



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 03 609 T2 2005.07.28**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 235 538 B1**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61F 9/01**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 03 609.3**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US01/40352**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 923 348.5**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 01/087201**

(86) PCT-Anmeldetag: **22.03.2001**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **22.11.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **04.09.2002**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **02.06.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **28.07.2005**

(30) Unionspriorität:  
**191187 P      22.03.2000      US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,  
LI, LU, MC, NL, PT, SE, TR**

(73) Patentinhaber:  
**Alcon Inc., Hünenberg, CH**

(72) Erfinder:  
**CAMPIN, Alfred, John, Orlando, US; PETTIT, H.,  
George, Maitland, US**

(74) Vertreter:  
**BOEHMERT & BOEHMERT, 28209 Bremen**

(54) Bezeichnung: **OPTIMIERUNG DER ABLATIONS KORREKTUR EINES OPTISCHEN SYSTEMES**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

**Beschreibung**

## Hintergrund der Erfindung

## Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft die Messung der optischen Aberration und Korrektur und insbesondere ein System, mit dem eine empirische Optimierung einer objektiven Messung und eine Korrektur eines optischen Systems, wie beispielsweise des menschlichen Auges, erreicht werden kann.

## Beschreibung des Stands der Technik

**[0002]** Mit optischen Systemen mit einem realen Bildfokus kann kollimiertes Licht empfangen werden und auf einen Punkt fokussiert werden. Derartige optische Systeme werden in der Natur z. B. beim menschlichen und tierischen Auge angetroffen, oder können künstlich hergestellt sein, wie z. B. Laborsysteme, Leitsysteme und dergleichen. In beiden Fällen können Aberrationen des optischen Systems die Leistungsfähigkeit des Systems beeinflussen.

**[0003]** Ein perfektes bzw. ideales menschliches Auge reflektiert einen auftreffenden Lichtstrahl von der Retina diffus durch die Optik des Auges, die eine Linse und eine Hornhaut umfaßt. Bei einem derartigen idealen Auge tritt in einem entspannten Zustand, d. h. in dem keine Akkommodation zur Herstellung eines Nahfeldfokus erfolgt, reflektiertes Licht aus dem Auge als eine Folge ebener Wellen aus. Jedoch weist ein reales Auge typischerweise Aberrationen auf, die eine Deformation oder Verzerrung reflektierter aus dem Auge austretender Lichtwellen bewirken. Von einem eine Aberration aufweisenden Auge wird ein auftreffender Lichtstrahl von der Retina durch die Linse und Hornhaut des Auges diffus als eine Folge verzerrter Wellenfronten reflektiert.

**[0004]** Im Stand der Technik ist bekannt, eine Laserkorrektur für Fokussierungsdefizienzen mit einer photorefraktiven Keratektomie (PRK), mit der die Krümmung der Hornhaut modifiziert wird, und eine LASIK-Operation durchzuführen. Bei derartigen Verfahren wird typischerweise ein 193-nm-Excimer-Laser verwendet, um Gewebe der Hornhaut abzutragen. Von Munnerlyn et al. (J. Cataract Refract. Surg. 14 (1), S. 46–52, 1988) wurden Gleichungen zur Bestimmung eines spezifischen Gewebavolumens, das zur Erzielung einer gewünschten refraktiven Korrektur entfernt werden muß, angegeben. Frey (US-Patent-Nr. 5,849,006) lehrt ein Verfahren einer Verwendung eines Lasers mit kleinem Spot zur Entfernung eines gewünschten Gewebavolumens, um eine gewünschte refraktive Korrektur zu bewirken.

**[0005]** In der WO-A-99/27334 (Autonomous Technologies Corporation) wird ein System und Verfahren

zur objektiven Messung und Korrektur eines fokussierenden optischen Systems, wie beispielsweise eines Auges, beschrieben, das eine im Weg des Strahls angeordnete Optik umfaßt, die den Strahl durch das Auge richtet und den Strahl an der Retina fokussiert. Der Strahl wird diffus als eine Wellenfront zurückreflektiert und im Weg des Strahls ist ein Wellenfrontanalysator angeordnet. Mit einem Prozessor werden dann die Verzerrungen als eine Abschätzung der Aberrationen des Auges berechnet, für die eine vorgeschriebene optische Korrektur durchgeführt werden kann.

## Abriß der Erfindung

**[0006]** Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein System zur Optimierung einer Ablationskorrektur einer menschlichen Hornhaut bereitzustellen.

**[0007]** Es ist eine weitere Aufgabe, ein System bereitzustellen, mit dem der Anisotropie der Hornhaut Rechnung getragen werden kann.

**[0008]** Es ist eine weitere Aufgabe, ein System bereitzustellen, das eine radial-abhängige Abschwächung der Ablationsleistung umfaßt.

**[0009]** Es ist eine zusätzliche Aufgabe, ein System bereitzustellen, bei dem eine mathematische Beschreibung verwendet wird, die leicht an einen Ablationsalgorithmus angepaßt werden kann.

**[0010]** Diese und weitere Aufgaben werden durch die vorliegende Erfindung, umfassend ein optisches Korrektursystem zur Korrektur visueller Defekte des Auges gemäß Anspruch 1, gelöst. Das System umfaßt einen auf eine von einem Auge ausgehende Wellenfront reagierenden Wellenfrontanalysator zur Bestimmung eines optischen Wegunterschieds zwischen einer Referenzwelle und der Wellenfront. Das System umfaßt des weiteren einen Umwandler zur Bereitstellung einer optischen Korrektur basierend auf der Wegdifferenz und auf einer radial abhängigen Ablationseffizienz. Bei der Effizienzkorrektur wird ein Kompensationspolynom der Form  $A + B\rho + (\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n)$  verwendet, wobei  $\rho$  ein normierter Radius ist, der für die optische Zone spezifisch ist und von einem zentralen Abschnitt der Hornhaut gemessen wird, und der einen Wert von 1 am Rand der optischen Korrekturzone erreicht.

**[0011]** Ein Laserstrahl mit einer ausreichenden Leistung zum Abtragen von Material der Hornhaut wird auf die Hornhaut gerichtet. Die optische Korrektur wird durch die Entfernung einer gewählten Menge des Materials der Hornhaut erreicht, womit eine gewünschte Änderung der Form der Hornhaut, basierend auf der optischen Korrektur, erzeugt wird.

**[0012]** Die die Erfindung charakterisierenden Eigenschaften, die sich sowohl auf den Aufbau als auch auf das Betriebsverfahren beziehen, werden zusammen mit weiteren Gegenständen und Vorteilen derselben aus der folgenden Beschreibung besser verständlich, die in Verbindung mit den begleitenden Zeichnungen zu betrachten ist. Man beachte ausdrücklich, daß die Zeichnungen lediglich zum Zweck der Veranschaulichung und Beschreibung angegeben sind und keine Festlegung der Grenzen der Erfindung darstellen sollen. Diese und weitere gelöste Aufgaben und die durch die vorliegende Erfindung erreichten Vorteile werden durch das Studium der folgenden Beschreibung, die in Verbindung mit den begleitenden Zeichnungen zu lesen ist, umfassender verständlich.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnungen

**[0013]** [Fig. 1](#) ist ein schematisches Diagramm eines Systems zur Bestimmung von okularen Aberrationen.

**[0014]** [Fig. 2](#) ist eine die gewünschten und erreichten Ablationstiefen in Abhängigkeit von der radialen Position darstellende Graphik für ein kurzsichtiges (myopisches) Auge.

