

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2014-73149
(P2014-73149A)

(43) 公開日 平成26年4月24日(2014.4.24)

(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 D	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/26 C	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 22 頁)		

(21) 出願番号	特願2012-220441 (P2012-220441)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成24年10月2日 (2012.10.2)		コニカミノルタ株式会社
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
		(74) 代理人	100105050
			弁理士 鷲田 公一
		(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	国本 晃
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
		(72) 発明者	中島 雅章
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタテクノロジーセンター株式会社内
		最終頁に続く	

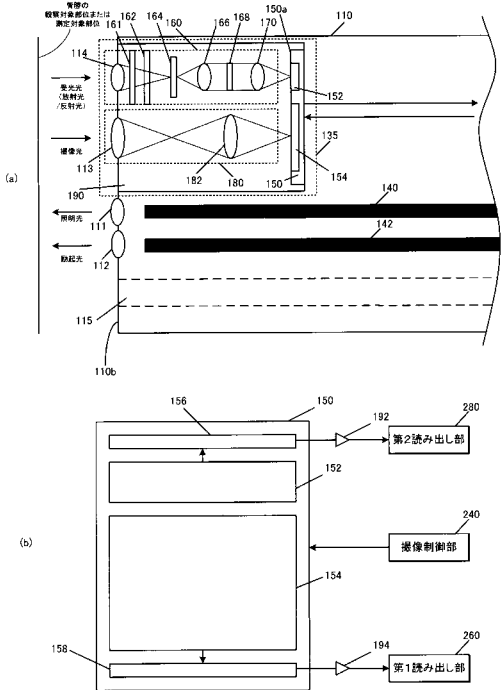
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位の分光測定に悪影響が及ばないようにすることが可能な内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 観察対象部位から放射される撮像光を受光する撮像領域154と、測定対象部位から放射される放射光を受光する分光領域152とが同一受光面上に形成された撮像素子150と、撮像領域154に撮像光を導光する撮像光学系180と、分光領域152に放射光を導光する分光光学系160と、分光光学系160内に設けられ、分光領域152に入射する光を透光または遮光するシャッター部材161と、照明光の照射されるタイミングにおいて、分光領域152に入射する撮像光を遮光させる一方、照明光が照射されず、かつ、測定光が照射されるタイミングにおいて、分光領域152に入射する放射光を透光させるシャッター制御部250とを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内管腔の観察対象部位に照明光が照射されることによって当該観察対象部位から放射される撮像光を受光する第 1 受光領域と、前記体内管腔の測定対象部位に測定光が照射されることによって当該測定対象部位から放射される放射光を受光する第 2 受光領域とが同一受光面上に形成された撮像素子と、

前記第 1 受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、

前記第 2 受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、

前記第 2 受光領域に入射する光を透光または遮光するシャッター部材と、

前記シャッター部材の動作を制御する制御部と、

を備え、

前記制御部は、前記観察対象部位に前記照明光が照射されるタイミングにおいて、前記シャッター部材を遮光状態に切り替えて前記第 2 受光領域に入射する前記撮像光を遮光させる一方、前記観察対象部位に前記照明光が照射されず、かつ、前記測定対象部位に前記測定光が照射されるタイミングにおいて、前記シャッター部材を透光状態に切り替えて前記第 2 受光領域に入射する前記放射光を透光させる内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 1 受光領域は、前記撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積し、

前記第 2 受光領域は、前記放射光を受光する度に、当該放射光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積し、

前記観察対象部位に照明光を照射する照明光ファイバーと、

前記測定対象部位に測定光を照射する測定光ファイバーと、

前記第 1 受光領域に蓄積されている前記撮像光データを読み出す第 1 読み出し部と、

前記第 2 受光領域に蓄積されている前記放射光データを読み出す第 2 読み出し部と、

を備え、

前記第 1 読み出し部および前記第 2 読み出し部は、前記撮像光データおよび前記放射光データをそれぞれ独立して読み出し可能に構成されている請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 読み出し部により読み出された前記撮像光データに対して第 1 の処理を行う第 1 処理部と、

前記第 2 読み出し部により読み出された前記放射光データに対して第 2 の処理を行う第 2 処理部と、

を備える請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 2 処理部は、前記第 2 読み出し部により複数回読み出された前記放射光データに対して第 2 の処理を行う請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 2 読み出し部は、前記第 2 受光領域に複数回蓄積された前記放射光データを読み出す請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 受光領域は、前記撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積し、

前記第 2 受光領域は、前記放射光を受光する度に、当該放射光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積し、

前記第 1 受光領域に蓄積されている前記撮像光データ、および、前記第 2 受光領域に蓄積されている前記放射光データをそれぞれ異なるタイミングで読み出す読み出し部を備える請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記読み出し部により読み出された前記撮像光データに対して第 1 の処理を行う第 1 処

10

20

30

40

50

理部と、

前記読み出し部により読み出された前記放射光データに対して第2の処理を行う第2処理部と、

を備える請求項6に記載の内視鏡装置。

【請求項8】

前記第2処理部は、前記読み出し部により複数回読み出された前記放射光データに対して前記第2の処理を行う請求項7に記載の内視鏡装置。

【請求項9】

前記読み出し部は、前記第2受光領域に複数回蓄積された前記放射光データを読み出す請求項7に記載の内視鏡装置。

10

【請求項10】

前記第1受光領域は、前記撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積し、

前記第2受光領域は、前記放射光を受光する度に、当該放射光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積し、

前記第1受光領域に蓄積されている前記撮像光データ、および、前記第2受光領域に蓄積されている前記放射光データを同じタイミングで読み出す読み出し部を備える請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項11】

前記読み出し部により読み出された前記撮像光データに対して第1の処理を行う第1処理部と、

20

前記読み出し部により読み出された前記放射光データに対して第2の処理を行う第2処理部と、

を備える請求項10に記載の内視鏡装置。

【請求項12】

前記第2処理部は、前記読み出し部により複数回読み出された前記放射光データに対して前記第2の処理を行う請求項11に記載の内視鏡装置。

【請求項13】

体内管腔の観察対象部位に照明光が照射されることによって当該観察対象部位から放射される撮像光を受光する第1受光領域であって、前記撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積する第1受光領域と、前記体内管腔の測定対象部位に測定光が照射されることによって当該測定対象部位から放射される放射光を受光する第2受光領域であって、前記放射光を受光する度に、当該放射光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積する第2受光領域とが同一受光面上に形成された撮像素子と、

30

前記第1受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、

前記第2受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、

前記第2受光領域に蓄積されている前記放射光データを読み出す読み出し部と、

前記読み出し部の読み出し動作を制御する制御部と、

を備え、

40

前記制御部は、前記観察対象部位に前記照明光が照射されず、かつ、前記測定対象部位に前記測定光が照射されるタイミングにおいてのみ前記第2受光領域に蓄積された前記放射光データを読み出すように前記読み出し部を制御する内視鏡装置。

【請求項14】

前記観察対象部位に照明光を照射する照明光ファイバーと、

前記測定対象部位に測定光を照射する測定光ファイバーと、

前記読み出し部により読み出された前記放射光データに対して所定の処理を行う処理部と、

を備える請求項13に記載の内視鏡装置。

【請求項15】

50

前記処理部は、前記読み出し部により複数回読み出された前記放射光データに対して前記所定の処理を行う請求項14に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

体内管腔の観察対象部位を撮像するだけでなく、測定対象部位に励起光を照射することで測定対象部位から放射される放射光である自家蛍光を分光してそのスペクトルデータの取得（測定対象部位の分光測定）を行うことも可能な内視鏡装置が知られている。かかる内視鏡装置においては、観察対象部位の撮像に撮像素子（例えばCCD（Charge Coupled Device）、CMOS（Complementary Metal Oxid Semiconductor））を用いている。

