

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/208495

発行日 平成30年4月12日(2018.4.12)

(43) 国際公開日 平成28年12月29日(2016.12.29)

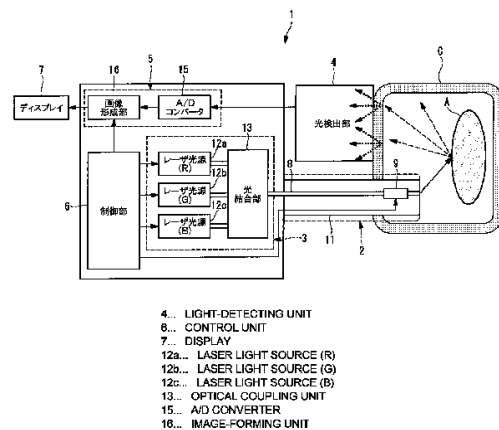
(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 3	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 3 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
	G 0 2 B 23/26 C	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2017-524840 (P2017-524840)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/068013		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年6月16日(2016.6.16)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	PCT/JP2015/068195	(74) 代理人	100118913
(32) 優先日	平成27年6月24日(2015.6.24)		弁理士 上田 邦生
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100142789
(31) 優先権主張番号	特願2016-42461 (P2016-42461)		弁理士 柳 順一郎
(32) 優先日	平成28年3月4日(2016.3.4)	(74) 代理人	100163050
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 小栗 真由美
		(74) 代理人	100201466
			弁理士 竹内 邦彦
		(72) 発明者	山田 雅史
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡システム

(57) 【要約】

患者の体内に挿入する際の侵襲性を低減し、被写体から戻る、照明光と略同等波長の光を観察する。患者の体内に挿入されて、光源部(3)から発せられた照明光を体内の被写体(A)に向けてスポット状に射出する照明光射出部(2)と、照明光を被写体(A)上で走査させる光走査部(9)と、患者の体表(C)に配置されて、光走査部(9)により照明光が走査された被写体(A)の走査位置からの反射光を検出する光検出部(4)とを備える走査型内視鏡システム(1)を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の体内に挿入されて、光源部から発せられた照明光を体内の被写体に向けてスポット状に射出する照明光射出部と、

前記照明光を前記被写体上で走査させる光走査部と、

前記患者の体表に配置されて、前記光走査部により前記照明光が走査された前記被写体の走査位置からの反射光を検出する光検出部とを備える走査型内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光検出部が、前記照明光と略同等の波長の前記反射光を検出する請求項 1 に記載の走査型内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記光源部を備え、

該光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 4】

各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の波長毎の透過率が大きくなるほど小さくなるように決定されている請求項 3 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 5】

各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部における波長毎の受光感度が大きくなるほど小さくなるように決定される請求項 3 に記載の走査型内視鏡システム。

20

【請求項 6】

各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の透過率と前記光検出部における受光感度とを波長毎に乗算した値が大きくなるほど小さくなるように決定される請求項 3 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、

前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、

各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の波長毎の透過率が大きくなるほど小さくなるように決定される請求項 1 または請求項 2 に記載の走査型内視鏡システム。

30

【請求項 8】

前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、

前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、

各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記光検出部における波長毎の受光感度が大きくなるほど小さくなるように決定される請求項 1 または請求項 2 に記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 9】

前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、

前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、

各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の透過率と前記光検出部における受光感度とを波長毎に乗算した値が大きくなるほど小さくなるように決定される請求項 1 または請求項 2 に記載の走査型内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記光検出部が、前記反射光の波長帯域の光のみを透過させるバンドパスフィルタと、該バンドパスフィルタを透過した光を検出する検出器とを備える請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 11】

50

前記光検出部が、前記照明光射出部から射出された照明光を遮断し、前記被写体の走査位置からの反射光を透過させる偏光部材を備える請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記光源の少なくとも 1 つが、赤外または近赤外の照明光を射出する請求項 3 から請求項 9 のいずれかに記載の走査型内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記光検出部と、該光検出部により検出された前記反射光に基づく信号を送信する送信部とを備える第 2 内視鏡システムと、

前記照明光射出部と、前記送信部により送信された前記信号を受信する受信部と、該受信部により受信された前記信号から画像を生成する画像形成部とを備える請求項 1 から 12 のいずれかに記載の走査型内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査型内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、照明光を導光する照明用の光ファイバを振動させることで、被写体上で照明光を走査させ、照明光の被写体表面における反射光を検出用の光ファイバで受光し、画像化する走査型内視鏡が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。この走査型内視鏡は、照明用の光ファイバを振動させる円柱状の走査ユニットの周方向に複数の検出用の光ファイバを並べて複数固定配置している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】米国特許第 6 2 9 4 7 7 5 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 の走査型内視鏡では、走査ユニットの周方向に検出用の光ファイバが輪帯状に配列されているので、外径寸法が比較的大きくなり、患者の体内に挿入する際の侵襲性が高いという不都合がある。

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、患者の体内に挿入する際の侵襲性を低減し、被写体から戻る、照明光と略同等波長の光を観察することができる走査型内視鏡システムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、患者の体内に挿入されて、光源部から発せられた照明光を体内の被写体に向けてスポット状に射出する照明光射出部と、前記照明光を前記被写体上で走査させる光走査部と、前記患者の体表に配置されて、前記光走査部により前記照明光が走査された前記被写体の走査位置からの反射光を検出する光検出部とを備える走査型内視鏡システムである。

【0006】

本態様によれば、光源部から発せられた照明光が光走査部において走査され、患者の体内に挿入された照明光射出部から体内の被写体に向けてスポット状に射出されると、被写体における反射光が被写体を覆う媒質を透過して患者の体外に放出され、体表に配置されている光検出部により検出される。

被写体の走査位置からの反射光を検出する光検出部を照明光射出部とは分離して体外に

10

20

30

40

50

配置するので、患者の体内に挿入する部分を細径化でき、患者への侵襲性を低減しつつ、被写体から戻る反射光を観察することができる。

【 0 0 0 7 】

上記態様においては、前記光検出部が、前記照明光と略同等の波長の前記反射光を検出してもよい。

上記態様においては、前記光源部を備え、該光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備えていてもよい。

【 0 0 0 8 】

上記態様においては、各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の波長毎の透過率が大きくなるほど小さくなるように決定されていてもよい。

10

このようにすることで、光源部の各光源から発せられた照明光が体内の被写体において反射された後、被写体を覆う媒質を透過して患者の体表に配置されている光検出部により検出される。被写体における反射光は媒質を透過する際に減衰させられるが、透過の程度は波長毎に相違する。

【 0 0 0 9 】

上記態様においては、各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部における波長毎の受光感度が大きくなるほど小さくなるように決定されてもよい。

このようにすることで、光検出部の波長毎の受光感度が異なっても、受光感度に応じた光量バランスの照明光を各光源から射出することにより、さらに適正な光量バランスの反射光を検出することができる。

