

(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
3. April 2014 (03.04.2014)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2014/049122 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/10 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/070196

(22) Internationales Anmeldedatum:
27. September 2013 (27.09.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2012 019 473.0
28. September 2012 (28.09.2012) DE

(71) Anmelder: **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];
Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).

(72) Erfinder: **VOLKWARDT, Martin**; Dorfstraße 32, 17440
Kröslin (DE). **BAJRAMOVIC, Ferid**; Tatzendpromenade
39, 07745 Jena (DE). **BÜHREN, Tobias**; Marienplatz 3,
99441 Magdala (DE).

(74) Anwalt: **BECK, Bernard**; Carl Zeiss AG, Patentabteilung,
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, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,
RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH,
TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,
ZM, ZW.

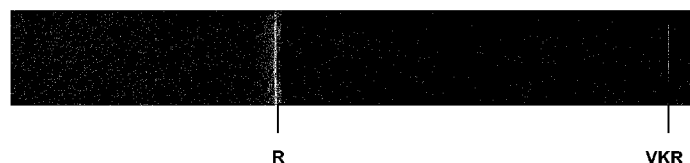
(84) Bestimmungsstaaten (*soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart*): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ,
TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR,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

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz
3)

(54) Title: METHOD FOR THE RELIABLE DETERMINATION OF THE AXIAL LENGTH OF AN EYE

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR VERLÄSSLICHEN BESTIMMUNG DER ACHSLÄNGE EINES AUGES



Figur 1

(57) Abstract: The present invention relates to a method for determining the axial length of an eye by means of optical coherence tomography (OCT), in which the alignment of the measuring instrument to the eye is monitored for all one-dimensional or two-dimensional scans so as to be able to guarantee a reliable determination of the axial length of the eye. In the method according to the invention, B-scans are carried out following alignment of the visual axis of the eye to the main measuring axis of the measuring instrument, from which scans the retinal tissue structures are detected in order to determine the axial lengths, which are then used in the detection of the fovea in order to monitor the alignment. The axial lengths determined from the B-scans are then confirmed or corrected and output depending on the determined position of the fovea or the lateral distance thereof from the optical axis of the measuring instrument. The method is particularly suitable for OCT methods in which the axial length is determined on the basis of an A-scan along the axial dimension of the eye.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT), bei dem die Ausrichtung des Messgeräts zum Auge für alle ein- oder zweidimensionalen Scans kontrolliert wird, um eine verlässliche

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2014/049122 A1



Bestimmung der Achslänge des Auges gewährleisten zu können. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden nach dem Ausrichten der Sehachse des Auges auf die Haupt-Messachse des Messgerätes B-Scans realisiert, aus denen retinale Gewebestrukturen detektiert werden um die Achslängen zu bestimmen, die dann zur Detektion der Fovea verwendet werden, um die Ausrichtung zu kontrollieren. Die aus den B-Scans ermittelten Achslängen werden dann in Abhängigkeit von der ermittelten Position der Fovea bzw. deren lateralen Abstand zur optischen Achse des Messgerätes bestätigt bzw. korrigiert und ausgegeben. Das Verfahren ist besonders für solche OCT-Verfahren geeignet, bei denen die Achslängenbestimmung anhand eines A-Scans entlang der axialen Dimension des Auges erfolgt.

Verfahren zur verlässlichen Bestimmung der Achslänge eines Auges

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT), bei dem die Ausrichtung des Messgeräts zum Auge für alle ein- oder zweidimensionalen Scans kontrolliert wird, um eine verlässliche Bestimmung der Achslänge des Auges gewährleisten zu können.

Eine wichtige Anwendung stellt die präoperative Auswahl von Intraokularlinsen bei der Kataraktbehandlung dar. Der hierfür bedeutendste Messwert ist die Achslänge des Auges von der Vorderseite der Hornhaut (Kornea) bis zur Netzhaut (Retina). Diese wird nach dem Stand der Technik bevorzugt kontaktfrei durch optische interferometrische Verfahren gemessen, die unter dem Namen PCI (partial coherence interferometry) oder OCT (optical coherence tomography) bekannt sind. Bei diesen Verfahren können Strukturübergänge als eindimensionale Tiefenprofile (A-Scans), als zweidimensionale Tiefenschnittbilder (B-Scans) oder dreidimensionale Tomogramme dargestellt werden, wobei spekulare Reflexe an den optischen Grenzflächen und/oder Licht das in den verschiedenen Medien des Auges gestreut wird, detektiert werden.

Bei beiden Messverfahren ist es wichtig, dass die Messung entlang einer axial orientierten Achse, die dabei der Sehachse entspricht, erfolgt. Andernfalls kann es bei der Auswahl der IOL zu Fehlern kommen, die zu einer erheblichen Fehlsichtigkeit des Patienten nach der Implantation der IOL führen.

Um die Messung entlang der Sehachse mit großer Sicherheit zu gewährleisten, wird dem Patienten während der Messung nach dem Stand der Technik vom optischen Messgerät ein Fixierlicht angeboten, auf das er sein Auge fixiert. Dadurch wird die Sehachse des Auges mit der Haupt-Messachse des Geräts, welche gleichzeitig der Z-Achse des Koordinatensystems des Messgeräts entspricht, ausgerichtet. Dies ist der Literatur [1] zu entnehmen. Ist die Geräteachse auf die Sehachse ausgerichtet so stehen die Kornea und die Retina in den

allermeisten Fällen hinreichend senkrecht auf der Haupt-Mess-achse, so dass die von der Kornea und der Retina reflektierten Messstrahlen gut vom Messgerät erfasst werden.

Gemäß einer ersten, in der Literatur [2] beschriebenen Methode erfolgt die Messung der Achslänge mittels partiell kohärenter Interferometrie im Doppelstrahlverfahren. Dabei fallen zwei in ihrer optischen Weglänge verschiedene Strahlen in das Auge und werden an Hornhautvorderseite und der Retina spekulär reflektiert und zur Interferenz gebracht. Aus den Signalen bei verschiedenen optischen Weglängen lässt sich auf die Augenlänge schließen. Da ein verwertbares Signal nur entsteht, wenn ein spekulärer Reflex sowohl von der Kornea als auch von der Retina vorhanden ist, bietet dieses Verfahren den Vorteil, dass zur Generierung eines Entfernungssignals die Kornea und die Retina annähernd senkrecht zum Messstrahl und damit der Geräteachse stehen.

