

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/156937

発行日 平成29年2月16日 (2017. 2. 16)

(43) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014. 10. 2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

出願番号 特願2014-538552 (P2014-538552)	(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/JP2014/057714	(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲
(22) 国際出願日 平成26年3月20日 (2014. 3. 20)	(72) 発明者 千 敏景 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
(11) 特許番号 特許第5662623号 (P5662623)	Fターム(参考) 4C161 AA01 HH54 QQ04 WW07 WW08
(45) 特許公報発行日 平成27年2月4日 (2015. 2. 4)	
(31) 優先権主張番号 特願2013-66283 (P2013-66283)	
(32) 優先日 平成25年3月27日 (2013. 3. 27)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	
(31) 優先権主張番号 特願2013-201275 (P2013-201275)	
(32) 優先日 平成25年9月27日 (2013. 9. 27)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

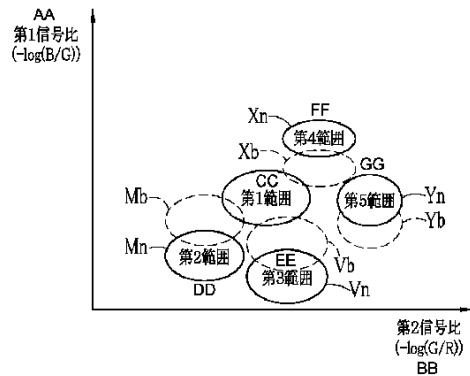
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

萎縮性胃炎による胃の萎縮時に起こり得る粘膜等の色の变化を強調することができる画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

B画像信号とG画像信号間の第1信号比(-log(B/G))を算出し、G画像信号とR画像信号間の第2信号比(-log(G/R))を算出する。第1範囲内の第1及び第2信号比と、特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡大して、正常粘膜と異常領域(萎縮粘膜領域、深層血管領域)との色差を強調する処理を行う。R G B画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合の正常粘膜と異常領域との色差は、R G B画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きい。



- AA First signal ratio (-log(B/G))
- BB Second signal ratio (-log(G/R))
- CC First area
- DD Second area
- EE Third area
- FF Fourth area
- GG Fifth area

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3色の画像信号を入力する画像信号入力部と、

前記3色の画像信号に基づいて、所定の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、

第1範囲内の第1及び第2信号比と、前記第1範囲と異なる特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡張する拡張処理を行う色差強調部と、

前記拡張処理が施された第1及び第2信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する表示部とを備え、

前記3色の画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合の色差は、前記3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きいことを特徴とする画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記正常粘膜と前記異常領域との色差は、前記正常粘膜と前記異常領域の反射濃度の差に基づく色差と、前記色差強調部による色差強調に基づく色差とからなり、

前記3色の画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合における前記正常粘膜と前記異常領域の反射濃度の差は、前記3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合よりも大きいことを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記正常粘膜と前記異常領域の反射濃度の差は、前記狭帯域画像信号に対応する波長帯域が短波長ほど、大きくなることを特徴とする請求項2記載の画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記異常領域には、萎縮粘膜を含む退色調粘膜、退色調粘膜下の血管領域、BA (Brownish Area) 領域、軽度の発赤領域の少なくとも1つが含まれることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い狭帯域光で照明された検体を撮像して得られることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い青色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる青色狭帯域画像信号、又は血液に対する光吸収が高い緑色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる緑色狭帯域画像信号であることを特徴とする請求項5記載の画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記拡張処理は、前記第1の範囲内の第1及び第2信号比と前記特定範囲内の第1及び第2信号比との動径差又は偏角差を拡張する処理であることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記拡張処理は、前記第1範囲の第1及び第2信号比を維持した状態で、前記第1範囲の第1及び第2信号比と前記特定範囲の第1及び第2信号比との差を拡張し、

前記表示部は、前記正常粘膜の色を維持した画像を表示することを特徴とする請求項1、2、3、7のうちいずれか1項記載の画像処理装置。

40

【請求項 9】

前記第1範囲内にある第1及び第2信号比の平均値を算出する平均値算出部を有し、

前記色差強調部は、前記平均値と前記特定範囲内にある第1及び第2信号比の差を拡張することを特徴とする請求項1、2、3、7のうちいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記第1範囲及び特定範囲のうち高輝度エリア又は低輝度エリアについては、前記色差の強調を抑制する抑制処理を行うことを特徴とする請求項1、2、3、7のうちいずれか1項記載の画像処理装置。

50

【請求項 1 1】

前記第 1 信号比は前記狭帯域画像信号である B 画像信号と G 画像信号間の B/G 比であり、前記第 2 信号比は G 画像信号と R 画像信号間の G/R 比であることを特徴とする請求項 1、2、3、7 のうちいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 1 2】

画像信号入力部が、3 色の画像信号を入力するステップと、
 信号比算出部が、前記 3 色の画像信号に基づいて、所定の 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、
 色差強調部が、第 1 範囲内の第 1 及び第 2 信号比と、前記第 1 範囲と異なる特定範囲内の第 1 及び第 2 信号比との差を拡張する拡張処理を行うステップと、
 表示部が、前記拡張処理が施された第 1 及び第 2 信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示するステップとを有し、
 前記 3 色の画像信号のうち少なくとも 1 色の画像信号が狭帯域画像信号である場合の色差は、前記 3 色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きいことを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、萎縮性胃炎の診断時に用いる画像を処理する画像処理装置及び内視鏡システムの作動方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。また、最近の内視鏡システムにおいては、電子内視鏡に組み込む撮像素子の高感度化や高画素化などハイビジョンシステムによる高解像度化によって、従来の画質を超える高精度な画像を表示できるようになってきている。これにより、微細な血管や粘膜の小さな病変でも極めてリアルに描写することができる。

【0003】

このようなハイビジョン化によって、病変部の形状や大きさが明瞭化するため、病変部の検出を容易にすることができる。しかしながら、ドクターは、病変部の形状や大きさだけでなく、粘膜のわずかな色の違いからも病変部を見つけ出している。例えば、赤味を帯びているものの粘膜と色の違いが僅かである部分については、早期病変部として検出している。このような僅かに赤味を帯びた部分については、ハイビジョン化して単に解像度だけ上げて、見つけ出すことができない場合がある。

30

【0004】

そこで、特許文献 1 では、赤味の部分はより赤く、白いところは白くする色彩強調処理を施すことによって、病変部の境界を目立たせることが行われている。この色彩強調処理を行うことで、ハイビジョン化だけでは検出できない病変部を見つけ出すことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【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】

近年では、萎縮性胃炎の状態から胃癌などの胃の病変部を検出することが行われている。これは、以下に示すような萎縮性胃炎と胃の病変部との関係性を利用するものである。図 26 (A) に示すような正常な胃粘膜構造の場合には、表面の粘膜層は厚みを帯びているため、この粘膜層で大部分の光が吸収・反射する。そのため、図 26 (B) に示すように、正常な胃粘膜下層内の血管は、内視鏡画像上ではほとんど観察することができない。

50

【0007】

これに対して、図27(A)に示すように、萎縮性胃炎が進行した胃粘膜構造の場合には、胃腺細胞の減少により粘膜層は薄くなっている。このような萎縮性胃炎の進行に伴う胃粘膜内部構造の変化は、内視鏡画像上では、下記(A)及び(B)のような変化として現れる。

(A) 白に近い色の粘膜筋板が透けて見えることになり、萎縮粘膜部の色は正常部より退色した色になる。

(B) 萎縮粘膜部では、萎縮に伴って粘膜層が薄くなるにつれて、粘膜下層の血管が透見されるようになる(図27(B)参照)。

したがって、萎縮性胃炎に基づく胃病変部の診断においては、上記2つの特徴(A)、(B)を利用して、萎縮の進行度の判断や、正常部と胃炎部との境界の判別を行っている。

10

【0008】

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群に含まれる萎縮の場合)には、内視鏡画像上で上記2つの特徴(A)、(B)について明確に観察することができる。しかしながら、萎縮があまり進行していないなど萎縮進行中の場合(例えば、ABC検診でB群やC群に含まれる萎縮の場合)には、内視鏡画像上での萎縮部と正常部との差は僅かであり、萎縮の進行度の判断や、正常部と胃炎部との境界の判別は困難な場合がある。したがって、内視鏡画像上において上記2つの特徴(A)、(B)を明確にして、正常部と胃炎部の境界を明瞭化することが求められている。

【0009】

20

これに関して、特許文献1の方法の適用が考えられるが、この特許文献1の方法は、赤味を帯びた部分について更に赤味が増すように強調するものであるため、上記のような胃の萎縮に伴う粘膜の色の变化を強調したり、さらには、胃の萎縮に伴って透見する粘膜下層の血管を強調表示することはできない。

【0010】

本発明は、萎縮性胃炎による胃の萎縮時に起こり得る粘膜等の色の变化を強調することができる画像処理装置及び内視鏡システム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】

【0011】

30

上記目的を達成するために、本発明の画像処理装置は、画像信号入力部と、信号比算出部と、色差強調部と、表示部とを備えている。画像信号入力部は、3色の画像信号を入力する。信号比算出部は、3色の画像信号に基づいて、所定の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。色差強調部は、第1範囲内の第1及び第2信号比と、第1範囲と異なる特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡張する拡張処理を行う。表示部は、拡張処理が施された第1及び第2信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する。表示部においては、3色の画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合の色差は、3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きい。

【0012】

40

正常粘膜と異常領域との色差は、正常粘膜と異常領域の反射濃度の差に基づく色差と、色差強調部による色差強調に基づく色差とからなり、3色の画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合における正常粘膜と異常領域の反射濃度の差は、3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合よりも大きいことが好ましい。正常粘膜と異常領域の反射濃度の差は、狭帯域画像信号に対応する波長帯域が短波長ほど、大きくなることが好ましい。

【0013】

異常領域には、萎縮粘膜を含む退色調粘膜、退色調粘膜下の血管領域、BA(Brownish Area)領域、軽度の発赤領域の少なくとも1つが含まれることが好ましい。狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い狭帯域光で照明された検体を撮像して得られることが好ましい。狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い青色狭帯域光で照明された検体

50

を撮像して得られる青色狭帯域画像信号、又は血液に対する光吸収が高い緑色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる緑色狭帯域画像信号であることが好ましい。

【0014】

拡張処理は、第1の範囲内の第1及び第2信号比と特定範囲内の第1及び第2信号比との動径差又は偏角差を拡張する処理であることが好ましい。拡張処理は、第1範囲の第1及び第2信号比を維持した状態で、第1範囲の第1及び第2信号比と特定範囲の第1及び第2信号比との差を拡張し、表示部は、正常粘膜の色を維持した画像を表示することが好ましい。第1範囲内にある第1及び第2信号比の平均値を算出する平均値算出部を有し、色差強調部は、平均値と特定範囲内にある第1及び第2信号比の差を拡張することが好ましい。第1範囲及び特定範囲のうち高輝度エリア又は低輝度エリアについては、色差の強調を抑制する抑制処理を行うことが好ましい。第1信号比は狭帯域画像信号であるB画像信号とG画像信号間のB/G比であり、第2信号比はG画像信号とR画像信号間のG/R比であることが好ましい。

10

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号入力ステップと、信号比算出ステップと、色差強調ステップと、表示ステップとを有する。画像信号入力ステップでは、画像信号入力部が、3色の画像信号を入力する。信号比算出ステップでは、信号比算出部が、前記3色の画像信号に基づいて、所定の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。色差強調ステップでは、色差強調部が、第1範囲内の第1及び第2信号比と、第1範囲と異なる特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡張する拡張処理を行う。表示ステップでは、表示部が、拡張処理が施された第1及び第2信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する。表示部においては、3色の画像信号のうち少なくとも1色の画像信号が狭帯域画像信号である場合の色差は、3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きい。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、萎縮性胃炎による胃の萎縮時に起こり得る粘膜等の色の変化を強調することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0017】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【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3A】白色光の分光強度を示すグラフである。

