



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2023 103 357.3**
(22) Anmeldetag: **13.02.2023**
(43) Offenlegungstag: **14.08.2024**

(51) Int Cl.: **G02B 13/00** (2006.01)
G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/07 (2006.01)
A61B 1/05 (2006.01)
A61B 90/30 (2016.01)
G01N 21/64 (2006.01)
G02B 13/24 (2006.01)
G02B 13/04 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
63/444,626 **10.02.2023** **US**

(71) Anmelder:
**OLYMPUS Winter & Ibe GmbH, 22045 Hamburg,
DE**

(74) Vertreter:
**Seemann & Partner Patentanwälte mbB, 20095
Hamburg, DE**

(72) Erfinder:
Zhao, Jianxin, Dr., 22399 Hamburg, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:
US **10 054 772** **B1**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Rechercheantrag gemäß § 43 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Aufsatzoptik und System zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie**

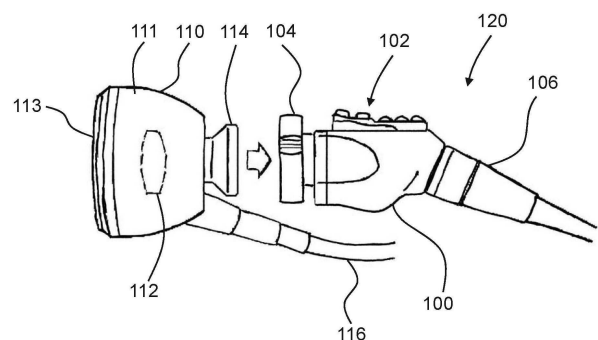
(57) Zusammenfassung: Eine Aufsatzoptik weist ein optisches System auf, umfassend fortschreitend von distal nach proximal, eine distale Gruppe zweier Meniskuslinsen, von denen eine Meniskuslinse ein negativer Meniskus und die andere Meniskuslinse ein positiver Meniskus ist, einen biplanaren Glasstab und eine einzelne Meniskuslinse, wobei die zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe von Meniskuslinsen aus unterschiedlichen Glasarten mit Abbé-Zahlen γ_1 , γ_2 mit

$$|\gamma_1 - \gamma_2| < 20, \text{ insbesondere } |\gamma_1 - \gamma_2| < 5,$$

und Brechungsindizes n_1 , n_2 mit

$$0,02 < |n_1 - n_2| < 0,07$$

hergestellt sind und wobei das Verhältnis der Brennweite F des optischen Systems zum maximalen Außendurchmesser D der Linsen der distalen Gruppe von Meniskuslinsen $F/D > 10$ ist.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Offenbarung betrifft eine Aufsatzoptik für einen Kamerakopf und ein System zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie.

[0002] Eine medizinische Anwendung für Fluoreszenzbildgebung, eine Unterart molekularer Bildgebung, ist fluoreszenzbildgeführte Chirurgie, eine medizinische Bildgebungstechnik, die verwendet wird, um fluoreszierend gekennzeichnete Strukturen bei einer Operation zu erfassen mit dem Ziel, den chirurgischen Eingriff zu führen und den Chirurg mit Echtzeitvisualisierung des Operationsgebiets sowohl bei offener Chirurgie als auch bei endoskopischen Eingriffen zu versehen. Fluoreszenzfarbstoffe (Luminophore), die gewöhnlich für verschiedene Anwendungen bei fluoreszenzbildgeführter Chirurgie verwendet werden, umfassen Indocyanin-grün (ICG) und andere, die im sichtbaren Spektrum und nahen Infrarotspektrum fluoreszieren. Das sichtbare Spektrum ist durch den Bereich definiert, den ein übliches menschliches Auge wahrnimmt und der von etwa 380 nm bis etwa 750 nm reicht, ungeachtet möglicher individueller Abweichungen von diesen üblichen Werten. Die Grenzen sind nicht scharf definiert und können mit den Bedingungen, unter denen Licht wahrgenommen wird, variieren.

[0003] Im Rahmen der vorliegenden Anmeldung sind die Begriffe sichtbares Spektrum, fernes Rot oder nahes Infrarot nicht als harte Grenzen zu verstehen, sondern sollen allgemein der menschlichen Wahrnehmung entsprechen, die nicht plötzlich bei 740 nm aufhört, sondern allmählich zu längeren Wellenlängen hin nachlässt. Gleichermaßen weisen die spektralen Empfindlichkeitsverteilungen der meisten Bildsensoren ähnlich abfallende Ränder auf.

[0004] In Bezug auf Fluoreszenzfarbstoffe oder Luminophore, die bei medizinischer Fluoreszenzbildgebung verwendet werden, besitzt ICG beispielsweise eine Anregungswellenlänge zwischen 740 nm und 800 nm und eine Emissionswellenlänge im Bereich von 800 nm bis 860 nm, wodurch es am Rande des sichtbaren Spektrums im fernen Rot liegt und sich allgemein in das nahe Infrarotspektrum erstreckt.

[0005] Eine oder mehrere Lichtquellen werden verwendet, um die den gewählten Fluoreszenzfarbstoff enthaltende Probe anzuregen und zu beleuchten. Licht wird unter Verwendung optischer Filter erfasst, die auf das Ausstrahlungsspektrum des gewählten Fluoreszenzfarbstoffs abgestimmt sind. Abbildungslinsen und Digitalkameras mit z.B. CCD-, CMOS- oder InGaAs-Bildsensoren, werden verwendet, um die endgültigen Bilder zu erstellen.

[0006] Bei fluoreszenzbildgeführter Chirurgie bekommt der Chirurg ein zusammengesetztes Bild mit einer Überlagerung des Fluoreszenzbildes über ein Nicht-Fluoreszenzhintergrundbild zur einfachen Lokalisierung der Fluoreszenzbereiche innerhalb seiner Umgebung zu sehen. Es gibt verschiedene Arten und Weisen, ein derartiges Überlagerungsbild zu erzielen. Eine Option ist, dass das Hintergrundbild und das Überlagerungsbild gleichzeitig mit verschiedenen Videochips aufgenommen werden und die aufgenommenen Bilder dann elektronisch zusammengeführt werden. In diesem Fall ist der zusätzliche Chip für die Fluoreszenz in der Regel in einem Wellenlängenbereich außerhalb des sichtbaren Spektrums bei Wellenlängen > 700 nm empfindlich.

[0007] Eine andere Option ist, ein Weißlichtbild und ein Fluoreszenzbild abwechselnd mit demselben Videochip aufzunehmen, indem auch die Beleuchtung zwischen Weißlicht und Anregungslicht gewechselt wird.

[0008] Falls die Bilder gleichzeitig aufgenommen werden können und ein Kamerakopf mit drei CCD- oder CMOS-Videochips für den blauen, grünen und roten Kanal verwendet wird, können auch die blauen und grünen Videochips für das Weißlichtbild und der rote Videochip für das Fluoreszenzbild im nahen Infrarot verwendet werden.

[0009] Eine Art von medizinischen Bildgebungssystemen weist einen Kamerakopf mit austauschbaren optischen Bildgebungseinheiten auf, die für endoskopische oder offene chirurgische Anwendungen ausgebildet sind. Ein Kamerakopf weist in der Regel einen oder mehrere optische Sensoren sowie einen die Okulartrichter optischer Bildgebungseinheiten mit dem Kamerakopf verbindenden und befestigenden Trichteradapter auf. Derartige optische Bildgebungseinheiten können Einrichtungen für endoskopische Verfahren sein, wie beispielsweise starre teleskopartige Endoskope, mit einer optischen Baugruppe an ihrer distalen Spitze zum Erzeugen eines Bildes des spezifizierten Sichtfelds und einer oder mehreren Umkehrlinsensätzen zum Weiterleiten des Bildes an das Okular des Endoskops zur Betrachtung mit dem bloßen Auge oder alternativ dem Kamerakopf. Zu diesem Zweck weist der Kamerakopf eine Bildgebungsoptik auf, die den Ort des durch die

Okularlinse der angebrachten Teleskope projizierten virtuellen Bildes mit ihrer eigenen Brennweite fokussiert. Diese Brennweite ist zwischen verschiedenen Arten von Teleskopen standardisiert, da sie mit bloßem Auge verwendbar sein müssen.

