

(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
2. Februar 2017 (02.02.2017)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2017/016834 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/13 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/066039

(22) Internationales Anmeldedatum:
6. Juli 2016 (06.07.2016)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2015 009 641.9 24. Juli 2015 (24.07.2015) DE

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

(72) Erfinder: RAMESH KUMAR, Akhil; Lenzhalde 15,
73447 Oberkochen (DE). BÜHREN, Tobias; Marienplatz
3, 99441 Magdala (DE). BRAS, Joao Emanuel
Goncalves; Klopstockstrasse 32, 30177 Hannover (DE).
DICK, Manfred; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE).
BAJRAMOVIC, Ferid; Tatzendpromenade 39, 07745
Jena (DE). VOLKWARDT, Martin; Geraer Str. 52,
07646 Stadtroda (DE).

(74) Anwalt: KINTZEL, Klaus-Peter; 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, ST,
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).

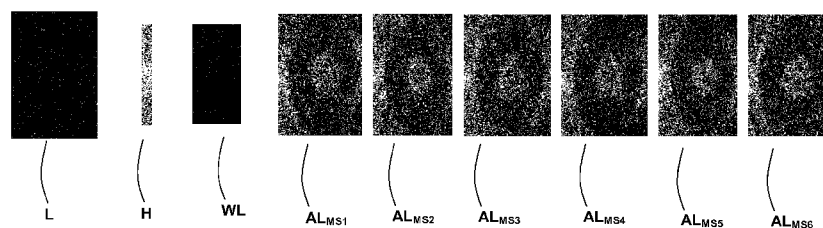
Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR CLASSIFYING THE CATARACT OF AN EYE

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR KLASSIFIZIERUNG DER KATARAKT EINES AUGES



Figur 4

(57) Abstract: The present invention relates to a method for classifying a cataract of an eye for determining parameters for pre-setting phaco-treatment machines. In the method according to the invention for classifying a cataract of an eye for determining parameters for pre-setting phaco-treatment machines, OCT-based measurements are realized, the OCT-based scans are analysed using imaging technology and the local distribution of the cataract is determined, the cataract is classified on the basis of comparison values and the local distribution and classification of the cataract are used to ascertain parameters for pre-setting phaco-treatment machines. Even though the proposed method for classifying the cataract of an eye is provided for determining parameters for pre-setting phaco-treatment machines, it should equally also be used for determining parameters for pre-setting treatment machines based on fs-lasers.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Klassifizierung einer Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Klassifizierung einer Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten werden OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2017/016834 A1



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)

Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt. Obwohl das vorgeschlagene Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten vorgesehen ist, soll es gleichermaßen auch zur Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Behandlungsgeräten genutzt werden, die auf fs-Lasern basieren.

Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Klassifizierung einer Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten.

Die Katarakt ist eine, auch als grauer Star bezeichnete Erkrankung, bei der es aufgrund einer Trübung der Augenlinse zur Beeinträchtigung des Sehvermögens kommt. Sie ist eine der häufigsten Augenkrankheiten im Alter. Die Trübung der Augenlinse ist in einem fortgeschrittenen Stadium als graue Färbung deutlich zu erkennen. Die getrübte Linse kann in den meisten Fällen operativ entfernt und durch ein künstliches Linsenimplantat ersetzt werden. Je nach erreichtem Stadium variiert die Katarakt in ihrer Dichte bzw. Härte.

Bei der Kataraktchirurgie unterscheidet man im Wesentlichen zwei verschiedene Vorgehensweisen.

Bei der als Phakoemulsifikation bezeichneten Methode wird die Vorderseite des Kapselsackes geöffnet und die Linse mittels Ultraschall unter Schonung der übrigen Kapsel zertrümmert und abgesaugt. Anschließend wird in den dann leeren Kapselsack eine Kunstlinse eingesetzt. Diese aus elastischen Materialien bestehenden Intraokularlinsen werden in zusammengeklapptem oder gerolltem Zustand eingesetzt, wonach sie sich im Kapselsack entfalten und mittels zweier elastischer Bügel (Haptik) von selbst zentrieren und fixieren.

Über die bei der Phakoemulsifikation in das Auge einzuführende Sonde wird neben der Ultraschall-Fragmentierung der Linse, auch deren Absaugung und das Spülen des Linsensackes realisiert. Die Steuerung der einzelnen Funktionen wird vom Operateur intraoperativ über ein Bedienfeld vorgenommen.

Beim Absaugen der mittels Ultraschall fragmentierten Augenlinse wird der entstehende Hohlraum des Kapselsackes gleichzeitig mit Flüssigkeit gefüllt. Dies

dient zum einem dem Spülen und zum anderen um den Augeninnendruck und das Volumen aufrechtzuerhalten.

Alle für die Phakoemulsifikation erforderlichen Parameter, wie Ultraschalleistung, Vakuum, Spülfluss und -druck müssen im Vorfeld über die Gerätebedienoberfläche eingestellt werden. Einen Einfluss auf die einzustellenden Parameter hat auch die Art des jeweiligen Auges, insbesondere dessen Länge (kurz, normal oder lang).

Für die Einstellung dieser Parameter sind sowohl der Grad der Katarakt als auch die Art des Auges des Patienten zu berücksichtigen. Nicht zuletzt haben auch die persönlichen Erfahrungen des jeweiligen Operators und dessen Operationstechnik einen wesentlichen Einfluss auf die einzustellenden Parameter.

Im Normalfall werden die Phako-Behandlungsgeräte durch eine Krankenschwester auf der Basis der für die verschiedenen Katarakt-Typen voreingestellten Behandlungsprogramme eingerichtet. Von der Krankenschwester sind die Patientendaten und die Geräteeinstellungen entsprechend der Vorgabe des Operators zu überprüfen, was in der Regel die Anforderungen an den Workflow erhöhen.

