



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 13 469 T2** 2006.06.22

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 138 252 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 13 469.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 107 584.3**

(96) Europäischer Anmeldetag: **27.03.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **04.10.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **21.09.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 3/103** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

2000094739 30.03.2000 JP

(73) Patentinhaber:

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

(74) Vertreter:

**KRAMER - BARSKE - SCHMIDTCHEN, 81245
München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(72) Erfinder:

**Fujieda, Masanao, Toyohashi-shi, Aichi, 440-0094,
JP**

(54) Bezeichnung: **Ophthalmisches Gerät zum messen und ermitteln von refractiver Stärkeverteilung**

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

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine ophthalmische Vorrichtung zur Messung und Analyse der Brechkraftverteilung eines zu untersuchenden Auges.

[0002] Eine Vorrichtung zur Messung der im Zeitverlauf variierenden Veränderung der Akkommodationskraft eines zu untersuchenden Auges (Linse) ist bekannt. Diese Art von Vorrichtung misst die Brechkraft eines Auges, die variiert, wenn ein Fixierziel, bei dem es sich um einen Betrachtungsgegenstand handelt und das entfernt angeordnet ist, näher zum Auge bewegt wird, oder wenn das Fixierziel, das nahe angeordnet ist, weiter vom Auge weg bewegt wird.

[0003] Diese Art von Vorrichtung misst jedoch nur die Brechkraft des Auges von beschränkten Abschnitten entlang spezifischer Meridianrichtungen. Daher kann sie eine akkommodative Veränderung des Auges (der Linse) nicht detailliert darstellen.

[0004] J. C. He et al., „Monochromatic aberrations in the accommodative human eye“, Vision Research, Elsevier Science Ltd., 40 (2000), 41–48, beschreiben ein räumlich auflösendes Refraktometer zur Messung von Wellenfront-Aberrationen des menschlichen Auges.

[0005] Die vorliegende Erfindung wurde im Hinblick auf die vorstehend beschriebenen Umstände gemacht und die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist die Lösung der vorstehend beschriebenen Probleme und die Bereitstellung einer ophthalmischen Vorrichtung, die eine akkommodative Veränderung des Auges detailliert darstellen kann.

[0006] Diese Aufgabe wird durch die Erfindung gemäß Anspruch 1 gelöst.

[0007] Zusätzliche Aufgaben und Vorteile der Erfindung werden teilweise in der folgenden Beschreibung erläutert und sind teilweise aufgrund der Beschreibung offensichtlich, oder sie ergeben sich aus der Durchführung der Erfindung. Die Aufgaben und Vorteile der Erfindung können mit den Geräten und Kombinationen realisiert und erreicht werden, die insbesondere in den beigefügten Ansprüchen dargestellt sind.

[0008] Die beigefügten Zeichnungen, die in die Beschreibung einbezogen sind und einen Teil dieser Beschreibung bilden, veranschaulichen erfindungsgemäße Ausführungsformen und dienen zusammen mit der Beschreibung zur Erläuterung der Aufgaben, Vorteile und Prinzipien der Erfindung. In den Zeichnungen ist bzw. sind

[0009] [Fig. 1A](#) und [Fig. 1B](#) Außenansichten, die

den Aufbau einer ophthalmischen Vorrichtung gemäß einer bevorzugten erfindungsgemäßen Ausführungsform zeigen;

[0010] [Fig. 2](#) eine schematische Ansicht, die den Aufbau eines optischen Systems zeigt, das innerhalb einer Messeinheit der Vorrichtung angeordnet ist;

[0011] [Fig. 3](#) ein schematisches Blockdiagramm, das ein Steuersystem der Vorrichtung zeigt;

[0012] [Fig. 4](#) eine Ansicht, die eine Anordnung von Lichtdetektoren zeigt, die in eine Lichtempfangseinheit eines optischen Systems zur Messung der Brechkraft eines Auges einbezogen ist;

[0013] [Fig. 5](#) eine Ansicht, die ein Beispiel einer Anzeige von Ergebnissen zeigt, die durch eine Messung der Brechkraftverteilung des Auges erhalten worden sind;

[0014] [Fig. 6](#) eine Ansicht, die Beispiele einer Anzeige einer Brechkraftverteilung eines Auges bei Weitsicht und Nahsicht sowie der Akkommodationskraftverteilung zeigt; und

[0015] [Fig. 7A](#) und [Fig. 7B](#) Ansichten sind, die Funktionen einer Linse veranschaulichen.

[0016] Nachstehend folgt eine detaillierte Beschreibung einer bevorzugten Ausführungsform einer ophthalmischen Vorrichtung einer erfindungsgemäßen Ausführungsform unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen. Die [Fig. 1A](#) und [Fig. 1B](#) sind Außenansichten, die den Aufbau einer ophthalmischen Vorrichtung gemäß der bevorzugten erfindungsgemäßen Ausführungsform zeigen: Die [Fig. 1A](#) ist eine Vorderansicht von der Seite einer zu untersuchenden Person her und die [Fig. 1B](#) ist eine Seitenansicht. Die [Fig. 2](#) ist eine schematische Ansicht, die den Aufbau eines optischen Systems zeigt, das innerhalb einer Messeinheit **5** angeordnet ist. Die [Fig. 3](#) ist ein schematisches Blockdiagramm, das ein Steuersystem der Vorrichtung zeigt.

[0017] Das Bezugszeichen **1** bezeichnet eine feststehende Basis. Die Basis **1** weist eine Kopfstützeinheit **2** auf, die feststehend daran befestigt ist, um den Kopf einer zu untersuchenden Person fixierend zu stützen. **5** ist die Messeinheit, die ein optisches Messsystem, ein optisches Ausrichtungssystem und dergleichen enthält, die später beschrieben werden. Die Messeinheit **5** ist auf einer Seite, die der zu untersuchenden Person gegenüber liegt, etwa in der Mitte der Rechts- und Links-Richtung (X-Richtung) mit einem Messfenster **5a** ausgestattet, so dass ein Messlicht und dergleichen durch dieses hindurch treten kann. Ein Hauptkörper **3**, auf dem die Messeinheit **5** montiert ist, gleitet mit einem bekannten Gleitmechanismus, der als Reaktion auf die Betätigung eines

Joysticks **4** entlang der Basis in der Rechts- und Links-Richtung (X-Richtung) und der Zurück- und Vor-Richtung (Z-Richtung) arbeitet. Darüber hinaus bewegt sich die Messeinheit **5** durch eine Y-Richtung-Bewegungsvorrichtung, die einen Motor und dergleichen umfasst, der über eine Berechnungs- und Steuereinheit **50** als Reaktion auf eine Drehbetätigung eines Drehknopfs **4a**, der an dem Joystick **4** montiert ist, angesteuert wird, in der Oben- und Unten-Richtung (Y-Richtung) relativ zu dem Hauptkörper **3**. Um ferner für eine automatische Ausrichtung bereit zu sein, kann die Messeinheit **5** durch die Berechnungs- und Steuereinheit **50** sowie durch eine X-Richtung-Bewegungsvorrichtung, eine Y-Richtung-Bewegungsvorrichtung und eine Z-Richtung-Bewegungsvorrichtung, die jeweils einen Motor und dergleichen umfassen, in der X-, Y- und Z-Richtung relativ zu dem Hauptkörper **3** bewegt werden.