Experimentell hat sich gezeigt, dass bei diesen Messbedingungen, die zu einem auswertbaren Entfernungssignal führen, in guter Näherung die Geräteachse/Messachse mit der Sehachse identisch ist und die entlang der Geräteachse gemessene Entfernung der axialen Länge entspricht, die für die Berechnung der IOL ausschlaggebend ist.

Damit ist quasi im Messverfahren sichergestellt, dass bei zu großen Abweichungen der Sehachse von der Geräteachse kein falscher Messwert für die Augenlänge gewonnen und für die Berechnung der IOL verwendet wird.

Ein Nachteil ist aber, dass der Patient für die Messzeitdauer ein Mindestmaß an Kooperation zur Fixation aufbringen muss. Ist dies nicht der Fall, so können keine oder nur wenige, statistisch kaum gesicherte Messwerte für die axiale Augenlängen bestimmt werden.

Ein weiterer Nachteil ist, dass Messwerte für B-Scans oder die Messung der Vorderkammertiefe nur schwer zu realisieren ist, da bei diesen Messungen

aufgrund der Schiefstellung des Messstrahles zu den Grenzflächen entweder die Kornea oder die Linse keinen spekularen Reflex zeigen, der auch vom Gerät erfasst wird. Somit sind neuere Methoden, die eine höhere Zuverlässigkeit bei der Auswahl der Intraokularlinsen versprechen und die die Messung der Vorderkammertiefe, der Linsendicke oder Linsenradien voraussetzen nicht oder nur erschwert möglich.

Gemäß einer zweiten aus der Literatur [3] beschriebenen Methode erfolgt die Messung intraokularer Distanzen anhand eines oder mehrerer sogenannter B-Scans, die mittels optischer Kohärenztomographie gewonnen werden. Dadurch lassen sich nicht nur die Korneavorderfläche und die Retina sondern weitere Gewebestrukturen auflösen. Beispielsweise lassen sich Hornhautdicke, Vorderkammertiefe und/oder Linsendicke ermitteln.

Das beispielsweise in US 5,321,501 A beschriebene Grundprinzip des OCT-Verfahrens basiert auf der Weißlicht-Interferometrie und vergleicht die Laufzeit eines Signals mit Hilfe eines Interferometers (meist Michelson- oder Mach-Zehnder-Interferometer). Dabei wird der Arm mit bekannter optischer Weglänge als Objekt-externe Referenz zum Messarm herangezogen. Die Interferenz der Signale aus beiden Armen ergibt ein Muster, aus dem man die relative optische Weglänge innerhalb eines A-Scans (einzelnes Tiefensignal) herauslesen kann. In den eindimensionalen Rasterverfahren wird der Strahl dann transversal in einer oder zwei Richtungen geführt, womit sich ein flächiger B-Scan oder ein dreidimensionales Tomogramm aufnehmen lässt. Dabei ergeben sich auch beim B-Scan ausreichende Signale weil bei diesen Verfahren sowohl spekulare Reflexe als auch Streuung im Objekt erfasst werden.

Im Gegensatz zum Doppelstrahlverfahren ist allerdings bei solchen Verfahren nicht durch das Messprinzip selbst sichergestellt, dass entlang der richtigen Achse (Sehachse) die Achslänge (axiale Länge des Auges), welche für die Berechnung der Intraokularlinsen wichtig ist, gemessen wird. Das liegt daran, dass auch dann eine Aufnahme und ein Signal möglich sind, wenn der Messstrahl

nicht senkrecht auf die Corneavorderfläche trifft bzw. nicht entlang der Sehachse ausgerichtet ist. Die Messung entlang der Geräteachse liefert dann einen A-Scan, der für sich genommen keinen erkennbaren Defekt aufweist auch wenn er wegen mangelnder Fixation nicht entlang der Sehachse gemessen wird. Aus der Messung entlang der Geräte-Achse die Achslänge abzulesen, würde im allgemeinen allerdings zu falschen, systematisch verkürzten Messwerten führen, da bei mangelnder Ausrichtung des Messgeräts zur Sehachse, aufgrund Augenbewegung bzw. wegen mangelnder Fixation der A-Scan lateral zu weit abseits der Sehachse misst, was bei einem typischerweise konvexen Auge zu einer Verkürzung der Distanz Kornea – Retina führt.

Generell stellt sich bei diesen B-Scans das Problem der lateralen Zuordnung der B-Scans bzgl. des Auges. Augenbewegungen führen dabei nicht nur während der Messung, sondern auch während der Ausrichtung des Messgerätes auf das Auge, aufgrund einer ungenauen Ausrichtung, zu fehlerhaften Messungen.

Berücksichtigt man derartige Augenbewegung nicht, so werden ein B-Scan und die in ihm auswertbaren intraokularen Distanzen bzgl. des Auges lateral versetzt und damit fehlerhaft zugeordnet. Dadurch ist nicht sichergestellt, dass der A-Scan entlang der Geräte-Achse bzw. der A-Scan innerhalb eines B-Scans der entlang der Gerätachse läuft, tatsächlich die Augenlänge misst. Ferner können selbst bei exakter Ausrichtung nur wenige A-Scans – nämlich nur die entlang der Geräteachse - zur Berechnung der axialen Länge herangezogen werden, so dass die gemessene axiale Länge mit einer relativ hohen statistischen Unsicherheit behaftet ist.

Ein weiteres Verfahren zur Bestimmung der Abstände lokalisierter Grenzflächen im Auge wird in der DE 10 2010 051 281 A1 beschrieben. Anhand der unter verschiedenen Bedingungen aufgenommenen Scans, die mindestens zwei der im Auge vorhandenen Grenzflächen beinhalten, wird von einer Steuer- und Auswerteeinheit ein parametrisches Augenmodell entsprechend angepasst, so

dass eine modellbasierte Bestimmung der Biometrie eines Auges erfolgen kann.

