

(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2019-118759

(P2019-118759A)

(43) 公開日 令和1年7月22日(2019.7.22)

(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 0	2 H 0 4 0
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2018-2541 (P2018-2541)
 (22) 出願日 平成30年1月11日 (2018.1.11)

(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 110000165
 グローバル・アイピー東京特許業務法人
 (72) 発明者 太田 紀子
 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 GA05 GA06
 4C161 CC06 NN05 SS09 SS23 TT02
 TT03 TT05
 5C054 CC07 EE06 HA12

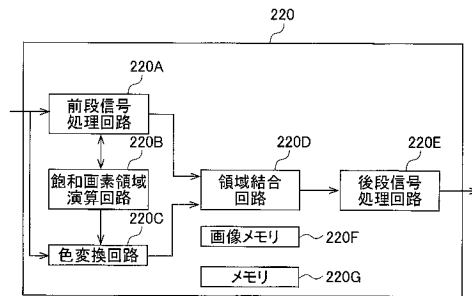
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 電子内視鏡システムにおいて、生体組織中の中間階調の色を呈する部分のみならず、高彩度の色を呈する部分についても階調差が出るようにモニタに表示する。

【解決手段】 電子内視鏡システムのプロセッサは、撮像画像の各画素の色成分を予め定めた色調整パラメータで調整した調整画像を生成する画像調整回路と、調整画像の画素の色が色空間上において前記モニタの色域の表示限界に近づいて、あるいは超えることにより、モニタ上で色の変化が抑制される飽和領域に位置する飽和画素領域を、調整画像から検出する飽和画素領域演算回路 220B と、飽和画素領域の画素の呈する色が、モニタ上で飽和しないように、飽和画素領域に位置する画素の呈する色に対して色変換を行う色変換回路 220C と、を備える。モニタは、色変換した飽和画素領域の画素と、調整画像中の飽和画素領域以外の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織の像を表示する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織を撮像する電子内視鏡と、前記電子内視鏡で撮像して得られた前記生体組織の撮像画像に対して画像処理を行うプロセッサと、前記プロセッサで画像処理された前記撮像画像を表示するモニタと、を備える電子内視鏡システムであって、

前記プロセッサは、

前記撮像画像の各画素の色成分を予め定めた色調整パラメータで調整した調整画像を生成する画像調整回路と、

前記調整画像の画素の色が色空間上において前記モニタの色域の表示限界に近づいて、あるいは超えることにより、前記モニタ上で色の変化が抑制される飽和領域に位置する飽和画素を検出して前記調整画像から飽和画素領域を検出する飽和画素領域演算回路と、

前記飽和画素領域の画素の呈する色が、前記モニタ上で飽和しないように、前記飽和画素領域に位置する画素の呈する色に対して、前記モニタの前記表示限界に応じた色変換を行う色変換回路と、を備え、

前記モニタは、前記色変換回路で色変換した前記飽和画素領域の画素と、前記調整画像中の前記飽和画素領域以外の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織の像を表示するように構成される、ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記飽和画素領域演算回路は、均等色空間上における前記調整画像の画素の呈する色の位置が、前記表示限界の外側に位置する画素の他に、前記表示限界の内側に位置し、かつ前記調整画像の画素の呈する色と前記表示限界との空間距離が所定の値以下である画素を、前記飽和画素として検出する、請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記モニタは、前記プロセッサに対して、他の種類のモニタと取替可能に接続され、

前記プロセッサは、複数種類のモニタのそれぞれを特定することができる識別情報と、前記識別情報で特定した種類のモニタが有する表示限界の情報と、を対応付けたモニタ関連情報を記憶保持した記憶部を備え、

前記飽和画素領域演算回路は、前記プロセッサに接続された種類のモニタの前記識別情報を用いて前記モニタ関連情報を介して取得した前記表示限界の情報を用いて、前記飽和画素領域を検出する、請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記色変換回路で色変換した前記飽和画素領域と、前記非飽和画素領域とを結合して結合画像を生成する領域結合回路を備え、

前記モニタは、前記領域結合回路で生成した前記結像画像を表示する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記飽和画素領域演算回路は、表色系均等色空間上で前記飽和画素領域を検出する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記飽和画素領域は、前記色域を C I E $L^* a^* b^*$ 色空間で表した時、前記色域の L^* の各値に対して a^* 及び b^* の値が正の範囲の $a^* b^*$ 平面上で前記色域の境界を示す境界線を、前記 L^* の各値に沿って繋げた境界面を越えた、 a^* 及び b^* の値が正の範囲の領域を含む、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項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、生体組織を撮像する電子内視鏡と、電子内視鏡で撮像して得られた生体組織の撮像画像に対して画像処理を行うプロセッサと、プロセッサで画像処理された撮像画像を表示するモニタと、を備える電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【0002】

体腔内の生体組織の観察や治療に電子内視鏡が使用されている。電子内視鏡は、生体組織を撮像し、撮像した撮像画像をモニタに表示する。電子内視鏡のオペレータは、モニタに表示された画像を見て、体腔内の生体組織の観察、診断、さらに必要に応じて処置を施す。

【0003】

生体組織の観察、診断、処置においては、生体組織の異常部位を特定する必要がある。電子内視鏡システムでは、モニタにおいて生体組織の異常部位を特定し易くするための色変換を、電子内視鏡によって撮像された画像に施すことが一般的である。