[0018] Das Bezugszeichen **39** ist ein Farbmonitor (Anzeige) zum Anzeigen verschiedener Informationen für die untersuchende Person, wie z.B. ein Bild des zu untersuchenden Auges, Ausrichtungsinformationen, Messergebnisse und dergleichen.

[0019] In der [Fig. 2](#) ist ein optisches System zur Messung der Brechkraft eines Auges **120** hinter einem Strahlteiler **25** angeordnet, der auf einer optischen Achse L1 angeordnet ist. Das optische System zur Messung der Brechkraft eines Auges **120** umfasst ein optisches Schlitz-Lichtprojektionssystem **121** und ein optisches Schlitz-Bilddetektionssystem **131**. Nahinfrarotlicht, das von einer Lichtquelle **122** emittiert wird, die in das optische Schlitz-Lichtprojektionssystem **121** einbezogen ist, beleuchtet Schlitzöffnungen, die an einer rotierenden Sektorvorrichtung **123** angeordnet sind. Das Schlitzlicht, das durch die Drehung der Sektorvorrichtung **123** abgetastet worden ist, tritt durch eine Projektionslinse **124** und ein Begrenzungsdiaphragma **125** hindurch und wird dann von einem Strahlteiler **126** reflektiert. Danach tritt das Licht durch den Strahlteiler **25** hindurch und konvergiert dann in der Nähe einer Hornhaut Ec eines zu untersuchenden Auges E und wird auf den Fundus Ef des Auges E projiziert.

[0020] Das optische Schlitz-Bilddetektionssystem **131** umfasst eine Lichtempfangslinse **132** und einen Spiegel **133**, die beide auf einer optischen Achse L1 angeordnet sind, sowie ein Diaphragma **134** und eine Lichtempfangseinheit **135**, die beide auf einer optischen Achse L2 von Licht angeordnet sind, das durch den Spiegel **133** reflektiert wird. Das Diaphragma **134** ist an einem hinteren Brennpunkt der Lichtempfangslinse **132** angeordnet. Die Lichtempfangseinheit **135** weist acht Lichtdetektoren **136a** bis **136h** auf deren Lichtempfangsebene in im Allgemeinen konjugierten Positionen mit der Hornhaut Ec relativ zu der Lichtempfangslinse **132** auf (vgl. die [Fig. 4](#)). Von den acht Lichtdetektoren befinden sich die Lichtdetektoren

136a bis **136f** entlang einer Linie, die derart durch die Mitte der Lichtempfangsebene (der optischen Achse L2) verläuft, dass die Lichtdetektoren **136a** und **136b**, **136c** und **136d**, und **136e** und **136f** bezogen auf die Mitte der Lichtempfangsebene symmetrisch sind. Diese drei Paare von Lichtdetektoren sind in spezifischen Abständen angeordnet, so dass sie die Brechkraft an jeder entsprechenden Position in der Meridianrichtung auf der Hornhaut Ec detektieren können (in der [Fig. 3](#) sind die Abstände in äquivalenter Größe auf der Hornhaut Ec gezeigt). Andererseits sind die Lichtdetektoren **136g** und **136h** derart auf einer Linie senkrecht zu den Lichtdetektoren **136a** bis **136f** angeordnet, dass sie in Bezug auf die optische Achse L2 symmetrisch sind.

[0021] Dieses optische System zur Messung der Brechkraft eines Auges **120** ist so konfiguriert, dass ein Drehmechanismus, der einen Motor, ein Getriebe und dergleichen umfasst, die Sektorvorrichtung **123** bzw. die Lichtempfangseinheit **135** synchron auf ihren optischen Achsen dreht.

[0022] Auf einer optischen Achse L3, die mit der optischen Achse L1 durch den Strahlteiler **25** koaxial gemacht ist, sind ein halbdurchlässiger Spiegel **26**, eine Linse **33**, ein halbdurchlässiger Spiegel **27**, Linsen **28** und **31**, ein Fixierziel **29a** und eine Beleuchtungslichtquelle **30**, wie z.B. eine LED, die sichtbares Licht emittiert, angeordnet. Als Fixierziel **29a** sind eine Mehrzahl von Zielen, wie z.B. eine Landschaftsdarstellung, sowie eine visuelle Sehschärfeoptotype des Landoltring-Typs und dergleichen bereitgestellt. Durch Drehen einer Zielplatte **29** wird das Ziel, das auf der optischen Achse L3 platziert ist, auf einen vorgesehenen Typ umgeschaltet. Die Linse **28** ist entlang der optischen Achse L3 derart bewegbar, dass die Position des Fixierziels **29a**, auf welches das Auge blickt, verändert wird. Dies ermöglicht das „Fogging“ des Auges E bei der Messung der Brechkraft des Auges oder das Ausüben einer akkommodativen Belastung auf das Auge E bei der Messung der Brechkraft des Auges.

[0023] Auf einer optischen Achse L4, die durch den halbdurchlässigen Spiegel **27** zur optischen Achse L3 koaxial gemacht ist, ist eine Lichtquelle **34**, wie z.B. eine LED, angeordnet, die Nahinfrarotlicht emittiert. Das Licht, das von der Lichtquelle **34** emittiert wird, wird durch den halbdurchlässigen Spiegel **27** reflektiert und dann durch die Linse **33** zu im Allgemeinen parallelen Licht gemacht und von vorne über den halbdurchlässigen Spiegel **26** und den Strahlteiler **25** auf die Hornhaut Ec projiziert. Als Ergebnis bildet die Lichtquelle **34** ein Bild eines Ausrichtungsziels auf der Hornhaut Ec. Das Licht des Zielbilds, das auf der Hornhaut Ec gebildet worden ist, tritt über den Strahlteiler **25**, den halbdurchlässigen Spiegel **26** und eine Linse **35** in eine CCD-Kamera **38** ein.

