



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 601 16 019 T2 2006.06.22

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 192 919 B1

(51) Int Cl.⁸: A61F 9/01 (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: 601 16 019.3

(96) Europäisches Aktenzeichen: 01 123 588.4

(96) Europäischer Anmeldetag: 01.10.2001

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 03.04.2002

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 21.12.2005

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 22.06.2006

(30) Unionspriorität:
2000306620 02.10.2000 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:
Nidek Co., Ltd., Gamagori, Aichi, JP

(72) Erfinder:
**Fujieda, Masanao, Toyohashi-shi, Aichi-ken,
440-0094, JP**

(74) Vertreter:
**Kuhnen & Wacker Patent- und
Rechtsanwaltsbüro, 85354 Freising**

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Laserchirurgie**

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 eingelebt, 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**HINTERGRUND DER ERFINDUNG****1. Gebiet der Erfindung**

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Laser-Operationsvorrichtung zum Durchführen einer Operation an einem Patientenauge durch Bestrahlen davon mit einem Laserstrahl, mit: einer Bestrahlungseinrichtung, die mit einem optischen Bestrahlungssystem zur Bestrahlung des Patientenauges mit einem Laserstrahl ausgestattet ist; einer Augenfixier-Zieldarstellungs-Vorrichtung zur Darstellung eines Augenfixierziels für die Fixierung des Patientenauges; einer Rechnervorrichtung zum Berechnen der Bestrahlungs-Steuerdaten auf Basis von Bedingungsdaten für eine chirurgische Operation; und einer Steuervorrichtung zum Steuern der Bestrahlungsvorrichtung auf Basis der berechneten Bestrahlungs-Steuerdaten.

2. Beschreibung des Stands der Technik

[0002] Als eine Laser-Operationsvorrichtung zum Durchführen einer Operation an einem Patientenauge durch Bestrahlen davon mit einem Laserstrahl, wie beispielsweise eine Hornhaut-Operation (keratorefraktive Operation), ist eine Vorrichtung bekannt, die einen Excimer-Laserstrahl verwendet. Diese Art der Vorrichtung wird verwendet, um einen Brechfehler bzw. Brechungsfehler durch Bestrahlen einer Hornhaut-Oberfläche mit einem Laserstrahl zur Abtragung der Hornhaut-Oberfläche zu korrigieren, um eine Hornhaut-Krümmung zu verändern oder einen betreffenden Teil in der Hornhaut zu entfernen. Diese Art von Vorrichtung erfordert, daß das Patientenauge durch Fixieren des Auges auf ein Fixierziel stabilisiert (fixiert) wird, um eine gewünschte Stelle des Patientenauges mit einem Laserstrahl zu bestrahlen. Jedoch dauert die Bestrahlung mit einem Laserstrahl durch Verwendung dieser Art von Vorrichtung höchstens etwa eine Minute. Das Patientenauge muß vom Beginn bis zum Ende der Laserbestrahlung dauerhaft fixiert sein, und die Anspannung des Patienten, die von der Augenfixierung resultiert, erlegt ihm bzw. ihr eine ernste Belastung auf.

[0003] Die US-A-6004313 offenbart ein einstellbares Fokus-Patienten-Fixierungssystem, das Brechfehler in einem Patientenauge korrigieren kann, das ein Ziel darstellt, das dem Auge als fokussiert erscheint, und dadurch die Fähigkeit des Patienten verbessert, das Auge durch Betrachten des Ziels zu stabilisieren. Die Erscheinung des Ziels verändert sich beim Fortschreiten des Verfahrens. Die US-A-5947955 offenbart eine Vorrichtung zur aktiven Steuerung der Bewegung und Position beider Augen während der Augenbrechungs-Laseroperation.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0004] Die vorliegende Erfindung ist im Lichte der oberen Umstände getätigten worden und hat zur Aufgabe, die oberen Probleme zu überwinden und eine Laser-Operationsvorrichtung bereitzustellen, von der erwartet wird, daß eine Belastung des Patienten minimiert und ein gutes Ergebnis einer chirurgischen Operation erhalten wird.

[0005] Um das Ziel zu erreichen und entsprechend dem Zweck der vorliegenden Erfindung, wie er hierin verkörpert und ausführlich beschrieben wird, berechnet und teilt die Rechnervorrichtung in einer Laservorrichtung gemäß dem oberen Gebiet der Erfindung einen Operationszeitraum in einen ersten Zeitraum und einen zweiten Zeitraum, wobei während des ersten Zeitraums die Fixierung des Patientenauges wichtig ist, und während des zweiten Zeitraums die Fixierung des Patientenauges im Vergleich zum ersten Zeitraum relativ unwichtig ist, und die Vorrichtung enthält eine Informationsvorrichtung, die dem Patienten wenigstens mitteilt, ob ein Operationsschritt im ersten Zeitraum oder ob der Operationsschritt im zweiten Zeitraum ist oder beides.

[0006] Zusätzliche Aufgaben und Vorteile der Erfindung werden zum Teil in der nachfolgenden Beschreibung dargelegt und zum Teil aus der Beschreibung ersichtlich oder werden durch die Anwendung der Erfindung erfahren. Die Aufgaben und Vorteile der Erfindung können mit Hilfe der Instrumentierungen und Kombinationen verwirklicht und erreicht werden, auf die insbesondere in den beigefügten Ansprüchen hingewiesen wird.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNG

[0007] Die beigeigte Zeichnung, auf die in dieser Spezifikation Bezug genommen wird und die einen Teil dieser Spezifikation bildet bzw. darstellt, stellt die Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung dar und dient zusammen mit der Beschreibung der Erklärung der Aufgaben, Vorteile und Prinzipien der Erfindung. In der Zeichnung ist:

[0008] [Fig. 1](#) eine Außenansicht einer Hornhaut-Operationsvorrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0009] [Fig. 2](#) eine Ansicht, die eine schematische Anordnung eines optischen Systems und eines Steuersystems der vorliegenden Vorrichtung darstellt;

[0010] [Fig. 3](#) ein Schaubild, das ein Antriebsprofil der jeweiligen Blende darstellt, das mit dem Fortschritt einer keratorefraktiven Operation korrespondiert;

[0011] [Fig. 4](#) ein Flußdiagramm, das Veränderun-

gen im Beleuchtungszustand eines Fixierlichts während der keratorefraktiven Operation darstellt;

[0012] [Fig. 5](#) eine schematische Anordnung eines optischen Systems und eines Steuersystems der Vorrichtung, die mit einer modifizierten Ausführungsform übereinstimmt; und

[0013] [Fig. 6](#) ein Schaubild, das eine Intensitätsverteilung eines Excimer-Laserstrahls darstellt.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0014] Eine detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform einer Laser-Operationsvorrichtung, welche die vorliegende Erfindung verkörpert, wird nun mit Bezug auf die beigegebte Zeichnung wiedergegeben. [Fig. 1](#) ist eine Außenansicht einer Hornhaut-Operationsvorrichtung, die eine Art von Laser-Operationsvorrichtung ist. [Fig. 2](#) ist eine Ansicht, die eine schematische Anordnung eines optischen Systems und eines Steuersystems der vorliegenden Vorrichtung darstellt.