【0003】

ところで、撮像素子を撮像領域と分光領域とに分割し、画像撮影と分光測定とを1つの撮像素子で行うことが、例えば特許文献1に記載されている。特許文献1に記載の技術では、分光領域を使用して分光測定を行うため、細かく分割した各波長領域のフィルターを撮像素子の各画素上に装着している。

【0004】

また、観察対象部位の撮像に用いる撮像素子を測定対象部位の分光測定にも用いることが、例えば特許文献2に記載されている。特許文献2に記載の内視鏡装置では、撮像素子の受光面が撮像用および分光測定用の2つの領域に分けられている。そして、分光測定用領域を構成する個々のサブ領域に異なる波長の蛍光を入射させるように構成されたフィルターが、分光測定用領域を覆って配置されている。この分光目的のフィルター（以下、「分光フィルター」と言う）は、個々のサブ領域に合わせて千鳥格子状に複数の微小区域に分けられている。例えば、あるサブ領域に対応する区域では 350 ± 2.5 [nm]の光が透過され、その隣のサブ領域に対応する区域では 355 ± 2.5 [nm]の光が透過される。このように、この分光フィルターは、一定幅の波長帯を有する蛍光を5 [nm]刻みで分光し、各分割波長帯の蛍光を、撮像素子に設けられた分光測定用領域内の別々のサブ領域に入射させる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-59865号公報

【特許文献2】特開2005-185513号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1、2に記載の技術では、分光を行う手段として、撮像素子の領域毎に透過する波長領域が細かく分かれているバンドパスフィルターを当該撮像素子の上に直接貼り付けている。しかしながら、波長領域が細かく分かれているバンドパスフィルターを製造することは非常に困難である。また、製造できたとしても、分光領域で検出できる波長領域の分解能は低くなってしまうという問題があった。例えば特許文献2に記載の技術では、波長領域の分解能は、5 [nm]であり、低くなっている。

【0007】

また、特許文献1、2に記載の技術では、撮像領域で検出すべき撮像光（すなわち、照明光の照射によって観察対象部位から発せられる光）が分光領域に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうおそれがあるという問題があった。

【0008】

10

20

30

40

50

本発明は、分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位の分光測定に悪影響が及ばないようにすることが可能な内視鏡装置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】

【0009】

本発明に係る内視鏡装置は、

体内管腔の観察対象部位に照明光が照射されることによって当該観察対象部位から放射される撮像光を受光する第1受光領域と、前記体内管腔の測定対象部位に測定光が照射されることによって当該測定対象部位から放射される放射光を受光する第2受光領域とが同一受光面上に形成された撮像素子と、

10

前記第1受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、

前記第2受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、

前記第2受光領域に入射する光を透光または遮光するシャッター部材と、

前記シャッター部材の動作を制御する制御部と、

を備え、

前記制御部は、前記観察対象部位に前記照明光が照射されるタイミングにおいて、前記シャッター部材を遮光状態に切り替えて前記第2受光領域に入射する前記撮像光を遮光させる一方、前記観察対象部位に前記照明光が照射されず、かつ、前記測定対象部位に前記測定光が照射されるタイミングにおいて、前記シャッター部材を透光状態に切り替えて前記第2受光領域に入射する前記放射光を透光させる。

20

また、本発明に係る内視鏡装置は、

体内管腔の観察対象部位に照明光が照射されることによって当該観察対象部位から放射される撮像光を受光する第1受光領域であって、前記撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積する第1受光領域と、前記体内管腔の測定対象部位に測定光が照射されることによって当該測定対象部位から放射される放射光を受光する第2受光領域であって、前記放射光を受光する度に、当該放射光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積する第2受光領域とが同一受光面上に形成された撮像素子と、

前記第1受光領域に前記撮像光を導光する撮像光学系と、

前記第2受光領域に前記放射光を導光する分光光学系と、

30

前記第2受光領域に蓄積されている前記放射光データを読み出す読み出し部と、

前記読み出し部の読み出し動作を制御する制御部と、

を備え、

前記制御部は、前記観察対象部位に前記照明光が照射されず、かつ、前記測定対象部位に前記測定光が照射されるタイミングにおいてのみ前記第2受光領域に蓄積された前記放射光データを読み出すように前記読み出し部を制御する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、分光測定における波長領域の分解能を高めるとともに、測定対象部位の分光測定に悪影響が及ばないようにすることが可能な内視鏡装置を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1の実施の形態における内視鏡装置の全体構成を示す図である。

【図2】第1の実施の形態における内視鏡本体の先端部の斜視図である。

【図3】第1の実施の形態における内視鏡本体の先端部および撮像素子の構成を示す図である。

【図4】第1の実施の形態における動作タイミングを示すタイミングチャートである。

【図5】第1の実施の形態における動作タイミングの変形例を示すタイミングチャートである。

50

【図 6】第 1 の実施の形態における撮像素子の構成の変形例を示す図である。

【図 7】第 2 の実施の形態における内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 8】第 2 の実施の形態における撮像素子の構成を示す図である。

【図 9】第 2 の実施の形態における動作タイミングを示すタイミングチャートである。

【図 10】第 3 の実施の形態における内視鏡装置の構成を示す図である。

【図 11】第 3 の実施の形態における撮像素子の構成を示す図である。

【図 12】第 3 の実施の形態における動作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】

【0012】

(第 1 の実施の形態)

以下、第 1 の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。

[内視鏡装置 10 の構成]

図 1 に示す内視鏡装置 10 は、内視鏡本体 100 および内視鏡プロセッサ 200 を備える。内視鏡本体 100 は、体内管腔（以下、「管腔」と略記する）に導入可能に形成された可撓性を有する長尺の挿入部 110 と、挿入部 110 の基端部 110a に設けられた操作部 120 と、操作部 120 を介して挿入部 110 と内視鏡プロセッサ 200 とを通信可能に接続するケーブル 130 とを備える。

【0013】

挿入部 110 は、管腔内部を進入する際に管腔の湾曲に応じて容易に湾曲可能な可撓性を、挿入部 110 の略全長にわたって有する。また、挿入部 110 は、操作部 120 のノブ 120a の操作に従って先端部 110b 側の一定範囲（操作可能部 110c）を任意の角度で湾曲させることができる機構（図示せず）を有する。

【0014】

挿入部 110 の先端部 110b には、図 2 に示すように、第 1 照明窓 111、第 2 照明窓 112、第 1 観察窓 113、第 2 観察窓 114 および鉗子チャンネル 115 が配設されている。

【0015】

第 1 照明窓 111 は、例えば対物レンズであり、内視鏡プロセッサ 200 から導光された照明光を管腔の観察対象部位に照射する。第 2 照明窓 112 は、例えば対物レンズであり、内視鏡プロセッサ 200 から導光された測定光としての励起光を管腔の測定対象部位に照射する。

【0016】

第 1 観察窓 113 は、第 1 照明窓 111 から観察対象部位に照明光が照射された場合、観察対象部位からの反射光を撮像光として取り込む。第 1 観察窓 113 は、例えば、1 枚の対物レンズまたは複数枚のレンズからなる対物光学系である。第 2 観察窓 114 は、第 2 照明窓 112 から測定対象部位に励起光が照射された場合、測定対象部位からの反射光（励起光）、および励起光を照射した結果として測定対象部位から放射される放射光である自家蛍光を受光光として取り込む。第 2 観察窓 114 は、例えば、1 枚の対物レンズまたは複数枚のレンズからなる対物光学系である。

【0017】

鉗子チャンネル 115 は、操作部 120 に形成された導入口 120b と連通するように挿入部 110 に形成された内腔である。鉗子チャンネル 115 には、病変部の観察、病変部の診断および病変部の手術等を行うための様々な機器を挿通することができる。

【0018】

[挿入部 110 の内部構成]

次に、図 3 (a)、(b) を参照し、挿入部 110 の内部構成について説明する。図 3 (b) は、挿入部 110 の内部に設けられた撮像素子 150 の構成を概略的に示す図である。

