



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 01 799 T2** 2004.02.12

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 114 608 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 01 799.0**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 128 727.5**

(96) Europäischer Anmeldetag: **29.12.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **11.07.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **26.03.2003**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **12.02.2004**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 3/12**

A61B 3/13, A61F 9/08

(30) Unionspriorität:

2000001314 07.01.2000 JP

(73) Patentinhaber:

Nidek Co., Ltd., Gamagori, Aichi, JP

(74) Vertreter:

Prüfer und Kollegen, 81545 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(72) Erfinder:

Takada, Yasutoshi, Gamagori-shi, Aichi, 443-0021, JP

(54) Bezeichnung: **Augenbeobachtungsgerät mit einzeln angesteuerten Leuchtdioden zur farbkorrigierten Beleuchtung**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

1. Gebiet der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Augengerät zum Durchführen der Beobachtung oder Behandlung durch Bestrahlung eines Auges eines Patienten.

2. Beschreibung des verwandten Stands der Technik

[0002] Als Augengerät zum Beobachten eines Patienten Auges ist eine Schlitzlampe zum Projizieren eines schlitzförmigen Bestrahlungslichts auf das Auge des Patienten, wodurch die Beobachtung durch ein optisches Beobachtungssystem gestattet wird, oder ein Laserbehandlungsgerät, welches durch eine Kombination der Schlitzlampe und einer Laserbestrahlungsvorrichtung aufgebaut ist, bekannt.

[0003] Jedes dieser Augengeräte veranlassen eine Bestrahlungslichtquelle, die im Inneren des Gerätes vorgesehen ist, das Bestrahlungslicht auf das Patientenauge zu projizieren, um dadurch die Beobachtung und die Behandlung auszuführen. Eine Wolframlampe, eine Halogenlampe oder dergleichen wird im allgemeinen für die Bestrahlungslichtquelle verwendet.

[0004] Eine Bestrahlungslichtquelle unter Verwendung einer Lampe hat jedoch eine kurze Lebensdauer. Daher erfordert eine solche Bestrahlungslichtquelle ein häufiges Ersetzen, was umständlich ist und für den Bediener oder dergleichen eine Last aufbürdet. Zusätzlich besitzt die Lampe während der Bestrahlung eine große Hitzerate und kann eine thermische Wirkung auf ihre Umgebung ausüben. Daher ist es erforderlich, auf das Material oder die Einstellposition etc. der Umgebung der Bestrahlungslichtquelle während der Gestaltung zu achten.

[0005] Die Schlitzlampe ist mit einem Mechanismus zum Einbringen/Entfernen eines Wellenlängenauswahlfilters in/aus einem optischen Bestrahlungsweg ausgestattet, um eine Fluoreszenzbeobachtung zu gestatten. Dies kann die Komplexität beim Aufbau des Geräts erhöhen.

[0006] Die US-A-5997141 offenbart ein Augengerät mit einem Bestrahlungssystem zum Bestrahlen eines Auges eines Patienten, welches eine Vielzahl von LEDs und ein zusammengesetztes optisches System zum Aufbau der optischen Teile von aus den LEDs; ein Beobachtungssystem zum Beobachten des Patienten Auges; sowie eine Lichtmengensteuereinrichtung zum Steuern einer Bestrahlungslichtmenge von jedem der LEDs einschließt.

[0007] Ferner beschreibt die WO-A-96/05693 die gesteuerte, individuelle LED-Bestrahlung zur medizinischen Bildgebung, und die US-A-3760174 beschreibt gesteuerte LEDs zum Bereitstellen eines vorgegebenen Bestrahlungsspektrums.

[0008] In vielen Fällen ist ein Laserbehandlungsgerät zum Ausführen der Photokoagulation oder dergleichen mit einem Schutzfilter, der in einem opti-

schen Beobachtungsweg angeordnet ist, ausgestattet, um das Auge des Bedieners gegenüber einem Laserstrahl zur Behandlung, welcher vom Patientenauge oder dergleichen reflektiert wird, zu schützen. Im Fall der Beobachtung durch ein Schutzfilter zum Ausschließen eines sichtbaren Laserbestrahlungsstrahls sieht ein Beobachtungsbild jedoch farbenreicher aus als in dem Fall, bei dem kein Schutzfilter bereitgestellt wird, ist seltsam und macht eine sichere Beobachtung schwierig.

Zusammenfassung der Erfindung

[0009] Die vorliegende Erfindung wurde gemacht im Hinblick auf die oben erwähnten technischen Probleme. Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein mit einer Bestrahlungslichtquelle ausgestattetes Augengerät bereitzustellen, welches leicht zu handhaben ist und in vereinfachtem Aufbau konstruiert ist.

[0010] Eine andere Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Bereitstellung eines Augengerätes, welches zu einer leichteren Beobachtung in der Lage ist, selbst wenn ein Schutzfilter während der Laserbehandlung zugegen ist.

[0011] Um die voranstehenden Probleme zu lösen stellt die vorliegende Erfindung ein Augengerät gemäß Anspruch 1 bereit. Bevorzugte Ausführungsformen sind in den abhängigen Ansprüchen 2 bis 9 festgelegt.

Kurzbeschreibung der Zeichnungen

[0012] Die beigefügten Zeichnungen, die in diese Spezifikation eingeschlossen sind und einen Teil davon bilden, veranschaulichen eine Ausführungsform der Erfindung und dienen zusammen mit der Beschreibung zur Erläuterung der Aufgaben, Vorteile und Prinzipien der Erfindung.

[0013] In den Zeichnungen:

[0014] **Fig. 1** ist eine Außenansicht, die ein Laserbehandlungsgerät in einer Ausführungsform gemäß der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0015] **Fig. 2** ist eine schematische Ansicht, die ein optisches System des Geräts zeigt;

[0016] **Fig. 3** ist ein Blockdiagramm, welches schematisch ein Steuersystem des Geräts zeigt;

[0017] **Fig. 4** ist eine Ansicht, die die Wellenlängenscharakteristika von jeder LED zeigt;

[0018] **Fig. 5** ist eine Ansicht, die die Wellenlängentransmissionscharakteristika eines Schutzfilters zeigt;

[0019] **Fig. 6** ist ein Blockdiagramm, welches schematisch ein Mechanismus zur selektiven Aufleuchtung von LEDs zeigt.

[0020] Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen Eine detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform eines die vorliegende Erfindung ausführenden Augengeräts wird nun unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen gegeben. Die vorliegende Ausführungsform

veranschaulicht beispielhaft ein Laserbehandlungsgerät als den Augengerät gemäß der vorliegenden Erfindung. **Fig. 1** ist eine Außenansicht, die ein Laserbehandlungsgerät zum Ausführen einer Photokoagulationsbehandlung zeigt, in dem ein Laserlichtstrahl zur Behandlung (nachfolgend lediglich als ein Behandlungsstrahl bezeichnet) auf das Umfeld eines betroffenen Teils eines Patientenauges eingestrahlt wird. **Fig. 2** ist eine schematische Ansicht, die ein optisches System des Geräts zeigt.