【0004】

特に、生体組織の多くは、彩度が低く中間階調の色情報を有するので、粘膜や血管をモニタで識別し易くするために、撮像画像に対して彩度を上げた色変換を行うことが行われる。一方、血液は、彩度が高く、血液の色情報は、モニタが色を表示する色域の限界近くに集中し易い。このため、粘膜や血管をモニタで識別し易くするために、撮像画像に対して彩度を上げた色変換を行った場合、血液で覆われた生体組織の凹凸等の情報は、モニタの色域の限界によってつぶれてしまいやすい。すなわち、血液が流出した生体組織の像は、凹凸のない（起伏のない）高彩度の、のっぺりとした領域としてモニタに表示される。このため、術者は、モニタの表示画面上で、高彩度で凹凸が見られない領域に違和感を感じ易い。また、生体組織の凹凸の情報が表示されないので、観察や診断が困難になり、また特定の部位を切除する処置等を行う上で障害になり易い。

【0005】

これに対して、電子内視鏡において異常部位の特定に有効な画像処理を行う電子内視鏡用画像信号処理装置が知られている（特許文献1）。

上記電子内視鏡用画像信号処理装置では、画素値が、 $L^*a^*b^*$ 空間における a^*b^* 平面上で設定される領域に含まれるか否かを画素毎に判定し、設定された領域内に含まれると判定された画素の画素値に対してのみ色変換を施す色変換を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-115243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、電子内視鏡用画像信号処理装置では、 a^*b^* 平面上で設定される領域に含まれる画素、例えば異常部位の領域の部分のみに対して色変換を行うので、モニタ上で血液が付着した生体組織は、依然として高彩度で凹凸が見られない領域として表示され易い。このとき、生体組織の凹凸の情報が表示されないので、観察や診断が困難になり、また特定の部位を切除する処置等を行う場合の障害になり易い。

このように、従来の電子内視鏡用画像信号処理装置を備える電子内視鏡システムの色変換では、生体組織中の、中間階調から離れた高彩度の色を呈する部分において階調差が出るように表現することはできない。

【0008】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、生体組織中の中間階調の色を呈する部分のみならず、高彩度の色を呈する部分についても階調差が出るようにモニタに表示することができる電子内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の態様は、生体組織を撮像する電子内視鏡と、前記電子内視鏡で撮像して得られた前記生体組織の撮像画像に対して画像処理を行うプロセッサと、前記プロセッサで画像処理された前記撮像画像を表示するモニタと、を備える電子内視鏡システムである。

10

20

30

40

50

前記プロセッサは、

前記撮像画像の各画素の色成分を予め定めた色調整パラメータで調整した調整画像を生成する画像調整回路と、

前記調整画像の画素の色が色空間上において前記モニタの色域の表示限界に近づいて、あるいは超えることにより、前記モニタ上で色の変化が抑制される飽和領域に位置する飽和画素を検出して前記調整画像から飽和画素領域を検出する飽和画素領域演算回路と、

前記飽和画素領域の画素の呈する色が、前記モニタ上で飽和しないように、前記飽和画素領域に位置する画素の呈する色に対して、前記モニタの前記表示限界に応じた色変換を行う色変換回路と、を備える。

前記モニタは、前記色変換回路で色変換した前記飽和画素領域の画素と、前記調整画像中の前記飽和画素領域以外の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織の像を表示するように構成される。

【0010】

前記飽和画素領域演算回路は、均等色空間上における前記調整画像の画素の呈する色の位置が、前記表示限界の外側に位置する画素の他に、前記表示限界の内側に位置し、かつ前記調整画像の画素の呈する色と前記表示限界との空間距離が所定の値以下である画素を、前記飽和画素として検出する、ことが好ましい。

【0011】

前記モニタは、前記プロセッサに対して、他の種類のモニタと取替可能に接続され、

前記プロセッサは、複数種類のモニタのそれぞれを特定することができる識別情報と、前記識別情報で特定した種類のモニタが有する表示限界の情報と、を対応付けたモニタ関連情報を記憶保持した記憶部を備え、

前記飽和画素領域演算回路は、前記プロセッサに接続された種類のモニタの前記識別情報を用いて前記モニタ関連情報を介して取得した前記表示限界の情報を用いて、前記飽和画素領域を検出する、ことが好ましい。

【0012】

前記プロセッサは、前記色変換回路で色変換した前記飽和画素領域と、前記非飽和画素領域とを結合して結合画像を生成する領域結合回路を備え、

前記モニタは、前記領域結合回路で生成した前記結像画像を表示する、ことが好ましい。

【0013】

前記飽和画素領域演算回路は、表色系均等色空間上で前記飽和画素領域を検出する、ことが好ましい。

【0014】

前記飽和画素領域は、前記色域をCIE $L^*a^*b^*$ 色空間で表した時、前記色域の L^* の各値に対して a^* 及び b^* の値が正の範囲の a^*b^* 平面上で前記色域の境界を示す境界線を、前記 L^* の各値に沿って繋げた境界面を越えた、 a^* 及び b^* の値が正の範囲の領域を含む、ことが好ましい。

【発明の効果】

【0015】

上述の電子内視鏡システムによれば、生体組織中の中間階調の色を呈する部分のみならず、高彩度の色を呈する部分についても階調差が出るようにモニタに表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本実施形態の電子内視鏡システムの構成の一例を示す概略図である。

