



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 699 32 208 T2 2007.05.31

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 0 983 757 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 699 32 208.1

(96) Europäisches Aktenzeichen: 99 117 382.4

(96) Europäischer Anmeldetag: 03.09.1999

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 08.03.2000

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: 05.07.2006

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 31.05.2007

(51) Int Cl.⁸: **A61F 9/01 (2006.01)**
A61B 3/107 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

25152098 04.09.1998 JP
15610299 03.06.1999 JP

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB

(73) Patentinhaber:

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

(72) Erfinder:
**Sumiya, Toshifumi, Kota-cho, Nukata-gun, Aichi
444-0116, JP**

(74) Vertreter:

KRAMER - BARSKE - SCHMIDTCHEN, 81245
München

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Chirurgie der Hornhaut**

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

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Hornhautchirurgievorrichtung zum Abtragen eines Teils der Hornhaut des Auges eines Patienten, um einen Brechungsfehler des Auges zu korrigieren oder um eine Läsion von dem Auge zu entfernen.

[0002] Herkömmlich ist eine Hornhautchirurgievorrichtung bekannt, die eine Hornhautstroma des Auges eines Patienten mit einem Excimerlaser oder dergleichen abträgt, um die Brechkraft des Auges zu verändern, so dass eine Ametropie, wie z.B. Myopie, Hyperopie, Astigmatismus und dergleichen korrigiert wird, oder um einen betroffenen Bereich der Hornhaut, wie z.B. eine Trübung, zu entfernen. Es ist auch eine Hornhautform-Messvorrichtung (nachstehend als Topographievorrichtung bezeichnet) bekannt, die einen Placidoring auf eine Hornhaut projiziert und ein Bild des Placidorings photographiert, um die Hornhautoberflächenform zu messen. Ferner wurde auch vorgeschlagen, die Hornhautformdaten, die durch die Topographievorrichtung erhalten werden, in eine Hornhautchirurgievorrichtung einzuspeisen. Die abzutragende Menge und auch die zu erhaltende postoperative Brechkraft werden aus den Daten berechnet. Die Abtragung wird gemäß der berechneten Abtragungsmenge durchgeführt.

[0003] Das vorstehend beschriebene Verfahren weist jedoch die folgenden Probleme auf. Eines der Probleme tritt in dem Fall auf, bei dem die Hornhautform des Auges eines Patienten durch eine Topographievorrichtung zuerst gemessen wird und dann eine Chirurgie zur Korrektur der Brechkraft durch eine separate Hornhautchirurgievorrichtung auf der Basis der Daten, die durch die Topographievorrichtung erfasst worden sind, durchgeführt wird. In diesem Fall ist die Positionsbeziehung zwischen der Topographievorrichtung und dem Auge des Patienten nicht notwendigerweise mit der Positionsbeziehung zwischen der Hornhautchirurgievorrichtung und dem Auge des Patienten identisch. Dies ist insbesondere dann der Fall, wenn die Messung durch die Topographievorrichtung durchgeführt wird, während der Patient sitzt und dessen Gesicht fixiert ist, während die Chirurgie durch die Hornhautchirurgievorrichtung durchgeführt wird, während der Patient auf seinem Rücken liegt. Aufgrund der Neigung des Gesichts, der Schwerkraft und anderer verschiedener Faktoren ist es häufig der Fall, dass das Auge des Patienten nicht in einem einheitlichen Zustand vorliegt. Dies führt zu der Möglichkeit, dass ein nicht vorgesehener Teil der Hornhaut abgetragen wird. In diesem Fall kann sich die postoperative Hornhautform von der erwarteten Hornhautform unterscheiden und der Brechungsfehler kann nicht wie erwartet korrigiert werden.

[0004] Ein möglicher Weg zur Lösung des vorste-

hend genannten Problems besteht darin, die Hornhautchirurgievorrichtung und die Topographievorrichtung zu einer Vorrichtung zu kombinieren, so dass die Topographieposition und die Hornhautchirurgieposition bezogen auf das Auge des Patienten zusammenfallen. Ein Versuch zur Herstellung einer Vorrichtung durch Kombinieren der Topographievorrichtung, die eine Placidoring-Projektionseinheit und eine TV-Kamera zum Photographieren von dessen Hornhautreflex und dergleichen umfasst, mit der Hornhautchirurgievorrichtung, die ein optisches Laserbestrahlungssystem und ein optisches Untersuchungssystem umfasst, wird jedoch zu einer unerwünscht großen Vorrichtung führen.

[0005] Das US-Patent 4,721,379 beschreibt eine Hornhautchirurgievorrichtung gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1.

[0006] Die vorliegende Erfindung wurde im Hinblick auf die vorstehend beschriebenen Umstände gemacht und es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die vorstehend genannten Probleme zu lösen und eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie bereitzustellen, die klein und kompakt ist, während sie eine Verschiebung zwischen einer Hornhautform-Messposition und einer Laserstrahl-Bestrahlungsposition bei der Hornhautchirurgie zur Entfernung eines Teils der Hornhaut mit einem Laser verhindern kann.

[0007] Diese Aufgabe wird durch die Erfindung gemäß Anspruch 1 gelöst. Zusätzliche Ausführungsformen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

[0008] Zusätzliche Aufgaben und Vorteile der Erfindung sind zum Teil in der folgenden Beschreibung erläutert und zum Teil aufgrund der Beschreibung offensichtlich, oder sie ergeben sich aus der Ausführung der Erfindung. Die Aufgaben und Vorteile der Erfindung können mit den Geräten und Kombinationen realisiert und erreicht werden, die insbesondere in den beigefügten Ansprüchen angegeben sind.

[0009] Erfindungsgemäß ist es möglich, die Verschiebung zwischen der Hornhautform-Messposition und dem Laserbestrahlungsfleck bei der Hornhautlascherchirurgie zur Entfernung eines Teils der Hornhaut zu verhindern. Gleichzeitig ist es auch möglich, die gesamte Vorrichtung in einer kompakten Größe bereitzustellen. Darüber hinaus kann die Hornhautdicke erfindungsgemäß so gemessen werden, dass die Beurteilung der Abtragung oder die Einstellung der Abtragungsmenge auf der Basis der gemessenen Hornhautdicke vorgenommen werden kann.

[0010] Die beigefügten Zeichnungen, die in diese Beschreibung einbezogen sind und einen Teil dieser Beschreibung bilden, veranschaulichen die Ausfüh-

rungsformen der vorliegenden Erfindung und dienen zusammen mit der Beschreibung zur Erläuterung der Aufgaben, Vorteile und Prinzipien der Erfindung. In den Zeichnungen ist bzw. sind

[0011] [Fig. 1](#) eine Ansicht, die eine Gesamtkonfiguration einer erfindungsgemäßen Hornhautchirurgievorrichtung zeigt;

[0012] [Fig. 2](#) eine Ansicht, die eine schematische Konfiguration eines optischen Systems und eines Steuersystems zeigt, die in der erfindungsgemäßen Hornhautchirurgievorrichtung bereitgestellt sind;

[0013] [Fig. 3](#) eine Ansicht, die einen vorderen Teil des Auges eines Patienten zeigt, den eine CCD-Kamera aufnimmt;

[0014] [Fig. 4](#) eine Ansicht, welche die Lichtverteilung entlang einer Linie A-A' zeigt;

[0015] [Fig. 5](#) eine Ansicht, die eine Abtastung des Messlichts über die Hornhaut in zweidimensionalen Richtungen zeigt;

[0016] [Fig. 6A](#) und [Fig. 6B](#) Ansichten, die den Unterschied bei der Lichtmenge aufgrund der Abweichung des Messlichts auf der Hornhaut in der Dickenrichtung erläutern; und

[0017] [Fig. 7](#) ein Beispiel, das die gemessenen Hornhautformdaten und eine erhaltene Abtragungsmenge zeigt.

[0018] Nachstehend wird eine detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform einer Hornhautchirurgievorrichtung als Ausführungsform der vorliegenden Erfindung unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen angegeben.

Gesamtkonfiguration

[0019] [Fig. 1](#) ist eine Ansicht, die eine Gesamtkonfiguration einer erfindungsgemäßen Hornhautchirurgievorrichtung zeigt. Das Bezugssymbol **1** ist ein Hauptkörper der Chirurgievorrichtung und optische Systeme und ein Steuersystem sind partiell darin eingebettet. **2** ist ein Armabschnitt zum Richten eines Laserstrahls auf das Auge eines Patienten. Ein Endabschnitt **2a** des Armabschnitts **2** ist mit einer Bino-kularmikroskopieeinheit **3** zum Untersuchen des Auges eines Patienten, einer Beleuchtungseinheit **4** und dergleichen ausgestattet. Der Endabschnitt **2a** kann durch eine Antriebsvorrichtung in der X-, Y- und Z-Richtung bewegt werden. Bezuglich der Details dieses Armabschnitts **2** (des Endabschnitts **2a**) und dessen Antriebsvorrichtung vgl. die japanische ungeprüfte Patentoffenlegungsschrift HEI 9-149914, die der US-Patentanmeldung 08/979,846 und auch der ungeprüften EP-Patentanmeldungsveröffentlichung

0765648 entspricht, der vorliegenden Anmelder.

