

(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
24. Juni 2010 (24.06.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/070020 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation:
A61F 9/01 (2006.01) *A61F 9/009* (2006.01)
A61B 3/107 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2009/067354
- (22) Internationales Anmeldedatum:
16. Dezember 2009 (16.12.2009)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:
10 2008 062 658.9
17. Dezember 2008 (17.12.2008) 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): **BIBMANN, Wilfried** [DE/DE]; Eisenberger Str. 63a, 07749 Jena (DE). **VOGELSANG, Hartmut** [DE/DE]; Herderstraße 1, 07743 Jena (DE). **STOBRAWA, Gregor** [DE/DE]; Ricarda-Huch-Weg 1 A, 07743 Jena (DE). **BARTELS, Andreas** [DE/DE]; Karl-Liebknecht-Strasse 11, 10178 Berlin (DE).
- (74) Anwalt: **LORITZ, Rainer**; Carl Zeiss AG, 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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Erklärungen gemäß Regel 4.17:
— Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: OPHTHALMOLOGICAL LASER SYSTEM AND OPERATING METHOD

(54) Bezeichnung : OPHTHALMOLOGISCHES LASERSYSTEM UND BETRIEBSVERFAHREN

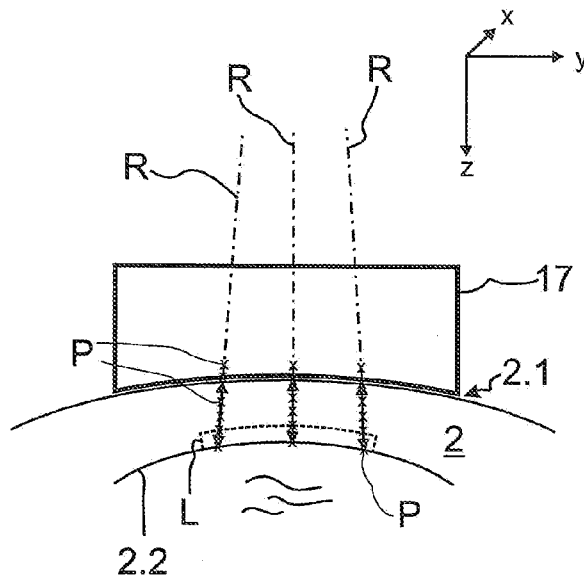


Fig. 2A

(57) Abstract: The invention relates to an ophthalmological laser system and operating method. Up to now the cornea has been measured itself (pachymetry) for a laser-supported corneal grafting (refractive correction, transplantation). During the operation itself, however, the cornea is fixed by application of a contact lens and suction which leads, as a rule, to a change in the shape of the cornea (applanation). The transplant can thus differ from the planned shape thereof which leads to suboptimal placement in the receiving eye. According to the invention, laser-supported operative interventions can be achieved with higher accuracy. The cornea (2) is irradiated with an ophthalmological laser and a detection light confocally recorded, the cornea (2) being scanned in three-dimensions by irradiation with an illuminating laser power using a scanner unit along several directions (R) at several points (P). Using the simultaneously recorded detection light the position and/or shape of a posterior boundary surface (endothelium) (2.2) of the cornea (2) is determined. A lamellar (L) parallel to the posterior boundary surface (2.2) can then be cut. The invention further relates to lamellary cornea grafting.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

**Veröffentlicht:**

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe g)*

1. Ophthalmologisches Lasersystem und Betriebsverfahren 2.1. Bisher wird die Cornea für eine lasergestützte Keratoplastik (refraktive Korrektur, Transplantation) eigens vermessen (Pachymetrie). Während der eigentlichen Operation wird jedoch die Hornhaut durch Aufsetzen eines Kontaktglases und Ansaugen des Auges fixiert, wodurch die Form der Cornea in der Regel verändert wird (Applanation). Dadurch kann das Transplantat von seiner geplanten Form abweichen, so dass es nicht optimal in das Empfängerauge eingesetzt werden kann. Mit der Erfindung sollen lasergestützte operative Eingriffe mit höherer Genauigkeit ermöglicht werden. 2.2. Mit einem ophthalmologischen Lasersystem wird die Cornea (2) bestrahlt und Detektionslicht konfokal aufgenommen, wobei die Cornea (2) dreidimensional abgetastet wird, indem sie bei einer Beleuchtungs-Laserleistung mittels einer Scannereinheit längs mehrerer Richtungen (R) an mehreren Punkten (P) bestrahlt wird. Anhand des simultan aufgenommenen Detektionslichtes werden Lage und/oder Form einer posterioren Grenzfläche (Endothel) (2.2) der Cornea (2) ermittelt. Dadurch kann eine Lamelle (L) parallel zur posterioren Grenzfläche (2.2) geschnitten werden. 2.3. Lamelläre Keratoplastik.

Ophthalmologisches Lasersystem und Betriebsverfahren

Die Erfindung betrifft ein Ophthalmologisches Lasersystem mit einem Laser, dessen Strahlung über einen Beleuchtungsstrahlengang, der eine Scannereinheit aufweist, in einem Untersuchungsbereich fokussierbar ist, insbesondere mit einer Fixiervorrichtung (17) für ein in dem Untersuchungsbereich angeordnetes Auge (3). Die Erfindung betrifft darüber hinaus ein Betriebsverfahren für ein ophthalmologisches Lasersystem.

In der Ophthalmologie ist es bekannt, die Hornhaut (Cornea) des menschlichen Auges, die etwa 500 µm dick ist, bei einer Fehlsichtigkeit durch Abtragen (Ablation) von Gewebe zu formen und damit Myopie, Hyperopie und Astigmatismus zu korrigieren. Dies wird als refraktive Chirurgie bezeichnet. Daneben ist die Transplantation von Hornhautstücken von einem Spenderauge in ein Empfängerauge bekannt, um erkranktes oder verletztes Hornhautgewebe zu ersetzen und damit die Sehkraft zu erhalten oder wiederherzustellen. Beide Verfahren werden unter dem Begriff Keratoplastik zusammengefasst und können mit Hilfe von Lasern durchgeführt werden. Bei der sogenannten lamellären Keratoplastik wird eine einzelne Scheibe aus einer Spenderhornhaut in oder auf eine Empfängerhornhaut transplantiert.

Anatomisch besteht die menschliche Cornea aus fünf verschiedenen Gewebeschichten. Von anterior nach posterior sind dies: Epithel, Bowman-Membran, Stroma, Descemet-Membran und Endothel. Das Stroma nimmt dabei das größte Volumen ein.

Bei der lasergestützten intrastromalen Keratomileusis (LASIK) wird ein Lappen (engl. „flap“) einer Dicke von typischerweise etwa 80 µm oder mehr von der Hornhaut gelöst und aufgeklappt. Es ist beispielsweise aus US 2006/0155265 A1 (Intralase Corp.) bekannt, den Flap mittels eines Femtosekunden-Lasersystems zu schneiden (Femto-LASIK). Derartige Geräte werden auch als Lasermikrokeratom bezeichnet. Dabei wird im Fokus eine Photodisruption erzeugt, welche zu einer minimalen Blasenbildung im stromalen Gewebe führt. Setzt man mittels eines Scannersystems Fokuspunkt (engl. „spot“) an Fokuspunkt, so kann man beliebige Schnitte

(Perforationen) in die Cornea einbringen. Die Abtragung des für eine refraktive Korrektur erforderlichen stromalen Gewebes erfolgt dann konservativ mittels eines Excimerlasers. Der Flap wird nach der Behandlung zurückgeklappt.

Unvorteilhafterweise sind für dieses Verfahren zwei Lasersysteme erforderlich.

In WO 2008/064771 A1 (Carl Zeiss Meditec AG) wird ein Femtosekunden-Lasersystem beschrieben, welches ebenfalls den Flap präparieren kann, aber zusätzlich in der Lage ist, den für eine refraktive Korrektur erforderlichen Abtrag stromalen Gewebes durch eine mehrfache Schnittführung zur Präparation eines Lentikels zu separieren. Dies kann als Femtosekunden-Lentikel-Extraktion bezeichnet werden. Das Lentikel kann dann nach dem Öffnen des Flaps entnommen werden, beispielsweise mit Hilfe einer Pinzette. Anschließend wird der Flap wieder zurückgeklappt. Bei diesem Verfahren ist nur ein Lasersystem erforderlich, auf einen Excimerlaser kann verzichtet werden. Ein solches Lasersystem erlaubt auch die Durchführung von Schnitten bei der Transplantation von Hornhautgewebe. Das Femtosekunden-Lasersystem kann dabei sowohl für Schnitte am Spenderauge als auch für Schnitte im Empfängerauge verwendet werden.

Bei einer Keratoplastik (refraktive Korrektur, Transplantation) ist die Form der Cornea des menschlichen Auges problematisch. Beispielsweise hängt die Brechkraft der Cornea von deren Form ab. Die anteriore Hornhautoberfläche ist in erster Näherung eine torische Fläche und wird allgemein durch zwei senkrecht aufeinanderstehende Radien bestimmter Achslage beschrieben. Außerdem wird die Hornhaut zu ihrer Peripherie hin dicker. Daneben können bei bestimmten Pathologien weitere Unregelmäßigkeiten der Hornhautdicke auftreten.

Im Stand der Technik wird die Form der Cornea zur Planung einer lasergestützten Keratoplastik eigens vermessen (Pachymetrie), beispielsweise kontaktlos mittels einer Scheimpflug-Kamera oder eines optischen Kohärenztomographiesystems (engl. „optical coherence tomography“; OCT) für den Augenvorderabschnitt. Auch die berührende Vermessung mittels Ultraschall ist bekannt. Während der eigentlichen Operation wird jedoch die Hornhaut durch Aufsetzen eines Kontaktglases und Ansaugen des Auges am Femtosekunden-Laser gehalten, wodurch die Form der Cornea in der Regel verändert wird (Applanation). Die außerhalb der eigentlichen

Operation gewonnenen Parameter der Form der Hornhaut sind unter anderem deswegen nur noch bedingt aussagefähig. Dadurch ist die Genauigkeit der Laserbehandlung, soweit sie sich auf die gemessene Form stützt, beschränkt. In der Folge kann das Transplantat von seiner geplanten Form abweichen, so dass es nicht optimal in das Empfängerauge eingesetzt werden kann. Dies kann zu Komplikationen führen, beispielsweise zur Ablösung des Transplantats oder zu einem Glaukom durch Verrutschen des Transplantats.

Unabhängig von der Form der Hornhaut besteht das Problem, dass es bei der Durchtrennung (Perforation) von cornealem Gewebe mittels Femtosekunden-Laserstrahlung bei lamellären Schnittführungen in einigen Fällen zum Auftreten von lichtundurchlässigen Blasen (engl. „opaque bubble layer“, OBL) kommen kann. Es handelt sich dabei um ein Gebiet in der unmittelbaren Umgebung des eigentlichen Laserschnitts, in dem die Ausbildung der laserinduzierten Mikrogasblasen nicht nur in der Ebene der Schnittführung erfolgt. Je nach Lage und Ausprägung eines OBL-Feldes ist die Perforation des Gewebes in diesem Bereich nicht optimal. Die Folge ist eine im Vergleich zu dem umliegenden Areal erschwerte manuelle Ablösung der zu separierenden Gewebeteile voneinander, was zu Gewebestress und/oder zu einer verlängerten Operationsdauer führt. Im Stand der Technik wird daher versucht, die Entstehung von OBL zu vermeiden. Dies gelingt beispielsweise durch Optimierung von Behandlungsparametern wie Pulsenergie und Fleckabstand (engl. „spot distance“) beziehungsweise Spurabstand (engl. „track distance“). Auch die Modifikation der Schnittgeometrie hin zu tieferen Schnitten, beispielsweise größerer Flapdicke, oder die Erzeugung eines tiefliegenden Gas-Reservoirs (engl. „pocket“), beispielsweise in 250 µm Tiefe, können zur Verringerung der Häufigkeit von OBL beitragen. Es hat sich jedoch gezeigt, dass selbst unter diesen Bedingungen an einigen Augen OBL auftritt. Modifikationen der Schnittgeometrie und Gas-Reservoirs sind zudem im Hinblick auf die Erhaltung von möglichst viel stromaler Restdicke von Nachteil.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein ophthalmologisches Lasersystem und ein zugehöriges Betriebsverfahren der eingangs genannten Art so zu verbessern, dass ein lasergestützter operativer Eingriff im Rahmen einer Keratoplastik mit höherer Genauigkeit ermöglicht wird, wodurch bessere Erfolgsaussichten und ein

geringeres Behandlungsrisiko erzielt werden sollen, und/oder, dass eine leichtere manuelle Ablösung von perforierten Gewebeteilen ermöglicht wird.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein ophthalmologisches Lasersystem, welches die in Anspruch 1 beziehungsweise in Anspruch 16 angegebenen Merkmale aufweist, und durch ein Betriebsverfahren, welches die in Anspruch 8 beziehungsweise in Anspruch 19 angegebenen Merkmale aufweist.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung ist in einem ophthalmologischen Lasersystem ein Detektionsstrahlengang mit einer konfokalen Aperturblende und einem Detektor zur Aufnahme von Detektionslicht aus dem fokussierten Teil des Untersuchungsbereichs vorgesehen. Darüber hinaus ist eine Steuereinheit zum Bestrahlen der Cornea mittels des Lasers und Aufnehmen von Detektionslicht mittels des Detektors vorgesehen, wobei sie die Cornea dreidimensional abtastet, indem sie sie bei einer Beleuchtungs-Laserleistung mittels der Scannereinheit an mehreren Punkten bestrahlt und simultan von diesen Punkten Detektionslicht aufnimmt. Anhand des Detektionslichtes ermittelt die Steuereinheit Lage und/oder Form einer posterioren Grenzfläche der Cornea. Diese Information kann anschließend ausgegeben oder unmittelbar weiterverarbeitet und/oder für eine spätere Nutzung gespeichert werden.

