

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/132754

発行日 平成26年7月28日 (2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月4日 (2012. 10. 4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300T	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	A61B 1/00 300D	4C161
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/26 B	
	G02B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

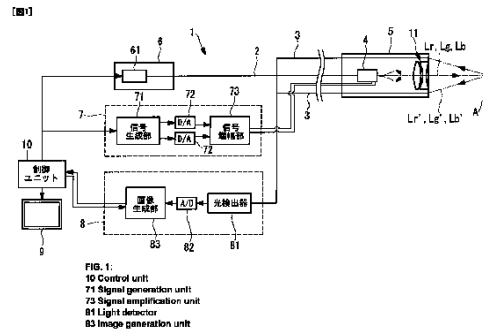
出願番号	特願2012-544980 (P2012-544980)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/055231	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(22) 国際出願日	平成24年3月1日 (2012. 3. 1)	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(31) 優先権主張番号	特願2011-80635 (P2011-80635)	(72) 発明者	島田 朋子 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(32) 優先日	平成23年3月31日 (2011. 3. 31)	(72) 発明者	吉野 真広 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【要約】

波長が可変する光源を用いる場合でも、画像内における照明光の照射密度を均一にし、重畳画像における色ずれを防ぐ。異なる波長帯域の複数の照明光を順番に繰り返し射出する光源部(6)と、挿入部(5)内に設けられ、光源部(6)からの照明光を挿入部(5)の先端から射出させる射出面を有する導光部(2)と、射出面を挿入部(5)の長手方向に交差する2軸方向に往復揺動させることにより照明光を2次元走査させる駆動部(4)と、射出面の揺動周期および射出面の走査振幅が照明光の繰り返し周期に比例するように、光源部(6)または/および駆動部(4)を制御する制御部(10)とを備える走査型内視鏡装置(1)を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

異なる波長帯域の複数の照明光を順番に繰り返し出射する光源部と、
被検体内に挿入される挿入部内に設けられ、前記光源部からの前記照明光を前記挿入部の先端から射出させる射出面を有する導光部と、

前記射出面を前記挿入部の長手方向に交差する 2 軸方向に往復揺動させることにより前記照明光を 2 次元走査させる駆動部と、

前記射出面の揺動周期および前記射出面の走査振幅が、前記照明光の繰り返し周期に比例するように、前記光源部および前記駆動部のうち少なくとも一方を制御する制御部とを備える走査型内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、

該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記繰り返し周期に同期して検出し画像化する画像生成部とを備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光検出部が、複数備えられ、

前記光検出部の前段に、前記戻り光を波長によって分岐する波長分岐部を備える請求項 2 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源部が、波長を変化させながら前記照明光を出射する波長掃引光源を備える請求項 2 に記載の走査型内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、走査型内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、照明光を渦巻き状の軌跡に沿って走査して 2 次元画像を取得する走査型内視鏡装置において、走査軌跡の中心からの距離に反比例した周期で照明光を検出するものが知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。このような走査型内視鏡によれば、被写体に照射される照明光の照射密度が走査軌跡の中心から外側に向かうほど疎となる問題を解決し、生成される画像内における照明光の照射密度を均一にすることができる。

30

【0003】

また、特許文献 1 では、赤色、緑色、青色の波長帯域の光を混合した白色光を被写体に照射し、その反射光を赤色、緑色、青色の波長帯域ごと分割して複数の検出器で検出し、各検出器の受光量に応じた信号強度に基づいて R、G、B の単色画像を生成している。これらの R、G、B の単色画像を重畳することでカラー画像を生成することができる。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

40

【特許文献 1】特開 2010 - 142482 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

波長の異なる複数の照明光を順番に繰り返し被写体に照射して複数の照明光の画像を取得する場合、特許文献 1 の装置のように、中心からの距離に反比例した周期で照明光を検出することで、照明密度を均一にすることができる。しかしながら、特許文献 1 の装置は、波長の繰り返し周期を考慮していないため、時間によって切り替わる照明光を適切なタイミングで検出することができない。したがって、単色画像を重畳したカラー画像において異なる色の像がずれて表示される（色ずれが生じる）といった課題があった。

