

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6508639号
(P6508639)

(45) 発行日 令和1年5月8日 (2019. 5. 8)

(24) 登録日 平成31年4月12日 (2019. 4. 12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)

G O 2 B 23/26 (2006. 01)

G O 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 2 4

A 6 1 B 1/00 5 5 3

A 6 1 B 1/045 6 1 0

A 6 1 B 1/00 5 1 2

G O 2 B 23/26 B

請求項の数 5 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2017-517477 (P2017-517477)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成27年5月11日 (2015. 5. 11)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2015/063468		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02016/181453	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成28年11月17日 (2016. 11. 17)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成29年7月14日 (2017. 7. 14)	(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	安食 嘉晴
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	松本 一哉
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照射光を発生する光源と、
導光した前記照射光を先端から被検体へ向けてスポット照射する第1の光ファイバと、
前記第1の光ファイバの前記先端の方向を変化させることで、前記照射光を走査する走査部と、
前記照射光が照射された前記被検体からの反射光にもとづく電気信号を出力する受光部と、
前記電気信号を処理する信号処理部と、を備える内視鏡装置であって、
前記照射光が、前記被検体の二次元画像を取得するための観察成分と、前記観察成分に重畳されており、タイムオブフライト法を用いて前記被検体との距離測定を行うために高周波変調された測定成分とを含み、
前記受光部が、複数の検出層が積層されている、前記反射光の前記観察成分にもとづく観察信号と前記反射光の前記測定成分にもとづく測定信号とを含む前記電気信号を出力する単一受光素子であり、
前記信号処理部が、前記観察信号を処理し二次元画像データを出力するとともに、前記測定信号を処理し測定データを出力することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記反射光を導光する第2の光ファイバを具備し、
前記受光部が、前記第2の光ファイバが導光した前記反射光を受光することを特徴とす

る請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記受光部が、内視鏡の挿入部の先端部または把持部に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記観察成分が、赤波長成分、緑波長成分および青波長成分からなり、

前記信号処理部が、前記測定信号を処理し、前記二次元画像データであるカラー画像データを出力し、前記測定データとして距離画像データを出力し、

前記カラー画像データと前記距離画像データとから、3次元カラー画像を生成する画像生成部をさらに具備することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記赤波長成分、前記緑波長成分および前記青波長成分の少なくともいずれかが高周波変調された、前記測定成分を含む重畳光であり、

前記複数の検出層が、前記赤波長成分にもとづく赤観察信号を出力する赤検出層と、前記緑波長成分にもとづく緑観察信号を出力する緑検出層と、前記青波長成分にもとづく青観察信号を出力する青検出層と、からなり、

前記赤検出層、緑検出層、および青検出層の少なくともいずれかが、前記観察信号に前記測定信号が重畳された重畳信号を出力することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の二次元画像を取得するとともに、被検体の測定を行う内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

CCD、またはCMOSイメージセンサ等の撮像素子を用いた撮像装置は、被検体からの反射光をマトリックス状に配置された多数の受光素子により同時に受光し、被写体画像を取得する。暗い体内を撮影する内視鏡の場合には、光源からの光により照明された範囲の画像が取得される。

30

【0003】

これに対して、光走査型撮像装置では、被写体を光スポットによりスキャン照射しながら、その反射光を順に受光し、その受光データをもとに被写体画像が作成される。

【0004】

例えば、光走査型内視鏡では、光ファイバ走査部が、光源からの光を導光する光ファイバの先端部を2次元走査することで、光スポットのスキャン照射が行われる。

【0005】

米国特許第6563105号明細書には、スキャン照射された被検体の三次元画像を、照度差ステレオ法を用いて取得するシステムが開示されている。

40

【0006】

照度差ステレオ法では離散して配置された複数の受光窓に入射した反射光をもとに三次元画像を作成する。

【0007】

このため、内視鏡の先端部の外径を小さくすることは容易ではない。

【0008】

また、照明光は、カラー画像を取得するためのRGB光に加えて、距離測定を行うために赤外光とからなる。そして、受光部は、赤色受光素子と緑色受光素子と青色受光素子とに加えて、さらに距離測定を行うために赤外光受光素子を有する複雑な構成である。また、RGB光が重畳された白色光を照明光として用いるため、受光部の前に、赤色光と緑色

50

光と青色光とを分離するダイクロイックミラー等の分光器等が必要であった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許第6563105号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の実施形態は、被検体の二次元画像を取得するとともに、被検体の測定を行う高性能であり、かつ、簡単な構成の内視鏡装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

実施形態の内視鏡装置は、照射光を発生する光源と、導光した前記照射光を先端から被検体へ向けてスポット照射する第1の光ファイバと、前記第1の光ファイバの前記先端の方向を変化させることで、前記照射光を走査する走査部と、前記照射光が照射された前記被検体からの反射光にもとづく電気信号を出力する受光部と、前記電気信号を処理する信号処理部と、を具備する内視鏡装置であって、前記照射光が、前記被検体の二次元画像を取得するための観察成分と、前記観察成分に重畳されており、タイムオブフライト法を用いて前記被検体との距離測定を行うために高周波変調された前記被検体の測定を行うための測定成分とを含み、前記受光部が、複数の検出層が積層されている、前記反射光の前記観察成分にもとづく観察信号と前記反射光の前記測定成分にもとづく測定信号とを含む前記電気信号を出力する単一受光素子であり、前記信号処理部が、前記観察信号を処理し二次元画像データを出力するとともに、前記測定信号を処理し測定データを出力する。

20

【発明の効果】

【0012】

本発明の実施形態によれば、被検体の二次元画像を取得するとともに、被検体の測定を行う高性能であり、かつ、簡単な構成の内視鏡装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第1実施形態の内視鏡装置の斜視図である。

