

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/170233

発行日 平成30年8月23日 (2018. 8. 23)

(43) 国際公開日 平成29年10月5日 (2017. 10. 5)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号	特願2018-509246 (P2018-509246)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/012038		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成29年3月24日 (2017. 3. 24)		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2016-64853 (P2016-64853)	(74) 代理人	110001519
(32) 優先日	平成28年3月29日 (2016. 3. 29)		特許業務法人太陽国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	三島 崇弘
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム (参考)	4C161 AA01 CC06 DD03 NN01 NN05
			QQ02 QQ04 QQ07 RR04 TT03
			TT05 WW08
			5C054 CA04 CC07 FE05 FE09 HA12

最終頁に続く

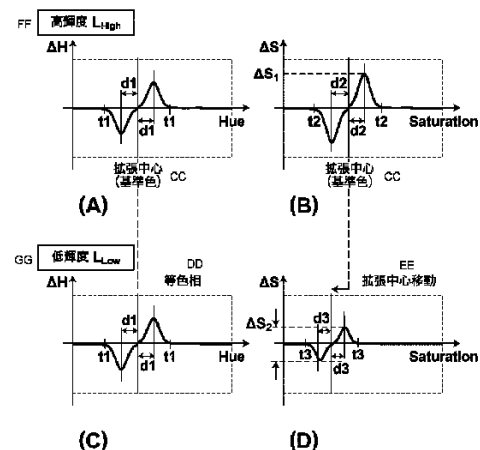
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理装置の作動方法、および画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 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ための画像処理装置、画像処理装置の作動方法、および画像処理プログラムを提供する。

【解決手段】 狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得し、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出し、正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差を、基準色の色相を中心にして各画素の色相Hを基準色の色相から離れた色相 $H + \Delta H$ に変更し、内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と各画素の彩度との差を、基準色の彩度を中心にして各画素の彩度Sを基準色の彩度から離れた彩度 $S + \Delta S$ に変更する。内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、変換した色相および彩度を有した色を用いて出力する。

【選択図】 図5



CC Expansion center (reference color)
DD Constant hue
EE Movement of expansion center
FF High lightness level
GG Low lightness level

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、

正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする第 1 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の彩度より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度に一致する場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする第 2 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部とを備えた画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の色差拡張部は、前記色相の差が前記第 1 の範囲内にある第 1 の差分値より小さい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、前記色相の差が前記第 1 の差分値より大きい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする請求項 1 記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 2 の色差拡張部は、前記彩度の差が前記第 2 の範囲内にある第 2 の差分値より小さい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、前記彩度の差が前記第 2 の差分値より大きい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくする請求項 1 または 2 記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記各画素の輝度が高くなるほど前記基準色の彩度は高くなり、前記各画素の輝度が低くなるにしたがって前記基準色の彩度は低くなる請求項 3 記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記第 2 の色差拡張部は、前記各画素の元の彩度を変更後の彩度に変更するための拡張量は前記彩度の差が前記第 2 の差分値である場合がピークであり、前記基準色の彩度が高いほど前記ピークを大きくし、前記基準色の彩度が低くなるにしたがって前記ピークを小さくする請求項 4 記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記第 2 の色差拡張部は、前記基準色の彩度が高いほど前記第 2 の範囲を大きくし、前記基準色の彩度が低くなるにしたがって前記第 2 の範囲を小さくする請求項 4 または 5 記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記基準色の色相は、前記各画素の輝度値が変わっても一定である請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記各画素の輝度は、該画素を中心とし、該画素の周囲に存在する所定の範囲内の画素の輝度の平均とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記各画素の輝度は、前記内視鏡画像の低解像度画像中の前記各画素に対応する位置に存在する画素の輝度から求める請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が他の帯域より高い狭帯域光で照明された検体を撮像して得られる請求項 1～9 いずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記狭帯域画像信号は、青色帯域の中で血液に対する光吸収が他の帯域より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、または、緑色帯域の中で血液に対する光吸収が他の帯域より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請求項 1～10 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記内視鏡画像は、胃の内壁を撮影した画像であり前記正常部は正常粘膜であり、異常部は異常粘膜である請求項 1～11 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

10

【請求項 13】

前記第 1 の色差拡張部は、元の色相を変更後の色相に変更するための値を定めた色相 - 色相変換テーブルに基づいて前記各画素の色相を決定し、

前記第 2 の色差拡張部は、元の彩度を変更後の彩度に変更するための値を定めた彩度 - 彩度変換テーブルを異なる輝度に応じて予め複数を記憶し、前記複数の彩度 - 彩度変換テーブルのうち前記各画素の輝度に応じた彩度 - 彩度変換テーブルに基づいて前記各画素の彩度を決定する請求項 1～11 のいずれか 1 項記載の画像処理装置。

【請求項 14】

画像取得部と、色情報算出部と、第 1 の色差拡張部と、第 2 の色差拡張部と、出力部とを備えた画像処理装置の作動方法であって、

20

前記画像取得部が、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、

前記色情報算出部が、前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出ステップと、

前記第 1 の色差拡張部が、正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする第 1 の色差拡張ステップと、

30

前記第 2 の色差拡張部が、前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の彩度より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度に一致する場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする第 2 の色差拡張ステップと、

前記出力部が、前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力ステップとを備えた画像処理装置の作動方法。

【請求項 15】

コンピュータを、

40

狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、

前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、

正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする第 1 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の彩度より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度に一致する

50

場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする第 2 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部として機能させるための画像処理プログラム。

【請求項 16】

狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、

(i) 正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする、かつ、

(i i) 前記色相の差が前記第 1 の範囲内にある異常部と前記正常部の色相の差である第 1 の差分値より小さい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、前記色相の差が前記第 1 の差分値より大きい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第 1 の色差拡張部と、

(i) 前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の色相より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度に一致する場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする、かつ、

(i i) 前記彩度の差が前記第 2 の範囲内にある前記異常部と前記正常部の彩度の差である第 2 の差分値より小さい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、前記彩度の差が前記第 2 の差分値より大きい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくする第 2 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部とを備え、

前記各画素の輝度が高くなるほど前記基準色の彩度は高くなり、前記各画素の輝度が低くなるにしたがって前記基準色の彩度は低くなり、

前記第 2 の色差拡張部は、前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量は前記彩度の差が前記第 2 の差分値である場合がピークであり、前記基準色の彩度が高いほど前記ピークを大きくし、前記基準色の彩度が低くなるにしたがって前記ピークを小さくする画像処理装置。

【請求項 17】

画像取得部と、色情報算出部と、第 1 の色差拡張部と、第 2 の色差拡張部と、出力部とを備えた画像処理装置の作動方法であって、

前記画像取得部が、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、

前記色情報算出部が、前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出ステップと、

前記第 1 の色差拡張部が、

(i) 正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする、かつ、

(i i) 前記色相の差が前記第 1 の範囲内にある異常部と前記正常部の色相の差である

10

20

30

40

50

第 1 の差分値より小さい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、前記色相の差が前記第 1 の差分値より大きい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第 1 の色差拡張ステップと、

前記第 2 の色差拡張部が、

(i) 前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の彩度より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度一致する場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする、かつ、

10

(i i) 前記彩度の差が前記第 2 の範囲内にある前記異常部と前記正常部の彩度の差である第 2 の差分値より小さい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、前記彩度の差が前記第 2 の差分値より大きい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくする第 2 の色差拡張ステップと、

前記出力部が、前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力ステップとを備えた画像処理装置の作動方法であって、

前記各画素の輝度が高くなるほど前記基準色の彩度は高くなり、前記各画素の輝度が低くなるにしたがって前記基準色の彩度は低くなり、

20

前記第 2 の色差拡張ステップは、前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量は前記彩度の差が前記第 2 の差分値である場合がピークであり、前記基準色の彩度が高いほど前記ピークを大きくし、前記基準色の彩度が低くなるにしたがって前記ピークを小さくする画像処理装置の作動方法。