Problematisch ist jedoch auch bei dieser Lösung, dass die automatischen Auswertungen von A- und B-Scans zur Gewinnung von Biometriedaten mit einer Vielzahl von Messsituationen und Störungen konfrontiert werden. Dazu zählen beispielsweise Messstrahlungsabschwächung bei Katarakten oder eine Defokussierung der Messstrahlung im Falle der Refraktionsfehler oder auch das Vorhandensein von Pathologien.

In der noch nicht veröffentlichten DE 10 2012 016 379.7 wird ein Verfahren zur Messung der axialen Länge eines Auges mittels OCT beschrieben, bei dem die Ausrichtung des Messgeräts zum Auge während der Messung kontrolliert wird. Dazu werden die A-Scans des OCT bezüglich der Topographie der Kornea registriert und die Achslänge des Auges aus dem A-Scan ermittelt der zumindest annähernd auf der Sehachse liegt. Dadurch kann zwar eine zuverlässige Achslängenbestimmung gewährleistet werden, jedoch ist dafür immer die Topographie der Kornea erforderlich, die entweder bereits vorhanden ist oder erst gemessen werden muss.

Eine weitere Lösung die die Ausrichtung eines Messgerätes zu einem Auge kontrolliert und/oder korrigiert wird beispielsweise in der US 7,452,077 B2 beschrieben. Hierbei wird das Muster gekreuzter B-Scans dazu verwendet, die Fehlausrichtung zu verbessern, indem der Versatz für jedes B-Scan-Paar in Bezug auf den Scheitelpunkt (Vertex) der Hornhaut ermittelt und wenn erforderlich korrigiert wird. Nachteilig hierbei ist, dass die Lage der Sehachse auf der Kornea im Allgemeinen nicht bekannt ist.

Literatur

- [1] ISO/CD 19980, "Ophthalmic instruments - Corneal topographers." 2009

- [2] W. Haig is, "Optical Coherence Biometry," in Modern Cataract Surgery, T. Kohnen, Ed. Basel: Karger Publishers, 2002, pp. 119-130
- [3] Haag-Streit AG, "Biometry Connected ... " Jun-2010
- [4] D. C. Fernandez, "Delineating Fluid-Filled Region Boundaries in Optical Coherence Tomography Images of the Retina," IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 24. No. 8, pp. 929-945, 2005.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur verlässlichen Bestimmung der Achslänge eines Auges zu entwickeln, das die Nachteile der aus dem Stand der Technik bekannten Lösungen behebt und sicherstellt, dass nur die Messwerte zur Bestimmung der Achslänge verwendet werden, die bei möglichst exakter Ausrichtung der Haupt-Messachse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges des Patienten aufgenommen wurden

Die Aufgabe wird durch das erfindungsgemäße Verfahren zur verlässlichen Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT), bei dem das Auge auf eine Fixiermarke ausgerichtet ist, so dass die Haupt-Messachse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zumindest annähernd zusammenfällt, entsprechend der Verfahrensschritte:

- a) die B-Scans realisiert,
- b) die aus den B-Scans detektierten retinalen Gewebestruktur unter Verwendung eines oder unterschiedlicher Kriterien segmentiert und
- c) wenn möglich die Achslängen aus den B-Scans bestimmt werden

dadurch gelöst, dass die im Verfahrensschritt b) unter Verwendung unterschiedlicher Kriterien durchgeführten Segmentierungen der retinalen Gewebestruktur zur Detektion der Fovea verwendet werden, um die Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zu kontrollieren und die

aus den B-Scans ermittelten Achslängen in Abhängigkeit von der ermittelten Position der Fovea bzw. deren lateralen Abstand zur optischen Achse des Messgerätes bestätigt bzw. korrigiert und ausgegeben werden. Falls die Position der Fovea nicht ermittelt werden konnte, so weist ein Warnhinweis auf die eingeschränkte Verlässlichkeit der Achslängenmessung und mögliche pathologische Veränderungen hin.

Das Verfahren ist besonders für solche OCT-Verfahren geeignet, bei denen die Achslängenbestimmung anhand eines A-Scans entlang der axialen Dimension des Auges erfolgt, wobei ein einzelner A-Scan die gesamte Länge des Auges von der Kornea bis zur Retina erfasst.

Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen des Verfahrens sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Achslänge eines Auges, welches insbesondere in biometrischen Geräten der Ophthalmologie Anwendung finden dürfte. Dabei stellt die Achslänge des Auges von der Vorderseite der Kornea bis zur Retina den bedeutendsten Messwert für die präoperative Auswahl von Intraokularlinsen bei der Kataraktbehandlung dar.

Durch die Möglichkeit, während der Bestimmung der Achslänge eines Auges unter Umständen Hinweise auf pathologische Veränderungen der Netzhaut (Retina) zu erhalten ist für biometrische Messgeräte völlig neuartig und ermöglicht eine viel breitere Anwendung. Die Hinweise auf pathologische Veränderungen der Netzhaut werden dabei weitestgehend ohne zusätzlichen Aufwand für Ärzte oder Bediener im Rahmen der Vorbereitung einer Katarakt-Operation, wobei sich im Fall eines solchen Hinweises eine genauere Untersuchung, vorzugsweise mit zusätzlichen Diagnoseverfahren und -geräten empfiehlt.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben. Dazu zeigen die

Figur 1: einen B-Scan, der ausgehend vom Vertex-/Korneareflex bis zu den retinalen Gewebestrukturen reicht,

Figur 2: retinale Gewebestrukturen eines gesunden Auges als Ausschnitt eines B-Scans und

Figur 3: retinale Gewebestrukturen eines Auges mit pathologischen Veränderungen als Ausschnitt eines B-Scans.

Bei dem vorgeschlagenen Verfahren zur verlässlichen Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT), bei dem das Auge auf eine Fixiermarke ausgerichtet ist, so dass die Haupt-Messachse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zumindest annähernd zusammenfällt, werden entsprechend der folgenden Verfahrensschritte:

- a) die B-Scans realisiert,
- b) die aus den B-Scans detektierten retinalen Gewebestrukturen unter Verwendung eines oder unterschiedlicher Kriterien segmentiert und
- c) wenn möglich die Achslängen aus den B-Scans bestimmt.