[0015] Ein Grundrahmen bzw. Hauptteil **1** der Vorrichtung umfaßt eine Excimerlaser-Lichtquelle **11** darin. Ein Laserstrahl aus der Laser-Lichtquelle **11** wird durch einen Spiegel reflektiert, der im Grundrahmen **1** angeordnet ist, um zu einer Armeinheit **2** geführt zu werden. Eine optische Beobachtungseinheit **5** ist an einem Seitenabschnitt der Armeinheit **2** angeordnet. Die optische Beobachtungseinheit **5** ist mit einer Stereomikroskopieeinheit **3** zur Beobachtung eines Patientenauges **E**, einer Beleuchtungseinheit **4**, einem Laser-Strahlenausgang, einem optischen System zur Erfassung der Augapfelposition, das nicht dargestellt ist, und so weiter ausgestattet. Auch ist die Armeinheit **2** angeordnet, um in einer X- und einer Y-Richtung beweglich zu sein, und die optische Beobachtungseinheit **5** ist angeordnet, um in einer Z-Richtung beweglich zu sein. Jede ist derart angeordnet, um von einer Antriebseinheit bewegt zu werden, die nicht dargestellt ist.

[0016] Eine Steuereinheit **6** ist mit einem Steuerknüppel **7** zum Geben eines Signals, um die Armeinheit in der X- und Y-Richtung zu bewegen, einem Schalter zum Geben eines Signals, um die optische Beobachtungseinheit **5** in der Z-Richtung zu bewegen, und so weiter ausgestattet. Ein Fußschalter **8** wird zum Geben eines Signals bereitgestellt, um die Laserbestrahlung (Emission) zu beginnen. Ein Rechner **9** wird bereitgestellt, um die Abtragungsdaten durch Eingeben verschiedener Bedingungsdaten für eine chirurgische Operation zu berechnen. Das Bezugszeichen **10** ist ein Bett für einen Patienten.

[0017] Die Laser-Lichtquelle **11** emittiert einen Excimer-Laserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm

(nicht auf diese Wellenlänge beschränkt). Der Excimer-Laserstrahl, der von der Laser-Lichtquelle **11** emittiert wird, ist ein gepulster Strahl. Ferner ist eine Querschnittsgestalt des gepulsten Strahls auf einer Ebene, die senkrecht zu einer optischen Achse des Laserstrahls ist, ein enges Rechteck, was eine typische Gestalt ist. Auch zeigt eine Intensitätsverteilung des Strahls eine näherungswise einheitliche Verteilung in einer Richtung der langen Seite des Rechtecks, und sie zeigt die Gaußsche Verteilung in einer Richtung der kurzen Seite (siehe [Fig. 6](#)).

[0018] Der Laserstrahl, der von der Laser-Lichtquelle **11** emittiert wird, wird von einem ebenen Spiegel **12** um 90 Grad abgelenkt und wird dann weiter um 90 Grad durch einen ebenen Spiegel **13** abgelenkt. Der Spiegel **13** kann in einer Richtung des in der Figur dargestellten Pfeils durch eine Antriebsvorrichtung **41** verschoben werden, damit der Laserstrahl eine parallele Bewegung in der Richtung der Gaußschen Verteilung ausführt, um ein Objekt gleichmäßig abzutragen.

[0019] Eine Abbildungsdrehvorrichtung **14** wird drehbar über eine optische Achse **L** durch eine Antriebsvorrichtung **42** angetrieben, um den Laserstrahl um die optische Achse **L** zu drehen. Eine verstellbare Lochblende **15** begrenzt eine Abtragungszone, und der Bereich (Durchmesser) deren Öffnung wird durch eine Antriebsvorrichtung **43** verstellt. Eine verstellbare Spaltblende **16** begrenzt die Abtragungszone, und der Bereich (Ausdehnung) deren Öffnung wird durch eine Antriebsvorrichtung **44** verstellt. Auch die Spaltblende **16** wird um die optische Achse **L** durch eine Antriebsvorrichtung **45** derart gedreht, daß die Richtung der Öffnung der Spaltblende verstellt wird. Diese Spaltblende **16** wird zur Randschärfen-Korrektur und dergleichen verwendet.

[0020] Eine Projektionslinse **17** projiziert die Lochblende **15** oder die Spaltblende **16** auf eine Hornhaut **Ec** des Auges **E** (die Abbildungen der Lochblende **15** und der Spaltblende **16** sind auf der Hornhaut **Ec** durch die Linse **17** ausgebildet). Ein dichromatischer Spiegel **18** weist eine Eigenschaft auf, die den Excimer-Laserstrahl reflektiert und sichtbares Licht durchläßt. Der Laserstrahl, der durch die Linse **17** hindurchgetreten ist, wird durch den dichromatischen Spiegel **18** reflektiert, um zur Hornhaut **Ec** geführt zu werden.

[0021] Die Stereomikroskopieeinheit **3** ist über dem dichromatischen Spiegel **18** angeordnet, um eine Abbildung des Vorderteils des Auges **E** zu beobachten.

[0022] Ein Fixierlicht **20** ist auf einer optischen Achse einer Objektlinse **19** angeordnet. Er ist derart angeordnet, daß ein Beleuchtungszustand des Fixierlichts **20** von Dauerlicht auf Blinken durch eine Lichtsteuereinheit **46** umgeschaltet werden sollte, wenn

spezifizierte Bedingungen zum Zeitpunkt der Laserstrahl-Bestrahlung erfüllt sind. Vorzugsweise wird ein enges Bündel von Lichtstrahlen, wie beispielsweise Laserstrahlen, verwendet, um einen Einfluß durch eine Veränderung der Sehkraft, die aus der keratorefraktiven Operation resultiert, zu minimieren. Dadurch wird der Durchmesser eines Laserstrahls am Augenhintergrund klein, wenn der Patient bzw. die Patientin sein bzw. ihr Auge auf das Fixierlicht **20** fixiert, und die Position der Augfixierung wird nicht erweitert.

[0023] Unter dem dichromatischen Spiegel **18** sind optische Spalt-Projektionssysteme **30a** und **30b** zur Ausrichtung in der Beleuchtungseinheit **4** bereitgestellt, und sie sind an Positionen angeordnet, die genau entgegengesetzt zueinander in Hinblick auf die optische Achse der Linse **19** dazwischen angeordnet ist. Die optischen Spalt-Projektionssysteme **30a** und **30b** sind aus einer Lampe, einer Kondensorlinse, einem Kreuzspalt, einer Projektionslinse und dergleichen aufgebaut. Ferner steuert eine Steuereinheit **40** die jeweilige Einheit.

[0024] Eine Beschreibung der Wirkungsweisen der Vorrichtung, welche die oben erwähnte Konfiguration aufweist, wird gegeben. In der vorliegenden Ausführungsform wird seine Wirkungsweise zum Korrigieren von Kurzsichtigkeit bzw. von kurzsichtigem Astigmatismus beschrieben.

[0025] Ein Bediener verwendet den Rechner **9**, um Daten zur Brechkraft des Auges E und Daten zur Brechfehlerkorrektur einzugeben, welche die Bedingungen für eine chirurgische Operation enthalten. Die Steuerdaten für die Hornhautabtragung werden im Hauptteil des Rechners **9** berechnet, und sie werden in die Steuereinheit **40** eingegeben. Nach dem Abschließen der Vorbereitung für die chirurgische Operation wird das Patientenauge E auf das Fixierlicht **20** fixiert. Während der Bediener eine Abbildung des Spalts betrachtet, der auf die Hornhaut Ec durch die optischen Projektionssysteme **30a** und **30b** projiziert wird, führt er bzw. sie eine Ausrichtung des Auges E unter Verwendung der Steuereinheit **6** durch. Nach Abschluß der Ausrichtung betätigt der Bediener den Fußschalter **8**, um den Laserstrahl zu emittieren.

