

(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 2017/016835 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/10 (2006.01) *A61B 3/107* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2016/066041
- (22) Internationales Anmeldedatum:
6. Juli 2016 (06.07.2016)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2015 009 642.7 24. Juli 2015 (24.07.2015) DE
- (71) Anmelder: **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE];
Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).
- (72) Erfinder: **DICK, Manfred**; Birkenweg 9, 07926 Gefell
(DE). **BAJRAMOVIC, Ferid**; Tatzendpromenade 39,
07745 Jena (DE). **CHEN, Wei-Jun**; In den Halben Äckern
55, 07751 Jena (DE). **BÜHREN, Tobias**; Marienplatz 3,
99441 Magdala (DE). **REICH, Matthias**; Eduard-
Rosenthal-Strasse 5, 07749 Jena (DE). **MEISSNER, Jörg**;
Am Geissberg 1, 07749 Jena (DE). **KÜHNER, Martin**;
Büttelbaum 72, 07639 Bad Klosterlausnitz (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)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

(54) Title: METHOD FOR DETERMINING THE TOPOGRAPHY OF THE CORNEA OF AN EYE

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DER TOPOGRAFIE DER KORNEA EINES AUGES

(57) Abstract: The present invention relates to a method for determining the topography of the cornea of an eye on the basis of an optical, contactless data capture. In the method for determining the topography of the cornea of an eye according to the invention, which is based on a deflectometric method, the deflectometric measurements are carried out with the aid of a keratometric method by virtue of additional OCT-based scans being realized at the keratometric measurement points, wherein the two measurement systems are registered to one another and both the keratometric and the OCT-based measurement values are recorded and used for mutual calibration in order to determine and output the topographic data. The proposed method serves to determine the topography of the cornea of an eye. It is necessary to ascertain the topography in order to be able to draw conclusions about possible pathological changes. Moreover, the exact measurement of the corneal topography is of great importance for correcting refractive errors.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges, basierend auf einer optischen, berührungslosen Datenerfassung. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges basierend auf einem deflektometrischen Verfahren, erfolgt die deflektometrischen Messungen mit Hilfe eines keratometrischen Verfahrens, indem in den keratometrischen Messpunkten zusätzlich OCT-basierte Scans realisiert werden, wobei die beiden Messsysteme zueinander registriert sind und sowohl die keratometrischen als auch die OCT-basierten Messwerte aufgenommen und zur gegenseitigen Kalibrierung verwendet werden, um daraus die topografischen Daten zu berechnen und auszugeben. Das vorgeschlagene Verfahren dient der Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges. Die Ermittlung der Topografie ist erforderlich, um Rückschlüsse auf mögliche krankhafte Veränderungen treffen zu können. Zudem ist die exakte Vermessung der Hornhauttopografie für die Korrektur von Refraktionsfehlern von großer Bedeutung.

WO 2017/016835 A1

Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges, basierend auf einer optischen, berührungslosen Datenerfassung.

Bei der Hornhauttopografie am Auge handelt es sich um eine mikrometergenaue Untersuchungsmethode der Hornhaut, bei der von der Oberfläche der Hornhaut eine Art Landkarte erstellt wird. Der Augenarzt misst das Ausmaß der Krümmung der Hornhaut an tausenden Einzelpunkten. Die Hornhauttopografie am Auge ermöglicht eine exakte Abbildung der Wölbung der Hornhaut. Auf Grundlage dieser Ergebnisse kann der Augenarzt mögliche krankhafte Veränderungen feststellen. Auch für die Korrektur von Refraktionsfehlern ist die exakte Vermessung durch die Hornhauttopografie am Auge von großer Bedeutung.

Im Hinblick auf die neuere Anwendungen, wie beispielsweise:

- die Katarakt-Chirurgie,
- der IOL Linsen Berechnung,
- der Kontaktlinsenanpassung und
- der Refraktiven Laserchirurgie,

kommen auf die Topografieverfahren besondere Herausforderungen hinsichtlich der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen zu, die es erforderlich machen entweder die traditionellen Topografieverfahren zu verbessern oder neue Verfahren zu entwickeln.

Die aktuell bekannten Topografieverfahren basieren auf speziell angepassten Verfahren der Deflektometrie, Streifenprojektion und Triangulation. So können mit einem Keratometer oder auch Ophthalmometer die Hornhautradien bis auf ca. $\pm 0,05$ mm genau bestimmt werden.

Unter dem Begriff Deflektometrie ist die berührungsfreie Erfassung bzw. Vermessung spiegelnder Oberflächen zu verstehen, bei der Techniken aus der Fotometrie bzw. Radiometrie, der Fotogrammetrie, des Laserscannings oder der Laserentfernungsmessung zum Einsatz kommen.

Das Keratometer ist ein Instrument zur Messung der Oberflächenkrümmung der Hornhaut (lat. Kornea) des Auges sowie zur Bestimmung der Hornhautverläufe. 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.

Zwei weitere traditionelle Topographieverfahren basieren auf der Projektion eines Placidoring-Systems bzw. auf der Verwendung einer Scheimpflug-Kamera.