【図2】図1に示す画像処理ユニットの一例の機能ブロック構成図である。

【図3】モニタの色の色域及び表示限界の一例を示す図である。

【図4】図2に示す色変換回路が行う色変換の一例を説明する図である。

【図5】Adobe RGB色空間と、sRGB色空間の、表示可能な色域の範囲の広狭

10

20

30

40

50

の例を示す図である。

【図6】図2で示す画像処理ユニットで行う処理のフローの一例を説明する図である。

【図7】図2で示す飽和画素領域回路が行う飽和領域検出処理のフローの一例を示す図である。

【図8】(a), (b)は、調整画像における画素の呈する色を、表色系色空間上にプロットしたプロット例と、色変換した飽和画素領域の画素の呈する色を、表色系色空間上にプロットしたプロット例を、模式的に説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の一実施形態について、図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明の一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、電子内視鏡用プロセッサ200、モニター300を備えている。

10

【0018】

電子内視鏡用プロセッサ200は、システムコントローラ202やタイミングコントローラ206を備えている。システムコントローラ202は、メモリ204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208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206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

【0019】

電子内視鏡用プロセッサ200は、電子スコープ100に照明光を供給する光源部230を備えている。光源部230は、図示されないが、例えば、ランプ電源から駆動電力の供給を受けることにより白色の照明光を放射する高輝度ランプ、例えば、キセノンランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はハロゲンランプを備える。高輝度ランプから出射した照明光は、図示されない集光レンズにより集光された後、図示されない調光装置を介して電子スコープ100のLCB(Light Carrying Bundle)102の入射端に入射されるように光源部230は構成される。

あるいは、光源部230は、所定の色の波長帯域の光を出射する複数の発光ダイオードを備える。発光ダイオードから出射した光はダイクロイックミラー等の光学素子を用いて合成され、合成した光は照明光として、図示されない集光レンズにより集光された後、電子スコープ100のLCB(Light Carrying Bundle)102の入射端に入射されるように光源部230は構成される。発光ダイオードに代えてLED(Light Emitting Diode)素子を用いることもできる。発光ダイオード及びLED素子は、他の光源と比較して、低消費電力、発熱量が小さい等の特徴があるため、消費電力や発熱量を抑えつつ明るい画像を取得できるというメリットがある。明るい画像が取得できることにより、後述する炎症に関する評価値の精度を向上させることができる。

30

なお、図1に示す例では、光源部230は、電子内視鏡用プロセッサ200に内蔵して設けられるが、電子内視鏡用プロセッサ200とは別体の装置として電子内視鏡システム1に設けられてもよい。また、光源部230は、後述する電子スコープ100の先端部に設けられてもよい。この場合、照明光を導光するLCB102は不要である。

40

【0020】

入射端よりLCB102内に入射した照明光は、LCB102内を伝播して電子スコープ100の先端部内に配置されたLCB102の射出端より射出され、配光レンズ104を介して被写体に照射される。被写体からの反射光は、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。

【0021】

固体撮像素子108は、例えば、IR(Infra Red)カットフィルタ108a、ベイヤ配列カラーフィルタ108bの各種フィルタが受光面に配置された単板式カラーCCD(

50

Charge-Coupled Device) イメージセンサであり、受光面上で結像した光学像に応じた R (Red)、G (Green)、B (Blue) の各原色信号を生成する。単板式カラー CCD イメージセンサの代わりに、単板式カラー CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサを用いることもできる。

【0022】

電子スコープ 100 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 112 が備えられている。ドライバ信号処理回路 112 は、固体撮像素子 108 より入力される原色信号に対して色補間、マトリクス演算等の所定の信号処理を施して画像信号を生成し、生成された画像信号を電子内視鏡用プロセッサ 200 の画像処理ユニット 220 に出力する。また、ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 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 114 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、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 より読み出された固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

10

【0023】

システムコントローラ 202 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 202 は、生成された制御信号を用いて、電子内視鏡用プロセッサ 200 に接続中の電子スコープ 100 に適した処理がなされるように電子内視鏡用プロセッサ 200 内の各回路の動作やタイミングを制御する。

【0024】

タイミングコントローラ 206 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、画像処理ユニット 220、及び光源部 230 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 206 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 を電子内視鏡用プロセッサ 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。

20

【0025】

画像処理ユニット 220 は、システムコントローラ 202 による制御の下、ドライバ信号処理回路 112 より入力した画像信号に基づいて内視鏡画像等をモニタ表示するためのビデオ信号を生成し、モニタ 300 に出力する。さらに、画像処理ユニット 220 は、後述する病変評価情報生成処理を行い、病変評価情報生成処理結果に基づいて撮像画像の色を置換したカラーマップ画像を生成する。病変評価情報生成処理結果は、撮像した生体組織の症状の評価値を含む。これにより、術者は、モニタ 300 の表示画面に表示された内視鏡画像を通じて例えば体腔内の診断等を行うことができる。画像処理ユニット 220 は、必要に応じて図示されないプリンタに画像を出力する。

30

【0026】

図 2 は、画像処理ユニット 220 の構成の一例を示す図である。

画像処理ユニット 220 は、前段信号処理回路 220 A、飽和画素領域演算回路 220 B、色変換回路 220 C、領域結合回路 220 D、及び、後段信号処理回路 220 E を主に備える。画像処理ユニット 220 は、さらに、画像メモリ 220 F 及びメモリ 220 G を備える。前段信号処理回路 220 A、飽和画素領域演算回路 220 B、色変換回路 220 C、領域結合回路 220 D、後段信号処理回路 220 E は、システムコントローラ 202 がプログラムを起動して各部分の機能を構成したソフトウェアモジュールであってもよいし、FPGA (Field-Programmable Gate Array) 等の専用回路で構成したハードウェアモジュールであってもよい。

