



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 031 496 A1** 2007.01.11

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 031 496.1**

(22) Anmeldetag: **06.07.2005**

(43) Offenlegungstag: **11.01.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 3/10** (2006.01)

A61B 3/107 (2006.01)

A61B 3/103 (2006.01)

A61B 3/13 (2006.01)

A61F 9/013 (2006.01)

G02B 21/00 (2006.01)

(71) Anmelder:

Carl Zeiss Surgical GmbH, 73447 Oberkochen, DE

(72) Erfinder:

**Cabeza-Guillén, Jesús-Miguel, 07743 Jena, DE;
 Reimer, Peter, 73479 Ellwangen, DE**

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

US2002/01 63 623 A1

US 63 82 794 A

US 62 57 723 A

US 62 34 631 A

US 62 13 605 A

US 60 52 180 A

US 60 50 687 A

US 64 09 345 B1

WO 2001/0 58 339 A2

**SCHWIEGERLING, Jim: Representation of
 videokeratos-**

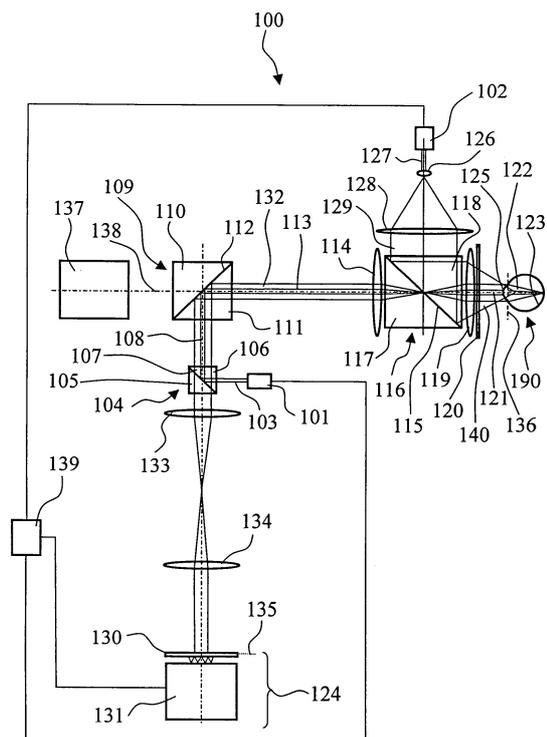
**copic height data with Zernike polynomials. In:
 Journal of the Optical Society of America A, Vol.
 12, Oct. 1995, No.10, S.2105-2113;**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht- und Operationsmikroskop mit Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung 100 zum Bestimmen der Wellenfront von Licht, das an einem Objekt 190 in unterschiedlichen Zonen gestreut wird. Die Vorrichtung 100 umfasst eine erste Lichtquelle 101, welche über eine optische Anordnung an die Strahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt 190 bereitstellt und hat eine zweite Lichtquelle 102, welche ebenfalls über eine optische Anordnung ein Lichtstrahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt 190 bereitstellt. Weiter umfasst die Vorrichtung eine Wellenfront-Messeinrichtung 124 zum Bestimmen der Wellenfront eines Lichtstrahlenbündels. Erfindungsgemäß sind Schaltmittel 139 vorgesehen, um der Wellenfront-Messeinrichtung wahlweise Licht aus der ersten Lichtquelle 101, das an dem Objekt 190 gestreut wurde, zuzuführen. Die Vorrichtung kann in ein Operationsmikroskop integriert sein.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht, das an einem Objekt in unterschiedlichen Zonen gestreut wird, mit einer ersten Lichtquelle, welche über eine optische Anordnung ein Lichtstrahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt bereitstellt, mit einer zweiten Lichtquelle, welche über eine optische Anordnung ein Lichtstrahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt bereitstellt, und mit einer Wellenfront-Messeinrichtung zum Bestimmen der Wellenfront eines Lichtstrahlenbündels.

Stand der Technik

[0002] Eine Vorrichtung der eingangs genannten Art ist aus der US 6,050,687 bekannt. Dort ist eine Vorrichtung zur Vermessung der refraktiven Eigenschaften eines menschlichen Auges beschrieben, in der zwei Sensoranordnungen zur Bestimmung einer Wellenfront vorgesehen sind. Dabei wird einer ersten Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoranordnung diffuses Streulicht von der Retina eines untersuchten menschlichen Auges zugeführt, das von Licht hervorgerufen wird, welches mit parallelem Strahlengang auf das menschliche Auge trifft. Mit einer zweiten Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoranordnung wird Licht ausgewertet, das mit einem konvergenten Strahlengang auf die Cornea gelangt und dort gestreut wird. Das den beiden Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoranordnungen zugeführte Licht hat unterschiedliche Wellenlängen. Durch Vermessen der Wellenfront von auf der Retina gestreutem Licht und von an der Cornea gestreutem Licht kann Aberration und Corneatopographie des menschlichen Auges bestimmt werden.

[0003] In der US 6,4409,345 B1 ist eine Vorrichtung zur Vermessung der refraktiven Eigenschaften eines menschlichen Auges beschrieben, bei der das menschliche Auge mittels eines polarisierten Laserlichtstrahls abgetastet wird. Hierzu wird der Laserlichtstrahl mit einer Strahlsteuereinheit über das menschliche Auge bewegt. Das an der Cornea reflektierte Laserlicht gelangt dann zu einem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor. Der an der Retina gestreute Anteil des Laserlichts wird demgegenüber einer räumlich auflösenden Fotodetektoreinheit zugeführt. Aus einer Sequenz von Wellenfrontsensordaten kann so die Corneatopographie bestimmt werden. Aus den Signalen der räumlich auflösenden Photodetektoreinheit lässt sich die Aberration des Auges ermitteln.

[0004] Die US 6,234,631 offenbart eine Vorrichtung zur simultanen Vermessung der Topographie von innerer und äußerer Cornealfläche, der Dicke der Cornea sowie der Augenaberration. Dabei wird die Aberration des Auges mit einem Laserstrahl bestimmt, der

von einem Fokussiermechanismus über das Auge bewegt wird. Das Licht dieses Laserstrahls wird im Bereich des Sehnervs diffus gestreut und dann mittels Mikrolinsen-Kameras, welche als Wellenfrontsensoren fungieren, ausgewertet. Demgegenüber wird die Corneatopographie aus einem Lichtmuster bestimmt, das von einer Lichtquelle auf der Cornea erzeugt und mit drei Kameras aus unterschiedlichen Blickwinkeln aufgenommen wird.

[0005] In der US 6,052,180 ist dargelegt, wie eine Wellenfront von gepulstem Laserlicht mit einem entsprechend der Pulsrate gesteuerten Wellenfrontsensor erfasst werden kann.

[0006] Bei dem menschlichen Auge handelt es sich um ein optisches System, das in der Regel weit davon entfernt ist, perfekt zu sein. In einem perfekten Auge, das auch als emmetropisches Auge bezeichnet wird, konvergieren Lichtstrahlen, die von einem Punkt in einem Objektbereich herrühren, im Augennern in einem Punkt, der auf der Retina des Auges liegt. In der Wirklichkeit kommt dieser Zustand jedoch nie vor. Zum einen liegt dies daran, dass ein optisches System, welches eine begrenzte Apertur aufweist, aufgrund der Beugung des Lichts einen mathematischen Punkt, dessen Durchmesser streng genommen Null beträgt, auf einen Punkt abbildet, dessen Durchmesser größer als Null ist. Zum anderen liegt dies daran, dass die optischen Komponenten des Auges, nämlich Cornea und Linse, weit davon entfernt sind, perfekt zu sein. Wenn die Krümmung der Cornea zu groß oder das Auge zu lang ist, so liegt das Bild eines Objektes in einer Ebene, die sich vor der Retina befindet. Dies führt dazu, dass das Objekt mit dem Auge verschwommen wahrgenommen wird. Der entsprechende Sehfehler wird als „Myopie“ bezeichnet. Umgekehrt, wenn die Cornea zu flach oder das Auge zu kurz ist, liegt das im Auge abgebildete Bild hinter der Fläche der Retina. Wiederum erscheint ein beobachtetes Objekt unscharf. Dieser Sehfehler ist als „Hyperopie“ bekannt. Schließlich gibt es einen dritten Sehfehler, der mit „Astigmatismus“ bezeichnet wird und daher rührt, dass die optischen Flächen im Auge Ellipsenform haben: Die Hornhaut ist häufig im Bezug auf eine erste Achse stärker gekrümmt als im Bezug auf eine zweite Achse. Diese Elliptizität hat zur Folge, dass es streng genommen mit dem menschlichen Auge überhaupt nicht möglich ist, einen Punkt genau als einen Punkt abzubilden. Vielmehr erscheint das bestmögliche Bild eines Punktes, das im Auge erzeugt werden kann, als Ellipse.