[0020] **5** ist eine Steuereinrichtung, die mit einem Joy-stick **6** zur Signalgebung zur Bewegung des Armabschnitts **2** (des Endabschnitts **2a**) in der X- und Y-Richtung und auch mit verschiedenen Betriebs-schaltern ausgestattet ist. **7** ist ein Fußschalter zur Si-gnalgebung zur Bestrahlung mit einem Laserstrahl. **8** ist ein Computer zur Durchführung der Einspeisung verschiedener Daten bezüglich chirurgischer Bedin-gungen sowie zur Durchführung von Berechnungen, eines Speicherns und einer Anzeige der Hornhaut-formdaten, der Abtragungsdaten und dergleichen. **9** ist ein Bett, auf dem der Patient liegt.

Konfiguration jedes Systems

[0021] Die [Fig. 2](#) ist eine Ansicht, die eine schema-tische Konfiguration der optischen Systeme und des Steuersystems der erfindungsgemäßen Hornhaut-chirurgievorrichtung zeigt. Bezuglich der optischen Systeme werden ein optisches Hornhautform-Mess-system, ein optisches Laserbestrahlungssystem, ein optisches Untersuchungssystem und ein optisches Augapfelpositionserfassungssystem separat be-schrieben.

(A) Optisches Hornhautform-Messsystem

[0022] **10** ist das optische Hornhautform-Messsys-tem zur Messung einer dreidimensionalen Hornhaut-form. **11** ist eine Laserstrahlquelle zum Emittieren ei-nes Laserstrahls, der als Messlicht zur Messung der Hornhautform dient. In dieser Ausführungsform wird eine Infrarot-Halbleiterlaserstrahlquelle verwendet, die einen Infrarotlaser bei einer Wellenlänge von 800 nm emittiert. Das Messlicht muss nicht notwendiger-weise Infrarotlicht sein. Dennoch ist es dahingehend vorteilhaft, dass Infrarotlicht nicht blendet und daher die Unannehmlichkeiten für den Patienten bei einer Messung vermindert werden. **12** ist eine Fokussier-linse, **13** ist ein kleines Loch (Öffnung bzw. Blende) und **14** ist ein polarisierender Strahltreiber. **15** ist eine kollimierende Linse, die den Infrarotlaserstrahl in ei-nen parallelen Strahl umwandelt und **16** ist ein Vier-telwellenlängenplättchen.

[0023] **17** ist ein dichroitischer Spiegel, durch den eine optische Achse eines optischen Laserbestrahlungssystems **25**, das später beschrieben wird, mit einer optischen Achse des optischen Messsystems **10** koaxial gemacht wird. Der dichroitische Spiegel **17** überträgt den Infrarotlaserstrahl, den die Laserstrahl-quelle **11** emittiert, reflektiert jedoch einen Eximerla-serstrahl, den ein später beschriebener Excimerla-serkopf **26** emittiert. **18** ist eine Fokussierlinse zum Fokussieren des Infrarotlaserstrahls und des Excimerlaserstrahls. Die Linse **18** ist so angeordnet, dass sie entlang der optischen Achse zurück und vor be-wegbar ist. **19** und **20** sind Abtastspiegel, die den In-

frarotlaserstrahl und den Excimerlaserstrahl über die Hornhaut in zweidimensionalen Richtungen abtasten lassen. In dieser Ausführungsform wird als der Abtastspiegel **19** bzw. **20** ein Galvanospiegel verwendet.

[0024] **21** ist ein dichroitischer Spiegel, durch den die gemeinsame optische Achse des optischen Messsystems **10** und des optischen Laserbestrahlungssystems **25** mit einer gemeinsamen optischen Achse eines optischen Untersuchungssystems **30** und eines optischen Augapfelpositionserfassungssystems **35**, die später beschrieben werden, koaxial gemacht wird. Der dichroitische Spiegel **21** reflektiert den Infrarotlaserstrahl mit einer Wellenlänge von 800 nm, der von der Laserstrahlquelle **11** emittiert wird, und auch den Excimerlaserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm, lässt jedoch sichtbares Licht mit einer Wellenlänge im Bereich von etwa 400 bis 700 nm sowie den Infrarotlaserstrahl mit einer Wellenlänge von 950 nm, der von den später beschriebenen Infrarotbeleuchtungslichtquellen **34** emittiert wird, durch. Das Bezugszeichen **E** bezeichnet die Hornhaut des Auges des Patienten. Die Abtastspiegel **19** und **20** und auch der dichroitische Spiegel **21** sind innerhalb des Endabschnitts **2a** bereitgestellt.

[0025] **22** ist ein kleines Loch (Öffnung bzw. Blende), **23** ist ein Photodetektor, der den Infrarotlaserstrahl, bei dem es sich um das Messlicht handelt, das von der Hornhaut **E** reflektiert wird, erfasst. Das kleine Loch **13** und das kleine Loch **22** sind so angeordnet, dass sie bezüglich der Hornhaut zueinander konjugiert angeordnet sind. Es sollte beachtet werden, dass die Linse **18** auch eine Funktion dahingehend aufweist, dass sie das von der Hornhaut **E** reflektierte Licht zu parallelem Licht macht und dass die Linse **15** auch eine Funktion dahingehend aufweist, dass sie das reflektierte Licht fokussiert/konvergiert.

(B) Optisches Laserbestrahlungssystem

[0026] **25** ist das optische Laserbestrahlungssystem zum Einstrahlen eines Laserstrahls zum Abtragen der Hornhaut. Ein Laserkopf **26** strahlt einen Laserstrahl, der keinen thermischen Effekt auf ein Hornhautgewebe ausübt, zum Abtragen bei der Hornhautchirurgie ein. In dieser Ausführungsform wird ein ArF-Excimerlaserkopf verwendet, der einen ArF-Excimerlaserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm emittiert. Dieser therapeutische Laserstrahl muss zum Abtragen von Hornhautgewebe ein Laserstrahl sein, dessen Wellenlänge im Fernultraviolettbereich liegt. Es ist bevorzugt, einen Laserstrahl mit einer Wellenlänge von 150 bis 230 nm und mehr bevorzugt einen ArF-Laserstrahl mit einer Wellenlänge von 193 nm zu verwenden. **27** ist ein Spiegel, der den von dem Laserkopf **26** emittierten Excimerlaserstrahl reflektiert. Der Excimerlaserstrahl, der von dem Laserkopf **26** emittiert wird, wird zuerst von dem Spiegel **27**

und dann von dem dichroitischen Spiegel **17** reflektiert und abgelenkt. Danach tritt der Excimerlaserstrahl durch die Linse **18** hindurch und wird aufeinander folgend durch die Abtastspiegel **19** und **20** und schließlich durch den dichroitischen Spiegel **21** reflektiert und abgelenkt, wodurch er auf die Hornhaut **E** gerichtet wird.

(C) Optisches Untersuchungssystem

[0027] **30** ist das optische Untersuchungssystem zum Untersuchen des Auges eines Patienten. **31** ist eine Objektivlinse. **32** ist ein dichroitischer Spiegel, der sichtbares Licht durchlässt, jedoch das Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von 950 nm, das von den Infrarotbeleuchtungslichtquellen **34** emittiert wird, reflektiert. Sichtbares Beleuchtungslicht von der Beleuchtungseinheit **4** beleuchtet einen vorderen Teil des Auges eines Patienten und stellt ein Bild davon bereit. Der Lichtfluss von dem Bild tritt durch den dichroitischen Spiegel **21**, die Linse **31** und den dichroitischen Spiegel **32** hindurch und dann in die Mikroskopeinheit **3** ein. Folglich kann ein Chirurg das Auge eines Patienten mit der binokularen Mikroskopeinheit **3** untersuchen. Darüber hinaus umfasst das optische Untersuchungssystem **30** eine nicht veranschaulichte, darin eingesetzte Fadenkreuzplatte. Dies ermöglicht die Bereitstellung eines Bezugs zur Ausrichtung des Auges eines Patienten in der X- und Y-Richtung.

