(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2016 203 473 A1** 2016.09.29

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2016 203 473.1**
(22) Anmeldetag: **03.03.2016**
(43) Offenlegungstag: **29.09.2016**

(51) Int Cl.: ***A61B 3/13*** (2006.01)
G02B 21/00 (2006.01)
G02B 21/22 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2015-065696 **27.03.2015** **JP**

(71) Anmelder:
Kabushiki Kaisha Topcon, Tokyo, JP

(74) Vertreter:
VOSSIUS & PARTNER Patentanwälte Rechtsanwälte mbB, 81675 München, DE

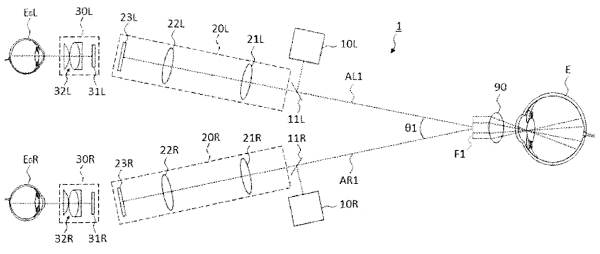
(72) Erfinder:
Fukuma, Yasufumi, Tokyo, JP; Oomori, Kazuhiro, Tokyo, JP; Yamamoto, Satoshi, Tokyo, JP

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Augenmikroskop**

(57) Zusammenfassung: Gemäß einer Ausführungsform weist ein Augenmikroskop ein Beleuchtungssystem, ein Paar Lichtempfangssysteme und einen ersten Mechanismus auf. Das Beleuchtungssystem ist dafür konfiguriert, ein Auge eines Patienten mit Beleuchtungslicht zu bestrahlen. Jedes der Lichtempfangssysteme weist eine erste Objektivlinse und eine erste Abbildungseinrichtung auf und ist dafür konfiguriert, vom Auge des Patienten zurückkehrendes Beleuchtungslicht über die erste Objektivlinse zur ersten Abbildungseinrichtung zu leiten. Die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme erstrecken sich nicht parallel zueinander. Der erste Mechanismus ist dafür konfiguriert, die Lichtempfangssysteme relativ zueinander zu bewegen, um einen durch die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme gebildeten Winkel zu ändern.



Beschreibung

[0001] Die hierin beschriebenen Ausführungsformen betreffen allgemein ein Augenmikroskop.

[0002] Auf dem Gebiet der Augenheilkunde werden verschiedenartige Mikroskope verwendet, um eine vergrößerte Darstellung des Auges zu erhalten. Beispiele für Augenmikroskope sind Spaltlampenmikroskope, chirurgische Mikroskope und dergleichen. Einige Augenmikroskope weisen eine Abbildungseinrichtung zum Aufnehmen von Bildern des Auges und ein binokulares optisches System zum Bereitstellen einer binokularen Disparität für eine stereoskopische Ansicht auf.

[0003] Das Augenmikroskop wird für die Beobachtung sowohl des vorderen Segments (Hornhaut, Lederhaut, Bindehaut, usw.) als auch des hinteren Segments (Netzhaut, Sehnerv, usw.) des Auges eingesetzt. Obwohl allgemein zusätzlich ein optisches Hilfselement, wie etwa einer Frontlinse, zum Beobachten des hinteren Augensegments verwendet wird, wird, wenn die Pupille des Auges eines Patienten verengt oder klein ist, ein Beobachtungslichtfluss durch die Iris blockiert, so dass es häufig vorkommt, dass die binokulare Beobachtung nicht geeignet durchgeführt werden kann. Dies ist umso wahrscheinlicher, wenn der Stereowinkel des binokularen optischen Systems groß ist. Information über die Tiefenrichtung ist insbesondere zum Beobachten des vorderen Augensegments wichtig, und es ist notwendig, ein Beobachtungsbild mit einem dreidimensionalen Aussehen zu erhalten. Dies erfordert einen ausreichend großen Stereowinkel. Hinsichtlich dieser Umstände wird in einem typischen herkömmlichen Augenmikroskop ein Prisma in einem Beobachtungslichtpfad angeordnet, um die Stereowinkel zu schalten (vergl. z. B. ungeprüfte japanische Patentanmeldung Nr. 2008-86435).

[0004] Allerdings ist der Mechanismus zum Ändern des Stereowinkels unter Verwendung eines Prisma sehr groß, wodurch zwangsläufig die Größe des Augenmikroskops zunimmt. Darüber hinaus ist das herkömmliche Augenmikroskop nicht in der Lage, den Stereowinkel geeignet zu ändern. Beispielsweise ist im herkömmlichen Augenmikroskop der Verstellbereich des Stereowinkels schmal und kann keine Feineinstellung vorgenommen werden.

[0005] Es ist Aufgabe von Ausführungsformen der Erfindung, ein Augenmikroskop bereitzustellen, das dazu geeignet ist, den Stereowinkel geeignet zu ändern.

[0006] Gemäß einer Ausführungsform weist ein Augenmikroskop ein Beleuchtungssystem, ein Paar Lichtempfangssysteme und einen ersten Mechanismus auf. Das Beleuchtungssystem ist dafür konfiguriert, ein Auge eines Patienten mit Beleuchtungslicht zu bestrahlen. Jedes der Lichtempfangssysteme weist eine erste Objektivlinse und eine erste Abbildungseinrichtung auf und ist dafür konfiguriert, vom Auge des Patienten zurückkehrendes Beleuchtungslicht über die erste Objektivlinse zur ersten Abbildungseinrichtung zu leiten. Die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme erstrecken sich nicht parallel zueinander. Der erste Mechanismus ist dafür konfiguriert, die Lichtempfangssysteme relativ zueinander zu bewegen, um einen durch die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme gebildeten Winkel zu ändern.

[0007] Gemäß der Ausführungsform kann der Stereowinkel geeignet geändert werden.

[0008] **Fig.** 1 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Ausführungsform;

[0009] **Fig.** 2 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration des Augenmikroskops der Ausführungsform;

[0010] **Fig.** 3 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration des Augenmikroskops der Ausführungsform;

[0011] **Fig.** 4 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Wirkung des Augenmikroskops der Ausführungsform;

[0012] **Fig.** 5A zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Wirkung des Augenmikroskops der Ausführungsform;

[0013] **Fig.** 5B zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Wirkung des Augenmikroskops der Ausführungsform;

[0014] **Fig.** 6 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Modifikation;

[0015] **Fig.** 7 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Modifikation;

[0016] **Fig.** 8 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Modifikation;

[0017] **Fig.** 9 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Modifikation; und

[0018] **Fig.** 10 zeigt ein schematisches Diagramm zum Darstellen eines Beispiels der Konfiguration eines Augenmikroskops gemäß einer Modifikation.

[0019] Nachstehend wird ein Augenmikroskop unter Bezug auf die Zeichnungen anhand von Ausführungsformen beschrieben. Die bekannten Techniken und die Inhalte der in dieser Druckschrift zitierten Referenzen sind hierin durch Bezugnahme aufgenommen.

[0020] Das Augenmikroskop wird zur Behandlung und für chirurgische Eingriffe in der Augenheilkunde eingesetzt, um ein vergrößertes Bild eines Auges eines Patienten zu beobachten (und zu fotografieren). Jeder Teil des Auges des Patienten kann ein zu beobachtendes Objekt sein. Beispiele eines Beobachtungsobjekts sind die Hornhaut, der Augenwinkel, der Glaskörper, die Kristalllinse und der Ziliarkörper im vorderen Augensegment, und die Netzhaut, die Aderhaut und der Glaskörper im hinteren Augensegment. Das Beobachtungsobjekt kann auch ein Umgebungsabschnitt des Auges sein, wie etwa das Augenlid und die Augenhöhle.

Konfiguration

[0021] Die **Fig.** 1 bis **Fig.** 3 zeigen die Konfiguration eines Augenmikroskop **1** gemäß einer Ausführungsform. Die **Fig.** 1 und **Fig.** 2 zeigen die Konfiguration des optischen Systems. **Fig.** 1 zeigt das optische System, wenn das hintere Augensegment beobachtet wird. **Fig.** 2 zeigt das optische System, wenn das vordere Augensegment beobachtet wird. **Fig.** 3 zeigt die Konfiguration des Verarbeitungssystems.

[0022] Das Augenmikroskop **1** weist Beleuchtungssysteme **10** (**10L**, **10R**), Lichtempfangssysteme **20** (**20L**, **20R**) und Okularsysteme **30** (**30L**, **30R**) auf. Während der Beobachtung des hinteren Augensegments (der Netzhaut, usw.) wird eine Frontlinse **90** unmittelbar vor dem Auge E des Patienten angeordnet. Anstelle der kontaktfreien Frontlinse **90**, wie in **Fig.** 1 dargestellt ist, kann eine Kontaktlinse oder dergleichen verwendet werden. Außerdem kann ein Kontaktspiegel (Tripelspiegel, usw.) oder dergleichen zum Betrachten des Augenwinkels verwendet werden.

(Beleuchtungssysteme **10**)

[0023] Die Beleuchtungssysteme **10** beleuchten die Augen E des Patienten mit Beleuchtungslicht. Obwohl dies nicht dargestellt ist, weisen die Beleuchtungssysteme **10** jeweils eine Lichtquelle, die Beleuchtungslicht emittiert, eine Öffnung, die das Beleuchtungsfeld definiert, ein Linsensystem und dergleichen auf. Die Beleuchtungssysteme **10** können die gleiche Konfiguration haben wie herkömmliche ophthalmische Vorrichtungen (z. B. Spaltlampenmikroskop, Funduskamera, Refraktometer, usw.).

[0024] Die Beleuchtungssysteme **10L** und **10R** der Ausführungsform sind derart konfiguriert, dass sie mit den Lichtempfangssystemen **20L** bzw. **20R** koaxial ausgerichtet sind. Insbesondere ist ein Strahlteiler **11L**, der beispielsweise durch einen halbdurchlässigen Spiegel gebildet wird, bezüglich des linken Lichtempfangssystems **20L** schräg angeordnet, um ein für das linke Auge E_0L des Betrachters darzustellendes Bild zu erhalten. Der Strahlteiler **11L** koppelt den optischen Pfad des linken Beleuchtungssystems **10L** mit dem optischen Pfad des linken Lichtempfangssystems **20L**. Das vom linken Beleuchtungssystem **10L** ausgegebene Beleuchtungslicht wird durch den Strahlteiler **11L** reflektiert und beleuchtet das Auge E des Patienten koaxial mit dem linken Lichtempfangssystem **20L**. Ähnlicherweise ist ein Strahlteiler **11R** zum Koppeln des optischen Pfades des rechten Beleuchtungssystems **10R** mit dem optischen Pfad des rechten Lichtempfangssystems **20R** bezüglich des rechten Lichtempfangssystems **20R** schräg angeordnet, um ein für das rechte Auge E_0R des Betrachters darzustellendes Bild zu erhalten.

[0025] Die Position des Beleuchtungslichts kann bezüglich der optischen Achse des Lichtempfangssystems **20L** (**20R**) verändert werden. Dies kann beispielsweise durch Bereitstellen einer Einrichtung zum Ändern der Bestrahlungsposition des dem Strahlteiler **11L** (**11R**) zugeführten Beleuchtungslichts wie in einem herkömmlichen chirurgischen Augenmikroskop realisiert werden.

[0026] Obwohl der Strahlteiler **11L** (**11R**) in diesem Beispiel zwischen dem Auge E des Patienten und einer Objektivlinse **21L** (**21R**) angeordnet ist, kann der optische Pfad des Beleuchtungslichts an einer beliebigen Position im Lichtempfangssystem **20L** (**20R**) mit dem Lichtempfangssystem **20L** (**20R**) gekoppelt sein.

Lichtempfangssysteme **20**

[0027] In dieser Ausführungsform werden ein Paar Lichtempfangssysteme **20L** (**20R**), d. h. ein linkes und ein rechtes Lichtempfangssystem **20L** und **20R**, bereitgestellt. Das linke Lichtempfangssystem **20L** ist dafür konfiguriert, ein für das linke Auge E_{e0}L des Betrachters darzustellendes Bild zu erhalten. Das rechte Lichtempfangssystem **20R** ist dafür konfiguriert, ein für das rechte Auge E_0R des Betrachters darzustellendes Bild zu erhalten. Das linke Lichtempfangssystem **20L** und das rechte Lichtempfangssystem **20R** haben die gleiche Konfiguration. Das linke Lichtempfangssystem **20L** (das rechte Lichtempfangssystem **20R**) weist die Objektivlinse **21L** (**21R**), eine Abbildungslinse **22L** (**22R**) und eine Abbildungseinrichtung **23L** (**23R**) auf.

[0028] Die Abbildungslinse **22L** (**22R**) kann weggelassen werden. Wenn die Abbildungslinse **22L** (**22R**), wie in dieser Ausführungsform, bereitgestellt wird, kann ein Pfad zwischen der Objektivlinse **21L** (**21R**)

und der Abbildungslinse **22L** (**22R**) als ein afokaler optischer Pfad (paralleler optischer Pfad) ausgebildet sein. Damit wird es ermöglicht, ein optisches Element, wie beispielsweise einen Filter, anzuordnen und durch ein Element zum Koppeln optischer Pfade mit einem optischen Pfad von einem anderen optischen System zu koppeln (d. h., die Flexibilität und Skalierbarkeit der optischen Struktur sind verbessert).

[0029] AL1 bezeichnet die optische Achse (optische Objektivachse) der Objektivlinse **21L** des linken Lichtempfangssystems **20L**. AR1 bezeichnet die optische Achse (optische Objektivachse) der Objektivlinse **21R** des rechten Lichtempfangssystems **20R**. Der durch die linke optische Achse AL1 und die rechte optische Achse AR1 gebildete Winkel ist ein Stereowinkel in dem Zustand von **Fig.** 1. Die Abbildungseinrichtung **23L** (**23R**) kann ein Flächensensor sein, wie beispielsweise ein CCD-(ladungsgekoppeltes Bauelement)Bildsensor oder ein CMOS-(komplementärer Metalloxid-Halbleiter)Bildsensor.

