

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/042396

発行日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)

(43) 国際公開日 平成25年3月28日 (2013. 3. 28)

(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 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	
	H 0 4 N 5/225 C	

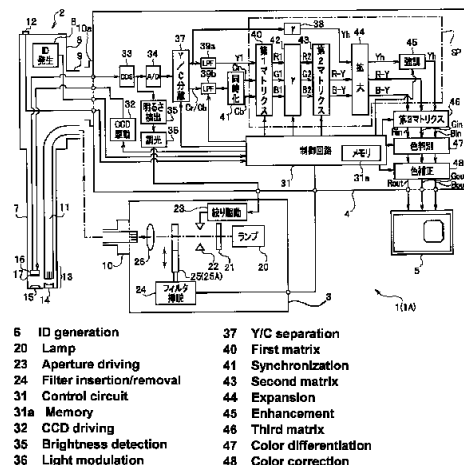
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

出願番号	特願2013-507491 (P2013-507491)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/060445	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(22) 国際出願日	平成24年4月18日 (2012. 4. 18)	(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
(11) 特許番号	特許第5363680号 (P5363680)	(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
(45) 特許公報発行日	平成25年12月11日 (2013. 12. 11)	(72) 発明者	山▲崎▼ 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2011-207719 (P2011-207719)	(72) 発明者	五十嵐 誠 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内 最終頁に続く
(32) 優先日	平成23年9月22日 (2011. 9. 22)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 医療機器

(57) 【要約】

プロセッサ4は、生体組織に照射された光の戻り光を撮像するCCD16の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する第1～第3マトリクス回路40、46と、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別回路47と、特殊光による観察モード時に、色判別回路47の判別結果に基づいて、生体組織以外の観察対象の色に対して、通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正回路48とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記特殊光の画像信号に対して画素毎に色を識別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、

前記特殊光による観察モード時に、前記色判別手段の判別結果に基づいて、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段と、

を備えることを特徴とする医療機器。

10

【請求項 2】

前記色判別手段は、前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色相を判別することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記特殊光の画像信号の輝度レベルは、RGB信号の輝度レベルであることを特徴とする請求項 2 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記色判別手段が前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、前記色補正手段は、黄色い色調への前記色補正をすることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記色判別手段が前記生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合、前記色補正手段は、青の色調への前記色補正をすることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

20

【請求項 6】

前記照明手段は、前記通常光と、前記特殊光を切り替え可能に照射し、

前記画像信号生成手段は、前記照明手段により前記生体組織に照射された前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記特殊光は、少なくとも 2 つの狭帯域光であることを特徴とする請求項 6 に記載の医療機器。

30

【請求項 8】

前記照明手段は、前記通常光を照射し、

前記画像信号生成手段は、前記通常光の前記戻り光から、分光推定処理により前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記撮像手段からの前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて、前記色補正における補正パラメータを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、前記色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

40

【請求項 11】

前記色補正手段は、色相を 10 の領域に分割し、当該 10 の色相領域に基づいて色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 12】

前記医療機器は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 13】

前記医療機器は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器

50

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療機器に関し、特に、生体組織に照射された光の戻り光の画像信号を処理する医療機器に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、生体組織に照射された光の戻り光を撮像して、画像信号を生成して出力する医療機器が広く利用されている。例えば、内視鏡装置は、挿入部を有し、その挿入部を被検体内に挿入して、挿入部の先端に設けられた撮像素子により撮像して得られた生体組織の画像を、モニタに表示して、診断等のために用いられる医療機器である。

10

【0003】

内視鏡装置は、生体組織に白色光を照射して生体組織からの反射光の画像を観察する白色光観察モードすなわち通常光観察モードだけでなく、所定の帯域の波長の照明光を生体組織に照射し、生体組織からの戻り光の画像を観察する特殊光観察モードも有しているものがある。

【0004】

特殊光観察モードの一つとしての狭帯域光観察モードは、例えば、血管像や粘膜の微細構造を、コントラスト良く観察するためのモードである。また、特殊光観察モードには、狭帯域光の励起光を生体組織に照射して、生体組織内の蛍光物質が発する蛍光を撮像する蛍光観察モードもある。

20

特殊光観察モードで得られた画像中には、生体組織以外の対象物が含まれる場合がある。生体組織以外の対象物としては、例えば、残渣（残便や腸液、胆汁など）がある。

【0005】

特殊光観察画像に含まれる残渣などは、術者が病変部を診断する上での妨害因子であるため、日本特開2004-8230号公報では、蛍光観察において、生体組織に付着した血液、残渣などの妨害因子の領域を識別して処理を行う技術が提案されている。さらに、日本特開2003-79568号公報には、蛍光観察において、生体組織に付着した血液、残渣などの妨害因子の領域を病変組織と誤認されないように、妨害領域を他の領域とは異なる色にする処理を行う技術が提案されている。また、日本特開2007-125245号公報には、蛍光観察において、残渣による蛍光画像部分の表示形態を変更して、蛍光画像上で識別可能にする技術が開示されている。

30

【0006】

しかし、特殊光観察下、例えば血管像や粘膜の微細構造をコントラスト良く観察する観察するための従来の狭帯域光観察モードでは、生体組織以外の黄色い物質、例えば残渣、が真っ赤な色で表示されてしまう場合がある。これは、所定の色変換がされたときに、その色変換の結果、肉眼あるいは白色光観察モードでは黄色の対象物が赤色に変換されてしまうからである。

ところが、赤色は血液の色と同じなので、術者等は、モニタに映し出された画像中の赤色の物体は、血液ではないかと、条件反射的に誤認してしまう瞬間があったり、あるいはその画像に違和感を覚える場合がある。また、モニタを内視鏡被検者も一緒に見る場合もあるので、赤色の対象物を、被検者も同様な誤認をすることもあり得る。