【0019】

挿入部 110 は、第 1 照明窓 111、第 2 照明窓 112、鉗子チャンネル 115、照明

10

20

30

40

50

光ファイバー１４０、励起光ファイバー１４２および光学ユニット１３５を有する。

【００２０】

照明光ファイバー１４０は、挿入部１１０内に収容された１本の光ファイバーまたは複数本の光ファイバーの束であり、内視鏡プロセッサ２００内で生成された照明光を挿入部１１０の先端部１１０ｂ近傍まで導光する。照明光ファイバー１４０の端面は第１照明窓１１１に対向して配置されているため、照明光ファイバー１４０から出射された照明光は、第１照明窓１１１を介して管腔の観察対象部位に照射される。

【００２１】

励起光ファイバー１４２は、挿入部１１０内に収容された１本の光ファイバーまたは複数本の光ファイバーの束であり、内視鏡プロセッサ２００内で生成された励起光を挿入部１１０の先端部１１０ｂ近傍まで導光する。励起光ファイバー１４２の端面は第２照明窓１１２に対向して配置されているため、励起光ファイバー１４２から出射された励起光は、第２照明窓１１２を介して管腔の測定対象部位に照射される。

【００２２】

観察対象部位または測定対象部位に対して照明光または励起光が照射されたときの観察対象部位または測定対象部位からの光は、光学ユニット１３５を通過することで、挿入部１１０に受光される。

【００２３】

光学ユニット１３５は、ＣＣＤイメージセンサーからなる撮像素子１５０と、分光光学系１６０と、撮像光学系１８０と、分光光学系１６０および撮像光学系１８０を観察対象部位または測定対象部位に対して並列になるように収容する例えば樹脂性の筐体１９０とを備える。

【００２４】

分光光学系１６０は、励起光の照射によって測定対象部位から発せられる自家蛍光を分光して撮像素子１５０の分光領域１５２（第２受光領域）に導光する。

【００２５】

撮像光学系１８０は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられた撮像光を撮像素子１５０の撮像領域１５４（第１受光領域）に導光する。

【００２６】

分光光学系１６０は、第２観察窓１１４、シャッター部材１６１、バンドパスフィルター１６２、スリット１６４、コリメートレンズ１６６、回折格子１６８および集光レンズ１７０を有する。

【００２７】

第２観察窓１１４は、励起光の照射によって測定対象部位から発せられる受光光（反射した励起光、および自家蛍光）を集光する。

【００２８】

シャッター部材１６１は、受光光の光軸方向において、撮像素子１５０の分光領域１５２を覆うように配置されている。シャッター部材１６１は、内視鏡プロセッサ２００の制御によって、第２観察窓１１４により集光されてバンドパスフィルター１６２、ひいては分光領域１５２に入る受光光または撮像光を透光または遮光する。

【００２９】

具体的には、シャッター部材１６１は、照明光の照射によって光学ユニット１３５が撮像光を受光する場合、分光領域１５２に入る撮像光を遮光する。シャッター部材１６１は、励起光の照射によって光学ユニット１３５が受光光を受光する場合、分光領域１５２に入る受光光を透光する。

【００３０】

なお、シャッター部材１６１としては、機械式シャッター、液晶シャッター等を用いることができる。なお、入射光の透過度を制御する場合には、光の透過度（不透明度）を可変に設定できる液晶シャッターを用いることが望ましい。

【００３１】

10

20

30

40

50

バンドパスフィルター１６２は、特定波長の光のみを透過し、それ以外の光を反射する特性を有する光学フィルターである。このようなフィルターを設けることにより、不要な光成分を除去することができる。本実施の形態では、バンドパスフィルター１６２は、シャッター部材１６１により透光された受光光のうち、測定対象となる自家蛍光のみを透過させる。

【００３２】

スリット１６４は、矩形状に形成されており、回折格子１６８に入射させる光の幅を調整する。

【００３３】

コリメートレンズ１６６は、スリット１６４からの光束を略平行な光束に変換する。

10

【００３４】

回折格子１６８は、透過型の回折格子であり、コリメートレンズ１６６を通過した自家蛍光を各波長に分解（分光）して集光レンズ１７０に向け出射する。

【００３５】

集光レンズ１７０は、回折格子１６８により分光された各波長の自家蛍光を集光して撮像素子１５０の分光領域１５２に出射する。

【００３６】

撮像光学系１８０は、第１観察窓１１３および集光レンズ１８２を有する。

【００３７】

第１観察窓１１３は、照明光の照射によって観察対象部位から発せられる撮像光を集光する。

20

【００３８】

集光レンズ１８２は、第１観察窓１１３を通過した撮像光を集光して撮像素子１５０の撮像領域１５４に出射する。

【００３９】

本実施の形態においては、撮像光学系１８０および分光光学系１６０が、観察対象部位または測定対象部位に対して並列に配置されており、それぞれが独立して導光を行うため、ビームスプリッターなどの光学的分離素子を介することなく撮像素子１５０へと導光することができる。したがって、測定対象部位から放射される放射光がビームスプリッターでロスすることが回避され、微弱な蛍光の測定に有利である。また、ビームスプリッターのような光学的分離素子が不要であり、構成が簡素化され光学ユニット１３５のコストアップを抑制することができる。

30

【００４０】

なお、本実施の形態において、自家蛍光の分光を行う回折格子１６８は、透過型であるが、反射型であっても良い。また、自家蛍光の分光を行う光学素子として、回折格子１６８の代わりにプリズムを使用しても良い。また、自家蛍光の幅を調整する光学素子として、スリット１６４の代わりにピンホールを使用しても良い。

【００４１】

撮像素子１５０は、内視鏡プロセッサ２００との間で制御信号、データ等のやりとりを行う回路基板（図示せず）上に設けられている。撮像素子１５０は、分光領域１５２および撮像領域１５４における各画素上にカラーフィルターが設けられていないモノクロタイプのものである。撮像素子１５０では、四角形状の分光領域１５２および撮像領域１５４が同一受光面上に所定距離だけ離間して形成されている。撮像素子１５０は、撮像光学系１８０を通過した撮像光および、分光光学系１６０を通過した自家蛍光が何れも受光面１５０aに入射して受光面１５０a上で結像されるように、配置されている。

40

【００４２】

ここで、撮像光学系１８０を通過した撮像光は、分光されずに、受光面１５０aに設けられた撮像領域１５４に入射する。よって、撮像領域１５４に入射した撮像光から得られる撮像光データは、照明光が照射された観察対象部位の像を表すものであり、観察対象部位の画像または映像の表示に用いることができる。一方、分光光学系１６０を通過した自

50

自家蛍光は、分光された上で、受光面 150a に設けられた分光領域 152 において波長成分毎に異なる位置に結像される。つまり、分光領域 152 を構成する各画素は、自家蛍光を波長成分毎の強度として検出することができる。よって、分光領域 152 に入射した自家蛍光から得られる放射光データは、自家蛍光のスペクトルを表すものであり、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータ取得に用いることができる。

【0043】

なお、撮像には白色光などの広帯域の波長光を照明光として用いる。自家蛍光の測定の際に、撮像用の照明光が入射すると、正確な測定を行うことができないので、照明光を消灯させる。

【0044】

撮像領域 154 は、分光領域 152 と比べて、できるだけ広い方が望ましく、分光領域 152 を構成する画素は最低 1 ラインあれば良い。ただし、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱い場合には、分光領域 152 を構成する画素のライン数を増やすことで分光領域 152 全体の感度を上げることが望ましい。

【0045】

撮像素子 150 は、図 3 (b) に示すように、分光領域 152 および撮像領域 154 の他に、放射光データ転送部 156 および撮像光データ転送部 158 を有する。

【0046】

分光領域 152 は、自家蛍光を受光する度に、当該自家蛍光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして一時的に蓄積する。撮像領域 154 は、撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして一時的に蓄積する。

【0047】

放射光データ転送部 156 は、内視鏡プロセッサ 200 の撮像制御部 240 からの読み出し要求を受けた場合、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを第 2 読み出し部 280 に転送する。なお、放射光データは、放射光データ転送部 156 と第 2 読み出し部 280 との間に設けられた増幅部 192 により電圧信号に変換され、増幅されて第 2 読み出し部 280 に転送される。

