

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5274726号
(P5274726)

(45) 発行日 平成25年8月28日(2013.8.28)

(24) 登録日 平成25年5月24日(2013.5.24)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 Y
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
			A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-554141 (P2012-554141)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年3月27日 (2012.3.27)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/057967		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/133431	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成24年10月4日 (2012.10.4)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成24年12月3日 (2012.12.3)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2011-80251 (P2011-80251)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成23年3月31日 (2011.3.31)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	島田 朋子
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	吉野 真広
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を走査して被検体の内視鏡画像を生成する走査型内視鏡装置において、
第1波長帯域からなる第1照明光と前記第1波長帯域とは異なる第2波長帯域からなる第2照明光とを射出する光源と、

前記被検体に照射するための前記第1の照明光の第1の偏光方向の光を透過させる第1の偏光部と、

前記被検体に照射するための前記第2の照明光の前記第1の偏光方向とは異なる第2の偏光方向を透過させる第2の偏光部と、

前記被検体からの戻り光を受光し前記第1の偏光方向の光を透過させる第3の偏光部と

10

、
前記被検体からの戻り光を受光し前記第2の偏光方向の光を透過させる第4の偏光部と

、
前記第3の偏光部を透過した光を第1の波長帯域と第2の波長帯域とに分離する第1の波長分離部と、

前記第4の偏光部を透過した光を前記第1の波長帯域と前記第2の波長帯域とに分離する第2の波長分離部と、

前記第1の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第1の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光との光強度を検出する第1の検出部と、

前記第2の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第2の波長分

20

離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光との光強度を検出する第2の検出部と、

前記被検体の表面領域での戻り光を観察するために、前記第1の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第1の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光と、前記第2の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第2の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光とのうち少なくとも2つの前記光強度を比較する第1の判定部と、

前記被検体の深部領域での戻り光を観察するために、前記第1の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第1の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光と、前記第2の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光と、前記第2の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光とのうち前記第1の判定部で用いない2つの前記光強度を比較する第2の判定部と、
を有することを特徴とする走査型内視鏡装置。

10

【請求項2】

前記第1の波長帯域は、390nmから445nmであることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項3】

前記第1の波長帯域は、少なくとも415nmを含むことを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項4】

前記第2波長帯域は、600nmから1100nmであることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

20

【請求項5】

前記第2波長帯域は、少なくとも600nmを含むことを特徴とする請求項4に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項6】

前記第1の判定部は、前記第1の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光の前記光強度を用いることを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項7】

前記第1の判定部は、前記第1の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光の前記光強度と、前記第2の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光の前記光強度とを比較するとともに、前記第2の判定部は、前記第1の波長分離部を透過した前記第2の波長帯域を有する光の前記光強度と、前記第2の波長分離部を透過した前記第1の波長帯域を有する光の前記光強度とを比較することを特徴とする請求項6に記載の走査型内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、光源からの非偏光の光を導光する光ファイバの先端を走査させ、被検体からの戻り光を該光ファイバの周囲に配置された光ファイババンドルで受光し、経時的に検出した光強度信号を用いて画像化する走査型の内視鏡装置が提案されている（例えば、特表2003-535659号公報参照）。

40

【0003】

また、内視鏡による観察等を行う際に、非偏光の光を用いた観察の他に、例えば、早期癌などの診断等の際に、偏光を用いて偏光画像を観察する内視鏡装置が提案されている（例えば、特開2009-213649号公報、特開2010-104422号公報参照）。

【0004】

50

特開 2009 - 213649 号公報の内視鏡装置では、内視鏡先端に偏光分離素子と CCD 等の撮像素子を先端部に設けることにより、生体に照明した光に対して戻り光の偏光成分を分離することができる。

【0005】

特開 2010 - 104422 号公報の内視鏡装置は、複数のカラーフィルタ及び複数の照射光偏光フィルタのそれぞれを順次切り替えることにより、異なる波長スペクトルごとに、偏光状態が異なる複数の照射光を観察部位に順次照射する。そして、内視鏡装置は、観察部位からの戻り光を内視鏡の先端部に設けられた偏光フィルタ部で所定の方向に偏光した後、CCD 等の撮像素子で撮像する。

【0006】

しかしながら、特開 2009 - 213649 号公報は先端部に CCD 等の撮像素子を設ける必要があり、挿入部が太径化するという問題がある。

【0007】

また、特開 2010 - 104422 号公報に示されるように挿入部を細径化するために、先端部に光ファイババンドルを配置して、例えば、後段の本体装置等に設けられた撮像素子に戻り光を導光し、偏光分離素子を用いて偏光観察を行う内視鏡装置では、画素数が該光バンドルの本数に該当し、偏光画像の画質が悪くなるという問題がある。

【0008】

さらに特表 2003 - 535659 号公報の画像化方式を用い、細径を維持した状態で偏光観察手段は開示されていない。

【0009】

本発明は、挿入部の細径を維持したまま高画質の画像を取得することができる走査型内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一態様の走査型内視鏡装置は、照明光を走査して被検体の内視鏡画像を生成する走査型内視鏡装置において、第 1 波長帯域からなる第 1 照明光と前記第 1 波長帯域とは異なる第 2 波長帯域からなる第 2 照明光とを射出する光源と、前記被検体に照射するための前記第 1 の照明光の第 1 の偏光方向の光を透過させる第 1 の偏光部と、前記被検体に照射するための前記第 2 の照明光の前記第 1 の偏光方向とは異なる第 2 の偏光方向を透過させる第 2 の偏光部と、前記被検体からの戻り光を受光し前記第 1 の偏光方向の光を透過させる第 3 の偏光部と、前記被検体からの戻り光を受光し前記第 2 の偏光方向の光を透過させる第 4 の偏光部と、前記第 3 の偏光部を透過した光を第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域とに分離する第 1 の波長分離部と、前記第 4 の偏光部を透過した光を前記第 1 の波長帯域と前記第 2 の波長帯域とに分離する第 2 の波長分離部と、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光との光強度を検出する第 1 の検出部と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光との光強度を検出する第 2 の検出部と、前記被検体の表面領域での戻り光を観察するために、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光とのうち少なくとも 2 つの前記光強度を比較する第 1 の判定部と、前記被検体の深部領域での戻り光を観察するために、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 1 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 1 の波長帯域を有する光と、前記第 2 の波長分離部を透過した前記第 2 の波長帯域を有する光とのうち前記第 1 の判定部で用いない 2 つの前記光強度を比較する第 2 の判定部と、を有する。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 2】内視鏡装置の先端部の構成を示す斜視図である。