[0007] Ophthalmologen und Optiker kennen die aufgeführten Sehfehler. Sie sind in der Lage, diese mit Hilfe von Brillen und Kontaktlinsen korrigieren. Seit kurzem kann eine „Sehfehlerkorrektur“ auch durch Einsetzen phakischer Intraokularlinsen in das Auge oder durch sogenannte photo-refraktive Keratomileu-

sis (PRK) erfolgen.

[0008] Die Abbildungsfehler eines jeden optischen Systems werden üblicherweise mit Hilfe von sogenannten Zernike-Polynomen charakterisiert. Diese mathematische Beschreibungsweise hat zwei Vorteile: Zum einen sind Zernike-Polynome eine vollständige Basis im mathematischen Sinne, die es ermöglicht, eine stetige zweidimensionale Oberfläche in einem dreidimensionalen Raum zu beschreiben. Zum anderen entsprechen Polynome hoher Ordnung in etwa sogenannten Seidel-Aberrationen. Dies bedeutet, dass es sich bei den Zernike-Polynomen um mathematische Ausdrücke handelt, die eine physikalische Bedeutung haben. Bei einer Beschreibung der Abbildungseigenschaften des menschlichen Auges können die klassischen Sehfehler des Auges, d.h. Myopie, Hyperopie und Astigmatismus, als sogenannte „Fehler zweiter Ordnung“ klassifiziert werden. Sehfehler dritter Ordnung sind „coma“ und „trefoil“, bei Sehfehler vierter Ordnung handelt es sich um sphärische Aberrationen und sogenannten „Astigmatismus vierter Ordnung“ etc..

[0009] Optikdesignern sind bei optischen Systemen Abbildungsfehler hoher Ordnung seit etwa einem Jahrhundert bekannt. Beispielsweise werden auf dem Gebiet der Photolithographie Abbildungssysteme bis zur 30. Ordnung korrigiert. Demgegenüber findet auf dem Gebiet der Ophthalmologie eine Sehfehlerbestimmung und Korrektur lediglich bis zur zweiten Ordnung statt.

[0010] In der Ophthalmologie ändert sich diese Situation jedoch gerade: Seit 2001 sind auf dem freien Markt Aberrometer erhältlich, mit denen Sehfehler höherer Ordnung des menschlichen Auges bestimmt werden können. Diese Aberrometer basieren hauptsächlich auf den Methoden „Tscherning-Aberometrie“, „Ray-Tracing“ oder „Shack-Hartmann-Sensing“.

[0011] Die „Photo-Refraktive Chirurgie“ und insbesondere ein Behandlungsverfahren, das als „Laser in-situ Keratomileusis (LASIK)“ bekannt ist, machen jedoch einen Einsatz von Aberrometern zwingend notwendig. Dies liegt daran, dass bei diesen Verfahren zur Cornea-Ablation die Oberfläche der Cornea als Asphäre beschrieben wird. Das macht es erforderlich, die Cornea mit Verfahren abzutasten, denen Aberrations-Therme einer Ordnung größer als zwei zugänglich sind. Als neuartige Wellenfrontsensoren mit dieser Eigenschaft am Markt erhältlich waren, hat sich überraschenderweise herausgestellt, dass nach der Operation sogenannte Aberrationen höherer Ordnung vergrößert waren. Dies lag an der Ungenauigkeit der Algorithmen, welche zum Abtasten der Cornea eingesetzt wurden. Andererseits haben diese Aberrometer gezeigt, dass beim menschlichen Auge, wie erwartet so wie bei jedem anderen optischen System, verschiedene Abbildungsfehler höherer

Ordnung auftreten.

[0012] Üblicherweise wird das Ablationsprofil in einem photo-refraktiven Behandlungsverfahren auf der Grundlage einer Vermessung der Corneatopographie oder einer Wellenfrontvermessung berechnet.

[0013] Bei den meisten der derzeit eingesetzten Vorrichtungen wird zum Bestimmen der Corneatopographie ein sogenannter Placido-Ring-Projektor eingesetzt. Dieser besteht aus einem Konus, der konzentrische Ringkreise auf die Cornea projiziert, was deren Topographie zugänglich macht. Entsprechende Verfahren zum Bestimmen der Corneatopographie, welche auf Placido-Ring-Projektion beruhen, sind beispielsweise in der US 6,213,605, oder der US 6,257,723 beschrieben. Nach der US 6,382,794 kann darüber hinaus die Cornea auch mittels Triangulation vermessen werden. Dies ermöglicht gleichzeitig das Messen der Dicke der Cornea.

[0014] Die Wellenfront wird dann mit der Shack-Hartmann Methode oder einem anderen geeigneten Verfahren vermessen.

[0015] Für ein photo-refraktives Behandlungsverfahren ist es daher wünschenswert, die Vermessung der Corneatopographie und die Vermessung der Wellenfront mit einer einzigen Vorrichtung durchzuführen.

[0016] Gelingt es, die Messung der Corneatopographie und das Vermessen der Wellenfront gleichzeitig oder innerhalb von ein paar Millisekunden auf einer Zeitskala durchzuführen, bei der sich der Einfluss der sakkadischen Bewegungen des Auges nicht auswirkt, ist es möglich, den Einfluss der Cornea auf die vermessene Wellenfront zu berechnen. Damit wird das isolierte Abbildungsverhalten der Linse im Auge zugänglich. Werden demgegenüber die Messungen nicht schnell genug bzw. nicht quasi gleichzeitig durchgeführt, so kann die zeitliche Verschiebung der Messung zu Fehlern beim Bestimmen der Linsenstärke führen.

[0017] Weiter ist es bekannt, dass die Akkomodation des Auges nicht in jedem Fall stabil ist, was an geringen zeitlichen Fluktuationen der Ziliar-Muskelstärke liegt. Dies führt zu Veränderungen der Wellenfront, hauptsächlich von deren sphärischer Komponente in einem Bereich zwischen 0.1 und 0.3 Dioptrien. Auch solche Fluktuationen können „eingefroren“ werden, indem beide Messungen gleichzeitig oder innerhalb von ein paar Millisekunden durchgeführt werden.

Aufgabenstellung

[0018] Aufgabe der Erfindung ist es, eine Messeinrichtung bereitzustellen, mit der die optischen Eigen-

schaften des menschlichen Auges vor, während oder nach einem operativen Eingriff präzise erfasst werden können.

[0019] Diese Aufgabe wird durch eine Vorrichtung der eingangs genannten Art gelöst, bei der Schaltmittel vorgesehen sind, um der Wellenfront-Messeinrichtung wahlweise Licht aus der ersten Lichtquelle, das an dem Objekt gestreut bzw. reflektiert wurde, oder Licht aus der zweiten Lichtquelle, das an dem Objekt gestreut bzw. reflektiert wurde, zuzuführen. Auf diese Weise ist es möglich, Licht aus unterschiedlichen Streuzonen im menschlichen Auge, etwa Streulicht vom Augenhintergrund und Streulicht aus dem Linsenbereich mit einem einzigen Wellenfrontsensor auf einer Zeitskala zu untersuchen, die deutlich kürzer ist als die Zeitskala der charakteristischen Bewegungen eines menschlichen Auges. Die Verwendung eines einzigen Wellenfrontsensors macht dabei die Vorrichtung vergleichsweise unempfindlich gegenüber Dejustage. Auch bedarf es in einer solchen Vorrichtung vergleichsweise weniger optischer Elemente, was Strahlungsverluste von Licht durch Reflexion an Grenzflächen innerhalb der Vorrichtung minimiert. Die wenigen für die Vorrichtung erforderlichen optischen Elemente ermöglichen darüber hinaus eine kostengünstige Fertigung.

[0020] In Weiterbildung der Erfindung ist die Wellenfront-Messeinrichtung als Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor ausgebildet. Auf diese Weise wird eine kleine Baugröße der Wellenfront-Messeinrichtung ermöglicht.

[0021] In Weiterbildung der Erfindung umfasst die optische Anordnung optische Elemente, die das Licht aus der ersten Lichtquelle zu einem Strahlenbündel formen, welches mit konvergentem Strahlengang auf das Objekt trifft. Auf diese Weise kann die Vorrichtung die Topographie der Linse und der Hornhaut des menschlichen Auges vermessen.

