



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 601 04 633 T2 2005.10.13

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 210 003 B1

(51) Int Cl.⁷: A61B 3/103

(21) Deutsches Aktenzeichen: 601 04 633.1

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US01/14448

(96) Europäisches Aktenzeichen: 01 941 464.8

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 01/085016

(86) PCT-Anmeldetag: 03.05.2001

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 15.11.2001

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 05.06.2002

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 04.08.2004

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 13.10.2005

(30) Unionspriorität:

566668 08.05.2000 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:

FREY, W., Rudolph, Winter Park, US;
BURKHALTER, H., James, Orlando, US; ZEPKIN,
Neil, Casselberry, US; POPPELIERS, Edward,
Orlando, US; CAMPIN, A., John, Orlando, US

(54) Bezeichnung: Vorrichtung und Verfahren zur objektiven Messung und Korrektur optischer Systeme unter Verwendung einer Wellenfrontanalyse

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 eingelebt, 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**Gebiet der Erfindung**

[0001] Die Erfindung betrifft im allgemeinen die Messung und Korrektur der optischen Aberration und insbesondere eine objektive Messung und Korrektur eines optischen Systems, wie beispielsweise des menschlichen Auges.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Mit optischen Systemen mit einem Real- Bildfokus kann kollimiertes Licht empfangen 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 der gleichen. In allen Fällen können Aberrationen des optischen Systems die Leistungsfähigkeit des Systems beeinflussen. Zur Erläuterung dieses Problems wird als ein Beispiel das menschliche Auge verwendet.

[0003] Ein perfektes bzw. ideales menschliches Auge reflektiert einen auftreffenden Lichtstrahl diffus von der Retina 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 Erzeugung 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 diffus als eine Folge verzerrter Wellenfronten durch die Linse und Hornhaut des Auges reflektiert.

[0004] Es bestehen eine Reihe von Technologien, mit welchen versucht wird, die Sehschärfe eines Patienten zu verbessern. Beispiele derartiger Technologien umfassen das Umformen der Hornhaut unter Verwendung einer refraktiven Laserchirurgie oder von intra-kornealen Implantaten, das Hinzufügen von synthetischen Linsen zum optischen System unter Verwendung von intraokkularen Linsenimplantaten und Präzisions-geschliffene Brillen. In jedem Fall wird der Umfang der korrigierenden Behandlung typischerweise durch das Anordnen sphärischer und / oder zylinderförmiger Linsen mit bekannter Brechkraft in der Brillenebene (d.h. ungefähr 1,0-1,5 cm vor der Hornhaut) und durch Befragen des Patienten, welche Linse oder Linsenkombination die klarste Sicht bietet, bestimmt. Dabei handelt es sich um eine unpräzise Messung der wahren Verzerrungen der reflektierten Wellenfront, da 1) eine einzige sphärozylindrische Kompensation auf die gesamte Wellenfront angewandt wird, 2) die Sehstärke in diskreten Intervallen (d.h. Dioptrineinheiten) für eine refraktive Korrektur geprüft wird und 3) zur Bestimmung der optischen Korrektur eine subjektive Feststellung durch den Patienten verlangt wird.

[0005] Daher ist die herkömmliche Vorgehensweise zur Bestimmung refraktiver Fehler im Auge im wesentlichen weniger genau als die nunmehr zur Korrektur okkularer Aberrationen verfügbaren Techniken.

[0006] Ein Verfahren zur Messung von okkularen refraktiven Fehlern ist im US-Patent 5,258,791 von Penney et al. für ein „Spatially Resolved Objective Autorefractometer“, offenbart, in dem die Verwendung eines Autorefraktometers zur Messung der Brechung des Auges an zahlreichen diskreten Orten längs der Oberfläche der Hornhaut offenbart wird. Das Autorefraktometer ist so konzipiert, daß ein enger Strahl optischer Strahlung auf die Oberfläche des Auges gebracht wird und mit Hilfe eines retinalen Abbildungssystems bestimmt wird, wo dieser Strahl auf die Retina trifft. Sowohl der Winkel zwischen der Strahlausbreitungsrichtung und der optischen Achse des Systems als auch der ungefähre Ort, an dem der Strahl auf die Oberfläche der Hornhaut des Auges trifft, sind unabhängig voneinander einstellbar. Jedoch besteht bezüglich des Ortes des Einfalls des Strahls auf die Hornhaut aufgrund ihrer gekrümmten Oberfläche eine kleine Unsicherheit bzw. ein Fehler. Für jeden Punkt des Einfalls längs der Oberfläche der Hornhaut kann die diesem Oberflächenpunkt entsprechende Brechung durch das Auge durch Einstellen des Winkels, unter dem der Strahl auf die Hornhaut trifft, bis der bis zur Iris gebrochene Strahl die Fovea Centralis trifft, bestimmt werden. Die Einstellung des Stahlausbreitungswinkels kann entweder manuell vom Patienten oder automatisch mit Hilfe des Autorefraktometers durchgeführt werden, falls eine eine retinale Abbildungskomponente umfassende Rückkopplungsschleife integriert ist.

[0007] Im '791-Patent von Penney werden des weiteren Autorefraktometermessungen zur Bestimmung der richtigen Umformung der Oberfläche der Hornhaut verwendet, um eine Emmetropie zu erreichen, d.h. einen Zustand des normalen Auges, bei dem parallele Lichtstrahlen exakt auf die Retina fokussiert sind und das Sehvermögen vollkommen ist. Dies wird erreicht, indem zuerst eine genaue Messung der Oberflächentopographie

der Hornhaut mit Hilfe einer getrennten kommerziell erhältlichen Vorrichtung unternommen wird. Dann wird eine mathematische Analyse unter Verwendung einer Ausgangstopographie der Hornhaut an jedem Oberflächenreferenzpunkt, der an jedem Oberflächenpunkt gemessenen Brechung und des Snell'schen Brechungsgesetzes durchgeführt, um eine gewünschte Änderung der Oberflächenkontur an jedem Referenzpunkt zu bestimmen. Die Änderungen der Kontur an den verschiedenen Referenzpunkten werden dann kombiniert, um ein Gesamtumformungsprofil zu erhalten, das auf die gesamte Oberfläche der Hornhaut angewandt wird.

[0008] Eine Hauptbeschränkung beim im '791-Patent von Penney beschriebenen Ansatz besteht darin, daß eine getrennte Messung der Topographie der Hornhaut erforderlich ist, um die Analyse der benötigten Brechungsänderung mit dem Snell'schen Gesetz durchführen zu können. Dadurch wird mehr Zeit beansprucht und steigen die Kosten einer kompletten und erstrebenswerten diagnostischen Bewertung deutlich an. Des weiteren hängt die Genauigkeit der Analyse für die Brechungsänderung von der Genauigkeit der topographischen Messung und der Autorefraktometermessung ab. Zusätzlich wird die Genauigkeit des benötigten Korrekturprofils durch jeden Fehler der räumlichen Orientierung einer topographischen Karte im Verhältnis zu einer Brechungskarte verschlechtert. Eine weitere Beschränkung bei bekannten Ansätzen, wie beispielsweise auch bei dem im '791-Patent von Penney beschriebenen, besteht darin, daß Testpunkte auf der Oberfläche der Hornhaut der Reihe nach untersucht werden. Durch eine beabsichtigte oder unbeabsichtigte Augenbewegung während der Untersuchung erfährt die Messung der Brechung wesentliche Fehler. Im '791-Patent von Penney wird die Erfassung einer derartigen Augenbewegung mit Hilfe eines beabsichtigten Miteinbeziehens von Meßpunkten außerhalb der Pupille, d.h. im die Iris überlagernden Bereich der Hornhaut, an welchen die Rücksendung von der Retina bei bestimmten Intervallen in der Untersuchungsreihe offensichtlich 0 sein wird, offenbart. Jedoch läßt dieser Ansatz dennoch einen wesentlichen nicht erfaßten Fehler der Augenbewegung zwischen derartigen Referenzpunkten auf der Iris zu.

[0009] Als Beispiel sei ein im Stand der Technik bekanntes Verfahren und System von Junzhong Liang et al. in „Objective Measurement Of Wave Aberrations Of The Human Eye With The Use Of A Hartmann-Shack Wave-Front Sensor“, das im Jounal der Optical Society of America, Vol. 11, No. 7, July 1994, Seiten 1949–1957 offenbart ist, genannt. Liang et al. lehrt die Verwendung eines Wellenfrontsensors des Hartmann-Shack-Typs, um okkulare Aberrationen durch Messen der vom Auge ausgehenden Wellenfront durch die retinale Reflektion eines fokussierten Laserlichtpunktes auf der Fovea der Retina zu messen. Die tatsächliche Wellenfront wird mit Hilfe einer Abschätzung der Wellenfront mit Zernike-Polynomen rekonstruiert.

[0010] Die ungenaue Meßtechnik, bei der Linsen mit bekannter Brechkraft vor der Hornhaut angeordnet werden und der Patient befragt wird, welche Linse oder Linsenkombination die klarste Sicht liefert, wurde durch die Verwendung von Autorefraktometern, wie dem im '791-Patent von Penney beschriebenen, oder durch Verwendung von Wellenfrontsensoren, wie von Liang et al. beschrieben, verbessert. Räumlich aufgelöste Brechungsdaten in Kombination mit der gemessenen Kontur der bestehenden Oberfläche der vorderen Oberfläche des Auges lassen eine Berechnung einer detaillierten räumlich aufgelösten neuen Kontur zu, die eine Korrektur des Sehvermögens zuläßt. Eine ohne Notwendigkeit dieser Konturdaten und des weiteren ohne Notwendigkeit eines Feedbacks vom Patienten bezüglich einer geeigneten Linse durchgeführte Korrektur des Sehvermögens würde auf diesem Gebiet jedoch eine Verbesserung darstellen. Liang et al. offenbart die Verwendung eines Wellenfrontsensors des Hartmann-Shack-Typs, um okkulare Aberrationen durch Messung der vom Auge ausgehenden Wellenfront durch eine retinale Reflektion eines fokussierten Laserlichtpunktes auf der Fovea der Retina zu messen. Ein paralleler Laserlichtstrahl tritt durch Strahlteiler und ein Linsenpaar hindurch, wodurch der Strahl mit Hilfe der Optik des Auges zu einem Brennpunkt auf der Retina geleitet wird. Eine mögliche Kurz- oder Fernsichtigkeit des überprüften Auges wird durch Bewegung einer Linse im Linsenpaar korrigiert. Dann wird davon ausgegangen, daß das auf die Fovea fokussierte Licht diffus reflektiert wird und sich wie von einer auf der Retina angeordneten Punktquelle ausgehend verhält. Das reflektierte Licht tritt durch das Auge hindurch und bildet eine verzerzte Wellenfront vor dem Auge, die von den okkularen Verzerrungen stammt. Die verzerzte Wellenfront wird dann auf den Wellenfrontsensor gerichtet.

[0011] Für derartige Messungen wäre eine punktförmige Strahlungsquelle auf der Retina ideal. Wenn das perfekte Auge einen kollimierten Lichtstrahl empfängt, ist das bestmögliche Bild auf der Retina ein beugungsbegrenzter Punkt. Wie beispielhaft durch Penney et al. und Liang et al., wie oben erörtert, dargestellt wird, und für den Fachmann typisch ist, werden bei der Optik des vermessenen Auges parallele oder kollimierte Strahlen verwendet, um diesen beugungsbegrenzten Punkt für derartige objektive Messungen zu erhalten. Um dies zu erreichen, umfaßt ein jeweiliger Aufbau für einen Patienten eine korrigierende Linse oder Linsenkombination und Einstellungen daran zur Anpassung an die spezielle Sehschärfe des Patienten. Das Bereitstellen einer Korrekturlinse oder -linsenkombination, sowie des Aufbaus für ihre Verwendung ist mühsam, zeitraubend und beinhaltet zusätzlichen Aufwand. Die Vermeidung einer derartigen Korrekturoptik ist erstens erstrebenswert

und vermeidet eine von typischerweise vielen Variablen im optischen Meßsystem. Darüber hinaus besteht der Bedarf, die optischen Eigenschaften eines Auges ohne eine Rückmeldung vom Patienten angeben zu können. Beispielsweise kann es sich bei dem Patienten um ein wildes Tier oder ein Haustier, ein lebendes oder totes Tier handeln.

[0012] Der von Liang et al. offenbare Wellenfrontsensor des Hartmann-Shack-Typs umfaßt zwei identische Stufen zylindrischer Linsen, wobei die Stufen so angeordnet sind, daß die Linsen in der jeweiligen Stufe senkrecht zueinander sind, wie des weiteren im US-Patent 5,062,702 von Bille offenbart ist. Auf diese Weise wirken die beiden Stufen als ein zweidimensionales Feld sphärischer Mikrolinsen bzw. Lenslets, die die eintretende Lichtwelle in Unterdurchlässe unterteilen. Das durch jeden Unterdurchlaß hindurchtretende Licht wird auf die Brennebene des Linsenarrays fokussiert, wo sich ein Bildmodul mit einem ladungsgekoppelten Baustein (CCD) befindet.

[0013] Das System von Liang et al. wird kalibriert, indem eine ideale ebene Lichtwelle auf das Lenslet-Array auftrifft, so daß ein Referenz- oder Kalibrierungsmuster von Fokuspunkten auf den CCD abgebildet wird. Da die ideale Wellenfront eben ist, befindet sich jeder zur idealen Wellenfront in Bezug stehende Punkt auf der optischen Achse des entsprechenden Lenslets. Wenn eine verzerrte Wellenfront durch das Lenslet-Array hindurchtritt, werden die Bildpunkte auf dem CCD im Verhältnis zu einem mit der idealen Wellenfront erzeugten Referenzmuster verschoben. Jede Verschiebung ist proportional zu einer lokalen Steigung, d.h. partiellen Ableitungen der verzerrten Wellenfront, wobei die partiellen Ableitungen dazu verwendet werden, die verzerrte Wellenfront mit Hilfe einer modalen Wellenfrontabschätzung unter Verwendung von Zernike-Polynomen zu rekonstruieren.

[0014] Jedoch ist das von Liang et al. offenbare System nur bei Augen mit einem ziemlich guten Sehvermögen wirksam. Bei Augen mit einer beträchtlichen Myopie (Kurzsichtigkeit) würde eine Überlagerung der Brennpunkte auf der CCD verursacht werden, wodurch die Bestimmung der lokalen Steigung für Augen in diesem Zustand praktisch unmöglich wäre. In ähnlicher Weise würden die Brennpunkte bei Augen mit einer beträchtlichen Hyperopie (Weitsichtigkeit) so abgelenkt werden, daß sie nicht mehr auf den CCD auftreffen, wodurch die Bestimmung der lokalen Steigung bei Augen in diesem Zustand praktisch unmöglich würde.

Abriß der Erfindung

[0015] Die vorliegende Erfindung betrifft ein optisches Korrektursystem gemäß Anspruch 1. Bevorzugte Ausführungsformen werden in Einzelheiten in den abhängigen Ansprüchen dargelegt.

Kurzbeschreibung der Zeichungen

[0016] [Fig. 1A](#) ist eine schematische Ansicht des idealen, Licht von der Retina als ebene Wellenfront reflektierenden Auges;

[0017] [Fig. 1B](#) ist eine schematische Ansicht eines mit einer Aberration behafteten Auges, das Licht von der Retina als eine deformierte Wellenfront reflektiert;

[0018] [Fig. 1C](#) ist eine schematische Ansicht der verzerrten Wellenfront relativ zu einer Referenzebene zur Darstellung des Fehlers in der Wellenfront bzw. der optischen Wegdifferenz in der Ausbreitungsrichtung in Abhängigkeit von der Querdistanz;

[0019] [Fig. 1D](#) ist eine schematische Ansicht, die die Verwendung einer Referenzebene veranschaulicht;

[0020] [Fig. 2](#) ist eine vereinfachte schematische Ansicht des Systems zur Bestimmung von okkularen Aberrationen gemäß den Hauptmerkmalen der vorliegenden Erfindung;

[0021] [Fig. 3](#) ist eine schematische Ansicht des Wellenfrontanalysators des Hartmann-Shack-Typs;

[0022] [Fig. 4](#) ist eine perspektivische Ansicht eines Teils der Pinhole-Abbildungsplatte und des planaren Arrays lichtempfindlicher Zellen umfassend den Wellenfrontsensor aus [Fig. 3](#), wobei die Ablenkung eines Teils einer mit einer Aberration eines Auges in Zusammenhang stehenden Wellenfront und eines Teils einer Wellenfront, die mit einer Kalibrierungswellenfront bzw. ebenen Wellenfront in Zusammenhang steht, im Vergleich gezeigt sind;

[0023] [Fig. 5](#) ist eine Draufsicht auf einen bestimmten Bereich des planaren Arrays lichtempfindlicher Zellen, die mit einer entsprechenden Öffnung in Zusammenhang stehen;

[0024] [Fig. 6](#) ist eine schematische Ansicht eines weiteren Wellenfrontanalysators;

[0025] [Fig. 7](#) ist eine schematische Ansicht einer für ophtalmische Zwecke geeigneten Anordnung des Stands der Technik;

[0026] [Fig. 8](#) ist eine Seitenansicht einer Hornhaut mit einer als optische Korrektur abzutragenden Dicke von Hornhautmaterial;

[0027] [Fig. 9](#) ist eine Seitenansicht einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die einen für eine Messung positionierten Patienten zeigt;

[0028] [Fig. 10](#) ist eine endseitige Ansicht der Ausführung von [Fig. 9](#);

[0029] [Fig. 11](#) ist eine vergrößerte perspektivische Ansicht eines Abschnitts zur Positionierung eines Patienten gemäß der Ausführungsform von [Fig. 9](#);

[0030] [Fig. 12](#) ist eine Draufsicht von oben auf optische Elemente der Ausführung von [Fig. 9](#);

[0031] [Fig. 12A](#) zeigt den optischen Weg für eine Zielfixierung gemäß [Fig. 12](#);

[0032] [Fig. 12B](#) zeigt einen optischen Weg für eine Videoabbildung gemäß [Fig. 12](#);

[0033] [Fig. 12C](#) zeigt einen optischen Weg für einen Testlaser gemäß [Fig. 12](#);

[0034] [Fig. 12D](#) zeigt den optischen Weg einer re-emittierten Wellenfront gemäß [Fig. 12](#);

[0035] [Fig. 12E](#) zeigt einen optischen Weg einer Wellenfront für eine Kalibrierung gemäß [Fig. 12](#);

[0036] [Fig. 12F](#) und [Fig. 12G](#) sind eine Draufsicht von vorne und von oben eines Untersuchungslinsenhalters zur Verwendung bei den hier beschriebenen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung;

[0037] [Fig. 13](#) ist ein Blockdiagramm, das elektrische Komponenten der Ausführungsform aus [Fig. 9](#) zeigt;

[0038] [Fig. 14](#) ist eine vergrößerte Ansicht eines Auges zur Veranschaulichung eines Bildes zur Zentrierung;

[0039] [Fig. 15](#) ist ein Blockdiagramm, das eine bei einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendete bzw. durchführbare Abfolge von Schritten zeigt;

[0040] [Fig. 16](#) ist eine vergrößerte Ansicht eines Auges zur Veranschaulichung einer Augenausrichtung vor einer Messung;

[0041] [Fig. 17](#) ist ein vergrößertes Bild eines Auges zur Veranschaulichung der Überprüfung der Augenausrichtung vor einer Messung;

[0042] [Fig. 18](#) ist ein Strichdiagramm zur Veranschaulichung eines Registrierungsmusters für ein Auge;

[0043] [Fig. 19](#) veranschaulicht ein zurückgeworfenes CCD-Bild;

[0044] [Fig. 20](#) veranschaulicht ein Schwerpunkte umfassendes CCD-Bild;

[0045] [Fig. 21](#) ist ein vergrößertes Bild eines Schwerpunkts;

[0046] [Fig. 22](#) zeigt einem Anwender geliefertes Bild eines gemessenen Schwerpunktes und eines Referenzschwerpunkts;

[0047] [Fig. 23A](#) zeigt einen bei einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung einsetzbaren räumlichen Filter;

[0048] [Fig. 23B](#) zeigt ein mit Rauschen behaftetes CCD-Bild vor einem Filtern, mit dem ein in Zusammenhang mit [Fig. 20](#) gezeigtes Bild erhalten wird;

[0049] [Fig. 24A](#) ist eine dreidimensionale Darstellung der Rekonstruktion einer Wellenfront gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0050] [Fig. 24B](#) zeigt eine Aberration höherer Ordnung der Wellenfront aus [Fig. 23](#);

[0051] [Fig. 25](#) zeigt die geometrische Wirkung einer gekrümmten Oberfläche der Hornhaut auf die Messung einer Wellenfront gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0052] [Fig. 26A](#) und [Fig. 26B](#) zeigen Profile der Ablationstiefe für eine chirurgische Behandlung bei einem myopischen bzw. hyperopischen Auge gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0053] [Fig. 26C](#) zeigt eine Ablationseffizienzfunktion für eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0054] [Fig. 27A](#) ist eine Strichzeichnung, die eine Abwandlung zur Vergrößerung bezüglich der Ausführungsform aus [Fig. 12](#) zeigt, und

[0055] [Fig. 27B](#) ist eine Strichzeichnung, die optische Elemente der vorliegenden Erfindung zeigt.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0056] Die vorliegende Erfindung wird nun umfassend mit Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben, in welchen Beispiele des Stands der Technik und Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zur Veranschaulichung und als Beispiel gezeigt sind. Die Erfindung kann jedoch auf viele Arten realisiert werden und sollte nicht als auf die hier dargelegten Ausführungsformen beschränkt betrachtet werden. Vielmehr werden diese Ausführungsformen für eine umfassende und vollständige Offenbarung dargestellt und liefern dem Fachmann ein umfassendes Verständnis der Erfindung. Gleiche Bezugszeichen bezeichnen gleiche bzw. ähnliche Elemente.

[0057] Als ein veranschaulichendes Beispiel wird die vorliegende Erfindung mit Bezug auf die Diagnose und Korrektur eines menschlichen Auges beschrieben. Man beachte jedoch, daß die Lehre der vorliegenden Erfindung auf jedes optische System mit einem Real-Bildfokus anwendbar ist oder dazu angepaßt werden kann, einen fokussierten Strahlungspunkt als Strahlungswellenfront vom hinteren Abschnitt des optischen Systems zurück durch das optische System zu reflektieren. Daher kann die vorliegende Erfindung im Zusammenhang mit menschlichen oder tierischen Augen von Patienten verwendet werden, die lebend oder tot sein können, oder im Zusammenhang mit jedem künstlich hergestellten optischen System.

[0058] Die Korrektur des menschlichen Auges, die in Verbindung oder basierend auf der diagnostischen mit Hilfe der Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung gelieferten Information angewendet werden kann, umfaßt beispielsweise das Schleifen oder Herstellen von Augengläsern und Linsen entsprechend den im Stand der Technik bekannten Lehren, wie dies beispielsweise in „Geometric, Physical, and Visual Optics“ von Michael P. Keating, Ph.D. veröffentlicht von Butterworth Publishers, 80 Montvale Avenue, Stone, MA 02180, Copyright 1988, beschrieben ist, die Laserchirurgie unter Verwendung von Lasern mit welchen Gewebe der Hornhaut unter Anwendung von im Stand der Technik bekannten Excimer-Lasern mit breitem Strahl, wie beispielsweise jenen, die im US-Patent 5,163,934 von Trokel offenbart sind, die Korrektur von Alterssichtigkeit mit Hilfe der photorefraktiven Keratometrie, wie im US-Patent 5,395,356 von King et al. offenbart ist, und Systeme mit engem Strahl; wie beispielsweise im US-Patent 5,849,006 von Frey et al. mit Bezug auf eine Lasik-Prozedur beschrieben wird, die ebenfalls im Stand der Technik bekannt sind.

[0059] Eine Einführung in das Verfahren zur Anwendung der Wellenfrontanalyse zur Bestimmung einer geeigneten optischen Korrektur erfolgt mit Bezugnahme auf das Beispiel des Auges und mit Hilfe der schematischen Zeichnungen der [Fig. 1A](#), [Fig. 1B](#) und [Fig. 1C](#) gemäß der Offenbarung in unserer internationalen Patentanmeldung WO 99/27334. Wie mit Bezugnahme auf ein ideales Auge zuvor und nun mit Bezugnahme auf [Fig. 1A](#) beschrieben wird, reflektiert das emmetropische bzw. perfekte Auge **100** einen auftreffenden Lichtstrahl (der aus Gründen der Klarheit nicht gezeigt ist) diffus von der Rückseite seiner Retina **102** (d.h. der Fovea Centralis **103**) durch die Optik des Auges, die eine Linse **104** und eine Hornhaut **106** umfaßt. Bei einem derartigen idealen Auge tritt das reflektierte Licht (dargestellt durch Pfeil **108**) in einem entspannten, d.h. nicht für eine Nahfeldfokussierung akkomodierten Zustand, aus dem Auge **100** als eine Folge ebener Wellen aus,

wovon eine durch die gerade Linie **110** wiedergegeben wird. Wie jedoch mit Bezugnahme auf [Fig. 1B](#) gezeigt ist, weist ein typisches Auge **120** normalerweise Aberrationen auf, die eine Deformation oder Verzerrung einer aus dem Auge austretenden reflektierten Welle bewirken, wobei ein auftreffender Lichtstrahl (der aus Gründen der Klarheit ebenfalls nicht gezeigt ist) von einem mit einer Aberration behaftetem Auge **120** diffus von der Rückseite der Retina **122** der Fovea Centralis **123** durch die Linse **124** und die Hornhaut **126** reflektiert wird. Beim mit einer Aberration behafteten Auge **120** tritt das reflektierte Licht **128** als eine Folge verzerrter Wellenfronten aus dem Auge **120** aus, wovon eine durch die gewellte Linie **130** dargestellt ist.

[0060] Mit Bezugnahme im folgenden auf [Fig. 1C](#), wird aus Zweckmäßigkeitsgründen ein Koordinatensystem definiert, bei dem sich die positive X-Richtung in der Ebene der Figur nach oben, die positive Y-Richtung aus der Ebene der Figur nach außen und die positive Z-Richtung längs einer Ausbreitungsrichtung nach rechts erstreckt. Die verzerrte Wellenfront **130** ist hier mathematisch durch $W(X, Y)$ beschrieben. Ein Verfahren zum Messen von Verzerrungen in der Wellenfront **130** besteht darin, eine räumliche Trennung Δz zwischen einer Referenzebene **131** (beispielsweise einer der idealen Wellenfront **110** entsprechenden Ebene) bei einer bekannten Entfernung Z_0 vom Auge **120** an jedem Punkt (x, y) der verzerrten Wellenfront **130** zu bestimmen, wenn die vordere Flanke der Wellenfront **130** die Strecke z_0 durchquert hat. Mathematisch wird dies beschrieben als:

$$\Delta z(x, y) = z_0 - W(x, y) \quad (1)$$

[0061] Diese Messungen von Δz definieren optische beispielsweise aufgrund von Aberrationen im untersuchten Auge **120** erzeugte Wegunterschiede. Eine geeignete Korrektur besteht darin, diese optischen Wegunterschiede zu beseitigen. Beispielsweise wird eine derartige Korrektur an einer Referenzebene **131** vorgenommen.