**[0015]** [Fig. 3](#) ist eine die gewünschten und erreichten Ablationstiefen in Abhängigkeit von der radialen Position darstellende Graphik für ein weitsichtiges (hyperopisches) Auge.

**[0016]** [Fig. 4A](#) und [Fig. 4B](#) sind die Ablationseffizienzfunktion der vorliegenden Erfindung darstellende Graphiken:

**[0017]** [Fig. 4A](#) gibt  $1 - 0,3r^2$  wieder, wobei  $r_{\max} = 3,25$  mm; [Fig. 4B](#) gibt  $0,95 - 0,3r^2 - 0,25r^3 + 0,3r^4$  wieder.

**[0018]** [Fig. 5](#) ist ein schematisches Diagramm eines Systems zur Abgabe eines Ablationslaserstrahls an ein Auge.

#### Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

**[0019]** Eine Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung wird im folgenden mit Bezugnahme auf [Fig. 1-Fig. 5](#) angegeben.

**[0020]** Das System zur Korrektur visueller Defekte eines Auges umfaßt einen Wellenfrontanalysator, wobei es sich dabei gemäß einer bevorzugten Ausführungsform um ein System **10** ([Fig. 1](#)) handelt, das dem im US-Patent 6 271 915 beschriebenen ähnlich ist. Das Gerät **10** umfaßt einen Laser **12** zur Erzeugung optischer Strahlung, die zur Herstellung eines Laserstrahls **14** mit kleinem Durchmesser verwendet wird. Der Laser **12** erzeugt einen kollimierten Laser-

lichtstrahl (der im Fall des Strahls **14** durch gestrichelte Linien **14** dargestellt ist) mit einer Wellenlänge und Leistung, die für das Auge keine Gefahr darstellen. Für opthalmische Anwendungen umfassen zweckmäßige Wellenlängen das gesamte sichtbare Spektrum und das Nah-Infrarot-Spektrum. Beispielsweise liegen zweckmäßige Wellenlängen in einem Bereich von ungefähr 400–1000nm, einschließlich der zweckmäßigen Wellenlängen 550 nm, 650 nm und 850 nm. Während im allgemeinen ein Betrieb im sichtbaren Spektrum erwünscht ist, da es sich dabei um die Bedingungen handelt, unter welchen das Auge arbeitet, kann das Nah-Infrarot-Spektrum bei bestimmten Anwendungen Vorteile bieten. Beispielsweise ist das Auge des Patienten möglicherweise entspannter, wenn der Patient nicht weiß, daß die Messung stattfindet. Unabhängig von der Wellenlänge der optischen Strahlung sollte bei opthalmischen Anwendungen die Leistung auf für das Auge gefahrlose Pegel beschränkt sein. Für die Laserstrahlung geeignete für das Auge gefahrlose Belichtungspegel sind im US Federal Performance Standard for Laser Products zu finden. Falls die Analyse für ein anderes optisches System als das Auge ausgeführt werden soll, sollte der Wellenlängenbereich für die Untersuchung logischerweise den beabsichtigten Betriebsbereich des Systems umfassen.

**[0021]** Zur Auswahl eines kollimierten Laserlichtstrahlkerns **14** mit kleinem Durchmesser wird ein Iris-Diaphragma **16** verwendet, um den gesamten Laserlichtstrahl **14** mit Ausnahme des Laserstrahls **18** mit der für den Gebrauch gewünschten Größe abzublocken. Für die Zwecke der vorliegenden Erfindung umfaßt der Laserstrahl **18** einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 0,5–4,5 mm, wobei beispielsweise 1–3 mm typisch wären. Bei einem stark aberrierten Auge wird ein Strahl mit einem geringeren Durchmesser verwendet, während ein Auge mit lediglich geringen Aberrationen mit einem Strahl größeren Durchmessers untersucht werden kann. Abhängig von der Ausgangsdivergenz des Lasers **12** kann eine Linse im Strahlweg positioniert werden, um die Kollimation des Strahls zu optimieren.

**[0022]** Bei dem hier beispielhaft beschriebenen Laserstrahl **18** handelt es sich um einen polarisierten Strahl, der durch einen Polarisations-empfindlichen Strahlteiler **20** geführt wird, um ihn zu einer fokussierenden optischen Anordnung **22** zu leiten, die den Laserstrahl **18** durch die Optik des Auges **120** (z. B. die Hornhaut **126**, die Pupille **125** und die Linse **124**) auf die Retina **122** fokussiert. Man beachte, daß im Falle eines Patienten, der sich einer Katarakt-Operation unterzogen hat, die Linse **124** gegebenenfalls nicht vorhanden ist. Jedoch hat dies keinen Einfluß auf die vorliegende Erfindung.

**[0023]** Die optische Anordnung **22** bildet den Laserstrahl **18** als einen kleinen Lichtpunkt an oder in der

Nähe der Fovea Centralis **123** des Auges ab, wo das Sehvermögen des Auges am schärfsten ist. Man beachte, daß der kleine Lichtpunkt von einem anderen Teil der Retina **122** zurückreflektiert werden könnte, um Aberrationen bezüglich eines anderen Aspekts des Sehvermögens einer Person zu bestimmen. Beispielsweise könnten Aberrationen speziell in Bezug auf das periphere Sehvermögen einer Person festgestellt werden, falls der Lichtpunkt von dem die Fovea Centralis **123** umgebenden Bereich der Retina **122** zurückreflektiert würde. In allen Fällen kann der Lichtpunkt eine solche Größe aufweisen, daß ein nahezu Beugungsbegrenztes Bild der Retina **122** gebildet wird. Somit übersteigt der durch den Laserstrahl **18** an der Fovea Centralis **123** erzeugte Lichtpunkt ungefähr 100 µm im Durchmesser nicht und liegt typischerweise in der Größenordnung von 10 µm.

