



(10) **DE 10 2023 103 356 A1** 2024.08.14

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2023 103 356.5**

(22) Anmeldetag: **13.02.2023**

(43) Offenlegungstag: **14.08.2024**

(51) Int Cl.: **A61B 1/06 (2006.01)**

A61B 1/05 (2006.01)

G01N 21/64 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
63/444,624 10.02.2023 US

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

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

(72) Erfinder:
Holthaus, Carsten, Dr., 22885 Barsbüttel, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	10 2020 117 579	A1
DE	10 2020 123 365	A1
DE	11 2017 004 154	T5

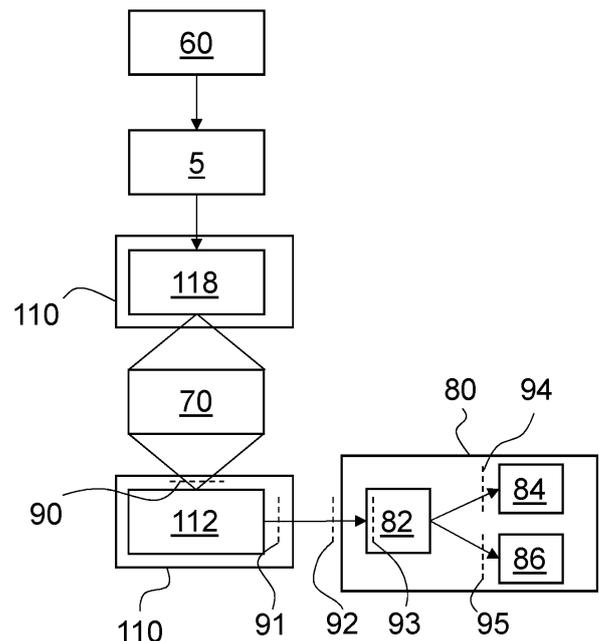
Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Rechercheantrag gemäß § 43 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem und -verfahren**

(57) Zusammenfassung: In einem ersten Beleuchtungsmodus für einen im sichtbaren Spektrum fluoreszierenden ersten vorgegebenen Farbstoff wird ein erstes schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im sichtbaren Spektrum erzeugt und wird ein zweites schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erzeugt, werden Fluoreszenzbilddaten mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen ersten Bildsensor aufgenommen und werden Hintergrundbilddaten mit einem im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum empfindlichen zweiten Bildsensor aufgenommen, wobei die Fluoreszenzbilddaten im sichtbaren Spektrum den Hintergrundbilddaten im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum überlagert werden.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Offenbarung betrifft ein medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem und -verfahren.

[0002] Eine medizinische Anwendung für Fluoreszenzbildgebung, eine Unterart molekularer Bildgebung, ist fluoreszenzbildgeführte Chirurgie, eine medizinische Bildgebungstechnik, die verwendet wird, um fluoreszierende Substanzen 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 Indocyaningrün (ICG) und andere im optischen Spektrum und nahen Infrarotspektrum.

[0003] 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 (CCD oder CMOS) werden verwendet, um die endgültigen Bilder zu erstellen.

[0004] 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.

[0005] Eine andere Option ist, ein Weißlichtbild und ein Fluoreszenzbild abwechselnd mit demselben Videochip aufzunehmen, indem auch die Beleuchtung zwischen Weißlicht und Anregungslicht gewechselt wird.

[0006] Falls die Bilder gleichzeitig aufgenommen werden können und ein Kamerakopf mit 3 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.

[0007] Eine Art von medizinischen Bildgebungssystemen weist einen Kamerakopf mit austauschbaren optischen Einheiten 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.

[0008] 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 Umkehrlinsensatz 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.

[0009] Da der Kamerakopf eine eigene Bildgebungsoptik besitzt, kann ein Aufsatzlinsensystem, auch Kopflinse genannt, an dem Trichteradapter des Kamerakopfs angebracht 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.

[0010] 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 zu dem distalen Ende einer optischen

Bildgebungseinheit über ein Faserbündel 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.

[0011] Moderne medizinische Bildgebungssysteme implementieren die vorstehend beschriebene Vielseitigkeit der Bildgebung bei endoskopischer oder offener Chirurgie mit diversen Teleskopen und Exoskopen für unterschiedliche Anwendungen, die an dem Kamerakopf des Systems angebracht werden können, der durch eine zentrale Steuereinheit (CCU) oder Steuerung gesteuert wird. Die Teleskope und Exoskope können einen Beleuchtungslichtanschluss haben, um über Lichtfasern mit einer Beleuchtungslicht-Erzeugungseinheit des medizinischen Bildgebungssystems verbunden zu werden. Derartige Systeme können darüber hinaus Fluoreszenzbildgebung für fluoreszenzbildgeführte Chirurgie implementieren.

[0012] 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 durch oder Absorption von Licht bestimmter Wellenlängen Licht bestimmter Wellenlängen ausstrahlen.

[0013] Zum Zwecke der Fluoreszenzbildgebung umfasst der Kamerakopf des Systems Sensoren, die im sichtbaren Spektrum und im nahen Infrarotspektrum 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. Um eine ausreichende Fluoreszenzantwort von dem Fluoreszenzfarbstoff zu erzeugen, um ein brauchbares Fluoreszenzbild zu erzeugen, muss die Intensität des Fluoreszenzanregungslichts hoch

sein. Die Anregungslichtquelle kann einen Laser, eine Leuchtdiode oder eine Xenonlampe mit geeigneten Filtern 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.

[0014] Da das Fluoreszenzlicht üblicherweise viel schwächer als das von dem Gewebe, an dem operiert wird, reflektierte Weißlicht ist, ist es notwendig, Mittel und Verfahren vorzusehen, um das Fluoreszenzlichtsignal gegenüber dem Weißlichtsignal zu intensivieren, zu trennen oder zu isolieren sowie zu verhindern, dass das Fluoreszenzlichtsignal durch das Anregungslicht übertönt wird.

[0015] Bei einigen medizinischen Bildgebungssystemen kann dies beispielsweise durch Zeit-Multiplexen erfolgen, d.h. das Abwechseln von Weißlicht- und Anregungslichtbeleuchtung. Während dieses Verfahren eine gute Trennung bietet, kann es von empfindlichen Mitarbeitern als irritierend empfunden werden aufgrund eines Hochgeschwindigkeitsflimmerns des Beleuchtungslichts, insbesondere bei offener Chirurgie, wo die anwesenden Mitarbeiter der wechselnden Beleuchtung ausgesetzt sind, oder aufgrund einer niedrigen Wiederholrate der damit erstellten Bilder.

[0016] Wenn Fluoreszenzfarbstoffe verwendet werden, deren Anregungs- und Fluoreszenzspektrum im sichtbaren Licht liegt, liegt das Anregungslicht zwangsläufig im gleichen sichtbaren Spektrum wie für Hintergrundbilder verwendete Weißlichtbeleuchtung. Da das Fluoreszenzlicht viel schwächer als die von dem zu beobachtenden Gewebe reflektierte Weißlichtbeleuchtung ist, gibt es keine praktikable Möglichkeit, brauchbares Fluoreszenzbildmaterial zu erhalten, wenn gleichzeitig Anregungslicht im sichtbaren Spektrum und Weißlichtbeleuchtung verwendet werden.

[0017] Es ist eine Aufgabe, verbesserte Mittel zur Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebung für den Fall bereitzustellen, dass mindestens einer der Fluoreszenzfarbstoffe im sichtbaren Spektrum angeregt wird.

