

(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
15. Oktober 2015 (15.10.2015)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2015/155204 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
G01B 11/24 (2006.01) *A61B 3/107* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2015/057559

(22) Internationales Anmeldedatum:
8. April 2015 (08.04.2015)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2014 207 058.9
11. April 2014 (11.04.2014) DE

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

(72) Erfinder: **CHEN, Wei-Jun**; In den Halben Äckern 55,
07751 Jena (DE). **BAJRAMOVIC, Ferid**;
Tatzendpromenade 39, 07745 Jena (DE). **TROST,**
Michael; Horst-Korber-Weg 7, 07646 Stadtroda (DE).
BÜHREN, Tobias; Marienplatz 3, 99441 Magdala (DE).
WETH, Christopher; Memellandstrasse 36/1, 73431
Aalen (DE). **BERGT, Michael**; Leibnitzallee 16, 99425
Weimar (DE).

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

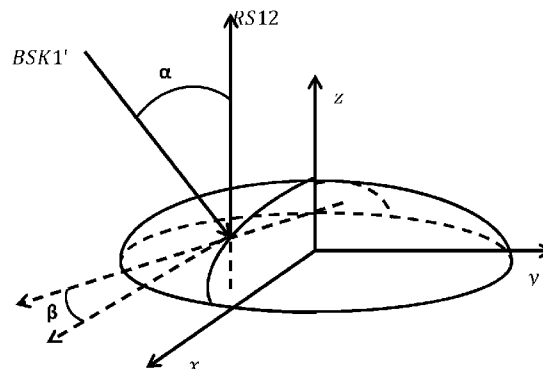
(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW,
BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK,
DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP,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

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR MEASURING AND RECONSTRUCTING CURVED, REFLECTING SURFACES

(54) Bezeichnung : VERFAHREN ZUM MESSEN UND REKONSTRUIEREN GEKRÜMMTER, SPIEGELNDER FLÄCHEN



Figur 3

(57) Abstract: The present invention relates to a method by means of which curved, reflecting surfaces can be measured and reconstructed. The surfaces are thereby optically measured and their structure is reconstructed by means of mathematical algorithms. During the method according to the invention, the curved, reflecting surface is illuminated with collimated beams, the light reflected from this surface is detected and its structure is reconstructed from this by means of mathematical algorithms. In particular, the curved, reflecting surface is illuminated with collimated beams from different, defined directions and/or different, defined angles of incidence, and the reflected light is detected telecentrically. The reconstruction of the curved, reflecting surface takes place by means of a geometric model and a system of differential equations. Although the proposed method is provided in particular for biometry in clinical diagnosis in ophthalmology, it can also be used to measure and reconstruct curved, reflecting surfaces in other technical fields, such as in industrial quality control.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2015/155204 A1

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Veröffentlicht:

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

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren mit dem gekrümmte, spiegelnde Flächen gemessen und rekonstruiert werden können. Dabei werden die Flächen optisch vermessen und deren Struktur mittels mathematischer Algorithmen rekonstruiert. Erfindungsgemäß wird bei dem Verfahren die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit kollimierten Strahlen beleuchtet, das von dieser Fläche reflektierte Licht detektiert und daraus mittels mathematischer Algorithmen deren Struktur rekonstruiert wird. Insbesondere wird die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln beleuchtet und das reflektierte Licht telezentrisch detektiert. Die Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche erfolgt mittels eines geometrischen Modelles und einem Differentialgleichungssystem. Obwohl das vorgeschlagene Verfahren insbesondere zur Biometrie in der klinischen Diagnose der Augenheilkunde vorgesehen ist, kann es auch zum Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen in anderen technischen Gebieten, wie beispielsweise der industriellen Qualitätskontrolle angewendet werden.

Verfahren zum Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren mit dem gekrümmte, spiegelnde Flächen gemessen und rekonstruiert werden können. Dabei werden die gekrümmten, spiegelnden Flächen optisch vermessen und deren Struktur mittels mathematischer Algorithmen rekonstruiert.

Das Messen einer spiegelnden Oberfläche und die anschließende Rekonstruktion deren gleichmäßig gekrümmter Struktur ist für die verschiedensten Anwendungen hinreichend bekannt. Nach dem bekannten Stand der Technik haben sich dabei insbesondere zwei Varianten entwickelt, auf die im Folgenden kurz eingegangen wird.

Die erste Variante basiert auf der Messung der Distanz zwischen Lichtquelle bzw. Sensor und dem jeweiligen Auftreffort auf der gleichmäßig gekrümmten Struktur. Dabei kommen optische Messverfahren zu Anwendung, mit denen die 3D-Struktur der Oberfläche entlang einer Linie oder Kurve oder über ein 2D-Feld mit Hilfe eines Messstrahls abgetastet wird. Die dazu verwendeten, optischen Messverfahren können beispielsweise auf der optischen Kohärenztomographie (kurz: OCT), der Laufzeitmessung (time of flight, kurz: TOF), der Laser Triangulation (kurz: LT), o. ä. basieren. Auf der Grundlage des aus der Distanzmessung resultierenden räumlichen Musters wird mit mathematischen Mitteln wie räumliche Interpolation, Methode der kleinsten Quadrate o. a. ein geometrisches Modell der gleichmäßig gekrümmten Struktur rekonstruiert.

Mess- und Auswerteverfahren zu dieser ersten Variante werden beispielsweise von T. Hellmuth u. a. in [1] und T. Swartz u. a. in [2] beschrieben. Bei den OCT-Verfahren wird kohärentes Licht mit Hilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung an reflektiven und streuenden Proben eingesetzt. Am menschlichen Auge liefern die OCT-Verfahren beim Scan in die Tiefe, aufgrund der an optischen

Grenzflächen auftretenden Änderungen des Brechungsindex und aufgrund von Volumenstreuung, messbare Signale.

Das beispielsweise in US 5,321,501 beschriebene 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, in dem sich die Probe befindet, herangezogen. Die Interferenz der Signale aus beiden Armen ergibt ein Muster, aus dem man die Streuamplituden in Abhängigkeit von der optischen Verzögerungen zwischen den Armen bestimmen kann und somit ein tiefenabhängiges Streuprofil, dass in Analogie zur Ultraschalltechnik als A-Scan bezeichnet wird. In den mehrdimensionalen Rasterverfahren wird der Strahl dann transversal in einer oder zwei Richtungen geführt, womit sich ein flächiger B-Scan oder ein dreidimensionales Volumentomogramm aufnehmen lässt. Dabei werden die Amplitudenwerte der einzelnen A-Scans in linearen oder logarithmierten Graustufen- oder Falschfarbenwerten dargestellt. Die Technik der Aufnahme einzelner A-Scans wird auch als optische Kohärenzdomänenreflektometrie (OCDR) bezeichnet, demgegenüber OCT durch laterales Scannen eine zwei- oder dreidimensionale Bildgebung realisiert.

