

(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. Februar 2013 (07.02.2013)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2013/017513 A2**

- (51) Internationale Patentklassifikation:  
*A61F 9/009* (2006.01) *A61F 9/008* (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/064650
- (22) Internationales Anmeldedatum:  
26. Juli 2012 (26.07.2012)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch
- (30) Angaben zur Priorität:  
10 2011 109 058.8 29. Juli 2011 (29.07.2011) DE
- (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **CARL ZEISS MEDITEC AG** [DE/DE]; Göschwitzer Str. 51 - 52, 07745 Jena (DE).
- (72) Erfinder; und
- (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **DICK, Manfred** [DE/DE]; Birkenweg 9, 07926 Gefell (DE). **KÜHNERT, Jürgen** [DE/DE]; Camsdorfer Str. 12, 07749 Jena (DE). **REICH, Matthias** [DE/DE]; Eduard-Rosenthal-Straße 5, 07749 Jena (DE).

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

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

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC LASER DEVICE AND METHOD FOR PREVENTING AND TREATING ATERCATARACT

(54) Bezeichnung : OPHTHALMOLOGISCHE LASERVORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR PRÄVENTION UND ZUR BEHANDLUNG VON NACHSTAR

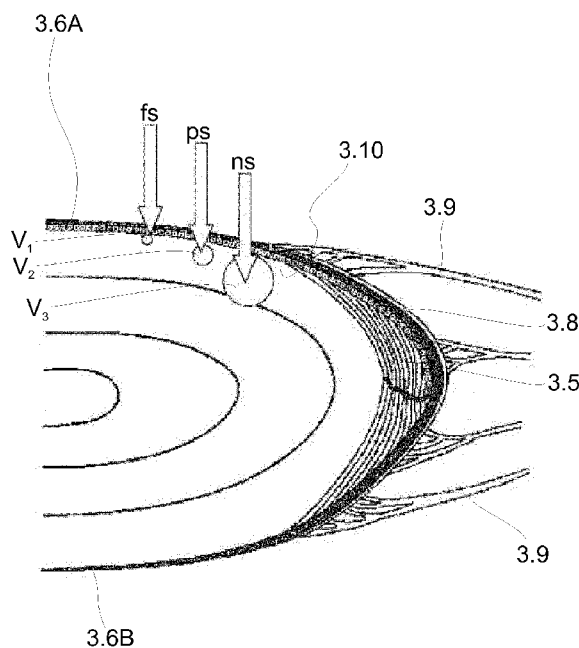


Fig. 4B

(57) Abstract: In order to treat aftercataract after a cataract operation, a posterior capsulotomy using a Q-switched Nd:YAG laser has heretofore been performed. This destruction of the posterior capsular bag membrane is disadvantageous in several regards. A known method for avoiding aftercataract, in addition to a medicinal treatment of lens epithelial cells, is to produce shockwaves intraoperatively by means of a metal body to be inserted into the capsular bag, by irradiating the metal body by means of an Nd:YAG laser. However, said method disadvantageously requires a separate work step, which must be performed manually with great care and skill, and additional equipment. The invention should enable the prophylaxis and/or treatment of PCO in a less complex manner. For this purpose, a target volume (V) is irradiated by at least one laser pulse in such a way that at least one pressure wave emanates from the target volume (V) and hits at least one membrane (3.6A/B) of the capsular bag (3.6) of an eye without tearing said membrane. Alternatively, a plurality of target volumes (V), each lying at least partially in the posterior/anterior membrane (3.6B/A), can be irradiated by at least one laser pulse each by means of an ultrashort pulse laser in such a way that a region (K) of said membrane (3.6B/A) is partially or completely perforated. Phacoemulsification.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



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).

**Veröffentlicht:**

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

**Erklärungen gemäß Regel 4.17:**

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Zur Behandlung von Nachstar nach einer Kataraktoperation wird bisher eine posteriore Kapsulotomie mit einem gütegeschalteten Nd:YAG-Laser durchgeführt. Diese Zerstörung der hinteren Kapselsackmembran ist in mehrfacher Hinsicht nachteilig. Zur Vermeidung von Nachstar ist es neben einer medikamentösen Behandlung von Linsenepithelzellen bekannt, intraoperativ mittels eines in den Kapselsack einzuführenden Metallkörpers Schockwellen zu erzeugen, indem der Metallkörper mit einem Nd:YAG-Laser bestrahlt wird. Nachteiligerweise erfordert dieses Verfahren jedoch einen eigenen Arbeitsgang, der manuell mit großer Sorgfalt und Geschick ausgeführt werden muss, und eine zusätzliche Gerätetechnik. Die Erfindung soll die Prophylaxe und/oder Behandlung von PCO mit geringerem Aufwand ermöglichen. Zu diesem Zweck wird ein Zielvolumen (V) durch mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt wird, dass von dem Zielvolumen (V) mindestens eine Druckwelle ausgeht und auf mindestens eine Membran (3.6A/B) des Kapselsacks (3.6) eines Auges trifft ohne diese zu zerreißen. Alternativ können mittels eines Ultrakurzpuls-Lasers mehrere Zielvolumina (V), die jeweils zumindest teilweise in der hinteren/vorderen Membran (3.6B/A) liegen, durch jeweils mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt werden, dass ein Gebiet (K) dieser Membran (3.6B/A) teilweise oder vollständig perforiert wird. Phakoemulsifikation.

## Ophthalmologische Laservorrichtung und Verfahren zur Prävention und zur Behandlung von Nachstar

Die Erfindung betrifft eine ophthalmologische Laservorrichtung mit mindestens einem Kurzpuls- oder einem Ultrakurzpuls-Laser, dessen Strahlung längs eines Behandlungsstrahlengangs, der eine variabel einstellbare Strahl-Ablenkeinheit und eine Fokussieroptik umfasst, mittels der Ablenkeinheit innerhalb eines Behandlungsbereichs in unterschiedliche Zielvolumina fokussierbar ist, und Messmitteln zum Ermitteln von Form und Lage optischer Grenzflächen längs eines Detektionsstrahlengangs sowie einer Steuereinheit zur Steuerung des Lasers und der Ablenkeinheit sowie Verfahren zur Prophylaxe von Nachstar während oder nach einer Kataraktoperation oder zur Behandlung von Nachstar nach einer Kataraktoperation.

Die Messmittel sind dabei in einem Detektionsstrahlengang angeordnet und dienen zur Vermessung von Grenzflächen, die im Detektionsstrahlengang und insbesondere im vom Laser aus hinter der Fokussieroptik angeordneten Teil des Behandlungsstrahlengangs angeordnet sind. Ein Ultrakurzpuls-Laser ist zur Emission von Pulsen mit einer Dauer in der Größenordnung von Femtosekunden oder Picosekunden ausgebildet. Ein Kurzpuls-Laser ist hingegen zur Emission von Pulsen mit einer Dauer in der Größenordnung von Nanosekunden ausgebildet.

Die Erfindung betrifft außerdem eine Fixiervorrichtung für ein Auge, umfassend eine Saugvorrichtung und eine Scheibe zur Transmission von Laserstrahlung, wobei die Saugvorrichtung die Scheibe umgibt. Die Saugvorrichtung ist dazu geeignet, das Auge mittels Unterdrucks relativ zur Scheibe und damit auch relativ zu einer Fokussieroptik einer Laservorrichtung zu fixieren. Die Saugvorrichtung ist typischerweise kreisförmig um die Scheibe herum angeordnet. Die Scheibe selbst kann augenseitig plan oder konkav gekrümmt sein, insbesondere mit einer physiologischen Krümmung. Laserseitig ist die Scheibe typischerweise plan.

Im Stand der Technik werden ophthalmologische Laservorrichtungen in allen Bereichen des Auges eingesetzt. Beispielsweise wird bei der lasergestützten intrastromalen Keratomileusis (LASIK) mit Hilfe eines Mikrokeratoms ein stromaler

Lappen (engl. „flap“) mit einer Dicke von ca. 160 µm von der Hornhaut gelöst und aufgeklappt. Die materialabtragende Laserbehandlung wird anschließend im dadurch freigelegten intrastromalen Gewebe durchgeführt und nach der Behandlung der Lappen zugeklappt. Dabei haben die Patienten geringste Schmerzen und eine schnelle Visuserholung nach der Operation. Alternativ kann die materialabtragende Laserbehandlung bei einer Photorefraktiven Keratektomie (PRK) auf der stromalen Oberfläche erfolgen, nachdem die obere Epithelschicht, die etwa 50 µm dick ist, von der Bowman-Membran mit Hockeymessern irreversibel entfernt wurde. In beiden Fällen dient ein ArF-Excimerlaser zur refraktiven Korrektur der Cornea durch Abtragen (engl. „ablation“) von Gewebe.

Daneben werden neuerdings Femtosekunden-Laser verwendet, um in der Cornea Schnitte zu führen (Femto-LASIK). Derartige Geräte werden auch als Lasermikrokeratom bezeichnet. Dabei wird im Zielvolumen eine Photodisruption erzeugt, welche zu einer minimalen Blasenbildung im stromalen Gewebe führt. Setzt man mittels eines Scannersystems Zielfleck (engl. „spot“) an Zielfleck, so kann man beliebige Schnitte (Perforationen) in die Cornea einbringen. Solche Schnitte werden nachfolgend als Laserschnitte bezeichnet. Es ist beispielsweise aus US 2006/0155265 A1 bekannt, den Flap mittels eines Femtosekunden-Lasersystems zu schneiden. Die Abtragung des für eine refraktive Korrektur erforderlichen stromalen Gewebes erfolgt dann auf bekannte Weise mittels eines Excimerlasers, so dass auf eine mechanische Bearbeitung vollständig verzichtet werden kann. Jedoch sind zwei Lasersysteme erforderlich.

In WO 2004/105661A1 wird beschrieben, mit dem fs-Laser ein intrastromales Lentikel zu schneiden, welches man beispielsweise durch kleinere Öffnungen mit Hilfe geeigneter Pinzetten oder auch Kanülen entfernen kann, um die refraktiven Eigenschaften der Cornea zu verändern. Zudem lassen sich mit diesem Verfahren intrastromale Taschen präparieren, in die man zur Refraktionskorrektur künstliche Inlays einbringen kann.

Im Augenhintergrund wird bei verschiedenen Erkrankungen der Netzhaut (Retina), beispielsweise der Netzhautablösung, die sogenannte Photokoagulation lasergestützt durchgeführt. In der Regel werden zu diesem Zweck kontinuierliche

Wellenzüge (engl. „continuous wave“, cw) emittierende Laser eingesetzt. Hauptsächliches Anwendungsgebiet der Photokoagulation ist die Fokussierung des Stoffwechsels auf die noch gesunden Bereiche der Netzhaut, indem krankes Gewebe verödet wird. Außerdem kann die Photokoagulation biochemische Kofaktoren stimulieren. Bei Löchern in der Makula oder beginnenden Netzhautabhebungen kann die Narbenbildung dazu genutzt werden, um die Netzhaut an der ihr unterliegenden Schicht des Augapfels, der Aderhaut, festzuheften.

Neben der laserchirurgischen refraktiven Korrektur der Cornea und der Laserkoagulation gibt es laserunterstützte Verfahren zur Therapie der Augenlinse. Beispielsweise wird in WO 01/13838 A1 und WO 2005/070358 A1 die Behandlung der Presbyopie (Alterssichtigkeit) mittels fs-Lasern beschrieben. Hier wird die erhärtete Linse durch geeignete Laserschnitte oder Photodisruptions-Blasenfelder wieder in einen Zustand der besseren Verformbarkeit durch den Kapselsack beziehungsweise den Ziliarmuskel versetzt. Damit kann prinzipiell die Akkommodationsfähigkeit der Linse teilweise regeneriert werden.

In der Kataraktchirurgie, dem Austausch der getrübbten Augenlinse gegen eine künstliche Intraokularlinse (IOL), ist die sogenannte Phakoemulsifikation als Standardmethode zur vollständigen Entfernung der pathologisch trüben Linse etabliert. Dabei wird der die Linse umgebende Kapselsack, der aus einer vorderen und einer hinteren Membran besteht, von vorne (anterior) aufgeschnitten (Kapsulorhexis). Dann wird mit Hilfe eines in die Linse einzuführenden und in der Linse zu bewegendes Ultraschall-Handstückes die Linse verflüssigt, um anschließend die Linsensubstanz absaugen zu können. Es sind auch Methoden auf Basis von Er:YAG oder Nd:YAG Lasern bekannt, wobei die Linse mit Hilfe niederfrequenter (10-100 Hz) Laserablationen beziehungsweise laserinduzierter akustischer Schockwellen in besser absaugbare Segmente zerkleinert wird, beispielsweise aus WO 00/27325 A1. Diese Ultraschall- beziehungsweise Laserverfahren sind invasiv und nur während eines konventionellen chirurgischen Eingriffs am eröffneten Auge einsetzbar.

Deutlich weniger invasiv ist ein Verfahren, das beispielsweise in WO 2009/059251 A2 beschrieben wird, wobei mittels eines fs-Lasers, der mittels optischer Kohärenztomographie navigiert wird, sowohl der den Kapselsack anterior eröffnende Kapsulorhexisschnitt als auch die Linsenzerkleinerung erfolgt. Bei dem in US 2009/137993 A beschriebenen Verfahren wird zusätzlich auch die Zugangsöffnung in der Cornea mittels des fs-Lasers geschnitten.

Als Nebenwirkung der Kataraktoperation tritt typischerweise der sogenannte Nachstar (engl. „after-cataract“) auf. Er ist eine Eintrübung der Kapselsackrückwand (engl. „posterior capsule opacity“; PCO), die durch eine Wucherung von im Kapselsack verbliebenen Epithelzellen (engl. „lens epithelial cells“; LEC) nach einer Kataraktoperation entsteht. Zur Behandlung des Nachstars ist die sogenannte Nachstar-Kapsulotomie mit einem gütegeschalteten Nd:YAG-Laser bisher die Methode der Wahl. Dabei wird der Strahl des Lasers hinter die hintere Kapselsackmembran fokussiert und eine Photodisruption erzeugt, deren Druckwelle den hinteren Kapselsack peripher zerreißt. Durch mehrere Schüsse wird die optisch trübe hintere Membran aus der optischen Zone des Auges entfernt, so dass die Sehkraft des Patienten nicht mehr beeinträchtigt ist.

Diese Zerstörung der hinteren Kapselsackmembran kann bei vielen Standard-IOL hingenommen werden, birgt jedoch Risiken in sich: Im Hinblick auf die mechanische Stabilität des Auges kann es aufgrund des zerstörten Kapselsacks zu einem Vorfall des Glaskörpers kommen; durch die Druckwellen bei einer posterioren YAG-Laser-Kapsulotomie kann die Wahrscheinlichkeit für eine Ablösung der Netzhaut erhöht werden.

Im Hinblick auf neue Ansätze in der Kataraktchirurgie, beispielsweise das unter anderem in US 2009/076602 A1 beschriebene Auffüllen (engl. „refilling“) der Linsenkapsel mit gelartigen künstlichen Linsensubstanzen, um eine gewisse Akkommodationsfähigkeit des Auges wiederherzustellen, wird ein intakter Kapselsack benötigt. Die posteriore Kapsulotomie ist insofern von Nachteil. Die Nachstar-Kapsulotomie kann darüber hinaus problematisch sein, weil die Laserstrahlung durch die implantierte IOL hindurch appliziert wird, welche dabei

beschädigt werden kann. Es gibt daher unterschiedliche Ansätze, die Bildung von Nachstar prophylaktisch zu vermeiden.

Eine Möglichkeit zur Vermeidung von Nachstar ist mit der operativen Öffnung der hinteren Kapselsackmembran besonders aus der Kinderchirurgie bekannt. Der operative Eingriff erfolgt im Zusammenhang mit einer (zumindest teilweisen) Pars-plana-Vitrektomie vom Glaskörperraum aus und ist daher für normale Katarakt-Operationen zu aufwendig und komplikationsbehaftet. Insbesondere kann die verringerte Stabilität einer geöffneten hinteren Kapselsackmembran zu einem Glaskörpervorfall führen.

Zur Vermeidung von Nachstar ist es darüber hinaus beispielsweise aus IN 01996MU2006 A bekannt, die LEC medikamentös abzutöten oder ihr Wachstum medikamentös zu unterdrücken. Das kann beispielsweise durch Spülen des Kapselsacks während der Kataraktoperation geschehen. Nachteilig daran ist der Aufwand zum Spülen beziehungsweise zum Einbringen der Medikamente. Eine Ergänzung oder Alternative dazu sind besonders geformte Intraokularlinsen mit scharfen Kanten, die ebenfalls das Wachstum der Epithelzellen behindern. Solche IOL sind beispielsweise in US 2007/027539 A1 beschrieben. Nachteilig daran sind die Einschränkungen bei der Gestaltung der Linsenform durch die vorgegebenen scharfen Kanten.