【請求項 18】

コンピュータを、

狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、

前記内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、

30

(i) 正常部を表す基準色の色相と前記内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、該画素の色相を前記基準色の色相を中心にして元の色相より前記色相の差が大きい色相に変更し、前記各画素の色相が前記基準色の色相に一致する場合および前記色相の差が前記第 1 の範囲を越える場合は、該画素の色相を元の色相にする、かつ、

(i i) 前記色相の差が前記第 1 の範囲内にある異常部と前記正常部の色相の差である第 1 の差分値より小さい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、前記色相の差が前記第 1 の差分値より大きい場合は、前記色相の差が大きくなるほど前記各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第 1 の色差拡張部と、

(i) 前記内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる前記基準色の彩度と該画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、該画素の彩度を前記基準色の彩度を中心にして元の彩度より前記彩度の差が大きい彩度に変更し、前記各画素の彩度が前記基準色の彩度一致する場合および前記彩度の差が前記第 2 の範囲を越える場合は、該画素の彩度を元の彩度にする、かつ、

40

(i i) 前記彩度の差が前記第 2 の範囲内にある前記異常部と前記正常部の彩度の差である第 2 の差分値より小さい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、前記彩度の差が前記第 2 の差分値より大きい場合は、前記彩度の差が大きくなるほど前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくする第 2 の色差拡張部と、

前記内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、前記第 1 の色差拡張部で得られた色相および前記第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出

50

力する出力部として機能させるための画像処理プログラムであって、

前記各画素の輝度が高くなるほど前記基準色の彩度は高くなり、前記各画素の輝度が低くなるにしたがって前記基準色の彩度は低くなり、

前記第2の色差拡張部は、前記各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量は前記彩度の差が前記第2の差分値である場合がピークであり、前記基準色の彩度が高いほど前記ピークを大きくし、前記基準色の彩度が低くなるにしたがって前記ピークを小さくする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本願発明は、萎縮性胃炎の診断時に用いる画像などを処理する画像処理装置、画像処理装置の作動方法、および画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、電子内視鏡、およ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るようになってきた。特に、消化器内視鏡検査を行う病院では内視鏡粘膜切除術または内視鏡粘膜下層剥離術などの内視鏡治療を行う前の確定診断が必要であり、粘膜の変化の状態を観察するために変化を強調した内視鏡画像を観察するニーズが高くなっている。

【0003】

20

変化を強調した観察方法には、光学法、デジタル法、光学デジタル法、および色素散布法などがあるが、表面構造の微細血管の観察や拾い上げには、デジタル法であるFICE(Flexible spectral Imaging Color Enhancement、登録商標)、または、光学デジタル法であるNBI(Narrow Band Imaging、登録商標)、色素散布法であるインジゴカミン散布またはルゴール散布などが用いられている。内視鏡は一般的に白色光を用いて撮影するが、FICEは、信号処理を行うことにより分光画像を抽出して、組織の性状または血管などを見やすくしている。一方、NBIは光学フィルタを用いて白色光を狭帯域化して照射することによって、生体の反射スペクトル情報を取得して強調表示している。

【0004】

近年、カラー内視鏡装置の性能向上により、正常組織とわずかに色の異なる病変部の判別も可能になってきている。しかし、内視鏡画像は赤色部分に集中する傾向があり、正常な粘膜組織と病変部等との境界における色の変化は連続的であるため、病変部と正常な粘膜組織との色の違いは、経験の浅い術者には判別が難しい場合もあった。そこで、特許文献1では、内視鏡画像データの色空間を、色相、彩度、および輝度を基底とするHSI色空間、または、色相、彩度、および明度を基底とするHSV色空間に変換して、色相と彩度に基づいて病変部の画素であるか否かを判定して、病変部の画素と判定した画素の色を変更することで、病変部を認識しやすくしている。

【0005】

30

また、狭帯域化した光を用いた内視鏡では、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい波長の光を照射して観察するため、粘膜表層の毛細血管と粘膜微細模様が強調された内視鏡画像となる。内視鏡画像の胃粘膜が正常である場合には、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された後に反射され、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。一方、萎縮性胃炎が進行した胃粘膜の場合には、胃腺細胞の減少により粘膜層は薄くなっているため、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、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。さらに、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。そこで、萎縮性胃炎に基づく胃病変部の診断においては、上記の特徴を利用して、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。

【先行技術文献】

40

50

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2014-018332号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、狭帯域化した光を用いた内視鏡であっても、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の特徴を明確に観察することができるが、萎縮があまり進行していない場合（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の特徴による違いを明確にして、正常部と胃炎部の境界を観察できるようにすることが求められている。

10

【0008】

また、管状構造物を撮影した場合には、手前にある部位は光源に近いため明るい画像となるが、管状構造物の奥にある部位は、光源から離れるため暗い画像となる。暗い画像では、正常粘膜と異常粘膜の色相および彩度の違いが明るい画像と異なり、明るい画像と同様に色相および彩度の補正を行っても正常部と異常部の境界が明確になるとは限らない。

【0009】

本願発明は、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、画像処理装置の作動方法、および画像処理プログラムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

本願発明の画像処理装置は、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第1の範囲内の場合、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第1の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする第1の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第2の範囲内の場合、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第2の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする第2の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、第1の色差拡張部で得られた色相および第2の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部とを備えている。

30

【0011】

本願発明の画像処理装置の作動方法は、画像取得部と、色情報算出部と、第1の色差拡張部と、第2の色差拡張部と、表示部とを備えた画像処理装置の作動方法であって、画像取得部が、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、色情報算出部が、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出ステップと、第1の色差拡張部が、正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第1の範囲内の場合、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第1の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする第1の色差拡張ステップと、第2の色差拡張部が、内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第2の範囲内の場合、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第2の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする第2の色差拡張ステップと、表示部が、内視鏡画像の各画素の輝度は元の

40

50

輝度にし、かつ、第 1 の色差拡張部で得られた色相および第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力ステップとを備えている。

【 0 0 1 2 】

本願発明の画像処理プログラムは、コンピュータを、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第 1 の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする第 1 の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第 2 の範囲内の場合は、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第 2 の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする第 2 の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度は元の色相にし、かつ、第 1 の色差拡張部で得られた色相および第 2 の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部として機能させる。

10

【 0 0 1 3 】

「狭帯域画像信号」とは、狭帯域光を照射した検体を撮像して得られる画像信号をいい、「狭帯域画像信号を含む画像信号」とは、狭帯域光を含む光を照射した検体を撮像して得られる画像信号をいう。

20

【 0 0 1 4 】

「輝度」とは、明るさの度合いを表す色成分をいう。輝度と同様に明度も明るさの度合いを表す成分として用いられ、色空間には、輝度で表される成分の座標軸を有する色空間と、明度で表される成分の座標軸を有する色空間があるが、本明細書では、輝度および明度はいずれも明るさの度合いを表す成分として区別しないものとする。

【 0 0 1 5 】

「画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更」とは、基準色の色相より画素の色相が大きい値である場合は、さらに基準色の色相より画素の色相が大きくなるように変更し、基準色の色相より画素の色相が小さい値である場合は、さらに基準色の色相より画素の色相が小さくなるように変更することをいう。

30

【 0 0 1 6 】

「画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更」とは、基準色の彩度より画素の彩度が大きい値である場合は、さらに基準色の彩度より画素の彩度が大きくなるように変更し、基準色の彩度より画素の彩度が小さい値である場合は、さらに基準色の彩度より画素の彩度が小さくなるように変更することをいう。

【 0 0 1 7 】

「第 1 の範囲」とは、内視鏡画像で撮影対象を撮影した時に現れる色を有する画素の色相の範囲であって、この範囲を越えたときに撮影対象の本来の色とは異なる色であると判断可能な範囲をいい、例えば、胃の内壁を撮影した画像の場合は、胃の内壁の色に現れる色であれば第 1 の範囲内の色相になり、通常の胃の内壁の色とは異なる色であって胃内に散布された色素や残渣の色は第 1 の範囲内を越えた色相となる。