Erfindungsgemäß wird die im Verfahrensschritt b) unter Verwendung einer oder unterschiedlicher Kriterien durchgeführte Segmentierung der retinalen Gewebestrukturen zur Detektion der Fovea verwendet, um die Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zu kontrollieren, wobei

- d) für den Fall, dass die ermittelte Position der Fovea auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, die als korrekt eingestuft Achslängen aggregiert werden und das Verfahren mit der Ausgabe der resultierenden Achslänge beendet wird,

- e) für den Fall, dass die Position der Fovea ermittelt wurde, diese aber nicht auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, der laterale Abstand zwischen beiden bestimmt, bei einem geringen lateralen Abstand die Achslänge der A-Scans an der ermittelten Position als korrekt eingestuft, aggregiert und ausgegeben werden oder das Verfahren bei einem zu großen lateralen Abstand vorzugsweise ohne Ausgabe einer resultierenden Achslänge aber einem entsprechenden Hinweis auf eine unzureichende Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges beendet wird, und
- f) für den Fall, dass die Position der Fovea nicht ermittelt werden konnte, weist ein entsprechender Warnhinweis auf die eingeschränkte Verlässlichkeit der Achslängenmessung und mögliche pathologische Veränderungen hin.

Vor der Bestimmung der Achslängen des Auges ist es erfindungsgemäß erforderlich, die in den B-Scans aufgenommenen retinalen Gewebestrukturen zu segmentieren, d. h. die unterschiedlichen Gewebestrukturen im B-Scan zu identifizieren. Für OCT-basierte Verfahren ist dabei die Segmentierung des sogenannte „Retina-Pigmentepithelium“ (kurz: RPE) von besonderem Interesse, da die Lichtstrahlen der Scanbeleuchtung an dieser Schicht der retinalen Gewebestruktur gestreut wird.

Für die im Anschluss folgende Detektion der Fovea, um die Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zu kontrollieren, werden weitere Segmentierungen der retinalen Gewebestruktur, unter Verwendung unterschiedlicher Kriterien durchgeführt. Neben dem bereits erwähnten Retinapigmentepithelium (RPE) ist hierbei die sogenannte Innere limitierende Membran (ILM) von Interesse. Durch entsprechende Vorgaben für die Segmentierung der Messsignale kann von OCT-basierten Messverfahren sowohl die ILM als auch die RPE aufgelöst und detektiert werden.

Für die Segmentierung bzw. diese Segmentierungen, insbesondere die Lokalisierung des RPE und/oder der ILM, kann ein B-Scan hinsichtlich verschiedener Kriterien analysiert werden. Diese sind Gradientenstärke, Intensität, Signal-Rausch-Verhältnis oder lokale Entropie. Für die Segmentierung einer einzelnen Gewebestruktur können einzelne Kriterien oder auch Kombination davon verwendet werden.

Eine exakte Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges ist für eine verlässliche Bestimmung der Achslänge des Auges unerlässlich. Für die Messungen entlang der Sehachse sind eine gute Fixation des Patienten sowie die richtige Ausrichtung des biometrischen Messgerätes zum Auge erforderlich. Unter diesen Bedingungen ist zu erwarten, dass die Fovea auf der Hauptmessachse des Messgerätes liegt. Um die Ausrichtung kontrollieren zu können, werden erfindungsgemäß mit den B-Scans die retinalen Gewebestrukturen aufgenommen. Mit Hilfe der optischen Kohärenztomographie (OCT) ist die Vermessung der Achslänge eines Auges nur möglich, wenn eine genügend große Scantiefe erreicht werden kann. Hierzu zeigt die **Figur 1** einen B-Scan, der ausgehend vom Vertex-/Korneareflex **VKR** bis zu den retinalen Gewebestrukturen **R** reicht.

Eine korrekte Achslänge kann generell nur entlang der Sehachse gemessen werden, die zwangsläufig durch das Zentrum des schärfsten Sehens, also durch die Fovea verläuft. Die in den B-Scans detektierte Position der Fovea kann daher mit der Lage der Hauptmessachse verglichen werden, um zu überprüfen, ob die Bedingungen für eine korrekte Messung der Achslänge erfüllt sind.

Erfindungsgemäß sind die zuvor genannten Segmentierungen der retinalen Gewebestrukturen von Interesse, da diese zur Detektion der Fovea Verwendung finden.

Die Fovea eines anatomisch gesunden Auges wird beispielsweise durch folgende Merkmale gekennzeichnet:

- die Fovea befindet sich an der tiefsten Stelle der ILM,
- die Fovea befindet sich beim geringsten Abstand zwischen RPE und ILM,
- die Fovea weist die geringste Lichtstreuung und -reflexion und somit die geringste Signalintensität im Bereich zwischen RPE und ILM auf.

Dabei lässt sich die geringste Signalintensität im Bereich zwischen RPE und ILM bestimmen, indem die Intensitäten zwischen den Segmentierungen von ILM und RPE oder einem Teilausschnitt davon für jeden A-Scan summiert werden. Die geringste Intensitätssumme definiert dann die Position der Fovea.

Durch die entsprechende Auswertung des Retinapigmentepithelium (RPE) und/oder der Innere limitierende Membran (ILM) lässt sich die Fovea auf einfache Weise detektieren. Vorausgesetzt die B-Scans umfassen die Fovea, kann deren Position (zumindest in gesunden Augen) automatisiert bestimmt werden.

