



SCHWEIZERISCHE Eidgenossenschaft  
Eidgenössisches Institut für Geistiges Eigentum

(11) CH 698 355 B1

(51) Int. Cl.: A61B 3/10 (2006.01)

### Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein

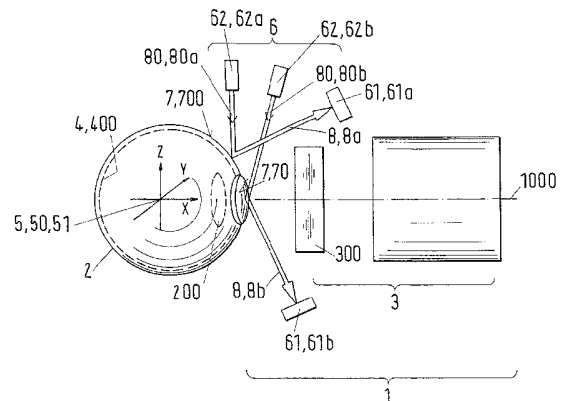
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

## (12) PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer:	00814/09	(73) Inhaber:	OphthaMetrics AG, Bahnhofstrasse 17 8852 Altendorf (CH)
(22) Anmeldedatum:	19.12.2007	(72) Erfinder:	Dr. Felix Margadant, 7304 Maienfeld (CH)
(43) Anmeldung veröffentlicht:	15.06.2009	(74) Vertreter:	Sulzer Management AG, Patentabteilung/0067 Zürcherstrasse 14 8401 Winterthur (CH)
(30) Priorität:	22.12.2006 EP 06 127 170.6	(86) Internationale Anmeldung:	PCT/EP 2007/064194
(24) Patent erteilt:	30.11.2012	(87) Internationale Veröffentlichung:	WO 2008/077854
(45) Patentschrift veröffentlicht:	30.11.2012		

### (54) Ophthalmologisches Gerät sowie Verfahren zur Bestimmung einer Position eines Auges eines Patienten.

(57) Die Erfindung betrifft ein ophthalmologisches Gerät (1) für optische und photometrische Untersuchungen an einem Auge (2) eines Patienten, umfassend eine Beobachtungseinrichtung (3) zur Beobachtung eines zu untersuchenden Augenteils (4, 400), insbesondere eines Augenhintergrunds (4, 400), in einer vorgebbaren Aufzeichnungsposition (5) des Auges (2), sowie eine Messeinrichtung (6) mit einem Messsensor (61, 61a, 61b) zur Bestimmung einer Position (50) und/oder einer Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3). Erfindungsgemäss ist mit dem Messsensor (61, 61a, 61b) eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche (7, 70, 700), insbesondere an der Hornhaut (7, 700) des Auges (2), reflektierten Messsignals (8, 8a, 8b) messbar, so dass mit Hilfe des Messensors (61) die Position (50) und/oder die Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3) automatisch bestimmbar ist. Die Erfindung betrifft weiter ein Verfahren zur Bestimmung einer Position eines Auges (2) eines Patienten in Bezug auf eine Beobachtungseinrichtung (3) mittels eines ophthalmologischen Gerätes (1).



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein ophthalmologisches Gerät für optische und photometrische Untersuchungen an einem Auge eines Patienten sowie ein Verfahren zur Bestimmung einer Position eines Auges eines Patienten in Bezug auf eine Beobachtungseinrichtung eines ophthalmologischen Geräts gemäss dem Oberbegriff der unabhängigen Ansprüche 1 und 8.

**[0002]** Bekannte ophthalmologische Geräte haben unter anderem den Nachteil, dass es bei wiederholten, aufeinanderfolgenden Untersuchungen und Messungen für den Arzt fast unmöglich ist, das Gerät mit Bezug auf den Krümmungsmittelpunkt der Corneavorderfläche bzw. die Sehachse des Patientenauges nach Ort und Lage stets genau gleich, d.h. reproduzierbar, auszurichten. Dies ist aber notwendig, wenn Untersuchungswerte von zeitlich gestaffelten Untersuchungen vergleichbar sein sollen. Als Beispiel für ein solches Gerät sei auf die CH 662 261 verwiesen. Für eine Augenuntersuchung mit einem solchen Gerät wird der Kopf eines Patienten auf einer Fixationseinrichtung fixiert. Das zu untersuchende Auge seinerseits fixiert der Patient, indem er es auf eine in den Strahlengang des Mikroskops eingeblendete Fixationsmarke richtet. Das in Richtung der drei Raumachsen justierbare Gerät wird vom Beobachter, also vom Augenarzt oder vom Optiker, relativ zum Patientenaug so eingestellt, dass er ein scharfes Bild des Augenhintergrundes bzw. von dessen zu untersuchender Stelle wahrnimmt. Dem Beobachter fehlt indessen die Möglichkeit, bei späteren Untersuchungen das Gerät auf die gleiche Beobachtungsachse wie bei der vorangehenden einzurichten. Dadurch ergeben sich bei nachfolgenden Untersuchungen u.a. andere Lichtreflexionen als bei der vorangegangenen, was die Helligkeitsmessung an der untersuchten Augenhintergrundsteile verfälscht und die Messwerte mangels Reproduzierbarkeit unbrauchbar macht. Mit ein wesentlicher Grund für die schlechte Reproduzierbarkeit der Messung ist, dass ein für die Durchführung der Justierung benötigtes Lichtsignal beim Justieren der Apparatur durch das Auge hindurch bis zum Augenhintergrund und zurück zum Beobachter laufen muss.

**[0003]** Eine im Vergleich dazu bedeutende Verbesserung wurde daher schon vor einiger Zeit in der EP-A-0 608 516 vorgeschlagen, die eine optische Vorrichtung lehrt, mit der man die Optik eines Mikroskops oder einer Kamera zur Abbildung der Retina reproduzierbar gegenüber einem Patientenaug positionieren kann.

**[0004]** Sowohl der Abstand zwischen dem Auge und der Optik als auch die optischen Achsen (Richtung) können genau positioniert werden, so dass eine genaue Repositionierung möglich ist. Bei diesem Verfahren wird ein Lichtkegel auf die Cornea eingestrahlt, wobei die Kegelspitze im Auge liegt. Da die Oberfläche der Cornea kugelförmig ist, wird ein Teil des Lichtes – wenn der Abstand stimmt – als Strahl mit konstantem Querschnitt zurückgespiegelt. Wenn der Abstand zu kurz oder zu lang ist, erweitert bzw. verengt sich der reflektierte Lichtstrahl. Trifft die optische Achse nicht ins Zentrum der Cornea, dann ändert sich die Richtung, in der das reflektierte Licht zurückgeworfen wird. Wenn das optische System genau und wiederholbar vor dem Auge positioniert wird, lässt sich das von den Blutgefässen der Retina reflektierte Licht quantitativ und reproduzierbar auswerten, beispielsweise zu einer Ermittlung von Blutwerten.

**[0005]** Statt ein solches Verfahren beim Menschen zur reproduzierbaren Positionierung der Augen zu nutzen, kann es beispielsweise auch bei Haustieren verwendet werden. So soll im Rahmen dieser Anmeldung unter Patient auch ein Haustier oder ein anderes Lebewesen mit biologisch vergleichbaren Augen verstanden werden.

**[0006]** Zum besseren Verständnis der vorliegenden Erfindung soll im Folgenden der Stand der Technik etwas genauer anhand der Fig. 1 und Fig. 2 erläutert werden, die schematisch ein ophthalmologisches Gerät bzw. ein Sehfeld mit Okular gemäss EP-A-0 608 516 zeigen.

**[0007]** Das Gerät der EP-A 0 608 516 gemäss Fig. 1 dient der optischen oder photometrischen Untersuchung an einem Patientenaug 23'. Es weist eine Beleuchtungseinrichtung 11', 12', 13' und eine Beobachtungseinrichtung 1', 2', 3', 9' für den Augenhintergrund auf. Um die optische Achse der Beobachtungseinrichtung stets auf den gleichen vom Krümmungszentrum der Corneavorderfläche ausgehenden Radialstrahl ausrichten zu können, ist der Beobachtungseinrichtung 1', 2', 3', 9' eine positive Vorsatzlinse 20' vorangesetzt. Diese erzeugt in einer Zwischenbildebene 16' im Bereich ihrer dem Patientenaug 23' abgewendeten Brennebene ein reelles Zwischenbild des zu untersuchenden Augenteils für die Beobachtungseinrichtung 1', 2', 3', 9'. Weiter ist auf der der Vorsatzlinse 20' abgewendeten Seite der Zwischenbildebene 16' nahe oder auf der optischen Achse eine leuchtende Marke 22' vorhanden. Die erwähnten Elemente 1', 2', 3', 9'; 20'; 11', 12', 13' sind in ihrer Gesamtheit durch einen Bediener des Gerätes derart vor dem Patientenaug 23' ausricht- und zentrierbar, dass gleichzeitig in der Zwischenbildebene 16' ein scharfes Bild des zu untersuchenden Augenteils bzw. des zu untersuchenden Ausschnitts der Retina entsteht und an definierter, in der Beobachtungseinrichtung 1', 2', 3', 9' sichtbarer Stelle der Zwischenbildebene 16' unter Benützung der Vorderfläche der Cornea des Patientenauges 23' im Sinne eines Kugelspiegels ein scharfes Bild der leuchtenden Marke 27' erscheint.

**[0008]** Das Gerät weist als Beobachtungseinrichtung ein horizontal angeordnetes 10- bis 20-fach vergrösserndes monokulares Mikroskop mit einem Objektiv 1' und einem Okular 2' auf. Das Objektiv V ist durch eine Blende 3' in der Öffnung begrenzt. In einer Ebene 4' des Zwischenbildes vor dem Okular 2' ist eine Strichplatte 5' angeordnet, deren Fassung das Sehfeld des Mikroskops begrenzt und welche durch zwei Fadenkreuze 6' in geeignetem Horizontalabstand zwei Bildpunkte markiert. Zwischen dem Objektiv 1' und der Strichplatte 5' ist ein Strahlenteilerwürfel 7' eingefügt, welcher einen Teil des am Augenhintergrund 8' reflektierten Lichts seitlich zu einer Bildebene 9' wegspiegelt und für Messzwecke nutzbar macht.

**[0009]** In der seitlichen rechtwinklig zur Zeichenebene orientierten Bildebene 9' sind zwei voneinander distanzierte Fotodioden 10' mit kleiner Messfläche derart zentrierbar montiert, dass deren Orte den durch die Fadenkreuze 6' (Fig. 2) der Strichplatte 5' markierten Bildpunkten exakt entsprechen. In Fig. 1 liegen die beiden Photodioden 10' hintereinander. Es sind beide Dioden sichtbar, erscheinen aber deckungsgleich.

**[0010]** Die Beleuchtungseinrichtung 11', 12', 13' weist als Lichtquelle eine Glüh- oder Halogenlampe 11' mit kleinem Glühkörper, einen Kondensator 12' und eine achromatische Projektionslinse 13' auf. Eingebaut in die Beleuchtungseinrichtung sind weiter eine Filterblende 14' und eine der Projektionslinse 13' vorgesetzte Aperturblende 15'.

**[0011]** Die Beleuchtungseinrichtung ist vorzugsweise so angeordnet, dass ihre optische Achse die optische Achse des Mikroskops in deren Zwischenbildebene 16' unter einem Winkel  $\alpha'$  schneidet. Zweckmässigerweise erfolgt die Beleuchtung von oben über einen unterhalb der Mikroskopachse fest angeordneten Oberflächenspiegel 17', so dass das Licht in Bezug auf die optische Achse des Mikroskops von unten unter dem Winkel  $\alpha'$  einfällt. Die um den Winkel  $\alpha'$  geneigte Einfallsrichtung des Lichts und eine zweckmässige Dimensionierung der Blenden 3' und 15' dienen dazu, störende Reflexe, verursacht durch Reflexionen an den Oberflächen der brechenden Medien, vom Mikroskopstrahlengang und insbesondere vom Messstrahlengang fernzuhalten. Die Optik der Beleuchtungseinrichtung ist so ausgelegt, dass die Projektionslinse 13' die spezielle Filterblende 14' in der Zwischenbildebene 16' abbildet. Durch einen auf der Filterblende 14' aufgedampften, lichtundurchlässigen Belag oder durch die Ausbildung der Filterblende 14' kann das ausgeleuchtete Feld 18' (Fig. 2) in der Grösse begrenzt werden. In die Zwischenbildebene 16' projiziert soll es eine rechteckige horizontale Ausdehnung haben. Innerhalb des ausgeleuchteten Feldes ist ein Filterbelag angebracht, welcher nach der Art eines Kantenfilters (beispielsweise ein Langpassfilter) rotes Licht der Wellenlänge von ca. 600 Nanometer und länger durchlässt (analog Wrattenfilter Nr. 25). Dieser Filterbelag bedeckt indessen nicht das ganze ausgeleuchtete Feld 18', sondern lässt um die mit den Fadenkreuzen 6' der Strichplatte 5' bezeichneten Bildpunkte je eine kleine kreisförmige Zone 19' offen für den Durchtritt von «weissem» Licht. Er bezweckt, den Patienten nicht übermässig zu blenden, dem Untersucher aber gleichwohl die Orientierung zu ermöglichen.

**[0012]** In der Verlängerung der optischen Achse des Mikroskops über die Zwischenbildebene 16' hinaus ist eine asphärische positive Vorsatzlinse 20' nach der Art der «Ophthalmoskopierlinsen für indirekte Ophthalmoskopie» derart angeordnet, dass ihr hinterer (mikroskopseitiger) Brennpunkt primär in oder nahe der Zwischenbildebene 16' liegt, aber mittels einer Gradführung 21' in Achsrichtung auch um einige Millimeter nach beiden Richtungen verschoben werden kann.

**[0013]** In der Zwischenbildebene 16' ist ferner eine rechtwinklig zur Mikroskopachse zweidimensional verschiebliche Fixationsmarke 22' angebracht, die für ein Patientenaugenauge 23' einen Fixierpunkt bildet.

**[0014]** Das beschriebene Gerät wird von einer symbolisch dargestellten auf einem Gerätetisch aufliegenden Instrumentenbasis 24' getragen und zusammen mit dieser vom Untersucher vor dem Auge des Patienten dreidimensional in Richtung der X-, Y- und Z-Raumachsen ausgerichtet.