Im Gegensatz dazu wird bei der zweiten, auch als Deflektometrie bezeichneten Variante, ein gestaltetes 2D-Muster auf die gleichmäßig gekrümmte Oberfläche projiziert. Das von der Oberfläche reflektierte virtuelle Bild des gestalteten 2D-Musters wird von einem Kamerasystem aufgenommen. Durch die Analyse der durch diskrete Bereiche der gekrümmten Fläche verursachten Verzerrungen, kann die Oberfläche als geometrisches Modell rekonstruiert werden. Auch hier werden für die Rekonstruktion der vermessenen Struktur mathematische Algorithmen verwendet. Besonders wichtig ist, dass das virtuelle Abbild des gestalteten 2D-Musters mittels einer Bildverarbeitungstechnik registriert wird. Dafür ist es ausreichend, dass einzelne Paare von Einstrahl- und Reflexionsvektoren auf der

Grundlage der verfügbaren Parameter aus dem System-Design registriert werden. Nur so ist eine Rekonstruktion der Oberfläche überhaupt möglich.

Ein typisches Beispiel für diese Variante ist die Verwendung sogenannter Placido-Scheiben, die ein aus konzentrisch abwechselnd schwarzen und weißen Ringen bestehendes Ringsystem aufweist. Dieses Ringsystem wird auf die Hornhautvorderfläche projiziert, die ringförmigen Reflexbilder werden mit einer Kamera aufgenommen und meist computergestützt ausgewertet. In Abhängigkeit der Krümmung der Hornhaut ist das von der Kamera detektierte reflektierte Ringmuster verzerrt. Um aus diesen Reflexionssignalen eine Bestimmung der Krümmung zu erhalten, müssen die Verzerrungen der Ringe mit einer bekannten Form verglichen werden, die üblicherweise als eine Kugel mit einem Radius von 7,8 mm gewählt ist. Eine derartige Lösung ist beispielsweise in der Schrift US 4,685,140 A beschrieben.

Die zur Anwendung kommenden Placido-Scheiben zur Erzeugung konzentrischer Ringe müssen dabei nicht zwangsläufig plan sein. Derartige plane Placido-Scheiben sind zwar im Stand der Technik hinreichend bekannt und beispielsweise in US 5,110,200 A und US 5,194,882 A beschrieben, verbreiteter sind allerdings trichterförmige (US 5,684,562 A, US 6,116,738 A) oder auch sphärisch gewölbte (US 5,864,383 A) Placido-Scheiben.

Das in der DE 198 57 001 A1 beschriebene Kombinationsgerät ist unter anderem auch zur berührungslosen Bestimmung der Hornhautkrümmung des Auges geeignet. Bei dieser Lösung werden sechs symmetrisch angeordnete, kollimierte Lichtstrahlen auf das Auge projiziert und das von der Hornhaut reflektierte Licht telezentrisch detektiert. Die Beleuchtung erfolgt vorzugsweise mittels IR-Lichtes, um die Fixation des Patienten Auges auf ein Fixierlicht nicht zu behindern. Durch eine telezentrische Blende und entsprechende Kollimatoren wird gewährleistet, dass die Einfallswinkel für die Messungen konstant und unabhängig von der axialen Lage des Patienten Auges sind. Die Auswertung basiert auf einem Ellipsenmodell, das zwei senkrecht zueinander verlaufenden Radien und einen Orientierungswinkel

kel enthält. Die Oberfläche der Hornhaut wird anhand der gemessenen Entfernungen und dem torischen Modell rekonstruiert.

Im Allgemeinen haben derartige Verfahren häufig Probleme bei der Ausrichtung des Systems, sowie dem Erreichen und Halten des Fokussierzustandes. Da sich darüber hinaus Reflexionssignale aus der Umwelt sehr störend auswirken, ist dies bei der Konstruktion und/oder der Aufstellung des Gerätes zwingend zu berücksichtigen.

Obwohl die zuvor beschriebenen beiden Varianten zum Messen und Rekonstruktion der spiegelnden Oberfläche einer gleichmäßig gekrümmten Struktur in den vergangenen Jahrzehnten eine breite Anwendung gefunden haben, sind die Methoden nach wie vor mit Nachteilen behaftet, die deren Genauigkeit, Robustheit und Flexibilität negativ beeinflussen.

Beim Scannen nicht stationärer Oberflächen, wie beispielsweise der menschlichen Hornhaut ist zusätzlich mit folgenden Schwierigkeiten zu rechnen, wobei die Aufzählung keinen Anspruch auf Vollständigkeit erfüllt:

- Probleme bei der Synchronisation zwischen Messgerät und Oberfläche während der Messung;
- Probleme bei der Fokussierung des Imaging-Systems auf kleine Oberflächen, insbesondere bei einem geringem Abstand zur Oberfläche;
- Auswirkung auch kleiner Verschiebungen der Oberfläche zur Bildachse auf die aufgezeichneten virtuellen Bilder, insbesondere bei einer vergrößerten Darstellung;
- Auswirkung auch kleiner Neigungen asphärischer und konvexer Oberflächen auf die aufgezeichneten virtuellen Bilder, insbesondere bei einer vergrößerten Darstellung;

- Überlagerung der in den aufgezeichneten Daten enthalten virtuellen Bild der gemessenen Oberfläche durch Umgebungsbeleuchtung und diffuse Reflexionen an lichtundurchlässigen Schichten.

Literatur:

- [1] T. Hellmuth, J. Wei, Optical Coherence Tomography Corneal Mapping Apparatus, US patent 5491524 A, filed in 1994, published in Feb. 1996.
- [2] T. Swartz, L. Marten and M. Wang, Measuring the cornea: the latest developments in corneal topography, Current Opinion in Ophthalmology, 18: 325-333, 2007.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde eine Lösung zu entwickeln, die die Nachteile und Schwierigkeiten der nach dem Stand der Technik bekannten Methoden behebt, so dass das Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen genauer, robuster und flexibler erfolgt.

Erfindungsgemäß wird diese zugrunde liegende Aufgabe mit dem Verfahren zum Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen, bei dem die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit kollimierten Strahlen beleuchtet, das von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierte Licht detektiert und daraus mittels mathematischer Algorithmen die Struktur der gekrümmten, spiegelnden Fläche rekonstruiert wird, dadurch gelöst, dass die kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche treffen, dass das von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierte Licht telezentrisch detektiert wird und zur Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche ein Differentialgleichungssystem gelöst wird.

Das vorgeschlagene Verfahren kann prinzipiell zum Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen in verschiedenen technischen Gebieten, wie beispielsweise der industriellen Qualitätskontrolle angewendet werden. Insbesondere ist das Verfahren aber in der klinischen Diagnose der Augenheilkunde zur Bestimmung der biometrischen Daten der Kornea (Hornhaut) von Augen anwendbar.

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

Figur 1: eine schematische Darstellung der Beleuchtung einer gekrümmten, spiegelnden Fläche mit einem kollimierten Strahl,

Figur 2: eine schematische Darstellung der telezentrischen Detektion eines die gekrümmte, spiegelnde Fläche beleuchtenden kollimierten Strahls,

Figur 3: eine perspektivische Darstellung der gekrümmten, spiegelnden Fläche mit einem als Normalvektor reflektierten Strahl,

Figur 4: eine schematische Darstellung der gekrümmten, spiegelnden Fläche in Draufsicht, mit sechs als Normalvektoren reflektierten Strahlen und

Figur 5: eine aus 18 Normalvektoren rekonstruierte gekrümmte, spiegelnde Fläche.