[0018] Eine solche Aufgabe kann durch ein medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem gelöst werden, aufweisend eine Steuerung, mehrere

von der Steuerung gesteuerte Lichtquellen, mindestens eine Bildgebungseinheit, die einen im sichtbaren Lichtspektrum empfindlichen ersten Bildsensor und einen im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum empfindlichen zweiten Bildsensor aufweist, einen von der Steuerung gesteuerten Bildprozessor, der ausgelegt ist, Bilddaten von dem ersten Bildsensor und dem zweiten Bildsensor zu empfangen und die Bilddaten zu zusammengesetzten Bildern zu kombinieren, in denen Fluoreszenzbilder Hintergrundbildern überlagert sind, wobei die Steuerung ausgelegt ist, die Lichtquellen und den Bildprozessor gemäß einem ersten Beleuchtungsmodus für mindestens einen ersten vorgegebenen, im sichtbaren Lichtspektrum fluoreszierenden Fluoreszenzfarbstoff zu steuern, der erste Beleuchtungsmodus aufweisend Aktivieren einer ersten Lichtquelle der mehreren Lichtquellen, die ausgelegt ist, Anregungslicht für den mindestens einen ersten vorgegebenen Farbstoff im sichtbaren Lichtspektrum zu erzeugen, Aktivieren einer zweiten Lichtquelle der mehreren Lichtquellen, die ausgelegt ist, Licht in dem fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum zu erzeugen, und Steuern des Bildprozessors, um Bilddaten von dem ersten Bildsensor den Bilddaten von dem zweiten Bildsensor zu überlagern.

[0019] Mit seinem ersten Beleuchtungsmodus bietet das System die Möglichkeit, Fluoreszenzbildmaterial im sichtbaren Spektrum zu erstellen, das einem Hintergrundbild zu überlagern ist. Gemäß der vorliegenden Erfindung wird das Hintergrundbild mit Licht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erstellt. In diesem Fall fehlt dem Hintergrundbild die volle Farbdefinition von Weißlichtbeleuchtung und kann beispielsweise als monochromatisches Bild angezeigt werden. Für die Zwecke der fluoreszenzbildgeführten Chirurgie ist die durch ein von einem Bild der Fluoreszenzbildgebung überlagertes monochromatisches Hintergrundbild gelieferte visuelle Information für den Chirurgen in der Regel ausreichend. Im Gegensatz zur Verwendung eines Hintergrundbildes mit Weißlicht leidet dieser Beleuchtungsmodus nicht unter dem Stroboskopeffekt und geringeren Bildfrequenzen, die sich ansonsten beim Umschalten von Anregungsbeleuchtung im sichtbare Spektrum auf Weißlichtbeleuchtung und zurück zwischen aufeinanderfolgenden Bildern ergeben.

[0020] Innerhalb des Systems kann der Bildprozessor eine Untereinheit der Steuerung oder separat von der Steuerung sein. Die Fluoreszenz-Anregungslichtquellen können z.B. Laserquellen, schmalbandige und hochintensive LED-Quellen oder Xenonlampen mit entsprechenden Filtern sein, welche die benötigten Fluoreszenz-Anregungswellenlängen durchlassen.

[0021] Im Rahmen der vorliegenden Anmeldung werden die Begriffe sichtbares Spektrum, fernes

rotes Spektrum und nahes infrarotes Spektrum gemäß ihren gewöhnlichen Definitionen verwendet. Sie sind im Rahmen der Fluoreszenzbildgebung zu betrachten, wo einige Farbstoffe ein Anregungsspektrum im sichtbaren Spektrum aufweisen können und andere im nahen infraroten Spektrum angeregt werden können. Darüber hinaus liegt der ferne rote Teil des Spektrums noch innerhalb des sichtbaren Spektrums, das von Violett und Blau auf der kurzwelligen Seite bis zum fernen roten Bereich reicht, der selbst an den nahen Infrarotbereich grenzt, etwa bei 800 nm und länger.

[0022] Die Empfindlichkeit eines Bildsensors fällt an den Rändern seiner Empfindlichkeit in der Regel mehr oder weniger steil ab. Im Rahmen der vorliegenden Anmeldung werden sich die Empfindlichkeiten der innerhalb des Systems verwendeten Sensoren üblicherweise leicht überlappen, müssen sich aber nicht notwendigerweise überlappen. Beispielsweise kann ein im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum empfindlicher Bildsensor eine gewisse Überlappung der Empfindlichkeit mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen Bildsensor aufweisen oder auch nicht.

[0023] In Ausführungsformen ist die Steuerung zusätzlich ausgelegt, die Lichtquellen und den Bildprozessor gemäß einem zweiten Beleuchtungsmodus für mindestens einen zweiten vorgegebenen, im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum fluoreszierenden Fluoreszenzfarbstoff zu steuern, der zweite Beleuchtungsmodus aufweisend Aktivieren einer dritten Lichtquelle der mehreren Lichtquellen, die ausgelegt ist, Anregungslicht für den mindestens einen zweiten vorgegebenen Farbstoff in dem fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum zu erzeugen, Aktivieren einer vierten Lichtquelle der mehreren Lichtquellen, die ausgelegt ist, Weißlichtbeleuchtung zu erzeugen, und Steuern des Bildprozessors, um Bilddaten von dem zweiten Bildsensor Bilddaten von dem ersten Bildsensor zu überlagern. Dieser zweite Beleuchtungsmodus bietet die Voraussetzungen für den umgekehrten Fall, dass das Hintergrundbild ein mit Weißbeleuchtung vorgesehenes Vollfarbbild ist und das Fluoreszenzbild im fernen roten oder infraroten Spektrum erstellt ist.

[0024] In Ausführungsformen weist die mindestens eine Bildgebungseinheit mindestens einen ersten Filter, der ausgelegt und platziert ist, zu verhindern, dass Anregungslicht von der ersten Lichtquelle den ersten Bildsensor erreicht, und/oder mindestens einen zweiten Filter auf, der ausgelegt und platziert ist, zu verhindern, dass Anregungslicht von der dritten Lichtquelle den zweiten Bildsensor erreicht. Diese Filter sind ausgebildet, die Bildsensoren davor zu schützen, von von der ersten und dritten Lichtquelle jeweils im sichtbaren und fernen roten/nahen infraroten Spektrum erzeugtem und zu den

Bildsensoren zurückreflektiertem Fluoreszenzanregungslicht überwältigt zu werden. Sie können ausgebildet sein, ein schmales Band des Wellenlängenspektrums um die jeweilige Anregungswellenlänge herum herauszuschneiden. Bei einer Laserlichtquelle kann das Filterband eine Breite von mehreren nm aufweisen, bei einer starken LED-Lichtquelle sollte das Filterband ein paar nm breiter als die LED-Licht-Bandbreite sein. Jeder Filter kann ein oder mehrere Filterbänder für eine oder mehrere Lichtquellen und Anregungswellenlängen aufweisen.

[0025] Gemäß einer Ausführungsform kann die zweite Lichtquelle ausgelegt sein, Licht in einem Spektrum auszustrahlen, das zumindest teilweise außerhalb jeglicher durch den mindestens einen zweiten Filter herausgefilterten Frequenzen liegt. Gemäß dieser Ausführungsform kann es eine oder mehrere Fluoreszenz-Anregungslichtquellen im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum für einen oder mehrere Farbstoffe geben, die im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum fluoreszieren, und kann der zweite Bildsensor durch geeignete Filter abgeschirmt sein, die derartige Anregungswellenlängen blockieren, auf den zweiten Bildsensor und möglicherweise den ersten Bildsensor, falls er auch auf diese Wellenlänge empfindlich ist, auftreffen. Die zweite Lichtquelle kann dann eingestellt oder gewählt sein, Licht in einem Wellenlängenbereich auszustrahlen, der überwiegend außerhalb dieser Filterbänder liegt. Die zweite Lichtquelle kann in diesem Fall mit einer Leistungseinstellung gewählt sein, die geeignet ist, Hintergrundbeleuchtung zu erzeugen, jedoch weniger, als zur Fluoreszenzanregung erforderlich wäre.