【図 3】先端部の偏光フィルタの配置について説明するための図である。

【図 4 A】先端部の偏光フィルタの他の配置の例を説明するための図である。

【図 4 B】先端部の偏光フィルタの他の配置の例を説明するための図である。

【図 4 C】先端部の偏光フィルタの他の配置の例を説明するための図である。

【図 5】内視鏡装置 1 の作用について説明するための図である。

【図 6】内視鏡装置 1 を用いた偏光画像診断の処理の流れの例を説明するためのフローチャートである。

10

【図 7】内視鏡装置 1 を用いた処置の流れの例を説明するためのフローチャートである。

【図 8】第 1 の実施の形態の第 1 変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 9】第 1 の実施の形態の第 2 変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 1 0】第 2 の実施の形態の内視鏡装置の先端構成を示す斜視図である。

【図 1 1】第 2 の実施の形態の先端構成を示す側面図及びキャップの内周面の構成を示す図である。

【図 1 2】内視鏡装置の他の先端構成を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

20

【 0 0 1 5 】

(第 1 の実施の形態)

以下に、第 1 の実施の形態について説明する。

【 0 0 1 6 】

まず、図 1 から図 3 を用いて、第 1 の実施の形態の内視鏡装置の構成について説明する。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す図であり、図 2 は、内視鏡装置の先端部の構成を示す斜視図であり、図 3 は、先端部の偏光フィルタの配置について説明するための図である。

30

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、照明光を走査させながら被検体に照射し、被検体からの戻り光を得る走査型の内視鏡 2 と、この内視鏡 2 に接続される本体装置 3 と、本体装置 3 で得られる被検体像を表示するモニタ 4 とを有して構成されている。

【 0 0 1 9 】

内視鏡 2 は、所定の可撓性を備えたチューブ体を主体として構成される細長な挿入部 1 1 を有する。挿入部 1 1 の先端側には、先端部 1 2 が設けられている。また、挿入部 1 1 の基端側は、図示しないコネクタ等が設けられており、内視鏡 2 は、このコネクタ等を介して、本体装置 3 と着脱自在に構成されている。

【 0 0 2 0 】

先端部 1 2 の先端面には、照明レンズ 1 3 a 及び 1 3 b により構成される先端光学系 1 3 が設けられている。また、挿入部 1 1 の内部には、基端側から先端側へ挿通され、後述する光源ユニット 2 4 からの光を導光する光学素子としての照明ファイバ 1 4 と、照明ファイバ 1 4 の先端側に設けられ、後述するドライバユニット 2 5 からの駆動信号に基づき、照明ファイバ 1 4 の先端を所望の方向に走査させるアクチュエータ 1 5 とが設けられている。このような構成により、照明ファイバ 1 4 によって導光された光源ユニット 2 4 からの照明光が被写体に照射される。

40

【 0 0 2 1 】

また、挿入部 1 1 の内部には、挿入部 1 1 の内周に沿って基端側から先端側へ挿通され、被検体からの戻り光を受光する受光部として第 1 の偏光成分を導光する検出ファイバ 1

50

6 a と、第 2 の偏光成分を導光する検出ファイバ 1 6 b とが設けられている。これらの検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b は、それぞれ少なくとも 2 本以上のファイババンドルであってもよい。内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b は後述する分波器 3 7 a 及び 3 7 b に接続される。

【 0 0 2 2 】

また、先端部 1 2 の先端面には、図 3 に示すように、先端光学系 1 3 の周囲において左右対称に、被検体からの第 1 の偏光方向の戻り光を透過する偏光フィルタ 1 7 a、及び、被検体からの第 2 の偏光方向の戻り光を透過する偏光フィルタ 1 7 b が設けられている。偏光フィルタ 1 7 a 及び 1 7 b は、図 1 に示すように、検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b の先端を覆うように設けられている。これらの第 1 偏光フィルタとしての偏光フィルタ 1 7 a 及び第 2 偏光フィルタとしての偏光フィルタ 1 7 b は、それぞれ被検体と検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b との間に設けられ、被検体からの戻り光を所望の方向に偏光させる。なお、図 1 では、便宜的に、偏光フィルタ 1 7 a を上側、偏光フィルタ 1 7 b を下側に配置している。また、先端部 1 2 における偏光フィルタ 1 7 a 及び 1 7 b の配置は、図 3 に限定されるものではない。

10

【 0 0 2 3 】

図 4 A ~ 図 4 C は、先端部の偏光フィルタの他の配置の例を説明するための図である。

【 0 0 2 4 】

図 4 A の先端面には、第 1 の偏光方向の偏光フィルタ 1 7 a 1 及び 1 7 a 2 と、第 2 の偏光方向の偏光フィルタ 1 7 b 1 及び 1 7 b 2 とが円対称に配置されている。このような配置により、それぞれの偏光成分における検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b の先端配置に依存した検出光量の偏りを抑えることができる。

20

【 0 0 2 5 】

図 4 B の先端面には、第 1 の偏光方向の偏光フィルタ 1 7 a 3 及び 1 7 a 4 が紙面に向かって上下に配置され、第 2 の偏光方向の偏光フィルタ 1 7 b 3 及び 1 7 b 4 が紙面に向かって左右に配置されている。このように偏光フィルタ 1 7 a 3、1 7 a 4、1 7 b 3 及び 1 7 b 4 を円対称に等間隔に配置することにより、先端光学系 1 3 の周囲で偏光フィルタ 1 7 a 3、1 7 a 4、1 7 b 3 及び 1 7 b 4 が配置されていない箇所では、被検体からの戻り光を偏光せずに検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b で受光してもよい。