【図3B】特殊光の分光強度を示すグラフである。

【図4】異常領域強調部の内部構成を示すブロック図である。

【図5】第1～第5範囲の位置関係を示すグラフである。

【図6】特殊光（青色レーザ光の発光強度が青紫色レーザ光の発光強度よりも大きい）照明時に得られる第1及び第2信号比の分布を示す実測データを示すグラフである。

【図7】色差強調処理前の二次元空間（縦軸（ $-\log(B/G)$ ）、横軸（ $-\log(G/R)$ ））での第2範囲及び第3範囲の位置を示す説明図である。

40

【図8】色差強調処理後の二次元空間上での第2範囲及び第3範囲の位置を示す説明図である。

【図9】二次元空間と色度との関係、及び萎縮性胃炎の進行に伴う第1及び第2信号比の分布の変化を示す説明図である。

【図10】萎縮性胃炎の診断における一連の流れを示すフローチャートである。

【図11】青色狭帯域光を含む特殊光を用いた場合の異常領域と青色広帯域光を含む照明光を用いた場合の二次元空間上での第1～第5範囲の位置関係を示す説明図である。

【図12A】反射濃度と吸収体の吸収係数及び分布密度との関係を示すグラフである。

【図12B】ヘモグロビンの吸光係数の分布を示すグラフである。

50

- 【図 1 3】B A 領域の反射濃度分布を表すグラフである。
- 【図 1 4】粘膜層内の血液密度が表層で局所的に高くなる B A を示す説明図である。
- 【図 1 5】狭帯域B光を用いた場合の第 4 範囲と広帯域B光を用いた場合の第 4 範囲の二次元空間上での位置関係を示す説明図である。
- 【図 1 6】発赤領域の反射濃度分布を表すグラフである。
- 【図 1 7】粘膜層内の血液密度が粘膜全体で局所的に高くなる発赤を示す説明図である。
- 【図 1 8】狭帯域B光を用いた場合の第 5 範囲と広帯域B光を用いた場合の第 5 範囲の二次元空間上での位置関係を示す説明図である。
- 【図 1 9】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 2 0】回転フィルタの平面図である。
- 【図 2 1】第 3 実施形態の特殊光画像処理部の機能を示すブロック図である。
- 【図 2 2 A】第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲の動径を示す説明図である。
- 【図 2 2 B】第 1 範囲、第 4 範囲、第 5 範囲の動径を示す説明図である。
- 【図 2 3】動径 r と動径 E_r との関係を示すグラフである。
- 【図 2 4 A】第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲の偏角を示す説明図である。
- 【図 2 4 B】第 1 範囲、第 4 範囲、第 5 範囲の偏角を示す説明図である。
- 【図 2 5】偏角 θ と偏角 E_θ との関係を示すグラフである。
- 【図 2 6】(A) は正常粘膜における粘膜構造の断面図であり、(B) は正常粘膜を表層側から見た場合の平面図である。
- 【図 2 7】(A) は萎縮性胃炎時における粘膜構造(胃腺細胞の減少、又は胃組織と腸、繊維組織との置換により胃粘膜層が薄くなっている)の断面図であり、(B) は萎縮性胃炎時における粘膜を表層側から見た場合の平面図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0018】

[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、モニター 18 と、コンソール 20 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、検体内に挿入される挿入部 21 と、挿入部の基端部分に設けられた操作部 22 と、挿入部 21 の先端側に設けられる湾曲部 23 及び先端部 24 を有している。操作部 22 のアングルノブ 22a を操作することにより、湾曲部 23 は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 24 が所望の方向に向けられる。

【0019】

また、操作部 22 には、アングルノブ 22a の他、モード切替 SW 22b と、ズーム操作部 22c が設けられている。モード切替 SW 22b は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 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、検体内の照明に白色光を用いるモードである。特殊観察モードは、検体内の照明に青味を帯びた特殊光を用いるモードであり、萎縮性胃炎による胃の萎縮時に起こり得る粘膜の色の变化や血管の透視を強調するモードである。ズーム操作部 22c は、内視鏡 12 内のズームレンズ 47 (図 2 参照) を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。なお、特殊観察モードでは、特殊光に代えて、白色光を用いてもよい。

【0020】

プロセッサ装置 16 は、モニター 18 及びコンソール 20 と電氣的に接続される。モニター 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 20 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (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。

【0021】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、中心波長 445 nm の青色レーザ光を発する青色レーザ光源 (445 LD) 34 と、中心波長 405 nm の青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源 (405 LD) 36 とを発光源として備えている。これら各光源 34、36 の

半導体発光素子からの発光は、光源制御部 40 により個別に制御されており、青色レーザー光源 34 の出射光と、青紫色レーザー光源 36 の出射光の光量比は変更自在になっている。光源制御部 40 は、通常観察モードの場合には、主として青色レーザー光源 34 を駆動させ、青紫色レーザー光をわずかに発光するように制御している。なお、この通常観察モードの場合に、青紫色レーザー光源 36 を駆動してもよい。ただし、この場合には、青紫色レーザー光源 36 の発光強度を低く抑えることが好ましい。

【0022】

これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザー光源 34 と青紫色レーザー光源 36 の両方を駆動させるとともに、青色レーザー光の発光比率を青紫色レーザー光の発光比率よりも大きくなるように制御している。なお、青色レーザー光又は青紫色レーザー光の半値幅は ± 10 nm 程度にすることが好ましい。また、青色レーザー光源 34 及び青紫色レーザー光源 36 は、ブロードエリア型の InGa_nN 系レーザーダイオードが利用でき、また、InGa_nAs 系レーザーダイオードや GaNAs 系レーザー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。

10

【0023】

これら各光源 34、36 から出射されるレーザー光は、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（LG）41 に入射する。ライトガイド 41 は、光源装置 14、内視鏡 12、及びユニバーサルコード（内視鏡 12 と光源装置とを接続するためのコード（図示せず））内に内蔵されている。中心波長 445 nm の青色レーザー光又は中心波長 405 nm の青紫色レーザー光は、ライトガイド 41 を介して、内視鏡 12 の先端部 24 まで伝搬される。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 μ m、クラッド径 125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が 0.3 ~ 0.5 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

【0024】

内視鏡 12 の先端部 24 は照明光学系 24a と撮像光学系 24b を有している。照明光学系 24a には、ライトガイド 41 からの中心波長 445 nm の青色レーザー光又は中心波長 405 nm の青紫色レーザー光が入射する蛍光体 44 と、照明レンズ 45 が設けられている。蛍光体 44 に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体 44 から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体 44 を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体 44 を励起させることなく透過する。蛍光体 44 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。

30

【0025】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザー光が蛍光体 44 に入射するため、図 3A に示すような、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 44 から励起発光する蛍光を合波した白色光が、検体内に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体 44 に入射するため、図 3B に示すような、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体 44 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。この特殊観察モードでは、青色成分に発光強度が高い青色レーザー光に加えて、青紫色レーザー光が含まれているため、特殊光は、青色成分を多く含み且つ波長範囲がほぼ可視光全域に及ぶ広帯域光となっている。

40

【0026】

なお、蛍光体 44 は、青色レーザー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) 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 44 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。

【0027】

図 2 に示すように、内視鏡 12 の撮像光学系 24b は、撮像レンズ 46、ズームングレ

50

ズ 47、撮像センサ 48 を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ 46 及びズームレンズ 47 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 に検体の反射像が結像される。ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 22c を操作することで、テレ端とワイド端との間を移動する。ズームレンズ 47 がワイド端側に移動すると検体の反射像が縮小する一方で、テレ端側に移動することで、検体の反射像が拡大する。

【0028】

撮像センサ 48 はカラーのイメージセンサであり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。なお、撮像センサ 48 は、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、撮像面に RGB カラーフィルタが設けられた RGBch を有する RGB イメージセンサであり、各 ch で光電変換をすることによって、R (赤) のカラーフィルタが設けられた R 画素から R 画像信号を出力し、G (緑) のカラーフィルタが設けられた G 画素から G 画像信号を出力し、B (青) のカラーフィルタが設けられた B 画素から B 画像信号を出力する。

10

【0029】

なお、撮像センサ 48 としては、撮像面に C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及び G (緑) の CMYG フィルタを備えたイメージセンサであっても良い。CMYG フィルタを備えたイメージセンサの場合には、CMYG の 4 色の画像信号から色変換によって RGB の 3 色の画像信号を得ることができる。この場合には、CMYG の 4 色の画像信号から RGB の 3 色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡 12、光源装置 14 又はプロセッサ装置 16 のいずれかに備えている必要がある。

20

【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) や自動利得制御 (AGC) を行う。CDS・AGC 回路 50 を経た画像信号は、ガンマ変換部 51 でガンマ変換が施される。これにより、モニタ 18 などの出力デバイスに適した階調を有する画像信号が得られる。このガンマ変換後の画像信号は、A/D 変換器 (A/D 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。

30

【0031】

プロセッサ装置 16 は、受信部 54 と、画像処理切替部 60 と、通常光画像処理部 62 と、特殊光画像処理部 64 と、画像表示信号生成部 66 とを備えている。受信部 54 は内視鏡 12 からのデジタル画像信号を受信する。この受信部 54 は、DSP (Digital Signal Processor) 56 とノイズ除去部 58 を備えている。DSP 56 は、デジタル画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部 58 は、DSP 56 でガンマ補正等が施されたデジタル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、デジタル画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたデジタル画像信号は、画像処理切替部 60 に送信される。なお、本発明の「画像信号入力部」は、受信部 54 を含む構成に対応している。

40

【0032】

画像処理切替部 60 は、モード切替 SW 22b により通常観察モードにセットされている場合には、デジタル画像信号を通常光画像処理部 62 に送信し、特殊観察モードに設定されている場合には、デジタル画像信号を特殊光画像処理部 64 に送信する。

【0033】

通常光画像処理部 62 は、色変換部 68 と、色彩強調部 70 と、構造強調部 72 とを有する。色変換部 68 は、入力された RGB 3 チャンネルのデジタル画像信号を、それぞれ R 画像データ、G 画像データ、B 画像データに割り付ける。これら RGB の画像データに対しては、更に、3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元 LUT 処理などの色変換処理を行い、色変換処理済 RGB 画像データに変換する。

50

【 0 0 3 4 】

色彩強調部 7 0 は、色変換済 R G B 画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 7 2 は、色彩強調処理済 R G B 画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された R G B 画像データは、通常光画像として通常光画像処理部 6 2 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 5 】

特殊光画像処理部 6 4 は、逆ガンマ変換部 7 6 と、異常領域強調部 7 7 と、構造強調部 7 8 とを有する。逆ガンマ変換部 7 6 は、入力された R G B 3 チャンネルのデジタル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 R G B 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 R G B 信号であるため、検体の各種生体情報（本実施形態で言えば、萎縮性胃炎に伴う色の变化等など胃の萎縮に関する情報）が多く含まれている。

10

【 0 0 3 6 】

異常領域強調部 7 7 は、反射率リニア R G B 信号に基づいて、正常粘膜領域と、胃癌などの病変部を含む可能性がある異常領域の色の差を強調する色差強調処理を行う。この異常領域強調部 7 7 の詳細については後述する。構造強調部 7 8 は、色差強調処理済みの R G B 画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を行う。構造強調部 7 8 で構造強調処理が施された R G B 画像データは、特殊光画像として特殊光画像処理部 6 4 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 7 】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常光画像処理部 6 2 又は特殊光画像処理部 6 4 から入力された通常光画像又は特殊光画像を、モニタ 1 8 で表示可能画像として表示するための表示画像信号に変換する。この変換後の表示画像信号に基づいて、モニタ 1 8 は、通常光画像又は特殊光画像を表示する。