[0022] In Weiterbildung der Erfindung umfasst die optische Anordnung optische Elemente, die das Licht aus der zweiten Lichtquelle zu einem Strahlenbündel formen, welches mit parallelem Strahlengang auf das Objekt trifft. Auf diese Weise kann eine Fehlsichtigkeit des menschlichen Auges genauer bestimmt werden.

[0023] In Weiterbildung der Erfindung ist die erste Lichtquelle als Superluminiszenzdiode und die zweite Lichtquelle als Superluminiszenzdiode ausgebildet. Dabei hat vorzugsweise das Licht aus der ersten Lichtquelle und der zweiten Lichtquelle die gleiche Wellenlänge. Auf diese Weise können am Wellenfrontsensor Interferenzerscheinungen und chromatische Fehler vermieden werden, die das Messergebnis verfälschen.

[0024] In Weiterbildung der Erfindung umfasst die optische Anordnung einen Polarisationsstrahlteiler, dem aus einer ersten Richtung Licht aus der ersten Lichtquelle zugeführt wird und dem aus einer von der ersten Richtung verschiedenen zweiten Richtung Licht aus der zweiten Lichtquelle zugeführt wird und der Licht der ersten Lichtquelle und der zweiten Lichtquelle zum Einstrahlen auf das Objekt bereitstellt, wobei dem Polarisationsstrahlteiler ein $\lambda/4$ -Plättchen zugeordnet ist, welches sowohl vom Licht der ersten Lichtquelle als auch vom Licht der zweiten Lichtquelle durchsetzt wird.

[0025] In Weiterbildung der Erfindung sind Schaltmittel für die Wellenfront-Messeinrichtung vorgesehen, welche alternierend Licht aus der ersten Lichtquelle, das am Objekt gestreut bzw. reflektiert wurde oder Licht aus der zweiten Lichtquelle, das am Objekt gestreut bzw. reflektiert wurde, zuzuführen.

[0026] Indem ein Operationsmikroskop mit einer entsprechenden Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht ausgerüstet wird, kann bei Augenoperationen fortlaufend die Topographie der Hornhaut und die Brechkraft des Auges überwacht werden. Ein solches Operationsmikroskop könnte vorteilhaft z.B. in eine Vorrichtung zur Sehfehlerkorrektur, beispielsweise eine Vorrichtung zur Sehfehlerkorrektur mit Excimerlaser integriert werden. Dies ermöglicht dann Hornhauttopographie und Wellenfront vor, während und/oder nach einer Behandlung zu messen. Insbesondere kann so ein Behandlungsvorgang überwacht werden.

[0027] Vorzugsweise ist in dem Operationsmikroskop ein Strahlteiler vorgesehen, der das Licht aus der ersten Lichtquelle und das Licht aus der zweiten Lichtquelle der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht dem optischen Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops überlagert.

[0028] Dieser Strahlteiler kann entweder auf der objektabgewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs oder auf der objektzugewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs angeordnet sein.

[0029] Es sei bemerkt, dass sich auf einfache Weise gängige ophthalmische Wellenfrontsensoren durch Einbau einer zusätzlichen Lichtquelle zu der vorgeschlagenen Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront umrüsten lassen. Der Aufwand zur Adaption von Software zum Auslesen der CCD-Kamera eines üblichen Wellenfrontsensors im Hinblick auf den Einsatz von zwei Lichtquellen ist vergleichsweise gering.

[0030] Indem bei dem Operationsmikroskop eine Ophthalmoskopielupe vorgesehen ist, welche von dem Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops und von Licht der ersten Lichtquelle und von Licht der zweiten Lichtquelle der Vorrichtung zum Be-

stimmen der Wellenfront durchsetzt wird, ist eine Untersuchung des Augenhintergrunds eines menschlichen Auges bei gleichzeitiger Bestimmung der Brechkraft und der Topographie der Augenhornhaut also der Cornea möglich.

Ausführungsbeispiel

[0031] Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind in den Zeichnungen dargestellt und werden nachfolgend beschrieben.

[0032] Es zeigen:

[0033] [Fig. 1](#): Eine Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront mit Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor;

[0034] [Fig. 2](#): ein Schaubild über die Ansteuerung von Lichtquellen und Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor in der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront aus [Fig. 1](#);

[0035] [Fig. 3](#): in schematischer Darstellung ein erstes Operationsmikroskop mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront;

[0036] [Fig. 4](#): in schematischer Darstellung ein zweites Operationsmikroskop mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront; und

[0037] [Fig. 5](#): ein Ophthalmoskopie-Operationsmikroskop mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront.

[0038] Die [Fig. 1](#) zeigt eine Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront mit einem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124**. Die Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront umfasst eine erste Lichtquelle **101** in Form einer Superluminiszenzdiode und eine zweite Lichtquelle **102** in Form einer Superluminiszenzdiode. Die erste Lichtquelle **101** erzeugt Licht, das mit parallelem Strahlengang **103** über eine optische Anordnung einem zu untersuchenden Patientenauge **190** zugeführt wird. Hierzu ist der Lichtquelle **101** ein Polarisationsstrahlteiler **104** zugeordnet. Der Polarisationsstrahlteiler **104** umfasst ein erstes 90°-Prisma **105** und ein zweites 90°-Prisma **106** mit strahlteilender Fläche **107**, an der das Licht mit parallelem Strahlengang **103** in einem parallelen Strahlengang **108** polarisiert zu einem Strahlteiler **109** reflektiert wird. Der Strahlteiler **109** besteht wiederum aus einem ersten 90°-Prisma **110** und einem zweiten 90°-Prisma **111**. Er hat eine strahlteilende Fläche **112**. An dieser Fläche **112** wird das polarisierte Licht aus dem parallelen Strahlengang **108** zu dem parallelen Strahlengang **113** umgelenkt. Es wird dann über eine Sammellinse **114**, welche das Licht der Lichtquelle **101** aus dem Strahlengang **113** auf einer strahlteilenden Fläche **115** von Strahlteiler **116** fokussiert. Dieser Strahlteiler **116** besteht ebenfalls aus

zwei 90°-Prismen **117** und **118**. Das Licht aus dem Strahlengang **113** durchsetzt die strahlteilende Fläche **115** des Strahlteilers **116** und wird durch eine dem Strahlteiler **116** nachgeordnete Sammellinse **119** geführt, die sich zwischen dem Strahlteiler **116** und dem zu untersuchenden Patientenauge **190** befindet. Diese Sammellinse **119** formt das Licht aus der ersten Lichtquelle **101** wiederum zu einem Strahlenbündel, das dann durch ein $\lambda/4$ -Plättchen **120** mit parallelem Strahlengang **121** in das zu untersuchende Patientenauge **190** gelangt. Dort ruft es Streulicht **122** hervor, das vom Hintergrund **123** des Patienten Auges **190** herrührt.

[0039] Das Streulicht vom Augenhintergrund, welches aus dem Patientenauge **190** austritt, durchsetzt wiederum das $\lambda/4$ -Plättchen **120**, die Linse **119**, den Strahlteiler **116** und die Linse **114**. Es gelangt mit Strahlengang **132** zu dem Strahlteiler **109**, der es zu dem Polarisationsstrahlteiler **104** umlenkt. Von dort wird das Streulicht vom Augenhintergrund durch zwei in Teleskopkonfiguration angeordnete Linsen **133**, **134** zu dem Mikrolinsenarray **130** eines Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors **124** geleitet.

[0040] Die Teleskopkonfiguration mit den Linsen **133**, **134** ist dabei so eingestellt, dass sich das Mikrolinsenarray **130** in einer Ebene **135** befindet, die zur Ebene **136** der Cornea **125** des Patienten Auges **190** konjugiert ist. Dem Mikrolinsenarray **130** im Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor ist eine CCD-Kamera **131** zugeordnet. Die CCD-Kamera **131** befindet sich in der Brennebene der Mikrolinsen des Mikrolinsenarrays **135**. Sie erfasst die Lage des Fokuspunktes für das aus dem Patientenauge **104** kommenden gestreuten bzw. reflektierten Lichts für eine jede Mikrolinse. Mit dem Hartmann-Shack-Wellenfrontsensor **124** ist es möglich, die Wellenfront dieses Streulichts **122**, das vom Hintergrund **123** des Patienten Auges **190** herrührt und das aus dem Patientenauge **190** austritt, zu bestimmen.

