

(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
7. September 2012 (07.09.2012)

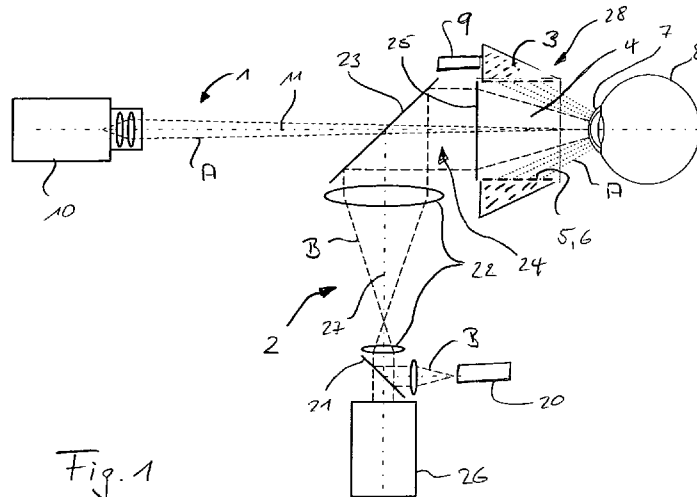


(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/116807 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 3/107 (2006.01) *A61B 3/10* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/000869
- (22) Internationales Anmeldedatum:
29. Februar 2012 (29.02.2012)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2011 013 060.8 3. März 2011 (03.03.2011) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **OPTOCRAFT GMBH** [DE/DE]; Am Weichselgarten 7, 91058 Erlangen (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **BEYERLEIN, Mathias** [DE/DE]; Schillerstr. 71, 91054 Erlangen (DE). **PFUND, Johannes** [DE/DE]; Schleifweg 20, 90409 Nürnberg (DE). **BRÜNNER, Holger** [DE/DE]; Höfener Str. 148, 90431 Nürnberg (DE).
- (74) Anwalt: **FDST PATENTANWÄLTE**; Nordostpark 16, 90411 Nürnberg (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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

- (54) Title: METHOD AND DEVICE FOR TOPOGRAPHY MEASUREMENT ON THE EYE
- (54) Bezeichnung : VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR TOPOGRAPHIEMESSUNG AM AUGE



(57) **Abstract:** A method for measuring a surface topography, in particular the surface topography of the cornea (7), is proposed. In said method, a pattern (6) is projected onto the surface by means of a pattern-generating unit (3) in order to permit partial measurement of the topography in an outer area (C) of the surface by videokeratography. The image of the pattern (6) on the surface is recorded photographically or by video technology. In order to measure the topography in a central area (D) of the surface, a light beam (B) is cast via an optical element (25) approximately perpendicularly onto the surface in a wavefront-based partial measurement. The light reflected by the surface is guided via the optical element (25) onto a wavefront sensor (26) and analyzed by the latter.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2012/116807 A1

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

Es wird ein Verfahren zur Messung einer Oberflächentopographie, insbesondere der Oberflächentopographie der Augenhornhaut (7) angegeben. Verfahrensgemäß wird zur Teilmessung der Topographie in einem äußeren Bereich (C) der Oberfläche in einer videokeratographischen Messung mittels einer Mustererzeugungseinheit (3) ein Muster (6) auf die Oberfläche projiziert. Das Abbild des Musters (6) auf der Oberfläche wird photographisch oder videotechnisch aufgenommen. Zur Messung der Topographie in einem zentralen Bereich (D) der Oberfläche wird in einer wellenfront-basierten Teilmessung ein Lichtbündel (B) über ein optisches Element (25) näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche geworfen. Das von der Oberfläche reflektierte Licht wird über das optische Element (25) auf einen Wellenfrontsensor (26) geleitet und durch diesen analysiert.

Beschreibung

Verfahren und Vorrichtung zur Topographiemessung am Auge

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Messung der Topographie (d.h. der räumlichen Krümmung) einer Oberfläche, insbesondere der Oberfläche der Hornhaut des menschlichen oder tierischen Auges.

Eine der wichtigsten Messaufgaben in der Augenheilkunde ist die Kenntnis der Oberfläche der Augenhornhaut (Cornea). Aufgrund des Luft-Hornhaut-Übergangs und dem damit verbundenen Brechzahlunterschied stellt diese die entscheidende, weil am stärksten wirkende optische Komponente des Auges und somit der Sehschärfe dar, womit sich bereits kleinste Abweichungen dieser Oberfläche von der Normkrümmung erheblich auf die gesamte Abbildungsleistung des Auges auswirken.

Zum Zweck der Vermessung der Cornea-Oberfläche wird gemäß einer Reihe von gängigen Mess-Methoden ein Muster – meist eine konzentrische Anordnung von Ringen (Placido-Scheibe) – auf die Cornea-Oberfläche projiziert. Das Abbild dieses Musters auf der Cornea-Oberfläche wird photographisch oder mittels Video-Technik aufgenommen und – heutzutage computergestützt – ausgewertet. Der Auswertung wird dabei zugrundegelegt, dass das auf die Cornea projizierte Muster durch Abweichungen der Cornea-Oberfläche von der Idealform (z.B. Abflachungen, Ausbeulungen, Unebenheiten, etc.) gegenüber der Projektion auf eine ideale Cornea-Oberfläche verzerrt wird. Aus der Verzerrung des Musters in dem aufgenommenen Abbild wird somit auf die Form der Cornea-Oberfläche rückgeschlossen.

Diese Mess-Methoden sind übergreifend als „Videokeratographie“ oder „videokeratographische Verfahren“, bei Verwendung von Mustern in Form von konzentrischen Ringen als Placido-Verfahren bezeichnet. Videokeratographische Verfahren liefern regelmäßig eine mit vergleichsweise hoher Unsicherheit behaftete

te und unvollständige Erfassung der Cornea-Topographie. Dies liegt zum Einen daran, dass die videokeratographische Bestimmung der Cornea-Topographie prinzipbedingt nur unter diversen mathematischen Annahmen möglich ist. Zum anderen haben videokeratographische Messmethoden nur eine vergleichsweise schlechte Ortsauflösung. Lokale oder filigrane Oberflächenstrukturen, deren Abmessungen kleiner sind als die Musterstruktur, können nicht oder nur mit hoher Ungenauigkeit erkannt und vermessen werden. Ferner liefert das Verfahren keine Messwerte im Zentrum des Messfeldes.

