

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02015/151663

発行日 平成29年4月13日 (2017. 4. 13)

(43) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)

(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 0
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 B	
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

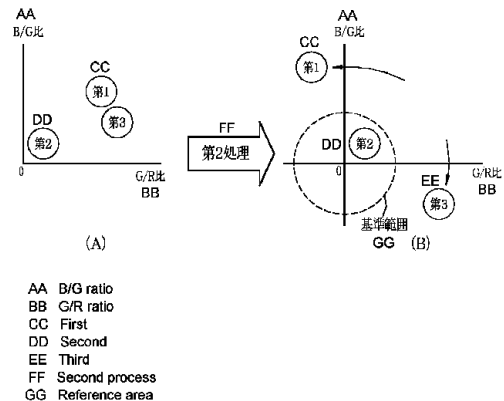
出願番号	特願2016-511452 (P2016-511452)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/055537		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成27年2月26日 (2015. 2. 26)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2014-74273 (P2014-74273)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成26年3月31日 (2014. 3. 31)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	蔵本 昌之
(31) 優先権主張番号	特願2014-133388 (P2014-133388)		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
(32) 優先日	平成26年6月27日 (2014. 6. 27)		富士フイルム株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	F ターム (参考)	2H040 CA04 CA06 CA10 CA11 CA12
			CA23 GA02 GA06 GA11
			4C161 CC06 DD03 DD07 FF14 LL02
			MM03 MM05 NN01 QQ04 QQ07
			QQ09 RR14 RR18 SS21 TT15
			WW10
			5C054 CC07 FB03 FC07 FE09 HA12
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システム

(57) 【要約】

胃粘膜が萎縮した萎縮部などの異常部と、正常部との色の差を強調した画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システムを提供する。

R G B 画像信号を入力する。B 画像信号と G 画像信号から B / G 比を求め、G 画像信号と R 画像信号から G / R 比を求める。B / G 比、G / R 比から形成される特徴空間において、第 1 及び第 3 範囲の座標を維持した状態で、第 2 範囲の座標を、原点を含む基準範囲に移動するように処理する第 1 処理を行う。第 1 範囲の座標と第 3 範囲の座標とを互いには離れさせるために、第 1 範囲の座標と第 3 範囲の座標を移動するように処理する第 2 処理を行う。第 1 及び第 2 処理後の B / G 比、G / R 比に基づいて、第 1 特殊画像を生成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、

前記第 1 カラー画像信号のうち 2 色の画像信号間の第 1 信号比と、前記第 1 信号比と異なる 2 色の画像信号間の第 2 信号比を算出する信号比算出部と、

前記第 1 信号比と前記第 2 信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち第 2 範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、前記第 2 範囲は移動せずに、前記第 1 範囲の座標と前記第 3 範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第 2 処理とを行う第 1 移動処理部と、

を備える医用画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 処理は、前記特徴空間において、前記第 2 範囲の座標の動径を変更して、前記第 2 範囲の座標を前記基準範囲に移動させる請求項 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 2 処理は、前記特徴空間において、前記第 1 範囲の座標の角度と前記第 3 範囲の座標の角度とを変更して、前記第 1 範囲の座標と前記第 3 範囲の座標とが互いに離れるように移動させる請求項 1 または 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記基準範囲は、前記特徴空間の原点を含み、且つ、前記第 1 範囲及び前記第 3 範囲を含まない範囲である請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記特徴空間において、前記第 2 範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、前記特徴空間において、前記第 1 範囲の座標を維持した状態で、前記第 3 範囲を移動するように処理する第 3 処理を行う第 2 移動処理部を備える請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 3 処理では、前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比から得られる第 2 特殊画像の色相が変化するように、前記第 3 範囲の座標を移動させる請求項 5 記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記第 1 及び第 2 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比を第 2 カラー画像信号に変換し、又は前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比を第 2 カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、

前記第 1 カラー画像信号から得られる第 1 明るさ情報及び前記第 2 カラー画像信号から得られる第 2 明るさ情報から、前記第 2 カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有する請求項 5 または 6 記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記特徴空間において、前記第 1 カラー画像信号のうち少なくとも 1 色の画像信号が狭帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 2 範囲との差は、前記第 1 カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 2 範囲との差よりも大きい、又は、前記第 1 カラー画像信号のうち少なくとも 1 色の画像信号が狭帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 3 範囲との差は、前記第 1 カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の前記第 1 範囲と前記第 3 範囲との差よりも大きい請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記第 1 信号比は血管深さと相関があり、前記第 2 信号比は血液量と相関がある請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記第 1 信号比は B / G 比で、前記第 2 信号比は G / R 比である請求項 9 記載の医用画

50

像処理装置。

【請求項 1 1】

請求項 5 記載の医用画像処理装置と、

前記第 1 及び第 2 処理後の第 1 及び第 2 信号比から得られる第 1 特殊画像と前記第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比から得られる第 2 特殊画像を表示する表示部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項 1 2】

画像信号入力処理部が、第 1 カラー画像信号を入力処理するステップと、

信号比算出部が、前記第 1 カラー画像信号のうち 2 色の画像信号間の第 1 信号比と、前記第 1 信号比と異なる 2 色の画像信号間の第 2 信号比を算出するステップと、

第 1 移動処理部が、前記第 1 信号比と前記第 2 信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち第 2 範囲の座標を、前記特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、前記第 2 範囲は移動せずに、前記第 1 範囲の座標と前記第 3 範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第 2 処理とを行うステップと、
を有する医用画像処理装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、正常部と病変部の色の違いを強調した画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システムに関する。

【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。この内視鏡システムでは、内視鏡から観察対象に照明光を照射し、その照明光で照明中の観察対象を内視鏡の撮像素子で撮像して得られる画像信号に基づいて、観察対象の画像をモニタ上に表示する。ドクターは、モニタに表示された画像を見ながら、病変部の有無を検出する。

【0003】

ここで、粘膜表面から大きく突起している病変部など、形状や大きさが正常部と大きく異なる病変部については、容易に検出することが可能である。しかしながら、形状や大きさが正常部とほとんど変わらない病変部については、正常部との色の違いを手がかりに、検出することになる。この場合、病変部がそれほど進行しておらず、正常部との色の違いがほとんどない場合には、検出することは極めて困難になる。

【0004】

そこで、特許文献 1 では、血液量（ヘモグロビンインデックス）が基準値から離れる部分については更に基準値から離れるようにする処理を行うことによって、正常部と病変部の色の差が明確になるようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許 3 2 2 8 6 2 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

病変部の中でも胃癌については、胃の粘膜に萎縮が生じて、胃の粘膜が退色調に変化することが知られている。そのため、粘膜に萎縮が生じた萎縮部は、萎縮が生じていない正常部に対して、色の違いが生ずるようになる。この正常部との色の違いを内視鏡で観察することによって、胃癌が存在するかどうかを診断している（認定 N P O 法人 日本胃がん

10

20

30

40

50

予知・診断・治療研究機構が推奨するＡＢＣ検診がある）。

【０００７】

ここで、萎縮が高度に進んだ場合（例えば、ＡＢＣ検診でＣ群やＤ群に含まれる場合）には、正常部と萎縮部の色の違いは明確であるため、萎縮部を容易に検出することが可能である。しかしながら、萎縮進行中の場合（例えば、ＡＢＣ検診でＢ群やＣ群に含まれる場合）には、萎縮部と正常部との色の差は僅かであるため、色の違いだけで、萎縮部を検出することは困難である。したがって、萎縮進行中のように、萎縮部と正常部との色の差が僅かな場合であっても、正常部と萎縮部との色の差を強調して、萎縮部の検出を容易にすることが求められている。

【０００８】

なお、特許文献１の方法により、萎縮部と正常部との色の差を強調することが考えられる。しかしながら、萎縮部の色は、血液量だけでなく、血液量以外の要素によっても影響を受けるため、特許文献１の方法では、萎縮部と正常部との色の差を強調することは難しい。

【０００９】

本発明は、胃粘膜が萎縮した萎縮部などの異常部と、正常部との色の差を強調した画像を生成する医用画像処理装置及びその作動方法並びに内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１０】

本発明の医用画像処理装置は、第１カラー画像信号を入力処理する画像信号入力処理部と、第１カラー画像信号のうち２色の画像信号間の第１信号比と、第１信号比と異なる２色の画像信号間の第２信号比を算出する信号比算出部と、第１信号比と第２信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第１範囲、第２範囲、及び第３範囲のうち第２範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第１処理と、第２範囲は移動せずに、第１範囲の座標と第３範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第２処理とを行う第１移動処理部と、を備える。

【００１１】

第１処理は、特徴空間において、第２範囲の座標の動径を変更して、第２範囲の座標を基準範囲に移動させることが好ましい。第２処理は、特徴空間において、第１範囲の座標の角度と第３範囲の座標の角度とを変更して、第１範囲の座標と第３範囲の座標とが互いに離れるように移動させることが好ましい。基準範囲は、特徴空間の原点を含み、且つ、第１範囲及び第３範囲を含まない範囲であることが好ましい。

