

PATENTSCHRIFT 146 214

Wirtschaftspatent

Erteilt gemäß § 5 Absatz 1 des Änderungsgesetzes zum Patentgesetz

In der vom Anmelder eingereichten Fassung veröffentlicht

			Int. Cl. ³
(11)	146 214	(44)	28.01.81
(21)	WP G 02 C / 215 613	(22)	18.09.79
(31)	2693978 2693979	(32)	20.12.78 20.12.78
		(33)	SU

(71) siehe (73)

(72) Rusinov, Mikhail M.; Kurchinskaya, Ljudmila N.; Agurok,
Peisakh Y.; Belyaev, Nikolai M., SU

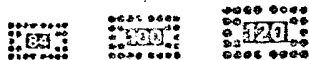
(73) Leningradsky Institut Tochnoi Mekhaniki i Optiki, Leningrad, SU

(74) Internationales Patentbüro Berlin, 1020 Berlin,
Wallstraße 23/24

(54) Ophthalmologisches optisches System, einschließlich Gestell
und Refraktionsmeßverfahren

(57) Die Erfindung bezieht sich auf eine Sehhilfe für den Fern- und Nahsichtbereich. Ziel und Aufgabe ist es, ein verzerrungsfreies ophthalmologisches optisches System mit gleitender Dioptrienzahl verfügbar zu haben, das einen großen Gesichtsfeldwinkel und eine geringe Masse aufweist und dessen Linsen einfach herzustellen und zu vermessen sind. Das erfindungsgemäße System enthält eine optische Linse mit sphärischer vorderer Brechfläche und einer hinteren Brechfläche, die durch eine Gleichung zweiter Ordnung beschrieben wird. Die Linsendicke nimmt vom unteren Rand zum oberen hin ab. Das Brillengestell für dieses System hat durch zwei Segmente gebildete Gestellränder. Ein Segment dient zum Einbau des dünnen Linsenrandes. Die Gestellränder haben Bügel und sind durch einen entgegen der Bügelrichtung gebogenen Sattelsteg miteinander verbunden. Die Vermessung der Linse erfolgt durch Fokussieren eines Beobachtungsfernrohres auf ein Objekt, Anordnen der Linse zwischen Beobachtungsfernrohr und Objekt, Drehen der Linse und Bestimmen ihrer Refraktion mittels einer Eichlinse. - Fig.1 -

57 Seiten



Ophthalmologisches optisches System einschließlich Gestell
und RefraktionsmeßverfahrenAnwendungsgebiet der Erfindung

Die Erfindung betrifft ein optisches System, insbesondere ein ophthalmologisches optisches System mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene, ferner ein dafür geeignetes Gestell sowie ein Verfahren zur Messung der Brechung eines derartigen Systems.

Die Erfindung ist mit Vorteil anwendbar zur Korrektur eines Refraktionsfehlers und einer Akkommodation bei der Presbyopie (einer Altersweitsichtigkeit) oder bei der Aphakie (einem Fehlen der Augenlinse).

In einem ophthalmologischen optischen System muß die Änderung der optischen Brillenglasbrechkraft, die zur Ergänzung einer Insuffizienz bzw. einer fehlenden Akkommodation bei der Presbyopie bzw. bei der Aphakie erforderlich ist, kontinuierlich und gleichmäßig ohne Bildsprung im Gesichtsfeld der Linse und mit minimalen Verzerrungen erfolgen.

Beim Betrachten der Objekte durch den oberen Teil einer ophthalmologischen Linse muß auf der Netzhaut des Auges eine deutliche Abbildung der Objekte entstehen, die sich im Unendlichen in bezug auf den Brillenträger befinden.

Beim Betrachten der Objekte durch die immer weiter nach unten gelegenen Teile der ophthalmologischen Linse muß auf der Netzhaut des Auges eine deutliche Abbildung der Objekte entstehen, die in bezug auf den Brillenträger in einer geringeren Entfernung liegen.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 2 -

Also soll die Brechkraft eines ophthalmologischen optischen Systems vom oberen Linsenrand zum unteren unter Beibehaltung einer hohen Bildgüte stufenlos vergrößern.

Charakteristik der bekannten technischen Lösungen

Es ist bekannt, daß zur Korrektur eines Refraktionsfehlers und einer Akkommodationsinsuffizienz bzw. einer fehlenden Akkommodation bei der Presbyopie bzw. der Aphakie wenigstens zwei Brillen benutzt werden, von denen die eine für die Nah- und die andere für die Fernsicht bestimmt ist. Bei der Betrachtung der Objekte im Zwischenbereich, beispielsweise beim Treppensteigen oder beim Wirtschaften, ist es wünschenswert, noch eine Brille mit einer Zwischengröße der Brechkraft zu haben.

Eine Benutzung von drei verschiedenen Brillen ist jedoch sehr umständlich und verwirrend.

Man kann anstelle von zwei Brillen eine Brille mit einem ophthalmologischen optischen System benutzen, bei dem jede Linse aus zwei Teilen besteht, die verschiedene Brennweiten, d. h. verschiedene Brechkräfte aufweisen.

Bekannt sind bifokale ophthalmologische optische Systeme, die optische Linsen enthalten, die aus zwei Teilen mit verschiedenen Brennweiten bestehen.

Der untere Teil der optischen Linse wird zur Betrachtung der Objekte im Nahbereich, zum Beispiel von 250 bis 500 mm, der obere Teil der Linse zur Betrachtung der entfernten Objekte, zum Beispiel von 2 m bis zum Unendlichen, benutzt.

215613 - 3 -

Wenn man sich einer Brille mit diesem ophthalmologischen optischen System bedient, fällt aus dem Gesichtsfeld der Raumbereich von 500 mm bis 2 m praktisch aus, was die Funktion des Akkommodationsapparates des Auges erschwert. Im modernen Leben ist eben dieser Zwischenbereich wichtig, sei es beim Autofahren, beim Betrachten von Schaufensterauslagen, Bildern oder beim Gehen auf einem Gehsteig bzw. einer Treppe.

Außerdem weist dieses ophthalmologische optische System eine sprunghafte Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene auf, infolgedessen nicht nur Bildsprünge und Bildverdopplungen, sondern auch sprunghafte Änderungen der Bildgrößen auftreten.

Man kann den Ausfall eines Raumbereiches von 500 mm bis 2 m aus dem Gesichtsfeld dadurch verhindern, daß in den Brillen ein ophthalmologisches optisches System verwendet wird, bei dem jede Linse aus drei Teilen ausgeführt ist, deren Brechkräfte verschieden sind.

Derartige ophthalmologische optische Systeme mit Trifokalgläsern sind allgemein bekannt. Ein Teil eines solchen Glases sichert auf der Netzhaut des Auges eine deutliche Abbildung der Objekte, die in einem Abstand vom Unendlichen bis zu 2 m in bezug auf den Brillenträger liegen; ein anderer Teil des Glases sichert eine deutliche Abbildung der Objekte im Bereich von 2 m bis zu 500 mm, und der dritte Teil des Glases sichert eine deutliche Abbildung der Objekte im Bereich von 500 mm bis 280 mm.

In diesen Gläsern bestehen aber Übergangsabschnitte, in denen häufig störende Reflexionen entstehen. An jeder Über-

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 4 -

gangsstelle geht das deutliche (scharfe) Sehvermögen in einem Bereich von 7° bis 10° verloren, in welchem eine Bildüberlagerung stattfindet, da die angrenzenden Linsenabschnitte verschiedene Brechkräfte aufweisen. Der Bereich eines scharfen Sehvermögens wird um 20 % verengt.

Außerdem findet in diesem ophthalmologischen optischen System eine sprunghafte Änderung der Brechkraft in der Meridional-ebene statt.

Es ist möglich, ein ophthalmologisches optisches System mit einer stetigen Änderung der Brechkraft in der Meridional-ebene zu realisieren, indem man die Linsen mit komplizierten asphärischen Flächen ausführt.

Es ist ein derartiges ophthalmologisches System bekannt, das wenigstens eine Linse enthält, die aus einem durchsichtigen optischen Stoff hergestellt ist und eine vordere und hintere Brechfläche aufweist (USP 3 950 082).

Die geometrisch und optisch stetige vordere Brechfläche ist asphärisch ausgeführt. Sie weist zwei sich schneidende orthogonale Hauptebenen auf, und alle ihre Querschnitte sind Kegelschnitte mit einer Exzentrizität, die größer als Null ist bzw. ein wenig davon abweicht.

Eine stetige und konstante Vergrößerung der Brechkraft von dem oberen Teil der Linse zu deren unterer Grenze wird dadurch gewährleistet, daß die Krümmung der vorderen Fläche vom erwähnten oberen Teil der Linse zu deren unterer Grenze stetig und konstant zunimmt und die hintere Fläche durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben wird.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 5 -

Auf diese Weise erfolgt in diesem ophthalmologischen optischen System eine Änderung der Brechkraft gleichmäßig und kontinuierlich ohne Bildsprung.

Derartige Brillengläser sind sehr teuer. Zu ihrer Herstellung sind Spezialmaschinen und Spezialausrüstungen erforderlich. Außerdem bewirkt das Vorhandensein mehrerer Kegelabschnitte, deren Brechkräfte verschieden sind, verzerrte Objektabbildungen auf der Netzhaut des Auges.

Die ophthalmologischen optischen Systeme können in ein Gestell eingesetzt werden, das Gestellränder zur Aufnahme der optischen Linsen, die miteinander durch einen Sattelsteg verbunden sind, und Bügel, die an den erwähnten Gestellrändern befestigt sind, enthält. In Übereinstimmung mit der Form der optischen Linsen werden ovale, runde pantoskopische, hufeisenförmige und dachziegelförmige Ränder hergestellt. Am meisten sind ovale und runde Gläser verbreitet.

Die Konstruktion dieser Gestelle gestattet es jedoch nicht, darin die ophthalmologischen optischen Systeme mit einer stetigen Änderung der Dioptrienzahl in der Meridionalebene zu befestigen.

Es ist bereits ein Gestell zur Befestigung ophthalmologischer, optischer Systeme mit einer stetigen Änderung der Dioptrienzahl in der Meridionalebene bekannt (USP 3 958 867), das durch einen Sattelsteg miteinander verbundene Gestellränder zur Befestigung der optischen Linsen sowie an die Gestellränder angeschlossene Bügel aufweist. In den Gestellrändern sind Ringnuten ausgeführt. Auf die Ränder sind zusätzliche Elemente aufgelegt, deren Vorsprünge aus einem

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 6 -

elastischen Stoff bestehen.

