(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
15. Mai 2008 (15.05.2008)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2008/055706 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61F 9/01 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2007/009779

(22) Internationales Anmeldedatum:
12. November 2007 (12.11.2007)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2006 053 118.3 10. November 2006 (10.11.2006) DE
60/858,201 10. November 2006 (10.11.2006) US

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

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder *(nur für US)*: **BISCHOFF, Mark** [DE/DE]; Max-Linke-Str. 8, 99438 Bad Berka (DE). **STOBRAWA, Gregor** [DE/DE]; Ricarda-Huch-Weg 1a, 07743 Jena (DE). **STICKER, Markus** [DE/DE]; Jahnstrasse 21, 07743 Jena (DE). **BERGT, Michael** [DE/DE]; Hohe Strasse 4a, 07745 Jena (DE). **WIECHMANN, Martin** [DE/DE]; Gartenstrasse 2, 07743 Jena (DE).

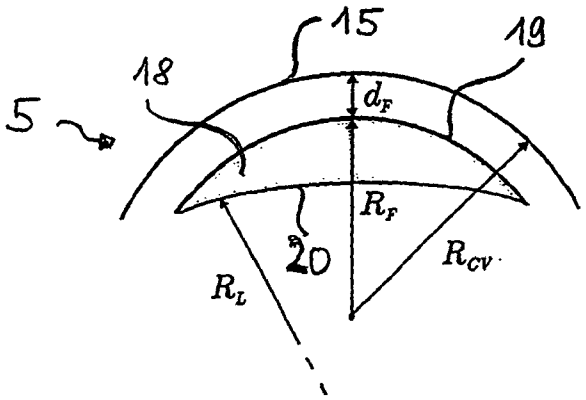
(74) Anwalt: **GEYER, FEHNERS & PARTNER**; Patentanwälte, Perhamerstrasse 31, 80687 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: PLANNING DEVICE FOR PREPARING CONTROL DATA FOR A TREATMENT DEVICE FOR OPERATIVELY CORRECTING DEFECTIVE VISION, TREATMENT DEVICE FOR OPERATIVELY CORRECTING DEFECTIVE VISION AND METHOD FOR PREPARING CONTROL DATE THEREFOR

(54) Bezeichnung: PLANUNGSEINRICHTUNG ZUM VORBEREITEN VON STEUERDATEN FÜR EINE BEHANDLUNGSVORRICHTUNG ZUR OPERATIVEN FEHLSICHTIGKEITSKORREKTUR BEHANDLUNGSVORRICHTUNG ZUR OPERATIVEN FEHLSICHTIGKEITSKORREKTUR UND VERFAHREN ZUM VORBEREITEN VON STEUERDATEN DAFÜR



(57) Abstract: The invention relates to a treatment device (1) for operatively correcting defective vision of an eye (3) of a patient (4). Said treatment device comprises an interface (S) for supplying measurement data relating to parameters of the eye (3) and defective vision data relating to the defective vision of the eye (3) that is to be corrected, and a laser device (L) separating cornea tissue by applying pulsed laser radiation (2), said laser radiation (2) being focused on target points (28) situated in a pattern in the cornea (5), and a planning device (P) receiving the supplied measuring and defective vision data, also defining a volume (18) situated in the cornea (5) which covers the pupil of the eye (3) that is adapted to the obscurity, and the distance in relation to the cornea (5) produces the desired defective visual correction, determining an interface (19, 20) that delimites the defined volume (18) inside the cornea (5), and produces for said interface (19, 20) a control data set for controlling the laser device (L) that produces a three-dimensional pattern of the target points (28) in the cornea (5), situated in the interface (19, 20) and disposed such that the interface (19, 20) is embodied, after applying the pulsed laser radiation (2) according to the control data set, as an interface that isolates the delimited volume (18) in the cornea (5) and enables said volume to be extracted.

(57) Zusammenfassung: Beschrieben wird eine Behandlungsvorrichtung (1) zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges (3) eines Patienten (4), die aufweist: eine Schnittstelle (S) zum Zuführen von Meßdaten über Parameter des Auges (3) und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges (3), eine Lasereinrichtung (L), die durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung (2) auf in einem Muster n der Hornhaut (5) liegende Zielpunkte (28) fokussiert ist, und eine Planungseinrichtung (P), welche die zugeführte Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten empfängt, daraus ein Volumen (18) definiert, das innerhalb der Hornhaut (5) liegt, das die Pupille des dunkelangepaßten Auges

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2008/055706 A1

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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht*

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen*

(3) überdeckt und dessen Entfernung aus der Hornhaut (5) die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt, eine Grenzfläche (19, 20) festlegt, die das definierte Volumen (18) innerhalb der Hornhaut (5) begrenzt, und für diese Grenzfläche (19, 20) einen Steuerdatensatz zur Ansteuerung der Lasereinrichtung (L) erzeugt, der in der Hornhaut (5) ein dreidimensionales Muster der Zielpunkte (28) festlegt, die in der Grenzfläche (19, 20) liegen und so angeordnet sind, daß die Grenzfläche (19, 20) nach Einstrahlung der gepulsten Laserstrahlung (2) gemäß dem Steuerdatensatz als Schnittfläche ausgebildet ist, die das definierte Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert und so entfernbar macht.

Planungseinrichtung zum Vorbereiten von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur, Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur und Verfahren zum Vorbereiten von Steuerdaten dafür

Die Erfindung bezieht sich auf eine Planungseinrichtung zum Bestimmen von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges eines Patienten, wobei die Planungseinrichtung die Steuerdaten erzeugt für ein Behandlungsvorrichtung, die aufweist eine Lasereinrichtung, welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung auf in einem Muster in der Hornhaut liegende Zielpunkte fokussiert ist,

Die Erfindung bezieht sich weiter auf eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges eines Patienten, die aufweist eine Schnittstelle zum Zuführen von Meßdaten über Parameter des Auges und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges, eine Lasereinrichtung, die durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung auf in einem Muster in der Hornhaut liegende Zielpunkte fokussiert ist.

Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zur Vorbereitung von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges eines Patienten, die eine Lasereinrichtung aufweist, welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Lasereinrichtung im Betrieb die Laserstrahlung gemäß den Steuerdaten auf in einem Muster in der Hornhaut liegende Zielpunkte fokussiert.

Der klassische Weg um Fehlsichtigkeit des menschlichen Auges zu korrigieren, ist seit langer Zeit die Brille. Mittlerweile wird jedoch zunehmend auf refraktive Chirurgie zurückgegriffen, die durch Veränderungen der Augenhornhaut eine Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt. Ziel aller Operationsmethoden ist es dabei, die Hornhaut gezielt zu verändern, um so die Lichtbrechung zu beeinflussen. Hierfür sind unterschiedliche Operationsmethoden bekannt. Am weitverbreitesten ist die sogenannte Laser-Insitu-Keratomileusis, die auch LASIK abgekürzt

wird. Dabei wird zuerst eine Hornhautlamelle von der Hornhautoberfläche einseitig gelöst und zur Seite geklappt. Das Lösen dieser Lamelle kann mittels eines mechanischen Mikrokeratoms erfolgen, oder auch mittels eines sogenannten Laserkeratoms, wie es z.B. Intralase Corp., Irvine, USA vertreibt.

Letzteres erzeugt in der Hornhaut durch Laserstrahlung eine Schnittfläche. Dabei laufen im Gewebe zeitlich hintereinander mehrere Prozesse ab, die durch die Laserstrahlung initiiert werden. Liegt die Leistungsdichte der Strahlung über einen Schwellwert, kommt es zu einem optischen Durchbruch, der in der Hornhaut eine Plasmablase erzeugt. Die Plasmablase wächst nach Entstehen des optischen Durchbruches durch sich ausdehnende Gase. Wird der optische Durchbruch nicht aufrecht erhalten, so wird das in der Plasmablase erzeugte Gas vom umliegenden Material aufgenommen und die Blase verschwindet wieder. Es sind auch gewerbetrennende Effekte möglich, die ohne Plasmablase wirken. Der Einfachheit halber werden all solche Prozesse hier unter dem Begriff „optischer Durchbruch" zusammengefaßt, d.h. dieser Begriff soll nicht nur den optischen Durchbruch sondern auch die daraus resultierenden Wirkungen in der Hornhaut einschließen.

Zur Erzeugung des optischen Durchbruches wird die Laserstrahlung gepulst angewendet, wobei die Pulslänge unter 1 ps liegt. Dadurch wird die zur Auslösung eines optischen Durchbruches nötige Leistungsdichte für den jeweiligen Puls nur in einem engen räumlichen Gebiet erreicht. Die US 5984916 zeigt diesbezüglich deutlich, daß der räumliche Bereich des optischen Durchbruches (in diesem Fall der erzeugten Wechselwirkung) stark von der Pulsdauer abhängt. Eine hohe Fokussierung des Laserstrahls in Kombination mit den erwähnten kurzen Pulsen erlaubt es damit, den optischen Durchbruch punktgenau in der Hornhaut einzusetzen.

Zur Erzeugung der dünnen Lamelle wird nun mit dem Laserkeratom eine Serie optischer Durchbrüche an vorbestimmten Stellen so erzeugt, daß eine Schnittfläche ausgebildet wird, welche die Lamelle von der darunterliegenden Hornhaut löst.

Nachdem die Lamelle gelöst und zur Seite geklappt wurde, ist bei der LASIK-Operation die Anwendung eines Excimer-Lasers vorgesehen, der das nun freiliegende Hornhautgewebe durch Ablation abträgt. Nachdem auf diese Art und Weise in der Hornhaut liegendes Volumen verdampft wurde, wird die Hornhautlamelle wieder auf den ursprünglichen Platz zurückgeklappt. Die bereits in der Anwendung befindliche LASIK-Methode, die, soweit ein Laserkeratom zum Einsatz kommt, als auch als fs-LASIK bezeichnet wird, legt somit eine deckelförmige Hornhautlamelle frei, klappt diese ab und ablatiert das freigelegte Gewebe mit einem Ablationslaser.

Es ist im Stand der Technik auch erwähnt, daß die Fehlsichtigkeitskorrektur dadurch erzeugt wird, daß mittels der gepulsten Laserstrahlung ein linsenförmiges Teilvolumen im Hornhautgewebe isoliert wird. Eine entsprechende Schilderung findet sich beispielsweise in der WO 2005/011545 A1. Entsprechende Geräte sind jedoch am Markt noch nicht verfügbar.

Bei der LASIK-Methode wird die Ablation des mittels Keratom freigelegten Hornhautgewebes durch einen Ablationslaser so durchgeführt, daß damit ein gewünschtes Volumen abgetragen wird. Der Laserstrahl wird dazu an verschiedene Stellen auf die freigelegte Hornhaut fokussiert, um das Material abzutragen. Der Materialabtrag in der Hornhaut wird durch ein sogenanntes shot file eingestellt, das die Anzahl der Ablationslaserstrahlungspulse und deren jeweilige Koordinaten, auf die die Pulse abgegeben werden, festlegt. Die Erzeugung des shot file erfolgt in den Geräten nach vorheriger Vermessung des Auges. Es ist für die derzeit wissenschaftlich untersuchten Operationsverfahren und -geräte, bei denen ein Volumen in der Hornhaut isoliert wird, aufgrund des andersartigen Arbeitsprinzips nicht brauchbar.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zu Grunde, eine Planungseinrichtung, eine Vorrichtung bzw. ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, so daß eine operative Fehlsichtigkeitskorrektur einfach erfolgen kann, indem mittels Laserstrahlung ein in der Hornhaut liegendes Volumen isoliert wird.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einer Planungseinrichtung der eingangs genannten Art gelöst, die aus zugeführten Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten ein Volumen definiert, das innerhalb der Hornhaut liegt und dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt, eine Grenzfläche festlegt, die das definierte Volumen innerhalb der Hornhaut begrenzt, und für diese Grenzfläche einen Steuerdatensatz zur Ansteuerung der Lasereinrichtung erzeugt, der in der Hornhaut ein dreidimensionales Muster der Zielpunkte festlegt, die in der Grenzfläche liegen und so angeordnet sind, daß die Grenzfläche nach Einstrahlung der gepulsten Laserstrahlung gemäß des Steuerdatensatzes als Schnittfläche ausgebildet ist, die das definierte Volumen in der Hornhaut isoliert und so entfernbar macht.

Die Aufgabe wird ebenfalls erfindungsgemäß gelöst mit einer Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges eines Patienten, die eine Schnittstelle zum Zuführen von Meßdaten über Parameter des Auges und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges, eine Lasereinrichtung, welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung auf in einem

Muster in der Hornhaut liegende Zielpunkte fokussiert ist, und eine Planungseinrichtung der im vorigen Absatz beschriebenen Art aufweist.

Die Aufgabe wird weiter gelöst mit einem Verfahren der eingangs genannten Art, daß folgende Schritten aufweist: Ermitteln von Meßdaten über Parameter des Auges und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges, Definieren eines Volumen aus den Meßdaten und den Fehlsichtigkeitsdaten, wobei das Volumen innerhalb der Hornhaut liegt und wobei die nach Betrieb der Behandlungsvorrichtung vorgesehene Entfernung des Volumens aus der Hornhaut die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur zur Folge hat, Festlegen einer Grenzfläche, die das definierte Volumen innerhalb der Hornhaut begrenzt, und Festlegen eines dreidimensionales Muster von Zielpunkten in der Hornhaut, wobei die Zielpunkte in der Grenzfläche liegen und so angeordnet sind, daß die Grenzfläche bei Einstrahlung der gepulsten Laserstrahlung gemäß der Steuerdaten als Schnittfläche ausgebildet wird, die das definierte Volumen in der Hornhaut isoliert und so entfernbar macht, Erzeugen eines Steuerdatensatzes enthaltend das dreidimensionale Muster zur Ansteuerung der Lasereinrichtung.

Erfindungsgemäß wird ausgehend von Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten des zu korrigierenden Auges zuerst ein Volumen definiert, das innerhalb der Hornhaut liegt und dessen Entfernung die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt. Die Entfernung kann z.B. über einen das Volumen zugänglich machenden Schnitt zur Hornhautoberfläche erfolgen, dessen Erzeugung ebenfalls von der Planungseinrichtung bzw. den Steuerdaten bewirkt wird. Damit die Korrektur bei Tag- wie Nachtsehen möglichst gleich ist, sollte das Volumen möglichst die Pupille des dunkelangepaßten Auges überdecken. Für dieses Volumen werden dann Grenzflächen festgelegt, die das Volumen begrenzen. Die Grenzflächen werden mit der Behandlungsvorrichtung bzw. deren Lasereinrichtung später als Schnittflächen ausgebildet, um das Volumen entfernen, beispielsweise entnehmen zu können. Für die Grenzflächen wird ein Steuerdatensatz ermittelt, der in der Grenzfläche liegende Zielpunkte vorgibt, an denen jeweils ein optischer Durchbruch mittels der Laserstrahlung zu erzeugen ist, um die Schnittfläche zu bilden. Die Zielpunkte sind ein dreidimensionales Muster und liegen sämtlich in der zuvor definierten Grenzfläche. Die Planungseinrichtung kann dabei auch Bestandteil der Lasereinrichtung sein.

Als Ergebnis der Verfahrens bzw. der Tätigkeit der Planungseinrichtung liegt ein Steuerdatensatz vor, der eine automatische Ansteuerung der Laßereinrichtung ermöglicht, so daß die Erzeugung der Schnittflächen, welche das Volumen in der Hornhaut isolieren, dann automatisch ablaufen kann. Die Planungseinrichtung bzw. die damit ausgerüstete

Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur sowie das Verfahren zum Bereitstellen von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung erzeugt vorzugsweise den Steuerdatensatz automatisch aus den bereitgestellten Meßdaten und Fehlsichtigkeitsdaten. Eine Mitwirkung des Operateurs ist dabei in vorteilhaften Ausgestaltungen nicht erforderlich.

Die Planungseinrichtung kann als Computer ausgebildet sein, der durch ein Programm gesteuert arbeitet. Optional kann die Planungseinrichtung Bestandteil der Benhandlungsvorrichtung sein. Ein entsprechendes Computerprogrammprodukt mit Programmcode, der die erwähnten Verfahrensschritte bewirkt, ist damit ebenfalls eine Lösung der erwähnten Aufgabe.

Die Erzeugung des Steuerdatensatzes basiert auf ermittelten Meßdaten und Fehlsichtigkeitsdaten des Auges. Diese Meßdaten können an einer eigenständigen Meßeinrichtung erfaßt werden. Zweckmäßigerweise ist jedoch die Behandlungsvorrichtung direkt mit der Meßeinrichtung verbunden. Als Meßeinrichtung kommen beispielsweise ein Autorefraktor, ein Refraktometer, ein Keratometer, eine Aberrometer, ein OCT oder eine Wellenfrontvermessungseinrichtung oder eine beliebige Kombination aus solchen Einrichtungen bzw. Meßgeräten in Frage.

Die Fehlsichtigkeit kann Hyperopie, Myopie, Presbyopie, Astigmatismus, gemischten Astigmatismus (Astigmatismus, bei dem in einer Richtung Hyperopie und in einer rechtwinklig dazu liegenden Richtung Myopie vorliegt), asphärische Fehler und Abberationen höherer Ordnung umfassen.

Eine direkte Verbindung der Meßeinrichtung mit der Planungseinrichtung oder der damit ausgerüsteten Behandlungsvorrichtung hinsichtlich der Datenübertragung, was in einer Variante verwendet werden kann, hat den Vorteil, daß die Verwendung falscher Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten mit größtmöglicher Sicherheit ausgeschlossen ist. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Überführung des Patienten von der Meßeinrichtung bzw. den Meßeinrichtungen zur Lasereinrichtung mittels einer Lagerungseinrichtung erfolgt, die mit der Meßeinrichtung bzw. der Lasereinrichtung so zusammenwirkt, daß die jeweiligen Einrichtungen erkennen, ob der Patient in der jeweiligen Position zum Vermessen bzw. Einbringen der Laserstrahlung ist. Mit einem Verbringen des Patienten von der Meßeinrichtung zur Lasereinrichtung kann dabei zugleich auch die Übertragung der Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten an die Behandlungsvorrichtung erfolgen.

Es ist sichergestellt, daß die Planungseinrichtung immer den zum Patienten gehörenden Steuerdatensatz erzeugt, und eine irrtümliche Verwendung eines falschen Steuerdatensatzes für einen Patienten ist so gut wie ausgeschlossen.

Diesem Aspekt trägt auch eine weitere mögliche Ausgestaltung der Erfindung Rechnung, gemäß der der Steuerdatensatz zur Behandlungsvorrichtung übertragen wird und weiter vorzugsweise ein Betrieb der Lasereinrichtung gesperrt ist, bis an der Lasereinrichtung ein gültiger Steuerdatensatz vorliegt. Ein gültiger Steuerdatensatz kann prinzipiell ein Steuerdatensatz sein, der zur Verwendung mit der Lasereinrichtung der Behandlungsvorrichtung geeignet ist. Zusätzlich kann die Gültigkeit aber auch daran geknüpft werden, daß weitere Prüfungen vorgenommen werden, beispielsweise ob im Steuerdatensatz zusätzlich niedergelegte Angaben über den Patienten, beispielsweise eine Patientenidentifikationsnummer, mit anderen Angaben übereinstimmen, die beispielsweise an der Behandlungsvorrichtung separat eingegeben wurden, sobald der Patient in der korrekten Stellung für den Betrieb der Lasereinrichtung ist. Die Übertragung kann mittels Speicherchips (z.B. per USB oder memory stick), Magnetspeichern (z.B. Disketten), per Funk (z.B. WLAn, UMTS, Bluetooth) oder drahtgebunden (Z.B. USB, Firewire, RS232, CAN-Bus, Ethernet etc.) erfolgen.