[0026] Die Steuereinheit **40** bewirkt, daß die Laser-Lichtquelle **11** den Excimer-Laserstrahl emittiert, wenn der Fußschalter **8** betätigt wird. Zeitgleich betätigt die Steuereinheit **40** die jeweilige Antriebsvorrichtung zum Bestrahlen mit dem Laserstrahl entsprechend den Steuerdaten zur Hornhautabtragung, die unter Verwendung des Rechners **9** berechnet worden sind.

[0027] Bei der keratorefraktiven Operation (eine chirurgische Operation zum Korrigieren von Kurzsichtigkeit), die mit der vorliegenden Ausführungsform über-

einstimmt, wird zunächst eine Laserbestrahlung zur Randschärfen-Korrektur und als nächstes eine Laserbestrahlung zur Korrektur der Kurzsichtigkeit ausgeführt.

Randschärfen-Korrektur

[0028] [Fig. 3](#) ist ein Schaubild, das ein Antriebsprofil der jeweiligen Blende darstellt, die mit dem Fortschritt einer keratorefraktiven Operation korrespondiert, und [Fig. 4](#) ist ein Flußdiagramm, das Veränderungen im Beleuchtungszustand des Fixierlichts **20** während der keratorefraktiven Operation darstellt. In [Fig. 3](#) stellt die horizontale Achse die Anzahl der Abtastvorgänge des Laserstrahls dar, und die vertikale Achse stellt die Größe des Öffnungsbereichs der Blenden dar. In diesem Schaubild gibt ◆ die Lochblende **15** an, und ■ gibt die Spaltblende **16** an. Zur Randschärfen-Korrektur ist die Anordnung derart, daß die Öffnungsrichtung der Spaltblende **16** durch die Antriebsvorrichtung **45** derart voreingestellt ist, daß sich die Ausdehnung der Spaltöffnung in der Richtung des steilsten Meridians des Astigmatismus ändern sollte.

[0029] Die Größe des Öffnungsbereichs der Lochblende **15** ist erweitert, um zu einer optischen Zone (ein Bereich, der optisch korrigiert werden soll) von Beginn an zu passen. Der Bereich wird ferner allmählich erweitert, um eine Übergangszone auszubilden. Die Öffnungsausdehnung der Spaltblende **16** ist zunächst schmal (etwa 0,6 mm), und sie wird allmählich erweitert, um die optische Zone und die Übergangszone auszubilden. Die Größen der optischen Zone und der Übergangszone sind als eine Bedingung für die chirurgische Operation vorbestimmt (in der vorliegenden Ausführungsform betragen sie 3 und 3,5 mm, jeweils von der Mitte der optischen Zone).

[0030] Die Laserbestrahlung zur Randschärfen-Korrektur wird entsprechend einem Abtragungsprogramm zur Randschärfen-Korrektur ausgeführt, das unter Verwendung des Rechners **9** eingegeben worden ist. Die Steuereinheit **40** schaltet das Fixierlicht **20** durch Steuerung der Lichtsteuereinheit **46** auf Blinken um. Zu diesem Zeitpunkt weist der Bediener den Patienten bzw. die Patientin an, sein bzw. ihr Auge E auf das Fixierlicht **20** zu fixieren. Dann, wenn der Beleuchtungszustand des Fixierlichts **20** von Blinken auf Dauerlicht umgeschaltet worden ist, weist der Bediener den Patienten ferner an, das Auge E auf das Licht **20** mit größerer Aufmerksamkeit zu fixieren (SCHRITT 1).

[0031] Nach Bestätigung der Fixierung des Patientenauges auf das Fixierlicht **20**, während der Bediener eine genauere Ausrichtung des Auges E unter Verwendung der Steuereinheit **6** ausführt, bereitet er bzw. sie sich auf die Durchführung der Laserbestrahlung in jedem Moment vor (SCHRITT 2). Dann betätigt der Bediener den Fußschalter **8**, um der Steuer-

einheit **40** ein Signal für den Beginn der Laserbestrahlung zu geben. Wenn der Fußschalter **8** betätigt wird, schaltet die Steuereinheit **40** das Fixierlicht **20** auf Dauerlicht durch Steuern der Lichtsteuereinheit **46** um. Dann wird die Laserbestrahlung innerhalb einer Sekunde nach dem Umschalten des Beleuchtungszustands begonnen (SCHRITT 3).

[0032] Die Bewegungsrichtung des Laserstrahls wird durch Antreiben des Spiegels **13** und der Abbildungsdrehvorrichtung **14** verändert, und dann wird der durch die Spaltblende **16** begrenzte Bereich in etwa gleichmäßig abgetragen. Dieses Verfahren stellt eine Abtastung bereit (für etwa eine Viertel Sekunde). Während die Öffnungsausdehnung der Spaltblende **16** verändert wird, wiederholt der Bediener dieses Verfahren, um die Abtragung zum Abflachen der Hornhaut Ec in der Richtung des steilsten Meridians auszuführen (SCHRITT 4).

[0033] Wenn die Ausdehnung der Abbildung des Öffnungsbereichs der Spaltblende **16** auf der Hornhaut Ec 4 mm erreicht, schaltet die Steuereinheit **40** das Fixierlicht **20** durch Steuern der Lichtsteuereinheit **46** auf Blinken um (SCHRITT 5, SCHRITT 6 und Umschalten 1 des Fixierlichts in [Fig. 3](#)). Es ist anzumerken, daß die Ausdehnung der Abbildung des Öffnungsbereichs der Spaltblende **16** auf der Hornhaut Ec entsprechend der Öffnungsausdehnung der Spaltblende **16** erfaßt werden kann, die unter Verwendung des Abtragungsprogramms des Rechners **9** eingegeben worden ist.

[0034] Ein Zeitraum, während dessen die optische Zone in einer Ausdehnung (Durchmesser) von 3 bis 4 mm vom Startpunkt abgetragen wird, ist sehr wichtig, um die Sehkraft des Patienten zu erhalten und zu verbessern, da der abzutragende Bereich während dieses Zeitraums der Mittelteil des Auges E ist. Demgemäß sollte der Bediener den Patienten bzw. die Patientin antreiben, sein bzw. ihr Auge genau auf das Fixierlicht **20** während dieses Zeitraums zu fixieren. Das Fixierlicht **20** sollte während dieses Zeitraums auf Dauerlicht geschaltet bleiben, und es wird nach diesem Zeitraum auf Blinken umgeschaltet, wie oben beschrieben. Auf diese Weise kann der Patient bzw. die Patientin erkennen, daß die chirurgische Operation an der Reihe ist bzw. ansteht, bei der eine Abweichung des Auges E vom Fixierlicht **20** eine relativ kleine Auswirkung erzeugt, und er bzw. sie kann sich entspannen, während das Auge E auf das Fixierlicht **20** fixiert bleibt.

[0035] Dazu nachfolgend wird die Laserbestrahlung auf Basis des Abtragungsprogramms ausgeführt. Wenn die Ausdehnung der Abbildung des Öffnungsbereichs der Spaltblende **16** mehr als 6 mm beträgt, wird die Bewegung der Öffnung der Spaltblende **16** verändert, um die Übergangszone auszubilden, welche die optische Zone und eine Nicht-Abtragungszo-

ne schonend verbindet. Die Steuereinheit **40** weitet allmählich den Öffnungsbereich der Lochblende **15** entsprechend dem Abtragungsprogramm des Rechners **9** für die Übergangszone aus, während sie die Öffnungsausdehnung der Spaltblende **16** ausweitet. Zeitgleich führt die Steuereinheit **40** die Laserbestrahlung für die Übergangszone aus, die größer als die optische Zone ist (SCHRITT 7). Die Größe der Übergangszone ist auch seit dem Beginn als eine Bedingung für die chirurgische Operation vorbestimmt worden.