[0010] Zum Zwecke der Erfassung des Operationsbereichs bei offener Chirurgie sind die optischen Bildgebungseinheiten häufig ausgebildet, ein virtuelles Bild des Operationsbereichs mit einem vordefinierten Sichtfeld in einem vordefinierten Arbeitsabstand zu erstellen. Ein typisches Beispiel ist das sogenannte Exoskop, das einem kurzen Endoskop mit einer Objektivlinse, einem Umkehrsobjektiv und einem Okular ähnelt. Die optischen Eigenschaften der Objektivlinse sind wegen ihrer sehr unterschiedlichen Brennweiten zu jenen von Objektivlinsen von Endoskopen ziemlich verschieden, da im Gegensatz zu einem Endoskop ein Exoskop ausgebildet ist, außerhalb eines menschlichen Körpers anstatt innerhalb des menschlichen Körpers zu arbeiten.

[0011] Um den Operationsbereich zu beleuchten, weisen die medizinischen Bildgebungssysteme in der Regel eine Beleuchtungslicht-Erzeugungseinheit auf, die eine oder mehrere das Beleuchtungslicht erzeugende Lichtquellen aufweist. Das Beleuchtungslicht wird von der Beleuchtungslicht-Erzeugungseinheit über ein Faserbündel zu dem distalen Ende einer optischen Bildgebungseinheit transportiert, wo es aus dem Faserbündel austritt. Obwohl sie Lichtformungseinheiten, wie beispielsweise Linsen, aufweisen können, weisen Endoskope und Exoskope in der Regel keine Lichtformungseinheiten an der Spitze auf, so dass die Strahlungsintensitätsverteilung in dem Operationsgebiet hauptsächlich durch die Strahlungsintensitätsverteilung definiert wird, mit der das Licht aus der Lichtquelle in das Faserbündel eintritt.

[0012] Moderne medizinische Bildgebungssysteme implementieren die vorstehend beschriebene Vielseitigkeit der Bildgebung bei endoskopischer oder offener Chirurgie mit diversen Teleskopen und Exoskopen für verschiedene Anwendungen, die an dem Kamerakopf des Systems angebracht werden können, der durch eine zentrale Steuereinheit (CCU) gesteuert wird. Die Teleskope und Exoskope können einen Beleuchtungslichtanschluss besitzen, um über Lichtfasern mit einer Beleuchtungslicht-Erzeugungseinheit des medizinischen Bildgebungssystems verbunden zu werden. Derartige Systeme können darüber hinaus Fluoreszenzbildgebung für fluoreszenzgeführte Chirurgie implementieren.

[0013] Die Fluoreszenzbildgebung ist eine Form molekularer Bildgebung, die im Allgemeinen bildgebende Verfahren zum Visualisieren und/oder Aufspüren von Molekülen mit spezifischen Eigenschaften beinhaltet, die für molekulare Bildgebung verwendet werden. Derartige Moleküle können Substanzen sein, die körpereigen sind, oder Farbstoffe oder Kontrastmittel sein, die dem Patienten injiziert werden. MRT und CT beispielsweise fallen daher auch unter den Begriff „molekulare Bildgebung“. Die Fluoreszenzbildgebung als eine Variante molekularer Bildgebung nutzt die Eigenschaft bestimmter Moleküle (Luminophore), die bei Anregung/Absorption durch Licht bestimmter Wellenlängen Licht bestimmter Wellenlängen ausstrahlen.

[0014] Zum Zwecke der Fluoreszenzbildgebung umfasst der Kamerakopf des Systems Sensoren, die im sichtbaren Spektrum und im nahen Infrarotspektrum mit Wellenlängen zwischen etwa 400 nm und etwa 1000 nm empfindlich sind, während die Beleuchtungslicht-Erzeugungseinheit des Systems eine Lichtquelle für Weißlicht, um den Operationsbereich mit Weißlicht zu beleuchten, sowie mindestens eine Anregungslichtquelle besitzt, die ausgelegt ist, den Operationsbereich mit Licht zu beleuchten, das eine Anregungswellenlänge umfasst, die in der Lage ist, eine fluoreszierende Substanz oder Farbstoff, die oder der in den Operationsbereich injiziert worden ist, anzuregen, um Fluoreszenzausstrahlung zurückzusenden. Die Anregungslichtquelle kann einen Laser oder eine Leuchtdiode aufweisen, wobei die Wellenlänge von dem verwendeten Farbstoff abhängt. Für Indocyaningrün (ICG), das z.B. Fluoreszenzlicht zwischen 750 nm und 950 nm ausstrahlt, kann eine Anregungswellenlänge zwischen 600 nm und 800 nm liegen. Nachdem sie angeregt wurden, verlieren die Farbstoffe die Anregungsenergie, indem sie Licht mit etwas längeren Wellenlängen als die des Anregungslichts ausstrahlen. In Abhängigkeit der Art des verwendeten Farbstoffs können andere Wellenlängen als Anregungswellenlängen verwendet werden. Dies kann Wellenlängen umfassen, die sich weiter innerhalb des sichtbaren Spektrums befinden.

[0015] Während die vorstehend beschriebenen Exoskope zum Dokumentieren offener Chirurgie nützlich sind, ist ihre Nützlichkeit für Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie aufgrund ihrer relativ kleinen distalen Öffnung begrenzt, welche die Lichtmenge, insbesondere das schwache Fluoreszenzlicht, die sie aufnehmen und zu dem Bildsensor oder den Bildsensoren des optischen Systems übertragen können, einschränken.

[0016] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, verbesserte Mittel zur Fluoreszenzbildgebung bereitzustellen.

[0017] Eine solche Aufgabe kann gelöst werden durch eine Aufsatzoptik für einen Kamerakopf zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie mit einem optischen System, umfassend, fortschreitend von distal nach proximal, eine distale Gruppe zweier Meniskuslinsen, von denen eine Meniskuslinse ein negativer Meniskus und die andere Meniskuslinse ein positiver Meniskus ist, einen biplanaren Glasstab und eine einzelne Meniskuslinse, wobei die zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe von Meniskuslinsen aus unterschiedlichen Glasarten mit Abbé-Zahlen γ_1, γ_2 mit

$$|\gamma_2 - \gamma_1| < 20, \text{ insbesondere } |\gamma_1 - \gamma_2| < 5,$$

und Brechungsindizes n_1, n_2 mit

$$0,02 < |n_1 - n_2| < 0,07$$

hergestellt sind und wobei das Verhältnis der Brennweite F des optischen Systems zum maximalen Außendurchmesser D der Linsen der distalen Gruppe von Meniskuslinsen $F/D > 10$ ist.

[0018] Eine derartige Aufsatzoptik ist ausgebildet, an einem Kamerakopf eines medizinischen Bildgebungssystems befestigt zu werden. Da der Kamerakopf eine eigene Bildgebungsoptik aufweist, kann die Aufsatzoptik, die mit einer Kopflinse vergleichbar ist, an dem Trichteradapter des Kamerakopfs befestigt sein, der das kombinierte optische System aus dem Aufsatzlinsensystem und dem optischen Bildgebungssystem des Kamerakopfs mit der Brennweite und anderen optischen Eigenschaften versieht, die zum Betrachten und Aufnehmen des Operationsbereichs erforderlich sind.

[0019] Die Bildgebungsoptik des Kamerakopfs ist ausgelegt, ihren Fokus an einer Stelle zu haben, wo die üblicherweise angebrachten Endoskope ein mit bloßem Auge durch das Okular zu betrachtendes virtuelles Bild projizieren. Die Okulare von Endoskopen werden in der Regel so eingestellt, dass das virtuelle Bild etwa einen Meter vor dem Okular liegt (-1 Dioptrie). Die Austrittspupille der Endoskope ist ausgebildet, annähernd mit der Eintrittspupille des Kamerakopfs übereinzustimmen. Für sich genommen ist es nicht geeignet, eine geeignete Übersicht über den Operationsbereich bei offener Chirurgie bereitzustellen. Das optische System der Aufsatzoptik oder „Kopflinse“ verringert die Brennweite des kombinierten optischen Systems aus Kopflinse und Kamerakopf und vergrößert dadurch sein Sichtfeld, ohne merkliche optische Abbildungsfehler einzubringen, die eine optische Leistung verschlechtern, wodurch es für die Beobachtung und Abbildung des Operationsgebiets geeignet ist. Die eher einfache Kombination aus einer distalen Gruppe oder Paar Meniskuslinsen, einem biplanaren Glasstab und einer proximalen Meniskuslinse liefert diesen längeren Fokus vor dem Kamerakopf-Optiksystem.