20

【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、異常領域強調部 7 7 は、信号比算出部 8 0 と、色差強調部 8 2 と、R G B 変換部 8 3 と、ガンマ変換部 8 4 とを備えている。信号比算出部 8 0 は、反射率リニア R G B 信号のうち、B 信号と G 信号間の第 1 信号比 ($-\log(B/G)$) を算出するとともに、G 信号と R 信号間の第 2 信号比 ($-\log(G/R)$) を算出する。これら第 1 及び第 2 信号比はそれぞれ G 信号、R 信号で規格化されているため、観察対象からの距離や観察エリアの明るさなどによって影響を受けることは、ほとんどない。その一方で、第 1 及び第 2 信号比は、粘膜内の吸収成分（ヘモグロビン）の濃度の変化や粘膜内部構造の変化などに相関がある B 信号と G 信号をそれぞれ含んでいるため、吸収成分濃度や粘膜内部構造に変化が生じると大きく変動する。なお、上記 B 信号は撮像センサ 4 8 の B 画素から出力される B 画像信号に対応しており、上記 G 信号は撮像センサ 4 8 の G 画素から出力される G 画像信号に対応しており、上記 R 信号は撮像センサ 4 8 の R 画素から出力される R 画像信号に対応している。

30

【 0 0 3 9 】

例えば、第 1 信号比は血管深さ（粘膜の深さ方向における血管の位置）と相関があるため、深層血管のような太い血管がある部分の第 1 信号比は、深い位置にあるほど値が大きくなる一方、浅い位置にあるほど値が小さくなる。また、第 1 信号比及び第 2 信号比のいずれも、ヘモグロビンの吸収と相関があるため、光の吸収が強いほど値は大きくなる。

40

【 0 0 4 0 】

また、信号比算出部 8 0 は、反射率リニア R G B 信号のうち輝度値が上限値以上の高輝度エリアと下限値以下の高輝度・低輝度エリアを判別する高輝度・低輝度エリア判別部 8 0 a を備えている。高輝度・低輝度エリアにはノイズが多く含まれるため、この高輝度・低輝度エリアの信号を用いて第 1 又は第 2 信号比を算出した場合には、第 1 又は第 2 信号比が極めて大きくなって、ノイズが強調されるおそれがある。そのため、高輝度・低輝度エリア判別部 8 0 a で高輝度・低輝度エリアと判別された領域の強調処理については、後述するように、他のエリアと比べて、強調処理のレベルを抑制している。なお、反射率リ

50

ニアRGB信号のうち反射光の光量に連動して変化するのはR信号であるので、R信号に基づいて高輝度・低輝度エリアを判別することが好ましい。

【0041】

色差強調部82は平均値算出部82aと、萎縮粘膜領域強調部82bと、深層血管領域強調部82cと、BA領域強調部82dと、発赤領域強調部82eとを備えている。この色差強調部82では、図5の二次元空間（縦軸：第1信号比（ $-\log(B/G)$ ）、横軸：第2信号比（ $-\log(G/R)$ ））において、第1範囲の第1及び第2信号比と第2～第5範囲の第1及び第2信号比との差を拡大することによって、観察領域上の正常粘膜と異常部位（萎縮粘膜、BA、発赤等）との色差を強調する。

【0042】

第1範囲には、図6の実測データが示すように、正常粘膜がある部分の第1及び第2信号比が多く含まれており（図6では正常粘膜を「 \square 」で表記）、この第1範囲は二次元空間上でほぼ中央に位置している。また、第2範囲には、萎縮粘膜がある部分の第1及び第2信号比が多く含まれており（図6では萎縮粘膜を「 \times 」で表記）、この第2範囲は二次元空間上で第1範囲の斜め左下に位置している。第3範囲には、深層血管がある部分の第1及び第2信号比が多く含まれており（図6では深層血管を「 \triangle 」で表記）、この第3範囲は第1範囲の右斜め下に位置している。第4範囲には、BAがある部分の第1及び第2信号比が多く含まれており（図6ではBAを「 \diamond 」で表記）、この第4範囲は第1範囲の右斜め上に位置している。第5範囲には、発赤がある部分の第1及び第2信号比が多く含まれており（図6では発赤を「 \circ 」で表記）、この第5範囲は第1範囲の右側に位置している。なお、本発明の「特定範囲」には、少なくとも第2範囲、第3範囲、第4範囲、第5範囲が含まれる。

【0043】

平均値算出部82aは、第1範囲内の第1及び第2信号比の平均値を算出する。そして、算出された平均値を極座標変換することによって、極座標変換済みの第1範囲平均値（ r_m 、 θ_m ）を得る。

【0044】

萎縮粘膜領域強調部82bは、第2範囲内の第1及び第2信号比を極座標変換することにより、極座標変換済みの第2範囲信号（ r_i 、 θ_i ）を得る。そして、図7に示す極座標変換済みの第1範囲平均値（ r_m 、 θ_m ）と第2範囲信号（ r_i 、 θ_i ）との間の動径差 r を拡張する第1拡張処理を行う。この第1拡張処理は、下記式（1）により、行われる。これにより、強調第2範囲信号（ $E r_i$ 、 θ_i ）が得られる。この強調第2範囲信号（ $E r_i$ 、 θ_i ）と第1範囲平均値（ r_m 、 θ_m ）との動径差は、図8Aに示すように、 r よりも大きい $E r$ となっている。

$$(1) : E r_i = (r_i - r_m) \cdot E + r_m \quad (\text{ただし、} E > 1)$$

【0045】

萎縮粘膜領域強調部82bでの第1拡張処理は、図7、8に示すように、色相を維持した状態で、動径差 r を彩度が低くなる方向に拡張するものである。この第1拡張処理による色の变化は、図9に示すような、萎縮性胃炎の進行とともに、退色調になる粘膜の色の变化に合わせている。この図9では、進行2は進行1よりも萎縮性胃炎の進行が進んでいることを示しており、進行1の場合は正常粘膜領域との差が小さいのに対して、進行2の場合には、色相はほぼそのまま、彩度のみが低下することにより、正常粘膜領域との差が大きくなっていることが分かる。

【0046】

したがって、強調第2範囲信号（ $E r_i$ 、 θ_i ）に基づいてモニタ18上に表示される特殊光画像上では、萎縮粘膜領域が正常粘膜領域と異なる色で明瞭に表示されるとともに、萎縮粘膜領域の色は萎縮性胃炎時の粘膜の色とほぼ同等に表示される。これにより、正常粘膜領域と萎縮粘膜領域の境界の判別を確実に行うことができる。第1拡張処理は、正常粘膜領域と萎縮粘膜領域との色の差が僅かである場合（例えば、萎縮進行中で、ABC検診でB群やC群に含まれるような場合）に、特に有効的である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

なお、正常粘膜領域と萎縮粘膜領域の色の差を更に強調する場合には、彩度方向の拡張（動径差の拡張）だけでなく、色相方向の拡張（偏角差の拡張）を行ってもよい。また、高輝度・低輝度エリアについては、 α の値を小さくして拡張を抑制する。また、萎縮が高度に進んでいる場合には、式（1）の α の値が大きすぎると、萎縮粘膜領域の色が青味を帯びてくるので、この場合には、 α の値を小さくすること（コンソール 20 による操作で調整）で、萎縮粘膜領域の色を実際の萎縮粘膜の色（退色調の色）に合わせることができ

【 0 0 4 8 】

深層血管領域強調部 8 2 c は、第 3 範囲内の第 1 及び第 2 信号比を極座標変換することにより、極座標変換済みの第 3 範囲信号（ r_v 、 v ）を得る。そして、図 7 に示す極座標変換済みの第 1 範囲平均値（ r_m 、 m ）と第 3 範囲信号（ r_v 、 v ）との間の偏角差 θ を拡張する第 2 拡張処理を行う。この第 2 拡張処理は、下記式（2）により、行われる。これにより、強調第 3 範囲信号（ r_v 、 $E v$ ）が得られる。この強調第 3 範囲信号（ r_v 、 $E v$ ）と第 1 範囲平均値（ r_m 、 m ）との偏角差は、図 8 に示すように、 θ よりも大きい $E \theta$ となっている。

$$(2) : E v = (v - m) \cdot \alpha + m \quad (\text{ただし、} \alpha > 1)$$

【 0 0 4 9 】

深層血管領域強調部 8 2 c での第 2 拡張処理は、図 7、8 に示すように、彩度を維持した状態で、色相方向に偏角差 θ を拡張するものである。この第 2 拡張処理による色の变化は、図 9 に示すように、萎縮性胃炎の進行とともに、深層血管の色が顕在化してくる色の变化に合わせている。この図 9 では、進行 2 は進行 1 よりも萎縮性胃炎の進行が進んでいることを示しており、進行 1 の場合は正常粘膜領域との差が小さいのに対して、進行 2 の場合には、彩度はほぼそのまま、色相のみが変化することにより、正常粘膜領域との差が大きくなっていることが分かる。

【 0 0 5 0 】

したがって、強調第 3 範囲信号（ r_v 、 $E v$ ）に基づいてモニタ 1 8 上に表示される特殊光画像上では、深層血管領域が正常粘膜領域と異なる色で明瞭に表示されるとともに、深層血管の色の顕在化により、深層血管が確実に透見ようになる。これにより、正常粘膜領域と深層血管領域の境界の判別を確実に行うことができる。第 2 拡張処理は、深層血管がそれほど透見していない場合（例えば、萎縮進行中で、A B C 検診で B 群や C 群に含まれるような場合）に、特に有効的である。

【 0 0 5 1 】

なお、正常粘膜領域と深層血管領域の色の差を更に強調する場合には、色相方向の拡張（偏角差の拡張）だけでなく、彩度方向の拡張（動径差の拡張）を行ってもよい。また、高輝度・低輝度エリアについては、 α の値を小さくして拡張を抑制する。また、萎縮が高度に進んでいる場合には、式（2）の α の値が大きすぎると、深層血管領域の色がマゼンタ調になるので、この場合には、 α の値を小さくすること（コンソール 20 による操作で調整）で、深層血管領域の色を深層血管の色に合わせることができ

【 0 0 5 2 】

B A 領域強調部 8 2 d は、第 4 範囲内の第 1 及び第 2 信号比を極座標変換することにより、極座標変換済みの第 4 範囲信号（ r_k 、 k ）を得る。そして、下記式（3）、（4）により、極座標変換済みの第 1 範囲平均値（ r_m 、 m ）と第 4 範囲信号（ r_k 、 k ）との間の動径差 r 、偏角差 θ を拡張する第 3 拡張処理を行う。これにより、動径差 r 、偏角差 θ が共に拡張された強調第 4 範囲信号（ $E r_k$ 、 $E k$ ）が得られる。

$$(3) : E r_k = (r_k - r_m) \cdot \alpha + r_m \quad (\text{ただし、} \alpha > 1)$$

$$(4) : E k = (k - m) \cdot \alpha + m \quad (\text{ただし、} \alpha > 1)$$

【 0 0 5 3 】

強調第 4 範囲信号（ $E r_k$ 、 $E k$ ）に基づいてモニタ 1 8 上に表示される特殊光画像上では、B A 領域が正常粘膜領域と異なる色で明瞭に表示される。これにより、正常粘膜領域

10

20

30

40

50

とB A領域の境界の判別を確実に行うことができる。なお、B A領域強調部8 2 dでは、動径差 r 、偏角差 θ の両方を拡張することに代えて、動径差 r 、偏角差 θ のいずれか一方を拡張してもよい。また、高輝度・低輝度エリアについては、 r 、 θ の値を小さくして拡張を抑制する。

【0054】

発赤領域強調部8 2 eは、第5範囲内の第1及び第2信号比を極座標変換することにより、極座標変換済みの第5範囲信号(r_j 、 θ_j)を得る。そして、下記式(5)、(6)により、極座標変換済みの第1範囲平均値(r_m 、 θ_m)と第5範囲信号(r_j 、 θ_j)との間の動径差 r 、偏角差 θ を拡張する第4拡張処理を行う。これにより、動径差 r 、偏角差 θ が共に拡張された強調第5範囲信号($E r_j$ 、 $E \theta_j$)が得られる。

$$(5) : E r_j = (r_j - r_m) \cdot \cos(\theta_j - \theta_m) + r_m \quad (\text{ただし、} \theta_j = \theta_m)$$

$$(6) : E \theta_j = (\theta_j - \theta_m) \cdot \sin(\theta_j - \theta_m) + \theta_m \quad (\text{ただし、} r_j = r_m)$$