【００１２】

特徴空間において、第２範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第１処理と、特徴空間において、第１範囲の座標を維持した状態で、第３範囲を移動するように処理する第３処理を行う第２移動処理部を備えることが好ましい。第３処理では、第１及び第３処理後の第１信号比及び第２信号比から得られる第２特殊画像の色相が変化するように、第３範囲の座標を移動させることが好ましい。

【００１３】

第１及び第２処理後の第１信号比及び第２信号比を第２カラー画像信号に変換し、又は第１及び第３処理後の第１信号比及び第２信号比を第２カラー画像信号に変換するカラー画像信号変換部と、第１カラー画像信号から得られる第１明るさ情報及び第２カラー画像信号から得られる第２明るさ情報から、第２カラー画像信号の画素値を調整する明るさ調整部とを有することが好ましい。

【００１４】

特徴空間において、第１カラー画像信号のうち少なくとも１色の画像信号が狭帯域信号である場合の第１範囲と第２範囲との差は、第１カラー画像信号が全て広帯域信号である場合の第１範囲と第２範囲との差よりも大きい、又は、第１カラー画像信号のうち少なくとも１色の画像信号が狭帯域信号である場合の第１範囲と第３範囲との差は、第１カラー

10

20

30

40

50

画像信号が全て広帯域信号である場合の第 1 範囲と第 3 範囲との差よりも大きいことが好ましい。

【 0 0 1 5 】

第 1 信号比は血管深さと相関があり、第 2 信号比は血液量と相関があることが好ましい。第 1 信号比は B / G 比で、第 2 信号比は G / R 比であることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明の医用画像処理装置と、第 1 及び第 2 処理後の第 1 及び第 2 信号比から得られる第 1 特殊画像と第 1 及び第 3 処理後の第 1 信号比及び第 2 信号比から得られる第 2 特殊画像を表示する表示部と、を備える内視鏡システム。

10

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号入力処理部が、第 1 カラー画像信号を入力処理するステップと、信号比算出部が、第 1 カラー画像信号のうち 2 色の画像信号間の第 1 信号比と、第 1 信号比と異なる 2 色の画像信号間の第 2 信号比を算出するステップと、第 1 移動処理部が、第 1 信号比と第 2 信号比で形成される特徴空間において、被検体内の観察対象が分布する第 1 範囲、第 2 範囲、及び第 3 範囲のうち第 2 範囲の座標を、特徴空間内に定める基準範囲に移動するように処理する第 1 処理と、第 2 範囲は移動せずに、第 1 範囲の座標と第 3 範囲の座標のうち少なくとも一方を移動するように処理する第 2 処理とを行うステップと、を有する。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、胃粘膜が萎縮した萎縮部などの異常部と、正常部との色の差を強調した画像を生成することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの外觀図である。

【 図 2 】 第 1 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、緑色光 G、及び赤色光 R の発光スペクトルを示すグラフである。

30

【 図 4 】 第 1 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【 図 5 】 第 1 処理を示す説明図である。

【 図 6 】 動径 r と動径 E_r との関係を示すグラフである。

【 図 7 】 第 1 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【 図 8 A 】 第 2 処理を示す説明図である。

【 図 8 B 】 角度変更範囲 R_2 内の角度 θ の移動範囲を示すグラフである。

【 図 9 】 角度 θ と第 2 処理後の角度 E_θ との関係を示すグラフである。

【 図 10 】 第 2 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【 図 11 A 】 第 3 処理を示す説明図である。

【 図 11 B 】 角度変更範囲 R_3 内の角度 θ の移動範囲を示すグラフである。

40

【 図 12 】 角度 θ と第 3 処理後の角度 E_θ との関係を示すグラフである。

【 図 13 】 第 3 処理により得られる作用・効果を示す説明図である。

【 図 14 】 第 1 特殊画像と第 2 特殊画像とを同時表示するモニタの画像図である。

【 図 15 】 本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【 図 16 】 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 17 】 白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 18 】 特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【 図 19 】 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 20 】 回転フィルタを示す平面図である。

【 図 21 】 第 4 実施形態のカプセル内視鏡システムの機能を示す図である。

50

【 図 22 】 図 3 とは異なる紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の発光スペクトルを

示すグラフである。

【図 2 3】二次元 L U T を用いる場合の第 1 又は第 2 特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 2 4】第 1 B 画像信号が狭帯域信号である場合における特徴空間上での第 2 範囲及び第 3 範囲の位置と第 1 B 画像信号が広帯域信号である場合における特徴空間上での第 2 範囲及び第 3 範囲の位置を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 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 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、被検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられる湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。

【0021】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW 13a が設けられている。モード切替 SW 13a は、通常観察モードと、第 1 特殊観察モードと、第 2 特殊観察モードと、同時観察モードとの 4 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 18 上に表示するモードである。第 1 特殊観察モードは、胃癌などの病変によって胃粘膜に萎縮が生じた萎縮部と正常部との境界を観察するために用いられ、第 1 特殊画像をモニタ 18 上に表示するモードである。第 2 特殊観察モードは、萎縮部と正常部の色の違いを観察するために用いられ、第 2 特殊画像をモニタ 18 上に表示するモードである。同時観察モードは、萎縮部と正常部の境界の観察と、萎縮部と正常部との色の違いの観察を同時に行うために用いられ、第 1 特殊画像と第 2 特殊画像をモニタ 18 上に同時表示するモードである。

【0022】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (User Interface: ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像情報等を記録する外付けの記録部 (図示省略) を接続してもよい。

【0023】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 20d、これら 4 色の LED 20a~20d の駆動を制御する光源制御部 21、及び 4 色の LED 20a~20d から発せられる 4 色の光の光路を結合する光路結合部 23 を備えている。光路結合部 23 で結合された光は、挿入部 12a 内に挿通されたライトガイド 41 及び照明レンズ 45 を介して、被検体内に照射される。なお、LED の代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。

【0024】

図 3 に示すように、V-LED 20a は、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 380 ~ 420 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 20b は、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 420 ~ 500 nm の青色光 B を発生する。G-LED 20c は、波長範囲が 480 ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 20d は、中心波長 620 ~ 630 nm で、波長範囲が 600 ~ 650 nm に及ぶ赤色光 R を発生する。なお、各 LED 20a ~ 20d において、中心波長とピーク波長は同じであっても異なってもよい。

【0025】

光源制御部 21 は、通常観察モード、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モード、及び

10

20

30

40

50

同時観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 20 a、B-LED 20 b、G-LED 20 c、及びR-LED 20 dを点灯する。したがって、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの4色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部21は、通常観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となるように、各LED 20 a ~ 20 dを制御する。一方、光源制御部21は、第1特殊観察モード、第2特殊観察モード、及び同時観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、赤色光R間の光量比が $V_s : B_s : G_s : R_s$ となるように、各LED 20 a ~ 20 dを制御する。

【0026】

図2に示すように、ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード(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)内に内蔵されており、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41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、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 $\phi 0.3 \sim 0.5\text{mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【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が設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、撮像センサ48を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ46を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の反射像が結像される。

【0028】

撮像センサ48はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ48は、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ48は、R(赤)、G(緑)及びB(青)の3色のRGB画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Rフィルタが設けられたR画素、Gフィルタが設けられたG画素、Bフィルタが設けられたB画素を備えた、いわゆるRGB撮像センサである。

【0029】

なお、撮像センサ48としては、RGBのカラーの撮像センサの代わりに、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、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるため、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必要がある。また、撮像センサ48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部21は青色光B、緑色光G、赤色光Rを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【0030】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である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(Auto Gain Control))を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器(A/D(Analog/Digital)コンバータ)52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0031】

プロセッサ装置16は、受信部53と、DSP(Digital Signal Processor)56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、通常画像処理部62と、特殊画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は内視鏡12からのデジタルのRGB画像信号を受信する。R画像信号は撮像センサ48のR画素から出力される信号に対

10

20

30

40

50

応し、G画像信号は撮像センサ48のG画素から出力される信号に対応し、B画像信号は撮像センサ48のB画素から出力される信号に対応している。

【0032】

DSP56は、受信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、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。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。

10

【0033】

ノイズ除去部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理切替部60に送信される。なお、本発明の「画像信号入力処理部」は、受信部53と、DSP56と、ノイズ除去部58を含む構成に対応する。

20

【0034】

画像処理切替部60は、モード切替SW13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常画像処理部62に送信し、第1特殊観察モード、第2特殊観察モード、同時観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0035】

通常画像処理部62は、RGB画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルのRGB画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などを行い、色変換処理済みのRGB画像信号に変換する。次に、色変換処理済みのRGB画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みのRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調処理が施されたRGB画像信号は、通常画像のRGB画像信号として、通常画像処理部62から映像信号生成部66に入力される。

30

【0036】

特殊画像処理部64は、第1特殊観察モード、または第2特殊観察モード、または同時観察モードに設定されている場合に作動する。この特殊画像処理部64は、第1特殊画像を生成する第1特殊画像処理部64aと、第2特殊画像を生成する第2特殊画像処理部64bと、第1特殊画像と第2特殊画像を同時表示するための同時表示用特殊画像を生成する同時表示用画像処理部64cとを備えている。ただし、第1特殊画像処理部64aは第2特殊画像を生成しない。また、第2特殊画像処理部64bは第1特殊画像を生成しない。これら第1特殊画像処理部64a、第2特殊画像処理部64b、同時表示用画像処理部64cの詳細については、後述する。特殊画像処理部64で生成された第1特殊画像、第2特殊画像、同時表示用特殊画像のRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。

