

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-36017

(P2010-36017A)

(43) 公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)

(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	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 0 6 1
H 0 4 N 1/60 (2006.01)	H 0 4 N 1/40 D	5 B 0 5 7
H 0 4 N 1/407 (2006.01)	H 0 4 N 1/40 1 0 1 E	5 C 0 7 7
H 0 4 N 1/46 (2006.01)	H 0 4 N 1/46 Z	5 C 0 7 9
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2008-274566 (P2008-274566)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成20年10月24日 (2008.10.24)		H O Y A 株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2008-177943 (P2008-177943)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(32) 優先日	平成20年7月8日 (2008.7.8)	(74) 代理人	100090169
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

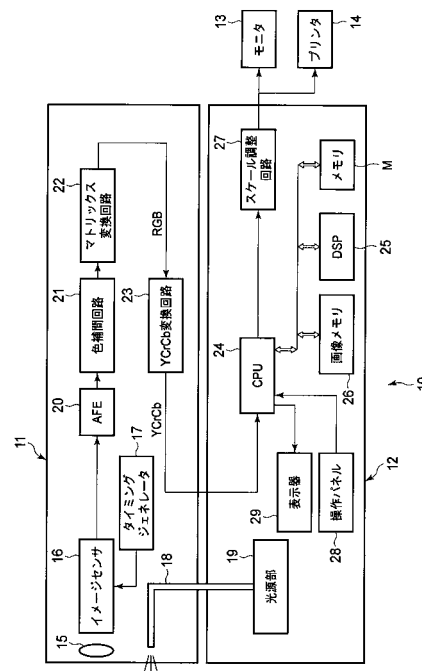
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用信号処理装置および電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】本発明によれば、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管を十分に強調した画像を得ることができる。

【解決手段】ライトガイド18を介して光源部19からの白色照明光をスコープ部11の先端から照射する。白色照明光による画像をスコープ部11の先端に設けられたイメージセンサ16で検出する。イメージセンサ16で得られたアナログ画像信号をアナログフロントエンド20でデジタル信号に変換した後、YCrCb信号としてプロセッサ部12に送出する。YCrCb信号を、プロセッサ部12のCPU24を介してDSP25に送り、RGB信号に変換後、階調補正処理を行う。階調補正処理においてはRGB信号毎にトーンカーブを制御して、RGBヒストグラムの分散を制御し、ヒストグラムの分布をシフトさせる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

R G B 信号の入力値と出力値との間の対応を R G B 毎に規定する R、G、B トーンカーブを制御して階調を補正する階調補正手段を備え、

前記 R トーンカーブは、前記 R 信号の入力値が相対的に低い低領域で出力値を集約するとともに相対的に高い高領域で出力値を分散する

ことを特徴とする電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 2】

前記 G、B トーンカーブは、前記 G、B 信号の入力値が相対的に低い低領域および高い高領域で出力値を集約するとともに中間領域で出力値を分散しすることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

10

【請求項 3】

前記 R 信号の高領域が、前記 G、B 信号の中間領域よりも高い領域を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 4】

少なくとも、前記 B 信号の中間領域が前記 G 信号の中間領域よりも高い領域、または前記 G 信号の中間領域が前記 B 信号の中間領域よりも低い領域を含むことを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 5】

前記 G、B 信号の中間領域と前記 R 信号の高領域との間に共有される領域が存在しないことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

20

【請求項 6】

前記 G トーンカーブと前記 B トーンカーブとが等しいことを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 7】

前記 G、B 信号の中間領域と前記 R 信号の高領域との間に共有される領域が存在することを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡用信号処理装置。

【請求項 8】

請求項 1 乃至請求項 7 の何れか一項に記載の電子内視鏡用信号処理装置を備えた電子内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡装置における画像信号の処理に関する。

【背景技術】**【0002】**

電子内視鏡装置では、例えば血管や病変部の特徴をより鮮鋭化するために、狭帯域の照明光を用いて、特定帯域の分光画像を得るものが知られている（特許文献 1 参照）。しかし、このような構成では、特殊な光源を用意する必要があるため、コスト高になるとともに白色光を用いた通常画像との併用観察が困難となる。一方、白色光を用いながらも、このような狭帯域に対応する分光画像を擬似的に再現するために、画像処理に通常用いられる色変換マトリクスに特定の狭帯域に適合されたマトリクスを演算する構成が提案されている（特許文献 2 参照）。

40

【特許文献 1】特開 2006 - 061620 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 239206 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

50

しかし、特許文献 2 のような構成では、画像処理が複雑な上、線形変換を用いるため所望の分光画像を再現することは困難であり、病変部などのターゲットとする部位や組織などの特徴を必ずしも十分に鮮鋭化して表示することはできない。例えば、内視鏡観察では、血管の分布の仕方から病変部の特定が行われることがあるが、特許文献 2 の構成では、血管のみを他の部位から十分に際立たせ鮮鋭化することはできず、通常に撮影された画像との見比べを行わないと適切な診断を行うことは困難である。

【 0 0 0 4 】

本発明は、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管や病変部を十分に強調した画像を得ることを目的としている。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 0 5 】

本発明の電子内視鏡用信号処理装置は、R G B 信号の入力値と出力値との間の対応を R G B 毎に規定する R、G、B トーンカーブを制御して階調を補正する階調補正手段を備え、R トーンカーブは、R 信号の入力値が相対的に低い低領域で出力値を集約するとともに相対的に高い高領域で出力値を分散することを特徴としている。