【0048】

撮像光データ転送部 158 は、内視鏡プロセッサ 200 の撮像制御部 240 からの読み出し要求を受けた場合、撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データを第 1 読み出し部 260 に転送する。なお、撮像光データは、撮像光データ転送部 158 と第 1 読み出し部 260 との間に設けられた増幅部 194 により電圧信号に変換され、増幅されて第 1 読み出し部 260 に転送される。

【0049】

[内視鏡プロセッサ 200 の構成]

次に、内視鏡プロセッサ 200 の構成について説明する。内視鏡プロセッサ 200 は、制御部 210、照明光光源 220、励起光光源 230、撮像制御部 240、シャッター制御部 250、第 1 読み出し部 260、画像処理部 270 (第 1 処理部)、第 2 読み出し部 280、メモリ 290 および分光解析部 300 (第 2 処理部) を備える。内視鏡プロセッサ 200 には、入力装置 400 およびモニター 500 が接続されている。

【0050】

入力装置 400 は、内視鏡プロセッサ 200 に対するユーザーの指示を入力する。本実施の形態では、入力装置 400 は、例えば、キーボード、マウスまたはスイッチ等により構成される。モニター 500 は、例えば液晶ディスプレイ等であり、内視鏡プロセッサ 200 から出力された画像データを入力して各種画像を表示する。

【0051】

制御部 210 は、内視鏡プロセッサ 200 の各ブロックの動作を制御する。

【0052】

照明光光源 220 は、例えば内視鏡プロセッサ 200 の起動後、管腔の観察観察対象

10

20

30

40

50

部位（例えば病変部）を照らす画像撮影モードの実行指示が入力装置４００に入力された場合、観察用の照明光を発光する。内視鏡本体１００の挿入部１１０は、管腔に導入されている場合、照明光光源２２０から発光された照明光を導光し、観察対象部位へ出射する。

【００５３】

励起光光源２３０は、例えば管腔の測定対象部位（例えば病変部）を検査する分光測定モードの実行指示が入力装置４００に入力された場合、キセノン光等の光源を発光させ、バンドパスフィルター等により特定の波長の励起光を得るものである。内視鏡本体１００の挿入部１１０は、管腔に導入されている場合、励起光光源２３０から発光された励起光を導光し、測定対象部位へ出射する。

10

【００５４】

撮像制御部２４０は、制御部２１０の制御に基づいて、撮像素子１５０における各種処理を制御する。具体的には、撮像制御部２４０は、分光領域１５２に蓄積されている放射光データのリセット、分光領域１５２から放射光データの読み出し、撮像領域１５４から撮像光データの読み出し等を行う際に必要となる駆動タイミング信号を生成し、当該駆動タイミング信号を撮像素子１５０に出力する。各種の駆動タイミング信号が撮像素子１５０に入力されると、撮像素子１５０は、当該駆動タイミング信号に応じた各種処理を実行する。

【００５５】

シャッター制御部２５０は、制御部２１０の制御に基づいて、分光光学系１６０内に設けられたシャッター部材１６１の遮光動作または透光動作を制御する。

20

【００５６】

第１読み出し部２６０は、撮像素子１５０の撮像領域１５４に蓄積されている撮像光データを、撮像光データ転送部１５８および増幅部１９４を介して読み出す。

【００５７】

画像処理部２７０は、第１読み出し部２６０により読み出された撮像光データに対して所定の信号処理（第１の処理）を行う。制御部２１０は、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター５００に出力する。これにより、管腔の観察対象部位が撮像されると、内視鏡映像信号に基づく内視鏡映像がモニター５００の画面上に表示される。

【００５８】

第２読み出し部２８０は、撮像素子１５０の分光領域１５２に蓄積されている放射光データを、放射光データ転送部１５６および増幅部１９２を介して読み出す。第２読み出し部２８０は、分光領域１５２から放射光データを読み出す度に、読み出した放射光データをメモリ２９０に記録する。第１読み出し部２６０および第２読み出し部２８０は、撮像光データおよび放射光データをそれぞれ独立して読み出し可能に構成されている。

30

【００５９】

メモリ２９０は、内視鏡プロセッサ２００に内蔵されたＨＤＤ（Hard Disk Drive）等の記憶装置である。なお、メモリ２９０は、内視鏡プロセッサ２００に内蔵されたものでなくても良く、例えば内視鏡プロセッサ２００に外付けされたものであっても良いし、あるいは通信ネットワーク上に存在するものであっても良い。

40

【００６０】

分光解析部３００は、第２読み出し部２８０によりメモリ２９０に記録された放射光データに基づいて、管腔の測定対象部位における病変の有無や種類についての解析処理（第２の処理）を行う。そして、制御部２１０は、解析結果を示す解析結果画像データをモニター５００に出力することによって、解析結果画像をモニター５００に表示させる。ユーザーは、モニター５００に表示された解析結果画像を見ることによって、病変の広がりや病気の程度を評価することができる。

【００６１】

[動作タイミング]

次に、図４を参照し、内視鏡装置１０の動作タイミングについて説明する。図４は、照

50

明光光源 220 による照明光の発光動作、励起光光源 230 による励起光の発光動作、シャッター部材 161 による透光動作または遮光動作、第 1 読み出し部 260 による撮像データの読み出し動作、および第 2 読み出し部 280 による放射光データの読み出し動作のタイミングを示す。

【0062】

図 4 に示すように、照明光光源 220 による照明光の発光タイミングと、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングとは異なっている。照明光光源 220 による照明光の発光タイミングでは、撮像素子 150 の撮像領域 154 は、撮像光学系 180 を介して受光した撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積する。励起光光源 230 による励起光の発光タイミングでは、撮像素子 150 の分光領域 152 は、分光光学系 160 を介して受光した自家蛍光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積する。

10

【0063】

シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されている間（つまり、光学ユニット 135 により撮像光が受光される間）、分光領域 152 に入射する撮像光を遮光する。また、シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されていない間、励起光光源 230 による励起光の発光によって分光領域 152 に入射する受光光を透光する。これにより、撮像領域 154 で検出すべき撮像光が分光領域 152 に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

20

【0064】

また、図 4 の例では、第 1 読み出し部 260 は、撮像のフレームレートに合わせて、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングの経過後、撮像素子 150 の撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データを読み出す。第 2 読み出し部 280 は、第 1 読み出し部 260 による撮像光データの読み出しタイミングの間において、撮像素子 150 の分光領域 152 に蓄積されている放射光データを読み出す。このように、第 1 読み出し部 260 および第 2 読み出し部 280 は、撮像光データおよび放射光データをそれぞれ独立して読み出す。

【0065】

〔第 1 の実施の形態における効果〕

30

以上詳しく説明したように、第 1 の実施の形態における内視鏡装置 10 は、体内管腔の観察対象部位に照明光を照射する照明光ファイバー 140 と、体内管腔の測定対象部位に測定光を照射する励起光ファイバー 142 と、観察対象部位に照明光が照射されることによって当該観察対象部位から放射される撮像光を受光する撮像領域 154 と、測定対象部位に測定光が照射されることによって当該測定対象部位から放射される放射光を受光する分光領域 152 とが同一受光面上に形成された撮像素子 150 と、撮像領域 154 に撮像光を導光する撮像光学系 180 と、分光領域 152 に放射光を導光する分光光学系 160 と、分光光学系 160 内に設けられ、分光領域 152 に入射する光を透光または遮光するシャッター部材 161 と、シャッター部材 161 の動作を制御するシャッター制御部 250 とを備える。シャッター制御部 250 は、観察対象部位に照明光が照射されるタイミングにおいて、分光領域 152 に入射する撮像光を遮光させる一方、観察対象部位に照明光が照射されず、かつ、測定対象部位に測定光が照射されるタイミングにおいて、分光領域 152 に入射する放射光を透光させる。