Aus der DE 103 42 175 A1 und der WO 2005/027741 A1 ist ein Alternativverfahren zur Topographiemessung der Cornea-Oberfläche bekannt, das nachfolgend kurz als „wellenfront-basierte Topometrie“ oder „wellenfront-basiertes (Mess-) Verfahren“ bezeichnet ist. Bei diesem Verfahren wird ein Lichtbündel über ein diffraktives optisches Element (DOE) auf die Cornea-Oberfläche geworfen. Das von der Cornea-Oberfläche reflektierte Licht wird dabei – wiederum durch das DOE hindurch – auf einen Wellenfrontsensor geleitet und durch diesen analysiert. Durch das DOE wird das Lichtbündel dabei derart gebeugt, dass es – nach Transmission durch das DOE – überall etwa senkrecht auf die Cornea-Oberfläche trifft. Die Wellenfront des Lichtbündels wird somit durch das DOE an die Cornea-Krümmung – genauer gesagt an eine angenommene ideale Cornea-Krümmung – (vor-)angepasst. Bei dem wellenfront-basierten Verfahren zur Topographiemessung wird ausgenutzt, dass der Wellenfrontverlauf des reflektierten Lichts eine Information über die absolute Form der Cornea-Oberfläche enthält, indem der Wellenfrontverlauf des reflektierten Lichts durch Verformungen der Cornea-Oberfläche gegenüber dem Wellenfrontverlauf des eingestrahnten Lichtbündels verändert wird. Das wellenfront-basierte Verfahren ist wesentlich präziser als herkömmliche videokeratographische Verfahren. Allerdings ist dieses Verfahren auch wesentlich aufwändiger und teurer zu realisieren, wobei Aufwand und Kosten mit dem Durchmesser der auszumessenden Cornea-Fläche überproportional ansteigen.

Der Erfindung liegt vor diesem Hintergrund die Aufgabe zugrunde, ein gegenüber dem Stand der Technik verbessertes Verfahren zur Messung einer Oberflächen-

topographie, insbesondere der Topographie der Cornea-Oberfläche anzugeben. Der Erfindung liegt weiterhin die Aufgabe zugrunde, eine besonders geeignete Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens anzugeben.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 1. Verfahrensgemäß wird zur Messung der Topographie in einem äußeren Bereich der zu messenden Oberfläche ein videokeratographisches Messverfahren angewendet. Dabei wird mittels einer Mustererzeugungseinheit ein Muster auf die Oberfläche projiziert. Das Abbild des Musters auf der Oberfläche wird photographisch oder mittels Videotechnik (d.h. durch Aufnahme von Bewegungsbildern) aufgenommen. In einem zentralen Bereich der Oberfläche wird die Topographie dagegen in einem wellenfront-basierten Verfahren gemessen. Es wird dabei ein Lichtbündel über ein optisches Element näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche geworfen. Mit anderen Worten wird der Wellenfrontverlauf des Lichtbündels durch das optische Element in einer Weise deformiert, dass die Krümmung der Wellenfronten am Ort der zu vermessenden Oberfläche bereits etwa der Oberflächenkrümmung entspricht. Der Wellenfrontverlauf des Lichtbündels wird somit – wie vorstehend beschrieben – an die Topographie der zu messenden Oberfläche vorangepasst. Das optische Element ist deshalb nachfolgend auch als „Voranpassungselement“ bezeichnet.

Das von der Oberfläche reflektierte Licht wird dabei – wiederum über das Voranpassungselement – auf einen Wellenfrontsensor geleitet und durch diesen analysiert. Das durch das zweite Messsystem erzeugte Lichtbündel ist zusammen mit dem reflektierten Licht auch als Messstrahl der wellenfront-basierten Topographiemessung bezeichnet.

Das Verfahren wird vorzugsweise zur Messung der Oberflächentopographie der Augenhornhaut (Cornea) eingesetzt. Grundsätzlich kann das Verfahren aber auch zur Messung der Topographie anderer Oberflächen verwendet werden, z.B. zur Prüfung der Oberfläche von Kontaktlinsen, sonstigen sphärischen oder asphärischen Linsen, gekrümmten Spiegeln, Werkstückoberflächen, etc.

Infolge der Voranpassung des Wellenfrontverlaufes können schon geringe Abweichungen der Topographie des Linsensystems von dem vorangepassten Wellenfrontverlauf präzise erfasst werden. Außerdem wird durch die nahezu senkrechte Reflexion des Lichts an der Oberfläche der Lichtverlust durch Streulicht reduziert.

Die beiden Teilmessungen, also die videokeratographische Messung und die wellenfrontbasierte Messung, erfolgen bevorzugt simultan. In einer alternativen Verfahrensvariante können die beiden Teilmessungen im Rahmen der Erfindung auch mit kurzem Zeitabstand nacheinander erfolgen. In diesem Fall werden die Oberfläche und die Messvorrichtung allerdings zwischen den Teilmessungen relativ zueinander nicht bewegt. Bei beiden Verfahrensvarianten ist infolge der unbewegten Oberfläche auf einfache und wirkungsvolle Weise sichergestellt, dass beide Teilmessungen unter gleichen Bedingungen erfolgen. Insbesondere sind infolge der unbewegten Oberfläche potentielle Messfehler aufgrund einer Fehljustage oder bewegungsbedingten Verformung der Oberfläche zwischen beiden Teilmessungen ausgeschlossen.

Bei dem Voranpassungselement handelt es sich insbesondere um ein diffraktives optisches Element (DOE). Besonders geeigneterweise wird als DOE dabei ein oberflächen-korrigiertes Phasenelement herangezogen. Hierunter wird eine Platte aus Glas oder einem transparenten Kunststoff verstanden, in deren Oberfläche ein reliefartiges Beugungsgitter eingebracht ist. Mittels computergestützter Herstellungsverfahren und geeigneter Ätztechniken kann ein solches Phasenelement heutzutage vergleichsweise preisgünstig mit äußerst hoher Präzision hergestellt werden. Hierbei kann die Beugungswirkung des Phasenelements hochflexibel an den Bedarf angepasst werden. Mit einem oberflächen-korrigierten Phasenelement ist insbesondere ein Oberflächengitter mit äußerst kleiner Gitterperiode in der Größenordnung weniger hundert Nanometer und damit ein vergleichsweise großer Ablenkwinkel des gebeugten Lichts erreichbar. Prinzipiell ist es jedoch denkbar, das DOE auf andere Weise, z.B. durch ein Volumenhologramm oder ein reflektives diffraktives Element zu realisieren. Insbesondere ist es auch denkbar, das DOE als frei ansteuerbares, flexibles optisches Element auszuführen. Dies ist beispielsweise durch phasenschiebende Flüssigkristallanzeigen (LCD) möglich.

Hinsichtlich unterschiedlicher Ausführungsvarianten des DOE und der wellenfront-basierten Topometrie wird auf die Dokumente DE 103 42 175 A1 und WO 2005/027741 A1 vollumfänglich Bezug genommen. Anstelle eines diffraktiven optischen Elements kann im Rahmen der Erfindung grundsätzlich auch eine andersgeartete Optik eingesetzt werden, die den Messstrahl der wellenfront-basierten Topographiemessung an die Krümmung der zu vermessenden Oberfläche voranpasst, so dass der Messstrahl näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche auftrifft.

Die Formulierung, dass der Messstrahl „über“ das Voranpassungselement auf die Oberfläche geworfen wird, ist dahingehend zu verstehen, dass der Messstrahl bei einer transmittiven Optik durch das Voranpassungselement hindurch auf die Oberfläche geworfen wird. Im Falle einer reflektiven Optik wird der Messstrahl von dem optischen Element auf die Oberfläche reflektiert. Entsprechend wird das von der Oberfläche reflektierte Licht durch das optische Element auf den Wellfrontsensor entweder transmittiert oder reflektiert.

