



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 053 283 A1** 2009.05.14

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 053 283.2**

(22) Anmeldetag: **08.11.2007**

(43) Offenlegungstag: **14.05.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61F 9/01** (2006.01)

(71) Anmelder:

Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE

(74) Vertreter:

GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.), 80687 München

(72) Erfinder:

**Bischoff, Mark, Dr., 99438 Bad Berka, DE;
Stobrawa, Gregor, Dr., 07743 Jena, DE; Bissmann,
Wilfried, Dr., 07749 Jena, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE 694 33 322 T2

DE 103 32 815 A1

DE 699 32 809 T2

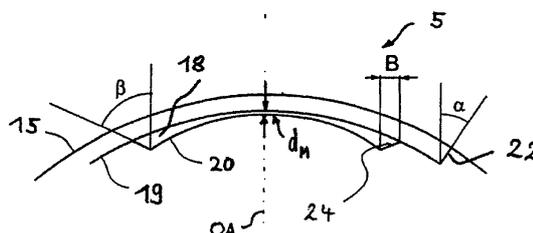
US2006/01 06 371 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges, Verfahren zum Erzeugen von Steuerdaten dafür und Verfahren zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur eines Auges**

(57) Zusammenfassung: Beschrieben wird eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge (3), wobei die Behandlungsvorrichtung (1) eine von einer Steuereinrichtung (12) gesteuerte Lasereinrichtung (L) aufweist, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuereinrichtung (12) ausgebildet ist, die Lasereinrichtung (L) zur Abgabe der Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) so anzusteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut (18) die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, wobei die Steuereinrichtung (12) bei der Ansteuerung der Lasereinrichtung (L) des lentikelförmigen Volumens (18) so vorgibt, daß es eine posteriore Fläche (20) und eine anteriore Fläche (19) hat, deren Ränder über eine Randfläche (24) verbunden sind, wobei die Randfläche (24) in Projektion längs der Sehachse (OA) eine Breite (B) hat, die größer als diejenige ist, welche in gleicher Projektion eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche (20, 19) auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche (19) mit der posterioren Fläche (20) oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf eine Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur am Auge, wobei die Behandlungsvorrichtung eine von einer Steuereinrichtung gesteuerte Lasereinrichtung aufweist, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuereinrichtung ausgebildet ist, die Lasereinrichtung zur Abgabe der Laserstrahlung in die Hornhaut so anzusteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Korrektur bewirkt.

[0002] Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Verfahren zum Erzeugen von Steuerdaten für eine Lasereinrichtung einer Behandlungsvorrichtung zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur am Auge, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuerdaten im Betrieb die Lasereinrichtung zur Abgabe der Laserstrahlung in die Hornhaut so ansteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Korrektur bewirkt.

[0003] Die Erfindung bezieht sich schließlich auf ein Verfahren zur operativen Fehlsichtigkeitskorrektur am Auge, wobei durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe getrennt und damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert und entfernt wird, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Korrektur bewirkt.

[0004] Der klassische Weg zur Korrektur der Fehlsichtigkeit des menschlichen Auges ist die Brille. Mittlerweile wird jedoch auch vermehrt refraktive Chirurgie eingesetzt, die durch Veränderung der Augenhornhaut eine Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt. Ziel der Operationsmethoden ist es dabei, die Hornhaut gezielt zu verändern, um so die Lichtbrechung zu beeinflussen. Hierfür sind unterschiedliche Operationsmethoden bekannt. Am verbreitetsten ist gegenwärtig die sogenannte Laser-In-situ-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. von Intralase Corp. Irvine, USA, vertrieben wird. Nachdem die Lamelle gelöst und zur Seite geklappt wurde, ist bei der LASIK-Operation die Anwendung eines Excimer-Lasers vorgesehen, der das derart freigelegte 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.

[0005] Die Anwendung eines Laserkeratoms zum

Freilegen der Lamelle ist vorteilhaft, da die Infektionsgefahr dadurch verringert und die Schnittqualität vergrößert ist. Insbesondere kann die Lamelle mit sehr viel konstanterer Dicke hergestellt werden. Auch ist der Schnitt potentiell glatter, was spätere optische Störungen durch diese auch nach der Operation verbleibende Grenzfläche mindert.

[0006] Bei der Erzeugung einer Schnittfläche in der Hornhaut durch Laserstrahlung wird ins Gewebe üblicherweise gepulste Laserstrahlung eingebracht, wobei die Pulslänge in der Regel unter 1 ps liegt. Dadurch wird die zur Auslösung eines optischen Durchbruchs nötige Leistungsdichte für den jeweiligen Puls auf ein enges räumliches Gebiet begrenzt. Die US 5984916 zeigt diesbezüglich deutlich, daß der räumliche Bereich des optischen Durchbruchs (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 Schnitterzeugung wird eine Serie optischer Durchbrüche an vorbestimmten Stellen so erzeugt, daß dadurch die Schnittfläche ausgebildet wird. Beim erwähnten Laserkeratom bildet die Schnittfläche die vor dem Einsatz der Laserablation abzuklappende Lamelle.

[0007] Bei der herkömmlichen LASIK-Methode wird freigelegtes Hornhautgewebe verdampft, was auch als „Schleifen“ der Hornhaut mittels Laserstrahlung bezeichnet wird. Die Volumenentfernung, die für eine Fehlsichtigkeitskorrektur notwendig ist, wird dabei für jedes Flächenelement der freigelegten Hornhaut durch die Zahl der Laserpulse und deren Energie eingestellt. Je nach Zahl und Energie der Laserpulse erfolgt unterschiedlich viel Materialabtrag.

[0008] In jüngster Zeit wurde das eingangs erwähnte Operationsverfahren beschrieben und in ersten Erprobungen untersucht. Mittels Laserstrahlung wird ein Volumen in der Hornhaut isoliert und dann das dieses Volumen bildende Gewebestück entnommen. Da auch hier i. d. R. gepulste Laserstrahlung verwendet wird, spricht man von Femtosekunden-Lentikel-Extraktion oder kurz FLEx. Das Volumen wird als Lentikel bezeichnet.

[0009] Erfahrungswerte, die zum Schleifen der Hornhaut mittels Ablationslaserstrahlung tauglich sind, können nun für das FLEx-Verfahren der refraktiven Augenchirurgie, bei dem das aus der Hornhaut zu entfernende Volumen nicht durch Ablation freigelegten Hornhautgewebes abgetragen wird, sondern in der Hornhaut durch eine dreidimensionale Schnittfläche isoliert wird und somit entnehmbar gemacht, nicht verwendet werden, da die Ansätze, Verdampfen von zu entfernenden Material einerseits und Entnahme eines isolierten Volumens andererseits, zu unterschiedlich sind. Dies gilt ganz besonders für die

Wahl der das zu entnehmenden Volumen begrenzenden Schnittfläche, da es eine solche bei der herkömmlichen LASIK-Operation gar nicht gibt. Auch sind die Heilungsprozesse nach der Operation andere, da die Flächen andere Oberflächenstrukturen haben.

[0010] Die manuelle Entfernung erfordert eine gewisse mechanische Stabilität des Gewebestücks, welche neben der beabsichtigten refraktiven Wirkung eine weitere Randbedingung darstellt. Unter diesem Aspekt sollte deshalb das Gewebestück so dick ausgeführt werden, wie es die Hornhautrestdicke, die sich nach Entnahme des Gewebestückes einstellt, gerade noch zuläßt.

[0011] Diesem Wunsch steht der Bedarf nach einer Formgebung entgegen, die es erlaubt, die refraktiven Auswirkungen der Heilungsprozesse zu minimieren oder zumindest vorhersagbar zu gestalten. Sind die Lentikel nämlich so geformt, daß Heilungsprozesse in einem erheblichen Maß zur Veränderung der durch die refraktive Therapie unmittelbar hervorgerufenen Korrektur beitragen, z. B. durch eine Hornhautverdickung, so würde dies von den Patienten als ungünstig empfunden. Solche negativen Einflüsse von Heilungsprozessen werden als Regression bezeichnet. Es ist erforderlich, Heilungsprozesse möglichst ohne Regression, also ohne refraktive Veränderungen ablaufen zu lassen; mit anderen Worten: die refraktive Wirkung soll möglichst rasch im erwünschten Umfang eintreten und dann für alle Zeiten konstant bleiben. Nicht immer ist dies aber möglich, weshalb die mit Heilungsprozessen verbundene Regression oftmals in die Planung einer refraktiven Therapie einbezogen werden muß. Aufgrund physiologischer Eigenschaften des menschlichen Auges ist es zu erwarten, daß hyperope Korrekturen mittels FLEX-Methode von derartigen Heilungsprozessen generell starker beeinflusbar sind. Es besteht daher der Wunsch, diese refraktiven Veränderungen im Zuge der Heilungsprozesse, wenn sie denn schon nicht vermieden werden können, so doch zumindest möglichst gering und vorhersagbar zu gestalten.

