



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 102 46 521 A1 2004.04.22

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 102 46 521.5
(22) Anmeldetag: 05.10.2002
(43) Offenlegungstag: 22.04.2004

(51) Int Cl.7: G02B 23/24
A61B 1/06

(71) Anmelder:
Karl Storz GmbH & Co. KG, 78532 Tuttlingen, DE

(72) Erfinder:
Irion, Klaus M., Dr.-Ing., 78576
Emmingen-Liptingen, DE

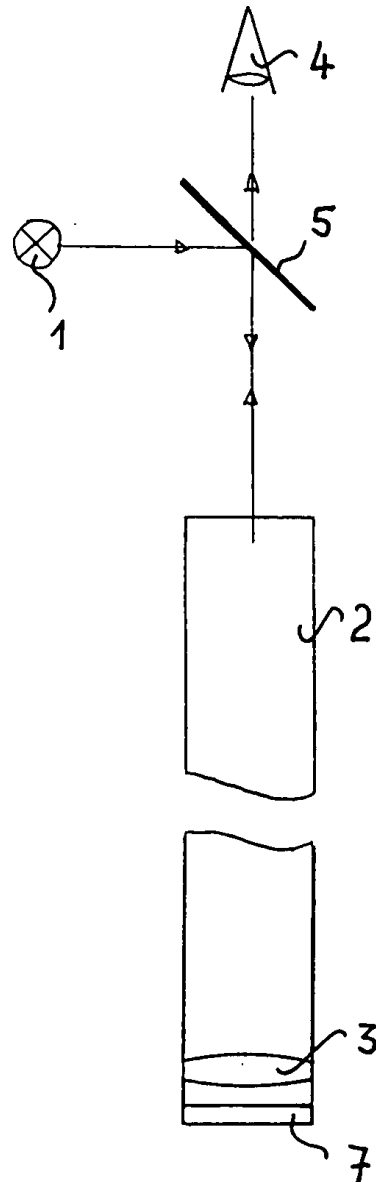
(74) Vertreter:
Stamer, H., Dipl.-Phys., Pat.-Anw., 35579 Wetzlar

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: Endoskop

(57) Zusammenfassung: Ein Endoskop zur Beleuchtung und Beobachtung von Objektfeldern (6) in Hohlräumen mit einer Beleuchtungseinheit (1) und einem Bildübertragungssystem (2), dem distalseitig ein Objektiv (3) und proximalseitig eine Okular- oder Kameraoptik als Beobachtungssystem (4) zugeordnet sind, zeichnet sich dadurch aus, daß proximalseitig ein optisches Teilereslement (5) für zueinander komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisationen zwischen die Beleuchtungseinheit (1), das Bildübertragungssystem (2) und das Beobachtungssystem (4) derart eingefügt ist, daß das von der Beleuchtungseinheit (1) erzeugte Beleuchtungslicht in das Bildübertragungssystem (2) einkoppelbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Endoskop zur Beleuchtung und Beobachtung von Objektfeldern in Hohlräumen mit einer Beleuchtungseinheit und einem Bildübertragungssystem, dem distalseitig ein Objektiv und proximalseitig eine Okular- oder Kameraoptik als Beobachtungssystem zugeordnet sind.

[0002] Endoskope dieser Art in starrer und flexibler Ausgestaltung sind bekannt und z.B. in dem Aufsatz "Optical Principles of Endoscopy", R. Prescott, J. Med. Primatol. 5: 133–147 (1976) mit ihren grundsätzlichen Eigenschaften beschreiben. Alle bisher bekannten Endoskope dieser Art weisen neben dem Übertragungssystem zur Bilderfassung und Bildübertragung mindestens ein davon getrenntes System zur Lichtübertragung für die Beleuchtung des zu beobachtenden Objektfeldes auf. Das Objektfeld kann sich im Hohlraum eines technischen oder eines biologischen Objekts befinden.

[0003] Vor allem bei kleinkalibrigen Endoskopen, den sogen. Miniendoskopen, führen diese getrennten Übertragungssysteme zu einer überproportionalen Erhöhung des Durchmessers. Das hängt vor allem auch damit zusammen, daß die beiden Übertragungssysteme gegeneinander sowohl optisch als auch mechanisch isoliert werden müssen, um einerseits ein Übersprechen des Lichts vom Beleuchtungssystem zum Bildübertragungssystem zu verhindern und andererseits ein stabiles und autoklavfestes Gesamtsystem zu erhalten.

[0004] Die dünnsten Bildübertragungssysteme liegen bereits im Bereich von 200 µm und besitzen eine Auflösung von ca. 6000 Bildelementen. Erstellt man auf dieser Basis ein konventionelles Miniendoskop, so wird ein zusätzliches Lichtleitsystem notwendig, das optisch isoliert, z.T. koaxial, zum Bildleiter adaptiert wird. Meist wird das koaxial aufgebaute System noch durch eine Ummantelung zur mechanischen Stabilität, Fixierung der Lichtleitfasern und der Autoklavierbarkeit umschlossen. Der Durchmesser des gesamten Miniendoskops kommt mit diesen Maßnahmen auf mehr als das doppelte des Durchmessers des Bildleiters. Bei größeren Endoskopen ist dieses Verhältnis nicht ganz so extrem, aber auch hier kommt es zu einer signifikanten Erhöhung durch den getrennten Lichtkanal. Bei einem starren Endoskop mit Stablinsen besitzt das Linsensystem z.B. einen Durchmesser von ca. 2,8 mm und das Gesamtsystem mit Licht und mechanischen Ummantelungen ca. 4,0 mm.

[0005] Für viele Applikationen besteht der Wunsch, das Verhältnis zwischen Bildleiter und Gesamtdurchmesser des endoskopischen Systems zu verbessern. Insbesondere in der Zahnmedizin bestehen Anwendungen, bei denen extrem dünne und flexible Endoskope notwendig sind, z.B. bei der Inspektion des künstlich eröffneten Zahnwurzelkanals bis zum Apex oder bei der Inspektion des Spinalkanals.