Bei dem Placidoring-basierten Verfahren wird ein System von sich abwechselnden schwarzen und hellen Ringen mit regelmäßigen Abständen auf die Hornhautvorderfläche des Patienten projiziert. Durch Auswertung der Reflexion des Ringsystems auf der Hornhaut kann die Hornhautvorderfläche bildlich rekonstruiert und deren Krümmung ermittelt werden.

Im Gegensatz dazu werden bei dem Scheimpflug-basierte Verfahren mit der Kamera Aufnahmen aus verschiedenen Blickrichtungen aufgenommen und daraus die Form der Hornhautvorder- und -rückfläche ermittelt.

Mit diesen beiden Topografiegeräten können Höhendaten mit einer Genauigkeit von ca. 1 μm erhoben werden.

Zu den neueren Topographieverfahren zählt die optische Kurzkohärenztomografie (optical coherence tomography, kurz: OCT), die aktuell eine Tiefenauflösung im Bereich von ca. 10 μm Bereich erlaubt, die in Zukunft in den Genauigkeitsbereich weniger μm gesteigert werden kann. Allerdings sind diese Systeme im Vergleich zu den traditionellen Topographieverfahren sehr kostenintensiv.

Das Grundprinzip des OCT-Verfahrens basiert auf der Weißlicht-Interferometrie und vergleicht die Laufzeit eines Signals mit Hilfe eines Interferometers (meist Michelson-Interferometer). Dabei wird der Arm mit bekannter optischer Weglänge (= Referenzarm) als 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, analog zur Ultraschalltechnik transversal in einer oder zwei Richtungen geführt, womit sich ein flächiger B-Scan oder ein dreidimensionales Tomogramm (C-Scan) aufnehmen lässt. Beispielsweise wird für einen aus 100 einzelnen A-scans bestehenden B-scan eine Sekunde Messzeit benötigt.

Die Messauflösung des OCT-Verfahrens wird durch die sogenannte Kohärenzlänge der eingesetzten Lichtquelle bestimmt und liegt typischerweise bei etwa 15µm. Aufgrund seiner besonderen Eignung zur Untersuchung optisch transparenter Medien ist das Verfahren in der Ophthalmologie weit verbreitet.

Bei den in der Ophthalmologie verwendeten OCT-Verfahren haben sich zwei verschiedene Typen durchgesetzt. Zur Bestimmung der Messwerte wird beim ersten Typ der Referenzarm in der Länge verändert und kontinuierlich die Intensität der Interferenz gemessen, ohne dass dabei das Spektrum berücksichtigt wird. Dieses Verfahren wird als „Time Domain“-Verfahren bezeichnet. Bei dem anderen, als „Frequency Domain“ bezeichneten Verfahren, wird hingegen zur Bestimmung der Messwerte das Spektrum berücksichtigt und die Interferenz der einzelnen spektralen Komponenten erfasst. Deshalb spricht man einerseits vom Signal in der Zeitdomäne (Time Domain) und andererseits vom Signal in der Frequenzdomäne (Frequency Domain).

Aktuell sind im Stand der Technik bereits verschiedene Arbeiten bekannt geworden, die OCT Daten zur Ermittlung der Topographie der Kornea des Auges verwenden und diese mit den konventionellen Verfahren vergleichen.

In US 8770753 B2 werden vielfältige radiale und zirkulare OCT-Scanmuster zentriert zur Kornea und auch des vorderen Augenabschnittes angegeben, um mit diesen Daten u. a. die Topographie und Pachymetrie der Kornea zu bestimmen.

Generell wird seit langem in der Forschung die Analyse von Daten der Kornea (Vorder- so wie Rückfläche) auf Basis von OCT-Verfahren untersucht, wobei sich verschiedene Herausforderungen immer noch stellen:

1. OCT-Imaging hat meist eine angemessene axiale Tiefenauflösung, aber eine begrenzte laterale Auflösung. Dies resultiert häufig aus einer mangelhaften Abbildung der kornealen Oberfläche.
2. Die räumlichen Positionen auf der Kornea, in denen Informationen vom OCT-Scan vorliegen, hängen vom Design der Scan-Muster ab. So ist es wünschenswert, dass dichter liegende Scans über kritischen Arealen der Kornea erzeugt werden und dafür weniger Scans in den eher kontinuierlich verlaufenden Bereichen nötig sind.
3. Um eine genaue Topografie der Kornea ermitteln zu können, ist eine wiederholbare und genaue Kontrolle und Steuerung der Scanner nötig.
4. Um im Zeitbereich eine genaue Synchronisation zwischen den OCT-Scandaten und der Dynamik der Augenfixation bzw. Augenbewegung zu haben ist ein zusätzlicher, schneller Eye-Tracker erforderlich.
5. Alternativ wäre zur Lösung des Problems unter 4. ein „ultra highspeed“ OCT-Scanning erforderlich, welches den kompletten Datensatz im ms Bereich analog zu den Kamerasystemen erheben kann. Nur dann würde Augenbewegung keine Rolle spielen. Solche Scann-Systeme stehen aktuell nicht zur Verfügung.

6. Als weitere alternative Lösung zu 4. könnte eine robuste und genaue Bewegungsdetektion aus den OCT-Daten selbst ermittelt werden, um die resultierenden Topografiedaten entsprechend der Bewegungen zu korrigieren.