[0012] Hier hilft der Stand der Technik bei Hyperopiekorrekturen nicht weiter, da die bislang bekannten Schnitt- und Lentikel-Formen sich auf Myopiekorrekturen beziehen.

[0013] Insgesamt bestehen somit bei der refraktiven Fehlsichtigkeitskorrektur mittels FLEX in vielen Bereichen andere und z. T. auch neue Randbedingungen als bei der herkömmlichen LASIK-Methode.

[0014] Es ist deshalb Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Behandlungsvorrichtung bzw. ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszubilden, daß die Schnittflächen für das Lentikel sowohl für eine sichere Entnahme als auch für den Heilungspro-

zeß günstig sind.

[0015] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst mit einer Behandlungsvorrichtung zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge, wobei die Behandlungsvorrichtung eine von einer Steuereinrichtung gesteuerte Lasereinrichtung aufweist, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuereinrichtung ausgebildet ist, die Lasereinrichtung zur Abgabe der Laserstrahlung in die Hornhaut so anzusteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, wobei die Steuereinrichtung bei der Ansteuerung der Lasereinrichtung das lentikelförmige Volumen so vorgibt, daß es eine posteriore Fläche und eine anteriore Fläche hat, deren Ränder über eine Randfläche verbunden sind, wobei die Schnittkurve aus der Randfläche und einer Ebene, in der die Sehachse enthalten ist, quer zur Sehachse eine Breite hat, die größer als diejenige ist, welche in der gleichen Projektionsebene eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche mit der posterioren Fläche oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

[0016] Diese Aufgabe wird weiter gelöst mit einem Verfahren zum Erzeugen von Steuerdaten für eine Lasereinrichtung einer Behandlungsvorrichtung zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuerdaten im Betrieb die Lasereinrichtung zur Abgabe der Laserstrahlung in die Hornhaut so ansteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, wobei die Steuerdaten das lentikelförmige Volumen so vorgeben, daß es eine posteriore Fläche und eine anteriore Fläche hat, deren Ränder über eine Randfläche verbunden sind, wobei die Schnittkurve aus der Randfläche und einer Ebene, in der die Sehachse enthalten ist, quer zur Sehachse eine Breite hat, die größer als diejenige ist, welche in der gleichen Projektionsebene eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche mit der posterioren Fläche oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

[0017] Die Aufgabe wird schließlich ebenfalls gelöst mit einem Verfahren zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge, wobei durch Einstrahlen von Laserstrahlung Hornhaut-Gewebe getrennt und damit ein lentikelförmiges Volumen in der Hornhaut isoliert und entfernt wird, dessen Entfernung aus der Hornhaut die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, wobei das lentikelförmige Volumen mit einer posterioren

Fläche und einer anterioren Fläche ausgebildet wird, deren Ränder über eine Randfläche verbunden sind, wobei die Schnittkurve aus der Randfläche und einer Ebene, in der die Sehachse enthalten ist, quer zur Sehachse eine Breite hat, die größer als diejenige ist, welche in der gleichen Projektionsebene eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche mit der posterioren Fläche oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

[0018] Die Erfindung geht von der Erkenntnis aus, daß postoperative (Regressions-)Probleme beim FLEX-Verfahren davon herrühren, daß die gelöste und wiederaufgelegte Hornhautlamelle sich am Rand des entnommenen Volumens ungünstig einfügt bzw. nicht glatt aufliegen kann. Zur Vermeidung solcher Regressionsprobleme schafft die Erfindung eine breite Randzone, so daß für die dort auf die posteriore Schnittfläche, die zur Isolierung des lentikelförmigen Volumens geschaffen wurde, übergehende Hornhautlamelle eine Übergangszone geschaffen ist, die so gut wie keine Regression zur Folge hat. Wenn diese Übergangszone vorzugsweise auch außerhalb des optisch wirksamen Bereichs liegt, also außerhalb der dunkeladaptierten Pupille des Auges, ist die Gefahr für weitere unerwünschte Nebenwirkungen nochmals verringert. Vorzugsweise hat die Übergangszone eine Breite zwischen 0,1 und 1 mm.

[0019] Es zeigte sich weiter, daß die Regressionen besonders gut gemindert sind, wenn die Randfläche möglichst senkrecht in die anteriore Fläche mündet. Ein solcher Verlauf ist primär überraschend, da bei einer solch senkrechten Mündung für die darüberliegende Hornhautlamelle auch eine senkrecht von der Hornhautvorderfläche wegführende Stufe gegeben sein kann. Diese senkrechte Mündung erweist sich jedoch hinsichtlich der Regression als unproblematisch, wenn die Randfläche unterhalb dieser senkrechten Mündung einen zweiten, stärker zur Sehachse hingeneigten Abschnitt aufweist. Durch diese Struktur hat das lentikelförmige Volumen eine Randdicke, die vorzugsweise zwischen 5 und 10 μm liegt. Es zeigte sich, daß eine solche Randdicke hinsichtlich der Regression unproblematisch ist, zugleich aber eine bessere Entnehmbarkeit des Gewebestückes gewährleistet, da durch die Randdicke mit ausreichender Sicherheit vermieden ist, daß beim Abreißen des Gewebestückes Partikel am Rand abreißen. Solche Partikel beeinflussen das Auflegen der Hornhautlamelle nach Entnahme des Gewebes sehr viel stärker, als es die vergleichsweise geringer Randdicke des Gewebestückes und damit der kurze senkrecht mündende Abschnitt der Randfläche tut. Diese Ausgestaltung der Erfindung nimmt also eine apriori als negativ erscheinende Randstruktur und erzielt damit im Ergebnis eine geringere Regression, d. h. ein besseres Einwachsverhalten, als ein eigentlich

zu erwartender möglichst schmaler Rand.

[0020] Der zweite Abschnitt der Randfläche, der stärker zur Sehachse hingeneigt ist, kann auf viele Arten ausgebildet werden. Beispielweise ist ein gerader, in einem Winkel zum ersten Abschnitt stehender Verlauf möglich, der in einem Winkel von 80° bis 100° zur Richtung der Sehachse liegt. Der zweite Abschnitt der Randfläche kann dann als Anfasung verstanden werden. Es sind aber auch gekrümmte Verläufe möglich, beispielsweise ein bezogen auf den Durchtrittspunkt der Sehachse konkaver Verlauf, d. h. eine Krümmung des zweiten Abschnittes zur Sehachse hin. In diesen Fall ist der zweite Abschnitt dann beispielsweise in Form einer Abrundung ausgeführt.

[0021] Im Rahmen der Erfindung sind verschiedenste Geometrien für den Rand tauglich, die alle das Regressionsverhalten positiv beeinflussen, indem sie die geschilderte breite Übergangszone bereitstellen.

[0022] In einer Weiterbildung der Erfindung wird die Randstruktur mit einer Bemessungsregel für das Hornhautvolumen kombiniert, welche den Krümmungsradius definiert, den die Hornhaut nach der Entnahme des Volumens hat. Diese Fortbildung der Erfindung erlaubt also nicht nur eine regressionsoptimierte Randstruktur, sondern auch eine analytische Berechnung der posterioren und der anterioren Fläche.

[0023] Die Beschreibung der Hornhautvorderkrümmung nach der Korrektur geht dabei von Fehlsichtigkeitsdaten aus, welche die Brechkraft BBR einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille angeben, die in einem Abstand d_{HS} vor dem Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur zu erreichen. Das Bestimmen dieser Parameter ist gängiger Standard in der Augenheilkunde und ermöglicht die Verwendung vorhandener Meßgeräte. Selbstverständlich können die dabei verwendeten Meßdaten auch Astigmatismusfehler oder Fehler höherer Aberrationsordnungen wiedergeben, so daß die Gleichung zur Beschreibung des Krümmungsradius, der um das Volumen verminderten Hornhaut dann entsprechende Winkelparameter (bezogen auf zylindrische Koordinaten) hat, wie nachfolgende Gleichung (1) der Figurenbeschreibung wiedergibt.

