

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/181453

発行日 平成29年10月26日 (2017.10.26)

(43) 国際公開日 平成28年11月17日 (2016.11.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 524	2H040
<b>A61B 1/045 (2006.01)</b>	A61B 1/00 553	4C161
<b>G02B 23/26 (2006.01)</b>	A61B 1/045 610	
<b>G02B 23/24 (2006.01)</b>	G02B 23/26 B	
	G02B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

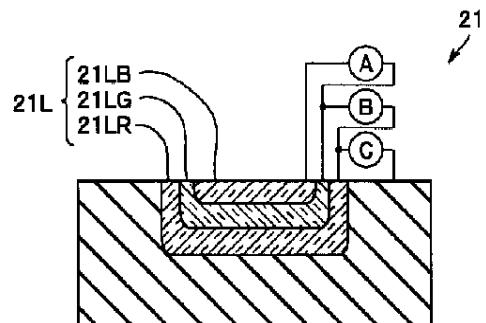
出願番号 特願2017-517477 (P2017-517477)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/063468	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日 平成27年5月11日 (2015.5.11)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(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) 【要約】

光源40と、照射光を被検体へ向けてスポット照射する第1の光ファイバ45と、照射光を走査する走査部15と、反射光にもとづく電気信号を出力する受光部21と、電気信号を処理する信号処理部22と、を備える内視鏡装置1であって、照射光が二次元画像を取得するための観察成分と測定を行うための測定成分とを含み、受光部21が複数の検出層が積層されている、観察信号と測定信号とを含む電気信号を出力する単一の受光素子であり、信号処理部22が、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測定信号を処理し測定データを出力する。



**【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ことを特徴とする内視鏡装置。

10

**【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。

20

**【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、

前記測定成分が、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成分であり、

前記信号処理部が、前記測定信号を処理し、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。

30

**【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。

40

**【請求項 6】**

前記測定成分が、赤外波長成分であり、

前記複数の検出層が、前記観察成分にもとづく前記観察信号を出力する可視光検出層と、前記赤外波長成分にもとづく前記測定信号を出力する赤外光検出層と、からなることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

前記可視光検出層が、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、からなることを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置

50

。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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】

10

【図1】第1実施形態の内視鏡装置の斜視図である。

【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量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。

20

【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。

【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。

30

【図20】第5実施形態の内視鏡装置の構成図である。

【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。

40

【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。

50

## 【0019】

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。

## 【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】

光源40が発生した照明光は、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。

## 【0025】

照明光に照射された被検体からの反射光は、先端部11Aに配置されたレンズ46Aを介して第2の光ファイバ46の先端に集光される。第2の光ファイバ46は反射光を受光素子21まで導光する。なお、第1の光ファイバ45および第2の光ファイバ46のそれぞれは、コネクタ14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。

## 【0026】

なお、図2に示すように、内視鏡装置1では、先端部11Aに1本の第2の光ファイバ46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46を先端部11Aに配置して合波して受光素子21に導光してもよい。

## 【0027】

図3に示すように、内視鏡装置1では、光源40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。

## 【0028】

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

10

20

30

40

50

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。

【0029】

R光源41、G光源42およびB光源43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RGB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

10

【0030】

第1の光ファイバ45の先端が走査部15によりXY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4Aに示す螺旋状(渦巻き状)方式、または図4Bに示すラスタ状方式等が用いられる。

【0031】

例えば、図4A、図4Bに示す走査方式では、R光源41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42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43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。

20

【0032】

図5に示すように、シリコンからなる受光素子21は、複数の検出層21L(赤検出層21LR、緑検出層21LG、および青検出層21LB)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。

【0033】

最上層である青検出層21LBの深さは、0.2μm程度である。第二層である緑検出層21LGの深さは0.6μm程度である。最下層である赤検出層21LRの深さは2μm程度である。

30

【0034】

受光素子21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21LBはB成分にもとづく信号Aを出力する。緑検出層21LGには、波長が短いB成分は到達しない。このため、緑検出層21LGは、G成分にもとづくB観察信号を出力する。赤検出層21LR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21LRは、R成分にもとづくC観察信号を出力する。

【0035】

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。

40

【0036】

受光素子21が重畳反射光(R成分)を受光すると、青検出層21LBは信号A1を、緑検出層21LGは信号B1を、赤検出層21LRは信号C1を出力する。信号C1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21LBは信号A1を、緑検出層21LGは信号B1を出力する。信号A1、B1は処理には使用されない。