30

【図2】第1実施形態の内視鏡装置の構成図である。

【図3】第1実施形態の内視鏡装置の照明光の説明図である。

【図4A】第1実施形態の内視鏡装置の照明光の走査方法の説明図である。

【図4B】第1実施形態の内視鏡装置の照明光の走査方法の説明図である。

【図5】第1実施形態の内視鏡装置の受光素子の断面図である。

【図6】第1実施形態の内視鏡装置の反射光の説明図である。

【図7】第1実施形態の内視鏡装置の二次元カラー画像の一例である。

【図8】第1実施形態の内視鏡装置の距離測定方法の説明図である。

【図9】第1実施形態の内視鏡装置の距離画像の一例である。

【図10】第1実施形態の内視鏡装置の三次元カラー画像の一例である。

40

【図11】第2実施形態の内視鏡装置の構成図である。

【図12】第2実施形態の内視鏡装置の受光素子の断面図である。

【図13】第2実施形態の内視鏡装置の照明光の説明図である。

【図14】第2実施形態の内視鏡装置の反射光の説明図である。

【図15】第3実施形態の内視鏡装置の照明光の説明図である。

【図16】第3実施形態の内視鏡装置の反射光の説明図である。

【図17】第4実施形態の内視鏡装置の受光素子の断面図である。

【図18】第4実施形態の内視鏡装置の照明光の説明図である。

【図19】第4実施形態の内視鏡装置の反射光の説明図である。

【図20】第5実施形態の内視鏡装置の構成図である。

50

【発明を実施するための形態】**【0014】**

< 第1実施形態 >

図1に示す本実施形態の内視鏡装置1は、光走査型の内視鏡10と、本体部20と、モニタ30と、を具備する。

【0015】

内視鏡10は、生体内に挿通される細長い挿入部11と、操作部12と、ユニバーサルケーブル13と、を有する。挿入部11は、先端部11Aと湾曲部11Bと可撓管部11Cとを含む。なお、内視鏡10は、いわゆる軟性内視鏡だが、挿入部11が硬質な、いわゆる硬性内視鏡であってもよい。

10

【0016】

操作部12には、湾曲部11Bを湾曲操作するための湾曲操作ノブ12A等が配設されている。挿入部11と操作部12の連結部は、ユーザーが把持する把持部12Bとなっている。

【0017】

操作部12から延設されたユニバーサルケーブル13が本体部20とコネクタ14を介して接続されている。本体部20は画像を表示するモニタ30と接続されている。

【0018】

次に、図2に内視鏡装置1の構成を示す。

【0019】

20

内視鏡装置1の本体部20は、光源40と走査制御部25と受光部である受光素子21と信号処理部22と画像生成部23と制御部24と、を有する。

【0020】

光源40は、照射光を発生する。走査制御部25は走査部15を制御し照射光を走査する。受光素子21は照射光が照射された被検体からの反射光を受光し反射光にもとづく電気信号を出力する。信号処理部22は受光素子21が出力する電気信号を処理する。画像生成部23は信号処理部22が出力する電気信号を処理し内視鏡画像を生成する。制御部24は内視鏡装置1の全体の制御を行う。

【0021】

信号処理部22と画像生成部23と制御部24とは、所定のプログラムにより動作するCPU等の半導体素子からなる。信号処理部22と画像生成部23と制御部24とは、物理的に独立した半導体素子でもよいし、1つの半導体素子が複数の機能を有していてもよい。

30

【0022】

光源40は、赤波長光（例えば620nm～750nm）を発生するR光源41と、緑波長光（例えば495nm～570nm）を発生するG光源42と、青波長光（例えば450nm～495nm）を発生するB光源43と、を有する。R光源41、G光源42およびB光源43は、例えば、レーザー光源である。なお、後述するように、R光源41が発生する赤波長光は高周波変調された重畳照射光である。

【0023】

40

光源40が発生した照明光（照射光）は、第1の光ファイバ45により挿入部11の先端部11Aまで導光され、レンズ15Aを介して被検体へ向けてスポット照射される。先端部11Aには、走査制御部25からの信号に応じて、第1の光ファイバ45の先端の方向を変化させることで照射光を走査する走査部15が配設されている。

【0024】

走査部15は、第1の光ファイバ45の先端をX方向およびX方向に直交するY方向に振動する。第1の光ファイバ45を振動させる手段としては、圧電素子を第1の光ファイバ45に取り付けて振動させる方式、および、第1の光ファイバ45に取り付けた永久磁石を電磁コイルで振動させる電磁コイル方式を用いる。第1の光ファイバ45を駆動するときに、圧電素子または電磁コイルなどの駆動素子を、第1の光ファイバ45の共振周波

50

数近傍で駆動させると、小さいエネルギーで大きな偏向（変位，振幅）が得られる。

【 0 0 2 5 】

照明光に照射された被検体からの反射光は、先端部 1 1 A に配置されたレンズ 4 6 A を介して第 2 の光ファイバ 4 6 の先端に集光される。第 2 の光ファイバ 4 6 は反射光を受光素子 2 1 まで導光する。なお、第 1 の光ファイバ 4 5 および第 2 の光ファイバ 4 6 のそれぞれは、コネクタ 1 4 等において光結合している少なくとも 2 本の光ファイバからなる。

【 0 0 2 6 】

なお、図 2 に示すように、内視鏡装置 1 では、先端部 1 1 A に 1 本の第 2 の光ファイバ 4 6 を配設しているが、反射光をより多く受光するために、複数の第 2 の光ファイバ 4 6 を先端部 1 1 A に配置して合波して受光素子 2 1 に導光してもよい。

10

【 0 0 2 7 】

図 3 に示すように、内視鏡装置 1 では、光源 4 0 が発生する照射光が被検体の二次元画像を取得するための観察成分と被検体の測定を行うための測定成分とを含む。ここで、観察成分は、カラー画像を取得するために、赤波長成分である赤波長光と、緑波長成分である緑波長光と、青波長成分である青波長光からなる。

【 0 0 2 8 】

高周波変調された赤波長光は、赤波長成分としての機能だけでなく、タイムオブフライト法を用いて被検体との距離測定（distance measurement）を行うための測定成分の機能を有する。言い替えれば、赤波長光は、観察成分に測定成分が重畳された重畳照射光である。すなわち、照射光の観察成分である赤波長光が高周波変調により測定成分を含んでいる。なお、図 3 等では図示の都合上、赤波長光等の変調光を実際よりも低い周波数で変調された状態で表現している。

20

【 0 0 2 9 】

R 光源 4 1、G 光源 4 2 および B 光源 4 3 は、時間差をおいて光を出射する面順次方式である。被検体にスポット照射された照射光は連続的に 2 次元走査されている。このため、厳密には、赤波長光が照射された場所 A と緑波長光が照射された場所 B と青波長光が照射された場所 C とは異なる。このため、いわゆる色割れが発生し、1 本の白色の直線が、赤色の直線、緑色の直線および青色の直線に分かれて見えてしまうおそれがある。しかし、十分に高速に R G B 光を切り替えることで、場所 A、B、C を同じ場所として信号処理することができる。なお、赤波長光、緑波長光、および青波長光の光量は同一である必要はない。