[0006] Aus DE 196 39 653 A1 sind Endoskope zur

Beobachtung von biologischem Gewebe bekannt, die zur Fluoreszenzendoskopie eingesetzt werden. Es wird Licht mit einer kurzwelligen Anregung appliziert und Fluoreszenzlicht einer langwelligeren Emission als Bild erfaßt und endoskopisch weitergeleitet. Das Fluoreszenzlicht enthält Informationen, die zu einer Gewebecharakterisierung verwendet werden können. Das Anregungslicht wird über einen separaten Lichtleiter parallel zur Übertragung des Fluoreszenzlichts auf das Gewebe eingestrahlt. Die Transmissionsgrade im lichtzuführenden und im bilderzeugenden Teil sind so gewählt, daß das Bild des mit Anregungslicht beleuchteten Gewebebereichs gleichzeitig mittels Fluoreszenzlicht und reflektiertem Beleuchtungslicht erzeugt wird, wobei die beiden zur Bilderzeugung beitragenden Anteile bezüglich ihrer Wellenlänge und bezüglich ihrer Intensität so beschaffen sind, daß keine gegenseitige Störung auftritt.

[0007] Auch bei dieser Anwendung besteht ein generelles Entwicklungsziel darin, die Endoskopdurchmesser weiter zu reduzieren, um ein hinsichtlich einer geringeren Traumatisierung des Patienten dünneres Instrumentarium zu besitzen. Dem steht dann aber häufig entgegen, daß die über die Lichtleiter eingestrahlte Lichtintensität für eine ausreichende Fluoreszenzanregung nicht mehr groß genug ist und die über den Bildleiter erfaßte Fluoreszenzstrahlung für die Empfindlichkeit des Nachweissystems nicht ausreicht.

[0008] Der Erfindung lag daher die Aufgabe zugrunde, ein im Durchmesser weiter reduziertes Endoskop zu schaffen, bei dem eine von außen zugeführte Beleuchtung mit ausreichender Intensität möglich ist, ohne den für die Bildübertragung notwendigen Durchmesser des Bildübertragungssystems einschränken zu müssen.

[0009] Diese Aufgabe wird bei einem Endoskop der eingangs genannten Art erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß proximalseitig ein optisches Teilerlement für zueinander komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisation zwischen die Beleuchtungseinheit, das Bildübertragungssystem und das Beobachtungssystem derart eingefügt ist, daß das von der Beleuchtungseinheit erzeugte Beleuchtungslicht in das Bildübertragungssystem ein-koppelbar ist. Dabei wird es sich im allgemeinen nicht vermeiden lassen, daß aufgrund einer ungenügenden Trennschärfe des Teilerlements auch Anteile des Beleuchtungslichts in das Beobachtungssystem eintreten. Analog zu der aus DE 196 39 653 A1 bekannten Fluoreszenzendoskopie ist das sogar ein Vorteil. Grundsätzlich wird jedoch eine möglichst vollständige Trennung der zueinander komplementären Lichtanteile angestrebt.

[0010] Durch die distalseitige Einfügung eines $\lambda/4$ -Plättchens vor dem Objektiv wird die Wirkung der Trennung nach Licht-Polarisationen am Teilerlement wesentlich verbessert.

[0011] Wenn das Teilerlement für komplementäre

Wellenlängenbereiche optimiert ist, dann können dem Teilerlement zusätzlich ein Polarisator und ein Analysator zugeordnet werden. Wenn das Teilerlement dagegen für komplementäre Licht-Polarisationen optimiert ist, dann können zusätzliche Spektralfilter für den kurzwelligen und den längenwelligen Spektralbereich vorgesehen sein. Selbstverständlich können spezielle Spektralfilter auch zur Erhöhung der Trennschärfe eines spektral trennenden Teilerlements und spezielle Polarisationsfilter zur Erhöhung der Trennschärfe eines polarisationsoptischen Teilerlements vorgesehen sein.

[0012] Andere vorteilhafte Ausgestaltungen der Endung ergeben sich aus den Merkmalen der weiteren Unteransprüche.

[0013] Durch die Anordnung des Teilerlements steht für die Übertragung des Beleuchtungslichts nunmehr der gesamte Querschnitt des Bildübertragungssystems zur Verfügung. Da dieser üblicherweise größer als der Querschnitt eines sonst üblichen separaten Lichtübertragungssystems ist, werden die Bedingungen für die Übertragung einer ausreichenden Lichtintensität zur Fluoreszenzanregung wesentlich verbessert. Durch den Wegfall eines separaten Lichtleitsystems für die Beleuchtung kann der Querschnitt des Bildübertragungssystems für die nachzuweisende Bildinformation optimiert werden. Durch die Auftrennung in komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisationen am Teilerlement wird eine wirksame Trennung der Beleuchtungseinheit vom Beobachtungssystem gewährleistet.

[0014] Ein endoskopisches Faserbündelsystem mit einem vorgeschalteten dichroitischen Strahlenteiler ist zwar aus US 5 298 741 A grundsätzlich bekannt. Es wird eine Anordnung beschrieben, bei der auf dem distalen Ende des Faserbündelsystems ein oder mehrere Fluoreszenzstoffe oberflächlich aufgetragen sind, die mit der angrenzenden Körperflüssigkeit bzw. einem Gewebestandteil eine Reaktion eingehen und somit zu einer konzentrationsabhängigen Fluoreszenz angeregt werden, wenn sie mit Licht einer geeigneten Wellenlänge bestrahlt werden. Das Anregungslicht wird durch Anregungsfilter ausgewählt und über einen dichroitischen Teiler in das Faserbündelsystem eingekoppelt. Das am distalen Ende des Faserbündelsystems entstehende Fluoreszenzlicht wird über dasselbe Faserbündelsystem zurück zum proximalen Ende übertragen und über den dichroitischen Teiler und ein weiteres geeignetes Nachweisfilter einem Auswertungssystem zugeleitet. Zur endoskopischen Beobachtung eines Hohlraumes ist das System nicht geeignet.

[0015] Überraschenderweise hat sich gezeigt, daß bei proximalseitiger Anordnung eines optischen Teilerlements für komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisationen sowohl das notwendige Licht zur Beleuchtung in der einen Richtung als auch das aus dem Hohlraum kommende Licht zur Beobachtung in der anderen Richtung übertragen

und nach der Trennung am Teilerlement ohne gegenseitige Störung ausgewertet und beobachtet werden kann. Als Bildübertragungssysteme können dabei mit Vorteil Multifaser-Bildleitersysteme mit planen Endflächen, Bildübertragungssysteme aus Stablinsen mit gekrümmten Endflächen oder auch Gradientenindex-Stablinsen mit planen Endflächen vorgesehen sein.