40

【0027】

前段信号処理回路 220 A は、電子スコープ 100 から送られてくる撮像画像の各画素の色成分、具体的には撮像画像の画像信号を予め定めた色調整パラメータにより調整した調整画像を生成する画像調整回路である。前段信号処理回路 220 A は、例えば各画像の色成分の値に対して予め定められたゲイン係数を用いて生体組織の像が高彩度な色を呈するように色調整を行う。具体的には、粘膜層や血管等の彩度が低く中間階調の色を呈する

50

生体組織の彩度を高くして中間階調の色が細かく階調で分けられるように、ゲイン係数が設定される。このようなゲイン係数は、種々のモニタが表示する平均的な色域に合わせて設定されメモリ 220G に記憶されている。前段信号処理回路 220A で処理された調整画像は、画像メモリ 220F に記憶される。

【0028】

後段信号処理回路 220E は、入力された画像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信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 300 に出力される。これにより、生体組織の画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0029】

ここで、前段信号処理回路 220A では、上述したように生体組織の中間階調の色を呈する部分の彩度を高くして細かく階調で分けられるようにゲイン係数が設定されるため、血液等の高彩度の色情報を有する部分の色は、モニタ 300 上でモニタ 300 の表示可能な色域の限界を超えることがある。モニタの種類によっては、高階調の部分で階調レベルが上がってもモニタ上で輝度が変化しない特性を有するものがある。この場合、モニタの種類によっては、モニタ 300 の表示画面上で高彩度の部分の彩度が飽和し（色成分の値が大きくなって、彩度が変化しない）、凹凸のないのっぺりとした像となる。表示画面上では、この像の凹凸の情報が表示されないため、生体組織の観察や診断が困難になり、また特定の部位を切除する処置等を行う場合の障害になり易い。特に、モニタ 300 の表示画面上で、高彩度な血液が流出した生体組織の凹凸の情報が表示されないことは生体組織の処置等を行う上で重大な障害になる。すなわち、中間階調の色を呈する部分を高彩度に調整して階調数を増やすと、生体組織中の中間階調から離れた高彩度の色を呈する部分において階調差が出にくくなる。このため、本実施形態の画像処理ユニット 220 は、モニタ 300 の表示画面上で、中間階調の色を呈する部分のみならず高彩度の色を呈する部分についても、階調差が出るような処理を実行するために、飽和画素領域演算回路 220B、色変換回路 220C、及び領域結合回路 220D を備える。

【0030】

飽和画素領域回路 220B は、前段信号処理回路 220A の処理結果として得られる調整画像の各画素の呈する色が色空間上において飽和画素を検出することにより飽和画素領域を検出する。飽和画素領域は、調整画像の色成分の値が変化しても、モニタ 300 の色の表示限界に近づいて、あるいはさらに、表示限界を超えてモニタ 300 上で色の变化、特に彩度の変化がなくなる飽和画素の領域をいう。モニタ 300 における色の表示限界の情報は、メモリ 220G に記憶されており、飽和画素領域演算回路 220B はモニタ 300 の色の表示限界の情報を読み出して取得することができる。一実施形態によれば、メモリ 220G には、モニタ 300 を含む複数種類のモニタのそれぞれを特定することができる識別情報と、この識別情報で特定できる種類のモニタが有する表示限界の情報と、を対応付けたモニタ関連情報を記憶保持している。この場合、飽和画素領域演算回路 220B は、プロセッサ 220 に接続された種類のモニタ 300 の識別情報を用いてモニタ関連情報を介してモニタ 300 の色の表示限界の情報を取得することが好ましい。

なお、飽和画素領域は、色の表示限界を超えた画素のみならず、表示限界より表示限界内に位置するが、表示限界に接する近接領域に位置する画素についても、飽和画素領域に含まれる。この場合、近接領域は、色空間上で、表示限界から所定の範囲内で離間した領域である。

【0031】

図 3 は、モニタ 300 の色の色域及び表示限界の一例を示す図である。図 3 では、色域 CG を、表色系均等色空間の 1 つである CIE $L^*a^*b^*$ 色空間で示し、調整画像の各画素の呈する色を、色成分から L^* 値、 a^* 値、 b^* 値を換算して CIE $L^*a^*b^*$ 色空間内でプロットした一部をわかり易く斜線で付した領域 Lab0 で示している。図 3 は、モニタ 300 の表示限界 LCG も示している。表示限界 LCG は、図中、実線で囲まれた面

10

20

30

40

50

領域 $L^*a^*b^*$ の一部は、表示限界域 LCG を超えている。表示限界域 LCG を超えた部分及び表示限界域 LCG の近接領域は、高彩度の部分であり、モニタ 300 の表示画面上で彩度が飽和して階調差がなくなり、凹凸のないのっぺりとした像を形成する飽和画素領域となる。

【0032】

飽和画素領域演算回路 220B は、このような飽和画素領域を色空間上で検出する。飽和画素領域演算回路 220B は、検出した飽和画素領域、具体的には、飽和画素の位置情報を、メモリ 220G に記憶させる。飽和画素領域の検出方法の詳細については、後述する。