30

【 0 0 3 0 】

第 1 の光ファイバ 4 5 の先端が走査部 1 5 により X Y 方向に走査される。走査方式は、所定範囲を均一に照明するために、図 4 A に示す螺旋状（渦巻き状）方式、または図 4 B に示すラスタ状方式等が用いられる。

【 0 0 3 1 】

例えば、図 4 A、図 4 B に示す走査方式では、R 光源 4 1 を照射光とする走査が A ~ B まで行われ、その反射光により赤フィールドの画像が取得される。次に、G 光源 4 2 を照射光とする走査が A ~ B まで行われ、その反射光により緑フィールドの画像が取得される。さらに B 光源 4 3 を照射光とする走査が A ~ B まで行われ、その反射光により青フィールドの画像が取得される。面順次方式の内視鏡装置 1 では、赤フィールドの画像と緑フィールドの画像と青フィールドの画像とから、1 枚のカラー画像が得られる。

40

【 0 0 3 2 】

図 5 に示すように、シリコンからなる受光素子 2 1 は、複数の検出層 2 1 L（赤検出層 2 1 L R、緑検出層 2 1 L G、および青検出層 2 1 L B）が積層されている単一のフォトダイオードである。隣り合う検出層には異なる極性の不純物がドーピングされている。

【 0 0 3 3 】

最上層である青検出層 2 1 L B の深さは、0 . 2 μ m 程度である。第二層である緑検出層 2 1 L G の深さは 0 . 6 μ m 程度である。最下層である赤検出層 2 1 L R の深さは 2 μ m 程度である。

50

【 0 0 3 4 】

受光素子 2 1 は、R 成分、G 成分および B 成分がシリコンを透過する特性が異なることを利用して、素子の厚み方向に 3 層の検出層を形成している。青検出層 2 1 L B は B 成分にもとづく信号 A を出力する。緑検出層 2 1 L G には、波長が短い B 成分は到達しない。このため、緑検出層 2 1 L G は、G 成分にもとづく B 観察信号を出力する。赤検出層 2 1 L R には、波長が長い R 成分しか到達しない。このため、赤検出層 2 1 L R は、R 成分にもとづく C 観察信号を出力する。

【 0 0 3 5 】

図 6 に示すように、反射光は照明光と同じように、観察成分光 (G 成分、B 成分) と観察成分に測定成分が重畳された重畳反射光 (R 成分) とからなる。

10

【 0 0 3 6 】

受光素子 2 1 が重畳反射光 (R 成分) を受光すると、青検出層 2 1 L B は信号 A 1 を、緑検出層 2 1 L G は信号 B 1 を、赤検出層 2 1 L R は信号 C 1 を出力する。信号 C 1 が、測定成分を含む R 成分にもとづく重畳観察信号である。なお、青検出層 2 1 L B は信号 A 1 を、緑検出層 2 1 L G は信号 B 1 を出力する。信号 A 1、B 1 は処理には使用されない。

【 0 0 3 7 】

受光素子 2 1 が G 成分光を受光すると、青検出層 2 1 L B は信号 A 2 を、緑検出層 2 1 L G は G 成分にもとづく信号 B 2 を出力する。赤検出層 2 1 L R が出力する信号 C 2 はノイズ成分だけの略ゼロである。信号 A 2、C 2 は処理には使用されない。

20

【 0 0 3 8 】

受光素子 2 1 が B 成分光を受光すると、青検出層 2 1 L B は B 成分光にもとづく信号 A 3 を出力する。緑検出層 2 1 L G が出力する信号 B 3 および赤検出層 2 1 L R が出力する信号 C 3 はノイズ成分だけの略ゼロである。信号 B 3、C 3 は処理には使用されない。

【 0 0 3 9 】

なお、受光素子が、シリコン基板と各検出層との間の信号を出力し、それぞれの成分にもとづく電気信号を取得するために信号処理部 2 2 が差分を算出してもよい。

【 0 0 4 0 】

観察信号は、R 成分と G 成分と B 成分とからなる。R 成分は観察信号に測定成分が重畳された重畳観察信号である。受光素子 2 1 は、検出した反射光にもとづき、観察信号と測定信号とを含む電気信号を出力する。R 成分は観察信号に測定成分が重畳された重畳観察信号であるが、積分により、観察信号が抽出される。

30

【 0 0 4 1 】

信号処理部 2 2 は、R G B の 3 成分の観察信号を処理し二次元カラー画像データを出力する。画像生成部 2 3 は二次元カラー画像データから、図 7 に示すような二次元カラー画像 3 0 A を出力する。二次元カラー画像 3 0 A は体内の管腔の内視鏡画像である。

【 0 0 4 2 】

さらに、信号処理部 2 2 は、重畳観察信号の測定成分、すなわち高周波変調成分を処理し、測定データとして距離画像 (range image) データを出力する。

【 0 0 4 3 】

図 8 に示すように、タイムオブフライト法を用いて距離測量 (distance measurement) を行うための照射光の測定成分である赤波長成分は、周波数 f に高周波変調されている。被検体までの距離を L とすると、反射光は照射光に対して時間差 (遅れ) Δt が生じる。

40

【 0 0 4 4 】

このため、以下の (式 1) により被検体までの距離 L が算出できる。 c は光速である。

【 0 0 4 5 】

$$2L = c \times \Delta t \quad (\text{式 1})$$

なお、(式 1) から算出される被検体までの距離 L は、第 1 の光ファイバ 4 5 の長さ (光源 4 0 から内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端部 1 1 A までの距離) L_1 と、第 2 の光ファイバ 4 6 の長さ (先端部 1 1 A から受光素子 2 1 までの距離) L_2 と、を含む。距離 L_1

50

、L 2 は一定であるため、先端部 1 1 A から被検体までの距離をもとに、信号処理部 2 2 は距離画像データを算出する。

【 0 0 4 6 】

変調周波数 f の $1 / 1000$ の位相差 $\Delta \phi$ を検出する信号処理部 2 2 において、R 光源 4 1 の変調周波数が $100 \text{ MHz} \sim 1 \text{ GHz}$ であれば、分解能 1 mm 以下の距離測量が可能となる。

