



(19)

REPUBLIK  
ÖSTERREICH  
Patentamt

(10) Nummer:

AT 409 042 B

(12)

# PATENTSCHRIFT

(21) Anmeldenummer: 2016/99 (51) Int. Cl.<sup>7</sup>: G02C 7/08  
(22) Anmelddatum: 30.11.1999 G02B 25/02, A61B 19/00  
(42) Beginn der Patentdauer: 15.09.2001  
(45) Ausgabedatum: 27.05.2002

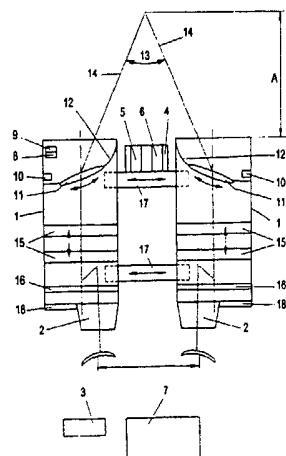
(30) Priorität:  
24.11.1999 AT A 1994/99 beansprucht.  
(56) Entgegenhaltungen:  
AT 307U1 AT E 98782T US 4621283A  
US 5078469A US 5971540A WO 95/25979A1

(73) Patentinhaber:  
LIFE OPTICS HANDEL UND VERTRIEB GMBH  
A-1190 WIEN (AT).  
(72) Erfinder:  
OFNER ANTON GERALD DR.  
WIEN (AT).

## (54) SEHHILFE

**AT 409 042 B** (57) Eine Sehhilfe besitzt zwei, je wenigstens ein Objektiv und ein Okular (2) umfassende Linsensysteme. Den Linsensystemen ist eine Autofokussiereinrichtung (4) zugeordnet, welche die Brennweite der Linsensysteme zum Scharstellen derselben entsprechend dem Abstand der Sehhilfe vom Objekt ändert. Den Linsensystemen ist weiters eine Einrichtung (15) zum Ändern des Vergrößerungsfaktors durch Ändern der Brennweite der Linsensysteme ("Zoom") und schließlich eine Einrichtung zum Anpassen der Parallaxe zwischen den Linsensystemen der Sehhilfe an die jeweils entsprechend dem Abstand der Lupenbrille vom Objekt eingestellte Brennweite zugeordnet. Das Anpassen der Parallaxe erfolgt mit Hilfe von in den Objektivtuben (1) vorgesehenen, verstellbaren optischen Elementen (11), mit denen der Winkel (13) zwischen den aus den Objektivtuben (1) zum Objekt hin verlaufenden Strahlengängen (14) verändert werden kann.

FIG. 1



Die Erfindung betrifft eine Sehhilfe in Form einer Lupenbrille mit einer Autofokussiereinrichtung, mit einer Einrichtung zum Ändern der Brennweite und mit einer Einrichtung zum Anpassen der Parallaxe zwischen den Objektivtuben der Sehhilfe an die jeweils eingestellte Brennweite, wobei im Strahlengang der Sehhilfe verstellbare optische Teilsysteme vorgesehen sind.

5 Eine Sehhilfe in Form einer Lupenbrille ist aus der AT E 98782 B bekannt. Diese bekannte Sehhilfe weist eine Einrichtung zum automatischen Parallaxenausgleich bei Brennweitenänderungen auf. Diese Einrichtung besteht aus Verstellmitteln für ein Verschieben bzw. Verdrehen von Okular- und Objektivlinsensystemen zueinander, so daß bei dieser bekannten Sehhilfe mit Hilfe verstellbarer, optischer Elemente im Strahlengang der Winkel zwischen den aus den Tuben zum Objekt hin verlaufenden Strahlengängen veränderbar ist.

10 Eine Sehhilfe (Lupenbrille) ist aus der WO 96/09566 A (oder den im wesentlichen inhaltsgleichen US 5 971 540 A und AT 000307 U) bekannt. Die bekannte Sehhilfe ist für den Einsatz als Lupenbrille bestimmt. Die bekannte Lupenbrille weist eine automatische und/oder eine manuelle Fokussiereinrichtung, eine Vorrichtung zum manuellen Verändern des Vergrößerungsfaktors sowie 15 eine Vorrichtung für einen, der jeweiligen Brennweite entsprechenden, automatischen, mechanischen Parallaxenausgleich auf. Wird, beispielsweise während eines gefäßchirurgischen Eingriffes, aufgrund der Lage der verschiedenen Operationsstellen, eine Änderung des Arbeitsabstandes notwendig, trägt die bekannte Sehhilfe diesem Erfordernis durch die Möglichkeit automatischer oder manueller Anpassung der Brennweite sowie der automatischen Anpassung des Parallaxenwinkels Rechnung. Dadurch ist eine dem jeweils durchgeföhrten Eingriff entsprechende, optimale 20 optische Konfiguration gewährleistet sowie durch die Wahl der jeweils vorteilhaftesten, ergonomischen Position ein ermüdungsfreies Operieren möglich. Darüber hinaus bietet die bekannte Sehhilfe die Möglichkeit, den Vergrößerungsfaktor in jedem gewählten Arbeitsabstand dem jeweiligen Erfordernis anzupassen. Die bekannte, mittels Kopfhalterung ("Headset") getragene Sehhilfe 25 ermöglicht es dem Benutzer den Arbeitsabstand und den verwendeten Vergrößerungsfaktor weitgehend frei zu wählen. Als Steuergerät dient ein Fußschalter. Um bei sich änderndem Arbeitsabstand und damit Fokus das 3-D-Bild nicht zu verlieren, verwendet die bekannte Sehhilfe eine Autofokuseinrichtung, die über ein mechanisches Verändern des Winkels der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander den Parallaxenwinkel dem jeweiligen Fokus anpaßt. Diese Art der Konvergenzkompenstation hat mehrere Nachteile:

30 (1) Die Tubeneinstellung muß von Motoren über Getriebe mechanisch verändert werden, was ein relativ großes Gewicht und damit für einen Anwender einen geringen Tragekomfort bedeutet.

(2) Da die beiden Tuben der Sehhilfe zueinander nach der Längsachse beweglich ausgeführt werden müssen, leidet die Widerstandsfähigkeit des Systems gegen mechanische Beanspruchung.

(3) Bei jedem Ändern des Arbeitsabstandes ändert die Parallaxenausgleichs-Einrichtung die Stellung der Tuben zueinander und damit auch die Winkel der Okularebenen zu den Augen des Benutzers. Dies kann zu störenden Reflexionen und zu einer Verkleinerung der Eintrittspupille und damit des Gesichtsfeldes führen.

40 (4) In der Praxis ist es kaum möglich, mit dieser Art des Parallaxenausgleiches benutzerunabhängige Systeme herzustellen, das heißt, jedes System ist auf einen bestimmten Benutzer und dessen distalen Pupillenabstand zugeschnitten. Dies macht höhere Investitionen notwendig, wenn z.B. Krankenhäuser sicherstellen wollen, daß alle Operationen mit Lupenbrillen durchgeföhr werden können.

45 (5) Werden an den Okularen über diese hinausragende Korrekturgläser angebracht, können diese bei einer Änderung der Stellung der Tuben unter Umständen das Gesicht des Anwenders berühren und diesen dadurch ablenken.

Weiters wäre es für Anwender, z.B. in der Chirurgie, sehr oft von großem Nutzen, während der Verwendung einer solchen Sehhilfe zusätzliche Information wie etwa die Vitaldaten des Patienten 50 aus dem Monitoring-System, Meßskalen oder auch Röntgen-, Computertomographie- oder andere Daten betrachten zu können. Die derzeit bekannten Lupenbrillen bieten diese Möglichkeit nicht.

Aus der US 5 078 469 A ist eine Lupenbrille bekannt, mit der eine Videokamera und eine Anzeigeeinheit verbunden sind, um Aufnahmen des Operationsfeldes zu übertragen.