**[0024]** Die diffuse Reflektion des Laserstrahls **18** von der Retina **122** zurück wird durch durchgezogene Linien dargestellt, die die durch das Auge **120** zurücklaufende Strahlung kennzeichnen. Die Wellenfront **34** trifft auf die optische Anordnung **22** auf und breitet sich durch diese aus und trifft auf den Polarisations-sensitiven Strahlteiler **20**. Die Wellenfront **24** ist aufgrund der Reflektion und Brechung relativ zum Laserstrahl **18** depolarisiert, wenn die Wellenfront **34** von der Retina **122** ausgeht. Dementsprechend wird die Wellenfront **24** am Polarisations-sensitiven Strahlteiler **20** gedreht und auf einen Wellenfrontanalysator **26**, wie beispielsweise einen Hartmann-Shack(H-S)-Wellenfrontanalysator, gerichtet. Im allgemeinen mißt der Wellenfrontanalysator **26** die Neigung der Wellenfront **24**, d. h. die partiellen Ableitungen in Abhängigkeit von X und Y bei einer Anzahl von (X, Y) Transversalkoordinaten. Diese Information über die partiellen Ableitungen wird dann dazu verwendet, die ursprüngliche Wellenfront durch einen mathematischen Ausdruck, wie beispielsweise eine gewichtete Reihe von Zernike-Polynomen, zu rekonstruieren oder anzunähern.

**[0025]** Die Polarisationszustände des einfallenden Laserstrahls **18** und der Strahlteiler **20** minimieren die Menge der den Sensorabschnitt des Wellenfrontanalysators **26** erreichenden Streulaserstrahlung. In einigen Situationen kann die Streustrahlung verglichen zu der vom gewünschten Ziel (z. B. der Retina **122**) zurückkommenden Strahlung relativ gering sein, so daß die Polarisationsanforderungen nicht notwendig sind.

**[0026]** Die vorliegende Erfindung kann in weitem Umfang an Sehdefekte angepaßt werden und mit ihr kann, betreffend die Messung von okularen Aberrationen, als solches ein neuer Level bezüglich des dynamischen Bereichs erreicht werden. Die Verbesserung des dynamischen Bereichs wird mit der optischen Anordnung **22** und/oder einem Wellenfrontsensorabschnitt des Wellenfrontanalysators **26** er-

reicht. Die optische Anordnung **22** umfaßt eine erste Linse **220**, einen flachen Spiegel **221**, einen Porro-Spiegel **222** und eine zweite Linse **224**, die alle längs des Weges eines Laserstrahls **18** und der Wellenfront **24** angeordnet sind. Die erste **220** und die zweite Linse **242** sind identische an festen Positionen gehaltene Linsen. Der Porro-Spiegel **222** kann linear bewegt werden, wie durch den Pfeil **223** gekennzeichnet ist, um die optische Weglänge zwischen den Linsen **220** und **224** zu ändern. Man beachte jedoch, daß die vorliegende Erfindung nicht auf die spezielle Anordnung des flachen Spiegels **221** und des Porro-Spiegels **222** beschränkt ist und daß andere optische Anordnungen verwendet werden können ohne von der Lehre und den Vorteilen der vorliegenden Erfindung abzuweichen.

**[0027]** Eine „Nullposition“ des Porro-Spiegels wird durch Ersetzen des Auges **120** durch eine Kalibrierungsquelle mit kollimiertem Licht festgelegt, um über eine Referenzwellenfront, wie beispielsweise eine perfekte ebene Welle **110** zu verfügen. Eine derartige Quelle könnte durch einen mit einem Strahlteleskop auf einen Durchmesser aufgeweiteten Laserstrahl, mit dem die Bildebene des Wellenfrontanalysators **26** abgedeckt wird, realisiert sein und bei einer Einstellung des Porro-Spiegels **222**, bei der Wellenfrontanalysator das Licht als kollimiert wahrnimmt. Man beachte, daß die durch den Porro-Spiegel **222** verursachten Änderungen der optischen Weglänge in Dioptrien kalibriert sein können, so daß eine näherungsweise sphärische Dioptrienkorrektur bereitgestellt werden kann.

**[0028]** Um die Wirksamkeit einer Behandlung mit einem bestimmten Strahlprofil zur Bewirkung einer gewünschten Änderung der Brechung empirisch zu bestimmen, wurden Daten über die in vivo Ablation der menschlichen Hornhaut mit bekannten Ablationsprofilen und bekannten Laserstrahlfluenzprofilen gesammelt. Die Präzision und der Mangel an Subjektivität der oben erläuterten Wellenfrontmessungen wurden zur Bestimmung der optischen Ergebnisse und somit der effektiven Behandlungseffizienz bestimmter Ablationsprofile verwendet. Abweichungen von der erwarteten Änderung des Aberrationsgehaltes können relativen Unterschieden der Ablationseffizienz über die Oberfläche der Hornhaut zugerechnet werden.

**[0029]** Aus klinischen Daten wurde unter Verwendung von nominalen Ablationsprofilen sowohl für Kurzsicht als auch Weitsicht eine einzige verallgemeinerte Ablationseffektivitätsfunktion abgeleitet. Die Daten wurden aus nominalen Ablationsprofilen gesammelt, die unter Verwendung eines Abtastpunktes eines engen Strahls eines Excimer-Lasers erhalten wurden, wie z. B. dem in den US-Patentschriften 5,849,006 und 5,632,742 offenbarten.

**[0030]** Die radialsymmetrische Abschwächungs-

funktion gemäß der vorliegenden Erfindung wurde durch die Analyse von Grafiken der beabsichtigten und erhaltenen Ablationstiefe gegenüber der normierten radialen Hornhautposition für das kurzsichtige (Fig. 2) und das weitsichtige (Fig. 3) Auge bestimmt. In allgemeiner Form umfaßt die Ablationseffizienzfunktion die Polynomform  $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n$ , wie oben beschrieben wurde. Bei einer speziellen Ausführungsform weist die Funktion die Form  $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + E\rho^4$  auf, wobei beispielhafte Koeffizienten  $A \approx 0,95$ ,  $B \approx 0$ ,  $C \approx -0,3$ ,  $D = -0,25$ , und  $E = 0,3$  für einen Radius von 3,25 mm für die optische Zone sind. Die Ablationseffizienzfunktion umfaßt jede beliebige radiale Abhängigkeit der tatsächlichen Ablationsrate, d. h. beispielsweise pro Puls entferntes Gewebe in Mikrometern. Jedoch integriert sie auch beliebige biomechanische Effekte oder intrinsische Änderungen der optischen Eigenschaften der Hornhaut, die das optische Ergebnis in einer Radial-abhängigen Weise beeinflussen können.

**[0031]** Die Abschwächungs- oder Effizienzfunktion wird dann dazu verwendet, das Behandlungsprofil durch Einbeziehen der gewünschten Änderung der Tiefe der Hornhaut (das nominale Ablationsprofil) und Teilen desselben durch die Abschwächungsfunktion zu ändern. Daraus ergibt sich ein neues Profil, das, wenn es abgetragen wird, zur gewünschten Änderung führt.

