



(12) **Veröffentlichung**

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2016/117049**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2015 005 326.3**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2015/051505**
(86) PCT-Anmeldetag: **21.01.2015**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **28.07.2016**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **31.08.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 1/00 (2006.01)**
A61B 1/04 (2006.01)

(71) Anmelder:
Olympus Corporation, Tokyo, JP

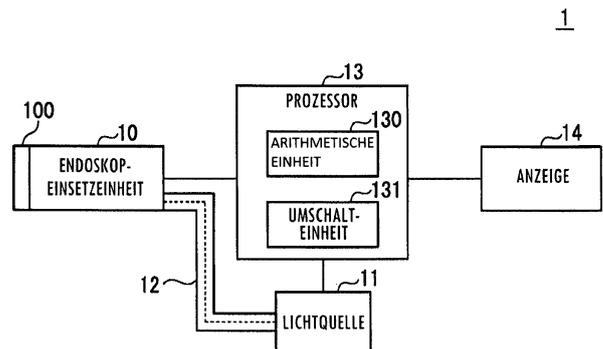
(74) Vertreter:
**Wuesthoff & Wuesthoff, Patentanwälte PartG
mbB, 81541 München, DE**

(72) Erfinder:
Kato, Shuichi, Tokyo, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Endoskopvorrichtung**

(57) Zusammenfassung: Eine Endoskopvorrichtung umfasst eine Lichtquelle, eine Bildgebungseinheit, eine arithmetische Einheit und eine Umschalteinheit. Die Lichtquelle generiert sichtbares Licht und Erregerlicht. Die arithmetische Einheit generiert ein Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß einem ersten Signal und ein Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß einem zweiten Signal und einem dritten Signal. Ein Subjekt wird in einem ersten Zustand mit sichtbarem Licht bestrahlt. Das Subjekt wird in einem zweiten Zustand mit Erregerlicht bestrahlt. Die Bildgebungseinheit umfasst ein Erregerlicht-Kantenfilter, einen ersten Bildsensor und einen zweiten Bildsensor. Das Erregerlicht-Kantenfilter lässt das sichtbare Licht und die Fluoreszenz durch und filtert das Erregerlicht aus. Eine Vielzahl von ersten Photodioden, die in dem ersten Bildsensor enthalten sind, generiert das erste Signal gemäß dem sichtbaren Licht und ein zweites Signal gemäß der Fluoreszenz. Eine Vielzahl von zweiten Photodioden, die in dem zweiten Bildsensor enthalten sind, generiert das dritte Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch die Vielzahl von ersten Photodioden durchgelassen wird.



Beschreibung

TECHNISCHES GEBIET

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Endoskopvorrichtung.

ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK

[0002] Es ist ein Diagnoseverfahren bekannt, um eine Fluoreszenz von einer fluoreszierenden Substanz, die sich in einer Läsion, wie etwa Krebs, angesammelt hat, zu detektieren, und um aus der Helligkeit eines Fluoreszenzbildes gemäß der Fluoreszenz zu bestimmen, ob eine Läsion vorhanden ist oder nicht. Beispielsweise kann eine fluoreszierende Substanz, die als Indocyaningrün (ICG) bezeichnet wird, dem Körper einer Testperson im Voraus verabreicht werden. Die fluoreszierende Substanz wird mit Erregerlicht bestrahlt, das die fluoreszierende Substanz erregt. ICG hat eine Affinität für Läsionen und wird einer Infrarotregion erregt und emittiert eine Fluoreszenz. Ein Endoskop, das in der Lage ist, eine Fluoreszenzbeobachtung auszuführen, ist in der Lage, eine Beobachtung eines Fluoreszenzbildes zusätzlich zu einer normalen Beobachtung, die ein Bild aus sichtbarem Licht verwendet, gemäß dem sichtbaren Licht auszuführen. Ein Endoskop, das in der Lage ist, eine Fluoreszenzbeobachtung auszuführen, wird für die Diagnose verwendet.

[0003] Beispielsweise offenbaren die Patentschrift 1 und die Patentschrift 2 ein Endoskop, das in der Lage ist, eine Fluoreszenzbeobachtung zu ermöglichen. In dem ersten Element der verwandten Technik, die in der Patentschrift 1 offenbart wird, wird eine Testperson mit sichtbarem Licht und Erregerlicht, das durch eine Lichtquellenvorrichtung generiert wird, bestrahlt. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht, die von der Testperson reflektiert werden, und eine Fluoreszenz aus der Erregung, wenn ICG mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, fallen auf eine Objektivlinse ein. Die Objektivlinse ist an einem distalen Endabschnitt einer Endoskop-Einsetzeinheit, die in eine Körperhöhle eingesetzt wird, angeordnet. Eine Bildleitfaser ist in der Endoskop-Einsetzeinheit angeordnet. Ein Kamerakopf ist an einer Oberfläche des hinteren Endes der Bildleitfaser angeordnet. Licht, das von der Objektivlinse über die Bildleitfaser auf den Kamerakopf einfällt, wird durch einen dichroitischen Spiegel in sichtbares Licht, Erregerlicht und Fluoreszenz getrennt. Das sichtbare Licht wird durch einen CCD detektiert. Das Erregerlicht in der Mischung aus dem Erregerlicht und der Fluoreszenz wird durch ein Erregerlicht-Kantenfilter ausgefiltert. Nur wird die Fluoreszenz durch einen anderen CCD detektiert als dem CCD, der das sichtbare Licht detektiert.

[0004] Bei einem zweiten Element der verwandten Technik, die in der Patentschrift 1 offenbart wird, wird nur sichtbares Licht durch eine Lichtquellenvorrichtung bei der Bildgebung mit sichtbarem Licht generiert, und nur Erregerlicht wird durch die Lichtquellenvorrichtung bei der Bildgebung mit Fluoreszenz generiert. Sichtbares Licht, das von einer Testperson reflektiert wird, wird durch einen CCD bei der Bildgebung mit sichtbarem Licht detektiert. Bei der Bildgebung mit Fluoreszenz fallen das Erregerlicht, das von der Testperson reflektiert wird, und die Fluoreszenz, die erregt wird, wenn das ICG mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, auf eine Objektivlinse ein. Das Erregerlicht wird durch ein Erregerlicht-Kantenfilter ausgefiltert. Nur wird die Fluoreszenz durch den gleichen CCD detektiert wie ein CCD, der das sichtbare Licht detektiert.

[0005] Bei einem dritten Element der verwandten Technik, die in der Patentschrift 2 offenbart wird, wird eine Testperson mit sichtbarem Licht und Erregerlicht, das durch eine Lichtquelle generiert wird, bestrahlt. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht, das von der Testperson reflektiert wird, und die Fluoreszenz, die erregt wird, wenn ICG mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, fallen auf einen distalen Endabschnitt eines Endoskops ein. Das Erregerlicht wird durch ein Erregerlicht-Kantenfilter ausgefiltert. Eine Bildgebungsvorrichtung umfasst ein erstes Substrat und ein zweites Substrat, die gestapelt wurden. Das sichtbare Licht wird in einem ersten Substrat detektiert. Das sichtbare Licht wird durch ein Kantenfilter für sichtbares Licht, das zwischen dem ersten Substrat und dem zweiten Substrat angeordnet ist, ausgefiltert. Nur wird die Fluoreszenz in dem zweiten Substrat detektiert.

LITTERATURSTELLEN

Patentschriften

[0006]

Patentschrift 1: Japanische (erteilte) Patentschrift Nr. 3962122

Patentschrift 2: Japanische offengelegte Patentanmeldung, Erste Veröffentlichung Nr. 2014-135535

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

Technisches Problem

[0007] Bei dem ersten Element der verwandten Technik wird für die Trennung des Lichts unter Verwendung eines dichroitischen Spiegels Platz benötigt. Daher ist es schwierig, einen Kamerakopf zu miniaturisieren, an dem ein CCD als Bildsensor montiert ist.

[0008] Bei dem zweiten Element der verwandten Technik werden die Fluoreszenz und das sichtbare Licht durch den gleichen CCD detektiert. Daher ist kein dichroitischer Spiegel notwendig. Da jedoch die Fluoreszenz schwach ist, ist eine größere Pixelgröße für eine empfindliche Detektion der Fluoreszenz notwendig. D. h. da die Anzahl von Pixeln verringert wird, nimmt die Auflösung ab. Dadurch verschlechtert sich die Bildqualität eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß einem Ergebnis der Detektion des sichtbaren Lichts erheblich. Wenn dagegen diese große Pixelgröße eingehalten wird, nämlich wenn die Anzahl von Pixeln eingehalten wird, ist der Bildsensor größer. Daher ist es schwierig, eine Bildgebungseinheit zu miniaturisieren, an welcher der Bildsensor (ein distaler Endabschnitt einer Endoskop-Einsetzeinheit) montiert ist. Falls die Detektion des sichtbaren Lichts priorisiert wird, wird eine Pixelgröße bewahrt. Eine hochempfindliche Detektion der Fluoreszenz ist jedoch schwierig.

[0009] Bei dem dritten Element der verwandten Technik ist ein dichroitischer Spiegel unnötig. Das sichtbare Licht und die Fluoreszenz werden in verschiedenen Substraten detektiert. Daher wirkt sich die Ausführung einer hochempfindlichen Fluoreszenzdetektion, insbesondere durch Erhöhen einer Pixelgröße, nicht auf die Qualität eines Bildes aus sichtbarem Licht aus. Mindestens ein erstes Substrat und ein Kantenfilter für sichtbares Licht sind jedoch optisch vor einem zweiten Substrat angeordnet, das die Fluoreszenz detektiert. Da diese eine schwache Fluoreszenz dämpfen und weiter schwächen, ist die Fluoreszenzdetektion in dem zweiten Substrat schwierig. Falls eine Pixelgröße des zweiten Substrats erhöht wird, um dieses Problem zu lösen, verschlechtert sich die Bildqualität eines Fluoreszenzbildes gemäß einem Ergebnis der Detektion der Fluoreszenz stark. Dadurch ist es schwierig, die Position einer Läsion zu identifizieren.

[0010] Wie zuvor beschrieben, ist es bei den ersten bis dritten Elementen der verwandten Technik schwierig, sowohl eine kleine Größe einer Region (Bildgebungseinheit), in der ein Bildsensor montiert ist, als auch eine hochgenaue (hochempfindliche oder hochauflösende) Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts zu erreichen.

[0011] Die vorliegende Erfindung stellt eine Endoskopvorrichtung bereit, bei der sowohl eine kleine Größe einer Bildgebungseinheit als auch eine hochgenaue Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts erreichbar sind.

Problemlösung

[0012] Gemäß einem ersten Aspekt der vorliegenden Erfindung umfasst eine Endoskopvorrichtung eine Lichtquelle, eine Bildgebungseinheit, eine arithmetische Einheit und eine Umschalteinheit. Die Lichtquelle ist konfiguriert, um sichtbares Licht und Erregerlicht zu generieren. Die arithmetische Einheit ist konfiguriert, um ein Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß einem ersten Signal und ein Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß einem zweiten Signal und einem dritten Signal zu generieren. Die Umschalteinheit ist konfiguriert, um zwischen einem ersten Zustand und einem zweiten Zustand umzuschalten. Ein Subjekt wird in dem ersten Zustand mit dem sichtbaren Licht bestrahlt. Das Subjekt wird in dem zweiten Zustand mit dem Erregerlicht bestrahlt. Die Bildgebungseinheit umfasst ein Erregerlicht-Kantenfilter, einen ersten Bildsensor und einen zweiten Bildsensor. Das Erregerlicht-Kantenfilter ist konfiguriert, um das sichtbare Licht, das von dem Subjekt reflektiert wird, wenn das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt wird, durchzulassen, die Fluoreszenz, die generiert wird, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, durchzulassen und das Erregerlicht, das von dem Subjekt reflektiert wird, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, auszufiltern. Der erste Bildsensor umfasst die Vielzahl der ersten Photodioden. Die Vielzahl von ersten Photodioden ist konfiguriert, um das erste Signal gemäß dem sichtbaren Licht, das durch das Erregerlicht-Kantenfilter durchgelassen wird, und das zweite Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch das Erregerlicht-Kantenfilter durchgelassen wird, zu generieren. Der zweite Bildsensor umfasst eine Vielzahl von zweiten Photodioden. Die Vielzahl der zweiten Photodioden ist konfiguriert, um das dritte Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch die Vielzahl von ersten Photodioden durchgelassen wird, zu generieren.

[0013] Gemäß einem zweiten Aspekt der vorliegenden Erfindung ist bei dem ersten Aspekt eine Größe jeder der Vielzahl von zweiten Photodioden größer als eine Größe jeder der Vielzahl von ersten Photodioden.