【0055】

強調第5範囲信号($E r_j$ 、 $E \theta_j$)に基づいてモニタ18上に表示される特殊光画像上では、発赤領域が正常粘膜領域と異なる色で明瞭に表示される。これにより、正常粘膜領域と発赤領域の境界の判別を確実に行うことができる。なお、発赤領域強調部8 2 eでは、動径差 r 、偏角差 θ の両方を拡張することに代えて、動径差 r 、偏角差 θ のいずれか一方を拡張してもよい。また、高輝度・低輝度エリアについては、 r 、 θ の値を小さくして拡張を抑制する。

【0056】

R G B変換部8 3は、色差強調部8 2で得られた色差強調信号(強調萎縮粘膜信号、強調深層血管信号、強調B A信号、強調発赤信号)を、R G B画像データに再変換する。このR G B変換部8 3では、極座標空間の値で表現された色差強調信号を、R G Bの値に変換する処理が行われる。ガンマ変換部8 4は、色差強調済みのR G B画像データに対してガンマ変換を施す。これにより、モニタ18などの出力デバイスに適した階調を有する色差強調済みのR G B画像データが得られる。

【0057】

次に、本実施形態における一連の流れを図10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21を検体内に挿入する。挿入部21の先端部24が胃に到達したら、萎縮性胃炎が起こっているかどうかを診断する。ここで、通常光画像から、粘膜が退色調になっており、または、樹枝状の深層血管が透見している部位と透見していない部位の境界(内視鏡的腺境界と呼ぶ)を読み取ることができた場合には、ドクターは、萎縮性胃炎により胃癌などの病変が発生している病的所見と判断する(木村・竹本分類による判断手法)。なお、このような胃癌は、ピロリ菌の感染による胃粘膜の萎縮により発生することも分かっている。

【0058】

一方、通常光画像からは、退色調の粘膜、または、内視鏡的腺境界の存在を読み取ることができなかつた場合には、更に確実に診断を行うために、モード切替SW2 2 bを操作して、特殊観察モードに切り替える。この特殊観察モードの切り替えにより、青色レーザー光及び青紫色レーザー光の両方を含む特殊光が発光される。この特殊光発光時に得られるR G B画像信号から、第1及び第2信号比を算出する。

【0059】

算出した第1及び第2信号比のうち、第1範囲内の第1及び第2信号比の平均値を求めるとともに、この第1範囲平均値を極座標変換する。また、第2～第5範囲内の第1及び第2信号比を極座標変換して、極座標変換済みの第2～第5範囲信号を得る。そして、極座標変換済みの第1範囲平均値と第2～第5範囲信号との動径差又は偏角差を拡張する。これにより、正常粘膜と異常領域の色の差が強調された色差強調信号(強調第2範囲信号、強調第3範囲信号、強調第4範囲信号、強調第5範囲信号)が得られる。この色差強調信号に基づいて、モニタ18に特殊光画像が表示される。

【0060】

10

20

30

40

50

特殊光画像上では、胃の萎縮が全く無い場合には、粘膜は通常通りの色で表示される。この場合には、ドクターは、萎縮性胃炎による胃癌などの病変部の発生は無い正常所見と判断する。これに対して、胃の萎縮が僅かでも進んでいる場合には、萎縮粘膜の色は退色調で表示され、また、深層血管が透見して表示される。これにより、内視鏡的腺境界を明瞭に表示することができる。したがって、実際の胃の中は、萎縮粘膜の色はさほど退色調で表示されておらず、また、深層血管がそれほど透見していない場合であっても、ドクターは、萎縮性胃炎により胃癌などの病変が発生している病的所見と判断することができるようになる。

【0061】

なお、上記実施形態では、特殊観察モードにおいて、粘膜の吸収物質に対して光吸収性が高い青色狭帯域成分（青色レーザ光及び青紫色レーザ光）を含む特殊光を用いているため、青色広帯域成分を含む照明光を用いた場合と比較して、以下示すような理由から、観察領域上の異常領域の中の萎縮粘膜、深層血管領域、BA領域と正常粘膜領域との色差は、大きくなっている。

【0062】

図11は、上記実施形態のように、青色狭帯域成分（青色レーザ光及び青紫色レーザ光）を含む特殊光を用いた場合の二次元空間上での第2～第5範囲の位置と、青色広帯域成分（例えば、400～520nm）を含む照明光を用いた場合の二次元空間上での第1範囲の位置を示している。この図11では、第2範囲Mnは、青色狭帯域成分を含む特殊光を用いた場合に得られ、萎縮粘膜部分の信号を多く含む範囲を示している。第2範囲Mbは、青色広帯域成分を含む照明光を用いた場合に得られ、萎縮粘膜部分の信号を多く含む範囲を示している。

【0063】

また、第3範囲Vn、第4範囲Xn、第5範囲Ynについては、青色狭帯域成分を含む特殊光を用いた場合に得られ、深層血管部分の信号、BA部分の信号、発赤部分の信号を多く含む範囲をそれぞれ示している。第3範囲Vb、第4範囲Xb、第5範囲Ybについては、青色広帯域成分を含む照明光を用いた場合に得られ、深層血管部分の信号、BA部分の信号、発赤部分の信号を多く含む範囲をそれぞれ示している。

【0064】

この図11に示すように、第2範囲Mn、第3範囲Vn、第4範囲Xnについては、第1範囲との差が大きいものに対して、第2範囲Mb、第3範囲Vb、第4範囲Xbについては第1範囲と差があまりない。したがって、青色狭帯域成分を含む特殊光を用いることで、第1範囲と第2～第4範囲Mn、Vn、Xnとの差を十分に付けることができる。これに加えて、色差強調部82での動径差又は偏角差の拡張により、更に第1範囲と第2～第4範囲Mn、Vn、Xnとの差が大きくなる。以上から、青色狭帯域成分を含む特殊光を用いた場合には、青色広帯域成分を含む照明光を用いた場合と比較して、青色狭帯域成分で付けた第1範囲と第2～第4範囲Mn、Vn、Xnの差の分だけ、正常粘膜と萎縮粘膜領域、深層血管領域、BAとの色差は、大きくなっている。

【0065】

これに対して、第5範囲Ynについては、第5範囲Ybの場合と比較しても、第1範囲との差にほとんど変わりはない。したがって、青色狭帯域成分を含む特殊光又は青色広帯域成分を含む照明光のいずれを用いた場合であっても、正常粘膜と発赤領域との色差はさほど変わらない。

【0066】

以上のように、特殊光に青色狭帯域成分が含まれるか否かによって、正常領域との色差の大きさが異なるのは、主として、血液密度の大きさなど粘膜内の吸収物質の分布密度に依存する要因が大きい。これに関しては、図12Aに示すような、反射濃度と粘膜内の吸収物質（消化器では主としてヘモグロビン）の吸収係数（ヘモグロビンの吸光係数の分布は図12Bを参照）及び分布密度との関係を用いて、説明することができる。なお、反射濃度を（ $-\log(Bch)$ （センサのBchに入射する光の反射率））とした場合には、その反射濃度

10

20

30

40

50

の変動により第 1 信号比が変動する。

【 0 0 6 7 】

この図 1 2 Aによれば、反射濃度は、吸光物質の吸光係数及び分布密度に対して非線形に増加することが分かる。したがって、反射濃度の大きさについては、粘膜内での光吸収や分布密度が強くなるほど、増加する。これに対して、反射濃度の増加量については、光吸収が弱い場合や分布密度が小さい場合には、少し吸収や密度が増えるだけでも反射濃度が大きく増加する一方で、光吸収が強い場合や分布密度が大きい場合には、吸収や密度が増えたとしてもあまり反射濃度は増加しない。

【 0 0 6 8 】

そこで、図 1 2 Aの反射濃度分布の関係を使って、撮像センサ 4 8の B c hに、青色レーザー光 (4 4 5 nm) 及び青紫色レーザー光 (4 0 5 nm) の混色狭帯域光 (以下「狭帯域光 445nm+405nm」と表記) の反射光、青紫色レーザー光 (4 0 5 nm) の反射光 (以下「狭帯域光 405nm」と表記)、青色レーザー光 (4 4 5 nm) の反射光 (以下「狭帯域光 445nm」と表記)、青色帯域において波長範囲が広帯域 (例えば、4 0 0 ~ 5 0 0 nm) に及ぶ青色光の反射光 (以下「広帯域 B 光」と表記) が入射したときの正常粘膜と異常領域との色差について、それぞれ説明する。

【 0 0 6 9 】

B A 領域における反射濃度分布においては、図 1 3 に示すように、狭帯域光 405nm の反射濃度 R 1 が一番高く、それよりも低いのが狭帯域光 445nm+405nm の反射濃度 R 2 であり、反射濃度 R 1、2 よりも低いのが狭帯域光 445nm の反射濃度 R 3 であり、一番低いのが広帯域 B 光の反射濃度 R 4 となっている。このような大小関係になるのは、光吸収の強さが「狭帯域光 405nm > 狭帯域光 445nm+405nm > 狭帯域光 445nm > 広帯域 B 光」の関係性を有するからである (図 1 2 B 参照) 。

【 0 0 7 0 】

また、狭帯域光 405nm、狭帯域光 445nm+405nm、狭帯域光 445nm などの狭帯域 B 光の反射濃度 R 1 ~ R 3 と広帯域 B 光の反射濃度 R 4 間の差は、比較的大きくなっている。これは、広帯域 B 光の反射濃度 R 4 が特に低くなっているからである。即ち、狭帯域 B 光を用いた場合の正常粘膜と B A 領域との反射濃度の差は、広帯域 B 光を用いた場合よりも大きいことが分かる。このように広帯域 B 光の反射濃度 R 4 が低いのは、図 1 4 に示すように、B A は粘膜中の比較的浅い位置にだけ狭く分布して、光深達経路上における血液密度が比較的低下しているためであり、また、広帯域 B 光にはヘモグロビンの吸収が弱い 5 0 0 nm の周辺の波長が混ざっているためである。また、狭帯域 B 光については、波長が異なることによる反射濃度の差 (例えば、反射濃度 R 1 と反射濃度 R 2 との差) は、発赤領域の場合と比較すると、比較的大きくなっている。これは、B A 領域内での光深達経路上の血液密度が低いため、波長の違いにより光吸収に差が生じると、その差は反射濃度の差に大きく反映されるからである。

【 0 0 7 1 】

B A 領域では以上のような反射濃度を有しているため、図 1 5 に示すように、狭帯域 B 光を用いたときの第 4 範囲 Xn と第 1 範囲との第 1 信号比の差は、広帯域 B 光を用いたときの第 4 範囲 Xb よりも、大きくなっている。また、狭帯域 B 光を用いた場合においては、狭帯域光 405nm を用いた場合の第 4 範囲 Xn (405nm) と、狭帯域光 445nm+405nm を用いた場合の第 4 範囲 Xn (445nm+405nm) と、狭帯域光 445nm を用いた場合の第 4 範囲 Xn (445nm) の第 1 範囲との位置関係をそれぞれ比較すると、より短波長の光を用いた場合のほうが、第 1 範囲との差は大きくなっていることが分かる。したがって、狭帯域 B 光を用いることで、第 1 範囲との差を大きくすることができるため、正常粘膜領域と B A 領域との色差をより大きくすることができる。

【 0 0 7 2 】

なお、萎縮粘膜領域、深層血管領域についても、B A 領域と同様、光深達経路上の血液密度が発赤領域よりも低下している。また、萎縮粘膜領域及び深層血管領域については、B A 領域と同様の反射濃度分布を有していることから、B A 領域の場合と同様に、より

10

20

30

40

50

短波長の光を用いることで、第1範囲と第2及び第3範囲の差を大きくすることができる。したがって、狭帯域B光を用いることで、第1範囲との差を大きくすることができるため、萎縮粘膜領域、深層血管領域と正常粘膜領域と色差をより大きくすることができる。