40

【0007】

また、青色色素を生体組織上に散布した場合、狭帯域画像上では、散布された青色色素が緑色から青緑色に再現されてしまう場合がある。

ところが、狭帯域光観察モードでは、粘膜深部を走行する比較的大い血管も、緑色から青緑色で再現されるため、術者等は、そのような血管と類似する色の対象物が画像中にあると、違和感を覚える場合がある。

【0008】

50

画像を見る者が画像に違和感を覚えるのは、特殊光観察モード下で表示された画像において、生体組織以外の対象物が、白色光モードで表現される色調と異なっているからである。

【 0 0 0 9 】

上述した各提案に係る技術においても、残渣などが異なる色に処理されるが、特殊光観察画像モード下で、モニタに表示される画像を、術者等に違和感を与えない画像にすることについては開示がない。

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、上述したような問題に鑑みてなされたものであり、特殊光観察画像モード下で、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示する医療機器を提供することを目的とする。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様による医療機器は、照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、前記特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別手段と、前記特殊光による観察モード時に、前記色判別手段の判別結果に基づいて、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段と、を備える。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 の構成を示す図である。

【 図 2 】 本発明の第 1 の実施の形態に係わる狭帯域用フィルタ 2 5 の分光特性の一例を示す図である。

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施の形態に係わる、色判別回路 4 7 において判別される色相領域と、その判別基準を記憶するテーブル TBL の構成を示す図である。

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施の形態に係わる、色判別回路 4 7 により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。

【 図 5 】 本発明の第 1 の実施の形態に係わる、色判別回路 4 7 と色補正回路 4 8 において、画素毎に行われる色判別と色補正の処理を示すフローチャートである。

【 図 6 】 本発明の第 2 の実施形態に係わる狭帯域用フィルタ 2 5 A の分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。

【 図 7 】 本発明の第 2 の実施形態に係わる、色判別回路 4 7 により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。

【 図 8 】 本発明の第 2 の実施形態に係わる、色判別回路 4 7 へ入力される信号 R_{in} , G_{in} , B_{in} において、残渣とヘモグロビン Hb それぞれに対する強度の違いを説明するための図である。

【 図 9 】 本発明の第 2 の実施形態の変形例 2 - 1 に係る狭帯域用フィルタ 2 5 A の分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。

【 図 1 0 】 本発明の第 2 の実施形態の変形例 2 - 1 に係る、色判別回路 4 7 へ入力される信号 R_{in} , G_{in} , B_{in} において、残渣とヘモグロビン Hb それぞれに対する強度の違いを説明するための図である。

【 図 1 1 】 本発明の第 3 の実施形態に係わるカプセル型内視鏡システムの構成を示す構成図である。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 の構成を示す図である。図 1 に示すように第 1

10

20

30

40

50

の実施形態の内視鏡装置 1 は、体腔内に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）2 と、この内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 3 とを備える。さらに、医療機器であるこの内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置としてのビデオプロセッサ（以下、プロセッサという）4 と、プロセッサ 4 から出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像された撮像画像に対して信号処理した画像を内視鏡画像として表示するモニタ 5 とを備える。

【0014】

内視鏡 2 は、内視鏡 2 に固有の識別情報（ID）を発生する ID 発生部 6 と、細長の挿入部 7 と、この挿入部 7 の後端に設けられた操作部 8 と、この操作部 8 から延出されたユニバーサルケーブル 9 とを有し、このユニバーサルケーブル 9 の 1 つの端部のライトガイドコネクタ 10 は、光源装置 3 に着脱自在に接続され、もう一つの端部の信号コネクタ 10 a は、医療機器でもあるプロセッサ 4 に着脱自在に接続される。

挿入部 7 内には、照明光を伝送するライトガイド 11 が挿通され、このライトガイド 11 における手元側の端部のライトガイドコネクタ 10 を光源装置 3 に接続することにより、光源装置 3 からの照明光がライトガイド 11 に供給される。

【0015】

光源装置 3 は、白色光である通常光による観察モード（以下、白色光観察モードという）時には、照明光として可視波長領域をカバーする白色照明光を発生して、ライトガイド 11 に供給し、特殊光による観察モードである狭帯域光観察モード時には、照明光として所定の狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド 11 に供給する。

【0016】

白色光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、例えば内視鏡 2 の操作部 8 に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ 12 により行うことができる。なお、モード切替スイッチ 12 は、内視鏡 2 に設けたスコープスイッチで構成する他に、フットスイッチにより構成しても良いし、プロセッサ 4 のフロントパネルにモード切替スイッチを設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。

このモード切替スイッチ 12 による切替信号は、プロセッサ 4 内の制御回路（後述）に入力され、切替信号が入力されると、その制御回路は、光源装置 3 のフィルタ挿脱機構（後述）を制御して、白色照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

【0017】

また、挿入部 7 の先端部 13 には、照明窓に取り付けた照明手段を構成する照明レンズ 14 が設けられている。光源装置 3 からの照明光は、ライトガイド 11 を介してその先端面に伝送され、挿入部 7 の先端部 12 に設けた照明レンズ 14 を通って外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。以上のように、光源装置 4、ライトガイド 11 等は、通常光と、特殊光を切り替え可能に照射する照明手段を構成する。

【0018】

さらに、先端部 13 には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 15 が取り付けられている。この対物レンズ 15 は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ 15 の結像位置には、撮像手段を構成する固体撮像素子として CCD 16 が配置されており、対物レンズ 15 を通った光は、この CCD 16 により光電変換される。

この CCD 16 の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ 17 が設けられており、色分離フィルタ 17 には、例えば補色系カラーフィルタが各画素単位で取り付けられている。