Dabei kann es sowohl seitens der Krankenschwester als auch seitens des Operators zu Verzögerungen oder Irrtümern kommen.

Nach dem bekannten Stand der Technik basieren die einzustellenden Parameter für Phako-Behandlungsgeräte zurzeit vor allem auf der visuellen manuellen Beurteilung der Katarakt-Typen und Katarakt-Grade.

Um die Reproduzierbarkeit der Parameter sowie mögliche individuelle Fehler bei der visuellen, manuellen Beurteilung zu vermeiden wurde von L. T. Chylack und anderen das Klassifikationswerkzeug „LOCS III“ entwickelt. Das in [1] be-

schriebene Klassifikationswerkzeug „LOCS III“ basiert auf einem doch recht zeitaufwendigen manuellen Vorgang mit einer Spaltlampe.

Nach dem Stand der Technik sind zur Diagnose der Kataraktdichte weitere Lösungen bekannt, die im Unterschied zum Klassifikationswerkzeug „LOCS III“ auf einer Scheimpflug-Imaging-Technologie basieren.

Von J. Belikova und anderen wird in [2] gezeigt, dass es möglich ist auf Basis einer 3D-Linsen-Densitometrie mit Scheimpflug-Lichtschnitt-Technologie Parameter zu bestimmen und zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten zu verwenden.

Ferner wird von D. R. Nixon und anderen gezeigt, dass es zum einen möglich ist Katarakte mit Hilfe von Scheimpflug-Aufnahmen einzustufen. Zum anderen kann die präoperative Einstellung der Parameter dazu führen, die Phako-Behandlung zu optimieren und die Behandlungszeit zu verkürzen.

In diesem Zusammenhang offenbart die DE 10 2005 026 371 A1 ein Verfahren bei dem mit einem Scheimpflug-Kamera-System eine Katarakt-Analyse durchgeführt werden kann. Das erfindungsgemäße Verfahren beruht auf dem Grundgedanken eine Spaltprojektionseinrichtung und eine Scheimpflugaufnahmeeinrichtung zu verwenden, die gemeinsam um eine Achse rotiert werden können. Durch Aufnahmen in verschiedenen Ebenen des Auges können so dreidimensionale Informationen des Auges gewonnen werden. Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren lassen sich durch Datenauswertung einzelne Bestandteile des Auges untersuchen. Nach einer Variante kann das Untersuchungsverfahren zur Bestimmung der dreidimensionalen Geometrie von Katarakt eingesetzt werden. Eine Klassifizierung der Katarakt bzw. die Generierung von Voreinstellwerten für eine spätere Phako-Behandlung sind jedoch nicht vorgesehen.

Auch in der US 8,360,577 B2 wird ein optisches Abbildungssystem beschrieben, bei dem das mit einer Scheimpflugkamera aufgenommene Streubild der

Augenlinse dreidimensional ausgewertet wird. Bei dieser Lösung wird allerdings jedes neu registrierte Streubild mit einem Satz von bereits aufgenommenen Streubildern, die einer Kataraktstufe zugeordnet worden, verglichen und dann in den entsprechenden Kataraktgrad eingeordnet.

Für eine Bestimmung der Kataraktdichte sind allerdings nicht nur die Aufnahmen nach dem Scheimpflug-Prinzip verwendbar. Dies wurde von A. L. Wong herausgefunden und in [4] dokumentiert. In diesem Artikel wurden Untersuchungen zur Kataraktdichte mit Hilfe der optischen Kohärenz-Tomographie (OCT) durchgeführt und es hat sich gezeigt, dass die ermittelten Daten vergleichbar sind mit den nach dem Klassifikationswerkzeug „LOCS III“ bestimmten Katarakt-Graden.

Während bei der Phakoemulsifikation die Eröffnung der Vorderfläche des Kapselsackes und die Fragmentierung der Linse vom Operateur manuell vorgenommen wird, erfolgt dies bei der als Laser-Phako bezeichneten Methode mit Hilfe eines Femtosekundenlasers (kurz: fs-Laser). Bei exakter Dosierung der Laserenergie kann während der darauf folgenden Phakoemulsifikation häufig auf den Einsatz von Ultraschallsonden völlig verzichtet werden.

Die Vorteile der Femtosekundenlaser-Kataraktoperation sind in der wesentlich präziseren Schnittführung und vor allem der schonenderen Fragmentierung der Augenlinse zu sehen. Nicht zuletzt wird dadurch unter anderem auch die empfindliche innere Schicht der Hornhaut, das Endothel geschont.

Nach dem Stand der Technik auf diesem Gebiet sind keine Lösungen bekannt, die eine (automatische) Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten für einen chirurgischen Eingriff ermöglichen.

Obwohl folgende Aspekte vor allem bei der optischen Bewertung der Katarakt-Grade der Augenlinse eine wachsende Bedeutung haben, wurden diese bisher überhaupt noch nicht in Betracht gezogen:

- unterschiedliche Härtegrade von Kern zum Kortex der Augenlinse,
- Abhängigkeit Härtegrade von der verwendeten Wellenlänge und
- Abhängigkeit Härtegrade von den detektierten Streuwinkeln.