[0024] Es ist deshalb eine Weiterbildung der erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. des erfindungsgemäßen Verfahrens bevorzugt, bei der die anteriore Fläche in einem konstantem Abstand d_F zur Hornhautvorderfläche liegt und die posteriore Fläche gekrümmt ist und einen Krümmungsradius $R_L = R_{\text{CV}}^* - d_F$ hat, wobei R_{CV}^* folgender Gleichung genügt $R_{\text{CV}}^* = 1/((1/R_{\text{CV}}) + B_{\text{BR}}/((n_c - 1) \cdot (1 - d_{\text{HS}} \cdot B_{\text{BR}}))) + F$, und R_{CV} der Krümmungsradius der Hornhaut vor Entfernung des

Volumens, n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut, F ein Korrektur-Faktor ist, BBR die Brechkraft einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille, sowie d_{HS} der Abstand ist, in dem die Brille mit der Brechkraft BBR vor dem Hornhautscheitel liegen müßte, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels der Brille zu erreichen.

[0025] Der Korrektur-Faktor F stellt ein Maß für die optische Wirkung der Dickenabnahme der Augenhornhaut auf der Sehachse dar, welche sich durch die Entfernung des Volumens ergibt. In einer vereinfachten Berechnung kann der Faktor $F = 0$ gesetzt werden. In einer genaueren Berechnung 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 und der Radius R_{CV}^* iterativ berechenbar ist, indem bei jedem Iterationsschritt aus der Differenz ($R_{CV}^* - R_{CV}$) auf eine Dickenänderung ($d_c^* - d_c$) 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 für F kann beispielsweise abgebrochen werden, wenn zwischen zwei Iterationsschritten für F nur noch ein Unterschied besteht, der kleiner als ein bestimmter Grenzwert ist.

[0026] Die in der Weiterbildung vorgesehene Ausgestaltung der posterioren Fläche mit einer Krümmung, welche auf die der Hornhautvorderfläche nach der Entfernung des Volumens Bezug nimmt, erlaubt eine besonders einfache Definition der das Volumen begrenzenden Flächen, da die anteriore Fläche nun in einem konstantem Abstand zur Hornhautvorderfläche liegt und die optische Korrektur durch die Formgebung der posterioren Fläche bewirkt wird. Merklicher Rechenaufwand entsteht dann nur noch für die Definition der posterioren Teilfläche, nicht hingegen für die anteriore Teilfläche. Weiter zeigt sich auch, daß bei einem derartigen Ansatz zugleich eine einfache analytische Beschreibung der posterioren Teilfläche möglich ist.

[0027] Das erfindungsgemäße Verfahren zum Vorbereiten der Steuerdaten kann ohne menschliche Mitwirkung durchgeführt werden. Insbesondere kann es von einem Computer ausgeführt werden, der aus entsprechenden Vorgaben, beispielsweise aus Meßdaten des Auges die Steuerdaten ermittelt. Vor allem ist bei der Ermittlung der Steuerdaten die Mitwirkung eines Arztes in keiner Weise erforderlich, da mit der Ermittlung der Steuerdaten noch kein therapeutischer Eingriff verbunden ist. Dieser findet erst bei der Anwendung der zuvor ermittelten Steuerdaten statt.

[0028] Soweit in dieser Beschreibung Verfahrensschritte geschildert werden, ist in der erfindungsgemäßen Vorrichtung ein Steuergerät vorgesehen, daß für die Ausführung der Verfahrensschritte beim Be-

trieb der Vorrichtung Sorge trägt.

[0029] Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beispielshalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt:

[0030] [Fig. 1](#) eine Schemadarstellung einer Behandlungsvorrichtung bzw. eines Behandlungsgerätes zur Fehlsichtigkeitskorrektur,

[0031] [Fig. 1a](#) eine Schemadarstellung hinsichtlich des Aufbaus des Behandlungsgerätes der [Fig. 1](#),

[0032] [Fig. 2](#) eine Prinzipdarstellung zur Einbringung gepulster Laserstrahlung in das Auge bei der Fehlsichtigkeitskorrektur mit dem Behandlungsgerät der [Fig. 1](#),

[0033] [Fig. 3](#) eine weitere Schemadarstellung des Behandlungsgerätes der [Fig. 1](#),

[0034] [Fig. 4](#) in Teilfiguren (a), (b) und (c) schematische Schnittdarstellungen zur Verdeutlichung des Korrekturbedarfes am menschlichen Auge bei Fehlsichtigkeit,

[0035] [Fig. 5](#) eine schematische Schnittdarstellung durch die Augenhornhaut mit Darstellung eines zur Fehlsichtigkeitskorrektur zu entfernenden Volumens,

[0036] [Fig. 6](#) ein Schnitt durch die Augenhornhaut nach Entfernung des Volumens der [Fig. 5](#),

[0037] [Fig. 7](#) eine Schnittdarstellung ähnlich der [Fig. 5](#),

[0038] [Fig. 8](#) eine schematische Schnittdarstellung durch die Augenhornhaut zur Veranschaulichung der Volumenentnahme,

[0039] [Fig. 9a](#) eine Draufsicht auf die Augenhornhaut zur Veranschaulichung der bei der Fehlsichtigkeitskorrektur erzeugten Schnittflächen,

[0040] [Fig. 9b](#) eine Schnittdarstellung zur Draufsicht der [Fig. 9a](#), in der das Profil eines zur Hyperopie-Korrektur entfernten Volumens veranschaulicht ist,

[0041] [Fig. 10a](#) eine Darstellung ähnlich der [Fig. 9a](#), hier jedoch für eine Myopie-Korrektur,

[0042] [Fig. 10b](#) eine Darstellung ähnlich der [Fig. 9a](#), jedoch wiederum für Myopie-Korrektur,

[0043] [Fig. 11a](#) eine Darstellung ähnlich der [Fig. 9a](#), jedoch mit einer anderen Schnittführung bezüglich der Entnahme des Volumens,

[0044] [Fig. 11b](#) eine Schnittdarstellung ähnlich der

Fig. 9b, jedoch für die Draufsicht der **Fig. 11a**,

[0045] **Fig. 12a** eine Schnittdarstellung ähnlich der **Fig. 9a**, jedoch mit einem andersartigen Randschnitt zur Begrenzung des Volumens, welches zur Fehlsichtigkeitskorrektur entnommen wird,

[0046] **Fig. 12b** eine vergrößerte Teilansicht des Randschnittes der **Fig. 9a** und

[0047] **Fig. 12c** und **Fig. 12d** eine vergrößerte Randschnitt-Darstellungen ähnlich der **Fig. 12b**, jedoch für andere Geometrien der Randfläche.

[0048] **Fig. 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.

[0049] Vor dem Einsatz des Behandlungsgerätes wird die Fehlsichtigkeit des Auges **3** mit einer oder mehreren Meßeinrichtungen vermessen.

[0050] **Fig. 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 für 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.

[0051] 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.

[0052] 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.

[0053] 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**.

[0054] Eine direkte Funk- oder Draht-Verbindung der Meßeinrichtung **M** mit der Planungseinrichtung **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.

[0055] 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.

[0056] Die Wirkungsweise des Laserstrahls **2** ist in [Fig. 2](#) schematisch angedeutet. Der Behandlungslaserstrahl **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 Laserstrahlungsenergie 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 [Fig. 2](#) schematisch angedeutete Plasmablase initiiert. Dadurch wird mittels 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 von jedem Laserpuls 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.

[0057] 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.

[0058] 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 Ziel-

punkte für die Fokussierung 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.

[0059] 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 [Fig. 3](#) gezeigt.

[0060] In [Fig. 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 **5** 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 Haupteinfallrichtung 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**.

[0061] Für das Funktionsprinzip des Behandlungsgerätes **1** ist die Zuordnung der einzelnen Koordina-

ten 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 Einfallrichtung 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 Einfallachse der optischen Strahlung nicht liegt. Somit sind auch schiefwinklige Koordinatensysteme möglich.

[0062] Weiter können auch nicht-geradlinige 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.

[0063] 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 Volumentrennung eine gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur bewirkt.

[0064] 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 konkrete 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.

[0065] 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. **Fig. 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 nichtakkomodiertem 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.

[0066] Zur Fehlsichtigkeitskorrektur wird bekannter Weise, wie in Teilfigur b) der **Fig. 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 BBR 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.

[0067] 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 **Fig. 4** durch die Linse **17** der Brille erreicht wird.

[0068] 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 Volumentrennung der Krümmungsradius R_{CV} der Hornhaut-

vorderseite **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.