【 0 0 2 6 】

図 4 C の先端面には、内視鏡 2 の先端面の中心を通る線分で 2 つの領域が規定されている。これらの 2 つの領域のそれぞれを中心から外周方向に向けて複数の領域、ここでは、4 つの領域に区分けし、これらの複数の領域を内視鏡 2 の先端面の中心を通る線分を境界にして、それぞれ異なる偏光特性の偏光フィルタ 1 7 a 5 及び 1 7 b 5 を互い違いに設けている。このような配置により、図 4 A と同様に、左右、中心から外周方向における検出光量の偏りを抑えることができる。

30

【 0 0 2 7 】

図 1 に戻り、挿入部 1 1 の内部に、内視鏡 2 に関する各種情報を記憶したメモリ 1 8 が設けられている。メモリ 1 8 は、内視鏡 2 が本体装置 3 に接続された際に、図示しない信号線を介して、後述するコントローラ 2 3 に接続され、内視鏡 2 に関する各種情報がコントローラ 2 3 によって読み出される。

40

【 0 0 2 8 】

本体装置 3 は、電源 2 1 と、メモリ 2 2 と、コントローラ 2 3 と、光源ユニット 2 4 と、ドライバユニット 2 5 と、検出ユニット 2 6 とを有して構成されている。

【 0 0 2 9 】

光源ユニット 2 4 は、2 つの光源 3 1 a 及び 3 1 b と、2 つの偏光子 3 2 a 及び 3 2 b と、合波器 3 3 とを有して構成されている。

【 0 0 3 0 】

ドライバユニット 2 5 は、信号発生器 3 4 と、デジタルアナログ（以下、D/A という）変換器 3 5 a 及び 3 5 b と、アンプ 3 6 とを有して構成されている。

50

【0031】

検出ユニット26は、分波器37a及び37bと、検出器38a～38dと、アナログデジタル(以下、A/Dという)変換器39a～39dとを有して構成されている。

【0032】

電源21は、図示しない電源スイッチ等の操作に応じて、コントローラ23への電源の供給を制御する。メモリ22には、本体装置3全体の制御を行うための制御プログラム等が記憶されている。

【0033】

コントローラ23は、電源21から電源が供給されると、メモリ22から制御プログラムを読み出し、光源ユニット24、ドライバユニット25の制御を行うとともに、検出ユニット26で検出された被写体からの戻り光の光強度の解析を行い、得られた被写体像をモニタ4に表示させる制御を行う。

10

【0034】

光源ユニット24の光源31a及び31bは、コントローラ23の制御に基づき、それぞれ異なる波長帯域の光を偏光子32a及び32bを用いて偏光方向を調整する。具体的には、光源31aは、390nm～445nmまたは530nm～550nmの第1波長帯域の光₁を偏光子32aに出射し、光源31bは、600nm～1100nmの第2波長帯域の光₂を偏光子32bに出射する。特に、第1波長帯域の光₁は415nmであり、第2波長帯域の光₂は600nmであることが望ましい。

【0035】

20

偏光子32a及び32bは、それぞれ異なる偏光特性を有しており、光源31a及び31bから出射された光₁及び₂を偏光する。具体的には、偏光子32aは、光源31aからの第1波長帯域の光₁を第1の偏光方向(P偏光)に偏光する。また、偏光子32bは、光源31bからの第2波長帯域の光₂を第1の偏光方向とは異なる第2の偏光方向(S偏光)に偏光する。ここでは、偏光子32a及び32bで偏光された光₁及び₂をそれぞれ光_{1p}及び_{2s}とする。この第1の偏光方向を有する第1波長帯域は、被検体の光吸収特性を有し、第2の偏光方向を有する第2波長帯域は、第1波長帯域の光吸収特性より低い光吸収特性を有している。

【0036】

合波器33は、第1の偏光方向に偏向された第1波長帯域の光_{1p}と、第2の偏光方向に偏光された第2波長帯域の光_{2s}を合波する。これにより、光源ユニット24からは、2つの波長帯域において異なる偏光特性を有する光_{1p}及び_{2s}が照明ファイバ14に出射される。

30

【0037】

このように、光源ユニット24は、少なくとも2つの波長帯域において異なる偏光特性を有する光を出射する光源部を構成する。

【0038】

ドライバユニット25の信号発生器34は、コントローラ23の制御に基づき、照明ファイバ14の先端を所望の方向、例えば、螺旋状に走査させるための駆動信号を出力する。具体的には、信号発生器34は、照明ファイバ14の先端を挿入部11の挿入軸に対して左右方向(X軸方向)に駆動させる駆動信号をD/A変換器35aに出力し、挿入部11の挿入軸に対して上下方向(Y軸方向)に駆動させる駆動信号をD/A変換器35bに出力する。

40

【0039】

D/A変換器35a及び35bは、それぞれ入力された駆動信号をデジタル信号からアナログ信号に変換し、アンプ36に出力する。アンプ36は、入力された駆動信号を増幅してアクチュエータ15に出力する。アクチュエータ15は、アンプ36からの駆動信号に基づいて、照明ファイバ14の先端を螺旋状に走査させる。これにより、光源ユニット24から照明ファイバ14に出射された光_{1p}及び_{2s}は、被検体に対して螺旋状に順次照射される。

50

【0040】

このように、ドライバユニット25は、照明ファイバ14の一端を走査する駆動部を構成する。

【0041】

被検体に照射された光 1_P からは、被検体の表面部領域で反射された偏光特性が変化していない戻り光 1_P と、被検体の深部領域で反射された偏光特性が変化した戻り光 1_S とが得られる。同様に、被検体に照射された光 2_S からは、被検体の表面部領域で反射された偏光特性が変化していない戻り光 2_S と、被検体の深部領域で反射された偏光特性が変化した戻り光 2_P とが得られる。偏光フィルタ17aでは、戻り光 1_P 及び 2_P が透過され、偏光フィルタ17bでは、戻り光 1_S 及び 2_S が透過され、それぞれ検出ファイバ16aおよび16bで受光される。検出ファイバ16aで受光された戻り光 1_P 及び 2_P は分波器37aに導光され、検出ファイバ16bで受光された戻り光 1_S 及び 2_S は分波器37bに導光される。

