

(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2019-55290

(P2019-55290A)

(43) 公開日 平成31年4月11日(2019.4.11)

(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 1 8	2 H 0 4 0
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 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 有 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2018-243890 (P2018-243890)
 (22) 出願日 平成30年12月27日 (2018.12.27)
 (62) 分割の表示 特願2013-182972 (P2013-182972) の分割
 原出願日 平成25年9月4日 (2013.9.4)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100183760
 弁理士 山鹿 宗貴
 (72) 発明者 横内 文香
 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
 O Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA04 DA43 GA02 GA10
 4C161 CC06 DD03 LL02 MM02 NN01
 RR04 RR14 RR26

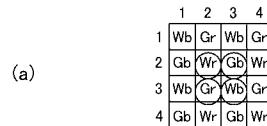
(54) 【発明の名称】 プロセッサ及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストが低い。

【解決手段】所定のカラー配列を持つ画素群内の注目画素の輝度値を取得する輝度値取得手段であって、注目画素の周辺に位置する周辺画素のうち特定の生体構造を強調するための特定波長域にピーク感度を持つ画素の信号を用いて注目画素の信号を演算することにより、注目画素での特定波長域の感度を上昇させ、特定波長域の感度が上昇された信号を用いて注目画素の輝度値を取得する手段を備えたプロセッサを提供する。

【選択図】 図7



$$Wr_{22} = \frac{Gb_{21} + Wr_{22} + Gb_{23}}{3} \dots (1)$$

$$Gb_{23} = \frac{Wb_{13} + Gb_{23} + Wb_{33}}{3} \dots (2)$$

(b)

$$Gr_{32} = \frac{Wb_{31} + Wb_{33}}{2} \dots (3)$$

$$Wb_{33} = \frac{4 * Wb_{33} + Wr_{22} + Wr_{24} + Wr_{42} + Wr_{44}}{8} \dots (4)$$

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定のカラー配列を持つ画素群内の注目画素の輝度値を取得する輝度値取得手段を備え、

前記輝度値取得手段は、

前記注目画素の周辺に位置する周辺画素のうち特定の生体構造を強調するための特定波長域にピーク感度を持つ画素の信号を用いて該注目画素の信号を演算することにより、該注目画素での該特定波長域の感度を上昇させ、該特定波長域の感度が上昇された信号を用いて該注目画素の輝度値を取得する、
プロセッサ。

10

【請求項 2】

前記特定波長域は、ヘモグロビンの吸収が大きい波長域である、
請求項 1 に記載のプロセッサ。

【請求項 3】

可視光領域を含む光を射出する光源と、

前記光源より照射された照射光を前記特定波長域に対応する狭帯域光にフィルタリングする光学フィルタと、
を備え、

前記輝度値取得手段は、

前記狭帯域光によって照射された被写体を撮像した所定の外部装置から、前記所定のカラー配列を持つ画素群を構成する各画素の信号が入力される、
請求項 1 又は請求項 2 に記載のプロセッサ。

20

【請求項 4】

前記光源の照射光路に対して前記光学フィルタを挿入し又は退避させる光学フィルタ切替手段と、

ユーザによる入力操作を受け付ける操作手段と、
を備え、

前記光学フィルタ切替手段は、

前記操作手段が受け付けた入力操作に従って前記光学フィルタを前記照射光路に挿入し又は該照射光路から退避させる、
請求項 3 に記載のプロセッサ。

30

【請求項 5】

前記輝度値取得手段は、

前記光学フィルタが前記照射光路から退避されている期間中、前記感度を上昇させる処理を行うことなく前記画素群内の注目画素の輝度値を取得し、

前記光学フィルタが該照射光路に挿入されている期間中、前記感度を上昇させる処理を行ったうえで前記画素群内の注目画素の輝度値を取得する、
請求項 4 に記載のプロセッサ。

【請求項 6】

前記各画素の信号に対するマトリックス演算を行うマトリックス演算手段
を備え、

前記マトリックス演算手段は、

前記光学フィルタが前記照射光路から退避されている期間中、第一のマトリックス係数を用いてマトリックス演算を行い、該光学フィルタが該照射光路に挿入されている期間中、第一のマトリックス係数と異なる第二のマトリックス係数を用いてマトリックス演算を行う、

請求項 4 又は請求項 5 に記載のプロセッサ。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、特定の生体構造を術者に観察させることが可能なプロセッサに関する。