[0021] Bezugsziffer **1** bezeichnet einen Hauptkörper des Laserbehandlungsgeräts. Bezugsziffer **2** ist eine Steuerplatte zum Einstellen und Eingeben von Bestrahlungsausgabebedingungen des Behandlungsstrahls. Bezugsziffer **3** bedeutet eine Schlitzlampenausgabe, die ein optisches Laserbestrahlungssystem **30**, ein optisches Bestrahlungssystem **40** und ein optisches Beobachtungssystem **50** einschließt. Bezugsziffer **4** ist ein Faserkabel zum Zuführen des Behandlungsstrahls oder eines Ziellaserlichtstrahls (nachfolgend lediglich als ein Zielstrahl bezeichnet) aus dem Hauptkörper **1** zur Schlitzlampenzuführung **3**. Bezugsziffer **5** ist ein Fußschalter zum Erzeugen eines Triggersignals, um die Laserbestrahlung zu starten. Bezugsziffer **6** ist ein Steuerknüppel (Joystick) zum Bewegen der Schlitzlampenzuführung **3**.

[0022] Bezugsziffer **7** bezeichnet einen Schalter zum Aufleuchten der LEDs **41a–41c**, die eine Bestrahlungslichtquelle aufbauen, welche in der Schlitzlampenzuführung **3** eingeschlossen sind. Bezugsziffer **8** bezeichnet einen Lichteinstellknopf zum Einstellen einer Bestrahlungslichtmenge. Bezugsziffer **9** ist ein Kabel, welches die Schlitzlampenzuführung **3** und einen Steuerabschnitt **60** (siehe **Fig. 3**) auf der Seite des Hauptkörpers **1** verbindet. Das Kabel **9** wird zum Übertragen und Empfangen eines Befehlsignals zum Einführen/Entfernen eines Schutzfilters **57** in Bezug auf einen optischen Weg des optischen Beobachtungssystems **50** (nachfolgend als ein optischer Beobachtungsweg bezeichnet) oder ein Detektionssignal, welches das Einführen oder Entfernen des Filters **57** (d. h. das Vorhandensein oder die Abwesenheit des Filters **57** nm optischen Beobachtungsweg) anzeigt, verwendet. Das Kabel **9** wird ebenso zur Übertragung verwendet, ob der Fußschalter **5** aktiv oder inaktiv gegenüber der Schlitzlampenzuführung **3** ist.

[0023] Die Bezugsziffer **10** bezeichnet eine Laserquelle zum Emittieren eines Behandlungsstrahls. In der vorliegenden Ausführungsform wird ein Nd:YAG-Laser, der zur Oszillation einer Grundwelle von 1064 nm in der Lage ist, verwendet, um ein grünes Licht von 532 nm (linear polarisiertes Licht) zu erzeugen, was das Doppelte der Grundwellen ist. Die Bezugsziffer **11** ist ein Beamsplitter mit der Eigenschaft, den größten Teil des aus der Laserquelle **10** emittierten Behandlungsstrahls zu übertragen, wohingegen ein Teil des Strahls reflektiert wird. Der Teil des Behandlungsstrahls, der durch den Beamsplitter

11 reflektiert wird, tritt durch eine Diffusionsplatte **12** in einen Ausgabesensor **13** ein, zum Detektieren des Ausgabewerts des Behandlungsstrahls.

[0024] Bezugsziffer **14** ist eine Sicherheitsblende. Wenn der Fußschalter **5** niedergedrückt ist, wodurch ein Befehl zur Laserbestrahlung ausgegeben wird (d. h. ein Triggersignal erzeugend), wird die Sicherheitsblende **14** aus dem optischen Weg entfernt, wodurch das Hindurchtreten des Behandlungsstrahls ermöglicht wird. In dem Fall, bei dem eine Rbnormalität auftritt, wird die Sicherheitsblende **14** in den optischen Weg eingebracht, um dadurch den Laserstrahl abzufangen. Das Öffnen und Schließen dieser Blende **14** wird durch einen Blendensensor **14a** detektiert.

[0025] Bezugsziffer **15** bezeichnet eine Laserlichtquelle zum Emittieren eines Zielstrahls. In der vorliegenden Ausführungsform wird eine Halbleiterlasersquelle verwendet, die zum Emittieren eines roten Zielstrahls von 630 nm in der Lage ist. Der aus der Lichtquelle **15** emittierte Zielstrahl passiert eine Kollimatorlinse **16** und wird mit Hilfe eines dikroitischen Spiegels **17** coaxial zum Behandlungsstrahl gemacht.

[0026] Bezugsziffer **18** ist eine zweite Sicherheitsblende. Das Öffnen und Schließen dieser Blende **18** wird durch einen Blendensensor **18a** detektiert. Bezugsziffer **19** bezeichnet eine Fokussierlinse zum Fokussieren der Laserstrahlen (den Behandlungsstrahl und dem Zielstrahl) auf eine Einfallsendfläche **4a**, um in die Faser **4** einzutreten. Die Laserstrahlen werden über die Faser **4** zum optischen Bestrahlungssystem **30** der Schlitzlampenzuführung **3** geliefert.

[0027] Das optische Bestrahlungssystem **30** umfaßt eine Kollimatorlinse **31**, eine variable Verstärkungslinsengruppe **32**, eine Objektivlinse **33** und einen angetriebenen Spiegel **34**. Ein Bediener kann einen Manipulator (nicht gezeigt) bedienen, so dass dadurch der Reflektionswinkel des angetriebenen Spiegels **34** verändert wird, um eine Laserbestrahlungsposition fein einzustellen.

[0028] Bezugsziffer **40** bezeichnet ein optisches Bestrahlungssystem. Bezugsziffer **41a**, **41b** und **41c** bezeichnen jeweils eine LED, die als eine Bestrahlungslichtquelle verwendet wird. Die LEDs **41a–41c** emittieren Strahlen des Strahlungslichts in den jeweiligen Wellenlängenbereichen rot (R), grün (G) und blau (B), die die Primärfarben des Lichts darstellen.

[0029] Die Wellenlängencharakteristika von jeder LED **41a**, **41b** und **41c** sind in **Fig. 4** gezeigt. Die LED **41a** emittiert Bestrahlungslicht des blauen Wellenlängenbereichs, dessen Peak-Lichtemissionswellenlänge nahe bei 460 nm liegt, und das blaue Bestrahlungslicht wird durch die dikroitischen Spiegel **80** und **81**, die auf einer optischen Achse L angeordnet sind, durchgelassen. Die LED **41b** emittiert Bestrahlungslicht eines grünen Wellenlängenbereichs, dessen Peak-Lichtemissionswellenlänge nahe bei 520 nm liegt. Das grüne Bestrahlungslicht wird durch den dikroitischen Spiegel **80** reflektiert, um sich mit dem blauen Bestrahlungslicht zusammenzusetzen. Dann

wird das resultierende Licht durch den dikroitischen Spiegel **81** hindurchgelassen. Die LED **41c** emittiert Bestrahlungslicht eines roten Wellenlängenbereichs, dessen Peak-Lichtemissionswellenlänge nahe bei 630 nm liegt. Das rote Bestrahlungslicht wird durch den dikroitischen Spiegel **81** reflektiert, um sich mit den Strahlen des blauen und grünen Bestrahlungslichts zusammenzusetzen.