この補色系カラーフィルタは、各画素の前に、マゼンタ（Mg）、グリーン（G）、シアン（Cy）、イエロ（Ye）の 4 色のカラーチップが、水平方向には、Mg と G とが交互に配置され、縦方向には、Mg、Cy、Mg、Ye と G、Ye、G、Cy との配列順で、それぞれ配置されている。

【0019】

10

20

30

40

50

光源装置 3 は、照明光を発生するランプ 20 を内蔵し、このランプ 20 は、可視波長領域を含む照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ 21 により赤外光がカットされて略白色光の波長帯域に近い照明光にされた後、絞り 22 に入射される。この絞り 22 は、絞り駆動回路 23 により、開口量が調整されてその通過光量が制御される。

【0020】

この絞り 22 を通過した照明光は、狭帯域光観察モード時は、ブランジャなどにより構成されるフィルタ挿脱機構 24 により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ 25 を通して、或いは白色光観察モード時は、狭帯域用フィルタ 25 を通さないで、集光レンズ 26 により集光されてライトガイド 11 の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

図 2 は、狭帯域用フィルタ 25 の分光特性の一例を示す図である。この狭帯域用フィルタ 25 は、2 峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑、青の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を有する。

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a は、それぞれ中心波長が 540 nm、415 nm であり、その半値幅が 20 ~ 40 nm のバンドパス特性を有する。

【0021】

従って、狭帯域用フィルタ 25 が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部 G a , B a を透過した 2 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 11 に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ 24 を照明光路中に配置しない場合には、広帯域の白色光がライトガイド 11 に供給されることになる。

【0022】

プロセッサ 4 は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであり、制御回路 31 と、各種回路を有し、各種回路の中の主な回路は、制御回路の制御の下で動作する。制御回路 31 は、光源装置 3 からライトガイド 13 に供給する照明光の切替制御に連動して、プロセッサ 4 内の信号処理系の特性を切り替える制御も行う。よって、プロセッサ 4 は、モード切替スイッチ 12 による切替操作により、信号処理系の特性を切り替えることにより、白色光モード及び狭帯域光モードそれぞれの観察モードに適した信号処理を行えるようになっている。

【0023】

CCD 16 は、信号線の一端と接続されており、この信号線他端が接続された信号コネクタ 10a をプロセッサ 4 に接続することにより、プロセッサ 4 内の CCD 駆動回路 32 と CDS 回路 33 とに接続される。

なお、内視鏡 2 の固有の識別情報 (ID) を発生する ID 発生部 6 の ID 信号は、制御回路 31 に入力され、制御回路 31 は、受信した ID 信号によりプロセッサ 4 に接続された内視鏡 2 の種類やその内視鏡 2 の内蔵された CCD 16 の画素数、種類等を識別する。制御回路 31 は、識別した内視鏡 2 の CCD 16 を適切に駆動するように、CCD 駆動回路 32 を制御する。

CCD 16 は、CCD 駆動回路 32 からの CCD 駆動信号の印加により、光電変換された撮像信号を、相関二重サンプリングを行う CDS 回路 33 に出力する。CDS 回路 33 により、撮像信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換された信号は、A/D 変換回路 34

に入力され、デジタル信号に変換されると共に、明るさ検出回路 35 に入力され、明るさ (信号の平均輝度) が検出される。

明るさ検出回路 35 により検出された明るさ信号は、調光回路 36 に入力され、基準の明るさ (調光の目標値) との差分により調光するための調光信号が生成される。この調光回路 36 からの調光信号は、絞り駆動回路 23 に入力され、絞り駆動回路 23 は、生成される画像の明るさが、基準となる明るさとなるように絞り 22 の開口量を調整する。

【0024】

A/D 変換回路 34 から出力されるデジタル信号は、Y/C 分離回路 37 に入力され、Y/C 分離回路 37 は、輝度信号 Y と、(広義の色信号 C としての) 線順次の色差信号 C r , C b を生成する。色分離フィルタ 17 に補色系カラーフィルタを用いた CCD 16 の場合、縦方

10

20

30

40

50

向に隣接する 2 列の画素を加算して順次読み出すが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、CCD 16 から読み出された信号は、Y/C分離回路 37 に入力され、各画素について、公知のように輝度信号と色差信号とが生成されることになる。

【0025】

このY/C分離回路 37 は、色分離手段を形成し、従って、Y/C分離回路 37 の出力信号としての輝度信号 Y は輝度信号、色差信号 C r , C b は色差信号に相当する。

輝度信号 Y は、 γ (ガンマ) 回路 38 に入力されると共に、信号の通過帯域を制限する第 1 のローパスフィルタ (以下、LPF と略記) 39 a に入力される。

この LPF 39 a は、輝度信号 Y に対応して広い通過帯域に設定されており、この LPF 39 a の通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号 Y 1 が、色変換手段としての第 1 マトリクス回路 40 に入力される。

【0026】

また、色差信号 C r , C b は、信号の通過帯域を制限する第 2 の LPF 39 b を介して、線順次色差信号を同時化する同時化回路 41 に入力される。

この場合、第 2 の LPF 39 b は、制御回路 31 により、観察モードに応じてその通過帯域の特性が変更される。具体的には、白色光観察モード時には、第 2 の LPF 39 b は、第 1 の LPF 39 a より低帯域に設定される。つまり、白色光観察モード時には、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理を行うように設定される。

一方、狭帯域光観察モード時には、第 2 の LPF 39 b は、白色光観察モード時における低帯域よりも広い帯域に変更される。例えば第 2 の LPF 39 b は、第 1 の LPF 39 a とほぼ同様に広帯域に設定すなわち変更される。