20

【 0 0 1 0 】

上記態様においては、各前記光源から射出される照明光の光量バランスが、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の透過率と前記光検出部における受光感度とを波長毎に乗算した値が大きくなるほど小さくなるように決定されてもよい。

【 0 0 1 1 】

上記態様においては、前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の波長毎の透過率が大きくなるほど小さくなるように決定されてもよい。

30

【 0 0 1 2 】

このようにすることで、光源部の各光源から発せられる照明光の光量を均等にしても、被写体を覆う媒質の波長毎の透過率が大きくなるほど小さくなるように決定された波長毎の受光面積を有する光検出部により、適正な光量バランスの反射光を検出することができ、色再現性の高い画像による観察を行うことが可能となる。

【 0 0 1 3 】

上記態様においては、前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記光検出部における波長毎の受光感度が大きくなるほど小さくなるように決定されてもよい。

40

【 0 0 1 4 】

上記態様においては、前記光源部と、前記反射光の波長毎に検出する複数の前記光検出部とを備え、前記光源部が、波長の異なる複数の照明光を射出する複数の光源を備え、各々の前記光検出部における前記反射光の波長毎の受光面積が、前記被写体から前記光検出部までの前記反射光の透過率と前記光検出部における受光感度とを波長毎に乗算した値が大きくなるほど小さくなるように決定されてもよい。

【 0 0 1 5 】

上記態様においては、前記光検出部が、前記反射光の波長帯域の光のみを透過させるバ

50

ンドパスフィルタと、該バンドパスフィルタを透過した光を検出する検出器とを備えていてもよい。

このようにすることで、反射光の波長帯域以外の波長を有する光が検出器により検出されることを防止して、S/N比の高い画像を取得することができる。

【0016】

上記態様においては、前記光検出部が、前記照明光射出部から射出された照明光を遮断し、前記被写体の走査位置からの反射光を透過させる偏光部材を備えていてもよい。

このようにすることで、照明光射出部から射出され被写体の走査位置において反射されることにより偏光が変化した反射光のみが偏光部材を透過して検出され、照明光射出部から射出された照明光が光検出部によって直接検出されることを防止して、S/N比の高い画像を取得することができる。

10

【0017】

上記態様においては、前記光源の少なくとも1つが、赤外または近赤外の照明光を射出してもよい。

このようにすることで、被写体を覆う媒質が厚い場合にも、媒質における透過率の大きい赤外光または近赤外光については、光検出部により検出でき、被写体の構造を鮮明に観察することができる。

【0018】

上記態様においては、前記光検出部と、該光検出部により検出された前記反射光に基づく信号を送信する送信部とを備える第2内視鏡システムと、前記照明光射出部と、前記送信部により送信された前記信号を受信する受信部と、該受信部により受信された前記信号から画像を生成する画像形成部とを備えていてもよい。

20

このようにすることで、光検出部により検出された被写体における反射光の強度情報を送信部によって第2内視鏡システムから第1内視鏡システムに信号で発信する。そして、第1内視鏡システムの受信部が第2内視鏡システムの送信部からの信号を受信し、受信された信号が画像形成部に入力して画像を生成する。すなわち、第1および第2内視鏡システム間を無線接続することにより、第1内視鏡システムに依存せず、コードが絡まる等の問題もなく、操作の自由度をさらに向上することができる。

【発明の効果】

【0019】

30

本発明によれば、患者の体内に挿入する際の侵襲性を低減し、被写体から戻る、照明光と略同等波長の光を観察することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡システムを示すブロック図である。

【図2】図1の走査型内視鏡システムを用いた一例を示す図である。

【図3】図1の走査型内視鏡システムの第1挿入部を破断した縦断面図である。

【図4】図3の第1挿入部の光ファイバ保持部材の側面図である。

【図5】図4の光ファイバ保持部材を破断した横断面図である。

【図6】図1の走査型内視鏡システムの光検出部の一例を示す斜視図である。

40

【図7】図1の走査型内視鏡システムの透明部を破断した縦断面図である。

【図8】従来の走査型内視鏡の挿入部を示す正面図である。

【図9】図1の走査型内視鏡システムの挿入部を示す正面図である。

【図10】体組織における光の透過率の波長分布を示す図である。

【図11A】図1の走査型内視鏡システムの光源部に備えられた各レーザ光源から射出する照明光の照射パターンであって、TDM方式の場合を示す図である。

【図11B】図1の走査型内視鏡システムの光源部に備えられた各レーザ光源から射出する照明光の照射パターンであって、CW方式の場合を示す図である。

【図11C】図1の走査型内視鏡システムの光源部に備えられた各レーザ光源から射出する照明光の照射パターンであって、面順次方式の場合を示す図である。

50

【図 1 2】図 1 の走査型内視鏡システムの光検出部に備えられる検出器の受光感度の波長特性を示す図である。

【図 1 3】図 1 の走査型内視鏡システムの光検出部において、体組織における波長毎の光の透過率に応じて受光面積を調節した検出器の配列の一例を示す図である。

【図 1 4】図 1 の走査型内視鏡システムの変形例であって、光検出部の前段にバンドパスフィルタを配置した場合を説明する部分的な模式図である。

【図 1 5】図 1 の走査型内視鏡システムの他の変形例であって、偏光部材を配置した場合を説明する図である。

【図 1 6】図 1 5 の走査型内視鏡システムを用いた一例を示す図である。

【図 1 7】図 1 の走査型内視鏡システムの変形例であって、第 2 の透明部材が第 1 の透明部材の縁回りのみに貼り付けられている一例を示す図である。

【図 1 8】図 1 の走査型内視鏡システムの変形例であって、挿入部と光検出部とが無線接続している一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡システム 1 について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡システム 1 は、図 1 および図 2 に示されるように、患者に挿入される挿入部（照明光射出部）2 と、挿入部 2 に接続された光源部 3 と、患者の体表面 C に接触状態に配置される光検出部 4 を備え、被写体 A の画像を取得する画像取得部 5 と、挿入部 2、光源部 3 および画像取得部 5 を制御する制御部 6 と、画像取得部 5 により取得された画像を表示するディスプレイ 7 とを備えている。

【0022】

挿入部 2 は、挿入部 2 の中心部に配置され、光源部 3 からの光を導光するシングルモードファイバからなる光ファイバ 8 と、該光ファイバ 8 の先端部に設けられ、光ファイバ 8 の射出端 8 a を振動させて該射出端 8 a から射出される光を 2 次元的に走査させる光走査部 9 と、光ファイバ 8 の射出端 8 a から射出された照明光を集光して被写体 A にスポットを形成する照明レンズ 10 と、これらを被覆する円筒状の保護部材 11 とを備えている。

光走査部 9 は、例えば、圧電素子であって、入力される電圧に応じて屈曲振動を発生させ光ファイバ 8 の射出端 8 a を光軸に交差する方向に 2 次元的に振動させることができるようになっている。

