

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/061620

発行日 令和1年6月24日 (2019.6.24)

(43) 国際公開日 平成30年4月5日 (2018.4.5)

(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 1 3	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	
	A 6 1 B 1/045 6 1 6	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

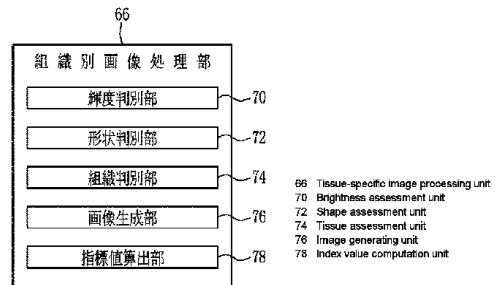
出願番号 特願2018-542035 (P2018-542035)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/031642	
(22) 国際出願日 平成29年9月1日 (2017.9.1)	
(31) 優先権主張番号 特願2016-192893 (P2016-192893)	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(32) 優先日 平成28年9月30日 (2016.9.30)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 加門 駿平 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
	Fターム(参考) 2H040 CA07 CA22 DA02 GA02 GA06 GA11 4C161 AA01 CC06 DD03 HH51 LL02 MM05 QQ07 SS21 WW02 WW08

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法

(57) 【要約】

観察対象に含まれる組織についてそれぞれを区別することができるプロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法を提供する。少なくとも1つの組織を含む観察対象を撮像して得られるBs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号を取得する。これら3帯域の画像に基づいて、特定の演算処理を行って演算画像を得る。組織判別部74が、Bs画像信号の輝度値と、演算画像とに基づいて、組織を判別する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得する画像取得部と、

前記複数帯域の画像に基づいて特定の演算処理を行って演算画像を得る特定演算処理部と、

前記複数帯域の画像のうちの少なくとも 1 の帯域の画像の輝度値と、前記演算画像とに基づいて、前記組織を判別する組織判別部とを備えるプロセッサ装置。

【請求項 2】

前記輝度値が特定の閾値以上である高輝度領域と前記輝度値が前記特定の閾値を下回る低輝度領域とを判別する輝度判別部を備え、

前記組織判別部は、前記高輝度領域又は前記低輝度領域のうち少なくとも一方の領域に含まれる組織の候補の中から、前記演算画像の内容に従って前記組織を判別する請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

前記特定の演算処理は、前記組織の形状を判別する形状判別処理であり、前記演算画像は、前記形状判別処理済みの画像であり、

前記組織判別部は、前記低輝度領域において、前記形状に従って前記組織を判別する請求項 2 記載のプロセッサ装置。

【請求項 4】

前記特定の演算処理は、前記複数帯域の画像を組み合わせて、前記複数帯域の画像間の差分を求める差分処理、又は前記複数帯域の画像を組み合わせて、前記複数帯域の画像の比率を求める比率算出処理であり、前記演算画像は、前記差分処理済みの画像、又は前記比率算出処理済みの画像であり、

前記組織判別部は、前記低輝度領域において、前記差分又は比率に従って前記組織を判別する請求項 2 記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記組織は、毛細血管、腺窩開口部、窩間部、腺窩辺縁部、I P C L (Intra-epithelial Papillary Capillary Loops)、又は樹枝状血管である請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置と、

前記組織判別部の判別結果に従って、前記組織ごとに区別して表示する組織別画像を生成する組織別画像生成部と、

前記組織別画像を表示する表示部とを有する内視鏡システム。

【請求項 7】

前記組織別画像は、前記組織のうち特定の組織を強調して表示する請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記組織別画像は、前記組織ごとに異なる色により表示される請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記組織別画像は、特定の表示タイミングに従って、複数の組織をそれぞれ切り替えて表示する請求項 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

少なくとも 1 つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得する画像取得部と、

前記複数帯域の画像のうちの少なくとも 1 の帯域の画像の輝度値が特定の閾値以上である高輝度領域と前記輝度値が前記特定の閾値を下回る低輝度領域とを判別する輝度判別部と、

10

20

30

40

50

前記複数帯域の画像に基づいて、前記組織の形状を判別する形状判別処理を行う形状判別部と、

前記高輝度領域又は前記低輝度領域のうち少なくとも一方の領域に含まれる組織の候補の中から、前記形状に従って前記組織を判別する組織判別部とを備えるプロセッサ装置。

【請求項 1 1】

画像取得部が、少なくとも 1 つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得するステップと、

特定演算処理部が、前記複数帯域の画像に基づいて特定の演算処理を行って演算画像を得るステップと、

組織判別部が、前記複数帯域の画像のうちの少なくとも 1 の帯域の画像の輝度値と、前記演算画像とに基づいて、前記組織を判別するステップとを有するプロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象に含まれる組織を表示するためのプロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムは、光源装置が発する照明光を、内視鏡を介して観察対象に照射し、その照明光で照明中の観察対象を撮像して得た画像信号に基づいて、プロセッサ装置が観察対象の画像を生成する。この画像をモニタに表示することにより、医師は、モニタ上の画像を見ながら診断を行うことができる。

【0003】

また、近年では、血管構造、腺管構造など組織の構造に着目して、病変部を診断することも行われつつある。このように組織の構造に着目する観察を行う場合には、例えば、特許文献 1 に示すように、観察対象の撮像により得られた画像から、血管特徴量などの各種構造の特徴量を抽出するとともに、抽出した特徴量に基づいて、構造別の画像を生成し、表示することが行われている。また、特許文献 2 では、観察対象の撮像により得られた画像から表層血管や中深層血管を抽出し、表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開 W O 2 0 1 2 / 1 4 7 5 0 5 号

【特許文献 2】特開 2 0 1 5 - 6 2 7 2 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

病変部の診断に有益な構造は、血管構造や腺管構造など複数存在し、それら構造は、それぞれ形状や明るさなどが異なっている。また、構造の形状や明るさ等については、病変部の進行度によって多種多様に変化する。さらには、明るさ等が同じであっても、全く異なる組織も存在する。例えば、胃を拡大した場合に観察することができる上皮下毛細血管 S E C (Sub Epithelial Capillary) と窩間部 I P (Intervening Part) (図 1 1、図 1 3 参照) は、それぞれ同じような光吸収特性を有するため、同じような明るさで表示される。そのため、上皮下毛細血管 S E C と窩間部 I P については、明るさだけで弁別することが難しかった。以上から、観察対象に含まれる組織について、それぞれを区別して表示することが求められていた。

【0006】

本発明は、観察対象に含まれる組織についてそれぞれを区別することができるプロセッ

10

20

30

40

50

サ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法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】

本発明のプロセッサ装置は、少なくとも1つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得する画像取得部と、複数帯域の画像に基づいて特定の演算処理を行って演算画像を得る特定演算処理部と、複数帯域の画像のうちの少なくとも1の帯域の画像の輝度値と、演算画像とに基づいて、組織を判別する組織判別部とを備える。

【0008】

輝度値が特定の閾値以上である高輝度領域と輝度値が特定の閾値を下回る低輝度領域とを判別する輝度判別部を備え、組織判別部は、高輝度領域又は低輝度領域のうち少なくとも一方の領域に含まれる組織の候補の中から、演算画像の内容に従って組織を判別する。特定の演算処理の一例は、組織の形状を判別する形状判別処理であり、演算画像は、形状判別処理済みの画像である。この場合、組織判別部は、低輝度領域において、形状に従って組織を判別することが好ましい。また、特定の演算処理の他の一例は、複数帯域の画像を組み合わせ、複数帯域の画像間の差分を求める差分処理、又は複数帯域の画像を組み合わせ、複数帯域の画像の比率を求める比率算出処理であり、演算画像は、差分処理済みの画像、又は比率算出処理済みの画像である。この場合、組織判別部は、低輝度領域において、差分又は比率に従って組織を判別することが好ましい。組織は、毛細血管、腺窩開口部、窩間部、腺窩辺縁部、I P C L (Intra-epithelial Papillary Capillary Loops)、又は樹枝状血管であることが好ましい。

