

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/170232

発行日 平成31年1月31日 (2019. 1. 31)

(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 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006. 01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

出願番号	特願2018-509245 (P2018-509245)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/012037		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2016-67333 (P2016-67333)	(74) 代理人	110001519
(32) 優先日	平成28年3月30日 (2016. 3. 30)		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	蔵本 昌之
			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 CC06 DD03 QQ07 RR04 TT03
			TT13
			5C054 CC07 EE00 HA12

最終頁に続く

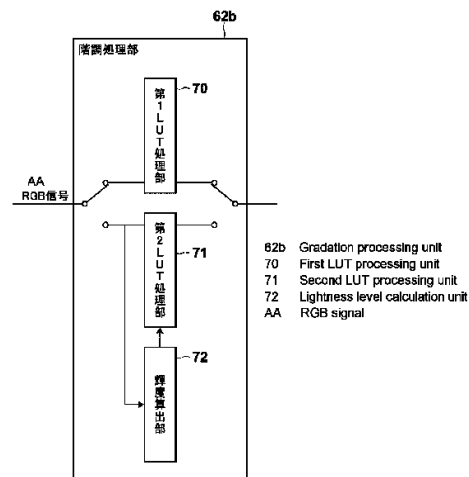
(54) 【発明の名称】 内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラム

(57) 【要約】

【課題】 明るい範囲と暗い範囲とでたとえば正常粘膜のカラーバランスを維持することができる内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムを提供する。

【解決手段】 RGB階調テーブルが、輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつその輝度またはR成分の大きさ毎のRGB階調テーブルが、その各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されており、階調処理部(62b)が、RGB信号に基づいて輝度またはR成分を取得し、その輝度またはR成分の大きさに応じたRGB階調テーブルを用いて撮像対象を撮像したRGB信号に階調処理を施す。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、
R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、前記 R G B 信号
に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、

前記 R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該
輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B
の比率が第 1 の比率である前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率
となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、

前記階調処理部が、前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度また
は R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特
徴とする内視鏡画像信号処理装置。

10

【請求項 2】

前記階調処理部が、前記 R G B 信号を構成する各画素について輝度または R 成分をそれ
ぞれ取得し、該画素毎に前記階調処理を施す請求項 1 記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 3】

前記 R G B 階調テーブルが、一部の輝度または R 成分の大きさについてのみ設定されて
いる請求項 1 または 2 記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 4】

前記階調処理部が、前記一部の輝度または R 成分の大きさ毎に設定された R G B 階調テ
ーブルを補間して用いて前記階調処理を施す請求項 3 記載の内視鏡画像信号処理装置。

20

【請求項 5】

前記輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、前記第 1 の比率である R G
B 信号が入力された場合に色相を維持して、明度および彩度が変化する出力値を出力する
請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 6】

前記 R G B 信号に低周波画像生成処理を施して低周波画像を生成する低周波画像生成処
理部を備え、

前記階調処理部が、前記低周波画像に基づいて輝度または R 成分を取得する請求項 1 か
ら 5 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

30

【請求項 7】

前記 R G B 信号が、狭帯域光を含む照明光が照射された前記撮像対象を撮像して得られ
た請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 8】

前記狭帯域光が、青色狭帯域光または緑色狭帯域光である請求項 7 記載の内視鏡画像信
号処理装置。

【請求項 9】

前記 R G B 信号が、前記撮像対象として管腔臓器を撮像して得られた請求項 1 から 8 い
ずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 10】

前記第 1 の比率が、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号の R G B の比率である請求
項 1 から 9 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

40

【請求項 11】

前記各 R G B 階調テーブルが、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場
合の R の入力値に対する R の出力値の比よりも発赤を有する粘膜を撮像して得られた R G
B 信号が入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比を大きくする請求項 1 から
10 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 12】

前記各 R G B 階調テーブルが、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場
合の R の入力値に対する R の出力値の比よりも萎縮粘膜を撮像して得られた R G B 信号が

50

入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比を小さくする請求項 1 から 1 1 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 1 3】

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、
R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、前記 R G B 信号に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、

前記 R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である正常粘膜を撮像して得られた前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定され、

10

前記階調処理部が、記 R G B 信号を構成する各画素について輝度または R 成分をそれぞれ取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記画素毎に前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 1 4】

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得し、R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて前記 R G B 信号に対して階調処理を施す内視鏡画像信号処理方法において、

前記 R G B 階調テーブルを、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定し、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、

20

前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理方法。

【請求項 1 5】

コンピュータを、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、

R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、前記 R G B 信号に対して階調処理を施す階調処理部として機能させる内視鏡画像信号処理プログラムであって、

30

前記 R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、

前記階調処理部が、前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号に対して階調処理を施す内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、およびプロセッサ装置を備えた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、カラー内視鏡システムの性能向上により、撮像された内視鏡画像の色を観察することによって、消化器の粘膜などの病状を診断することが行われている。

【0 0 0 3】

50

たとえば胃の粘膜が胃がんの原因と考えられているピロリ菌に感染している場合、胃の粘膜上に萎縮または斑状に赤い炎症部分が現れることが知られている。したがって、このような萎縮または炎症部分の色を内視鏡画像を用いて観察することにより、ピロリ菌の感染の有無を確認することが行われている。

【 0 0 0 4 】

ここで、たとえば特許文献 1 においては、白色光を撮像対象に照射することによって撮像された内視鏡画像において、血管や病変部などを強調して表示させるため、撮像素子から出力された R G B 信号に対して R G B の階調テーブルを用いて階調処理を施すことが提案されている。

【 先行技術文献 】

10

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特許第 5 4 6 7 7 5 4 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 0 - 3 3 0 0 3 7 号公報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 1 - 1 0 1 3 1 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、たとえば大腸および小腸などといった管腔臓器に内視鏡を挿入して粘膜を撮像する場合、内視鏡の先端に対して手前側の範囲には十分に照明光が照射されるが、奥側の範囲には照明光が十分に届かず、暗い画像となってしまう。

20

【 0 0 0 7 】

このように明るい範囲と暗い範囲とが混在する撮像対象を撮像して得られた R G B 信号に対して、一律に同じ階調テーブルを用いて階調処理を行った場合、明るい範囲と暗い範囲とで強調の程度が異なり、強調が強すぎたり、逆に強調が弱すぎたりして、明るい範囲と暗い範囲とで正常粘膜のカラーバランスが異なる画像が撮像される問題がある。以下、具体的な例を説明するが、ここでは、説明を分かりやすくするために、撮像対象をグレーとし、R 信号、G 信号および B 信号の比が 1 : 1 : 1 である場合について説明する。

【 0 0 0 8 】

たとえば、図 1 5 に示すような R 成分の階調テーブル R C と G 成分の階調テーブル G C と B 成分の階調テーブル B C とが設定されている場合、R 信号、G 信号および B 信号の入力値が A である場合には、階調処理による出力値は R_o u t 1 , G_o u t 1 , B_o u t 1 となる。これに対し、R 信号、G 信号および B 信号の入力値が B である場合には、階調処理による出力値は R_o u t 2 , G_o u t 2 , B_o u t 2 となる。入力値 A と入力値 B とで出力値のカラーバランスが変わらないようにするためには、それぞれの出力値が図 1 5 に示す点線上に存在しなければならないが、入力値 B に対する出力値 G_o u t 2 , B_o u t 2 は点線より大きくなっており、結果として入力値が A の場合よりもシアンが強い画像となる。すなわち、入力値の輝度によって R G B のカラーバランスが異なる。

30

【 0 0 0 9 】

このようにカラーバランスが崩れた画像では、たとえば赤く強調されるべき範囲が強調されないこと、または正常粘膜の色味が変わってしまうことで正確な画像診断を行うことができない可能性がある。

40

【 0 0 1 0 】

なお、特許文献 2 には、R 信号、G 信号、B 信号に対してそれぞれ γ 補正を施すことが開示されており、明るい画像の場合と、暗い画像の場合とで、 γ 補正のカーブを変更することが開示されている。

【 0 0 1 1 】

また、特許文献 3 には、画像中における支配的な色（たとえば赤）の信号から明るさレベルを検出し、その明るさレベルに基づいて、R G B 画像信号に階調処理を施すことが開示されている。

50

【 0 0 1 2 】

しかしながら、特許文献 2 および特許文献 3 に記載の方法では、上述したようなカラーバランスの崩れを抑制することはできない。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記の問題に鑑み、明るい範囲と暗い範囲とが混在する撮像対象を撮像した場合においても、明るい範囲と暗い範囲とでたとえば正常粘膜のカラーバランスを維持することができる内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

10

本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置は、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、R G B 信号に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつその輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、その各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、階調処理部が、R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、その輝度または R 成分の大きさに応じた R G B 階調テーブルを用いて階調処理を施す。

【 0 0 1 5 】

20

ここで、上記「輝度」とは、明るさの度合いを表すものであり、いわゆる色空間における明度も含むものとする。

【 0 0 1 6 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置において、階調処理部は、R G B 信号を構成する各画素について輝度または R 成分をそれぞれ取得し、その画素毎に階調処理を施すことができる。

【 0 0 1 7 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置において、R G B 階調テーブルは、一部の輝度または R 成分の大きさについてのみ設定することができる。

【 0 0 1 8 】

30

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置において、階調処理部は、一部の輝度または R 成分の大きさ毎に設定された R G B 階調テーブルを補間して用いて階調処理を施すことができる。

【 0 0 1 9 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置において、輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルは、第 1 の比率の R G B 信号が入力された場合に色相を維持して、明度および彩度が変化する出力値を出力することができる。

【 0 0 2 0 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置においては、R G B 信号に低周波画像生成処理を施して低周波画像を生成する低周波画像生成処理部を備え、階調処理部は、低周波画像に基づいて輝度または R 成分を取得することができる。

40

【 0 0 2 1 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置においては、R G B 信号として、狭帯域光を含む照明光が照射された撮像対象を撮像して得られたものを用いることができる。

【 0 0 2 2 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置においては、狭帯域光として、青色狭帯域光または緑色狭帯域光を用いることができる。