**[0015]** Die Signale der beiden Messdioden 10' werden in einem separaten Auswertegerät 25' rechnerisch verarbeitet und das Ergebnis digital angezeigt.

**[0016]** Im Folgenden sollen kurz die Funktionen bzw. das Zusammenwirken der zuvor beschriebenen Elemente des aus der EP-A-0 608 516 bekannten ophthalmologischen Gerätes beschrieben werden.

**[0017]** Vorgängig der Untersuchung wird dem Patienten die Pupille erweitert. Der Untersucher reguliert das Okular 2' des Mikroskops für sein eigenes Auge 26' akkommodationsfrei auf die eingebaute Strichplatte 5'. Wie üblich bei derartigen Untersuchungsgeräten stützt der sitzende Patient seinen Kopf mit Kinn und Stirn auf einer Kopfhalterung ab. Durch den Untersucher wird das Gerät mittels der Einstellelemente der Instrumentenbasis 24' derart ausgerichtet, dass die Vorsatzlinse 20' frontal in einigen Millimetern Abstand vor das Auge 23' des Patienten zu stehen kommt. Bei einigermassen gut zentrierter Ausrichtung ist der Augenhintergrund 8' nun bereits sichtbar. Je nachdem, ob beim Patienten eine Refraktionsanomalie vorliegt, ist die Vorsatzlinse 20' etwas in Richtung der optischen Achse zu verschieben. Bei Miopie zeigt die Verschieberichtung vom Patientenaugenauge weg, bei Hyperopie zu diesem hin. Die Einstellung ist dann richtig, wenn der Untersucher die Netzhaut scharf sieht bzw. wenn diese scharf abgebildet ist. Gleichzeitig ist gewährleistet, dass der Patient in der Zwischenbildebene 16' den Fixierpunkt der justierbar angeordneten Fixationsmarke 22' scharf wahrnehmen und ihm folgen kann, wenn er vom Untersucher an eine andere Stelle gebracht wird. Auf diese Weise ist es leicht möglich, Gerät und Patientenaugenauge 23' so auszurichten, dass die vom Untersucher bevorzugt ausgewählten Netzhautstellen mit den durch die Strichmarken bezeichneten Messpunkten in Übereinstimmung gebracht werden. Mittels der Fotodioden 10' kann nun das von den ausgewählten Netzhautstellen reflektierte Licht gemessen, mit dem Auswertegerät 25' ausgewertet und der oder die Messwert(e) angezeigt werden. Das Auswertegerät 25' bildet u.a. den Quotienten aus den von den beiden Fotodioden 10' ermittelten Helligkeitswerten, indem stets der höhere Wert als Dividend und der niedrigere (sofern er ungleich null ist) als Divisor eingeht, und bringt ihn an einem Display zur Darstellung. Dieser Quotient ist ein Mass für die Kontrastübertragungsfähigkeit der optischen Medien des Patientenauges.

**[0018]** Eine sehr wichtige Voraussetzung, um exakt reproduzierbare Messresultate zu erhalten, ist indessen mit den beschriebenen Elementen und der angegebenen Arbeitsmethode noch nicht erfüllt. Auf diesen Umstand wird im Nachstehenden noch ausführlich eingegangen.

**[0019]** Der einfacheren Darstellung wegen beziehen sich die nachstehenden Ausführungen auf ein emmetropes Patientenauge 23'. Bei Einstellung auf das Letztere herrscht zwischen dem Auge 23' und der Vorsatzlinse 20' paralleler Strahlengang. Dies hat aber zur Folge, dass leichte Verschiebungen des Gerätes in allen drei Raumachsen weder eine Verschiebung noch eine Schärfenabnahme des Bildes im Okular bewirken. Der Geräteverschiebung wird einzig durch eine dabei einsetzende Vignettierung eine Grenze gesetzt. Je nach der Tiefeneinstellung erfolgt bei einer Querbewegung des Gerätes relativ zum Auge 23' zuerst eine Abnahme der Helligkeit im rechten oder linken Bildteil. Dazwischen gibt es eine exakt definierte Tiefenlage, wo das ganze Bild bei einer Querbewegung gleichmässig in der Helligkeit abgeschwächt wird. Indessen sind sowohl die vom Beobachtungsstrahlengang wie vom Messstrahlengang beanspruchten Strahlenkegel deutlich enger als der durch die z.B. erweiterte Augenpupille freigegebene Raum. Unterschiedliche Messresultate können aber auch entstehen, wenn bei sich folgenden Messungen unterschiedliche Stellen verschiedener Transparenz (Trübung) in den Augenmedien durchstrahlt werden. Deshalb können reproduzierbare Messresultate nur erhalten werden, wenn es gelingt, die Einstellung des Gerätes auch örtlich im Raum der Augenmedien, d.h. in Bezug auf die Sehachse und das Krümmungszentrum der Corneavorderfläche, exakt reproduzierbar vorzunehmen.

**[0020]** Als Hilfsmittel wird einerseits die Aperturblende 15' der Beleuchtungseinrichtung bzw. deren Spiegelbild 27' bei-gezogen und andererseits die Vorderfläche der Cornea des Patienten Auges als Kugelspiegel benützt. Denkt man sich vor-erst das Patientenauge weg, so wird durch die Vorsatzlinse 20' etwas ausserhalb ihres vorderen Brennpunktes ein hell-leuchtendes verkleinertes Bild der Aperturblende 15' erzeugt. Ins Auge gebracht kann dieses Blendenbild als sekundäre Lichtquelle für die Beleuchtung der Netzhaut aufgefasst werden. Scharf abgebildet wird dort indessen das ausgeleuchtete, mit einem Rotfilterbelag versehene Feld 18' der Filterblende 14' mit seiner Feldbegrenzung. Wird nun das Gerät derart vor dem Patientenauge 23' ausgerichtet, dass das obige kleine Bild der Aperturblende 15' näherungsweise auf halbe Distanz zwischen Scheitel und Krümmungsmittelpunkt der Corneavorderfläche zu liegen kommt, wird ein Teil des Lichts von deren als Kugelspiegel wirkenden Oberfläche reflektiert, und zwar als paralleles Strahlenbündel zur Vorsatzlinse 20' hin, d.h. dass in deren hinterer Brennebene bzw. in der Zwischenbildebene 16' wiederum ein Bild 15'' (Fig. 2) der Aperturblende 15' entsteht.

**[0021]** Bei entsprechender Zentrierung des Gerätes ist dieses Bild 15'' im Mikroskop als sehr helles scharf begrenztes Kreisbild sichtbar und bei wiederholten Messungen immer wieder an der gleichen Stelle im Sehfeld einstellbar.

**[0022]** Indessen ist dieses Blendenbild 15'' verhältnismässig sehr hell und könnte den Messstrahlengang stören. Um dies zu vermeiden, wird das Gerät einerseits so zentriert, dass das Blendenbild 15'' gegen den Rand des Sehfeldes 29' zu liegen kommt. Zweckmässigerweise liegt es (wie Fig. 2 zeigt) am unteren Rand, wenn das Mikroskop kein bildaufrichtendes System enthält, und am oberen, wenn ein solches vorhanden ist. Andererseits wird die Intensität des Blendenbildes 15'' durch ein nahe der Zwischenbildebene 16' über der optischen Achse angeordnetes lichtschwächendes Filter 30' stark vermindert. Dieses kreisrunde Filter 30' ragt teilweise in das Beobachtungsfeld des Mikroskops (zirka 1/3 des Durchmessers des Letzteren) und wird im Okular 2' leicht unscharf wahrgenommen. In diese durch zwei Kreisbogen begrenzte dunkle Zone 30'' wird das Blendenbild 15'' bei jeder neuen Messung immer wieder eingestellt (Fig. 2). Diese Einstellmethode ist in Bezug auf die örtlich-räumliche Wiederholbarkeit der Einstellung sehr empfindlich und erlaubt gut reproduzierbare Messungen an den gleichen Netzhautstellen.

**[0023]** Ist im Falle anderer Anwendungen nur eine reproduzierbare Einstellbarkeit des Gerätes mit Bezug auf den Krümmungsmittelpunkt der Corneavorderfläche des Patienten Auges 23' erforderlich, kann die Fixationsmarke 22' auch entfallen.

**[0024]** Das Gerät der EP-A 0 608 516 gemäss Fig. 1 und Fig. 2 kann als selbständiges einheitliches Gerät gebaut werden, wie auch als aufsetz- oder anbaubares Zusatzgerät zu einem praktisch in jeder Augenarztpraxis vorhandenen Spaltlam-pengerät. In Kombination mit einem sehr verbreiteten Spaltlampe-modell ist es möglich, die Spaltbeleuchtungseinrichtung mit dem beschriebenen Rotfilter auszurüsten, womit eine integrierte Beleuchtungseinrichtung entfällt. In diesem Fall ist auch der Umlenkspiegel 17' bereits vorhanden.

**[0025]** Anstelle der gezeigten Datenerfassungseinrichtung 10', 25' könnte auch eine CCD-Kamera und dgl. mit einer selbsttätigen Auswerteeinrichtung treten, die selektiv an den zwei wichtigsten Bildpunkten die Messung vornimmt, auswertet und anzeigt. Eine weitere Möglichkeit besteht in einer photographischen Aufzeichnung der jeweils untersuchten Netzhautzone zusammen mit einer Markierung der Messpunkte.

**[0026]** Die zuvor beschriebene Apparatur gemäss EP-A-0 608 516 hat somit im Vergleich zu den zuvor bekannten oph-thalmologischen Geräten, wie sie zum Beispiel in der oben bereits zitierten CH 662 261 offenbart ist, bedeutende Fort-schritte vor allem in Bezug auf die Reproduzierbarkeit der Einstellungen des Gerätes bei nacheinander erfolgenden Mes-sungen bzw. Aufnahmen des Augenhintergrunds gebracht.

**[0027]** Ein Nachteil der Vorrichtung gemäss EP-A-0 608 516 liegt jedoch unter anderem darin, dass der Aufwand der Justierung des Gerätes relativ hoch ist und eine recht hohe Geschicklichkeit der bedienenden Person, also zum Beispiel des Augenarztes oder des Optikers voraussetzt. Das heisst, die Einstellung des Gerätes braucht jeweils eine gewisse Zeit, was zu Lasten der Effektivität der Arbeit geht und andererseits den Patienten unnötig lange belastet. Dabei ist ein Hauptnachteil darin zu sehen, dass bei einer leichten Fehlpositionierung kein entsprechendes Feedback vorhanden ist, in

welche Richtung korrigiert werden muss. Ausser dem klaren Input «falsch» gibt es keinen Korrekturparameter. Insbesondere auch an diesem Punkt soll die vorliegende Erfindung ansetzen.

**[0028]** Da die bedienende Person aufgrund ihrer eigenen subjektiven Wahrnehmung entscheiden muss, wann die richtige Einstellung des Gerätes gefunden ist, ist allein schon dadurch die erreichbare Messgenauigkeit in gewisser Weise begrenzt. Das trifft umso mehr zu, wenn aufeinanderfolgende bzw. verschiedene Messungen von zwei verschiedenen Personen durchgeführt werden, die natürlicherweise immer ein etwas unterschiedliches subjektives Sehempfinden haben werden, so dass zwei Einstellungen, die zwei verschiedene Personen jeweils als optimal beurteilen, in aller Regel nicht exakt identisch sein werden, was zu leicht unterschiedlichen Messergebnissen an ein und demselben Patientenauge führen kann.

**[0029]** Ausgehend von diesem Stand der Technik, ist es daher die Aufgabe der Erfindung, die Reproduzierbarkeit der Einstellungen eines ophthalmologischen Gerätes weiter zu verbessern, das Finden der optimalen Einstellungen zu objektivieren, das heisst von der subjektiven Wahrnehmung der bedienenden Person zu entkoppeln, wobei gleichzeitig die Justierung des Gerätes deutlich beschleunigt und für den Bediener vereinfacht werden soll. Im Speziellen soll dabei eine manuelle Justierung durch den Bediener möglichst gänzlich vermieden werden.

**[0030]** Die diese Aufgaben lösenden Gegenstände der Erfindung sind durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche 1 und 8 gekennzeichnet.

**[0031]** Die abhängigen Ansprüche beziehen sich auf besonders vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung.

**[0032]** Die Erfindung betrifft somit ein ophthalmologisches Gerät für optische und photometrische Untersuchungen an einem Auge eines Patienten, umfassend eine Beobachtungseinrichtung zur Beobachtung eines zu untersuchenden Augenteils, insbesondere eines Augenhintergrunds, in einer vorgebbaren Aufzeichnungsposition des Auges, sowie eine Messeinrichtung mit einem Messsensor zur Bestimmung einer Position und/oder einer Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung. Erfindungsgemäss ist mit dem Messsensor eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche, insbesondere an der Hornhaut des Auges reflektierten Messsignals messbar, so dass mit Hilfe des Messsensors die Position und/oder die Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung automatisch bestimmbar ist.

**[0033]** Wesentlich für die Erfindung ist somit, dass ein Messsensor zur Messung einer Intensität und/oder einer Richtung eines an einer Oberfläche, insbesondere an der Hornhaut des Auges reflektierten Messsignals vorgesehen ist, so dass mit Hilfe des Messsensors das Messsignal gemessen werden kann und aus diesem Messergebnis die Position und die Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung vorgängig zu einer Untersuchung des Auges automatisch bestimmt werden kann.

**[0034]** D.h., das Verfahren dient zum optischen Ermitteln von Position und Orientierung eines zu untersuchenden Patientenauges. Es wird eine optische oder photometrische Untersuchung mit einer ophthalmologischen Optik durchgeführt. Positionen von optisch abbildbaren Elementen des Auges werden ermittelt, nämlich mittels a) Licht und/oder Schallwellen, b) mindestens einem Licht bzw. Schall registrierenden Sensor sowie c) Sensorsignale auswertenden Einrichtungen. Der Sensor ist vor, innerhalb oder hinter der ophthalmologischen Optik angeordnet. Aufgrund der ermittelten Messwerte werden Daten für die Position und Orientierung des Patientenauges berechnet. Als optisch abbildbare Elemente werden solche gewählt, die ausserhalb der Pupille auf dem Auge sichtbar sind. Simultan mit der Ermittlung eines Augabstands, d.h. des Abstands des Auges von der Optik, wird auf den Patienten mittels eines optischen Anreizes in Form eines Zieltargets, insbesondere einer leuchtenden Marke, eingewirkt, um den Patienten zur Akkomodation, d.h. Einstellung des optischen Fokus auf der Retina, und damit zur Einstellung eines Zielabstands zu veranlassen. Eine gesamte optische Distanz der Retina wird aus dem Augabstand und dem optischen Zielabstand ermittelt.