この後、前段信号処理回路 220A は、飽和画素領域演算回路 220B が検出した飽和画素領域に基づいて、飽和画素以外の非飽和画素の調整画像の色成分を画像メモリ 220F に記憶させる。

【0033】

色変換回路 220C は、飽和画素領域の画素の彩度が、モニタ 300 上で飽和しないように、飽和画素領域内の画素の呈する色に対して、モニタ 300 における色の表示限界に応じた色変換を行う。

図 4 は、色変換回路 220C が行う色変換の一例を説明する図である。具体的には、前段信号処理回路 220A で得られる調整画像は、 R, G, B の色成分で構成される RGB 画像であり、色変換回路 220C は、 RGB 画像の色成分を、 $CIE\ L^*a^*b^*$ 色空間における L^* 値、 a^* 値、 b^* 値に換算する。この L^* 値、 a^* 値、 b^* 値を色変換によって L'^* 値、 a'^* 値、 b'^* 値に変換する。このような色変換は、 RGB 画像の各画素が呈する色を表現する色空間と、モニタ 300 の色の表示限界によって定まる色域に応じて定められる。図 5 は、システムコントローラ 220 で用いる RGB 画像の色を表現する色空間の一例として、 $Adobe\ RGB$ 色空間と、モニタ 300 として用いられる IEC (国際電気標準会議) で制定された $sRGB$ 色空間の表示可能な色域の範囲の広狭の例を示す図である。具体的には、図 5 に示す例では、 $L^* = 60$ 、 $b^* = 0$ における $Adobe\ RGB$ 色空間の取り得る a^* の範囲と、 $sRGB$ 色空間の取り得る a^* の範囲を示している。このように、プロセッサ 200 で表現することができる色空間における画像の表現領域は、モニタ 300 が表示できる色空間の色域に比べて大きい。このため、モニタ 300 において、高彩度の部分が飽和することがないように、色変換回路 220C は、色空間における画像の表現領域をモニタ 300 の色域内に入るように狭くする色変換を行う。本実施形態では、色変換回路 220C は画像の全領域について色変換を行わない。すなわち、色変換回路 220C は、飽和画素領域の画素に対して色変換を行う。色変換では、モニタ 300 において、予め設定された公知の変換が用いられる。色変換については、例えば、 $Adobe\ RGB$ 色空間から $sRGB$ 色空間への変換が挙げられる。この色変換については、例えば、

http://w3.kcuu.ac.jp/~fujiwara/infosci/colorman/color_manage.html

に開示されている。

図 4 に示すように、色変換部 220C は、モニタ 300 の色域に含まれるように色変換した L'^* 値、 a'^* 値、 b'^* 値は、 RGB 画像の色成分に逆変換される。

色変換部 220C は、飽和画素領域の各画素について図 4 に示す経路に沿って変換された各画素の色成分 (R, G, B の色成分) を画像メモリ 220F に記憶させる。 R, G, B の色成分の値から R', G', B' の色成分の値への変換は、 $CIE\ L^*a^*b^*$ 色空間上に変換することなく、参照テーブルを利用して、 R, G, B の色成分の値から R', G', B' の色成分の値へ直接変換することができる。

【0034】

領域結合回路 220D は、画像メモリ 220F に記憶された非飽和画素領域の画素の色成分と、飽和画素領域の画素の色成分とを読み出して、1つの画像として結合する。画像

メモリ 220F が画像を記憶するフレームメモリである場合、領域結合回路 220D は、同じフレームメモリに、飽和画素領域及び非飽和画素領域の各画素位置に対応する画素の色成分が記憶されるので、領域結合回路 220D は、画像メモリ 220F からフレームメモリに記憶された画像全体を読み出すことにより、結像画像を得ることができる。この場合、領域結合回路 220D において非飽和画素領域と飽和画素領域とを結合する処理を省略することができ、領域結合回路 220D の構成を簡素化することができる。

領域結合回路 220D で得られる結合画像は、後段信号処理回路 220E でモニタ 300 に表示可能な所定のビデオフォーマット信号に変換される。

なお、図 2 に示す例では、ビデオフォーマット信号に変換される前に、飽和画素領域と非飽和画素領域を結合した結合画像を生成するが、飽和画素領域及び非飽和画素領域の画素それぞれをビデオフォーマット信号に変換したのち、1つの画像の信号としてビデオフォーマット信号を統合してもよい。

【0035】

モニタ 300 は、生成されたビデオフォーマット信号を利用して、色変換回路 220C で色変換した飽和画素領域の画素と、前段信号処理回路 220A で生成された調整画像中の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織の像を表示する。

【0036】

図 6 は、画像処理ユニット 220 で行う処理のフローの一例を説明する図である。

まず、前段信号処理回路 220A は、電子スコープ 100 から送られてきた画像に対して、予め設定されたゲイン係数を用いた色調整を含む所定の画像処理を行い、調整画像を生成する（ステップ ST10）。

【0037】

次に、飽和画素領域演算回路 220B は、接続されたモニタ 300 の色域の情報、具体的には、色の表示限界の数値情報をメモリ 220G から読み出して取得する（ステップ ST12）。

【0038】

次に、飽和画素領域演算回路 220B は、モニタ 300 が色を表示する色域の表示限界の数値情報を用いて、調整画像内の飽和画素領域を検出する（ステップ ST14）。飽和画像領域の検出は、CIE $L^*a^*b^*$ 色空間等の表色系均等色空間上で行われる。