【 0 0 2 3 】

また、上記本発明の第 1 の内視鏡画像信号処理装置においては、R G B 信号として、撮

50

像対象として管腔臓器を撮像して得られたものを用いることができる。

【0024】

また、上記本発明の第1の内視鏡画像信号処理装置において、第1の比率は、正常粘膜を撮像して得られたRGB信号のRGBの比率であることが好ましい。

【0025】

また、上記本発明の第1の内視鏡画像信号処理装置において、各RGB階調テーブルは、正常粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比よりも発赤を有する粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比を大きくすることが好ましい。

【0026】

また、上記本発明の第1の内視鏡画像信号処理装置において、各RGB階調テーブルは、正常粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比よりも萎縮粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比を小さくすることが好ましい。

【0027】

本発明の第2の内視鏡画像信号処理装置は、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られたRGB信号を取得する画像信号取得部と、RGBの入力値と出力値とを対応付けたRGB階調テーブルを用いて、RGB信号に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、RGB階調テーブルが、輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつその輝度またはR成分の大きさ毎のRGB階調テーブルが、その各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率である正常粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定され、階調処理部が、記RGB信号を構成する各画素について輝度またはR成分をそれぞれ取得し、その輝度またはR成分の大きさに応じたRGB階調テーブルを用いて画素毎に階調処理を施すことを特徴とする。

【0028】

本発明の内視鏡画像信号処理方法は、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られたRGB信号を取得し、RGBの入力値と出力値とを対応付けたRGB階調テーブルを用いてRGB信号に対して階調処理を施す内視鏡画像信号処理方法において、RGB階調テーブルを、輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定し、かつその輝度またはR成分の大きさ毎のRGB階調テーブルが、その各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されており、上記RGB信号に基づいて輝度またはR成分を取得し、その輝度またはR成分の大きさに応じたRGB階調テーブルを用いて階調処理を施す。

【0029】

本発明の内視鏡画像信号処理プログラムは、コンピュータを、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られたRGB信号を取得する画像信号取得部と、RGBの入力値と出力値とを対応付けたRGB階調テーブルを用いて、RGB信号に対して階調処理を施す階調処理部として機能させる内視鏡画像信号処理プログラムであって、RGB階調テーブルが、輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつその輝度またはR成分の大きさ毎のRGB階調テーブルが、その各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されており、階調処理部が、RGB信号に基づいて輝度またはR成分を取得し、その輝度またはR成分の大きさに応じたRGB階調テーブルを用いて階調処理を施す。

【発明の効果】

【0030】

本発明の内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムによれば、RGB階調テーブルを輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定する。そして、その輝度またはR成

10

20

30

40

50

分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、その各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されている。このような R G B 階調テーブルの設定のもとで、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、その輝度または R 成分の大きさに応じた R G B 階調テーブルを用いて R G B 信号に対して階調処理を施すようにしたので、明るい範囲と暗い範囲とが混在する撮像対象を撮像した場合においても、明るい範囲と暗い範囲とでたとえば正常粘膜のカラーバランスを維持することができる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図 1】本発明の内視鏡画像信号処理装置の一実施形態を用いた内視鏡システムの概略構成を示す図

【図 2】第 1 の実施形態の内視鏡システムの内部構成を示すブロック図

【図 3】白色光の分光スペクトルを示す図

【図 4】狭帯域光の分光スペクトルを示す図

【図 5】通常光画像生成部の階調処理部の具体的な構成を示すブロック図

【図 6】輝度毎の R G B 階調テーブルの一例を示す図

【図 7】狭帯域光画像生成部の階調処理部の具体的な構成を示すブロック図

【図 8】特殊光観察モードで使用される輝度毎の R G B 階調テーブルの一例を示す図

【図 9】特殊光観察モードで使用される輝度毎の R G B 階調テーブルのその他の例を示す図

【図 10】第 1 の実施形態の内視鏡システムの作用を説明するためのフローチャート

【図 11】第 2 の実施形態の内視鏡システムの階調処理部の内部構成を示すブロック図

【図 12】C 階調テーブル、H 階調テーブルおよび L 階調テーブルの一例を示す図

【図 13】第 1 の実施形態の内視鏡システムの変形例を示すブロック図

【図 14】紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、および赤色光 R の発光スペクトルを示す図

【図 15】従来の R G B の階調テーブルを用いた階調処理を説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0032】

以下、本発明の内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムの第 1 の実施形態を用いた内視鏡システムについて、図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 は、本実施形態の内視鏡システム 10 の概略構成を示す図である。

【0033】

本実施形態の内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、入力装置 20 とを有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 に光学的に接続され、プロセッサ装置 16 に電氣的に接続される。

【0034】

内視鏡 12 は、被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 および先端部 24 を有している。操作部 22 には、アングルノブ 22a が設けられており、このアングルノブ 22a を回転操作することによって、湾曲部 23 が湾曲動作する。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。

【0035】

また、操作部 22 には、モード切替スイッチ 22b と、ズーム操作部 22c とが設けられている。モード切替スイッチ 22b は、通常光観察モードと狭帯域光観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常光観察モードは、被検体内の撮像対象の照明に白色光を用いるモードである。狭帯域光観察モードは、被検体内の撮像対象の照明に青味を帯びた狭帯域光を用いるモードであり、萎縮性胃炎による粘膜の色の变化や血管の透見像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、撮像対象を拡大させるズーム操作に用いられる。

【 0 0 3 6 】

モニタ 1 8 および入力装置 2 0 は、プロセッサ装置 1 6 に電氣的に接続されるものである。モニタ 1 8 は、内視鏡 1 2 によって撮像された内視鏡画像および後述する色数値情報を表示するものである。入力装置 2 0 は、機能設定等などの入力操作を受け付けるものであり、キーボードおよびマウスなどを備えたものである。なお、タッチパネルを用いることによってモニタ 1 8 と入力装置 2 0 とを兼用するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

図 2 は、本実施形態の内視鏡システム 1 0 の内部構成を示すブロック図である。

【 0 0 3 8 】

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 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 3 6 とを備えている。各光源 3 4 、 3 6 は、光源制御部 4 0 により個別に制御され、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可能になっている。

【 0 0 3 9 】

光源制御部 4 0 は、通常光観察モードの場合には、主として青色レーザ光源 3 4 を駆動させる。なお、青紫色レーザ光源 3 6 については、青紫色レーザ光がわずかに発光されるように制御してもよい。

【 0 0 4 0 】

これに対し、光源制御部 4 0 は、狭帯域光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、青色レーザ光の光強度が青紫色レーザ光の光強度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 ± 2 n m 程度とし、青色狭帯域光と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 としては、ブロードエリア型の InGaInGaAsN 系レーザダイオード、InGaAsN 系レーザダイオードおよび GaAsN 系レーザダイオードなどを用いることができる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

【 0 0 4 1 】

各光源 3 4 、 3 6 から出射されるレーザ光は、集光レンズなどの光学部材（図示省略）を介してライトガイド（LG）4 1 に入射する。ライトガイド 4 1 は、ユニバーサルコード 1 3 内に收容されており、内視鏡 1 2 に光学的に接続される。

【 0 0 4 2 】

青色レーザ光または青紫色レーザ光は、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。

【 0 0 4 3 】

内視鏡 1 2 の先端部 2 4 は照明光学系 2 4 a と撮像光学系 2 4 b を有している。照明光学系 2 4 a には、ライトガイド 4 1 から出射された青色レーザ光または青紫色レーザ光が入射する蛍光体 4 4 と、照明レンズ 4 5 が設けられている。蛍光体 4 4 に、青色レーザ光が照射されることで励起され、蛍光体 4 4 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 4 4 を透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体 4 4 を励起させることなく透過する。蛍光体 4 4 を出射した光は、照明レンズ 4 5 を介して、撮像対象に照射される。

【 0 0 4 4 】

ここで、通常光観察モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体 4 4 に入射する。したがって、図 3 に示すような、青色レーザ光 BL と蛍光体 4 4 から発せられた蛍光 FL とを合波した白色光 WL が、撮像対象に照射される。一方、狭帯域光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 4 4 に入射する。したがって、図 4 に示すような、青紫色レーザ光 VL、青色レーザ光 BL、および蛍光 FL を合波した光 SL が、撮像対象に照射される。この狭帯域光観察モードでは、青色レーザ光に加えて、狭帯域光である青紫色レーザ光が含まれているため、青色成分を多く含みかつ波長範囲がほ

10

20

30

40

50

ば可視光全域に及ぶ広帯域光が、撮像対象に照射される。なお、本明細書においては、狭帯域光観察モードにおいて撮像対象に照射される光のことを、単に狭帯域光と呼ぶことにする。すなわち、図4に示す光SLを、単に狭帯域光SLと呼ぶことにする。

【0045】

本実施形態の青色レーザ光および青紫色レーザ光のような青色狭帯域光は、粘膜内の吸光物質、具体的には、消化器に多く含まれる含む血液（特に、ヘモグロビン）に対する吸収が大きい。したがって、狭帯域光観察モードで撮影した時に正常な粘膜領域と萎縮粘膜領域の差を大きくすることができる。

【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（Yttrium Aluminum Garnet）系蛍光体、或いはBAM（BaMgAl₁₁O₁₇）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。本実施形態のように、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】

なお、本実施形態においては、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。

【0048】

また、内視鏡12の撮像光学系24bは、撮像レンズ46、ズームレンズ47、および撮像素子48を有している。撮像対象からの反射光は、撮像レンズ46およびズームレンズ47を介して、撮像素子48に入射する。これにより、撮像素子48に撮像対象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を操作することで移動する。

【0049】

撮像素子48はカラーのイメージセンサであり、撮像対象の反射像を撮像してRAW信号を出力する。なお、撮像素子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。

【0050】

また、本実施形態の撮像素子48は、撮像面にRGBのカラーフィルタが設けられた同時式撮像素子である。R（赤）のカラーフィルタが設けられた素子からR成分のR信号が出力され、G（緑）のカラーフィルタが設けられた素子からG成分のG信号が出力され、B（青）のカラーフィルタが設けられた素子からB成分のB信号が出力される。なお、以下、R信号、G信号およびB信号をまとめてRGB信号と呼ぶことがある。フィルタ配列としては、ベイヤー配列でもよいし、ハニカム配列でもよい。