Bei dem vorgeschlagenen Verfahren zum Messen und Rekonstruieren einer gekrümmten, spiegelnden Fläche wird die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit kollimierten Strahlen beleuchtet, das von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierte Licht detektiert und daraus mittels mathematischer Algorithmen die Struktur der gekrümmten, spiegelnden Fläche rekonstruiert.

Erfindungsgemäß treffen die kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche. Dabei wird das von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierte Strahlen telezentrisch detektiert und zur Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche ein Differentialgleichungssystem gelöst.

Für die kollimierten Strahlen gilt, dass entweder deren definierte (Einstrahl-) Richtungen oder deren definierte Einstrahlwinkel oder auch beides variiert werden können.

Der Querschnitt der kollimierten Strahlen ist insbesondere so groß, dass jeweils die gesamte, zu rekonstruierende, gekrümmte, spiegelnde Fläche ausgeleuchtet wird.

Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung ist es jedoch auch ausreichend, dass der Querschnitt der kollimierten Strahlen so groß ist, dass zumindest der Teil der gekrümmten, spiegelnden Fläche ausgeleuchtet wird, der zu rekonstruieren ist.

Hierzu zeigt die **Figur 1** eine schematische Darstellung der Beleuchtung einer gekrümmten, spiegelnden Fläche F_{GS} mit einem kollimierten Beleuchtungsstrahl BS_{K1} aus einer definierten Richtung. Der **Figur 1** ist zu entnehmen, dass der kollimierte Beleuchtungsstrahl BS_{K1} die gesamte gekrümmte, spiegelnde Fläche F_{GS} ausleuchtet. Dabei wird der kollimierte Beleuchtungsstrahl BS_{K1} von der gekrümmten, spiegelnden Fläche F_{GS} als Strahlen RS_{11} bis RS_{1N} in unterschiedliche Richtungen reflektiert. Zusätzlich ist in die **Figur 1** neben der optischen Achse AO auch die Achsen x , y und z des kartesischen Koordinatensystems eingezeichnet.

Statt der Projektion eines zweidimensionalen Musters auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche wird diese vollflächig mit mehreren kollimierten Strahlen beleuchtet und nur die Lichtanteile detektiert, die in Richtung der optischen Achse reflektiert werden und damit dem Normalvektor entsprechen.

In der Geometrie ist ein Normalvektor ein Vektor, der orthogonal, d. h. rechtwinklig bzw. senkrecht auf einer Geraden, Kurve, Ebene oder auch gekrümmten Fläche oder einer höherdimensionalen Verallgemeinerung eines solchen Objekts steht.

Die notwendige Anzahl und das Verteilungsmuster der kollimierten Strahlen hängt typischerweise von der zu modellierenden geometrischen Struktur des Messobjektes ab. So lässt sich beispielsweise die Vorderfläche der Hornhaut des menschlichen Auges durch Kugelmodelle, torische Modelle, bi-konische Modelle oder auch Freiformflächen beschreiben.

Bei Anwendung des Verfahrens in der Ophthalmologie entspricht die Kornea mit dem Tränenfilm der zu vermessenden gekrümmten, spiegelnden Fläche.

Bei Augen mit einem Radius von 7 bis 8,5 mm hat die Kornea typischer Weise einen Durchmesser von 11 bis 12 mm, wobei der Bereich um die optische Achse von besonderem Interesse ist. Deshalb wird ein zentraler Bereich mit einem Durchmesser von mindestens 4 mm, vorzugsweise 6 mm und besonders bevorzugt von 8 mm vermessen.

Dazu wird die Kornea mit kollimierten Beleuchtungsstrahlen aus unterschiedlichen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln beleuchtet, die einen Durchmesser von 2 bis 15 mm, bevorzugt 4 bis 10 mm aufweisen. Dadurch wird gewährleistet, dass die gesamte, zu rekonstruierende Kornea ausgeleuchtet wird.

Während für ein Kugelmodell 2 kollimierte Strahlen zur Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche ausreichen, sind für torische und bi-konische Modelle mindestens 4 erforderlich, wobei allerdings 6 kollimierte Strahlen eine deutlich bessere Reproduzierbarkeit bieten.

Besonders vorteilhaft ist es hierbei, 2 Sätze mit je 4 oder auch 3 Sätze mit je 6 kollimierten Strahlen zu verwenden um mehr Informationen für die Schätzung der Asphärität der menschlichen Hornhaut zu erhalten. Ein Satz kollimierter Strahlen hat dabei in der Regel den gleichen Einstrahlwinkel α .

Für die kollimierten Beleuchtungsstrahlen sind hierbei in Bezug auf die optische Achse Einstrahlwinkel zwischen ca. 5° und 45° , aber bevorzugt zwischen ca. 6° und 30° zu bevorzugen.

Werden für die Beschreibung der Vorderfläche der Hornhaut des menschlichen Auges Freiformflächen verwendet, so sind, je nach Anzahl der Freiheitsgrade des Modells für deren Rekonstruktion auch deutlich mehr (hunderte oder gar tausende) kollimierte Strahlen erforderlich.

Die Beleuchtung mit nur zwei kollimierten Strahlen aus verschiedenen definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln erfolgt hierbei bevorzugt aus entgegengesetzten Richtungen mit gleichen Einstrahlwinkeln. Dadurch wird eine eindeutige Zuordnung der Reflexionsstrahlen zu den Beleuchtungsstrahlen erreicht.

Bei der Beleuchtung mit mehr als zwei kollimierten Strahlen aus verschiedenen definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln ergeben die kollimierten Strahlen vorzugsweise ein symmetrisches Bestrahlungsmuster, so dass auch hier eine eindeutige Zuordnung zwischen Reflexions- und Beleuchtungsstrahlen erreicht wird.

Erfindungsgemäß kann die Beleuchtung bei dem vorgeschlagenen Verfahren sowohl nacheinander als auch gleichzeitig erfolgen. Beide Varianten haben spezifische Vorteile.

Während beim gleichzeitigen Beleuchten Bewegungsartefakte ausgeschlossen werden können, ermöglicht die nacheinander erfolgende Beleuchtung klar definierte und zuordenbare Reflexpunkte.

Erfindungsgemäß erfolgt die telezentrische Detektion derart, dass nur die von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierten Strahlen detektiert werden, deren Richtung parallel zur optischen Achse verläuft, wozu eine Aperturblende Verwendung findet.

Die Aperturblende verfügt dazu über eine entsprechend kleine Öffnung. Dadurch wird gewährleistet, dass die meisten der Störsignale wie Umweltreflexionen, diffuse Reflexion, usw. erst gar nicht auf den Bildsensor gelangen und die Messergebnisse verfälschen könnten.

Hierzu zeigt die **Figur 2** eine schematische Darstellung der telezentrischen Detektion eines die gekrümmte, spiegelnde Fläche beleuchtenden kollimierten Strahls. Von der gekrümmten, spiegelnden Fläche F_{GS} wird der kollimierte Beleuchtungsstrahl BS_{K1} in unterschiedliche Richtungen reflektiert. Der Reflexionsstrahl RS_{12} , der dem Normalvektor entspricht wird dabei in Richtung der optischen Achse OA reflektiert und von der telezentrischen Optik O_{TZ} auf den optischen Sensor S_O abgebildet. Dazu verfügt die telezentrische Optik O_{TZ} über eine Aperturblende B_A . Auf die Darstellung der in andere Richtungen reflektiert Reflexionsstrahlen RS_{11} und RS_{13} bis RS_{1N} wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet.