Eine weitere bekannte Möglichkeit zur Prophylaxe des Nachstars besteht darin, nach der Entfernung des alten Linsenkörpers und vor dem Einführen einer Ersatzlinse intraoperativ mittels eines in den Kapselsack einzuführenden Metallkörpers Schockwellen zu erzeugen, indem der Metallkörper mit einem Nd:YAG-Laser bestrahlt wird. Die Strahlführungseinrichtung für die Laserstrahlung muss dabei ebenso wie der Metallkörper in Form einer Sonde in das Auge und in den Kapselsack eingeführt und manuell in unmittelbarer Umgebung vor der Epithelzellenschicht platziert werden. Die Schockwellen führen zu einem Ablösen der LEC-Schicht vom Kapselsack, so dass die Epithelzellen abgesaugt werden können. Dadurch sinkt die Wahrscheinlichkeit für den Auftritt von PCO. Nachteiligerweise erfordert dieses Verfahren jedoch einen eigenen Arbeitsgang, der manuell mit großer Sorgfalt und Geschick ausgeführt werden muss, und eine zusätzliche Gerätetechnik.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, Verfahren und ophthalmologische Laservorrichtungen der eingangs genannten Art anzugeben, die die Prophylaxe und/oder Behandlung von PCO mit geringerem Aufwand ermöglichen, insbesondere mit geringerem Zeitaufwand. Daneben soll eine Fixiervorrichtung der eingangs genannten Art angegeben werden, die mit geringerem Aufwand eine Nachstarprophylaxe ermöglicht.

Die Aufgabe wird gelöst durch ophthalmologische Laservorrichtungen, welche die in Anspruch 1, 4 oder 6 angegebenen Merkmale aufweisen, und durch Verfahren, welche die in Anspruch 13, 15 oder 16 angegebenen Merkmale aufweist, beziehungsweise durch eine nachfolgend beschriebene Fixiervorrichtung.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den jeweiligen Unteransprüchen angegeben.

Erfindungsgemäß ist für eine ophthalmologische Laservorrichtung der eingangs genannten Art vorgesehen, die Steuereinheit dazu einzurichten, folgende Schritte auszuführen:

- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche eines Kapselsacks eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges mittels der Messmittel,
- Ermitteln von Koordinaten eines Zielvolumens relativ zu der mindestens einen Grenzfläche,
- Einstellen der Ablenkeinheit auf das ermittelte Zielvolumen (so dass der Strahl durch dessen Koordinaten verläuft) und Bestrahlen des Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls mittels des Lasers. Das Zielvolumen kann auch mit mehreren Laserpulsen bestrahlt werden.

Eine derart ausgebildete Laservorrichtung ermöglicht eine automatische Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) und in der Folge eine automatisch durchgeführte Bestrahlung als Prophylaxe oder Behandlung von PCO, beispielsweise durch eine an sich bekannte Kurzpuls-laser-Kapsulotomie der hinteren Kapselsackmembran, mit geringerem Aufwand, insbesondere mit geringerem

Zeitaufwand, als im Stand der Technik, indem das bestrahlte Zielvolumen relativ zu der/den charakteristischen Grenzfläche(n) ermittelt wird.

Als zu vermessende Grenzfläche(n) kommen beispielsweise die Grenzflächen der vorderen und der hinteren Membran des Kapselsacks infrage. Die vordere Membran ist dabei derjenige Teil des Kapselsacks, welcher der Cornea zugewandt ist. Die hintere Membran ist derjenige Teil des Kapselsacks, welcher der Retina zugewandt ist. Der Bereich des Kapselsacks, an dem die vordere und die hintere Membran miteinander verbunden sind, wird als Äquator des Kapselsacks bezeichnet. Jede der beiden Membranen weist jeweils eine bezüglich des Innenraums des Kapselsacks innere Grenzfläche und eine bezüglich des Innenraums des Kapselsacks äußere Grenzfläche auf. Der Übersicht halber werden diese hier verkürzt als innere und äußere Grenzflächen der vorderen oder hinteren Membran bezeichnet.

Vorzugsweise identifiziert die Steuereinheit zum Ermitteln von Form und/oder Lage der Augenlinse eine oder beide Grenzflächen der Linse, indem sie diese mittels des Lasers bestrahlt und die rückgestreute Strahlung mittels der Messmittel analysiert. Anhand des Abfalls der Rückstreuintensität zwischen der vorderen und der hinteren Grenzfläche können die Grenzflächen und damit die Form und/oder Lage der Linse mit hoher Genauigkeit festgestellt werden. Alternativ oder zusätzlich kann ein Bilderkennungsalgorithmus zur Identifikation verwendet werden. Auch ist es möglich, die Grenzflächen manuell durch Bedienpersonal festlegen zu lassen. Darüber hinaus können vorteilhafterweise Gewebestrukturen innerhalb der Linse identifiziert werden. Beispielsweise kann der Kernbereich (Nukleus) und/oder der Randbereich (Kortex) detektiert werden.

Die Grenzflächen werden beispielsweise identifiziert, indem ein Anstieg einer Intensität des Detektionslichtes zwischen einer ersten Fokustiefe und einer zweiten Fokustiefe und ein Abfall der Intensität des Detektionslichtes zwischen einer dritten Fokustiefe und einer vierten Fokustiefe ermittelt werden. Die vordere und hintere Grenzfläche zeichnen sich dadurch aus, dass die Rückstreuung bei Fokussierung eines Abtastpunkts in der Grenzfläche signifikant höher ist als bei Fokussierung von Abtastpunkten außerhalb oder innerhalb der Linse. Die Grenzflächen sind daher durch Ermitteln eines Anstiegs und Abfalls der Intensität des Detektionslichtes mit

geringem Aufwand zu identifizieren. Auf diese Weise können auch die Grenzflächen der Kapselsackmembranen identifiziert werden. Auch wenn die beiden Grenzflächen einer der Kapselsackmembranen unter Umständen optisch nicht aufgelöst werden können, reicht die Vermessung einer der beiden Grenzflächen der betreffenden Kapselsackmembran oder der angrenzenden Grenzfläche der Linse aus, da die Kapselsackmembranen eine bekannte Dicke von 5  $\mu\text{m}$  bis 20  $\mu\text{m}$  aufweisen und zumindest näherungsweise parallel zueinander und zur Grenzfläche der Linse verlaufen.

Neben oder anstelle der automatischen Bestrahlung des Kapselsacks gemäß bekannten Verfahren zur PCO-Prophylaxe oder PCO-Behandlung ermöglicht die automatische Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) auch die automatische Bestrahlung zur PCO-Prophylaxe oder PCO-Behandlung gemäß mehreren neuen Aspekten:

Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung wird bei einem Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz mittels eines Kurzpuls-Lasers oder eines Ultrakurzpuls-Lasers ein Zielvolumen durch mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt, dass von dem Zielvolumen mindestens eine (vorzugsweise akustische) Druckwelle ausgeht und auf mindestens eine Membran des Kapselsacks eines Auges trifft ohne diese zu zerreißen. Vorzugsweise wird das Zielvolumen so gewählt, dass die Druckwelle zumindest die vordere Membran erreicht. Unter einer Druckwelle sind dabei Druckschwankungen jeglicher Art im okulären Gewebe zu verstehen, die sich wellenartig ausbreiten. Bei einem fs-Laser ist die Druckwelle beispielsweise extrem schwach und hat eine extrem geringe Reichweite, was gerade einen Vorteil des Lasers darstellt (Schonung der Umgebung). Im Falle eines fs-Lasers ist daher ein Zielvolumen zu bestrahlen, das entsprechend nah an der Membran liegt, beispielsweise ein Zielvolumen, dessen Zentrum einen Zielvolumenradius weit von der Grenzfläche entfernt ist. Vorzugsweise liegt das ermittelte Zielvolumen vollständig in einem Innenraum des Kapselsacks, wodurch die Membran(en) minimal beeinträchtigt werden.

Die Energie des Laserpulses kann vorgegeben sein. Die Lage des Zielvolumens, also dessen Koordinaten, wird dann beispielsweise hinsichtlich der Entfernung von

der Membran so bestimmt, dass die Membran trotz des Auftreffens der Druckwelle rissfrei bleibt (sofern sie zuvor rissfrei ist). Optional kann die Energie des Laserpulses ebenfalls mit diesem Ziel ermittelt werden. Die Ermittlung der Koordinaten (und im zweiten Fall der Energie) gelingt beispielsweise durch eine Simulationsrechnung oder mittels einer Nachschlagetabelle (engl. „look-up table“). Das Zielvolumen kann auch mit mehreren Laserpulsen bestrahlt werden.

Durch die Druckwelle beziehungsweise im Falle eines Ultrakurzpuls-Lasers durch die in das Zielvolumen nahe der Membran eingetragene Energie werden LEC und für eine spätere LEC-Wucherung verantwortliche biologische Beläge, die auf der Innenseite der Membran angesiedelt sind, zerstört, abgelöst oder zumindest in ihrem Wachstum beeinträchtigt (desaktiviert). Die Entstehung von PCO kann so verhindert oder zumindest deutlich vermindert werden. Auch ist es möglich, bestehende PCO zu beseitigen oder zumindest zu verringern.

Zweckmäßigerweise wird die Lage des Zielvolumens (und optional die Pulsenergie) so bestimmt, dass die Druckwelle auf die vordere und/oder die hintere Kapselsackmembran trifft, insbesondere im Bereich eines Äquators des Kapselsacks auf die betreffende(n) Kapselsackmembran(en) trifft. Dadurch werden die LEC mit hoher Effizienz zerstört, abgelöst oder zumindest im Wachstum beeinträchtigt. Entsprechend effizient kann auf diese Weise PCO verhindert, vermindert oder beseitigt werden.

Gemäß dem ersten Aspekt der Erfindung weist eine ophthalmologische Laservorrichtung der eingangs genannten Art eine die Steuereinheit auf, die dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:

- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer (vorzugsweise der inneren) Grenzfläche einer (vorzugsweise der vorderen) Membran eines Kapselsacks eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges mittels der Messmittel,
- Ermitteln von Koordinaten eines Zielvolumens derart, dass bei Bestrahlung des Zielvolumens mit einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie eine (vorzugsweise akustische) Druckwelle von dem Zielvolumen zumindest bis zu der vorderen und/oder hinteren Membran läuft ohne diese zu zerreißen,
- Einstellen der Ablenkeinheit auf das ermittelte Zielvolumen (so dass der Strahl

durch dessen Koordinaten verläuft) und Bestrahlen des Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls der vorgegebenen Pulsenergie mittels des Lasers.

Das Zielvolumen kann auch mit mehreren Laserpulsen bestrahlt werden.

Vorzugsweise ermittelt die Steuereinheit die Koordinaten des Zielvolumens derart, dass es vollständig in dem Kapselsack, also zwischen der vorderen und der hinteren Kapselsackmembran, liegt.

Mit einer solchen Laservorrichtung kann die automatische Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) zur automatischen Zerstörung, Ablösung oder zumindest Wachstumsverminderung von LEC durch Bestrahlung des Innenraums des Kapselsacks zum Zwecke der PCO-Prophylaxe oder PCO-Behandlung genutzt werden. Gegenüber dem Stand der Technik wird der Aufwand, insbesondere der Zeitaufwand, für die Prophylaxe beziehungsweise Behandlung verringert und die Wahrscheinlichkeit für das (Wieder-)Auftreten von PCO verringert. Bei einem fs-Laser ist die Druckwelle extrem schwach und hat eine extrem geringe Reichweite, was gerade einen Vorteil des Lasers darstellt (Schonung der Umgebung). Im Falle eines fs-Lasers ist es daher eine gleichwertige Alternative, das Zielvolumen derart zu ermitteln, dass sein Zentrum einen Zielvolumenradius weit von der vorderen (od. hinteren) Membran entfernt liegt.

Zweckmäßigerweise können die Grenzflächen der vorderen und der hinteren Membran hinsichtlich ihrer Form und Lage vermessen werden. Ist das Auflösungsvermögen der Messmittel besser als die Dicke der Kapselsackmembranen, können die inneren und äußeren Grenzflächen der vorderen und der hinteren Membran separat hinsichtlich ihrer Form und Lage vermessen und zur Ermittlung der Zielvolumenkoordinaten verwendet werden.

Die Laservorrichtung ist dabei zweckmäßigerweise so ausgestaltet (insbesondere fokussiert), dass der Laserpuls eine derartige Dauer und/oder eine derartige Energie aufweist, dass in im Zielvolumen befindlichem Gewebe

- eine Photodisruption auftritt und die Druckwelle auslöst oder
- eine photodisruptionsfreie nichtlineare Wechselwirkung (unterhalb einer Energieschwelle, ab der Photodisruption einträte) auftritt, die Zellen oder Moleküle

von einer Membran ablöst oder deaktiviert. Dabei kann die Fokussierung, also die Größe der Zielvolumina, vorgegeben sein oder von der Steuereinheit ermittelt und eingestellt werden.

Vorzugsweise kann die Steuereinheit eingerichtet sein, die Koordinaten des Zielvolumens relativ zu der inneren Grenzfläche der vorderen Membran zu ermitteln, insbesondere in Abhängigkeit von einem prognostizierten Durchmesser des Zielvolumens und insbesondere in einem vorgegebenen Abstand zu dieser Grenzfläche. Ob eine Druckwelle die Membran zerreißt hängt von ihrer Intensität ab, die ihrerseits von der eingetragenen Energie abhängt und mit zunehmender Entfernung vom Zielvolumen abnimmt. Durch die relative Platzierung der Zielvolumina zu der inneren Grenzfläche kann ein zerstörungsfreies Auftreffen von Druckwellen auf vordere Kapselsackmembran mit geringem Aufwand ermöglicht werden.

Vorteilhaft sind Ausführungsformen, in denen die Steuereinheit eingerichtet ist zum Ermitteln von Koordinaten mehrerer unterschiedlicher Zielvolumina und sukzessiven Einstellen der Ablenkeinheit auf diese und Bestrahlen dieser Zielvolumina. Durch die Mehrfachbestrahlung kann PCO mit hoher Effizienz unterdrückt beziehungsweise behandelt werden.

Zweckmäßigerweise ist der Pulslaser ein Ultrakurzpulslaser zur Emission von Femtosekunden-Pulsen oder Picosekunden-Pulsen oder ein Kurzpulspulslaser zur Emission von Nanosekunden-Pulsen. Mit diesen Lasertypen können sowohl Photodisruptionen als auch nichtlineare Wechselwirkungen unterhalb der Disruptionsschwelle mit geringem Aufwand erzeugt werden.

Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung werden bei einem Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz mittels eines Ultrakurzpulslasers mehrere Zielvolumina, die jeweils zumindest teilweise in einer vorderen Membran eines Kapselsacks eines Auges liegen, durch jeweils mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt, dass ein Gebiet der vorderen Membran, das abseits einer Sehachsendurchstoßstrecke dieser Membran liegt (also diese nicht umfasst und damit außerhalb des Eröffnungsbereichs einer anterioren Kapsulotomie/-rhesis liegt),

entlang seines Umfangs teilweise oder vollständig perforiert wird. Die bestrahlten Zielvolumina liegen also entweder ganz oder teilweise in der vorderen Kapselsackmembran. Eines oder mehrere der Zielvolumina können auch mit mehreren Laserpulsen bestrahlt werden. Die Sehachsendurchstoßstrecke ist derjenige Bereich der vorderen Membran, durch den die Sehachse des Auges verläuft. Das Gebiet wird zweckmäßigerweise rundum perforiert. Vorteilhafterweise können mehrere unterschiedliche Gebiete auf diese Weise (jeweils teilweise oder jeweils vollständig) perforiert werden. Vorzugsweise erfolgt die Ermittlung der Zielvolumina für jedes Gebiet so, dass es außerhalb des Linsenbereichs der zu implantierenden IOL, also im Bereich der Haptik der IOL, liegt. Dadurch bleibt die mechanische Stabilität des verbleibenden inneren Kapselsackbereiches, der den Rand der Linse bedeckt, erhalten. Der Haptikbereich ist derjenige Durchmesserbereich des Kapselsacks, in dem sich (normalerweise) die Haptik der IOL befindet.

Zweckmäßigerweise wird das auf diese Weise separierte Gewebe später entfernt, beispielsweise beim Absaugen von Linsenfragmenten. Beim Entfernen des Gewebes wird pro perforiertem Gebiet ein Loch in der vorderen Membran geöffnet, durch das Kammerwasser strömen kann. Dadurch kann die Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von PCO signifikant verringert werden. Vermutlich verhindert der Kontakt mit Kammerwasser das Wachstum von LEC oder vermindert es zumindest deutlich. Werden mehrere Strömungslöcher in der vorderen Membran geöffnet, kann das Kammerwasser besser durch den Kapselsack zirkulieren. Dadurch kann die Wahrscheinlichkeit für die Entstehung von PCO weiter verringert werden. Indem die Gebiete abseits der Sehachsendurchstoßstrecke liegen, wird die Sicht des Auges nicht beeinträchtigt. Es ist aber zweckmäßig, die Gebiete in demselben Arbeitsgang zu perforieren, in dem auch ein Kapsulorhexisschnitt (exakter: Kapsulotomieschnitt) in der vorderen Membran per Ultrakurzpuls-Laser vorgenommen wird.

