

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/133431

発行日 平成26年7月28日 (2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
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	

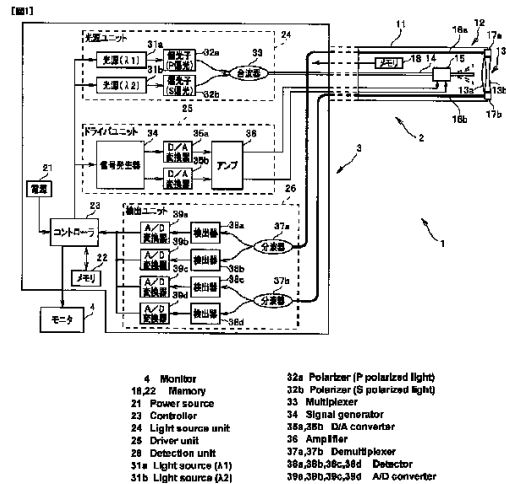
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2012-554141 (P2012-554141)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/057967	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年3月27日 (2012. 3. 27)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5274726号 (P5274726)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年8月28日 (2013. 8. 28)	(72) 発明者	島田 朋子 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2011-80251 (P2011-80251)	(72) 発明者	吉野 真広 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成23年3月31日 (2011. 3. 31)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 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ユニット 2 4 と、被検体に挿通される挿入部 1 1 の先端に一端を配置し、光源ユニット 2 4 からの光を導光する照明ファイバ 1 4 と、照明ファイバ 1 4 の一端を走査するドライバユニット 2 5 と、先端部 1 2 に配置され、被検体からの戻り光を受光する検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b と、被検体と検出ファイバ 1 6 a 及び 1 6 b との間に配置され、戻り光を所望の偏光方向に偏光させる偏光フィルタ 1 7 a 及び 1 7 b とを有する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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と、被検体に挿通される挿入部の先端に一端を配置し、前記光源部からの光を導光する光学素子と、

前記一端を走査する駆動部と、

前記先端部に配置され、前記被検体からの戻り光を受光する受光部と、

前記被検体と前記受光部との間に配置され、前記戻り光を所望の偏光方向に偏光させる偏光フィルタ部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記偏光フィルタ部は、前記戻り光を第 1 の偏光方向に偏光させる第 1 偏光フィルタと、前記第 1 の偏光方向とは異なる第 2 の偏光方向に偏光させる第 2 偏光フィルタとを有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】

前記第 1 の偏光方向を有する前記第 1 波長帯域は、前記被検体の光吸収特性を有し、前記第 2 の偏光方向を有する前記第 2 波長帯域は、前記第 1 波長帯域の光吸収特性より低い光吸収特性を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 波長帯域は 390 nm から 445 nm であり、前記第 2 波長帯域は 600 nm から 1100 nm であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 波長帯域は 415 nm であり、前記第 2 波長帯域は 600 nm であ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 6】

前記第 1 波長帯域は 530 nm から 550 nm であり、前記第 2 波長帯域は 600 nm から 1100 nm であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 1 偏光フィルタ及び前記第 2 偏光フィルタは、前記挿入部の先端面に対称的に配置されたことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 8】

前記戻り光の光強度を検出する検出部と、

前記第 1 の偏光方向の光強度と前記第 2 の偏光方向の光強度とに基づいて、差または除を算出する演算部とをさらに有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

先端部に配置された光学素子の端部を走査するための駆動部を有する内視鏡に着脱するための装着部と、

前記光学素子から生体に照射した光を透過する光学部材と、

前記光学部材の近傍に配置され、前記生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と、

40

を有することを特徴とする内視鏡キャップ。

【請求項 10】

前記偏光フィルタ部は、第 1 偏光特性を有する第 1 偏光フィルタと、第 2 偏光特性を有する第 2 偏光フィルタとを有し、

前記第 1 偏光フィルタと前記第 2 偏光フィルタとは、円対称に配置されたことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡キャップ。

【請求項 11】

被検体からの戻り光を受光する内視鏡の受光部に対して前記第 1 偏光フィルタまたは前記第 2 偏光フィルタを所望の位置に配置させるとともに、前記内視鏡に対して回動を防止する凹凸部、またはカム形状で形成された回転防止部を更に有することを特徴とする請求

50

項 9 に記載の内視鏡キャップ。

【請求項 1 2】

被検体に挿通される挿入部の先端部に配置された光学素子の端部を走査し、
 所定の第 1 偏光方向を有する第 1 波長帯域の第 1 照明光と、前記第 1 偏光方向と異なる
 第 2 偏光方向を有する第 2 波長帯域の第 2 照明光とを前記光学素子の端部から前記被検体
 に照射し、

