

(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

29. November 2012 (29.11.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer

WO 2012/160049 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 3/107 (2006.01) G02B 3/08 (2006.01)

G01B 11/25 (2006.01) G02B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/059458

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. Mai 2012 (22.05.2012)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2011 102 355.4 24. Mai 2011 (24.05.2011) DE

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

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): BUBLITZ, Daniel
[DE/DE]; Am Lindenberg 5, 07646 Rausdorf (DE).

RUDOLPH, Günter [DE/DE]; Ottogerd-Mühlmann-Str.
14, 07743 Jena (DE). HACKER, Martin [DE/DE];
Ammerbacher Straße 105, 07745 Jena (DE). BÜHREN,
Tobias [DE/DE]; Marienplatz 3, 99441 Magdala (DE).
BERGNER, Roland [DE/DE]; Anna-Siemsen-Str. 97,
07745 Jena (DE). WAGNER, Burkhard [DE/DE]; Am
Storchsacker, 07751 Jena (DE). FUCHS, Rico [DE/DE];
Buchaer Straße 6b, 07745 Jena (DE).

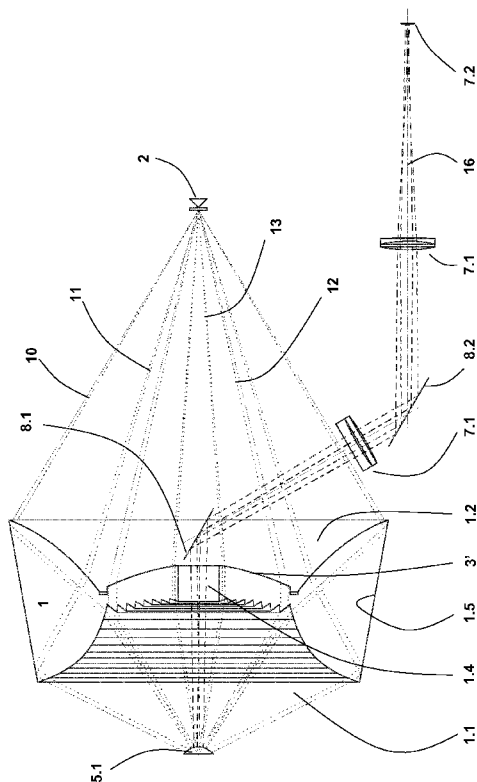
(74) Anwalt: BECK, Bernard; Carl Zeiss AG, Patentabteilung,
Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

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

(54) Bezeichnung : SYSTEM ZUR BESTIMMUNG DER TOPOGRAPHIE DER KORNEA EINES AUGES



Figur 11

(57) Abstract: The invention relates to a system for determining the surface shape of the cornea of an eye by analyzing the reflection of a spatially distributed ring pattern. The system according to the invention consists of an element for generating a ring pattern, an illuminating unit, an image capturing unit, and a control and analyzing unit. The element for generating rings similar to Placido disks is a fresneled axicon with annular structures of different radii. Furthermore, an optical element for illuminating the entire surface of the fresneled axicon with plane waves and an optical element for separating the illuminating and detecting beam path are arranged between the illuminating unit and the fresneled axicon. Furthermore, the image capturing unit consisting of an imaging system and an image sensor is designed for a telecentric distance-independent image detection. The proposed system is suitable for determining the topography of reflective bodies. In particular, the system is used to determine the topography of the cornea of an eye.

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft ein System zur Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges durch Auswertung des Spiegelbildes eines räumlich verteilten Ringmusters. Das erfindungsgemäße System besteht aus einem Element zur

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/160049 A1



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.

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Erzeugung eines Ringmusters, einer Beleuchtungseinheit, einer Bildaufnahmeeinheit und einer Steuer- und Auswerteeinheit. Dabei ist das Element zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidoscheiben ein gefresneltes Axicon mit ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien. Des Weiteren sind zwischen der Beleuchtungseinheit und dem gefresnelten Axicon ein optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresnelten Axicons mit ebenen Wellen und ein optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang angeordnet. Außerdem ist die aus einem Abbildungssystem und einem Bildsensor bestehende Bildaufnahmeeinheit für eine telezentrische, entfernungsunabhängige Bilderfassung ausgebildet. Das vorgeschlagene System ist zur Bestimmung der Topographie reflektierenden Körper geeignet. Insbesondere dient es jedoch der Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges.

System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges

Die vorliegende Erfindung betrifft ein System zur Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges durch Auswertung des Spiegelbildes eines räumlich verteilten Musters, insbesondere eines einer Placidoscheibe ähnlichen Ringmusters.

Bei der Placidoscheibe handelt es sich um eine beleuchtete Scheibe, von der ein bekanntes Muster in Form von Kreisen mit regelmäßigen Abständen erzeugt und auf das Auge abgebildet werden. Die Diagnose wird dann anhand der Betrachtung der Reflektion der Kreise auf der Oberfläche der Kornea gestellt, auf der sich die Kreise ebenso regelmäßig abbilden sollten.

Hierbei sollte nun auf der Korneaoberfläche eine symmetrische Reflexion der konzentrischen Placidoringe zu sehen sein. Sind hingegen asymmetrische Formen der Ringe zu finden, ist dies ein Hinweis auf eine Abweichung der Hornhautoberfläche von einer Referenzoberfläche. Unregelmäßigkeiten der Korneaoberfläche sind z. B. bei einem Astigmatismus, aber auch bei mechanischen oder chemischen Verletzungen der Kornea zu finden.

Unter dem Begriff Keratometrie ist die Vermessung von Form und Gestalt der Hornhaut des Auges zu verstehen. Mit einem Ophthalmometer (auch Keratometer) werden die Krümmungsradien der Hornhaut zentral und in der Peripherie ermittelt. Die gemessenen Radien sind beispielsweise Grundlage für die Anpassung von Kontaktlinsen. Eine besondere Form der Keratometrie ist die Topographie. Hier werden mit speziellen Verfahren die zentralen und peripheren Krümmungsradien der Hornhaut gemessen und mathematisch ausgewertet.

Die Oberflächenvermessung der Hornhaut des menschlichen Auges erweist sich dahingehend schwierig, da die Hornhaut transparent ist und sichtbares Licht nicht in nennenswertem Maße rückgestreut wird.

Die Hornhaut (Kornea) ist der vorderste Abschnitt des Auges und weist eine nach vorn gewölbte, spezifische Geometrie auf. Um diese geometrische Form der Hornhautvorderfläche in ihrer Gesamtheit zu erfassen bedient man sich der Topographie. Die Vorderflächenform kann dabei variieren, wobei zwei der wichtigsten und auch allgemein bekanntesten, die sphärische (kugelförmig) und die astigmatische (verkrümmte) Hornhaut sind.

Mit ihrer Brechkraft von über 40 Dioptrien ist die Hornhaut ein maßgeblicher Faktor für die Brechung des in das Auge einfallenden Lichtes. Die Brechkraft der Hornhaut hängt hierbei vorrangig von der Form der Hornhautoberfläche und insbesondere ihrer Krümmung ab. Die Bestimmung der Form der Hornhautoberfläche ist insbesondere bei den folgenden Einsatzbereichen von größter Wichtigkeit:

- Katarakt-Chirurgie, in Verbindung mit Reduktion des Astigmatismus,
- Kontaktlinsenanpassung,
- Erkennung eines Keratokonus,
- korneale Bestimmung des Astigmatismus,
- refraktive Chirurgie und
- Anpassung einer geeigneten Brille.

Bei den chirurgischen Anwendungen ist die Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges sowohl vor als auch nach dem chirurgischen Eingriff wichtig, da die Oberflächenform zur Erkennung von anomalen oder abnormen Formen der Hornhaut geeignet ist.

Verfahren zur Vermessung der Hornhautoberflächenform mit Hilfe so genannter Keratometer oder Keratographen ist nach dem Stand der Technik seit langem bekannt. Die auf die Hornhaut abgebildeten konzentrischen Ringe der Placidoscheibe werden durch den Tränenfilm der Hornhaut reflektiert und mit einer Kamera aufgenommen und 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 bei Topographen zur Anwendung kommenden Placidoscheiben zur Erzeugung konzentrischer Ringe muss dabei nicht zwangsläufig eine plane Scheibe sein. Derartige plane Placidoscheiben 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) Placidoscheiben.

Die US 4,660,946 A beschreibt eine Lösung zur Formvermessung der Kornea, die auf einer scheibenförmigen Fresnel-Zylinderlinse basiert. Zur Projektion der Ringstruktur auf das Auge wird jeder Ring der Fresnel-Zylinderlinse einzeln, ringförmig mittels Ring-Zylinderlinsen beleuchtet. Durch die scheibenförmige Struktur wird zum einen die Anzahl der realisierbaren Ringe begrenzt und zum anderen lässt sich mit zunehmender Anzahl der Ringen diese Art der Beleuchtung nur noch schwer realisieren.

In den Schriften US 6,575,573 B2 und US 6,692,126 B1 werden Lösungen zu Ophthalmometern (auch Keratometern) beschrieben, die durch eine Spalt-Beleuchtungseinheit ergänzt sind. Während die Abbildung von Placidoring-Systemen zur Messung der Oberflächenkrümmung der Hornhaut des Auges vorgesehen ist, werden mit der Spalt-Beleuchtungseinheit Schnittbilder des Auges erzeugt, aus denen die Dicke der Hornhaut des Auges bestimmt werden kann. Im Ergebnis dieser Kombination kann ein Hornhaut-Dicken-Profil ermittelt werden.

Dieses Verfahren hat zwar den Vorteil, dass zur Vermessung der Hornhautoberflächenform nur eine einzige Aufnahme erforderlich ist, die bei einer hohen räumlichen Auflösung eine große Menge an Datenpunkten beinhaltet. Dadurch dass nur eine einzige Aufnahme erforderlich ist, haben Augenbewegungen keine Auswirkung auf die Genauigkeit der Messung. Ein erster Nachteil derartiger Lösungen ist darin zu sehen, dass die von der Kamera aufgenommenen Bilder ein Abbild des Auges, insbesondere dessen Iris und das Reflexbild der auf den Tränenfilm vor der Hornhaut projizieren Placidoringe als Überlagerung enthält.

Für eine exakte Bestimmung der Oberflächentopographie des Auges muss der Auswertalgorithmus die Placidoringe jedoch einwandfrei erkennen. Hierbei kann das Problem auftreten, dass die überlagerte Irisstruktur die Erkennung der Placidoringe stört, da unter Umständen der Pupillenrand mit den Ringen verwechselt werden kann.