Diese Vorsprünge greifen in entsprechende Nuten der Gestellränder ein.

Obwohl man in diesen Gestellen ophthalmologische optische Systeme mit einer stetigen Änderung der Dioptrienzahl in der Meridionalebene befestigen kann, ist ihre Konstruktion kompliziert und unzuverlässig. Außerdem kann man in einem Gestellrand nur eine optische Linse befestigen.

Bei der Kontrolle der hergestellten ophthalmologischen optischen Linsen ist es erforderlich, ihre Refraktion zu messen.

Es ist ein Verfahren zur Refraktionsmessung ophthalmologischer optischer Linsen bekannt (SU-PS 543 910), das darin besteht, daß man ein Beobachtungsfernrohr auf ein Objekt fokussiert, das sich im Unendlichen befindet, dann eine Marke in der Fokalebene des Kollimatorobjektivs so einstellt, daß in der Fokalebene des Okulars des Beobachtungsfernrohres eine scharfe Abbildung der Marke erzielt wird, und das zu messende Brillenglas zwischen dem Beobachtungsfernrohr und dem Kollimatorobjektiv so anordnet, daß die optische Achse des Glases mit der optischen Achse des Beobachtungsfernrohres übereinstimmt. Die zu messende optische Linse wird längs der optischen Achse verschoben, damit die hintere Fläche dieser Linse mit der Fokalebene des Kollimatorobjektivs zur Deckung gebracht wird. Dann wird die Marke auf der optischen Achse solange verschoben, bis deren scharfe Abbildung in der Fokalebene des Okulars des Be-

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 7 -

beobachtungsfernrohres erzielt ist. Man stellt die Brechkraft der optischen Linse an einer Dioptrienskale fest, die mit der Marke mechanisch gekuppelt ist.

Da bei diesem Verfahren keine Drehung der optischen Linse um einen Drehmittelpunkt vorgesehen ist, kann man mit Hilfe dieses Verfahrens nur die herkömmlichen ophthalmologischen Linsen kontrollieren.

Außerdem sichert dieses Verfahren nicht die erforderliche Genauigkeit bei der Refraktionsmessung.

Es ist auch ein Verfahren zur Brechkraftmessung einer ophthalmologischen optischen Linse bekannt, das darin besteht, daß man das Beobachtungsfernrohr auf ein Objekt fokussiert, das sich im Unendlichen befindet und zwischen dem Beobachtungsfernrohr und dem Objekt die zu messende optische Linse so anbringt, daß eine der Linsenachsen mit der optischen Achse des Beobachtungsfernrohres zusammenfällt. Eine Marke wird in der Fokalebene des Kollimatorobjektivs so eingestellt, daß man in der Fokalebene des Okulars des Beobachtungsfernrohres eine scharfe Markenabbildung erhält. Dann wird die Kollimatormarke in bezug auf das Kollimatorobjektiv solange verschoben, bis man ihre scharfe Abbildung in der Fokalebene des Okulars des Beobachtungsfernrohres erhält. Die Marke ist mechanisch mit einer Dioptrienskale gekuppelt, an der man die Brechkraft der zu messenden Linse feststellt.

Zur Messung der Brechkraft der Linse auf ihrer anderen optischen Achse dreht man die Linse um einen Drehmittelpunkt, bringt die Achse der zu messenden optischen Linse mit der optischen Achse des Beobachtungsfernrohres zur Deckung und

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 8 -

mißt wie oben beschrieben die Brechkraft der Linse.

Dieses Verfahren sichert ebenfalls keine ausreichende Meßgenauigkeit, weil sich das Objekt auch dann im Unendlichen befindet, wenn die Brechkraft einer Linse gemessen wird, die zur Beobachtung von Objekten bestimmt ist, die in einer geringeren Entfernung liegen.

Ziel der Erfindung

Ziel der Erfindung ist es, ein technologisch einfach herstellbares ophthalmologisches optisches System verfügbar zu haben, das als zuverlässige Sehhilfe sowohl für den Fern- als auch für den Nahsichtbereich einsetzbar ist.

Darlegung des Wesens der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein ophthalmologisches optisches System zu schaffen, das eine stetige Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene aufweist, wobei die Linsen eine solche Form haben sollen, die ihre Bearbeitung auf herkömmlichen Werkzeugmaschinen ermöglicht sowie die Masse des optischen Systems verringert und den Gesichtsfeldwinkel erweitert.

Ferner sollen ein für das genannte optische System geeignetes Gestell einfacher Konstruktion sowie ein Verfahren zur Refraktionsmessung vorgeschlagen werden, bei dem der Arbeitsgang der Drehung der optischen Linse um den Drehmittelpunkt so erfolgt, daß eine hohe Meßgenauigkeit erzielt wird.

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 9 -

Die gestellte Aufgabe wird dadurch gelöst, daß in einem ophthalmologischen optischen System mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene, das eine Linse mit einer vorderen und einer hinteren Brechfläche enthält, wobei die letztere durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben wird, erfindungsgemäß die vordere Fläche sphärisch ausgeführt und in bezug auf die hintere Fläche so angeordnet ist, daß die Linsendicke vom unteren Rand zum oberen derart abnimmt, daß eine gleichmäßige Änderung der Brennweite des ophthalmologischen optischen Systems in der Meridionalebene und im Bereich der erforderlichen Akkommodationsbreite des Auges gesichert ist.

Die sphärische Ausführung der vorderen Fläche der optischen Linse und die Anordnung dieser Fläche in bezug auf die hintere Fläche, wobei die Dicke der optischen Linse vom unteren Rand zum oberen abnimmt, bewirkt einen Unterschied der Abstände der vorderen Fläche der optischen Linse von deren Brennpunkt auf der optischen Achse und längs des Hauptstrahlenganges.

Die größte Differenz dieser Abstände, die dem kleinsten Wert der Brechkraft entspricht, wird am dünnen Rand der optischen Linse erzielt.

Die Anordnung der optischen Linse im ophthalmologischen optischen System mit dem dünnen Rand nach oben gewährleistet die Beobachtung der entfernten Objekte über jenen Bereich der optischen Linse, der durch die kleinste Brechkraft gekennzeichnet ist.

Es ist zweckmäßig, daß das ophthalmologische optische System

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 10 -

noch eine zweite Linse enthält, die der ersten ähnlich ausgeführt ist, wobei die beiden Linsen so anzubringen sind, daß deren optischen Achsen zusammenfallen und die Vorzeichen der Brechkräfte jeder Linse in einem beliebigen Schnitt die gleichen sind.

Die Ausführung des ophthalmologischen optischen Systems mit zwei Linsen, die so angebracht sind, daß deren optische Achsen übereinstimmen und die Vorzeichen der Brechkraft jeder Linse in einem beliebigen Schnitt die gleichen sind, ermöglicht eine Steigerung der Brechkraft des ophthalmologischen optischen Systems bei einer Gesamtdicke zweier optischer Linsen, die kleiner als die Dicke einer optischen Linse ist, die eine der Summe der Brechkräfte von zwei Linsen gleiche Brechkraft aufweist, was durch das Vorhandensein von vier Brechflächen bedingt ist.

Es ist zweckmäßig, daß in einem ophthalmologischen optischen System, das zur Presbyopie- und Hypermetropiekorrektur bestimmt ist, seine optische Achse über die Mitte des Sagittalschnittes der optischen Linse verläuft und in der Nähe des unteren dicken Randes der optischen Linse angeordnet ist.

Der Verlauf der optischen Linsenachse durch die Mitte des Sagittalschnittes der Linse und ihre Anordnung in der Nähe des unteren dicken Randes der Linse ermöglicht in einem ophthalmologischen optischen System mit positiver Brechkraft eine Verschiebung der optischen Achse der Linse zum unteren dicken Linsenrand hin, wo eine große positive Brechkraft erzeugt wird, die zur Beobachtung der Objekte im Nahbereich erforderlich ist. Dabei wird am dünnen Rand der Linse die kleinste positive Brechkraft erzielt, die zur Beobachtung

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 11 -

der entfernten Objekte erforderlich ist.

Es ist zweckmäßig, daß in einem ophthalmologischen optischen System, das zur Presbyopie- und Myopiekorrektur bestimmt ist, seine optische Achse über die Mitte des Sagittalschnittes der optischen Linse verläuft und in der Nähe des oberen dünnen Randes der optischen Linse angeordnet ist.

Der Verlauf der optischen Linsenachse über die Mitte des Sagittalschnittes der optischen Linse und ihre Anordnung in der Nähe des oberen dünnen Randes der Linse ermöglicht in einem ophthalmologischen optischen System mit negativer Brechkraft eine Verschiebung der optischen Linsenachse zum oberen dünnen Linsenrand hin, wo eine größere negative Brechkraft erzielt wird, die zur Beobachtung der entfernten Objekte erforderlich ist. Dabei wird am dicken Linsenrand die kleinste negative Brechkraft erzielt, die zur Beobachtung der Objekte im Nahbereich erforderlich ist.

Es ist zweckmäßig, daß in einem ophthalmologischen optischen System, das zu einer Presbyopie- und Aphakiekorrektur bestimmt ist, seine optische Achse über die Mitten der Sagittalschnitte der optischen Linsen verläuft und in der Nähe ihrer dicken Ränder angeordnet ist.

Der Verlauf der optischen Linsenachse über die Mitten der sagittalen Linsenschnitte und ihre Anordnung in der Nähe der unteren dicken Linsenränder ermöglichen in einem ophthalmologischen optischen System mit positiver Brechkraft eine Verschiebung der optischen Achse der Linsen zu deren unteren dicken Rändern hin, wo eine große positive Brechkraft

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 12 -

zur Beobachtung der Objekte im Nahbereich auftritt. Dabei wird an den dünnen Linsenrändern die kleinste positive Brechkraft erzielt, die zur Beobachtung der entfernten Objekte erforderlich ist.

Für das ophthalmologische optische System nach der Erfindung wird ein Gestell vorgeschlagen, das durch einen Sattelsteg miteinander verbundene Gestellränder zur Anbringung der optischen Linsen sowie an die genannten Gestellränder angeschlossene Bügel aufweist. Erfindungsgemäß sind die Gestellränder durch wenigstens zwei Segmente gebildet, wobei das eine Segment zum Einbau des dünnen Randes der optischen Linse bestimmt ist und der Sattelsteg in der der Bügelrichtung entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Wertes des Gesichtswinkels angeordnet ist.