50

【0006】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、波長が可変する光源を用いる場合でも、生成される画像内における照明光の照射密度を均一にし、かつ、重畳画像における色ずれを防ぐことができる走査型内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、異なる波長帯域の複数の照明光を順番に繰り返し出射する光源部と、被検体内に挿入される挿入部内に設けられ、前記光源部からの前記照明光を前記挿入部の先端から射出させる射出面を有する導光部と、前記射出面を前記挿入部の長手方向に交差する2軸方向に往復揺動させることにより前記照明光を2次元走査させる駆動部と、前記射出面の揺動周期および前記射出面の走査振幅が、前記照明光の前記繰り返し周期に比例するように、前記光源部および前記駆動部のうち少なくとも一方を制御する制御部とを備える走査型内視鏡装置を提供する。

10

【0008】

本発明によれば、光源部から順番に繰り返し出射される複数の照明光が、導光部の射出面から射出される際に駆動部の作動によって2次元走査されながら被検体内に照射される。これにより、複数の二次元画像を生成することができる。また、複数の二次元画像を重畳した重畳画像を生成することができる。

この場合に、照明光の往復走査の周期が、照明光の繰り返し周期の整数倍となるように、さらに照明光の走査振幅が照明光の繰り返し周期に比例するように、制御部が光源部または/および駆動部を制御する。これにより、照明光が走査軌跡上のいずれの位置においても波長毎に一定の距離間隔で照射される。これにより、照明光の照射密度を均一にし、色ずれのない重畳画像を得ることができる。

20

【0009】

上記発明においては、前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記繰り返し周期に同期して検出し画像化する画像生成部とを備えた構成とされていてもよい。

このようにすることで、共通の光検出部により複数の戻り光を順番に検出して各戻り光の画像を生成することができる。

30

【0010】

上記構成においては、前記光検出部が、複数備えられ、前記光検出部の前段に、前記戻り光を波長によって分岐する波長分岐部を備えることとしてもよい。

このようにすることで、戻り光に複数の波長帯域の光が含まれている場合に、これらの光を別々に検出して画像化することができる。

上記構成においては、前記光源部が、波長を変化させながら照明光を出射する波長掃引光源を備えることとしてもよい。

このようにすることで、複数の照明光を比較的早い繰り返し周期で出射することができる。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、波長が可変する光源を用いる場合でも、生成される画像内における照明光の照射密度を均一にし、かつ、重畳画像における色ずれを防ぐことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置の全体構成図である。

【図2】図1の走査型内視鏡装置が備える挿入部の先端部分の拡大図である。

【図3】図1の走査型内視鏡装置のアクチュエータに印加される駆動電圧を示す図である。

50

【図4】図1の走査型内視鏡装置による照明光の走査軌跡と各照明光の照射位置とを示す概念図である。

【図5】図1の走査型内視鏡装置の変形例を示す図である。

【図6】図1の走査型内視鏡装置のもう1つの変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に、本発明の一実施形態に係る走査型内視鏡装置1について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡装置1は、図1に示されるように、照明ファイバ(導光部)2、受光ファイバ3および照明ファイバ2の先端部を振動させるアクチュエータ(駆動部)4を有する挿入部5と、照明ファイバ2に照明光 L_r 、 L_g 、 L_b を供給する照明ユニット6と、アクチュエータ4を駆動させる駆動ユニット7と、受光ファイバ3によって受光された照明光 L_r 、 L_g 、 L_b の戻り光 L_r' 、 L_g' 、 L_b' から画像を生成する検出ユニット8と、照明ユニット6および駆動ユニット7の作動を制御するとともに検出ユニット8により生成された画像をモニタ9に出力する制御ユニット(制御部)10とを備えている。