Literatur:

- [1] L. T. Chylack, et. al.; "Lens Opacities Classification System LOCS III", Arch Ophthalmol, Vol. 111, June 1993, 831-836
- [2] J. Belikova, et al; "Correlation of Age-Related Cataract Density Graded by the Scheimpflug Imaging System with Visual Function and Phacoemulsification Energy"; Coll. Antropol. 37 (2013) Suppl. 1: 25–30
- [3] Nixon DR; "Preoperative cataract grading by Scheimpflug imaging and effect on operative fluidics and phacoemulsification energy"; Journal Of Cataract And Refractive Surgery 2010 Feb; Vol. 36 (2), pp. 242-246
- [4] A. L. Wong, et. al. ; "Quantitative assessment of lens opacities with anterior segment optical coherence tomography", British Journal Of Ophthalmology 2009 Jan; Vol. 93 (1), pp. 61-65,

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde ein Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges zu entwickeln, welches eine einfache und zuverlässige Klassifizierung und die Generierung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermöglichen, wobei die Geometrie als Biometrie des jeweiligen Auges zu berücksichtigen ist. Durch manuelle oder automatische Einstellung der Phako-Behandlungsgeräte soll die Behandlung sicherer und schneller, sowie die Belastung des Patienten minimiert werden.

Diese Aufgabe wird mit dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstel-

lung von Phako-Behandlungsgeräten, dadurch gelöst, dass neben keratometrischen zusätzlich OCT-basierte Messungen realisiert, aus den keratometrischen und den OCT-basierten Messungen für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten ermittelt, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Obwohl das vorgeschlagene Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten vorgesehen ist, soll es gleichermaßen auch zur Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Behandlungsgeräten genutzt werden, die auf fs-Lasern basieren.

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

- Figur 1: eine Pupille mit 18 keratometrischen Messpunkten,
- Figur 2: einen OCT-Scan des gesamten Auges,
- Figur 3: sechs Meridiane für durchzuführende OCT-Scans und
- Figur 4: zu analysierende Segmente der unter verschiedenen Meridianen durchgeführten OCT-Scans.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Klassifizierung einer Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten werden OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt.

Erfindungsgemäß können bei dem Verfahren aus den OCT-basierten Messungen zusätzlich, die für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten ermittelt und zur Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten genutzt werden.

Es ist aber auch möglich, neben OCT-basierten Messungen zusätzlich keratometrische Messungen zu realisieren, aus den OCT-basierten und den keratometrischen Messungen die für eine Phako-Behandlung erforderlichen biometrischen Daten zu ermitteln und aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten zu bestimmen.

Gemäß einer ersten Ausgestaltung erfolgen keratometrische Messungen in mindestens einem, bevorzugt 6 und besonders bevorzugt 18 oder mehr Messpunkten.

Mit der keratometrischen Messung wird die Oberflächenkrümmung der Hornhaut (Kornea) des Auges sowie die Hornhautverläufe bestimmt. Dabei wird ein beleuchtetes Objekt in einem bekannten Abstand aufgestellt und die Reflexion der Hornhaut vermessen, um daraus Rückschlüsse auf die Krümmung der Kornea ableiten zu können. Die Genauigkeit der Ermittlung der Oberflächenkrümmung der Kornea steigt logischer Weise mit der Anzahl der Messpunkte.

Hierzu zeigt die **Figur 1** eine Augenpupille **AP** mit 18 keratometrischen Messpunkten **P_{K1}** bis **P_{K18}**.

Gemäß einer zweiten Ausgestaltung wird für die OCT-basierten Messungen eine Swept-Source-Laserlichtquelle verwendet, die kurzkohärentes Licht mit einer Wellenlänge zwischen 800nm und 1100nm, bevorzugt von 1060nm ausstrahlt. Die OCT-basierten Messungen haben dabei eine axiale Auflösung $< 25\mu\text{m}$ und eine laterale Auflösung $< 100\mu\text{m}$.

Bei der optischen Kohärenztomographie handelt es sich um ein sehr empfindliches und schnelles Verfahren zur interferometrischen Bildgebung, das insbesondere im medizinischen Bereich und in der Grundlagenforschung weite Verbreitung gefunden hat.

Bei der hier verwendeten Swept-Source-Laserlichtquelle handelt es sich um eine spektral durchstimmbare Lichtquelle. Die OCT-basierten Messungen basieren somit auf einem Frequenzdomänen-OCT. Dabei sind zur Erzielung einer geeigneten Messtiefe im Auge und einer nötigen Tiefenauflösung eine axiale OCT-Scantiefe von 2mm bis 2m, insbesondere 60mm in Luft sowie eine spektrale Bandbreite der Strahlquelle zwischen 3nm und 260nm, bevorzugt zwischen 10nm und 100nm und besonders bevorzugt zwischen 20nm und 40nm vorgesehen. Damit kann bei einer ausreichenden Scantiefe über das gesamte Auge und insbesondere die Linse eine Tiefenauflösung von $\leq 25\mu\text{m}$ im Linsengewebe erreicht werden, womit die Substruktur der Linse ausreichend charakterisiert werden kann. Um auch eine angemessene laterale Auflösung der streuenden Partikel in der Katarakt-Linse zu erzielen, ist vorgesehen die Apertur, Fokussierung und laterale Scanauflösung so zu gestalten, dass die laterale Auflösung des OCT Biometers $\leq 100\mu\text{m}$ beträgt. Das ist erfindungsgemäß notwendig, um insbesondere neben der guten lokalen Zuordnung der Streuintensitäten innerhalb des Linsengewebes auch eine ausreichend gute Bewertung der streuenden Strukturen durchführen zu können. Eine weitere Ausgestaltung eines Frequenzdomänen-OCT-Verfahrens kann mit einer breit-

bandigen Lichtquelle, wie z. B. einer Superlumineszenzdiode (SLD) erfolgen, bei dem die Information mittels eines Spektrometers gewonnen wird.