Zur Erzeugung des isolierten Volumens wird regelmäßig der Fokus der fokussierten gepulsten Laserstrahlung dreidimensional lageverstellt. Es wird deshalb in der Regel eine zweidimensionale Ablenkung der Laserstrahlung, z.B. durch Scanspiegel, mit gleichzeitiger Fokusverstellung in der dritten Raumrichtung, z.B. durch ein Teleskop, kombiniert. Die Einstellung der Lage des Fokus ist natürlich für die Genauigkeit, mit der die das Volumen isolierende Schnittfläche erzeugt werden kann, ausschlaggebend. Es hat sich als zweckmäßig erwiesen, ein Kontaktglas zu verwenden, das auf das Auge aufgesetzt wird und dieses fixiert. Ein solches Kontaktglas ist auch bei den eingangs erwähnten Laserkeratomen, die bei der fs-LASIK-Methode verwendet werden, üblich. Das Kontaktglas hat dabei regelmäßig auch die Funktion, der Hornhautvorderfläche eine bekannte Form zu verleihen. Bei den bislang bekannten Laserkeratomen ist diese Form eine Ebene, d.h. das Auge wird zum Betrieb des Laserkeratoms im Bereich der Hornhaut flachgedrückt. Da dies für den Patienten relativ unangenehm ist, wurde für Ansätze, die ein Volumen in der Hornhaut isolieren, bereits ein gekrümmtes Kontaktglas beschrieben. Ein solches Kontaktglas verleiht der Hornhautvorderfläche dann eine bekannte Krümmung. Die Krümmung hat natürlich zwangsläufig eine Verformung der Augenhornhaut zur Folge. Diese Verformung ist um so größer, je stärker die Krümmung der dem Auge zugewandten Kontaktfläche des Kontaktglases von der tatsächlichen Hornhautkrümmung des Auges des Patienten abweicht. Um möglichst mit einer einheitlichen Kontaktglaskrümmung arbeiten zu können, ist es deshalb vorteilhaft, die

Hornhautverformung, die bei der Anwendung eines gekrümmten Kontaktglases auftritt, im Steuerdatensatz zu berücksichtigen, damit unabhängig vom Grad der Verformung die gewünschte Grenzfläche für das definierte Volumen im freien, d.h. nicht durch das Kontaktglas verformte Auge vorliegt. Es ist deshalb zu bevorzugen, daß bei der Erzeugung des Steuerdatensatzes, der das Muster der Zielpunkte enthält, eine solche Verformung der Hornhaut des Auges berücksichtigt wird, die während des Einstrahlens der gepulsten Laserstrahlung vorliegt, insbesondere durch das erwähnte Kontaktglas.

Dieser Ansatz erlaubt es nicht nur eine möglichst einheitliche Kontaktglaskrümmung zu verwenden, sondern erreicht zugleich eine höhere Güte der Fehlsichtigkeitskorrektur. Bei den bekannten Laserkeratomen ist eine solche Berücksichtigung der Verformung gerade nicht erforderlich, da dort das Auge durch das Kontaktglas an der Hornhaut flachgedrückt wird. Die Erzeugung der für die LASIK-Operation erforderlichen Lamelle geschieht dort, indem einfach in einer Ebene parallel zum Kontaktglas optische Durchbrüche erzeugt werden.

Der erzeugte Steuerdatensatz kann direkt zur Ansteuerung der Behandlungsvorrichtung verwendet werden. Es ist jedoch zweckmäßig, dem behandelnden Arzt eine Eingriffsmöglichkeit zu geben, damit er zum einen den Steuerdatensatz überprüfen kann und zum anderen Spezialfälle oder Sonderwünsche berücksichtigen kann. Ein möglicher Sonderwunsch ist beispielsweise die Lage des Schnittes, über den das isolierte Volumen aus der Hornhaut entnommen werden soll. Hier vertreten oft Ophthalmologen unterschiedliche Meinungen. Aber auch aus haftungsrechtlichen Gründen kann es für den Arzt wünschenswert sein, eine Eingriffsmöglichkeit zu haben. Es ist deshalb für die Vorrichtung als mögliche Ausgestaltung zweckmäßig, daß die Planungseinrichtung eine Anzeigeeinrichtung zur visuellen Darstellung von Steuerdaten des Steuerdatensatzes und eine Eingabeeinrichtung zum nachträglichen Verändern oder Beeinflussen des Steuerdatensatzes, aufweist.

Optische Systeme sind in der Regel nicht perfekt. Dies gilt natürlich auch für die Fokussierung der Laserstrahlung in die Hornhaut. Hier kann beispielsweise eine Bildfeldkrümmung auftreten, die zur Folge hat, daß vermeintlich in einer Ebene positionierte Fokuslagen tatsächlich gar nicht in einer Ebene liegen, sondern in einer gekrümmten Fläche. Bei den bekannten Laserkeratomen spielt dieser Gesichtspunkt keine Rolle, da die Erzeugung des die Lamelle freilegenden Schnittes für die optische Qualität der Korrektur ohne Auswirkung ist. Die eigentliche Korrektur wird ausschließlich durch das mit dem Ablationslaser verdampfte Volumen der freigelegten Hornhaut bestimmt. Eine Fehlerkorrektur beispielsweise hinsichtlich einer Bildfeldkrümmung ist deshalb im Stand der Technik, insbesondere betreffend Laserkeratome, nicht von Interesse.

Da nun das zu entnehmende Volumen gänzlich durch die Fokussierung der gepulsten Laserstrahlung definiert wird, ist es zweckmäßig, daß die Planungseinrichtung zur Erzeugung des Steuerdatensatzes optische Fokuslagenfehler, die beim Fokussieren der gepulsten Laserstrahlung zu einer Abweichung zwischen vorgegebener und tatsächlicher Lage der Zielpunkte führen, durch einen von der Lage des jeweiligen Zielpunktes abhängigen Vorhalts berücksichtigt und damit ausgleicht. Dieser Vorhalt kann beispielsweise dadurch ermittelt werden, daß die Planungseinrichtung auf eine Korrekturtabelle oder -funktion zugreift, welche den Fokuslagenfehler abhängig von der Lage des jeweiligen Zielpunktes angibt. Die Korrekturtabelle oder -funktion kann für den jeweiligen Gerätetyp einheitlich vorgeschrieben, oder, was aus Gründen der Präzision bevorzugt ist, für das jeweilige Gerät individuell ermittelt werden.

Analoges gilt für das erfindungsgemäße Verfahren, bei dem nun für die Festlegung der Grenzfläche oder des dreidimensionalen Musters der Zielpunkte optische Fokuslagenfehler, die beim Fokussieren der gepulsten Laserstrahlung zu einer Abweichung zwischen vorgegebener und tatsächlicher Lage der Zielpunkte führen, durch einen von der Lage des jeweiligen Zielpunktes abhängigen Vorhalt berücksichtigt und damit ausgeglichen werden.

Die Grenzfläche isoliert das Volumen, wenn sie nach Einsatz der gepulsten Laserstrahlung als Schnittfläche ausgebildet ist. Die Grenzfläche hat damit automatisch anteriore und posteriore Abschnitte, wobei die Begriffe „anterior" und „posterior" hier der üblichen medizinischen Nomenklatur entsprechen. Prinzipiell ist es möglich, die Grenzfläche als Freifläche zu gestalten. Die Erzeugung des Steuerdatensatzes ist jedoch vereinfacht, wenn die Grenzfläche aus einer anterioren Teilfläche und einer posterioren Teilfläche zusammengesetzt ist. Eine der Teilflächen kann dann in konstantem Abstand zur Hornhautoberfläche ausgebildet werden. Die andere hat dann zwangsläufig keinen konstanten Abstand zur Hornhautvorderfläche. Die in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche liegende Teilfläche, meist die anteriore Teilfläche, ist damit in der Regel sphärisch ausgebildet. Dies gilt auf jeden Fall dann, wenn die Augenhornhaut auf ein sphärisches Kontaktglas angedrückt wird. Die optische Korrektur erfolgt dann durch die Form der anderen Teilfläche, in der Regel der posterioren Teilfläche. Der Rechenaufwand ist dadurch erheblich vereinfacht.

Eine Möglichkeit, die Fehlsichtigkeitsdaten anzugeben, besteht darin, die Brechkraft B_{BR} einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille, die in einem Abstand d_{HS} vor dem Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur zu erreichen, zu bestimmen. Eine Bestimmung dieser Parameter ist gängiger Standard in der Augenoptik und ermöglicht die Verwendung weitverbreiteter und seit langem eingeführter Meßeinrichtungen. Zur Erzeugen des Steuerdatensatzes wird dann lediglich auf die Fehlsichtigkeitsdaten für eine

übliche Brillenkorrektur zurückgegriffen. Selbstverständlich können solche Daten auch Astikmatismuskorrekturen beinhalten. Eine übliche Formel für die Brechkraft B_{BR} einer Brille ist beispielsweise die in nachfolgender Figurenbeschreibung angegebene Gleichung (1). Sie gibt den sphärischen Brechungsfehler Sph sowie den zylindrischen Brechungsfehler Cyl an und setzt natürlich für letzteren die Kenntnis der Zylinderachse θ voraus.

Zur Fehlsichtigkeitskorrektur wird mit der Behandlungsvorrichtung bzw. unter Verwendung der im erfindungsgemäßen Verfahren erzeugten Steuerdatensätze ein Volumen aus der Hornhaut entfernt. Ziel ist letztlich, die Krümmung der Hornhaut so zu ändern, daß eine Fehlsichtigkeitskorrektur erreicht ist. Eine besonders direkte exakte und einfache Berechnung der für die Korrektur zu erreichenden Krümmung der Hornhautvorderfläche ergibt sich mit folgender Gleichung:

$$R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c-1) (1 - d_{HS} \cdot B_{BR}))) + F.$$

In dieser Gleichung bezeichnet R_{CV}^* dem Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche nach Entfernung des Volumens, R_{CV} den Krümmungsradius der Hornhaut vor der Entfernung des Volumens (er ist in den Meßdaten enthalten), n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut (meist etwa 1,376), d_{HS} den Abstand, in dem eine Brille mit erwähnte Brechkraft vor dem Hornhautscheitel liegen muß und F einen Faktor, der einen Maß für die optische Wirkung der Dickenabnahme der Augenhornhaut auf des Sehachse aufgrund der Entfernung des Volumens ist. Zu einer vereinfachten Rechnung kann der Faktor F gleich Null gesetzt werden. Möchte man eine genauere Berechnung, so kann F wie folgt berechnet werden:

$$F = (1 - 1/n_c) \cdot (d_C^* - d_C),$$

wobei d_C bzw. d_C^* die Dicke der Hornhaut vor bzw. nach Entfernung des Volumens bezeichnet. Der Radius R_{CV}^* wird dann iterativ berechnet, indem bei jedem Iterationsschritt aus der Differenz (R_{CV}^* - R_{CV}) auf die Größe ($d_C^* - d_C$) geschlossen wird und das entsprechende daraus erhaltene Ergebnis für die Dickenänderung bei der Berechnung von R_{CV}^* im nächsten Iterationsschritt angewendet wird. Die iterative Berechnung kann beispielsweise abgebrochen werden, wenn zwischen zwei Iterationsschritten für F nur noch ein Unterschied besteht, der kleiner als ein Grenzwert ist.

Das erfindungsgemäße Verfahren bzw. die erfindungsgemäße Behandlungsvorrichtung mit der Planungseinrichtung arbeitet besonders einfach, wenn, wie erwähnt, die optische Korrektur, die durch die Entfernung des Volumens bewirkt werden soll, vornehmlich durch die Krümmung einer nicht in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche liegenden Teilfläche, welche das

Volumen begrenzt, gebildet ist. Zweckmäßigerweise wird man dazu die posteriore Teilfläche wählen, da diese Teilfläche dann zumindest bei Myopiekorrektur den oben erwähnten Krümmungsradius vermindert um den konstanten Abstand zwischen anteriorer Teilfläche und Hornhautvorderfläche hat.

Der Steuerdatensatz stellt eine Datei bereit, die einen vollautomatischen Ablauf des operativen Eingriffes hinsichtlich der Steuerung der Behandlungsvorrichtung bzw. ein entsprechenden Betrieb der Behandlungsvorrichtung ermöglicht. Der Steuerdatensatz gibt dazu der Lasereinrichtung die Zielpunkte vor, auf die der fokussierte Laserstrahl zur Abgabe von Laserpulsen gerichtet werden muß. Der Fokus der fokussierten Laserstrahlung wird dann so verstellt, daß er in einer Bahnkurve über die vorgegebenen Zielpunkte läuft. Berechnungstechnisch bzw. hinsichtlich der Verstellgeschwindigkeit ist es dabei besonders günstig, wenn die Bahnkurve von einer Spirale vorliegt. Im Fall der erwähnten anterioren bzw. posterioren Teilfläche ist dann für jede Teilfläche eine Spirale vorgegeben. Der Verlauf des Fokus entlang einer Spirale ermöglicht einen Betrieb der entsprechenden Ablenkeinrichtung der Behandlungsvorrichtung nahe der Grenzfrequenz, da z.B. beim Schreiben einer Spirale zwei Galvanometenscanner jeweils nahe oder an ihrer Grenzfrequenz betrieben werden können.

Grundsätzlich muß bei der Definition der Bahn dafür gesorgt werden, daß die Laserpulse auf dieser Bahn abgegeben werden. Die Zielpunkte definieren dann Stützstellen in der Bahn. Die Dichte, mit der die Zielpunkte die Bahn vorgeben, kann, muß aber nicht zwangsläufig der Dichte entsprechen, mit der die Punkte auf der Bahn angeordnet sind, auf die jeweils ein Puls der Laserstrahlung abgegeben wird. Es ist im Gegenteil sogar zu bevorzugen, daß die Zielpunkte nur eine Teilmenge derjenigen Punkte darstellen, auf die Laserpulse abgegeben werden. Zum einen ist der Steuerdatensatz dann in seiner Datenmenge drastisch verringert, zum anderen vereinfacht sich der Rechenaufwand in all den Schritten, in denen nicht mit einer funktionellen Beschreibung der Bahnkurve in der Grenzfläche gearbeitet werden soll oder kann, sondern in denen die Zielpunkte einzeln prozessiert werden müssen. Ein Beispiel hierfür ist die erwähnte Korrektur hinsichtlich Bildfeldkrümmung.

Es ist für die Vorrichtung deshalb bevorzugt, daß die Lasereinrichtung die fokussierte Laserstrahlung entlang einer Bahn über das Muster der Zielpunkte verstellt, wobei Pulse der gepulsten Laserstrahlung in die Hornhaut auf Punkte abgegeben sind, die auf der Bahn zwischen den Zielpunkten liegen.

Analoges gilt für das erfindungsgemäße Verfahren, nämlich daß der Steuerdatensatz für eine Lasereinrichtung vorgesehen wird, welche die fokussierte Laserstrahlung entlang einer Bahn über das Muster der Zielpunkte verstellt, wobei der Steuerdatensatz so erzeugt ist, daß die

Zielpunkte im Muster eine Teilmenge der Punkte darstellen, auf die die Lasereinrichtung die gepulste Laserstrahlung abgibt. Der Steuerdatensatz ist somit auf die mögliche Verstellgeschwindigkeit der Lasereinrichtung abgestimmt.

Im Ergebnis wird in der Lasereinrichtung für die Verstellung der Fokuslage eine andere Frequenz der Stützstellen vorgegeben bzw. angewendet, als sie bei der Erzeugung der Laserpulse auftritt. Natürlich enthält der Steuerdatensatz per se keine Angabe über die Frequenz, auch wenn dies möglich ist. Aufgrund der maximalen Verstellgeschwindigkeit bzw. der höchsten Signalfrequenzen, die bei der Verstellung des Fokus der Laserstrahlung Anwendung findet, entspricht die Vorgabe der Zielpunkte natürlich einer Bahngeschwindigkeit bzw. einer Verstellgeschwindigkeit in den jeweiligen Koordinaten, die zur Beschreibung verwendet werden. Der räumliche Abstand der Zielpunkt in Kombination mit der Bahngeschwindigkeit und der Laserpulsfrequenz, die von der Lasereinrichtung realisiert werden kann, führt nun in der bevorzugten Ausgestaltung dazu, daß automatisch auch Laserpulse zu Zeitpunkten abgegeben werden, zu denen die Verstellung des Fokus von einem Zielpunkt zum nächsten erfolgt. Dieser Ansatz hat den Vorteil, daß im Betrieb der Behandlungsvorrichtung die Zielpunkte mit einer Frequenz vorgegeben sind/werden, die kleiner als sie Frequenz ist, mit der die Pulse der gepulsten Laserstrahlung von der Lasereinrichtung in die Hornhaut abgegeben werden/sind.

Selbstverständlich bedeutet die Vorgabe von Zielpunkten im Steuerdatensatz nicht, daß an diesen Zielpunkten eine Verstellgeschwindigkeit gleich Null vorliegen muß, wenn der Laserpuls auf dem Zielpunkt abgegeben wird. Im Sinne einer schnellen Erzeugung der Schnittfläche an der festgelegten Grenzfläche des definierten Volumens ist es vorteilhaft, wenn die Synchronisation von Verstellung der Fokuslage und Abgabe der Laserpulse derart erreicht ist, daß ein Laserpuls bei kontinuierlicher Ablenkung des Fokus abgegeben wird und dennoch am Zielpunkt in die Hornhaut trifft. Die gepulste Laserstrahlung wird also bei fortlaufender Verstellung der Fokuslage, z.B. bei bewegten Scanspiegeln, appliziert. Diese Ausgestaltung bedingt eine systematischen Unterschied gegenüber bekannten shot files für Ablationslaser, bei denen ein Schuß des Ablationslasers immer erst dann abgegeben wird, wenn die Ablenkung des Laserstrahls ruhend auf einen bestimmten Punkt zielt.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnung beispielhalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt:

Fig. 1 eine Schemadarstellung einer Behandlungsvorrichtung bzw. eines Behandlungsgerätes zur Fehlsichtigkeitskorrektur,

Fig. 1a eine Schemadarstellung hinsichtlich des Aufbaus des Behandlungsgerätes der Fig. 1,

Fig. 2 eine Prinzipdarstellung zur Einbringung gepulster Laserstrahlung in das Auge bei der Fehlsichtigkeitskorrektur mit dem Behandlungsgerät der Fig. 1,

Fig. 3 eine weitere Schemadarstellung des Behandlungsgerätes der Fig. 1,

Fig. 4 in Teilfiguren (a), (b) und (c) schematische Schnittdarstellungen zur Verdeutlichung des Korrekturbedarfes am menschlichen Auge bei Fehlsichtigkeit,

Fig. 5 eine schematische Schnittdarstellung durch die Augenhornhaut mit Darstellung eines zur Fehlsichtigkeitskorrektur zu entfernenden Volumens,

Fig. 6 ein Schnitt durch die Augenhornhaut nach Entfernung des Volumens der Fig. 5,

Fig. 7 eine Schnittdarstellung ähnlich der Fig. 5,

Fig. 8 eine schematische Schnittdarstellung durch die Augenhornhaut zur Veranschaulichung der Volumenentnahme,

Fig. 9 eine Draufsicht auf eine spiralförmige Bahnkurve, die zur Isolierung des Volumens der Fig. 5, 7 und 8 verwendet wird,

Fig. 10 eine vergrößerte Darstellung der Bahnkurve der Fig. 9,

Fig. 11 eine alternative Bahnkurve für die Korrektur auch zylindrischer Fehlsichtigkeiten,

Fig. 12 eine schematische Darstellung zur Erläuterung der Funktion eines Kontaktglases im Behandlungsgerät der Fig. 1,

Fig. 13 bis 15 schematische Darstellungen hinsichtlich der Wirkungen des Kontaktglases durch Verformung der Augenhornhaut,

Fig. 16 und 17 Schemadarstellung hinsichtlich der Approximation der das Volumen posterior begrenzenden Fläche im Falle auch zylindrischer Fehldichtigkeitskorrekturen,

Fig. 18 eine schematische Darstellung zu einer bei der Ermittlung von Steuerdaten für das Behandlungsgerät der Fig. 1 verwendeten Bildfeldkrümmungskorrektur und

Fig. 19 eine schematische Darstellung des Ablaufes bei der Vorbereitung und Durchführung einer Fehlsichtigkeitskorrektur.