【0023】

第 1 挿入部 2 について、図 3 から図 5 を用いて詳細に説明する。

光走査部 9 は、例えば、アクチュエータであり、図 3 および図 4 に示されるように、振動伝達可能な部材で構成され、光ファイバ 8 を保持する光ファイバ保持部材 9 1 と、該光ファイバ保持部材 9 1 の外周に配置される圧電素子 9 2 a, 9 2 b, 9 2 c, 9 2 d と、該圧電素子 9 2 a, 9 2 b, 9 2 c, 9 2 d および光ファイバ保持部材 9 1 を被覆するアクチュエータ管 9 3 と、該アクチュエータ管 9 3 を保護部材 11 に固定する取付環 9 4 とを備えている。

【0024】

光ファイバ 8 は、図 4 に示されるように、光ファイバ保持部材 9 1 により支持され、光ファイバ保持部材 9 1 から射出端 8 a までは圧電素子 9 2 a, 9 2 b, 9 2 c, 9 2 d により振動させられる揺動部 8 b となっている。

光ファイバ保持部材 9 1 は、図 4 および図 5 に示されるように、四角柱状であり、4 つの側面がそれぞれ光ファイバ 8 の射出端 8 a における光の射出方向（光軸方向）に垂直であると互いに直交している。すなわち、光ファイバ保持部材 9 1 の 4 つの側面は、図 4 に示されるように + z 方向に垂直であり、且つ、図 5 に示されるように互いに直交するように + x 方向、+ y 方向、- x 方向、- y 方向に向いている。

【0025】

そして、光ファイバ保持部材 9 1 の + y 方向及び - y 方向には y 方向駆動用の一対の圧

10

20

30

40

50

電素子 9 2 a , 9 2 c が、+ x 方向及び - x 方向には x 方向駆動用の一対の圧電素子 9 2 b , 9 2 d が固定されている。光ファイバ保持部材 9 1 を挟んで対向配置された一対の圧電素子は、一方が伸びるときに他方が縮むことで光ファイバ保持部材 9 1 に撓みを生じさせ、これを交互に繰り返すことにより x 方向、y 方向夫々の振動を生じさせて光ファイバ 8 の射出端 8 a を 2 次元的に走査させることができる。このように振動させられた光ファイバ 8 の射出端 8 a から射出された照明光が、照明レンズ 1 0 によって観察対象に集光される。

【 0 0 2 6 】

光源部 3 は、赤色光、緑色光および青色光をそれぞれ発生する 3 つのレーザダイオード等のレーザ光源（光源）1 2 a , 1 2 b , 1 2 c と、該レーザ光源 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c からの 3 色の光を合波して光ファイバ 8 に導光する光結合部 1 3 とを備えている。光結合部 1 3 は、ファイバ型コンバイナや、ダイクロックプリズム等を用いて構成される。

10

【 0 0 2 7 】

光検出部 4 は、例えば、図 6 に示されるように、複数のアバランシェフォトダイオード（検出器）1 4 をアレイ状に配列した粘着シートであって、アバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a が、患者の体表面 C を向くように貼り付けられる。アバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a 側には、図 7 に示されるように、透明部 4 0 が設けられ、該透明部 4 0 によってアバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a を保護している。各アバランシェフォトダイオード 1 4 は、光源部 3 から射出される照明光の全波長帯域に感度を有している。

20

【 0 0 2 8 】

透明部 4 0 は、アバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a に密着して設けられ、体表面 C からの光を透過可能な部材からなる第 1 の透明部材 4 1（例えば、ガラスや樹脂等）と、アバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a に密着している面と反対側の面に密着して設けられる第 2 の透明部材 4 2 とからなる。

【 0 0 2 9 】

第 2 の透明部材 4 2 は、体表面 C からの光を透過しつつ体表面 C に密着可能な部材が好ましく、例えば透明フィルムである。複数枚の透明フィルムで構成された第 2 の透明部材 4 2 は、観察時には表面全体を患者の体表面 C に貼り付けて使用し、観察が終了した後には使い捨て可能であり、次回観察時には体表面 C に貼り付けた 1 枚の透明フィルムをはがし、露出した新しい透明フィルムを体表面 C に貼り付ける。

30

【 0 0 3 0 】

画像取得部 5 は、アバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面 1 4 a において検出された反射光の強度に基づいたアナログ信号をデジタル信号に変換する A / D コンバータ 1 5 と、該 A / D コンバータ 1 5 からの出力に基づいて画像を形成する画像形成部 1 6 とを備えている。

【 0 0 3 1 】

制御部 6 は、3 つのレーザ光源 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c の点灯タイミングを制御するとともに、光走査部 9 による各レーザ光源 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c からの照明光の走査位置を制御するようになっている。さらに、制御部 6 は、挿入部 2 から射出される照明光の走査位置情報を画像形成部 1 6 に送るようになっている。

40

【 0 0 3 2 】

画像形成部 1 6 は、A / D コンバータ 1 5 から出力された反射光の強度情報と、制御部 6 から送られてきた照明光の走査位置情報とに基づいて画像を形成するようになっている。画像形成部 1 6 により形成された画像はディスプレイ 7 に送られるようになっている。

【 0 0 3 3 】

このように構成された本実施形態に係る走査型内視鏡システム 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡システム 1 を用いて患者の体内の観察を行うには、まず、粘着シートからなる光検出部 4 を患者の体表に貼り付け、次いで、挿入部 2 を体内に挿

50

入する。

【0034】

挿入部2を体内に挿入する場合には、制御部6の作動により、3つのレーザ光源12a, 12b, 12cから3種類の照明光を所定の発光順序(例えばR、G、Bの順序)で順次射出させるとともに、制御部6からの指令信号によって光走査部9を制御して、照明光の走査位置を順次変化させる。例えば、光走査部9の作動によって、挿入部2に設けられた光ファイバ8の射出端8aをスパイラル状に移動させることにより、照明光のスポットを被写体A上においてスパイラル状の軌跡上に配列するように照射させる。

【0035】

レーザ光源12a, 12b, 12cから照明光が射出されると、図1に示されるように、体内の被写体A上の各走査位置における反射光が、被写体Aを被覆している体組織(媒質)を透過して体表から外側に射出されるようになり、その一部が、予め体表に貼り付けられている光検出部4のアパランシェフォトダイオード14の受光面14aに入射して検出される。光検出部4により検出された反射光の強度情報は、A/Dコンバータ15によってデジタル信号に変換された後に画像形成部16に送られる。

10

【0036】

画像形成部16には、制御部6から、当該反射光の強度情報に対応する照明光のスポットの被写体A上における走査位置の情報が送られてきているので、画像形成部16は、当該走査位置に対応させて、検出された反射光の強度情報を配置していくことにより、2次元的なカラー画像を生成することができる。