10

【0014】

挿入部5の内部には、照明ファイバ2および受光ファイバ3が長手方向に沿って配置されている。照明ファイバ2の先端側には照明光学系11が設けられている。照明ファイバ2は、基端側において照明ユニット6から供給された照明光 L_r 、 L_g 、 L_b を導光してその先端面(射出面)から射出する。該先端面から射出された照明光 L_r 、 L_g 、 L_b は、照明光学系11によって集束された後、挿入部5の先端から生体(被検体)内の観察面Aである組織表面に照射される。

20

【0015】

受光ファイバ3は、その先端面からなる受光面(受光部)31によって、観察面Aからの戻り光 L_r' 、 L_g' 、 L_b' を共通して受光して検出ユニット8へ導光する。ここで、図2に示されるように、受光ファイバ3は複数(図示する例では12)備えられている。受光面31は、挿入部5の先端面において、照明光学系11を周方向に囲んで配列されている。これにより、受光ファイバ3による戻り光 L_r' 、 L_g' 、 L_b' の受光量が増大されるようになっている。

30

【0016】

アクチュエータ4は、例えば、電磁式またはピエゾ式である。アクチュエータ4は、駆動ユニット7から駆動電圧(後述)としてX方向およびY方向の交流電圧が印加される。アクチュエータ4は、駆動電圧に応じた振幅および周波数で照明ファイバ2の先端部分を、該照明ファイバ2の長手方向に交差し互いに直交する2軸方向(X方向およびY方向)に振動させる。これにより、照明ファイバ2の先端面が2軸方向に揺動させられて、該先端面から射出される照明光 L_r 、 L_g 、 L_b が観察面A上において2次元走査される。

【0017】

照明ユニット6は、波長を変化させながら照明光を出射する波長掃引光源61を備えている。波長掃引光源61は、制御ユニット10による指令に従って、例えば、赤色、緑色、青色の波長帯域の3つの照明光 L_r 、 L_g 、 L_b を順番に、一定の時間間隔を空けて、かつ、一定の繰り返し周期で繰り返し出射する。波長掃引光源61から出射された照明光 L_r 、 L_g 、 L_b は、照明ファイバ2の基端に入射される。照明光 L_r 、 L_g 、 L_b の照射の順番は特に制限はなく、照明光 L_b 、 L_g 、 L_r の順番で照射されてもよい。

40

【0018】

駆動ユニット7は、アクチュエータ4を駆動させる駆動信号をデジタル信号として生成する信号生成部71と、該信号生成部71によって生成された駆動信号をアナログ信号に変換する2つのD/A変換部72と、該D/A変換部72の出力を増幅する信号増幅部73とを備えている。

【0019】

50

信号生成部 7 1 は、制御ユニット 1 0 によって指定された仕様（後述）に従って、X 方向および Y 方向の 2 つの駆動信号を生成し、2 つの駆動信号を別々の D / A 変換部 7 2 に入力する。

信号増幅部 7 3 は、各 D / A 変換部 7 2 によって生成されたアナログ信号、つまり、駆動電圧を、アクチュエータ 4 の駆動に適した大きさまで増幅してアクチュエータ 4 に出力する。

【 0 0 2 0 】

検出ユニット 8 は、各受光ファイバ 3 によって導光されてきた戻り光 L_r' , L_g' , L_b' を検出して光電変換する光検出器 8 1 と、該光検出器 8 1 から出力された光電流をデジタル信号に変換する A / D 変換部 8 2 と、該 A / D 変換部 8 2 によって生成されたデジタル信号から 2 次元画像を生成する画像生成部 8 3 とを備えている。