[0014] Gemäß einem dritten Aspekt der vorliegenden Erfindung können sich bei dem zweiten Aspekt zwei oder mehrere der ersten Photodioden und eine der zweiten Photodioden überlappen. Die Fluoreszenz, die durch die zwei oder mehreren der ersten Photodioden durchgelassen wird, kann auf die eine der zweiten Photodioden einfallen.

[0015] Gemäß einem vierten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die arithmetische Einheit konfiguriert sein, um das Signal eines Fluoreszenzbildes durch Berechnen von Pixelwerten, die jeweiligen Regionen der Vielzahl der zweiten Photodioden entsprechen, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal zu generieren.

[0016] Gemäß einem fünften Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die arithmetische Einheit konfiguriert sein, um das Signal eines Fluoreszenzbildes durch Berechnen von Pixelwerten, die jeweiligen Regionen der Vielzahl der ersten Photodioden entsprechen, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal zu generieren.

[0017] Gemäß einem sechsten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die arithmetische Einheit konfiguriert sein, um eine Berechnung gemäß mindestens einem von dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und dem Signal eines Fluoreszenzbildes auszuführen, so dass eine Anzahl von Pixeln in dem Signal eines Fluoreszenzbildes, die einem Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, übereinstimmt, wenn die Anzahl von Pixeln in dem Signal eines Fluoreszenzbildes, die dem einen Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, unterschiedlich ist. Die arithmetische Einheit kann konfiguriert sein, um das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes, an dem die Berechnung erfolgt, zu überlagern.

[0018] Gemäß einem siebten Aspekt der vorliegenden Erfindung sind bei dem sechsten Aspekt die Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind, änderbar.

[0019] Gemäß einem achten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem siebten Aspekt die arithmetische Einheit konfiguriert sein, um die Gewichtungen gemäß dem Pixelwert des Signals eines Fluoreszenzbildes zu bestimmen.

[0020] Gemäß einem neunten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem siebten Aspekt die arithmetische Einheit die Gewichtungen gemäß einer Anweisung von einem Benutzer bestimmen.

[0021] Gemäß einem zehnten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem sechsten Aspekt die arithmetische Einheit konfiguriert sein, um das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht zu verwenden, das einem Bild entspricht, in dem Licht, das eine relativ längere Wellenlänge aufweist, hervorgehoben wird, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind.

[0022] Gemäß einem elften Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die Umschalteneinheit konfiguriert sein, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten. Eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, kann die gleiche sein wie eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

[0023] Gemäß einem zwölften Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die Umschalteneinheit konfiguriert sein, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten. Eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, kann größer sein als eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

[0024] Gemäß einem dreizehnten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt die Umschalteneinheit konfiguriert sein, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten. Eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, kann länger sein als eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

[0025] Gemäß einem vierzehnten Aspekt der vorliegenden Erfindung kann bei dem ersten Aspekt eine Empfindlichkeit des zweiten Bildsensors für Nahinfrarotlicht höher als eine Empfindlichkeit des ersten Bildsensors für Nahinfrarotlicht sein.

Vorteilhafte Wirkungen der Erfindung

[0026] Gemäß jedem der obigen Aspekte sind die Vielzahl von ersten Photodioden und die Vielzahl von zweiten Photodioden in verschiedenen Bildsensoren angeordnet. Da eine Größe jeder der Vielzahl von ersten Photodioden eingestellt werden kann, um kleiner zu sein als eine Größe jeder der Vielzahl von zweiten Photodioden, ist es möglich, eine hochauflösende Detektion des sichtbaren Lichts auszuführen. Da der erste Bildsensor und der zweite Bildsensor gestapelt sind, ist keine Lichttrennung unter Verwendung eines dichroitischen Spiegels oder dergleichen notwendig, und eine kleine Größe für die Bildgebungseinheit kann erreicht werden. Ferner wird das Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß zwei Bildsensorsignalen (dem zweiten Signal, das von dem ersten Bildsensor generiert wird, und dem dritten Signal, das von dem zweiten Bildsensor generiert wird) generiert. Es ist möglich, eine hochempfindliche Detektion der Fluoreszenz durchzuführen. Entsprechend ist es möglich, sowohl eine kleine Größe für die Bildgebungseinheit als auch eine hochgenaue Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts zu erreichen.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0027] Es zeigen:

[0028] Fig. 1 ein Blockdiagramm, das eine Konfiguration einer Endoskopvorrichtung gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0029] Fig. 2 ein Blockdiagramm, das eine Konfiguration einer Bildgebungseinheit gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0030] Fig. 3 ein schematisches Diagramm, das eine Vielzahl von ersten Photodioden, die in einem ersten Bildsensor enthalten sind, und eine Vielzahl von zweiten Photodioden, die in einem zweiten Bildsensor enthalten sind, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0031] Fig. 4 ein schematisches Diagramm, das eine Vielzahl von ersten Photodioden, die in einem ersten Bildsensor enthalten sind, und eine Vielzahl von zweiten Photodioden, die in einem zweiten Bildsensor enthalten sind, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0032] Fig. 5 ein schematisches Diagramm, das eine Vielzahl von ersten Photodioden, die in einem ersten Bildsensor enthalten sind, und eine Vielzahl von zweiten Photodioden, die in einem zweiten Bildsensor enthalten sind, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0033] Fig. 6 ein schematisches Diagramm, das Pixelwerte eines Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und eines Signals eines Fluoreszenzbildes in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0034] Fig. 7 ein schematisches Diagramm, das Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0035] Fig. 8 ein schematisches Diagramm, das Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0036] Fig. 9 ein schematisches Diagramm, das Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0037] Fig. 10 ein Blockdiagramm, das eine Konfiguration einer Endoskopvorrichtung gemäß einem Änderungsbeispiel der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0038] Fig. 11 ein Referenzdiagramm, das einen Zustand, in dem das Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht erfolgt, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0039] Fig. 12 ein Referenzdiagramm, das einen Zustand, in dem das Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht erfolgt, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

[0040] Fig. 13 ein Referenzdiagramm, das einen Zustand, in dem das Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht erfolgt, in der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

BESCHREIBUNG DER AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0041] Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden mit Bezug auf die Zeichnungen beschrieben. Fig. 1 zeigt eine Konfiguration einer Endoskopvorrichtung **1** einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Wie Fig. 1 gezeigt, umfasst die Endoskopvorrichtung **1** eine Endoskop-Einsetzeinheit **10**, eine Lichtquelle **11**, einen Lichtwellenleiter **12**, einen Prozessor **13** und eine Anzeige **14**. Die Endoskop-Einsetzeinheit **10** umfasst eine Bildgebungseinheit **100**, die in einem distalen Endabschnitt bereitgestellt wird.

[0042] Die Endoskop-Einsetzeinheit **10** wird in ein Subjekt (Testobjekt) eingesetzt. Die Lichtquelle **11** generiert sichtbares Licht und Erregerlicht, das eine Längenwelle aufweist, die länger als eine Wellenlänge des sichtbaren Lichts ist. Beispielsweise umfasst die Lichtquelle **11** eine erste Lichtquelle, die das sichtbare Licht generiert, und eine zweite Lichtquelle, die das Erregerlicht generiert. Die Lichtquelle **11** kann in der Bildgebungseinheit **100** angeordnet sein. Der Lichtwellenleiter **12** leitet das sichtbare Licht und das Erregerlicht, das durch die Lichtquelle **11** generiert wird, zu der Endoskop-Einsetzeinheit **10**.

[0043] Der Prozessor **13** umfasst eine arithmetische Einheit **130** und eine Umschalteinheit **131**. Die arithmetische Einheit **130** generiert ein Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß einem ersten Signal und ein Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß einem zweiten Signal und einem dritten Signal. Das erste Signal ist ein Signal, das durch die Bildgebungseinheit **100** generiert wird, wenn das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt wird. Das zweite Signal und das dritte Signal sind Signale, die durch die Bildgebungseinheit **100** generiert werden, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird.

[0044] Die Umschalteinheit **131** schaltet zwischen einem ersten Zustand und einem zweiten Zustand um. In dem ersten Zustand wird das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt. In dem zweiten Zustand wird das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt. Die Umschalteinheit **131** steuert das Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht, und das Subjekt wird mit dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht im Zeitmultiplex-Verfahren bestrahlt.

[0045] Die Anzeige **14** zeigt ein Bild aus sichtbarem Licht gemäß dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, das durch die arithmetische Einheit **130** generiert wird, und ein Fluoreszenzbild gemäß dem Signal eines Fluoreszenzbildes, das durch die arithmetische Einheit **130** generiert wird, an. Die Anzeige **14** kann ein Bild gemäß einem überlagerten Bildsignal, in dem das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind, anzeigen.

[0046] Fig. 2 zeigt eine Konfiguration einer Endoskop-Bildgebungseinheit **100**, die an einem distalen Endabschnitt der Einsetzeinheit **10** angeordnet ist. Wie in Fig. 2 gezeigt, umfasst die Bildgebungseinheit **100** eine Linse **101**, ein Erregerlicht-Kantenfilter **102**, einen ersten Bildsensor **103** und einen zweiten Bildsensor **104**. Ferner ist der Lichtwellenleiter **12** innerhalb der Bildgebungseinheit **100** angeordnet. Das Subjekt wird mit dem sichtbaren Licht bestrahlt, und das Erregerlicht wird durch den Lichtwellenleiter **12** von einer distalen Endfläche der Bildgebungseinheit **100** aus auf die Bildgebungseinheit **100** gestrahlt. Der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** sind gestapelt.

[0047] Die Linse **101** sammelt Licht von der Testobjekt. Das Licht, das durch die Linse **101** geht, fällt auf das Erregerlicht-Kantenfilter **102** ein. Das Erregerlicht-Kantenfilter **102** lässt das sichtbare Licht, das von dem Subjekt reflektiert wird, durch, wenn das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt wird. Ferner lässt das Erregerlicht-Kantenfilter **102** die Fluoreszenz durch, die generiert wird, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird. Ferner filtert das Erregerlicht-Kantenfilter **102** das Erregerlicht, das von dem Subjekt reflektiert wird, aus, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird.

[0048] Der erste Bildsensor **103** umfasst eine Vielzahl von ersten Photodioden. Die Vielzahl von ersten Photodioden generiert ein erstes Signal gemäß dem sichtbaren Licht, das durch das Erregerlicht-Kantenfilter **102** durchgelassen wird, und ein zweites Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch das Erregerlicht-Kantenfilter **102** durchgelassen wird. Der erste Bildsensor **103** führt eine Bildgebung aus, um ein erstes Signal und ein zweites Signal zu generieren. Da das Subjekt mit dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht im Zeitmultiplex-Verfahren bestrahlt wird, generiert der erste Bildsensor **103** das erste Signal und das zweite Signal im Zeitmultiplex-Verfahren.

[0049] Der zweite Bildsensor **104** umfasst eine Vielzahl von zweiten Photodioden. Die Vielzahl von zweiten Photodioden generiert ein drittes Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch die Vielzahl von ersten Photodioden durchgelassen wird. Der zweite Bildsensor **104** führt eine Bildgebung aus, um ein drittes Signal zu generieren.

[0050] Wie zuvor beschrieben, sind eine Vielzahl von ersten Photodioden zum Detektieren des sichtbaren Lichts und der Fluoreszenz und eine Vielzahl von zweiten Photodioden zum Detektieren der Fluoreszenz in verschiedenen Bildsensoren angeordnet. Es ist möglich, die Anzahl der Vielzahl von ersten Photodioden unabhängig von der Größe der Vielzahl von zweiten Photodioden zu erhöhen. Es ist möglich, eine hochauflösende Detektion mit dem sichtbaren Licht auszuführen. Da der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** gestapelt sind, ist keine Lichttrennung unter Verwendung eines dichroitischen Spiegels oder dergleichen notwendig, und es kann eine kleine Größe für die Bildgebungseinheit **100** erreicht werden.

[0051] Ferner wird das Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß dem zweiten Signal, das durch den ersten Bildsensor **103** generiert wird, und dem dritten Signal, das durch den zweiten Bildsensor **104** generiert wird, generiert. Es ist möglich, eine hochempfindliche Detektion für die Fluoreszenz auszuführen. Es ist möglich, sowohl eine kleine Größe für die Bildgebungseinheit **100** als auch eine hochgenaue Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts zu erreichen.

[0052] Fig. 3 zeigt eine Vielzahl von ersten Photodioden **1030**, die in dem ersten Bildsensor **103** enthalten sind, und eine Vielzahl von zweiten Photodioden **1040**, die in dem zweiten Bildsensor **104** enthalten sind. Wie in Fig. 3 gezeigt, sind der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** gestapelt. Die Vielzahl von ersten Photodioden **1030** ist in einer Matrixform angeordnet. Die Vielzahl von zweiten Photodioden **1040** ist in einer Matrixform angeordnet. Die jeweiligen Größen (Flächen) der Vielzahl von ersten Photodioden **1030** sind anders als die jeweiligen Größen (Flächen) der Vielzahl von zweiten Photodioden **1040**. Die Anzahl der Vielzahl von ersten Photodioden **1030** ist anders als die Anzahl der Vielzahl von zweiten Photodioden **1040**.