【背景技術】

【0002】

病変部等の被写体を観察するための電子内視鏡システムが医療現場にて使用されている。医用の電子内視鏡システムの一例として、特定の生体構造を術者に観察させることが可能なものが知られている（例えば特許文献1参照）。特許文献1に記載の電子内視鏡システムをはじめとするこの種の電子内視鏡システムは、特定の生体構造に対して高い吸収特性を持つ波長域の光によって被写体を照射し、照射された被写体からの戻り光を受光し、受光された戻り光を用いて特定の生体構造を強調する分光画像を生成する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特許第3607857号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献1に記載の電子内視鏡システムは、特定の生体構造（例えば血管構造）の分光画像を生成するため、光源より照射された白色の照射光を所定の狭帯域フィルタを介して狭帯域化し、狭帯域化された照射光によって生体を照射する。この種の狭帯域フィルタには、血管強調に適した波長域の光だけを透過させる特性を持つものが理想的である。しかし、実際の狭帯域フィルタは、血管強調に適した波長域に透過ピークを持つと共にある程度の半値幅を持つものとなっており、血管強調に適した波長域以外の波長域の光も透過させる。そのため、画像全体が明るくなり、血管構造とそれ以外の構造（例えば粘膜構造など）とのコントラストが低下するという問題が指摘される。

【0005】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストを向上させるのに好適なプロセッサを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の実施形態に係るプロセッサは、所定のカラー配列を持つ画素群内の注目画素の輝度値を取得する輝度値取得手段を備える。輝度値取得手段は、注目画素の周辺に位置する周辺画素のうち特定の生体構造を強調するための特定波長域にピーク感度を持つ画素の信号を用いて注目画素の信号を演算することにより、注目画素での特定波長域の感度を上昇させ、特定波長域の感度が上昇された信号を用いて注目画素の輝度値を取得する。

【0007】

本実施形態によれば、例えば、特定の生体構造以外が写る画素での輝度が増加することにより、特定の生体構造が写る画素（暗部）と特定の生体構造以外が写る画素（明部）とのコントラストが向上する。

【0008】

特定波長域は、例えばヘモグロビンの吸収が大きい波長域である。

【0009】

プロセッサは、可視光領域を含む光を射出する光源と、光源より照射された照射光を特定波長域に対応する狭帯域光にフィルタリングする光学フィルタとを備えた構成としてもよい。この構成において、輝度値取得手段は、狭帯域光によって照射された被写体を撮像した所定の外部装置から、所定のカラー配列を持つ画素群を構成する各画素の信号が入力される。

【0010】

プロセッサは、光源の照射光路に対して光学フィルタを挿入し又は退避させる光学フィルタ切替手段と、ユーザによる入力操作を受け付ける操作手段とを備えた構成であっても

10

20

30

40

50

よい。この構成において、光学フィルタ切替手段は、操作手段が受け付けた入力操作に従って光学フィルタを照射光路に挿入し又は照射光路から退避させる。

【0011】

輝度値取得手段は、光学フィルタが照射光路から退避されている期間中、上記の感度を上昇させる処理を行うことなく画素群内の注目画素の輝度値を取得し、光学フィルタが照射光路に挿入されている期間中、上記の感度を上昇させる処理を行ったうえで画素群内の注目画素の輝度値を取得する構成としてもよい。

【0012】

プロセッサは、各画素の信号に対するマトリックス演算を行うマトリックス演算手段を備えた構成としてもよい。この構成において、マトリックス演算手段は、光学フィルタが照射光路から退避されている期間中、第一のマトリックス係数を用いてマトリックス演算を行い、光学フィルタが照射光路に挿入されている期間中、第一のマトリックス係数と異なる第二のマトリックス係数を用いてマトリックス演算を行う。

【発明の効果】

【0013】

本発明の実施形態によれば、分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストを向上させるのに好適なプロセッサが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの外觀図である。

【図2】本発明の実施形態の電子内視鏡システムのブロック図である。

【図3】本発明の実施形態のプロセッサに備えられた光学フィルタの分光特性例を示す図である。

【図4】ヘモグロビンの吸収特性を示す図である。

【図5】本発明の実施形態の電子スコープに備えられた固体撮像素子の画素配置を示す図である。

【図6】混合信号(Wr、Gb、Wb、Gr)の分光特性を示す図である。

【図7】本発明の実施形態のプロセッサに備えられた第二の前段処理回路による輝度補正処理を説明するための図である。

【図8】表層付近及び深層の血管構造を模式的に示す模式図と、モニタの表示画面に表示される分光画像例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として電子内視鏡システムを例に取り説明する。

【0016】

[電子内視鏡システム1の全体構成]

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム1の外觀図である。図1に示されるように、本実施形態の電子内視鏡システム1は、電子スコープ100及びプロセッサ200を備えている。プロセッサ200は、電子スコープ100からの信号を処理する信号処理装置と、自然光の届かない体腔内を電子スコープ100を介して照射する光源装置とを一体に備えた装置である。別の実施形態では、信号処理装置と光源装置とを別体で構成してもよい。

【0017】

図1に示されるように、電子スコープ100は、可撓性を有するシースによって外装された挿入部可撓管11を備えている。挿入部可撓管11の先端部分(屈曲部14)は、挿入部可撓管11の基端に連結された手元操作部13からの遠隔操作に応じて屈曲する。屈曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、手元操作部13の湾曲操作ノブの回転操作に連動した操作ワイヤの牽引によって屈曲部14を屈曲させる。屈曲部14の先端には、硬質性を有する樹脂製筐体によって外装された先端部12の基端が連