[0036] In der vorliegenden Ausführungsform wird das Fixierlicht **20** auf Blinken umgeschaltet, wenn die Ausdehnung der Abbildung des Öffnungsbereichs der Spaltblende **16** auf der Hornhaut Ec 4 mm erreicht, aber das Verfahren sollte auf diese Weise nicht beschränkt sein. Um die Belastung für den Patienten zu minimieren, kann es für die Abtragung der optischen Zone erforderlich sein, den Zeitraum, der für die Erhaltung und Verbesserung der Sehkraft des Patienten wichtig ist, und den Zeitraum vorzubestimmen, der im Vergleich zum vorangegangenen Zeitraum in bezug auf die während der Abtragung erforderlichen Fixierung des Patientenauges relativ unwichtig ist unter Berücksichtigung der gesamten Operationszeit.

Korrektur der Kurzsichtigkeit

[0037] Sobald die Laserbestrahlung für die Randschärfen-Korrektur abgeschlossen ist, wird die Laserbestrahlung für die Korrektur der Kurzsichtigkeit dann nachfolgend ausgeführt. Wenn die Korrektur der Kurzsichtigkeit ausgeführt wird, wird die Öffnungsausdehnung der Spaltblende **16** bis zu der Position erweitert, bei der es keinen Effekt der Laserbestrahlung gibt. Der Öffnungsduurchmesser der Lochblende **15**, der für die Randschärfen-Korrektur erweitert worden ist, wird auf einmal zu einem Öffnungsduurchmesser auf Basis der Daten für die Korrektur der Kurzsichtigkeit verengt. Die Zeitspanne der Vorbereitung für die Laserbestrahlung (Verändern des Durchmessers der jeweiligen Blende und so weiter) dauert einige Sekunden an (SCHRITT 8). Nach Abschluß der Vorbereitung für die Bestrahlung schaltet nur eine Sekunde vor der Laserbestrahlung für die Korrektur der Kurzsichtigkeit die Steuereinheit **40** das Fixierlicht **20** auf Dauerlicht durch Steuern der Lichtsteuereinheit **46** um (SCHRITT 9 und Umschalten 2 des Fixierlichts in [Fig. 3](#)). Auf diese Weise kann der Patient bzw. die Patientin verstehen, daß er bzw. sie das Auge E nicht vom Fixierlicht **20** abwenden sollte, und der Patient bzw. die Patientin kann das Auge E mit großer Aufmerksamkeit auf das Licht **20** fixiert halten, während das Licht **20** in Dauerlicht bleibt.

[0038] In der vorliegenden Ausführungsform bleibt das Fixierlicht **20** eine Sekunde vor Ausführen der Laserbestrahlung in Dauerlicht, aber das Verfahren sollte nicht auf diese Weise beschränkt sein. Das

Umschalten des Fixierlichts **20** kann kurz vor Beginn der Laserbestrahlung derart ausgeführt werden, daß der Patient das Auge E gelassen fixieren kann, wenn die Bestrahlung begonnen wird.

[0039] Anschließend wird ein Bestrahlungsbereich zur Korrektur der Kurzsichtigkeit für die erste Laserbestrahlung durch den verengten Durchmesser der Lochblende **15** ermittelt, und der Laserstrahl wird durch aufeinanderfolgendes Bewegen des Spiegels **13** in derselben Weise zur Durchführung der Laserbestrahlung bewegt, wie oben beschrieben. Dann verändert jedes mal, wenn der Laserstrahl eine Abtastung abschließt, die Drehung der Abbildungsdrehvorrichtung **14** die Bewegungsrichtung des Laserstrahls derart, daß der durch die Lochblende **15** beschränkte Bereich gleichmäßig abgetragen wird. Dieses Verfahren wird zur Korrektur der Kurzsichtigkeit jedes mal wiederholt, wenn der Öffnungsbereich der Lochblende **15** aufeinanderfolgend in der Größe verändert (erweitert) wird (SCHRITT 10).

[0040] Wenn der Durchmesser der Abbildung des Öffnungsbereichs der Lochblende **15** auf der Hornhaut Ec 4 mm erreicht, schaltet die Steuereinheit **40** das Fixierlicht **20** durch Steuern der Lichtsteuereinheit **46** auf Blinken um (SCHRITT 11, SCHRITT 12 und Umschalten 3 des Fixierlichts in [Fig. 3](#)). Aufgrund dieses Umschaltens des Beleuchtungszustands des Fixierlichts **20** kann der Patient bzw. die Patientin erkennen, daß die chirurgische Operation den Schritt erreicht, bei dem ein Abwenden des Auges E vom Fixierlicht **20** eine relativ kleine Auswirkung erzeugt, und er bzw. sie kann entspannt sein, während das Auge E auf das Fixierlicht **20** fixiert bleibt. Danach wird die Laserbestrahlung in derselben Weise wiederholt ausgeführt, wie oben beschrieben, bis der Durchmesser der Abbildung des Öffnungsbereichs der Lochblende **15** 6 mm erreicht. Folglich wird die Abtragung in der optischen Zone und in der Übergangszone durchgeführt (SCHRITT 13).

[0041] In der vorliegenden Ausführungsform werden **147** Abtastvorgänge ausgeführt, bis die Randabschärfen-Korrektur und die Korrektur der Kurzsichtigkeit abgeschlossen sind. Von diesen Abtastvorgängen werden der **22.** bis **147.** Abtastvorgang zur Korrektur der Kurzsichtigkeit durchgeführt, was etwa 30 Sekunden dauert. Das Umschalten des Beleuchtungszustands des Fixierlichts **20** findet beim **66.** Abtastvorgang statt (Umschalten 3 des Fixierlichts in [Fig. 3](#)), und der Patient muß das Auge E auf das Licht **20** für etwa 10 Sekunden mit größerer Aufmerksamkeit fixieren, bis das Fixierlicht im Beleuchtungszustand umgeschaltet wird. Eine psychologische Belastung wird im Vergleich zum herkömmlichen Verfahren weitgehend minimiert. Ferner informieren in der vorliegenden Ausführungsform die Umschaltvorgänge des Beleuchtungszustands des Fixierlichts **20**

von Dauerlicht auf Blinken den Patienten von den Umschaltvorgängen in den Bestrahlungsbereichen des Laserstrahls. Jedoch sollte das Verfahren nicht auf diese Weise beschränkt sein. Beispielsweise kann ein Umschalten der Farbe (von rot auf gelb und dergleichen) oder der Lichtintensität des Fixierlichts **20** dem Patienten die Umschaltvorgänge ankündigen. Auch kann eine weitere Lichtquelle zum Umschalten einer Farbe oder einer Lichtintensität eines Hintergrunds des Fixierlichts **20** bereitgestellt werden, die ein Umschalten des Beleuchtungszustands um das Fixierlichts **20** ausführt, wodurch der Patient ohne irgendwelche Umschaltvorgänge des Lichts **20** selbst informiert wird.

[0042] Ferner kann der Patient durch ein weiteres Verfahren informiert werden, das den Beleuchtungszustand des Fixierlichts **20** nicht umschaltet. Wie in [Fig. 5](#) dargestellt, kann ein Schwingungserzeuger **47**, der korrespondierend zu einem Signal aus der Steuereinheit **40** schwingt, am Patienten angebracht werden (beispielsweise, indem der Patient den Schwingungserzeuger **47** hält). Anstatt der Umschaltvorgänge des Beleuchtungszustands des Fixierlichts **20** können die Schwingungen des Schwingungserzeugers **47** den Patienten informieren, wenn die spezifizierten Bestrahlungsbereiche verändert werden.