[0053] Es sind Farbfilter an den Oberflächen der Vielzahl von ersten Photodioden **1030** angeordnet. Beispielsweise sind ein R-Farbfilter, das Licht mit roten (R) Wellenlängen durchlässt, ein G-Farbfilter, das Licht mit grünen (G) Wellenlängen durchlässt, und ein B-Farbfilter, das Licht mit blauen (B) Wellenlängen durchlässt, angeordnet. Die Anordnung der R-Farbfilter, der G-Farbfilter und der B-Farbfilter ist eine Bayer-Matrix.

[0054] Die Größe jeder der Vielzahl von zweiten Photodioden **1040** ist größer als die Größe jeder der Vielzahl von ersten Photodioden **1030**. Es ist möglich, eine hochempfindliche Fluoreszenzdetektion zu erreichen, ohne Zugeständnisse bei der Auflösung der Detektion von sichtbarem Licht zu machen.

[0055] Zwei oder mehrere der ersten Photodioden **1030** und eine der zweiten Photodioden **1040** überlappen sich. Die Fluoreszenz, die durch zwei oder mehrere der ersten Photodioden **1030** durchgelassen wird, fällt auf eine der zweiten Photodioden **1040** ein. In Fig. 3 überlappen sich vier der ersten Photodioden **1030** und eine der zweiten Photodioden **1040**. Ferner fällt die Fluoreszenz, die durch vier der ersten Photodioden **1030** durchgelassen wird, auf eine der zweiten Photodioden **1040** ein. In dem zweiten Bildsensor **104** ist es möglich, die Fluoreszenz, die durch den ersten Bildsensor **103** durchgelassen wird, effizient zu empfangen.

[0056] Es wird Verfahren zum Generieren eines Signals eines Fluoreszenzbildes beschrieben. Bei einem ersten Verfahren zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes berechnet die arithmetische Einheit **130** einen Pixelwert, der jeder Region der Vielzahl von zweiten Photodioden **1040** entspricht, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal, um das Signal eines Fluoreszenzbildes zu generieren.

[0057] Fig. 4 zeigt eine Vielzahl von ersten Photodioden **1030** und eine Vielzahl von zweiten Photodioden **1040**, ähnlich wie Fig. 3. Wenn ein Subjekt mit Erregerlicht bestrahlt wird, wird in dem Subjekt Fluoreszenz generiert. Da das Erregerlicht durch das Erregerlicht-Kantenfilter **102** ausgefiltert wird, fällt die Fluoreszenz auf den ersten Bildsensor **103** ein. Ein Teil der Fluoreszenz wird durch die Vielzahl von ersten Photodioden

1030 absorbiert. Der andere Teil der Fluoreszenz wird durch den ersten Bildsensor **103** durchgelassen und fällt auf den zweiten Bildsensor **104** ein.

[0058] In **Fig. 4** sind sechszehn erste Photodioden **1030** gezeigt. Die Werte (Pixelwerte) der zweiten Signale, die durch die sechszehn ersten Photodioden **1030** generiert werden, sind jeweils R1_IR bis R4_IR, Gr1_IR bis Gr4_IR, Gb1_IR bis Gb4_IR und B1_IR bis B4_IR.

[0059] In **Fig. 4** sind vier zweite Photodioden **1040** gezeigt. Die Werte (Pixelwerte) der dritten Signale, die durch die vier zweiten Photodioden **1040** generiert werden, sind jeweils IR1 bis IR4.

[0060] Beispielsweise berechnet die arithmetische Einheit **130** einen Pixelwert S_IR1 eines Signals eines Fluoreszenzbildes, das der zweiten Photodiode **1040a** entspricht, unter Verwendung von Gleichung (1).

$$S_IR1 = IR1 + R1_IR + Gr1_IR + B1_IR + Gb1_IR \quad (1)$$

[0061] In Gleichung (1) wird ein Berechnungsergebnis (R1_IR + Gr1_IR + B1_IR + Gb1_IR) des zweiten Signals, das jeder der vier ersten Photodioden **1030** entspricht, zu dem dritten Signal (IR1), das der zweiten Photodiode **1040a** entspricht, addiert. In Gleichung (1) ist die Berechnung des zweiten Signals eine Additionsberechnung. Die Berechnung des zweiten Signals kann jedoch eine andere Berechnung als die Additionsberechnung sein. Der Pixelwert des Signals eines Fluoreszenzbildes, das den zweiten Photodioden **1040** entspricht, die anders als die zweite Photodiode **1040a** sind, wird durch die gleiche Berechnung wie in Gleichung (1) berechnet.

[0062] Bei dem ersten Verfahren zum Generieren eines Signals eines Fluoreszenzbildes wird die Empfindlichkeit der Fluoreszenzdetektion verbessert.

[0063] Bei einem zweiten Verfahren zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes berechnet die arithmetische Einheit **130** den Pixelwert, welcher der Region jeder der Vielzahl von ersten Photodioden **1030** entspricht, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal, um ein Signal eines Fluoreszenzbildes zu generieren.

[0064] **Fig. 5** zeigt eine Vielzahl von ersten Photodioden **1030** und eine Vielzahl von zweiten Photodioden **1040**, ähnlich wie **Fig. 3**. In **Fig. 5** sind sechszehn erste Photodioden **1030** und vier zweite Photodioden **1040** gezeigt. Die Werte (Pixelwerte) der zweiten Signale, die durch die sechszehn ersten Photodioden **1030** generiert werden, und die Werte (Pixelwerte) der dritten Signale, die durch die vier zweiten Photodioden **1040** generiert werden, sind die gleichen wie die Werte, die mit Bezug auf **Fig. 4** beschrieben wurden.

[0065] Beispielsweise berechnet die arithmetische Einheit **130** einen Pixelwert S_R1 des Signals eines Fluoreszenzbildes, das der ersten Photodiode **1030a** entspricht, unter Verwendung von Gleichung (2). In Gleichung (2) ist n1 ein Korrekturparameter. Beispielsweise kann ein Wert von n1 ein Wert sein, der einem Transmissionsgrad des Farbfilters bezüglich der Fluoreszenz entspricht.

$$S_R1 = IR1 + R1_IR \times n1 \quad (2)$$

[0066] In Gleichung (2) wird ein Berechnungsergebnis (R1_IR × n1) des zweiten Signals, das der ersten Photodiode **1030a** entspricht, zu dem dritten Signal (IR1), das einer zweiten Photodiode **1040** entspricht, addiert. In Gleichung (2) ist die Berechnung des zweiten Signals eine Multiplikationsberechnung. Die Berechnung des zweiten Signals kann eine andere Berechnung als die Multiplikationsberechnung sein. Ein Pixelwert des Signals eines Fluoreszenzbildes, das den ersten Photodioden **1030** entspricht, die anders als die erste Photodiode **1030a** ist, wird durch die gleiche Berechnung wie in Gleichung (2) berechnet.

[0067] Bei dem zweiten Verfahren zum Generieren eines Signals eines Fluoreszenzbildes wird die Empfindlichkeit der Fluoreszenzdetektion verbessert. Da die Größe der ersten Photodiode **1030** kleiner als die Größe der zweiten Photodiode **1040** ist, können mehrere der ersten Photodioden **1030** als die zweiten Photodioden **1040** angeordnet sein. Bei dem zweiten Verfahren zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes wird eine Auflösung des Signals eines Fluoreszenzbildes im Vergleich zu dem ersten Verfahren zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes verbessert.

[0068] Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes können überlagert werden. Es wird ein Verfahren zum Überlagern des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht mit dem Signal eines Fluoreszenzbildes beschrieben.

[0069] Eine Vielzahl von Pixeln, die das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß dem Signal gemäß dem sichtbarem Licht, das durch die Vielzahl von ersten Photodioden **1030** generiert wird, bilden, wird als die Vielzahl von ersten Pixeln definiert. Eine Vielzahl von Pixeln, die das Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß einem Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch die Vielzahl von ersten Photodioden **1030** und die Vielzahl von zweiten Photodioden **1040** generiert wird, bilden, wird als die Vielzahl von zweiten Pixeln definiert. Beispielsweise ist der Pixelwert des zweiten Pixels ein Wert, der unter Verwendung der gleichen Berechnung wie in Gleichung (1) oder (2) berechnet wird. Für den Fall, dass die Anzahl von zweiten Pixeln, die dem ersten Pixel entsprechen, anders ist (ungleich 1), führt die arithmetische Einheit **130** eine Berechnung gemäß mindestens einem von dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und dem Signal eines Fluoreszenzbildes derart aus, dass die Anzahl übereinstimmt (gleich 1 ist). Die arithmetische Einheit **130** überlagert das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes, an dem die Berechnung ausgeführt wurde.

[0070] Es wird ein erstes Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes beschrieben. **Fig. 6** zeigt Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes bei dem ersten Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes.

[0071] In **Fig. 6** sind einige der Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes stellvertretend gezeigt, und nicht alle Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes werden gezeigt. In **Fig. 6** sind die Pixelwerte (IR1 bis IR4) von vier zweiten Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes gezeigt. Ferner sind in **Fig. 6** die Pixelwerte (R, G, G, B) der vier ersten Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht gezeigt. Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht weist die Pixelwerte der ersten Pixel der jeweiligen Farben auf, die eine Bayer-Matrix bilden.

[0072] Beispielsweise werden die Pixelwerte der zweiten Pixel des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung des zweiten Verfahrens zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes, das in **Fig. 5** gezeigt ist, und Gleichung (2) generiert. Ein Kantenschärfungsprozess kann an dem Signal eines Fluoreszenzbildes ausgeführt werden.

[0073] Beispielsweise kann ein Entmosaikieren an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt werden. Beim Entmosaikieren werden die Pixelwerte der vier ersten Pixel, die in **Fig. 6** gezeigt sind, und die Pixelwerte der Vielzahl von ersten Pixeln, welche die vier ersten Pixel umgeben, verwendet. Der Pixelwert für jede Farbe, welche die Bayer-Matrix bilden, wird durch Entmosaikieren interpoliert. In **Fig. 6** umfasst das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, die Pixelwerte (R1 bis R4) der vier ersten Pixel, die Rot (R) entsprechen, die Pixelwerte (G1 bis G4) der vier ersten Pixel, die Grün (G) entsprechen, und die Pixelwerte (B1 bis B4) der vier ersten Pixel, die Blau (B) entsprechen. In dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, weist der Pixelwert des ersten Pixels, der jedem der ersten Pixel entspricht, einen Pixelwert jeder Farbe auf.

[0074] Das Entmosaikieren gleicht die Anzahl von Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes, das einem Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, aus. Eine Weißabgleichverarbeitung, ein Kantenschärfungsprozess oder dergleichen kann an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt werden, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde.

[0075] Die arithmetische Einheit **130** überlagert das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, um ein überlagertes Bildsignal zu generieren. Beispielsweise kann die arithmetische Einheit **130** die Pixelwerte R1', G1' und B1' des Signals des überlagerten Bildes, das einem ersten Pixel entspricht, unter Verwendung der Gleichungen (3) bis (5) berechnen. In den Gleichungen (3) bis (5), ist α ein Gewichtungskoeffizient zum Bestimmen der Proportionen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes. In den Gleichungen (3) bis (5), sind β_r , β_g und β_b Koeffizienten zum Bestimmen einer Proportion des Signals eines Fluoreszenzbildes für jede Farbe. Falls beispielsweise β_r gleich 0, β_g gleich 1 und β_b gleich 0 ist, wird die Fluoreszenz in einem Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal in Grün angezeigt.

$$R1' = \alpha \times R1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_r \quad (3)$$

$$G1' = \alpha \times G1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_g \quad (4)$$

$$B1' = \alpha \times B1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_b \quad (5)$$

[0076] Ein Pixelwert des Signals des überlagerten Bildes, der den anderen ersten Pixeln entspricht, wird unter Verwendung der gleichen Berechnung wie in den Gleichungen (3) bis (5) berechnet.

[0077] Durch das Überlagern des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes, ist es möglich, eine Emissionsposition der Fluoreszenz, d. h. eine Position einer Läsion, in einem Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal anzuzeigen. Daher ist es für einen Benutzer, der das Bild betrachtet, einfach, die Position der Läsion zu identifizieren.

[0078] Es wird ein zweites Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes beschrieben. **Fig. 7** zeigt die Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes in dem zweiten Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes.