[0020] Bei Ausbildung des optischen Systems der Aufsatzoptik sind Glasarten, Dicken und Radien der Oberflächen der Meniskuslinsen entsprechend den gewünschten optischen Spezifikationen des Systems, wie beispielsweise der gewünschten Brennweite, zu wählen, was durch Spezialisten mit Hilfe spezieller Simulationssoftware erfolgt. Mit dem wie vorstehend beschriebenen optischen System ist die Anzahl an Variablen gut handhabbar.

[0021] Da das optische System jedoch für einen breiten Bereich in den zu übertragenden optischen Wellenlängen zu verwenden ist, der vom sichtbaren Spektrum bis zum nahen Infrarot reicht, kann es herausfordernd sein, optische Abbildungsfehler, insbesondere chromatische Abbildungsfehler, innerhalb des umfangreichen Wellenlängenbereichs zu vermeiden. Beste Ergebnisse werden erzielt, wenn die Abbé-Zahlen und Brechungsindizes der für die zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe verwendeten Glasarten nicht zu unterschiedlich sind, wie es in den vorstehend aufgeführten Ungleichungen ausgedrückt ist. Da eine der Meniskuslinsen der distalen Gruppe eine positive Meniskuslinse ist, d.h. in der Mitte dicker ist als an den Rändern, und die andere eine negative Meniskuslinse ist, also in der Mitte dünner ist als an den Rändern, wird gewährleistet, dass chromatische Abbildungsfehler genauer und feiner kompensiert werden können.

[0022] Da darüber hinaus die Aufsatzoptik an einem Kamerakopf zu befestigen ist und zu verwenden ist, ein Operationsgebiet bei offener Chirurgie aus einer Entfernung zu beobachten, muss das optische System einerseits kompakt sein, andererseits eine größere Eintrittspupille aufweisen, um eine höhere Auflösung und Helligkeit zu bekommen. Diese Optimierung wird in der Ungleichung ausgedrückt, die sich auf die Brennweite F und den Durchmesser D der Meniskuslinse der distalen Gruppe mit dem größten Durchmesser bezieht.

[0023] Die zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe können zusammen verkittet sein, wodurch Stabilität und einfache Montage vorgesehen werden.

[0024] In Ausführungsformen weisen die zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe an ihren gemeinsamen Grenzflächen identische Krümmungsradien R_2 auf. Identische Krümmungsradien an ihren gemeinsamen Grenzflächen zu haben hat mehrere Vorteile, umfassend das Reduzieren der Anzahl an Variablen bei der Optimierung der optischen Eigenschaften bei der Entwicklung und die leichte Montage, da die zwei Grenzflächen perfekt zusammenpassen und leicht verkittet werden können, falls Verkitten durchgeführt wird.

[0025] In Ausführungsformen weist die distale Meniskuslinse der zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe eine distale Oberfläche mit Krümmungsradius R_1 auf, weist die proximale Meniskuslinse der zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe eine proximale Oberfläche mit Krümmungsradius R_3 auf, wobei eine oder beide der folgenden Bedingungen (1) und (2) erfüllt sind:

$$R_1 > R_3 > 0 \text{ und } R_1 > R_2 > 0, \quad (1)$$

$$R_1 > R_3 > R_2 > 0. \quad (2)$$

[0026] Wenn diese Ungleichungen bei der Entwicklung und Optimierung des optischen Systems erfüllt werden, wobei R_2 wiederum der identische Krümmungsradius der gemeinsamen Grenzflächen der zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe ist, wird der verfügbare Phasenraum optischer Parameter weiter in einer Weise eingegrenzt, die gewährleistet, dass die erste Meniskuslinse der distalen Gruppe ein negativer Meniskus (in der Mitte dünner) und ihre zweite Meniskuslinse ein positiver Meniskus (in der Mitte dicker) ist, wodurch gewährleistet wird, dass ein angemessenes Gleichgewicht zwischen diversen optischen Abbildungsfehlern erreicht wird. Abbildungsfehler außerhalb der Achse, wie Astigmatismus und laterale chromatische Aberration, können bei dieser Ausbildung effektiv reduziert werden.

[0027] Bei einer weiteren Ausführungsform weist die einzelne Meniskuslinse proximal des biplanaren Glasstabs eine distale Oberfläche mit Krümmungsradius R_4 und eine proximale Oberfläche mit Krümmungsradius R_5 auf, wobei die folgende Bedingung (3) erfüllt ist:

$$R_4 < R_5 < 0. \quad (3)$$

[0028] Diese Wahl gewährleistet, dass die proximale Meniskuslinse ein positiver Meniskus ist, dass angemessene Fokussierungseigenschaften erreicht werden und dass der Strahleneinfallswinkel auf die Oberfläche R_4 reduziert wird, um die optischen Abbildungsfehler zu reduzieren, die durch nichtlineare Effekte verursacht werden, z.B. sphärische Aberration und Koma.

[0029] Das optische System kann bei Ausführungsformen in ein Gehäuse integriert sein, das angepasst ist, mittels eines lösbaren Befestigungsmechanismus an einem Kamerakopf befestigt zu werden. Ein derartiger lösbarer Befestigungsmechanismus kann ein Verriegelungs- oder Klemmmechanismus sein und basiert vorteilhafterweise auf der gleichen Ausbildung und dem gleichen Prinzip wie derjenige, der zum Befestigen eines Endoskops oder Exoskops an dem Kamerakopf verwendet wird.

[0030] Darüber hinaus kann das Gehäuse mit einer Lichtquelle oder mit Lichtleitmitteln, insbesondere Lichtleitfasern oder einem oder mehreren massiven Lichtleitern, ausgerüstet sein, die zum Beleuchten eines von dem Gehäuse distalen Operationsgebiets ausgelegt sind. Derartige Lichtleitmittel können eine Beleuchtung an einer Frontfläche der Aufsatzoptik zur Verfügung stellen, z.B. in Form eines das optische System der Aufsatzoptik umgebenden Lichtrings für gleichmäßige und schattenfreie Beleuchtung des Operationsgebiets.

[0031] Bei weiteren Ausführungsformen ist die neben dem biplanaren Glasstab gelegene Meniskuslinse der distalen Gruppe durch direktes Verkleben oder mittels einer beidseitig mit Klebstoff beschichteten Maskierungsscheibe mit zentraler Öffnung an dem biplanaren Glasstab befestigt. Der Klebstoff kann ein transparenter optischer Klebstoff oder ein anderer Klebstoff sein, der nicht transparent sein kann. Bei direktem Verkleben sowie bei Verwendung einer Maskierungsscheibe wird Klebstoff nur auf den Umfangsbereich aufgetragen, wo es einen direkten Kontakt zwischen den gegenüberliegenden Oberflächen der Meniskuslinse und des biplanaren Stabs gibt. Im Falle der Maskierungsscheibe sowie bei Verwendung von intransparentem Klebstoff wird Streulicht minimiert, während gleichzeitig die optische Gesamtleistung des Systems nicht eingeschränkt wird.

[0032] In ähnlicher Weise ist bei einer weiteren Ausführungsform die einzelne Meniskuslinse durch direktes Verkleben oder mittels einer beidseitig mit Klebstoff beschichteten Maskierungsscheibe mit zentraler Öffnung an dem biplanaren Glasstab befestigt. Wiederum kann Streulicht eliminiert werden, wodurch die optische Leistung verbessert wird.

[0033] Der Außendurchmesser so gewählt sein, dass er zumindest den Außendurchmesser der benachbarten Meniskuslinse abdeckt. Um Streulicht effektiver zu eliminieren, weist die Maskierungsscheibe bei Ausführungsformen einen Außendurchmesser von zwischen 95% und 100% eines Außendurchmessers des biplanaren Glasstabs auf.