[0043] Ferner kann, wie in [Fig. 5](#) dargestellt, eine Anzeigevorrichtung **48**, die aus einer LED oder dergleichen aufgebaut ist, an einer Position auf dem Grundrahmen **1** angeordnet sein, wo sie der Bediener gut bzw. auf einfache Weise beobachten kann. Demgemäß kann nicht nur der Patient, sondern auch der Bediener die Information über die Veränderungen der spezifizierten Bestrahlungsbereiche erhalten. Mit dieser Anordnung fällt ein Umschalten des Zustands der Anzeigevorrichtung **48** (z.B. ein Umschalten des Beleuchtungszustands der LED von Dauerlicht auf Blinken oder von Blinken auf Dauerlicht) mit einem Umschalten des Zustands einer Informationsvorrichtung (ein Fixierlicht, ein Schwingungserzeuger oder dergleichen) zum Informieren des Patienten zusammen, wodurch der Bediener in der Lage ist, die Umschaltvorgänge der Bestrahlungsbereiche zu erkennen und den Patienten zur sorgfältigen Augenfixierung aufzufordern, indem er ihn bzw. sie anspricht. Auch kann ein Schallerzeuger verwendet werden, wobei Unterschiede in der Intensität oder im Ansteigen eines Schalls den Patienten informieren können. In diesem Fall können der Bediener und der Patient durch eine einzelne Informationsvorrichtung informiert werden.

[0044] Zusätzlich kann eine Stimmerzeugungsvorrichtung **49**, die aus einem Lautsprecher oder dergleichen aufgebaut ist, im Grundrahmen **1** bereitgestellt werden, wobei der Countdown des Bedieners während des wichtigen Zeitraums zum Erhalten und Ver-

bessern der Sehkraft des Patienten (in der vorliegenden Erfindung während des Zeitraums, wenn das Fixierlicht in Dauerlicht bleibt) den Patienten psychologisch entspannen lassen kann.

[0045] Ferner wird die Blende verwendet, um die Laserbestrahlungsbereiche in der oben dargestellten Beschreibung zu verändern, aber die vorliegende Erfindung kann auf eine Vorrichtung zur keratorefraktiven Operation angewandt werden, bei der ein Punkt-laser mit einem Durchmesser von etwa 1 bis 3 mm abtastet, um die Hornhaut Ec mit einem galvanischen Spiegel oder dergleichen abzutragen.

[0046] Darüber hinaus ist die Anwendung der vorliegenden Erfindung nicht auf Hornhaut-Operationsvorrichtungen beschränkt, und sie kann für jede Laser-Operationsvorrichtung, die für eine chirurgische Operation verwendet wird, bei der eine Augenfixierung eines Patienten erforderlich ist, eingesetzt werden. Beispielsweise kann für einen Photokoagulator, der zum Behandeln eines Augenhintergrunds eingesetzt wird, der Beleuchtungszustand eines Fixierlichts entsprechend dem Fall, bei dem eine Photokoagulation in der Nähe eines gelben Flecks durchgeführt wird, und dem Fall umgeschaltet werden, bei dem eine Photokoagulation bei einer solchen Position durchgeführt wird, wo die Laserbestrahlung mehr als zehnmal in einem einzelnen Schritt durchgeführt werden kann. In dieser Anordnung sollte ein Umschalter oder dergleichen, der den Beleuchtungszustand des Fixierlichts umschaltet, im Grundrahmen der Vorrichtung angeordnet sein. Nach Umschalten des Beleuchtungszustands des Fixierlichts mit dem Schalter verändert der Bediener die Bestrahlungsbereiche mit einem Manipulator, einem Steuerknüppel oder dergleichen, um die Photokoagulation durchzuführen.

[0047] Wie oben beschrieben worden ist, kann ein Patient bzw. eine Patientin erfindungsgemäß eine außerordentliche Spannung abbauen, indem er bzw. sie über den Grad der Wichtigkeit des Fixierthaltens seines bzw. ihres Auges informiert wird, wenn eine Fixierung des Patientenauges durchgehend erforderlich ist. Demgemäß kann erwartet werden, daß das Ermüden des Patienten minimiert wird, und ein gutes Ergebnis einer chirurgischen Operation wird erhalten.

[0048] Diese Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen der Erfindung ist zum Zweck der Darstellung und Beschreibung dargeboten bzw. dargestellt worden. Es ist nicht beabsichtigt, erschöpfend zu sein oder die Erfindung auf die exakte Gestalt zu beschränken, die offenbart worden ist, und Abwandlungen und Variationen sind im Lichte der obigen Lehren möglich oder können aus der Anwendung der Erfindung erlangt werden. Die Ausführungsformen, die gewählt und beschrieben worden sind, um

die Prinzipien der Erfindung und ihrer praktischen Anwendung zu erklären, um einem Fachmann zu ermöglichen, die Erfindung in verschiedenen Ausführungsformen und mit verschiedenen Abwandlungen zu nutzen, sind für den bestimmten beabsichtigten Zweck geeignet. Es ist beabsichtigt, daß der Schutzumfang der Erfindung durch die hierzu beigefügten Ansprüche definiert ist.

Patentansprüche

1. Laser-Operationsvorrichtung zum Durchführen einer Operation an einem Patientenauge (E) durch Bestrahlen davon mit einem Laserstrahl, bestehend aus:
einer Bestrahlungseinrichtung (**11, 41 bis 45**), die mit einem optischen Bestrahlungssystem (**12 bis 18**) zur Bestrahlung des Patientenauges mit einem Laserstrahl ausgestattet ist;
einer Augenfixier-Zieldarstellungs-Vorrichtung (**20**) zur Darstellung eines Augenfixierziels für die Fixierung des Patientenauges;
einer Rechnervorrichtung (**9**) zum Berechnen der Bestrahlungs-Steuerdaten auf Basis von Bedingungsdaten für eine chirurgische Operation; und
einer Steuervorrichtung (**40**) zum Steuern der Bestrahlungsvorrichtung auf Basis der berechneten Bestrahlungs-Steuerdaten,
wobei die Rechnervorrichtung (**9**) einen Operationszeitraum berechnet und in einen ersten Zeitraum und einen zweiten Zeitraum aufteilt, der erste Zeitraum, während dessen die Fixierung des Patientenauges wichtig ist, und der zweite Zeitraum, während dessen die Fixierung des Patientenauges im Vergleich zum ersten Zeitraum relativ unwichtig ist, und
die Vorrichtung eine Informationsvorrichtung (**20, 40, 46, 47, 49**) enthält, zur Information des Patienten, entweder, wann ein laufender Operationsschritt im ersten Zeitraum oder, wann der Operationsschritt im zweiten Zeitraum ist oder beides.

2. Laser-Operationsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Informationsvorrichtung durch Umschalten des Darstellungszustands des Fixierziels informiert, das durch die Augenfixier-Zieldarstellungs-Vorrichtung dargestellt wird.

3. Laser-Operationsvorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Informationsvorrichtung durch Dauerlicht des Fixierziels informiert, daß der Operationsschritt im ersten Zeitraum ist, und durch Blinken des Fixierziels, daß der Operationsschritt im zweiten Zeitraum ist.

4. Laser-Operationsvorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Informationsvorrichtung durch Ändern wenigstens entweder einer Farbe oder einer Lichtintensität des Fixierziels oder beides informiert.

5. Laser-Operationsvorrichtung nach einem der

Ansprüche 1 bis 4, wobei die Informationsvorrichtung einen Schwingungserzeuger enthält, der dem Patienten eine Schwingung angibt.

6. Laser-Operationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, ferner mit einer zweiten Informationsvorrichtung, um einen Bediener zeitgleich mit der Informationsvorrichtung zu informieren.

