

(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2018-130450

(P2018-130450A)

(43) 公開日 平成30年8月23日(2018.8.23)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 6	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2017-27883 (P2017-27883)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成29年2月17日 (2017.2.17)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 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	福田 雅明
			東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H
			O Y A 株式会社内
		F ターム (参考)	2H040 BA09 GA02 GA06 GA11
			4C161 CC06 HH54 JJ18 LL02 MM05
			QQ02 SS21

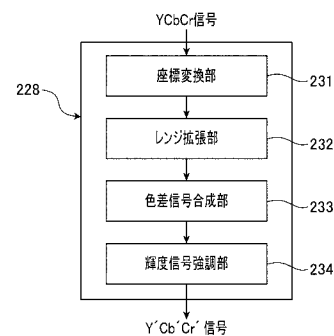
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】光学系を複雑化することなく、生体組織の表面からの深さが異なる血管を識別可能な撮影画像を生成する電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】電子内視鏡システムを、生体組織のカラー撮影画像を撮影して、画像信号を生成する撮影手段と、画像信号から、生体組織の表層血管を表す表層血管成分と、生体組織の深層血管を表す深層血管成分を生成する血管成分生成手段と、表層血管成分と深層血管成分を合成して、表層血管と深層血管を識別可能な合成画像信号を生成する合成画像生成手段と、から構成する。

【選択図】 図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織のカラー撮影画像を撮影して、画像信号を生成する撮影手段と、
前記画像信号から、前記生体組織の表層血管を表す表層血管成分と、該生体組織の深層血管を表す深層血管成分を生成する血管成分生成手段と、
前記表層血管成分と前記深層血管成分を合成して、前記表層血管と前記深層血管を識別可能な合成画像信号を生成する合成画像生成手段と、
を備える、
電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記画像信号の各画素について、前記表層血管成分及び前記深層血管成分をそれぞれ、該表層血管成分の信号レベル及び該深層血管成分の信号レベルに応じて増幅する、血管成分増幅手段を更に備える、
請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記血管成分増幅手段は、
前記表層血管成分の信号レベルが大きいほど、大きい増幅率で該表層血管成分を増幅し、
前記深層血管成分の信号レベルが大きいほど、大きい増幅率で該深層血管成分を増幅する、
請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像信号を輝度信号 Y、色差信号 C b、色差信号 C r に分離する画像信号分離手段を更に備え、
前記血管成分生成手段は、前記色差信号 C b 及び前記色差信号 C r を、前記表層血管成分及び前記深層血管成分に変換する、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記血管成分生成手段は、
前記色差信号 C b 及び前記色差信号 C r を C b C r 色平面内で座標変換することにより、前記表層血管成分及び前記深層血管成分を生成する、
請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記血管成分生成手段は、前記 C b C r 色平面内において、C b 軸及び C r 軸を原点の周りで回転させることにより、前記色差信号 C b 及び前記色差信号 C r から前記表層血管成分及び前記深層血管成分を生成する、
請求項 5 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記合成画像信号は、輝度信号 Y'、色差信号 C b'、色差信号 C r' を含み、
前記色差信号 C r' は、前記表層血管成分と前記表層血管成分の線形結合を含む、
請求項 4 から請求項 6 の何れか一項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記色差信号 C b' は、前記色差信号 C b を所定倍したものである、
請求項 7 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記輝度信号 Y に対して強調処理を施して、前記輝度信号 Y' を生成する輝度信号強調手段を更に備える、
請求項 7 又は請求項 8 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

前記輝度信号強調手段は、前記画像信号の対象画素の前記輝度信号 Y と該対象画素の周

10

20

30

40

50

囲の画素の前記輝度信号 Y との間に信号レベル差がある場合に、該信号レベル差が大きくなるように該対象画素の該輝度信号 Y を増幅して前記輝度信号 Y' を生成する、請求項 9 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人体内部の観察や治療に電子内視鏡が使用されている。電子内視鏡観察では、照明光が生体組織に照射され、生体組織における反射光が撮像される。この反射光には、生体組織の表層部や深層部など、様々な深さで反射された光が含まれる。そのため、術者にとって、撮影された生体組織の画像が、どの深さの生体組織の画像であるかを識別するのが困難であった。

10

【0003】

特許文献 1 には、フィルタによって生体組織に照射する照明光の波長帯域を切り替えることにより、生体組織の表面からの深さが異なる血管を識別可能な電子内視鏡システムが記載されている。特許文献 1 に記載の電子内視鏡システムでは、血管の吸収スペクトルが深さによって変わることを利用し、生体組織に照射する照明光のスペクトルを切り替えることにより、深さ毎の血管の撮影画像を得ている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 218283 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 に記載の電子内視鏡システムでは、照明光のスペクトルを切り替えるために波長フィルタが使用されるため、光学系が複雑化し、電子内視鏡システムの大型化や製造コストが増加するという問題が生じる。

30

【0006】

本発明は、上記の事情を鑑みてなされたものであり、光学系を複雑化することなく、生体組織の表面からの深さが異なる血管を識別可能な撮影画像を生成する電子内視鏡システ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】