40

【 0 0 1 8 】

「第 2 の範囲」とは、内視鏡画像で撮影対象を撮影した時に現れる色を有する画素の彩度の範囲であって、この範囲を越えたときに撮影対象の本来の色とは異なる色であると判断可能な範囲をいい、例えば、胃の内壁を撮影した画像の場合は、胃の内壁の色に現れる色であれば第 2 の範囲内の彩度になり、通常の胃の内壁の色とは異なる色であって胃内に散布された色素や残渣の色は第 2 の範囲内を越えた彩度となる。

【 0 0 1 9 】

また、第 1 の色差拡張部は、色相の差が第 1 の範囲内にある第 1 の差分値より小さい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を

50

大きくし、色相の差が第 1 の差分値より大きい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくするものが好ましい。

【0020】

また、第 2 の色差拡張部は、彩度の差が第 2 の範囲内にある第 2 の差分値より小さい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、彩度の差が第 2 の差分値より大きい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくするものが好ましい。

【0021】

また、基準色の彩度は、各画素の輝度が高くなるほど高くなり、各画素の輝度が低くなるにしたがって低いものが好ましい。

10

【0022】

また、第 2 の色差拡張部は、各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量は彩度の差が第 2 の差分値である場合がピークであり、基準色の彩度が大きいほどピークを大きくし、基準色の彩度が小さくなるにしたがってピークを小さくするものが好ましい。

【0023】

また、第 2 の色差拡張部は、基準色の彩度が大きいほど第 2 の範囲を大きくし、基準色の彩度が小さくなるにしたがって第 2 の範囲を小さくするものが好ましい。

【0024】

また、基準色の色相は、各画素の輝度値が変わっても一定であるのが好ましい。

【0025】

また、各画素の輝度は、画素を中心とし、画素の周囲に存在する所定の範囲内の画素の輝度の平均であってもよい。

20

【0026】

各画素の輝度は、内視鏡画像の低解像度画像中の各画素に対応する位置に存在する画素の輝度から求めてもよい。

【0027】

また、狭帯域画像信号は、血液に対する光吸収が他の帯域より高い狭帯域光で照明された検体を撮像して得られるものが望ましい。

【0028】

また、狭帯域画像信号は、青色帯域の中で血液に対する光吸収が他の帯域より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、または、緑色帯域の中で血液に対する光吸収が他の帯域より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ものが望ましい。

30

【0029】

さらに、内視鏡画像は、胃の内壁を撮影した画像であり正常部は正常粘膜であり、異常部は異常粘膜であってもよい。

【0030】

第 1 の色差拡張部は、元の色相を変更後の色相に変更するための値を定めた色相 - 色相変換テーブルに基づいて各画素の色相を決定するようにして、第 2 の色差拡張部は、元の彩度を変更後の彩度に変更するための値を定めた彩度 - 彩度変換テーブルを異なる輝度に応じて予め複数を記憶し、複数の彩度 - 彩度変換テーブルのうち各画素の輝度に応じた彩度 - 彩度変換テーブルに基づいて各画素の彩度を決定するものであってもよい。

40

【0031】

また、本願発明の他の画像処理装置は、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、(i) 正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第 1 の範囲内の場合は、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第 1 の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする、かつ、(i i) 色相の差が第 1 の範囲内にある異常部と正常部の色相の差である第 1 の差分値より

50

小さい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、色相の差が第1の差分値より大きい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第1の色差拡張部と、(i)内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第2の範囲内の場合は、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第2の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする、かつ、(ii)彩度の差が第2の範囲内にある異常部と正常部の彩度の差である第2の差分値より小さい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、彩度の差が第2の差分値より大きい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第2の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、第1の色差拡張部で得られた色相および第2の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部とを備え、各画素の輝度が高くなるほど基準色の彩度は高くなり、各画素の輝度が低くなるにしたがって基準色の彩度は低くなり、第2の色差拡張部は、各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量は彩度の差が第2の差分値である場合がピークであり、基準色の彩度が大きいほどピークを大きくし、基準色の彩度が小さくなるにしたがってピークを小さくする。

10

【0032】

また、本願発明の他の画像処理装置の作動方法は、画像取得部と、色情報算出部と、第1の色差拡張部と、第2の色差拡張部と、出力部とを備えた画像処理装置の作動方法であって、画像取得部が、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得ステップと、色情報算出部が、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出ステップと、第1の色差拡張部が、(i)正常部を表す基準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第1の範囲内の場合は、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第1の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする、かつ、(ii)色相の差が第1の範囲内にある異常部と正常部の色相の差である第1の差分値より小さい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、色相の差が第1の差分値より大きい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第1の色差拡張ステップと、第2の色差拡張部が、(i)内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第2の範囲内の場合は、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第2の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする、かつ、(ii)彩度の差が第2の範囲内にある異常部と正常部の彩度の差である第2の差分値より小さい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、彩度の差が第2の差分値より大きい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第2の色差拡張ステップと、出力部が、内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、第1の色差拡張部で得られた色相および第2の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力ステップとを備えた画像処理装置の作動方法であって、各画素の輝度が高くなるほど基準色の彩度は高くなり、各画素の輝度が低くなるにしたがって基準色の彩度は低くなり、第2の色差拡張ステップは、各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量は彩度の差が第2の差分値である場合がピークであり、基準色の彩度が大きいほどピークを大きくし、基準色の彩度が小さくなるにしたがってピークを小さくする。

20

30

40

【0033】

また、本願発明の他の画像処理プログラムは、コンピュータを、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像を取得する画像取得部と、内視鏡画像を構成する各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出する色情報算出部と、(i)正常部を表す基

50

準色の色相と内視鏡画像の各画素の色相との差が第1の範囲内の場合は、画素の色相を基準色の色相を中心にして元の色相より色相の差が大きい色相に変更し、各画素の色相が基準色の色相に一致する場合および色相の差が第1の範囲を越える場合は、画素の色相を元の色相にする、かつ、(i i) 色相の差が第1の範囲内にある異常部と正常部の色相の差である第1の差分値より小さい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を大きくし、色相の差が第1の差分値より大きい場合は、色相の差が大きくなるほど各画素の元の色相を変更後の色相にするための拡張量を小さくする第1の色差拡張部と、(i) 内視鏡画像の各画素の輝度に応じて決められる基準色の彩度と画素の彩度との差が第2の範囲内の場合は、画素の彩度を基準色の彩度を中心にして元の彩度より彩度の差が大きい彩度に変更し、各画素の彩度が基準色の彩度に一致する場合および彩度の差が第2の範囲を越える場合は、画素の彩度を元の彩度にする、かつ、(i i) 彩度の差が第2の範囲内にある異常部と正常部の彩度の差である第2の差分値より小さい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を大きくし、彩度の差が第2の差分値より大きい場合は、彩度の差が大きくなるほど各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量を小さくする第2の色差拡張部と、内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度にし、かつ、第1の色差拡張部で得られた色相および第2の色差拡張部で得られた彩度を有した色に変更した内視鏡画像を出力する出力部として機能させるための画像処理プログラムであって、各画素の輝度が高くなるほど基準色の彩度は高くなり、各画素の輝度が低くなるにしたがって基準色の彩度は低くなり、第2の色差拡張部は、各画素の元の彩度を変更後の彩度にするための拡張量は彩度の差が第2の差分値である場合がピークであり、基準色の彩度が大きいほどピークを大きくし、基準色の彩度が小さくなるにしたがってピークを小さくする。

10

20

30

40

50

【0034】

「異常部の色相」および「異常部の彩度」は、異常部に現れる可能性が高い色の色相および彩度をいい、異常部の色を代表する色相および彩度をいう。例えば、異常部に現れる頻度が最も高い色相および彩度であってもよいし、異常部の色を平均した色であってもよい。また、「異常部の彩度」は、輝度によって異なる彩度となる。