7. Laser-Operationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die Informationsvorrichtung eine Vorrichtung zum Informieren des Patienten über die verbleibende Zeit von wenigstens entweder dem ersten Zeitraum oder dem zweiten Zeitraum oder von beidem enthält.

8. Laser-Operationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Steuervorrichtung die Laserbestrahlung durch Steuern der Bestrahlungsvorrichtung entsprechend einer Information durchführt, die durch die Informationsvorrichtung bereitgestellt wird.

9. Laser-Operationsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Bestrahlungsvorrichtung enthält:
eine Laser-Lichtquelle, die einen Excimer-Laserstrahl emittiert;
eine Blende, die im optischen Bestrahlungssystem angeordnet ist, deren Öffnungsbereich verstellbar ist; und
eine Projektionslinse, die im optischen Bestrahlungssystem angeordnet ist, zum Projizieren der Blende auf eine Hornhaut des Patientenauges, und wobei die Informationsvorrichtung entsprechend einer Verstellung des Öffnungsbereichs der Blende informiert.

10. Laser-Operationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, ferner mit einer Eingabevorrichtung zum Eingeben von Daten zur Brechkraftkorrektur als die Bedingungsdaten für eine chirurgische Operation, wobei die Bestrahlungsvorrichtung enthält:
eine Laser-Lichtquelle, die einen Excimer-Laserstrahl zur Abtragung einer Hornhaut des Patientenauges emittiert; und
eine Veränderungsvorrichtung, die im optischen Bestrahlungssystem angeordnet ist, zum Verändern einer mit dem Laserstrahl abzutragenden Zone, wobei die Rechnervorrichtung die Bestrahlungs-Steuerdaten für die Laser-Lichtquelle und die Veränderungsvorrichtung entsprechend der eingegebenen Daten für die Brechkraftkorrektur erhält, und die Informationsvorrichtung informiert, daß der Operationsschritt im ersten Zeitraum ist, in dem eine Brechkraft innerhalb eines spezifizierten Bereichs, der einen Hornhaut-Scheitelpunkt enthält, verändert worden ist.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