[0030] Obgleich in der vorliegenden Ausführungsform die dikroitischen Spiegel **80** und **81** so verwendet werden, daß die Strahlen des Bestrahlungslichts (rote, grüne und blaue Lichtstrahlen) koaxial zueinander (einander zusammensetzend) gemacht werden, ist die vorliegende Erfindung nicht auf solche dikroitischen Spiegel begrenzt. Eine Strahlkombinationsvorrichtung wie ein Halbspiegel, eine Polarisationsplatte oder ein Prisma kann verwendet werden.

[0031] Die Strahlen des sichtbaren Bestrahlungslichts, die aus den LEDs **41a–41c** emittiert werden und auf der optischen Achse L koaxial (einander zusammensetzend) gemacht werden, werden durch die Kondensorlinse **42** hindurchgelassen. Höhe und Breite des resultierenden Lichts werden jeweils durch eine Platte **43** mit variabler Kreisöffnung und durch eine Platte **44** mit variablem Schlitz bestimmt, um zu einem schlitzförmigen Lichtfluß gebildet zu werden. Dann wird das schlitzförmige Bestrahlungslicht durch eine Projektionslinse **46** durchgelassen und dann mittels Trennsiegeln **48a** und **48b** auf das Patientenauge E reflektiert. So bestrahlt das Licht das Auge E durch eine Kontaktlinse **49**. Bezugsziffer **47** ist eine Korrekturlinse, und Bezugsziffer **45** ist ein Wellenlängenauswahlfilter, der in den optischen Weg des optischen Bestrahlungssystems **40** (nachfolgend als optischer Bestrahlungsweg bezeichnet) einzusetzen oder daraus zu entfernen ist.

[0032] Das optische Beobachtungssystem **50** umfaßt: eine Objektivlinse **51**, die von den linken und rechten optischen Beobachtungswegen geteilt wird; eine variable Verstärkungslinse **52**; eine Bildgebungslinse **53**; ein zusammengesetztes Prisma **54**; ein Felddiafragma **55**, Okularlinsen **56**; und ein Schutzfilter **57**; wobei die Elemente **53** bis **57** jeweils in den linken und rechten optischen Beobachtungswegen angeordnet sind. **Fig. 5** ist eine Ansicht, die die Wellenlängencharakteristika des Filters **54** zeigt. Der in der vorliegenden Ausführungsform verwendete Filter **57** besitzt die Eigenschaft, 99% oder mehr des Lichts eines engen Bandbreiten-Wellenlängenbereichs (520 nm–540 nm) auszuschneiden, während das meiste des Lichts im sichtbaren Wellenlängenbereich durchgelassen wird.

[0033] Der Filter **57** ist so angeordnet, daß er mittels eines Bewegungsmechanismus, der aus einem Motor oder dergleichen (nicht gezeigt) aufgebaut ist, in den optischen Beobachtungsweg einsetzbar oder daraus entfernbar ist. Das Einsetzen und Entfernen des Filters **57** in Bezug auf den optischen Beobachtungsweg wird auf der Grundlage des Vorliegens oder der Abwesenheit des Triggersignals vom Fuß-

schalter **5** ausgeführt. Die Situation des Filters **57**, oder die Gegenwart oder die Abwesenheit des Filters **57** im optischen Beobachtungsweg wird mittels eines Sensors **57a** detektiert.

[0034] Der Betrieb des wie oben aufgebauten Geräts wird unter Bezugnahme auf ein Blockdiagramm beschrieben, welches in **Fig. 3** ein Steuersystem schematisch zeigt.

[0035] Ein Bediener schaltet die LEDs **41a–41c** mittels des Schalters **7** an. Zu diesem Zeitpunkt wird die Lichtmenge von jedem der aus den LEDs **41a–41c** emittierten Bestrahlungslichtstrahlen zuvor durch einen Lichtmengensteuerabschnitt **61** gesteuert, so daß weißes Bestrahlungslicht erzeugt wird, nachdem sich drei Lichtströme (rot, grün und blau) zusammengesetzt haben. Speziell werden die Lichtmengen der LEDs **41a**, **41b** und **41c** jeweils so gesteuert, daß die Lichtmengen das nachfolgende Verhältnis haben, nämlich LED **41a** : LED **41b** : LED **41c** (B : G : R) = 0,5 : 0,6 : 1,0.

[0036] Als ein Ergebnis werden die aus den LEDs **41a**, **41c** emittierten Bestrahlungslichtstrahlen, nachdem sie zusammengesetzt wurden, zu einem im wesentlichen weißen Bestrahlungslicht umgewandelt; das weiße Bestrahlungslicht bestrahlt das Patientenauge E; und der Bediener kann ein Beobachtungsbild (visuelles Beobachtungsfeld) in einer nahezu natürlichen Farbe erhalten. Es ist anzumerken, daß das Lichtmengenverhältnis nicht auf das obige begrenzt ist, sondern daß ein anderes Verhältnis angewandt werden kann, wenn nur die Farbe des durch die Zusammensetzung erzeugten Bestrahlungslichts in einen Bereich von weißem Licht ist.

[0037] Selbst wenn die Lichtmenge des auf das Patientenauge E projizierten Bestrahlungslichts durch Verwendung des Lichteinstellknopfs **8** verändert wird, wird die Lichtmenge durch den Lichtmengensteuerabschnitt **61** erhöht oder erniedrigt, ohne das Verhältnis der Lichtemissionsmengen der LEDs **41a–41c** zu verändern. Dies macht es möglich, das Bestrahlungslicht aufrechtzuerhalten, nachdem es zu einer im wesentlichen weißen Farbe zusammengesetzt wurde.

[0038] Da die LED in der vorliegenden Ausführungsform als der Bestrahlungslichtquelle verwendet wird, kann die Erwärmungsmenge vermindert werden, wodurch die Notwendigkeit einer Beobachtung eines thermischen Effekts, der durch das Bestrahlungslicht aus der LED verursacht wird, eliminiert wird. Alle solche LEDs besitzen eine lange Lebensdauer und brauchen nicht häufig ersetzt zu werden.

[0039] Die Bestrahlungslichtstrahlen aus den LEDs **41a**, **41b** und **41c** setzen sich durch die dikroitischen Spiegel **80** und **81** zusammen, wodurch wie oben beschrieben ein im wesentlichen weißes Bestrahlungslicht erzeugt wird, welches das Patientenauge E durch das optische Bestrahlungslicht **47** bestrahlt. Der Bediener kann durch das optische Beobachtungssystem **50** den Hintergrund des Patienten Auges E beobachten, welcher durch weißes Bestrahlungs-

licht bestrahlt wird.

[0040] Als nächstes wird die Ziellaserquelle **15** durch einen Schalter (nicht gezeigt) auf der Steuertafel **2** aufgeleuchtet. Durch Einstellen der Emission des Zielstrahls veranlaßt der Steuerabschnitt **60** das Entfernen der Blende **18** aus dem optischen Weg.