Kommerziell erhältliche Topographiesysteme projizieren reelle Placidoringe in kurzem Abstand vor dem Auge auf die Hornhaut von wo sie reflektiert und mit einer Kamera erfasst werden. Die Hornhautrekonstruktion basiert auf der Winkelauswertung von Einfalls- und Ausfallswinkel der projizierten und von der Hornhaut reflektierten Placidoringe. Dabei dient die Abweichung der Ringposition auf der Hornhaut relativ zur Ringposition eines bekannten Referenztestkörpers, als Grundlage für die Hornhautrekonstruktion. Ein zweiter Nachteil derartiger Lösungen ist darin zu sehen, dass die Genauigkeit der Messung stark von den Winkelverhältnissen und damit vom Messabstand abhängig ist.

Zur Bestimmung bzw. zur Kontrolle des korrekten Messabstandes werden verschiedenste Methoden verwendet. So kann die Messung beispielsweise automatisch ausgelöst werden, wenn der richtige Arbeitsabstand erreicht ist. Dies kann zum einen durch eine Korrektur des fehlerhaften Abstandes vor einer jeden Messung erfolgen, indem mit Hilfe von Lichtschranken, Kontakten oder zusätzlichen Messsystemen der Abstand bzw. die Position bestimmt und gegebenenfalls korrigiert wird.

Beispielhaft sind hierzu die Schriften US 6,048,065 A und US 6,070,981 A genannt. Die darin beschriebenen Lösungen stellen Topographen dar, die auf einer Placidoscheibe basieren. Zur Kontrolle des korrekten Messabstandes verfügen beide Lösungen über eine Punktlichtquelle, deren Licht auf die Hornhaut projiziert, von dieser reflektiert und auf eine CCD-Kamera als Punktbild abgebildet wird. Die Position des Punktbildes innerhalb des Auffangbereiches gibt Auskunft über die Entfernung zwischen Placidoscheibe und Auge. Zur exakten Positionierung wird die Placidoscheibe verschoben, bis der Abstand optimiert ist. Erst dann wird mit der Messung begonnen.

Bei den in EP 0 843 529 B1 und EP 1 138 254 A1 beschriebenen Lösungen wird der korrekte Messabstandes über zwei zusätzliche Kameras, die jeweils rechts und links, seitlich vom Kopf angeordnet sind, kontrolliert bzw. korrigiert. Dabei ist vorgesehen, dass sowohl die beiden seitlich angeordneten Kameras als auch die auf der optischen Achse angeordnete Hauptkamera zur Vermessung der Hornhaut starr zueinander angeordnet sind. In Abhängigkeit der von den seitlich angeordneten Kameras aufgenommenen Bilder wird das Gesamtsystem in Bezug auf das zu vermessende Auge bzw. dessen Hornhaut so positioniert, dass eine optimale Messposition erreicht ist.

Zum anderen können aber auch die bei nicht optimalen Abständen vorgenommenen Messungen entsprechend korrigiert werden, in dem bestimmte Korrekturalgorithmen für die Fälle zur Anwendung kommen, bei denen beispielsweise durch eine Bildauswertung nicht optimale Messabstände festgestellt wurden. Durch entsprechende Korrekturalgorithmen können die „fehlerhaften“ Messergebnisse korrigiert werden.

Das weltweit meistgenutzte Hornhauttopographie-System der Carl Zeiss Meditec heißt ATLASTM und verfügt über derartige Korrekturalgorithmen. Durch die leistungsstarke und bedienerfreundliche Software-Plattform liefert das ATLASTM

System bei jeder Untersuchung und praktisch für jeden Bediener präzise, zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse.

Durch das patentierte, so genannte Cone-of-Focus™ Ausrichtungssystem wird beim ATLAS™ sichergestellt, dass die zu vermessende Kornea korrekt zum Messsystem ausgerichtet ist. Dies erfolgt, basierend auf einer Triangulation mit Cone-of-Focus™ in Verbindung mit der ebenfalls patentierten Placidoscheibe.

Obwohl dieses Verfahren für den Großteil der zu untersuchenden Augen, d. h. für Augen mit „normalen“ Krümmungen der Kornea präzise, zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse liefert, können bei "unnormalen" Krümmungen der Kornea mitunter Probleme auftreten. Eine derartig "unnormal" gekrümmte Kornea kann z. B. von einer Vorerkrankung wie Keratokonus verursacht werden.

Um die genauen Winkelverhältnisse zu bestimmen, muss der Abstand des Gerätes von der Stelle des zu untersuchenden Auges bekannt sein, an der die Strahlung eines Placidoringes reflektiert wird. Daher muss eigentlich nicht nur der Abstand des Auges vom Messgerät auf der optischen Achse bekannt sein, sondern darüber hinaus eigentlich schon die genaue Form der Kornea, die aber erst gemessen werden soll. Als Lösung dieses Problems können interaktive Algorithmen eingesetzt werden, die den Einfluss dieses Problems auf die Messergebnisse minimieren. Durch diese Algorithmen, werden aber die Messunsicherheiten aller Ringe durch eine Fehlerfortpflanzung kombiniert und die Messung die Ergebnisse somit je nach Datenqualität ungenau. Bei Patienten mit gesunden Korneaformen ist dieses Problem durch die sehr hohe Messqualität beherrschbar, allerdings können bei krankhaft verformten Korneas sehr große Messabweichungen auftreten.

Die exakte, hochgenaue Ausrichtung im Bereich von weniger als 1 Mikrometer schafft die Voraussetzung für hochpräzise Messungen bei jeder Untersuchung. Vom Bildanalyse-System SmartCapture™ werden bis zu 15 digitale Bilder pro

Sekunde während der Ausrichtung analysiert und automatisch das Bild mit der besten Qualität ausgewählt.

Die Idee zur genauen Untersuchung und Vermessung der Hornhaut des menschlichen Auges ist bereits sehr alt. So wurde das erste klassische Keratometer bereits im Jahre 1856 von H. von Helmholtz entwickelt. Das damit durchführbare Messverfahren entsprach dem heute noch gängigen Messverfahren. Allerdings war das Keratometer von Helmholtz sehr unhandlich.

Umso erstaunlicher ist, dass es Littmann erst im Jahre 1950 gelang einen gänzlich entfernungsunabhängigen Keratometer zu entwickeln. Bei entfernungsunabhängigen Keratometern sind die Einstellungen der Bildschärfe durch die Akkommodation des Beobachters und Fehlsichtigkeiten nicht beeinflussbar, wodurch die größten Mängel von entfernungsabhängigen Geräten ausgemerzt wurden.

Beim Littmann-Keratometer werden virtuelle Testzeichen projiziert, welche über eine Linse ins unendliche auf die Hornhaut abgebildet werden. Damit ist die Entfernungsabhängigkeit bei der Messung nur von der Tiefenschärfe der als optisches Beobachtungssystem dienenden Kamera, nicht aber von der Testzeichenentfernung abhängig. Die Entfernungsunabhängigkeit bei der Bildfassung wird durch einen telezentrischen Strahlengang gelöst. Die Messgenauigkeit in Bezug auf den Abstand zwischen Auge und Gerät wird dadurch wesentlich desensibilisiert und die Messergebnisse dadurch sehr wiederholbar. Zudem konnte die Anzahl von Mess- und Ablesefehlern verringert und die Messvorgänge beschleunigt werden.

Als nachteilig erweist sich allerdings die geringe Anzahl an Messpunkte bei Keratometern nach Littmann. Während bei Littmann-Keratometern nur 2 bis 8 Messpunkte erzeugt werden, liegt die Anzahl der Messpunkte bei den auf Placidoscheiben basierenden Topographen bei mehreren Tausend.

Eine vollständig entfernungsunabhängige technische Lösung stellen Keratometer dar, bei denen mit beispielsweise 6 einzelnen kollimierten Lichtquellen die Kornea unter bestimmten Winkeln beleuchtet wird. Der wesentliche Vorteil derartiger Verfahren ist in der hochgenauen, quantitativen Messung der Krümmung der Kornea zu sehen. So stellt der auf einem kurzkohärenten Verfahren basierende IOLMaster® der Carl Zeiss Meditec AG ein optisches Messgerät nach diesem Lösungsprinzip dar.

Nachteilig wirkt sich bei diesem Verfahren aus, dass die Kornea nur an wenigen Punkten vermessen wird und so insbesondere bei Korneas die neben Krümmung und Astigmatismus noch weitere Oberflächendeformationen aufweisen Messfehler verursacht werden können. Für solche Ausnahmefälle wäre eine Vielzahl von Messpunkten, ähnlich einer Placidoscheibe von Vorteil. Da aber für jeden Messpunkt eine separate Quelle mit Abbildungsoptik erforderlich ist, steigt der technische Aufwand dementsprechend.

In der DE 1 572 779 wird ein Verfahren dargestellt, bei dem die Beleuchtung mit Hilfe einer Blende realisiert wird, deren mehrere schmale, ringförmige, konzentrische Öffnungen über eine Optik in das zu messende Auge abgebildet werden. Die Detektion erfolgt wie bei allen vorher vorgestellten Verfahren durch die Mitte des Ringsystems hindurch mit Hilfe einer telezentrisch korrigierten Optik entlang der optischen Achse. Die Entfernungsunabhängigkeit der Beleuchtung wird dadurch erreicht, dass das Auge mit mehreren "ringförmig ebenen" Wellen beleuchtet wird. Die Optik die die Abbildung der Ringblenden in das Auge realisiert, steht somit mit der ihrer resultierenden Brennweite entsprechenden Hauptebene im gleichen Abstand von der Ringblende als auch von der Kornea des Auges entfernt. Nachteilig bei diesem Verfahren ist der relativ große technische Aufwand für diese Abbildungsoptik, da mehrere Linsen eingesetzt werden müssen um die geforderte hohe Messgenauigkeit erreichen und auftretende sphärische Fehler kompensieren zu können. Ein weiterer Nachteil ist die geringe Lichteffizienz, da aus den erforderlichen, relativ schmalen Ringblendenbreiten resultieren.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges zu entwickeln, welches weitgehend entfernungsunabhängige Messungen in einen größeren Messbereich Messungen und bei starken Asphärizitäten erlaubt und dafür eine Vielzahl von Messpunkten erzeugt. Für die Beleuchtung soll dabei eine technische Ausgestaltung verwendet werden, die eine höhere Lichteffizienz aufweist und dabei deutlich einfacher und damit preiswerter hergestellt werden kann.

Die zugrunde liegende Aufgabe wird mit dem System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges, bestehend aus einem Element zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidoscheiben und einer Beleuchtungseinheit, die in einem Beleuchtungsstrahlengang angeordnet sind, sowie einer, in einem Detektionsstrahlengang angeordneten Bildaufnahmeeinheit und einer Steuer- und Auswerteeinheit, dadurch gelöst, dass das placidoscheibenähnliche Element als gefresneltes Axicon mit ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien ausgeführt ist, dass zwischen der Beleuchtungseinheit und dem gefresnelten Axicon ein optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresnelten Axicons mit ebenen Wellen und ein optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang angeordnet sind und dass die, aus einem Abbildungssystem und einem Bildsensor bestehende Bildaufnahmeeinheit für eine telezentrische, entfernungsunabhängige Bilderfassung ausgebildet ist.