【 0 0 0 6 】

また、G、B トーンカーブは、G、B 信号の入力値が相対的に低い低領域および高い高領域で出力値を集約するとともに中間領域で出力値を分散する。R 信号の高領域は、G、B 信号の中間領域よりも高い領域を含む。また少なくとも、B 信号の中間領域が G 信号の中間領域よりも高い領域、または G 信号の中間領域が B 信号の中間領域よりも低い領域を含む。更に G、B 信号の中間領域と R 信号の高領域との間に共有される領域が存在しない。

20

【 0 0 0 7 】

あるいは、G トーンカーブと B トーンカーブとは等しく、G、B 信号の中間領域と R 信号の高領域との間に共有される領域が存在する。

【 0 0 0 8 】

また本発明の電子内視鏡システムは、上記電子内視鏡信号処理装置を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

以上のように、本発明によれば、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも血管を十分に強調した画像を得ることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図 1 は、本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 1 】

電子内視鏡装置 10 は、従来周知のように、体内に挿入される可撓管を備えるスコープ部 11 と、スコープ部 11 が着脱自在とされ、スコープ部 11 からの映像信号を受け取り、画像処理を行うプロセッサ部 12 と、プロセッサ部 12 から出力される映像を表示するモニタ 13 や、スチル画像を記録するプリンタ 14 などの出力装置（動画記録装置も含む）から主に構成される。

40

【 0 0 1 2 】

スコープ部 11 の可撓管の先端には、撮像レンズ 15 とともにイメージセンサ 16 が設けられ、その駆動は例えばスコープ部 11 内に設けられたタイミングジェネレータ 17 によって制御される。イメージセンサ 16 による撮像は、例えばプロセッサ部 12 に設けられた光源部 19 からライトガイド 18 を介して供給される白色照明光によって行われる。

【 0 0 1 3 】

イメージセンサ 16 で得られた補色のアナログ画像信号は、アナログフロントエンド 2

50

0においてデジタル画像信号とされ、色補間回路21、マトリクス変換回路22を経てRGB信号に変換される。その後RGB信号はYCrCb変換回路23においてYCrCb信号に変換され、プロセッサ部12へと送り出される。

【0014】

プロセッサ部12に入力されたYCrCb信号は、例えばCPU24を介してDSP25に入力される。YCrCb信号は、DSP25において輪郭強調処理などの画像処理が施された後、RGB信号に変換されて画像メモリ(揮発性メモリ)26に一時的に記憶される。またRGB信号には、CPU24からの指令に基づいて、メモリM(不揮発性メモリ)に格納されたデータを参照してDSP25において所定の階調補正が施され、スケール調整回路27へと順次出力される。スケール調整回路27では、階調補正を受けたRGB信号にスケール調整が施され、映像信号としてモニタ13やプリンタ14へと出力される。

10

【0015】

CPU24には、操作パネル28や、液晶モニタなどの表示器29が接続され、例えば操作パネル28に設けられたキーと表示器29を用いたGUIが提供される。すなわち、ユーザは、表示器29を見ながら操作パネル28を操作してモード選択等、各種設定を行うことができる。

【0016】

次に、図2、図3を参照して、本実施形態における階調補正処理について説明する。図2は、階調補正処理手順および概念を説明するためのブロック図であり、図3は、階調補正処理を選択するために表示器29に表示される操作メニュー(設定画面)の一例を示すものである。

20

【0017】

階調補正処理では、R信号RIN、G信号GIN、B信号BINの各々に対してそれぞれ独立して階調補正が行われる。すなわち、R信号RINに対してはR色階調補正31R、G信号GINに対してはG色階調補正31G、B信号BINに対してはB色階調補正31Bが行われる。R色階調補正31R、G色階調補正31G、B色階調補正31Bは、それぞれ複数の階調補正パターンを備え、これらのパターンは、トーンカーブとしてメモリMに保持されている。

【0018】

30

図2には、例えばR色階調補正31Rに対してトーンカーブTR1~TR3、G色階調補正31Gに対してトーンカーブTG1~TG3、B色階調補正31Bに対して、トーンカーブTB1~TB3が用意された状態が模式的に示される。図2において、RGBのトーンカーブはそれぞれ(TR1、TG1、TB1)、(TR2、TG2、TB2)、(TR3、TG3、TB3)を1組として構成され、選択信号SELに基づいて択一的にRGB1組のトーンカーブが選択される。なお、本実施形態では、後述する6つの観察モードに対応する6組以上のトーンカーブが用意される。各トーンカーブは、例えば補正パラメータにより規定される数式として与えられてメモリMに記憶されるが、ルックアップテーブル等を利用する構成とすることもできる。

【0019】

40

R信号RIN、G信号GIN、B信号BINに対しては、選択されたRGBトーンカーブに従って階調補正が施され、それぞれR信号ROUT、G信号GOUT、B信号BOUTとしてスケール調整回路27(図1参照)に出力される。なお、本実施形態では、観察部位に対応して胃のピットパターンや大腸の血管などを強調する階調補正がRGB信号毎に行われる。

【0020】

トーンカーブの選択は、表示器29に表示される操作メニュー(設定画面)における観察モードの選択に基づく。図3に示されるように、表示器30の画面Sには、複数(例えば6個)の観察モードに対応するボックスP1~P6が表示される。ユーザは操作パネル28(図1参照)に設けられたカーソルキーの操作により、所望の観察モードに対応す

50

る何れかのボックス P 1 ~ P 6 を選択する。本実施形態において、観察モードは、例えば 2 つのマニュアルモード (P 1 、 P 2) と、胃、大腸、食道などの特定の器官に対応した胃部モード (P 3) 、大腸モード (P 4) 、食道モード (P 5) と、観察部位を自動検出し、それに合わせた階調補正を行うオートモード (P 6) である。