**[0032]** Bei einer bestimmten Ausführungsform wird die Abschwächung durch Berechnen der Zernike-Beschreibung des Ablationsprinzips und Teilen des Zernike-Polynoms durch das Abschwächungsprofil erhalten, das in das Laserstrahl-Versorgungssystem eingegeben wird:

$$P_{\text{input}}(\rho, \theta) = P_{\text{sol}}(\rho, \theta) / (A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n)$$

**[0033]** In einer einfachen Graphik dieser Funktion, d. h.  $1 - 0,3r^2$ , wobei  $r_{\text{max}} = 3,25$  mm (Fig. 4A), variiert die radial abhängige Ablationseffizienz zwischen einem Wert von ungefähr 1 in der Nähe eines zentralen Ortes, an dem  $r \approx 0$  auf der Oberfläche der Hornhaut, und einem Wert von ungefähr 0,7 in einer Entfernung vom zentralen Ort, bei der  $r \approx 3,25$  mm ist.

**[0034]** Eine detailliertere Version der Abschwächungsfunktion mit einer komplexeren Form, d. h.  $0,95 - 0,3r^2 - 0,25r^3 + 0,3r^4$ , ist in Fig. 4B gezeigt. Die bei einem bestimmten Laserbehandlungssystem verwendete spezielle Funktion kann von speziellen Eigenschaften dieser Vorrichtung, wie beispielsweise der Strahlleistung etc. abhängen. Daher können die Koeffizienten im Polynom der Abschwächungsfunktion so angepaßt werden, daß die Ergebnisse für bestimmte Behandlungsbedingungen optimiert werden.

**[0035]** Vorzugsweise basiert die optische Korrektur des weiteren auf den Brechungsindizes der Medien,

welche die Wellenfront durchquert. Bei einer speziellen Ausführungsform liefert der Umwandler die Wegdifferenz unter Verwendung einer Zernike-Rekonstruktion der Wellenfront und die Wegdifferenz wird durch eine Differenz zwischen dem Brechungsindex des Materials der Hornhaut und dem Brechungsindex der Luft geteilt. Die optische Korrektur stellt eine vorgeschriebene Änderung der Krümmung der Oberfläche der Hornhaut des Auges dar und die durch Neuformen der Krümmung der Oberfläche der Hornhaut des Auges erhaltene optische Korrektur basiert auf der vorgeschriebenen Änderung ohne die resultierende Topographie der Gesamtoberfläche der Hornhaut zu berücksichtigen.

**[0036]** Ein beispielhaftes Laserstrahlversorgungssystem 5 (Fig. 5), das ein Laserstrahlversorgungssystem und ein Augenverfolgungssystem umfassen kann, kann beispielsweise das im US-Patent 5,980,513 offenbarte umfassen. Der Laserstrahlversorgungsabschnitt des Systems 5 umfaßt eine Behandlungslaserquelle 500, eine Projektionsoptik 510, eine X-Y-Translationspiegeloptik 520, einen Strahltranslationskontroller 530, einen dichroitischen Strahlteiler 200 und eine Spiegeloptik 300 zur Einstellung des Strahlwinkels. Die Laserpulse werden als Einzelschüsse über den abzutragenden oder zu erodierenden Bereich vorzugsweise in einer verteilten Folge verteilt, so daß die gewünschte Form des Ziels bzw. der Hornhaut erhalten wird. Vorzugsweise wird der gepulste Laserstrahl so verschoben, daß die Einzelschüsse auf eine Mehrzahl räumlich versetzter Positionen auf der Oberfläche der Hornhaut gerichtet werden, um eine Mehrzahl von räumlich verteilten Ablationspunkten zu bilden. Jeder dieser Punkte kann einen vorbestimmten Durchmesser, wie beispielsweise 2,5 oder 1,0 mm und eine Intensitätsverteilung, die beispielsweise durch ein Gaussches oder ein im allgemeinen flaches Verteilungsprofil über dem Punkt definiert ist, umfassen.

**[0037]** Beim Betrieb des Strahlversorgungsabschnitts des Systems 5 erzeugt die Laserquelle 500 einen Laserstrahl 502, der auf die Projektionsoptik 510 einfällt. Die Projektionsoptik 510 stellt den Durchmesser und die fokale Länge des Strahls 502 abhängig von den Erfordernissen der speziellen durchgeführten Prozedur ein.

**[0038]** Der Strahl 502 trifft nach dem Austritt aus der Projektionsoptik 510 auf die X-Y-Translationsspiegeloptik 520 auf, in der der Strahl 502 unabhängig längs jeder der beiden orthogonalen Translationsachsen gemäß der Steuerung durch den Strahltranslationskontroller 530 versetzt oder verschoben wird. Bei dem Controller 530 handelt es sich typischerweise um einen Prozessor, der mit einem vorbestimmten Satz zweidimensionaler Translationen oder Verschiebungen des Strahls 502 abhängig von der speziellen durchgeführten ophthalmischen Prozedur program-

miert ist. Jede der X- und Y-Translationsachsen wird durch einen Translationsspiegel unabhängig gesteuert.

**[0039]** Der Augenverfolgungsabschnitt des Systems **5** umfaßt einen Augenbewegungssensor **100**, einen dichroitischen Strahlteiler **200** und eine Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels. Der Sensor **100** bestimmt den Umfang der Augenbewegung und dieser Betrag wird dazu verwendet, die Spiegel **310** und **320** für eine der Augenbewegung entsprechende Verfolgung einzustellen. Um dies zu erreichen, überträgt der Sensor **100** zuerst die Lichtleistung **101-T**, die für eine Übertragung durch den dichroitischen Strahlteiler **200** ausgewählt wurde. Zum selben Zeitpunkt trifft der Strahl **502** auf den dichroitischen Strahlteiler **200** auf, nachdem er einer Strahltranslation entsprechend der speziellen Behandlungsprozedur unterzogen wurde, die so gewählt wurde, daß der Strahl **502** (z. B. ein Laserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm) auf die Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels reflektiert wird.

**[0040]** Die Lichtleistung **101-T** wird so ausgerichtet, daß sie parallel zum Strahl **502** verläuft, wenn er auf die Strahloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels auftritt. Man beachte, daß der Ausdruck „parallel“ in der hier verwendeten Form die Möglichkeit umfaßt, daß die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** koinzident oder kollinear sein können. Sowohl die Lichtleistung **101-T** als auch der Strahl **502** werden durch die Optik **300** entsprechend zueinander eingestellt. Dementsprechend behalten die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** ihre parallele Beziehung, wenn sie auf das Auge **120** einfallen. Da die X-Y-Translationsspiegeloptik **520** die Position des Strahls **502** unabhängig von der Optik **300** translatorisch verschiebt, wird die parallele Beziehung zwischen dem Strahl **502** und der Lichtleistung **101-T** während der gesamten speziellen ophthalmischen Prozedur beibehalten.

**[0041]** Die Spiegeloptik zur Einstellung des Strahlwinkels besteht aus sich unabhängig drehenden Spiegeln **310** und **320**. Der Spiegel **310** ist um die Achse **312** drehbar, wie durch den Pfeil **314** angegeben ist, während der Spiegel **320** um die Achse **322** drehbar ist, wie durch den Pfeil **324** angezeigt wird. Die Achsen **312** und **322** sind orthogonal zueinander. Auf diese Weise kann der Spiegel **310** die Lichtleistung **101-T** und den Strahl **502** in einer ersten Ebene (z. B. Höhe) bewegen, während der Spiegel **320** die Lichtleistung **101-T** und den Strahl **502** in einer zweiten Ebene (z. B. azimuthal), d. h. senkrecht zur ersten Ebene unabhängig davon bewegen kann. Nach dem Austritt aus der Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels treffen die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** auf das Auge **120** auf.