[0028] Das optische Untersuchungssystem **30** umfasst auch ein optisches Zielprojektionssystem, das zwei Schlitze umfasst (vgl. z.B. die japanische ungeprüfte Patentoffenlegungsschrift HEI 6-47001, die dem US-Patent 5,562,656 entspricht, des vorliegenden Anmelders). Das optische Untersuchungssystem **30** ist innerhalb des Endabschnitts **2a** angeordnet. **33** ist ein Fixierlicht, das auf der optischen Achse des optischen Untersuchungssystems **30** angeordnet ist, und emittiert sichtbares Licht.

(D) Optisches Augapfelpositionserfassungssystem

[0029] **35** ist das optische Augapfelpositionserfassungssystem zum Erfassen der Augapfelposition des Auges eines Patienten. **34** sind die Infrarotbeleuchtungslichtquellen, die Infrarotlicht bei einer Wellenlänge von 950 nm emittieren, und insgesamt vier Beleuchtungslichtquellen **34** sind in 90°-Intervallen um die optische Achse angeordnet. **36** ist eine Photaphierlinse und **37** ist ein Spiegel. **38** ist ein Infrarotlicht-durchlässiger Filter zum Sperren von Störlicht. **39** ist eine CCD-Kamera. Das optische Augapfelpositionserfassungssystem **35** ist ebenfalls innerhalb des Endabschnitts **2a** angeordnet.

[0030] Der Lichtfluss des Bilds des vorderen Teils des Auges eines Patienten, das durch die Beleuchtungslichtquellen **34** beleuchtet wird, tritt durch den dichroitischen Spiegel **21** und die Linse **31** hindurch

und wird dann durch den dichroitischen Spiegel **32** reflektiert. Danach tritt der Lichtfluss durch die Photographierlinse **36** hindurch, wodurch auf einer photographischen Oberfläche der Kamera **39** mittels des Spiegels **37** und des Filters **38** ein Bild gebildet wird. Bei dem Hindurchtreten des Lichtflusses sperrt der Filter **38** das sichtbare Licht, das durch den dichroitischen Spiegel **32** geringfügig reflektiert wird.

[0031] Die Kamera **39** erfasst die Augapfelposition in der folgenden Weise. Die [Fig. 3](#) ist eine Ansicht, die das Bild des vorderen Teils des Auges zeigt, das durch die Kamera **39** erfasst worden ist, und die [Fig. 4](#) ist eine Ansicht, welche die Verteilung des Lichts entlang der Linie A-A' (in der [Fig. 3](#) gezeigt) zeigt, das von den Photographiersignalen der Kamera **39** erhalten worden ist. Wie es in der [Fig. 4](#) gezeigt ist, unterscheidet sich die Lichtverteilung abhängig von dem entsprechenden Teil des Auges, wie z.B. der Pupille, der Iris und der Lederhaut. Demgemäß werden von Informationen bezüglich der Lichtverteilung Koordinaten von jeder Pupillenkante entlang deren lateralen Richtung erfasst. Ferner werden von den dadurch erfassten Koordinaten der Pupillenkante auch die Koordinaten von ihrer Mitte in der lateralen Richtung erhalten. Entsprechend werden die Koordinaten von der Mitte der Pupille in ihrer vertikalen Richtung von Informationen bezüglich der Lichtverteilung entlang der vertikalen Linie B-B' erhalten (in der [Fig. 3](#) gezeigt). D.h., die Lichtverteilung entlang der zwei Linien erlaubt die Lokalisierung der Pupillenmitte bezüglich der optischen Achse des optischen Erfassungssystems **35** (gleichbedeutend mit den optischen Achsen des optischen Messsystems **10** und des optischen Bestrahlungssystems **25**), die so eingestellt wird, dass sie eine vorgegebene Positionsbeziehung zu dem Photographierelement der Kamera **39** aufweist.

(E) Steuersystem

[0032] **40** ist ein Steuersystem, das innerhalb des Hauptkörpers **1** eingebettet ist. Das Steuersystem **40** steuert die Laserstrahlquelle **11**, die Linse **18**, die Abtastspiegel **19** und **20**, den Laserkopf **26**, das Fixierlicht **33**, die Beleuchtungslichtquellen **34** und dergleichen an und steuert diese **41**, **42**, **43** und **44** sind jeweils eine Eingabe- bzw. Einspeisungseinheit (eine Tastatur, eine Maus und dergleichen), eine arithmetisch-analytische Verarbeitungseinheit (eine CPU und dergleichen), eine Anzeigeeinheit (ein Monitor) und eine Ausgabeeinheit (ein Drucker, ein Diskettenlaufwerk und dergleichen), die alle an dem Computer **8** bereitgestellt sind. Die Eingabeeinheit **41** wird verwendet, um Laserbestrahlungsbedingungen, wie z.B. die vorgesehene postoperative Brechkraft, den Hornhautradius und dergleichen, einzugeben. Die Verarbeitungseinheit **42** verarbeitet Signale von dem Photodetektor **23**, wodurch Hornhautformdaten erhalten werden. Die Verarbeitungseinheit **42** verarbeitet auch

die Hornhautformdaten und die eingegebenen Bestrahlungsbedingungen, wodurch Abtragungsdaten, wie z.B. die Menge der abzutragenden Hornhaut und dergleichen, erhalten werden. Die durch die Verarbeitungseinheit **42** verarbeiteten Daten werden zu der Steuereinheit **40** gesendet. Auf der Basis der verarbeiteten Daten steuert die Steuereinheit **40** die Abtastspiegel **19** und **20**, den Laserkopf **26** und dergleichen an und steuert diese. Die Anzeigeeinheit **43** zeigt sowohl die präoperative Hornhautform als auch die postoperative Hornhautform zusammen mit anderen Informationen gemäß der von der Verarbeitungseinheit **42** gesendeten Hornhautformdaten an. Die Ausgabeeinheit **44** gibt die verschiedenen erhaltenen Daten aus.

[0033] **45** ist eine Ansteuerschaltung für die Laserstrahlquelle **11**, **46** ist eine Ansteuerschaltung für die Linse **18**, **47** bzw. **48** sind Ansteuerschaltungen für die Abtastspiegel **19** bzw. **20** und **49** ist eine Ansteuerschaltung für den Laserkopf **26** (Ansteuerschaltungen für das Fixierlicht **33** und die Beleuchtungslichtquellen **34** sind nicht veranschaulicht). Eine Ansteuerschaltung für den Armabschnitt **2** wird ebenfalls durch die Steuereinheit **40** gesteuert.

[0034] Nachstehend wird der Betrieb der Vorrichtung mit der vorstehend beschriebenen Konfiguration beschrieben. Die Beschreibung betrifft die Chirurgie zur Korrektur eines Brechungsfehlers.

[0035] Der Chirurg lässt zuerst den Patienten auf das Bett **9** liegen und platziert den Armabschnitt **2** (den Endabschnitt **2a**) oberhalb des Auges des Patienten. Danach stellt der Chirurg die Beleuchtungseinheit **4**, das Fixierlicht **33**, die Beleuchtungslichtquellen **34** und dergleichen an und lässt dann das Auge des Patienten das Fixierlicht **33** fixieren. Während der vordere Teil des Auges des Patienten, der durch die Beleuchtungseinheit **4** beleuchtet wird, mit der Mikroskopieeinheit **3** untersucht wird, betätigt der Chirurg den Joystick **6**, um eine Ausrichtung in X- und Y-Richtung vorzunehmen, so dass ein nicht veranschaulichtes Fadenkreuz und die Pupille in eine vorgegebene Positionsbeziehung zueinander gebracht werden. Darüber hinaus betätigt der Chirurg einen Fokuseinstellschalter **60** zur Durchführung einer Ausrichtung in der Z-Richtung. Wenn Signale, die als Reaktion auf die Betätigungen des Joysticks **6** (und des Schalters **60**) erzeugt werden, in die Steuereinheit **40** eingespeist werden, betätigt die Steuereinheit **40** die Ansteuerschaltung für den Armabschnitt **2**, so dass der Armabschnitt **2** (der Endabschnitt **2a**) in der X- und Y-Richtung (und auch der Z-Richtung) bewegt wird.

[0036] Während der Ausrichtung beginnt dann, wenn ein Wechselschalter für eine automatische Ausrichtung **61**, der auf der Steuereinheit **5** bereitgestellt ist, eingeschaltet wird, eine automatische Aus-

richtung. Wenn das Auge des Patienten in einem Bereich vorliegt, bei dem die Pupillenmitte durch das optische Erfassungssystem **35** erfasst werden kann, bewegt die Steuereinheit **40** den Armabschnitt **2** (den Endabschnitt **2a**) in der X- und Y-Richtung, so dass die optischen Achsen des optischen Messsystems **10** und des optischen Bestrahlungssystems **25** mit der Pupillenmitte in Übereinstimmung gebracht werden.