10

20

【0009】

本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、組織判別部の判別結果に従って、組織ごとに区別して表示する組織別画像を生成する組織別画像生成部と、組織別画像を表示する表示部とを有することが好ましい。組織別画像は、組織のうち特定の組織を強調して表示することが好ましい。組織別画像は、組織ごとに異なる色により表示されることが好ましい。組織別画像は、特定の表示タイミングに従って、複数の組織をそれぞれ切り替えて表示することが好ましい。

【0010】

本発明のプロセッサ装置は、少なくとも1つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得する画像取得部と、複数帯域の画像のうちの少なくとも1の帯域の画像の輝度値が特定の閾値以上である高輝度領域と輝度値が特定の閾値を下回る低輝度領域とを判別する輝度判別部と、複数帯域の画像に基づいて、組織の形状を判別する形状判別処理を行う形状判別部と、高輝度領域又は低輝度領域のうち少なくとも一方の領域に含まれる組織の候補の中から、形状に従って組織を判別する組織判別部とを備える。

30

【0011】

本発明のプロセッサ装置の作動方法は、画像取得部が、少なくとも1つの組織を含む観察対象を撮像して得られる複数帯域の画像を取得するステップと、特定演算処理部が、複数帯域の画像に基づいて特定の演算処理を行って演算画像を得るステップと、組織判別部が、複数帯域の画像のうちの少なくとも1の帯域の画像の輝度値と、演算画像とに基づいて、組織を判別するステップとを有する。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、観察対象に含まれる組織について、それぞれを区別して表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1A実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】紫色光V、青色光B、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rの分光スペクトルを示す

50

グラフである。

【図 4】第 1 A 実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】第 1 A 実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 6】組織別画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 7】輝度判別処理を示す説明図である。

【図 8】形状判別処理を示す説明図である。

【図 9】第 1 A 実施形態の組織判別処理を示す説明図である。

【図 10】腺窩辺縁部画像、腺窩開口部画像、血管画像、窩間部画像の 4 種類の画像を切り替えて表示することを示す説明図である。

【図 11】ズームレンズを使用して拡大した正常な胃の診断図及び病理図を示す説明図である。

10

【図 12】正常な胃における腺窩辺縁部を強調した組織別画像を示す画像図である。

【図 13】ズームレンズを使用して拡大した構造不整な胃の診断図及び病理図を示す説明図である。

【図 14】構造不整な胃における腺窩辺縁部を強調した組織別画像を示す画像図である。

【図 15】組織別表示モードを示すフローチャートである。

【図 16】第 1 B 実施形態で発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【図 17】組織別画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 18】差分処理を示す説明図である。

【図 19】第 1 B 実施形態の組織判別処理を示す説明図である。

20

【図 20】食道表在血管網を示す説明図である。

【図 21】第 1 C 実施形態の形状判別処理を示す説明図である。

【図 22】第 1 C 実施形態の組織判別処理を示す説明図である。

【図 23】第 1 C 実施形態の比率算出処理を示す説明図である。

【図 24】図 22 とは異なる第 1 C 実施形態の別の組織判別処理を示す説明図である。

【図 25】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 26】第 2 実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 27】第 2 実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 28】第 3 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 29】回転フィルタの平面図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0014】

[第 1 A 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 (表示部) と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続する。内視鏡 12 は、被検体内に挿入する挿入部 12 a と、挿入部 12 a の基端部分に設けた操作部 12 b と、挿入部 12 a の先端側に設けた湾曲部 12 c 及び先端部 12 d を有している。操作部 12 b のアングルノブ 13 a を操作することにより、湾曲部 12 c が湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 12 d を所望の方向に向ける。

40

【0015】

また、操作部 12 b には、アングルノブ 13 a の他、静止画像の取得操作に用いる静止画像取得部 13 b、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替部 13 c、ズーム倍率の変更操作に用いるズーム操作部 13 d を設けている。静止画像取得部 13 b は、モニタ 18 に観察対象の静止画像を表示するフリーズ操作と、ストレージに静止画像を保存するリリース操作が可能である。

【0016】

内視鏡システム 10 は、観察モードとして、通常モードと、特殊モードと、組織別表示モードを有している。観察モードが通常モードである場合、複数色の光を通常モード用の光量比 L_c で合波した通常光を発光するとともに、この通常光により照明中の観察対象を

50

撮像して得られた画像信号に基づき、通常画像をモニター18に表示する。また、観察モードが特殊モードである場合、複数色の光を特殊モード用の光量比Lsで合波した特殊光を発光するとともに、この特殊光により照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、特殊画像をモニター18に表示する。

【0017】

また、観察モードが組織別表示モードである場合には、特殊光が発光されるとともに、この特殊光により照明中の観察対象を得られる画像信号に基づいて、上皮毛細血管、腺窩辺縁部、窩間部、腺窩開口部などの各種の組織(図11、13参照)をそれぞれ明確に区別して表示するための組織別画像をモニター18に表示する。組織別画像において表示される上皮毛細血管等については、ズーム操作部13dを操作して観察対象を拡大することによって、観察可能となる。

10

【0018】

プロセッサ装置16は、モニター18及びコンソール19と電氣的に接続する。モニター18は、観察対象の画像や、画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール19は、関心領域(ROI: Region Of Interest)の指定等や機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。

【0019】

図2に示すように、光源装置14は、観察対象の照明に用いる照明光を発する光源20と、光源20を制御する光源制御部22とを備えている。光源20は、複数色のLED(Light Emitting Diode)等の半導体光源である。光源制御部22は、LED等のオン/オフや、LED等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明光の発光量を制御する。また、光源制御部22は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。

20

【0020】

第1実施形態では、光源20は、V-LED(Violet Light Emitting Diode)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode)20c、及びR-LED(Red Light Emitting Diode)20dの4色のLEDと、波長カットフィルタ23とを有している。図3に示すように、V-LED20aは、波長帯域380nm~420nmの紫色光Vを発する。

【0021】

B-LED20bは、波長帯域420nm~500nmの青色光Bを発する。B-LED20bから出射した青色光Bのうち少なくともピーク波長の450nmよりも長波長側は、波長カットフィルタ23によりカットされる。これにより、波長カットフィルタ23を透過した後の青色光Bxは、420~460nmの波長範囲になる。このように、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットしているのは、この460nmよりも長波長側の波長域の光は、観察対象である血管の血管コントラストを低下させる要因であるためである。なお、波長カットフィルタ23は、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットする代わりに、460nmよりも長波長側の波長域の光を減光させてもよい。

30

【0022】

G-LED20cは、波長帯域が480nm~600nmに及び緑色光Gを発する。R-LED20dは、波長帯域が600nm~650nmに及び赤色光Rを発する。なお、各LED20a~20dから発せられる光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっても良い。

40

【0023】

光源制御部22は、各LED20a~20dの点灯や消灯、及び点灯時の発光量等を独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。光源制御部22における点灯及び消灯の制御は、観察モードごとに異なっている。

【0024】

通常モードの場合、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。その際、図4に示すように、紫色

50

光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R 間の光量比 L_c は、青色光 B_x の発光量が、紫色光 V、緑色光 G、及び赤色光 R のいずれの発光量よりも大きくなるように、設定されている。これにより、通常モードでは、光源装置 14 から、紫色光 V、青色光 B_x 、緑色光 G、及び赤色光 R を含む通常モード用の多色光が、通常光として、発せられる。通常光は、青色帯域から赤色帯域まで一定以上の強度を有しているため、ほぼ白色となっている。