【0051】

また、撮像素子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、C（シアン）のカラーフィルタが設けられた素子からC成分のC信号が出力され、M（マゼンダ）のカラーフィルタが設けられた素子からM成分のM信号が出力され、Y（イエロー）のカラーフィルタが設けられた素子からY成分のY信号が出力され、G（緑）のカラーフィルタが設けられた素子からG成分のG信号が出力される。

【0052】

撮像素子48から出力されたRGB信号は、CDS/AGC回路50に出力される。CDS/AGC回路50は、アナログ信号であるRGB信号に相関二重サンプリング（CDS（correlated double sampling））や自動利得制御（AGC（Auto gain control））を行う。CDS/AGC回路50を経たRGB信号は、ガンマ変換部51においてガンマ変換が施された後、A/D変換部52により、デジタル信号に変換される。A/D変換さ

10

20

30

40

50

れたRGB信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0053】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部60と、ノイズ除去部61と、通常光画像生成部62と、狭帯域光画像生成部63と、表示制御部65とを備える。プロセッサ装置16は、CPU(Central Processing Unit)、半導体メモリおよびハードディスクなどを備えたコンピュータから構成されるものであり、本発明の内視鏡画像信号処理プログラムの一実施形態がインストールされたものである。この内視鏡画像信号処理プログラムがCPUによって実行されることによって、上記各部が機能する。

【0054】

画像信号取得部60は、内視鏡12から出力されたRGB信号を取得するものである。画像信号取得部60によって取得されたRGB信号は、メモリなどに一旦記憶される。また、画像信号取得部60によって取得されたRGB信号には、図示省略したデモザイク処理部によってデモザイク処理が施され、画素毎について、R信号、G信号およびB信号が生成される。

10

【0055】

ノイズ除去部61は、デモザイク処理の施されたRGB信号に対してノイズ除去処理を施すものである。具体的には、移動平均フィルタまたはメディアンフィルタ処理を施すものである。

【0056】

通常光画像生成部62は、マトリックス処理部62a、階調処理部62b、3次元LUT処理部62c、色彩強調部62dおよび構造強調部62eを備えている。マトリックス処理部62a、階調処理部62bおよび3次元LUT処理部62cは、RGB信号に対して色変換処理を施すものである。具体的には、RGB信号に対して、マトリックス処理部62aによって3×3のマトリックス処理が施され、階調処理部62bによって階調処理が施され、3次元LUT処理部62cによって3次元LUT処理が施される。

20

【0057】

階調処理部62bには、RGB信号の入力値と出力とを対応付けたRGB階調テーブルが予め設定されており、階調処理部62bは、このRGB階調テーブルを用いて、入力されたRGB信号に対して階調処理を施すものである。

【0058】

図5は、階調処理部62bの具体的な構成を示すブロック図である。階調処理部62bは、図5に示すように、第1LUT処理部70と、第2LUT処理部71と、輝度算出部72とを備えている。

30

【0059】

第1LUT処理部70は、通常光観察モードにおける通常画像生成の際に用いられる通常画像用のRGB階調テーブルが予め設定されたものである。

【0060】

第2LUT処理部71は、通常光観察モードにおける特殊画像生成の際に用いられる特殊画像用のRGB階調テーブルが予め設定されたものである

第1LUT処理部70と第2LUT処理部71とは、通常画像生成の指示入力を受けた場合と特殊画像生成の指示入力を受けた場合とで切り替えて使用される。

40

【0061】

第2LUT処理部71には、RGB信号から算出される輝度毎のRGB階調テーブルがそれぞれ設定されている。輝度算出部72は、階調処理部62bに入力されたRGB信号の輝度を算出するものである。輝度算出部72によって算出された輝度は、第2LUT処理部71に入力され、第2LUT処理部71は、入力された輝度に応じたRGB階調テーブルを用いてRGB信号に対して階調処理を施すものである。

【0062】

図6Iおよび図6IIは、輝度毎に設定されたRGB階調テーブルの一例を示す図である。以下、図6Iおよび図6IIに示すRGB階調テーブルについて説明するが、ここでは、

50

説明を分かりやすくするために、撮像対象がグレーであり、内視鏡 12 から出力された R 信号、G 信号および B 信号の比が 1 : 1 : 1 である場合について説明する。

【0063】

図 6 I は、入力値である R 信号、G 信号および B 信号が、それぞれ R_{in1} 、 G_{in1} および B_{in1} である場合に用いられる RGB 階調テーブルの一例を示しており、図 6 II は、入力値である R 信号、G 信号および B 信号が、それぞれ R_{in2} 、 G_{in2} および B_{in2} である場合に用いられる RGB 階調テーブルの一例を示している。すなわち、図 6 I は、 R_{in1} 、 G_{in1} および B_{in1} から算出される輝度に応じた RGB 階調テーブルであり、図 6 II は、 R_{in2} 、 G_{in2} および B_{in2} から算出される輝度に応じた RGB 階調テーブルである。なお、図 6 I および図 6 II においては、 R_{in1} 、 G_{in1} および B_{in1} を「A」で示し、 R_{in2} 、 G_{in2} および B_{in2} を「B」で示している。

10

【0064】

図 6 I および図 6 II に示すように、RGB 階調テーブルは、R 信号の入力値と出力値とを対応付けた R 階調テーブル $RC1$ 、 $RC2$ と、G 信号の入力値と出力値とを対応付けた G 階調テーブル $GC1$ 、 $GC2$ と、B 信号の入力値と出力値とを対応付けた B 階調テーブル $BC1$ 、 $BC2$ を備えている。

【0065】

R 階調テーブル $RC1$ 、 $RC2$ と、G 階調テーブル $GC1$ 、 $GC2$ と、B 階調テーブル $BC1$ 、 $BC2$ とは、たとえば正常粘膜など特定の撮像対象の色相および彩度が所定の位置になるようにしつつ、発赤などの他の撮像対象の色が強調されるような階調テーブルであることが好ましい。すなわち、正常粘膜を表す RGB 信号については、階調処理後にその RGB の比率が所定の比率になるようにし、発赤を表す RGB 信号については、階調処理後に上記所定の比率よりも R 成分の比率が大きくなるような階調テーブルとすることが好ましい。このような階調テーブルは、正常粘膜を表す RGB 信号の分布と、発赤を表す RGB 信号の分布とを予め取得し、それらの分布と出力値との関係を解析することによって設定することができる。

20

【0066】

さらに、図 6 I に示す RGB 階調テーブルと、図 6 II に示す RGB 階調テーブルとは、上述したように輝度毎に設定された RGB 階調テーブルであるが、これらの RGB 階調テーブルは、入力値の RGB 信号から算出される輝度が変化した場合でも、RGB の比率が所定の比率の RGB 信号の入力に対して、出力値の RGB の比率が所定の比率となるように設定されている。すなわち、図 6 I および図 6 II に示す各 RGB 階調テーブルに RGB の比率が第 1 の比率である RGB 信号（たとえば正常粘膜を撮像して得られた RGB 信号）が入力された場合、RGB の比率が第 2 の比率となる出力値が各 RGB 階調テーブルから出力されるように設定されている。

30

【0067】

具体的には、図 6 I に示す RGB 階調テーブルは、入力値が A の場合に用いられる RGB 階調テーブルであり、R 信号の出力値は R_{out1} 、G 信号の出力値は G_{out1} および B 信号の出力値は B_{out1} になる。一方、図 6 II に示す RGB 階調テーブルは、入力値が B の場合に用いられる RGB 階調テーブルであり、R 信号の出力値は R_{out2} 、G 信号の出力値は G_{out2} および B 信号の出力値は B_{out2} になる。そして、図 6 I および図 6 II に示す RGB 階調テーブルは、 R_{out1} と G_{out1} と B_{out1} の比率と、 R_{out2} と G_{out2} と B_{out2} の比率とが同じになるように設定されている。なお、図 6 I に示す直線 RL 、 BL 、 GL と図 6 II に示す直線 RL 、 BL 、 GL とは同じ直線であり、 R_{out1} と G_{out1} と B_{out1} の比率と、 R_{out2} と G_{out2} と B_{out2} の比率とが変わっていないことが分かる。

40

【0068】

このように輝度毎に RGB 階調テーブルを設定し、所定の入力値の輝度が変化した場合でも、出力値の R 信号、G 信号および B 信号の比率が変化しないようにすることによって

50

、たとえば内視鏡 1 2 によって大腸または小腸などの管腔臓器を撮像した際、明るさが異なる手前の撮像範囲と奥側の撮像範囲とでたとえば正常粘膜のカラーバランスを維持することができ、より正確な色を表した画像を生成することができる。これにより、より高精度な画像診断を行うことができる。

【 0 0 6 9 】

第 2 L U T 処理部 7 1 は、具体的には、画素毎について、下式に従って輝度 Y を算出し、その輝度に応じた R G B 階調テーブルを用いて、画素毎の出力値 R_o u t , G_o u t , B_o u t を算出する。なお、下式における L U T_R [R] [Y] が輝度に応じた R 階調テーブルであり、L U T_G [G] [Y] が輝度に応じた G 階調テーブルであり、L U T_B [B] [Y] が輝度に応じた B 階調テーブルである。

$$Y = 0.3 \times R_in + 0.6 \times G_in + 0.1 \times B_in$$

$$R_out = LUT_R[R_in][Y]$$

$$G_out = LUT_G[G_in][Y]$$

$$B_out = LUT_B[B_in][Y]$$

なお、輝度 Y は、0 ~ 255 の値となるが、R G B 階調テーブルは、0 ~ 255 の値の全てについて設定する必要はなく、0 ~ 255 の値のうち一部の輝度の値についてのみ設定するようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