Die Einstrahlung des Musters und die Bildaufnahme des videokeratographischen Messverfahrens einerseits, und die Einstrahlung des durch das Voranpassungselement abgelenkten Lichtbündels sowie die Rückführung des reflektierten Strahls andererseits erfolgen zweckmäßigerweise entlang einer gemeinsamen optischen Achse, an der die zu vermessende Oberfläche bestimmungsgemäß ausgerichtet wird. Für diese koaxiale Strahlführung ist das Voranpassungselement bevorzugt in einem Zentrum der Mustererzeugungseinheit (insbesondere koaxial mit einer optischen Achse der Mustererzeugungseinheit) angeordnet. Der Messstrahl für das wellenfront-basierte Messverfahren wird hierbei bevorzugt mittels eines – insbesondere spektral-selektiv durchlässigen – Strahlteilers in die optische Achse des videokeratographischen Messsystems hineingelenkt bzw. aus dieser optischen Achse herausgelenkt.

Um eine gegenseitige Beeinflussung der beiden Messmethoden zu vermeiden, wird für die beiden Teilmessungen bevorzugt jeweils zumindest näherungsweise monochromatisches Licht verschiedener Wellenlängen verwendet. Im Falle eines

diffraktiven Voranpassungselements wird für das videokeratographische Verfahren Licht einer Wellenlänge verwendet, die das Voranpassungselement ausschließlich oder zumindest überwiegend in die nullte Beugungsordnung transmittiert, d.h. im Wesentlichen ohne erkennbare Beugungseffekte durchlässt, oder reflektiert. Für das wellenfront-basierte Verfahren wird dagegen bevorzugt Licht einer Wellenlänge verwendet, die das (diffraktive) Voranpassungselement für die Wellenfrontanpassung ausschließlich oder zumindest überwiegend in die erste Beugungsordnung transmittiert oder reflektiert. Unabhängig von der Ausbildung des Voranpassungselements erfolgt eine spektrale Trennung der Messstrahlen bevorzugt mittels eines wellenlängenselektiven Spiegels und/oder durch spektrale Filter.

Das videokeratographische Verfahren ist in zweckmäßiger Ausführung nach Art eines Placido-Verfahrens ausgestaltet. Vorzugsweise wird hierbei ein Placido-Konus verwendet, der eine besonders starke Annäherung der Mustererzeugungseinheit an die Oberfläche ermöglicht. Der Placido-Konus besteht aus einem konusförmigen (d.h. kegelstumpfförmigen) Beleuchtungskörper oder Lichtleitkörper. Im Inneren des Konus ist dabei eine axiale Durchführung (ohne Beschränkung des Herstellungsverfahrens auch als „Bohrung“ bezeichnet) vorgesehen, deren Innenwand (oder Mantelfläche) eine mit einem Streifenmuster versehene Musterfläche bildet. Über den Beleuchtungskörper wird die Musterfläche hinterleuchtet, worauf durch das Muster konzentrische Ringe auf die Cornea-Oberfläche projiziert werden. Anstelle der bei einem üblichen Placido-Konus vorhandenen Apertur in der „Rückwand“ (d.h. der rückseitigen Mündungsfläche) der Durchführung ist in bevorzugter Ausprägung der Erfindung allerdings das Voranpassungselement eingesetzt. Das Voranpassungselement hat vorzugsweise einen dem Durchmesser der Bohrung zumindest näherungsweise entsprechenden Durchmesser und füllt die Rückwand der Bohrung somit vollständig oder zumindest nahezu vollständig aus.

Anstelle des Placido-Konus kann im Rahmen der Erfindung allerdings auch ein anderer Placido-Körper, z.B. eine flache oder gekrümmte Placido-Scheibe, oder ein anderer Mustererzeuger eingesetzt werden. Anstelle von Placido-Ringen kann

auch ein andersartiges Muster, z.B. ein Gitternetz oder Punktmuster auf die Oberfläche projiziert werden.

Die Messbereiche der beiden Topographiemessungen sind bevorzugt derart gewählt, dass sie sich gegenseitig in Radialrichtung der Oberfläche überlappen. Die beiden Einzelmessungen werden dabei in zweckmäßiger Ausführung der Erfindung zu einer Gesamtopographie zusammengefügt. Hierbei werden die wellenfront-basiert ermittelten Topographiedaten im Zentrum der Oberfläche als absolute Raumkoordinaten und Ankerpunkte für die Ermittlung der randseitigen Topographie aus den videokeratographischen Daten herangezogen. Dies stellt eine wesentliche Verbesserung gegen der herkömmlichen Auswertung von videokeratographischen Daten dar, da hierdurch die herkömmlicherweise erforderliche Unterstellung gewisser mathematischer Annahmen und Näherungen hinsichtlich der Form der Oberfläche gänzlich oder zumindest weitgehend obsolet ist.

Neben der Topographie der Cornea ist auch die gesamte Abbildungsqualität des Auges in einer objektiven Kennzahl von Interesse in der Augenmedizin. Insbesondere zur Planung refraktiver Eingriffe wie der LASIK oder verwandter Verfahren ist eine Kenntnis der gesamten (Wellen-)Aberrationen des optischen Systems (= den Abweichungen der optischen Abbildung vom Ideal) von Bedeutung. Grundsätzlich ist eine Kombination von Topographie- und Aberrationsmessung in einem einzigen Gerät, insbesondere in einem simultanen Messverfahren, wünschenswert. In einer vorteilhaften Weiterentwicklung der Erfindung werden die beiden Messsysteme zur Topographiemessung daher ergänzt durch ein drittes Messsystem zur Messung der Aberration.

Bei dem mittels dieses dritten Messsystems durchgeführten Verfahrens wird die Aberration durch Projektion eines Lichtpunktes auf den hier als Diffusor wirkenden Augenhintergrund und Analyse des von dem Auge entlang des inversen Lichtweges rückgestreuten Lichtbündels mittels Wellenfrontsensorik vorgenommen. Ein solches Verfahren ist ebenfalls an sich aus DE 103 42 175 A1 und WO 2005/027741 A1 bekannt. Hinsichtlich der Aberrationsmessung wird auf diese Druckschriften vollumfänglich Bezug genommen.

Auch die Aberrationsmessung ist nicht auf die augenmedizinische Anwendung beschränkt. Vielmehr kann mit dem Verfahren auch die Aberration eines technischen Linsensystems bestimmt werden, das insofern anstelle des Auges im Strahlengang des dritten Messsystems positioniert wird. Anstelle des Augenhintergrunds wird in der technischen Anwendung des Verfahrens ein technischer Diffusor (Mattscheibe) zur Rückstreuung des Messstrahls verwendet. Bei Anwendung auf technische Linsensysteme kann die Aberrationsmessung im Rahmen der Erfindung auch in einer durchgängigen Strahlführung (single-pass) vorgenommen werden, bei der der Messstrahl des dritten Messsystems das Linsensystem nur einmal durchsetzt und somit auf verschiedenen Seiten des Linsensystems erzeugt und detektiert wird.