[0041] In dieser Anordnung verhält sich der Augenhintergrund **123** des Patienten Auges **190**, d.h. die Retina, als Diffusor. Demnach wirkt der Leuchtfleck des Lichtes aus der Lichtquelle **101** am Augenhintergrund als Punktlichtquelle, von der eine sphärische Lichtwelle ausgeht. Das Licht dieser Punktlichtquelle wird durch die Optik im Patientenauge **190** gebündelt und tritt kollimiert aus dem Patientenauge **190** aus. Wenn das Patientenauge **190** perfekt wäre, so hätte dies zur Folge, dass dieses Licht wieder eine Ebene Wellenfront hätte. Eine Abweichung des Patienten Auges **190** von einem „perfekten“ Auge führt dazu, dass die Wellenfront der Lichtquelle im Strahlengang **132** Aberrationen aufweist, die mit dem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124** vermessen werden können.

[0042] Je nachdem wie stark das untersuchte Pati-

entenaue **190** myopisch oder hyperopisch ausgebildet ist, erweist sich die Intensität des vom Augenhintergrund **123** zurückgeworfenen Streulichts als vergleichsweise schwächer. Wie in der WO 01/058339 A2 beschrieben, hängt das Auflösungsvermögen eines Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors, dem Streulicht vom Augenhintergrund zugeführt wird, von der Größe des Brennflecks ab, das ein dem zu untersuchenden Auge zugeführtes paralleles Lichtstrahlenbündel im Augenhintergrund hervorruft.

[0043] Um unabhängig von Abbildungsfehlern des menschlichen Auges das Auflösungsvermögen der in [Fig. 1](#) gezeigten Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront zu optimieren, ist es vorteilhaft, den Durchmesser des parallelen Strahlenbündels **121** mit Licht aus der Lichtquelle **101** möglichst gering zu halten, vorzugsweise kleiner als 1mm. Hierdurch entsteht nämlich ein möglichst kleiner Leuchtfleck auf dem Augenhintergrund **123** des Patientenauges **190**.

[0044] Wie auf Seite 5, Zeile 3 bis 17 in der WO 01/058339 A2 beschrieben, ist es jedoch auch möglich, vor dem Patientenaue **190** eine zusätzliche langbrennweitige Linse vorzusehen, welche als Feldlinse fungiert und das dem Auge zugeführte Licht auf dem Augenhintergrund bündelt, ohne dass sich dabei Aberrationen des Auges auswirken.

[0045] Die zweite Lichtquelle **102** in der Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront erzeugt Licht, das über eine optische Anordnung mit konvergentem Strahlengang in etwa lokal senkrecht auf die Oberfläche der Cornea **125** des Patientenauges **190** trifft. Hierzu gibt es bei dieser Lichtquelle **102** ein Linsenelement **126**, welches ein von der Lichtquelle **102** herführendes paralleles Strahlenbündel **127** zu einer Sammellinse **128** hin aufweitet. Diese Sammellinse **128** ist dem Strahlteiler **116** zugeordnet. Sie führt diesem mit parallelem Strahlengang **129** Licht aus der Lichtquelle **102** zu. Die strahlteilende Fläche **115** des Strahlteilers **116** lenkt den Strahlengang **129** über die Sammellinse **119** und das $\lambda/4$ -Plättchen **120** mit konvergentem Strahlengang **140** senkrecht zur Oberfläche der Cornea **125** des Patientenauges **190** in das Patientenaue **190**. Dieses Licht führt damit zu reflektiertem Licht, das von der Cornea sowie den optisch aktiven Flächen der Linse des Patientenauges **190** herrührt.

[0046] Das so im vorderen Bereich des Patientenauges reflektierte Licht aus der Lichtquelle **102** wird wiederum über das $\lambda/4$ -Plättchen **120** und die Sammellinse **119** eingefangen und gebündelt. Es verläuft durch den Strahlteiler **116** zu der Sammellinse **114** und in den Strahlengang **132**. Die Sammellinsen **119** und **114** wirken dabei als Teleskopanordnung mit Vergrößerungsfaktor 1. Aus dem Strahlengang **132** gelangt dann das reflektierte Licht aus dem vorderen Bereich des Patientenauges **190** entsprechend dem

Streulicht, das vom Augenhintergrund **123** herrührt, über den Strahlteiler **109** und den Polarisationsstrahlteiler **104** sowie die in Teleskopkonfiguration angeordneten Linsen **133** und **134** zu dem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124**.

[0047] Die Auswertungssoftware für handelsübliche Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoren vermag es, eine mit dem Wellenfrontsensor erfasste Wellenfront einer Lichtquelle in die entsprechenden Zernike-Polynome zu zerlegen. Wie oben erwähnt entsprechen bei einer solchen Zerlegung der Wellenfront die Zernike-Polynome zweiter Ordnung den Sehfehler „Defokussierung“ und „Astigmatismus“. Beiträge von Zernike-Polynomen höherer Ordnung haben demgegenüber ihre Ursache in der Abweichung der Cornea von einer Sphäre. In der Publikation „Representation of videokeratographic height data with Zernike polynomials“ J. Schwiegerling et al., JOSA A, Vol. 12, Issue 10, p. 2105, October 1995 ist detailliert beschrieben, wie die Topographie der Cornea aus Kenntnis der Zernike-Polynomdarstellung der Wellenfront von an der Cornea eines Patientenauges gestreutem bzw. reflektiertem Licht errechnet werden kann.

[0048] Die Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront **100** umfasst weiter eine Kamera **137**. Dieser Kamera **137** wird ein Bild des Patientenauges **190** durch das $\lambda/4$ -Plättchen, die Linse **119**, den Strahlteiler **116**, die Linse **114** und den Strahlteiler **109** entlang der Achse **138** zugeführt. Mit dieser Kamera **137** kann die Vorrichtung bezüglich dem zu untersuchenden Patientenaue **190** zentriert werden. Mit der Kamera **137** kann das Patientenaue **190** auch während einer Wellenfront und/oder Topographiemessung aufgenommen werden. Dies ermöglicht, einen erfassten Messdatensatz zur Bestimmung von Wellenfront bzw. Topographie zu charakteristischen Augenmerkmalen zu referenzieren. Denn anhand dieser Merkmale kann bei einer späteren Augenuntersuchung bzw. Therapie mit der Vorrichtung erkannt werden, ob das Patientenaue im Bezug auf einen vorherigen Untersuchungs- bzw. Therapievorgang dieselbe Position hat. Stellt sich dann heraus, dass das Patientenaue gegenüber dem früheren Untersuchungs- bzw. Therapievorgang verlagert, etwa verdreht ist, kann dies durch Verstellen der Vorrichtung entsprechend korrigiert werden.

[0049] Um sicherzustellen, dass bei der Vorrichtung die Ebene **135** des Mikrolinsenarray **130** konjugiert zu der Cornea **125** des zu untersuchenden Patientenauges **190** angeordnet ist, gibt es bei der Vorrichtung ein nicht weiter dargestelltes Triangulationssystem, dessen Aufbau beispielsweise der US 6,382,794 oder der US 6,050,687 entnommen werden kann.

[0050] In der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront **100** ist weiter eine Steuer- und Überwa-

chungseinheit **139** vorgesehen, welche mit den Lichtquellen **101**, **102** und der Kamera **131** in dem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124** verbunden ist. Mittels der Steuer- und Überwachungseinheit **139** werden die Lichtquellen **101** und **102** alternierend aktiviert und deaktiviert wobei dann für die momentan eingeschaltete Lichtquelle die CCD-Kamera **131** im Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124** ausgelesen wird.

[0051] Durch Aktivieren der Lichtquellen **101** und **102** und entsprechendem Auswerten des Streulichts, das diese am Patientenaugenhintergrund hervorrufen, kann also mit der Vorrichtung **100** aus [Fig. 1](#) die Wellenfront von Streulicht aus unterschiedlichen Zonen eines Patientenauges **104** vermessen werden.

[0052] Die [Fig. 2](#) erläutert das aufeinander abgestimmte Ansteuern der Lichtquellen **101** und **102** sowie das entsprechende Aktivieren und Auslesen der CCD-Kamera **131** im Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **124** mit der Steuer- und Überwachungseinheit **139** in der Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront aus [Fig. 1](#).

[0053] Die Lichtquelle **101** wird entsprechend der Kurve **201** für einen Zeitrahmen von 10ms aktiviert und für einen Zeitraum von 20ms deaktiviert. Entsprechend wird die Lichtquelle **101** wie mit der Kurve **202** angezeigt wie die Lichtquelle **101** angesteuert, dabei jedoch um einen Zeitintervall von 15ms zeitlich versetzt betrieben. Mit dem Aktivieren der Lichtquellen **101** oder **102** wird für die Dauer der Aktivierung der Lichtquellen die CCD-Kamera im Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor entsprechend der Kurve **203** empfindlich geschaltet. In den Zeiträumen **204**, **205**, in denen die beiden Lichtquellen **101**, **102** deaktiviert sind, wird der CCD-Chip der CCD-Kamera entsprechend der Kurve **206** ausgelesen.