【0025】

特殊モード又は組織別表示モードの場合についても、光源制御部 22 は、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、及び R-LED 20d を全て点灯させる。その際、図 5 に示すように、紫色光 V、青色光 B_x 、緑色光 G、及び赤色光 R 間の光量比 L_s は、紫色光 V の発光量が、青色光 B_x 、緑色光 G、及び赤色光 R のいずれの発光量よりも大きくなるように、また、緑色光 G 及び赤色光 R は紫色光 V 及び青色光 B_x よりも小さくなるように、設定されている。これにより、特殊モード又は組織別表示モードでは、光源装置 14 から、紫色光 V、青色光 B_x 、緑色光 G、及び赤色光 R を含む特殊モード又は組織別表示モード用の多色光が、特殊光として発せられる。特殊光は、紫色光 V の発光量が大きいことから、青みを帯びた光となっている。

10

【0026】

図 2 に示すように、光源 20 が発した照明光は、ミラーやレンズ等により形成される光路結合部（図示しない）を介して、挿入部 12a 内に挿通したライトガイド 24 に入射する。ライトガイド 24 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬する。ユニバーサルコードは、内視鏡 12 と光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 とを接続するコードである。なお、ライトガイド 24 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、ライトガイド 24 には、コア径 $105\ \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125\ \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $0.3\ \text{mm} \sim 0.5\ \text{mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

20

【0027】

内視鏡 12 の先端部 12d には、照明光学系 30a と撮像光学系 30b とを設けている。照明光学系 30a は、照明レンズ 32 を有している。この照明レンズ 32 を介して、ライトガイド 24 を伝搬した照明光によって観察対象を照明する。撮像光学系 30b は、対物レンズ 34 と、拡大光学系 36 と、撮像センサ 38 とを有している。これら対物レンズ 34 及び拡大光学系 36 を介して、観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光が撮像センサ 38 に入射する。これにより、撮像センサ 38 に観察対象の像が結像する。

30

【0028】

拡大光学系 36 は、観察対象を拡大するズームレンズ 36a と、ズームレンズ 36a を光軸方向 CL に移動させるレンズ駆動部 36b とを備えている。ズームレンズ 36a は、レンズ駆動部 36b によるズーム制御に従って、テレ端とワイド端の間で自在に移動させることにより、撮像センサ 38 に結像する観察対象を拡大又は縮小させる。

【0029】

撮像センサ 38 は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ 38 の各画素には、R（赤色）カラーフィルタ、G（緑色）カラーフィルタ、B（青色）カラーフィルタのいずれかを設けている。撮像センサ 38 は、B カラーフィルタが設けられている B 画素で紫色から青色の光を受光し、G カラーフィルタが設けられている G 画素で緑色の光を受光し、R カラーフィルタが設けられている R 画素で赤色の光を受光する。そして、各色の画素から、RGB 各色の画像信号を出力する。撮像センサ 38 は、出力した画像信号を、CDS / AGC 回路 40 に送信する。

40

【0030】

通常モードにおいては、撮像センサ 38 は、通常光が照明された観察対象を撮像することにより、B 画素から B_c 画像信号を出力し、G 画素から G_c 画像信号を出力し、R 画素から R_c 画像信号を出力する。また、特殊モード又は組織別表示モードにおいては、撮像センサ 38 は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、B 画素から B_s 画像信号を出

50

力し、G画素からGs画像信号を出力し、R画素からRs画像信号を出力する。

【0031】

撮像センサ38としては、CCD (Charge Coupled Device) 撮像センサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等を利用可能である。また、RGBの原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ38の代わりに、C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及びG (緑) の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号を出力する。このため、補色 - 原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ38と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ38の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。

10

【0032】

CDS / AGC回路40は、撮像センサ38から受信したアナログの画像信号に、相関二重サンプリング (CDS : Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (AGC : Automatic Gain Control) を行う。A / D (Analog to Digital) 変換回路42は、CDS / AGC回路40を経たアナログ画像信号を、デジタルの画像信号に変換する。A / D変換回路42は、A / D変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置16に入力する。

【0033】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部50と、DSP (Digital Signal Processor) 52と、ノイズ低減部54と、画像処理部58と、表示制御部60とを備えている。プロセッサ装置内にある各部のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサである。各種のプロセッサには、ソフトウェア (プログラム) を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPU (Central Processing Unit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス (Programmable Logic Device: PLD)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) などの特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。なお、内視鏡12や光源装置14の内部の各部についても同様である。

20

【0034】

画像信号取得部50 (本発明の「画像取得部」に相当する) は、内視鏡12から、観察モードに対応したデジタル画像信号を取得する。通常モードの場合には、Bc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号を取得する。特殊モード又は組織別表示モードの場合には、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号を取得する。これらの画像信号を取得することにより、画像信号取得部50は複数帯域の画像を取得することになる。

30

【0035】

DSP52は、画像信号取得部50が取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理は、撮像センサ38の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理は、欠陥補正処理した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のゲインを乗

40

【0036】

リニアマトリクス処理は、ゲイン補正処理した画像信号の色再現性を高める。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理した画像信号の明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理した画像信号には、デモザイク処理 (等方化処理、又は同時化処理とも言う) を施すことにより、各画素において不足した色の信号を補間によって生成する。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。ノイズ低減部54は、DSP52でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施し、ノイズを低減する。

【0037】

50

画像処理部 5 8 は、通常画像生成部と 6 2 と、特殊画像処理部 6 4 と、組織別画像処理部 6 6 とを備えている。通常画像処理部 6 2 は、通常モードに設定されている場合に作動し、受信した B c 画像信号、G c 画像信号、R c 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理では、R G B 画像信号に対して 3 × 3 のマトリックス処理、階調変換処理、及び 3 次元 L U T (Look Up Table) 処理などにより色変換処理を行う。

【 0 0 3 8 】

色彩強調処理は、色変換処理済みの R G B 画像信号に対して行われる。構造強調処理は、観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の R G B 画像信号に対して行われる。上記のような各種画像処理等を行うことによって、通常画像が得られる。通常画像は、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rがバランス良く発せられた通常光に基づいて得られた画像であるため、自然な色合いの画像となっている。通常画像は、表示制御部 6 0 に入力される。

10

【 0 0 3 9 】

特殊画像処理部 6 4 は、特殊モードに設定されている場合に作動する。特殊画像処理部 6 4 では、受信した B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の処理内容は、通常画像処理部 6 2 と同様である。上記のような各種画像処理を行うことによって、特殊画像が得られる。特殊画像は、血管のヘモグロビンの吸収係数が高い紫色光Vが、他の色の青色光Bx、緑色光G、赤色光Rよりも大きい発光量となっている特殊光に基づいて得られた画像であるため、血管構造や腺管構造の解像度が他の構造よりも高くなっている。特殊画像は表示制御部 6 0 に入力される。

20

【 0 0 4 0 】

組織別画像処理部 6 6 は、組織別表示モードに設定されている場合に作動する。組織別画像処理部 6 6 では、受信した B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号に対して、各種組織を明確に区別して表示するための処理を行って組織別画像を生成する。また、生成した組織別画像に基づいて、各種組織を指標化した指標値を算出する。これら組織別画像の生成と指標値の算出の詳細については、後述する。組織別画像等については表示制御部 6 0 に入力される。

【 0 0 4 1 】

表示制御部 6 0 は、画像処理部 5 8 から画像をモニタ 1 8 に表示するための表示制御を行う。通常モードに設定されている場合には、表示制御部 6 0 は、通常画像をモニタ 1 8 に表示する制御を行う。特殊モードに設定されている場合には、表示制御部 6 0 は、特殊画像をモニタ 1 8 に表示する制御を行う。組織別表示モードに設定されている場合には、表示制御部 6 0 は、組織別画像をモニタ 1 8 に表示する制御を行う。