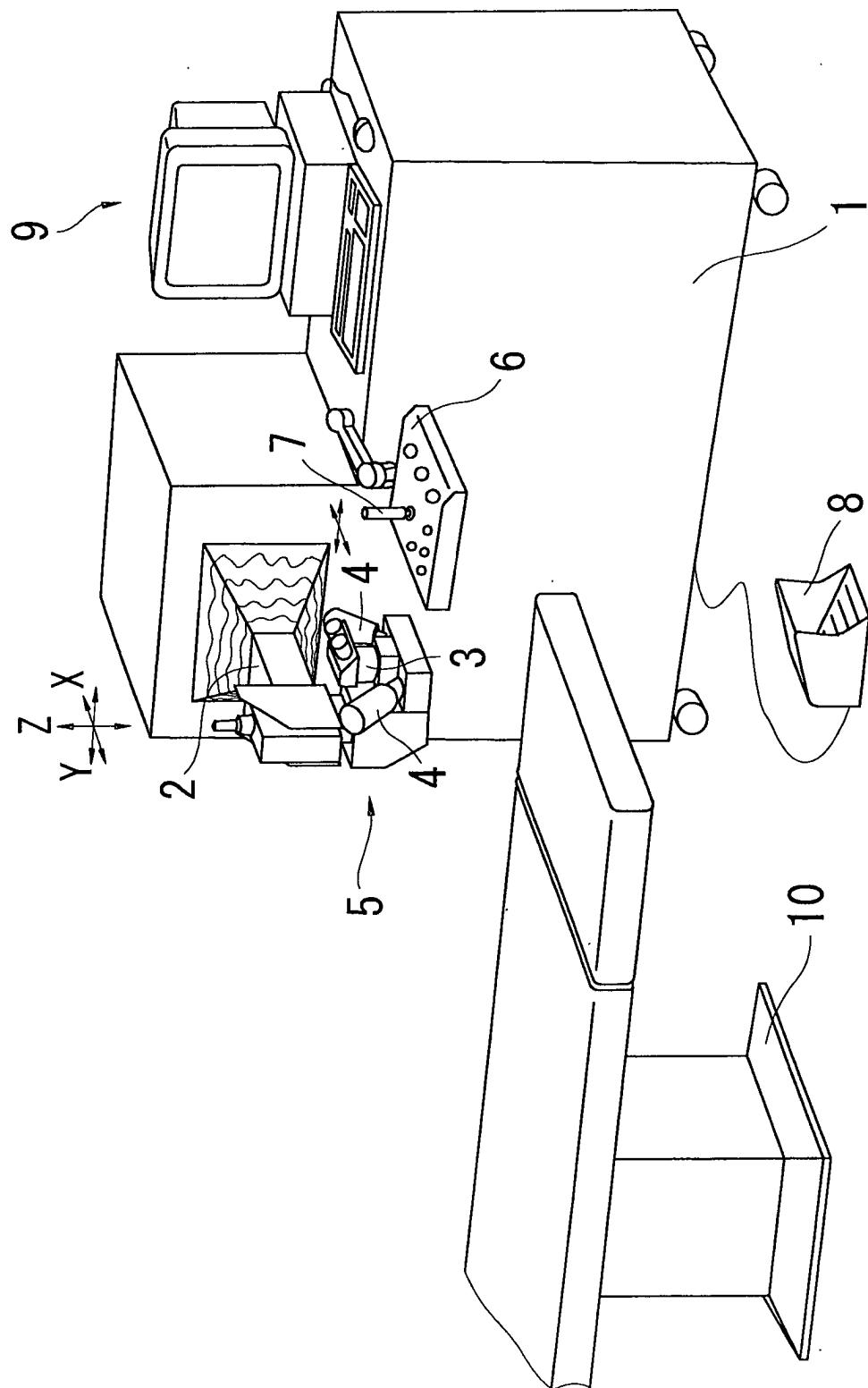


FIG. 1

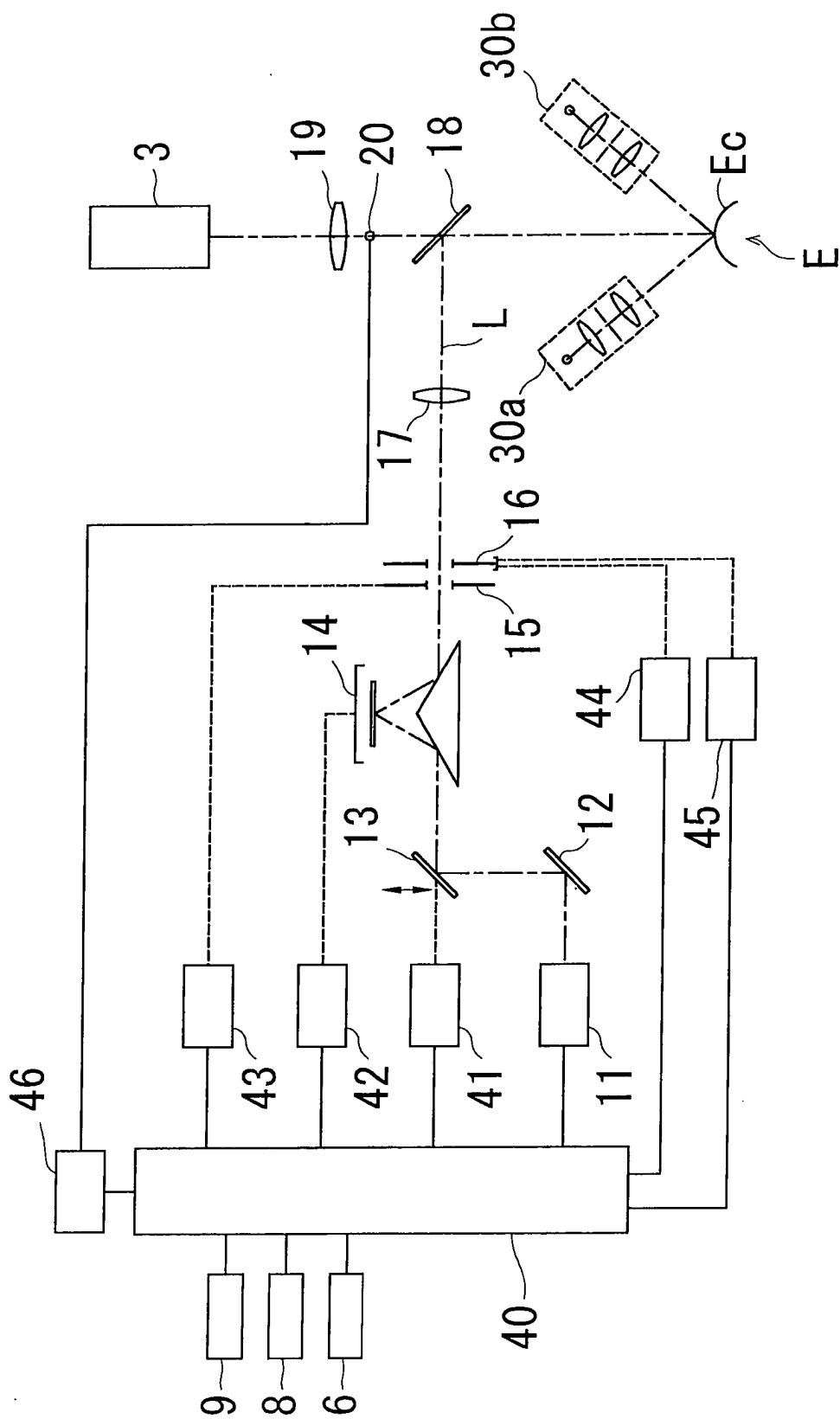


FIG. 2

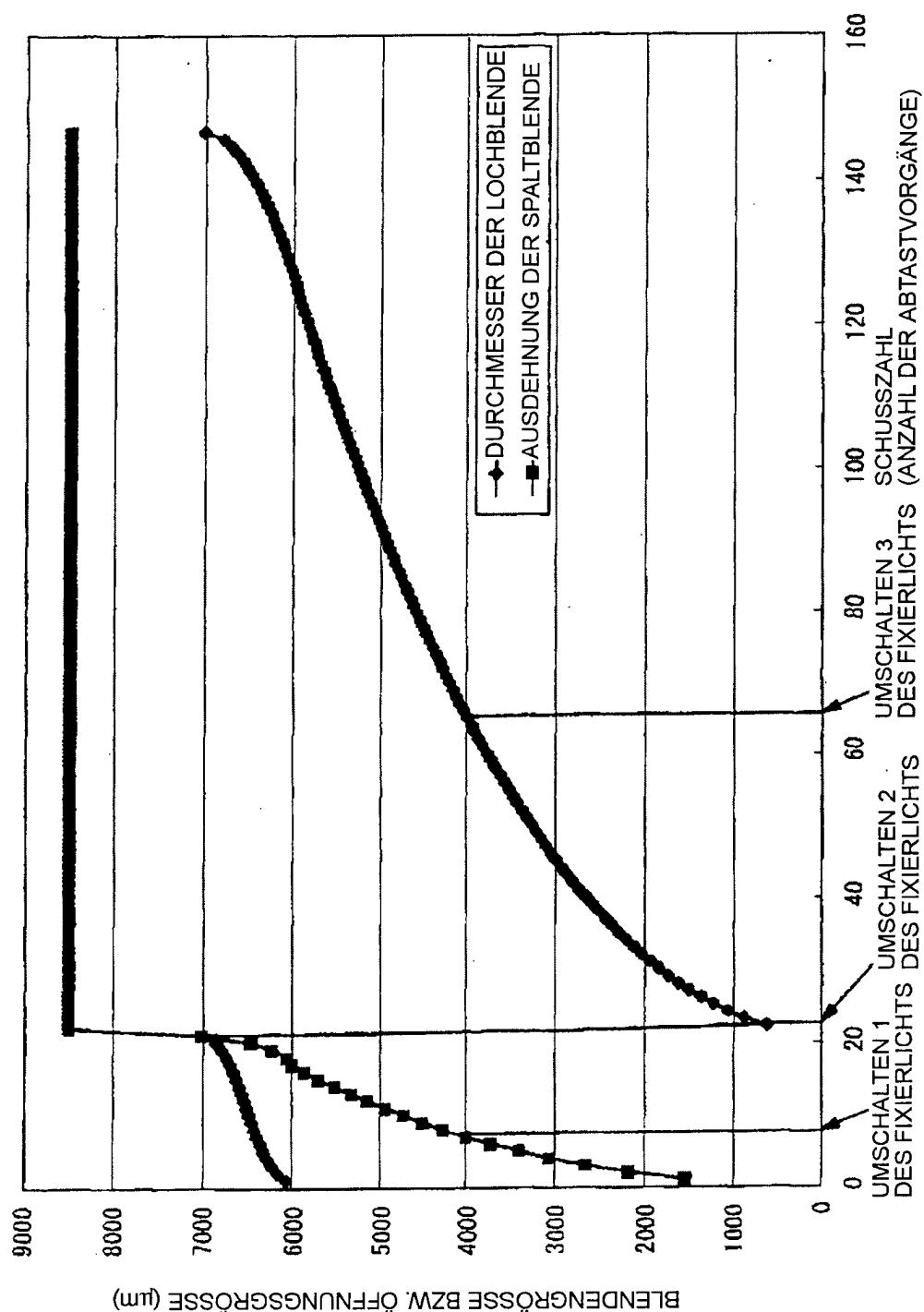


FIG. 3