[0024] Auf einer optischen Achse L5, die durch den halbdurchlässigen Spiegel **26** zur optischen Achse L3 koaxial gemacht ist, sind die Linse **35** und die CCD-Kamera **38** angeordnet, die als photographisches Element dienen. Das Ausgangssignal von der Kamera **38** wird direkt oder über die Berechnungs- und Steuereinheit **50** in den Monitor **39** eingespeist. Ein Bild eines hinteren Augensegments des Auges E, das von der Kamera **38** photographiert worden ist, wird auf dem Monitor **39** angezeigt. Auch das Zielbild durch die Lichtquelle **34** wird einer Bildverarbeitung unterzogen, die durch die Berechnungs- und Steuereinheit **50** durchgeführt wird, wodurch die Ausrichtungsbedingung der Vorrichtung mit dem Auge E in der Auf- und Ab-Richtung und der Rechts- und Links-Richtung (X- und Y-Richtung) erhalten wird.

[0025] Das Bezugszeichen **110** ist ein optisches Zielprojektionssystem zur Arbeitsabstandsdetektion und umfasst eine Lichtquelle **111**, wie z.B. eine Nahinfrarotlicht-emittierende LED, und eine Linse **112**. **115** ist ein optisches Zieldetektionssystem zur Arbeitsabstandsdetektion und umfasst eine Linse **116** und einen eindimensionalen Lichtdetektor (einen Positionsdetektor) **117**. Licht, das von der Lichtquelle **111** emittiert wird, wird durch die Linse **112** zu im Allgemeinen parallelen Licht gemacht und beleuchtet die Hornhaut Ec schräg. Als Folge davon bildet die Lichtquelle **111** ein Zielbild auf der Hornhaut Ec. Das Licht des Zielbilds, das auf der Hornhaut Ec gebildet worden ist, tritt über die Linse **116** in den Detektor **117** ein. Auf der Basis der Einfallssposition des Lichts auf dem Detektor **117** detektiert die Berechnungs- und Steuereinheit **50** eine Ausrichtungsbedingung der Vorrichtung mit dem Auge E in einer Arbeitsabstandsrichtung (Z-Richtung).

[0026] Nachstehend wird der Betrieb der Vorrichtung beschrieben. Als erstes wird eine Messung in einem Modus zur Messung der Brechkraft des Auges bei Weitsicht durchgeführt, bei der die Akkommodation des Auges relaxiert ist (nachstehend wird dieser Modus als Weitsichtmodus bezeichnet). Dieser Weitsichtmodus wird mit einem Moduswechselschalter **40** ausgewählt. Während ein Bild des hinteren Segments des Auges E betrachtet wird, das von einer nicht veranschaulichten Beleuchtungslichtquelle beleuchtet und auf dem Monitor **39** angezeigt wird, bedient der Untersuchende den Joystick **4** und dergleichen, um die Vorrichtung (die Messeinheit **5**) mit dem Auge E auszurichten. Um eine Ausrichtung in der X- und der Y-Richtung durchzuführen, wird ein Bild des Ausrichtungsziels, das durch die Lichtquelle **34** an einer optischen Mitte, die abhängig von dem optischen Hornhautsystem des Auges E bestimmt wird (nachstehend wird diese als Hornhautmitte betrachtet, die auch als ungefähre Mitte der Sichtachse betrachtet werden kann), gebildet wird, in die Mitte einer Zielmarkierung gebracht, die auf dem Monitor **39** angezeigt wird. Diese Zielmarkierung kann elektrisch er-

zeugt werden und deren Mitte wird so eingestellt, dass sie mit der photographischen optischen Achse L5 der Kamera **38** (der optischen Messachse L1) zusammenfällt. Um eine Ausrichtung in der Z-Richtung durchzuführen, zeigt die Berechnungs- und Kontrolleinheit **50** einen Ausrichtungsindikator auf der Basis von Informationen, die von dem Detektor **117** erhalten werden, bezüglich einer Abweichung in der Arbeitsabstandsrichtung auf dem Monitor **39** an. Dann bewegt der Untersuchende den Hauptkörper **3** gemäß dem Indikator in der Z-Richtung.

[0027] Nachdem die Ausrichtung durchgeführt worden ist, drückt der Untersuchende einen nicht veranschaulichten Messschalter, um eine Messung der Brechkraft des Auges durchzuführen. Eine Einheit zur Berechnung der Brechkraft des Auges **52** ermittelt die Brechkraftverteilung des Auges auf der Basis der Phasendifferenz der Ausgangssignale von jedem Lichtdetektor, der in der Lichtempfangseinheit **135** angeordnet ist. Um dies zu erreichen wird zuerst eine vorübergehende Messung in einer Weise durchgeführt, die derjenigen eines herkömmlichen Phasendifferenzverfahrens zur Ermittlung der Brechkraft entspricht. Auf der Basis des so erhaltenen Ergebnisses wird die Linse **28** so bewegt, dass das Fixierziel **29a** an eine Position bewegt wird, die in etwa mit dem Fundus Ef des Auges E konjugiert ist, worauf die Linse **28** weiter bewegt wird, um ein „Fogging“ für geeignete Dioptrien durchzuführen. Die Linse **28** wird durch eine Linsenbewegungseinheit **41** bewegt, die einen Motor und dergleichen umfasst. Danach ermittelt die Einheit zur Berechnung der Brechkraft des Auges **52** auf der Basis der Ausgangssignale von den Lichtdetektoren **136g** und **136h**, die als Reaktion auf die Bewegung des Schlitzbilds auf der Lichtempfangseinheit **135** variieren, die Hornhautmitte (oder die Mitte der Sichtachse) in der Meridianrichtung, in der die Lichtdetektoren **136a** bis **136f** angeordnet sind. Als nächstes wird auf der Basis der Phasendifferenz der Ausgangssignale von jedem der Lichtdetektoren **136a** bis **136f** bezüglich der so erhaltenen Mitte die Brechkraft an einer Mehrzahl von Hornhautabschnitten, die jedem Lichtdetektor entsprechen, ermittelt. Während die Sektorvorrichtung **123** des optischen Projektionssystems **121** und die Lichtempfangseinheit **135** in einem vorgegebenen Winkelschritt (1 Grad) um 180° um die optischen Achsen gedreht werden, wird die Brechkraft für jeden Meridian bei jedem Winkelschritt eine nach der anderen berechnet und gespeichert. Als Ergebnis wird die Brechkraftverteilung des Auges, die in der Meridianrichtung variiert, erhalten (bezüglich der Details vgl. das US-Patent 5,907,388).

[0028] Die so erhaltenen Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht werden in einer Speichereinheit **55**, wie z.B. einer Festplatte oder dergleichen gespeichert. Darüber hinaus wird die Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht auf

dem Monitor **39** in einem Farbkartenformat graphisch angezeigt, wie es in der [Fig. 5](#) gezeigt ist. Die Karte ist gemäß vorgegebener Schritte der Brechkraft farbkodiert, so dass die Änderung der Brechkraftverteilung des Auges in einem Farbinformationsformat angezeigt wird, das einfach und visuell wahrgenommen wird.