【 0 0 4 7 】

信号処理部 2 2 は、被検体のスポット照射された各点までの距離が計測された距離画像データを出力する。画像生成部 2 3 は距離画像データを補間処理し、図 9 に示すような距離画像 3 0 B を出力する。距離画像 3 0 B は、二次元カラー画像 3 0 A と同じ場所の画像である。

10

【 0 0 4 8 】

そして、画像生成部 2 3 は、二次元カラー画像 3 0 A と距離画像 3 0 B とから、図 1 0 に示す三次元カラー画像 3 0 C を生成する。

【 0 0 4 9 】

なお、画像生成部 2 3 は、二次元カラー画像データと距離画像データとから、三次元カラー画像 3 0 C を生成してもよい。また、モニタ 3 0 が立体表示可能な場合には、三次元画像は図 1 0 等 に示した距離に応じたメッシュ表示ではなく、奥行き情報を含む立体画像であってもよい。

【 0 0 5 0 】

20

内視鏡装置 1 は、受光部が、複数の検出層 2 1 L (赤検出層 2 1 L R、緑検出層 2 1 L G、および青検出層 2 1 L B) が積層されている、観察成分にもとづく観察信号と測定成分にもとづく測定信号とを含む電気信号を出力する単一の受光素子 2 1 であるため、構成が簡単である。

【 0 0 5 1 】

さらに、照明光の観察成分である R 成分が、測定成分の機能を含む重畳照明光である。このため、3 つの光源だけで、三次元画像を取得できる。さらに照射光および反射光が可視光であるため、可視光帯において透過率の高い光ファイバを用いることで光の損失を小さくすることができる。

【 0 0 5 2 】

30

なお、以上の説明では、R 成分が重畳照明光であったが、G 成分または B 成分が重畳照明光でもよいし、複数の波長成分、たとえば、R 成分および G 成分が重畳照明光でもよいし、R 成分、G 成分および B 成分が重畳照明光でもよい。

【 0 0 5 3 】

< 第 2 実施形態 >

次に第 2 実施形態の内視鏡装置 1 A について説明する。内視鏡装置 1 A は、内視鏡装置 1 と類似しているため、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 5 4 】

図 1 1 に示すように、内視鏡装置 1 A の光源 4 0 A は、R 光源 4 1 と G 光源 4 2 と B 光源 4 3 と赤外光を発生する IR 光源 4 4 とを有する。赤外光の波長は、例えば $750 \text{ nm} \sim 1600 \text{ nm}$ であるが、好ましくは 1400 nm 以下、特に好ましくは 1200 nm 以下であれば、反射光は生体組織の表面からの反射光が主となるため、表面形状を良好に取得できる。

40

【 0 0 5 5 】

図 1 2 に示すように、受光素子 2 1 A は、複数の検出層 2 1 L A が積層されている単一素子である。複数の検出層 2 1 L A は、信号 D を出力する可視光検出層 2 1 L A 1 と、可視光検出層 2 1 L A 1 の下の赤外波長成分にもとづく信号 E を出力する赤外光検出層 2 1 L A 2 と、からなる。可視光検出層 2 1 L A 1 は、赤波長から青波長までの可視光域の光を検出する。赤外光検出層 2 1 L A 2 の深さは $5 \mu \text{m}$ 程度である。赤外光検出層 2 1 L A 2 には、波長が長い赤外 (IR) 成分しか到達しない。

50

【 0 0 5 6 】

図 1 3 に示すように、光源 4 0 A が発生する照射光は、被検体の二次元画像を取得するための観察成分と被検体の測定を行うための測定成分とを含む。ここで、観察成分は、赤波長成分である赤波長光と、緑波長成分である緑波長光と、青波長成分である青波長光からなる。測定成分は、I R 光源 4 4 が発生する高周波変調された赤外波長成分である。

【 0 0 5 7 】

R 光源 4 1、G 光源 4 2、B 光源 4 3 および I R 光源 4 4 は、時間差をおいて光を出射する。

【 0 0 5 8 】

図 1 4 に示すように、反射光は照明光と同じように、観察成分（R 成分、G 成分、B 成分）と測定成分（I R 成分）とからなる。

10

【 0 0 5 9 】

受光素子 2 1 A の可視光検出層 2 1 L A 1 は、観察信号（R 信号、G 信号、B 信号）である信号 D を出力する。一方、赤外光検出層 2 1 L A 2 は測定信号（I R 信号）である信号 E を出力する。

【 0 0 6 0 】

信号処理部 2 2 は、観察信号を処理し二次元カラー画像データを出力するとともに、測定信号を処理し測定データとして距離画像データを出力する。画像生成部 2 3 は二次元カラー画像データおよび距離画像データから三次元カラー画像 3 0 C を生成する。

【 0 0 6 1 】

20

内視鏡装置 1 A は、内視鏡装置 1 と同じ効果を有する。そして、観察成分照明光（R、G、B）と測定成分照明光（I R）とが別の波長の光である。このため、R G B の 3 つの観察信号の強度差が小さく、内視鏡装置 1 よりも色再現性がよい。また、内視鏡装置 1 よりも、測定成分照明光が長波長であるため、距離測定の精度向上が容易である。

【 0 0 6 2 】

なお、第 1 の光ファイバ 4 5、第 2 の光ファイバ 4 6 として、赤波長成分、緑波長成分および青波長成分を導光する第 1 のコアと、赤外波長成分を導光する第 2 のコアと、を有するマルチコア光ファイバを用いてもよい。第 1 のコアは可視光成分（R G B）に対して損失が少なく、第 2 のコアは赤外光成分（I R）に対して損失の少ない材料からなる。

【 0 0 6 3 】

30

また、内視鏡装置 1 A では、可視光（R G B）を受光する可視光検出層 2 1 L A 1 と、赤外光（I R）を受光する赤外光検出層 2 1 L A 2 とは、同時に信号 D および信号 E を出力できる。このため、可視光と赤外光とが同時に照射されてもよい。すなわち、R 光源 4 1、G 光源 4 2、または B 光源 4 3 と、I R 光源 4 4 とは、同時に光を出射してもよい。I R 光だけが照射される時間を設ける必要がないため、高速度撮像が可能となる。また、カラー画像と距離画像とのマッチングが容易になる。