Das durch das dritte Messsystem erzeugte Lichtbündel ist – ggf. zusammen mit dem an dem Diffusor rückgestreuten Licht – auch als Messstrahl der Aberrationsmessung bezeichnet. Dieser Messstrahl wird vorzugsweise ebenfalls über die gemeinsame optische Achse der Topographiemesssysteme auf das Auge oder anderweitige Linsensystem eingestrahlt und von diesem zurückgeführt. Um das Voranpassungselement unbeeinflusst passieren zu können, wird für die Aberrationsmessung zweckmäßigerweise wiederum Licht einer Wellenlänge verwendet, die durch das Voranpassungselement ausschließlich oder zumindest überwiegend in die nullte Beugungsordnung gebeugt wird.

Durch die vorstehend beschriebene Erfindung werden insbesondere die im Folgenden genannten Vorteile erzielt:

- Hohe axiale und laterale Auflösung der Topographiemessung im Zentrum des Messfeldes durch die wellenfront-basierte Messung
- Großer Messbereich der Topographiemessung, der sich über die gesamte Hornhaut (d.h. „white-to-white“) erstreckt durch Hinzunahme des videokeratographischen Messverfahrens
- Einfache und preisgünstige Realisierbarkeit, da mit dem wellenfront-basierten Topographie-Messverfahren nur ein vergleichsweise kleiner Innenbereich der Cornea abgedeckt werden muss, und somit an das (insbesondere als DOE

ausgebildete) Voranpassungselement nur geringe Anforderungen gestellt werden müssen

- Hohe Messgeschwindigkeit < 0.2 Sekunden für die Topographiemessung.

Bei vorhandenem drittem Messsystem die Aberrationsmessung werden zusätzlich die folgenden Vorteile erzielt:

- Großer Messbereich für die Aberrometrie (z.B. +/-20dpt sph.eq.), da zumindest der überwiegende Anteil der Breite des Voranpassungselements als Apertur des Aberrometriemesssystems genutzt werden kann, und gleichzeitig die Apertur des videokeratographischen Verfahrens aufgrund der diesbezüglichen Beschränkung auf den randseitigen Messbereich groß gehalten werden kann
- Simultane Messung von Oberfläche und Abbildungsleistung des Auges oder anderweitigen Linsensystems (Topometrie und Aberrometrie)

Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung anhand einer Zeichnung näher dargestellt. Darin zeigen:

Fig. 1 in schematischer Darstellung eine erste Ausführungsform einer Vorrichtung zur Messung der Topographie der Augenhornhaut (Cornea) mit einem ersten Topographie-Messsystem für einen randseitigen Cornea-Bereich, das nach einem videokeratographischen Verfahren arbeitet, und einem zweiten Topographie-Messsystem für einen zentralen Cornea-Bereich, das nach einem wellenfront-basierten Verfahren arbeitet,

Fig. 2 in schematischer Darstellung einen Detailausschnitt eines Frontends der Vorrichtung gemäß Fig. 1, mit einer Mustererzeugungseinheit des ersten Messsystems in Form eines Placido-Konus, einem diffraktiven optischen Element (DOE) des zweiten Messsystems, sowie angedeuteten Strahlengängen des ersten und zweiten Messsystems,

- Fig. 3 in schematischer Darstellung die Cornea eines zu messenden Auges, an der die Messbereiche des ersten und zweiten Totographie-Messsystems angedeutet sind, und
- Fig. 4 in Darstellung gemäß Fig. 1 eine zweite Ausführungsform der Vorrichtung, die zusätzlich ein drittes Messsystem für eine Aberrationsmessung aufweist.

Einander entsprechende Teile, Größen und Strukturen sind in allen Figuren stets mit gleichen Bezugszeichen versehen.

Die in Fig. 1 grob vereinfacht skizzierte Vorrichtung umfasst ein erstes Messsystem 1 für eine videokeratographische Topographiemessung sowie ein zweites Messsystem 2 für eine wellenfront-basierte Topographiemessung.

Das erste Messsystem 1 umfasst eine Mustererzeugungseinheit in Form eines Placido-Konus 3. Der Placido-Konus 3 ist gebildet durch einen kegelstumpfförmigen Körper aus transparentem Material, insbesondere Glas oder transparentem Kunststoff, der entlang seiner Kegelachse von einer zentralen Bohrung 4 durchsetzt ist. Auf die nachfolgend als Innenwand 5 bezeichnete Mantelfläche der Bohrung 4 ist ein streifenförmiges Muster 6 aufgemalt oder anderweitig aufgebracht. Die Innenwand 5 dient dabei als Leuchtfläche, über die ein Abbild des Musters 6 auf die zu vermessende Oberfläche, hier die Cornea 7 eines menschlichen Auges 8, projiziert wird. Das auf der Innenwand 5 aufgebrachte Muster 6 wird hierzu mittels einer Lichtquelle 9 rückseitig mit monochromatischem Licht einer ersten Wellenlänge von z.B. $\lambda = 532 \text{ nm}$ beleuchtet. Als Lichtquelle 9 werden vorzugsweise eine oder mehrere Laserdioden verwendet, die rückseitig, d.h. an der von dem Auge 8 abgewandten Basis des Placido-Konus 3 angeordnet sind.

Das erste Messsystem 1 umfasst des Weiteren eine Bildaufnahmeeinheit in Form einer Videokamera 10. Der Placido-Konus 3 und die Videokamera 10 sind bezüglich einer gemeinsamen optischen Achse 11 koaxial zueinander ausgerichtet, so dass mittels der Videokamera 10 durch die Bohrung 4 hindurch das auf die Cor-

nea 7 projizierte Abbild des Musters 6 videotechnisch aufgenommen werden kann.

Das von der Innenwand 5 auf die Cornea-Oberfläche projizierte und von dort in Richtung der Videokamera 10 zurückgeworfene Lichtbündel ist nachfolgend als Messstrahl A bezeichnet.

Das zweite Messsystem 2 umfasst eine Lichtquelle 20, insbesondere in Form eines Lasers, zur Erzeugung eines monochromatischen Messstrahls B einer zweiten Wellenlänge von z.B. $\lambda = 1064 \text{ nm}$. Der Lichtquelle 20 ist über einen Strahlteiler 21 ein Kepler-Teleskop 22 zur Aufweitung des Messstrahls B vorgeschaltet. Dem Kepler-Teleskop 22 ist wiederum ein Strahlteiler 23 vorgeschaltet, über den der Messstrahl B in einen gemeinsamen Strahlengangbereich 24 der Messsysteme 1 und 2 eingeblendet wird. Der Strahlteiler 23 wirkt spektral-selektiv auf das Licht des Messstrahls B. Der Messstrahl A wird aufgrund seiner abweichenden Wellenlänge durch den Strahlteiler 23 dagegen zumindest weitgehend unbeeinflusst transmittiert. In dem koaxial mit der optischen Achse 11 verlaufenden Strahlengangbereich 24 ist ein diffraktives optisches Element (nachfolgend DOE 25) des zweiten Messsystems 2 angeordnet. Das DOE 25 ist dabei etwa koplanar mit der Basis und koaxial mit der Achse des Placido-Konus 3 angeordnet und deckt dabei die in den Placido-Konus 3 eingebrachte Durchführung 4 vollständig ab. Das DOE 25 bildet somit eine gemeinsame Apertur der Messsysteme 1 und 2.