[0069] 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:

$$BBR(\varphi) = Sph + Cyl \cdot \sin^2(\varphi - \theta) \quad (1).$$

[0070] In dieser Gleichung bezeichnen Sph und Cyl die zu realisierenden Korrekturwerte sphärischen 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 BBR wird nun die Krümmung der modifizierten Hornhautvorderfläche **15*** wie folgt eingestellt:

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

[0071] 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 BBR vom Hornhautscheitel liegen muß, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels Brille zu erzeugen; BBR bezeichnet die zuvor erwähnte Brechkraft der Brille gemäß Gleichung (1). Die Angabe für die Brechkraft BBR kann auch Fehlsichtigkeiten erfassen, die über eine normale sphärische oder zylindrische Korrektur hinausgehen. BBR (und damit automatisch auch R_{CV}^*) haben dann zusätzliche Koordinatenabhängigkeiten.

[0072] Der Korrektur-Faktor F berücksichtigt 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:

$$F = (1 - 1/n_c) \cdot (d_c^* - d_c) \quad (3).$$

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, in-

dem 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.

[0073] Vernachlässigt man die Dickenänderung der Augenhornhaut, was für ein vereinfachtes Verfahren durchaus zulässig ist, kann der Korrektur-Faktor 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***:

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

[0074] 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: $R_{CV}^* = 1 / ((1/R_{CV}) + B_{BR} / ((n_c - 1) \cdot (1 - d_{HS} \cdot B_{BR})))$.

[0075] 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.

[0076] 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.

[0077] 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 **Fig. 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.

[0078] Die anteriore Schnittfläche **19** hat einen Krümmungsverlauf, der um d_F unter der Hornhautvorderfläche **15** liegt. Ist diese sphärisch, 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***.

[0079] Posterior ist das Volumen **18**, das aus der Hornhaut **5** entfernt werden soll, durch eine posteriore Schnittfläche **20** begrenzt, die im Allgemeinen keinen konstanten Abstand zur Hornhautvorderfläche **15** hat. 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 [Fig. 5](#) ist sie exemplarisch für eine Myopiekorrektur als ebenfalls sphärische Fläche mit einem Krümmungsradius R_L eingezeichnet, wobei im Allgemeinen das Zentrum dieser Krümmung nicht mit dem Krümmungszentrum der in [Fig. 5](#) ebenfalls sphärischen Hornhautvorderfläche **15** zusammenfällt. Bei einer Hyperopiekorrektur ist R_L größer als $R_{CF} - d_F$.

[0080] [Fig. 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 zentrale Dicke d_L des entnommenen Volumens **18** ist dabei maßgeblich für die Radiusänderung, wie [Fig. 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.

[0081] 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 [Fig. 7](#) gezeigte Lentikel-Fläche **20** gilt allgemein:

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

bzw. in Zylinderkoordinaten (z, r, φ)

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

[0082] 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.

[0083] Damit wird weiter automatisch deutlich, daß im Fall einer myopischen 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 Über-sichtigkeitskorrektur fallen anders bei der Darstellung der [Fig. 7](#) der Scheitelpunkt von Flap-Fläche **19** und Lentikel-Fläche **20** theoretisch zusammen und die Lentikel-Fläche **20** ist starker gekrümmt, als die Flap-Fläche **19**. Die Dicke d_L des Lentikels ergibt sich als zentrale Lentikeldicke bei Myopie.

[0084] Das als Lentikel aufzufassende Volumen **18** hat im Falle der Myopiekorrektur am Rand theoretisch eine Schnittlinie von Lentikel-Fläche **20** und Flap-Fläche **19**. Bei Hyperopiekorrektur ist immer eine endliche Randdicke gegeben, da die Lentikel-Fläche **20** schwächer gekrümmt ist, als die Flap-Fläche **19**. Hier aber ist theoretisch die zentrale Lentikeldichte gleich Null.

[0085] Neben der Flap-Fläche **20** und der Lentikel-Fläche **19** ist eine zusätzliche Randfläche vorgesehen, welche das begrenzte Volumen **18** von Flap-Fläche **20** und der Lentikel-Fläche **19** am Rand begrenzt. Der Schnitt dieser Randfläche wird ebenfalls mit dem gepulsten Laserstrahl ausgeführt. Die Struktur der Randfläche wird nachfolgend anhand der [Fig. 12a-c](#) erläutert.

[0086] 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 ist.

[0087] Weiter sind optimale Sicherheitsmargen hinsichtlich des Abstandes des Volumens zur Hornhautvorderfläche **15** und Hornhaurückfläche **16** gegeben. 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.

[0088] Nach Erzeugen der Schnittflächen **19** und **20** wird dann das derart isolierte Volumen **18** aus der Hornhaut **5** entfernt. Dies ist schematisch in [Fig. 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 Fokusslage der gepulsten Laserstrahlung **2** erzeugt werden.

[0089] 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 dann 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.

[0090] 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.

[0091] Das Entfernen des durch die gepulste Laserstrahlung isolierten Volumens **18** kann, wie in [Fig. 8](#) angedeutet, durch einen Randschnitt **22** erreicht werden, der es erlaubt, das Volumen **18** in Richtung eines in [Fig. 8](#) eingezeichneten Pfeils **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 vorgebar. 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.

[0092] 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 werden.

[0093] Die oben bereits erwähnte Randfläche ist in den [Fig. 9a](#) und [Fig. 9b](#) genauer zu sehen. Elemente, die bereits anhand anderer Figuren erläutert wurden, sind in diesen Figuren mit denselben Bezugszeichen versehen, so daß auf ihre Erläuterung gegebenenfalls verzichtet wird.

[0094] [Fig. 9a](#) zeigt eine Draufsicht auf die Hornhautvorderfläche **15** mit der Flap-Fläche **19** sowie der Lentikel-Fläche **20** (deren Kante gestrichelt gezeichnet ist) sowie dem Randschnitt **22** im Falle einer Hyperopiekorrektur. Weiter ist in [Fig. 9a](#) eine Übergangszone zwischen dem Rand der Lentikel-Fläche **20** und der Flap-Fläche **19** zu erkennen, die durch

eine Randfläche **24** erreicht ist. Diese Randfläche **24** ist in [Fig. 9b](#) deutlich zu sehen, die eine Schnittdarstellung durch die Darstellung der [Fig. 9a](#) entlang der Linien A-A ist.

[0095] Die Randfläche **24** bewirkt den Übergang von der Lentikel-Fläche **20** zur Flap-Fläche **19**. Sie ist dabei in der Ausführungsform der [Fig. 9b](#) als konische Fläche ausgeführt, die schräger liegt, als eine (in Draufsicht auf [Fig. 9a](#)) konische Fläche, welche senkrecht zur Hornhautvorderfläche **15** oder zur parallel dazu verlaufenden Flap-Fläche **19** läge. Einen solchen Verlauf hat beispielsweise der Randschnitt **22**, der bezogen auf die Seh-Achse OA in einem Winkel α liegt, der den erwähnten senkrechten Verlauf zur Hornhautvorderfläche zur Folge hat.

[0096] Die Randfläche **24** verläuft hingegen geneigter, so daß die Breite B, welche die Randfläche **24** bei Draufsicht in Richtung der optischen Achse OA hat, größer ist, als z. B. beim Randschnitt **24**. Der entsprechende Winkel β ist folglich ebenfalls größer als der Winkel α .

[0097] Die [Fig. 10a](#) und [Fig. 10b](#) zeigen die entsprechenden Verhältnisse im Falle eines myopen Lentikels, d. h. also bei der Myopie-Korrektur. Auch hier ist die Randfläche **24** vorhanden und führt zu einer endlichen Randsdicke des Lentikels **18**, welche an und für sich aufgrund der größeren Krümmung der Lentikel-Fläche **20** gegenüber der Flap-Fläche **10** nicht gegeben wäre, da beide Flächen zumindest in ihrer Fortsetzung eine Schnittlinie haben würden, also der Rand in einer Schnittlinie endete.

[0098] Die Mindestdicke des Lentikels **18**, welche bei einer hyperopen Form gem. [Fig. 9b](#) an oder nahe der optischen Achse OA vorliegt, besteht bei einem Myopenlentikel gem. [Fig. 10b](#) also am Rand. Entsprechend ist die Mindestdicke d_M in [Fig. 10b](#) auch am Rand eingezeichnet.

[0099] Selbstverständlich können die Schnittdarstellungen der [Fig. 9b](#) und [Fig. 10b](#) nur dann beschreibend für das gesamte Lentikel sein, wenn keine Korrektur höherer Ordnung, insbesondere kein Astigmatismus, vorliegt. Ist solches gegeben, ist die Lentikelfläche **20** von Sphärizität abweichend entsprechend korrigiert, was sich auf für den Fachmann naheliegende Weise auch auf die Randfläche **24** auswirkt.