前記被検体からの戻り光を、前記第 1 偏光方向と前記第 2 偏光方向とに偏光フィルタ部
 で偏光し、

前記第 1 波長帯域と前記第 2 波長帯域とに前記戻り光を波長分割手段で分割し、

前記第 1 偏光特性を有する前記第 1 波長帯域の光強度、前記第 1 偏光方向を有する前記
 第 2 波長帯域の光強度、前記第 2 偏光特性を有する前記第 1 の波長帯域の光強度、及び、
 前記第 2 偏光特性を有する前記第 2 波長帯域の光強度の検出信号を検出手段で生成し、

前記検出信号に基づいて、前記第 1 波長帯域の第 1 光強度と、前記第 2 波長帯域の第 2
 光強度との差または除を演算部で算出し、算出値を閾値と比較し、異常値を検出する演算
 部で分析することを特徴とする分析方法。

【請求項 1 3】

前記第 1 偏光方向と前記第 2 偏光方向とは直交することを特徴とする請求項 1 2 に記載
 の分析方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置、内視鏡キャップ及び分析方法に関する。

【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 2 0
 0 3 - 5 3 5 6 5 9 号公報参照）。

【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 2 0 0 9 - 2 1 3 6 4 9 号公報、特開 2 0 1 0 - 1 0 4 4 2 2 号公報参照）

【0004】

特開 2 0 0 9 - 2 1 3 6 4 9 号公報の内視鏡装置では、内視鏡先端に偏光分離素子と C
 C D 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 2 0 1 0 - 1 0 4 4 2 2 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、C C D 等の撮像素子で撮像する。

【0006】

しかしながら、特開 2 0 0 9 - 2 1 3 6 4 9 号公報は先端部に C C D 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 2 0 1 0 - 1 0 4 4 2 2 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

10

20

30

40

50

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内視鏡装置、内視鏡キャップ及び分析方法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】

本発明の一態様の内視鏡装置は、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と、被検体に挿通される挿入部の先端に一端を配置し、前記光源部からの光を導光する光学素子と、前記一端を走査する駆動部と、前記先端部に配置され、前記被検体からの戻り光を受光する受光部と、前記被検体と前記受光部との間に配置され、前記戻り光を所望の偏光方向に偏光させる偏光フィルタ部と、を有する。

10

【0011】

また、本発明の一態様の内視鏡キャップは、先端部に配置された光学素子の端部を走査するための駆動部を有する内視鏡に着脱するための装着部と、前記光学素子から生体に照射した光を透過する光学部材と、前記光学部材の近傍に配置され、前記生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と、を有する。

20

【0012】

また、本発明の一態様の分析方法は、被検体に挿通される挿入部の先端部に配置された光学素子の端部を走査し、所定の第1偏光方向を有する第1波長帯域の第1照明光と、前記第1偏光方向と異なる第2偏光方向を有する第2波長帯域の第2照明光とを前記光学素子の端部から前記被検体に照射し、前記被検体からの戻り光を、前記第1偏光方向と前記第2偏光方向とに偏光フィルタ部で偏光し、前記第1波長帯域と前記第2波長帯域とに前記戻り光を波長分割手段で分割し、前記第1偏光特性を有する前記第1波長帯域の光強度、前記第1偏光方向を有する前記第2波長帯域の光強度、前記第2偏光特性を有する前記第1の波長帯域の光強度、及び、前記第2偏光特性を有する前記第2波長帯域の光強度の検出信号を検出手段で生成し、前記検出信号に基づいて、前記第1波長帯域の第1光強度と、前記第2波長帯域の第2光強度との差または除を演算部で算出し、算出値を閾値と比較し、異常値を検出する演算部で分析する。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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4A】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4B】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4C】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。

40

【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。

【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10】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11】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12】内視鏡装置の他の先端構成を示す図である。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0015】

(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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

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11を有する。挿入部11の先端側には、先端部12が設けられている。また、挿入部11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。

【0020】

先端部12の先端面には、照明レンズ13a及び13bにより構成される先端光学系13が設けられている。また、挿入部11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24からの光を導光する光学素子としての照明ファイバ14と、照明ファイバ14の先端側に設けられ、後述するドライバユニット25からの駆動信号に基づき、照明ファイバ14の先端を所望の方向に走査させるアクチュエータ15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14によって導光された光源ユニット24からの照明光が被写体に照射される。