[0062] Abhängig von der gewünschten zur Korrektur verwendeten Therapie (beispielsweise eine Ablation von Hornhautgewebe, ein Hinzufügen einer synthetischen Linse) kann die Menge des bei jeder (x, y) Koordinate zu entfernenden oder hinzuzufügenden Materials direkt berechnet werden, wenn der Brechungsindex des fraglichen Materials bekannt ist. Bei vielen Verfahren, wie beispielsweise der Implantation einer intraokkularen Linse oder einer radialen Keratomie, kann eine Wellenfrontanalyse während einer Prozedur zur Bereitstellung von Rückkopplungsinformation bezüglich des richtigen Endpunktes der Prozedur wiederholt durchgeführt werden.

[0063] Bezogen auf das veranschaulichende Beispiel sind die Differenzen $\Delta z(x, y)$ zwischen der verzerrten Wellenfront **130** und der idealen Wellenfront **110** die Folge der Aberrationen im Auge. Die Korrektur dieser Aberrationen besteht darin, an der Referenzebene eine optische Wegdifferenz mit negativem $\Delta z(x, y)$ einzufügen. Falls der Behandlungsansatz beispielsweise darin besteht, Gewebe von der Oberfläche der Hornhaut **126** mit Hilfe einer Laserablation zu entfernen, ist eine Wahl für den Ort der Referenzebene **131** tangential zur Oberfläche der Hornhaut **126** (d.h. bei $z = 0$). Dies ist schematisch mit Bezug auf [Fig. 1D](#) veranschaulicht, wie in unserer internationalen Patentanmeldung WO-99/27334 offenbart ist, wobei für eine klare Darstellung die Krümmung der Hornhaut **126** stark übertrieben wurde. Die Ablation wird dann diskret bei jeder (x, y) -Koordinate längs der Hornhaut **126** mit einem Laserstrahlversorgungs- und Augenverfolgungssystem ausgeführt, wie in den US-Patenten 5,980,513; 5,849,006; und 5,632,742 beschrieben ist, die sich im selben Besitz wie die vorliegende Erfindung befinden.

[0064] Die richtige Tiefe der Ablation ist innerhalb eines kleinen Fehlerbereichs für jedekornealen transversale (x, y) -Koordinate gegeben durch:

$$\Delta z(x, y) / (n_c - 1), \quad (2)$$

wobei n_c der Brechungsindex des Gewebes der Hornhaut ist, der 1,3775 beträgt. Gemäß dem im folgenden in Einzelheiten beschriebenen Verfahren wird $\Delta z(x, y)$ berechnet, indem zuerst die lokalen Steigungen der Wellenfront **130**, d.h. $\partial W(x, y)/\partial x$ und $\partial W(x, y)/\partial y$ für eine Anzahl von Punkten in den transversalen x- und y-Richtungen in der Referenzebene **131** berechnet werden und dann eine mathematische Beschreibung von $W(x, y)$ mit Steigungen, die die bestmögliche Übereinstimmung mit den experimentell bestimmten Werten liefern, erzeugt wird. Eine derartige Steigung $\partial W(x, y)/\partial x$ ist wieder mit Bezug zu [Fig. 1D](#) veranschaulicht. Dabei wird aufgrund der Tatsache, daß die verzerrte Wellenfront **130** an der Referenzebene **131** gemessen wird, obwohl die Wellenfront von einer gekrümmten kornealen Oberfläche unmittelbar hinter der Referenzebene **131** ausging, ein kleiner Fehler hervorgerufen. Beispielsweise handelt es sich beim einem Fehler $E_x(x, y)$ um die laterale Versetzung in der x-Richtung an jedem Ort (x, y) in der Meßebene (d.h. Referenzebene **131**) gegenüber

der gekrümmten kornealen Oberfläche. Ein ähnlicher Fehler entsteht bei jeder Art von Korrekturen, in die gekrümmte optische Oberflächen einbezogen sind. Der Fehler wächst im allgemeinen sowohl mit der (x, y)-Versetzung vom Tangentenpunkt als auch mit dem Fehler der lokalen Wellenfront.

[0065] Bei einer refraktiven chirurgischen Behandlung kann der Fehler vernachlässigbar klein sein. Die Größe des Fehlers $E_x(x,y)$ kann für jeden bei einer beliebigen Koordinate, wie z.B. (x_0, y_0) , gemessenen Meßort (x, y) durch Projizieren dieses Ortes zurück auf den Ursprungspunkt auf der Hornhaut **126** ermittelt werden. Mathematisch wird dies wieder mit Bezugnahme auf [Fig. 1D](#) erläutert, wobei beispielhaft angenommen wird, daß der Fehler in der Ebene der Figur liegt, d.h. der durch $y = y_0$ definierten Ebene, obwohl es mathematisch einfacher ist, die Analyse so zu erweitern, daß Fehler in der y-Richtung eingeschlossen werden. Die Quantifizierung einer die Ausbreitung der Wellenfront **130**, gemessen bei (x_0, y_0) in der z_0 -Referenzebene, von der kornealen Oberfläche zur Referenzebene verfolgenden Linie L ist:

$$L(x) = z_0 - \frac{(x - x_0)}{\partial W(x_0, y_0)/\partial x} \quad (3)$$

[0066] Falls die korneale Oberfläche in der Ebene der Figur mit dem Ausdruck $S(x_0, y_0)$ beschrieben wird, kann der Ursprungspunkt der fraglichen Wellenfront **130** durch Ermitteln des Schnittpunkts zwischen L(x) und S(x, y₀) ermittelt werden. Mathematisch wird der Wert x', der $L(x') = S(x_0, y_0)$ erfüllt, ermittelt. Der Fehler $E_x(x_0, y_0)$ ist dann gegeben durch $E_x(x_0, Y_0) = x' - x_0$. Wird die Analyse auf die Berücksichtigung von Fehlern in der y-Richtung erweitert, ergibt sich ein ähnlicher Ausdruck für E_y , wobei $E_y(x_0, Y_0) = y' - y_0$. Falls diese transversalen Fehler beträchtlich sind, können sie durch laterales Versetzen der bei jeder (x, y)-Koordinate berechneten Aberrationskorrektur um die Beträge $E_x(x,y)$ und $E_y(x,y)$ kompensiert werden.

[0067] Im Fall der menschlichen Hornhaut ist der transversale Fehler meistens vernachlässigbar. Der Fehler ist am Ursprung, an dem das Gewebe der Hornhaut und die Referenzebene **131** sich tangieren, null. Für die menschliche Hornhaut ist das Gewebe mit einem Krümmungsradius von ungefähr 7,5–8,0 mm näherungsweise sphärisch. Der Korrekturradius der Behandlung beträgt typischerweise nicht mehr als 3 mm und der Krümmungsradius der lokalen Wellenfront übersteigt selten 50 mm (d.h. ein refraktiver Fehler von 20 Dioptrien). Der transversale Fehler E beträgt bei einem Behandlungsradius von 3 mm für einen Krümmungsradius der lokalen Wellenfront von 50 mm weniger als 40 µm.

[0068] Um eine Wellenfrontanalyse in einer mit den Korrekturprozeduren, wie den oben beschriebenen, kompatiblen Weise durchzuführen, wird der Betrag der räumlichen Trennung der Komponentenabschnitte der Komponenten der Wellenfront **130** relativ zu den entsprechenden Komponentenabschnitten der ebenen oder idealen Wellenfront **110** gemessen. Gerade das System und Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung erlauben eine objektive und genaue Messung dieser Trennung sogar bei Augen **120** mit einer deutlichen Aberration einschließlich der Fälle, in welchen diese starke Defekte, wie eine starke Myopie oder Hyperopie aufweisen.

[0069] Zur Untersuchung bzw. für den Messungsabschnitt gemäß der vorliegenden Erfindung sollte die Pupille des Patienten idealerweise auf ungefähr 6 mm oder mehr erweitert sein, d.h. auf die typische Größe einer menschlichen Pupille bei geringem Licht. Die Untersuchung bzw. Messung kann auch bei kleineren Werten einer Erweiterung oder ohne Erweiterung erfolgen. Auf diese Weise wird das Auge untersucht, wenn es die größte Fläche der Hornhaut einnimmt, so daß eine aus einer derartigen Messung abgeleitete Korrektur die größte verwendbare Fläche der Hornhaut des Auges des Patienten in Betracht zieht. Bei Tageslicht wird ein geringerer Betrag der Hornhaut verwendet, wobei die Pupille deutlich kleiner ist und z.B. in der Größenordnung von 3 mm liegt. Die Erweiterung kann natürlich erzeugt werden, indem der Messungsabschnitt der vorliegenden Erfindung in einer Umgebung mit wenig Licht, wie beispielsweise in einem schwach beleuchteten Raum durchgeführt wird. Die Erweiterung kann auch mit Hilfe von pharmakologischen Mitteln induziert werden.

[0070] Im folgenden wird auf [Fig. 2](#) Bezug genommen, in der eine vereinfachte schematische Darstellung einer beispielhaften Ausführungsform der Vorrichtung **10** gezeigt ist, wie sie in unserer internationalen Patentanmeldung WO-99/27334 offenbart wird. Die Vorrichtung **10** umfaßt einen Laser **12** zur Erzeugung optischer Strahlung, der zur Erzeugung eines Laserstrahls **14** mit kleinem Durchmesser verwendet wird. Mit dem Laser **12** wird ein kollimierter Laserlichtstrahl erzeugt (der für den Strahl **14** mit einer gestrichelten Linie dargestellt ist) mit einer für das Auge ungefährlichen Wellenlänge und -leistung erzeugt. Geeignete Wellenlängen für ophthalmische Anwendungen umfassen das gesamte sichtbare und Nah-Infrarotspektrum.

[0071] Zur Auswahl eines kollimierten Kerns des Laserlichtstrahls **14** mit geringem Durchmesser wird ein

Iris-Diaphragma **16** verwendet, mit dem der gesamte Laserlichtstrahl **14** mit Ausnahme des Laserstrahls **18** mit einer für die Anwendung gewünschten Größe blockiert wird. Der Laserstrahl **18** weist einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 0,5–4,5 mm auf, wobei 1–3 mm beispielhafter Weise typisch sind. Bei einem Auge mit starker Aberration wird ein Strahl mit kleinerem Durchmesser verwendet, während ein Auge mit lediglich einer geringen Aberration mit einem Strahl mit größerem Durchmesser untersucht werden kann. Abhängig von der Ausgangsdivergenz des Lasers **12** kann eine Linse im Weg des Strahls angeordnet werden, um die Kollimation des Strahls zu optimieren, wie später beschrieben wird.

[0072] Bei dem Laserstrahl **18** handelt es sich, wie hier beispielhaft beschrieben ist, um einen polarisierten Strahl, der durch einen polarisationsempfindlichen Strahlteiler **20** geführt wird, um ihn zu einer fokussierenden optischen Anordnung **22** zu leiten, mit der der 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 werden kann. Man beachte, daß im Falle eines Patienten, der sich einer Katarakt-Operation unterzogen hat, die Linse **124** gegebenenfalls nicht vorhanden ist. Im in [Fig. 2](#) dargestellten Beispiel bildet die optische Anordnung **22** 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 hinsichtlich eines anderen Gesichtspunkts des Sehvermögens einer Person zu bestimmen.

[0073] Die diffuse Reflektion des Laserstrahls **18** von der Retina **122** zurück wird in [Fig. 2](#) durch durchgezogene Linien **24** dargestellt, die die durch das Auge **120** zurücklaufende Strahlung kennzeichnen. Die Wellenfront **34**, die mit Bezug auf [Fig. 1B](#) zuvor als die verzerrte Wellenfront **130** beschrieben wurde, trifft auf die optische Anordnung **22** auf und breitert sich durch diese zum Polarisations-empfindlichen Strahlteiler aus. Die Wellenfront **24** ist aufgrund der Reflexion und Brechung relativ zum Laserstrahl **18** depolarisiert, wenn die Wellenfront **34** von der Retina **122** ausgeht. Dementsprechend wird die Wellenfront **24** am Polarisations-empfindlichen Strahlteiler **22** gedreht und auf einen Wellenfrontanalysator **26**, wie beispielsweise einen Wellenfrontanalysator des Hartmann-Shack (H-S)-Typs gerichtet. Im allgemeinen mißt der Wellenfrontanalysator **26** die Steigung der Wellenfront **24**, d.h. die partiellen Ableitungen in Abhängigkeit von X und Y bei einer Anzahl von (x, y)-Transversalkoordinaten, wie zuvor mit Bezugnahme auf [Fig. 1C](#) und [Fig. 1D](#) beschrieben wurde. 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. Die Erweiterung des dynamischen Bereichs wird mit der optischen Anordnung **22** und / oder einem Wellenfrontsensorabschnitt des Wellenfrontanalysators **26** erreicht. Weiterhin mit Bezug auf [Fig. 2](#) umfaßt die optischen Anordnung **22** eine erste Linse **220**, einen flachen Spiegel **221**, einen Porro-Spiegel **222** und eine zweite Linse **224**, die alle längs des Weges des Laserstrahls **18** und der Wellenfront **24** angeordnet sind. Die erste Linse **220** und die zweite Linse **224** sind identische an festen Positionen gehaltene Linsen. Der Porro-Spiegel kann linear bewegt werden, wie durch den Pfeil **223** gezeigt ist, um die optische Weglänge zwischen den Linsen **220** und **224** zu ändern.

[0074] Der Dynamikbereich der Vorrichtung **10** wird durch Bereitstellen einer verbesserten Wellenfrontsenoranordnung **28** weiter verbessert, wie mit Bezug auf [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) gezeigt ist und in unserer internationalen Patentanmeldung WO-99/27334 offenbart ist.

[0075] Wie mit Bezug zu [Fig. 4](#) gezeigt und in unserer internationalen Patentanmeldung WO-99/27334 offenbart ist, gelangt ein mit dem Pfeil **25** gekennzeichneter Teil der Wellenfront **24** zur Beleuchtung des ebenen Arrays **36** durch die Öffnung **34**, wenn die Wellenfront **24** auf die Platte **32** auftrifft. In einer ersten Näherung handelt es sich bei dem von jedem derartigen Wellenfrontabschnitt **25** gebildeten resultierenden Bild um einen positiven Schatten der jeweiligen Öffnung **34**. Jedoch tritt eine durch den Durchmesser D jeder Öffnung **34**; die Wellenlänge λ der Lichtquelle (z.B. der Wellenfront **24**) und die Distanz F zwischen der Platte **32** und dem ebenen Array **36** bestimmte Beugung auf. Zur Einstellung der Verstärkung auf Grundlage des jeweiligen Patienten wird, wie nachfolgend erläutert wird, der Wert von F mit der Positionierungsvorrichtung **42** variiert.

[0076] Gemäß einem zur eindeutigen Bestimmung des Schwerpunktes **29** jedes Punktes **27** im Verhältnis zu einem von einer anderen Öffnung **34** verursachten Punkt verwendeten Verfahren, wird jeder Öffnung **34** eine eindeutige Zahl von Zellen **38** zugeordnet. Die „zugeordneten“ Flächen sind, wie mit Bezug auf [Fig. 5](#) beispielhaft veranschaulicht ist und auch in unserer internationalen Patentanmeldung WO 99/27334 beschrieben ist, durch die durchgezogenen Netzlinien **39** gekennzeichnet. Man beachte, daß die Netzlinie **39** keine tatsächlichen physikalischen Grenzen zwischen den Zellen **38** darstellen, sondern lediglich zur Veranschaulichung der eindeutig gekennzeichneten Bereiche gezeigt sind, die eine Mehrzahl der Zellen **38** enthalten. Man beachte, daß in Anbetracht der Lehre der vorliegenden Erfindung andere Schwerpunktstrategien verwendet werden

können, die keine derartige Unterteilung des Arrays **36** benötigen.

[0077] Beispielhaft könnte ein mit Bezug auf [Fig. 6](#) gezeigter Wellenfrontanalysator der ebenfalls in unserer internationalen Patentanmeldung WO 99/27334 beschrieben ist, verwendet werden, der die mit Bezugnahme auf [Fig. 3](#) beschriebene Platte durch ein zweidimensionales Array identischer sphärischer Lenslets **33** ersetzt, wie mit Bezug auf [Fig. 6](#) veranschaulicht ist. Bei einer derartigen Anordnung kann das Lenslets-Array **33** mit der Positioniervorrichtung **42** betätigt werden, so daß die Distanz F unabhängig von der Brennweite f ist, die die Brennebene des Lenslet-Arrays **33** definiert, die durch die gestrichelte Linie **35** wiedergegeben wird.

[0078] Unabhängig von der Struktur des Wellenfrontsensors berechnet der Prozessor **40** jeden zweidimensionalen Schwerpunkt **29** jedes durch die Wellenfront **24** erzeugten Punktes **27**. Der Betrag der zweidimensionalen Verschiebung der Schwerpunkt relativ zum Schwerpunkt des Kalibrierungspunktes für jede einer entsprechenden Öffnung **34** zugeordnete bestimmte Fläche (oder Unterapertur des Lenslet-Arrays **33**) wird durch den Abstand F geteilt, um eine Matrix lokaler Steigungen der Wellenfront, d.h. $\partial W(x,y)/ \partial x$ und $\partial W(x,y)/ \partial y$ an den (x, y)-Koordinaten der Mitten der Öffnungen **34** zu erhalten. Zur Vereinfachung der Erläuterung werden diese durch $P(x,y) = \partial W(x,y)/ \partial x$ bzw. $Q(x,y) = \partial W(x,y)/ \partial y$ bezeichnet.

[0079] Zur Verwendung der partiell abgeleiteten Daten zur Berechnung der verzerrten Wellenfront **130** und **24** stehen mehrere Verfahren zur Verfügung, wie oben mit Bezugnahme auf [Fig. 1B](#) und [Fig. 2](#) beschrieben wurde. Beispielsweise können derartige Ansätze die Verwendung von Fourier- und Taylor-Reihen umfassen.

$$W(x,y) = \sum_{i=0}^n C_i Z_i(x,y) \quad (4)$$

[0080] Mit wenigen Worten ausgedrückt, kann die Wellenfront $W(x,y)$ als eine gewichtete Summe der individuellen Polynome ausgedrückt werden, wobei C_i die Gewichtungskoeffizienten und $Z_i(x,y)$ die Zernike-Polynome bis zu einer bestimmten Ordnung sind. Dies wird in weiteren Einzelheiten in unserer internationalen Anmeldung WO-99/27334 beschrieben.

[0081] Im folgenden wird ein erfindungsgemäßes Verfahren zum Identifizieren individueller Punkte und zum Korrelation ihrer Geometrie beschrieben. Die Vorrichtung ist so aufgebaut, daß die optische Achse mit der Mitte einer bestimmten Blende bzw. Apertur in der Eingangsfläche des Wellenfrontsensors ausgerichtet ist. Diese Blende befindet sich in oder in der Nähe der Mitte der Eingangsfläche. Falls der in das Auge eintretende Teststrahl auch mit der optischen Achse des Systems ausgerichtet ist, kann aufgrund der reversiblen Natur von Lichtstrahlen ein Lichtpunkt immer unmittelbar hinter der ausgerichteten Apertur beobachtet werden. Das bedeutet, daß auf dem CCD-Sensor an diesem Ort unabhängig von den Aberrationen der Wellenfront immer ein Punkt zu erkennen ist, und dieser immer der darüberliegenden Apertur entspricht. Unmittelbar benachbarte Punkte sind von ihren Orten mit „Steigung Null“ minimal versetzt. Bewegt man sich vom zentralen Referenzpunkt weiter weg, treten im allgemeinen größere Punktverschiebungen auf. Unter Verwendung dieser Kenntnisse ist es relativ einfach alle Punkte im CCD-Muster zu identifizieren und ihre geometrischen Beziehungen zu ermitteln.

[0082] Die Verschiebung des Schwerpunkts gegenüber dem eines perfekt kollimierten Lichtstrahls entsprechend einem idealen und emmetropischen Sehvermögen wird dann berechnet und dazu verwendet, die Steigung der Wellenfront an jedem Abtastungsort zu bestimmten. Der Ort der Schwerpunkte für einen kollimierten Lichtstrahl kann entweder direkt in einem Kalibrierungsschritt vor der Untersuchung des Patienten gemessen werden, oder einem berechneten Referenzmuster basierend auf der Konstruktion des Wellenfrontsensors entnommen werden.

[0083] Mehrere Aufnahmen können zur Überprüfung bezüglich einer ungenauen Ausrichtung des Auges oder einer Bewegung des Auges bei individuellen Aufnahmen verwendet werden. Falls die Bewegung des Auges während der Aufnahmen nicht erfolgreich durch Erfassung mehrerer Aufnahmen analysiert werden kann, kann die Vorrichtung **10** durch Hinzufügen einer wieder in [Fig. 2](#) veranschaulichten Augenverfolgungseinrichtung **25** erweitert werden. Eine mögliche Anordnung für die Augenverfolgungseinrichtung ist dort veranschaulicht. Es sollte jedoch verständlich sein, daß die Augenverfolgungseinrichtung **25** an beliebiger Stelle in der Vorrichtung **10** angeordnet sein könnte. Eine derartige Augenverfolgungseinrichtung ist im zuvor genannten US-Patent 5,980,513 offenbart, das sich in gemeinsamem Besitz mit der vorliegenden Erfindung befindet. Auf diese Weise kann eine Wellenfrontanalyse selbst bei einer Augenbewegung mit einem begrenzten Umfang durchgeführt werden.

[0084] Eine einmalige Aufnahme zur Kalibrierung kann ebenfalls dazu verwendet werden, die relativen Empfindlichkeiten der individuellen Zellen zu bestimmen. Dies wird mit gleichmäßig kollimiertem Licht durchgeführt, wobei die Platte **32** abgenommen ist. Die Rückmeldungen der individuellen Zellen werden dann aufgezeichnet. Für jede für Licht durchlässige Apertur (z.B. die Öffnung **34**) dient der Schwerpunkt im kollinierten Fall als ein festgelegter Ursprung für die spezielle Öffnung. Die durch die Wellenfront **24** verursachte Verschiebung vom „Ursprung“ zum Schwerpunkt für jede Öffnung (wie in diesem Koordinatensystem beobachtet werden kann) wird durch die Richtung der dieser Öffnung entsprechenden Wellenoberfläche bestimmt. Falls Δx (m,n) die x-Komponente des (m,n)-ten Schwerpunkts ist und F der Abstand der Platte, ist der P-Wert für den (m,n)-ten Schwerpunkt

$$P(m,n) = \frac{\partial x(m,n)}{\partial z} = \Delta x(m,n) / F \quad (6)$$

[0085] Der entsprechende Ausdruck für Q ist:

$$Q(m,n) = \frac{\partial y(m,n)}{\partial z} = \Delta y(m,n) / F \quad (7)$$

[0086] Somit gibt jeder Wert P(m,n) und Q(m,n) die partiellen Ableitungen von W(x,y) relativ zu x und y für die (x, y)-Koordinaten für jede Öffnung **34** wieder. Für eine Zernike-Näherung der ursprünglichen Wellenfront in der m-ten Ordnung werden die experimentell bestimmten Ps und Qs dann in den folgenden Gleichungen verwendet, um die geeigneten Gewichtungskoeffizienten C; wie folgt zu berechnen:

$$P(m,n) = \frac{\partial W(x,y)}{\partial x} = \sum_{i=0}^n C_i \frac{\partial Z_i(x,y)}{\partial x} \quad (8)$$

$$Q(m,n) = \frac{\partial W(x,y)}{\partial y} = \sum_{i=0}^n C_i \frac{\partial Z_i(x,y)}{\partial y} \quad (9)$$

[0087] Durch Verwenden der kleinsten Quadrate für approx(m,n)/∂zach zur Minimierung des Fehlers zwischen den tatsächlichen Steigungen der Wellenfront auf der linken Seite der obigen Gleichungen und den Zernike-Näherungen auf der rechten Seite, können die optimalen Werte für die Gewichtungskoeffizienten erhalten werden.

[0088] Bei einem möglichen Ansatz zur Berechnung eines Schwerpunkts (x_c, y_c) ist jeder Öffnung **34** ihre fest zugeordnete Fläche des Arrays **36** zugeordnet bzw. ($i_{m,n} \pm \Delta i, j_{m,n} \pm \Delta j$). Dieses Quadrat vieler lichtempfindlicher Zellen ist groß genug, daß sich Bilder benachbarter Öffnungen niemals überlappen und die gesamte von dieser Öffnung stammende Lichtstärke enthalten ist. Das Quadrat enthält $4\Delta i * \Delta j$ -Zellen.

[0089] Falls das Array **36** mit $C_{k,l} = (x_c(i,j), y_c(i,j))$, $k, l = 0 \dots 2\Delta i, 2\Delta j$ bezeichnet ist und der Abstand zwischen den Mitten $\Delta x = \Delta y = d$ ist, sind die gemessenen Rückmeldungen der Zellen V (k, l) und die relativen Rückmeldungen der Zellen R (k, l). Dann ist die x-Komponente x_c in Abhängigkeit von i, j gegeben durch

$$x_c(i,j) = [\sum_{k,l} V(k,l)*R(k,l)*d*k] / [\sum_{k,l} V(k,l)*R(k,l)] \quad (10)$$

und die y-Komponente y_c in Abhängigkeit von i, j gegeben durch

$$y_c(i,j) = [\sum_{k,l} V(k,l)*R(k,l)*d*l] / [\sum_{k,l} V(k,l)*R(k,l)] \quad (11)$$

[0090] Dann wird, falls $(x_{c0}(i,j), Y_{c0}(i,j))$ der „Ursprungsschwerpunkt“ für die (i,j) Öffnung ist, d.h. erhalten mit senkrecht kollimiertem Licht, und $(x_{cw}(i,j), y_{cw}(i,j))$ der entsprechende für die zu messende Wellenfront erhaltene Schwerpunkt ist, die relative Verschiebung des Schwerpunktes $(x_{cr}(i,j), y_{cr}(i,j))$ erhalten als

$$x_{cr}(i,j) = x_{cw}(i,j) - x_{c0}(i,j) \quad (12)$$

$$y_{cr}(i,j) = y_{cw}(i,j) - y_{c0}(i,j) \quad (13)$$

[0091] Die Werte P (i, j) und Q (i, j) werden bestimmt mit

$$P(i,j) = x_{cr}(i,j) / F \quad (14)$$

und

$$Q(i,j) = y_{cr}(i,j) / F \quad (15)$$

[0092] Die partiellen Ableitungen auf der Oberfläche $P(i,j)$ und $Q(i,j)$ für das Array der Mitten der Öffnungen der Platte **32** werden als nächstes dazu verwendet; die richtigen Gewichtungskoeffizienten für das Zernike-Polynom zu berechnen, um die ursprüngliche Wellenfront $W(x,y)$ zu beschreiben. Dies wird nun mit Hilfe einer Veranschaulichung eines 7×7 Quadrat-Arrays aus Öffnungen **34** erläutert. Jedoch ist zu beachten, daß andere Größen und Formen von Loch-Arrays verwendet werden können.

