



(10) **DE 10 2010 008 146 B4** 2022.03.31

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2010 008 146.9**
(22) Anmeldetag: **12.02.2010**
(43) Offenlegungstag: **18.08.2011**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **31.03.2022**

(51) Int Cl.: **A61B 3/10** (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
A61B 3/107 (2006.01)
A61B 3/16 (2006.01)
A61B 3/14 (2006.01)
A61B 3/18 (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(62) Teilung in:
10 2010 064 489.7

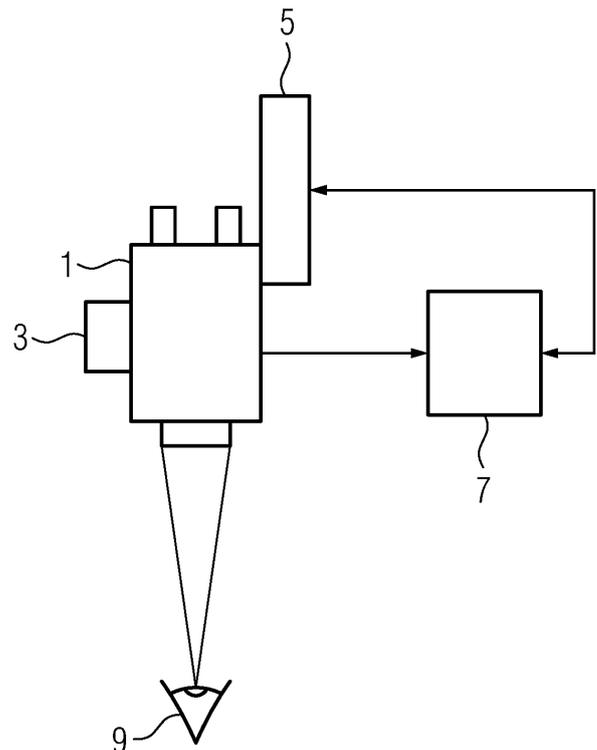
(72) Erfinder:
Reimer, Peter, 73479 Ellwangen, DE

(73) Patentinhaber:
Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:
siehe Folgeseiten

(74) Vertreter:
**PATERIS Theobald Elbel Fischer, Patentanwälte,
PartmbB, 14059 Berlin, DE**

(54) Bezeichnung: **Messsystem und Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges sowie Verfahren und System zum Einstellen des Augeninnendrucks**



(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges (9), in dem das Auge (9) mit wenigstens einer Lichtquelle (41, 50) beleuchtet wird und der Innendruck anhand einer Eigenschaft wenigstens eines Purkinjebildes der Lichtquelle(n) (41, 50) und einer Beziehung zwischen dieser Eigenschaft und dem Innendruck ermittelt wird.

(56) Ermittelte Stand der Technik:

DE	197 02 335	C1
GB	830 663	A
US	6 299 307	B1
US	2006 / 0 247 659	A1
US	2008/01 14 283	A1
US	52 31 674	A
US	55 85 873	A
US	44 43 075	
US	43 73 787	
US	5 474 548	A
US	50 90 797	
EP	0 563 604	A1
EP	1 338 238	A2

H.D. Crane, C.M. Steele, Accurate three-dimensional eyetracker, Applied Optics Vol. 17, No. 5, 1.3.1978

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Messsystem und ein Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks des Auges. Daneben betrifft die Erfindung ein Verfahren und ein System zum Einstellen des Augeninnendrucks.

[0002] Bei einer Reihe von Augenoperationen ist es von Bedeutung während der Operation, d.h. intraoperativ, die Refraktion (Brechkraft) des Auges zu ermitteln. Beispiele hierfür sind das Bearbeiten der Hornhautoberfläche mittels Laserstrahlen, um Fehlsichtigkeiten zu korrigieren, oder Kataraktoperationen, in denen die Augenlinse durch eine Kunstlinse ersetzt wird. Verfahren und eine Vorrichtungen zur Bestimmung der Refraktion eines Auges sind beispielsweise in EP 0 563 604 A1 und EP 1 338 238 A2 beschrieben.

[0003] Egal welches Verfahren zur Refraktionsermittlung zum Einsatz kommt, es bleibt immer die Problematik sicherzustellen, dass die Refraktion auch auf der Sehachse des Auges bestimmt wird. Diese Achse ist so ohne weiteres am Auge nicht sichtbar und weicht zum Teil erheblich von der optischen Augenachse ab. Diese Problematik, kann umgangen werden, wenn man dem Auge eine Fixiermarke anbietet, auf welche der Blick fixiert werden kann. Dies erfordert jedoch eine aktive Aktion des Patienten und ist nur bei so genannten Tropfanästhesien möglich, in denen der Patient die Fähigkeit, Objekte zu fixieren und das Auge zu bewegen, behält, sofern das Auge vom Chirurgen nicht fixiert wurde. Wenn der Patient dagegen in Vollnarkose liegt oder das Patentenauge retrobulbär anästhesiert wurde, also das Betäubungsmittel hinter den Augapfel gespritzt wurde, kann der Patient das Auge nicht mehr aktiv bewegen und auch nicht mehr aktiv fixieren. Die Ausrichtung der Sehachse des Auges, dessen Refraktion vermessen werden soll, ist dann völlig willkürlich zur Messanordnung. Wenn nicht gewährleistet werden kann, dass die Messung auf der Sehachse erfolgt, wird das Messergebnis mit mehr oder weniger großen Fehlern behaftet sein. Abhilfe kann beispielsweise dadurch geschaffen werden, dass das Auge vor der Operation vermessen wird und entsprechende Markierungen auf dem Patentenauge angebracht werden. Insbesondere im Hinblick auf die Achsausrichtung torischer Intraokularlinsen im Rahmen einer Kataraktoperation kommen derartige Markierungen zur Anwendung.

[0004] Aus DE 197 02 335 C1 ist eine Vorrichtung mit einem gepulsten Laser bekannt, die zur Abtragung von Hornhaut geeignet ist. Für die Strahlnachführung wird das Auge mit Infrarotstrahlen bestrahlt. Eine Kamera nimmt durch die Infrarotstrahlen erzeugte Bilder des Auges, insbesondere der Pupille, in Form eines Hell-Dunkel-Kontrastes auf.

Ein an die Kamera angeschlossener Rechner ermittelt dann beispielsweise den Schwerpunkt des dunklen Feldes, also der Pupille, oder auch den Rand der Pupille, so dass die Ermittlung der Augenbewegung unabhängig vom momentanen Pupillendurchmesser möglich wäre. Auf diese Weise kann zwar die Position des Auges ermittelt werden, nicht jedoch die Sehachse.

[0005] US 6,299,307 B1 beschreibt eine Eye-Tracking-Vorrichtung für die Laserchirurgie, in der die Grenze zwischen der weißen Sklera und der farbigen Iris ermittelt wird, um die Augenposition festzustellen. Die Sehachse kann daraus aber nicht ohne weiteres berechnet werden. Weiterhin ist in diesem Dokument beschrieben, dass Purkinjebilder zur Ermittlung der Augenposition herangezogen werden können. Es wird jedoch festgestellt, dass während einer Augenoperation die optische Qualität des Auges temporär verschlechtert ist, so dass die Purkinjebilder unscharf werden und dadurch eine genaue Bestimmung der Augenposition sehr schwierig wird.

[0006] US 2006/0247659 A1 beschreibt ein Operationsmikroskopsystem und ein Verfahren zum Durchführen von Augenoperationen. Das System umfasst einen Eye-Tracker, der Augenbilder analysiert, um die innere und äußere Begrenzung der Iris die Lederhaut und die Augenlider zu ermitteln. Eine Bildverarbeitungssoftware ermittelt dann die größte zusammenhängende dunkle Region, welche in der Praxis der Pupille entspricht. Das Eye-Tracking erfolgt dann durch Bestimmen des geometrischen Zentrums der größten zusammenhängenden Region. Das Bestimmen der Sehachse ist mit diesem Verfahren nicht möglich.

[0007] US 5,474,548 A beschreibt ein Verfahren zum Etablieren eines eindeutigen, maschinenunabhängigen Bezugssystems für das Auge. Dieses Verfahren kann insbesondere im Rahmen von Augenoperationen zur Anwendung kommen. Es ermöglicht das Ausrichten der Sehachse des Patienten im Hinblick auf die optische Achse eines ophthalmologischen Gerätes, das für eine Laseroperation oder für diagnostische Messungen verwendet wird. Das Verfahren beinhaltet ein Bewegen des Auges in lateraler Richtung, bis die Bilder einer ersten und einer zweiten Referenzmarke, die sich entlang der optischen Achse des ophthalmologischen Gerätes in unterschiedlicher Entfernung des Auges befinden, fluchten. Während der Behandlung fixiert der Patient die dargebotenen Marken. Eine Bestimmung der Sehachse bei Vollnarkose oder bei retrobulbärer Anästhesie ist damit nicht möglich.

[0008] Die US 4,373,787 und die US 5,090,797 beschreiben Eye-Tracker, in denen die Blickrichtung anhand von Purkinjebildern bestimmt wird, die mittels Infrarotstrahlung generiert werden. Die

US 4,373,787 beschreibt darüber hinaus das Messen der Refraktion des Auges in mehreren Bereichen der Linse, um dadurch einen dreidimensionalen Eye-Tracker zu realisieren, welcher denjenigen Punkt in dreidimensionalem Raum ermittelt, auf den das Auge gerade fixiert ist.