**[0035]** Im Gegensatz zur direkten Abbildung der Retina oder eines auf die Retina projizierten Musters, wie dies bei Refraktometern implementiert ist (siehe «An automatic objective Optometer», Polse K.A. und Kerr K.E., Arch. Ophthal.

**[0036]** 93(3), 225–231 (1975); «Automatic infrared refractors: A comparative study», Wesemann W. und Rassow B., Am. J. Optom. Physiol. Opt. 64(8), 627–638 (1987)), soll hier die absolute Position und Orientierung des Auges festgestellt werden. Zeitgleich soll durch die Darstellung eines leuchtenden Zieltargets und einer definierten Position, die optische Distanz der Retina indirekt ermittelt werden, indem der Augabstand, d.h. der Abstand des Auges von der Optik, und die gesamte optische Distanz aus dem Augabstand und dem optischen Zielabstand ermittelt wird. Anstelle eines Fokus´ auf der Retina wird der Augabstand gemessen und der Fokus des Auges vorgegeben.

**[0037]** Es wird also mit dem erfindungsgemässen Verfahren die optische Distanz der Retina mittels des Zieltargets indirekt ermittelt. Die optische Distanz ist im Gegensatz zur entsprechenden geometrischen Distanz die Distanz einer Abbildung, die beim Betrachten eines abgebildeten Objekts (z.B. Zieltarget) erscheint. Durch optische Elemente oder optisch aktive Zonen wird die optische Distanz beeinflusst. Sie kann auch unendlich, null oder negativ sein.

**[0038]** Das Zieltarget oder die Zielmarke ist ein leuchtendes Objekt oder eine projizierte leuchtende Referenz, die dem Patienten auf einer vorgegebenen optischen Distanz erscheint.

**[0039]** Die Bedeutung der Begriffe «optische Distanz» bzw. «geometrische Distanz», sowie die Bedeutung des «Zieltargets», im Rahmen dieser Anmeldung auch als «Fixiermarke» bezeichnet, werden weiter unten im Zusammenhang mit der Figurenbeschreibung noch näher definiert und erläutert.

**[0040]** Mit der erfindungsgemässen Vorrichtung bzw. dem erfindungsgemässen Verfahren wird das von der Cornea rückgestreute Signal genutzt, um mit einem Detektor entweder das Aufnahmesystem automatisch nachzuführen oder aber dann eine Aufnahme zu machen, wenn das Patientenaugen richtig positioniert ist. Als Detektoren sind verschiedene bekannte Einrichtungen verwendbar.

**[0041]** Im Gegensatz zu anderen Verfahren, wie sie in Refraktometern angewendet werden, wird die Linse des Auges selber nicht berücksichtigt. Vielmehr wird der Patient durch eine Leuchtmarke «gezwungen», seine Augenlinse auf eine bestimmte Distanz zu akkomodieren (in der Regel auf «unendlich»).

**[0042]** Da der Reflex auf der Cornea verwendet wird, steht mehr Licht zur Verfügung als bei Verfahren, bei denen der Retinafokus direkt ermittelt wird; denn das Licht muss einerseits nicht durch die enge Pupille hinein- und heraustreten und andererseits muss es nicht mit hohem Lichtverlust an der dunklen Retina reflektiert werden.

**[0043]** Vorteile der Erfindung sind nachfolgend aufgeführt:

- Durch die sekundäre Fokussierung auf eine Struktur vor der Retina muss kein von der Retina reflektiertes Licht aufgezeichnet werden. Dadurch wird das Auge weniger durch die Beleuchtung irritiert.
- Es muss keine Strukturerkennung durchgeführt werden, womit die Methode sehr schnell sein kann. Eine Quadrantenmessung der Lichtverteilung kann in Mikrosekunden erfolgen. Zweidimensionale Streumuster können in wenigen Millisekunden erkannt werden. Damit können Autofokus und Ausrichtung ohne Stabilisierung geführt werden, d.h., weder der Patient noch die Vorrichtung müssen fixiert werden.
- Die Erkennung braucht wenig Rechenaufwand. Die Leistung der CPU steht zur Bildverarbeitung zur Verfügung und nicht zum Führen der Optik. Dadurch sind leistungsfähigere Bildverarbeitungsalgorithmen realisierbar.
- Es sind auch Systeme mit einem «low power mode» implementierbar, die nur dann rechnen müssen, wenn ein Bild vorliegt.
- Es lässt sich nicht nur die Distanz des Augenhintergrundes (Retina) bestimmen, sondern auch dessen Position. Dadurch können Systeme oder die Patienten geführt werden. Die «Fangbereiche» dieser Methoden variieren erheblich, d.h., die Systeme sind in der Lage, das Auge zu lokalisieren, solange es in einem gewissen Bereich, dem Aufnahmebereich der Optik, ist.
- Anstatt einer integrierten Optik, wie sie in Refraktometern bestehen, welche einen sehr grossen Zoom- und Fokalbereich abdecken müssen, werden zur Realisierung der Erfindung drei einfache Optikkomponenten verwendet, welche alle nur sehr wenig oder gar nicht flexibel sein müssen. Damit lassen sich die beweglichen Teile eliminieren oder stark reduzieren.

a) Zielmarke wird oder kann auf fixer optischer Distanz eingeblendet werden.

b) Fokus des Aufnahmesystems kann fix ausgelegt werden oder auf Retinadistanz + Zielmarkendistanz – Distanz Optik zu Zielmarke.

c) Distanzmessung braucht – je nach Auslegung – keinen Fokus.

- Targetbeleuchtung, Fokussierung und Aufnahme können gleichzeitig aktiv sein und müssen nicht sequentiell ausgeführt werden, was einen schnelleren Aufbau ermöglicht und Artefakte verhindert.

**[0044]** Bevorzugt umfasst bei einem ophthalmologisches Gerät gemäss der vorliegenden Erfindung die Beobachtungseinrichtung eine Beleuchtungseinrichtung zur Beleuchtung des zu untersuchenden Augenteils. Die Beobachtungseinrichtung als solches kann dabei im Übrigen mehrere, bevorzugt alle, Merkmale des eingangs anhand der Fig. 1 und Fig. 2 ausführlichen beschriebenen ophthalmologisches Geräts gemäss EP 0 608 516 aufweisen.

**[0045]** D.h., die vorliegende Erfindung ist eine Weiterbildung des Gerätes gemäss EP 0 608 516, bei welchem zusätzlich eine Messeinrichtung mit einem Messsensor vorgesehen ist, so dass mit dem Messsensor eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche, insbesondere an der Hornhaut des Auges, reflektierten Messsignals messbar ist und mit Hilfe des Messsensors die Position und/oder die Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung automatisch bestimmbar ist.

**[0046]** Dabei ist eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen, die mit der Messeinrichtung und einem Justiermittel, zum Beispiel mit einer Instrumentenbasis 24' gemäss Fig. 1 zur automatischen Justierung der Beobachtungseinrichtung signalverbunden ist, so dass unter Verwendung des an der Hornhaut des Auges reflektierten Messsignals die Beobachtungseinrichtung in Bezug auf die Position und/oder die Orientierung des Auges automatisch in Position und Orientierung justierbar ist.

**[0047]** Zur Erzeugung des Messsignals ist bevorzugt mindestens ein Signalgeber vorgesehen, wobei der Signalgeber ein optischer Signalgeber und/oder ein akustischer Signalgeber ist und/oder wobei die Beleuchtungseinrichtung zur Beleuchtung des zu untersuchenden Augenteils gleichzeitig als Signalgeber verwendet werden kann. Der akustische Signalgeber

ist dabei bevorzugt ein Ultraschallsensor, mit welchem sich insbesondere räumlich eng begrenzte Ultraschallstrahlenbündel erzeugen lassen, so dass die Positions- und/oder Orientierungsmessung durch Reflexion an einer Oberfläche des Auges mit hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung durchgeführt werden kann.

**[0048]** Um das Auge während der Untersuchung möglichst gut auf die Beobachtungsrichtung auszurichten, die unvermeidlichen Augenbewegungen räumlich eng zu begrenzen und gleichzeitig das Auge auf eine definierte Entfernung, bevorzugt, aber nicht notwendig auf unendlich, bzw. auf eine vorgebbare Bildebene zu fokussieren, kann in einer vorgebbaren Blickrichtung des Auges in einer Zwischenebene eine Fixiermarke zur Fixierung der Blickrichtung des Auges platziert sein, und/oder wobei die Fixiermarke mittels einer Projiziereinrichtung in die Zwischenebene projizierbar ist.

**[0049]** Zur Aufzeichnung bzw. Aufnahme des zu untersuchenden Augenteils kann in an sich bekannter Weise ein chemisches und/oder elektronisches Aufzeichnungsmittel, insbesondere eine Photokamera, und/oder eine Videokamera, und/oder eine Digitalkamera und/oder eine CCD-Kamera zur fotografischen und/oder elektronischen Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils vorgesehen sein.

**[0050]** Ein besonderer Vorteil des erfindungsgemässen ophthalmologischen Gerätes liegt darin, dass die Bestimmung der Position und/oder Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung sehr schnell erfolgen kann, insbesondere sehr in Bezug auf die Geschwindigkeit, mit welcher sich das Auge während der Untersuchung zwangsläufig immer bewegt. Daher ist es möglich, dass die Messeinrichtung der vorliegenden Erfindung permanent die Position und/oder Orientierung des Auges misst, und sobald sich das Auge in der gewünschten Position und/oder Orientierung in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung befindet, automatisch eine Aufnahme z.B. mittels der CCD-Kamera oder mittels einer anderen Aufnahmeeinrichtung initiiert.

**[0051]** Bei einem solchen Ausführungsbeispiel braucht somit das Auge nur noch grob auf die Beobachtungseinrichtung ausgerichtet zu werden, eventuell unterstützt durch eine oben bereits erwähnte Fixiermarke. Bzw. das Auge muss nur in die Nähe des Fangbereichs gebracht werden; dann sieht der Patient die Fixiermarke, und die Zielvorrichtung löst die Aufnahme aus, sobald der Patient die optimale Position oder eine der optimalen Positionen erreicht hat. D.h. also, es kann eine elektronische Auswerteeinheit derart vorgesehen und mit der Messeinrichtung signalverbunden sein, dass eine Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils mittels des elektronischen Aufzeichnungsmittels automatisch durchführbar ist, sobald das Auge in der Aufzeichnungsposition ist.

**[0052]** Die Erfindung betrifft neben dem oben beschriebenen ophthalmologischen Gerät weiterhin ein Verfahren zur Bestimmung einer Position und/oder einer Orientierung eines Auges eines Patienten in Bezug auf eine Beobachtungseinrichtung eines ophthalmologischen Gerätes) für optische und photometrische Untersuchungen an dem Auge. Dabei wird das Auge zur Beobachtung eines zu untersuchenden Augenteils, insbesondere eines Augenhintergrunds, in einer vorgegeben Aufzeichnungsposition in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung platziert und eine Messeinrichtung mit einem Messsensor zur Bestimmung der Position und/oder der Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung vorgesehen. Erfindungsgemäss wird mit dem Messsensor eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche, insbesondere an der Hornhaut des Auges reflektierten Messsignals gemessen, und mit Hilfe des Messsensors die Position und/oder die Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung automatisch bestimmt.

**[0053]** Bevorzugt wird zur Durchführung des erfindungsgemässen Verfahrens wie oben bereits erläutert eine Beleuchtungseinrichtung zur Beleuchtung des zu untersuchenden Augenteils vorgesehen und ein Signalgeber zur Erzeugung des Messsignals bereitgestellt, wobei als Signalgeber ein optischer Signalgeber und/oder ein akustischer Signalgeber verwendet wird, und/oder wobei als Signalgeber die Beleuchtungseinrichtung verwendet wird.

**[0054]** Zur Optimierung des Verfahrens der vorliegenden Erfindung kann in einer vorgebbaren Blickrichtung des Auges in einer Zwischenebene eine Fixiermarke zur Fixierung der Blickrichtung des Auges platziert werden. Bevorzugt, aber nicht notwendig, wird dabei die Fixiermarke mittels einer Projiziereinrichtung in die Zwischenebene projiziert. Es kann selbstverständlich in speziellen Fällen auch eine geeignet ausgestaltete Fixiermarke direkt in bzw. neben eine optische Achse des Systems platziert werden.

**[0055]** Zur automatischen Ausrichtung der Beobachtungseinrichtung auf das zu untersuchende Auge ist eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen und mit der Messeinrichtung und einem Justiermittel zur automatischen Justierung der Beobachtungseinrichtung signalverbunden, so dass unter Verwendung des an einer Oberfläche des Auges reflektierten Messsignals die Beobachtungseinrichtung in Bezug auf die Position und/oder die Orientierung des Auges automatisch justiert werden kann.

**[0056]** Zur Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils kann vorteilhaft ein chemisches und/oder ein elektronisches Aufzeichnungsmittel, insbesondere eine Photokamera, und/oder eine Videokamera, und/oder eine Digitalkamera und/oder eine CCD-Kamera zur fotografischen und/oder elektronischen Aufzeichnung verwendet werden.

**[0057]** In einem für die Praxis besonders vorteilhaften Verfahren wird eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen und wird mit der Messeinrichtung signalverbunden, so dass eine Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils mittels des elektronischen Aufzeichnungsmittels automatisch durchgeführt wird, sobald das Auge in die Aufzeichnungsposition bewegt worden ist.

**[0058]** In der Praxis wird das zu untersuchende Augenteil, zum Beispiel die Iris oder ein Blutgefäss auf dem Augapfel, mit einer Kamera abgebildet, wobei sich die Kamera besonders bevorzugt mit einem Autofokus auf das zu untersuchende

Augenteil scharf stellt, und ein Messwert für den Scharfstellabstand zur Berechnung der Position und/oder der Orientierung des Auges verwendet wird, so dass nacheinander erfolgende Messungen noch besser reproduziert bzw. aufeinander abgeglichen und miteinander verglichen werden können.

**[0059]** Dabei ist es für die Erfindung zunächst nur wesentlich, dass ein optisches oder akustisches Signal, ausgesendet von einem Signalgeber, derart an einer Oberfläche des Auges reflektiert wird, dass es von mindestens einem Messsensor erfasst werden kann und aus der Messung des Messsensors die Position und/oder Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung automatisch bestimmt werden kann.