[0093] Zunächst wird eine 1×98 Matrix (d.h. ein Spaltenvektor) $PQ(k)$ gebildet als

$$PQ(k) = P(7i + j), \quad j = 0 \dots 6, \quad i = 0 \dots 6, \quad k = 0 \dots 48 \quad (16)$$

$$PQ(k) = P(7i + j), \quad j = 0 \dots 6, \quad i = 0 \dots 6, \quad k = 49 \dots 98 \quad (17),$$

wobei j für jedes i zyklisch wechselt, d.h. $PQ(18) = P(2,5)$.

[0094] Die Matrix PQ wird von links mit einer Transitionsmatrix TM multipliziert, um die Matrix C wie folgt zu erhalten:

$$C = TM^*PQ \quad (18),$$

wobei TM eine 98×14 (Breite) \times 14 (Höhe) Matrix ist und C eine 1×14 (Breite) \times 14 (Höhe) Matrix oder Spaltenvektor ist. C ist die Matrix C_k mit $k = 1, \dots, 14$, so daß für einen Fehler des kleinsten Quadrats

$$W(x,y) = \sum_k C_k * Z_k(x,y) \quad (19)$$

und TM für eine gegebene Blende, z.B. eine 6 Millimeter-Pupillen-Blende berechnet wird. Die Funktionen $Z_k(x,y)$ in Gleichung (19) sind die Zernike-Polynome. Bezuglich ihrer Ordnung gibt es keine Standartkonvention. Aus Gründen der Konsistenz ist es jedoch wichtig, daß dieselbe Ordnung zur Erzeugung der Gruppe C_k verwendet wird, die zur Ableitung der Matrix TM gewählt wurde. Diese treten in Gruppen derselben Ordnung auf, wobei es sich um den höchsten Exponenten in der Gruppe handelt, wobei die Gesamtzahl der Elemente in einer mit der Ordnung zunehmenden Ordnung anwächst. Bei einer Analyse in der vierten Ordnung werden Ordnungen bis einschließlich 4 verwendet (außer Z_0 – dem einzigen Element der Ordnung **0**, bei dem es sich um die Konstante **1** handelt, die die Referenzposition der Gruppe in der z-Richtung beschreibt). Da sich die Wellenfront **24** entlang von z (mit Lichtgeschwindigkeit) bewegt, beschreibt dieser „Piston-Term“ lediglich einen beliebigen Versatz in Z und dieser Ausdruck kann ignoriert werden. Die ersten fünf Ordnungen (**0, 1, ..., 4**) enthalten einschließlich des Piston-Terms **15** Funktionen.

[0095] Somit werden beim veranschaulichten Beispiel 14 Werte von C_k als Koeffizienten für 14 Zernike-Polynome berechnet. Beispielsweise wird eine derartige zur Berechnung von TM verwendete Ordnung hier veranschaulicht und umfaßt sowohl die Zernike-Funktionen als auch ihre partiellen Ableitungen.

[0096] Erweiterung des Zernike (x,y)-Polynoms bis zur vierten Ordnung

Polynomordnung 0

$Z(0)$	+1
$dZ(0)/dx$	0.0
$dZ(0)/dy$	0.0

Polynomordnung 1

Z(1)	+y
dZ(1)/dx	0.0
dZ(1)/dy	+1
Z(2)	+x
dZ(2)/dx	+1
dZ(2)/dy	0.0

Polynomordnung 2

Z(3)	-1 +2y ² +2x ²
dZ(3)/dx	+4x
dZ(3)/dy	+4y
Z(4)	+2xy

dZ(4)/dx	+2y
dZ(4)/dy	+2x
Z(5)	-y ² +x ²
dZ(5)/dx	+2x
dZ(5)/dy	-2y

Polynomordnung 3

Z(6)	-2y+3Y ³ +3x ³ Y
dZ(6)/dx	+6xy
dZ(6)/dy	-2+9y ² +3x ²
Z(7)	-2x+3xy ² +3x ³
dZ(7)/dx	-2+3y ² +9x ²
dZ(7)/dy	+6xy
Z(8)	-y ³ +3x ² y
dZ(8)/dx	+6xy
dZ(8)/dy	-3y ² +3x ²
Z(9)	-3xy ² +x ³
dZ(9)/dx	-3y ² +3x ²
dZ(9)/dy	-6xy

Polynomordnung 4.

Z(10)	+1-6y ² +6y ⁴ -6x ² +12x ² y ² +6x ⁴
dZ(10)/dx	-12x+24xy ² +24x ³
dZ(10)/dy	-12y+24y ³ +24x ² y
Z(11)	-6xy+8xy ³ +8x ³ y
dZ(11)/dx	-6y+8y ³ +24x ² y
dZ(11)/dy	-6x+24xy ² +8x ³
Z(12)	+3y ² -4y ⁴ -3x ² +4x ⁴
dZ(12)/dx	-6x+16x ³
dZ(12)/dy	+6y-16y ³
Z(13)	-4xy ³ +4x ³ y
dZ(13)/dx	-4y ³ +12x ² y
dZ(13)/dy	-12xy ² +4x ³
Z(14)	+y ⁴ -6x ² y ² +x ⁴
dZ(14)/dx	-12xy ² +4x ³
dZ(14)/dy	+4y-12x ² y

[0097] Die Wahl der Reihenfolge der Zernike-Polynome diktieren die Interpretationen der C_k in Gleichung (19) und somit die Ordnung der Ausdrücke in der TM-Matrix. Daher wird die TM-Matrix nach der Wahl berechnet. Die Entwicklung der TM-Matrix für das veranschaulichte Beispiel wird nachfolgend erläutert.

[0098] Man beachte, daß die Analyse in vierter Ordnung nur bespielhaft ist und nicht die einzige Möglichkeit darstellt. Eine Zernike-Analyse kann bis zu jeder Ordnung ausgeführt werden. Im allgemeinen gilt jedoch, daß mit höherer Ordnung das Ergebnis für die getesteten Punkte um so genauer sein wird. Jedoch ist ein exakter Polynom-Fit durch die getesteten Punkte nicht notwendigerweise wünschenswert. Derartige Fits haben die typische störende Eigenschaft, daß, solange die Oberfläche selbst kein exaktes Polynom einer höheren Ordnung als der des Oberflächenfits ist, das Erzwingen eines exakten Fits an beabstandeten Punkten häufig wilde Schwingungen zwischen den gefitteten Punkten verursacht. Das bedeutet, daß bei einem Oberflächen-Polynom-Fit ein exakter Fit an einer endlichen Anzahl von Punkten einen schlechten durchschnittlichen Fit für eine allgemeine Funktion ergeben kann.

[0099] Die Berechnung der Information betreffend die optische Wegdifferenz $\partial z(x,y)$ aus der Zernike-Rekonstruktion der Wellenfront wird einfach durch Subtrahieren einer Konstanten von der Zernike-Näherung erreicht. Der Wert der Konstanten hängt von den gewünschten Eigenschaften von $\partial z(x,y)$ ab. Abhängig vom für die Korrektur der Aberrationen gewählten Verfahren (z.B. Laserablation, Hinzufügen einer Linse, etc.), kann es beispielsweise zweckmäßig sein, entweder den Maximalwert, Mittel- oder Minimalwert in Δz auf (x,y) auf 0 festzulegen.

[0100] Die Entwicklung der Übergangsmatrix TM wird nun für das veranschaulichte Beispiel eines 7×7 -Arrays von Öffnungen in der Platte **32** erläutert. In jedem Punkt (x_i, y_j) sind die Tangenten der Komponenten der Normalen $P(x_i, y_j)$ und $Q(x_i, y_j)$, wobei

$$P(x_i, y_j) = \partial W(x_i, y_j) / \partial x \quad (20)$$

und

$$Q(x_i, y_j) = \partial W(x_i, y_j) / \partial y \quad (21)$$

[0101] Kombinieren dieser Gleichungen mit Gleichung (11) ergibt

$$P(x_i, y_j) = \sum_k C_k \partial W(x_i, y_j) / \partial x \quad (22)$$

und

$$Q(x_i, y_j) = \sum_k C_k \partial W(x_i, y_j) / \partial y \quad (23),$$

wovon jede auf 49 (i,j)-Kombinationen anwendbar ist. Diese werden in einem einzigen Spaltenvektor PY kombiniert, der 98 Elemente lang ist, d.h. einer 98×1 -Matrix. Dadurch werden zwei Matrizen C_k (14 (Höhe) \times 1 (Breite)) und $M_{k(i,j)}$ (14 (Breite) \times 98 (Höhe)) definiert:

$$(M_{k(k,j)}) = \partial Z_k(x_i, y_j) / \partial x ; \partial Z_k(x_i, y_j) / \partial y \quad (24),$$

wobei die x-Ableitungen die ersten 49 Reihen und die y-Ableitungen die letzten 49 Reihen sind. Dann kann die Gleichung (19) als die Matrix-Gleichung

$$PQ = (M)(C) \quad (25)$$

umgeschrieben werden, wobei die oberen 49 Reihen von $M \partial W(x_i, y_j) / \partial y$ sind.

[0102] Der Ausdruck in Gleichung 25 gibt die Normalkomponenten als Zernike-Koeffizienten für eine mit dem Array von 14 Cs beschriebenen Oberfläche wieder. Diese sind exakt, jedoch ist nicht garantiert, daß die tatsächliche Gesamtoberfläche mit einem derartigen Array von Koeffizienten beschrieben werden kann. Dementsprechend kann, falls angenommen wird, daß die Beschreibung innerhalb einer akzeptablen Toleranz liegt, d.h. falls die Fehler toleriert werden, die nach der Bestimmung der kleinsten Fehlerquadrate verbleiben, die Gleichung (26) als implizite Definition des Spaltenvektors C mit Hilfe der mathematischen Matrix M und dem gemessenen Vektor PQ, die beide bekannt sind, betrachtet werden. Das Verfahren, zur Lösung unter der Minimierungsbedingung, ist wie folgt.

[0103] Als erstes wird die Gleichung (25) auf der linken Seite mit M^T , der transponierten von M, multipliziert, so daß

$$(M^T)(PQ) = (M^T)(M)(C))(S)(C) \quad (26)$$

wobei

$$S = M^T M \quad (27)$$

eine quadratische und symmetrische Matrix ist, z.B. mit einem Umfang von 14×14 (wobei jedes Element die Summe von 98 Produkten ist). Eine derartige Matrix weist einen Kehrwert auf, sofern die Determinante ihrer Koeffizienten nicht null ist. Da dies von den Zernike-Polynomen allein abhängt und diese alle voneinander unabhängig sind, ist die Determinante nicht null, so daß ein Kehrwert S^{-1} definiert ist. Als nächstes wird die Gleichung (25) auf der linken Seite mit S^{-1} multipliziert, so daß

$$(S^{-1})(M^T)(PQ) = (S^{-1})(S)(C) = C \quad (28)$$

erhalten wird. Dann ist die mathematische Transitionsmatrix (unabhängig von der Messung)

$$(TM) = (S^{-1})(M^T) \quad (29)$$

und das Array von Cs mit dem "besten Fit" der gemessenen PQs kann durch die einfache Matrixmultiplikation

$$(C) = (TM)(PQ) \quad (30)$$

erhalten werden.

[0104] Um das Auge eindeutig zu untersuchen, fallen alle das planare Array **36** aufgrund einer Wellenfront **24** beleuchtenden Punkte gleichzeitig auf das planare Array ein. Falls gewünscht wird, die Wirkungen der Augenbewegung zu reduzieren, kann eine pulsierende oder mit einem Shutter bzw. Verschluß versehene Laserquelle oder eine Augenverfolgungseinrichtung verwendet werden.

[0105] Eine für eine klinische Verwendung zweckmäßige Implementierung ist beispielhaft mit Bezugnahme auf [Fig. 7](#) gezeigt und wird allgemein mit dem Bezugszeichen **11** bezeichnet und ist ebenfalls in unserer internationalen Patentanmeldung WO 99/27334 beschrieben. Gleiche Bezugszeichen werden zur Beschreibung derselben Elemente wie den oben mit Bezug auf die Vorrichtung **10** beschriebenen verwendet. Ein dichroitischer Strahlteiler **52** ist zwischen den Strahlteiler **20** und die optische Anordnung **22** eingefügt, um eine Zielfixierungsoptik **60** und eine davon mit Hilfe eines 50/50 Strahlteilers **54** getrennte Beobachtungsoptik **70** in die Vorrichtung **11** mit einzubeziehen. Die Zielfixierungsoptik versorgt das Auge **120** mit sichtbarem Licht in Form eines Ziels. Das von der Zielfixierungsoptik **60** erzeugte sichtbare Licht wird vom dichroitischen Strahlteiler **20** reflektiert und durch die optische Anordnung **22** gerichtet.

[0106] Nun wird mit Bezugnahme auf [Fig. 9–Fig. 24B](#) und [Fig. 27A, Fig. 27B](#), auf die auch in unserer parallelen europäischen Patentanmeldung EP-A-1 153 570 Bezug genommen wird, eine beispielhafte Ausführungsform der Vorrichtung **10** beginnend mit der Reihe **300** beschrieben, wobei diese verbesserte Vorrichtung **300** als eine Patientenuntersuchungsstation aufgebaut ist, die eine bequeme Positionierung des Patienten **302** für die zuvor beschriebene Messung des Auges **120** ermöglicht. Als Bedienkomfort für den die Vorrichtung **300** bedienenden Techniker, befinden sich ein Computermonitor, eine Maus und eine Tastatur für diese hier beschriebene Ausführungsform der Erfindung auf einem getrennten Wagen. Die Vorrichtung **300** umfaßt ein Gehäuse **304** mit einer Plattform **306**, die von einem steifen Rahmen **308** getragen wird. Der Rahmen **308** umfaßt Räder **310**, um einen Transport und eine Installation am Klinikort zu erleichtern, sowie Verriegelungs- und Hebefüße **312** zum Feststellen der Vorrichtung auf dem tragenden Boden **314**. Sobald die Vorrichtung positioniert ist, werden die Hebefüße **312** zur Gewährleitung eines stabilen stationären Rahmens **308** und somit der Plattform **306** eingesetzt. Die Funktionsweise dieser Vorrichtung ist in der zuvor genannten EP 1153570 beschrieben.

[0107] Mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) bewegt sich die reflektierte Wellenfront **24** aus [Fig. 2](#) und hier mit dem Bezugszeichen **354** beschriebene vom Auge **120** reemittierte Wellenfront auf einem vierten optischen Pfad **352**, d.h. einem reemittierten optischen Wellenfrontpfad, der zur Vereinfachung für den Leser in [Fig. 12D](#) isoliert dargestellt ist, und in Richtung zu einem Wellenfrontsensor **356**. Um dies zu erreichen übertragen die erste und die zweite afokale Verbindungsstufe **358, 360** die reflektierte Wellenfront **354** von der Ebene der Hornhaut des Auges **120** zur Eingangsfläche des Wellenfrontsensors **356**. Schließlich koppelt wieder mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) ein fünfter optischer Pfad **362**, d.h. ein in [Fig. 12E](#) zur Vereinfachung für den Leser isoliert veranschaulichter optischer Weg zur Wellenfrontkalibrierung, kollimiertes Laserlicht in den zum Sensor **356** führenden Wellenfront-Übertragungsweg ein. Im Computer **326** lauffähige zuvor mit Bezugnahme auf [Fig. 9](#) beschriebene Software verwendet vom Wellenfrontsensor für kollimiertes Licht ausgegebene Daten, um die Vorrichtung **300** vor einer Messung mit einem Patienten zu kalibrieren.

[0108] Weiterhin mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) und [Fig. 12A](#) wird der erste optische Weg **340** hier als ein Fixierungsweg beschrieben, der dem Patienten ein Referenzbild liefert, so daß das Auge **120** richtig ausgerichtet wird, wenn sich der Patient auf das Fadenkreuz eines Referenzzieles **366** fixiert. Eine Zielbeleuchtungslampe **368** beleuchtet das Fixierungsziel **366** von hinten, wobei das Bild des Fixierungsziels das Auge des Patienten **120** mit Hilfe einer Durchleitung durch einen 50/50 Strahlteiler **370**, Linsen **372**, einer Reflektion an den 50/50 Strahlteilern **374, 376** und einer Durchleitung durch Linsenkombinationen der afokalen Verbindungsstufe **358** sowie durch einen polarisierenden Strahlenteiler **378** erreicht. Zusätzlich wird ein spektraler Filter über der Zielbeleuchtungslampe **368** angeordnet, um Strahlung außerhalb des Wellenlängenbereichs von 620–790 nm zu entfernen, das ansonsten mit einer Wellenfrontmessung bei 670 nm interferieren könnte. Die Linsenkombinationen in der ersten Verbindungsstufe **358** umfassen identische in umgekehrter Anordnung montierte Linsenelemente. Jedes besteht aus zwei Meniskuslinsenelementen mit einem dazwischen eingefügten achromatischen Dublett. Die Linsenkombinationen wirken in der Anordnung hintereinander als eine afokale Verbindungsstufe mit einheitlicher Vergrößerung.

[0109] Die optischen Elemente einschließlich des polarisierenden Strahlteilers **378**, der Linsen der ersten afokalen Stufe **358**, der Strahlteiler **374, 376** und einer Linse **380** der Linsen **372** sind mechanisch in ihrer Position auf der Oberfläche der Plattform **306** festgelegt. Die optischen Elemente, die ein Linsenpaar **382** der Linsen **372**, den Strahlteiler **370**, das Fixierungsziel **366** und die Beleuchtungslampe **368** umfassen, sind alle auf einer linearen Präzisionstranslationsstufe montiert, die längs der optischen Achse **342** dieses Wegs bewegt werden kann. Durch die Verschiebung dieser optischen Elemente wird das Fixierungsziel **366** der Sicht des Patienten entsprechend fokussiert und wird jede im Auge **120** vorhandene Myopie/Hyperopie kompensiert. Während der Untersuchung des Patienten wird die Fokusierungstranslationsstufe so eingestellt, daß das Ziel optisch gerade hinter der unendlich-Fokussierungsebene des Auges eingestellt ist. Dies läßt zu, daß der Patient ein relativ deutliches Fadenkreuzmuster erkennt, ohne daß eine Akkomodierung des Auges **120** stimuliert wird. Die Strahlteiler **378, 376, 374** dienen als Verbindungen zwischen anderen optischen Wegen innerhalb der optischen Achse **342**, wie im folgenden in weiteren Einzelheiten beschrieben wird. Beispielsweise wird der Strahlteiler **370** für Ausrichtungszwecke miteinbezogen. Ein in der Mitte des linken Randes des Strahlteilers **370** befestigter Fotodetektor **384** erfaßt Licht, das in Richtung des Fixierungsziels der optischen Achse übertragen wird.

[0110] Wieder mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) und [Fig. 12B](#), werden längs des zweiten optischen Weges **346** Videobilder des Auges **120** in einer Untersuchungsebene erfaßt. Dies ermöglicht, daß ein klinischer Anwender/Techniker bei der Ausrichtung des Patienten als Unterstützung dienen kann und daß die tatsächliche Verschiebung des Auges bei der Wellenfrontmessung gemessen werden kann. Wie zuvor beschrieben beleuchtet Lampen **336** das Auge **120**. Das Bild des Auges gelangt mit Hilfe einer Übertragung durch den polarisierte

renden Strahlteiler **378** und die Linsenkombination **358**, Reflektion im 50/50 Strahlteiler **376**, Übertragung durch den 50/50 Strahlteiler **374**, Reflektion am Spiegel **386** und Übertragung durch die Linse **388** zur Videokamera **338**. Alle diese optischen Elemente sind an ihrer Position auf der Oberfläche der Plattform **306** festgelegt. Beispielsweise bietet dieser zweite Weg **346** ein Videosichtfeld mit einem Durchmesser von ungefähr 22mm an der Augenebene bei einer begrenzenden Auflösung von ~64mm. Wie zuvor beschrieben, werden eine Anzahl von Filtern vor jeder Lampe **336** des Auges angeordnet, um die spektrale Bandbreite der das Auge **120** erreichenden Strahlung zu reduzieren. Beispielsweise umfassen diese einen blauen Filter, um Licht mit Wellenlängen von unter ~ 455 nm zu entfernen (aus Sicherheitsgründen für das Auge), ein Infrarotfilter, um Wellenlängen über ~ 920 nm zu entfernen (aus Sicherheitsgründen für das Auge) und ein Unterdrückungsfilter, um Licht über dem Wellenlängenbereich von 620 nm – 790 nm zu entfernen (um eine Interferenz mit der Wellenfrontmessung bei 670 nm zu verhindern).

[0111] Weiterhin mit Bezug auf [Fig. 12](#) und [Fig. 12C](#) wird längs des dritten optischen Weges **348** ein kleiner Punkt von für das Auge ungefährlicher Laserstrahlung auf die Netzhaut des Patienten eingestrahlt, wie zuvor mit Bezug auf [Fig. 1A – Fig. 1D](#) beschrieben wurde. Der bestrahlte retinale Punkt auf der Fovea Centralis **123** der Retina **122** bildet, wie beschrieben wurde, den Ursprung der mit dem Sensor **356** gemessenen zurück gesandten Wellenfront **130**. Der Ausgangsstrahl, d.h. der Testlaserstrahl **350** vom Diodenlaser **390** erreicht das Auge des Patienten **120** durch eine Übertragung durch einen linearen Polarisator und das Dämpfungsglied **392**, die Linse **394**, den Shutter **396'** und eine Reflektion vom Spiegel **398** und in den polarisierenden Strahlteiler **378**. Alle diese Elemente sind an ihrer Position festgelegt.

[0112] Gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird die Ausgabe vom Diodenlaser **390** im wesentlichen kollimiert und mit Hilfe der Linse **394** auf eine korneale Oberfläche des Auges **120** fokussiert. Wie in der US-Patentanmeldung der Nummer 09/274,672 mit Anmeldedatum vom 24. März 1999 für einen "Apparatus And Method For Measuring Vision Defects Of A Human Eye" beschrieben ist, wird der projizierte Testlaserstrahl **350** mit kollimiertem Licht vom Diodenlaser **390** mit Hilfe einer Linse **394** mit großer Brennweite zur Fokussierung auf die vordere Oberfläche der Hornhaut **126** des Auges **120** gerichtet, wie beispielhaft wiederum mit Bezugnahme auf [Fig. 1B](#) veranschaulicht ist, wobei der Strahl durch die Pupille und Linse **124** des Auges **120** hindurchgeht und auf die Netzhaut **122** als ein kleiner messbarer Punkt auf der Fovea Centralis gelangt. Bei einer Ausführungsform umfaßt die Linse **394** eine Zoom-Linse zum variieren der Fokussierung und wunschgemäßem Verschieben des Brennpunktes. Durch Fokussieren auf die Hornhaut **126** hängt die Messung minimal von der Krümmung der Hornhaut ab. Jedoch sind auch andere Orte neben der kornealen Oberfläche akzeptabel.

[0113] Während eine Brechung und verschiedene Aberrationen vorliegen, werden durch die vorliegende Erfindung die typischerweise dominierenden Aberrationseffekte der Hornhaut vermieden. Die Linse des Auges **120** trägt verglichen mit dem Aberrationseffekt der Hornhaut **126** einen relativ kleinen Aberrationseffekt bei. Des Weiteren und in Anbetracht der Wahl der Linse **394** würde das Wählen einer Linse mit einer kurzen Brennweite einen relativ großen Einfallswinkel des Strahls **350**, einen gut fokussierten Punkt auf der Oberfläche der Hornhaut **126** und geringere Aberrationseffekte der Hornhaut ergeben. Ein kleiner Einfallswinkel ergibt einen größeren Brennpunkt auf der Hornhaut **126**, jedoch einen bevorzugteren kleineren Punkt auf der Retina **122**, dessen Größe von der Wellenlänge und von der Ausgangsgröße des Punktes und der gewählten Brennweite der Linse **394** abhängt. Tatsächlich wurden Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung einschließlich von beispielweise ungefähr einem halben Meter und 100 mm verwendet.

[0114] Bei einer Ausführungsform, die hier beispielhaft beschrieben wurde, besteht jede der Linsen der zweiten afokalen Verbindungsstufe **360** aus 3 Linsenelementen, 2 Meniskuslinsen und einem dazwischen eingelegten achromatischen Dublett. Jedoch sind diese nicht identisch und ihre kombinierte Wirkung dient zur Vergrößerung der vorbeilaufenden Wellenfront **130**. Die Wellenfront **354** am Ort des Testlinsenhälters **408** wird auf die Oberfläche des Mikrolinsen-Arrays **412** mit einer Vergrößerung von 1,22 abgebildet. Die Vergrößerung des Bildes der Wellenfront um diesen definierten Faktor von 1,22 reduziert die Steigung der Wellenfront an jedem Punkt in der Bildebene um diesen selben Faktor 1,22. Dadurch wird der Meßdynamikbereich der Vorrichtung erweitert, ohne daß die Genauigkeit abnimmt. Zusätzlich wird durch diese Vergrößerung die Wellenfront **130** über mehr Elemente, d.h. CCD Zellen **38**, wie zuvor unter Bezugnahme auf [Fig. 6](#) beschrieben wurde, im Mikrolinsen-Array **412** verteilt, so daß die Anzahl der vom Wellenfrontsensor **356** gelieferten Messungen der Steigung zunimmt. Auch der Spiegel **410** wird zur Anordnung der Elemente der Vorrichtung **300** innerhalb der Abmessungen der Standfläche **306** mit einbezogen. Zusätzlich ermöglicht der Spiegel **410** auch die Einstellung der optischen Ausrichtung der Kombination aus dem Mikrolinsen-Array **412** und der CCD Kamera **406**. Wie zuvor beschrieben, enthält das Mikrolinsen-Array, wie zuvor beispielhaft mit Bezugnahme auf [Fig. 3–Fig. 6](#) beschrieben wurde, ein quadratisches Array aus Mikrolinsen, die die herein kommende Wellenfront in ein trans-

versales Array sekundärer Mikrowellen bzw. "Wavelets" teilen. Diese Wavelets werden auf eine Detektoroberfläche der CCD Kamera fokussiert, die parallel zum Mikrolinsen-Array und mit einem Abstand einer Brennweite dahinter angeordnet ist. Das Muster der fokussierten Wavelets im CCD Bild wird zur Berechnung der Form der hereinkommenden Wellenfront verwendet.

[0115] Wie wiederum mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) und [Fig. 12E](#) gezeigt ist, gelangt der kollimierte Strahl **364** auf dem Kallibrierungsstrahlweg **162** zum Wellenfrontsensor **356** des Hartman-Shack Typs. Dies wird in weiteren Einzelheiten in der EP 1153570 beschrieben.