Gemäß dem zweiten Aspekt der Erfindung weist eine ophthalmologische Laservorrichtung der eingangs genannten Art mit einem Ultrakurzpuls-Laser eine die Steuereinheit auf, die dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:

- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche einer vorderen Membran eines Kapselsacks eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges

mittels der Messmittel,

- Ermitteln von Koordinaten mehrerer Zielvolumina derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der vorderen Membran liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie ein Rand eines Gebietes der vorderen Kapselsackmembran photodisruptiv perforiert wird, wobei dieses Gebiet abseits einer Sehachsendurchstoßstrecke der vorderen Kapselsackmembran, insbesondere im Haptikbereich einer zu implantierenden IOL, liegt,
- für jedes der Zielvolumina: Einstellen der Ablenkeinheit auf das Zielvolumen (so dass der Strahl durch dessen Koordinaten verläuft) und Bestrahlen des Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls der vorgegebenen Pulsenergie mittels des PulsLasers.

Mit einer solchen Laservorrichtung kann die automatische Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) zum automatischen Schneiden eines Strömungslochs durch Bestrahlung der vorderen Membran des Kapselsacks zum Zwecke der PCO-Prophylaxe genutzt werden. Gegenüber dem Stand der Technik wird der Aufwand, insbesondere der Zeitaufwand, für die Prophylaxe und die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von PCO verringert.

Ist das Auflösungsvermögen der Messmittel besser als die Dicke der Kapselsackmembranen, können die inneren und äußeren Grenzflächen der vorderen und der hinteren Membran separat hinsichtlich ihrer Form und Lage vermessen und zur Ermittlung der Zielvolumenkoordinaten verwendet werden.

Die Steuereinheit kann zweckmäßigerweise eingerichtet sein zum Ermitteln von Koordinaten mehrerer unterschiedlicher Zielvolumina und sukzessiven Einstellen der Ablenkeinheit auf diese und Bestrahlen dieser Zielvolumina derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der vorderen Membran liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie Ränder mehrerer Gebiete der vorderen Kapselsackmembran photodisruptiv perforiert werden, wobei diese Gebiete abseits eines Sehachsendurchstoßpunkts der vorderen Kapselsackmembran liegen. Durch mehrere Strömungslöcher wird die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von PCO noch weiter verringert.

Gemäß einem dritten Aspekt der Erfindung werden bei einem Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz mittels eines Ultrakurzpuls-Lasers mehrere Zielvolumina, die jeweils zumindest teilweise in einer hinteren Membran eines Kapselsacks eines Auges liegen, durch jeweils mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt, dass ein Gebiet der hinteren Membran, das um eine Sehachsendurchstoßstrecke dieser Membran liegt, entlang seines Umfangs teilweise oder vollständig perforiert wird. Die bestrahlten Zielvolumina liegen also entweder ganz oder teilweise in der hinteren Kapselsackmembran. Eines oder mehrere der Zielvolumina können auch mit mehreren Laserpulsen bestrahlt werden. Das perforierte Gebiet kann insbesondere ein Lappen sein, der noch an einer Stelle mit der hinteren Membran verbunden ist. Alternativ kann das Gebiet rundum perforiert werden. Vorzugsweise erfolgt der posteriore Kapsulotomieschnitt im Rahmen einer Katarakt-Operation bei Verwendung eines Ultrakurzpuls-Laser unmittelbar nach der IOL-Implantation.

Die Perforation eines zentralen Gebiets der hinteren Kapselsackmembran mittels eines UltrakurzpulsLasers ermöglicht eine hochgenaue posteriore Kapsulotomie als PCO-Prophylaxe oder PCO-Behandlung. Durch die geringe Energie der Laserpulse und die Platzierung in der hinteren Membran ist die Gefahr von Nebenwirkungen signifikant verringert.

Gemäß dem dritten Aspekt der Erfindung weist eine ophthalmologische Laservorrichtung der eingangs genannten Art mit einem Ultrakurzpuls-Laser eine die Steuereinheit auf, die dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:

- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche einer hinteren Membran eines Kapselsacks eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges mittels der Messmittel,
- Ermitteln von Koordinaten mehrerer Zielvolumina derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der hinteren Membran liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie ein Rand eines Gebietes der hinteren Kapselsackmembran photodisruptiv perforiert wird, wobei dieses Gebiet um eine Sehachsendurchstoßstrecke der hinteren Kapselsackmembran liegt (also die Sehachsendurchstoßstrecke einschließt),

- Für jedes der Zielvolumina: Einstellen der Ablenkeinheit auf das Zielvolumen (so dass der Strahl durch dessen Koordinaten verläuft) und Bestrahlen des Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls mittels des PulsLasers der vorgegebenen Pulsenergie.

Mit einer solchen Laservorrichtung kann die automatische Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) zur automatischen posterioren Kapsulotomie durch Bestrahlung der hinteren Membran des Kapselsacks zum Zwecke der PCO- Prophylaxe oder PCO-Behandlung genutzt werden. Gegenüber dem Stand der Technik wird der Aufwand, insbesondere der Zeitaufwand, für die Prophylaxe beziehungsweise Behandlung verringert.

Ist das Auflösungsvermögen der Messmittel besser als die Dicke der Kapselsackmembranen, können die inneren und äußeren Grenzflächen der vorderen und der hinteren Membran separat hinsichtlich ihrer Form und Lage vermessen und zur Ermittlung der Zielvolumenkoordinaten verwendet werden.

Besonders vorteilhaft ist eine Ausführungsform, die zusätzlich zu dem Ultrakurzpuls-Laser einen Kurzpuls-Laser umfasst, wobei die Steuereinheit zusätzlich eingerichtet ist zum Ermitteln von Koordinaten eines Zielvolumens im Bereich des perforierten Gebietes derart, dass bei Bestrahlung dieses Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls vorgegebener Kurzpuls-Energie mit dem Kurzpuls-Laser Gewebe aus dem perforierten Gebiet disloziert wird. Sofern sich das in der posterioren Kapsulotomie perforierte Gewebegebiet nicht oder nicht vollständig von der hinteren Membran löst, kann auf diese Weise eine vollständige Ablösung erreicht werden.

Bei allen drei vorgenannten Aspekten der Erfindung kann die Laservorrichtung gemäß den nachfolgend dargestellten Ausführungsformen vorteilhaft abgewandelt sein:

Insbesondere kann die Steuereinheit eingerichtet sein, die Koordinaten der Zielvolumina anhand der ermittelten Form und Lage mindestens einer der Grenzflächen zu ermitteln, insbesondere relativ zu der Grenzfläche der Membran (3.6A/B) zu ermitteln, insbesondere in Abhängigkeit von einem

prognostizierten Durchmesser des Zielvolumens (V) zu ermitteln und insbesondere in einem vorgegebenen Abstand zu der Grenzfläche zu ermitteln.. Durch die relative Platzierung der Zielvolumina zu der inneren Grenzfläche ermöglicht die Bestrahlung zur PCO-Behandlung oder PCO-Prophylaxe mit hoher Genauigkeit.

Besonders vorteilhaft ist eine Ausführungsform der Laservorrichtung mit einer Fixiervorrichtung zum lösbaren Fixieren einer Lage des Auges relativ zu der Fokussieroptik, wobei die Steuereinheit eingerichtet ist, das Auge vor dem ersten Ermitteln von Form und Lage der Grenzfläche(n) mittels der Fixiervorrichtung zu fixieren und die Fixierung erst nach dem letzten Bestrahlen eines Zielvolumens zu lösen. Dadurch wird ermöglicht, dass das Auge während der Bestrahlung noch dieselbe Lage relativ zu der Fokussieroptik einnimmt wie während der Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n).

Bei einer solchen Ausführungsform ist es zweckmäßig, wenn die Steuereinheit eingerichtet ist, nach dem Fixieren und vor dem Lösen der Fixierung mindestens einen der folgenden zusätzlichen Schnitte mittels des Lasers oder eines zusätzlichen Lasers durchzuführen:

- Linsen-Fragmentierungsschnitte (zur Phakoemulsifikation),
- korneale Zugangsschnitte (zum Hindurchführen einer Saugvorrichtung zum Absaugen von Linsenfragmenten nach der Phakoemulsifikation und einer IOL, optional auch einer Phakoemulsifikationssonde zum Fragmentieren der Linse mittels Ultraschall oder Laserstrahlung),
- Kapsulorhexisschnitte in einer vorderen Kapselsackmembran (zum Hindurchführen einer Saugvorrichtung zum Absaugen von Linsenfragmenten nach der Phakoemulsifikation und einer IOL, optional auch einer Phakoemulsifikationssonde zum Fragmentieren der Linse mittels Ultraschall oder Laserstrahlung),
- limbale Relaxationsschnitte.

Auf diese Weise können mehrere Arbeitsschritte einer Kataraktoperation in einer Sitzung durchgeführt werden, was den Aufwand, insbesondere den Zeitaufwand, verringert. Die PCO-Prophylaxe kann so auf eine für den Patienten und für den Behandler vorteilhafte Weise in eine Kataraktoperation integriert werden.

Vorteilhafterweise kann die Fixierung des Auges erst nach dem Durchführen einer Phakoemulsifikation einschließlich Absaugen von Linsenfragmenten und Einbringen einer IOL gelöst werden. Dadurch können alle Arbeitsgänge einer Katarakt-Operation während einer einzigen Sitzung durchgeführt werden. Das verringert den Aufwand, insbesondere den Zeitaufwand, erheblich. Insbesondere führt die verringerte Dauer einer Operation zu einer verstärkten Akzeptanz der Behandlung durch Patienten.

Vorzugsweise verläuft der Behandlungsstrahlengang als Freistrahle durch eine Cornea und eine Pupille des Auges. Dadurch kann auf das Einbringen einer lokalen Laserquelle zum Schneiden der anterioren (optional posterioren) Kapsulorhexis und zur Phakoemulsifikation in das Auge verzichtet werden. Dadurch wird die mechanische Belastung des Auges deutlich verringert, was die Wahrscheinlichkeit von Komplikationen verringert.

Zweckmäßigerweise ist der Detektionsstrahlengang aus dem Behandlungsstrahlengang ausgekoppelt, insbesondere mittels eines Strahlteilers. Dadurch kann der Behandlungsstrahlengang zur Detektion genutzt werden. Die Übereinstimmung der Koordinatensysteme von Vermessung und Bestrahlung ermöglicht die Bestrahlung mit hoher Genauigkeit und damit eine Minimierung einer Wahrscheinlichkeit von Komplikationen oder Nebenwirkungen.

Eine vorteilhafte Ausführungsform umfasst einen Ultrakurzpulslaser und einen Kurzpulslaser, wobei die Strahlen dieser beiden Laser im Behandlungsstrahlengang teilweise koaxial verlaufen. Sie erlaubt die Bestrahlung mit Laserpulsen stark unterschiedlicher Energie, insbesondere die Kombination verschiedener Aspekte der Erfindung. Der Ultrakurzpuls-Laser erlaubt hochgenaue Schnitte (Perforationen) mit minimalen Auswirkungen auf die Umgebung des Zielvolumens, beispielsweise Kapsulotomie-Schnitte und Korneale Inzisionen. Der Kurzpuls-Laser erlaubt schnelle Schnitte, wenn stärkere Auswirkungen auf die Umgebung eines Zielvolumens akzeptabel sind, und die Erzeugung von Druckwellen. Durch den teilweise koaxialen Verlauf der beiden Laser arbeiten beide in demselben Koordinatensystem, was eine sequentielle Bestrahlung desselben Zielvolumens oder benachbarter Zielvolumina mit beiden Lasern mit hoher Genauigkeit ermöglicht.

Bevorzugte Messmittel umfassen einen optischen Kohärenztomografen, eine Kamera in Scheimpfluganordnung oder einen Detektor zur konfokalen Aufnahme von Licht aus dem Zielvolumen längs eines Detektionsstrahlengangs. Das erlaubt die Vermessung der charakteristischen Grenzfläche(n) mit hoher Genauigkeit.

Es liegt auch im Rahmen der Erfindung, mehrere Messverfahren und insbesondere mehrere verschiedene Messmittel zur Vermessung der Grenzfläche(n) einzusetzen. So ist es insbesondere vorteilhaft, eine konfokale Detektion mit einer optischen Kohärenztomografie (also einen konfokalen Detektor mit einem optischen Kohärenztomografen/„OCT“) zu kombinieren. Dabei ist eine konfokale Detektion mit dem abgeschwächten Therapiestahl ortsgenau, was bei einem OCT-Modul („Messmittel“) mit einer anderen Strahlquelle nicht gegeben ist. So kann ein quasi-echtzeitfähiges („online“) „swept-source“-OCT-Verfahren („ss“) durch Abgleich der OCT-Messergebnisse mit Navigationsdaten der konfokalen Detektion kalibriert werden. Zusätzlich oder alternativ können OCT-Messparameter wie beispielsweise die Startkoordinaten anhand konfokal detektierter Navigationsdaten ermittelt werden (Registrierung der OCT-Messung in den konfokalen Navigationsdaten). Dabei wird beispielsweise an Stellen, an denen eine besonders hohe Positioniergenauigkeit erforderlich ist, zuerst eine konfokale Detektion durchgeführt und anschließend ausgehend von den ermittelten Punkten der Grenzflächen großflächig die optische Kohärenztomografie angewandt.

Um Grenzflächen mittels des OCT-Verfahrens genau vermessen zu können, ist eine kurze Kohärenzlänge der Strahlquelle des OCT-Messmittels zweckmäßig.

Vorzugsweise ist die Kohärenzlänge der Strahlquelle des OCT-Messmittels daher kleiner als  $12\mu\text{m}$ . Andererseits steigt die Zeit für die Vermessung einer Grenzfläche mit zunehmender Bildauflösung stark an. Vorzugsweise wird deshalb die Kohärenzlänge im Bereich von  $4\mu\text{m}$  bis  $12\mu\text{m}$  gewählt. Besonders bevorzugt wird dabei der Bereich von  $4\mu\text{m}$  bis  $6\mu\text{m}$  gewählt. Für diesen Bereich ergibt sich ein optimales Verhältnis von Ortsauflösung und Dauer der Vermessung der Oberfläche.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn in einem ersten Schritt eine konfokale Detektion einer Grenzfläche oder einer anderen zu vermessenden Position erfolgt. In einem zweiten Schritt wird mit dem Puls-Laser, insbesondere dem Ultrakurzpuls-Laser, an

dieser Position die Energie eingebracht, die zur Änderung der Eigenschaft des bestrahlten Materials führt. Insbesondere kann diese Änderung eine Perforation des Kapselsacks sein. In einem weiteren Schritt lässt sich diese perforierte Position mittels OCT sichtbar machen und kann so zur Steuerung der Positionierung eines Ultrakurzpuls-Lasers oder eines anderen Lasers genutzt werden. Der andere Laser kann beispielsweise ein Kurzpuls-Laser sein. Das Zusammenspiel von konfokaler Detektion und OCT-Navigation sichert somit eine punktgenaue patientenindividuelle Kalibrierung der OCT-Navigation und schafft die Voraussetzung für die hochgenaue Positionierung der Laserschüsse im Zielraum.

Eine ähnliche Genauigkeit kann erreicht werden, indem zunächst eine globale Vermessung von Grenzflächen (beispielsweise aller okulären Grenzflächen) mit OCT erfolgt und dann die (für die durchzuführende Aktion) charakteristische(n) Grenzfläche(n) mittels konfokaler Detektion nur an einzelnen Stützpunkten vermessen werden. Dadurch braucht die langsamere konfokale Detektion nur in einem Teilvolumen des Auges durchgeführt zu werden.

Bei allen drei vorgenannten Aspekten der Erfindung sind folgende Ausführungsformen vorteilhaft:

Besonders vorteilhaft sind Ausführungsformen, in denen die Bestrahlung durchgeführt wird, während in dem Innenraum (noch) eine natürliche Augenlinse angeordnet ist. Dadurch kann zum einen der spätere Absaugvorgang für Linsenfragmente auch zum Entfernen von aus Strömungslöcher-Gebieten oder anterioren oder posterioren Kapsulotomie-Gebieten separiertem Gewebe genutzt werden. Zum anderen kann so auf eine Bestrahlung einer IOL verzichtet werden, welche unter Umständen zu einer Beeinträchtigung der Transparenz oder der Lebensdauer der IOL führen könnte. Bei dem ersten Aspekt der Erfindung kann die Bestrahlung zur Beseitigung/Unterdrückung der LEC vor oder nach der Phakoemulsifikation der natürlichen Linse erfolgen, vorteilhafterweise aber vor dem Absaugen der Linsenfragmente, vorzugsweise auch vor dem Schneiden einer anterioren Kapsulorhexis. Bei dem zweiten Aspekt der Erfindung kann die Bestrahlung vor oder nach Phakoemulsifikation und IOL-Implantation erfolgen. Bei dem dritten Aspekt der Erfindung sollte die Bestrahlung erst nach

Phakoemulsifikation und IOL-Implantation erfolgen, um die Gefahr eines Glaskörpervorfalls zu vermeiden.

