

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5555386号

(P5555386)

(45) 発行日 平成26年7月23日 (2014. 7. 23)

(24) 登録日 平成26年6月6日 (2014. 6. 6)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 4 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2013-554721 (P2013-554721)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成25年4月5日 (2013. 4. 5)		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/JP2013/060555		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02013/154061	(73) 特許権者	000000376
(87) 国際公開日	平成25年10月17日 (2013. 10. 17)		オリンパス株式会社
審査請求日	平成25年12月3日 (2013. 12. 3)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(31) 優先権主張番号	61/622, 257	(74) 代理人	100089118
(32) 優先日	平成24年4月10日 (2012. 4. 10)		弁理士 酒井 宏明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	上村 健二
早期審査対象出願			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	菅 武志
			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】 光学測定装置および内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に挿入される挿入部を有し、該挿入部に設けられた撮像部によって前記被検体の内部を撮像して画像信号を生成する内視鏡と、前記挿入部を介して前記被検体の内部に挿入される測定プローブを有する光学測定装置と、を備えた内視鏡システムであって、

前記挿入部から対象物を観察するため、複数の波長帯域の観察光を切り換えて出力可能な内視鏡光源部と、

前記測定プローブを介して前記対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、

前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブを介して受光して分光する分光器と、

前記分光器が分光した結果に基づいて、前記対象物の特性を演算する演算部と、

前記戻り光から、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域の成分を除去して演算するように前記演算部を制御する制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

被検体の内部に挿入される挿入部を有し、該挿入部に設けられた撮像部によって前記被検体の内部を撮像して画像信号を生成する内視鏡と、前記挿入部を介して前記被検体の内部に挿入される測定プローブを有する光学測定装置と、を備えた内視鏡システムであって

、
前記挿入部から対象物を観察するため、複数の波長帯域の観察光を切り換えて出力可能な内視鏡光源部と、

前記測定プローブを介して前記対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、

所定の波長帯域を透過する複数のフィルタが設けられた回転フィルタを有し、前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブおよび前記回転フィルタを介して受光する受光部と、

前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記受光部が受光する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記回転フィルタを回転させる制御を行う制御部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 3】

内視鏡の挿入部を介して挿入される測定プローブを備え、前記内視鏡に複数の波長帯域の観察光を切り換えて出力可能な内視鏡光源部を制御する制御装置と双方向に通信可能な光学測定装置であって、

前記測定プローブを介して対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、

前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブを介して受光して分光する分光器と、

前記分光器が分光した結果に基づいて、前記対象物の特性を演算する演算部と、

前記戻り光から、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域の成分を除去して演算するように前記演算部を制御する制御部と、

を備えたことを特徴とする光学測定装置。

20

【請求項 4】

内視鏡の挿入部を介して挿入される測定プローブを備え、前記内視鏡に複数の波長帯域の観察光を切り換えて出力可能な内視鏡光源部を制御する制御装置と双方向に通信可能な光学測定装置であって、

前記測定プローブを介して対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、

所定の波長帯域を透過する複数のフィルタが設けられた回転フィルタを有し、前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブおよび前記回転フィルタを介して受光する受光部と、

30

前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記受光部が受光する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記回転フィルタを回転させる制御を行う制御部と、

を備えたことを特徴とする光学測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織に照明光を照射し、生体組織で反射および／または散乱した照明光の戻り光の測定値に基づいて、生体組織の性状を推定する光学測定装置および内視鏡システムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織に照明光を照射し、生体組織から反射または散乱された検出光の測定値に基づいて、生体組織の性状を推定する光学測定装置が知られている。光学測定装置は、消化器等の臓器を観察する内視鏡と組み合わせて使用されている。このような光学測定装置として、空間コヒーレンス長の短い低コヒーレントの白色光をプローブの照射ファイバ先端から生体組織に照射し、複数の角度の散乱光の強度分布を複数の受光ファイバを用いて測定することによって、生体組織の性状を検出する L E B S (Low-Coherence Enhanced Backscattering) を用いた光学測定装置が提案されている。

50

【0003】

また、内視鏡を用いて生体粘膜の分光測定を行う技術が知られている（特許文献1を参照）。この技術では、分光分析する測定プローブにおいて、測定プローブによる近赤外光の検出が行われているとき、測定プローブの観察部分に内視鏡の観察光が照射されないように照明範囲を制御することにより、内視鏡の観察光を測定プローブで検出されることを防止している。

【0004】

また、測定プローブによる分光分析が行われているときに、内視鏡による観察光の照射を停止させることで、内視鏡の観察光を測定プローブで分析されることを防止する技術が知られている（特許文献2を参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-063839号公報

【特許文献2】特開平9-248281号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、波長が異なる光を順次発光することで観察光を出射する内視鏡と、この内視鏡の処置具チャンネルを介して被検体に挿入され、測定光を出射する光学測定装置とを有する内視鏡システムにおいては、各々が出射する光が互いに干渉することで、同じタイミングで内視鏡の観察と光学測定装置の測定プローブによる測定とを精度よく両立して行うことができなかった。

20

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、内視鏡による観察と、光学測定装置の測定プローブによる測定とを行う際に、測定プローブによる測定に対して内視鏡の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を両立して行うことができる光学測定装置および内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

30

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡システムは、被検体の内部に挿入される挿入部を有し、該挿入部に設けられた撮像部によって前記被検体の内部を撮像して画像信号を生成する内視鏡と、前記挿入部を介して前記被検体の内部に挿入される測定プローブを有する光学測定装置と、を備えた内視鏡システムであって、前記挿入部から対象物を観察するため、複数の波長帯域の観察光を切り換えて出力可能な内視鏡光源部と、前記測定プローブを介して前記対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブを介して受光する受光部と、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と異なる帯域に前記測定光の波長帯域を切り換える切換部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記内視鏡光源部は、波長帯域が異なる前記観察光を順次出力可能であり、前記プローブ光源部は、波長帯域が異なる複数の前記測定光を切り換えて順次出力可能であり、前記切換部は、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記プローブ光源部が出力する波長帯域とが異なるように前記内視鏡光源部または前記プローブ光源部の波長帯域を切り換えることを特徴とする。

【0010】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記内視鏡光源部および前記プローブ光源部は、別体に設けられ、前記切換部は、前記内視鏡光源部が出力する前

50

記観察光および前記プローブ光源部が出力する前記測定光の波長帯域を制御する制御部を有することを特徴とする。

【0011】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記内視鏡光源部および前記プローブ光源部は、一体的に設けられ、前記切換部は、平板状をなし、所定の波長帯域を透過する複数のフィルタを有する回転フィルタと、前記回転フィルタを回転させる駆動部と、前記駆動部の駆動を制御することにより前記内視鏡光源部または前記プローブ光源部がそれぞれ出射する光の波長帯域を制御する制御部と、を有することを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【0012】

10

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記内視鏡光源部は、波長帯域が異なる前記観察光を順次出力可能であり、前記切換部は、平板状をなし、所定の波長帯域を透過する複数のフィルタを有する回転フィルタと、前記回転フィルタを回転させる駆動部と、前記駆動部の駆動を制御することにより、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記受光部が受光する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記回転フィルタを回転させる制御を行う制御部と、を有することを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記受光部は、前記戻り光を受光して分光する分光器を有し、前記切換部は、前記分光器が分光した結果に基づいて、前記対象物の特性を演算する演算部と、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記演算部が演算する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記演算部が演算する前記戻り光の波長帯域を切り換える制御を行う制御部と、を有することを特徴とする。

20

【0014】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、上記発明において、前記波長が異なる観察光および前記波長が異なる測定光は、赤色光、緑色光および青色光であることを特徴する。

【0015】

また、本発明にかかる光学測定装置は、内視鏡の挿入部を介して挿入される測定プローブを備え、前記内視鏡および前記内視鏡に観察光を出力する内視鏡光源装置を制御する制御装置と双方向に通信可能な光学測定装置であって、前記測定プローブを介して対象物の特性を測定するため、測定光を出力するプローブ光源部と、前記測定光が前記対象物で反射および／または散乱して戻ってきた戻り光を、前記測定プローブを介して受光する受光部と、前記受光部が受光した結果に基づいて、前記対象物の特性値を演算する演算部と、前記制御装置から送信される駆動信号に基づいて、前記内視鏡光源装置が出射する前記観察光の波長帯域と異なるように前記測定光の波長帯域を切り換える切換部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0016】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記プローブ光源部は、波長帯域が異なる複数の前記測定光を切り換えて順次出力可能であり、前記切換部は、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記プローブ光源部が出力する波長帯域とが異なるように前記内視鏡光源部または前記プローブ光源部の波長帯域を切り換えることを特徴とする。

40

【0017】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記プローブ光源部は、前記内視鏡光源部とは別体に設けられ、前記切換部は、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光および前記プローブ光源部が出力する前記測定光の波長帯域を制御する制御部を有することを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記プローブ光源部は、前記内視鏡光源部と一体的に設けられ、前記切換部は、平板状をなし、所定の波長帯域を透

50

過する複数のフィルタを有する回転フィルタと、前記回転フィルタを回転させる駆動部と、前記駆動部の駆動を制御することにより前記内視鏡光源部または前記プローブ光源部がそれぞれ出射する光の波長帯域を制御する制御部と、を有することを特徴とする。