【 0 0 2 1 】

マニュアルモード (P 1 、 P 2) は、それぞれユーザが手動で階調補正を行い、このときの補正パラメータをメモリに記憶させ、記憶された補正パラメータを用いて階調補正を行うモードである。胃部モード (P 3) 、大腸モード (P 4) 、食道モード (P 5) は、出荷時に予め胃や大腸、食道に合わせた補正パラメータをメモリ M に記憶させておき、これにより階調補正を行うモードである。また、オートモード (P 6) は、撮影中の画像に対して画像処理、パターンマッチング等を施して観察部位を自動的に特定し、特定された部位 (器官) に対応した補正パラメータ (予めメモリ M に記憶) を用いて階調補正を行うモードである。なお、胃、大腸、食道以外の器官としては、例えば肺などが挙げられる。

10

【 0 0 2 2 】

C P U 2 4 は、操作パネル 2 8 からの信号に基づいて観察モードを選択し、選択されたモードに対応した選択信号 S E L を D S P 2 5 に出力する。D S P 2 5 は選択信号 S E L に対応する補正パラメータをメモリ M から取得して階調補正を行う。なお、オートモード (P 6) が選択された場合には、C P U 2 4 は、画像メモリ 2 6 の画像データに特徴点抽出処理等を施し、そのパターンから観察部位を特定して、特定された観察部位に対応する選択信号 S E L を出力する。なお、部位の特定は、例えば胃であれば内視鏡挿入時の口内の画像やパレット部の画像のパターンを検出し、大腸であればハウストラの画像のパターンを検出するなど、各器官に特徴的なパターンを検出して行われる。

20

【 0 0 2 3 】

なお、操作パネル 2 9 に設けられたキー操作 (例えば、所定ボタンキーの押圧) により、階調補正を行わない観察モードが選択された場合は、上記 D S P 2 5 における R G B 信号に対する階調補正は行われず、R G B 信号はそのままスケール調整回路 2 7 へと出力される。

【 0 0 2 4 】

次に図 4 、図 5 を参照して本実施形態の階調補正処理の原理について説明する。

電子内視鏡で撮影される画像の輝度分布は、正規分布に近いものとなるが、R G B 色成分毎のヒストグラムの分布パターンは、観察部位毎に異なり、ヒストグラムのパターンは、それぞれの部位に見られるパターン構造や血管構造、その大きさなどに依存する。本実施形態では、R G B のトーンカーブを制御して、R G B 各成分のヒストグラムの分布を観察部位に適合させて階調補正を行い、部位特有のパターン構造や血管構造を観察し易くする。

30

【 0 0 2 5 】

一般に、特定の色成分のヒストグラムの分散が小さくなると、その色成分の画素値は平均値に集約され、全体的にコントラストの高い画像となる。したがって、ある色成分において分散を小さくする変換を行うと、その色成分を主とするパターンが視覚的に強調される。一方、特定の色成分のヒストグラムの分散が大きくなると、その色成分の画像は全体的にコントラストの低い画像となる。したがって、ある色成分において分散を大きくする変換を行うと、その色成分を主とするパターンはメリハリのないものとなり、相対的に他の色成分を主とするパターンを強調する。

40

【 0 0 2 6 】

本実施形態では、R G B 各色成分のトーンカーブを制御することにより、各色成分のヒストグラムの分散を変更するとともに分布をシフトさせる。図 4 、図 5 は、本実施形態において適用が考えられる 2 種類のトーンカーブの典型パターンである。本実施形態では、これら 2 種類のタイプのトーンカーブを R G B 成分毎に適宜変形するとともに、適宜組み合わせることで使用することにより階調補正を行う。

【 0 0 2 7 】

50

図 4、図 5 において、直線 L は、 $y = x$ の直線であり階調補正を行わない場合に対応し、 $x = x_p$ 、 $y = y_p$ はトーンカーブ T 1、T 2 と直線 L との交点 P に対応する。また、 $x = x_m$ は入力画素値の最大値（例えば 255）、 $y = y_m$ は出力画素値の最大値（例えば 255）である。

【0028】

図 4、図 5 から明らかなように、出力画素値は、トーンカーブの傾きが 1 よりも小さい点で集約され、傾きが 1 よりも大きい点で分散される。図 4 のトーンカーブ T 1 を $y = f_1(x)$ と表すと、 $f_1(x)$ は $0 < x < x_p$ において $x < f_1(x)$ 、 $x_p < x < x_m$ において $x > f_1(x)$ となる連続関数である。すなわち、 $f_1(x)$ の $x = x_p$ での傾きは $f_1'(x) < 1$ となり、交点 P 近傍で出力画素値は集約される。なお、トーンカーブ T 1 の場合、 $x = 0$ および $x = x_m$ の近傍において $f_1'(x) > 1$ となるので、最小画素値、最大画素値の近くでは出力画素値が分散される。

10

【0029】

一方、図 5 のトーンカーブ T 2 を $y = f_2(x)$ で表すと、 $f_2(x)$ は $0 < x < x_p$ において $x > f_2(x)$ 、 $x_p < x < x_m$ において $x < f_2(x)$ となる連続関数である。すなわち、 $f_2(x)$ の $x = x_p$ での傾きは $f_2'(x) > 1$ となり、交点 P 近傍で出力画素値は分散される。なお、トーンカーブ T 2 の場合、 $x = 0$ および $x = x_m$ の近傍において $f_2'(x) < 1$ となるので、最小画素値、最大画素値の近くでは出力画素値が集約される。