30

【 0 0 4 2 】

図 6 に示すように、組織別画像処理部 6 6 は、上皮毛細血管、腺窩辺縁部、窩間部、腺窩開口部などの各種の組織 (図 1 1、1 3 参照) をそれぞれ明確に区別して表示する処理を行うために、輝度判別部 7 0 と、形状判別部 7 2 と、組織判別部 7 4 と、画像生成部 7 6 とを備えている。また、組織別画像処理部 6 6 は、各種の組織を指標化した指標値を算出するために、指標値算出部 7 8 を備えている。

40

【 0 0 4 3 】

輝度判別部 7 0 では、受信信号した画像信号のうち B s 画像信号において、輝度値が特定の閾値 T h 以上であるか否かを判別する輝度判別処理を行う。輝度判別処理では、図 7 に示すように、B s 画像信号のうち、輝度値が特定の閾値 T h 以上の領域を高輝度領域として判別するとともに、輝度値が特定の閾値 T h を下回る領域を低輝度領域として判別する。なお、上皮毛細血管や腺窩辺縁部など各種組織の解像度が高い B s 画像信号に対して輝度判別処理を行うが、各種組織の解像度が高ければ、G s 画像信号などその他の画像信号に対して輝度判別処理を行ってもよい。

【 0 0 4 4 】

50

形状判別部 72 は、Bs 画像信号において、低輝度領域に含まれる構造の形状を判別する形状判別処理を行う。形状判別処理では、図 8 に示すように、低輝度領域から、円構造の領域、線構造の領域、円構造及び線構造のいずれにも属しない特定構造の領域の 3 パターンの領域を検出する。なお、形状判別処理としては、例えば、パターンマッチング処理、モロフォロジー処理、ヘシアン解析などを用いることが好ましい。

【0045】

組織判別部 74 は、輝度判別処理済み及び形状判別処理済みの Bs 画像信号に基づいて、高輝度領域と低輝度領域に含まれる組織の候補の中から、組織の判別を行うとともに、低輝度領域に含まれる組織の候補に対しては、形状判別結果に従って組織を判別する。具体的には、組織判別部 74 は、上皮毛細血管、腺窩辺縁部、窩間部、腺窩開口部の 4 種類 10
の組織の領域を判別する組織判別処理を行う。図 9 に示すように、Bs 画像信号において、高輝度領域は、腺窩辺縁部の領域であると判別される。また、Bs 画像信号において、円構造の領域は腺窩開口部の領域であると判別される。また、Bs 画像信号において、線構造の領域は血管（上皮毛細血管）の領域であると判別される。また、Bs 画像信号において、特定構造の領域は窩間部の領域であると判別される。なお、組織判別部 74 では、低輝度領域に含まれる組織の候補に対して形状判別結果に従って組織の判別を行っているが、これに代えて又は加えて、高輝度領域に含まれる組織の候補に対しても、形状判別結果に従って組織の判別を行うようにしてもよい。

【0046】

画像生成部 76（本発明の「組織別画像生成部」に対応する）は、組織判別処理済みの Bs 画像信号とGs 画像信号とRs 画像信号に基づいて、各種の組織を明確に区別した組織別画像を生成する。組織別画像では、例えば、各種の組織をそれぞれ互いに異なる色で表示してもよい。また、組織別画像では、各種の組織のうち予め設定した組織をその他の組織よりも強調して表示してもよい。また、図 10 に示すように、組織判別済みの Bs 画像信号から腺窩辺縁部の領域を抽出した腺窩辺縁部画像、腺窩開口部の領域を抽出した腺窩開口部画像、血管（上皮毛細血管）の領域を抽出した血管画像、及び窩間部を抽出した窩間部画像を、組織別画像として、予め設定した特定の表示タイミングに従って、表示 20
するようにしてもよい。

【0047】

以上の組織の判別方法と組織別画像の画像生成方法について、胃の組織が正常である場合と構造が不整の場合を例に挙げて、以下説明する。例えば、正常な状態の胃の組織については、図 11 に示すように、組織におけるピットが深さ方向に沿って延びており、且つ各ピットは一定の間隔で規則正しく並んでいることから、組織表面に表れる構造についても一定の規則性を有した構造となっている。例えば、上皮毛細血管（SEC（Sub Epithelial Capillary））は、多角形で構成される低輝度の線構造となっている。腺窩辺縁部（MCE（Marginal Crypt Epithelium））は、上皮毛細血管の内側に配列され、高輝度の構造となっている。また、腺窩開口部（CO（Crypt-Opening））は低輝度の円構造となっている。また、窩間部（IP（Intervening Part））は低輝度の構造となっており、窩間部の間の距離はほぼ一定である。 30

【0048】

図 11 に示す組織を撮像して得られた画像に対して、輝度判別処理、形状判別処理、組織判別処理を行うことによって、上皮毛細血管 SEC の領域、腺窩辺縁部 MCE の領域、腺窩開口部 CO の領域、窩間部 IP の領域の 4 領域に確実に分類することができる。また、画像生成部 76 において、腺窩辺縁部 MCE の領域を強調表示する設定を行った場合には、図 12 に示すように、腺窩辺縁部 MCE（本発明の「特定の組織」に対応する）の領域がその他の領域よりも強調された組織別画像 Px がモニタ 18 に表示される。 40

【0049】

また、構造が不整な状態の胃の組織については、図 13 に示すように、組織におけるピットの延びる方向が、ピットによって異なっており、また、各ピットの配列間隔も異なっている。そのため、組織表面に表れる構造は、正常の場合とことなって、規則性が崩れて 50

いる。例えば、上皮下毛細血管SECは、正常の場合に多角形で構成される線構造の形が崩れて、閉じていない低輝度の線構造となっている。腺窩辺縁部MCEは、正常の場合と比較して大きく構造が変わって、多角形状の高輝度の構造となっている。また、腺窩開口部COは、正常の場合と異なり、消失している。また、窩間部(IP(Intervening Part))については、ピットの不整によって、長さが窩間部ごとに異なっている。

【0050】

図13に示す組織を撮像して得られた画像に対して、輝度判別処理、形状判別処理、組織判別処理を行うことによって、上皮下毛細血管SECの領域、腺窩辺縁部MCEの領域、窩間部IPの領域の3領域に確実に分類することができる。また、画像生成部76において、腺窩辺縁部MCEの領域を強調表示する設定を行った場合には、図14に示すように、腺窩辺縁部MCE(本発明の「特定の組織」に対応する)の領域がその他の領域よりも強調された組織別画像Pyがモニタ18に表示される。

10

【0051】

指標値算出部78は、組織判別済みのBs画像信号から腺窩辺縁部の領域を抽出して、腺窩辺縁部を指標値化した腺窩辺縁部指標値を算出する。腺窩辺縁部指標値としては、例えば、一定の範囲における腺窩辺縁部の密度などが挙げられる。同様にして、指標値算出部78は、組織判別済みのBs画像信号から腺窩開口部の領域を抽出して、腺窩開口部を指標値化した腺窩開口部指標値を算出する。また、指標値算出部78は、組織判別済みのBs画像信号から血管(上皮下毛細血管)の領域を抽出して、血管を指標値化した血管指標値を算出する。また、指標値算出部78は、組織判別済みのBs画像信号から窩間部を抽出して、窩間部を指標値化した窩間部指標値を算出する。なお、指標値化の方法としては、例えば、画像全体又は一定の画像領域における密度を求める方法がある。また、指標値算出部78で算出した指標値に応じて異なる色により表した指標値画像を生成して、モニタ18に表示するようにしてもよい。