【0019】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記切換部は、平板状をなし、所定の波長帯域を透過する複数のフィルタを有する回転フィルタと、前記回転フィルタを回転させる駆動部と、前記駆動部の駆動を制御することにより、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記受光部が受光する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記回転フィルタを回転させる制御を行う制御部と、を有することを特徴とする。

【0020】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記受光部は、前記戻り光を受光して分光する分光器を有し、前記切換部は、前記分光器が分光した結果に基づいて、前記対象物の特性を演算する演算部と、前記内視鏡光源部が出力する前記観察光の波長帯域と前記演算部が演算する前記戻り光の波長帯域とが異なるように前記演算部が演算する前記戻り光の波長帯域を切り換える制御を行う制御部と、を有することを特徴とする。

【0021】

また、本発明にかかる光学測定装置は、上記発明において、前記波長が異なる測定光は、赤色光、緑色光および青色光であることを特徴する。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、制御部が光源駆動制御部および光学測定装置の光学制御部をそれぞれ制御することにより、内視鏡光源装置が発光する観察光の波長と、光学測定装置の光源部が発する測定光の波長とが異なるように内視鏡光源装置または光源部を制御する。この結果、内視鏡装置による観察と、光学測定装置の測定プローブによる測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブによる測定に対して内視鏡装置の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示す図である。

【図2】図2は、図1に示す光学測定装置、内視鏡光源装置および制御装置の構成を模式的に示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1にかかる光学測定装置および内視鏡光源装置が異なる波長の光を順次照射する際のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図4】図4は、本発明の実施の形態2にかかる光学測定装置の構成を示すブロック図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態2にかかる光学測定装置が異なる波長の光を照射する際のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図6】図6は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図8A】図8Aは、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡光源装置の回転フィルタの各フィルタの透過率スペクトル成分を示す図である。

【図8B】図8Bは、本発明の実施の形態4にかかる光学測定装置の第1分光器および第2分光器でそれぞれ検出されるスペクトル成分のうち演算部が演算で用いる波長帯域を示す図である。

【図9】図9は、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡光源装置が異なる波長帯域の観察光を照射する照射タイミングと光学測定装置の第1分光器および第2分光器それぞれで検出されるスペクトル成分のうち演算部が演算で用いる波長帯域のタイミングを示す図であ

10

20

30

40

50

る。

【図１０】図１０は、本発明の実施の形態４にかかる光学測定装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図１１】図１１は、本発明の実施の形態５にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。

【図１２】図１２は、本発明の実施の形態５にかかる内視鏡システムの内視鏡光源装置の狭帯域フィルタの透過率スペクトル成分を示す図である。

【図１３】図１３は、本発明の実施の形態５にかかる内視鏡システムの内視鏡光源装置の観察光の射出時に演算部が第１分光器および第２分光器がそれぞれ受光した測定光の戻り光の波長帯域から演算に用いるスペクトル成分を示す図である。

10

【図１４】図１４は、本発明の実施の形態５にかかる内視鏡システムの光学測定装置が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図１５】図１５は、本発明の実施の形態にかかる参考例の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図１６】図１６は、本発明の実施の形態にかかる参考例の光学測定装置および内視鏡光源装置がそれぞれ照射する照明光のタイミングを示すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

以下、図面を参照して、本発明にかかる光学測定装置および内視鏡システムの好適な実施の形態として、ＬＥＢＳ技術を用いた光学測定装置を例に詳細に説明する。また、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。また、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係および各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれる。

20

【００２５】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。図１に示すように、本実施の形態１にかかる内視鏡システム１は、被検体内に導入され、被検体の体内を撮像して被検体内の画像信号を生成する内視鏡装置２（内視鏡スコープ）と、内視鏡装置２を介して被検体内に導入され、被検体内の生体組織の性状を推定する光学測定装置３と、内視鏡装置２の観察光を生成する内視鏡光源装置５と、内視鏡装置２によって撮像された画像信号に対して所定の画像処理を行うとともに内視鏡システム１の各部を制御する制御装置４（プロセッサ）と、制御装置４が画像処理を施した画像信号に対応する画像を表示する表示装置６と、を備える。

30

【００２６】

内視鏡装置２は、被検体内に挿入される挿入部２１と、挿入部２１の基端部側であって操作者が把持する操作部２２と、操作部２２の側部より延伸する可撓性のユニバーサルコード２３と、を備える。

【００２７】

挿入部２１は、照明ファイバ（ライトガイドケーブル）および電気ケーブル等を用いて実現される。挿入部２１は、被検体内を撮像する撮像素子としてＣＣＤセンサまたはＣＭＯＳセンサを内蔵した撮像部を有する先端部２１１と、複数の湾曲駒によって構成され湾曲自在な湾曲部２１２と、湾曲部２１２の基端部側に設けられた可撓性を有する可撓管部２１３と、を有する。先端部２１１には、照明レンズを介して被検体内を照射する照明部、被検体内を撮像する観察部、処置具用チャンネルを連通する開口部２１４および送気・送水用ノズル（図示せず）が設けられている。

40

【００２８】

操作部２２は、湾曲部２１２を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ２２１と、被検体の体腔内に生検鉗子、レーザメス、光学測定装置３の測定プローブ等の処置具が挿入される処置具挿入部２２２と、光学測定装置３、内視鏡光源装置５、制御装置４、送

50

気装置、送水装置および送ガス装置等の周辺機器の操作を行う複数のスイッチ部 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入された処置具は、内部に設けられた処置具用チャンネルを経て挿入部 2 1 先端の開口部 2 1 4 から表出する。

【0029】

ユニバーサルコード 2 3 は、照明ファイバおよび電気ケーブル等を用いて構成される。ユニバーサルコード 2 3 は、内視鏡光源装置 5 から出射された観察光を操作部 2 2 および可撓管部 2 1 3 を介して先端部 2 1 1 に伝送する。ユニバーサルコード 2 3 は、先端部 2 1 1 に設けられた撮像素子等の撮像部が撮像した画像信号を制御装置 4 に伝送する。

【0030】

光学測定装置 3 は、内視鏡装置 2 の処置具挿入部 2 2 2 を経て被検体の体内に挿入される測定プローブ 3 1 と、測定プローブ 3 1 に測定光を出力するとともに、測定プローブ 3 1 を介して測定対象物で反射および／または散乱した測定光の戻り光を受光して測定対象物の性状（特性値）を推定する本体部 3 2 と、本体部 3 2 の測定結果等を制御装置 4 に伝送する伝送ケーブル 3 3 と、を備える。

【0031】

制御装置 4 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して伝送された内視鏡装置 2 の先端部 2 1 1 が撮像した被検体の画像信号に対して所定の画像処理を施す。制御装置 4 は、伝送ケーブル 3 3 を介して伝送された光学測定装置 3 の測定結果を記録する。制御装置 4 は、ユニバーサルコード 2 3 を介して内視鏡装置 2 の操作部 2 2 におけるスイッチ部 2 2 3 から送信された各種の指示信号に基づいて、内視鏡システム 1 の各部を制御する。

【0032】

内視鏡光源装置 5 は、白色光源または特殊光源等を用いて構成される。内視鏡光源装置 5 は、白色光源または特殊光源からの光を、ユニバーサルコード 2 3 の照明ファイバを介して接続された内視鏡装置 2 へ観察光（照明光）として供給する。

【0033】

表示装置 6 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) を用いた表示ディスプレイ等を用いて構成される。表示装置 6 は、映像ケーブル 6 1 を介して制御装置 4 によって所定の画像処理が施された画像信号に対応する画像および光学測定装置 3 の測定結果等を表示する。これにより、操作者は、表示装置 6 が表示する画像を見ながら内視鏡装置 2 を操作することにより、被検体内の所望の位置の観察および性状を判定することができる。

【0034】

つぎに、図 1 で説明した光学測定装置 3、制御装置 4 および内視鏡光源装置 5 の詳細な構成について説明する。図 2 は、図 1 に示す光学測定装置 3、制御装置 4 および内視鏡光源装置 5 の構成を模式的に示すブロック図である。

【0035】

まず、光学測定装置 3 の詳細な構成について説明する。光学測定装置 3 は、測定プローブ 3 1 と、本体部 3 2 と、を備える。

【0036】

測定プローブ 3 1 は、一または複数の光ファイバ等を用いて実現される。たとえば、測定プローブ 3 1 は、測定対象物としての生体組織 S 1 に測定光（照明光）を出射する照明ファイバ 3 1 1 と、測定対象物で反射および／または散乱した測定光の戻り光が異なる角度（散乱角度）で入射する複数の受光ファイバ 3 1 2 とを用いて実現される。照明ファイバ 3 1 1 および受光ファイバ 3 1 2 は、少なくとも先端部分が互いに平行に配列される。測定プローブ 3 1 は、基端部 3 1 3 と、可撓部 3 1 4 と、先端部 3 1 5 と、を有する。

【0037】

基端部 3 1 3 は、本体部 3 2 に着脱自在に接続される。可撓部 3 1 4 は、可撓性を有し、本体部 3 2 から出射される測定光を照明ファイバ 3 1 1 の端面が露出する先端を含む先端部 3 1 5 に伝送するとともに、先端部 3 1 5 を介して入射する測定光の戻り光を本体部 3 2 に伝送する。先端部 3 1 5 は、可撓部 3 1 4 から伝送された測定光を生体組織 S 1 に

