Die Korrekturstrahlung 14 fällt ebenfalls auf das Auge 2, wird dort reflektiert oder rückgestreut 25 und gelangt in den Detektionsstrahlengang 10. Hier wird sie durch einen weiter geeignet ausgebildeten Strahlteiler 14 von der mit ihr überlagerten Meßstrahlung 5, welche ebenfalls vom Auge reflektiert bzw. rückgestreut wurde, absepariert und gelangt auf einen eigenständigen Detektor 17. Auf diesen Detektor fällt also in sich interferierende Korrekturstrahlung 14 aus innerhalb der Kohärenzlänge der Korrekturstrahlung 14 liegenden 30 Bereichen des Auges 2. Der Detektor 17 liefert damit ein dem Meß-Signal 11 ähnliches interferometrisches Korrektur-Signal. Die Zentralwellenlänge der Korrekturstrahlung wird nicht durchgestimmt, so daß Interferenzen von Strahlung einer konstanten Wellenlänge vorliegen.

Es besteht auch die Möglichkeit der Teilung der Korrekturstrahlung in mehrere Anteile, die 35 beispielsweise verschiedene Teile der Probe fokussiert werden oder in ihrem Polarisationszustand an die Wirkung der Probenteile angepaßt sind.

Die spektrale Bandbreite der Korrekturstrahlung 14 entspricht der der Meßstrahlung. Als Korrekturlaser 13 kommen Laser-Typen in Frage, die auch für den Meßlaser 4 Anwendung finden können.

- 5 Das Steuergerät 3 empfängt somit vom Detektor 17 ein Korrektur-Signal, das ebenfalls ein Interferenzsignal ist und in seiner Art dem Meß-Signal vom Detektor 11 ähnelt. Allerdings wird der Korrekturlaser in seiner Zentralwellenlänge nicht durchgestimmt sondern bleibt fix. Das Korrektur-Signal ist also ein Maß für die zeitlichen Längenänderungen in einem Bezugsbereich B innerhalb der Probe 2, der durch die Kohärenzwellenlänge der 10 Korrekturstrahlung 14 und die Weglängen im Proben- und Detektionsstrahlengang definiert ist. Der Bezugsbereich B ist dabei, wie bereits erwähnt, gegenüber dem OCT 1 räumlich fest, verschiebt sich also bei Bewegungen des Auges 2 entsprechend im Auge 2. Somit haben Bewegungen im Auge 2 oder Bewegungen des Auges 2 eine Veränderung im Korrektur-Signal zur Folge, so daß das Korrektur-Signal zur Korrektur des Meß-Signals verwendet werden kann, 15 indem das Meß-Signal gegensinnig zu den Änderungen des Korrektur-Signals modifiziert wird.

Im Einzelnen werden die Reflexe von Hornhautvorderfläche und Augenhintergrund kohärent überlagert, sowohl im Meß- wie auch im Korrektur-Kanal. Die zeitliche Phasenänderung des Meß-Signals (Phasenänderungsgeschwindigkeit) stammt dabei im wesentlichen von der 20 Durchstimmung der Quelle und ist zur Durchstimmgeschwindigkeit und zur Augenlänge direkt proportional. Ändert sich die Augenlänge während der Messung, entsteht eine zusätzliche (additive) Phasenänderung. Im Korrektur-Signal, dessen Zentralwellenlänge nicht durchgestimmt wird, mißt man die Phasenänderung durch die Augenlängenänderung separat und kann damit das Meß-Signal korrigieren, so daß man aus dem korrigierten Signal die 25 mittlere Augenlänge berechnen kann. Die Korrekturrechnung erfolgt dabei wie oben im allgemeinen Teil der Beschreibung erläutert.

Fig. 3 zeigt eine Bauweise des OCT 1 der Fig. 2 in faseroptischer Realisierung. Hierbei ist der Strahlteiler 15 durch einen Faserkoppler 19, der Strahlteiler 6 durch einen Faserkoppler 20 30 sowie der Strahlteiler 16 durch einen Faserkoppler 21 ersetzt. Ansonsten entspricht die Bauweise der Fig. 3 der der Fig. 2.