**[0060]** Im allgemeinsten Fall brauchen dabei weder der Signalgeber noch der Messsensor in einer ausgezeichneten Position platziert zu sein, noch müssen der Signalgeber und der Messsensor in einer geometrisch ausgezeichneten Orientierung bzw. Position zueinander angeordnet sein. Beide können sogar manuell oder automatisch, zum Beispiel einer mit Hilfe eines Rechners gesteuerten Positioniereinrichtung, beweglich angeordnet sein.

**[0061]** Um die Position und/oder die Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung aus den durch den Messsensor erfassten Messdaten festlegen zu können, braucht im allgemeinsten Fall nur zum Zeitpunkt der Messung die Position und/oder Orientierung des Signalgebers und/oder des Messsensors und/oder der Beobachtungseinrichtung bekannt zu sein, bzw. in geeigneter, in an sich dem Fachmann bekannter Weise bestimmt zu werden, um die Position und/oder Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung automatisch bestimmen zu können.

**[0062]** Das kann zum Beispiel dadurch geschehen, dass aus den Positions- und/oder Orientierungsdaten der beteiligten zuvor genannten Komponenten des ophthalmologischen Geräts zum Zeitpunkt der Messung sowie aus den durch den Messsensor gemessenen Messdaten die Position und/oder Orientierung des Auges in Bezug auf die Beobachtung von einer Datenverarbeitungsanlage berechnet wird. Auch die Zuhilfenahme einer Look-up-Tabelle ist denkbar, in der zum Beispiel Positions- und/oder Orientierungsdatensätze und/oder mögliche Messergebnisse des Messsensors gespeichert sind, die dann zur Bestimmung der Lage des Auges in Bezug auf die Beobachtungsrichtung herangezogen werden können. Der Fachmann versteht, wie er die zuvor beispielhaft erwähnten Möglichkeiten zur Bestimmung der Lage des Auges in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung vorteilhaft einsetzen und eventuell in an sich bekannter Weise noch verbessern kann.

**[0063]** Bei einem für die Praxis besonders wichtigen und bevorzugt eingesetzten Verfahren der vorliegenden Erfindung wird besonders vorteilhaft eine an sich aus der Optik bekannte Eigenschaft eines Kugelspiegels ausgenutzt bzw. angewendet.

**[0064]** Dabei wird mittels der Beleuchtungseinrichtung und einer vorgeschalteten Optik ein Lichtkegel auf die Cornea des Auges gerichtet, wobei die äussere Oberfläche der Cornea als Kugelspiegel genutzt wird. Das von der Cornea reflektierte Licht wird nach einem zweiten Durchtritt durch die vorgeschaltete Optik auf einen Reflexpunkt gebündelt, wobei die Position des Reflexpunkts für eine elektronische Datenverarbeitung mittels des Messsensors ausgemessen wird und die relative Lage des Auges bezüglich der Beobachtungseinrichtung so eingestellt wird, dass der Reflexpunkt eine vorgegebene Position einnimmt, die einer reproduzierbar durchführbaren Untersuchung des Patientenauges entspricht. Diese spezielle Technik wird weiter unten im Rahmen der Figurenbeschreibung noch intensiver diskutiert und anhand von Beispielen verdeutlicht werden.

**[0065]** In einem speziellen Ausführungsbeispiel kann eine Lage und/oder eine Orientierung des Messsensors und/oder des Signalgebers flexibel sein, d.h., der Messsensor und/oder der Signalgeber können bewegbar, z.B. verschiebbar oder drehbar, angeordnet sein, und der Messsensor und/oder der Signalgeber können mit einer Regelung derart ausgebildet sein, dass sie im Betriebszustand auf Lageänderungen des Reflexpunkts mit Such- und Einfangbewegungen reagieren.

**[0066]** Insbesondere kann die Beleuchtungseinrichtung und/oder der Signalgeber ein bewegliches Messsignal liefern, mit welchem der Reflexpunkt auf die vorgegebene Position gelenkt werden kann.

**[0067]** Im Speziellen betrifft ein erfindungsgemässes Verfahren somit ein Verfahren zum optischen Ermitteln von Position und Orientierung eines zu untersuchenden Patientenauges, wobei eine optische oder photometrische Untersuchung mit einer ophthalmologischen Optik durchgeführt wird, Positionen von optisch abbildbaren Elementen des Auges ermittelt werden, mittels a) Licht und/oder Schallwellen, b) mindestens einem Licht bzw. Schall registrierenden Sensor, der vor, innerhalb oder hinter der ophthalmologischen Optik angeordnet ist, sowie c) Sensorsignale auswertenden Einrichtungen, und wobei aufgrund der so gewonnenen Messwerte Daten für die Position und Orientierung des Patientenauges berechnet werden. Als optisch abbildbare Elemente werden solche gewählt, die ausserhalb der Pupille auf dem Auge sichtbar sind, dabei kann simultan mit der Ermittlung eines Augabstands, d.h. des Abstands des Auges von der Optik, auf den Patienten mittels eines optischen Anreizes in Form eines Zieltargets, insbesondere einer leuchtenden Marke, eingewirkt werden, um den Patienten zur Akkomodation, d.h. Einstellung des optischen Fokus auf der Retina, und damit zur Einstellung eines Zielabstands zu veranlassen, wobei eine gesamte optische Distanz der Retina aus dem Augabstand und dem optischen Zielabstand ermittelt wird.

**[0068]** In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel wird Licht als Lichtstrahl unter einem vorgegebenen Winkel auf das Auge gerichtet, der Lichtstrahl wird mit einer Lichtquelle oder Umgebungslicht sowie einem Kollimator erzeugt, und vom Auge reflektiertes Streulicht wird durch den Sensor zur anschliessenden Auswertung aufgezeichnet.

**[0069]** Dabei ist es möglich, dass ein scharf begrenzter Lichtfleck auf das Auge projiziert wird, dass der Ort des reflektierten Streulichts mittels des Sensors gemessen wird, so dass aufgrund dieser Messwerte der Abstand des Auges von einem Referenzpunkt ermittelt werden kann, und dass zu einer präziseren und schnelleren Positionsbestimmung statt eines Lichtflecks eine Mehrzahl solcher Lichtflecken verwendet werden kann.

**[0070]** Bei einem speziellen Ausführungsbeispiel sind die optisch abbildbaren Elemente des Auges insbesondere die Iris oder Blutgefässe auf dem Augapfel, wobei diese Elemente mit einer Kamera abgebildet werden, und die Kamera mit einem Autofokus, der ein konventioneller Autofokus sein kann, sich auf die Elemente scharf stellt, und ein Messwert für den Scharfstellabstand zur Berechnung der Position des Patientenauges verwendet wird.

**[0071]** Insbesondere können Ultraschallwellen mittels mindestens eines Transducerelementes erzeugt und empfangen werden.

**[0072]** In einem weiteren Ausführungsbeispiel wird mittels einer Beleuchtungseinrichtung und einer vorgeschalteten Optik ein Lichtkegel auf die Cornea gerichtet, so dass die äussere Oberfläche der Cornea als Kugelspiegel genutzt wird, wobei von der Cornea reflektiertes Licht nach einem zweiten Durchtritt durch die vorgeschaltete Optik auf einen Reflexpunkt gebündelt wird, und die Position des Reflexpunkts für eine elektronische Datenverarbeitung mittels eines Sensors ausgemessen wird, und die relative Lage des Patientenauges bezüglich der ophthalmologischen Optik so eingestellt wird, dass der Reflexpunkt eine vorgegebene Position einnimmt, die einer reproduzierbar durchführbaren Untersuchung des Patientenauges entspricht.

**[0073]** Insbesondere kann die Position und Orientierung des Sensors, mit dem der Reflexpunkt ausgemessen wird, flexibel sein und der Sensor mit einer Regelung derart ausgebildet werden, dass er auf Lageänderungen des Reflexpunkts mit Such- und Einfangbewegungen reagiert, und/oder die Beleuchtungseinrichtung kann eine bewegliche Beleuchtung liefern, mit welcher der Reflexpunkt auf die vorgegebene Position lenkbar ist.

**[0074]** Die Erfindung wird im Folgenden anhand der schematischen Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 ein bekanntes ophthalmologisches Gerät gemäss EP 0 608 516;
- Fig. 2 das Sehfeld im Okular des Gerätes der Fig. 1;
- Fig. 3 ein zu untersuchendes Patientenauge mit erfindungsgemässen Einrichtungen zum Ermitteln dessen Position und Orientierung;
- Fig. 4 Reflexionsgesetz an einem Kugelspiegel;
- Fig. 5 eine Illustration zur Erzeugung eines konzentrierten Reflexpunkts auf einer optischen Achse, für den Fall, dass das Patientenauge sich in einer Ideallage befindet;
- Fig. 6 die Illustration der Fig. 5 als Längsschnitt dargestellt, wobei die Bildebene sich entlang der optischen Achse erstreckt;
- Fig. 7a–7c Versatz des Reflexpunkts für drei Fälle, für die das Patientenauge aus der Ideallage gerückt ist;
- Fig. 8a–8d zweiteilige Fixiermarke mit Leuchtkreuz;
- Fig. 9 Aufbau der Fixiermarke gemäss Fig. 8a–8d;
- Fig. 10 optischer Aufbau eines erfindungsgemässen ophthalmologischen Geräts;
- Fig. 11 einfacher Aufbau mit Spaltlampe.

**[0075]** Die Fig. 1 und Fig. 2 zeigen zur Erläuterung einen bekannten Stand der Technik. Um den Stand der Technik von der vorliegenden Erfindung zu unterscheiden, wurden die Bezugszeichen in Fig. 1 und Fig. 2 jeweils mit einem Hochkomma versehen, während die Bezugszeichen in den übrigen Figuren, die sich sämtlich auf die Erfindung beziehen, kein Hochkomma tragen. Da die Fig. 1 und Fig. 2 bereits eingangs ausführlich besprochen wurden, erübrigt sich hier eine weitere Diskussion.

**[0076]** Die stark schematische Fig. 3 gibt zwei Beispiele, wie für ein zu untersuchendes Patientenauge 2 unter Verwendung von Lichtstrahlen 8, 8a oder 8, 8b und Sensoren 61, 61a bzw. 61, 61b vorgegangen wird, um Position und Orientierung zu ermitteln. Am Auge 2 sind folgende Teile angedeutet: die Cornea (Oberfläche des Auges, an der das Messsignal reflektiert wird, im Speziellen die Hornhaut) 7, 70, die Linse 200, die Retina (Netzhaut, das zu untersuchende Augenteil, im speziellen der Augenhintergrund) 4, 400 und die Lederhaut 7, 700. Eine optische oder photometrische Untersuchung wird mit einer ophthalmologischen Optik 1 durchgeführt. Eine vorgeschaltete Optik 300 ist zwischen dem Auge 2 und der ophthalmologischen Optik 1 angeordnet. Die vorgeschaltete Optik 300 kann auch wegfallen oder Teil der ophthalmologischen Optik 1 sein. Durch die Cornea 7, 70, die vorgeschaltete Optik 300 und die ophthalmologische Optik 1 erstreckt sich eine

optische Achse 1000. Mit einer Lichtquelle 62, 62a wird der Lichtstrahl 80, 80a auf den Augapfel 7, 700 (Aussenseite der Lederhaut 700) projiziert, wo er als strahlförmiges Streulicht 8, 8a in den Sensor 61, 61a reflektiert wird. Der Lichtstrahl 80, 80a könnte auch an der Cornea 7, 70 reflektiert werden. Alternativ wird der Lichtstrahl 80, 80b, der aus einer Lichtquelle 62, 62b austritt, in der Cornea 7, 70 gebrochen, wobei ein aus der Cornea 7, 70 austretender Lichtstrahl 8, 8b mittels eines Sensors 61, 61b ausgemessen wird.

**[0077]** Positionen von optisch abbildbaren Elementen des Auges 2 werden ermittelt mittels a) Licht und/oder Schallwellen, b) mindestens einem Licht bzw. Schall registrierenden Sensor 61, 61a, 61b, der vor, innerhalb oder hinter der ophthalmologischen Optik angeordnet ist, sowie c) Sensorsignale auswertenden Einrichtungen. Dabei werden aufgrund der so gewonnenen Messwerte Daten für die Position 5, 50 und Orientierung 5, 51 des Patientenauges 2 berechnet.

**[0078]** Erfindungsgemäss werden als optisch abbildbare Elemente solche gewählt, die ausserhalb der Pupille auf dem Auge sichtbar sind. Simultan mit der Ermittlung eines Augabstands, d.h. des Abstands des Auges von der Optik, kann, wie später noch genauer erläutert werden wird, auf den Patienten mittels eines optischen Anreizes in Form eines Zieltargets, insbesondere einer leuchtenden Marke, eingewirkt werden, um den Patienten zur Akkomodation, d.h. Einstellung des optischen Fokus auf der Retina, und damit zur Einstellung eines Zielabstands zu veranlassen. Eine gesamte optische Distanz der Retina wird aus dem Augabstand und dem optischen Zielabstand ermittelt.

**[0079]** In einem speziellen Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist das ophthalmologische Gerät eine optische Vorrichtung, mit der man zum Beispiel die Optik einer Funduskamera reproduzierbar und automatisch gegenüber dem Auge positionieren kann. Sowohl der Abstand zwischen dem Auge und der Optik der Funduskamera als auch die optischen Achsen, also die Orientierung, können genau positioniert werden. Dies wird bei einer speziellen Ausführungsform der Erfindung durch einen Lichtkegel erreicht, der auf die Cornea geschickt wird, wobei sich der Lichtkegel in Richtung des Auges derart verjüngt, dass die Kegelspitze des Lichtkegels innerhalb des Auges zu liegen kommt. Da die Cornea eine im Wesentlichen perfekte Kugelschale ist, wird ein Teil des Lichtes, sofern der Abstand stimmt, als paralleler Strahl entlang der optischen Achse zurückgespiegelt.