[0016] Die Verwendung komplementärer Wellenlängenbereiche für Beleuchtung und Beobachtung ist besonders vorteilhaft bei Verfahren der Fluoreszenzdiagnose am biologischen Gewebe. Die Beleuchtung erfolgt dabei üblicherweise mit Wellenlängen vom nahen UV bis 430 oder 450 nm und die Beobachtung in dem jeweils daran anschließenden längenwelligen Spektralbereich.

[0017] Andererseits kann es auch wünschenswert sein, das Objektfeld zusätzlich im Weißlicht beobachten zu können. Das für eine Aufhellung des Objektfeldes notwendige zusätzliche Beleuchtungslicht kann dazu in üblicher Weise über ein separates, relativ dünn-kalibriges faseroptisches Beleuchtungssystem an das distale Ende des Endoskops geführt werden. Zur Beobachtung im Weißlicht kann dann proximalseitig zwischen dem Bildübertragungssystem und dem Teilerlement ein Neutralteiler mit geeignetem Teilverhältnis eingefügt sein, der einen Teil des zurückkommenden Lichts aus dem Strahlengang zur Beobachtung auskoppelt.

[0018] Sollen Beleuchtung und Beobachtung jedoch im selben Wellenlängenbereich erfolgen, so können das Beleuchtungs- und das Beobachtungslicht zueinander senkrecht linear polarisiert sein. Zur Vermeidung störender Reflexe ist es dabei vorteilhaft, dem distalen Ende des Bildübertragungssystems ein $\lambda/4$ -Plättchen vorzuschalten. Dieses erzeugt in an sich bekannter Weise aus linear polarisiertem Licht zirkular polarisiertes Licht. Nach Reflexion an dem zu beobachtenden Gewebe wird das zirkular polarisierte Licht am $\lambda/4$ -Plättchen in 90° gedrehtes linear polarisiertes Licht umgewandelt, das am Teilerlement zur Beobachtung ausgekoppelt wird.

[0019] Üblicherweise ist das Beleuchtungslicht im Verhältnis zum Beobachtungslicht wesentlich heller. Reflexionen des Beleuchtungslichts an Glas-/Luftflächen oder Kittflächen innerhalb des Bildübertragungssystems können daher in der derselben Größenordnung liegen wie das am Gewebe reflektierte Beobachtungslicht. Für eine optimale Trennung des Beobachtungslichts vom Beleuchtungslicht ist es daher vorteilhaft, das Teilerlement sowohl für eine Trennung nach Wellenlängenbereichen als auch nach Licht-Polarisation ausulegen.

[0020] Das optische Teilerlement kann in an sich bekannter Weise mit Vorteil aus zwei gleichseitigen Rechtwinkelpismen zu einem Würfel zusammengesetzt sein, bei dem die Hypotenusenfläche eines der Rechtwinkelpismen mit einer spektralen und/oder polarisationsoptischen Filterschicht belegt ist und wobei je eine geeignete Kathetenfläche der Beleuch-

tungseinheit, dem Bildübertragungssystem und dem Beobachtungssystem zugeordnet ist.

[0021] Bei Verwendung eines Bildübertragungssystems mit einer proximal planen Endfläche kann der Würfel mit der zugehörigen Kathetenfläche auf diese Endfläche aufgesetzt werden. Der Kathetenfläche für das Beobachtungssystem kann ein Flächen-Bildsensor mit integriertem halbleiterbasierten Ladungs- bzw. Elektronenvervielfacher und evtl. einem Kühlelement zugeordnet sein. Der Kathetenfläche für die Beleuchtungseinheit kann eine Laserdiodenmatrix als Lichtquelle zugeordnet sein. Eine solche Anordnung der Beleuchtungs- und Beobachtungsmittel am Teilerlement erlaubt einen äußerst kompakten Aufbau des Endoskops.

[0022] Insbesondere können auch die Beleuchtungseinheit, das Teilerlement und das Beobachtungssystem in einer Gehäuseeinheit zusammengefaßt sein, die mit einem Adapter zum auswechselbaren Ansetzen des Bildübertragungssystems an die zugehörige Kathetenfläche des Teilerlements versehen ist. Auf diese Weise können auch Einweg-Bildübertragungssysteme verwendet werden. Als Lichtquellen können vorzugsweise Xenon-, Quecksilberdampf- oder Halid-Lampen oder auch ein Lasersystem in die Gehäuseeinheit eingesetzt werden. Insbesondere mit Hilfe eines Lasersystems können die für die photodynamische Therapie (PDT), d.h. für die unter visueller Beobachtung gezielte Zerstörung von Gewebe, notwendigen hohen Lichtstärken erzeugt werden.

[0023] Zur Anpassung an unterschiedliche Beobachtungsverfahren kann auch das Teilerlement auswechselbar in der Gehäuseeinheit angeordnet sein.

[0024] Ausführungsbeispiele sind in der Zeichnung schematisch dargestellt und werden nachfolgend anhand der Figuren beschrieben. Dabei zeigen:

[0025] **Fig. 1a** ein Endoskop mit Teilerlement,

[0026] **Fig. 1b** ein Endoskop mit Teilerlement und zusätzlichen Filterelementen,

[0027] **Fig. 1c** ein Endoskop mit zusätzlicher Weißlicht-Aufhellung, **Fig. 2** ein Ausführungsbeispiel mit Gehäuseeinheit,

[0028] **Fig. 3** eine andere Ausführungsform des Endoskops und

[0029] **Fig. 4** eine Ausführungsform mit zusätzlicher Weißlicht-Aufhellung.

[0030] In **Fig. 1** ist das Grundprinzip eines Endoskops mit einem erfindungsgemäß eingefügten Teilerlement in unterschiedlichen Varianten dargestellt.

[0031] Das in **Fig. 1a** gezeigte Endoskop besteht zunächst aus einer Beleuchtungseinheit **1** und einem Bildübertragungssystem **2**, dem distalseitig ein Objektiv **3** und proximalseitig ein Beobachtungssystem **4** zugeordnet sind. Proximalseitig ist weiterhin ein Teilerlement **5** derart angeordnet, daß einerseits das von der Beleuchtungseinheit **1** erzeugte Beleuchtungslicht in das Bildübertragungssystem **2** ein-koppelbar ist und andererseits das an einem Objektfeld **6** in einem Hohlraum reflektierte und über das

Bildübertragungssystem **2** zurückgeleitete Licht dem Beobachtungssystem **4** zugeführt wird. Dabei hat das Teilerlement **5** die Eigenschaft, zueinander komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisationen in Reflexion und Transmission unterschiedlich zu beeinflussen. Soweit das Teilerlement **5** in Reflexion und Transmission jeweils für eine Trennung senkrecht zueinander ausgerichteter Linearpolarisationen ausgelegt ist, ist es vorteilhaft, dem Objektiv **3** distalseitig ein $\lambda/4$ -Plättchen **7** vorzuschalten.