[0037] Zur Durchführung der Hornhautformmessung oder der Bestrahlung mit dem Laser drückt der Chirurg, während die optischen Achsen des optischen Messsystems **10** und des optischen Bestrahlungssystems **25** mit der Pupillenmitte in Übereinstimmung gehalten werden, nach dem Einschalten des Wechselschalters für eine automatische Ausrichtung **61** und der vollständigen Ausrichtung einen „Bereit“-Schalter **62**, der auf der Steuereinheit **5** bereitgestellt ist. Wenn der „Bereit“-Schalter **62** gedrückt wird, wird eine vorgegebene Position auf dem Photographierelement als Bezugsposition gespeichert und ein Augapfelverfolgungsmechanismus (automatische Verfolgung) wird betätigt, wodurch der Armabschnitt **2** (der Endabschnitt **2a**) so bewegt wird, dass die Bezugsposition mit der Pupillenmitte in Übereinstimmung gebracht wird. Bezuglich der Details der automatischen Ausrichtung und der automatischen Verfolgung vgl. die japanische ungeprüfte Patentoffenlegungsschrift HEI 9-149914, die der US-Patentanmeldung 08/979,846 und auch der ungeprüften EP-Patentanmeldungsveröffentlichung 0765648 entspricht, der vorliegenden Anmelder.

[0038] Wenn die Ausrichtung des Auges des Patienten abgeschlossen ist, wird durch das optische Messsystem **10** eine dreidimensionale Form der Hornhaut **E** gemessen. Der Infrarotlaserstrahl des linear polarisierten Lichts, das von der Laserstrahlquelle **11** emittiert wird, konvergiert mittels der Linse **12** auf dem kleinen Loch **13**. Nach dem Konvergieren und Hindurchtreten durch das kleine Loch **13** tritt der Infrarotlaserstrahl durch den Strahlteiler **14** hindurch, da die Laserstrahlquelle so angeordnet ist, dass deren Polarisationsrichtung angepasst wird, und wird dann durch die Linse **15** zu parallelem Licht gemacht. Danach wird das linear polarierte Licht durch das Viertelwellenlängenplättchen **16**, das so angeordnet ist, dass es einen Winkel von 45° zwischen dessen Verzögerungshauptebene und der Polarisationsebene des Infrarotlaserstrahls bildet, in zirkular polarisiertes Licht umgewandelt. Als nächstes tritt der Infrarotlaserstrahl durch den dichroitischen Spiegel **17** hindurch und konvergiert mittels der Linse **18**. Schließlich wird der Infrarotlaserstrahl durch die Abtastspiegel **19** und **20** sukzessive reflektiert und abgelenkt, so dass er in der Nähe der Hornhaut konvergiert. Durch Steuern der Reflexionswinkel (Ablenkwinkel) der Abtastspiegel **19** und **20** findet eine Abtastung durch den Infrarotlaserstrahl in zweidimensi-

onalen Richtungen statt.

[0039] Hier wird die Abtastung durch den Infrarotlaserstrahl durch die Abtastspiegel **19** und **20** über die Hornhaut **E** in zweidimensionalen Richtungen beschrieben. Die [Fig. 5](#) ist eine Ansicht, welche die Abtastung mit dem Messlicht über die Hornhaut in zweidimensionalen Richtungen zeigt. Die Steuereinheit **40** steuert die Abtastspiegel **19** und **20** über die jeweiligen Ansteuerschaltungen **47** und **48** an, wodurch der Infrarotlaserstrahl **51**, bei dem es sich um das Messlicht handelt, über einen Abtastbereich von links oben nach rechts unten in der Reihenfolge (X₁, Y₁) ... (X_n, Y₁), (X₁, Y₂) ... (X_n, Y₂) ... (X₁, Y_n) ... (X_n, Y_n) abtastend geführt wird.

[0040] Während er divergiert wird, wird der durch die Hornhaut **E** reflektierte Infrarotlaserstrahl aufeinander folgend durch die Abtastspiegel **20** und **19** reflektiert und abgelenkt und dann durch die Linse **18** wieder zu einem parallelen Strahl gemacht. Danach tritt der Infrarotlaserstrahl durch den dichroitischen Spiegel **17** hindurch und wird durch die Viertelwellenlängenplatte **16** von zirkular polarisiertem Licht in linear polarisiertes Licht umgewandelt. Nach dem Konvergieren durch die Linse **15** wird der Infrarotlaserstrahl des linear polarisierten Lichts durch den polarisierenden Strahlteiler **14** reflektiert, da dessen Polarisationsrichtung bezogen auf die Polarisationsrichtung zu dem Zeitpunkt, bei dem der Infrarotlaserstrahl in Richtung der Hornhaut **E** läuft, um 90° gedreht ist. Der Infrarotlaserstrahl konvergiert auf dem kleinen Loch **22**, tritt durch dieses hindurch und in den Photodetektor **23** ein.

[0041] Wenn die Hornhautoberfläche (vordere Oberfläche oder hintere Oberfläche) auf der zweidimensionalen flachen Oberfläche (oder gekrümmten Oberfläche) liegt, über welche der konvergente Punkt des Infrarotlaserstrahls abtastet, wie es in der [Fig. 6A](#) gezeigt ist, läuft der davon reflektierte Laserstrahl durch den gleichen optischen Weg, wie er vorstehend beschrieben worden ist, zurück, und konvergiert auf dem kleinen Loch **22**. Als Ergebnis tritt eine relativ große Lichtmenge in den Photodetektor **23** ein. Wenn im Gegensatz dazu die Hornhautoberfläche (vordere Oberfläche oder hintere Oberfläche) nicht auf der zweidimensionalen flachen Oberfläche (oder gekrümmten Oberfläche) vorliegt, über welche der konvergente Punkt des Infrarotlaserstrahls abtastet, d.h., wenn der Infrarotlaserstrahl von dem konvergenten Punkt weg reflektiert wird, wie es in der [Fig. 6B](#) gezeigt ist, konvergiert der reflektierte Infrarotlaserstrahl nicht auf dem kleinen Loch **22** und verschwimmt. Als Ergebnis tritt nahezu kein Licht in den Photodetektor **23** ein. Wenn demgemäß der konvergente Punkt des Infrarotlaserstrahls abtastend über die zweidimensionale flache Oberfläche geführt wird, wird das reflektierte Licht nur dann ausreichend durch den Photodetektor **23** erfasst, wenn die Hornh-

autoberfläche innerhalb der Oberfläche liegt. Dies ermöglicht das Erhalten einer Kontur der Hornhaut E auf der Oberfläche. Die kleinen Löcher **13** und **22** sind so angeordnet, dass sie bezüglich der Hornhaut E konjugiert zueinander angeordnet sind, wodurch ein konfokales optisches System gebildet wird (d.h., eine Punktlichtquelle und ein Punkt detektor stehen bezüglich eines Punkts eines Gegenstands in einer ein Bild bildenden Beziehung zueinander).

[0042] Ferner bewegt die Steuereinheit **40** die Linse **18** mittels der Ansteuerschaltung **46** entlang der optischen Achse, so dass die zweidimensionale flache Oberfläche, über welche der konvergente Punkt des Infrarotlaserstrahls abtastet, nach und nach in die Richtung der Dicke der Hornhaut verschoben wird. Die Kontur der Hornhaut E auf der Oberfläche wird wiederholt in der gleichen Weise gemessen, wie es vorstehend beschrieben worden ist, jedoch nach und nach in die Richtung der Dicke verschoben. Durch Kombinieren der erhaltenen Konturen der Hornhaut E auf der Oberfläche zu einer dreidimensionalen Form werden dreidimensionale Formen der vorderen und hinteren Hornhaut E erhalten.

[0043] Erfassungssignale von dem Photodetektor **23** werden mittels der Steuereinheit **40** in die Verarbeitungseinheit **42** eingespeist und die Verarbeitungseinheit **42** erhält dreidimensionale Hornhautformdaten auf der Basis der Erfassungssignale und Bestrahlungsflecke durch den Infrarotlaserstrahl in dreidimensionalen Richtungen (die Bestrahlungsflecke werden aus den Ablenkwinkeln der Abtastspiegel und der Position der Linse **18** berechnet). Darüber hinaus wird die Hornhautdicke auf der Basis der vorderen und hinteren Formen der Hornhaut E erhalten. Gemäß der Hornhautformdaten und der Hornhautdickendaten, die dadurch erhalten werden, werden eine Karte **70**, eine Schnittansicht **71** und andere numerische Daten (vgl. die [Fig. 7](#)) auf der Anzeigeeinheit **43** angezeigt.