Vorteilhaft sind auch Ausführungsformen, in denen die Bestrahlung durchgeführt wird, während in dem Innenraum eine künstliche Augenlinse angeordnet ist. Das gilt insbesondere für Ausführungsformen mit Ultrakurzpuls-Lasern, da diese durch die geringeren Energien deutlich schwächere Auswirkungen auf IOL haben. Alternativ kann die Bestrahlung durchgeführt werden, während in dem Innenraum keine Augenlinse angeordnet ist. Auch dadurch wird die Bestrahlung der IOL vermieden.

Bei allen erfindungsgemäßen Verfahren wird vorzugsweise vor dem Bestrahlen eine Form und eine Lage mindestens einer Grenzfläche einer Membran des Kapselsacks ermittelt und ein Ort, also Koordinaten, des Zielvolumens anhand der Form und der Lage der Grenzfläche ermittelt. Die Koordinatenermittlung anhand der Messwerte der charakteristischen Grenzfläche(n) ermöglicht – wie oben bereits ausgeführt – die Bestrahlung mit hoher Genauigkeit und geringem Aufwand, insbesondere Zeitaufwand.

In allen vorgenannten Ausführungsformen kann die Steuereinheit zur Durchführung eines Verfahrensschrittes jeweils ein Softwaremodul aufweisen. Es ist möglich, dass ein Softwaremodul zur Durchführung mehrerer oder gar aller Verfahrensschritte ausgebildet ist.

Vorzugsweise ist die Steuereinheit so ausgebildet, dass ein Laserapplikationsmuster zur Prophylaxe einer Nachstarbildung integriert ist und von ihr zur Ermittlung der Koordination von Zielvolumina verwendet wird. Beispielsweise kann die Steuereinheit zur Ermittlung der Koordinaten der Zielvolumina mittels einer Kamera ein Bild des Auges aufnehmen und darin mittels Bilderkennung anatomische Strukturen ermitteln. Anhand der ermittelten Strukturen können insbesondere die Schussmuster (zeitliche Abfolge der Zielvolumina) und die Zielvolumina an die von den Algorithmen erkannten Geometrien angepasst werden.

In allen Ausführungsformen kann der in das Zielvolumen eingestrahlte Laserfokus nicht nur sphärisch oder elliptisch sondern auch linien- oder ringförmig gestaltet sein, um die Behandlungseffizienz oder die räumliche Druckausbreitung zu optimieren.

Für eine Fixiervorrichtung der eingangs genannten Art zur Ankopplung eines Auges eines Patienten an eine ophthalmologische Laservorrichtung ist vorgesehen, dass die Saugvorrichtung an mindestens einer Stelle, vorzugsweise an zwei Stellen, unterbrochen ist. Eine solche Fixiervorrichtung ermöglicht das Absaugen von Linsenfragmenten und das Einbringen einer IOL im fixierten (angedockten) Zustand des Auges durch die Unterbrechung(en) und damit eine hochgenaue Kataraktoperation in einer einzigen Laser-Sitzung. Das bedeutet im Vergleich zum Stand der Technik einen reduzierten Aufwand, insbesondere Zeitaufwand, eine verringerte Wahrscheinlichkeit von Nebenwirkungen und Komplikationen und eine stärkere Akzeptanz beim Patienten. Vorzugsweise ist die mindestens eine Unterbrechung zum Hindurchführen einer an sich bekannten Saugspülvorrichtung für Linsenfragmente ausgebildet, insbesondere mit Ausbildung der Unterbrechung zum Hindurchführen einer an sich bekannten Phakoemulsifikationssonde. Besonders bevorzugt ist eine Breite der Unterbrechung von 2 mm bis 5 mm.

In einer vorteilhaften Ausführungsform kann die Scheibe an ihrem Rand mindestens eine mit der Unterbrechung korrespondierende Ausnehmung (im Falle von zwei Unterbrechungen vorzugsweise zwei Ausnehmungen) zur Durchführung der Saugspülvorrichtung aufweisen. Dadurch können an sich bekannte chirurgische Operationsinstrumente wie die Saugspülvorrichtung unter einem besonders steilen Winkel durch die Cornea hindurchgeführt werden, was die mechanische Belastung der Cornea verringert.

Insbesondere kann die Scheibe relativ zu der Saugvorrichtung beweglich gelagert sein, um zunächst durch die Scheibe hindurch Laserschnitte zu erzeugen, insbesondere Inzisionen in der Cornea als Zugang zum Hindurchführen von chirurgischen Instrumenten wie der Saugspülvorrichtung. Eine solche Fixiervorrichtung ist zwischen zwei Zuständen umschaltbar: In dem ersten Zustand ist die Scheibe so angeordnet, dass ein Zielvolumen, das neben der Unterbrechung der Saugvorrichtung liegt, durch die Scheibe hindurch bestrahlbar ist, während die

Ausnehmung abseits der Unterbrechung (und abseits des Zielvolumens) liegt. In diesem Zustand können mittels des Lasers durch die Scheibe hindurch Inzisionen, die als Zugang für chirurgische Instrumente dienen, in die Cornea geschnitten werden. In dem zweiten Zustand grenzt die Ausnehmung an die Unterbrechung der Saugvorrichtung an (und liegt aus Sicht des Lasers vor dem Zielvolumen), so dass sich ein komfortabler Zugriff auf den geschnittenen Zugang ergibt.

Die Saugvorrichtung kann auf einer dem Auge zugewandten Seite der Scheibe gegenüber der Scheibe vorspringen, insbesondere soweit, dass durch die Unterbrechung eine Saugspülvorrichtung zu einer im Bereich der Scheibe liegenden Inzision führbar ist. Dadurch können chirurgische Instrumente, insbesondere eine Saugspülvorrichtung, durch einen oder mehrere Zugänge in der Cornea, die hinter der Scheibe liegen (beispielsweise, weil sie mit einer Laservorrichtung durch die Scheibe hindurch erzeugt wurden) in das Auge eingeführt werden.

In einer solchen Ausführungsform kann in der Unterbrechung ein (beispielsweise von Infusionsvorrichtungen bekannter) Durchlass, insbesondere zum Hindurchführen einer Saugspülvorrichtung für Linsenfragmente, insbesondere zum Hindurchführen einer Phakoemulsifikationssonde, so angeordnet sein, dass die Saugvorrichtung und der Durchlass gemeinsam einen durch den Vorsprung mit der Scheibe und dem Auge eingeschlossenen Raum flüssigkeitsdicht gegenüber einer Umgebung der Fixiervorrichtung abschließen. Dadurch kann der Raum zwischen Scheibe und Auge für die Kataraktoperation mit Flüssigkeit, insbesondere mit Wasser, gefüllt werden. Chirurgische Instrumente wie die Saugspülvorrichtung können dann durch den dichtenden Durchlass, durch das Wasser und durch die Cornea in das Auge eingeführt werden.

Auch eine Fixiervorrichtung mit gegenüber der Scheibe vorspringender Saugvorrichtung aber ohne dichtenden Durchlass in der Unterbrechung kann genutzt werden, um chirurgische Instrumente durch einen hinter der Scheibe liegenden Zugang in der Cornea einzuführen, indem der Raum zwischen Scheibe und Auge mit Umgebungsluft gefüllt bleibt.

In allen Ausführungsformen der Fixiervorrichtung ist es möglich, Zugangs-Inzisionen in der Cornea mechanisch zu schneiden, anstatt sie per Puls-Laser zu perforieren.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert.

In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1 den Aufbau des menschlichen Auges, insbesondere der Augenlinse,

Fig. 2 eine ophthalmologische Laservorrichtung mit OCT,

Fig. 3 eine umschaltbare Fixiervorrichtung,

Fig. 4 ein Flussdiagramm eines Verfahrens zur PCO-Prophylaxe oder -Behandlung gemäß dem ersten Aspekt der Erfindung und ein resultierende Zielvolumina,

Fig. 5 ein Flussdiagramm eines Verfahrens zur PCO-Prophylaxe gemäß dem zweiten Aspekt der Erfindung und resultierende perforierte Gebiete,

Fig. 6 ein Flussdiagramm eines Verfahrens zur PCO-Prophylaxe oder -Behandlung gemäß dem dritten Aspekt der Erfindung,

Fig. 7 ein Flussdiagramm einer vollständigen Katarakt-Operation innerhalb einer Laser-Sitzung einschließlich des ersten Aspekts der Erfindung zur PCO-Prophylaxe,

Fig. 8 ein Flussdiagramm einer vollständigen Katarakt-Operation innerhalb einer Laser-Sitzung einschließlich des dritten Aspekts der Erfindung zur PCO-Prophylaxe,

Fig. 9 eine ophthalmologische Laservorrichtung mit OCT und konfokaler Detektion

und

Fig. 10 eine Abtastkurve zur konfokalen Vermessung von Grenzflächen im Auge,

In allen Zeichnungen tragen übereinstimmende Teile gleiche Bezugszeichen.

**Fig. 1** zeigt schematisch vereinfacht den Aufbau des menschlichen Auges 2 im natürlichen Zustand. Teilfigur 1A zeigt das ganze Auge. Teilfigur 1B zeigt als vergrößerten Ausschnitt daraus nur die Linse 3 und ihre unmittelbare Umgebung. Licht kann durch die Cornea 2.1 ins Innere des Auges 2 gelangen und durch die Öffnung der Iris 2.2, die Linse 3 und den Glaskörper 2.3 auf die Retina 2.4 fallen. Die Linse 3 besteht aus dem Embryonalkern 3.1, dem Fetalkern 3.2, dem Adultkern 3.3, der Rinde 3.4 und dem äquatorialen Kernbogen 3.5. Sie wird von einem Kapselsack gehalten, der aus einer vorderen Membran 3.6A und einer hinteren Membran 3.6B besteht und über eine jeweilige Zonulalamelle 3.8 mit den Zonulafasern 3.9 verbunden ist. Die Zonulafasern 3.9 halten den Kapselsack im Auge an einer definierten Position, um permanent eine scharfe Abbildung auf die Retina 2.4 zu ermöglichen. Zwischen der Rinde 3.4 und der vorderen Membran 3.6A befinden sich die LEC 3.10 auf der inneren Grenzfläche der vorderen Membran 3.6A. Sie breiten sich nach einer Katarakt-OP auf die innere Grenzfläche der hinteren Membran 3.6B aus und führen so zu PCO.

Eine strichpunktierte Linie deutet den Verlauf der Sehachse durch die Linse 3 an. Die Strecken, auf denen die Sehachse die vordere Membran 3.6A und die hintere Membran 3.6B schneiden, werden als jeweilige Sehachsendurchstoßstrecke bezeichnet.

In **Fig. 2** ist schematisch eine beispielhafte ophthalmologische Laservorrichtung 1 dargestellt, die zur Behandlung und/oder Prophylaxe von PCO in einem Auge 2, insbesondere im Rahmen einer Katarakt-OP, vorgesehen ist. Sie kann für unterschiedliche Aspekte der Erfindung, insbesondere auch für Kombinationen davon, ausgebildet sein.

Die Laservorrichtung 1 weist im Behandlungsstrahlengang B einen Puls-Laser 4 auf, beispielsweise einen gepulsten TiSa-Infrarot-Laser zur Emission von Infrarotstrahlung mit einer Wellenlänge von 1064 nm und einer Pulslänge zwischen 100 fs und 1000 fs. Die Laservorrichtung 1 weist darüber hinaus einen Strahlteiler 5, eine Scanoptik 6, eine einstellbare Strahl-Ablenkeinheit 7, eine Fokussieroptik 8 und

ein Abschlussglas 9 auf. Über den Strahlteiler 5 ist der Detektionsstrahlengang C eines optischen Kohärenztomografen 12 aus dem Behandlungsstrahlengang B ausgekoppelt. Der OCT 12 ist mit einer Steuereinheit 14 verbunden. Im Beleuchtungsstrahlengang ist zudem ein Modulator 16, beispielsweise ein akustooptischer Modulator (AOM, AOTF), vorgesehen. Zwischen dem Lasersystem 1 und dem Auge 2 ist eine Fixiervorrichtung 17 für das Auge 2 angeordnet, hinter welcher der Behandlungsbereich liegt.

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 optischen Komponenten sind derart gestaltet, dass die Eigendispersion der intraokularen Medien bezüglich der Pulslängenänderung und auch die eigenfokussierende Wirkung der Gradientenlinsenstruktur der Augenlinse 3 vorkompensiert werden. Dadurch kann die Größe unterschiedlicher Zielvolumina über die gesamte Fläche der Augenlinse 3 hinweg und über ihre gesamte Tiefe mit einem Fehler von maximal 10% konstant gehalten werden.

Die Ablenkeinheit 7 umfasst beispielsweise eine Anzahl von galvanometrischen Spiegeln zur Ablenkung der Laserstrahlung in x- und y-Richtung über die Augenlinse 3. 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 durch eine bewegliche Tubuslinse (nicht abgebildet). Die gepulste IR-Laserstrahlung tritt aus dem Laser 4 aus und wird über die Scanoptik 6, die Scannereinheit 7 und die Fokussieroptik 8 in ein Zielvolumen V in der Augenlinse 2 fokussiert. Mittels der Ablenkeinheit 7 und einer beweglichen Linse oder Linsengruppe innerhalb der Scanoptik 6 oder der Fokussieroptik 8 kann die Steuereinheit 14 den Fokus in x-, y- und z-Richtung verschieben, so dass ein anderes Zielvolumen V bestrahlt wird.

Die Fixiervorrichtung 17 erfüllt dabei die Aufgaben, das Patientenauge 2 mechanisch an den optischen Aufbau des Gerätes 1 zu koppeln, die optischen Strahlungen für die Navigation und die Therapie zu transmittieren und – optional – mechanische

Zugangsmöglichkeiten für Sonden oder chirurgische Instrumente in die Vorderkammer des Auges zu ermöglichen. Zweckmäßigerweise wird das Patientenauge 2 vor einer Detektion und/oder Therapie fixiert, beispielsweise mittels Unterdruck an die Fixiervorrichtung 17 angesaugt. Zusätzlich kann der Kopf des Patienten fixiert sein (nicht abgebildet). Der Blick des Patienten kann durch ein geeignetes Fixierziel (nicht abgebildet) möglichst konstant gehalten werden. Dabei ist eine einstellbare Kompensation des Winkels zwischen Geometrie- und Sehachse des Auges möglich.

Da es an Grenzflächen zu einer signifikant erhöhten Rückstreuung kommt, kann die Steuereinheit 14 mittels des OCT-Messmittels 12 die Lage und Form von Grenzflächen aus den detektierten Intensitäten mit geringem Aufwand ermitteln. Die Steuereinheit 14 kann die unterschiedlichen Grenzflächen innerhalb jeder x-z-Ebene oder y-z-Ebene beispielsweise durch einfaches Durchnumerieren von vorne (Grenzfläche mit kleinster Entfernung von der Fokussieroptik 8 in z-Richtung) nach hinten (Grenzfläche mit größter Entfernung von der Fokussieroptik 8 in z-Richtung) identifizieren. Beispielsweise ist bei einer z-Auflösung von beispielsweise 1  $\mu\text{m}$  die dritte Grenzfläche von vorne im Behandlungsbereich die äußere Grenzfläche der vorderen Kapselsackmembran 3.6A, die vierte die innere Grenzfläche dieser Membran 3.6A, die elfte die innere Grenzfläche der hinteren Kapselsackmembran 3.6B und die zwölfte die äußere Grenzfläche dieser Membran 3.6B. Anhand von beispielsweise drei oder mehr Punkten pro Grenzfläche kann die Steuereinheit beispielsweise ein Modell der Augenlinse im Hinblick auf eine minimale Abweichung von den Messwerten anpassen. Das Modell repräsentiert dann Form und Lage der vermessenen Grenzflächen.

Das Modell kann für die Grenzflächen beispielsweise Kugeloberflächen, Ellipsoide oder Kegelschnitte umfassen, die mathematische Anpassung an die gemessenen Rückstreuintensitäten kann beispielsweise durch Verschiebung, Verkipfung, Beschneidung der Grenzen, Vergrößerung oder Dehnung, um eine Zentrierung in Bezug auf die reale Lage der Linse im Raum sowie eine Einhaltung von Sicherheitszonen zu ermöglichen, erfolgen. Das Modell kann insbesondere eine Verkipfung der Augenlinse 3 zur optischen Achse des Systems 1 wiedergeben.

Die Steuereinheit 14 ermittelt dann unter Berücksichtigung der Form und Lage der charakteristischen Grenzfläche(n) Bestrahlungssteuerdaten, nämlich Koordinaten eines Zielvolumens und eine Pulsenergie, in Abhängigkeit des Bestrahlungsziels und bestrahlt das Zielvolumen in Abhängigkeit des Bestrahlungsziels mit einem oder mehreren Laserpulsen.

Das ermittelte Modell kann während der Behandlung aktualisiert werden, um beispielsweise Lageänderungen des okulären Gewebes aufgrund von zwischenzeitlichen Augenbewegungen während der Behandlung zu berücksichtigen. Zweckmäßigerweise werden dann die noch nicht in das okuläre Gewebe übertragenen Bestrahlungssteuerdaten anhand des aktualisierten Modells neu ermittelt.