【0021】

また、挿入部11の内部には、挿入部11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16aと、第2の偏光成分を導光する検出ファイバ16bとが設けられている。これらの検出ファイバ16a及び16b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16a及び16bは後述する分波器37a及び37bに接続される。

【0022】

また、先端部12の先端面には、図3に示すように、先端光学系13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17a、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17bが設けられている。偏光フィルタ17a及び17bは、図1に示すように、検出ファイバ16a及び16b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17a及び第2偏光フィルタとしての偏光フィルタ17bは、それぞれ被検体と検出ファイバ16a及び16b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17aを上側、偏光フィルタ17bを下側に配置している。また、先端部12における偏光フィルタ17a及び17bの配置は、図3に限定されるものではない。

【0023】

図4A～図4C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。

10

20

30

40

50

【0024】

図4Aの先端面には、第1の偏光方向の偏光フィルタ17a1及び17a2と、第2の偏光方向の偏光フィルタ17b1及び17b2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16a及び16b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。

【0025】

図4Bの先端面には、第1の偏光方向の偏光フィルタ17a3及び17a4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17b3及び17b4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17a3、17a4、17b3及び17b4を円対称に等間隔に配置することにより、先端光学系13の周囲で偏光フィルタ17a3、17a4、17b3及び17b4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16a及び16bで受光してもよい。

10

【0026】

図4C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17a5及び17b5を互い違いに設けている。このような配置により、図4A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。

20

【0027】

図1に戻り、挿入部11の内部に、内視鏡2に関する各種情報を記憶したメモリ18が設けられている。メモリ18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23に接続され、内視鏡2に関する各種情報がコントローラ23によって読み出される。

【0028】

本体装置3は、電源21と、メモリ22と、コントローラ23と、光源ユニット24と、ドライバユニット25と、検出ユニット26とを有して構成されている。

【0029】

光源ユニット24は、2つの光源31a及び31bと、2つの偏光子32a及び32bと、合波器33とを有して構成されている。

30

【0030】

ドライバユニット25は、信号発生器34と、デジタルアナログ(以下、D/Aという)変換器35a及び35bと、アンプ36とを有して構成されている。

【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。

40

【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。

【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

50

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】

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。

10

【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、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。

【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。

20

【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。

30

【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 $1p$ 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 $1p$ 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 $1s$ とが得られる。同様に、被検体に照射された光 $2s$ 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 $2s$ 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 $2p$ とが得られる。偏光フィルタ $17a$ では、戻り光 $1p$ 及び $2p$ が透過され、偏光フィルタ $17b$ では、戻り光 $1s$ 及び $2s$ 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 $1p$ 及び $2p$ 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 $1s$ 及び $2s$ は分波器 $37b$ に導光される。

40

【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 $1p$ 及び $2p$ を、第 1 の波長帯域の戻り光 $1p$ と第 2 の波長帯域の戻り光

50

2_P とに分波し、それぞれ検出器 38 a 及び 38 b に出力する。同様に、分波器 37 b は、検出ファイバ 16 b 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 38 c 及び 38 d に出力する。

【0043】

検出器 38 a 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 38 b 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 38 c 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 38 d 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 38 a ~ 38 d で検出された光強度の信号は、それぞれ A/D 変換器 39 a ~ 39 d に出力される。このように、検出器 38 a ~ 38 d 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。

10

【0044】

A/D 変換器 39 a ~ 39 d は、それぞれ検出器 38 a ~ 38 d 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。

【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。

20

【0046】

具体的には、コントローラ 23 は、検出器 38 a で検出された戻り光 1_P の光強度と検出器 38 d で検出された戻り光 2_S の光強度との比較、及び、検出器 38 b で検出された戻り光 2_P の光強度と検出器 38 c 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

30

【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。

【0048】

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。

【0049】

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 23 に電源 21 からの電源が供給されると、光源 31 a から第 1 の波長帯域の光 1 及び光源 31 b から第 2 の波長帯域の光 2 が出力される。光源 31 a から出力された第 1 の波長帯域の光 1 は、偏光子 32 a により第 1 の偏光方向に偏光され、光源 31 b から出力された第 2 の波長帯域の光 2 は、偏光子 32 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 14 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。

40

【0050】

これらの戻り光 1_P 、 2_S 、 1_S 及び 2_P は、偏光フィルタ 17 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 17 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 17 a により分離された戻り光 1_P 及び 2_P は、分波器 37 a により所定の波長帯域で分波され、偏光フィルタ 17 b によ