[0054] Es versteht sich, dass die in der [Fig. 2](#) angegebenen Steuerzeiten zwar durch die Empfindlichkeit und das Ausleseverhalten des CCD-Chips der CCD-Kamera bedingt sind, jedoch grundsätzlich variiert werden können.

[0055] Indem auf einer Zeitskala von 30ms sowohl das Streulicht aus einem vorderen Augenabschnitt als auch vom Augenhintergrund eines Patientenauges einem Wellenfrontsensor zugeführt wird, wirken sich die sakkadischen Bewegungen eines solchen Auges nicht auf die Aperration und die bestimmte Corneatopographie aus.

[0056] Die [Fig. 3](#) zeigt schematisch eine erste Ausführungsform eines Operationsmikroskops, das mit einer Vorrichtung **320** zum Bestimmen der Wellenfront kombiniert ist. Diese Anordnung ermöglicht es, sowohl die Wellenfront von Streulicht aus einem vorderen Bereich eines untersuchten Patientenauges

als auch Streulicht, das vom Augenhintergrund herührt, auszuwerten.

[0057] Das Operationsmikroskop **300** hat ein Mikroskop-Hauptobjektiv **301**, durch das mit einem binokularen Beobachtungsstrahlengang durch einen Einblicktubus **303** und ein Zoomsystem **391** ein in einem Objektbereich angeordnetes Patientenaug **302** untersucht werden kann. Das Operationsmikroskop **300** hat einen Arbeitsabstand **390**, der vorzugsweise im Bereich zwischen 150mm und 300mm liegt. Vor der objektzugewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs **301** ist eine $\lambda/4$ -Platte **304** angeordnet. Weiter befindet sich vor dem zu untersuchenden Objekt in Form des Patientenauges **302** eine Ophthalmoskopierlupe **305**. Die optische Wirkung der Ophthalmoskopierlupe **305** ist dabei so gewählt, dass Strahlen, die vom Augenhintergrund **331**, d.h. der Retina des Patientenauges **302** ausgehen, durch das optische System des Patientenauges nach unendlich und von der Ophthalmoskopierlupe **305** in etwa in die objektseitige Brennebene **309** des Hauptobjektivs **301** des Operationsmikroskops **300** abgebildet werden. Damit wird der Augenhintergrund durch das Mikroskop-Hauptobjektiv **301** nach unendlich abgebildet und kann durch Einblicktubus **303** und Zoomsystem **391** betrachtet werden. Auf der objektabgewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs **301** gibt es einen Teilerspiegel **306**, mittels dessen die Strahlengänge im Operationsmikroskop **300** und der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront gekoppelt sind.

[0058] Entsprechend der anhand von [Fig. 1](#) erläuterten Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront umfasst die Vorrichtung **320** eine erste Lichtquelle **321** und eine zweite Lichtquelle **322**, welche jeweils als Superluminiszenzdiode ausgebildet sind. Der ersten Lichtquelle **321** ist ein Streulinsenelement **323** zugeordnet. Das von der Lichtquelle **321** im Streulinsenelement **323** zugeführte Licht wird mit divergentem Strahlengang **324** durch einen Strahlteiler **325** dem Teilerspiegel **306** in das Operationsmikroskop **300** so eingekoppelt, dass es durch das Mikroskop-Hauptobjektiv **301** zu einem parallelen Strahlengang **307** umgeformt wird, der durch das $\lambda/4$ -Plättchen **304** tritt und zu der Ophthalmoskopierlupe **305** gelangt.

[0059] Aus der zweiten Lichtquelle **322** wird Licht mit parallelem Strahlengang **324** zu einem Polarisationsstrahlteiler **326** geführt. Die Strahlenteilerfläche **327** des Polarisationsstrahlteilers **326** lenkt es zum Strahlteiler **325**, von wo es zu dem Teilerspiegel **306** im Operationsmikroskop **300** gelangt. Damit durchsetzt das Licht der zweiten Lichtquelle **322** das Mikroskop-Hauptobjektiv mit parallelem Strahlengang **308**. Es gelangt durch die Brennebene **309** des Mikroskop-Hauptobjektivs **301** und durch die Ophthalmoskopierlupe **305** in das Patientenaug **302**. Es sei bemerkt, dass bei einer modifizierten Ausführungsform

der Vorrichtung **320** zum Bestimmen der Wellenfront mit dem Operationsmikroskop **300** anstelle des Polarisationsstrahlteilers **326** auch ein Strahlteiler eingesetzt werden kann, der das auf ihn eintreffende Licht nach einem bestimmten Intensitätsverhältnis aufteilt, ohne dass dabei Licht entsprechend seiner Polarisierungseigenschaft getrennt wird.

[0060] Die Ophthalmoskopierlupe **305** ist dabei zu der Brennebene **309** des Operationsmikroskop-Hauptobjektivs **301** so angeordnet, dass die Ebene der Cornea **330** des Patientenauges **302** zur Brennebene **309** des Operationsmikroskop-Hauptobjektivs **301** konjugiert ist. Damit wird erreicht, dass bei einem auf unendlich adaptierten Patientenauge **302** das Licht aus der Lichtquelle **321** in etwa auf dem Hintergrund **331** des Patientenauges fokussiert wird, das Licht aus der Lichtquelle **322** dagegen in etwa lokal senkrecht auf die gekrümmte Cornea trifft und in einem vorderen Abschnitt **332** des Patientenauges **302** etwa 3,9mm hinter dem Scheitel der Cornea konvergiert.

[0061] Das Streulicht vom Hintergrund **331** des Patientenauges, das aus dem Auge tritt, wird entsprechend dem Strahlengang **333** vom Operationsmikroskop-Hauptobjektiv **301** eingefangen. Es gelangt über den Teilerspiegel **306** aus dem Operationsmikroskop **300** zu der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront **320**. Dort wird es durch den Strahlteiler **325** und den Polarisationsstrahlteiler **326** über ein Teleskopabbildungssystem mit Abbildungslinsen **334** und **335** auf einen Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **340** mit Mikrolinsenarray **341** und CCD-Kamera **342** geführt.

[0062] Das Streulicht vom vorderen Abschnitt **332** des Patientenauges **302** tritt mit einem Strahlengang **343** aus dem Patientenaug und wird von der Ophthalmoskopierlupe **305** eingefangen. Es gelangt durch das Mikroskop-Hauptobjektiv **301** ebenfalls zu dem Teilerspiegel **306**. Dort wird es aus dem Operationsmikroskop **300** ausgekoppelt und wiederum über den Strahlteiler **325** und den Polarisationsstrahlteiler **326** sowie das Teleskop-Abbildungssystem mit den Abbildungslinsen **334** und **335** dem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **340** zugeführt.

[0063] Durch alternierendes Beschalten der Lichtquellen **321** und **322** bei entsprechender Auswertung der Wellenfront des von einem untersuchten Patientenauges zurückgeworfenen Streulichts ist es möglich, auf einer Zeitskala von Millisekunden quasi gleichzeitig sowohl die Topographie der Cornea des untersuchten Patientenauges als auch dessen Aberration zu vermessen.

[0064] Die [Fig. 4](#) zeigt schematisch eine zweite Ausführungsform für ein Operationsmikroskop **400**, das mit einer Vorrichtung **420** zum Bestimmen der

Wellenfront kombiniert ist. Soweit Baugruppen dieser Anordnung den anhand der [Fig. 3](#) erläuterten Anordnung entsprechen, haben diese um die Zahl **100** erhöhte Bezugszeichen.

[0065] Das Operationsmikroskop **400** hat ein Mikroskop-Hauptobjektiv **401**, durch das mit einem binokularen Beobachtungsstrahlengang durch einen Einblicktubus **403** und ein Zoomsystem **491** ein in einem Objektbereich angeordnetes Patientenaug **402** untersucht werden kann.

[0066] Im Unterschied zu Anordnung aus [Fig. 3](#) wird bei [Fig. 4](#) das Licht aus der Vorrichtung **420** zum Bestimmen der Wellenfront über einen Teilerspiegel **406** in den optischen Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops eingekoppelt, der ein-schwenkbar auf der objektzugewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs **401** angeordnet ist. Von diesem Teilerspiegel **406** gelangt das Licht wiederum durch eine Ophthalmoskopierlupe **405** zu dem Patientenaug **402**, das untersucht werden soll.