光検出器 8 1 は、検出した戻り光 L_r' , L_g' , L_b' の光量に応じた大きさの光電流を各 A / D 変換部 8 2 に出力する。

【 0 0 2 1 】

画像生成部 8 3 は、制御ユニット 1 0 から受け取った各照射光 L_r , L_g , L_b の出射のタイミングの情報および照射位置の情報（後述）とに基づいて、A / D 変換部 8 2 から受け取ったデジタル信号から 3 つの 2 次元画像である R 画像、G 画像、B 画像を元画像として生成する。すなわち、画像生成部 8 3 は、照明ユニット 6 から赤色の照明光 L_r が出射されたときに光検出器 8 1 によって検出された戻り光 L_r' のデジタル信号を画像化することにより R 画像を生成する。同様にして画像生成部 8 3 は、戻り光 L_g' から G 画像を、戻り光 L_b' から B 画像をそれぞれ生成する。

【 0 0 2 2 】

そして、画像生成部 8 3 は、R 画像、G 画像および B 画像をそれぞれ赤色、緑色、青色で表示した後、R 画像、G 画像および B 画像を重畳することにより通常観察用の RGB 画像（カラー画像）を生成する。

【 0 0 2 3 】

画像生成部 8 3 は、RGB 画像に加えて特殊光画像を生成してもよい。例えば、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい緑色の照明光 L_g および青色の照明光 L_b を照射することにより、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様を特殊光観察画像として生成してもよい。具体的には、粘膜表層の毛細血管観察用に青色の波長帯域（390 nm 以上 445 nm 以下）を用い、深部の太い血管観察と粘膜表層の毛細血管とのコントラストを強調した画像の観察用に緑色の波長帯域（530 nm 以上 550 nm 以下）を用いることができる。照明光 L_g , L_b による戻り光から G' 画像、B' 画像を生成し、これらを重畳することにより、粘膜表層及び深部の血管のコントラスト強調された特殊光観察画像を生成することができる。

【 0 0 2 4 】

さらに、上記のヘモグロビン吸収波長以外の波長の光を通常観察用の照明光として用いてもよい。例えば、 L_{b1} （415 nm）, L_{b2} （450 nm）, L_{g1} （520 nm）, L_{g2} （540 nm）, L_r （635 nm）のように複数の照明光が用いられる。このようにすることで、RGB 画像による通常観察に加えて特殊光観察を同時に行うことができる。RGB 画像と特殊光画像は、モニタ 9 に並列に表示されてもよいし、重畳して表示されてもよい。

【 0 0 2 5 】

制御ユニット 1 0 は、波長掃引光源 6 1 に対して各照明光 L_r , L_g , L_b を出射するタイミングを指令する信号を出力する。また、制御ユニット 1 0 は、信号生成部 7 1 に対して駆動信号の仕様である振動数や振幅などを指定する信号を出力する。制御ユニット 1 0 は、各照明光 L_r , L_g , L_b の出射のタイミングの情報および信号生成部 7 1 に対する指定信号の情報、つまり、各照射光 L_r , L_g , L_b の照射位置を含む情報を画像生成部 8 3 に出力する。

【 0 0 2 6 】

10

20

30

40

50

ここで、制御ユニット10は、2つの駆動信号として、互いに略90°異なる位相で振動し、振幅が正弦波状に変化する波形信号を生成するように、さらに、2つの駆動信号の振動の周期が振幅に比例するように、信号生成部71に対して信号を出力する。

このような駆動信号から生成されたX方向およびY方向の2つの駆動電圧は、図3に示されるように、振幅Aが互いに同期して正弦波状に変化する交流電圧となる。2つの駆動電圧が印加されたアクチュエータ4は、図4に示されるように、照明光Lr, Lg, Lbを観察面A上において渦巻き状の走査軌跡Sに沿って走査する。

【0027】

このときに、照明ファイバ2の先端面は、駆動電圧の振幅Aに対応する揺動振幅に対して、駆動電圧の周期Tに対応する揺動周期が比例するように揺動させられる。すなわち、照明光Lr, Lg, Lbは、渦巻き状の走査軌跡Sの外周側ほどより低い周波数で走査されることにより、走査軌跡S上を一定の速度で走査させられる。これにより、波長掃引光源61から一定の時間間隔を空けて出射される3つの照明光Lr, Lg, Lbは、走査軌跡S上において一定の距離間隔を空けながら照射されることとなる。