In einer Ausgestaltung des Verfahrens kann zur Bestimmung der Position der Fovea eines oder mehrere der genannten Merkmale verwendet werden, wobei von den einzeln ermittelten Positionen nach dem Entfernen von Ausreißern der arithmetische Mittelwert bestimmt wird.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist dadurch gekennzeichnet, dass die im Verfahrensschritt b) unter Verwendung einer oder unterschiedlicher Kriterien durchgeführte Segmentierung der retinalen Gewebestrukturen zur Detektion der Fovea verwendet wird, um die Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zu kontrollieren, wobei

- d) für den Fall, dass die ermittelte Position der Fovea auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, die als korrekt eingestuft Achslängen aggregiert werden und das Verfahren mit der Ausgabe der resultierenden Achslänge beendet wird,
- e) für den Fall, dass die Position der Fovea ermittelt wurde, diese aber nicht auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, der laterale Abstand zwischen beiden bestimmt, bei einem geringen lateralen Abstand die Achslänge der A-Scans an der ermittelten Position als korrekt eingestuft, aggregiert und ausgegeben werden oder das Verfahren bei einem zu großen lateralen Abstand vorzugsweise ohne Ausgabe einer resultierenden Achslänge aber einem entsprechenden Hinweis auf eine unzureichende Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges beendet wird, und
- f) für den Fall, dass die Position der Fovea nicht ermittelt werden konnte, ein entsprechender Warnhinweis auf die eingeschränkte Verlässlichkeit der Achslängenmessung und mögliche pathologische Veränderungen hinweist.

Nachdem die Segmentierungen der retinalen Gewebestruktur durchgeführt wurden, muss die Position der Fovea detektiert werden. In Abhängigkeit der ermittelten Position der Fovea werden drei Fälle unterschieden, auf die im Folgenden näher eingegangen wird.

Im ersten Fall, für den gemäß dem Verfahrensschritt d) die ermittelte Position der Fovea auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, werden die als korrekt eingestuft Achslängen aggregiert und das Verfahren mit der Ausgabe der resultierenden Achslänge beendet. Da die gemessene Achslänge als verlässlich angesehen wird, brauchen keine weiteren Maßnahmen ergriffen zu werden und das Verfahren kann beendet werden.

Erfindungsgemäß werden die als korrekt eingestuft Achslängen nach einer Ausreißerdetektion aggregiert. Die Ausreißerdetektion erfolgt dabei derart, dass ausgehend vom Median der Achslängenmessungen ein Bereich für die zu erwartenden Achslängen definiert wird und Messwerte außerhalb dieses Bereiches als Ausreißer eingestuft und für eine Aggregation nicht zugelassen werden.

Die als korrekt eingestuft Achslängen werden dabei aggregiert, indem von den nach der Ausreißerdetektion verbleibenden Achslängen der arithmetische Mittelwert gebildet wird, wobei dies nur erfolgen kann, wenn hinreichend viele, vorzugsweise mindestens 2 Achslängen übrig bleiben.

Hierzu zeigt die **Figur 2** retinale Gewebestrukturen eines gesunden Auges als Ausschnitt eines B-Scans. Die Abbildung beinhaltet neben den retinalen Gewebestrukturen **R**, die Segmentierungen des **RPE** und der **ILM**, sowie die ermittelte Position der Fovea **F**. Da hierbei die retinalen Gewebestrukturen gut aufgelöst und sowohl das **RPE** als auch die **ILM** exakt segmentiert sind, kann die Position der Fovea **F** problemlos ermittelt werden. Erwartungsgemäß stellt sich das RPE in einem kleinen Bereich um die Fovea gerade dar.

Im zweiten Fall, für den gemäß dem Verfahrensschritt e) die Position der Fovea ermittelt wurde, diese aber nicht auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, der laterale Abstand zwischen beiden bestimmt, bei einem geringen lateralen Abstand die Achslänge der A-Scans an der ermittelten Position als korrekt eingestuft, aggregiert und ausgegeben wird oder das Verfahren bei einem zu großen lateralen Abstand ohne Ausgabe einer resultierenden Achslänge aber einem entsprechenden Hinweis auf eine unzureichende Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges beendet wird.

Der Grund dafür, dass die ermittelte Position der Fovea nicht auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, ist in einer ungenügenden Fixation des Patienten und/oder einer ungenauen Ausrichtung des Messgerätes mit der Sehachse des

Auges zu suchen. Während bei einem geringen lateralen Abstand die Achslänge der A-Scans an der ermittelten Position als korrekt eingestuft, aggregiert und ausgegeben werden können, ist dies bei einem großen lateralen Abstand nicht mehr sinnvoll.

Da der laterale Abstand der ermittelten Position der Fovea zur optischen Achse des Messgerätes einen Hinweis auf die Fixierung bzw. Ausrichtung des Messgerätes gibt, kann dies vorteilhafter Weise als Fixationskontrolle für die Messung und zur Verifikation der gemessenen Achslänge genutzt werden.

Inwieweit der laterale Abstand der ermittelten Position der Fovea von der optischen Achse des Messgerätes als gering angesehen werden kann, ist von Fall zu Fall zu entscheiden. Bis zu einer zu definierenden Akzeptanzschwelle wird die ermittelte Position der Fovea als korrekt eingestuft und die Achslängen der betreffenden A-Scans aggregiert und ausgegeben. Es bedarf somit keiner Änderungen der Messbedingungen, so dass die Messungen der Achslängen weiterhin entlang der Hauptmessachse erfolgen.

Ist der laterale Abstand der ermittelten Position der Fovea bezüglich der optischen Achse des Messgerätes zu groß, d. h. liegt er außerhalb der definierten Akzeptanzschwelle, so wird das Verfahren ohne Ausgabe einer resultierenden Achslänge abgebrochen bzw. wird erneut gestartet. In jedem Fall wird jedoch ein entsprechender Hinweis auf eine unzureichende Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges gegeben.

Es ist hierbei allerdings auch möglich, dass die Messungen der Achslängen an der Stelle der detektierten Foveaposition erfolgen.

Im dritten Fall, für den gemäß dem Verfahrensschritt f) die Position der Fovea nicht ermittelt werden konnte, weist ein entsprechender Warnhinweis auf die eingeschränkte Verlässlichkeit der Achslängenmessung und mögliche pathologische Veränderungen hin.

Der Grund dafür, dass die Position der Fovea nicht ermittelt werden kann, ist entweder in einer ungenügenden Fixation des Patienten und/oder einer ungenauen Ausrichtung des Messgerätes mit der Sehachse des Auges oder dem Vorliegen pathologischer Veränderungen des Auges, zu suchen.