[0116] Ein Beispiel der berechneten Zernike-Koeffizienten für ein Auge und die entsprechende Rekonstruktion **493** der Wellenfront ist mit Bezugnahme auf [Fig. 24A](#) dargestellt. Beispielhaft betragen die aus der Wellenfront berechneten sphärischen und zylindrischen Stärken $-1,60/-1,13 \times 150,4$ für die mit Bezug auf [Fig. 24A](#) gezeigte Wellenfront. Die von einem Augenoptiker mit einer Phoropter-Untersuchung erhaltenen Werte (umgewandelt in die korneale Ebene) waren $-1,47/-1,19 \times 150$. Die Standardmessungen der sphärischen und zylindrischen Stärken stimmen gut mit der Berechnung der sphärischen und zylindrischen Stärken überein, jedoch liegen auch dort Aberrationen höherer Ordnung vor. Beispielhaft veranschaulicht [Fig. 24B](#) gerade diese Aberrationen **495** höherer Ordnung auf derselben Skala wie die Grafik aus [Fig. 24A](#).

[0117] Es folgt eine weitere Offenbarung beanspruchter Merkmale gemäß der vorliegenden Erfindung. Mit Bezug auf die optische Wegdifferenz (OPD) ist das Skalieren eines Differenzprofils des optischen Wegs, OPD (x, y) mit der Differenz des Brechungsindex (Übergang Hornhaut zur Luft) nicht der einzige in die Berechnung des korrekten Abenationsprofils einbezogene Schritt. Zusätzlich lässt die vorliegende Erfindung eine Behandlung der gekrümmten kornealen Oberfläche zu, während die Messung der Wellenfront in einer zur Hornhaut tangentialen Ebene durchgeführt wurde, wie mit Bezugnahme auf [Fig. 25](#) gezeigt ist, wobei diese Darstellung jedoch zur Veranschaulichung des Effektes übertrieben ist. Die Bildebene des - Weges der Wellenfront ist die Platte des Lenslet-Arrays. Die Objektebene des Weges der Wellenfront ist die Referenzebene **494**. In diesem stark übertriebenen myopischen Fall, der hier beispielhaft beschrieben wird, wird ein vom Auge **120** an einem transversalen Ort a ausgehender Lichtstrahl **496** an einem transversalem Ort b erfasst. Die aus den Sensordaten rekonstruierte Wellenfront hat die Steigung dieses Strahls am Ort b. Obwohl dies für die Wellenfront an der Referenzebene **494** zutreffend ist, würde ein einfaches Skalieren dieser Wellenfront eine abtragende Behandlung am kornealen Ort b ergeben, was möglicherweise nicht vollkommen richtig ist. In Wirklichkeit ist dieser Effekt jedoch gering. Der Krümmungsradius der Hornhaut liegt typischerweise in der Größenordnung von 7,5 mm (die meisten Augen liegen im Bereich von 7–8 mm). An einem Ort 3 mm transversal vom kornealen Apex versetzt beträgt die Entfernung von der kornealen Oberfläche zur Referenzebene lediglich $\sim 0,63 \mu\text{m}$. Bei einer kurzsichtigen Person mit 10 Dioptrien quert ein von der Hornhaut bei a = 3,0 mm ausgehender Lichtstrahl die Referenzebene bei b = 2,98 mm. Die Differenz zwischen a und b beträgt bei diesem Beispiel lediglich 20 μm . Obwohl dieser geometrische Effekt gering ist, ist er systematisch und hat mit zunehmender radialer Entfernung vom kornealen Apex einen progressiv zunehmenden Einfluss auf die Messung. Um die Genauigkeit des Behandlungsprofils zu erhöhen, kann eine Kompensation der gekrümmten Geometrie in der folgenden Weise ausgeführt werden:

1. Die Steigungen der Wellenfront werden an jeden Meßpunkt in der Referenzebene berechnet.
2. Es wird davon ausgegangen, daß die Hornhaut einen nominellen Krümmungsradius aufweist ($\sim 7,5 \text{ mm}$).
3. Die an der Referenzebene gemessenen Steigungen der Wellenfront werden zurück auf die nominell gekrümmte Hornhaut projiziert. Wie oben beschrieben, wird eine bestimmte Steigung der Wellenfront am Punkt b in der Referenzebene gemessen. Der mathematische Prozeß zur Berechnung des Punktes a, an dem der Lichtstrahl aus der Hornhaut ausgetreten ist, ist einfach.
4. Die Wellenfront wird basierend auf den gemessenen Steigungen an den berechneten kornealen Orten rekonstruiert. Diese Wellenfront wird bei der Bestimmung des Ablationsprofils verwendet.

[0118] Wie oben beschrieben, ist der Patient bei einer Wellenfrontmessung genau an der Vorrichtung **300** positioniert. Das zu messende Auge **120** befindet sich am richtigen Ort und blickt in die richtige Richtung. Basierend auf der Analyse der zulässigen Toleranzen der Position des Auges liefert die Vorrichtung **300** gemäß dieser Ausführungsform der vorliegenden Erfindung die folgenden Informationen über die Position des Patienten:

[0119] Die Fähigkeit sicherzustellen, daß sich das zu untersuchende Auge am richtigen Ort entlang der Longitudinalen z- Achse der Vorrichtung befindet mit einer Genauigkeit von $+/- 1 \text{ mm}$.

[0120] Die Fähigkeit sicherzustellen, daß das untersuchte Auge seitlich im Verhältnis zur Vorrichtung (d.h. in der x-y-Richtung) mit einer Genauigkeit von $+/- 1 \text{ mm}$ korrekt positioniert ist.

[0121] Die Fähigkeit sicherzustellen, daß das untersuchte Auge bezüglich des Winkels im Verhältnis zur Vorrichtung (d.h. die Differenz zwischen der visuellen Achse und der optischen Achse des Systems) mit einer Genauigkeit von +/- 0,5 Grad korrekt positioniert ist.

[0122] Die Fähigkeit, ein (on screen) Bildschirm-Fadenkreuz mit einer Gruppe von außerhalb des Limbus auf das Auge aufgebrachten Markierungen auszurichten, um die Drehorientierung des Auges (d.h. um z) im Verhältnis zur Vorrichtung mit einer Genauigkeit von +/- 1 Grad aufzuzeichnen.

[0123] Sobald das Auge positioniert ist, kann es mit Hilfe der Wellenfrontabtastungstechnik erfolgreich untersucht werden. Diese Ausführungsform der Vorrichtung umfaßt einen ausreichenden Dynamikbereich, um Augen im erwarteten Umfang von Beugungsfehlern zu messen. Zusätzlich werden von der Vorrichtung komplexe Aberrationen als Basis für eine Ablationsbehandlung mit einer ausreichenden Genauigkeit erfaßt.

[0124] In der folgenden Liste werden beispielhaft Bereichs- und Genauigkeitsparameter für klinische Wellenfrontmessungen wiedergegeben, die mit dieser Ausführungsform der Vorrichtung eingehalten werden können. Diese Liste ist jedoch lediglich als Veranschaulichung angegeben und begrenzt den Umfang der vorliegenden Erfindung nicht.

1. Geeignet zur Messung von Wellenfronten mit sphärischen Beugungsstärken im Bereich von +6 bis – 15 Dioptrien und zylindrischen Stärken im Bereich von 0 bis – 6 Dioptrien.
2. Geeignet zur Messung der Coma- und sphärischen Aberration.
3. Geeignet zur Messung von Beugungsfehlern über eine Pupillenzone von bis zu 8 mm Durchmesser.
4. Geeignet zum Messen der Beugungsfehler innerhalb der festgelegten Bereiche mit einer Genauigkeit von 0,042 µm RMS in Luft.

[0125] Eine Berechnung eines Aufnahmemusters wird im LADARVision® -System durchgeführt. Die in der hier beschriebenen Weise berechneten Zernike-Koeffizienten werden in das LADAR-Vision®-System zusammen mit allen anderen Messungen von d und Patienteninformationen importiert und zusammen mit Parametern des LADARVision® Systems zur Berechnung der optimalen Anzahl und Plazierung von Aufnahmen verwendet.

[0126] Eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zur Berechnung eines Laserpunktbehandlungs-musters umfaßt eine Ablationseffektivitätsverteilung über die korneale Oberfläche. Gemäß einer Ausführungs-form der vorliegenden Erfindung werden die Profile zur refraktiven chirurgischen Ablation, wie hier beschrieben wurde, so optimiert, daß postoperative Aberrationen minimiert werden. Bei einem Behandlungsprofil werden über präoperative Aberrationen hinausgehende Informationen mit einbezogen. Wie für den Leser verständlich ist, konnte mit Hilfe der Verwendung von Vorrichtungen zur Wellenfrontmessung eine tiefere Einsicht in die Ef-fektivität von gängigen Excimerablationsprofilen erhalten werden. Aus der Analyse mehrerer Patienten bezüg-lich der reflektiven Prä- und Post-Laserchirurgie wurde als ein Modell zur Beschreibung der Effektivität einer Laserablation eine radial symmetrische Abschwächungsfunktion erhalten. Diese Abschwächungsfunktion wird gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung bereitgestellt. Wie beispielsweise mit Bezugnahme auf [Fig. 26A](#) und [Fig. 26B](#) veranschaulicht ist, besteht zwischen einer beabsichtigten Änderung der kornealen Tiefe unter Verwendung der Laserablation und einer erzielten Änderung ein Unterschied. In [Fig. 26A](#) werden ein für eine Operation beabsichtigtes und ein erzieltes Profil bei einem myopischen Auge dargestellt, während in [Fig. 26B](#) ein für eine Operation beabsichtigtes und erreichtes Profil bei einem hyperopischen Auge darge-stellt sind. Die Graphiken der Ablationstiefe als Funktion des normierten radialen Profils aus [Fig. 26A](#) und [Fig. 26B](#) geben eine Vielzahl analysierter Operationen wider. Daraus resultiert eine konstante von der radialen Position unabhängige Abschwächung. In manchen Fällen ist die Abschwächung Null. Zusätzlich resultiert eine radial-symmetrische Abschwächungsfunktion. Eine derartige Funktion kann mit einer Gleichung der folgenden Form beschrieben werden: Ablationseffizienz (ρ) = $A\{1+B\rho^2 +C\rho^4\}$, wobei ρ eine nomierte radialen Position ist und A, B und C die Abschwächungsfunktion beschreibende Koeffizienten sind. Die Abschwächungsfunktion kann beispielsweise graphisch, wie in [Fig. 26C](#) gezeigt ist, beschrieben werden. Im Ergebnis wird gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eine zuvor unbekannte Effizienz- oder Abschwächungsfunktion herangezogen und werden die Behandlungsprofile entsprechend abgeändert, so daß ein gewünschtes Ergeb-nis erzielt wird. Zur Veranschaulichung und als Beispiel kann dies dadurch erreicht werden, indem eine ge-wünschte Änderung der kornealen Tiefe herangezogen wird (z.B. ein nominales Ablationsprofil) und das no-minale Ablationsprofil durch die Abschwächungsfunktion geteilt wird. Daraus wird ein neues Profil erhalten, das nach der Durchführung der Ablation zum gewünschten Profil führt. Ein Ansatz besteht darin, die Zerni-ke-Beschreibung des Ablationsprofils, wie zuvor beschrieben, zu berechnen und das resultierende Zernike-Poly-nom durch die Abschwächungsfunktion zu teilen, um eine modifizierte Zernike-Beschreibung des Ablations-

profils zu berechnen, das beim Ablationslasersystem verwendet wird. Falls beispielsweise P_{ZIEL} die gewünschte Änderung der kornealen Tiefe ist (d.h. das gewünschte zu erreichende Ablationsprofil) und P_{INPUT} das in das Laserablationssystem einzugebende Profil, kann P_{INPUT} definiert werden durch:

$$P_{INPUT}(\rho, \theta) = P_{ZIEL} \div A\{1+B\rho^2+C\rho^4\}$$

[0127] Wieder mit Bezugnahme auf [Fig. 6](#) und als ein weiteres Beispiel kann die Ausgabe des Wellenfrontanalysators **26**, z.B. die Zernike-Erweiterung der Gleichung (19), auf verschiedene Arten verwendet werden. Beispielsweise kann die Ausgabe dazu verwendet werden, den Fortschritt oder die Wirkungen einer optischen Prozedur kontinuierlich oder periodisch zu überwachen, wobei dies auf einer Platte gespeichert oder per e-mail übertragen wird usw. Zusätzlich müssen das Vermessen des Auges und die daraus resultierende Operation nicht am selben Ort stattfinden. Das Ergebnis könnte auch dazu verwendet werden, eine optische Korrektur für das Auge **120** zu entwickeln. Aufgrund der optischen Korrektur wird die mit der Aperation versehene Wellenfront **130** ungefähr als die ebene Wellenfront **110** erscheinen. Wie oben beschrieben, kann die optische Korrektur auf verschiedene Arten implementiert werden. In jedem Fall wird das Ergebnis vom Wellenfrontanalytator **26** in einen Prozessor **90** eingegeben, der die Zernike-Erweiterung der Gleichung (19) in eine geeignete Form umwandelt, die als eine der möglichen optischen Korrekturen verwendet werden kann. Alternativ kann der Prozessor **90** auch im Prozessor **40** des zuvor mit Bezug auf [Fig. 6](#) beschriebenen Wellenfrontanalysators **26** implementiert sein.

[0128] Als ein weiteres Beispiel kann der Prozessor **90** mit vorausgewählten Zernike-Koeffizienten aus der Erweiterung der Gleichung (19) verwendet werden, um eine sphero-zylindrische Standardkorrektur für eine Linsenschleifvorrichtung **92** zur Herstellung einer herkömmlichen optischen Linse, z.B. einer Linse für eine Brille, eine Kontaktlinse oder dergleichen zu generieren.

[0129] Bei einer Ausführungsform der Erfindung, die hier beispielhaft angegeben wird, umfaßt der Prozessor **90** eine Modifizierung der Zernike-Rekonstruktion der mit der Aberration behafteten Wellenfront **130** mit dem Brechungsindex der Hornhaut **126** minus dem der Luft mit dem Wert **1**, wie zuvor beschrieben wurde, um eine Menge des an jedem entsprechenden (x, y) Ort auf der Hornhaut **126** abzutragenden kornealen Materials zu berechnen. Diese Information bezüglich der Menge des kornealen Materials kann in Verbindung mit einem Laserstrahlversorgungssystem **94** verwendet werden, das typischerweise eine Möglichkeit zur Augenverfolgung umfaßt. Das Laserstrahlversorgungssystem **94** mit der Augenverfolgungseinrichtung ist auf einer Linie mit der optischen Achse der Vorrichtung **11** angeordnet, wie wieder mit Bezug auf [Fig. 7](#) dargestellt ist. Mit Hilfe des Abschnitts zur Augenverfolgung kann die Vorrichtung **11** auf eine unerwünschte Augenbewegung reagieren. Mit Hilfe des Systems **94** werden typischerweise kurze Laserpulse oder „Schüsse“ des Ablationslaserlichts auf die Hornhaut **126** fokussiert, um eine festgelegte Dicke t von Material an jedem Ort zu entfernen. Dies ist diagrammatisch in [Fig. 8](#) gezeigt, in der die nicht korrigierte Oberfläche der Hornhaut **126** mit dem Bezugszeichen **126A** und die korrigierte Oberfläche der Hornhaut **126** nach der Ablation mit dem Bezugszeichen **126B** bezeichnet ist. Gemäß der vorliegenden Erfindung wird die Ablationsdicke t über die Apertur der gemessenen Hornhaut festgelegt, z.B. in einem 6-Millimeter-Kreis, auf den die Pupille während der Messung des Auges erweitert war. Außerhalb des vorgeschrivenen Behandlungskreises kann eine abgeschrägte Mischzone für eine Teilablution hinzugefügt werden, um starke Änderungen der kornealen Krümmung zu minimieren und somit eine Regression zu verringern. Mit dem Laserstrahlversorgungssystem **94** wird zur Erzielung einer optischen Korrektur eine Dicke t entfernt, woraus die korrigierte korneale Oberfläche **126B** resultiert. Man beachte, daß die optische Korrektur die endgültige korneale Topographie nicht in Betracht zieht, sondern statt dessen zur Erzielung einer optischen Korrektur, die alle okularen Aberrationen des Auges **120** berücksichtigt, korneales Material entfernt wird. Dies ist von Bedeutung, da die Form der kornealen Oberfläche von der Korrektur d unabhängig sein kann, da die Sehstärke des Auges neben der kornealen Krümmung von zahlreichen anderen Faktoren abhängt. Somit kann die beste korneale Oberflächentopographie für eine optimale Sehstärke weit von einer normalen entfernt sein, da sie Fehler anderer Oberflächen des Auges kompensiert. Somit ist verständlich, daß mit der vorliegenden Erfindung andere korneale Oberflächenkorrekturen als herkömmliche sphärische und/oder zylindrische Oberflächenkorrekturen erhalten werden können.

[0130] Wie zuvor mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) beschrieben wurde, umfaßt die Vorrichtung **300** der vorliegenden Erfindung eine erste und eine zweite afokale Verbindungsstufe **358**, **360**. Um den Vorteil einer Vergrößerung der Wellenfront als ein Mittel zur Vergrößerung des Dynamikbereiches des Wellenfrontsensors **356** beizubehalten, damit eine Anpassung an Patienten mit großen refraktiven Fehlern erfolgen kann, während gleichzeitig eine günstige Kamera mit kleinerem Format zur Aufzeichnung der Daten der Wellenfrontsteigung einbezogen werden kann, wird für die Vorrichtung **300**, wie mit Bezugnahme auf [Fig. 27A](#) veranschaulicht ist, eine Modifizierung **500** vorgesehen.

[0131] Als ein Beispiel kann ein Linsenarray auch so angeordnet und konfiguriert werden, wie mit Bezugnahme auf [Fig. 27B](#) gezeigt ist, wobei ein Teil der Vorrichtung **300** aus [Fig. 12](#) die erste und zweite afokale Stufe **358, 360** auf der optischen Achse **342** umfaßt und der Wellenfrontsensor **356** aus einem Mikrolinsenarray und einer mit einem festen Abstand davon getrennten CCD-Kamera besteht, wie zuvor mit Bezugnahme auf [Fig. 6](#) beschrieben wurde. Dieser optische Weg durch die afokalen Verbindungsstufen führt zu einem Bild der kornealen Ebene **502** am Lenslet-Array, d.h. an der Eingangsfläche des momentanen Wellenfrontsensors **356**. Dies kann mit einer einzigen afokalen Stufe erreicht werden. Wie zuvor mit Bezug auf

[0132] [Fig. 12](#) beschrieben wurde, umfaßt die Vorrichtung **300** eine Zwischenbildebene als Einfügepunkt, d.h. den Halter **408** für eine Testlinse. Theoretisch könnte ein Anordnen einer sphärischen Linse auf der optischen Achse **342** an der ersten Bildebene dazu verwendet werden, den Defokusierungswellenfrontfehler zu beseitigen. Dadurch könnte der Dynamikbereich der Vorrichtung **300** möglicherweise erweitert werden. Jedoch erfordert der Ansatz mit einer Testlinse einen Bewegungsmechanismus zur Positionierung von Linsen an der ersten Bildebene mit bezüglich der Wiederholbarkeit sehr hoher Genauigkeit. Es ist daher besonders wünschenswert, alternative Mittel zur Beeinflussung des Dynamikbereichs zu entwickeln.

[0133] Eine Möglichkeit, dies zu erreichen besteht darin, die korneale Bildebene am Lenslet-Array mit der zuvor beschriebenen afokalen Stufe **360** zu vergrößern. Eine Vergrößerung der Wellenfront reduziert die Steigung der Wellenfront, so daß die Verschiebung der fokussierten Lichtpunkte auf der CCD verringert wird. Der bei der zweiten afokalen Stufe **360** der Vorrichtung **300** verwendete Vergrößerungsfaktor beträgt ungefähr 1,2. Dies ist ausreichend, um den gewünschten Bereich refraktiver Fehler abzudecken. Ein Vergrößerungsfaktor von mehr als 1,5 ist zur Erweiterung des Einsatzbereichs der Vorrichtung **300** wünschenswert. Jedoch beinhaltet das einfache Vergrößern der kornealen Fläche den Nachteil, daß ein Wellenfrontsensor mit großer Apertur notwendig ist. Das bedeutet, daß sowohl das Linsenarray als auch die CCD-Kamera vorzugsweise große Querschnittsflächen aufweisen, die das vergrößerte Bild am Ort der Ebene umfassen. Für das Linsenarray stellt dies jedoch keinen bedeutenden Gesichtspunkt dar. Eine CCD-Kamera mit großem Format ist jedoch ziemlich teuer und derartige Kameras werden nur von einer begrenzten Anzahl von Anbietern angeboten.

[0134] Um diese Problematik zu lösen, wird die wiederum mit Bezug auf [Fig. 27](#) dargestellte Modifizierung **500** vorgesehen. Die korneale Ebene **502** wird an einer Referenzebene **504** mit einer afokalen Verbindungsstufe **506** abgebildet, mit der die korneale Oberfläche um einen vorausgewählten Faktor vergrößert wird. Das Lenslet-Array **412** wird an der Referenzebene **504** angeordnet. Fokussierte Lichtpunkte vom Auge **120** werden an der Brennebene **504** des Lenslet-Arrays produziert. Anstelle einer Anordnung der Fläche des CCD-Detektors an der Referenzebene **504**, wird eine optische Anordnung **508** eingefügt, um die Brennebene **413** des Arrays an noch einer weiteren Ebene, d.h. einer finalen Bildebene **510** abzubilden, an der die Fläche des CCD-Detektors angeordnet ist. Die afokalen Verbindungsstufen **358, 360**, die zuvor mit Bezugnahme auf [Fig. 12](#) und [Fig. 27B](#) beschrieben wurden, können gegebenenfalls mit einbezogen werden. Jedoch wird so die Vergrößerung der Brennebene des Arrays an der finalen Bildebene **510** erreicht. Dies läßt die Verwendung einer relativ günstigen Kamera mit einem kleinen aktiven Bereich als Lichterfassungselement im Wellenfrontsensor zu. Die Details der optischen Konstruktion einschließlich der genauen Angaben bezüglich der Vergrößerung können so abgestimmt werden, daß die Leistungsfähigkeit bei einer gegebenen Kameraausführung und Ausführung der Linsenarrayplatte maximiert wird.

[0135] Es bestehen zahlreiche Vorteile der vorliegenden Erfindung. Es wird ein vollkommen objektiver Ansatz zur Messung okularer Aberrationen präsentiert. Der Ansatz ist auf visuelle Effekte in weitem Umfang anwendbar. Dementsprechend ist die Erfindung bei einer großen Vielzahl klinischer Anwendungen von Nutzen. Beispielsweise können die berechneten Zernike-Koeffizienten dazu verwendet werden, eine vollkommen objektive Linsenvorschrift oder korneale Korrektur mit Hilfe der Laserablation zu entwickeln. Zusätzlich wird mit jeder der Ausführungsformen des Wellenfrontsensors bezüglich der Messung von Wellenfrontablenkungen gegenüber dem Stand der Technik ein größerer Genauigkeitsgrad erreicht. Des weiteren kann die Verstärkung des vorliegenden Wellenfrontsensors einfach durch Einstellen der Entfernung zwischen der Bildebene des Sensors und dem planaren Array aus lichtempfindlichen Zellen eingestellt werden.

[0136] Die objektive Messung gemäß der vorliegenden Erfindung kann auch bei einer großen Vielzahl von Anwendungen verwendet werden, bei welchen der „Patient“ nicht wie bei einer herkömmlichen Augendiagnose in der Lage ist, eine Rückmeldung zu geben. Beispielsweise könnte die vorliegende Erfindung dazu verwendet werden, die Augen eines beliebigen Patienten zu untersuchen, der keine Kommunikationsfähigkeit besitzt, wie z.B. Babys, Tiere, tote Körper sowie für jedes konstruierte optische System, da es sich bei der vorliegenden Erfindung um eine objektive Analyse handelt, die keine vom „Untersuchungsgegenstand“ kommende Beurteilung erfordert. Es ist lediglich nötig, daß das Auge des Untersuchungsgegenstandes richtig positioniert ist, so

daß ein korrekter optischer Zugang zum Auge möglich ist.

[0137] Die vorliegende Erfindung kann auch auf dem Gebiet der Identifizierung eingesetzt werden, falls sich herausstellen sollte, daß die Zernike-Koeffizienten für jedes Auge eindeutig sind. Dann fände die vorliegende Erfindung Anwendung auf dem Gebiet der Durchsetzung von Gesetzen, Kreditkarten-/Banksicherheit und auf anderen Gebieten, in welchen eine positive Identifizierung vorteilhaft ist.

[0138] Obwohl die Erfindung mit Bezug zu einer speziellen Ausführungsform derselben beschrieben wurde, bestehen zahlreiche Abwandlungen und Modifizierungen, die dem Fachmann bei Betrachtung der oben angegebenen Lehre verständlich sind. Es sollte verständlich sein, daß die Erfindung in anderer Form als der speziell beschriebenen im Umfang der angefügten Ansprüche praktiziert werden kann.

Patentansprüche

1. Optisches Korrektursystem (**300**) zur Bestimmung einer Korrektur visueller Defekte eines Auges, wobei das optische Korrektursystem umfaßt:

- eine Energiequelle zur Erzeugung eines Strahls optischer Strahlung;
- eine Fokussierungsoptik, die im Pfad des Strahls angeordnet ist, um den Strahl durch das Auge zu richten (**120**), wobei der Strahl von der Netzhaut des Auges als eine Wellenfront (**130**) von vom Auge ausgehender Strahlung zurück reflektiert wird;
- eine Wellenfrontanalysevorrichtung (**26**), die im Pfad der von einer Hornhaut (**126**) des Auges ausgehenden Wellenfront zur Bestimmung einer optischen Wegdifferenz zwischen einer ebenen Welle (**110**) und der Wellenfront angeordnet ist; und
- einen Wandler (**40, 90**) zum Erzeugen einer optischen Korrektur, der, wenn er im Pfad der Wellenfront angeordnet ist, bewirkt, daß die Wellenfront näherungsweise als eine ebene Welle erscheint,
- Mittel zur Kompensation der gekrümmten Geometrie der Hornhaut, umfassend:
- Mittel zur Messung von Steigungen der Wellenfront (**130**) an einer Referenzebene (**131**),
- Mittel zur Projektion der gemessenen Steigungen der Wellenfront zurück auf Ursprungspunkte auf der Hornhaut des Auges, von welchen angenommen wird, daß sie einen nominalen Krümmungsradius aufweisen,
- Mittel zur Berechnung eines Punktes, an dem der Strahl aus der Hornhaut austritt, und
- Mittel zur Rekonstruktion der Wellenfront basierend auf den gemessenen Steigungen an den berechneten Orten der Hornhaut;

dadurch gekennzeichnet, daß das Kompensationsmittel umfaßt:

- Mittel zur Berechnung einer radialsymmetrischen Abschwächungsfunktion, die dargestellt ist durch

$$A\{ 1 + Bp^2 + Cp^4 \},$$

wobei p eine normalisierte radiale Position ist, und A, B und C Koeffizienten sind, welche die Abschwächungsfunktion beschreiben, und wobei das System des weiteren erste und zweite afokale Verbindungsstufen (**358, 360**) beinhaltet, die im Pfad der von der Hornhaut ausgehenden Wellenfront angeordnet sind, wobei die erste und die zweite afokale Verbindungsstufe in Kombination mit einem Mikrolinsenfeld dazu angepaßt sind, eine Vergrößerung der Wellenfront zu bewirken, wodurch der dynamische Bereich des Systems erhöht wird.