10

【0028】

一方、制御ユニット10は、画像生成部83から受け取ったRGB画像(カラー画像)または特殊光観察画像を並べてモニター9に表示させる。

【0029】

次に、このように構成された走査型内視鏡装置1の作用について説明する。

本実施形態に係る走査型内視鏡装置1によって生体内を観察するには、波長掃引光源61から照明光Lr, Lg, Lbを順番に出射させながら挿入部5を生体内に挿入する。照明光Lr, Lg, Lbが生体内の観察面A上を渦巻き状に走査されることにより観察面Aが照明され、観察面AのRGB画像(カラー画像)および/または特殊光画像がモニター9に表示される。

20

【0030】

この場合に、本実施形態によれば、各照明光Lr, Lg, Lbが走査軌跡S上において一定の距離間隔で照射されるので、照明光が走査領域全体にわたって均一の照射密度で照射される。これにより、走査軌跡Sの外周側に対応する元画像内の周辺部も、中心部と同じ分解能で撮像することができる。

【0031】

また、複数の戻り光Lr', Lg', Lb'の検出に共通の光検出器81を用いることによって構成を簡略にすることができるという利点がある。また、波長掃引光源61から各照明光Lr, Lg, Lbを出射させるタイミングに同期して、共通の光検出器81により上記複数の戻り光Lr', Lg', Lb'の信号強度を経時的にサンプリングすることにより、それぞれの照明光Lr, Lg, Lbに基づく複数の二次元画像を生成することができる。これにより、二次元画像を重畳したRGB画像(カラー画像)および特殊光画像において異なる色がずれた位置に表示されること(色ずれ)を防ぎ、観察面Aの色を正確に再現することができる。

30

【0032】

なお、本実施形態においては、カラー画像と狭帯域光画像とを観察することとしたが、これに代えて、カラー画像と蛍光画像とを観察することとしてもよい。

40

例えば、青色の照明光Lbによって励起される蛍光色素によって観察面Aに存在する物質を予め染色または標識しておく。青色の照明光Lbが照射されたときに青色の戻り光Lb'の他に蛍光色素から発せられた蛍光Lfが戻り光として発生する。ここで、蛍光色素に対して励起光が断続的に照射されることにより、蛍光色素の褪色を防止することができる。

【0033】

このような場合には、図5に示されるように、蛍光Lfを検出するもう1つの光検出器81と、光検出器81の前段に戻り光Lr', Lg', Lb'と蛍光Lfとを波長によって分配する波長分波器(波長分岐部)84とが備えられる。これにより、観察面Aから同

50

時に発生させられる戻り光 L_g' と蛍光 L_f とが別々に検出されるので、画像生成部 83 は B 画像と蛍光画像とを別々に生成することができる。

【0034】

また、本実施形態においては、図 6 に示されるように、波長掃引光源 61 に加えてもう 1 つの光源 62 を備え、照明ファイバ 2 への照明光の入射をシャッタなどの光路切替部 63 により波長掃引光源 61 ともう 1 つの光源 62 との間で切り替えることとしてもよい。もう 1 つの光源 62 としては、例えば、治療に使用される高出力の近赤外光源が用いられる。

【0035】

このようにすることで、観察面 A のいずれの位置においても均一の密度で近赤外光 L_i が照射されるので、近赤外光 L_i の照射量をより正確に調節して近赤外光 L_i による治療効果を向上することができる。

この場合には、画像生成部 83 が、近赤外光 L_i の戻り光 L_i' から IR 画像を生成してもよい。制御ユニット 10 は、IR 画像をモニター 9 に RGB 画像（カラー画像）と並列にまたは重畳して表示させてもよい。

10

【0036】

また、上述したように、予め近赤外光 L_i による治療の対象領域の標的物質をいずれかの照明光 L_r 、 L_g 、 L_b によって励起される蛍光色素によって染色または標識しておき、生成された蛍光画像内の蛍光領域に対応する領域のみに近赤外光 L_i を照射するように、制御ユニット 10 が照明ユニット 6 を制御することとしてもよい。