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

Das vorgeschlagene System ist zur Bestimmung der Topographie reflektierenden Körper geeignet. Insbesondere dient es jedoch der Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges.

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

- Figur 1: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon mit Facetten auf der Vorder- und Rückseite,
- Figur 2: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon mit einer zusätzlichen Spiegelfläche,
- Figur 3: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems mit gefresneltes Axicon, Kollimatorlinse und Strahlteiler,
- Figur 4: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems mit gefresneltes Axicon und einem Strahlteiler,
- Figur 5: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems bei dem der mit Detektionsstrahlengang umgelenkt wird,
- Figur 6: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems mit gefresneltes Axicon und einer Kollimatorlinse,
- Figur 7: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems, dessen gefresneltes Axicon über zusätzliche kollimierende und strahlengangtrennende Wirkung verfügt,
- Figur 8: die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems, in dessen gefresneltes Axicon die Abbildungsoptik der Bilderfassung integriert ist,

Figur 9: eine bevorzugte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon, dessen Vorderseite Facetten und dessen Rückseite eine asphärische Form aufweist,

Figur 10: eine weitere bevorzugte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon, welches neben Facetten an der Vorderseite und eine asphärische Form an der Rückseite über eine für alle Zonen gemeinsame Außenfacette verfügt und

Figur 11: die bevorzugte Strahlführung für Beleuchtung und Detektion für die Ausgestaltung nach Figur 10.

Für alle Abbildung gilt, dass als Vorderseite die Fläche des Elementes bezeichnet wird, die der Kornea zugewandt ist. Auch wenn die Kornea nicht mit abgebildet ist, wird die Vorderseite stets links dargestellt.

Das erfindungsgemäße System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges besteht aus einem Element zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidorscheiben und einer Beleuchtungseinheit, die in einem Beleuchtungsstrahlengang angeordnet sind, sowie einer, in einem Detektionsstrahlengang angeordneten Bildaufnahmeeinheit und einer Steuer- und Auswerteeinheit. Dabei ist das Element zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidorscheiben ein gefresneltes Axicon mit ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien. Des Weiteren sind zwischen der Beleuchtungseinheit und dem gefresneltes Axicon ein optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresneltes Axicons mit ebenen Wellen und ein optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang angeordnet. Außerdem ist die aus einem Abbildungssystem und einem Bildsensor bestehende Bildaufnahmeeinheit für eine telezentrische, entfernungsunabhängige Bilderfassung ausgebildet.

Eine erste Gruppe vorteilhafter Ausgestaltungen betrifft das als Element zur Erzeugung von Ringen dienende, gefresneltes Axicon. Hierbei können die ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien in Form von Facetten auf der Vorder- und/oder Rückseite des gefresneltes Axicon angeordnet sein.

Die **Figur 1** zeigt die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon mit Facetten auf der Vorder- und Rückseite.

Hierbei sind sowohl auf Vorderseite **1.1** als auch auf der Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** Facetten **1.3** vorhanden, die das Licht der Beleuchtungsquelle unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea richten. Weiterhin verfügt das gefresnelte Axicon **1** über eine, als Planfläche oder Aussparung ausgeführte, zentrale Zone **1.4**, die für die telezentrische, entfernungsunabhängige Bildfassung vorgesehen ist.

Durch die Anordnung von Facetten auf der Vorder- und der Rückseite ließe sich beispielsweise die Anzahl der ringförmigen Strukturen und somit auch der Messpunkte deutlich erhöhen. Dabei weisen die ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien verschiedene Facettenwinkel auf, um das Licht in unterschiedlichen Winkeln in Richtung der Kornea des Auges umzulenken.

Obwohl die Umlenkung des Lichtes prinzipiell auf den Prinzipien der Brechung, Beugung oder Reflexion basieren kann, wird auf die Anwendung des Prinzips der Beugung meist verzichtet.

Dies liegt darin begründet, dass die Lichtbeugung an rotationssymmetrischen Gitterstrukturen mit einem wesentlichen Nachteil verbunden ist. Der Ablenkwinkel durch Beugung skaliert mit der Wellenlänge der verwendeten Strahlung. Daher muss in einem solchen Fall die spektrale Bandbreite der Lichtquelle auf unter 1nm begrenzt werden, um genaue Messwerte zu erhalten, was technisch nur aufwendig über schmalbandige Lichtquellen, wie Laser oder durch zusätzliche Filterelemente erreicht werden kann.

Somit ist bei der Abschätzung der notwendigen Genauigkeit folgendes zu berücksichtigen. Die Bestimmung der refraktiven Wirkung der Kornea durch Messung deren Krümmung mit einer gewünschten Genauigkeit $< 0,1$ dpt entspricht bei einer Gesamtbrechkraft der Kornea von 40 - 50 dpt zirka $1/500$. Damit muss die Lichtquelle bei einer Wellenlänge von z. B. 800nm eine Bandbreite von unter 2nm, bevorzugt unter 1nm haben. Zudem darf die mittlere Wellenlänge nicht mehr als etwa $\pm 0,5$ nm variieren. Um diese Bedingungen für die Lichtquelle zu erreichen, müssen typische Halbleiterlaserquellen, die eine solche Schmalbandigkeit bieten auf zirka 1K temperiert werden, was zusätzlichen technischen Aufwand bedeuten würde.

Deshalb sind die Facettenwinkel des gefresneltes Axicon so berechnet, dass die Umlenkung des Lichtes bei kleinen Ablenkswinkeln vorzugsweise auf dem Prinzip der Lichtbrechung und bei großen Ablenkswinkeln auf dem Prinzip der Lichtreflexion zum Teil auch in Kombination mit Lichtbrechung basiert.

In einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung sind die Facettenwinkel des gefresneltes Axicon so berechnet, dass die Umlenkung des Lichtes bei großen Ablenkswinkeln auf dem Prinzip der Lichtreflexion basiert, wofür das gefresneltes Axicon über eine zusätzliche Spiegelfläche verfügt.

Die **Figur 2** zeigt hierzu die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen, gefresneltes Axicon mit einer zusätzlichen Spiegelfläche (Kegel).

Zusätzlich zu den, nur auf der Vorderseite **1.1** vorhandenen Facetten **1.3** verfügt das gefresnelte Axicon **1** über eine als gemeinsame Spiegelfläche dienende Außenfacette **1.5**. Für die telezentrische, entfernungsunabhängige Bildfassung ist die zentrale Zone **1.4** wiederum als Planfläche oder Aussparung ausgeführt.

Das Licht der äußeren Zonen erfährt durch eine Totalreflexion an der für alle äußeren Zonen gemeinsamen Spiegelfläche in Form einer Außenfacette den wesentlichen Teil der Umlenkung und durch die Facetten an der Vorderseite des gefresnelten Axicon die endgültige Strahlablenkung. Durch ein derartiges Element können günstigere Verhältnisse für die äußeren Zonen mit großem Einstrahlwinkel erreicht werden.

Eine zweite Gruppe vorteilhafter Ausgestaltungen bezieht sich auf die Beleuchtungseinheit. Diese besteht vorzugsweise aus mindestens einer Lichtquelle, insbesondere einer LED, einem Laser oder dem Ausgang einer Lichtleitfaser. Da der Aufbau sehr lichteffizient ist, können auch andere Arten von nichtpunktförmigen Quellen wie z. B. Halogenlampen und Blitzlampen verwendet werden. Diese sind jedoch durch ein zusätzliches Filter auf eine Spektralbreite unter 50nm einzuschränken um genaue Messergebnisse erzielen zu können, da auch der Brechungswinkel über die Dispersion des Materials brechzahlabhängig ist.

Dabei kann das Licht der Lichtquelle, die beispielsweise eine Leuchtfläche von zirka 1mm² aufweist, zusätzlich mittels einer kreisförmigen Blende mit einem Durchmesser von 100 - 1000µm abgeblendet werden.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung ist die Leuchtfläche der Lichtquelle variabel. Dies kann beispielsweise durch eine vorgeordnete Blende mit variablem Durchmesser oder durch mehrere Lichtquellen mit unterschiedlich großen Leuchtflächen erreicht werden, die wechselweise verwendet werden.

Dies hat den Vorteil, dass die Breite der dargestellten und auf das Auge abgebildeten Ringe verändert werden kann. So ist es beispielsweise erforderlich, bei einer stark deformierten Kornea sehr schmale Ringe zu verwenden, die sich nicht berühren und damit eine problemlose Auswertung ermöglichen. Breitere Ringe könnten sich in diesem Falle berühren oder gar überlappen, so dass eine Auswertung erschwert oder gar unmöglich wird.

Zwischen der Beleuchtungseinheit und dem gefresneltes Axicon sind ein optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresneltes Axicons mit ebenen Wellen und ein optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang angeordnet. Dabei sind die beiden optischen Elemente so ausgebildet bzw. angeordnet, dass eine Beleuchtung der zentralen, für die telezentrische Bilderfassung vorgesehenen Zone des gefresneltes Axicon verhindert wird.

Einer vorteilhaften Ausgestaltung entsprechend ist das optische Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresneltes Axicons mit ebenen Wellen eine Kollimatorlinse. Hierzu zeigt die **Figur 3** die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems mit Kollimatorlinse und Strahlteiler.

Das von einer LED **2** emittierte Licht wird mit einer Kollimatorlinse **3** parallelisiert und von einem Strahlteiler in Form einer teilverspiegelten, planparallelen Platte **4** in Richtung des gefresneltes Axicon **1** umgelenkt. Hierbei kann optional vor der LED **2** eine (gestrichelt dargestellte) Blende **2.1** zur Begrenzung des Beleuchtungsfeldes angeordnet sein. Die Teilverspiegelung der planparallelen Platte **4** kann so ausgebildet sein, dass dessen Zentrum über keine Verspiegelung verfügt, so dass eine Beleuchtung der zentralen Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** vermieden wird. Ist dagegen die zentrale Zone teilverspiegelt, so ist im Kamerabild neben dem Ringsystem ein Reflexionspunkt auf dem Apex der Kornea zu beobachten, der vorteilhafter Weise für die Auswertung nützlich sein kann. Gleichzeitig ist dies jedoch mit dem Nachteil verbunden, dass das Licht des Detektionsstrahlenganges durch die teilverspiegelte Schicht geschwächt und damit die Lichteffizienz reduziert wird. Aus diesem Grunde kann die Teilverspiegelung der zentralen Bereiche des Umlenkelementes an die zu erreichenden Messeigenschaften angepasst werden. Über die ringförmigen, unterschiedlichen Winkel aufweisenden Facetten **1.3** des gefresneltes Axicon **1** wird das Licht der LED **2** unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** gerichtet. Die auf die Kornea **5.1** des Auges **5** projizierte Ringstruktur wird

entlang des telezentrischen Strahlenganges **6**, durch die, als Planfläche oder Aussparung ausgeführte, zentrale Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** reflektiert, von der Bildaufnahmeeinheit **7** aufgenommen und zur Auswertung an die (nicht dargestellte) Steuer- und Auswerteeinheit weitergeleitet. Die Bildaufnahmeeinheit **7** verfügt dafür über eine Abbildungsoptik **7.1** und einen Bildsensor **7.2**.

In einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung kann die, üblicher Weise als optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresneltes Axicons verwendete Kollimatorlinse entfallen, wenn die Rückseite des gefresneltes Axicon entsprechend ausgebildet ist. Hierzu zeigt die **Figur 4** die Prinzipdarstellung einer zweiten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Systems nur mit einem Strahlteiler.

Das von einer LED **2** emittierte Licht wird hier von einem Strahlteiler in Form einer teilverspiegelten, planparallelen Platte **4** in Richtung des gefresneltes Axicon **1** umgelenkt. Die als Kollimatorlinse **3'** ausgeführte Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** übernimmt die Parallelisierung des Lichtes zur vollflächigen Beleuchtung, so dass auf ein separates, optisches Element verzichtet werden kann. Die Teilverspiegelung der planparallelen Platte **4** kann wiederum so ausgebildet sein, dass dessen Zentrum über keine Verspiegelung verfügt, so dass eine Beleuchtung der zentralen Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** vermieden wird. Sowohl die Abbildung des Lichtes der LED **2** unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** als auch die Bildaufnahme erfolgt in der zuvor beschriebenen Weise.

Als optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang werden vorzugsweise Planplatten oder ein Prismen verwendet, die über teilverspiegelte und/oder dichroitische Flächen verfügen können.

Für die Funktionsweise ist es dabei unerheblich ob der Beleuchtungs- oder der Detektionsstrahlengang über das optische Element umgelenkt wird. Allerdings

ist es dabei vorteilhafter den Detektionsstrahlengang umzulenken, da die Abmessungen des dafür erforderlichen optischen Elementes in Form einer Planplatte oder eines Prismas geringer sein können. Hierzu zeigt die **Figur 5** die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems bei dem der Detektionsstrahlengang umgelenkt wird.

Gemäß der **Figur 5** wird das von einer LED **2** emittierte Licht mit einer Kollimatorlinse **3** parallelisiert und in Richtung des gefresneltes Axicon **1** geleitet. Über die unterschiedliche Winkel aufweisende Facetten **1.3** des gefresneltes Axicon **1** wird das Licht der LED **2** unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** gerichtet. Die auf die Kornea **5.1** des Auges **5** projizierte Ringstruktur wird entlang des telezentrischen Strahlenganges **6**, durch die, als Planfläche oder Aussparung ausgeführte, zentrale Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** reflektiert, von einer planparallelen Platte **8** umgelenkt und auf die Bildaufnahmeeinheit **7** abgebildet. Durch die Anordnung der planparallelen Platte **8** vor dem gefresneltes Axicon **1** wird die Beleuchtung dessen zentraler Zone **1.4** vermieden.

Auch bei dieser Ausgestaltung ist eine Variante denkbar, bei der sich die Anzahl der optischen Elemente reduzieren lässt. So kann das separate, optische Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang entfallen, wenn die Rückseite des gefresneltes Axicon entsprechend ausgebildet ist. Hierzu zeigt die **Figur 6** die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems nur mit Kollimatorlinse.

Das von einer LED **2** emittierte und von einer Kollimatorlinse **3** parallelisierte Licht wird in Richtung des gefresneltes Axicon **1** gestrahlt. Die Kollimatorlinse **3** kann hierbei in ihrem Zentrum über eine Teilverspiegelung verfügen, die verhindert, dass die zentrale Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** beleuchtet wird. Die als Prisma **4'** ausgeführte Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** übernimmt die Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang, so dass auf ein separates, optisches Element dafür verzichtet werden kann. Sowohl die

Abbildung des Lichtes der LED **2** unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** als auch die Bildaufnahme erfolgt auch hier in der zuvor beschriebenen Weise.

In einer besonders vorteilhaften Ausgestaltungsvariante kann auf separate, optische Element sowohl zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang als auch zur vollflächigen Beleuchtung verzichtet werden, wenn die Rückseite des gefresneltes Axicon entsprechend ausgebildet ist. Hierzu zeigt die **Figur 7** die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems mit einem gefresneltes Axicon, dessen Rückseite so ausgebildet ist, dass diese kollimierende und strahlengangtrennende Wirkung aufweist.

Das von einer LED **2** emittierte Licht wird in Richtung des gefresneltes Axicon **1** gestrahlt. Die als Keillinse **9'** ausgeführte Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** übernimmt sowohl die Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang als auch die vollflächige Beleuchtung des gefresneltes Axicons **1**, so dass auf separate, optische Element für diesen Zweck verzichtet werden kann.

Die als Keillinse ausgeführte Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** weist hierbei eine gekrümmte, ringförmig prismatische Form auf, die über eine entsprechende verspiegelte oder dichroitische Teilfläche verfügt, um eine Beleuchtung der zentralen Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** zu verhindern. Sowohl die Abbildung des Lichtes der LED **2** unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** als auch die Bildaufnahme erfolgt in der bekannten Weise.

In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltungsvariante sind die Facetten auf der Vorderseite des gefresneltes Axicon so ausgebildet, dass diese zur Korrektur von Abbildungsfehlern über eine asphärische Wirkung verfügen. Dadurch ist es möglich, dass Abbildungsfehler, wie Farbfehler, Verzeichnungen o. ä. zu korrigieren.

Eine dritte Gruppe vorteilhafter Ausgestaltungen betrifft die Bildaufnahmeeinheit, die in der Regel aus einer Abbildungsoptik und einen Bildsensor besteht. Für dessen telezentrische Bilderfassung ist die zentrale Zone des gefresneltes Axicon als Loch oder Planfläche ausgeführt.

Es kann jedoch auch vorteilhaft sein, wenn die zentrale Zone des gefresneltes Axicon über eine optische Funktion verfügt. Dabei kann die zentrale Zone beispielsweise als Filter oder aber auch als Abbildungsoptik ausgeführt sein. Hierzu zeigt die **Figur 8** die Prinzipdarstellung des erfindungsgemäßen Systems in dessen gefresneltes Axicon die Abbildungsoptik der Bilderfassung integriert ist.

Gemäß der mit **Figur 7** beschriebenen Lösung wird das von einer LED **2** emittierte Licht direkt auf die als Keillinse **9'** ausgeführte Rückseite **1.2** des gefresneltes Axicon **1** gestrahlt. Das Licht der LED **2** wird unter verschiedenen Winkeln auf die Kornea **5.1** des Auges **5** abgebildet und von dieser entlang des telezentrischen Strahlenganges **6** auf den Bildsensor **7.2** der Bildaufnahmeeinheit **7** reflektiert. Da die zentrale Zone **1.4** des gefresneltes Axicon **1** als Abbildungsoptik **7.1** ausgebildet ist, kann auf eine separate Abbildungsoptik verzichtet werden.

Das vom Bildsensor **7.2** aufgenommene Abbild der von der Kornea **5.1** des Auges **5** reflektierten Ringstruktur wird, wie bereits beschrieben zur Auswertung an die (nicht dargestellte) Steuer- und Auswerteeinheit weitergeleitet.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltungsvariante zeigt die **Figur 9**. Das hier abgebildete, gefresneltes Axicon **1** ist so ausgebildet, dass dessen Vorderseite **1.1** über Facetten **1.3** und dessen Rückseite **1.2** über eine asphärische Form verfügen und das gefresnelte Axicon **1** zusätzlich eine gekrümmte bzw. kegelförmige Gesamtform aufweist. Hierbei erfolgt die Kollimation der von der Lichtquelle ausgestrahlten Welle durch eine Asphäre auf der Rückseite **1.2** und die Umlenkung der ringförmig ebenen Wellen durch die auf dessen Vorderseite **1.1** ausgebildeten Facetten **1.3** des gefresneltes Axicon **1**. Das Licht der äußeren

11 Zonen wird allerdings nicht über Brechung an dem gefresnelten Axicon **1**, sondern durch eine Kombination von Totalreflexion und Brechung an jeweils 2 Facetten **1.3** des gefresnelten Axicons **1** erreicht.

Eine weitere, besonders vorteilhafte Ausgestaltungsvariante zeigt die **Figur 10**. Das hier abgebildete, gefresnelte Axicon **1** stellt eine Abwandlung von dem Aufbau in **Figur 9** dar und ist dadurch gekennzeichnet, dass das Licht der äußeren 11 Zonen durch eine Totalreflexion an der für alle äußeren Zonen gemeinsamen Außenfacette **1.5** den wesentlichen Teil der Umlenkung erfährt und durch je eine Facette **1.3** an der Vorderseite des gefresnelten Axicon **1** die endgültige Strahlumlenkung erreicht wird. Diese Form des gefresnelten Axicon **1** hat den Vorteil, dass es günstigere Verhältnisse für die äußeren Zonen mit großem Einstrahlwinkel auf die Kornea ermöglicht.

Die **Figur 11** zeigt die bevorzugte Strahlführung für Beleuchtung und Detektion für die Ausgestaltung nach **Figur 10**. Das von einer LED **2** emittierte Licht wird in Richtung des gefresnelten Axicon **1** gestrahlt. Die als Kollimatorlinse **3'** ausgeführte Rückseite **1.2** übernimmt die Parallelisierung des Lichtes zur vollflächigen Beleuchtung des gefresnelten Axicon **1**, so dass auf separate, optische Element für diesen Zweck verzichtet werden kann. Die Lichtbündel **10** und **11** der äußeren Zonen erfahren durch eine Totalreflexion an der für alle Zonen gemeinsamen Außenfacette **1.5** den wesentlichen Teil und durch jeweils eine Facette **1.3** an der Vorderseite des gefresnelten Axicon **1** die endgültige Umlenkung, zur Abbildung auf die Kornea **5.1**. Im Gegensatz dazu werden die Lichtbündel **12** und **13** der inneren Zonen lediglich durch jeweils eine Facette **1.3** umgelenkt. Die auf die Kornea **5.1** des Auges **5** projizierte Ringstruktur wird als Strahlenbündel **16** durch die, als Planfläche oder Aussparung ausgeführte, zentrale Zone **1.4** des gefresnelten Axicon **1** reflektiert, von einer ersten planparallelen Platte **8.1** über eine Abbildungsoptik **7.1** in Richtung des Bildsensors **7.2** umgelenkt. Eine zweite planparallele Platte **8.2** befindet sich in der Abbil-

dungsoptik **7.1.** Durch die zweimalige Umlenkung des Detektionsstrahlenganges wird eine sehr kompakte Anordnung erreicht.