55 Die WO 95/25979 A zeigt ein Operationsmikroskop, das Einrichtungen zum Erzeugen und Darstellen dreidimensionaler Bilddaten des Operationsfeldes sowie zum Einspiegeln zusätzlicher

Informationen, wie z.B. Patientendaten aufweist.

Die US 4 621 283 A beschreibt ein am Kopf eines Chirurgen zu tragendes Gerät mit einer Luppenbrille und einer Aufnahmekamera sowie einer Lichtquelle, wobei die Aufnahmekamera und die Lichtquelle durch einen verschwenkbaren Spiegel, ungeachtet des Umstandes, daß sie oben am Kopf im Abstand getragen werden, eine den Blickrichtungen durch die Luppenbrille vor den Augen des Chirurgen im wesentlichen parallele Blickrichtung haben, so daß das vom Chirurgen gesehene Bildfeld im wesentlichen aus demselben Blickwinkel über die Aufnahmeeinrichtung auf einen Bildschirm übertragen werden kann.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Sehhilfe zur Verfügung zu stellen, die am Kopf getragen wird und die es dem Benutzer ermöglicht, den Arbeitsabstand zu wechseln und unterschiedliche, der jeweiligen Tätigkeit angepaßte Vergrößerungsfaktoren zu verwenden. Weiters soll das 3-D-Bild erhalten bleiben, ohne daß die Stellung der beiden Tuben der Sehhilfe zueinander verändert werden muß, wie dies bei der aus der WO 96/09566 bekannten Sehhilfe der Fall ist. Überdies soll es dem Benutzer möglich sein, Zusatzinformationen in Text- oder Bildform, die von externen Datenquellen stammen, zu betrachten und etwaige Fehlsichtigkeiten durch entsprechende Einstellungen an den Okularen der Sehhilfe zu beheben.

Gelöst wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung mit einer Sehhilfe, welche dadurch ausgezeichnet ist, daß jedem der beiden Objektive, vorzugsweise deren Frontgliedern, ein optisches Element vorgeschaltet ist, das im Strahlengang der Sehhilfe verstellbar angeordnet ist, wobei dessen Verstellung eine Veränderung des Winkels zwischen den aus den Objektivtuben zum Objekt hin verlaufenden Strahlengängen bewirkt.

Bevorzugte und vorteilhafte Ausgestaltungen der erfindungsgemäßen Sehhilfe sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Die erfindungsgemäße Sehhilfe unterscheidet sich von Luppenbrillen bzw. Operationsmikroskopen hauptsächlich dadurch, daß durch die Merkmale Autofokus, optischer Parallaxenausgleich und variabler Zoom eine bisher nie gekannte, völlige freie Beweglichkeit während der Anwendung möglich ist.

Einen Vorteil der erfindungsgemäßen Sehhilfe stellt der Umstand dar, daß nicht mehr die ganzen Tuben, also die Fassung für die Okulare und die Objektive verstellt werden muß, sondern nur noch jeweils ein optisches Element in den Objektivtuben.

Die Erfindung stellt eine leichte, stabile und komfortable stereoskopische Sehhilfe mit variablen Vergrößerungsfaktor, Autofokus und automatischem Parallaxenausgleich und mit Kompensationsmöglichkeit von Fehlsichtigkeit zur Verfügung, wobei der Winkel der Tuben der Sehhilfe zueinander nicht verändert werden muß. Dieses Merkmal erlaubt auch eine Ausführungsform der Sehhilfe, bei der beide Strahlengänge in einem einzigen, vorzugsweise ovalen, Gehäuse untergebracht sind. Weiters können dem Anwender visuelle Zusatzinformationen angeboten werden.

In bevorzugten Ausführungsformen bietet die erfindungsgemäße Sehhilfe wenigstens eine der nachstehend genannten Möglichkeiten.

Während des Einsatzes der Sehhilfe gemäß der Erfindung bei einer chirurgischen Operation kann der Arbeitsabstand des die Sehhilfe der Erfindung benutzenden Chirurgen verändert werden - etwa um einem Assistenten einen besseren Einblick in das Operationsgebiet zu ermöglichen - ohne daß sich dabei auch der Vergrößerungsfaktor ändert.

Weiters können Objekte, wie zum Beispiel ein Tumor, einer genauen, großenmaßigen Bestimmung unterzogen werden, ohne eine Adaption des Vergrößerungsfaktors durchführen zu müssen.

Weiters kommt es häufig während einer Operation zum kurzfristigen Durchkreuzen des Strahlenganges zwischen Objektiv und Operationsfeld, was bei der bekannten Luppenbrille zu einer nicht gewünschten Adaption der Brennweite auf den durchkreuzenden Gegenstand mit einer darauffolgenden Readaption auf das ursprüngliche Gesichtsfeld durch die Autofokussiereinrichtung führt. Dies kann bei der Erfindung dadurch vermieden werden, daß die automatische Änderung der Brennweite mit einem Verzögerungsschalter versehen ist und daher eine Änderung des Arbeitsabstandes erst nach einer einstellbaren Zeit und mit einstellbarer Geschwindigkeit zu einer auf den neuen Arbeitsabstand optimierten Brennweite führt. Die Reaktionszeit des Autofokusteil kann also auf eine bestimmte Situation oder einen persönlichen Arbeitsstil abgestimmt werden.

Besonders in der chirurgischen Ausbildung erlaubt es eine Ausführungsform der Erfindung den, eine Operation mitbeobachtenden Studenten den Eingriff in genau jener Perspektive zu

verfolgen, die sich auch dem Operateur bietet.

Speziell bei Operationen in Körperhöhlen stellt sich oft das Problem einer optimalen Ausleuchtung: die Deckenleuchte ist oft kaum in die passende Lage zu bringen, eine in einer Kopfhalterung angebrachte Lichtquelle besitzt notwendigerweise einen Parallaxenwinkel zum optischen Strahlengang zwischen Objektiv und Sehfeld, was besonders in Körperhöhlen mit kleinem Durchmesser zu unerwünschter Schlagschattenbildung führt. Für Assistenzärzte kann es auch vorteilhaft sein, das genaue Sehfeld des Operateurs zu erkennen, um ihre Aufmerksamkeit darauf zu richten.

Es sind auch Anwendungen der Erfindung denkbar, bei denen die Autofluoreszenzeigenschaften von Geweben ausgenutzt werden. Dazu kann mit oder ohne Einsatz von verschiedenen Filter- und Frequenzumwandlungssystemen eine mit der Sehhilfe gemäß der Erfindung kombinierte UV-/IR- oder Laser-Lichtquelle verwendet werden.

Auch gibt es Anwendungssituationen, in denen ein verstärkter 3-D Eindruck vorteilhaft wäre. Dieses erreicht die Erfindung in einer Ausführungsform durch eine Vorrichtung zur Vergrößerung des Abstandes der Objektive voneinander.

Nicht selten blickt der Benutzer der Sehhilfe gemäß der Erfindung, zum Beispiel um sich während einer Operation überblicksweise zu orientieren, neben der vor den Augen angebrachten Sehhilfe vorbei. Bei bestehender Fehlsichtigkeit ist das nur praktikabel, wenn an den Okularen der Lupenbrille Korrekturgläser angebracht sind. Diese Korrekturgläser vollziehen, um eine Verminderung der optischen Qualität bei Änderung des Parallaxenwinkels zu vermeiden, in einer Ausführungsform der Erfindung die Parallaxenadaption bei Brennweitenänderung der Lupenbrille mit.

Auch sind die erfindungsgemäß bevorzugt vorgesehenen, leicht zu reinigenden, absorbierenden, reflektierenden oder filternden Schutzgläser sowie Einspiegelungen in oder neben das unmittelbare Gesichtsfeld von Informationen, wie beispielsweise von Operationsparametern, bei mehreren denkbaren Einsatzmöglichkeiten vorteilhaft.