Die Ausbildung der Gestellränder aus wenigstens zwei Segmenten bietet die Möglichkeit, mit einer unbedeutenden Kraftanstrengung die darin befestigten ophthalmologischen optischen Systeme auszuwechseln.

Die Ausbiegung des Sattelsteges in einer Richtung, die der Bügelrichtung entgegengesetzt ist, und dessen Anbringung unter Berücksichtigung der erforderlichen Größe des Gesichtswinkels ermöglichen eine zweckmäßige Orientierung der optischen Linse in bezug auf das Auge dadurch, daß die Eintrittspupille des ophthalmologischen optischen Systems mit dem Drehpunkt des Auges zur Deckung gebracht wird.

Ein Gestell zur Befestigung eines ophthalmologischen optischen Systems, bei dem in jedes der beiden Gestellränder

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 13 -

wenigstens zwei optische Linsen eingepaßt werden, ist erfindungsgemäß in nachstehend beschriebener Weise ausgebildet. Die Gestellränder haben im Querschnitt die Form eines Segmentes, dessen Höhe größer als der Innenradius des Gestellrandes ist. Auf der Innenfläche jedes segmentförmigen Gestellrandes sind wenigstens zwei Nuten vorhanden zur Einpassung des dünnen Randes der entsprechenden optischen Linse. Zwischen diesen Nuten sind in unmittelbarer Nähe der Ebene, die über die Segmentsehne senkrecht zur Höhe des Segmentes verläuft, Schlitzte ausgeführt. Der Sattelsteg ist in der der Bügelrichtung entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Wertes des Gesichtswinkels angeordnet. Da die Höhe jedes segmentartigen Gestellrandes, an dessen Innenfläche wenigstens zwei Nuten zur Einpassung des dünnen Randes der entsprechenden optischen Linsen ausgeführt sind, größer als dessen Innenradius ist, können die optischen Linsen mit einer unbedeutenden Kraftanstrengung ausgewechselt werden.

Zwischen den Nuten zum Einbau der optischen Linsen sind in unmittelbarer Nähe der Ebene, die über eine Segmentsehne senkrecht zur Höhe des Segments verläuft, Schlitzte ausgeführt, die es dank der Elastizität der Gestellränder ermöglichen, die optischen Linsen in das Gestell vereinzelt einzubauen.

Zur Refraktionsmessung einer erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Linse wird ein Verfahren vorgeschlagen, bei dem man ein Beobachtungsfernrohr auf ein Objekt fokussiert, die zu messende optische Linse zwischen dem Beobachtungsfernrohr und dem Objekt anbringt, die zu messende optische Linse um ihren Drehpunkt dreht und die Brechkraft der

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 14 -

Linse zwecks Bestimmung ihrer Refraktion mißt. Erfindungsgemäß wird so verfahren, daß nach Anordnen der zu messenden optischen Linse zwischen dem Beobachtungsfernrohr und dem Objekt zunächst der Mittelpunkt der Eintrittspupille des Beobachtungsfernrohres mit dem Drehpunkt der zu messenden optischen Linse zur Deckung gebracht wird, dann die zu messende optische Linse bis auf eine Dicke gedreht wird, die dem Abstand der vorderen Fläche der Linse vom Objekt entspricht und schließlich die Messung der Brechkraft erfolgt, wobei die Brechkraft der zu messenden Linse durch eine Eichlinse kompensiert wird, damit in der Brennebene des Okulars des Beobachtungsfernrohres eine scharfe Objektabbildung erzielt wird.

Die Überlagerung des Drehpunktes der zu messenden optischen Linse und des Mittelpunktes der Eintrittspupille des Beobachtungsfernrohres und das Drehen der zu messenden optischen Linse bis auf eine Dicke, die dem Abstand ihrer vorderen Fläche vom Objekt entspricht, sichern eine Steigerung der Genauigkeit der Refraktionsmessung einer optischen Linse dadurch, daß sich die Linse bei der Messung unter den natürlichen Verhältnissen befindet.

Ausführungsbeispiel

Die Erfindung soll nachstehend an Ausführungsbeispielen näher erläutert werden. In den zugehörigen Zeichnungen zeigen:

Fig. 1: den Meridionalschnitt einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systems;

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 15 -

- Fig. 2: den Meridionalschnitt einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systems;
- Fig. 3: den Meridionalschnitt einer dritten Ausführungsform des erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systems;
- Fig. 4: den Meridionalschnitt einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen ophthalmologischen Systems mit zwei hintereinander angeordneten Linsen;
- Fig. 5: ein Diagramm, das eine Abhängigkeit der Höhe der Eintrittspupille des erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systems vom Wert der sphärischen Aberration dieses Systems in der Längsrichtung darstellt;
- Fig. 6: ein Diagramm, das eine Abhängigkeit des Gesichtsfeldwinkels des erfindungsgemäßen ophthalmologischen Systems von der Größe der Meridional- und Sagittalbildkrümmung dieses Systems darstellt;
- Fig. 7: ein Diagramm, das eine Abhängigkeit der sphärischen Aberration des erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systems in der Querrichtung von der Größe der Austrittspupille, in rad ausgedrückt, bei dem maximalen Gesichtsfeldwinkel dieses Systems darstellt;

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 16 -

- Fig. 8: eine ähnliche Darstellung, wie in Fig. 7, bei einem Gesichtsfeldwinkel, der kleiner als der erfindungsgemäße Maximalwinkel ist;
- Fig. 9: eine ähnliche Darstellung, wie in Fig. 7, bei dem erfindungsgemäßen Gesichtsfeldwinkel gleich Null;
- Fig. 10: die schematische Vorderansicht des erfindungsgemäßen Gestells für das ophthalmologische optische System;
- Fig. 11: der Schnitt XI-XI nach Fig. 10;
- Fig. 12: die Draufsicht des Gestells nach Fig. 10;
- Fig. 13: die schematische Vorderansicht einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Gestells für das ophthalmologische optische System;
- Fig. 14: die Draufsicht des Gestells nach Fig. 13;
- Fig. 15: den Schnitt XV-XV nach Fig. 13;
- Fig. 16: die schematische Vorderansicht einer anderen Ausführungsvariante des erfindungsgemäßen Gestells für das ophthalmologische optische System;
- Fig. 17: den Schnitt XVII- XVII nach Fig. 16;
- Fig. 18: die Draufsicht des Gestells nach Fig. 16;
- Fig. 19: eine Skizze zur Veranschaulichung des Verfahrens

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 17 -

zur Refraktionsmessung der ophthalmologischen optischen Linse für ein Objekt, das im besten Seh-
abstand von der zu messenden Linse, d. h. im Abstand von 250 mm, angeordnet ist;

Fig. 20: eine Skizze zur Veranschaulichung des Verfahrens zur Refraktionsmessung der ophthalmologischen optischen Linse für ein Objekt, das sich im Unendlichen befindet.

Wie in Fig. 1 gezeigt, enthält das ophthalmologische optische System mit einer kontinuierlichen Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene eine optische Linse 1 mit der vorderen sphärischen Brechfläche 2, deren Krümmungsradius R_1 ist, und der hinteren Brechfläche 3, die durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben ist und einen Krümmungsradius R_2 aufweist, wobei $R_1 = R_2$ ist bei der Spitze der optischen Linse 1, C_1 und C_2 sind die Krümmungsmittelpunkte der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 2; 3.

Die Dicke der optischen Linse 1 nimmt stufenlos vom einen Rand zum anderen ab.

Die optische Achse der Linse 1 verläuft über deren dicken Rand und über die Mitte ihres Sagittalschnittes.

Die Eintrittspupille 4 des ophthalmologischen optischen Systems befindet sich in einer Entfernung, die eine Korrektur der Aberrationen (Astigmatismus) des Systems ermöglicht und für den Brillenträger bequem ist.

Der Hauptstrahlengang verläuft durch den Mittelpunkt der

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 18 -

Eintrittspupille 4 des ophthalmologischen optischen Systems und den dünnen Rand der optischen Linse 1.

Der Winkel β zwischen dem Hauptstrahlengang und der optischen Achse stellt den Gesichtsfeldwinkel des ophthalmologischen optischen Systems dar.

Das vorliegende ophthalmologische optische System ist zur Presbyopiekorrektur ausgelegt.

Im Beispiel, das in Fig. 2 gezeigt ist, enthält das ophthalmologische optische System eine optische Linse 5 mit der vorderen sphärischen Brechfläche 6, deren Krümmungsradius R_1 ist, und der hinteren Brechfläche 7, die durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben ist und den Krümmungsradius R_2 aufweist, wobei $R_2 > R_1$ ist. C_1 und C_2 sind die Krümmungsmittelpunkte der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 6, 7.

Die optische Achse der Linse 5 verläuft über deren dünnen Rand und über die Mitte ihres Sagittalschnittes.

Die Austrittspupille 8 des ophthalmologischen optischen Systems befindet sich in einer Entfernung, die eine Korrektur der Aberrationen des Systems ermöglicht und für den Brillenträger bequem ist.

Der Hauptstrahlengang verläuft durch den Mittelpunkt der Austrittspupille 8 des optischen Systems und den dünnen Rand der optischen Linse 5.

Der Winkel β zwischen dem Hauptstrahlengang und der optischen Achse stellt den Gesichtsfeldwinkel des ophthalmologi-

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 19 -

schen optischen Systems dar. Das vorliegende ophthalmologische optische System ist zur Hypermetropie- und Presbyopiekorrektur bestimmt.

Im Beispiel, das in Fig. 3 gezeigt ist, enthält das ophthalmologische optische System eine optische Linse 9 mit der vorderen sphärischen Brechfläche 10, deren Krümmungsradius R_1 ist, und der hinteren Brechfläche 11, die durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben wird und einen Krümmungsradius R_2 aufweist, wobei $R_1 > R_2$ ist. C_1 und C_2 sind die Krümmungsmittelpunkte der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 10; 11.

Die optische Achse der Linse 9 verläuft über deren dünnen Rand und über die Mitte des Sagittalschnittes.

Die Austrittspupille 12 des ophthalmologischen optischen Systems befindet sich in einer Entfernung, die eine Korrektur der Aberrationen des Systems ermöglicht und für den Brillenträger bequem ist.

Der Hauptstrahlengang verläuft durch den Mittelpunkt der Austrittspupille 12 des ophthalmologischen optischen Systems und durch den dicken Rand der optischen Linse 9.