10

20

30

40

50

対して出射するとともに、生体組織 S 1 で反射および／または散乱した測定光の戻り光が入射する。先端部 3 1 5 には、透過性を有するロッド 3 1 5 a が光学部材として設けられる。ロッド 3 1 5 a は、生体組織 S 1 表面と照明ファイバ 3 1 1 および受光ファイバ 3 1 2 の先端との距離が一定となるように円柱形状をなす。なお、図 2 では、2 本の受光ファイバ 3 1 2 を有する測定プローブ 3 1 を例に説明したが、散乱角度の異なる少なくとも 2 種以上の散乱光を受光できればよいため、受光ファイバ 3 1 2 が 3 本以上であってもよい。さらに、照明ファイバ 3 1 1 の数も測定対象物としての生体組織 S 1 に応じて、適宜変更することができる。

【0038】

本体部 3 2 は、光源部 3 2 1 と、受光部 3 2 2 と、入力部 3 2 3 と、出力部 3 2 4 と、記録部 3 2 5 と、通信部 3 2 6 と、光学制御部 3 2 7 と、を備える。

10

【0039】

光源部 3 2 1 は、生体組織 S 1 に照射する光を発生させる。光源部 3 2 1 は、波長帯域が異なる複数の測定光を順次切り換えて測定プローブ 3 1 に出力する。具体的には、光源部 3 2 1 は、赤色光を発する赤色 L E D (Light Emitting Diode) 3 2 1 a と、緑色光を発する緑色 L E D 3 2 1 b と、青色光を発する青色 L E D 3 2 1 c と、各 L E D が発する光を集光して測定プローブ 3 1 に供給する一または複数の集光レンズ 3 2 1 d と、を有する。光源部 3 2 1 は、光学制御部 3 2 7 の制御のもと、赤色 L E D 3 2 1 a、緑色 L E D 3 2 1 b および青色 L E D 3 2 1 c のいずれかを発光させることにより、波長帯域が異なる複数の測定光（たとえば、赤：600nm～700nm、緑：500nm～600nm、青：400nm～500nm）を順次切り換えて測定プローブ 3 1 に出力する。なお、光源部 3 2 1 は、赤色 L E D 3 2 1 a、緑色 L E D 3 2 1 b および青色 L E D 3 2 1 c を同時に発光させて測定プローブ 3 1 に照射してもよい。また、本実施の形態 1 では、光源部 3 2 1 がプローブ光源部として機能する。

20

【0040】

受光部 3 2 2 は、測定プローブ 3 1 から出力された光であって生体組織 S 1 で反射および／または散乱した測定光の戻り光を受光する。受光部 3 2 2 は、複数の分光測定器を用いて実現される。受光部 3 2 2 は、測定プローブ 3 1 から出力された反射および／または散乱した測定光の戻り光のスペクトル成分および強度分布を測定して、各波長の測定を行う。受光部 3 2 2 は、測定結果を光学制御部 3 2 7 へ出力する。

30

【0041】

入力部 3 2 3 は、プッシュ式のスイッチやタッチパネル等を用いて実現され、スイッチ等が操作されることによって、光学測定装置 3 の起動を指示する指示情報または他の各種の操作を指示する操作情報の入力を受けて光学制御部 3 2 7 へ出力する。

【0042】

出力部 3 2 4 は、液晶または有機 E L の表示ディスプレイおよびスピーカ等を用いて実現され、光学測定装置 3 における各種処理に関する情報を出力する。

【0043】

記録部 3 2 5 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、光学測定装置 3 を動作させるための各種プログラム、光学測定処理に使用される各種データや各種パラメータを記録する。記録部 3 2 5 は、光学測定装置 3 の処理中の情報を一時的に記録する。

40

【0044】

通信部 3 2 6 は、伝送ケーブル 3 3 を介して制御装置 4 との通信を行うための通信インターフェースである。光学測定装置 3 の測定結果を制御装置 4 に伝送するとともに、制御装置 4 から送信された指示信号や制御信号を光学制御部 3 2 7 へ出力する。

【0045】

光学制御部 3 2 7 は、C P U (Central Processing Unit) 等を用いて構成される。光学制御部 3 2 7 は、光学測定装置 3 の各部の処理動作を制御する。光学制御部 3 2 7 は、光学測定装置 3 の各構成に対する指示情報やデータの転送等を行うことによって、光学測定装置 3 の動作を制御する。光学制御部 3 2 7 は、受光部 3 2 2 による測定結果を記録

50

部 3 2 5 に記録する。光学制御部 3 2 7 は、演算部 3 2 7 a を有する。演算部 3 2 7 a は、受光部 3 2 2 による測定結果に基づいて、複数の演算処理を行い、生体組織 S 1 の性状に関わる特性値を演算する。この特性値の種別は、たとえば入力部 3 2 3 が受け付けた指示情報にしたがって設定される。

【0046】

つぎに、制御装置 4 について説明する。制御装置 4 は、接続部 4 1 と、画像処理部 4 2 と、入力部 4 3 と、記録部 4 4 と、通信部 4 5 と、制御部 4 6 と、を備える。

【0047】

接続部 4 1 は、ユニバーサルコード 2 3 の電気ケーブル（通信ケーブル）2 3 1 が接続される。接続部 4 1 は、ユニバーサルコード 2 3 の電気ケーブル 2 3 1 を介して先端部 2 1 1 の観察窓（図示せず）の近傍に配置された撮像部 2 1 1 b で撮影されたデジタル信号である画像信号を受信して画像処理部 4 2 へ出力する。

10

【0048】

画像処理部 4 2 は、接続部 4 1 から出力された画像信号に対して所定の画像処理を行って表示装置 6 へ出力する。具体的には、画像処理部 4 2 は、画像信号（画像データ）に対して、少なくとも、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス（WB）調整処理、撮像素子がベイヤー配列の場合には画像信号の同時化処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む画像処理を行う。画像処理部 4 2 は、画像処理を施した画像信号に対してデジタル信号からアナログ信号に変換し、変換したアナログ信号の画像信号をハイビジョン方式等のフォーマットに変更して表示装置 6 へ出力する。これにより、表示装置 6 には、1 枚の体内画像が表示される。

20

【0049】

入力部 4 3 は、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の操作デバイスを用いて実現され、内視鏡システム 1 の各種指示情報の入力を受け付ける。具体的には、入力部 4 3 は、被検体情報、内視鏡装置 2 の識別情報および検査内容等の各種指示情報の入力を受け付ける。

【0050】

記録部 4 4 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、制御装置 4 および内視鏡光源装置 5 を動作させるための各種プログラムを記録する。記録部 4 4 は、制御装置 4 の処理中の情報を一時的に記録する。記録部 4 4 は、画像処理部 4 2 が画像処理を施した画像信号および光学測定装置 3 の測定結果を記録する。なお、記録部 4 4 は、制御装置 4 の外部から装着されるメモリカード等を用いて構成されてもよい。

30

【0051】

通信部 4 5 は、伝送ケーブル 3 3 を介して光学測定装置 3 との通信を行うための通信インターフェースである。

【0052】

制御部 4 6 は、CPU 等を用いて実現される。制御部 4 6 は、制御装置 4 の各部の処理動作を制御する。制御部 4 6 は、制御装置 4 の各構成に対する指示情報やデータの転送等を行うことによって、制御装置 4 の動作を制御する。制御部 4 6 は、各ケーブルを介して内視鏡装置 2、光学測定装置 3 および内視鏡光源装置 5 それぞれに接続されている。なお、本実施の形態 1 では、制御部 4 6 が切換部として機能する。

40

【0053】

つぎに、内視鏡光源装置 5 について説明する。内視鏡光源装置 5 は、光源部 5 1 と、回転フィルタ 5 2 と、集光レンズ 5 3 と、光源ドライバ 5 4 と、モータ 5 5 と、モータドライバ 5 6 と、光源駆動制御部 5 7 と、を備える。

【0054】

光源部 5 1 は、白色 LED またはキセノンランプ等を用いて構成される。光源部 5 1 は、内視鏡装置 2 に供給する観察光（照明光）を発生する。

【0055】

回転フィルタ 5 2 は、平板状をなし、光源部 5 1 が発する白色光の光路上に配置され、

50

回転することにより、光源部 5 1 が発する観察光のうち所定の波長帯域を有する光のみを透過させる。具体的には、回転フィルタ 5 2 は、赤色光（R）、緑色光（G）、青色光（B）それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 5 2 1、緑色フィルタ 5 2 2 および青色フィルタ 5 2 3 を有する。回転フィルタ 5 2 は、回転することにより、赤、緑および青の波長帯域（たとえば、赤：600nm～700nm、緑：500nm～600nm、青：400nm～500nm）を有する光を順次透過させる。これにより、光源部 5 1 が発する白色光は、狭帯域化した赤色光、緑色光、青色光いずれかの光を内視鏡装置 2 に順次出射することができる。

【0056】

集光レンズ 5 3 は、光源部 5 1 が発した白色光の光路上に配置され、回転フィルタ 5 2 を透過した光を集光してユニバーサルコード 2 3 のライトガイドケーブルである照明ファイバ 2 3 2 に出射する。

10

【0057】

光源ドライバ 5 4 は、光源駆動制御部 5 7 の制御のもと、光源部 5 1 に所定の電力を供給する。これにより、光源部 5 1 から発せられた光は、照明ファイバ 2 3 2 を介して挿入部 2 1 の先端部 2 1 1 の照明部 2 1 1 a から外部に照射される。