【0037】

受光素子21がG成分光を受光すると、青検出層21LBは信号A2を、緑検出層21LGはG成分にもとづく信号B2を出力する。赤検出層21LRが出力する信号C2はノ

50

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。

【0038】

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。

【0039】

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。

【0040】

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。

10

【0041】

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。

【0042】

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。

20

【0043】

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、反射光は出射光に対して時間差 (遅れ)  $t$  が生じる。

【0044】

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。

【0045】

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

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 4 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 4 A から受光素子 2 1 までの距離)  $L_2$  と、を含む。距離  $L_1$ 、 $L_2$  は一定であるため、先端部 1 4 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。

30

【0046】

変調周波数  $f$  の  $1/1000$  の位相差 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  $1\text{mm}$  以下の距離測量が可能となる。

【0047】

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。

40

【0048】

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。

【0049】

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よい。

50

## 【0050】

内視鏡装置1は、受光部が、複数の検出層21L(赤検出層21LR、緑検出層21LG、および青検出層21LB)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21であるため、構成が簡単である。

## 【0051】

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。

10

## 【0052】

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。

## 【0053】

## &lt;第2実施形態&gt;

次に第2実施形態の内視鏡装置1Aについて説明する。内視鏡装置1Aについて説明する。内視鏡装置1A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。

## 【0054】

図11に示すように、内視鏡装置1Aの光源40Aは、R光源41とG光源42とB光源43と赤外光を発生するIR光源44とを有する。赤外光の波長は、例えば750nm~1600nmであるが、好ましくは1400nm以下、特に好ましくは1200nm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。

20

## 【0055】

図12に示すように、受光素子21Aは、複数の検出層21LAが積層されている単一素子である。複数の検出層21LAは、信号Dを出力する可視光検出層21LA1と、可視光検出層21LA1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21LA2と、からなる。可視光検出層21LA1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21LA2の深さは5μm程度である。赤外光検出層21LA2には、波長が長い赤外(IR)成分しか到達しない。

30

## 【0056】

図13に示すように、光源40A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、IR光源44が発生する高周波変調された赤外波長成分である。

## 【0057】

R光源41、G光源42、B光源43およびIR光源44は、時間差を置いて光を出射する。

40

## 【0058】

図14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(IR成分)とからなる。

## 【0059】

受光素子21Aの可視光検出層21LA1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21LA2は測定信号(IR信号)である信号Eを出力する。

## 【0060】

信号処理部22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23は二次元カ

50

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30Cを生成する。

【0061】

内視鏡装置1A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(IR)とが別の波長の光である。このため、RGB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。

【0062】

なお、第1の光ファイバ45、第2の光ファイバ46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(RGB)に対して損失が少なく、第2のコアは赤外光成分(IR)に対して損失の少ない材料からなる。

【0063】

また、内視鏡装置1Aでは、可視光(RGB)を受光する可視光検出層21LA1と、赤外光(IR)を受光する赤外光検出層21LA2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。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。

【0064】

また、光源40Aが、赤外波長成分として、波長1200nm超、好ましくは1400nm超の第1の赤外波長成分と、波長1200nm以下、好ましくは1400nm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1200nm以下の第2の赤外波長成分による距離画像30Bは生体組織の表面の三次元画像である。一方、波長1200nm超の第1の赤外波長成分とによる距離画像30Bは生体組織の内部、例えば、表面から数mm下の三次元画像である。すなわち、光源40Aが出射する赤外線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。

【0065】

<第3実施形態>

次に第3実施形態の内視鏡装置1Bについて説明する。内視鏡装置1Bは、内視鏡装置1と同じ受光素子21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。

【0066】

図2および図15に示すように、内視鏡装置1Bの光源40Bは、第1実施形態の光源40と同じように、R光源41とG光源42とB光源43とを有する。ただし、光源40Bでは、R光源41、G光源42、およびB光源43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16に示すように、受光素子21が混合光からなる反射光を受光すると、青検出層21LBはB成分にもとづく信号Aを、緑検出層21LGはG成分にもとづく信号Bを、赤検出層21LR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。

【0068】

内視鏡装置1Bは、内視鏡装置1と同じ効果を有する。さらに、内視鏡装置1B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1B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>