20

【0052】

次に、組織別表示モードの一連の流れについて、図15に示すフローチャートを用いて説明する。モード切替部13cによって組織別表示モードに設定すると、観察対象に対して特殊光が照射される。撮像センサ38は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号を出力する。

30

【0053】

次に、Bs画像信号に対して輝度判別処理を行う。輝度判別処理の結果、Bs画像信号は、高輝度領域と低輝度領域の2つの領域に分けられる。Bs画像信号のうち低輝度領域に対して形状判別処理を行う。形状判別処理の結果、低輝度領域は、円構造の領域と、線構造の領域と、特定構造の領域の3つの領域に分けられる。輝度判別処理及び形状判別処理済みのBs画像信号に基づいて、各種の組織を判別する組織判別処理を行う。

【0054】

組織判別処理の結果、Bs画像信号の高輝度領域は腺窩辺縁部の領域として判別される。また、Bs画像信号の円構造の領域は腺窩開口部の領域として判別される。また、Bs画像信号の線構造の領域は血管(上皮下毛細血管)の領域として判別される。また、Bs画像信号の特定構造の領域は窩間部の領域として判別される。そして、組織判別処理済みのBs画像信号とGs画像信号、Rs画像信号に基づいて、各種の組織を明確に区別した組織別画像を生成し、モニタ18に表示する。

40

【0055】

[第1B実施形態]

なお、上記第1A実施形態では、血管(上皮下毛細血管)と窩間部との判別を形状に基づく判別により行っているが、画像中における線構造の解像度が低い場合には、血管の判別が困難であるため、このような場合には、形状以外の方法により判別を行ってもよい。血管と窩間部については、低輝度という点では共通するが、短波長の光に対する光吸収特性に違いがある。血管は、420nm付近の光に対して吸収のピークを有する一方で、窩間部に含まれる間質は、410~460nmの範囲において比較的フラットな吸収特性を

50

有する。第1B実施形態では、このような短波の光に対する吸収に対する違いに基づいて、血管と窩間部の判別を行う。

【0056】

第1B実施形態では、血管の光吸収に関する情報を得るために、図16に示すように、1フレーム目で、紫色光Vのみを観察対象に照射し、この観察対象を撮像センサ38により撮像する。これによって、B画素からB1s画像信号を出力し、G画素からG1s画像信号を出力し、R画素からR1s画像信号を出力する。一方、窩間部に含まれる間質の光吸収に関する情報を得るために、紫色光を照射した後、次の2フレーム目で、紫色光Vを消灯する一方で、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rを点灯して観察対象に向けて照明し、この観察対象を撮像センサ38により撮像する。これによって、B画素からB2s画像信号を出力し、G画素からG2s画像信号を出力し、R画素からR2s画像信号を出力する。第1B実施形態では、紫色光Vの照明と、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rの照明とを交互に行う。

10

【0057】

また、第1B実施形態の組織別画像処理部66では、図17に示すように、形状判別部72に代えて、差分画像生成部90が設けられる。輝度判別部70は、第1B実施形態では、B1s画像信号又はB2s画像信号に基づいて、高輝度領域と低輝度領域の判別が行われる。差分画像生成部90は、B1s画像信号とB2s画像信号の差分処理を行って差分画像を生成する。また、差分画像生成部90は、図18に示すように、生成した差分画像について、B1s画像信号とB2s画像信号との信号値の差が一定値以上の第1差分領域と、B1s画像信号とB2s画像信号との信号値の差が一定値を下回る第2差分領域の2つの領域に分ける。

20

【0058】

組織判別部74は、図19に示すように、上記第1A実施形態と同様、高輝度領域は腺窩辺縁部の領域として判別される。一方、組織判別部74は、低輝度領域のうち差分画像で第1差分領域と判別された領域について、血管の領域と判別する。また、組織判別部74は、低輝度領域のうち差分画像で第2差分領域と判別された領域について、窩間部の領域として判別する。なお、差分画像に代えて、B1s画像信号とB2s画像信号の比率を求める比率算出処理を行って、比率画像を作成してもよい。この場合、比率画像において、比率が一定範囲外にある領域が血管の領域と判別され、比率が一定範囲内にある領域が窩間部の領域と判別される。

30

【0059】

[第1C実施形態]

上記第1A及びB実施形態では、上皮毛細血管、腺窩辺縁部、窩間部、腺窩開口部など胃における組織の判別について説明を行っているが、胃以外の部位に対しても、本発明の組織の判別は可能である。第1C実施形態では、食道に表れる組織の判別を行う。食道では、図20に示すように、食道においては、組織として、胃と異なり腺管構造を有しておらず、主に、IPC L (Intra-epithelial Papillary Capillary Loops) と樹枝状血管の2種類の血管を有している。これら2種類の血管の判別を、第1C実施形態では行う。なお、食道においては、樹枝状血管よりも更に深い位置に粘膜下層の静脈が分布している。

40

【0060】

第1C実施形態では、特殊光により照明中の食道を撮像することによって得られる画像信号のうちBs画像信号に基づく輝度判別処理と形状判別処理を行って、組織判別を行う方法が考えられる。輝度判別処理は第1A実施形態と同様である。ただし、食道では、高輝度領域となる腺管構造は有していないため、輝度判別処理済みのBs画像信号においては、低輝度領域のみとなる。次に、輝度判別処理済みのBs画像信号に対して、形状判別処理を行う。形状判別処理は、第1C実施形態では、ループ構造を検出するループ構造検出処理を行う。

【0061】

50

ループ構造検出処理は、第1A実施形態で示した線構造を検出した後、検出した線構造の曲率を解析して、ループ構造の有無を検出する。以上の形状判別処理済みのBs画像信号の低輝度領域においては、図21に示すように、ループ構造有りの領域と、ループ構造無しの領域の2つの領域に分けられる。形状判別処理済みのBs画像信号に対して組織判別処理を行う。その結果、図22に示すように、ループ構造有りの領域はIPCLの領域として判別され、ループ構造無しの領域は樹枝状血管の領域として判別される。

【0062】

また、第1C実施形態では、特殊光により照明中の食道を撮像することにより得られる画像信号のうちBs画像信号とGs画像信号に基づく輝度判別処理と比率算出処理を行って、組織判別する方法も考えられる。輝度判別処理は上記と同様であり、輝度判別処理済みのBs画像信号には、低輝度領域のみが含まれる。一方、比率算出処理では、図23に示すように、Bs画像信号とGs画像信号の比率Bs/Gsを算出する。そして、比率算出処理は、算出した比率Bs/Gsが一定値以下の低比率領域と、比率Bs/Gsが一定値を超える高比率領域の2つの領域に分ける。組織判別処理では、図24に示すように、低比率領域をIPCLの領域として判別するとともに、高比率領域を樹枝状血管の領域として判別する。

10

【0063】

以上のように、比率Bs/Gsにより、IPCLと樹枝状血管の判別できるのは、以下の理由による。Bs画像信号は、紫色光Vなど深達度の浅い短波の光に基づいて得られる画像であるため、Bs画像信号において、組織の浅い位置に分布するIPCLの視認性が高いものの、組織の深い位置にある樹枝状血管の視認性は低くなっている。これに対して、Gs画像信号は、緑色光Gなど深達度の深い長波の光に基づいて得られる画像であるため、Gs画像信号において、樹枝状血管は高コントラストで視認性が高くなっている。一方、緑色光Gなどの長波の光は血液の吸収特性が低いことから、Gs画像信号においてはIPCLのような細い血管は視認性が低い。以上の考察から、次のことが言える。

20

- ・ Bs画像信号の信号値が低く、Gs画像信号での信号値が高い Bs/Gsが小さい IPCL

- ・ Bs画像信号の信号値が高く、Gs画像信号での信号値が低い Bs/Gsが大きい 樹枝状血管

30

【0064】

[第2実施形態]