[0030] Vorstehend wurde die Konfiguration der Lichtempfangssysteme **20** zum Beobachten des hinteren Segments (Fundus) des Auges des Patienten beschrieben (**Fig.** 1). Andererseits sind zum Beobachten des vorderen Augensegments, wie in **Fig.** 2 dargestellt ist, eine Fokussierungslinse **24L** (**24R**) und ein Keilprisma **25L** (**25R**) an einer Position auf der Seite des Auges E des Patienten bezüglich der Objektivlinse **21L** (**21R**) angeordnet. Die Fokussierungslinse **24L** (**24R**) ist in diesem Beispiel eine Konkavlinse und dient zum Vergrößern der Brennweite der Objektivlinse **21L** (**21R**). Das Keilprisma **25L** (25R) lenkt den optischen Pfad (optische Objektivachse AL1 (AR1)) des linken Lichtempfangssystem **20L** (des rechten Lichtempfangssystems **20R**) um eine vorgegebenen Winkel (durch AL2 und AR2 bezeichnet) nach außen ab. Auf diese Weise sind die Fokussierungslinse **24L** und das Keilprisma **25L** im linken Lichtempfangssystem **20L** angeordnet. Ähnlicherweise sind die Fokussierungslinse **24R** und das Keilprisma **25R** im rechten Lichtempfangssystem **20R** angeordnet. Dadurch kann eine Fokusposition F1 für die Beobachtung des hinteren Augensegments auf eine Fokusposition F2 für die Beobachtung des vorderen Augensegments geschaltet werden.

[0031] Der Winkel θ2, der durch den linken und den rechten optischen Objektivpfad (optische Objektivachsen) AL2 und AR2 gebildet wird, die durch Anordnen der Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie der Keilprismen **25L** und **25R** abgelenkt werden, stellt in dem in **Fig.** 2 dargestellten Zustand einen Stereowinkel dar. D. h., durch Anordnen der Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie der Keilprismen **25L** und **25R** wird der Stereowinkel des Paars Lichtempfangssysteme **20L** und **20R** vom Stereowinkel θ1 für die Beobachtung des hinteren Augensegments auf den Stereowinkel θ2 für die Beobachtung des vorderen Augensegments umgeschaltet.

[0032] Als die Fokussierungslinse kann eine Konvexlinse verwendet werden. In diesem Fall wird die Fokussierungslinse während der Beobachtung des hinteren Augensegments des Patienten im optischen Pfad angeordnet und während der Beobachtung des vorderen Augensegments vom optischen Pfad zurückgezogen. Anstelle des Einfügens/Zurückziehens der Fokussierungslinse zum Ändern der Brennweite kann beispielsweise eine Fokussierungslinse bereitgestellt werden, die in Richtung der optischen Achse bewegbar ist, um die Brennweite kontinuierlich oder stufenweise zu ändern.

[0033] Im Beispiel von **Fig.** 2, in dem die Basisrichtung des Keilprismas **25L** (**25R**) die Außenseite ist (d. h. Anordnung mit außen liegender Basis), kann ein Keilprisma mit einer Anordnung mit innen liegender Basis verwendet werden. In diesem Fall wird das Keilprisma während der Beobachtung des hinteren Augensegments des Patienten im optischen Pfad angeordnet und während der Beobachtung des vorderen Augensegments vom optischen Pfad zurückgezogen. Anstelle des Einfügens/Zurückziehens der Keilprismen zum Ändern der Richtung des optischen Pfades, kann ein Prisma mit variablem Prismenmaß (und variabler Prismenrichtung) bereitgestellt werden, um die Richtung des optischen Pfades kontinuierlich oder stufenweise zu ändern.

Okularsysteme **30**

[0034] In dieser Ausführungsform wird ein aus einem linken und einem rechten Okularsystem **30L** und **30R** bestehendes Paar Okularsysteme bereitgestellt. Das linke Okularsystem **30L** ist dafür konfiguriert, ein durch das linke Lichtempfangssystem **20L** erhaltenes Bild des Auges E des Patienten für das linke Auge E_0L des Betrachters darzustellen. Das rechte Okularsystem **30R** ist dafür konfiguriert, ein durch das rechte Lichtempfangssystem **20R** erhaltenes Bild des Auges E des Patienten für das rechte Auge E_0R des Betrachters darzustellen. Das linke Okularsystem **30L** und das rechte Okularsystem **30R** haben die gleiche Konfiguration. Das linke Okularsystem **30L** (das rechte Okularsystem **30R**) weist ein Display **31L** (31R) und ein Okularlinsensystem **32L** (**32R**) auf.

[0035] Das Display **31L** (**31R**) ist ein Flachdisplay, wie beispielsweise eine Flüssigkristallanzeige (LCD). Das Display **31L** (**31R**) weist eine Anzeigefläche mit einer Größe (diagonalen Länge) von beispielsweise 7 Zoll oder weniger auf. Das linke und das rechte Okularsystem **30L** und **30R** weisen ein Display mit einem Bildschirm auf, dessen Größe durch den Augenabstand des Betrachters (Pupillenabstand, usw.), die Größe der Vorrichtung, das Design der Vorrichtung (die Anordnung der optischen Systeme und Me-

chanismen) und dergleichen beschränkt ist. D. h., solche einschränkenden Bedingungen und die Weite des Sichtfeldes stehen in einer Kompromissbeziehung. Von diesem Standpunkt aus beträgt die maximale Bildschirmgröße der Displays **31L** und **31R** vermutlich etwa 7 Zoll. Durch die spezifische Konfiguration der Okularlinsensysteme **32L** und **32R** und die Anordnung der Mechanismen können Displays **31L** und **31R** mit einer Bildschirmgröße von mehr als 7 Zoll oder mit einem kleinen Bildschirm verwendet werden.

[0036] Wie nachstehend beschrieben wird, kann der Abstand zwischen dem linken Okularsystem **30L** und dem rechten Okularsystem **30R** geändert werden. Daher ist es möglich, den Abstand zwischen dem linken Okularsystems **30L** und dem rechten Okularsystem **30R** entsprechend dem Augenabstand des Betrachters anzupassen. Außerdem können die relativen Ausrichtungen des linken Okularsystems **30L** und des rechten Okularsystems **30R** geändert werden. D. h., es ist möglich, den Winkel zwischen den optischen Achsen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R** zu ändern. Damit ist es möglich, eine binokulare Konvergenz der Augen E_0L und E_0R zu induzieren, wodurch eine stereoskopische Ansicht durch den Betrachter unterstützt wird.

Steuereinheit **100**

[0037] Eine Steuereinheit **100** steuert jeden Teil des Augenmikroskops **1** (vergl. **Fig.** 5). Beispiele der Steuerung für die Beleuchtungssysteme **10** sind Ein- und Ausschalten der Lichtquelle, Lichtmengeneinstellung, Blendeneinstellung, und, falls eine Spaltbeleuchtung zur Verfügung steht, Spaltbreiteneinstellung. Beispiele für die Steuerung der Abbildungseinrichtung **23** sind Belichtungseinstellung, Verstärkungseinstellung und Bildaufnahmerateneinstellung.

[0038] Die Steuereinheit **100** stellt verschiedenartige Information auf dem Display **31** dar. Beispielsweise stellt die Steuereinheit **100** ein durch die Abbildungseinrichtung **23L** aufgenommenes Bild (oder ein durch eine Verarbeitung des Bildes erhaltenes Bild) auf dem Display **31L** dar oder stellt ein durch die Abbildungseinrichtung **23R** aufgenommenes Bild (oder ein durch eine Verarbeitung des Bildes erhaltenes Bild) auf dem Display **31R** dar. Zu diesem Zeitpunkt kann die Steuereinheit **100** die Ausrichtung des durch die Abbildungseinrichtung **23L** (**23R**) aufgenommenen Bildes ändern, um es auf dem Display **31L** (**31R**) darzustellen. Beispielsweise kann die Steuereinheit **100**, wie in der Ausführungsform, wenn das Lichtempfangssystem keinen Inverter aufweist, der ein invertiertes Bild in ein aufrecht stehendes Bild umwandelt, das durch die Abbildungseinrichtung **23L** (**23R**) aufgenommene Bild invertieren, um ein aufrecht stehendes Bild auf dem Display **31L** (**31R**) darzustellen. Wenn das Okularlinsensystem **32L** (**32R**) dafür konfiguriert ist, ein auf dem Display **31L** (**31R**) dargestelltes Bild zu invertieren, um es für das linke Auge E_0L (das rechte Auge E_0R) darzustellen, steuert die Steuereinheit **100** das Display **31L** (**31R**), um ein invertiertes Bild darauf darzustellen. Diese Konfiguration eliminiert das Erfordernis für einen Invertierer, was zu einer Verminderung der Anzahl der Komponenten im optischen System führt. Dadurch können die Kosten gesenkt und die Vorrichtung verkleinert werden.

[0039] Außerdem steuert die Steuereinheit **100** verschiedene Mechanismen. Beispiele der Mechanismen sind ein Stereowinkeländerungsabschnitt **20A**, ein Fokussierungsabschnitt **24a**, ein Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade, ein Intervalländerungsabschnitt **30A** und ein Ausrichtungsänderungsabschnitt **30B**.

[0040] Der Stereowinkeländerungsabschnitt **20A** dreht das linke Lichtempfangssystem **20L** und das rechte Lichtempfangssystem **20R** relativ zueinander. D. h., der Stereowinkeländerungsabschnitt **20A** bewirkt eine relative Bewegung des linken Lichtempfangssystems **20L** und des rechten Lichtempfangssystems **20R** zum Ändern des durch ihre optischen Objektivachsen (z. B. AL1 und AR1) gebildeten Winkels. Durch diese Relativbewegung werden beispielsweise das linke Lichtempfangssystem **20L** und das rechte Lichtempfangssystem **20R** in entgegengesetzten Drehrichtungen um den gleichen Winkel bewegt. In diesem Bewegungsmodus ist die Richtung der Winkelhalbierenden des durch die optischen Objektivachsen (z. B. AL1 und AR1) gebildeten Winkels konstant. Es wird darauf hingewiesen, dass es auch möglich ist, die Relativbewegung derart auszuführen, dass die Richtung der Winkelhalbierenden sich ändern kann.

[0041] **Fig.** 4 zeigt ein Beispiel des Stereowinkels, der bezüglich des in **Fig.** 2 dargestellten Zustands durch Steuern des Stereowinkeländerungsabschnitts **20A** vergrößert wurde. Ein in **Fig.** 4 dargestellter Stereowinkel θ3 ist größer als ein in **Fig.** 2 dargestellter Stereowinkel θ2. Wenn der Stereowinkeländerungsabschnitt **20A** den Stereowinkel ändert, ändern sich die relativen Positionen (Abstand, relative Ausrichtung) des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R** nicht. Außerdem kann in Antwort auf eine Änderung des Stereowinkels die Steuerung ausgeführt werden, um den Abstand zwischen dem linken und dem rechten Lichtempfangssystem **20L** und **20R** bezüglich des Auges E einzustellen oder die Brennweite des linken und des rechten Lichtempfangssystems **20L** und **20R** zu ändern, um dadurch eine Verschiebung der Fokusposition zu verhindern.

[0042] Der Fokussierungsabschnitt **24A** ist dafür konfiguriert, die linke und die rechte Fokussierungslinse **24L** und **24R** in den optischen Pfad einzufügen bzw. vom optischen Pfad zurückzuziehen. Der Fokussierungsabschnitt **24A** kann dafür konfiguriert

sein, die linke und die rechte Fokussierungslinsen **24L** und **24R** gleichzeitig einzufügen oder zurückzuziehen. Gemäß einem weiteren Beispiel kann der Fokussierungsabschnitt **24a** dafür konfiguriert sein, die linke und die rechte Fokussierungslinse **24L** und **24R** (gleichzeitig) in Richtung der optischen Achse zu bewegen, um die Fokusposition zu ändern. Ferner kann der Fokussierungsabschnitt **24A** dafür konfiguriert sein, die Brechkraft der linken und der rechten Fokussierungslinse **24L** und **24R** (gleichzeitig) zu ändern, um die Brennweite zu ändern.

[0043] Der Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade ist dafür konfiguriert, das linke und das rechte Keilprisma **25L** und **25R** in den optischen Pfad einzufügen bzw. vom optischen Pfad zurückzuziehen. Der Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade kann dafür konfiguriert sein, das linke und das rechte Keilprisma **25L** und **25R** gleichzeitig einzufügen/zurückzuziehen. Gemäß einem anderen Beispiel kann der Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade dafür konfiguriert sein, das Prismenmaß (und die Prismenrichtung) des linken und des rechten Keilprismas **25L** und **25R** (gleichzeitig) zu ändern, um die Ausrichtung der optischen Pfade des linken und des rechten Lichtempfangssystems **20L** und **20R** zu ändern.

[0044] Der Intervalländerungsabschnitt **30A** ändert den Abstand zwischen dem linken und dem rechten Okularsystem **30L** und **30R**. Der Intervalländerungsabschnitt **30A** kann dafür konfiguriert sein, das linke und das rechte Okularsystem **30L** und **30R** relativ zueinander zu bewegen, ohne die relative Ausrichtung ihrer optischen Achsen zu ändern.

[0045] Der Ausrichtungsänderungsabschnitt **30B** ändert die relativen Ausrichtungen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R**. Der Ausrichtungsänderungsabschnitt **30B** ist dafür konfiguriert, das linke und das rechte Okularsystem **30L** und **30R** relativ zueinander zu bewegen, um den durch ihre optischen Achsen gebildeten Winkel zu ändern. Durch diese Relativbewegung werden beispielsweise das linke Okularsystem **30L** und das rechte Okularsystem **30R** um den gleichen Winkel in entgegengesetzte Drehrichtungen bewegt. In diesem Bewegungsmodus ist die Richtung der Winkelhalbierenden des durch die optischen Achsen gebildeten Winkels konstant. Es wird darauf hingewiesen, dass es auch möglich ist, die Relativbewegung derart auszuführen, dass die Richtung der Winkelhalbierenden sich ändern kann.

[0046] **Fig.** 5A zeigt die relativen Ausrichtungen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R** in dem in den **Fig.** 1 und **Fig.** 2 dargestellten Zustand. In diesem Zustand sind das linke und das rechte Okularsystem **30L** und **30R** derart angeordnet, dass ihre optischen Achsen sich parallel zueinander erstrecken (paralleler Sichtzustand). **Fig.** 5B zeigt ein Beispiel der relativen Ausrichtungen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R**, die durch Steuern des Ausrichtungsänderungsabschnitts **30B** bezüglich des in **Fig.** 5A dargestellten Zustands geändert worden sind. In dem in **Fig.** 5B dargestellten Zustand erstrecken sich die optischen Achsen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R** nicht parallel zueinander (innerer Sichtzustand). Es wird darauf hingewiesen, dass durch Steuern des Ausrichtungsänderungsabschnitts **30B** der durch die optischen Achsen des linken und des rechten Okularsystems **30L** und **30R** gebildete Winkel auf eine beliebige Weise (beispielsweise kontinuierlich oder stufenweise) geändert werden kann.