Zur genauen großenmaßigen Bestimmung von Objekten kann bei der Erfindung eine Meßskala, die als Flüssigkristall-Anzeige, LED-, Vakuumfluoreszenz- oder Gasentladungs-Anzeige oder auch in anderer Form ausgeführt sein, in einer Zwischenbildebene eingeführt sein.

Weiters kann in einer Ausführungsform durch Ausspiegelung eines Strahlengangteiles auf ein CAD-Kameramodul eine beispielsweise in der chirurgischen Ausbildung oft wünschenswerte Mitbeobachtungsmöglichkeit über einen Monitor geschaffen werden.

Eine bevorzugt vorgesehene, in das optische System integrierte oder als aperturvariables Faserbündel ausgeführte Lichtquelle verbessert die Beleuchtungseigenschaften bei Verwendung dieser Ausführungsform der Erfindung im Vergleich zu bekannten Sehhilfen wesentlich. Die Einkopplung des Lichtes erfolgt bevorzugt durch einen Strahlenteiler oder in eine Prismenfläche des Prismenumkehrsystems. Die Lichtquelle kann zur Beobachtung UV-/IR- oder Laser-Licht aussenden. Das vom Objekt reflektierte Licht kann durch einen Filter in den Okularen absorbiert oder reflektiert werden. Der Einsatz von infrarotem, ultraviolettem oder Laser-Licht kann von großem diagnostischem Wert sein.

Der Parallaxenausgleich bei Brennweitenänderungen ohne Änderung der Tuben- bzw. Okularabstände kann bei der Erfindung erreicht werden, indem in der Sehhilfe angebrachte Elektromotoren über Seilzüge oder Koppelgetriebe das jeweilige optische Elemente (z.B. das Frontglied) im jeweiligen Objektivtubus kurvengesteuert, gleichzeitig seitlich und/oder axial bewegen und gegebenenfalls kippen. Mit Hilfe der axialen Verschiebung kann die Fokussierung (Brennweitenänderung) auf unterschiedliche Entfernen erfolgen. In der Grundeinstellung der Sehhilfe (die optische Achse des verschiebbaren Objektivteils liegt in der optischen Achse des Variofortsatzes) sind Entfernungseinstellung und Konvergenzwinkel bevorzugt auf einen mittleren Arbeitsabstand eingestellt, so daß die optischen Achsen der Okulare durch die optischen Mittelpunkte der Augen verlaufen. Bei Änderung des Arbeitsabstandes können die beiden Objektive bzw. bei Innenfokussierung die entsprechenden Objektivteile soweit axial verschoben werden, daß die objektseitigen Systembrennpunkte in der Objektebene liegen. Gleichzeitig kann bei der Erfindung eine über Kurven gesteuerte Seitenbewegung der Art, daß die Brennpunkte der beiden Objektive exakt entlang der Symmetrieebene der Sehhilfe geführt werden, erfolgen. Zum Parallaxenausgleich ist dann weder eine Winkeländerung noch eine Abstandsänderung der optischen Achsen der Okulare erforderlich.

Weiters kann gleichzeitig durch ein Kippen der optischen Elemente der Objektive eine Korrektur der durch ihre seitliche Versetzung auftretenden Bildfehler (z. B. Astigmatismus, Kippung der

Bildebene) bewirkt werden. Die vorgenannten Bewegungen der Objektive bzw. Objektivteile können auch durch elektrisch oder pneumatisch betätigtes Linearantriebe der Aktuatoren bewirkt werden.

Weitere Einzelheiten und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachstehenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsbeispielen einer Sehhilfe der Erfindung an Hand der schematischen Zeichnungen. Es zeigt: Fig. 1 eine Sehhilfe, Fig. 2 eine Sehhilfe mit einer Beleuchtungseinrichtung, Fig. 3 eine Ausführungsform, bei der der Objektivabstand veränderbar ist, Fig. 4 eine Sehhilfe mit ihrer zugeordneter Laserlichtquelle, die Fig. 5 und 6 eine Kopfhalterung für die Sehhilfe und die Fig. 7, 7a und 7b eine Ausführungsform mit einer Vorrichtung vor dem Sensor für die Autofokuseinrichtung.

Fig. 1 zeigt eine Sehhilfe ("Lupenbrille"), bestehend aus zwei, die Objektivlinsensysteme enthaltenden Objektivtuben 1, Okularen 2 und einer im vorliegenden Ausführungsbeispiel mittig angebrachten Autofokuseinrichtung 4 mit einer Infrarotdiode 5 und einer Empfangseinheit 6. Die Objektivtuben 1 können miteinander fix, oder wie in Fig. 1 gezeigt, durch längenveränderbare Stege 17 verbunden sein. Ein externer Schalter 3 und eine externe Elektronikeinheit 7 können mit der Sehhilfe über Kabel, oder, wie beim vorliegenden Ausführungsbeispiel, kabellos, z.B. durch Funksender 8 und Funkempfänger 9 oder anders, verbunden sein.

Fig. 1 zeigt weiters zwei im vorliegenden Ausführungsbeispiel in den Objektivtuben 1 untergebrachte, gebogene Platinen als Führungen 12, auf denen durch Stellmotoren 10 optische Elemente 11 der Objektive so hin und her bewegt werden können, daß die Brechungseigenschaft ihrer jeweiligen Stellung den bei jedem gewählten Arbeitsabstand A notwendigen Winkel 13 zwischen den aus den Objektivtuben 1 austretenden Strahlengängen 14 ergibt. Die optischen Elemente 11 können - bei entsprechender Form - in den Objektivtuben 1 untergebracht oder diesen vorgelagert sein. Die optischen Elemente 11 können auch auf geraden oder gebogenen Platinen verschiebbar oder auch stationär sein und dreh- oder kippbar angeordnet sein. Die Meßgrundlage für die Stellung der optischen Elemente 11 liefert die Autofokuseinrichtung 4. Die Berechnung der jeweils für den Parallaxenausgleich erforderlichen Stellung der optischen Elemente 11 wird von der Elektronikeinheit 7 erstellt. Die Elektronikeinheit 7 ermittelt auch die für jeden Arbeitsabstand A optimale Stellung des Linsensystems der Autofokussiereinrichtung 4. Diese Stellung wird ebenfalls durch die Stellmotoren 10 ausgeführt.

Weiters zeigt Fig. 1 ein Linsensystem 15, mit Hilfe dessen nach Aktivierung durch den externen Schalter 3 oder über Sprachsteuerung der Vergrößerungsfaktor der Sehhilfe stufenlos geändert werden kann.

Mittels des externen Schalters 3, oder über die Sprachsteuerung sind auch alle anderen Funktionen der Sehhilfe aktivierbar, deaktivierbar oder veränderbar.

In einer innerhalb der beiden Objektivtuben 1 befindliche, Bildebene 16 können bei Bedarf zusätzliche Informationen, wie z.B. die Vitaldaten eines Patienten, Computertomografie- oder Röntgendifferenzbilder, Meßskalen oder ähnliches eingeblendet werden. Alternativ oder zusätzlich dazu können auch neben einem Okular 2 oder neben beiden Okularen 2 Displays 18 angebracht sein, über die solche Zusatzinformationen dargestellt werden können. Das Einblenden von Information kann stereoskopisch, d.h. mit bezüglich Parallaxe und/oder Augenabstand korrigierten Einzelbildern erfolgen und als Ganz- oder Teilbild festgehalten werden ("freeze-frame").

Die Darstellung der in Bildform eingebrachten Zusatzinformation kann lagegetreu in Relation zu einem betrachteten Objekt erfolgen. Dies kann durch den Einsatz optischer, elektromagnetischer oder anderer Positionierungssysteme gemeinsam mit inertialen Sensoren erfolgen. Ein derartiges System kann auch dazu verwendet werden, die Lage von Objekten, z.B. von chirurgischen Instrumenten, relativ zu einem Patienten zu bestimmen, und in einer optischen Ebene im Strahlengang der Sehhilfe oder auf extern angebrachten Displays darzustellen.