【発明の効果】

【0035】

本願発明によれば、狭帯域画像信号を含む画像信号により構成された内視鏡画像の各画素の輝度、色相および彩度をそれぞれ算出して、正常部を表す基準色の色相を中心にして異常部の色相を基準色の色相から離れた色相に変更し、かつ、基準色の彩度を中心にして異常部の彩度を基準色の彩度から離れた彩度に変更することで、たとえば萎縮性胃炎による胃の萎縮時に起こり得る粘膜等の異常部の色と正常部の違いを強調することができる。さらに、輝度に応じて基準色の彩度を変えることで、管状構造物のように、手前にある部位は明るい画像に現れる構造物と、管状構造物の奥にある暗い画像に現れる構造物のどちらの構造物も潰すことなく明瞭な画像にすることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】内視鏡システムの外觀図。

【図2】第1の実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図。

【図3A】白色光の分光強度を示すグラフ。

【図3B】特殊光の分光強度を示すグラフ。

【図4】異常領域強調部の内部構成を示すブロック図。

【図5】各画素の色相と色相の拡張量の関係および各画素の彩度と彩度の拡張量の関係を示す図。

【図6】萎縮性胃炎の診断の流れを示すフローチャート。

【図7】第2の実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図。

【図8】光源の波長を示すグラフ。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 7 】

図 1 に示すように、第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、ユニバーサルコード 1 3 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ（表示部）1 8 と、入力装置 2 0 とを有する。内視鏡 1 2 は、ユニバーサルコード 1 3 を介して、光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、検体内に挿入される挿入部 2 1 と、挿入部の基端部分に設けられた操作部 2 2 と、挿入部 2 1 の先端側に設けられる湾曲部 2 3 および先端部 2 4 を有している。操作部 2 2 のアングルノブ 2 2 a を操作することにより、湾曲部 2 3 は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 2 4 が所望の方向に向けられる。

【 0 0 3 8 】

また、操作部 2 2 には、アングルノブ 2 2 a の他、モード切替スイッチ（モード切替 S W ）2 2 b と、ズーム操作部 2 2 c が設けられている。モード切替スイッチ 2 2 b 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見を強調するモードである。ズーム操作部 2 2 c は、内視鏡 1 2 内のズーミングレンズ 4 7（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。

【 0 0 3 9 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 および入力装置 2 0 と接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。入力装置 2 0 は、機能設定等の入力操作を受け付ける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 1 6 には、画像情報等を記録するための外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【 0 0 4 0 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光を発する青色レーザ光源（4 4 5 L D ）3 4 と、中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（4 0 5 L D ）3 6 とを発光源として備えている。これら各光源 3 4、3 6 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 4 0 により個別に制御されており、青色レーザ光源 3 4 の出射光と、青紫色レーザ光源 3 6 の出射光の光量比は変更自在になっている。光源制御部 4 0 は、通常観察モードの場合には、主として青色レーザ光源 3 4 を駆動させ、青紫色レーザ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、青紫色レーザ光源 3 6 を駆動してもよい。ただし、この場合には、青紫色レーザ光源 3 6 の発光強度を低く抑えることが好ましい。

【 0 0 4 1 】

これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザ光源 3 4 と青紫色レーザ光源 3 6 の両方を駆動させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。なお、青色レーザ光または青紫色レーザ光の半値幅は ± 10 n m 程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源 3 4 および青紫色レーザ光源 3 6 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a A s N 系レーザダイオードや G a A s N 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。

【 0 0 4 2 】

これら各光源 3 4、3 6 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（L G ）4 1 に入射する。ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4、内視鏡 1 2、およびユニバーサルコード（内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 とを接続するためのコード）1 3 内に内蔵されている。中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光または中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光は、ライトガイド 4 1 を介して、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 まで伝搬される。なお、ライトガイド 4 1 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 1 0 5 μ m、クラッド径 1 2 5 μ m、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ m m の細径なファイバ

10

20

30

40

50

ケーブルを使用することができる。

【0043】

このような色レーザ光および青紫色レーザ光による青色狭帯域光は、粘膜内の吸光物質、具体的には、消化器に多く含まれる血液（特に、ヘモグロビン）に対する吸収が大きく、特殊観察モードで撮影したときに正常な粘膜領域と萎縮粘膜領域の差が大きくなる。

【0044】

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445nmの青色レーザ光または中心波長405nmの青紫色レーザ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、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体44を透過する。青紫色レーザ光は、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。

10

【0045】

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44に入射するため、図3Aに示すような、青色レーザ光、および青色レーザ光により蛍光体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、青紫色レーザ光と青色レーザ光の両方が蛍光体44に入射するため、図3Bに示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、および青色レーザ光により蛍光体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光に加えて、青紫色レーザ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。

20

【0046】

なお、蛍光体44は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数の蛍光体（例えばYAG（イットリウム・アルミニウム・ガーネット）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。

【0047】

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、ズームングレンズ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およびズームングレンズ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。ズームングレンズ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。ズームングレンズ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。

30

【0048】

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）イメージセンサまたはCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサ等であることが好ましい。本願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。

40

【0049】

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）および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

50

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またはプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要がある。

【0050】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS (correlated double sampling) ・AGC (Automatic Gain Control) 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。

10

【0051】

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。DSP56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、DSP56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。

20

【0052】

画像処理切替部60は、モード切替スイッチ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。

【0053】

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RGB3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て、RGB画像データに変換する。さらに、RGB画像データは、3×3のマトリックス処理、階調変換処理、または、3次元LUT処理などの色拡張処理を行ったものであってもよい。

30

【0054】

色彩強調部70は、RGB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72は、RGB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72で構造強調処理が施されたRGB画像データは、通常光画像として通常光画像処理部62から画像表示信号生成部66に入力される。

【0055】

特殊光画像処理部64は、逆ガンマ変換部74と、異常領域強調部77と、構造強調部78とを有する。逆ガンマ変換部74は、色変換部68と同様にRGB画像データに変換する。逆ガンマ変換部74は、入力されたRGB3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、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。異常領域強調部77は、正常粘膜領域 (正常部) と、萎縮粘膜部または胃癌などの病変部を含む可能性がある異常領域 (異常部) の色の差を強調する色差拡張処理を行う。この異常領域強調部77の詳細については後述する。構造強調部78は、色差拡張処理済みのRGB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78で構造強調処理が施されたRGB画像データは、特殊光画像として特殊光画像処理部64から画像表示信号生成部66に入力される。なお、本願発明の画像取得部は、逆ガンマ変換部74で構成される。

40

50

【 0 0 5 6 】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常光画像処理部 6 2 または特殊光画像処理部 6 4 から入力された通常光画像または特殊光画像を、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、通常光画像または特殊光画像を表示する。

【 0 0 5 7 】

図 4 に示すように、異常領域強調部 7 7 は、色情報算出部 8 0 と、第 1 の色差拡張部 8 2 と、第 2 の色差拡張部 8 4 と、テーブル記憶部 8 6 と、R G B 変換部 8 8 を備えている。内視鏡画像の胃の内壁の胃粘膜が正常部である場合には、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が、萎縮粘膜のような異常部の場合には、胃腺細胞の減少により粘膜層は薄くなり、白に近い色の粘膜筋板が透けて見えるため異常部の色は正常部より退色した色になる。しかし、胃壁を撮影した内視鏡画像は、赤色部分に集中しており色空間内の狭い範囲に集中する傾向があり、正常な胃粘膜と異常粘膜の色の違いは、熟練した観察者でなければ目視では判別するのは難しい。そこで、正常粘膜の色を基準色として、画像データの各画素の色と基準色の差に応じて色差を拡張するための色拡張処理を施す。

【 0 0 5 8 】

まず、色情報算出部 8 0 は、逆ガンマ変換部 7 4 によって取得された R G B 画像データの各画素の R 値、G 値、B 値から、輝度または明度と、色相と、彩度をそれぞれ算出する。色相を有する色空間の一例として、色相 H ・彩度 S ・輝度 L の成分の軸からなる H S L 色空間があるが、輝度と、色相と、彩度の成分を表す色空間であれば、いずれに変換してもよい。また、R G B 画像データを輝度信号 Y と色差信号 C b、C r から成る Y C b C r 画像に変換して、Y C b C r から色相 $H = \arctan(Cr/Cb)$ 、彩度 $S = \sqrt{(Cr^2 + Cb^2)}$ で求められる輝度、色相、彩度を使用してもよい。