20

【0037】

この場合において、本実施形態に係る走査型内視鏡システム1によれば、光検出部4を、体内に挿入する挿入部2から分離して体表に貼り付けている。したがって、図8に比較例として示される従来の挿入部101と比較して、図9に示されるように、挿入部2における受光用の光ファイバ102を無くして、挿入部2の外径を細くすることができ、患者への侵襲性を低減することができるという利点がある。

【0038】

なお、本実施形態においては、挿入部2から射出された照明光の被写体Aにおける反射光を患者の体外において検出するものであり、照明光の波長と略同等の波長の光を検出するものである。被写体Aから戻る照明光と略同一波長の光を検出できるため、照明光の波長で得られた情報を直接的に観察することができ、精度が良い画像を得ることができる。また、光の損失が少なく、明るい画像を得ることもできる。

30

このため、以下のように構成されていることが好ましい。

【0039】

第1に、光源部3の各レーザ光源12a, 12b, 12cから射出される照明光の光量が、体組織における反射光の透過率に応じて決定されていることが好ましい。

すなわち、体内の被写体Aは体組織(媒質)によって覆われており、被写体Aにおける反射光は体組織を透過した後に、光検出部4により検出される。反射光は、体組織を透過する間に減衰させられるが、その透過率は波長に応じて異なっている。このため、全ての波長について均一な光量の照明光を照射したのでは、光検出部4により検出される時点での反射光の光量バランスが悪くなる。

40

【0040】

具体的には、体組織における反射光の透過率は、図10に示されるように、赤色光R(波長約600nm)に対して0.3、緑色光G(波長約540nm)に対して0.2、青色光B(波長約430nm)に対して0.1である。レーザ光源12a, 12b, 12cから射出される照明光の光量バランスを波長毎の透過率に応じて決定する。具体的には、透過率が大きい波長ほど照明光の光量を小さく、透過率が小さい波長ほど照明光の光量を大きくする。そこで、RGB3色の各レーザ光源12a, 12b, 12cから射出する照明光の光量比を、R:G:B=3:3:5:10とする。このようにすることで、適正な光量バランスの反射光を検出し、最も透過率の小さな青色光におけるSN比(SNR:信

50

号対雑音比)が向上して画質を向上させることができるとともに、色再現性の高い画像を取得することができるという利点がある。

【0041】

本実施例では、各波長毎の透過率の比 $R : G : B = 3 : 2 : 1$ の逆数すなわち $R : G : B = 1/3 : 1/2 : 1$ となるように光量比を設定したが、これに限らず、透過率が大きい波長ほど照明光の光量を小さく、透過率が小さい波長ほど照明光の光量を大きくすればよいのであり、例えばその2乗の比 $R : G : B = 1/9 : 1/4 : 1$ 、平方根の比 $R : G : B = 1/\sqrt{3} : 1/\sqrt{2} : 1$ と設定しても構わない。以降の実施例でも、光量バランスや面積比を設定する場合、その要因となるパラメータ(透過率、感度)の波長毎の相対的な大小関係に応じて設定すればよい。その際も具体的な数値の決め方は、この実施例(透過率に応じて光量バランスを設定)のように、単純な反比例に限らず、2乗や平方根などに

10

【0042】

例えば、光源装置に上限がある場合などは、この比に正確に合致させる必要はなく、上限以下の値と設定してもよい。具体的には、各波長の透過率の比が、 $R : G : B = 3 : 2 : 1$ であったとき、光量比の逆数すなわち、 $R : G : B = 1/3 : 1/2 : 1$ となるように光量比を設定すると、3.3 mW、5.0 mW、10 mWとなるが、光源の上限が8 mWだったときは、3.3 mW、5.0 mW、8.0 mWとしても各波長の大小関係は保たれているので問題ない。

【0043】

上記のように各レーザ光源12a, 12b, 12cからの照明光の光量比を設定する方法を図11A、図11B及び図11Cに示す。図11Aの画素毎に3色の照明光の射出を順次切り替えるTDM(時分割多重)方式、図11Bの3色の照明光を常時射出するCW方式、図11Cのフレーム毎に3色の照明光の射出を順次切り替える面順次方式のいずれにおいても、各レーザ光源12a, 12b, 12cから射出される照明光の光量比が上記比率となるように設定する方法を採用すればよい。

20

【0044】

また、CW方式では、光検出部4において各波長を分離して検出する必要があるため、波長の分離に用いる波長毎の光学フィルタと、分離した光のそれぞれの成分を検出するための波長毎のアバランシェフォトダイオード14とが必要となる。

30

光検出部4により検出された波長毎の反射光の強度情報は、A/Dコンバータ15によってデジタル信号に変換された後に画像形成部16に送られる。

【0045】

画像形成部16には、制御部6から、当該波長毎の反射光の強度情報に対応する照明光のスポットの被写体A上における走査位置の情報が送られてきているので、画像形成部16は、当該走査位置に対応させて、検出された反射光の色と強度情報を配置していくことにより、2次元的なカラー画像を生成することができる。

【0046】

第2に、光源部3の各レーザ光源12a, 12b, 12cから射出される照明光の光量が、光検出部4の検出器14における受光感度に応じて決定されていることが好ましい。

40

すなわち、アバランシェフォトダイオード14のような検出器においては、図12に示されるように波長毎に受光感度が異なっている。このため、全ての波長について均一な光量の照明光を照射したのでは、光検出部4により検出される反射光の光量バランスが悪くなる。

【0047】

具体的には、検出器14における波長毎の受光感度は、図12に示されるように、 $R : G : B = 1.0 : 0.9 : 0.8$ である。上述したように体組織における透過率が $R : G : B = 0.3 : 0.2 : 0.1$ であるので、これらを掛け合わせて逆数を算出することにより、RGB3色の各レーザ光源12a, 12b, 12cから射出する照明光の光量比を、 $R : G : B = 1/0.3 : 1/0.18 : 1/0.08$ とする。このようにすることで、

50

透過率が最も小さく、かつ受光感度が最も低い青色光における S N 比が向上して画質をさらに向上させることができ、色再現性もさらに向上することができるという利点がある。

【 0 0 4 8 】

例えば、照明光量の総量に上限が設けられているようなシステムでは、光量が無制限に増やすことができないため、各色の光量を適切に割り振る必要がある。このときに S N 比が最も悪くなりやすい色に多くの光量を割り当てることで、その色の S N 比を改善することができ、カラー画像にした際に S N 比が極端に悪いものがなくなるため、画質を向上させることができる。

【 0 0 4 9 】

第 3 に、光検出部 4 における検出器が複数のアバランシェフォトダイオード 1 4 をアレイ状に配列している場合に、異なる波長に受光感度を有する 3 種類のアバランシェフォトダイオード 1 4 (例えば、3 種類のフィルタ (R 用、G 用、B 用) をアバランシェフォトダイオード 1 4 の受光面に取り付けたもの) の個数の比率、すなわち受光面積の比率が体組織における反射光の透過率に応じて決定されていることが好ましい。