Das gefresnelte Axicon kann in einer weiteren Variation so ausgestaltet sein, dass sowohl die kollimierende Wirkung für die Lichtquelle als auch die umlenkende Wirkung zur Strahlablenkung in Richtung der Kornea auf nur einer Seite, beispielsweise der Vorderseite des gefresnelten Axicon realisiert wird.

Mit der erfindungsgemäßen Lösung wird ein System zur Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges zur Verfügung gestellt, welches auf einer Placidoscheibe und einer Bildaufnahmeeinheit mit telezentrischer Bilderfassung basiert, bei einem einfachen und preiswerten Aufbau eine höhere Lichteffizienz aufweist und trotzdem weitgehend entfernungsunabhängige Messungen der Hornhauttopographie ermöglicht.

Durch die Verwendung eines placidoscheibenähnlichen Elementes wird eine Vielzahl von Messpunkten erzeugt, was zwangsläufig zu einer Erhöhung der Genauigkeit der Bestimmung der Topographie der Kornea führt.

Das vorgeschlagene System zur Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges kombiniert somit den Vorteil eines auf einer Placidoscheibe basierenden Topographen (Vielzahl von Messpunkten) mit dem Vorteil eines Littmann-Keratometers (entfernungsabhängige Messungen). Dies kann dadurch erreicht werden, dass die Placidoscheibe als gefresneltes Axicon mit ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien ausgeführt ist, die das Licht einer einzigen Lichtquelle mit unterschiedlichen Winkeln in Richtung der Kornea des Auges abbilden.

Der besondere Vorteil des erfindungsgemäßen System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges ist vor allem darin zu sehen, dass die vorgeschlagene Bildung der Ringstruktur ohne jegliche Absorption, d. h. nur

durch Lichtformung und -führung erfolgt, wobei lediglich eine einzige Lichtquelle erforderlich ist.

Obwohl das vorgeschlagene System insbesondere zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges vorgesehen ist, kann es zur Bestimmung der Topographie aller reflektierenden Körper verwendet werden.

Ein auf einer Placidoscheibe basierender Topograph liefert für alle Distanzen des Gerätes zum Auge ein Signal mit den typischen Ringen. Allerdings treten durch die Entfernungsabhängigkeit Messfehler auf, die mit dem Abstand zum optimalen Fokus/Justagepunkt skalieren.

Bei dem hier dargestellten, entfernungsunabhängigen System ist ähnlich zu Keratometern nach Littmann der Effekt zu beobachten, dass es für größere Abstandsabweichungen zum optimalen Justagepunkt zu Abschattungseffekten kommt und man keine Ringe im Kamerabild beobachtet. Sobald man sich dem Justagepunkt wieder nähert, beobachtet man die Ringe und kann daraus abstandsunabhängig sehr genaue Messwerte berechnen.

Der Bereich in dem keine Abschattungseffekte auftreten hängt im Wesentlichen von der Breite der ringförmig, „ebenen“ Strahlenbündel und dem mittleren Winkel der entsprechenden Zone ab. Es ist daher bevorzugt die Breite der Zonen unabhängig voneinander auf einen möglichst großen freien Einstellbereich zu optimieren, um auch robust Messungen an unruhigen Augen zu ermöglichen. Daher sind die äußeren Zonen z. B. gemäß der Figuren 9 und 10 deutlich breiter ausgeführt als die Inneren. Für bestimmte Messgeräte kann es notwendig sein, bei einer reduzierten Anzahl an zu messenden Ringen eine deutlich robustere Einstellung zu ermöglichen. Aus diesem Grund kann es von Vorteil sein, ein Element mit nur wenigen, dafür aber deutlich größeren Breiten zu realisieren. Denkbar sind beispielsweise Elemente mit nur 3 Ringen/Zonen.

Außerdem kann jede der dargestellten Strukturen so skaliert werden, dass eine bestimmte Einstellunempfindlichkeit bei einer bestimmten Zonenanzahl erreicht werden kann.

Weiterhin ist es möglich den Einstellbereich der unterschiedlichen Zonen auch auf unterschiedliche Werte einzustellen und die Anzahl und Nummer der nicht-abgeschatteten Zonen im Kamerabild zu nutzen, eine automatische bzw. semi-automatische Positionierung des Gerätes vor dem Auge zu realisieren. So kann zum Beispiel die maximal und minimal im Kamerabild beobachtbare Zonennummer als Steuersignal für einen axialen Stelltrieb verwendet werden.

Durch die rotationssymmetrischen Gitterstrukturen des gefresneltes Axicon wird allerdings auch der Einstellbereich verkleinert, so dass unruhige Patienten und Patienten deren Augen sehr starke asphärische Abweichungen, von beispielsweise 15 dpt aufweisen, nicht vermessen werden können.

Durch die rotationssymmetrischen Gitterstrukturen werden kegelförmige Wellen auf das Auge gestrahlt, die in jedem Schnitt durch die optische Achse kollimiert und eben sind. Gerade durch diese im Schnitt ebenen Wellen wird die Entfernungsunabhängigkeit des Verfahrens erreicht, da alle Strahlen im Bündel den gleichen Einfallswinkel auf die Kornea haben. Durch die rotationssymmetrisch-kegelförmige Form der Welle wird aber bei lateralen Dezentrierungen des Auges das Licht an der Kornea in Richtungen reflektiert, die nicht mehr in die Detektionsoptik gelangen. Dadurch werden Abschattungen im Detektorbild verursacht, die dazu führen, dass entweder gar keine Messungen realisiert werden können bzw. die Messungen entfernungsabhängig und damit ungenau werden. Ähnliche Abschattungen entstehen bei stark asphärischen Korneaformen, die wie eine lokale Dezentrierung wirken.

Dieses Problem wird bei der Erfindung dadurch gelöst, dass man die Welle in dem gefresnelten Element so formt, das sie in jedem Schnitt durch die optische Achse eben bleibt, in der azimuthalen Richtung aber nicht mehr vollständig ke-

gelförmig fokussiert wird. Das kann nur dadurch erreicht werden, dass die Rotationssymmetrie der Fresnelscheibe aufgegeben wird.

Dies wird vorzugsweise dadurch realisiert, dass eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon zusätzlich über eine nichtrotationssymmetrische Struktur verfügt. Dies gilt für alle zuvor beschriebenen Varianten des gefresnelten Axicons.

In einer ersten Ausführung verfügt eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon zusätzlich über eine diffraktive Struktur in Form eines Beugungsgitters, dessen Gitterlinien radial und dessen Gittervektoren an jeder Stelle azimuthal verlaufen. In einer besonders bevorzugt Ausgestaltung werden hierbei Beugungsgitter verwendet, die lokal unterschiedliche Frequenzen aufweisen. .

In einer zweiten Ausführung verfügt eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon zusätzlich über eine sinusförmige Struktur, die in radialer Richtung verläuft. Hierbei betragen die Modulationstiefe der sinusförmigen Struktur zwischen einigen μm und einigen $100\ \mu\text{m}$ und deren Wellenlänge zwischen $0,1\text{mm}$ und 20mm . Besonders bevorzugt beträgt die Wellenlänge zirka 2mm .

Das wesentliche Merkmal dieser zweiten Ausführung ist darin zu sehen, dass durch die azimuthalen Strukturen die Teilwellen in jedem Schnitt durch die optische Achse vollständig kollimiert bleiben, während sie in der dazu senkrechten Ebene nicht kegelförmig auf die optische Achse fokussiert werden. Die Welle kann dabei z. B. auf reelle und virtuelle Punkte deutlich vor oder hinter der optischen Achse fokussiert (und damit auch defokussiert) oder auch vollständig kollimiert werden.

In einer dritten Ausführung verfügt eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon zusätzlich über eine Struktur in Form vieler, aneinander grenzender Planfacetten. Auch hierbei betragen die Modulationstiefe der sinusförmigen Struktur zwischen einigen μm und einigen 100 μm und deren Wellenlänge zwischen 0,1mm und 20mm. Besonders bevorzugt beträgt die Wellenlänge zirka 2mm.

Bei dieser Ausgestaltung werden von dem gefresnelten Axicon statt einer "kegelförmig" ebenen Welle, pro Facette viele in beide Raumrichtungen kollimierte Teilwellen erzeugt. Beleuchtet man mit diesen Wellen die Kornea des Auges und detektiert mit einer telezentrischen Detektionsoptik, so ergeben sich im Detektorbild ringförmige Punktekette. Das wesentliche Merkmal dieser Ausgestaltung ist nun darin zu sehen, dass sehr viele in beiden Richtungen vollständig kollimierte Teilwellen von der Struktur erzeugt werden.

Ein weiterer wesentlicher Vorteil der facettierten Strukturen ist, dass stark asphärische Flächen vermessen werden können, was beispielsweise die Möglichkeit bietet, sehr starke Zylinderfehler in der Größenordnung von 15dpt zu vermessen. Außerdem ermöglicht diese robustere Messung auch das Beurteilen von stärkeren lokalen Formabweichungen wie sie z. B. bei Inhomogenitäten oder beim Aufreißen des Tränenfilms entstehen.

Ein dritter entscheidender Vorteil der Facettenstruktur wird durch das punktekettenförmige Detektionsmuster ermöglicht. Durch dieses Muster sind die Detektorringe, die man von Placidischeiben nach dem Stand der Technik kennt, moduliert und es können neben dem Durchmesser des Kreises im Detektorbild auch die Winkelkoordinate jedes Spot bestimmt werden. Mit diesen Daten können auch "windschiefe" Strahlen und damit der als „skew ray error“ bekannte Fehler bei Topographen, die auf Placidischeiben basierten, korrigiert werden.

Dadurch können die topographischen Messwerte nicht nur entlang der Meridiane zu einer Topographie verkoppelt werden, sondern auch azimuthal entlang der Punktekettens. Dadurch kann die Genauigkeit der Topographie speziell bei stark asphärisch geformten Messproben deutlich erhöht werden.

Will man also das Element nur so ausgestalten, das man sehr robuste Messungen an stark asphärischen Korneas erreichen kann, wird man die technologisch einfacher zu realisierende Ausgestaltung 1 oder 2 nutzen. Möchte man zusätzlich den „skew ray error“ korrigieren, muss auf die technisch aufwendigere Ausgestaltung 3 zurückgegriffen werden.