Figur 1 zeigt ein Behandlungsgerät 1 für ein augenchirurgisches Verfahren, das dem in der EP 1159986 A1 bzw. der US 5549632 beschriebenen ähnelt. Das Behandlungsgerät 1 bewirkt mittels ein Behandlungs-Laserstrahlung 2 eine Fehlsichtigkeitskorrektur an einem Auge 3 eines Patienten 4. Die Fehlsichtigkeit kann Hyperopie, Myopie, Presbyopie, Astigmatismus, gemischten Astigmatismus (Astigmatismus, bei dem in einer Richtung Hyperopie und in einer rechtwinklig dazu liegenden Richtung Myopie vorliegt), asphärische Fehler und Abberationen höherer Ordnung umfassen. Die Behandlungs-Laserstrahlung 2 wird in der beschriebenen Ausführungsform als gepulster in das Auge 3 fokussierter Laserstrahl aufgebracht. Die Pulsdauer liegt dabei z.B. im Femtosekundenbereich, und die Laserstrahlung 2 wirkt mittels nicht-linearer optischer Effekte in der Hornhaut. Der Laserstrahl weist z.B. 50 bis 800 fs kurze Laserpulse (bevorzugt 100 - 400 fs) mit einer Pulswiederholfrequenz zwischen 10 und 500 kHz

auf. Die Baugruppen des Gerätes 1 werden im beschriebenen Ausführungsbeispiel von einer integrierten Steuereinheit gesteuert, die aber natürlich auch eigenständig ausgebildet sein kann.

Vor dem Einsatz des Behandlungsgerätes wird die Fehlsichtigkeit des Auges 3 mit einer oder mehreren Meßeinrichtungen vermessen.

Figur 1a zeigt schematisch das Behandlungsgerät 1. Es weist in dieser Variante mindestens zwei Einrichtungen oder Module auf. Eine Lasereinrichtung L gibt den Laserstrahl 2 auf das Auge 3 ab. Der Betrieb der Lasereinrichtung L erfolgt dabei vollautomatisch, d.h. die Lasereinrichtung L startet auf ein entsprechendes Startsignal hin die Ablenkung des Laserstrahls 2 und erzeugt dabei Schnittflächen, die auf noch zu beschreibende Art und Weise aufgebaut sind und ein Volumen in der Augenhornhaut isolieren. Die den Betrieb erforderlichen Steuerdaten empfängt die Lasereinrichtung L zuvor von einer Planungseinrichtung P als Steuerdatensatz über nicht näher bezeichnete Steuerleitungen. Die Übertragung findet vor dem Betrieb der Lasereinrichtung L statt. Natürlich kann Kommunikation auch drahtlos erfolgen. Alternativ zu einer direkten Kommunikation ist es auch möglich, die Planungseinheit P räumlich getrennt von der Lasereinheit L anzuordnen und einen entsprechenden Datenübertragungskanal vorzusehen.

Vorzugsweise wird der Steuerdatensatz zum Behandlungsgerät 1 übertragen und weiter vorzugsweise ist ein Betrieb der Lasereinrichtung L gesperrt, bis an der Lasereinrichtung L ein gültiger Steuerdatensatz vorliegt. Ein gültiger Steuerdatensatz kann ein Steuerdatensatz sein, der prinzipiell zur Verwendung mit der Lasereinrichtung L der Behandlungsvorrichtung 1 geeignet ist. Zusätzlich kann die Gültigkeit aber auch daran geknüpft werden, daß weitere Prüfungen bestanden werden, beispielsweise ob im Steuerdatensatz zusätzlich niedergelegte Angaben über das Behandlungsgerät 1, z. B. eine Geräteseriennummer, oder den Patienten, z. B. eine Patientenidentifikationsnummer, mit anderen Angaben übereinstimmen, die beispielsweise an der Behandlungsvorrichtung ausgelesen oder separat eingegeben wurden, sobald der Patient in der korrekten Stellung für den Betrieb der Lasereinrichtung L ist.

Die Planungseinheit P erzeugt den Steuerdatensatz, der der Lasereinheit L zur Ausführung der Operation zur Verfügung gestellt wird, aus Meßdaten und Fehlsichtigkeitsdaten, die für das zu behandelnde Auge ermittelt wurden. Sie werden der Planungseinheit P über eine Schnittstelle S zugeführt und stammen im dargestellten Ausführungsbeispiel aus einer Meßeinrichtung M, die das Auge des Patienten 4 zuvor vermessen hat. Natürlich kann die Meßeinrichtung M auf beliebige Art und Weise die entsprechenden Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten an die Planungseinrichtung P übermitteln.

Die Übertragung kann mittels Speicherchips (z.B. per USB oder memory stick), Magnetspeichern (z.B. Disketten), per Funk (z.B. WLAN, UMTS, Bluetooth) oder drahtgebunden (Z.B. USB, Firewire, RS232, CAN-Bus, Ethernet etc.) erfolgen. Gleiches gilt natürlich hinsichtlich der Datenübertragung zwischen Planungseinrichtung P und Lasereinrichtung L.

Eine direkte Funk- oder Draht-Verbindung der Meßeinrichtung M mit der Behandlungseinrichtung 1 hinsichtlich der Datenübertragung, die in einer Variante verwendet werden kann, hat den Vorteil, daß die Verwendung falscher Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten mit größtmöglicher Sicherheit ausgeschlossen ist. Dies gilt insbesondere dann, wenn die Überführung des Patienten von der Meßeinrichtung M bzw. den Meßeinrichtungen zur Lasereinrichtung L mittels einer (in der Figur nicht dargestellten) Lagerungseinrichtung erfolgt, die mit der Meßeinrichtung M bzw. der Lasereinrichtung L so zusammenwirkt, daß die jeweiligen Einrichtungen erkennen, ob der Patient 4 in der jeweiligen Position zum Vermessen bzw. Einbringen der Laserstrahlung 2 ist. Mit einem Verbringen des Patienten 4 von der Meßeinrichtung M zur Lasereinrichtung L kann dabei zugleich auch die Übertragung der Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten an die Behandlungsvorrichtung 1 erfolgen.

Es ist vorzugsweise durch geeignete Mittel sichergestellt, daß die Planungseinrichtung P immer den zum Patienten 4 gehörenden Steuerdatensatz erzeugt, und eine irrtümliche Verwendung eines falschen Steuerdatensatzes für einen Patienten 4 ist so gut wie ausgeschlossen.

Die Wirkungsweise des Laserstrahls 2 ist in Figur 2 schematisch angedeutet. Der Behandlungs-Laserstrahl 2 wird mittels einer nicht näher bezeichneten Optik in die Hornhaut 5 des Auges 6 fokussiert. Dadurch entsteht in der Hornhaut 5 ein Fokus, der einen Spot 6 überdeckt und in dem die Laserstrahlungsenergiedichte so hoch ist, daß in Kombination mit der Pulslänge ein nicht-linearer Effekt im Auge auftritt. Beispielsweise kann jeder Puls der gepulsten Laserstrahlung 2 am jeweiligen Spot 6 einen optischen Durchbruch in der Augenhornhaut 5 erzeugen, welcher wiederum eine in Figur 2 schematisch angedeutete Plasmablase initiiert. Dadurch wird dieses Laserpulses in der Hornhaut 5 Gewebe getrennt. Bei Entstehung einer Plasmablase umfaßt die Gewebeschichttrennung ein größeres Gebiet, als den Spot 6, welchen der Fokus der Laserstrahlung 2 überdeckt, obwohl die Bedingungen zur Erzeugung des Durchbruches nur im Fokus erreicht werden. Damit von jedem Laserpuls ein optischer Durchbruch erzeugt wird, muß die Energiedichte, d.h. die Fluence der Laserstrahlung oberhalb eines gewissen, pulslängenabhängigen Schwellwertes liegen. Dieser Zusammenhang ist dem Fachmann beispielsweise aus der DE 69500997 T2 bekannt.

Alternativ kann ein gewebetrennender Effekt durch die gepulste Laserstrahlung auch dadurch erzeugt werden, daß mehrere Laserstrahlungspulse im einen Bereich abgegeben werden, wobei sich für mehrere Laserstrahlungspulse die Spots 6 überlappen. Es wirken dann mehrere Laserstrahlungspulse zusammen, um einen gewebetrennenden Effekt zu erreichen.

Die Art der Gewebetrennung, die das Behandlungsgerät 1 einsetzt, ist jedoch für die nachfolgende Beschreibung nicht weiter relevant, wesentlich ist lediglich, daß dazu gepulste Behandlungs-Laserstrahlung 2 verwendet wird. Beispielsweise kann ein Behandlungsgerät 1 verwendet werden, wie sie in der WO 2004/032810 A2 beschrieben ist. Wesentlich ist weiter, daß eine Vielzahl von Laserpulsfoki im Gewebe eine Schnittfläche ausbildet, deren Form vom Muster abhängt, mit dem die Laserpulsfoki im Gewebe angeordnet sind/werden. Das Muster gibt Zielpunkte für die Fokuslage vor, an denen ein oder mehrere Laserpuls(e) abgegeben wird(werden), und definiert die Form und Lage der Schnittfläche. Für die nachfolgend erläuterten Verfahren und Vorrichtungen ist das Muster der Zielpunkte von Bedeutung und wird noch näher beschrieben werden.

Um nun eine Fehlsichtigkeitskorrektur auszuführen, wird mittels der gepulsten Laserstrahlung aus einem Gebiet innerhalb der Hornhaut 5 Material entfernt, indem dort Gewebeschichten getrennt werden, die das Material isolieren und dann eine Materialentnahme ermöglichen. Die Materialentfernung bewirkt eine Volumenänderung in der Hornhaut, welche eine Änderung der optischen Abbildungswirkung der Hornhaut 5 zur Folge hat, die genau so bemessen ist, daß damit die zuvor ermittelte Fehlsichtigkeit möglichst korrigiert ist/wird. Zur Isolierung des zu entfernenden Volumens wird der Fokus der Laserstrahlung 2 auf Zielpunkte in der Hornhaut 5 gerichtet, in der Regel in einem Bereich, der unterhalb des Epithels und der Bowman'schen Membran sowie oberhalb der Decemetschen Membran und des Endothels liegt. Das Behandlungsgerät 1 weist dazu einen Mechanismus zum Verstellen der Lage des Fokus der Laserstrahlung 2 in der Hornhaut 5 auf. Dies ist schematisch in Figur 3 gezeigt.

In Figur 3 sind Elemente des Behandlungsgeräts 1 nur insoweit eingetragen, als sie zum Verständnis der Fokusverstellung erforderlich sind. Die Laserstrahlung 2 wird, wie bereits erwähnt, in einem Fokus 7 in der Hornhaut 5 gebündelt, und die Lage des Fokus 7 in der Hornhaut wird verstellt, so daß zur Schnittflächenerzeugung an verschiedenen Stellen fokussiert Energie aus Laserstrahlungspulsen in das Gewebe der Hornhaut 3 eintragen wird. Die Laserstrahlung 2 wird von einem Laser 8 als gepulste Strahlung bereitgestellt. Ein xy-Scanner 9, der in einer Variante durch zwei im wesentlichen orthogonal ablenkende Galvanometerspiegel realisiert ist, lenkt den vom Laser 8 kommenden Laserstrahl zweidimensional ab, so daß nach dem xy-Scanner 9 ein abgelenkter Laserstrahl 10 vorliegt. Der xy-Scanner 9 bewirkt somit eine Verstellung der Lage des Fokus 7 im wesentlichen

senkrecht zur Haupteinfallsrichtung der Laserstrahlung 2 in die Hornhaut 5. Zur Verstellung der Tiefenlage ist neben dem xy-Scanner 9 ein z-Scanner 11 vorgesehen, der beispielsweise als verstellbares Teleskop ausgebildet ist. Der z-Scanner 11 sorgt dafür, daß die z-Position der Lage des Fokus 7, d.h. dessen Position auf der optischen Achse des Einfalls verändert wird. Der z-Scanner 11 kann dem xy-Scanner 9 nach- oder vorgeordnet sein. Die nachfolgend mit x, y, z bezeichneten Koordinaten beziehen sich also auf die Ablenkung der Lage des Fokus 7.

Für das Funktionsprinzip des Behandlungsgerätes 1 ist die Zuordnung der einzelnen Koordinaten zu den Raumrichtungen nicht wesentlich, der einfacheren Beschreibung halber ist jedoch nachfolgend mit z immer die Koordinate entlang der optischen Achse des Einfalls der Laserstrahlung 2 bezeichnet, und x sowie y bezeichnen zwei zueinander orthogonale Koordinaten in einer Ebene senkrecht zur Einfallsrichtung des Laserstrahls. Dem Fachmann ist natürlich bekannt, daß eine dreidimensionale Beschreibung der Lage des Fokus 7 in der Hornhaut 5 auch durch andere Koordinatensysteme erfolgen kann, insbesondere muß es sich nicht um ein rechtwinkliges Koordinatensystem handeln. Daß der xy-Scanner 9 um zueinander rechtwinklige Achsen ablenkt ist also nicht zwingend, vielmehr kann jeder Scanner verwendet werden, der in der Lage ist, den Fokus 7 in einer Ebene zu verstellen, in der die Einfallsachse der optischen Strahlung nicht liegt. Somit sind auch schiefwinklige Koordinatensysteme möglich.

Weiter können auch nicht-kartesische Koordinatensysteme zur Beschreibung bzw. Steuerung der Lage des Fokus 7 verwendet werden, wie dies nachfolgend auch noch erläutert wird. Beispiele für solche Koordinatensysteme sind Kugelkoordinaten (auch als sphärische Koordinaten bezeichnet) sowie zylindrische Koordinaten.

Zur Steuerung der Lage des Fokus 7 werden der xy-Scanner 9 sowie der z-Scanner 11, die gemeinsam ein konkretes Beispiel einer dreidimensionalen Fokusverstelleinrichtung realisieren, von einem Steuergerät 12 über nicht näher bezeichnete Leitungen angesteuert. Gleiches gilt für den Laser 8. Das Steuergerät 3 sorgt für einen geeignet synchronen Betrieb des Lasers 8 sowie der dreidimensionalen Fokusverstelleinrichtung, exemplarisch realisiert durch den xy-Scanner 9 sowie den z-Scanner 11, so daß die Lage des Fokus 7 in der Hornhaut 5 so verstellt wird, daß letztendlich ein Material bestimmten Volumens isoliert wird, wobei die spätere Volumenentfernung eine gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt.

Das Steuergerät 12 arbeitet nach vorgegebenen Steuerdaten, welche die Zielpunkte für die Fokusverstellung vorgeben. Die Steuerdaten sind in der Regel in einem Steuerdatensatz zusammengefaßt. Dieser gibt in einer Ausführungsform die Koordinaten der Zielpunkte als Muster vor, wobei die Reihenfolge der Zielpunkte im Steuerdatensatz die Aneinanderreihung

der Fokuslagen und damit letztlich eine Bahnkurve (hier auch verkürzt als Bahn bezeichnet) festlegt. Der Steuerdatensatz enthält in einer Ausführungsform die Zielpunkte als konkretre Stellwerte für den Fokuslagenverstellmechanismus, z.B. für den xy-Scanner 9 und den z-Scanner 11. Zur Vorbereitung des augenchirurgischen Verfahrens, also bevor das eigentliche Operationsverfahren ausgeführt werden kann, werden die Zielpunkte und vorzugsweise auch deren Reihenfolge im Muster bestimmt. Es muß eine Vorplanung des operativen Eingriffes dahingehend erfolgen, daß die Steuerdaten für das Behandlungsgerät 1 ermittelt werden, deren Anwendung dann eine für den Patienten 4 optimale Fehlsichtigkeitskorrektur erreicht.

Zuerst gilt es das aus in der der Hornhaut 5 zu isolierende und später zu entfernende Volumen festzulegen. Wie bereits anhand Fig. 1a geschildert bedarf es dazu einer Feststellung des Korrekturbedarfs. Figur 4 zeigt in Teilfiguren a), b) und c) die optischen Verhältnisse am Auge 3 des Patienten 4. Ohne Fehlsichtigkeitskorrektur liegt die in Teilfigur a) gezeigte Situation vor. Die Hornhaut 5 bewirkt zusammen mit der Augenlinse 13 eine Fokussierung eines im Unendlichen liegenden Gegenstandes in einen Fokus F, der auf der z-Achse hinter der Netzhaut 14 liegt. Die abbildende Wirkung rührt dabei zum einen von der bei nicht-akkomodiertem Auge entspannten Augenlinse 13 sowie zum anderen von der Augenhornhaut 5 her, die im wesentlichen durch eine Hornhautvorderfläche 15 sowie eine Hornhautrückseite 16 definiert ist und aufgrund ihrer Krümmung ebenfalls eine abbildende Wirkung hat. Die optische Wirkung der Hornhaut 5 ist durch den Krümmungsradius R_{CV} der Hornhautvorderfläche bedingt. Teilfigur a) stellt die Fehlsichtigkeit nur exemplarisch dar, real können die oben erwähnten komplexeren Fehlsichtigkeiten vorliegen. Für sie gilt die nachfolgenden Beschreibung jedoch ebenfalls, allerdings können die angegebenen Gleichungen dann mitunter eine zusätzliche Winkelabhängigkeit beinhalten, auch wenn darauf nicht ausdrücklich hingewiesen wird.

Zur Fehlsichtigkeitskorrektur wird bekannter Weise, wie in Teilfigur b) der Figur 4 dargestellt, eine Vorsatz-Linse 17 in Form einer Brille im Abstand d_{HS} vom Scheitelpunkt der Hornhaut 5 vor das Auge 3 gesetzt. Die Linse 17 der Brille ist in ihrer Brechkraft B_{BR} so angepaßt, daß sie den Fernpunkt des gesamten Systems, d.h. aus Brille und Auge, vom Fokuspunkt F zum korrigierten Fokuspunkt F* verschiebt, der auf der Netzhaut 14 liegt.

Hinsichtlich der in dieser Beschreibung verwendeten Nomenklatur sei angemerkt, daß durch die Anfügung eines Sterns an Größen verdeutlicht wird, daß es sich um Größen handelt, die nach einer Korrektur erhalten werden. Der Fokus F* ist also derjenige Fokus, der nach der optischen Korrektur vorliegt, die in der Teilfigur b) der Figur 4 durch die Linse 17 der Brille erreicht wird.

Unter der gerechtfertigten Annahme, daß eine Dickenänderung der Hornhaut 5 im wesentlichen den Krümmungsradius der Luft zugewandten Hornhaut-Vorderseite 15 modifiziert, nicht aber

den Krümmungsradius der dem Augeninneren zuliegenden Hornhautrückseite 16, wird durch die Volumenentfernung der Krümmungsradius R_{CV} der Hornhautvorderseite 15 modifiziert. Die um das Volumen verminderte Hornhaut 5 hat eine derart geänderte Abbildungswirkung, daß der dann korrigierte Fokus F* auf der Netzhaut 14 liegt. Nach der Korrektur liegt eine veränderte Hornhautvorderfläche 15* vor, und es ist eine Fehlsichtigkeitskorrektur auch ohne Brille erreicht.