10

【0042】

分波器37a及び37bは、例えば、ダイクロイックミラー等であり、所定の波長帯域で戻り光を分波する。具体的には、分波器37aは、検出ファイバ16aにより導光された戻り光 1_P 及び 2_P を、第1の波長帯域の戻り光 1_P と第2の波長帯域の戻り光 2_P とに分波し、それぞれ検出器38a及び38bに出力する。同様に、分波器37bは、検出ファイバ16bにより導光された戻り光 1_S 及び 2_S を、第1の波長帯域の戻り光 1_S と第2の波長帯域の戻り光 2_S とに分波し、それぞれ検出器38c及び38dに出力する。

20

【0043】

検出器38aは、第1の波長帯域の第1の偏光方向の戻り光 1_P の光強度を検出し、検出器38bは、第2の波長帯域の第1の偏光方向の戻り光 2_P の光強度を検出する。同様に、検出器38cは、第1の波長帯域の第2の偏光方向の戻り光 1_S の光強度を検出し、検出器38dは、第2の波長帯域の第2の偏光方向の戻り光 2_S の光強度を検出する。検出器38a~38dで検出された光強度の信号は、それぞれA/D変換器39a~39dに出力される。このように、検出器38a~38dは、被検体からの戻り光の光強度を検出する検出部を構成する。

【0044】

A/D変換器39a~39dは、それぞれ検出器38a~38dから出力された光強度の信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、コントローラ23に出力する。

30

【0045】

コントローラ23は、被検体の表面部領域での第1の偏光方向の光強度と第2の偏光方向の光強度との比較、及び、被検体の深部領域での第1の偏光方向の光強度と第2の偏光方向の光強度との比較を行う。光強度の比較は、例えば、被検体の表面部領域での第1の偏光方向の光強度と第2の偏光方向の光強度との除あるいは差を算出することにより行われる。このように、コントローラ23は、第1の偏光方向の光強度と第2の偏光方向の光強度との除あるいは差を算出する演算部を構成する。

【0046】

具体的には、コントローラ23は、検出器38aで検出された戻り光 1_P の光強度と検出器38dで検出された戻り光 2_S の光強度との比較、及び、検出器38bで検出された戻り光 2_P の光強度と検出器38cで検出された戻り光 1_S の光強度との比較を行う。コントローラ23は、表面部領域での波長毎の光強度の比較、及び、深部領域での波長毎の光強度の比較を行うことにより、被検体の異なる深さの擬似カラー画像を生成し、モニタ4に表示する。また、コントローラ23は、比較を行った光強度が所定の閾値より小さいか否かを検出することにより、表面部領域及び深部領域に腫瘍等の病変部がある否かを判定する。

40

【0047】

次に、このように構成された内視鏡装置1の作用について、図5を用いて説明する。

50

【 0 0 4 8 】

図 5 は、内視鏡装置 1 の作用について説明するための図である。

【 0 0 4 9 】

まず、操作者によって電源スイッチが ON され、コントローラ 2 3 に電源 2 1 からの電源が供給されると、光源 3 1 a から第 1 の波長帯域の光 1 及び光源 3 1 b から第 2 の波長帯域の光 2 が出力される。光源 3 1 a から出力された第 1 の波長帯域の光 1 は、偏光子 3 2 a により第 1 の偏光方向に偏光され、光源 3 1 b から出力された第 2 の波長帯域の光 2 は、偏光子 3 2 b により第 2 の偏光方向に偏光される。第 1 の偏光方向に偏光された第 1 の波長帯域の光 1_P 及び第 2 の偏光方向に偏光された第 2 の波長帯域の光 2_S は、照明ファイバ 1 4 から出射され、被検体に照射される。被検体からは、表面部で反射された戻り光 1_P 及び 2_S と、深部で反射された戻り光 1_S 及び 2_P が得られる。

10

【 0 0 5 0 】

これらの戻り光 1_P 、 2_S 、 1_S 及び 2_P は、偏光フィルタ 1 7 a により第 1 の偏光方向の戻り光 1_P 及び 2_P と、偏光フィルタ 1 7 b により第 2 の偏光方向の戻り光 1_S 及び 2_S に分離される。偏光フィルタ 1 7 a により分離された戻り光 1_P 及び 2_P は、分波器 3 7 a により所定の波長帯域で分波され、偏光フィルタ 1 7 b により分離された戻り光 1_S 及び 2_S は、分波器 3 7 b により所定の波長帯域で分波される。

【 0 0 5 1 】

分波器 3 7 a で分波された戻り光 1_P 及び 2_P は、それぞれ検出器 3 8 a 及び 3 8 b で光強度が検出され、分波器 3 7 b で分波された戻り光 1_S 及び 2_S は、それぞれ検出器 3 8 c 及び 3 8 d で光強度が検出される。検出された光強度は、コントローラ 2 3 によって、表面部領域での波長毎の比較、及び、深部での波長毎の比較が行われ、表面部領域及び深部での腫瘍等の存在の有無が判定される。

20

【 0 0 5 2 】

次に、内視鏡装置 1 を用いた偏光画像診断の分析方法について説明する。

【 0 0 5 3 】

図 6 は、内視鏡装置 1 を用いた偏光画像診断の処理の流れの例を説明するためのフローチャートである。

30

【 0 0 5 4 】

まず、照明ファイバ 1 4 の先端部が走査され、所定の偏光成分を持つ第 1 の波長帯域の光 1_P と、該偏光成分と直交する偏光成分を持つ第 2 の波長帯域の光 2_S とが生体組織に照射される (ステップ S 1)。次に、前記所定の偏光成分と該偏光成分と直交する偏光成分とに戻り光が偏光される (ステップ S 2)。ここでは、第 1 の波長帯域の中心波長を 4 1 5 nm、第 2 の波長帯域の中心波長を 6 0 0 nm とする。次に、第 1 の波長帯域と第 2 の波長帯域とに戻り光が分割され (ステップ S 3)、偏光成分、波長帯域毎の光強度が検出され、検出信号の分析が行われる (ステップ S 4)。