40

【0037】

映像信号生成部66は、通常画像処理部62又は特殊画像処理部64から入力されたRGB画像信号を、モニタ18で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号に基づいて、モニタ18は、通常画像、第1特殊画像、又は第2特殊画像をそれぞれ表示し、または第1特殊画像と第2特殊画像とを同時表示する。

【0038】

50

第1特殊画像処理部64aは、図4に示すように、逆ガンマ変換部70と、Log変換部71と、信号比算出部72と、極座標変換部73と、動径拡張・圧縮部74と、角度拡張・圧縮部75と、直交座標変換部76と、RGB変換部77と、構造強調部78と、逆Log変換部79と、ガンマ変換部80とを備えている。また、第1特殊画像処理部64aは、RGB変換部77と構造強調部78との間に、明るさ調整部81を備えている。なお、本発明の「第1移動処理部」は、第1特殊画像処理部64aにおける動径拡張・圧縮部74と角度拡張・圧縮部75を含む構成に対応している。

【0039】

逆ガンマ変換部70は、入力されたRGB画像信号に対して逆ガンマ変換を施す。この逆ガンマ変換後のRGB画像信号は、検体からの反射率に対してリニアな反射率リニアRGB信号であるため、RGB画像信号のうち、検体の各種生体情報に関連する信号が占める割合が多くなる。なお、反射率リニアR画像信号を第1R画像信号とし、反射率リニアG画像信号を第1G画像信号とし、反射率リニアB画像信号を第1B画像信号とする。

10

【0040】

Log変換部71は、第1RGB画像信号（本発明の「第1カラー画像信号」に対応する）をそれぞれLog変換する。これにより、Log変換済みのR画像信号（logR）、Log変換済みのG画像信号（logG）、Log変換済みのB画像信号（logB）が得られる。信号比算出部72は、Log変換済みのG画像信号とB画像信号に基づいて差分処理（ $\log G - \log B = \log G/B = -\log(B/G)$ ）することにより、B/G比を算出する。ここで、「B/G比」は、 $-\log(B/G)$ のうち「-log」を省略したものを表している。また、Log変換済みのR画像信号とG画像信号に基づいて差分処理（ $\log R - \log G = \log R/G = -\log(G/R)$ ）することにより、G/R比を算出する。G/R比については、B/G比と同様、 $-\log(G/R)$ のうち「-log」を省略したものを表している。

20

【0041】

なお、B/G比、G/R比は、B画像信号、G画像信号、R画像信号において同じ位置にある画素の画素値から求める。また、B/G比、G/R比は画素毎に求める。また、B/G比は、血管深さ（粘膜表面から特定の血管がある位置までの距離）に相関があることから、血管深さが異なると、それに伴ってB/G比も変動する。また、G/R比は、血液量（ヘモグロビンインデックス）と相関があることから、血液量に変動があると、それに伴ってG/R比も変動する。

30

【0042】

極座標変換部73は、信号比算出部72で求めたB/G比、G/R比を、動径rと角度θに変換する。この極座標変換部73において、動径rと角度θへの変換は、全ての画素について行う。動径拡張・圧縮部74は、極座標変換部73で変換済みの動径rと角度θに基づいて、動径rを拡張・圧縮する第1処理を行う。角度拡張・圧縮部75は、動径拡張・圧縮部74で第1処理済みの動径rと角度θに基づいて、角度θを拡張・圧縮する第2処理を行う。これら第1及び第2処理の詳細については後述する。

【0043】

直交座標変換部76では、角度拡張・圧縮部75で第2処理済みの角度拡張・圧縮済みの動径r、角度θを、直交座標に変換する。これにより、再度、B/G比、G/R比に変換される。RGB変換部77（本発明の「カラー画像信号変換部」に対応する）では、第1RGB画像信号のうち少なくともいずれか1つの画像信号を用いて、直交座標変換部76を経たB/G比、G/R比を、第2RGB画像信号（本発明の「第2カラー画像信号」に対応する）に変換する。例えば、RGB変換部77は、第1RGB画像信号のうちG画像信号とB/G比とに基づく演算を行うことにより、B/G比を第2B画像信号に変換する。また、RGB変換部77は、第1RGB画像信号のうちG画像信号とG/R比とに基づく演算を行うことにより、G/R比を第2R画像信号に変換する。また、RGB変換部77は、第1G画像信号については、特別な変換を施すことなく、第2G画像信号として出力する。

40

【0044】

50

明るさ調整部 8 1 は、第 1 R G B 画像信号と第 2 R G B 画像信号とを用いて、第 2 R G B 画像信号の画素値を調整する。明るさ調整部 8 1 で、第 2 R G B 画像信号の画素値を調整するのは、以下の理由による。動径拡張・圧縮部 7 4 及び角度拡張・圧縮部 7 5 で色領域を拡張・圧縮する処理により得られた第 2 R G B 画像信号は、第 1 R G B 画像信号と明るさが大きく変わってしまう可能性がある。そこで、明るさ調整部 8 1 で第 2 R G B 画像信号の画素値を調整することによって、明るさ調整後の第 2 R G B 画像信号が第 1 R G B 画像信号と同じ明るさになるようにする。

【 0 0 4 5 】

明るさ調整部 8 1 は、第 1 R G B 画像信号に基づいて第 1 明るさ情報Yinを求める第 1 明るさ情報算出部 8 1 a と、第 2 R G B 画像信号に基づいて第 2 明るさ情報Youtを求める第 2 明るさ情報算出部 8 1 b とを備えている。第 1 明るさ情報算出部 8 1 a は、「 $k_r \times$ 第 1 R 画像信号の画素値 + $k_g \times$ 第 1 G 画像信号の画素値 + $k_b \times$ 第 1 B 画像信号の画素値」の演算式に従って、第 1 明るさ情報Yinを算出する。第 2 明るさ情報算出部 8 1 b においても、第 1 明るさ情報算出部 8 1 a と同様に、上記と同様の演算式に従って、第 2 明るさ情報Youtを算出する。第 1 明るさ情報Yinと第 2 明るさ情報Youtが求まると、明るさ調整部 8 1 は、以下の式 (E 1) ~ (E 3) に基づく演算を行うことにより、第 2 R G B 画像信号の画素値を調整する。

(E 1) : $R^* = \text{第 2 R 画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E 2) : $G^* = \text{第 2 G 画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

(E 3) : $B^* = \text{第 2 B 画像信号の画素値} \times Y_{in}/Y_{out}$

なお、「 R^* 」は明るさ調整後の第 2 R 画像信号を、「 G^* 」は明るさ調整後の第 2 G 画像信号を、「 B^* 」は明るさ調整後の第 2 B 画像信号を表している。また、「 k_r 」、「 k_g 」、「 k_b 」は「 0 」 ~ 「 1 」 の範囲にある任意の定数である。

【 0 0 4 6 】

構造強調部 7 8 では、明るさ調整部 8 1 で明るさ調整後の第 2 R G B 画像信号に対して構造強調処理を施す。構造強調処理としては、周波数フィルタリングなどが用いられる。逆 L o g 変換部 7 9 は、構造強調部 7 8 を経た第 2 R G B 画像信号に対して、逆 L o g 変換を施す。これにより、真数の画素値を有する第 2 R G B 画像信号が得られる。ガンマ変換部 8 0 は、逆 L o g 変換部 7 9 を経た第 2 R G B 画像信号に対してガンマ変換を施す。これにより、モニタ 1 8 などの出力デバイスに適した階調を有する第 2 R G B 画像信号が得られる。ガンマ変換部 8 0 を経た R G B 画像信号は、第 1 特殊画像の R G B 画像信号として、同時表示用画像処理部 6 4 c 又は映像信号生成部 6 6 に送られる。

【 0 0 4 7 】

動径拡張・圧縮部 7 4 で行われる第 1 処理の内容について、図 5 に示すような、縦軸 B / G 比、横軸 G / R 比から形成される 2 次元の色空間である特徴空間を用いて、以下説明する。第 1 処理では、特徴空間において、動径変更範囲 R 1 内にある座標 P 1 の動径 r を変更し、動径変更範囲 R 1 外の座標の動径は変更しない。動径変更範囲 R 1 は、動径 r が「 r_A 」から「 r_B 」の範囲内であり、且つ、角度 θ が「 θ_A 」から「 θ_B 」の範囲内である ($r_A < r_B$ 、 $\theta_A < \theta_B$)。この動径変更範囲 R 1 は、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜が分布する第 2 範囲を含む領域であり、正常粘膜が分布する第 1 範囲と、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜下に存在し、萎縮とともに透見する深層血管が分布する第 3 範囲とを含まないように設定されている。