[0100] Die [Fig. 11a](#) und [Fig. 11b](#) zeigen schließlich Verhältnisse entsprechend denen deren [Fig. 9a](#) und [Fig. 9b](#), jedoch verläuft hier der Randschnitt **22**, welcher zur Freilegung des Lentikels **18** erzeugt wird, über einen sehr viel größeren Winkelbereich, als in [Fig. 9](#) und [10](#).

[0101] Die [Fig. 9](#) bis [11](#) zeigen eine Randfläche **24**,

die als schräger Schnitt ausgeführt ist. Die Randfläche **24** kann jedoch auch eine von einem solchen, in Querschnittsansicht geradlinigen Verlauf abweichende Struktur haben. Dies ist exemplarisch in den [Fig. 12a](#) bis [12d](#) gezeigt. Hierin gibt [Fig. 12a](#) eine Schnittdarstellung ähnlich der der [Fig. 9b](#), [Fig. 10b](#) oder [Fig. 11b](#) wieder. Die [Fig. 12b](#) bis [Fig. 12d](#) zeigen den in der [Fig. 12a](#) punktierten Ausschnitt vergrößert und stellen unterschiedliche Varianten für die Struktur der Randfläche **24** dar.

[0102] Gemäß [Fig. 12b](#) besteht die Randfläche **24** aus zwei im Querschnitt im wesentlichen geradlinigen Abschnitten **25** und **26**. Der erste Abschnitt **25** läuft senkrecht in die Flap-Fläche **19** ein. Die Höhe des ersten Abschnittes **25** bewirkt eine Dicke d_R des Randes. Diese Dicke ist vorzugsweise im Bereich von 5 bis 10 μm gewählt und garantiert, daß beim Entnehmen des Lentikels **18** kein Abreißen von Bruchstücken im Bereich der Randfläche **24** auftritt. Solche Bruchstücke hätten erheblich nachteilige Auswirkungen auf das Einwachsen und würden zu einer unerwünschten Regression führen. Um trotz des senkrecht zur Flap-Fläche **19** liegenden ersten Abschnittes **25** ein sanftes Anlegen der durch den Flap-Schnitt **19** isolierten Hornhautlamelle **27** zu erreichen, wenn das lentikelförmige Volumen entnommen wurde, hat der zweite Abschnitt **26** der Randfläche **24** in der Ausführungsform der [Fig. 12b](#) einen schrägen Verlauf zur Seh-Achse hin. Durch diesen schrägen Verlauf ist wiederum eine Breite B erreicht, die deutlich größer als bei einem durchgängig senkrecht zur Flap-Fläche **19** verlaufenden Rand **24** gegeben wäre.

[0103] [Fig. 12c](#) zeigt eine Abwandlung der Struktur der Randfläche **24** der [Fig. 12b](#), bei der sich an den senkrecht in die Flap-Fläche **19** einlaufenden ersten Abschnitt **25** ein kontinuierlich gekrümmter zweiter Abschnitt **26** ausgebildet ist, durch den der Rand zwischen der Lentikel-Fläche **20** und der Flap-Fläche **19** im Bereich, der von der Augenhornhautvorderfläche **15** abgewandt ist, abgerundet ist. Das senkrechte Einlaufen des ersten Abschnittes **25** stellt wiederum eine Mindestranddicke d_R sicher, die ein Abreißen von Gewebestücken am Lentikelrand bei der Entnahme des Lentikelgewebes verhindert.

[0104] Dies ist auch bei der Randstruktur gem. [Fig. 12d](#) erreicht, die S-förmig ausgebildet ist, wobei wiederum der erste Abschnitt **25** senkrecht in die Flap-Fläche **19** einläuft. Aufgrund der S-Struktur weist die Schnittdarstellung der Randfläche **24** in dieser Ausgestaltung einen Wendepunkt auf, und der zweite Abschnitt **26** endet vorzugsweise ebenfalls rechtwinklig in der Lentikel-Fläche **20**.

[0105] Das Kontaktglas hat den weiteren Vorteil, daß durch das Anpressen an die sphärische Kontaktglasunterseite **26** automatisch auch die Hornhautvor-

derfläche **15** sphärisch ist. 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 mit sphärischer Kontaktglasunterseite zu verwenden und das Volumen durch eine anteriore Schnittfläche **19** sowie eine posteriore Schnittfläche zu begrenzen, wobei die anteriore Schnittfläche als sphärische Fläche in konstantem Abstand d_F unter der Hornhautvorderfläche **15** erzeugt wird. Die posteriore Schnittfläche hat einen Krümmungsverlauf, welcher bei relaxiertem Auge, also nach Abnehmen des Kontaktglases, bis auf den Abstand d_F zur Hornhautvorderfläche dem zur Fehlsichtigkeitskorrektur gewünschten entspricht. Analoges gilt für die Definition der Zielpunkte bzw. das Operationsverfahren.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- US 5984916 [0006]
- EP 1159986 A1 [0048]
- US 5549632 [0048]
- DE 69500997 T2 [0056]
- WO 2004/032810 A2 [0058]
- WO 2005/011546 [0092]
- WO 2005/011545 [0092]

Patentansprüche

1. Behandlungsvorrichtung zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge (3), wobei die Behandlungsvorrichtung (1) eine von einer Steuereinrichtung (12) gesteuerte Lasereinrichtung (L) aufweist, welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuereinrichtung (12) ausgebildet ist, die Lasereinrichtung (L) zur Abgabe der Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) so anzusteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut (18) die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Steuereinrichtung (12) bei der Ansteuerung der Lasereinrichtung (L) das lentikelförmige Volumen (18) so vorgibt, daß es eine posteriore Fläche (20) und eine anteriore Fläche (19) hat, deren Ränder über eine ringförmige Randfläche (24) verbunden sind, wobei die Randfläche (24) in Projektion längs der Sehachse (OA) eine Ring-Breite (B) hat, die größer als diejenige ist, welche in gleicher Projektion eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche (20, 19) auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche (19) mit der posterioren Fläche (20) oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

2. Verfahren zum Erzeugen von Steuerdaten für eine Lasereinrichtung (L) einer Behandlungsvorrichtung (1) zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge (3), welche durch Einstrahlen von Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe trennt, wobei die Steuerdaten im Betrieb die Lasereinrichtung (L) zur Abgabe der Laserstrahlung (2) in die Hornhaut (5) so ansteuern, daß damit ein lentikelförmiges Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert ist, dessen Entfernung aus der Hornhaut (18) die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuerdaten das lentikelförmige Volumen (18) so vorgeben, daß es eine posteriore Fläche (20) und eine anteriore Fläche (19) hat, deren Ränder über eine ringförmige Randfläche (24) verbunden sind, wobei die Randfläche (24) in Projektion längs der Sehachse (OA) eine Ring-Breite (B) hat, die größer als diejenige ist, welche in gleicher Projektion eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche (20, 19) auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche (19) mit der posterioren Fläche (20) oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

3. Verfahren zur operativen Hyperopiekorrektur am Auge (3), wobei durch Einstrahlen von Laserstrahlung (2) Hornhaut-Gewebe getrennt und damit ein lentikelförmiges Volumen (18) in der Hornhaut (5) isoliert und entfernt wird, dessen Entfernung aus der Hornhaut (18) die gewünschte Hyperopiekorrektur bewirkt, dadurch gekennzeichnet, daß das lentikelförmige Volumen (18) mit einer posterioren Fläche

(20) und einer anterioren Fläche (19) ausgebildet wird, deren Ränder über eine ringförmige Randfläche (24) verbunden sind, wobei die Randfläche (24) in Projektion längs der Sehachse (OA) eine Ring-Breite (B) hat, die größer als diejenige ist, welche in gleicher Projektion eine gerade Strecke hätte, die am Rand der posterioren oder der anterioren Fläche (20, 19) auf der jeweiligen Fläche senkrecht steht und die anteriore Fläche (19) mit der posterioren Fläche (20) oder mit deren gedachter Fortsetzung verbindet.

4. Vorrichtung oder Verfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die anteriore Fläche (19) in einem konstantem Abstand d_F zur Hornhautvorderfläche (15) liegt und die posteriore Fläche gekrümmt ist und einen Krümmungsradius $R_L = R_{CV}^* - d_F$ hat, wobei R_{CV}^* folgender Gleichung genügt

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

und R_{CV} der Krümmungsradius der Hornhaut (5) vor Entfernung des Volumens (18), n_c die Brechkraft des Materials der Hornhaut (5), F ein Korrektur-Faktor ist, BBR die Brechkraft einer für die Fehlsichtigkeitskorrektur tauglichen Brille (17), sowie d_{HS} der Abstand ist, in dem die Brille (17) mit der Brechkraft BBR vor dem Hornhautscheitel liegen müßte, um die gewünschte Fehlsichtigkeitskorrektur mittels der Brille (17) zu erreichen.