具体的には、上の例において、体組織における透過率が、 $R : G : B = 0.3 : 0.2 : 0.1$ である場合、逆数をとって、アバランシェフォトダイオード 1 4 の個数比を、図 1 3 に示されるように、 $R : G : B = 2 : 3 : 6$ とする。このようにすることで、光源部 3 から均一な光量の 3 色の照明光が射出された場合においても、透過率が最も小さい青色光における S N 比が向上して画質を向上することができ、色再現性も向上することができるという利点がある。なお、このとき、波長毎に光検出部 4 を設け、波長毎に反射光を合算して検出する。

【 0 0 5 0 】

また、受光面積の比率が、光検出部 4 の検出器 1 4 における受光感度に応じて決定されていてもよい。このようにすることで、このようにすることで、光源部 3 から均一な光量の 3 色の照明光が射出された場合においても、透過率が最も小さい青色光における S N 比が向上して画質を向上することができ、色再現性も向上することができるという利点がある。

【 0 0 5 1 】

さらに、受光面積の比率が、受光感度と透過率を掛け合わせて決定されていてもよい。この場合も、光源部 3 から均一な光量の 3 色の照明光が射出された場合においても、透過率が最も小さい青色光における S N 比が向上して画質を向上することができ、色再現性も向上することができるという利点がある。

【 0 0 5 2 】

第 4 に、図 1 4 に示されるように、光検出部 4 の前段に、照明光の波長帯域の光を透過し、それ以外の波長帯域の光を遮断するバンドパスフィルタ 1 8 が配置されていることが好ましい。このようにすることで、照明光の波長帯域以外の波長を有する外光や迷光を遮断することができ、ノイズの少ない画像を取得することができる。

【 0 0 5 3 】

体組織から放出する被写体 A からの反射光は、体表面 C から拡散するので、バンドパスフィルタ 1 8 は、体表面 C に近接していることが好ましい。また、体表面 C からの拡散光を、光検出部 4 に集光させるための光学系を、体表面 C とバンドパスフィルタ 1 8 の間に配置してもよいし、体表面 C からの拡散光を、光検出部 4 へ導く、光検出用の光ファイバを、体表面 C とバンドパスフィルタ 1 8 の間へ配置してもよい。

【 0 0 5 4 】

第 5 に、図 1 5 および図 1 6 に示されるように、照明光を射出する挿入部 2 の先端に、照明光を透過させる際に偏光方向を第 1 偏光方向に揃える第 1 偏光部材 (偏光部材) 2 0 を設け、光検出部 4 の前段に、第 1 偏光方向を有する照明光を遮断し、他の偏光方向を有する照明光を透過させる第 2 偏光部材 (偏光部材) 2 1 を備えていることが好ましい。第 1 偏光部材 2 0 は、例えば、 $\lambda / 2$ 板、第 2 偏光部材 2 1 は偏光ビームスプリッタである。なお、光検出部 4 およびバンドパスフィルタ 1 8 は複数個所に設けられている。

【 0 0 5 5 】

このようにすることで、挿入部 2 の挿入角度によって、挿入部 2 から射出され被写体 A に照射されることなく直接光検出部 4 に入射する照明光を第 2 偏光部材 2 1 によって遮断することができる。一方、被写体 A において反射された反射光は、反射時に生体散乱の影響を受けて偏光状態が変化するため、第 2 偏光部材 2 1 を通過して、光検出部 4 により検出することができる。これにより、被写体 A を経由せずに直接入射する照明光の検出を防止して、ノイズの少ない画像を取得することができる。ここで、照明用の光ファイバ 8 からの照明光が、もともと直線偏光性を持っている、または照明用の光ファイバ 8 を偏波保存ファイバに変えれば、第 1 偏光部材 2 0 を設けることは必ずしも必要ではない。

【 0 0 5 6 】

また、被写体 A の表面が、比較的、鏡面状で平坦である場合、第 1 偏光部材 2 0 を $\lambda/4$ 板、第 2 偏光部材 2 1 を直線偏光板としてもよい。照明用の光ファイバ 8 からの照明光を $\lambda/4$ 板 2 0 により、円偏光として、被写体 A を照明すると、被写体 A からの反射光は p 偏光に比べ、s 偏光成分が多くなる。光検出部 4 に設けた直線偏光板 2 1 の向きを、p 偏光は遮断し、s 偏光を透過させる方向に設置すれば、被写体 A からの反射光を透過させ、被写体 A に照射されることなく直接光検出部 4 に入射する照明光のうち、p 偏光成分を遮断することができる。よって、第 1 偏光部材 2 0 および第 2 偏光部材 2 1 を設置する前に比べ、ノイズの少ない画像を取得することができる。

【 0 0 5 7 】

第 6 に、光源部 3 が、レーザ光源 1 2 a , 1 2 b , 1 2 c として R G B 3 種類を備えることに加えて、近赤外あるいは赤外の照明光を射出するレーザ光源を備えていてもよい。

このようにすることで、被写体 A を被覆する体組織が厚い場合に、R G B の波長帯域の反射光が大きく減衰してしまうので、そのような場合にも透過率の高い近赤外あるいは赤外の反射光を検出して、被写体 A の構造を鮮明に可視化することができるという利点がある。

【 0 0 5 8 】

また、本実施形態においては、光走査部 9 として圧電素子 9 2 a , 9 2 b , 9 2 c , 9 2 d を用いたものを例示したが、照明光を走査する方式はこれに限定されるものではなく、電磁誘導方式あるいはガルバノミラーを用いたものを採用してもよい。

また、光検出部 4 としてアバランシェフオトダイオード 1 4 をアレイ状に配列した粘着シートを例示したが、これに代えて、ファイババンドルの受光端を透明な粘着材によって患者の体表に接着させることにしてもよい。この場合には、光検出部 4 は 1 つで済む。

【 0 0 5 9 】

光検出部 4 としてファイババンドルの受光端を体表に設置した場合、上述した種々の実施例で説明した波長毎の受光面積の調整を行うためには、バンドル端面の面積の大小を調整すればよい。

【 0 0 6 0 】

また、本実施形態においては、第 2 の透明部材 4 2 の表面全体を体表面 C に直接接触させて貼り付けるものを例示したが、これに代えて、図 1 7 に示されるように、第 1 の透明部材 4 1 の縁回りのみに貼り付けられるようなものを用いてもよい。この場合、第 2 の透明部材 4 2 を体表面 C に密着させて貼り付けると、体表面 C と第 1 の透明部材 4 1 との間に隙間ができるようになっている。

また、第 2 の透明部材 4 2 として、複数枚の透明フィルムからなるものを例示したが、単一の透明フィルムであってもよい。

【 0 0 6 1 】

また、照明光を射出する挿入部 2 と、反射光を検出する光検出器 4 とは有線で接続されていてもよいが、図 1 8 に示されるように、無線でデジタル信号の送受信を行うことにしてもよい。