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明の一実施形態の電子内視鏡システムは、生体組織のカラー撮影画像を撮影して、画像信号を生成する撮影手段と、画像信号から、生体組織の表層血管を表す表層血管成分と、生体組織の深層血管を表す深層血管成分を生成する血管成分生成手段と、表層血管成分と深層血管成分を合成して、表層血管と深層血管を識別可能な合成画像信号を生成する合成画像生成手段と、を備える。

40

【0008】

このような構成によれば、一つの画像信号から表層血管成分と深層血管成分が生成されて、表層血管と深層血管を識別可能な画像信号が生成される。そのため、表層血管と深層血管を識別するために、照明光のスペクトルを変えながら複数の画像信号を生成する必要が無い。これにより、撮影手段の光学系の構成を簡素化できる。

【0009】

また、本発明の一実施形態によれば、電子内視鏡システムは、例えば、画像信号の各画素について、表層血管成分及び深層血管成分をそれぞれ、表層血管成分の信号レベル及び深層血管成分の信号レベルに応じて増幅する、血管成分増幅手段を更に備える。

50

【 0 0 1 0 】

また、本発明の一実施形態によれば、血管成分増幅手段は、例えば、表層血管成分の信号レベルが大きいほど、大きい増幅率で表層血管成分を増幅し、深層血管成分の信号レベルが大きいほど、大きい増幅率で深層血管成分を増幅する。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の一実施形態によれば、電子内視鏡システムは、例えば、画像信号を輝度信号 Y、色差信号 C b、色差信号 C r に分離する画像信号分離手段を更に備える。この場合、血管成分生成手段は、色差信号 C b 及び色差信号 C r を、表層血管成分及び深層血管成分に変換する。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の一実施形態によれば、血管成分生成手段は、例えば、色差信号 C b 及び色差信号 C r を C b C r 色平面内で座標変換することにより、表層血管成分及び深層血管成分を生成する。

【 0 0 1 3 】

また、本発明の一実施形態によれば、血管成分生成手段は、例えば、C b C r 色平面内において、C b 軸及びC r 軸を原点の周りで回転させることにより、色差信号 C b 及び色差信号 C r から表層血管成分及び深層血管成分を生成する。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の一実施形態によれば、合成画像信号は、例えば、輝度信号 Y'、色差信号 C b'、色差信号 C r' を含む。また、色差信号 C r' は、表層血管成分と表層血管成分の線形結合を含む。

【 0 0 1 5 】

また、本発明の一実施形態によれば、色差信号 C b' は、例えば、色差信号 C b を所定倍したものである。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の一実施形態によれば、電子内視鏡システムは、例えば、輝度信号 Y に対して強調処理を施して、輝度信号 Y' を生成する輝度信号強調手段を更に備える。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の一実施形態によれば、輝度信号強調手段は、例えば、画像信号の対象画素の輝度信号 Y と対象画素の周囲の画素の輝度信号 Y との間に信号レベル差がある場合に、信号レベル差が大きくなるように対象画素の輝度信号 Y を増幅して輝度信号 Y' を生成する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、光学系を複雑化することなく、生体組織の表面からの深さが異なる血管を識別可能な撮影画像を生成する電子内視鏡システムが提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の実施形態における電子内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態における前段信号処理回路の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態におけるモニタに表示される生体組織のカラー撮影画像の例である。

【 図 4 】 本発明の実施形態における前段信号処理回路が備える層構造強調部の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態における座標変換部による座標変換処理を説明するための図である。

【 図 6 】 本発明の実施形態における色差信号 C b、C r の画像である。

【 図 7 】 本発明の実施形態における表層血管成分 S s、深層血管成分 S d の画像である。

【 図 8 】 本発明の実施形態における色差信号 C b'、C r' の画像である。

10

20

30

40

50

【図 9】本発明の実施形態における C b ' C r ' 色平面である。

【図 10】本発明の実施形態における輝度信号強調部による強調処理を説明するためのブロック図である。

【図 11】本発明の実施形態におけるモニタに表示される合成画像である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

【0021】

[電子内視鏡システム 1 全体の構成]

10

図 1 は、本実施形態の電子内視鏡システム 1 の概略構成を示すブロック図である。図 1 に示されるように、電子内視鏡システム 1 は、電子スコープ 100、プロセッサ 200 及びモニタ 300 を備えている。

【0022】

プロセッサ 200 は、システムコントローラ 201 及びタイミングコントローラ 202 を備えている。システムコントローラ 201 は、メモリ 206 に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム 1 全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ 201 は、操作パネル 207 に接続されている。システムコントローラ 201 は、操作パネル 207 より入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム 1 の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。タイミングコントローラ 202 は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

20

【0023】

ランプ 204 は、ランプ電源イグナイタ 203 による始動後、照射光 L を射出する。ランプ 204 は、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプである。また、ランプ 204 は、LD (Laser Diode) や LED (Light Emitting Diode) 等の半導体発光素子であってもよい。照射光 L は、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白色光) である。

【0024】

ランプ 204 より射出された照射光 L は、集光レンズ 205 により LCB (Light Carrying Bundle) 102 の入射端面に集光されて LCB 102 内に入射される。

30

【0025】

LCB 102 内に入射された照射光 L は、LCB 102 内を伝播して電子スコープ 100 の先端に配置された LCB 102 の射出端面より射出され、配光レンズ 104 を介して被写体に照射される。照射光 L により照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上で光学像を結ぶ。

【0026】

固体撮像素子 108 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 108 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、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の撮像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 108 は、CCD イメージセンサに限らず、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 108 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