Die posteriore Grenzfläche ist der Übergang vom Endothel, dem posterioren Abschluss der Cornea, zum Kammerwasser des Auges. An dieser Mediengrenze treten ein Brechzahlssprung und eine erhöhte Reflexion auf, die mit einem konfokalen Detektor mit hoher Genauigkeit gemessen werden können. Messgeräte wie eine Scheimpflug-Kamera oder ein OCT-System sind dafür nicht erforderlich. Der Detektionsstrahlengang kann beispielsweise Teil eines konfokalen Laser-Scanning-Mikroskops (LSM) sein, das zusätzlich zu dem Behandlungslaser vorgesehen ist.

Durch die Vermessung der posterioren Grenzfläche kann diese vorteilhafterweise als Bezugsfläche für keratoplastische Schnitte genutzt werden. Insbesondere bei einer Fixiervorrichtung mit einem Kontaktglas, dessen augenseitige Grenzfläche einen

Krümmungsradius aufweist, der vom Auge verschieden ist, wird die aus der Applanation resultierende Lageänderung/Verformung der Cornea und insbesondere ihrer posterioren Grenzfläche bei der Vermessung berücksichtigt.

Durch die Kenntnis von Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche einerseits und als bekannt vorauszusetzenden oder zu messenden Informationen über die Form und/Lage der anterioren Grenzfläche ist die tatsächliche Form der Cornea für eine spätere laserchirurgischen Behandlung mit hoher Genauigkeit bekannt. Dies gilt insbesondere auch für die Form im applanierten Zustand, soweit ein entsprechendes Kontaktglas verwendet wird. Auf diese Weise kann eine Dickenverteilung der Cornea im Sinne einer pachymetrischen Kartierung („Pachy-Map“) ermittelt und bei der Bestrahlungsplanung verwendet werden. Insbesondere können die anterioren und posterioren Radien der Cornea ermittelt werden, die für die Bestimmung der Brechkraftverhältnisse relevant sind. Mit den herkömmlichen Verfahren konnten diese Parameter nur außerhalb der eigentlichen keratoplastischen Operation erhoben werden. Eine eventuelle Applanation konnte nicht berücksichtigt werden. Die Erfindung erlaubt hingegen nicht nur die für eine Operation genauere Ermittlung der geometrischen Parameter, sondern erlaubt auch die Messung während einer Operation oder zumindest unmittelbar davor im Behandlungszustand des Patienten. Dadurch werden Ungenauigkeiten, die sich durch Ab- und erneutes Andocken des Auges ergeben, vermieden. Durch den nun möglichen, hochgenauen Bezug zur posterioren Grenzfläche kann eine Keratoplastik mit hoher Genauigkeit erfolgen, was bessere Erfolgsaussichten und ein geringeres Behandlungsrisiko ermöglicht.

Die posteriore Grenzfläche kann beispielsweise durch Anpassung einer Modellfunktion, insbesondere mit Zernike-Polynomen, mittels einer Ausgleichsrechnung an die Messpunkte analytisch dargestellt werden. Da es sich um eine gekrümmte Fläche handelt, muss Detektionslicht von mindestens vier Punkten der posterioren Grenzfläche aufgenommen werden. Bei einer geringen Zahl von Stützstellen sind für eine analytische Darstellung weitere Kenntnisse über die Verformung der Hornhaut unter Applanation a priori notwendig. Dieses Erfordernis entfällt bei einer großen Anzahl von Stützstellen.

Um die Lage und/oder Form der anterioren Grenzfläche zu ermitteln, kann beispielsweise das in WO 2008/040436 A1 beschriebene Prinzip zur Vermessung der augenseitigen Grenzfläche des Kontaktglases verwendet werden. Die Vermessung der anterioren Grenzfläche kann vor oder nach der Vermessung der posterioren Grenzfläche erfolgen, vorzugsweise jedenfalls in einem engen zeitlichen Zusammenhang mit dieser, insbesondere während oder unmittelbar vor einer keratoplastischen Operation.

Vorteilhafterweise kann die Steuereinheit nach dem Ermitteln von Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche der Cornea Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung unter Berücksichtigung der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche ermitteln und die Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten bestrahlen. Dadurch ist eine Keratoplastik mit hoher Genauigkeit möglich, da die tatsächliche, aktuelle Lage der posterioren Grenzfläche die hochgenaue Platzierung von Schnitten relativ zu dieser Grenzfläche ermöglicht. Da die Vermessung der posterioren Grenzfläche im Behandlungszustand des Patienten durchführen lässt, ist die Wahrscheinlichkeit für eine wesentliche Änderung von Lage und/oder Form niedrig.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Steuereinheit derart eingerichtet, dass sie anhand der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche eine Lamelle parallel zur posterioren Grenzfläche, also parallel zum Endothel schneiden kann. Die Lamelle kann insbesondere ausschließlich aus dem Endothel herausgeschnitten werden. Es ist selbstverständlich auch möglich, eine Lamelle aus dem Endothel und dem Stroma herauszuschneiden. Zum Schneiden einer anterioren oder posterioren Lamelle, die parallel zu der rückseitigen Hornhautoberfläche sein soll, werden zuvor erfindungsgemäß die Radien der rückseitigen Grenzfläche bestimmt. Mit dem erfindungsgemäßen Lasersystem und dem Betriebsverfahren können diese Parameter mit hoher Genauigkeit und im quasi-absoluten Koordinatensystem des Lasers ermittelt werden. Die Erfindung ermöglicht also insbesondere die endotheliale Keratoplastik mit hoher Genauigkeit bei geringem Aufwand.

Zweckmäßigerweise ist eine Fixiervorrichtung für eine Cornea und/oder für ein Auge vorgesehen, wobei die Steuereinheit die Cornea beziehungsweise das Auge durch Aktivieren der Fixiervorrichtung vor Beginn des (ersten) Detektionsdurchgangs fixiert. Dabei kann es bei Verwendung eines Kontaktglases zur Applanation der Cornea kommen. Die Steuereinheit löst die Fixierung nach dem Ende der Bestrahlung. Durch die Fixierung wird eine Lage- oder Formänderung der Cornea zwischen der Detektion/Ermittlung der posterioren Grenzfläche und der Behandlung vermieden. In zukünftigen Ausführungsformen ohne Fixierung des Auges oder zumindest der Cornea kann die Bewegung der Cornea und/oder des gesamten Auges kontaktlos mit optischen Mitteln verfolgt werden, um eine Lageänderung der Cornea aktuell zu ermitteln und die Strahlführung entsprechend anzupassen. Auch in solchen Ausführungsformen muss jedoch zunächst die posteriore Grenzfläche vermessen werden, um eine hohe Genauigkeit einer Keratoplastik zu erreichen.

Eine Messung der posterioren Radien im angesaugten Zustand intraoperativ direkt vor dem Laserschnitt mit dem Femtosekunden-Laser erhebt die erforderlichen Parameter zur Definition der individuellen Vorder- und Rückfläche der Cornea durch das Kontaktglas am Auge, insbesondere auch in Fällen, in denen das Auge applaniert ist. Das ermöglicht das Schneiden einer dünnen Lamelle in vorgegebener Form relativ (z.B. parallel) zur posterioren Oberfläche der Hornhaut im Rahmen einer lamellären Keratoplastik mit hoher Genauigkeit.

Die Erfindung ist auch zur Vermessung der Dickenverteilung der Cornea in anderen keratoplastischen Verfahren geeignet. Ein solches Verfahren ist beispielsweise aus WO 2006/051364 A1 (20/10 Perfect Vision Optische Geräte GmbH) bekannt. In diesem Verfahren werden mit einem Femtosekunden-Laser Schnitte in stromalem Gewebe vorgenommen, um ohne Ablation von Gewebe einen zusammenhängenden Hohlraum zu schaffen, insbesondere mit zylindrischer Form. Beim Zusammenbrechen des Hohlraums durch den intraokularen Druck entspannt sich die Cornea und nimmt eine neue Form mit veränderter Krümmung an. Auf diese Weise soll eine Fehlsichtigkeit verringert werden. Die Sicherheit dieses Verfahrens kann erfindungsgemäß verbessert werden, indem zunächst die Dickenverteilung der Hornhaut bestimmt wird und darauf basierend Sicherheitsabstände von den

angrenzenden Membranen überwacht werden. Diese Vermessung kann insbesondere intraoperativ ohne zwischenzeitliches Abdocken des Auges erfolgen.

Vorteilhafterweise ist in dem Beleuchtungsstrahlengang ein Strahlteiler zur Auskopplung des Detektionsstrahlengangs angeordnet ist. Auf diese Weise können der Beleuchtungsstrahlengang und der Detektionsstrahlengang mit hoher Genauigkeit aufeinander ausgerichtet sein. Dieselben optischen Elemente (Fokussieroptik usw.) können dadurch doppelt genutzt werden. Bevorzugt sind dabei Ausführungsformen, in denen die Strahlung des Lasers neben der Beleuchtungs-Laserleistung auf eine chirurgische Therapie-Laserleistung einstellbar ist. Dadurch ist derselbe Laser sowohl für die Beleuchtung bei der Ermittlung von Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche der Cornea als auch bei der anschließenden Behandlung mit hoher Positioniergenauigkeit verwendbar. Die Verwendung desselben Lasers zur Vermessung und Behandlung ermöglicht dabei eine hohe Genauigkeit der Positionierung des Behandlungsfokus, da die Vermessung der posterioren Grenzfläche im quasi-absoluten Bezugssystem des Behandlungslasers erfolgen kann.

In einer vorteilhaften Ausgestaltung ist der Strahlteiler ein Polarisationsstrahlteiler, der das Detektionslicht selektiv so auf den Detektor auskoppelt, dass es eine von dem emittierten Beleuchtungslicht verschiedene Polarisationsrichtung aufweist. Ein großer Teil des vom Untersuchungsbereich auf den Strahlteiler treffenden Lichts stammt aus Reflexionen an den optischen Komponenten des Strahlengangs, beispielsweise den Oberflächen der Fokussieroptik, und weist daher dieselbe Polarisationsrichtung auf wie das Beleuchtungslicht. Indem der Strahlteiler nur Licht einer davon verschiedenen Polarisationsrichtung als Detektionslicht zum Detektor leitet, wird solches Störlicht zurückgehalten. In der Cornea rückgestreutes Licht hingegen weist eine veränderte Polarisationsrichtung auf. Die Detektion des in der Cornea rückgestreuten Lichts ist dadurch mit höherer Genauigkeit möglich.

Aufgrund der Polarisationsseigenschaften der Cornea sind darüber hinaus zur Bildgeneration innerhalb unterschiedlicher Gebiete der Cornea unterschiedliche Polarisationsseigenschaften der eingebrachten Diagnosestrahlung vorteilhaft. Diese

können durch ein oder mehrere polarisationsoptische Elemente im Beleuchtungsstrahlengang erzeugt werden.