第2実施形態では、上記第1A及びB実施形態で示した4色のLED20a~20dの代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。以下においては、第1実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第1A及びB実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【0065】

図25に示すように、第2実施形態の内視鏡システム100では、光源装置14の光源20において、4色のLED20a~20dの代わりに、中心波長445±10nmの青色レーザ光を発する青色レーザ光源(「445LD」と表記。LDは「Laser Diode」を表す)104と、中心波長405±10nmの青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源(「405LD」と表記)106とが設けられている。これら各光源104、106の半導体発光素子からの発光は、光源制御部108により個別に制御されており、青色レーザ光源104の出射光と、青紫色レーザ光源106の出射光の光量比は変更自在になっている。

40

【0066】

光源制御部108は、通常モードの場合には、青色レーザ光源104を点灯させる。これに対して、特殊モード又は組織別表示モードの場合には、青色レーザ光源104と青紫色レーザ光源106の両方を点灯させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。

【0067】

50

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は ± 10 nm程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源104及び青紫色レーザ光源106は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaNA s系レーザダイオードやGaNAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

【0068】

照明光学系30aには、照明レンズ32の他に、ライトガイド24からの青色レーザ光又は青紫色レーザ光が入射する蛍光体110が設けられている。蛍光体110は、青色レーザ光によって励起され、蛍光を発する。また、青色レーザ光の一部は、蛍光体110を励起させることなく透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体110を励起させることなく透過する。蛍光体110を出射した光は、照明レンズ32を介して、観察対象の体内を照明する。

10

【0069】

ここで、通常モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体110に入射するため、図26に示すような、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体110から励起発光する蛍光を合波した通常モード用の広帯域光が、通常光として、観察対象に照明される。この通常光で照明された観察対象を撮像センサ38で撮像することによって、Bc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号からなる通常画像が得られる。

【0070】

一方、特殊モード又は組織別表示モードにおいては、青紫色レーザ光と青色レーザ光の両方が蛍光体110に入射するため、図27に示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体110から励起発光する蛍光を合波した特殊モード又は組織別表示モード用の広帯域光が、特殊光として、観察対象に照明される。この特殊光で照明された観察対象を撮像センサ38により撮像することによって、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号からなる特殊画像が得られる。

20

【0071】

なお、蛍光体110は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)などの蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体110の励起光源として用いれば、高い発光効率により高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

30

【0072】

[第3実施形態]

第3実施形態では、4色のLED20a～20dの代わりに、キセノンランプ等の白色光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ38に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行っても良い。以下においては、第1実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第1A及びB実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【0073】

図28に示す内視鏡システム200では、光源装置14において、内視鏡システム10の各LED20a～20dに代えて、白色光光源202と、回転フィルタ204と、フィルタ切替部206とが設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ38の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ208が設けられている。

40

【0074】

白色光光源202はキセノンランプや白色LED等であり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ204は、回転軸に近い一番近い内側に設けた通常モード用フィルタ210と、この通常モード用フィルタ210の外側に設けた特殊モード用フィルタ212とを備えている(図29参照)。

50

【 0 0 7 5 】

フィルタ切替部 2 0 6 は、回転フィルタ 2 0 4 を径方向に移動する。具体的には、フィルタ切替部 2 0 6 は、モード切替部 1 3 c により通常モードにセットした場合に、通常モード用フィルタ 2 1 0 を白色光の光路に挿入する。フィルタ切替部 2 0 6 は、特殊モード又は組織別表示モードにセットした場合に、特殊モード又は組織別表示モード用フィルタ 2 1 2 を白色光の光路に挿入する。

【 0 0 7 6 】

図 2 9 に示すように、通常モード用フィルタ 2 1 0 には、周方向に沿って、B b フィルタ 2 1 0 a と、G フィルタ 2 1 0 b と、R フィルタ 2 1 0 c とが設けられている。B b フィルタ 2 1 0 a は、白色光のうち 4 0 0 ~ 5 0 0 nm の波長範囲を持つ広帯域の青色光 B b を透過する。G フィルタ 2 1 0 b は、白色光のうち緑色光 G を透過する。R フィルタ 2 1 0 c は、白色光のうち赤色光 R を透過する。したがって、通常モード時には、回転フィルタ 2 0 4 が回転することにより、通常光として、広帯域の青色光 B b、緑色光 G、赤色光 R が、観察対象に向けて、順次照射される。

10

【 0 0 7 7 】

特殊モード又は組織別表示モード用フィルタ 2 1 2 には、周方向に沿って、B n フィルタ 2 1 2 a と、G n フィルタ 2 1 2 b とが設けられている。B n フィルタ 2 1 2 a は、白色光のうち 4 0 0 ~ 4 5 0 nm の青色狭帯域光 B n を透過する。G n フィルタ 2 1 2 b は、白色光のうち 5 3 0 ~ 5 7 0 nm の緑色狭帯域光 G n を透過する。したがって、特殊モード時には、回転フィルタ 2 0 4 が回転することにより、特殊光として、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が、観察対象に向けて、順次照射される。

20

【 0 0 7 8 】

内視鏡システム 2 0 0 では、通常モード時には、広帯域の青色光 B b、緑色光 G、赤色光 R で観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ 2 0 8 で観察対象を撮像する。これにより、広帯域の青色光 B b の照明時に B c 画像信号が得られ、緑色光 G の照明時に G c 画像信号が得られ、赤色光 R の照明時に R c 画像信号が得られる。これら B n 画像信号、G c 画像信号と R c 画像信号によって、通常画像が構成される。

【 0 0 7 9 】

特殊モード又は組織別表示モード時には、青色狭帯域光 B n、緑色狭帯域光 G n で観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ 2 0 8 で観察対象を撮像する。これにより、青色狭帯域光 B n の照明時に B n 画像信号が得られ、緑色狭帯域光 G n の照射時に G n 画像信号が得られる。これら B n 画像信号と G n 画像信号によって、特殊画像又は組織別画像が構成される。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 8 0 】

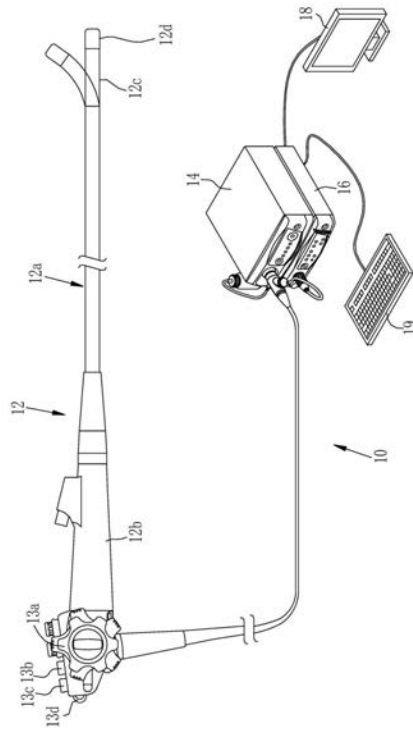
- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 2 c 湾曲部
- 1 2 d 先端部
- 1 3 a アンゲルノブ
- 1 3 b 静止画像取得部
- 1 3 c モード切替部
- 1 3 d ズーム操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 モニタ
- 1 9 コンソール
- 2 0 光源