50

り分離された戻り光 1_S 及び 2_S は、分波器 37b により所定の波長帯域で分波される。

【0051】

分波器 37a で分波された戻り光 1_P 及び 2_P は、それぞれ検出器 38a 及び 38b で光強度が検出され、分波器 37b で分波された戻り光 1_S 及び 2_S は、それぞれ検出器 38c 及び 38d 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 23 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。

【0052】

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。

10

【0053】

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。

【0054】

まず、照明ファイバ 14 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 S1)。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 S2)。ここでは、第 1 の波長帯域の中心波長を 415 nm、第 2 の波長帯域の中心波長を 600 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 S3)、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 S4)。

20

【0055】

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 S5)。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 415 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 S6)。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 S7)。

【0056】

30

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 S8)。このステップ S8 の処理は、ステップ S5 の処理と並行して実行される。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】

40

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】

50

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 1 P と、第 2 の偏光方向（偏光特性）を有する第 2 波長帯域の光 2 S とを被検体に走査し、その戻り光を先端部 1 2 の偏光フィルタ 1 7 a 及び 1 7 b で偏光する。そして、内視鏡装置 1 は、偏光フィルタ 1 7 a 及び 1 7 b 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 1 2 に CCD 等の撮像素子を設ける必要がなくなり、挿入部 1 1 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。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

（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。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

図 8 に示すように、本変形例の内視鏡装置 1 a は、図 1 の内視鏡装置 1 の偏光子 3 2 a 及び 3 2 b の出力段に位相補償部 4 1 a 及び 4 1 b が設けられ、合波器 3 3 の出力段に偏波制御部 4 2 が設けられている。また、本変形例の内視鏡装置 1 a は、図 1 の照明ファイバ 1 4 に代わり、シングルモードファイバ 4 3 を用いて構成されている。

【 0 0 6 5 】

位相補償部 4 1 a は、偏光子 3 2 a から出射された第 1 の偏光方向の第 1 波長帯域の光 1 P の位相補償を行い、合波器 3 3 に出射する。また、位相補償部 4 1 b は、偏光子 3 2 b から出射された第 2 の偏光方向の第 2 波長帯域の光 2 S の位相補償を行い、合波器 3 3 に出射する。

【 0 0 6 6 】

偏波制御部 4 2 は、合波器 3 3 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 4 3 に出射する。シングルモードファイバ 4 3 は、偏波制御部 4 2 からの照明光を先端面から出射し、先端光学系 1 3 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。

【 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

10

20

30

40

50

することができる。

【0072】

(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。

【0073】

図10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11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12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。

【0074】

本実施の形態の内視鏡装置1c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2aと、内視鏡2aの先端部12に着脱可能な円筒形状のキャップ50とを有して構成されている。

【0075】

先端部12の先端面には、照明レンズ13aが設けられ、照明レンズ13aの周囲に第1の偏光成分を導光する検出ファイバ16aと、第2の偏光成分を導光する検出ファイバ16bとが配置されている。

【0076】

内視鏡キャップとしてのキャップ50には、照明レンズ13aをカバーする平レンズ等の照明レンズカバー13cが設けられていてもよい。この照明レンズカバー13cは、照明ファイバ14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。

【0077】

また、キャップ50には、検出ファイバ16a及び16bをカバーするP偏光の偏光フィルタ51a及び51bと、S偏光の偏光フィルタ51c及び51dとが設けられている。これらの偏光フィルタ51a及び51b、S偏光の偏光フィルタ51c及び51dは、円対称に配置されている。これらの偏光フィルタ51a～51d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51a～51dの配置は、上述した図4Aと同様の配置となっている。なお、偏光フィルタ51a～51dの配置は、上述した図3、図4Bまたは図4Cの配置であってもよい。

【0078】

先端部12の外周面には、4つの突起部52a～52dが設けられている。なお、図11において、突起部52dは突起部52b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50の内周面には、4つの突起部52a～52dのそれぞれに嵌合可能な形状の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。