そして、たとえば入力値 R_in , G_in , B_in から算出された輝度 Y に対応する R G B 階調テーブルが予め設定されていない場合には、その輝度 Y の前後の輝度の値について設定された R G B 階調テーブルを用いて出力値 R_o u t , G_o u t , B_o u t を算出するようにすればよい。具体的には、前後の輝度に設定された R G B 階調テーブルを補間して用いるようにすればよい。

【 0 0 7 1 】

また、撮像素子 4 8 が、C M Y G の補色系のカラーフィルタを備えたものである場合には、C M Y G 信号を R G B 信号に変換した後、上述した R G B 階調テーブルを用いた階調処理を行うようすればよい。

【 0 0 7 2 】

図 2 に戻り、色彩強調部 6 2 d は、ユーザによる設定入力を受け付けて色変換済の R G B 信号に対して、さらに各種の色彩強調処理を施すものである。構造強調部 6 2 e は、色彩強調処理済の R G B 信号に対して、空間周波数強調などの構造強調処理を行うものである。

【 0 0 7 3 】

マトリックス処理部 6 2 a、色彩強調部 6 2 d および構造強調部 6 2 e には、それぞれ通常画像生成用のパラメータと特殊画像生成用のパラメータとが予め設定されている。

【 0 0 7 4 】

通常画像生成と特殊画像生成は、ユーザが入力装置 2 0 から指示入力することによって切り替えられる。なお、入力装置 2 0 からの指示入力に限らず、操作部 2 2 に通常画像生成と特殊画像生成とを切り替えるスイッチを設けるようにしてもよい。

【 0 0 7 5 】

ユーザによって通常画像生成の指示入力された場合には、通常光画像生成部 6 2 に入力された R G B 信号に対して各部において通常画像用の処理が施され、通常画像信号として通常光画像生成部 6 2 から表示制御部 6 5 に出力される。ユーザによって特殊画像生成の指示入力された場合には、通常光画像生成部 6 2 に入力された R G B 信号に対して各部において特殊画像用の処理が施され、特殊画像信号として通常光画像生成部 6 2 から表示制御部 6 5 に出力される。

【 0 0 7 6 】

狭帯域光画像生成部 6 4 は、マトリックス処理部 6 4 a、階調処理部 6 4 b、3 次元 L U T 処理部 6 4 c、色彩強調部 6 4 d および構造強調部 6 4 e を備えている。マトリックス処理部 6 4 a、階調処理部 6 4 b および 3 次元 L U T 処理部 6 2 c は、R G B 信号に対

10

20

30

40

50

して狭帯域画像用の色変換処理を施すものである。具体的には、RGB信号に対して、マトリックス処理部64aによって3×3のマトリックス処理が施され、階調処理部64bによって階調処理が施され、3次元LUT処理部64cによって3次元LUT処理が施される。

【0077】

階調処理部64bにも、階調処理部62bと同様に、RGB信号の入力値と出力とを対応付けたRGB階調テーブルが予め設定されており、階調処理部64bは、このRGB階調テーブルを用いて、入力されたRGB信号に対して階調処理を施すものである。

【0078】

階調処理部64bの基本的な構成は、階調処理部62bと同様であり、図7に示すように、第1LUT処理部73と、第2LUT処理部74と、輝度算出部75とを備えている。

10

【0079】

第1LUT処理部73は、狭帯域光観察モードにおける狭帯域画像生成の際に用いられる狭帯域画像用のRGB階調テーブルが予め設定されたものである。

【0080】

第2LUT処理部74は、狭帯域光観察モードにおける特殊狭帯域画像生成の際に用いられる特殊狭帯域画像用のRGB階調テーブルが予め設定されたものである。

第1LUT処理部73と第2LUT処理部74とは、狭帯域画像生成の指示入力を受けた場合と特殊狭帯域画像生成の指示入力を受けた場合とで切り替えて使用される。

20

【0081】

そして、第2LUT処理部74は、通常光画像生成部62の第2LUT処理部71と同様に、輝度毎に設定されたRGB階調テーブルを有するものである。この輝度毎のRGB階調テーブルも、輝度毎の各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されている。図8および図9は、階調処理部64bに設定されるRGB階調テーブルの具体的な例を示す図である。

【0082】

図8Iおよび図8IIに示すRGB階調テーブルは、入力されるRGB信号のRGBの比率（第1の比率）と階調処理後のRGB信号のRGBの比率（第2の比率）とが同じになるように設定されたものである。そして、図8Iに示すRGB階調テーブルは、輝度がY=82の場合に用いられるRGB階調テーブルであり、図8IIに示すRGB階調テーブルは、輝度がY=143の場合に用いられるRGB階調テーブルである。

30

【0083】

図8Iに示すRGB階調テーブル(RC1, GC1, BC1)は、 $R_{in} = 128$, $G_{in} = 67$, $B_{in} = 34$ のRGB信号に対して、 $R_{out} = 128$, $G_{out} = 67$, $B_{out} = 34$ の出力値を出力する。このとき入力されるRGB信号のRGBの比率は、 $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ であり、出力値のRGBの比率も、 $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ である。

【0084】

一方、図8IIに示すRGB階調テーブル(RC2, GC2, BC2)は、 $R_{in} = 224$, $G_{in} = 118$, $B_{in} = 59$ のRGB信号に対して、 $R_{out} = 224$, $G_{out} = 118$, $B_{out} = 59$ の出力値を出力する。このとき入力されるRGB信号のRGBの比率は、 $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ であり、出力値のRGBの比率も、 $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ である。

40

【0085】

すなわち、図8Iに示すRGB階調テーブルと図8IIに示すRGB階調テーブルは、ともにRGBの比率が $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ （第1の比率）であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が $R : G : B = 1 : 0.53 : 0.27$ （第2の比率）となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されている。

50

【0086】

次に、図9Iおよび図9IIに示すRGB階調テーブルは、入力されるRGB信号のRGBの比率（第1の比率）が $R:G:B=1:0.53:0.27$ の場合、階調処理後のRGB信号のRGBの比率（第2の比率）が $R:G:B=1:0.5:0.3$ となるように設定されたものである。

【0087】

そして、図9Iに示すRGB階調テーブル（RC1, GC1, BC1）は、輝度が $Y=82$ の場合に用いられるRGB階調テーブルであり、図9IIに示すRGB階調テーブルは、輝度が $Y=143$ の場合に用いられるRGB階調テーブルである。

【0088】

図9Iに示すRGB階調テーブルは、 $R_{in}=34$, $G_{in}=67$, $B_{in}=128$ のRGB信号に対して、 $R_{out}=128$, $G_{out}=63$, $B_{out}=38$ の出力値を出力する。このとき入力されるRGB信号のRGBの比率は、上述したように $R:G:B=1:0.53:0.27$ であり、出力値のRGBの比率は、 $R:G:B=1:0.5:0.3$ である。

【0089】

一方、図9IIに示すRGB階調テーブル（RC2, GC2, BC2）は、 $R_{in}=224$, $G_{in}=118$, $B_{in}=59$ のRGB信号に対して、 $R_{out}=224$, $G_{out}=111$, $B_{out}=66$ の出力値を出力する。このとき入力されるRGB信号のRGBの比率は、上述したように $R:G:B=1:0.53:0.27$ であり、出力値のRGBの比率は、 $R:G:B=1:0.5:0.3$ である。

【0090】

すなわち、図9Iに示すRGB階調テーブルと図9IIに示すRGB階調テーブルは、ともにRGBの比率が $R:G:B=1:0.53:0.27$ （第1の比率）であるRGB信号が入力された場合、RGBの比率が $R:G:B=1:0.5:0.3$ （第2の比率）となる出力値が各RGB階調テーブルから出力されるように設定されている。

【0091】

狭帯域光観察モードで強調表示させたい萎縮粘膜は、萎縮粘膜と正常粘膜が同一輝度の場合、G信号およびB信号が正常粘膜に比べて大きく、R信号が正常粘膜に比べて小さい。また、発赤は、発赤と正常粘膜が同一輝度の場合、R信号が正常粘膜に比べて大きく、G信号およびB信号が正常粘膜に比べて小さい。図8および図9に示すRGB階調テーブルのように、基準点よりも高い入力値に対しては入力値に対する出力値の比率を基準点より高くし、基準点より低い入力値に対しては入力値に対する出力値の比率を基準点より低くすることで色強調することが可能になる。すなわち、各RGB階調テーブルは、入力値が大きくなるほど入力値に対する出力値の比が大きくなるように設定することが好ましい。

【0092】

より具体的には、各RGB階調テーブルは、正常粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比よりも発赤を有する粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比を大きくするものであることが好ましい。

【0093】

また、各RGB階調テーブルは、正常粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比よりも萎縮粘膜を撮像して得られたRGB信号が入力された場合のRの入力値に対するRの出力値の比を小さくするものであることが好ましい。

【0094】

図2に戻り、色彩強調部64dは、ユーザによる設定入力を受け付けて色変換済のRGB信号に対して、さらに各種の色彩強調処理を施すものである。構造強調部64eは、色彩強調処理済のRGB信号に対して、空間周波数強調などの構造強調処理を行うものであ

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 9 5 】

マトリックス処理部 6 4 a、色彩強調部 6 4 d および構造強調部 6 4 e には、それぞれ狭帯域画像生成用のパラメータと特殊狭帯域画像生成用のパラメータとが予め設定されている。

【 0 0 9 6 】

狭帯域画像生成と特殊狭帯域画像生成は、ユーザが入力装置 2 0 から指示入力することによって切り替えられる。なお、入力装置 2 0 からの指示入力に限らず、操作部 2 2 に狭帯域画像生成と特殊狭帯域画像生成とを切り替えるスイッチを設けるようにしてもよい。

【 0 0 9 7 】

ユーザによって狭帯域画像生成の指示入力された場合には、狭帯域光画像生成部 6 4 に入力された R G B 信号に対して各部において狭帯域画像用の処理が施され、狭帯域画像信号として狭帯域光画像生成部 6 4 から表示制御部 6 5 に出力される。ユーザによって特殊狭帯域画像生成の指示入力された場合には、狭帯域光画像生成部 6 4 に入力された R G B 信号に対して各部において特殊狭帯域画像用の処理が施され、特殊狭帯域画像信号として狭帯域光画像生成部 6 4 から表示制御部 6 5 に出力される。