10

20

30

40

50

結している。先端部 12 の方向が湾曲操作ノブの回転操作による屈曲動作に応じて変わることにより、電子スコープ 100 による撮影領域が移動する。

【0018】

プロセッサ 200 には、電子スコープ 100 の基端に設けられたコネクタ部 10 に対応する連結構造を持つコネクタ部 20 が設けられている。コネクタ部 20 は、コネクタ部 10 と機械的に接続されることにより、電子スコープ 100 とプロセッサ 200 とを電気的にかつ光学的に接続する。

【0019】

図 2 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。図 2 に示されるように、電子内視鏡システム 1 には、モニタ 300 がプロセッサ 200 に接続されている。

10

【0020】

図 2 に示されるように、プロセッサ 200 は、システムコントローラ 202、タイミングコントローラ 204 を有している。システムコントローラ 202 は、メモリ 222 に記憶された各種プログラムを実行することにより、電子内視鏡システム 1 の全体を統括的に制御する。また、システムコントローラ 202 は、操作パネル 218 に入力されるユーザ（術者又は補助者）による指示に応じて電子内視鏡システム 1 の各種設定を変更する。タイミングコントローラ 204 は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

【0021】

ランプ 208 は、ランプ電源イグナイタ 206 による始動後、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光（又は少なくとも可視光領域を含む光）を射出する。ランプ 208 には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ 208 より射出された照射光は、集光レンズ 210 によって集光されつつ絞り 212 を介して適正な光量に制限される。

20

【0022】

絞り 212 には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ 214 が機械的に連結している。モータ 214 は例えば DC モータであり、ドライバ 216 のドライブ制御下で駆動する。絞り 212 は、モニタ 300 の表示画面に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ 214 により動作され開度が変わる。ランプ 208 より照射された光の光量は、絞り 212 の開度に応じて制限される。適正とされる映像の明るさの基準は、術者による操作パネル 218 の輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ 216 を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

30

【0023】

操作パネル 218 の構成には種々の形態がある。操作パネル 218 の具体的構成としては、例えば、プロセッサ 200 のフロント面に実装された機能毎のハードウェアキーやタッチパネル式 GUI (Graphical User Interface)、ハードウェアキーと GUI との組合せ等が考えられる。

【0024】

絞り 212 を通過した照射光は、光学フィルタ 213 により分光される。光学フィルタ 213 により分光された照射光は、LCB (Light Carrying Bundle) 102 の入射端に入射される。図 3 (a)、図 3 (b) のそれぞれに、光学フィルタ 213 の分光特性を示す。図 3 (a)、図 3 (b) の各図中、縦軸は透過率を示し、横軸は波長 (単位: nm) を示す。また、図 4 に、ヘモグロビンの吸収特性を示す。図 4 中、縦軸は吸収率を示し、横軸は波長 (単位: nm) を示す。図 3 及び図 4 から判るように、光学フィルタ 213 は、ヘモグロビンに対する吸収特性の高い波長域 (420 nm 付近や 550 nm 付近の波長域) に透過ピークを持つ。420 nm 付近の波長域の光は表層付近の血管構造を観察するのに適しており、550 nm 付近の波長域の光は深層の血管構造を観察するのに適している。

40

50

【 0 0 2 5 】

光学フィルタ 2 1 3 には、ドライバ 2 1 6 のドライブ制御下で駆動するモータ 2 1 5 が、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介して機械的に連結している。モータ 2 1 5 は、術者による操作パネル 2 1 8 のモード切替操作（後述）に応じて光学フィルタ 2 1 3 を光路に挿入し又は光路から退避させる。光学フィルタ 2 1 3 が光路から退避している期間は、絞り 2 1 2 を通過した照射光が L C B 1 0 2 の入射端に直接入射される。モータ 2 1 5 は、例えばガルバノモータやサーボモータである。

【 0 0 2 6 】

入射端より L C B 1 0 2 内に入射された照射光は、L C B 1 0 2 内を全反射を繰り返すことによって伝播する。L C B 1 0 2 内を伝播した照射光は、電子スコープ 1 0 0 の先端部 1 2 内に配置された L C B 1 0 2 の射出端より射出され、配光レンズ 1 0 4 を介して被写体を照射する。

10

【 0 0 2 7 】

被写体からの戻り光は、対物レンズ 1 0 6 を介して固体撮像素子 1 0 8 の受光面上の各画素で光学像を結ぶ。図 5 は、固体撮像素子 1 0 8 の画素配置を示す図である。図 5 に示されるように、固体撮像素子 1 0 8 は、補色市松型画素配置を有するインターレース方式の単板式カラー C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 1 0 8 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、イエロー Y e、シアン C y、グリーン G、マゼンタ M g の各補色信号を得る。