[0009] Eine weitere Schwierigkeit bei der intraoperativen Refraktionsmessung ist der Umstand, dass der Augeninnendruck des Auges, das gerade operiert wird, deutlich von dem natürlichen Augeninnendruck abweichen kann, beispielsweise durch Injektion von Viskoelastika in die vordere Augenkammer (damit das Auge bei der Operation nicht zusammenfällt). Ein System zum Beeinflussen des Augendruckes mittels eines Flüssigkeitsreservoirs und einer Injektionsnadel zum Leiten der Flüssigkeit in das Auge ist bspw. in US 2008/0114283 A1 beschrieben. Dieser veränderte Augeninnendruck kann zu einem veränderten Hornhautradius und damit zu einer fehlerhaften Refraktionsmessung führen.

[0010] Es ist eine Aufgabe der Erfindung, ein vorteilhaftes Messsystem und ein vorteilhaftes Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges zur Verfügung zu stellen, das insbesondere auch im Rahmen eines Verfahrens zur intraoperativen Messung der Refraktion eines Auges und im Rahmen eines Verfahrens zum Einstellen des Innendrucks eines Auges zur Anwendung kommen kann.

[0011] Diese Aufgabe wird durch ein Messsystem und ein Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges gemäß Anspruch 1 bzw. gemäß Anspruch 9 sowie durch ein Verfahren und ein System zum Einstellen des Innendrucks eines Auges gemäß Anspruch 6 bzw. Anspruch 13 gelöst. Die abhängigen Ansprüche enthalten vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung.

[0012] Gemäß der Erfindung wird ein Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges zur Verfügung gestellt. In diesem Verfahren wird das Auge mit wenigstens einer Lichtquelle beleuchtet. Der Innendruck wird anhand einer Eigenschaft wenigstens eines Purkinjebildes der Lichtquelle(n) und einer Beziehung zwischen dieser Eigenschaft und dem Innendruck ermittelt.

[0013] Unter dem Begriff „Purkinjebild“ ist dabei eine Reflexion an einer Augenstruktur zu verstehen. Es existieren verschiedene Purkinjebilder, die am Auge beobachtet werden können. Das erste Purkinjebild ist die Reflexion an der äußeren Oberfläche der Kornea, das zweite Purkinjebild die Reflexion an der inneren Oberfläche der Kornea, das dritte Purkinjebild die Reflexion an der äußeren Oberfläche der Linse und das vierte Purkinjebild die Reflexion an der inneren Oberfläche der Linse. Besonders geeignet zur Durchführung des erfindungsgemäßen Ver-

fahrens ist das erste Purkinjebild, also die Reflexion an der äußeren Oberfläche der Kornea. Die Beziehung zwischen der Lage des Purkinjebildes und der Sehachse kann entweder mittels einer Referenzmessung oder mittels eines mathematischen Modells hergestellt werden. Die Lichtquelle kann insbesondere sichtbares Licht aussenden und kann als primäre Lichtquelle, also eine selbstleuchtende Lichtquelle wie etwa eine Glühlampe oder ein Lumineszenzstrahler, oder als eine sekundäre Lichtquelle, also eine nichtleuchtende Lichtquelle wie etwa das Austrittsende einer Lichtleitfaser ausgestaltet sein.

[0014] Die Eigenschaft kann insbesondere die Größe des Purkinjebildes sein, also die Fläche, die das Purkinjebild auf der Hornhaut einnimmt. Wenn wenigstens zwei Lichtquellen vorhanden sind, kann die Eigenschaft auch der Abstand der Purkinjebilder voneinander auf der Hornhaut sein. Als Abstand kann hierbei insbesondere der Abstand ihrer Mittelpunkte voneinander angesehen werden. Je größer der Krümmungsradius der Hornhaut ist, desto größer ist das Purkinjebild oder der Abstand der Purkinjebilder zweier Lichtquellen voneinander. Dies rührt daher, dass die Außenseite der Kornea einen Konvexspiegel bildet und die Bilder eines Konvexspiegels umso kleiner sind, je kleiner der Krümmungsradius des Spiegels und damit die Brennweite des Spiegels ist.

[0015] Als Lichtquelle kann eine primäre oder eine sekundäre Lichtquelle zum Einsatz kommen. Im Falle mehrerer sekundärer Lichtquellen kann die Anzahl der primären Lichtquellen gleich der Anzahl der sekundären Lichtquellen sein. Es besteht aber auch die Möglichkeit weniger primäre Lichtquellen als sekundäre Lichtquellen vorzusehen, wobei dann wenigstens zwei sekundäre Lichtquellen gemeinsam von einer primären Lichtquelle gespeist werden.

[0016] Die Beziehung zwischen der Eigenschaft des wenigstens einen Purkinjebildes und dem Innendruck kann anhand eines mathematischen Modells oder durch eine Referenzmessung bei normalem Innendruck festgelegt sein. Hier gilt wieder, dass die Referenzmessung vorteilhaft ist, weil der normale Innendruck eines Auges einer Streuung unterworfen ist, die anhand eines mathematischen Modells schwierig zu handhaben ist.

[0017] Besonders geeignet zum Durchführen des Verfahrens zum Bestimmen des Innendrucks eines Auges ist das erste Purkinjebild, also die Reflexion der Lichtquelle(n) an der Außenseite der Kornea.

[0018] Insbesondere kann die bereits erwähnte Referenzmessung dazu dienen, den normalen Innendruck des Auges zu ermitteln. Die Abweichungen von diesem normalen Innendruck kann dann

anhand eines mathematischen Modells bestimmt werden. Auf den Innendruck kann hierbei unter Zuhilfenahme eines physiologischen Modells aus dem Krümmungsradius der Hornhaut rückgeschlossen werden. Das physiologische Modell ist jedoch dann nicht notwendig, wenn lediglich überprüft werden soll, ob der Innendruck höher oder niedriger als normal ist. Die genaue Kenntnis des Zusammenhangs zwischen dem Krümmungsradius und dem Innendruck ist dann nicht notwendig.

[0019] Das erfindungsgemäße Verfahren kann dazu verwendet werden, den Innendruck eines Auges während einer Augenoperation einzustellen und insbesondere konstant zu halten. Die Abweichung des Innendrucks von einem Zielwert kann anhand des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Ermitteln des Innendrucks bestimmt werden. Auf der Basis der bestimmten Abweichung kann dann der Innendruck des Auges auf den Zielwert gebracht werden, beispielsweise mittels einer Spülflüssigkeit oder der Injektion eines Visokoelastikums, deren bzw. dessen Druck einstellbar ist. Das Erreichen des Zielwertes ergibt sich dann daraus, dass das Auge den normalen Innendruck erreicht.

[0020] Das erfindungsgemäße Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks kann außerdem in einem Verfahren zum Ermitteln der Refraktion eines Auges zur Anwendung kommen. In dem Verfahren zum Ermitteln der Refraktion eines Auges mittels eines Refraktionsmessgerätes wird vor dem Ermitteln der Refraktion die aktuelle Sehachse des Auges ermittelt. Das Refraktionsmessgerät wird dann bezüglich der Sehachse des Auges ausgerichtet und das Ermitteln der Refraktion nach dem Ausrichten durchgeführt. In dem Verfahren erfolgt das Ermitteln der Sehachse des Auges anhand wenigstens eines Pukinjebildes einer Lichtquelle, mit der das Auge beleuchtet wird, und einer Beziehung zwischen der Lage des Pukinjebildes und der Sehachse.

[0021] Verfahren zum Ermitteln der Refraktion eines Auges beruht auf der Erkenntnis, dass eine Ausrichtung des Refraktionsmessgerätes im Bezug auf die Sehachse des Auges auch ohne Mithilfe des Patienten mit einfachen Mitteln möglich ist, nämlich in dem die Lage eines Pukinjebildes, insbesondere der Reflektion der Lichtquelle an der Außenseite der Kornea, auf dem Auge ermittelt wird. Diese Lage steht in eindeutigem Zusammenhang mit der Sehachse des Auges. Dieser Zusammenhang kann anhand eines mathematischen Modells berechnet werden, oder vorzugsweise empirisch ermittelt werden, indem vor dem Ermitteln der Sehachse eine Referenzmessung vorgenommen wird, bei der der Patient in der Lage ist, das Auge zu bewegen. In dieser Referenzmessung können für eine Anzahl von Blickrichtungen die Lage der Pukinjebilder bestimmt und abgespeichert werden. Während einer Operation, in der der

Patient entweder in Vollnarkose liegt oder das Auge retrobulbär anästhesiert worden ist, kann dann auf die abgespeicherten Lagen der Pukinjebilder zurückgegriffen werden, um anhand eines aufgenommenen Pukinjebildes die Sehrichtung zu ermitteln. Das empirische Ermitteln der Beziehung zwischen der Lage der Pukinjebilder und der Sehrichtung des Auges ist vorteilhaft, da damit auch die spezifischen Gegebenheiten des jeweiligen Auges berücksichtigt werden können. So weicht die Lage der Sehachse des Auges typischerweise um einen Winkel von etwa 5° von der optischen Achse des Auges ab. Es sind aber auch Abweichungen von 3° bis 8° bekannt und in Extremfällen können auch Abweichungen von bis zu 10° vorliegen. Eine derartige Streuung kann in einem mathematischen Modell nicht ohne weiteres berücksichtigt werden, so dass die Ermittlung der Beziehung zwischen der Sehachse und dem Pukinjebild anhand des mathematischen Modells ungenauer ist als die empirische Ermittlung.