【 0 0 9 8 】

表示制御部 6 5 は、通常光画像生成部 6 2 または狭帯域光画像生成部 6 4 から出力された通常画像信号、特殊画像信号、狭帯域画像信号または特殊狭帯域画像信号を、モニタ 1 8 で表示可能な表示画像信号に変換する。モニタ 1 8 は、表示画像信号に基づいて、通常画像、特殊画像、狭帯域画像または特殊狭帯域画像を表示する。

【 0 0 9 9 】

次に、本実施形態の内視鏡システムの作用について、図 1 0 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 1 0 0 】

まず、ユーザによってモード切替スイッチ 2 2 b が操作され、通常光観察モードまたは狭帯域光観察モードが選択されて設定される (S 1 0)。通常光観察モードが設定された場合には、内視鏡 1 2 によって撮像対象に対して白色光 W L が照射され、撮像対象を撮像することによって撮像素子 4 8 から出力された R G B 信号は、プロセッサ装置 1 6 の画像信号取得部 6 0 によって取得され、デモザイク処理が施される (S 1 2)。

【 0 1 0 1 】

デモザイク処理の施された R G B 信号はノイズ除去部 6 1 に入力され、ノイズ除去部 6 1 においてノイズ除去処理が施された後、通常光画像生成部 6 2 に入力される。通常光画像生成部 6 2 に入力された R G B 信号は、マトリックス処理部 6 2 a においてマトリックス処理が施される。

【 0 1 0 2 】

そして、ユーザによって通常画像生成の指示入力された場合には (S 1 4、通常画像)、階調処理部 6 2 b の第 1 L U T 処理部 7 0 に R G B 信号が入力され、その R G B 信号に対して通常画像用の R G B 階調テーブルを用いた階調処理が施される (S 2 4)。

【 0 1 0 3 】

階調処理の施された R G B 信号は 3 次元 L U T 処理部 6 2 c に入力されて 3 次元 L U T 処理が施された後、色彩強調部 6 2 d に入力されて色彩強調処理が施される。次いで、色彩強調処理済の R G B 信号に対して構造強調部 6 2 e において構造強調処理が施されて通常画像信号が生成され (S 2 6)、表示制御部 6 5 に出力される。表示制御部 6 5 は、入力された通常画像信号に基づいてモニタ 1 8 に通常画像を表示させる (S 2 8)。

【 0 1 0 4 】

ユーザが処理を終了したいと考えた場合には、処理の終了指示が入力されて処理を終了する (S 4 8 , Y E S)。または、処理を終了しない場合には (S 4 8 , N O)、S 1 0 に戻り、引き続き通常光観察モードが継続されるか、狭帯域光観察モードに切り換えられる。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 5 】

一方、ユーザによって特殊画像生成の指示入力があった場合には（ S 1 4、特殊画像）、 R G B 信号は第 2 L U T 処理部 7 1 と輝度算出部 7 2 に入力される。輝度算出部 7 2 は、入力された画素毎の R G B 信号に基づいて、画素毎に輝度を算出する（ S 1 6 ）。そして、輝度算出部 7 2 によって算出された輝度は第 2 L U T 処理部 7 1 に出力され、第 2 L U T 処理部 7 1 は、入力された輝度に基づいて、輝度毎に設定された特殊画像用の R G B 階調テーブルを用いて、画素毎の R G B 信号に対して階調処理を施す（ S 1 8 ）。

【 0 1 0 6 】

階調処理の施された R G B 信号は 3 次元 L U T 処理部 6 2 c に入力されて 3 次元 L U T 処理が施された後、色彩強調部 6 2 d に入力されて色彩強調処理が施される。次いで、色彩強調処理済の R G B 信号に対して構造強調部 6 2 e において構造強調処理が施されて特殊画像信号が生成され（ S 2 0 ）、表示制御部 6 5 に出力される。表示制御部 6 5 は、入力された特殊画像信号に基づいてモニタ 1 8 に特殊画像を表示させる（ S 2 2 ）。

10

【 0 1 0 7 】

ユーザが処理を終了したいと考えた場合には、処理の終了指示が入力されて処理を終了する（ S 4 8 , Y E S ）。または、処理を終了しない場合には（ S 4 8 , N O ）、 S 1 0 に戻り、引き続き通常光観察モードが継続されるか、狭帯域光観察モードに切り換えられる。

【 0 1 0 8 】

ユーザによってモード切替スイッチ 2 2 b が操作され、狭帯域光観察モードが設定された場合には、内視鏡 1 2 によって撮像対象に対して狭帯域光 S L が照射され、撮像対象を撮像することによって撮像素子 4 8 から出力された R G B 信号は、プロセッサ装置 1 6 の画像信号取得部 6 0 によって取得され、デモザイク処理が施される（ S 3 0 ）。

20

【 0 1 0 9 】

デモザイク処理の施された R G B 信号はノイズ除去部 6 1 に入力され、ノイズ除去部 6 1 においてノイズ除去処理が施された後、狭帯域光画像生成部 6 4 に入力される。狭帯域光画像生成部 6 4 に入力された R G B 信号は、マトリックス処理部 6 4 a においてマトリックス処理が施された後、階調処理部 6 4 b に入力される。

【 0 1 1 0 】

そして、ユーザによって狭帯域画像生成の指示入力があった場合には（ S 3 2、狭帯域画像）、階調処理部 6 4 b の第 1 L U T 処理部 7 3 に R G B 信号が入力され、その R G B 信号に対して狭帯域画像用の R G B 階調テーブルを用いた階調処理が施される（ S 4 2 ）。

30

【 0 1 1 1 】

階調処理の施された R G B 信号は 3 次元 L U T 処理部 6 4 c に入力されて 3 次元 L U T 処理が施された後、色彩強調部 6 4 d に入力されて色彩強調処理が施される。次いで、色彩強調処理済の R G B 信号に対して構造強調部 6 4 e において構造強調処理が施されて狭帯域画像信号が生成され（ S 4 4 ）、表示制御部 6 5 に出力される。表示制御部 6 5 は、入力された狭帯域画像信号に基づいてモニタ 1 8 に狭帯域画像を表示させる（ S 4 6 ）。

【 0 1 1 2 】

ユーザが処理を終了したいと考えた場合には、処理の終了指示が入力されて処理を終了する（ S 4 8 , Y E S ）。または、処理を終了しない場合には（ S 4 8 , N O ）、 S 1 0 に戻り、引き続き通常光観察モードが継続されるか、狭帯域光観察モードに切り換えられる。

40

【 0 1 1 3 】

一方、ユーザによって特殊狭帯域画像生成の指示入力があった場合には（ S 3 2、特殊画像）、 R G B 信号は第 2 L U T 処理部 7 4 と輝度算出部 7 5 に入力される。輝度算出部 7 5 は、入力された画素毎の R G B 信号に基づいて、画素毎に輝度を算出する（ S 3 4 ）。そして、輝度算出部 7 5 によって算出された輝度は第 2 L U T 処理部 7 4 に出力され、第 2 L U T 処理部 7 4 は、入力された輝度に基づいて、輝度毎に設定された特殊狭帯域画

50

像用の R G B 階調テーブルを用いて、画素毎の R G B 信号に対して階調処理を施す (S 3 6)。

【 0 1 1 4 】

階調処理の施された R G B 信号は 3 次元 L U T 処理部 6 4 c に入力されて 3 次元 L U T 処理が施された後、色彩強調部 6 4 d に入力されて色彩強調処理が施される。次いで、色彩強調処理済の R G B 信号に対して構造強調部 6 4 e において構造強調処理が施されて特殊狭帯域画像信号が生成され (S 3 8)、表示制御部 6 5 に出力される。表示制御部 6 5 は、入力された特殊狭帯域画像信号に基づいてモニタ 1 8 に特殊狭帯域画像を表示させる (S 4 0)。

【 0 1 1 5 】

ユーザが処理を終了したいと考えた場合には、処理の終了指示が入力されて処理を終了する (S 4 8 , Y E S)。または、処理を終了しない場合には (S 4 8 , N O)、S 1 0 に戻り、引き続き狭帯域光観察モードが継続されるか、通常光観察モードに切り換えられる。

【 0 1 1 6 】

次に、本発明の内視鏡画像信号処理装置および方法並びにプログラムの第 2 の実施形態を用いた内視鏡システムについて説明する。図 1 1 は、本実施形態の内視鏡システムの階調処理部の概略構成を示す図である。なお、図 1 1 は、図 2 に示す通常光画像生成部 6 2 の階調処理部 6 2 b と特殊光画像生成部 6 4 の階調処理部 6 4 b とをまとめて示した図である。第 2 の実施形態の内視鏡システムの階調処理部 6 2 b , 6 4 b は、第 1 の実施形態の内視鏡システムの各階調処理部 6 2 b , 6 4 b に対して、さらに低周波画像生成処理部 6 6 , 6 7 をそれぞれ設けたものである。

【 0 1 1 7 】

低周波画像生成処理部 6 6 , 6 7 は、画像信号取得部 6 0 においてデモザイク処理の施された R G B 信号に対して低周波画像生成処理を施すものである。そして、階調処理部 6 2 b , 6 4 b の輝度算出部 7 2 , 7 5 は、低周波画像生成処理部 6 6 , 6 7 において低周波画像生成処理の施された R G B 信号を用いて輝度を算出する。低周波画像生成処理は、いわゆるボケ処理であり、公知のフィルタ処理などを用いることができる。

【 0 1 1 8 】

このように輝度を算出する際に低周波画像生成処理の施された R G B 信号を用いることによって、極端に輝度が高いノイズ信号などを除去することができ、構造をとらえやすくなるので、より適切な R G B 階調テーブルを用いることができる。なお、階調処理部 6 2 b は、階調処理の入力値としては、低周波画像生成処理の施されていない R G B 信号を用いる。