【0073】

これに対して、発赤領域においては、図16に示すように、反射濃度R1～R4の大小関係は、BA領域等と同様であるものの、狭帯域B光の反射濃度R1～R3と広帯域B光の反射濃度R4間の差は、BA領域等の場合と比べると、比較的小さい。これは、広帯域B光の反射濃度R4が、BA領域等の場合と比較して、高くなっているからである。このように広帯域B光の反射濃度R4が比較的高いのは、図17に示すように、発赤が粘膜中の浅い位置から深い位置に至るまで広く分布して、光深達経路上の血液密度が比較的高くなっているためである。

10

【0074】

また、狭帯域B光については、波長が異なることによる反射濃度の差（例えば、反射濃度R1と反射濃度R2との差）は、BA領域の場合と比較して、あまり大きくない。これは、発赤領域内での光深達経路上の血液密度がBA領域等と比較して高いため、波長の違いにより光吸収に差が生じて、その差は反射濃度の差にあまり反映されないからである。

【0075】

発赤領域では以上のような反射濃度を有しているため、図18に示すように、狭帯域B光を用いた場合の第5範囲Ynと第1範囲の差は、広帯域B光を用いた場合の発赤領域Ybと比較しても、あまり変わりが無い。また、狭帯域B光を用いた場合については、狭帯域光405nmを用いた場合の第5範囲Yn（405nm）と、狭帯域光445nm+405nmを用いた場合の第5範囲Yn（445nm+405nm）と、狭帯域光445nmを用いた場合の第5範囲Yn（445nm）の第1範囲との位置関係をそれぞれ比較してみても、第1範囲と第5範囲との差はそれほど無い。したがって、狭帯域B光を用いたとしても、第1範囲との差があまり大きくなりえないため、正常粘膜領域と発赤領域との色差をそれほど大きくすることはできない。

20

【0076】

ただし、発赤領域の中でも、高度の発赤や出血のような高血液密度領域ではなく、軽度の発赤領域（軽度発赤領域）であれば、狭帯域B光を用いた場合における正常粘膜領域と軽度発赤領域の反射濃度の差は、広帯域B光を用いた場合よりも、大きくなる。したがって、狭帯域B光の使用により、正常領域と軽度の発赤領域の色差を大きくすることができる。

30

【0077】

なお、上記では、撮像センサ48のBchに入射するB光を狭帯域化したときの第1信号比の変化（波長を狭帯域化すると、二次元空間上で第2～第5範囲の位置が縦軸方向にシフトする）について説明したが、撮像センサ48のGchに入射するG光を狭帯域化させた場合についても、上記と同様の理由で説明することができる。即ち、狭帯域のG光（血液に対する光吸収が高い波長をもつG光）を用いた場合には、広帯域のG光を用いた場合よりも、第1範囲と第2範囲の差が大きくなる（波長を狭帯域化すると、二次元空間上で第2～第5範囲が横軸方向にシフトする）。

40

【0078】

なお、上記では、撮像センサ48のBchに入射するB光と撮像センサ48のGchに入射するG光のいずれか一方を狭帯域化したがる、両方の光を狭帯域化してもよい。この場合には、波長の狭帯域化により、二次元空間上で第2～第5範囲が縦軸方向と横軸方向にシフトする。ただし、縦軸方向のシフト量は、撮像センサ48のBchに入射するB光のみを狭帯域化した場合に比べて、小さくなる。これは、B光とG光の狭帯域化によりBch、Gchの吸収係数が共に増加するので、Bch、Gchの反射濃度の差は、Bchのみ狭帯域化した場合に比べて小さくなるためである。

【0079】

上記実施形態では、第1及び第2信号比を極座標変換するとともに、極座標変換済みの

50

第1範囲平均値と第2～第5範囲内の信号値との動径差又は偏角差を拡張することにより、正常粘膜領域と異常領域の色の差を強調したが、これに限らず、その他の座標変換方法と色差強調方法を用いて、正常粘膜領域と異常領域の色の差を強調してもよい。なお、上記実施形態のような、極座標上で動径差又は偏角差を拡張する色差強調方法を用いて得られる強調画像は、正常粘膜領域の色が通常光画像の色と同じであるため、違和感がない。また、強調画像上における萎縮粘膜領域及び深層血管領域の色は、萎縮性胃炎時が生じた時の粘膜の色や血管透見したときの色と同じであるため、現在行っている萎縮性胃炎診断（例えばABC検診）と同様の方法で、診断を行うことができる。

【0080】

なお、上記実施形態では、正常粘膜領域と異常領域の色差強調に、第1範囲平均値を用いたが、これに代えて、画像信号全体の画素値平均値を用いてもよい。この場合には、画像毎に萎縮粘膜や深層血管の色が変動するおそれがあるものの、画像上の各領域の分布に合わせて正常粘膜領域と異常領域の色の僅かな差を拡張できるというメリットがある。

10

【0081】

なお、上記実施形態では、第1及び第2信号比を極座標変換し、その極座標変換済みの信号に対して動径差又は偏角差を拡張する拡張処理を行ったが、これら極座標変換処理や拡張処理を事前に行っておいて、処理結果を色差強調用LUTに記憶しておいてもよい。この場合には、第2～第5範囲に属すると考えられる第1及び第2信号比について、上記式(1)～(6)を用いて予め計算しておく。そして、第2～第5範囲の第1及び第2信号比と、それら信号比を用いて計算したときの計算結果とを色差強調用LUTに対応付けて記憶しておく。また、第1範囲に属すると考えられる第1及び第2信号比については、それら信号比と同じ値を色差強調用LUTに対応付けて記憶しておく。このような色差強調用LUTを用いることで、極座標変換処理や拡張処理を行うことなく、異常領域の色差強調を行うことができるため、処理負荷を軽減することができる。

20

【0082】

なお、上記実施形態では、色差強調部82で、異常領域と正常領域との色差を強調する色差強調処理を行ったが、粘膜の吸収物質に対して光吸収性が高い青色狭帯域成分（青色レーザ光及び青紫色レーザ光）を含む特殊光を用いることで、色差強調部82で色差強調処理を行わなくとも、正常粘膜領域と異常領域（萎縮粘膜領域、深層血管領域、BA領域、発赤領域）の色差を強調表示することができる。また、同様にして、粘膜の吸収物質に対して光吸収性が高い緑色狭帯域成分（例えば、540～560nmの波長成分）を含む光を用いることで、色差強調部82で色差強調処理を行わなくとも、正常粘膜領域と異常領域（萎縮粘膜領域、深層血管領域、BA領域、発赤領域）の色差を強調表示することができる。

30

【0083】

なお、上記第1実施形態では、蛍光体44を内視鏡12の先端部24に設けたが、これに代えて、蛍光体44を光源装置14内に設けてもよい。この場合には、ライトガイド41と青色レーザ光源34との間に、蛍光体44を設けることが好ましい。

【0084】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、カラーの撮像センサでRGB画像信号を同時に取得しているが、第2実施形態では、モノクロの撮像センサでRGB画像信号を順次取得する。図19に示すように、第2実施形態の内視鏡システム200の光源装置14には、青色レーザ光源34、青紫色レーザ光源36、光源制御部40の代わりに、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、内視鏡12の照明光学系24aには、蛍光体44が設けられていない。また、撮像光学系24b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。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

40

【0085】

50

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 SW 22b 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、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。

【0086】

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、赤色光が交互に検体内に照射される。

【0087】

特殊観察モード用フィルタ 209 には、周方向に沿って、白色光のうち中心波長 415 nm の青色狭帯域光を透過させる B_n 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、赤色光が交互に検体内に照射される。

【0088】

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、赤色光が検体内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、通常光画像が生成される。

【0089】

一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光が検体内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、B_n 画像信号と、G 画像信号、R 画像信号が得られる。これら B_n 画像信号と、G 画像信号、R 画像信号に基づいて、特殊光画像の生成が行われる。特殊光画像の生成には、B 画像信号の代わりに、B_n 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特殊光画像の生成が行われる。

【0090】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態の内視鏡システム 10 では、特殊光画像の作成に、青色レーザ光及び青紫色レーザ光の狭帯域波長情報が含まれる狭帯域信号である B 画像信号を用い、第 2 実施形態の内視鏡システム 200 では、特殊光画像の作成に、青色狭帯域光の狭帯域波長情報が含まれる狭帯域信号である B_n 画像信号を用いているが、第 3 実施形態では、白色画像などの広帯域画像に基づく分光演算により青色狭帯域画像信号を生成し、この青色狭帯域画像を用いて特殊光画像を生成する。

【0091】

この第 3 実施形態では、同時式の内視鏡システム 10 の特殊観察モード時において、特殊光の代わりに、広帯域光である白色光を照明する。そして、図 21 に示すように、受信部 54 と逆ガンマ変換部 76 との間に設けた分光演算部 300 において、白色光の発光・撮像により得られる RGB 画像信号に基づく分光演算処理を行う。これにより、青色狭帯域画像信号が生成される。分光演算の方法は、特開 2003-093336 号公報に記載の方法を用いる。この分光演算部 300 で生成された青色狭帯域画像信号と、G 画像信号、R 画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の手順で、特殊光画像を生成する。なお、白色光としては、蛍光体 44 により得られる白色光の他、キセノンランプなどの広帯域光源から発せられる広帯域光を用いてもよい。

10

20

30

40

50

【0092】

なお、上記実施形態では、萎縮性胃炎により、粘膜が退色調になる例と萎縮粘膜下の深層血管が透見する例とを示したが、その他の部位の病変（例えば、食道の病変や大腸の病変など）によって、粘膜が退色調になる場合も存在する。本発明は、このような萎縮粘膜以外の退色調粘膜に対しても、正常領域との色差を強調することが可能である。また、本発明は、萎縮粘膜以外の退色調粘膜下の深層血管の透見についても、強調表示することが可能である。

【0093】

なお、上記実施形態で示した第1～第4拡張処理は、萎縮粘膜、深層血管、BA、発赤などの異常領域と正常粘膜との差を大きくする一方で、正常粘膜の色は変化させない。即ち、上記実施形態によれば、第1～第4拡張処理の前後で、正常粘膜の色を維持した画像を表示することができる。

10

【0094】

以上のように、正常粘膜の色を維持した画像を表示するためには、第1～第4拡張処理を以下のような処理で行う必要がある。例えば、第1拡張処理、第3拡張処理、第4拡張処理のように動径を拡張する処理においては、図22Aに示すように、第1範囲を「 $r_m - r_1$ 」から「 $r_m + r_2$ 」と定義した場合、図23に示すように、第1範囲内の動径 r を、動径 r と大きさが変わらない動径 E_r に変換する（恒等変換）（例えば、動径 r が r_m の場合には、動径 E_r は r_m となる）。このように、第1範囲内の動径 r を恒等変換することで、第1、3、4拡張処理を行ったとしても、画像上で正常粘膜の色を維持することができる。

20

【0095】

これに対して、図22Aに示すように、第1範囲平均値 r_m よりも小さい第2範囲の動径 r_i については、図23に示すように、動径 r_i よりも小さい動径 E_{r_i} に変換する。また、図22Bに示すように、大部分が第1範囲平均値 r_m よりも大きい第4、第5範囲の動径 r_k 、 r_j については、動径 r_k 、 r_j を、それら動径 r_k 、 r_j よりも大きい動径 E_{r_k} 、 E_{r_j} に変換する。なお、図23は、第1～第5範囲を含む一定範囲の偏角における動径 r と動径 E_r との対応関係を示しているが、偏角毎に異なる対応関係に設定してもよい。