[0029] Als nächstes wird der Moduswechschelschalter **40** gedrückt, so dass eine Messung in einem Modus zur Messung der Brechkraft des Auges bei Nahsicht durchgeführt wird, wobei die akkommodative Belastung auf das Auge ausgeübt wird (nachstehend wird dieser Modus als Nahsichtmodus bezeichnet). In dem Nahsichtmodus wird das Fixierziel **29a** durch Betätigen eines Fixierzielbewegungsschalters **42** zu einem vorgesehenen Nahpunkt bewegt. Als Reaktion auf ein Signal, das von dem Schalter **42** eingespeist worden ist, steuert die Berechnungs- und Steuereinheit **50** die Linsenbewegungseinheit **41** derart, dass die Linse **28** so bewegt wird, dass das Fixierziel **29a** optisch an einem vorgesehenen Nahpunkt angeordnet wird. Wenn beispielsweise der im Vorhinein gemessene SE-Wert (sphärische Äquivalentwert) der Brechkraft des Auges bei Weitsicht -3 D (Dioptrien) beträgt, muss die Linse **28** derart bewegt werden, dass das Fixierziel **29a** bei $-3\text{ D} - 2,5\text{ D} = -5,5\text{ D}$ angeordnet wird, was einer Nahsicht von 40 cm entspricht.

[0030] Durch Fixieren des Auges **E** auf das Fixierziel **29a**, das in der vorstehend beschriebenen Weise zu einem Nahpunkt bewegt worden ist, wird auf das Auge **E** eine akkommodative Belastung ausgeübt. Der Messschalter wird unter dieser Bedingung gedrückt, um die Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht zu messen. Wie bei der Weitsichtmessung ermittelt die Berechnungseinheit **52** die Brechkraftverteilung des Auges auf der Basis der Phasendifferenz der Ausgangssignale von jedem Lichtdetektor, welche die Lichtempfangseinheit **135** umfasst. Die so erhaltenen Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht werden in der Speichereinheit **55** gespeichert und die Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht wird auf dem Monitor **39** in einem Farbkartenformat graphisch angezeigt.

[0031] Sobald die Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht und die Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht in der vorstehend beschriebenen Weise erhalten worden sind, werden die Tastatur **58** und die Maus **57**, die mit der Berechnungs- und Steuereinheit **50** verbunden sind, gemäß den auf dem Monitor **39** angezeigten Anweisungen betätigt. Durch die Betätigung werden die jeweiligen Daten bezüglich der Verteilung in eine Einheit zur Berechnung der Akkommodationskraft **53** eingespeist, so dass die Brechkraftverteilung aus der Differenz zwischen den beiden Verteilungsdaten (in dieser Beschreibung wird dies

als Akkommodationskraftverteilung bezeichnet) berechnet wird. D.h., eine Änderung der Akkommodation der Linse, die als Reaktion auf die Änderung der akkommodativen Belastung, die auf das Auge ausgeübt wird, stattfindet, wird als zweidimensionale Verteilung erhalten. Die so erhaltenen Daten werden in der Speichereinheit **55** gespeichert und auf dem Monitor **39** angezeigt.

[0032] Die [Fig. 6](#) zeigt Beispiele einer Anzeige, welche die Ergebnisse zeigt, die durch die Einheit zur Berechnung der Akkommodationskraft **53** und dergleichen berechnet worden sind. Der Monitor **39** zeigt die folgenden vier Fenster an, die auf einem Bildschirm angeordnet sind: Eine Farbkarte **71**, welche die Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht zeigt, eine Farbkarte **72**, welche die Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht zeigt, eine Farbkarte **73**, welche die Akkommodationskraftverteilung, bei der es sich um die Differenz zwischen den zwei Verteilungen handelt, zeigt, und eine dreidimensionale Anzeige **74**, deren vertikale Achse die Differenz der Brechkraft zeigt.

[0033] Darüber hinaus ist es möglich, die Minimal- und Maximalwerte der Akkommodationskraftverteilung, den Durchschnittswert für den gesamten Messbereich und das Volumen der dreidimensionalen Anzeige **74**, deren vertikale Achse die Differenz der Brechkraft zeigt, zu berechnen. Ferner können die berechneten Daten auf dem Monitor **39** als quantitative numerische Daten angezeigt und in der Speichereinheit **55** gespeichert werden.

[0034] Ferner kann die Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht und bei Nahsicht unter Verwendung des Zernike-Polynomausdrucks in Aberrationskomponenten zerlegt werden. Auf diese Weise ist es möglich, herauszufinden, Aberrationskomponenten welcher Ordnung zugenommen oder abgenommen haben. D.h., im Hinblick auf Aberrationen vor und nach der Veränderung in der Linse können die optischen Eigenschaften eines lebenden Auges bekannt sein.

[0035] Nachstehend werden die Vorgänge bezüglich der Linse des Auges kurz erläutert. Um Gegenstände in verschiedenen Entfernungen zu sehen, wirkt der Ziliarmuskel, wenn das Auge normal ist, dahingehend, dass die Dicke der Linse verändert wird, um deren Brechkraft zu erhöhen oder zu vermindern, was dazu führt, das ein Bild eines Gegenstands auf der Netzhaut fokussiert wird. Gemäß der [Fig. 7A](#) ist der Ziliarmuskel **61** bei Weitsicht (dem Zustand, bei dem die Akkommodation relaxiert ist) relaxiert und daher werden die Zinn-Zonen **62**, welche die Linse **63** vertikal stützen, unter Spannung gesetzt, wodurch die Linse **63** gezogen wird. Als Folge davon nimmt die Dicke d_1 der Linse **63** ab und folglich nimmt die Brechkraft ab. Im Gegensatz dazu kontrahiert der Ziliarmuskel **61** bei Nahsicht (dem akkommodierten Zu-

stand) und daher relaxieren die Zinn-Zonen **62**, welche die Linse **63** vertikal stützen, wie es in der **Fig. 7B** gezeigt ist. Als Ergebnis nimmt die Dicke d_2 der Linse **63** aufgrund ihrer Eigenelastizität zu und folglich wird eine stärkere Brechkraft erreicht.

[0036] D.h., es ist hilfreich, die Differenz der Brechkraftverteilung des Auges zu berechnen, wenn die akkommodative Belastung, die auf das Auge ausgeübt wird, variiert, und ferner um diese als Farbkarte **73** gemäß der **Fig. 6** anzuzeigen oder um quantitative numerische Daten anzuzeigen, wie es vorstehend beschrieben worden ist. Auf diese Weise ist es möglich, Informationen bereitzustellen, die Details bezüglich des Arbeitsmechanismus der Linse und des Akkommodationszustands der Linse liefern.