40

【0066】

このように構成した第 1 の実施の形態によれば、自家蛍光を分光する手段として分光光学系 160 を用いることにより、細かく分割されている波長領域毎のバンドパスフィルタを撮像素子 150 の上に貼り付けることなく、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータを取得することができる。よって、1 つの撮像素子 150 で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことができる。

【0067】

50

また、第１の実施の形態によれば、照明光光源２２０により照明光が発光されている間、分光領域１５２に入射する撮像光が遮光されるため、撮像領域１５４で検出すべき撮像光が分光領域１５２に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

【００６８】

また、第１の実施の形態では、第１読み出し部２６０および第２読み出し部２８０は、撮像光データおよび放射光データをそれぞれ独立して読み出し可能に構成されているため、撮像のフレームレートには依存しない自由なタイミングで、放射光データを読み出すことができる。したがって、第２読み出し部２８０は、分光領域１５２により自家蛍光が複数回受光され放射光データとして蓄積（長時間の露光）された後（すなわち、励起光光源２３０による励起光の発光タイミングが複数回経過した後）、当該複数回分の放射光データを読み出すこともできる。この場合、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱いときには、複数回分の放射光データを読み出し、当該放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行うことにより、高感度の分光測定を行うことができる。

【００６９】

〔変形例〕

なお、上記第１の実施の形態において、分光解析部３００は、第２読み出し部２８０により複数回読み出されてメモリ２９０に記録された放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行っても良い。この構成により、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱いときには、複数回分の放射光データを読み出し、当該放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行うことにより、高感度の分光測定を行うことができる。ここで、放射光データのノイズ成分として、撮像素子１５０上で発生するノイズと、放射光データの転送時に発生するノイズとが考えられる。撮像素子１５０上で露光時間を長く取れば、短い露光を繰り返してメモリ２９０上での加算で露光時間を確保する場合より、放射光データの転送時に発生するノイズを少なくすることができる。転送時のノイズは、撮像素子１５０からの読み出しの度に発生するからである。

【００７０】

また、上記第１の実施の形態では、照明光光源２２０により照明光が発光されている間、シャッター部材１６１を用いて分光領域１５２に入射する撮像光を遮光させる例について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、シャッター部材１６１を用いず、照明光光源２２０により照明光が発光されている間においてのみ分光領域１５２に蓄積された放射光データを読み出すようにしても良い。図５を参照し、この場合における内視鏡装置１０の動作タイミングについて説明する。

【００７１】

図５は、照明光光源２２０による照明光の発光動作、第１読み出し部２６０による撮像光データの読み出し動作、励起光光源２３０による励起光の発光動作、および第２読み出し部２８０による放射光データの読み出し動作のタイミングを示す。

【００７２】

図５に示すように、照明光光源２２０による照明光の発光タイミングと、励起光光源２３０による励起光の発光タイミングとは異なっている。

【００７３】

撮像制御部２４０は、励起光光源２３０による励起光の発光直前に、分光領域１５２に蓄積されている放射光データをリセット（消去）する。また、第２読み出し部２８０は、励起光光源２３０による励起光の発光タイミングの直後から照明光光源２２０による照明光の発光タイミングの直前まで、分光領域１５２に蓄積されている放射光データを読み出す。これにより、撮像領域１５４で検出すべき撮像光が分光領域１５２に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

【００７４】

ただし、図５の例では、励起光光源２３０による励起光の発光タイミングの度に、分光領域１５２の放射光データをリセットするため、分光領域１５２において複数回受光した

自家蛍光を放射光データとして蓄積（長時間の露光）することができない。そこで、図 6 に示すように、撮像素子 150 の構成を変更しても良い。

【0075】

図 6 に示す撮像素子 150 は、分光領域 152 および撮像領域 154 の他に、放射光データ転送部 157 および撮像光データ転送部 158 を有する。図 3 (b) の構成と異なる点は、放射光データ転送部 157 が、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを第 2 読み出し部 280 に転送するだけでなく、当該転送の前に、分光領域 152 に蓄積された複数回分の放射光データを一時的に蓄積できる点である。放射光データ転送部 157 は、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングの直後から照明光光源 220 による照明光の発光タイミングの直前まで、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを読み出して蓄積する。第 2 読み出し部 280 は、任意のタイミングで、放射光データ転送部 156 に蓄積されている放射光データを読み出す。この構成により、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングの度に、分光領域 152 の放射光データがリセットされても、分光領域 152 において複数回受光した自家蛍光を放射光データとして蓄積（長時間の露光）することができる。

【0076】

（第 2 の実施の形態）

次に、図 7～9 を参照して、第 2 の実施の形態を詳細に説明する。なお、第 1 の実施の形態における各部構成と同様のものについては同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0077】

〔撮像素子 150 の構成〕

撮像素子 150 は、CMOS イメージセンサーからなり、図 8 に示すように、分光領域 152 および撮像領域 154 を含む撮像分光領域 155 を有する。撮像素子 150 は、図 3 における放射光データ転送部 156 および撮像光データ転送部 158 を有さない。

【0078】

分光領域 152 は、自家蛍光を受光する度に、当該自家蛍光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして一時的に蓄積する。撮像領域 154 は、撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして一時的に蓄積する。

【0079】

撮像素子 150 は、内視鏡プロセッサ 200 の撮像制御部 240 から放射光データの一部読み出し要求を受けた場合、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを読み出し部 262 に転送する。なお、放射光データは、撮像素子 150 と読み出し部 262 との間に設けられた増幅部 196 により電圧信号に変換され、増幅されて読み出し部 262 に転送される。

【0080】

撮像素子 150 は、内視鏡プロセッサ 200 の撮像制御部 240 から撮像光データの一部読み出し要求を受けた場合、撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データを読み出し部 262 に転送する。なお、撮像光データは、撮像素子 150 と読み出し部 262 との間に設けられた増幅部 196 により電圧信号に変換され、増幅されて読み出し部 262 に転送される。

【0081】

〔内視鏡プロセッサ 200 の構成〕

次に、内視鏡プロセッサ 200 の構成について説明する。図 7 に示す内視鏡プロセッサ 200 は、図 1 における第 1 読み出し部 260 および第 2 読み出し部 280 の代わりに、読み出し部 262 を備える。

【0082】

読み出し部 262 は、撮像分光領域 155 に含まれる撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データ、および、撮像分光領域 155 に含まれる分光領域 152 に蓄積されている放射光データをそれぞれ異なるタイミングで読み出す。具体的には、読み出し部 262 は

10

20

30

40

50

、撮像分光領域 155 のうち撮像領域 154 に相当する領域を読み出し対象領域として設定し、その読み出し対象領域に蓄積されている撮像光データを読み出す。また、読み出し部 262 は、撮像分光領域 155 のうち分光領域 152 に相当する領域を読み出し対象領域として設定し、その読み出し対象領域に蓄積されている放射光データを読み出す。読み出し部 262 は、放射光データを読み出す度に、読み出した放射光データをメモリ 290 に記録する。

【0083】

画像処理部 270 は、読み出し部 262 により読み出された撮像光データに対して所定の信号処理を行う。制御部 210 は、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター 500 に出力する。

【0084】

分光解析部 300 は、読み出し部 262 によりメモリ 290 に記録された放射光データに基づいて、管腔の測定対象部位における病変の有無や種類についての解析処理を行う。そして、制御部 210 は、解析結果を示す解析結果画像データをモニター 500 に出力することによって、解析結果画像をモニター 500 に表示させる。

【0085】

〔動作タイミング〕

次に、図 9 を参照し、内視鏡装置 10 の動作タイミングについて説明する。図 9 は、照明光光源 220 による照明光の発光動作、励起光光源 230 による励起光の発光動作、シャッター部材 161 による透光動作または遮光動作、読み出し部 262 による撮像光データの読み出し動作、および読み出し部 262 による放射光データの読み出し動作のタイミングを示す。