Im Gegensatz dazu zeigt die **Figur 3** eine perspektivische Darstellung der gekrümmten, spiegelnden Fläche mit einem als Normalvektor reflektierten Strahl. Hierbei ist nur der Teilstrahl BS_{K1} des kollimierten Beleuchtungsstrahles BS_{K1}

dargestellt, der als Reflexionsstrahl $\mathbf{RS}_{12}$ dem Normalvektor entspricht und von der (nicht dargestellten) telezentrischen Optik $\mathbf{O}_{TZ}$ auf den (ebenfalls nicht dargestellten) optischen Sensor $\mathbf{S}_O$ abgebildet wird. Durch die perspektivische Darstellung ist zu erkennen, dass die der gekrümmten, spiegelnden Fläche $\mathbf{F}_{GS}$ eine sphärische Form aufweist.

In der **Figur 3** sind neben einem Koordinatensystem auch die Winkel α und β dargestellt, die wie folgt definieren werden:

- α ist der Winkel zwischen dem Beleuchtungsstrahl und der optischen Achse (z-Achse) und
- β ist der Winkel den die vom Beleuchtungs- und Reflexionsstrahl aufgespannte Fläche mit der x-y-Ebene einschließt.

Der Winkel α definiert somit die verschiedenen, definierten Einstrahlwinkel der kollimierten Beleuchtungsstrahlen und der Winkel β deren Einstrahlrichtung.

Die sphärische Form der gekrümmten, spiegelnden Fläche $\mathbf{F}_{GS}$ führt dazu, dass die aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln auftreffenden kollimierten Beleuchtungsstrahlen $\mathbf{BS}_K$ an unterschiedlichen Orten der gekrümmten, spiegelnden Fläche $\mathbf{F}_{GS}$ als Normalvektor in Richtung der optischen Achse $\mathbf{OA}$ reflektiert werden.

Die **Figur 4** zeigt hierzu eine schematische Darstellung der gekrümmten, spiegelnden Fläche $\mathbf{F}_{GS}$ in Draufsicht, mit sechs als Normalvektoren reflektierten Strahlen. Wie bereits erwähnt definiert der Winkel α die Einstrahlwinkel der kollimierten Beleuchtungsstrahlen und der Winkel β deren Einstrahlrichtung. Da die sechs als Normalvektoren alle auf einem Kreisbogen liegen, erfolgte die Einstrahlung der kollimierten Beleuchtungsstrahlen zwar aus unterschiedlichen Richtungen, d. h. unterschiedlichen Einstrahlwinkeln β , jedoch jeweils mit dem gleichen Einstrahlwinkel α .

Die auf dem gestrichelten Kreisbogen dargestellten Kreise definieren die den Normalvektoren entsprechenden Reflexionsstrahlen **RS₁₁** bis **RS₆₁**. Der Nummerierung der Reflexionsstrahlen ist zu entnehmen, dass es sich hierbei um einen Satz mit 6 kollimierten Strahlen handelt, die zwar aus verschiedenen, definierten Richtungen jedoch unter dem gleichen Einstrahlwinkel auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche **F_{GS}** treffen.

Unter der Annahme, dass die optische Achse des Systems identisch mit der z-Achse eines kartesischen Koordinatensystem ist und unter der weiteren Annahme, dass die zu messende Oberfläche durch eine explizite Gleichung beschrieben werden kann

$$z = f(x, y)$$

folgt, dass ein Lichtstrahl, der parallel zur optischen Achse verläuft und durch den Sensor erfasst werden kann, dann als Normalvektor mit den folgenden Koordinaten bezeichnet werden kann:

x, y zweidimensionale Position auf der x, y-Ebene,

α, β Einstrahlwinkel eines kollimierten Strahls,

Für einen kollimierten, durch die Einstrahlwinkel α und β definierten Strahl ist der Abstand zwischen dem Bildsensor und der gemessenen Oberfläche unbedeutend.

Für die Detektierbarkeit eines Normalvektors, d. h. eines in Richtung der z-Achse reflektierten Strahles, ist es lediglich entscheidend, dass die gekrümmte, spiegelnde Fläche (x, y, z) von dem kollimierten Strahl (vollflächig) beleuchtet wird.

Zur Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche ist ein Differentialgleichungssystem zu lösen.

Dabei ergibt sich das Differentialgleichungssystem aus den z-Komponenten der zu berechnenden Normalvektoren für die einzelnen, kollimierten Strahlen, wobei jeder kollimierte Strahl einen einfallenden Strahl mit den Winkeln α , β und einem reflektierten Strahl mit den Winkeln α' , β' hat.

Erfindungsgemäß wird die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit N kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln beleuchtet. Die Normalenvektoren an den N Reflexionspunkten können dann bei telezentrischer Detektion durch folgenden Datensatz beschrieben werden:

$$(x_i, y_i, \alpha_i/2, \beta_i) \quad \text{mit } i = 1, 2, \dots, N$$

D. h. der Winkel der Normalen der Oberfläche zur Referenzachse des Einstrahlwinkels α_i am Reflexionspunkt entspricht dem halben Einstrahlwinkel des kollimierten Strahles α_i . D. h. ferner, der Winkel der Normalen der Oberfläche zur Referenzachse des Einstrahlwinkels β_i entspricht dem Einstrahlwinkel β_i .

Wie bereits erwähnt kann N mindestens 2, bevorzugt 25 und besonders bevorzugt mit mehr als 1.000 betragen.

Für jeden der N kollimierten Strahlen bzw. den N Reflexionspunkten gilt: Ein Normalvektor lässt sich als Summe zweier Einheitsvektoren berechnen, indem aus dem inversen Einheitsvektor des einfallenden Lichts:

$$\begin{pmatrix} -\tan \alpha \cos \beta \\ -\tan \alpha \sin \beta \\ 1 \end{pmatrix}^{\text{normalisiert}} \rightarrow \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha}} \begin{pmatrix} -\tan \alpha \cos \beta \\ -\tan \alpha \sin \beta \\ 1 \end{pmatrix}$$

und dem Einheitsvektor des Reflexionslichts:

$$\begin{pmatrix} \tan \alpha' \cos \beta' \\ \tan \alpha' \sin \beta' \\ 1 \end{pmatrix} \xrightarrow{\text{normalisiert}} \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \begin{pmatrix} \tan \alpha' \cos \beta' \\ \tan \alpha' \sin \beta' \\ 1 \end{pmatrix}$$

sich deren Summe mit einer Normalisierung auf z-Achse wie folgt ergibt:

$$\begin{pmatrix} \frac{-\tan \alpha \cos \beta \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'} + \tan \alpha' \cos \beta' \sqrt{1 + \tan^2 \alpha}}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha} + \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \\ \frac{-\tan \alpha \sin \beta \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'} + \tan \alpha' \sin \beta' \sqrt{1 + \tan^2 \alpha}}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha} + \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tan \varphi \cos \rho \\ \tan \varphi \sin \rho \\ 1 \end{pmatrix}$$

wobei φ und ρ für die Normalvektoren definiert sind als:

- φ Winkel zwischen dem Normalvektor und der optischen Achse (z-Achse) und
- ρ Winkel zwischen der x-Achse und der Projektion des Normalvektors auf die x-y-Ebene.