Mit diesem System kann auch die Cornea 2.1 des Auges 2 laserchirurgisch behandelt werden. Für eine solche Behandlung der Cornea können als Eigenschaften des okulären Gewebes beispielsweise ihre vordere und/oder ihre hintere Grenzfläche zur Dickenermittlung und als Bezugsfläche(n) identifiziert und ein entsprechendes Modell daran angepasst werden.

**Fig. 3** zeigt eine in zwei unterschiedliche Zustände schaltbare Fixiervorrichtung 17, die beispielsweise in Verbindung mit einer Laservorrichtung 1 gemäß Fig. 2 verwendbar ist, in schematischer Darstellung. In Teilfigur 3A ist der erste Zustand dargestellt, der zum Erzeugen von Inzisionen Q in der Cornea 2.1 mittels des Lasers 4 vorgesehen ist. In Teilfigur 3B ist der zweite Zustand dargestellt, der zum Einführen von Sonden oder chirurgischen Instrumenten durch die zuvor erzeugten Inzisionen Q vorgesehen ist.

Die Fixiervorrichtung 17 umfasst einen im Grundsatz bekannten Ansaugring als Saugvorrichtung 17.1, der jedoch durch beispielsweise zwei Unterbrechungen 17.2 einer Breite von jeweils beispielsweise 5 mm nur partiell ausgebildet ist. Er umgibt eine im Grundsatz bekannte Scheibe 17.3, die jedoch am Rand beispielsweise eine mit beiden Unterbrechungen 17.2 korrespondierende Ausnehmung 17.4 aufweist. Zum Umschalten zwischen den beiden Zuständen ist die Scheibe 17.3 relativ zur Saugvorrichtung 17.1 beweglich, beispielsweise drehbar und/oder axial beweglich.

Im zweiten Zustand sind die Inzisionen Q durch die Unterbrechungen 17.2 und die Ausnehmung 17.4 mechanisch zugänglich.

Die Scheibe 17.3 kann beispielsweise beidseitig plan sein, um die Cornea 2.1 im angesaugten Zustand zu applanieren. Anstelle der gezeigten Anordnung der Unterbrechungen 17.2 und Ausnehmungen 17.4 können diese beispielsweise auch jeweils diametral gegenüberliegend angeordnet sein. Es können auch Ausführungsformen mit nur einer Unterbrechung 17.2 und nur einer Ausnehmung 17.4 oder mit jeweils drei oder mehr davon realisiert werden. Vorzugsweise besitzt die Halterung für den (partiellen) Saugring 17.1 mechanische Führungseinrichtungen für die chirurgischen Instrumente. Wenn in den Unterbrechungen 17.2 flüssigkeitsdichte an sich bekannte Durchlässe (nicht abgebildet) für Sonden und chirurgische Instrumente angeordnet sind und die Saugvorrichtung 17.1 gegenüber der Scheibe 17.3 zum Auge hin vorspringt, kann der durch den Vorsprung entstehende Zwischenraum mit Wasser oder einer ähnlichen physiologisch verträglichen Flüssigkeit gefüllt werden. Alternativ kann der Zwischenraum als Luftspalt genutzt werden, Durchlässe werden dann nicht benötigt.

Idealerweise wird die Fixiervorrichtung 17 so am Auge 2 positioniert, dass die Grenzlinie zwischen der Saugvorrichtung 17.1 und der Scheibe 17.3 etwa entlang des Limbus L liegt.

Zur Prophylaxe oder Behandlung von PCO führt die Steuereinheit 14 beispielsweise das in **Fig. 4A** dargestellte Betriebsverfahren gemäß dem ersten Aspekt der Erfindung durch. Dabei wird derselbe Laser 4 für die Beleuchtung während der Detektionsphase (Navigationsphase) und der Bestrahlung während der Behandlungsphase verwendet. In anderen Ausführungsformen (nicht abgebildet) kann zur Navigation ein anderer Laser verwendet werden als zur Behandlung.

Unter Verwendung des angepassten Modells wird gemäß einem eigentlichen Behandlungsziel, hier beispielsweise der PCO-Prophylaxe durch Reduzierung von LEC, eine Menge von diskreten Zielvolumina V ermittelt, von denen aus akustische Druckwellen zur vorderen Kapselsackmembran 3.6A laufen. Die Koordinaten der Zielvolumina V werden zu diesen Zweck beispielsweise so ermittelt, dass sie eine

konstante Entfernung von der inneren Grenzfläche der vorderen Kapselsackmembran 3.6A aufweisen. Aus den Koordinaten der Zielvolumina V werden dann Bestrahlungssteuerdaten ermittelt. Die Bestrahlungssteuerdaten umfassen beispielsweise Ansteuersignale für die x- und y-Achsen der Ablenkeinheit 7 beziehungsweise für die interne z-Fokussierung und für die Laserstrahlquelle und den Leistungsmodulator 16 sowie für den Pulswähler 18.

Unmittelbar anschließend an die Erstellung der Bestrahlungssteuerdaten wird der eigentliche laserchirurgische Eingriff bei Therapie-Strahlungsleistung anhand der Bestrahlungssteuerdaten durchgeführt. Dabei wird beispielsweise durch die Laserstrahlung bei einer Pulsfrequenz von 100 kHz bis 1 MHz und einer Pulslänge von weniger als 1 ps, insbesondere von 300 fs, in jedem Zielvolumen V eine Photodisruptionsblase (Kavitationsblase) mit einer Pulsenergie von vorzugsweise maximal 0,5  $\mu$ J erzeugt. Von jeder Blase geht eine Druckwelle aus. Die konstante Entfernung von der inneren Grenzfläche der vorderen Membran 3.6A wird so vorgegeben, dass die Druckwelle bei der vorgegebenen Pulsenergie bis zu der vorderen Membran 3.6A läuft ohne diese zu zerreißen.

Durch den identischen Strahlengang für Analyse und Therapie ist das System 1 hinsichtlich der Betrachtungsposition selbstkalibrierend. Da die Bestrahlungssteuerdaten anhand der mit dem identischen Strahlengang ermittelten Informationen über Form/Struktur/Lage der Linse bestimmt werden, ist die Therapie mit hoher Genauigkeit möglich.

Dieses Verfahren kann auch mit einem Kurzpuls-Laser als Laser 4 durchgeführt werden. Der konstante Abstand ist dann aufgrund der größeren Pulsenergie entsprechend größer. Beispielsweise wird eine Pulslänge von 0,5 ns bis 10 ns bei einer Pulsenergie von 0,5 mJ bis 10 mJ bei einer Wellenlänge von 1064 nm zum Erzeugen von Photodisruptionen verwendet.

**Fig. 4B** zeigt schematisch die Erzeugung unterschiedlicher Kavitationsblasen mit unterschiedlichen Lasern 4. Ein fs-Laser erzeugt im Zielvolumen  $V_1$  die kleinste Blase, beispielsweise mit einem Durchmesser von 10  $\mu$ m, mit geringsten Nebenwirkungen. Ein ps-Laser erzeugt im Zielvolumen  $V_2$  eine Blase mittlerer

Größe, beispielsweise mit einem Durchmesser von 60  $\mu\text{m}$ , mit geringen Nebenwirkungen. Ein ns-Laser erzeugt im Zielvolumen  $V_3$  eine große Blase, beispielsweise mit einem Durchmesser von 300  $\mu\text{m}$ , mit entsprechend starker Druckwelle. Entsprechend muss der Abstand des jeweiligen Zielvolumens  $V_{1/2/3}$  von der betreffenden Membran 3.6A/B bei größerem Zielvolumen  $V_{1/2/3}$  (also größerer Blase) größer sein. Im Falle von fs-Pulsen beträgt der Abstand vorzugsweise Null, das Zentrum aller Zielvolumina  $V_1$  liegt dann jeweils einen Radius des jeweiligen Zielvolumens  $V_1$ , im gezeigten Beispiel also 5  $\mu\text{m}$ , von der betreffenden Membran 3.6A/B entfernt. Im Falle von ns-Pulsen muss der Abstand deutlich größer sein als in der Zeichnung angedeutet ist, um Risse in der Membran 3.6A/B zu vermeiden.

Zur Prophylaxe von PCO führt die Steuereinheit 14 beispielsweise das in **Fig. 5A** dargestellte Betriebsverfahren gemäß dem zweiten Aspekt der Erfindung durch. Das Schneiden der Strömungslöcher Z in der vorderen Membran 3.6A erfordert als Puls-Laser 4 einen Ultrakurzpuls-Laser.

Als Ergebnis liegen nach dem Entfernen des perforierten Gewebes die in **Fig. 5B** schematisch dargestellten Strömungslöcher Z abseits der Sehachsendurchstoßstrecke S vor. Sie liegen am Rand des durch die Iris 2.2 zugänglichen Bereichs der vorderen Kapselsackmembran 3.6A im Bereich der Haptik H der implantierten IOL. Die Strömungslöcher Z weisen beispielsweise jeweils einen Durchmesser von 0,25 mm bis 0,75 mm auf.

Auch das Schneiden der anterioren Kapsulotomieöffnung K kann mittels des Ultrakurzpuls-Lasers 4 erfolgen. Sie weist beispielsweise einen Durchmesser von 4 mm bis 6 mm auf und umfasst die Sehachsendurchstoßstrecke S der vorderen Membran 3.6A. Ebenfalls in diesem Größenbereich kann mittels des Lasers 4 eine posteriore Kapsulotomie K erzeugt werden (fällt in der Parallelprojektion beispielsweise mit der Projektion der anterioren Kapsulotomie K zusammen).

Zur Prophylaxe oder Behandlung von PCO führt die Steuereinheit 14 beispielsweise das in **Fig. 6** dargestellte Betriebsverfahren gemäß dem dritten Aspekt der Erfindung durch. Das hochgenaue, nebenwirkungsarme Schneiden einer zentralen

Kapsulotomie in der hinteren Membran 3.6B erfordert als Puls-Laser 4 einen Ultrakurzpuls-Laser. Gegenüber dem konventionellen Nd:YAG-Kurzpuls-Laser ergibt sich mit einem Ultrakurzpuls-Laser, insbesondere einem fs-Laser oder einem ps-Laser, eine schonendere Behandlung aufgrund der geringeren Disruptionsenergien, die sich von einigen mJ auf wenige  $\mu$ J reduzieren. Während bei konventionellen Nd:YAG-Disruptionslasern der Fokus hinter die hintere Kapselsackmembran 3.6B gelegt wird, um mit der akustischen Schockwelle die Membran zu zerstören und die bereits eingesetzte Kunstlinse zu schützen, wird mit Hilfe des hochrepetierenden Ultrakurzpuls-Lasers und der gekoppelten Navigation die Fokussierung auf oder in unmittelbarer Nähe der Membran erfolgen. Auf diese Weise kann ein zentraler Teil der hinteren Kapselsackmembran 3.6B präzise ausgeschnitten werden ohne umliegendes Gewebe zu schädigen. Gegebenenfalls können nach dem Perforieren durch einige wenige energiereichere Laserpulse, insbesondere von einem zusätzlichen Kurzpuls-Laser, definiert lokale Druckwellen erzeugt werden, falls der ausgeschnittene Membranabschnitt durch Adhäsion an seiner alten Position gehalten wird und sich daher nicht sofort von allein aus der Sehachse entfernt. Die erforderlichen Druckwellen sind in diesem Fall jedoch so gering, dass nur eine Dislokation, nicht aber eine Abtrennung von Kapselsackgewebe erfolgt. Vorteilhafterweise erfolgt die Bestrahlung unmittelbar nach der IOL-Implantation.

Besonders vorteilhaft ist eine Integration eines oder mehrerer der Aspekte der Erfindung in den Ablauf einer Katarakt-Operation. Vorzugsweise erfolgen dann alle Abläufe der Katarakt-OP und der PCO-Prophylaxe mit einer Laservorrichtung 1 derart, dass das Auge 2 nur einmal an die Laservorrichtung 1 angekoppelt wird, so dass alle Abläufe innerhalb einer Sitzung abgeschlossen sind. Zum Ankoppeln des Auges wird dann vorzugsweise eine Fixiervorrichtung 17 wie zu Fig. 3 beschrieben verwendet.

**Fig. 7** zeigt den Ablauf einer beispielhaften Katarakt-Operation mit integrierter LEC-Ablösung als PCO-Prophylaxe. Der unterbrochen umrandete, an sich bekannte Arbeitsgang ist optional. Die Implantation der IOL durch den Arzt kann entweder vor oder nach dem Abkoppeln des Auges 2 von der Fixiervorrichtung 17 erfolgen.

**Fig. 8** zeigt den Ablauf einer beispielhaften Katarakt-Operation mit integrierter LEC-Ablösung als PCO-Prophylaxe mit integrierter posteriorer Kapsulotomie als PCO-Prophylaxe. Der unterbrochen umrandete, an sich bekannte Arbeitsgang ist optional. Die Implantation der IOL durch den Arzt erfolgt hier beispielsweise bei angekoppeltem Auge 2 noch vor dem Schneiden der posterioren Kapsulotomie mittels des Ultrakurzpuls-Lasers.

In **Fig. 9** ist eine alternative Laservorrichtung 1 dargestellt, welche OCT-Messmittel 12 mit Messmitteln 11/12' zur konfokalen Detektion kombiniert. Die Laservorrichtung 1 weist wie in Fig. 1 im Behandlungsstrahlengang B einen gepulsten TiSa-Infrarot-Laser als Puls-Laser 4 auf. Die Laservorrichtung 1 weist darüber hinaus einen Polarisationsstrahlteiler 5 und ein optisches Phasenverzögerungssystem 9 auf sowie einen Umlenkspiegel 10, eine konfokale Aperturblende 11 und einen Detektor 12 mit Verstärker 13, die einen ausgekoppelten Detektionsstrahlengang D bilden. In den Behandlungsstrahlengang B ist ein Abschwächer 15 einklappbar. Er dient zur Umschaltung zwischen einer Bildaufnahme-Strahlungsleistung und einer Behandlungs-Strahlungsleistung. Die Bildaufnahme-Strahlungsleistung wird mit in den Behandlungsstrahlengang B eingeklapptem Abschwächer 15 erzielt, die Behandlungs-Strahlungsleistung ohne Abschwächer 15. Das optische Phasenverzögerungssystem 9 ist beispielsweise als  $\lambda/4$ -Platte ausgebildet, die einen Abschluss des Lasersystems bildet.

Der Detektor 12 ist beispielsweise als Photomultiplier oder als APD ausgebildet, da die aufzunehmenden Strahlungsintensitäten niedrig sind. Der Verstärker 13 ist als Lock-In-Verstärker ausgebildet und sowohl mit dem Detektor 12 als auch mit dem Laser 4 verbunden. Der Laser 4 ist intern mit einem Pulswähler 18 zur Erzeugung zeitlich variabler Abstände zwischen aufeinanderfolgenden Laserpulsen ausgestattet. Die Steuereinheit 14 kann die zeitlichen Abstände über entsprechende Steuersignale einstellen. Das optische Phasenverzögerungssystem 9 bewirkt dabei eine definierte Veränderung der Polarisationsrichtung der hindurchfallenden Strahlung.

Zur Funktion der konfokalen Detektion wird auf WO2009/146906 A2 verwiesen, deren Offenbarungsgehalt hier soweit als möglich einbezogen wird. Da es an Grenzflächen zu einer signifikant erhöhten Rückstreuung kommt, kann die

Steuereinheit 14 die Lage und Form von Grenzflächen aus den detektierten Intensitäten mit geringem Aufwand ermitteln. Bei vollständiger Vermessung des potentiellen Behandlungsbereichs, beispielsweise begrenzt auf physiologisch noch sinnvolle Abmessungen, kann die Steuereinheit 14 die unterschiedlichen Grenzflächen innerhalb jeder x-z-Ebene oder y-z-Ebene beispielsweise durch einfaches Durchnummerieren von vorne (Grenzfläche mit kleinster Entfernung von der Fokussieroptik 8 in z-Richtung) nach hinten (Grenzfläche mit größter Entfernung von der Fokussieroptik 8 in z-Richtung) identifizieren. Anhand von beispielsweise drei oder mehr Punkten pro Grenzfläche kann die Steuereinheit beispielsweise ein Modell der Augenlinse im Hinblick auf eine minimale Abweichung von den Messwerten anpassen. Das Modell repräsentiert dann Form und Lage der vermessenen Grenzflächen.

Das ermittelte Modell kann während der Behandlung aktualisiert werden, um beispielsweise Lageänderungen des okulären Gewebes aufgrund von zwischenzeitlichen Augenbewegungen während der Behandlung zu berücksichtigen. Hierzu wird der Abschwächer 15 vorübergehend wieder in den Beleuchtungsstrahlengang B geklappt. Zweckmäßigerweise werden dann die noch nicht in das okuläre Gewebe übertragenen Bestrahlungssteuerdaten anhand des aktualisierten Modells neu ermittelt.