Datenprozessor **200**

[0047] Ein Datenprozessor **200** führt verschiedenartige Datenverarbeitungen aus. Die Datenverarbeitung beinhaltet Bilderzeugung, Bildverarbeitung und dergleichen. Der Datenprozessor **200** kann eine mit der Analyse von Bildern, Untersuchungsergebnissen und Messergebnissen in Beziehung stehende Verarbeitung und eine mit Informationen über den Patient (elektronische Patientenakte, usw.) in Beziehung stehende Verarbeitung ausführen. Der Datenprozessor **200** weist eine Einheit **210** zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes auf.

[0048] Die Einheit **210** zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes **210** vergrößert ein durch die Abbildungseinrichtung **23** aufgenommenes Bild. Dieser Vorgang wird als digitales Zoomen bezeichnet und beinhaltet einen Prozess zum Ausschneiden eines Teils des durch die Abbildungseinrichtung **23** aufgenommenen Bildes und einen Prozess zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes dieses Teils. Der auszuschneidende Bereich im Bild wird durch den Betrachter oder die Steuereinheit **100** eingestellt. Die Einheit **210** zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes führt den gleichen Prozess für ein durch die Abbildungseinrichtung **23L** des linken Lichtempfangssystem **20L** aufgenommenes Bild (linkes Bild) und ein durch die Abbildungseinrichtung **23R** des rechten Lichtempfangssystems **20R** aufgenommenes Bild (rechtes Bild) aus. Dadurch wird das Bild für das linke Auge E_0L und das rechte Auge E_0R des Betrachters mit der gleichen Vergrößerung dargestellt.

[0049] Zusätzlich zu oder anstelle der digitalen Zoomfunktion kann eine sogenannte optische Zoomfunktion bereitgestellt werden. Die optische Zoomfunktion wird durch Bereitstellen einer Linse mit variabler Vergrößerung (Linsensystem mit variabler Vergrößerung) für das linke und das rechte Lichtempfangssystem **20L** und **20R** realisiert. Als ein spezifisches Beispiel kann die Linse mit variabler Vergrößerung (selektiv) in den optischen Pfad eingefügt oder vom optischen Pfad zurückgezogen werden, oder die Linse mit variabler Vergrößerung kann entlang der

Richtung der optischen Achse bewegt werden. Die Steuereinheit **100** führt mit der optischen Zoomfunktion in Beziehung stehende Steuerungen aus.

Benutzerschnittstelle **300**

[0050] Eine Benutzerschnittstelle (UI) **300** hat eine Funktion zum Austauschen von Information zwischen dem Betrachter oder dergleichen und dem Augenmikroskop **1**. Die Benutzerschnittstelle **300** weist eine Displayeinrichtung und eine Bedieneinrichtung (Eingabeeinrichtung) auf. Die Displayeinrichtung kann das Display **31** und/oder ein anderes Display aufweisen. Die Bedieneinrichtung weist verschiedene Hardware-Tasten und/oder Software-Tasten auf. Mindestens ein Teil der Bedieneinrichtung kann mit mindestens einem Teil der Displayeinrichtung integral ausgebildet sein. Beispielsweise bietet ein Touchpanel-Display die integrierten Funktionen der Displayeinrichtung und der Bedieneinrichtung.

Kommunikationseinheit **400**

[0051] Eine Kommunikationseinheit **400** ist dafür konfiguriert, Information an ein anderes Gerät zu übertragen und von einem anderen Gerät übertragene Information zu empfangen. Die Kommunikationseinheit **400** kann eine Kommunikationseinrichtung aufweisen, die mit einem vorgegebenen Netzwerk (LAN, Internet, usw.) kompatibel ist. Beispielsweise ruft die Kommunikationseinheit **400** Information von einer elektronischen Patientenaktendatenbank und einer medizinischen Bilddatenbank über ein in einer medizinischen Einrichtung zur Verfügung stehendes LAN ab. Wenn ein externer Monitor vorgesehen ist, kann die Kommunikationseinheit **400** durch das Augenmikroskop **1** erfasste Bilder im Wesentlichen in Echtzeit an den externen Monitor übertragen.

Betriebsweisen und Wirkungen

[0052] Nachstehend werden Betriebsweisen und Wirkungen der Ausführungsform beschrieben.

[0053] Gemäß dieser Ausführungsform weist das Augenmikroskop Beleuchtungssysteme **10**, ein Paar Lichtempfangssysteme **20L**, **20R** und einen ersten Mechanismus (Stereowinkeländerungsabschnitt **20A**) auf. Die Beleuchtungssysteme sind dafür konfiguriert, ein Auge eines Patienten mit Beleuchtungslicht zu bestrahlen. Jedes der Lichtempfangssysteme weist eine erste Objektivlinse **21L**, **21R** und eine erste Abbildungseinrichtung **23L**, **23R** auf. Die optischen Objektivachsen (AL1, AR1) der Lichtempfangssysteme erstrecken sich nicht parallel zueinander. Ferner sind die Lichtempfangssysteme jeweils dafür konfiguriert, vom Auge des Patienten zurückkehrendes Beleuchtungslicht, das das Auge des Patienten bestrahlt hat, durch die erste Objektivlinse zur ersten Abbildungseinrichtung zu leiten. Der erste Mechanismus ist dafür konfiguriert, die Lichtempfangssysteme relativ zueinander zu bewegen, um einen durch die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme gebildeten Winkel zu ändern.

[0054] Die Konfiguration zum Bewegen der Lichtempfangssysteme relativ zueinander zum Ändern des durch ihre optischen Objektivachsen gebildeten Winkels (Stereowinkels) kann dadurch realisiert werden, dass die Lichtempfangssysteme jeweils eine unabhängigen Objektivlinse aufweisen. Hierbei ist die Relativbewegung der Lichtempfangssysteme beispielsweise eine Drehbewegung um den Brennpunkt jedes der Lichtempfangssysteme oder eine Drehbewegung um einen vorgegebenen Punkt. In diesem Fall kann zusätzlich eine Steuerung zum Ausführen einer Parallelverschiebung der Lichtempfangssysteme derart ausgeführt werden, dass der Brennpunkt sich vor und nach der Relativbewegung nicht ändert. In der herkömmlichen Konfiguration, bei der ein Paar Lichtempfangssysteme eine gemeinsame Objektivlinse verwendet, kann der Stereowinkel dagegen nicht frei geändert werden.

[0055] Mit dem Augenmikroskop kann der Stereowinkel mit einer einfachen Struktur frei geändert werden. Darüber hinaus kann der Änderungsbereich des Stereowinkels vergrößert werden. Typischerweise kann mit dieser Konfiguration ein großer Stereowinkel realisiert werden, und es ist möglich, ein Beobachtungsbild mit einem dreidimensionalen Aussehen zu erhalten. Insbesondere kann unter Verwendung eines ausreichend großen Stereowinkels während einer Beobachtung mit einer starken Vergrößerung ein Beobachtungsbild mit einem dreidimensionalen Aussehen erhalten werden. Ferner wird eine Feineinstellung des Stereowinkel ermöglicht. Wenn beispielsweise das Beleuchtungslicht oder das zurückkehrende Licht während einer Fundusbeobachtung durch die Iris blockiert ist, kann der Stereowinkel in Abhängigkeit von der Pupillengröße des Auges des Patienten reduziert werden.

[0056] Ferner ist der herkömmliche Mechanismus zum Ändern des Stereowinkels unter Verwendung eines Prismas sehr groß, wodurch die Größe des Augenmikroskops vergrößert werden muss. Das Augenmikroskop der Ausführungsform weist dagegen nur den ersten Mechanismus zum Bewegen der Lichtempfangssysteme auf, so dass, anders als beim herkömmlichen Augenmikroskop, die Größe der Vorrichtung nicht zunimmt. Außerdem weisen gemäß der Ausführungsform die Lichtempfangssysteme jeweils eine Objektivlinse auf und wird keine Objektivlinse mit großem Durchmesser verwendet, die durch beide Lichtempfangssysteme gemeinsam genutzt wird. Dadurch können die Flexibilität des optischen Designs und des mechanischen Designs verbessert werden. Darüber hinaus kann eine Verkleinerung der Vorrichtung erreicht werden.

[0057] In der Ausführungsform kann eine erste Steuereinheit (Steuereinheit **100**) bereitgestellt werden, die dafür konfiguriert ist, ein Bild basierend auf einer Ausgabe der Abbildungseinrichtung mindestens eines der Lichtempfangssysteme auf dem Display darzustellen. Das Display kann eine am Augenmikroskop bereitgestellte Displayeinrichtung oder eine außerhalb des Augenmikroskop bereitgestellte Displayeinrichtung aufweisen.

[0058] Mit dieser Konfiguration kann ein durch die Lichtempfangssysteme erhaltenes Bild (Bilder) dargestellt werden. Im Fall der Darstellung von Bildern, die durch beide Lichtempfangssysteme erhalten werden, können die Bilder derart dargestellt werden, dass sie in stereoskopischer Ansicht betrachtet werden können.

[0059] Als ein Beispiel, in dem mindestens ein Teil des Displays am Augenmikroskop bereitgestellt wird, kann ein Paar Okulareinheiten (Okularsysteme **30L** und **30R**) bereitgestellt werden. Jede der Okulareinheiten weist ein Display (Display **31L**, **31R**) und eine oder mehrere Linsen (Okularlinsensystem **32L**, **32R**) auf, die auf der Anzeigeflächenseite des Displays angeordnet sind. Die erste Steuereinheit stellt ein Bild basierend auf einer Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung **23L** eines der Lichtempfangssysteme **20L** auf dem Display **31L** einer der Okulareinheiten **30L** dar. Ähnlicherweise stellt die erste Steuereinheit ein Bild basierend auf einer Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung **23R** des anderen der Lichtempfangssysteme **20R** auf dem Display **31R** der anderen Okulareinheit **30R** dar.

[0060] Mit dieser Konfiguration kann der Betrachter ein Paar Bilder, die durch die Lichtempfangssysteme aufgenommen werden, so betrachten, als ob er optische Bilder durch ein gemeinsames Binokular betrachtet. Durch die Verwendung einer derartigen Konfiguration ist es möglich, einen Austrittspupillendurchmesser zu realisieren, der im Vergleich zum herkömmlichen Mikroskop ausreichend groß ist, wodurch die Sichtbarkeit verbessert und Ermüdung vermindert wird.

[0061] In der Ausführungsform kann ein zweiter Mechanismus vorgesehen sein (der Intervalländerungsabschnitt **30A**), der dafür konfiguriert ist, den Abstand zwischen den Okulareinheiten zu ändern.

[0062] Mit dieser Konfiguration kann der Abstand zwischen den Okulareinheiten gemäß dem Augenabstand des Betrachters (Pupillenabstand, usw.) eingestellt werden. Dadurch kann eine binokulare Beobachtung bequem ausgeführt werden.

[0063] In der Ausführungsform kann ein dritter Mechanismus vorgesehen sein (der Ausrichtungsänderungsabschnitt Teil **30B**), der dafür konfiguriert ist, die relative Ausrichtung der Okulareinheiten zu ändern.

[0064] Mit dieser Konfiguration kann ein Zustand, in dem die optischen Achsen der Okulareinheiten parallel angeordnet sind (Parallelansicht), oder ein Zustand, in dem die optischen Achsen nicht parallel zueinander angeordnet sind (Innenansicht), gemäß den Vorlieben und dergleichen des Betrachters frei ausgewählt werden. Darüber hinaus ist es durch Einstellen des durch die optischen Achsen gebildeten Winkels möglich, eine binokulare Konvergenz der Augen des Betrachters zu erzeugen, wodurch das stereoskopisches Sehen unterstützt wird. Ferner kann der Betrachter durch Kombinieren der Konvergenzeinstellung und der Pupillenabstandeinstellung relativ leicht eine stereoskopische Ansicht erhalten, auch wenn er/sie in einem gewissen Grad schielt.

[0065] In der Ausführungsform kann eine Einheit **210** zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes bereitgestellt werden, die dafür konfiguriert ist, ein vergrößertes Bild (vergrößerte Bilder) des auf der Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung **23L**, **23R** basierenden Bildes zu erzeugen. Die erste Steuereinheit stellt das durch die Einheit **210** zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes erzeugte vergrößerte Bild (vergrößerte Bilder) auf dem Display (Displays) **31L**, **31R**, usw. dar.

[0066] Dadurch ist es möglich, eine Beobachtung einer vergrößerten Ansicht des Auges des Patienten unter Verwendung einer sogenannten digitalen Zoomfunktion bereitzustellen. Da die digitale Zoomfunktion kein optisches Element erfordert, wie beispielsweise eine Linse mit variabler Vergrößerung oder dergleichen, kann die Struktur des optischen Systems vereinfacht werden.

[0067] Jedes der Lichtempfangssysteme kann eine Linse mit variabler Vergrößerung aufweisen. Damit ist es möglich, eine Beobachtung einer vergrößerten Ansicht des Auges des Patienten unter Verwendung einer sogenannten optischen Zoomfunktion bereitzustellen. Anders als bei der digitalen Zoomfunktion wird die Bildqualität durch die optische Zoomfunktion nicht beeinträchtigt.

[0068] In der Ausführungsform kann die digitale Zoomfunktion und/oder die optische Zoomfunktion bereitgestellt werden. Wenn beide Funktionen bereitgestellt werden, kann eine davon bevorzugt ausgeführt werden, oder sie können in Kombination ausgeführt werden.

[0069] In der Ausführungsform kann jedes der Lichtempfangssysteme eine Linse (die Fokussierungslinse **24L**, **24R**) zum Ändern der Fokusposition aufweisen. Ferner kann ein vierter Mechanismus (Fokussierungsabschnitt **24A**) bereitgestellt werden, der dafür konfiguriert ist, diese Linsen gemeinsam zu bewe-

gen. Beispielsweise ist der vierte Mechanismus dafür konfiguriert, die Linsen gemeinsam in die optischen Pfade einzufügen und sie gemeinsam davon zurückzuziehen. Alternativ ist der zweite Mechanismus dafür konfiguriert, die Linsen gemeinsam entlang der optischen Achsen zu bewegen.

[0070] Damit kann die Fokusposition in Abhängigkeit von dem zu beobachtenden Abschnitt leicht geändert werden. Beispielsweise ist es in einer herkömmlichen Struktur erforderlich, das Mikroskop selbst in der Längsrichtung zu bewegen, um von einer Beobachtung des vorderen Augensegments auf eine Fundusbeobachtung umzuschalten. Gemäß dieser Ausführungsform kann dagegen die Fokusposition durch das Einfügen/Zurückziehen der Linsen oder Bewegen der Linsen leicht verändert werden.

[0071] In der Ausführungsform kann jedes der Lichtempfangssysteme ein Ablenkelement (Keilprisma **25L**, **25R**) zum Ablenken des optischen Pfades aufweisen. Außerdem kann ein fünfter Mechanismus (Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade) bereitgestellt werden, um diese Ablenkelemente zu bewegen. Beispielsweise ist der fünfte Mechanismus dafür konfiguriert, die Ablenkelemente gemeinsam in die optischen Pfade einzufügen und sie gemeinsam davon zurückzuziehen.