Wird z. B. eine Struktur gemäß Figur 9 realisiert, so wird die Lichtablenkung in den äußeren Zonen des Elementes über eine Kombination aus Totalreflexion und Brechung erreicht. Um in diesem Fall viele in beiden transversalen Richtungen ebenen Teilwellen zu erzeugen, müssten beide Flächen die zur Strahlumlenkung beitragen statt rotationssymmetrisch als aneinander grenzende Planfacetten ausgeführt werden. Die Herstellung eines solchen Bauteils ist aber technisch sehr aufwendig. Da der größte Teil der Lichtumlenkung durch die Totalreflexion erzeugt wird, ist es in diesem Fall möglich, die brechende Fläche rotationssymmetrisch auszulegen und die totalreflektierende Fläche so facettiert zu optimieren, das viele in beide Richtungen ebene Teilwellen von der Scheibe emittiert werden. In diesem Fall ist die totalreflektierende Fläche nicht aus aneinandergrenzenden Planfacetten, sondern aus aneinander grenzenden Freiformflächen zusammengesetzt.

Das vorgeschlagene System zur Bestimmung der Oberflächenform der Kornea eines Auges kombiniert somit nicht nur den Vorteil eines auf einer Placidoscheibe basierenden Topographen (Vielzahl von Messpunkten) mit dem Vorteil eines Littmann-Keratometers (entfernungsabhängige Messungen), sondern bietet zudem die Möglichkeit weitgehend entfernungsunabhängiger Messungen in einen größeren Messbereich, selbst bei starken Asphärizitäten.

Alle drei beschriebenen Ausgestaltungen bieten den Vorteil, dass Abschattungsartefakte erst bei etwa 10-fach stärkeren Dezentrierungen auftreten, als ohne zusätzliche Strukturen.

Patentansprüche

1. System zur Bestimmung der Topographie der Kornea eines Auges, bestehend aus einem Element mit Fresnel-Struktur zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidoscheiben und einer Beleuchtungseinheit, die in einem Beleuchtungsstrahlengang angeordnet sind, sowie einer, in einem Detektionsstrahlengang angeordneten Bildaufnahmeeinheit und einer Steuer- und Auswerteeinheit, **dadurch gekennzeichnet**, dass das Element zur Erzeugung von Ringen ähnlich zu Placidoscheiben ein gefresneltes Axicon (1) mit ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien ist, dass zwischen der Beleuchtungseinheit und dem gefresnelten Axicon (1) ein optisches Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresnelten Axicons (1) mit ringförmig, ebenen Wellen und ein optisches Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang angeordnet sind und dass die, aus einem Abbildungssystem (7.1) und einem Bildsensor (7.2) bestehende Bildaufnahmeeinheit (7) für eine telezentrische, entfernungsunabhängige Bilderfassung ausgebildet ist.
2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die ringförmigen Strukturen unterschiedlicher Radien in Form von Facetten (1.3) mit verschiedenen Facettenwinkeln auf der Vorder- und/oder Rückseite (1.1, 1.2) des gefresnelten Axicon (1) angeordnet sind.
3. System nach mindestens einem der Ansprüche 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Facettenwinkel der Facetten (1.3) des gefresnelten Axicon (1) so berechnet sind, dass die Umlenkung der ringförmig, ebenen Lichtwellen auf dem Prinzip der Brechung, Beugung oder Reflexion basiert.

4. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Facettenwinkel der Facetten (1.3) des gefresnelten Axicon (1) so berechnet sind, dass die Umlenkung des Licht bei kleinen Ablenkwinkeln vorzugsweise auf dem Prinzip der Lichtbrechung und bei großen Ablenkwinkeln auf einer Kombination von Lichtreflexion und Lichtbrechung basiert.
5. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Facettenwinkel der Facetten (1.3) des gefresnelten Axicon so berechnet sind, dass die Umlenkung des Licht bei großen Ablenkwinkeln auf dem Prinzip der Lichtreflexion an einer für alle Zonen gemeinsamen Fläche basiert, wofür das gefresnelte Axicon (1) über eine zusätzliche Spiegelfläche (1.5) verfügt.
6. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungseinheit über eine Lichtquelle (2) verfügt, der eine Blende (2.1) mit variablem Durchmesser vorgeordnet ist.
7. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Beleuchtungseinheit über mehrere Lichtquellen (2) mit unterschiedlich großen Leuchtflächen verfügt, die wechselweise verwendet werden können.
8. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Element zur vollflächigen Beleuchtung des gefresnelten Axicons (1) mit ringförmig, ebenen Wellen eine Kollimatorlinse (3) ist.

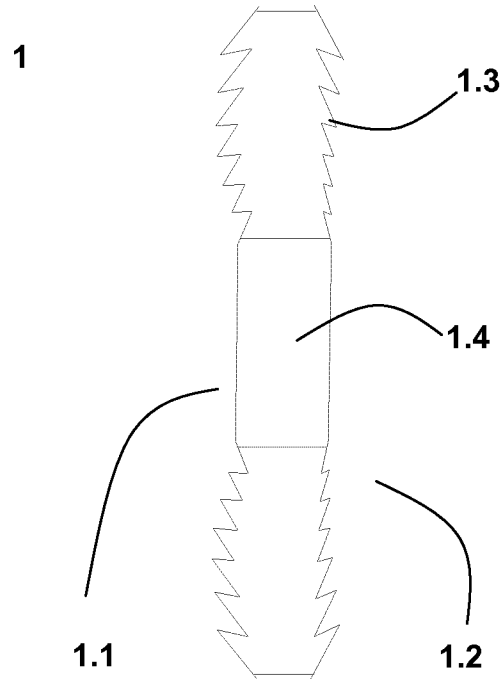
9. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückseite des gefresneltes Axicon (1) so ausgebildet ist, dass die Kollimatorlinse (3) entfallen kann.
10. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Verhältnis der Leuchtfläche der Lichtquelle (2) zur Brennweite der Kollimatorlinse (3) einen Wert zwischen 1:20 bis 1:1000, insbesondere 1:100 bis zu 1:250 aufweist.
11. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang eine Planplatte (4) oder ein Prisma (4) mit teilverspiegelten und/oder dichroitischen Flächen ist.
12. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückseite des gefresneltes Axicon (1) so ausgebildet ist, das optische Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang entfallen kann.
13. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückseite des gefresneltes Axicon (1) so ausgebildet ist, das sowohl das optische Element zur Trennung von Beleuchtungs- und Detektionsstrahlengang als auch die Kollimatorlinse (3) entfallen können.

14. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Facetten auf der Vorderseite (1.1) des gefresneltes Axicon (1) so ausgebildet sind, dass diese zur Korrektur von Abbildungsfehlern und/oder zur Kollimation des Beleuchtungslichtes über eine asphärische Wirkung verfügen.
15. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die für die telezentrische Bilderfassung vorgesehene, zentrale Zone (1.4) des gefresneltes Axicon (1) als Loch oder Planfläche ausgeführt ist.
16. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die für die telezentrische Bilderfassung vorgesehene, zentrale Zone (1.4) des gefresneltes Axicon (1) so ausgebildet ist, dass das Abbildungssystem (7.1) der Bildaufnahmeeinheit (7) entfallen kann.
17. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Breite der auf die Kornea (5.1) einfallenden Bündel so angepasst ist, dass ein möglichst großer freier Einstellbereich des Auges (5) vor dem System erreicht werden kann.
18. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der freie Einstellbereich für die Zonen so unterschiedlich ausgelegt ist, dass die Abschattungseffekte der Zonen erfasst, ausgewertet und als Steuersignal für eine automatische bzw. semiauto-

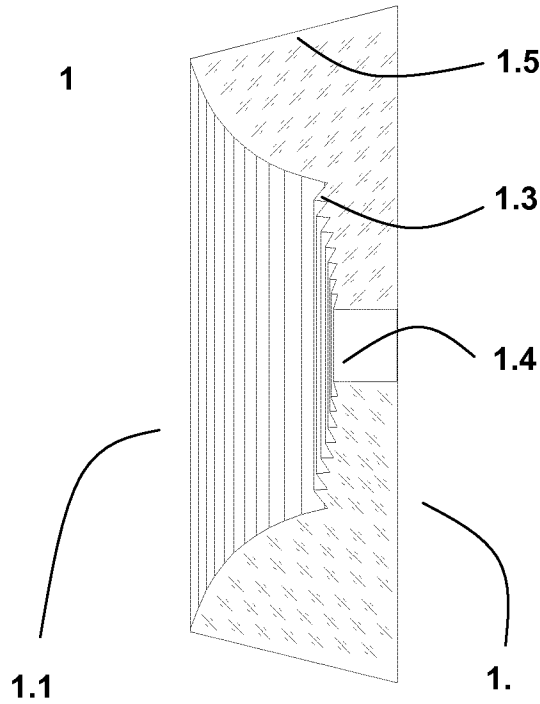
matische Positionierung des Systems vor dem Auge herangezogen werden.

19. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die optisch wirksamen Flächen des gefresneltes Axicon (1) keine streuende Wirkung haben.
20. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das gefresnelte Axicon (1) nicht rotationssymmetrisch ausgebildet ist.
21. System nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon (1) zusätzlich über eine nichtrotationssymmetrische Struktur verfügt.
22. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon (1) zusätzlich über eine diffraktive Struktur in Form eines Beugungsgitters verfügt, dessen Gitterlinien radial und dessen Gittervektoren an jeder Stelle azimuthal verlaufen.
23. System nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass das zusätzlich vorhandene Beugungsgitter lokal unterschiedliche Frequenzen aufweisen kann.

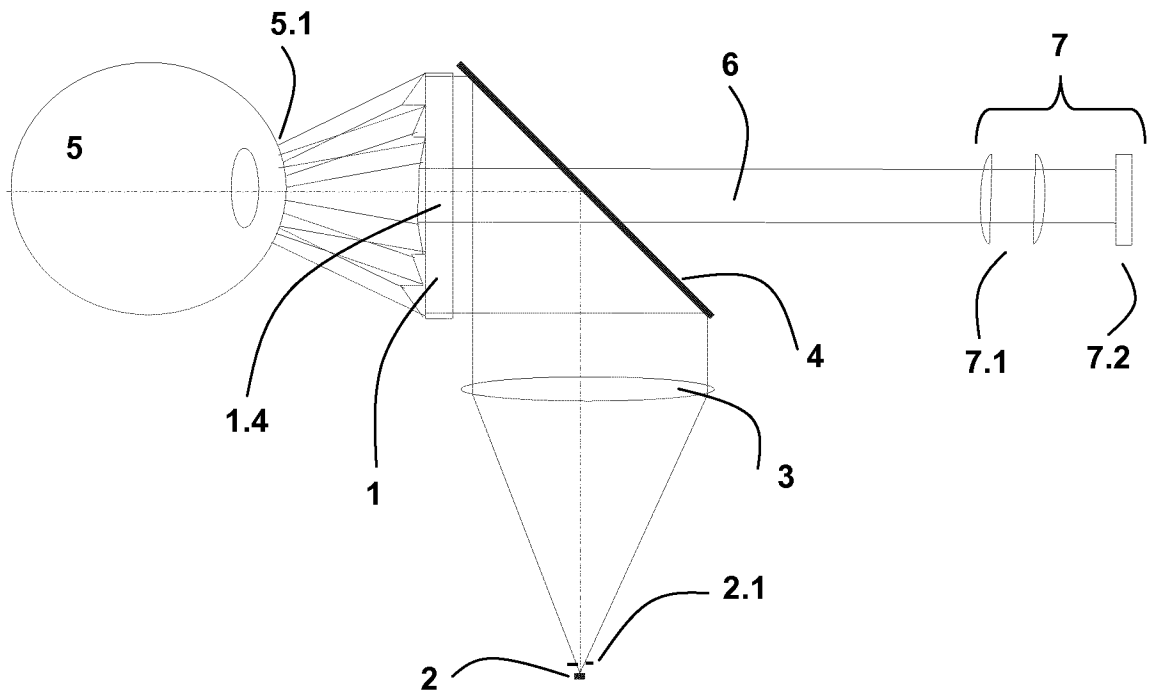
24. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon (1) zusätzlich über eine sinusförmige Struktur verfügt, die in radialer Richtung verläuft.
25. System nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Modulationstiefe der sinusförmigen Struktur zwischen einigen μm und einigen 100 μm und deren Wellenlänge zwischen 0,1mm und 20mm, bevorzugt zirka 2mm beträgt.
26. System nach mindestens einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine der beiden optisch aktiven Flächen des gefresnelten Axicon (1) zusätzlich über eine Struktur in Form vieler, aneinander grenzender Planfacetten verfügt.
27. System nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Modulationstiefe der Facettenstruktur zwischen einigen μm und einigen 100 μm und deren Wellenlänge zwischen 0,1mm und 20mm, bevorzugt zirka 2mm beträgt.
28. System nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass die vielen, aneinander grenzenden Planfacetten als Freiformflächen ausgebildet sind.