**[0080]** Zur Verdeutlichung ist in Fig. 4 das wohlbekannte Reflexionsgesetz an einem Kugelspiegel skizziert: Der Kugelspiegel K erstreckt sich mit Radius  $r$  um den Mittelpunkt M. Der Brennpunkt F des Kugelspiegels befindet sich auf der optischen Achse 1000 im Abstand  $r/2$  vom Mittelpunkt M des Kugelspiegels K. Trifft nun ein konvergierender Lichtstrahl 80 derart auf die spiegelnde Oberfläche des Kugelspiegels K, dass ein Konvergenzpunkt des konvergierenden Lichtstrahls 80 genau auf den Brennpunkt F innerhalb des Kugelspiegels K zu liegen kommt, so wird der konvergierende Lichtstrahl 80 als paralleles Strahlenbündel 8, parallel zur optischen Achse 1000 vom Kugelspiegel K reflektiert. Da, wie bereits erwähnt, die Cornea eine praktisch perfekte Kugelschale ist, wird ein auf die Cornea einfallender Lichtstrahl 80 wie an einem Kugelspiegel wieder reflektiert, was sich die vorliegende Erfindung zu Nutze macht. Es versteht sich, dass zum Beispiel bei Verwendung eines Ultraschallstrahls anstelle eines Lichtstrahls analoge Gesetzmässigkeiten für die Reflexion an der Oberfläche des Kugelspiegels K gelten.

**[0081]** Wenn ein Abstand zu kurz oder zu lang ist, so dass der Konvergenzpunkt des einfallenden Lichtstrahls 80 nicht auf den Brennpunkt F zu liegen kommt, ist der reflektierte Strahl 80 nicht mehr parallel, sondern entweder konvergent oder divergent. Die Richtung der optischen Achse bestimmt schliesslich die Richtung, in welche die reflektierte Strahlung zurückgeworfen wird. Dank dieser genauen Repositionierung kann dann bei einer Augenuntersuchung das von der Retina zurückgeworfene Licht, das auch aus einer anderen Lichtquelle stammen kann, quantitativ ausgewertet werden.

**[0082]** Das zuvor Erläuterte wird später noch anhand der Fig. 5 bis 7c eingehender diskutiert.

**[0083]** Gemäss der Erfindung wird das zurückgestreute Signal genutzt, um mit einem geeigneten Detektor, zum Beispiel mit einem optischen oder akustischen Sensor, die dem Fachmann in zahlreichen Varianten wohl bekannt sind, entweder das Aufnahmesystem automatisch nachzuführen oder aber genau in dem Augenblick eine Aufnahme zu machen, wenn das Auge richtig positioniert ist. Im Gegensatz zu anderen Vorrichtungen und Verfahren, wie sie zum Beispiel in Refraktometern benutzt werden, wird für die Bestimmung der Position und Orientierung des Auges weder die Linse noch der Glaskörper des Auges benutzt, sondern es wird nur das aussen am Auge reflektierte Signal ausgewertet, so dass Dämpfungsverluste, Absorption, Brechung und andere Einwirkungen, die im Augeninneren ein Messsignal beeinflussen können, bei einer Apparatur der vorliegenden Erfindung keine Rolle spielen. Es steht somit insbesondere auch mehr Licht zur Verfügung, da das Licht nicht durch die enge Pupille des Auges eintreten und wieder austreten muss, bevor es für die Positionsbestimmung ausgewertet wird.

**[0084]** Bevorzugt kann, wie ebenfalls später noch genauer diskutiert wird, eine Leuchtmarke verwendet werden, die das Auge des Patienten dazu zwingt, die Augenlinse auf eine bestimmte Distanz zu akkomodieren. In vielen Fällen wird der Einfachheit halber das Auge gezwungen, auf unendliche Entfernung zu akkomodieren.

**[0085]** In Fig. 5 ist schematisch eine Situation zur Erzeugung eines konzentrierten Reflexpunkts auf einer optischen Achse für den Fall dargestellt, dass sich das Patientenauge in einer Ideallage befindet. Die Illustration der Fig. 6 ist ein Längsschnitt gemäss Fig. 5, wobei die Bildebene sich entlang der optischen Achse erstreckt.

**[0086]** Die Fig. 5 und 6 geben eine Illustration zum zuvor grob beschriebenen Verfahren, wie ein konzentrierter Reflexpunkt gemäss EP-A- 0 608 516 zwecks Positionieren des Patientenauges 2 erzeugt werden kann. Mittels einer nicht dargestellten Beleuchtungseinrichtung, bzw. Signalgeber 62, 62a, 62b, die Licht 600 emittieren, und der vorgeschalteten Optik 300 wird

ein Lichtkegel mit Strahlen 8, 80, 81 auf die Cornea 7, 70 gerichtet. Die Strahlen 81 liegen auf der Mantelfläche des Lichtkegels.

**[0087]** In Fig. 5 ist die vorgeschaltete Optik 300 in Form eines flachen Zylinders 300 symbolisiert, wobei von diesem Zylinder 300 nur die hintere Hälfte dargestellt ist. Die äussere Oberfläche der Cornea 7, 70 wird als Kugelspiegel genutzt. Ist die Cornea 7, 70 in einer Lage, nämlich der Ideallage, in der ein optimales Bild der Retina 4, 400 erhalten werden kann, so bildet das von der Cornea 7, 70 reflektierte Licht ein Bündel von parallelen Strahlen 8, 83. Nach einem zweiten Durchtritt durch die vorgeschaltete Optik 300 wird das reflektierte Licht auf einen Reflexpunkt 2000 gebündelt.

**[0088]** In Fig. 6 (Längsschnitt zu Fig. 2 mit einer Bildebene, die sich entlang der optischen Achse 1000 erstreckt) sind gestrichelt Strahlen dargestellt, die innerhalb des Lichtkegels bzw. der reflektierten Lichtbündel liegen.

**[0089]** Ausgehend von dem in der EP-A- 0 608 516 offenbarten Gerät erweitert die Erfindung gemäss einer besonderen Ausführungsform das bekannte Verfahren bzw. die bekannte Vorrichtung. Mit dem genannten Gerät ist die genaue Position der Cornea 7, 70 vor einer ophthalmologischen Optik 3 feststellbar, indem ein einziger konzentrierter Reflexpunkt 2000 auf der optischen Achse 1000 erzeugt wird (Alinierung). Gemäss der Erweiterung des bekannten Verfahrens bzw. des bekannten Geräts durch die vorliegende Erfindung wird das Streumuster oder ein Teil des Streumusters der Cornea 7, 70 erfasst, wenn keine Alinierung vorliegt, d.h. die Cornea 7, 70 nicht perfekt positioniert ist. Im Sonderfall der Alinierung konvergiert das Streumuster auf den in der EP-A-0 608 516 beschriebenen einzigen Reflexpunkt 2000.

**[0090]** Bei einer Abweichung der Cornea 7, 70 von der Idealposition entsteht ein Versatz 2001 des Reflexpunkts 2000 der Idealposition, wie es in den Fig. 7a–7c gezeigt ist. Strichpunktiert ist jeweils der auf den Reflexpunkt 2000 gerichtete Kegel angegeben, wie er in der Idealposition des Auges 2 in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung 3 zu erwarten ist.

**[0091]** In Fig. 7a ist das Auge 1 zu weit von der vorgeschalteten Optik 300 entfernt (und damit zu weit weg von der Beobachtungseinrichtung 3 der ophthalmologischen Optik 1). Es verengt sich ein reflektiertes Lichtbündel 8, 83, und ein neuer Reflexpunkt 2001 weist einen longitudinalen Versatz zur vorgeschalteten Optik 300 auf.

**[0092]** In Fig. 7b mit zu nahem Auge 2 erweitert sich ein reflektiertes Lichtbündel 8, 83, und ein neuer Reflexpunkt 2001 weist einen longitudinalen Versatz weg von der vorgeschalteten Optik 300 auf.

**[0093]** In Fig. 7c ist das Auge 2 transversal gegen links verschoben. Ein reflektiertes Lichtbündel 8, 83 erzeugt einen neuen Reflexpunkt 2001, der transversal gegen rechts verschoben ist.

**[0094]** Im Fall eines Versatzes kann das Streumuster ausgewertet werden, nämlich um

- a) qualitativ festzustellen, in welche Richtung die Cornea 7, 70 von der Idealposition abweicht,
- b) in einem kleineren Bereich zu bestimmen, wie gross der Versatz ist.

**[0095]** Die Position des Reflexpunkts 2000 (bzw. 2001) wird für eine elektronische Datenverarbeitung mittels des Messensors 61 (nicht dargestellt in dem Fig. 7a–7b) ausgemessen. Die relative Lage des Patientenauges 2 bezüglich der Beobachtungseinrichtung 3 der ophthalmologischen Optik 1 bzw. die relative Lage der Beobachtungseinrichtung 3 zum Patientenaug 2 wird so eingestellt, dass der Reflexpunkt 2000 eine vorgegebene Position einnimmt, die einer reproduzierbar durchführbaren Untersuchung des Patientenauges 2 entspricht.

**[0096]** Liefert die Beleuchtungseinrichtung 62 eine starre Beleuchtung, so muss der Messsensor 61, mit dem der Reflexpunkt 2000 ausgemessen wird, flexibel ausgebildet sein, so dass die Position und Orientierung des Messensors 61 sich verändern lässt. Der Sensor 61 muss dabei mit einer Regelung derart ausgebildet sein, dass er auf Lageänderungen des Reflexpunkts 2000 mit Such- und Einfangbewegungen reagiert. Alternativ ist ein fixer Sensor 61 möglich, wenn die Beleuchtungseinrichtung eine bewegliche Beleuchtung liefert, mit welcher der Reflexpunkt 2000 auf die vorgegebene, der reproduzierbar durchführbaren Untersuchung entsprechenden Position gelenkt werden kann.

**[0097]** Es kann alternativ zur reinen Bestimmung der Patientenposition das optische Aufnahmesystem nachgeführt werden, um dem Patienten zu folgen. Das Streumuster hängt von der Position des Patienten in allen drei Raumachsen ab, von der Orientierung des Patienten und auch von der Struktur der Beleuchtung.

**[0098]** Das zurückgestreute Licht kann ohne aufwendige Bilderkennung ausgewertet werden, da das zurückgestreute Licht immer in genau einem Punkt konvergiert. Dies bringt erhebliche Vorteile:

- i) die Auswertung kann äusserst schnell erfolgen.
- ii) Die Lichtquelle kann monochromatisch, polarisiert oder moduliert ausgelegt werden, um sie unempfindlich gegen Umgebungslicht und Störeinflüsse zu machen.
- iii) Die Lichtquelle kann mit Infrarot oder Ferninfrarot betrieben werden, weil sie ja nicht ins Auge transmittiert werden muss. Damit löst die Quelle keine Pupillenreflexe im Patienten aus.

- iv) Das Detektionssystem (Sensoren) kann klein ausgebildet und peripher angebracht werden, um die Aufnahmeoptik nicht zu beeinträchtigen.

**[0099]** Beim Ermitteln von Position 50 und Orientierung 51 des zu untersuchenden Patientenauges 2 kann Licht als Lichtstrahl 80, 80a oder 80, 80b (siehe Fig. 3) unter einem vorgegebenen Winkel auf das Auge 2 gerichtet werden. Der Lichtstrahl 80, 80a, 80b lässt sich mit einer Lichtquelle 60, 60a bzw. 60, 60b oder Umgebungslicht sowie einem Kollimator erzeugen. Das vom Auge 2 reflektierte Streulicht 8, 8a bzw. 8, 8b wird durch den Sensor 61, 61a bzw. 61, 61b zur anschließenden Auswertung aufgezeichnet.

**[0100]** Es kann ein scharf begrenzter Lichtfleck auf das Auge projiziert werden. Die Position des reflektierten Streulichts wird mittels eines Sensors gemessen, so dass aufgrund dieser Messwerte der Abstand des Auges von einem Referenzpunkt ermittelt werden kann. Zu einer präziseren und schnelleren Positionsbestimmung kann statt eines Lichtflecks eine Mehrzahl solcher Lichtflecken verwendet werden.

**[0101]** Die optisch abbildbaren Elemente des Auges, die insbesondere die Iris oder Blutgefässe auf dem Augapfel sind, werden bei einer besonderen Ausführungsform der Erfindung mit einer Kamera abgebildet. Dabei stellt die Kamera mit einem Autofokus sich auf die genannten Elemente scharf. Ein Messwert für den Scharfstellabstand wird zur Berechnung der Position des Patientenauges verwendet.

**[0102]** Statt Licht können auch Ultraschallwellen verwendet werden. Der Ultraschall wird mittels mindestens eines Transducerelementes erzeugt und empfangen. Die Auswertung von gestreutem Ultraschall ist äquivalent zur Verwendung von Licht, mit der vorteilhaften Ausnahme, dass beim Ultraschallverfahren auch noch Laufzeiten ausgewertet werden können.

**[0103]** Wie bereits erwähnt, wird bevorzugt eine Fixiermarke, häufig auch als Zielmarke bezeichnet, die das Auge des Patienten dazu anregen soll, auf eine bestimmte Bildebene zu fokussieren. In vielen Fällen wird dies die Unendlich-Ebene sein, was aber nicht grundsätzlich erforderlich ist.

**[0104]** In den Fig. 8a bis 8d eine bevorzugte Ausführungsform einer Fixiermarke 9, 91, 92 schematisch dargestellt, die vorteilhaft aus zwei Elementen 91, 92 besteht und so ausgebildet ist, dass sie dem Patienten als «optimal» im Sinne von Form und Symmetrie erscheint, wenn das Auge des Patienten genau auf der optischen Achse des Systems liegt.

**[0105]** Bei dem in den Fig. 8a bis 8d dargestellten speziellen Ausführungsbeispiel einer Fixiermarke 9, 91, 92, ist die Fixiermarke 9, 91, 92 zweiteilig ausgeführt und umfasst eine erste Teilmarke 91 (Fig. 8a), die von einer kreisrunden semitransparenten Fläche 911 und einem vollständig transparenten Kreuz 912 gebildet ist. Weiter umfasst die Fixiermarke 9, 91, 92 eine zweite Teilmarke 92 (Fig. 8b), die von einem ebenfalls kreisrunden dunklen Hintergrund 921 und einem leuchtenden Kreuz 922 gebildet ist. Es versteht sich, dass die Form der Fixiermarke 9, 91, 92 im Prinzip frei wählbar ist, also nicht unbedingt kreisrund zu sein braucht, und die transparenten, semitransparenten, der dunkle Hintergrund und die Kreuze auch gegen andere geeignete geometrische Formen austauschbar sind. Ausserdem brauchen die beiden Teilmarken 91, 92 nicht unbedingt gleich gross zu sein. Die Fixiermarken brauchen auch nicht räumlich hintereinander angeordnet zu sein; sie müssen nur optisch verschieden tief erscheinen.