【 0 0 6 4 】

また、光源 4 0 A が、赤外波長成分として、波長 1 2 0 0 n m 超、好ましくは 1 4 0 0 n m 超の第 1 の赤外波長成分と、波長 1 2 0 0 n m 以下、好ましくは 1 4 0 0 n m 以下の第 2 の赤外波長成分と、を順に発生してもよい。波長 1 2 0 0 n m 以下の第 2 の赤外波長成分による距離画像 3 0 B は生体組織の表面の三次元画像である。一方、波長 1 2 0 0 n m 超の第 1 の赤外波長成分とによる距離画像 3 0 B は生体組織の内部、例えば、表面から数 m m 下の三次元画像である。すなわち、光源 4 0 A が出射する赤外線波長の波長を切り替えることで、例えば、生体組織の内部の血管の距離画像を得ることができる。

40

【 0 0 6 5 】

< 第 3 実施形態 >

次に第 3 実施形態の内視鏡装置 1 B について説明する。内視鏡装置 1 B は、内視鏡装置 1 と同じ受光素子 2 1 を具備し類似しているため、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 6 6 】

50

図 2 および図 1 5 に示すように、内視鏡装置 1 B の光源 4 0 B は、第 1 実施形態の光源 4 0 と同じように、R 光源 4 1 と G 光源 4 2 と B 光源 4 3 とを有する。ただし、光源 4 0 B では、R 光源 4 1、G 光源 4 2、および B 光源 4 3 は、同時に光を出射する。すなわち、照明光は、観察成分光（G 成分、B 成分）と観察成分に測定成分が重畳された重畳照明光（R 成分）とからなる混合光である。

【0067】

図 1 6 に示すように、受光素子 2 1 が混合光からなる反射光を受光すると、青検出層 2 1 L B は B 成分にもとづく信号 A を、緑検出層 2 1 L G は G 成分にもとづく信号 B を、赤検出層 2 1 L R は信号 C を出力する。信号 A、B が観察信号であり、信号 C が、測定成分を含む R 成分にもとづく重畳観察信号である。

10

【0068】

内視鏡装置 1 B は、内視鏡装置 1 と同じ効果を有する。さらに、内視鏡装置 1 B は、測定成分と全ての観察成分とが同時に被検体に照射されるため、同じ時間の観察画像と測定画像とが得られる。このため、内視鏡装置 1 B は、内視鏡装置 1 等の効果を有し、さらに、色割れが発生するおそれがなく、内視鏡装置 1 等よりも、2 つの画像のマッチングが容易である。

【0069】

< 第 4 実施形態 >

次に第 4 実施形態の内視鏡装置 1 C について説明する。内視鏡装置 1 C は、内視鏡装置 1 ~ 1 B 等と類似しているため、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

【0070】

図 1 1 および図 1 7 に示すように、受光素子 2 1 C は、複数の検出層 2 1 L C が積層されている単一素子である。複数の検出層 2 1 L C は、観察信号を出力する可視光検出層 2 1 L C 1 と、赤外波長成分にもとづく測定信号を出力する赤外光検出層 2 1 L C 2 と、からなる。

【0071】

上層の可視光検出層 2 1 L C 1 は、赤検出層 2 1 L R、緑検出層 2 1 L G、および青検出層 2 1 L B からなる。

【0072】

30

赤外光検出層 2 1 L C 2 は赤外波長（I R）成分にもとづく信号 E を出力する。赤検出層 2 1 L R は、R 成分にもとづく信号 C を出力する。緑検出層 2 1 L G は、G 成分にもとづく信号 B を出力する。青検出層 2 1 L B は B 成分にもとづく信号 A を出力する。

【0073】

図 1 8 に示すように、内視鏡装置 1 C の光源 4 0 C は、第 2 実施形態の光源 4 0 A と同じように、R 光源 4 1 と G 光源 4 2 と B 光源 4 3 と I R 光源 4 4 とを有する。ただし、光源 4 0 C では光源 4 0 B と同じように、R 光源 4 1、G 光源 4 2、B 光源 4 3 および I R 光源 4 4 は、同時に光を出射する。すなわち、照明光は、観察成分光（R 成分、G 成分、B 成分）と測定成分光（I R 成分）とからなる混合光である。

40

【0074】

図 1 9 に示すように、混合光からなる反射光を受光した受光素子 2 1 C は、4 種類の電気信号 A、B、C、E を出力する。電気信号 A、B、C が観察信号であり、信号 E が、測定信号である。

【0075】

内視鏡装置 1 C は、内視鏡装置 1 A の効果と内視鏡装置 1 B の効果を有する。

【0076】

なお、内視鏡装置 1 C でも、可視光（R G B）を受光する可視光検出層 2 1 L C 1 と、赤外光（I R）を受光する赤外光検出層 2 1 L C 2 とは、同時に信号 A、B または C のいずれかと、信号 E とを出力できる。このため、可視光と赤外光とが同時に照射されてもよ

50

い。すなわち、R光源41、G光源42、またはB光源43のいずれかと、IR光源44とは、同時に光を出射してもよい。IR光だけが照射される時間を設ける必要がないため、高速度撮像が可能となる。また、カラー画像と距離画像とのマッチングが容易になる。

【0077】

また、第2実施形態の光源40Aと同じように、R光源41、G光源42、B光源43およびIR光源44が時間差をおいて光を出射する光源と、受光素子21Cとを組み合わせてもよい。このとき、光源40Aと同じように、R光源41、G光源42、またはB光源43と、IR光源44とは、同時に光を出射してもよい。

【0078】

<第5実施形態>

10

次に第5実施形態の内視鏡装置1Dについて説明する。内視鏡装置1Dは、内視鏡装置1～1C等と類似しているため、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0079】

図20に示すように、内視鏡装置1Dでは、受光素子21Dが内視鏡10の挿入部11の先端部11Aに配置されている。受光素子21Dは、受光素子21と同じ、単一の検出層21Lが反射光を電気信号に変換し出力する単一の可視光受光素子である。検出層21Lが出力する電気信号は信号線21Mを介して信号処理部22に伝送される。

【0080】

受光素子21Dは小型であるため、先端部11Aに配置しても、先端部11Aの細径化を妨げることはない。

20

【0081】

内視鏡装置1Dでは、反射光は、第2の光ファイバを介さずに受光素子21に入射する。このため損失が小さく、高感度である。また、第2の光ファイバ46の長さL2により生じる時間差 Δt の影響がなくなるため、より距離測定の精度が高い。