10

20

30

40

50

次に第4実施形態の内視鏡装置1Cについて説明する。内視鏡装置1Cは、内視鏡装置1～1B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。

【0070】

図11および図17に示すように、受光素子21Cは、複数の検出層21LCが積層されている単一素子である。複数の検出層21LCは、観察信号を出力する可視光検出層21LC1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21LC2と、からなる。

【0071】

上層の可視光検出層21LC1は、赤検出層21LR、緑検出層21LG、および青検出層21LBからなる。

【0072】

赤外光検出層21LC2は赤外波長(IR)成分にもとづく信号Eを出力する。赤検出層21LRは、R成分にもとづく信号Cを出力する。緑検出層21LGは、G成分にもとづく信号Bを出力する。青検出層21LBはB成分にもとづくにもとづく信号Aを出力する。

【0073】

図18に示すように、内視鏡装置1Cの光源40Cは、第2実施形態の光源40Aと同じように、R光源41とG光源42とB光源43とIR光源44とを有する。ただし、光源40Cでは光源40B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(IR成分)とからなる混合光である。

【0074】

図19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21C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1Cは、内視鏡装置1Aの効果と内視鏡装置1Bの効果とを有する。

【0076】

なお、内視鏡装置1Cでも、可視光(RGB)を受光する可視光検出層21LC1と、赤外光(IR)を受光する赤外光検出層21LC2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>

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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

受光素子 2 1 D は小型であるため、先端部 1 1 A に配置しても、先端部 1 1 A の細径化を妨げることはない。

## 【 0 0 8 1 】

内視鏡装置 1 D では、反射光は、第 2 の光ファイバを介さずに受光素子 2 1 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 4 6 の長さ L 2 により生じる時間差  $t$  の影響がなくなるため、より距離測定の精度が高い。

## 【 0 0 8 2 】

内視鏡装置 1 A ~ 1 C においても、小型の受光素子（受光部）を内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端部 1 1 A に配置することができる。なお、受光素子（受光部）を内視鏡 1 0 の把持部 1 2 B に配置してもよい。また光源 4 0 を把持部 1 2 B に配置してもよい。

10

## 【 0 0 8 3 】

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、F I - I R 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。

## 【 0 0 8 4 】

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。

20

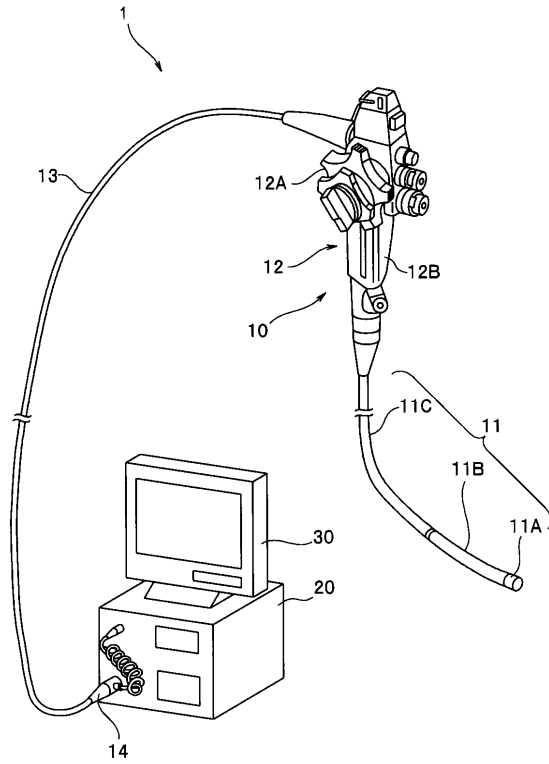
## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 8 5 】