Ein großer technologischer Vorteil der OCT ist die Entkopplung der Tiefenauflösung von der transversalen Auflösung. Dadurch können insbesondere auch bei begrenzten numerischen Aperturen sehr gute axiale Auflösungen erzielt werden. Die auf Rückstreuung und Reflektion basierenden und damit berührungslosen OCT-Messungen ermöglichen somit die Erzeugung mikroskopischer Bilder von lebendem Gewebe (in vivo).

Ein Vorteil der hier verwendeten Swept-Source-Laserlichtquelle ist darin zu sehen, dass die gesamte Augenlänge in nur einem A-Scan erfasst werden kann. Außerdem können mit der Swept-Source-basierten Technologie insbesondere im B-Scan lateral lokal unterschiedlichen Streueigenschaften der Augenlinse aufgelöst werden, die aus unterschiedlichen Katarakt-Graden resultieren und mit deren unterschiedlichen optischen und damit auch mechanischen Eigenschaften korrelieren.

So ist es möglich, durchaus vorhandene Unterschiede der Katarakt-Grade im Kern und Kortex der Augenlinse zu detektieren und als örtliche Verteilung der Katarakt zu bestimmen. Aus dieser örtlichen Verteilung kann dann ein Durchschnittsparameter zur Klassifizierung der Katarakt bestimmt werden.

Um aus den OCT-basierten Messungen die darin enthaltenen biometrischen Daten, wie beispielsweise die Augenlänge zu detektieren, werden bekannte Bildanalyseverfahren verwendet. Dazu zeigt die **Figur 2** einen OCT-Scan des gesamten Auges, in dem die Hornhaut **H**, die Augenlinse **AL** und die Retina **R** deutlich zu erkennen sind.

Die Wahl der genannten Wellenlängen erfolgte vor dem Hintergrund, dass das Gewebe des menschlichen Auges bei längeren Wellenlängen im nah-infraroten Spektralbereich die höchste Transmission zeigt und dadurch selbst die Detekti-

on der vergleichsweise geringen Streueffizienz erlaubt und selbst geringfügige Unterschiede im Streuverhalten mit hoher Auflösung erkennbar sind. Dabei ist die hohe Empfindlichkeit des Swept-Source-basierten OCT-Verfahrens mit ca. 80 - 100 dB sehr hilfreich. Im Unterschied zur erfindungsgemäßen Anordnung nutzen Scheimpflugverfahren die hohen Streukoeffizienten von kurzwelligem sichtbarem Licht mit einer hohen Farbtemperatur. Damit ist insbesondere bei dichteren Katarakten oft eine Überstrahlung im Streubild zu beobachten, wodurch die Auflösung leidet.

Gemäß einer dritten Ausgestaltung erfolgen die OCT-basierten Messungen in Form von B-Scans entlang der optischen Achse, wobei deren Tiefe der gesamten Länge und deren Breite der gesamten Pupille des Auges entsprechen. Dabei werden mindestens 2, bevorzugt 6 und besonders bevorzugt mehr als 10 B-Scans entlang verschiedener Meridiane realisiert.

Die **Figur 3** zeigt hierzu eine Augenpupille **AP** mit sechs Meridiane **M_{S1}** bis **M_{S6}** für durchzuführende OCT-Scans. Obwohl die Meridiane **M_S** für durchzuführende OCT-Scans in der **Figur 3** gleichmäßig verteilt sind, ist dies nicht zwingend erforderlich. Vielmehr ist es auch möglich, die Meridiane insbesondere in Abhängigkeit der detektierten Kataraktverteilungen in interessierenden Bereichen enger zu legen oder OCT-Scans in weiteren Meridianen durchzuführen.

Es ist selbstverständlich, dass die Klassifizierung einer Katarakt eines Auges und damit auch die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten genauer werden, je mehr OCT-basierte Messungen realisiert werden. Insbesondere ist es hierbei auch möglich auf ein neues optisches Tomographieverfahren, die Holoskopie, zurück zu greifen. Die Holoskopie verbindet in der medizinischen Bildgebung die Vorteile von OCT und Holographie.

Während die optische Kohärenztomographie (OCT) seit vielen Jahren in der Medizintechnik etabliert ist, steht die Holoskopie erst am Anfang seiner Einführung. Das Verfahren zur 3D-Bildgebung einer streuenden Probe, insbesondere

zur Bestimmung der räumlichen Streustärkenverteilung $S(x, y, z)$ der Probe ist in der DE 10 2011 018 603 B3 beschrieben.

Das kurzkohärente Licht der Swept-Source-Laserlichtquelle wird entlang der optischen Achse in das menschliche Auge gerichtet und scannend in Querrichtung über die volle Augenpupille von etwa 6 mm geführt.

Erfindungsgemäß wird hierbei nur die Strahlung der Swept-Source-Lichtquelle detektiert, die von den Grenzflächen und aus dem Linsenvolumen direkt zurück gestreut wird. Unter direkt zurück gestreuter Strahlung ist dabei die Strahlung zu verstehen, die mit der Sehachse des Auges einen Winkel von maximal $\pm 10^\circ$ einschließen.

Dieses Winkelbereich von $< \pm 10^\circ$ korreliert gut mit der tatsächlichen anatomischen Symmetrie des menschlichen Auges. Denn in der Regel ist die optische Achse des menschlichen Auges etwa 5° zur Nasenseite geneigt.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung werden die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert, indem eine Bewertung der Helligkeit der einzelnen Strukturen erfolgt.