[0067] Die optische Wirkung der Ophthalmoskopierlupe **405** ist so gewählt, dass Strahlen, die vom Augenhintergrund **431**, d.h. der Retina des Patientenauges **402** ausgehen, durch das optische System des Patientenauges nach unendlich von der Ophthalmoskopierlupe **405** in etwa in die objektseitige Brennebene **409** des Hauptobjektivs **401** des Operationsmikroskops **400** abgebildet werden. Damit wird der Augenhintergrund durch das Mikroskop-Hauptobjektiv **401** nach unendlich abgebildet und kann durch einen Tubus **403** und Zoomsystem **401** betrachtet werden.

[0068] Entsprechend der anhand von [Fig. 1](#) erläuterten Vorrichtung **100** zum Bestimmen der Wellenfront umfasst die Vorrichtung **420** eine erste Lichtquelle **421** und eine zweite Lichtquelle **422**, welche jeweils als Superluminiszenzdiode ausgebildet sind. Der ersten Lichtquelle **421** ist eine strahlaufweitende Anordnung optischer Elemente in Form von Linsen **423** zugeordnet. Das von der Lichtquelle **421** den Linsen **423** zugeführte Licht tritt mit parallelem Strahlengang **424** durch einen Strahlteiler **425** und gelangt zu dem Teilerspiegel **406** unterhalb des Mikroskop-Hauptobjektivs **401** von Operationsmikroskop **400**. Dieser lenkt es mit parallelem Strahlengang **424** zur Ophthalmoskopierlupe **405** vor dem Patientenaug **402**.

[0069] Aus der zweiten Lichtquelle **422** wird Licht mit parallelem Strahlengang **440** durch eine strahlaufweitende Anordnung optischer Elemente in Form von Linsen **441** einem Polarisationsstrahlteiler **426** zugeführt. Die Strahlteilerfläche **427** des Polarisationsstrahlteilers **426** lenkt den parallelen Strahlengang **440** durch ein Linsenelement **442** mit positiver Brechkraft durch ein $\lambda/4$ -Plättchen **443** zum Strahltei-

ler **425**. Das Licht der zweiten Lichtquelle **422** wird dabei mit konvergentem Strahlengang **444** zur strahlteilenden Fläche **445** des Polarisationsstrahlteilers **426** geworfen, zum Teilerspiegel **406** reflektiert und in der objektseitigen Brennebene **409** des Hauptobjektivs **401** fokussiert.

[0070] Es sei bemerkt, dass bei einer modifizierten Ausführungsform der Vorrichtung **420** zum Bestimmen der Wellenfront mit dem Operationsmikroskop **400** anstelle des Polarisationsstrahlteilers **426** auch ein Strahlteiler eingesetzt werden kann, der das auf ihn auftreffende Licht nach einem bestimmten Intensitätsverhältnis aufteilt, ohne dass dabei Licht entsprechend seiner Polarisationsseigenschaften getrennt wird.

[0071] Die Ophthalmoskopierlupe **405** ist zu der Brennebene **409** des Operationsmikroskop-Hauptobjektivs **401** so angeordnet, dass der Hintergrund **431** des Patientenauges **402** zur Brennebene **409** des Operationsmikroskop-Hauptobjektivs **401** konjugiert ist. Damit wird erreicht, dass bei einem auf unendlich adaptierten Patientenaugen **402** das Licht aus der Lichtquelle **421** in etwa auf dem Hintergrund **431** des Patientenauges fokussiert wird, das Licht aus der Lichtquelle **422** dagegen in etwa lokal senkrecht auf die gekrümmte Cornea trifft und in einem vorderen Abschnitt **432** des Patientenauges **302** etwa 3,9 mm hinter der Ebene **440**, in welcher der Scheitel der Cornea liegt, konvergiert.

[0072] Das Streulicht vom Hintergrund **431** des Patientenauges, das aus dem Auge tritt, wird über die Ophthalmoskopierlupe **405** durch den Teilerspiegel **406** vor dem Operationsmikroskop-Hauptobjektiv **401** eingefangen. Dieser lenkt es zum Strahlteiler **425**, von wo es wiederum durch das $\lambda/4$ -Plättchen **443** und das Linsenelement zum Strahlteiler **426** gelenkt wird. Aus diesem tritt es mit parallelem Strahlengang **445** aus und gelangt über Linsenelemente **446**, **447** als paralleler Strahlengang **448** zu einem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **450** mit Mikrolinsenarray **451** und CCD-Kamera **452**.

[0073] Das reflektierte Licht vom vorderen Abschnitt **432** des Patientenauges **402** wird von der Ophthalmoskopierlupe **405** eingefangen. Es gelangt über den Teilerspiegel **406** vor dem Operationsmikroskop-Hauptobjektiv **401** zum Strahlteiler **425**, von wo es durch das $\lambda/4$ -Plättchen **443** und das Linsenelement zum Strahlteiler **426** gelenkt wird. Aus diesem tritt es wiederum mit parallelem Strahlengang **445** aus und gelangt über Linsenelemente **446**, **447** zu dem Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor **450**.

[0074] Durch alternierendes Beschalten der Lichtquellen **421** und **422** bei entsprechender Auswertung der Wellenfront des von dem untersuchten Patientenaugen zurückgeworfenen Streulichts ist es möglich,

auf einer Zeitskala von Millisekunden quasi gleichzeitig die Topographie der Cornea des Patientenauges und dessen Aberration zu vermessen.

[0075] Die [Fig. 5](#) zeigt ein Operationsmikroskop **500** zur Untersuchung eines Patientenauges **520** mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront mit einer der [Fig. 4](#) entsprechenden Anordnung. Das Operationsmikroskop **500** ist an eine nicht weiter dargestellte Halteeinrichtung **501** montiert. Das Operationsmikroskop **500** umfasst einen Operationsmikroskop-Grundkörper **502** der ein Mikroskop-Hauptobjektiv **503** trägt und an den ein binokularer Einblicktubus **504** aufgenommen ist. Weiter ist an dem Operationsmikroskop-Grundkörper **502** eine höhenverstellbare Ophthalmoskopierlupe **505** befestigt.

[0076] Unterhalb des Operationsmikroskop-Grundkörper **502** befindet sich eine Vorrichtung **510** zum Bestimmen der Wellenfront. Diese Vorrichtung **510** zum Bestimmen der Wellenfront ist über einen Strahlteiler **506**, der auf der Objekt zugewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs **503** angeordnet ist, mit dem optischen Strahlengang des Operationsmikroskops **500** gekoppelt.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (**100**, **320**, **420**, **510**) zum Bestimmen der Wellenfront von Licht, das an einem Objekt (**190**, **302**, **402**) in unterschiedlichen Zonen (**123**, **331**, **332**, **431**, **432**) gestreut bzw. reflektiert wird,
 - mit einer ersten Lichtquelle (**101**, **321**, **421**), welche über eine optische Anordnung ein Lichtstrahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt (**190**, **302**, **402**) bereitstellt;
 - mit einer zweiten Lichtquelle (**102**, **322**, **422**), welche über eine optische Anordnung ein Lichtstrahlenbündel zum Einstrahlen auf das Objekt (**190**, **302**, **402**) bereitstellt; und
 - mit einer Wellenfront-Messeinrichtung (**124**, **340**, **450**) zum Bestimmen der Wellenfront eines Lichtstrahlenbündels (**448**);

dadurch gekennzeichnet, dass

 - Schaltmittel vorgesehen sind, um der Wellenfront-Messeinrichtung (**124**, **340**, **450**) wahlweise Licht aus der ersten Lichtquelle (**101**, **321**, **421**), das an dem Objekt (**190**, **302**, **402**) gestreut bzw. reflektiert wurde, oder Licht aus der zweiten Lichtquelle (**102**, **322**, **422**), das an dem Objekt (**190**, **302**, **402**) gestreut bzw. reflektiert wurde, zuzuführen.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Wellenfront-Messeinrichtung als Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor (**124**, **340**, **450**) ausgebildet ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Anordnung optische Elemente (**128**, **119**, **323**, **301**, **305**, **423**, **405**)