Vorteilhafterweise ist im Detektionsstrahlengang zwischen dem Strahlteiler und dem Detektor ein Polarisationsfilter angeordnet, der hinsichtlich seiner Polarisationsrichtung drehfest oder drehbar ist. Ein drehfester Polarisationsfilter entspricht in der Wirkung dem oben beschriebenen Polarisationsstrahlteiler. Wegen der Polarisationsseigenschaften der Cornea ist zur effizienten Diagnose spezieller Gebiete der Cornea eine Selektion der auf den konfokalen Detektor rückgestreuten Polarisationsrichtung durch eine Verdrehung des dem Detektor zugeordneten Polarisationsfilters vorteilhaft. Eine vollständige Detektion eines Gesamtbildes mit hohem Kontrast gelingt dann durch eine mehrfache Abtastung (engl. „scanning“) bei unterschiedlichen Einstellungen des Polarisationsfilters in ein jeweiliges Einzelbild und entsprechender Überlagerung der Einzelbilder zum Gesamtbild. Anstelle eines separaten Polarisationsfilters kann auch ein Polarisationsstrahlteiler drehbar ausgeführt sein, um Streulicht unterschiedlicher Polarisationsrichtungen selektiv zu detektieren. Die Ermittlung von Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche ist jedoch auch mit drehfestem Polarisationsfilter/Polarisationsstrahlteiler oder völlig ohne Polarisationsfilterung möglich, insbesondere mittels eines einzelnen Abtastdurchgangs. Ein einzelner Abtastdurchgang kann in kurzer Zeit durchgeführt werden.

Ein noch größere Signalstärke kann erzielt werden, indem im Beleuchtungsstrahlengang zwischen der Fokussieroptik und dem Untersuchungsbereich ein optisches Phasenverzögerungssystem so angeordnet ist, dass das hindurchfallende Beleuchtungslicht eine mit dem ausgekoppelten Detektionslicht korrespondierende Polarisationsrichtung erhält. Auf diese Weise hat das Störlicht dieselbe Polarisationsrichtung wie die den Laser verlassende Strahlung, während das im Phasenverzögerungssystem modifizierte Beleuchtungslicht, das die Cornea erreicht, eine definierte andere Polarisationsrichtung erhält. Durch die Selektion des Lichts dieser Polarisationsrichtung als Detektionslicht mittels des Polarisationsstrahlteilers wird nahezu ausschließlich solches Licht detektiert, das in der Cornea rückgestreut wurde. Störlicht, das aus Reflexionen an optischen Komponenten stammt, wird noch effektiver vom Detektor ferngehalten.

Zur Verbesserung des Bildkontrastes kann vorteilhaftweise ein mit dem Laser gekoppelter Lock-In-Verstärker für den Detektor vorgesehen werden. Dies ermöglicht die Aufnahme des Detektionslichtes mit hoher Empfindlichkeit, so dass eine eventuelle Behandlung mit hoher Genauigkeit durchgeführt werden kann.

Beim dreidimensionalen Abtasten der Cornea kann die Strahlenbelastung reduziert werden, indem sich zwei aufeinanderfolgende Abtastpunkte in allen drei Raumkoordinaten unterscheiden. Durch diese Art der Abtastung können repräsentative Daten über Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche der Cornea in kurzer Zeit gewonnen werden. Alternativ besteht die Möglichkeit, beim Abtasten für jeweils eine von mehreren Folgen von Abtastpunkten eine oder zwei Raumkoordinaten konstant zu halten und nur die zwei beziehungsweise die eine übrige Raumkoordinate zu variieren. So können mehrere Folgen von Abtastpunkten bei jeweils konstanter z-Koordinate in einer ebenen Kurve beleuchtet und detektiert werden. Alternativ könnte jeweils eine Folge von Abtastpunkten bei konstanter x- und y-Koordinate unter Variation der z-Koordinate, beispielsweise vom Kontaktglas an, aufgenommen werden. Bei der letztgenannten Vorgehensweise muss die in z-Richtung verlaufende Kurve zwangsläufig die posteriore Grenzfläche durchstoßen. Sobald dies anhand eines signifikanten Anstiegs der Detektionslichtintensität identifiziert wird, kann die z-Abtastung an diesen x/y-Koordinaten beendet und an einem anderen x/y-Ort erneut begonnen werden.

Bevorzugt sind Ausgestaltungen, in denen beim Abtasten einer oder zwei Spiegel der Scannereinheit schwingen, insbesondere harmonisch schwingen. Technisch besonders vorteilhaft ist eine Ansteuerung der Scanner in Form von harmonischen Schwingungen wie Sinus-Funktionen. Bei einer Ansteuerung der x-y-Scanner in der Form, dass der eine Scanner mit genau der doppelten Frequenz des anderen angesteuert wird, ergibt sich beispielsweise eine Lissajous-Figur, die einer Acht ähnelt. Zeitgleich zur x-y-Abtastung erfolgt beispielsweise eine monotone oder eine streng monotone Variation der Fokulentfernung, also eine z-Abtastung. Dadurch ergibt sich eine kontinuierliche Raumkurve. Im Fall des obigen Frequenzverhältnisses von 2:1 weist sie die Form mehrerer, in der Tiefe versetzter Achten auf. Diese spezielle Form und allgemein alle Frequenzverhältnisse von $2N:1$

($N=1,2,3,\dots$) haben den Vorteil, dass zum Ermitteln von Stützstellen für die posteriore Grenzfläche zwei Hauptschnitte und die optischen Achse zur Verfügung stehen, was eine hohe Genauigkeit der Bestimmung von Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche ermöglicht.

Vorzugsweise wird eine Pulsfrequenz des Laserlichts in Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit eines Fokuspunkts des Laserstrahls relativ zur Cornea eingestellt oder umgekehrt. Dadurch kann bei der Ortung der posterioren Grenzfläche die Strahlenbelastung der Cornea und des Auges insgesamt verringert werden. Beispielsweise wird bei einer langsamen Bewegungsgeschwindigkeit des Fokuspunkts, die beispielsweise bei der Bewegungsumkehr schwingender Scanner auftritt, eine niedrige Pulsfrequenz verwendet. Bei einer hohen Bewegungsgeschwindigkeit wird eine hohe Pulsfrequenz verwendet, um eine hohe räumliche Auflösung zu erzielen.

Die Erfindung umfasst auch vorteilhafte Ausführungsformen, in denen auf einen Behandlungsdurchgang ein erneuter Detektionsdurchgang mit Ermittlung der posterioren Grenzfläche folgt, worauf sich ein weiterer Behandlungsdurchgang anschließt. Auf diese Weise kann die Genauigkeit der Behandlung erhöht werden, beispielsweise durch iterative Annäherung an ein optimales Behandlungsergebnis. Bereits während der ersten Behandlung kann es durch Schwellungen zu Form- und/oder Lageveränderungen der Cornea und damit auch ihrer posterioren Grenzfläche kommen. Durch erneute Vermessung zwischen zwei Behandlungsdurchgängen können solche und andere Veränderungen berücksichtigt werden.

Zweckmäßigerweise wird von aufgenommenem Detektionslicht einen Dunkelfeldwert abgezogen. Es kann sich dabei um einen gemeinsamen Dunkelfeldwert für alle Abtastpunkte oder um mehrere, punktspezifische Dunkelfeldwerte handeln. Diese Ausgestaltung ermöglicht eine höhere Genauigkeit der Aufnahme des in der Cornea rückgestreuten Lichts.

Die Erfindung umfasst neben dem ophthalmologischen Lasersystem und einem Betriebsverfahren für ein solches auch ein Computerprogramm sowie eine

Steuereinheit, die zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Betriebsverfahrens eingerichtet sind.

Vorteilhafterweise kann der Schritt des Bestrahleins und Abtastens der Cornea entlang einer Abtastkurve mehrfach durchgeführt werden, wobei die Abtastkurve in den Abtastdurchgängen jeweils in unterschiedlich versetzter und/oder unterschiedlich rotierter Lage verwendet wird. Da sich bei einer Tiefen- und Seiten-Abtastung durch das konfokale Detektionssystem nur ein Schnittbild der Cornea ergibt, gelingt eine möglichst vollständige dreidimensionale Analyse beispielsweise durch eine Wiederholung mit einer in Schritten von 1°, 5°, 10°, ... 90° zentralsymmetrisch zum ersten Abtastdurchgang rotierten Abtastkurve.

Die Erfindung gemäß ihrem ersten Aspekt umfasst neben dem ophthalmologischen Lasersystem und einem Betriebsverfahren für ein solches auch ein Computerprogramm sowie eine Steuereinheit, die zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Betriebsverfahrens oder Keratoplastikverfahrens eingerichtet sind. Darüber hinaus umfasst sie ein allgemeines chirurgisches Verfahren zum Durchführen einer Keratoplastik, wobei durch konfokale Detektion eine Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche einer Cornea ermittelt werden und anhand der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche eine endothelialen Lamelle parallel zur posterioren Grenzfläche geschnitten wird.

Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung ist in einem ophthalmologischen Lasersystem eine Lichtquelle zur Beleuchtung des Auges, ein Detektor zur Aufnahme von Detektionslicht aus dem Untersuchungsbereich und eine Steuereinheit angeordnet. Die Steuereinheit ermittelt Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung, aktiviert die Fixiervorrichtung, bestrahlt die Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten, beleuchtet die Cornea mittels der Lichtquelle und identifiziert einen Bereich der Cornea, in dem opake Blasen vorliegen, anhand von mittels des Detektors aufgenommenem Detektionslicht, bestrahlt zumindest den identifizierten Bereich der Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung erneut und deaktiviert die Fixiervorrichtung, wobei sie die Fixiervorrichtung zwischen der ersten Bestrahlung und der letzten erneuten

Bestrahlung permanent aktiviert lässt. Zweckmäßigerweise kann vor der erneuten Bestrahlung ein Einverständnis eines Bedieners abgefragt werden. Dieser Aspekt der Erfindung umfasst auch ein allgemeines Verfahren zum Durchführen einer Keratoplastik an einer Cornea eines Auges, wobei das Auge mittels einer Fixiervorrichtung fixiert, die Cornea mittels eines Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung bestrahlt und die Fixierung nach Ende der Bestrahlung gelöst wird. Nach dem Bestrahlen der Cornea und vor dem Lösen der Fixierung wird erfindungsgemäß ein Bereich der Cornea identifiziert, in dem opake Blasen vorliegen. Dann wird, ebenfalls vor dem Lösen der Fixierung, zumindest der identifizierte Bereich der Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung erneut bestrahlt.

Durch die Erkennung von OBL, insbesondere automatisiert durch eine Steuereinheit, und erneute Bestrahlung zumindest in dem von OBL betroffenen Bereich wird eine wesentlich leichtere und damit bessere manuelle Ablösbarkeit der Gewebeteile in dem betroffenen Bereich erreicht. Durch die ununterbrochene Fixierung des Patientenauges kann die erneute Bestrahlung mit hoher Positionierungsgenauigkeit erfolgen, insbesondere relativ zu den Positionen in den bereits ermittelten Bestrahlungssteuerdaten. Die erneute Bestrahlung bei kontinuierlicher Fixierung kann als intraoperatives „Nachschneiden“ bezeichnet werden.

Vorteilhafterweise kann das erneute Bestrahlen gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten oder gemäß einer Teilmenge davon durchgeführt werden, insbesondere durch die Steuereinheit. Dies kommt einer zumindest teilweisen Wiederholung des geplanten Laserschnitts gleich, so dass keine neuen Bestrahlungssteuerdaten ermittelt werden müssen. Die erneute Bestrahlung kann so in kürzestmöglicher Zeit durchgeführt werden, wodurch die Gefahr einer Lageänderung des Auges minimiert wird. Durch ununterbrochene Fixierung sind die Erstschnitte mit hoher Genauigkeit reproduzierbar.

Alternativ zur zumindest teilweise identischen Wiederholung eines Erstschnittes können ein oder mehrere Laserschnitte durchgeführt werden, deren Bestrahlungssteuerdaten sich von dem/den Erstschnitt(en) unterscheiden. Insbesondere können die Bestrahlungsenergie, der Fleck- beziehungsweise

Spurabstand sowie die Abtastrichtung variiert werden um ein besseres Behandlungsergebnis zu erzielen.