2. System nach Anspruch 1, wobei die optische Korrektur durch eine Linsenvorschrift (**92**) erreicht wird.

3. System nach Anspruch 1, wobei die optische Korrektur durch Mittel (**94**) zur Abtragung von Hornhautmaterial vom Auge erreicht wird.

4. System nach Anspruch 3, wobei das Abtragungsmittel ein System (**94**) zur Versorgung mit einem Laserstrahl (**14, 18**) umfaßt, um das Auge mit einem Laserstrahl zu bombardieren, der eine ausreichende Leistung aufweist, um das Hornhautmaterial von der Hornhaut (**126**) des Auges abzutragen und wobei die optische Korrektur durch die Entfernung von Hornhautmaterial erreicht wird.

5. System nach Anspruch 4, wobei das System (**94**) zur Versorgung mit einem Laserstrahl eine Augenverfolgungseinrichtung (**25**) zur Beobachtung der Bewegung des Auges und zum Anpassen der Positionen des Laserstrahls in Reaktion auf die Bewegung umfaßt.

6. System nach Anspruch 3, wobei die optische Korrektur eine vorgeschriebene Änderung der Oberflächenkrümmung der Hornhaut des Auges (**120**) ist, und wobei die optische Korrektur, die durch die Neuformung der Oberflächenkrümmung der Hornhaut des Auges erreicht wird, auf der vorgeschriebenen Änderung ohne

Rücksicht auf eine resultierende Topographie der Gesamtoberfläche der Hornhaut basiert.

7. System nach Anspruch 1, wobei der Wandler (**40, 90**) die Wegdifferenz mit einer Zernike-Rekonstruktion der Wellenfront (**24, 30**) bereitstellt und die Wegdifferenz durch die Differenz zwischen einem Brechungsindex des Hornhautmaterials und einem Brechungsindex von Luft geteilt wird.

Es folgen 32 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

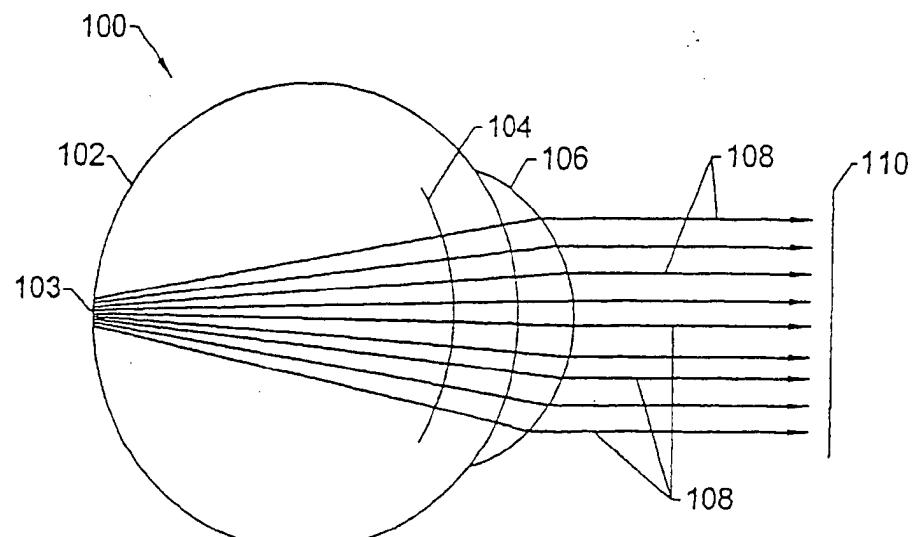


FIG. 1A.

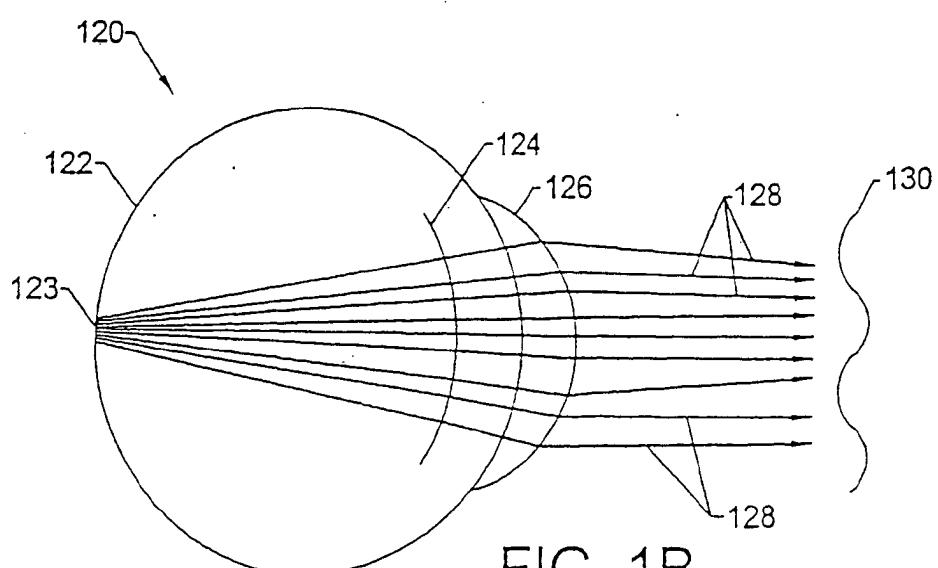
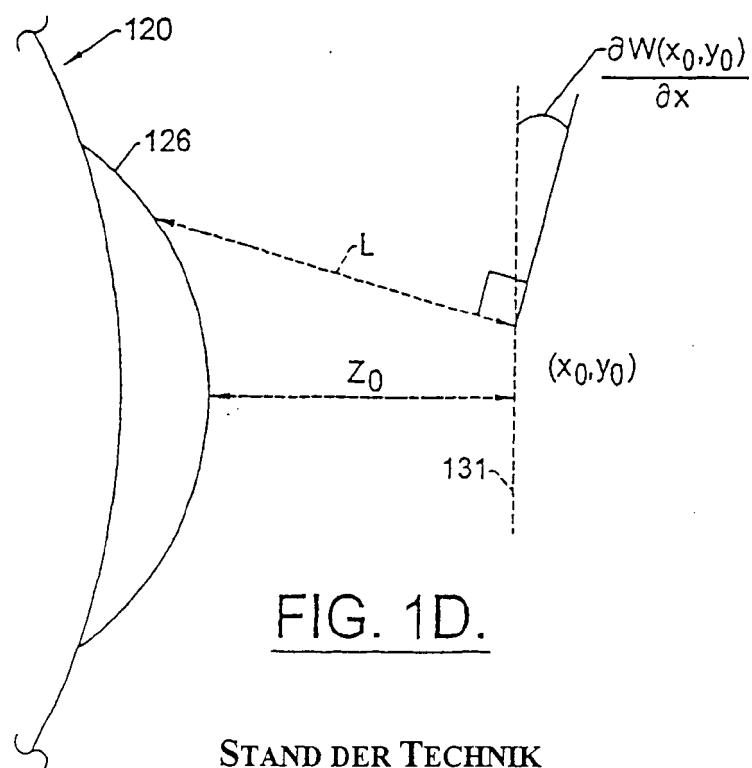
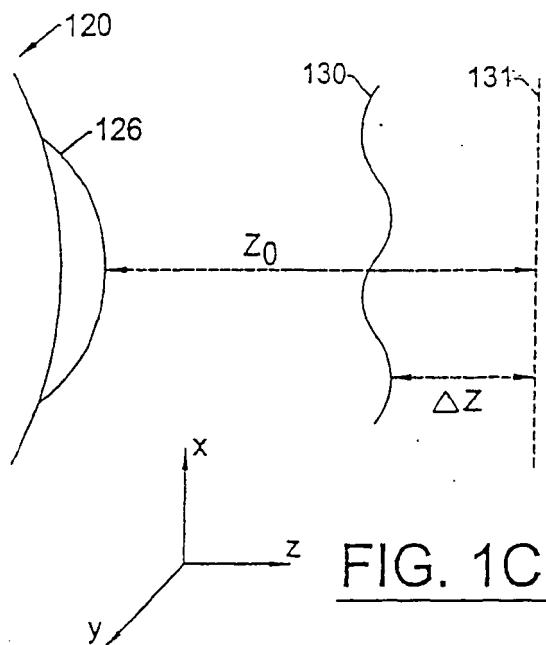


FIG. 1B.

STAND DER TECHNIK



STAND DER TECHNIK

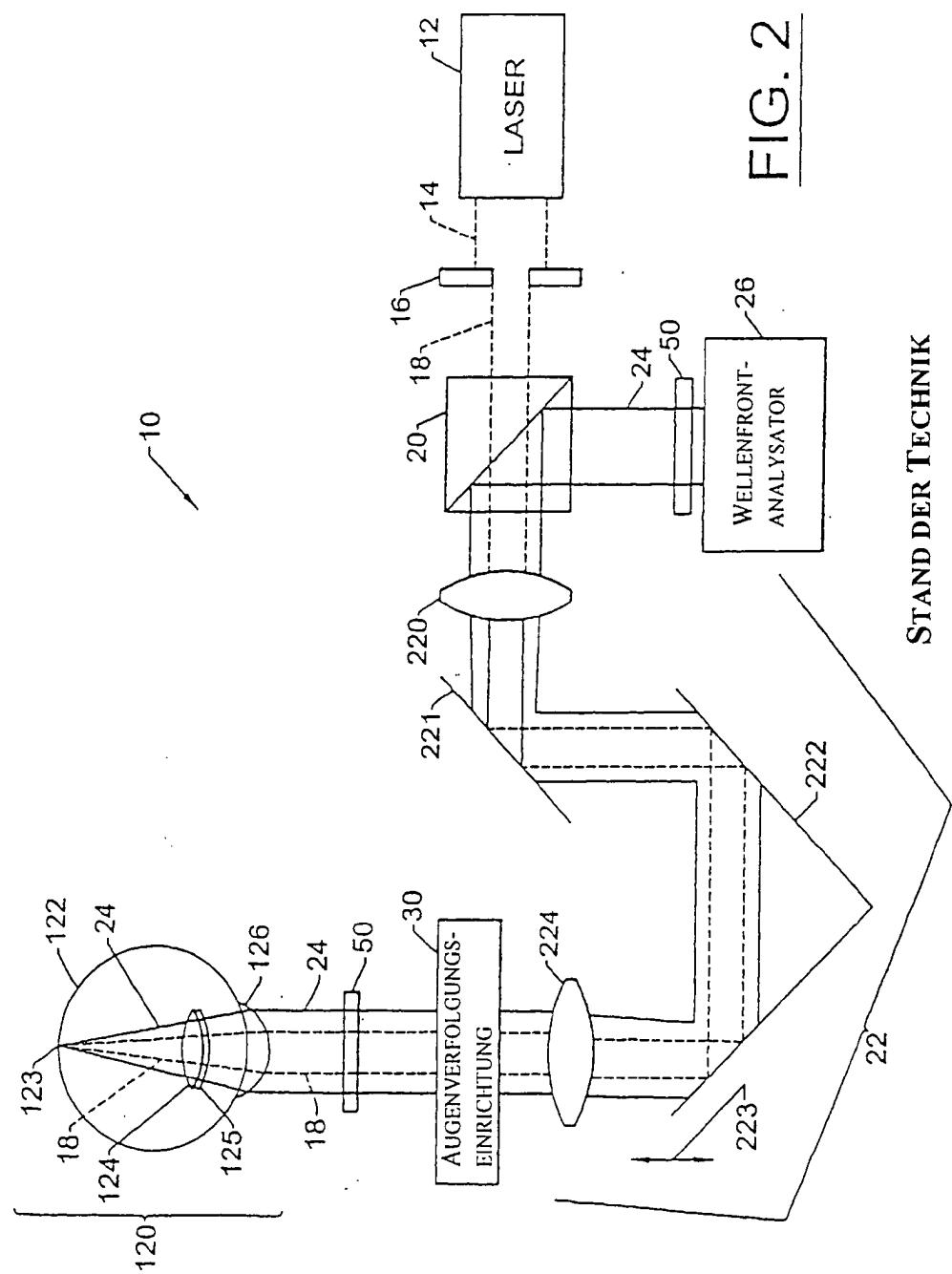
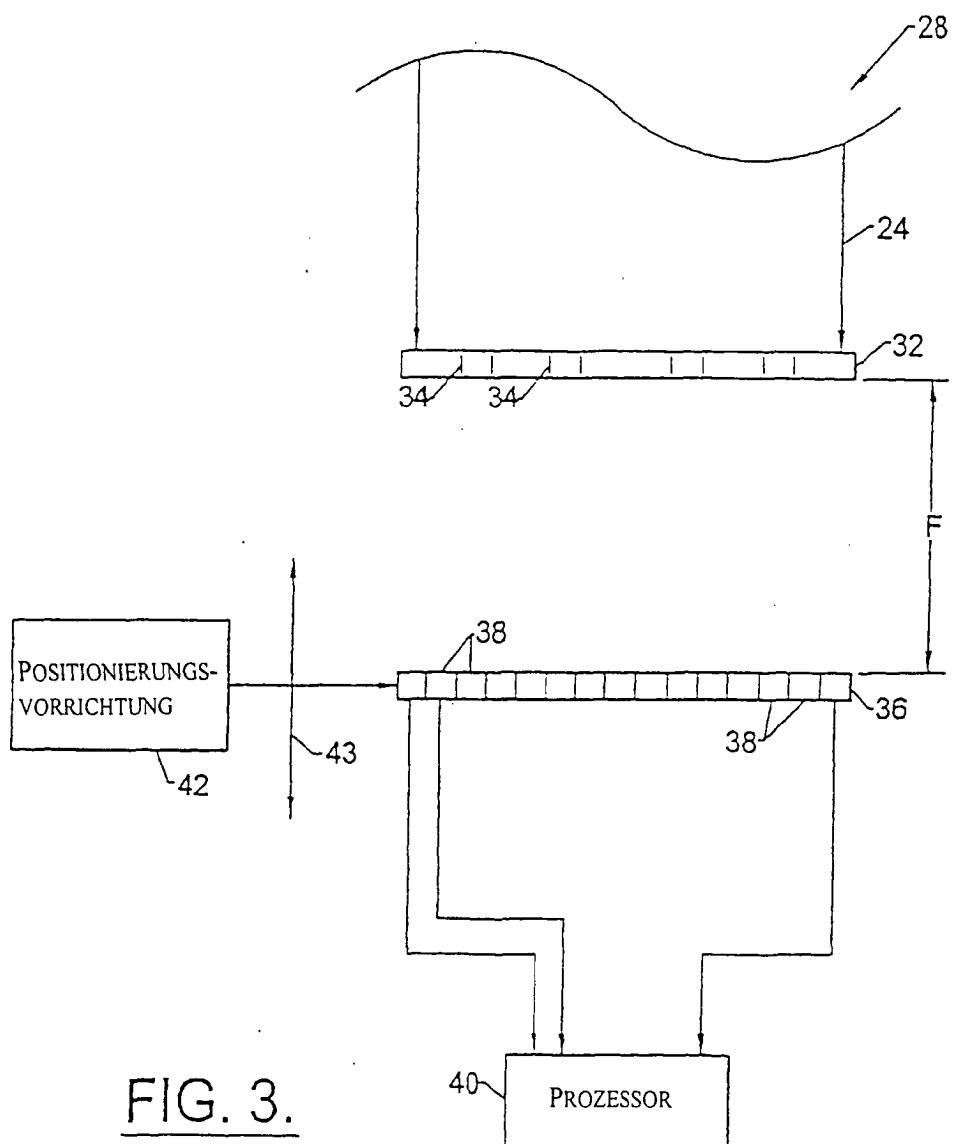
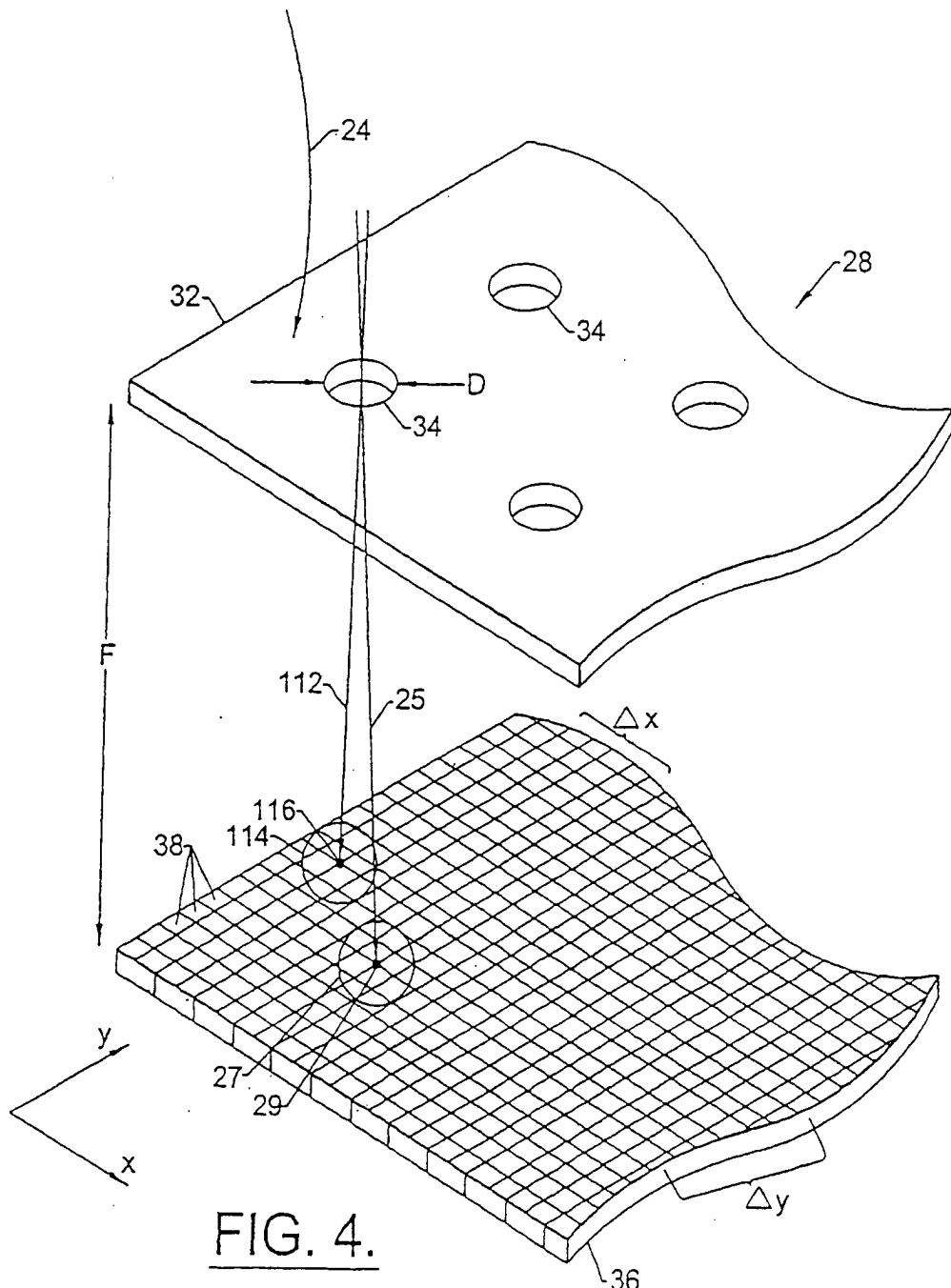