40

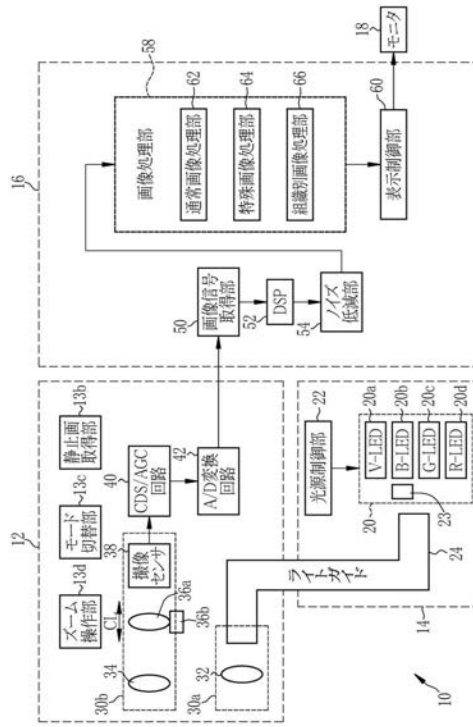
50

2 0 a	V - L E D	
2 0 b	B - L E D	
2 0 c	G - L E D	
2 0 d	R - L E D	
2 2	光源制御部	
2 3	波長カットフィルタ	
2 4	ライトガイド	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮像光学系	
3 2	照明レンズ	10
3 4	対物レンズ	
3 6	拡大光学系	
3 6 a	ズームレンズ	
3 6 b	レンズ駆動部	
3 8	撮像センサ	
4 0	C D S / A G C 回路	
4 2	A / D 変換回路	
5 0	画像信号取得部	
5 2	D S P	
5 4	ノイズ低減部	20
5 8	画像処理部	
6 0	表示制御部	
6 2	通常画像処理部	
6 4	特殊画像処理部	
6 6	組織別画像処理部	
7 0	輝度判別部	
7 2	形状判別部	
7 4	組織判別部	
7 6	画像生成部	
7 8	指標値算出部	30
9 0	差分画像生成部	
1 0 0	内視鏡システム	
1 0 4	青色レーザ光源	
1 0 6	青紫色レーザ光源	
1 0 8	光源制御部	
1 1 0	蛍光体	
2 0 0	内視鏡システム	
2 0 2	白色光光源	
2 0 4	回転フィルタ	
2 0 6	フィルタ切替部	40
2 0 8	撮像センサ	
2 1 0	通常モード用フィルタ	
2 1 0 a	B b フィルタ	
2 1 0 b	G フィルタ	
2 1 0 c	R フィルタ	
2 1 2	特殊モード又は組織別表示モード用フィルタ	
2 1 2 a	B n フィルタ	
2 1 2 b	G n フィルタ	