[0034] In Ausführungsformen weisen eine distale Meniskuslinse der zwei Meniskuslinsen der distalen Gruppe und der biplanare Glasstab den gleichen Durchmesser oder ähnliche Durchmesser auf, die um weniger als 5% voneinander abweichen. In Ausführungsformen kann die einzelne Meniskuslinse einen Durchmesser aufweisen, der zwischen 60% und 100%, insbesondere zwischen 95% und 100%, des Durchmessers des biplanaren Glasstabs liegt. Diese Bereiche umfassen ihre Endpunkte. Bei gleichen oder sehr ähnlichen Durchmessern weist die Aufsatzoptik von vorne nach hinten eine im Wesentlichen zylindrische Form auf, die eine einfache Handhabung und Zentrierung ermöglicht.

[0035] Die der vorliegenden Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird auch durch ein System zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie gelöst, umfassend eine Steuereinheit, einen mit der Steuereinheit verbundenen und von ihr gesteuerten Kamerakopf und eine vorstehend beschriebene Aufsatzoptik zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie, wobei der Kamerakopf und die Aufsatzoptik Befestigungsmittel zur Befestigung der Aufsatzoptik an dem Kamerakopf aufweisen. Das System verwirklicht dabei alle Merkmale, Vorteile und Ausprägungen der vorstehend beschriebenen Aufsatzoptik.

[0036] In Ausführungsformen des Systems sind/ist die Steuereinheit und/oder der Kamerakopf und/oder die Aufsatzoptik und/oder eine separate Beleuchtungseinheit ausgelegt, Beleuchtungslicht zur Fluoreszenzbildgebung zu erzeugen, das insbesondere durch die Aufsatzoptik auszustrahlen ist. Derartige Beleuchtung kann sowohl Weißlichtbeleuchtung als auch Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung für eine vorgegebene Auswahl von Fluoreszenzfarbstoffen umfassen, die bei fluoreszenzbildgeführter endoskopischer und/oder offener Chirurgie zu verwenden ist. Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung kann durch schmalbandige Lichtquellen, wie beispielsweise LEDs oder geeignet ausgebildete oder abgestimmte Laser im fernen roten oder nahen infraroten Bereich, aber auch im sichtbaren Spektrum für Luminophore, die angeregt werden und Fluoreszenzlicht im sichtbaren Spektrum ausstrahlen, erzeugt werden.

[0037] Weitere Merkmale werden aus der Beschreibung von Ausführungsformen zusammen mit den Ansprüchen und den beigefügten Zeichnungen ersichtlich. Ausführungsformen können einzelne Merkmale oder eine Kombination mehrerer Merkmale erfüllen.

[0038] Nachfolgend werden die Ausführungsformen ohne Beschränkung des allgemeinen Erfindungsgedankens beschrieben, wobei bezüglich der Offenlegung aller im Text nicht näher erläuterten Einzelheiten ausdrücklich auf die Zeichnungen verwiesen wird.

[0039] In den Zeichnungen:

Fig. 1 veranschaulicht eine schematische, vereinfachte Darstellung eines Exoskopsystems, das eine Lichtquelle und ein Exoskop mit einem Lichtleiterkabel aufweist,

Fig. 2 veranschaulicht eine schematische, vereinfachte Darstellung eines Kamerakopfs mit einer Aufsatzoptik,

Fig. 3 veranschaulicht optische Elemente eines optischen Systems einer Aufsatzoptik gemäß einer Ausführungsform,

Fig. 3B veranschaulicht die optischen Elemente von **Fig. 3A** mit hinzugefügten Bezeichnungen,

Fig. 4A veranschaulicht eine Darstellung einer Matrixübertragungsfunktion einer Exoskopoptik,

Fig. 4B veranschaulicht eine Darstellung einer Matrixübertragungsfunktion eines optischen Systems einer Ausführungsform einer Aufsatzoptik,

Fig. 5 veranschaulicht optische Elemente einer anderen Ausführungsform einer Aufsatzoptik und

Fig. 6 veranschaulicht optische Elemente einer anderen Ausführungsform einer Aufsatzoptik.

[0040] In den Zeichnungen sind gleiche oder gleichartige Elemente oder jeweils entsprechende Teile mit denselben Bezugsziffern versehen, so dass von einer entsprechenden erneuten Vorstellung abgesehen wird.

[0041] Fig. 1 zeigt eine schematisch vereinfachte Darstellung eines gewöhnlich für offene Chirurgie verwendeten Exoskopsystems 1. Das Exoskopsystem 1 weist eine Beleuchtungslichtquelleneinheit 5 und ein Exoskop 2 mit einem Lichtleiterkabel 3 auf. Das Lichtleiterkabel 3 kann Teil des Exoskops 2 oder separat von dem Exoskop 2 sein. Das Exoskop 2 ist ausgelegt, einen Operationsbereich 70 mit einer in Fig. 1 nicht gezeigten optischen Bildgebungseinheit abzubilden.

[0042] Um den Operationsbereich 70 beim Beobachten zu beleuchten, weist das Exoskop 2 ferner eine Beleuchtungsoptik auf, die ausgelegt ist, Licht von der Beleuchtungslichtquelleneinheit 5 zu einer Exoskopspitze 21 des Exoskops 2 zu leiten. Zu diesem Zweck weist die Lichtquelleneinheit 5, die ferner unter Bezugnahme auf Fig. 3 beschrieben wird, einen Lichtquellenanschluss 50 auf, der ausgebildet ist, ein an einem ersten Ende 33 des Lichtleiterkabels 3 angeordnetes Lichtquellenanschlussteil 30 aufzunehmen. Das zweite Ende 34 des Lichtleiterkabels 3 ist mit einem Exoskopkörper 20 des Exoskops 2 verbunden. Dies erfolgt mit einem Exoskopanschlussteil 35 des Lichtleiterkabels 3 und einem Lichtleiterkabelanschlussteil 22 des Exoskopkörpers 20. Mit diesen Anschlussteilen 22, 35 ist das Lichtleiterkabel 3 von dem Exoskopkörper 20 abnehmbar. Im Inneren des Lichtleiterkabels 3 und des Exoskopkörpers 20 leiten Faserbündel Beleuchtungslicht zu der distalen Spitze 21 des Exoskops 20. Da das Beleuchtungslicht jedoch an der Exoskopspitze 21 aus dem Faserbündel austritt, ist eine Strahlungsintensitätsverteilung des Lichts für den betrachteten Operationsbereich 70 in der Regel zu breit. Somit beleuchtet nur ein Teil des ausgestrahlten Lichts tatsächlich den Operationsbereich 70. Dies ist unerwünscht, da es die Lichtintensität innerhalb des Operationsbereichs 70 senkt.

[0043] Fig. 1 zeigt auch schematisch eine Steuereinheit 60, die eingerichtet ist, den Betrieb des Exoskops 2 zu steuern. Sie kann eingerichtet sein, Videosignale von dem Exoskop 2 zu empfangen, das entweder mit einem Kamerakopf verbunden sein kann, der mit dem Exoskop verbunden ist, z.B. wie beispielsweise der in Fig. 2 gezeigte, oder einen eigenen Bildsensor oder eigene Bildsensoren besitzt. Die Videosignale werden in einer Bildverarbeitungseinheit 65 verarbeitet, die eine Untereinheit der Steuereinheit 60 oder extern und separat von der Steuereinheit 60 sein kann.

[0044] Fig. 2 veranschaulicht eine schematische Darstellung einer medizinischen Bildgebungseinrichtung in Form einer Kombination aus einem Kamerakopf 100 und einem als Aufsatzoptik 110 ausgebildeten Fluoreszenzbildgebungsadapter als Teil einer beispielhaften Ausführungsform eines medizinischen Fluoreszenzbildgebungssystems 120. Der Kamerakopf 100 ist zur Weißlichtbildgebung sowie Fluoreszenzbildgebung ausgelegt. Er ist handgeführt und besitzt an der Oberseite seines Gehäuses Bedienknöpfe 102, einen Adapter 104 zur Anbringung verschiedener optischer Systeme an seiner Vorderfläche und ein zu einer zentralen Steuereinheit, wie beispielsweise die in Fig. 1 gezeigte, leitendes Verbindungskabel 106 zur Energie- und Signalübertragung.