【 0 0 5 9 】

色拡張処理は、色相と輝度に対してそれぞれ異なる変換処理を行う。第 1 の色差拡張部 8 2 では、色相に対して変換処理を行い、第 2 の色差拡張部 8 4 では、彩度に対して変換処理を行う。照射された光の明るさにより粘膜の色味は色相方向には大きく変わらず、彩度方向に変わると考えられる。そこで、彩度は、各画素の輝度に応じて変換処理を変えるようにする。

【 0 0 6 0 】

第 1 の色差拡張部 8 2 は、各画素の色相を基準色の色相を拡張中心として異常粘膜と正常粘膜の色相の差を大きくする。具体的には、基準色の色相を中心にして元の色相より基準色との色相の差が大きくなるように色相を変更する。しかし、正常粘膜にある画素の色相は基準色の色相に近い色相になるので、各画素の色相と基準色の色相が一致する場合は、その画素の色相は変更せずに、異常粘膜に現れる色相に近くなるにしたがって元の色相から離れる量を大きくする。各画素の色相が基準色（赤）よりも + 方向（黄色の色相寄り）にあるときは、さらに + 方向に各画素の元の色相を動かし、各画素の色相が基準色よりも - 方向（マゼンタの色相寄り）にあるときは、さらに - 方向に各画素の元の色相を動かし、基準色から離れた色相にする。しかし、色相の差が大きく通常の粘膜色とは明らかに異なる色相である場合には、色相を変えないで元の色相を維持することが好ましい。そこで、各画素の色相が異常粘膜に現れる色相の範囲を越えている場合には、基準色との色相の差が大きくなるほど元の色相から動かす量を小さくする。

【 0 0 6 1 】

図 5 の (A) (C) に、各画素の色相 H (H u e) と色相の拡張量 ΔH の関係を示す。第 1 の差分値 d 1 は、異常粘膜に現れる色相と基準色の色相の差分値である。各画素の色と基準色の色相の差が第 1 の差分値 d 1 より小さい時は、基準色との色相の差が大きくなるほど色相の拡張量 ΔH を大きくし、色相の差が第 1 の差分値 d 1 より大きい時は、基準色との色相の差が大きくなるほど色相の拡張量 ΔH を小さくする。また、各画素の色と基準色の色相の差が第 1 の範囲 t 1 を超える場合は、色相の差が大きく通常の粘膜色とは異

10

20

30

40

50

なる色であると判定し、各画素の色と基準色の色相の差が第1の範囲 t_1 を超えたところでは色相は変更しない。図5(A)は、輝度が高いときの各画素の色相 H と色相の拡張量 ΔH の関係を示し、図5(C)は、輝度が低いときの各画素の色相 H と色相の拡張量 ΔH の関係を示す。輝度によって基準色の色相は等色相であるため、図5(A)と(C)には違いはない。基準色の色相が輝度によって異なる、つまり、異なる輝度において基準色が等色相にない場合は、各輝度で等色相になるように補正してもよい。

【0062】

このような色相の変換は、各画素の色相 H と色相の拡張量 ΔH の関係を定めた色相-色相変換テーブルを予めテーブル記憶部86に記憶しておき、各画素の色相 H に応じた拡張量 ΔH を取り出して、色差拡張処理を施した色相 $H + \Delta H$ を算出する。演算時間を考慮して予め記憶されたテーブルを使用した、各画素の色相と基準色の色相との関係を判定し、各画素の色相の拡張量 ΔH を都度算出してもよい。

10

【0063】

第2の色差拡張部84は、各画素の彩度を基準色の彩度を拡張中心として異常粘膜と正常粘膜の彩度の差を大きくする。具体的には、基準色の彩度を中心にして元の彩度より基準色との彩度の差が大きくなるように彩度を変更する。しかし、正常粘膜にある画素の彩度は基準色の彩度に近い彩度になるので、各画素の彩度と基準色の彩度が一致する場合は、その画素の彩度は変更せずに、異常粘膜に現れる彩度に近くなるにしたがって元の彩度から離れる量を大きくする。つまり、各画素の彩度が基準色よりも高いときは、さらに高くした彩度とし、各画素の彩度が基準色よりも低いときは、さらに低い彩度にする。しかし、彩度の差が大きく通常の粘膜色とは明らかに異なる彩度である場合には、色を変えないで元の彩度を維持することが好ましい。そこで、各画素の彩度が異常粘膜に現れる彩度の範囲を越えている場合には、基準色との彩度の差が大きくなるほど元の色相から動かす量を小さくする。

20

【0064】

しかし、明るい画像と暗い画像では、基準色の彩度は、輝度が高くなるほど彩度も高くなり、輝度が低くなるにしたがって彩度も低くなる。また、明るい画像から暗い画像になるにしたがって色域も小さくなっていくので、異常粘膜の色と基準色の彩度の差も小さくなる。そこで、基準色の彩度は、各画素の輝度に応じて決定し、各画素の輝度が高くなるほど基準色の彩度を高くし、各画素の輝度が低くなるにしたがって基準色の彩度を低くする。さらに、色域が小さい低輝度の画像部分で拡張量を多くすると違和感がでてくるので、基準色の彩度が高いときほど拡張量のピークを大きくし、基準色の彩度が低くなるにしたがってピークを小さくすることが好ましい。さらには、各画素の輝度における通常の粘膜色と同一色相の最大彩度に応じて、最大彩度が高いほど基準色の彩度を高く、彩度の拡張量のピークを大きくし、最大彩度が低いほど基準色の彩度を低く、彩度の拡張量のピークを小さくすることが好ましい。

30

【0065】

図5の(B)(D)に、各画素の彩度 S (Saturation)と彩度の拡張量 ΔS の関係を示す。第2の差分値 d_2 、 d_3 は、異常粘膜に現れる彩度と基準色の彩度の差分である。各画素の色と基準色の彩度の差が第2の差分値 d_2 、 d_3 より小さい時は、彩度の差が大きくなるほど元の色相から離れる量を大きくし、彩度の差が第2の差分値 d_2 、 d_3 より大きい時は、彩度の差が大きくなるほど元の色相から離れる量を小さくする。つまり、差分値 d_2 、 d_3 のときが、拡張量がピークになる。また、各画素の色と基準色の彩度の差が第2の範囲 t_2 、 t_3 を超える場合は、彩度の差が大きく通常の粘膜色とは異なる色であると判定し、各画素の色と基準色の彩度の差が第2の範囲 t_2 、 t_3 を超えたところでは、彩度は変更しない。

40

【0066】

図5の(B)は輝度が高いときの各画素の彩度 S と彩度の拡張量 ΔS の関係を示し、図5の(D)は輝度が低いときの各画素の彩度 S と彩度の拡張量 ΔS の関係を示す。輝度が高いときは、拡張中心である基準色の彩度も高く、また元の色相からの最大変化量(ΔS

50

$_1$) も大きく設定し、輝度が低いときは、拡張中心を移動して基準色の彩度を低く、また元の彩度からの最大変化量 (ΔS_2) も ΔS_1 に比べて小さく設定する。また、輝度が高いときは、異常粘膜に現れる色の彩度と基準色の彩度の差分が大きくなるので第2の差分値 d_2 を大きくし、輝度が低いときは、異常粘膜に現れる色の彩度と基準色の彩度の差分が小さくなる傾向があるので、第2の差分値 d_3 を小さくする。彩度の差を拡張する範囲 (つまり、第2の範囲 t_2 、 t_3) も、輝度が高いときはこの範囲も大きいと考えられるので、第2の範囲 t_2 を大きく設定し、輝度が低いときはこの範囲も小さいと考えられるので、第2の範囲 t_3 を小さく設定する。