【 0 0 2 8 】

固体撮像素子 1 0 8 は、実質的な感度向上やフレームレート向上のため、垂直方向に隣接する 2 つの画素の補色信号を加算し混合して出力する。混合信号は 4 通り (W r、G b、W b、G r) あり、それぞれ次のように定義される。

20

$$W r = M g + Y e$$

$$G b = G + C y$$

$$W b = M g + C y$$

$$G r = G + Y e$$

【 0 0 2 9 】

固体撮像素子 1 0 8 は、奇数フィールドでは N 1 ラインから混合信号 W r、G b を出力し、N 2 ラインから混合信号 W b、G r を出力する。偶数フィールドにおいては、混合する組合せを変更して、N 1 ラインから 1 ラインずれた N 1 ' ラインから混合信号 W b、G r を出力し、N 2 ラインから 1 ラインずれた N 2 ' ラインから混合信号 W r、G b を出力する。混合信号 (W r、G b、W b、G r) は、プリアンプ 1 1 0 による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 1 1 2 を介して信号処理回路 2 2 0 に入力される。なお、固体撮像素子 1 0 8 のカラー配列は、例えばベイヤ型であってもよい。また、固体撮像素子 1 0 8 は、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサに置き換えてもよい。

30

【 0 0 3 0 】

電子スコープ 1 0 0 には、ドライバ信号処理回路 1 1 2 及びメモリ 1 1 4 が備えられている。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、メモリ 1 1 4 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メモリ 1 1 4 に記録される電子スコープ 1 0 0 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 1 0 8 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 1 1 2 は、メモリ 1 1 4 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 2 0 2 へ出力する。

40

【 0 0 3 1 】

システムコントローラ 2 0 2 は、電子スコープ 1 0 0 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 2 0 2 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 2 0 0 に接続中の電子スコープに適した処理がされるようにプロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【 0 0 3 2 】

50

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 及び信号処理回路 220 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0033】

図 2 に示されるように、信号処理回路 220 は、セレクタ 220 a、第一の前段処理回路 220 b 1、第二の信号処理回路 220 b 2、マトリックス回路 220 c 及び画像信号処理回路 220 d を有している。

【0034】

電子内視鏡システム 1 の動作モードは、術者による操作パネル 218 のモード切替操作に従い、通常観察モード又は特殊観察モードに切り替わる。以下に、各モードにおける電子内視鏡システム 1 の動作を説明する。

【0035】

[通常観察モード]

通常観察モードは、通常のカラ画像をモニタ 300 の表示画面に表示させるモードである。電子内視鏡システム 1 の動作モードが通常観察モードに設定されると、光学フィルタ 213 が光路から退避される。そのため、被写体には白色の照射光が照射される。固体撮像素子 108 は、白色の照射光により照射された被写体からの戻り光を受光し、受光された戻り光を元に混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) を生成し出力する。固体撮像素子 108 より出力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) は、プリアンプ 110 による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 112 を介して信号処理回路 220 に入力される。

【0036】

通常観察モードへの設定時には、光学フィルタ 213 の切替動作だけでなくセレクタ 220 a の出力が第一の前段処理回路 220 b 1 に切り替わる。そのため、信号処理回路 220 に入力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) は、セレクタ 220 a を介して第一の前段処理回路 220 b 1 に入力される。第一の前段処理回路 220 b 1 は、入力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) に対して信号処理を施す。具体的には、第一の前段処理回路 220 b 1 は、入力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) に対し、Y/C 分離、色補間等の所定の信号処理を施し、色補間後の信号をマトリックス回路 220 c へ出力すると共に、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) から輝度信号 (Y) を生成して画像信号処理回路 220 d へ出力する。マトリックス回路 220 c は、入力された色補間後の信号に対して所定のカラーマトリックス演算を行う。カラーマトリックス演算では、第一の前段処理回路 220 b 1 より入力される色補間後の信号が通常のカラ画像に適したカラーマトリックス係数 (第一の係数) と乗算されることにより、原色信号 (R 、 G 、 B) へ変換される。変換後の原色信号 (R 、 G 、 B) は、画像信号処理回路 220 d へ入力される。画像信号処理回路 220 d は、マトリックス回路 220 c より入力される原色信号 (R 、 G 、 B) に対してホワイトバランス調整、補正等の所定の信号処理を施した後、色差信号 ($R - Y$ 、 $B - Y$) を生成する。画像信号処理回路 220 d は、生成された色差信号 ($R - Y$ 、 $B - Y$) 及び輝度信号 (Y) を NTSC (National Television System Committee) や PAL (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠したビデオ信号に変換し、変換されたビデオ信号をモニタ 300 へ出力する。ビデオ信号がモニタ 300 に順次入力することにより、被写体の通常のカラ画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0037】

[特殊観察モード]

特殊観察モードは、特定の生体構造を強調する分光画像をモニタ 300 の表示画面に表示させるモードである。電子内視鏡システム 1 の動作モードが特殊観察モードに設定されると、光学フィルタ 213 が光路に挿入される。そのため、被写体には光学フィルタ 213 による狭帯域光 (図 3 参照) が照射される。固体撮像素子 108 は、狭帯域光により照