[0045] Da der Kamerakopf 100 ausgelegt ist, teleskopartige Endoskope mit Okularen (Okulartrichter) aufzunehmen, kann sein Adapter 104 ausgelegt sein, derartige Okulare aufzunehmen. Die Bildgebungsoptik ist ausgelegt, ihren Fokus an einer Stelle zu besitzen, wo die üblicherweise angebrachten Endoskope ein mit bloßem Auge durch das Okular zu betrachtendes virtuelles Bild projizieren. Die Okulare von Endoskopen werden in der Regel so eingestellt, dass das virtuelle Bild etwa einen Meter vor dem Okular liegt (-1 Dioptrie). Die Austrittspupille der Endoskope ist ausgebildet, mit der Eintrittspupille des Kamerakopfs annähernd übereinzustimmen und befindet sich etwa 7 mm hinter dem Rand des Okulartrichters, der sich in angebrachtem Zustand üblicherweise innerhalb des Adapters 104 befindet.

[0046] Der Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 sieht eine Kopflinse oder Aufsatzlinse in Form eines Kopflinsensystems 112 mit einer oder mehreren einzelnen Linsen vor, deren Funktion es ist, die Eigenschaften der Bildgebungsoptik des Kamerakopfs 100 zu verändern, so dass der Kamerakopf 100 in die Lage versetzt wird, das Operationsgebiet zu betrachten. Dies erfolgt z.B. durch Verringern der Brennweite des Kamerakopfs 100 und dadurch Vergrößern seines Sichtfelds. Der Fluoreszenzbildgebungsadapter weist an seiner Rückseite einen standardisierten Okulartrichter 114 zum Verbinden mit dem Adapter 104 des Kamerakopfs 100 auf. Darüber hinaus ist der Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 mit einem Lichtleiterkabel 116 ausgerüstet, das in Richtung dessen Vorderfläche 113 führt. Das andere Ende des Lichtleiterkabels 116 kann mit einer in Fig. 1 gezeigten Beleuchtungslichtquelleneinheit 5 verbunden sein.

[0047] Fig. 3A zeigt eine Baugruppe optischer Komponenten einer Ausführungsform eines optischen Systems 112 einer Aufsatzoptik 110, umfassend, von ganz distal bis ganz proximal, eine distale Gruppe 122 von Meniskuslinsen, die eine erste Meniskuslinse 124 und eine zweite Meniskuslinse 126 umfasst, einen biplanaren Glasstab 128 und eine einzelne Meniskuslinse 130. Die erste und zweite Meniskuslinse 124, 126 der distalen Gruppe 122 sind eine negative Meniskuslinse 124 mit einem Zentrum, das dünner als ihre Ränder ist, und eine positive Meniskuslinse 126 mit einem Zentrum, das dicker als ihre Ränder ist. Die Krümmungsradien der Grenzflächen der Meniskuslinsen 124 und 126 sind einander gleich. Die proximale, einzelne Meniskuslinse 130 ist in ihrer Mitte dicker als an ihren Rändern. Darüber hinaus zeigt Fig. 3A Lichtstrahlengänge von Lichtstrahlen, die zentral und peripher in das optische System 112 eintreten, wobei die peripheren Lichtstrahlen unter unterschiedlichen Winkeln eintreten und Extremfälle kennzeichnen.

[0048] Fig. 3B zeigt die im Rahmen der vorliegenden Anmeldung verwendete Bezeichnungen. Die erste Meniskuslinse 124 der distalen Gruppe 122 ist aus einem Material mit Abbé-Zahl γ_1 und Brechungsindex n_1 hergestellt. Die Krümmungsradien ihrer distalen und proximalen Oberfläche sind R_1 und R_2 . Gleichermäßen ist die zweite Meniskuslinse 126 der distalen Gruppe 122 aus einem, in der Regel unterschiedlichen, Material mit Abbé-Zahl γ_2 und Brechungsindex n_2 hergestellt. Die Krümmungsradien ihrer distalen und proximalen Oberfläche sind R_2 , der gleich dem Krümmungsradius der proximalen Fläche der ersten Meniskuslinse 124 ist, und R_3 . Die erste und zweite Meniskuslinse 124, 126 der distalen Gruppe 122 können an ihrer gemeinsamen Grenzfläche mit einem optischen Kitt zusammengekittet sein. Schließlich ist die proximale, einzelne Meniskuslinse 130 aus einem Material mit Abbé-Zahl γ_3 und Brechungsindex n_3 hergestellt. Die Krümmungsradien ihrer distalen und proximalen Oberfläche sind R_4 und R_5 .

Erste beispielhafte Ausführungsform

[0049] Eine erste beispielhafte Ausführungsform mit einer Brennweite F von 762 mm ist in der folgenden Tabelle dargestellt (alle Einheiten in mm):

Tabelle 1

Oberfläche	Radius	Dicke	Glas	D
Objekt		200		
1	$R_1 = 23,1$	1,3	$n_1 = 1,804, \gamma_1 = 39,6$	16
2	$R_2 = 9,56$	2,68	$n_2 = 1,762, \gamma_2 = 40,1$	14
3	$R_3 = 13,04$	1,77		13
4	∞	29,85	$n = 1,923, \gamma = 18,9$	16
5	∞	0,38		16
6	$R_4 = -42,79$	8,44	$n_3 = 1,516, \gamma_3 = 64,1$	11
7	$R_5 = -19,61$	1		11

[0050] In dieser Tabelle stellt jede Zeile einen bestimmten Ort, beginnend mit einem Objekt „Objekt“, wie beispielsweise ein Operationsgebiet 70, dar. In einem Abstand („Dicke“) von 200 mm hinter diesem Objekt ist die distale Oberfläche („1“) der distalen Meniskuslinse 124 von Fig. 3A, 3B mit ihrem Krümmungsradius, ihrer Linsendicke, ihren Glaseigenschaften und ihrem Linsendurchmesser D aufgeführt. Die nächste Zeile („2“) stellt die proximale Oberfläche der ersten Meniskuslinse 124 sowie die distale Oberfläche der zweiten Meniskuslinse 126 dar, da ihre Krümmungsradien identisch sind. Zeile „2“ führt die entsprechende Dicke, Glaseigenschaften und den Durchmesser der zweiten Meniskuslinse 126 auf, gefolgt in Zeile „3“ von einem Luftspalt mit 1,77 mm Dicke, der an der proximalen Oberfläche der Meniskuslinse 126 beginnt, deren Krümmungsradius R_3 in Zeile „3“ angegeben ist. Die nächsten zwei Zeilen „4“ und „5“ entsprechen den distalen und proximalen planaren Flächen des biplanaren Glasstabs 128, der Radius ist in beiden Fällen unendlich. Der Luftspalt proximal zu dem Glasstab 128 weist eine Dicke von 0,38 mm auf.

[0051] Zeilen „6“ und „7“ kennzeichnen die distale und proximale Oberfläche der einzelnen, proximalen Meniskuslinse 130.

[0052] Diesem optischen System folgt ein Kamerakopf, dessen optische Eigenschaften nicht in der Tabelle angegeben sind, sondern bei der Berechnung und Optimierung der Aufsatzoptik für einen spezifischen Kamerakopf bekannt sind.

Zweite beispielhafte Ausführungsform

[0053] Eine zweite beispielhafte Ausführungsform mit einer Brennweite F von 205 mm ist in der folgenden Tabelle dargestellt (alle Einheiten in mm):

Tabelle 2

Oberfläche	Radius	Dicke	Glas	D
Objekt		200		
1	$R_1 = 15,34$	1	$n_1 = 1,804, \gamma_1 = 39,6$	14
2	$R_2 = 7,02$	1,5	$n_2 = 1,757, \gamma_2 = 47,8$	12
3	$R_3 = 7,43$	2		14
4	∞	22,41	$n = 1,959, \gamma = 17,5$	14
5	∞	0,54		14
6	$R_4 = -28,23$	2,19	$n_3 = 1,517, \gamma_3 = 71,8$	11
7	$R_5 = -10,72$	1		11

[0054] Dieses für einen anderen Kamerakopf berechnete optische System mit etwas längerer Brennweite ist sowohl in der Länge als auch im Durchmesser kompakter als die erste beispielhafte Ausführungsform.