[0022] Vor dem Ermitteln der Refraktion erfolgt ein Ermitteln des Innendrucks des Auges. Bei der Refraktionsmessung kann dann der ermittelte Innendruck Berücksichtigung finden. Eine weitere Möglichkeit, die die Kombination des Verfahrens zum Ermitteln der Refraktion mit dem erfindungsgemäßen Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks bietet, liegt darin, den Augeninnendruck für die Refraktionsmessung auf den Normalwert zu bringen, so dass die gemessene Refraktion unmittelbar mit einer am Auge vor der Operation im Normalzustand des Auges durchgeführten Refraktionsmessung verglichen werden kann.

[0023] In allen erfindungsgemäßen Verfahren kann die Lichtquelle durch die Beleuchtungseinrichtung eines Operationsmikroskops realisiert sein. Dies ist vorteilhaft, da Augenoperationen in der Regel unter Zuhilfenahme von Operationsmikroskopen durchgeführt werden somit für die Refraktionsmessung bzw. die Messung des Augeninnendrucks keine zusätzliche Lichtquelle vorhanden sein muss. Die Beleuchtungseinrichtung eines Operationsmikroskops für Augenoperationen weist zudem typischerweise die Möglichkeit einer Koaxialbeleuchtung auf, in der zwei Beleuchtungsstrahlengänge zwischen dem Mikroskopobjektiv und dem Auge koaxial zu den stereoskopischen Beobachtungsstrahlengängen verlaufen. Auf diese Weise können die Purkinjebilder zweier Lichtquellen beobachtet werden. Wenn zusätzlich noch eine Schrägbeleuchtung vorhanden ist, können die Purkinjebilder dreier Lichtquellen beobachtet werden.

[0024] Außerdem wird gemäß der Erfindung ein Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges zur Verfügung gestellt. Dieses Messsystem umfasst wenigstens eine Lichtquelle zum Beleuchten des Auges, die entweder eine primäre oder eine

sekundäre Lichtquelle sein kann. Weiterhin umfasst das Messsystem eine elektronische Bildaufnahmevorrichtung zum Aufnehmen eines elektronischen Bildes des beleuchteten Auges und eine mit der Bildaufnahmevorrichtung zum Empfangen des elektronischen Bildes verbundene Bildverarbeitungseinheit, die Mittel zum Bestimmen der Lage und/oder der Größe wenigstens eines Purkinjebildes der wenigstens einen Lichtquelle auf der Hornhaut des Auges anhand des empfangenen elektronischen Bildes umfasst. Die Messvorrichtung umfasst zudem eine mit der Bildverarbeitungseinheit zum Empfang der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes verbundene Auswerteeinheit zum Ermitteln des Innendrucks anhand der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes und einer Beziehung zwischen der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes und dem Innendruck.

[0025] Dieses Messsystem ist zum Durchführen des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges angepasst und ermöglicht es daher, die mit Bezug auf dieses Verfahren beschriebenen Vorteile zu realisieren.

[0026] In einer weiteren Ausgestaltung des Messsystems zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges sind wenigstens zwei Lichtquellen vorhanden. Die Bildverarbeitungseinheit umfasst dann Mittel zum Bestimmen des Abstandes der Purkinjebilder der Lichtquellen voneinander auf der Hornhaut, und die Auswertevorrichtung ist zum Ermitteln des Innendrucks anhand des Abstandes der Purkinjebilder der Lichtquellen voneinander auf der Hornhaut und einer Beziehung zwischen dem Abstand und dem Innendruck ausgebildet. Dieser Fall kann insbesondere als Spezialfall des Ermitteln des Innendrucks anhand der Lage zweier Purkinjebilder angesehen werden.

[0027] Das erfindungsgemäße Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks des Auges kann insbesondere mit einem Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges kombiniert werden. Ein Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges ist zum Ausführen des entsprechenden Verfahrens ausgestaltet und umfasst ein Refraktionsmessgerät mit einer optischen Achse, wenigstens eine Lichtquelle zum Beleuchten des Auges, eine elektronische Bildaufnahmevorrichtung zum Aufnehmen eines elektronischen Bildes des Auges sowie eine mit der Bildaufnahmevorrichtung zum Empfangen des elektronischen Bildes verbundene Bildverarbeitungseinheit, die Mittel zur Bestimmung der Lage wenigstens eines Purkinjebildes der wenigstens einen Lichtquelle auf der Hornhaut des Auges anhand des elektronischen Bildes umfasst. Weiterhin umfasst das Messsystem eine Auswerteeinheit, die mit der Bildverarbeitungseinheit zum Empfang

der Lage des wenigstens einen Purkinjebildes verbunden ist und die zum Ermitteln der Sehachse des Auges anhand der Lage des wenigstens einen Purkinjebildes und einer Beziehung zwischen der Lage des wenigstens einen Purkinjebildes und der Sehachse ausgebildet ist, sowie eine Justiereinheit, die mit der Auswerteeinheit zum Empfang der Sehachse des Auges verbunden ist und zum Ausrichten des Refraktionsmessgerätes bezüglich der empfangenen Sehachse mit dem Refraktionsmessgerät verbunden ist.

[0028] Das zum Durchführen des Verfahrens zum Ermitteln der Refraktion eines Auges ausgebildete Messsystem eignet sich insbesondere zum intraoperativen Einsatz während Augenoperationen. Dabei ist es nicht notwendig, dass der Patient in der Lage ist, das Auge zu bewegen, er kann daher auch voll narkotisiert sein, oder das Auge kann retrobulbär anästhesiert sein.

[0029] Die Kombination des erfindungsgemäßen Messsystems zum Ermitteln des Innendrucks des Auges mit einem Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges ermöglicht es, den Innendruck des Auges bei dem Ermitteln der Refraktion zu berücksichtigen.

[0030] Sowohl das Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges als auch das Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks des Auges kann mit einem medizinisch optischen Beobachtungsgerät, insbesondere mit einem Operationsmikroskop, ausgestattet sein, welches eine Beleuchtungsvorrichtung umfasst. In diesem Fall ist die wenigstens eine Lichtquelle durch eine Lichtquelle der Beleuchtungsvorrichtung des medizinisch optischen Beobachtungsgerätes realisiert. Insbesondere kann das medizinisch optische Beobachtungsgerät mit einer Koaxialbeleuchtung ausgestattet sein, in der zwei Beleuchtungsstrahlengänge zwischen dem Objektiv des Beobachtungsgerätes und dem Auge koaxial zu den stereoskopischen Beobachtungsstrahlengängen verlaufen. Dies ermöglicht in einfacher Weise das Beleuchten des Auges mit wenigstens zwei Lichtquellen.

[0031] In allen beschriebenen Messsystemen kann bzw. können die Bildverarbeitungseinheit und/oder die Auswerteeinheit in Form von Hardware oder Software vorliegen, und die Bildaufnahmevorrichtungen können beispielsweise digitale Kameras mit einem CCD-Chip oder einem CMOS-Chip sein.

[0032] Erfindungsgemäß wird außerdem ein System zum Einstellen des Innendrucks eines Auges während einer Operation zur Verfügung gestellt. Dieses System umfasst ein erfindungsgemäßes Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges, eine Flüssigkeitszufuhreinrichtung zum

Zuführen einer Flüssigkeit, etwa einer Spülflüssigkeit oder eines Viskoelastikums, in das Auge, eine Einstelleinrichtung zum Einstellen des Druckes der zugeführten Flüssigkeit und eine Differenzfassungseinheit, die mit der Auswertevorrichtung des Messsystems zum Empfang des ermittelten Innendrucks und mit der Einstelleinrichtung zur Ausgabe einer Stellgröße verbunden ist. Die Differenzfassungseinheit ist zum Ermitteln einer Abweichung des empfangenen Innendrucks von einem Zielwert und zum Berechnen der Stellgröße auf der Basis der ermittelten Abweichung von dem Zielwert ausgebildet.

[0033] Mittels des erfindungsgemäßen Systems zum Einstellen des Innendrucks eines Auges kann der Innendruck des Auges auf einen Zielwert eingestellt werden oder auf diesem gehalten werden. Als Zielwert kommt hierbei insbesondere der normale Innendruck des Auges in Frage, so dass mittels des erfindungsgemäßen Systems der Innendruck während einer Operation auf dem Normalwert gebracht oder gehalten werden kann. Insbesondere, wenn das System zum Einstellen des Innendrucks eines Auges mit einem Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges kombiniert wird, kann sichergestellt werden, dass die Refraktion während einer Operation bei normalem Innendruck des Auges gemessen werden kann.

[0034] Die vorliegende Erfindung bietet die Möglichkeit, anhand der Aufnahme der wenigstens eines Purkinjebildes einer Lichtquelle in einfacher Weise intraoperativ Eigenschaften des Auges zu vermessen. Weitere Merkmale, Eigenschaften und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die beiliegenden Figuren.

Fig. 1 zeigt ein Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges, welches ein Operationsmikroskop umfasst.

Fig. 2 zeigt die wesentlichen Komponenten des Operationsmikroskops aus **Fig. 1** in einer schematischen Darstellung.

Fig. 3 zeigt die elektronischen Komponenten des Messsystems aus **Fig. 1** in Form eines Blockschaltbildes.

Fig. 4 zeigt eine schematische Darstellung eines Auges mit Sehachse, optischer Achse und der Reflexion eines Strahlengangs an der Hornhaut.