Ist lediglich eine ungenügende Fixation des Patienten und/oder einer ungenauen Ausrichtung des Messgerätes Ursache, so kann dies meist durch eine erneute Messung behoben werden. Auch hier sind sowohl die Verfahrensschritte a) bis c) als auch die Detektion der Position der Fovea erneut durchzuführen.

Kann jedoch auch nach erneuten Messungen die Position der Fovea nicht ermittelt werden, so scheint die Ursache tatsächlich im Vorliegen pathologischer Veränderungen des Auges, zu liegen. Die pathologischen Veränderungen können dabei sowohl die Retina, als auch die Linse und Hornhaut betreffen. Beispielsweise seien hier nur folgende Veränderungen genannt: Makuladegeneration, Ablösung der Netzhaut, Katarakt oder eine trübe Hornhaut.

Pathologischen Veränderungen können die Scan-Signale, insbesondere der retinalen Gewebestrukturen verändern und/oder abschwächen, so dass eine Detektion erschwert oder gar unmöglich wird. Somit sind eine Segmentierung des ILMs und die Lokalisierung der Fovea ebenfalls nicht mehr möglich.

Neben einer verlässlichen Achslängenmessung können die Segmentierungen von RPE und ILM auch Hinweise auf pathologische Veränderungen des Auges geben, die wiederum eine verlässliche Achslängenmessung stark beeinflussen können.

Da sich, wie bereits erwähnt, das RPE in einem kleinen Bereich um die Fovea gerade darstellen sollte, kann eine deutlich von einer Geraden abweichende Form ein Indiz dafür sein, dass eine ungenügende Fixation des Patienten, eine

ungenauere Ausrichtung des Messgerätes oder pathologische Veränderungen vorliegen.

Hierzu zeigt die **Figur 3** retinale Gewebestrukturen eines Auges mit pathologischen Veränderungen als Ausschnitt eines B-Scans. Die Abbildung beinhaltet neben den retinalen Gewebestrukturen **R**, die Segmentierungen des **RPE** und der **ILM**. Zwar konnte sowohl das **RPE** als auch die **ILM** segmentiert werden, die Position der Fovea **F** war allerdings nicht ermittelbar.

Während die Segmentierung der ILM noch über einen annähernd „normalen“ Verlauf verfügt, weist die Segmentierung des RPE starke Schwankungen auf, die nicht der erwarteten Form einer gesunden Retina entsprechen und auf potentielle pathologische Veränderungen hinweisen.

Es hat sich jedoch auch gezeigt, dass trotzdem prinzipiell die Achslänge gemessen werden kann, solange die Signale der retinalen Gewebestrukturen aus den B-Scans detektiert und das RPE segmentiert werden kann.

Da die automatisierte Lokalisation der Fovea vor allem bei pathologischen Veränderungen in manchen Fällen nicht korrekt oder gar nicht durchführbar ist, können zusätzliche Maßnahmen sinnvoll sein.

Einerseits kann die segmentierte RPE und/oder ILM einer Plausibilitätskontrolle unterzogen werden, um die Verlässlichkeit der ermittelten Position der Fovea und der Achslängenmessung zu bewerten.

Die Plausibilitätskontrolle kann dabei auf den für die Segmentierung verwendeten Kriterien, wie Gradientenstärke oder Intensität, oder auf Merkmalen, wie Signal-Rausch-Verhältnis oder lokale Entropie basieren.

Nicht plausible Segmentierungen können auf pathologische Veränderungen hinweisen, so dass die gemessene Achslänge und die bestimmte Foveaposition

als nicht verlässlich angesehen werden. In diesem Fall wird dem Benutzer ein Warnhinweis angezeigt. Vorzugsweise werden dem Bediener gleichzeitig mögliche, zur Verfügung stehende Optionen dargestellt oder vorgegeben.

Andererseits kann dem Bediener die Möglichkeit angeboten werden, die Lage der Fovea in der OCT-Aufnahme manuell zu markieren, wofür ein Eingabegerät, wie beispielsweise eine Maus, ein Touchscreen oder ähnliches zur Verfügung stehen muss.

Insbesondere, wenn der Verdacht einer pathologischen Veränderung vorliegt, aber auch unabhängig davon, erweist es sich als zweckdienlich, als Plausibilitätskriterium ein Dickenprofil der Schicht zwischen RPE und ILM zu ermitteln und mit dem eines oder mehrerer gesunder Augen bzw. eines Musterauges zu vergleichen. Das Vorliegen einer pathologischen Veränderung lässt sich darüber hinaus durch Vergleich der Intensitätsverteilung der retinalen Gewebestrukturen oder deren räumlicher Erscheinung bestätigen.

Als Plausibilitätskriterium können aber auch Eigenschaften der Retinasignale, wie beispielsweise Intensitätsverlauf, Struktur usw. ausgewertet werden. Eine ähnliche Verwendung der Eigenschaften des Retinasignals ist gemäß dem Artikel [4] von D. C. Fernandez für die Diagnose der Retina bekannt.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird ein Verfahren zur Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie zur Verfügung gestellt, welches eine verlässliche Bestimmung der Achslänge des Auges gewährleistet. Dabei werden die Nachteile der aus dem Stand der Technik bekannten Lösungen behoben und es wird sichergestellt, dass nur die Messwerte zur Bestimmung der Achslänge verwendet werden, die bei möglichst exakter Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges des Patienten aufgenommen wurden.

Durch die Möglichkeit, während der Bestimmung der Achslänge eines Auges unter Umständen Hinweise auf pathologische Veränderungen des Auges zu erhalten, ist für biometrische Messgeräte völlig neuartig und ermöglicht eine viel breitere Anwendung. Die Hinweise auf mögliche pathologische Veränderungen des Auges werden dabei weitestgehend ohne zusätzlichen Aufwand für Ärzte oder Bediener im Rahmen der Vorbereitung einer Katarakt-Operation, wobei sich im Fall eines solchen Hinweises eine genauere Untersuchung, vorzugsweise mit speziellen Diagnoseverfahren und -geräten empfiehlt.