[0055] Fig. 4A und 4B zeigen die Modulationsübertragungsfunktionen (MTF) eines bekannten Exoskops (Fig. 4A) und eines optischen Systems 112 einer Aufsatzoptik gemäß der vorliegenden Anmeldung, berechnet über das gesamte Spektrum einer Lichtquelle. Die MTF beschreibt das optische System in Hinblick auf Kontrast bei unterschiedlichen Raumfrequenzen, ausgedrückt in Linienpaaren pro mm (lp/mm). Höhere Raumfrequenzen entsprechen feineren Details. Ein MTF-Wert von 1 bedeutet perfekten Kontrast, 0 ist überhaupt kein Kontrast, weiße und schwarze Linien können überhaupt nicht mehr unterschieden werden.

[0056] Grundsätzlich stellen die durchgezogenen Linien die MTF in tangentialer Richtung dar, und die gestrichelten Linien stellen die MTF in sagittaler Richtung dar. Die durch eine gestrichelte Linie dargestellte MTF 210 stellt den theoretischen Idealfall eines beugungsbegrenzten Systems dar. Wie in Fig. 4A zu sehen ist, beinhaltet selbst das theoretische Optimum, dass die MTF in Richtung feinerer Details schnell abnimmt.

[0057] Die Linie 200 kennzeichnet die MTF in der Mitte der Bildebene, die in sagittaler und tangentialer Richtung gleich ist und dem theoretischen Optimum sehr nahekommt. Die Linien 202 und 204 kennzeichnen die MTF bei 80% Bildgröße jeweils in der tangentialen und sagittalen Richtung, die Linien 206 und 208 die MTF bei 100% Bildgröße, d.h. am entfernten Rand. Wie zu sehen ist, bleibt die MTF in der sagittalen Richtung nahe an den Idealwerten, während sie in der tangentialen Richtung in beiden Fällen erheblich schlechter ist.

[0058] Bei dem optischen System 112 der in Fig. 4B gezeigten Aufsatzoptik sind die Werte deutlich besser, was zum Teil darauf zurückzuführen ist, dass der unterschiedliche optische Aufbau die MTF 210 im theoretischen idealen beugungsbegrenzten System erhöht. Obwohl selbst die MTF 200 in der Mitte der Bildebene (Zentralstrahl) nicht das theoretische Optimum erreicht, sind die MTFs, insbesondere bei hohen Raumfrequenzen, insgesamt erheblich verbessert, was zu klareren und detaillierteren Bildern führt. Darüber hinaus liegen bei jeweils 80% Bildgröße sowie bei 100% Bildgröße die MTFs 202 und 204 und 206 und 208 jeweils viel näher beieinander als im Falle von Fig. 4A. Folglich hängt die Bildqualität nicht so sehr von der Ausrichtung der feinen Details im Bild ab, was für einige Merkmale, wie beispielsweise dünne Blutgefäße, wichtig sein kann.

[0059] Fig. 5 veranschaulicht optische Elemente einer anderen Ausführungsform einer Aufsatzoptik ähnlich jener von Fig. 3A und 3B. Zusätzlich ist der biplanare Glasstab 128 an seinen zwei planaren Endflächen mittels Maskierungsscheiben 140, 142 jeweils mit den benachbarten Meniskuslinsen 126, 130 verbunden. Die Maskierungsscheiben 140, 142 weisen kranzförmige oder ringförmige Formen auf, die zumindest einen

Bereich abdecken, in dem die Meniskuslinsen 126, 130 jeweils mit den planaren Endflächen des biplanaren Glasstabs 128 in Kontakt treten, und können einen Außendurchmesser aufweisen, um beispielsweise mit dem Außendurchmesser des biplanaren Glasstabs 128 übereinzustimmen. Ihre zentralen Öffnungen lassen das gesamte Licht des von den optischen Elementen definierten optischen Strahlengangs durch, wohingegen Streulicht eliminiert wird, wodurch die optische Leistung des Systems verbessert wird.

[0060] Fig. 6 veranschaulicht optische Elemente einer anderen Ausführungsform einer Aufsatzoptik, die sich von den vorherigen Ausführungsformen dadurch unterscheidet, dass der Durchmesser der proximalen, einzelnen Meniskuslinse 130 gleich oder nahe dem Durchmesser des biplanaren Glasstabs 128 ist. Der Durchmesser der distalen Meniskuslinse 124 weist den gleichen oder einen sehr ähnlichen Durchmesser auf, was der ganzen optischen Baugruppe einen im Wesentlichen einheitlichen Außendurchmesser verleiht, der ihre Handhabung erleichtert. Es kann auch eine oder mehrere Maskierungsscheiben 140 und 142 geben, um ebenfalls Streulicht zu eliminieren.

[0061] Während gezeigt und beschrieben wurde, was als Ausführungsformen der Erfindung angesehen wird, versteht es sich selbstverständlich, dass verschiedene Modifikationen und Änderungen in Form oder Detail ohne weiteres vorgenommen werden können, ohne vom Geist der Erfindung abzuweichen. Es ist daher beabsichtigt, dass die Erfindung nicht auf die beschriebenen und veranschaulichten genauen Formen beschränkt ist, sondern so aufgebaut sein sollte, dass sie alle Modifikationen abdeckt, die unter den Umfang der beigefügten Ansprüche fallen können.

Bezugszeichenliste

1	medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem
2	Exoskop
3	Lichtleiterkabel
5	Lichtquelleneinheit
20	Exoskopkörper
21	Exoskopspitze
22	Lichtleiterkabelanschlusssteil
30	Lichtquellenanschlusssteil
33	erstes Ende
34	zweites Ende
35	Anschlusssteil für medizinische Bildgebungseinrichtung
50	Lichtquellenanschluss
51	Beleuchtungsweißlichtquelle
52, 53	erste Fluoreszenz-Anregungslichtquelle
54	zweite Fluoreszenz-Anregungslichtquelle
56	Lichtleitmittel
60	Steuereinheit
62	Bildverarbeitungseinheit
70	Operationsbereich
100	Kamerakopf
102	Bedienknöpfe
104	Adapter für Aufsatzeinrichtungen
106	Verbindungskabel
110	Aufsatzoptik
111	Gehäuse

112	optisches System
113	Frontfläche
114	Okulartrichter
116	Lichtleiterkabel
118	Beleuchtungslichtmittel
120	medizinisches Fluoreszenzbildgebungssystem
122	distale Gruppe
124	erste Meniskuslinse
126	zweite Meniskuslinse
128	biplanarer Glasstab
130	einzelne Meniskuslinse
140	Maskierungsscheibe
142	Maskierungsscheibe
200	MTF in der Mitte der Bildebene
202	MTF bei 80% Bildgröße, tangential
204	MTF bei 80% Bildgröße, sagittal
206	MTF bei 100% Bildgröße, tangential
208	MTF bei 100% Bildgröße, sagittal
210	MTF für beugungsbegrenztes System

Patentansprüche

1. Aufsatzoptik (110) für einen Kamerakopf (100) zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie mit einem optischen System (112), umfassend, fortschreitend von distal nach proximal, eine distale Gruppe (122) zweier Meniskuslinsen (124, 126), von denen eine Meniskuslinse ein negativer Meniskus und die andere Meniskuslinse ein positiver Meniskus ist, einen biplanaren Glasstab (128) und eine einzelne Meniskuslinse (130), wobei die zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe von Meniskuslinsen aus unterschiedlichen Glasarten mit Abbé-Zahlen γ_1, γ_2 mit

$$|\gamma_1 - \gamma_2| < 20, \text{ insbesondere } |\gamma_1 - \gamma_2| < 5,$$

und Brechungsindizes n_1, n_2 mit

$$0,02 < |n_1 - n_2| < 0,07$$

hergestellt sind und wobei das Verhältnis der Brennweite F des optischen Systems (112) zum maximalen Außendurchmesser D der Linsen der distalen Gruppe (122) von Meniskuslinsen (124, 126) $F/D > 10$ ist.

2. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 1, wobei die zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe (122) miteinander verkittet sind.

3. Aufsatzoptik nach Anspruch 1 oder 2, wobei die zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe (122) an ihren gemeinsamen Grenzflächen identische Krümmungsradien R_2 aufweisen.

4. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 3, wobei die distale Meniskuslinse (124) der zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe (122) eine distale Oberfläche mit Krümmungsradius R_1 aufweist, die proximale Meniskuslinse (126) der zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe eine proximale Oberfläche mit Krümmungsradius R_3 aufweist, wobei eine oder beide der folgenden Bedingungen (1) und (2) erfüllt sind:

$$R_1 > R_3 > 0 \text{ und } R_1 > R_2 > 0, \quad (1)$$

$$R_1 > R_3 > R_2 > 0. \quad (2)$$

5. Aufsatzoptik nach Anspruch 3 oder 4, wobei die einzelne Meniskuslinse (130) proximal des biplanaren Glasstabs (128) eine distale Oberfläche mit Krümmungsradius R_4 und eine proximale Oberfläche mit Krümmungsradius R_5 aufweist, wobei die folgende Bedingung (3) erfüllt ist:

$$R_4 < R_5 < 0. \quad (3)$$

6. Aufsatzoptik (110) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei das optische System (112) in ein Gehäuse (111) integriert ist, das angepasst ist, mittels eines lösbaren Befestigungsmechanismus (104, 114) an einem Kamerakopf (110) befestigt zu werden.

7. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 6, wobei das Gehäuse (1) mit einer Lichtquelle oder mit Lichtleitmitteln, insbesondere Lichtleitfasern oder einem oder mehreren massiven Lichtleitern, ausgerüstet ist, die zum Beleuchten eines von dem Gehäuse (11) distalen Operationsgebiets (70) ausgelegt sind.

8. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 1, wobei die neben dem biplanaren Glasstab (128) gelegene Meniskuslinse (126) der distalen Gruppe (122) durch direktes Verkleben oder mittels einer beidseitig mit Klebstoff beschichteten Maskierungsscheibe (140) mit zentraler Öffnung an dem biplanaren Glasstab (128) befestigt ist.

9. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 1, wobei die einzelne Meniskuslinse (130) durch direktes Verkleben oder mittels einer beidseitig mit Klebstoff beschichteten Maskierungsscheibe (142) mit zentraler Öffnung an dem biplanaren Glasstab (128) befestigt ist.

10. Aufsatzoptik nach Anspruch 8 oder 9, wobei die Maskierungsscheibe (140, 142) einen Außendurchmesser von zwischen 95% und 100% eines Außendurchmessers des biplanaren Glasstabs (128) aufweist.

11. Aufsatzoptik (110) nach Anspruch 1, wobei eine distale Meniskuslinse der zwei Meniskuslinsen (124, 126) der distalen Gruppe (122) und der biplanare Glasstab (128) den gleichen Durchmesser oder ähnliche Durchmesser aufweisen, die um weniger als 5% voneinander abweichen, und/oder die einzelne Meniskuslinse (130) einen Durchmesser aufweist, der zwischen 60% und 100%, insbesondere zwischen 95% und 100%, des Durchmessers des biplanaren Glasstabes (128) liegt.

12. System (120) zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie, umfassend eine Steuereinheit (60), einen Kamerakopf (100), der mit der Steuereinheit (60) verbunden ist und von dieser gesteuert wird, und eine Aufsatzoptik (110) zur Fluoreszenzbildgebung bei offener Chirurgie nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei der Kamerakopf (100) und die Aufsatzoptik (110) Befestigungsmittel (104, 114) zum Befestigen der Aufsatzoptik (110) an dem Kamerakopf (100) aufweisen.

13. System nach Anspruch 12, wobei die Steuereinheit (60) und/oder der Kamerakopf (100) und/oder die Aufsatzoptik (110) und/oder eine separate Beleuchtungseinheit (5) ausgelegt sind/ist, Beleuchtungslicht zur Fluoreszenzbildgebung hervorzurufen, das insbesondere durch die Aufsatzoptik (110) auszustrahlen ist.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1

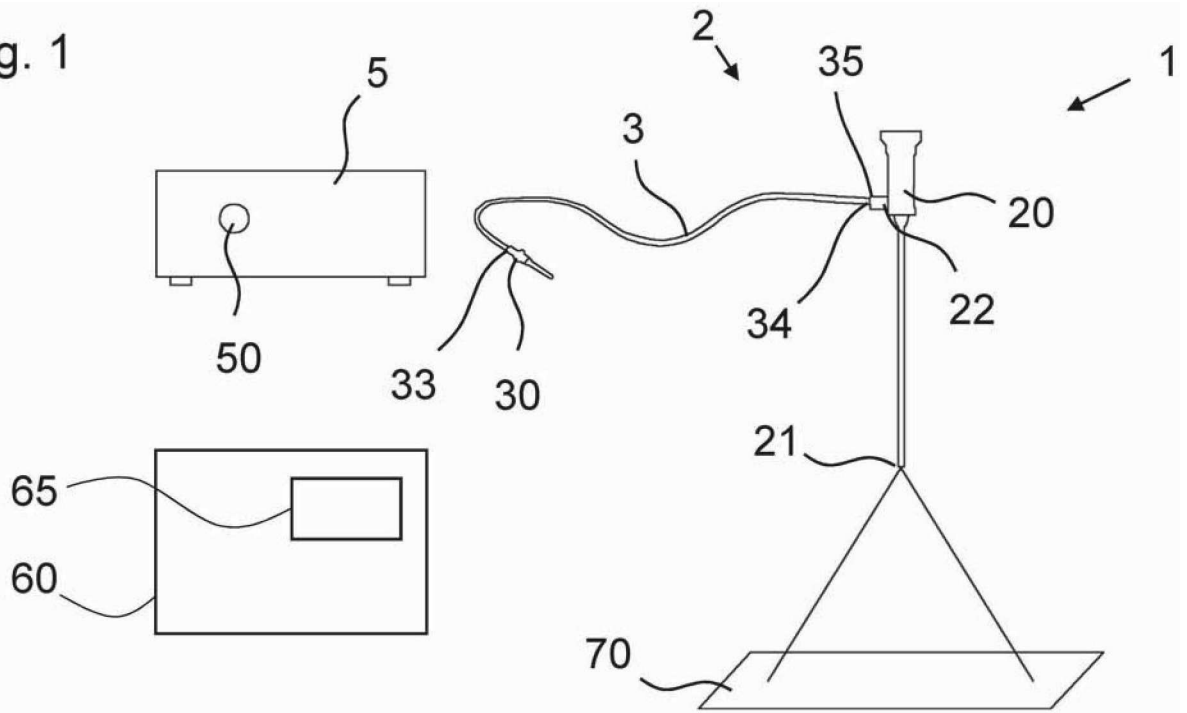
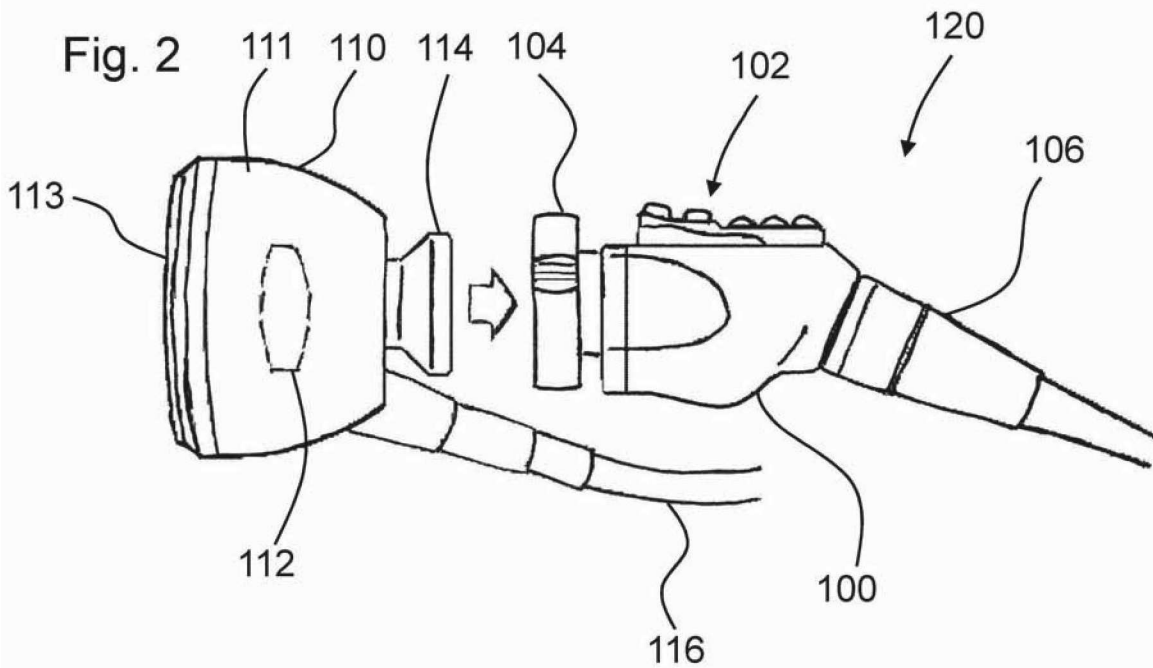