Gemäß der Erfindung kann das Betriebsverfahren für ein ophthalmologisches Lasersystem, dessen Laser zwischen einer Beleuchtungs-Laserleistung und einer Therapie-Laserleistung umschaltbar ist und dessen Laserlicht dreidimensional variabel in einer Cornea fokussierbar ist, auch ohne automatische Durchführung der Schritte „Beleuchtung“, „Detektion“, „Identifikation von OBL“ und „Auslösen des Nachschneidens“ durchgeführt werden. Dazu sind folgende Schritte vorgesehen:

- Ermitteln von Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung,
 - Aktivieren der Fixiervorrichtung,
 - Bestrahlen der Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten,
 - Identifizieren eines Bereichs der Cornea, in dem opake Blasen vorliegen, anhand von Bildern der Cornea, beispielsweise manuell durch ein Mikroskop oder mittels einer Kamera und einer Bildanzeige,
 - erneutes Bestrahlen zumindest des identifizierten Bereichs der Cornea mittels des Lasers bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung,
- und

- Desaktivieren der Fixiervorrichtung,

wobei die Fixiervorrichtung zwischen der ersten Bestrahlung und der letzten erneuten Bestrahlung permanent aktiviert bleibt. Die Identifikation erfolgt beispielsweise visuell durch einen Bediener, die Auslösung der erneuten Bestrahlung manuell ebenfalls durch den Bediener.

Vorzugsweise werden die beim erneuten Bestrahlen der Cornea verwendeten Bestrahlungssteuerdaten in einer Behandlungsdatenbank gespeichert. Die Behandlungsdatenbank kann beispielsweise in der Steuereinheit oder in einem externen Steuerrechner geführt werden. Vorteilhafterweise können die gespeicherten Bestrahlungssteuerdaten in späteren Bestrahlungsdurchgängen zur Optimierung von Bestrahlungssteuerdaten verwendet werden.

Die Erfindung gemäß ihrem zweiten Aspekt umfasst neben dem ophthalmologischen Lasersystem und einem Betriebsverfahren für ein solches auch ein

Computerprogramm sowie eine Steuereinheit, die zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Betriebsverfahrens oder Keratoplastikverfahrens eingerichtet sind. Diese können vorteilhafterweise zur Bereitstellung eines Bedienelements zum Auslösen einer erneuten Bestrahlung der Cornea eingerichtet sein, wobei die Bereitstellung vor einem Desaktivieren einer Fixierungsvorrichtung erfolgt.

In allen Aspekten der Erfindung kann die erstmalige Ermittlung von Bestrahlungssteuerdaten vor oder nach einem Aktivieren der Fixiervorrichtung für das Auge erfolgen, insbesondere zeitlich vorgelagert in Vorbereitung der eigentlichen Operation.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 ein ophthalmologisches Lasersystem zur Analyse der Cornea,

Fig. 2 die Vermessung der Cornea bis zur posterioren Grenzfläche,

Fig. 3 ein ophthalmologisches Lasersystem zur Analyse und Bearbeitung der Cornea,

Fig. 4 ein Ablaufdiagramm eines Betriebsverfahrens und

Fig. 5 eine Raumkurve für die Abtastung der Cornea.

In allen Zeichnungen tragen übereinstimmende Teile gleiche Bezugszeichen.

Fig. 1 zeigt ein beispielhaftes ophthalmologisches Lasersystem 1 zur Identifikation und Ortung der posterioren Grenzfläche einer Cornea 2 eines Auges 3 hinsichtlich Form und Lage der Grenzfläche. Das Lasersystem 1 umfasst einen Laser 4, einen Polarisationsstrahlteiler 5, eine Scanoptik 6, eine Scannereinheit 7, eine Fokussieroptik 8 und ein optisches Phasenverzögerungssystem 9, die zusammen einen Beleuchtungsstrahlengang B bilden, sowie einen Umlenkspiegel 10, eine

konfokale Aperturblende 11 und einen Detektor 12, die einen ausgekoppelten Detektionsstrahlengang D bilden. Daneben umfasst das Lasersystem 1 einen Verstärker 13 und eine Steuereinheit 14. Zwischen dem Lasersystem 1 und dem Auge 3 ist eine Fixiervorrichtung 17 mit einem Kontaktglas für das Auge 3 angeordnet, hinter dem der Untersuchungsbereich liegt. Das Kontaktglas kann an seiner dem Auge 3 zugewandten Seite eine sphärische, eine plane, eine augengleich gekrümmte oder eine andere um die optische Achse rotationssymmetrische Oberfläche aufweisen. Beispielsweise handelt es sich um eine sphärische Krümmung, bei der die Cornea 2 im fixierten (z. B. angesaugten) Zustand applaniert ist.

Andere Ausführungsformen zur Realisierung der erfindungsgemäßen Lösung sind möglich (nicht abgebildet). Beispielsweise kann der Strahlteiler 5 nicht-polarisierend ausgebildet sein. Dann kann das Phasenverzögerungssystem 9 entfallen. In weiteren Ausführungsformen (nicht abgebildet) kann die Fixiervorrichtung 17 anstelle der Cornea 2 das Auge 3 fixieren, wobei kein Kontaktglas verwendet wird. Die Cornea 2 kann hierbei beispielsweise mit einer Flüssigkeit oder einem inerten Gas umspült werden. Insbesondere kann in einem solchen Fall die Bewegung der Cornea 2 mit optischen Mitteln verfolgt werden, um den Laserstrahl zur Detektion und/oder Behandlung der Bewegung nachzuführen.

Der Laser 4 ist beispielsweise als gepulster TiSa-Infrarot-Laser mit einer Pulslänge zwischen 100 fs und 1000 fs ausgebildet. Er emittiert Laserstrahlung bei einer augensicheren Beleuchtungs-Laserleistung im Bereich von 100 mW. Die Scannereinheit 7 umfasst beispielsweise eine Anzahl von galvanometrischen Spiegeln zur Ablenkung der Laserstrahlung in x- und y-Richtung über die Cornea 2. Die Fokussierung der Laserstrahlung in z-Richtung entlang der optischen Achse gelingt beispielsweise durch eine bewegliche Linse oder Linsengruppe innerhalb der Scanoptik 6 oder der Fokussieroptik 8 oder alternativ durch eine bewegliche Tubuslinse (nicht abgebildet). Das optische Phasenverzögerungssystem 9 ist beispielsweise als $\lambda/4$ -Platte ausgebildet, die einen Abschluss des Lasersystems 1 bildet. Der Detektor 12 ist beispielsweise als Photovervielfacher (engl. „photomultiplier“; PMT) oder als Lawinenphotodiode (engl. „avalanche photo diode“; APD) ausgebildet, da die aufzunehmenden Lichtintensitäten niedrig sind. Der

Verstärker 13 ist als Lock-In-Verstärker ausgebildet und sowohl mit dem Detektor 12 als auch mit dem Laser 4 verbunden.

Die gepulste IR-Laserstrahlung tritt aus dem Laser 4 aus und durchläuft zunächst unverändert den Polarisationsstrahlteiler 5. Sie wird anschließend über die Scanoptik 6, die Scannereinheit 7 und die Fokussieroptik 8 als Beleuchtungslicht auf einen Abtastpunkt P in der Cornea 2 fokussiert. Dieser Abtastpunkt P kann mittels der Scannereinheit 7 und einer beweglichen Linse oder Linsengruppe innerhalb der Scanoptik 6 oder der Fokussieroptik 8 in x-, y- und z-Richtung in der Cornea 2 verschoben werden. Das optische Phasenverzögerungssystem 9 bewirkt dabei eine definierte Veränderung der Polarisationsrichtung des hindurchfallenden Beleuchtungslichts.

An den Grenzflächen 2.1, 2.2 und im Inneren der Cornea 2 kommt es zur Streuung/Reflexion der IR-Strahlung, wobei die Strahlung teilweise depolarisiert wird. Rückgestreutes/reflektiertes Licht fällt auch in den Beleuchtungsstrahlengang B und läuft dort den Weg zurück bis zum Polarisationsstrahlteiler 5. Die Strahlungsanteile mit unverändertem Polarisationszustand fallen durch den Polarisationsstrahlteiler 5 hindurch auf den Laser 4. Dies betrifft insbesondere Reflexe, die von der Scanoptik 6 oder der Fokussieroptik 8 stammen. Solche Strahlungsanteile, die nach Durchlaufen des Phasenverzögerungssystems 9 beziehungsweise durch Depolarisation im Auge 3 in der Cornea 2 einen veränderten Polarisationszustand aufweisen, werden von dem Polarisationsstrahlteiler 5 als Detektionslicht in den Detektionsstrahlengang D zum Detektor 12 abgelenkt. Das Detektionslicht fällt über einen Umlenkspiegel 10 durch die konfokale Lochblende 11 auf den Detektor 12. Der Umlenkspiegel 10 kann in einer alternativen Ausführungsform (nicht abgebildet) entfallen oder durch andere Strahlführungseinheiten ersetzt werden. Die Konfokalblende 11 wirkt als Diskriminator in z-Richtung, so dass orts aufgelöst nur rückgestreutes Licht aus einem geringen Fokusvolumen detektiert wird. Die Steuereinheit 14 kann durch Ablenken des Beleuchtungslichts in x- und y-Richtung mittels der Scannereinheit 7 und Veränderung der Fokussierung in z-Richtung mittels der Fokussieroptik 8 beliebige Abtastpunkte P innerhalb der Cornea 2 mit Beleuchtungslicht bestrahlen und über die Intensität des zugehörigen Detektionslichtes die Stärke der Rückstreuung an diese Punkten P ermitteln.

In der abgebildeten Ausführungsform bewirkt das optische Phasenverzögerungssystem 9 zwischen dem Auge 3 und der Fokussieroptik 8 eine definierte Drehung der Polarisationsrichtung der hindurchfallenden Beleuchtungslichts, während zuvor an den optischen Komponenten reflektiertes Störlicht die ursprüngliche Polarisationsrichtung beibehält. Dadurch wird die relative Intensität des Detektionslichtes erhöht, da der Polarisationsstrahlteiler 5 nur Licht mit abweichender Polarisationsrichtung als Detektionslicht separiert. In alternativen Ausführungsformen (nicht abgebildet) kann auf das optische Phasenverzögerungssystem 9 verzichtet werden. Alternativ oder zusätzlich können weitere Polarisatoren (nicht abgebildet) in dem Beleuchtungs- und/oder Detektionsstrahlengang angeordnet werden, um die Signalqualität zu verbessern. Das Phasenverzögerungssystem kann in einer Ausführungsform als Depolarisator realisiert werden, so dass über den Strahlquerschnitt die Größe der Phasenverzögerung variiert.

Da die am Detektor 12 registrierten Signale eine sehr geringe Intensität aufweisen, ist der elektronische Verstärker für ein optimiertes Signal-Rausch-Verhältnis angepasst. Eine besonders vorteilhafte Ausführungsform ist der Lock-In-Verstärker, der zeitlich mit der Pulsgenerierung beziehungsweise mit der Folgefrequenz des Lasers 2 synchronisiert ist. Andere Ausführungsformen verwenden beispielsweise sogenannte „Boxcar“-Techniken oder Abtasttechniken (engl. „sampling“) mit Aufsummierung oder Mittelung zur Rauschunterdrückung. Vorteilhafterweise weist das gesamte Verstärkersystem des Detektorsignals eine nichtlineare Kennlinie auf. Es kann auch ein Spitzen-Detektor (engl. „peak detector“) und/oder eine Abtast-Halte-Schaltung (engl. „sample and hold“) verwendet werden, um eine Signalverbesserung zu erreichen.

In einer alternativen Ausführungsform (nicht abgebildet) kann der Detektionsstrahlengang D separat vom Beleuchtungsstrahlengang angeordnet sein, wobei er mit einem eigenen Objektiv versehen wird. Zur Beleuchtung während eines oder mehrerer Detektionsdurchgänge kann hierbei ein eigener Laser vorgesehen werden. In einer solchen Ausführungsform kann der Laser 4 des

Behandlungssystems 1 beispielsweise ohne Abschwächer permanent mit Therapie-Laserleistung betrieben werden.

Um in kurzer Zeit eine Information über Form und Lage der posterioren Grenzfläche 2.2 der Cornea 2 mit hoher Genauigkeit zu ermitteln, wird unabhängig von der Ausführungsform eine geeignete räumliche Verteilung von Punkten P konfokal abgetastet. Beispielsweise können, wie in **Fig. 2** dargestellt, mehrere (in Teilfigur 2A der Übersicht halber nur drei) Folgen von Abtastpunkten P längs einer entsprechenden Anzahl unterschiedlicher Pfade R mit konstanten x- und y-Koordinaten abgetastet werden. Einer der Pfade R liegt zweckmäßigerweise auf der optischen Achse des Lasersystems 1, die übrigen beispielsweise in äquidistanten Winkelschritten auf einem konzentrischen Kreis um die optische Achse. In Teilfigur 2B ist das Auge 3 in frontaler Ansicht dargestellt. Von den Abtastpunkten P ist von jeder Pfad-Folge nur einer dargestellt. Insgesamt werden sieben Pfade R jeweils längs der z-Richtung abgetastet.