[0037] Die Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht und die Daten bezüglich der Brechkraftverteilung des Auges bei Weitsicht, sowie die Daten bezüglich der Akkommodationskraftverteilung, bei denen es sich um die Differenz zwischen diesen Daten handelt, werden zusammen mit dem Messdatum, mit Informationen über die untersuchte Person (wie z.B. der Name, eine Ausweisnummer, Informationen, die angeben, welche Seite des Auges gemessen werden soll, und dergleichen), Informationen bezüglich der Messbedingungen (wie z.B. der eingestellten Position des Fixierziels) und dergleichen in der Speichereinheit **55** gespeichert. Die Informationen über die untersuchte Person werden im Vorhinein unter Verwendung der Tastatur **58**, der Maus **57** und dergleichen eingegeben. Die Messdaten werden automatisch mit einem Taktgeber erhalten, der in die Berechnungs- und Steuereinheit **50** einbezogen ist. Als Messbedingungeninformationen werden die Bedingungen bei jeder Messung gespeichert.

[0038] Unter Verwendung der Daten, die in der vorstehend beschriebenen Weise gespeichert worden sind, können Untersuchungen bezüglich Veränderungen der Brechkraft ein und desselben Auges, das untersucht werden soll, die im Zeitverlauf variieren (eine Veränderung nach einem Zeitraum oder eine Veränderung an einem unterschiedlichen Zeitpunkt an einem anderen Tag), durchgeführt werden. D.h., auf der Basis der Messdateninformationen, der Informationen bezüglich der untersuchten Person, der Informationen bezüglich der Messbedingungen und dergleichen wird die Brechkraft des Auges bei Weitsicht und bei Nahsicht an dem gleichen Auge unter den gleichen Bedingungen gemessen. Dann werden die vorherigen Daten des gleichen Auges herangezogen, so dass die Berechnungseinheit **52** die vorher gemessenen Differenzdaten (die ersten Differenzdaten) mit den Differenzdaten vergleicht, die nach einem Zeitraum gemessen worden sind (die zweiten Differenzdaten), wodurch die Differenzdaten berechnet werden (die dritten Differenzdaten). Die so erhal-

tenen Ergebnisse werden in einer Weise angezeigt, die derjenigen der **Fig. 6** ähnlich ist. Die dritten Differenzdaten können in einer Weise angezeigt werden, die der vorstehend beschriebenen Weise bezüglich des Maximalwerts, des Minimalwerts, des Durchschnittswerts oder des Volumens ähnlich ist. Die Bereitstellung solcher Ergebnisse ermöglicht z.B. die detaillierte Ermittlung der altersbezogenen Veränderung der Akkommodation der Linse, die einen Anhaltspunkt zum Verständnis der Mechanismen der Verminderung der Akkommodationskraft bereitstellen. Alternativ können solche Informationen verwendet werden, um die Effektivität therapeutischer Arzneistoffe zur Verhinderung der Entwicklung eines grauen Stars oder therapeutischer Arzneistoffe zur Wiederherstellung der Akkommodationskraft (oder eines Trainings zur Wiederherstellung der visuellen Sehschärfe) zu untersuchen.

[0039] In der vorstehend beschriebenen Ausführungsform wird das Fixierziel bei Nahsicht willkürlich in einer bestimmten Entfernung angeordnet. Dennoch kann das Fixierziel zu einem Punkt der Grenze bewegt werden, an dem die Akkommodationskraft wirksam ist. Bei einer Messung, die mit dieser Technik im Einklang steht, wird das Fixierziel nach der Vervollständigung der Messung bei Weitsicht durch Betätigen des Schalters **42** nach und nach näher an das Auge E bewegt. Die untersuchte Person wird angewiesen, mit dem Auge E auf das Fixierziel zu blicken und zu reagieren, wenn das Fixierziel undeutlich wird. Wenn die Reaktion auftritt, wird das Fixierziel gestoppt und die untersuchte Person fixiert das Fixierziel unter diesen Bedingungen. Dies führt dazu, dass das Auge E bis zu der Grenze vollständig akkommodiert ist. Dabei werden durch Drücken des Messschalters zur Messung der Brechkraftverteilung des Auges bei Nahsicht Daten bezüglich der Akkommodationskraftverteilung an der Akkommodationsgrenze erhalten. Ferner wird nach einem Zeitraum in einer ähnlichen Weise eine Messung durchgeführt, um die dritten Differenzdaten, die vorstehend beschrieben worden sind, zu erhalten. Auf diese Weise werden Informationen bezüglich der Differenz bei der maximalen Akkommodationskraft, die aus der Grenze der Akkommodationskraft erhalten wird, detailliert bereitgestellt.

[0040] Ferner kann die Messung der Brechkraft des Auges nicht nur unter Verwendung des Phasendifferenzverfahrens in der vorstehend beschriebenen Weise durchgeführt werden, sondern auch mit verschiedenen anderen Verfahren. Ein Beispiel ist ein Verfahren, bei dem paralleles Licht mit einer Anzahl von Punktmustern auf den Fundus des Auges projiziert wird und das von dem Fundus reflektierte Licht mit einer zweidimensionalen CCD (einem Flächensensor) empfangen wird. Die Brechkraftverteilung wird aus der Abweichung des detektierten Punktmusters erhalten (dieses Verfahren wird in einer Vorrich-

tung eingesetzt, die als Wellenfront-Analysegerät bezeichnet wird). Alternativ wird in einem anderen möglichen Verfahren ein paralleler Laserstrahl in den Fundus des Auges eintreten gelassen und eine Anzahl von Lichtstrahlen, die von dem Fundus reflektiert werden, wird mit einer zweidimensionalen CCD über einen Array einer Anzahl von Linsen in dem Lichtempfangssystem photographiert. Die Brechkraftverteilung wird aus der Abweichung des Lichts auf der zweidimensionalen CCD erhalten. Ferner ist es auch möglich, ein Verfahren zu verwenden, bei dem paralleles Licht, wie z.B. ein Laserstrahl in den Fundus des Auges eintreten gelassen wird, während das Auge bezüglich der Hornhaut des Auges abgetastet wird. Dann wird das Licht, das von dem Fundus reflektiert worden ist, mit einem Quadrantenlichtdetektor oder einem Flächensensor empfangen. Die Brechkraftverteilung wird aus der Abweichung des empfangenen Lichts erhalten.