Weiter ergibt sich aus den z-Komponenten der zu berechnenden Normalvektoren

$$\tan \varphi \cos \rho =$$

$$(\cos \alpha' \tan \alpha' \cos \beta' - \cos \alpha \tan \alpha \cos \beta) / (\cos \alpha + \cos \alpha')$$

$$\tan \varphi \sin \rho =$$

$$(\cos \alpha' \tan \alpha' \sin \beta' - \cos \alpha \tan \alpha \sin \beta) / (\cos \alpha + \cos \alpha')$$

für die telezentrische Detektion mit den Bedingungen

$$\alpha' = 0, \varphi = -\frac{\alpha}{2} \text{ und } \rho = \beta$$

folgender Lösungsansatz:

$$z = f(x, y)$$

$$\frac{\partial f}{\partial x}(x, y) = \tan \varphi \cos \rho = -\tan \frac{\alpha}{2} \cos \beta$$

$$\frac{\partial f}{\partial y}(x, y) = \tan \varphi \sin \rho = -\tan \frac{\alpha}{2} \sin \beta$$

Da obige Überlegung zu dem Normalenvektor für jeden der N kollimierten Strahlen gilt ergibt sich somit ein Differentialgleichungssystem aus $2 \cdot N$ Gleichungen. Für die Rekonstruktion der gekrümmten Fläche wird dieses Differentialgleichungssystem gelöst.

Für die Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche bei einer geringen Anzahl kollimierter Strahlen wird bevorzugt für die Lösung des Differentialgleichungssystems ein mathematisches Modell verwendet.

Dadurch wird eine mathematische Beschreibung der gesamten gekrümmten, spiegelnden Fläche möglich. Das zu verwendende mathematische Modell wird in Abhängigkeit der bekannten Parameter des jeweiligen Auges gewählt.

Hierzu zeigt die **Figur 5** eine aus 18 Normalvektoren, in Form von 3 Sätzen mit je 6 kollimierten Strahlen rekonstruierte gekrümmte, spiegelnde Fläche mit entsprechendem Koordinatensystem. Wie bereits erwähnt weisen die kollimierten Strahlen eines Satzes dabei den gleichen Einstrahlwinkel auf.

Neben sphärischen oder torischen Modellen sind bei dem vorgeschlagenen Verfahren, unter der Voraussetzung einer ausreichend großen Anzahl von Messwerten, beliebige Oberflächenmodelle bis hin zu Freiformflächen verwendbar.

Im Allgemeinen kann die Berechnung der Topographie der zu rekonstruierenden gekrümmten, spiegelnden Fläche, neben anderen Verfahren zur Lösung des obigen Differentialgleichungssystems bevorzugt auf folgende Weise erfolgen. Aus den bekannten Beleuchtungswinkeln (α_i, β_i) und den gemessenen lateralen Positionen (x_i, y_i) wird ein Datensatz von Normalvektoren mit deren entsprechenden Positionen $\{(x_i, y_i, \alpha_{i/2}, \beta_i)\}$ erstellt. Basierend auf diesem Datensatz lässt sich die Oberfläche wie folgend rekonstruieren:

- Direkte Berechnung der Parameter bevorzugter Oberflächenmodelle, wie den Radius eines Kugelmodells oder der zwei Radien und der Orientierung der Zylinderachsen eines torischen Oberflächenmodells, insbesondere, aber nicht ausschließlich, bei wenigen Normalvektoren im Datensatz.
- Anpassen parametrisierter Oberflächenformen, wie Ellipsoide, bi-konische Fläche oder deren entsprechenden lateralen partiellen Ableitungen an den Datensatz.
- Anpassen eines kompletten Satzes von Basis-Funktionen, wie Zernike oder deren partieller Ableitung an den Datensatz.
- Anwendung von Spline- oder anderen Interpolationsverfahren im Vektorraum mit anschließender Integration in den topographischen Raum bzw. deren direkte Anwendung im topographischen Raum.

Für die genannten Anpassungen und Interpolationen zur Oberflächenrekonstruktion ist die Verwendung allgemeiner, Optimierungs-Methoden, wie die der kleinsten Quadrate, robuste Anpassungsverfahren wie RANSAC (random sample consensus, deutsch etwa „Übereinstimmung mit einer zufälligen Stichprobe“) oder „voting“-Hough-Verfahren wie generische randomisierte Hough-Transformation o. ä. möglich. Dabei ist es unerheblich diese in einfacher Weise oder iterativ zu verwenden.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird ein Verfahren zum Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen zur Verfügung gestellt, welches die Nachteile und Schwierigkeiten der nach dem Stand der Technik bekannten Methoden behebt, so dass das Messen und Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen genauer, robuster und flexibler erfolgt.

Obwohl das vorgeschlagene Verfahren insbesondere zur Biometrie in der klinischen Diagnose der Augenheilkunde vorgesehen ist, kann es prinzipiell auch in anderen technischen Gebieten, wie beispielsweise der industriellen Qualitätskontrolle angewendet werden.

Die besonderen Vorteile des vorgeschlagenen Verfahrens sind darin zu sehen, dass eine beliebigen Anzahl von kollimierten Beleuchtungsstrahlen verwendet werden können, um die gekrümmte, spiegelnde Fläche aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln zu beleuchten. Bei der Verwendung eines mathematischen Oberflächenmodells sind nur 2 kollimierten Beleuchtungsstrahlen ausreichend um die gekrümmte, spiegelnde Fläche rekonstruieren zu können.

Außerdem sind nicht nur sphärische und torische sondern beliebige Oberflächenmodelle zur Beschreibung der gemessenen Oberfläche verwendbar.

Der wesentliche Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens ist jedoch darin zu sehen, dass durch die Verwendung einer telezentrischen Detektionsoptik eine Mehrdeutigkeit der Reflexionspunkte vermieden wird und dass das Verfahren in Verbindung mit den aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche treffenden kollimierten Beleuchtungsstrahlen entfernungsunabhängig arbeitet.

Dadurch sind die Fokussierungsanforderungen nicht so kritisch und der Fokusbereich ist viel größer als bei normalen Kamerasystemen.

Ein sehr wesentlicher Vorzug des erfindungsgemäßen Verfahrens ist darin zu sehen, dass es geeignet ist Fertigungstoleranzen der verwendeten Einrichtungen zum Erzeugen des Satzes kollimierter Beleuchtungsstrahlen bei der Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen zu berücksichtigen.

Durch Fertigungstoleranzen können die zum Einsatz kommenden Einrichtungen leicht unterschiedliche Winkel aufweisen, so dass die kollimierten Beleuchtungsstrahlen unter Winkeln abstrahlen, die nicht den Sollvorgaben entsprechen.

In einem Kalibrierverfahren werden durch Messung die individuellen Winkel (α_i , β_i) für die zum Einsatz kommenden Einrichtungen bestimmt und bei der Rekonstruieren gekrümmter, spiegelnder Flächen zu berücksichtigt.

Die ermittelten Abweichungen führen nicht zum Auftreten von Unklarheiten bezüglich der eindeutigen lateralen Zuordenbarkeit der Messdaten einer zu vermessenden Oberfläche, denn bei der telezentrischen Detektion wird die tatsächliche Position der Reflexion an der Oberfläche gemessen. Unter Verwendung des bei der Kalibration gemessenen Beleuchtungswinkels erfolgt die Berechnung jedes einzelnen der Normalvektoren an seiner genauen lateralen Positionen mit hoher Genauigkeit.