10

20

30

40

50

射された被写体からの戻り光を受光し、受光された戻り光を元に混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) を生成し出力する。固体撮像素子 108 より出力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) は、プリアンプ 110 による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 112 を介して信号処理回路 220 に入力される。

【0038】

特殊観察モードへの設定時には、光学フィルタ 213 の切替動作だけでなくセクタ 220a の出力が第二の前段処理回路 220b2 に切り替わる。そのため、信号処理回路 220 に入力された混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) は、セクタ 220a を介して第二の前段処理回路 220b2 に入力される。

【0039】

第二の前段処理回路 220b2 は、分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストが向上するように、各画素の輝度値を生成する。本実施形態において、特性の生体構造は、表層付近や深層の血管構造である。以下、表層付近や深層の血管構造を強調するための波長域を「特定波長域」と記す。特定波長域は、420nm 付近や 550nm 付近の波長域である。第二の前段処理回路 220b2 は、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) を演算して各画素での特定波長域の感度を上昇させることにより、分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストを向上させるような輝度を生成する。

【0040】

図 6 は、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) の分光特性を示す図である。図 6 中、縦軸は感度を示し、横軸は波長 (単位: nm) を示す。図 6 に示されるように、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) のうち混合信号 W_b は、特定波長域 (420nm 付近の波長域) の感度が最も高い信号であり、特定波長域 (420nm 付近の波長域) にピーク感度を持つ。また、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) のうち混合信号 G_b は、2つの特定波長域 (420nm 付近及び 550nm 付近の波長域) に高いピーク感度を持つ。

【0041】

図 7 (a) 及び図 7 (b) は、第二の前段処理回路 220b2 による輝度生成処理を説明するための図である。図 7 (a) に、固体撮像素子 108 より奇数フィールドに出力される混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) を画素配置に従って並べた配置図を示す。図 7 (a) の配置図には、説明の便宜上、縦列、横列の各列に序数 1 ~ 4 を付す。また、図 7 (b) に、輝度生成のための混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) を演算する際に用いられる式 (1) ~ (4) を例示する。式 (1) ~ (4) の各符号には 2 つの下付き文字が付される。各符号の左側の下付き文字は配置図の縦列の序数を表し、右側の下付き文字は配置図の横列の序数を表す。式 (1) は混合信号 $W_{r_{22}}$ の演算式を示し、式 (2) は混合信号 $G_{b_{23}}$ の演算式を示し、式 (3) は混合信号 $G_{r_{32}}$ の演算式を示し、式 (4) は混合信号 $W_{b_{33}}$ の演算式を示す。

【0042】

式 (1) に例示されるように、第二の前段処理回路 220b2 は、注目画素 (混合信号 W_r) を隣接する左右の画素 (混合信号 G_b) を用いて演算する。また、式 (2) に例示されるように、第二の前段処理回路 220b2 は、注目画素 (混合信号 G_b) を隣接する上下の画素 (混合信号 W_b) を用いて演算する。また、式 (3) に例示されるように、第二の前段処理回路 220b2 は、注目画素 (混合信号 G_r) を隣接する左右の画素 (混合信号 W_b) を用いて演算する。また、式 (4) に例示されるように、第二の前段処理回路 220b2 は、注目画素 (混合信号 W_b) を隣接する斜め四方向の画素 (混合信号 W_r) を用いて演算する。このように、第二の前段処理回路 220b2 は、注目画素をその周辺に位置する周辺画素のうち特定波長域にピーク感度を持つ画素を用いて演算する。式 (1) ~ (4) を用いて混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) の演算が行われることにより、各画素において特定波長域 (420nm 付近及び 550nm 付近の少なくとも一方の波長域) の感度が上昇する。

【0043】

10

20

30

40

50

第二の前段処理回路 220b2 は、特定波長域の感度上昇後の混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) に対して第一の前段処理回路 220b1 と同様の信号処理を施し、色補間後の信号をマトリクス回路 220c に出力すると共に、混合信号 (W_r 、 G_b 、 W_b 、 G_r) から輝度信号 (Y) を生成して画像信号処理回路 220d に出力する。マトリクス回路 220c は、入力された色補間後の信号に対して所定のカラーマトリクス演算を行う。カラーマトリクス演算では、第二の前段処理回路 220b2 より入力される色補間後の信号が特定の生体構造の分光画像に適したカラーマトリクス係数 (第一の係数と異なる第二の係数) と乗算されることにより、原色信号 (R 、 G 、 B) に変換される。変換後の原色信号 (R 、 G 、 B) は、画像信号処理回路 220d に入力される。画像信号処理回路 220d は、輝度信号 Y 及び原色信号 (R 、 G 、 B) より生成される色差信号 ($R - Y$ 、 $B - Y$) を所定のビデオ信号に変換する。変換されたビデオ信号がモニタ 300 に順次入力されることにより、被写体の特定の生体組織を強調する分光画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