Der Winkel β zwischen dem Hauptstrahlengang und der optischen Achse stellt den Gesichtsfeldwinkel des ophthalmologischen optischen Systems dar. Das vorliegende ophthalmologische optische System ist zur Myopie- und Presbyopiekorrektur bestimmt.

Im Beispiel, das in Fig. 4 gezeigt ist, enthält das ophthalmologische optische System eine optische Linse 13 mit der

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 20 -

vorderen sphärischen Brechfläche 14 und der hinteren sphärischen Brechfläche 15 sowie eine optische Linse 16 mit der vorderen sphärischen Brechfläche 17 und der hinteren Brechfläche 18, die durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben wird. Dabei sind R_1 , R_2 die Krümmungsradien der vorderen bzw. der hinteren sphärischen Brechflächen 14; 15 und C_1 ; C_2 die Krümmungsmittelpunkte der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 14; 15 der optischen Linse 13. R_3 ; R_4 sind die Krümmungsradien der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 17; 18 und C_3 ; C_4 die Krümmungsmittelpunkte der vorderen bzw. der hinteren Brechflächen 17; 18 der optischen Linse 16. Die Dicke der optischen Linsen 13 und 16 nimmt stufenlos von einem Rand zum anderen ab.

Die optische Achse des ophthalmologischen optischen Systems verläuft durch die dicken Ränder der optischen Linsen 13; 16 und durch die Mitten ihrer Sagittalschnitte.

Die Austrittspupille 19 dieses ophthalmologischen optischen Systems befindet sich in einer Entfernung, die eine Korrektur der Aberrationen des Systems ermöglicht und für den Brillenträger bequem ist.

Der Hauptstrahlengang verläuft durch den Mittelpunkt der Austrittspupille 19 des ophthalmologischen optischen Systems und durch die dünnen Ränder der optischen Linsen 13 und 16. Der Winkel β zwischen dem Hauptstrahlengang und der optischen Achse stellt den Gesichtsfeldwinkel des ophthalmologischen optischen Systems dar.

In diesem ophthalmologischen optischen System weisen die

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 21 -

Brechkräfte der Linsen die gleichen Vorzeichen in einem beliebigen Schnitt auf.

Das vorliegende optische System ist zur Presbyopie- und starken Hypermetropie- sowie zur Aphakiekorrektur bestimmt.

Bei der Anwendung eines beliebigen ophthalmologischen optischen Systems aus den in Fig. 1, 2, 3, 4 dargestellten Systemen wird der Mittelpunkt der Austrittspupille mit dem Drehpunkt des Auges zur Deckung gebracht. Die Brechkraft des Linsenteils, der zur Beobachtung der im Unendlichen liegenden Objekte bestimmt ist, wird so gewählt, daß der hintere Brennpunkt dieses Linsenteils mit dem Fernpunkt des Auges zur Deckung kommt, der durch die eigene Augenoptik selbst mit der Netzhaut des Auges gekoppelt ist. Die Brechkraft des Linsenteils zur Beobachtung der Objekte im Abstand von 250mm wird so gewählt, daß der hintere Brennpunkt dieses Linsenteils mit dem Nahpunkt des Auges zur Deckung kommt, der durch die Augenoptik mit der Netzhaut gekoppelt ist.

Nachstehend sind Ausführungsbeispiele der ophthalmologischen optischen Systeme mit stetiger Änderung der Refraktion in der Meridionalebene angeführt.

Beispiel 1

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 1) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +0,2 bis +2,7 dpt, das zur Presbyopiekorrektur bestimmt ist:

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 22 -

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 25,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 25,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert sich
stufenlos im Bereich

$$d = 0,5 \text{ bis } 5,0 \text{ mm}$$

Brechungsindex

$$n_D = 1,6568$$

Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 5 \text{ mm}$)

$$+ 2,7 \text{ dpt}$$

Gesichtsfeldwinkel

$$\beta = 80^\circ$$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse
sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 2

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 1) mit stetiger
Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von $-0,3$ bis
 $+3,9 \text{ dpt}$, das zur Presbypiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 22,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert sich
stufenlos im Bereich von

$$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$$

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 23 -

Brechungsindex	$n_D = 1,7440$
Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 6 \text{ mm}$)	3,9 dpt
Gesichtsfeldwinkel	$\beta = 80^\circ$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 3

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 1) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +0,25 bis +2,54 dpt, das zur Presbyopiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius	
der vorderen Brechfläche	
der optischen Linse	$R_1 = 25,0 \text{ mm}$
der hinteren Brechfläche	
der optischen Linse	$R_2 = 25,0 \text{ mm}$

Dicke der optischen Linse ändert sich	
stufenlos im Bereich von	$d = 0,5 \text{ bis } 5,0 \text{ mm}$
Brechungsindex	$n_D = 1,744$
Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 5 \text{ mm}$)	+2,54 dpt
Gesichtsfeldwinkel	$\beta = 80^\circ$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Es ist zu beachten, daß in den oben angegebenen drei Beispielen die hintere Brechfläche der optischen Linse nach einer Gleichung der zweiten Ordnung mit der Exzentrizität

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 24 -

gleich Null oder ein wenig über Null bzw. vom Typ einer torischen Fläche zwecks einer zusätzlichen Korrektur des Augenastigmatismus ausgeführt sein kann.

Beispiel 4

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 2) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +3,8 bis +6,4 dpt, das zur Presbyopie- und Hypermetropiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 25,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert
sich stufenlos im Bereich von
Brechungsindex

$$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$$

$$n_D = 1,6568$$

Brechkraft auf der Achse ($d_0 \%$ 6 mm)

$$+6,4 \text{ dpt}$$

Gesichtsfeldwinkel

$$\beta = 80^\circ$$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 5

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 2) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +7 bis +9 dpt, das zur Presbyopie- und Hypermetropiekorrektur be-

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 25 -

stimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 24,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert
sich stufenlos im Bereich von

$$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$$

Brechungsindex

$$n_D = 1,6126$$

Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 6 \text{ mm}$)

$$+4,96 - 5 \text{ dpt}$$

Gesichtsfeldwinkel

$$\beta = 80^\circ$$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Es ist zu beachten, daß in den oben angegebenen Beispielen 4,5 und 6 die hintere Brechfläche der optischen Linse nach einer Gleichung der zweiten Ordnung mit der Exzentrizität gleich Null oder ein wenig über Null bzw. vom Typ einer torischen Fläche zwecks einer zusätzlichen Korrektur des Augenastigmatismus ausgeführt sein kann.

Beispiel 7

Ophthalmologisches optischen System (Fig. 3) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von -2,5 bis +0,4 dpt, das zur Presbypie- und Myopiekorrektur bestimmt ist:

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 26 -

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 20,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert
sich stufenlos im Bereich von
Brechungsindex
Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 0,5$)
Gesichtsfeldwinkel

$$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$$

$$n_D = 1,6126$$

$$-2,5 \text{ dpt}$$

$$\beta = 80^\circ$$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse
sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 8

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 3) mit stetiger
Anderung der Brechkraft in der Meridionalebene von -6,3 bis
-2,7 dpt, das zur Presbyopie- und Myopiekorrektur bestimmt
ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der optischen Linse

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche
der optischen Linse

$$R_2 = 18,0 \text{ mm}$$

Dicke der optischen Linse ändert
sich stufenlos im Bereich von

$$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$$

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 27 -

Brechungsindex	$n_D = 1,6568$
Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 0,5$)	-6,3 dpt
Gesichtsfeldwinkel	$\beta = 80^\circ$

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 9

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 3) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von -4,6 bis -0,9 dpt, das zur Presbyopie- und Myopiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche der optischen Linse	$R_1 = 22,0 \text{ mm}$
---	-------------------------

der hinteren Brechfläche der optischen Linse	$R_2 = 19,0 \text{ mm}$
---	-------------------------

Dicke der optischen Linse ändert

sich stufenlos im Bereich von	$d = 0,5 \text{ bis } 6,0 \text{ mm}$
-------------------------------	---------------------------------------

Brechungsindex	$n_D = 1,6919$
----------------	----------------

Brechkraft auf der Achse ($d_0 = 0,5$)	-4,6 dpt
--	----------

Gesichtsfeldwinkel	$\beta = 80^\circ$
--------------------	--------------------

Die vordere und die hintere Brechfläche der optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Es ist zu beachten, daß in den oben angegebenen Beispielen 7, 8 und 9 die hintere Brechfläche der optischen Linse nach

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 28 -

einer Gleichung der zweiten Ordnung mit der Exzentrizität gleich Null oder eine wenig über Null bzw. vom Typ einer torischen Fläche zwecks einer zusätzlichen Korrektur des Augenastigmatismus ausgeführt sein kann.

Beispiel 10

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 4) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +3,6 bis +11,5 dpt, das zur Aphakiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_1 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_2 = 27,0 \text{ mm}$

der vorderen Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_3 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_4 = 27,0 \text{ mm}$

Dicken der ersten und der zweiten
optischen Linsen ändern sich stufenlos
im Bereich von

$d = 3,0 \text{ bis } 0,5 \text{ mm}$

Abstand zwischen den optischen Linsen
längs der optischen Achse

$0,5 \text{ mm}$

Brechungsindex

$n_D = 1,6568$

Brechkraft auf der Achse ($d_{0I} = 3,0$;
 $d_{0II} = 3,0$)

$+3,6 \text{ dpt}$

Gesichtsfeldwinkel

$\beta = 80^\circ$

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 29 -

Die vordere und die hintere Brechfläche jeder optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 11

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 4) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +13 bis +10,5 dpt, das zur Aphakiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_1 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_2 = 26,0 \text{ mm}$

der vorderen Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_3 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_4 = 26,0 \text{ mm}$

Dicken der ersten und der zweiten
optischen Linsen ändern sich stufenlos im Bereich von

$d = 3,5 \text{ bis } 0,5 \text{ mm}$

Abstand zwischen den optischen Linsen
längs der optischen Achse

$0,5 \text{ mm}$

Brechungsindex

$n_D = 1,6919$

Brechkraft auf der Achse ($d_{0I} = 3,0$;
 $d_{0II} = 3,0$)

-13 dpt

Gesichtsfeldwinkel

$\beta = 80^\circ$

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 30 -

Die vordere und die hintere Brechfläche jeder optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Beispiel 12

Ophthalmologisches optisches System (Fig. 4) mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene von +13 bis +10,8 dpt, das zur Aphakiekorrektur bestimmt ist:

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_1 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der ersten optischen Linse $R_2 = 27,0 \text{ mm}$

der vorderen Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_3 = 22,0 \text{ mm}$

der hinteren Brechfläche
der zweiten optischen Linse $R_4 = 27,0 \text{ mm}$

Dicken der ersten und der zweiten optischen Linsen ändern sich stufenlos im Bereich von

$d = 3,5 \text{ bis } 0,5 \text{ mm}$

Abstand zwischen den optischen Linsen
längs der optischen Achsen

$0,5 \text{ mm}$

Brechungsindex

$n_D = 1,6126$

Brechkraft auf der Achse ($d_{0I} = 3,5$;
 $d_{0II} = 3,5$)

+13 dpt

Gesichtsfeldwinkel

$\beta = 80^\circ$

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 31 -

Die vordere und die hintere Brechfläche jeder optischen Linse sind sphärisch ausgeführt.