Es hat sich gezeigt, dass die Kontrolle der Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes auf die Sehachse des Auges selbst bei ungenügender Fixation und/oder ungenauer Ausrichtung des Messgerätes eine verlässlichere Bestimmung von Achslängen ermöglichen, wobei die Bestimmung der Position der Fovea die Messergebnisse verbessern oder zumindest verifizieren kann.

Zusätzlich können dabei automatisierte Hinweise auf ungewöhnliche Strukturen erfolgen, die auf pathologische Veränderungen hinweisen und zudem die Messung der Achslänge beeinflussen können und deren Verlässlichkeit infrage stellen können.

Während obige Ausführungen auf die Überprüfung der Fixation bei der Achslängenmessung anhand der Lokalisierung der Fovea in den OCT-Signalen abheben, so kann jedoch der grundlegende Gedanke der Überprüfung der Lage der Fovea durch das OCT bei Geräten, die verschiedenen Meßmodalitäten integrieren bzw. kombinieren auch vorteilhaft für die Fixationsüberwachung bei der Messung der anderen Modalitäten, genutzt werden.

So kann z. B. bei den Messungen zur Topographie in einem Kombinationsgerät aus Placido-Topograph und einem die Retina-abbildenden OCT die Fixation bei den Placido-Topographie-Messungen anhand der Lokalisierung der Fovea in den OCT-Messungen erfolgen. Dabei werden die OCT-Messungen idealerweise nahezu zeitgleich mit den Topographie-Messungen durchgeführt. Somit

können Topographie-Messungen, die bei mangelnder Fixation erfolgen, durch zu großer Abweichung der Fovea-Lage von der Geräteachse im OCT erkannt und von der weiteren Auswertung oder diagnostischen Verwendung ausgeschlossen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur verlässlichen Bestimmung der Achslänge eines Auges mittels optischer Kohärenztomographie (OCT), bei dem das Auge auf eine Fixiermarke ausgerichtet ist, so dass die Haupt-Messachse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zumindest annähernd zusammenfällt, bei dem entsprechend der Verfahrensschritte:

a) die B-Scans realisiert,

b) die aus den B-Scans detektierten retinalen Gewebestrukturen unter Verwendung eines oder unterschiedlicher Kriterien segmentiert und

c) wenn möglich die Achslängen aus den B-Scans bestimmt werden,

dadurch gekennzeichnet, dass die im Verfahrensschritt b) unter Verwendung eines oder unterschiedlicher Kriterien durchgeführte Segmentierung der retinalen Gewebestrukturen zur Detektion der Fovea verwendet wird, um die Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges zu kontrollieren, wobei

d) für den Fall, dass die ermittelte Position der Fovea auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, die als korrekt eingestuft Achslängen aggregiert werden und das Verfahren mit der Ausgabe der resultierenden Achslänge beendet wird,

e) für den Fall, dass die Position der Fovea ermittelt wurde, diese aber nicht auf der optischen Achse des Messgerätes liegt, der laterale Abstand zwischen beiden bestimmt, bei einem geringen lateralen Abstand die Achslänge der A-Scans an der ermittelten Position als korrekt eingestuft, aggregiert und ausgegeben werden oder das Verfahren bei einem zu großen lateralen Abstand vorzugsweise ohne Aus-

gabe einer resultierenden Achslänge aber einem entsprechenden Hinweis auf eine unzureichende Ausrichtung der optischen Achse des Messgerätes mit der Sehachse des Auges beendet wird, und

- f) für den Fall, dass die Position der Fovea nicht ermittelt werden konnte, ein entsprechender Warnhinweis auf die eingeschränkte Verlässlichkeit der Achslängenmessung und mögliche pathologische Veränderungen hinweist.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass gemäß dem Verfahrensschritt b) aus der retinalen Gewebestruktur unter Verwendung unterschiedlicher Kriterien das Retinapigmentepithelium (RPE) und die Innere limitierende Membran (ILM) segmentiert werden.
 3. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Fovea nach einem ersten Merkmal durch die tiefste Stelle der ILM gekennzeichnet ist.
 4. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Fovea nach einem zweiten Merkmal durch den geringsten Abstand zwischen RPE und ILM gekennzeichnet ist.
 5. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Fovea nach einem dritten Merkmal durch die geringsten Lichtstreuung und -reflexion und somit durch die geringste Signalintensität zwischen RPE und ILM gekennzeichnet ist.