【 0 1 1 9 】

なお、その他の構成については、上記第 1 の実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 1 2 0 】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 , 1 1 においては、R G B 階調テーブルとして、R 階調テーブル R C 1 , R C 2 , B 階調テーブル B C 1 , B C 2 および G 階調テーブル G C 1 , G C 2 を用い、入力値の R _ i n , G _ i n および B _ i n に対して直接、R _ o u t , G _ o u t および B _ o u t を出力する階調テーブルを用いるようにしたが、R G B 階調テーブルの構成としてはこれに限られるものではない。

【 0 1 2 1 】

たとえば R G B 信号を R G B 以外の色空間に変換する色空間変換テーブルと、その変換した色空間の階調テーブルと、その階調テーブルの出力値を再び R G B 信号に変換する R G B 変換テーブルとから R G B 階調テーブルを構成するようにしてもよい。すなわち、本発明の R G B 階調テーブルは、このように R G B 以外の色空間の階調テーブルを用いて階調処理を行うものも含むものとする。

【 0 1 2 2 】

具体的には、たとえばRGB信号をHCL色空間の信号に変換する。そして、この変換によって得られる入力値の輝度 I_{n_L} とC(彩度)の出力値 O_{ut_C} とを対応付けたC階調テーブルと、入力値の輝度 I_{n_L} とH(色相)の出力値 O_{ut_H} とを対応付けたH階調テーブルと、入力値の輝度 I_{n_L} とL(明度)の出力値 O_{ut_L} とを対応付けたL階調テーブルとを予め設定しておき、これらの階調テーブルを用いて、輝度 I_{n_L} に応じた出力値 O_{ut_C} 、 O_{ut_H} 、 O_{ut_L} を算出する。

【0123】

C階調テーブル、H階調テーブルおよびL階調テーブルは、図12に示すように、輝度の変化しても所定の色相を維持し、明度および彩度が輝度に応じて変化するように設定されていることが好ましい。このように輝度の変化しても色相は変化しないので、上記第1および第2の実施形態と同様に、輝度の変化に対してカラーバランスを維持する効果を得ることができる。

10

【0124】

そして、出力値 O_{ut_C} 、 O_{ut_H} 、 O_{ut_L} を、RGB変換テーブルを用いて再びRGB信号に変換する。RGB信号に変換された後の処理については、上記第1および第2の実施形態と同様である。

【0125】

また、上記第1および第2の実施形態の内視鏡システム10、11においては、輝度毎のRGB階調テーブルを予め設定するようにしたが、輝度の代わりにRGB信号のうちのR成分のR信号の大きさ毎のRGB階調テーブルを予め設定するようにしてもよい。長波長の光は、血管などが多い粘膜に対する吸収特性がその他のG成分およびB成分よりも低い。したがって、R信号は、粘膜の吸収特性の影響を受けずに粘膜の表面のおおまかな構造を表した信号となるので、輝度の代わりに用いることができる。

20

【0126】

このように輝度の代わりにR信号を用いるようにした場合には、RGB信号から輝度を算出する構成を省略することができ、処理を簡略化することができる。なお、輝度の代わりにR信号を用いる場合にも、0~255の値の全てについてRGB階調テーブルを設定する必要はなく、0~255の値のうち一部のR信号の値についてのみ設定するようにしてもよい。輝度の代わりにR信号を用いる場合においてもボケ処理を施したR信号を用いるようにしてもよい。

30

【0127】

また、上記第1および第2の実施形態の内視鏡システムにおいては、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとで、異なるRGB階調テーブルを備えるようにしてもよい。

【0128】

また、上記第1および第2の実施形態の内視鏡システムにおいては、通常光を撮像対象に照射する通常光観察モードにおいて、通常画像を生成するようにしたが、さらに通常光画像生成部62に入力されたRGB信号に対して予め設定されたマトリクス演算を施すことによって、所望の波長帯域の画像信号を生成するようにしてもよい。具体的には、上述したマトリクス演算を行うことによって、たとえば狭帯域光観察モードにおいて取得されるようなRGB信号を生成するようにしてもよい。なお、このようなマトリクス演算としては、既に公知な演算方法を用いることができる。

40

【0129】

また、上記第1および第2の実施形態の内視鏡システムにおいては、狭帯域光を撮像対象に照射する狭帯域光観察モードにおいて、狭帯域画像を生成するようにしたが、さらに狭帯域光画像生成部64に入力されたRGB信号に対して予め設定されたマトリクス演算を施すことによって、所望の波長帯域の画像信号を生成するようにしてもよい。具体的には、上述したマトリクス演算を行うことによって、たとえば青紫色レーザ光VLの波長帯域の画像信号を生成するようにしてもよい。なお、このようなマトリクス演算としては、既に公知な演算方法を用いることができる。

【0130】

50

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システム 10, 11 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）を含む狭帯域光を用いた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、540～560nmの波長成分）を含む光を用いるようにしてもよい。

【0131】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システム 10, 11 においては、光源として、青色レーザ光源 34 と青紫色レーザ光源 36 とを用い、蛍光体 44 に青色レーザ光を照射することによって白色光を得るようにしたが、光源装置 14 の構成は、これに限らず、その他の構成でもよい。

【0132】

具体的には、図 13 に示す内視鏡システム 15 のように、光源装置 14 が、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 42a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 42b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 42c、および R-LED (Red Light Emitting Diode) 42d を備えるようにしてもよい。光源装置 14 は、さらに 4 色の LED 42a～42d の駆動を制御する光源制御部 40 と 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 とを備えている。光路結合部 43 で結合された光は、ライトガイド 41 を介して、被検体内に照射される。

【0133】

図 14 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 V 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 B を発生する。G-LED 42c は、波長範囲が 480～600 nm に及ぶ緑色光 G 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 R を発生する。

【0134】

光源制御部 40 は、通常光観察モード、第 1 狭帯域光観察モード、及び第 2 狭帯域光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 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の 4 色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部 40 は、通常光観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となるように、各 LED 42a～42d を制御する。一方、光源制御部 40 は、第 1 及び第 2 狭帯域光観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が $V_s : B_s : G_s : R_s$ となるように、各 LED 42a～42d を制御する。なお、第 1 狭帯域光観察モードは、ピロリ菌の除菌が成功したか否かを判断する場合に用いられ、第 1 狭帯域画像をモニタ 18 上に表示するモードである。第 2 狭帯域光観察モードは、ピロリ菌に感染しているか否かを判断する場合に用いられ、第 2 狭帯域画像をモニタ 18 上に表示するモードである。

【0135】

また、上記第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システム 10, 11 においては、同時式撮像素子を用いるようにしたが、本発明は、いわゆる面順次方式の内視鏡システムにも適用することができる。

【0136】

面順次方式の内視鏡システムにおいては、通常光観察モードの場合には、R（赤）フィルタ、G（緑）フィルタおよび B（青）フィルタが周方向に沿って設けられた回転フィルタが回転することで、青色光、緑色光および赤色光が撮像対象に順次照射される。

【0137】

青色光、緑色光および赤色光の照射による撮像対象からの反射像がモノクロの撮像素子によって撮像され、撮像素子から R 信号、G 信号および B 信号が順次出力され、この信号が画像信号取得部 60 によって取得されることになる。

【0138】

また、狭帯域光観察モードにおいては、中心波長 415 nm の青色狭帯域光を透過させ

10

20

30

40

50

る B n フィルタ、G フィルタおよび R フィルタが周方向に沿って設けられた回転フィルタを回転させることによって、撮像対象に対して青色狭帯域光、緑色光および赤色光が撮像対象に順次照射される。

【 0 1 3 9 】

青色狭帯域光、緑色光および赤色光の照射による撮像対象からの反射像がモノクロの撮像素子によって撮像され、撮像素子から R 信号、G 信号および B n 信号が順次出力され、この信号が画像信号取得部 6 0 によって取得されることになる。なお、B n 信号は、B 信号と同様に取り扱われて処理される。

【 0 1 4 0 】

また、本発明は、第 1 および第 2 の実施形態の内視鏡システム 1 0 , 1 1 のような挿入部 2 1 を備えた内視鏡システムに限らず、カプセル内視鏡にも適用可能である。

10

【 符号の説明 】

【 0 1 4 1 】

1 0 , 1 1 , 1 5 内視鏡システム

1 2 内視鏡

1 3 ユニバーサルコード

1 4 光源装置

1 6 プロセッサ装置

1 8 モニタ

2 0 入力装置

20

2 1 挿入部

2 2 操作部

2 2 a アンクルノブ

2 2 b モード切替スイッチ

2 2 c ズーム操作部

2 3 湾曲部

2 4 先端部

2 4 a 照明光学系

2 4 b 撮像光学系

3 4 青色レーザ光源

30

3 6 青紫色レーザ光源

4 0 光源制御部

4 1 ライトガイド

4 3 光路結合部

4 4 蛍光体

4 5 照明レンズ

4 6 撮像レンズ

4 7 ズームレンズ

4 8 撮像素子

5 0 C D S / A G C 回路

40

5 1 ガンマ変換部

5 2 A / D 変換部

6 0 画像信号取得部

6 2 b 階調処理部

6 2 ノイズ除去部

6 3 通常光画像生成部

6 4 狭帯域光画像生成部

6 5 表示制御部

6 6 ボケ処理部

7 0 , 7 3 第 1 L U T 処理部

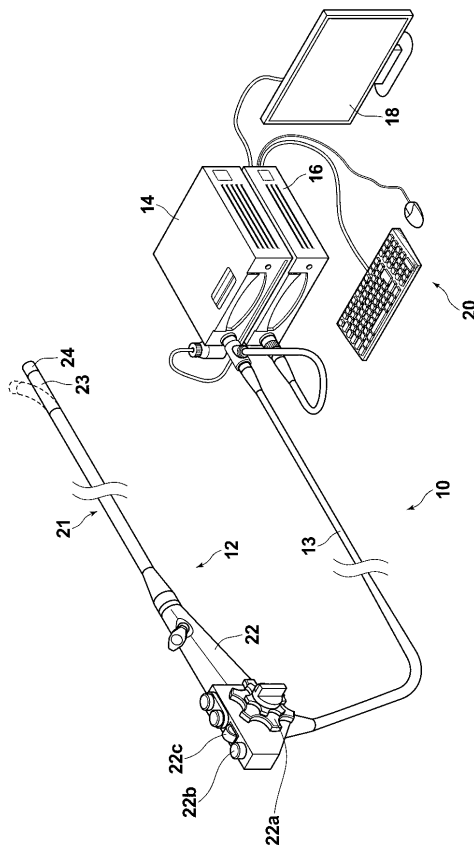
50

7 1 , 7 4	第 2 L U T 処 理 部
7 2 , 7 5	輝 度 算 出 部
A	入 力 値
B	入 力 値
B C , B C 1 , B C 2	B 階 調 テーブル
G C , G C 1 , G C 2	G 階 調 テーブル
R C , R C 1 , R C 2	R 階 調 テーブル
R L , B L , G L	直 線
S L	狭 帯 域 光
B L	青 色 レーザ 光
F L	蛍 光
V L	青 紫 色 レーザ 光
W L	白 色 光
V	紫 色 光
R	赤 色 光
G	緑 色 光
B	青 色 光
4 2 a	V - L E D
4 2 b	B - L E D
4 2 c	G - L E D
4 2 d	R - L E D