【0086】

図 9 に示すように、照明光光源 220 による照明光の発光タイミングと、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングとは異なる。照明光光源 220 による照明光の発光タイミングでは、撮像分光領域 155 に含まれる撮像領域 154 は、撮像光学系 180 を介して受光した撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして蓄積する。励起光光源 230 による励起光の発光タイミングでは、撮像分光領域 155 に含まれる分光領域 152 は、分光光学系 160 を介して受光した自家蛍光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして蓄積する。

【0087】

シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されている間、分光領域 152 に入射する撮像光を遮光する。また、シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されていない間、励起光光源 230 による励起光の発光によって分光領域 152 に入射する受光光を透光する。これにより、撮像領域 154 で検出すべき撮像光が分光領域 152 に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

【0088】

また、図 4 の例では、読み出し部 262 は、撮像のフレームレートに合わせて、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングの経過後、撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データを読み出す。また、読み出し部 262 は、撮像光データを読み出した後のタイミングで、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを読み出す。このように、読み出し部 262 は、撮像光データおよび放射光データをそれぞれ異なるタイミングで読み出す。

【0089】

〔第 2 の実施の形態における効果〕

以上詳しく説明したように、第 2 の実施の形態によれば、自家蛍光を分光する手段として分光光学系 160 を用いることにより、細かく分割されている波長領域毎のバンドパスフィルターを撮像素子 150 の上に貼り付けることなく、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータを取得することができる。よって、1 つの撮像素子 150 で観察対象部

10

20

30

40

50

位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことができる。

【0090】

また、第2の実施の形態によれば、照明光光源220により照明光が発光されている間、分光領域152に入射する撮像光が遮光されるため、撮像領域154で検出すべき撮像光が分光領域152に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

【0091】

また、第2の実施の形態では、読み出し部262は、撮像光データおよび放射光データをそれぞれ異なるタイミングで読み出す。読み出し部262は、分光領域152により自家蛍光が複数回受光され放射光データとして蓄積（長時間の露光）された後（すなわち、
10
励起光光源230による励起光の発光タイミングが複数回経過した後）、当該複数回分の放射光データを読み出すこともできる。この場合、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱いときには、複数回分の放射光データを読み出し、当該放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行うことにより、高感度の分光測定を行うことができる。

【0092】

〔変形例〕

なお、上記第2の実施の形態において、分光解析部300は、読み出し部262により複数回読み出されてメモリ290に記録された放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行っても良い。この構成により、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱いときには、複数回分の放射光データを読み出し、当該放射光データに基づいて測定対象部位
20
の解析処理を行うことにより、高感度の分光測定を行うことができる。

【0093】

（第3の実施の形態）

次に、図10～12を参照して、第3の実施の形態を詳細に説明する。なお、第1の実施の形態における各部構成と同様のものについては同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0094】

〔撮像素子150の構成〕

撮像素子150は、CCDイメージセンサーからなり、図11に示すように、分光領域152および撮像領域154を含む撮像分光領域155を有する。撮像素子150は、図
30
3における放射光データ転送部156および撮像光データ転送部158に代えて、撮像分光データ転送部159を有する。

【0095】

分光領域152は、自家蛍光を受光する度に、当該自家蛍光を光電変換し、光電変換された電気信号を放射光データとして一時的に蓄積する。撮像領域154は、撮像光を受光する度に、当該撮像光を光電変換し、光電変換された電気信号を撮像光データとして一時的に蓄積する。

【0096】

撮像分光データ転送部159は、内視鏡プロセッサ200の読み出し部264からの一括読み出し要求を受けた場合、分光領域152に蓄積されている放射光データ、および
40
撮像領域154に蓄積されている撮像光データを同じタイミングで読み出し部264に転送する。なお、撮像光データおよび放射光データは、撮像分光データ転送部159と読み出し部264との間に設けられた増幅部198により電圧信号に変換され、増幅されて読み出し部264に転送される。

【0097】

〔内視鏡プロセッサ200の構成〕

次に、内視鏡プロセッサ200の構成について説明する。図10に示す内視鏡プロセッサ200は、図1における第1読み出し部260および第2読み出し部280の代わりに、読み出し部264を備える。

【0098】

10

20

30

40

50

読み出し部 264 は、撮像素子 150 の撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データ、および、撮像素子 150 の分光領域 152 に蓄積されている放射光データを、撮像分光データ転送部 159 および増幅部 198 を介して同じタイミングで読み出す。読み出し部 264 は、撮像光データおよび放射光データを読み出す度に、読み出した撮像光データを画像処理部 270 に転送する。また、読み出し部 264 は、撮像光データおよび放射光データを読み出す度に、読み出した放射光データをメモリ 290 に記録（転送）する。

【0099】

画像処理部 270 は、読み出し部 264 により読み出された撮像光データに対して所定の信号処理を行う。制御部 210 は、処理後の信号を内視鏡映像信号としてモニター 500 に出力する。

【0100】

分光解析部 300 は、読み出し部 264 によりメモリ 290 に記録された放射光データに基づいて、管腔の測定対象部位における病変の有無や種類についての解析処理を行う。そして、制御部 210 は、解析結果を示す解析結果画像データをモニター 500 に出力することによって、解析結果画像をモニター 500 に表示させる。

【0101】

〔動作タイミング〕

次に、図 12 を参照し、内視鏡装置 10 の動作タイミングについて説明する。図 12 は、照明光光源 220 による照明光の発光動作、励起光光源 230 による励起光の発光動作、シャッター部材 161 による透光動作または遮光動作、読み出し部 264 による撮像光データおよび放射光データの読み出し動作、読み出し部 264 による撮像光データの転送動作、および読み出し部 264 による放射光データの転送動作のタイミングを示す。

【0102】

図 12 に示すように、照明光光源 220 による照明光の発光タイミングと、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングとは異なる。

【0103】

シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されている間、分光領域 152 に入射する撮像光を遮光する。また、シャッター部材 161 は、照明光光源 220 により照明光が発光されていない間、励起光光源 230 による励起光の発光によって分光領域 152 に入射する受光光を透光する。これにより、撮像領域 154 で検出すべき撮像光が分光領域 152 に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしまうことを防止することができる。

【0104】

また、図 12 の例では、読み出し部 264 は、撮像のフレームレートに合わせて、励起光光源 230 による励起光の発光タイミングの経過後、撮像領域 154 に蓄積されている撮像光データ、および、分光領域 152 に蓄積されている放射光データを同時に読み出す。読み出し部 264 は、撮像光データおよび放射光データの読み出しを開始した後、読み出した撮像光データおよび放射光データを順次、画像処理部 270 およびメモリ 290 に転送する。

【0105】

〔第 3 の実施の形態における効果〕

以上詳しく説明したように、第 3 の実施の形態によれば、自家蛍光を分光する手段として分光光学系 160 を用いることにより、細かく分割されている波長領域毎のバンドパスフィルターを撮像素子 150 の上に貼り付けることなく、測定対象部位からの自家蛍光のスペクトルデータを取得することができる。よって、1 つの撮像素子 150 で観察対象部位の撮像および測定対象部位の分光測定を容易に行うことができる。

【0106】

また、第 3 の実施の形態によれば、照明光光源 220 により照明光が発光されている間、分光領域 152 に入射する撮像光が遮光されるため、撮像領域 154 で検出すべき撮像光が分光領域 152 に入射してしまい、測定対象部位の分光測定に悪影響を及ぼしてしま

10

20

30

40

50

うことを防止することができる。

【0107】

〔変形例〕

なお、上記第3の実施の形態において、分光解析部300は、読み出し部264により複数回読み出されてメモリ290に転送された放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行っても良い。この構成により、分光測定の対象となる自家蛍光の強度が弱いときには、複数回分の放射光データを読み出し、当該放射光データに基づいて測定対象部位の解析処理を行うことにより、高感度の分光測定を行うことができる。さらに言えば、レンジの大きな自家蛍光の分光測定を行う場合には、分光領域152において複数回受光された自家蛍光に対応する放射光データを蓄積（長時間の露光）するときと比べて、分光領域152の飽和を確実に防止することができる。