Fig. 5 zeigt ein System zum Einstellen des Innendrucks eines Auges.

Fig. 6 zeigt die elektronischen Komponenten des Systems aus **Fig. 4** in Form eines Blockschaltbildes.

[0035] Ein Messsystem zum Ermitteln der Refraktion eines Auges ist schematisch in **Fig. 1** dargestellt. Es umfasst ein Operationsmikroskop 1, ein Refraktionsmessgerät 3, eine Mikroskophalterung 5, die Teil eines nicht dargestellten Stativs ist, welches zusammen mit der Halterung 5 drei translatorische Freiheitsgrade und bis zu drei Rotationsfreiheitsgrade zur Verfügung stellt. Hierbei ist anzumerken, dass Stative und Halterungen für die Ophthalmologie häufig nur zwei rotatorische Freiheitsgrade zur Verfügung stellen. Das Stativ ermöglicht so in Verbindung mit der Halterung 5 ein beliebiges Positionieren und Orientieren des Operationsmikroskops 1. Außerdem umfasst das Messsystem elektronische Komponenten 7, die dazu Verwendung finden, die geeignete Ausrichtung des Refraktionsmessgeräts 3 mit Bezug auf die Sehachse desjenigen Auges 9, dessen Refraktion gemessen werden soll, zu ermitteln.

[0036] Im vorliegenden Beispiel ist das Refraktionsmessgerät 3 fest mit dem Operationsmikroskop 1 gekoppelt, so dass die Ausrichtung des Refraktionsmessgeräts 3 durch geeignete Ausrichtung des Operationsmikroskops 1 bewerkstelligt werden kann. Zu diesem Zweck sind die elektronischen Komponenten 7 zum Empfang elektronischer Signale mit dem Operationsmikroskop 1 und zur Ausgabe elektronischer Stellsignale mit der Mikroskophalterung 5 und ggf. dem nicht dargestellten Stativ verbunden.

[0037] Das Operationsmikroskop 1 des Messsystems aus **Fig. 1** ist in **Fig. 2** im Detail dargestellt. Das Operationsmikroskop 1 umfasst als wesentliche Bestandteile ein dem Auge 9 zuzuwendendes Hauptobjektiv 11, das im vorliegenden Beispiel als ein aus zwei miteinander verkitteten Teillinsen aufgebautes Kittglied dargestellt ist. Der beobachtete Bereich des Auges 9 wird in der Brennebene des Objektivs 11 angeordnet, so dass ein vom beobachteten Bereich des Auges 9 ausgehendes divergentes Strahlenbündel 10A, 10B vom Hauptobjektiv 11 nach Unendlich abgebildet wird, also nach seinem Durchgang durch das Hauptobjektiv 11 in ein paralleles Strahlenbündel 13 umgewandelt ist. Statt einer einzelnen Objektivlinse, wie sie im vorliegenden Beispiel Verwendung findet, kann aber auch ein Objektivlinsensystem aus mehreren Einzellinsen Verwendung finden wie etwa ein so genanntes Vario-Objektiv, mit dem sich der Arbeitsabstand des Mikroskops, d.h. der Abstand der Brennebene vom Objektivlinsensystem, variieren lässt. Auch in einem solchen Vario-System wird der in der Brennebene angeordnete beobachtete Bereich des Auges 9 nach Unendlich abgebildet, so dass auch bei einem Vario-Objektiv bildseitig ein paralleles Strahlenbündel vorliegt.

[0038] Bildseitig des Hauptobjektiv 11 ist ein Vergrößerungswechsler 15 angeordnet, der entweder wie im vorliegenden Beispiel als Zoom-System zur stu-

fenlosen Änderung des Vergrößerungsfaktors oder als so genanntes Galilei-System zur stufenweisen Änderung des Vergrößerungsfaktors ausgebildet sein kann. In einem Zoom-System, das wenigstens drei Linsen umfasst, können die beiden objektseitigen Linsen verschoben werden, um den Vergrößerungsfaktor zu variieren. In einem Galilei-System existieren dagegen mehrere feste Linsenkombinationen, die im Wechsel in den Strahlengang eingeschoben werden können. Sowohl ein Zoom-System, als auch ein Galilei-Wechsler wandeln ein objektseitiges paralleles Strahlenbündel in ein bildseitiges paralleles Strahlenbündel mit einem anderen Bündeldurchmesser um. Der Vergrößerungswechsler 15 ist im vorliegenden Beispiel bereits Teil des binokularen Strahlengangs des Mikroskops, d.h. er weist eine eigene Linsenkombination für jedes stereoskopische Teilstrahlenbündel 13A, 13B im Operationsmikroskop auf.

[0039] An den Vergrößerungswechsler 15 schließt sich bildseitig eine Schnittstelle 17 an, über die externe Geräte an das Operationsmikroskop 1 angeschlossen werden können. Die Schnittstelle 17 dient im vorliegenden Beispiel zum Auskoppeln eines parallelen Strahlenbündels 19 aus dem Strahlengang des parallelen stereoskopischen Teilstrahlenbündels 13B sowie zum Ein- und Auskoppeln eines parallelen Strahlenbündels 21 in den Strahlengang des parallelen stereoskopischen Teilstrahlenbündels 13A. Die Schnittstelle 17 umfasst im vorliegenden Beispiel Strahlteilerprismen 18A, 18B, die in den jeweiligen stereoskopischen Teilstrahlengängen angeordnet sind.

[0040] Bei dem in **Fig. 1** dargestellten Operationsmikroskop 1 ist an der Schnittstelle 17 eine Kamera-Adapter-Kombination 23 angeordnet, die einen Kameraadapter 25 und eine daran befestigte Kamera 27 mit wenigstens einem elektronischen Bildsensor 29, bspw. mit einem CCD-Sensor oder einem CMOS-Sensor, umfasst. Vom Kameraadapter 25 wird das mittels des Strahlteilerprismas 18B aus dem Strahlengang des Mikroskops 1 ausgekoppelte parallele Strahlenbündel 19 in ein konvergentes Strahlenbündel umgewandelt und so das Beobachtungsobjekt auf den wenigstens einen elektronischen Bildsensor 29 abgebildet.

[0041] An die Schnittstelle 17 ist im vorliegenden Beispiel außerdem das Refraktionsmessgerät 3 angeschlossen. Für eine Refraktionsmessung wird von dem Refraktionsmessgerät 3 generiertes Licht über das Strahlteilerprisma 18A in Richtung auf das Auge 9 in den Teilstrahlengang eingekoppelt und über den Vergrößerungswechsler 15 und das Hauptobjektiv 11 auf die Netzhaut des Auges 9 abgebildet. Das von der Netzhaut reflektierte Licht wird dann über das Hauptobjektiv 11, den Vergrößerungswechsler 15 und das Strahlteilerprisma 18A zur Ana-

lyse in das Refraktionsmessgerät 3 zurückgeleitet. Zur Analyse kann jedes aus dem Stand der Technik bekannte geeignete Verfahren Verwendung finden, wie der Fachmann ohne Weiteres erkennen kann. Als Licht zur Refraktionsmessung kann bspw. infrarotes Licht Verwendung finden.

[0042] Obwohl das Refraktionsmessgerät 3 im vorliegenden Beispiel an die dem Vergrößerungswechsler 15 nachgeschaltete Schnittstelle 17 angeschlossen ist, kann es grundsätzlich auch an anderen Stellen des Operationsmikroskops 1 angebracht sein, wobei auch speziell zum Ein- und Auskoppeln des vom Refraktionsmessgerät ausgehenden Lichtes bzw. des von der Netzhaut reflektierten Lichtes vorgesehene Strahlteiler vorhanden sein können. Derartige Strahlteiler können bspw. zwischen dem Hauptobjektiv 11 und dem Vergrößerungswechsler angeordnet sein. Hierbei ist sowohl eine zentrale Lage als auch eine dezentrale Lage der Strahlteiler mit Bezug auf das Hauptobjektiv 11 grundsätzlich möglich.

[0043] An die Schnittstelle 17 schließt sich bildseitig ein Binokulartubus 31 an. Dieser weist zwei Tubusobjektive 33A, 33B auf, welche das jeweilige parallele Strahlenbündel 13A, 13B in einer Zwischenbildebene 35 fokussieren, also den beobachteten Bereich des Auges 9 auf die jeweilige Zwischenbildebene 35A, 35B abbilden. Die in den Zwischenbildebenen 35A, 35B befindlichen Zwischenbilder werden schließlich von Okularlinsen 37A, 37B wiederum nach Unendlich abgebildet, so dass ein Betrachter, etwa ein behandelnder Arzt oder sein Assistent, das Zwischenbild mit entspanntem Auge betrachten können. Außerdem erfolgt im Binokulartubus mittels eines Spiegelsystems oder mittels Prismen 39A, 39B eine Vergrößerung des Abstandes zwischen den beiden Teilstrahlenbündeln 13A, 13B, um diesen an den Augenabstand des Betrachters anzupassen.

[0044] Das Operationsmikroskop 1 umfasst außerdem eine in **Fig. 2** schematisiert dargestellte Beleuchtungsvorrichtung, die insbesondere eine Koaxialbeleuchtung ermöglicht. In der Koaxialbeleuchtung werden zwei Teilbeleuchtungsstrahlenbündel in die stereoskopischen Teilstrahlengänge eingekoppelt, so dass sie koaxial zu den Strahlengängen der Teilbeobachtungsstrahlenbündel 10A, 10B zum Auge 9 hingeführt werden. Eine derartige Beleuchtung ermöglicht insbesondere das Beobachten der Linse mittels sogenannten Rotreflexes, d.h. mittels Licht, das von der Netzhaut des Auges reflektiert wird. Eine derartige Rotreflexbeleuchtung ist insbesondere bei Kataraktoperationen von großer Bedeutung. Darüber hinaus macht eine derartige Beleuchtung besonders gut die Pupille sichtbar, was beim Ermitteln der Lage von Purkinjebildern vorteilhaft sein kann.