[0032] Bei dem Endoskop nach **Fig. 1b** sind dem Teilerlement **5** beleuchtungsseitig und beobachtungsseitig ergänzende Filterelemente **8, 9** zugeordnet. Dabei kann das Teilerlement **5** z.B. für die Trennung komplementärer Wellenlängenbereiche optimiert sein. In diesem Fall können das beleuchtungsseitige Filterelement **8** als Polarisator und das beobachtungsseitige Filterelement **9** als Analysator ausgebildet sein. Ist dagegen das Teilerlement **5** für die Trennung komplementärer Licht-Polarisationen optimiert, so kann das Filterelement **8** z.B. als Spektralfilter für einen kurzwelligen Spektralbereich und das Filterelement **9** für einen längennrelligen Spektralbereich ausgebildet sein.

[0033] Bei der Anordnung nach **Fig. 1c** ist ein zusätzliches faseroptisches Beleuchtungssystem **10** mit einer Weißlichtquelle **11** zur Aufhellung des in dem Hohlraum zu beobachtenden Objektfeldes **6** vorgesehen. Dem vom Objektfeld **6** reflektierten und vom Bildübertragungssystem **2** zurückgeleiteten Licht ist daher ein Weißlichtanteil überlagert, der z.B. zusätzlich die Umgebung eines zur Fluoreszenz angeregten Objektdetails sichtbar macht. Um dieses Bild einer Beobachtung **12** zugänglich zu machen, ist ein Neutralteiler **13** am proximalseitigen Ausgang des Bildübertragungssystems **2** vorgesehen. Am nachfolgenden Teilerlement **5** wird der Weißlichtanteil bis auf die evtl. vorhandenen längenwelligen Spektralanteile unterdrückt, die in den Spektralbereich der Fluoreszenzanregung fallen.

[0034] Bei dem in **Fig. 2** dargestellten Ausführungsbeispiel sind in einer Geräteeinheit **14** eine Beleuchtungseinheit **1** mit Lampe **15** und Lampensteuereinheit **16**, sowie einer Kollektorlinse **17** angeordnet. Als Lampe **15** können insbesondere eine Xenon-, Quecksilberdampf- oder Halid-Lampe oder auch ein Laser- oder Laserdiodensystem vorgesehen sein. Die Kollektorlinse **17** bildet die Strahlung der Lampe **15** durch ein Teilerlement **5** hindurch auf eine proximale Endfläche **18** eines Bildübertragungssystems **2** ab.

[0035] Das Teilerlement **5** besteht aus zwei gleichseitigen Rechtwinkelprismen **19**, die mit ihren Hypotenusenflächen zusammengesetzt sind und somit einen Würfel bilden. Die Hypotenusenflächen der Rechtwinkelprismen **19** sind mit einer spektralen und/oder polarisationsoptischen Teilerschicht **20** belegt. Die spektrale Teilerschicht **20** soll z.B. für einen vorbestimmten Wellenlängenbereich aus dem Emis-

sionspektrum der Lampe **15** durchlässig und für einen dazu komplementären, i.a. längenwelligen, Wellenlängenbereich reflektierend sein. Der reflektierte Strahlungsanteil wird gegen die Wandung der Gehäuseeinheit **14** gelenkt und dort z.B. in einer matt schwarzen Beschichtung als Strahlenfalle absorbiert. [0036] Anstelle einer spektralen Filterschicht kann auch eine polarisationsoptische Teilerschicht, wie z.B. eine Polarisationsfolie, vorgesehen sein, die die durch die Folie hindurchtretende Strahlung der Lampe **15** linear polarisiert. Eine gute Polarisation kann über einen weiten Wellenlängenbereich erzeugt werden, so daß in das Bildübertragungssystem **2** quasi Weißlicht eingekoppelt wird.

[0037] Selbstverständlich ist auch eine Kombination in der spektralen Begrenzung des Wellenlängenbereichs und der linearen Polarisation möglich, die der spektralen Abhängigkeit der Polarisationsfolien grundsätzlich sogar entgegen kommt. Die Teilerschicht **20** kann auch mit je nach Anwendungszweck ausgewählten ergänzenden Filterelementen **8**, **9** kombiniert werden.

[0038] Das Bildübertragungssystem **2** kann vorzugsweise als Multifaser-Bildleiter ausgebildet sein. Ein solches System ist relativ flexibel und besitzt im allgemeinen eine hohe spektrale Transmission, wenn die Fasern aus Quarzglas hergestellt sind. Daher können auch größere Längen ohne signifikante Dämpfung bei der Lichtübertragung hergestellt werden. Die Systeme haben im Vergleich zum Gesamtdurchmesser eine relativ gute Bildqualität. Das Quarzglas weist darüber hinaus keine Eigenfluoreszenz auf. Die Endflächen sind im allgemeinen plan.

[0039] Die realisierbare Länge des Multifaser-Bildleiters kann so gewählt werden, daß die proximale Endfläche außerhalb des sterilen Patientenbereichs liegt. Aufgrund der relativ geringen Kosten des Multifaser-Bildleiters durch seine einfache und automatisierbare Herstellung ist es daher vorteilhaft, den Bildleiter von der Geräteeinheit **14** entkoppelbar anzuordnen und als Einwegprodukt zu verwenden. Damit lassen sich die aus jedem Einsatz entstehenden Reinigungs-, Sterilisations- und Kontaminationsprobleme vermeiden.

[0040] Im Ausführungsbeispiel der **Fig. 2** ist das Bildübertragungssystem **2** am proximalen Ende mit einem Steckanschlag **21** versehen, durch den es in einem Adapter **22** in der Gehäuseeinheit **14** in seiner Lage gegenüber einer Kathetenfläche des Teilerlements **5** fixiert wird.

[0041] Das Bildübertragungssystem **2** ist an seiner distalen Endfläche **23** mit einem Objektiv **3** versehen. Das Objektiv **3** kann z.B. als Gradienten-Linse ausgeführt sein, die auf die Endfläche **23** aufgeschweißt ist, um Eigenfluoreszenz durch einen Kleber zu unterbinden. Bei Verwendung von linear polarisiertem Licht kann auf die plane Endfläche **23** ein nicht dargestelltes $\lambda/4$ -Plättchen aufgesetzt werden.