[0079] In **Fig. 7** werden einige der Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes stellvertretend gezeigt, und nicht alle Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes sind gezeigt. In **Fig. 7** ist ein Pixelwert (IR) eines zweiten Pixels des Signals eines Fluoreszenzbildes gezeigt. Ferner sind in **Fig. 7** die Pixelwerte (R, G, G, B) der vier ersten Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht gezeigt. Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht weist Pixelwerte der ersten Pixel der jeweiligen Farben auf, die eine Bayer-Matrix bilden. Beispielsweise können die Pixelwerte der zweiten Pixel des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung des ersten Verfahrens zum Generieren des in **Fig. 4** gezeigten Signals eines Fluoreszenzbildes und Gleichung (1) generiert werden.

[0080] Beispielsweise wird das Entmosaikieren an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt. In **Fig. 7** umfasst das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, die Pixelwerte (R1 bis R4) der vier ersten Pixel, die Rot (R) entsprechen, die Pixelwerte (G1 bis G4) der vier ersten Pixel, die Grün (G) entsprechen, und die Pixelwerte (B1 bis B4) der vier ersten Pixel, die Blau (B) entsprechen. In dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, weist der Pixelwert des ersten Pixels, der jedem der ersten Pixel entspricht, einen Pixelwert jeder Farbe auf.

[0081] Beispielsweise wird ein Pixelmischen an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde. Beim Pixelmischen werden die Pixelwerte für die jeweiligen Farben gemischt. In **Fig. 7** umfasst das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Pixelmischen ausgeführt wurde, einen Pixelwert (R5) des ersten Pixels, der Rot (R) entspricht, einen Pixelwert (G5) des ersten Pixels, der Grün (G) entspricht, und einen Pixelwert (B5) des ersten Pixels, der Blau (B) entspricht.

[0082] Die Anzahl von Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes, die einem Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, wird durch das Pixelmischen ausgeglichen.

[0083] Die arithmetische Einheit **130** überlagert das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes, nachdem das Pixelmischen ausgeführt wurde, um ein überlagertes Bildsignal zu generieren. Beispielsweise berechnet die arithmetische Einheit **130** die Pixelwerte R5', G5' und B5' des Signals des überlagerten Bildes, die einem ersten Pixel entsprechen, unter Verwendung der Gleichungen (6) bis (8). In den Gleichungen (6) bis (8), ist α ein Gewichtungskoeffizient zum Bestimmen der Proportionen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes. In den Gleichungen (6) bis (8) sind β_r , β_g und β_b Koeffizienten zum Bestimmen einer Proportion des Signals eines Fluoreszenzbildes für jede Farbe.

$$R5' = \alpha \times R5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_r \quad (6)$$

$$G5' = \alpha \times G5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_g \quad (7)$$

$$B5' = \alpha \times B5 + (1 - \alpha) \times IR \times \beta_b \quad (8)$$

[0084] Ein Pixelwert des Signals des überlagerten Bildes, der den anderen ersten Pixeln entspricht, wird unter Verwendung der gleichen Berechnung wie in den Gleichungen (6) bis (8) berechnet.

[0085] Es wird ein drittes Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes beschrieben. **Fig. 8** zeigt die Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes in dem dritten Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes.

[0086] In **Fig. 8** sind einige Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes stellvertretend gezeigt, und nicht alle Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes sind gezeigt. In **Fig. 8** ist ein Pixelwert (IR) eines zweiten Pixels des Signals eines Fluoreszenzbildes gezeigt. Ferner sind in **Fig. 8** die Pixelwerte (R, G, G, B) der vier ersten Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht gezeigt. Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht weist die Pixelwerte der ersten Pixel der jeweiligen Farben auf, die eine Bayer-Matrix bilden. Beispielsweise können die Pixelwerte der zweiten Pixel des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung des ersten Verfahrens zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes, das in **Fig. 4** gezeigt wird, und Gleichung (1) generiert werden.

[0087] Beispielsweise wird eine Pixelinterpolation an dem Signal eines Fluoreszenzbildes ausgeführt. Bei der Pixelinterpolation werden Pixelwerte in Positionen, die den jeweiligen Pixeln des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht entsprechen, interpoliert. Beispielsweise kann ein bekannter Nächste-Nachbarn-Interpolationsprozess ausgeführt werden. Es kann ein bilinearer oder bikubischer Interpolationsprozess ausgeführt werden. In **Fig. 8** umfasst das Signal eines Fluoreszenzbildes, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, die Pixelwerte (R1 bis R4) der vier zweiten Pixel. Ein Filterprozess oder ein Filterprozess mit Kantenschärfung, bei dem ein Bild aus sichtbarem Licht als Vorlage verwendet wird, kann an dem Signal eines Fluoreszenzbildes ausgeführt werden, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde. Beispielsweise kann ein Filterprozess, bei dem ein Bild aus sichtbarem Licht als Vorlage verwendet wird, ein Prozess sein, der ein bekanntes geführtes Filter oder ein gemeinsames bilaterales Filter verwendet. Beispielsweise kann der Filterprozess mit Kantenschärfung ein Prozess sein, der ein bekanntes Laplace-Filter oder ein Sobel-Filter verwendet.

[0088] Beispielsweise wird ein Entmosaikieren an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt. In **Fig. 8** umfasst das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, die Pixelwerte (R1 bis R4) der vier ersten Pixel, die Rot (R) entsprechen, die Pixelwerte (G1 bis G4) der vier ersten Pixel, die Grün (G) entsprechen, und die Pixelwerte (B1 bis B4) der vier ersten Pixel, die Blau (B) entsprechen. D. h. in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, weist der Pixelwert des ersten Pixels, der jedem der ersten Pixel entspricht, einen Pixelwert jeder Farbe auf.

[0089] Die arithmetische Einheit **130** überlagert das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem das Entmosaikieren ausgeführt wurde, und das Signal eines Fluoreszenzbildes, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, um ein überlagertes Bildsignal zu generieren. Beispielsweise kann die arithmetische Einheit **130** das überlagerte Bildsignal durch die gleiche Berechnung wie in den Gleichungen (3) bis (5) generieren.

[0090] Es wird ein viertes Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes beschrieben. Die arithmetische Einheit **130** kann ein Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht verwenden, das einem Bild entspricht, in dem Licht, das eine relativ längere Wellenlänge aufweist, hervorgehoben wird, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert werden. **Fig. 9** zeigt Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes bei dem vierten Beispiel des Überlagerns des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes.

[0091] In **Fig. 9** sind einige der Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes stellvertretend gezeigt, und nicht alle Pixelwerte des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes sind gezeigt. In **Fig. 9** sind die Pixelwerte (IR1 bis IR4) von vier zweiten Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes gezeigt. Ferner sind in **Fig. 9** die Pixelwerte (R, G, G, B) der vier ersten Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht gezeigt. Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht weist die Pixelwerte der ersten Pixel der jeweiligen Farben auf, die eine Bayer-Matrix bilden. Beispielsweise können die Pixelwerte der zweiten Pixel des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung des zweiten Verfahrens zum Generieren des Signals eines Fluoreszenzbildes, das in **Fig. 5** gezeigt wird, und der Gleichung (2) generiert werden.

[0092] Beispielsweise wird eine Pixelinterpolation an dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ausgeführt. Bei der Pixelinterpolation für das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht wird nur der Pixelwert des ersten

Pixels, der Rot (R) entspricht, verwendet. Beispielsweise kann bei der Pixelinterpolation für das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht ein bilinearer Interpolationsprozess ausgeführt werden. In **Fig. 9** weist das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, die Pixelwerte (R1 bis R4) der vier ersten Pixel, die Rot (R) entsprechen, auf. In dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, weist der Pixelwert des ersten Pixels, der jedem der ersten Pixel entspricht, einen Pixelwert, der Rot (R) entspricht, auf. Das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, entspricht einem Bild, in dem rotes (R) Licht, das eine Längenwelle aufweist, die länger als die von grünem (G) und blauem (B) Licht ist, hervorgehoben wird.

[0093] Die Anzahl von Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes, das einem Pixel des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, wird durch Pixelinterpolation ausgeglichen.

[0094] Die arithmetische Einheit **130** überlagert das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes, nachdem die Pixelinterpolation ausgeführt wurde, um ein überlagertes Bildsignal zu generieren. Beispielsweise berechnet die arithmetische Einheit **130** die Pixelwerte $R1'$, $G1'$ und $B1'$ des Signals des überlagerten Bildes, das einem ersten Pixel entspricht, unter Verwendung der Gleichungen (9) bis (11). In den Gleichungen (9) bis (11) ist α ein Gewichtungskoeffizient zum Bestimmen der Proportionen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes. In den Gleichungen (9) bis (11) sind β_r , β_g und β_b Koeffizienten zum Bestimmen einer Proportion des Signals eines Fluoreszenzbildes für jede Farbe.

$$R1' = \alpha \times R1 + (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_r \quad (9)$$

$$G1' = (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_g \quad (10)$$

$$B1' = (1 - \alpha) \times IR1 \times \beta_b \quad (11)$$

[0095] Ein Pixelwert des Signals des überlagerten Bildes, der den anderen ersten Pixeln entspricht, wird unter Verwendung der gleichen Berechnung wie in den Gleichungen (9) bis (11) berechnet.

[0096] In einem Bild, in dem Licht, das eine relativ längere Wellenlänge aufweist, hervorgehoben wird, wird eine Region hervorgehoben, die relativ nahe an der Position einer Läsion eines Blutgefäßes oder dergleichen in einer tiefen Position liegt. Die Position einer Läsion ist durch das Überlagern des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung eines Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht, das einem Bild entspricht, in dem Licht, das eine relativ längere Wellenlänge aufweist, hervorgehoben wird, einfacher zu identifizieren.

[0097] Die Gewichtungen (Gewichtungskoeffizient α in den Gleichungen (3) bis (11)) des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind, können geändert werden. Das Ausmaß der Hervorhebung des Fluoreszenzbildes im Verhältnis zu dem Bild aus sichtbarem Licht ändert sich gemäß den Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes. Beispielsweise können sich die Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß dem Subjekt ändern. Somit ist in dem Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal die Fluoreszenz gemäß dem Subjekt einfach zu erkennen.

[0098] Die arithmetische Einheit **130** kann die Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß den Pixelwerten der Vielzahl von zweiten Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes bestimmen. Beispielsweise kann die arithmetische Einheit **130** die Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes unter Verwendung von Gleichung (9) bestimmen.

[Gleichung 1]

$$\alpha = \frac{\text{durchschnittlicher Pixelwert des Pixels, dessen Pixelwert einen vorbestimmten Wert in dem Signal eines Fluoreszenzbildes überschreitet}}{\text{durchschnittlicher Pixelwert des Pixels, der dem obigen Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht}} \times n_2$$

... (9)

[0099] In Gleichung (9) wird ein Wert, der durch Teilen eines zweiten Mittelwertes durch einen ersten Mittelwert erzielt wird, mit einem Korrekturparameter n_2 multipliziert. Der zweite Mittelwert ist ein durchschnittlicher Pixelwert eines Pixels, dessen Pixelwert in dem Signal eines Fluoreszenzbildes einen vorbestimmten Wert überschreitet. Der erste Mittelwert ist ein durchschnittlicher Pixelwert eines Pixels, der einem Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht. Das Entmosaikieren oder dergleichen für das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gleicht die Anzahl eines Pixels des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und die Anzahl von Pixeln des Signals eines Fluoreszenzbildes, die der Anzahl eines Pixels des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, aus. Demnach entspricht der Pixelwert des zweiten Pixels jedes Pixels des Signals eines Fluoreszenzbildes dem Pixelwert des ersten Pixels jedes Pixels des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht. Wenn der Pixelwert des Signals eines Fluoreszenzbildes, der einem bestimmten Pixel entspricht, einen vorbestimmten Wert überschreitet, wird der erste Mittelwert aus dem Pixelwert des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht, der dem gleichen Pixel entspricht, berechnet.

[0100] Somit kann die arithmetische Einheit **130** die Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß der Intensität der Fluoreszenz berechnen.

[0101] **Fig. 10** zeigt eine Konfiguration einer Endoskopvorrichtung **1a** eines Änderungsbeispiels der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Wie in **Fig. 10** gezeigt, umfasst die Endoskopvorrichtung **1a** eine Endoskop-Einsetzeinheit **10**, eine Lichtquelle **11**, einen Lichtwellenleiter **12**, einen Prozessor **13**, eine Anzeige **14** und einen Einstellknopf **15**. Die Endoskop-Einsetzeinheit **10** umfasst eine Bildgebungseinheit **100**, die in dem distalen Endabschnitt bereitgestellt wird.

[0102] Es wird der Unterschied zwischen einer Konfiguration, die in **Fig. 10** gezeigt wird, und der Konfiguration, die in **Fig. 1** gezeigt wird, beschrieben. Der Einstellknopf **15** wird von einem Benutzer betätigt und empfängt eine Anweisung von dem Benutzer. Die arithmetische Einheit **130** kann die Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß einer Anweisung von dem Benutzer bestimmen.