【0067】

このような彩度の変換は、彩度 - 彩度変換テーブルを異なる輝度に応じて予め複数を記憶しておき、輝度に応じた拡張量を求める。例えば、輝度が高い値 L_{High} のときの画素の彩度 S と彩度の拡張量 ΔS の関係を定めた彩度 - 彩度変換テーブルと、輝度が低い値 L_{Low} のときの画素の彩度 S と彩度の拡張量 ΔS の関係を定めた彩度 - 彩度変換テーブルを予めテーブル記憶部 86 に記憶しておき、高輝度 L_{High} の彩度 - 彩度変換テーブルから画素の彩度 S に応じた拡張量 ΔS_{High} を取り出し、低輝度 L_{Low} の彩度 - 彩度変換テーブルから画素の彩度 S に応じた拡張量 ΔS_{Low} を取り出して、その画素の輝度値に応じて拡張量 ΔS_{High} と ΔS_{Low} を補間した値を用いて拡張処理を施す。例えば、補間して求めた拡張量が $(\alpha \Delta S_{High} + \beta \Delta S_{Low}) / (\alpha + \beta)$ (ここで、 α 、 β は重みを表す) の場合、変換後の彩度は、 $S + (\alpha \Delta S_{High} + \beta \Delta S_{Low}) / (\alpha + \beta)$ となる。あるいは、様々な輝度に応じた彩度 - 彩度変換テーブルを多数用意して、画素の輝度に近い輝度に対応する彩度 - 彩度変換テーブルを用いて拡張処理を施した彩度を算出するようにしてもよい。

【0068】

また、各画素の輝度は、その画素を中心として画素の周囲に存在する所定の範囲内の画素の輝度の平均から輝度を算出するようにしてもよい。例えば、周辺の 3×3 画素の平均から中心にある画素の輝度値を決定し、その輝度に応じた彩度を算出するようにする。あるいは、内視鏡画像から低解像度画像を作成し、内視鏡画像の各画素に対応する位置に存在する低解像度画像中の画素の輝度を、内視鏡画像の各画素の輝度値としてもよい。このように周囲の画素の輝度を考慮することにより、一部の画素に現れるノイズなどの影響を小さくすることができる。

【0069】

第1の色差拡張部 82 では、各画素の輝度値が変わっても、基準色の色相と色相 - 色相変換テーブルを変えないが、第2の色差拡張部 84 では、輝度値に応じて、基準色の輝度と彩度 - 彩度変換テーブルを変えることにより、輝度により色域が変わっても違和感のない変換を行うことが可能になる。特に、管状構造物を撮影した場合には、手前にある部位は光源に近いので明るい画像となるが、管状構造物の奥にある部位は、光源から離れるため暗い画像となる。暗い画像は色域が小さいため、明るい画像と同様の補正を行うと構造物によるわずかな色の变化やエッジが潰れてわかり難くなることもある。そこで、輝度が低い画像では、彩度を図5の(D)に示すように、彩度の拡張中心 (基準色の彩度) を輝度値に応じて低くするとともに、拡張量のピーク ΔS_2 を小さくし、かつ、拡張量を与える範囲 (第2の範囲 t_3) を小さくすることにより、暗い部分でも構造物を強調することが可能になる。

【0070】

以上のように、各画素の色が異常粘膜の色の近くであるときに拡張量をピークにすることによって、異常粘膜の色と正常粘膜の色 (基準色) の色差を拡張し、正常粘膜の部分や通常の粘膜色とは明らかに異なる色は変更しないようにする。これにより、異常部が認識しやすくなり、正常粘膜のような正常部や粘膜以外のものが撮影されている部分の色は元の色のまま観察することができる。

【0071】

RGB変換部 88 は、内視鏡画像の各画素の輝度は元の輝度を維持し、かつ、第1の色

10

20

30

40

50

差拡張部 8 2 で得られた色相および第 2 の色差拡張部 8 4 で得られた彩度から R G B 値に変換し、R G B の画像データを取得する。さらに、必要に応じて、R G B の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 1 8 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。なお、本願発明の出力部は、R G B 変換部 8 8 と画像表示信号生成部 6 6 で構成される。

【0072】

次に、本実施形態における一連の流れを図 6 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 (S 1)、内視鏡 1 2 の挿入部 2 1 を検体内に挿入する。通常光画像を観察しながら先端部 2 4 を検体内に進め (S 2 - N)、挿入部 2 1 の先端部 2 4 が胃に到達したら (S 2 - Y)、萎縮性胃炎が起こっているかどうかを診断する (S 3) 10。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 (S 3 - Y)、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 (S 1 1)。

【0073】

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った場合には (S 3 - N)、さらに確実に診断を行うために、モード切替スイッチ 2 2 b を操作して、特殊観察モードに切り替える (S 4)。この特殊観察モードの切り替えにより、青色レーザ光および青紫色レーザ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 R G B 画像データを逆ガンマ変換部 7 4 20 で取得する。

【0074】

まず、色情報算出部 8 0 によって、R G B 画像データの各画素の R 値、G 値、B 値から、輝度と色相と彩度をそれぞれ算出する (S 5)。第 1 の色差拡張部 8 2 で、テーブル記憶部 8 6 に記憶されている色相用の色相 - 色相変換テーブルから画素の色相 H に応じた色相の拡張量 ΔH を取り出して変換後の色相 $H + \Delta H$ を算出する (S 6)。続いて、第 2 の色差拡張部 8 4 で、テーブル記憶部 8 6 に記憶されている高輝度 L_{High} 用の彩度 - 彩度変換テーブルと低輝度 L_{Low} 用の彩度 - 彩度変換テーブルを用いて、各画素の輝度に応じた基準色の彩度 S と、輝度値に応じた彩度の拡張量 ΔS を求めて変換後の彩度 $S + \Delta S$ を算出する (S 7)。各画素の輝度は変更せずそのままにする。 30

【0075】

全ての画像に対して S 5 ~ S 7 の色変換が行われた画像データに基づいて R G B 変換部 8 8 で R G B 色空間に戻して、モニタ 1 8 に特殊光画像が表示される (S 8)。

【0076】

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 (S 9 - N)、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 (S 1 0)。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る (S 9 - Y)。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 (S 1 1)。 40

【0077】

なお、上記の実施形態では、粘膜の吸収物質に対して光吸収性が高い青色狭帯域光 (青色レーザ光および青紫色レーザ光) を含む特殊光を用いる場合について説明したが、粘膜の吸収物質に対して光吸収性が高い緑色狭帯域光 (例えば、540 ~ 560 nm の波長成分) を含む光を用いるようにしてもよい。

【0078】

また、上記の実施形態では、反射率リニア R G B 信号に基づいた色相を有する色空間での色彩拡張を説明したが、人が明るさを知覚する尺度に近い軸を有する C I E (国際照明委員会) $L^* a^* b^*$ 色空間の明度 L^* と色相 $hue = \arctan(b^* / a^*)$ と彩度 50

$C^* = \sqrt{(a^*)^2 + (b^*)^2}$ に基づいて、色彩拡張を実施してもよい。なお、上記の実施形態では、彩度は、各画素の輝度に応じて変換処理を変えるようにしたが、 $L^* a^* b^*$ 色空間の場合、明るさが輝度ではなく明度で表されるので、明度に応じて変換処理を変えるようにする。また、上記の実施形態の H S I 色空間では高輝度になるほど彩度の範囲は大きくなり最大彩度は高い値になるが、 $L^* a^* b^*$ 色空間では明度が特定の明度以上では彩度の範囲が徐々に狭くなり、最大明度 ($L^* = 100$) では彩度 $C^* = 0$ となる。そこで、 $L^* a^* b^*$ 色空間の場合、明度における通常の粘膜色と同一色相の最大彩度に応じて、最大彩度が高いほど基準色の彩度を高く、彩度の拡張量のピークを大きくし、最大彩度が低いほど基準色の彩度を低く、彩度の拡張量のピークを小さくすることが好ましい。

10

【0079】

前述の実施形態では、光源が半導体発光素子である場合について説明したが、第2の実施形態では、光源にLEDを用いた内視鏡について図7および図8を用いて説明する。第2の実施形態は、内視鏡の光源装置14および先端部24の照明光学系24c以外の構成は第1の実施形態とほぼ同一であるので、同一符号を付して詳細な説明は省略する。また、検査時の内視鏡の操作および処理の流れは、第1の実施形態とほぼ同一であるので、詳細な説明は省略する。