Das zweite Messsystem 2 umfasst weiterhin einen Wellenfrontsensor 26, insbesondere in Form eines Shack-Hartmann-Sensors. Der Wellenfrontsensor 26 ist koaxial mit einer Achse 27 des Kepler-Teleskops 22 jenseits des Strahlteilers 21 angeordnet.

Bei dem DOE 25 handelt es sich im Ausführungsbeispiel um ein oberflächenkorrigiertes Phasenelement aus Glas. Das DOE 25 ist derart gestaltet, dass es den Messstrahl A des ersten Messsystems 1 ausschließlich in die nullte Beugungsordnung, und den Messstrahl B des zweiten Messsystems 2 ausschließlich in die erste Beugungsordnung transmittiert.

Ein sogenanntes Frontend 28 der Vorrichtung wird aus dem Placido-Konus 3 und dem – insbesondere daran unmittelbar befestigten – DOE 25 gebildet. Das Frontend 28 dient der Kombination der Messfunktionalitäten der beiden Messsysteme 1 und 2.

Das auf der Innenwand 5 aufgebrachte Muster 6 besteht aus abwechselnd hellen und dunklen Streifen, die bei Hinterleuchtung als konzentrische Ringe auf der Cornea abgebildet und mit der Videokamera 10 beobachtet werden. Die Verzerung der Ringe auf der Cornea-Oberfläche ist ein Maß für die Abweichungen der Oberfläche von einer perfekten Kugelgestalt.

Das DOE 25 ersetzt im gezeigten Beispiel den Boden der Durchführung eines herkömmlichen Placido-Konus. Das DOE 25 lenkt die einfallenden Strahlen des Messstrahls B auf die Cornea-Oberfläche.

Bei Beleuchtung des DOE 25 mit dem Messstrahl B bildet sich somit durch den vorstehend beschriebenen Beugungseffekt im Bereich der Cornea 7 ein gekrümmter Wellenfrontverlauf aus. Durch geeignete Variation des Gitterabstands des DOE 25 wird dieser Wellenfrontverlauf derart vorangepasst, so dass die Krümmung der Wellenfronten im Bereich der Cornea 7 der durchschnittlichen Oberflächenkrümmung der menschlichen Cornea entspricht, und somit der einfallende Messstrahl B überall annähernd senkrecht auf die Cornea-Oberfläche auftrifft. Optional ist das DOE 25 derart ausgebildet, dass der gekrümmte Wellenfrontverlauf einer sphärischen Welle entspricht. Eine sphärische Welle enthält insbesondere einen Fokus, anhand dessen eine vergleichsweise einfache Kalibrierung des gesamten Messsystems möglich ist. Um die asphärische Abweichung der Cornea-Oberfläche mit vergleichsweise einfachen Mitteln voranzupassen, ist das DOE 25 alternativ derart ausgebildet, dass der gekrümmte Wellenfrontverlauf einer sphärischen Welle mit einem an die Cornea 7 angepassten konischen Anteil entspricht. Wiederum alternativ ist vorgesehen, das DOE 25 derart auszubilden, dass die Form der Wellenfronten am Ort der Cornea 7 der aus dem

Standard-Augenmodell von Gullstrand abzuleitenden Durchschnittsform der Cornea entspricht.'

Die Strahlen des solchermaßen vorangepassten Messstrahls B werden an der Cornea-Oberfläche näherungsweise, aber in der Regel nicht exakt in sich selbst zurückreflektiert. Nach erneutem Durchlaufen des Strahlenganges in Gegenrichtung wird der Messstrahl B auf dem Wellenfrontsensor 16 geleitet, mittels welchem die Oberflächenabweichungen der Cornea 7 von der Voranpassung als Wellenaberrationen detektiert werden.

Fig. 2 zeigt in Detailansicht des Frontends 28 schematisch den Strahlengang des Messstrahls A des ersten Messsystems 1 und den Wellenfrontverlauf des Messstrahls B des zweiten Messsystems 2 vor und hinter dem DOE 25. In Fig. 2 sind der erste Messstrahl A lediglich aus Gründen der besseren Übersichtlichkeit nur in der unteren Bildhälfte, und der Messstrahl B nur in der oberen Bildhälfte dargestellt. In der Praxis sind sowohl der erste Messstrahl A als auch der zweite Messstrahl B rotationssymmetrisch bezüglich der optischen Achse 11.

Fig. 3 zeigt in Frontansicht die Cornea 7 des zu vermessenden Auges 8. Auf der Cornea 7 sind ein randseitiger Messbereich C des ersten Messsystems 1 sowie ein zentraler Messbereich D des zweiten Messsystems 2 durch schraffierte Flächen angedeutet. Zu erkennen ist, dass die beiden Messbereiche C und D in einem ringförmigen Bereich E miteinander überlappen. Wiederum lediglich zur besseren Übersichtlichkeit sind die beiden Messbereiche C und D in Gegenüberstellung nur auf jeweils der halben Cornea-Oberfläche dargestellt. In der Praxis bilden die Messbereiche D und C konzentrische Kreis- bzw. Kreisringflächen.

Die in Fig. 4 dargestellte zweite Ausführungsform der Vorrichtung umfasst zusätzlich zu den (Topographie-)Messsystemen 1 und 2 ein drittes Messsystem 30 für eine Aberrationsmessung. Dieses dritte Messsystem 30 umfasst eine Lichtquelle 31 in Form eines Lasers zur Erzeugung eines Messstrahls F einer dritten Wellenlänge von z.B. $\lambda = 532 \text{ nm}$. Der Lichtquelle 31 ist über einen Strahlteiler 32 ein Kepler-Teleskop 33 zur Aufweitung des Messstrahls F vorgeschaltet. Dem Kepler-

Teleskop 33 ist wiederum ein Strahlteiler 34 vorgeschaltet, über den der Messstrahl F in den gemeinsamen Strahlengangbereich 24 der Messsysteme 1 und 2 eingeblendet wird. Das dritte Messsystem 3 umfasst des Weiteren einen Wellenfrontsensor 35 in Form eines Shack-Hartmann-Sensors.

Durch das dritte Messsystem 3 wird der Messstrahl F zunächst als feiner Laserstrahl so geformt, dass dieser im zentralen Bereich der Augenpupille in das Auge 8 eintritt und dort auf die (Augen-)Netzhaut 36 trifft. Der Messstrahl F wird dabei beim Durchtritt durch das DOE 25 ausschließlich in die nullte Beugungsordnung transmittiert, also im Wesentlichen unverändert durchgelassen. Von der Netzhaut 36 wird das Licht des einfallenden Messstrahls F gestreut und bildet folglich einen neuen Lichtquellenpunkt. Das von diesem Punkt ausgehende Lichtbündel (auch als zurückgestreuter Messstrahl F bezeichnet) wird nun beim Durchtritt durch die Augenlinse 37 und die Cornea 7 gebrochen, wodurch der mittels des Wellenfrontsensors 35 gemessene Wellenfrontverlauf des zurückgestreuten Messstrahls F eine Informationen über die Brechkraft und die Abbildungsqualität des Auges trägt.