[0045] Die Koaxialbeleuchtung ist im vorliegenden Beispiel durch zwei Lichtquellen 41A, 41B und zugehörige Beleuchtungsoptiken 43A, 43B dargestellt. Die Beleuchtungsoptiken, die in **Fig. 2** lediglich stark schematisiert als Linsen angedeutet sind, wandeln von den Lichtquellen 41A, 41B ausgehende divergente Beleuchtungsstrahlenbündel 45A, 45B in parallele Beleuchtungsstrahlenbündel 47A, 47B um, die über Strahlteiler 49A, 49B, die zwischen dem Hauptobjektiv 11 und dem Vergrößerungswechsler 15 angeordnet sind, in Richtung auf das Auge 9 in die stereoskopischen Teilbeobachtungsstrahlengänge eingekoppelt werden. Als Lichtquellen 41A, 41B können hierbei entweder primäre oder sekundäre Lichtquellen zur Anwendung kommen. Als primäre Lichtquellen eignen sich Glühlampen, beispielsweise Halogenlampen, oder Lumineszenzstrahler, beispielsweise Leuchtdioden. Als sekundäre Lichtquellen kommen insbesondere die Ausgangsenden von Lichtleitern oder reelle Bilder von Lichtquellen in Frage. Die sekundären Lichtquellen brauchen dabei nicht notwendigerweise jeweils von einer individuellen primären Lichtquelle generiert zu werden. Stattdessen besteht auch die Möglichkeit, beispielsweise mittels eines gespleissten Lichtleiters das Licht einer einzigen primären Lichtquelle zwei getrennten Ausgangsenden des Lichtleiters zuzuführen oder mittels einer geeigneten Optik zwei Bilder einer einzigen primären Lichtquelle zu erzeugen.

[0046] Außer der Koaxialbeleuchtung weist das vorliegende Operationsmikroskop eine sogenannte Schrägbeleuchtung auf, in der der Beleuchtungsstrahlengang unter einem Winkel zur optischen Achse des Hauptobjektivs 11 nicht koaxial zu den Strahlengängen der Beobachtungsstrahlenbündel 10A, 10B verläuft. Die Schrägbeleuchtung ist in **Fig. 2** schematisch durch eine Lichtquelle 50, einen Beleuchtungsstrahlengang 51 und einen Ablenkspiegel 53 zum Ablenken des Beleuchtungsstrahlengangs 51 in Richtung auf das Auge 9 dargestellt. Für die Lichtquelle 50 gilt das mit Bezug auf die Lichtquellen 41A, 41B hinsichtlich der Verwendung primärer oder sekundärer Lichtquellen Gesagte analog.

[0047] Obwohl in **Fig. 2** der Beleuchtungsstrahlengang 51 der Schrägbeleuchtung außerhalb des Hauptobjektivs 11 verläuft, verläuft er häufig durch das Hauptobjektiv 11 hindurch, so dass der Ablenkspiegel 53 wie die Strahlteiler 49A, 49B zwischen dem Hauptobjektiv 11 und dem Vergrößerungswechsler 15 angeordnet ist. Die Anordnung des Ablenkspiegels 53 für die Schrägbeleuchtung ist dabei mit Bezug auf die Orientierung einer gedachten Verbindungslinie zwischen den Strahlteilerprismen 49A, 49B typischerweise um 90° um die optische Achse des Hauptobjektivs 11 herum gedreht (d.h. der Ablenkspiegel 53 würde in **Fig. 2** aus der Bildebene heraus- oder in die Bildebene hineinragen), um eine Vignettierung der Beobachtungsstrah-

längänge zu vermeiden. Statt zwischen dem Hauptobjektiv 11 und dem Vergrößerungswechsler 15 kann der Ablenkspiegel 53 auch zwischen dem Hauptobjektiv 11 und dem Auge 9 angeordnet sein. Während beispielsweise einer Kataraktoperation dient die Schrägbeleuchtung typischerweise als Umfeldbeleuchtung.

[0048] Um mit dem in **Fig. 1** dargestellten Messsystem eine präzisere Refraktionsmessung vornehmen zu können, ist es von Bedeutung, dass das Refraktionsmessgerät 3 bezüglich der Sehachse des Auges 9 ausgerichtet ist. Im vorliegenden Beispiel wird dies durch eine geeignete Ausrichtung des Operationsmikroskops 1 erreicht. Zum Ermitteln der Sehachse des Auges 9 und zum Ausrichten des Operationsmikroskops 1 mit Hilfe der Halterung 5 und ggf. des Stativs dienen die elektronischen Komponenten 7. Diese werden nachfolgend mit Bezug auf **Fig. 3** näher erläutert.

[0049] Die elektronischen Komponenten 7 des Messsystems zur Refraktionsmessung umfassen eine Bildverarbeitungseinheit 55, eine Auswerteeinheit 57 und einen Speicher 59 mit wahlfreiem Zugriff (Random Access Memory, RAM). Die Bildverarbeitungseinheit 55 ist zum Empfang eines elektronischen Bildes des Auges 9 mit der Kamera 27 verbunden und dazu ausgestaltet, die ersten Purkinjebilder der Lichtquellen des Operationsmikroskops 1 im elektronischen Bild aufzufinden und die Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut (Kornea), bspw. in Bezug auf die Begrenzung der Pupille, zu ermitteln. Im vorliegenden Beispiel kommen insbesondere die ersten Purkinjebilder der Lichtquelle zur Anwendung. Diese entstehen durch eine Reflexion R des Lichtes der Lichtquellen 41 an der Außenseite der Hornhaut (Kornea) 63, wie dies in **Fig. 4** dargestellt ist. Außerdem sind in **Fig. 4** die optische Achse O des Auges und die Sehachse S des Auges eingezeichnet. Die Sehachse S verläuft unter einem Winkel κ zur optischen Achse, wobei der Winkel im Bereich zwischen 3° und 8° liegt und typischerweise ca. 5° beträgt. Aber auch Winkel von bis zu 10° kommen vor.

[0050] Die Auswerteeinrichtung 57 ist zum Empfang von Daten, welche die Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut wiedergeben, mit der Bildverarbeitungseinheit 55 verbunden. Weiterhin ist sie mit dem Speicher 59 verbunden, in dem eine Beziehung zwischen der Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut, bspw. mit Bezug auf die Begrenzung der Pupille, und desjenigen Vektors, der die Richtung der Sehachse des Auges repräsentiert, gespeichert ist. Diese Beziehung kann grundsätzlich als funktionale Beziehung gespeichert sein, in der die Orientierung der Sehachse S über ein mathematisches Modell mit der Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut verknüpft ist. Dabei ist der Winkel κ bspw. auf 5 Grad eingestellt. Es kann aber auch die Möglichkeit,

einen abweichenden Wert für den Winkel κ einzugeben, vorgesehen sein. Im vorliegenden Beispiel ist jedoch ein anderer Weg gewählt. Die Verknüpfung ist hierbei in Form einer Tabelle im Speicher 59 hinterlegt. In der Tabelle ist einer Mehrzahl von Orientierungen der Sehachse S jeweils die zugehörige Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut zugeordnet. Das Erstellen dieser Tabelle kann in einer Referenzmessung erfolgen, bei welcher der Patient in der Lage ist, mit seinem Blick einer vorgegebenen Markierung zu folgen. Für eine Mehrzahl an Positionen der Markierung werden die zugehörigen Purkinjebilder aufgenommen und dann in Form der angesprochenen Tabelle im Speicher 59 abgelegt. Die Anzahl der Markierungspositionen, die in der Referenzmessung zur Anwendung kommt, hängt davon ab, mit welcher Genauigkeit die Orientierung der Sehachse S später bestimmt werden soll.

[0051] Die Referenzmessung hat gegenüber der Verwendung eines mathematischen Modells den Vorteil, dass diese individuell an dem Auge durchgeführt werden kann, für das später die Orientierung der Sehachse intraoperativ ermittelt werden soll. Dadurch sind physiologische Eigenschaften und Besonderheiten des jeweiligen Auges, insbesondere der Winkel κ , in der später verwendeten Referenz automatisch berücksichtigt. Bei Verwendung eines mathematischen Modells ist diese Berücksichtigung nicht ohne Weiteres möglich, so dass die Referenzmessung in der Regel eine höhere Genauigkeit beim Ermitteln der Orientierung der Sehachse als die Verwendung des mathematischen Modells erlaubt.