20

【0037】

また、本実施形態においては、光源として波長掃引光源 61 を備えることとしたが、これに代えて、定常光を放射するキセノンランプのような光源と、該光源から照明ファイバ 2 に入射される光の波長を切り替える波長切替部とを備えることとしてもよい。波長切替部は、例えば、光源からの光から所定の波長帯域の光を抽出するバンドパスフィルタを備えたフィルタターレットや、波長可変液晶フィルタ、または、電気光学結晶からなる。

【0038】

また、本実施形態においては、照明ユニット 6 が一定の繰り返し周期で照明光 L_r 、 L_g 、 L_b を出射し、照明光 L_r 、 L_g 、 L_b の走査振幅に往復走査の周期が比例するように制御ユニット 10 がアクチュエータ 4 を制御することとしたが、これに代えて、アクチュエータ 4 が一定の周波数で照明ファイバ 2 を振動させ、制御ユニット 10 が、照明光 L_r 、 L_g 、 L_b の走査振幅に繰り返し周期が比例するように照明ユニット 6 を制御することとしてもよい。

30

このようにしても、走査軌跡 S 上において一定の距離間隔を空けて照明光 L_r 、 L_g 、 L_b が照射されるので、照明光 L_r 、 L_g 、 L_b を均一な密度で観察面 A に照射することができる。

【0039】

また、本実施形態においては、照明光の走査方式として渦巻き走査方式を例に挙げたが、走査方式はこれに限定されるものではない。

例えば、渦巻き走査方式と同様に振幅を変化させながら 2 軸方向に往復走査させるリサーチ走査方式やプロペラ走査方式においても、往復走査の周期を一定とする従来の方法を用いた場合、走査領域内の振幅が大きくなる部分において、照明光が照射される位置の間隔が広がり、分解能の低下や色ずれが顕著となる。

40

【0040】

これに対して、本実施形態によれば、照明光の走査振幅に比例するように往復走査の周期を変化させることにより、走査軌跡上のいずれの位置においても一定の距離間隔で照明光が照射される。そして、照明光の繰り返し周期と同期して波長ごとに戻り光の信号が検出される。したがって、複数の照明光による画像を観察する場合でも照明光の照射密度を均一にして、走査振幅が大きくなる領域での分解能の低下や色ずれを防ぐことができる。

【0041】

50

また、本実施形態において説明した走査型内視鏡の構成は一例であって、走査型内視鏡の構成はこれに限定されるものではない。例えば、照明ファイバ2の先端部を2軸方向に振動させることにより照明光を2次元走査する構成を例示したが、これに代えて、ミラー（射出面）を2軸方向に往復揺動させることにより照明光を2次元走査してもよい。

【符号の説明】

【0042】

1	走査型内視鏡装置	
2	照明ファイバ（導光部）	
3	受光ファイバ	
4	アクチュエータ（駆動部）	10
5	挿入部	
6	照明ユニット（光源部）	
7	駆動ユニット	
8	検出ユニット	
9	モニタ	
10	制御ユニット（制御部）	
11	照明光学系	
31	受光面	
61	波長掃引光源	
71	信号生成部	20
72	D/A変換部	
73	信号増幅部	
81	光検出器（光検出部）	
82	A/D変換部	
83	画像生成部	
84	波長分波器（波長分岐部）	
A	観察面	
Lr, Lg, Lb	照明光	
Lr', Lg', Lb'	戻り光	
S	走査軌跡	30

前記光検出部の前段に、前記戻り光を波長によって分岐する波長分岐部を備える請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項3】