【 0 0 5 5 】

次に、被検体の表面部からの第 1 の波長帯域の戻り光の光強度 I_{415-P} と、被検体の表面部からの第 2 の波長帯域の戻り光の光強度 I_{600-S} との除が閾値より小さいか否かが判定される (ステップ S 5)。表面部からの戻り光の光強度 I_{415-P} / 光強度 I_{600-S} が閾値より小さいと判定された場合、YES となり、表面部に 4 1 5 nm の吸収特性のあるヘモグロビンが多く存在する可能性が高いと判定される (ステップ S 6)。一方、表面部からの戻り光の光強度 I_{415-P} / 光強度 I_{600-S} が閾値以上と判定された場合、NO となり、表面部は正常と判定される (ステップ S 7)。

40

【 0 0 5 6 】

また、被検体の深部からの第 1 の波長帯域の戻り光の光強度 I_{415-S} と、被検体の深部からの第 2 の波長帯域の戻り光の光強度 I_{600-P} との除が閾値より小さいか否かが判定される (ステップ S 8)。このステップ S 8 の処理は、ステップ S 5 の処理と並行

50

して実行される。深部からの戻り光の光強度 I_{415-S} / 光強度 I_{600-P} が閾値より小さいと判定された場合、YESとなり、深部にヘモグロビンが多く存在する可能性が高いと判定される（ステップS9）。一方、深部からの戻り光の光強度 I_{415-S} / 光強度 I_{600-P} が閾値以上と判定された場合、NOとなり、深部は正常と判定される（ステップS10）。そして、被検体の表面部及び深部での腫瘍の有無が判定されると、処理は終了する。

【0057】

次に、偏光画像診断の分析方法で腫瘍等が検出された際の、内視鏡装置1を用いた処置について説明する。

【0058】

図7は、内視鏡装置1を用いた処置の流れの例を説明するためのフローチャートである。

【0059】

まず、広域の視野範囲の偏光画像がモニタ4に表示される（ステップS11）。次に、異常値を示す閾値の領域が特定される（ステップS12）。最後に、特定された関心領域に治療光が照射され（ステップS13）、処理を終了する。

【0060】

以上のように、内視鏡装置1は、第1の偏光方向（偏光特性）を有する第1波長帯域の光1Pと、第2の偏光方向（偏光特性）を有する第2波長帯域の光2Sとを被検体に走査し、その戻り光を先端部12の偏光フィルタ17a及び17bで偏光する。そして、内視鏡装置1は、偏光フィルタ17a及び17bで偏光された戻り光を所定の波長帯域で分離し、光強度を検出して偏光画像を得るようにした。この結果、先端部12にCCD等の撮像素子を設ける必要がなくなり、挿入部11の細径を維持したまま高画質の偏光画像を得ることができる。

【0061】

よって、本実施の形態の内視鏡装置によれば、挿入部の細径を維持したまま高画質の画像を取得することができる。

【0062】

（変形例）

一般的なファイバは、挿入部の湾曲等によるファイバ構造の変化の影響により、偏光された光を入射してもファイバから射出する光において偏光状態を保つことができないことがある。そこで、本変形例では、挿入部の湾曲等によりファイバ構造の変化があった場合でも、偏光状態を保持することのできる内視鏡装置について説明する。

【0063】

図8は、第1の実施の形態の第1変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【0064】

図8に示すように、本変形例の内視鏡装置1aは、図1の内視鏡装置1の偏光子32a及び32bの出力段に位相補償部41a及び41bが設けられ、合波器33の出力段に偏波制御部42が設けられている。また、本変形例の内視鏡装置1aは、図1の照明ファイバ14に代わり、シングルモードファイバ43を用いて構成されている。

【0065】

位相補償部41aは、偏光子32aから出射された第1の偏光方向の第1波長帯域の光1Pの位相補償を行い、合波器33に出射する。また、位相補償部41bは、偏光子32bから出射された第2の偏光方向の第2波長帯域の光2Sの位相補償を行い、合波器33に出射する。

【0066】

偏波制御部42は、合波器33からの照明光の偏光方向の調整を行い、シングルモードファイバ43に出射する。シングルモードファイバ43は、偏波制御部42からの照明光を先端面から出射し、先端光学系13を介して被検体に照射する。その他の構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置1と同様のため、説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

このような構成により、内視鏡装置 1 a は、挿入部 1 1 の湾曲等によりファイバ構造に変化があった場合でも、照明光の偏光状態を保持することができる。

【 0 0 6 8 】

図 9 は、第 1 の実施の形態の第 2 変形例に係る内視鏡装置の構成を示す図である。

【 0 0 6 9 】

図 9 に示すように、内視鏡装置 1 b は、第 1 変形例の内視鏡装置 1 a の偏波制御部 4 2 が削除されるとともに、シングルモードファイバ 4 3 に代わり偏波保持ファイバ 4 4 を用いて構成されている。

【 0 0 7 0 】

偏波保持ファイバ 4 4 は、入力と出力の偏光が一致するファイバであり、合波器 3 3 から入力された照明光の偏光を保持し、先端面から被検体に対して照射する。その他の構成は、第 1 変形例の内視鏡装置 1 a と同様のため、説明を省略する。さらに、検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b に偏波保持ファイバを用いてもよい。

【 0 0 7 1 】

このような構成により、内視鏡装置 1 b は、第 1 変形例の内視鏡装置 1 a と同様に、挿入部 1 1 の湾曲等によりファイバ構造に変化があった場合でも、照明光の偏光状態を保持することができる。

【 0 0 7 2 】

(第 2 の実施の形態)

次に、第 2 の実施の形態について説明する。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 は、第 2 の実施の形態の内視鏡装置の先端構成を示す斜視図であり、図 1 1 は、第 2 の実施の形態の先端構成を示す側面図及びキャップの内周面の構成を示す図であり、図 1 2 は、内視鏡装置の他の先端構成を示す図である。なお、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と同一の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