[0052] Das Ermitteln der Orientierung der Sehachse S des untersuchten Auges 9 erfolgt anhand des intraoperativ gewonnen elektronischen Bildes des Auges, indem die Bildverarbeitungseinheit 55 die Lage der Purkinjebilder auf der Hornhaut, bspw. im Bezug auf den Rand der Pupille, ermittelt und diese Lage an die Auswerteeinheit 57 weitergibt. Hierbei stimmt das Bezugssystem in dem die Messung vorgenommen wird, vorzugsweise mit dem Bezugssystem bei der Referenzmessung überein, um Koordinatentransformationen zu vermeiden. In der Auswerteeinheit 57 wird dann anhand eines Vergleichs der Lage der Purkinjebilder mit den in der Tabelle im Speicher 59 gespeicherten Lagen die aktuelle Orientierung der Sehachse S ermittelt. Aus der so ermittelten Orientierung der Sehachse S und einer von der Haltevorrichtung 5 und/oder dem Stativ erhaltenen Informationen über die Orientierung des Operationsmikroskops 1 ermittelt die Auswerteeinheit 57 dann die nötigen Stellgrößen für die Halterung 5 und/oder das Stativ, um die Orientierung des Operationsmikroskops 1 an die Orientierung der Sehachse anzupassen. Die Refraktionsmessung wird dann durchgeführt, nachdem die Anpassung der Orientierung des Mikroskops 1 an die Orientierung der Sehachse S erfolgt ist. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass

die Refraktionsmessung immer auf der Sehachse des Auges erfolgt.

[0053] Zum Ermitteln der Orientierung der Sehachse S können grundsätzlich alle vorhandenen Purkinjebilder im Auge herangezogen werden. Diese sind die ersten Purkinjebilder der Lichtquellen, welche die Reflexionen an der Außenseite der Hornhaut darstellen, die zweiten Purkinjebilder, welche die Reflexionen an der Innenseite der Hornhaut darstellen, die dritten Purkinjebilder, welche die Reflexionen an der Außenseite der Linse darstellen und die vierten Purkinjebilder, welche die Reflexionen an der Innenseite der Linse darstellen. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass die vierten Purkinjebilder aufgrund des Durchtritts des reflektierten Lichtes durch die Linse auf dem Kopf stehen. Wie bereits erwähnt, können grundsätzlich entweder die ersten, die zweiten, die dritten oder die vierten Purkinjebilder der Lichtquellen zum Ermitteln der Orientierung der Sehachse herangezogen werden. Auch das Heranziehen einer Kombination verschiedener Purkinjebilder ist grundsätzlich möglich. Außerdem ist es nicht notwendig, die Purkinjebilder aller Lichtquellen auszuwerten. Es reicht grundsätzlich, das Purkinjebild einer der verwendeten Lichtquelle auszuwerten.

[0054] Gemäß der Erfindung wird außerdem ein Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks des Auges zur Verfügung gestellt. Ein solches System kann insbesondere dazu Verwendung finden, den Innendruck des Auges auf einen Zielwert einzustellen oder auf einem vorgegebenen Wert zu halten. Das Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks des Auges wird daher nachfolgend im Rahmen eines Systems zum Einstellen des Innendrucks des Auges beschrieben. Dieses System ist stark schematisiert in **Fig. 5** dargestellt. Es umfasst ein Operationsmikroskop 1, wie es bereits mit Bezug auf die **Fig. 1** und **Fig. 2** beschrieben worden ist. Allerdings ist das Refraktionsmessgerät 3 weder für das Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks des Auges, noch für das System zum Einstellen des Innendrucks notwendig. Weiterhin umfasst das System zum Einstellen des Innendrucks elektronische Komponenten 107 sowie eine Flasche 65 mit Spülflüssigkeit für das Auge 9, die mit Hilfe eines Schlittens 67 in der Höhe über dem Auge 9 einstellbar ist. Über einen Schlauch 69 wird die Spülflüssigkeit während einer Operation in das Auge 9 geleitet. Anhand der Höhe der Flasche kann der Spülflüssigkeitsdruck am Ausgangsende des Schlauches 67, also der Druck der Spülflüssigkeit im Auge, geeignet eingestellt werden. Die einzustellende Flaschenhöhe wird von den elektronischen Komponenten 107 ermittelt.

[0055] Die elektronischen Komponenten 107 sind in **Fig. 6** in Form eines Blockschalbildes dargestellt. Sie umfassen eine Bildverarbeitungseinheit 155, eine Auswerteeinheit 157, einen Speicher mit wahl-

freiem Zugriff 159 (RAM) und eine Differenzfassungseinheit 161. Die Bildverarbeitungseinheit 155 ist zum Empfang eines elektronischen Bildes des Auges 9 mit der Kamera 27 des Operationsmikroskops 1 verbunden. Sie ist dazu ausgestaltet, aus dem empfangenen Bild die Größe der Purkinjebilder der Lichtquellen zu ermitteln. Die Hornhaut kann als ein konvexer Spiegel angesehen werden, der ein virtuelles Bild der Lichtquellen erzeugt. Je kleiner der Krümmungsradius eines konvexen Spiegels ist, desto kleiner ist dieses virtuelle Bild. Aus der Größe des Bildes kann daher auf den Krümmungsradius eines konvexen Spiegels rückgeschlossen werden. Dies ist auch im Falle der Hornhaut möglich. Ebenso kann aus der Größe des Purkinjebildes der Lichtquellen auf den Innendruck im Auge rückgeschlossen werden, da eine Vergrößerung des Innendrucks zu einer Vergrößerung des Krümmungsradius und eine Verkleinerung des Innendrucks zu einer Verkleinerung des Krümmungsradius der Hornhaut führt.

[0056] Die in der Bildverarbeitungseinheit 155 ermittelte Größe des Purkinjebildes der Lichtquellen wird an die mit der Bildverarbeitungseinheit 155 verbundene Auswerteeinheit 157 weitergegeben. Dort wird im vorliegenden Ausführungsbeispiel anhand der ermittelten Größe des Purkinjebildes der Innendruck des Auges 9 ermittelt. Dies kann anhand eines mathematischen Modells, welches den Krümmungsradius des Auges mit dem Augeninnendruck verknüpft, erfolgen. Aus der Größe der Purkinjebilder im Bezug auf die Hornhaut kann dann der Krümmungsradius der Hornhaut ermittelt werden und aus diesem Krümmungsradius wiederum der Augeninnendruck. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel kommt allerdings kein mathematisches Modell zur Anwendung. Stattdessen erfolgt vor dem Durchführen einer Augenoperation eine Referenzmessung, in welcher der normale Innendruck des Auges und die zugehörige Größe der Purkinjebilder erfasst werden. Durch Ausüben eines Drucks auf das Auge kann zudem der Innendruck temporär erhöht werden, so dass im Rahmen der Referenzmessung auch eine Referenz für das Verhalten der Hornhaut bei Änderungen des Innendrucks - und damit für die Größenänderung der Purkinjebilder in Abhängigkeit vom Innendruck - ermittelt werden kann. Die in der Referenzmessung erfasste Größe der Purkinjebilder der Lichtquellen bei normalem Augeninnendruck kann somit bspw. einen Zielwert darstellen, der während der Operation am Auge eingehalten werden soll. Anhand der in der Referenzmessung ermittelten Beziehung zwischen der Größenänderung der Purkinjebilder und dem Innendruck kann bei einer Abweichung der Größe der Purkinjebilder von der ermittelten Referenzgröße bestimmt werden, ob ein zu hoher oder zu niedriger Innendruck vorliegt. Der Zielwert sowie die Beziehung zwischen der Größenänderung der Purkinjebilder und dem Innendruck werden im Speicher 159, der ebenfalls mit der Aus-

werteeinheit 157 verbunden ist, abgelegt und können während der Operation abgerufen werden. Die Auswerteeinheit 157 kann dann die während der Operation ermittelte Größe der Purkinjebilder der Lichtquellen mit der Größe der Referenzpurkinjebilder vergleichen. Wenn die während der Operation aufgenommenen Purkinjebilder der Lichtquellen von der Größe der Referenzpurkinjebilder bei normalem Innendruck abweichen, können ggf. Maßnahmen zum Korrigieren des Innendrucks veranlasst werden. Bei der Bestimmung der Größe ist es vorteilhaft, wenn dieser im selben Bezugssystem erfolgt, wie die Referenzmessung, um Koordinatentransformationen zu vermeiden.

[0057] Anhand einer festgestellten Abweichung der Größe der während einer Operation aufgenommenen Purkinjebilder von den während der Referenzmessung aufgenommenen Purkinjebilder ermittelt die mit der Auswerteeinheit 157 zum Empfang des ermittelten Innendrucks verbundene Differenzfassungseinheit 161 dann eine an den Schlitten 67 auszugebende Stellgröße, welche die einzustellende Höhe der Spülflüssigkeitsflasche 65 repräsentiert. Diese wird an den Schlitten 67 ausgegeben, um über die Höhe der Flasche den Spülmitteldruck so einzustellen, dass sich der normale Augendruck einstellt bzw. dass dieser erhalten bleibt. Auf diese Weise ist es möglich, während einer Operation den Augeninnendruck auf dem normalen Wert zu halten.

[0058] Im vorliegenden Ausführungsbeispiel ist die Größe der Purkinjebilder der Lichtquellen, also die Fläche, die die Purkinjebilder in Bezug auf die Hornhaut einnehmen, als Indikator für den Augeninnendruck herangezogen worden. Im Falle des Vorhandenseins mehrerer Lichtquellen, wie dies im vorliegenden Ausführungsbeispiel der Fall ist, kann statt der Größe der Lichtquellen auch der Abstand der Lichtquellen voneinander im Purkinjebild zum Ermitteln des Augeninnendrucks herangezogen werden. Das Ermitteln des Augeninnendrucks anhand der Größe des Purkinjebildes hat jedoch den Vorteil, dass lediglich eine Lichtquelle vorhanden zu sein braucht.