[0026] Falls bei einer Ausführungsform der erste Filter und/oder der zweite Filter angeordnet sind oder ist, jeweils reversibel in einen und aus einem Strahlengang für den ersten Sensor und den zweiten Sensor hinein und heraus bewegt zu werden, ist es möglich, Hintergrundbilder ohne Einschränkung auf den Wellenlängenbereich der jeweiligen Lichtquellen zu erzeugen. Beispielsweise wäre es möglich, eine Fluoreszenz-Anregungslichtquelle im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum, wie beispielsweise eine Laserdiode mit einer niedrigen Leistungseinstellung, zur Hintergrundbeleuchtung zu verwenden, wenn der jeweilige Filter aus dem optischen Pfad zu dem zweiten Bildsensor entfernt worden ist. Dies bedeutet, dass die Steuerung bei einer Ausführungsform in dem ersten Beleuchtungsmodus ausgelegt sein kann, die dritte Lichtquelle als eine zweite Lichtquelle zu aktivieren, insbesondere mit einer niedrigen Leistungseinstellung, wodurch eine Hintergrundbeleuchtung im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum vorgesehen wird. Dies wird weiter erleichtert, falls bei Ausführungsformen die Bildgebungseinheit mindesten einen ersten Filter, aber keinen zweiten Filter besitzt oder alternativ oder zusätzlich ein

zweiter Filter aus dem Lichtpfad für den zweiten Sensor herausbewegt wird.

[0027] Das System kann ausgelegt sein, eine Hintergrundbeleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum in einer oder beiden der vorstehend beschriebenen Ausgestaltungen unter Verwendung einer separaten zweiten Lichtquelle oder unter Verwendung einer dritten, d.h. Fluoreszenz-Anregungslichtquelle, als zweite Lichtquelle zu erzeugen.

[0028] In Ausführungsformen weist die Bildgebungseinheit mindestens zwei austauschbare Kameraeinheiten auf, eine erste Kameraeinheit mit einem oder mehreren Filtern, der oder die für den ersten Beleuchtungsmodus ausgelegt und angeordnet ist oder sind, und eine zweite Kameraeinheit mit einem oder mehreren Filtern, der oder die für den zweiten Beleuchtungsmodus ausgelegt und angeordnet ist oder sind.

[0029] Bei einigen Ausführungsformen ist die Bildgebungseinheit ein Videoendoskop mit seiner eigenen Bildgebungsoptik und Bildsensoren.

[0030] Bei alternativen Ausführungsformen weist die Bildgebungseinheit einen oder mehrere die Bildsensoren aufweisende Kameraköpfe und austauschbare optische Einrichtungen auf, insbesondere Teleskope für endoskopische Eingriffe und/oder verkürzte Teleskope für offene chirurgische Bildgebung und/oder einen Fluoreszenzbildgebungsadapter. Im Falle eines Kamerakopfs kann er intern oder extern schaltbare Filter für unterschiedliche Beleuchtungsmodi aufweisen, oder mehrere unterschiedliche Kameraköpfe können mit unterschiedlichen Filtern für unterschiedliche Beleuchtungsmodi ausgerüstet sein.

[0031] Die Fluoreszenz-Anregungslichtquellen können Laserquellen, wie beispielsweise Laserdioden, schmalbandige LED-Quellen oder eine oder mehrere Xenon-Lichtquellen mit Filtern sein, wobei die Lichtquellen und/oder Filter insbesondere eingestellt sind, vorbestimmte Fluoreszenzfarbstoffe anzuregen.

[0032] Das medizinische Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem kann eine Lichtquelleneinheit aufweisen, die eine oder mehrere der mehreren Lichtquellen aufweist. Bei weiteren Ausführungsformen können/kann die zweite Lichtquelle und/oder die vierte Lichtquelle in einer Lichtquelleneinheit, in einem Kamerakopf oder in einem Fluoreszenzbildgebungsadapter platziert sein.

[0033] In Ausführungsformen sind/ist mindestens ein erster Filter und/oder mindestens ein zweiter Filter ein Einfach-, Doppel- oder Dreifach-Kerbfilter. Kerbfilter sind Filter, die schmale Bänder des elektro-

magnetischen Spektrums herausfiltern. Diese können nach vordefinierten Spezifikationen, wie beispielsweise die Frequenzen und Bandbreiten der vorbestimmten Fluoreszenz-Anregungswellenlängen, hergestellt werden, wobei Einfach-, Doppel- oder Dreifach-KerbfILTER jeweils ein, zwei oder drei derartige Filterbänder gleichzeitig aufweisen.

[0034] Bei einer Ausführungsform befindet sich mindestens ein Filter in einem Kamerakopf und/oder einer austauschbaren optischen Einrichtung.

[0035] Das der vorliegenden Erfindung zugrundeliegende Problem wird auch durch ein Verfahren zur medizinischen Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebung gelöst, insbesondere unter Verwendung eines vorstehend beschriebenen Systems, wobei in einem ersten Beleuchtungsmodus für einen im sichtbaren Spektrum fluoreszierenden ersten vorgegebenen Farbstoff ein erstes schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im sichtbaren Spektrum erzeugt wird und ein zweites schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erzeugt wird, Fluoreszenzbilddaten mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen ersten Bildsensor aufgenommen werden und Hintergrundbilddaten mit einem im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum empfindlichen zweiten Bildsensor aufgenommen werden, wobei die Fluoreszenzbilddaten des sichtbaren Spektrums den Hintergrundbilddaten des fernen roten oder nahen infraroten Spektrums überlagert werden.

[0036] Das Verfahren verkörpert die gleichen Merkmale, Ausprägungen und Vorteile wie das vorstehend beschriebene System.

[0037] In Ausführungsformen werden in einem zweiten Beleuchtungsmodus für einen zweiten vorgegebenen, im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum fluoreszierenden Farbstoff Weißlichtbeleuchtung sowie ein zweites schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erzeugt, werden Hintergrundbilddaten mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen ersten Bildsensor aufgenommen und werden Fluoreszenzbilddaten mit einem im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum empfindlichen zweiten Bildsensor aufgenommen, wobei die Fluoreszenzbilddaten des fernen roten oder nahen infraroten Spektrums den Hintergrundbilddaten des sichtbaren Spektrums überlagert werden.

[0038] Bei einer weiteren Ausführungsform wird in dem ersten Beleuchtungsmodus Licht mit der Wellenlänge des ersten Fluoreszenzanregungslichts aus auf den ersten Bildsensor auftreffendem Licht herausgefiltert, wohingegen Licht mit der Wellenlänge des zweiten Fluoreszenzanregungslichts auf den zweiten Bildsensor durchgelassen wird.

[0039] Bei einer weiteren Ausführungsform wird in dem zweiten Beleuchtungsmodus Licht mit der Wellenlänge des zweiten Fluoreszenzanregungslichts aus auf den zweiten Bildsensor auftreffendem Licht herausgefiltert.

[0040] Bei einer anderen Ausführungsform wird in dem ersten Beleuchtungsmodus Licht von der zweiten Lichtquelle in einem Wellenlängenbereich erzeugt, der zumindest teilweise außerhalb von Fluoreszenz-Anregungswellenlängenbändern liegt, die von auf den zweiten Bildsensor auftreffendem Licht herausgefiltert werden.