【0058】

モータ 5 5 は、ステッピングモータや DC モータ等を用いて構成され、回転フィルタ 5 2 を回転動作させる。モータドライバ 5 6 は、光源駆動制御部 5 7 の制御のもと、モータ 5 5 に所定の電力を供給する。

20

【0059】

光源駆動制御部 5 7 は、制御部 4 6 の制御のもと、制御部 4 6 から送信される駆動信号に基づいて、光源部 5 1 に供給する電流量および回転フィルタ 5 2 の駆動を制御する。

【0060】

以上のように構成された内視鏡システム 1 において被検体の観察時に行う光学測定装置 3 および内視鏡光源装置 5 がそれぞれ異なる波長帯域の光を順次照射する際のタイミングについて説明する。図 3 は、光学測定装置 3 および内視鏡光源装置 5 がそれぞれ異なる波長帯域の光を順次照射する際のタイミングを示すタイミングチャートである。図 3 において、横軸が時間（t）を示す。

【0061】

30

図 3 に示すように、まず、制御部 4 6 は、光源駆動制御部 5 7 に生体組織 S 1 に対して赤色の波長帯域を有する観察光を出射させる駆動信号を送信する。この場合、光源駆動制御部 5 7 は、光源ドライバ 5 4 を駆動して光源部 5 1 を発光させるとともに、モータドライバ 5 6 を介してモータ 5 5 を駆動して、回転フィルタ 5 2 を回転させて白色 LED の光路上に赤色フィルタ 5 2 1 を移動させる。これにより、生体組織 S 1 に対して内視鏡装置 2 の先端部 2 1 1 から赤色光の波長帯域を有する観察光が照射される（時間 t 1）。

【0062】

続いて、制御部 4 6 は、光源駆動制御部 5 7 に白色 LED の発光を停止する停止信号を送信するとともに、光学測定装置 3 の光学制御部 3 2 7 に生体組織 S 1 に対して赤色の波長帯域を有する測定光を出射させる駆動信号を送信する。この場合、光源駆動制御部 5 7 は、光源ドライバ 5 4 の駆動を停止させて光源部 5 1 の発光を停止する（時間 t 2）。これに対して、光学測定装置 3 の光学制御部 3 2 7 は、光源部 3 2 1 の赤色 LED 3 2 1 a を発光させる。これにより、生体組織 S 1 に対して光学測定装置 3 の照明ファイバ 3 1 1 から赤色光の波長帯域を有する測定光が照射される（時間 t 3）。

40

【0063】

その後、制御部 4 6 は、光学測定装置 3 の光学制御部 3 2 7 に赤色 LED 3 2 1 a の発光を停止する停止信号を送信するとともに、光源駆動制御部 5 7 に緑色光の波長帯域を有する観察光を出射させる駆動信号を送信する。この場合、光学制御部 3 2 7 は、赤色 LED 3 2 1 a の発光を停止させる（時間 t 4）。これに対して、光源駆動制御部 5 7 は、光源ドライバ 5 4 を駆動して光源部 5 1 を発光させるとともに、モータドライバ 5 6 を駆動

50

して回転フィルタ 5 2 を回転させて白色 L E D の光路上に緑色フィルタ 5 2 2 を移動させる。これにより、生体組織 S 1 に対して内視鏡装置 2 の先端部 2 1 1 から緑色光の波長帯域を有する観察光が照射される（時間 t 5）。なお、図 3 においては、光学測定装置 3 と内視鏡光源装置 5 とが非同期で異なる波長帯域の光をそれぞれ照射していたが、光学測定装置 3 と内視鏡光源装置 5 とを同期させながら異なる波長帯域を有する光（たとえば光学測定装置 3 が赤色光、内視鏡光源装置 5 が青色光）をそれぞれ照射してもよい。

【0064】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、制御部 4 6 が光源駆動制御部 5 7 および光学制御部 3 2 7 をそれぞれ制御することにより、内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域と、光学測定装置 3 の光源部 3 2 1 が発する測定光の波長帯域とが異なる帯域に内視鏡光源装置 5 または光源部 3 2 1 を切り換える。この結果、内視鏡装置 2 による観察と、光学測定装置 3 の測定プローブ 3 1 による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ 3 1 による測定に対して内視鏡装置 2 の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

【0065】

なお、本実施の形態 1 では、制御部 4 6 が光源駆動制御部 5 7 および光学制御部 3 2 7 をそれぞれ制御することにより、内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域と、光学測定装置 3 の光源部 3 2 1 が発する測定光の波長帯域とが異なるように内視鏡光源装置 5 または光源部 3 2 1 を切り換えていたが、光学制御部 3 2 7 が制御部 4 6 を介して内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域に関する狭帯域情報を取得し、取得した狭帯域情報に基づいて、光源部 3 2 1 が発する測定光の波長帯域を異なる帯域に切り替えてもよい。

【0066】

（実施の形態 2）

つぎに、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、光学測定装置の光源部と、内視鏡光源装置とがそれぞれ個別に設けられていたが、本発明の実施の形態 2 では、光学測定装置 3 の光源部 3 2 1 と内視鏡光源装置 5 とを一体的に設けられている。なお、以下においては、同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0067】

図 4 は、本発明の実施の形態 2 にかかる光学測定装置の構成を示すブロック図である。図 4 に示すように、光学測定装置 7 は、光源部 7 1 と、コリメートレンズ 7 2 と、回転フィルタ 7 3 と、集光レンズ 7 4、7 5 と、モータ 5 5 と、モータドライバ 5 6 と、受光部 3 2 2 と、入力部 3 2 3 と、出力部 3 2 4 と、記録部 3 2 5 と、通信部 3 2 6 と、光学制御部 3 2 7 と、を備える。

【0068】

光源部 7 1 は、白色 L E D またはキセノンランプ等の光源を用いて構成される。光源部 7 1 は、内視鏡装置 2 に供給する観察光および測定プローブ 3 1 の照明ファイバ 3 1 1 に供給する測定光を発生する。

【0069】

コリメートレンズ 7 2 は、光源部 7 1 が発した光を回転フィルタ 7 3 に向けて平行にする。

【0070】

回転フィルタ 7 3 は、光源部 7 1 が発した光の光路上に配置される。回転フィルタ 7 3 は、光源部 7 1 が発する光に対して所定の波長帯域を有する光のみを透過する。回転フィルタ 7 3 は、赤色光、緑色光、青色光それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 7 3 1、緑色フィルタ 7 3 2 および青色フィルタ 7 3 3 を有する。回転フィルタ 7 3 は、回転することにより、赤色光、緑色光、青色光の波長帯域を有する光を順次透過させる。これにより、回転フィルタ 7 3 は、光源部 7 1 が発する白色光に対して、赤色光、緑色光、青色光いずれかの波長帯域を有する光を内視鏡装置 2 の照明ファイバ 2 3 2 および測定プローブ 3 1 の照明ファイバ 3 1 1 に同時に射出することができる。

【0071】

集光レンズ74は、光源部71が発する照明光の光路上に配置され、回転フィルタ73を透過した光を集光して測定プローブ31の照明ファイバ311に出射する。

【0072】

集光レンズ75は、光源部71が発する照明光の光路上に配置され、回転フィルタ73を透過した光を集光して内視鏡装置2の照明ファイバ232に出射する。

【0073】

以上のように構成された光学測定装置7において被検体の観察時に行う照明光のタイミングについて説明する。図5は、光学測定装置7が異なる波長の光を照射する際のタイミングを示すタイミングチャートである。図5において、横軸が時間(t)を示す。

10

【0074】

図5に示すように、光学制御部327は、光源部71を発光させるとともに、モータドライバ56を介してモータ55を駆動して、内視鏡装置2が照射する観察光の波長と、測定プローブ31の照明ファイバ311が照射する測定光の波長とが異なるように回転フィルタ73を回転させる。これにより、内視鏡装置2が照射する観察光の波長を、赤、緑、青の順で生体組織S1に対して照射することができるとともに、測定プローブ31の照明ファイバ311が照射する測定光の波長を、青、赤、緑の順で生体組織S1に対して照射することができる。この結果、内視鏡装置2による観察と、光学測定装置7の測定プローブ31による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ31による測定に対して内視鏡装置2の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

20

【0075】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、光学測定装置7の光源と、内視鏡装置2の光源とを一体的に設けているので、簡易な構成で内視鏡システム1を構成することができる。

【0076】

(実施の形態3)

つぎに、本発明の実施の形態3について説明する。上述した実施の形態では、光学測定装置が出射する測定光の波長帯域と内視鏡光源部が出射する観察光の波長帯域とを異ならせていたが、本実施の形態3では、光学測定装置が受光する測定光の波長帯域と内視鏡光源装置が出射する観察光の波長帯域とを異なるように制御する。なお、以下において、上述した実施の形態と同一の構成には同一の符号を付して説明する。

30

【0077】

図6は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システム10の構成を模式的に示すブロック図である。図6に示す内視鏡システム10は、制御装置4、内視鏡光源装置5および光学測定装置8と、を備える。

【0078】

光学測定装置8は、測定プローブ31と、本体部81と、を備える。本体部81は、入力部323と、出力部324と、記録部325と、通信部326と、光学制御部327と、光源部811と、集光レンズ812と、第1コリメートレンズ813と、第2コリメートレンズ814と、回転フィルタ815と、第1集光レンズ816と、第2集光レンズ817と、受光部818と、モータ819と、モータドライバ820と、を備える。