【0039】

図 7 は、飽和領域検出処理のフローの一例を示す図である。

調整画像の画素について、画素 1 から画素 n（n は 2 以上の自然数）まで、順番に画素が飽和画素領域にあるか否かを探索する。具体的には、調整画像は、RGB 画像であるので、飽和画素領域演算回路 220B は、調整画像の各画素の R, G, B の色成分を、表色空間である CIE $L^*a^*b^*$ 色空間に変換（換算）する（ステップ ST14A）。

【0040】

飽和画素領域演算回路 220B は、CIE $L^*a^*b^*$ 色空間に変換された画素の L^* 値、 a^* 値、 b^* 値をモニタ 300 の色の表示限界 LCG の数値情報と比較することにより、画素が飽和限界領域に含まれるか否かを判定する（ST14B）。

判定の結果、画素が飽和限界領域に含まれない場合、非飽和画素と定め（ステップ ST14C）、この画素の位置情報を求める。また、判定の結果、画素が飽和限界領域に含まれる場合、飽和画素と定めて（ステップ ST14D）、画素の位置情報を求める。

ステップ ST14A ~ 14D の処理を調整画像の画素すべてについて行う。

こうして、飽和画素領域演算回路 220B は、飽和画素の位置情報及び非飽和画素の位置情報を取得する。

【0041】

飽和画素領域演算回路 220B は、飽和画素領域が検出されたか否かを判定する（ステップ ST16）。飽和画素領域が検出されなかった場合、色変換を行う対象はないので、色変換部 220C は動作しない。この場合、前段信号処理回路 220A が処理した調整画像の全画素の色成分は、後段信号処理回路 220E で処理されてモニタ 300 に表示可能

10

20

30

40

50

な所定のビデオフォーマット信号に変換される。

【0042】

一方、飽和画素領域が検出された場合、色変換部220Cは飽和画素の色変換を行う（ステップST18）。

具体的には、色変換部220Cは、飽和画素領域に含まれる画素の位置情報を読み出して、各画素の色成分を、図4に示すように、CIE $L^*a^*b^*$ 色空間上で、モニタ300上で色が飽和しないような色変換を行って、RGB画像に戻す。あるいは、参照テーブルを利用して、R、G、Bの色成分の値からR'、G'、B'の色成分の値へ直接変換する。

【0043】

次に、領域結合回路220Dは、前段信号処理回路220Aで生成された非飽和画素領域の画素の色成分と、色変換部220Cで色変換された飽和画素領域の画素の色成分とを結合して1つの画像にする（ステップST20）。

【0044】

次に、後段信号処理回路220Eは、結合画像を、モニタ300に表示可能な所定のビデオフォーマット信号に変換してモニタ300に送る。

これにより、モニタ300は、色変換回路220Cで色変換した飽和画素領域の画素と、前段信号処理回路220Aで生成された調整画像中の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織を画像表示する（ステップST22）。

【0045】

このように、電子内視鏡システム1の飽和画素領域演算回路220Bは、前段信号処理回路220Aで得られた調整画像から、モニタ300の表示画面上で色の変化が抑制された飽和領域に位置する飽和画素を検出することにより飽和画素領域を検出し、色変換回路220Cは、飽和画素領域に位置する画素の呈する色に対して、モニタ300の表示限界の内側に入るような色変換を行う。モニタ300は、色変換した飽和画素領域の画素と、調整画像中の非飽和画素領域の画素とを用いて、生体組織の像を表示する。したがって、血管や粘膜等の中間階調の色を呈する非飽和画素領域の部分は、前段信号処理回路220Aにおいてゲイン係数を用いて色調整を行うことにより、モニタ300上で高彩度に表示され、一方、血液の付着した高彩度の色を呈する飽和画素領域の部分は、色変換回路220Cにおいて色変換を行うことにより、モニタ300の表示画面上で、色（彩度）が位置

【0046】

図8(a)、(b)は、調整画像における複数の画素の呈する色を、表色系色空間上にプロットしたプロット例と、本実施形態において色変換した飽和画素領域の複数の画素の呈する色を、表色系色空間上にプロットしたプロット例を、模式的に説明する図である。

図8(b)に示すように、色変換によって表示限界LCGの内側に各画素のプロットが入るようにできる。

【0047】

このようなプロセッサ200において、一実施形態によれば、飽和画素領域演算回路220Bは、均等色空間上において、モニタ300における色の表示限界の内側にあり、かつ、調整画像の画素の呈する色と色の表示限界との空間距離が所定の値以下である画素を、飽和画素として検出することが好ましい。均等色空間には、例えば $L^*a^*b^*$ 色空間及び $L^*u^*v^*$ 色空間が含まれる。上述の空間距離と比較する所定の値は、モニタ300の色域に応じて変化するように設定されてもよい。これにより、飽和画素領域を客観的に定めることができる。

【0048】

一実施形態によれば、モニタ300は、プロセッサ200に対して、他の種類のモニタと選択的に取替可能に接続される。この場合、プロセッサ200は、複数種類のモニタの

10

20

30

40

50

それぞれを特定することができる識別情報と、識別情報で特定する種類のモニタが有する表示限界の情報と、を対応付けたモニタ関連情報をメモリ220Gに記憶保持しておく。このとき、飽和画素領域演算回路220Bは、プロセッサ200に接続された種類のモニタ300の識別情報を用いてメモリ220Gに記憶したモニタ関連情報を介して取得した表示限界の情報を用いて、飽和画素領域を検出することが好ましい。モニタ300をプロセッサ200と接続したとき、例えばモニタ300から自動的にプロセッサ200に識別情報が送信されるので、この識別情報を用いて、飽和画素領域演算回路220Bは、表示限界の情報を取得することができる。このような構成により、モニタ300が異なる種類のモニタ300に取り替えられてプロセッサ200に接続されても飽和画素領域をモニタ300の色域に合わせて検出することができる。