[0041] Der Bediener bedient den Steuerknüppel **6** und einen Manipulator (nicht gezeigt), während der auf den Augenhintergrund eingestrahlte Zielstrahl beobachtet wird, und führt eine Ausrichtung in Bezug auf einen betroffenen Teil des Augenhintergrunds aus. Der Bediener legt die Bestrahlungsbedingungen fest wie die Bestrahlungsleistung oder die Bestrahlungsdauer des Behandlungsstrahls, indem verschiedene Schalter auf der Steuertafel **2** verwendet werden. wenn die Laserbestrahlung bereit ist, wird ein READY-Zustand geschaffen, so daß die Einstrahlung des Behandlungsstrahls ermöglicht wird. Dann bedient der Bediener den Manipulator (nicht gezeigt), um eine Feineinstellung zur Ausrichtung in Bezug auf das betroffene Teil zu machen. Nach Abschluß der Ausrichtung drückt der Bediener den Fußschalter **5**, um die Lasereinstrahlung zu beginnen. Durch Empfang des Triggersignals vom Fußschalter **5** erzeugt der Steuerabschnitt **60** ein Befehlssignal, daß der Filter **57** in den optischen Beobachtungsweg eingeführt wird. Der Sensor **57a** detektiert, daß der Filter **57** in den optischen Beobachtungsweg eingeführt ist, und überträgt das Detektionssignal an den Lichtmengensteuerabschnitt **61**.

[0042] Durch Empfang des Detektionssignals vom Sensor **57a** verändert der Lichtquellensteuerabschnitt **61** das Verhältnis der Lichtmengen der LEDs **41a-41c** in Synchronisation mit dem Einführen des Filters **57** in den optischen Beobachtungsweg. Ein Veränderungsbetrag dieses Lichtmengenverhältnisses ist voreingestellt, so daß die Lichtdichten von R, G und B, die durch den Filter **57** durchgelassen werden, nah bei jenen liegen, die in Abwesenheit des Filters **57** im optischen Beobachtungsweg erhalten werden.

[0043] Die obige Veränderung des Lichtmengenverhältnisses durch den Lichtmengensteuerabschnitt **61** wird aus dem folgenden Grund ausgeführt.

[0044] Das heißt, wenn das Reflektionslicht vom Patientenauge E den Filter **57** passiert, wird Licht der Wellenlängen im Bereich von 520 nm bis 540 nm durch den Filter **57** abgeschnitten, um den Behandlungsstrahl auszuschließen. Damit zusammenhängend wird die Dichte des grünen Lichts vermindert. In diesem Fall nimmt das Verhältnis der Lichtmengen der durch das Filter **57** durchgelassenen Lichtstrahlen die folgende Beziehung an: $B : G : R = 0,8 : 0,3 : 1,0$.

[0045] Folglich ist das gesamte Beobachtungsbild, welches während der Beobachtung durch den Filter **57** erhalten wird, stärker gefärbt (leicht violett) als bei dem Bild, welches in Abwesenheit des Filters **57** erhalten wurde.

[0046] Um die Dichte des durch den Filter **57** ausge-

schlossenen grünen Lichts zu kompensieren, wird die Dichte des Lichts eines grünen Wellenlängenbereichs, das durch den Filter **57** durchgelassen wird, relativ erhöht.

[0047] Das Verhältnis der jeweiligen Lichtmengen der LEDs **41a-41c** wird zum Beispiel verändert durch Erhöhen der Lichtmenge des LED **41b**, während jene der LEDs **41a** und **41c** erniedrigt werden, so daß das Lichtmengenverhältnis der durch den Filter **57** durchgelassenen Lichtstrahlen auf die Beziehung $B : G : R = 0,5 : 0,6 : 1,0$ eingestellt wird. In diesem Fall zeigt das Verhältnis der jeweiligen tatsächlichen Lichtmengen der LEDs die folgende Beziehung: LED **41a** : LED **41b** : LED **41c** ($B : G : R$) = $0,3 : 1,0 : 0,9$. Auf diese Weise wird der Farbgrad eines Beobachtungsbildes erniedrigt, und einem in Gegenwart des Filters **57** im optischen Beobachtungsweg erzeugten Beobachtungsbild kann eine Tönung verliehen werden, die nah beim Beobachtungsbild liegt, welches in Abwesenheit des Filters **57** darin erzeugt wird.

[0048] Die relative Steuerung des Lichtmengenverhältnisses der LEDs **41a-41c** kann experimentell bestimmt werden, so daß die Tönungen der Beobachtungsbilder in Gegenwart und in Abwesenheit des Filters **57** soweit wie möglich identisch zueinander sind.

[0049] Sobald das Einführen des Filters **57** in den optischen Beobachtungsweg über den Sensor **57a** bestätigt wird (wenn das Detektionssignal, welches die Gegenwart des Filters **57** wiedergibt, vom Sensor **57a** empfangen wird), veranlaßt der Steuerabschnitt **60** das Entfernen der Blende **14** aus dem optischen Weg und veranlaßt die Laserquelle **10**, den Behandlungsstrahl zu emittieren. Der Behandlungsstrahl wird durch das optische System im Hauptkörper **1**, die Faser **4** und das optische Bestrahlungssystem **30** geliefert, um den betroffenen Teil des Patienten Auges E zu bestrahlen.

[0050] Selbst wenn der Filter **57** während der Laserbestrahlung, d. h. in den optischen Beobachtungsweg eingeführt ist, wird das Beobachtungsbild in einem Farbzustand erhalten, der nah bei einer natürlichen Farbe liegt, welche bei der Beobachtung in Abwesenheit des Filters **57** erhalten wird. Somit kann der Zustand des betroffenen Teils oder das Behandlungsergebnis ohne irgendeine Merkwürdigkeit beobachtet werden. Selbst wenn der Filter **57** in den optischen Beobachtungsweg zur kontinuierlichen Laserbestrahlung für eine lange Zeit eingebracht wird, gibt es darüber hinaus keine Notwendigkeit, den Filter **57** aufgrund einer geringen Sichtbarkeit bei der Hälfte der Behandlung zu entfernen, um dem Bediener die Überprüfung des Behandlungszustands ohne den Filter **57** zu gestatten. Die oben erwähnte Lichtmengensteuerung ist deshalb für die kontinuierliche Laserbestrahlung besonders wirksam.

[0051] Wenn der Bediener das Niederdrücken des Fußschalters **5** beendet, wird daraus kein Triggersignal erzeugt. In Antwort auf das Ausbleiben eines Signals vom Fußschalter **5** stoppt der Steuerabschnitt **60** die Laseremission aus der Laserquelle **10** ab und

entfernt den Filter **57** aus dem optischen Beobachtungsweg. Im Zusammenwirken mit dem Detektionssignal aus dem Sensor **57a**, der die Entfernung des Filters **57** detektiert hat, setzt der Lichtmengensteuerabschnitt **61** das Lichtmengenverhältnis der LEDs **41a–41c** auf das vor dem Einführen des Filters **57** verwendete, ursprüngliche Lichtmengenverhältnis zurück. Auf diese Weise kann, selbst nach dem Entfernen des Filters **57** aus dem optischen Beobachtungsweg, ein Beobachtungsbild erhalten werden mit im wesentlichen derselben Tönung wie derjenigen, die vor dem Einführen des Filters **57** in den optischen Beobachtungsweg erhalten wurde.