In [1] werden von Sergio Ortiz u. a. korneale Topografiedaten mit Hilfe eines spektral- Domänen-OCT (sOCT) erhoben. Dabei werden Verzeichnungen aufgrund der OCT-Scangemetrie kompensiert und die Probleme der Augenbewegung während der Scanzeit diskutiert. Die anhand von Testobjekten und ersten Patientendaten erhobenen OCT-Topografiedaten werden mit Placido-Daten und Scheimpflugdaten der konventionellen Topografie der Kornea verglichen und Auswertungen vorgestellt. Es wird in Aussicht gestellt, dass OCT-Topografie machbar ist, dafür jedoch noch einige Probleme zu lösen sind.

Von Karol Karnowski, u. a. werden in [2] innerhalb einer klinischen Studie OCT-Topografiedaten mit swept source OCT erhoben und untersucht. Durch die hohe Geschwindigkeit der ss-OCT-Methode konnte innerhalb einer Zeitspanne $< 0,25$ s bereits ein dichtes Datennetz zur Kornea-Topografie erhoben und mit den konventionellen Placido- und Scheimpflugdaten zur Topografie verglichen werden. Die für die Erhebung von Höhendaten der Kornea wichtige axiale Auflösung des ss-OCT Systems betrug nur $20\mu\text{m}$. Wenn man bedenkt, dass bei einer refraktiven Korrektur der Kornea mittels LASIK bei einer optischen Zone von 5,5mm zentral nur ca. $10\mu\text{m}$ Gewebe für eine Dioptrie Korrektur abgetragen werden, könnte man hiermit nur eine Genauigkeit von 2 D erzielen, was nicht akzeptabel ist und die aktuellen Limitationen aufzeigt.

In [3] wird u.a. auf die Vorteile der Anwendung einer OCT-basierten Topografie im Vergleich zur konventionellen Keratometrie und Topografie hingewiesen. Dabei ist die vollständige Darstellung der Kornea insbesondere bei z.B. durch eine refraktive Laserchirurgie veränderte Kornea mittels OCT als sehr wichtig zu bewerten. Um das Problem der Augenbewegungsartefakte beim vergleichs-

weise langsamen OCT beherrschen zu können, werden optimierte Scanstrategien angegeben, die eine verbesserte Auswertung der Scandaten gestatten. Durch Korrekturverfahren bzgl. der optischen Verzeichnungen des OCT konnte man eine Korrelation der damit erhobenen Topografiedaten von 0,1 $\pm$ 0,53 D im Vergleich mit der simulierten Keratometrie aus Topografiedaten erzielen.

Die Kombination von Placido-Topografiedaten mit Biometriedaten, die mittels OCT zur Augenlänge erhoben wurde, werden von T. Oltrup, u. a. in [4] diskutiert. Dabei will man neue Möglichkeiten zur Berechnung intraokularer Kunstlinsen (IOL) erschließen. Die Topografiedaten werden hier konventionell ermittelt, und zur Augenlängenmessung verwendet man beim IOLMaster 500 einen A-Scan.

Im Stand der Technik ist zu erkennen, dass man versucht, OCT-Verfahren auch zur Erhebung von Topografiedaten der Kornea zu verwenden. Dabei sind aufgrund gegebener Scangeometrien beim OCT-Korrekturverfahren notwendig, um die reale korneale Topografie angeben zu können. Durch Messungen an einem Referenzobjekt konnte man die Gültigkeit der Korrektur für eine Kugelform prinzipiell bewerten und zeigen ([2]).

Gegenüber den konventionellen Verfahren der Keratometrie und Placido-Topografie, die mit einer Belichtung des Kamerachips einen Datensatz ohne störende Augenbewegungen erheben können, ist die verhältnismäßig lange Scanzeit der OCT-Verfahren nachteilig und erfordert weitere Korrekturprozeduren.

Die axiale Auflösung der OCT-Verfahren ist durch die spektrale Scanbreite der Laserquelle begrenzt. Beim hochauflösenden OCT mit ca. 50nm kann man ca. 5-6 μ m erzielen, mit dem ultrahochauflösenden OCT z.B. auf der Basis von aufwendigen fs-Lasern können mit ca. 100nm ca. 1-3 μ m erreicht werden.

Ein Mangel im Stand der Technik ist, dass man mit aktuell verfügbaren, kostengünstigen OCT-Systemen noch keine zuverlässigen Topografiedaten der Kor-

nea zur Verfügung stellen kann. Neben der Auflösung und Reproduzierbarkeit ist die lange Scanzeit in Verbindung mit der Augenbewegung eine aktuell nur mit zusätzlichen Eyetrackern prinzipiell beherrschbares Problem.

Kombinationsgeräte mit einer Placidoring-Projektion und einem OCT-Gerät würden einen vergleichsweise große Bauform erfordern, wobei die Placidoscheibe insbesondere die Sicht des Bedieners auf das Patientenaugen versperert und zu zeitaufwendigeren Abläufen führt. Wenn ein großer Durchmesser bei der Topografie von bis zu ca. 16mm bis in den Bereich der Sklera erreicht werden soll, würde der Placidoprojektor entsprechend größere Dimensionen beanspruchen und das Handling weiterhin erschweren bzw. das optische Design ist sehr eingeschränkt umzusetzen.