Hinsichtlich der Korrektur des Meß-Signals kann für alle Ausführungsformen folgende Weiterbildung zur Anwendung kommen, die von der Erkenntnis ausgeht, daß eine 35 Augenlängenänderung oder -bewegung im Meß-Signal wie im Korrektur-Signal zu einer Phasenänderung aufgrund der Augenlängenänderung und zu einer Amplitudenänderung aufgrund der augenbewegungsbedingten Verschiebung einer Reflexions- oder

Rückstreuungsstelle im Auge 2 führt. Es ist deshalb in einer Weiterbildung möglich, zwischen Phasen- und Amplitudenänderung zu unterscheiden.

Eine Variante dieser Unterscheidung ist eine Heterodyne-Detektion, bei der die Wellenlänge 5 sowohl des Meßlasers 4 als auch des Korrekturlasers 13 um die Zentralwellenlänge herum so verändert wird, daß das Meßsignal sich aufgrund der Interferenz der Reflexe aus verschiedenen Tiefen des Auges 2 gerade von einem Maximum zum nächstliegenden Minimum verändert. Vorteilhaft ist es, wenn das Meßsignal sich um mindestens den doppelten Bereich 10 verändert, um die Auswertung zu erleichtern (dann muß man den Bereich nicht so genau bestimmen). Aus der Differenz der beiden Extrema kann dann die Amplitudenfunktion des Meß-Signals bzw. des Korrektur-Signals gewonnen werden und aus der Lage der beiden Extrema relativ zur angesteuerten Wellenlängenmodulation die Phasenfunktion.

Der Verlauf der Wellenlängen ist schematisch in Fig. 4 dargestellt, welche die Wellenlänge (in 15 nm) als Funktion der Zeit t (in willkürlichen Einheiten) zeigt. Der Wellenlängenverlauf 22 beschreibt die Meßstrahlung 5, die von einem Wert knapp unter 850 nm auf knapp 852 nm durchgestimmt wird, der Verlauf 23 die Korrekturstrahlung 14. Die Zentralwellenlänge der Korrekturstrahlung 14 beträgt kontinuierlich etwa 852 nm. Beide Wellenlängen werden synchron um die jeweilige Zentralwellenlänge herum moduliert, wie die Wellenlängenverläufe 22 und 23 20 in der Darstellung der Fig. 4 zeigen. Die Figur 4 zeigt dabei zur Verdeutlichung die Modulation um ein Vielfaches überhöht, da sie ansonsten nicht zu erkennen wären.

Vorteilhaft für die Heterodyne-Technik, die zur Trennung von Meß-Signal und Korrektur-Signal 25 in Phasenfunktion und Amplitudenfunktion angewendet wird, ist, daß die Modulation der Meßstrahlung 5 und der Korrekturstrahlung 14 durch Änderung des Speisestroms des Meßlasers 4 bzw. des Korrekturlasers 13 bewirkt werden können, die gegenüber eventuellen Bewegungseinflüssen sehr schnell erfolgen kann. Die Modulationen um die Zentralwellenlängen sind also gegenüber etwaigen Bewegungseinflüssen äußerst hochfrequent 30 und damit praktisch instantan. Sie werden also von Bewegungseinflüssen nicht verfälscht.

Alle derart detektierten Phasenänderungen im Korrektur-Signal röhren nun aus Bewegungsartefakten her und werden dazu benutzt, das Meß-Signal von augenbewegungsbedingten Phasenänderungen zu befreien. Dazu wird die Phasenfunktion des Korrektur-Signals im Steuergerät 3 von der Phasenfunktion des Meß-Signals abgezogen. Alle 35 Amplitudenänderungen sind wegen ihrer Herkunft aus Bewegungsartefakten oder etwaigen Strahlungsintensitätsschwankungen unerwünscht. Es müssen deshalb die Amplitudenschwankungen und die Phasenschwankungen getrennt werden. Die Auswertung erfolgt dann wie folgt: Man kennt die Phasenfunktion der Signalwelle  $\phi_s(t_i)$  und die

Phasenfunktion der Korrekturwelle  $\phi_k(t_i)$  als Funktion der Zeit. Außerdem kennt man die Frequenzänderung  $\Delta F(t_i) = F(t_i) - F(t_{i-1})$  für diskrete Zeiten  $t_i$ . Berechnet man die Funktion  $[\phi_s(t_i) - \phi_k(t_i)] / \Delta F(t_i)$  und trägt sie über  $t$  auf, so ergibt sich eine Gerade, deren Anstieg ein Maß für die Augenlänge ist. In diesem Fall benötigt man die Amplitudenfunktion und eine Fouriertransformation nicht.