このように第 2 の LPF 39 b は、観察モードの切替に連動して、色差信号 C r , C b に対する通過帯域制限する処理特性を変更する処理特性変更手段を形成している。

【0027】

第 2 の LPF 39 b の信号通過の帯域特性を広帯域化することにより、毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部 G a による輝度信号に近い緑 (G) の照明光のもとで撮像した緑 (G) の色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能 (解像度) を向上することができ、診断がし易い画質の良い画像が得られるようにしている。

同時化回路 41 は、同時化された色差信号 C r , C b を生成し、この色差信号 C r , C b は、色変換手段としての第 1 マトリクス回路 40 に入力される。

第 1 マトリクス回路 40 は、輝度信号 Y 1 及び色差信号 C r , C b を 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 に変換して出力する回路であり、出力された 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 は、ガンマ補正を行う γ 回路 42 に入力される。3 原色信号中の信号 R 1 , G 1 には、中心波長 540 nm の狭帯域光が照射されることで得られる画像信号が割り当てられ、3 原色信号中の信号 B 1 には、中心波長 415 nm の狭帯域光が照射されることで得られる画像信号が割り当てられる。

【0028】

この第 1 マトリクス回路 40 は、制御回路 31 によって制御され、CCD 16 の感度特性や色分離フィルタ 17 の特性、狭帯域用フィルタ 25 の特性に応じて、変換特性を決定するマトリクス係数の値を変更又は切替える。そして、第 1 マトリクス回路 40 は、入力された信号を、混色の無い或いは混色を殆ど解消した 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 に変換する。

【0029】

例えば、プロセッサ 4 に実際に接続される内視鏡 2 により、その内視鏡 2 に搭載されている CCD 16 の分光感度や色分離フィルタ 17 の特性が異なる場合があり、制御回路 31 は、ID 信号の情報により実際に使用されている CCD 16 の分光感度や色分離フィルタ 17 の特性に応じて第 1 マトリクス回路 40 により 3 原色信号 R 1 , G 1 , B 1 に変換するマトリクス係数を変更する。

【0030】

10

20

30

40

50

このようにすることにより、実際に使用される撮像手段の種類が異なる場合にも適切に対応でき、偽色の発生を防止したり、混色の少ない3原色信号R1, G1, B1に変換することができる。

なお、制御回路31は、第1マトリクス回路40, 後述する第2マトリクス回路, 第3マトリクス回路によるマトリクス係数を設定するために参照する参照用の各種テーブルのデータを記憶する記憶部としてのメモリ31aを内蔵している。

γ回路42も、制御回路31により制御される。具体的には、狭帯域光観察モード時には、白色光観察モード時よりもγ補正の特性を強調したγ特性に変更される。これにより、低信号レベル側でのコントラストが強調され、より識別し易い表示特性となる。

このγ回路42によりγ補正された3原色信号R2, G2, B2は、色変換手段を構成する第2マトリクス回路43に入力される。この第2マトリクス回路43は、以下の(式1)により、3原色信号R2, G2, B2を色差信号R-Y, B-Yに変換して出力する。なお、(式1)のマトリクスMat1は、例えば(式2)のように表される。

【数1】

$$\begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat1} \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式1})$$

【数2】

$$\text{Mat1} = \begin{pmatrix} 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式2})$$

【0031】

この第2マトリクス回路43は、観察モードの切り替えによらず、例えば固定値に固定されたマトリクス係数が採用される。

γ(ガンマ)回路38に入力された輝度信号Yは、ガンマ補正され、ガンマ補正された輝度信号Yhは拡大回路44に入力される。

【0032】

第2マトリクス回路43により出力される色差信号R-Y, B-Yは、輝度信号Yhと共に、拡大処理を行う拡大回路44に入力される。

この拡大回路44により拡大処理(及び必要な補間処理)された輝度信号Yhは、強調回路45により輪郭強調された後、第3マトリクス回路46に入力される。拡大回路44により拡大処理された色差信号R-Y, B-Yは、強調回路45を通さないで第3マトリクス回路46に入力される。

色分離手段としての第3マトリクス回路46により、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yは、3原色信号Rin, Gin, Binに変換される。すなわち、第3マトリクス回路46は、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yから3原色信号Rin, Gin, Binを生成する。

【0033】

白色光観察モード時は、第3マトリクス回路46は、通常光すなわち白色光により照射された通常画像を生成するように、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yから3原色信号Rin, Gin, Binを生成する。

狭帯域光観察モード時は、第3マトリクス回路46は、血管像や粘膜の微細構造をコン

10

20

30

40

50

トラスト良く観察できるように、中心波長が540nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号を、信号Rinに割り当て、中心波長が415nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号を、信号Bin及び信号Ginに割り当てて出力する。

【0034】

第3マトリクス回路46による、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yから3原色信号Rin, Gin, Binへの変換は、次の(式4)による。なお、(式4)のマトリクスMat2は、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yから3原色信号R, G, Bへの変換のためのマトリクスであり、具体的には、式(3)のように表される。

【数3】

$$\text{Mat2} = \begin{pmatrix} 0.211 & 0.715 & 0.070 \\ 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix}^{-1} = \begin{pmatrix} 1.004 & 1.588 & -0.005 \\ 1.004 & -0.469 & -0.183 \\ 1.004 & 0.001 & 1.874 \end{pmatrix} \cdots (\text{式3})$$

10

【0035】

(式4)のマトリクスMat3は、3原色信号R, G, Bから生体組織の再現色を生成するためのマトリクスであり、NBIモード時は、例えば(式5)であり、白色光観察モード時には3行3列の単位行列で表される。マトリクスMat3により、この第3マトリクス回路46から出力される信号Rinには中心波長が540nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号が割り当てられ、信号GinとBinには、中心波長が415nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号が割り当てられる。