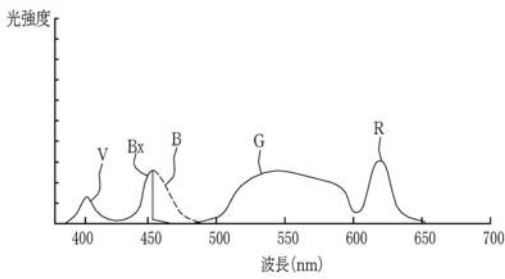
【 図 1 】



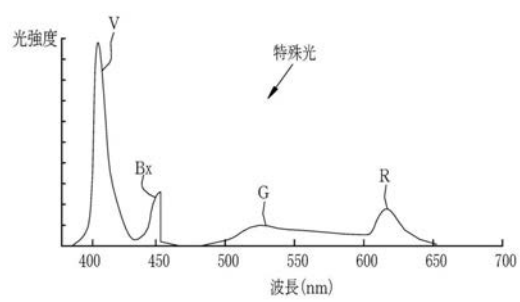
【 図 2 】



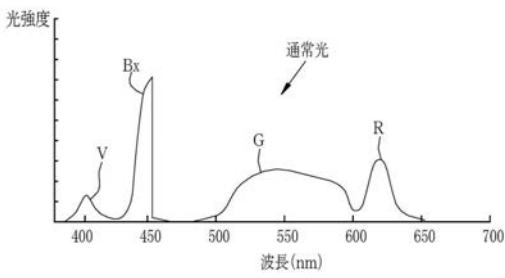
【 図 3 】



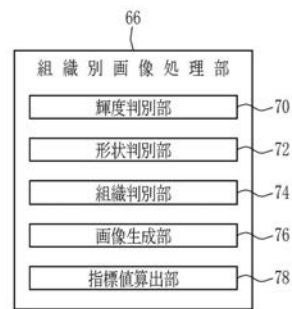
【 図 5 】



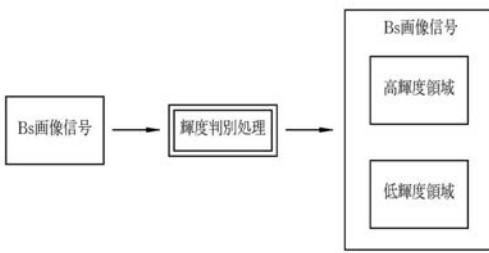
【 図 4 】



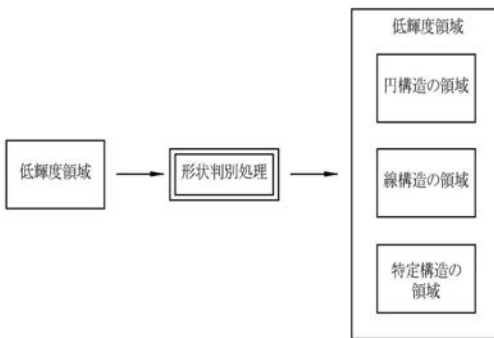
【 図 6 】



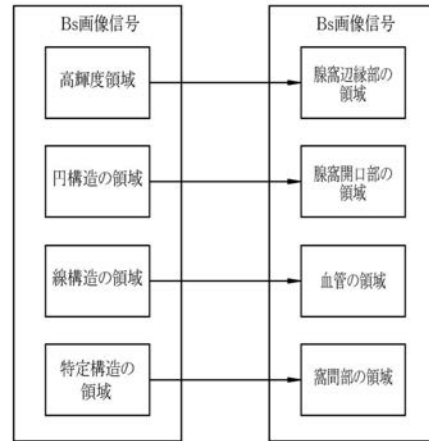
【 図 7 】



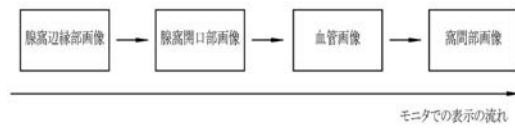
【 図 8 】



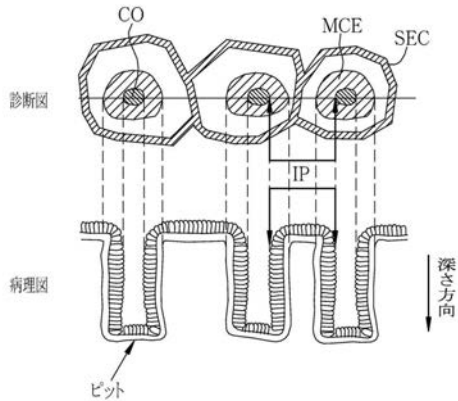
【 図 9 】



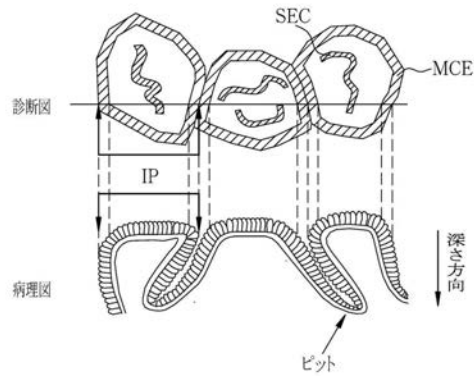
【 図 10 】



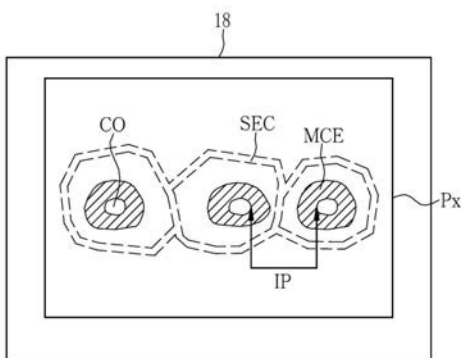
【 図 11 】



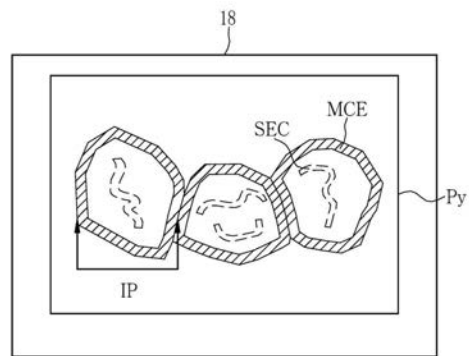
【 図 13 】



【 図 12 】



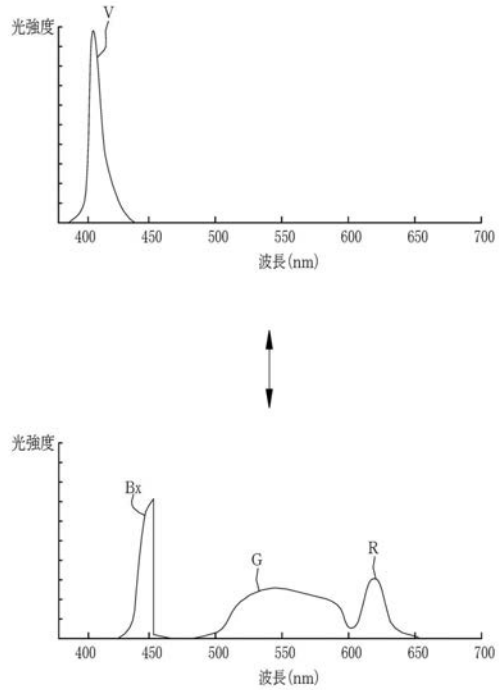
【 図 14 】



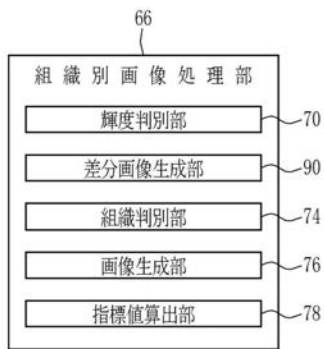
【 図 1 5 】



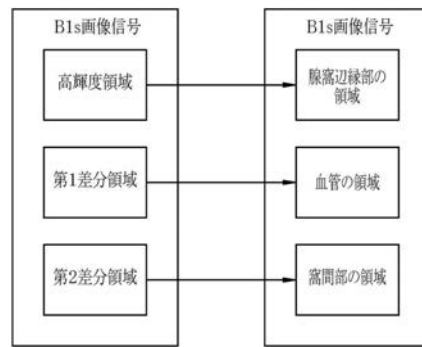
【 図 1 6 】



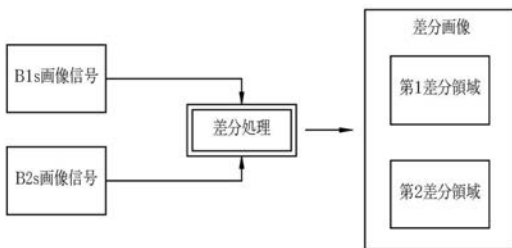
【 図 1 7 】



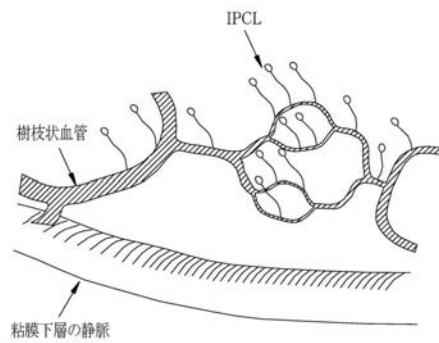
【 図 1 9 】



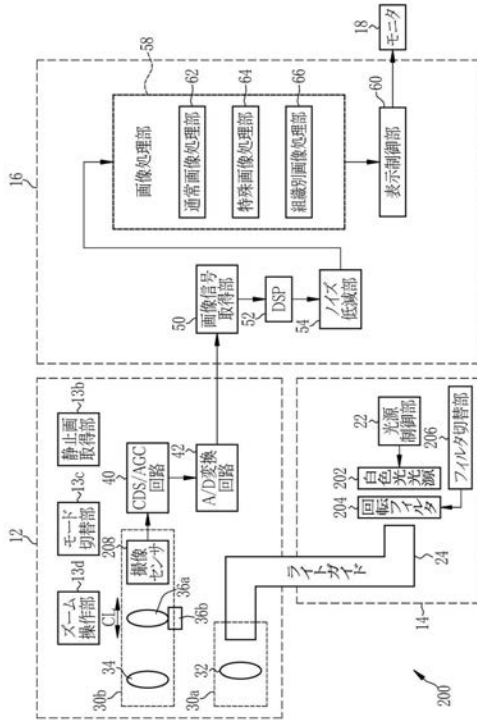
【 図 1 8 】



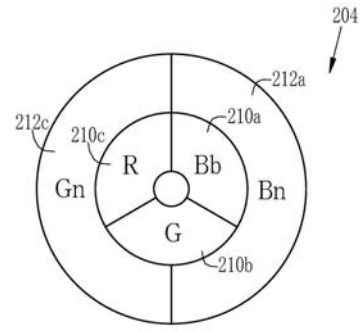
【 図 2 0 】



【図 28】



【図 29】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/031642
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(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 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 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.
X A	JP 2013-99509 A (Fujifilm Corp.), 23 May 2013 (23.05.2013), fig. 5, 7 to 12 & WO 2013/054837 A1 fig. 5, 7 to 12	1, 2, 5-9, 11 3, 4, 10
A	JP 2007-75198 A (Pentax Corp.), 29 March 2007 (29.03.2007), entire text; all drawings & DE 102006042670 A1	1-11
<input 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 "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 07 November 2017 (07.11.17)		Date of mailing of the international search report 21 November 2017 (21.11.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 1 6 4 2	
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			
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			
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 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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	
X A	JP 2013-99509 A (富士フイルム株式会社) 2013.05.23, [図5] [図7] ~ [図12] & WO 2013/054837 A1([図5] [図7] ~ [図12])	1, 2, 5-9, 11 3, 4, 10	
A	JP 2007-75198 A (ペンタックス株式会社) 2007.03.29, 全文全図 & DE 102006042670 A1	1-11	
㊦ 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		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、一般的な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 07.11.2017		国際調査報告の発送日 21.11.2017	
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) 森口 正治	2Q 9403
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292

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, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(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)	处理器装置，内窥镜系统和操作处理器装置的方法		
公开(公告)号	JPWO2018061620A1	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2018542035	申请日	2017-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加門 駿平		
发明人	加門 駿平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 G16H30/40 G16H40/63 A61B1/00163 A61B1/045 A61B1/0676 A61B5/0084 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/045.622 A61B1/045.618 A61B1/045.616 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA22 2H040/DA02 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW08		
优先权	2016192893 2016-09-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种处理器装置和内窥镜系统，其能够区分观察目标中包括的组织 and 处理器装置的操作方法。获取通过对包括至少一个组织的观察目标进行成像而获得的Bs图像信号，Gs图像信号和Rs图像信号。基于这三个带图像，执行特定的计算处理以获得计算图像。组织确定单元74基于Bs图像信号和操作图像的亮度值确定组织。