[0103] Für die anderen Punkte als die obigen ist die Konfiguration in **Fig. 10** die gleiche wie die Konfiguration in **Fig. 1**.

[0104] Beispielsweise stellt die arithmetische Einheit **130** die Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes auf einen vorbestimmten Wert ein. Die arithmetische Einheit **130** generiert ein überlagertes Bildsignal unter Verwendung der eingestellten Gewichtung. Die Anzeige **14** zeigt ein Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal an. Der Benutzer betätigt den Einstellknopf **15**, während er das Bild bestätigt, das an der Anzeige **14** angezeigt wird. Durch die Betätigung des Einstellknopfs **15** wird eine Änderung der Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes angewiesen. Die arithmetische Einheit **130** kann die Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß einer Anweisung von dem Benutzer bestimmen. Die arithmetische Einheit **130** generiert ein überlagertes Bildsignal unter Verwendung der bestimmten Gewichtung. Die Anzeige **14** zeigt ein Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal an.

[0105] Gemäß der zuvor erwähnten Beschreibung kann die arithmetische Einheit **130** die Gewichtung des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes gemäß der Vorliebe des Benutzers bestimmen.

[0106] Es wird ein Verfahren zum Umschalten zwischen sichtbarem Licht und Erregerlicht beschrieben. Bei einem ersten Verfahren zum Umschalten zwischen sichtbarem Licht und Erregerlicht führt die Umschalteinheit **131** das Umschalten von einem ersten Zustand auf einen zweiten Zustand mit festgelegten Perioden aus, und führt das Umschalten von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand mit festgelegten Perioden aus. Die Periode des Umschaltens von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand ist die gleiche wie die Periode des Umschaltens von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand. Eine Zeit, in welcher der erste Zustand andauert, ist die gleiche wie eine Zeit, in welcher der zweite Zustand andauert. Die Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem zweiten Zustand befindet, ist die gleiche wie die Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem ersten Zustand befindet. In dem ersten Zustand wird das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt. In dem zweiten Zustand wird das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt.

[0107] Fig. 11 zeigt einen Zustand, in dem das sichtbare Licht und das Erregerlicht unter Verwendung des ersten Verfahrens zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht umgeschaltet werden. Der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** führen eine Bildgebung in festgelegten Einzelbildperioden aus. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht werden abwechselnd synchron zu der Bildgebung durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** gestrahlt. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht werden abwechselnd für jedes Einzelbild der Bildgebung gestrahlt. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, führt der erste Bildsensor **103** eine Bildgebung aus. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, kann der zweite Bildsensor **104** seine Bildgebung unterbrechen. Wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, führen der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** eine Bildgebung aus.

[0108] In Fig. 11 ist ein Einzelbild der Bildgebung vergrößert und gezeigt. In dem einen Einzelbild des Bildes erfolgt eine Steuerung der Bildgebung der Reihe nach für die jeweiligen Reihen des Arrays der Vielzahl von ersten Photodioden oder der Vielzahl von zweiten Photodioden. Die Steuerung der Bildgebung einer Reihe wird wie folgt ausgeführt. Die ersten Photodioden oder die zweiten Photodioden werden zurückgesetzt. Dann erfolgt die Belichtung in den ersten Photodioden oder den zweiten Photodioden. Dann wird die Ladung, die sich in den ersten Photodioden oder den zweiten Photodioden angesammelt hat, an eine Speichereinheit, wie etwa einen Kondensator, übertragen, und dann wird das Signal aus der Speichereinheit ausgelesen.

[0109] Bei dem ersten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht werden das sichtbare Licht und das Erregerlicht synchron mit einem Einzelbild der Bildgebung umgeschaltet. Eine Abweichung der Zeiteinstellung zwischen dem Aufnehmen des Bildes aus sichtbarem Licht und dem Aufnehmen des Fluoreszenzbildes ist nur ein einziges Einzelbild. Es ist möglich, das Bild aus sichtbarem Licht und das Fluoreszenzbild, die aufgenommen werden, im Wesentlichen gleichzeitig zu erfassen. Dadurch kann das Ausmaß einer Abweichung des Subjekts zwischen dem Bild aus sichtbarem Licht und dem Fluoreszenzbild minimiert werden. Der Benutzer kann ohne Weiteres einen Vergleich zwischen dem Bild aus sichtbarem Licht und dem Fluoreszenzbild vornehmen. Für den Fall, dass das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind, kann der Benutzer ohne Weiteres einen Teil gemäß dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht mit einem Teil gemäß dem Signal eines Fluoreszenzbildes in einem Bild gemäß dem überlagerten Bildsignal vergleichen.

[0110] In einem zweiten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht führt die Umschalteinheit **131** das Umschalten von einem ersten Zustand auf einen zweiten Zustand mit festgelegten Perioden aus und führt das Umschalten von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand mit festgelegten Perioden aus. Die Periode des Umschaltens von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand ist die gleiche wie die Periode des Umschaltens von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand. Eine Zeit, in welcher der erste Zustand andauert, ist anders als eine Zeit, in welcher der zweite Zustand andauert. Die Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem zweiten Zustand befindet, ist größer als die Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem ersten Zustand befindet. In dem ersten Zustand wird das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt. In dem zweiten Zustand wird das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt.

[0111] Fig. 12 zeigt einen Zustand, in dem das sichtbare Licht und das Erregerlicht unter Verwendung des zweiten Verfahrens zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht umgeschaltet werden. Der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** führen eine Bildgebung in festgelegten Einzelbildperioden aus. Das sichtbare Licht wird in einem Einzelbild der Bildgebung gestrahlt. Das Erregerlicht wird in zwei durchgehenden Einzelbildern der Bildgebung gestrahlt. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht werden

abwechselnd gestrahlt. D. h. das sichtbare Licht wird in einem von drei durchgehenden Einzelbildern der Bildgebung gestrahlt, und das Erregerlicht wird in den beiden anderen Einzelbildern gestrahlt. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, führt der erste Bildsensor **103** eine Bildgebung aus. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, kann der zweite Bildsensor **104** seine Bildgebung unterbrechen. Wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, führen der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** eine Bildgebung aus.

[0112] In **Fig. 12** ist ein Einzelbild der Bildgebung vergrößert und gezeigt. Ein Einzelbild der Bildgebung in **Fig. 12** ist das gleiche wie ein Einzelbild des Bildes in **Fig. 11**.

[0113] Bei dem zweiten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht kann das Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht ausgeführt werden, so dass eine Strahlungszeit des Erregerlichts in einer vorbestimmten Zeit länger ist als eine Strahlungszeit des sichtbaren Lichts. Eine Periode, in der die Strahlung des sichtbaren Lichts andauert, ist nicht auf zwei durchgehende Einzelbilder der Bildgebung eingeschränkt. Die Periode, in der die Strahlung des sichtbaren Lichts andauert, kann drei oder mehrere durchgehende Einzelbilder der Bildgebung sein. Ferner ist eine Periode, in der die Strahlung des Erregerlichts andauert, nicht auf ein Einzelbild der Bildgebung eingeschränkt. Die Periode, in der die Strahlung des Erregerlichts andauert, kann zwei oder mehrere durchgehende Einzelbilder der Bildgebung sein.

[0114] Bei dem zweiten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht wird eine Empfindlichkeit der Fluoreszenzdetektion verbessert, ohne die Gleichzeitigkeit der Erfassung des Bildes aus sichtbarem Licht und des Fluoreszenzbildes erheblich zu beeinträchtigen.

[0115] Bei einem dritten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht führt die Umschalteinheit **131** das Umschalten von einem ersten Zustand auf einen zweiten Zustand mit festgelegten Perioden aus, und führt das Umschalten von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand mit festgelegten Perioden aus. Die Periode des Umschaltens von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand ist die gleiche wie die Periode des Umschaltens von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand. Eine Zeit, in welcher der erste Zustand andauert, ist anders als eine Zeit, in welcher der zweite Zustand andauert. Eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem zweiten Zustand befindet, ist größer als eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor **103** ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung **1** in dem ersten Zustand befindet. In dem ersten Zustand wird das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt. In dem zweiten Zustand wird das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt.

[0116] **Fig. 13** zeigt einen Zustand, in dem das sichtbare Licht und das Erregerlicht unter Verwendung des dritten Verfahrens zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht umgeschaltet werden. Ein Einzelbild der Bildgebung, wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, ist länger als ein Einzelbild der Bildgebung, wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht werden abwechselnd synchron mit der Bildgebung durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** gestrahlt. Das sichtbare Licht und das Erregerlicht werden abwechselnd für jedes Einzelbild der Bildgebung gestrahlt.

[0117] Wie zuvor beschrieben, ist eine Länge eines Einzelbildes der Bildgebung zwischen dem ersten Zustand, in dem das sichtbare Licht gestrahlt wird, und dem zweiten Zustand, in dem das Erregerlicht gestrahlt wird, unterschiedlich. Eine Strahlungszeit des sichtbaren Lichts und eine Strahlungszeit des Erregerlichts sind unterschiedlich. Wenn ein Einzelbild der Bildgebung, wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, länger als ein Einzelbild der Bildgebung ist, wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, ist die Strahlungszeit des Erregerlichts länger als die Strahlungszeit des sichtbaren Lichts. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, führt der erste Bildsensor **103** eine Bildgebung aus. Wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, kann der zweite Bildsensor **104** seine Bildgebung unterbrechen. Wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, führen der erste Bildsensor **103** und der zweite Bildsensor **104** eine Bildgebung aus.

[0118] In **Fig. 13** sind ein Einzelbild der Bildgebung, wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, und ein Einzelbild der Bildgebung, wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, vergrößert und gezeigt. Ein Arbeitsablauf einer Betätigung bei der Bildgebung durch den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104** ist der gleiche wie der Arbeitsablauf, der mit Bezug auf **Fig. 11** beschrieben wird. Eine Belichtungsperiode ist jedoch zwischen der Bildgebung, wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, und der Bildgebung, wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird, unterschiedlich. Wie in **Fig. 13** gezeigt, ist die Belichtungsperiode bei der Bildgebung, wenn das Erregerlicht gestrahlt wird, länger als die Belichtungsperiode bei der Bildgebung, wenn das sichtbare Licht gestrahlt wird.

[0119] Bei dem dritten Verfahren zum Umschalten zwischen dem sichtbaren Licht und dem Erregerlicht wird eine Empfindlichkeit der Fluoreszenzdetektion verbessert, ohne die Gleichzeitigkeit der Erfassung des Bildes aus sichtbarem Licht und des Fluoreszenzbildes erheblich zu beeinträchtigen.

[0120] Eine Empfindlichkeit des zweiten Bildsensors **104** für Nahinfrarotlicht kann höher als eine Empfindlichkeit des ersten Bildsensors **103** für Nahinfrarotlicht sein. Beispielsweise kann als erster Bildsensor **103** ein Bildsensor nach Art eines rückseitenbelichteten (BSI) Typs verwendet werden, der eine geringe Empfindlichkeit für Nahinfrarotlicht aufweist, d. h. für den es relativ einfach ist, Nahinfrarotlicht durchzulassen. Beispielsweise kann als zweiter Bildsensor **104** ein Bildsensor nach Art eines vorderseitenbelichteten (FSI) Typs verwendet werden, der eine sehr hohe Empfindlichkeit für Nahinfrarotlicht aufweist.

[0121] Die Wellenlänge des Erregerlichts und der Fluoreszenz liegt in einem Wellenlängenband von Nahinfrarotlicht. Durch das Erhöhen der Empfindlichkeit des zweiten Bildsensors **104** für Nahinfrarotlicht wird die Empfindlichkeit der Fluoreszenzdetektion verbessert.

[0122] Es kann sein, dass die Endoskopvorrichtung jedes Aspekts der vorliegenden Erfindung keine Konfiguration aufweist, die mindestens einem von dem Lichtwellenleiter **12**, der Anzeige **14** und dem Einstellknopf **15** entspricht.

[0123] Gemäß der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung umfasst die Endoskopvorrichtung **1** die Lichtquelle **11**, die Endoskop-Einsetzeinheit **10**, welche die Bildgebungseinheit **100**, die arithmetische Einheit **130** und die Umschalteinheit **131** umfasst. Die Bildgebungseinheit **100** umfasst das Erregerlicht-Kantenfilter **102**, den ersten Bildsensor **103** und den zweiten Bildsensor **104**.

[0124] Bei der Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist es möglich, sowohl eine kleine Größe für die Bildgebungseinheit **100** als auch eine hochgenaue Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts zu erreichen.

[0125] Obwohl die Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung mit Bezug auf die Zeichnungen ausführlich beschrieben wurden, sind die spezifischen Konfigurationen nicht auf die obigen Ausführungsformen eingeschränkt, und eine Bauformänderung oder dergleichen ist enthalten, ohne den Kernpunkt der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

GEWERBLICHE ANWENDBARKEIT

[0126] Gemäß den jeweiligen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung ist es möglich, sowohl eine kleine Größe für den Kamerakopf als auch eine hochgenaue Detektion der Fluoreszenz und des sichtbaren Lichts zu erreichen.