本実施の形態の内視鏡装置 1 c は、第 1 の実施の形態の本体装置 3 及びモニタ 4 に加え、内視鏡 2 a と、内視鏡 2 a の先端部 1 2 に着脱可能な円筒形状のキャップ 5 0 とを有して構成されている。

【 0 0 7 5 】

先端部 1 2 の先端面には、照明レンズ 1 3 a が設けられ、照明レンズ 1 3 a の周囲に第 1 の偏光成分を導光する検出ファイバ 1 6 a と、第 2 の偏光成分を導光する検出ファイバ 1 6 b とが配置されている。

【 0 0 7 6 】

内視鏡キャップとしてのキャップ 5 0 には、照明レンズ 1 3 a をカバーする平レンズ等の照明レンズカバー 1 3 c が設けられていてもよい。この照明レンズカバー 1 3 c は、照明ファイバ 1 4 から被検体に照射させた光を透過する光学部材を構成する。

【 0 0 7 7 】

また、キャップ 5 0 には、検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b をカバーする P 偏光の偏光フィルタ 5 1 a 及び 5 1 b と、S 偏光の偏光フィルタ 5 1 c 及び 5 1 d とが設けられている。これらの偏光フィルタ 5 1 a 及び 5 1 b、S 偏光の偏光フィルタ 5 1 c 及び 5 1 d は、円対称に配置されている。これらの偏光フィルタ 5 1 a ~ 5 1 d は、被検体からの戻り光を偏光特性毎に分離する偏光フィルタ部を構成する。本実施の形態では、偏光フィルタ 5 1 a ~ 5 1 d の配置は、上述した図 4 A と同様の配置となっている。なお、偏光フィルタ 5 1 a ~ 5 1 d の配置は、上述した図 3、図 4 B または図 4 C の配置であってもよい。

【 0 0 7 8 】

先端部 1 2 の外周面には、4 つの突起部 5 2 a ~ 5 2 d が設けられている。なお、図 1 1 において、突起部 5 2 d は突起部 5 2 b の背面側に配置されているため、符号を省略している。また、キャップ 5 0 の内周面には、4 つの突起部 5 2 a ~ 5 2 d のそれぞれに嵌

10

20

30

40

50

合可能な形状の4つの溝部53a~53dが設けられている。これらの溝部53a~53dは、内視鏡2に着脱するための装着部を構成する。また、これらの溝部53a~53dは、内視鏡2に対してキャップ50の回動を防止する凹凸部を構成する。キャップ50は、溝部53a~53dに突起部52a~52dが嵌合された状態として、先端部12に装着される。

【0079】

なお、先端部12に突起部52a~52dを設け、キャップ50に溝部53a~53dを設ける構成で説明しているが、例えば、先端部に溝部を設け、キャップ50に突起部を設ける構成にしてもよい。また、突起部52a~52d及び溝部53a~53dは、それぞれ4つに限定されることなく、それぞれ3つ以下あるいは5つ以上であってもよい。さらに、ビス等でキャップ50及び先端部12を固定させてもよい。

10

【0080】

さらにまた、図12に示すように、キャップ50の内周面にカムを構成する突起部54を設け、先端部12にカム溝55を設けるようにしてもよい。操作者は、突起部54をカム溝55に取り付けた後にキャップ50を回動させて、キャップ50及び先端部12を固定させる。この突起部54は、内視鏡2に対してキャップ50の回動を防止する回動防止部を構成する。

【0081】

キャップの回動防止をしつつ、さらにキャップの脱落を防止するために、かつ、キャップ50の内視鏡2を被覆する部分の素材を伸縮性のある軟質弾性素材、たとえばシリコン、ウレタンなどを用いてもよい。

20

【0082】

このような構成によれば、操作者は、キャップ50とは偏光特性の異なる偏光画像を得たい場合、キャップ50とは偏光特性の異なる偏光フィルタを備えたキャップを先端部12に装着するだけで、偏光特性の異なる偏光画像を容易に得ることができる。

【0083】

よって、本実施の形態の内視鏡装置1cによれば、偏光特性の異なる偏光画像を容易に得ることができる。

【0084】

なお、本明細書における各フローチャート中の各ステップは、その性質に反しない限り、実行順序を変更し、複数同時に実行し、あるいは実行毎に異なった順序で実行してもよい。

30

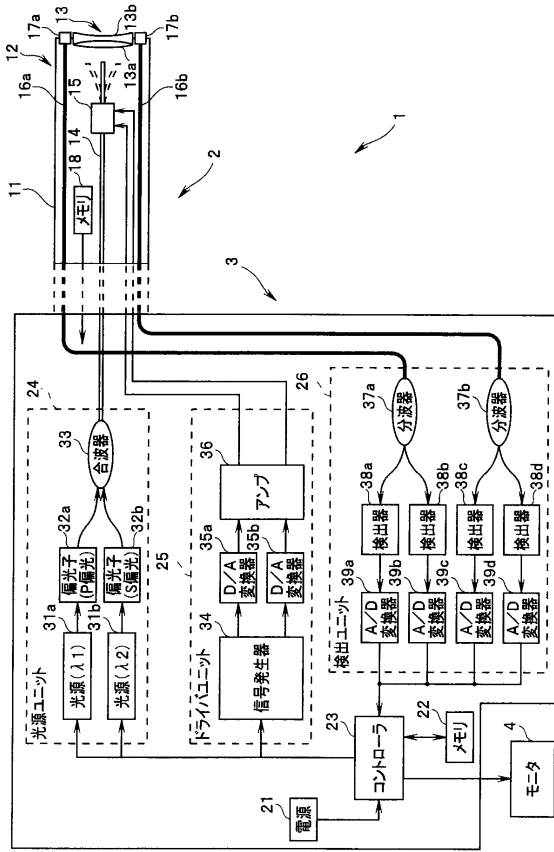
【0085】

本発明は、上述した実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

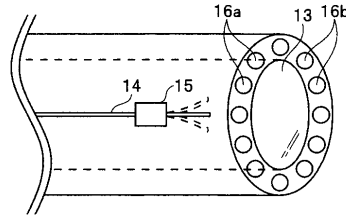
【0086】

本出願は、2011年3月31日に日本国に出願された特願2011-80251号公報を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