Die realisierten OCT-Scans zeigen alle Strukturen des betreffenden Auges, wobei jede einzelne Struktur aufgrund spezifischer Brechungsindizes und Gewebedichten andere Reflexions- und Streuungsgrade zeigt.

In diesem Verfahren werden erfindungsgemäß die einzelnen Segmente der OCT-basierten Scans vorrangig hinsichtlich der Verteilung der Helligkeit analysiert, die direkt mit der örtlichen Gewebedichte und dem Kataraktgrad korreliert. Es ist weiterhin vorgesehen die diagnostischen Aussagen zum Härtegrad der Linsen durch eine zusätzliche Bildverarbeitung zu stützen, bei der neben der Helligkeit auch die inneren Strukturmerkmale der streuenden Linse („Architektur

der Katarakt“) klassifiziert werden und dadurch, bzw. zusammen mit der Streuintensität eine Einschätzung des zu erwartenden Härtegrades erfolgt.

Hierzu zeigt die **Figur 4** zu analysierende Segmente der unter verschiedenen Meridianen durchgeführten OCT-Scans. Die Analyse der einzelnen Segmente zeigt im Einzelnen von links nach rechts folgende Ergebnisse:

- Die Luft **L** zeigt bei einem Brechungsindex von $n = 1,0$ kein Streuung/Reflexion.
- Die Hornhaut **H** zeigt als optisches Element des Auges mit einer definierten Gewebedichte und einem höheren Brechungsindex von $n = 1,38$ eine deutliche Streuung/Reflexion.
- Die wässrige Lösung **WL** zeigt durch seinen flüssigen Zustand und einen niedrigeren Brechungsindex von $n = 1,34$ eine deutlich geringere Streuung/Reflexion als die Hornhaut.
- Die Augenlinse **AL** zeigt deutliche Helligkeitsverläufe, der sich aus dem Kataraktgrad und der Opazität der Linse ergeben. Dargestellt sind hier die OCT-basierten Scans der Linse entlang 6 gleichmäßig verteilter Meridiane **M_{S1}** bis **M_{S6}**. Die Linse verfügt in der Regel über Brechungsindizes von $n = 1,39$ bis $n = 1,41$ und unterschiedliche Gewebedichte.

Die verschiedenen Katarakt-Typen werden in Abhängigkeit von deren Helligkeitswerten und/oder Strukturmerkmalen unterschiedlichen Gruppen zugeordnet, für die entsprechende Parameter zur Voreinstellung der Phako-Behandlungsgeräte definiert sind.

Erfindungsgemäß dienen die so ermittelten Helligkeitsverteilungen und/oder die Struktur der Augenlinse dazu, die Katarakt anhand von Vergleichswerten zu klassifizieren. Dies kann beispielsweise in folgende 3 Stufen erfolgen:

- a) weicher Katarakt,
- b) mittlerer Katarakt und
- c) fester Katarakt.

Dies entspricht folgenden Parametern für die Voreinstellungen:

- a) weicher Katarakt - niedrige Parameter für Phakoemulsifikation
- b) mittlerer Katarakt - mittlere Parameter für Phakoemulsifikation
- c) fester Katarakt - hohe Parameter für Phakoemulsifikation

Die Klassifizierung ist hierbei jedoch nicht auf die genannten Stufen beschränkt, sondern kann durchaus auch in mehr als 3 Stufen erfolgen.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung werden aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt, wobei die Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten in Abhängigkeit des für die Phako-Behandlung zu verwendenden Gerätes bzw. der zur Anwendung kommenden Technik (z. B.: Divide and Conquer oder Chop) entsprechend variieren.

Dazu werden OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Ultraschall-Behandlungsgeräten ermittelt.

Die Parameter für die (Ultraschall-) Phakoemulsifikation sind dabei zusätzlich von der Behandlungsmethode, der verwendeten Phako-Nadel (20g/ 21g/22g) und sogar von der Technik des behandelnden Arztes abhängig.

Bei der Phakoemulsifikation wird die Augenlinse mittels einer mit Ultraschall angeregten Kanüle bzw. Nadel zerkleinert und die Trümmer anschließend mittels einer Saugspülvorrichtung abgesaugt. Die wichtigsten Parameter sind neben der Ultraschallenergie die Steuerung des Spül- und Absaugdruckes.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung werden OCT-basierte oder OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Laser-Phako-Behandlungsgeräten ermittelt.

Als Parameter für das Laser-Phako werden im Wesentlichen die Leistungsparameter des fs-Lasers definiert, wie Pulsenergie, Wiederholrate, Punktabstand bzw. Art der Bestrahlungsmuster und Anzahl der Schnittebenen.

Neben der Ultraschall-basierten Phakoemulsifikation gewinnt das auf fs-Lasern basierte Laser-Phako zunehmend an Bedeutung und findet in der Kataraktchirurgie aufgrund des sichereren Schneidens und einer verbesserten Linsen-Fragmentierung, immer breitere Anwendung.

Speziell für die Linsen-Fragmentierung werden die Leistungsparameter des chirurgischen fs-Lasers, wie Pulsenergie und Wiederholrate benötigt, um das Linsengewebe entsprechend seinen optischen Streueigenschaften und dem damit verbundenen Kataraktgrad effektiv und sicher fragmentieren zu können.

Erfindungsgemäß können die OCT-basierten Daten einer vorherigen Diagnose dazu verwendet werden, die Parameter für ein fs-Lasersysteme einzustellen. Verfügt das chirurgische fs-Laser-System über eine integrierte OCT-Bildgebung oder ein Navigation-System, kann zudem die Diagnostik kurz vor der OP, d. h. erst im OP-Saal erfolgen oder auch wiederholt werden.