【 0 0 4 8 】

図 6 に示すように、第 1 処理では、動径 r が「 r_p 」から「 r_B 」の範囲内においては、動径変化率が「 1 」よりも大きい動径変化率 V_x で動径 r を変更する拡張処理を行い、動径 r が「 r_A 」から「 r_p 」の範囲内においては、動径変化率が「 1 」よりも小さい動径変化率 V_y で動径 r を変更する圧縮処理を行う。これら拡張及び圧縮処理を行うことによって、動径変更範囲 R 1 内の動径 r は、動径 r よりも小さくなる動径 E_r に変更される。なお、動径変化率が「 1 」の場合は、動径 r を変更する処理を行っても、動径 r の大きさは変わらない。一方、第 1 処理では、動径変更範囲 R 1 の座標の角度 θ について変更は

行わない。

【0049】

ここで、動径変化率は、動径 r と動径 E_r とを関係づける線 $CV1$ の接線を示す「直線 $L1$ 」の傾きで表わされ、「 r_p 」から「 r_B 」の範囲内では直線 $L1$ の傾きは「1」よりも大きいのにに対して、「 r_A 」から「 r_p 」内では直線 $L1$ の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、動径変更範囲 $R1$ 外の動径 r は、動径 r と大きさが変わらない動径 E_r に変換される（恒等変換）。また、動径変更範囲 $R1$ 外においては、直線 $L1$ の傾きは「1」になっている。

【0050】

図7(A)に示すように、第1処理前には、第1範囲（図7では「第1」と表記）、第2範囲（図7では「第2」と表記）、及び第3範囲（図7では「第3」と表記）は、それぞれ近づいているが、第1処理後には、図7(B)に示すように、第1範囲と第3範囲の座標はそのまま維持した状態で、第2範囲の座標だけ、原点を含む基準範囲に移動する。基準範囲は、第1処理後の第1及び第3範囲を含まない低彩度の範囲である。

10

【0051】

第2処理では、図8Aに示すように、縦軸が B/G 比で、横軸が G/R 比で形成される特徴空間において、角度変更範囲 $R2$ 内にある座標 $P2$ の角度 θ を変更する一方で、角度変更範囲 $R2$ 外の座標については角度 θ の変更は行わない。角度変更範囲 $R2$ は、第1範囲と第3範囲とを含むように設定されている。なお、第2処理では、角度変更範囲 $R2$ の座標の動径 r について変更は行わない。

20

【0052】

角度変更範囲 $R2$ においては、第1範囲と第3範囲との間に、第1中心線 $CL1$ が設定されている。第1中心線 $CL1$ は角度 θ_c であり、角度変更範囲 $R2$ のうち、第2処理では、角度 θ_c 以下の角度 θ を、時計回り方向 $A1$ に回転させるのに対して、角度 θ_c 以上の角度 θ を、反時計回り方向 $A2$ に回転させる。なお、第2処理によって、角度変更範囲 $R2$ の座標を、第1中心線 $CL1$ から ± 90 度の範囲（特徴空間において、「正」の横軸を 0° とし、角度を 0° から 360° で表現した場合には、「 $270^\circ + \theta_c$ 」から「 $\theta_c + 90^\circ$ 」までの範囲 P （図8B参照）内で移動させることが好ましい。なお、角度変化率が「1」の場合は、角度 θ を変更する処理を行っても、角度 θ の大きさは変わらない。

30

【0053】

以上の第2処理を行うことによって、図9に示すように、角度変更範囲 $R2$ 内のうち、角度 θ_c 以下の角度 θ は、角度 θ よりも小さくなる角度 E_θ に変更される一方で、角度 θ_c 以上の角度 θ は、角度 θ よりも大きくなる角度 E_θ に変更される。その際、第1中心線 $CL1$ を含む一定の範囲 $R2x$ の角度 θ については、角度変化率が「1」よりも大きい角度変化率 W_x で変更する拡張処理を行い、範囲 $R2x$ を超える範囲 $R2y$ の角度 θ については、角度変化率が「1」よりも小さい角度変化率 W_y で変更する圧縮処理を行う。

【0054】

ここで、角度変化率は、角度 θ と角度 E_θ とを関係づける線 $CV2$ の接線を示す「直線 $L2$ 」の傾きで表わされ、範囲 $R2x$ 内では直線 $L2$ の傾きは「1」よりも大きいのにに対して、範囲 $R2y$ 内では直線 $L2$ の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、角度変更範囲 $R2$ 外の角度 θ は、角度 θ と大きさが変わらない角度 E_θ に変換される（恒等変換）。また、角度変更範囲 $R2$ 外においては、直線 $L2$ の傾きは「1」になっている。

40

【0055】

図10(A)に示すように、第2処理前には、第1範囲（図10では「第1」と表記）と第3範囲（図10では「第3」と表記）は、第2範囲（図10では「第2」と表記）とは離れているものの、第1範囲と第3範囲とは互いに近づいている。第2処理後には、図10(B)に示すように、第2範囲の座標は基準範囲に維持した状態で、第1範囲の座標の大部分が特徴空間の第2象限に移動する一方で、第3範囲の座標の大部分が特徴空間の第4象限に移動する。これにより、第1範囲、第2範囲、及び第3範囲の座標は、完全に

50

離れることになる。この第2処理後に得られる第1特殊画像は、萎縮粘膜や、萎縮粘膜下で萎縮により透見しつつある深層血管などがある萎縮部と、正常粘膜がある正常部との境界が明瞭化して表示される。

【0056】

第2特殊画像処理部64bは、第1特殊画像処理部64aと同様の構成を備えている。第2特殊画像処理部64bでは、角度拡張・圧縮部75で行う処理が第1特殊画像処理部64aで行う第2処理と異なっている。それ以外については、同様の処理を行う。なお、本発明の「第2移動処理部」は、第2特殊画像処理部64bにおける動径拡張・圧縮部74と角度拡張・圧縮部75を含む構成に対応している。

【0057】

第2特殊画像処理部64bの角度拡張・圧縮部75では、第1処理後の動径 r と角度 θ に基づいて、角度 θ の変更により、第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲の座標を移動させる第3処理を行う。第3処理では、図11Aに示すように、縦軸が B/G 比で、横軸が G/R 比で形成される特徴空間において、角度変更範囲 $R3$ 内にある座標 $P3$ の角度 θ を変更する一方で、角度変更範囲 $R3$ 外の座標については角度 θ の変更は行わない。角度変更範囲 $R3$ は、第3範囲を含むようにするとともに、第1範囲を含まないように設定されている。なお、第3処理では、角度変更範囲 $R3$ の座標の動径 r について変更は行わない。

【0058】

角度変更範囲 $R3$ においては、第1範囲と第3範囲との間に、第2中心線 $CL2$ が設定されている。第2中心線 $CL2$ は角度 θ_d であり、角度変更範囲 $R3$ のうち、角度 θ_d 以下の角度 θ を、時計回り方向 $A1$ に回転させる。また、第3処理によって、角度変更範囲 $R3$ の座標を、第2中心線 $CL2$ から -90 度の範囲（特徴空間において、「正」の横軸を 0° とし、角度を 0° から 360° で表現した場合には、「 $270^\circ + \theta_d$ 」から「 θ_d 」までの範囲 Q （図11B参照）内で移動させることが好ましい。なお、角度変化率が「1」の場合は、角度 θ を変更する処理を行っても、角度 θ の大きさは変わらない。

【0059】

以上の第3処理を行うことによって、図12に示すように、角度変更範囲 $R3$ 内では、角度 θ は、角度 θ よりも小さくなる角度 $E\theta$ に変更される。その際、第2中心線 $CL2$ を含む一定の範囲 $R3x$ の角度 θ については、角度変化率が「1」よりも大きい角度変化率 Wx で変更する拡張処理を行い、範囲 $R3x$ を超える範囲 $R3y$ の角度 θ については、角度変化率が「1」よりも小さい角度変化率 Wy で変更する圧縮処理を行う。

【0060】

ここで、角度変化率は、角度 θ と角度 $E\theta$ とを関係づける線 $CV3$ の接線を示す「直線 $L3$ 」の傾きで表わされ、範囲 $R3x$ 内では直線 $L3$ の傾きは「1」よりも大きいものに対して、範囲 $R3y$ 内では直線 $L3$ の傾きは「1」よりも小さくなっている。これに対して、角度変更範囲 $R3$ 外の角度 θ は、角度 θ と大きさが変わらない角度 $E\theta$ に変換される（恒等変換）。また、角度変更範囲 $R3$ 外においては、直線 $L3$ の傾きは「1」になっている。

【0061】

図13(A)に示すように、第3処理前では、第1範囲（図13では「第1」と表記）と第3範囲（図13では「第3」と表記）は、第2範囲（図13では「第2」と表記）とは離れているものの、第1範囲と第3範囲とは互いに近づいている。第3処理後では、図13(B)に示すように、第2範囲の座標を基準範囲に維持しつつ、第1範囲の座標を変更することなく維持した状態で、第3範囲の座標の大部分が特徴空間の第4象限に移動する。この第3範囲の座標の第1象限から第4象限への移動は、第2特殊画像上で、彩度を維持したまま色相を変化させることに相当する。これにより、第1範囲、第2範囲、及び第3範囲の座標は、完全に離れることになる。