20

【数4】

$$\begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} = \text{Mat3} \cdot \text{Mat2} \cdot \begin{pmatrix} \text{Yh} \\ \text{R-Y} \\ \text{B-Y} \end{pmatrix} \cdots (\text{式4})$$

30

【数5】

$$\text{Mat3} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \cdots (\text{式5})$$

40

【0036】

第3マトリクス回路46の出力をそのままモニタ5に出力すると、白色光観察モード時に黄色く再現される残渣や腸液などの生体組織以外の対象物は、真っ赤な色で表示されてしまうので、ここでは、色判別回路47及び色変換回路48により処理することにより、このような生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される色に類似する色調で表示される。

【0037】

以上説明した、プロセッサ4のY/C分離回路37, 第1～第3マトリクス回路40, 4

50

3, 46等が、照明手段である光源装置4からの照明光により生体組織に照射された光の戻り光を撮像するCCD16の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段を構成する。

【0038】

第3マトリクス回路46の出力は、色判別回路47に入力される。色判別回路47は、第3マトリクス回路46から入力される各信号Rin、Gin、Binの輝度レベルに応じて、テーブルTBLを参照して、画素毎にどの色相領域に含まれるかを判別する。テーブルTBLは、色判別回路47が内蔵していてもよいし、制御回路31のメモリ31aに記憶され、色判別回路47が参照できるように構成されていてもよい。

【0039】

図3は、色判別回路47において判別される色相領域と、その判別基準を記憶するテーブルTBLの構成を示す図である。図4は、色判別回路47により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。

【0040】

図3に示すテーブルTBLは、R信号、G信号、B信号の大小関係に基づいて、10個の色相領域を規定するためのテーブルである。テーブルTBLは、RGBの各輝度レベルの大小関係と、その関係を満足する場合の色相領域の対応関係の情報を含む。図3のテーブルTBLに基づいて、各画素が10個の色相領域(1A)、(1B)、(2A)、(2B)、(3)、(4A)、(4B)、(5A)、(5B)、(6)のいずれかに属かが判定される。

【0041】

図4に示す色空間の中心点から放射状に設定されている色軸は、彩度(以下、色飽和度又は単に飽和度(Saturation)ともいい、記号「sat」で示す)の大小を示し、色環円の外側程、色飽和度が高いことを示している。また、色空間の円周方向は、色相(以下、記号「hue」で示す)を示している。

【0042】

図4に示す色空間は、6本の基準色軸C(シアン)、B(青)、M(マゼンダ)、R(赤)、Y(黄)、G(緑)に、4本の色軸G-C、B-C、R-M、R-Yを加えた10本の色軸を有する。色軸G-Cは、基準色軸GとCの間に設定され、色軸B-Cは、基準色軸BとCの間に設定され、色軸R-Mは、基準色軸RとMの間に設定され、色軸R-Yは、基準色軸RとYの間に設定される。図4において、10本の色軸で分割される色相領域は、図3で判別される(1A)、(1B)、(2A)、(2B)、(3)、(4A)、(4B)、(5A)、(5B)、(6)に対応する。そして、色判別回路47は、テーブルTBLにより、画素毎に、当該画素が図4のどの色相領域に属するかを判別する。よって、色判別回路47は、特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色相を判別する。

【0043】

上述したように、白色光観察モード下において黄色で再現される対象物は、狭帯域光観察モード下では、第3マトリクス回路47の出力においては、明度及び彩度の高い、赤い色調で再現される。

【0044】

そこで、色補正回路48は、色相領域2A及び1Bに属すると判別された画素に対して、色補正を行う。色相領域1Bに属すると判別された画素あるいは色相領域2Aに属すると判別された画素は、色軸Yの方向へ補正する。すなわち、色判別回路47が前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、色補正回路48は、黄色い色調への色補正をする。

【0045】

また、上述したように、白色光観察モード下において青色で再現される対象物は、従来の狭帯域光観察モード下では、第3マトリクス回路46の出力においては、明度及び彩度の高い、緑あるいは青緑の色調で再現される。

【0046】

そこで、色補正回路48は、色相領域4Aから4B、及び5Aに属すると判別された画素

10

20

30

40

50

に対しても、色補正を行う。色相領域 5 A から 4 B に属すると判別された画素あるいは色相領域 4 A に属すると判別された画素は、色軸 B の方向へ補正する。すなわち、色判別回路 4 7 が生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合、色補正回路 4 8 は、青の色調への色補正をする。

【 0 0 4 7 】

以上のように、色判別回路 4 7 は、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別手段を構成する。具体的には、色判別回路 4 7 は、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を識別し、生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段を構成する。そして、色補正回路 4 8 は、特殊光による観察モード時に、色判別回路 4 7 の判別結果に基づいて、生体組織以外の観察対象の色に対して、通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段を構成する。

10

【 0 0 4 8 】

図 5 は、色判別回路 4 7 と色補正回路 4 8 において、画素毎に行われる色判別と色補正の処理を示すフローチャートである。ここでは、色補正処理は、例えば、国際公開第 W02010/044432 号に開示の方法を用いた例で説明する。

色判別回路 4 7 において、第 3 マトリクス回路 4 6 から入力される各画素の信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} に基づいて、テーブル TBL を参照して、当該画素がその色相領域に属するか否かが、判別される ($S1$)。

【 0 0 4 9 】

色補正回路 4 8 において、色判別回路 4 7 の判別結果から、当該画素が色補正をすべき補正対象の色相領域の画素であるか否かが、判定され ($S2$)、当該画素が補正対象の色相領域の画素であるときは ($S2: YES$)、色補正回路 4 8 は、所定の色補正を行う ($S3$)。当該画素が補正対象の色相領域の画素でないときは ($S2: NO$)、色補正回路 4 8 は、所定の色補正を行わない。