Zur Funktionsweise und zu Ausführungsvarianten der Messsysteme 2 und 3 wird im Übrigen auf DE 103 42 175 A1 und WO 2005/027741 A1 verwiesen.

Zusätzlich oder alternativ zu dem Messsystem 3 können weitere Messsysteme in die Vorrichtung integriert werden, insbesondere ein OCT-Messsystem. Zu dem Aufbau eines solchen OCT-Messsystems und dessen Kombination mit den übrigen Messsystemen wird auf die Druckschriften DE 10 2009 017 144 A1 und WO 2010/118840 A1 Bezug genommen.

Bezugszeichenliste

1	(erstes) Messsystem	A	Messstrahl
2	(zweites) Messsystem	B	Messstrahl
3	Placido-Konus	C	Messbereich
4	Bohrung	D	Messbereich
5	Innenwand	E	Randbereich
6	Muster	F	Messstrahl
7	Cornea		
8	Auge		
9	Lichtquelle		
10	Videokamera		
11	(optische) Achse		
20	Lichtquelle		
21	Strahlteiler		
22	Kepler-Teleskop		
23	Strahlteiler		
24	Strahlengangbereich		
25	DOE		
26	Wellenfrontsensor		
27	Achse		
28	Frontend		
30	(drittes) Messsystem		
31	Lichtquelle		
32	Strahlteiler		
33	Kepler-Teleskop		
34	Strahlteiler		
35	Wellenfrontsensor		
36	(Augen-)Netzhaut		
37	Augenlinse		

Ansprüche

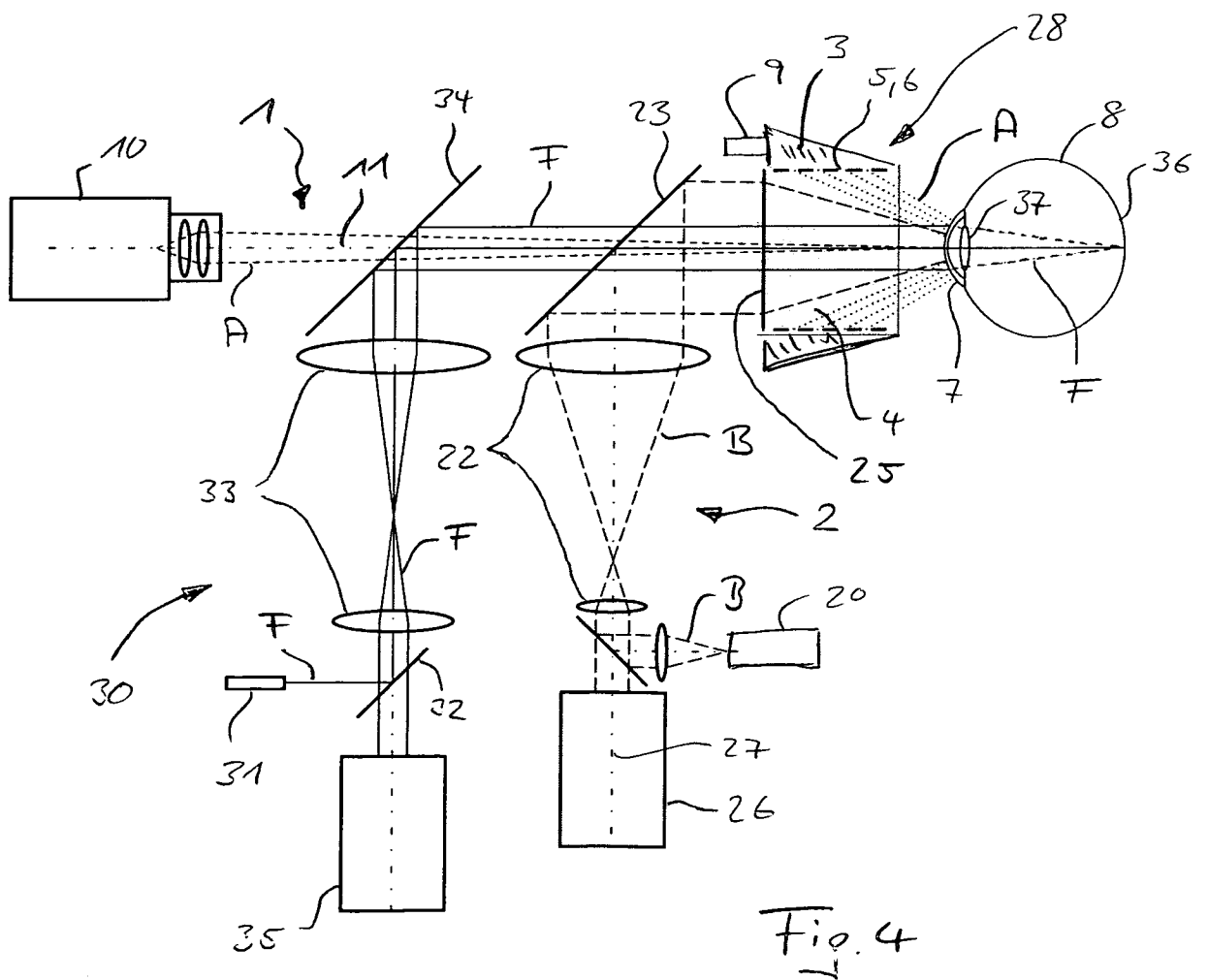
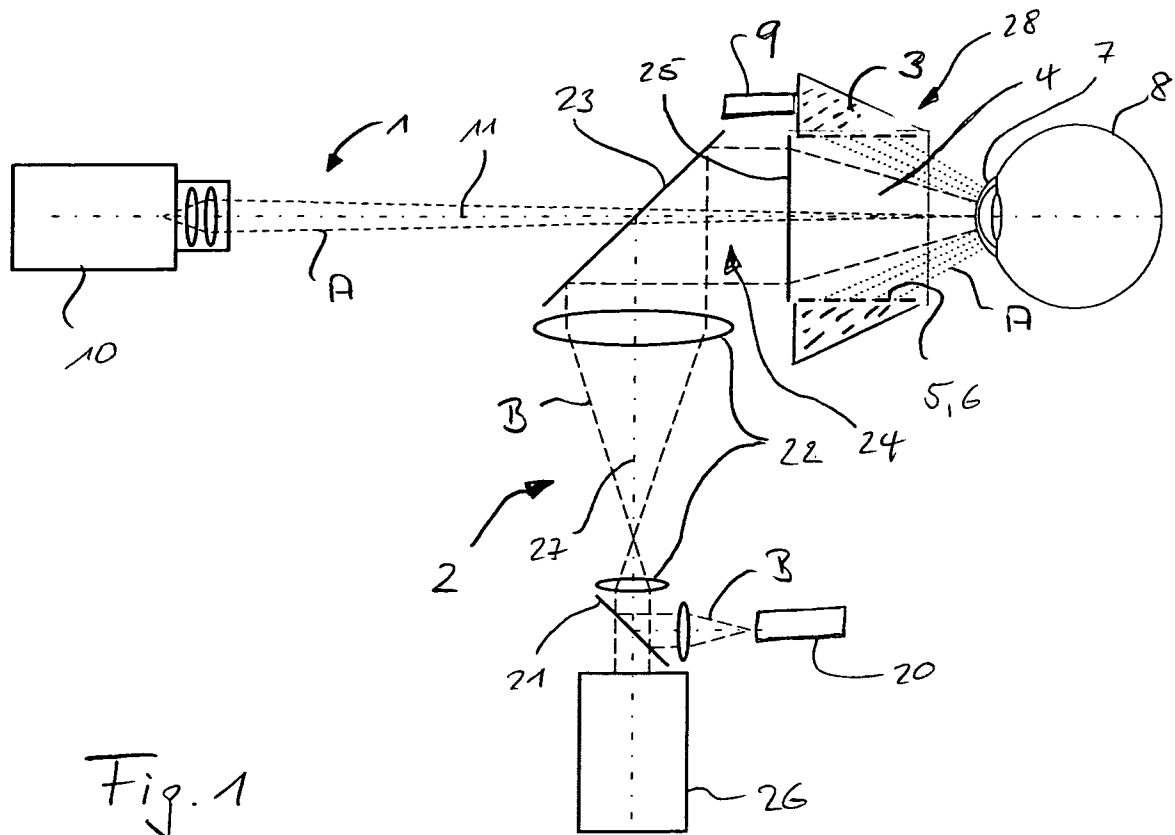
1. Verfahren zur Messung der Topographie einer Oberfläche, insbesondere der Oberfläche der Augenhornhaut (7),
 - bei welchem in einer videokeratographischen Teilmessung zur Messung der Topographie in einem äußeren Bereich (C) der Oberfläche mittels einer Mustererzeugungseinheit (3) ein Muster (6) auf die Oberfläche projiziert, und das Abbild des Musters (6) auf der Oberfläche photographisch oder videotechnisch aufgenommen wird,
 - bei welchem in einer wellenfrontbasierten Teilmessung zur Messung der Topographie in einem zentralen Bereich (D) der Oberfläche ein Lichtbündel (B) über ein optisches Element (25) näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche geworfen, und das von der Oberfläche reflektierte Licht über das optische Element (25) auf einen Wellenfrontsensor (26) geleitet und durch diesen analysiert wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1,
wobei die beiden Teilmessungen simultan vorgenommen werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1,
wobei die beiden Teilmessungen mit kurzem Zeitabstand nacheinander vorgenommen werden, ohne die Oberfläche und die Messvorrichtung zwischen den Teilmessungen relativ zueinander zu bewegen.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
bei welchem die beiden Teilmessungen entlang einer gemeinsamen optischen Achse (11) vorgenommen werden.