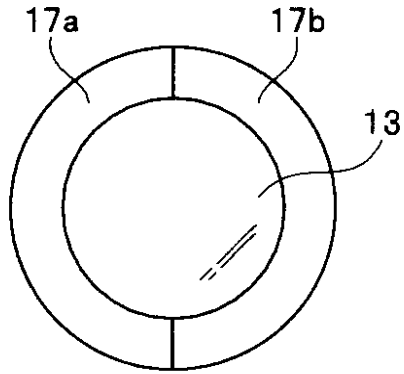
【図 1】



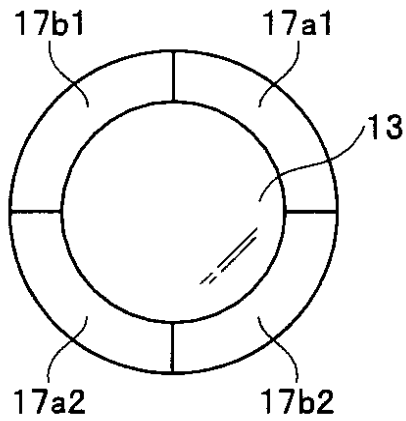
【図 2】



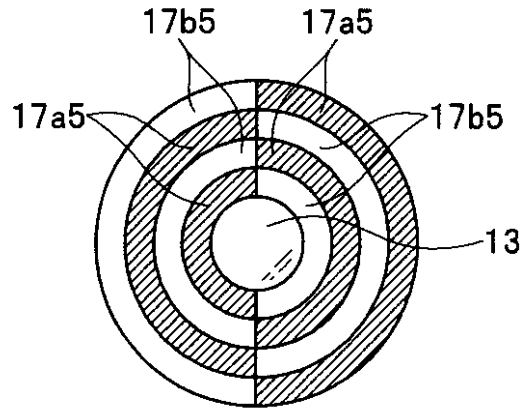
【図 3】



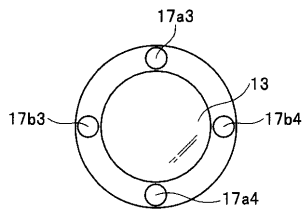
【図 4 A】



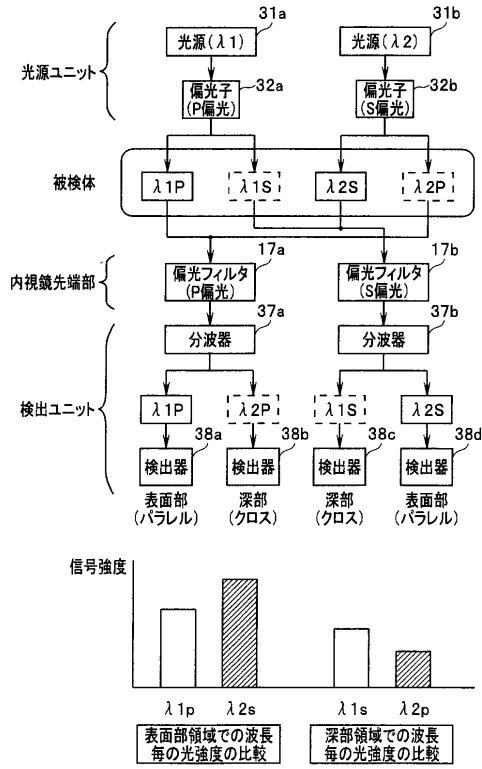
【図 4 C】



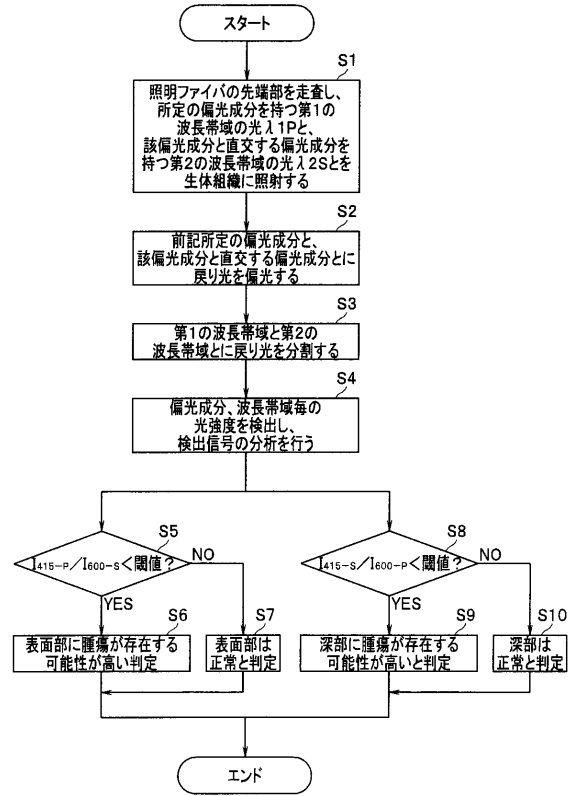
【図 4 B】



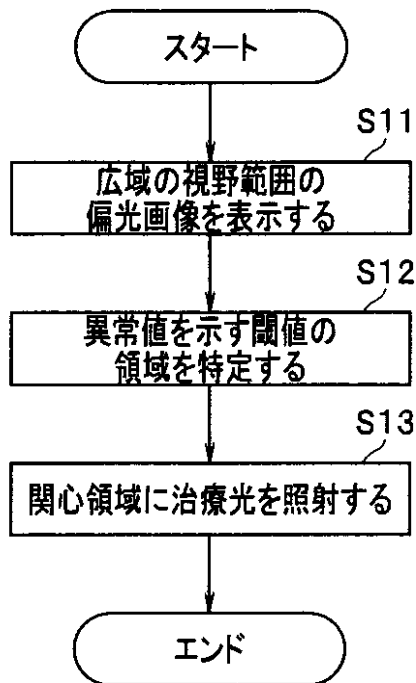
【図5】



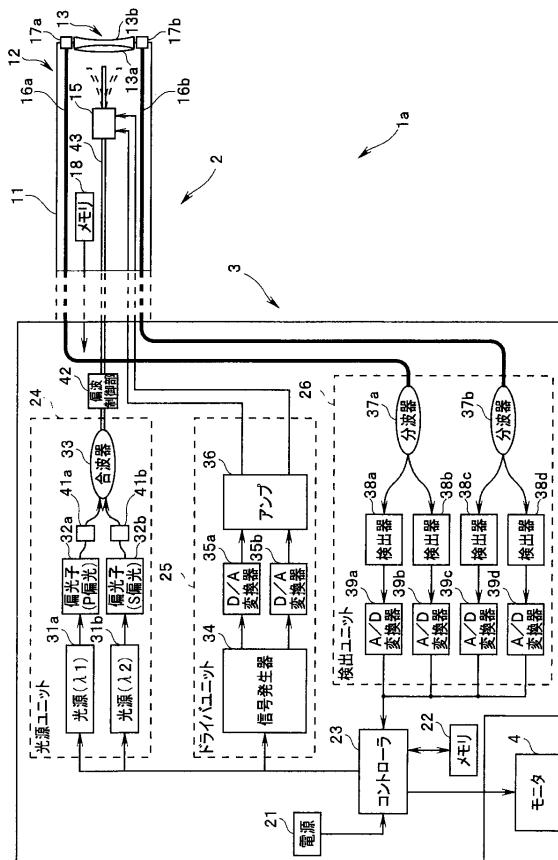
【図6】



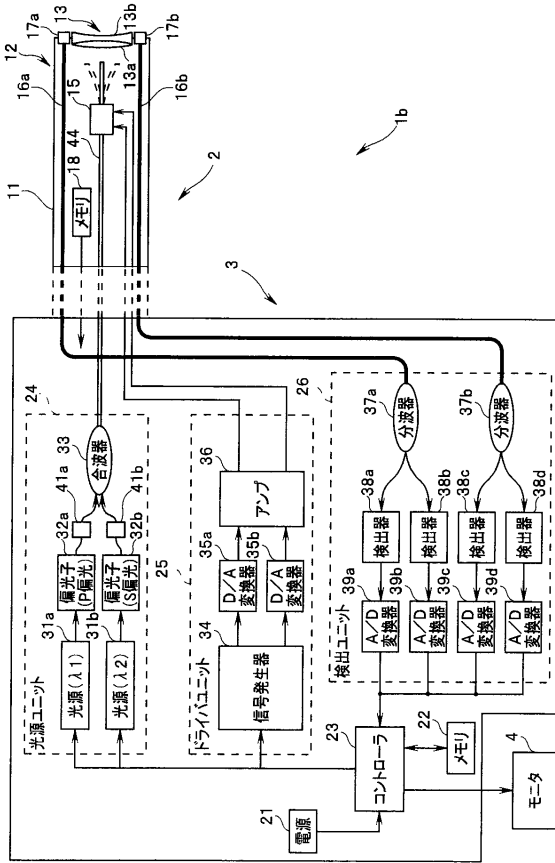
【図7】



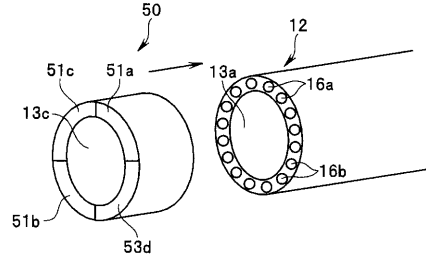
【図8】



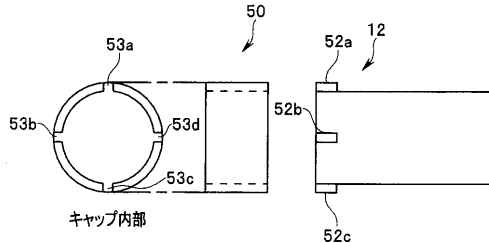
【図9】



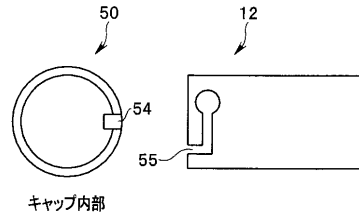
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 有吉 大記

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 五十嵐 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特表2010-520778(JP,A)

特開2010-104422(JP,A)

国際公開第2009/070160(WO,A1)

特表2009-516568(JP,A)

特表2008-531193(JP,A)

特表2007-526014(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