Derartige inertiale Sensoren, Linear- oder Winkelencoder oder auch Ultraschall-, Infrarot- oder andere Systeme können auch verwendet werden, um aktuelle Parameter der Sehhilfe, wie z.B. Vergrößerungsbereich, Entfernung zu einem betrachteten Objekt usw. zu erfassen und zur Modifikation von computergenerierten oder optischen Zusatzinformationen herangezogen und/oder sichtbar gemacht werden.

Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann weiters mit einer Vorrichtung zum Ausleuchten des Arbeitsbereiches ausgerüstet sein. Dabei kann das benötigte Licht mittels Faseroptik von einer

externen Lichtquelle über die Kopfhalterung nach vorne in die Nähe der Objektivebene der Sehhilfe geführt werden. Am Ende des Lichtleiters kann ein Linsensystem angebracht sein, welches das austretende Licht dem gewählten Arbeitsabstand und Vergrößerungsfaktor so anpaßt, daß das Arbeitsfeld in Größe und Intensität optimal ausgeleuchtet wird. Die dazu notwendigen Meßdaten können von internen oder externen Sensoren bezogen werden. Alternativ oder zusätzlich dazu kann Licht mittels einer Faseroptik auch in das optische System eines Objektivtubus 1 oder beider Objektivtuben 1 so eingekoppelt werden, daß es innerhalb des optischen Systems koaxial zum optischen Strahlengang 14 zum Objekt geleitet wird. Dadurch wird ein Parallaxenwinkel zwischen optischem Strahlengang 14 und Beleuchtung vermieden.

Das oben beschriebene Anpassen von Lichtintensität und Größe der ausgeleuchteten Fläche zur Anpassung an die jeweils gewählte Vergrößerung und an den jeweiligen Arbeitsabstand kann innerhalb des optischen Systems der Sehhilfe erfolgen.

Fig. 2 zeigt schematisch das Einkoppeln von Licht zur koaxialen Beleuchtung des Objektfeldes. Dabei wird von einer externen Lichtquelle 19 über faseroptische Lichtleiter 20 Licht in innerhalb der Objektivtuben 1 angeordnete, optische Elemente 21 geführt. Diese Elemente 21 bewirken die koaxiale Ausrichtung des Lichtstrahls 23. Über die Stellmotoren 10, die kabellos, oder, wie im vorliegenden Anwendungsbeispiel mittels Kabel 24 mit der externen Elektronik 7 zwecks Übermittlung von Stelldaten verbunden sind, wird durch ein Linsensystem 22 die für jeden Arbeitsabstand in Intensität und Größe optimale Ausleuchtung gewährleistet.

Oft ist, z.B. in der Mikrochirurgie, ein Anpassen des 3-D-Effektes an die jeweilige Anwendung, bzw. an die Oberflächenstruktur des jeweils betrachteten Objektbereiches wünschenswert. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst dieses Problem mit einer Vorrichtung, mit welcher der Abstand zwischen den Objektiven der Sehhilfe bei gleichbleibendem Abstand zwischen den Okularen 2 geändert werden kann. Fig. 3 zeigt schematisch eine Ausführungsform der Sehhilfe, bei der beim Verstellen des Abstandes der miteinander durch längenveränderbare Stege 17 verbundenen Objektivtuben voneinander einen gleichbleibenden Abstand 26 der Okulare 2 voneinander und damit des für den Anwender entstehenden 3-D-Effektes möglich ist. Hierzu sind im vorliegenden Ausführungsbeispiel Bauteile 25 vorgesehen, auf denen die Okulare 2 gegengleich verschoben werden können, um den Abstand 26 zwischen ihnen auch bei sich änderndem Abstand 27 der Objektivtuben 1, somit der Objektive, voneinander konstant zu halten, ohne dabei die Abbildung des Objektbereiches zu verlieren. Dieser Effekt kann aber auch durch verschiebbare, optische Bauteile vor den Objektiven oder im Inneren der Objektivtuben 1 erreicht werden.

Um den Vergrößerungsbereich der Sehhilfe zu variieren, können zusätzlich zum Objektivsystem in den Objektivtuben 1 oder alternativ dazu Wechselokulare und/oder Wechselobjektive verwendet werden.

In der medizinischen Diagnostik wird ein Verfahren angewendet, das photodynamische Diagnose bezeichnet wird. Dabei wird eine photosensible Substanz verwendet, die sich in bestimmten, etwa malignen, Gewebeteilen anreichert und durch Bestrahlung mit Licht einer bestimmten Wellenlänge - aus Gründen seiner Eindringtiefe von etwa 5 mm wird normalerweise rotes Laserlicht benutzt - sichtbar gemacht wird. Eine andere Möglichkeit besteht darin, unterschiedliche Autofluoreszenzeigenschaften von gesunden und malignen Gewebeteilen unter Licht mit einer bestimmten Wellenlänge auszunützen, um bestehende Karzinome oder präkarzinogene Gewebeteile sichtbar zu machen. Derzeit ist eine Anzahl von Systemen bekannt, die derartige Aufgabenstellungen, meist unter Verwendung eines Endoskopes oder eines Operationsmikroskop, lösen. Obwohl eine Anwendung dieser Technologie auch, z.B. während offener chirurgischer Interventionen, sehr vorteilhaft wäre, existieren bislang keine kopfgetragenen Sehhilfen, die ihren Einsatz erlauben würden. Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann in einer Ausführungsform so ausgebildet sein, daß in den Strahlengang des optischen Systems Filter eingebracht werden können, die das Wahrnehmen bestimmter, durch Bestrahlen mit Licht bestimmter Wellenlänge entstandene Reflexionseigenschaften des betrachteten Objektbereiches ermöglichen oder erleichtern. Für Fälle, in denen die Reflexionsunterschiede des betrachteten Objektfeldes, z.B. Autofluoreszenz von Gewebestellen, rein visuell nicht erkennbar sind, kann ein Ausführungsbeispiel der Sehhilfe mit einem internen und/oder externen Rezeptor, etwa einem Kamerachip, ausgestattet sein, der das von einer Lichtquelle direkt oder über ein externes oder internes, koaxiales Lichtleitsystem auf das betrachtete Objekt geführte und von diesem reflektierte Licht aufnimmt, über interne oder externe Softwarean-

wendungen analysiert und dabei gesunden und verdächtigen Gewebeteilen unterschiedliche Farben zuweist. Diese Farben können dann wieder entweder in einen Objektivtubus 1 oder in beide Objektivtuben 1 des optischen Systems eingespiegelt und dort vom Anwender betrachtet werden. Die Farben können auch über externe Displays oder Monitore, gegebenenfalls unter Einspiegelung einer Strichmarke, die Position und Größe des Lichtstrahls auf dem Objekt anzeigen, wiedergegeben werden. Dies kann z.B. bei einer offenen, chirurgischen Tumorentfernung zu Verbesserungen der Radikalität des Entfernens bzw. des Früherkennens von Karzinomen führen.

Fig. 4 zeigt schematisch eine aus den Objektivtuben 1, den Okularen 2, den längenveränderbaren Verbindungsstegen 17 bestehende Sehhilfe, in deren Objektivsystem je zwei Filter 28 angeordnet sind. Die Filter 28 können manuell oder motorisch, z.B. durch seitliches Verschieben auf einer Platine, in ihre Wirkstellung und aus dieser weg geschoben werden.

Weiters ist in Fig. 4 eine Laserlichtquelle 29 mit einem Lichtleiter 20, der im gegenständlichen Ausführungsbeispiel das Objektfeld 30 von einer Position zwischen den beiden Objektivtuben 1 der Sehhilfe aus ausleuchtet und unter die Oberfläche des Objektes eindringt. Das von einem (oberflächlichen) Karzinom 32 reflektierte Licht 31 besitzt andere Eigenschaften als das von gesundem Gewebe reflektierte Licht 33. Diese Unterschiede werden entweder durch Ausspiegelung, Analyse sowie Farbcodierung und Rückenspiegelung des Bildes, oder, wie im Beispiel in Fig. 4 dargestellt, durch die in ihre Wirkstellung geschobenen Filter 28 sichtbar gemacht. Dabei besteht die Möglichkeit, die Einkopplung des Laserstrahls in einer Zwischenbildebene mit einer Strichmarke auszustatten, so daß der Durchmesser und die Position des Laserstrahls im Objektfeld 32 angezeigt werden kann.