[0072] Mit dieser Konfiguration kann die Fokusposition in Abhängigkeit von dem zu beobachtenden Abschnitt leicht geändert werden. Insbesondere kann durch Kombinieren der Konfiguration mit der Linse zum Ändern der Fokusposition und des vierten Mechanismus zum gemeinsamen Bewegen der Linsen die Fokusposition geeigneter verschoben werden.

[0073] In der Ausführungsform kann ein Element zum Koppeln optischer Pfade (Strahlteiler **11L**, **11R**) bereitgestellt werden, das dafür konfiguriert ist, den optischen Pfad jedes der Lichtempfangssysteme mit dem optischen Pfad jedes der Beleuchtungssysteme zu koppeln. D. h., die Beleuchtungssysteme und die Lichtempfangssysteme können koaxial ausgebildet sein. Später wird ein Beispiel beschrieben, in dem die Beleuchtungssysteme und die Lichtempfangssysteme nicht koaxial angeordnet sind.

[0074] In der Ausführungsform kann ein von den Lichtempfangssystemen (Hauptlichtempfangssystem) verschiedenes Lichtempfangssystem bereitgestellt werden. Insbesondere kann ein Paar Lichtempfangssysteme bereitgestellt werden, das von den Hauptlichtempfangssystemen verschieden ist. Wie die Hauptlichtempfangssysteme weisen die "anderen Lichtempfangssysteme" jeweils eine Objektivlinse und eine Abbildungseinrichtung auf, wobei deren optische Objektivachsen sich nicht parallel zueinander erstrecken. Die anderen Lichtempfangssysteme sind jeweils dafür konfiguriert, das Beleuchtungslicht zu leiten, das auf das Auge des Patienten eingestrahlt wird und von dort durch die Objektivlinse zur Abbildungseinrichtung zurückkehrt. Die Lichtempfangssysteme werden beispielsweise für ein Assistentenmikroskop verwendet. Beispielsweise verwendet ein Chirurg während einer Operation die Hauptlichtempfangssysteme, während Assistenten ein Assistentenmikroskop verwenden. Ein Paar Bilder, die durch das Assistentenmikroskop aufgenommen werden, werden beispielsweise durch ein weiteres Paar Okulareinheiten mit der gleichen Struktur wie diejenige der Okulareinheiten dargestellt. Darüber hinaus kann jegliche Struktur und jedes Merkmal der Hauptlichtempfangssysteme auf eine ähnliche Weise auf das Assistentenmikroskop angewendet werden.

Modifikationen

[0075] Die vorstehend beschriebenen Ausführungsformen sind lediglich Beispiele zum Implementieren der vorliegenden Erfindung, innerhalb des Umfangs der vorliegenden Erfindung sind aber mehrere Modifikationen und Änderungen (durch Weglassen, Ersetzen, Hinzufügen, usw.) möglich.

Modifikation 1

[0076] In der vorstehenden Ausführungsform werden die Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie die Keilprismen **25L** und **25R** während einer Fundusbeobachtung vom optischen Pfad zurückgezogen und während einer Beobachtung des vorderen Augensegments in den optischen Pfad eingefügt. Diese Vorgänge können automatisiert erfolgen. In der Ausführungsform wird ein optisches Hilfselement zum Ändern des zu beobachtenden Abschnitts des Auges des Patienten verwendet. Beispielsweise wird während einer Fundusbeobachtung die Frontlinse **90** im optischen Pfad angeordnet. Während einer Beobachtung des vorderen Augensegments wird sie vom optischen Pfad zurückgezogen.

[0077] Gemäß dieser Modifikation ändert das Augenmikroskop den Zustand der Fokussierungslinsen **24L** und **24R** in Abhängigkeit vom Zustand des optischen Hilfselements (d. h., von der Auswahl des zu beobachtenden Abschnitts). D. h., in Antwort auf eine Änderung des durch das optische Hilfselement zu beobachtenden Abschnitts steuert die Steuereinheit **100** den vierten Mechanismus, um die Fokussierungslinsen **24L** und **24R** gemeinsam zu bewegen. Ähnlicherweise steuert die Steuereinheit **100** in Antwort auf eine Änderung des durch das optische Hilfselement zu beobachtenden Abschnitts den fünften Mechanismus, um die Keilprismen **25L** und **25R** gemeinsam zu bewegen.

[0078] Nachstehend werden spezifische Beispiele beschrieben. Wenn die Frontlinse **90** vom optischen Pfad zurückgezogen ist, steuert die Steuereinheit **100**

den Fokussierungsabschnitt **24A** und den Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade, um die Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie die Keilprismen **25L** und **25R** in den optischen Pfad einzufügen. Andererseits steuert die Steuereinheit **100**, wenn die Frontlinse **90** in den optischen Pfad eingefügt ist, den Fokussierungsabschnitt **24A** und den Abschnitt **25A** zum Ablenken optischer Pfade, um die Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie die Keilprismen **25L** und **25R** davon zurückzuziehen.

[0079] Das Augenmikroskop dieser Modifikation kann eine Struktur zum Erzeugen von Information aufweisen, die den Zustand des optischen Hilfselements anzeigt (beispielsweise, ob die Frontlinse **90** im optischen Pfad angeordnet ist). Beispielsweise kann die Anordnung von Armen, die die Frontlinse **90** halten, unter Verwendung eines Sensors, wie beispielsweise eines Mikroschalters, erfasst werden. Alternativ kann, wenn das Einfügen/Zurückziehen der Frontlinse **90** basierend auf einem Signal von der Steuereinheit **100** ausgeführt wird, der aktuelle Zustand der Frontlinse **90** unter Bezug auf einen Verlauf der Steuerung bestimmt werden.

[0080] Für ein weiteres Beispiel ist es möglich, basierend auf einem durch die Abbildungseinrichtung (en) **23L** und/oder **23R** aufgenommenen Bild (Bildern) und den aktuellen Zuständen der Fokussierungslinsen **24L** und **24R** sowie der Keilprismen **25L** und **25R** zu bestimmen, ob die Frontlinse **90** im optischen Pfad angeordnet ist. Beispielsweise analysiert der Datenprozessor **200** ein Bild, das in dem Zustand erhalten wird, in dem die Fokussierungslinse **24L** und dergleichen im optischen Pfad angeordnet sind, um ein eine Unschärfe des Bildes anzeigendes Maß zu berechnen. Wenn das Unschärfemaß größer oder gleich einem Schwellenwert ist, wird bestimmt, dass die Frontlinse **90** im optischen Pfad angeordnet ist. Wenn dagegen das Unschärfemaß kleiner ist als der Schwellenwert, wird bestimmt, dass die Frontlinse **90** vom optischen Pfad zurückgezogen ist. Im Fall der Analyse eines Bildes, das erhalten wird, wenn die Fokussierungslinse **24L** und dergleichen vom optischen Pfad zurückgezogen worden sind, kann der Zustand der Frontlinse **90** auf die gleiche Weise bestimmt werden.

[0081] Gemäß dieser Modifikation ist es möglich, den Zustand der Linse (der Fokussierungslinsen **24L** und **24R**) automatisch zu ändern, um die Fokusposition zu ändern, und den Zustand des Ablenkelements (Keilprismen **25L** und **25R**) zum Ablenken optischer Pfade gemäß einer Änderung des zu beobachtenden Abschnitts zu ändern. Dadurch kann die Benutzerfreundlichkeit weiter verbessert werden.

Modifikation 2

[0082] Die Beleuchtungssysteme **10L** und **10R** der vorstehenden Ausführungsformen sind mit einem Paar der Lichtempfangssysteme **20L** und **20R** koaxial angeordnet. In dieser Modifikation sind Beleuchtungssysteme bezüglich einem Paar Lichtempfangssystemen nicht koaxial angeordnet. D. h., die Beleuchtungssysteme sind dazu geeignet, Beleuchtungslicht von einer Richtung einzustrahlen, die sich von den optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme unterscheidet. **Fig.** 6 zeigt ein Beispiel der Konfiguration des optischen Systems der Modifikation. Ein Beleuchtungssystem **10S** eines Augenmikroskop **1A** ist beispielsweise dazu geeignet, das Auge des Patienten mit Spaltlicht zu bestrahlen. Ein typisches Beispiel des Augenmikroskops ist ein Spaltlampenmikroskop. In dieser Modifikation kann, wie beim Spaltlampenmikroskop, die relative Position zwischen dem Beleuchtungssystem **10S** und den Lichtempfangssystemen **20L** und **20R** geändert werden. D. h., sowohl das Beleuchtungssystem **10S** als auch die Lichtempfangssysteme **20L** und **20R** sind derart konfiguriert, dass sie um die gleiche Achse drehbar sind. Dadurch ist es möglich, einen Querschnitt der Hornhaut und dergleichen zu beobachten, der durch das Spaltlicht von einer schrägen Richtung beleuchtet wird.

[0083] Das Augenmikroskop kann die in der vorstehenden Ausführungsform beschriebenen koaxialen Beleuchtungssysteme und/oder die in dieser Modifikation beschriebenen nicht koaxialen Beleuchtungssysteme aufweisen. Wenn beide Beleuchtungssysteme bereitgestellt werden, kann das Augenmikroskop beispielsweise gemäß einer Änderung des zu beobachtenden Abschnitts auf die zu verwendenden Beleuchtungssysteme schalten.

Modifikation 3

[0084] Außer dass es als ein Mikroskop zum Beobachten einer vergrößerten Ansicht des Auges dient, hat das Augenmikroskop auch die Funktion einer anderen ophthalmischen Vorrichtung. Beispiele für die Funktion als eine andere ophthalmische Vorrichtung sind optische Kohärenztomographie (OCT), Laserbehandlung, Messung der Achslänge des Auges, Messung der Brechkraft, Messung von Aberrationen höherer Ordnung und dergleichen. Die andere ophthalmische Vorrichtung hat eine beliebige Konfiguration, die dazu geeignet ist, das Auge des Patienten unter Verwendung einer optischen Technik zu untersuchen, zu messen und/oder abzubilden.

[0085] Die **Fig.** 7 bis **Fig.** 10 zeigen ein Beispiel der Konfiguration eines Augenmikroskop **1B** gemäß dieser Modifikation. Das Augenmikroskop **1B** weist zusätzlich zu der in Verbindung mit der vorstehenden Ausführungsform beschriebenen Konfiguration

eine OCT-Funktion und eine Laserbehandlungsunktion auf. Insbesondere weist das Augenmikroskop **1B** zusätzlich zu den vorstehend beschriebenen Beleuchtungssystemen **10**, Lichtempfangssystemen **20** und Okularsystemen **30** ein Bestrahlungssystem **40**, eine OCT-Einheit **60** und eine Laserbehandlungseinheit **80** auf.

[0086] Das Bestrahlungssystem **40** bestrahlt, um die Funktion der vorstehend beschriebenen "anderen ophthalmischen Vorrichtung" zu realisieren, das Auge E des Patienten mit Beleuchtungslicht aus einer Richtung, die von den optischen Objektivachsen AL1 und AR1 der Lichtempfangssysteme **20** verschieden ist. Das Bestrahlungssystem **40** dieser Modifikation bestrahlt das Auge E des Patienten mit Licht für OCT (Messlicht) und Licht für eine Laserbehandlung (Ziellicht, Behandlungslaserstrahl).

[0087] Das Bestrahlungssystem **40** weist einen optischen Scanner **41**, eine Abbildungslinse **42**, eine Relaislinse **43** und einen Ablenkspiegel **44** auf. Das Licht von der OCT-Einheit **60** und von der Laserbehandlungseinheit **80** wird zum optischen Scanner **41** geleitet.

[0088] Das Licht (Messlicht) von der OCT-Einheit **60** wird durch eine optische Faser **51A** geleitet und von der Faserendfläche emittiert. Eine Kollimatorlinse **52A** ist an einer der Faserendfläche zugewandten Position angeordnet. Das durch die Kollimatorlinse **52A** zu einem parallelen Lichtstrom kollimierte Licht wird zu einem Element **53** zum Koppeln optischer Pfade geleitet, das den optischen Pfad für OCT mit dem optischen Pfad für eine Laserbehandlung koppelt. Andererseits wird das Licht von der Laserbehandlungseinheit **80** (Ziellicht, Behandlungslaserstrahl) durch eine optische Faser **51B** geleitet und von der Faserendfläche emittiert. Eine Kollimatorlinse **52B** ist an einer der Faserendfläche zugewandten Position angeordnet. Das durch die Kollimatorlinse **52B** zu einem parallelen Lichtstrom kollimierte Messlicht wird zum Element **53** zum Koppeln optischer Pfade geleitet.

[0089] Wenn die Wellenlänge für OCT von der Wellenlänge für die Laserbehandlung verschieden ist, kann ein dichroitischer Spiegel als das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade verwendet werden. Typischerweise kann breitbandiges Licht mit einer Mittenwellenlänge von etwa 1050 nm als das Licht für OCT verwendet werden. Außerdem kann ein Laserstrahl mit einer Wellenlänge von etwa 635 nm als das Licht für die Laserbehandlung verwendet werden (als Ziellicht kann beispielsweise beliebiges sichtbares Licht verwendet werden). Andererseits kann, wenn beide Wellenlängen im Wesentlichen gleich sind oder nahe beieinander liegen, ein halbdurchlässiger Spiegel als das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade verwendet werden. In einem anderen Beispiel kann, wenn die Zeit zum Ausführen der OCT-Behandlung von der Zeit zum Ausführen der Laserbehandlung verschieden ist, ein Element zum Schalten des optischen Pfades, wie beispielsweise ein Schnellrückklappspiegel, als das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade verwendet werden. Im in **Fig.** 1 dargestellten Beispiel durchläuft das Messlicht von der OCT-Einheit **60** das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade und tritt in den optischen Scanner **41** ein. Das Licht von der Laserbehandlungseinheit **80** wird durch das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade reflektiert und tritt in den optischen Scanner **41** ein.

[0090] Der optische Scanner **41** ist ein zweidimensionaler optischer Scanner und weist einen x-Scanner **41H**, der dafür konfiguriert ist, das Licht in der horizontalen Richtung (x-Richtung) abzulenken, und einen y-Scanner **41V** auf, der dafür konfiguriert ist, das Licht in der vertikalen Richtung (y-Richtung) abzulenken. Der x-Scanner **41H** und der y-Scanner **41V** können jeweils ein optischer Scanner in einer beliebigen Form sein, wie beispielsweise Galvanometerspiegel. Der optische Scanner **41** ist beispielsweise an der Austrittspupillenposition jeder der Kollimatorlinsen **52A** und **52B** oder der Nähe davon angeordnet. Darüber hinaus ist der optische Scanner **41** beispielsweise an der Eintrittspupillenposition der Abbildungslinse **42** oder in der Umgebung davon angeordnet.