【0030】

20

次に、図 6 ~ 図 8 を参照して、胃、大腸、食道における病変部を強調するための画像強調処理（色変換処理）の原理について説明する。なお、図 6 は胃、図 7 は大腸、図 8 は食道に対する画像強調処理を説明するための図である。

【0031】

なお、体内を撮影した画像では、一般に何れの部位においても輝度信号における R 色成分の割合が G B 色成分に比べて高いため、本実施形態の画像強調処理では、R 色成分の制御が明度のコントラスト制御に略対応し、G B 色成分の制御が色相（色味）のコントラスト制御に略対応する。

【0032】

図 6 (a) は、胃の内部を撮影したときに通常得られる画像（通常粘膜画像）の R G B 画素値の分布と、病変部に特徴的な腺かん構造を主に含む画像（腺かん構造画像）の R G B 画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像および腺かん構造画像の R G B 画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

30

【0033】

R 色の画素値については、通常粘膜画像、腺かん構造画像ともに、画素値は略高領域に集中する。一方、G 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域に画素値が集中する特徴を有し、腺かん構造画像の場合には主に中領域 ~ 高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。また、B 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、主に低領域 ~ 中領域に渡って分布が集中する特徴を有し、腺かん構造画像の場合には、主に中領域 ~ 高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

40

【0034】

図 6 (b) は、胃部モードにおける本実施形態の R 成分への画像処理により、図 6 (a) に示す通常粘膜画像および腺かん構造画像の R G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R 成分の画像処理では、中領域 ~ 高領域の R 成分の画素値が低領域 ~ 中領域の画素値へと変換（集約）される。胃の通常粘膜画像では、高領域の画素値は略 R 成分のみであるため、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が略無くなり画像は暗くなる（領域 A 1）。一方、腺かん構造画像では、高領域の画素値を有する G 色成分、B 色成分の画素も多く存在するので、R 成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される（領域 A 2）。

50

【 0 0 3 5 】

したがって、胃の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のように R 成分の中領域～高領域画素値を低領域～中領域の画素値に変換（集約）する画像処理を行うと、腺かん構造を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコントラストが強調され、腺かん構造を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。

【 0 0 3 6 】

図 6（c）は、胃部モードにおける本実施形態の G B 成分への画像処理により、図 6（a）に示す通常粘膜画像および腺かん構造画像の R G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示す。本実施形態では、中領域の G B 成分の画素値を、低領域および高領域の画素値に変換（分散）する。なお、これは例えば、中領域の所定値を境に画素値を低領域または高領域の画素値へと変換するものである。

10

【 0 0 3 7 】

通常粘膜画像の中領域においては、B G 色成分の画素値は、主に中領域の相対的に低い方に多く、一方、腺かん構造画像の中領域においては、B G 成分の画素値は、主に中領域の相対的に高い領域に多く存在する。このため、上記所定値を適切に設定すると、通常粘膜画像の中領域の G B 成分は低領域の画素値に変換され、腺かん構造画像の中領域の G B 成分の画素値は高領域の画素値に変換される。すなわち、胃の内部を撮影した内視鏡画像の中領域の G B 成分は、本実施形態の G B 成分への画像処理により、通常粘膜画像は主に低領域（領域 A 3）、腺かん構造画像は主に高領域（領域 A 4）へと分散される。

【 0 0 3 8 】

20

これにより、通常粘膜を主に含む画像領域では低領域に G B 成分が偏在し、腺かん構造を主に含む画像領域では高領域に G B 成分が偏在するため、撮影された内視鏡画像のうち腺かん構造を主に含む領域の G B 成分が強調されて色味のコントラストが強調される。

【 0 0 3 9 】

次に、図 7 を参照して、大腸の画像強調処理について説明する。図 7（a）は、大腸内部を撮影したときに通常得られる画像（通常粘膜画像）の R G B 画素値の分布と、病変部に特徴的なピット構造を主に含む画像（ピット構造画像）の R G B 画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像およびピット構造画像の R G B 画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

30

【 0 0 4 0 】

大腸の通常粘膜画像の R 色の画素値は、略中領域～高領域に分布し、ピット構造画像の R 色の画素値は、略高領域に集中する。一方、G 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域～高領域の低い領域に画素値が分布する特徴を有し、ピット構造画像の場合には主に高領域に分布が集中する特徴を有する。また、B 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、主に中領域に分布が集中する特徴を有し、ピット構造画像の場合には、主に中領域～高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

【 0 0 4 1 】

図 7（b）は、大腸モードにおける本実施形態の R 成分への画像処理により、図 7（a）に示す通常粘膜画像およびピット構造画像の R G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R 成分の画像処理では、胃部モードのときと略同様に、R 成分の中領域～高領域の画素値が低領域～中領域の画素値へと変換（集約）される。大腸の通常粘膜画像では、高領域の画素値は G 成分もある程度存在するもののその主体は略 R 成分であるため、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が少なくなり画像は暗くなる（領域 A 5）。一方、ピット構造画像では、高領域の画素値を有する G 色成分、B 色成分の画素も多く存在するので、R 成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される（領域 A 6）。

40

【 0 0 4 2 】

したがって、大腸の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のように R 成分の中領域～高領域画素値を低領域～中領域の画素値に変換（集約）する画像処理を行うと、ピット

50

構造を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコントラストが強調され、ピット構造を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。

【 0 0 4 3 】

図 7 (c) は、大腸モードにおける本実施形態の G B 成分への画像処理により、図 7 (a) に示す通常粘膜画像およびピット構造画像の R G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示す。本実施形態では、中領域の G B 成分の画素値を、低領域および高領域の画素値に変換 (分散) する。なお、これは例えば、中領域の所定値を境に画素値を低領域または高領域の画素値へと変換するものである。