Zur Bestimmung des Musters der Zielpunkte wird deshalb die zu erreichende Krümmung der modifizierten Hornhautvorderfläche 15* ermittelt. Dabei ist Ausgangspunkt die Brechkraft der Linse 17 der Brille, da die Ermittlung der entsprechenden Parameter ein Standardverfahren in der Augenoptik ist. Für die Brechkraft $B_{BR}(\varphi)$ der Linse 17 der Brille gilt folgende Formel:

$$(1) \qquad B_{BR}(\varphi) = Sph + Cyl \cdot \sin^2(\varphi - \theta).$$

In dieser Gleichung bezeichnen Sph und Cyl die zu realisierenden Korrekturwerte spärischen bzw. astigmatischen Brechungsfehler und θ die Lage der Zylinderachse der zylindrischen (astigmatischen) Fehlsichtigkeit, wie sie dem Fachmann in der Optometrie bekannt sind. Der Parameter φ schließlich bezieht sich auf ein Zylinderkoordinatensystem des Auges und wird auf das Auge schauend entgegen dem Uhrzeigersinn gezählt, wie es in der Augenoptik üblich ist. Mit dem Wert B_{BR} wird nun die Krümmung der modifizierten Hornhautvorderfläche 15* wie folgt eingestellt:

$$(2) \qquad R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c-1) (1 - d_{HS} \cdot B_{BR}))) + F$$

In Gleichung (2) bezeichnet n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut. Der entsprechende Wert liegt üblicherweise bei 1,376; d_{HS} bezeichnet den Abstand, in dem eine Brille mit der Brechkraft B_{BR} vom Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels Brille zu erzeugen; B_{BR} bezeichnet die zuvor erwähnte Brechkraft der Brille gemäß Gleichung (1). Die Angabe für die Brechkraft B_{BR} kann auch Fehlsichtigkeiten erfassen, die über eine normale sphärische oder zylindrische Korrektur hinausgehen. B_{BR} (und damit automatisch auch R_{CV}^*) haben dann zusätzliche Koordinatenabhängigkeiten.

Der Faktor F drückt die optische Wirkung der Dickenänderung der Hornhaut aus und kann in erster Näherung als konstanter Faktor angesehen werden. Für eine hochgenaue Korrektur kann der Faktor gemäß folgender Gleichung errechnet werden:

$$(3) \qquad F = (1 - 1/n_c) \cdot (d_C^* - d_C).$$

d_C bzw. d_C^* ist dabei die Hornhautdicke vor bzw. nach der optischen Korrektur. Für eine genaue Bestimmung erfolgt eine Berechnung von R_{CV}^* iterativ, indem bei der i-ten Berechnung aus der Differenz ($R_{CV}^* - R_{CV}$) auf die Größe ($d_C^* - d_C$) geschlossen wird und das entsprechende daraus erhaltene Ergebnis für die Dickenänderung bei der (i+1)-ten Berechnung angewendet wird. Dies kann man so lange durchführen, bis ein Abbruchkriterium erfüllt wird, beispielsweise wenn die Differenz des Ergebnisses für die Dickenänderung bei zwei aufeinanderfolgenden Iterationsschritten unter einer entsprechend festgelegten Grenze liegt. Diese Grenze kann beispielsweise über eine konstante Differenz festgelegt werden, die einer für die Behandlung angemessene Genauigkeit der Refraktionskorrektur entspricht.

Vernachlässigt man die Dickenänderung der Augenhornhaut, was für ein vereinfachtes Verfahren durchaus zulässig ist, kann F in Gleichung (2) für eine vereinfachte Berechnung auch gleich Null gesetzt, also vernachlässigt und weggelassen werden. Man erhält überraschenderweise folgende einfache Gleichung für die Brechkraft der modifizierten Hornhaut 5*:

$$B_{CV}^* = B_{CV} + B_{BR} / (1 - B_{BR} \cdot d_{HS})$$

Aus dieser Gleichung ergibt sich für den Fachmann auf einfache Art und Weise mittels der Gleichung $B_{CV}^* = (n-1) / R_{CV}^*$ der Radius R_{CV}^* der Hornhautvorderfläche 15*, der nach der Modifikation vorliegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur zu erhalten, zu: $R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c-1) (1 - d_{HS} \cdot B_{BR})))$

Für das Volumen, dessen Entfernung die obige Krümmungsänderung der Hornhautvorderfläche 15 bewirkt, wird nun die das Volumen isolierende Grenzfläche festgelegt. Dabei ist vorzugsweise zu berücksichtigen, daß sich der Durchmesser des zu korrigierenden Bereichs und damit der Durchmesser des zu entnehmenden Volumens möglichst über die Pupillengröße bei dunkelangepaßtem Auge erstrecken sollte.

In einer ersten Variante wird mittels dem Fachmann bekannter numerischer Methoden eine Freifläche definiert werden, die ein Volumen umschreibt, dessen Entfernung die Krümmungsänderung bewirkt. Dazu wird entlang der z-Achse die Dickenänderung ermittelt, die zur gewünschten Krümmungsmodifikation nötig ist. Daraus ergibt sich das Volumen als Funktion von r, φ (in Zylinderkoordinaten) und daraus wiederum dessen Grenzfläche.

Eine einfache analytische Rechnung liefert die folgende zweite Variante, bei der die Grenzfläche des Volumens durch zwei Teilflächen aufgebaut wird, eine zur Hornhautoberfläche 15 hinliegende anteriore Teilfläche und eine gegenüberliegende posteriore Teilfläche. Die

entsprechenden Verhältnisse zeigt Figur 5. Das Volumen 18 ist zur Hornhautvorderfläche 15 hin durch eine anteriore Schnittfläche 19 begrenzt, die in konstantem Abstand d_F unter der Hornhautvorderfläche 15 liegt. Diese anteriore Schnittfläche 19 wird in Analogie zur Laserkeratomen auch als Flap-Fläche 19 bezeichnet, da sie dort dazu dient, in Kombination mit einem Öffnungsschnitt zum Rand hin die Augenhornhaut 5 eine Lamelle in Form eines „Flap" von der darunterliegenden Hornhaut 5 abheben zu können. Diese Art der Entnahme des zuvor isolierten Volumens 18 ist natürlich auch hier möglich.

Die anteriore Schnittfläche 19 hat einen Krümmungsverlauf, der um d_F unter der Hornhautvorderfläche 15 liegt. Ist diese sphärisch, ist kann für die Flap-Fläche 19 ein Krümmungsradius angegeben werden, der um d_F geringer ist als der Krümmungsradius R_{CV}. Wie später für bevorzugte Varianten beschrieben wird, kann bei der Erzeugung der Schnittfläche 19 durch ein Kontaktglas dafür gesorgt werden, daß die Hornhautvorderfläche 15 zum Zeitpunkt der Schnittflächenerzeugung sphärisch ist, so daß das Muster der Zielpunkte eine sphärische Schnittfläche bewirkt. Die Relaxation des Auges 3 nach Abnahme des Kontaktglases mag dann zwar zu einer nicht-sphärischen Schnittfläche 19 führen, sie hat aber dennoch konstanten Abstand zur Hornhautvorderfläche 15 bzw. 15*. Dies wird später noch erläutert.

Posterior ist das Volumen 18, das aus der Hornhaut 5 entfernt werden soll, durch eine posteriore Schnittfläche 20 begrenzt, die schon grundsätzlich nicht zur Hornhautvorderfläche 15 in konstantem Abstand sein kann. Die posteriore Schnittfläche 20 wird deshalb so ausgebildet sein, daß das Volumen 18 in Form eines Lentikels vorliegt, weshalb die posteriore Schnittfläche 20 auch als Lentikel-Fläche 20 bezeichnet wird. In Figur 5 ist sie exemplarisch als ebenfalls sphärische Fläche mit einem Krümmungsradius R_L eingezeichnet, wobei natürlich das Zentrum dieser Krümmung nicht mit dem Krümmungszentrum der in Figur 5 ebenfalls sphärischen Hornhautvorderfläche 15 zusammenfällt.

Figur 6 zeigt die Verhältnisse nach Entfernung des Volumens 18. Der Radius der modifizierten Hornhautvorderfläche 15* beträgt nun R_{CV}* und kann beispielsweise gemäß den zuvor beschriebenen Gleichungen berechnet werden. Die Dicke d_L des entnommenen Volumens 18 ist dabei maßgeblich für die Radiusänderung, wie Figur 7 verdeutlicht. In dieser Figur sind als weitere Größen noch die Höhe h_F der durch die anteriore Schnittfläche 19 definierten Kugelkappe, die Höhe h_L der durch die posteriore Schnittfläche 20 definierten Kugelkappe sowie die Dicke d_L des zu entfernenden Volumens 18 eingezeichnet.

Die posteriore Schnittfläche 20 legt aufgrund des konstanten Abstandes zwischen Hornhautvorderfläche 15 und anteriorer Schnittfläche 19 den Krümmungsverlauf der

Hornhautvorderfläche 15* nach Entfernung des Volumens 18 fest. Somit wird die posteriore Schnittfläche 20 z.B. bei einer zylindrische Parameter berücksichtigenden Fehlsichtigkeitskorrektur einen winkelabhängigen Krümmungsradius haben. Für die in Figur 7 gezeigte Lentikel-Fläche 20 gilt allgemein:

$$R_L(\varphi) = R_{CV}^{*}(\varphi) - d_F ,$$

bzw. in Zylinderkoordinaten (z, r, φ)

$$z_L(r, \varphi) = R_L(\varphi) - (R_L^2(\varphi) - r^2)^{1/2} + d_L + d_F.$$

Ohne Berücksichtigung eines Astigmatismus entfällt die Abhängigkeit von φ und die Lentikel-Fläche 20 ist sphärisch. Die Lentikel-Fläche 20 besitzt aber, geht man vom Bedarf für eine zylindrische Fehlsichtigkeitskorrektur aus, in der Regel auf verschiedenen Achsen unterschiedliche Krümmungsradien, wobei diese natürlich meist den gleichen Scheitelpunkt haben.

Damit wird weiter automatisch deutlich, daß im Fall einer Zylinderkorrektur die theoretische Schnittlinie zwischen Flap-Fläche 19 und Lentikel-Fläche 20 nicht in einer Ebene, d.h. bei konstanten z-Koordinaten liegt. Der kleinste Krümmungsradius der Lentikel-Fläche 20 liegt bei $\varphi = \theta + \pi/2$, der größte natürlich auf der Achse θ der zylindrischen Fehlsichtigkeit, d.h. bei $\varphi = \theta$. Bei einer Übersichtigkeitskorrektur fallen anders bei der Darstellung der Figur 7 der Scheitelpunkt von Flap-Fläche 19 und Lentikel-Fläche 20 zusammen und die Lentikel-Fläche 20 ist stärker gekrümmt, als die Flap-Fläche 19. Die Dicke d_L des Lentikels ergibt sich als Randdicke.

Das als Lentikel aufzufassende Volumen 18 hat bei $\varphi = \theta = \pi/2$ die geringste Randdicke, da sich dort Lentikel-Fläche 20 und Flap-Fläche 19 schneiden. Bei allen anderen Werten für φ ist eine endliche Randdicke gegeben, wenn eine gegebene z-Koordinate als untere Grenze der Lentikel-Fläche 20 angesetzt wird.

Alternativ kann neben der Flap-Fläche 20 und der Lentikel-Fläche 19 zusätzliche Randfläche vorgesehen werden, welche das Volumen 18 im Schnittbereich von Flap-Fläche 20 und der Lentikel-Fläche 19 umrandet bzw diese Flächen dort verbindet, wo sie bei einer gegebenen z-Koordinate nicht zusammenlaufen. Der Schnitt dieser Randfläche wird ebenfalls mit dem gepulsten Laserstrahl ausgefürt. Die Randfläche kann beispielsweise eine zylindrische Form haben, die jedoch auch eine elliptische Form (in der Aufsicht) oder auch eine konische Form (in der Seitenansicht haben kann).

Die in den Figuren gezeigte Ausbildung des Volumens 18 als durch eine anteriore Schnittfläche 19 mit konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche 15 sowie eine posteriore Schnittfläche 20 begrenzt, ist nur eine Variante zur Begrenzung des Volumens 18. Sie hat jedoch den Vorteil, daß die optische Korrektur wesentlich nur durch eine Fläche (die Lentikelfläche 20) festgelegt wird, so daß die analytische Beschreibung der anderen Teilfläche der Grenzfläche einfach istr.

Weiter sind optimale Sicherheitsmargen hinsichtlich des Abstandes des Volumens zur Hornhautvorderfläche 15 und Hornhautrückfläche 16 bietet. Die Restdicke d_F zwischen anteriorer Schnittfläche 19 und Hornhautvorderfläche 15 kann konstant auf einen Wert von beispielsweise 50 bis 200 µm eingestellt werden. Insbesondere kann sie so gewählt sein, daß das schmerzempfindliche Epithel in der Lamelle verbleibt, die durch die Flap-Fläche 19 unter der Hornhautvorderfläche 15 gebildet ist. Auch steht die Ausbildung der sphärischen Flap-Fläche 19 in Kontinuität mit bisherigen Keratometerschnitten, was für die Akzeptanz der Methode vorteilhaft ist.

Nach Erzeugen der Schnittflächen 19 und 20 wird dann das derart isolierte Volumen 18 aus der Hornhaut 5 entfernt. Dies ist schematisch in Figur 8 dargestellt, die zudem verdeutlicht, daß die Schnittflächen 19 und 20 durch Einwirkung des in einem Fokuskegel 21 einfallenden Behandlungslaserstrahls erzeugt werden, beispielsweise durch Aneinanderreihung von Plasmablasen, so daß in einer bevorzugten Ausführungsform die Flap-Schnittfläche 19 und die Lentikel-Schnittfläche 20 durch geeignete dreidimensionale Verstellung der Fokuslage der gepulsten Laserstrahlung 2 erzeugt werden.

Alternativ kann in einer vereinfachten Ausführungsform aber auch lediglich die Flap-Fläche 19 durch Zielpunkte, die die gekrümmte Schnittfläche 19 in konstantem Abstand zu Hornhautvorderfläche 15 definieren mittels gepulster Laserstrahlung gebildet werden und die Entfernung des Volumens 18 erfolgt durch Laserablation, beispielsweise durch Verwendung eines Excimers-Laserstrahls. Hierzu kann die Lentikel-Fläche 20 als Grenzfläche des Abtrages definiert werden, auch wenn das nicht zwingend erforderlich ist. Das Behandlungsgerät 1 arbeitet da wie ein bekanntes Laserkeratom, allerdings wird die Schnittfläche 19 an gekrümmter Hornhaut erzeugt. Die vorangehend bzw. nachfolgend beschriebenen Merkmale sind auch in solchen Varianten möglich, insbesondere was die Bestimmung der Begrenzungsfläche, deren geometrische Definition und die Ermittlung von Steuerparametern angeht.

Erzeugt man sowohl die Lentikel-Fläche 20 als auch die Flap-Fläche 19 mittels gepulster Laserstrahlung, ist es zweckmäßig, die Lentikel-Fläche 20 vor der Flap-Fläche 19 auszubilden,

da das optische Ergebnis bei der Lentikel-Fläche 20 besser (wenn nicht überhaupt erst zu erreichen) ist, wenn oberhalb der Lentikel-Fläche 20 noch keine Veränderung der Hornhaut 5 eintrat.

Das Entfernen des durch die gepulste Laserstrahlung isolierten Volumens 18 kann, wie in Figur 8 angedeutet, durch einen Randschnitt 22 erreicht werden, der es erlaubt, das Volumen 18 in Richtung eines in Figur 8 eingezeichneten Pfeiles 23 herauszuziehen. Alternativ kann der Randschnitt 22 aber so ausgebildet werden, daß er die anteriore Schnittfläche 19, d. h. die Flap-Fläche 19, in Form eines Ringes mit der Hornhautvorderfläche 15 verbindet, wobei der Randschnitt allerdings nicht vollständig um einen Winkel von 360° umläuft. Die derart isolierte Lamelle bleibt in einem schmale Bereich mit dem übrigen Gewebe der Hornhaut 5 in Verbindung. Diese Verbindungsbrücke dient dann als Gelenk, um die ansonsten isolierte Lamelle von der Hornhaut 5 abzuklappen und das dadurch zugängige, bereits isolierte Volumen 18 vom Rest der Augenhornhaut 5 abnehmen zu können. Die Lage der Verbindungsbrücke ist bei Erzeugung der Steuerdaten bzw. der Zielpunkte vorgebbar. Das beschriebene Vorgehen bzw. Gerät realisiert also unter diesem Gesichtspunkt die Isolierung des Volumens 19 innerhalb der Hornhaut 5 und das Erzeugen einer mit der restlichen Augenhornhaut über eine Gewebebrücke verbundenen Lamelle als Deckel über dem Volumen. Der Deckel kann abgeklappt und das Volumen 18 entnommen werden.

Für die Erzeugung der Schnittflächen 19 und 20 können die Zielpunkte nun auf verschiedenste Art und Weise angeordnet werden. Im Stand der Technik ist beispielsweise in der WO 2005/011546 zur Erzeugung von Schnittflächen in der Augenhornhaut beschrieben, daß spezielle Spiralen eingesetzt werden können, die beispielsweise um eine im wesentlichen senkrecht zur optischen Achse (z-Achse) liegende Hauptachse in Art einer Schraubenlinie verlaufen. Auch ist die Verwendung eines Scanmusters bekannt, das die Zielpunkte zeilenweise anordnet (vgl. WO 2005/011545). Diese Möglichkeiten können selbstverständlich zur Erzeugung der oben definierten Schnittflächen verwendet und mit den nachfolgend erläuterten Transformationen werden.

Die Verstellung der Lage des Fokus in der Augenhornhaut erfolgt mittels der in Figur 3 schematisch dargestellten dreidimensionalen Ablenkeinrichtung, die zur Verstellung des Fokus in z-Richtung die Verschiebung von Linsen oder anderer optisch wirksamer Elemente einsetzt. Nun ist die Verstellung von Linsen o.ä. in der Regel nicht so schnell möglich, wie die Verschwenkung von Spiegeln, wie sie in der Regel im xy-Scanner Einsatz finden. Meist ist deshalb die Verstellgeschwindigkeit des z-Scanners begrenzend für die Geschwindigkeit, mit der die Schnittflächen in der Augenhornhaut erzeugt werden können. Zur möglichst schnellen Erzeugung der Schnittflächen 18 und 19 wird deshalb in einer bevorzugten Ausführungsform

der Fokus jeweils entlang einer spiralförmigen Bahn geführt, wobei je eine Spirale in der räumlich gekrümmten Schnittfläche liegt. Während des Schreibens der Spirale wird also der z-Scanner so verstellt, daß die Arme der Spirale der räumlich gekrümmten Schnittfläche folgen.

Figur 9 zeigt exemplarisch eine Bahnkurve 24 als Spirale, die in der gezeigten Darstellung als Kreisspirale ausgebildet ist. Der Radius der dargestellten ebenen Spirale nimmt in Kreiskoordinaten mit steigendem Drehwinkel φ zu, so daß gilt:

$$r(\varphi) = \varphi \cdot d_T / (2\pi) \qquad (4)$$

In dieser Gleichung bezeichnet d_T den Abstand der Spiralarme; er ist in Figur 10 dargestellt, die einen vergrößten Ausschnitt der Figur 9 zeigt. Der Abstand der einzelnen Spots 6, auf die gepulste Laserstrahlung fokussiert wird und an denen durch einen Laserpuls beispielsweise eine Plasmablase erzeugt wird, ist in der Spirale konstant gleich d_S, so daß für den Winkelabstand $\Delta\varphi$ der einzelnen Spots 6, an denen ein Laserpuls in das Gewebe eingebracht wird, gilt:

$$\Delta\varphi = d_S / r$$

Da, wie bereits erwähnt, die Lentikel-Fläche 20 in der Regel nichtsphärisch ist, ist die Bahnkurve 24, entlang der der Laserfokus verstellt wird, eine elliptische Spirale, für die natürlich kein konstanter Abstand der Spiralarme mehr gegeben ist. Entlang der Hauptachsen a und b kann aber ein jeweiliger Bahnabstand d_{Tb} sowie d_{Ta} definiert werden, wie Figur 11 zeigt.

In Figur 10 sind die Spots 6 dargestellt, um die Lage des Fokus für die einzelnen Laserpulse erkennen zu lassen. Tatsächlich weiten sich die Plasmablasen natürlich nach Einbringung des jeweiligen Laserpulses so weit auf, daß die Schnittfläche erzeugt wird und die Bahnkurve 24 ist in der Schnittfläche dann nicht mehr zu erkennen.