5. Vorrichtung oder Verfahren nach Anspruch 4, 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 berechenbar ist, indem bei jedem Iterationsschritt aus der Differenz ($R_{CV}^* - R_{CV}$) auf eine Dickenänderung ($d_c^* - d_c$) geschlossen wird und das entsprechende daraus erhaltene Ergebnis für die Dickenänderung bei der Berechnung von R_{CV}^* im nächsten Iterationsschritt angewendet wird.

6. Vorrichtung oder Verfahren nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Randfläche (24) einen ersten, weitgehend senkrecht in die anteriore Fläche mündenden Abschnitt (25) und einen zweiten, stärker zur Sehachse (OA) hin geneigten Abschnitt (26) aufweist.

7. Vorrichtung oder Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der erste Abschnitt eine Höhe d_R von mehr als 5 μm , insbesondere von mindestens 10 μm hat.

8. Vorrichtung oder Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Ab-

schnitt **(26)** zur Richtung der Sehachse (OA) in einem Winkel von 80° bis 100° liegt.

9. Vorrichtung oder Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Abschnitt **(26)** konkav ist, bezogen auf den Durchtrittspunkt der Sehachse (OA) durch die Hornhautvorderfläche **(15)**.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

FIG 1



FIG 2

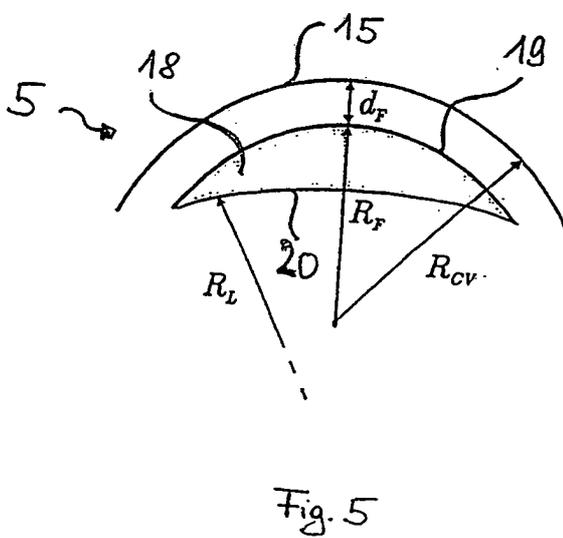
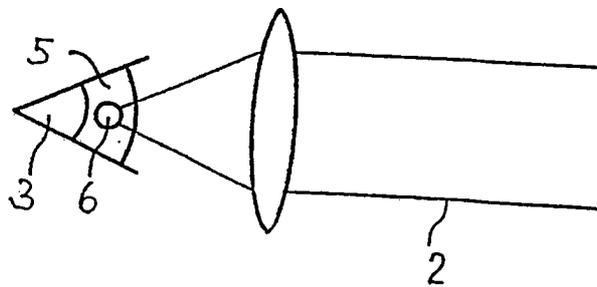


Fig. 5

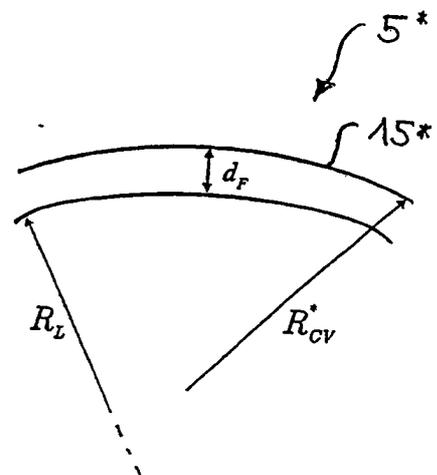


Fig. 6

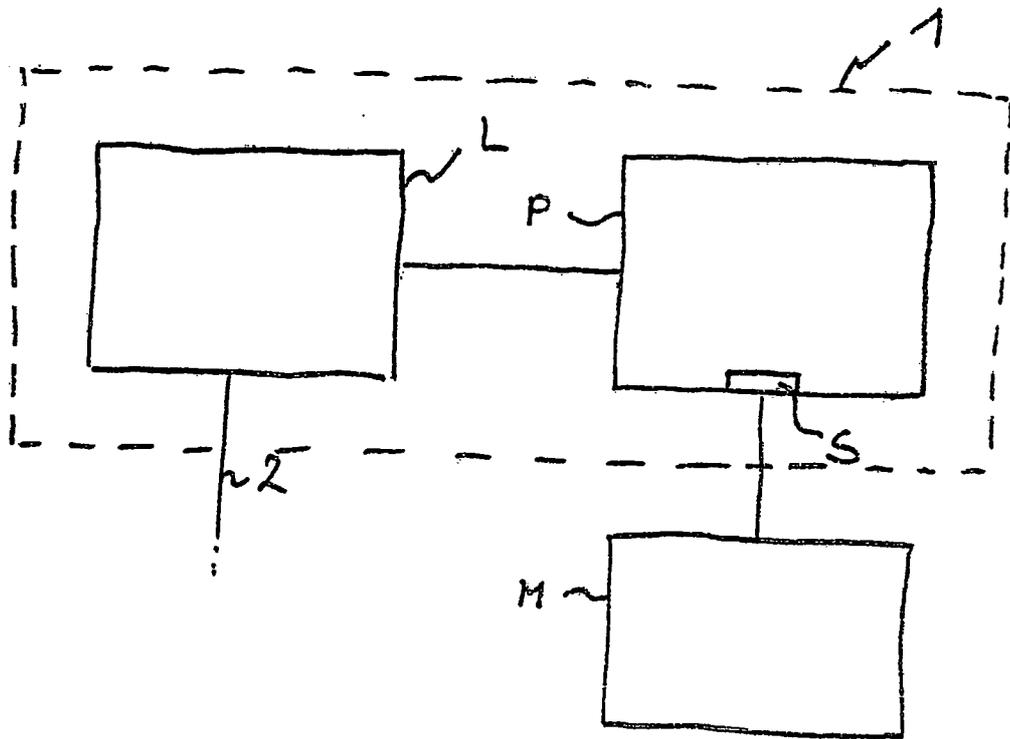


Fig. 1a

FIG 3

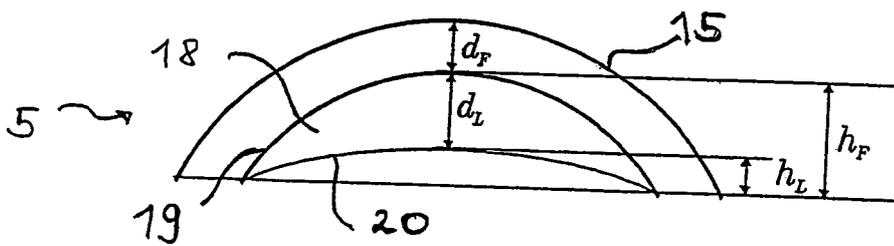
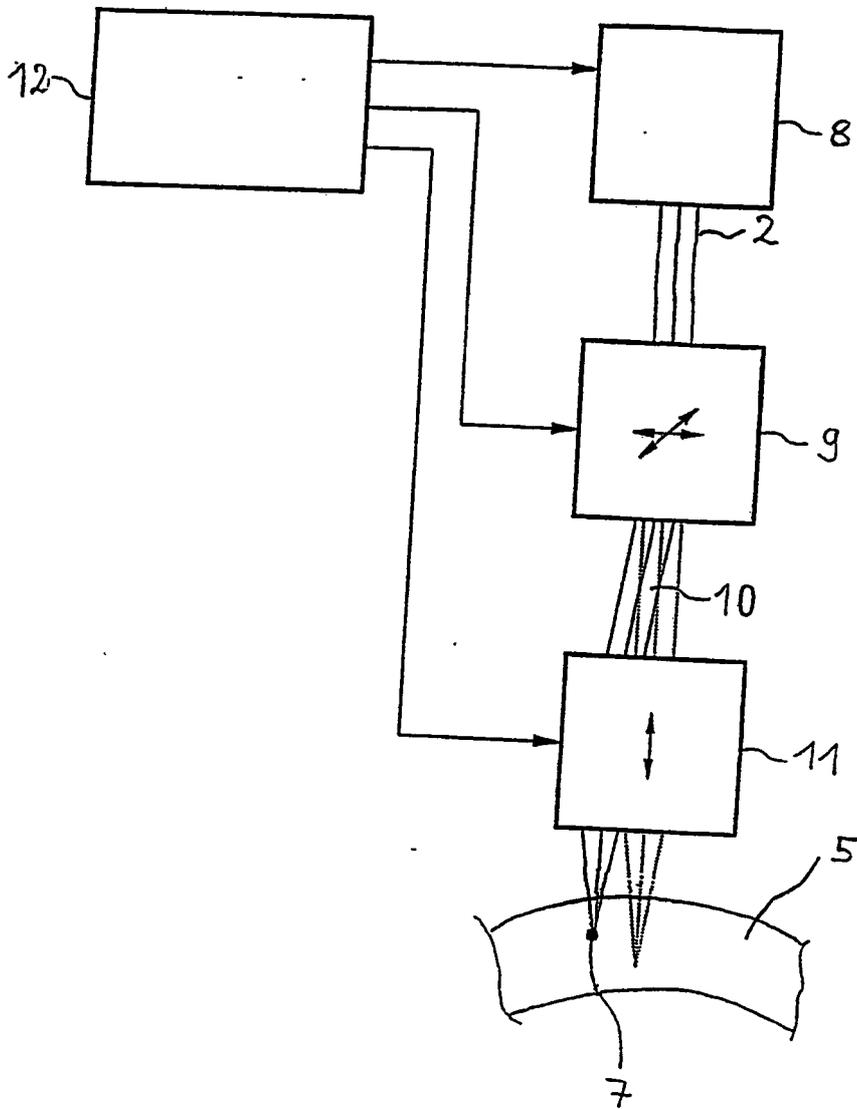