In **Fig. 10** ist eine beispielhafte Abtastkurve für die konfokale Detektion in Form räumlich versetzter Achten gezeigt, die als Lissajous-Figur mittels der Abtasteinheit 7 und z-Fokussierung realisiert werden kann. Sie hat den Vorteil, dass in kurzer Zeit repräsentative Daten für die Rekonstruktion eines Grenzflächenmodells (oder eines Modells der Cornea) mit hoher Genauigkeit ermittelt werden können.

Bezugszeichenliste

- 1 Ophthalmologische Laservorrichtung
- 2 Auge
  - 2.1 Cornea
  - 2.2 Iris
  - 2.3 Glaskörper
  - 2.4 Retina
- 3 Augenlinse
  - 3.1 Embryonalkern
  - 3.2 Fetalkern
  - 3.3 Adultkern
  - 3.4 Rinde
  - 3.5 Äquatorialer Kernbogen
  - 3.6 Kapselsack
    - 3.6A Vordere Membran
    - 3.6B Hintere Membran
    - 3.6C Äquator
  - 3.8 Zonulalamelle
  - 3.9 Zonulafaser
  - 3.10 Linsenepithelzellen
- 4 Puls-Laser
- 5 Strahlteiler
- 5' Polarisationsstrahlteiler
- 6 Scanoptik
- 7 Scannereinheit
- 8 Fokussieroptik
- 9 Optisches Phasenverzögerungssystem
- 10 Umlenkspiegel
- 11 Konfokale Aperturblende
- 12 OCT
- 12' Detektor
- 13 Verstärker
- 14 Steuereinheit

- 15    Abschwächer
- 16    Modulator
- 17    Fixiervorrichtung
- 17.1    Saugvorrichtung
- 17.2    Unterbrechung
- 17.3    Scheibe
- 17.4    Ausnehmung
- 18    Pulswähler
  
- B    Behandlungsstrahlengang
- D    Detektionsstrahlengang
- L    Licht
- V    Zielvolumen
- IOL    Intraokularlinse
- H    Haptik
- K    Kapsulotomieöffnung
- Z    Zirkulationsöffnung

Patentansprüche

1. Ophthalmologische Laservorrichtung (1) mit einem Puls-Laser (4), dessen Strahlung längs eines Behandlungsstrahlengangs (B), der eine variabel einstellbare Strahl-Ablenkeinheit (7) und eine Fokussieroptik (8) umfasst, mittels der Ablenkeinheit (7) innerhalb eines Behandlungsbereichs in unterschiedliche Zielvolumina (V) fokussierbar ist, und Messmitteln (12, 11/12') zum Ermitteln von Form und Lage optischer Grenzflächen längs eines Detektionsstrahlengangs (D) sowie einer Steuereinheit (14) zur Steuerung des Lasers (4) und der Ablenkeinheit (7), **dadurch gekennzeichnet**, dass die Steuereinheit (14) dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:
  - Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche einer Membran (3.6A/B) eines Kapselsacks (3.6) eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges (2) mittels der Messmittel (12, 11/12'),
  - Ermitteln von Koordinaten eines Zielvolumens (V) derart, dass bei Bestrahlung des Zielvolumens (V) mit einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie eine Druckwelle von dem Zielvolumen (V) zumindest bis zu der vorderen oder hinteren Membran (3.6A/B) läuft ohne diese zu zerreißen,
  - Einstellen der Ablenkeinheit (7) auf das ermittelte Zielvolumen und Bestrahlen des Zielvolumens (V) mit mindestens einem Laserpuls der vorgegebenen Pulsenergie mittels des Lasers (4).
2. Laservorrichtung (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei der mindestens eine Laserpuls eine derartige Dauer und/oder eine derartige Energie aufweist, dass in im Zielvolumen (V) befindlichem Gewebe
  - eine Photodisruption auftritt und die Druckwelle auslöst oder
  - eine photodisruptionsfreie nichtlineare Wechselwirkung auftritt, die Zellen oder Moleküle von einer Membran ablöst oder deaktiviert.
3. Laservorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuereinheit (14) die Koordinaten des Zielvolumens (V) derart ermittelt, dass es vollständig im Innenraum des Kapselsacks (3.6) liegt.

4. Ophthalmologische Laservorrichtung (1) mit einem Ultrakurzpuls-Laser (4), dessen Strahlung längs eines Behandlungsstrahlengangs (B), der eine variabel einstellbare Strahl-Ablenkeinheit (7) und eine Fokussieroptik (8) umfasst, mittels der Ablenkeinheit (7) innerhalb eines Behandlungsbereichs in unterschiedliche Zielvolumina fokussierbar ist, und Messmitteln (12, 11/12') zum Ermitteln von Form und Lage optischer Grenzflächen längs eines Detektionsstrahlengangs (D) sowie einer Steuereinheit (14) zur Steuerung des Lasers (4) und der Ablenkeinheit (7), insbesondere nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Steuereinheit (14) dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:
- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche einer vorderen Membran (3.6A) eines Kapselsacks (3.6) eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges (2) mittels der Messmittel (12, 11/12'),
  - Ermitteln von Koordinaten mehrerer Zielvolumina (V) derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der vorderen Membran (3.6A) liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina (V) mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie ein Rand eines Gebietes (Z) der vorderen Membran (3.6A) photodisruptiv perforiert wird, wobei dieses Gebiet (Z) abseits einer Sehachsendurchstoßstrecke (S) der vorderen Membran (3.6A) liegt,
  - Für jedes der Zielvolumina: Einstellen der Ablenkeinheit (7) auf das Zielvolumen und Bestrahlen des Zielvolumens mit mindestens einem Laserpuls der vorgegebenen Pulsenergie mittels des Pulslasers (4).
5. Laservorrichtung (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Steuereinheit (14) eingerichtet ist zum Ermitteln von Koordinaten mehrerer unterschiedlicher Zielvolumina (V) und sukzessiven Einstellen der Ablenkeinheit auf diese und Bestrahlen dieser Zielvolumina (V) derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der vorderen Membran (3.6A) liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina (V) mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie Ränder mehrerer Gebiete (Z) der vorderen Membran (3.6A) photodisruptiv perforiert werden, wobei diese Gebiete (Z) abseits eines Sehachsendurchstoßpunkts (S) der vorderen Membran (3.6A) liegen.
6. Ophthalmologische Laservorrichtung (1) mit mindestens einem Ultrakurzpuls-Laser (4), dessen Strahlung längs eines Behandlungsstrahlengangs (B), der eine

variabel einstellbare Strahl-Ablenkeinheit (7) und eine Fokussieroptik (8) umfasst, mittels der Ablenkeinheit (7) innerhalb eines Behandlungsbereichs in unterschiedliche Zielvolumina fokussierbar ist, und Messmitteln (12, 11/12') zum Ermitteln von Form und Lage optischer Grenzflächen längs eines Detektionsstrahlengangs (D) sowie einer Steuereinheit (14) zur Steuerung des Lasers (4) und der Ablenkeinheit (7), insbesondere nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Steuereinheit (14) dazu eingerichtet ist, folgende Schritte auszuführen:

- Ermitteln von Form und Lage mindestens einer Grenzfläche einer hinteren Membran (3.6B) eines Kapselsacks (3.6) eines im Behandlungsbereich angeordneten Auges (2) mittels der Messmittel (12, 11/12'),
- Ermitteln von Koordinaten mehrerer Zielvolumina (V) derart, dass diese jeweils zumindest teilweise in der hinteren Membran (3.6B) liegen und bei Bestrahlung der Zielvolumina (V) mit jeweils mindestens einem Laserpuls vorgegebener Pulsenergie ein Rand eines Gebietes (K) der hinteren Membran (3.6B) photodisruptiv perforiert wird, wobei dieses Gebiet (K) um eine Sehachsendurchstoßstrecke (S) der hinteren Membran (3.6B) liegt,
- Für jedes der Zielvolumina (V): Einstellen der Ablenkeinheit (7) auf das Zielvolumen (V) und Bestrahlen des Zielvolumens (V) mit mindestens einem Laserpuls mittels des Pulslasers (4) der vorgegebenen Pulsenergie.

7. Laservorrichtung (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, zusätzlich umfassend einen Kurzpuls-Laser, wobei die Steuereinheit (14) zusätzlich eingerichtet ist zum Ermitteln von Koordinaten eines Zielvolumens (V) im Bereich des perforierten Gebietes (K) derart, dass bei Bestrahlung dieses Zielvolumens (V) mit mindestens einem Laserpuls vorgegebener Kurzpuls-Energie mit dem Kurzpuls-Laser Gewebe aus dem perforierten Gebiet (K) disloziert wird.
8. Laservorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Steuereinheit (14) eingerichtet ist, die Koordinaten des Zielvolumens (V) anhand der ermittelten Form und Lage mindestens einer der Grenzflächen zu ermitteln, insbesondere relativ zu der Grenzfläche der Membran (3.6A/B) zu ermitteln, insbesondere in Abhängigkeit von einem prognostizierten Durchmesser des

Zielvolumens (V) zu ermitteln und insbesondere in einem vorgegebenen Abstand zu der Grenzfläche zu ermitteln.

9. Laservorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, umfassend eine Fixiervorrichtung (17) zum lösbaren Fixieren einer Lage des Auges (2) relativ zu der Fokussieroptik (8), wobei die Steuereinheit (14) eingerichtet ist, das Auge (2) vor dem ersten Ermitteln von Form und Lage der Grenzfläche(n) (3.6A/B) mittels der Fixiervorrichtung (17) zu fixieren und die Fixierung erst nach dem letzten Bestrahlen eines Zielvolumens (V) zu lösen.
10. Laservorrichtung (1) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Steuereinheit (14) eingerichtet ist, nach dem Fixieren und vor dem Lösen der Fixierung mindestens einen der folgenden zusätzlichen Schnitte mittels des Lasers (4) oder eines zusätzlichen Lasers durchzuführen:
  - Kapsulorhexisschnitte in einer vorderen Kapselsackmembran (3.6A),
  - Fragmentierungsschnitte in einer Linse (3),
  - korneale Zugangsschnitte,
  - limbale Relaxationsschnitte.
11. Laservorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Behandlungsstrahlengang als Freistrahl durch eine Cornea (2.1) und eine Pupille (2.2) des Auges (2) verläuft.
12. Laservorrichtung (1) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, umfassend einen Ultrakurzpulslaser und einen Kurzpulslaser, wobei die Strahlen dieser beiden Laser im Behandlungsstrahlengang (B) teilweise koaxial verlaufen.
13. Laservorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, die zwischen einer Emission mit Bildaufnahme-Strahlungsleistung und einer Emission mit Behandlungs-Strahlungsleistung umschaltbar ist, wobei die Steuereinheit eingerichtet ist zum
  - Einstellen der Emission mit Bildaufnahme-Strahlungsleistung zum Ermitteln von Form und Lage der mindestens einen Grenzfläche und

- Einstellen der Emission mit Behandlungs-Strahlungsleistung zum Bestrahlen des Zielvolumens oder mehrerer Zielvolumina.

14. Fixiervorrichtung (17) für ein Auge (2), umfassend eine Saugvorrichtung (17.1) und eine Scheibe (17.3) zur Transmission von Laserstrahlung, wobei die Saugvorrichtung die Scheibe umgibt, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Saugvorrichtung an mindestens einer Stelle, vorzugsweise an zwei Stellen, unterbrochen ist, wobei vorzugsweise die mindestens eine Unterbrechung (17.2) zum Hindurchführen einer Saugspülvorrichtung für Linsenfragmente ausgebildet ist, insbesondere mit Ausbildung der Unterbrechung (17.2) zum Hindurchführen einer Phakoemulsifikationssonde.
15. Fixiervorrichtung (17) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Scheibe (17.3) an ihrem Rand mindestens eine mit der Unterbrechung (17.2) korrespondierende Ausnehmung (17.4) zur Durchführung der Saugspülvorrichtung aufweist, insbesondere mit relativer Beweglichkeit der Scheibe gegenüber der Saugvorrichtung.
16. Fixiervorrichtung (17) nach Anspruch 14 oder 15, wobei die Saugvorrichtung (17.1) auf einer dem Auge zugewandten Seite der Scheibe gegenüber der Scheibe (17.3) vorspringt, insbesondere soweit, dass durch die Unterbrechung (17.2) eine Saugspülvorrichtung zu einer im Bereich der Scheibe liegenden Inzision führbar ist.
17. Fixiervorrichtung (17) nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei in der Unterbrechung (17.2) ein Durchlass, insbesondere zum Hindurchführen einer Saugspülvorrichtung für Linsenfragmente, insbesondere zum Hindurchführen einer Phakoemulsifikationssonde, so angeordnet ist, dass die Saugvorrichtung (17.1) und der Durchlass gemeinsam einen durch den Vorsprung mit der Scheibe und dem Auge eingeschlossenen Raum flüssigkeitsdicht gegenüber einer Umgebung der Fixiervorrichtung (17) abschließen.

18. Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz, wobei mittels eines Kurzpuls-Lasers oder eines Ultrakurzpuls-Lasers ein Zielvolumen (V) durch mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt wird, dass von dem Zielvolumen (V) mindestens eine Druckwelle ausgeht und auf mindestens eine Membran (3.6A/B) des Kapselsacks (3.6) eines Auges (2) trifft ohne diese zu zerreißen (wobei die Membran (3.6A/B) rissfrei bleibt), insbesondere mit Lage des Zielvolumens vollständig in einem Innenraum des Kapselsacks (3.6).
19. Verfahren nach dem vorhergehenden Anspruch, wobei die Druckwelle auf die vordere und/oder die hintere Kapselsackmembran (3.6A/B) trifft, insbesondere im Bereich eines Äquators (3.6C) des Kapselsacks (3.6) auf die Kapselsackmembran (3.6A/B) trifft.
20. Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz, wobei mittels eines Ultrakurzpuls-Lasers mehrere Zielvolumina (V), die jeweils zumindest teilweise in einer hinteren Membran (3.6B) eines Kapselsacks (3.6) eines Auges (2) liegen, durch jeweils mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt werden, dass ein Gebiet (K) der hinteren Membran (3.6B), das um eine Sehachsendurchstoßstrecke (S) dieser Membran (3.6B) liegt, entlang seines Umfangs teilweise oder vollständig perforiert wird.
21. Verfahren zur Prophylaxe von Kapselsackrückwandintransparenz, wobei mittels eines Ultrakurzpuls-Lasers mehrere Zielvolumina (V), die jeweils zumindest teilweise in einer vorderen Membran (3.6A) eines Kapselsacks (3.6) eines Auges (2) liegen, durch jeweils mindestens einen Laserpuls derart bestrahlt werden, dass ein Gebiet (Z) der vorderen Membran (3.6A), das abseits einer Sehachsendurchstoßstrecke (S) dieser Membran (3.6A) liegt, entlang seines Umfangs teilweise oder vollständig perforiert wird, insbesondere mit Perforierung weiterer solcher Gebiete (Z).
22. Verfahren nach Anspruch 20 oder 21, wobei die unterschiedlichen Gebiete auf einer geschlossenen Kurve liegen, insbesondere auf einem Ring.

23. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei die Bestrahlung durchgeführt wird, während in dem Innenraum eine natürliche Augenlinse angeordnet ist.
24. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei die Bestrahlung durchgeführt wird, während in dem Innenraum eine künstliche Augenlinse angeordnet ist.
25. Verfahren nach einem der vorhergehenden Verfahrensansprüche, wobei vor dem Bestrahlen eine Form und eine Lage mindestens einer Grenzfläche einer Membran (3.6A/B) des Kapselsacks (3.6) ermittelt und ein Ort des Zielvolumens (V) anhand der Form und der Lage der Grenzfläche ermittelt wird.