Ein weiterer Nachteil der konventionellen Placidotopografie und auch der Keratometrie ist das Fehlen von Messdaten in der zentralen optischen Zone von ca. 2mm - 0,8mm Durchmesser, da man diese für die Datenaufnahme mit der Messkamera benutzt.

Weiterhin führt ein Tränenfilmaufriss während deflektometrischen Aufnahmen zu einer inneren Verzerrung des Messpunktes auf der Kamera und erschwert die Schwerpunktfindung und mindert die Messgenauigkeit.

Der neue IOLMaster® 700 von Zeiss [5] erhebt zur Messung der biometrischen axialen Abstände im Auge bereits B-Scans und damit auch ein Datennetz zur Oberflächentopografie der Kornea. Dieses System, bei dem eine visuelle Überprüfung der gewonnenen Biometriedaten anhand von OCT-Bilder stattfindet, zeichnet sich durch bessere Refraktionsergebnisse bei einer hohen Wiederholbarkeit und einer klinischen Datenbank-Anbindung aus. Außerdem ist mit einer vergleichsweise geringen Standardabweichung der Reproduzierbarkeit die Erhebung der OCT-Daten möglich. Mit diesem System sind folgende Messgenauigkeiten erreichbar:

- zentrale Hornhautdicke: $\pm 2\mu\text{m}$,
- Vorderkammertiefe: $\pm 11\mu\text{m}$.

Allerdings treffen auf dieses System mit einer vergleichsweise langsamen Scanrate genannter aktueller Nachteile zu.

Literatur:

- [1] Ortiz, Sergio, u. a.; "Corneal topography from spectral optical coherence tomography (sOCT)", Biomedical Optical Express, Vol.2, No. 12, 2011, 3232-3247
- [2] Karnowski, Karol, u. a.; „Corneal topography with high-speed swept source OCT in clinical examination“, Biomedical Optical Express, Vol.2, No.9, 2011, 2709-2720
- [3] Izatt, Joseph A., u. a.; "Expanding the use of OCT"; Optics & Photonics News, April 2014, 34-41
- [4] Oltrup, T., u. a.; "Placido-Hornhauttopografie kombiniert mit optischer Biometrie – erste Ergebnisse"; Klinische Monatsblätter der Augenheilkunde 2013; 230, 519-523
- [5] IOLMaster® 700 von Zeiss, DE_32_010_0009II Gedruckt in Deutschland CZ-I/2015; © Carl Zeiss Meditec AG, 2014.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde ein Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges zu entwickeln, welches den wachsenden Anforderungen hinsichtlich Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messdaten erfüllt und dabei eine quantitative Bewertung der Messdaten erlaubt. Weiterhin wäre es von Vorteil, wenn mit dem Verfahren Messdaten

auch außerhalb des optisch relevanten Durchmesserbereich der Kornea von bis 8 mm erhoben werden könnten.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit dem Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges basierend auf einem deflektometrischen Verfahren, dadurch gelöst, dass die deflektometrischen Messungen mit Hilfe eines keratometrischen Verfahrens erfolgen, das in den keratometrischen Messpunkten zusätzlich OCT-basierte Scans realisiert werden, wobei die beiden Messsysteme zueinander registriert sind, dass sowohl die keratometrischen als auch die OCT-basierten Messwerte aufgenommen und zur gegenseitigen Kalibrierung verwendet werden, um daraus die topografischen Daten zu berechnen und auszugeben.

Bevorzugte Weiterbildungen und Ausgestaltungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Das vorgeschlagene Verfahren dient der Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges. Die Ermittlung der Topografie ist erforderlich, um Rückschlüsse auf mögliche krankhafte Veränderungen treffen zu können. Zudem ist die exakte Vermessung der Hornhauttopografie für die Korrektur von Refraktionsfehlern von großer Bedeutung.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges basierend auf einem deflektometrischen Verfahren, erfolgt die deflektometrischen Messungen mit Hilfe eines keratometrischen Verfahrens, indem in den keratometrischen Messpunkten zusätzlich OCT-basierte Scans realisiert werden, wobei die beiden Messsysteme zueinander registriert sind und sowohl die keratometrischen als auch die OCT-basierten Messwerte auf-

genommen und zur gegenseitigen Kalibrierung verwendet werden, um daraus die topografischen Daten zu berechnen und auszugeben.

Als deflektometrische Verfahren sind hierbei Verfahren anzusehen, die sowohl Keratometer als auch Placido-Ring-basierte Topografiesystem nutzen.

Erfindungsgemäß werden dabei während der OCT-basierten Scans mindestens eine, vorzugsweise aber mehrere keratometrische Messungen realisiert, wobei die keratometrischen Messungen jeweils zum Zeitpunkt des OCT-basierten Scans durch einen keratometrischen Messpunkt erfolgen, wobei die beiden Messsysteme zueinander registriert sind.

Insbesondere können hierzu in den OCT-basierten Scans und den keratometrischen Messwerten mit aufgenommene Merkmale des Auges detektiert und zur gegenseitigen Registrierung derart verwendet werden.