40

【0079】

光源部811は、白色LEDまたはキセノンランプ等の光源を用いて構成される。光源部811は、測定プローブ31の照明ファイバ311に出射する測定光を発生する。集光レンズ812は、光源部811が出射した測定光を照明ファイバ311に集光する。

【0080】

第1コリメートレンズ813および第2コリメートレンズ814は、受光ファイバ312が出射した生体組織S1で反射および／または散乱した測定光の戻り光をそれぞれ平行光にする。

【0081】

50

回転フィルタ 815 は、受光ファイバ 312 が出射する戻り光の光路上に配置される。回転フィルタ 815 は、受光ファイバ 312 が出射する測定光の戻りに対して所定の波長帯域を有する光のみ透過させる。回転フィルタ 815 は、赤色光、緑色光、青色光それぞれの波長帯域を有する光を透過させる赤色フィルタ 815a、緑色フィルタ 815b および青色フィルタ 815c を有する。回転フィルタ 815 は、回転することにより、赤色光、緑色光、青色光の波長帯域を有する光を順次透過させる。これにより、回転フィルタ 815 は、受光ファイバ 312 から出射される測定光の戻り光を赤色光、緑色光、青色光いずれかの波長帯域を有する光を受光部 818 に出射する。

【0082】

受光部 818 は、測定プローブ 31 から出射された測定光の戻り光であって、第 1 集光レンズ 816 と、第 2 集光レンズ 817 および回転フィルタ 815 を透過した測定光の戻り光を受光して測定する。受光部 818 は、複数の分光測定器や受光センサを用いて実現される。受光部 818 は、測定プローブ 31 から出射された測定光の戻り光のスペクトル成分および強度分布を測定して、各波長の測定を行う。受光部 818 は、測定結果を光学制御部 327 へ出力する。

10

【0083】

モータ 819 は、ステッピングモータまたは DC モータ等を用いて構成され、回転フィルタ 815 を回転動作させる。モータドライバ 820 は、光学制御部 327 の制御のもと、モータ 819 に所定の電力を供給する。

【0084】

20

このように構成された内視鏡システム 10 は、制御部 46 が光源駆動制御部 57 および光学制御部 327 をそれぞれ制御することにより、内視鏡光源装置 5 が出射する観察光の波長帯域と、受光部 818 が受光する測定光の戻り光の波長帯域とが異なるように回転フィルタ 52 および回転フィルタ 815 を回転させる。具体的には、内視鏡光源装置 5 が赤色の波長帯域を有する観察光を出射し、光学測定装置 8 が赤色の波長帯域以外、たとえば緑色または青色の波長帯域を有する測定光の戻り光を受光して生体組織 S1 の性状を測定する（たとえば、図 3 および図 5 を参照）。

【0085】

以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、内視鏡装置 2 による観察と、光学測定装置 8 の測定プローブ 31 による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ 31 による測定に対して内視鏡装置 2 の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

30

【0086】

なお、本実施の形態 3 では、制御部 46 が光源駆動制御部 57 および光学制御部 327 をそれぞれ制御することにより、内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域と、受光部 818 が受光する測定光の戻り光の波長帯域とが異なるように内視鏡光源装置 5 または回転フィルタ 815 を切り換えていたが、光学制御部 327 が制御部 46 を介して内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域に関する狭帯域情報を取得し、取得した狭帯域情報に基づいて、受光部 818 が受光する測定光の戻り光の波長帯域を異なる帯域になるように回転フィルタ 815 を切り替えてもよい。

40

【0087】

（実施の形態 4）

つぎに、本発明の実施の形態 4 について説明する。本実施の形態 4 では、生体測定対象物で反射および／または散乱した測定光の戻り光の波長帯域と内視鏡光源部が出射する観察光の波長帯域とを異なるように演算部が演算する測定光の戻り光の波長帯域を切り換える制御を行う。なお、以下において、上述した実施の形態と同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0088】

図 7 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの構成を模式的に示すブロック図である。図 7 に示すように内視鏡システム 100 は、制御装置 4 と、内視鏡光源装置 5

50

および光学測定装置 9 と、を備える。

【0089】

光学測定装置 9 は、測定プローブ 31 と、本体部 91 と、を備える。本体部 91 は、入力部 323 と、出力部 324 と、記録部 325 と、通信部 326 と、光学制御部 327 と、光源部 911 と、集光レンズ 912 と、第 1 分光器 913 と、第 2 分光器 914 と、を備える。

【0090】

光源部 911 は、白色 LED またはキセノンランプ等の光源を用いて構成される。光源部 911 は、測定プローブ 31 の照明ファイバ 311 に出射する測定光を発生する。集光レンズ 912 は、光源部 911 が出射した測定光を照明ファイバ 311 に集光する。

10

【0091】

第 1 分光器 913 および第 2 分光器 914 は、測定プローブ 31 の受光ファイバ 312 から出射される生体組織 S1 で反射および／または散乱した測定光の戻り光をそれぞれ受光する。第 1 分光器 913 および第 2 分光器 914 は、測定プローブ 31 の受光ファイバ 312 から出射される生体組織 S1 で反射および／または散乱した測定光の戻り光のスペクトル成分の測定をそれぞれ行う。第 1 分光器 913 および第 2 分光器 914 は、測定結果をそれぞれ光学制御部 327 へ出力する。

【0092】

以上のように構成された内視鏡システム 100 において被検体の観察時に行う観察光のタイミングと演算部 327a による測定光の戻り光の波長帯域との切り換えタイミングについて説明する。図 8A は、内視鏡光源装置 5 の回転フィルタ 52 の各フィルタの透過率スペクトル成分を示す図である。図 8B は、光学測定装置 9 の第 1 分光器 913 および第 2 分光器 914 でそれぞれ検出されるスペクトル成分のうち演算部 327a が演算で用いる波長帯域を示す図である。図 9 は、内視鏡光源装置 5 が異なる波長帯域の観察光を照射する照射タイミングと光学測定装置 9 の第 1 分光器 913 および第 2 分光器 914 それぞれで検出されるスペクトル成分のうち演算部 327a が演算で用いる波長帯域のタイミングを示す図である。なお、図 8A および図 8B において、横軸が波長 (λ) を示し、縦軸が強度を示す。また、図 9 において、横軸が時間 (t) を示す。

20

【0093】

図 8A、図 8B および図 9 に示すように、制御部 46 は、光源駆動制御部 57 および光学制御部 327 を制御することにより、内視鏡光源装置 5 が出力する観察光の波長帯域と演算部 327a が演算する生体組織 S1 で反射および／または散乱した測定光の戻り光の波長帯域とが異なるように切り換える制御を行う。具体的には、制御部 46 は、内視鏡光源装置 5 が赤色の波長帯域を有する観察光を出射する場合、演算部 327a に測定光の戻り光における波長帯域に対して赤色の波長帯域（狭帯域情報）を除かせて演算させる（図 8B および図 9 を参照）。これにより、内視鏡光源装置 5 が出射する観察光の波長帯域を、赤、緑、青の順で生体組織 S1 に対して照射することができるとともに、演算部 327a が内視鏡光源装置 5 による観察光の干渉がない波長帯域で生体組織 S1 の性状を演算することができる。この結果、内視鏡装置 2 による観察と、光学測定装置 9 の測定プローブ 31 による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ 31 による測定に対して内視鏡装置 2 の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

30

40

【0094】

つぎに、光学測定装置 9 が実行する処理について説明する。図 10 は、光学測定装置 9 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0095】

図 10 に示すように、光学測定装置 9 は、電源がオンされると（ステップ S101: Yes）、光学測定装置 9 は、測定を開始する（ステップ S102）。これに対して、電源がオンされていない場合（ステップ S101: No）、光学測定装置 9 は、この判断を繰り返す。

【0096】

50

光学制御部 3 2 7 は、入力部 3 2 3 を介して光学測定を終了指示信号が入力されたか否かを判断する（ステップ S 1 0 3）。光学測定を終了指示信号が入力されていないと光学制御部 3 2 7 が判断した場合（ステップ S 1 0 3：N o）、光学測定装置 9 は、後述するステップ S 1 0 4 へ移行する。これに対して、光学測定を終了指示信号が入力された光学制御部 3 2 7 が判断した場合（ステップ S 1 0 3：Y e s）、光学測定装置 9 は、本処理を終了する。

【0 0 9 7】

ステップ S 1 0 4 において、光学測定装置 9 は、測定処理を行う。具体的には、光学測定装置 9 は、光源部 9 1 1 に測定光を出射させ、第 1 分光器 9 1 3 および第 2 分光器 9 1 4 それぞれに受光ファイバ 3 1 2 から出射される測定光の戻り光を受光させて測定させる測定処理を実行する。

10

【0 0 9 8】

続いて、光学制御部 3 2 7 は、制御装置 4 を介して内視鏡光源装置 5 からの狭帯域情報の通知があるか否かを判断する（ステップ S 1 0 5）。制御装置 4 を介して内視鏡光源装置 5 からの狭帯域情報の通知があると光学制御部 3 2 7 が判断した場合（ステップ S 1 0 5：Y e s）、光学測定装置 9 は、ステップ S 1 0 6 へ移行する。