Bei den bekannten, kopfgetragenen Sehhilfen ist bislang das Problem des vom Gewicht der Sehhilfe und dem notwendigen Abstand derselben von den Augen des Benutzers erzeugten Kippmomentes ungelöst. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst in einer Ausführungsform (Fig. 5 und 6) dieses Problem durch das Anbringen einer über die Längsachse vom Hinter- zum Frontteil der Kopfhalterung 34 verlaufenden, gebogenen Zugstrebe 35 und/oder ein Gewicht 36, das am hinteren Teil der Kopfhalterung 34 angebracht ist. Dadurch wird eine Verlagerung des Schwerpunktes vom sensiblen Stirn- und Nasenbereich des Anwenders weg zum unproblematischen Kopfmittelpunkt und damit auch zur ergonomisch erstrebenswerten Körperlängsachse erreicht.

Fig. 5 zeigt eine Kopfhalterung 34 mit Zugstrebe 35 und Gegengewicht 36.

Fig. 6 zeigt eine schematische Aufrissdarstellung der Kopfhalterung 34. Hier ist zu sehen, wie das durch das Gewicht der Sehhilfe 37 und den Abstand von den Augen des Benutzers ausgelöste Kippmoment 38 durch das Gegengewicht 36 mit der in ihrer Länge durch eine Verstelleinrichtung 41 verstellbaren Zugstrebe 35 kompensiert wird. Das Gewicht kann so entlang der Kraftlinien 39 zur Längsachse 40 des Benutzers auf dessen Kopfmitte verlagert werden.

Besonders bei großen Vergrößerungen trat bei kopfgetragenen Sehhilfen bisher das Problem des "Zittern" und "Verwackeln" auf. Die erfindungsgemäße Sehhilfe löst dieses Problem in einer bevorzugten Ausführungsform durch eine aktive und/oder passive Vibrationsdämpfung.

Es kann vorkommen, daß ein Benutzer der Sehhilfe beim Betrachten eines Objektes nicht den durch den mittenbetonten Autofokus erfaßten Bereich, sondern einen anderen, z.B. am Bildrand gelegenen, Bereich scharf sehen möchte. Die erfindungsgemäße Sehhilfe kann deshalb mit einer Vorrichtung zur Detektion der Pupillenlage des Benutzers, gekoppelt mit multiplen Autofokusbereichen sowie einer zugehörigen Steuereinheit, ausgestattet sein.

Es gibt Umstände, unter denen es für einen Benutzer einer kopfgetragenen Sehhilfe wünschenswert wäre, Funktionen der Sehhilfe und/oder externer Geräte steuern zu können, ohne daß er einen Schalter berühren muß. Eine an sich hiefür anwendbare Sprachsteuerung ist nicht unter allen Bedingungen einsetzbar. Aus diesem Grund können in den relevanten Bereichen der Kopfhalterung der erfindungsgemäßen Sehhilfe Elektroden angebracht werden, die Hirnströme des Benutzers abnehmen und zur Steuerung der beschriebenen Funktionen der Sehhilfe und/oder zur Rekonstruktion der vom Anwender wahrgenommenen Bilder benutzen.

Weiters können in relevanten Bereichen der Kopfhalterung Biofeedback-Sensoren angebracht sein, welche die Befindlichkeit des Anwenders feststellen können. Die daraus gewonnenen Informationen können dann in verschiedenster Weise, etwa um einen Chirurgen bei über großem Stress oder Erschöpfung und Müdigkeit zu warnen, verwendet werden.

Bei der in Fig. 7, Fig. 7a und Fig. 7b gezeigten Ausführungsform ist bei der als Infrarot(IR)-

System ausführten Autofokuseinrichtung 4 an der Empfangseinheit 6 derselben eine Vorrichtung vorgesehen, die verhindert, daß nur vom Objektfeld 30 reflektierte und von der Autofokuseinrichtung 4 stammende oder zu dieser gehörende Infrarotstrahlung 43, 44, nicht aber Infrarotstrahlung 48, die nicht von der Autofokuseinrichtung 4 stammt, in die Autofokus-Empfangseinheit 6 gelangen kann. Solche nicht zur Autofokuseinrichtung 4 gehörende, reflektierte Infrarotstrahlen 48 können von passiven Infrarot-Bild-führungs- oder Navigationssystemen 42 stammen.

Die beispielsweise als Filter, insbesondere Polarisationsfilter 45 (Fig. 7), als zum Objektfeld 30 gerichteter Tubus 47 (Fig. 7b) oder als gerade oder schräg gerichteter Lamellen- oder Gittervorsatz 46 (Fig. 7a) ausgebildete Vorrichtung vermeidet also eine unerwünschte Beeinflussung der Autofokuseinrichtung 4.

Der Sehhilfe können Meßgeräte und/oder Sensoren, wie optische oder elektromagnetische Positionsbestimmungssysteme, oder Inertialsensoren, wie Akzellerometer oder Winkelgeschwindigkeits-Sensoren, zugeordnet werden.

In einer Ausführungsform werden in die Sehhilfe als Informationen anatomische, funktionelle und technische Informationen, wie Bilddaten, EKG, positionsgetreu eingeblendet.

Weiters können in die Sehhilfe Daten über die interaktive Bestimmung der Lage medizinischer Geräte und/oder Instrumente relativ zum Patienten eingeblendet werden.

Bilder, die in den Strahlengang wenigstens eines der Objektivtuben 1 oder in neben den Okularen 2 angebrachten Displays 18 eingeblendete werden, können als Ganz- oder Teilbilder dargestellt oder fixiert werden.

#### PATENTANSPRÜCHE:

1. Sehhilfe in Form einer Luppenbrille mit einer Autofokussiereinrichtung, mit einer Einrichtung zum Ändern der Brennweite und mit einer Einrichtung zum Anpassen der Parallaxe zwischen den Objektivtuben (1) der Sehhilfe an die jeweils eingestellte Brennweite, wobei im Strahlengang der Sehhilfe verstellbare optische Teilsysteme vorgesehen sind, dadurch gekennzeichnet, daß jedem der beiden Objektive, vorzugsweise deren Frontgliedern, ein optisches Element (11) vorgeschaltet ist, das im Strahlengang der Sehhilfe verstellbar angeordnet ist, wobei dessen Verstellung eine Veränderung des Winkels (13) zwischen den aus den Objektivtuben (1) zum Objekt hin verlaufenden Strahlengängen (14) bewirkt.
2. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) quer zum Strahlengang in den Objektivtuben (1) verschiebbar sind.
3. Sehhilfe nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gerader Bahnen verschiebbar sind.
4. Sehhilfe nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) längs gekrümmter Bahnen (12) verschiebbar sind.
5. Sehhilfe nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) kippbar angeordnet sind.
6. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) aus Linsen oder Linsengruppen bestehen.
7. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) aus Prismen oder Prismengruppen bestehen.
8. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die optischen Elemente (11) innerhalb der Objektivtuben (1) angeordnet sind.
9. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß in eine innerhalb wenigstens eines der Objektivtuben (1) angeordnete Bildebene (16) Informationen in Bild- und/oder Textform einblendbar sind.
10. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß neben wenigstens einem der beiden Okulare (2) Displays (18) zum Anzeigen von Informationen in Bild- und/oder Textform angeordnet sind.
11. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß mit der Sehhilfe eine Anzeigeeinrichtung (18), z.B. ein Display, verbunden ist, auf dem von der Sehhilfe erfaßte Bilder darstellbar sind.