**[0042]** Die Bewegung der Spiegel **310** und **320** wird typischerweise durch Servokontroller und Motoran-

triebe **316** bzw. **326** erreicht. Im allgemeinen müssen die Antriebe **316** und **326** für eine schnelle Reaktion geeignet sein, um schnell reagieren zu können, wenn der vom Augenbewegungssensor **100** gemessene Fehler groß ist, und müssen eine sehr große Verstärkung von niedrigen Frequenzen (DC) bis zu ungefähr 100 Rad pro Sekunde liefern, um praktisch sowohl einen stationären als auch einen instationären Fehler zu eliminieren.

**[0043]** Insbesondere liefert der Augenbewegungssensor **100** ein Maß für den Fehler zwischen dem Zentrum der Pupille (bzw. einem vom Arzt gewählten Versatz vom Zentrum der Pupille) und dem Ort, auf den der Spiegel **310** zeigt.

**[0044]** Die vom Auge **120** reflektierte Lichtleistung **101-R** breitet sich durch die Optik **300** und den Strahlteiler **200** zur Detektion am Sensor **100** zurück aus. Der Sensor **100** bestimmt den Betrag der Augenbewegung basierend auf den Änderungen der reflektierten Leistung **101-R**. Die für den Betrag der Augenbewegung charakteristischen Fehlersteuerungssignale werden durch den Sensor **100** zur Spiegeloptik **300** zur Einstellung des Strahlwinkels rückgekoppelt. Die Fehlersteuerungssignale steuern die Bewegung bzw. Neuausrichtung der Spiegel **310** und **320**, um die Fehlersteuerungssignale auf Null zu bringen. Bei diesem Vorgang werden die Lichtleistung **101-T** und der Strahl **502** entsprechend der Augenbewegung bewegt, während die tatsächliche Position des Strahls **502** relativ zur Mitte der Pupille durch die X-Y-Translationsspiegeloptik **520** gesteuert wird.

**[0045]** Um einen Vorteil aus den Eigenschaften des Strahlteilers zu ziehen, muß es sich bei der Lichtleistung **101-T** um eine andere Wellenlänge handeln als der des Behandlungslaserstrahls **502**. Die Lichtleistung sollte vorzugsweise außerhalb des sichtbaren Spektrums liegen, so daß sie die Betrachtung des Auges **120** durch den Arzt nicht behindert oder stört. Des weiteren muß die Lichtleistung **101-T** gemäß der Definition des American National Standards Institute (ANSI) „für das Auge gefahrlos sein“, falls die vorliegende Erfindung für ophthalmische chirurgische Operationen verwendet wird. Eine Vielzahl von Lichtwellenlängen erfüllen die oben angegebenen Erfordernisse. Beispielsweise kann die Lichtleistung **101-T** Infrarotlicht im Bereich der Wellenlänge von 900 nm umfassen. Licht in diesem Bereich erfüllt die oben angegebenen Kriterien und kann des weiteren mit leicht erhältlichen, wirtschaftlich günstigen Lichtquellen produziert werden. Eine solche Lichtquelle ist ein bei 4 kHz arbeitender 905 nm GaAs-Laser mit hoher Pulsrepetitionsrate, der einen ANSI-definierten für das Auge ungefährlichen Puls von 10 nJ in einem Puls von 50 ns produziert. Ein Ablationssystem für die Hornhaut mit einer Ablation bei 193 nm in einem Fluenzbereich von 100–1000 mJ/cm<sup>2</sup> und einem kleinen Spot (< 2,5 mm) kann ebenfalls verwendet wer-

den. Bei einer bevorzugten Ausführungsform werden ein Spot  $< 1,0$  mm und Spitzenfluenzen von 400–600 mJ/cm<sup>2</sup> verwendet.

**[0046]** Es ist erkennbar, daß erfindungsgemäß ein eine Kompensationskorrekturfunktion lieferndes System bereitgestellt wird, mit der die Ablationseffizienzfunktion negiert bzw. aufgehoben werden kann, so daß die tatsächliche gewünschte Form des zu entfernenden Volumens der Hornhaut erhalten werden kann, womit ein ideales optisches Ergebnis bewirkt wird.

**[0047]** In der vorhergehenden Beschreibung wurden aus Gründen der Knappheit, Klarheit und des Verständnisses bestimmte Ausdrücke verwendet. Da diese Ausdrücke hier lediglich zur Beschreibung verwendet werden und breit auszulegen sind, implizieren sie keine über die Anforderungen des Stands der Technik hinausgehenden unnötigen Beschränkungen. Darüber hinaus sind die Ausführungsformen des hier veranschaulichten und beschriebenen Gerätes lediglich beispielhaft angegeben und der Umfang der Erfindung ist nicht auf die exakten Einzelheiten der Konstruktion beschränkt.

**[0048]** Nachdem die Erfindung, die Konstruktion, die Funktionsweise und der Gebrauch der bevorzugten Ausführungsform derselben und die dadurch erhaltenen vorteilhaften neuen und nützlichen Ergebnisse beschrieben wurden, sind neue und nützliche Konstruktionen und für den Fachmann offensichtliche, zweckmäßige, mechanische Äquivalente derselben in den beigefügten Ansprüchen dargelegt.

### Patentansprüche

1. Optisches Korrektursystem (**10**) zur Korrektur visueller Defekte eines Auges (**120**), wobei das optische Korrektursystem aufweist:  
eine Energiequelle (**12**) zum Erzeugen eines Strahls (**18**) optischer Strahlung;  
eine Fokussierungsoptik (**22**), die im Weg des Strahls angeordnet ist, um den Strahl durch das Auge zu richten, wobei der Strahl von der Retina (**122**) des Auges als eine vom Auge ausgehende Strahlungswellenfront (**24**) zurück reflektiert wird;  
eine Wellenfrontanalysevorrichtung (**26**), die auf die von dem Auge ausgehende Wellenfront reagiert, um eine optische Wegdifferenz zwischen einer Referenzwelle (**110**) und der Wellenfront zu bestimmen;  
ein Wandler zur Berechnung einer optischen Korrektur basierend auf der Wegdifferenz; und  
ein Laserbehandlungssystem (**500**) zum Produzieren eines Laserstrahls (**502**), der eine ausreichende Leistung aufweist, um Material der Hornhaut (**126**) abzutragen, wobei die optische Korrektur durch die Entfernung einer ausgewählten Menge von Material der Hornhaut erreicht wird, um eine gewünschte Änderung der Form der Hornhaut zu bewirken; gekenn-