【0 0 9 9】

続いて、演算部 3 2 7 a は、第 1 分光器 9 1 3 および第 2 分光器 9 1 4 がそれぞれ出力した測定光の戻り光の波長帯域から内視鏡光源装置 5 が出射した観察光の狭帯域波長の成分を除去して生体組織 S 1 の性状を演算する狭帯域波長データ除去処理を実行し（ステップ S 1 0 6）、演算結果を記録部 3 2 5 に記録するデータ記録処理を行う（ステップ S 1 0 7）。その後、光学測定装置 9 は、ステップ S 1 0 3 へ戻る。

20

【0 1 0 0】

ステップ S 1 0 5 において、制御装置 4 を介して内視鏡光源装置 5 からの狭帯域情報の通知がないと光学制御部 3 2 7 が判断した場合（ステップ S 1 0 5：N o）、光学測定装置 9 は、ステップ S 1 0 7 へ移行する。

【0 1 0 1】

以上説明した本発明の実施の形態 4 によれば、制御部 4 6 が光源駆動制御部 5 7 および光学制御部 3 2 7 をそれぞれ制御することにより、演算部 3 2 7 a が演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置 5 が出射した波長帯域の観察光の成分を除去して生体組織 S 1 の性状を演算する。この結果、内視鏡装置 2 による観察と、光学測定装置 9 の測定プローブ 3 1 による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ 3 1 による測定に対して内視鏡装置 2 の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

30

【0 1 0 2】

なお、本実施の形態 4 では、制御部 4 6 が光源駆動制御部 5 7 および光学制御部 3 2 7 をそれぞれ制御することにより、演算部 3 2 7 a が演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置 5 が出射した波長帯域の観察光の成分を除去して生体組織 S 1 の性状を演算していたが、光学制御部 3 2 7 が制御部 4 6 を介して内視鏡光源装置 5 が発光する観察光の波長帯域に関する狭帯域情報を取得し、取得した狭帯域情報に基づいて、演算部 3 2 7 a が演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置 5 が出射した波長帯域の観察光の成分を除去してもよい。

40

【0 1 0 3】

（実施の形態 5）

つぎに、本発明の実施の形態 5 について説明する。本実施の形態 5 では、内視鏡光源装置が同時式で観察光を照射する。また、上述した実施の形態と同一の構成には同一の符号を付して説明する。

【0 1 0 4】

図 1 1 は、本発明の実施の形態 5 にかかる内視鏡システム 1 1 0 の構成を模式的に示すブロック図である。図 1 1 に示すように、内視鏡システム 1 1 0 は、制御装置 4 と、光学測定装置 9 と、内視鏡光源装置 1 2 0 と、を備える。

50

【0105】

内視鏡光源装置120は、光源部51と、集光レンズ53と、光源ドライバ54と、光源駆動制御部57と、狭帯域フィルタ121と、モータ122と、モータドライバ123と、を備える。

【0106】

狭帯域フィルタ121は、光源部51が出射する観察光に対して所定の波長帯域のみの光を透過させる。具体的には、図12に示すように、狭帯域フィルタ121は、狭帯域化したG（緑色）、B（青色）の成分の光を透過する。この狭帯域化した光としては、たとえば血液中のヘモグロビンに吸収されやすくなるように狭帯域化された青色光（たとえば青色光：400nm～500nm）および緑色光（たとえば緑色光：500nm～600nm）の2種類の帯域のNBI（Narrow Band Imaging）光を挙げることができる。

10

【0107】

モータ122は、ステッピングモータまたはDCモータ等を用いて構成され、狭帯域フィルタ121を光源部51が出射する観察光の光路上に移動または観察光の光路上から回避させる。モータドライバ123は、光源駆動制御部57の制御のもと、モータ122に所定の電力を供給する。

【0108】

以上のように構成された内視鏡システム110において被検体の観察時に行う観察光のタイミングと演算部327aが演算する際に用いる測定光の戻り光の周波数帯域との切り換えタイミングについて説明する。図13は、内視鏡光源装置120が狭帯域の観察光を出射時に演算部327aが第1分光器913および第2分光器914が受光した測定光の戻り光の波長帯域から演算に用いるスペクトル成分を示す図である。なお、図13において、横軸が波長（λ）を示す。

20

【0109】

図13に示すように、制御部46は、光源駆動制御部57および光学制御部327を制御することにより、内視鏡光源装置120が出射する観察光の波長帯域と異なるように演算部327aが演算する際に用いる生体組織S1で反射および／または散乱した測定光の戻り光の波長帯域を切り換える制御を行う。具体的には、制御部46は、内視鏡光源装置120が狭帯域の観察光を出射している場合、演算部327aに測定光の戻り光における波長帯域に対して狭帯域を除かせて演算させる（図13を参照）。これにより、内視鏡光源装置120による観察と、光学測定装置9の測定プローブ31による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ31による測定に対して内視鏡光源装置120の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

30

【0110】

つぎに、内視鏡システム110が実行する処理について説明する。図14は、光学測定装置9が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【0111】

ステップS201～ステップ207は、図10のステップ101～ステップS107にそれぞれ対応する。

【0112】

以上説明した本発明の実施の形態5によれば、制御部46が光源駆動制御部57および光学制御部327をそれぞれ制御することにより、演算部327aが演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置120が出射した狭帯域の観察光の成分を除去して生体組織S1の性状を演算する。この結果、内視鏡装置2による観察と、光学測定装置8の測定プローブ31による測定とを同時に行うことができるとともに、測定プローブ31による測定に対して内視鏡装置2の観察光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

40

【0113】

なお、本実施の形態5では、制御部46が光源駆動制御部57および光学制御部327をそれぞれ制御することにより、演算部327aが演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置120が出射した波長帯域の観察光の成分を除去して生体組織S1の性状を演算し

50

ていたが、光学制御部 3 2 7 が制御部 4 6 を介して内視鏡光源装置 1 2 0 が発光する観察光の波長帯域に関する狭帯域情報を取得し、取得した狭帯域情報に基づいて、演算部 3 2 7 a が演算する測定光の戻り光から内視鏡光源装置 1 2 0 が出射した波長帯域の観察光の成分を除去してもよい。

【0 1 1 4】

(参考例)

上述した実施の形態にかかる光学測定装置は、異なる波長帯域の光を照射していたが、一つの波長帯域を有する光を照射することで、測定プローブによる測定に対して内視鏡装置の照明光の影響をなくし、精度の高い測定を行うことができる。

【0 1 1 5】

10

図 1 5 は、本発明の実施の形態にかかる参考例の内視鏡システム 1 3 0 の構成を示すブロック図である。なお、図 1 5 においては、上述した実施の形態で説明した内視鏡システムと同じ構成を有する部位について同一の符号を付し、説明を省略する。

【0 1 1 6】

図 1 5 に示すように、内視鏡システム 1 3 0 は、制御装置 4 と、光学測定装置 1 4 0 と、内視鏡光源装置 1 5 0 と、を備える。

【0 1 1 7】

光学測定装置 1 4 0 は、受光部 3 2 2 と、入力部 3 2 3 と、出力部 3 2 4 と、記録部 3 2 5 と、通信部 3 2 6 と、光学制御部 3 2 7 と、光源部 1 4 1 と、を備える。光源部 1 4 1 は、白色光を発する白色 LED 1 4 2 と、集光レンズ 3 2 1 d と、を有する。

20

【0 1 1 8】

内視鏡光源装置 1 5 0 は、集光レンズ 5 3 と、光源ドライバ 5 4 と、光源駆動制御部 5 7 と、光源部 1 5 1 と、を備える。光源部 1 5 1 は、白色 LED またはキセノンランプ等を用いて構成される。

【0 1 1 9】

以上のように構成された内視鏡システム 1 3 0 が観察時に行う光学測定装置 1 4 0 および内視鏡光源装置 1 5 0 がそれぞれ照射する照明光のタイミングについて説明する。図 1 6 は、光学測定装置 1 4 0 および内視鏡光源装置 1 5 0 がそれぞれ照射する照明光のタイミングを示すタイミングチャートである。図 1 6 において、横軸が時間 (t) を示し、縦軸が発光強度を示す。

30

【0 1 2 0】

図 1 6 に示すように、制御部 4 6 は、光源駆動制御部 5 7 に生体組織 S 1 に対して観察光を照射させる駆動信号を送信する。この場合、光源駆動制御部 5 7 は、光源部 1 5 1 を駆動して白色光を発光させる (時間 t 1)。

【0 1 2 1】

続いて、制御部 4 6 は、光学測定装置 1 4 0 による光学測定を行う期間 (時間 t 2 ~ 時間 t 5)、光源駆動制御部 5 7 に光源部 1 5 1 の発光強度を光学測定装置 1 4 0 による光学測定に影響がないレベルまで低下させる指示信号を送信するとともに、光学測定装置 1 4 0 の光学制御部 3 2 7 に生体組織 S 1 に対して白色光の測定光を照射させる駆動信号を送信する。この場合において、光源駆動制御部 5 7 は、光源部 1 5 1 に供給する電力を低下させることにより、光源部 1 5 1 が発する観察光の強度を光学測定装置 1 4 0 による光学測定に影響がないレベルまで低下させる (時間 t 2)。これに対して、光学制御部 3 2 7 は、光源部 1 4 1 の白色 LED 1 4 2 を駆動して測定光を発光させる (時間 t 3)。このとき、内視鏡光源装置 1 5 0 が照射する観察光は、低下するが、先端部 2 1 1 の撮像素子で被検体内の通常観察画像を撮影することができる。