20

ここでは、色補正を行う色相領域は、10 個の色相領域中、色相領域 2 A、1 B、4 A、4 B 及び 5 A である。

【 0 0 5 0 】

色補正回路 4 8 は、次の (式 6) から、画素の色補正を行い、当該画素の補正された信号 R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} を出力する。

【 数 6 】

$$\left. \begin{aligned} R_{out} &= R_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times R_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times R_{-a2}) \\ G_{out} &= G_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times G_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times G_{-a2}) \\ B_{out} &= B_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times B_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times B_{-a2}) \end{aligned} \right\} \dots (式6)$$

30

【 0 0 5 1 】

ここで、補正係数 p_{sat} 、 p_{hue} 、 c_{sat} 、 c_{hue} は、次の (式 7) から算出され、補正係数 R_{-a1} 、 G_{-a1} 、 B_{-a1} 、 R_{-a2} 、 G_{-a2} 、 B_{-a2} は、固定値である。

40

【 数 7 】

$$\left. \begin{aligned} p_{sat} &= K_{sat1} \times d_p \\ p_{hue} &= K_{hue1} \times d_p \\ c_{sat} &= K_{sat2} \times d_c \\ c_{hue} &= K_{hue2} \times d_c \end{aligned} \right\} \dots (式7)$$

【 0 0 5 2 】

50

(式7)において、係数 d_p 、 d_c は、当該画素の画素値に基づいて算出される変数であり、係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は、当該画素の色信号が位置する色相領域にかかる補正係数であり、固定値である。

【0053】

補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は、色空間上での移動量あるいは変換量を決定する係数である。すなわち、補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は、色補正を行う色相領域2A、1B、4A、4B及び5Aの画素を、それぞれ色空間上で移動、回転させる量を決定する。

【0054】

4個の補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は、色相領域1B、2A用、色相領域4B、5A用、及び色相領域4A、3用の3つがあり、当該画素の色信号が位置する色相領域に応じて、選択される。図5に示す処理は、各画素について行なわれる。

以上のようにして、判別回路47及び色補正回路48により、色相領域1B、2Aに属する、残渣などの白色光観察下では、黄色い色で見える対象物は黄色方向に色空間上で色相が回転される(すなわち色補正が行われる)ので、黄色、あるいは橙色で、モニタ5に表示される。また、色相領域4B、5A、5Bに属する、インジゴカルミン、メチレンブルーなどの白色光観察下では、青色で見える染色剤などは、青色方向に色空間上で色相を回転される(すなわち色補正が行われる)ので、青色で、モニタ5に表示される。

【0055】

よって、術者は、狭帯域光観察モード下で、生体組織以外の対象物を白色光モードで表示される画像の色と類似の色調で見ることができる。特に、残渣などが真っ赤な色で見えず、青い色素が緑色から青緑色で見えないので、術者は、そのような生体組織以外の対象物を、瞬間的に誤認したり、あるいは、狭帯域光観察モードによる画像に違和感を覚えるようなことがなくなる。ひいては、術者は、例えば、内視鏡を用いた検査などをスムーズに行うことができる。

【0056】

なお、上述した例では、補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は、固定値であるが、変数としてもよい。

例えば、第1マトリクス回路42の出力する信号R1、G1、B1に基づいて、補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} を変更するようにしてもよい。具体的には、第1マトリクス回路42の出力する信号R1、G1、B1から、次の(式8)により $\alpha 1$ を算出する。

【数8】

$$\alpha 1 = \frac{|G1 - B1|}{G1} \quad \dots (式8)$$

【0057】

$\alpha 1$ は、信号G1とB1の差(あるいは信号R1とB1の差)に比例した値である。よって、この $\alpha 1$ に比例して、補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} が変更される。その結果、信号G1とB1の差が大きいときは彩度が高いので、色空間上での移動量を、より大きく補正するように、補正係数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} は変更される。すなわち、色補正回路48は、生体組織以外の観察対象の色に対して、CCD16からの特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて、色補正処理における補正パラメータを動的に変更する。

【0058】

従って、画素の色において、緑あるいは青緑の彩度が高い場合は、その画素の色は、より青くなるように補正され、赤の彩度が高い場合は、その画素の色は、より黄色くなるように補正される。

【0059】

10

20

30

40

50

(変形例 1)

上述した例では、光源装置 3 が、白色光観察モード時には、白色光を出射し、狭帯域光観察モードの時には、所定の狭帯域光を出射して、それらの戻り光が撮像素子で受光される構成であるが、変形例として、照明手段としての光源装置は、白色光である通常光のみを出射するようにして、狭帯域光観察モード時には、公知のいわゆる分光推定処理により、特殊光である狭帯域光の戻り光に相当する画像信号を生成するようにしてもよい。分光推定処理に関しては、例えば、特開 2 0 0 3 - 9 3 3 3 6 号公報に、可視光領域の照明光による画像信号を信号処理し離散的な分光画像を生成し、生体組織の画像情報を得る電子内視鏡装置が開示されている。

【0060】

10

この変形例 1 の場合、図 1 の光源装置 3 は、狭帯域用フィルタ 2 5 及びフィルタ挿脱機構 2 4 はなくてよく、さらに、点線で示す範囲の回路部 SP が分光推定処理を行う処理部となる。回路部 SP は、CPU あるいは DSP 等により構成される。回路部 SP では、補色系から原色系への変換処理を行った後に、分光推定処理が行われる。回路部 SP 以外の構成及び処理内容は、上述した例の構成及び処理と同様である。

よって、このような分光推定処理を用いて、離散的な狭帯域光の戻り光の信号を生成するようにしてもよい。

【0061】

(変形例 2)