zeichnet durch

einen Wandler zur Berechnung einer optischen Korrektur basierend auf der Wegdifferenz und auf einer radial abhängigen Abtragungseffektivitätsfunktion unter Verwendung eines kompensierenden Polynoms der Form  $A + B\rho + (\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n)$ , wobei  $\rho$  ein normalisierter Radius gemessen von einem zentralen Abschnitt der Hornhaut (**126**) ist, der einen Wert von 1 an einem äußeren Rand der optischen Korrekturzone erreicht;  
wobei die radial abhängige Abtragungseffizienz von einem Wert von ungefähr 1,0 in der Nähe eines zentralen Ortes, wobei  $r \approx 0$  auf der Oberfläche der Hornhaut ist, zu einem Wert von ungefähr 0,7 am äußeren Rand der optischen Korrekturzone bei einem optischen Radius von ungefähr 3,25 mm variiert;  
der Wandler die Wegdifferenz unter Verwendung einer Zernicke Rekonstruktion der Wellenfront berechnet und die Wegdifferenz durch eine Differenz zwischen einem Brechungsindex des Materials der Hornhaut und einem Brechungsindex von Luft geteilt ist.

2. System nach Anspruch 1, wobei die Abtragungseffektivitätsfunktion dazu verwendet wird, ein Behandlungsprofil zu modifizieren, indem die gewünschte Änderung der Tiefe der Hornhaut bzw. das nominale Abtragungsprofil herangezogen wird, die Zernicke Beschreibung des Abtragungsprofils berechnet wird und das Zernicke Polynom durch ein Abschwächungsprofil geteilt wird, das in das Laserbehandlungssystem eingegeben wird, das dargestellt ist durch:

$$P_{\text{input}}(\rho, \theta) = P_{\text{desired}}(\rho, \theta) / (A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + \dots + X\rho^n)$$

3. System nach Anspruch 1, wobei das Polynom die Form  $A + B\rho + C\rho^2 + D\rho^3 + E\rho^4$  aufweist mit den Koeffizienten  $A \approx 0,95$ ,  $B \approx 0$ ,  $C \approx -0,3$ ,  $D \approx -0,25$  und  $E \approx 0,3$  für einen optischen Radius von ungefähr 3,25 mm.

4. System nach einem der Ansprüche 1 bis 5, das des weiteren eine Augennachführeinrichtung (**25**) zur Beobachtung der Bewegung des Auges und zur Einstellung von Positionen des Laserstrahls in Reaktion auf die Bewegung umfaßt.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