[0044] Nach der Vervollständigung der Hornhautformmessung durch das optische Messsystem **10** gibt der Chirurg die vorgesehenen postoperativen Hornhautdaten, wie z.B. die Brechkraft, den Hornhautradius und dergleichen unter Verwendung der Eingabeeinheit **41** ein (die Daten können im Vorhinein eingegeben werden). Die Verarbeitungseinheit **42** bestimmt Abtragungsdaten, wie z.B. die erforderliche abzutragende Menge und dergleichen, um einen Brechungsfehler auf der Basis der Hornhautformdaten, die durch die Messung mit dem optischen Messsystem **10** erhalten worden sind, und die durch den Chirurgen eingegebenen postoperativen Hornhautdaten zu korrigieren. Die dadurch bestimmten Abtragungsdaten werden auf der Anzeigeeinheit **43** in einer überlagerten Beziehung mit der Karte **70** und dem Schnittbild **71** und anderen Daten angezeigt. Auch die Abtragungsdicke (Abtragungstiefe) und der

Abtragungsbereich werden numerisch angezeigt (vgl. die [Fig. 7](#)). Darüber hinaus werden auch die vorgelesene postoperative Brechkraft und der Hornhautradius angezeigt (nicht veranschaulicht). Ferner ist es möglich, einen gewünschten Punkt durch Bewegen eines Cursors **72** auf der Karte **70** zu bezeichnen, um die Hornhautdicke und die Abtragungsdicke gemäß jedes bezeichneten Punkts als Anzeige **73** auf der Anzeige anzugeben.

[0045] Der Chirurg überprüft die Karte **70**, das Schnittbild **71**, die postoperative Brechkraft und die anderen Daten, die auf der Anzeige **43** angezeigt werden, um sicherzustellen, dass kein Problem vorliegt. Wenn bestätigt worden ist, dass kein Problem vorliegt, beginnt der Chirurg mit der Hornhautchirurgie, um die Hornhaut mit einem Excimerlaserstrahl abzutragen. Der Chirurg betätigt den Fußschalter **7** zur Übertragung der Laserbestrahlungssignale zu der Steuereinheit **40**. Auf der Basis der erhaltenen Abtragungsdaten steuert die Steuereinheit **40** das optische Bestrahlungssystem **25** (die Ansteuerschaltungen **47**, **48** und **49**) zur Durchführung einer Abtragung der Hornhaut in der später beschriebenen Weise. In dem Fall, dass die Vorrichtung nicht mit dem automatischen Verfolgungsmechanismus ausgestattet ist, muss die Ausrichtung der Vorrichtung mit dem Auge des Patienten erneut durchgeführt werden, bevor mit dem Laser bestrahlt wird.

[0046] Die Steuereinheit **40** steuert den Laserkopf **26** über die Ansteuerschaltung **49** an, um den Excimerlaserstrahl zu emittieren. Der emittierte Excimerlaserstrahl wird durch den Spiegel **27** und den dichroitischen Spiegel **17** reflektiert und abgelenkt und dann durch die Linse **18** konvergiert. Danach steuert die Steuereinheit **40** die Abtastspiegel **19** und **20** mittels der Ansteuerschaltungen **47** bzw. **48** an, so dass der Excimerlaserstrahl auf jedweden gewünschten Fleck ausgerichtet wird. Wenn der Excimerlaserstrahl die Hornhaut E erreicht hat, die am Brennpunkt der Linse **18** positioniert ist, wird durch den Excimerlaserstrahl mittels der Abtastspiegel **19** und **20** in den zweidimensionalen Richtungen innerhalb des vorgegebenen Bestrahlungsbereichs (Abtragungsbereichs) eine Abtastung vorgenommen. Die Abtastung mit dem Excimerlaserstrahl in den zweidimensionalen Richtungen kann entsprechend der Abtastung mit dem Infrarotlaserstrahl für die Hornhautformmessung in linearen Richtungen oder in konzentrischen Richtungen (einer Richtung wie beim Zeichnen von konzentrischen Kreisen oder Spiralen) durchgeführt werden.

[0047] Da der Excimerlaser ein gepulster Laser ist, wird die Tiefe, die der Laser abtragen kann, durch die Anzahl der Pulse (durch die Bestrahlungszeit) gesteuert. Aus diesem Grund steuert die Steuereinheit **40** den Laserkopf **26** mittels der Steuerschaltung **49** an, um den Excimerlaser für die Dauer der Anzahl

von Pulsen (Bestrahlungszeit), die der erforderlichen Abtragungsmenge entspricht, einzustrahlen. Der in der vorstehend beschriebenen Weise gesteuerte Excimerlaser wird bei jedem Bestrahlungsfleck innerhalb des Bestrahlungsbereichs (Abtragungsbereichs) eingestrahlt, so dass das Hornhautgewebe, das für die Brechungsfehlerkorrektur entfernt werden muss, abgetragen wird. Als Ergebnis wird das Auge des Patienten die vorgesehene Brechkraft aufweisen.

[0048] Da die Informationen bezüglich der Hornhautdicke erhalten werden, können die Informationen genutzt werden, um die Chirurgie besser geeignet zu machen. Insbesondere wird ein Vergleich zwischen der festgelegten Menge der abzutragenden Hornhaut und der Dicke der Hornhaut vorgenommen, um die vorhergesagte Dicke der postoperativen Hornhaut zu ermitteln (die Dicke der restlichen Hornhaut nach dem Abtragen). Wenn ermittelt wird, dass die postoperative Hornhaut dünner als ein vorgegebener Standard sein soll, wird die Bestrahlung mit dem Laser eingestellt. Stattdessen zeigt die Anzeigeeinheit **43** eine Warnung oder nicht, wobei ein veranschaulichter Tonerzeuger akustische Signaltöne zur Warnung erzeugt. Darüber hinaus werden der Laserkopf und andere Komponenten so gesteuert, dass sie den Laserstrahl nur einstrahlen, wenn die Dicke der postoperativen Hornhaut gleich dem vorgegebenen Standard oder dicker als dieser ist. Dies erlaubt den Ausschluss der Möglichkeit einer Abtragung, wenn diese nicht durchgeführt werden soll. Ferner kann die Verarbeitungseinheit **42** so bereitgestellt werden, dass sie die Abtragungsdaten (den Bestrahlungsbereich des Excimerlasers und dergleichen) so einstellt, dass sichergestellt wird, dass die postoperative Hornhaut dicker ist als ein vorgegebener Standard. Der Standard für die Dicke der postoperativen Hornhaut wird mittels der Eingabeeinheit **41** festgelegt.

[0049] Ferner werden im Fall der Entfernung eines betroffenen Teils der Hornhaut, wie z.B. einer Trübung oder dergleichen, die Bestrahlungsbedingungen wie z.B. der Bestrahlungsbereich und die Abtragungstiefe durch Betätigen der Eingabeeinheit **41** eingegeben. Auch in diesem Fall wird der Vergleich zwischen der festgelegten Menge der abzutragenden Hornhaut und der Dicke der Hornhaut vorgenommen. Die Bestrahlung mit dem Laserstrahl wird auf der Basis des Ergebnisses des Vergleichs gesteuert. Darüber hinaus kann anstelle der Eingabe der Abtragungstiefe die Dicke der postoperativen Hornhaut nach dem Bestätigen der präoperativen Hornhautform, die auf der Anzeigeeinheit **43** angezeigt wird, eingegeben werden.

[0050] Wie es vorstehend beschrieben worden ist, wird dann, wenn die optische Achse des optischen Messsystems **10** und die optische Achse des optischen Bestrahlungssystems **25** koaxial gemacht wer-

den, eine Lösung für das herkömmliche Problem bereitgestellt, dass sich die Positionsbeziehung zwischen dem Auge des Patienten und der Hornhautformmessvorrichtung (Topographievorrichtung) von der Positionsbeziehung zwischen dem Auge des Patienten und der Hornhautchirurgievorrichtung unterscheidet. Darüber hinaus liegt bezüglich des Zustands des Auges des Patienten aufgrund des Unterschieds bei der Position des Patienten kein Unterschied vor. Da die optische Achse des optischen Messsystems **10** und die optische Achse des optischen Bestrahlungssystems **25** koaxial sind, ist es einfacher, den Bestrahlungsfleck und dergleichen zu steuern, da die zwei optischen Achsen zusammenfallen. In dieser Ausführungsform wird bezüglich des Bestrahlungsverfahrens der Laserstrahl mit einem kleinen kreisförmigen Querschnitt durch den Galvanospiegel zur Abtastung gebracht. Alternativ kann ein Laserstrahl mit einem rechteckigen Bestrahlungsquerschnitt verwendet werden und der Laserstrahl in einer Richtung durch einen Spiegel zur Abtastung gebracht werden, oder stattdessen kann dessen Abstrichrichtung durch eine Bilddreheinrichtung oder dergleichen gedreht werden.