具体的には、挿入部 2 、光源部 3 、制御部 6 、画像形成部 1 6 、受信部 2 5 を備える第 1 内視鏡システム（走査型内視鏡システム）2 3 と、光検出部 4 、A / D コンバータ 1 5

10

20

30

40

50

および送信部 26 を備える第 2 内視鏡システム 24 と、ディスプレイ 7 とを備える走査型内視鏡システム 22 を採用してもよい。

【0062】

第 2 内視鏡システム 24 は、挿入部 2 に射出された被写体上における反射光が光検出部 4 によって検出され、検出された反射光の強度情報が A / D コンバータ 15 によりデジタル信号に変換されて送信部 26 に送られるようになっている。

送信部 26 は、A / D コンバータ 15 から送られてきたデジタル信号を発信する。そして、送信部 26 が発信したデジタル信号が第 1 内視鏡システム 23 の受信部 25 により受信され、受信されたデジタル信号が、画像形成部 16 に送られて画像が生成され、生成された画像がディスプレイ 7 に表示される。

10

【0063】

このように第 1 内視鏡システム 23 と第 2 内視鏡システム 24 とを無線接続することで、第 1 内視鏡システム 23 に依存せず、コードが絡まる等の問題もなく、患者の体表面 C に貼り付ける位置の自由度を向上することができる。

なお、送信部 26 および受信部 25 は、それぞれ、第 1 内視鏡システム 23 および第 2 内視鏡システム 24 のどこに配置されていてもよい。

【0064】

また、患者の体表に配置される光検出部 4 は、体表面の形状に応じて、1 つに限らず複数枚設けてもよい。複数の場合は同一の光検出器 4 を複数配置してもよいし、受光面積の異なる光検出器、波長毎（例えば各々 R、G、B フィルタ付き）の光検出器を複数配置してもよい。

20

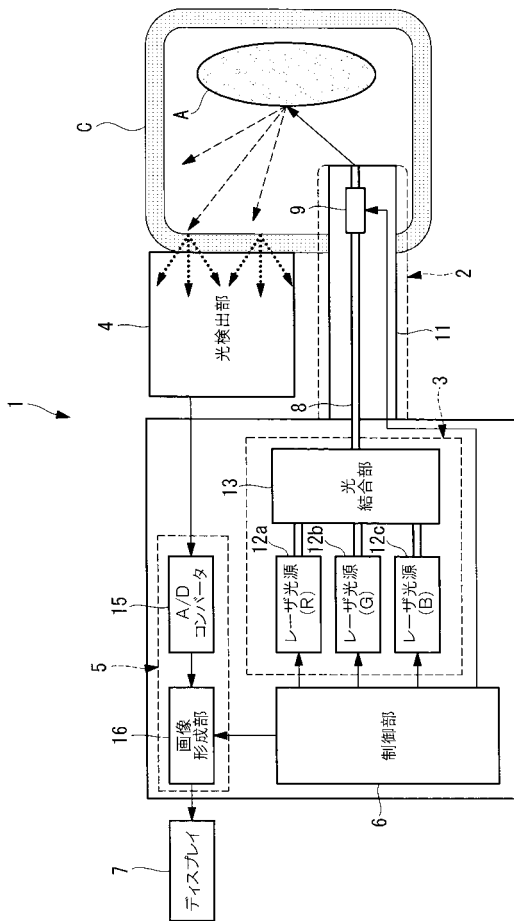
【符号の説明】

【0065】

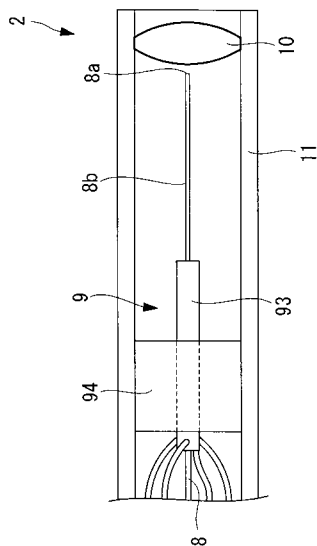
- 1、22、23 走査型内視鏡システム
- 2 挿入部（照明光射出部）
- 3 光源部
- 4 光検出部
- 5 画像取得部
- 9 光走査部
- 12a、12b、12c レーザ光源（光源）
- 14 アバランシェフォトダイオード（検出器）
- 16 画像形成部
- 18 バンドパスフィルタ
- 20 第 1 偏光部材（偏光部材）
- 21 第 2 偏光部材（偏光部材）
- 25 受信部
- 26 送信部
- A 被写体