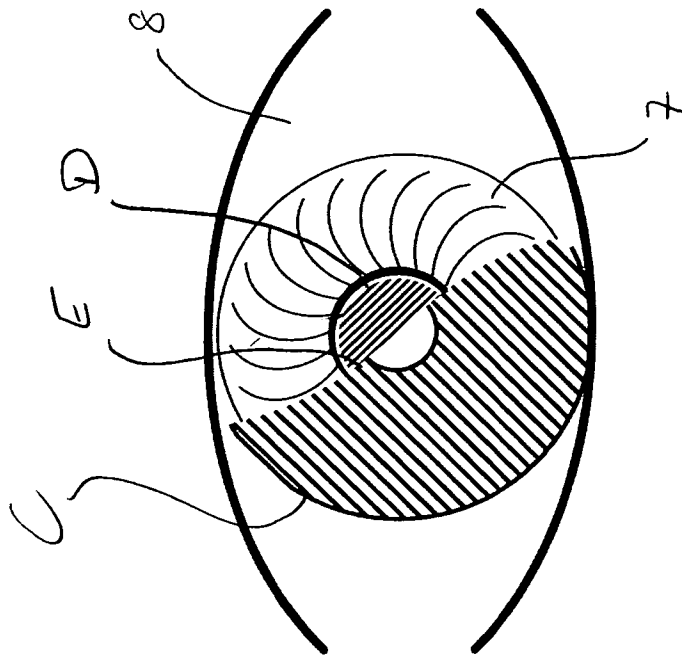
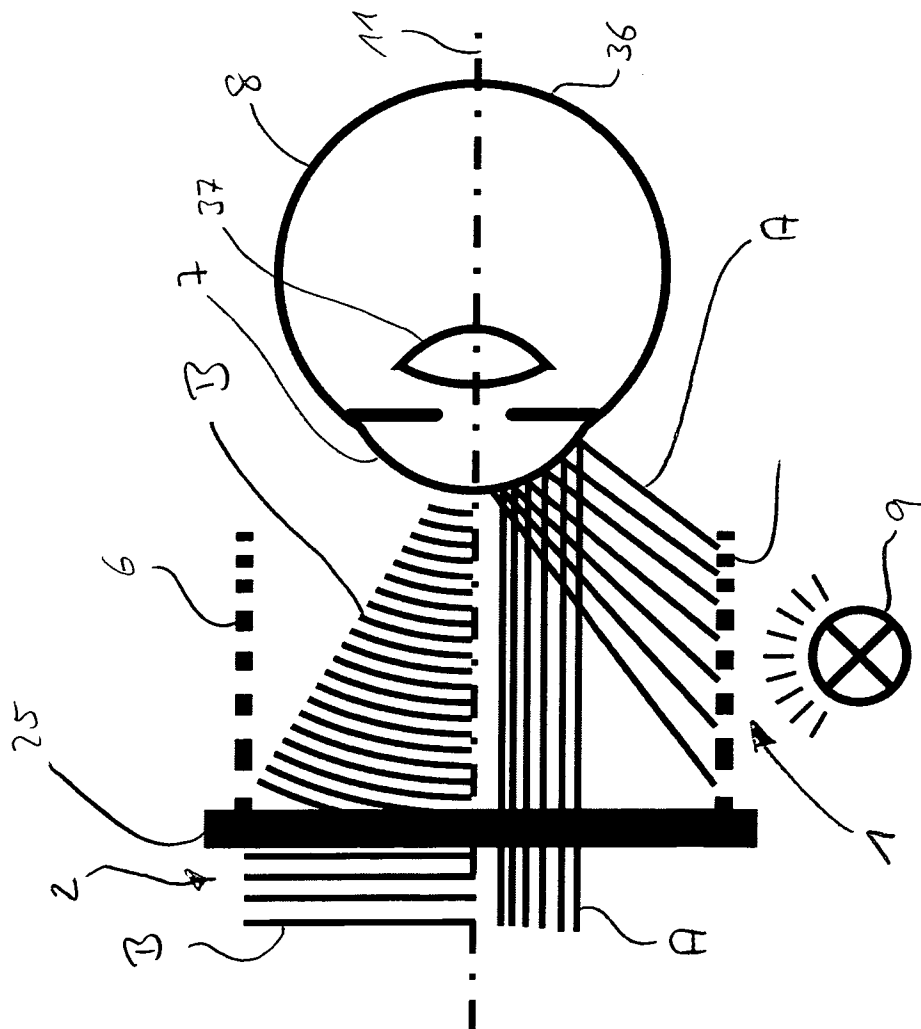
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei als optisches Element, mit dem in der wellenfrontbasierten Teilmessung das Lichtbündel (B) näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche geworfen wird, ein diffraktives optisches Element (25) herangezogen wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei in der videokeratographischen Teilmessung das auf die Oberfläche projizierte Abbild des Musters (6) über das optische Element (25) aufgenommen wird, wobei für die videokeratographische Teilmessung Licht einer Wellenlänge verwendet wird, die das optische Element (25) ausschließlich oder zumindest überwiegend in die nullte Beugungsordnung beugt, und wobei für die wellenfront-basierte Teilmessung Licht einer anderen Wellenlänge verwendet wird, die durch das optische Element (25) ausschließlich oder zumindest überwiegend in die erste Beugungsordnung gebeugt wird.
7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei welchem zur Messung der Wellenaberration des Auges (8) oder eines anderen Linsensystems ein Lichtpunkt auf den Augenhintergrund bzw. einen anderen Diffusor projiziert wird, und bei welchem das von dem Augenhintergrund bzw. Diffusor entlang des inversen Lichtweges rückgestreute Lichtbündel mittels eines Wellenfrontsensors (35) analysiert wird.
8. Vorrichtung zur Messung einer Topographie einer Oberfläche, insbesondere der Oberfläche der Augenhornhaut (7),
 - mit einem ersten Messsystem (1) für eine videokeratographische Teilmessung der Topographie in einem äußeren Bereich (C) der Oberfläche, wobei das erste Messsystem (1)
 - eine Mustererzeugungseinheit (3) zur Projektion eines Musters (6) auf die Oberfläche und
 - eine Bildaufnahmeeinheit (10) zur photographischen oder videotecnischen Aufnahme eines Abbilds des auf die Oberfläche projizierten Musters (6)