[0051] Darüber hinaus wird auch eine Lösung für ein anderes Problem bereitgestellt, das mit einer herkömmlichen Vorrichtung zusammenhängt, bei der eine Placidoring-Projektionseinheit und eine TV-Kamera kombiniert sind, die in einer Topographievorrichtung zum Photographieren von dessen Hornhautreflex bereitgestellt sind, und ein optisches Laserbestrahlungssystem und ein optisches Untersuchungssystem in einer Hornhautchirurgievorrichtung bereitgestellt sind. Dadurch, dass die zwei optischen Achsen koaxial gemacht werden, wird dieses Problem der größeren Komplexität und der Vergrößerung der Vorrichtung gelöst.

[0052] Da ferner die Hornhautdicke durch Messen der dreidimensionalen Formen der vorderen und hinteren Hornhaut erhalten wird, kann eine Festlegung dahingehend vorgenommen werden, ob mit dem Abtragen fortgefahren wird oder ob der Chirurg gewarnt werden soll, wenn erwartet wird, dass die Dicke der postoperativen Hornhaut geringer ist als die Dicke der postoperativen Standard-Hornhaut. Dies schließt die Möglichkeit der Abtragung aus, wenn diese nicht durchgeführt werden soll.

[0053] Ferner können die automatische Ausrichtung und die automatische Verfolgung durch das optische Augapfelpositionserfassungssystem gegebenenfalls weggelassen werden. Auch die Anzeige der Hornhautformdaten kann modifiziert werden, so dass eine größere Vielfalt von Daten angezeigt wird. Ferner liegen in dem optischen Hornhautform-Messsystem **10** das optische Projektionssystem, das den Infrarotlaserstrahl, bei dem es sich um das Messlich handelt, auf die Hornhaut E projiziert, und das optische Sys-

tem, welches das reflektierte Licht von der Hornhaut E auf den Photodetektor **23** leitet, teilweise als eine Einheit vor.

Patentansprüche

1. Hornhautchirurgievorrichtung, die zum Abtragen von Hornhautgewebe mit einem Laserstrahl angepasst ist, wobei die Vorrichtung umfasst:
 eine Bestrahlungseinheit, die ein optisches Laserbestrahlungssystem (**25**) zum Richten des Laserstrahls auf einen vorgesehenen Bereich auf einer Hornhaut (E) des Auges eines Patienten umfasst, wobei der Laserstrahl eine Wellenlänge im Fernultraviolettbereich und eine Intensität aufweist, die das Hornhautgewebe abtragen kann, und
 eine Hornhautform-Messeinheit zum Messen der dreidimensionalen Form der Hornhaut, wobei die Hornhautform-Messeinheit umfasst:
 ein optisches Messlicht-Projektionssystem (**11–18**) zum Projizieren von Messlicht auf die Hornhaut;
 ein optisches Messlicht-Empfangssystem (**14–18, 22, 23**), das einen Photodetektor (**23**) zum Empfangen des von der Hornhaut reflektierten Messlichts umfasst;
 eine Abtasteinheit (**19, 20**) zum Verschieben eines Projektionsflecks des Messlichts auf der Hornhaut in den XY-Richtungen; und
 eine arithmetische Einheit (**42**) zum Berechnen der dreidimensionalen Form der Hornhaut,
dadurch gekennzeichnet, dass
 eine Fokussierlinse (**18**) angepasst ist, sich entlang einer gemeinsamen optischen Achse zu bewegen, die zu den optischen Achsen des optischen Laserbestrahlungssystems (**25**), des optischen Messlicht-Projektionssystems (**11–18**) und des optischen Messlicht-Empfangssystems (**14–18, 22, 23**) koaxial ist, so dass die konvergenten Punkte des auf die Hornhaut zu projizierenden Messlichts und des von der Hornhaut reflektierten Messlichts verschoben werden,
 wobei der konvergente Punkt des durch das optische Messlicht-Projektionssystem zu projizierenden Messlichts zu der vorderen Hornhautoberfläche und der hinteren Hornhautoberfläche bewegbar ist, wobei das optische Messlicht-Projektionssystem ein erstes kleines Loch (**13**) zum Begrenzen des auf die Hornhaut zu projizierenden Messlichts umfasst und das optische Messlicht-Empfangssystem ein zweites kleines Loch (**22**) an einer Position umfasst, die optisch mit dem ersten kleinen Loch konjugiert ist, zum Begrenzen des von der Hornhaut reflektierten Messlichts,
 wobei die arithmetische Einheit (**42**) zum Berechnen der dreidimensionalen Form der Hornhaut aus den Positionen der Messflecke des Messlichts in den XY-Richtungen, den Erfassungssignalen von dem Photodetektor (**23**) und der Position der Fokussierlinse,
 Bestimmen der Dicke der Hornhaut aus den gemes-

senen Formen der vorderen und hinteren Hornhautoberfläche,
 Bestimmen der Hornhautabtragungsdaten aus der dreidimensionalen Form der Hornhaut und
 Vergleichen der Hornhautabtragungsdaten mit der Dicke der Hornhaut angepasst ist, und
 wobei die Vorrichtung zum Messen der dreidimensionalen Form und der Dicke der Hornhaut in der gleichen Position relativ zu dem Auge des Patienten, in der die Hornhautgewebeabtragung mit der Bestrahlungseinheit durchgeführt wird, angeordnet ist.

2. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, bei welcher das optische Laserbestrahlungssystem (**25**) angepasst ist, bei einer Bestrahlungsposition auf der Hornhaut (E) einen kleinen Fleck mit dem Laserstrahl zu bilden und den Laserstrahlfleck in den XY-Richtungen zu verschieben.

3. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 2, bei der die Fokussierlinse (**18**) angepasst ist, den kleinen Laserstrahlfleck auf der Hornhaut (E) zu bilden und sich entlang der gemeinsamen optischen Achse gemäß der Position der Hornhaut in der Z-Richtung zu bewegen.

4. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, bei der die Abtasteinheit (**19, 20**) angepasst ist, bei einer Bestrahlungsposition auf der Hornhaut (E) einen kleinen Fleck mit dem Laserstrahl zu bilden und den Laserstrahlfleck in den XY-Richtungen zu verschieben.

5. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 4, bei der die Abtasteinheit (**19, 20**) in der gemeinsamen optischen Achse angeordnet ist.

6. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, weiter umfassend
 Einspeisungsmittel (**41**) zum Einspeisen mindestens eines von einer korrigierten Brechkraft, die erhalten werden soll, und postoperativen Hornhautforminformationen, wobei die arithmetische Einheit (**42**) angepasst ist zum
 Berechnen der Hornhautabtragungsdaten aus den eingespeisten Daten und der dreidimensionalen Form der Hornhaut und
 Beurteilen, ob die Dicke der postoperativen Hornhaut einen vorgegebenen Standard auf der Basis der Abtragungsdaten und der Dicke der Hornhaut erfüllt oder nicht, und
 eine Anzeige (**43**) zum Bereitstellen von Informationen bezüglich des Beurteilungsergebnisses, das von der arithmetischen Einheit erstellt worden ist.

7. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, weiter umfassend Einspeisungsmittel (**41**) zum Einspeisen mindestens eines von einer korrigierten Brechkraft, die erhalten werden soll, und postoperativen Hornhautforminformationen, wobei die

arithmetische Einheit (42) angepasst ist zum Berechnen der Hornhautabtragungsdaten aus den eingespeisten Daten, der dreidimensionalen Form der Hornhaut und der Dicke der Hornhaut.

8. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, weiter umfassend

Einspeisungsmittel (41) zum Einspeisen mindestens eines von einer korrigierten Brechkraft, die erhalten werden soll, und postoperativen Hornhautforminformationen, wobei die arithmetische Einheit (42) angepasst ist zum

Berechnen der Hornhautabtragungsdaten aus den eingespeisten Daten und der dreidimensionalen Form der Hornhaut, die durch die arithmetische Einheit erhalten worden ist, und

Beurteilen, ob die Dicke der postoperativen Hornhaut einen vorgegebenen Standard auf der Basis der Abtragungsdaten und der Dicke der Hornhaut erfüllt oder nicht, und

Bestrahlungssteuermittel (40) zum Steuern von Vorgängen der Bestrahlungseinheit gemäß dem Beurteilungsergebnis, das von der arithmetischen Einheit erstellt worden ist.

9. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, weiter umfassend

Einspeisungsmittel (41) zum Einspeisen mindestens eines von einer korrigierten Brechkraft, die erhalten werden soll, und postoperativen Hornhautforminformationen, wobei die arithmetische Einheit (42) angepasst ist zum Berechnen der Hornhautabtragungsdaten aus den eingespeisten Daten und der dreidimensionalen Form der Hornhaut, und

eine Anzeigeeinheit (43) zum graphischen Anzeigen der dreidimensionalen Form der Hornhaut und der Abtragungsdaten, die durch die arithmetische Einheit erhalten worden sind, in einer überlagerten Beziehung zueinander.