【0080】

図7に示すように、光源装置14は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 42a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 42b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 42c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 42d、これら4色のLED 42a~42dの駆動を光源制御部40で制御するようにしてもよい。この構成では、4色のLED 42a~42dから発せられる4色の光の光路を結合する光路結合部43が設けられ、光路結合部43で結合された光は、挿入部21内に挿通されたライトガイド(LG) 41および照明レンズ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。

20

【0081】

図8に示すように、V-LED 42aは、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 380 ~ 420 nmの紫色光Viを発生する。B-LED 42bは、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 420 ~ 500 nmの青色光Blを発生する。G-LED 42cは、波長範囲が 480 ~ 600 nmにおよぶ緑色光Grを発生する。R-LED 42dは、中心波長 620 ~ 630 nmで、波長範囲が 600 ~ 650 nmに及ぶ赤色光Reを発生する。

30

【0082】

光源制御部40は、通常観察モード、および特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 42a、B-LED 42b、G-LED 42c、R-LED 42dを点灯する。したがって、紫色光Vi、青色光Bl、緑色光Gr、および赤色光Re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40は、通常観察モード時には、紫色光Vi、青色光Bl、緑色光Gr、赤色光Re間の光量比が $V_{ic} : B_{lc} : G_{rc} : R_{ec}$ となるように、各LED 42a~42dを制御する。一方、光源制御部40は、特殊観察モード時には、紫色光Vi、青色光Bl、緑色光Ge、赤色光Re間の光量比が $V_{is} : B_{ls} : G_{es} : R_{es}$ となるように、各LED 42a~42dを制御する。

40

【0083】

内視鏡12の先端部24には、照明光学系24cと撮像光学系24bが設けられている。照明光学系24c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24bは、第1の実施形態とほぼ同じ構成である。

【0084】

上記の第1および第2の実施形態ではプロセッサ装置16で異常領域強調部77の処理が行われる場合について説明したが、上記のプロセッサ装置16における異常領域強調部

50

77の処理は、外部に置かれたコンピュータに、上記の逆ガンマ変換部と、色情報算出部、第1の色差拡張部、第2の色差拡張部、および、表示部として機能させるための画像処理プログラムをインストールして、外部のコンピュータでプロセッサ装置16に外付けの記録部などに記録された内視鏡画像に対して異常領域強調部77の処理を実行するようにしてもよい。

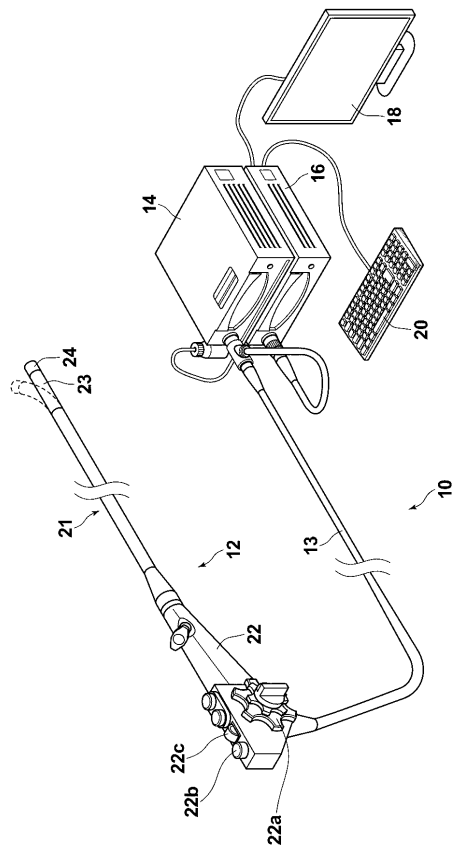
【符号の説明】

【0085】

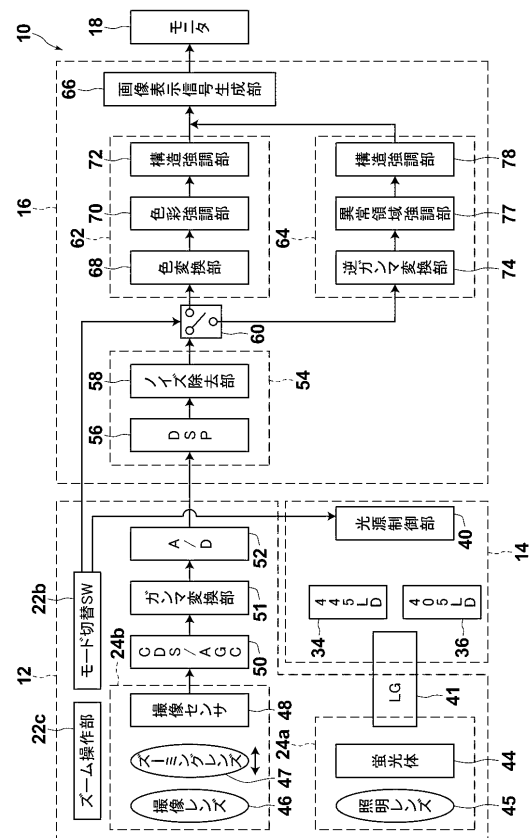
10	内視鏡システム	
12	内視鏡	
13	ユニバーサルコード	10
14	光源装置	
16	プロセッサ装置	
18	モニタ	
20	入力装置	
21	挿入部	
22	操作部	
22a	アングルノブ	
22b	モード切替スイッチ	
22c	ズーム操作部	
23	湾曲部	20
24	先端部	
24a	照明光学系	
24b	撮像光学系	
34	青色レーザ光源	
36	青紫色レーザ光源	
40	光源制御部	
41	ライトガイド	
44	蛍光体	
45	照明レンズ	
46	撮像レンズ	30
47	ズーミングレンズ	
48	撮像センサ	
50	CDS・AGC回路	
51	ガンマ変換部	
52	A/D変換器	
54	受信部	
56	DSP	
58	ノイズ除去部	
60	画像処理切替部	
62	通常光画像処理部	40
64	特殊光画像処理部	
66	画像表示信号生成部	
68	画像取得部	
70	色彩強調部	
72	構造強調部	
74	逆ガンマ変換部	
77	異常領域強調部	
78	構造強調部	
80	色情報算出部	
82	第1の色差拡張部	50