上述した例では、RGB 表色系に基づいて、色判別回路が色判別を行っているが、CIE L * a * b * (エルスター・エスター・ピースター) 表色系、LUT 表色系、などの他の表色系に基づいて、色判別を行うようにしてもよい。

20

例えば、UCS (Uniform Color Space) の一つである、CIE L * a * b * 表色系における色相角 θ を用いて、色判別を行うこともできる。その場合、図 4 に示したようなテーブル TBL と類似するテーブルにおいて、色相角の範囲に基づいて複数の色相領域を規定し、各画素が、規定された複数の色相領域内の所定の領域に属するか否かを判別して、上述したような色の補正が行われる。例えば、色補正処理は、L * a * b * 表色系の色相角が、-45 度 ~ 45 度の範囲に属する画素についてのみ行う等である。

【0062】

さらに、色相角 θ と彩度 (原点からの距離 OC) とに基づいて、色判別を行うようにしてもよい。その場合、図 4 に示したようなテーブル TBL と類似するテーブルにおいて、色相角の範囲と彩度の値とに基づいて複数の色相領域を規定し、各画素が、規定された複数の色相領域内の所定の領域に属するか否かを判別して、上述したような色の補正が行われる。

30

【0063】

また、上述した例では、色補正回路 4 8 は、上述した (式 6) 及び (式 7) で示したように、10 軸色補正により行っているが、L * a * b * 表色系を用いた場合、上述したように判別された、生体組織以外の対象物とされた、第 3 マトリクス回路 4 6 の出力する信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} に対して、次の (式 9) を用いたマトリクス演算により、色補正を行うようにしてもよい。(式 9) のマトリクス $Mat4$ は、例えば (式 10) のような 3×3 の行列で表される。

40

【数 9】

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = Mat4 \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \quad \dots (式9)$$

50

【数 1 0】

$$\text{Mat4} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ m21 & m22 & 0 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式}10)$$

【 0 0 6 4】

10

ここでは、マトリクスMat4の要素m21とm22は、信号Routと信号Goutが略等しくなるように、すなわちRout = Goutとなるように、予め設定される。以上のように、色補正回路48は、生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、色補正処理を行う。

なお、色相角θと彩度とに基づいて色相判別を行う場合には、(式10)における要素m21とm22は、彩度に応じて予め用意した値に変更される。

【 0 0 6 5】

(変形例3)

上述した例では、狭帯域光観察モード時に、例えば、血管像や粘膜の微細構造を、コントラスト良く観察できるように、第3マトリクス回路46において色変換を行い、その後、色判別回路47と色変換回路48による、所定の色相領域の画素についての色補正を行っているが、第3マトリクス回路46による色変換と、色判別回路47と色変換回路48による色補正の処理の順番を入れ替えてもよい。

20

すなわち、色判別回路47と色変換回路48による色補正の処理を行った後に、第3マトリクス回路46による色変換の処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 6】

以上のように、上述した実施の形態及び各変形例によれば、特殊光観察画像モード下で、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示する医療機器を提供することができる。

【 0 0 6 7】

30

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、2つの狭帯域光が用いられているが、本実施形態では、生体組織以外の対象物をより区別できるように表示するために、3つの狭帯域光が用いられる。特に、上述した第1の実施形態では、残渣だけでなく、ヘモグロビンを含む血液の流れる血管、特に毛細血管も、残渣と同じ色相で表示されてしまう場合があるが、本実施形態では、毛細血管と残渣とを異なる色相で再現させ、再現された色相に基づきマトリクス演算内容を変更することで色補正処理を行うため、毛細血管と残渣とを、異なる色相で表示することができる。

【 0 0 6 8】

本実施形態の内視鏡装置1Aの構成は、図1に示す内視鏡装置1の構成と同様であるが、一部の構成要素の処理あるいは動作が異なる。以下、図1を用いて、本実施形態の内視鏡装置について説明するが、第1の実施形態の内視鏡装置1と同様の構成要素についての説明は省略し、異なる処理及び動作について、主として説明する。

40

【 0 0 6 9】

図1の内視鏡装置1において、狭帯域用フィルタ25Aは、3つの狭帯域光を透過するフィルタである。図6は、第2の実施形態に係る狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。この狭帯域用フィルタ25Aは、3峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑、青、赤の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部Ra, Ga, Baを有する。

【 0 0 7 0】

50

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部 R a , G a , B a は、それぞれ中心波長が 6 3 0 n m、5 4 0 n m、4 1 5 n m であり、その半値幅が 2 0 ~ 4 0 n m のバンドパス特性を有する。

【 0 0 7 1 】

従って、狭帯域用フィルタ 2 5 A が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部 R a , G a , B a を透過した 3 バンドの狭帯域照明光がライトガイド 1 1 に入射される。

生体組織からの反射光は、CCD 1 6 において受光され、CCD 1 6 において光電変換された画像信号は、CDS回路 3 3 に入力される。

そして、第 1 マトリクス 4 0 は、中心波長が 6 3 0 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号 R1 として出力し、中心波長が 5 4 0 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号 G1 として出力し、中心波長が 4 1 5 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号 B1 として出力する。

【 0 0 7 2 】

また、第 3 マトリクス回路 4 6 は、輝度信号 Y h と色差信号 R - Y , B - Y から 3 原色信号 R i n , G i n , B i n を生成して出力するが、信号 R i n は、中心波長が 6 3 0 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応し、信号 G i n は、中心波長が 5 4 0 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応し、信号 B i n は、中心波長が 4 1 5 n m の狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応する。よって、本実施形態では、第 3 マトリクス 4 8 は、輝度信号 Y h と色差信号 R - Y , B - Y から RGB 信号への単なる変換処理を行う。