30

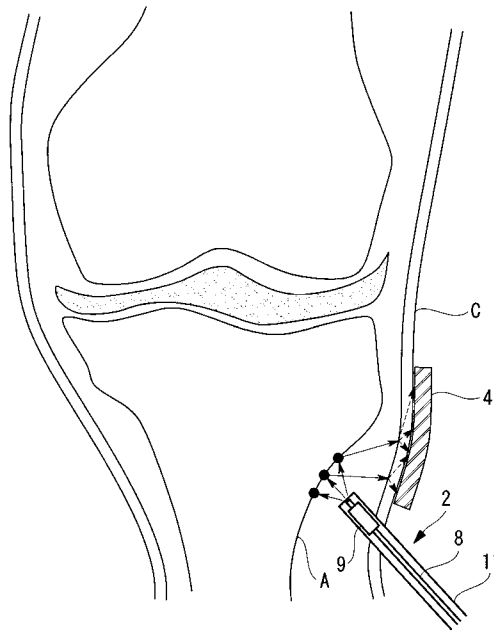
【 図 1 】



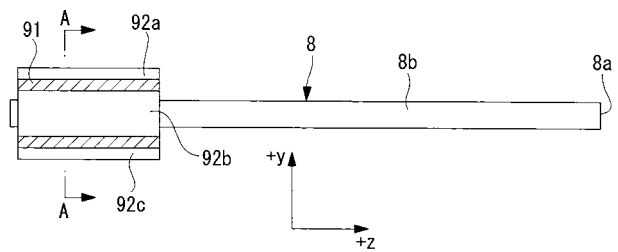
【 図 3 】



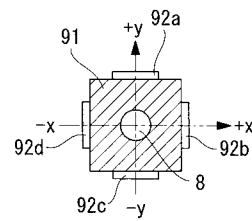
【 図 2 】



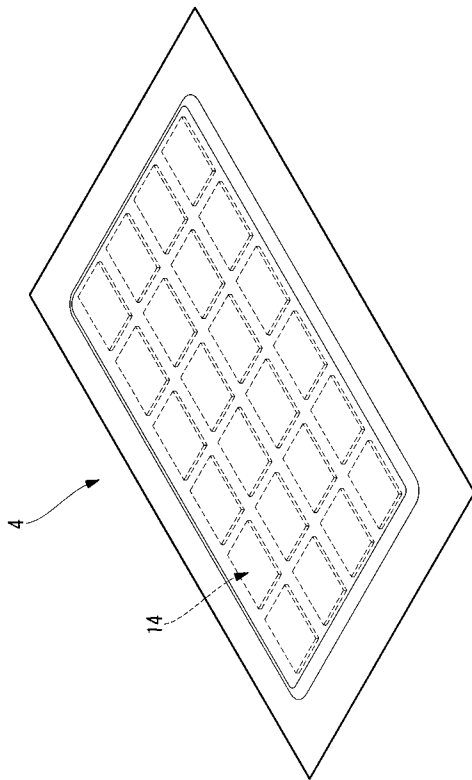
【 図 4 】



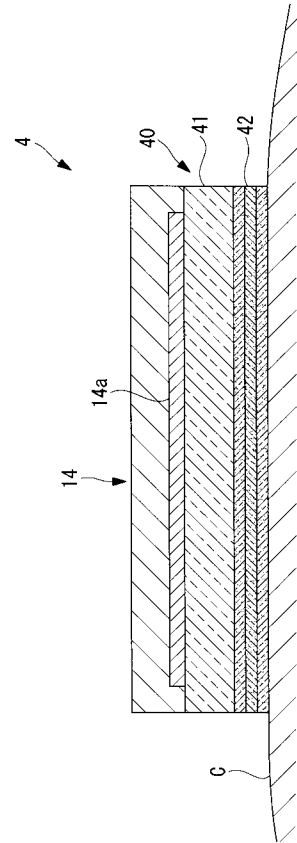
【 図 5 】



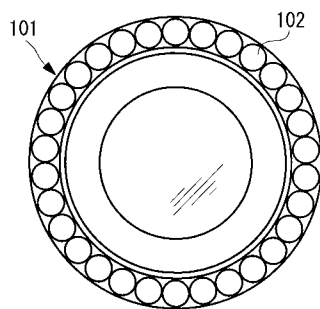
【図 6】



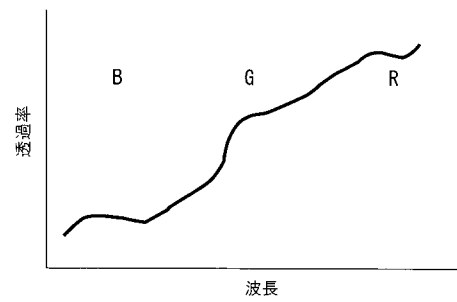
【図 7】



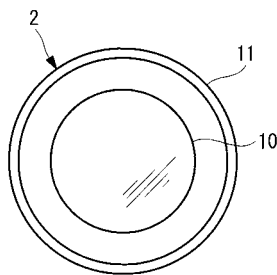
【図 8】



【図 10】



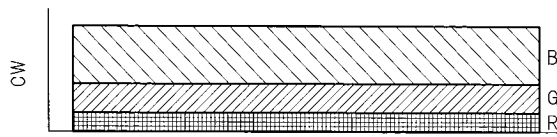
【図 9】



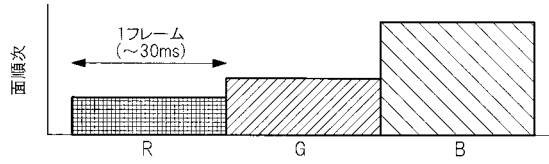
【図 11 A】



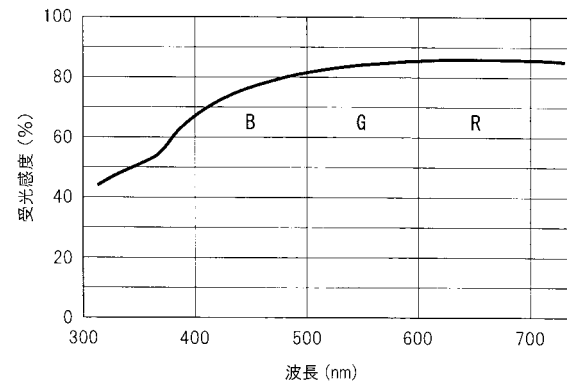
【図 1 1 B】



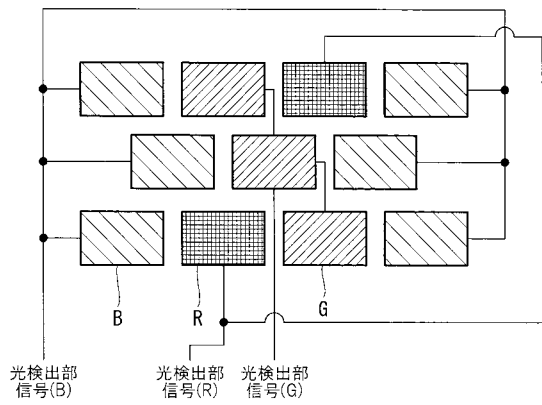
【図 1 1 C】



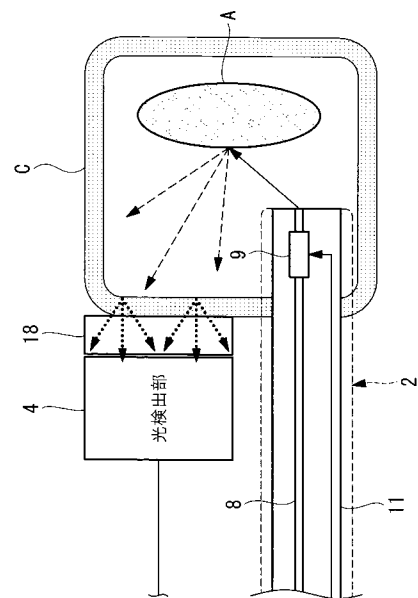
【図 1 2】



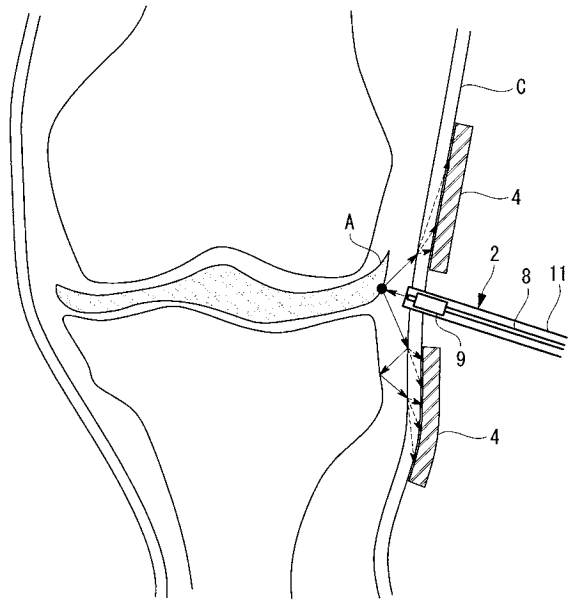
【図 1 3】



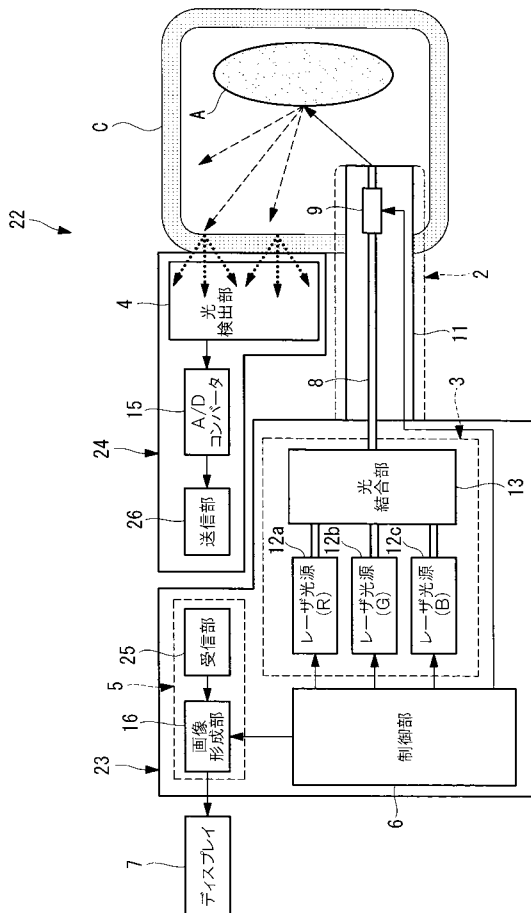
【図 1 4】



【 図 1 6 】



【 ㊦ 1 8 】



【手続補正書】

【提出日】平成29年12月18日(2017.12.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0042

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0042】

例えば、光源装置に上限がある場合などは、この比に正確に合致させる必要はなく、上限以下の値と設定してもよい。具体的には、各波長の透過率の比が、 $R : G : B = 3 : 2 : 1$ であったとき、透過率の比の逆数すなわち、 $R : G : B = 1/3 : 1/2 : 1$ となるように光量比を設定すると、3.3 mW、5.0 mW、10 mWとなるが、光源の上限が8 mWだったときは、3.3 mW、5.0 mW、8.0 mWとしても各波長の大小関係は保たれているので問題ない。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0050

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0050】

また、受光面積の比率が、光検出部4の検出器14における受光感度に応じて決定されていてもよい。このようにすることで、光源部3から均一な光量の3色の照明光が射出された場合においても、透過率が最も小さい青色光におけるSN比が向上して画質を向上することができ、色再現性も向上することができるという利点がある。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0061

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0061】

また、照明光を射出する挿入部2と、反射光を検出する光検出部4とは有線で接続されていてもよいが、図18に示されるように、無線でデジタル信号の送受信を行うことにしてもよい。

具体的には、挿入部2、光源部3、制御部6、画像形成部16、受信部25を備える第1内視鏡システム(走査型内視鏡システム)23と、光検出部4、A/Dコンバータ15および送信部26を備える第2内視鏡システム24と、ディスプレイ7とを備える走査型内視鏡システム22を採用してもよい。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/068013
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(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, 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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 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	WO 2015/004961 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 15 January 2015 (15.01.2015), paragraph [0014] & US 2015/0374219 A1 paragraph [0019] & EP 2946717 A1 & CN 105050474 A	1-3, 10-13 4-9
Y A	JP 63-161936 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 05 July 1988 (05.07.1988), page 2, upper right column, line 1 to page 3, lower left column, line 1 & US 4898175 A column 2, line 35 to column 6, line 40 & DE 3743901 A	1-3, 10-13 4-9
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 August 2016 (23.08.16)		Date of mailing of the international search report 06 September 2016 (06.09.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/068013

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2014-124381 A (Spectratech Inc.), 07 July 2014 (07.07.2014), paragraph [0117] (Family: none)	10