[0091] Wenn zwei eindimensionale optische Scanner zu einem zweidimensionalen optischen Scanner kombiniert werden, wie in diesem Beispiel, sind die zwei eindimensionalen optischen Scanner in einem vorgegebenen Abstand (z. B. etwa 10 mm) voneinander beabstandet. Daher kann beispielsweise ein beliebiger der eindimensionalen optischen Scanner an der Austrittspupillenposition und/oder an der Eintrittspupillenposition angeordnet sein.

[0092] Die Abbildungslinse **42** erzeugt ein Bild des parallelen Lichtstroms (Messlicht, Ziellicht, Behandlungslaserstrahl), das den optischen Scanner **41** durchlaufen hat. Um erneut ein Bild des Lichts am Auge E des Patienten zu erzeugen (genauer an einem zu beobachtenden Abschnitt, wie beispielsweise dem Fundus oder der Hornhaut), wird das Licht durch die Relaislinse **43** weitergeleitet und durch den Ablenkspiegel **44** zum Auge E des Patienten hin reflektiert.

[0093] Die Position des Ablenkspiegels **44** wird im Voraus derart festgelegt, dass das Licht, das durch das Bestrahlungssystem **40** geleitet worden ist, von einer Richtung auf das Auge E des Patienten aufgestrahlt wird, die von den optischen Objektivachsen (AL1 und AR1 und AL2 und AR2) der Lichtempfangssysteme **20** verschieden ist. In diesem Beispiel **44** ist der Ablenkspiegel **44** an einer Position zwischen dem linken Lichtempfangssystem **20L** und dem rechten Lichtempfangssystems **20R** angeordnet, deren opti-

sche Objektivachsen sich nicht parallel zueinander erstrecken. Einer der Faktoren, die eine solche Anordnung ermöglichen, ist eine Verbesserung der Flexibilität der Struktur der Optik aufgrund der Bereitstellung der Relaislinse **43**. Außerdem ist es beispielsweise möglich, den Abstand zwischen einer dem optischen Scanner für die horizontale Richtung zugeordneten Position (im vorliegenden Beispiel dem x-Scanner **41H**) und den Objektivlinsen **21L** und **21R** ausreichend klein zu gestalten. Dadurch kann die Vorrichtung verkleinert werden.

[0094] Allgemein ist der Scanbereich (Scanwinkel) des optischen Scanners **41** begrenzt. Das Scanbereich kann unter Verwendung der Abbildungslinse **42** (oder eines Abbildungslinsensystems) mit einer variablen Brennweite erweitert werden. Außerdem kann eine beliebige Konfiguration zum Vergrößern des Scanbereichs verwendet werden.

OCT-Einheit **60**

[0095] Die OCT-Einheit **60** weist ein Interferenzoptiksystem zum Ausführen einer OCT auf. **Fig.** 8 zeigt ein Beispiel der Konfiguration der OCT-Einheit **60**. Das in **Fig.** 8 dargestellte optische System ist ein Beispiel eines Swept-Source-OCT-Systems. Die OCT-Einheit **60** ist dafür konfiguriert, Licht von einer wellenlängenabstimmbaren (wellenlängengewobbelten) Lichtquelle in Messlicht und Referenzlicht zu teilen und zu veranlassen, dass vom Auge E des Patienten zurückkehrendes Messlicht mit dem Referenzlicht interferiert, das einen optischen Referenzpfad durchlaufen hat, um Interferenzlicht zu erzeugen. Dadurch erfasst die OCT-Einheit **60** das Interferenzlicht. Das Interferenzoptiksystem erhält ein das Spektrum des Interferenzlichts anzeigendes Signal als das Erfassungsergebnis (Erfassungssignal) des Interferenzlichts und überträgt es an die Steuereinheit **100**.

[0096] Ähnlich wie bei der allgemeinen Swept-Source OCT-Vorrichtung, weist eine Lichtquelleneinheit **61** eine wellenlängenabstimmbare (wellenlängengewobbelte) Lichtquelle auf, die dazu geeignet ist, die Wellenlänge des Emissionslichts zu ändern (zu wobbeln). Die Lichtquelleneinheit **61** ändert die Ausgabewellenlänge zeitlich in einem Bereich von Nahinfrarotwellenlängen, die für das menschliche Auge unsichtbar sind.

[0097] Von der Lichtquelleneinheit **61** emittiertes Licht wird durch eine optische Faser **62** zu einer Polarisationssteuereinheit **63** geleitet, wodurch sein Polarisationszustand eingestellt wird. Das Licht L0 wird dann durch eine optische Faser **64** zu einem Faserkoppler **65** geleitet und in Messlicht LS und Referenzlicht LR geteilt.

[0098] Das Referenzlicht LR wird durch eine optische Faser **66A** zu einem Kollimator **67** geleitet und zu einem parallelen Lichtstrom kollimiert. Das Referenzlicht LR durchlauft dann ein Element **68** zum Korrigieren einer optischen Pfadlänge und ein Dispersionskompensationselement **69** und wird zu einem Tripelspiegelelement **70** geleitet. Das Element **68** zum Korrigieren einer optischen Pfadlänge wirkt als eine Verzögerungseinrichtung zum Anpassen der optischen Pfadlänge (der optischen Strecke) des Referenzlichtes LR und der optischen Pfadlänge des Messlichts LS. Das Dispersionskompensationselement **69** dient als Dispersionskompensationseinrichtung zum Anpassen der Dispersionseigenschaften zwischen dem Referenzlicht LR und dem Messlicht LS.

[0099] Das Tripelspiegelelement **70** reflektiert die Ausbreitungsrichtung des Referenzlichts LR in die entgegengesetzte Richtung. Das Tripelspiegelelement **70** ist entlang der optischen Eintritts- und Austrittspfade des Referenzlichts LR bewegbar, wodurch die Länge des optischen Pfades des Referenzlicht LR verändert wird. Es kann ausreichend sein, eine beliebige unter der Einrichtung zum Ändern der Länge des optischen Pfades des Messstrahls LS und der Einrichtung zum Ändern der Länge des optischen Pfades des Referenzlichts LR bereitzustellen.

[0100] Das Referenzlicht LR, das das Tripeispiegelelement **70** durchlaufen hat, durchlauft das Dispersionskompensationselement **69** und das Element **68** zum Korrigieren der optischen Pfadlänge und wird durch einen Kollimator **71** von dem parallelen Lichtstrom in einen konvergenten Lichtstrom umgewandelt und tritt in eine optische Faser **72** ein. Das Referenzlicht LR wird zu einer Polarisationssteuereinheit **73** geleitet, wodurch sein Polarisationszustand eingestellt wird. Außerdem wird das Referenzlicht LR durch eine optische Faser **74** zu einem Abschwächer **75** geleitet, und die Lichtmenge wird unter der Steuerung des Steuereinheit **100** eingestellt. Das Referenzlicht LR, dessen Menge eingestellt worden ist, wird dann durch eine optische Faser **76** zu einem Faserkoppler **77** geleitet.

[0101] Das durch den Faserkoppler **65** erzeugte Messlicht LS wird durch die optische Faser **51A** geleitet, von der Endfläche der Faser emittiert und durch die Kollimatorlinse **52A** zu einem parallelen Lichtstrom kollimiert. Das zu einem parallelen Lichtstrom kollimierte Messlicht LS durchläuft das Element **53** zum Koppeln optischer Pfade, den optischen Scanner **41**, die Abbildungslinse **42**, die Relaislinse **43** und den Ablenkspiegel **44** und wird auf das Auge E des Patienten aufgestrahlt. Das Messlicht LS wird an verschiedenen Tiefenpositionen des Auges E des Patienten reflektiert und gestreut. Das vom Auge E des Patienten zurückkehrende Messlichts LS beinhaltet reflektiertes Licht und zurückgestreutes Licht. Das Messlicht LS wird zum Faserkoppler **65** geleitet und durchlauft dabei den gleichen Pfad wie der Vorwärts-

pfad, allerdings in der Rückwärtsrichtung, und erreicht den Faserkoppler **77** über eine optische Faser **66B**.

[0102] Der Faserkoppler **77** koppelt das über die optische Faser **66B** eingestrahlte Messlicht LS mit dem über die optische Faser **76** eingestrahlten Referenzlicht LR (erzeugt eine Interferenz zwischen dem über die optische Faser **66B** eingestrahlten Messlicht LS und dem über die optische Faser **76** eingestrahlten Referenzlicht LR), um Interferenzlicht zu erzeugen. Der Faserkoppler **77** teilt das Interferenzlicht in einem vorgegebenen Verhältnis (z. B. 1:1) und erzeugt ein Paar Interferenzlichtstrahlen LC. Die vom Faserkoppler **77** emittierten Interferenzlichtstrahlen LC werden über optische Fasern **78A** bzw. **78B** zu einem Detektor **79** geleitet.

[0103] Der Detektor **79** kann beispielsweise ein Paar Photodetektoren zum Erfassen der Interferenzlichtstrahlen LC und eine Balanced Photodiode aufweisen, die eine Differenz der durch die Photodetektoren erhaltenen Erfassungsergebnisse ausgibt. Der Detektor **79** überträgt das Erfassungsergebnis (Erfassungssignal) an die Steuereinheit **100**.

[0104] Obwohl in dieser Ausführungsform eine Swept-Source-OCT-Technik verwendet wird, können andersartige OCT-Techniken verwendet werden, wie beispielsweise Spectral-Domain-OCT.

[0105] Die Laserbehandlungseinheit **80** hat eine Konfiguration zum Ausführen einer Laserbehandlung. Insbesondere erzeugt die Laserbehandlungseinheit **80** Licht, das auf das Auge E des Patienten eingestrahlt werden soll. Die Laserbehandlungseinheit **80** weist eine Ziellichtquelle **81A**, eine Behandlungslichtquelle **81B**, einen Galvanometerspiegel **82** und eine Lichtabschirmplatte **83** auf (vergl. **Fig.** 9). Die Laserbehandlungseinheit **80** kann ein davon verschiedenes Element aufweisen. Beispielsweise kann ein optisches Element (Linse, usw.), das veranlasst, dass das durch die Laserbehandlungseinheit **80** erzeugte Licht in die Endfläche der optischen Faser **51B** eintritt, unmittelbar vor der Position der optischen Faser **51B** angeordnet sein.

[0106] Die Ziellichtquelle **81A** erzeugt Ziellicht LA zum Zielen auf eine Position, die einer Laserbehandlung unterzogen werden soll. Als die Ziellichtquelle **81A** wird eine beliebige Lichtquelle verwendet. In dieser Ausführungsform wird ein Ziel eingestellt, während ein aufgenommenes Bild des Auges E des Patienten beobachtet wird. Daher wird als die Ziellichtquelle **81A** eine Lichtquelle (Laserlichtquelle, Leuchtdiode, usw.) verwendet, die Licht mit Wellenlängen emittiert, für die die Abbildungsvorrichtung **23** (**23L**, **23R**) empfindlich ist. Wenn ein Zielvorgang durch visuelle Beobachtung durchgeführt wird (d. h., durch Betrachten eines optischen Bildes, das kein aufgenommenes (oder fotografiertes) Bild ist), wird sichtbares Licht als das Ziellicht LA verwendet. Das Ziellicht LA wird zum Galvanometerspiegel **82** geleitet.

[0107] Die Behandlungslichtquelle **81B** emittiert einen Behandlungslaserstrahl (Behandlungslicht LT). Das Behandlungslicht LT kann je nach Anwendung entweder ein sichtbarer Laserstrahl oder ein unsichtbarer Laserstrahl sein. Darüber hinaus kann die Behandlungslichtquelle **81B** eine einzelne Laserlichtquelle sein oder aus mehreren Laserlichtquellen bestehen, die dafür konfiguriert sind, Laserlicht mit verschiedenen Wellenlängen zu emittieren. Das Behandlungslicht LT wird zum Galvanometerspiegel **82** geleitet.

[0108] Das Ziellicht LA und das Behandlungslicht LT sind dafür geeignet, die gleiche Position der reflektierenden Oberfläche des Galvanometerspiegels **82** zu erreichen. Das Behandlungslicht LT und das Ziellicht LA können manchmal kollektiv als ”Bestrahlungslicht” bezeichnet werden. Die Ausrichtung (die reflektierende Oberfläche) des Galvanometerspiegels **82** wird mindestens geändert auf die Ausrichtung zum Reflektieren des Bestrahlungslichts in Richtung zur optischen Faser **51B** (Ausrichtung zur Bestrahlung) und die Ausrichtung zum Reflektieren des Bestrahlungslichts in Richtung zur Lichtabschirmungsplatte **83** (Ausrichtung zum Unterbrechen des Lichtstrahls).

[0109] Wenn der Galvanometerspiegel **82** auf die Ausrichtung zum Unterbrechen des Lichtstrahls eingestellt ist, erreicht das Bestrahlungslicht die Lichtabschirmungsplatte **83**. Beispielsweise ist die Lichtabschirmungsplatte **83** aus einem Material und/oder in einer Form hergestellt, gemäß dem/der das Bestrahlungslicht absorbiert wird, und hat eine lichtabschirmende Wirkung.

[0110] In dieser Ausführungsform erzeugen die Ziellichtquelle **81A** und die Behandlungslichtquelle **81B** jeweils kontinuierliches Licht. Der Galvanometerspiegel **82** ist auf die Ausrichtung zum Aufstrahlen des Bestrahlungslichts auf das Auge E des Patienten einstellbar. Außerdem ist der Galvanometerspiegel **82** auf die Ausrichtung zum Unterbrechen des Bestrahlungslichts für das Auge E des Patienten einstellbar. In einer anderen Ausführungsform können die Ziellichtquelle **81A** und/oder die Behandlungslichtquelle **81B** dafür konfiguriert sein, Licht intermittierend zu erzeugen. D. h., die Ziellichtquelle **81A** und/oder die Behandlungslichtquelle **81B** können dafür konfiguriert sein, gepulstes Licht zu erzeugen. Die Steuereinheit **100** führt hierfür eine Pulssteuerung aus. In diesem Fall sind der Galvanometerspiegel **82** und die Lichtabschirmungsplatte **83** nicht erforderlich.

[0111] **Fig.** 10 zeigt ein Beispiel der Konfiguration dieses Verarbeitungssystems des Augenmikroskops **1B**. Nachstehend werden Unterschiede zu der

vorstehend beschriebenen Ausführungsform (vergl. **Fig.** 3) beschrieben. Die Steuereinheit **100** steuert den optischen Scanner **41**, die OCT-Einheit **60** und die Laserbehandlungseinheit **80**. Der Datenprozessor **200** weist eine OCT-Bilderzeugungseinheit **220** auf.