【0062】

第3処理後に得られる第2特殊画像は、正常部の色は維持して表示される一方で、萎縮

10

20

30

40

50

性胃炎が生じた萎縮部のうち、萎縮粘膜は退色調で表示される。また、第2特殊画像上では、萎縮粘膜下で萎縮により透見しつつある深層血管の色が赤からマゼンタなどの色に変化することで明瞭に表示することができる。したがって、第2特殊画像は萎縮性胃炎が生じたときの本来の色で表示されるため、正常部と萎縮部との色の違いが明確となっている。

【0063】

同時表示用画像処理部64cは、第1特殊画像処理部64aと第2特殊画像処理部64bで生成された第1特殊画像と第2特殊画像に基づいて、同時表示用特殊画像を生成する。モニタ18は、図14に示すように、同時表示用特殊画像に基づいて、一方側に第1特殊画像を表示し、他方側に第2特殊画像を表示する。第1特殊画像は、正常部と萎縮部との境界が極めて明瞭であるため、萎縮部の位置などを把握することを容易にする画像であるものの、正常部が本来の胃の粘膜の色でない疑似カラーで表示されるため、ドクターにとって違和感のある画像となっている。一方、第2特殊画像は、第1特殊画像と比較すると、正常部と萎縮部との境界はある程度明瞭であって、かつ正常部の色が本来の胃の色で表示されるため、ドクターにとって違和感がない画像となっている。これら2つの第1特殊画像と第2特殊画像を同時に表示することで、正常部の色を把握しつつ、正常部と萎縮部の境界を検出することができるようになる。

10

【0064】

次に、本発明の一連の流れについて、図15のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにセットし、内視鏡12の挿入部12aを検体内に挿入する。挿入部12aの先端部12dが胃に到達したら、モード切替SW13aを操作して、通常観察モードから第1、第2特殊観察モードに切り替える。なお、第1特殊画像と第2特殊画像の両方を観察しながら萎縮性胃炎の診断を行う場合には、同時観察モードに切り替える。

20

【0065】

第1、第2特殊観察モードに切り替えた後に得られるRGB画像信号に基づいて、信号比算出部72により、B/G比、G/R比を算出する。次に、この算出したB/G比、G/R比を、極座標変換により、動径r、角度θに変換する。

【0066】

次に、第1特殊観察モードに設定されている場合には、B/G比、G/R比で形成される特徴空間において、正常粘膜が分布する第1範囲の座標と、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜下に存在し、萎縮とともに透見する深層血管が分布する第3範囲の座標を維持した状態で、萎縮性胃炎により萎縮した萎縮粘膜が分布する第2範囲を基準範囲に移動させる第1処理を行う。この第1処理の後に、第1範囲の座標と第3範囲の座標を、互いに離れるように移動させる第2処理を行う。第1処理及び第2処理後のB/G比、G/R比に基づいて、第1特殊画像を生成する。この第1特殊画像はモニタ18に表示される。

30

【0067】

一方、第2特殊観察モードに設定されている場合には、B/G比、G/R比で形成される特徴空間において、上記と同様の第1処理を行う。この第1処理の後に、第1範囲の座標を維持した状態で、第3範囲の座標を移動させる第3処理を行う。第1処理及び第3処理後のB/G比、G/R比に基づいて、第2特殊画像を生成する。この第2特殊画像はモニタ18に表示される。

40

【0068】

なお、同時観察モードは第1特殊画像と第2特殊画像との同時表示に限らず、例えば第1特殊画像と通常画像の同時表示でもよい。また第2特殊画像と通常画像の同時表示でもよい。その場合には通常画像処理部62と特殊画像処理部64の各々で表示画像を生成し、映像信号生成部66を経てモニタ18で表示される。

【0069】

また、同時観察モードでは、第1特殊画像と、第1～第3処理のいずれの処理も行わない第3特殊画像とを同時表示するようにしてもよい。この第3特殊画像は、特殊画像処理部64に設けられた第3特殊画像処理部(図示しない)で生成される。この場合の第3特

50

殊画像処理部は、第1、第2特殊画像処理部64a、64bと異なり、第1～第3処理に必要な極座標変換部73と、動径拡張・圧縮部74と、角度拡張・圧縮部75と、直交座標変換部76と、RGB変換部77を備えていない。それ以外は、第1、第2特殊画像処理部64a、64bと同様である。なお、第3特殊画像を生成する際は、紫色光Vの光強度を、青色光B、緑色光G、赤色光Rの光強度よりも大きくして各色の光を発光することが好ましい。このような発光条件の元で得られた第3特殊画像は、画像全体が明るい状態を維持した状態で、表層血管が強調されて表示される画像となっている。

【0070】

[第2実施形態]

第2実施形態では、第1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。それ以外については、第1実施形態と同様である。

【0071】

図16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において、4色のLED20a～20dの代わりに、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の青色レーザ光を発する青色レーザ光源(図16では「445LD」と表記)104と、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源(図16では「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。

【0072】

光源制御部108は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源104を駆動させる。これに対して、第1又は第2特殊観察モード、又は同時観察モードの場合には、青色レーザ光源104と青紫色レーザ光源106の両方を駆動させるとともに、青色レーザ光の発光強度を青紫色レーザ光の発光強度よりも大きくなるように制御している。以上の各光源104、106から出射されるレーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材(いずれも図示せず)を介して、ライトガイド41に入射する。

【0073】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は $\pm 10 \text{ nm}$ 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InGa_N系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_NAs系レーザダイオードやGa_NAs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、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【0074】

照明光学系30aには、照明レンズ45の他に、ライトガイド41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に、青色レーザ光が照射されることで、蛍光体110から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体110を透過する。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45を介して、検体内に照射される。

【0075】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体110に入射するため、図17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白色光が、観察対象に照射される。一方、第1又は第2特殊観察モード、又は同時観察モードにおいては、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18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光が、検体内に照射される。

【0076】

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

10

20

30

40

50

数種の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（ＢaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光体）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、高い発光効率で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。

【００７７】

[第３実施形態]

第３実施形態では、第１実施形態で示した４色のＬＥＤ２０a～２０dの代わりに、キセノンランプなどの広帯域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４８に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第１実施形態と同様である。

10

【００７８】

図１９に示すように、第３実施形態の内視鏡システム２００では、光源装置１４において、４色のＬＥＤ２０a～２０dに代えて、広帯域光源２０２、回転フィルタ２０４、フィルタ切替部２０５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４８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２０６が設けられている。

【００７９】

広帯域光源２０２はキセノンランプ、白色ＬＥＤなどであり、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、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ２０８と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ２０９とを備えている（図２０参照）。フィルタ切替部２０５は、回転フィルタ２０４を径方向に移動させるものであり、モード切替ＳＷ１３aにより通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の通常観察モード用フィルタ２０８を白色光の光路に挿入し、第１又は第２特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の特殊観察モード用フィルタ２０９を白色光の光路に挿入する。

20

【００８０】

図２０に示すように、通常観察モード用フィルタ２０８には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させるＢフィルタ２０８a、白色光のうち緑色光を透過させるＧフィルタ２０８b、白色光のうち赤色光を透過させるＲフィルタ２０８cが設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

30

【００８１】

特殊観察モード用フィルタ２０９には、周方向に沿って、白色光のうち特定波長の青色狭帯域光を透過させるＢnフィルタ２０９aと、白色光のうち緑色光を透過させるＧフィルタ２０９b、白色光のうち赤色光を透過させるＲフィルタ２０９cが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【００８２】

内視鏡システム２００では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、ＲＧＢの３色の画像信号が得られる。そして、それらＲＧＢの画像信号に基づいて、上記第１実施形態と同様の方法で、通常画像が生成される。

40

【００８３】

一方、第１又は第２特殊観察モード、又は同時観察モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、Ｂn画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号が得られる。これらＢn画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号に基づいて、第１又は第２特殊画像の生成が行われる。第１又は第２特殊画像の生成には、Ｂ画像信号の代わりに、Ｂn画像信号が用いられる。それ以外については、第１実施形態と同様の方法で第１又は第２特殊画像の生成が行われる

50

。

【 0 0 8 4 】

[第 4 実施形態]

第 4 実施形態では、挿入型の内視鏡 1 2 及び光源装置 1 4 に代えて、飲み込み式のカプセル内視鏡を用いて、通常画像、第 1 又は第 2 特殊画像の生成に必要な R G B 画像信号を取得する。

【 0 0 8 5 】

図 2 1 に示すように、第 4 実施形態のカプセル内視鏡システム 3 0 0 は、カプセル内視鏡 3 0 2 と、送受信アンテナ 3 0 4 と、カプセル用受信装置 3 0 6 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 を備えている。カプセル内視鏡 3 0 2 は、L E D 3 0 2 a と、撮像センサ 3 0 2 b と、画像処理部 3 0 2 c と、送信アンテナ 3 0 2 d とを備えている。なお、プロセッサ装置 1 6 は第 1 実施形態と同様であるが、第 4 実施形態では、通常観察モード、第 1 特殊観察モード、第 2 特殊観察モードに切り替えるためのモード切替 S W 3 0 8 が新たに設けられている。