[0041] 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.

[0042] 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.

[0043] 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 einem Fluoreszenzbildgebungsadapter,

Fig. 3 veranschaulicht eine schematische Darstellung einer Ausführungsform einer Lichtquelle gemäß der vorliegenden Erfindung und

Fig. 4 veranschaulicht ein Schema des Beleuchtungslichtpfads von der Lichtquelle zu den Bildsensoren.

[0044] 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.

[0045] **Fig. 1** zeigt eine schematisch vereinfachte Darstellung eines für offene Operationen verwendeten Exoskopsystems als ein erstes Beispiel für ein medizinisches Bildgebungssystem 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. 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 Lichtquellenanschlussstück 30 aufzunehmen. Das zweite Ende 34 des Lichtleiterkabels 3 ist mit einem Exoskopkörper 20 des Exoskops 2 verbunden. Bei der in **Fig. 1** gezeigten beispielhaften Ausführungsform erfolgt dies mit einem Exoskopanschlussstück 35 des Lichtleiterkabels 3 und einem Lichtleiterkabelanschlussstück 22 des Exoskopkörpers 20. Mit diesen Anschlussstücken 22, 35 ist das Lichtleiterkabel 3 von dem Exoskopkörper 20 abnehmbar. Gemäß einer anderen in **Fig. 1** nicht gezeigten Ausführungsform bilden der Exoskopkörper 20 und das Lichtleiterkabel 3 eine einzige Einheit und sind nicht voneinander abnehmbar.

[0046] Innerhalb des Lichtleiterkabels 3 und des Exoskopkörpers 20 wird Beleuchtungslicht durch Faserbündel geleitet.

[0047] **Fig. 1** zeigt auch schematisch eine Steuerung 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 einem Bildprozessor 65 verarbeitet, der eine Untereinheit der Steuerung 60 oder extern und separat von der Steuerung 60 sein kann.

[0048] **Fig. 2** veranschaulicht eine schematische Darstellung einer anderen medizinischen Bildgebungseinrichtung, nämlich eine Kombination aus einem Kamerakopf 100 und einem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 als Teil einer zweiten beispielhaften Ausführungsform eines medizinischen Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystems 120, das zusätzlich eine Steuerung 60, insbesondere eine Videosteuerung, und eine Lichtquelleneinheit 5 umfassen kann, wie in **Fig. 1** gezeigt ist. 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 Steuerung, wie beispielsweise die in **Fig. 1** gezeigte, leitendes Verbindungskabel 106 zur Energie- und Signalübertragung. Da der Kamerakopf 100 ausgelegt ist, tele-

skopartige Endoskope mit Okularen (Okulartrichtern) aufzunehmen, kann sein Adapter 104 ausgelegt sein, derartige Okulare aufzunehmen. Die Bildgebungsoptik des Kamerakopfs 100 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, 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.

[0049] Der Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 unterscheidet sich von Endoskopen und Exoskopen dadurch, dass er keine Bildgebungsoptik besitzt, d.h. kein virtuelles Bild erzeugt. Stattdessen sieht er 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 kann z.B. durch Verringern der Brennweite des Kamerakopfs 100 und dadurch Vergrößern seines Sichtfelds erfolgen. Obwohl das Kopflinsensystem 112 selbst kein mit bloßem Auge zu betrachtendes virtuelles Bild vorsieht, besitzt der Fluoreszenzbildgebungsadapter an seiner Rückseite einen standardisierten Okulartrichter 114 zum Verbinden mit dem Adapter 104 des Kamerakopfs 100.

[0050] Darüber hinaus ist der Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 mit einem Lichtleiterkabel 116 ausgerüstet, das in Richtung dessen Vorderfläche 111 führt. Das andere Ende des Lichtleiterkabels 116 kann mit einer in **Fig. 1** gezeigten Beleuchtungslichtquelleneinheit 5 verbunden sein.

[0051] Während üblicherweise vorgesehen werden würde, dass sich eine Fluoreszenzanregungslicht im sichtbaren Spektrum erzeugende erste Lichtquelle 51 und/oder eine Hintergrundbeleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum erzeugende zweite Lichtquelle 52 in der in **Fig. 1** gezeigten Lichtquelleneinheit 5 gemeinsam befinden würden, können alternative Stellen für eine oder beide der ersten Lichtquelle 51 und der zweiten Lichtquelle 52 auch innerhalb des Kamerakopfs 100 und/oder des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 sein, wie in **Fig. 2** mit gestrichelt umrissenen Kästen gezeigt ist. Beispielsweise kann sich nur eine der ersten und zweiten Lichtquelle 51, 52 entweder in dem Kamerakopf 100 oder dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 befinden, wobei sich die andere Lichtquelle in der Lichtquelleneinheit 5 befindet.

Alternativ können sich sowohl die erste als auch die zweite Lichtquelle 51, 52 gemeinsam entweder in dem Kamerakopf 100 oder dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 befinden. Schließlich kann sich eine der ersten und zweiten Lichtquelle 51, 52 in dem Kamerakopf 100 befinden, die andere in dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110. Mit diesen Optionen ist es möglich, bestehende Systeme nachzurüsten, ohne die Lichtquelleneinheit 5 verändern zu müssen.

[0052] Fig. 3 zeigt schematisch ausführlicher eine mit einem beispielsweise in den Ausführungsformen von Fig. 1 und 2 gezeigten System zu verwendende Lichtquelleneinheit 5. In dem vorliegenden Beispiel weist die Lichtquelleneinheit 5 vier Lichtquellen 51, 52, 53, 54 auf, die von irgendeiner der Lichtquellen 51, 52, 53, 54 erzeugtes Licht dem Lichtquellenanschluss 50 mittels Lichtleitmitteln 56 zuführen, die aus Lichtleitfasern, Lichtleitoptik oder aus transparentem Kunststoffmaterial, wie beispielsweise Acrylglas (z.B. Plexiglas®), hergestellten Lichtleitern oder anderen allgemein bekannten Mitteln bestehen können.

[0053] Die Lichtquellen, die durch eine Steuerung, wie beispielsweise die in Fig. 1 wiedergegebene Steuerung 60, gesteuert werden, sind von unterschiedlichen Arten. Eine erste Lichtquelle 51 kann eine schmalbandige Fluoreszenz-Anregungslichtquelle im sichtbaren Spektrum sein, wie beispielsweise eine Laserdiode, eine LED-Lichtquelle oder eine Xenonlampe mit geeigneten Filtern. Die erste Lichtquelle 51 kann Fluoreszenzanregungslicht beispielsweise bei oder um 488 nm erzeugen. Die genauen Wellenlängen der unterschiedlichen Fluoreszenzanregungslichter sind im Hinblick darauf zu wählen, die Fluoreszenzfarbstoffe, für die das System ausgelegt ist, effizient anzuregen.

[0054] Eine dritte Lichtquelle 53 kann eine andere Fluoreszenz-Anregungslichtquelle sein. Diese kann eine schmalbandige Lichtquelle sein, wie beispielsweise eine LED oder Laserquelle, beispielsweise eine Laserdiode, die ausgebildet ist, Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder infraroten Bereich des optischen Spektrums zu erzeugen. Es kann mehrere dritte Lichtquellen 53 geben. Beispielsweise kann eine dritte Lichtquelle im fernen roten Bereich für einen ersten Fluoreszenzfarbstoff eingestellt sein, beispielsweise bei oder um 680 nm, wohingegen eine andere dritte Lichtquelle 53 im nahen infraroten Bereich eingestellt sein kann, beispielsweise bei oder um 780 nm, für einen zweiten Fluoreszenzfarbstoff mit einem Fluoreszenzspektrum, das weiter in den infraroten Bereich als der erste Fluoreszenzfarbstoff verschoben ist.