Auf dem so korrigierten Meß-Signal wird nun mittels Fouriertransformationen das Kontrast-Signal erzeugt werden, das dann trotz der vergleichsweise langen Durchstimmdauer der Wellenlänge der Meßstrahlung frei von Augenbewegungseinflüssen ist.

10

Da nun sowohl Phasenfunktion als auch Amplitudenfunktion für das Meß-Signal zur Verfügung stehen, können weiter Spiegel- und Autokorrelationsartefakte unterdrückt werden, wodurch der mit der zur Verfügung stehenden Durchstimmung erreichbare Meßbereich sich verdoppelt.

15

Eine Alternative zu einer Heterodyne-Technik ist die Quadraturkomponentenbestimmung, welche ebenfalls die Aufteilung des Meß-Signals und des Korrektur-Signals in Phasenfunktion und Amplitudenfunktion erlaubt, wie es aus der eingangs genannten Literaturstelle bekannt ist.

20

Eine vorteilhafte Weiterbildung ist es schließlich ebenfalls, das gewonnene Korrektur-Signal nicht nur zur Korrektur des Meß-Signals einzusetzen, sondern zugleich auch Informationen über die Augenbewegungen zu erzeugen, beispielsweise eine Pulsmessung auszuführen.

25

Weiter ist eine Kombination der dargestellten Verfahren mit einer Frequency-clock möglich. Wird die Wellenlänge der durchgestimmten Quelle, z.B. durch einen Temperatursprung geändert, so ist die Frequenzänderung als Funktion der Zeit nicht konstant, sondern ändert sich erst schnell und läuft dann langsam in ein Gleichgewicht. Um die dargestellte Funktion der Frequenzänderung  $\Delta F(t_i) = F(t_i) - F(t_{i-1})$  zu bestimmen, wird eine „frequency clock“ verwendet, die Stand der Technik ist. Die Strahlung der Quelle läuft durch eine Planplatte bekannter Dicke und Brechzahl. Die Strahlen die an der Vorderseite und an der Rückseite der Platte reflektiert werden, werden auf einem Detektor überlagert, und die Interferenz wird gemessen. Die Geschwindigkeit der Phasenänderung dieses Interferenzsignals ist ein Maß für die Frequenzänderung.

**Patentansprüche**

1. SS-OCT-Interferometer-Vorrichtung zur Vermessung einer Probe (2), insbesondere eines Auges, wobei die Vorrichtung (1) interferometrisch mittels spektraler Durchstimmung der Zentralwellenlänge einer Meßstrahlung (5) ein Meß-Signal und daraus ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal der Probe (2) erzeugt und dazu eine Steuereinrichtung (3) aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (1) einen Probenbewegungsdetektor (12; 13-17) umfaßt, der ein Bewegungssignal bereitstellt, das Bewegungen der Probe (2) oder in der Probe (2) anzeigt, und daß die Steuereinrichtung (3) vor oder bei der Erzeugung des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals das Meß-Signal mittels des Bewegungssignals hinsichtlich Meßfehlern korrigiert, die durch während des Durchstimmens aufgetretene Bewegungen der Probe (2) oder in der Probe (2) verursacht sind.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungssignal den Kontrast in einem Bezugsabschnitt (B) anzeigt, der in der Probe (2) und in festem Abstand zur Vorrichtung (1) liegt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Probenbewegungsdetektor (12; 13-17) die Bewegung einer zur Interferometer-Vorrichtung hinweisenden Oberfläche der Probe (2), vorzugsweise der Augenhornautoberfläche, oder einer Grenzfläche in der Probe (2), vorzugsweise einer Augenlinse oder der Retina, erfaßt.
4. Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Probenbewegungsdetektor (13-17) interferometrisch mittels in der Zentralwellenlänge spektral festgelegter Korrekturstrahlung (14) ein Korrektur-Signal der Lage des Bezugsabschnittes (B) erzeugt.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß
  - die Vorrichtung (1) einen Probenstrahlengang (7), durch einen Teil der von der Meßstrahlungsquelle (4) abgegebenen Meßstrahlung (5) die Probe (2) beleuchtet, und einen Detektionsstrahlengang (10) aufweist, der von der Probe (2) als Proben-Meßstrahlung reflektierte oder rückgestreute Meßstrahlung empfängt und mittels einer Detektoreinrichtung (11) detektiert, und
  - der Probenbewegungsdetektor (13-17) eine Korrekturstrahlungsquelle (13) umfaßt, die die Korrekturstrahlung (14) abgibt,
  - wobei ein Teil der Korrekturstrahlung (14) in den Probenstrahlengang (7) eingekoppelt ist
- 10 und die Probe (2) beleuchtet, und der Detektionsstrahlengang (10) von der Probe (2) als Proben-Korrekturstrahlung reflektierte oder rückgestreute Korrekturstrahlung empfängt und mittels der Detektoreinrichtung (16, 17) getrennt von der Proben-Meßstrahlung detektiert, und
- die Steuereinrichtung (3) aus Signalen der Detektion der Proben-Korrekturstrahlung das Korrektur-Signal erzeugt.