Erfindungsgemäß ist es hierbei für eine gegenseitige Kalibrierung erforderlich, dass mindestens ein keratometrischer Messpunkt von mindestens einem OCT-basierten Scan erfasst wird.

Vorzugsweise werden jedoch mehrere und besonders bevorzugt alle keratometrischen Messpunkte durch OCT-basierte Scans erfasst, wodurch die Kalibrierung zuverlässiger und genauer wird.

Besonders vorteilhaft ist hierbei, wenn die OCT-basierten Scans zentriert zum Apex der Kornea verlaufen, da somit vorzugsweise 2 oder mehrere keratometrische Messpunkte erfasst werden. Es können jedoch auch weitere, zu diesen OCT-basierten Scans versetzte Scans vorgesehen sein. Neben linearen können dabei auch kreisförmige Scans verwendet werden.

Die vorgeschlagene Lösung basiert auf einer Kombination zweier unterschiedlicher Messverfahren. Dabei sollen die mittels Keratometrie gewonnenen topo-

grafischen Daten insbesondere auf einer kollimierten Beleuchtung der Kornea und/oder einer Abbildung der Reflexionsbilder mittels telezentrischer Optik beruhen. Insbesondere werden für die keratometrische Messung Belichtungszeiten im ms-Bereich verwendet. Diese sehr kurzen Belichtungszeiten haben den Vorteil, dass die keratometrischen Messungen keinerlei Bewegungsartefakte aufweisen.

Gemäß einer ersten vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden für die keratometrische Messung 6, vorzugsweise 18 und besonders bevorzugt mehr als 18 Messpunkte verwendet.

Gemäß einer zweiten vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden die Muster der OCT-basierten Scans an die Bedürfnisse und örtliche Gegebenheiten individuell angepasst.

Bei der Topografie und Keratometrie existieren hardwaretechnisch fest vorgegebene Messringe oder -punkte in der Lage. Zwar gestatten moderne Topographiesysteme eine Vermessung der Korneaoberfläche mit einem engmaschigen Netz aus Messpunkten, wodurch sich nicht-pathologische und viele pathologische Korneas gut darstellen lassen, solange die Oberfläche nicht zu weit von einer idealen Kugelform abweichen. Aber für extreme Pathologien, wie beispielsweise bei Narben, sind die Abweichungen zu groß. Dadurch kann in den resultierenden Reflektionsbildern das Beleuchtungsmuster an einigen Stellen nicht mehr eindeutig zugeordnet werden. In diesen Bereichen ist daher mit herkömmlichen deflektometrischen Messverfahren keine Bestimmung der Oberfläche möglich.

Im Gegensatz dazu sind OCT-Systeme in der Programmierbarkeit von Scangeometrien sehr flexibel. So können neben Scanmustern zur globalen Vermessung der gesamten kornealen und teilweise skleralen Augenoberfläche auch lokal höher aufgelöste Scanmuster generiert werden, um z. B. in der Umgebung

von Keratometermesspunkten eine erhöhte Vergleichbarkeit und damit Kalibrierfähigkeit der Messdaten zu erreichen.

Da bei einer OCT-Messung die Kornea-Oberfläche punktwise abgetastet werden muss, ergeben sich vergleichsweise lange Messdauern für eine vollständige Charakterisierung. Dies ist hinsichtlich Patientenkomfort und Bewegungseinflüssen nachteilig. Daher erfolgt die Abtastung der Kornea mittels OCT bevorzugt nicht gleichmäßig, sondern angepasst an die Abdeckbereiche einer Deflektometriemessung. Bereiche, in denen die Deflektometriemessung keine auswertbaren Daten liefert, werden mit höherer räumlicher Dichte oder mit mehr Wiederholungen abgetastet. Diese Bereiche betreffen beispielsweise das Zentrum um den Vertex, die Peripherie und Orte mit extremen pathologischen Veränderungen.

Erfindungsgemäß erfolgen die OCT-basierten Scans synchron zur keratometrischen Messung, indem bei jedem Scanmuster, bei dem mindestens ein OCT-basierter Scan durch einen der keratometrischen Messpunkte läuft, eine keratometrische Messung erfolgt.

Dadurch liefern die keratometrischen und die OCT-basierten Messungen zeitlich und örtlich vergleichbare Messwerte, die zur Kalibration beider Messmodalitäten verwendet werden.

In einer Sequenz der Aufnahme von beispielsweise 6 aufeinander folgenden Keratometermessungen ist eine zeitliche Synchronisation derart vorgesehen, dass bei jeder Keratometermessung zeitgleich in je einem Messpunkt auf der Kornea der OCT-Scan an diesem Punkt erfolgt. Damit ist zeitlich und örtlich sichergestellt, dass vergleichbare Messdaten zur Kalibration beider Messmodalitäten verwendet werden. Die damit erhobenen Messdaten können erfindungsgemäß dazu dienen, im Vergleich der beispielsweise korrelierten 6 Messpunkte und der kontinuierlich erhobenen OCT-Daten auch den kontinuierlichen Verlauf der Augenbewegung zu rekonstruieren. Dabei sind Stützstellen zur Augenposi-

tion aus dem Keratometerbild und aus dem OCT-Bild wie beispielsweise der Limbus, die Iris oder die Vorderkammergeometrie vorgesehen.