【0082】

内視鏡装置1A～1Cにおいても、小型の受光素子(受光部)を内視鏡10の挿入部11の先端部11Aに配置することができる。なお、受光素子(受光部)を内視鏡10の把持部12Bに配置してもよい。また光源40を把持部12Bに配置してもよい。

【0083】

30

なお、以上の説明では、被検体の測定として距離計測を例に説明した。しかし、照射光を用いた被検体の測定として、赤外照射光を用いた、発熱量(温度)測定、FI-IR法による水分量の分布、または、照射光により発生する蛍光を検出することで、対応成分の定量測定、ラマン散乱光測定等であってもよい。

【0084】

本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更、組み合わせ、および応用が可能であることは勿論である。

【符号の説明】

【0085】

1、1A～1D・・・内視鏡装置

40

10・・・内視鏡

15・・・走査部

20・・・本体部

21・・・受光素子

21L・・・検出層

22・・・信号処理部

23・・・画像生成部

24・・・制御部

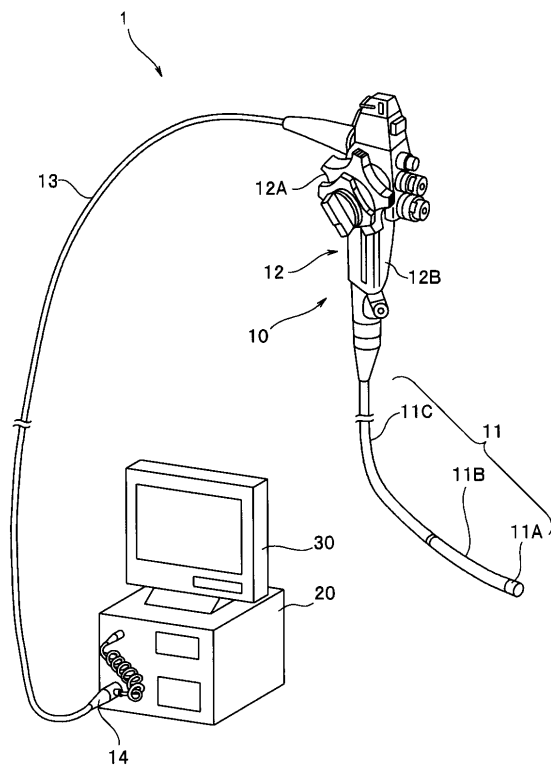
25・・・走査制御部

30・・・モニタ

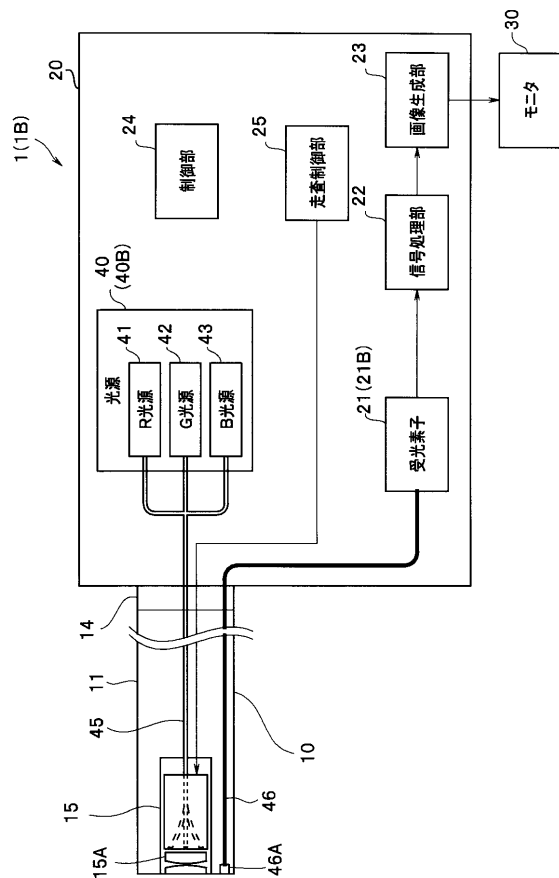
50

- 30A・・・二次元カラー画像
- 30B・・・距離画像
- 30C・・・三次元カラー画像
- 40・・・光源
- 45・・・第1の光ファイバ
- 46・・・第2の光ファイバ