【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。

10

20

30

40

50

【0081】

キャップの回転防止をしつつ、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。

【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。

10

【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。

【0085】

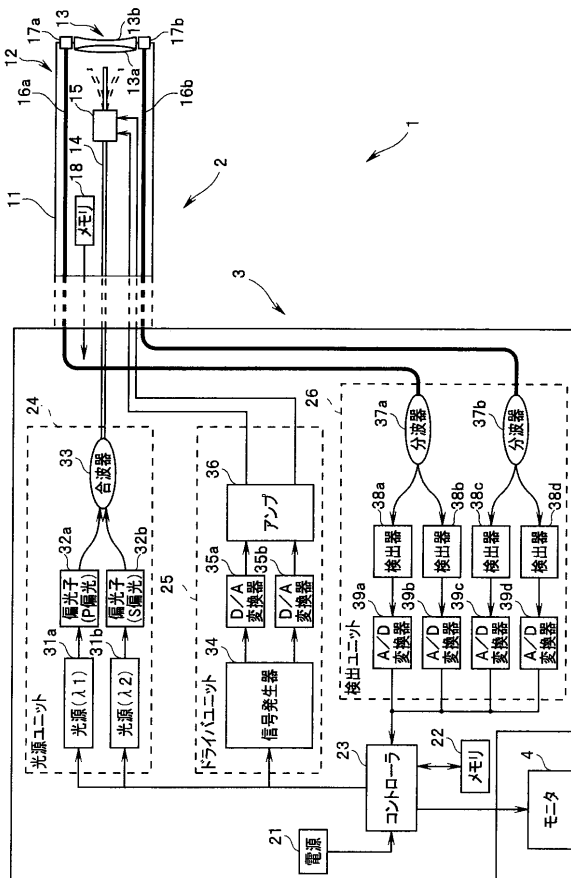
本発明は、上述した実施の形態及び変形例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0086】

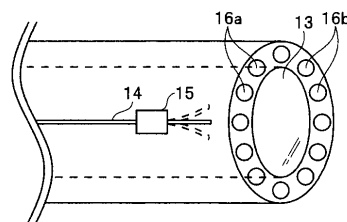
本出願は、2011年3月31日に日本国に出願された特願2011-80251号公報を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