Gemäß einer weiteren Ausgestaltung können die Parameter für die Voreinstellung des Laser-Phako so gewählt werden, dass das fs-Laser-System zur Unterstützung der nachfolgenden Phakoemulsifikation verwendet wird.

Somit wäre es möglich einen kompletten Workflow auch für fs-lasergestützte Kataraktoperation zu generieren und die Fragmentierung des Augenlinse mit Hilfe der fs-Laser vorzunehmen, um am Ende die richtigen Einstellungen für den Phakoemulsifikation bereits aus dem OCT-basierten Biometriedaten vor der Operation zu generieren. Hierfür können insbesondere die postoperativen diagnostischen Daten des im fs-Laser integrierten OCT-Bildgebungs- bzw. Navigationssystems zur Vorhersage der Einstellung des Phako-Behandlungsgerätes genutzt werden.

Eine spezielle Anpassung der endgültigen Einstellungen für die Phakoemulsifikation bei der fs-lasergestützten Kataraktoperation kann durch die Verwendung von OCT-basierten Daten der Linse nach der Fragmentierung mittels fs-Laser erfolgen.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird ein Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten zur Verfügung gestellt, mit dem neben keratometrischen zusätzlich OCT-basierte Messungen realisiert, aus den keratometrischen und den OCT-basierten Messungen für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten ermittelt, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.

Mit dem vorgeschlagenen Verfahren zur Klassifizierung der Katarakt eines Auges sind eine einfache und zuverlässige Klassifizierung und die Generierung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten möglich,

wobei die Geometrie des jeweiligen Auges berücksichtigt wird. Durch manuelle oder automatische Einstellung der Phako-Behandlungsgeräte wird die Behandlung sicherer und die Belastung des Patienten geringer.

Ein Vorteil des Verfahren ist darin zu sehen, dass es sowohl für Klassifizierung der Katarakt eines Auges zur Generierung von Parametern zur Voreinstellung von Ultraschallbasierten als auch Laser-basierten Phako-Behandlungsgeräten geeignet ist.

Das vorgeschlagene Verfahren sieht die Berücksichtigung sowohl der biometrischen Daten, insbesondere der Augenlänge als auch der klassifizierten Katarakt-Daten vor.

Bei den Laser-basierten Phako-Behandlungsgeräten ist der Vorteil für den Patienten darin zu sehen, dass die Laserparameter (Pulsenergie, Repetitionsrate, Punktabstand) sowie Anzahl der Schnittebenen, Muster sowie Musterdichte so bestimmt werden, dass die Operation mit möglichst niedriger Laserleistung bzw. Lichtdosis durchgeführt wird.

Patentansprüche

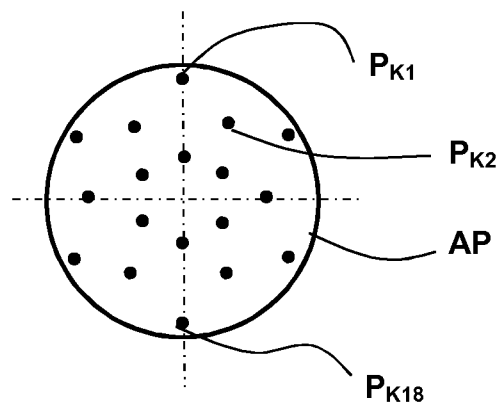
1. Verfahren zur Klassifizierung einer Katarakt eines Auges für die Bestimmung von Parametern zur Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten **gekennzeichnet dadurch**, dass OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass OCT-basierte Messungen realisiert, aus den OCT-basierten Messungen für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten ermittelt, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass neben OCT-basierten Messungen zusätzlich keratometrische Messungen realisiert, aus den keratometrischen und den OCT-basierten Messungen für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten ermittelt, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus den biometrischen Daten, der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.

4. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass keratometrische Messungen in mindestens einem, bevorzugt 6 und besonders bevorzugt 18 oder mehr Punkten erfolgen.
5. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Messungen auf einer Swept-Source-Laserlichtquelle basieren.
6. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die Swept-Source-Laserlichtquelle kurzkohärentes Licht mit einer Wellenlänge zwischen 800nm und 1100nm, bevorzugt von 1060nm ausstrahlt.
7. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass die Swept-Source-Laserlichtquelle eine spektrale Bandbreite zwischen 3nm und 260nm, bevorzugt zwischen 10nm und 100nm und besonders bevorzugt zwischen 20nm und 40nm aufweist.
8. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die Bestimmung der für eine Phako-Behandlung erforderliche biometrische Daten aus den OCT-basierten Messungen mit einer axialen Auflösung $< 25 \mu\text{m}$ und die laterale Auflösung $< 100 \mu\text{m}$ erfolgt.
9. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Messungen in Form von B-Scans entlang der optischen Achse erfolgen, wobei deren Tiefe der gesamten Länge und deren Breite der gesamten Pupille des Auges entsprechen.
10. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass für die OCT-basierten Messungen mindestens 2, bevorzugt 6 und besonders bevorzugt mehr als 10 B-Scans entlang verschiedener Meridiane realisiert werden.
11. Verfahren nach Anspruch 6, gekennzeichnet dadurch, dass bei den OCT-basierten Messungen nur die von den Grenzflächen reflektierte Strahlungs-

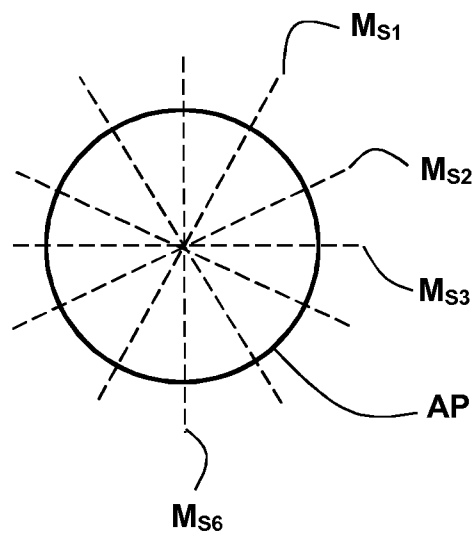
anteile detektiert werden, die mit der Sehachse des Auges einen Winkel von maximal $\pm 10^\circ$ einschließen.

12. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert werden indem eine Bewertung der Helligkeit der einzelnen Strukturen erfolgt.
13. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die so ermittelte Helligkeitsverteilung der Struktur der Augenlinse dazu dient, die Katarakt anhand von Vergleichswerten zu klassifizieren.
14. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die Klassifizierung der Katarakt beispielsweise in folgende 3 Stufen erfolgt:
 - a) weicher Katarakt,
 - b) mittlerer Katarakt und
 - c) fester Katarakt.
15. Verfahren nach Anspruch 13, gekennzeichnet dadurch, dass die Klassifizierung der Katarakt in mehr als 3 Stufen erfolgt.
16. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bildtechnisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Phako-Ultraschall-Behandlungsgeräten ermittelt werden.
17. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die Parameter für die Phakoemulsifikation zusätzlich von der Behandlungsmethode, der verwendeten Phako-Nadel und sogar von der Technik des behandelnden Arztes abhängig sind.

18. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass OCT-basierte Messungen realisiert, die OCT-basierten Scans bild-technisch analysiert und die örtliche Verteilung der Katarakt bestimmt, anhand von Vergleichswerten die Katarakt klassifiziert und aus der örtlichen Verteilung und der Klassifizierung der Katarakt Parameter für die Voreinstellung von Laser-Phako-Behandlungsgeräten ermittelt werden.
19. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass als Parameter für das Laser-Phako im Wesentlichen die Leistungsparameter des fs-Lasers definiert werden, wie Pulsenergie, Wiederholrate, Punktabstand bzw. Art der Bestrahlungsmuster und Anzahl der Schnittebenen.
20. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die Parameter für die Voreinstellung des Laser-Phako so gewählt werden, dass das fs-Laser-System zur Unterstützung der nachfolgenden Phakoemulsifikation verwendet wird.