前記光源部が、波長を変化させながら前記照明光を出射する波長掃引光源を備える請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、被検体内に挿入される挿入部と、異なる波長帯域の複数の照明光を所定の繰り返し周期で順番に繰り返し出射する光源部と、前記挿入部に設けられ、前記光源部からの前記照明光を前記挿入部の先端から射出させる射出面を有する導光部と、前記射出面を前記挿入部の長手方向に交差する2軸方向に往復揺動させることにより前記照明光を2次元走査させる駆動部と、前記射出面の揺動周期および前記射出面の揺動振幅が、前記複数の照明光の前記所定の繰り返し周期に比例するように、前記光源部および前記駆動部のうち少なくとも一方を制御するとともに、前記射出面の前記揺動振幅が周期的に漸次変化するように、かつ、前記揺動振幅に対して前記揺動周期が比例するように前記駆動部を制御する制御部と、前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記所定の繰り返し周期に同期させて画像化する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置を提供する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

また、本発明においては、前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記繰り返し周期に同期して検出し画像化する画像生成部とを備えることで、共通の光検出部により複数の戻り光を順番に検出して各戻り光の画像を生成することができる。

【手続補正書】

【提出日】平成25年3月14日(2013.3.14)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に挿入される挿入部と、
異なる波長帯域の複数の照明光を所定の繰り返し周期で順番に繰り返し出射する光源部と、

前記挿入部に設けられ、前記光源部からの前記照明光を前記挿入部の先端から射出させる射出面を有する導光部と、

前記射出面を前記挿入部の長手方向に交差する2軸方向に往復揺動させることにより前記照明光を2次元走査させる駆動部と、

前記照明光を前記所定の繰り返し周期にて射出させ、前記射出面の中心と外周との間における連続的な往復揺動に対応する揺動振幅を周期的に漸次変化させるとともに当該揺動振幅に対して前記往復揺動の揺動周期が比例するように前記駆動部を制御する制御部と、前記射出面から射出された照明光について前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、

該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記所定の繰り返し周期に同期させて画像化する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光検出部が、複数備えられ、

前記光検出部の前段に、前記戻り光を波長によって分岐する波長分岐部を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源部が、波長を変化させながら前記照明光を出射する波長掃引光源を備える請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、被検体内に挿入される挿入部と、異なる波長帯域の複数の照明光を所定の繰り返し周期で順番に繰り返し射出する光源部と、前記挿入部に設けられ、前記光源部からの前記照明光を前記挿入部の先端から射出させる射出面を有する導光部と、前記射出面を前記挿入部の長手方向に交差する 2 軸方向に往復揺動させることにより前記照明光を 2 次元走査させる駆動部と、前記照明光を前記所定の繰り返し周期にて射出させ、前記射出面の中心と外周との間における連続的な往復揺動に対応する揺動振幅を周期的に漸次変化させるとともに当該揺動振幅に対して前記往復揺動の揺動周期が比例するように前記駆動部を制御する制御部と、前記射出面から射出された照明光について前記被検体内からの戻り光を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記戻り光を、前記光源部による前記所定の繰り返し周期に同期させて画像化する画像生成部とを備える走査型内視鏡装置を提供する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/055231
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, A61B1/06		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-148769 A (Hoya Corp.), 08 July 2010 (08.07.2010), paragraphs [0016] to [0102]; fig. 1 to 17 & US 2010/0168515 A1 & DE 102009060621 A	1-4
Y	JP 2010-142482 A (Hoya Corp.), 01 July 2010 (01.07.2010), entire text; fig. 1 to 10 & US 2010/0157036 A1 & DE 102009059834 A	1-4
Y A	JP 2007-506485 A (Tidal Photonics, Inc.), 22 March 2007 (22.03.2007), paragraph [0072]; fig. 5 & US 2005/0234302 A1 & EP 1709474 A & WO 2005/031433 A1	4 1-3
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T"
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X"
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y"
"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	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
		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
		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 30 March, 2012 (30.03.12)		Date of mailing of the international search report 10 April, 2012 (10.04.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/055231