[0059] In dem mit Bezug auf die **Fig. 5** und **Fig. 6** beschriebenen Ausführungsbeispiel wird die Messvorrichtung zum Ermitteln des Innendrucks des Auges zum Einstellen des Augeninnendrucks auf einen Zielwert verwendet. Es besteht aber auch die Möglichkeit, lediglich den Augeninnendruck zu ermitteln und den ermittelten Augeninnendruck in eine Messung der Refraktion des Auges eingehen zu lassen. Die Refraktion des Auges hängt nämlich vom Augeninnendruck und vom Krümmungsradius der Hornhaut ab. Es ist daher vorteilhaft, die Messvorrichtung zum Ermitteln des Innendrucks des Auges mit einer Messvorrichtung zum Ermitteln der Sehachse des Auges zu kombinieren. Diese Kombina-

tion erlaubt es entweder, die Refraktionsmessung immer bei normalem Innenaugendruck und damit bei normalem Krümmungsradius des Auges durchzuführen oder den ermittelten Augeninnendruck bei der Refraktionsmessung zu berücksichtigen. Wenn kein Einstellen des Innendrucks erfolgen soll, kann auf die Differenzzerfassungseinheit auch verzichtet werden.

[0060] Insgesamt bietet die Erfindung die Möglichkeit, anhand der Aufnahme der Purkinjebilder der Lichtquellen des Operationsmikroskops mehrere während einer Augenoperation relevante Augenparameter zu ermitteln. Obwohl dies an konkreten Ausführungsbeispielen beschrieben worden ist, sind Abweichungen davon möglich. So brauchen die Lichtquellen nicht notwendigerweise Lichtquellen des Operationsmikroskops zu sein. Stattdessen können sie zusätzliche Lichtquellen sein, die speziell dem Zweck des Aufnehmens der Purkinjebilder dienen. Sie können aber auch Lichtquellen anderer während der Operation verwendeter Instrumente sein. Ebenso ist es nicht zwingend notwendig, dass das Refraktionsmessgerät 3 in das Operationsmikroskop 1 integriert ist. Es kann genauso gut als eigenes Gerät vorliegen, wobei dann natürlich nicht das Operationsmikroskop bezüglich der Sehachse des Auges ausgerichtet wird, sondern das Refraktionsmessgerät. Auch kann es vorteilhaft sein, die von den Messvorrichtungen gewonnenen Ergebnisse in den Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops einzublenden, um sie dem behandelnden Arzt zugänglich zu machen. Wenn beispielsweise keine automatische Einstellung des Augeninnendrucks erfolgt, kann es vorteilhaft sein, dass der ermittelte Augeninnendruck dem behandelnden Arzt in das Beobachtungsbild eingespiegelt wird, so dass er ggf. Maßnahmen ergreifen kann, wenn der Augeninnendruck unerwünschte Werte annimmt. Ebenso kann auch die Lage der Sehachse in das Beobachtungsbild eingespiegelt werden, so dass statt einer automatisierten Justierung des Operationsmikroskops bzw. des Refraktionsmessgerätes eine Justierung von Hand durch den behandelnden Arzt vorgenommen werden kann.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges (9), in dem das Auge (9) mit wenigstens einer Lichtquelle (41, 50) beleuchtet wird und der Innendruck anhand einer Eigenschaft wenigstens eines Purkinjebildes der Lichtquelle(n) (41, 50) und einer Beziehung zwischen dieser Eigenschaft und dem Innendrucks ermittelt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, in dem die Beziehung zwischen der Eigenschaft des wenigstens einen Purkinjebildes und dem Innendruck durch

eine Referenzmessung bei normalem Innendruck ermittelt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, in dem die Eigenschaft des wenigstens einen Purkinjebildes dessen Größe ist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, in dem wenigstens zwei Lichtquellen (41A, 41B) vorhanden sind und dass die Eigenschaft der Purkinjebilder deren Abstand voneinander auf der Hornhaut (63) ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, in dem der Innendruck anhand einer Eigenschaft wenigstens eines ersten Purkinjebildes der Lichtquelle(n) (41, 50) ermittelt wird.

6. Verfahren zum Einstellen des Innendrucks eines Auges während einer Augenoperation, in dem der Innendruck gemäß einem der der Ansprüche 1 bis 5 ermittelt wird, die Abweichung des Innendrucks von einem Zielwert ermittelt wird und der Innendruck auf der Basis des ermittelten Abweichung auf den Zielwert gebracht wird.

7. Verfahren nach Anspruch 6, in dem der Innendruck mittels einer Spülflüssigkeit (65), deren Druck einstellbar ist, auf den Zielwert gebracht wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, in dem die Lichtquelle (41, 50) durch die Beleuchtungseinrichtung eines Operationsmikroskops (1) realisiert ist.

9. Messsystem zum Ermitteln des Innendrucks eines Auges (9) mit:

- wenigstens einer Lichtquelle (41, 50) zum Beleuchten des Auges (9),
- einer elektronischen Bildaufnahmevorrichtung (27) zum Aufnehmen eines elektronischen Bildes des beleuchteten Auges (9),
- einer mit der Bildaufnahmevorrichtung (27) zum Empfang des elektronischen Bildes verbundenen Bildverarbeitungseinheit (155), die Mittel zum Bestimmen der Lage und/oder der Größe wenigstens eines Purkinjebildes der wenigstens einen Lichtquelle (41, 50) auf der Hornhaut (63) des Auges (9) anhand des empfangenen elektronischen Bildes umfasst und
- einer mit der Bildverarbeitungseinheit (155) zum Empfang der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes verbundenen Auswertevorrichtung (157) zum Ermitteln des Innendrucks anhand der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes und einer Beziehung zwischen der Lage und/oder der Größe des wenigstens einen Purkinjebildes und dem Innendruck.

10. Messsystem nach Anspruch 9, in dem wenigstens zwei Lichtquellen (41A, 41B) vorhanden sind und die Bildverarbeitungseinheit (155) Mittel zum Bestimmen des Abstandes der Purkinjebilder der Lichtquellen (41A, 41B) voneinander auf der Hornhaut (63) umfasst und die Auswertevorrichtung (157) zum Ermitteln des Innendrucks anhand des Abstandes der Purkinjebilder der Lichtquellen (41A, 41B) voneinander auf der Hornhaut (63) und einer Beziehung zwischen dem Abstand und dem Innendruck ausgebildet ist.

11. Messsystem nach Anspruch 9 oder Anspruch 10, welches außerdem ein medizinisch optisches Beobachtungsgerät (1) mit einer Beleuchtungsvorrichtung umfasst und die wenigstens eine Lichtquelle (41, 50) durch eine Lichtquelle der Beleuchtungsvorrichtung realisiert ist.

12. Messsystem nach Anspruch 11, in dem das medizinisch optische Beobachtungsgerät mit einer Koaxialbeleuchtungseinrichtung (41A, 41B) ausgestattet ist.

13. System zum Einstellen des Innendrucks eines Auges (9) während einer Operation, mit

- einem Messsystem nach einem der Ansprüche 9 bis 12,
- einer Spülflüssigkeitszufuhreinrichtung (65, 69) zum Zuführen einer Spülflüssigkeit in das Auge (9),
- einer Einstelleinrichtung (67) zum Einstellen des Druckes der zugeführten Spülflüssigkeit und
- einer mit der Auswertevorrichtung (157) zum Empfang des ermittelten Innendrucks und mit der Einstelleinrichtung (67) zur Ausgabe einer Stellgröße verbundenen Differenz erfassungseinheit (161), die zum Ermitteln einer Abweichung des empfangenen Innendrucks von einem Zielwert und zum Berechnen der Stellgröße auf der Basis der ermittelten Abweichung ausgebildet ist.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