40

【0027】

電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 110 が備えられている。ドライバ信号処理回路 110 には、撮像信号がフィールド周期で固体撮像素子 108 より入力される。なお、以降の説明において「フィールド」は「フレーム」に置き替えてもよい。本実施形態において、フィールド周期、フレーム周期はそれぞれ、1/60 秒、1/30 秒である。ドライバ信号処理回路 110 は、固体撮像素子 108 より入力される撮像

50

信号に対して所定の処理を施してプロセッサ 200 の前段信号処理回路 208 に出力する。

【0028】

ドライバ信号処理回路 110 はまた、メモリ 112 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。メモリ 112 に記録される電子スコープ 100 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 108 の画素数や感度、動作可能なフィールドレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 110 は、メモリ 112 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 201 に出力する。

【0029】

システムコントローラ 201 は、電子スコープ 100 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 201 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続されている電子スコープ 100 に適した処理がなされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0030】

タイミングコントローラ 202 は、システムコントローラ 201 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 110 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 110 は、タイミングコントローラ 202 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ィールドレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0031】

前段信号処理回路 208 は、ドライバ信号処理回路 110 より 1 フィールド周期で入力される画像信号に対して色補間、マトリックス演算、Y/C 分離等の所定の信号処理を施して、後段信号処理回路 209 に出力する。前段信号処理回路 208 の詳細は後述する。

【0032】

後段信号処理回路 209 は、前段信号処理回路 208 より入力される画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマットのビデオ信号に変換する。変換されたビデオ信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、被写体のカラー画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0033】

本実施形態のプロセッサ 200 は、2 つの動作モードで動作する。一つは、通常観察画像をモニタ 300 の画面に表示する通常表示モードであり、もう一つは、層構造強調処理が施された層構造強調画像をモニタ 300 の画面に表示する層構造強調表示モードである。前段信号処理回路 208 による信号処理は、動作モードに応じて変化する。まず、通常表示モードにおける前段信号処理回路 208 の処理内容について説明する。

【0034】

[前段信号処理回路 208 の構成]

図 2 は、本実施形態の前段信号処理回路 208 の構成を示すブロック図である。前段信号処理回路 208 は、クランプ処理部 221、欠陥補正処理部 222、デモザイク処理部 223、リニアマトリックス処理部 224、ホワイトバランス処理部 225、輪郭補正処理部 226、Y/C 分離処理部 227 及び層構造強調部 228 を備えている。

【0035】

クランプ処理部 221 は、画像信号からオフセット成分を除去するクランプ処理を行う機能ブロックである。

【0036】

欠陥補正処理部 222 は、欠陥画素の画素値をその周囲の画素の画素値を用いて補正する欠陥補正処理を行う機能ブロックである。

【0037】

デモザイク処理部 223 は、単色の色情報を有する画素からなる撮像データ (RAW データ) をフルカラーの画素値を有する画素からなる画像データに変換するデモザイク処理 (補間処理) を行う機能ブロックである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

リニアマトリックス処理部 2 2 4 は、カラーマトリックスを用いて撮像素子の分光特性を補正するリニアマトリックス処理を行う機能ブロックである。

【 0 0 3 9 】

ホワイトバランス処理部 2 2 5 は、照明光のスペクトル特性を補正するホワイトバランス処理を行う機能ブロックである。

【 0 0 4 0 】

輪郭補正処理部 2 2 6 は、画像信号の空間周波数特性の劣化を補償する輪郭補正処理を行う機能ブロックである。

【 0 0 4 1 】

Y C 分離処理部 2 2 7 は、輪郭補正処理部 2 2 6 から出力された R G B 信号に対して色空間の変換を行って、輝度信号 Y 及び色信号 C (色差信号 C b、C r) を生成する機能ブロックである。

【 0 0 4 2 】

数式 1 は、Y C 分離処理部 2 2 7 において行われる、カラーマトリックス M 1 を使用した信号変換を表す変換式である。

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{bmatrix} = M1 \cdot \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

$$M1 = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.169 & -0.331 & 0.500 \\ 0.500 & -0.419 & -0.081 \end{bmatrix}$$

【 0 0 4 3 】

カラーマトリックス M 1 は、例えば、標準 Y C 分離処理に使用される一般的なカラーマトリックスであり、ITU-R BT.601規格に準拠するものである。なお、カラーマトリックス M 1 は、数式 1 に記載のマトリックスに限定されない。カラーマトリックス M 1 は、使用する固体撮像素子 1 0 8 やモニタ 3 0 0 の仕様に応じて、適宜変更されてもよい。

【 0 0 4 4 】

Y C 分離処理部 2 2 7 によって生成された Y C b C r 信号は、層構造強調部 2 2 8 に入力される。層構造強調部 2 2 8 は、通常表示モードでは信号処理を行わず、入力された信号をそのまま後段信号処理回路 2 0 9 出力する。

【 0 0 4 5 】

Y C 分離処理部 2 2 7 によって生成された Y C b C r 信号は、後段信号処理回路 2 0 9 によりビデオ信号に変換されて、モニタ 3 0 0 へ出力される。モニタ 3 0 0 には、ビデオ信号に基づく生体組織のカラー撮影画像が表示される。