Es ist zu beachten, daß in den oben angegebenen Beispielen 10, 11 und 12 die hintere Brechfläche der zweiten optischen Linse nach einer Gleichung der zweiten Ordnung mit der Exzentrizität gleich Null oder eine wenig über Null bzw. vom Typ einer torischen Fläche zwecks einer zusätzlichen Korrektur des Augenastigmatismus ausgeführt sein kann.

Die Bildgüte, die mit Hilfe des im Beispiel 10 beschriebenen ophthalmologischen optischen Systems zur Aphakiekorrektur erzielt wird, ist in den Tafeln 1, 2, 3, 4 und in den Diagrammen in Fig. 5, 6, 7, 8, 9 erläutert.

Zwecks einer besseren Übersichtlichkeit sind die Aberrationen des ophthalmologischen optischen Systems im Strahlenrückgang berechnet worden.

Die Tafel 1 gibt die Aberrationswerte des ophthalmologischen optischen Systems für ein Objekt an, das auf der optischen Achse des Systems liegt. In der Tafel 1 bedeuten:

- h - Strahlhöhe in der Eintrittspupille;
- $\Delta S'$ - Werte der sphärischen Längsaberration in der hinteren Brennebene des ophthalmologischen optischen Systems;
- $\delta g'$ - Werte der sphärischen Queraberration in der hinteren Brennebene des ophthalmologischen optischen Systems;
- η - Werte, die eine Abweichung vom Sinusgesetz kennzeichnen;

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 32 -

W - sphärische Wellenaberration;
tan u' - Werte des Aperturwinkels im Bildraum.

Aus der Tafel 1 ist ersichtlich, daß bei einer Größe der Eintrittspupille des ophthalmologischen optischen Systems bis auf 3 mm der Wert der sphärischen Längsaberration $\Delta S'$ nicht über -0,293 mm und der Wert der sphärischen Queraberration Sg' -0,0044 mm beträgt.

Tafel 1

Punkt auf der Achse

h	$\Delta S'$	Sg'	η	W	tan u'
1,50	-0,293	-0,0044	-0,096	-0,104	0,024
1,30	-0,220	-0,0029	-0,064	-0,0046	0,019
1,06	-0,147	-0,0016	-0,032	-0,012	0,014
0,75	-0,073	-0,0006	-0,020	-0,005	0,011
0	0				

Die Tafel 2 gibt die Aberrationswerte des ophthalmologischen optischen Systems für ein Objekt an, das sich außerhalb der optischen Achse beim Hauptstrahlengang über dem System befindet. In der Tafel 2 bedeuten:

β - Werte des Gesichtsfeldwinkels;
tan β' - Tangens der Gesichtsfeldwinkel im Bildraum;

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 33 -

- y' - Bildgrößen in der hinteren Brennebene des ophthalmologischen optischen Systems;
- X_t' - Bildkrümmung in der Meridionalebene;
- X_s' - Bildkrümmung in der Sagittalebene;
- S_{ein} - Abstand der Eintrittspupille des Systems von der hinteren Fläche;
- S_{aus} - Abstand der Austrittspupille des Systems von der vorderen Fläche;
- $\Delta \%$ - Distorsion in %.

Aus der Tafel 2 ist ersichtlich, daß bei der Lage der Eintrittspupille $S_{\text{ein}} = -14$ mm der Astigmatismuswert, für den $X_s' - X_t'$ gilt, nicht über etwa 3 dpt beträgt.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 34 -

Tafel 2

Punkt außer der Achse

β	$\tan \beta$	y'	x_t'	x_s'	s_{ein}	s_{aus}	$\Delta \%$
-80°	-1,540	162,68	-34,49	-36,55	-14,0	-9,10	-60,27
-69°	-1,139	120,38	-21,14	-25,24	-14,0	-9,15	-36,92
-56°	-0,894	86,60	-10,80	-15,43	-14,0	-9,20	-20,78
-40°	-9,523	55,13	- 3,88	- 7,08	-14,0	-9,27	- 8,98
					-14,0	-9,35	

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 35 -

Die Tafel 3 gibt die Aberrationswerte des ophthalmologischen optischen Systems für ein Objekt an, das außerhalb der optischen Achse des Systems bei Durchgang schiefer Bündel im Meridionalschnitt des Systems liegt. In der Tafel ist für die verschiedenen Werte des Gesichtsfeldwinkels β die Abhängigkeit der Größe der Eintrittspupille m des Systems vom Wert der sphärischen Queraberration im Meridionalschnitt dargestellt. Aus der Tafel ist ersichtlich, daß der Grenzwert der sphärischen Queraberration für den maximalen Gesichtsfeldwinkel β nicht über 0,2 mm beträgt.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 36 -

Tafel 3

Meridionaler Schnitt

$\beta = -80^\circ$				$\beta = -36^\circ$				$\beta = -40^\circ$			
m	$\Delta y'$	m	$\Delta y'$	m	$\Delta y'$	m	$\Delta y'$	m	$\Delta y'$	m	$\Delta y'$
-147,56	-0,200	-109,25	-0,206	-78,59	-0,155	-49,80	-0,090	-49,80	-0,090	-49,80	-0,090
-147,64	-0,172	-109,37	-0,175	-73,75	-0,130	-49,97	-0,073	-49,97	-0,073	-49,97	-0,073
-147,73	-0,140	-109,51	-0,140	-73,93	-0,102	-50,18	-0,055	-50,18	-0,055	-50,18	-0,055
-147,85	-0,098	-109,69	-0,096	-79,16	-0,068	-50,46	-0,035	-50,46	-0,035	-50,46	-0,035
-148,12	0	-110,12	0	-79,70	0	-51,11	0	-51,11	0	-51,11	0
-148,40	0,093	-110,54	0,083	-80,24	0,049	-51,75	0,016	-51,75	0,016	-51,75	0,016
-148,51	0,130	-110,71	0,114	-80,45	0,064	-52,01	0,017	-52,01	0,017	-52,01	0,017
-148,55	0,157	-110,84	0,136	-80,62	0,073	-52,21	0,017	-52,21	0,017	-52,21	0,017
-148,67	0,180	-110,95	0,154	-80,76	0,080	-52,38	0,015	-52,38	0,015	-52,38	0,015

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 37 -

Die Tafel 4 gibt die Aberrationswerte des ophthalmologischen optischen Systems für ein Objekt an, das außerhalb der optischen Achse des Systems liegt, und zwar beim Durchgang schiefer Bündel im Sagittalschnitt des Systems. In der Tafel 4 bedeuten:

- M - Größe der Eintrittspupille im Sagittalschnitt für die schiefen Bündel;
- $\delta y'$ - Werte der sphärischen Queraberration des ophthalmologischen optischen Systems im Sagittalschnitt;
- $\delta g'$ - Systemkoma.

Aus der Tafel ist ersichtlich, daß der Grenzwert der sphärischen Aberration für den maximalen Gesichtsfeldwinkel nicht über -0,6 mm beträgt.

Tafel 4

Sagittalschnitt

215613

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

$\beta = -80^{\circ}$										$\beta = -69^{\circ}$										$\beta = -56^{\circ}$										$\beta = -40^{\circ}$																	
M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$	M	$\delta g'$	$\delta y'$																		
-148,04	-0,099	-0,643	-110,07	-0,061	-0,414	-79,67	-0,037	-0,224	-51,09	-0,020	-0,112	-148,06	-0,074	-0,553	-110,06	-0,046	-0,353	-79,68	-0,028	-0,210	-51,10	-0,015	-0,096	-148,08	-0,050	-0,455	-110,10	-0,031	-0,292	-76,69	-0,018	-0,171	-51,10	-0,010	-0,078	-148,10	-0,025	-0,321	-110,11	-0,015	-0,206	-79,70	-0,009	-0,120	-51,11	-0,005	-0,054
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0				

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 39 -

Das Diagramm in Fig. 5 zeigt die Kurve "A", die die Abhängigkeit der Höhe der Eintrittspupille des ophthalmologischen optischen Systems von der Größe der sphärischen Längsaberration dieses Systems für ein Objekt wiedergibt, das auf der optischen Achse des Systems liegt. Dabei sind über der Ordinatenachse die h -Werte (Größe der Eintrittspupille in mm) und über der Abszissenachse die $\Delta S'$ -Werte (Größe der sphärischen Längsaberration in mm) aufgetragen.

Wenn man die "A"-Kurve betrachtet, sieht man, daß bei einer Vergrößerung der Pupille h die sphärische Längsaberration $\Delta S'$ stufenlos zunimmt und am Pupillenrand ($h = h$) die Größe der sphärischen Längsaberration $\Delta S' = -0,2$ mm wird.

Das Diagramm in Fig. 6 zeigt die Kurve "B", die die Abhängigkeit des Gesichtsfeldwinkels des ophthalmologischen optischen Systems von der Bildkrümmung in der Meridionalebene wiedergibt und die Kurve "C", die die Abhängigkeit des Gesichtsfeldwinkels von der Bildkrümmung in der Sagittalebene darstellt. Dabei sind über der Ordinatenachse die β -Werte (Gesichtsfeldwinkel, Grad) und über der Abszissenachse die X'_t - und die X'_s -Werte (Bildkrümmung in der Meridional- bzw. in der Sagittalebene, mm) aufgetragen.