10

【0049】

上述したように、飽和画素領域演算回路220Bは、表色系均等色空間上で飽和画素領域を検出することが好ましい。表色系均等色空間には、例えば $L^*a^*b^*$ 色空間及び $L^*u^*v^*$ 色空間が含まれる。表色系均等色空間では、色に関する距離が定義でき、表示限界内にあるが飽和画素領域として扱う画素を判定するための表示限界からの空間距離を算出することができる。

【0050】

飽和画素領域演算回路220Bが検出する飽和画素領域は、色域をCIE $L^*a^*b^*$ 色空間で表した時、色域の L^* の各値に対して a^* 及び b^* の値が正の範囲の a^*b^* 平面上でモニタ300の色域の境界を示す境界線を、 L^* の各値に沿って繋げた境界面を越えた a^* 及び b^* の値が正の範囲の領域を含むことが好ましい。このような境界面は、明度、色彩、及び彩度の色を規定する3成分のうち、彩度の表示限界を示すものである。これにより、血液等の高彩度の色が飽和しないようにモニタ300上に表示させることができる。

20

【0051】

なお、上述したように、飽和画素領域は、表示限界LCGの外側に位置する画素だけでなく、表示限界LCGより内側に位置し、表示限界LCGに接する近接領域に位置する画素も含む。このように飽和画素領域は近接領域に位置する画素を含むのは、表示限界LCG内であっても、モニタ300の表示する色が飽和することがあるからである。

また、画素の呈する色が色変換されない非飽和画素領域と、画素の呈する色が色変換された飽和画素領域内の非飽和画素領域と接する境界近傍領域とでは、色変換の有無によって彩度に段差ができて、実際の被写体の像から乖離し、最悪、彩度の程度が逆転する場合もある。このため、一実施形態によれば、上記境界近傍領域内にある飽和画素領域内の調整画素の色成分を、非飽和画素領域の一部として取り込み、非飽和画素領域の画素と、色変換した飽和画素領域の画素を結合する際、上記境界近傍領域内にある非飽和画素領域と飽和画素領域との重複した画素の色成分同士の値の平均値を、重複した画素の色成分の値とすることが好ましい。

30

【0052】

以上、本発明の電子内視鏡システムについて詳細に説明したが、本発明の電子内視鏡システムは上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

40

【符号の説明】

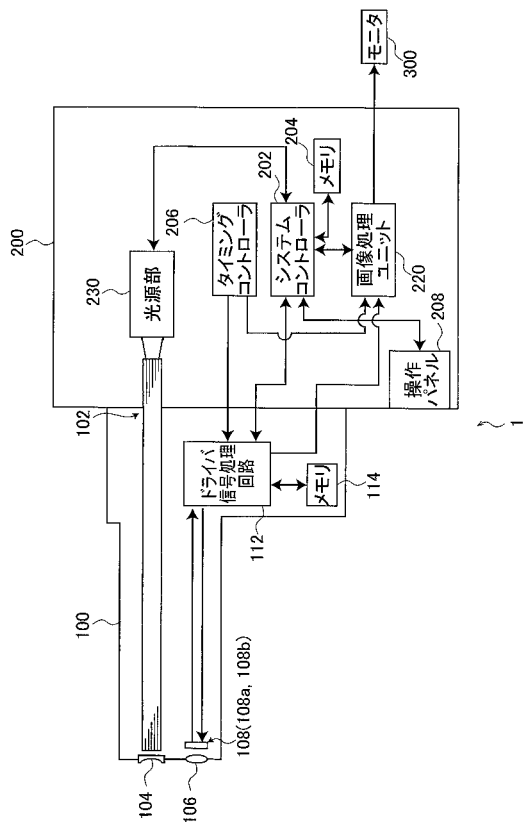
【0053】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 200 電子内視鏡用プロセッサ
- 220 画像処理ユニット
- 220A 前段信号処理回路
- 220B 飽和画素領域演算回路
- 220C 色変換回路
- 220D 領域結合回路