**[0106]** Ein möglicher Aufbau und die Funktionsweise der Fixiermarke 9, 91, 92 ist in den Fig. 8c und 8d schematisch skizziert. Die Fixiermarke 9, 91, 92 bildet ein System aus dem leuchtenden Kreuz 922 und der semitransparenten Fläche 911. Die zweite Teilmarke 92 mit dem leuchtenden Kreuz 922 wird in Bezug auf das Auge des Patienten hinter der ersten Teilmarke 91 mit dem transparenten Kreuz 912 montiert. Auf der optischen Achse fluchten die Kreuze. In Fig. 8c ist eine Ansicht der Fixiermarke 9, 91, 92, wie sie sich ergibt, wenn die Fixiermarke 9, 91, 92 nicht von der optischen Achse aus betrachtet wird. Wie in Fig. 8d gezeigt liegen die Kreuze 912, 922 dagegen perfekt aufeinander, wenn man sie von der optischen Achse aus betrachtet.

**[0107]** In Fig. 9 ist ein möglicher optische Aufbau der Fixiermarke 9, 91, 92 gemäss Fig. 8a–8d schematisch dargestellt.

**[0108]** Das leuchtende Kreuz 922 wird im Abstand der Brennweite  $f$  vom optischen System fixiert. Die semitransparente Teilmarke 91 wird davor platziert. Die Bildebene der Fixiermarke 9, 91, 92 wird nun durch die Brennweite  $f$  des optischen Systems und der Position des Leuchtkreuzes 922 vorgegeben. Wenn man die Position der vorderen Hauptebene (darstellungsgemäss links in Fig. 9) des Systems als Ursprung  $O$  annimmt und das System eine gesamte Brennweite von  $f$  hat und die Marke 92 bei  $m$  liegt, dann gilt für die Bildebene:

$$1/b = 1/f - 1/m$$

**[0109]** In den meisten Fällen wird man, wie in Fig. 9 gezeigt,  $m$  gerade auf  $f$  legen, so dass die Bildebene  $b$  ins Unendliche zu liegen kommt.

**[0110]** Da die semitransparente Fläche 911 nicht in der gewünschten Bildebene liegt, sollte sie optisch weniger auffällig oder ansprechend gestaltet werden als das Leuchtkreuz 922, damit der Patient nicht auf die semitransparente Fläche 911 akkommodiert.

**[0111]** Zur Verdeutlichung und begrifflichen Klarstellung ist in Fig. 10 in stark schematischer Darstellung der optische Aufbau eines erfindungsgemässen ophthalmologischen Gerätes skizziert.

**[0112]** Die «optische Distanz der Retina 4, 400» ist die Bildebene, in der die Retina 4, 400 dem Bildsensor 3000, also zum Beispiel einer CCD-Kamera 3000, zur Aufnahme der Retina 4, 400 erscheint. Von der darstellungsgemäss rechten Hauptebene der ophthalmologischen Optik aus gerechnet ist die physikalische Distanz der Retina gleich  $r$ , die optische Distanz ist jedoch  $O$  mit:

$$1/O = 1/f - 1/b.$$

**[0113]** In den meisten Fällen wird der Bildsensor 3000 in der Fokalebene der Optik liegen, so dass  $O$  gleich unendlich ist, was nichts anderes bedeutet, als dass die Retina 4, 400 in der Fokalebene des Systems aus Cornea 7, 70 und Linse 200 liegt. Der Zweck, die optische Distanz  $O$  der Retina 4, 400 festzulegen, liegt darin, einen fixen Fokus in der Aufnahmeoptik verwenden zu können, so dass dieser nicht immer wieder eingestellt werden muss.

**[0114]** Kennt man die Augenposition und ist die optische Distanz zur Retina vorgegeben, dann sind keine weiteren Einstellungen auf dem Pfad der Aufnahmeoptik 1, 3 bis zum Bildsensor 3000 mehr notwendig.

**[0115]** In Fig. 11 ist schliesslich ein sehr einfacher funktionsfähiger Aufbau eines ophthalmologischen Geräts gemäss der vorliegenden Erfindung dargestellt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind die Einrichtungen zum automatischen Bestimmen der Position und/oder der Orientierung des Auges in Fig. 11 nicht dargestellt.

**[0116]** Zur Beobachtung der Retina 4, 400 wird das Auge 2 des Patienten mit der Spaltlampe L beleuchtet. Die Spaltlampe L ist dabei von der optischen Achse abgewinkelt. Dadurch stört die Spaltlampe L den Aufnahmepfad nicht und die Reflexionen im Auge sind abgeschwächt.

**[0117]** Das Bild der beleuchteten Retina 4, 400 wird von einer chromatisch korrigierten Linsenordnung 31 gesammelt und abgebildet. Da die Retina 4, 400 nicht eben ist, wird die sogenannte Feldkrümmung durch eine invers verzerzte Abbildung teilkompensiert. Die Kuvaturlinsen 32 bilden die gekrümmte Bildebene des Achromaten 31 auf die Ebene des Bildsensors 3000 ab. Verwendet man keinen Bildsensor zur Beobachtung der Retina, sondern stattdessen das menschliche Auge als Bildsensor 3000, dann ist die Kuvaturkompensation unnötig und kann weggelassen werden.

**[0118]** Es versteht sich, dass alle in dieser Anmeldung beschriebenen erfindungsgemässen Ausführungsbeispiele lediglich exemplarisch zu verstehen sind und, wie sie im Rahmen der vorliegenden Anmeldung beschrieben bzw. nahegelegt sind, entweder allein oder in allen geeigneten Kombinationen in speziellen Ausführungsbeispielen erfindungsgemässer ophthalmologischer Geräte vorgesehen sein können, so dass auch alle geeigneten Kombinationen der in dieser Anmeldung beschriebenen Ausführungsformen von Geräten und Verfahren durch die vorliegende Erfindung erfasst und abgedeckt sind, sofern sie durch die nachfolgenden Patentansprüche abgedeckt sind.

## Patentansprüche

1. Ophthalmologisches Gerät für optische und photometrische Untersuchungen an einem Auge (2) eines Patienten, umfassend eine Beobachtungseinrichtung (3) zur Beobachtung eines zu untersuchenden Augenteils (4, 400), insbesondere eines Augenhintergrunds (4, 400) in einer vorgebbaren Aufzeichnungsposition (5) des Auges (2), sowie eine Messeinrichtung (6) mit einem Messsensor (61) zur Bestimmung einer Position (50) und/oder einer Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3), dadurch gekennzeichnet, dass mit dem Messsensor (61) eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche (7, 70, 700), insbesondere an der Hornhaut (7, 70) des Auges (2) reflektierten Messsignals (8, 8a, 8b) messbar ist, so dass mit Hilfe des Messsensors (61) die Position (50) und/oder die Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3) automatisch bestimmbar ist, wobei eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen ist, die mit der Messeinrichtung (6) und einem Justiermittel zur automatischen Justierung der Beobachtungseinrichtung (3) signalverbunden ist, so dass unter Verwendung des reflektierten Messsignals (8, 8a, 8b) die Beobachtungseinrichtung (3) in Bezug auf die Position (50) und/oder die Orientierung (51) des Auges (2) automatisch justierbar ist.
2. Gerät nach Anspruch 1, wobei die Beobachtungseinrichtung (3) eine Beleuchtungseinrichtung zur Beleuchtung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) umfasst.
3. Gerät nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei ein Signalgeber (62, 62a, 62b) zur Erzeugung des Messsignals (8) vorgesehen ist.
4. Gerät nach Anspruch 3, wobei der Signalgeber (62, 62a, 62b) ein optischer Signalgeber (62, 62a, 62b) oder ein akustischer Signalgeber (62, 62a, 62b) ist oder wobei der Signalgeber (62, 62a, 62b) die Beleuchtungseinrichtung ist.
5. Gerät nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei in einer vorgebbaren Blickrichtung des Auges (2) in einer Zwischenebene eine Fixiermarke (9, 91, 92) zur Fixierung der Blickrichtung des Auges (2) platziert ist, oder wobei die Fixiermarke (9, 91, 92) mittels einer Projiziereinrichtung in die Zwischenebene projizierbar ist.
6. Gerät nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei ein chemisches oder elektronisches Aufzeichnungsmittel (3000), insbesondere eine Photokamera, oder insbesondere eine Videokamera, insbesondere eine Digitalkamera

oder insbesondere eine CCD-Kamera zur fotografischen oder elektronischen Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) vorgesehen ist.

7. Gerät nach Anspruch 6, wobei eine elektronische Auswerteeinheit derart vorgesehen und mit der Messeinrichtung (6) signalverbunden ist, dass eine Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) mittels des elektronischen Aufzeichnungsmittels (3000) automatisch durchführbar ist, sobald das Auge (2) in der Aufzeichnungsposition (5) ist.
8. Verfahren zur Bestimmung einer Position (50) und/oder einer Orientierung (51) eines Auges (2) eines Patienten in Bezug auf eine Beobachtungseinrichtung (3) eines ophthalmologischen Gerätes (1) für optische und photometrische Untersuchungen an dem Auge (2), wobei das Auge (2) zur Beobachtung eines zu untersuchenden Augenteils (4, 400), insbesondere eines Augenhintergrunds (4, 400), in einer vorgegeben Aufzeichnungsposition (5) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3) platziert wird, und eine Messeinrichtung (6) mit einem Messsensor (61, 61a, 61b) zur Bestimmung der Position (50) und/oder der Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3) vorgesehen wird, dadurch gekennzeichnet, dass mit dem Messsensor (61, 61a, 61b) eine Intensität und/oder eine Richtung eines an einer Oberfläche (7, 70, 700), insbesondere an der Hornhaut (7, 70) des Auges (2) reflektierten Messsignals (8, 8a, 8b) gemessen wird, und mit Hilfe des Messsensors (61, 61a, 61b) die Position (50) und/oder die Orientierung (51) des Auges (2) in Bezug auf die Beobachtungseinrichtung (3) automatisch bestimmt wird, wobei eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen und mit der Messeinrichtung (6) und einem Justiermittel zur automatischen Justierung der Beobachtungseinrichtung (3) signalverbunden wird, wobei unter Verwendung des reflektierten Messsignals (8, 8a, 8b) die Beobachtungseinrichtung (3) in Bezug auf die Position (50) und/oder die Orientierung (51) des Auges (2) automatisch justiert wird.
9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei die Beobachtungseinrichtung (3) eine Beleuchtungseinrichtung (3) zur Beleuchtung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) umfasst.
10. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 oder 9, wobei ein Signalgeber (62, 62a, 62b) zur Erzeugung des Messsignals (8, 8a, 8b) vorgesehen wird.
11. Verfahren nach Anspruch 10, wobei als Signalgeber (62, 62a, 62b) ein optischer Signalgeber (62, 62a, 62b) oder ein akustischer Signalgeber (62, 62a, 62b) oder wobei als Signalgeber (62, 62a, 62b) die Beleuchtungseinrichtung (3) verwendet wird.
12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei in einer vorgebbaren Blickrichtung des Auges (2) in einer Zwischenebene eine Fixiermarke (9, 91, 92) zur Fixierung der Blickrichtung des Auges (2) platziert wird, oder wobei die Fixiermarke (9, 91, 92) mittels einer Projiziereinrichtung in die Zwischenebene projiziert wird.
13. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 12, wobei ein chemisches oder elektronisches Aufzeichnungsmittel (3000), insbesondere eine Photokamera, oder insbesondere eine Videokamera, oder insbesondere eine Digitalkamera, insbesondere eine CCD-Kamera zur fotografischen oder elektronischen Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) verwendet wird.
14. Verfahren nach Anspruch 13, wobei eine elektronische Auswerteeinheit vorgesehen und mit der Messeinrichtung (6) signalverbunden wird, und eine Aufzeichnung des zu untersuchenden Augenteils (4, 400) mittels des elektronischen Aufzeichnungsmittels (3000) automatisch durchgeführt wird, sobald das Auge (2) in die Aufzeichnungsposition (5) bewegt worden ist.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 14, wobei mittels der Beleuchtungseinrichtung und einer vorgeschalteten Optik (300) ein Lichtkegel auf eine Cornea (7, 70) gerichtet wird, wobei die äussere Oberfläche der Cornea (7, 70) als Kugelspiegel genutzt wird, und das von der Cornea (7, 70) reflektierte Licht nach einem zweiten Durchtritt durch die vorgeschaltete Optik (300) auf einen Reflexpunkt (2000) gebündelt wird, wobei die Position des Reflexpunkts (2000) für eine elektronische Datenverarbeitung mittels des Messsensors (61, 61a, 61b) ausgemessen wird und dass die relative Lage des Auges (2) bezüglich der Beobachtungseinrichtung (3) so eingestellt wird, dass der Reflexpunkt (2000) eine vorgegebene Position einnimmt, die einer reproduzierbar durchführbaren Untersuchung des Patienten- Auges (2) entspricht.
16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei eine Lage und/oder eine Orientierung des Messsensors (61, 61a, 61b) flexibel ist und der Messsensor (61, 61a, 61b) mit einer Regelung derart ausgebildet ist, dass er auf Lageänderungen des Reflexpunkts (2000) mit Such- und Einfangbewegungen reagiert.
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 15 bis 16, wobei die Beleuchtungseinrichtung (3) und/oder der Signalgeber (62, 62a, 62b) ein bewegliches Messsignal (8, 8a, 8b) liefert, mit welcher der Reflexpunkt (2000) auf die vorgegebene Position gelenkt wird.