[0041] Ferner berechnet die Vorrichtung, die das optische System zur Messung der Brechkraft des Auges umfasst, in der vorstehend beschriebenen Ausführungsform auch die Akkommodationskraftverteilung. Dennoch ist die Ausführungsform auch auf die Durchführung einer Berechnung und einer Anzeige der berechneten Ergebnisse durch eine separate Vorrichtung (einen externen Computer oder dergleichen) anwendbar.

[0042] Wie es vorstehend beschrieben worden ist, wird die Brechkraftverteilung des Auges erfindungsgemäß mit einer variierenden akkommodativen Belastung, die auf das Auge ausgeübt wird, gemessen, um Veränderungen der Akkommodation des Auges detailliert zu ermitteln. Die erhaltenen Ergebnisse können z.B. bei der Diagnose von Linsenfunktionen verwendet werden.

Patentansprüche

1. Eine ophthalmische Vorrichtung, die eine Fixierzielpräsentiereinrichtung (**25 bis 29, 29a, 30, 31, 33, 41**) zum Präsentieren eines Fixierziels (**29a**) für ein Auge (E) einer zu untersuchenden Person, die eine Einrichtung (**41**) zum Wechseln des Präsentierabstands des Fixierziels zum Ändern eines Präsentierabstands von einem großen Abstand zu einem geringen Abstand bezüglich des Auges umfasst, ein optisches Brechkraftmesssystem (**120**) zum Erfassen eines Messziels, das auf einen Fundus (Ef) des Auges projiziert wird, und zum Messen der Brechkraft an einer Mehrzahl verschiedener Hornhautabschnitte, eine Berechnungseinrichtung (**52, 53**) zum Erhalten einer Brechkraftverteilung des Auges auf der Basis der Mehrzahl von Brechkraften, die von dem optischen Brechkraftmesssystem gemessen worden sind, und eine Anzeigeeinrichtung (**39, 50**) zum Anzeigen der

erhaltenen Brechkraftverteilung als Farbkarte (**71, 72**), umfasst, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Vorrichtung ferner eine Steuereinrichtung (**50**) zum Einstellen des Präsentierabstands des Fixierziels (**29a**) durch die Fixierzielpräsentiereinrichtung (**25 bis 29, 29a, 30, 31, 33, 41**) auf einen ersten Präsentierabstand, bei dem das optische Brechkraftmesssystem (**120**) angepasst ist, eine erste Brechkraftverteilung des Auges zu messen, und zum Einstellen des Präsentierabstands des Fixierziels durch die Fixierzielpräsentiereinrichtung auf einen zweiten Präsentierabstand, bei dem das optische Brechkraftmesssystem angepasst ist, eine zweite Brechkraftverteilung des Auges zu messen, umfasst, wobei die Berechnungseinrichtung (**52, 53**) angepasst ist, eine Akkommodationskraftverteilung durch Berechnen der Differenz zwischen der ersten und der zweiten gemessenen Brechkraftverteilung zu erhalten, und die Anzeigeeinrichtung (**39, 50**) angepasst ist, die erhaltene Akkommodationskraftverteilung als Farbkarte (**73, 74**) anzuzeigen.

2. Ophthalmische Vorrichtung nach Anspruch 1, die ferner eine Eingabeeinrichtung (**57, 58**) zum Eingeben von Informationen bezüglich der zu untersuchenden Person, eine Speichereinrichtung (**55**) zum Speichern der erhaltenen Daten bezüglich der jeweiligen Verteilungen im Zusammenhang mit den eingegebenen Informationen bezüglich der zu untersuchenden Person, und eine Ausleseeinrichtung (**50**) zum Auslesen der gespeicherten Daten der Verteilungen auf der Basis der Informationen bezüglich der zu untersuchenden Person umfasst.

3. Ophthalmische Vorrichtung nach Anspruch 1, die ferner eine Speichereinrichtung (**55**) zum Speichern der erhaltenen Daten bezüglich der Akkommodationskraftverteilung umfasst, und bei der die Berechnungseinrichtung (**52, 53**) angepasst ist, die Differenz zwischen den gespeicherten Daten bezüglich der Akkommodationskraftverteilung und neu erhaltenen Daten bezüglich der Akkommodationskraftverteilung zu erhalten.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