Bezugszeichenliste

1, 1a	Endoskopvorrichtung
10	Endoskop-Einsetzeinheit
11	Lichtquelle
12	Lichtwellenleiter
13	Prozessor
14	Anzeige
15	Einstellknopf
100	Bildgebungseinheit
101	Linse
102	Erregerlicht-Kantenfilter
103	Erster Bildsensor
104	Zweiter Bildsensor
130	Berechnungseinheit
131	Umschalteinheit

Patentansprüche

1. Endoskopvorrichtung, umfassend:
eine Lichtquelle, die konfiguriert ist, um sichtbares Licht und Erregerlicht zu generieren;

eine Bildgebungseinheit;

eine arithmetische Einheit, die konfiguriert ist, um ein Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht gemäß einem ersten Signal und ein Signal eines Fluoreszenzbildes gemäß einem zweiten Signal und einem dritten Signal zu generieren; und

eine Umschalteneinheit, die konfiguriert ist, um zwischen einem ersten Zustand und einem zweiten Zustand umzuschalten, wobei ein Subjekt in dem ersten Zustand mit dem sichtbaren Licht bestrahlt wird, und das Subjekt in dem zweiten Zustand mit dem Erregerlicht bestrahlt wird,

wobei die Bildgebungseinheit umfasst:

ein Erregerlicht-Kantenfilter, das konfiguriert ist, um das sichtbare Licht, das von dem Subjekt reflektiert wird, durchzulassen, wenn das Subjekt mit dem sichtbaren Licht bestrahlt wird, um die Fluoreszenz durchzulassen, die generiert wird, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, und um das Erregerlicht, das von dem Subjekt reflektiert wird, wenn das Subjekt mit dem Erregerlicht bestrahlt wird, auszufiltern;

einen ersten Bildsensor, der eine Vielzahl von ersten Photodioden umfasst, wobei die Vielzahl der ersten Photodioden konfiguriert ist, um das erste Signal gemäß dem sichtbaren Licht, das durch das Erregerlicht-Kantenfilter durchgelassen wird, und das zweite Signal gemäß der Fluoreszenz, das durch das Erregerlicht-Kantenfilter durchgelassen wird, zu generieren; und

einen zweiten Bildsensor, der eine Vielzahl von zweiten Photodioden umfasst, wobei die Vielzahl der zweiten Photodioden konfiguriert ist, um das dritte Signal gemäß der Fluoreszenz, die durch die Vielzahl von ersten Photodioden durchgelassen wird, zu generieren.

2. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei eine Größe jeder der Vielzahl von zweiten Photodioden größer als eine Größe jeder der Vielzahl von ersten Photodioden ist.

3. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 2,

wobei sich zwei oder mehrere der ersten Photodioden und eine der zweiten Photodioden überlappen, und wobei die Fluoreszenz, die durch die zwei oder mehreren der ersten Photodioden durchgelassen wird, auf die eine der zweiten Photodioden einfällt.

4. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um das Signal eines Fluoreszenzbildes durch Berechnen von Pixelwerten, die jeweiligen Regionen der Vielzahl der zweiten Photodioden entsprechen, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal zu generieren.

5. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um das Signal eines Fluoreszenzbildes durch Berechnen von Pixelwerten, die jeweiligen Regionen der Vielzahl der ersten Photodioden entsprechen, gemäß dem zweiten Signal und dem dritten Signal zu generieren.

6. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei

die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um eine Berechnung gemäß mindestens einem von dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und dem Signal eines Fluoreszenzbildes auszuführen, so dass eine Anzahl von Pixeln in dem Signal eines Fluoreszenzbildes, das einem Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, übereinstimmt, wenn die Anzahl von Pixeln in dem Signal eines Fluoreszenzbildes, das dem einen Pixel in dem Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht entspricht, unterschiedlich ist, und die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes nach der Berechnung zu überlagern.

7. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 6, wobei Gewichtungen des Signals eines Bildes aus sichtbarem Licht und des Signals eines Fluoreszenzbildes, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind, veränderbar sind.

8. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 7, wobei die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um die Gewichtungen gemäß dem Pixelwert des Signals eines Fluoreszenzbildes zu bestimmen.

9. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 7, wobei die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um die Gewichtungen gemäß einer Anweisung von einem Benutzer zu bestimmen.

10. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 6, wobei die arithmetische Einheit konfiguriert ist, um das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht zu verwenden, das einem Bild entspricht, in dem Licht, das eine relativ längere Wellenlänge aufweist, hervorgehoben wird, wenn das Signal eines Bildes aus sichtbarem Licht und das Signal eines Fluoreszenzbildes überlagert sind.

11. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Umschalteinheit konfiguriert ist, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten, und eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, die gleiche ist wie eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

12. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Umschalteinheit konfiguriert ist, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten, und eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, größer ist als eine Anzahl von Einzelbildern der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

13. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Umschalteinheit konfiguriert ist, um mit einer festgelegten Periode von dem ersten Zustand auf den zweiten Zustand umzuschalten, und um mit der festgelegten Periode von dem zweiten Zustand auf den ersten Zustand umzuschalten, und eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor und den zweiten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem zweiten Zustand befindet, länger ist als eine Einzelbildlänge der Bildgebung, die durch den ersten Bildsensor ausgeführt wird, wenn sich die Endoskopvorrichtung in dem ersten Zustand befindet.

14. Endoskopvorrichtung nach Anspruch 1, wobei eine Empfindlichkeit des zweiten Bildsensors für Nahinfrarotlicht höher ist als eine Empfindlichkeit des ersten Bildsensors für Nahinfrarotlicht.