15

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Korrekturstrahlung (14) sich von der Meßstrahlung (5) spektral oder hinsichtlich der Polarisation unterscheidet und die Detektoreinrichtung (16, 17) die Proben-Korrekturstrahlungen von der Proben-Meßstrahlung entsprechend spektral oder hinsichtlich der Polarisation trennen.

20

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (3) die Wellenlänge der Meßstrahlung (5) und der Korrekturstrahlung (14) jeweils um deren Zentralwellenlänge herum moduliert, mittels einer Heterodyne-Detektion die Phasenfunktionen des Korrektur-Signals und des Meß-Signals bestimmt und von der Phasenfunktion des Meß-Signals die Phasenfunktion des Korrektur-Signals abzieht.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (3) zur Modulation einen Speisestrom der Meß- und Korrekturstrahlungsquelle (4, 13) moduliert, vorzugsweise mit einer Stabilität der Speisestromerzeugung besser als 0,8 µA.

30

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß eine balanced detection der Proben-Meß- und Korrekturstrahlung erfolgt und die Steuereinrichtung (3) die Phasenfunktionen des Korrektur-Signals und des Meß-Signals bestimmt und von der Phasenfunktion des Meß-Signals die Phasenfunktion des Korrektur-Signals abzieht.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinrichtung (3) die Amplitudenfunktion des Meß-Signals so umskaliert, daß eine zeitlich konstante Amplitude vorliegt, und aus dem derart korrigierten Meß-Signal mittels Fouriertransformation das Kontrast-Signal erzeugt.

5

11. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstrahlung aus einer der folgenden Strahlungsquellen (4) stammt: External Cavity Diode Laser, Distributed Feedback Laser, Distributed Bragg Reflector Laser, Vertical Cavity Surface Emitting Laser, Vertical External Cavity Emitting Laser.

10

12. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßstrahlung aus einer Strahlungsquelle (4) stammt, die eine Betriebstemperatureinstelleinrichtung zur Durchstimmung der Zentralwellenlänge aufweist, wobei die Betriebstemperatureinstelleinrichtung von der Steuereinrichtung (3) angesteuert wird.

15

13. SS-OCT-Verfahren zum Vermessen einer Probe (2), insbesondere eines Auges, wobei interferometrisch mittels spektraler Durchstimmung der Zentralwellenlänge einer Meßstrahlung (5) ein Meß-Signal und daraus ein tiefenaufgelöstes Kontrast-Signal der Probe (2) erzeugt wird, dadurch gekennzeichnet, daß Bewegungen der Probe (2) oder in der Probe (2) erfaßt und ein diese anzeigenches Bewegungssignal erzeugt werden und vor oder bei der Erzeugung des tiefenaufgelösten Kontrast-Signals das Meß-Signal mittels des Bewegungssignals hinsichtlich Meßfehlern korrigiert werden, die durch während des Durchstimmens aufgetretenen Bewegungen der Probe (2) verursacht sind.

25

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungssignal den Kontrast in einem Bezugsabschnitt (B) anzeigt, der in der Probe (2) und in festem Abstand zur Vorrichtung (1) liegt.

30

15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß zur Erfassung der Bewegungen der Probe (2) eine zur Vorrichtung hin weisende Oberfläche der Probe (2) oder eine Grenzfläche in der Probe erfaßt wird.

35

16. Verfahren nach Anspruch 13, 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß interferometrisch mittels in der Zentralwellenlänge spektral festgelegter Korrekturstrahlung (14) ein Korrektur-Signal der Lage eines in der Probe (2) liegenden Bezugsabschnittes (B) erzeugt wird, der einen festen Abstand zur Vorrichtung (1) hat, und während des Durchstimmens auftretende Veränderungen des Korrektur-Signals zu Korrektur des Meß-Signals verwendet werden.

17. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Probe (2) mit einem Teil der Meßstrahlung (5) beleuchtet wird, und von der Probe (2) reflektierte oder rückgestreute Meßstrahlung detektiert wird, wobei auch ein Teil der Korrekturstrahlung (14) die Probe (2) beleuchtet, und von der Probe (2) reflektierte oder rückgestreute Korrekturstrahlung eigenständig detektiert wird und daraus das Korrektur-Signal erzeugt wird.

18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Korrekturstrahlung (14) sich von der Meßstrahlung (5) spektral oder hinsichtlich der Polarisation unterscheidet und die reflektierte oder rückgestreute Korrekturstrahlung von der reflektierten oder rückgestreuten Meßstrahlung entsprechend spektral oder hinsichtlich der Polarisation getrennt werden.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 – 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlänge der Meßstrahlung (5) und der Korrekturstrahlung (14) jeweils um deren Zentralwellenlänge herum moduliert werden, mittels einer Heterodyne-Detektion die Phasenfunktionen des Korrektur-Signals und des Meß-Signals bestimmt und von der Phasenfunktion des Meß-Signals die Phasenfunktion des Korrektur-Signals abgezogen werden.

20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß zur Modulation einen Speisestrom der Meß- und Korrekturstrahlungsquelle (4, 13) moduliert werden, vorzugsweise mit einer Stabilität der Speisestromerzeugung besser als 0,8 µA.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 – 20, dadurch gekennzeichnet, daß eine balanced detection der reflektierten und rückgestreuten Meß- und Korrekturstrahlung erfolgt und die Phasenfunktionen des Korrektur-Signals und des Meß-Signals bestimmt und von der Phasenfunktion des Meß-Signals die Phasenfunktion des Korrektur-Signals abgezogen wird.

22. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 oder 21, dadurch gekennzeichnet, daß die Amplitudenfunktion des Meß-Signals so umskaliert wird, daß eine zeitlich konstante Amplitude vorliegt, und aus dem derart korrigierten Meß-Signal mittels Fouriertransformation das Kontrast-Signal erzeugt wird.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 16 – 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Zentralwellenlänge der Meßstrahlung über eine Variation der Betriebstemperatur einer entsprechenden Strahlungsquelle durchgestimmt wird.