[0052] Die vorliegende Erfindung kann auf andere spezielle Arten ausgeführt werden, ohne sich von den wesentlichen Merkmalen davon zu entfernen.

[0053] Zum Beispiel wird in der obigen Ausführungsform das Lichtmengenverhältnis der LEDs **41a–41c** im Zusammenwirken mit dem Detektionssignal aus dem Sensor **57a**, welches die Gegenwart/Abwesenheit des Filters **57** im optischen Beobachtungsweg wiedergibt, verändert. Alternativ kann das Verhältnis in Antwort auf das Triggersignal aus dem Fußschalter **5** verändert werden.

[0054] Die obige Ausführungsform hat ein Beispiel der Verwendung von drei Arten von LEDs zum Emittieren von Bestrahlungslicht der Wellenlängen in den Bereichen R, G und B beschrieben. Wenn solche drei Arten von LEDs jedoch zum Erzeugen eines im wesentlichen weißen Bestrahlungslichts unzureichend sind, können die Arten der LEDs zum Emittieren von Strahlen von Bestrahlungslicht mit Wellenlängen in anderen Bereichen als den obigen drei Bereichen weiter erhöht werden, so daß das im wesentlichen weiße Bestrahlungslicht leicht erhalten werden kann. In dem Fall, bei dem die Bestrahlungslichtmenge unzureichend ist, kann die Anzahl der LEDs für jede Farbe erhöht werden.

[0055] Obgleich die vorliegende Ausführungsform ein Beispiel eines Laserbehandlungsgeräts beschrieben hat, ist ferner die vorliegende Erfindung selbstverständlich nur auf eine Schlitzlampe anwendbar. In diesem Fall werden bequemerweise Auswahl Tasten **70a**, **70b** und **70c** zum selektiven Aufleuchten der LEDs **41a**, **41b** und **41c** für B-, G- und R-Licht oder zum individuellen Einstellen der Lichtmenge von jeder der LEDs **41a–41c** (siehe **Fig. 6**) bereitgestellt. Bei einer Fluoreszenzbeobachtung unter Verwendung einer Fluorescein-Augenwaschung zum Beispiel wird das LED **41a** so aufgeleuchtet, daß das Patientenauge E durch ein blaues Einstrahllicht beleuchtet wird, welches zum Anregen von Fluorescein in der Lage ist.

[0056] Bei der Beobachtung der Blutgefäße der Augenbindehaut oder dergleichen wird das LED **41b** zum Emittieren von grünem Bestrahlungslicht aufgeleuchtet, ohne Einstrahlung von rotem Bestrahlungslicht, wodurch die Beobachtung erleichtert wird. Dies macht es ebenso möglich, einen Filtermechanismus zum Auswählen von Wellenlängen aus dem opti-

schen Bestrahlungssystem **40** zu eliminieren. In einem solchen Fall kann ein LED zum Emittieren von Licht mit Wellenlängen, die zur Fluoreszenzbeobachtung oder dergleichen erforderlich sind, zuvor bereitgestellt werden als ein LED für eine Bestrahlungslichtquelle.

[0057] Alternativ kann die Lichtmenge von rotem Bestrahlungslicht reduziert werden, oder die Lichtmenge von grünem Bestrahlungslicht oder von blauem Bestrahlungslicht kann erhöht werden, um das Bestrahlungslicht auf eine leicht zu beobachtende Farbe, je nach der Farbe einer Beobachtungsstelle, fein einzustellen.

[0058] Das Aufleuchten der LEDs **41a–41c** oder die Lichtmengensteuerung wird durch den Lichtmengensteuerabschnitt **61** bewirkt, der mit den Auswahl Tasten **70a–70c** verbunden ist. In dem Fall, bei dem die gesamte Bestrahlungslichtmenge gesteuert wird, ohne das Lichtmengenverhältnis der Farben zu verändern, wird der Knauf **8** verwendet. Alternativ kann eine LED zum Emittieren von Bestrahlungslicht von Wellenlängen in Übereinstimmung mit Arten der Fluoreszenzbeobachtung oder dergleichen getrennt von der LED für eine Bestrahlungslichtquelle bereitgestellt werden.

[0059] Selbst wenn nur eine Art eines weiß emittierenden LED verwendet wird ohne Verwendung der drei Arten (R, G und B) von LEDs, ist die Verwendung eines solchen weiß emittierenden LED sehr wirksam in Bezug auf die Hitzeerzeugung und die Lebensdauer im Vergleich zu einer herkömmlichen Halogenlampe oder Wolframlampe.

[0060] Wie oben beschrieben worden ist kann gemäß der vorliegenden Erfindung das Gerät mit einer leicht zu bedienenden Bestrahlungslichtquelle und einem vereinfachten Aufbau realisiert werden. Ferner kann bei der Laserbehandlung der betroffene Teil des Patienten Auges leicht beobachtet werden selbst in Gegenwart des Schutzfilters im optischen Weg des optischen Beobachtungssystems.

Patentansprüche

1. Augengerät mit:
 einem optischen Bestrahlungssystem (**40**) zum Bestrahlen eines Auges eines Patienten, wobei das optische Bestrahlungssystem eine Vielzahl von LEDs (**41a**, **41b**, **41c**), die Bestrahlungslichtquellen darstellen, und ein optisches Zusammensetzungssystem (**80**, **81**) zum Zusammensetzen der optischen Wege von Lichtstrahlen, die aus den LEDs emittiert werden, einschließt;
 einem optischen Beobachtungssystem (**50**) zum Beobachten des Patienten Auges; und
 einem optischen Bestrahlungssystem (**30**) zum Einstrahlen eines sichtbaren Laserstrahls auf das Patientenauge zur Behandlung, einem Schutzfilter (**57**), der verhindert, daß der Behandlungslaserstrahl in das Auge eines Bedieners eintritt, wobei der Schutz-

filter in den optischen Beobachtungsweg des optischen Beobachtungssystems **(50)** einsetzbar und daraus entferntbar angeordnet ist,

dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät eine Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** zum Verändern eines Verhältnisses der Lichtemissionsmengen der LEDs im Zusammenwirken mit dem Einführen und/oder dem Entfernen des Schutzfilters einschließt.

2. Augengerät gemäß Anspruch 1, wobei die Vielzahl von LEDs eine Vielzahl von LEDs zum Emittieren von Laserstrahlen mit Wellenlängen in verschiedenen Bereichen einschließt, und wobei die Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** die Bestrahlungslichtmenge von jeder der LEDs steuert, um im wesentlichen weißes Bestrahlungslicht zu erzeugen.

3. Augengerät gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei die Vielzahl von LEDs ein LED **(41c)** zum Emittieren von rotem Licht, ein LED **(41b)** zum Emittieren von grünem Licht und ein LED **(41a)** zum Emittieren von blauem Licht einschließt.

4. Augengerät gemäß Anspruch 1, ferner mit einer Detektionseinrichtung **(57a)** zum Detektieren des Vorliegens oder der Abwesenheit des Schutzfilters **(57)** im optischen Beobachtungsweg, wobei die Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** das Verhältnis der Lichtemissionsmengen der LEDs auf der Basis eines Detektionsergebnisses von der Detektionseinrichtung verändert.