10

【 0 0 8 6 】

L E D 3 0 2 a は、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡 3 0 2 内に複数設けられている。ここで、L E D 3 0 2 a としては、青色光源と、この青色光源からの光を波長変換して蛍光を発する蛍光体とを備える白色 L E D などを用いることが好ましい。L E D に代えて、L D (Laser Diode) を用いてもよい。L E D 3 0 2 a から発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。

20

【 0 0 8 7 】

撮像センサ 3 0 2 b はカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、R G B の画像信号を出力する。ここで、撮像センサ 3 0 2 b としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ 3 0 2 b から出力された R G B 画像信号は、画像処理部 3 0 2 c で、送信アンテナ 3 0 2 d で送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部 3 0 2 c を経た R G B 画像信号は、送信アンテナ 3 0 2 d から、無線で送受信アンテナ 3 0 4 に送信される。

【 0 0 8 8 】

送受信アンテナ 3 0 4 は被検者の体に貼り付けられており、送信アンテナ 3 0 2 d からの R G B 画像信号を受信する。送受信アンテナ 3 0 4 は、受信した R G B 画像信号を、無線でカプセル用受信装置 3 0 6 に送信する。カプセル用受信装置 3 0 6 はプロセッサ装置 1 6 の受信部 5 3 と接続されており、送受信アンテナ 3 0 4 からの R G B 画像信号を受信部 5 3 に送信する。

30

【 0 0 8 9 】

なお、上記実施形態では、図 3 に示すような発光スペクトルを有する 4 色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図 2 2 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R については、図 3 と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光 V s については、中心波長 4 1 0 ~ 4 2 0 nm で、図 3 の紫色光 V よりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光 B s については、中心波長 4 4 5 ~ 4 6 0 nm で、図 3 の青色光 B よりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

40

【 0 0 9 0 】

なお、上記実施形態では、B / G 比、G / R 比を極座標変換で動径 r、角度 θ に変換し、変換後の動径 r、角度 θ に基づいて第 1 及び第 2 処理、又は第 1 処理及び第 3 処理を行い、その後に、再度、B / G 比、G / R 比に戻したが、図 2 3 に示すように、二次元 L U T 4 0 0 を用いて、B / G 比、G / R 比から、極座標変換等することなく、直接、第 1 又は第 2 処理済みの、又は第 1 及び第 3 処理済みの B / G 比、G / R 比に変換してもよい。

【 0 0 9 1 】

なお、二次元 L U T 4 0 0 には、B / G 比、G / R 比と、この B / G 比、G / R 比に基づく第 1 及び第 2 処理（又は第 1 処理及び第 3 処理）を行って得られる第 1 及び第 2 処理

50

済み（又は第1処理及び第3処理済み）のB/G比、G/R比とが対応付けて記憶されている。また、逆ガンマ変換部70から出力された第1RGB画像信号は二次元LUT400に入力される。もしくは、上記実施形態と同様に、RGB変換部77に第1RGB画像信号を入力するようにしてもよい。

【0092】

なお、上記実施形態では、第2処理で角度 θ を変更して、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしているが、その他の方法で、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよい。例えば、動径 r を変更して第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよく、また、動径 r と角度 θ の両方を変更して、第1範囲と第3範囲とが互いに離れるようにしてもよい。また、第3処理では、第3範囲の座標を維持して、第1範囲の座標が移動するように処理してもよい。

10

【0093】

なお、上記実施形態では、第1RGB画像信号からB/G比、G/R比を求め、この求めたB/G比、G/R比により特徴空間を形成しているが、第1B画像信号が、波長帯域が狭い狭帯域光（例えば、半値幅が20nmの範囲内の光）から得られる狭帯域信号である場合には、波長帯域が広帯域光（例えば、半値幅が20nmの範囲を超える光）から得られる広帯域信号の場合と比較して、特徴空間上での第1範囲と第2範囲との差、及び第1範囲と第3範囲との差が大きくなっている。ここで、狭帯域光としては、第1実施形態の「紫色光V」、「青色光B」が含まれ、第2実施形態の「青色レーザ光」又は「青紫色レーザ光」が含まれ、第3実施形態の「青色狭帯域光」が含まれ、第4実施形態の「青色光源の光」が含まれる。

20

【0094】

図24では、「 X_n 」は第1B画像信号が狭帯域信号である場合の第2範囲を示しており、「 X_b 」は第1B画像信号が広帯域信号である場合の第2範囲を示している。「 X_n 」と「 X_b 」とを比較すると、「 X_n 」は特徴空間上で「 X_b 」の下方に位置する。また、「 Y_n 」は第1B画像信号が狭帯域信号である場合の第3範囲を示しており、「 Y_b 」は第1B画像信号が広帯域信号である場合の第3範囲を示している。「 Y_n 」と「 Y_b 」とを比較すると、「 Y_n 」は特徴空間上で「 Y_b 」の下方に位置する。

【0095】

図24に示すように、「 X_n 」の平均値 A_{X_n} と第1範囲の平均値 A_{R1} との差 D_{12n} は、「 X_b 」の平均値 A_{X_b} と第1範囲の平均値 A_{R1} との差 D_{12b} よりも大きくなっており、「 Y_n 」の平均値 A_{Y_n} と第1範囲の平均値 A_{R1} との差 D_{13n} は、「 Y_b 」の平均値 A_{X_b} と第1範囲 A_{R1} との差 D_{13b} よりも大きくなっている。以上のように、第1B画像信号が狭帯域信号の場合であれば、第1範囲と第2及び第3範囲との差が、これらを拡張・圧縮する処理を行う前に既に大きく付いている。このような状態の第1～第3範囲に対して拡張・圧縮する処理を行うことで、正常部と萎縮部との違いを更に明確に表示できるようになる。

30

【0096】

なお、第1G画像信号を狭帯域信号にすることで、上記と同様に、第1範囲と第2範囲との差及び第1範囲と第3範囲との差を、第1G画像信号が広帯域信号の場合よりも、大きくすることができる。更には、上記のように、第1B画像信号又は第1G画像信号を狭帯域信号にすることに限らず、第1RGB画像信号のうち少なくとも1色の画像信号を狭帯域信号にすることで、第1範囲と第2範囲との差及び第1範囲と第3範囲との差を、第1RGB画像信号が全て広帯域信号の場合よりも、大きくすることができる。また、狭帯域信号については、上記のように、狭帯域光から得られる信号の他、特開2003-93336号公報に記載の分光推定処理によって得られる信号も含まれる。

40

【0097】

なお、本発明は、第1～第3実施形態のような内視鏡システムや第4実施形態のようなカプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。

50

【符号の説明】

【 0 0 9 8 】

10, 100, 200 内視鏡システム

1.6 プロセッサ装置（医用画像処理装置）

7 2 信号比算出部

6 4 a 第 1 特殊画像処理部

6 4 b 第 2 特殊画像処理部

7 4 動径拡張・圧縮部

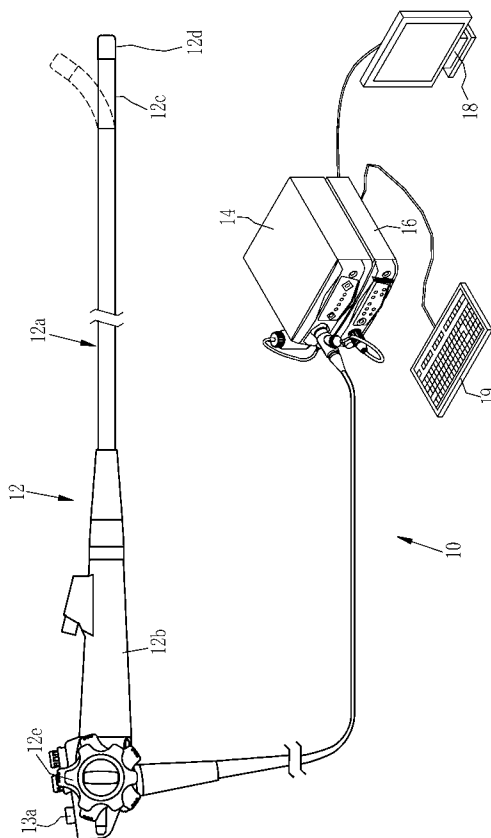
7 5 角度拡張・圧縮部

7 7 R G B 変換部 (カラー画像信号変換部)