10

【0044】

図 8 (a) に、表層付近及び深層の血管構造を模式的に示す。また、図 8 (b) 及び図 (c) に、モニタ 300 の表示画面に表示される分光画像を例示する。

【0045】

第二の前段処理回路 220b2 による輝度生成処理により、各画素での 420nm 付近の波長域の感度を上昇させた場合を考える。この場合、表層付近の血管構造が写る画素は、ヘモグロビンによる吸収の情報が支配的であるため暗いままである。一方、それ以外の構造 (例えば粘膜構造など) が写る画素は、感度の上昇に伴い輝度が増加するため明るくなる。その結果、表層付近の血管構造が写る画素 (暗部) と粘膜構造等が写る画素 (明部) とのコントラストが向上する (図 8 (b) 参照)。

20

【0046】

第二の前段処理回路 220b2 による輝度生成処理により、各画素での 550nm 付近の波長域の感度を上昇させた場合を考える。この場合、深層の血管構造が写る画素は、ヘモグロビンによる吸収の情報が支配的であるため暗いままである。一方、それ以外の構造 (例えば粘膜構造など) が写る画素は、感度の上昇に伴い輝度が増加するため明るくなる。その結果、深層の血管構造が写る画素 (暗部) と粘膜構造等が写る画素 (明部) とのコントラストが向上する (図 8 (c) 参照)。なお、図 8 (c) の分光画像例では、420nm 付近の波長域にもある程度の感度が確保されているため、表層付近の血管構造が低コントラストながらも写っている。

30

【0047】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0048】

変形例として、固体撮像素子 108 のカラー配列がベイヤ型 (原色系) である場合を考える。この場合、第二の前段処理回路 220b2 は、分光画像内における特定の生体構造とそれ以外の構造とのコントラストを向上させるような輝度を生成するため、各画素において例えば B (Blue) 光など、特定波長域に近い波長域の感度を上昇させる。これにより、本実施形態と同様の効果が得られる。

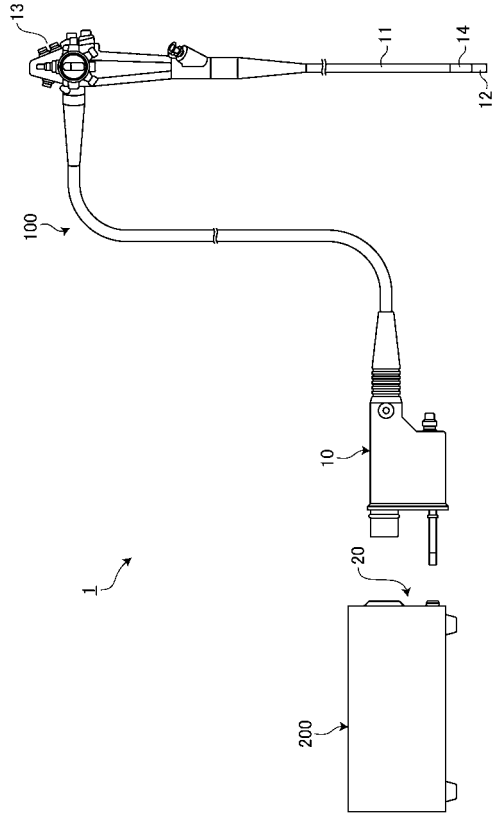
40

【符号の説明】

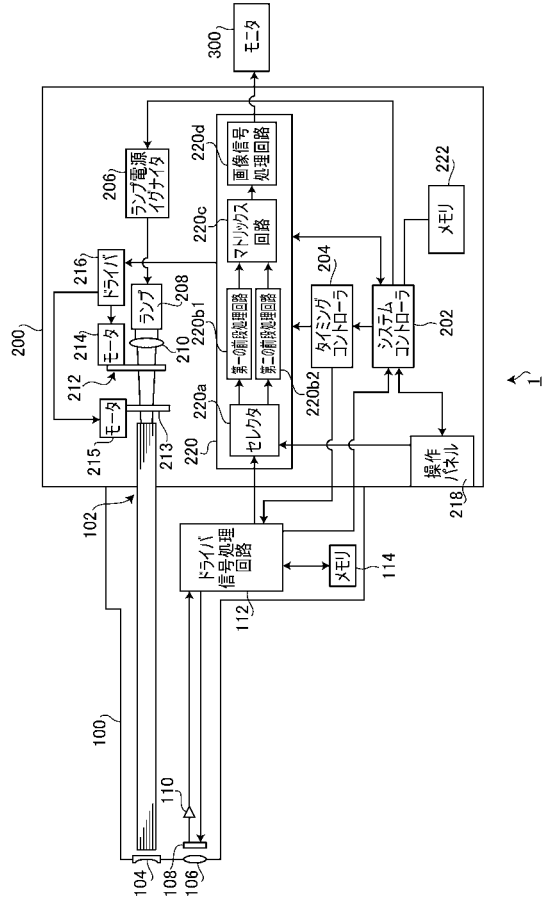
【0049】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 200 プロセッサ