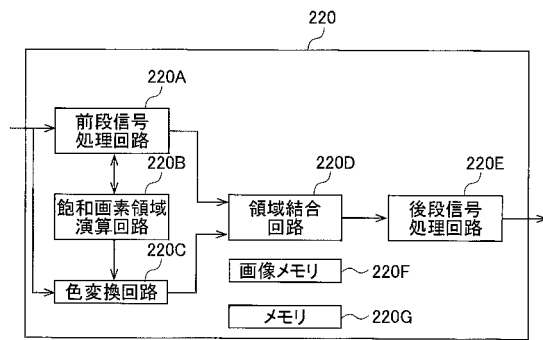
50

- 220E 後段信号処理回路
- 220F 画像メモリ
- 220G メモリ
- 230 光源部
- 300 モニタ

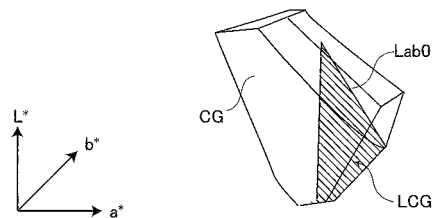
【図1】



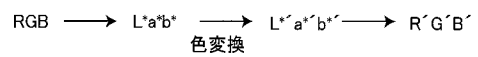
【図2】



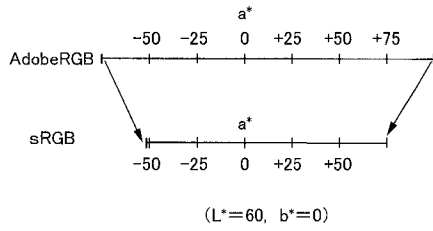
【図3】



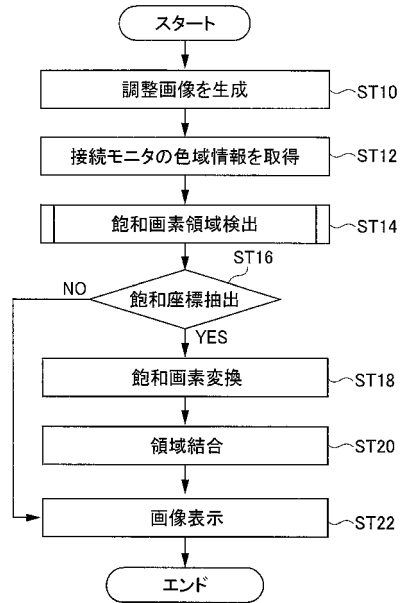
【図4】



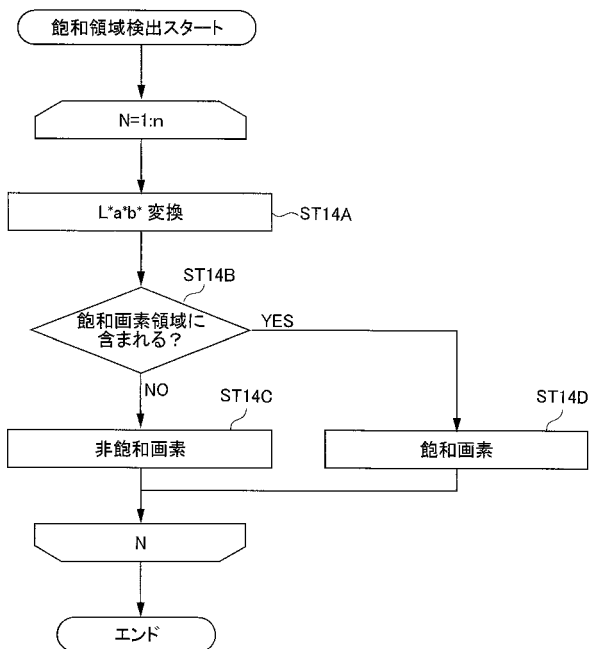
【 図 5 】



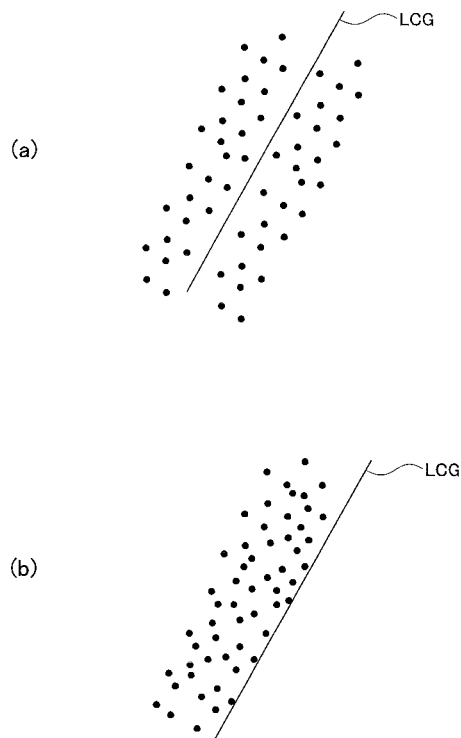
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019118759A	公开(公告)日	2019-07-22
申请号	JP2018002541	申请日	2018-01-11
[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	太田紀子		
发明人	太田 紀子		
IPC分类号	A61B1/045 H04N7/18 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.610 H04N7/18.M G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/NN05 4C161/SS09 4C161/SS23 4C161/TT02 4C161/TT03 4C161/TT05 5C054/CC07 5C054/EE06 5C054/HA12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电子内窥镜系统在监视器上不仅显示活组织中呈现半色调的部分，而且还显示呈现高饱和度颜色的部分。电子内窥镜系统的处理器生成调整后的图像，其中利用预定的颜色调整参数调整捕获图像的每个像素的颜色分量，并且调整后的图像的像素具有颜色空间饱和像素区域操作电路220B，用于通过接近或超过上述监视器的色域的显示限制，从调整后的图像中检测位于饱和区域中的饱和像素区域，其中在监视器上抑制颜色变化。以及颜色转换电路220C，其对由位于饱和像素区域中的像素呈现的颜色执行颜色转换，使得饱和像素区域中的像素呈现的颜色在监视器上不饱和。监视器使用经过颜色转换的饱和像素区域的像素和调整后的图像中的饱和像素区域以外的非饱和像素区域的像素来显示活组织的图像。 [选择图]图2