Fig. 2



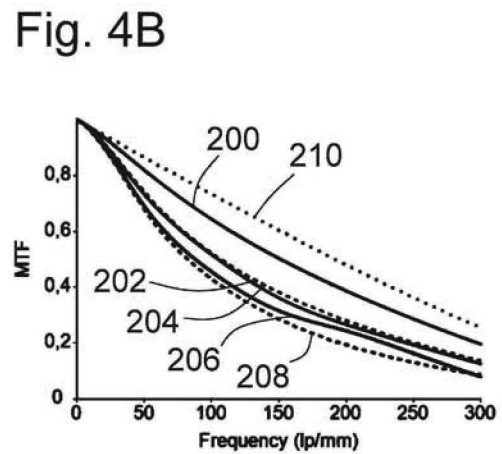
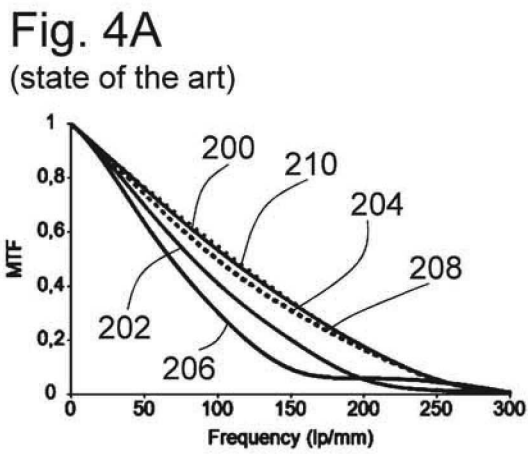
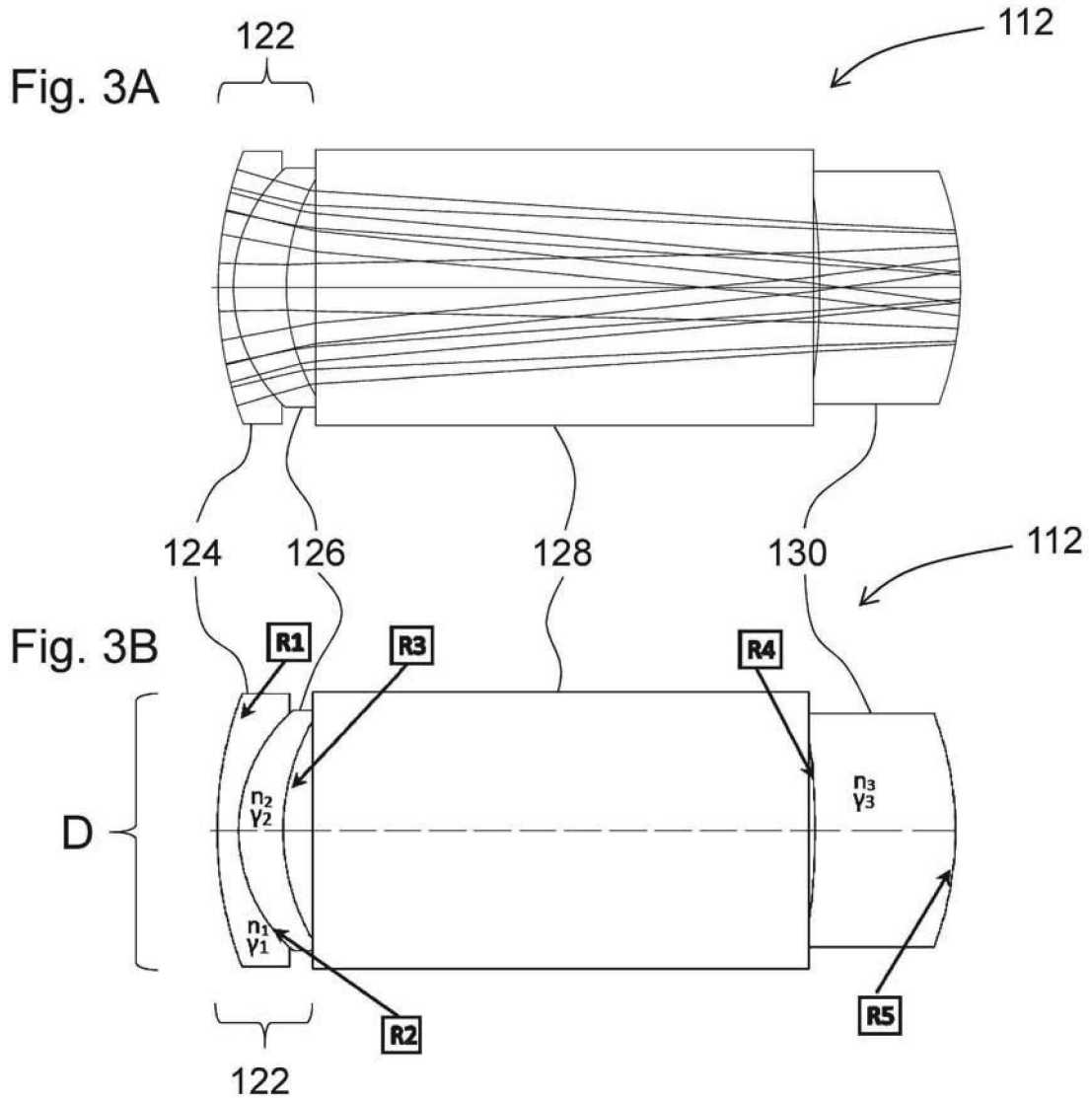


Fig. 5

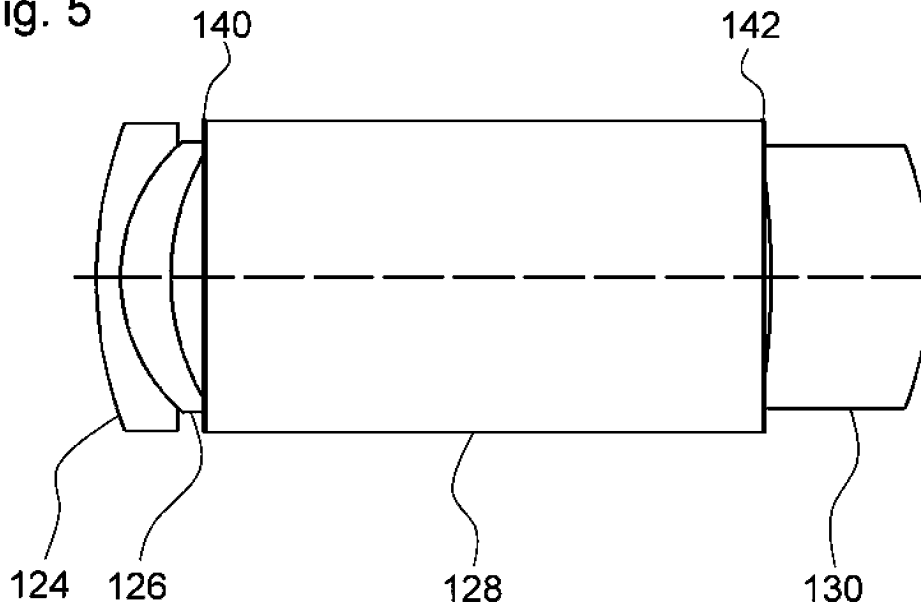


Fig. 6