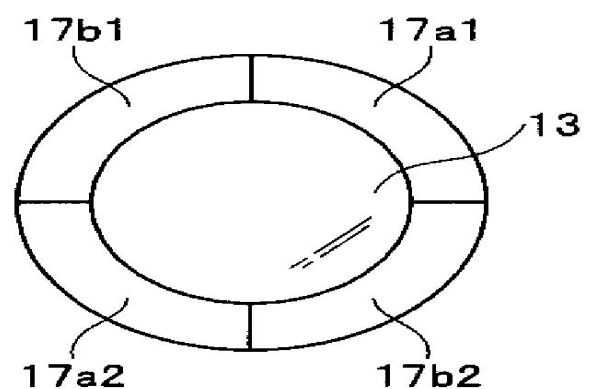
G02B 23/24

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5274726B2	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	JP2012554141	申请日	2012-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	島田 朋子 吉野 真広 有吉 大記 五十嵐 誠		
发明人	島田 朋子 吉野 真広 有吉 大記 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00137 A61B1/00172 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 G02B23/2423 G02B23/2469 G02B23/2484 G02B26/103		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D A61B1/06.A		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011080251 2011-03-31 JP		
其他公开文献	JPWO2012133431A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置1包括：光源单元24，其发射在至少两个波长带中具有不同偏振特性的光；照明光纤14，其一端布置在插入部分11的远端以插入到对象中；以及引导来自光源单元24的光，使照明光纤14的一端进行扫描的驱动单元25，布置在远端部分12的检测光纤16a和16b，并接收来自对象的返回光，偏振滤光器17a和17b布置在对象和检测光纤16a和16b之间，并使返回光在所需的偏振方向上偏振。

【 图 4 A 】



【 图 4 B 】