12. Sehhilfe nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzeigeeinrichtung (18) außerhalb der Sehhilfe angeordnet ist.
13. Sehhilfe nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß die von der Sehhilfe erfaßten Bilder durch einen, wenigstens in einem der beiden Strahlengänge der Sehhilfe angeordneten Strahleiter auf die Anzeigeeinrichtung (18) ausgespiegelt werden.
- 5 14. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 9 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Informationen enthaltende Bild- oder Texteinblendungen in beide Strahlengänge der Sehhilfe stereoskopisch einblendbar sind.
- 10 15. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 9 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilder oder Textteile als auf Augenabstand und Parallaxe korrigierte Einzelbilder einblendbar sind.
16. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 9 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß die eingeblendeten Informationen durch Verändern des Blickwinkels der Sehhilfe zu dem betrachteten Objekt auswählbar sind.
- 15 17. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 9 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß in die Bildebene (16) im Objektiv eine Meßskala eingespiegelt ist.
18. Sehhilfe nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Meßskala der jeweils eingestellten Brennweite und Vergrößerung der Objektive entsprechend ausgewählt ist.
- 20 19. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß das Verändern der Brennweite und/oder des Vergrößerungsfaktors durch eine sprachabhängige Steuerung erfolgt.
- 20 20. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß an der Sehhilfe eine Lichtquelle (19, 29) angeordnet ist, daß der Aperturwinkel und die Intensität des austretenden Lichtes an die jeweilige Vergrößerung der Sehhilfe derart anpaßbar ist, daß die Größe des beleuchteten Feldes dem Gesichtsfeld der Sehhilfe entspricht.
- 25 21. Sehhilfe nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß aus der Lichtquelle (29) austretendes Licht über ein Lichtleitfaserbündel (20) in Richtung auf das Objekt (32) gelenkt wird.
22. Sehhilfe nach Anspruch 20 oder 21, dadurch gekennzeichnet, daß Licht der Lichtquelle (19) durch einen weiteren Strahleiter (21) oder eine Prismenfläche eines Prismenumkehrsystems in das optische System der Sehhilfe einkoppelbar ist.
- 30 23. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand (27) der Objektive voneinander bei konstantem Abstand (26) der Okulare (2) voneinander veränderbar ist.
24. Sehhilfe nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand (27) der Objektive voneinander durch eine längenverstellbare Verbindung (17) zwischen den Objektivtuben (1) bei konstanter Verbindung (17) zwischen den Okularen (2) der Sehhilfe verstellbar ist.
- 35 25. Sehhilfe nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß der Abstand (27) der Objektive voneinander durch Parallelverstellen der Objektivtuben (1) veränderbar ist, und daß die Okulare (2) gegengleich verstellbar sind.
26. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet, daß die Okulare (2) als Wechselokulare und/oder die Objektive als Wechselobjektive ausgebildet sind.
- 40 27. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, daß in der Sehhilfe wenigstens eine Einrichtung zum Erfassen der Lage der Pupille des Anwenders vorgesehen ist, die mit der Autofokuseinrichtung (4) gekuppelt ist, wobei der Abstand (A) zwischen Sehhilfe und Objekt zum Betätigen der Autofokuseinrichtung (4) in dem durch die Lage der Pupille vorgegebenen Blickwinkel erfaßt wird.
28. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb des optischen Systems wenigstens eines der beiden Objektivtuben (1) Filter (28) vorgesehen sind.
- 45 29. Sehhilfe nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, daß die Filter (28) in ihre Wirklage und aus ihrer Wirklage heraus verstellbar sind.
30. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 21 bis 29, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle eine Laserlichtquelle ist.
- 50 31. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 39, dadurch gekennzeichnet, daß sie mit einer Kopfhalterung (34) versehen ist.
32. Sehhilfe nach Anspruch 31, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34) eine

von der Stirn zum Hinterkopf verlaufende längenveränderliche Zugstrebe (35) vorgesehen ist.

- 5           33. Sehhilfe nach Anspruch 31 oder 32, dadurch gekennzeichnet, daß an der Kopfhalterung (34), gegebenenfalls verstellbar, wenigstens ein das Gewicht der Sehhilfe ganz oder teilweise ausgleichendes Gegengewicht (36) angeordnet ist.
- 10          34. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, daß die Objektive und die Okulare (2) beider Strahlengänge in einem gemeinsamen Gehäuse angeordnet sind.
- 15          35. Sehhilfe nach einem der Ansprüche 1 bis 34, dadurch gekennzeichnet, daß der mit einer Infrarot-Diode (5) und einer Empfangseinheit (6) ausgestatteten Autofokuseinrichtung (4) eine den Eintritt von Fremdstrahlung in die Empfangseinheit (6) verhindernde Vorrichtung (45, 46, 47) zugeordnet ist.
- 20          36. Sehhilfe nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung (45, 46, 47) ausschließlich für vom Objektfeld (30) reflektierte Infrarotstrahlen (44) durchlässig ist.
- 25          37. Sehhilfe nach Anspruch 36, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein Filter (45) ist.
- 30          38. Sehhilfe nach Anspruch 37, dadurch gekennzeichnet, daß das Filter ein Polarisationsfilter (45) ist.
- 35          39. Sehhilfe nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein an der Empfangseinheit (6) der Autofokuseinrichtung (4) angeordneter, zum Objektfeld (30) hin gerichteter Tubus (47) ist.
- 40          40. Sehhilfe nach Anspruch 35, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorrichtung ein an der Empfangseinheit (6) der Autofokuseinrichtung (4) angeordneter Lamellen- oder Gittervorsatz (46) ist.
- 45          41. Sehhilfe nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, daß der Lamellen- oder Gittervorsatz (46) ein bezüglich des von der Infrarotdiode (5) ausgesendeten Infrarot-Strahlung (43) gerade gerichteter Lamellen- oder Gittervorsatz (46) ist.
- 50          42. Sehhilfe nach Anspruch 40, dadurch gekennzeichnet, daß der Lamellen- oder Gittervorsatz ein bezüglich der von der Infrarotdiode (5) ausgesendeten Infrarot-Strahlung (43) schräg gerichteter Lamellen- oder Gittervorsatz ist.