Y	JP 2012-125293 A (Olympus Corp.), 05 July 2012 (05.07.2012), paragraph [0114] & US 2012/0147165 A1 paragraph [0158]	11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 0 1 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/26(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, 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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
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	WO 2015/004961 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2015.01.15, 【0014】 & US 2015/0374219 A1, [0019] & EP 2946717 A1 & CN 105050474 A	1 - 3, 10 - 13 4 - 9	
Y A	JP 63-161936 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.07.05, 第2頁右上欄第1行目~第3頁左下欄第1行目 & US 4898175 A, 第2欄35行目~第6欄40行目 & DE 3743901 A	1 - 3, 10 - 13 4 - 9	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 23.08.2016		国際調査報告の発送日 06.09.2016	
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) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 8 0 1 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2014-124381 A (株式会社スペクトラテック) 2014.07.07, 【0117】 (ファミリーなし)	10
Y	JP 2012-125293 A (オリンパス株式会社) 2012.07.05, 【0114】 & US 2012/0147165 A1, [0158]	11

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/24 B

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 嶋本 篤義
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 雙木 満
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 中島 啓一朗
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 坂本 宜瑞
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 寺島 幹彦
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 岡部 蓉子
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
(72)発明者 近藤 雄
東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA02 BA04 BA11 CA04 CA12 CA22 DA12
4C161 AA00 BB00 CC07 HH51 MM10 NN01 PP12 RR02 RR24

(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)	扫描内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2016208495A1	公开(公告)日	2018-04-12
申请号	JP2017524840	申请日	2016-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	山田雅史 嶋本篤義 雙木満 中島啓一郎 坂本宜瑞 寺島幹彦 岡部蓉子 近藤雄		
发明人	山田 雅史 嶋本 篤義 雙木 満 中島 啓一郎 坂本 宜瑞 寺島 幹彦 岡部 蓉子 近藤 雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00172 A61B1/042 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/317 G02B23/2407 G02B23/2423 G02B23/2453 G02B23/2469 G02B23/2476 G02B26/103 H04N5/2256 H04N5/2354 H04N9/04557 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/0646 H04N5/332		
FI分类号	A61B1/00.523 A61B1/00.630 A61B1/06.612 G02B23/26.B G02B23/26.C G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA02 2H040/BA04 2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC07 4C161/HH51 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/RR24		
代理人(译)	上田邦夫 柳纯一郎 竹内邦彦		
优先权	PCT/JP2015/068195 2015-06-24 WO 2016042461 2016-03-04 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当将其插入患者体内时，它可降低侵入性，并观察从受试者返回的光，其波长基本上等于照明光的波长。照明光发射部分（2）和照明光发射部分（A）插入患者体内，该照明光发射部分（2）从光源部分（3）发射的光朝着人体中的对象（A）发射。它位于患者的身体表面（C）和光学扫描单元（9）上方以进行扫描，并检测由光学扫描单元（9）用照明光扫描的对象（A）的扫描位置反射的反射光。提供一种扫描内窥镜系统（1），其包括用于检测的光检测部（4）。