Zur Vorbereitung des chirurgischen Verfahrens muß nach der Definition der Schnittflächen 19 und 20 nun die Definition der Bahnkurven 24 erfolgen, mit denen die Schnittflächen erzeugt werden.

Bei der Bestimmung der Bahnkurven 24 ist natürlich zu berücksichtigen, daß letztendlich das Volumen 18 im Auge im Normalzustand definiert sein soll. Die Schnittflächen 19 und 20, wie sie bislang erläutert wurden, betreffen das natürliche Auge. Es ist nun aber zu berücksichtigen, daß das Behandlungsgerät 1 aus Gründen der Fixierung des Auges mit einem Kontaktglas 25 arbeitet, das wie in Figur 12 gezeigt ist, auf die Hornhautvorderfläche 15 der Augenhornhaut 5

aufgesetzt wird. Das Kontaktglas 25, das bereits Gegenstand mehrerer Patentpublikationen ist (exemplarisch sei beispielsweise auf die WO 2005/048895 A verwiesen), ist für die hier vorliegende Beschreibung des Behandlungsgerätes 1 bzw. der damit in Zusammenhang stehenden Verfahren zur Vorbereitung und/oder Durchführung des chirurgischen Eingriffes allerdings nur insoweit von Interesse, als es der Hornhautvorderfläche 15 zum einen eine definierte Krümmung verleiht und zum anderen die Augenhornhaut 5 gegenüber dem Behandlungsgerät 1 räumlich in einer vordefinierten Lage hält. Hinsichtlich der sphärischen Krümmung der Kontaktfläche des Kontaktglases 25 unterscheidet sich der hier beschriebene Ansatz jedoch deutlich von dem Ansatz, wie er beispielsweise in der WO 2003/002008 A beschrieben ist, der ein planes Kontaktglas verwendet, welches die Augenhornhaut flachdrückt.

Wird das Auge an das Kontaktglas 25 mit sphärischer Kontaktfläche angepreßt, kommt es zu einer räumlichen Deformation des Auges. Da die Kornea regelmäßig nur tangential kompressibel ist, also bei einem solchen Anpressen ihre Dicke nicht ändert, entspricht das Anpressen einer Transformation vom Koordinatensystem des Auges, wie es in Figur 13 dargestellt ist, in das Koordinatensystem des Kontaktglases, das in Figur 14 gezeigt ist. Dieser Zusammenhang ist dem Fachmann aus der WO 2005/011547 A1 bekannt, deren Offenbarungsgehalt diesbezüglich vollumfänglich eingebunden sein soll. In den Figuren 13 und 14 bezeichnen mit einem Apostroph versehene Koordinaten die Koordinaten des auf das Kontaktglas 25 bzw. dessen dem Auge zugewandte Kontaktglasunterseite 26 bezogene Größen.

Das Kontaktglas hat aber noch einen weiteren Vorteil. Durch das Anpressen an die sphärische Kontaktglasunterseite 26 ist automatisch auch die Hornhautvorderfläche 15 sphärisch. Die in konstantem Abstand unter der Hornhautvorderfläche 15 liegende anteriore Schnittfläche 19 ist damit bei angepreßtem Kontaktglas ebenfalls sphärisch, was zu erheblich vereinfachter Ansteuerung führt. Es ist deshalb völlig unabhängig von anderen Merkmalen bevorzugt, ein Kontaktglas 25 mit sphärischer Kontaktglasunterseite 26 zu verwenden und das Volumen durch eine anteriore Schnittfläche 19 sowie eine posteriore Schnittfläche zu begrenzen, wobei für die anteriore Schnittfläche Zielpunkte vorgegeben sind/werden, die diese Schnittfläche als sphärische Fläche in konstantem Abstand d_F unter der Hornhautvorderfläche 15 ausbilden. Für die posteriore Schnittfläche sind/werden Zielpunkte vorgegeben, die einen Krümmungsverlauf definieren, welcher bei relaxiertem Auge, also nach Abnehmen des Kontaktglases, bis auf den Abstand d_F zur Hornhautvorderfläche dem zur Fehlsichtigkeitskorrektur gewünschten entsprechen. Analoges gilt für das Verfahren zur Definition der Zielpunkte bzw. das Operationsverfahren.

Die Darstellungen in den Figuren 13 und 14 zeigen die Koordinatentransformation, die am Auge durch das Aufsetzten bzw. Abnehmen des Kontaktglases auftritt. Sie enthalten sowohl Kugelkoordinaten (R, α, φ) bezogen auf den Ursprung der gekrümmten Fläche (Hornhautvorderfläche 15 bzw. Kontaktglasunterseite 26) als auch Zylinderkoordinaten (r, z, φ) bezogen auf den durch den Durchtrittspunkt der optischen Achse OA definierten Scheitelpunkt der Hornhautvorderfläche 15 bzw. der Kontaktglasunterseite 26.

Bei der Koordinatentransformation vom auf das Auge bezogenen Koordinatensystem, wie es in Figur 13 dargestellt ist, in das auf das Kontaktglas bezogene System gemäß Figur 14 bleiben die Bogenlänge, d.h. $\alpha \cdot R$, die radiale Tiefe ($R_{CV} - R$) sowie der Winkel φ erhalten. Die Transformation der für das natürliche Auge, d.h. im Koordinatensystem der Figur 13, zugrundegelegten Formen der Schnittflächen 19 und 20 ist somit ein wichtiger Schritt bei der Berechnung der Ansteuergrößen für die dreidimensionale Fokusverstelleinrichtung. Sie verläuft grundsätzlich anders als bei einem ebenen Kontaktglas, in dem z.B. die Flap-Fläche 19 zu einer Ebene entartet. Im Wesentlichen ist nur die Form für die Schnittfläche 20 zu transformieren, da die Schnittfläche 19 lediglich in konstantem Abstand d_F zur Hornhautvorderfläche 15 auszubilden ist. Die Schnittfläche 19 ist also im transformierten System eine Sphäre mit einem gegenüber der Kontaktglasunterseite um d_F reduzierten Krümmungsradius R_F.

Das Anpressen der Hornhaut 5 des Auges 3 an die sphärisch gekrümmte Kontaktglasunterseite 26 ist in Figur 15 veranschaulicht. Dort zeigt die rechte Darstellung schematisch den Zustand, wenn die Kontaktglasunterseite 26 nur am Scheitelpunkt in Kontakt mit der Hornhautvorderfläche 15 ist. Zur Verdeutlichung der geometrischen Beziehungen ist die Hornhautvorderfläche 15 schematisch in Figur 15 als Kreis eingezeichnet, obschon natürlich die sphärische Krümmung nur in einem kleineren Kreisabschnitt vorliegt. Das Anpressen des Kontaktglases 25 auf die Hornhaut 5 bewirkt den durch Pfeil 27 symbolisierten Übergang zum Zustand der linken Seite der Figur 15. Das Abnehmen des Kontaktglases 25 bewirkt eine Relaxation des Auges 3 entgegen der Richtung des Pfeiles 27

Aufgrund der geschilderten Rahmenbedingungen transformieren sich für jeden Punkt in der Augenhornhaut 5 die Koordinaten von dem in Figur 13 dargestellten System in das System der Figur 14. Dies wird nun bei der Wahl der Ansteuerwerte für die Fokusverstellung dahingehend zugrundegelegt, daß die Schnittflächen 19 und 20 im transformierten Kontaktglassystem zu beschreiben sind, da sie nur dann nach Abnehmen des Kontaktglases 26, d.h. nach Rück-Transformation in das natürliche Koordinatensystem des Auges, die gewünschten Formen haben. Da das Anlegen der Hornhautvorderfläche 15 in der Regel durch Ansaugen mittels Unterdruck bewirkt wird, wird die geschilderte Transformation nachfolgend auch als Ansaugtransformation bezeichnet.

Zum Schneiden der Flap-Fläche 19, die wie erwähnt sphärisch ist, wird nun folgende Geschwindigkeit der Verstellung des z-Scanners, d.h. folgende Vorschubgeschwindigkeit in z-Richtung eingestellt:

$$(5) \qquad v_Z(t) = d_S \cdot f_L \cdot d_T / (2\pi \cdot (R_F^2 - t \cdot d_S \cdot f_L \cdot d_T / \pi))^{1/2},$$

wobei f_L die Frequenz der Laserpulse der Laserstrahlung 2 ist. Gleichung (5) setzt voraus, daß die z-Geschwindigkeit v_Z frei eingestellt und kontinuierlich verändert werden kann.

Möchte man eine Sphäre mit einer Geschwindigkeit v_Z schreiben, die aus einer Gruppe diskreter Geschwindigkeiten gewählt ist, was in der Regel dann der Fall ist, wenn der z-Scanner mittels eines Schrittmotors angetrieben ist, erhält man als Zeitabhängigkeit der Radialfunktion r(t):

$$(6) \qquad r(t) = [d_S \cdot f_L \cdot d_T \cdot t/\pi - (d_S \cdot f_L \cdot d_T \cdot t)^2/(2\pi \cdot R_F)^2]^{1/2}$$

sowie für die Winkelfunktion

$$(7) \qquad \varphi(t) = [4\pi \cdot d_S \cdot f_L \cdot t/d_T - (d_S \cdot f_L \cdot t)^2/R^2]^{1/2}.$$

Die t^2-Terme unter der Wurzel der Radial- wie der Winkelfunktion zeigen, daß keine ideale archimedrische Spirale mehr geschrieben wird, die Bahn- und Spotblasen-Abstände variieren also zugunsten der nur in Stufen veränderlichen z-Geschwindigkeit.

Wünscht man bei der Fokusverstellung einen konstanten z-Vorschub, ergibt sich nicht, wie mit der Geschwindigkeit gemäß Gleichung (4) eine Sphäre, sondern ein Paraboloid, und es gilt:

$$(8) \qquad z(r) = [v_Z/(d_s \cdot d_r)][r^2 \cdot \pi/f_L]$$

Erwähnterweise kann in manchen Behandlungsgeräten 1 die Geschwindigkeit, mit der der z-Scanner den Fokus in z-Richtung verschiebt, nur innerhalb eines Satzes diskreter Geschwindigkeiten verstellt werden. Möchte man dann eine bestimmte Parabel mit einer gegebenen Geschwindigkeit v_Z beschreiben, muß das Produkt $d_S \cdot d_T$ entsprechend gewählt werden, so daß die erste eckige Klammer der Gleichung (8) den gewünschten Wert einnimmt. Der Abstand der Bahnen, definiert durch d_T, sowie der Spotabstand entlang der Bahnbeschrieben durch d_S, sind also geeignet zu variieren, um eine bestimmte Parabel mit gegebenen v_Z zu schreiben.

Jede der Gleichungen (5), (6)/(7) und (8) kann bei der Ermittlung der Zielpunkte und damit de Ansteuerung der Fokusverstellung verwendet werden, wobei dann natürlich die entsprechende Spiralform/Flächenform zugrundezulegen ist. Wenn nachfolgend davon gesprochen wird, daß die Gleichungen bei der Ansteuerung verwendet werden, ist darunter insbesondere zu verstehen, daß mittels der Gleichungen die Zielpunkte ermittelt werden, die kann z.B. durch Auswerten der Funktionsgleichungen zu äquidistanten Zeitpunkten geschehen. Die Geschwindigkeitsgleichungen werden in einer Variante dazu verwendet, sicherzustellen, daß die ermittelten Zielpunkte keine Verstellgeschwindigkeiten bedingen, die von der Fokusverstelleinrichtung gar nicht realisierbar sind.

Für die eingangs erwähnten und wie beschrieben ermittelten Formen der Flächen 19 und 20 wird nun eine Spirale in die jeweilige Fläche gelegt. Sie Spirale wird durch eine Ansteuerung der beschriebenen Art geschrieben. Die Berechnung der z-Geschwindigkeit sowie der r- und φ-Geschwindigkeit berücksichtigt dabei, welche Flächenform die Fläche 19 bzw. 20 hat.

Die Lentikel-Fläche 20 ist sphärisch, wenn keine Zylinderkorrektur vorgenommen werden soll. Man verwendet deshalb die Ansteuerung gemäß Gleichungen (4)/(5) oder (6)/(7) um diese Sphäre zu erzeugen. Allerdings kann eine Sphäre bekanntermaßen auch durch ein Paraboloid approximiert werden. Es ist deshalb in einer Variante vorgesehen, die eine Sphäre auf dem Fachmann bekannter Weise durch ein Paraboloid anzunähern und die Ansteuerung gemäß Gleichung (8) vorzunehmen.

Durch die Ansaugtransformation gemäß Figur 15 verändert sich die Geometrie der Lentikel-Fläche 20. Die Lentikel-Fläche 20 muß im Koordinatensystem des Kontaktglases 25 den Krümmungsverlauf der korrigierten Hornhautvorderfläche 15* aufweisen. Sie kann nicht auf einen Krümmungsmittelpunkt bezogen werden, der mit dem Krümmungsmittelpunkt des Kontaktglases zusammenfällt. Die gemäß Gleichung (2) definierte Krümmung wird also bezüglich der Ansaugtransformation umgerechnet.

Der in Gleichung (2) definierte Krümmungsradius ist natürlich eine Funktion von ϕ. Wie bereits erwähnt und in der Augenoptik üblich, können zwei Krümmungsradien r_a bzw. r_b angegeben werden: einer auf der Achse θ der zylindrischen Fehlsichtigkeit und einer für eine Achse rechtwinklig dazu. Rechentechnisch ist es besonders günstig, die sich somit im allgemeinen Fall einstellende toroidale Krümmung durch eine Parabel zu approximieren, so daß die Lentikel-Fläche 20 durch ein Paraboloid angenähert wird. Dies geschieht vorzugsweise vor der Anpreßtransformation kann aber auch danach durchgeführt werden.

Die Annäherung erfolgt dadurch, daß man für die zwei Krümmungsradien jeweils eine Parabel sucht, die sowohl durch den Scheitelpunkt der Lentikel-Fläche 20 als auch durch einen möglichst am Rand gelegenen Punkt läuft. Die entsprechenden Verhältnisse im Koordinatensystem des Auges zeigt Figur 16. Diese Figur zeigt die sphärische Lentikel-Fläche 20 vor der Anpreßtransformation. In der Figur sind die Schnitte durch die im verallgemeinerten Fall toroidale Lentikel-Fläche 20 entlang der zwei Halbachsen a und b übereinandergelegt. Die entsprechenden Kurven sind mit A bzw. B bezeichnet und sind kreisförmig mit einem Krümmungsradius r_a bzw. r_b. Auf jeder Kurve ist ein Randpunkt T in Zylinderkoordinaten durch den entsprechenden Radius r sowie die Höhe h beschrieben, wobei diese Parameter auf den Scheitelpunkt S bezogen sind, der für die zwei Halbachsenschnitte identisch ist. Der Punkt T_a ist also durch den Radius r_a sowie die Höhe h_a gekennzeichnet. Analoges gilt für T_b.

Es wird nun eine Parabel gesucht, für die gilt $h = k \cdot r^2$. Die dadurch erhaltenen Parabelparameter h_a für die Parabel entlang der großen Halbachse a sowie k_b für die Parabel entlang der kleinen Halbachse b definieren das Paraboloid, das dann unter Verstellung des Fokuspunktes in z-Richtung geschrieben wird, beispielsweise mittels eines konstanten z-Vorschubes (vgl. Gleichung (7)) bzw. die mit einer Auswahl der z-Geschwindigkeit aus einem Satz diskreter Geschwindigkeiten gewählt wird (Modifikation zur Gleichung (7)). Die in Figur 16 dargestellten Schnitte der toriodalen Lentikel-Fläche 20 entlang der kleinen Hauptachse b sowie der großen Hauptachse a beziehen sich auf die Darstellung im Koordinatensystem des Auges.

Wenn die Approximation durch Parabelgleichungen nach der Anpreßtransformation durchgeführt wurde, treten dort natürlich die transformierten Werte auf. Man kann die explizire Berechnung von transformierten Werten an dieser Stelle vermeiden, wenn die Approximation zuerst erfolgt und die dabei gefundenen Parabelparameter der Anpreßtransformation in das Koordinatensystem des Kontaktglases unterworfen werden, wonach dann die in Figur 17 dargestellten Verhältnisse vorliegen.

Die Spezifikation der Parabelparameter lautet im Koordinatensystem des Auges gemäß Figur 16 wie folgt:

$$k_a = (z(T_a) - z(S)) / r(T_a)^2, \quad (9)$$

$$k_b = (z(T_b) - z(S)) / r(T_b)^2. \quad (10)$$

In den Gleichungen (9) und (10) bezeichnet z(S) die z-Koordinate des Punktes S. Legt man den Koordinatensystemursprung, wie in den bisherigen Figuren, in den Scheitelpunkt, ist die z-

Koordinate Null. Die Koordinate $z(T_a)$ bzw. $z(T_b)$ sowie $r(T_a)$ bzw. $r(T_b)$ sind die z- bzw. r-Koordinaten des entsprechenden Punktes T_a bzw. T_b im zylindrischen Koordinatensystem.

Werden die Parabelparameter k_a bzw. k_b nicht im Koordinatensystem des Auges gemäß Figur 16, sondern im Koordinatensystem des Kontaktglases gemäß Figur 17 benötigt, treten anstelle der Punkte S, T_a und T_a dann die in Figur 17 eingezeichneten transformierten Punkte S', T_a', T_b'.

Um die Lentikel-Fläche 20 nun im angepreßten Auge 3 durch eine (dann in der Regel elliptische) Spirale mit den Hauptachsen r_a' und r_b' darzustellen, wird die Spirale aus einer Kreisspirale mit Radius r_0' durch Streckung in Richtung $\varphi = \theta$ und Stauchung in Richtung $\varphi = \theta + \pi/2$ konstruiert. Durch die gleichzeitige Stauchung und Streckung bleibt der mittlere Bahn- bzw. Spotabstand erhalten. Würde man nur in eine Richtung stauchen oder strecken, würde der mittlere Abstand verändert.

Die eigentlichen Radien lassen sich aus dem Radius r_0 der Kreisspirale, der in Figur 17 gestrichelt eingezeichnet ist, mit Hilfe der Elliptizität wie folgt berechnet:

$$e' = r_a'/r_b' = (k_B'/k_a')^{1/2}.$$

Die Elliptizität e' ist dabei die Elliptizität der transformierten toriodalen Lentikel-Fläche 20. Die Parameter k_b' sowie k_a' sind durch die Gleichungen (11) und (12), jeweils für die transformierten Punkte S', T_a' und T_b' gegeben. Die Parabelparameter ergeben sich daraus, daß hier die Kreisspirale mit dem Radius r_0, aus dem die Lentikel-Fläche 20 konstruiert ist, ein arithmetisches oder geometrisches Mittel der Krümmungen der großen bzw. kleinen Halbachse des Paraboloid sein soll. Wegen $r_0' = (r_a' \cdot r_b')^{1/2}$ erhält man für den Parabelparameter $k = (k_a \cdot k_b)^{1/2}$ sowie die Halbachsen der Ellipse: $r_a' = r_0' \cdot (e')^{1/2}$ und $r_b' = r_0' \cdot (e')^{-1/2}$.

An dieser Stelle der Ermittlung der Zielpunkte liegen nun zwei Bahnkurven 24 vor, die durch Funktionsgleichungen beschreiben sind. Das Muster der Zielpunkte wird durch Auswertung der Funktionsgleichungen ermittelt.

Allerdings bleibt noch zu berücksichtigen, daß die Fokussierung des Laserstrahls in den Fokus 7 einem Fokuslagenfehler unterliegt. Dieser Fokuslagenfehler ist Eigenschaft des optischen Systems, d. h. beruht auf der verwendeten optischen Realisierung. Er ist im wesentlichen durch das optische Design bestimmt. Aufgrund endlicher Fertigungsgenauigkeiten im Rahmen der erlaubten Toleranz ist der Fokuslagenfehler darüber hinaus geräteindividuell. Er wird deshalb zweckmäßigerweise für jedes Gerät eigenständig bestimmt.