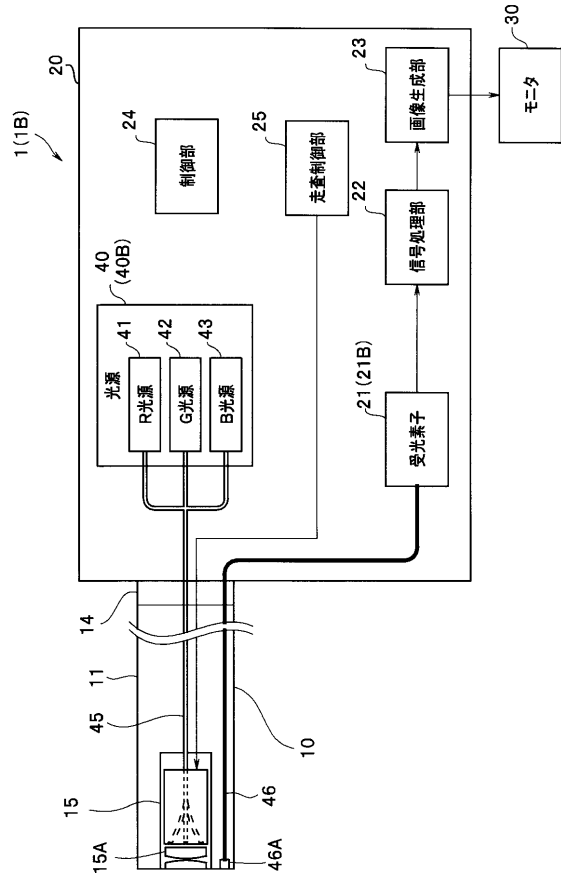
- 1、1 A ~ 1 D . . . 内視鏡装置
- 1 0 . . . 内視鏡
- 1 5 . . . 走査部
- 2 0 . . . 本体部
- 2 1 . . . 受光素子
- 2 1 L . . . 検出層
- 2 2 . . . 信号処理部
- 2 3 . . . 画像生成部
- 2 4 . . . 制御部
- 2 5 . . . 走査制御部
- 3 0 . . . モニタ
- 3 0 A . . . 二次元カラー画像
- 3 0 B . . . 距離画像
- 3 0 C . . . 三次元カラー画像
- 4 0 . . . 光源
- 4 5 . . . 第 1 の光ファイバ
- 4 6 . . . 第 2 の光ファイバ