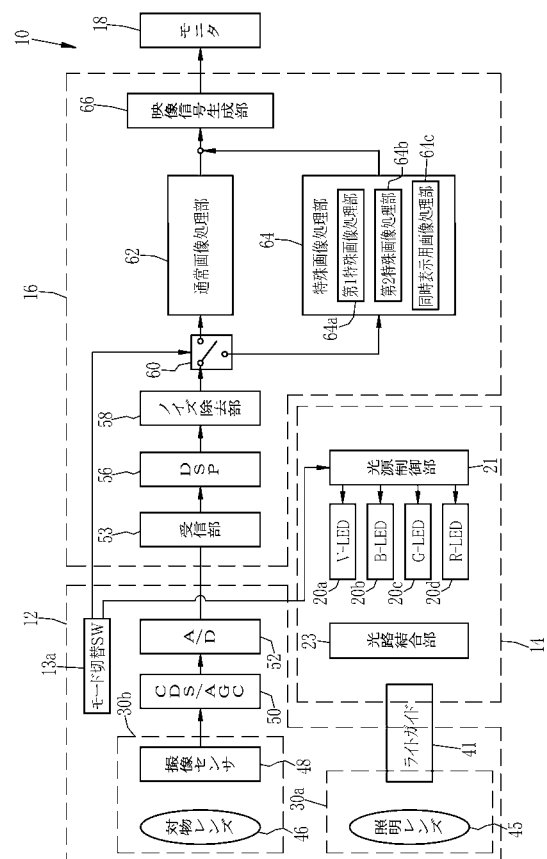
8 1 明るさ調整部

10

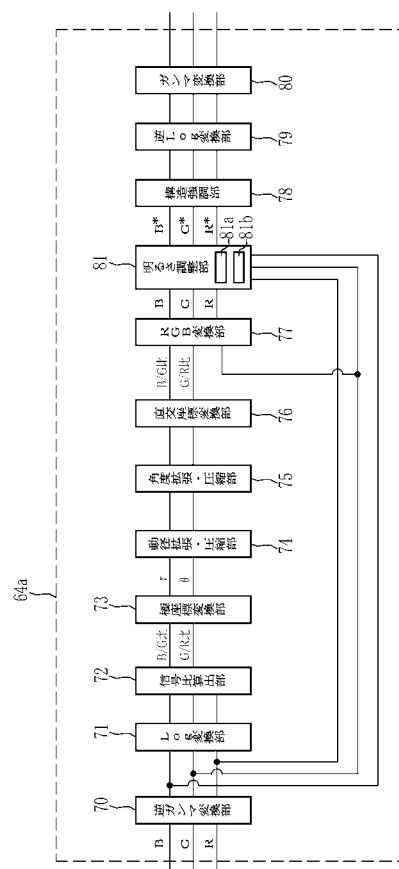
【 図 1 】



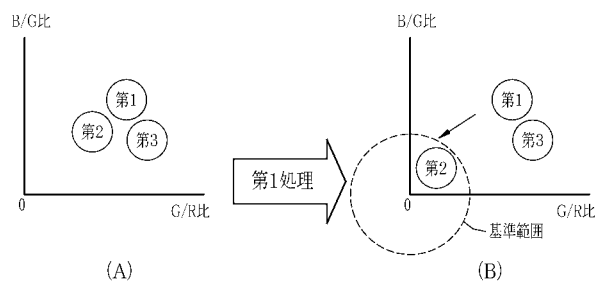
【 図 2 】



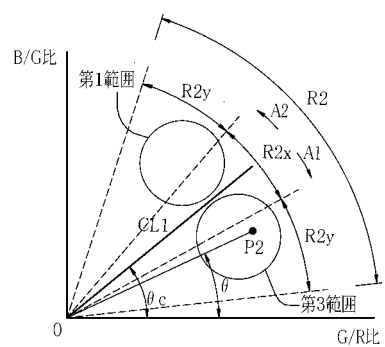
【圖 4】



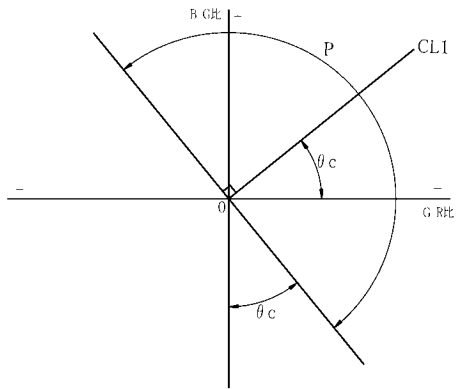
【图 7】



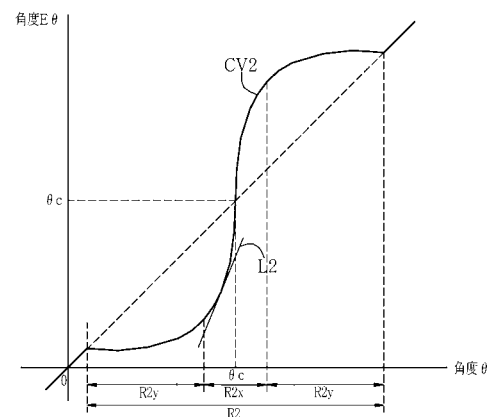
【 図 8 A 】



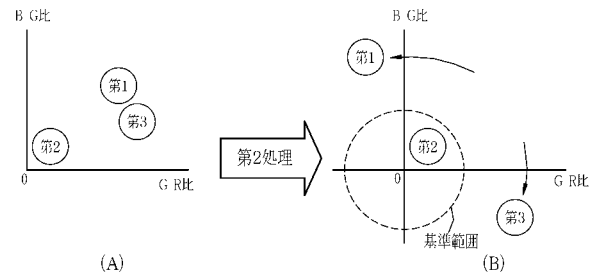
【 図 8 B 】



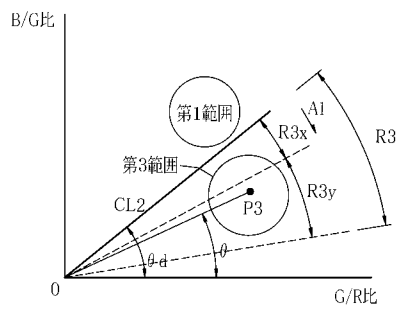
【 図 9 】



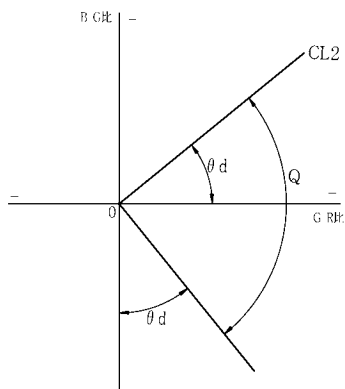
【 図 1 0 】



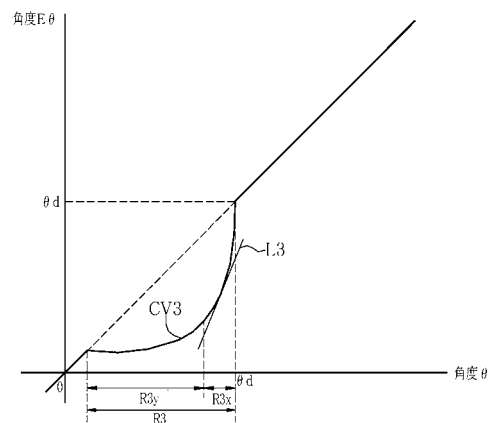
【 図 1 1 A 】



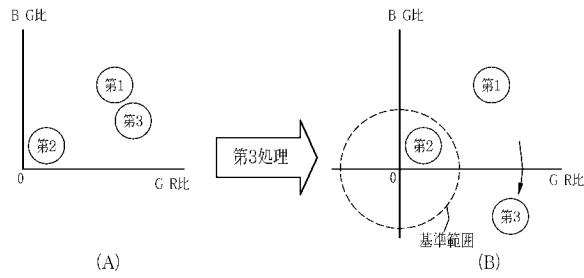
【 図 1 1 B 】



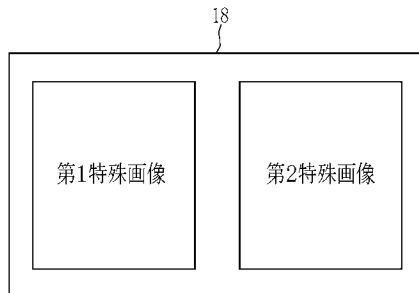
【 図 1 2 】



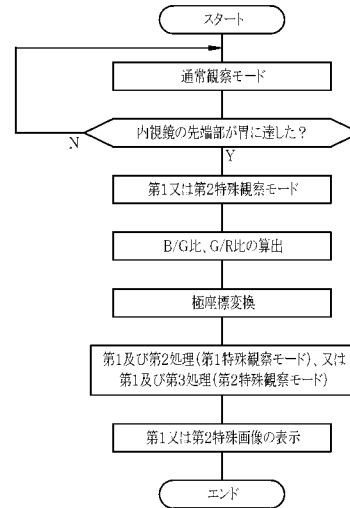
【図 1 3】



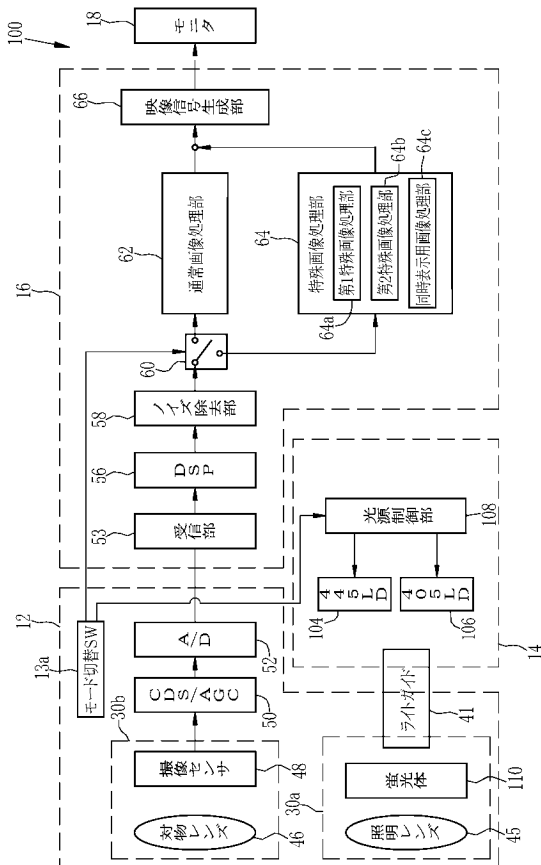
【図 1 4】



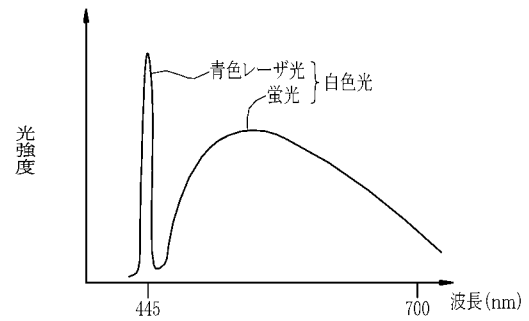
【図 1 5】



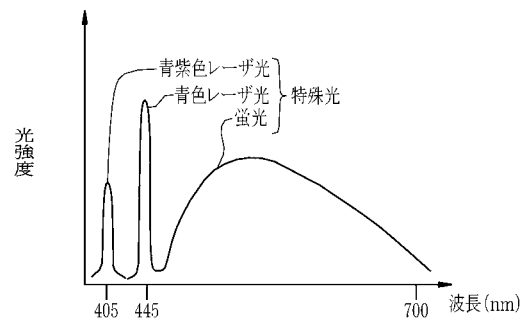
【図 1 6】



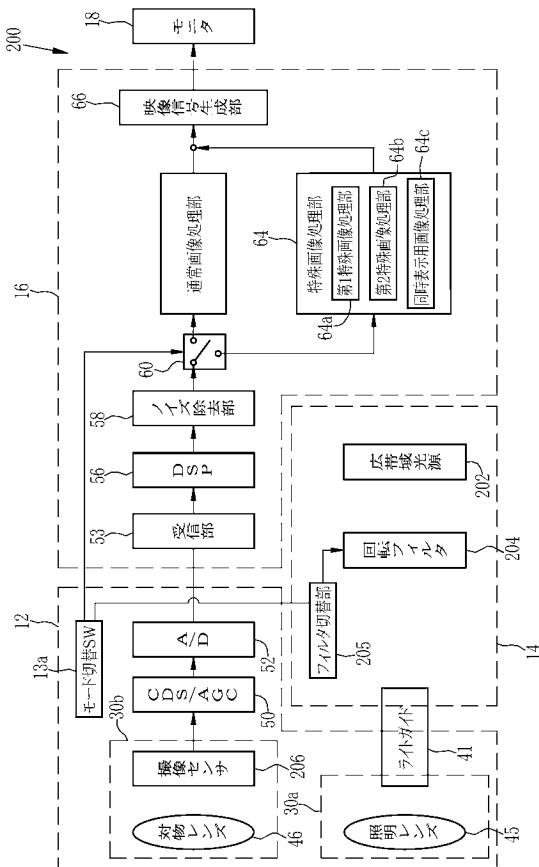
【図 1 7】



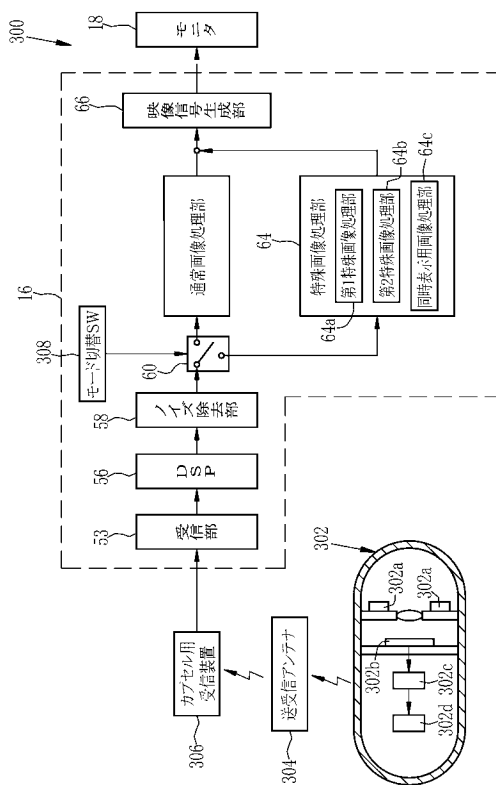
【図 1 8】



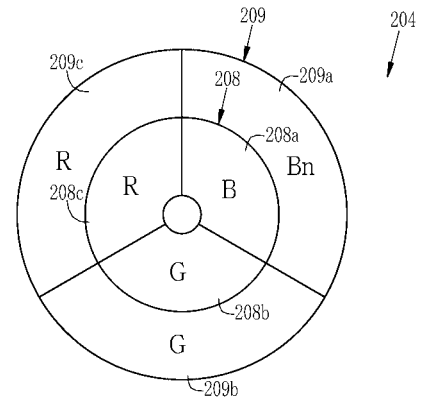
【 図 1 9 】



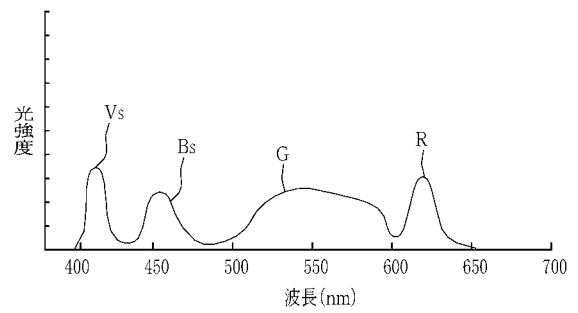
【 図 2 1 】



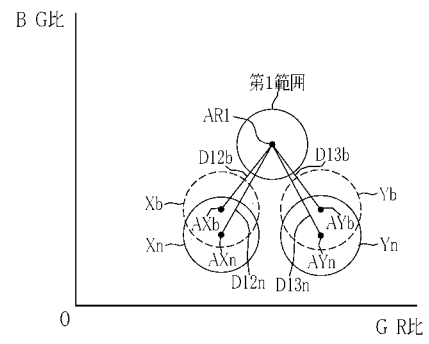
【 図 2 0 】



【 ㊦ 2 2 】



【 図 2 4 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/055537

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(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, A61B1/04, G02B23/24, H04N7/18

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
A	JP 2007-307395 A (Olympus Corp.), 29 November 2007 (29.11.2007), paragraph [0119]; fig. 10 & US 2004/0225223 A1 & WO 2004/096025 A1 & EP 1618828 A1 & EP 1857042 A2 & KR 10-2007-0104947 A & CN 101264001 A	1-12

☐ 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
18 May 2015 (18.05.15)Date of mailing of the international search report
26 May 2015 (26.05.15)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 5 / 0 5 5 5 3 7									
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, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N7/18(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, A61B1/04, G02B23/24, H04N7/18											