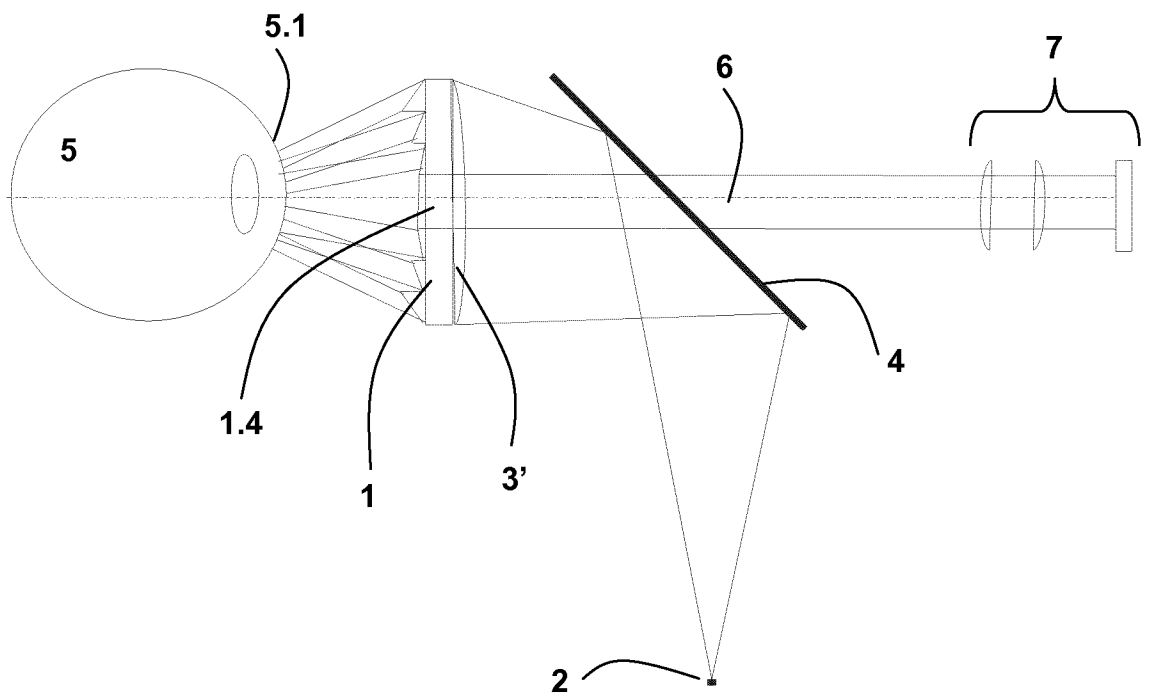
Figur 1



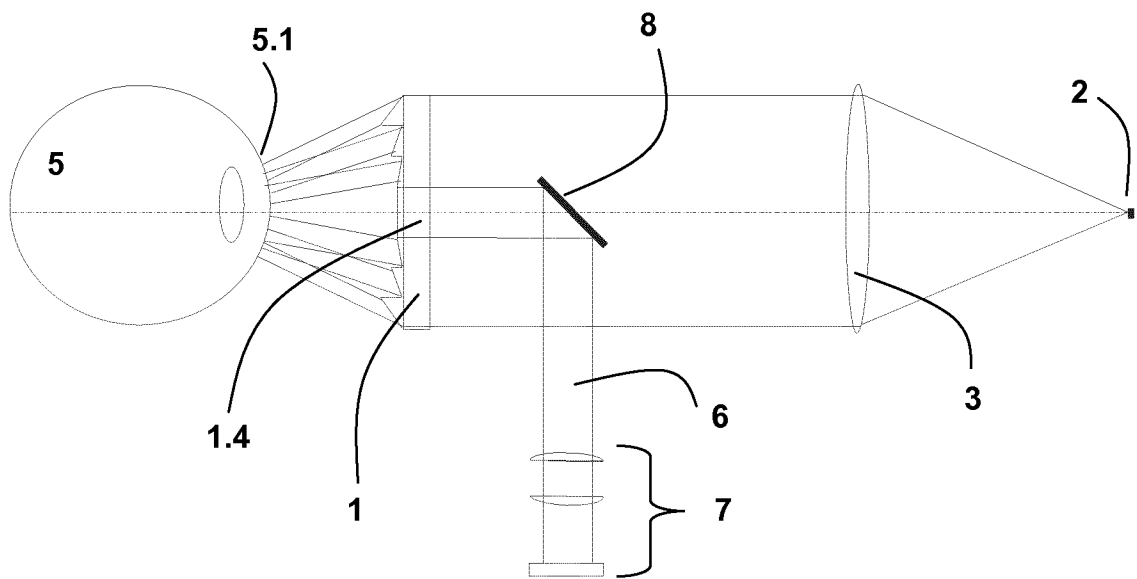
Figur 2



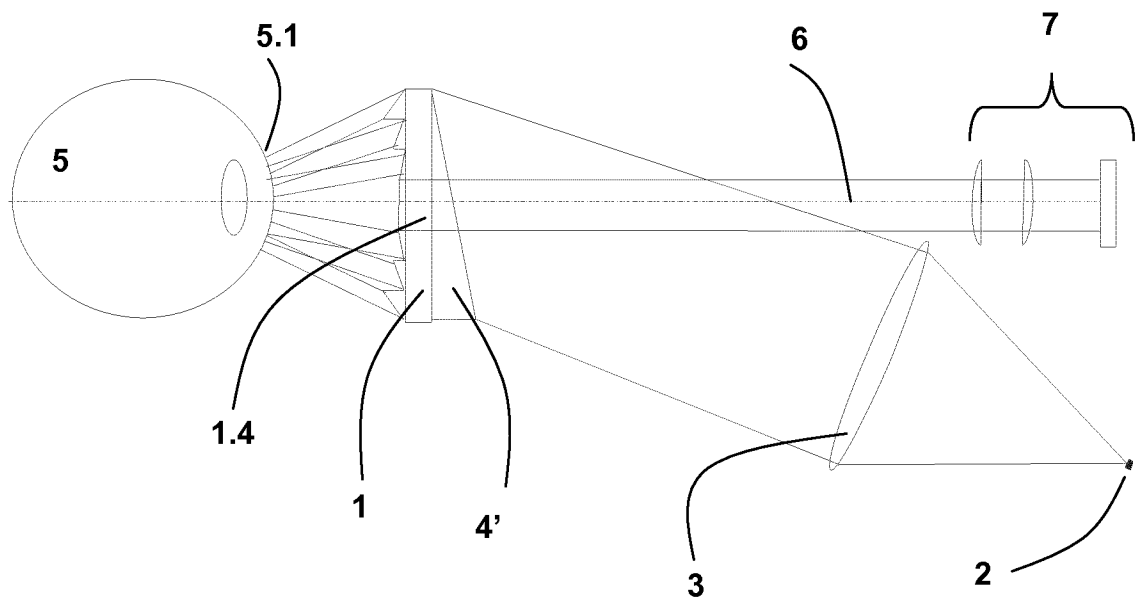
Figur 3



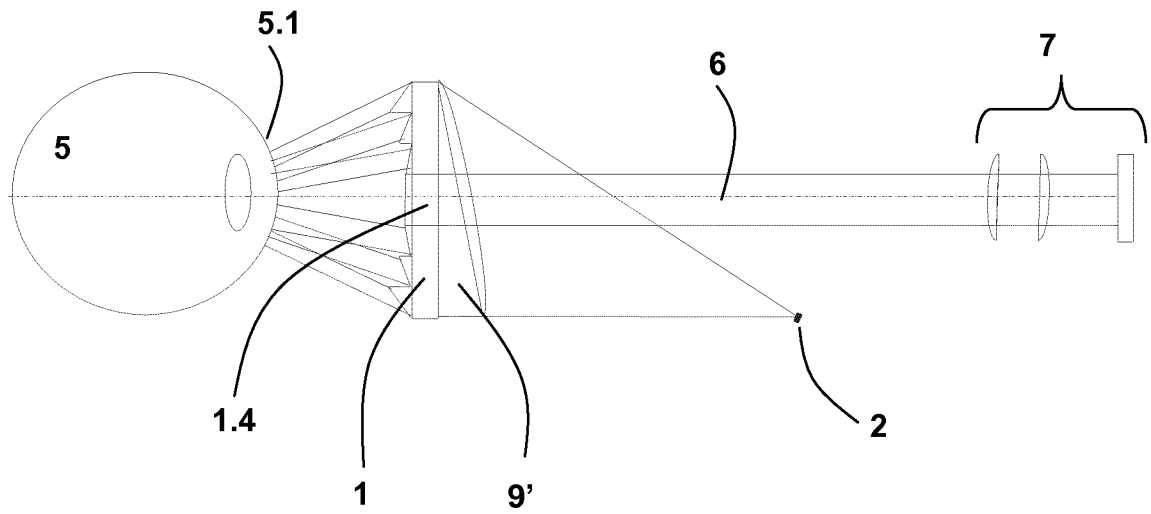
Figur 4



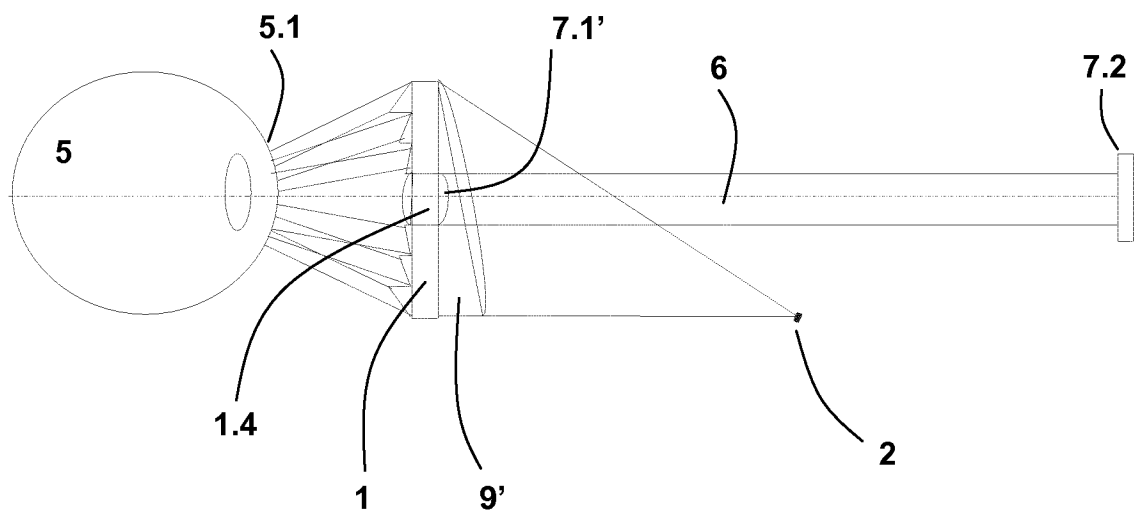
Figur 5



Figur 6



Figur 7



Figur 8

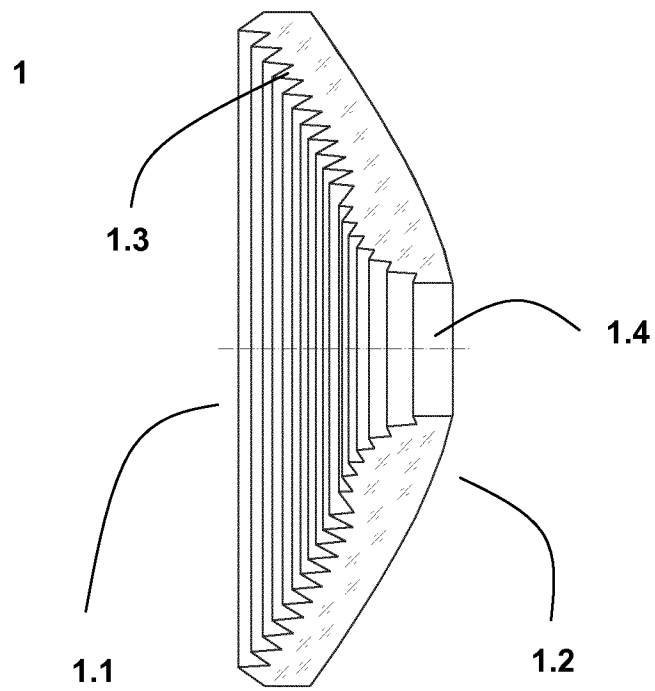


Figure 9

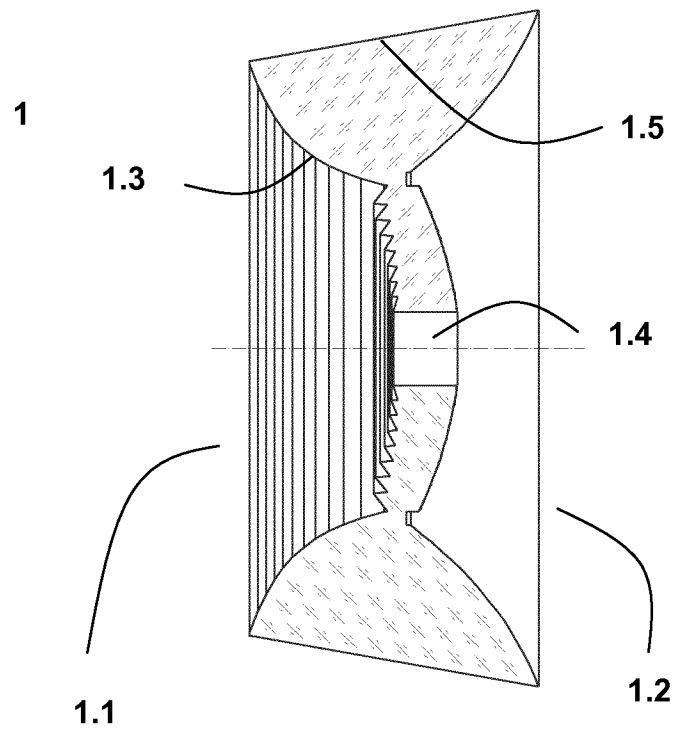
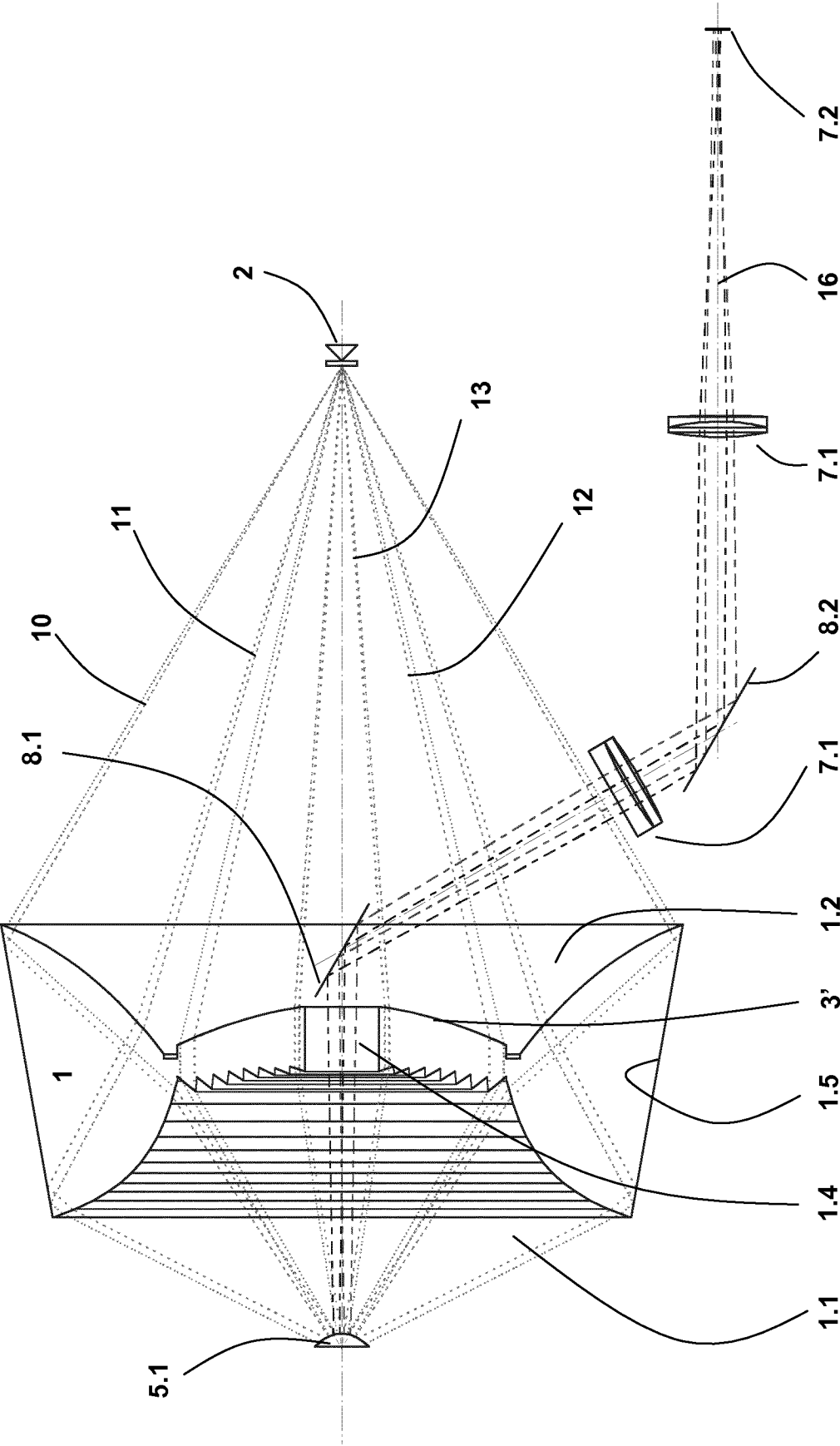


Figure 10



Figur 11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/059458

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B3/107 G01B11/25
 ADD. G02B3/08 G02B5/00

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G01B G02B

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 196 36 472 A1 (ZEISS CARL JENA GMBH [DE]) 12 March 1998 (1998-03-12) figure 3 column 1, lines 3-12 column 5, lines 42-44 column 7, line 37 - column 8, line 2 -----	1-28
Y	GOLUB I: "FRESNEL AXICON", OPTICS LETTERS, OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, vol. 31, no. 12, 15 June 2006 (2006-06-15) , pages 1890-1892, XP001243271, ISSN: 0146-9592 the whole document insbesondere: abstract figures 3a,b page 1892, left-hand column -----	1-28



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

31 August 2012

Date of mailing of the international search report

10/09/2012

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

Albrecht, Ronald

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/059458

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 19636472	A1	12-03-1998	NONE

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B3/107 G01B11/25

ADD. G02B3/08 G02B5/00

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

A61B G01B G02B

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 196 36 472 A1 (ZEISS CARL JENA GMBH [DE]) 12. März 1998 (1998-03-12) Abbildung 3 Spalte 1, Zeilen 3-12 Spalte 5, Zeilen 42-44 Spalte 7, Zeile 37 - Spalte 8, Zeile 2 -----	1-28
Y	GOLUB I: "FRESNEL AXICON", OPTICS LETTERS, OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, Bd. 31, Nr. 12, 15. Juni 2006 (2006-06-15) , Seiten 1890-1892, XP001243271, ISSN: 0146-9592 das ganze Dokument insbesondere: Zusammenfassung Abbildungen 3a,b Seite 1892, linke Spalte -----	1-28



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

31. August 2012

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

10/09/2012

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

Albrecht, Ronald

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/059458

Im Recherchenbericht
angeführtes Patentdokument

Datum der
Veröffentlichung

Mitglied(er) der
Patentfamilie

Datum der
Veröffentlichung

DE 19636472 A1 12-03-1998 KEINE