Beispielsweise kann die Abtastung längs eines einzelnen Pfads R innerhalb des Kontaktglases 17, dessen Abmessungen bekannt sind, oder an seiner augenseitigen Oberfläche beginnen und sich in äquidistanten z-Schritten bis in eine Entfernung von beispielsweise 1,5 mm vom Kontaktglas fortsetzen. Es ist auch denkbar, zur Beschleunigung die Abtastung in einer Entfernung von 100 μm bis 300 μm von der augenseitigen Oberfläche des Kontaktglases 17 zu beginnen. Auch kann die Abtastung nicht bis zu einer festen Tiefe, sondern beispielsweise nur bis zum zweiten signifikanten Anstieg der Detektionslichtintensität als Merkmal für die posteriore Grenzfläche 2.2 durchgeführt werden. Zweckmäßig sind vier oder sechs unterschiedliche Pfade R mit einer entsprechenden Anzahl von Abtastpunktfolgen. Aus den dabei gewonnenen Werten für die Intensität der Rückstreuung können Form und Lage der posterioren Grenzfläche 2.2 rekonstruiert werden, da die Rückstreuung an den Grenzflächen (anterior, posterior) 2.1, 2.2 gegenüber dem Stroma und den inneren Schichten verstärkt ist. Anhand dieser Parameter kann beispielsweise eine Dickenverteilung der Cornea 2 im applanierten Zustand ermittelt werden. Bei Kenntnis des Kontaktglasradius ist es auch möglich, aus Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche 2.2 die posterioren Krümmungsradien der Hornhaut 2 im applanierten Zustand abzuleiten. Mit diesen Daten kann beispielsweise das

Bestrahlungsmuster für den Laser 4 zur Berechnung einer zur posterioren Grenzfläche 2.2 parallelen endothelialen Lamelle L errechnet werden. Damit erlaubt die Erfindung eine endotheliale Keratoplastik mit hoher Genauigkeit. Sofern nur wenige Stützstellen ermittelt wurden, kann die Genauigkeit verbessert werden, indem bekannte mathematische Modelle zur Berechnung der Verformung bei Applanation der Hornhaut angewendet werden.

Die Positioniergenauigkeit der Positionen der Messungen ist relativ unkritisch, da die Dickenänderungen der Hornhaut in zu messenden Bereich üblicherweise kleiner als 100 μm sind. Eine Positioniergenauigkeit (x-y) von $\pm 100 \mu\text{m}$ ist ausreichend. Die Genauigkeit der Dickenmessung ist wichtiger. Eine Genauigkeit von $\pm 5 \mu\text{m}$ ist zweckmäßig.

In **Fig. 3** ist ein beispielhaftes ophthalmologisches Lasersystem 1 zur hochgenauen Durchführung einer Keratoplastik dargestellt. Es entspricht weitgehend dem Lasersystem 1 gemäß Fig. 1, ist aber zusätzlich mit einem in den Beleuchtungsstrahlengang B einklappbaren Abschwächer 15 und einem Modulator 16, beispielsweise einem akustooptischen Modulator, ausgerüstet. Der Abschwächer 15 dient zur Umschaltung zwischen einer Beleuchtungs-Laserleistung und einer Therapie-Laserleistung. Die Beleuchtungs-Laserleistung wird mit in den Beleuchtungsstrahlengang B eingeklapptem Abschwächer 15 erzielt, die Therapie-Laserleistung ohne Abschwächer 15. Die optischen Komponenten, insbesondere die Optiken 6 und 8, sind auf das Ziel einer bestmöglichen Fokusminiaturisierung optimiert, korrigiert und untereinander abgestimmt. Beispielsweise sind ihre optischen Aberrationen hochgradig minimiert, so dass für eine Photodisruption nur ein geringer Energieeintrag erforderlich ist.

Die Steuereinheit 14 führt das in **Fig. 4** dargestellte Betriebsverfahren durch, wobei für eine reine Bestimmung von Lage und/oder Form (ohne therapeutische Behandlung) der posterioren Grenzfläche 2.2 der Cornea 2 nur die durchgezogen umrandeten Schritte S1, S2, S3 und S6 durchgeführt werden. Für eine Behandlung werden alle Schritte durchgeführt. Derselbe Laser 4 wird dabei sowohl für die Beleuchtung während der konfokalen Detektionsphase als auch für die Bearbeitung

der Cornea 2 während der sich unmittelbar anschließenden Behandlungsphase verwendet.

Zunächst wird das Patientenauge 3 fixiert, beispielsweise mittels Unterdruck an eine Kontaktglasvorrichtung angesaugt (Schritt S1). Zusätzlich kann der Kopf des Patienten fixiert sein. Der Blick des Patienten kann durch ein geeignetes Ziel möglichst konstant gehalten werden. Dabei ist eine einstellbare Kompensation des Winkels zwischen Geometrie- und Sehachse des Auges 3 möglich.

Entlang einer oder mehrerer einstellbarer dreidimensionaler Abtastkurven oder Abtaststrukturen wird das Beleuchtungslicht bei Beleuchtungs-Laserleistung mit einer variablen Pulsfrequenz über die Cornea 2 geführt und Detektionslicht aufgenommen (Schritt S2). Die Pulsfrequenz wird dabei in Abhängigkeit der Geschwindigkeit der Abtastbewegung so eingestellt, dass bei langsamer Abtastbewegung eine niedrigere Pulsfrequenz resultiert als bei schneller Abtastbewegung. Einzelnen Punkten P der Abtastkurve wird das rückgestreute Detektionslicht abschnitts- oder punktweise zugeordnet. Bei einer stetigen Abtastkurve unterscheiden sich aufeinanderfolgende Abtastpunkte in allen Raumkoordinaten. Von den detektierten Signalwerten werden vorteilhafterweise jeweilige Dunkelfeldwerte abgezogen werden, die in einem separaten Kalibrierdurchgang ermittelt werden.

Aus den den Abtastpunkten P zugeordneten Intensitäten wird die posteriore Grenzfläche 2.2 identifiziert und deren Form und Lage rekonstruiert (Schritt S3), um eine Dickenverteilung der Cornea 2 zu ermitteln. Zu diesem Zweck werden beispielsweise Abtastpunkte, deren Intensität einen vorgegebenen oder vom Operateur vorgebbaren Intensitätsschwellwert überschreitet, als Stützstellen der Grenzfläche 2.2 bestimmt. In einer Ausgleichsrechnung wird beispielsweise ein Modell der Grenzfläche 2.2 an die dreidimensionalen Koordinaten der ermittelten Stützstellen angepasst, um sämtliche Koordinaten der posterioren Grenzfläche 2.2 als Basis für die chirurgische Behandlung verfügbar zu machen. Diese Informationen werden verwendet, um die beispielsweise zuvor vom Operateur vorgegebenen, zu führenden Schnitte an den tatsächlichen, individuellen Zustand der Cornea 2 anzupassen, bevor die Bestrahlungssteuerdaten bestimmt werden (Schritt S4). Die Bestrahlungssteuerdaten umfassen beispielsweise Ansteuersignale für die Achsen

der Scannereinheit 7 beziehungsweise für die interne z-Fokussierung und für die Laserstrahlquelle 4 und den Leistungsmodulator 16.

Unmittelbar anschließend wird die chirurgische Behandlung bei Therapie-Laserleistung anhand der Bestrahlungssteuerdaten durchgeführt (Schritt S5). Vorteilhafterweise werden Pulsenergien von 10 nJ bis 3 μ J, insbesondere 50 nJ bis 1 μ J, verwendet. Dabei werden beispielsweise durch die Laserstrahlung bei einer Pulsfrequenz von 100 kHz bis 10 MHz und einer Pulslänge von weniger als 1 ps, insbesondere von 100 fs bis 800 fs, eine oder mehrere Folgen von Photodisruptionen erzeugt. Schließlich wird die Fixierung des Auges 3 gelöst (Schritt S6).

Durch den identischen Strahlengang für Analyse und Behandlung ist das System 1 selbstkalibrierend. Da die Bestrahlungssteuerdaten anhand der mit dem identischen Strahlengang ermittelten Informationen über Form und/oder Lage der posterioren Grenzfläche 2.2 bestimmt werden, ist die Behandlung stets mit hoher Genauigkeit möglich.

Durch den Einsatz angepasster Abtastkurven (Scanmuster), beispielsweise in Form von Lissajous-Figuren, ist der kombinierte Vorgang zudem in kurzer Zeit möglich, beispielsweise innerhalb von maximal 30 Sekunden, was einerseits Bewegungsungenauigkeiten reduziert und andererseits zu einer höheren Akzeptanz beim Patienten führt. In **Fig. 5** ist eine beispielhafte Abtastkurve in Form räumlich versetzter Achten gezeigt, die als Lissajous-Figur mittels der Scannereinheit 6 realisiert werden kann.

Andere beispielhafte Formen der Abtastung beziehungsweise Abrasterung können sein (nicht abgebildet): zwei gekreuzte Rechtecke im Raum; zwei Zylinderoberflächen; ein zylindrischer Körper mit Querschnitt in Form einer acht oder vier; mehrere Abtastungen längs eindimensionaler Linien. Möglich ist auch das Abrastern des Volumens eines Zylinders oder eines Würfels. Die Volumina beziehungsweise Oberflächen können kontinuierlich oder auch lediglich teilweise, also mit Zwischenräumen zwischen den einzelnen Abtastpunkten, abgerastert werden. So können zwischen einzelnen Zeilen größere Abstände auftreten.

Die Erfindung gemäß ihrem ersten Aspekt kann beispielsweise bei allen Arten lasergestützter Cornea-Chirurgie, beispielsweise LASIK, dazu dienen, die tatsächliche (Rest-)Dickenverteilung der Cornea 2 zu ermitteln, beispielsweise im Behandlungszustand vor oder während einer Operation, insbesondere im applanierten Zustand. Diese Dickenverteilung kann insbesondere dazu verwendet werden, um Sicherheitsabstände von den Grenzflächen 2.1, 2.2 zu definieren und zu überwachen.

In einem ophthalmologischen Lasersystem 1 gemäß Fig. 3 kann auch die Erfindung gemäß ihrem zweiten Aspekt realisiert werden. Die Steuereinheit 14 kann dabei nach dem oben beschriebenen ersten Bestrahlungsdurchgang vor dem Lösen der Fixierung den Laser 4 mit in den Beleuchtungsstrahlengang B eingeklapptem Abschwächer 15 zur Beleuchtung der Cornea 2 einschalten und mittels des Detektors 12 ein zweidimensionales Bild der Cornea 2 aufnehmen. Noch unter aktiver Fixierung des Auges 3 kann sie beispielsweise mittels digitaler Bildverarbeitung OBL-Felder identifizieren und lokalisieren. Die OBL-Felder zeichnen sich gegenüber der Umgebung durch ein in der Intensität verändertes Detektionssignal aus und können beispielsweise durch einen Grauwertdiskriminator leicht lokalisiert werden. Alternativ zur separaten Bildaufnahme kann die Steuereinheit 14 das zweidimensionale Bild bereits während des ersten Bestrahlungsdurchgangs aufnehmen, wobei die Beleuchtung durch das Behandlungslicht mit chirurgischer Therapie-Laserleistung zur Bildaufnahme genutzt wird. Der Abschwächer 15 wird dann nicht benötigt. Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass keine zusätzliche Zeit für eine Bildaufnahme benötigt wird. In anderen Ausführungsformen (nicht abgebildet) kann die Detektion mittels einer 2D-Kamera oder mittels einer optischen Kohärenztomographie (engl. „optical coherence tomography“, OCT) erfolgen.

Liegt das identifizierte OBL-Feld außerhalb des erreichbaren Behandlungsdurchmessers oder ist es zu klein, um signifikante Auswirkungen auf das Ablöseverhalten zu haben, wird die Steuereinheit 14 es beispielsweise nicht berücksichtigen. Wird ein signifikantes OBL-Feld von der Steuereinheit 14 erkannt, besteht die Möglichkeit eines zweiten kompletten Laserschnitts, also einer erneuten Bestrahlung unter Anwendung aller zuvor benutzten Bestrahlungssteuerdaten.

Alternativ wird der erneute Laserschnitt nur in dem/den von OBL betroffenen Bereich(en) wiederholt, es handelt sich also um einen partiellen zweiten Laserschnitt.