30

【0096】

また、第2拡張処理、第3拡張処理、第4拡張処理のように偏角を拡張する処理においては、図24Aに示すように、第1範囲を「 $\theta_m - \theta_1$ 」から「 $\theta_m + \theta_2$ 」と定義した場合、図25に示すように、第1範囲内の偏角 θ を、偏角 θ と大きさが変わらない偏角 E_θ に変換する（恒等変換）（例えば、偏角 θ が θ_m の場合には、偏角 E_θ は θ_m となる）。このように、第1範囲内の偏角 θ を恒等変換することで、第2、3、4拡張処理を行ったとしても、画像上で正常粘膜の色を維持することができる。

40

【0097】

これに対して、図24Aに示すように、第1範囲平均値 θ_m よりも小さい第3範囲の偏角 θ_v については、図25に示すように、偏角 θ_v よりも小さい偏角 E_{θ_v} に変換する。また、図24Bに示すように、大部分が第1範囲平均値 θ_m よりも大きい第4範囲の偏角 θ_k については、図25に示すように、偏角 θ_k よりも大きい偏角 E_{θ_k} に変換する。また、図24Bに示すように、大部分が第1範囲平均値 θ_m よりも小さい第5範囲の偏角 θ_j については、図25に示すように、偏角 θ_j よりも小さい偏角 E_{θ_j} に変換する。なお、図25では、「 θ_m 」は 0° から 90° の範囲で定義される角度である。したがって、「 $\theta_m - 90$ 」は負の角度であり、「 $\theta_m + 90$ 」は正の角度である。そのため、横軸は右側に位置するほど角度が大きく、また、縦軸は上側に位置するほど角度が大きい。

40

【0098】

なお、上記実施形態では、本発明の実施を内視鏡の診断中に行ったが、これに限らず、内視鏡診断後、内視鏡システムの記録部に記録しておいた内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよく、また、カプセル内視鏡で取得したカプセル内視鏡画像に基づいて

50

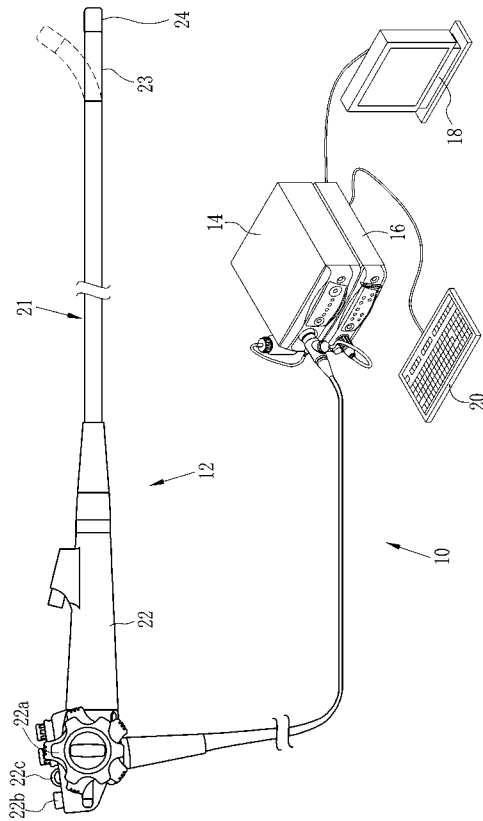
、本発明の実施を行ってもよい。

【符号の説明】

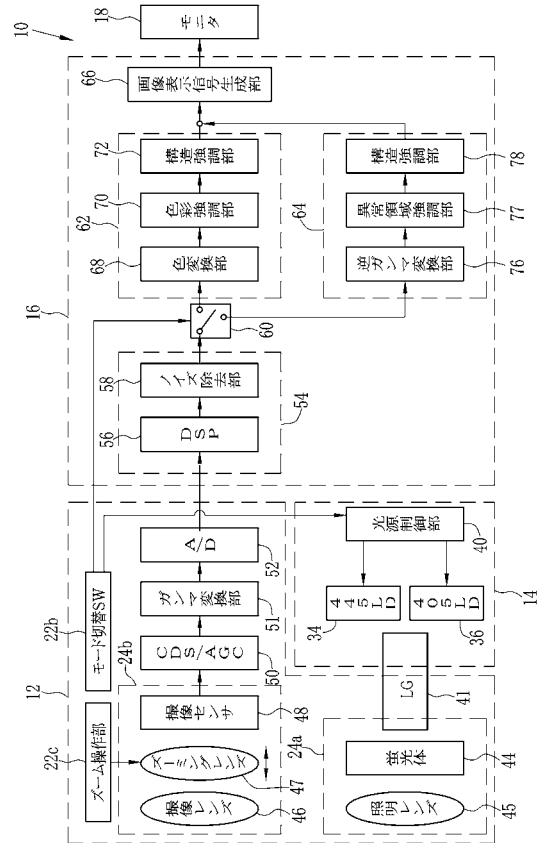
【0099】

- 10, 200 内視鏡システム
- 18 モニタ(表示部)
- 48, 206 撮像センサ
- 80 信号比算出部
- 82 色差強調部
- 82a 平均値算出部