[0055] Eine zweite Lichtquelle 52 liefert Hintergrundbeleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum. Sie kann eine dedizierte Quelle sein, wie beispielsweise eine LED-Lichtquelle, die Licht außerhalb der Filterfenster erzeugt, die verwendet werden, um Fluoreszenzanregungslicht herauszufiltern, bevor es den zweiten Bildsensor und gegebenenfalls den ersten Bildsensor erreicht, falls der letztere eine Restempfindlichkeit für die Wellenlänge des Fluoreszenzanregungslichts im fernen roten Spektrum besitzt. Alternativ kann eine dritte Lichtquelle 53 mit einer niedrigen Leistungseinstellung als die zweite oder anstelle der zweiten Lichtquelle 52 verwendet werden, um Hintergrundbeleuchtung im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum zu erzeugen, vorausgesetzt, dass gewährleistet ist, dass die optische Anordnung keinen Filter für die durch die dritte Lichtquelle 53 hervorgerufene Wellenlänge umfasst. Dies kann eine austauschbare Anordnung oder einen entnehmbaren Filter umfassen.

[0056] Eine vierte Lichtquelle 54 ist eine Weißlichtbeleuchtungsquelle. Die vierte Lichtquelle 54 erzeugt sichtbares Licht über den größten oder gesamten Teil des sichtbaren Spektrums, um eine volle Hintergrundweißbeleuchtung vorzusehen. Alternativ kann die vierte Weißlichtbeleuchtungsquelle 54 auch Untereinheiten aufweisen, die unterschiedliche Farbbeleuchtung erzeugen, beispielsweise Rot, Grün und Blau, die, wenn sie miteinander gemischt werden, Weißbeleuchtung hervorrufen. Derartige Untereinheiten können verschieden farbige LEDs oder unterschiedlich eingestellte Laser umfassen.

[0057] In Fig. 4 ist der Beleuchtungslichtpfad von der Lichtquelleneinheit 5 zu Bildsensoren 84, 86 einer Bildgebungseinheit 80 schematisch dargestellt. In Abhängigkeit von dem Beleuchtungsmodus, der von einem Arzt gewählt wird, der einen chirurgischen oder diagnostischen Eingriff durchführt, der Fluoreszenzbildgebung auf der Grundlage von Fluoreszenzbildgebung beinhaltet, weist die Steuerung 60 die Lichtquelleneinheit 5, von der ein nicht einschränkendes Beispiel in Fig. 3 beschrieben worden ist, an, Beleuchtungslicht und Fluoreszenzanregungslicht zu erzeugen. In einem ersten Beleuchtungsmodus kann die Steuerung 60 die Lichtquelleneinheit 5 steuern, eine erste Lichtquelle 51 und eine zweite Lichtquelle 52 zu aktivieren, um eine schmalbandige Beleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum sowie im sichtbaren Spektrum zu erzeugen, wobei die Beleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum zur Hintergrundbeleuchtung dient und ein monochromes Hintergrundbild vorsieht, wohingegen das Fluoreszenzanregungslicht im sichtbaren Bereich verwendet wird, den Fluoreszenzfarbstoff anzuregen, der im sichtbaren Teil des optischen Spektrums aktiv ist.

[0058] In einem zweiten Beleuchtungsmodus weist die Steuerung 60 die Lichtquelleneinheit 5 an, Weißlichtbeleuchtung unter Verwendung der vierten Lichtquelle 54 für ein vollfarbiges Hintergrundbild sowie eine Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum für die Fluoreszenzbildgebungsüberlagerung unter Verwendung der Lichtquelle 53 zu erzeugen, in Abhängig von dem für den jeweiligen Eingriff und die jeweilige Anwendung gewählten spezifischen Fluoreszenzfarbstoff.

[0059] Das durch mindestens zwei der Lichtquellen der Lichtquelleneinheit 5 erzeugte Licht wird aus der Lichtquelleneinheit 5 in die Einrichtung eingekoppelt, die dazu dient, einen Operationsbereich 70, der ein äußerer Bereich sein kann, wie beispielsweise in **Fig. 1** gezeigt ist, oder innerhalb des Körpers bei einem endoskopischen Eingriff liegen kann, zu beleuchten. In dem in **Fig. 4** gezeigten Beispiel ist die Einrichtung der in **Fig. 2** gezeigte Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 und besitzt Beleuchtungsmittel 118, beispielsweise die polierten Enden von Lichtleitfasern. Das Beleuchtungslicht wird von dem Operationsbereich 70 zurück zu einem Kopflinsensystem 112 des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 reflektiert, das alle visuelle Information des Hintergrundbildes sowie von jeglicher innerhalb des beleuchteten Sichtfelds stattfindenden Fluoreszenzentregung trägt.

[0060] Das Kopflinsensystem 112 leitet das in das Kopflinsensystem 112 eintretende Licht in Richtung Bildgebungseinheit 80 weiter, die der in **Fig. 2** gezeigte Kamerakopf 100 sein kann. Alternativ kann die Bildgebungseinheit 80 alle involvierten optischen Elemente umfassen, was eine separate Optikeinheit, wie jene in dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110, überflüssig macht.

[0061] Innerhalb der Bildgebungseinheiten 80 trifft das einfallende Licht zunächst auf einen Teiler 82, der ein Strahlteiler, Strahltrenner oder Prisma sein kann, und der ausgelegt ist, das einfallende Licht in zwei verschiedene Lichtpfade zu separieren, während gleichzeitig eine Wellenlängenauswahlfunktionalität bereitgestellt wird, mit der Licht mit Wellenlängen, die kleiner als eine Grenzwellenlänge sind, beispielsweise 700 nm, zu einem ersten Bildsensor 84 und Licht mit Wellenlängen, die größer als die Grenzwellenlänge sind, zu einem zweiten Bildsensor 86 durchgelassen wird. Der erste Bildsensor 84 ist für sichtbares Licht empfindlich, wohingegen der zweite Bildsensor 86 für Licht im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum empfindlich ist. In der Praxis können sich die empfindlichen Wellenlängenbereiche der beiden Bildsensoren 84, 86 etwas überlappen.

[0062] In dem vorstehend genannten ersten Beleuchtungsmodus erzeugt der zweite Bildsensor

86 ein monochromes Hintergrundbild, wohingegen der erste Bildsensor 84 Fluoreszenzbildsignale im sichtbaren Spektrum erzeugt. In dem zweiten Beleuchtungsmodus ist die Situation umgekehrt und der erste Bildsensor 84 erzeugt eine vollfarbige Hintergrundbildgebung, wohingegen der zweite Bildsensor 86 eine Fluoreszenzbildgebung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum für die Überlagerung erzeugt.

[0063] Bei Fluoreszenzbildgebung ist es wichtig, dass ausgeschlossen wird, dass die Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung zu dem jeweiligen Bildsensor gelangt, der für die Bereitstellung des Fluoreszenzüberlagerungsbildes verantwortlich ist. Derartige reflektiertes Beleuchtungslicht würde jegliches Fluoreszenzsignal überstrahlen, das bei größeren Wellenlängen erzeugt wird und viel schwächer ist. Hierzu wird in der Regel ein Filter verwendet, beispielsweise ein Kerbfilter, der Licht in einem sehr engen Wellenlängenbereich oder mehreren engen Wellenlängenbereichen herausfiltert, der oder die auf die Wellenlänge oder Wellenlängen zentriert ist oder sind, die von den Fluoreszenzlichtquellen 51, 53 erzeugt werden oder werden können. Derartige Filter können sich an verschiedenen Stellen entlang des Beleuchtungspfads befinden.