Ein weiterer Vorteil des vorgeschlagenen Verfahrens ist darin zu sehen, dass durch die Verwendung einer Aperturblende mit geringer Blendenöffnung die Einflüsse von Umgebungslicht und diffusen Reflexionen weitgehend unterdrückt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Messen und Rekonstruieren einer gekrümmten, spiegelnden Fläche, bei dem die gekrümmte, spiegelnde Fläche mit kollimierten Strahlen beleuchtet, die von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierten Strahlen detektiert und daraus mittels mathematischer Algorithmen die Struktur der gekrümmten, spiegelnden Fläche rekonstruiert wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass die kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche treffen, die von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierten Strahlen telezentrisch detektiert werden und zur Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche ein Differentialgleichungssystem gelöst wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der kollimierten Strahlen so groß ist, dass jeweils die gesamte, zu rekonstruierende gekrümmte, spiegelnde Fläche ausgeleuchtet wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Querschnitt der kollimierten Strahlen so groß ist, dass zumindest der Teil der gekrümmten, spiegelnden Fläche ausgeleuchtet wird, der zu rekonstruieren ist.
4. Verfahren nach den Ansprüchen 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Anzahl der verwendeten kollimierten Strahlen in Abhängigkeit von der zu modellierenden geometrischen Struktur des Messobjektes von mindestens 2, über 4 bis 6 oder auch deutlich mehr, bis hin zu mehreren 100 oder auch 1.000 beträgt.
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass zusätzlich zur Anzahl der verwendeten kollimierten Strahlen auch deren Verteilungsmuster in Abhängigkeit von der zu modellierenden geometrischen Struktur des

Messobjektes gewählt wird und beispielsweise aus 2 Sätzen mit je 4 oder auch 3 Sätzen mit je 6 kollimierten Strahlen bestehen, wobei die kollimierten Strahlen eines Satzes dabei den gleichen Einstrahlwinkel aufweisen.

6. Verfahren nach den Ansprüchen 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei zwei kollimierten Strahlen das Beleuchten aus verschiedenen definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln, bevorzugt aus entgegengesetzten Richtungen mit gleichem Einstrahlwinkeln erfolgt.
7. Verfahren nach den Ansprüchen 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei mehr als zwei kollimierten Strahlen das Beleuchten aus verschiedenen definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln erfolgt, wobei die kollimierten Strahlen vorzugsweise ein symmetrisches Bestrahlungsmuster ergeben.
8. Verfahren nach den Ansprüchen 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die kollimierten Strahlen nacheinander oder gleichzeitig aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder Einstrahlwinkeln auf die gekrümmte, spiegelnde Fläche treffen.
9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Beleuchten der gekrümmten, spiegelnden Fläche mit kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, definierten Einstrahlwinkeln nacheinander erfolgt, damit die Reflexpunkte klar definiert und zuordenbar sind.
10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Beleuchten der gekrümmten, spiegelnden Fläche mit kollimierten Strahlen aus verschiedenen, definierten Richtungen und/oder unter verschiedenen, defi-

nieren Einstrahlwinkeln gleichzeitig erfolgt, um Bewegungsartefakte auszuschließen.

11. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die telezentrische Detektion derart erfolgt, dass nur die von der gekrümmten, spiegelnden Fläche reflektierten Strahlen detektiert werden, deren Richtungen parallel zur optischen Achse verlaufen, wozu eine Aperturblende Verwendung findet.
12. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Differentialgleichungssystem aus der z-Komponente der zu berechnenden Normalvektoren für die einzelnen, kollimierten Strahlen ergeben, wobei jeder kollimierte Strahl einen einfallenden Strahl mit den Winkeln α , β und einem reflektierten Strahl mit den Winkeln α' , β' , hat, wobei α und β wie folgt definiert sind:

α Winkel zwischen dem einfallenden Strahl und der optischen Achse z und

β Winkel den die vom einfallenden und reflektierten Strahl aufgespannte Fläche mit der x-y-Ebene einschließt.

13. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass ein Normalvektor als Summe zweier Einheitsvektoren berechnet wird, indem aus dem inversen Einheitsvektor des einfallenden Lichts:

$$\begin{pmatrix} -\tan \alpha \cos \beta \\ -\tan \alpha \sin \beta \\ 1 \end{pmatrix}^{normalisiert} \rightarrow \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha}} \begin{pmatrix} -\tan \alpha \cos \beta \\ -\tan \alpha \sin \beta \\ 1 \end{pmatrix}$$

und dem Einheitsvektor des Reflexionslichts:

$$\begin{pmatrix} \tan \alpha' \cos \beta' \\ \tan \alpha' \sin \beta' \\ 1 \end{pmatrix} \xrightarrow{\text{normalisiert}} \frac{1}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \begin{pmatrix} \tan \alpha' \cos \beta' \\ \tan \alpha' \sin \beta' \\ 1 \end{pmatrix}$$

sich deren Summe mit einer Normalisierung auf z-Achse wie folgt ergibt:

$$\begin{pmatrix} \frac{-\tan \alpha \cos \beta \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'} + \tan \alpha' \cos \beta' \sqrt{1 + \tan^2 \alpha}}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha} + \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \\ \frac{-\tan \alpha \sin \beta \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'} + \tan \alpha' \sin \beta' \sqrt{1 + \tan^2 \alpha}}{\sqrt{1 + \tan^2 \alpha} + \sqrt{1 + \tan^2 \alpha'}} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \tan \varphi \cos \rho \\ \tan \varphi \sin \rho \\ 1 \end{pmatrix}$$

wobei φ und ρ für die Normalvektoren definiert sind als:

φ Winkel zwischen dem Normalvektor und der optischen Achse (z-Achse) und

ρ Winkel zwischen der x-Achse und der Projektion des Normalvektors auf die x-y-Ebene.

14. Verfahren nach den Ansprüchen 12 und 13, dadurch gekennzeichnet, dass sich aus den z-Komponente der zu berechnenden Normalvektoren

$$\tan \varphi \cos \rho =$$

$$(\cos \alpha' \tan \alpha' \cos \beta' - \cos \alpha \tan \alpha \cos \beta) / (\cos \alpha + \cos \alpha')$$

$$\tan \varphi \sin \rho =$$

$$(\cos \alpha' \tan \alpha' \sin \beta' - \cos \alpha \tan \alpha \sin \beta) / (\cos \alpha + \cos \alpha')$$

für die telezentrische Detektion mit den Bedingungen

$$\alpha' = 0, \varphi = -\frac{\alpha}{2} \text{ und } \rho = \beta$$

folgender Lösungsansatz ergibt:

$$z = f(x, y)$$

$$\frac{\partial f}{\partial x}(x, y) = \tan \varphi \cos \rho = -\tan \frac{\alpha}{2} \cos \beta$$

$$\frac{\partial f}{\partial y}(x, y) = \tan \varphi \sin \rho = -\tan \frac{\alpha}{2} \sin \beta$$

15. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass für die Rekonstruktion der gekrümmten, spiegelnden Fläche bei einer geringen Anzahl kollimierter Strahlen neben dem zu lösenden Differentialgleichungssystem ein mathematisches Modell verwendet wird.
16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass das zu verwendende mathematische Modell in Abhängigkeit der bekannten Parameter des jeweiligen Auges gewählt wird.
17. Verfahren nach den Ansprüchen 15 und 16, dadurch gekennzeichnet, dass als mathematisches Modell für die Vorderfläche der Hornhaut des menschlichen Auges Kugelmodelle, torische Modelle, bi-konische Modelle oder auch Freiformflächen zur Anwendung kommen.