30

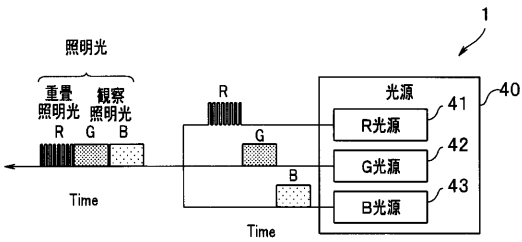
【 図 1 】



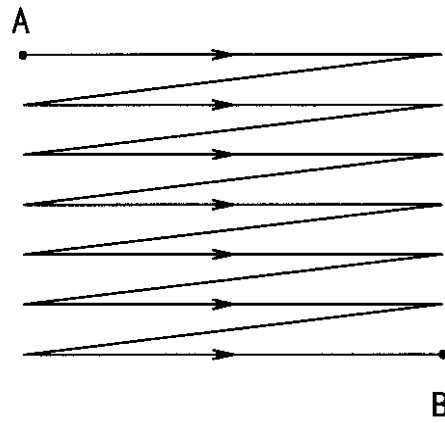
【 図 2 】



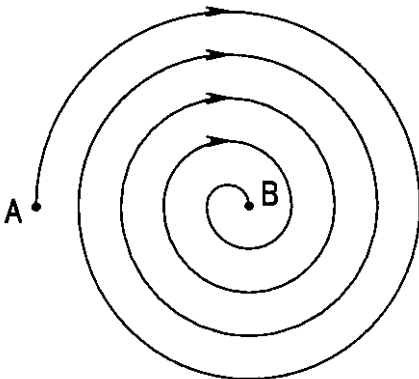
【 図 3 】



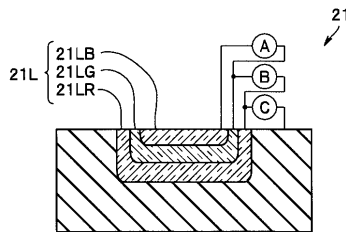
【 図 4 B 】



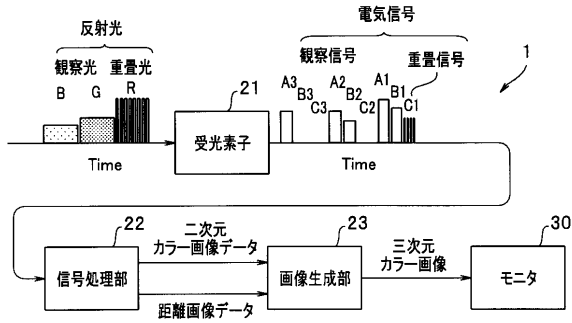
【 図 4 A 】



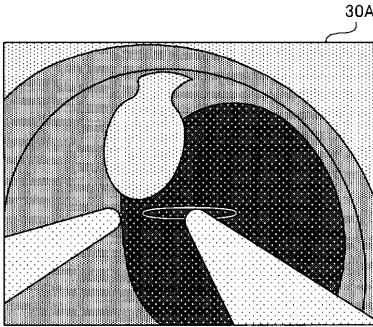
【 図 5 】



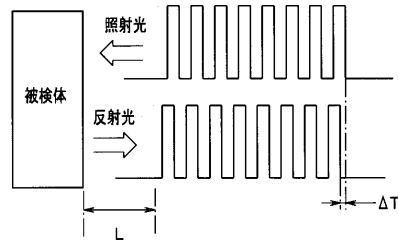
【 図 6 】



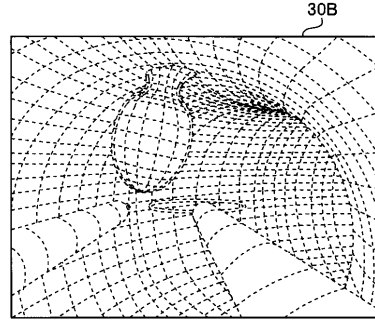
【 図 7 】



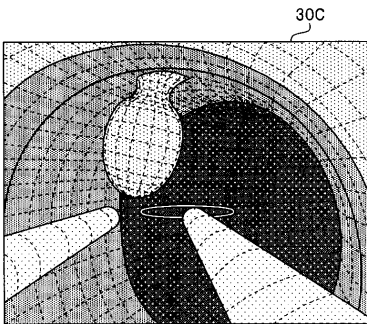
【 図 8 】



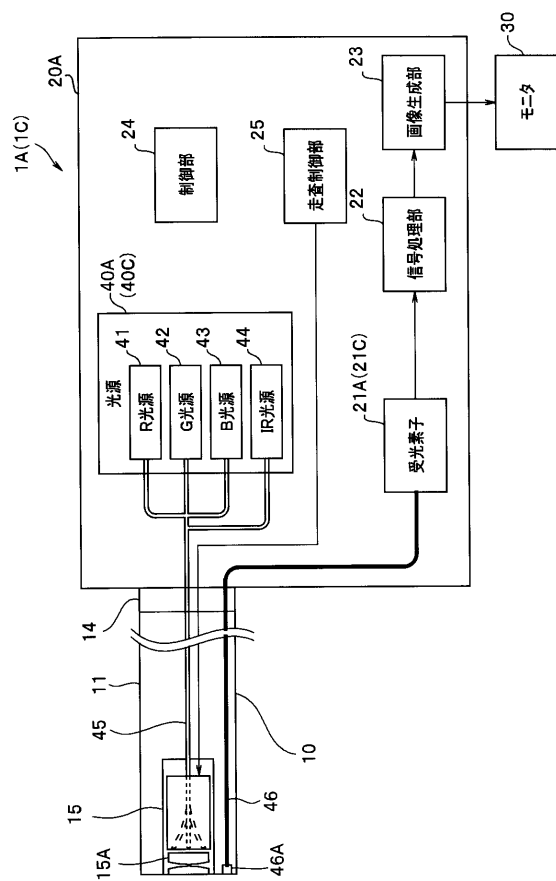
【 図 9 】



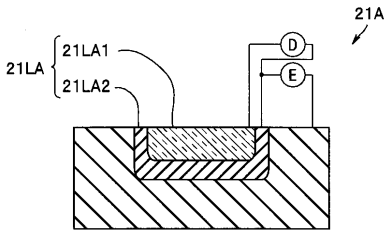
【 図 10 】



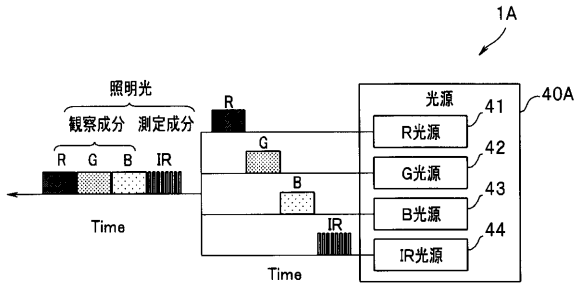
【 図 11 】



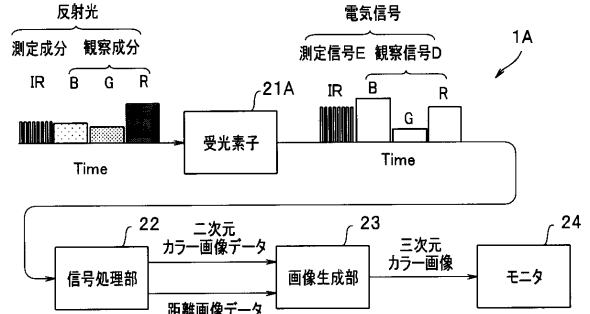
【図12】



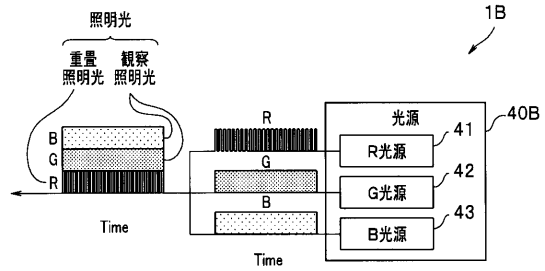
【図13】



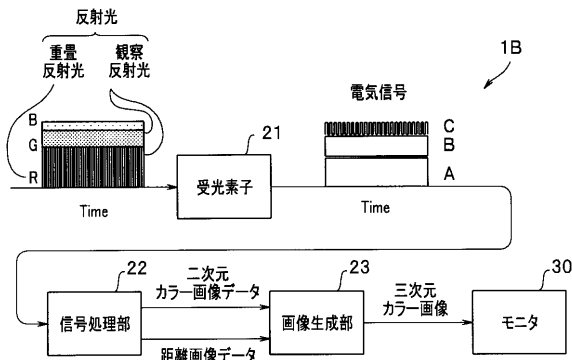
【図14】



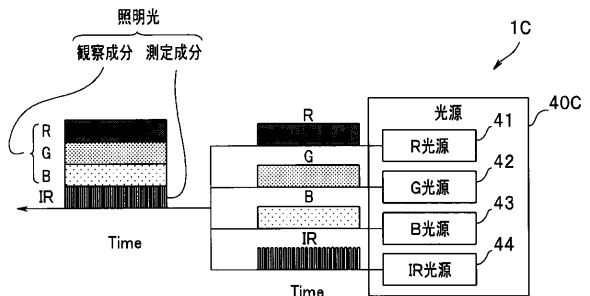
【図15】



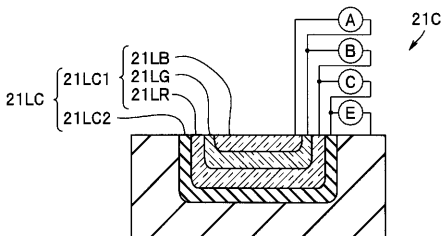
【図16】



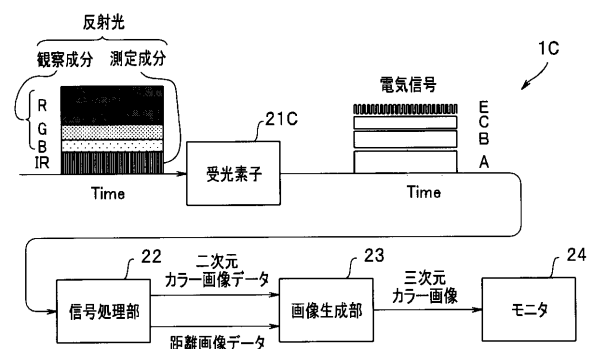
【図18】



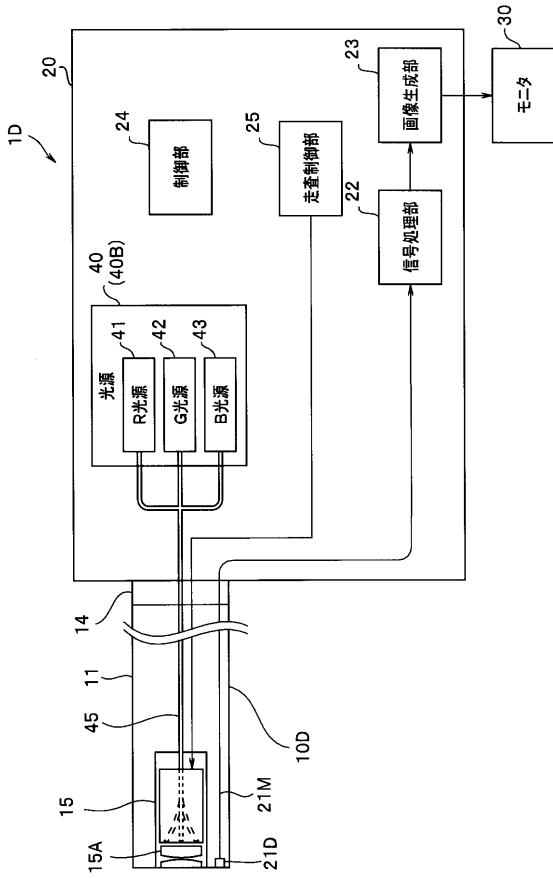
【図17】



【図19】



【図 20】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/063468
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-36592 A (Hoya Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraphs [0006] to [0009], [0018] to [0025]; fig. 1, 4 (Family: none)	1-7
Y	JP 5-42097 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 February 1993 (23.02.1993), paragraphs [0019] to [0021], [0035] to [0038]; fig. 1 & US 5436655 A	1-7
Y	JP 6-209107 A (Xerox Corp.), 26 July 1994 (26.07.1994), paragraph [0005]; fig. 1 & US 5298771 A & EP 597620 A1 & DE 69324997 T2	1-7