Der zweite Laserschnitt kann entweder vollautomatisch im Anschluss an den ersten Laserschnitt erfolgen oder der Anwender kann aufgefordert werden, diesen zweiten Laserschnitt zu bestätigen. Diese Bestätigung kann in Kombination mit der Visualisierung der automatisch erkannten OBL-Felder und zugehörig geplanten Laserschnittzonen auf einer Bildanzeige erfolgen. **Fig. 6** zeigt einen beispielhaften Ablauf in Form eines Flussdiagramms. In **Fig. 7** ist eine Bildanzeige 18 mit dem Bild einer erstmalig bestrahlten Cornea 2 mit einem Bereich Q mit OBL angedeutet. Ebenfalls angedeutet ist ein beispielhafter Bereich X für einen automatisch vorgeschlagenen Nachschnitt. Der Anwender kann mittels Druckknöpfen 19 (engl. „push buttons“), die in Software ausgeführt sind, beispielsweise zwischen „partiell“ (partieller Laserschnitt des OBL Areals), „vollständig“ (vollständiger zweiter Laserschnitt im Fall einer schlechten automatischen Erkennung) und „kein Nachschneiden“ (das Gerät führt keinen zweiten Laserschnitt durch und fährt mit dem normalen Ablauf fort, typischerweise dem Lösen der Fixierung des Auges 3) auswählen.

Die beschriebene Automatisierung der OBL-Erkennung über geeignete Detektionsmethoden ist nicht unbedingt erforderlich, bringt aber dem Bediener zusätzlichen Komfort und kann durch die Option des partiellen Laserschnitts die zusätzliche Strahlungsexposition deutlich verringern.

Weitere mögliche Realisierungen:

a) Manuelle Wiederholung eines identischen Laserschnitts

Der Anwender verfolgt durch eine geeignete Beobachtungseinrichtung (Bildschirm, Operationsmikroskop etc.) den Behandlungsverlauf. In der Regel treten die OBL-Felder gleich am Anfang der Behandlung auf. Sieht der Anwender OBL-Felder auftreten, so kann er während dessen durch eine geeignete Eingabemöglichkeit am Lasersystem 1, insbesondere an der Steuereinheit 14, die automatische Wiederholung des Laserschnitts auslösen.

b) Manuelle Wiederholung eines nicht identischen Laserschnitts

Nach manueller Auswahl des zweiten Laserschnitts (Nachschnitts) kann sich dieser in seinen Parametern vom ersten unterscheiden. Insbesondere die Energie, der Fleck- und Spurabstand sowie die Abtastrichtung können variiert werden, um ein besseres Behandlungsergebnis zu erzielen.

c) Manuelle Lokalisierung der OBL-Felder mit selektiver Wiederholung des Laserschnitts

Während oder kurz nach der Behandlung kann der Anwender durch eine geeignete Eingabemöglichkeit (Pointer, Touch auf dem Kamerabild der Beobachtungseinrichtung) diejenigen Bereiche manuell markieren, in denen im Anschluss automatisch der Laserschnitt wiederholt wird.

Bezugszeichenliste

- 1 Ophthalmologisches Lasersystem
- 2 Cornea
- 2.1 Anteriore Grenzfläche
- 2.2 Posteriore Grenzfläche
- 3 Auge
- 4 Laser
- 5 Strahlteiler
- 6 Scanoptik
- 7 Scannereinheit
- 8 Fokussieroptik
- 9 Optisches Phasenverzögerungssystem
- 10 Umlenkspiegel
- 11 Konfokale Aperturblende
- 12 Detektor
- 13 Verstärker
- 14 Steuereinheit
- 15 Abschwächer
- 16 Modulator
- 17 Fixiervorrichtung
- 18 Bildanzeige
- 19 Knopf

- B Beleuchtungsstrahlengang
- D Detektionsstrahlengang
- P Abtastpunkt
- L Geplante Lamelle
- Q Bereich mit OBL
- X Vorschlag für Bereich zum erneuten Bestrahlen

Patentansprüche

1. Ophthalmologisches Lasersystem (1) mit einem Laser (4), dessen Strahlung über einen Beleuchtungsstrahlengang (B), der eine Scannereinheit (7) aufweist, in einem Untersuchungsbereich fokussierbar ist, **gekennzeichnet durch** einen Detektionsstrahlengang (D) mit einer konfokalen Aperturblende (11) und einem Detektor (12) zur Aufnahme von Detektionslicht aus dem fokussierten Teil des Untersuchungsbereichs sowie durch eine Steuereinheit (14), die so eingerichtet ist, dass sie folgende Schritte durchführen kann:
 - Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) und Aufnehmen von Detektionslicht mittels des Detektors (12), wobei die Steuereinheit (14) die Cornea (2) dreidimensional abtastet, indem sie sie bei einer Beleuchtungs-Laserleistung mittels der Scannereinheit (7) an mehreren Punkten (P) bestrahlt und simultan Detektionslicht aufnimmt, und zum
 - Ermitteln von Lage und/oder Form einer posterioren Grenzfläche (2.2) der Cornea (2) anhand des Detektionslichtes.
2. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (14) so eingerichtet ist, dass sie folgende Schritte durchführen kann:
 - Ermitteln von Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung unter Berücksichtigung der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche (2.2) und
 - Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten.
3. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit (14) derart eingerichtet ist, dass sie anhand der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche (2.2) eine Lamelle parallel zur posterioren Grenzfläche (2.2) schneiden kann.
4. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Fixiervorrichtung für eine Cornea (2) und/oder für ein Auge (3) und durch Einrichtung der Steuereinheit (14) zum

Durchführen folgender Schritte:

- Aktivieren der Fixiervorrichtung (17) vor der Bestrahlung der Cornea (2) und
 - Lösen der Fixierung des Auges (3) nach dem Ende der Bestrahlung.
5. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Beleuchtungsstrahlengang (B) ein Strahlteiler (5) zur Auskopplung des Detektionsstrahlengangs (D) angeordnet ist.
 6. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlteiler (5) ein insbesondere hinsichtlich einer Polarisationsrichtung drehfester oder drehbarer Polarisationsstrahlteiler ist, der das Detektionslicht selektiv so auf den Detektor (12) auskoppelt, dass es eine von dem emittierten Beleuchtungslicht verschiedene Polarisationsrichtung aufweist.
 7. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Detektionsstrahlengang (D) ein polarisationsoptisches Element angeordnet ist, das hinsichtlich seiner Polarisationsrichtung drehfest oder drehbar ist.
 8. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass im Beleuchtungsstrahlengang (B) zwischen der Fokussieroptik (8) und dem Untersuchungsbereich ein optisches Phasenverzögerungssystem (9) so angeordnet ist, dass das hindurchfallende Beleuchtungslicht eine mit dem ausgekoppelten Detektionslicht korrespondierende Polarisationsrichtung erhält.
 9. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch einen mit dem Laser (4) gekoppelten Lock-In-Verstärker (13) für den Detektor (12).
 10. Betriebsverfahren für ein ophthalmologisches Lasersystem (1), dessen Laser (4) zwischen einer Beleuchtungs-Laserleistung und einer Therapie-Laserleistung umschaltbar ist und dessen Laserlicht dreidimensional variabel in einer

Cornea (2) fokussierbar ist, insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei folgende Schritte durchgeführt werden:

- Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer Beleuchtungs-Laserleistung und Aufnehmen von Detektionslicht mittels eines konfokalen Detektors (12), wobei die Steuereinheit (14) die Cornea (2) mittels einer Scannereinheit (7) dreidimensional abtastet, indem sie sie an mehreren Punkten (P) bestrahlt und Detektionslicht aufnimmt, und Ermitteln von Lage und/oder Form einer posterioren Grenzfläche (2.2) der Cornea (2) anhand des Detektionslichtes,
- Ermitteln von Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung unter Berücksichtigung der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche (2.2) und
- Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten.

11. Gegenstand nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei zwei aufeinanderfolgende Abtastpunkte (P) sich in allen drei Raumkoordinaten unterscheiden.
12. Gegenstand nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei beim Abtasten einer oder zwei Spiegel der Scannereinheit (7) schwingen, insbesondere harmonisch schwingen.
13. Gegenstand nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei eine Pulsfrequenz des Laserlichts in Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit eines Fokuspunkts des Laserstrahls relativ zur Cornea (2) oder die Bewegungsgeschwindigkeit in Abhängigkeit der Pulsfrequenz eingestellt wird.
14. Gegenstand nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei auf einen Behandlungsdurchgang ein erneuter Detektionsdurchgang mit Ermittlung der posterioren Grenzfläche (2.2) folgt, worauf sich ein weiterer Behandlungsdurchgang anschließt.

15. Verfahren zum Durchführen einer Keratoplastik, wobei durch konfokale Detektion eine Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche (2.2) einer Cornea (2) ermittelt werden und anhand der ermittelten Lage und/oder Form der posterioren Grenzfläche (2.2) eine Lamelle parallel zur posterioren Grenzfläche (2.2) geschnitten wird.
16. Ophthalmologisches Lasersystem (1) mit einem Laser (4), dessen Strahlung über einen Beleuchtungsstrahlengang (B), der eine Scannereinheit (7) aufweist, in einem Untersuchungsbereich fokussierbar ist, und einer Fixiervorrichtung (17) für ein in dem Untersuchungsbereich angeordnetes Auge (3), insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **gekennzeichnet durch** eine Lichtquelle zur Beleuchtung des Auges (3), einen Detektor (12) zur Aufnahme von Detektionslicht aus dem Untersuchungsbereich und eine Steuereinheit (14), die zur Durchführung der folgenden Schritte eingerichtet ist:
- Ermitteln von Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung,
 - Aktivieren der Fixiervorrichtung (17),
 - Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten,
 - Beleuchten der Cornea (2) mittels der Lichtquelle und Identifizieren eines Bereichs der Cornea (2), in dem opake Blasen vorliegen, anhand von mittels des Detektors (12) aufgenommenem Detektionslicht,
 - erneutes Bestrahlen zumindest des identifizierten Bereichs der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung,
- und
- Desaktivieren der Fixiervorrichtung (17),
- wobei die Fixiervorrichtung (17) zwischen der ersten Bestrahlung und der letzten erneuten Bestrahlung permanent aktiviert bleibt.
17. Ophthalmologisches Lasersystem (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Steuereinheit das erneute Bestrahlen gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten oder gemäß einer Teilmenge davon durchführt.
18. Betriebsverfahren für ein ophthalmologisches Lasersystem (1), dessen Laser (4) zwischen einer Beleuchtungs-Laserleistung und einer Therapie-Laserleistung

umschaltbar ist und dessen Laserlicht dreidimensional variabel in einer Cornea (2) fokussierbar ist, insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei folgende Schritte durchgeführt werden:

- Ermitteln von Bestrahlungssteuerdaten für eine laserchirurgische Behandlung,
 - Aktivieren der Fixiervorrichtung (17),
 - Bestrahlen der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung gemäß den ermittelten Bestrahlungssteuerdaten,
 - Identifizieren eines Bereichs der Cornea (2), in dem opake Blasen vorliegen, anhand von Bildern der Cornea (2),
 - erneutes Bestrahlen zumindest des identifizierten Bereichs der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung,
- und
- Desaktivieren der Fixiervorrichtung (17),

wobei die Fixiervorrichtung (17) zwischen der ersten Bestrahlung und der letzten erneuten Bestrahlung permanent aktiviert bleibt.

19. Verfahren zum Durchführen einer Keratoplastik an einer Cornea (2) eines Auges (3), wobei das Auge (3) mittels einer Fixiervorrichtung (17) fixiert, die Cornea (2) mittels eines Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung bestrahlt und die Fixierung nach Ende der Bestrahlung gelöst wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass nach dem Bestrahlen der Cornea (2) ein Bereich der Cornea (2) identifiziert wird, in dem opake Blasen vorliegen, und zumindest der identifizierte Bereich der Cornea (2) mittels des Lasers (4) bei einer chirurgischen Therapie-Laserleistung vor dem Lösen der Fixierung erneut bestrahlt wird.

20. Verfahren nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei das erneute Bestrahlen gemäß identischen Bestrahlungssteuerdaten wie das erste Bestrahlen oder gemäß einer Teilmenge davon erfolgt.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 18 bis 20, wobei die beim erneuten Bestrahlen der Cornea (2) verwendeten Bestrahlungssteuerdaten in einer Behandlungsdatenbank gespeichert werden, insbesondere mit Verwendung der gespeicherten Bestrahlungssteuerdaten zur Optimierung von Bestrahlungssteuerdaten.