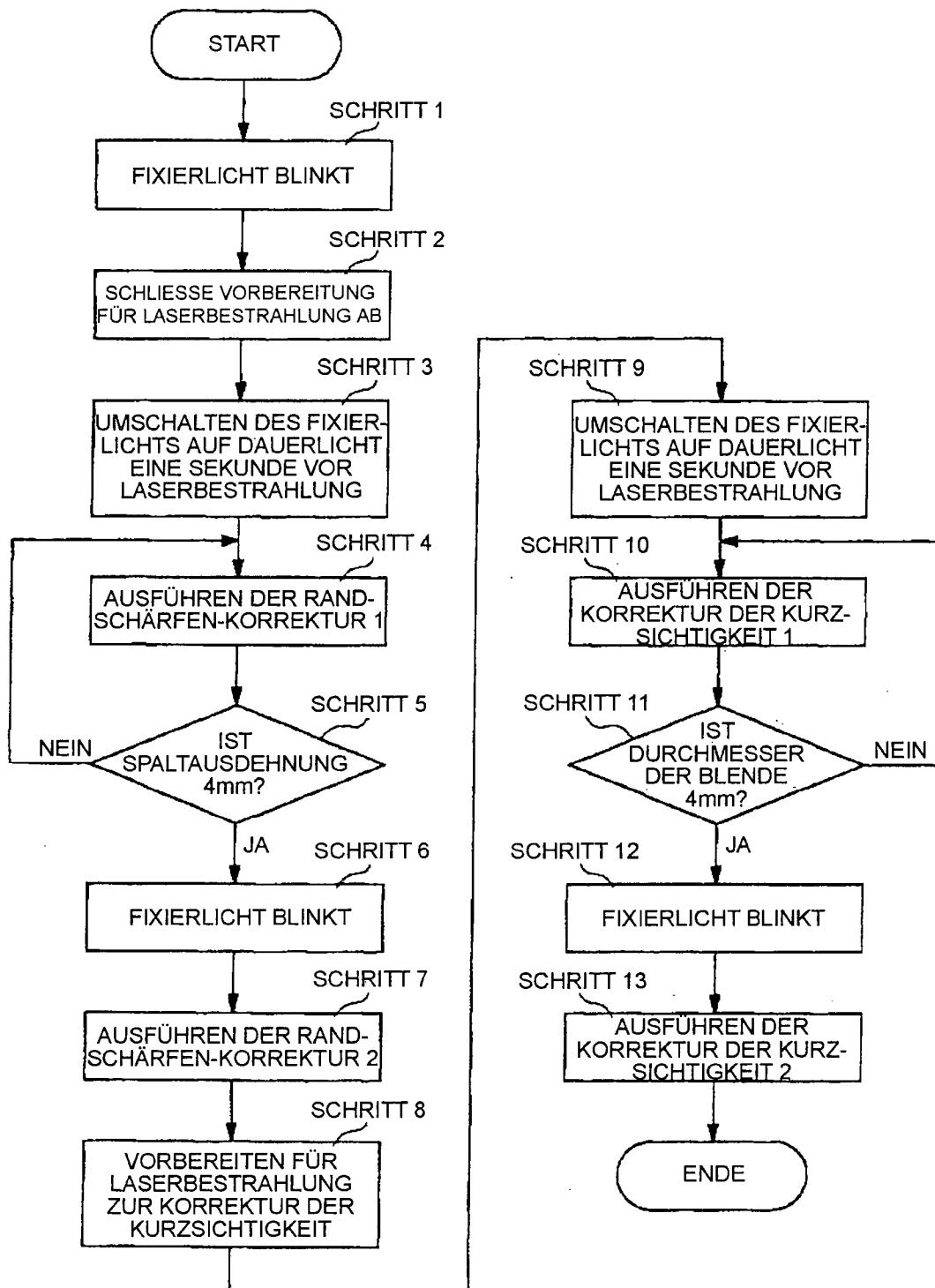


FIG. 4

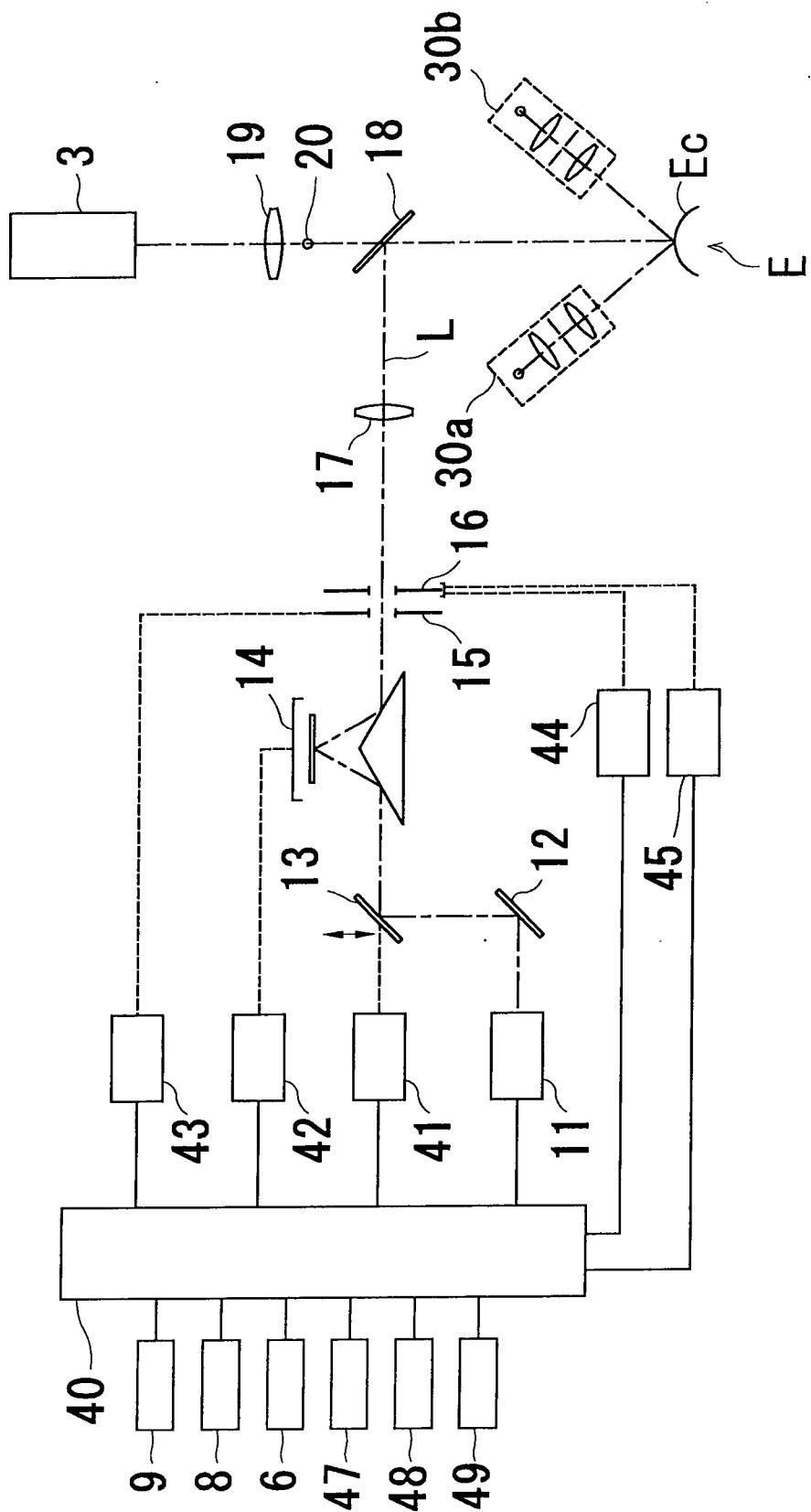


FIG. 5

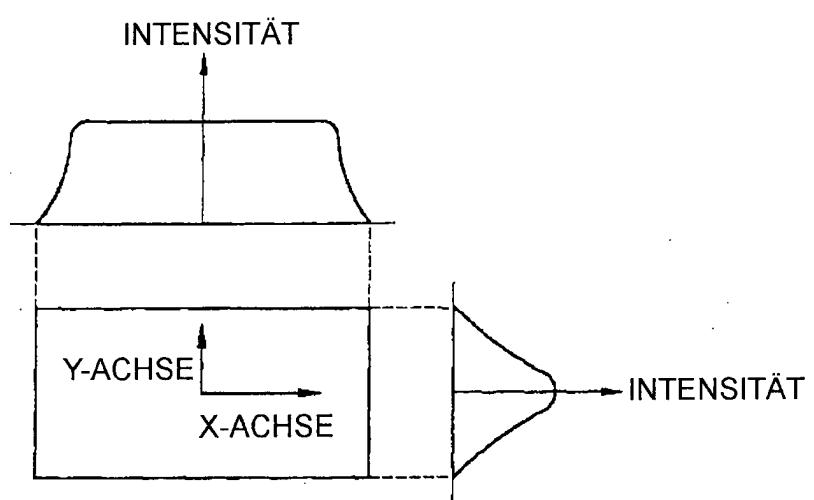


FIG. 6