umfasst, die das Licht aus der ersten Lichtquelle (**102, 321, 421**) zu einem Strahlenbündel formen, welches mit konvergentem Strahlengang auf das Objekt (**190, 302, 402**) trifft.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Anordnung optische Elemente (**114, 119, 301, 305, 441, 442, 405**) umfasst, die das Licht aus der zweiten Lichtquelle (**422**) zu einem Strahlenbündel formen, welches mit parallelem Strahlengang auf das Objekt (**190, 302, 402**) trifft.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Lichtquelle als Superlumineszenzdiode (**101, 321, 421**) ausgebildet ist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Lichtquelle als Superlumineszenzdiode (**102, 322, 422**) ausgebildet ist.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Lichtquelle (**101, 321, 421**) und die zweite Lichtquelle (**101, 322, 422**) Licht mit gleicher Wellenlänge bereitstellen.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die optische Anordnung einen Polarisationsstrahlteiler (**104, 327, 426**) umfasst, dem aus einer ersten Richtung Licht aus der ersten Lichtquelle (**101, 321, 421**) zugeführt wird und dem aus einer von der ersten Richtung verschiedenen zweiten Richtung Licht aus der zweiten Lichtquelle (**102, 322, 422**) zugeführt wird und der Licht der ersten Lichtquelle und der zweiten Lichtquelle zum Einstrahlen auf das Objekt (**190, 302, 402**) bereitstellt, wobei dem Polarisationsstrahlteiler ein $\lambda/4$ -Plättchen (**120, 304, 442**) zugeordnet ist, welches sowohl von Licht der ersten Lichtquelle (**101, 322, 422**) als auch von Licht der zweiten Lichtquelle (**102, 322, 422**) durchsetzt wird.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Schaltmittel der Wellenfrontmesseinrichtung (**124, 340, 450**) alternierend Licht aus der ersten Lichtquelle (**101, 321, 421**), das an dem Objekt (**190, 302, 402**) gestreut bzw. reflektiert wurde, oder Licht aus der zweiten Lichtquelle (**102, 322, 422**), das an dem Objekt (**190, 302, 402**) gestreut bzw. reflektiert wurde, zuführen.

10. Operationsmikroskop (**300, 400, 500**) mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht nach einem der Ansprüche 1 bis 9.

11. Operationsmikroskop (**300, 400**) nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Strahlteiler (**306, 406**) vorgesehen ist, der das Licht

aus der ersten Lichtquelle (**321, 421**) und das Licht aus der zweiten Lichtquelle (**322, 422**) der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht dem optischen Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops (**300, 400**) überlagert.

12. Operationsmikroskop (**300**) nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlteiler (**306**) auf der objektabgewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs (**301**) angeordnet ist.

13. Operationsmikroskop (**400**) nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlteiler (**406**) auf der objektzugewandten Seite des Mikroskop-Hauptobjektivs (**401**) angeordnet ist.

14. Operationsmikroskop (**300, 400, 500**) nach einem der Ansprüche 10 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass eine Ophthalmoskopierlupe (**305, 405, 505**) vorgesehen ist, welche von dem Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskops (**300, 400, 500**) und von dem Licht der ersten Lichtquelle (**102, 321, 421**) und dem Licht der zweiten Lichtquelle (**102, 322, 422**) der Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront durchsetzt wird.

15. Vorrichtung zur Korrektur von Sehfehlern eines Patientenauges, insbesondere zur Korrektur von Sehfehlern mittels Laserablation, mit einer Vorrichtung zum Bestimmen der Wellenfront von Licht gemäß einem der Ansprüche 1 bis 9 und/oder einem Operationsmikroskop gemäß einem der Ansprüche 10 bis 14.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