【 0 0 4 6 】

図 3 は、モニタ 3 0 0 に表示される生体組織のカラー撮影画像の例を示す。図 3 において、比較的細い線として表れているのは、生体組織の表層部に含まれる血管（表層血管）である。また、図 3 において、比較的太い線として表れているのは、生体組織の深層部に含まれる血管（深層血管）である。表層血管及び深層血管以外の箇所は、生体組織に含まれる粘膜である。

【 0 0 4 7 】

生体組織に発生する病変部には、その種類に応じて、生体組織の表層部分にのみに現れるものや、表層部分から深層部分にかけて現れるもの等がある。そのため、生体組織の病変部と健常部を識別するためには、表層血管と深層血管を区別して観察することが望ましい。しかし、通常のカラー撮影画像では、表層血管と深層血管を識別することが困難であった。カラー撮影画像から表層血管と深層血管を識別することが困難である理由について、以下に説明する。

【 0 0 4 8 】

生体組織に白色の照明光が照射された場合について考える。生体組織の表層血管に照明光が照射されると、照明光に含まれる青色の光や緑色の光は表層血管に含まれるヘモグロビンによって吸収される。一方、照明光に含まれる赤色の光は吸収されず、ヘモグロビンで反射される。そのため、表層血管は、カラー撮影画像では赤色（或いは、褐色や橙色等の赤味を有する色）として観察される。これに対し、深層血管に照明光が照射されると、青色の光は、深層血管に到達する前に粘膜によって反射される。また、深層血管に到達した赤色の光はヘモグロビンで反射される。また、青色と赤色の中間の波長を有する緑色の光は、血管に含まれるヘモグロビンによって吸収される。そのため、深層血管は、カラー撮影画像では、反射された青色の光と赤色の光とが混ざったマゼンタ（或いは、紫色）として観察される。

10

【 0 0 4 9 】

このように、表層血管と深層血管は、光の吸収スペクトルの違いにより、カラー撮影画像では異なる色として表示される。しかし、表層血管と深層血管は何れも赤色の成分を有している。そのため、術者が表層血管と深層血管の色の違いを熟知していない場合や、照明光のスペクトルや粘膜の特性等によっては、カラー撮影画像から表層血管と深層血管を識別することが困難な場合があった。例えば、図3に示されるカラー撮影画像では、表層血管と深層血管がほぼ同じ色として表示されてしまい、両者を識別することができなかった。

【 0 0 5 0 】

20

そこで、本実施形態の電子内視鏡システム1は、層構造強調モードにおいて、表層血管と深層血管との違いを強調し、術者が表層血管と深層血管を識別し易い撮影画像を生成する。以下で、層構造強調モードにおける前段信号処理回路208の処理内容について説明する。

【 0 0 5 1 】

電子内視鏡システム1の動作モードは、術者が操作パネル207を操作することによって切り替え可能である。電子内視鏡システム1の動作モードが層構造強調モードに切り替えられると、層構造強調部228によってYCbCr信号に対する層構造強調処理が行われる。

【 0 0 5 2 】

30

[層構造強調部228の構成]

図4は、前段信号処理回路208が備える層構造強調部228の構成を示すブロック図である。層構造強調部228は、座標変換部231、レンジ拡張部232、色差信号合成部233、輝度信号強調部234を備える。

【 0 0 5 3 】

座標変換部231は、YC分離処理部227から出力されたYCbCr信号のうち、CbCr信号に対する座標変換処理を行う。図5は、この座標変換処理を説明するための図である。図5は、CbCr色平面を示しており、大まかには、第1象限がマゼンタ、第2象限が赤色、第3象限が緑色、第4象限がシアンに対応する。表層血管は赤味を帯びているため、表層血管に対応する画素のCbCr信号は、CbCr色平面の第2象限に表れやすい。一方、深層血管はマゼンタを有しているため、深層血管に対応する画素のCbCr信号は、CbCr色平面の第1象限に表れやすい。

40

【 0 0 5 4 】

座標変換処理では、表層血管と深層血管の違いを強調するように座標変換が行われる。座標変換処理では、CbCr色平面に表層血管軸と深層血管軸が定義される。表層血管軸は、表層血管に対応する画素のCbCr信号が表れる第2象限を通るように定義される。また、深層血管軸は、深層血管に対応する画素のCbCr信号が表れる第1象限を通るように定義される。座標変換処理では、Cb軸及びCr軸から表層血管軸及び深層血管軸への座標軸の変換が行われる。

【 0 0 5 5 】

50

座標変換部 231 で実行される座標変換処理は、例えば、数式 2 によって示される座標軸の回転処理である。

【数 2】

$$\begin{bmatrix} Ss \\ Sd \end{bmatrix} = M2 \cdot \begin{bmatrix} Cb \\ Cr \end{bmatrix}$$

$$M2 = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix}$$

ここで、Cb、Cr はそれぞれ、各画素の色差信号 Cb、色差信号 Cr の値（信号レベル）である。θ は座標軸の回転角度である。Ss、Sd はそれぞれ、座標軸回転後の各画素の表層血管成分、深層血管成分の値である。表層血管成分 Ss、深層血管成分 Sd はそれぞれ、生体組織に含まれる表層血管、深層血管を表す成分である。図 5 に示す例では、深層血管軸及び表層血管軸はそれぞれ、Cb 軸及び Cr 軸を原点の周りで 135° だけ回転させたものである。これにより、表層血管軸は、Cb Cr 色平面内において、第 4 象限から第 2 象限に向かう軸となる。また、深層血管軸は、Cb Cr 色平面内において、第 1 象限から第 2 象限に向かう軸となる。