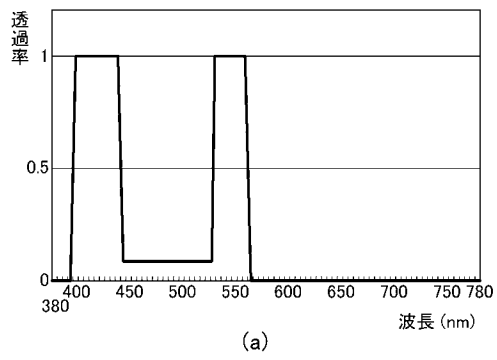
【図1】



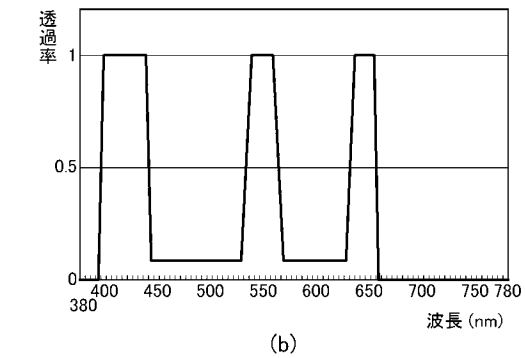
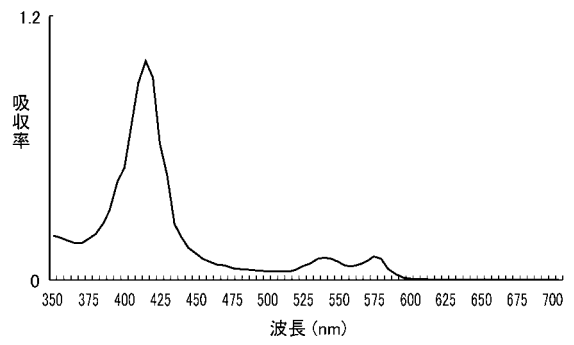
【図2】



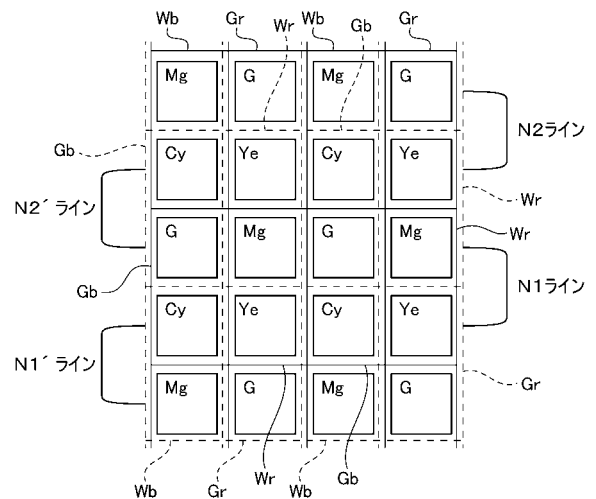
【図3】



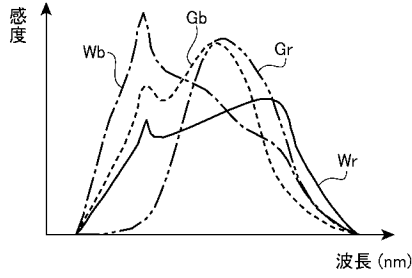
【図4】



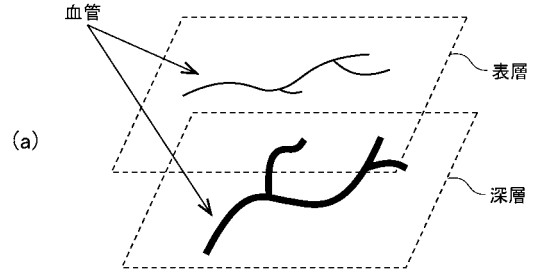
【図5】



【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 7 】

(a)

	1	2	3	4
1	Wb	Gr	Wb	Gr
2	Gb	Wr	Gb	Wr
3	Wb	Gr	Wb	Gr
4	Gb	Wr	Gb	Wr

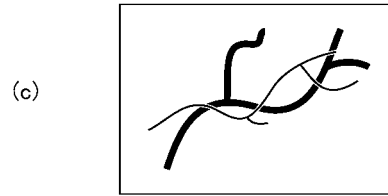
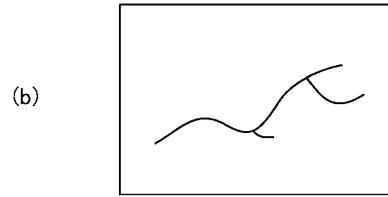
$$Wr_{22} = \frac{Gb_{31} + Wr_{22} + Gb_{23}}{3} \dots (1)$$

$$Gb_{23} = \frac{Wb_{13} + Gb_{23} + Wb_{33}}{3} \dots (2)$$

(b)

$$Gr_{32} = \frac{Wb_{31} + Wb_{33}}{2} \dots (3)$$

$$Wb_{33} = \frac{4 * Wb_{33} + Wr_{22} + Wr_{24} + Wr_{42} + Wr_{44}}{8} \dots (4)$$