Entscheidend dabei ist, dass die mit den verschiedensten OCT-Verfahren gewonnenen OCT-Daten vom B-Scan oder anderer Scanprozeduren bei jeder Messung auf Basis von Keratometerdaten kalibriert werden. Zur OCT-basierten Datenerfassung sind neben scannenden Systemen auch OCT-Verfahren mit einem Linien-Detektor oder einem Flächendetektor anwendbar. Dadurch wird die vorhandene kommerzielle OCT-Technologie in die Lage versetzt topografische Daten der Kornea mit einer hohen Zuverlässigkeit und Präzision zu erheben.

Gemäß einer dritten vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens dienen die Messwerte der keratometrischen und der OCT-basierten Messungen dazu, den kontinuierlich Verlauf der Augenbewegung zu rekonstruieren, indem aus dem keratometrischen und dem OCT-basierten Messbild Stützstellen zur Augenposition detektiert und gegeneinander abgeglichen werden.

Eine Korrektur auftretender Augenbewegungen kann erfolgen, indem zeitgleich zum Scannen eine Reihe keratometrischer Aufnahmen gemacht werden, aus denen zu verschiedenen Zeitpunkten die Lage des Kornea-Vertex bestimmt werden kann, so dass für jeden Messpunkt der OCT-basierten Messung dessen Bezug zur optischen Geräteachse detektierbar ist.

Bei lateralen Augenbewegungen ändert sich bei der Keratometer-Messung nur das Zentrum des aus den beispielsweise 6 Punkten bestehenden Reflexionsmusters, nicht aber die Lage der einzelnen Punkte zueinander. Daher ist es auf einfache Weise möglich, die Augenbewegungen anhand einer Reihe von aufeinander folgenden Keratometerbildern zu bestimmen.

Daher wird vorzugsweise während der Abtastung der Kornea durch den OCT-Messstrahl zeitgleich eine Reihe von Keratometrieaufnahmen gemacht. Aufgrund des bekannten zeitlichen Strahlablenkungsverlaufes der OCT-Messung ist für jeden Messpunkt (A-Scan) der Abtastort in Bezug auf die optische Geräteachse bekannt. Zudem kann aus den Keratometrieaufnahmen zu verschiedenen Zeitpunkten die Lage des Kornea -Vertex bestimmt werden. Somit ist eine einfache Detektion und somit auch Korrektur der Augenbewegungen bei der Auswertung der OCT-Messdaten möglich.

Auf eine Art von Eyetracking, wie im Stand der Technik bekannt, kann dadurch verzichtet werden. Da man durch die Synchronisation zeitgleich die gleiche Kornea mit den beiden abbildenden Modalitäten der Deflektometrie und des OCT misst, ist sichergestellt, dass die ermittelten Daten konsistent sind und damit eine vollkommene Übereinstimmung der Topografiedaten vorausgesetzt werden kann.

Gemäß einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens werden aus den keratometrischen und den OCT-basierten Messwerten die Gradienten des Höhenprofils der keratometrischen Messpunkte extrahiert und als Qualitätsmaßstab verwendet, indem bei Abweichungen oberhalb eines vorgegebenen Grenzwertes eine Warnmeldung ausgegeben und die Messung verworfen wird.

Bei der Keratometer-Messung mit dem IOLMaster wird die Kornea beispielsweise mit 6 parallelen Lichtbündeln aus verschiedenen Raumrichtungen beleuchtet. Die entstehenden Reflexe werden über eine telezentrische Optik auf eine Kamera abgebildet und aufgenommen. Die Zentren der 6 Leuchtpunkte im Bild geben die Orte der Kornea an, an denen die Gradienten des kornealen Höhenprofils bestimmte Werte annehmen, die durch deren Bezug zur optischen Messachse des IOLMasters definiert und durch die Einfallsrichtungen der Lichtbündel gegeben sind.

Während der aus einem OCT-basierten Scan ermittelte Gradient die Steigung der Oberfläche entlang der Scanrichtung angibt, entspricht der Gradient aus dem entsprechenden keratometrischen Messpunkt hingegen der maximalen Steigung in diesem Punkt.

Dies bedeutet, dass die Verwendung der Gradienten des Höhenprofils als Qualitätsmaßstab bei torischen Oberflächen nur möglich ist, wenn beispielsweise für radiale OCT-basierte Scans der Winkel zwischen Scanrichtung und den aus den keratometrischen Messwerten extrahierten Gradienten des Höhenprofils berücksichtigt werden. Dies kann auf einfache Weise dadurch erfolgen, dass die Scanmuster an die keratometrische Messung angepasst werden, indem immer entlang der maximalen Steigung gescannt wird.

Aus den Topographiedaten der OCT-Messung lassen sich ebenfalls an den Keratometer-Messorten Gradienten des Höhenprofils extrahieren. Diese müssen sowohl vom Betrag, als auch von der Richtung her übereinstimmen.

Daher können die beiden Messmodi als Qualitätsmaßstab für die Messungen benutzt werden, indem bei Abweichungen oberhalb eines vorgegebenen Grenzwertes eine Warnmeldung an den Bediener ausgegeben und die Messung verworfen wird.