【 0 0 4 4 】

通常粘膜画像の中領域においては、B 色成分の画素値は、主に中領域の相対的に低い方に多い。また、G 色成分の画素値は、中領域 ~ 高領域に広く分布するものの、分布の中心は中領域の低い領域にある。一方、ピット構造画像の B 成分の画素値は、中領域 ~ 高領域に分布するものの、分布の主体は中領域の相対的に高い領域よりも上側に存在する。このため、上記所定値を適切に設定すると、通常粘膜画像の G B 成分の画素値は主に低領域の画素値に変換され、ピット構造画像の G B 成分の画素値は主に高領域の画素値に変換される。すなわち、大腸の内部を撮影した内視鏡画像の中領域の G B 成分は、G B 成分に対する本実施形態の画像処理により、通常粘膜画像では主に低領域 (領域 A 7) 、ピット構造画像では主に高領域 (領域 A 8) へと分散される。

【 0 0 4 5 】

これにより、通常粘膜を主に含む画像領域では低領域に G B 成分が偏在し、ピット構造を主に含む画像領域では高領域に G B 成分が偏在するため、撮影された内視鏡画像のうちピット構造を主に含む領域の G B 成分が強調されて胃部モードと同様に色味のコントラストが強調される。

【 0 0 4 6 】

次に、図 8 を参照して、食道の画像強調処理について説明する。図 8 (a) は、食道内部を撮影したときに通常得られる画像 (通常粘膜画像) の R G B 画素値の分布と、病変部に特徴的な褪色調を示す部位を主に含む画像 (褪色調画像) の R G B 画素値の分布を模式的に示すものである。すなわち、本実施形態の画像強調処理を施す前の通常粘膜画像および褪色調画像の R G B 画素値に対する各ヒストグラムにおいて分布が集中する領域を示している。

【 0 0 4 7 】

食道の通常粘膜画像の R 色の画素値は、略中領域 ~ 高領域に分布し、褪色調画像の R 色の画素値は、略高領域に集中する。一方、G B 色の画素値については、通常粘膜画像の場合、略中領域に画素値が集中する特徴を有し、褪色調画像の場合には主に中領域 ~ 高領域に渡って分布が集中する特徴を有する。

【 0 0 4 8 】

図 8 (b) は、食道モードにおける本実施形態の R 成分への画像処理により、図 8 (a) に示す通常粘膜画像および褪色調画像の R G B 画素値の分布がどのように変化するかを模式的に示すものである。R 成分の画像処理では、胃部モードや大腸モードのときと略同様に、中領域 ~ 高領域の R 成分の画素値が低領域 ~ 中領域の画素値へと変換 (集約) される。食道の通常粘膜画像では、高領域の画素値をもつ画素としては、略 R 成分の画素しか存在しないので、このような処理を施すと高領域の画素値をもつ画素が殆どなくなり画像は暗くなる (領域 A 9) 。一方、褪色調画像では、高領域の画素値の G 色成分、B 色成分の画素も多く存在するので、R 成分の高領域の画素値が略無くなっても画像は明るい状態に維持される (領域 A 1 0) 。

【 0 0 4 9 】

したがって、食道の内部を撮影した内視鏡画像に対して、上述のように R 成分の中領域 ~ 高領域画素値を低領域 ~ 中領域の画素値に変換 (集約) する画像処理を行うと、褪色調を主に含む画像領域と、それ以外の通常粘膜を主に含む画像領域との間では、明度のコン

10

20

30

40

50

トラストが強調され、褪色调を主に含む画像領域が周辺よりも明るく強調される。なお、食道モードでは、G B 成分の画素値の変換は行われない。

【 0 0 5 0 】

次に図 9 ~ 図 1 1 を参照して、上述した各モードにおける画像強調処理を行うためのトーンカーブの具体例について説明する。図 9 は消化器用（胃部）のトーンカーブの設定例であり、図 1 0 は大腸用のトーンカーブの設定例、図 1 1 は食道用のトーンカーブの設定例である。図 9 ~ 図 1 1 の何れにおいても、図 4、図 5 と同様に横軸は入力画素値 x 、縦軸は出力画素値 y である。また、直線 L は $y = x$ を表し、入出力画素値共に最小値 0、最大値 2 5 5 (x_m) である。

【 0 0 5 1 】

図 9、図 1 0 の R G B の各トーンカーブ、および図 1 1 の R のトーンカーブは、補正パラメータを A_1 、 A_2 、 x_d 、 α とする例えば関数 $f(x) = (A_1 - A_2) / (1 + \exp[(x - x_d) / \alpha]) + A_2$ により表される。図 9 および図 1 1 において、消化器（胃部）用および食道用の R トーンカーブ TR_1 、 TR_3 は、補正パラメータ (A_1 、 A_2 、 x_d 、 α) を (- 5、5 0 0、3 0 0、7 0) としたものである。また、図 9 において、G トーンカーブ TG_1 は、補正パラメータを (- 2 8、2 5 9、1 0 0、4 5)、B トーンカーブ TB_1 は、補正パラメータを (- 1 7、2 5 9、1 1 0、4 0) である。これらの値は、入力値の最小値を 0、最大値を 2 5 5 にしたときの値である。