5. Augengerät gemäß Anspruch 1 oder 4, wobei die Lichtmengensteuereinrichtung **(41)** das Verhältnis der Lichtemissionsmengen der LEDs so verändert, daß ein in Gegenwart des Schutzfilters **(57)** im optischen Beobachtungsweg erhaltenes Beobachtungsbild die im wesentlichen gleiche Farbtönung aufweist wie ein Beobachtungsbild, welches in Abwesenheit des Schutzfilters **(57)** im optischen Beobachtungsweg erhalten wurde.

6. Augengerät gemäß Anspruch 1 oder 5, wobei, wenn der Schutzfilter **(57)** in den optischen Beobachtungsweg eingeführt ist, die Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** die Lichtemissionsmenge eines LED zum Emittieren von Licht einer Farbe erhöht, die einem Wellenlängenbereich entspricht, die durch den Schutzfilter **(57)** ausgeschlossen werden soll.

7. Augengerät gemäß irgendeinem der Ansprüche 1 bis 6, ferner mit einer Auswahleinrichtung **(70a, 70b, 70c)** zum selektiven Verursachen der Vielzahl von LEDs, Licht zu emittieren, wobei die Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** die Lichtemissionsmenge von jedem der LEDs auf der Basis der Auswahl der Auswahleinrichtung **(70a, 70b, 70c)** verändert.

8. Augengerät gemäß irgendeinem der Ansprü-

che 1 bis 7, ferner mit einer Lichteinstelleinrichtung **(8)** zum Verändern der Lichtmenge eines im wesentlichen weißen Bestrahlungslichts, wobei die Lichtmengensteuereinrichtung **(61)** die Lichtemissionsmenge von jedem der LEDs auf der Basis der Einstellung durch die Lichteinstelleinrichtung **(8)** verändert, während das Verhältnis der Lichtemissionsmengen der LEDs unverändert gelassen wird.

9. Augengerät gemäß Anspruch 1, wobei die Vielzahl der LEDs eine Vielzahl von LEDs zum Emittieren von im wesentlichen weißem Licht einschließt.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