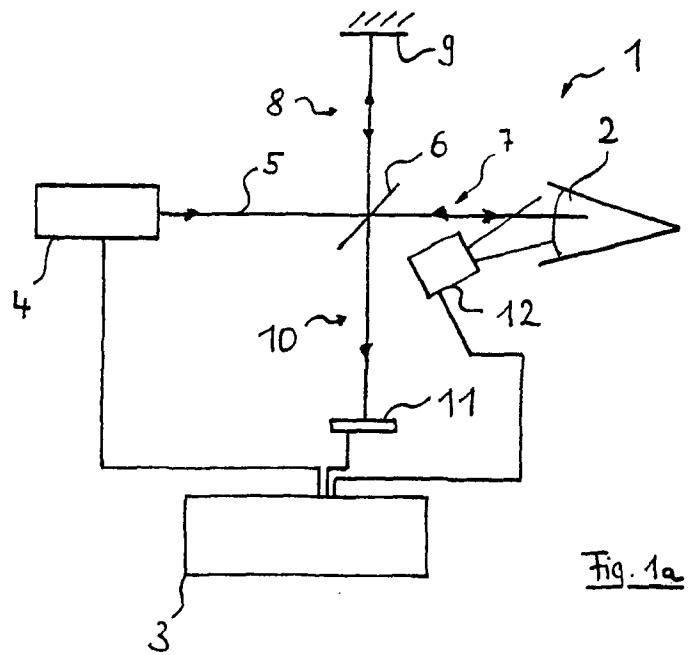


Fig. 1a

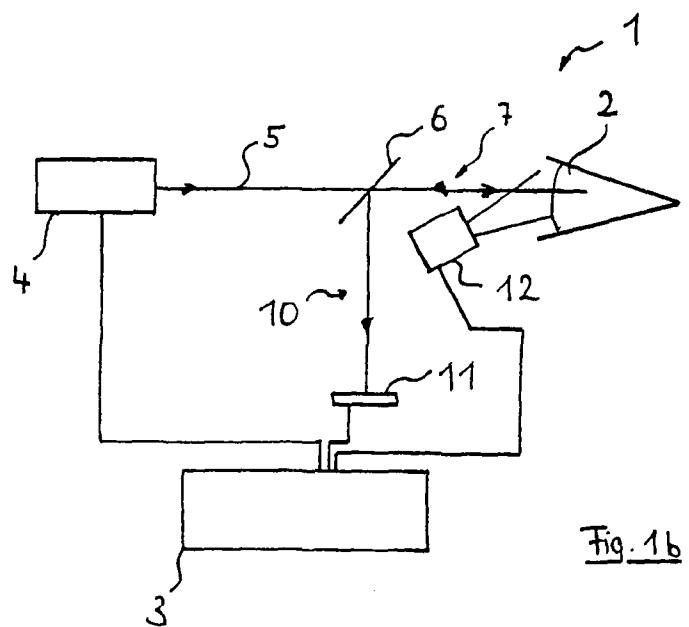
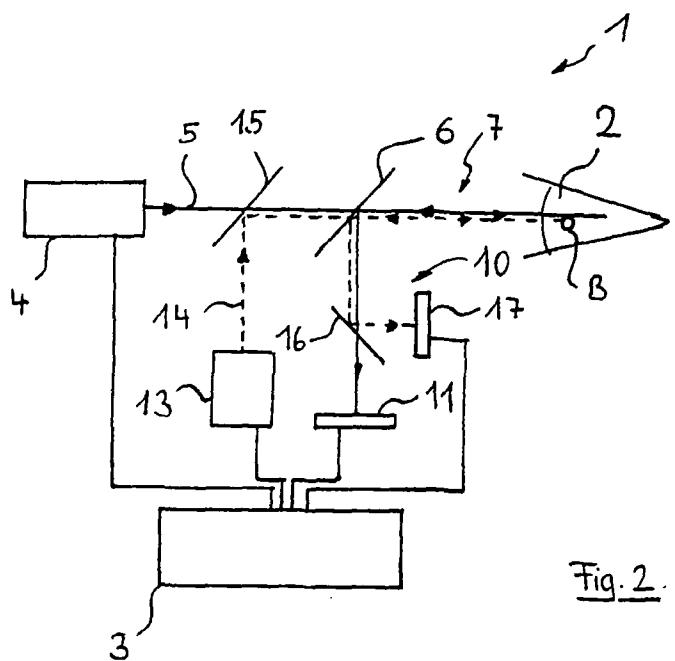
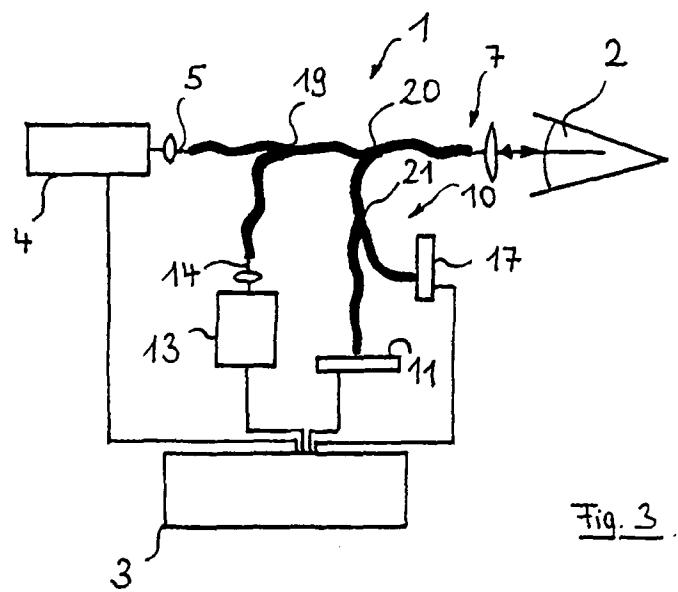