【 0 0 5 2 】

G トーンカーブ TG_1 は S 字の曲線であり、直線 L と点 PG_1 ($x = x_3$) で交わる。G トーンカーブ TG_1 を $y = fg_1(x)$ で表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $fg_1(x_3) = x_3$ であり、 $0 < x < x_3$ において $fg_1(x) < x$ 、 $x_3 < x < x_m$ ($= 2 5 5$) において $fg_1(x) > x$ である。また、 $fg_1(x)$ の微分値 $fg_1'(x)$ に関しては、 $fg_1'(x_1) = 1$ ($0 < x_1 < x_3$)、 $fg_1'(x_5) = 1$ ($x_3 < x_5 < x_m$) となる。したがって、G 信号の出力は、 $x = x_3$ を中心（最も分散の強い点）に中間領域 XG_1 ： $x_1 < x < x_5$ において分散され、その両側の入力値の低い領域： $0 < x < x_1$ 、および入力値の高い領域： $x_5 < x < x_m$ では集約される。なお、 x_3 は G 成分のヒストグラム中央値よりも小さい値に設定される。

【 0 0 5 3 】

B トーンカーブ TB_1 も S 字の曲線であり、直線 L と点 PB_1 ($x = x_4 > x_3$) で交わる。B トーンカーブ TB_1 を $y = fb_1(x)$ で表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $fb_1(x_4) = x_4$ であり、 $0 < x < x_4$ において $fb_1(x) < x$ 、 $x_4 < x < x_m$ ($= 2 5 5$) において $fb_1(x) > x$ である。また、 $fb_1(x)$ の微分値 $fb_1'(x)$ に関しては、 $fb_1'(x_2) = 1$ ($0 < x_2 < x_4$)、 $fb_1'(x_6) = 1$ ($x_4 < x_6 < x_m$) となる。したがって、B 信号の出力は、 $x = x_4$ を中心（最も分散の強い点）に中間領域 XB_1 ： $x_2 < x < x_6$ において分散され、その両側の入力値の低い領域： $0 < x < x_2$ 、および入力値の高い領域： $x_6 < x < x_m$ では集約される。なお、 x_4 は B 成分のヒストグラム中央値よりも小さい値に設定される。

【 0 0 5 4 】

一方、R トーンカーブ TR_1 、 TR_3 は、その関数を $y = fr_1(x)$ と表すとき（上記 $f(x)$ に限定されない）、 $0 < x < x_m$ の全ての範囲において、 $fr_1(x) < x$ となり、微分値 $fr_1'(x)$ に関しては、 $fr_1'(x_7) = 1$ ($x_6 < x_7 < x_m$) となる。したがって、R 信号の出力は、入力値の高い高領域 XR_1 ： $x_7 < x < x_m$ において分散され、入力値の低い領域： $x < x_7$ では集約される。なお、本実施形態においては、 $x_1 \sim x_7$ の大小関係は、添え字の大小に等しい。

【 0 0 5 5 】

すなわち、図 9 では、少なくとも、B 信号の中間領域 XB_1 が G 信号の中間領域 XG_1 よりも高い領域、または G 信号の中間領域 XG_1 が B 信号の中間領域 XB_1 よりも低い領域を含み、かつ R 信号の高領域 XR_1 が、G B の中間領域 XG_1 、 XB_1 よりも高い領域を含む。更に、図 9 の例では、G B の中間領域 XG_1 、 XB_1 と R 信号の高領域 XR_1 と

10

20

30

40

50

の間には共通する領域が存在しない。

【0056】

次に図10のトーンカーブについて説明する。図10において、大腸用のRGBトーンカーブTR2、TG2、TB2は、上記 $f(x)$ の各補正パラメータ($A1$ 、 $A2$ 、 x_d 、 α)をそれぞれ(0、300、200、40)、(-5、350、120、30)、(-5、350、120、30)としたものである。すなわち、図10の例において、GトーンカーブTG2とBトーンカーブTB2は等しい。ただし本実施形態において、GBトーンカーブTG2、TB2は、 $x = x_{11}$ でその出力値が最大値255に達し、 $x = x_{11}$ では $y = \text{一定値}$ (最大値255)となる。

【0057】

GBトーンカーブTG2、TB2はS字の曲線であり、直線Lと点P2($x = x_9$)で交わる。GBトーンカーブTG2、TB2を $y = f_2(x)$ で表すとき(上記 $f(x)$ に限定されない)、 $f_2(x_9) = x_9$ であり、 $0 < x < x_9$ において $f_2(x) < x$ 、 $x_9 < x < x_m (= 255)$ において $f_2(x) > x$ である。また、 $f_2(x)$ の微分値 $f_2'(x)$ に関しては、 $f_2'(x_8) = 1$ ($0 < x_8 < x_9$)となり、 $x_{11} < x < x_m$ で $f_2' = 0$ である。したがって、GB信号の出力は、 $x = x_9$ を中心(最も分散の強い点)に中間領域 X_{GB2} : $x_8 < x < x_{11}$ において分散され、その両側の入力値の低い領域: $0 < x < x_8$ 、および入力値の高い領域: $x_{11} < x < x_m$ では集約される。なお、 x_9 はGB成分のヒストグラムの中央値よりも小さい値に設定される。

【0058】

RトーンカーブTR2は、その関数を $y = f_r(x)$ と表すとき(上記 $f(x)$ に限定されない)、 $0 < x < x_m$ の全ての範囲において、 $f_r(x) < x$ となり、微分値 $f_r'(x)$ に関しては、 $f_r'(x_{10}) = 1$ ($x_9 < x_{10} < x_m$)となる。したがって、R信号の出力は、入力値の高い高領域 X_{R2} : $x_{10} < x < x_m$ において分散され、入力値の低い領域: $x < x_{10}$ では集約される。なお、本実施形態においては、 $x_8 \sim x_{11}$ の大小関係は、添え字の大小に等しい。