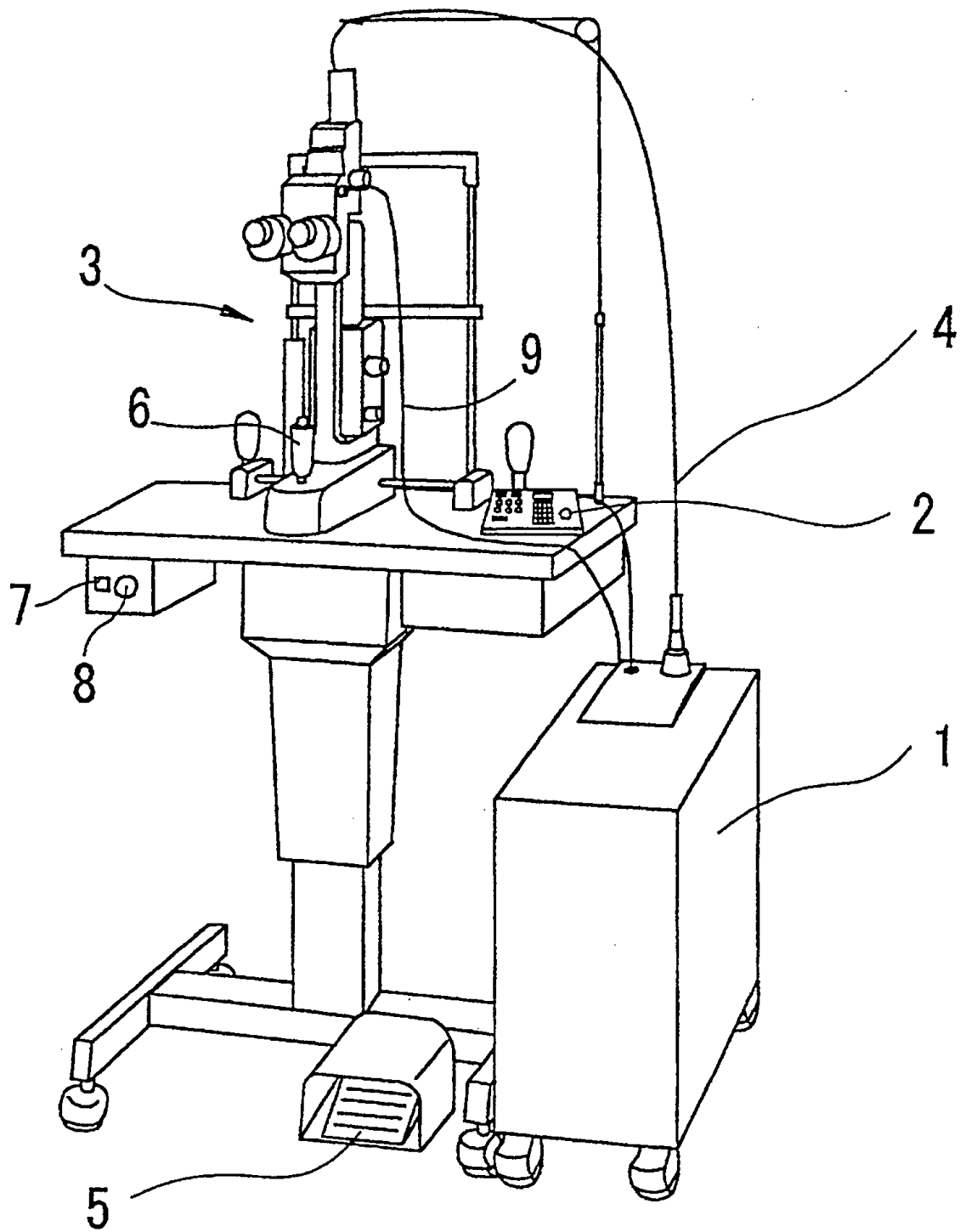


FIG. 2

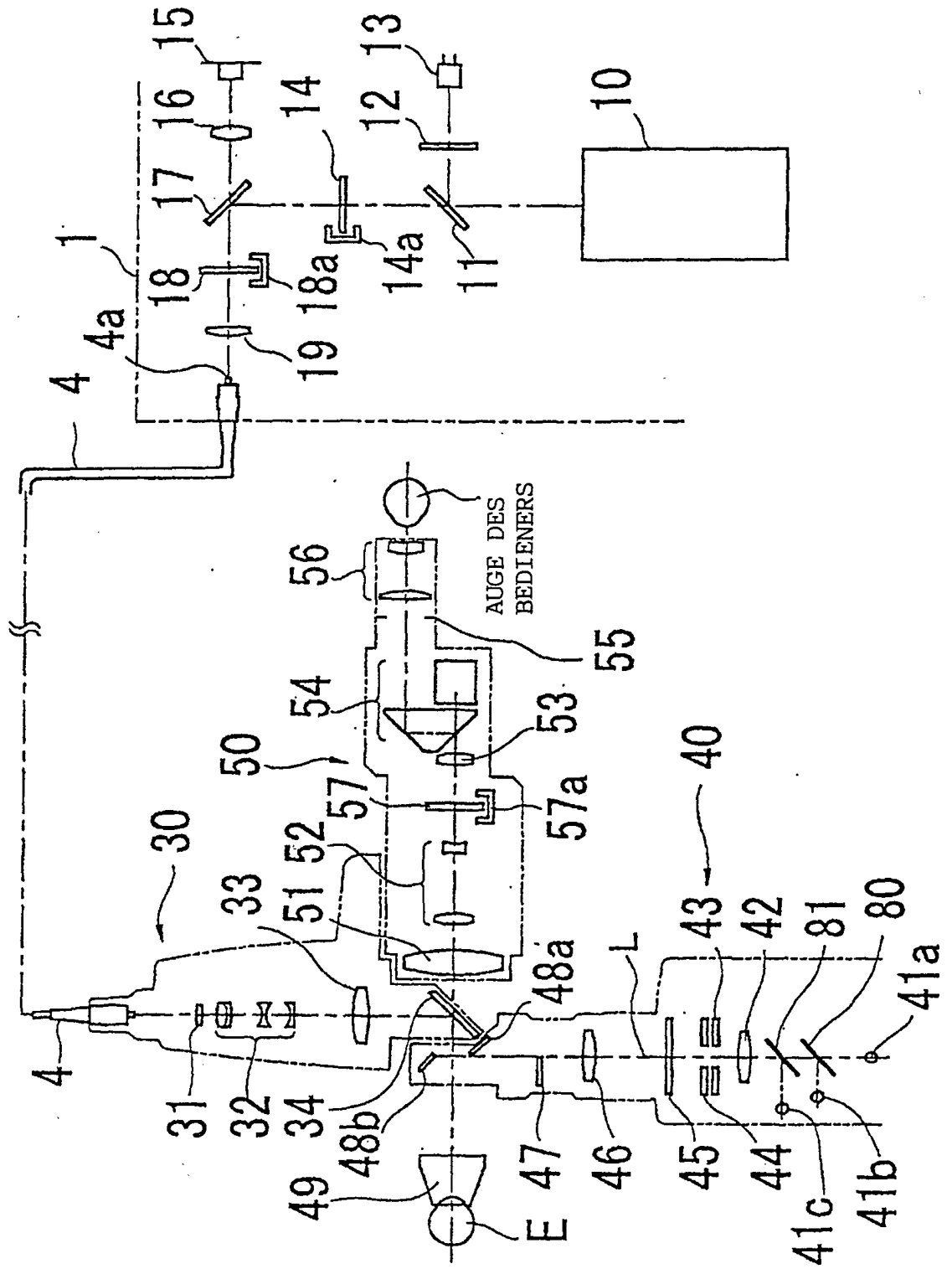


FIG. 3

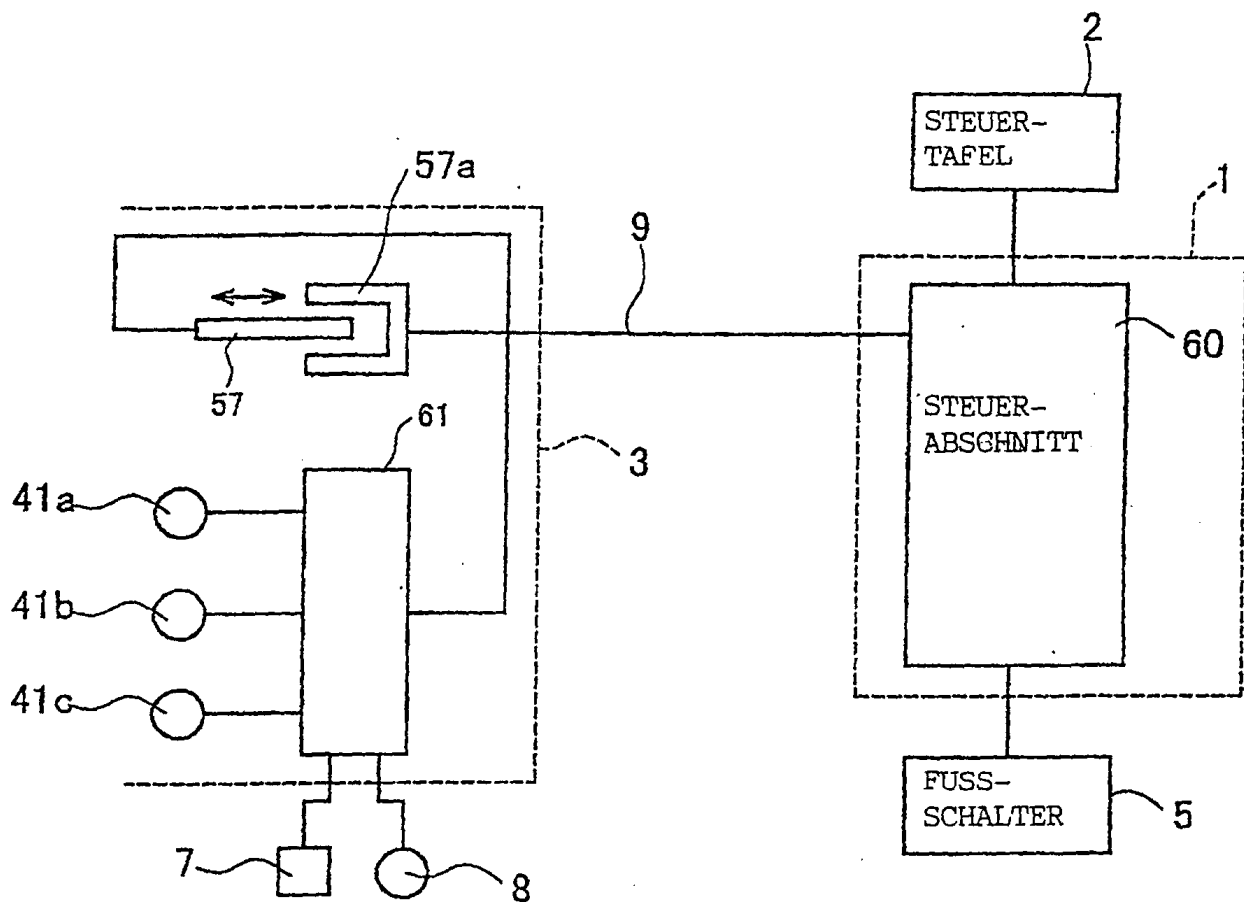