FIG.1

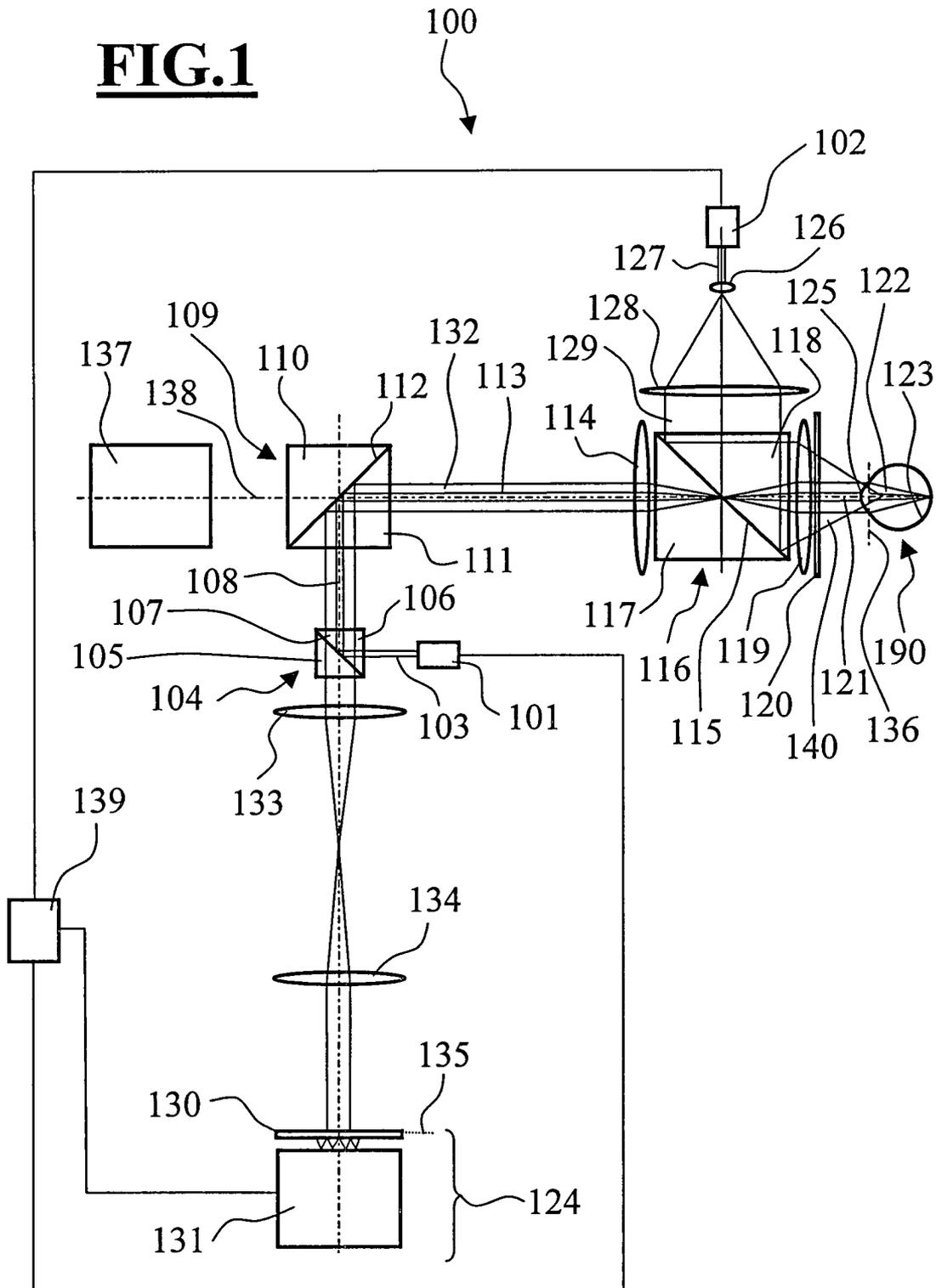


FIG.2

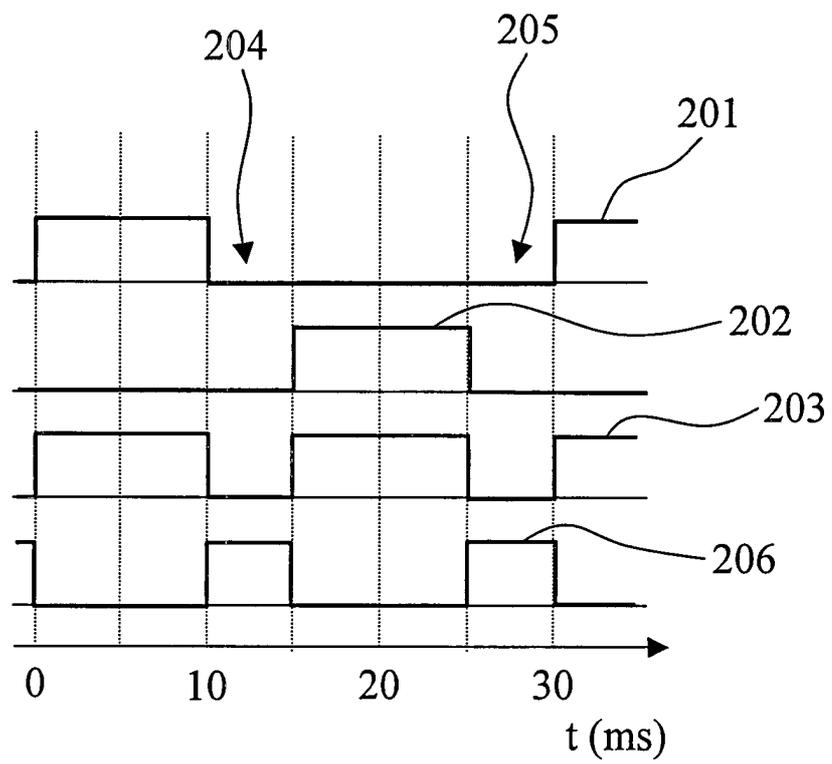


FIG.3

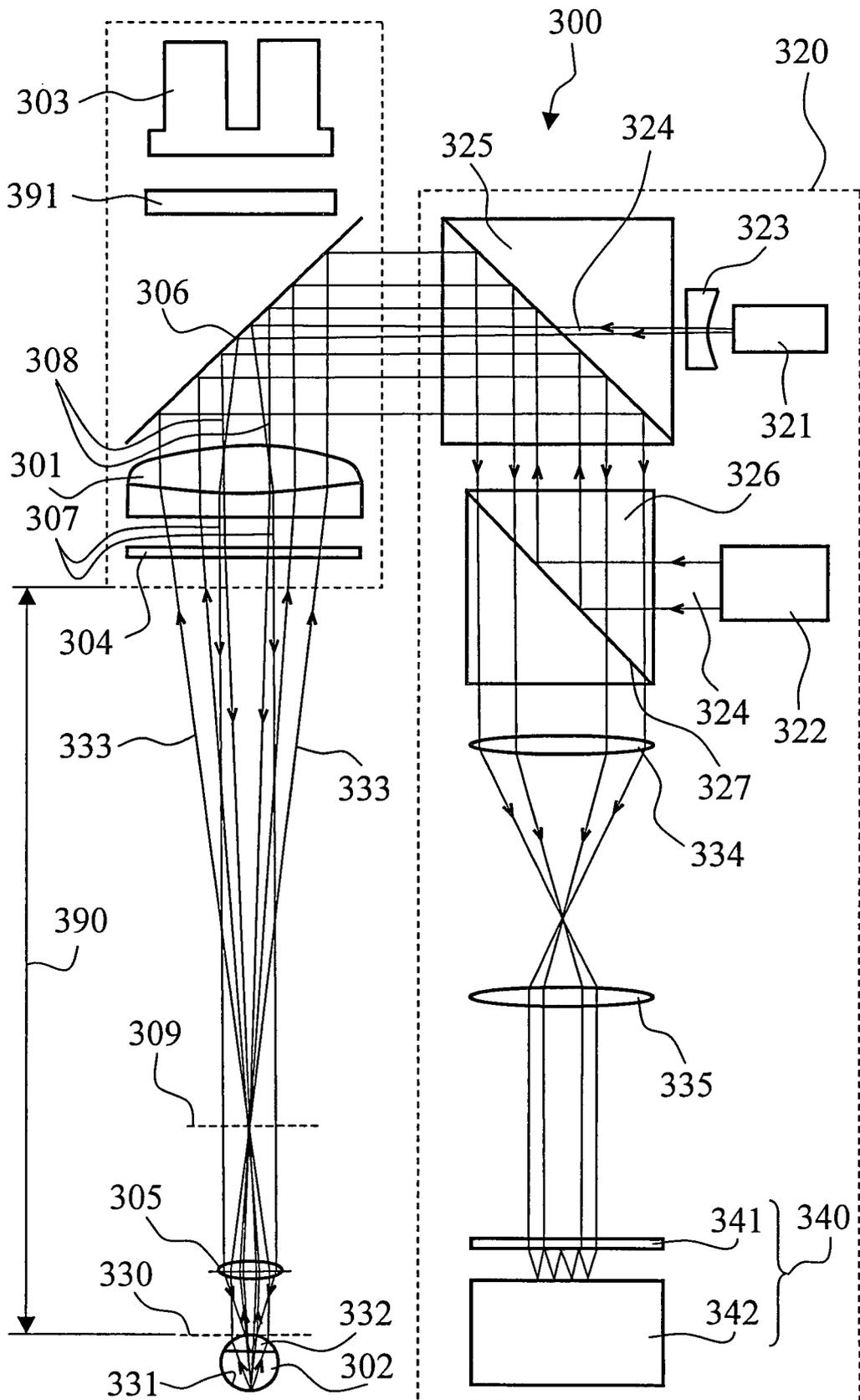


FIG. 4

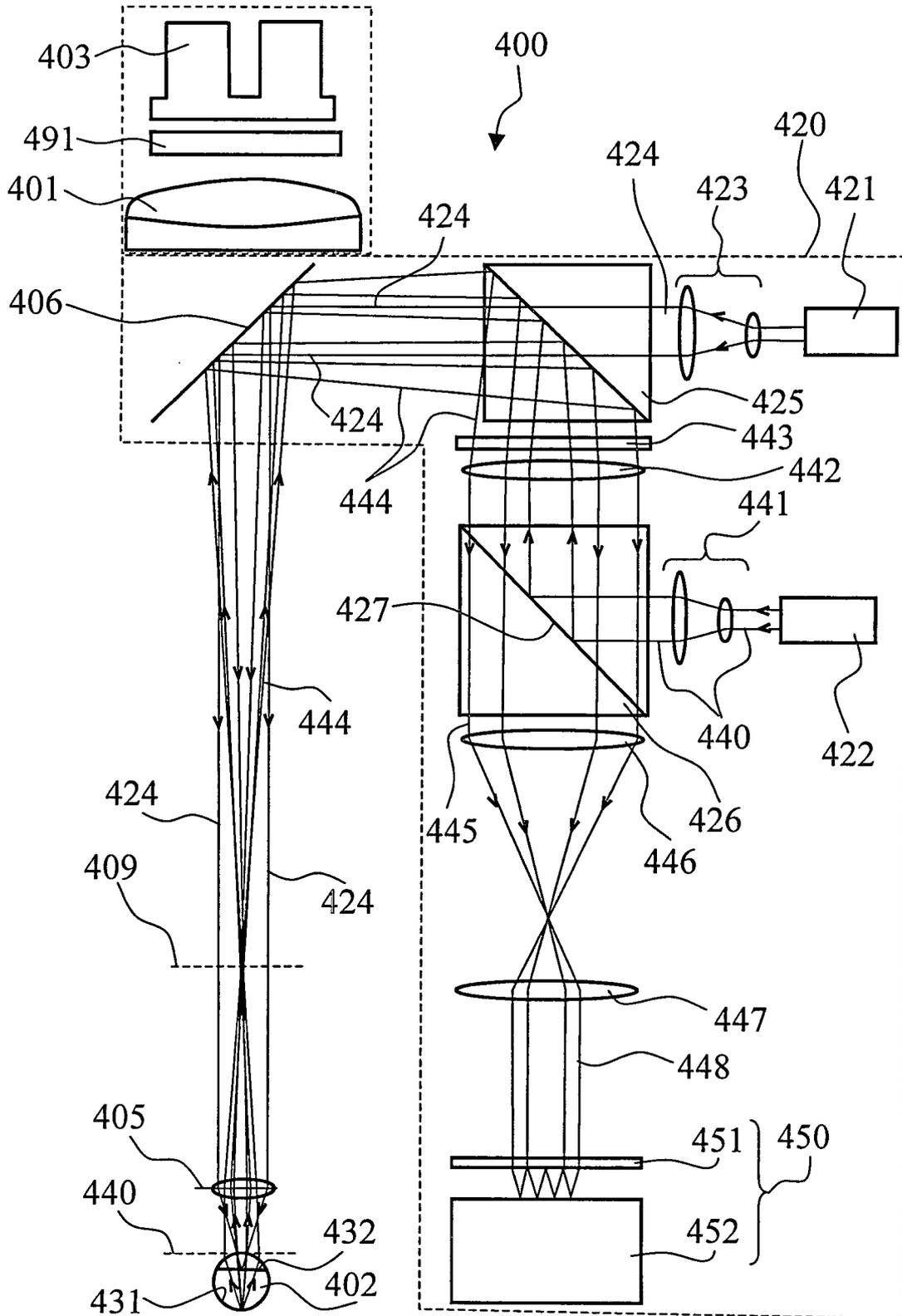


FIG.5