【0059】

すなわち、図10では、少なくとも、R信号の高領域 X_{R2} が、GBの中間領域 X_{GB} よりも高い領域を含み、更に、図9の例では、GBの中間領域 X_{GB} とR信号の高領域 X_{R2} との間に共有する領域が存在する。なお図11の食道モードにおいて、GB成分のトーンカーブTG3、TB3は直線 $y = x$ に一致する。

【0060】

以上のように、本実施形態によれば、RGB各成分のヒストグラムの分布を、RGB信号のトーンカーブを制御することによりそれぞれの観察部位に見られるパターン構造や血管構造を強調するように変換し、電子内視鏡装置において、白色光を用いながらも患部の特徴を十分に強調した画像を得ることができる。

【0061】

本実施形態では、RGB信号の階調補正処理をプロセッサ部でのRGB変換後に行ったが、階調補正処理はアナログフロントエンドの後、画像表示までの間の何れで行われてもよい。また、本実施形態において部位の選択は、プロセッサ部にもうけられた表示器を用い行われたが、プロセッサ部に接続されたコンピュータやモニタを用いて行ってもよい。

【0062】

また、本実施形態の階調補正処理を行わない、通常観察時の画像と切り替えて両者を比較観察する場合においても、輝度や画像の全体的な色合は大きく変化しないので、切り替えた画像に違和感を覚えることなく観察できる。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本発明の一実施形態である電子内視鏡装置の概略を示すブロック図である。

【図2】本実施形態の階調補正処理手順、およびその概念を説明するためのブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 3】階調補正処理を選択するために表示器に表示される操作メニュー（設定画面）の一例である。

【図 4】本実施形態において適用が考えられるトーンカーブの典型的なパターンの一例である。

【図 5】本実施形態において適用が考えられるトーンカーブの典型的なパターンの別の一例である。

【図 6】胃部モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 7】大腸モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 8】食道モードにおける画像強調処理の原理を説明するための図である。