10

【0056】

図 5 に示す例では、表層血管は赤味を有する（Cb Cr 色平面の第 2 象限に表れる）ため、表層血管に対応する画素の表層血管成分 Ss は正の値を取る。また、深層血管はマゼンタを有する（Cb Cr 色平面の第 1 象限に表れる）ため、深層血管に対応する画素の深層血管成分 Sd は負の値を取る。

20

【0057】

図 6 は、座標変換処理が行われる前の色差信号 Cb、Cr の画像を示す。図 7 は、座標変換によって得られた表層血管成分 Ss、深層血管成分 Sd の画像を示す。表層血管と深層血管は、元のカラー撮影画像では同系色の色であり、識別が困難である。そのため、撮影画像を色差信号 Cb、Cr に分けたとしても、表層血管と深層血管を容易に識別可能な画像を得ることができない。これに対し、表層血管成分 Ss、深層血管成分 Sd はそれぞれ、表層血管、深層血管に対応する画素においてその絶対値が大きくなる。そのため、図 7 に示すように、表層血管成分 Ss の画像では表層血管が強調され、深層血管成分 Sd の画像では深層血管が強調される。

30

【0058】

レンジ拡張部 232 は、座標変換処理によって得られた表層血管成分 Ss 及び深層血管成分 Sd に対してレンジ拡張処理を行う。レンジ拡張処理では、表層血管成分 Ss 又は深層血管成分 Sd の絶対値が所定の閾値よりも大きい場合に、その成分を増幅する処理である。詳しくは、レンジ拡張部 232 は、各画素の表層血管成分 Ss の閾値判定を行い、表層血管成分 Ss の絶対値が閾値 Ts 以上であれば、表層血管成分 Ss を所定の倍率で増幅する。一方、表層血管成分 Ss の絶対値が閾値 Ts 未満であれば、表層血管成分 Ss は増幅されずに値が維持される。同様に、レンジ拡張部 232 は、各画素の深層血管成分 Sd の閾値判定を行い、深層血管成分 Sd の絶対値が閾値 Td 以上であれば、深層血管成分 Sd を所定の倍率で増幅する。一方、深層血管成分 Sd の絶対値が閾値 Td 未満であれば、深層血管成分 Sd は増幅されずに値が維持される。

40

【0059】

このレンジ拡張処理により、生体組織の表層血管や深層血管が無い部分（例えば、粘膜）に対応する画素の表層血管成分 Ss、深層血管成分 Sd は、その値が維持される。また、表層血管に対応する画素の表層血管成分 Ss、及び、深層血管に対応する画素の深層血管成分 Sd が増幅される。これにより、粘膜に対して表層血管と深層血管が強調された信号が得られる。

【0060】

なお、レンジ拡張部 232 による表層血管成分 Ss 及び深層血管成分 Sd の増幅処理の率（増幅率）はそれぞれ、表層血管成分 Ss 及び深層血管成分 Sd の大きさに応じて変更

50

されてもよい。例えば、表層血管成分 S_s の絶対値が大きいほど、その表層血管成分 S_s は大きい増幅率で増幅される。同様に、深層血管成分 S_d の絶対値が大きいほど、その深層血管成分 S_d は大きい増幅率で増幅される。各血管成分に対する増幅率は、各血管成分の絶対値に応じて線形に増加してもよく、非線形に増加してもよい。このように、増幅率を変更した場合においても、粘膜に対して表層血管と深層血管が強調された信号が得られる。

【0061】

また、レンジ拡張部 232 による増幅率が、表層血管成分 S_s 及び深層血管成分 S_d の大きさに応じて変更される場合、各画素の表層血管成分 S_s 及び深層血管成分 S_d に対する閾値判定は行われなくてもよい。言い換えると、レンジ拡張部 232 は、全ての画素の表層血管成分 S_s 及び深層血管成分 S_d を増幅してもよい。

10

【0062】

色差信号合成部 233 は、レンジ拡張処理が施された表層血管成分 S_s 及び深層血管成分 S_d を用いて、新たな色差信号 Cb' 、 Cr' を合成する。色差信号 Cb' 、 Cr' は、モニタ 300 に表示した時に、表層血管と深層血管の違いが明確になるように合成される。次の数式 3 は、色差信号 Cb' 、 Cr' の合成を表す式の一例である。

【数 3】

$$Cr' = Ss + Sd + C$$

$$Cb' = A \times Cb$$

20

ここで、 A 及び C は所定の係数である。

【0063】

色差信号 Cr' は、表層血管成分 S_s と深層血管成分 S_d の線形結合「 $S_s + S_d$ 」を含む。表層血管成分 S_s は、表層血管に対応する画素において正の値を取り、深層血管に対応する画素において値が小さくなる（ゼロに近づく）。また、深層血管成分 S_d は、深層血管に対応する画素において負の値を取り、表層血管に対応する画素において値が小さくなる（ゼロに近づく）。従って、線形結合「 $S_s + S_d$ 」は、表層血管では正の値を取り、深層血管では負の値を取る。