Es folgen 12 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

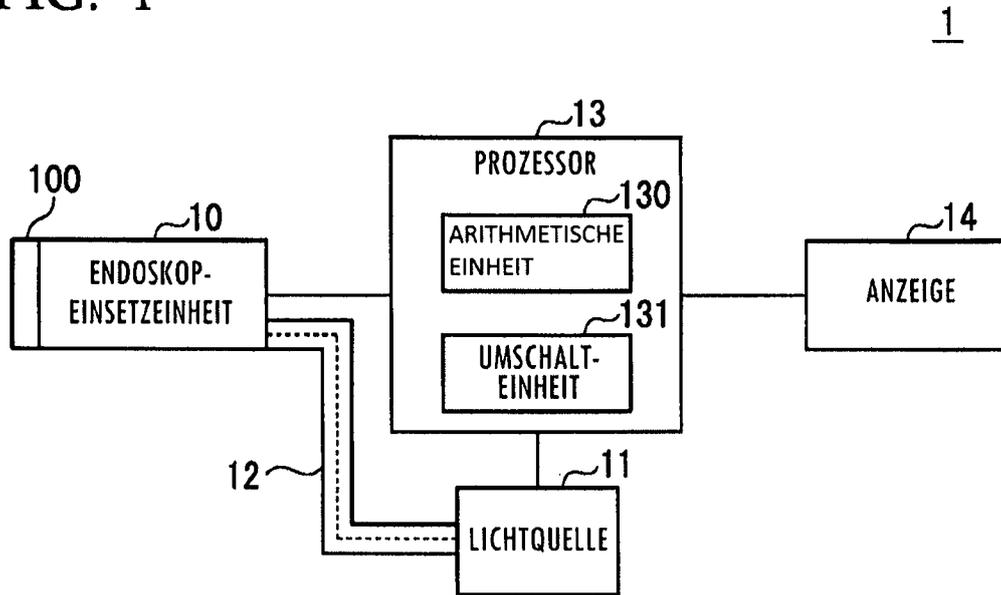


FIG. 2

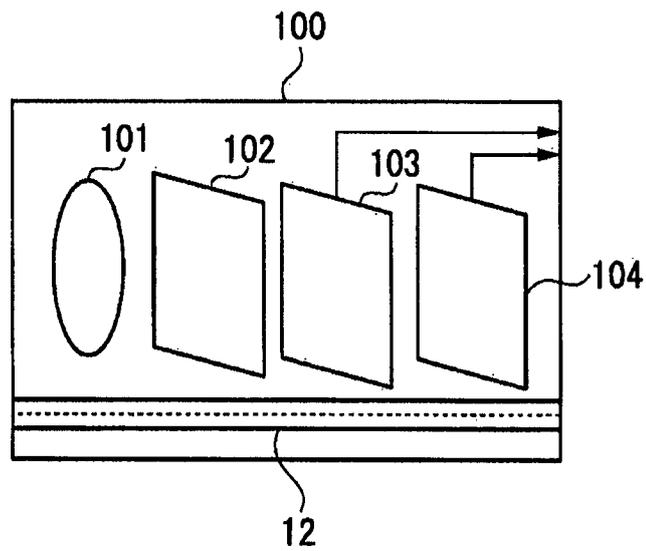


FIG. 3

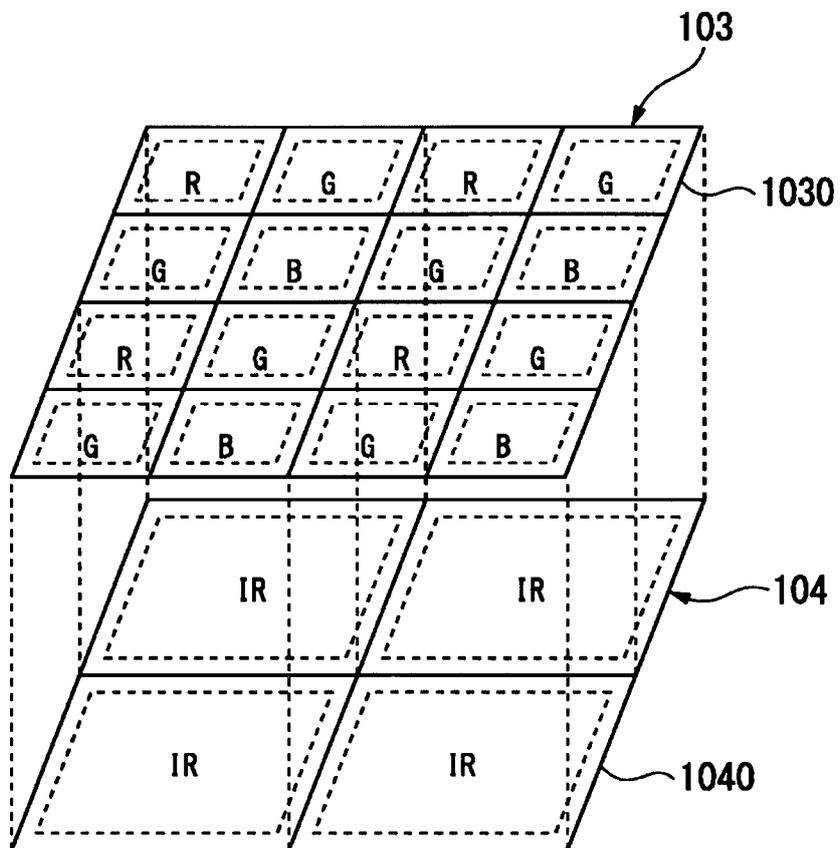


FIG. 4

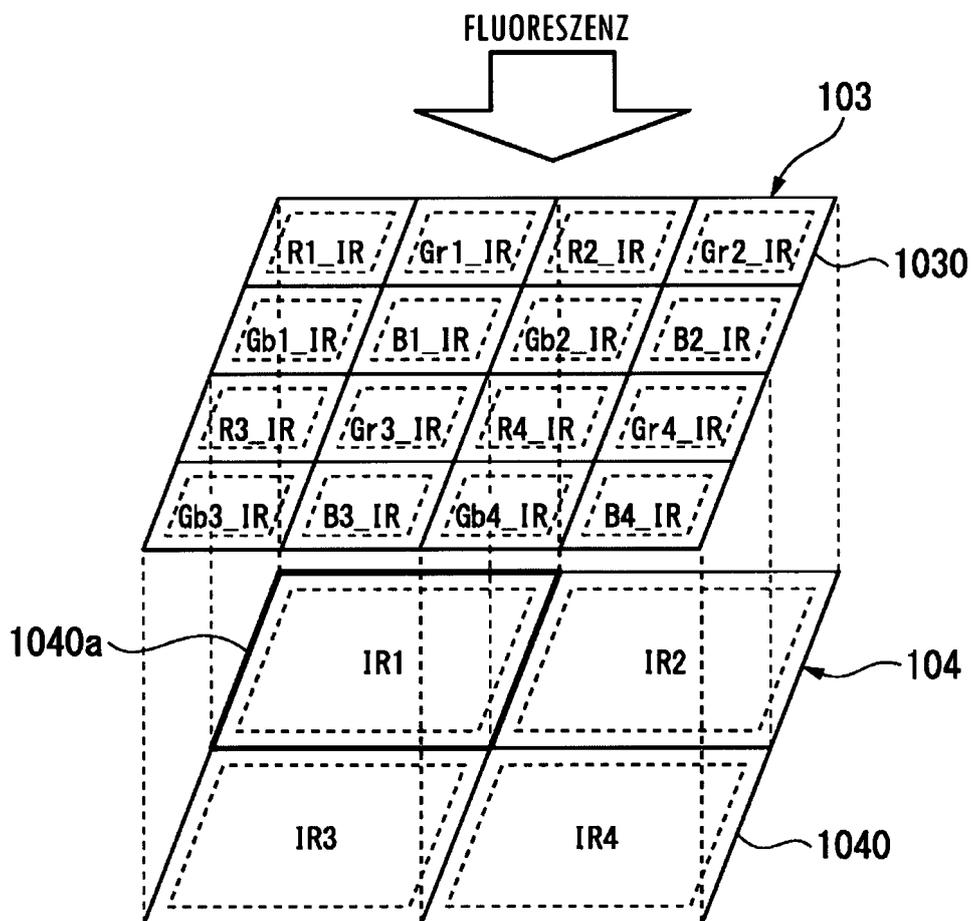


FIG. 5

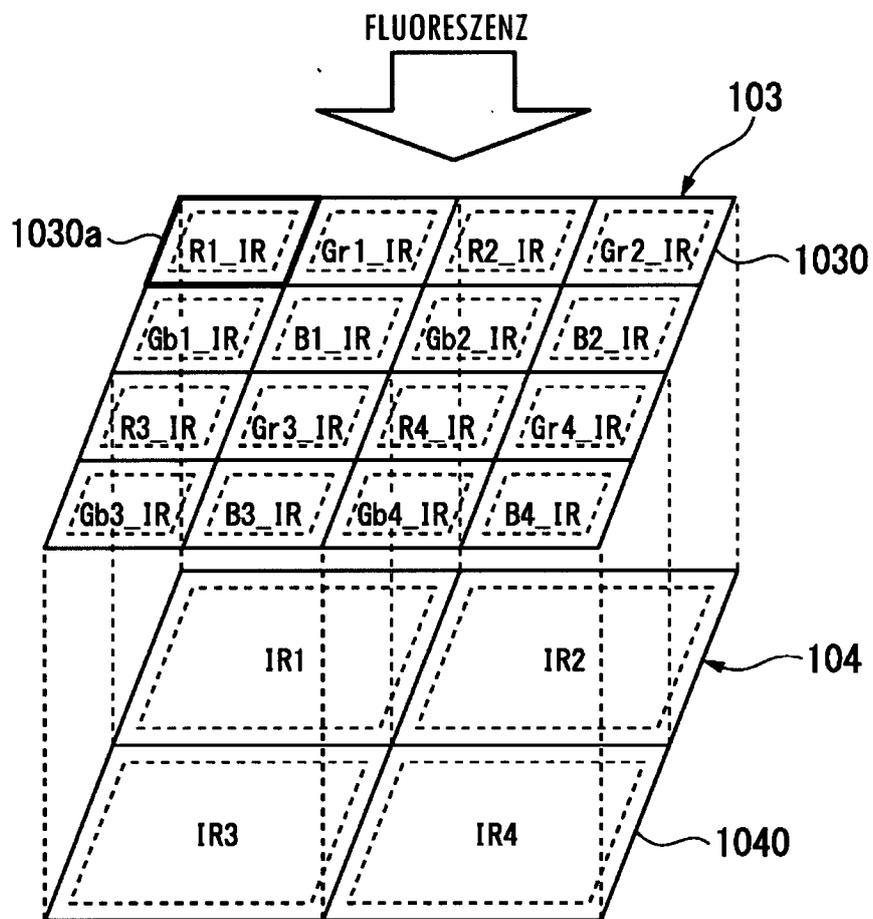


FIG. 6