10

【0108】

また、上記第1～第3の実施の形態において、照明光ファイバー140は、励起光ファイバー142として兼用するようにしても良い。また、励起光ファイバー142は、照明光ファイバー140として兼用するようにしても良い。

【0109】

また、上記第1～第3の実施の形態において、照明光光源220は、励起光光源230として兼用するようにしても良い。また、励起光光源230は、照明光光源220として兼用するようにしても良い。

【0110】

その他、上記第1～第3の実施の形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその要旨、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

20

【符号の説明】

【0111】

- 10 内視鏡装置
- 100 内視鏡本体
- 110 挿入部
- 110 a 基端部
- 110 b 先端部
- 110 c 操作可能部
- 111 第1照明窓
- 112 第2照明窓
- 113 第1観察窓
- 114 第2観察窓
- 115 鉗子チャンネル
- 120 操作部
- 120 a ノブ
- 120 b 導入口
- 130 ケーブル
- 135 光学ユニット
- 140 照明光ファイバー
- 142 励起光ファイバー
- 150 撮像素子
- 150 a 受光面
- 152 分光領域
- 154 撮像領域
- 155 撮像分光領域
- 156, 157 放射光データ転送部

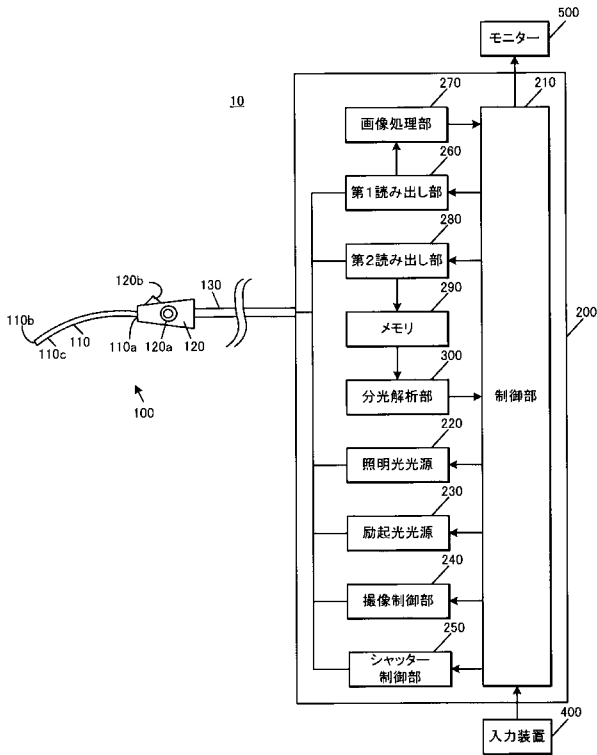
30

40

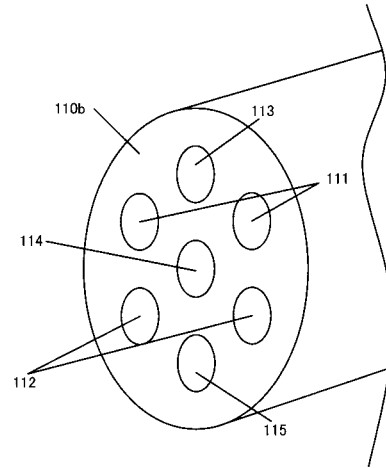
50

1 5 8	撮像光データ転送部	
1 5 9	撮像分光データ転送部	
1 6 0	分光光学系	
1 6 1	シャッター部材	
1 6 2	バンドパスフィルター	
1 6 4	スリット	
1 6 6	コリメートレンズ	
1 6 8	回折格子	
1 7 0, 1 8 2	集光レンズ	
1 8 0	撮像光学系	10
1 9 0	筐体	
1 9 2, 1 9 4, 1 9 6, 1 9 8	増幅部	
2 0 0	内視鏡プロセッサ	
2 1 0	制御部	
2 2 0	照明光光源	
2 3 0	励起光光源	
2 4 0	撮像制御部	
2 5 0	シャッター制御部	
2 6 0	第 1 読み出し部	
2 6 2, 2 6 4	読み出し部	20
2 7 0	画像処理部	
2 8 0	第 2 読み出し部	
2 9 0	メモリ	
3 0 0	分光解析部	
4 0 0	入力装置	
5 0 0	モニター	

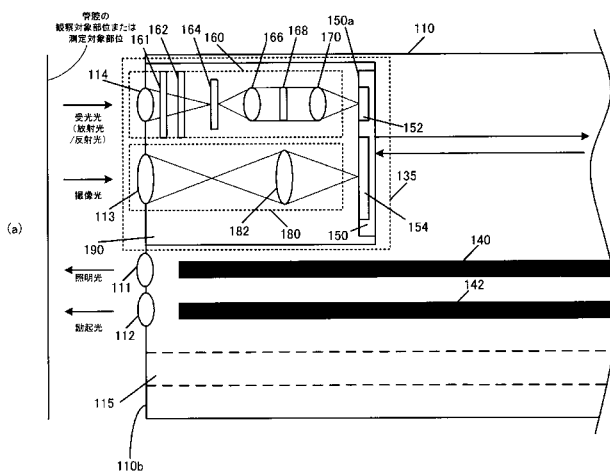
【図 1】



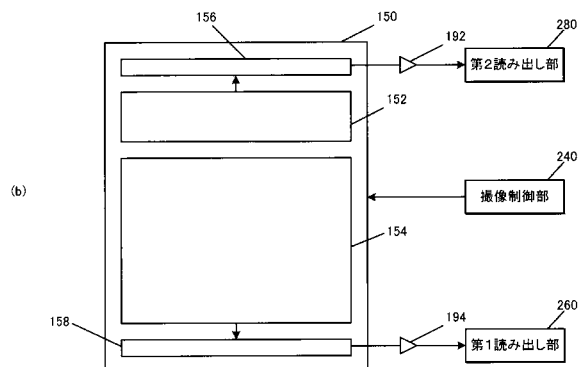
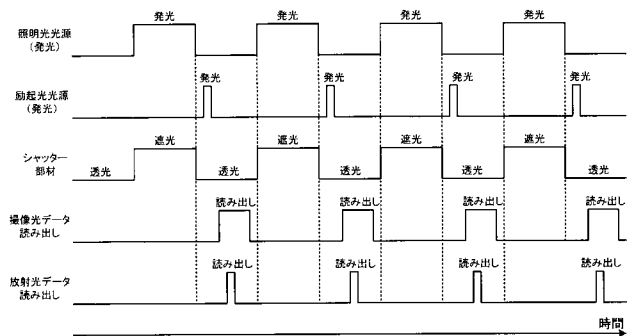
【図 2】