Dabei wird ein definierter Überlapp zwischen Zonen der OCT- und Deflektometriemessung eingehalten, um eine bessere Anbindung der Messdaten zu gewährleisten.

Zur Absicherung der Verwendbarkeit der erhobenen Daten ist vorgesehen, nach der Datenerhebung einen Qualitätscheck zur Fixation einzuführen, der im zugeordneten OCT-Scan der Retina prüft, ob die foveale Grube durch die Fixation getroffen wurde und insbesondere die biometrischen Daten als gültig erklärt werden können.

Einer weitere vorteilhafte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens sieht vor, dass die OCT-basierten Messwerte an die keratometrischen Messwerte angepasst werden, indem in den OCT-basierten Messwerten diejenigen Messpunkte gesucht werden, an denen die Gradienten denen der keratometrischen Messwerte an den Messpunkten entsprechen und die ermittelten OCT-basierten Messpunkte in die Messpunkte der keratometrischen Messung überführt werden.

Dabei wird angenommen, dass die Abweichungen im Wesentlichen durch Augenbewegungen während der OCT-Messung entstehen. In den OCT-Höhen-daten werden diejenigen Orte gesucht, an denen die Gradienten denen der Keratometrie-Messung an den 6 Punkten entsprechen. Dann wird eine Transformation der OCT-Daten derart durchgeführt, dass die ermittelten OCT-Orte in die Orte der Keratometermessung überführt werden, und somit eine Konsistenz hergestellt.

Einer letzten vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechend wird von den OCT-basierten Scans die gesamte vordere Augenoberfläche erfasst.

Dies hat zum einen den Vorteil, dass über den optisch relevanten Durchmesserbereich der Kornea (ca. 8mm) hinaus auch Messdaten bis ca. 16mm Durchmesser erhoben werden können. Dabei ist es möglich OCT-scans in Form eines dichten Netzes nicht nur die gesamte korneale Oberfläche darzustellen, sondern die Scans beispielsweise über den Limbus hinaus auf die Sklera zu erweitern. Die Erfassung der Daten zur skleralen Krümmung erlaubt beispielsweise eine exaktere Kontaktlinsenanpassung.

Weiterhin liefern die OCT-Scans auch die Daten der hinteren kornealen Geometrie, und damit der Pachymetrie, welche für moderne Methoden der Biometrie des Auges immer wichtiger werden.

Zum anderen liefern die OCT-basierten Scans auch Daten zur innersten optischen Zone des Auges von $< 1,5$ mm, die bei den Verfahren der Deflektometrie aufgrund der Detektion der Reflexionsbilder mit einer zentralen Kamera ausgeschlossen werden müssen. Gerade diese realen Daten sind jedoch für das Sehen mit einer Tagespupille am wichtigsten und bekommen erfindungsgemäß nun einen direkten realen Bezug zu Messdaten.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird eine Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges zur Verfügung gestellt, welches auf einer optischen, berührungslosen Datenerfassung basiert und den wachsenden Anforderungen hinsichtlich Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messdaten gerecht wird.

Mit dem vorgeschlagenen Verfahren können sowohl Messdaten über den optisch relevanten Durchmesserbereich der Kornea von ca. 8mm hinaus bis ca. 16mm Durchmesser, als auch der innersten optischen Zone des Auges von $< 1,5$ mm erhoben werden.

Da hier zwei grundsätzlich unterschiedliche Messverfahren kombiniert werden, erhält man eine sehr hohe Absicherung der Messdaten, welche mit einem einzelnen Verfahren nie erreicht werden kann.

Das auf einem keratometrischen Ansatz basierende Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges wird erfindungsgemäß durch ein optisches Verfahren der Kohärenztomografie (OCT) ergänzt.

Dabei ist von Vorteil, dass die OCT Scans, wie bereits erwähnt, keine prinzipielle Begrenzung haben, da nur der Scanwinkelbereich des OCT-Scanners diesen Durchmesser bestimmt, so dass die Gerätedimension vergleichsweise wenig beeinflusst wird. Somit wird erfindungsgemäß eine kalibrierte Erweiterung des Messbereiches der Topografie bis auf einen Durchmesser von ca. 16mm ermöglicht.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bestimmung der Topografie der Kornea eines Auges basierend auf einem deflektometrischen Verfahren, **gekennzeichnet dadurch**, dass die deflektometrischen Messungen mit Hilfe eines keratometrischen Verfahrens erfolgen, das in den keratometrischen Messpunkten zusätzlich OCT-basierte Scans realisiert werden, wobei die beiden Messsysteme zueinander registriert sind, dass sowohl die keratometrischen als auch die OCT-basierten Messwerte aufgenommen und zur gegenseitigen Kalibrierung verwendet werden, um daraus die topografischen Daten zu berechnen und auszugeben.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass während der OCT-basierten Scans mindestens eine, vorzugsweise aber mehrere keratometrische Messungen realisiert werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die keratometrischen Messungen jeweils zum Zeitpunkt des OCT-basierten Scans durch einen keratometrischen Messpunkt erfolgen.
4. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die keratometrische Messung telezentrisch erfolgt, wobei die Messpunkte über eine kollimierte Beleuchtung realisiert werden.
5. Verfahren nach den Ansprüchen 1 und 4, gekennzeichnet dadurch, dass für die keratometrische Messung Belichtungszeiten im ms-Bereich verwendet werden.
6. Verfahren nach Anspruch 5, gekennzeichnet dadurch, dass für die keratometrische Messung 6, vorzugsweise 18 und besonders bevorzugt mehr als 18 Messpunkte verwendet werden.

7. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die für die OCT-basierten Scans verwendeten Muster an die Bedürfnisse und örtliche Gegebenheiten individuell angepasst werden.
8. Verfahren nach den Ansprüchen 1 und 3, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Scans synchron zur keratometrischen Messung erfolgen, indem bei jedem Scanmuster, bei dem mindestens ein OCT-basierter Scan durch einen der keratometrischen Messpunkte läuft, eine keratometrische Messung erfolgt.
9. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die keratometrischen und der OCT-basierten Messungen zeitlich und örtlich vergleichbare Messwerte liefern, die zur Kalibration beider Messmodalitäten verwendet werden.
10. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die Messwerte der keratometrischen und der OCT-basierten Messungen dazu dienen, den kontinuierlich Verlauf der Augenbewegung zu rekonstruieren, indem aus dem keratometrischen und dem OCT-basierten Messbild Stützstellen zur Augenposition detektiert und gegeneinander abgeglichen werden.
11. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass aus den keratometrischen und den OCT-basierten Messwerten die Gradienten des Höhenprofils der keratometrischen Messpunkte extrahiert und als Qualitätsmaßstab verwendet werden, indem bei Abweichungen oberhalb eines vorgegebenen Grenzwertes eine Warnmeldung ausgegeben und die Messung verworfen wird.
12. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Messwerte an die keratometrischen Messwerte angepasst werden, indem in den OCT-basierten Messwerten diejenigen Messpunkte gesucht werden, an denen die Gradienten denen der keratometrischen Mess-

werte an den Messpunkten entsprechen und die ermittelten OCT-basierten Messpunkte in die Messpunkte der keratometrischen Messung überführt werden.

13. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass die OCT-basierten Messwerte bezüglich während des Scannens auftretender Augenbewegungen korrigiert werden können, indem zeitgleich zum Scannen eine Reihe keratometrischer Aufnahmen gemacht werden, aus denen zu verschiedenen Zeitpunkten die Lage des Kornea-Vertex bestimmt werden kann, so dass für jeden Messpunkt der OCT-basierten Messung dessen Bezug zur optischen Geräteachse detektierbar ist.
14. Verfahren nach Anspruch 1, gekennzeichnet dadurch, dass von den OCT-basierten Scans die gesamte vordere Augenoberfläche erfasst wird.
15. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in den OCT-basierten Scans und den keratometrischen Messwerten mit ausgenommene Merkmale des Auges detektiert und zur gegenseitigen Registrierung verwendet werden.
16. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zur OCT-basierten Datenerfassung neben scannenden Systemen auch OCT-Verfahren mit einem Linien-Detektor oder einem Flächendetektor anwendbar sind.
17. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass anstelle eines punktwise die Kornea abtastenden Keratometers auch ein Placido-Ring-basiertes Topographiesystem einsetzbar ist.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/066041

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B3/10 A61B3/107
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.
A	US 2014/049753 A1 (BAJRAMOVIC FERID [DE] ET AL) 20 February 2014 (2014-02-20) paragraphs [0030], [0047] - [0050] figure 7	1-17
A	DE 10 2012 019474 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 3 April 2014 (2014-04-03) paragraphs [0037] - [0040]	1-17



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

21 September 2016

Date of mailing of the international search report

05/10/2016

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

Büchler Costa, Joana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/066041

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014049753 A1	20-02-2014	DE 102012016379 A1 US 2014049753 A1	20-02-2014 20-02-2014
DE 102012019474 A1	03-04-2014	CN 104684458 A DE 102012019474 A1 EP 2900120 A1 JP 2015531276 A US 2015238078 A1 WO 2014049124 A1	03-06-2015 03-04-2014 05-08-2015 02-11-2015 27-08-2015 03-04-2014

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61B3/10 A61B3/107
 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.
A	US 2014/049753 A1 (BAJRAMOVIC FERID [DE] ET AL) 20. Februar 2014 (2014-02-20) Absätze [0030], [0047] - [0050] Abbildung 7	1-17
A	DE 10 2012 019474 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 3. April 2014 (2014-04-03) Absätze [0037] - [0040]	1-17



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

21. September 2016

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

05/10/2016

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

Büchler Costa, Joana

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/066041

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2014049753 A1	20-02-2014	DE 102012016379 A1	20-02-2014
		US 2014049753 A1	20-02-2014

DE 102012019474 A1	03-04-2014	CN 104684458 A	03-06-2015
		DE 102012019474 A1	03-04-2014
		EP 2900120 A1	05-08-2015
		JP 2015531276 A	02-11-2015
		US 2015238078 A1	27-08-2015
		WO 2014049124 A1	03-04-2014