22. Computerprogramm oder Steuereinheit (14), eingerichtet zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche.
23. Computerprogramm oder Steuereinheit (14) nach dem vorhergehenden Anspruch, eingerichtet zur Bereitstellung eines Bedienelements (19) zum Auslösen einer erneuten Bestrahlung der Cornea (2), wobei die Bereitstellung vor einem Desaktivieren einer Fixierungsvorrichtung (17) erfolgt.
24. Ophthalmologisches Lasersystem (1) mit einer Steuereinheit nach Anspruch 21 oder 22.

1 / 7

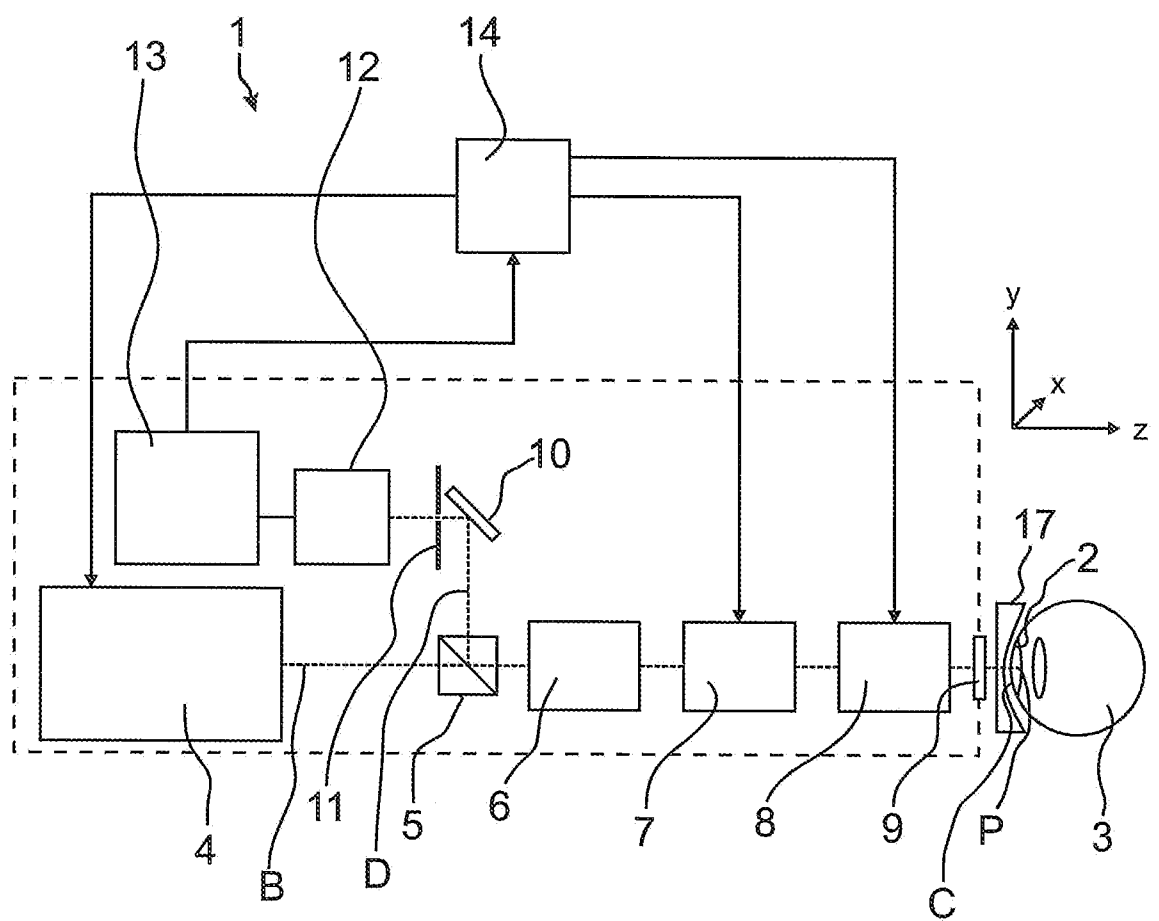


Fig. 1

2 / 7

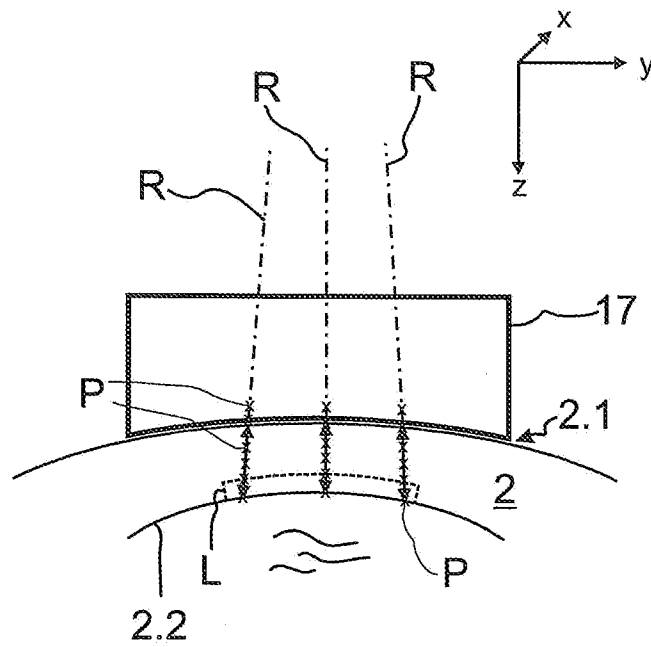


Fig. 2A

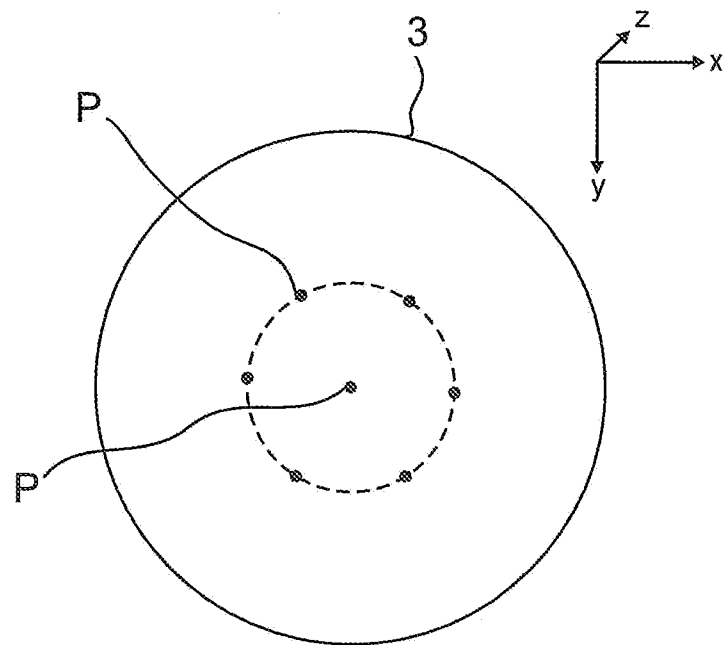
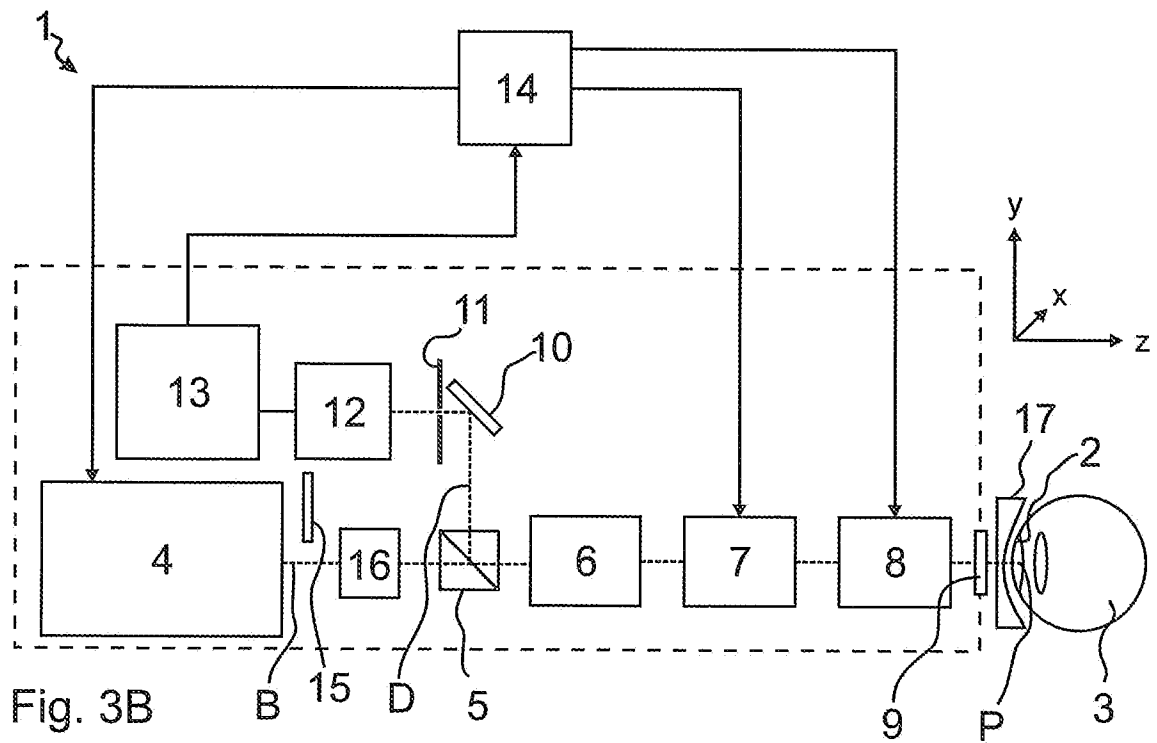
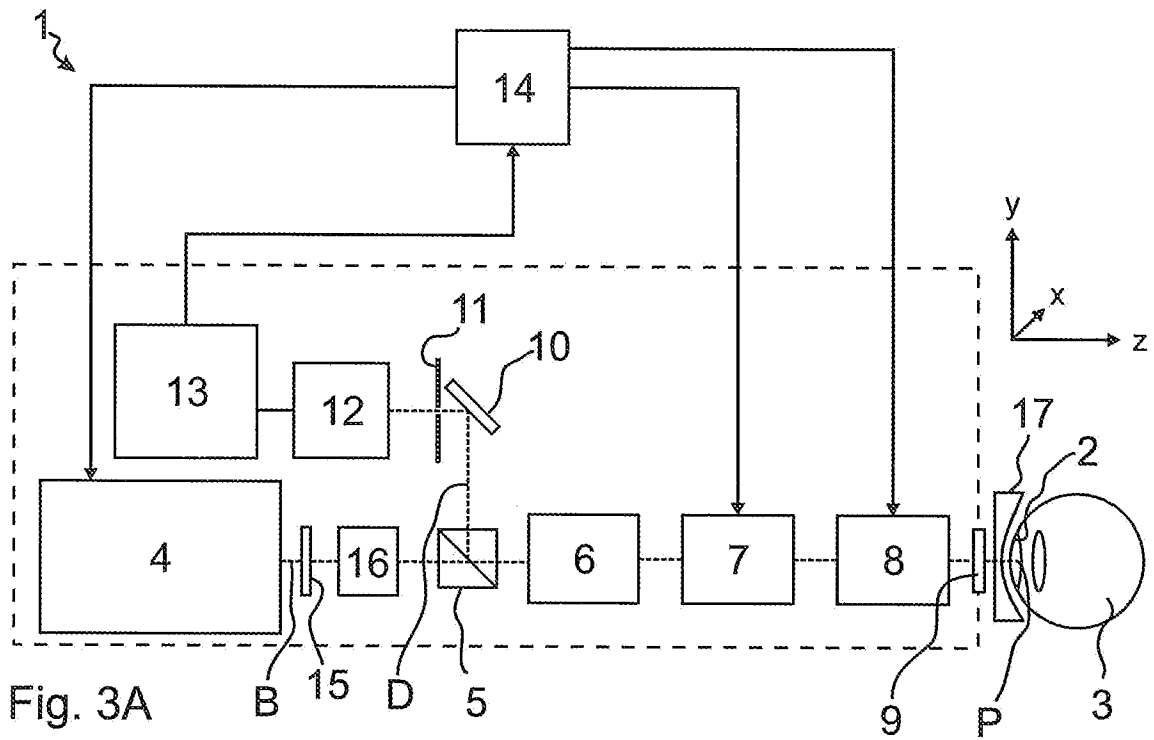