40

【0 1 2 2】

その後、制御部 4 6 は、光学測定装置 1 4 0 の光学制御部 3 2 7 に発光を停止する停止信号を送信するとともに、光源駆動制御部 5 7 に光源部 1 5 1 の発光強度を元に戻す駆動信号を送信する。この場合、光学制御部 3 2 7 は、光源部 1 4 1 の発光を停止させる (時間 t 4)。これに対して、光源駆動制御部 5 7 は、光源部 1 5 1 に供給する電力を元に戻

50

すことにより、光源部 1 5 1 が発する観察光の発光強度を元に戻す。

【0 1 2 3】

以上説明した本発明の実施の形態にかかる参考例によれば、制御部 4 6 が光学測定装置 1 4 0 による測定期間（時間 t_2 ～時間 t_5 ）において、内視鏡光源装置 1 5 0 の光源部 1 5 1 が発する照明光の発光強度を低下させる。これにより、光学測定装置 1 4 0 による測定に対して内視鏡光源装置 1 5 0 の観察光の影響を低下させることができ、精度の高い測定を行うことができる。

【0 1 2 4】

また、本発明の実施の形態にかかる参考例によれば、光学測定装置 1 4 0 による測定を行う際に、内視鏡光源装置 1 5 0 の照明光を停止させることがないので、通常観察画像を確認しながら測定プローブ 3 1 の操作および測定を行うことができる。

10

【0 1 2 5】

なお、上述した本発明の実施の形態にかかる参考例では、制御部 4 6 が光学測定装置 1 4 0 による測定期間（時間 t_2 ～時間 t_5 ）において、内視鏡光源装置 1 5 0 の光源部 1 5 1 が発する観察光の発光強度を低下させていたが、光学測定装置 1 4 0 による測定の期間が撮像素子の 1 フレーム以下で終了する場合、内視鏡光源装置 1 5 0 の光源部 1 5 1 が発する観察光を停止または遮断するようにしてもよい。