1 / 11

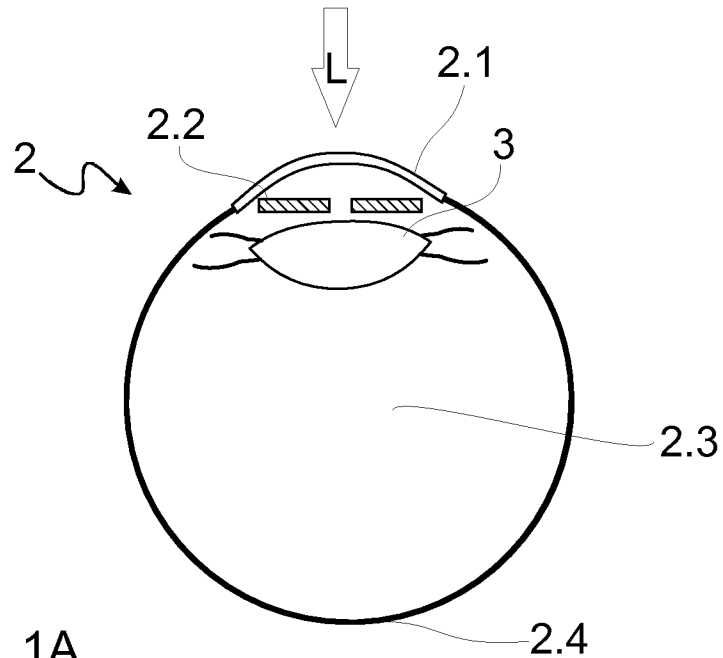


Fig. 1A

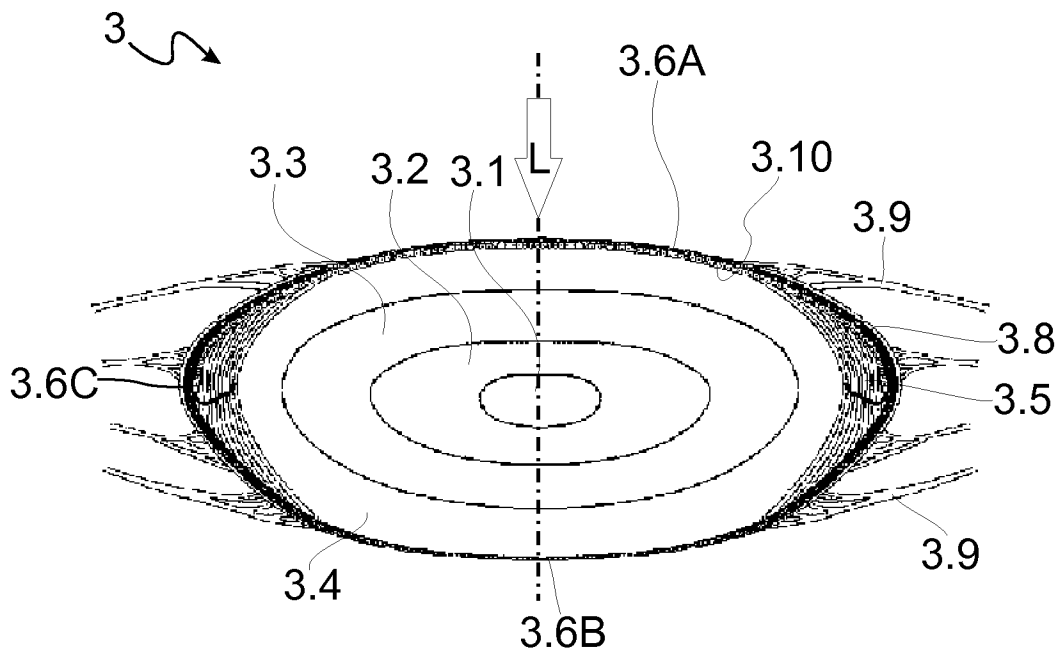
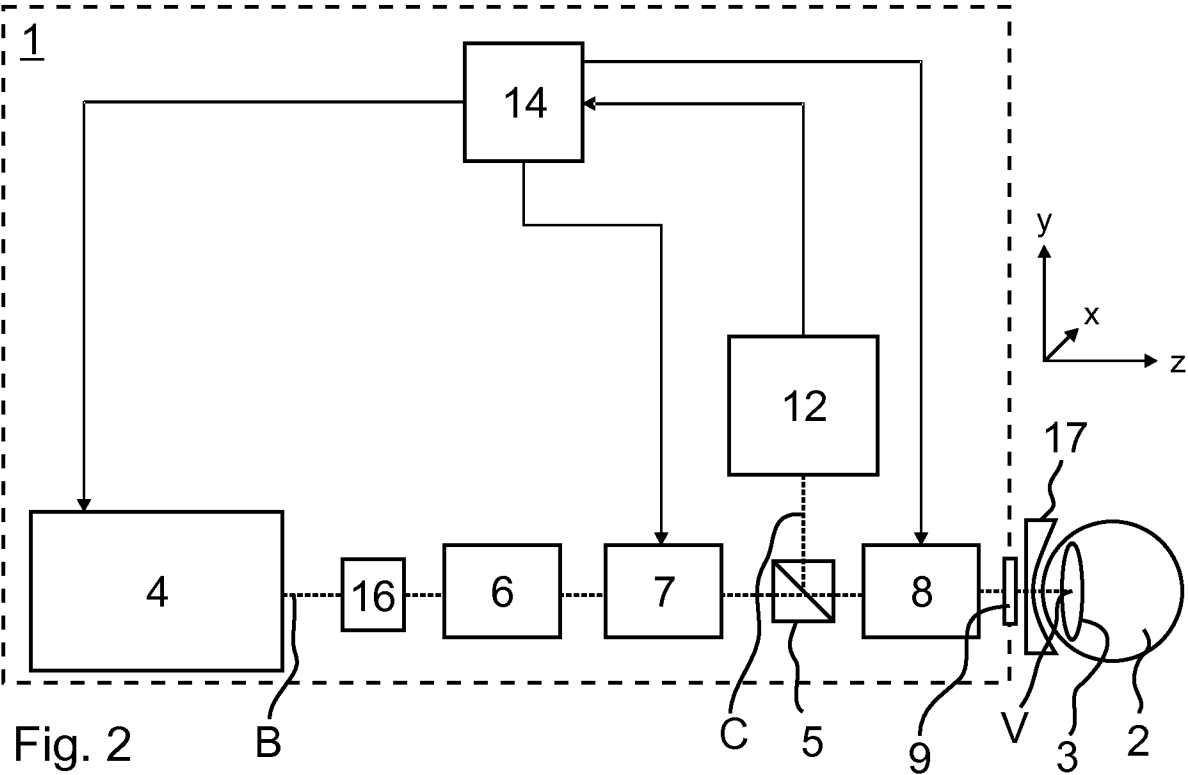