[0112] Als Beispiele für die Steuerung des optischen Scanners **41** kann die Steuereinheit **100** den optischen Scanner **41** so steuern, dass das Messlicht LS derart sequentiell abgelenkt wird, dass es auf mehrere Positionen aufgestrahlt wird, die einem im Voraus festgelegten OCT-Scanmuster entsprechen. Außerdem kann die Steuereinheit **100** den optischen Scanner **41** derart steuern, dass das Ziellicht LA und/oder das Behandlungslicht LT sequentiell abgelenkt wird, so dass das Ziellicht LA und/oder das Behandlungslicht LT auf mehrere Positionen aufgestrahlt wird, die einem im Voraus festgelegten Laserbehandlungsmuster entsprechen.

[0113] In der OCT-Einheit **60** steuert die Steuereinheit **100** die Lichtquelleneinheit **61**, die Polarisationssteuereinheit **63**, das Tripelspiegelelement **70**, die Polarisationssteuereinheit **73**, den Abschwächer **75**, den Detektor **79** und dergleichen. In der Laserbearbeitungseinheit **80** steuert die Steuereinheit **100** die Ziellichtquelle **81A**, die Behandlungslichtquelle **81B**, den Galvanometerspiegel **82** und dergleichen.

[0114] Die OCT-Bilderzeugungseinheit **220** erzeugt ein Bild des Auges E des Patienten basierend auf den Erfassungsergebnissen der Interferenzlichtstrahlen LC, die durch den Detektor **79** der OCT-Einheit **60** erfasst werden. Die Steuereinheit **100** überträgt vom Detektor **79** sequentiell ausgegebene Erfassungssignale an die OCT-Bilderzeugungseinheit **220**. Die OCT-Bilderzeugungseinheit **220** wendet eine Fourier-Transformation und dergleichen auf die spektrale Verteilung, die auf den durch den Detektor **79** erhaltenen Erfassungsergebnissen basiert, bezüglich einer Serie von Wellenlängenscans (für jede A-Linie) an, um beispielsweise das Reflexionsintensitätsprofil jeder A-Linie zu erzeugen. Außerdem erzeugt die OCT-Bilderzeugungseinheit **220** Bilddaten durch Abbilden jedes A-Linienprofils. Dadurch werden ein B-Scan-Bild (Schnittbild) und Volumendaten (dreidimensionale Bilddaten) erhalten.

[0115] Der Datenprozessor **200** kann eine Funktion zum Analysieren des durch die OCT-Bilderzeugungseinheit **220** erzeugten Bildes (OCT-Bild) haben. Als eine Analyse kann die Funktion der Netzhautdickenanalyse und eine vergleichende Analyse mit dem normalen Auge genannt werden. Die Analyse wird unter Verwendung eines bekannten Anwendungsprogramms implementiert. Außerdem kann der Datenprozessor **200** eine Funktion zum Analysieren des durch die Lichtempfangssysteme **20** aufgenommenen Bildes aufweisen. Der Datenprozessor **200** kann eine Kombination aus der Funktion zum Analysieren des durch die Lichtempfangssysteme **20** aufgenommenen Bildes und der Funktion zum Analysieren des OCT-Bildes aufweisen.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- JP 2008-86435 [0003]

Patentansprüche

1. Augenmikroskop, mit:
einem Beleuchtungssystem, das dafür konfiguriert ist, ein Auge eines Patienten mit Beleuchtungslicht zu bestrahlen;
einem Paar Lichtempfangssysteme, die jeweils eine erste Objektivlinse und eine erste Abbildungseinrichtung aufweisen und dafür konfiguriert sind, vom Auge des Patienten zurückkehrendes Beleuchtungslicht über die erste Objektivlinse zur ersten Abbildungseinrichtung zu leiten, wobei die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme sich nicht parallel zueinander erstrecken; und
einem ersten Mechanismus, der dafür konfiguriert ist, die Lichtempfangssysteme relativ zueinander zu bewegen, um einen durch die optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme gebildeten Winkel zu ändern.

2. Augenmikroskop nach Anspruch 1, ferner mit einer ersten Steuereinheit, die dafür konfiguriert ist, ein Bild basierend auf einer Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung mindestens eines der Lichtempfangssysteme auf einem Display darzustellen.

3. Augenmikroskop nach Anspruch 2, ferner mit einem Paar Okulareinheiten, die jeweils das Display und eine oder mehrere Linsen aufweisen, die auf der Anzeigeflächenseite des Displays angeordnet sind, wobei die erste Steuereinheit dafür konfiguriert ist, ein auf einer Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung eines der Lichtempfangssysteme basierendes Bild auf dem Display einer der Okulareinheiten darzustellen und ein auf einer Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung eines anderen der Lichtempfangssysteme basierendes Bild auf dem Display einer anderen der Okulareinheiten darzustellen.

4. Augenmikroskop nach Anspruch 3, ferner mit einem zweiten Mechanismus, der dafür konfiguriert ist, einen Abstand zwischen den Okulareinheiten zu ändern.

5. Augenmikroskop nach Anspruch 3 oder 4, ferner mit einem dritten Mechanismus, der dafür konfiguriert ist, die relativen Ausrichtungen der Okulareinheiten zu ändern.

6. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 3 bis 5, wobei die Größe der Anzeigefläche des Displays 7 Zoll oder weniger beträgt.

7. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 2 bis 6, ferner mit einer Einheit zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes, die dafür konfiguriert ist, ein vergrößertes Bild des auf der Ausgabe der ersten Abbildungseinrichtung erzeugten Bildes zu erzeugen, wobei die erste Steuereinheit dafür konfiguriert ist, das durch die Einheit zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes erzeugte vergrößerte Bild auf dem Display darzustellen.

8. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei jedes der Lichtempfangssysteme eine Linse mit variabler Vergrößerung aufweist.

9. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei
die Lichtempfangssysteme jeweilige Linsen zum Ändern einer Fokusposition aufweisen, und
das Augenmikroskop ferner einen vierten Mechanismus aufweist, der dafür konfiguriert ist, die Linsen gemeinsam zu bewegen.

10. Augenmikroskop nach Anspruch 9, ferner mit:
einem optischen Hilfselement, das dafür konfiguriert ist, einen zu beobachtenden Abschnitt eines Auges eines Patienten zu ändern; und
einer zweiten Steuereinheit, die dafür konfiguriert ist, den vierten Mechanismus in Antwort auf eine durch das optische Hilfselement veranlasste Änderung des zu beobachtenden Abschnitts zu steuern.

11. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei
die Lichtempfangssysteme jeweilige Ablenkelemente aufweisen, die dafür konfiguriert sind, einen optischen Pfad abzulenken, und
das Augenmikroskop ferner einen fünften Mechanismus aufweist, der dafür konfiguriert ist, die Ablenkelemente gemeinsam zu bewegen.

12. Augenmikroskop nach Anspruch 11, ferner mit:
einem optischen Hilfselement, das dafür konfiguriert ist, einen zu beobachtenden Abschnitt eines Auges eines Patienten zu ändern; und
einer dritten Steuereinheit, die dafür konfiguriert ist, den fünften Mechanismus in Antwort auf eine durch das optische Hilfselement veranlasste Änderung des zu beobachtenden Abschnitts zu steuern.

13. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 12, ferner mit einem Element zum Koppeln optischer Pfade, das dafür konfiguriert ist, einen optischen Pfad jedes der Lichtempfangssysteme mit einem optischen Pfad des Beleuchtungssystems zu koppeln.

14. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei das Beleuchtungssystem dazu geeignet ist, das Beleuchtungslicht von einer von den optischen Objektivachsen der Lichtempfangssysteme verschiedenen Richtung einzustrahlen.

15. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 14, ferner mit einem Paar zweiter Lichtempfangssysteme, die jeweils eine zweite Objektivlinse und eine zweite Abbildungseinrichtung aufweisen und dafür konfiguriert sind, vom Auge eines Patienten zurück-

kehrendes Beleuchtungslicht durch die zweite Objektivlinse zur zweiten Abbildungseinrichtung zu leiten, wobei die optischen Objektivachsen der zweiten Lichtempfangssysteme sich nicht parallel zueinander erstrecken.

16. Augenmikroskop nach einem der Ansprüche 1 bis 15, ferner mit einem Bestrahlungssystem, das dafür konfiguriert ist, das Auge des Patienten mit vom Beleuchtungslicht verschiedenem Licht aus einer Richtung zu bestrahlen, die von den optischen Objektivachsen verschieden ist.

Es folgen 9 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

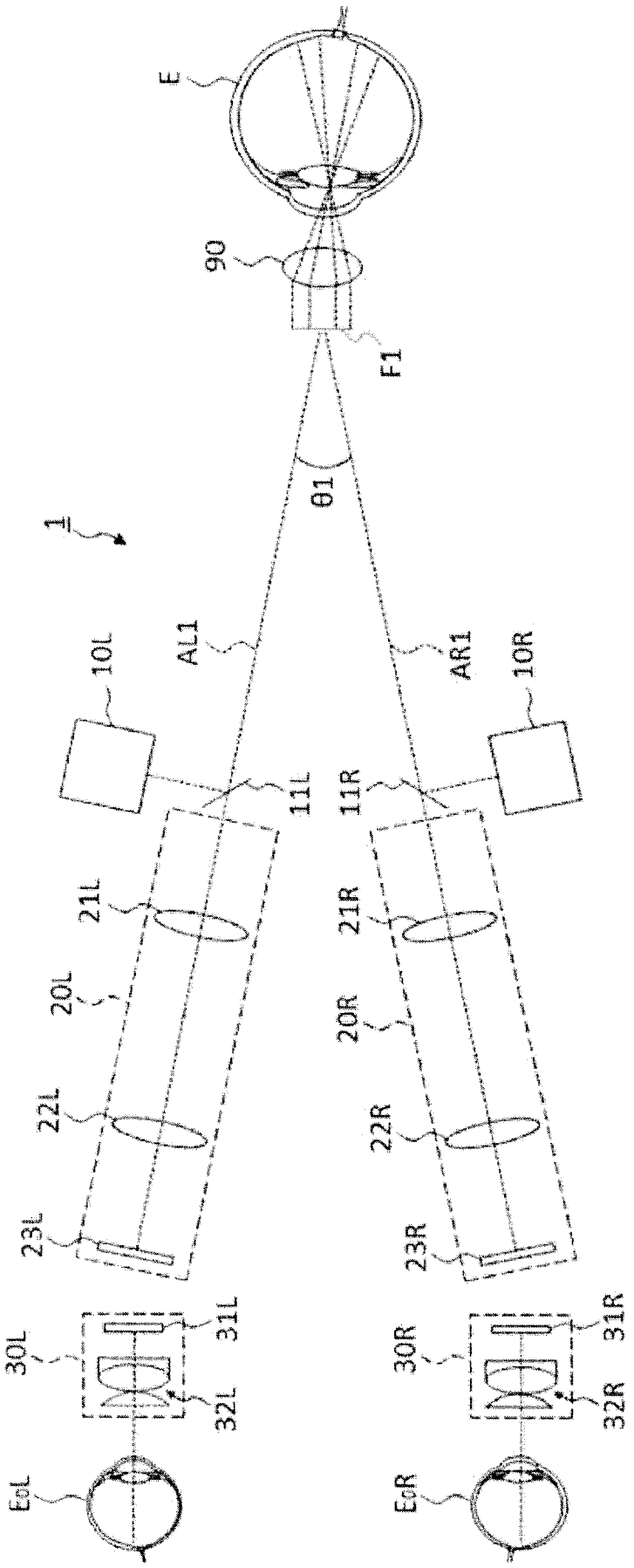


FIG. 1

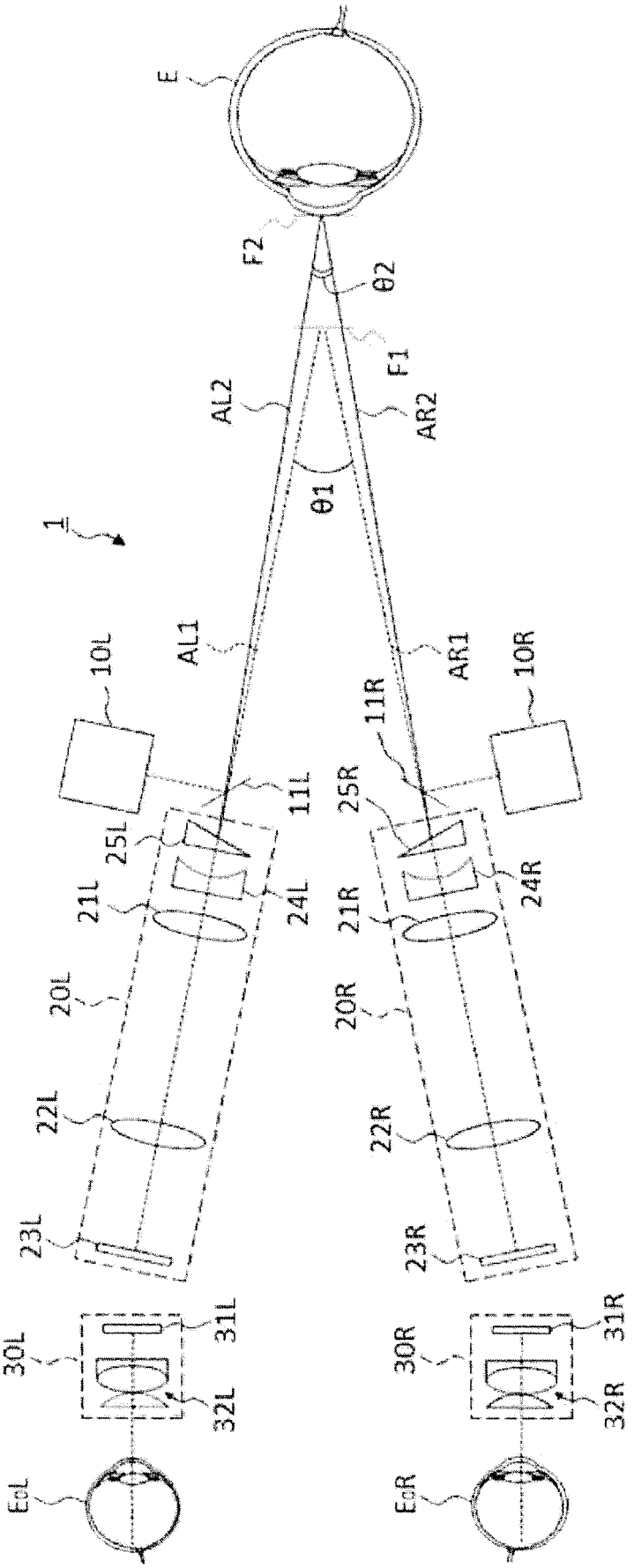

E
F2
θ2
F1
AL2
AR2
θ1
1
AL1
AR1
10L
10R
11L
11R
25L
25R
21L
21R
24L
24R
20L
20R
22L
22R
23L
23R
30L
30R
31L
31R
32L
32R
EcL
EcR