Fig. 2B

3 / 7



4 / 7

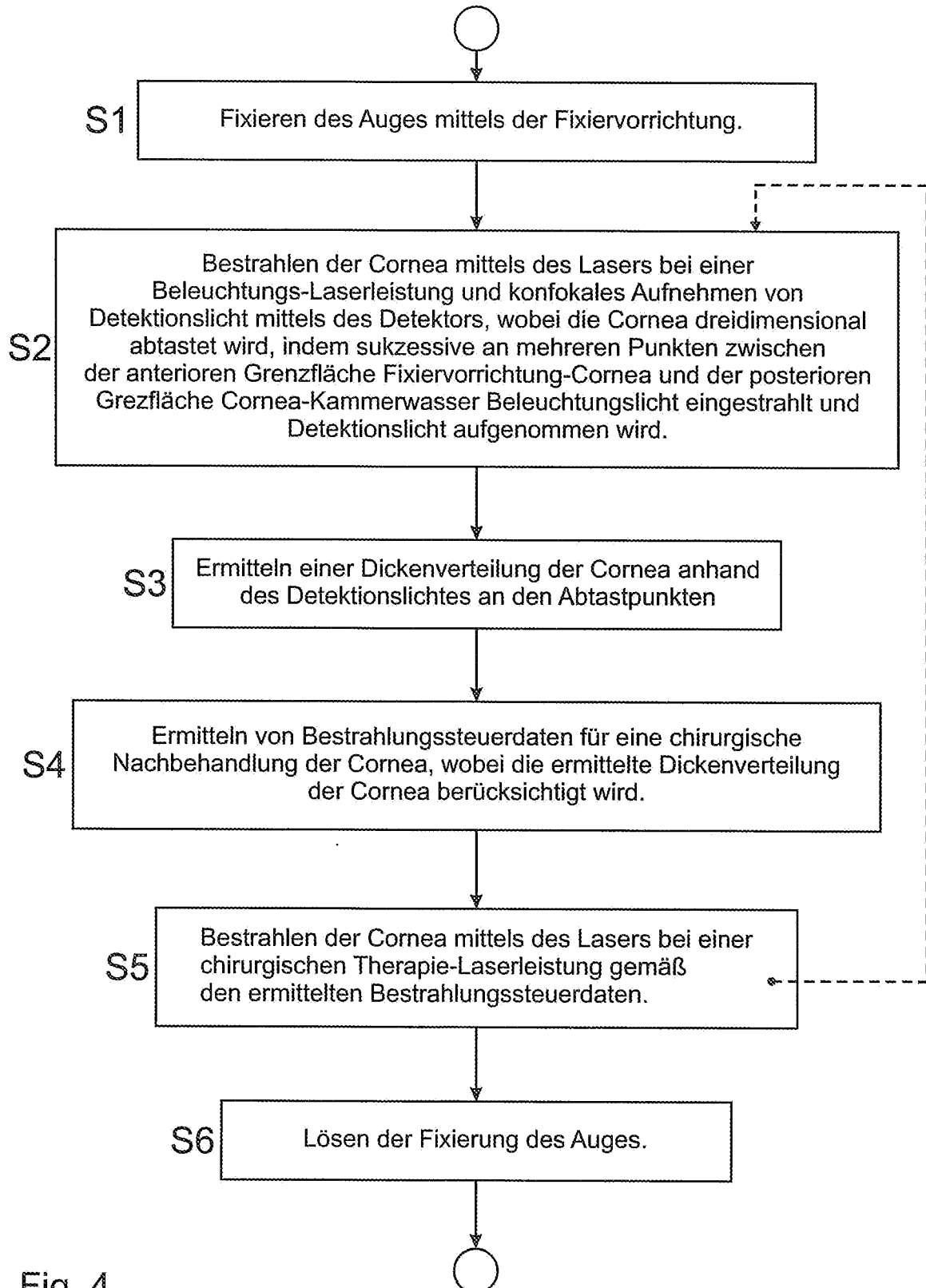


Fig. 4

5 / 7

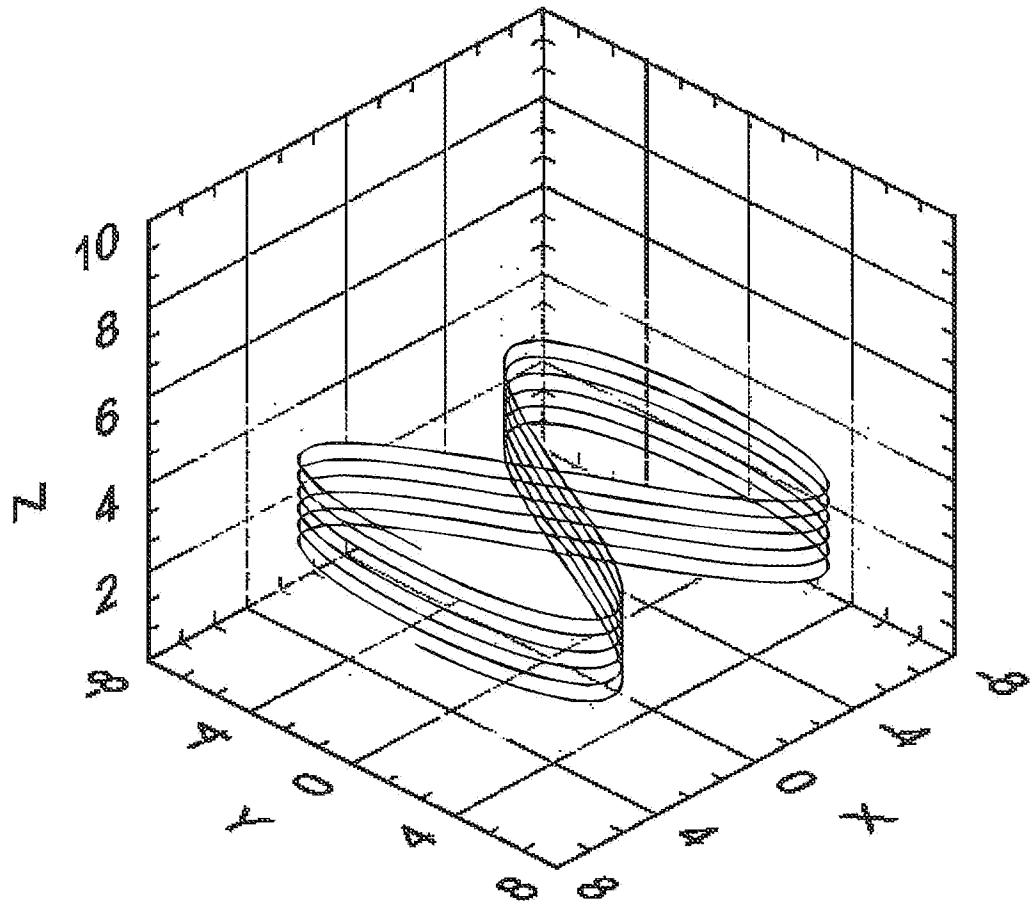


Fig. 5

6 / 7

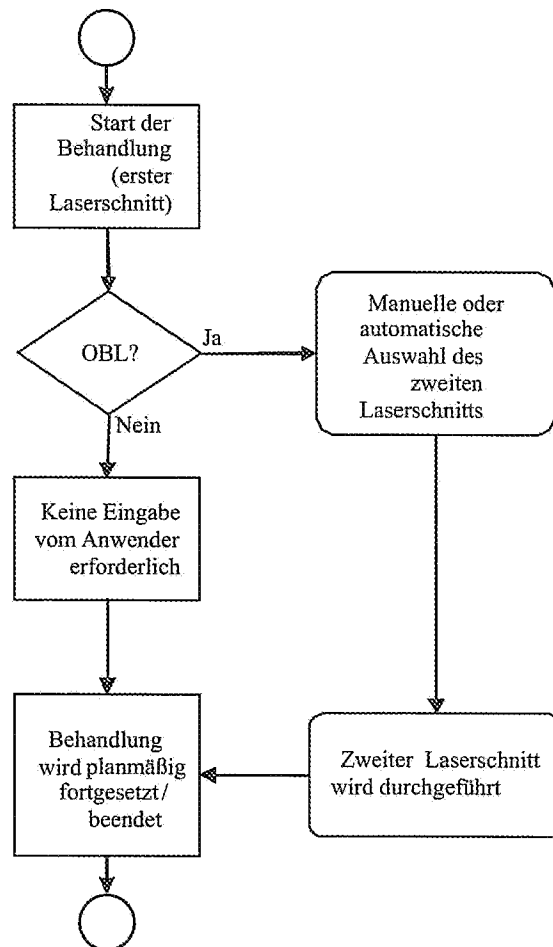


Fig. 6

7 / 7

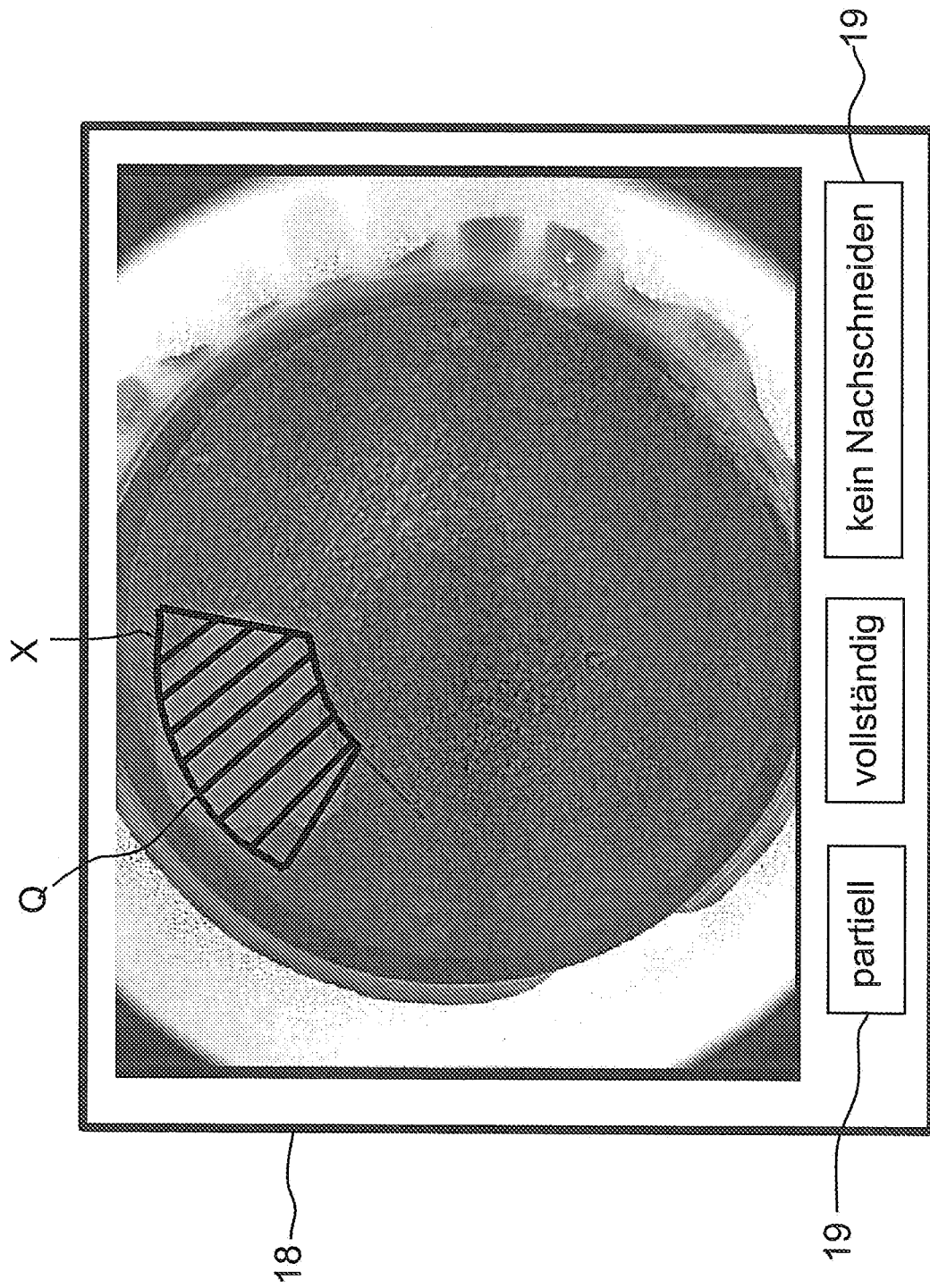


Fig. 7