FIG. 4

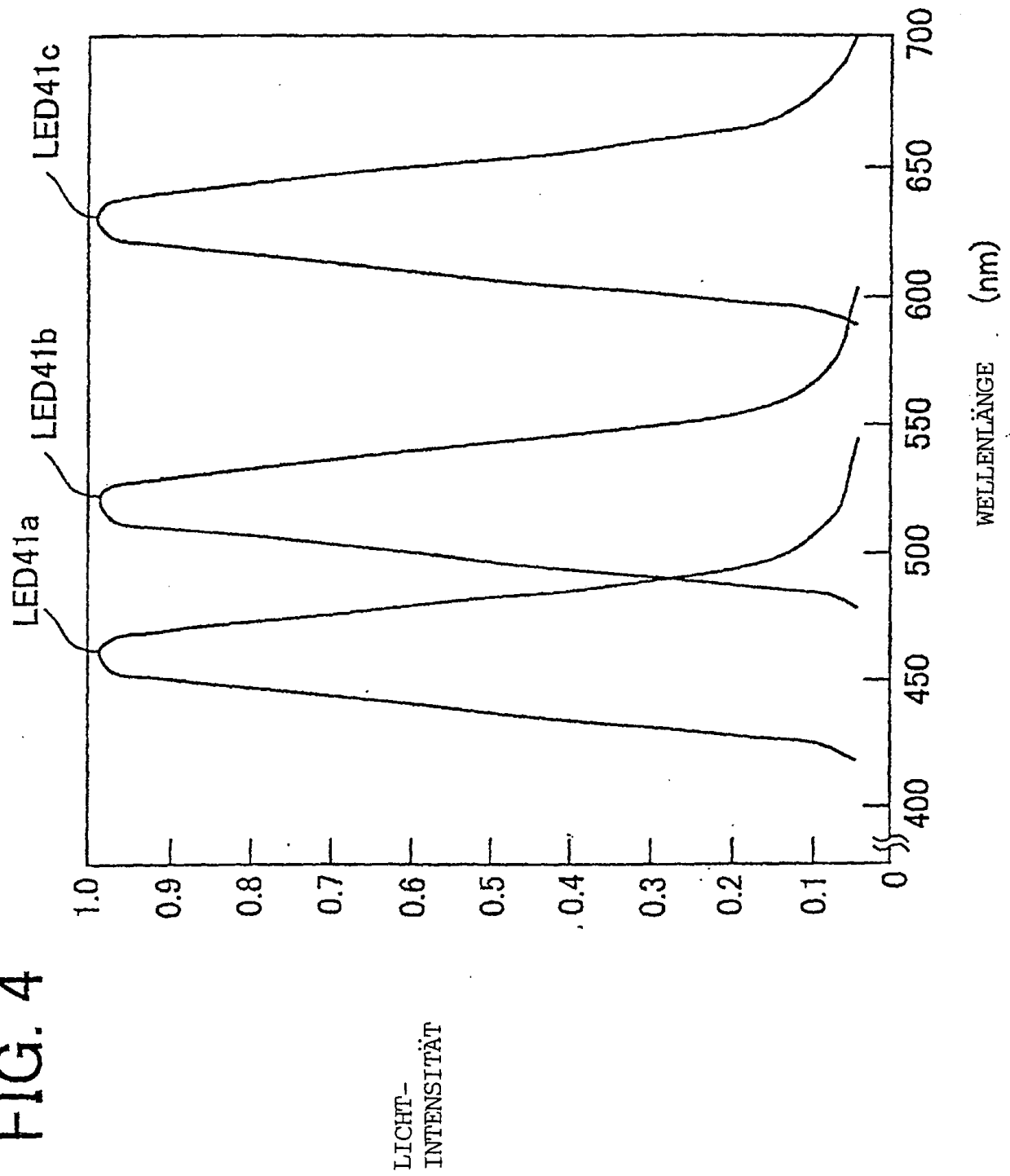


FIG. 5

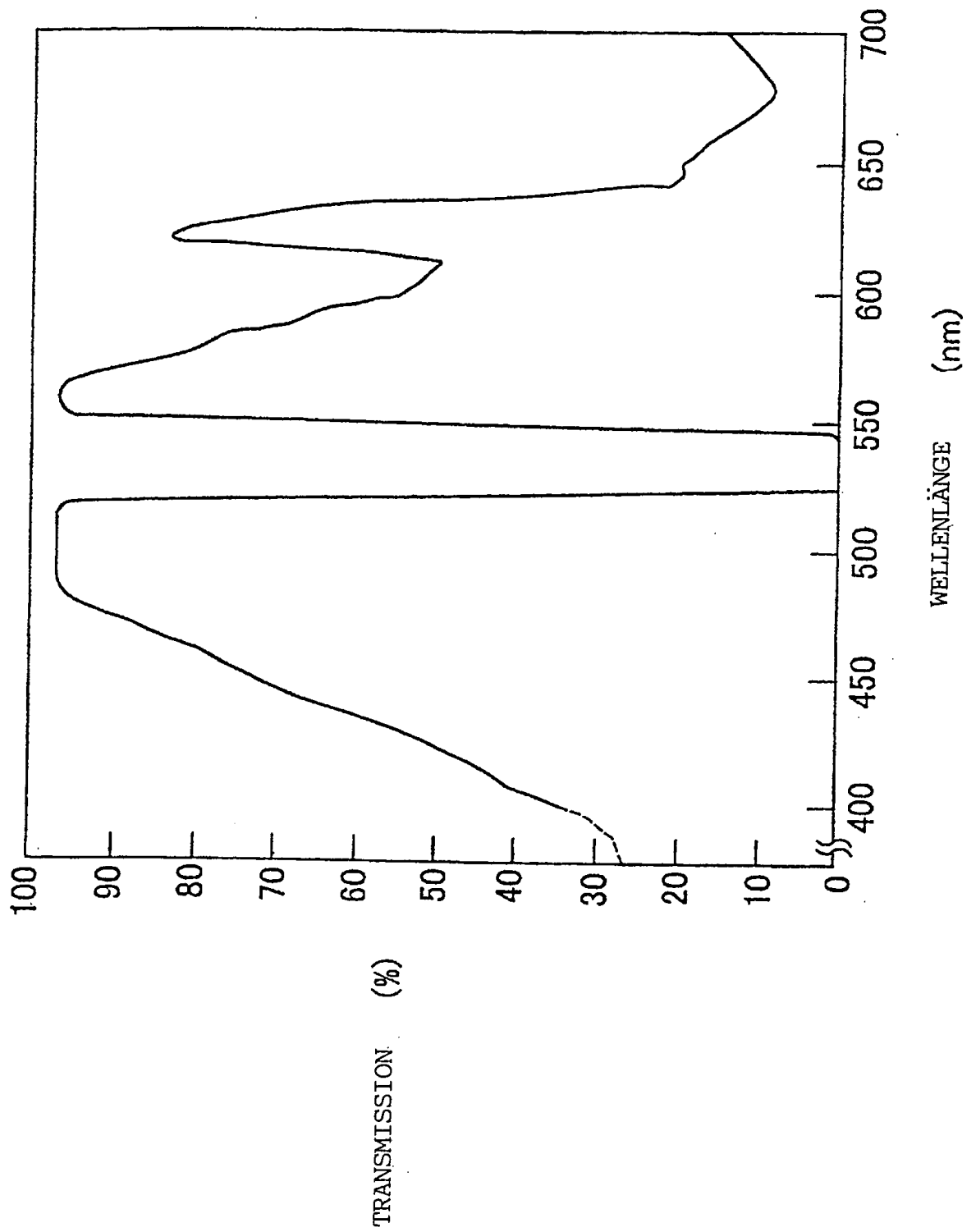


FIG. 6