[0064] Eine erste derartige Stelle ist der Eingang zu dem Kopflinsensystem 112 des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110, wo sich ein Filter 90 befinden kann. Der Filter 90 kann außerhalb oder innerhalb des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 sein. Für den vorstehend beschriebenen ersten Beleuchtungsmodus besitzt der Filter 90 einen Kerbfilter, dessen Bereich um die durch die erste Lichtquelle 51 erzeugten Wellenlängen des sichtbaren Spektrums zentriert ist. Der Filter 90 besitzt für die durch die zweite Lichtquelle 52 erzeugten Wellenlängen keinen anderen Kerbfilterbereich im fernen roten oder nahen infraroten Spektralbereich, da sein Licht zur Hintergrundbeleuchtung und nicht zur Fluoreszenz verwendet wird und den zweiten Bildsensor 86 erreichen muss. Für den zweiten Beleuchtungsmodus ist der Filter 90 ausgerüstet, die von der dritten Lichtquelle 53 erzeugte Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum herauszufiltern. Er kann, muss aber nicht, auch mit einer Filtercharakteristik zum Herausfiltern von Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung im sichtbarem Spektrum ausgerüstet sein, die durch das Ausstrahlungsspektrum der vierten Lichtquelle 54 erzeugt werden oder darin enthalten sein kann.

[0065] Da sich die Filtercharakteristik zwischen dem ersten und zweiten Beleuchtungsmodus ändert, müssen möglicherweise zwei unterschiedliche Filter 90 verwendet werden, insbesondere falls die zweite Lichtquelle 52 selbst eine Fluoreszenz-Anregungslichtquelle ist, wie beispielsweise die dritte Licht-

quelle 53. Dies kann durch verschiedene Mittel erzielt werden. Beispielsweise kann es zwei verschiedene Filter geben, welche die jeweiligen Filtercharakteristiken für den ersten und zweiten Beleuchtungsmodus erzeugen, die durch Anbringen ihres jeweiligen Filters von außen an dem Kopflinsensystem 112 des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 gegeneinander ausgetauscht werden können. Alternativ kann der Filter 90 ein schaltbarer Filter sein, der in dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 umfasst ist, wobei der Filter mit den entsprechenden Filtercharakteristiken für den gewählten Beleuchtungsmodus in den Lichtpfad geschaltet oder gedreht wird. Schließlich kann es zwei oder mehr Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 geben, die jeweils den Filter 90 mit den entsprechenden Filtercharakteristiken für den gewählten Beleuchtungsmodus bereitstellen.

[0066] In gleicher Weise können sich alternativ derartige Filter 91, 92, 93 an unterschiedlichen Stellen befinden, wie beispielsweise am Ausgang des Kopflinsensystems 112, zwischen dem Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 und der Bildgebungseinheit 80 oder am Eingang des Teilers 82 innerhalb der Bildgebungseinheit 80. An jeder dieser Stellen sind die Filter 91, 92 oder 93 entweder austauschbar oder kann es gegebenenfalls mehrere Fluoreszenzbildgebungsadapter 110 mit unterschiedlichen Filtern 94 für unterschiedliche Beleuchtungsmodi geben.

[0067] Es ist auch möglich, Filter 90, 91, 92, 93 an unterschiedlichen Stellen zu verwenden, um unterschiedliche Filtercharakteristiken vorzusehen. Beispielsweise kann Filter 90 innerhalb des Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 einen Kerbfilter für die Fluoreszenz-Anregungsbeleuchtung im sichtbaren Licht zur Verfügung stellen, wohingegen Filter 91 einen Kerbfilter für die Fluoreszenz-Anregungslichtwellenlängen im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum zur Verfügung stellen kann. Beide Filter können in den und aus dem optischen Pfad geschaltet oder gedreht werden, um zwischen den Beleuchtungsmodi umzuschalten, oder Filter 90 kann festgelegt sein.

[0068] Eine letzte Stelle für Filter 94, 95 ist zwischen Teiler 82 und erstem und zweitem Bildsensor 84, 86, wobei Filter 94 dem ersten Bildsensor 84 und Filter 95 dem zweiten Bildsensor 86 zugeordnet ist. An dieser Stelle ist der Filter 94 mit Kerbfiltercharakteristiken für die Fluoreszenz-Anregungslichtwellenlänge im sichtbaren Licht der ersten Lichtquelle 51 versehen, wohingegen der Filter 95 mit Kerbfiltercharakteristiken für die Fluoreszenz-Anregungslichtwellenlängen im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum der dritten Lichtquelle 53 versehen ist. Auch in diesem Fall können einer oder mehrere der Filter 94 und 95 in den und aus dem optischen Pfad zwischen dem Teiler 82 und dem ersten und zweiten Bildsensor 84, 86 geschaltet oder gedreht werden.

[0069] Alternativ kann das System mehrere Bildgebungseinheiten 80 oder jeweils Kameraköpfe 100 aufweisen, die mit unterschiedlichen Sätzen von Filtern 93, 94 und/oder 95 für unterschiedliche Beleuchtungsmodi ausgerüstet sein können.

[0070] Anstelle des Kamerakopfs 100 und Fluoreszenzbildgebungsadapters 110 gilt dasselbe in **Fig. 4** gezeigte Prinzip auch bei anderen medizinischen Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystemen, die Videoendoskope oder Kombinationen von Kameraköpfen mit beispielsweise anderen optischen Einrichtungen, wie beispielsweise Teleskopen, oder anderen Instrumenten, die in ihrer Kombination ein vielseitiges System bilden können, einsetzen.

[0071] 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	Lichtleiterkabelanschlussteil
30	Lichtquellenanschlussteil
33	erstes Ende
34	zweites Ende
35	Anschlussteil für medizinische Bildgebungseinrichtung
50	Lichtquellenanschluss
51	erste Lichtquelle
52	zweite Lichtquelle
53	dritte Lichtquelle
54	vierte Lichtquelle
56	Lichtleitmittel
60	Steuerung

65	Bildprozessor
70	Operationsbereich
80	Bildgebungseinheit
82	Teiler
84	erster Bildsensor
86	zweiter Bildsensor
90 - 95	Filter
100	Kamerakopf
102	Bedienknöpfe
104	Adapter für Aufsatzeinrichtungen
106	Verbindungskabel
110	Fluoreszenzbildgebungsadapter
111	Frontfläche
112	Kopflinsensystem
114	Okulartrichter
116	Lichtleiterkabel
118	Beleuchtungslichtmittel
120	medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem

Patentansprüche

1. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120), aufweisend eine Steuerung (60), mehrere von der Steuerung (60) gesteuerte Lichtquellen (51, 52, 53, 54), mindestens eine Bildgebungseinheit (80, 100), die einen im sichtbaren Lichtspektrum empfindlichen ersten Bildsensor (84) und einen im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum empfindlichen zweiten Bildsensor (86) aufweist, einen von der Steuerung (60) gesteuerten Bildprozessor (65), der ausgelegt ist, Bilddaten von dem ersten Bildsensor (84) und dem zweiten Bildsensor (86) zu empfangen und die Bilddaten zu zusammengesetzten Bildern zu kombinieren, in denen Fluoreszenzbilder Hintergrundbildern überlagert sind, wobei die Steuerung (60) ausgelegt ist, die Lichtquellen (51, 52, 53, 54) und den Bildprozessor (65) gemäß einem ersten Beleuchtungsmodus für mindestens einen ersten vorgegebenen, im sichtbaren Lichtspektrum fluoreszierenden Fluoreszenzfarbstoff zu steuern, der erste Beleuchtungsmodus aufweisend Aktivieren einer ersten Lichtquelle (51) der mehreren Lichtquellen (51, 52, 53, 54), die ausgelegt ist, Anregungslicht für den mindestens einen ersten vorgegebenen Farbstoff im sichtbaren Lichtspektrum zu erzeugen, Aktivieren einer zweiten Lichtquelle (52) der mehreren Lichtquellen (51, 52, 53, 54), die ausgelegt ist,

Licht im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum zu erzeugen, und Steuern des Bildprozessors (65), um Bilddaten von dem ersten Bildsensor (84) den Bilddaten von dem zweiten Bildsensor (86) zu überlagern.

2. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 1, wobei die Steuerung (60) zusätzlich ausgelegt ist, die Lichtquellen (51, 52, 53, 54) und den Bildprozessor (65) gemäß einem zweiten Beleuchtungsmodus für mindestens einen zweiten vorgegebenen, im sichtbaren Lichtspektrum fluoreszierenden Fluoreszenzfarbstoff zu steuern, der zweite Beleuchtungsmodus aufweisend Aktivieren einer dritten Lichtquelle (53) der mehreren Lichtquellen (51, 52, 53, 54), die ausgelegt ist, Anregungslicht für den mindestens einen zweiten vorgegebenen Farbstoff im fernen roten und/oder nahen infraroten Lichtspektrum zu erzeugen, Aktivieren einer vierten Lichtquelle (54) der mehreren Lichtquellen (51, 52, 53, 54), die ausgelegt ist, Weißlichtbeleuchtung zu erzeugen, und Steuern des Bildprozessors (65), um Bilddaten von dem zweiten Bildsensor (86) den Bilddaten von dem ersten Bildsensor (84) zu überlagern.

3. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 1 oder 2, die mindestens eine Bildgebungseinheit (80, 100) aufweisend mindestens einen ersten Filter (90 - 95), der ausgelegt und platziert ist, zu verhindern, dass Anregungslicht von der ersten Lichtquelle (51) den ersten Bildsensor (84) erreicht, und/oder mindestens einen zweiten Filter (90 - 95), der ausgelegt und platziert ist, zu verhindern, dass Anregungslicht von der dritten Lichtquelle (53) den zweiten Bildsensor (86) erreicht.

4. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 3, wobei die zweite Lichtquelle (52) ausgelegt ist, Licht in einem Spektrum auszustrahlen, das zumindest teilweise außerhalb jeglicher durch den mindestens einen zweiten Filter (90 - 95) herausgefilterten Frequenzen liegt.

5. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 3, wobei der erste Filter (90 - 95) und/oder der zweite Filter (90 - 95) angeordnet sind oder ist, jeweils reversibel in einen aus einem Strahlengang für den ersten Sensor (84) und den zweiten Sensor (86) hinein und heraus bewegt zu werden.

6. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 3, wobei in dem ersten Beleuchtungsmodus die Steuerung ausgelegt ist, die dritte Lichtquelle (53) als eine zweite

Lichtquelle (52) zu aktivieren, insbesondere mit einer niedrigen Leistungseinstellung.

7. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 6, wobei entweder die Bildgebungseinheit (80, 100) mindestens einen ersten Filter (90 - 95), jedoch keinen zweiten Filter (90 - 95) aufweist, oder ein zweiter Filter (90 - 95) aus dem Lichtpfad für den zweiten Sensor (86) herausbewegt wird.

8. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Bildgebungseinheit (80, 100) mindestens zwei austauschbare Kameraeinheiten aufweist, eine erste Kameraeinheit mit einem Filter (90 - 95) oder mehreren Filtern (90 - 95), der oder die für den ersten Beleuchtungsmodus ausgelegt und angeordnet ist oder sind, und eine zweite Kameraeinheit mit einem Filter (90 - 95) oder mehreren Filtern (90 - 95), der oder die für den zweiten Beleuchtungsmodus ausgelegt und angeordnet ist oder sind.

9. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Bildgebungseinheit (80) ein Videoskop mit seiner eigenen Bildgebungsoptik und seinen eigenen Bildsensoren ist.

10. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei die Bildgebungseinheit (80, 100) einen oder mehrere der Bildsensoren (84, 86) aufweisende Kameraköpfe (100) und austauschbare optische Einrichtungen aufweist, insbesondere Teleskope für endoskopische Eingriffe und/oder verkürzte Teleskope für offene chirurgische Bildgebung und/oder einen Fluoreszenzbildgebungsadapter (110).

11. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Fluoreszenz-Anregungslichtquellen (51, 53) Laserquellen, schmalbandige LED-Quellen oder eine oder mehrere Xenon-Lichtquellen mit Filtern sind, wobei die Lichtquellen und/oder Filter insbesondere eingestellt sind, vorbestimmte Fluoreszenzfarbstoffe anzuregen.

12. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, aufweisend eine Lichtquelleneinheit, die eine oder mehrere der mehreren Lichtquellen (51, 52, 53, 54) aufweist.

13. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 12, wobei sich die zweite Lichtquelle (52) und/oder die vierte Lichtquelle (54) in der Lichtquelleneinheit (5),

in einem Kamerakopf (100) oder in einem Fluoreszenzbildgebungsadapter (110) befinden oder befindet.

14. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei der mindestens eine erste Filter (90 - 95) und/oder der mindestens eine zweite Filter (90 - 95) ein Einfach-, Doppel- oder Dreifach-Kerbfiler sind oder ist.

15. Medizinisches Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystem (1, 120) nach Anspruch 3, wobei sich mindestens ein Filter (90 - 95) in einem Kamerakopf (100) und/oder einer austauschbaren optischen Einrichtung (110) befindet.

16. Verfahren zur medizinischen Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebung, insbesondere unter Verwendung eines medizinischen Multifarbstoff-Fluoreszenzbildgebungssystems (1, 120) nach einem der Ansprüche 1 bis 15, wobei in einem ersten Beleuchtungsmodus für einen im sichtbaren Spektrum fluoreszierenden ersten vorgegebenen Farbstoff ein erstes schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im sichtbaren Spektrum erzeugt wird und ein zweites schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erzeugt wird, Fluoreszenzbilddaten mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen ersten Bildsensor (84) aufgenommen werden und Hintergrundbilddaten mit einem im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum empfindlichen zweiten Bildsensor (86) aufgenommen werden, wobei die Fluoreszenzbilddaten des sichtbaren Spektrums den Hintergrundbilddaten des fernen roten oder nahen infraroten Spektrums überlagert werden.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei in einem zweiten Beleuchtungsmodus für einen zweiten vorgegebenen, im fernen roten und/oder nahen infraroten Spektrum fluoreszierenden Farbstoff weißes Beleuchtungslicht sowie ein zweites schmalbandiges Fluoreszenzanregungslicht im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum erzeugt wird, Hintergrundbilddaten mit einem im sichtbaren Spektrum empfindlichen ersten Bildsensor (84) aufgenommen werden und Fluoreszenzbilddaten mit einem im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum empfindlichen zweiten Bildsensor (86) aufgenommen werden, wobei die Fluoreszenzbilddaten im fernen roten oder nahen infraroten Spektrum den Hintergrundbilddaten im sichtbaren Spektrum überlagert werden.

18. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, wobei in dem ersten Beleuchtungsmodus Licht mit der Wellenlänge des ersten Fluoreszenzanregungslichts aus auf den ersten Bildsensor (84) auftreffendem Licht herausgefiltert wird, wohingegen Licht mit der

Wellenlänge des zweiten Fluoreszenzanregungslichts auf den zweiten Bildsensor (86) durchgelassen wird.

19. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, wobei in dem zweiten Beleuchtungsmodus Licht mit der Wellenlänge des zweiten Fluoreszenzanregungslichts aus auf den zweiten Bildsensor (86) auftreffendem Licht herausgefiltert wird.

20. Verfahren nach Anspruch 16 oder 17, wobei in dem ersten Beleuchtungsmodus Licht von der zweiten Lichtquelle (52) in einem Wellenlängenbereich erzeugt wird, der zumindest teilweise außerhalb von Fluoreszenz-Anregungswellenlängenbändern liegt, die von auf den zweiten Bildsensor (86) auftreffendem Licht herausgefiltert werden.

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1

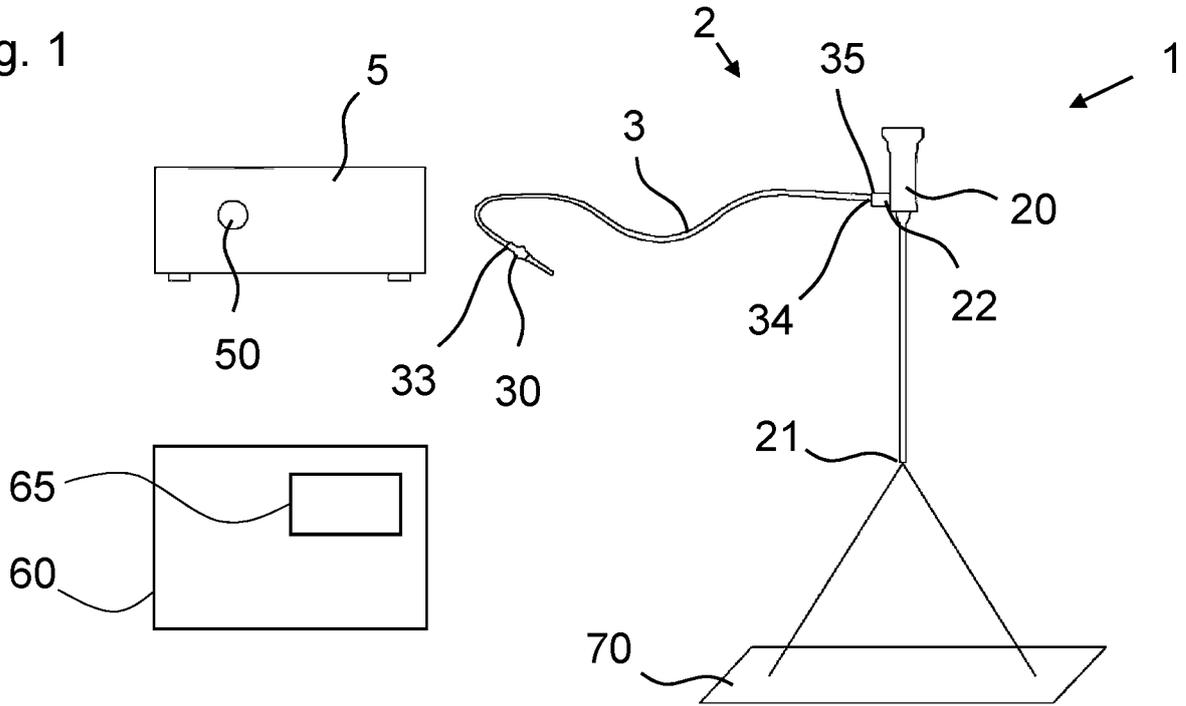


Fig. 2

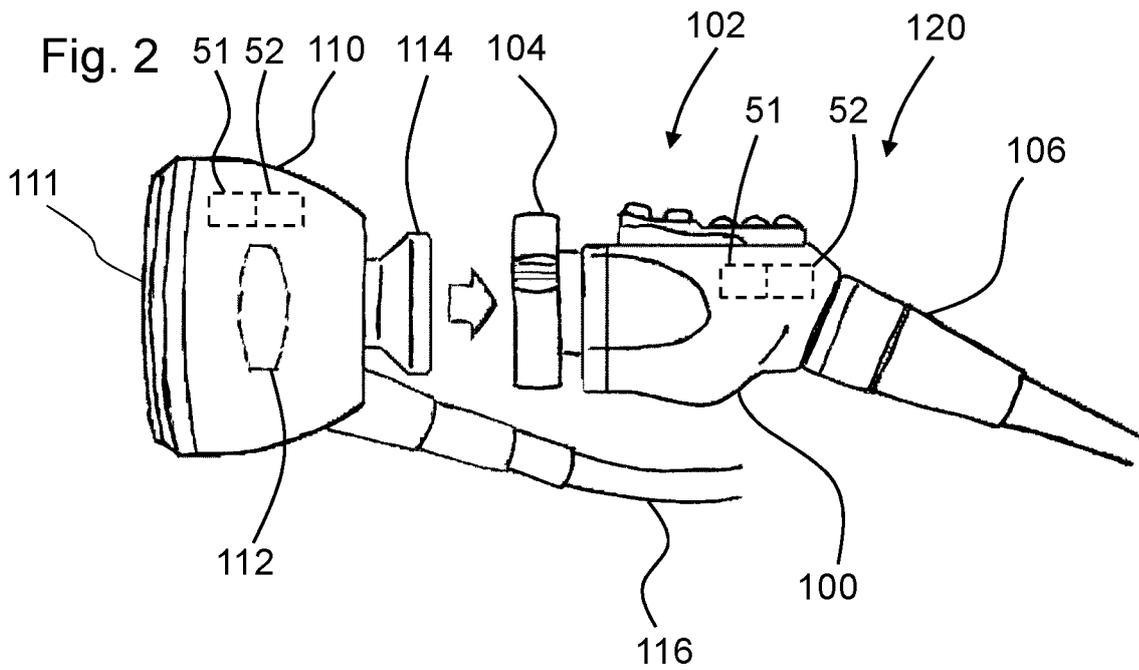


Fig. 3

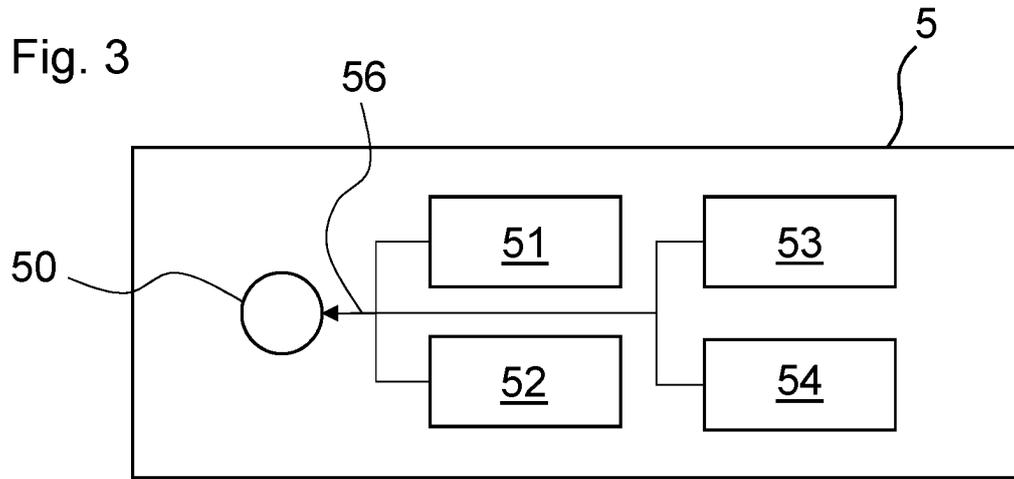


Fig. 4