Die Berücksichtigung des Fokuslagenfehlers erfolgt durch eine in der Regel nichtlineare Transformation (nachfolgend auch als NL-Transformation bezeichnet). Es ist deshalb nicht möglich, die NL-Transformation durch Modifikation der Bahnkurvenparameter auszuführen. In einer bevorzugten Ausführungsform wird der Fokuslagenfehler durch eine Korrekturtabelle oder eine Korrekturfunktion ausgedrückt. Sie stammt aus einer Vermessung der Optik des Behandlungsgerätes 1. Die Vermessung kann gerätetypbezogen oder geräteindividuell geschehen. Die Korrekturfunktion kann aus einer Interpolation der Meßresultate z. B. mittels Polynomen oder Splines gewonnen sein. Meist ist der Fokuslagenfehler rotationssymmetrisch bezogen auf die optische Achse. Er hängt dann in Zylinderkoordinaten nur von r und z ab.

Die zuvor mittels der Bahnkurven errechneten Punkte werden in der NL-Transformation so vorverzerrt, daß sie nach der Einbringung der Laserspots mit dem optischen System, das den Fokuslagenfehler aufweist, genau an der gewünschten Stelle liegen. Die Anwendung der vorverzerrten Koordinaten kompensiert also den im optischen System auftretende Fokuslagenfehler.

Die NL-Transformation geht von der Überlegung aus, daß man zu jedem Punkt mit den Koordinaten (z, r) eine um z_0 verschobene Kontaktglassphäre findet, auf der dieser Punkt liegt. Der Scheitelpunkt dieser Sphäre ist dann gerade bei $z_0(z, r) = z - z_{KGL}(r)$. Die Wirkung der Vorverzerrung zur Kompensation des Fokuslagenfehlers ist in Figur 18 veranschaulicht. Sie zeigt die Kontaktglasunterseite 26, die im vorliegenden Beispiel sphärisch ist, aber auch eine andere Form haben kann. Aufgrund der Vorverzerrung wird sie zu einer transformierten Kontaktglassphäre 26^. Die die Vorverzerrung des Fokuslagenfehlers berücksichtigenden Parameter sind in Figur 18 durch ein angefügtes Dach „^“ symbolisiert. Für einen transformierten Achsenpunkt in der Kornea gilt dann $z_0^\wedge = z_0$. Dies trägt der Tatsache Rechnung, daß der Fokuslagenfehler zwar meist rotationssymmetrisch ist, allerdings auch eine Verschiebung in z-Richtung zur Folge hat.

Zur Vorverzerrung werden die berechneten Bahnkurven in individuelle Zielpunkt-Koordinaten für die Spots umgesetzt, welche dann in der in Figur 18 durch K(r, z) symbolisierten Korrekturtransformation, also der NL-Transformation, verschoben werden. Ist der Fokuslagenfehler als Funktion K angeben, muß die Koordinate eines jeden Zielpunktes lediglich mit der Funktion ausgewertet werden, um die Verschiebung bzw. die transformierte Koordinate zu erhalten.

Im Ergebnis liegt dann für die Flächen 19 und 20 jeweils ein Satz Zielpunkt-Koordinaten vor, entlang der der Fokus geführt wird. Durch die NL-Transformation und die Anpreßtransformation

liegen die Koordinaten bezogen auf das natürliche, also freie Auge genau in den gewünschten anterioren und posterioren Schnittflächen 19, 20.

Die so erhaltenen Koordinaten für die Zielpunkte müssen noch in Ansteuersignale für die dreidimensionale Ablenkeinheit, z.B. die xy-Scanner sowie den z-Scanner umgesetzt werden. Hierzu wird ein entsprechender funktioneller Zusammenhang oder ein entsprechendes Kennfeld verwendet, daß für die Scanner bekannt ist und gegebenenfalls vorab ermittelt wurde.

Insbesondere für die xy-Scanner, die im Ausführungsbeispiel als Galvanometerspiegel realisiert sind, wurde zuvor die Response-Funktion bestimmt. Ein Beaufschlagen der Galvanometerspiegel mit einem Frequenz-Sweep sowie Messen der tatsächlichen Galvanometerbewegung liefern eine Amplituden- und Phasen-Antwortfunktion. Diese werden bei der Bestimmung der Ansteuersignale berücksichtigt.

Weiter wird zur vereinfachten Ansteuerung nicht für jeden Punkt dem Scanner ein Signal für das anzufahrende Ziel vorgegeben. Statt dessen bewirkt das Steuergerät 12 eine Vorgabe von Stützstellen, die die Bahn des Scanners charakterisieren. Die Punktezahl ist dadurch deutlich reduziert. Dies kann schon nutzbringend bei der NL-Transformation ausgenutzt werden, indem nur für die Bahnkurven nur diejenigen Zielpunkte der Transformation unterworfen werden, die Stützstellen bei der Ansteuerung sein sollen. Die Auswertung der Funktionsgleichungen erfolgt in einer Ausführungsform also mittels eines auf einen zeitlichen Abstands der geringer ist, als der Zeitabstand der Laserpulse.

Es wird somit also vor der NL-Transformation eine Filterung der Bahnkurvenpunkte vorgenommen, die die erwähnten Stützstellen, d.h. Punkte in einer Frequenz der Scanneransteuerung zur Transformation vorsieht. Äquivalent mit einer solchen Filterung ist eine Auswertung der funktionsmäßig beschriebenen Bahnkurven an entsprechend der Scannersteuerung beabstandeten Stützstellen. Hier tritt ein weiterer Vorteil des hier geschilderten funktionsbasierten Ansatzes zu Tage: Die Entscheidung, welche Punkte Zielpunkte bei der Ansteuerung der Fokusverstelleinrichtung sind, muß erst vor der NL-Transformation getroffen werden. Zuvor müssen lediglich die Bahnparameter geeignet umgerechnet werden. Auch liegen erst dann Datensätze mit einer Vielzahl an Punkten vor.

Die Stützstellen definieren somit Zielpunkte, die nur eine Teilmenge der Menge der Punkte bilden, an die ein Laserpuls abgegeben wird. Dies ist in Figur 10 veranschaulicht, in der diejenigen Spots 6, die ein Zielpunkt 28 im Steuerdatensatz sind vorliegt, als schwarze ausgefüllte Kreise eingezeichnet sind.

Dieses Vorgehen hat zudem den Vorteil, daß die Maximalfrequenz f_S, die bei der Ansteuerung des Scanners auftritt, sehr viel geringer sind, als die Laserpulsfrequenz f_p. Beispielsweise kann mit einer Ansteuerfrequenz von 20 kHz sowie einer Laserpulsfrequenz von 200 kHz gearbeitet werden. Im Ergebnis liegen somit zwischen den Zielpunkten 28, die bei der Ansteuerung des Scanners vorgegeben werden, ein oder mehrere Spots 6, auf die ebenfalls gepulste Laserstrahlung abgegeben wird.

Es erfolgt also nicht nur eine Abgabe von gepulster Laserstrahlung, während sich die Scanner in einem Verstellvorgang befinden, beispielsweise während die Galvanometerspiegel sich bewegen, sondern Laserpulse werden von den Scannern abgelenkt, während diese sich von einem vorgegebenen Zielpunkt zum nächsten bewegen. Um eine möglichst hohe Ablenkgeschwindigkeit zu erreichen, stellt diese Bewegung eine Schwingung dar, die bei perfekten Kreisspiralen (wie sie bei der anterioren Schnittfläche 19 auftreten) sogar eine rein sinusförmige Schwingung ist. Da auch bei der Lentikel-Fläche 20 die tatsächliche Spiralform nur wenig von idealen Kreis- oder elliptischen Spiralen abweicht, können die Scanner nahe ihrer Grenzfrequenz betrieben werden, so daß die beschriebenen Bahnen, entlang derer die Spots angeordnet sind, eine sehr schnelle Schnittflächenerzeugung erlauben.

Nach der Ermittlung der Steuerdatensätze enthaltend der Zielpunkte aus den geschilderten Punktmengen, die für die Bahnkurven erhalten wurden, ist das Vorverfahren abgeschlossen, das zur Bereitstellung der entsprechenden Steuerwert oder -parameter durchgeführt wurde. Für dieses Vorverfahren ist eine menschliche Mitwirkung und insbesondere die Mitwirkung eines Arztes oder Chirurgen nicht erforderlich. Das Verfahren wird vom Steuergerät 12 ohne Tätigkeit eines Mediziners ausgeführt. Dessen Anwesenheit ist erst für den nachgelagerten chirurgischen Eingriff erforderlich.

Der Ablauf des Verfahrens zur Vorbereitung des Gerätes 1 auf den Einsatz bei einer augenchirurgischen Fehlsichtigkeitsoperation ist schematisch in Figur 19 zusammengefaßt. In einem Schritt S1 erfolgt die Vermessung des Auges 3. Dabei werden für die beim Patienten 4 vorliegenden Fehlsichtigkeit Korrekturparameter erhalten, wie sie z.B. für herkömmliche Brillen üblich sind. Die in Schritt S2 aufgestellten Parameter werden dann in einem Schritt S3 dazu verwendet, die zur Korrektur nötige neue Krümmung der Hornhaut 5 zu bestimmen. Ist diese Berechnung in Schritt S3 abgeschlossen, wird das Volumen in S4 bestimmt, das aus der Hornhaut entnommen werden muß. Dies geschieht üblicherweise unter Bestimmung der Lentikel-Fläche 20 sowie der Flap-Fläche 19 in einem Schritt S5. Hat man die entsprechenden Funktionsbeschreibungen dieser Flächen gewonnen, wird in Schritt S6 die Ansaugtransformation, die sich beim Ansaugen des Auges an das Kontaktglas auswirkt, berücksichtigt.

Als nächstes werden die Koordinaten der Bahnkurven ermittelt, aus denen die Schnittflächen aufgebaut werden. Dies ist schematisch in Schritt S7 durch die Parameter r, φ, z angedeutet. Am Ende des Schrittes S7 liegt ein Punkt-Muster mit den Koordinaten der Spots, auf die ein Laserstrahlungspuls einwirken soll. Die Dichte der Zielpunkte kann dabei bereits zur Vereinfachung des rechnerischen Aufwandes reduziert sein, indem nicht für jeden mit Laserstrahlung beaufschlagten Spot eine Stützstelle bei der Ansteuerung der Scanner angegeben wird.

Nachfolgend wird die derart erhaltene Koordinatenmenge in Schritt S8 zur Berücksichtigung des Fokuslagenfehlers nochmals transformiert. In einem Schritt S11 werden dann die eigentlichen Ansteuerparameter ermittelt, wobei eine Response-Funktion eingeht, in einem Schritt S10 aus einer zuvorigen Messung (Schritt S9) des Amplituden- und Frequenzverhaltens der Scanner erhalten wurde.

Mit den derart ermittelten Ansteuerparametern wird dann in Schritt S12 die eigentliche Operation durchgeführt, bei der nun vorzugsweise zwischen den einzelnen Stützstellen, die bei der Ansteuerung des Scanners zugrunde liegen, zusätzliche Spots mit Laserstrahlungspulsen beaufschlagt werden.

Patentansprüche

1. Planungseinrichtung zum Bestimmen von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung (1) zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges (3) eines Patienten (4), wobei die Planungseinrichtung (P) die Steuerdaten erzeugt für ein Behandlungsvorrichtung (1), die aufweist eine Lasereinrichtung (L), welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung (2) auf in einem Muster in der Hornhaut (5) liegende Zielpunkte (28) fokussiert ist,

dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung

- eine Schnittstelle (S) zum Zuführen von Meßdaten über Parameter des Auges (3) und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges (3) aufweist,
- aus zugeführten Meß- und Fehlsichtigkeitsdaten ein Volumen (18) definiert, das innerhalb der Hornhaut (5) liegt und dessen Entfernung aus der Hornhaut (5) die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt,
- eine Grenzfläche (19, 20) festlegt, die das definierte Volumen (18) innerhalb der Hornhaut (5) begrenzt, und
- für diese Grenzfläche (19, 20) einen Steuerdatensatz zur Ansteuerung der Lasereinrichtung (L) erzeugt, der in der Hornhaut (5) ein dreidimensionales Muster der Zielpunkte (28) festlegt, die in der Grenzfläche (19, 20) liegen und so angeordnet sind, daß die Grenzfläche (19, 20) nach Einstrahlung der gepulsten Laserstrahlung (2) gemäß dem Steuerdatensatz als Schnittfläche ausgebildet ist, die das definierte Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert und so entfernbar macht.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß an der Schnittstelle (S) eine Meßeinrichtung (M) angeschlossen ist, welche die Meßdaten und die Fehlsichtigkeitsdaten aus einer Vermessung des Auges erzeugt und der Planungseinrichtung (P) zuführt, wobei optional die Meßeinrichtung (M) eine oder mehrere der folgenden Einrichtungen aufweist: Autorefraktor, Refraktometer, Keratometer, Aberrometer, Wellenfrontvermessungseinrichtung, OCT.

3. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Datenverbindung oder ein Datenträger zum Übertragen des Steuerdatensatzes von der Planungseinrichtung (P) an die Lasereinrichtung (L) vorgesehen ist.

4. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Anzeigeeinrichtung zur visuellen Darstellung von Steuerdaten des Steuerdatensatzes und eine Eingabeeinrichtung zum nachträglichen Verändern des Steuerdatensatzes vorgesehen ist.

5. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung (P) bei der Erzeugung des Steuerdatensatzes enthaltend das Muster der Zielpunkte (28) eine Verformung der Hornhaut (5) des Auges (3) berücksichtigt, die während des Einstrahlens der gepulsten Laserstrahlung auftritt, insbesondere durch ein Kontaktglas (25), so daß die festgelegte Grenzfläche (19, 20) in der unverformten Hornhaut (5) vorliegt.

6. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung (P) optische Fokuslagenfehler, die beim Fokussieren der gepulsten Laserstrahlung (2) zu einer Abweichung zwischen vorgegebener und tatsächlicher Lage der Zielpunkte (28) führen, bei der Erzeugung des Steuerdatensatzes durch einen von der Lage des jeweiligen Zielpunktes (28) abhängigen Vorhalt (K) berücksichtigt und damit ausgleicht.

7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung (P) auf eine Korrekturtabelle oder -funktion (K) zugreift, die den Fokuslagenfehler abhängig von der Lage des jeweiligen Zielpunktes (28) angibt.

8. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung (P) die Grenzfläche in eine anteriore und eine posteriore Teilfläche (19, 20) unterteilt, wobei zumindest eine der Teilflächen (20) nicht in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche (15) liegt.

9. Einrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Fehlsichtigkeitsdaten die Brechkraft B_{BR} einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille (17), sowie den Abstand d_{HS} umfassen, in dem die Brille (17) mit der Brechkraft B_{BR} vor dem Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels der Brille (17) zu erreichen.

10. Einrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Planungseinrichtung (P) das Volumen (18) so definiert, daß Hornhautvorderfläche (15*) des Auges (3) nach Entfernung des Volumens (18) einen Krümmungsradius R_{CV}^* annimmt, der folgender Gleichung genügt

$$R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c-1) (1 - d_{HS} \cdot B_{BR}))) + F,$$

wobei R_{CV} der Krümmungsradius der Hornhaut (5) vor Entfernung des Volumens (18), n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut (5) und F ein Faktor ist.

11. Einrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß

$$F = (1 - 1/n_c) \cdot (d_C^* - d_C)$$

gilt, wobei d_C bzw. d_C^* die Dicke der Hornhaut (5, 5*) bzw. nach Entfernung des Volumens (18) bezeichnet und das Planungsmodul (P) den Radius R_{CV}^* iterativ berechnet, indem bei jedem Iterationsschritt aus der Differenz (R_{CV}^* - R_{CV}) auf die Größe ($d_C^* - d_C$) geschlossen wird und das entsprechende daraus erhaltene Ergebnis für die Dickenänderung bei der Berechnung von R_{CV}^* im nächsten Iterationsschritt angewendet wird.

12. Einrichtung nach Anspruch 8 in Verbindung mit einem der Ansprüche 9-11, dadurch gekennzeichnet, daß die nicht in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche liegende Teilfläche (20) den Krümmungsradius R_{CV}^* vermindert um den konstanten Abstand zwischen anteriorer Teilfläche (20) und Hornhautvorderfläche (15) hat.

13. Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges (3) eines Patienten (4), die

- eine Schnittstelle (S) zum Zuführen von Meßdaten über Parameter des Auges (3) und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges (3),
- eine Lasereinrichtung (L), welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Laserstrahlung (2) auf in einem Muster in der Hornhaut (5) liegende Zielpunkte (28) fokussiert ist, und
- eine Planungseinrichtung nach einem der obigen Ansprüchen aufweist.

14. Vorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lasereinrichtung (L) die fokussierte Laserstrahlung (2) entlag einer Bahn (24) über das Muster der Zielpunkte (28) verstellt und Pulse der gepulsten Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) auch auf Punkte (6) abgibt, die auf der Bahn (24) zwischen den Zielpunkten (28) liegen.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Lasereinrichtung die Pulse der gepulsten Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) mit einer Frequenz f_P abgibt und daß der Steuerdatensatz das Muster der Zielpunkte (28) derart enthält, daß die Zielpunkte (28) mit einer Frequenz f_S vorgegeben werden, die kleiner als die Frequenz f_P ist.

16. Verfahren zur Vorbereitung von Steuerdaten für eine Behandlungsvorrichtung (1) zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges eines Patienten, die eine Lasereinrichtung (L) aufweist, welche durch Einstrahlen gepulster Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Lasereinrichtung (L) im Betrieb die Laserstrahlung (2) gemäß den Steuerdaten auf in einem Muster in der Hornhaut (5) liegende Zielpunkte (28) fokussiert, wobei das Verfahren durch folgende Schritte **gekennzeichnet** ist:

- Ermitteln von Meßdaten über Parameter des Auges (3) und Fehlsichtigkeitsdaten über die zu korrigierenden Fehlsichtigkeit des Auges (3),
- Definieren eines Volumen (18) aus den Meßdaten und den Fehlsichtigkeitsdaten, wobei das Volumen (18) innerhalb der Hornhaut (5) liegt und wobei die nach Betrieb der Behandlungsvorrichtung (1) vorgesehene Entfernung des Volumens (18) aus der Hornhaut (5) die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur zur Folge hat,
- Festlegen einer Grenzfläche (19, 20), die das definierte Volumen (18) innerhalb der Hornhaut (5) begrenzt, und
- Festlegen eines dreidimensionales Muster von Zielpunkten (28) in der Hornhaut (5), wobei die Zielpunkte (28) in der Grenzfläche (19, 20) liegen und so angeordnet sind, daß die Grenzfläche (19, 20) bei Einstrahlung der gepulsten Laserstrahlung (2) gemäß der Steuerdaten als Schnittfläche ausgebildet wird, die das definierte Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert und so entfernbar macht,
- Erzeugen eines Steuerdatensatzes enthaltend das dreidimensionale Muster zur Ansteuerung der Lasereinrichtung (2).

17. Verfahren nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßdaten und die Fehlsichtigkeitsdaten aus einer Vermessung des Auges (3) erzeugt werden, wobei optional eine oder mehrere der folgenden Meßeinrichtungen (M) verwendet wird: Refraktometer, Keratometer, Abberometer, Wellenfrontvermessungseinrichtung.

18. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Steuerdatensatz zur Behandlungsvorrichtung (1) übertragen wird und daß vorzugsweise ein Betrieb der Lasereinrichtung (L) gesperrt wird, bis an der Lasereinrichtung (L) ein gültiger Steuerdatensatz vorliegt.

19. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, bei der Festlegung der Grenzfläche (19, 20) oder des dreidimensionalen Musters der Zielpunkte (28) eine Verformung des Auges (3) berücksichtigt wird, die während des Einstrahlens der gepulsten Laserstrahlung (2) auftritt, insbesondere durch ein Kontaktglas (25), so daß nach

Betrieb der Lasereinrichtung (L) die festgelegte Grenzfläche (19, 20) im unverformten Auge vorliegt.

20. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß optische Fokuslagenfehler, die beim Fokussieren der gepulsten Laserstrahlung (2) zu einer Abweichung zwischen vorgegebener und tatsächlicher Lage der Zielpunkte (28) führen, bei der Festlegung der Grenzfläche (19, 20) oder des dreidimensionalen Musters der Zielpunkte (28) durch einen von der Lage des jeweiligen Zielpunktes (28) abhängigen Vorhalt (K) berücksichtigt und damit ausgeglichen werden.

21. Verfahren nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß zur Ermittlung des Vorhaltes eine Korrekturtabelle oder -funktion (K) verwendet wird, die den Fokuslagenfehler abhängig von der Lage des jeweiligen Zielpunktes (28) angibt.

22. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Grenzfläche in eine anteriore und eine posteriore Teilfläche (19, 20) unterteilt wird, die sich schneiden, wobei zumindest eine der Teilflächen (20) nicht in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche (15) liegt.

23. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Fehlsichtigkeitsdaten die Brechkraft B_{BR} einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille (17), sowie den Abstand d_{HS} umfassen, in dem die Brille (17) mit der Brechkraft B_{BR} vor dem Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels der Brille (17) zu erreichen.

24. Verfahren nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß das Volumen (18) so definiert wird, daß Hornhautvorderfläche (15*) des Auges (3) nach Entfernung des Volumens (18) einen Krümmungsradius R_{CV}^* annimmt, der folgender Gleichung genügt

$$R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c-1) (1 - d_{HS} \cdot B_{BR}))) + F,$$

wobei R_{CV} der Krümmungsradius der Hornhaut (5) vor Entfernung des Volumens, n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut (5) und F ein Faktor ist.

25. Verfahren nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß

$$F = (1 - 1/n_c) \cdot (d_C^* - d_C)$$

gilt, wobei d_C bzw. d_C^* die Dicke der Hornhaut (5, 5*) vor bzw. nach Entfernung des Volumens (18) bezeichnet und der Radius R_{CV}^* iterativ berechnet wird, indem bei jedem Iterationsschritt aus der Differenz (R_{CV}^* - R_{CV}) auf die Größe ($d_C^* - d_C$) geschlossen wird und

das entsprechende daraus erhaltene Ergebnis für die Dickenänderung bei der Berechnung von R_{CV}^* im nächsten Iterationsschritt angewendet wird.

26. Vorrichtung nach Anspruch 20 in Verbindung mit einem der Ansprüche 21-23, dadurch gekennzeichnet, daß die nicht in konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche (15) liegende Teilfläche (20) gekrümmt ist mit einem Krümmungsradius gleich R_{CV}^* vermindert um den konstantem Abstand zwischen anteriorer Teilfläche (20) und Hornhautvorderfläche (15).

27. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Steuerdatensatz für eine Lasereinrichtung (L) vorgesehen wird, welche die fokussierte Laserstrahlung (2) entlag einer Bahn (24) über das Muster der Zielpunkte (28) verstellt, und daß der Steuerdatensatz so erzeugt wird, daß die Zielpunkte (28) im Muster eine Teilmenge der Punkte (6) darstellen, auf die die Lasereinrichtung (L) die gepulste Laserstrahlung (2) abgibt.

28. Verfahren nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Steuerdatensatz für eine Lasereinrichtung (L) vorgesehen wird, welche die Pulse der gepulsten Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) mit einer Frequenz f_P abgibt, und daß der Steuerdatensatz das Muster der Zielpunkte (28) derart enthält, daß im Betrieb der Behandlungsvorrichtung die Zielpunkte (28) mit einer Frequenz f_S vorgegeben werden, die kleiner als die Frequenz f_P ist.

29. Computerprogrammprodukt mit Programm-Code der bei Ausführung auf einem Computer das Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche ausführt.

30. Datenträger mit einem Computerprogrammprodukt nach Anspruch 28.

FIG 1

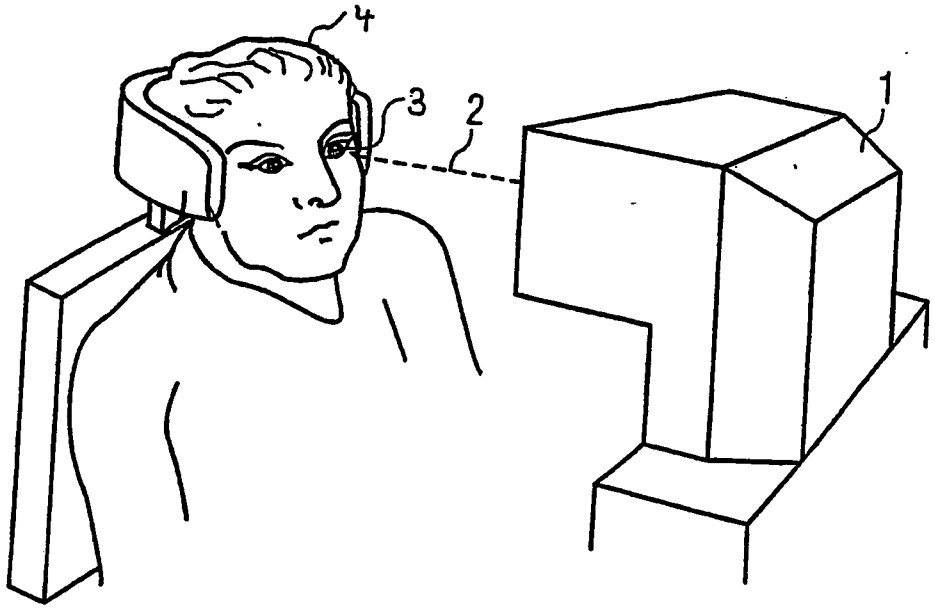
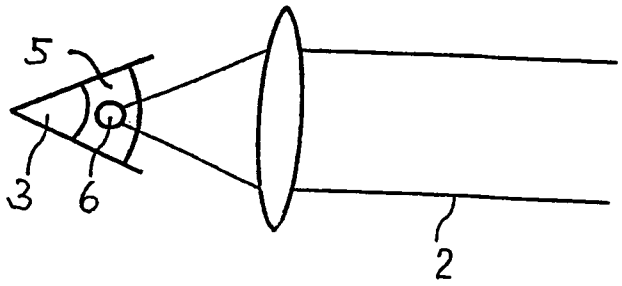


FIG 2



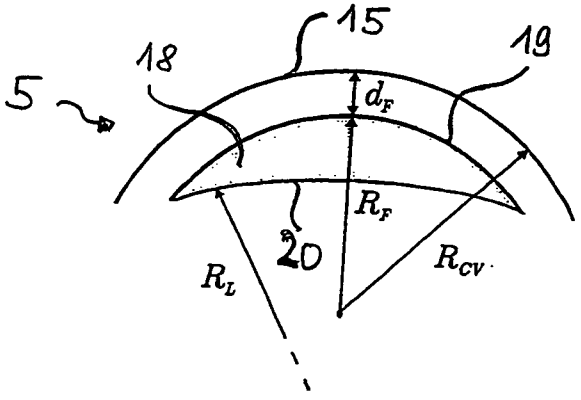


Fig. 5

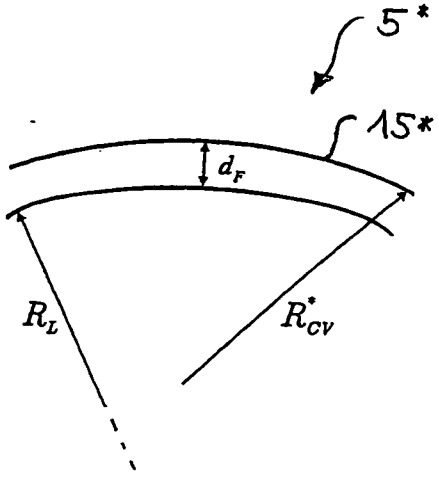


Fig. 6

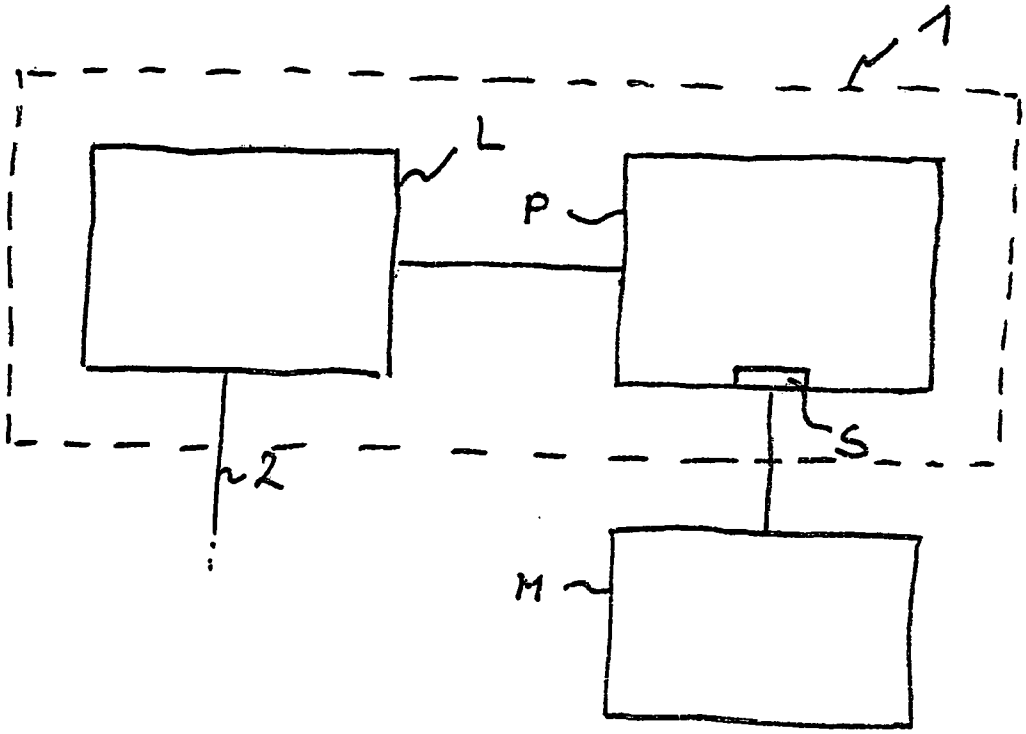
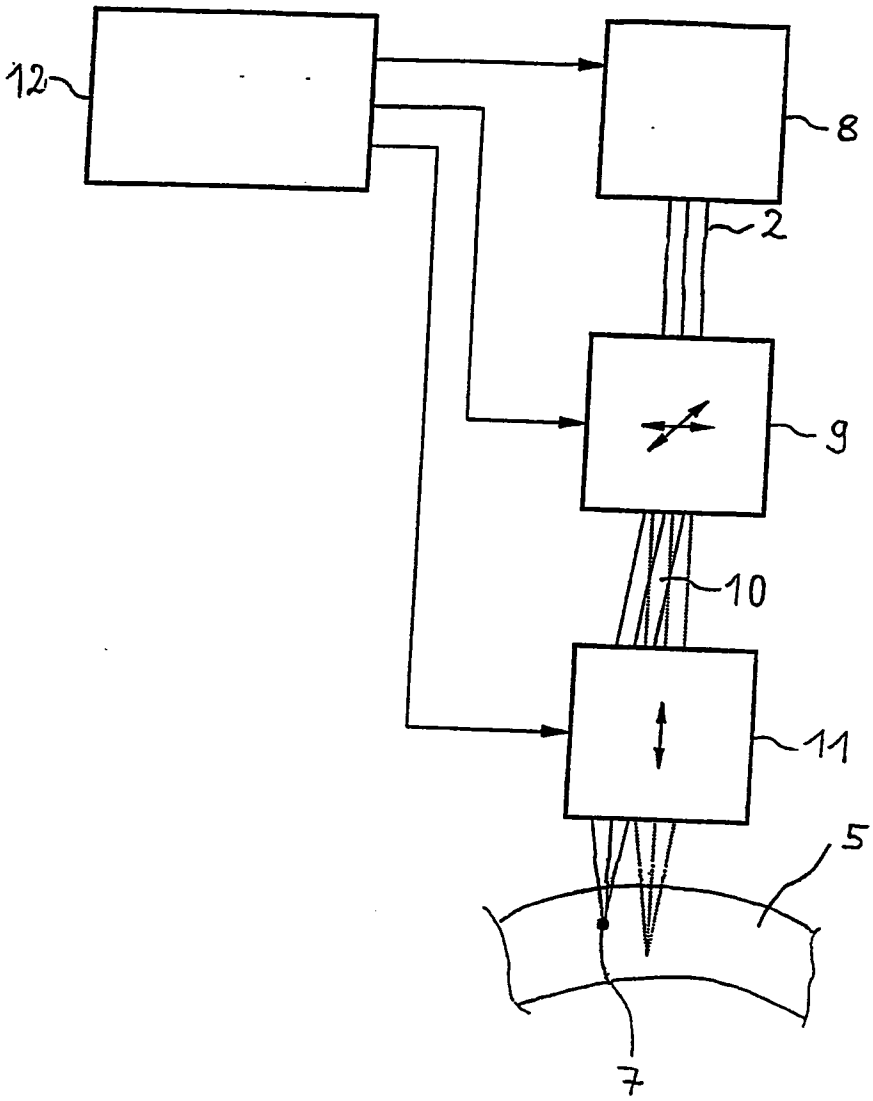


Fig. 1a

FIG 3



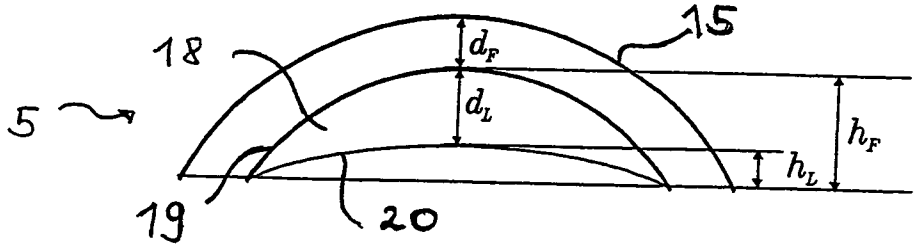


Fig. 7

Fig.4

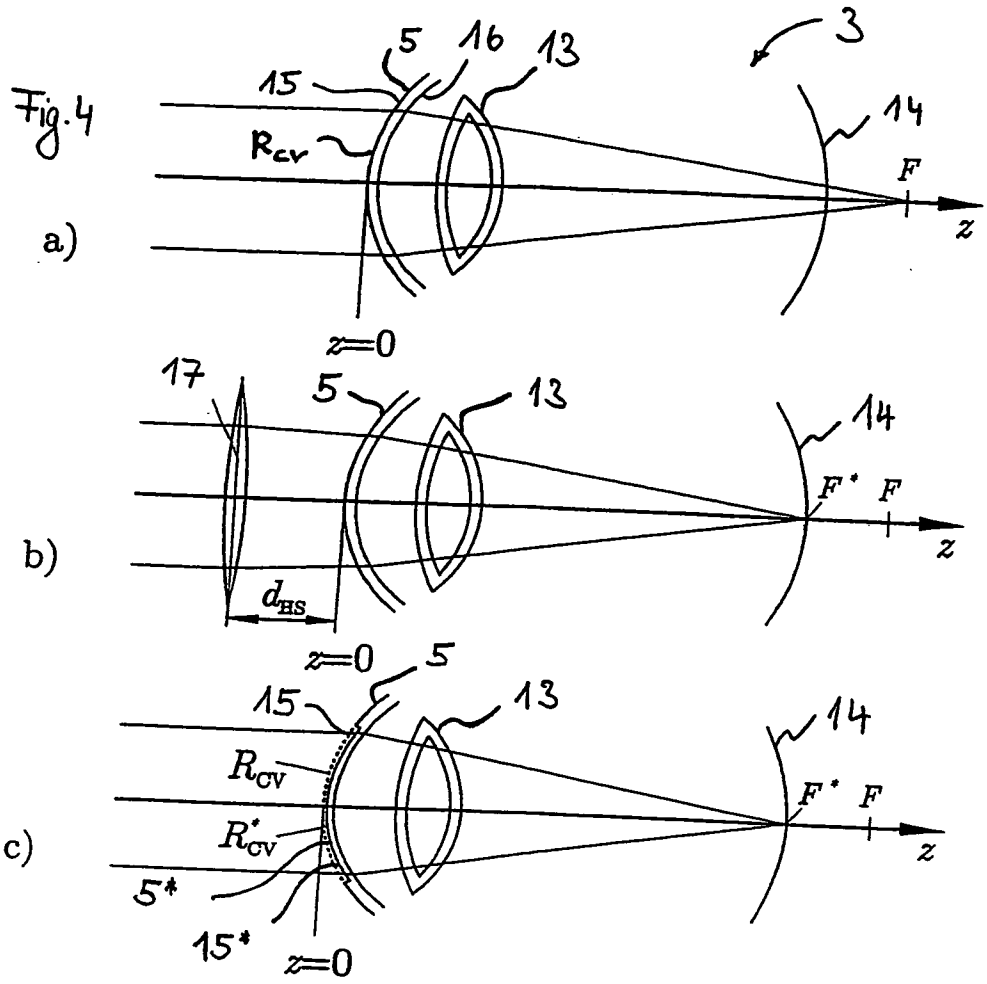

a)
15
5
16
13
3
14
R_{cv}
F
z
z=0
b)
17
5
13
14
F*
F
z
d_{HS}
z=0
c)
5
15
13
14
R_{cv}
F*
F
R^*_{cv}
z
5*
15*
z=0

FIG 8

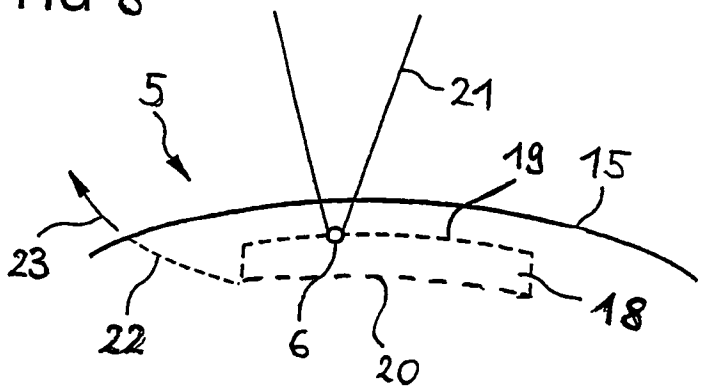

5
21
19
15
23
22
6
20
18

FIG 9

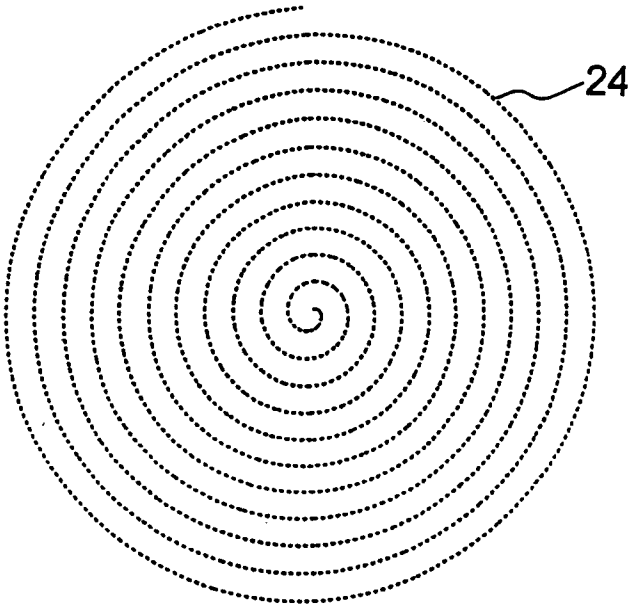


Fig 10

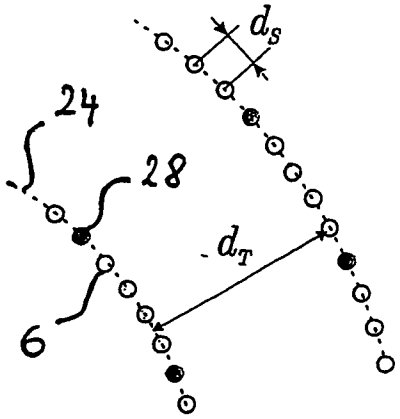
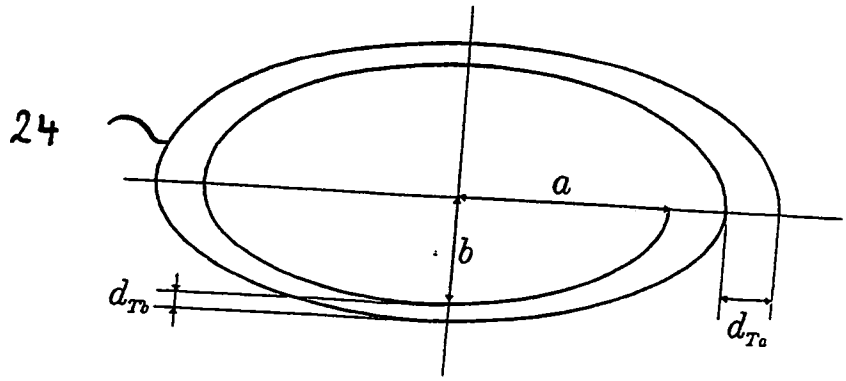