FIG. 2

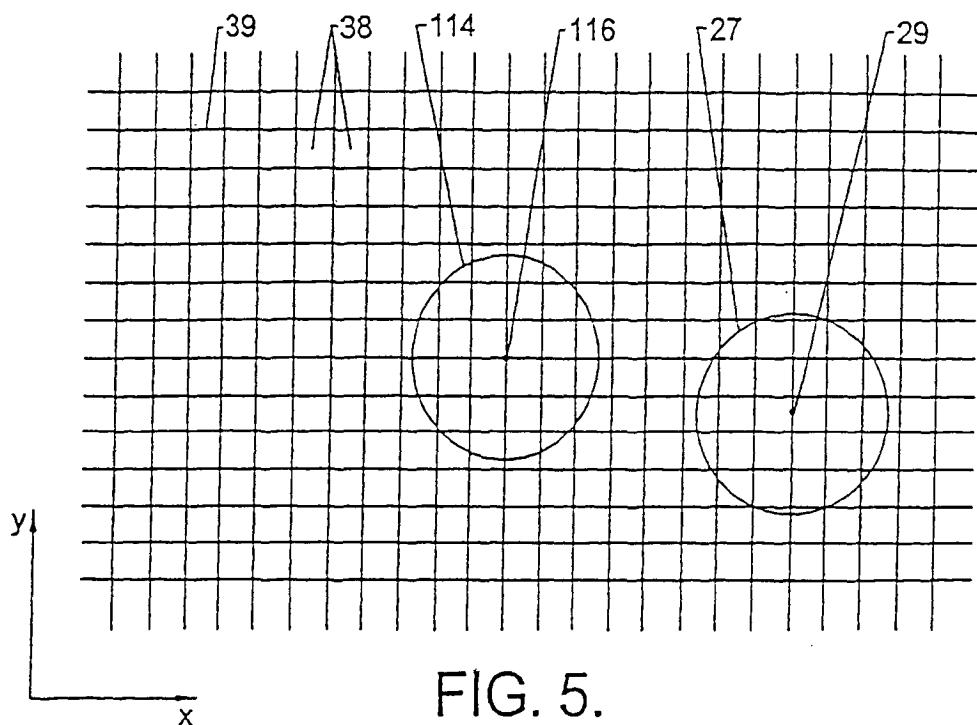
STAND DER TECHNIK



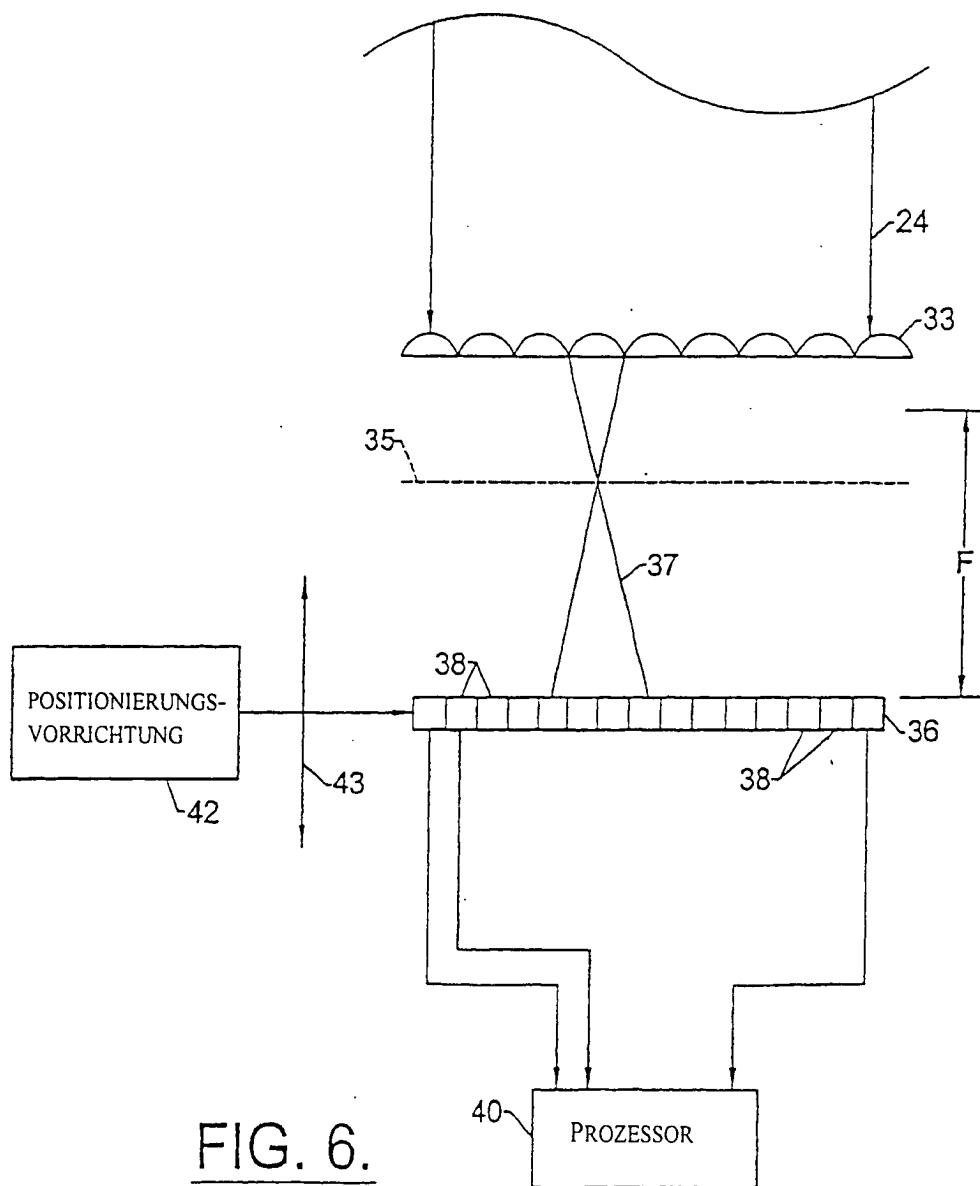
STAND DER TECHNIK



STAND DER TECHNIK

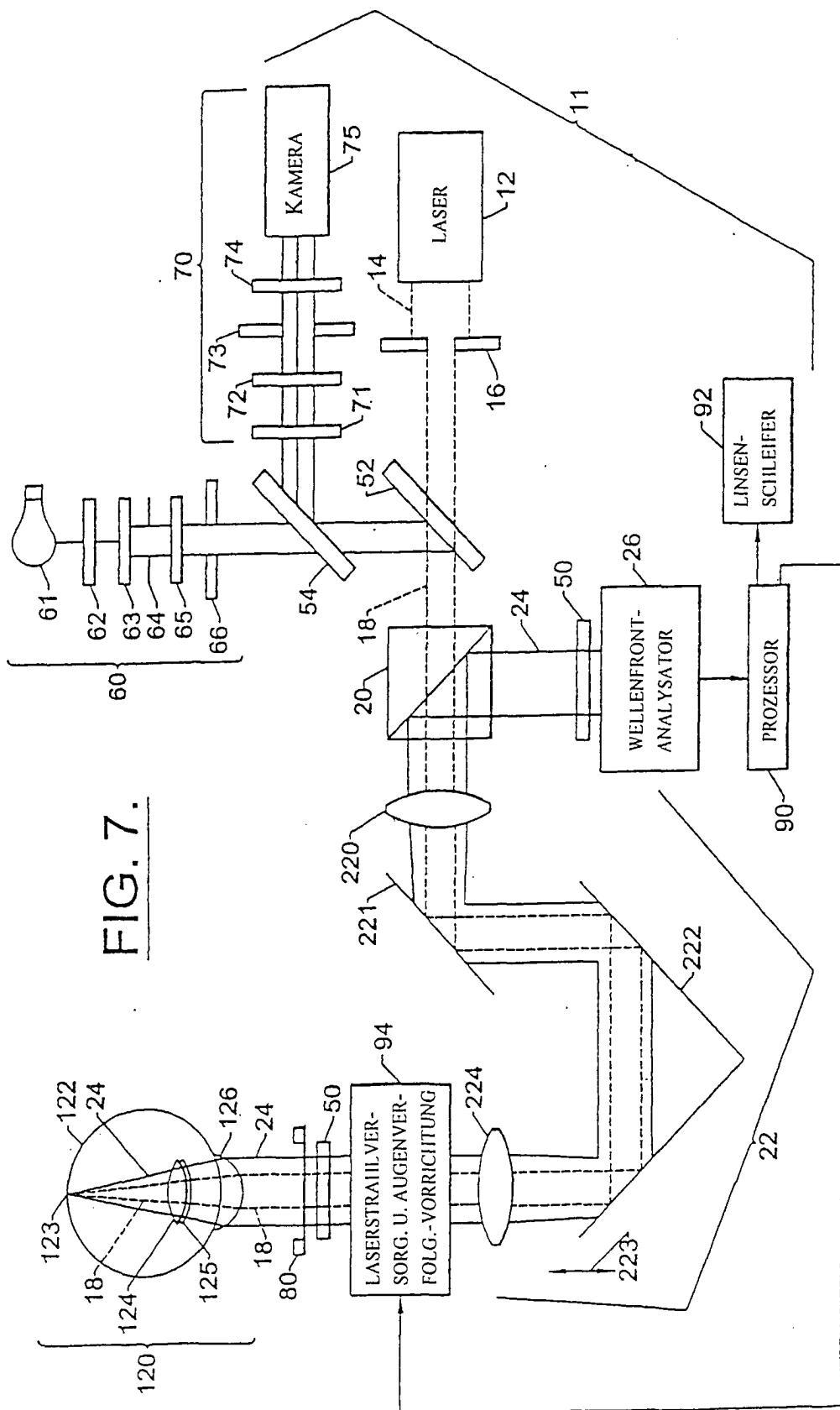


STAND DER TECHNIK



STAND DER TECHNIK

STAND DER TECHNIK



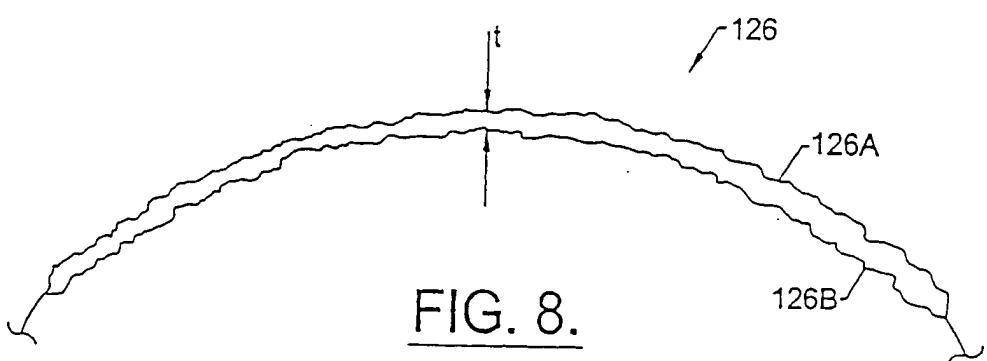


FIG. 8.

STAND DER TECHNIK

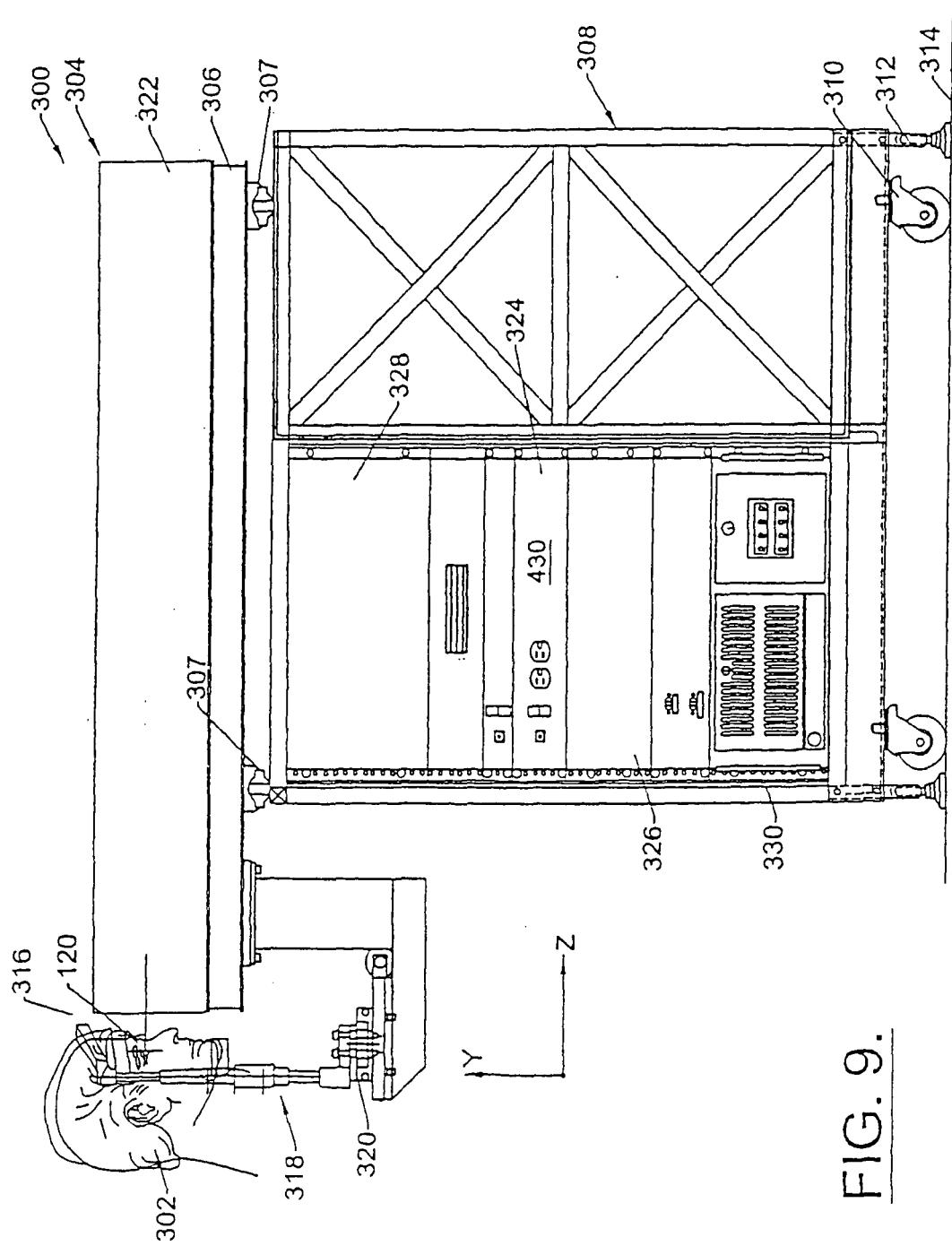


FIG. 9.

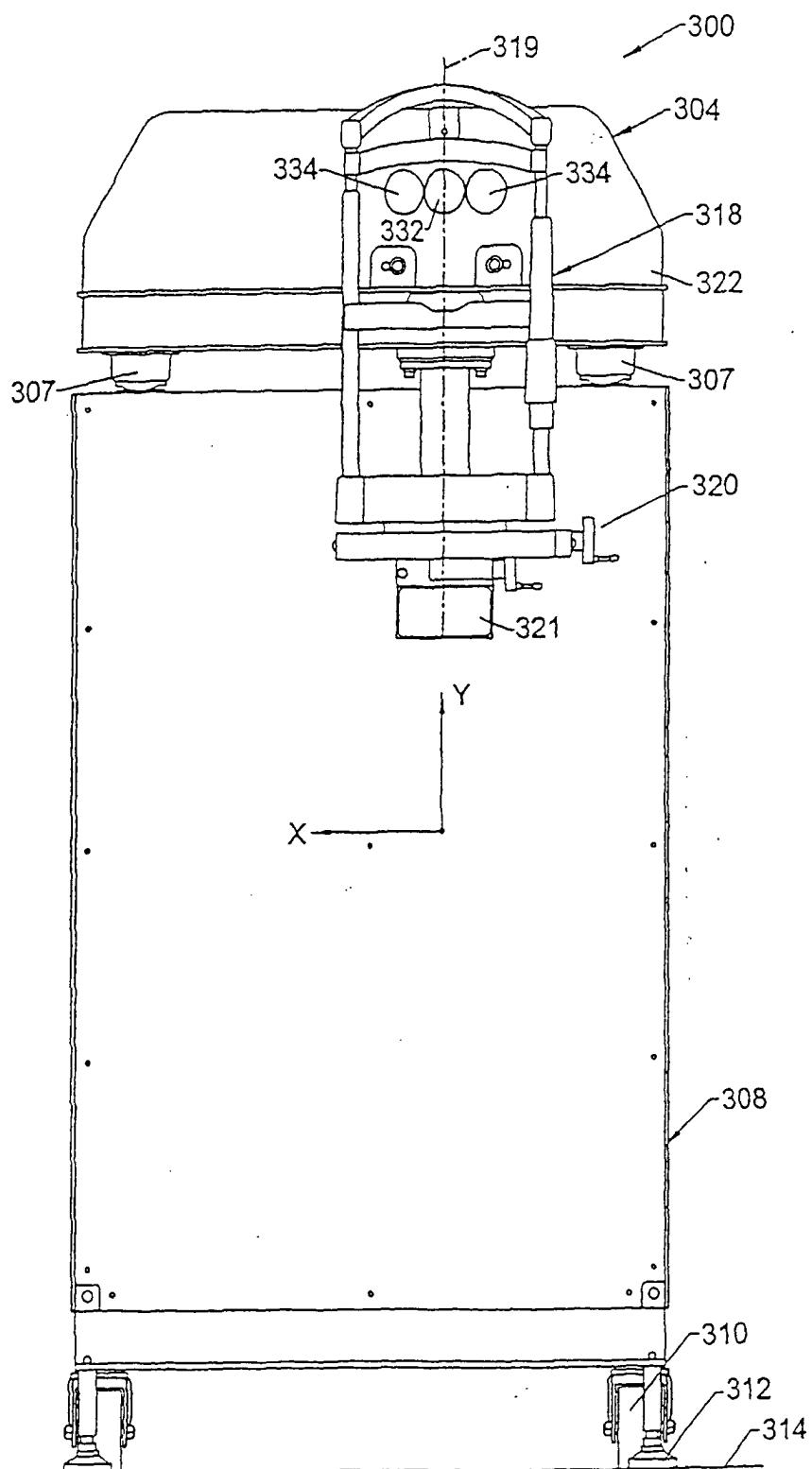
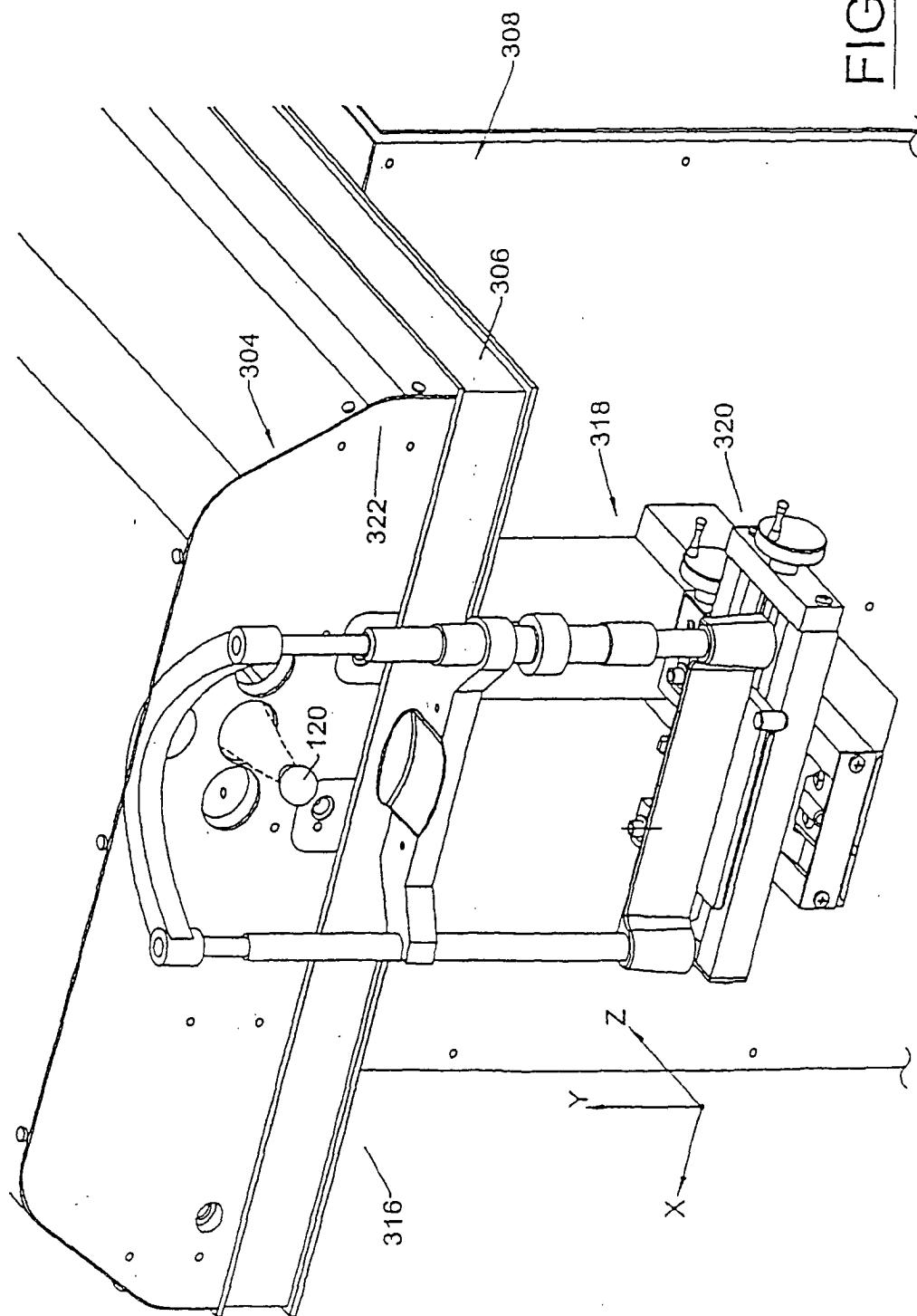


FIG. 10.

FIG. 11.



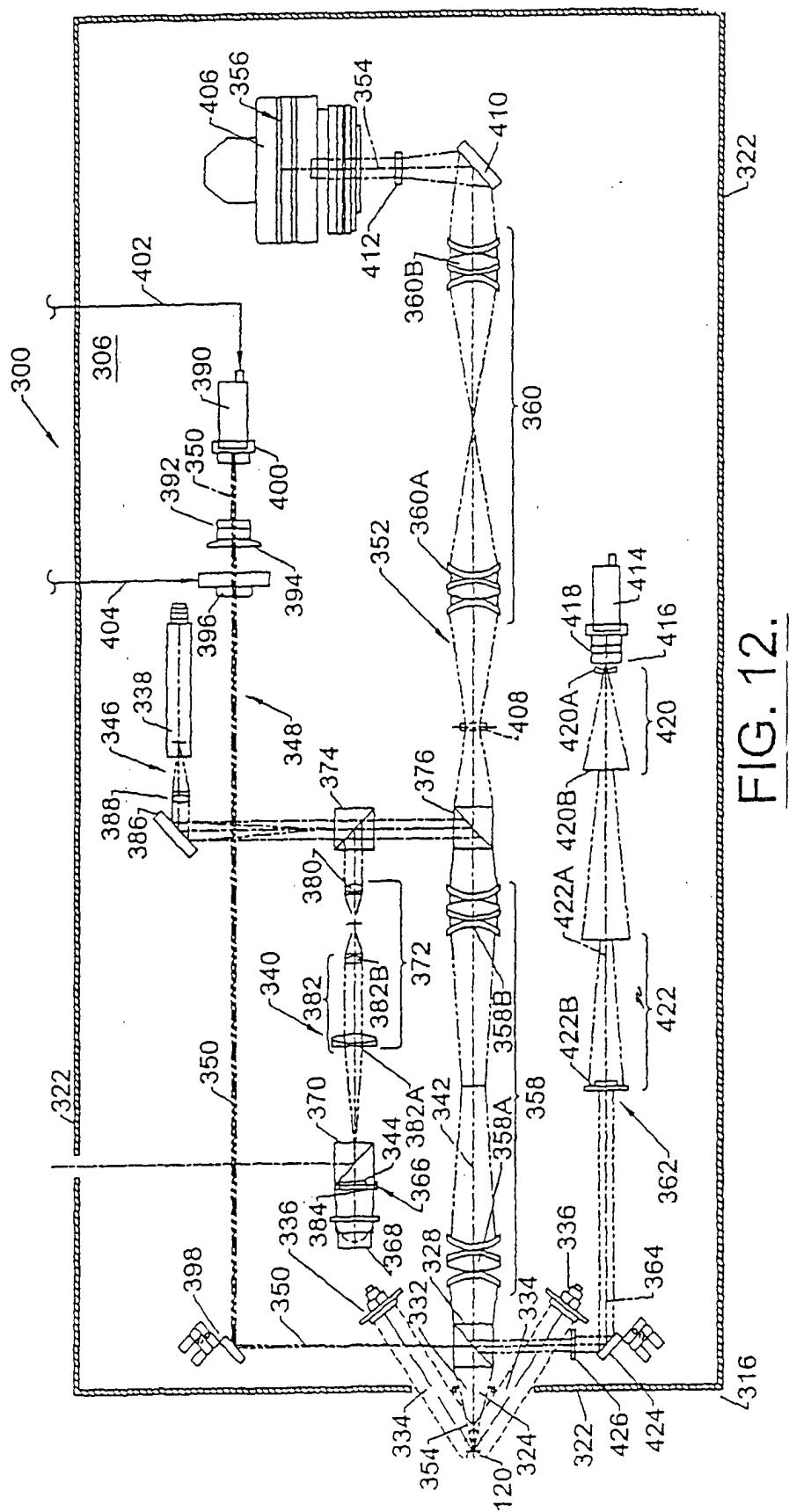


FIG. 12.

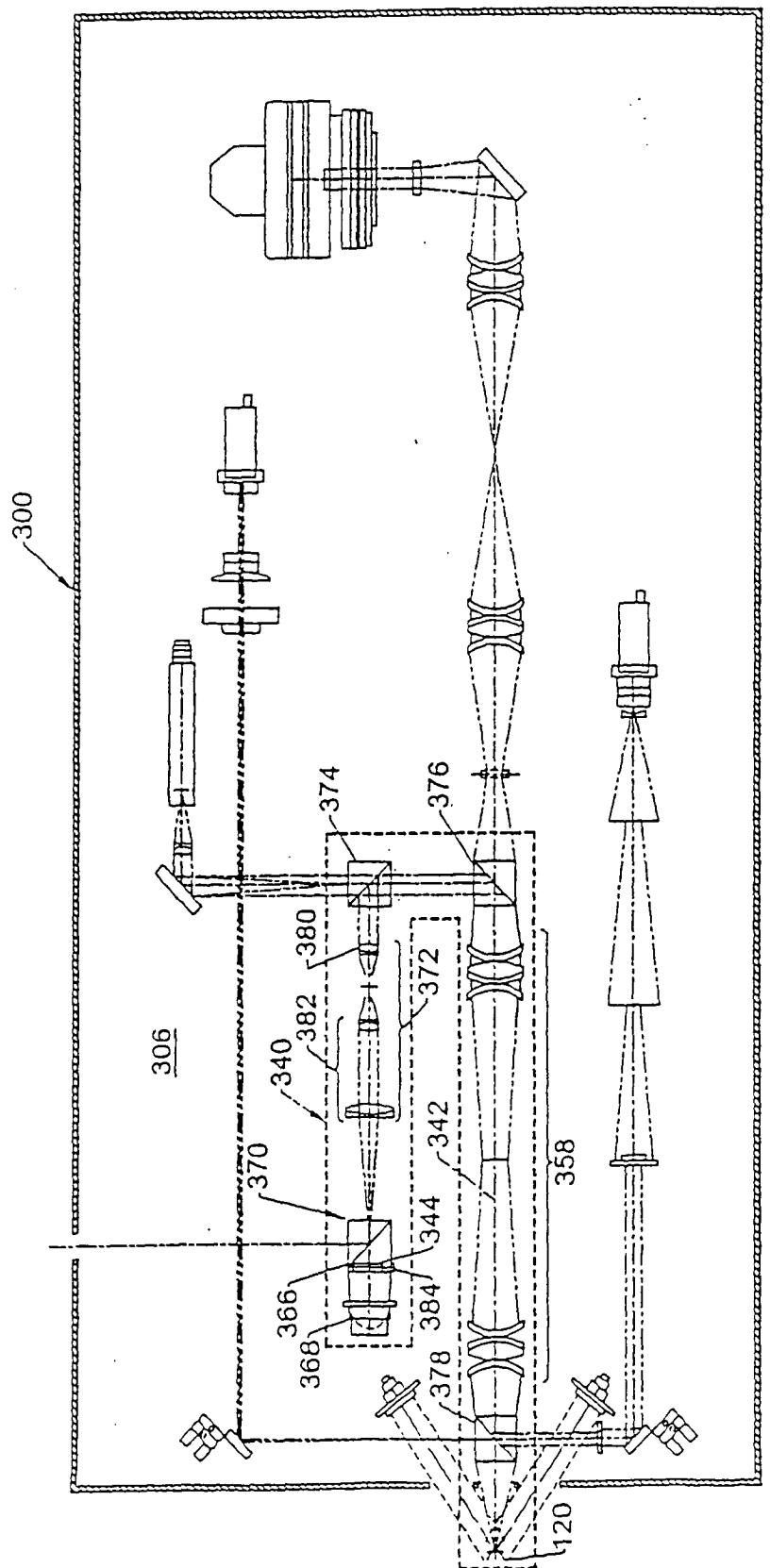


FIG. 12A.

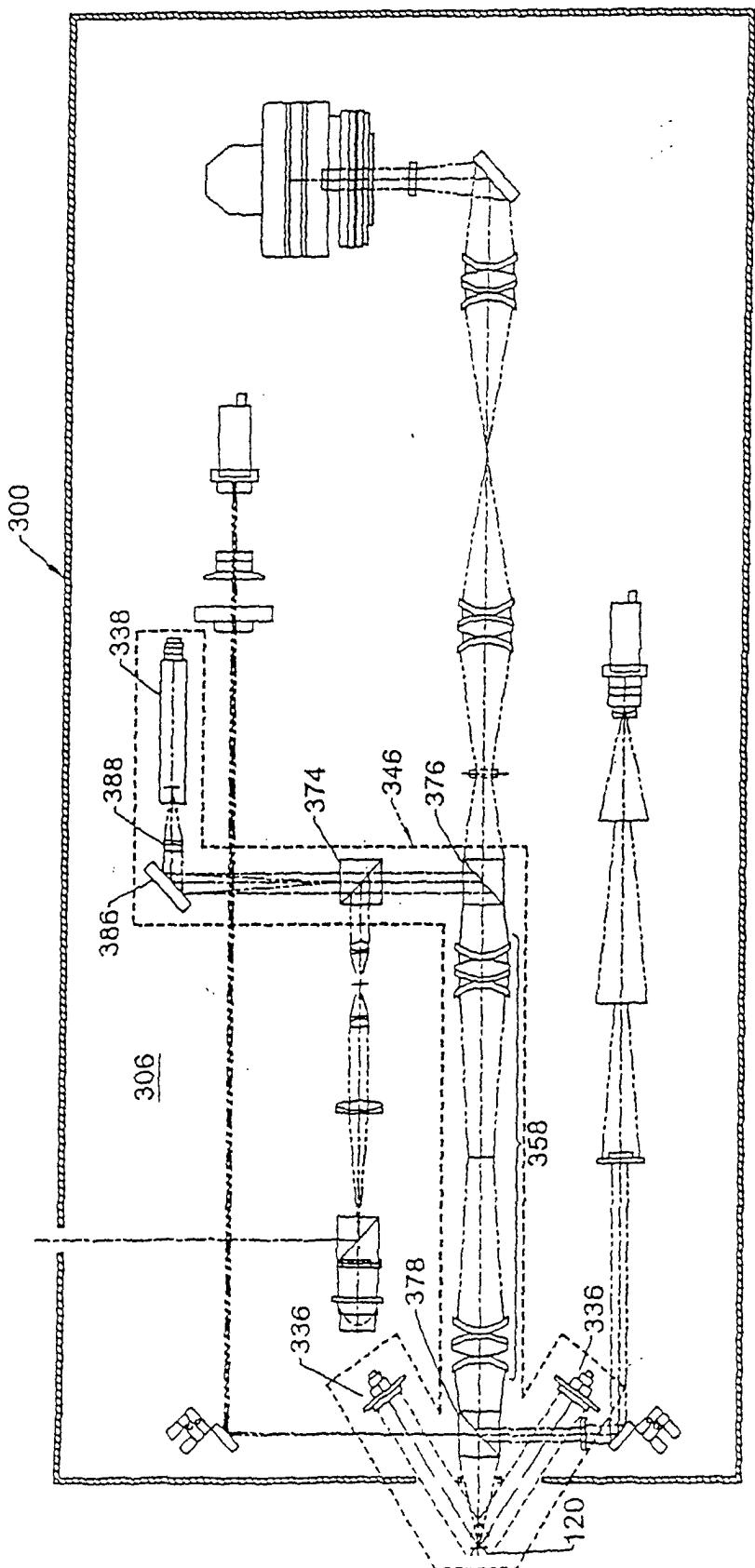


FIG. 12B.