Fig. 7

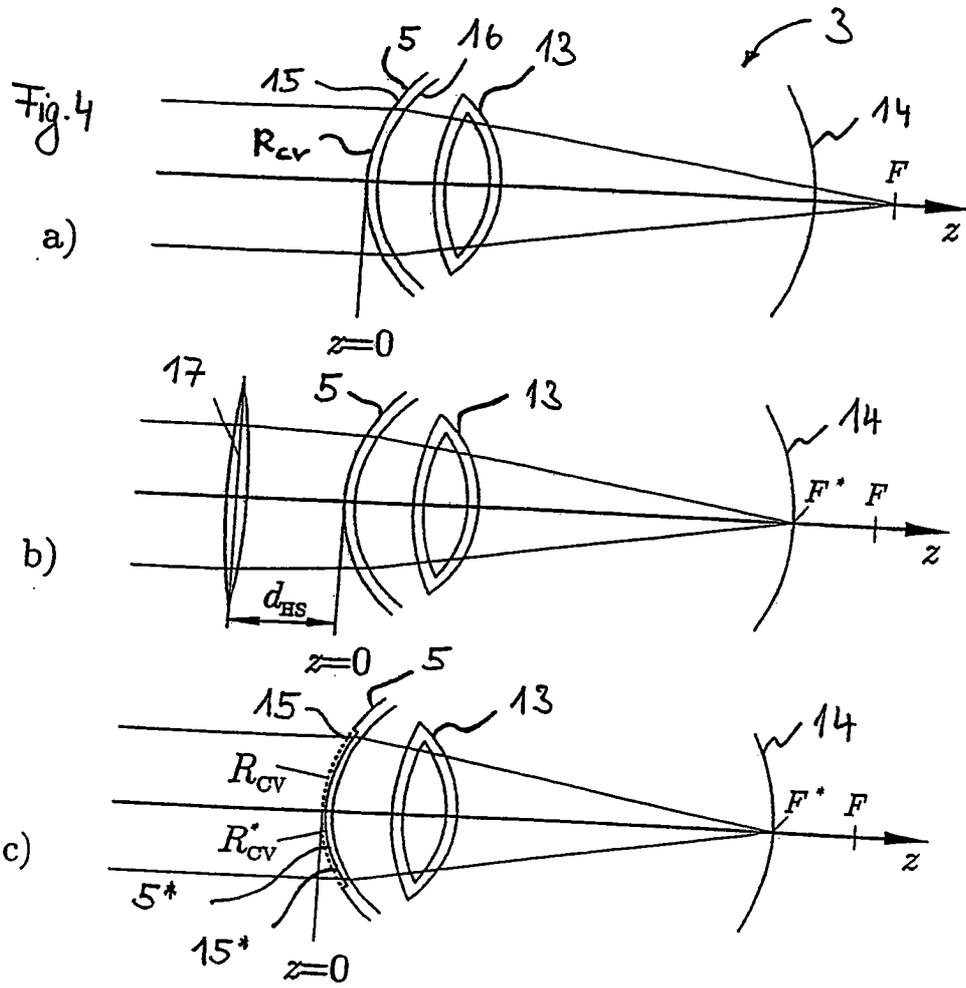


FIG 8

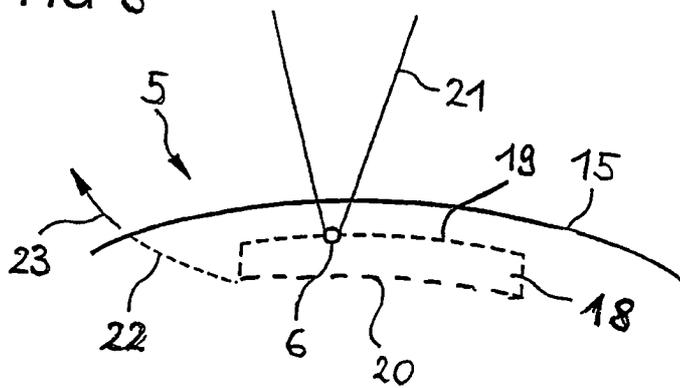


Fig. 9a

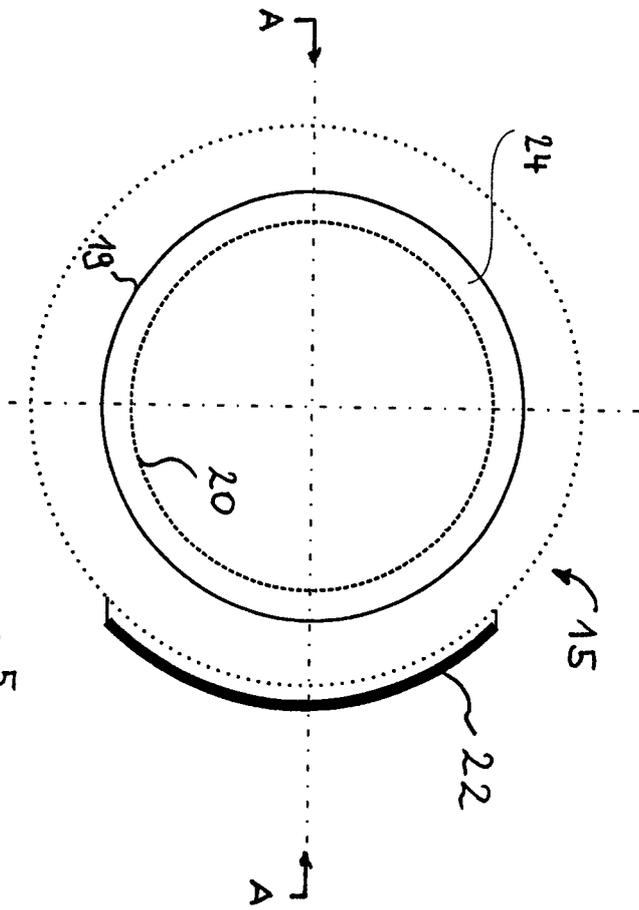
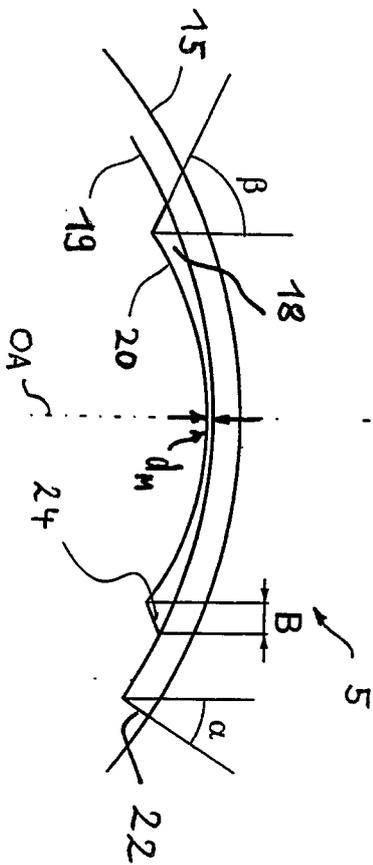