【0064】

色差信号 Cb' は、元の色差信号 Cb を係数 A 倍したものである。係数 A の値を調整することにより、最終的にモニタ 300 に表示される画像の色味が調整される。なお、係数 A は、色差信号 Cb の値に依らず一定である必要はない。係数 A は、色差信号 Cb の値に応じて線形又は非線形に変更されてもよい。詳しくは、係数 A は、色差信号 Cb の値に応じて非線形に変化するシグモイド関数であってもよい。

30

【0065】

図 8 は、色差信号 Cb' 、 Cr' の画像を示す。色差信号 Cb' は、色差信号 Cb を係数倍しているのみであるため、表層血管と深層血管の違いは強調されていない。一方、色差信号 Cr' は、表層血管か深層血管かで符号が異なる線形結合「 $S_s + S_d$ 」を含んでいるため、表層血管と深層血管の違いが強調されている。

【0066】

40

図 9 は、新しい色差信号 Cb' 、 Cr' に対応する Cb' Cr' 色平面である。 Cb' Cr' 色平面において、大まかには、第 1 象限がマゼンタ、第 2 象限が赤色、第 3 象限が緑色、第 4 象限がシアンに対応する。本実施形態では、表層血管に対応する画素の色差信号 Cr' は正の値を取り、深層血管に対応する画素の色差信号 Cb' は負の値を取るように、表層血管軸、深層血管軸、レンジ拡張処理における増幅率、係数 A 、 C 等のパラメータが調整されている。また、これらのパラメータを変更することにより、表層血管の色差信号 Cr' Cb' が第 1 象限又は第 2 象限に表れ、深層血管の色差信号 Cr' Cb' が第 3 象限に表れるように調整することができる。表層血管の色差信号 Cr' Cb' が表れる第 1 象限又は第 2 象限は、赤やマゼンタ等の赤系の色である。また、深層血管の色差信号 Cr' Cb' が表れる第 3 象限は、緑系の色である。そのため、新たに合成した色差信号

50

C_r' 、 C_b' に基づいて撮影画像を表示することにより、表層血管と深層血管が異なる色味で表示され、両者の違いを強調することができる。

【0067】

輝度信号強調部234は、YC分離処理部227で生成された輝度信号Yに対して強調処理を施す。図10は、輝度信号強調部234による強調処理を説明するためのブロック図である。強調処理では、輝度信号Yが2つに分けられ、一方の輝度信号Yが平均化処理部241に入力される。平均化処理部241では、処理対象である画素とその周囲の画素の計25画素について、輝度信号Yの信号レベルの平均値 Y_{avg} が計算される。次に、輝度信号Yの信号レベルの平均値 Y_{avg} と、2つに分けられた輝度信号Yの他方の信号レベルとの差分 Y_{diff} が計算される。輝度信号Yの信号レベルの差分 Y_{diff} は、増幅処理部242で増幅されて、増幅輝度信号 Y_{gain} が生成される。次いで、増幅輝度信号 Y_{gain} が元の輝度信号Yに加算されることにより、輝度信号 Y' が生成される。

10

【0068】

この輝度信号強調部234の処理により、処理対象の画素の輝度信号Yと周囲の画素の輝度信号Yとの間に信号レベル差がある場合、その信号レベル差が大きくなるように輝度信号Yが増幅される。例えば、血管はその周囲の粘膜に比べて光の吸収率が高いため、撮影画像において血管は暗く表示される。この撮影画像の輝度信号Yに対して強調処理が施されると、血管に対応する画素の輝度信号Yは、より暗くなるように変換される。これにより、血管と粘膜との違いが強調された撮影画像が得られる。

20

【0069】

輝度信号強調部234で強調処理された輝度信号 Y' と、色差信号合成部233で合成された色差信号 C_b' 、 C_r' は、後段信号処理回路209に入力される。

【0070】

後段信号処理回路209は、前段信号処理回路208より入力される輝度信号 Y' 及び色差信号 C_r' 、 C_b' を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマットのビデオ信号に変換する。変換されたビデオ信号は、モニタ300に出力される。これにより、表層血管と深層血管の違いが強調されたカラーの合成画像がモニタ300の表示画面に表示される。

【0071】

30

図11は、層構造強調表示モードにおいて、モニタ300に表示される合成画像である。合成画像では、通常表示モードにおいて表示されるカラー撮影画像(図3参照)と比較して、粘膜と血管(表層血管及び深層血管)との差異が強調されている。また、合成画像では、表層血管の色味と深層血管の色味が異なるため、表層血管と深層血管を容易に識別可能である。

【0072】

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発明の実施形態に含まれる。

40

【0073】

また、上述の実施形態では、座標変換部231は数式2に基づいて、 C_b 軸及び C_r 軸を表層血管軸及び深層血管軸に変換するが、本発明の実施形態はこれに限定されない。例えば、表層血管軸と深層血管軸は、表層血管に対応する画素において表層血管成分 S_s の値(絶対値)が大きくなり、深層血管に対応する画素において深層血管成分 S_d の値(絶対値)が大きくなるように設定されていればよい。そのため、表層血管軸と深層血管軸は、 C_b 、 C_r 色平面内において直交している必要はなく、 C_b 、 C_r 色平面の原点を通る必要もない。

【0074】

また、上述の実施形態では、色差信号合成部233において、色差信号 C_b' 、 C_r'