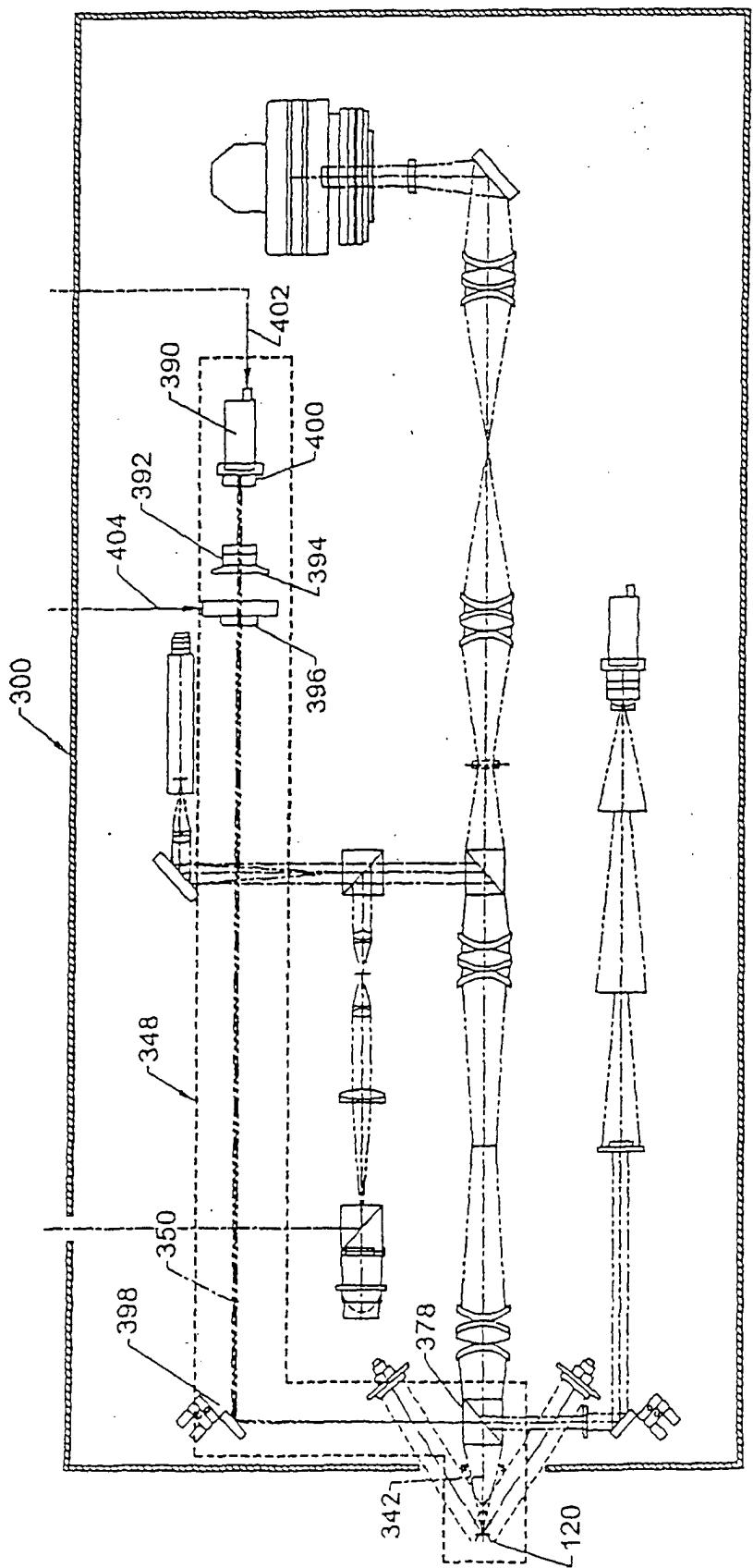


FIG. 12C.

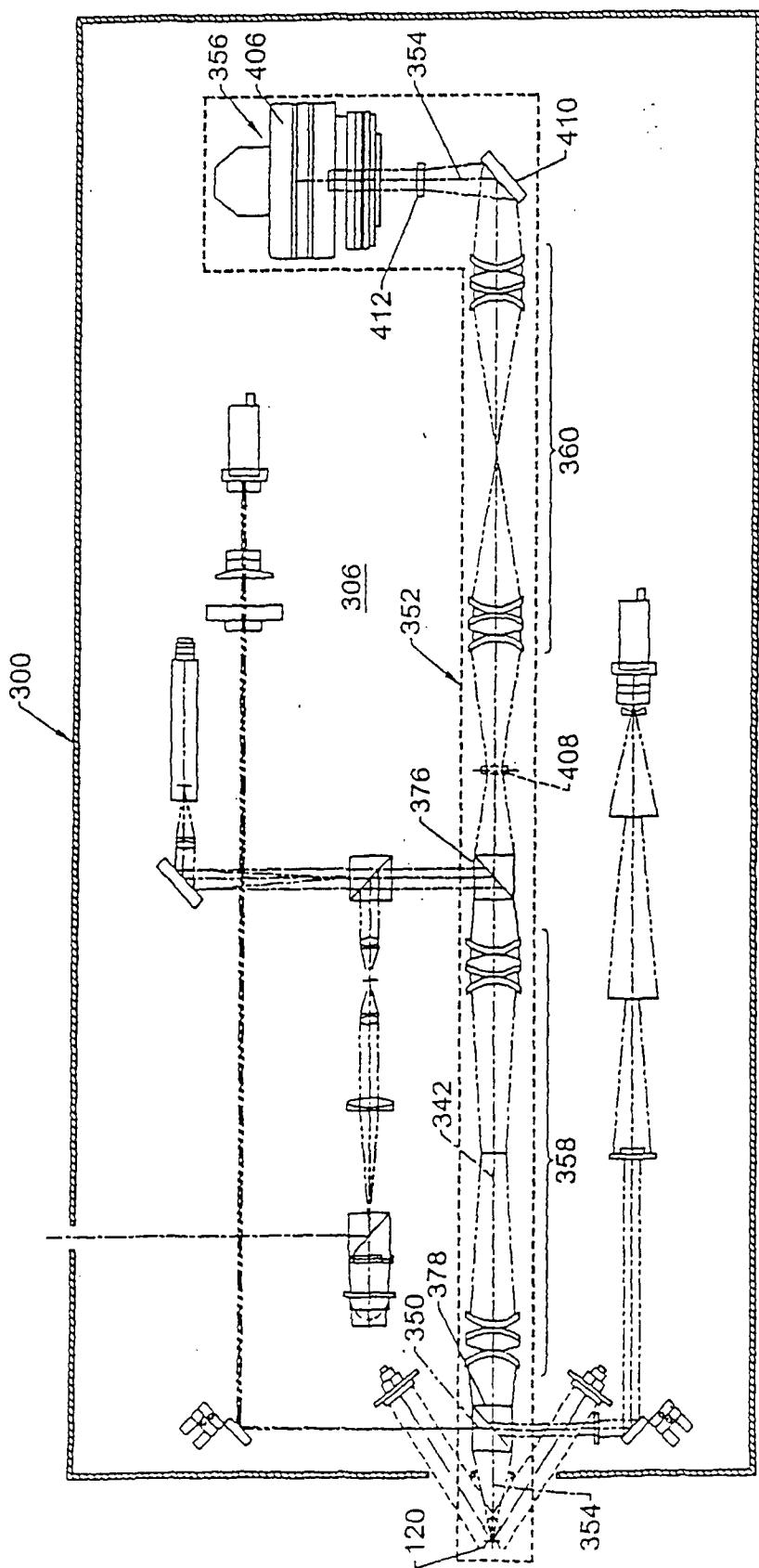


FIG. 12D.

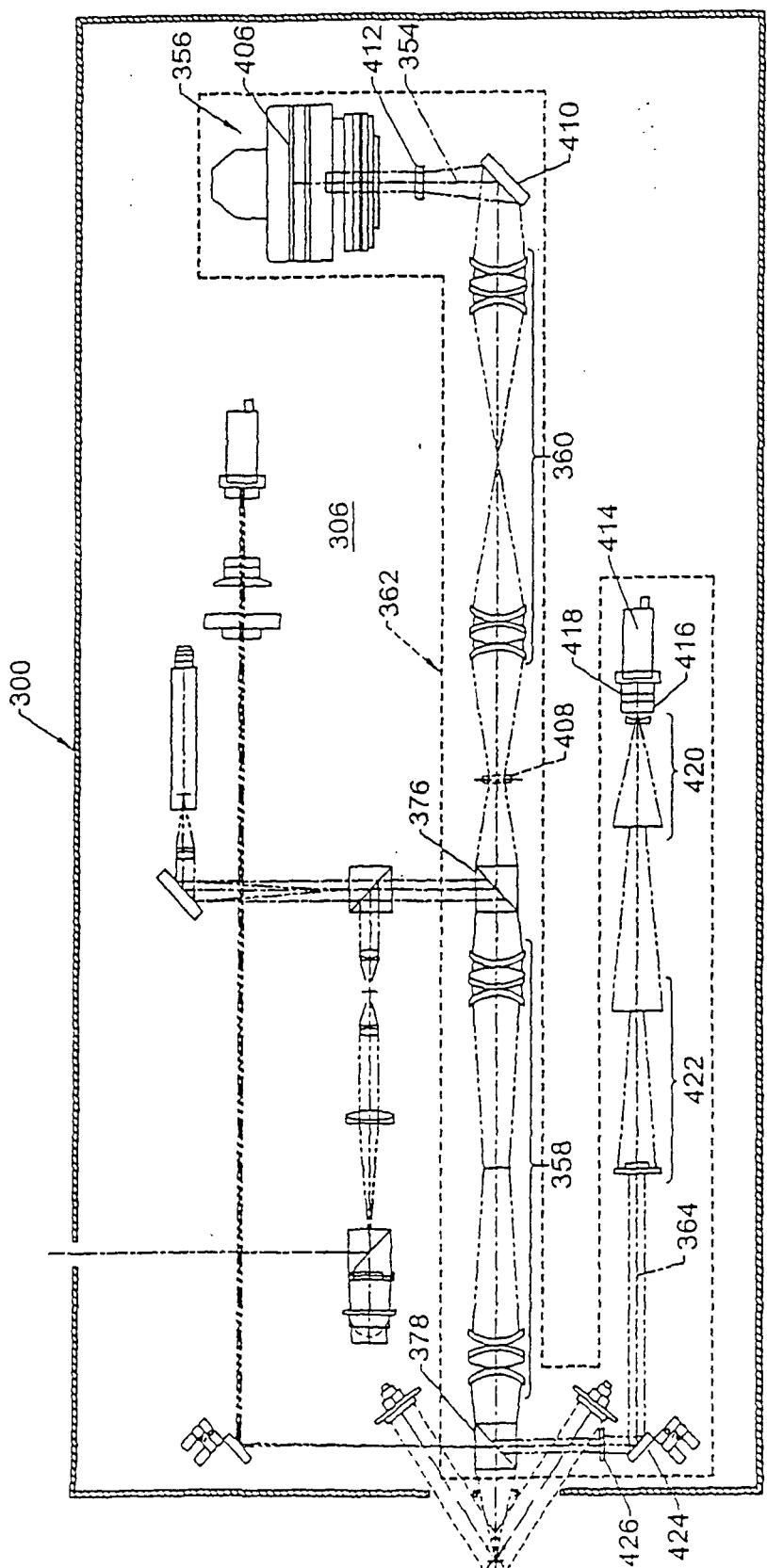
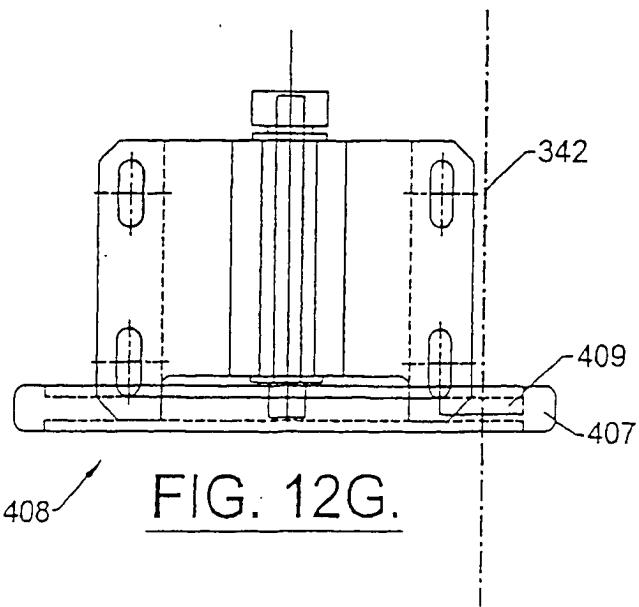
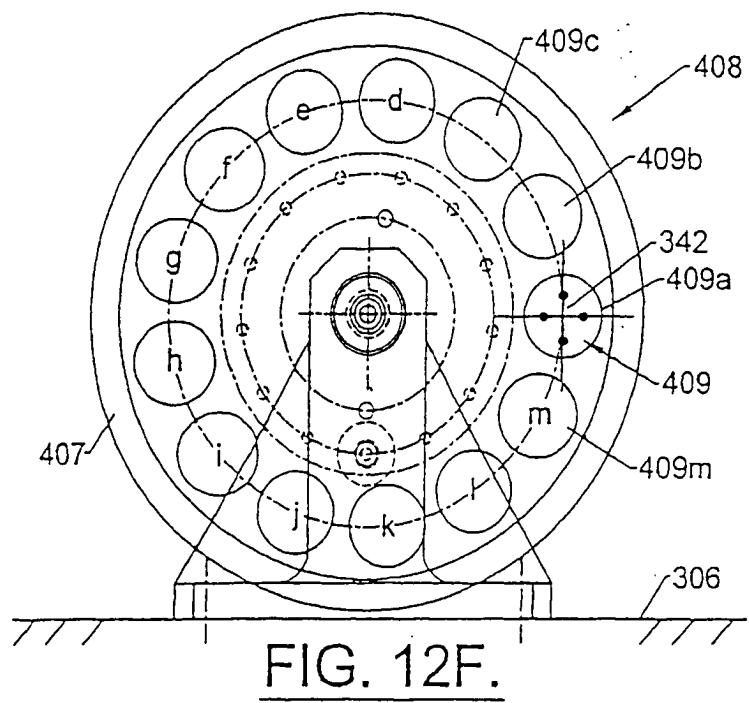
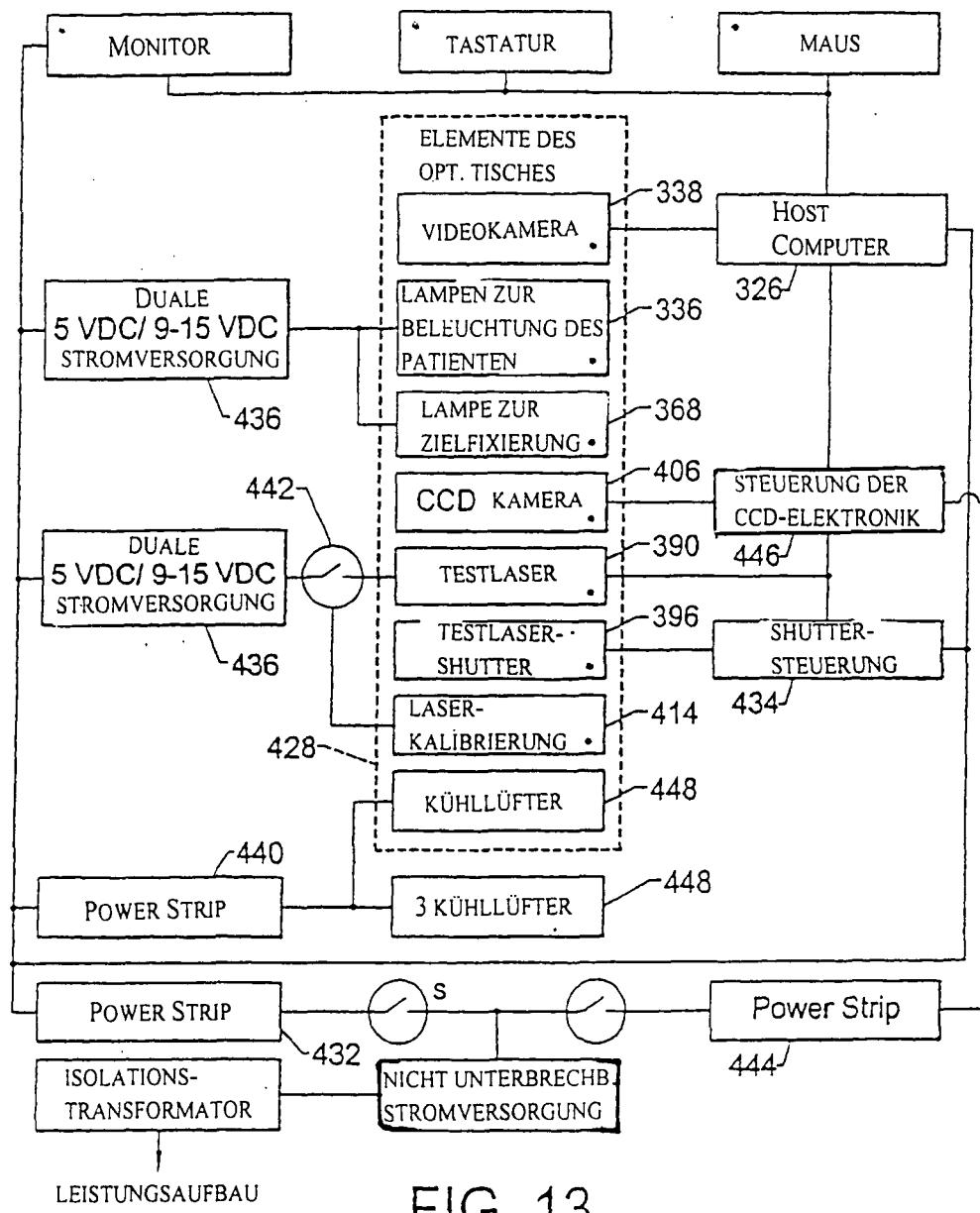


FIG. 12E.





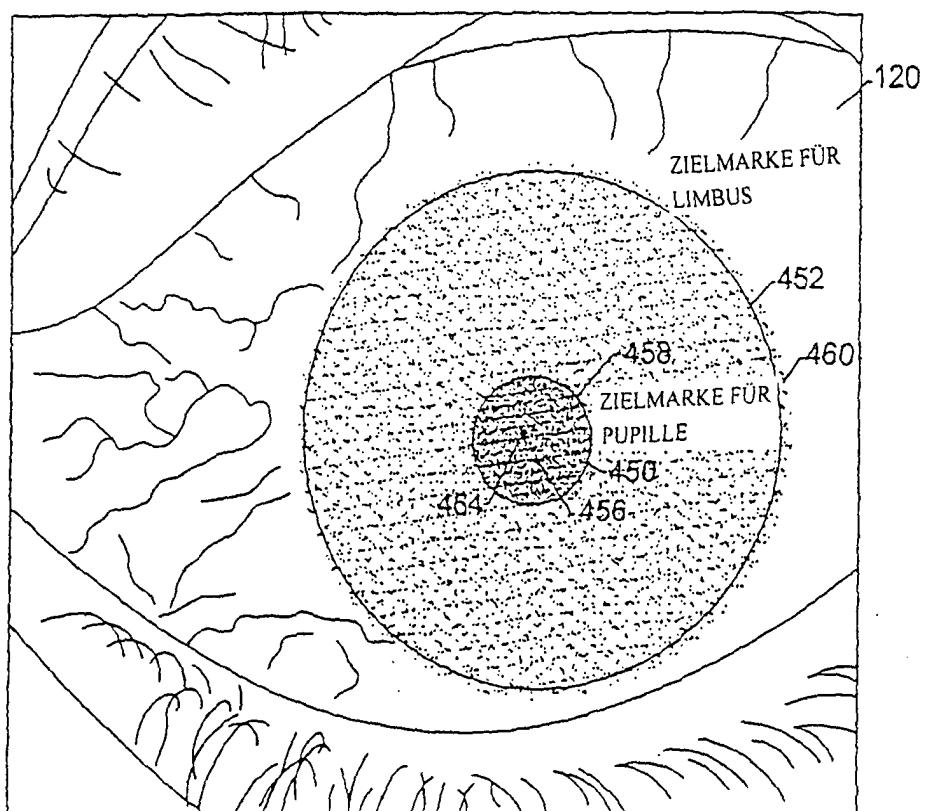


FIG. 14.

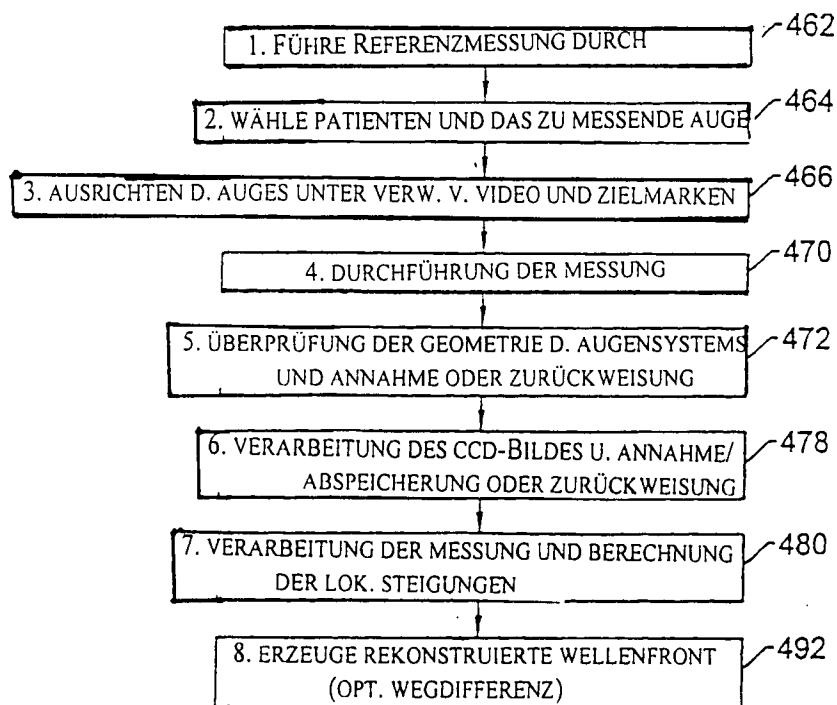


FIG. 15.

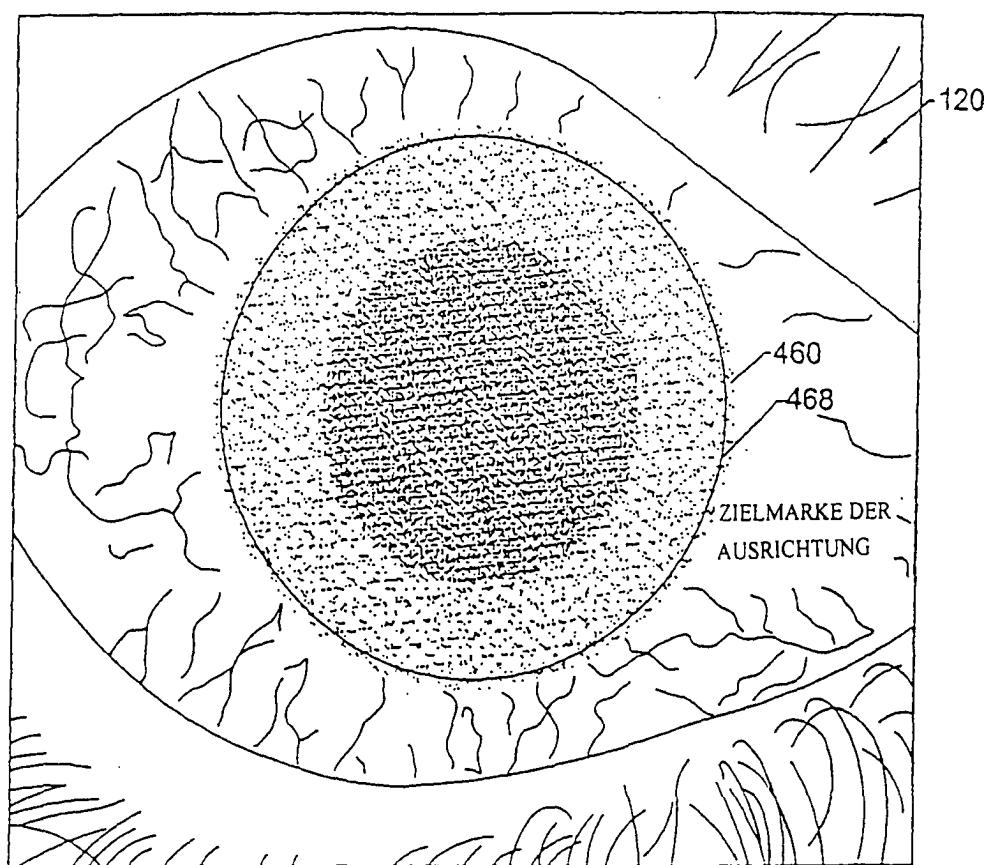


FIG. 16.

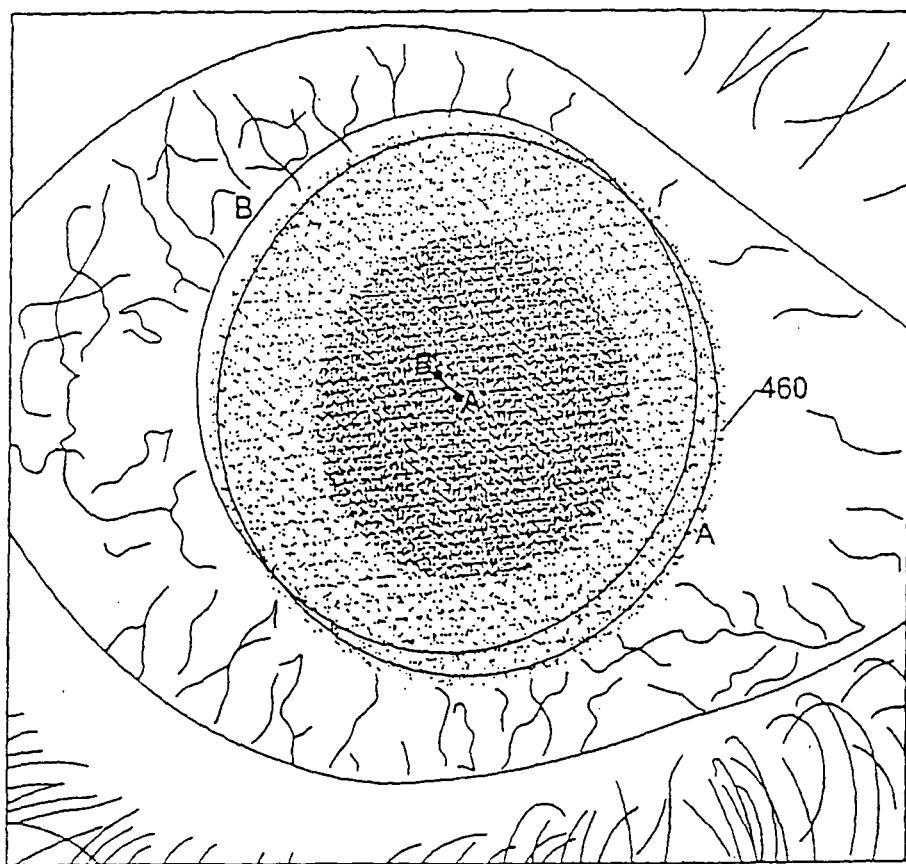


FIG. 17.