10. Hornhautchirurgievorrichtung gemäß Anspruch 1, weiter umfassend eine Anzeigeeinheit (43) zum graphischen Anzeigen der dreidimensionalen Form der vorderen Hornhautoberfläche und/oder der hinteren Hornhautoberfläche.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

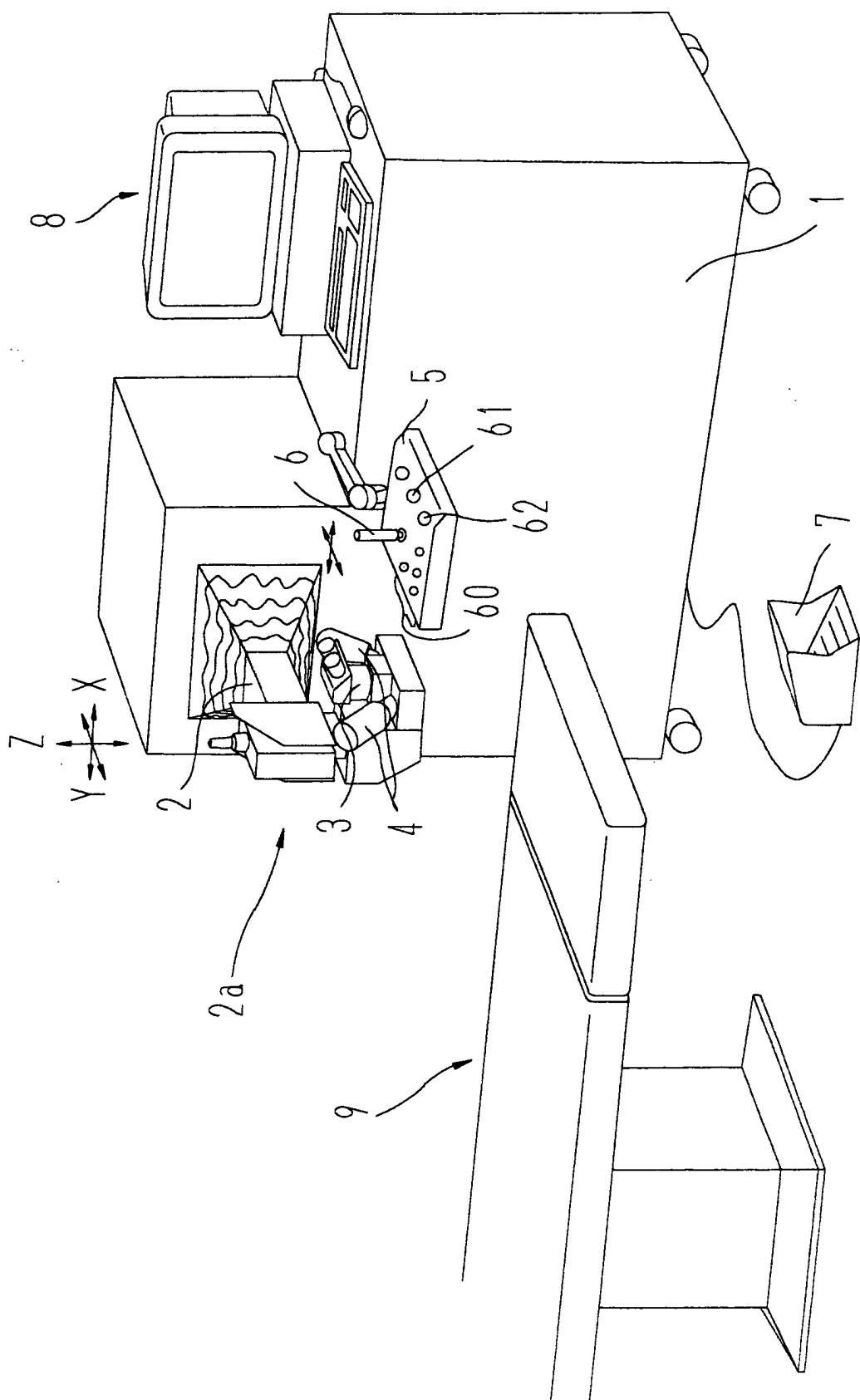