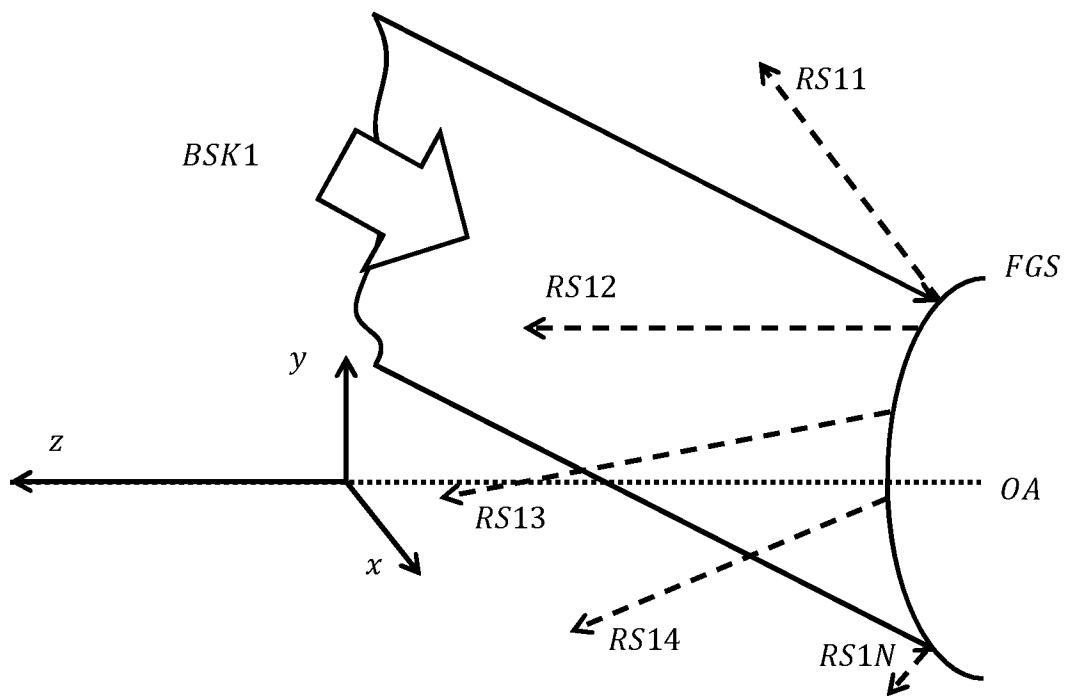


Figure 1

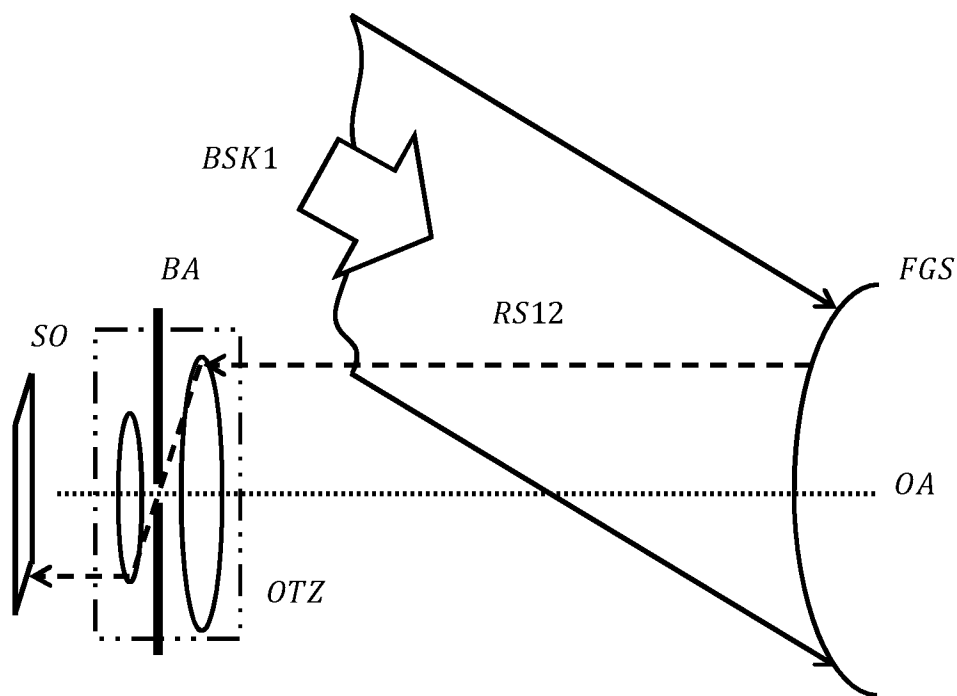


Figure 2

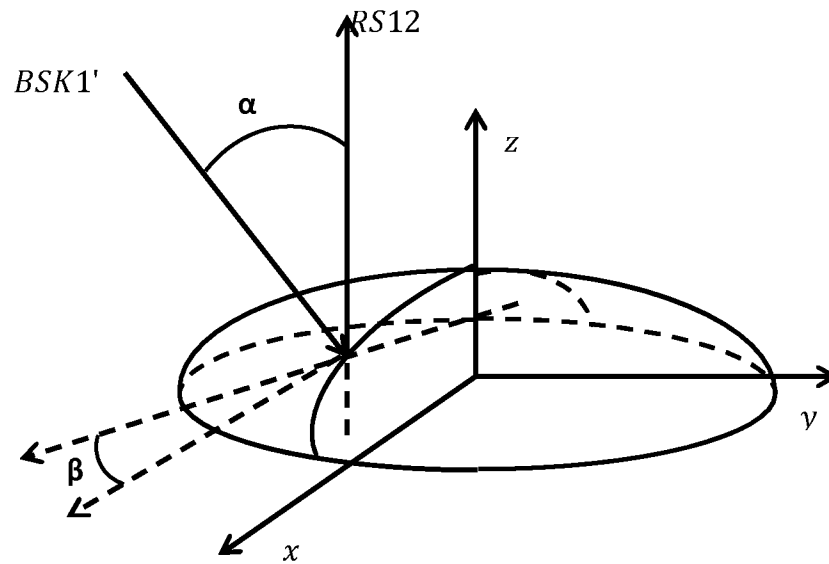


Figure 3

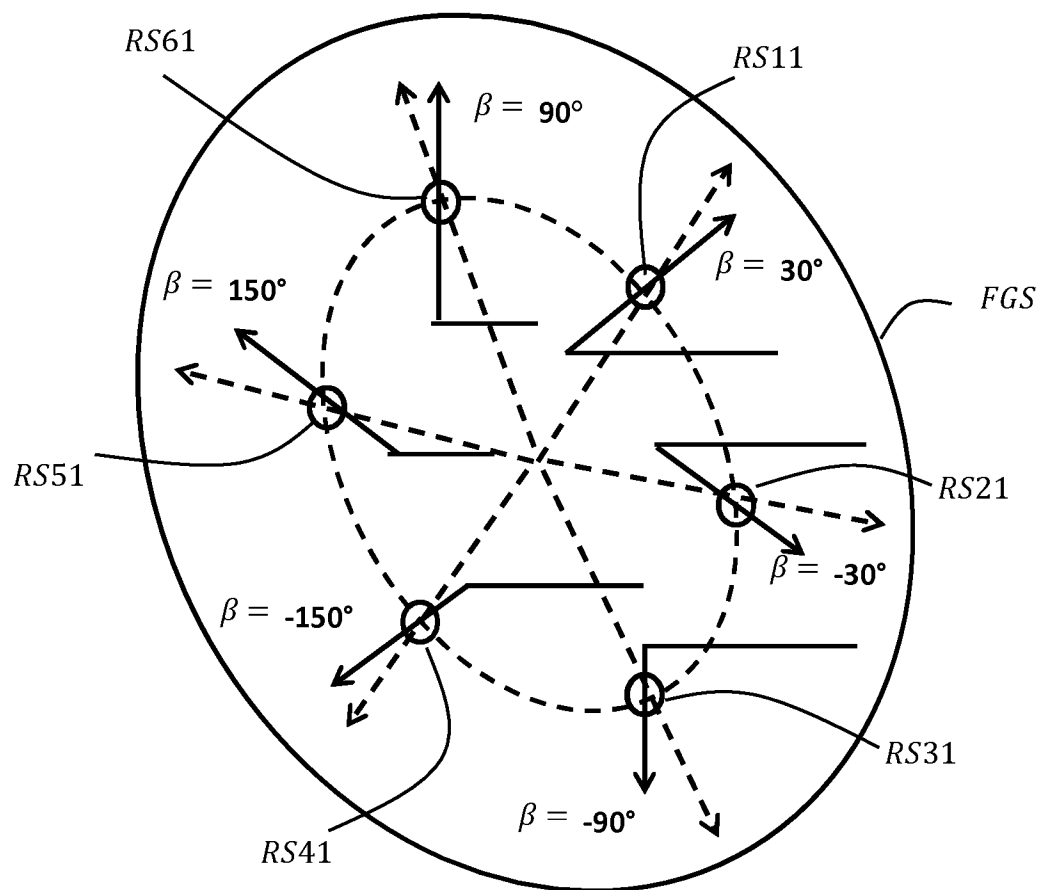
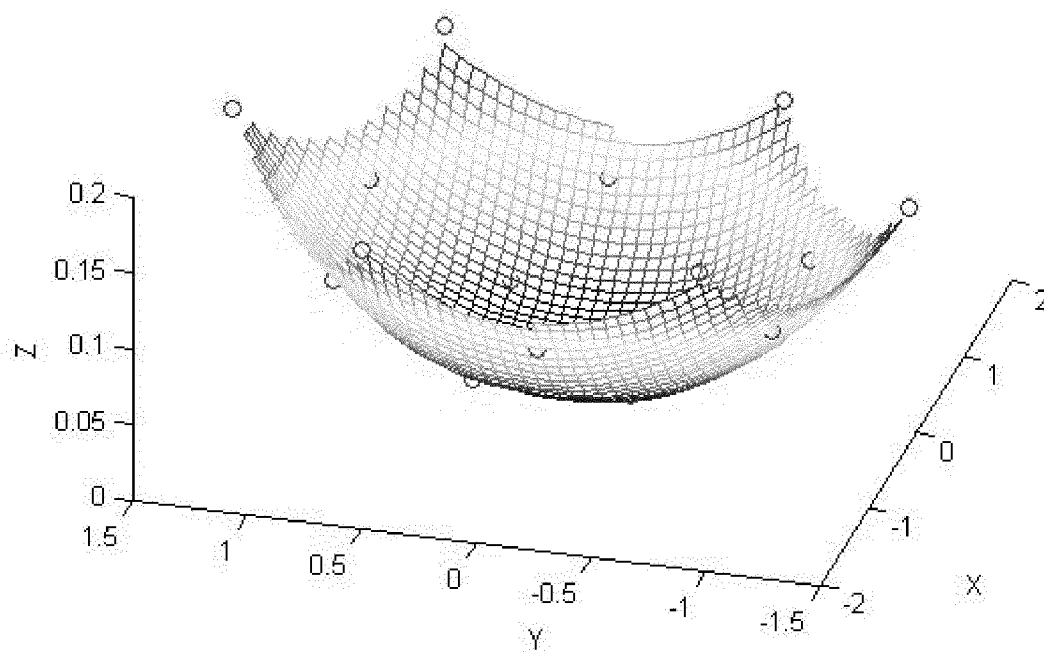


Figure 4

**Figur 5**

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/057559

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01B11/24 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)
G01B 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	DE 10 2011 102354 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 29 November 2012 (2012-11-29) paragraphs [0037], [0041] - [0045], [0049]; figures 2-3	1-17
Y	----- WOJCIECH OKRASI SKI ET AL: "A nonlinear mathematical model of the corneal shape", NONLINEAR ANALYSIS: REAL WORLD APPLICATIONS, PERGAMON, AMSTERDAM, NL, vol. 13, no. 3, 24 November 2011 (2011-11-24), pages 1498-1505, XP028354798, ISSN: 1468-1218, DOI: 10.1016/J.NONRWA.2011.11.014 [retrieved on 2011-12-01] "1.Introduction", "2.Derivation of the model" ----- -/-	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

17 June 2015

Date of mailing of the international search report

26/06/2015

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

Trique, Michael

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/057559

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 10 2012 019474 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 3 April 2014 (2014-04-03) paragraphs [0024] - [0032]; figures 1,3 -----	1-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/057559