Wenn man die Kurven "B" und "C" betrachtet, sieht man, daß bei einer Vergrößerung der β -Winkels die Bildkrümmung in der Meridional- und der Sagittalebene stufenlos zunimmt und das gleiche Vorzeichen aufweist. Aus den Diagrammen ist ersichtlich, daß im vorliegenden ophthalmologischen System der Astigmatismus einen unbedeutenden Wert von $X'_s - X'_t$ aufweist, was für die Beobachtungsgeräte erforderlich ist.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 40 -

Das Diagramm in Fig. 7 zeigt die Kurve "D", die eine Abhängigkeit der sphärischen Queraberration des ophthalmologischen optischen Systems von der Größe der Austrittspupille beim maximalen Gesichtsfeldwinkel β , d. h. bei $\beta = 80^\circ$ wiedergibt. Dabei sind über der Ordinatenachse die $\Delta y'$ -Werte (sphärische Queraberration in mm) und über der Abszissenachse die Werte $\Delta \tan \beta' = \tan \beta'_k - \tan \beta'_o$, rad aufgetragen, wobei $\tan \beta'_k$ der Tangenswert des Austrittsgesichtsfeldwinkels für einen Strahl, der durch den Rand der Austrittspupille verläuft, und $\tan \beta'_o$ der Tangenswert des Austrittsgesichtsfeldwinkels für einen Strahl, der durch den Mittelpunkt der Austrittspupille verläuft, sind.

Der Wert $\Delta \tan \beta'$ gibt die Größe der Austrittspupille des ophthalmologischen optischen Systems in rad an.

Bei der Betrachtung der "D"-Kurve für $\beta = 80^\circ$ sieht man, daß das ophthalmologische optische System komafrei ist und die sphärische Queraberration im Bereich der ganzen Pupille einen unbedeutenden Wert hat.

Das Diagramm in Fig. 8 zeigt die Kurve "E", die die Abhängigkeit der sphärischen Queraberration des Systems von der Größe der Austrittspupille bei dem Gesichtsfeldwinkel β von 40° wiedergibt. Dabei sind über der Ordinatenachse die $\Delta y'$ -Werte (sphärische Queraberration in mm) und über die Abszissenachse die $\tan \beta' = \tan \beta'_k - \tan \beta'_o$ -Werte, rad aufgetragen. Darin sind $\tan \beta'_k$ der Tangenswert des Austrittsgesichtsfeldwinkels für einen Strahl, der durch den Rand der Austrittspupille verläuft, und $\tan \beta'_o$ der Tangenswert des Austrittsgesichtsfeldwinkels für einen Strahl, der über den Mittelpunkt der Austrittspupille verläuft.

7. 3. 1980
GZ 55 877 16

215613 - 41 -

Das Diagramm in Fig. 9 zeigt die Kurve "F", die die Abhängigkeit der sphärischen Queraberration des ophthalmologischen optischen Systems von der Größe der Austrittspupille wiedergibt, wenn die Größe des Gesichtsfeldwinkels β gleich Null ist. Dabei sind über der Ordinatenachse die $\Delta y'$ -Werte (sphärische Queraberration in mm) und über der Abszissenachse die Werte $\tan B'_k - \tan B'_0$ aufgetragen.

Bei der Betrachtung der Kurven "E" und "F" sieht man, daß die sphärische Queraberration einen kleinen Wert hat und das ophthalmologische optische System komafrei ist.

Fig. 10, 11, 12 zeigen ein Gestell für das ophthalmologische optische System, das Gestellränder 20 (Fig. 10) enthält, die aus zwei Segmenten 21 und 22 (Fig. 11) bestehen. In das Segment 21 wird der dünne Rand und in das Segment 22 der dicke Rand der ophthalmologischen Linse eingepaßt. Die Gestellränder sind aus einem elastischen Stoff, zum Beispiel aus Messing, hergestellt. An den Gestellrändern 20 sind Bügel 23 (Fig. 12) befestigt. Ein Sattelsteg 24 verbindet die Gestellränder 20. Er ist in der Richtung der Bügel 23 entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Gesichtswinkels φ (Fig. 11) angebracht. Zwecks richtiger Orientierung des ophthalmologischen optischen Systems in bezug auf das Gesicht des Brillenträgers ist der Sattelsteg 24 gegenüber der Gesichtsebene um den Gesichtswinkel φ geneigt, der dem Winkel zwischen der Gesichtsebene des Brillenträgers und der Mantellinie der Nasenoberfläche gleich ist.

Die Gestellkonstruktion wird vorwiegend zur Befestigung der negativen ophthalmologischen Systeme verwendet.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 42 -

Fig. 13, 14, 15 zeigen eine andere Ausführungsform des Gestells für ein ophthalmologisches optisches System. Das Gestell enthält Gestellränder 25 (Fig. 13), die durch Segmente 26; 27; 28; 29 gebildet sind. In das Segment 26 wird der dünne Rand der ophthalmologischen Linse eingepaßt. An den Gestellrändern 25 sind Bügel 30 (Fig. 14) befestigt.

Der Sattelsteg 31 verbindet die Gestellränder 25, ist in der der Bügelrichtung entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Gesichtswinkels φ (Fig. 15) angeordnet.

Diese Gestellkonstruktion wird vorwiegend zur Befestigung der positiven ophthalmologischen optischen Systeme verwendet.

Fig. 16, 17, 18 zeigen ein Gestell für ein ophthalmologisches System, das aus zwei optischen Linsen besteht.

Das Gestell enthält Gestellränder 32 (Fig. 16), die segmentförmig ausgeführt sind. Die Segmenthöhe h ist größer als der Innenradius R des Gestellrandes 32. In der Innenfläche des segmentartigen Gestellrandes 32 sind zwei Nuten 33 (Fig. 17) ausgeführt. In die Nuten 33 werden die ophthalmologischen Linsen mit deren dünnen Rändern eingesetzt. Zwischen den Nuten 33 sind von der Ebene an, die über die Segmentsehne verläuft, Schlitz 34 (Fig. 16, 17) ausgeführt. An den Gestellrändern 32 sind Bügel 35 (Fig. 18) befestigt.

Der Sattelsteg 36 verbindet die Gestellränder 32, ist in der der Richtung der Bügel 35 entgegengesetzten Richtung ausgebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Gesichtswinkels φ (Fig. 17) angeordnet. Zwecks richtiger Orientie-

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 43 -

rung des ophthalmologischen optischen Systems in bezug auf das Gesicht des Brillenträgers ist der Sattelsteg gegenüber der Gesichtsebene um den Gesichtswinkel γ geneigt, der dem Winkelbetrag zwischen der Gesichtsebene des Bildträgers und der Mantellinie der Nasenoberfläche gleich ist.

Diese Gestellkonstruktion wird vorwiegend zur Befestigung der ophthalmologischen optischen Systeme verwendet, die zur Aphakiekorrektur bestimmt sind.

Das vorgeschlagene Verfahren zur Refraktionsmessung einer optischen Linse wird an Hand einer Vorrichtung erläutert, die in Fig. 19, 20 gezeigt ist. Die Vorrichtung nach Fig. 19 dient zur Refraktionsmessung desjenigen Bereiches der optischen Linse, der zur Betrachtung (der Beobachtung) der Objekte bestimmt ist, die sich im Abstand des besten Sehvermögens, d. h. 250 mm, befinden. Die Vorrichtung nach Fig. 20 dient zur Refraktionsmessung desjenigen Bereiches der optischen Linse, der zur Betrachtung (der Beobachtung) der Objekte bestimmt ist, die sich im Unendlichen befinden.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung besteht aus einem Beobachtungsfernrohr 37 (Fig. 19, 20), das ein Objektiv 38 mit dem hinteren Brennpunkt F_{ob} und ein Okular 39 mit dem vorderen Brennpunkt F_{ok} enthält. In der Brennebene des Okulars 39 des Beobachtungsfernrohres 37 ist ein Fadenkreuz 40 angeordnet. Das Beobachtungsfernrohr 37 enthält eine Eintrittspupille 41 und eine Austrittspupille 42.

Vor der Eintrittspupille 41 des Beobachtungsfernrohres 37 ist die zu messende optische Linse 43 angebracht.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613

- 44 -

In 250 mm Abstand (Fig. 19) oder im Unendlichen (Fig. 20) von der vorderen Fläche der zu messenden optischen Linse 43 ist ein Objekt 44 angeordnet. Zwischen der zu messenden optischen Linse 43 und der Eintrittspupille 41 des Beobachtungsfernrohres 37 befindet sich eine Eichlinse 45.

Das Verfahren zur Refraktionsmessung der optischen Linse besteht in folgendem: Man fokussiert das Beobachtungsfernrohr 37 (Fig. 19) durch eine Verstellung des Objektivs 38 längs der optischen Achse auf das Objekt 44, indem das Bild des Objektes 44 mit einer Marke zur Deckung gebracht wird, die sich in der Ebene des Fadenkreuzes 40 befindet, das in der vorderen Brennebene des Okulars 39 angeordnet ist. Das Objekt 44 befindet sich in 250 mm Abstand von der vorderen Fläche der zu messenden optischen Linse 43.

Danach bringt man den Drehpunkt der zu messenden optischen Linse 43 mit dem Mittelpunkt der Eintrittspupille 41 des Beobachtungsfernrohres 37 zur Deckung und dreht die zu messende optische Linse 43 bis auf den Bereich, der derjenigen Entfernung entspricht, auf die das Beobachtungsfernrohr 37 fokussiert ist.

Mittels einer Kompensation wird mit der Eichlinse 45 eine Messung der Brechkraft (φ) der zu messenden optischen Linse 43 durchgeführt. Im Augenblick der Messung ist eine scharfe Abbildung des Objektes 44 auf dem Fadenkreuz des Beobachtungsfernrohres 37 zu erzielen.

Die hintere Spitzenbrechung R der Linse unterscheidet sich von der Brechkraft der Linse um den Wert K .

215613 - 45 -

$R = K$ (1) worin φ Brechkraft,
 n_D Brechungsindex der Linse,
 r_1 Radius der vorderen Brech-
fläche sind

und $K = \frac{1}{1 - \frac{n_D}{r_1} \cdot d}$ ist.

Bei der Refraktionsmessung für das Objekt 44 (Fig. 20), das sich im Unendlichen befindet, dreht man die zu messende optische Linse 43 bis auf den Bereich, der dem Abstand entspricht, auf den das Beobachtungsfernrohr 37 fokussiert ist.

Mittels einer Kompensation durch die Eichlinse 45 führt man eine Messung der Brechkraft (φ) der optischen Linse 43 durch, bis auf dem Fadenkreuz 40 des Beobachtungsfernrohres 37 ein scharfes Bild des Objektes 44 erzielt wird, und ermittelt dann den Refraktionswert der optischen Linse anhand der oben angegebenen Formel 1.