**HIEZU 6 BLATT ZEICHNUNGEN**

35

40

45

50

55

FIG. 1

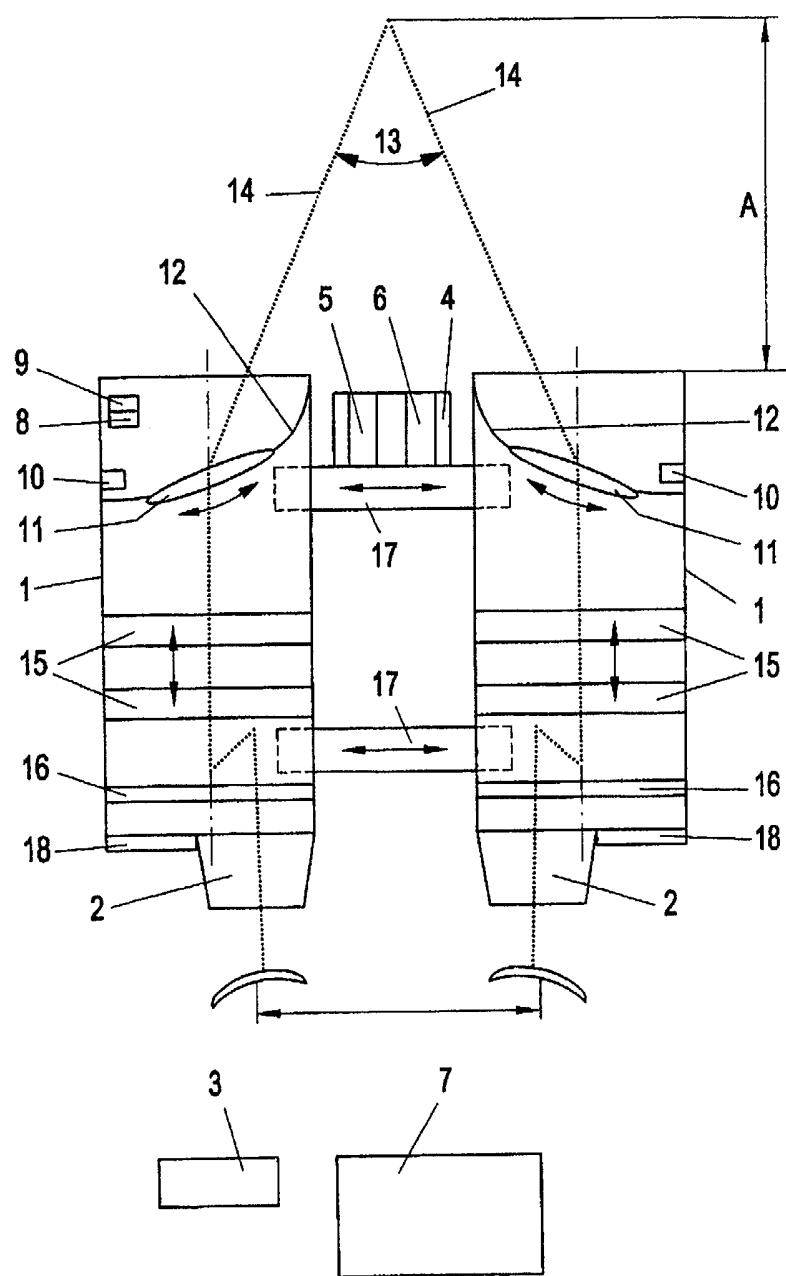


FIG. 2

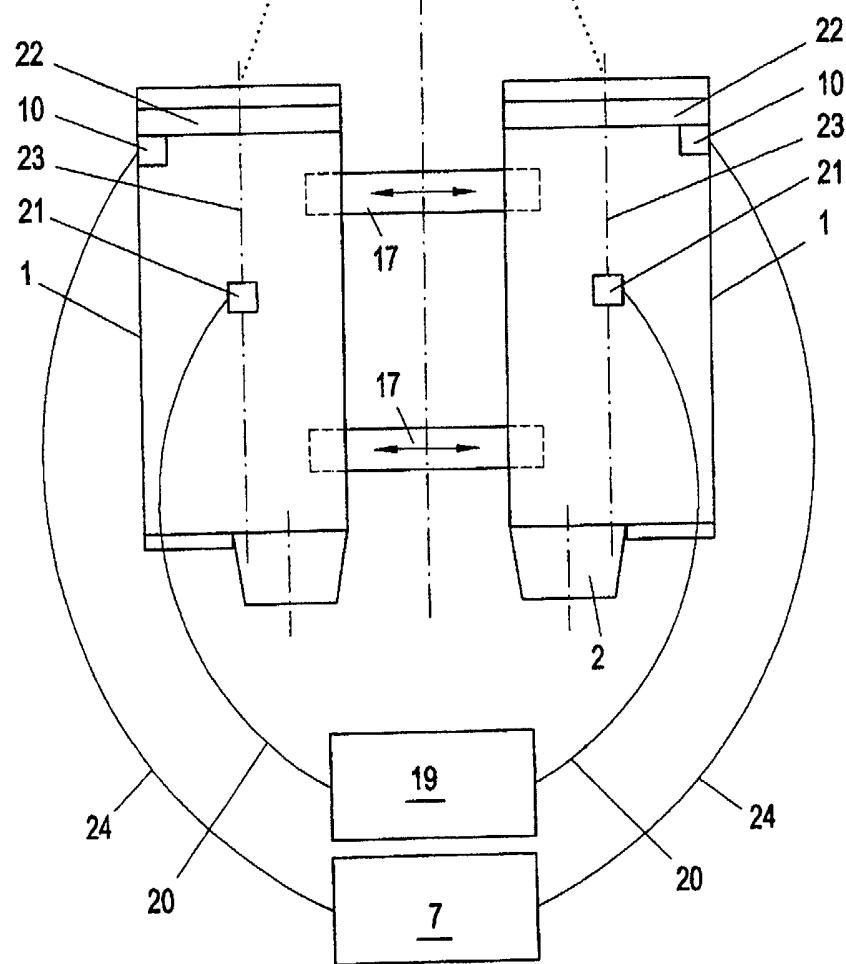


FIG. 3

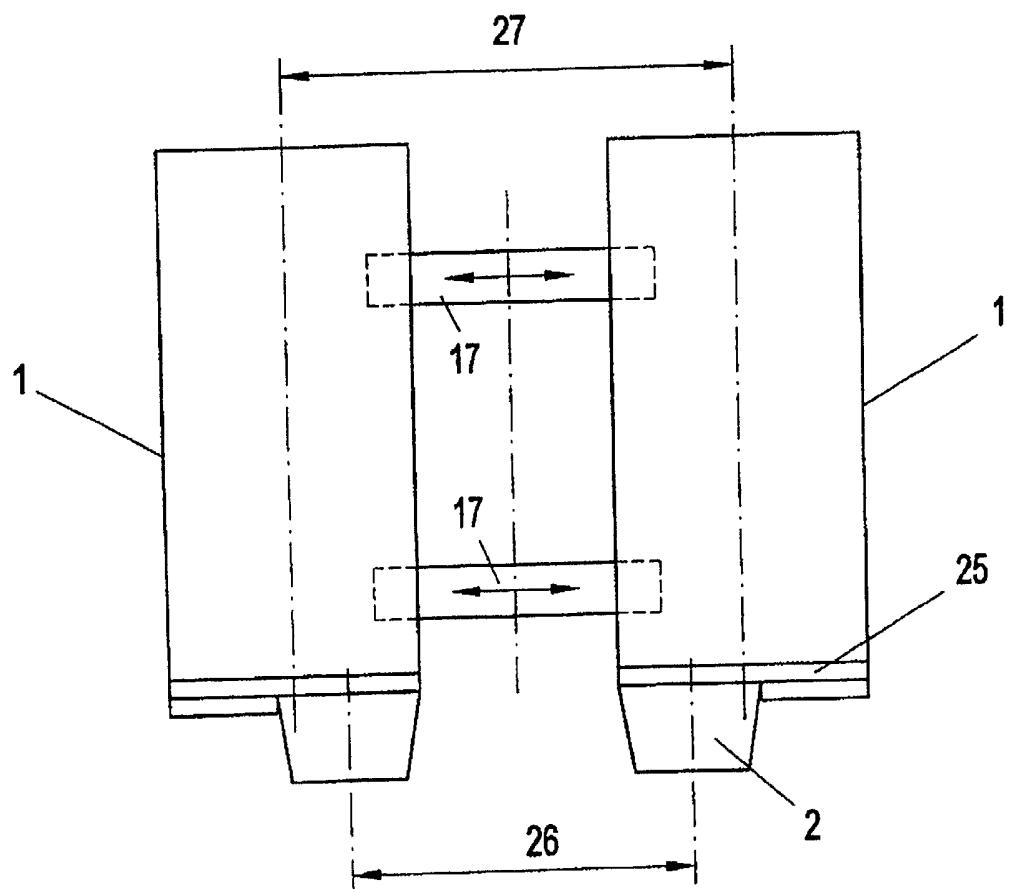


FIG. 4

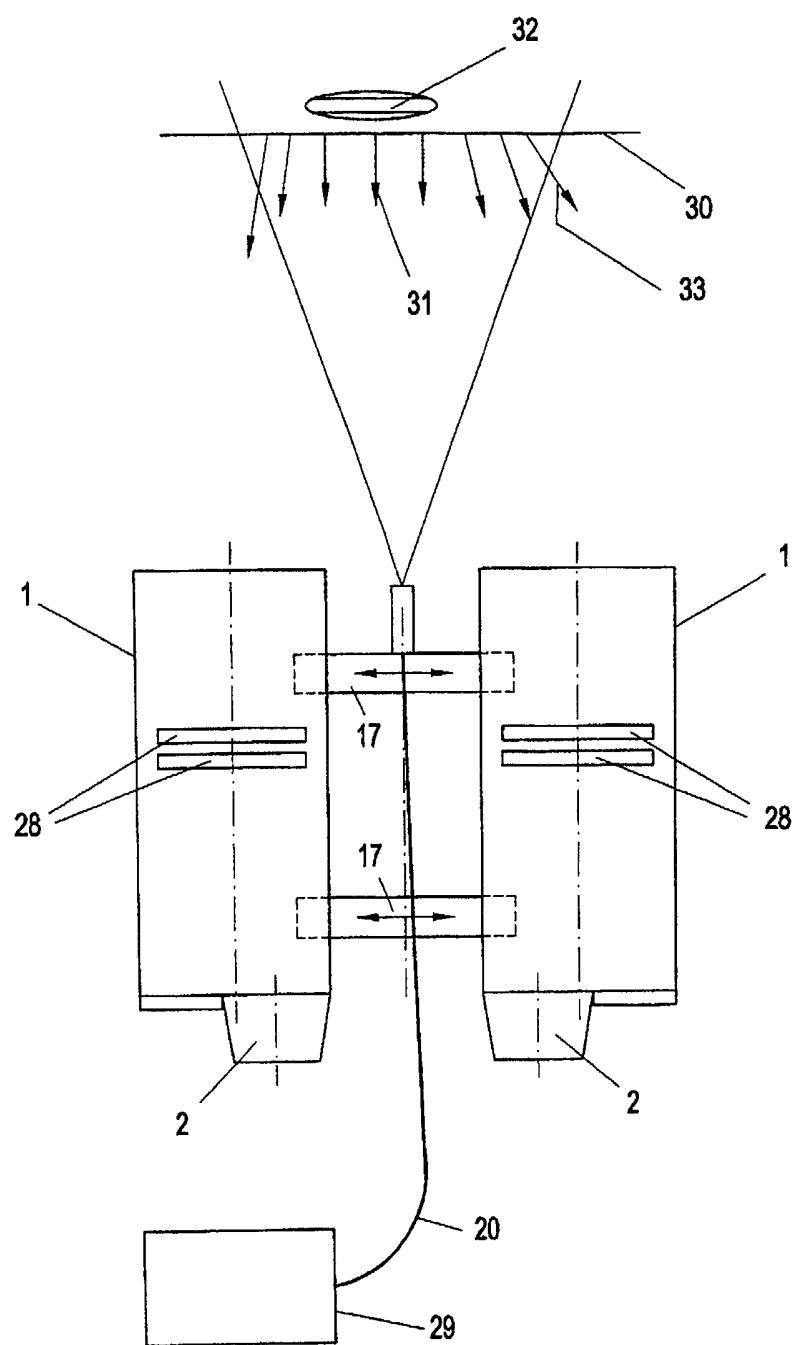