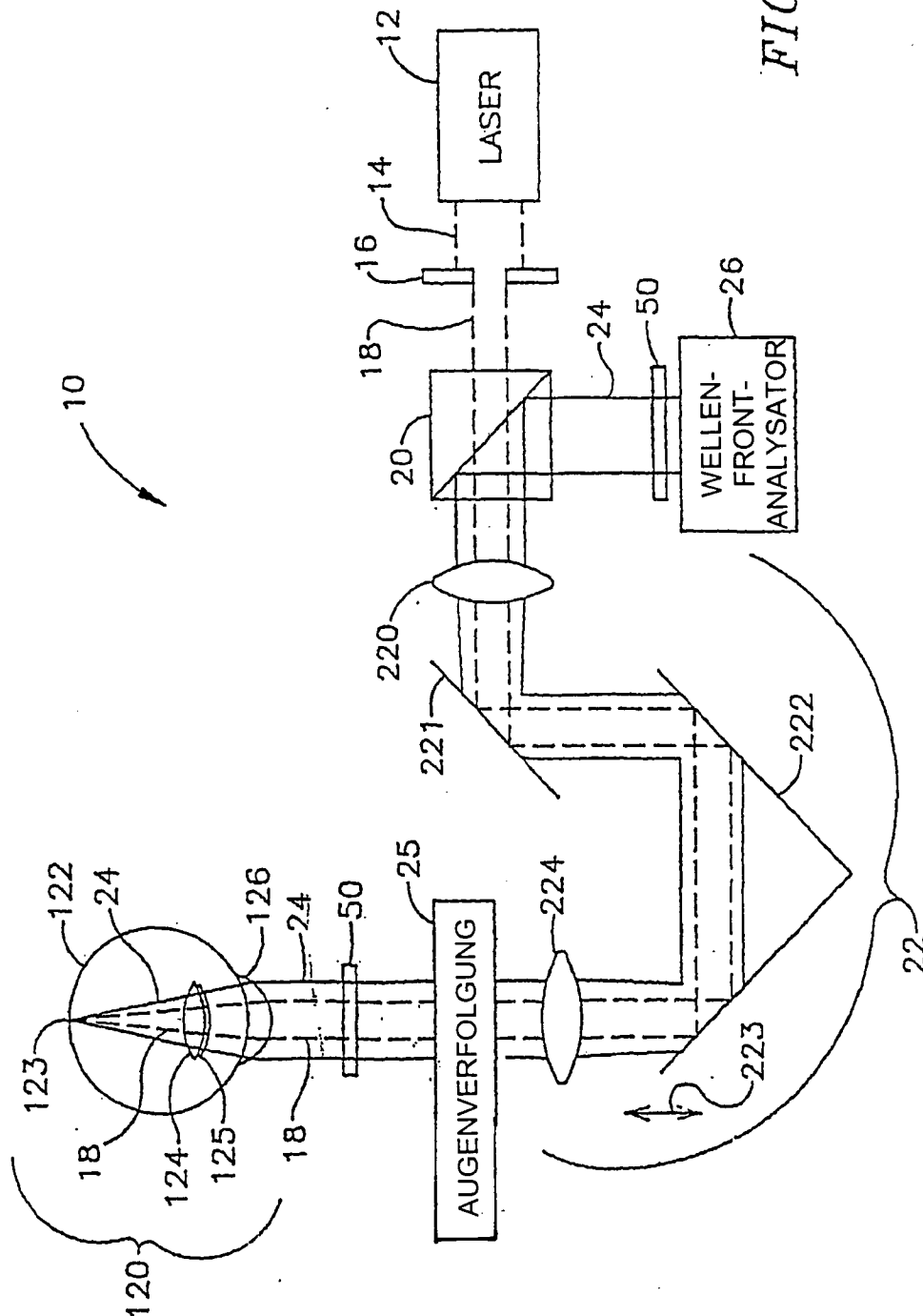
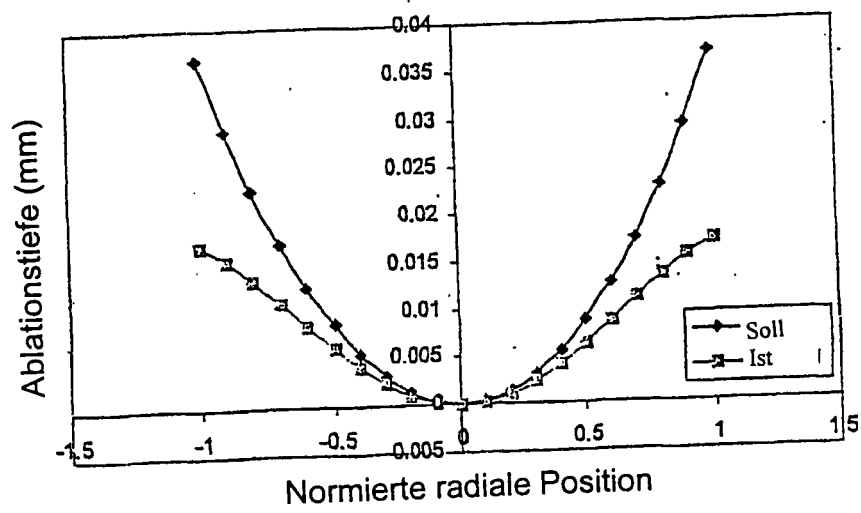
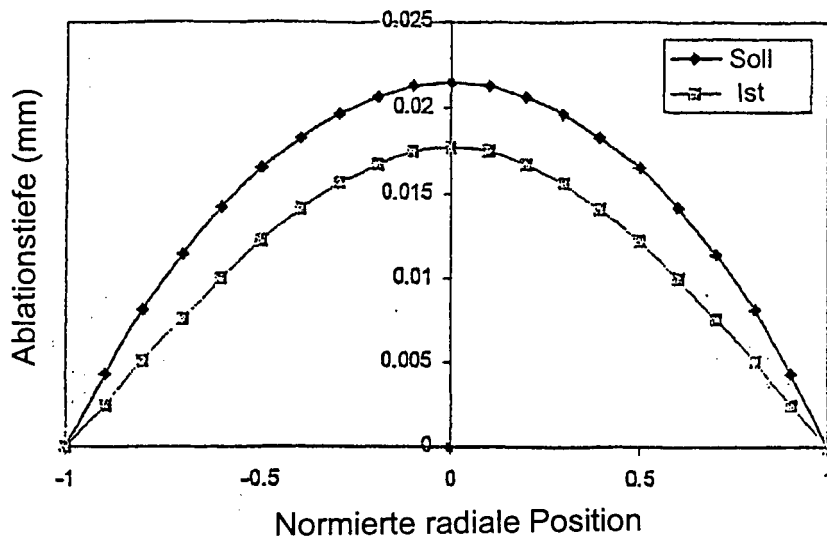
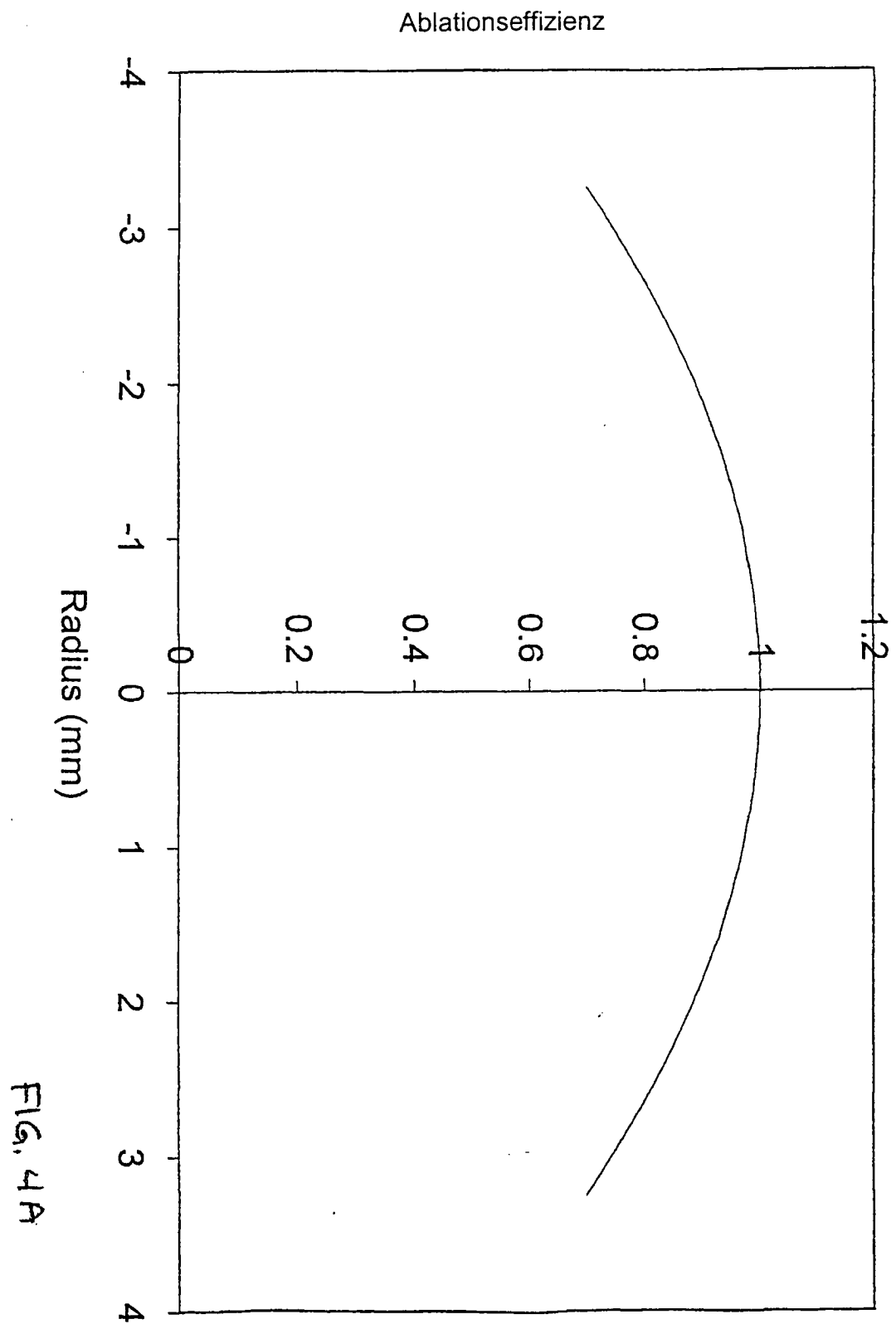