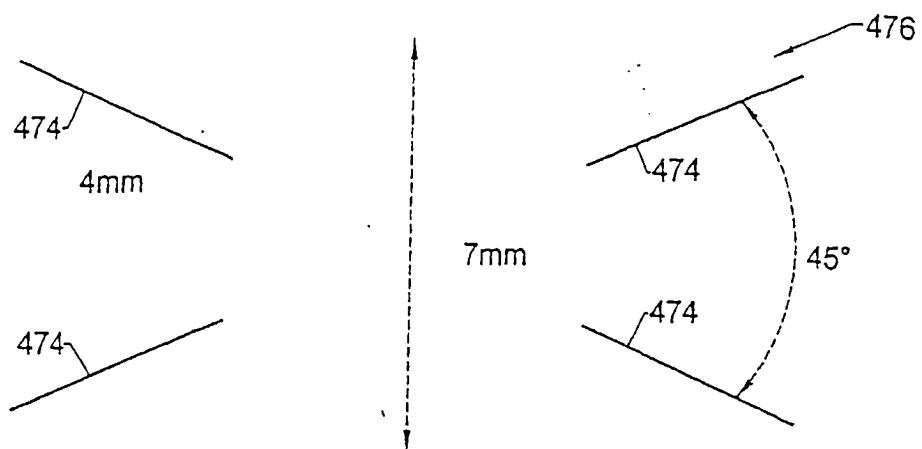


FIG. 18.

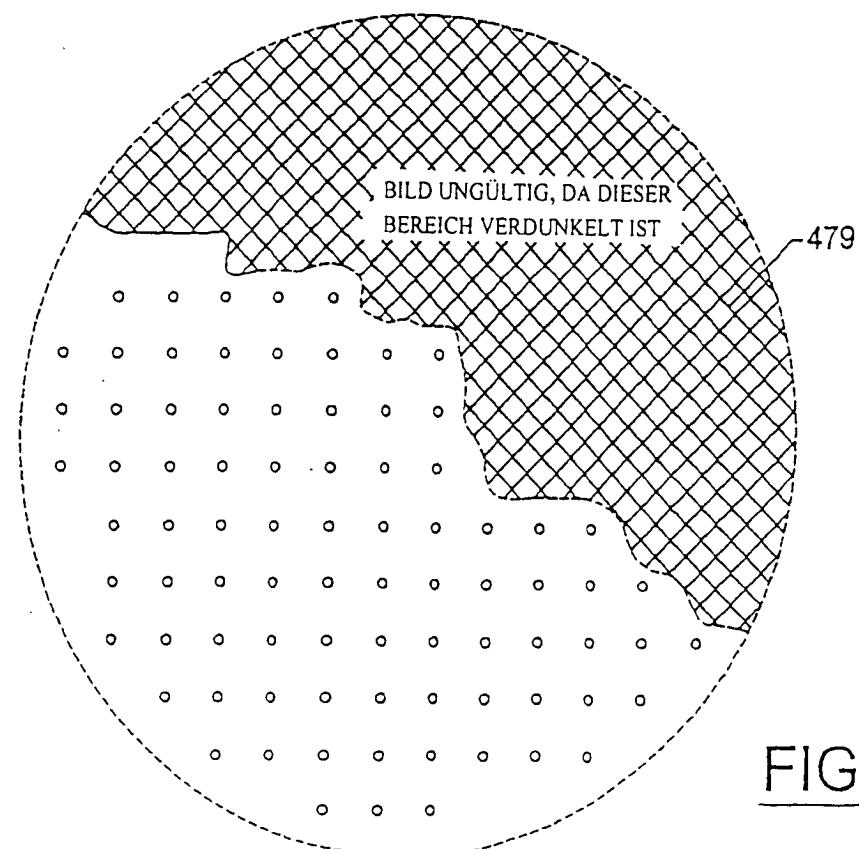
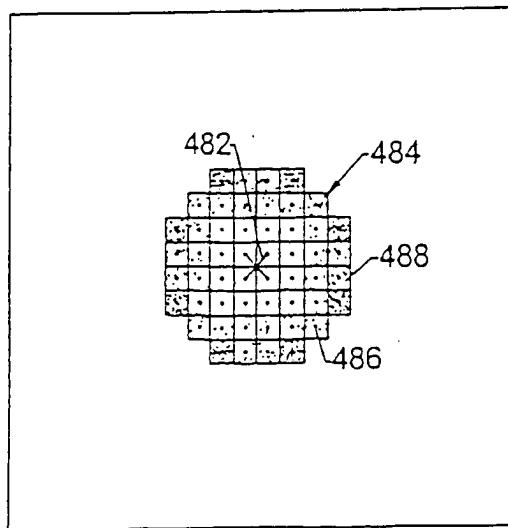
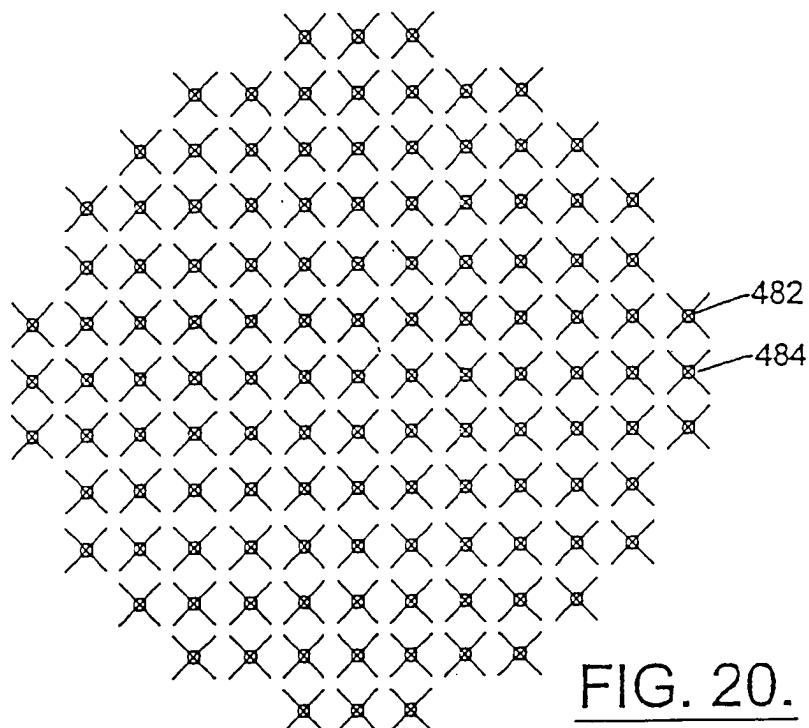


FIG. 19.



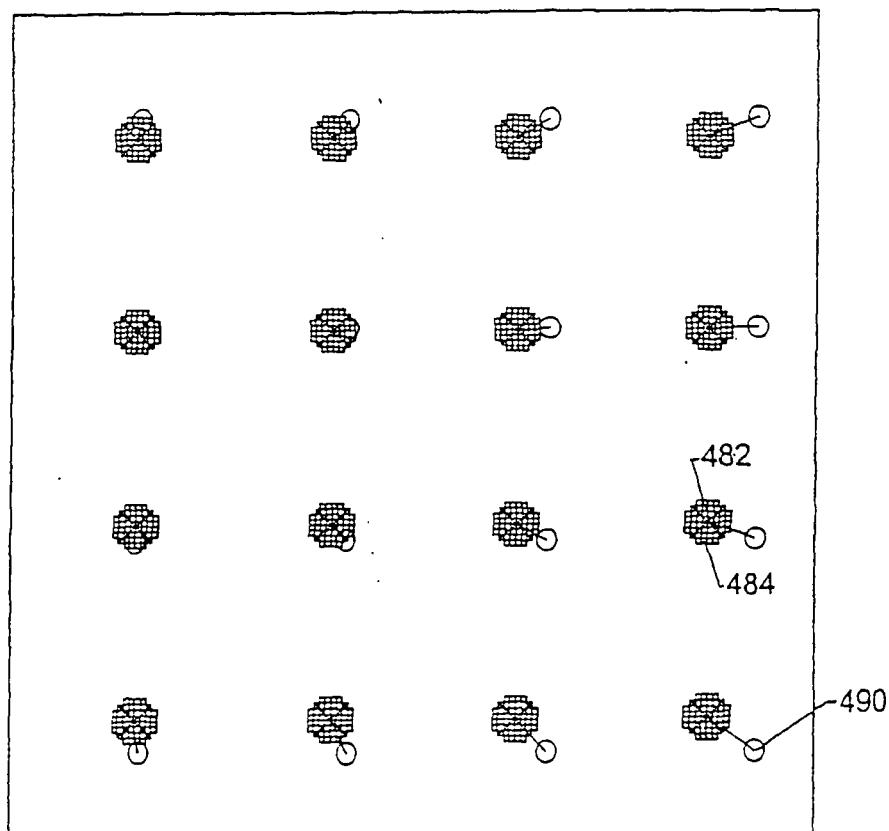


FIG. 22.

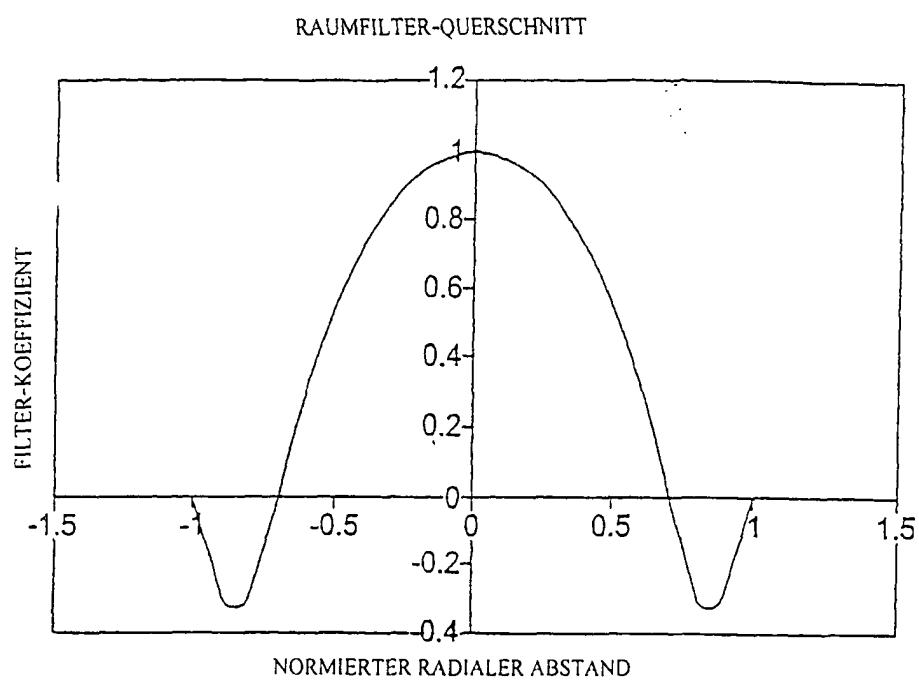


FIG. 23A.

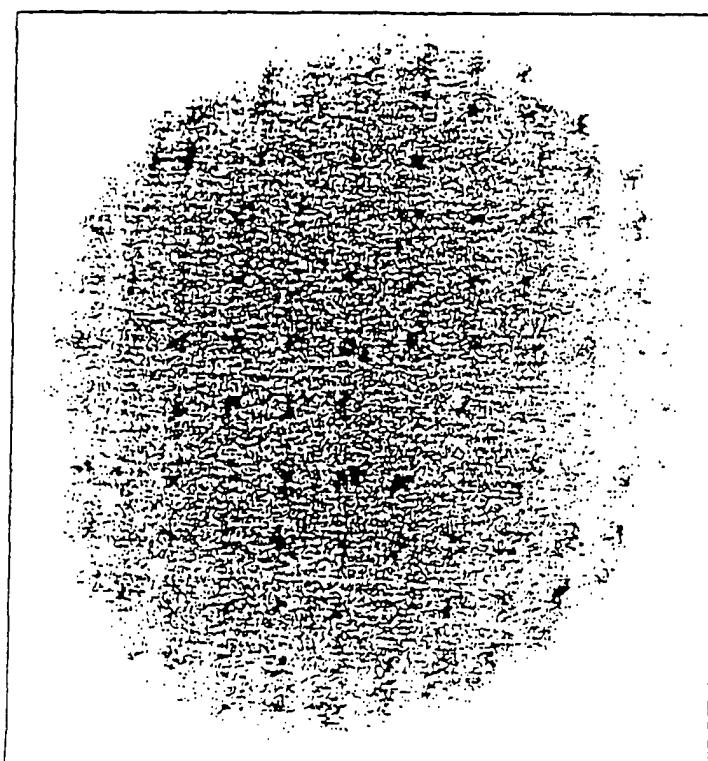


FIG. 23B.

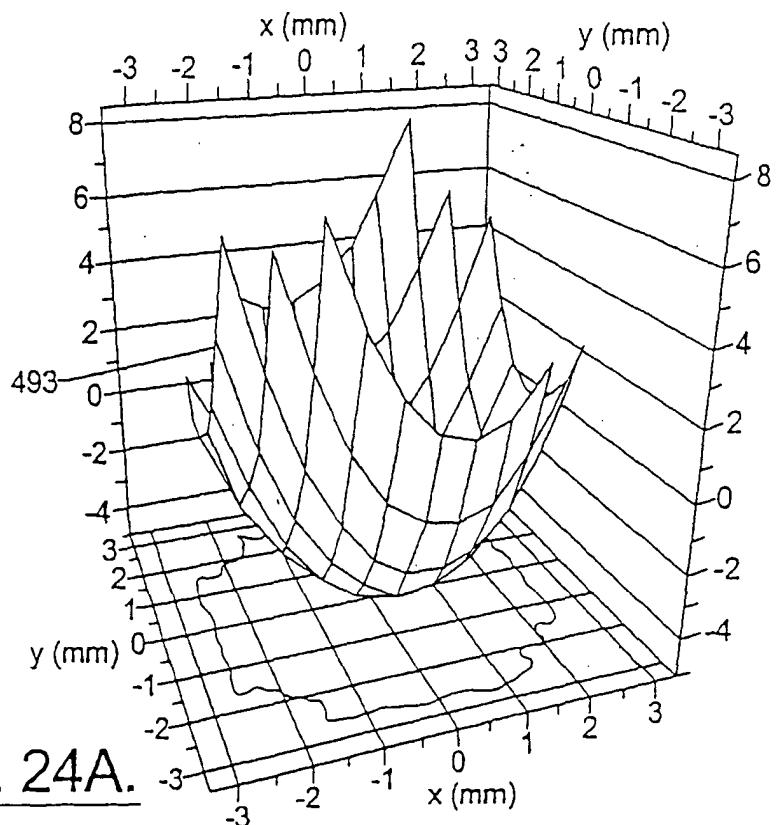


FIG. 24A.

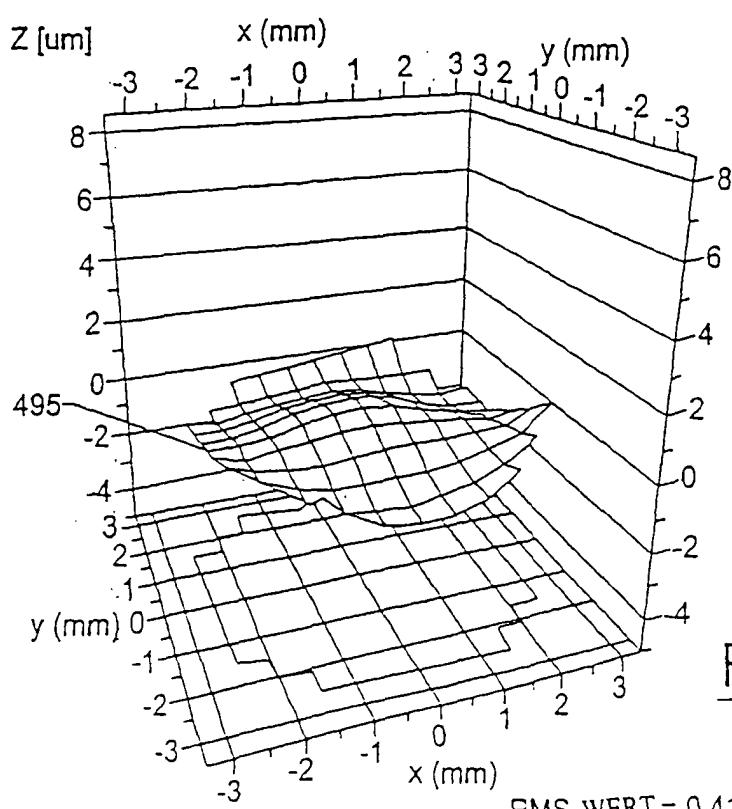


FIG. 24B.

RMS WERT = 0.419um

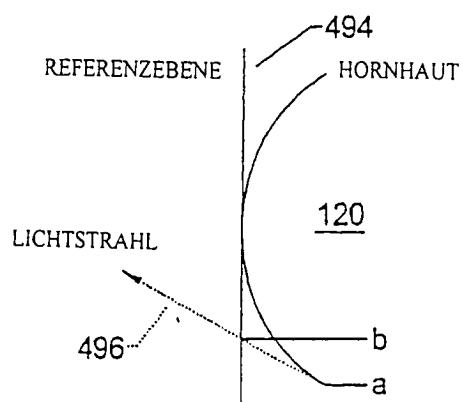


FIG. 25.

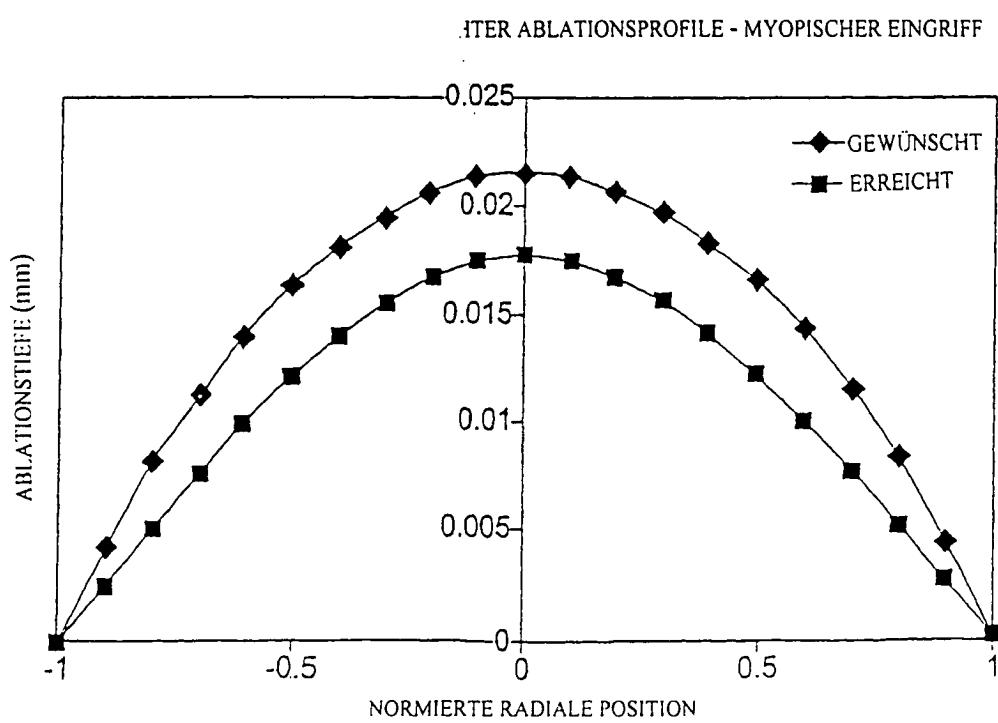


FIG. 26A.

BEISPIEL GEWÜNSCHTER UND ERREICHTER ABLATIONSPROFILE – HYPEROPISCHER EINGRIFF

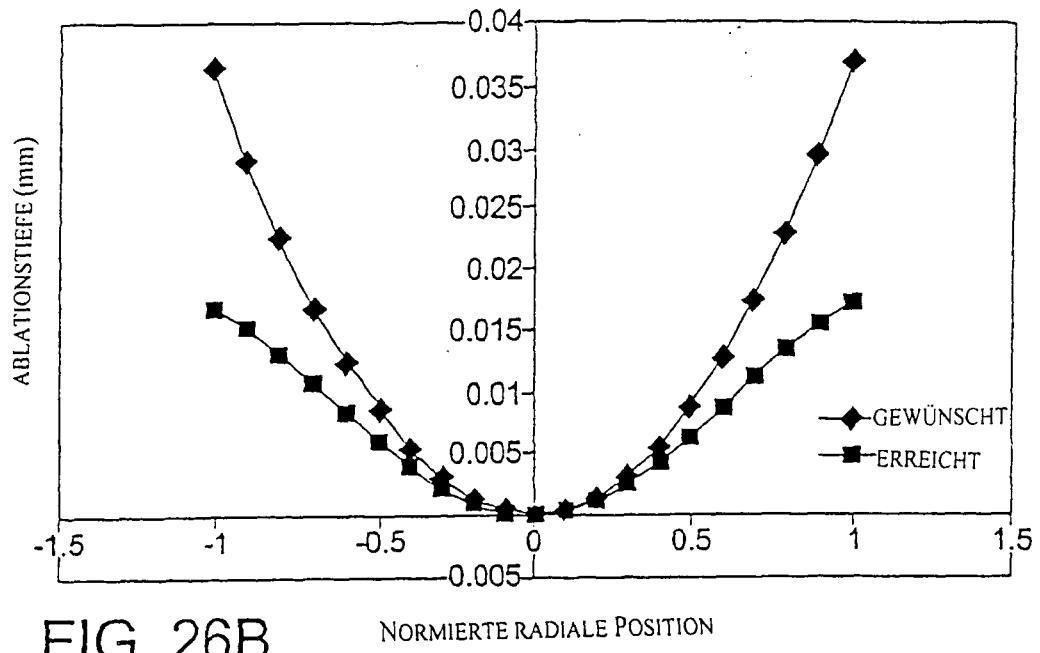


FIG. 26B.

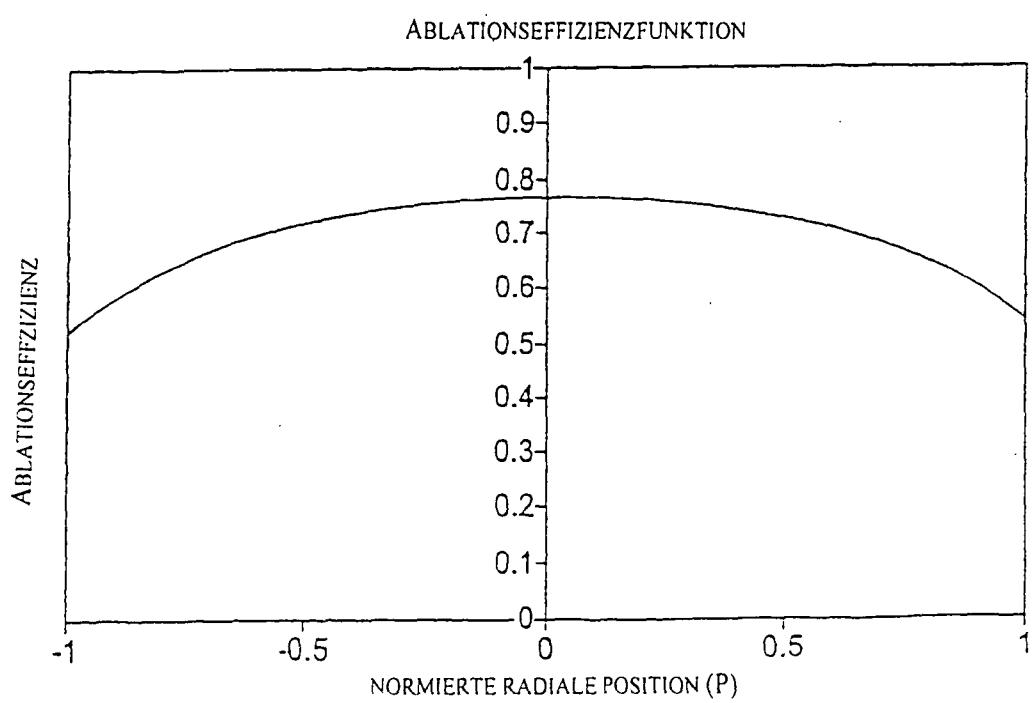


FIG. 26C.

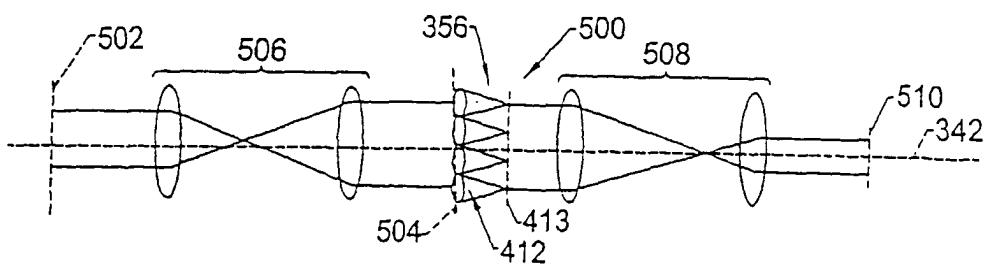


FIG. 27A.

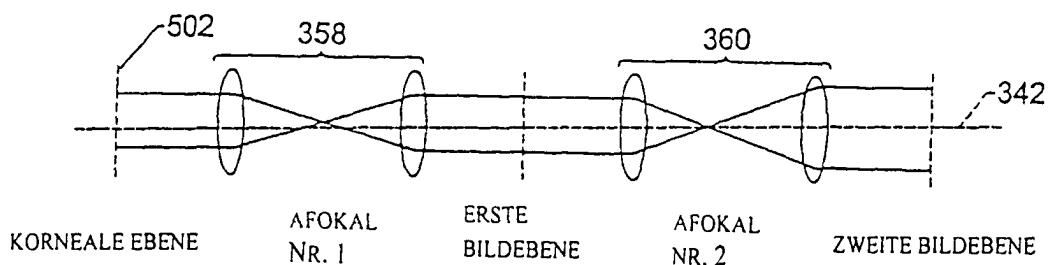


FIG. 27B.