FIG. 2

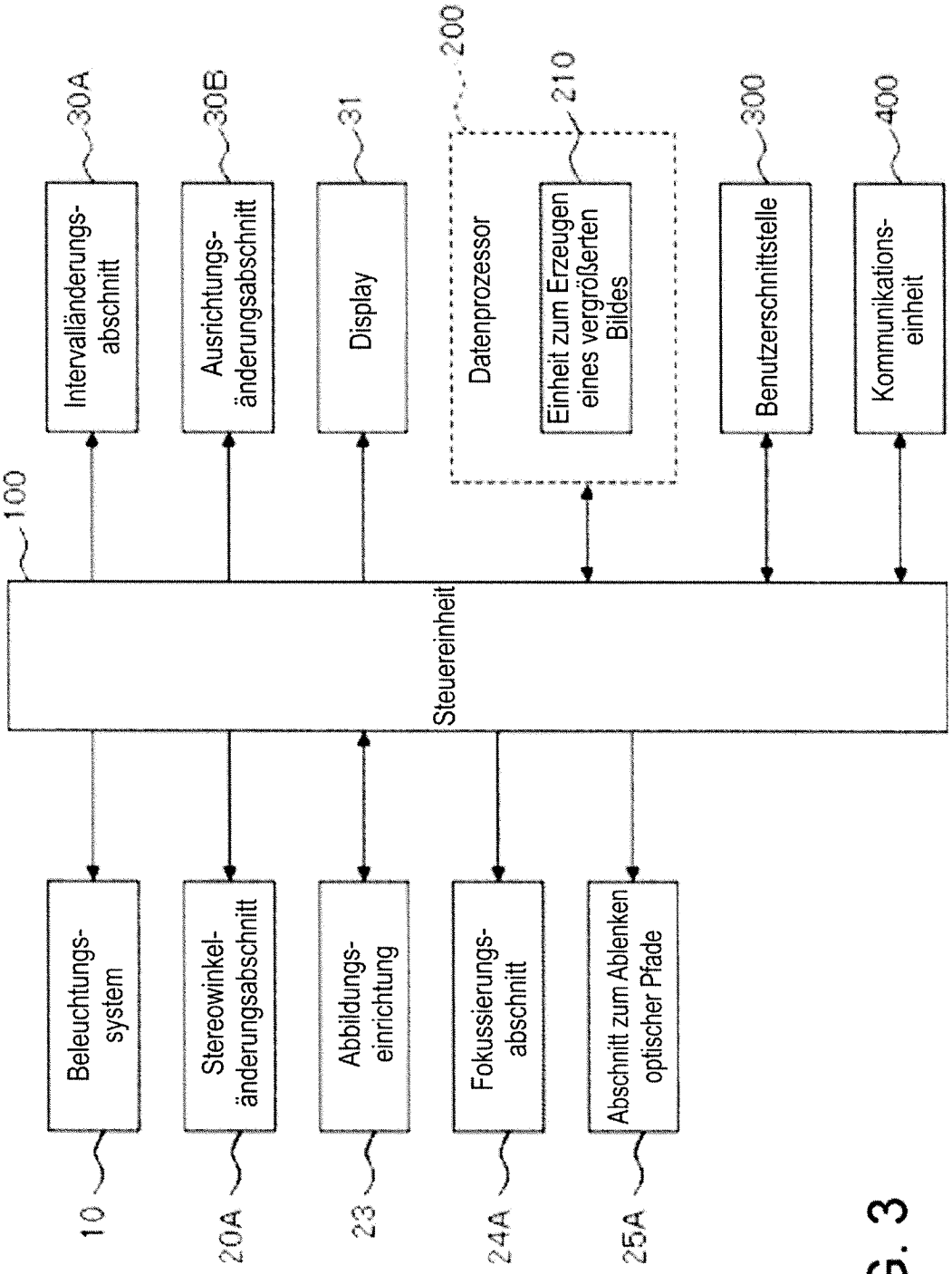

100
Steuereinheit
30A
Intervalländerungs-abschnitt
30B
Ausrichtungs-änderungsabschnitt
31
Display
200
Datenprozessor
210
Einheit zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes
300
Benutzerschnittstelle
400
Kommunikations-einheit
10
Beleuchtungs-system
20A
Stereowinkel-änderungsabschnitt
23
Abbildungs-einrichtung
24A
Fokussierungs-abschnitt
25A
Abschnitt zum Ablenken optischer Pfade

FIG. 3

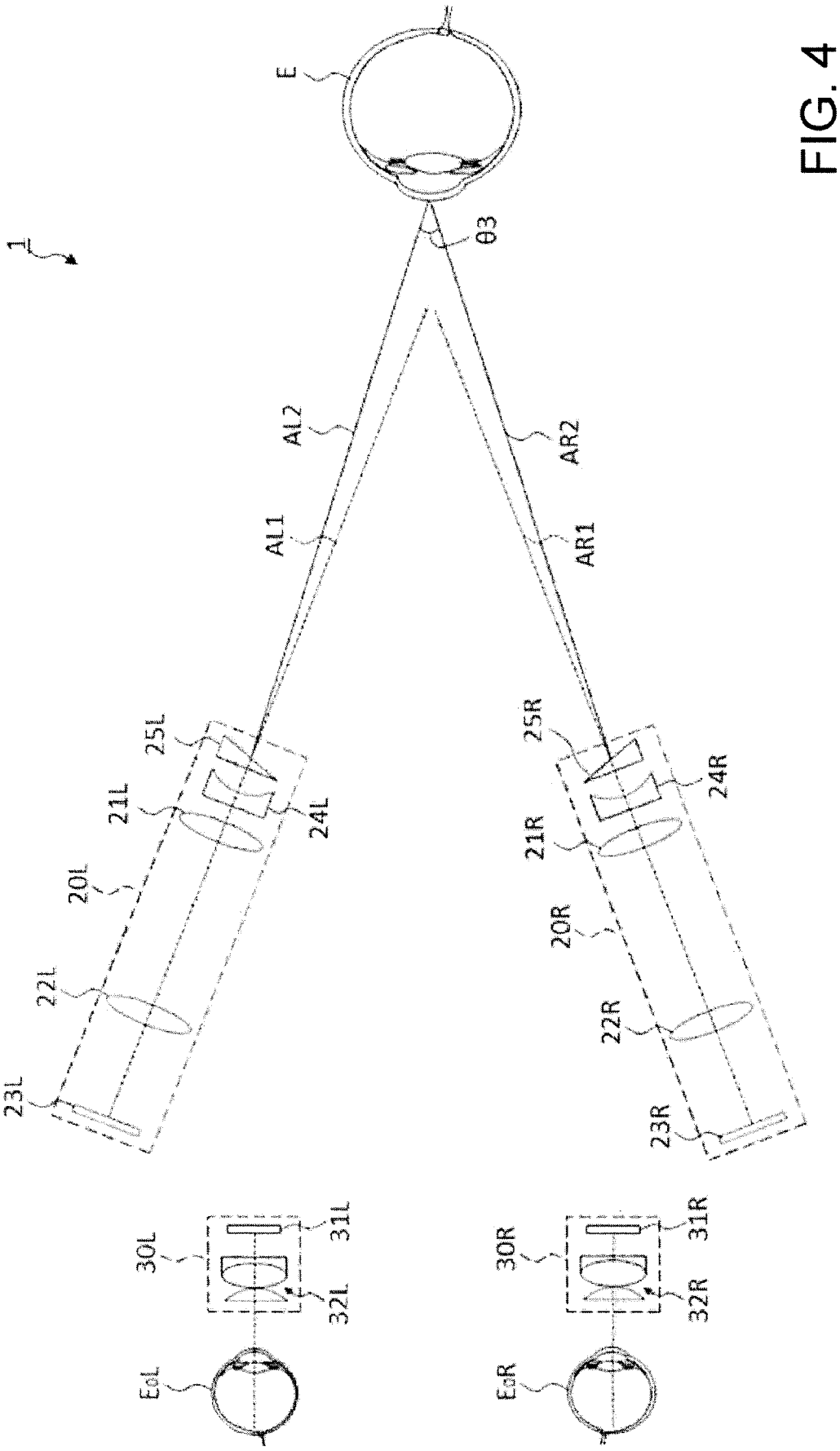
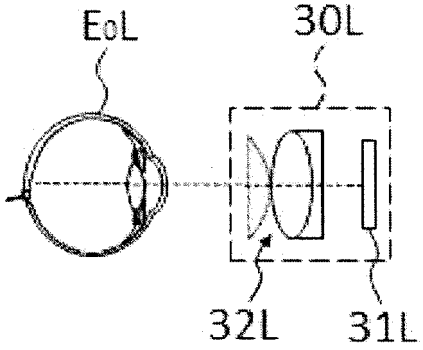

1
E
θ3
AL2
AR2
AL1
AR1
25L
21L
24L
20L
22L
23L
25R
24R
21R
20R
22R
23R
30L
31L
32L
EoL
30R
31R
32R
EoR

FIG. 4

FIG. 5A



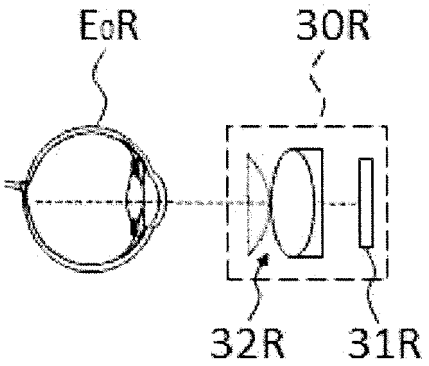
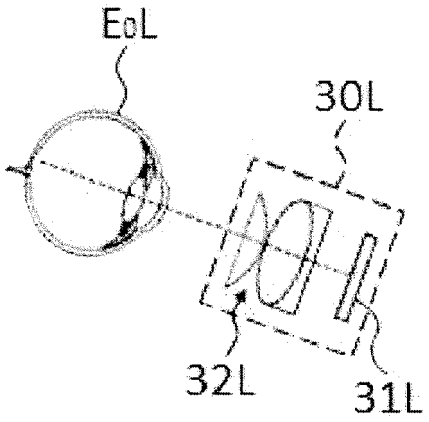
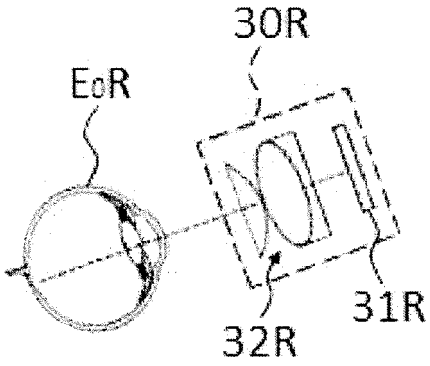


FIG. 5B





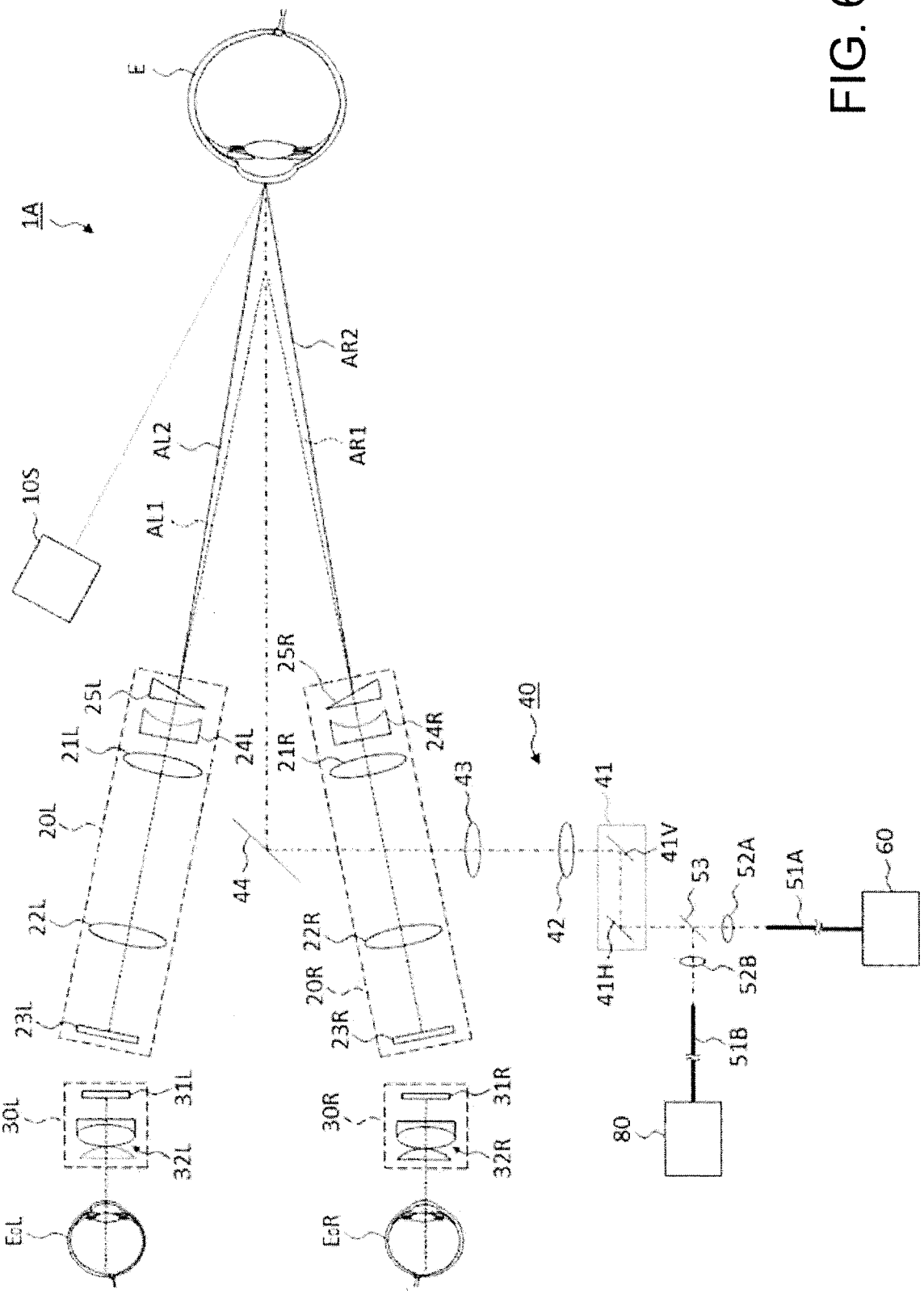

E
1A
AR2
AR1
AL2
AL1
10S
25L
25R
21L
21R
24L
24R
20L
20R
40
43
41
22L
22R
44
42
41V
41H
53
52A
52B
51A
51B
60
80
23L
23R
30L
30R
31L
31R
32L
32R
EcL
EcR