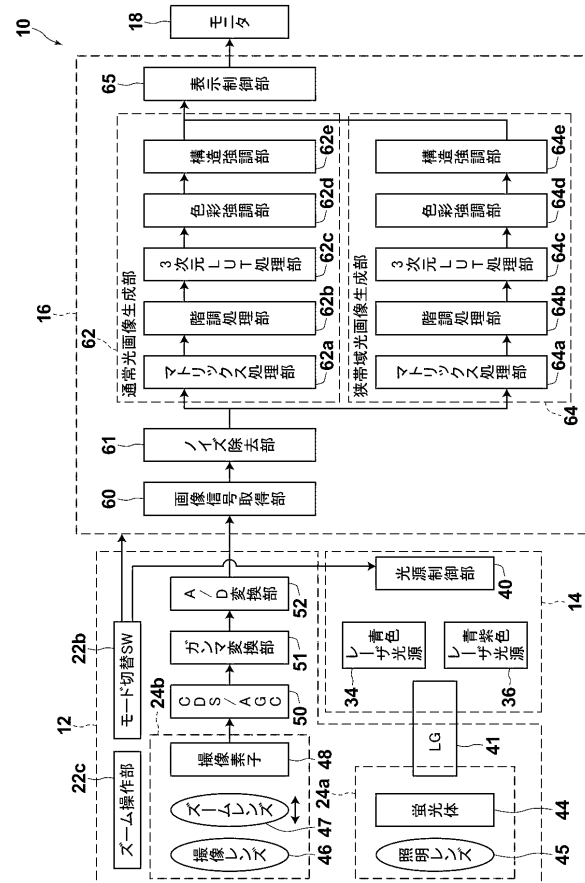
10

20

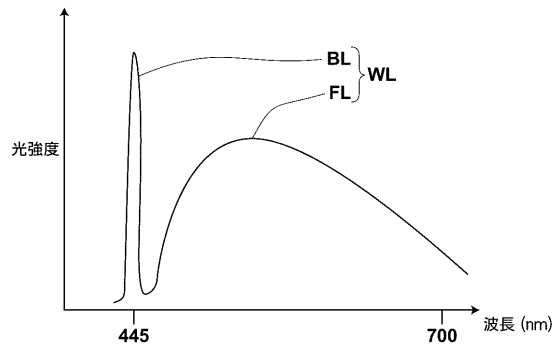
【 図 1 】



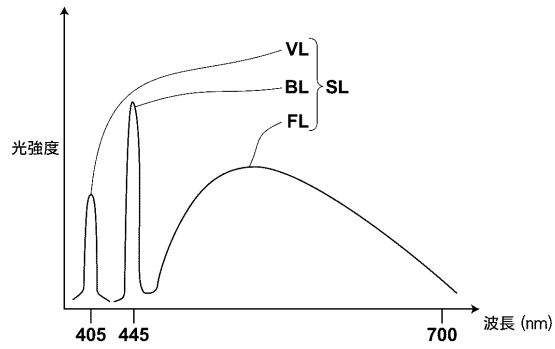
【 図 2 】



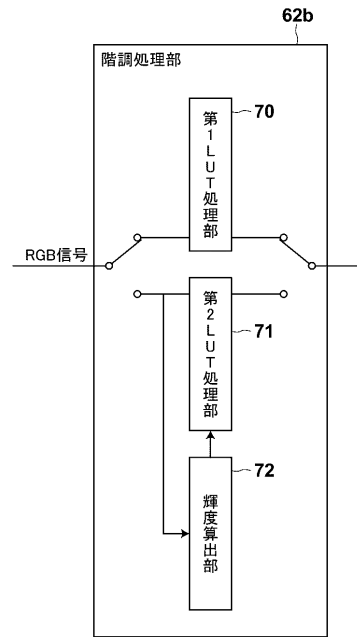
【図 3】



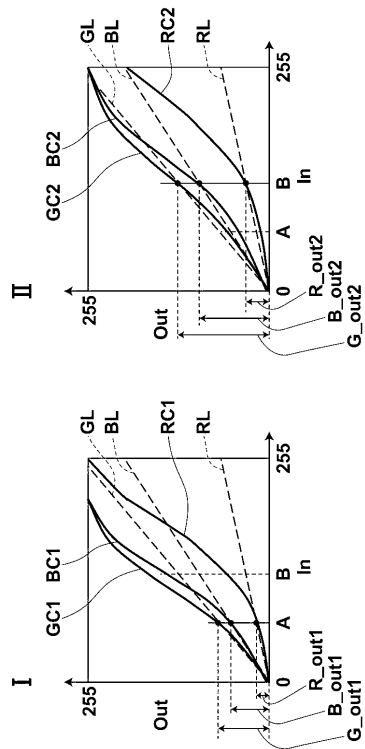
【図 4】



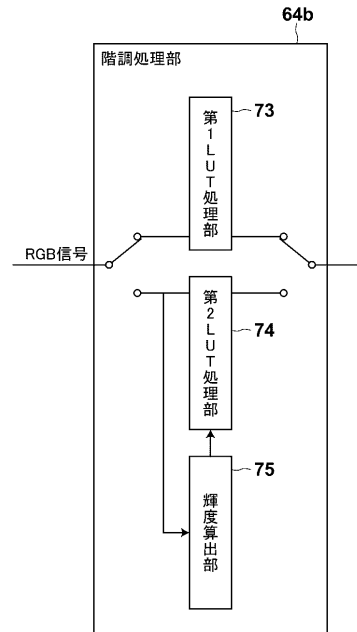
【図 5】



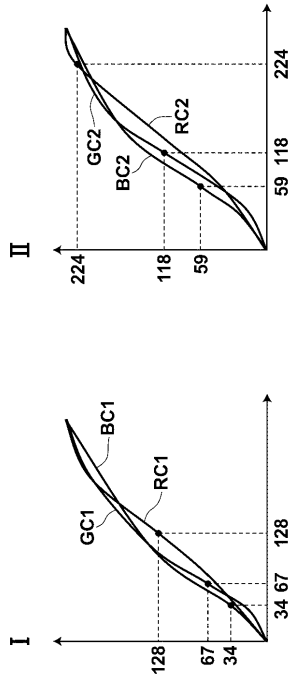
【図 6】



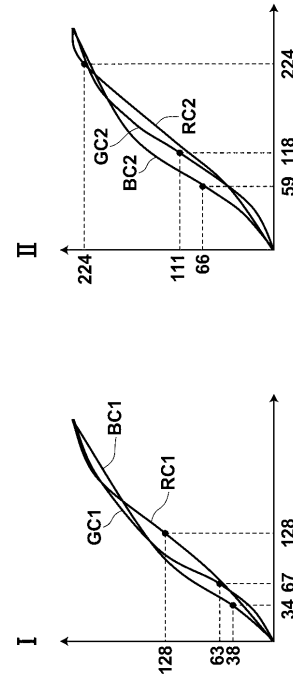
【図 7】



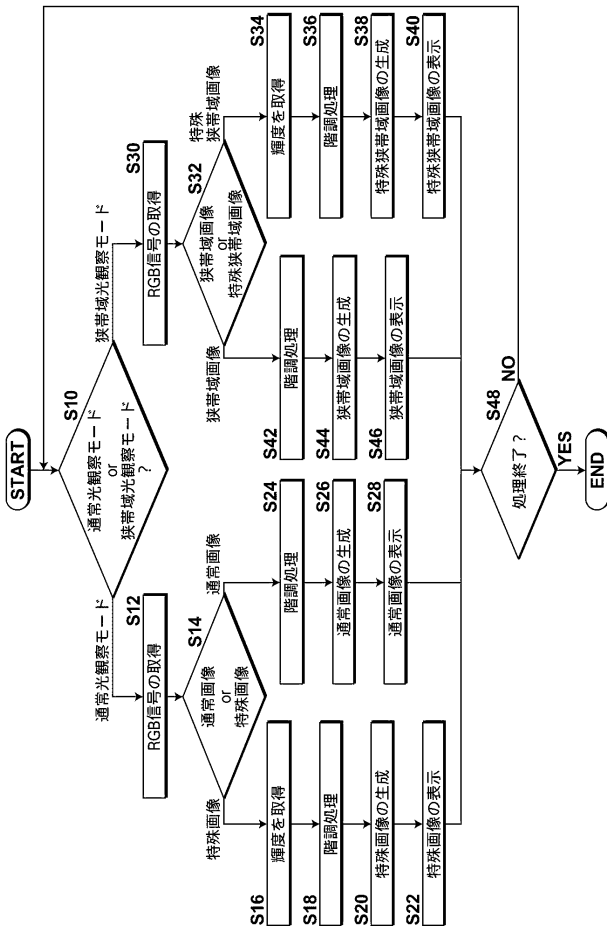
【図 8】



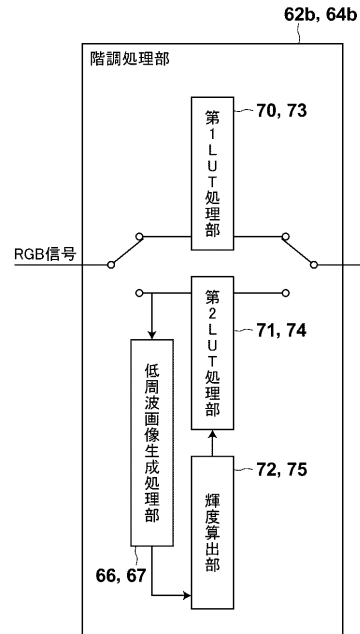
【図 9】



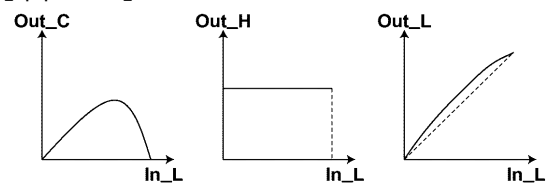
【図 10】



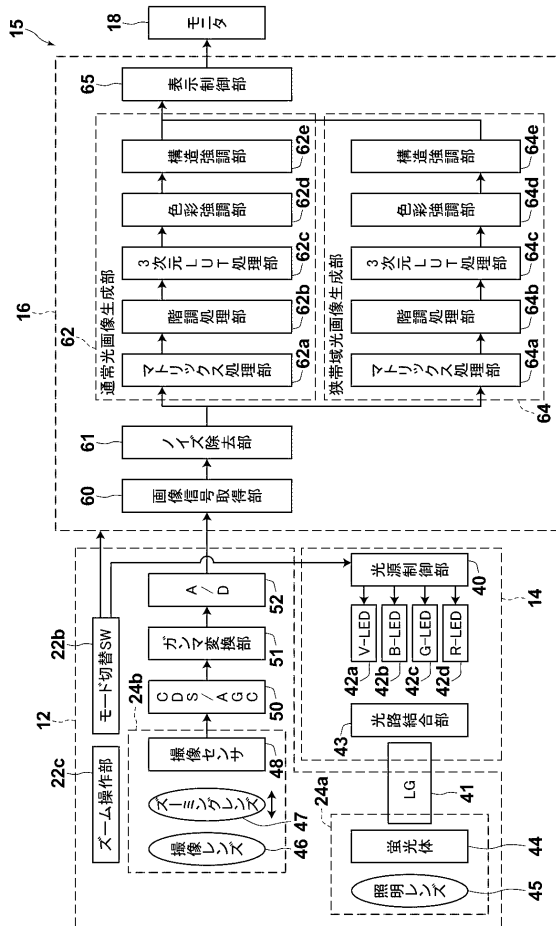
【図 11】



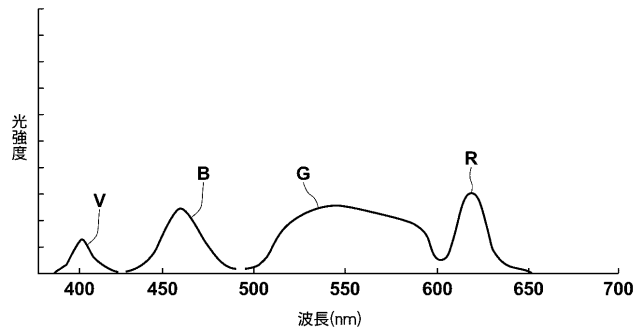
【図 12】



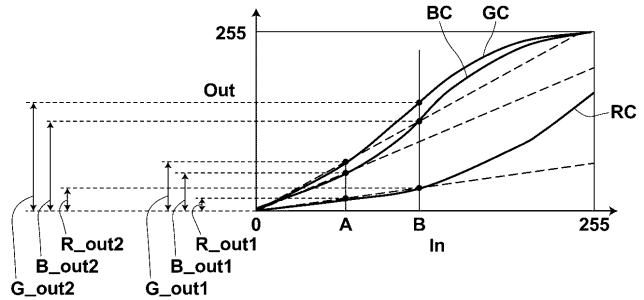
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【手續補正書】

【提出日】平成30年9月19日(2018.9.19)

【 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】

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られたRGB信号を取得する画像信号取得部と、RGBの入力値と出力値とを対応付けたRGB階調テーブルを用いて、前記RGB信号に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、

前記 R G B 信号が、狭帯域光を含む照明光が照射された前記撮像対象を撮像して得られたものであり、

前記RGB階調テーブルが、輝度またはR成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該輝度またはR成分の大きさ毎のRGB階調テーブルが、該各RGB階調テーブルにRGBの比率が第1の比率である前記RGB信号が入力された場合、RGBの比率が第2の比率となる出力値が前記各RGB階調テーブルから出力されるように設定されており、

前記階調処理部が、前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 2】

前記階調処理部が、前記RGB信号を構成する各画素について輝度またはR成分をそれぞれ取得し、該画素毎に前記階調処理を施す請求項1記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 3】

前記 R G B 階調テーブルが、一部の輝度または R 成分の大きさについてのみ設定されている請求項 1 または 2 記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 4】

前記階調処理部が、前記一部の輝度または R 成分の大きさ毎に設定された R G B 階調テーブルを補間して用いて前記階調処理を施す請求項 3 記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 5】

前記輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、前記第 1 の比率である R G B 信号が入力された場合に色相を維持して、明度および彩度が変化する出力値を出力する請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 6】

前記 R G B 信号に低周波画像生成処理を施して低周波画像を生成する低周波画像生成処理部を備え、

前記階調処理部が、前記低周波画像に基づいて輝度または R 成分を取得する請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 7】

前記狭帯域光が、青色狭帯域光または緑色狭帯域光である請求項 1 から 6 いずれか 1 項 記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 8】

前記 R G B 信号が、前記撮像対象として管腔臓器を撮像して得られた請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 9】

前記第 1 の比率が、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号の R G B の比率である請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 10】

前記各 R G B 階調テーブルが、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比よりも発赤を有する粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比を大きくする請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 11】

前記各 R G B 階調テーブルが、正常粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比よりも萎縮粘膜を撮像して得られた R G B 信号が入力された場合の R の入力値に対する R の出力値の比を小さくする請求項 1 から 10 いずれか 1 項記載の内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 12】

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、
R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、前記 R G B 信号に対して階調処理を施す階調処理部とを備え、

前記 R G B 信号が、狭帯域光を含む照明光が照射された前記撮像対象を撮像して得られたものであり、

前記 R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である正常粘膜を撮像して得られた前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定され、