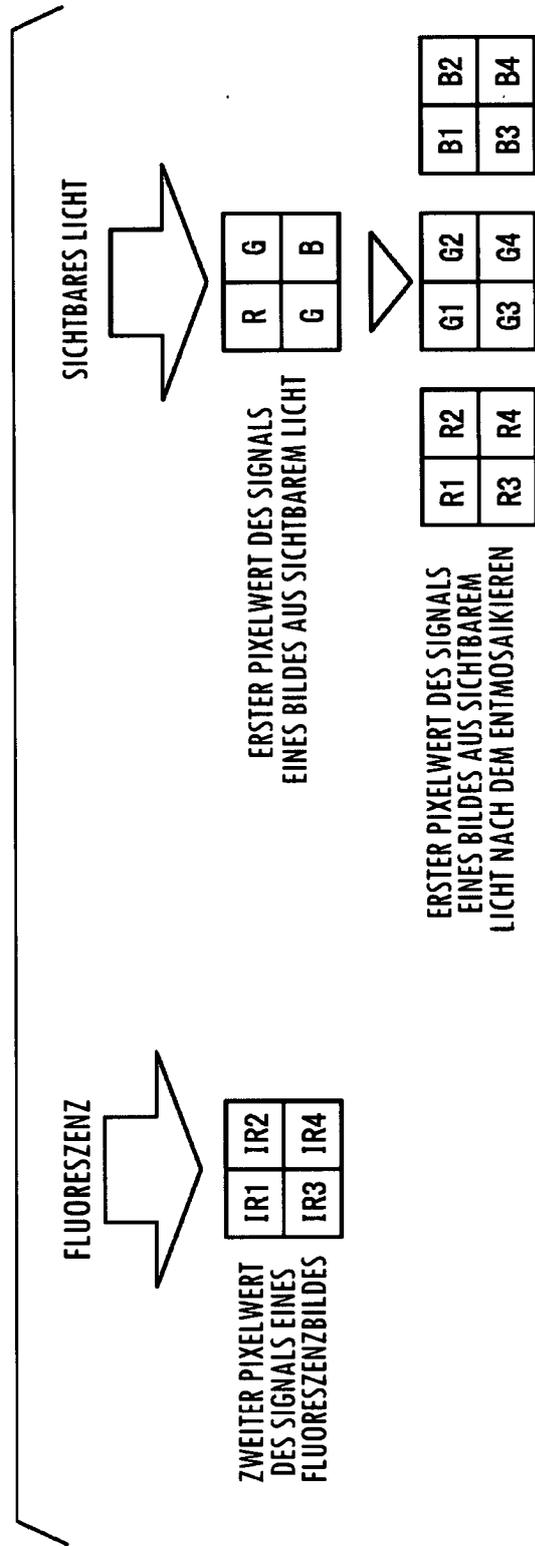


FIG. 7

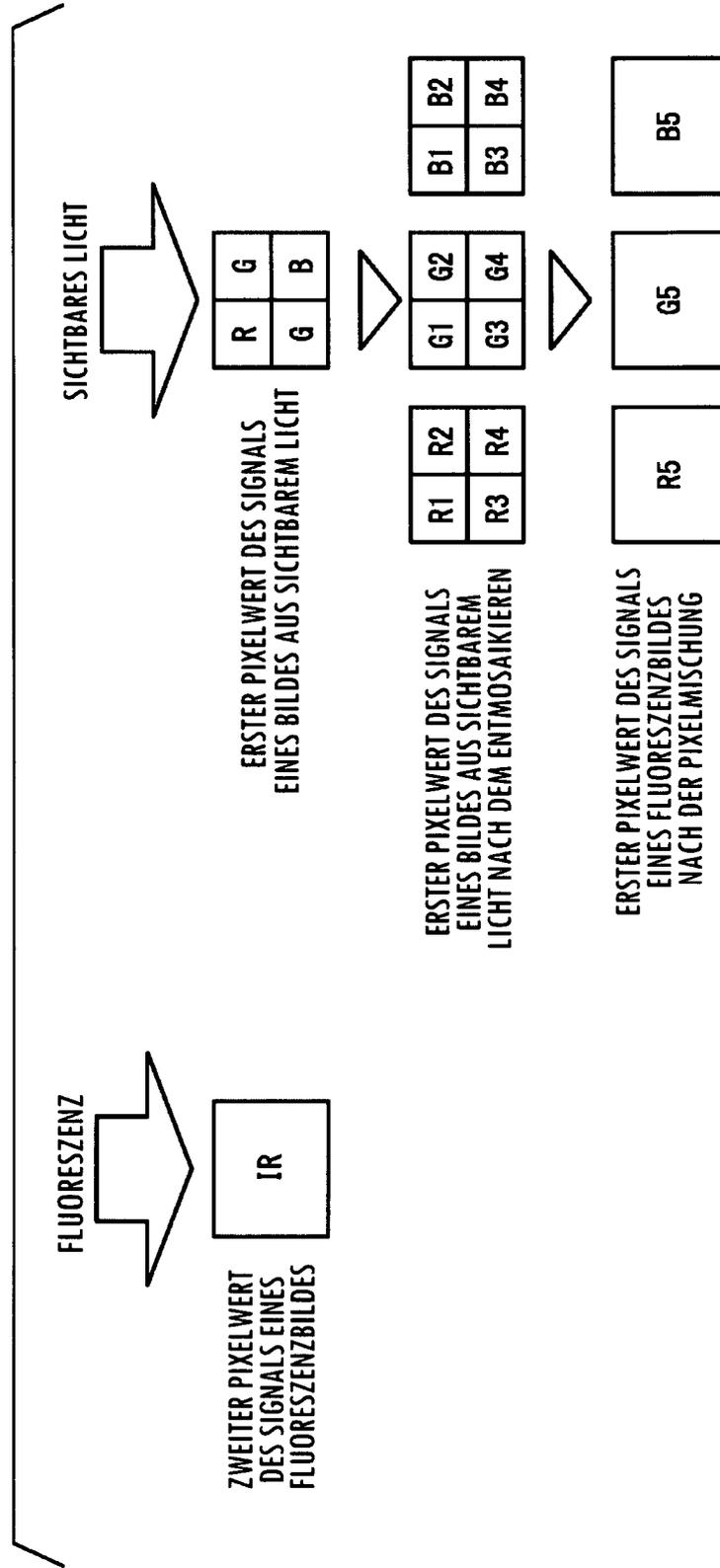


FIG. 8

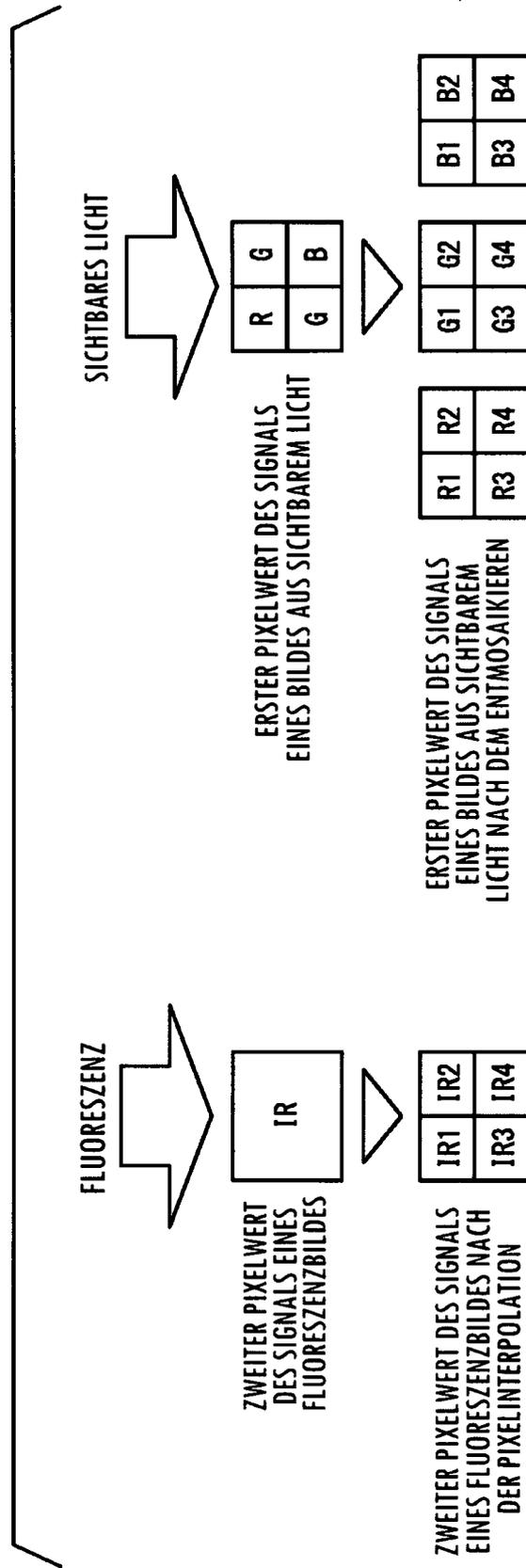


FIG. 9

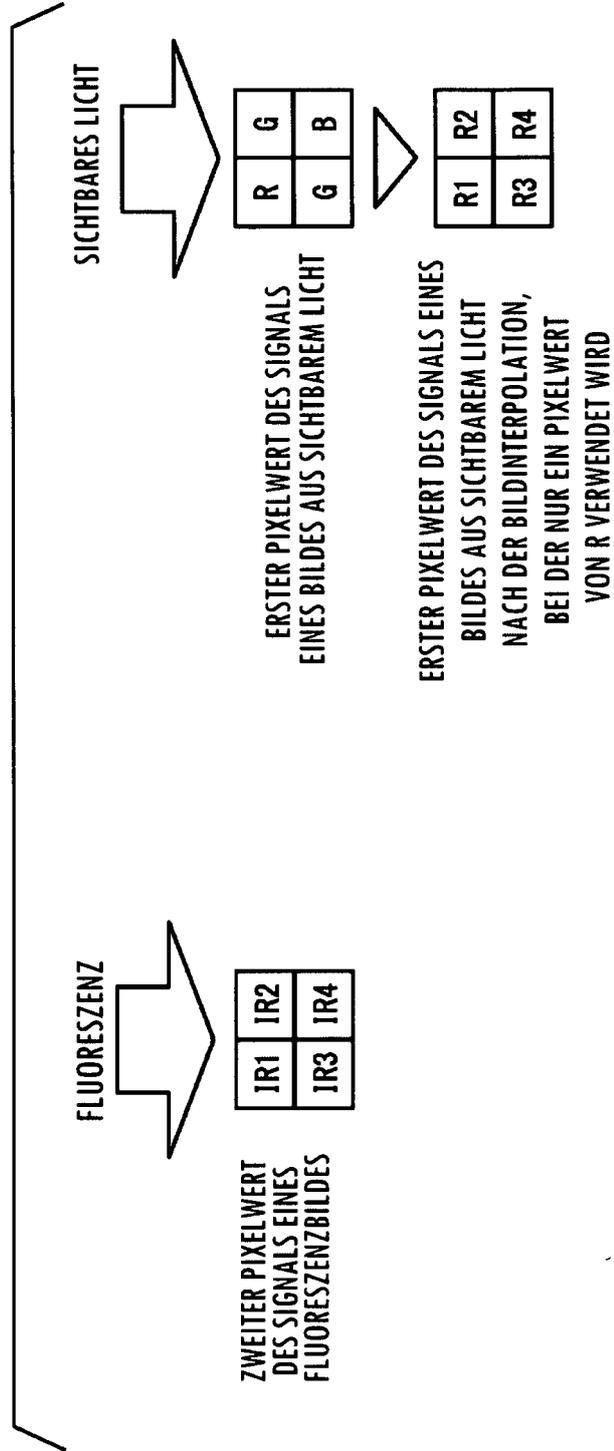


FIG. 10

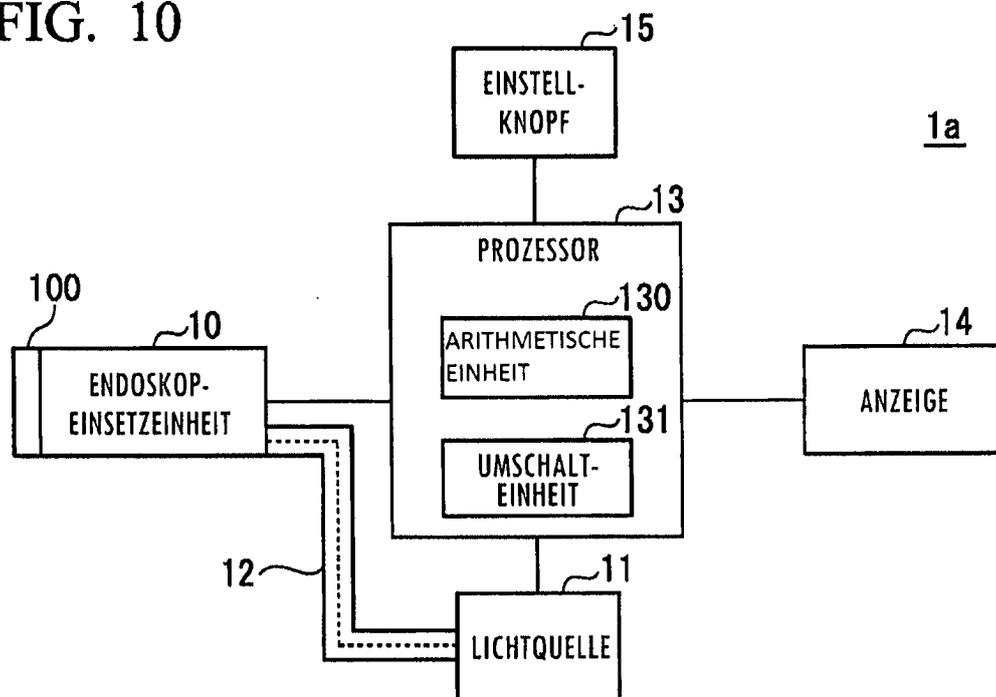


FIG. 11

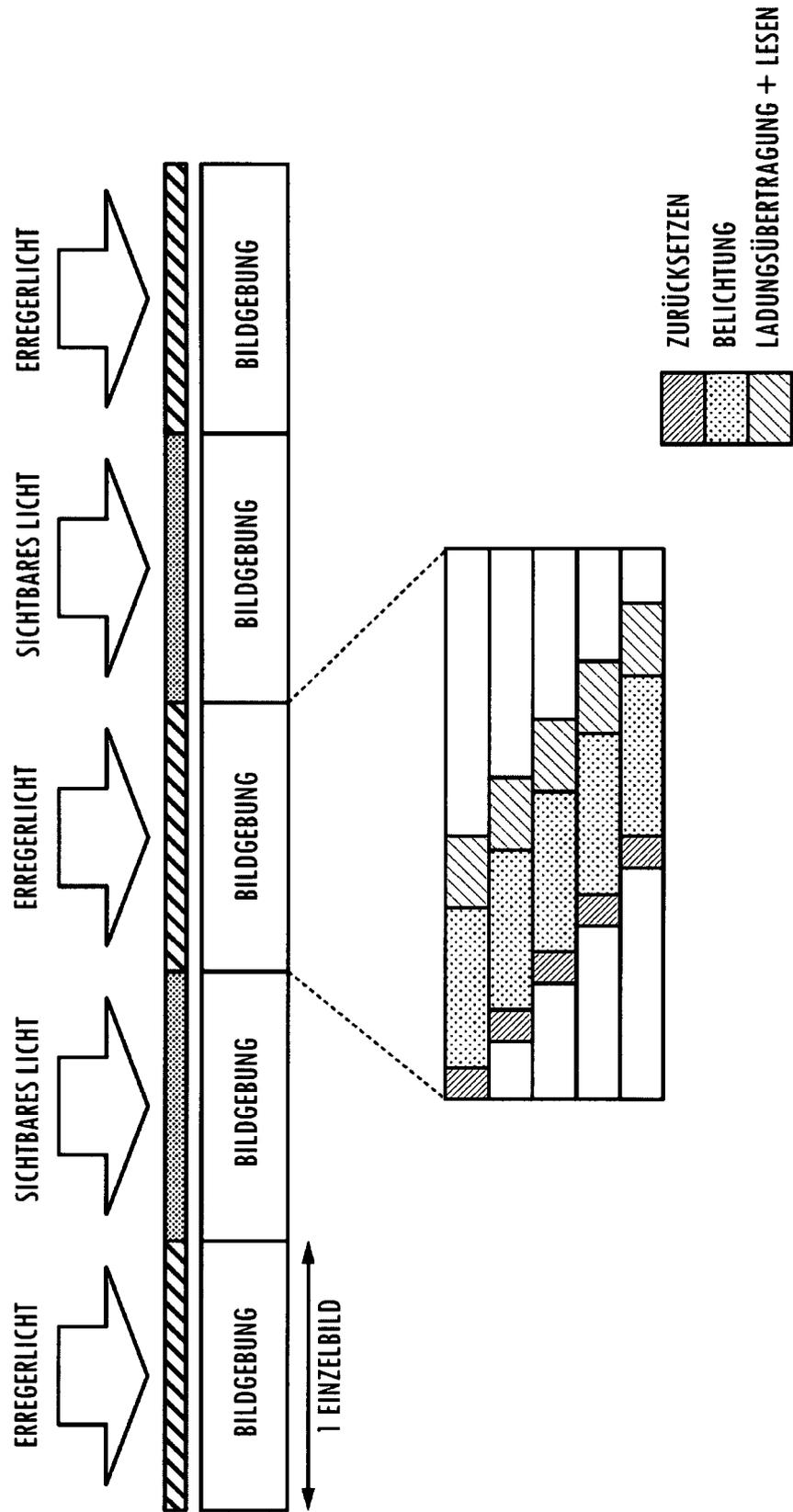


FIG. 12

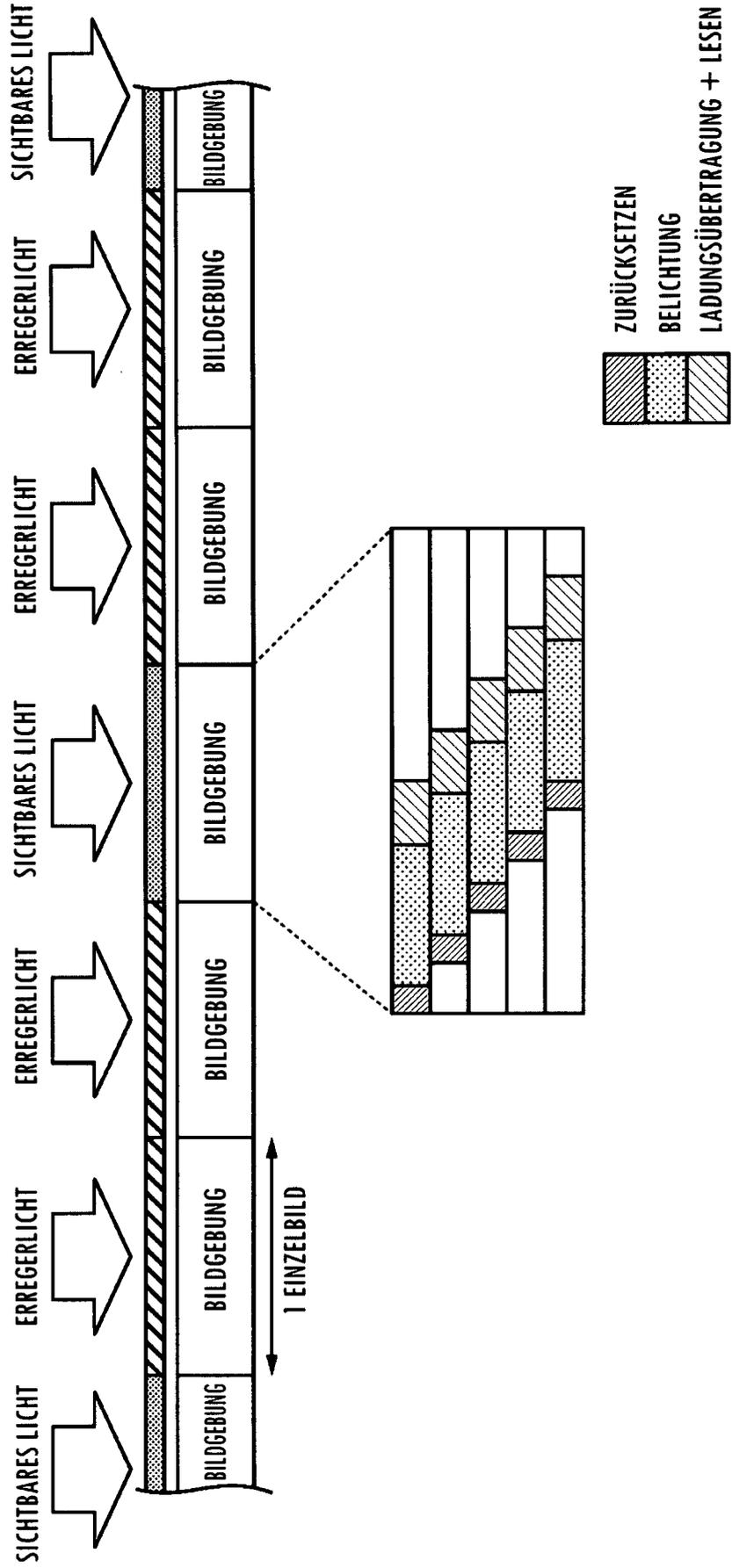


FIG. 13