Figur 1



Figur 3

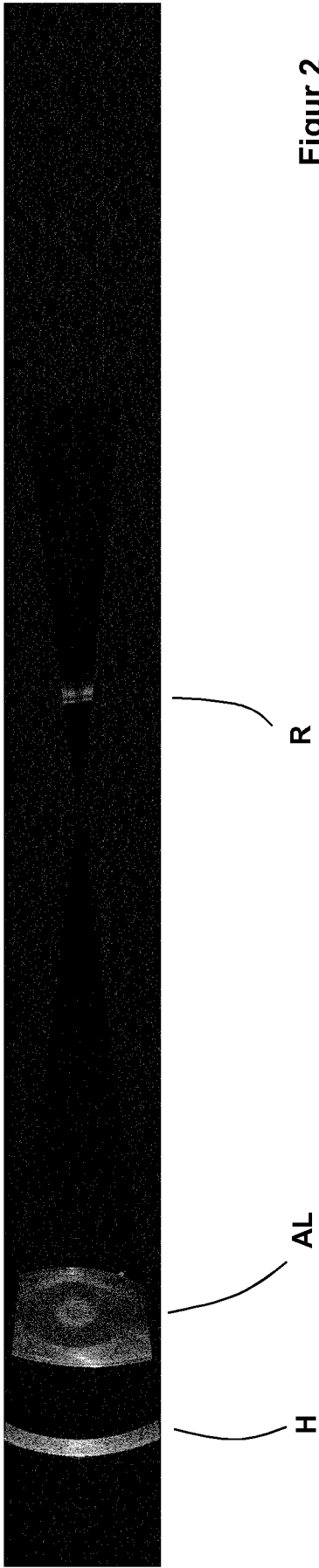


Figure 2

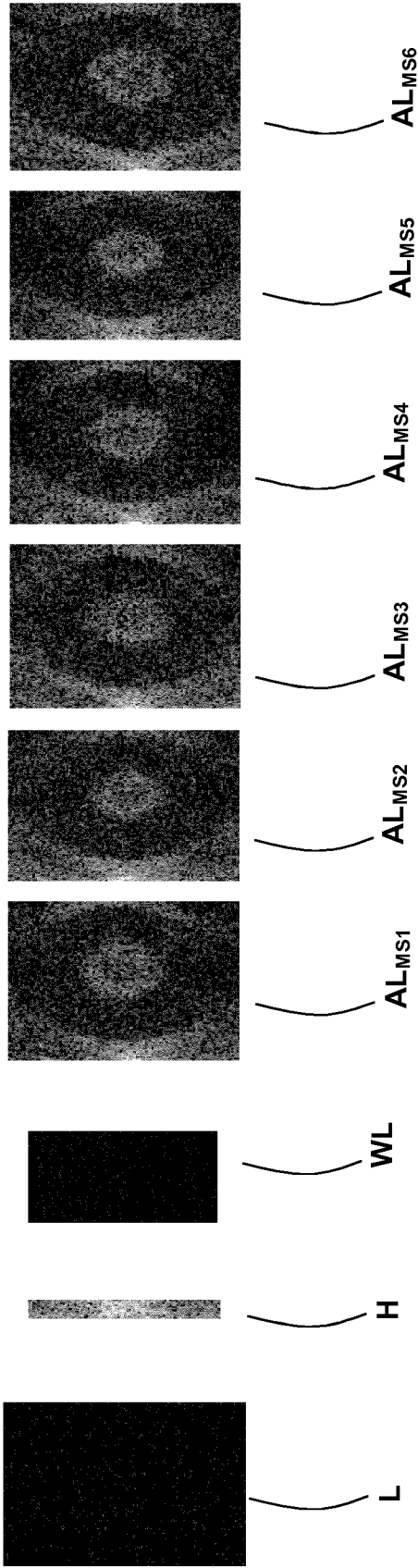


Figure 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/066039

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B3/13

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, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 8 360 577 B2 (NIXON DONALD RAY [CA]) 29 January 2013 (2013-01-29) cited in the application column 5; figure 1	1-20
Y	US 2013/226072 A1 (KRAUS MARTIN [DE] ET AL) 29 August 2013 (2013-08-29) paragraph [0016]; figure 7	1-20
A	AU 2015 203 440 A1 (ALCON RES LTD) 16 July 2015 (2015-07-16) figure 3	1-20
A	EP 1 835 872 A1 (ALCON INC [CH]) 26 September 2007 (2007-09-26) paragraph [0018]; figure 1	1-20
	----- -/-	



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 application or patent 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

14 November 2016

Date of mailing of the international search report

24/11/2016

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

Fischer, Martin

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/066039

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 1 731 086 A2 (OCULUS OPTIKGERAETE GMBH [DE]) 13 December 2006 (2006-12-13) paragraphs [0022], [0023] -----	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/066039

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 8360577	B2	29-01-2013	US 2010118266 A1 13-05-2010 WO 2010052576 A1 14-05-2010
US 2013226072	A1	29-08-2013	DE 102010047011 A1 05-04-2012 EP 2621424 A1 07-08-2013 JP 5918245 B2 18-05-2016 JP 2013540511 A 07-11-2013 US 2013226072 A1 29-08-2013 WO 2012041289 A1 05-04-2012
AU 2015203440	A1	16-07-2015	NONE
EP 1835872	A1	26-09-2007	AT 402683 T 15-08-2008 AU 2005311984 A1 08-06-2006 AU 2010227093 A1 04-11-2010 BR PI0518665 A2 02-12-2008 CA 2589217 A1 08-06-2006 CY 1108434 T1 09-04-2014 DK 1835872 T3 27-10-2008 EP 1835872 A1 26-09-2007 ES 2311246 T3 01-02-2009 PT 1835872 E 04-11-2008 SI 1835872 T1 31-12-2008 US 2006114175 A1 01-06-2006 US 2015238358 A1 27-08-2015 WO 2006060423 A1 08-06-2006
EP 1731086	A2	13-12-2006	BR PI0602162 A 21-02-2007 DE 102005026371 A1 14-12-2006 EP 1731086 A2 13-12-2006 JP 5026741 B2 19-09-2012 JP 2006341094 A 21-12-2006 US 2006274269 A1 07-12-2006

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B3/13
ADD.

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

B. RECHERCHIERTE 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, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	US 8 360 577 B2 (NIXON DONALD RAY [CA]) 29. Januar 2013 (2013-01-29) in der Anmeldung erwähnt Spalte 5; Abbildung 1	1-20
Y	US 2013/226072 A1 (KRAUS MARTIN [DE] ET AL) 29. August 2013 (2013-08-29) Absatz [0016]; Abbildung 7	1-20
A	AU 2015 203 440 A1 (ALCON RES LTD) 16. Juli 2015 (2015-07-16) Abbildung 3	1-20
A	EP 1 835 872 A1 (ALCON INC [CH]) 26. September 2007 (2007-09-26) Absatz [0018]; Abbildung 1	1-20
	----- -/-	



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

14. November 2016

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

24/11/2016

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

Fischer, Martin

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP 1 731 086 A2 (OCULUS OPTIKGERAETE GMBH [DE]) 13. Dezember 2006 (2006-12-13) Absätze [0022], [0023] -----	1-20

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/066039

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 8360577	B2	29-01-2013	US 2010118266 A1 13-05-2010
			WO 2010052576 A1 14-05-2010
US 2013226072	A1	29-08-2013	DE 102010047011 A1 05-04-2012
			EP 2621424 A1 07-08-2013
			JP 5918245 B2 18-05-2016
			JP 2013540511 A 07-11-2013
			US 2013226072 A1 29-08-2013
			WO 2012041289 A1 05-04-2012
AU 2015203440	A1	16-07-2015	KEINE
EP 1835872	A1	26-09-2007	AT 402683 T 15-08-2008
			AU 2005311984 A1 08-06-2006
			AU 2010227093 A1 04-11-2010
			BR PI0518665 A2 02-12-2008
			CA 2589217 A1 08-06-2006
			CY 1108434 T1 09-04-2014
			DK 1835872 T3 27-10-2008
			EP 1835872 A1 26-09-2007
			ES 2311246 T3 01-02-2009
			PT 1835872 E 04-11-2008
			SI 1835872 T1 31-12-2008
			US 2006114175 A1 01-06-2006
			US 2015238358 A1 27-08-2015
			WO 2006060423 A1 08-06-2006
EP 1731086	A2	13-12-2006	BR PI0602162 A 21-02-2007
			DE 102005026371 A1 14-12-2006
			EP 1731086 A2 13-12-2006
			JP 5026741 B2 19-09-2012
			JP 2006341094 A 21-12-2006
			US 2006274269 A1 07-12-2006