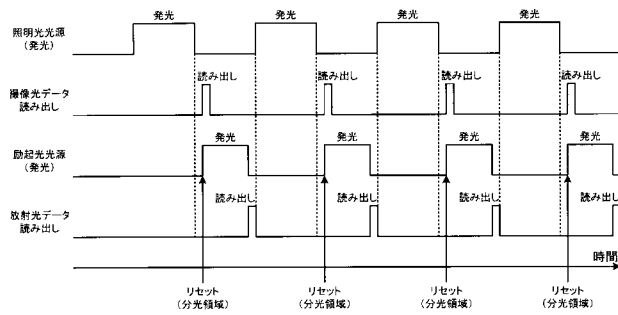
【図 3】



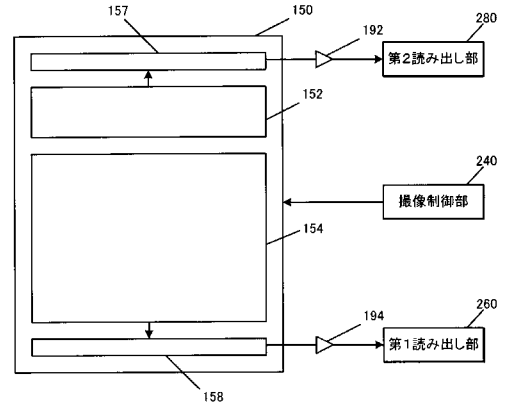
【図 4】



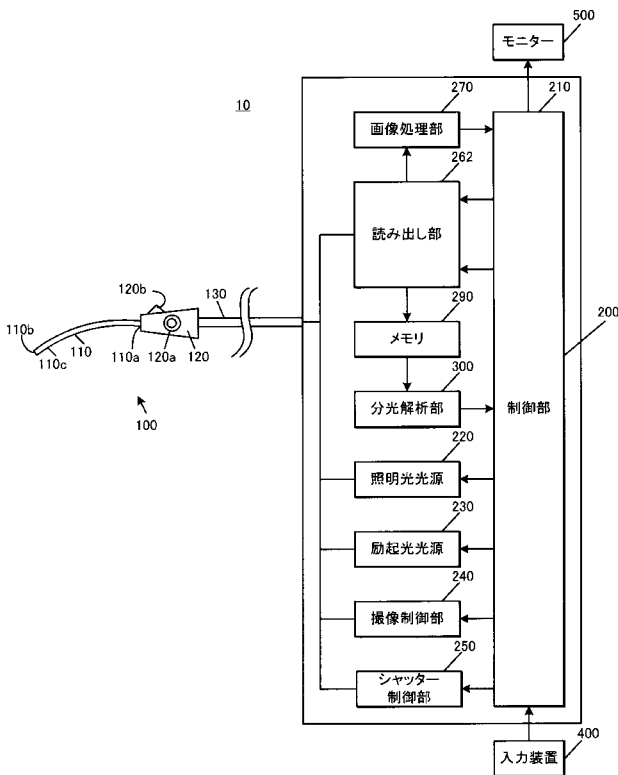
【図 5】



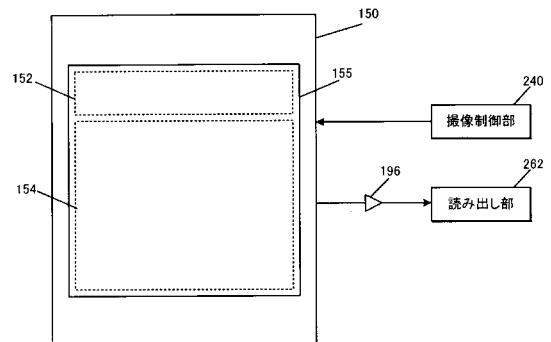
【図 6】



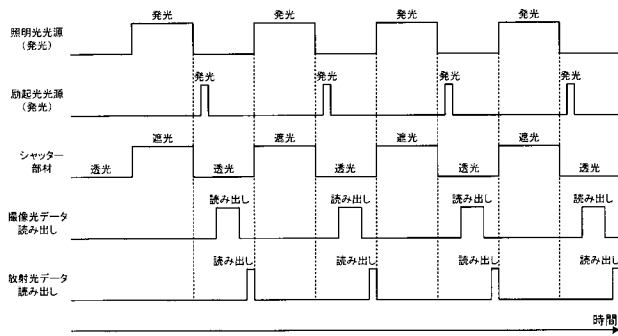
【図 7】



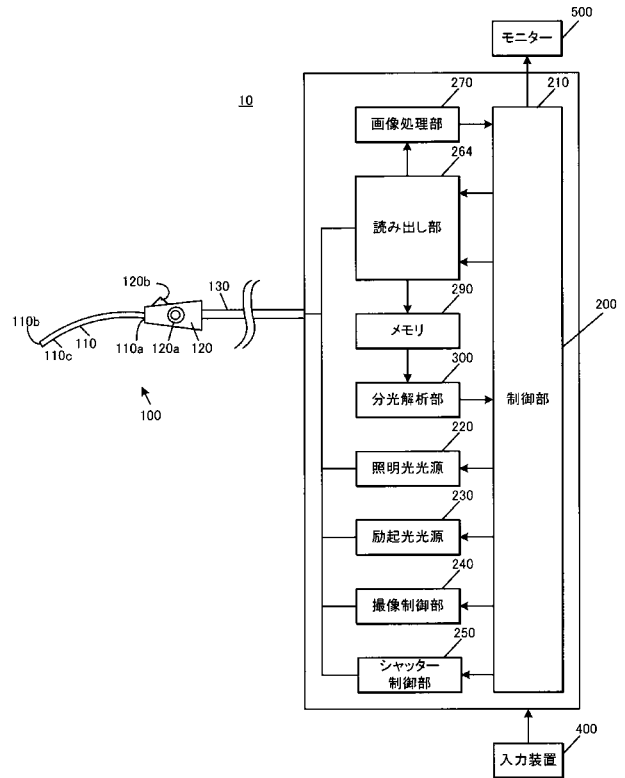
【図 8】



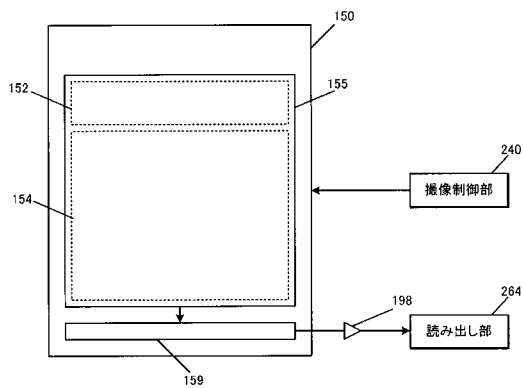
【図 9】



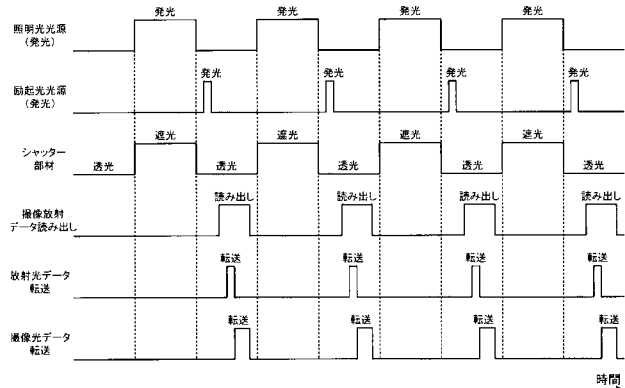
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 真島 雅尚

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

(72)発明者 三村 勇介

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

(72)発明者 新 勇一

東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA10 CA22 GA02 GA10 GA11

4C161 CC06 FF40 HH51 LL02 MM09 NN01 PP01 PP11 QQ04 RR03

RR06 RR15 SS04 SS10 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2014073149A	公开(公告)日	2014-04-24
申请号	JP2012220441	申请日	2012-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	国本晃 中島雅章 真島雅尚 三村勇介 新勇一		
发明人	国本 晃 中島 雅章 真島 雅尚 三村 勇介 新 勇一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/00.300.Y G02B23/24.B G02B23/26.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/04.530 A61B1/045.610 A61B1/045.630		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/PP11 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR06 4C161/RR15 4C161/SS04 4C161/SS10 4C161/WW17		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高光谱测量中的波长区域的分辨率并且防止对测量目标部分的光谱测量的不利影响的内窥镜设备。和用于接收来自所述观察对象部位发出的成像光甲摄像区域154和摄像元件150和光谱区152形成相同的光接收表面上，用于接收从STBM发射的辐射成像光学系统180，用于在成像光引导到成像区域154，用于发射光引导至光谱区152的光谱光学系统160，在分光光学系统160提供，该光入射到光谱区152快门构件161相对于光传输或光屏蔽，在照明光的照射的定时，而对于屏蔽成像光入射在光谱区152，照明光不照射，并且，在定时时的测量光被照射时，并且快门控制单元250用于传输进入光谱区域152的辐射光。点域