FIG. 1







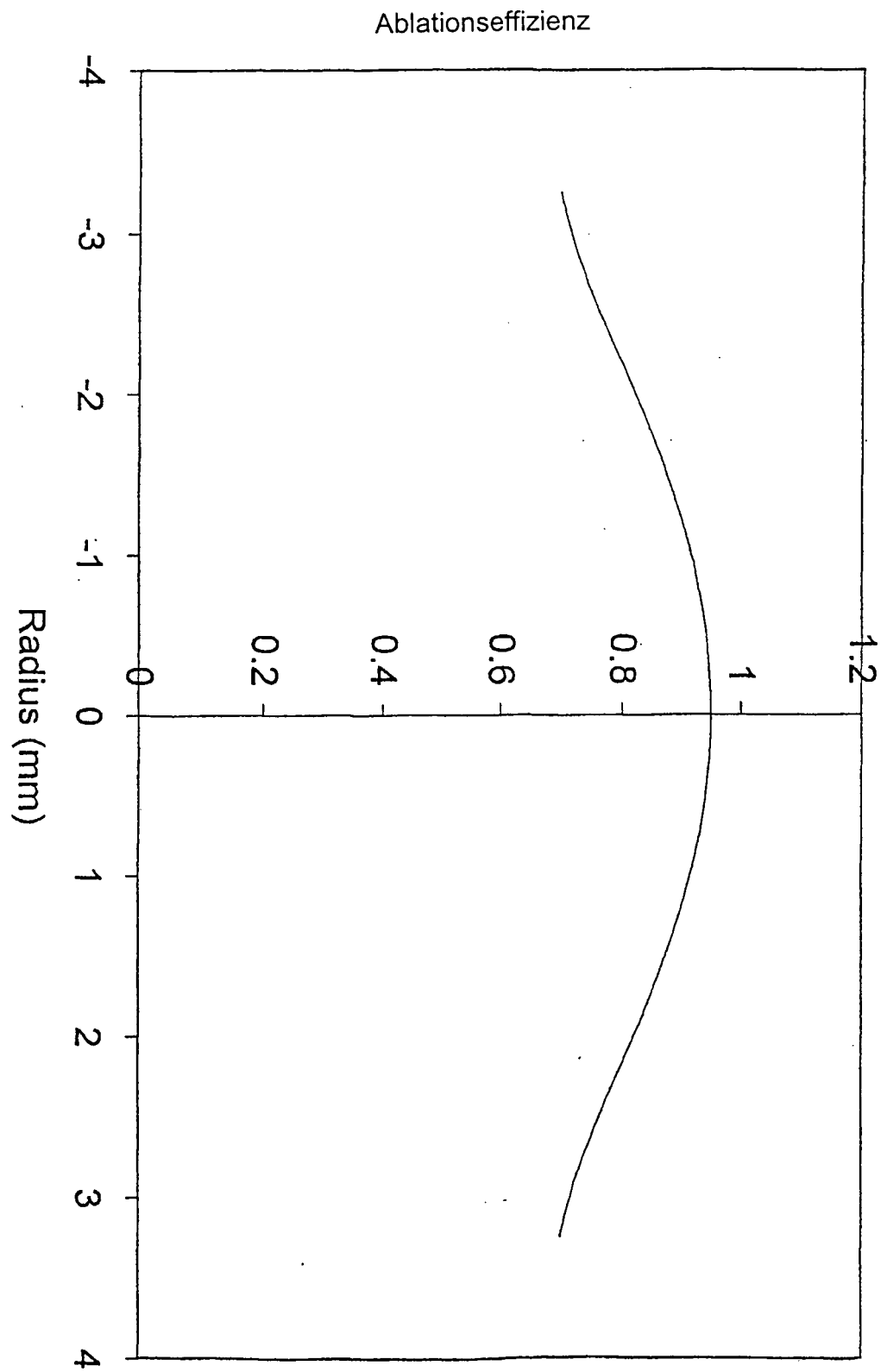


FIG. 4B

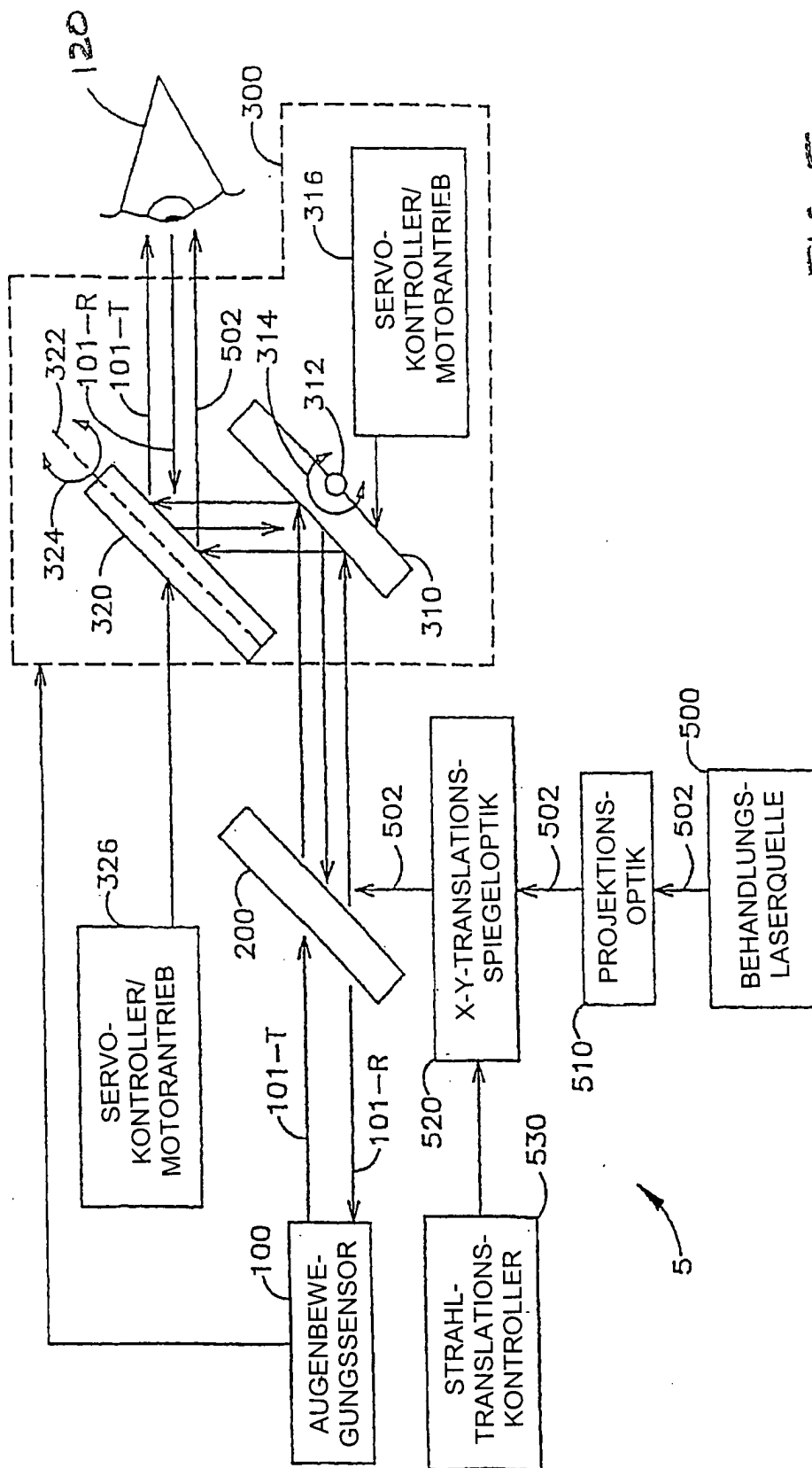


FIG. 5