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102011102354 A1	29-11-2012	NONE	

DE 102012019474 A1	03-04-2014	DE 102012019474 A1	03-04-2014
		WO 2014049124 A1	03-04-2014

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. G01B11/24 A61B3/107
ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
G01B 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	DE 10 2011 102354 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 29. November 2012 (2012-11-29) Absätze [0037], [0041] - [0045], [0049]; Abbildungen 2-3	1-17
Y	WOJCIECH OKRASI SKI ET AL: "A nonlinear mathematical model of the corneal shape", NONLINEAR ANALYSIS: REAL WORLD APPLICATIONS, PERGAMON, AMSTERDAM, NL, Bd. 13, Nr. 3, 24. November 2011 (2011-11-24), Seiten 1498-1505, XP028354798, ISSN: 1468-1218, DOI: 10.1016/J.NONRWA.2011.11.014 [gefunden am 2011-12-01] "1.Introduction", "2.Derivation of the model" ----- -/--	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

17. Juni 2015

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

26/06/2015

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

Trique, Michael

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	DE 10 2012 019474 A1 (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 3. April 2014 (2014-04-03) Absätze [0024] - [0032]; Abbildungen 1,3 -----	1-17

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2015/057559

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102011102354 A1	29-11-2012	KEINE	

DE 102012019474 A1	03-04-2014	DE 102012019474 A1	03-04-2014
		WO 2014049124 A1	03-04-2014