FIG. 2

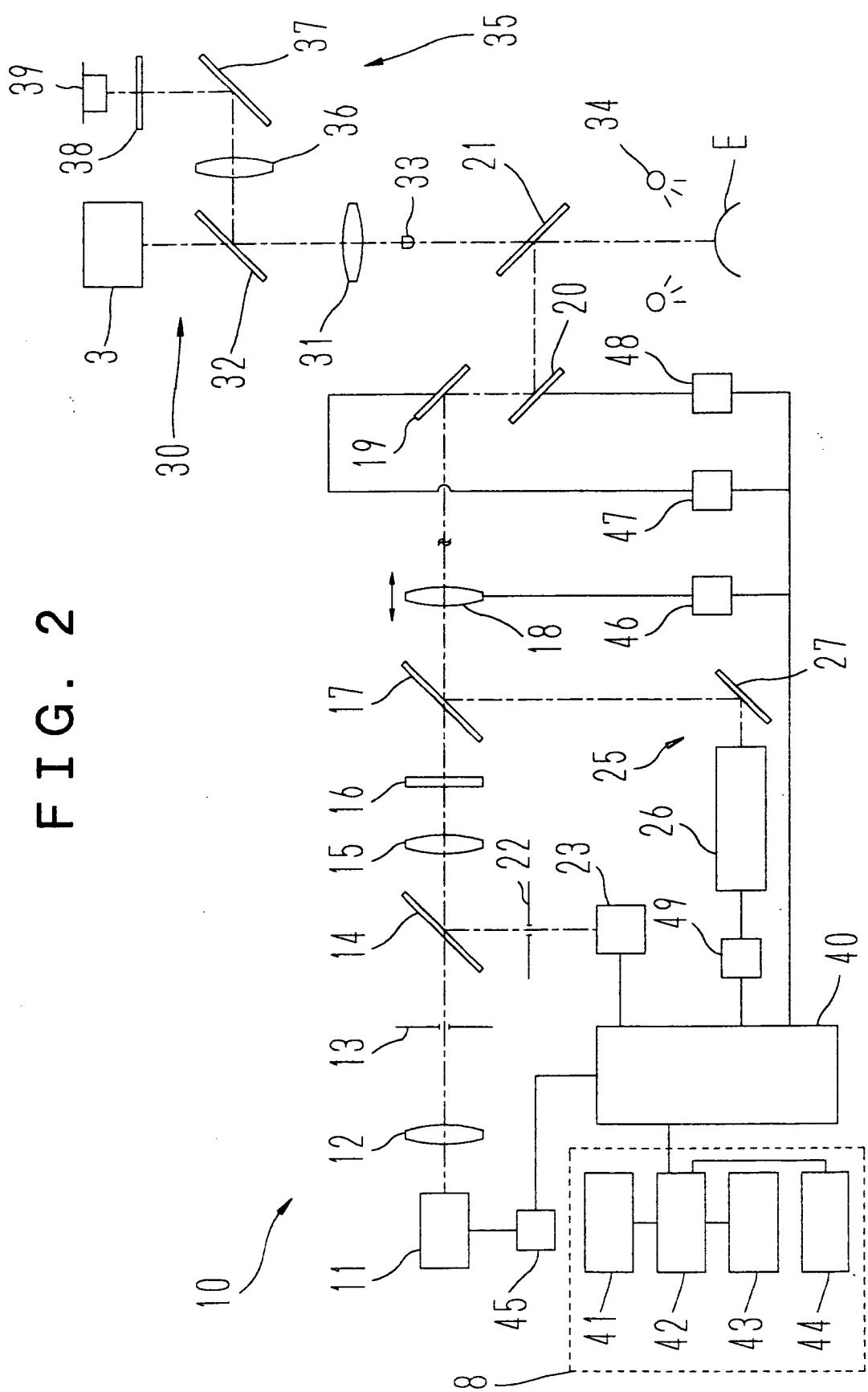


FIG. 3

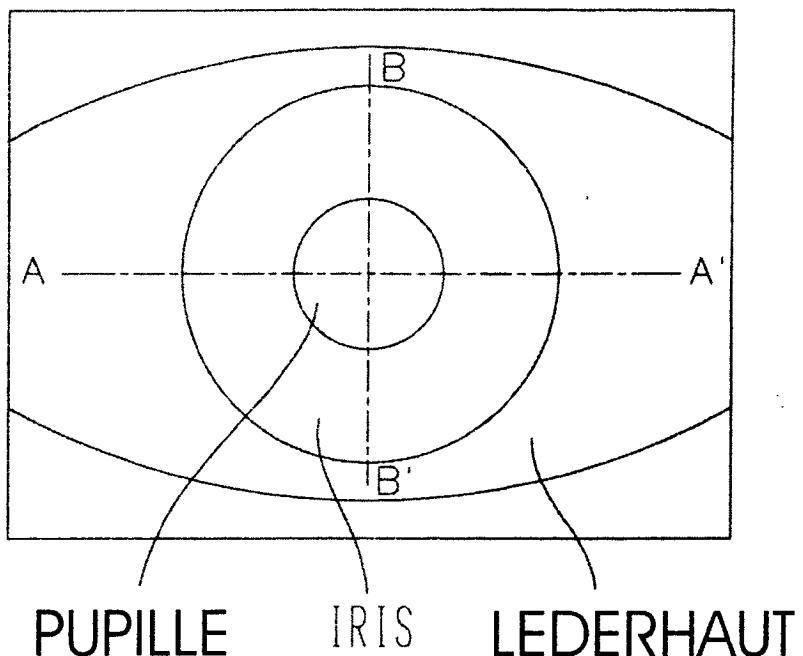


FIG. 4

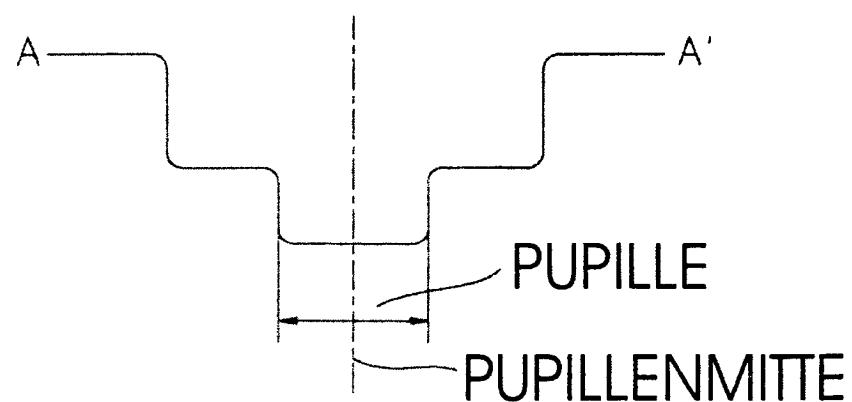


FIG. 5

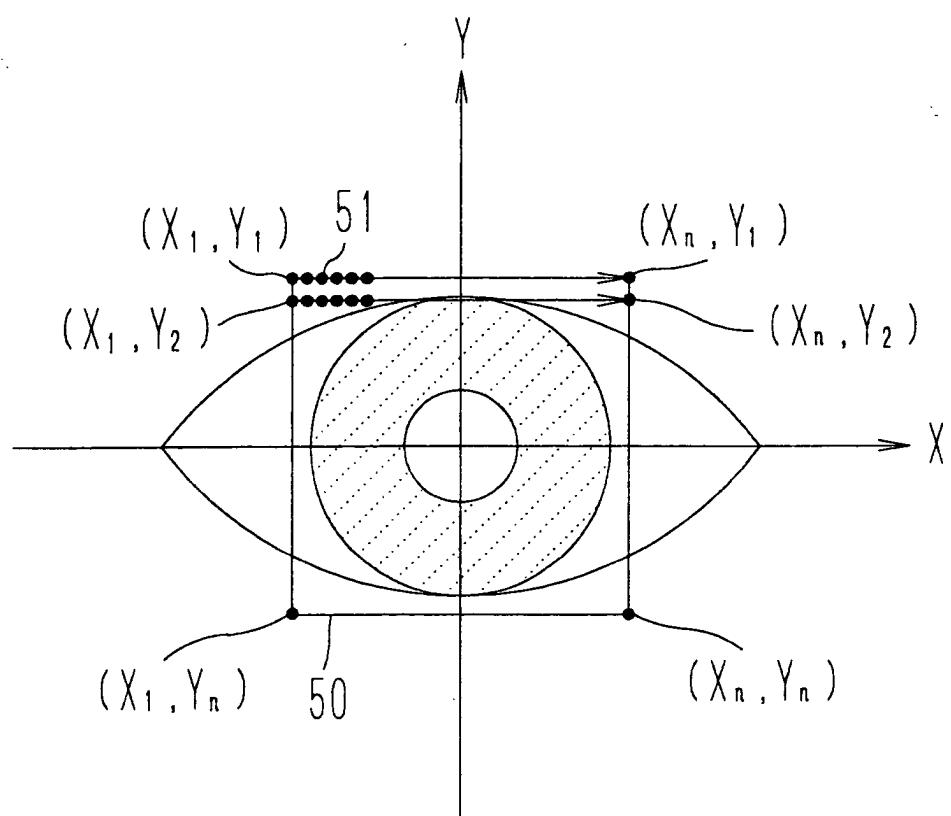


FIG. 6 A

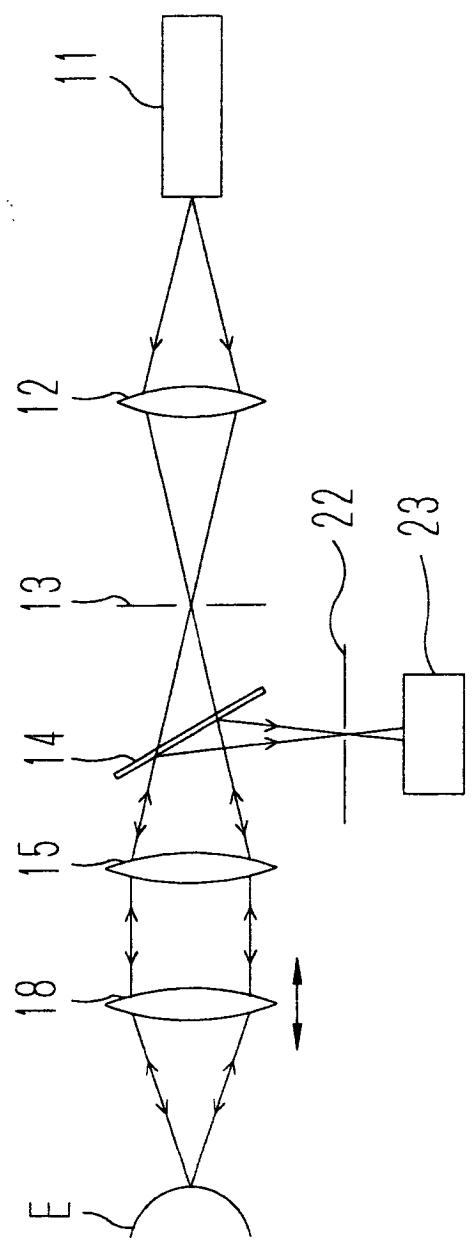


FIG. 6 B

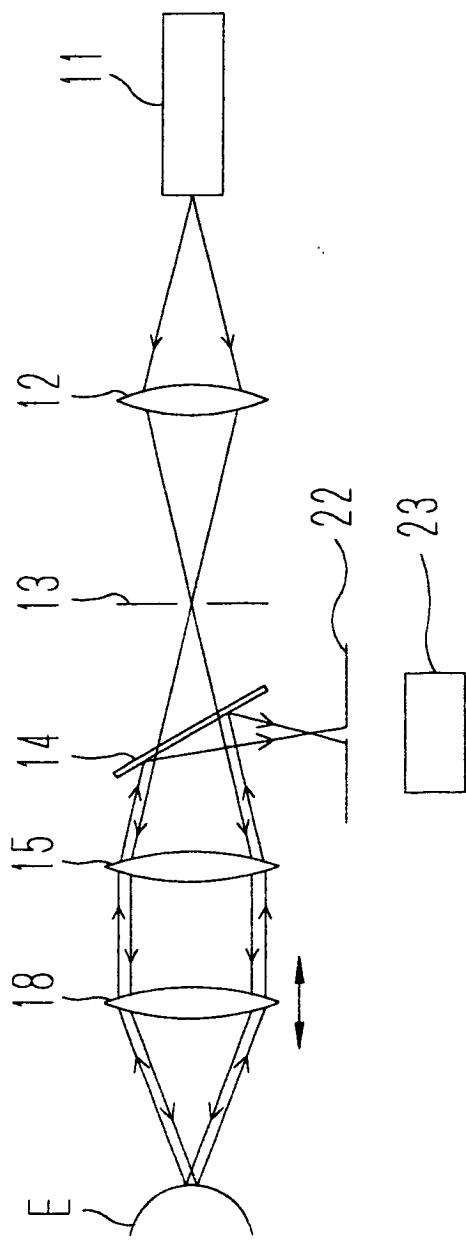


FIG. 7