20

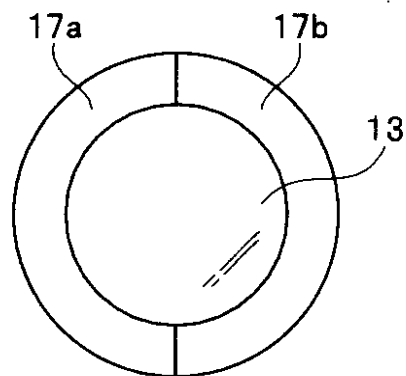
【図1】



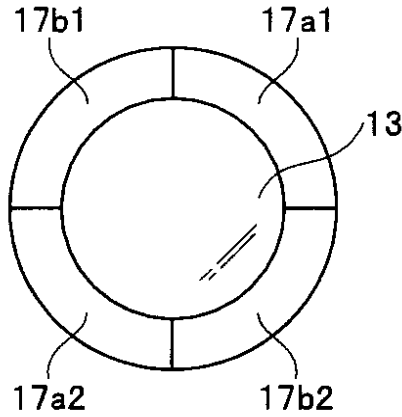
【図2】



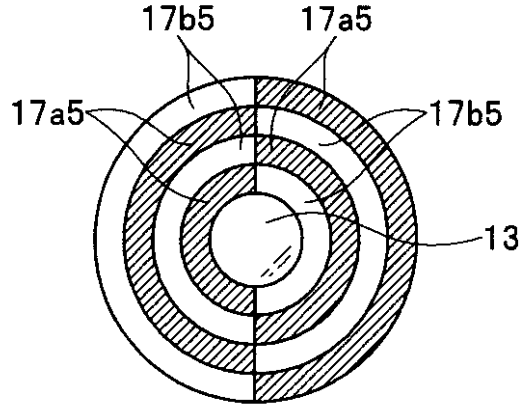
【図3】



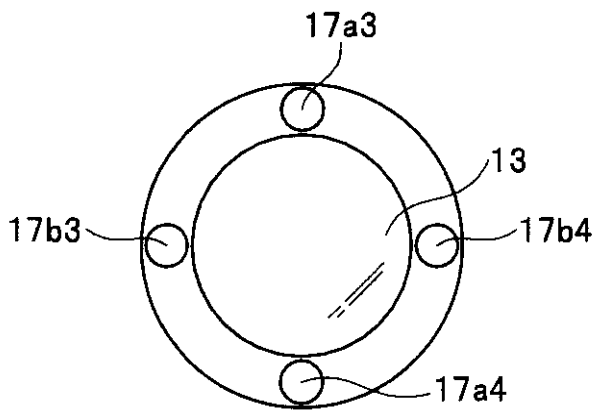
【図4A】



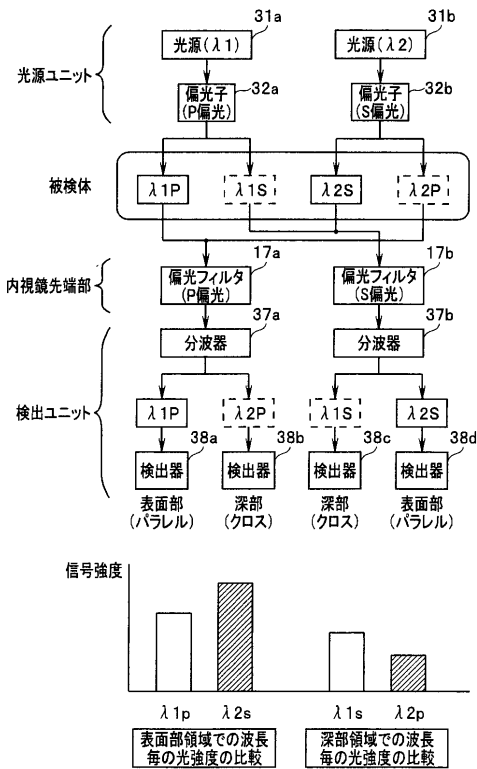
【図4C】



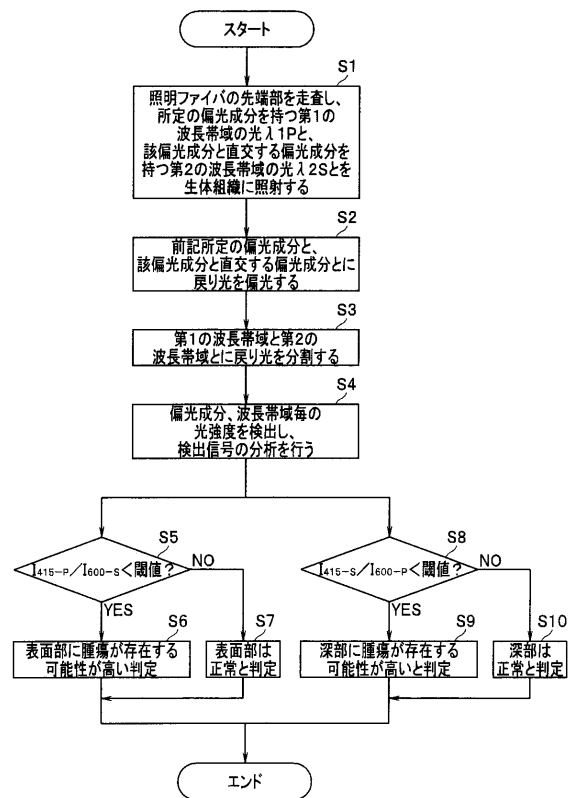
【図4B】



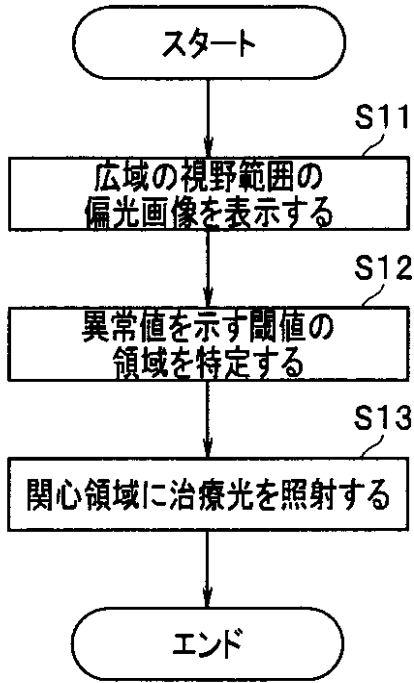
【図5】



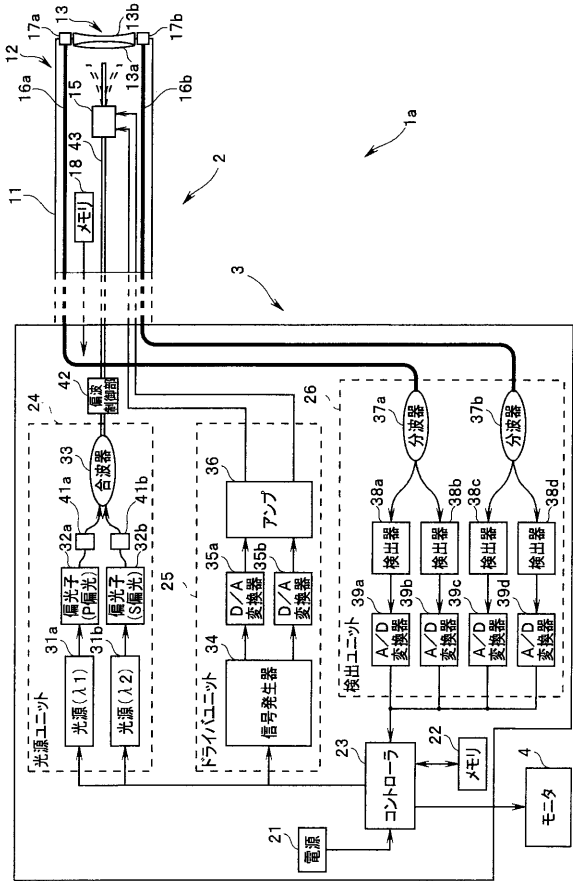
【図6】



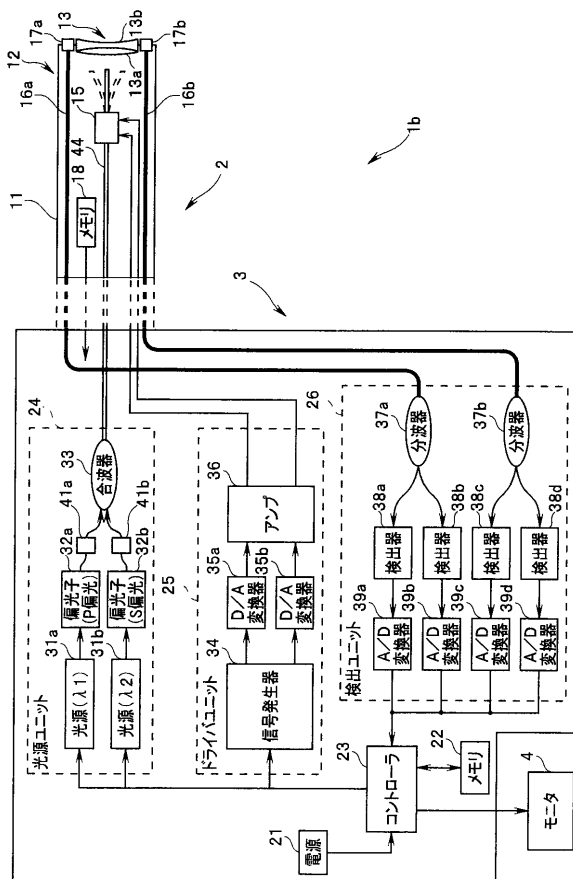
【図 7】



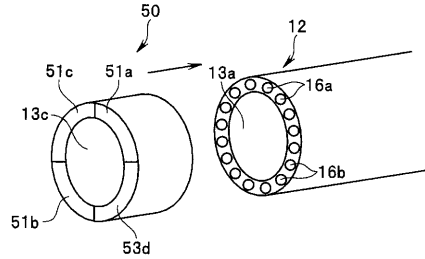
【図 8】



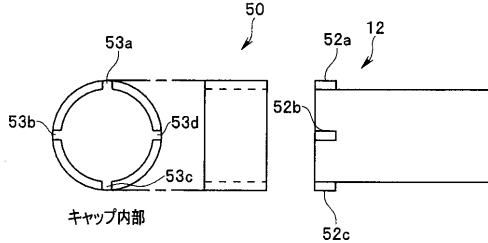
【図 9】



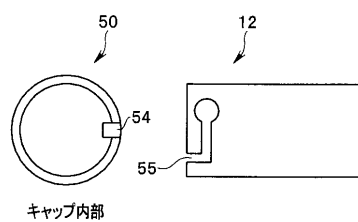
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【手続補正書】

【提出日】平成24年12月3日(2012.12.3)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、走査型内視鏡装置に関する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、前記被写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、前記被写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。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 7】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、

前記被写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、

前記被写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。

【請求項 2】

前記第 1 の波長帯域は、390 nm から 445 nm 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 415 nm 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。

【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。

【手続補正書】

【提出日】平成25年4月1日(2013.4.1)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、
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、
を有することを特徴とする走査型内視鏡装置。

【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。

【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。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/057967