50

は、表層血管が赤系の色、深層血管が緑系の色で表示されるように合成されるが、本発明の実施形態はこれに限定されない。色差信号 Cb' 、 Cr' は、表層血管と深層血管を識別しやすいように合成されていればよい。例えば、色差信号 Cb' 、 Cr' は、表層血管が緑系の色、深層血管が赤系の色で表示されるように合成されてもよい。また、色差信号 Cb' 、 Cr' は、表層血管と深層血管のうち一方が青系（例えば、シアン）、他方が緑系の色で表示されるよう合成されてもよく、一方が青系（例えば、シアン）、他方が赤系の色で表示されるよう合成されてもよい。

【0075】

また、後段信号処理回路 209 は、 $YC b C r$ 信号（又は、 $Y' C b' C r'$ 信号）に基づいて画面データを生成し、モニタ 300 に撮影画像を表示するためのビデオ信号に変換するが、本発明の実施形態はこれに限定されない。例えば、電子内視鏡システム 1 の外部の装置に画面データを出力する場合、後段信号処理回路 209 は、必要に応じて、 $YC b C r$ 信号（又は、 $Y' C b' C r'$ 信号）を RGB 信号に変換して出力してもよい。

10

【符号の説明】

【0076】

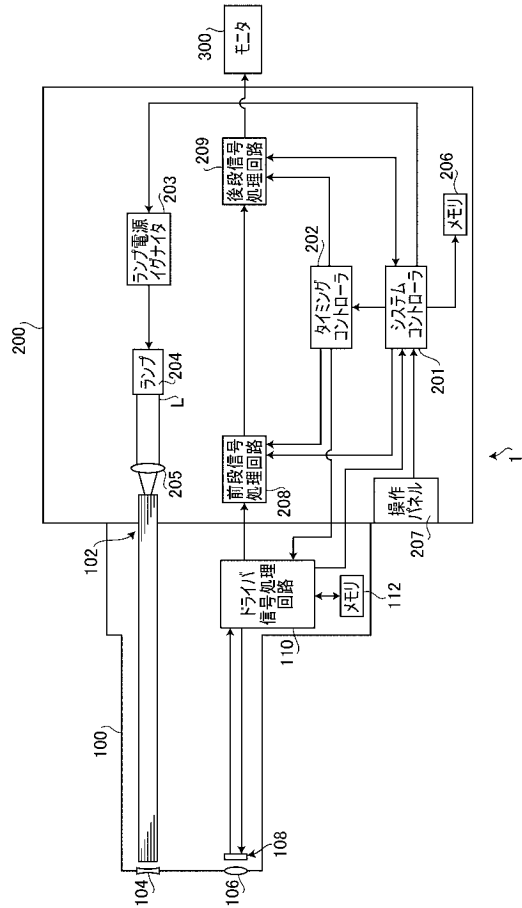
- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LC B
- 104 配光レンズ
- 106 対物レンズ
- 108 固体撮像素子
- 110 ドライバ信号処理回路
- 112 メモリ
- 200 プロセッサ
- 201 システムコントローラ
- 202 タイミングコントローラ
- 203 ランプ電源イグナイタ
- 204 ランプ
- 205 集光レンズ
- 206 メモリ
- 207 操作パネル
- 208 前段信号処理回路
- 209 後段信号処理回路
- 221 クランプ処理部
- 222 欠陥補正処理部
- 223 デモザイク処理部
- 224 リニアマトリックス処理部
- 225 ホワイトバランス処理部
- 226 輪郭補正処理部
- 227 Y C 分離処理部
- 228 層鏡像強調部
- 231 座標変換部
- 232 レンジ拡張部
- 233 色差信号合成部
- 234 輝度信号強調部
- 241 平均化処理部
- 242 増幅処理部