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>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015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	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015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									
A	JP 2007-307395 A (オリンパス株式会社) 2007.11.29, [0119], 図 10 & US 2004/0225223 A1 & WO 2004/096025 A1 & EP 1618828 A1 & EP 1857042 A2 & KR 10-2007-0104947 A & CN 101264001 A	1-12									
☐ 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 18.05.2015		国際調査報告の発送日 26.05.2015									
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) 増淵 俊仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4747								

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, 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

(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)	医学图像处理设备，其操作方法，内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2015151663A1	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2016511452	申请日	2015-02-26
[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	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	G06T7/0014 A61B1/00009 A61B1/041 A61B5/073 A61B5/1032 A61B5/4222 A61B5/4238 A61B2576/02 G02B23/24 G06K9/4652 G06K9/6203 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/90 G06T2207/10068 G06T2207/30096 G06T2207/30101 H04N5/23293 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.320.B G02B23/24.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/WW10 5C054/CC07 5C054/FB03 5C054/FC07 5C054/FE09 5C054/HA12		
优先权	2014074273 2014-03-31 JP 2014133388 2014-06-27 JP		
其他公开文献	JP6150318B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(ZH) 提供一种医学图像处理设备，其操作方法和内窥镜系统，该医学图像处理设备用于产生强调诸如胃粘膜的萎缩区域与正常区域之类的异常区域与正常区域之间的色差的图像。输入RGB图像信号。从B图像信号和G图像信号获得B / G比，并且从G图像信号和R图像信号获得G / R比。在由B / G比和G / R比形成的特征空间中，在保持第一范围和第三范围的坐标的同时，处理第二范围的坐标以移动到包括原点的参考范围。执行第一个过程。为了使第一范围的坐标和第三范围的坐标彼此分离，执行移动第一范围的坐标和第三范围的坐标的处理的第二处理。在第一和第二处理之后，基于B / G比和G / R比生成第一特殊图像。