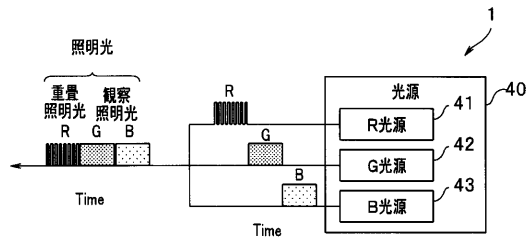
【図1】



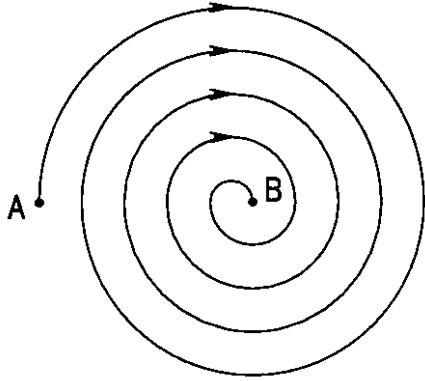
【図2】



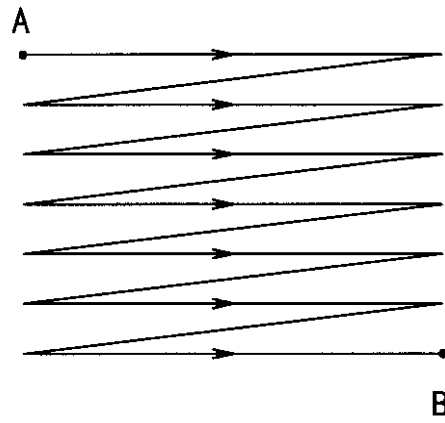
【図 3】



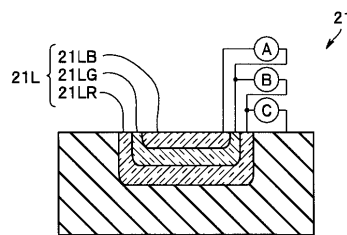
【図 4 A】



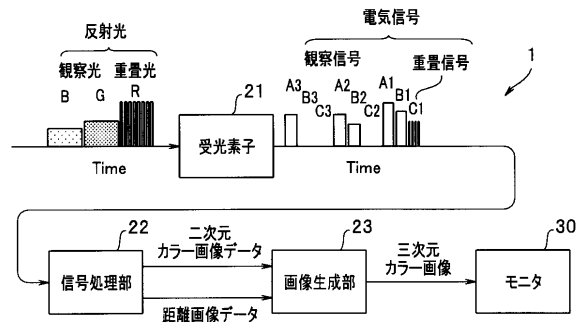
【図 4 B】



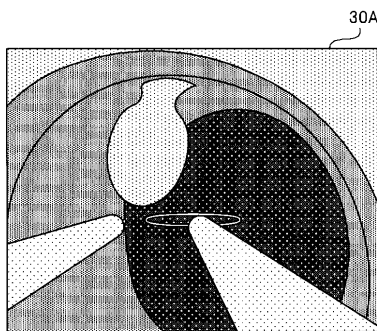
【図 5】



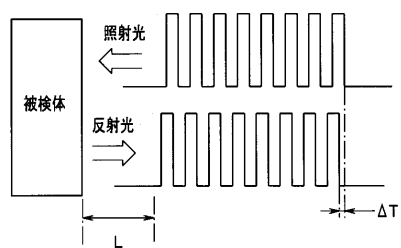
【図 6】



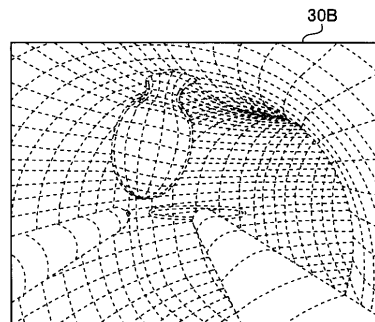
【図 7】



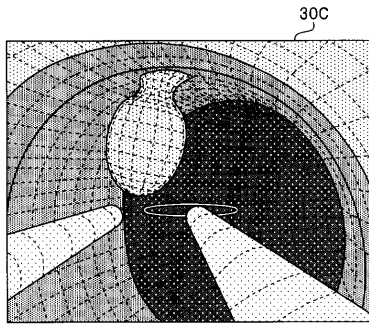
【図 8】



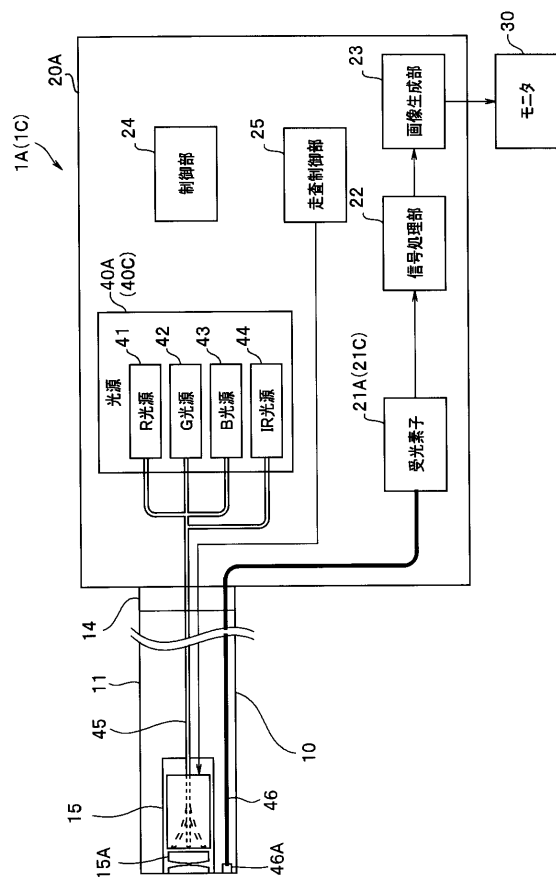
【図 9】



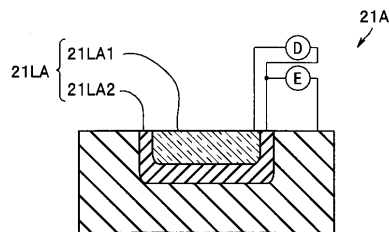
【図 10】



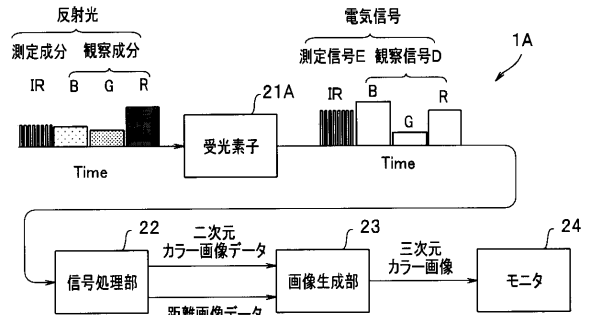
【図 11】



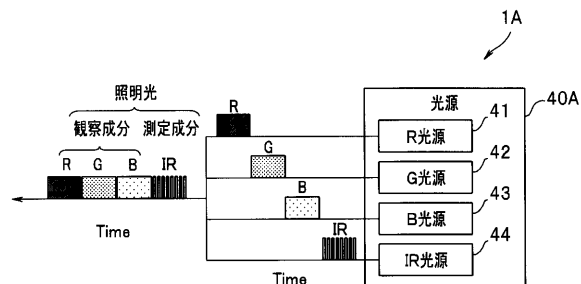
【図 12】



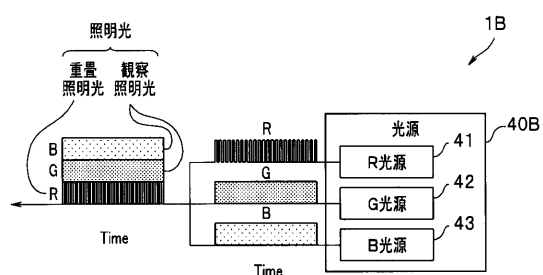
【図 14】



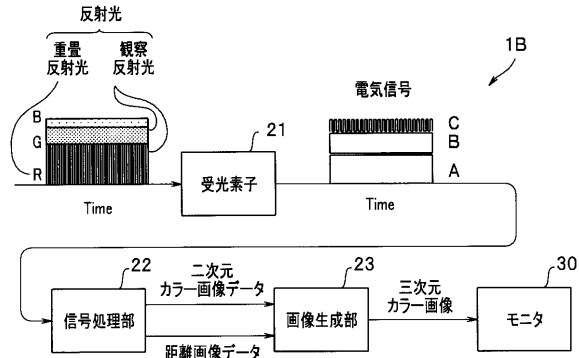
【図 13】



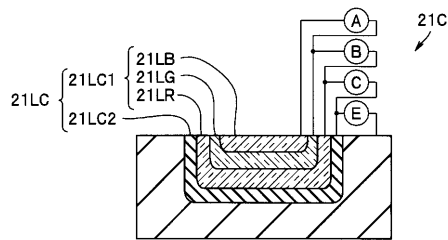
【図 15】



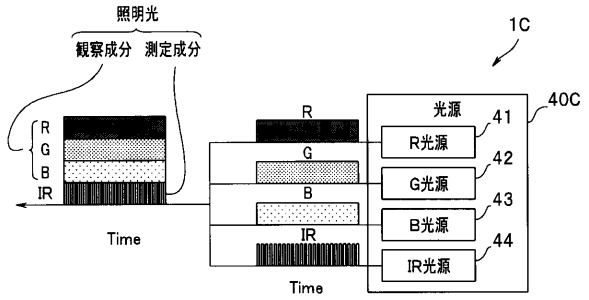
【図16】



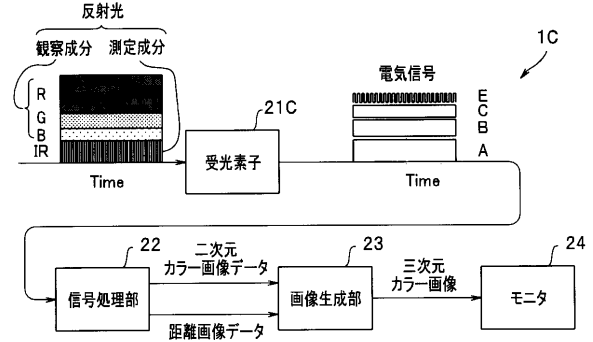
【図17】



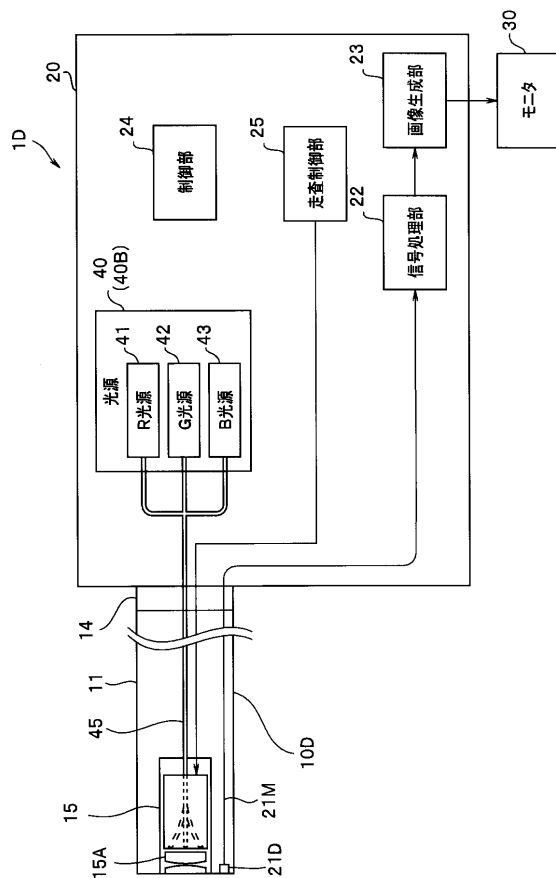
【図18】



【図19】



【図20】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/24 B

(72)発明者 村上 賢治
東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

審査官 北島 拓馬

(56)参考文献 特開2 0 1 1 - 0 3 6 5 9 2 (J P , A)
特開平0 5 - 0 4 2 0 9 7 (J P , A)
特開平0 6 - 2 0 9 1 0 7 (J P , A)
特表2 0 1 1 - 5 0 5 1 9 3 (J P , A)
特表2 0 0 9 - 5 3 8 6 7 2 (J P , A)
特開平1 0 - 2 4 3 9 3 6 (J P , A)
特開2 0 0 5 - 0 8 7 4 6 8 (J P , A)
特表2 0 0 9 - 5 1 6 5 6 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP6508639B2	公开(公告)日	2019-05-08
申请号	JP2017517477	申请日	2015-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安食嘉晴 松本一哉 村上賢治		