Nach dem genannten Verfahren kann die Refraktion für ein Objekt gemessen werden, das sich in einer beliebigen anderen Entfernung zwischen ∞ und 250 mm befindet. Dabei ist das Beobachtungsfernrohr 37 auf das Objekt zu fokussieren, das im erforderlichen Abstand angeordnet ist. Die zu messende optische Linse muß in bezug auf die Eintrittspupille des Beobachtungsfernrohres bis auf den Bereich gedreht werden, der für die Beobachtung der Objekte in dieser Entfernung bestimmt ist.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 46 -

Beispiel 13

Als zu messende optische Linse bediente man sich einer optischen Linse für eine Presbyopiekorrektur.

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche

$$R_2 = 22,0 \text{ mm}$$

Dicke der Linse ändert sich
stufenlos im Bereich von

$$d = 0,5 \text{ bis } 5,0 \text{ mm}$$

Brechungsindex

$$n_D = 1,6126$$

Brechkraft des dünnen Linsenrandes

$$0,2 \text{ dpt}$$

Brechkraft des dicken Linsenrandes

$$2,7 \text{ dpt}$$

Refraktion für den dünnen Linsenrand

$$0,2 \text{ dpt}$$

Refraktion für den dicken Linsenrand

$$2,96 \text{ dpt}$$

Beispiel 14

Als zu messende optische Linse bediente man sich einer optischen Linse für eine Hypermetropie- und Presbyopiekorrektur.

Krümmungsradius

der vorderen Brechfläche

$$R_1 = 22,0 \text{ mm}$$

der hinteren Brechfläche

$$R_2 = 25,0 \text{ mm}$$

Dicke der Linse ändert sich stufenlos
im Bereich von

$$d = 0,5 - 5,0 \text{ mm}$$

Brechungsindex

$$n_D = 1,6568$$

Brechkraft für den dünnen Linsenrand

$$3,8 \text{ dpt}$$

Brechkraft für den dicken Linsenrand

$$\text{dpt}$$

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 47 -

Refraktion für den dünnen Linsenrand	3,8 dpt
Refraktion für den dicken Linsenrand	7,1 dpt

Beispiel 15

Als zu messende optische Linse bediente man sich einer optischen Linse, die zur Myopie- und Presbyopiekorrektur bestimmt ist.

Krümmungsradius	
der vorderen Brechfläche	$R_1 = 22,0 \text{ mm}$
der hinteren Brechfläche	$R_2 = 20,0 \text{ mm}$

Dicke der Linse ändert sich stufenlos	
im Bereich von	$d = 0,5 - 6,0 \text{ mm}$
Brechungsindex	$n_D = 1,6126$
Brechkraft für den dünnen Linsenrand	-2,5 dpt
Brechkraft für den dicken Linsenrand	0,4 dpt
Refraktion für den dünnen Linsenrand	-2,5 dpt
Refraktion für den dicken Linsenrand	0,45 dpt

An Hand der vorstehend beschriebenen konkreten Ausführungsbeispiele der Erfindung ist für einen Fachmann auf diesem Gebiet die Möglichkeit gegeben, die mit der Erfindung beabsichtigten Zielstellungen zu erreichen. Es ist offensichtlich, daß man unbedeutende Änderungen in den Konstruktionen des ophthalmologischen optischen Systems und des Gestells sowie in den Operationen des Verfahrens zur Refraktionsmessung der optischen Linsen ohne Abweichung vom Wesen der Erfindung vornehmen kann.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 48 -

Das beschriebene ophthalmologische optische System mit gleitender Dioptrienzahl in der Meridionalebene ermöglicht eine Beobachtung sowohl der entfernten als auch der sich im Nahbereich befindenden Objekte.

Die bekannten Mehrfokallinsen sind wesentlich aufwendiger in der Herstellung, teuer und bewirken unangenehme Bildverzerrungen.

Die erfindungsgemäßen ophthalmologischen optischen Systeme sind zum ständigen Tragen bestimmt. Sie rufen dabei keine Ermüdungserscheinungen hervor. Die Kosten unterscheiden sich nur wenig von denen der herkömmlichen monofokalen Brillen, die zur Korrektur sowohl der Kurz- als auch der Weitsichtigkeit verwendet werden. Die erfindungsgemäße Brille hat einen vergrößerten Gesichtsfeldwinkel (80°) und ruft keine unangenehmen Bildverzerrungen hervor.

Das erfindungsgemäße Verfahren gestattet Refraktionsmessungen in einem beliebigen Linsenbereich für ein Objekt, das sich in der erforderlichen Entfernung befindet.

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 49 -

Erfindungsanspruch

1. Ophthalmologisches optisches System mit stetiger Änderung der Brechkraft in der Meridionalebene, das eine optische Linse mit einer vorderen und einer hinteren Brechfläche aufweist, von denen die letztere durch eine Gleichung der zweiten Ordnung beschrieben wird, gekennzeichnet dadurch, daß die vordere Fläche (2) sphärisch ausgeführt und in bezug auf die hintere Fläche (3) so angeordnet ist, daß die Dicke der optischen Linse (1) vom unteren Rand zum oberen derart abnimmt, daß eine stufenlose Änderung der Brennweite des ophthalmologischen optischen Systems in der Meridionalebene im erforderlichen Bereich der Augenakkommodation erzielt wird.
2. Ophthalmologisches optisches System nach Punkt 1, gekennzeichnet dadurch, daß es eine zweite optische Linse (16) enthält, die identisch mit der ersten Linse (13) ausgeführt ist, wobei die beiden optischen Linsen (13; 16) so angeordnet sind, daß deren optische Achsen zur Deckung gebracht sind und die Vorzeichen der Brechkraft der optischen Linsen (13; 16) in einem beliebigen Schnitt gleich sind.
3. Ophthalmologisches optisches System nach Punkt 1, gekennzeichnet dadurch, daß zur Presbyopie- und Hypermetropiekorrektur seine optische Achse durch die Mitte des Sagittalschnittes der optischen Linse (5) verläuft und in der Nähe des unteren dicken Randes der optischen Linse (5) angeordnet ist.
4. Ophthalmologisches optisches System nach Punkt 1, ge-

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 50 -

kennzeichnet dadurch, daß zur Presbyopie- und Myopiekorrektur seine optische Achse durch die Mitte des Sagittalschnittes der optischen Linse (9) verläuft und in der Nähe des oberen dünnen Randes der optischen Linse (9) angeordnet ist.

5. Ophthalmologisches optisches System nach Punkt 2, gekennzeichnet dadurch, daß zur Presbyopie- und Aphakiekorrektur seine optische Achse durch die Mitten der Sagittalschnitte der optischen Linsen (13; 16) verläuft und in der Nähe der unteren dicken Ränder der Linsen (13; 16) angeordnet ist.
6. Gestell für ein ophthalmologisches optisches System nach Punkt 1, das durch einen Sattelsteg miteinander verbundene Gestellränder zur Befestigung der optischen Linsen sowie an die genannten Gestellränder angeschlossene Bügel aufweist, gekennzeichnet dadurch, daß die Gestellränder (20) aus zumindest zwei Segmenten (21; 22) gebildet sind, wobei eines der genannten Segmente (21; 22) zum Einpassen des dünnen Randes der optischen Linse bestimmt ist und der Sattelsteg (24) in der der Richtung der Bügel (23) entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung des erforderlichen Wertes des Gesichtswinkels ϑ angeordnet ist.
7. Gestell für ein ophthalmologisches optisches System nach Punkt 2, das durch einen Sattelsteg miteinander verbundene Gestellränder zum Einbau von zumindest zwei optischen Linsen in jeden Rand sowie an die genannten Gestellränder angeschlossene Bügel aufweist, gekennzeichnet dadurch, daß die Gestellränder (32) im Schnitt die Form eines Segmentes haben, dessen Höhe größer als der

7. 3. 1980

GZ 55 877 16

215613 - 51 -

Innenradius des Gestellrandes (32) ist, auf der Innenfläche jedes segmentartigen Gestellrandes (32) wenigstens zwei Nuten (33) vorhanden sind zur Aufnahme des dünnen Randes der entsprechenden optischen Linse, ferner zwischen diesen Nuten (33) in unmittelbarer Nähe der Ebene, die über die Segmentsehne senkrecht zur Höhe des Segmentes verläuft, Schlitz (34) ausgeführt sind und der Sattelsteg (36) in der der Richtung der Bügel (35) entgegengesetzten Richtung gebogen und unter Berücksichtigung der erforderlichen Größe des Gesichtswinkels γ angeordnet ist.

8. Verfahren zur Refraktionsmessung einer ophthalmologischen optischen Linse nach Punkt 1 durch Fokussieren des Beobachtungsfernrohres auf ein Objekt, Anordnen der zu messenden optischen Linse zwischen dem Beobachtungsfernrohr und dem Objekt, Drehung der zu messenden optischen Linse um deren Drehpunkt und Messung der Brechkraft der Linse zur Bestimmung ihrer Refraktion, gekennzeichnet dadurch, daß nach Anordnen der zu messenden optischen Linse (43) zwischen dem Beobachtungsfernrohr (37) und dem Objekt (44) zunächst der Mittelpunkt der Eintrittspupille (41) des Beobachtungsfernrohres (37) mit dem Drehpunkt der zu messenden optischen Linse (43) zur Deckung gebracht wird, dann die Drehung der zu messenden optischen Linse (43) bis auf eine Dicke ausgeführt wird, die dem Abstand von ihrer vorderen Fläche bis zum Objekt (44) entspricht, und schließlich die Messung der Brechkraft durch eine Kompensation der Brechkraft der zu messenden Linse (43) durch eine Eichlinse (45) erfolgt, bis ein scharfes Bild des Objektes (44) in der Brennebene des Okulars (39) des Beobachtungsfernrohres (37) erzielt wird.