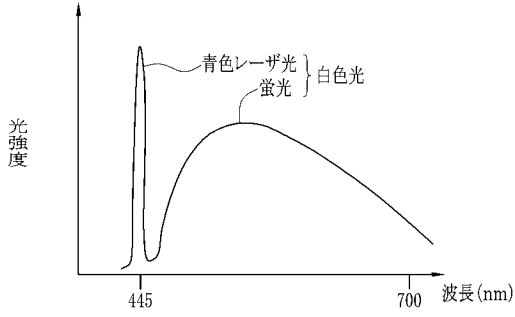
【図1】



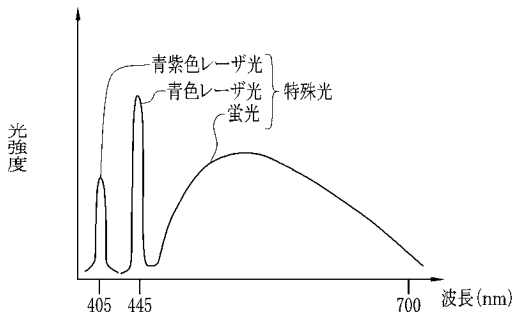
【図2】



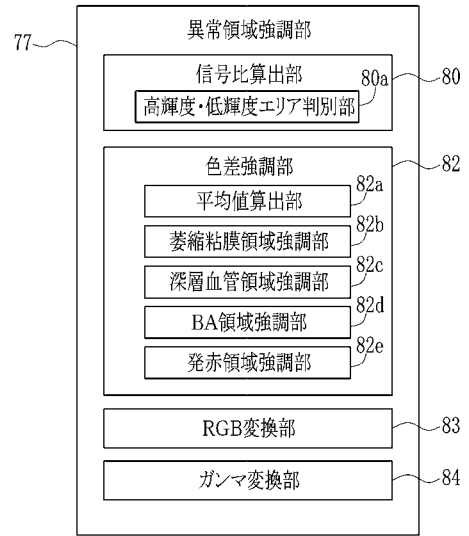
【 図 3 A 】



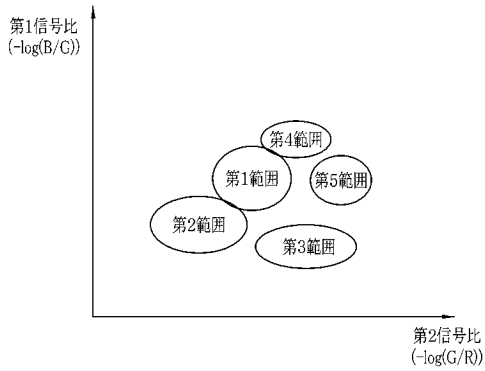
【 図 3 B 】



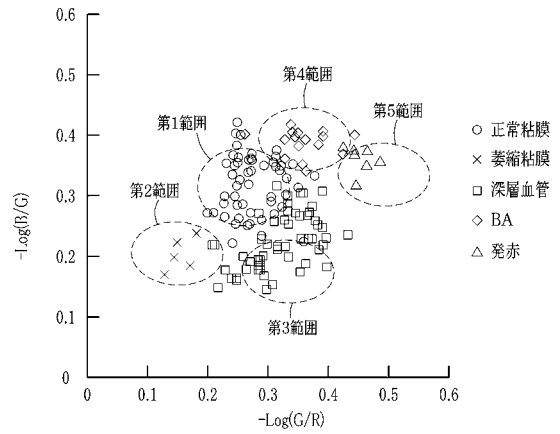
【 図 4 】



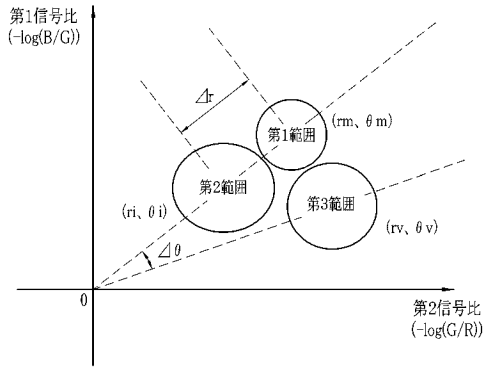
【 図 5 】



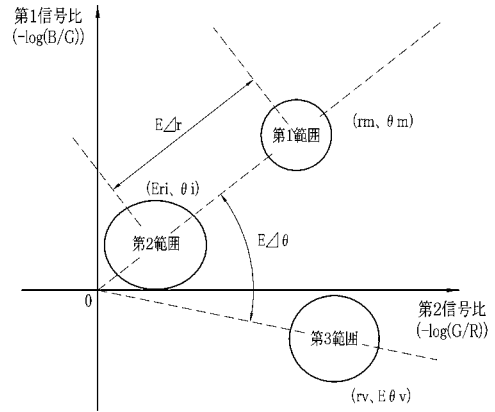
【 図 6 】



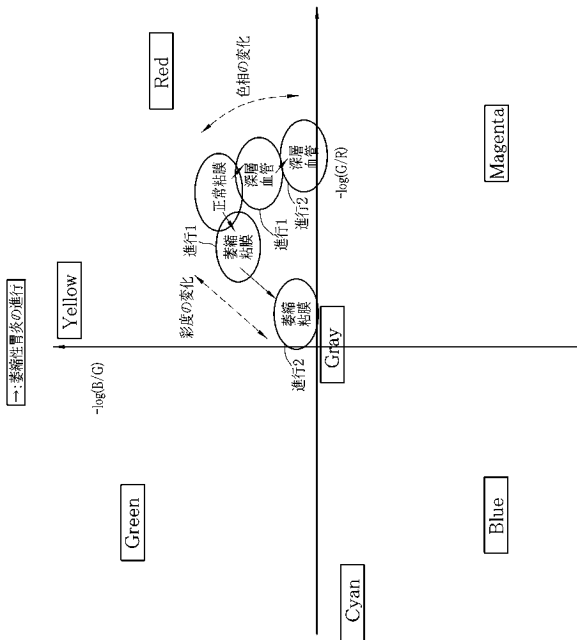
【 図 7 】



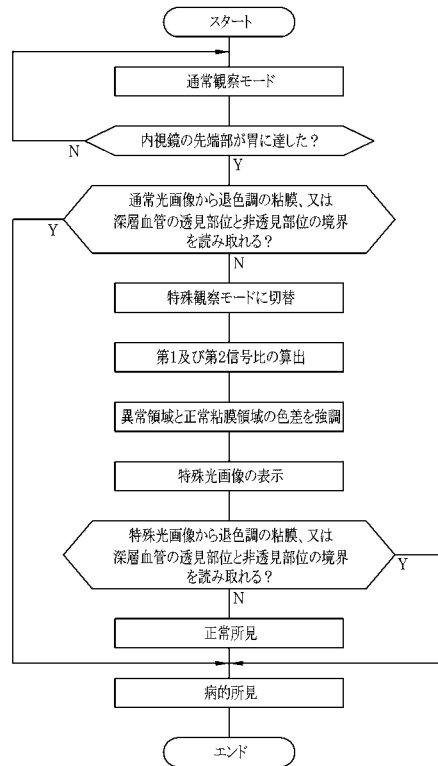
【 図 8 】



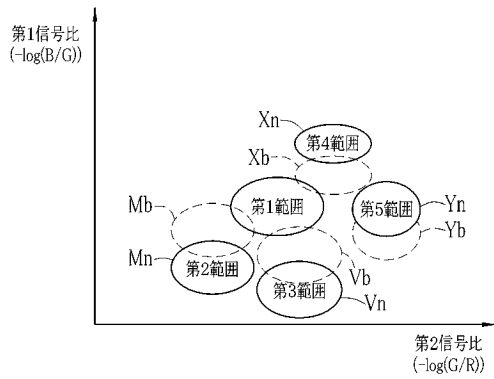
【 図 9 】



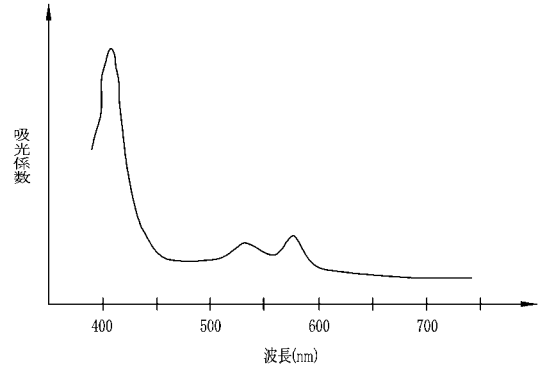
【 図 10 】



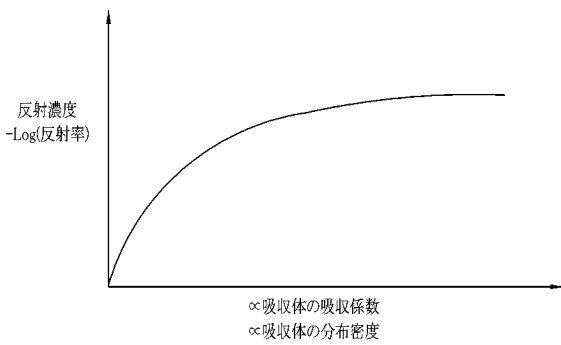
【 図 1 1 】



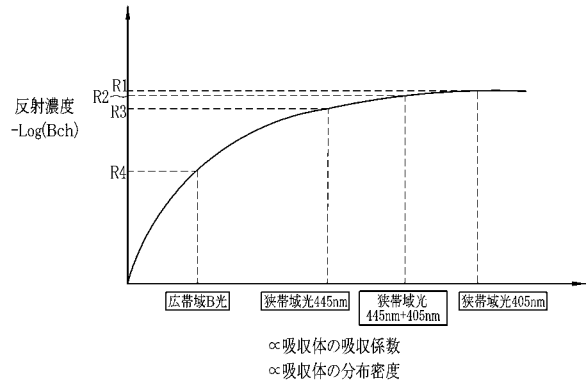
【 図 1 2 B 】



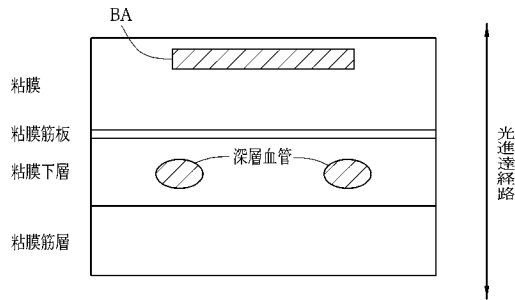
【 図 1 2 A 】



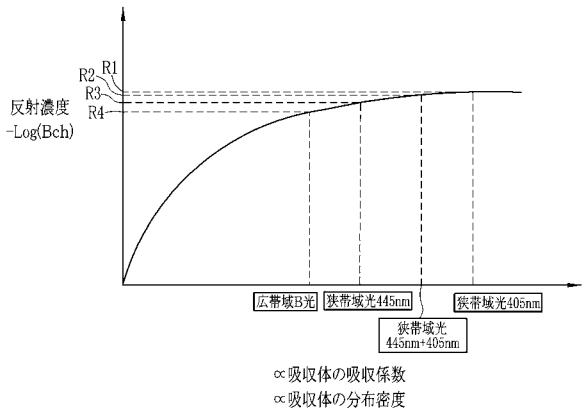
【 図 1 3 】



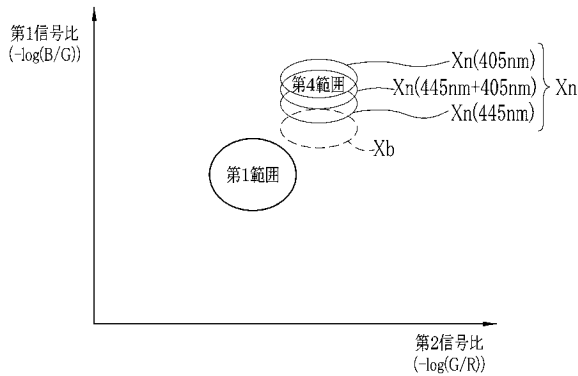
【 図 1 4 】



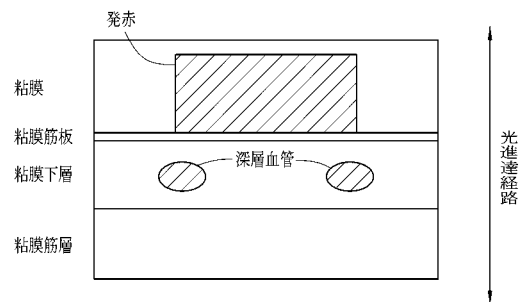
【 図 1 6 】



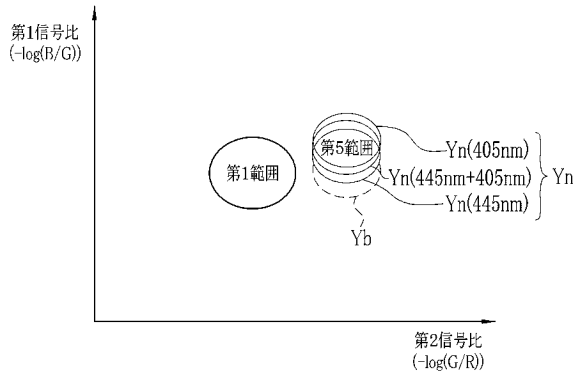
【 図 1 5 】



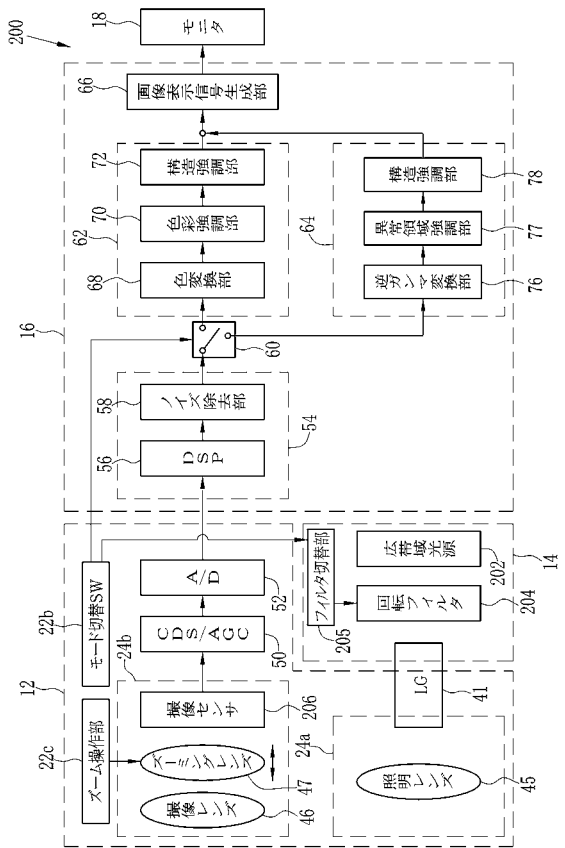
【 図 1 7 】



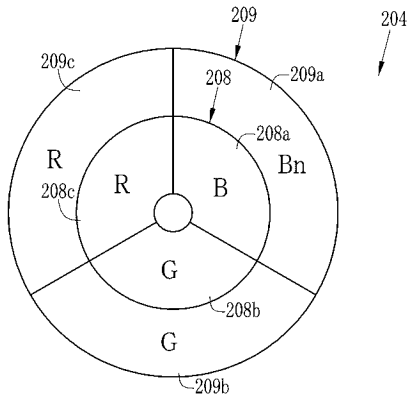
【 図 1 8 】



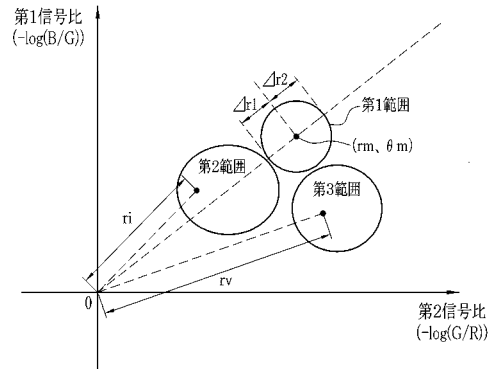
【 図 1 9 】



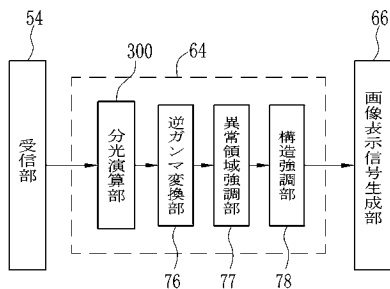
【 図 2 0 】



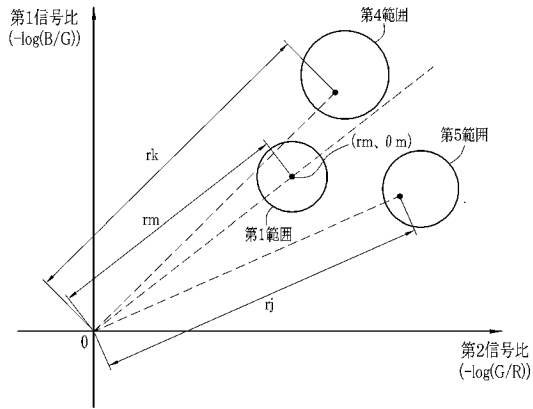
【 図 2 2 A 】



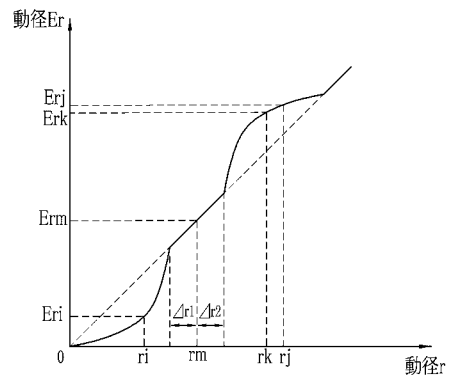
【 図 2 1 】



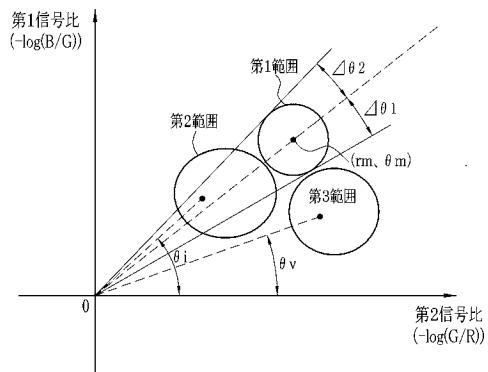
【 図 2 2 B 】



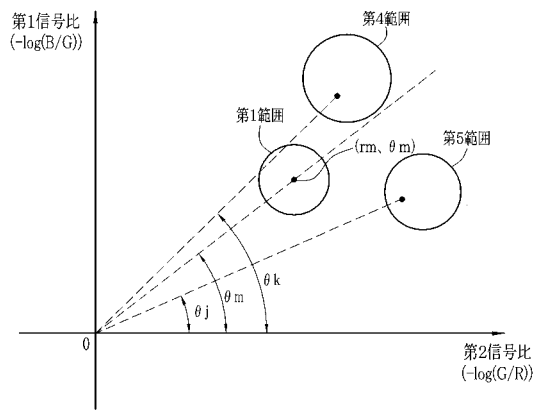
【 図 2 3 】



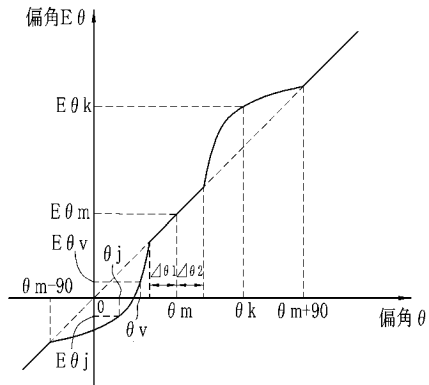
【 図 2 4 A 】



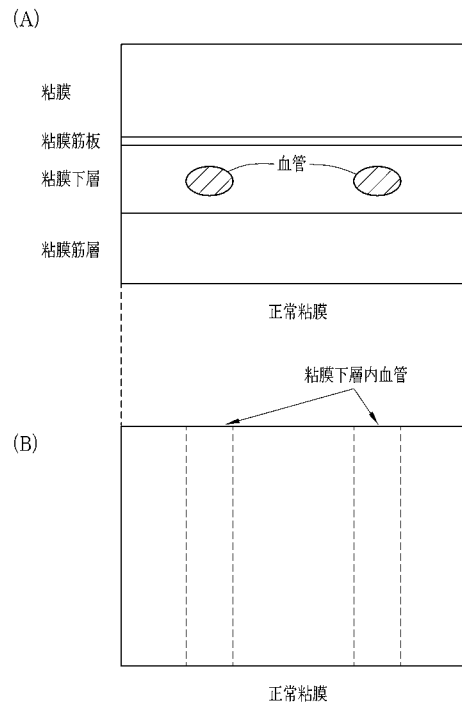
【 図 2 4 B 】



【 图 2 5 】

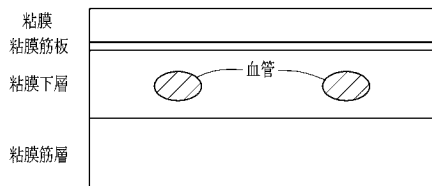


【 图 2 6 】



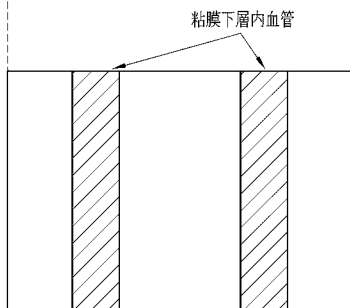
【 图 2 7 】

(A)



萎缩性胃炎

(B)



萎缩性胃炎

【手続補正書】

【提出日】平成26年9月5日(2014.9.5)

【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】

狭帯域画像信号を少なくとも1つ含む3色の画像信号を入力する画像信号入力部と、前記3色の画像信号に基づいて、所定の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、第1範囲内の第1及び第2信号比と、前記第1範囲と異なる特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡張する拡張処理を行う色差強調部と、前記拡張処理が施された第1及び第2信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する表示部であり、前記色差は、前記3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きく表示される表示部と、を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記正常粘膜と前記異常領域の反射濃度の差は、前記3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の反射濃度の差よりも大きいことを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記正常粘膜と前記異常領域の反射濃度の差は、前記狭帯域画像信号に対応する波長帯域が短波長ほど、大きくなることを特徴とする請求項2記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記異常領域には、萎縮粘膜を含む退色調粘膜、退色調粘膜下の血管領域、BA(Brownish Area)領域、軽度の発赤領域の少なくとも1つが含まれることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い狭帯域光で照明された検体を撮像して得られることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が高い青色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる青色狭帯域画像信号、又は血液に対する光吸収が高い緑色狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる緑色狭帯域画像信号であることを特徴とする請求項5記載の画像処理装置。

【請求項7】

前記拡張処理は、前記第1範囲内の第1及び第2信号比と前記特定範囲内の第1及び第2信号比との動径差又は偏角差を拡張する処理であることを特徴とする請求項1記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記拡張処理は、前記第1範囲の第1及び第2信号比を維持した状態で、前記第1範囲の第1及び第2信号比と前記特定範囲の第1及び第2信号比との差を拡張し、前記表示部は、前記正常粘膜の色を維持した画像を表示することを特徴とする請求項1、2、3、7のうちいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項9】

前記第1範囲内にある第1及び第2信号比の平均値を算出する平均値算出部を有し、前記色差強調部は、前記平均値と前記特定範囲内にある第1及び第2信号比の差を拡張することを特徴とする請求項1、2、3、7のうちいずれか1項記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記第 1 範囲及び特定範囲のうち高輝度エリア又は低輝度エリアについては、前記色差の強調を抑制する抑制処理を行うことを特徴とする請求項 1、2、3、7 のうちいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 1 信号比は前記狭帯域画像信号である B 画像信号と G 画像信号間の B/G 比であり、前記第 2 信号比は G 画像信号と R 画像信号間の G/R 比であることを特徴とする請求項 1、2、3、7 のうちいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 12】

画像信号入力部が、狭帯域画像信号を少なくとも 1 つ含む 3 色の画像信号を入力するステップと、

信号比算出部が、前記 3 色の画像信号に基づいて、所定の 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、

色差強調部が、第 1 範囲内の第 1 及び第 2 信号比と、前記第 1 範囲と異なる特定範囲内の第 1 及び第 2 信号比との差を拡張する拡張処理を行うステップと、

表示部が、前記拡張処理が施された第 1 及び第 2 信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する際に、前記色差を、前記 3 色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きく表示するステップと、

を有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の画像処理装置は、画像信号入力部と、信号比算出部と、色差強調部と、表示部とを備えている。画像信号入力部は、狭帯域画像信号を少なくとも 1 つ含む 3 色の画像信号を入力する。信号比算出部は、3 色の画像信号に基づいて、所定の 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。色差強調部は、第 1 範囲内の第 1 及び第 2 信号比と、第 1 範囲と異なる特定範囲内の第 1 及び第 2 信号比との差を拡張する拡張処理を行う。表示部は、拡張処理が施された第 1 及び第 2 信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する表示部であって、色差は、3 色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きく表示される。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0012】

正常粘膜と異常領域の反射濃度の差は、3 色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の反射濃度の差よりも大きいことが好ましい。正常粘膜と異常領域の反射濃度の差は、狭帯域画像信号に対応する波長帯域が短波長ほど、大きくなることが好ましい。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

拡張処理は、第 1 範囲内の第 1 及び第 2 信号比と特定範囲内の第 1 及び第 2 信号比との