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成31年1月9日 (2019.1.9)

【 手続補正 2 】

【 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 】

所定のカラー配列を持つ画素群内の注目画素の輝度値を取得する輝度値取得手段を備え

前記輝度値取得手段は、

前記注目画素の周辺に位置する周辺画素のうち特定の生体構造を強調するための特定波長域にピーク感度を持つ画素の信号を用いて該注目画素の信号を演算することにより、該注目画素での該特定波長域の感度を上昇させ、該特定波長域の感度が上昇された信号を用いて該注目画素の輝度値を取得し、

前記ピーク感度のある前記特定波長域は、

4 2 0 nm 付近と 5 5 0 nm 付近の少なくとも一方の波長域であり、

前記特定波長域にピーク感度を持つ画素は、

少なくとも 4 2 0 nm ~ 5 5 0 nm を含む波長域にゼロよりも大きい感度を持つ、

プロセッサ。

【 請求項 2 】

前記特定波長域は、ヘモグロビンの吸収が大きい波長域である、
請求項 1 に記載のプロセッサ。

【 請求項 3 】

可視光領域を含む光を射出する光源より照射された照射光を前記特定波長域に対応する狭帯域光にフィルタリングする光学フィルタと、
を備え、

前記輝度値取得手段は、

前記狭帯域光によって照射された被写体を撮像した所定の外部装置から、前記所定のカラー配列を持つ画素群を構成する各画素の信号が入力される、
請求項 1 又は請求項 2 に記載のプロセッサ。

【請求項 4】

前記光源の照射光路に対して前記光学フィルタを挿入し又は退避させる光学フィルタ切替手段と、

ユーザによる入力操作を受け付ける操作手段と、
を備え、

前記光学フィルタ切替手段は、

前記操作手段が受け付けた入力操作に従って前記光学フィルタを前記照射光路に挿入し又は該照射光路から退避させる、
請求項 3 に記載のプロセッサ。

【請求項 5】

前記輝度値取得手段は、

前記光学フィルタが前記照射光路から退避されている期間中、前記感度を上昇させる処理を行うことなく前記画素群内の注目画素の輝度値を取得し、

前記光学フィルタが該照射光路に挿入されている期間中、前記感度を上昇させる処理を行ったうえで前記画素群内の注目画素の輝度値を取得する、
請求項 4 に記載のプロセッサ。

【請求項 6】

前記各画素の信号に対するマトリクス演算を行うマトリクス演算手段
を備え、

前記マトリクス演算手段は、

前記光学フィルタが前記照射光路から退避されている期間中、第一のマトリクス係数を用いてマトリクス演算を行い、該光学フィルタが該照射光路に挿入されている期間中、第一のマトリクス係数と異なる第二のマトリクス係数を用いてマトリクス演算を行う、

請求項 4 又は請求項 5 に記載のプロセッサ。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載のプロセッサと、

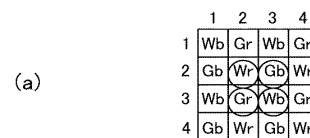
前記画像生成手段によって生成された画像を表示する表示装置と、
を備える、

内視鏡システム。

专利名称(译)	处理器和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019055290A	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018243890	申请日	2018-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	横内文香		
发明人	横内 文香		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 A61B1/07 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/045.618 A61B1/00.513 A61B1/07.735 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP6681971B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

特定生物结构与光谱图像中的其他结构之间的低对比度。解决方案：亮度值获取装置，用于获取具有预定颜色排列的像素组中的目标像素的亮度值，用于强调位于目标像素周围的外围像素中的特定生物结构。通过使用在特定波长区域中具有峰值灵敏度的像素的信号计算关注像素的信号，增加了关注像素处的特定波长区域的灵敏度，并且使用了在特定波长区域中的灵敏度增加的信号。提供了一种处理器，包括用于获得感兴趣像素的亮度值的装置。[选择图]图7



$$Wr_{22} = \frac{Gb_{21} + Wr_{22} + Gb_{23}}{3} \dots (1)$$

$$Gb_{23} = \frac{Wb_{13} + Gb_{23} + Wb_{33}}{3} \dots (2)$$

(b)

$$Gr_{32} = \frac{Wb_{31} + Wb_{33}}{2} \dots (3)$$

$$Wb_{33} = \frac{4 * Wb_{33} + Wr_{22} + Wr_{24} + Wr_{42} + Wr_{44}}{8} \dots (4)$$