Fig. 11



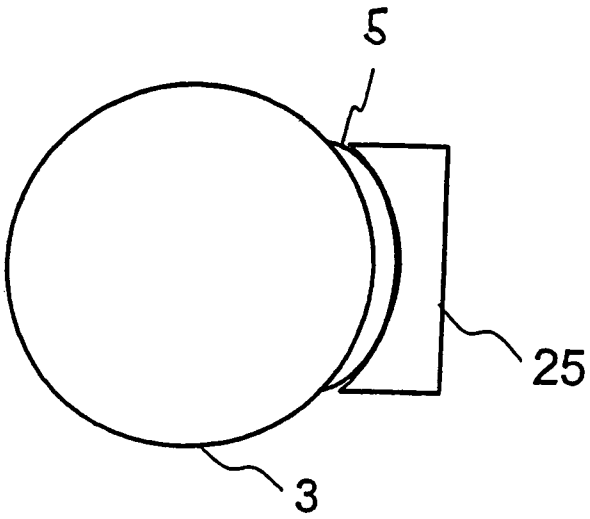


FIG 12

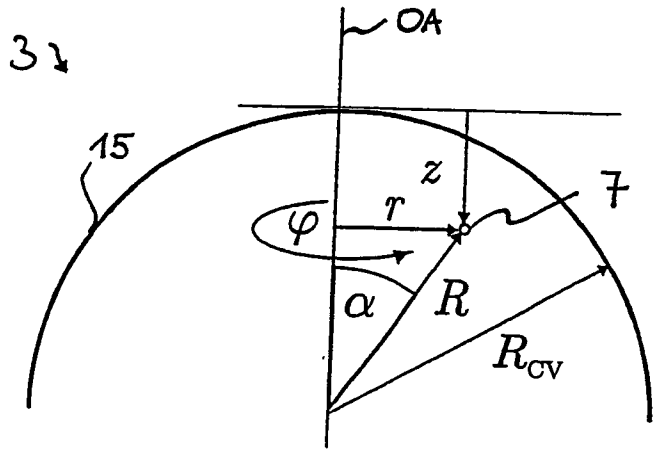


Fig. 13

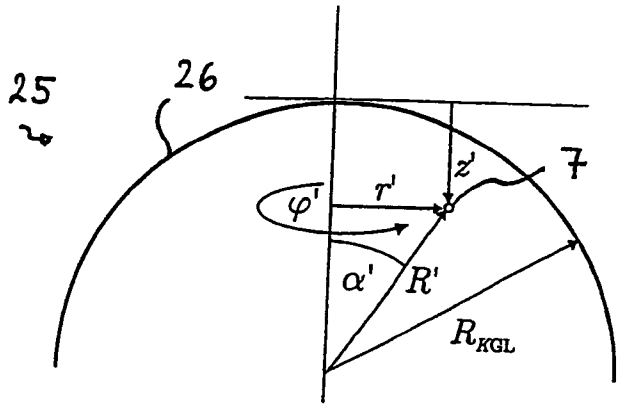


Fig. 14

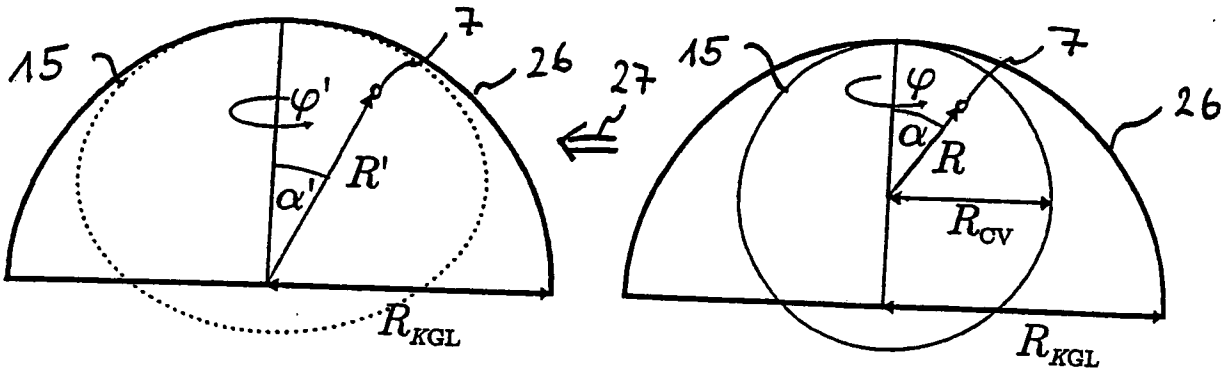


Fig. 15

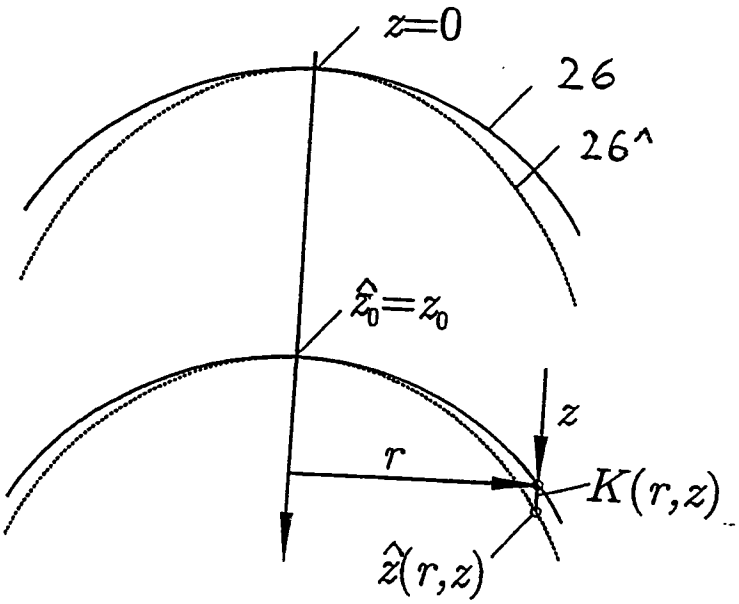
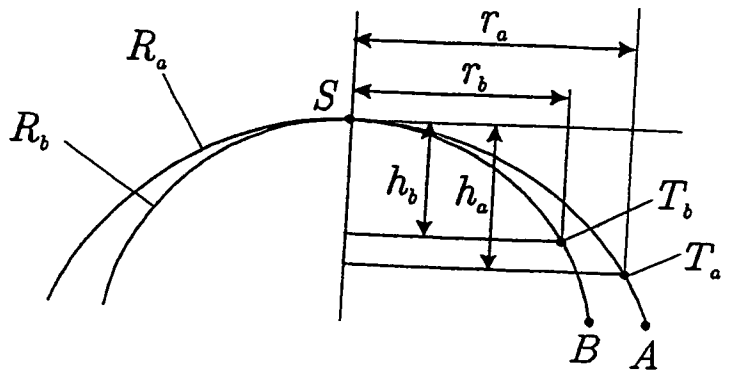


Fig. 18

Fig. 16



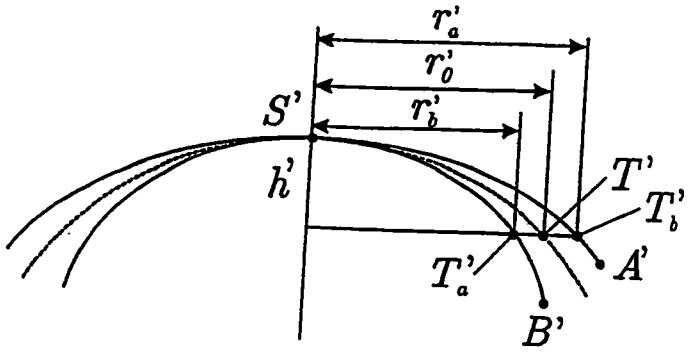


Fig. 17

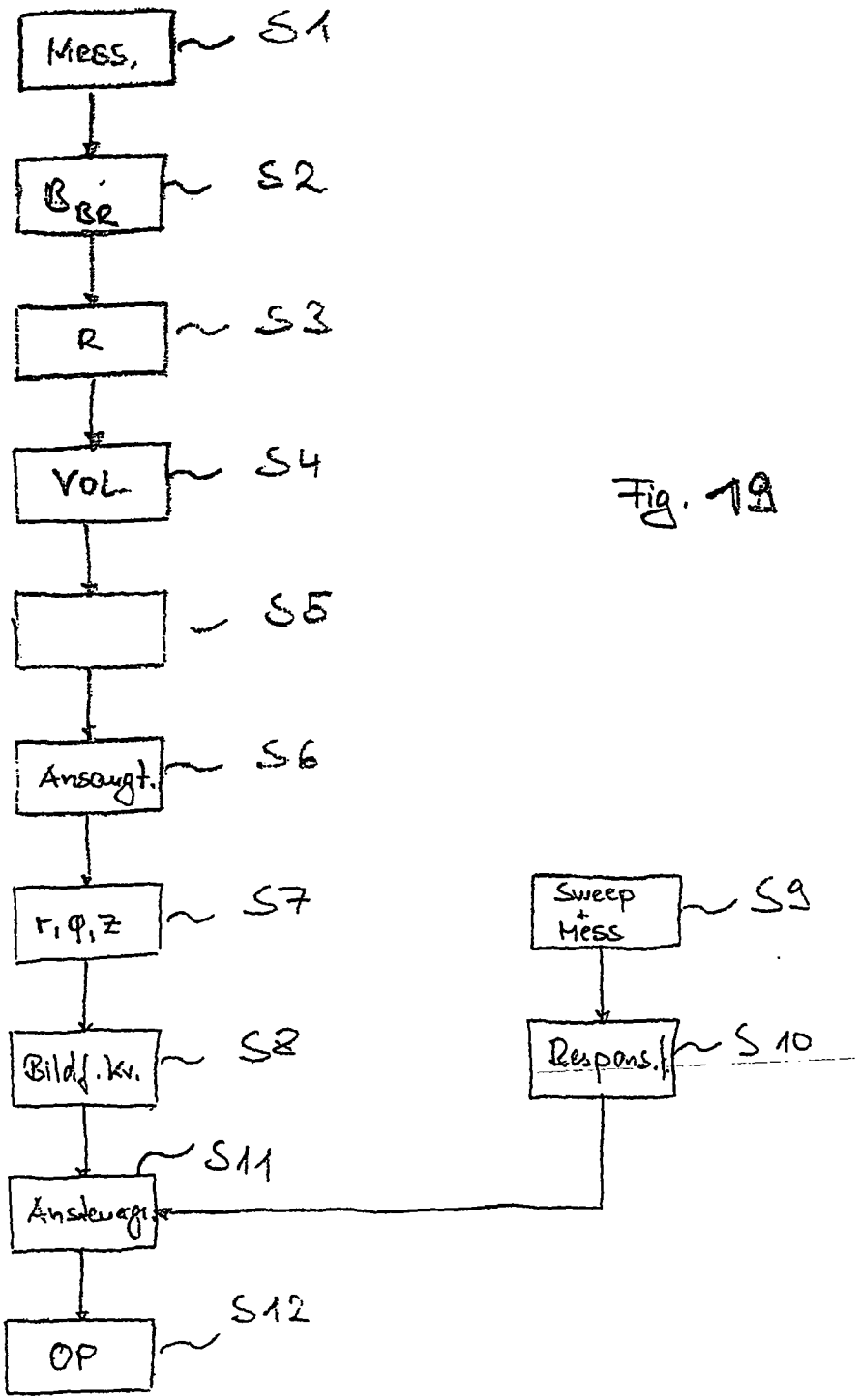

Mess.
S1
B_{BR}
S2
R
S3
Vol.
S4
S5
Ansaugt.
S6
r, φ, z
S7
Bildf. kv.
S8
Sweep + Mess
S9
Respons.f.
S10
Ansteuerg.
S11
OP
S12

Fig. 19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2007/009779

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61F9/01

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61F

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

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 110 166 A (JUHASZ TIBOR [US]) 29 August 2000 (2000-08-29) column 3, line 9 - column 7, line 62	1,3,8, 13-16, 18,22, 27,29,30
Y		2,4,6,7, 9,10,12, 17,20, 21,23, 24,26
P,X	WO 2007/109399 A (VISX INC [US]; YEE KINGMAN [US]) 27 September 2007 (2007-09-27) paragraphs [0010] - [0070]; figures 2,6-8,8c,11	1-3,5-8, 13,14, 16-22,27

-/--

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
19 Februar 2008	13/03/2008

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Link, Tatiana

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2007/009779

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2004/243112 A1 (BENDETT MARK [US] ET AL) 2 December 2004 (2004-12-02) paragraphs [0063] - [0070]; figures 1,10	1-5,8, 13,14, 16-19, 22,27, 29,30
X	US 2002/075451 A1 (RUIZ LUIS ANTONIO [CO]) 20 June 2002 (2002-06-20) the whole document	1-4, 16-18
Y	WO 96/11655 A (CHIRON TECHNOLAS GMBH [DE]; HOHLA KRISTIAN [DE]) 25 April 1996 (1996-04-25) page 33, lines 4-11	9,10,12, 23,24,26
Y	WO 2005/092172 A (VISX INC [US]; DAI GUANGMING [US]) 6 October 2005 (2005-10-06) paragraph [0072]; figure 6	9,10,12, 23,24,26
Y	US 2004/070761 A1 (HORVATH CHRISTOPHER [US] ET AL HORVATH CHRISTOPHER [US] ET AL) 15 April 2004 (2004-04-15) paragraphs [0067], [0075]	6,7,20, 21
Y	US 2003/069566 A1 (WILLIAMS ROY E [US] ET AL) 10 April 2003 (2003-04-10) paragraphs [0024], [0062] - [0070], [0098] - [0100]; figure 9	2,4,6,7, 17,20,21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2007/009779

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6110166 A	29-08-2000	NONE	
WO 2007109399 A	27-09-2007	US 2007219543 A1	20-09-2007
US 2004243112 A1	02-12-2004	EP 1631223 A1	08-03-2006
		WO 2004105660 A1	09-12-2004
		JP 2007527732 T	04-10-2007
US 2002075451 A1	20-06-2002	NONE	
WO 9611655 A	25-04-1996	AU 713834 B2	09-12-1999
		AU 3805495 A	06-05-1996
		CA 2202550 A1	25-04-1996
		DE 69527076 D1	18-07-2002
		DE 69527076 T2	19-12-2002
		EP 0785761 A1	30-07-1997
		ES 2178680 T3	01-01-2003
		JP 10509342 T	14-09-1998
WO 2005092172 A	06-10-2005	AU 2005227176 A1	06-10-2005
		BR PI0508349 A	24-07-2007
		CA 2557827 A1	06-10-2005
		EP 1729627 A1	13-12-2006
		JP 2007526081 T	13-09-2007
US 2004070761 A1	15-04-2004	AU 2003267274 A1	04-05-2004
		CA 2501618 A1	22-04-2004
		CN 1722995 A	18-01-2006
		EP 1558190 A2	03-08-2005
		JP 2006502410 T	19-01-2006
		KR 20050051690 A	01-06-2005
		WO 2004032810 A2	22-04-2004
		US 2006114469 A1	01-06-2006
US 2003069566 A1	10-04-2003	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2007/009779

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61F9/01

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

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61F

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

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 6 110 166 A (JUHASZ TIBOR [US]) 29. August 2000 (2000-08-29) Spalte 3, Zeile 9 - Spalte 7, Zeile 62	1,3,8, 13-16, 18,22, 27,29,30
Y		2,4,6,7, 9,10,12, 17,20, 21,23, 24,26

P,X	WO 2007/109399 A (VISX INC [US]; YEE KINGMAN [US]) 27. September 2007 (2007-09-27) Absätze [0010] - [0070]; Abbildungen 2,6-8,8c,11	1-3,5-8, 13,14, 16-22,27

	-/--	

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
19. Februar 2008	13/03/2008

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL – 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Link, Tatiana

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2004/243112 A1 (BENDETT MARK [US] ET AL) 2. Dezember 2004 (2004-12-02) Absätze [0063] - [0070]; Abbildungen 1,10	1-5,8, 13,14, 16-19, 22,27, 29,30
X	US 2002/075451 A1 (RUIZ LUIS ANTONIO [CO]) 20. Juni 2002 (2002-06-20) das ganze Dokument	1-4, 16-18
Y	WO 96/11655 A (CHIRON TECHNOLAS GMBH [DE]; HOHLA KRISTIAN [DE]) 25. April 1996 (1996-04-25) Seite 33, Zeilen 4-11	9,10,12, 23,24,26
Y	WO 2005/092172 A (VISX INC [US]; DAI GUANGMING [US]) 6. Oktober 2005 (2005-10-06) Absatz [0072]; Abbildung 6	9,10,12, 23,24,26
Y	US 2004/070761 A1 (HORVATH CHRISTOPHER [US] ET AL HORVATH CHRISTOPHER [US] ET AL) 15. April 2004 (2004-04-15) Absätze [0067], [0075]	6,7,20, 21
Y	US 2003/069566 A1 (WILLIAMS ROY E [US] ET AL) 10. April 2003 (2003-04-10) Absätze [0024], [0062] - [0070], [0098] - [0100]; Abbildung 9	2,4,6,7, 17,20,21

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2007/009779

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6110166 A	29-08-2000	KEINE	
WO 2007109399 A	27-09-2007	US 2007219543 A1	20-09-2007
US 2004243112 A1	02-12-2004	EP 1631223 A1	08-03-2006
		WO 2004105660 A1	09-12-2004
		JP 2007527732 T	04-10-2007
US 2002075451 A1	20-06-2002	KEINE	
WO 9611655 A	25-04-1996	AU 713834 B2	09-12-1999
		AU 3805495 A	06-05-1996
		CA 2202550 A1	25-04-1996
		DE 69527076 D1	18-07-2002
		DE 69527076 T2	19-12-2002
		EP 0785761 A1	30-07-1997
		ES 2178680 T3	01-01-2003
		JP 10509342 T	14-09-1998
WO 2005092172 A	06-10-2005	AU 2005227176 A1	06-10-2005
		BR PI0508349 A	24-07-2007
		CA 2557827 A1	06-10-2005
		EP 1729627 A1	13-12-2006
		JP 2007526081 T	13-09-2007
US 2004070761 A1	15-04-2004	AU 2003267274 A1	04-05-2004
		CA 2501618 A1	22-04-2004
		CN 1722995 A	18-01-2006
		EP 1558190 A2	03-08-2005
		JP 2006502410 T	19-01-2006
		KR 20050051690 A	01-06-2005
		WO 2004032810 A2	22-04-2004
		US 2006114469 A1	01-06-2006
US 2003069566 A1	10-04-2003	KEINE	