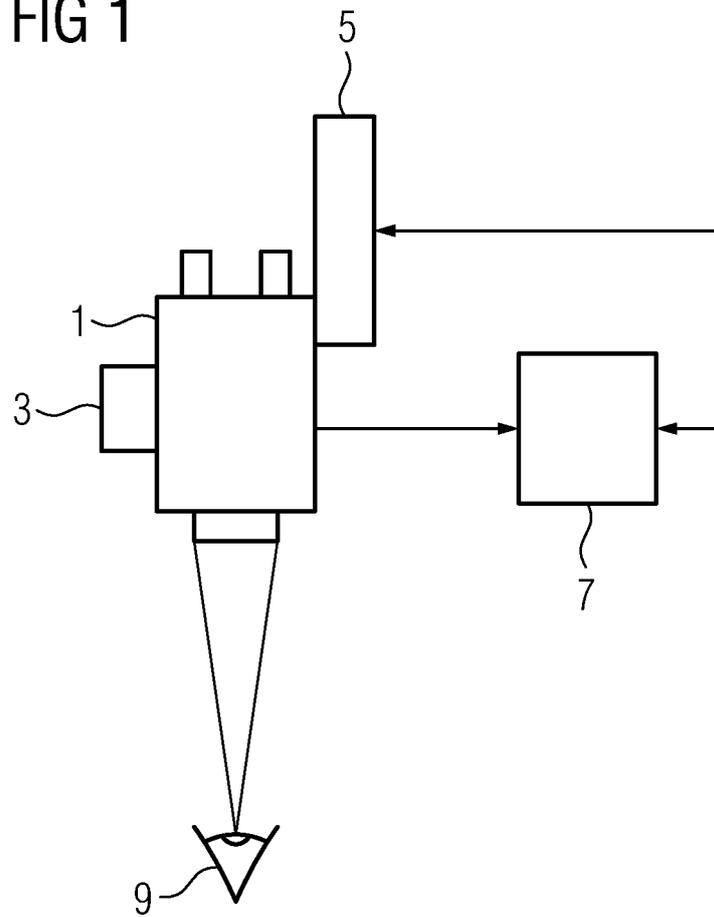


FIG 2

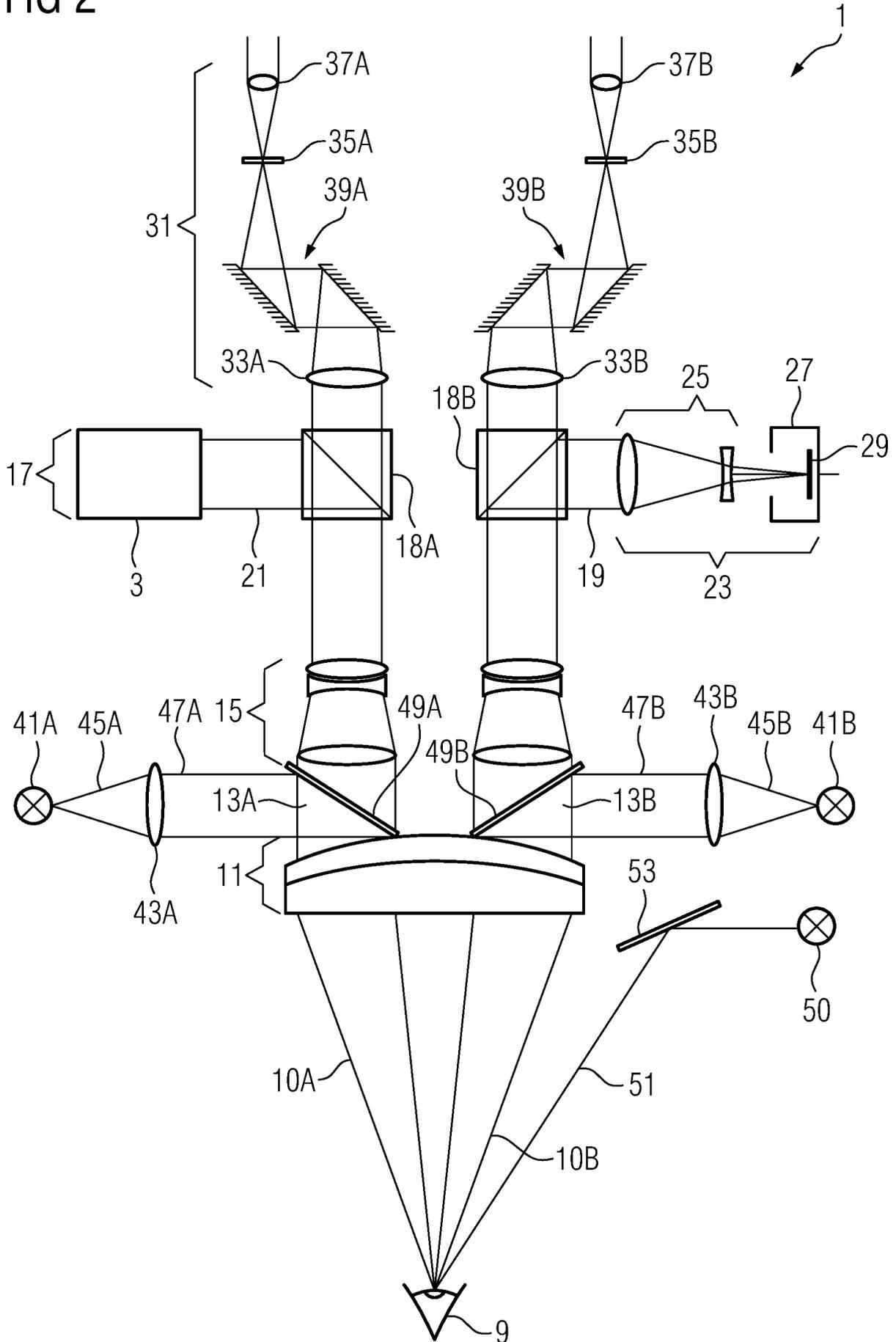


FIG 3

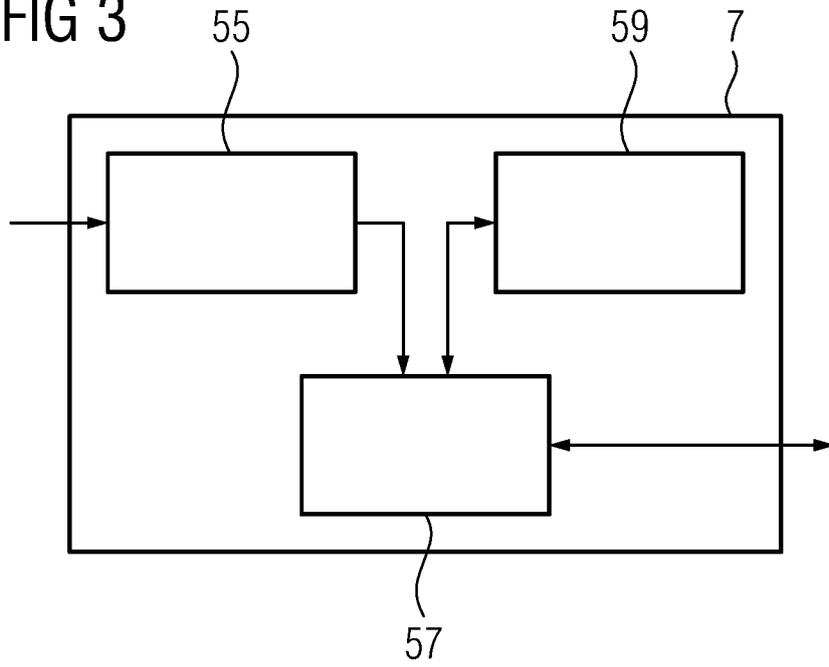


FIG 4

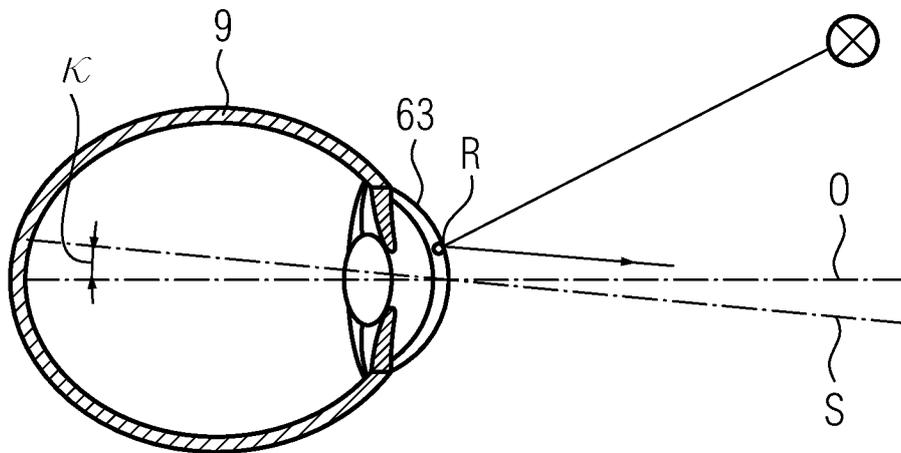


FIG 5

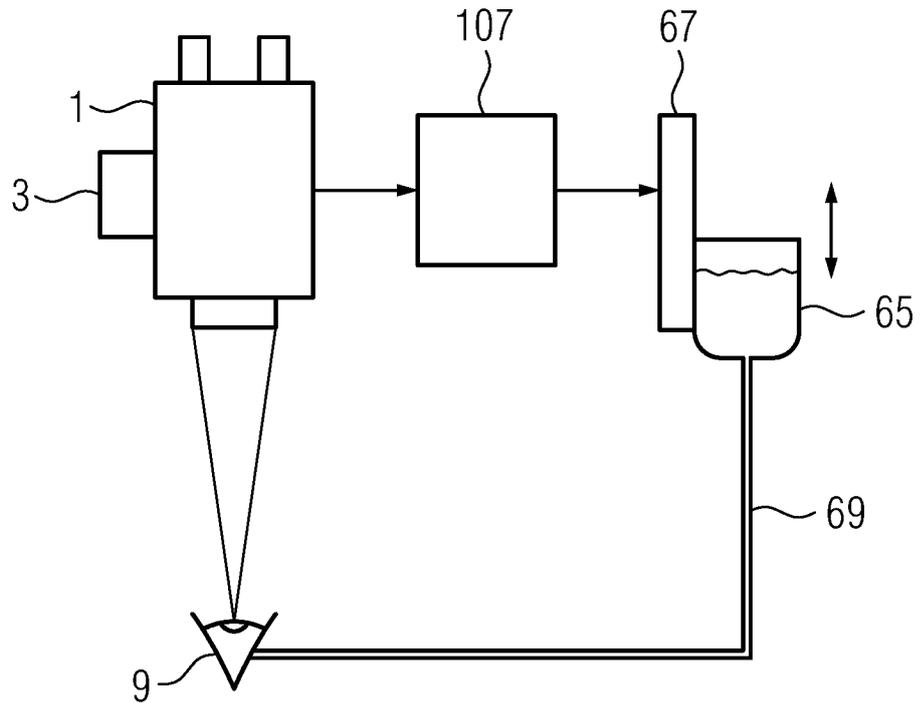


FIG 6