Fig. 1B



3 / 11

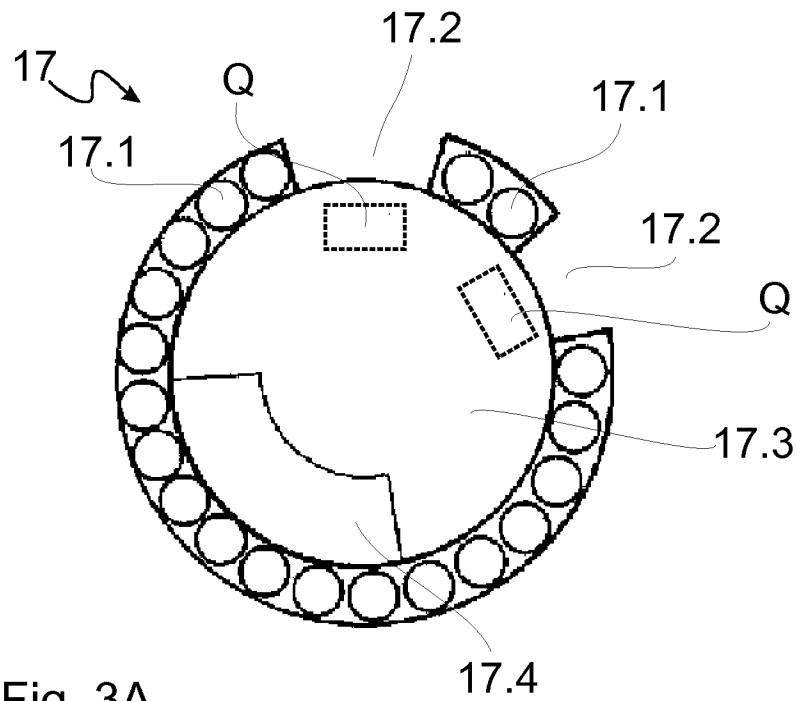


Fig. 3A

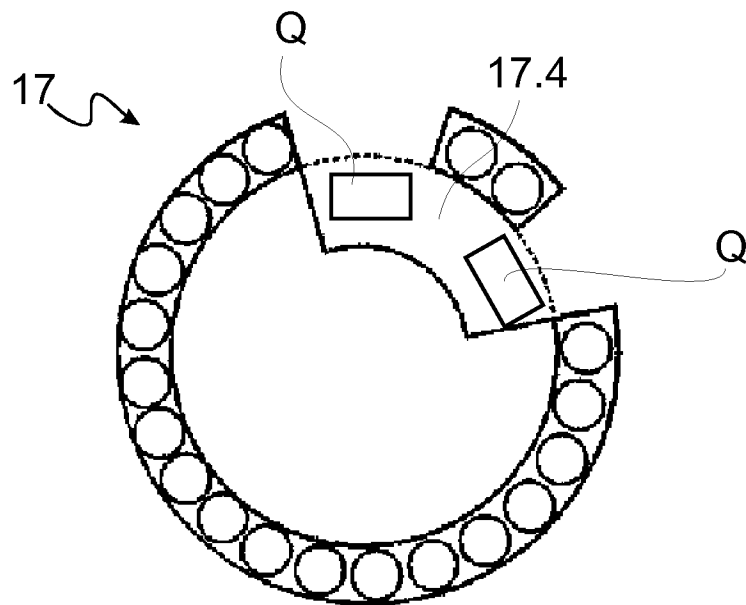


Fig. 3B

4 / 11

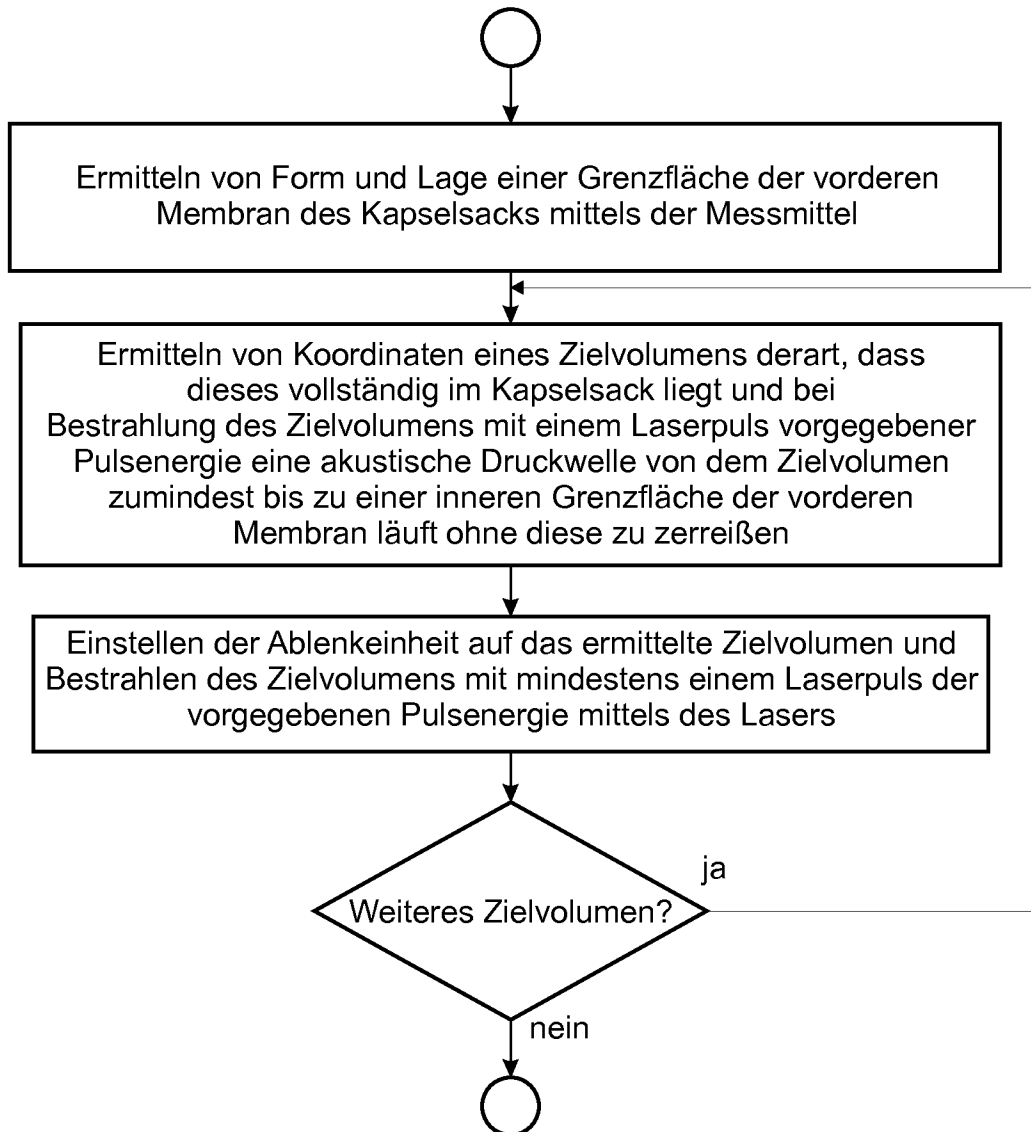


Fig. 4A

5 / 11

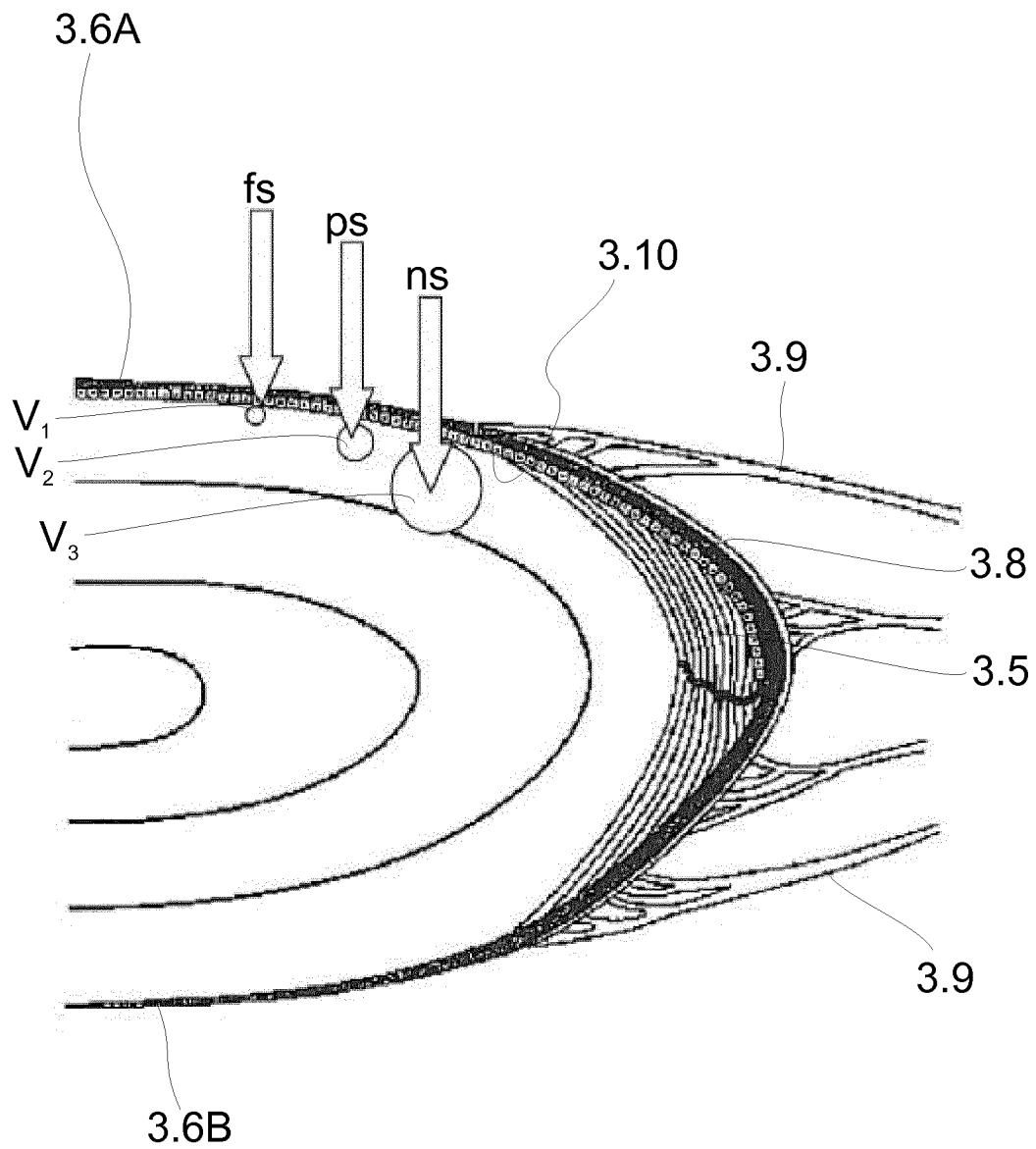


Fig. 4B

6 / 11

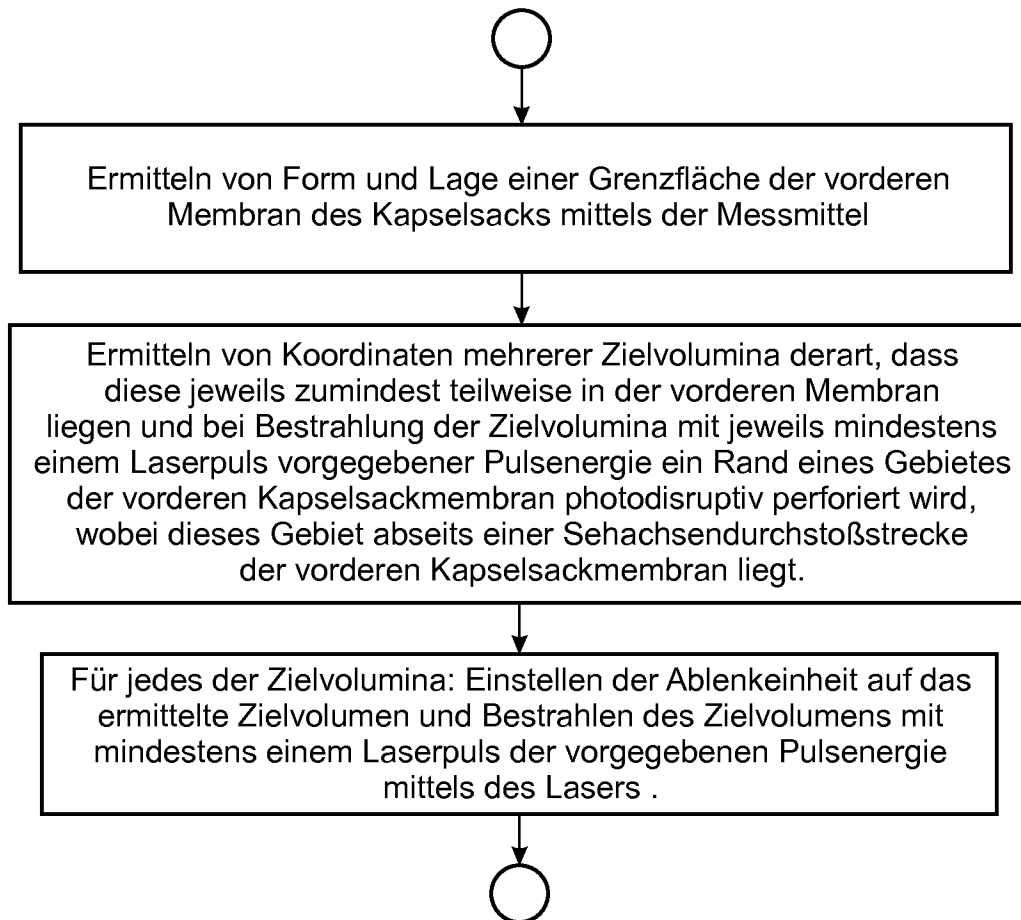


Fig. 5A

7 / 11

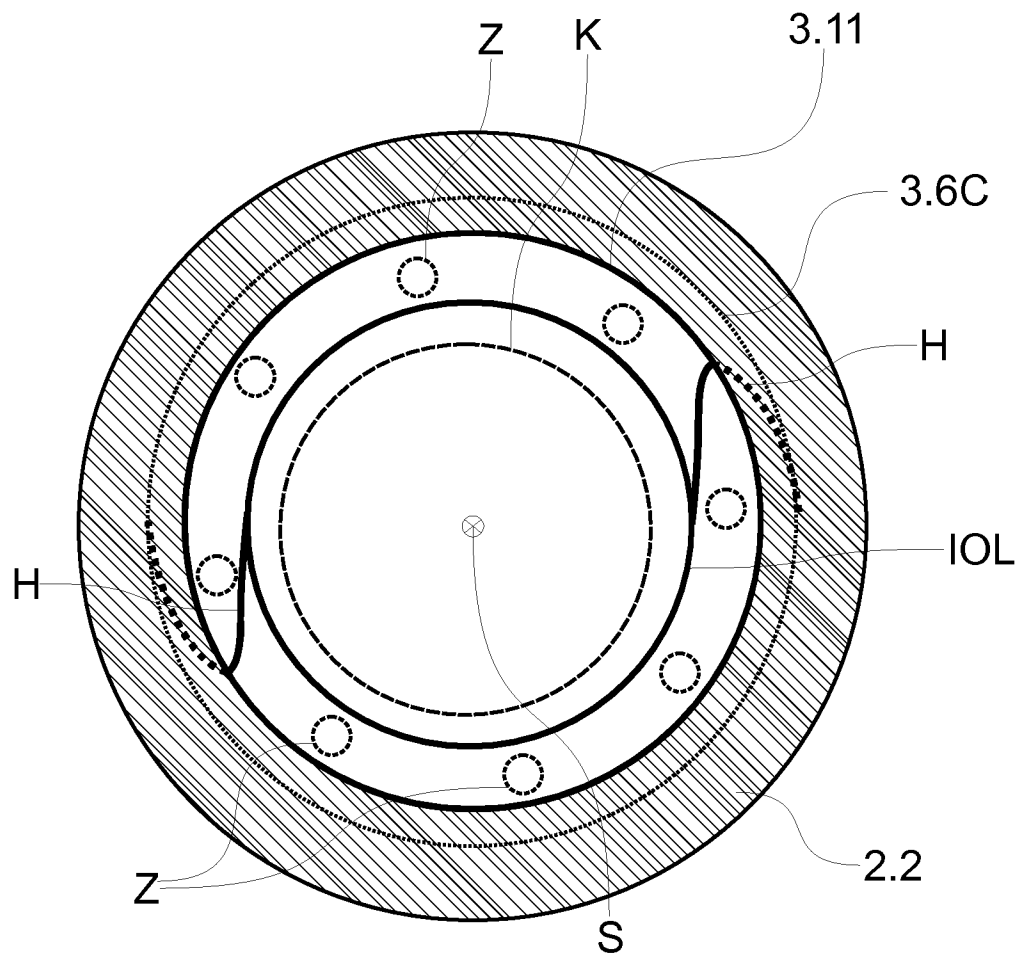


Fig. 5B

8 / 11

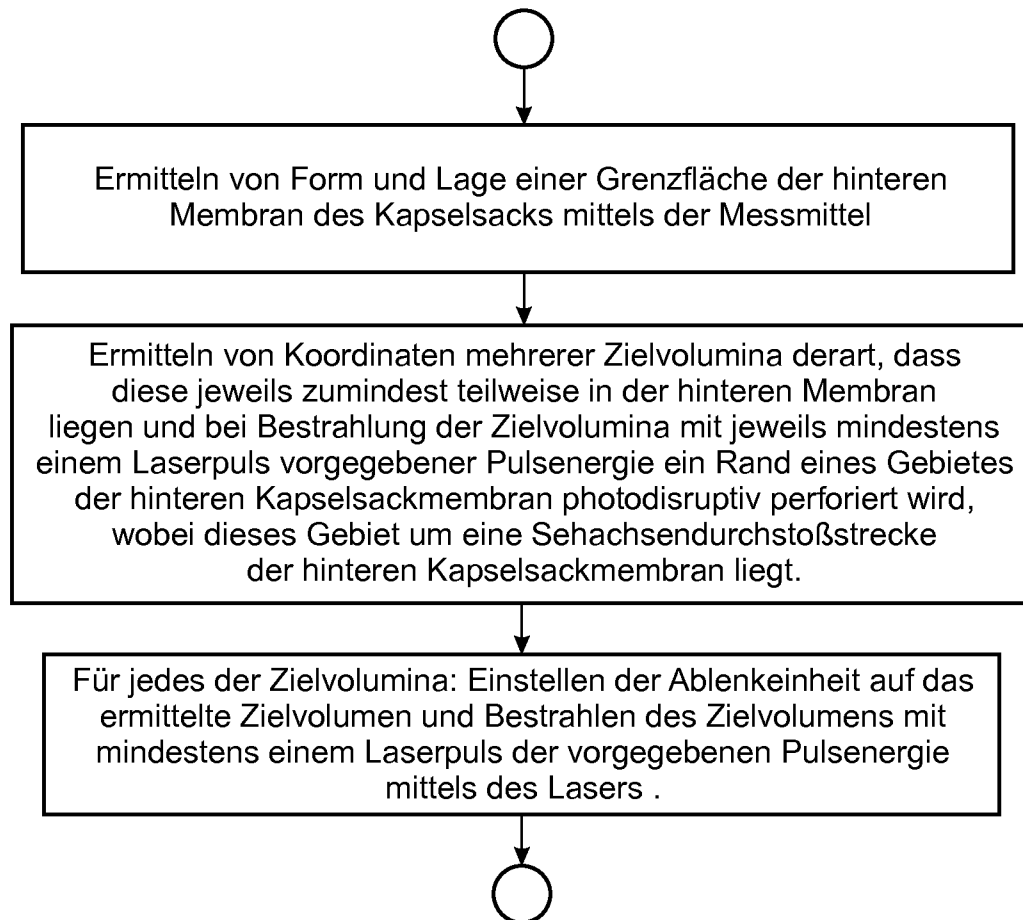


Fig. 6

9 / 11

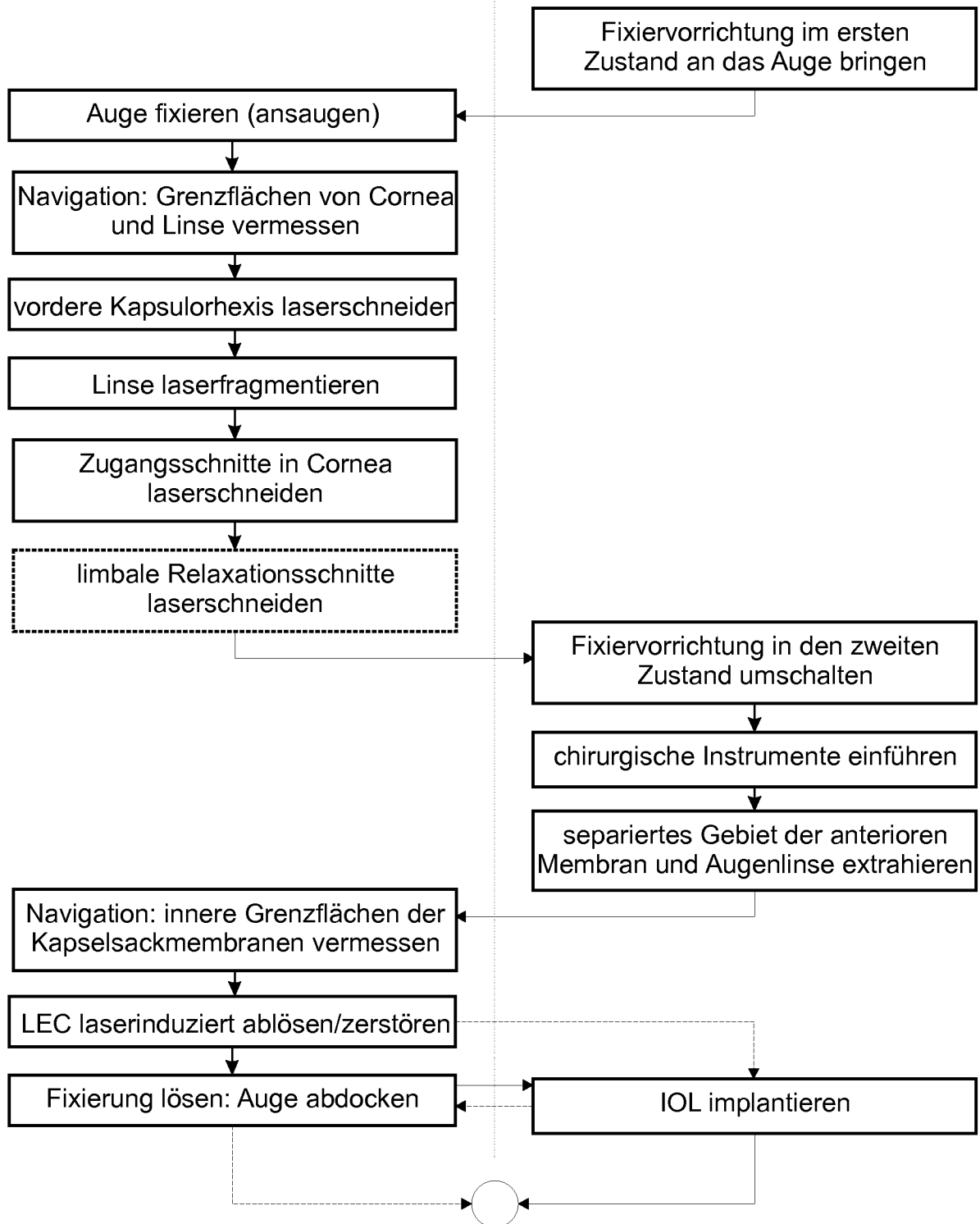
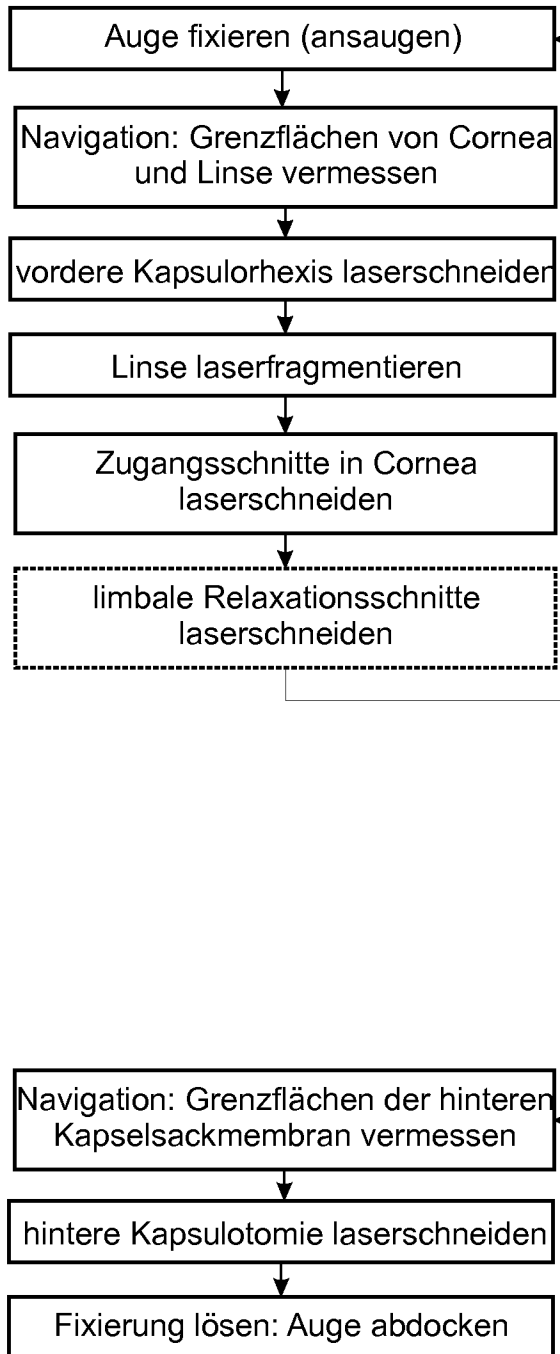
Von der Steuereinheit  
ausgeführte Aktionen:Vom Behandler  
ausgeführte Aktionen:

Fig. 7

## 10 / 11

Von der Steuereinheit  
ausgeführte Aktionen:



Vom Behandler  
ausgeführte Aktionen:

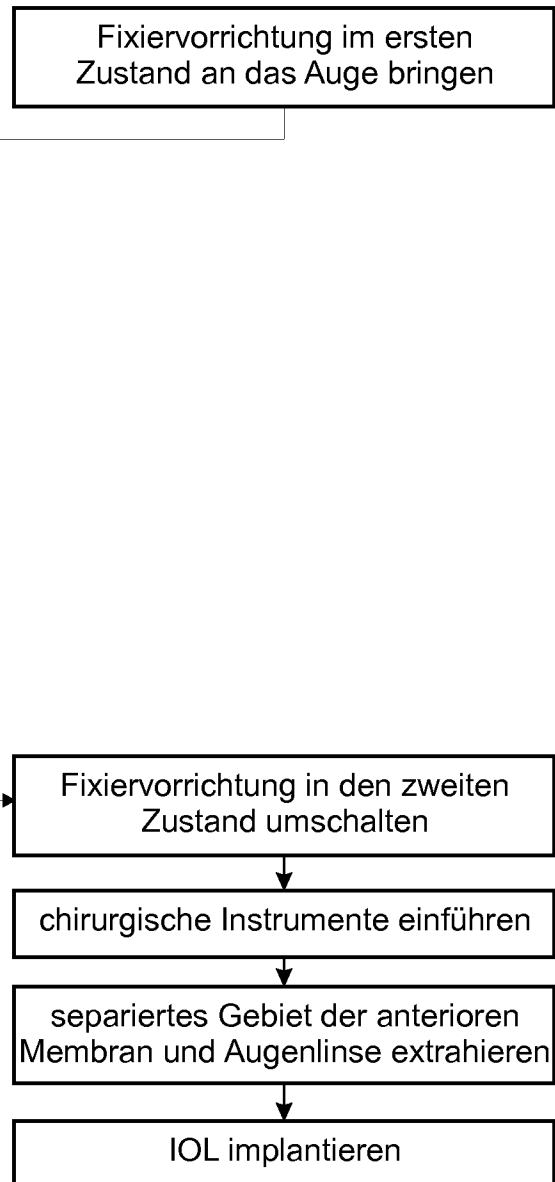


Fig. 8

11 / 11