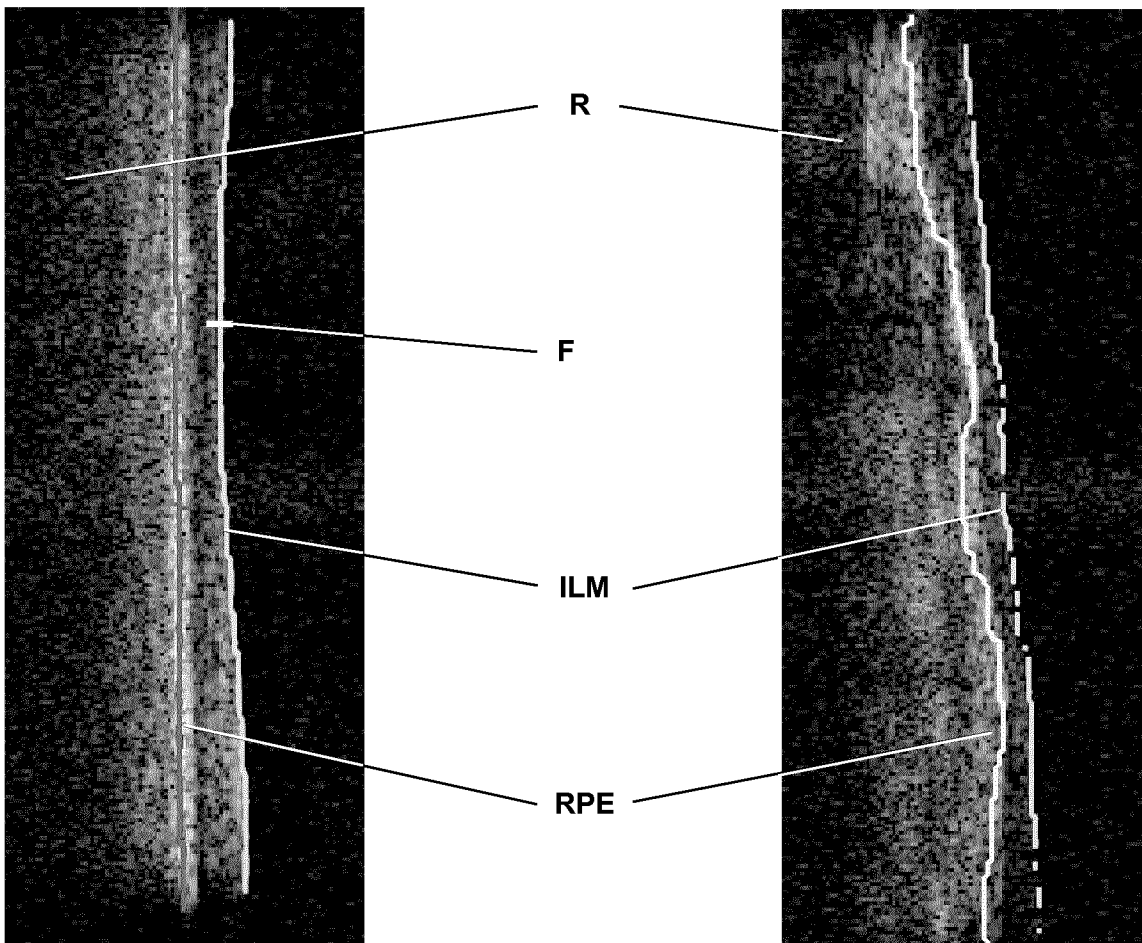
6. Verfahren nach den vorgenannten Ansprüchen 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Position der Fovea mehr als ein Merkmal verwendet wird, wobei die ermittelten Positionen nach dem Entfernen von Ausreißern arithmetisch gemittelt werden.
7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass ausgehend vom Median der Achslängenmessungen ein Bereich für die zu erwartenden Achslängen definiert wird und Messwerte außerhalb dieses Bereiches als Ausreißer eingestuft und für eine Aggregation nicht zugelassen werden.
8. Verfahren nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die aus den B-Scans bestimmten Achslängen aggregiert werden, indem von den nach der Ausreißerdetektion verbleibenden Achslängen der arithmetische Mittelwert gebildet wird, wobei dies nur erfolgen kann, wenn hinreichend viele, vorzugsweise mindestens 2 Achslängen übrig bleiben.
9. Verfahren nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die segmentierte RPE und/oder ILM einer Plausibilitätskontrolle unterzogen wird, insbesondere falls die Position der Fovea nicht ermittelt werden kann.
10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Plausibilitätskontrolle auch auf den, für die Segmentierung verwendeten Kriterien, wie Gradientenstärke oder Intensität basiert.

11. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Plausibilitätskontrolle auf Merkmalen, wie Signal-Rausch-Verhältnis oder lokale Entropie basiert.

12. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass als Plausibilitätskriterium ein Dickenprofil der Schicht zwischen RPE und ILM ermittelt und mit dem eines oder mehrerer gesunder Augen bzw. eines Musterauges verglichen wird.



Figur 1



Figur 2

Figur 3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/070196

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 INV. A61B3/10
 ADD.

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

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 practicable, 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.
A	US 2011/069279 A1 (HACKER ET AL) 24 March 2011 (2011-03-24) paragraph [0124]	1
A	-----	
A	US 2011/299034 A1 (WALSH ET AL) 8 December 2011 (2011-12-08) paragraphs [0326] - [0327]	1
A	-----	
A	US 2009/163898 A1 (GERTNER ET AL) 25 June 2009 (2009-06-25) paragraphs [0210] - [0211]	1

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
---	---

Date of the actual completion of the international search <p style="text-align: center; font-size: 1.2em;">19 December 2013</p>	Date of mailing of the international search report <p style="text-align: center; font-size: 1.2em;">08/01/2014</p>
--	---

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 <p style="text-align: center; font-size: 1.2em;">Martelli, Luca</p>
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No PCT/EP2013/070196

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011069279 A1	24-03-2011	DE 102009041996 A1 US 2011069279 A1	24-03-2011 24-03-2011

US 2011299034 A1	08-12-2011	EP 2312994 A2 US 2011299034 A1 WO 2010009447 A2 WO 2010009450 A1	27-04-2011 08-12-2011 21-01-2010 21-01-2010

US 2009163898 A1	25-06-2009	AU 2008260682 A1 EP 2152145 A1 EP 2602005 A1 US 2009163898 A1 US 2013141696 A1 WO 2008150331 A1	11-12-2008 17-02-2010 12-06-2013 25-06-2009 06-06-2013 11-12-2008

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B3/10

ADD.

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

B. RECHERCHIERTER GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B

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.
A	US 2011/069279 A1 (HACKER ET AL) 24. März 2011 (2011-03-24) Absatz [0124] -----	1
A	US 2011/299034 A1 (WALSH ET AL) 8. Dezember 2011 (2011-12-08) Absätze [0326] - [0327] -----	1
A	US 2009/163898 A1 (GERTNER ET AL) 25. Juni 2009 (2009-06-25) Absätze [0210] - [0211] -----	1

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" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum 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 Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum 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 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

19. Dezember 2013

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

08/01/2014

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

Martelli, Luca

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2013/070196

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2011069279 A1	24-03-2011	DE 102009041996 A1 US 2011069279 A1	24-03-2011 24-03-2011

US 2011299034 A1	08-12-2011	EP 2312994 A2 US 2011299034 A1 WO 2010009447 A2 WO 2010009450 A1	27-04-2011 08-12-2011 21-01-2010 21-01-2010

US 2009163898 A1	25-06-2009	AU 2008260682 A1 EP 2152145 A1 EP 2602005 A1 US 2009163898 A1 US 2013141696 A1 WO 2008150331 A1	11-12-2008 17-02-2010 12-06-2013 25-06-2009 06-06-2013 11-12-2008