umfasst, sowie

- mit einem zweiten Messsystem (2) für eine wellenfront-basierte Teilmessung der Topographie in einem zentralen Bereich (D) der Oberfläche, wobei das zweite Messsystem (2)
 - eine Lichtquelle (20) zur Erzeugung eines Lichtbündels (B),
 - ein optisches Element (25), das dazu eingerichtet und angeordnet ist, das Lichtbündel (B) näherungsweise überall senkrecht auf die Oberfläche zu werfen, und
 - einen Wellenfrontsensor (26) zur Analyse des von der Oberfläche reflektierten und über das optische Element (25) zurückgeleiteten Lichtbündels (B)
- umfasst.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8,
wobei das optische Element ein diffraktives optisches Element (25) ist.
10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9,
wobei das optische Element (25) als gemeinsame Apertur des ersten Messsystems (1) und des zweiten Messsystems (2) in einem Zentrum der Mustererzeugungseinheit (23) angeordnet ist.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 10,
wobei als Mustererzeugungseinheit ein Placido-Körper (3) vorgesehen ist.
12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 11,
mit einem dritten Messsystem (30) zur Messung der Aberration des Auges (8) oder eines anderen Linsensystems, wobei dieses dritte Messsystem (30) eine Lichtquelle (31) zur Projektion eines Lichtpunkts auf den Augenhintergrund bzw. einen anderen Diffusor und einen Wellenfrontsensor (35) zur Analyse des von dem Augenhintergrund bzw. Diffusor entlang des inversen Lichtweges rückgestreuten Lichtbündels (F) umfasst.





INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2012/000869

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B3/107 A61B3/10
ADD.

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 070 981 A (MIHASHI TOSHIFUMI [JP] ET AL) 6 June 2000 (2000-06-06) figure 1 column 1, lines 6-12 column 2, line 40 - column 3, line 5 column 4, lines 10-11 column 6, lines 34-58 column 11, line 44 - column 13, line 20 -----	1-12
A	DE 103 42 175 A1 (OPTOCRAFT GMBH [DE]) 14 April 2005 (2005-04-14) cited in the application paragraphs [0036], [0046] - [0052] -----	5,6,9
A	WO 00/28884 A1 (JEAN BENEDIKT [DE]; BENDE K TH [DE]; FERCHER ADOLF FRIEDRICH [AT]) 25 May 2000 (2000-05-25) page 12, lines 20-21 -----	2



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 June 2012

Date of mailing of the international search report

22/06/2012

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/EP2012/000869

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6070981	A	06-06-2000	JP 3740546 B2 01-02-2006
			JP 11137520 A 25-05-1999
			US 6070981 A 06-06-2000
DE 10342175	A1	14-04-2005	AT 451866 T 15-01-2010
			DE 10342175 A1 14-04-2005
			EP 1662981 A1 07-06-2006
			ES 2337059 T3 20-04-2010
			US 2006209256 A1 21-09-2006
			WO 2005027741 A1 31-03-2005
WO 0028884	A1	25-05-2000	AT 236568 T 15-04-2003
			AU 1506200 A 05-06-2000
			EP 1128761 A1 05-09-2001
			JP 4544747 B2 15-09-2010
			JP 2002529184 A 10-09-2002
			US 6601956 B1 05-08-2003
			WO 0028884 A1 25-05-2000

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

INV. A61B3/107 A61B3/10
ADD.

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 6 070 981 A (MIHASHI TOSHIFUMI [JP] ET AL) 6. Juni 2000 (2000-06-06) Abbildung 1 Spalte 1, Zeilen 6-12 Spalte 2, Zeile 40 - Spalte 3, Zeile 5 Spalte 4, Zeilen 10-11 Spalte 6, Zeilen 34-58 Spalte 11, Zeile 44 - Spalte 13, Zeile 20 -----	1-12
A	DE 103 42 175 A1 (OPTOCRAFT GMBH [DE]) 14. April 2005 (2005-04-14) in der Anmeldung erwähnt Absätze [0036], [0046] - [0052] -----	5,6,9
A	WO 00/28884 A1 (JEAN BENEDIKT [DE]; BENDE K TH [DE]; FERCHER ADOLF FRIEDRICH [AT]) 25. Mai 2000 (2000-05-25) Seite 12, Zeilen 20-21 -----	2



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

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

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

14. Juni 2012

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

22/06/2012

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/EP2012/000869

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument			Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung	
US 6070981	A	06-06-2000	JP	3740546	B2		01-02-2006	
			JP	11137520	A		25-05-1999	
			US	6070981	A		06-06-2000	

DE 10342175	A1	14-04-2005	AT	451866	T		15-01-2010	
			DE	10342175	A1		14-04-2005	
			EP	1662981	A1		07-06-2006	
			ES	2337059	T3		20-04-2010	
			US	2006209256	A1		21-09-2006	
			WO	2005027741	A1		31-03-2005	

WO 0028884	A1	25-05-2000	AT	236568	T		15-04-2003	
			AU	1506200	A		05-06-2000	
			EP	1128761	A1		05-09-2001	
			JP	4544747	B2		15-09-2010	
			JP	2002529184	A		10-09-2002	
			US	6601956	B1		05-08-2003	
			WO	0028884	A1		25-05-2000	