FIG. 6

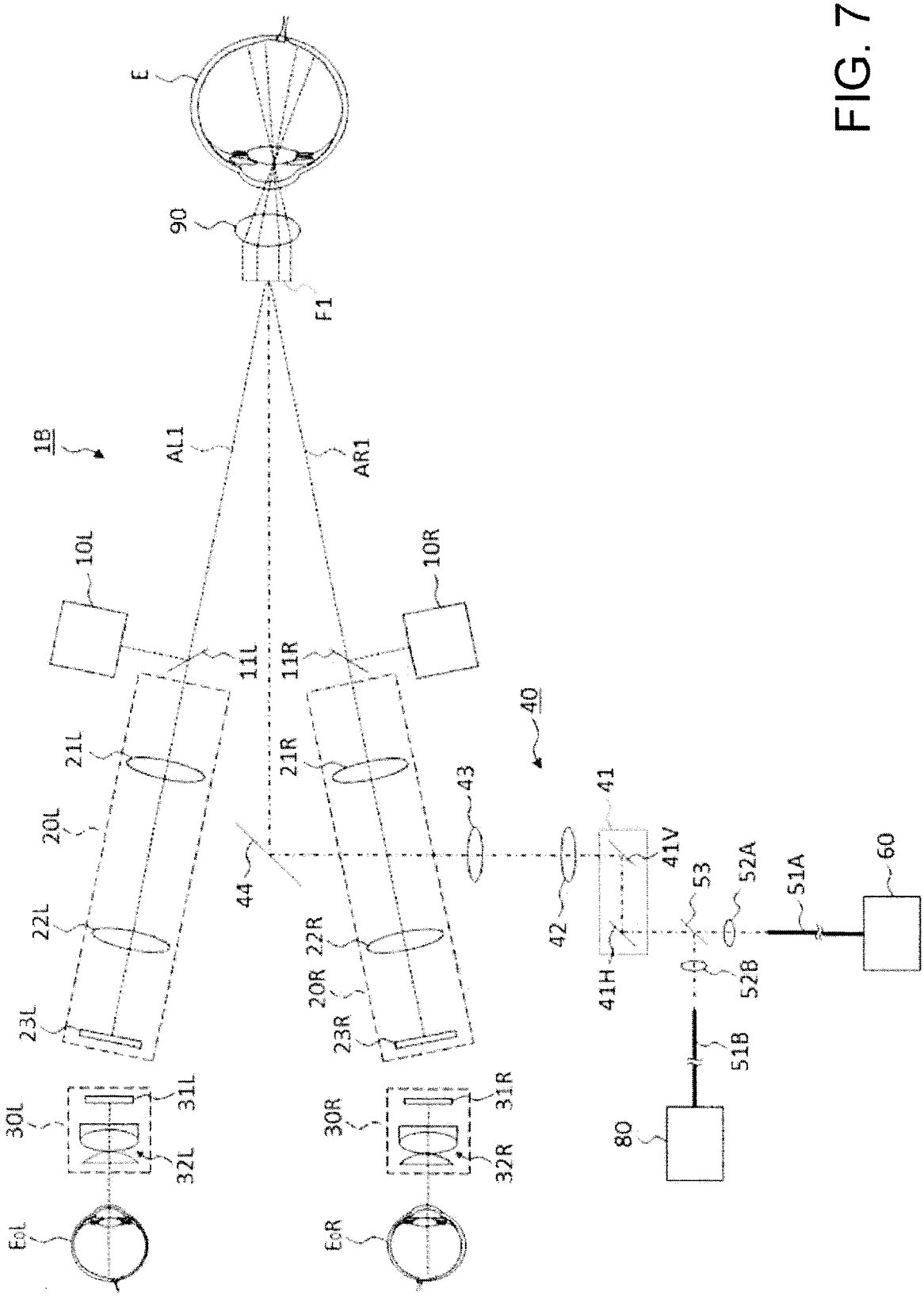

E
90
F1
1B
AL1
AR1
10L
10R
11L
11R
40
21L
21R
20L
22L
43
41
44
42
41V
53
52A
51A
60
41H
52B
22R
20R
23L
23R
51B
80
30L
31L
30R
31R
32L
32R
EyL
EyR

FIG. 7

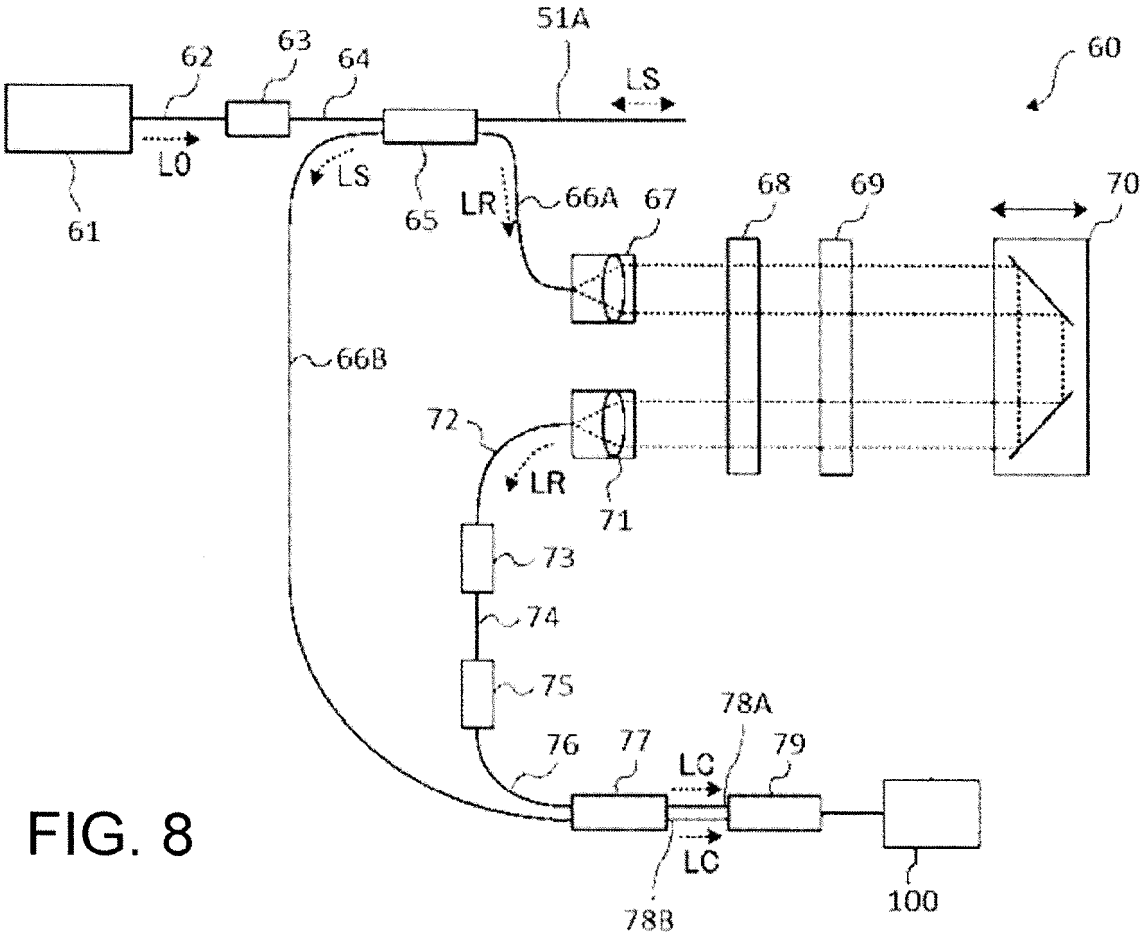

51A
62
63
64
LS
60
LO
61
LS
65
LR
66A
67
68
69
70
66B
72
LR
71
73
74
75
78A
76
77
LC
79
LC
78B
100

FIG. 8

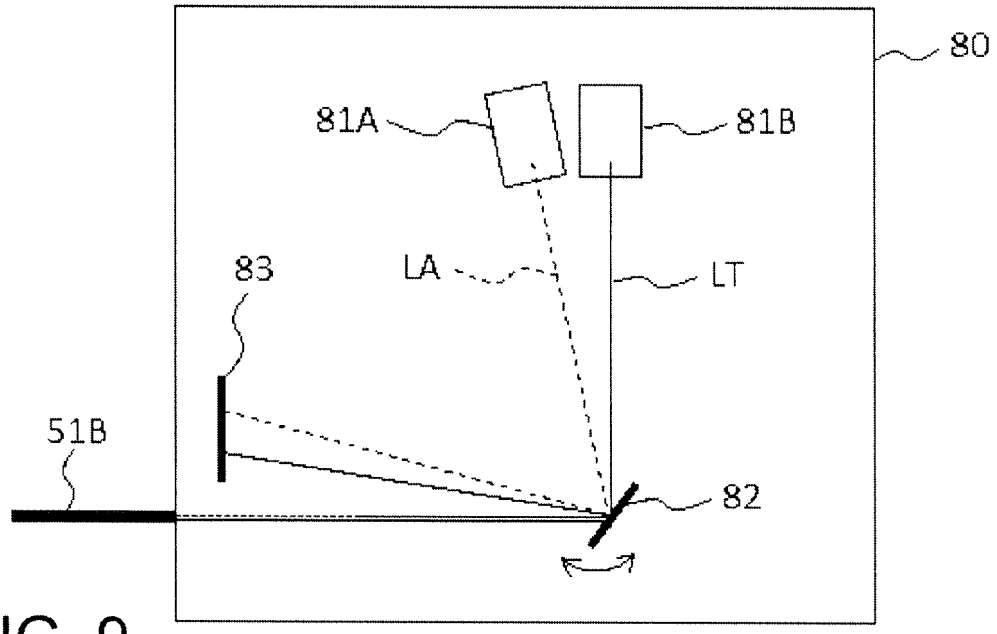

80
81A
81B
83
LA
LT
51B
82

FIG. 9

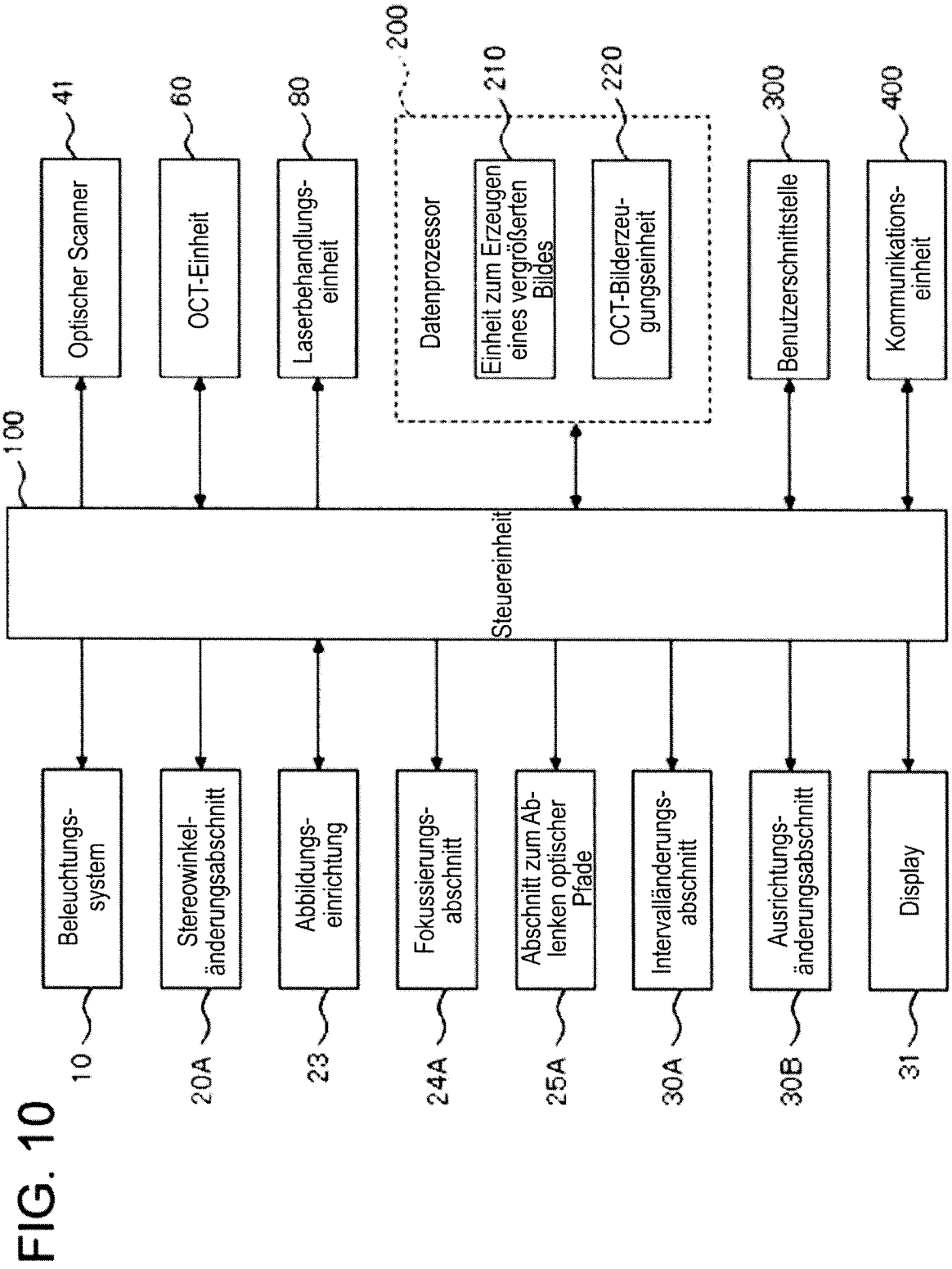

100
Steuereinheit
41
Optischer Scanner
60
OCT-Einheit
80
Laserbehandlungs-einheit
200
Datenprozessor
210
Einheit zum Erzeugen eines vergrößerten Bildes
220
OCT-Bilderzeu-gungseinheit
300
Benutzerschnittstelle
400
Kommunikations-einheit
10
Beleuchtungs-system
20A
Stereowinkel-änderungsabschnitt
23
Abbildungs-einrichtung
24A
Fokussierungs-abschnitt
25A
Abschnitt zum Ab-lenken optischer Pfade
30A
Intervalländerungs-abschnitt
30B
Ausrichtungs-änderungsabschnitt
31
Display

FIG. 10