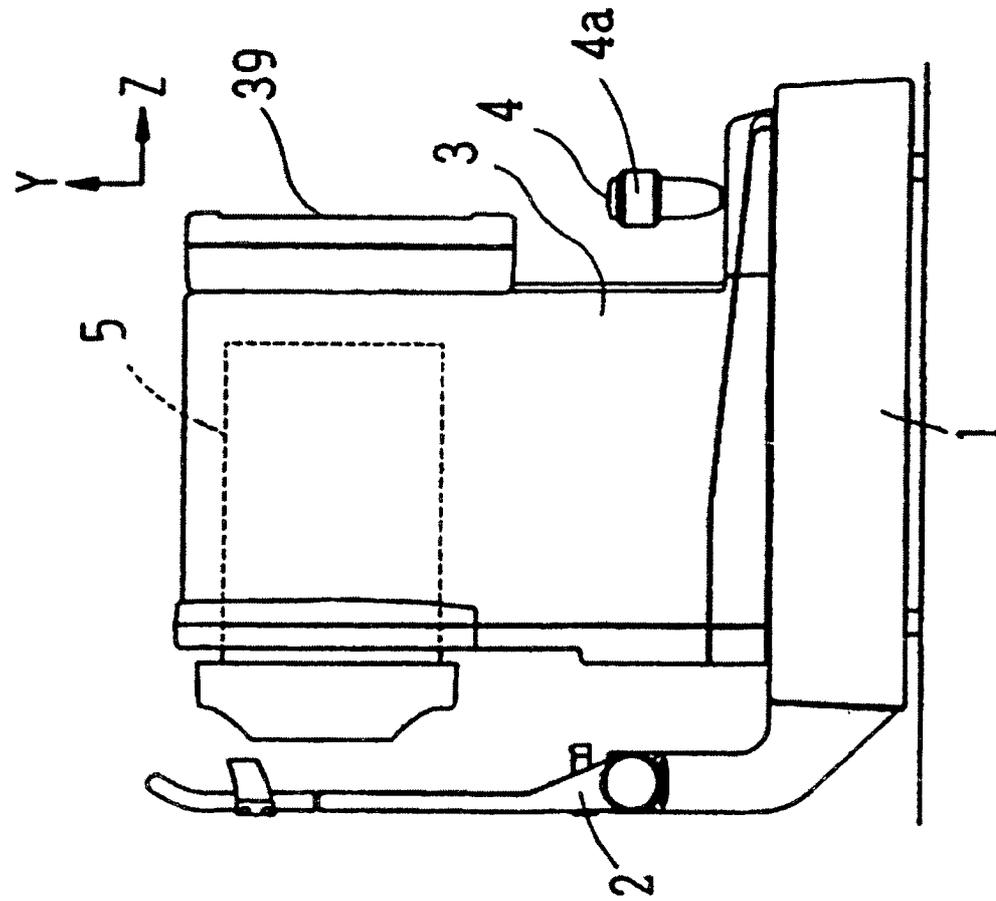


FIG. 1B

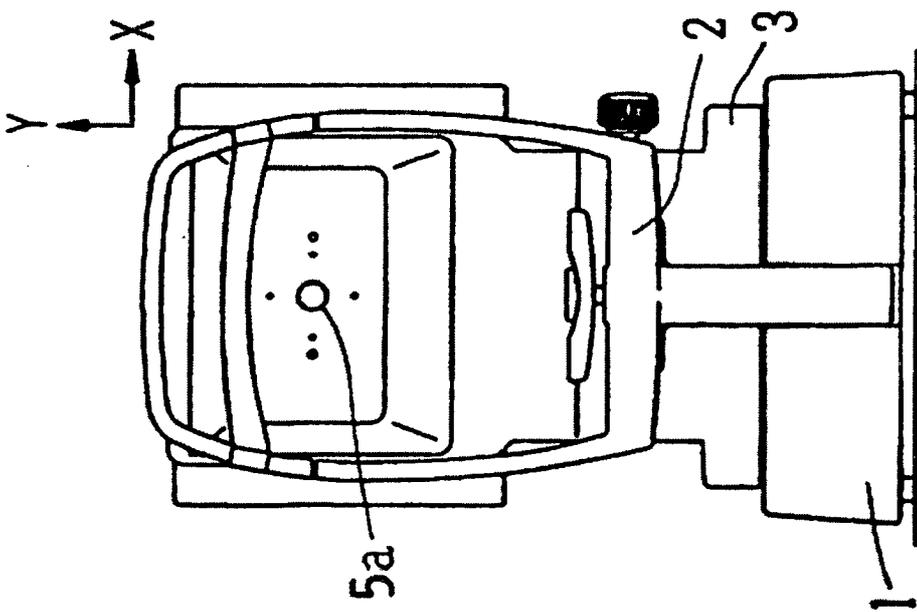


FIG. 1A

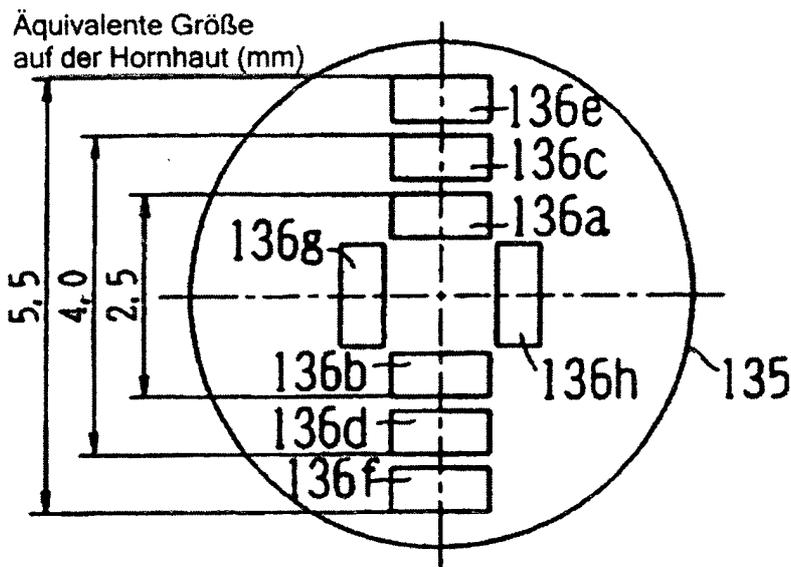


FIG. 3

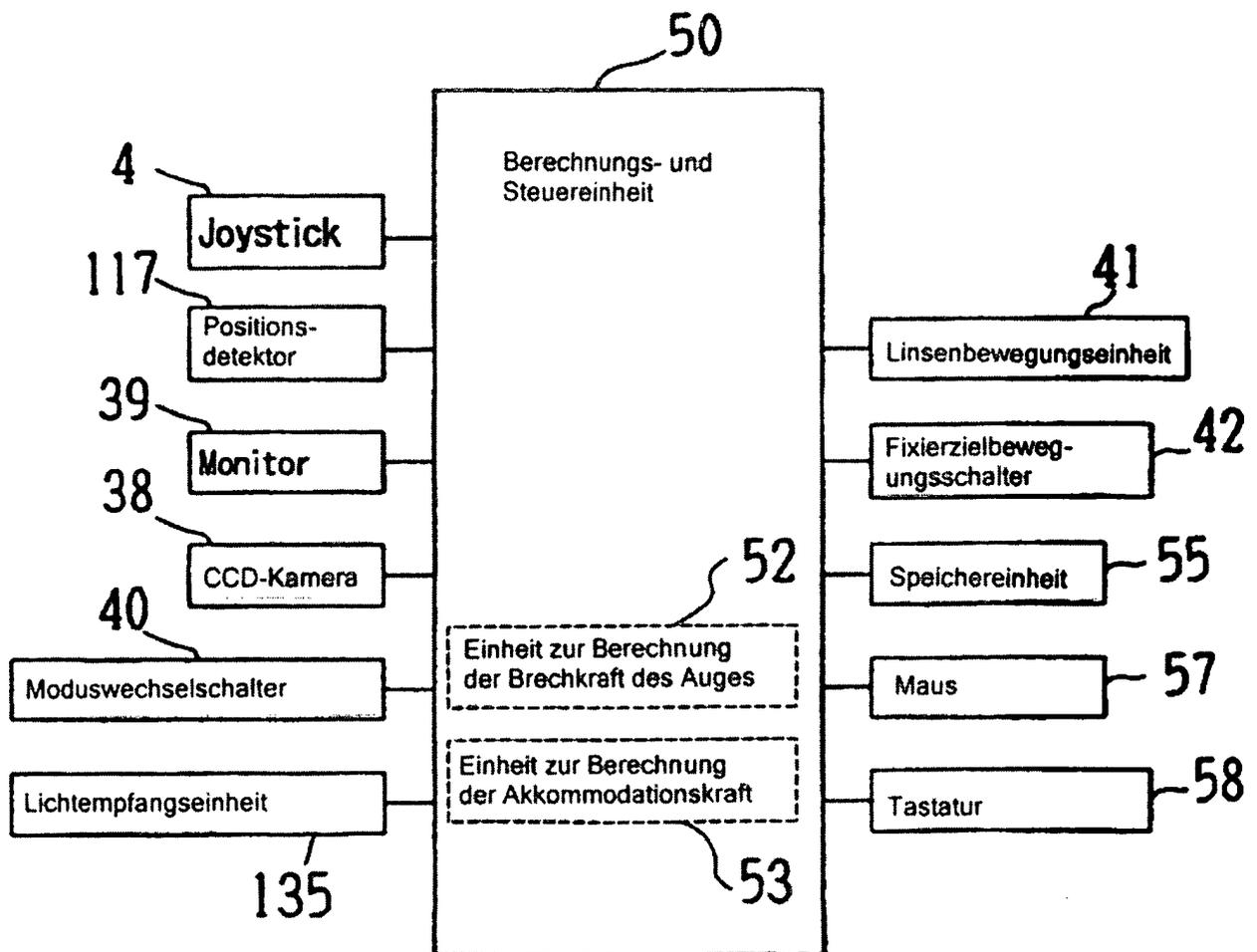


FIG. 4

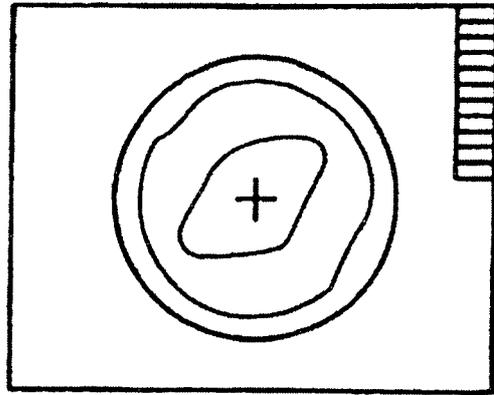