FIG. 5

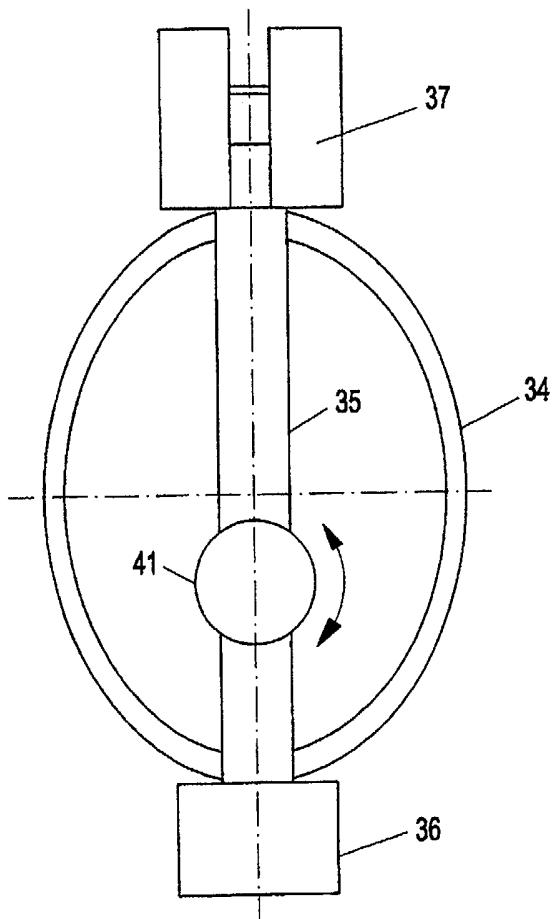


FIG. 6

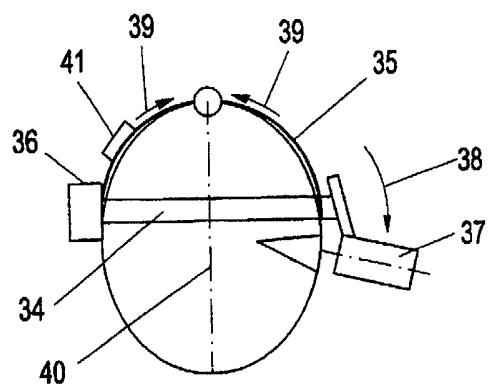


FIG. 7

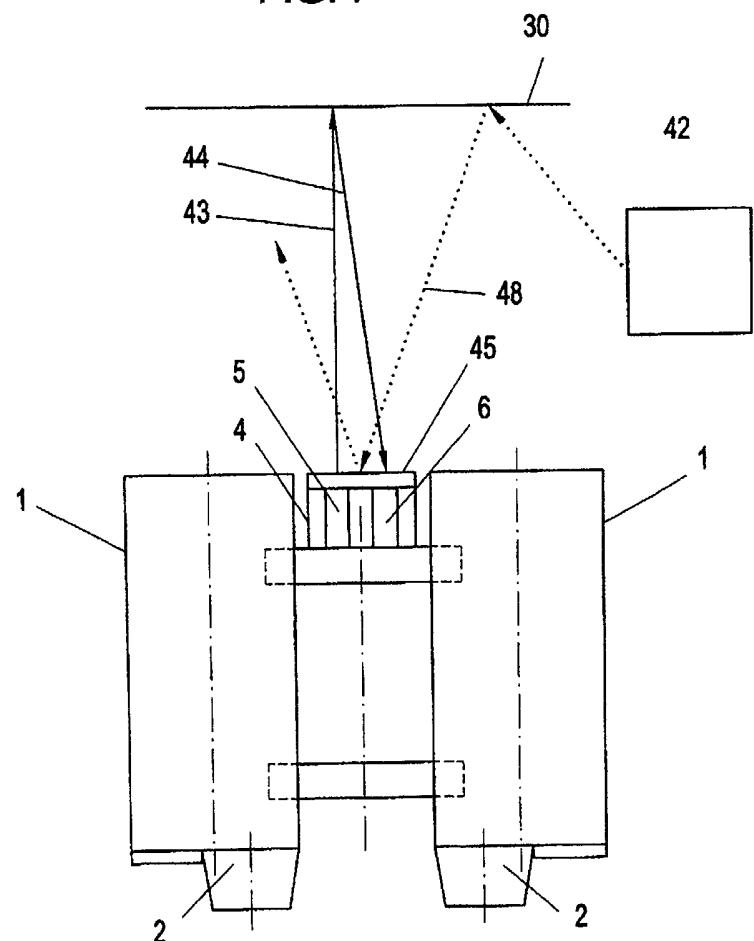


FIG. 7a

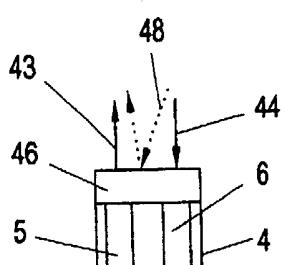


FIG. 7b