Fig.2

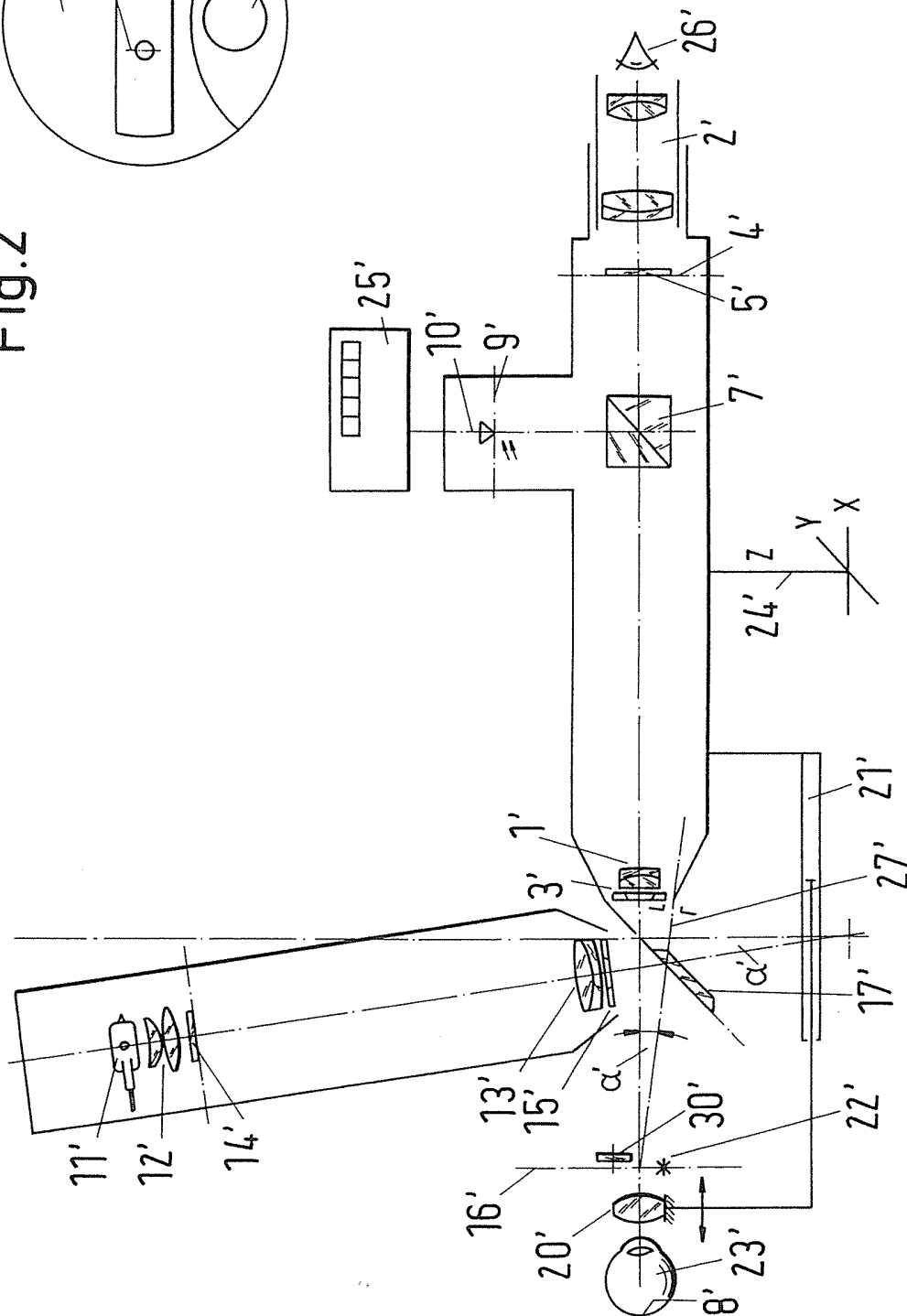
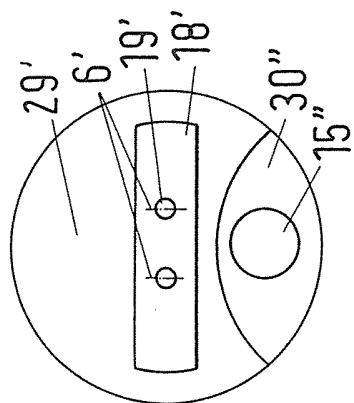