20

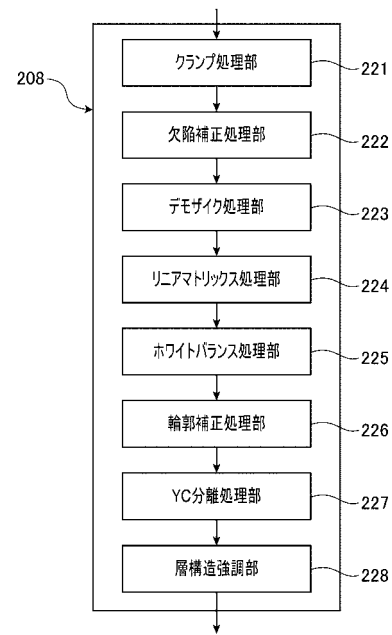
30

40

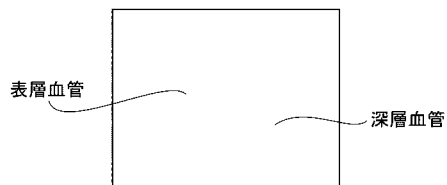
【図 1】



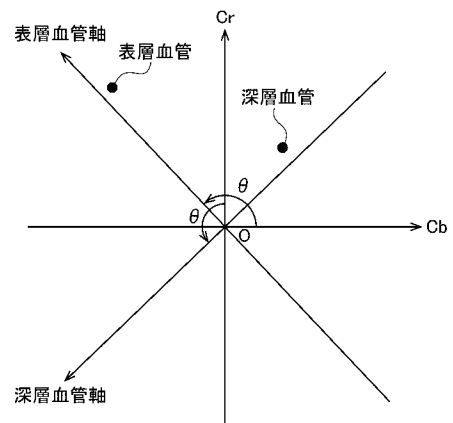
【図 2】



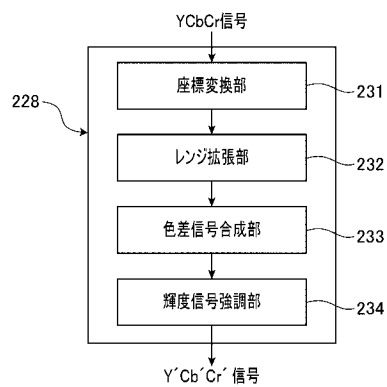
【図 3】



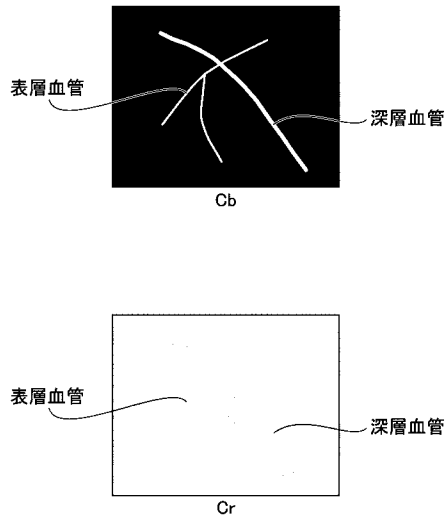
【図 5】



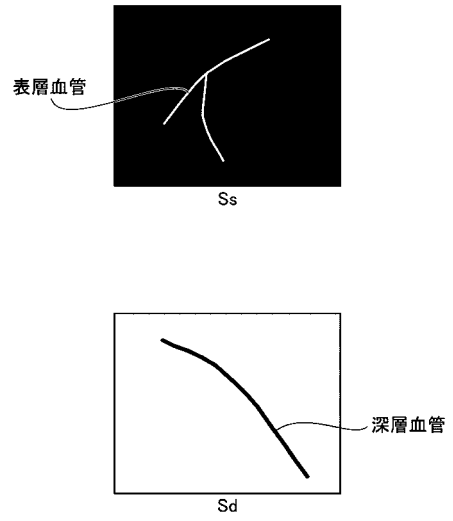
【図 4】



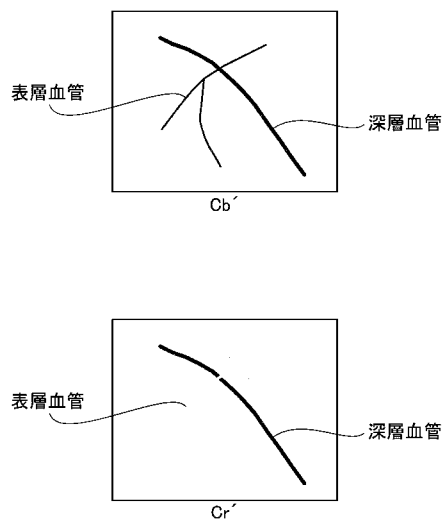
【 図 6 】



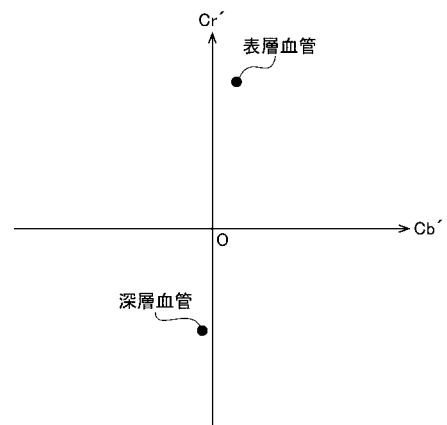
【 図 7 】



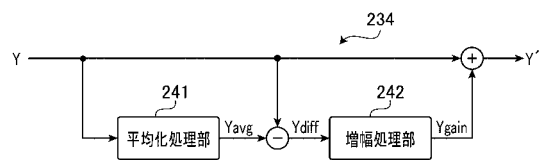
【 図 8 】



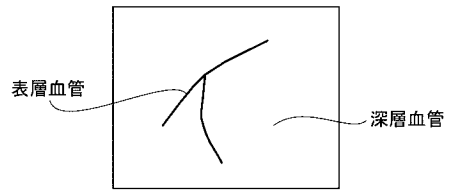
【 図 9 】



【 図 1 0 】



【図 1 1】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2018130450A	公开(公告)日	2018-08-23
申请号	JP2017027883	申请日	2017-02-17
[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	福田雅明		
发明人	福田 雅明		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.616 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ02 4C161/SS21		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，用于产生能够区分具有与活组织表面不同深度的血管的拍摄图像，而不会使光学系统复杂化。解决方案：电子内窥镜系统包括：成像装置，用于对活组织的彩色拍摄图像成像以产生图像信号；表面层血管成分，表示活组织的表层血管组织，一种血管成分发生装置，用于产生代表深层血管，表层血管成分和深层血管形成的深层血管成分并且合成图像生成装置用于生成能够通过组合浅表血管和深血管来区分表层血管和深层血管的合成图像信号。