- 8 4 第 2 の色差拡張部
 8 6 テーブル記憶部
 8 8 R G B 変換部

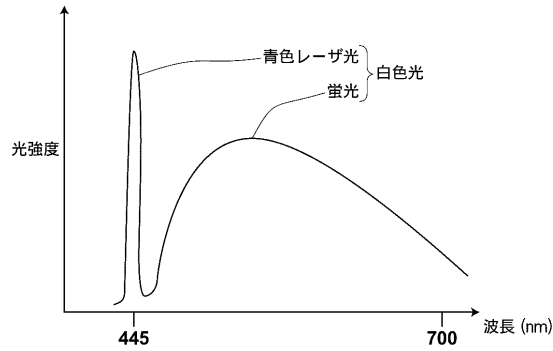
【図 1】



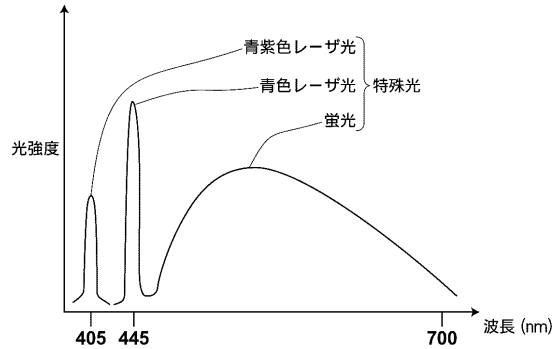
【図 2】



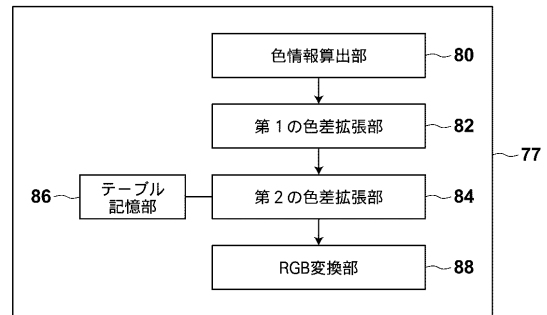
【図 3 A】



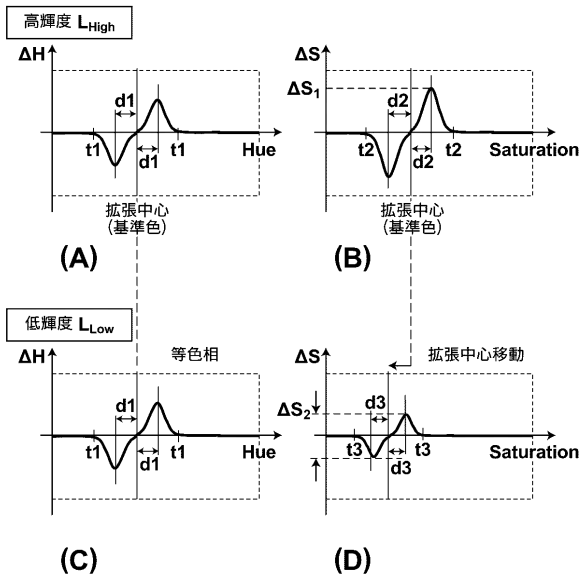
【図 3 B】



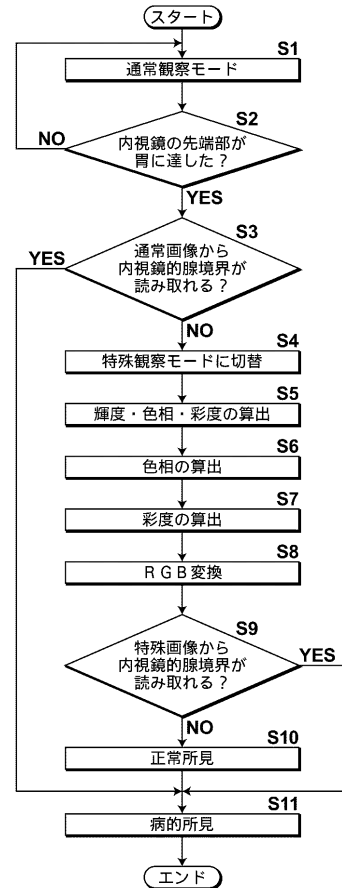
【図 4】



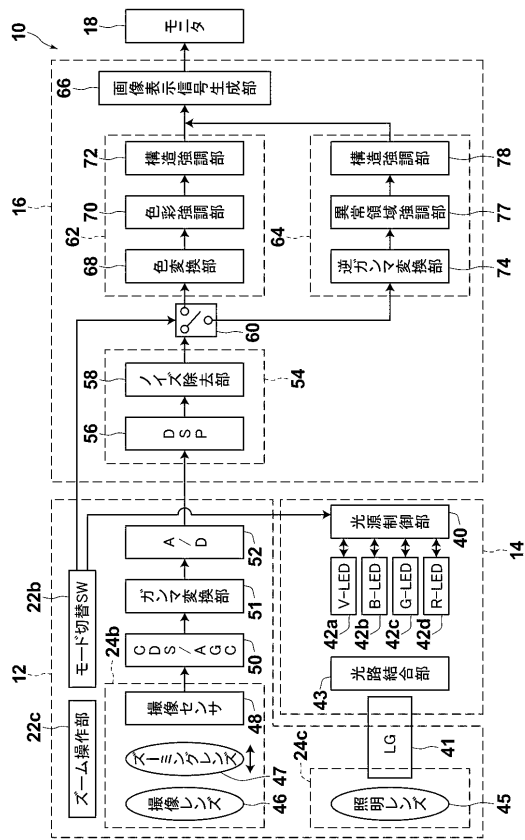
【図 5】



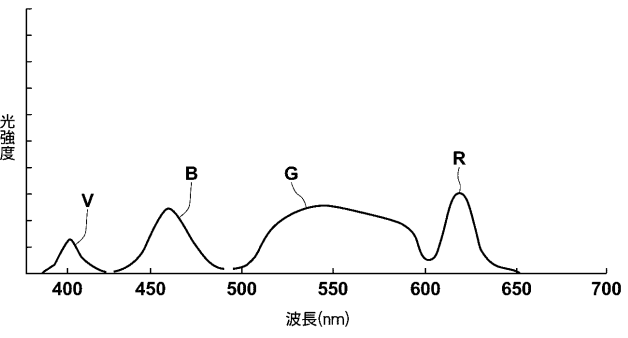
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/012038

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(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, A61B1/045, 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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-142001 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraphs [0068] to [0122] & US 2006/0082647 A1 paragraphs [0094] to [0154] & EP 1650982 A1	1-18
A	JP 2015-192840 A (Fujifilm Corp.), 05 November 2015 (05.11.2015), paragraphs [0065] to [0070] & US 2015/0269750 A1 paragraphs [0106] to [0111] & EP 2924971 A2 & CN 104939791 A	1-18

☒ 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
21 July 2017 (21.07.17)Date of mailing of the international search report
01 August 2017 (01.08.17)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/012038

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/156938 A1 (Fujifilm Corp.), 02 October 2014 (02.10.2014), paragraphs [0036] to [0050] & US 2016/0007829 A1 paragraphs [0076] to [0084] & EP 2979618 A1 & CN 105101862 A	1-18

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 2 0 3 8									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00, A61B1/045, 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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017年										
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2006-142001 A（富士写真フイルム株式会社）2006.06.08, 【0068】～【0122】 & US 2006/0082647 A1, [0094] - [0154] & EP 1650982 A1	1 - 18									
A	JP 2015-192840 A（富士フイルム株式会社）2015.11.05, 【0065】～【0070】 & US 2015/0269750 A1, [0106] - [0111] & EP 2924971 A2 & CN 104939791 A	1 - 18									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> の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 </td> </tr> </table>				* 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	の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						
* 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	の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 21.07.2017		国際調査報告の発送日 01.08.2017									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 2 0 3 8
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	WO 2014/156938 A1 (富士フイルム株式会社) 2014.10.02, 【0036】～【0050】 & US 2016/0007829 A1, [0076] - [0084] & EP 2979618 A1 & CN 105101862 A	1 - 18

フロントページの続き

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

(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)	图像处理装置，图像处理装置的操作方法，		
公开(公告)号	JPWO2017170233A1	公开(公告)日	2018-08-23
申请号	JP2018509246	申请日	2017-03-24
[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	三島 崇弘		
发明人	三島 崇弘		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/051 H04N7/18 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.622 A61B1/00.513 A61B1/045.610 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/TT03 4C161/TT05 4C161/WW08 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/FE05 5C054/FE09 5C054/HA12		
优先权	2016064853 2016-03-29 JP		
其他公开文献	JP6495539B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于强调由于萎缩性胃炎引起的胃萎缩期间可能发生的粘膜等的颜色变化的图像处理设备，图像处理设备的操作方法和图像处理程序。 解决方案：获取由包括窄带图像信号的图像信号组成的内窥镜图像，计算构成内窥镜图像的每个像素的亮度，色调和饱和度，以及用于表示正常部分的标准颜色的色调与内窥镜图像的每个像素的色调之间的差异被改变为与参考颜色的色调分离的每个像素的色调 $H + \Delta H$ 与参考色的色调的中心。参考颜色的饱和度与根据图像的每个像素的亮度确定的每个像素的饱和度之间的差异使得每个像素的饱和度 S 与参考颜色的饱和度的偏差以参考颜色的饱和度为中心变为饱和度 $S + \Delta S$ 。内窥镜图像的每个像素的亮度被设置为原始亮度，并且使用具有转换的色调和饱和度的颜色输出。 [选中图]图5