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/06, G02B23/24, G02B23/26		
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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2010-520778 A (UNIVERSITY OF WASHINGTON), 17 June 2010 (17.06.2010), paragraphs [0008] to [0016], [0034] to [0041], [0046] to [0063], [0073], [0078] to [0079] & EP 2120719 A & WO 2008/111970 A1	1-8 9-11
Y	JP 2010-104422 A (Fujifilm Corp.), 13 May 2010 (13.05.2010), paragraphs [0003] to [0047] & US 2010/0102211 A1	1-8
A	WO 2009/070160 A1 (UNIVERSITY OF WASHINGTON), 04 June 2009 (04.06.2009), entire text; all drawings & JP 2011-504782 A & EP 2225699 A	1-11
<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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 19 April, 2012 (19.04.12)		Date of mailing of the international search report 01 May, 2012 (01.05.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/057967

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-516568 A (UNIVERSITY OF WASHINGTON), 23 April 2009 (23.04.2009), entire text; all drawings & US 2009/0028407 A1 & EP 1954193 A & WO 2007/067163 A1	1-11
A	JP 2008-531193 A (UNIVERSITY OF WASHINGTON), 14 August 2008 (14.08.2008), entire text; all drawings & US 2006/0195014 A1 & US 2007/0299309 A1 & EP 1855581 A & WO 2006/093655 A2 & WO 2006/093655 B	1-11
A	JP 2007-526014 A (Micro Vision, Inc.), 13 September 2007 (13.09.2007), entire text; all drawings & US 2005/0020926 A1 & EP 1638450 A & WO 2005/000110 A2 & CA 2530204 A & IS 8243 A & NO 20060346 A & KR 10-2006-0036059 A & CN 1870932 A & BRA PI0411756 & AU 2004251725 A & MX PA05014139 A	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/057967

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 12 and 13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Since claims 12 and 13 involve method for use of a device in a human body, these claims pertain to "method for treatment of a human body by surgical operation", and thus relate to a subject matter on which it is not required to carry out an international search under the provision of PCT Rule 39.1 (iv).
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 7 9 6 7									
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, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(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, A61B1/06, G02B23/24, G02B23/26											
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>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012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	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用了用語)											
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 A	JP 2010-520778 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2010.06.17, 段落【0008】～【0016】, 【0034】～【0041】, 【0046】 ～【0063】, 【0073】, 【0078】～【0079】 & EP 2120719 A & W0 2008/111970 A1	1-8 9-11									
Y	JP 2010-104422 A (富士フイルム株式会社) 2010.05.13, 段落【0003】 ～【0047】 & US 2010/0102211 A1	1-8									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 19.04.2012		国際調査報告の発送日 01.05.2012									
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) 井上 香緒梨	2Q 3614								
		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 2 / 0 5 7 9 6 7

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
A	WO 2009/070160 A1 (UNIVERSITY OF WASHINGTON) 2009.06.04, 全文, 全図 & JP 2011-504782 A & EP 2225699 A	1-11
A	JP 2009-516568 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2009.04.23, 全文, 全図 & US 2009/0028407 A1 & EP 1954193 A & WO 2007/067163 A1	1-11
A	JP 2008-531193 A (ユニヴァーシティ オブ ワシントン) 2008.08.14, 全文, 全図 & US 2006/0195014 A1 & US 2007/0299309 A1 & EP 1855581 A & WO 2006/093655 A2 & WO 2006/093655 B	1-11
A	JP 2007-526014 A (マイクロビジョン, インク.) 2007.09.13, 全文, 全図 & US 2005/0020926 A1 & EP 1638450 A & WO 2005/000110 A2 & CA 2530204 A & IS 8243 A & NO 20060346 A & KR 10-2006-0036059 A & CN 1870932 A & BRA PI0411756 & AU 2004251725 A & MX PA05014139 A	1-11

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 7 9 6 7

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 12, 13 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、請求項12及び13は、人体内で装置を使用する方法を含むものであるから、[手術による人体の処置方法に関するもの]であって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査することを要しない対象に係るものである。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2009年7月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 有吉 大記

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 4 3 番 2 号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C161 FF40 FF46 FF47 HH51 MM10 NN01 QQ07 QQ10 RR13 SS22
WW08

(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)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JPWO2012133431A1	公开(公告)日	2014-07-28
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		
[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		
F-TERM分类号	4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ10 4C161/RR13 4C161/SS22 4C161/WW08		
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	JP5274726B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜设备1包括：光源单元24，其在至少两个波长带中发射具有不同偏振特性的光；照明光纤14，其一端布置在插入部11的远端以插入被检体；以及 引导来自光源单元24的光，使照明纤维14的一端进行扫描的驱动器单元25，布置在远端部分12处并接收来自对象的返回光的检测纤维16a和16b，偏振滤光器17a和17b设置在被检体与检测纤维16a和16b之间，并且使返回光在期望的偏振方向上偏振。