Fig. 9b



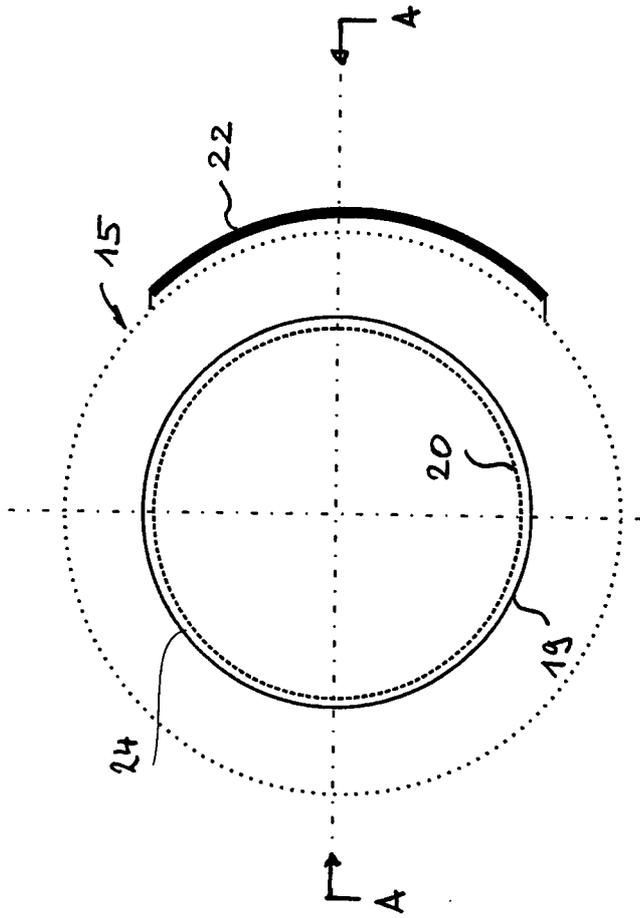


Fig. 10a

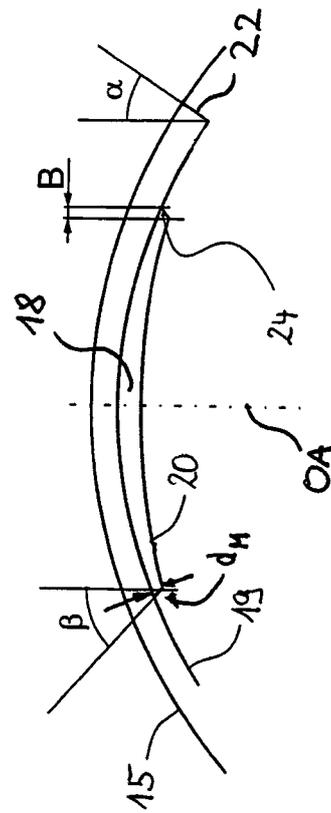


Fig. 10b

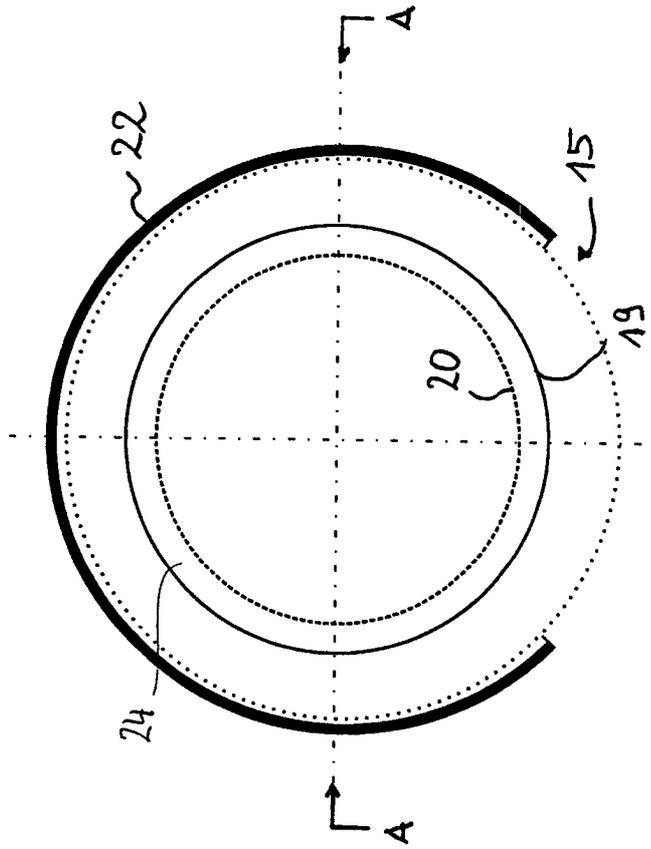


Fig. 11a

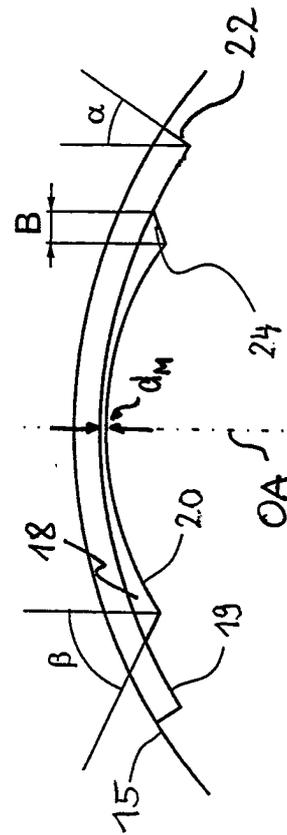


Fig. 11b

Fig. 12 b

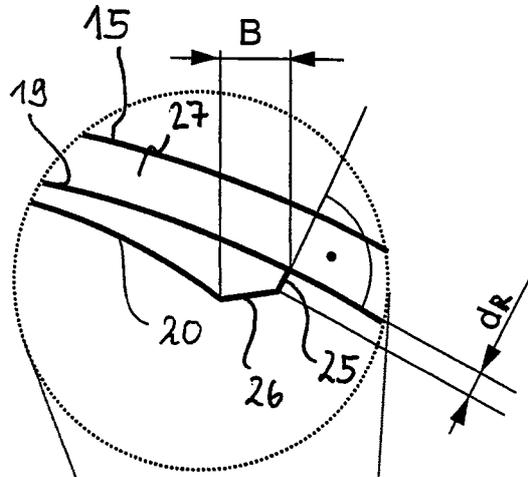


Fig. 12 a

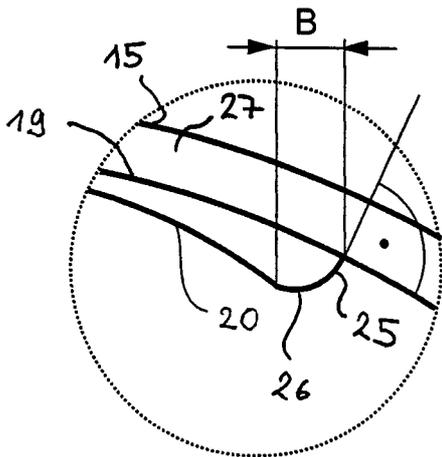
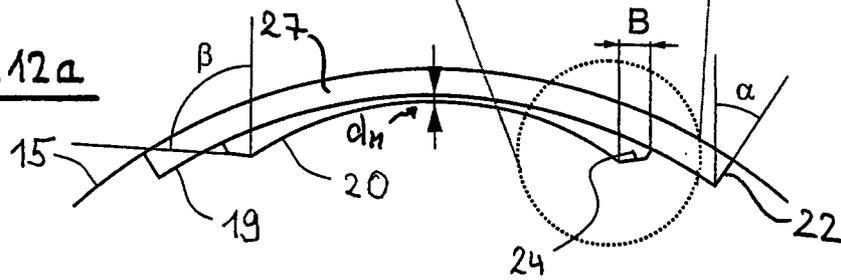


Fig. 12 c

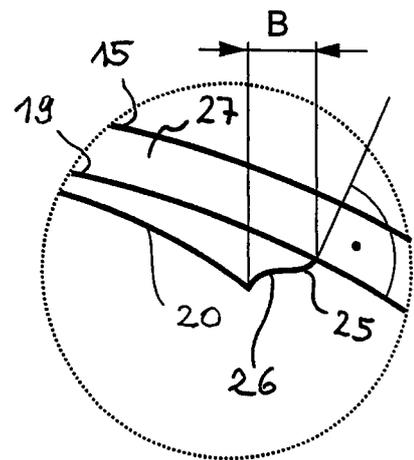


Fig. 12 d