[0042] Das über das Objektiv **3** ausgekoppelte Beleuchtungslicht leuchtet einen bestimmten Winkelbe-

reich vor dem Objektiv **3** aus. Das System ist so ausgelegt, daß über das distalseitige Objektiv **3** ein Bild mit einem Bildwinkel erfaßt wird, der zumindest nahezu dem Ausleuchtwinkel entspricht.

[0043] Das vom Objektiv **3** aufgenommene Bild besteht im Falle der Fluoreszenzdiagnose aus einer Strahlung mit einer Wellenlänge, die komplementär zum Beleuchtungslicht ist. Die dem Bild zugehörige Strahlung wird daher an der Teilerschicht **20** reflektiert und dem Beobachtungssystem zugeführt. Ebenso wird bei linearer Polarisation des Beleuchtungslichts die dem Bild zugehörige Strahlung dazu senkrecht polarisiert sein und daher ebenfalls an der Teilerschicht **20** reflektiert.

[0044] Das dargestellte Beobachtungssystem besteht aus einer Feldlinse **24** und z.B. einem Flächen-Bildsensor **25** nach dem Prinzip der Single-Photon-Detektion (SPD-Prinzip). Dieser Bildsensor hat den Vorteil, daß die Mittel zur Bildverstärkung in den Halbleiter-Chip integriert sind, so daß ein leichter und kompakter Aufbau für die Bildaufnahme möglich ist. Im Zusammenwirken mit der Bildübertragung durch einen Multifaser-Bildleiter weist ein zweidimensionaler SPD-Bildaufnehmer noch den Vorteil auf, daß die durch jede einzelne Bildfaser entstehenden Bildpunkte sich mit daneben liegenden Bildpunkten teilweise überlagern, wodurch ein gleichmäßigeres Bild entsteht.

[0045] Dem SPD-Bildsensor **25** ist noch eine Kühleinrichtung **26** zugeordnet, die z.B. ein Peltierelement oder auch ein Behälter mit gekühltem CO₂ sein kann. Zur Ansteuerung des Bildsensors **25** und der Kühleinrichtung **26** ist in der Gehäuseeinheit **14** noch eine Steuereinrichtung **27** vorgesehen. Diese kann auch einen nicht dargestellten Monitor zur visuellen Bildbetrachtung ansteuern.

[0046] Bei dem in **Fig. 3** dargestellten Ausführungsbeispiel besteht das Bildübertragungssystem **2** aus Stablinsen **28** mit im allgemeinen gekrümmten Endflächen. Ihr Vorteil ist die sehr gute Bildqualität mit einer guten Schärfentiefe und hoher Lichttransmission. Die Stablinsen sind jedoch in der Herstellung aufwendig, nicht beliebig dünn ausführbar und besitzen häufig Kittflächen, die zur Eigenfluoreszenz neigen.

[0047] Diese Nachteile können vermieden werden, wenn das Bildübertragungssystem mit Stablinsen aus einem Gradientenindex-Material mit planen Endflächen aufgebaut wird.

[0048] Die Beleuchtungseinheit **1** enthält ein Lichtleiterbündel **29**, das seitlich an ein Einblickgehäuse **30** angesetzt ist, so daß das Beleuchtungslicht an der Teilerschicht **20** reflektiert und die Beobachtung **4** in Transmission erfolgt.

[0049] Das in **Fig. 4** dargestellte Ausführungsbeispiel entspricht dem vorhergehenden. Hier ist jedoch zusätzlich ein faseroptisches Beleuchtungssystem **10** für Weißlichtbeleuchtung eingefügt. Die Dimensionierung des Faserbündels **10** im Vergleich zum Bildübertragungssystem der Stablinsen **28** macht deutlich, daß der Gesamtquerschnitt des in eine Körper-

höhle einzuführenden Endoskopteiles hier nicht wesentlich beeinflusst wird.

Bezugszeichenliste

1	Beleuchtungseinheit
2	Bildübertragungssystem
3	Objektiv
4	Beobachtungssystem
5	Teilerlement
6	Objektfeld
7	$\lambda/4$ -Plättchen
8	beleuchtungsseitiges Filterelement
9	beobachtungsseitiges Filterelement
10	faseroptisches Beleuchtungssystem
11	Weißlichtquelle
12	Weißlichtbeobachtung
13	Neutralteiler
14	Gehäuseeinheit
15	Lampe
16	Lampensteuereinheit
17	Kollektorlinse
18	proximale Endfläche
19	Rechtwinkelpisma
20	Teilerschicht
21	Steckanschlag
22	Adapter
23	distale Endfläche
24	Feldlinse
25	Flächenbildsensor
26	Kühleinrichtung
27	Steuereinrichtung
28	Stablinse
29	Lichtleiterbündel
30	Einblickgehäuse

Patentansprüche

1. Endoskop zur Beleuchtung und Beobachtung von Objektfeldern (6) in Hohlräumen mit einer Beleuchtungseinheit (1) und einem Bildübertragungssystem (2), dem distalseitig ein Objektiv (3) und proximalseitig eine Okular- oder Kameraoptik als Beobachtungssystem (4) zugeordnet sind, **dadurch gekennzeichnet**, daß proximalseitig ein optisches Teilerlement (5) für zueinander komplementäre Wellenlängenbereiche und/oder Licht-Polarisationen zwischen die Beleuchtungseinheit (1), das Bildübertragungssystem (2) und das Beobachtungssystem (4) derart eingefügt ist, daß das von der Beleuchtungseinheit (1) erzeugte Beleuchtungslicht in das Bildübertragungssystem (2) einkoppelbar ist.

2. Endoskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß distalseitig dem Objektiv (3) ein $\lambda/4$ -Plättchen (7) vorgeschaltet ist.

3. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß einem Teilerlement (5) für komplementäre Wellenlängenbereiche auf der Be-

leuchtungsseite ein Filterelement (8) als Polarisator und auf der Beobachtungsseite ein Filterelement (9) als Analysator zugeordnet sind.

4. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß einem Teilerlement (5) für komplementäre Lichtpolarisationen auf der Beleuchtungsseite ein Filterelement (8) als Spektralfilter für den kurzwelligen Spektralbereich und auf der Beobachtungsseite ein Filterelement (9) als Spektralfilter für den längenwelligen Spektralbereich zugeordnet sind.

5. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildübertragungssystem (2) als Multifaser-Bildleitersystem mit planen Endflächen (18, 23) ausgebildet ist.

6. Endoskop nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Multifaser-Bildleitersystem aus Monomode-Fasern besteht.

7. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildübertragungssystem (2) aus Stablinen (28) mit gekrümmten Endflächen besteht.

8. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildübertragungssystem (2) aus Gradientenindex-Stablinen mit planen Endflächen besteht.

9. Endoskop nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein zusätzliches faseroptisches Beleuchtungssystem (10) zur Aufhellung des Hohlraumes im Weißlicht (11) vorgesehen ist und proximalseitig zwischen das Bildübertragungssystem (2) und das Teilerlement (5) ein Neutralteiler (13) zur Auskopplung eines Teiles des zurückkommenden Lichts für eine zusätzliche Beobachtung (12) eingefügt ist.

10. Endoskop nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das optische Teilerlement (5) aus zwei gleichseitigen Rechtwinkelpismen (19) zu einem Würfel zusammengesetzt ist, bei dem die Hypotenusenfläche eines der Rechtwinkelpismen (19) mit einer spektralen und/oder polarisationsoptischen Teilerschicht (20) belegt ist und wobei je eine geeignete Kathetenfläche der Beleuchtungseinheit (1), dem Bildübertragungssystem (2) und dem Beobachtungssystem (4) zugeordnet ist.

11. Endoskop nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß den Kathetenflächen zwischen Beleuchtungseinheit (1) und Beobachtungssystem (4) ergänzende Filterelemente (8, 9) zugeordnet sind.

12. Endoskop nach Anspruch 10, dadurch ge-

kennzeichnet, daß als Beobachtungssystem (4) ein Flächen-Bildsensor (25) mit integriertem halbleiterbasierten Ladungs- bzw. Elektronenvervielfacher vorgesehen und einer Kathetenfläche des Teilerlements (5) zugeordnet ist.

13. Endoskop nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß dem Flächen-Bildsensor (25) ein Kühlelement zugeordnet ist.

14. Endoskop nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß als Beleuchtungseinheit (1) eine Laserdiodenmatrix vorgesehen und einer Kathetenfläche des Teilerlements (5) zugeordnet ist.

15. Endoskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungseinheit (1), das Teilerlement (5) und das Beobachtungssystem (4) in einer Gehäuseeinheit (14) zusammengefaßt sind, die mit einem Adapter (22) zum auswechselbaren Ansetzen des Bildübertragungssystems (2) an die zugehörige Kathetenfläche des Teilerlements (5) versehen ist.

16. Endoskop nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Teilerlement (5) in der Gehäuseeinheit (14) auswechselbar angeordnet ist.

17. Endoskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Teilerlement (5) beleuchtungsseitig für den Wellenlängenbereich im nahen UV und beobachtungsseitig für den sichtbaren Wellenlängenbereich vorgesehen ist.

18. Endoskop nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der beleuchtungsseitige Wellenlängenbereich bis ca. 430 nm reicht und der beobachtungsseitige Wellenlängenbereich bei ca. 430 nm beginnt.

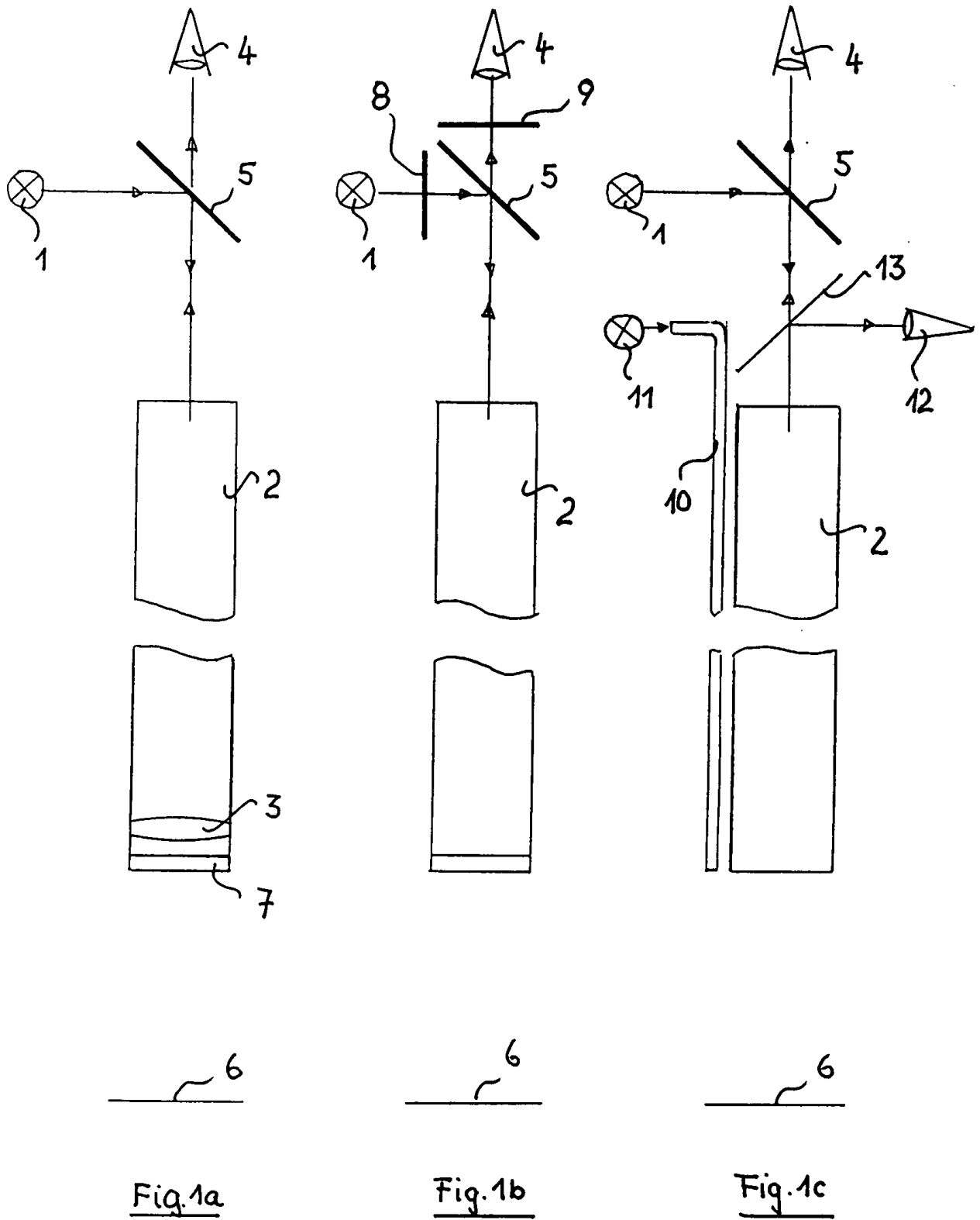
19. Endoskop nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der beleuchtungsseitige Wellenlängenbereich bis ca. 450 nm reicht und der beobachtungsseitige Wellenlängenbereich bei ca. 450 nm beginnt.

20. Endoskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungseinheit (1) eine Xenon-, Quecksilberdampf- oder Halid-Lampe zur Erzeugung einer inkohärenten Beleuchtung enthält.

21. Endoskop nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Beleuchtungseinheit (1) ein Lasersystem als Strahlungsquelle enthält.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



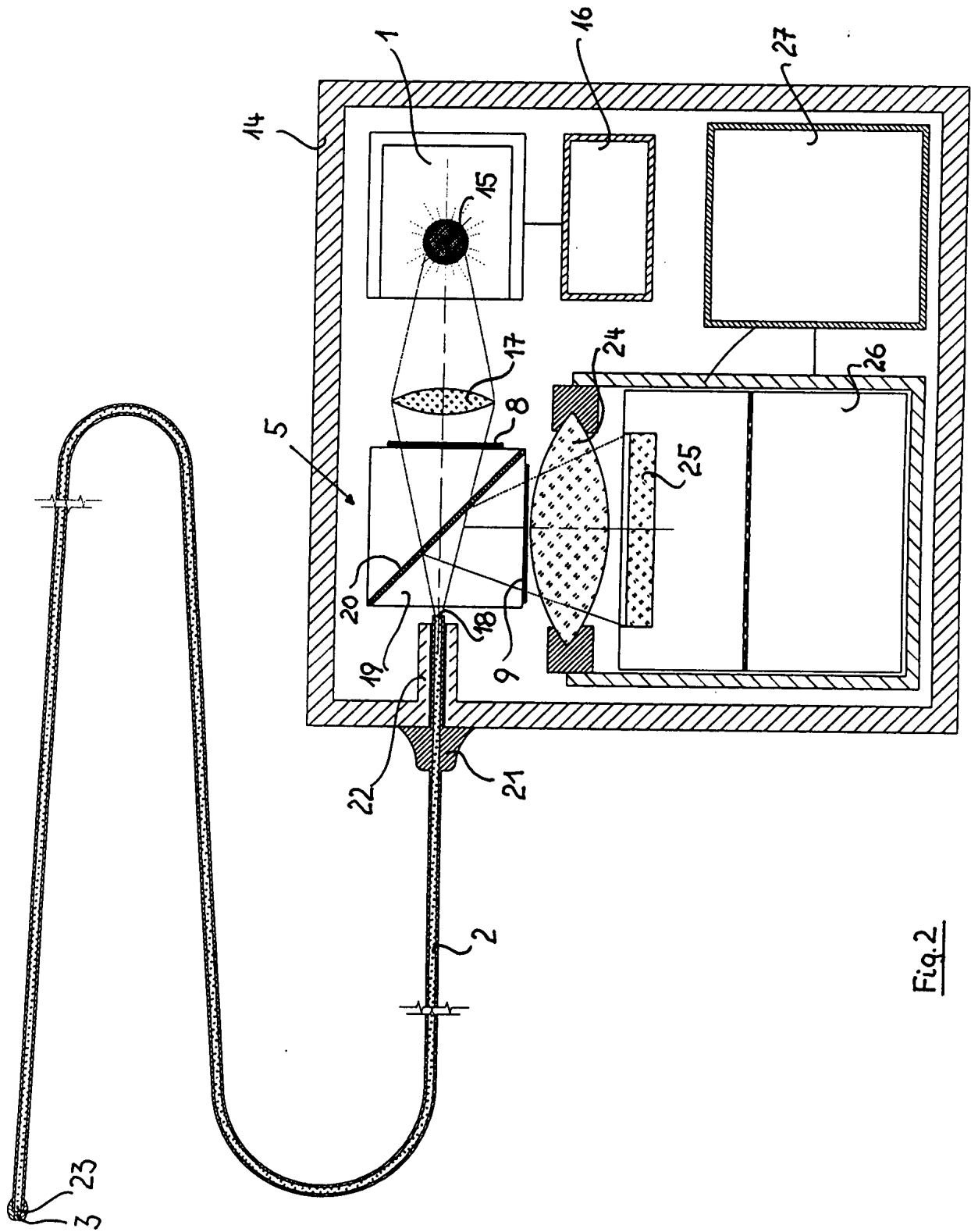


Fig. 2

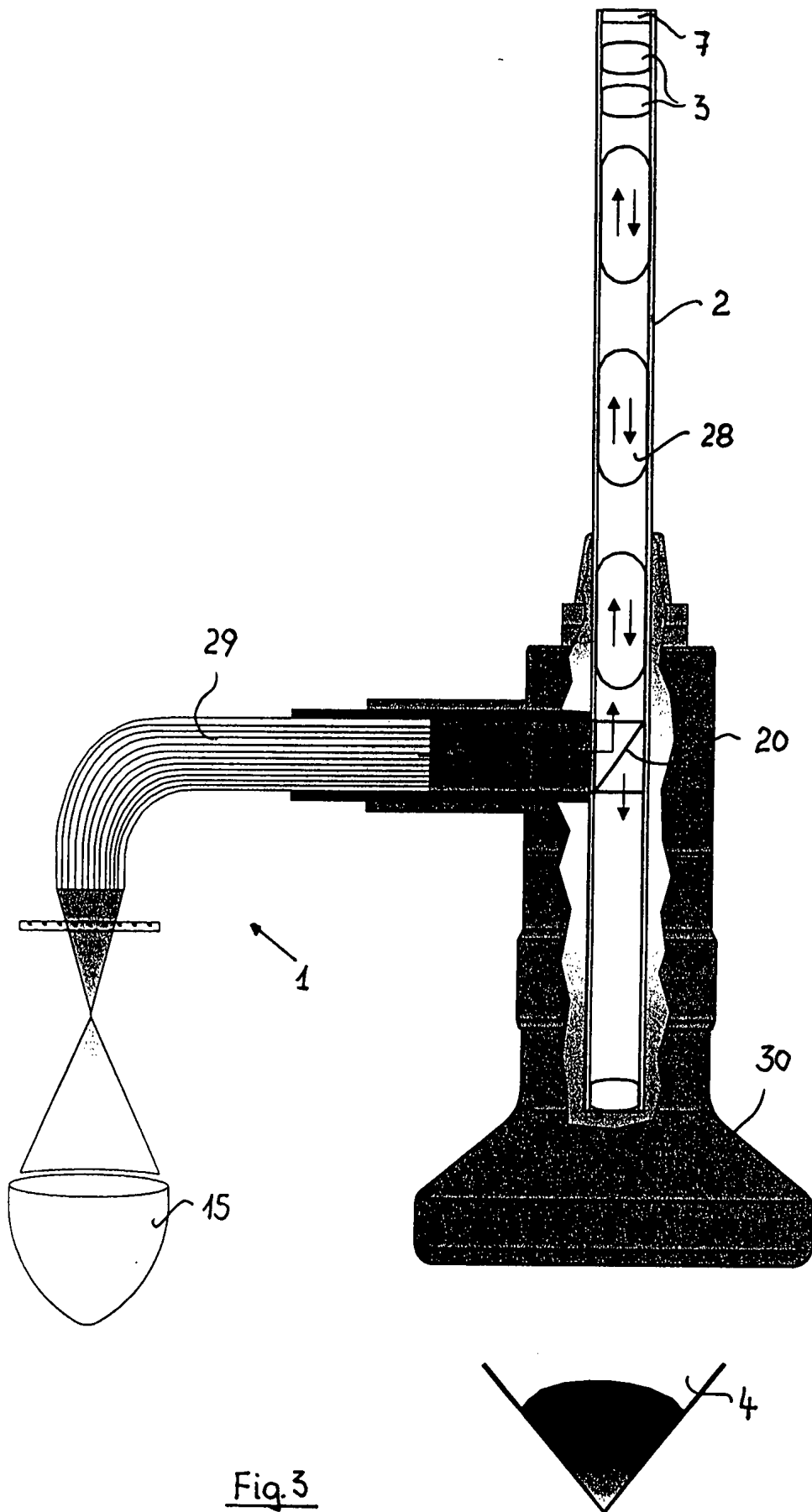


Fig. 3

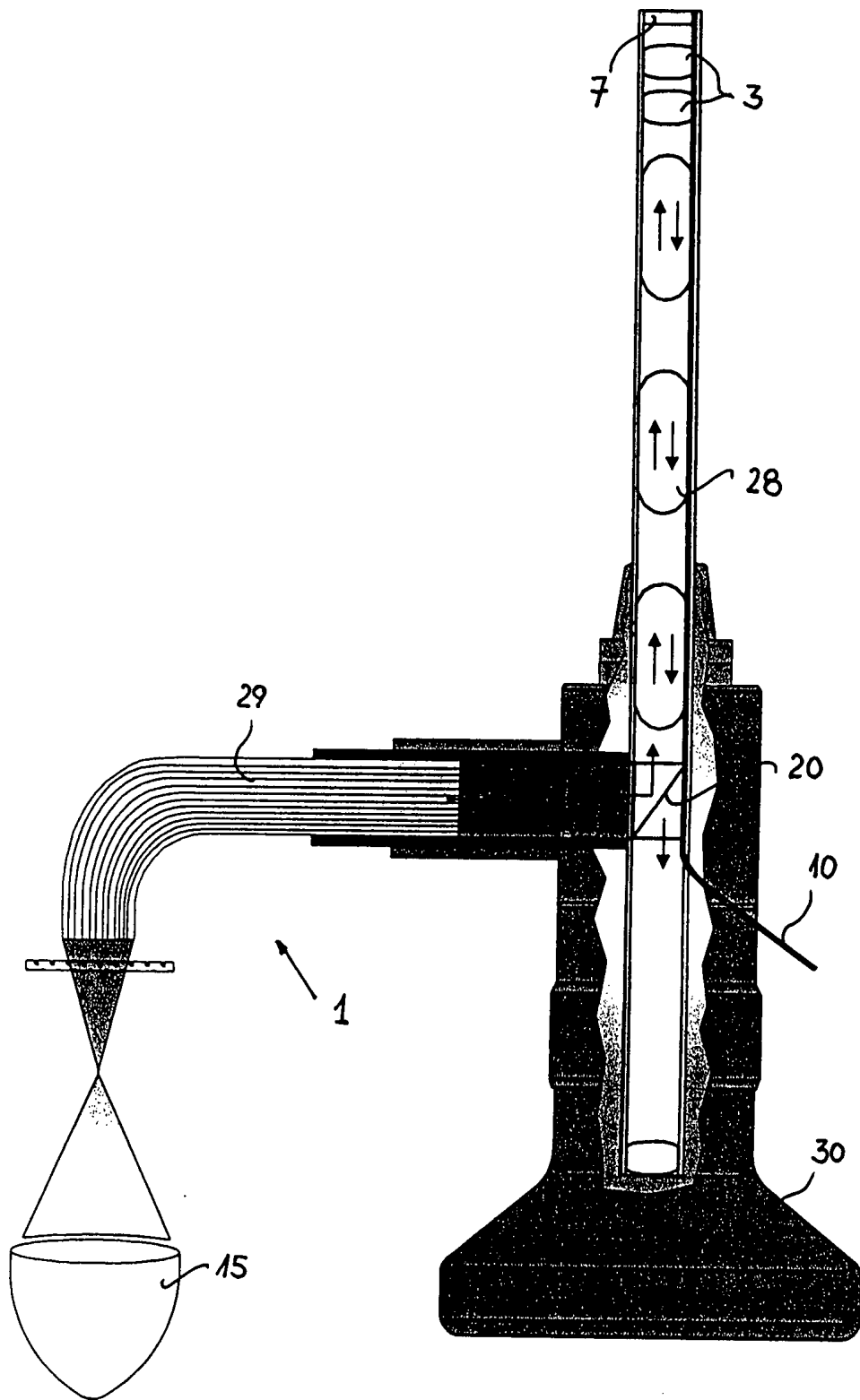


Fig. 4