【図 9】消化器（胃部）用のトーンカーブの設定例である。

10

【図 10】大腸用のトーンカーブの設定例である。

【図 11】食道用のトーンカーブの設定例である。

【符号の説明】

【0064】

10 電子内視鏡装置

11 スコープ部

12 プロセッサ部

13 モニタ

14 プリンタ

16 イメージングセンサ

20

24 CPU

25 DSP

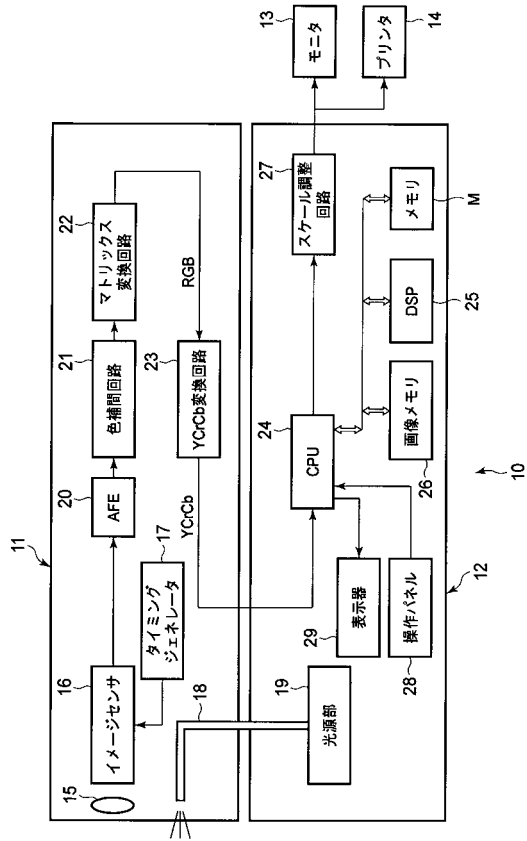
26 画像メモリ

28 操作パネル

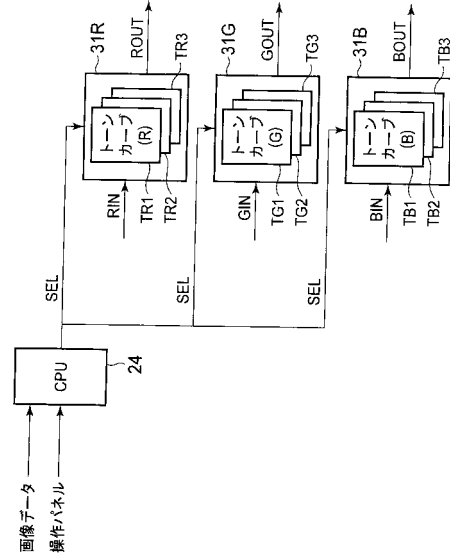
29 表示器

M 不揮発性メモリ

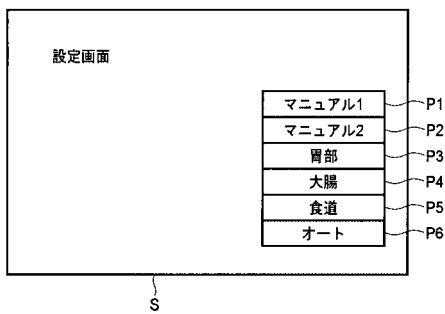
【図 1】



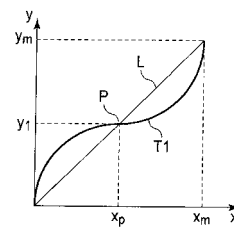
【図 2】



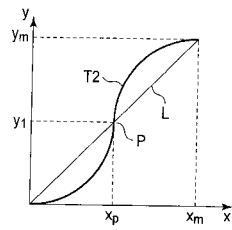
【図 3】



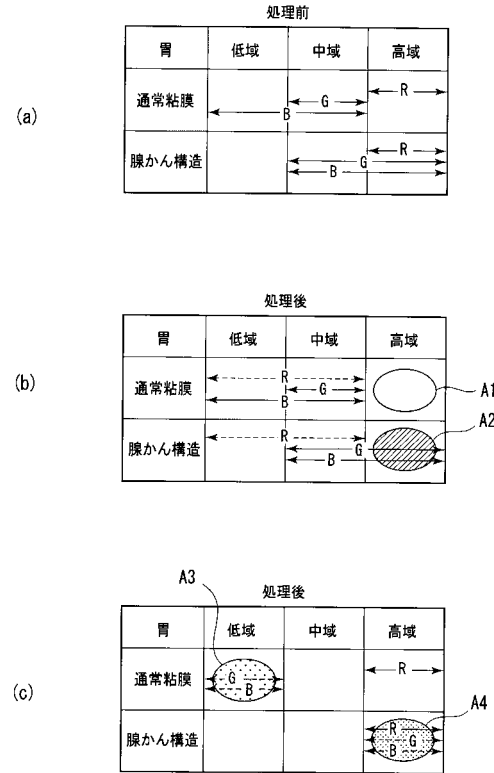
【図 4】



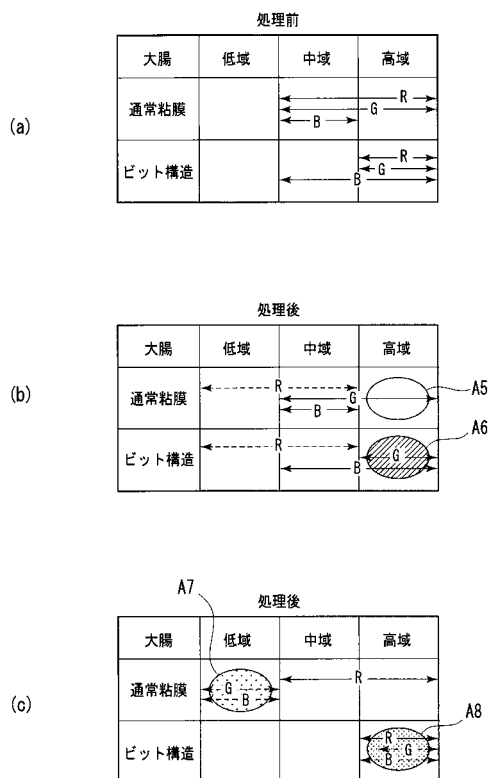
【図 5】



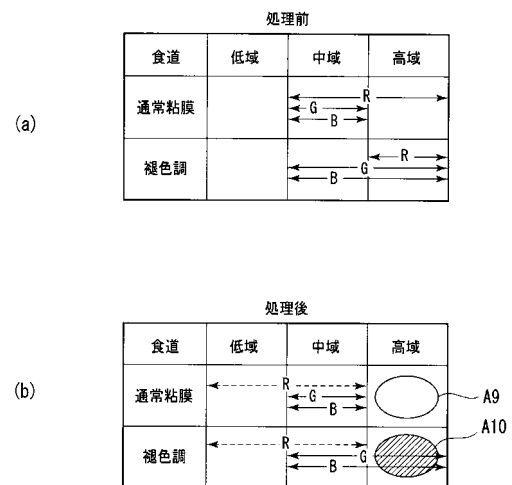
【図 6】



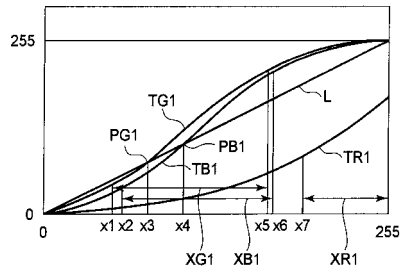
【図 7】



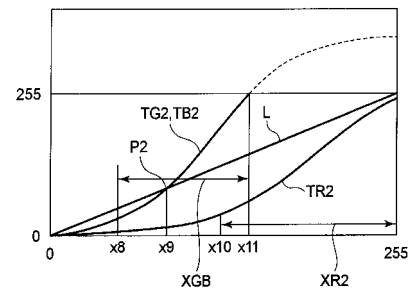
【図 8】



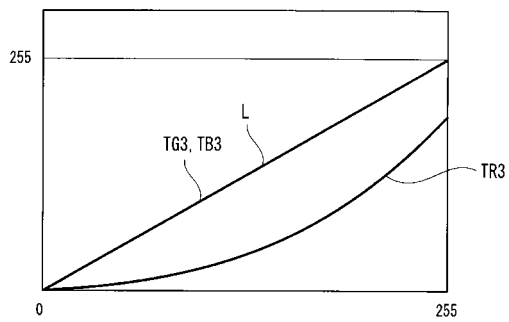
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 6 T 5/00 (2006.01) G 0 6 T 5/00 1 0 0

(72)発明者 高山 真一

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA02 CA11 CA23 DA15 DA52 GA02 GA05 GA07 GA10
4C061 AA02 AA04 BB00 CC06 DD03 NN01 NN05 NN07 QQ02 SS11
TT02 WW01 WW07 WW08 YY02 YY12
5B057 AA07 CA01 CA08 CA12 CA16 CB01 CB08 CB12 CB16 CC01
CE11
5C077 LL19 MP08 NP01 PP15 PP32 PP34 PQ19 PQ22 SS05 SS06
5C079 HB01 HB04 LA02 LA12 MA02 MA11 MA17 MA19 NA05