发明人	安食 嘉晴 松本 一哉 村上 賢治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.524 A61B1/00.553 A61B1/045.610 A61B1/00.512 G02B23/26.B G02B23/24.B		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JPWO2016181453A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光源40，用于对照射到物体的照射光进行点照射的第一光纤45，用于扫描照射光的扫描单元15，用于基于反射光输出电信号的光接收单元21，以及电信号内窥镜装置1包括用于处理的信号处理单元22，并且照射光包括用于获取二维图像的观察组件和用于执行测量的测量组件，并且光接收单元21包括多个光接收单元。单个光接收元件输出包括观察信号和测量信号的电信号，其中堆叠检测层，并且信号处理单元22处理观察信号并输出二维图像数据，以及测量信号处理和输出测量数据。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6508639号 (P6508639)
(45) 発行日 令和1年5月8日 (2019. 5. 8)	(24) 登録日 平成31年4月12日 (2019. 4. 12)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/045 (2006.01) G 0 2 B 23/26 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 5 2 4 A 6 1 B 1/00 5 5 3 A 6 1 B 1/045 6 1 0 A 6 1 B 1/00 5 1 2 G 0 2 B 23/26 B 請求項の数 5 (全 15 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2017-517477 (P2017-517477) (86) (22) 出願日 平成27年5月11日 (2015. 5. 11) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/063468 (87) 国際公開番号 W02016/181453 (87) 国際公開日 平成28年11月17日 (2016. 11. 17) 審査請求日 平成29年7月14日 (2017. 7. 14)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 (74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進 (74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖 (74) 代理人 100135932 弁理士 藤浦 治 (72) 発明者 安食 嘉晴 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内 (72) 発明者 松本 一哉 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置		