FIG. 5

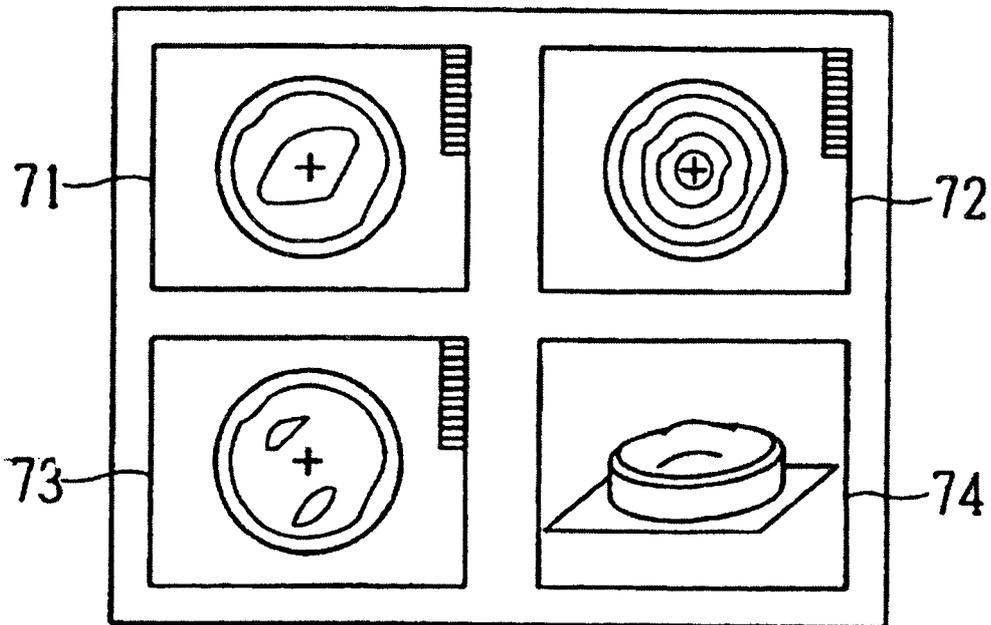
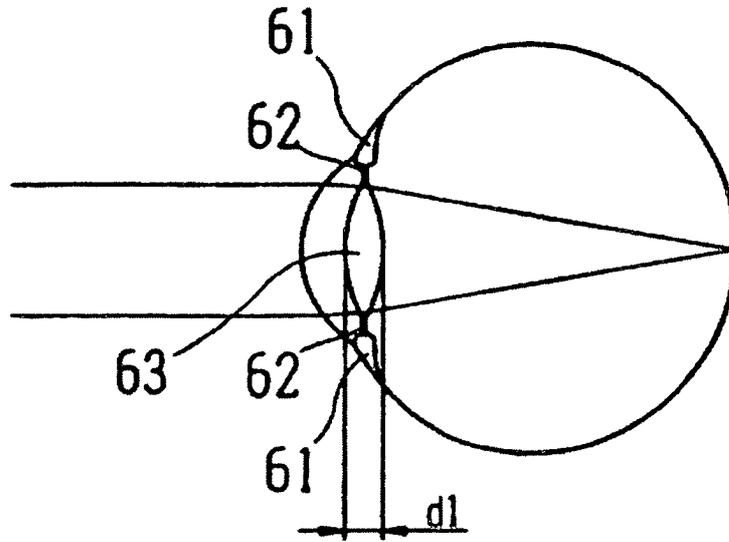
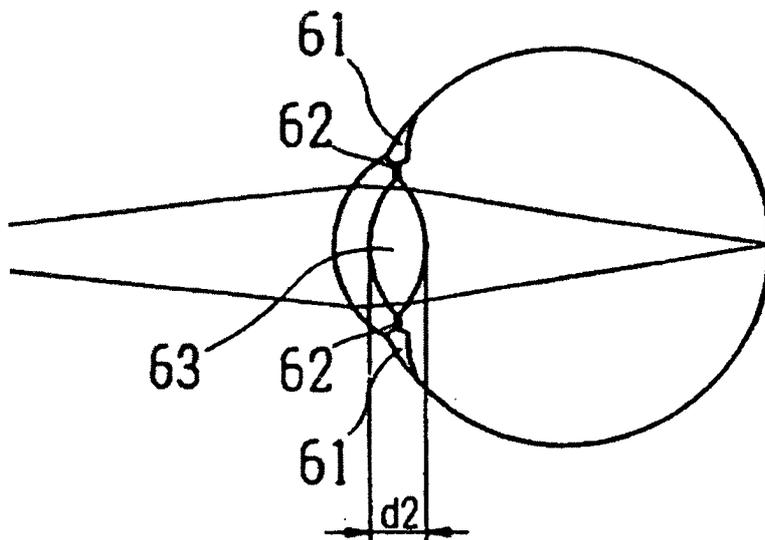


FIG. 6



Weitsicht (nicht-akkommodierter Zustand)

FIG. 7A



Nahsicht (akkommodierter Zustand)

FIG. 7B