動径差又は偏角差を拡張する処理であることが好ましい。拡張処理は、第1範囲の第1及び第2信号比を維持した状態で、第1範囲の第1及び第2信号比と特定範囲の第1及び第2信号比との差を拡張し、表示部は、正常粘膜の色を維持した画像を表示することが好ましい。第1範囲内にある第1及び第2信号比の平均値を算出する平均値算出部を有し、色差強調部は、平均値と特定範囲内にある第1及び第2信号比の差を拡張することが好ましい。第1範囲及び特定範囲のうち高輝度エリア又は低輝度エリアについては、色差の強調を抑制する抑制処理を行うことが好ましい。第1信号比は狭帯域画像信号であるB画像信号とG画像信号間のB/G比であり、第2信号比はG画像信号とR画像信号間のG/R比であることが好ましい。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号入力ステップと、信号比算出ステップと、色差強調ステップと、表示ステップとを有する。画像信号入力ステップでは、画像信号入力部が、狭帯域画像信号を少なくとも1つ含む3色の画像信号を入力する。信号比算出ステップでは、信号比算出部が、前記3色の画像信号に基づいて、所定の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。色差強調ステップでは、色差強調部が、第1範囲内の第1及び第2信号比と、第1範囲と異なる特定範囲内の第1及び第2信号比との差を拡張する拡張処理を行う。表示ステップでは、表示部が、拡張処理が施された第1及び第2信号比に基づいて、観察対象上の正常粘膜と異常領域との色差を強調した画像を表示する際に、色差を、3色の画像信号が全て広帯域画像信号である場合の色差よりも大きく表示する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/057714
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G06T1/00(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) A61B1/04, A61B1/00, A61B1/06, G06T1/00 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 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 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 1-138876 A (Toshiba Corp.), 31 May 1989 (31.05.1989), claims; fig. 7 (Family: none)	1-12
A	JP 63-173182 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 July 1988 (16.07.1988), claims; fig. 1 to 5 (Family: none)	1-12
A	JP 2007-307395 A (Olympus Corp.), 29 November 2007 (29.11.2007), paragraph [0119]; fig. 10 & US 2004/0225223 A1 & EP 1618828 A1 & WO 2004/096025 A1 & CA 2523302 A1 & KR 10-2006-0003050 A & CN 1777390 A & AU 2004233674 A	1-12
<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 "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 17 June, 2014 (17.06.14)		Date of mailing of the international search report 24 June, 2014 (24.06.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/057714

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 2012-139482 A (Fujifilm Corp.), 26 July 2012 (26.07.2012), fig. 8, 10 & US 2012/0157768 A1 & EP 2465431 A1	1-12
A	JP 2009-253933 A (Fuji Xerox Co., Ltd.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraph [0018]; fig. 4 (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 5 7 7 1 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G06T1/00(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. A61B1/04, A61B1/00, A61B1/06, G06T1/00											
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 <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>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014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	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014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、調査に使用了用語)											
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 1-138876 A (株式会社東芝) 1989.05.31, 特許請求の範囲、第7図 (ファミリーなし)	1-12									
A	JP 63-173182 A (オリンパス光学工業株式会社) 1988.07.16, 特許請求の範囲、第1-5図 (ファミリーなし)	1-12									
<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 17.06.2014		国際調査報告の発送日 24.06.2014									
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) 樋熊 政一	2 Q 4 4 6 0								
		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 4 / 0 5 7 7 1 4

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
A	JP 2007-307395 A (オリンパス株式会社) 2007. 11. 29, 段落【0119】、図10 & US 2004/0225223 A1 & EP 1618828 A1 & WO 2004/096025 A1 & CA 2523302 A1 & KR 10-2006-0003050 A & CN 1777390 A & AU 2004233674 A	1-12
A	JP 2012-139482 A (富士フイルム株式会社) 2012. 07. 26, 図8、10 & US 2012/0157768 A1 & EP 2465431 A1	1-12
A	JP 2009-253933 A (富士ゼロックス株式会社) 2009. 10. 29, 段落【018】、図4 (ファミリーなし)	1-12

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, 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, LT, 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)	图像处理设备和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2014156937A1	公开(公告)日	2017-02-16
申请号	JP2014538552	申请日	2014-03-20
[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	千敏景		
发明人	千 敏景		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/2736 G06T7/0012 G06T7/90 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30092 A61B1/00045 A61B5/1032		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.B		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/HH54 4C161/QQ04 4C161/WW07 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2013066283 2013-03-27 JP 2013201275 2013-09-27 JP		
其他公开文献	JP5662623B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 提供了一种内窥镜系统的图像处理装置和操作方法，其能够强调由于萎缩性胃炎而在胃萎缩时可能发生的粘膜等的颜色变化。计算B图像信号与G图像信号之间的第一信号比率 ($-\log(B/G)$)，并计算G图像信号与R图像信号之间的第二信号比率 ($-\log(G/R)$) 要做。扩大第一范围内的第一和第二信号比率与指定范围内的第一和第二信号比率之间的差异，正常黏膜和异常区域 (萎缩性黏膜区域，深层血管区域) 之间的色差 被强调。当RGB图像信号中的至少一个彩色图像信号是窄带图像信号时，正常黏膜与异常区域之间的色差大于所有RGB图像信号都是宽带图像信号时的色差。