Fig.1

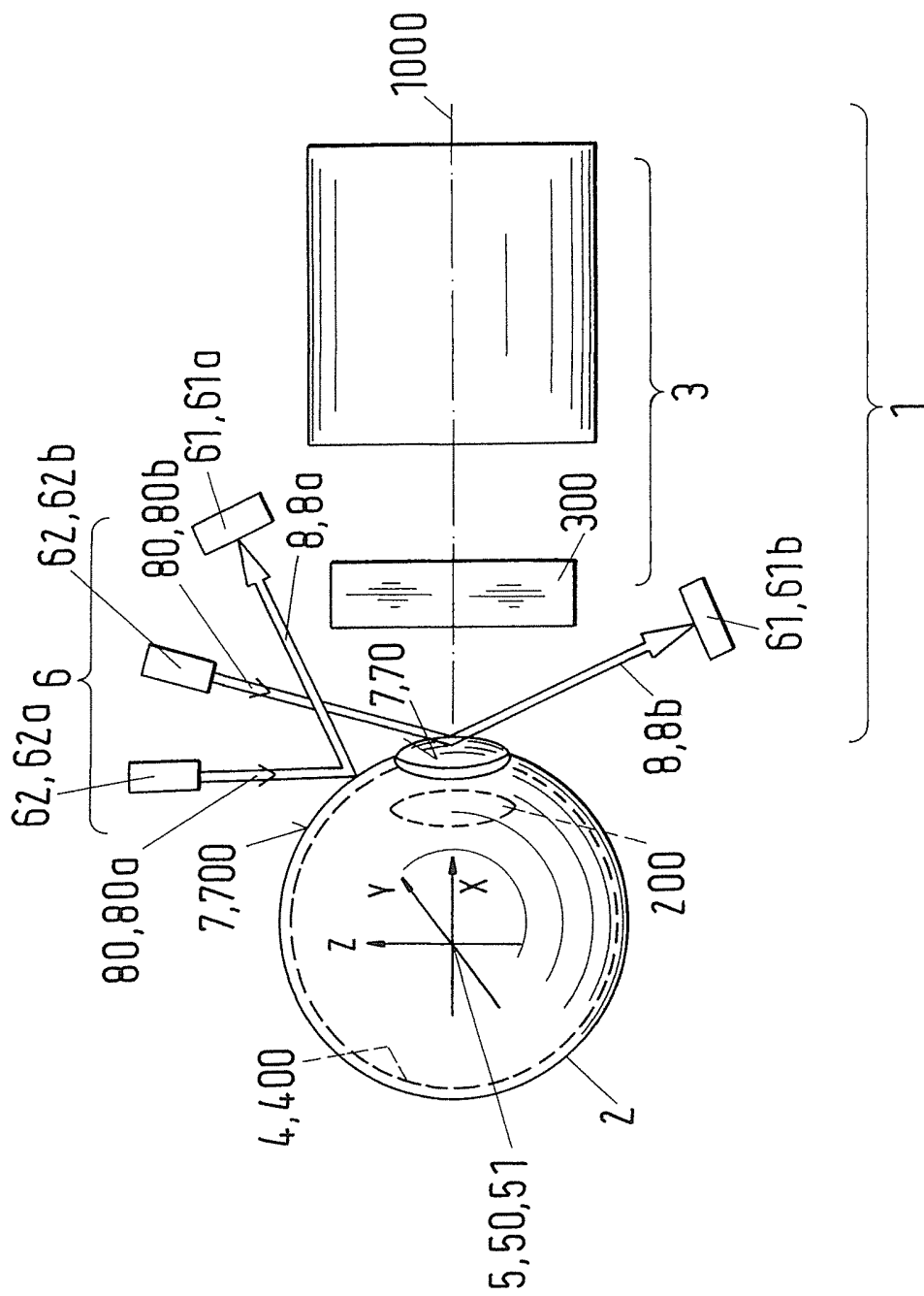


Fig.3

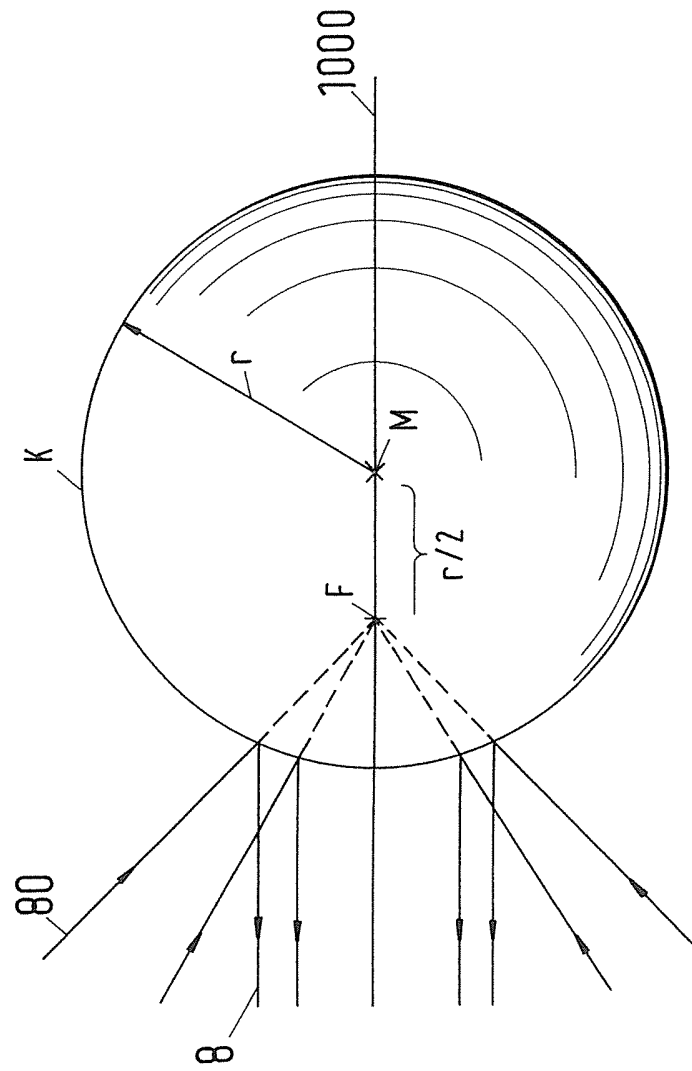


Fig.4

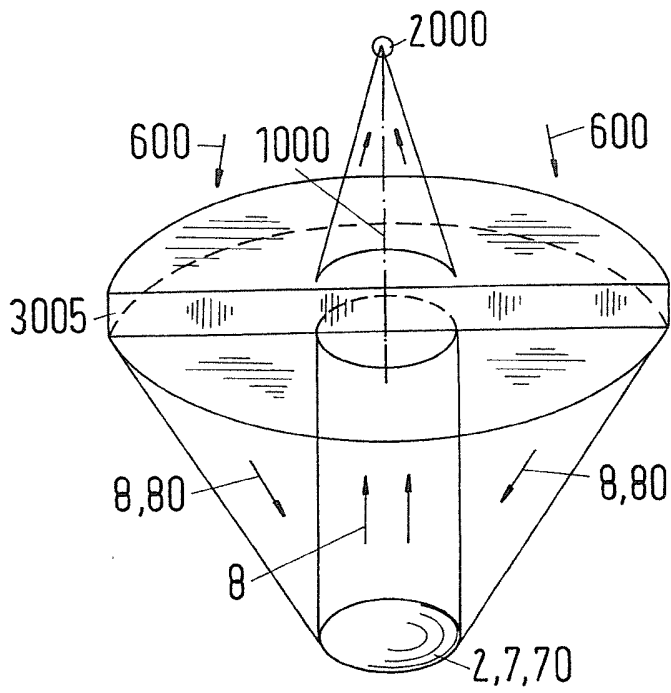


Fig.5

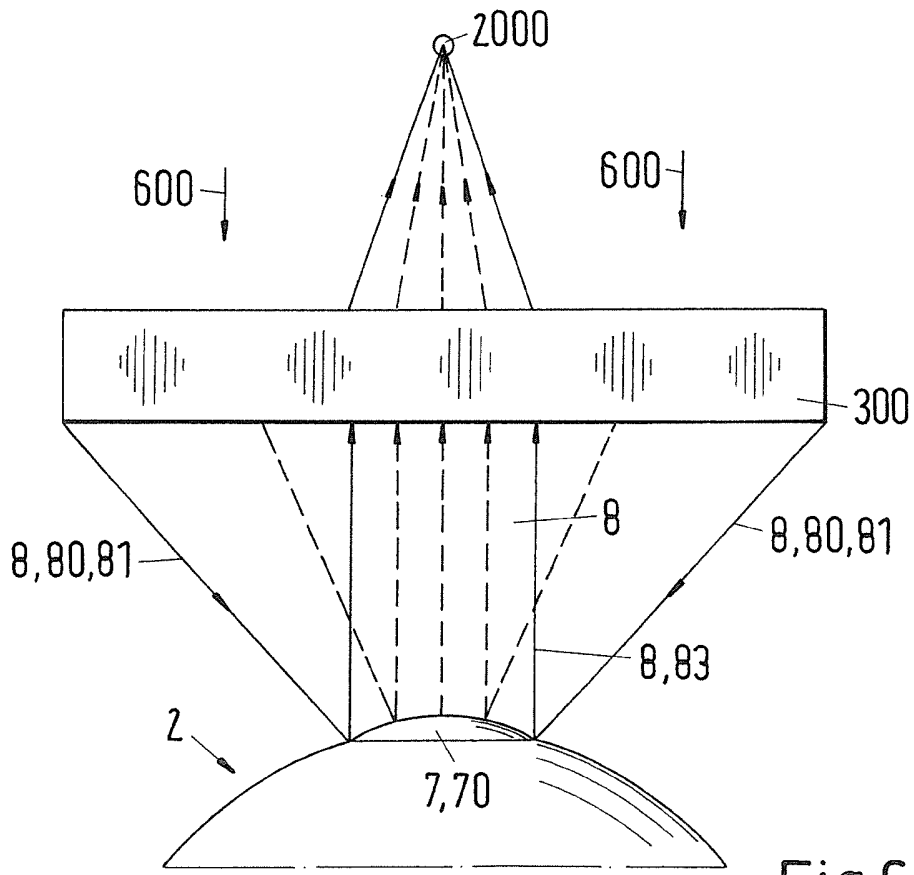


Fig.6

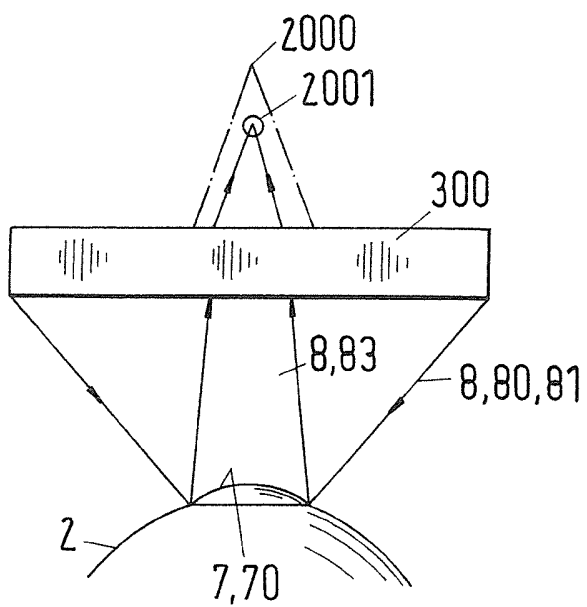


Fig. 7a

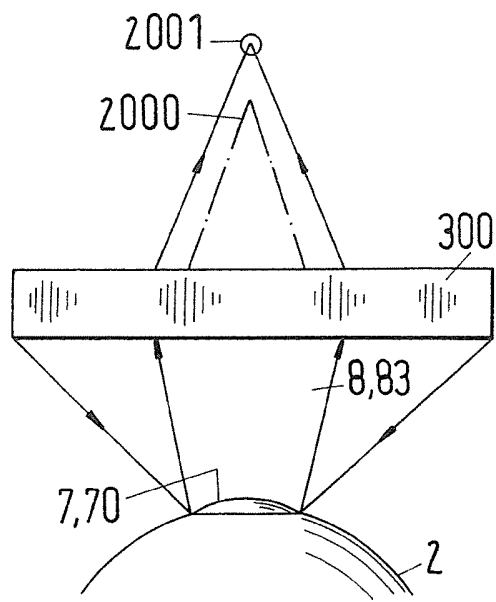


Fig. 7b

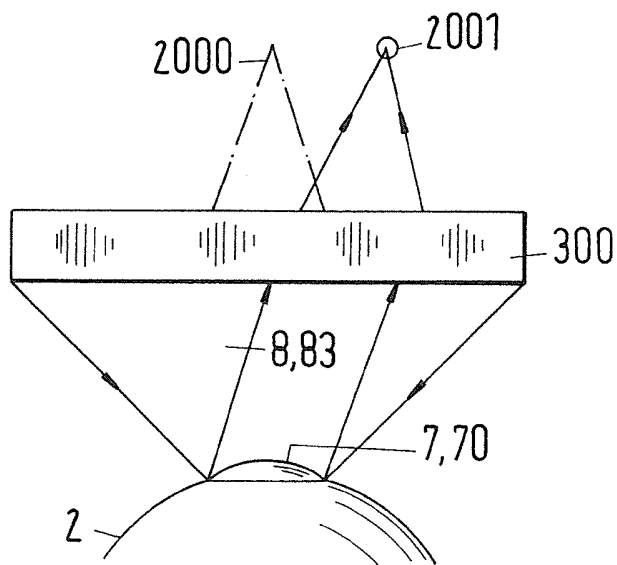


Fig. 7c

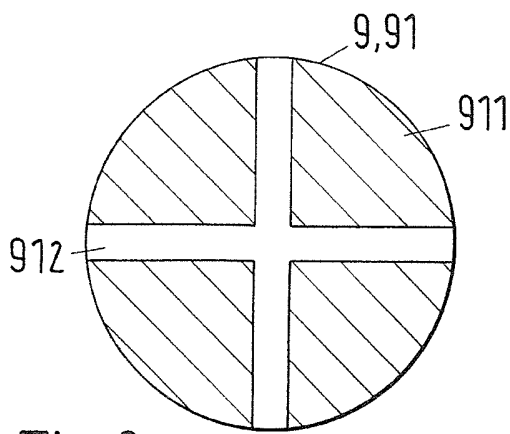


Fig. 8a

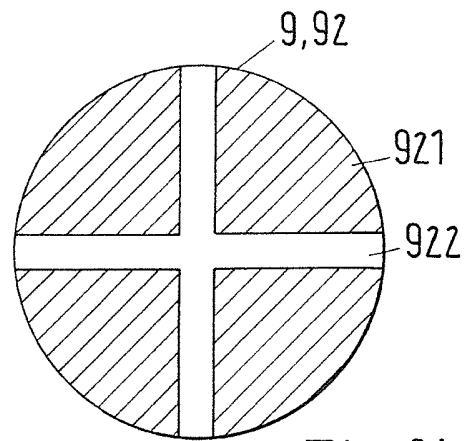


Fig. 8b

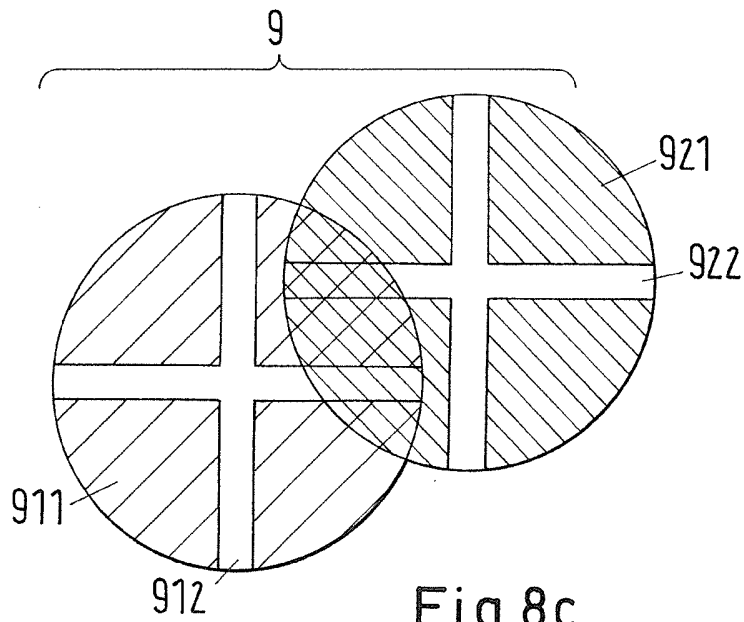


Fig. 8c

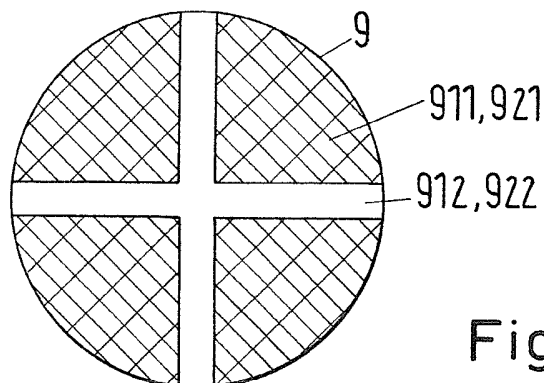


Fig. 8d

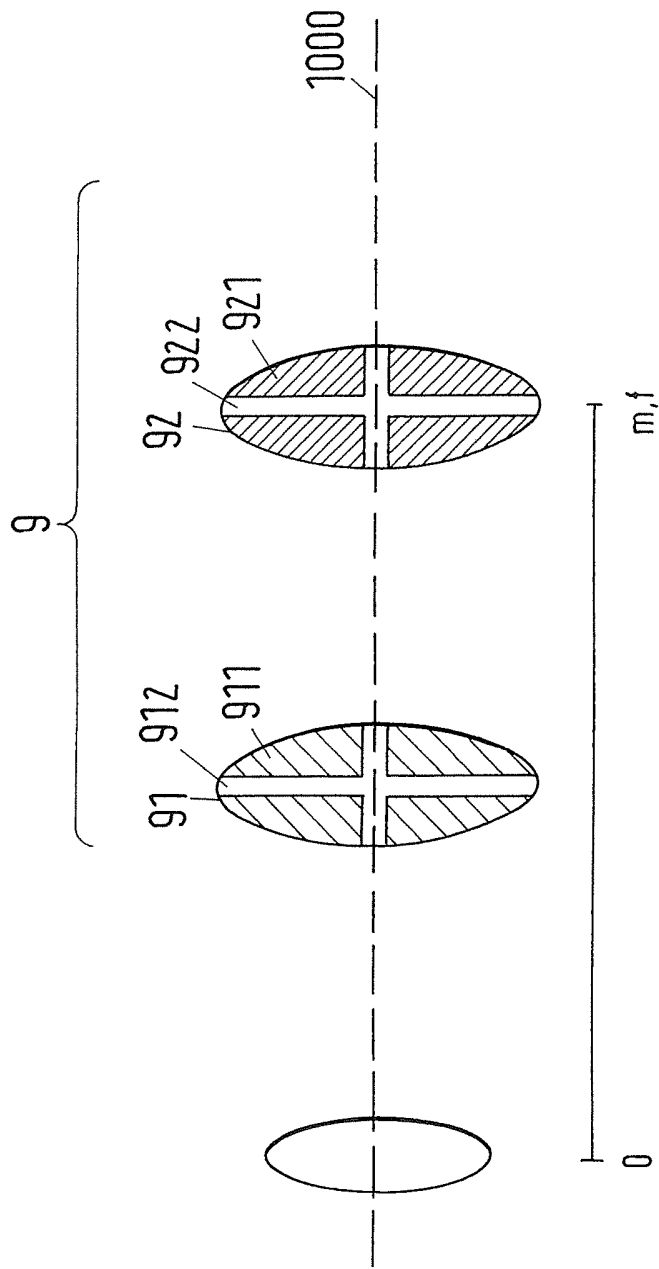


Fig.9

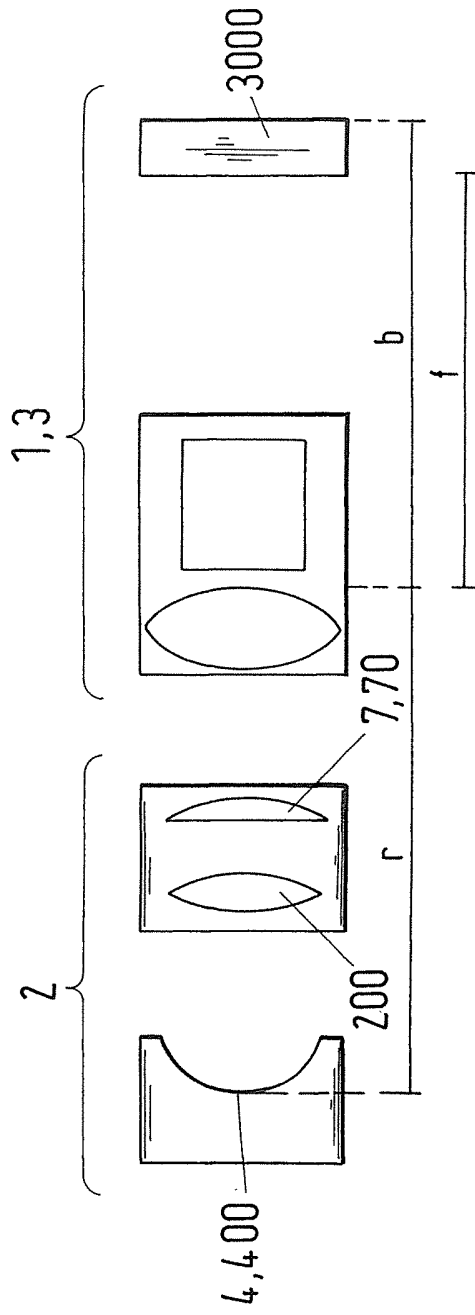


Fig.10

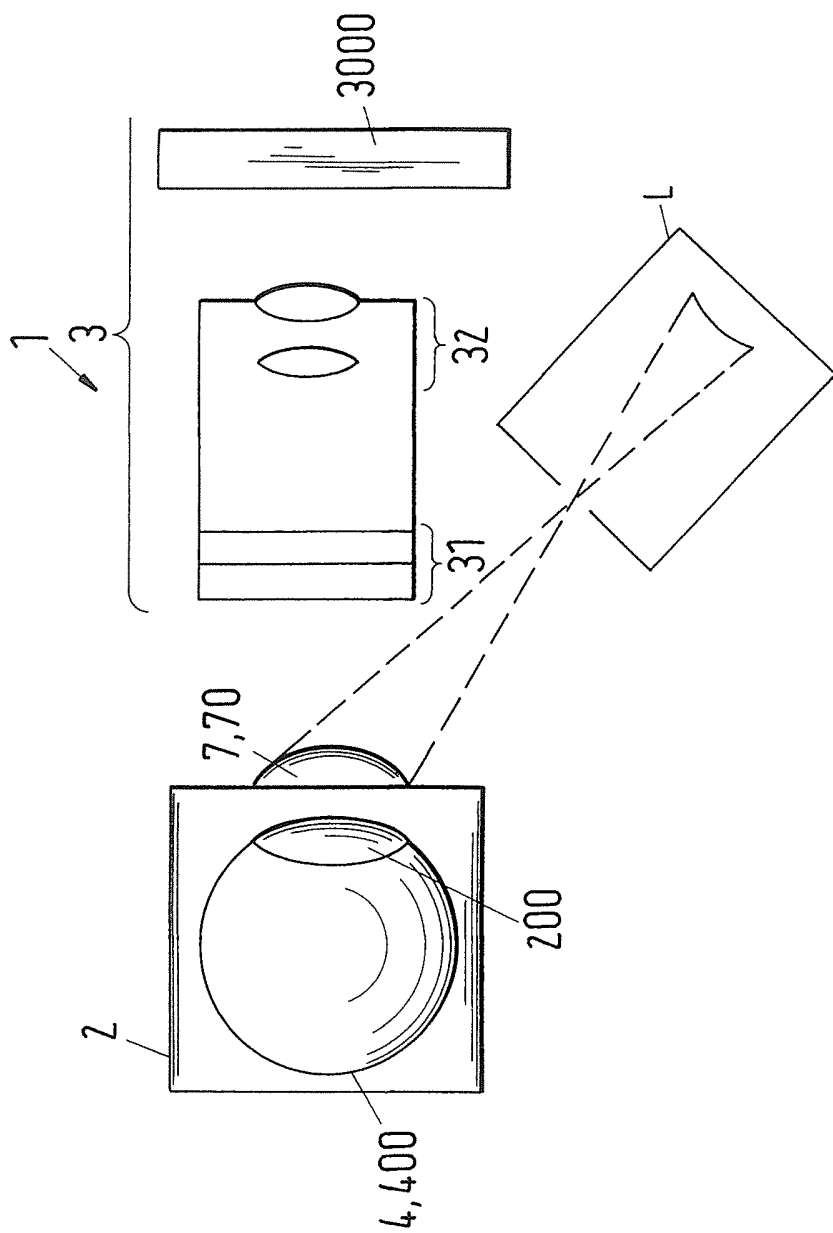


Fig.11