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-30720 A (Hoya Corp.), 17 February 2011 (17.02.2011), paragraphs [0033] to [0034]; fig. 5 (Family: none)	1-4
A	JP 2010-172638 A (Olympus Corp.), 12 August 2010 (12.08.2010), entire text; fig. 1 to 14 (Family: none)	1-4
A	JP 2010-142602 A (Hoya Corp.), 01 July 2010 (01.07.2010), entire text; fig. 1 to 6 & US 2010/0157039 A1 & DE 102009059979 A	1-4

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 5 2 3 1									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/06											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
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	JP 2010-148769 A (HOYA株式会社) 2010.07.08, 段落[0016]-[0102], 第1-17図 & US 2010/0168515 A1 & DE 102009060621 A	1-4									
Y	JP 2010-142482 A (HOYA株式会社) 2010.07.01, 全文, 第1-10図 & US 2010/0157036 A1 & DE 102009059834 A	1-4									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの									
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 30.03.2012		国際調査報告の発送日 10.04.2012									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 原 俊文	2Q 4078								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 5 2 3 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2007-506485 A (タイダール フォトニクス, インク.) 2007.03.22, 段落[0072], 第5図 & US 2005/0234302 A1 & EP 1709474 A & WO 2005/031433 A1	4 1-3
A	JP 2011-30720 A (HOYA株式会社) 2011.02.17, 段落[0033]-[0034], 第5図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2010-172638 A (オリンパス株式会社) 2010.08.12, 全文, 第1-14図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2010-142602 A (HOYA株式会社) 2010.07.01, 全文, 第1-6図 & US 2010/0157039 A1 & DE 102009059979 A	1-4

フロントページの続き

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

(72)発明者 道口 信行

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

(72)発明者 武井 俊二

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

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA11 CA12 DA11 DA43 GA05 GA11

4C161 CC07 FF35 FF40 FF46 HH51 MM09 NN01 PP11 RR17 SS09

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JPWO2012132754A1	公开(公告)日	2014-07-28
申请号	JP2012544980	申请日	2012-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	島田 朋子 吉野 真広 道口 信行 武井 俊二		
发明人	島田 朋子 吉野 真広 道口 信行 武井 俊二		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/0638 A61B1/0661		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D G02B23/26.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA11 2H040/DA43 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/CC07 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/RR17 4C161/SS09		
代理人(译)	上田 邦夫 藤田 考晴		
优先权	2011080635 2011-03-31 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使当使用具有可变波长的光源时，也使图像中的照明光的照射密度均匀，以防止叠加图像中的颜色偏移。光源单元(6)依次重复地发射不同波长带的多个照明光，以及来自光源单元(6)的照明光，该照明光从设置在插入单元(5)内部并从插入单元(5)的尖端发射。导光部(2)具有被驱动的出射面，以及驱动部(4)，该驱动部(4)通过使该出射面在与插入部(5)的长度方向相交的两个轴向上往复摆动，来二维地扫描照明光。扫描具有控制单元(10)，该控制单元用于控制光源单元(6)和/或驱动单元(4)，使得出射表面的振荡周期和出射表面的扫描幅度与照明光的重复周期成比例。提供一种模具内窥镜装置(1)。

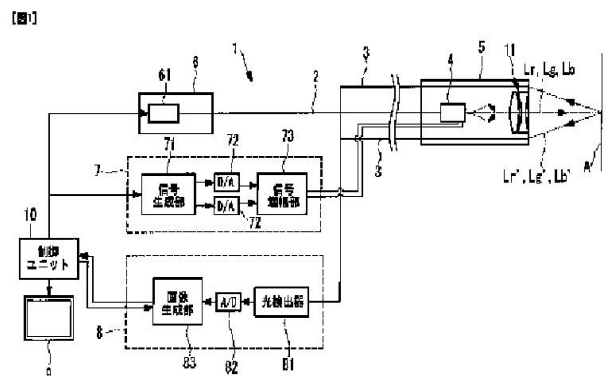


FIG. 1:
10 Control unit
71 Signal generation unit
73 Signal amplification unit
81 Light detector
83 Image generation unit