【符号の説明】

【0 1 2 6】

1, 1 0, 1 0 0, 1 1 0, 1 3 0 内視鏡システム

20

2 内視鏡装置

3, 7, 8, 1 4 0 光学測定装置

4 制御装置

5, 1 2 0, 1 5 0 内視鏡光源装置

6 表示装置

2 1 挿入部

2 2 操作部

2 3 ユニバーサルコード

3 1 測定プローブ

3 2 本体部

30

3 3 伝送ケーブル

4 1 接続部

4 2 画像処理部

4 3, 3 2 3 入力部

4 4 記録部

4 5, 3 2 6 通信部

4 6, 3 2 7 制御部

5 1, 7 1, 1 5 1, 3 2 1, 9 1 1, 8 1 1 光源部

5 2, 7 3, 8 1 5 回転フィルタ

5 3, 7 4, 7 5, 8 1 2, 8 1 6, 8 1 7, 9 1 2 集光レンズ

40

5 4 光源ドライバ

5 5, 1 2 2, 8 1 9 モータ

5 6, 1 2 3, 8 2 0 モータドライバ

5 7 光源駆動制御部

7 2, 8 1 3, 8 1 4 コリメートレンズ

1 2 1 狭帯域フィルタ

2 1 1 先端部

2 1 1 a 照明部

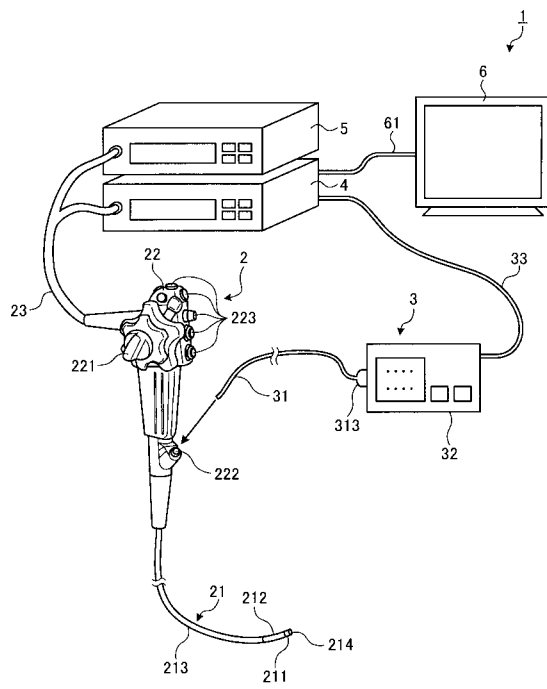
2 1 1 b 撮像部

3 2 2, 8 1 8 受光部

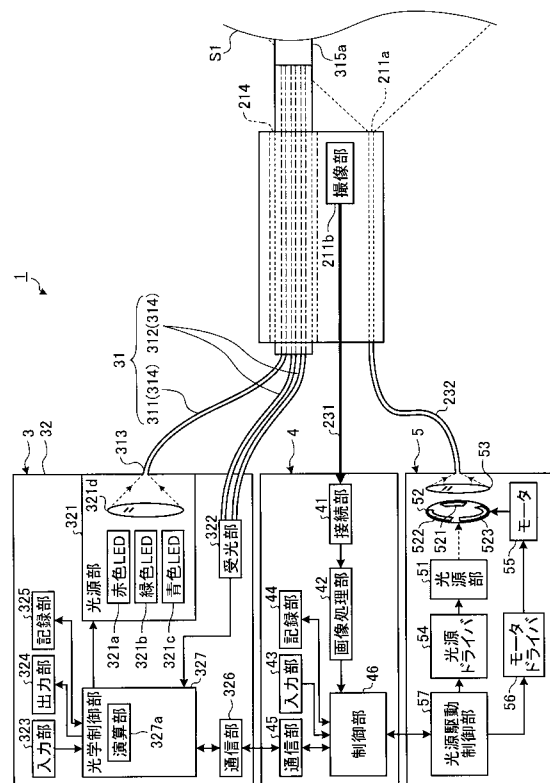
50

- 3 2 4 出力部
- 3 2 7 光学制御部
- 3 2 7 a 演算部
- 9 1 3 第1分光器
- 9 1 4 第2分光器

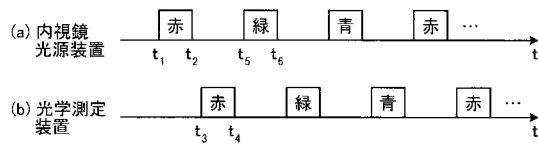
【図1】



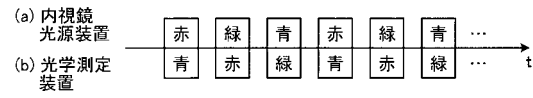
【図2】



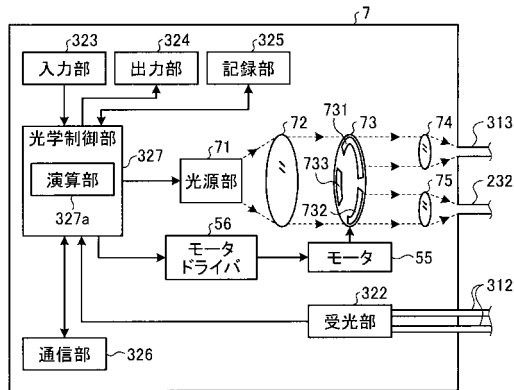
【図 3】



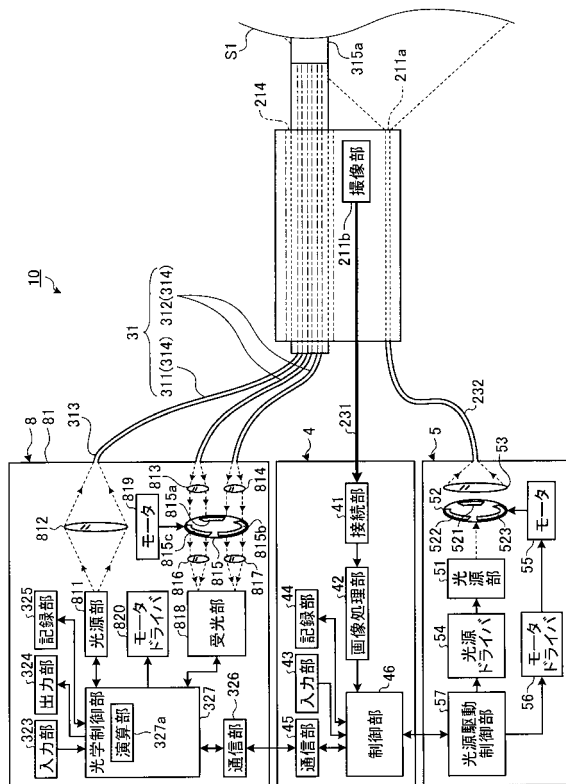
【図 5】



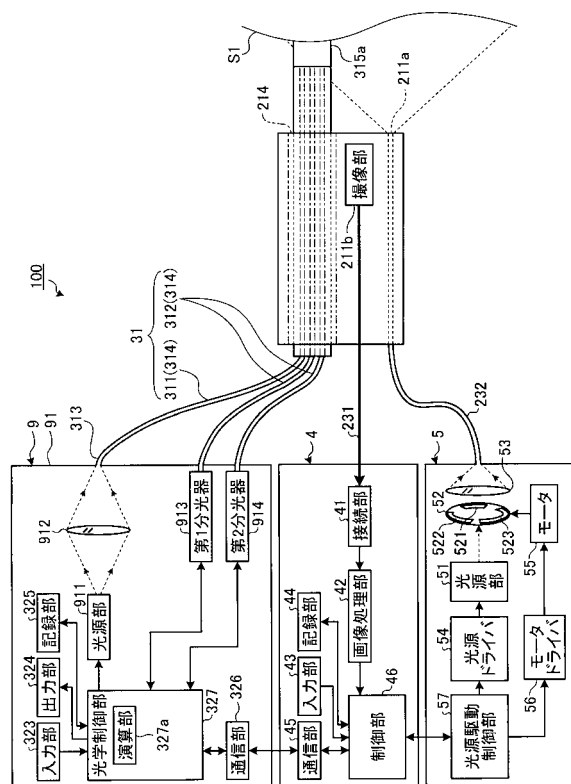
【図 4】



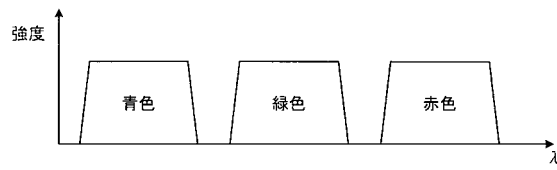
【図 6】



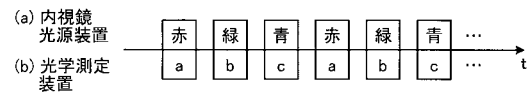
【図 7】



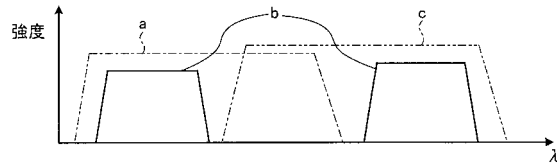
【図 8 A】



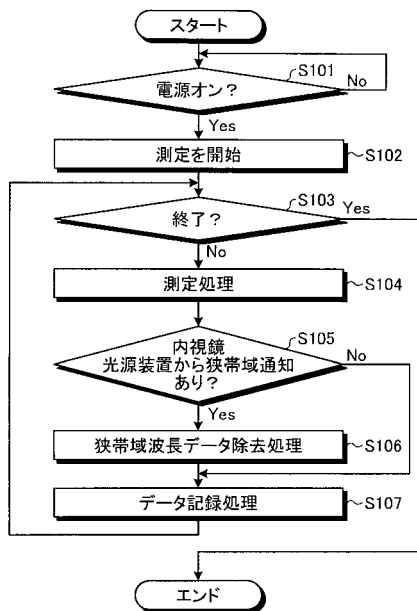
【図 9】



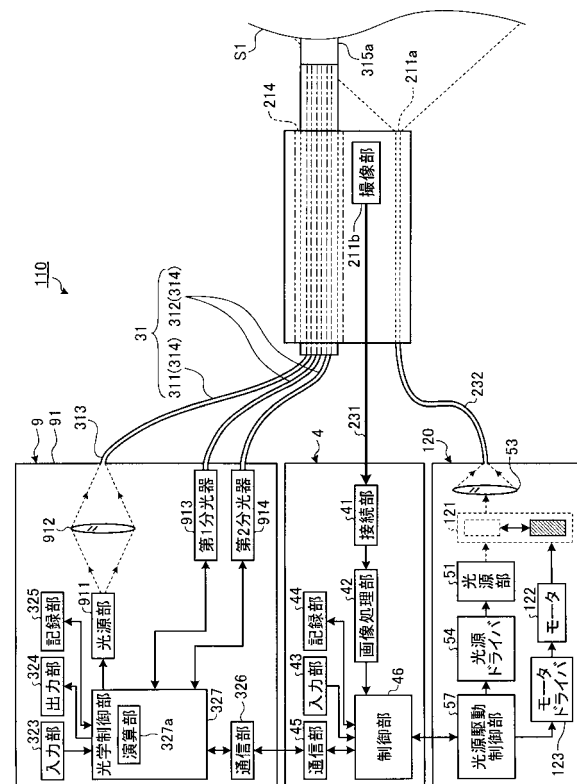
【図 8 B】



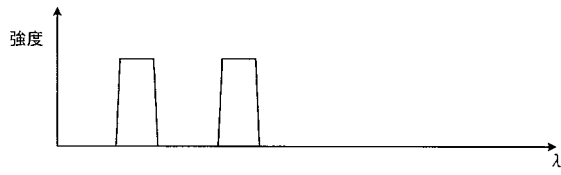
【図 10】



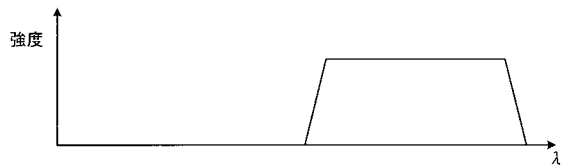
【図 11】



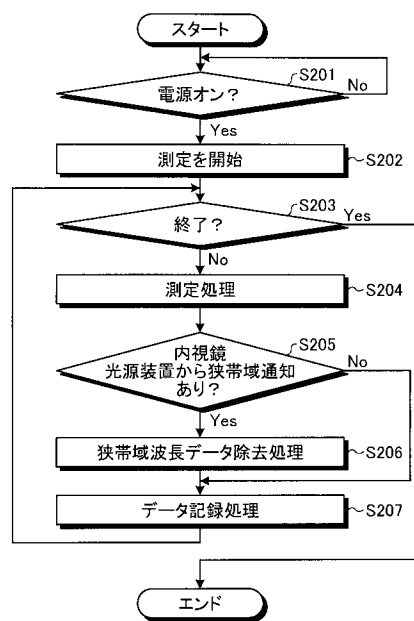
【図 1 2】



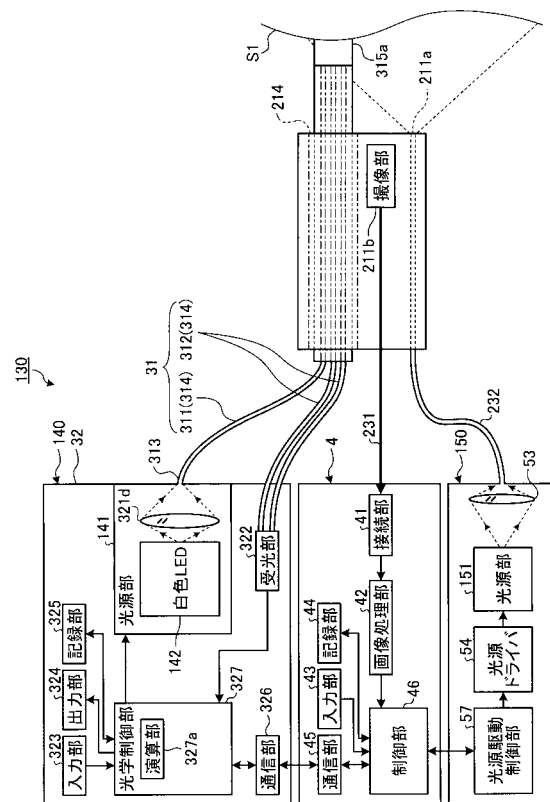
【図 1 3】



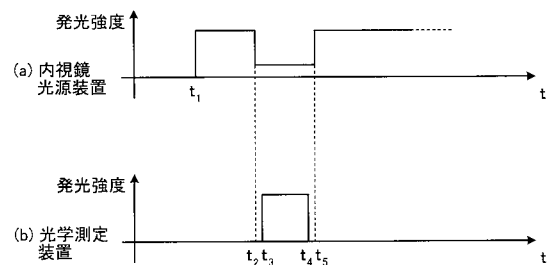
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 庄野 裕基
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 高岡 秀行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 伊藤 遼佑
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内

審査官 増渕 俊仁

- (56)参考文献 特開平04-297222 (JP, A)
特開平09-248281 (JP, A)
特表2009-537014 (JP, A)
特開平9-248281 (JP, A)
特開平2-299634 (JP, A)
特開平3-163410 (JP, A)
特開2001-137187 (JP, A)
特開2010-227200 (JP, A)
特開2010-063839 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00

专利名称(译)	光学测量设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5555386B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2013554721	申请日	2013-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
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 奥林巴斯公司		
[标]发明人	上村健二 菅武志 庄野裕基 高岡秀行 伊藤遼佑		
发明人	上村 健二 菅 武志 庄野 裕基 高岡 秀行 伊藤 遼佑		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0075 A61B1/00186 A61B1/018 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0661 A61B1/0669 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/06.A A61B1/00.300.D		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	61/622257 2012-04-10 US		
其他公开文献	JPWO2013154061A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种光学测量装置和内窥镜系统，其在使用内窥镜进行观察并且使用光学测量装置的测量探针进行测量时，可以消除来自内窥镜的观察光对测量探针的测量的影响，并且还执行准确测量。内窥镜系统1包括内窥镜光源装置5，用于经由测量探针31接收光的光接收单元322，用于基于光接收单元322的光接收结果测量目标对象的特性的计算单元327a。用于切换内窥镜光源装置5或光源单元321的波长的控制单元46，使得由内窥镜光源装置5发射的观察光的波长和由光源发射的测量光的波长单元321彼此不同。