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 July 2015 (15.07.15)		Date of mailing of the international search report 28 July 2015 (28.07.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2015/063468

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-505193 A (St. Jude Medical, Atrial Fibrillation Division, Inc.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraph [0050] & US 2006/0257041 A1 & WO 2009/070446 A1 & EP 2197376 A1 & CN 101888807 A	4-7
Y	JP 2009-538672 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 12 November 2009 (12.11.2009), paragraphs [0060] to [0061] & US 2009/0143774 A1 & WO 2007/138552 A2 & EP 2028996 A2 & CN 101453942 A	5-7
Y	JP 10-243936 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 14 September 1998 (14.09.1998), paragraphs [0028] to [0031] (Family: none)	6-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/063468									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2011-36592 A (HOYA株式会社) 2011.02.24, 段落 0006-0009, 0018-0025, 図 1, 4 (ファミリーなし)	1-7									
Y	JP 5-42097 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.02.23, 段落 0019-0021, 0035-0038, 図 1 & US 5436655 A	1-7									
Y	JP 6-209107 A (ゼロックス コーポレーション) 1994.07.26, 段落 0005, 図 1 & US 5298771 A & EP 597620 A1 & DE 69324997 T2	1-7									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 15.07.2015		国際調査報告の発送日 28.07.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 大塚 裕一	2Q 3202								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 6 3 4 6 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2011-505193 A (セント・ジュード・メディカル・エイトリアル・ フィブレーション・ディヴィジョン・インコーポレーテッド) 2011.02.24, 段落 0050 & US 2006/0257041 A1 & WO 2009/070446 A1 & EP 2197376 A1 & CN 101888807 A	4-7
Y	JP 2009-538672 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2009.11.12, 段落 0060-0061 & US 2009/0143774 A1 & WO 2007/138552 A2 & EP 2028996 A2 & CN 101453942 A	5-7
Y	JP 10-243936 A (富士写真フイルム株式会社) 1998.09.14, 段落 0028-0031 (ファミリーなし)	6-7

---

フロントページの続き

(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

Fターム(参考) 2H040 BA15 BA22 CA04 CA06 CA11 CA12 CA26 DA03 DA12 DA14

DA15 DA21 DA42 GA05 GA11

4C161 CC07 DD03 FF40 FF46 HH52 LL02 MM10 NN01 QQ03 QQ07

QQ09 RR01 RR19 SS21

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2016181453A1</a>	公开(公告)日	2017-10-26
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		
[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 G02B23/26.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA22 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA26 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA42 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR19 4C161/SS21		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6508639B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

光源40，对点用照射光照射被检体的第一光纤45，对照射光进行扫描的扫描单元15，基于反射光输出电信号的光接收单元21以及电信号。在具有用于处理的信号处理单元22的内窥镜装置1中，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包括多个组件。检测层被层叠，是输出包括观察信号和测量信号的电信号的单个光接收元件，信号处理单元22处理观察信号并且将二维图像数据与测量信号一起输出。输出测量数据。