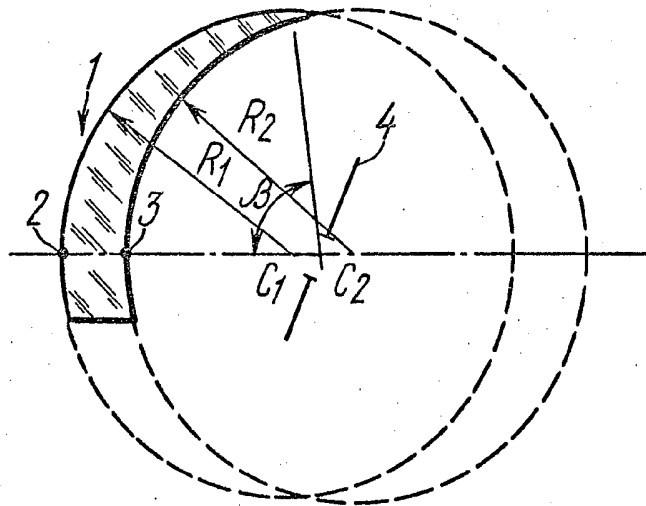


FIG. 1

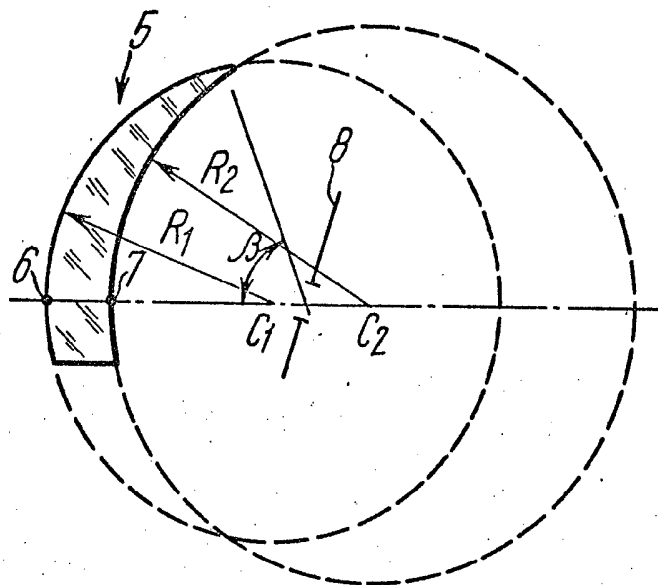


FIG. 2

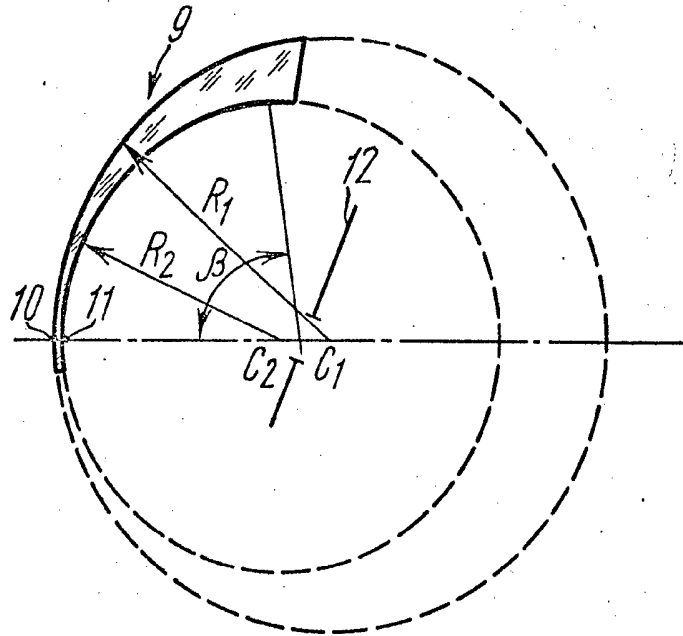


FIG. 3

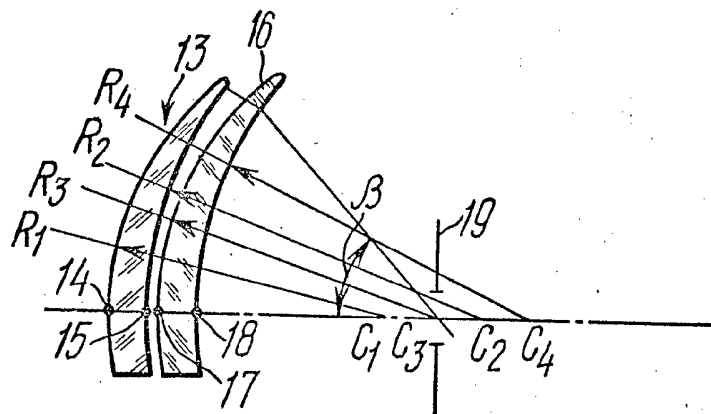


FIG. 4

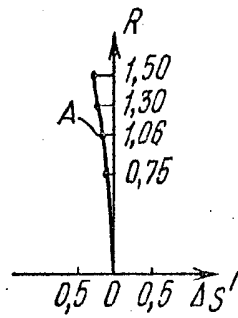


FIG. 5

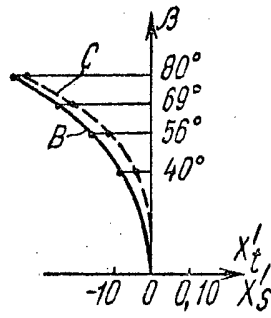


FIG. 6

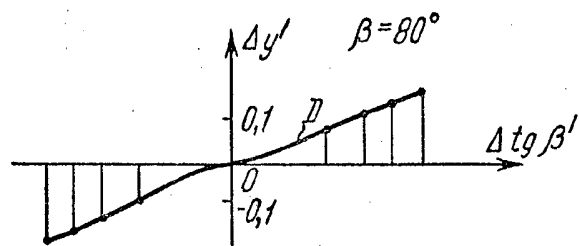


FIG. 7

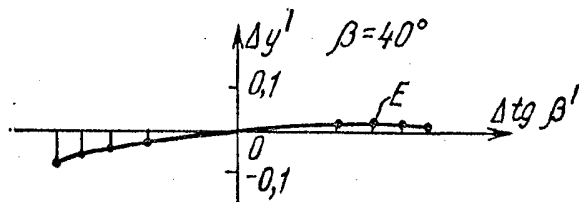


FIG. 8

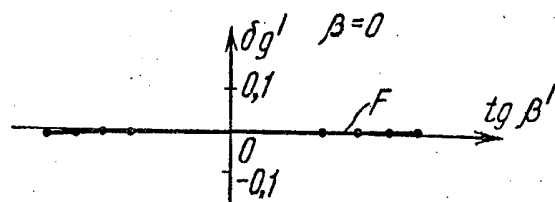


FIG. 9

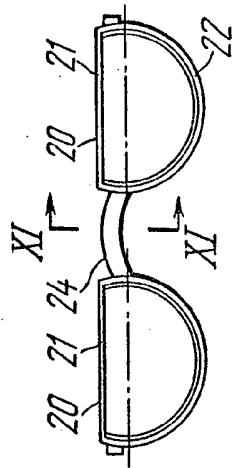


FIG. 10

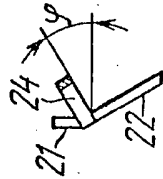


FIG. 11

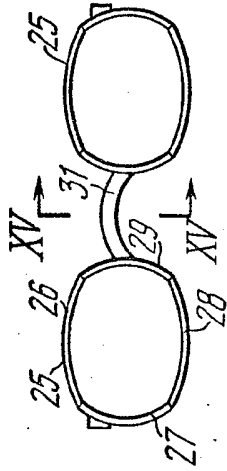


FIG. 13

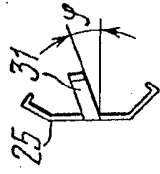


FIG. 15

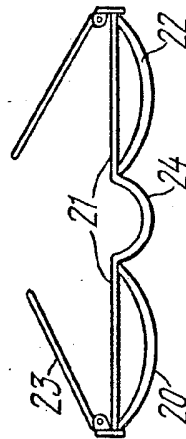


FIG. 12

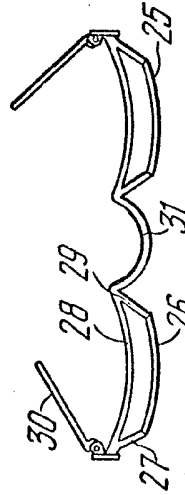


FIG. 14

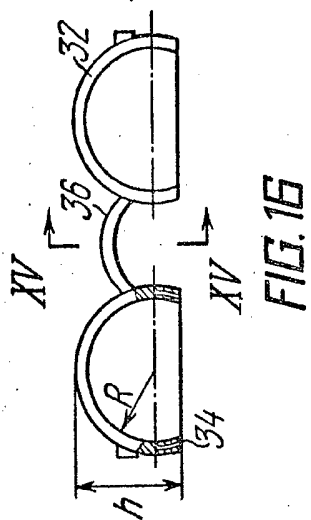


FIG. 16

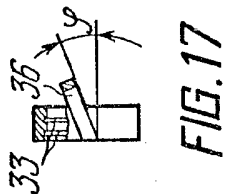


FIG. 17

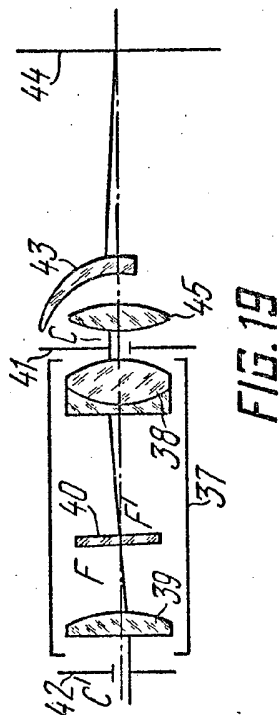


FIG. 19

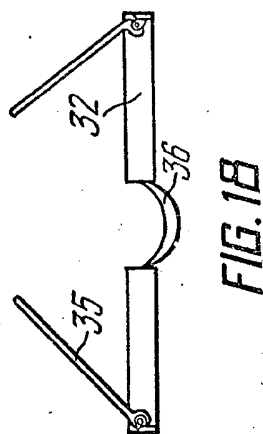


FIG. 18

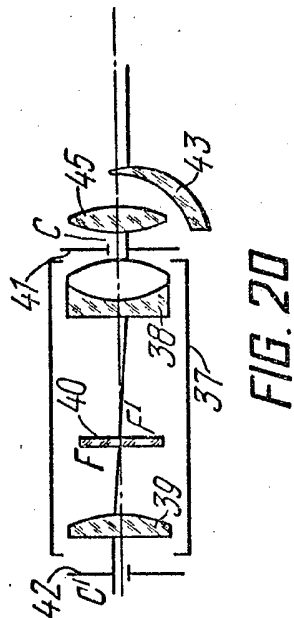


FIG. 20