Fig. 1b





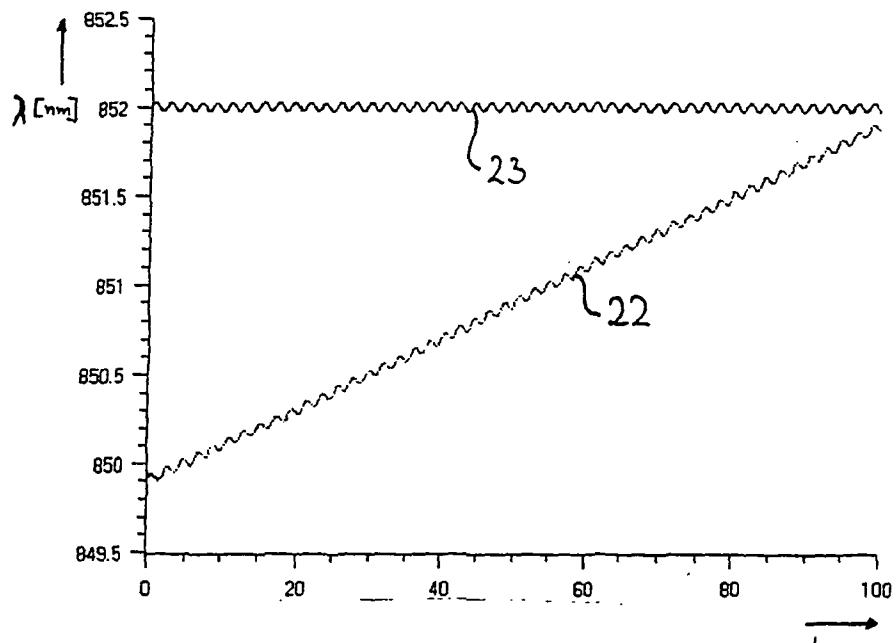


Fig. 4

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2009/004263

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
INV. A61B3/10 G01B9/02

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
A61B - G01B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007/076217 A1 (BAKER CHRIS [US] ET AL BAKER CHRIS [US] ET AL) 5 April 2007 (2007-04-05) paragraph [0001] - paragraph [0040]; figures 1-8	1-23
A	US 5 638 176 A (HOBBS PHILIP C D [US] ET AL) 10 June 1997 (1997-06-10) column 2, line 20 - column 6, line 23; figures 1-8	1-23
A	US 2002/154141 A1 (FORMAN GEORGE H [US]) 24 October 2002 (2002-10-24) the whole document	1-23
A	US 2002/015041 A1 (NAEGLE N DAVID [US] ET AL) 7 February 2002 (2002-02-07) paragraph [0076] - paragraph [0223]	1-23

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 Oktober 2009

Date of mailing of the international search report

28/10/2009

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Malcoci, Andrei

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2009/004263

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 2007076217	A1	05-04-2007	EP WO US	1931238 A2 2007039267 A2 2008246918 A1		18-06-2008 12-04-2007 09-10-2008
US 5638176	A	10-06-1997	JP JP	3480793 B2 10063410 A		22-12-2003 06-03-1998
US 2002154141	A1	24-10-2002	NONE			
US 2002015041	A1	07-02-2002	NONE			

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/004263

**A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES**  
INV. A61B3/10 G01B9/02

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

**B. RECHERCHIERTE GEBIETE**

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
**A61B G01B**

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

**EPO-Internal**

**C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN**

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2007/076217 A1 (BAKER CHRIS [US] ET AL BAKER CHRIS [US] ET AL) 5. April 2007 (2007-04-05) Absatz [0001] - Absatz [0040]; Abbildungen 1-8 -----	1-23
A	US 5 638 176 A (HOBBS PHILIP C D [US] ET AL) 10. Juni 1997 (1997-06-10) Spalte 2, Zeile 20 - Spalte 6, Zeile 23; Abbildungen 1-8 -----	1-23
A	US 2002/154141 A1 (FORMAN GEORGE H [US]) 24. Oktober 2002 (2002-10-24) das ganze Dokument -----	1-23
A	US 2002/015041 A1 (NAEGLE N DAVID [US] ET AL) 7. Februar 2002 (2002-02-07) Absatz [0076] - Absatz [0223] -----	1-23



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmelde datum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmelde datum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmelde datum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*&\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

16. Oktober 2009

28/10/2009

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Malcoci, Andrei

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/004263

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 2007076217	A1	05-04-2007	EP 1931238 A2 WO 2007039267 A2 US 2008246918 A1		18-06-2008 12-04-2007 09-10-2008
US 5638176	A	10-06-1997	JP 3480793 B2 JP 10063410 A		22-12-2003 06-03-1998
US 2002154141	A1	24-10-2002	KEINE		
US 2002015041	A1	07-02-2002	KEINE		