前記階調処理部が、前記 R G B 信号を構成する各画素について輝度または R 成分をそれぞれ取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記画素毎に前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理装置。

【請求項 13】

内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得し、R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて前記 R G B 信号に対して階調処理を施す

内視鏡画像信号処理方法において、

前記 R G B 信号が、狭帯域光を含む照明光が照射された前記撮像対象を撮像して得られたものであり、

前記 R G B 階調テーブルを、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定し、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、

前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理方法。

【請求項 14】

コンピュータを、内視鏡を用いて撮像対象を撮像して得られた R G B 信号を取得する画像信号取得部と、

R G B の入力値と出力値とを対応付けた R G B 階調テーブルを用いて、前記 R G B 信号に対して階調処理を施す階調処理部として機能させる内視鏡画像信号処理プログラムであって、

前記 R G B 信号が、狭帯域光を含む照明光が照射された前記撮像対象を撮像して得られたものであり、

前記 R G B 階調テーブルが、輝度または R 成分の大きさ毎にそれぞれ設定され、かつ該輝度または R 成分の大きさ毎の R G B 階調テーブルが、該各 R G B 階調テーブルに R G B の比率が第 1 の比率である前記 R G B 信号が入力された場合、R G B の比率が第 2 の比率となる出力値が前記各 R G B 階調テーブルから出力されるように設定されており、

前記階調処理部が、前記 R G B 信号に基づいて輝度または R 成分を取得し、該輝度または R 成分の大きさに応じた前記 R G B 階調テーブルを用いて前記階調処理を施すことを特徴とする内視鏡画像信号処理プログラム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/012037

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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, 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.
X A	WO 2016/039269 A1 (Olympus Corp.), 17 March 2016 (17.03.2016), paragraphs [0049] to [0065] (Family: none)	1, 2, 9, 10, 13-15 3-8, 11, 12
X A	JP 2013-17638 A (Olympus Corp.), 31 January 2013 (31.01.2013), paragraphs [0033] to [0041] & US 2013/0016198 A1 paragraphs [0074] to [0080]	1, 2, 9, 10, 13-15 3-8, 11, 12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
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.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 2 0 3 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, 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 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A	WO 2016/039269 A1 (オリンパス株式会社) 2016.03.17, 【0049】 ～【0065】 (ファミリーなし)	1, 2, 9, 10, 13 - 15 3 - 8, 11, 12	
X A	JP 2013-17638 A (オリンパス株式会社) 2013.01.31, 【0033】 ～【0041】 & US 2013/0016198 A1, [0074]-[0080]	1, 2, 9, 10, 13 - 15 3 - 8, 11, 12	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
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 (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) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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)	内窥镜图像信号处理设备，方法和程序		
公开(公告)号	JPWO2017170232A1	公开(公告)日	2019-01-31
申请号	JP2018509245	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	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/045.610 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/TT03 4C161/TT13 5C054/CC07 5C054/EE00 5C054/HA12		
优先权	2016067333 2016-03-30 JP		
其他公开文献	JP6580778B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够维持例如在明亮范围和暗范围内的正常粘膜的颜色平衡的内窥镜图像信号处理装置，方法和程序。针对R分量的每个亮度或幅度设置RGB灰度表，并且针对R分量的每个亮度或幅度的RGB灰度表在其各自的RGB灰度表中具有RGB比率当输入具有第一比率的RGB信号时，设置为从每个RGB灰度表输出，并且输出RGB的比率是第二比率的输出值，以及灰度处理单元（62b）基于RGB信号获取亮度或R分量，并根据R分量的亮度或幅度，通过使用RGB色调表通过对成像目标成像而获得的RGB信号执行灰度处理。点域5