【 0 0 7 3 】

色判別回路 4 7 は、上述した第 1 の実施形態と同じであり、図 3 に示したテーブル TBL を参照して、各画素の色相領域を判別する。

ここで、図 6 を用い、残渣とヘモグロビンの反射率の違いを概念として、残渣とヘモグロビンの反射率を説明する。図 6 において、残渣の反射率は、曲線 T1 で示され、ヘモグロビン Hb の反射率は、曲線 T2 で示される。図 6 に示すように、中心波長が 5 4 0 n m の狭帯域光の波長帯域において、ヘモグロビン Hb の反射率は、残渣の反射率より低い。中心波長が 6 3 0 n m の狭帯域光の波長帯域においては、ヘモグロビン Hb と残渣の反射率は略同じである。本実施形態は、その反射率の特性を利用して、ヘモグロビン Hb と残渣の識別精度を向上させるようにしている。すなわち、残渣が撮像された場合、色判別回路 4 7 に入力される信号 R i n , G i n , B i n の強度は図 8 の上段のような関係になるため、黄色系の色相で再現され、一方のヘモグロビン Hb を含む毛細血管が撮像された場合には図 8 の下段のような関係になり赤 ~ 橙系の色相で再現されるため、残渣と毛細血管の再現色相が異なり、色相による判別が比較的容易になる。

【 0 0 7 4 】

色補正回路 4 8 は、色判別回路 4 7 で判別された色相領域毎に異なる色補正処理を行う。図 7 は、本実施形態に係る、色判別回路 4 7 により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。

【 0 0 7 5 】

本実施形態では、色相領域 2 B、3 に属する画素と、色相領域 5 B、5 A、4 B に属する画素と、色相領域 2 B、3、5 A、4 B 以外の色相領域に属する画素のそれぞれに、異なる補正処理を行う。

【 0 0 7 6 】

色相領域 2 B、3 に属する画素に対しては、次の (式 1 1) を用いたマトリクス演算により、色補正が行われる。(式 1 1) のマトリクス Mat5 は、例えば (式 1 2) のような 3 × 3 の行列で表される。

10

20

30

40

【数 1 1】

$$\begin{pmatrix} \text{Rout} \\ \text{Gout} \\ \text{Bout} \end{pmatrix} = \text{Mat5} \cdot \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式11})$$

【数 1 2】

10

$$\text{Mat5} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & m22 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式12})$$

【0 0 7 7】

ここで、信号RoutとBoutが略等しくなるように、要素m22とm23は設定され、要素は、 $m22 = \alpha \cdot m12$ 、 $m23 = (1 - \alpha) \cdot m23'$ の関係を有し、ここで、 α は、 $0 < \alpha < 1$ である。

【0 0 7 8】

(式 1 1) に示すように、マトリクスMat5は、0 (ゼロ) でない要素m22を含むので、信号RoutとGoutは、残渣とヘモグロビンHbの反射率の差に応じた出力となる。

中心波長 540 nm の狭帯域光の波長帯域における残渣の反射率は、ヘモグロビンHbの反射率よりも大きいので、モニタ 5 に表示される残渣は、信号RoutとGoutによって、より黄色く表示される。

【0 0 7 9】

図 8 は、本実施形態に係わる、色判別回路 47 へ入力される信号Rin, Gin, Binにおいて、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを説明するための図である。図 8 において、上段は、残渣のB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図であり、下段は、ヘモグロビンHbのB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図である。

【0 0 8 0】

また、色相領域 5 B、5 A、4 Bに属する画素に対しては、次の(式 1 2)を用いたマトリクス演算により、色補正が行われる。(式 1 3)のマトリクスMat6は、例えば(式 1 4)のような 3×3 の行列で表される。

【数 1 3】

$$\begin{pmatrix} \text{Rout} \\ \text{Gout} \\ \text{Bout} \end{pmatrix} = \text{Mat6} \cdot \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式13})$$

40

【数 1 4】

$$\text{Mat6} = \begin{pmatrix} 0 & m_{12} & 0 \\ 0 & 0 & m_{23}' \\ 0 & m_{32} & m_{33}' \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式14})$$

【0 0 8 1】

10

ここでは、3つの狭帯域光の場合、青色色素は、色相領域5B、5A、4Bの画素として再現されるので、この2つの色相領域の画素に対して、(式14)のマトリクスMat6を用いることにより、青色色素は、青緑色から青に色補正されて表示される。

【0 0 8 2】

また、色相領域2B、3、5B、5A、4B以外の色相領域に属する画素に対しては、次の(式15)を用いたマトリクス演算により、色補正を行う。(式15)のマトリクスMat7は、例えば(式16)のような3×3の行列で表される。

【数 1 5】

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \text{Mat7} \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式15})$$

20

【数 1 6】

$$\text{Mat7} = \begin{pmatrix} 0 & m_{12} & 0 \\ 0 & 0 & m_{23}' \\ 0 & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式16})$$

30

【0 0 8 3】

以上のように、本実施形態によれば、生体組織以外の対象物を色調による判別が容易となるように3つの狭帯域光を用いる為、毛細血管と残渣を、異なる色相で表示することができる。

【0 0 8 4】

40

(変形例2 - 1)

上述した実施の形態では、第3の狭帯域光として、中心波長が630nmの狭帯域光を用いているが、本変形例では、中心波長が500nmの狭帯域光を用い、毛細血管と残渣の識別精度を向上させることができる。

【0 0 8 5】

図9は、本第2の実施形態の変形例2 - 1に係る狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。図9に示すように、中心波長が500nmの狭帯域光の波長帯域において、ヘモグロビンHbの反射率は、残渣の反射率より高く、中心波長が540nmの狭帯域光の波長帯域においては、ヘモグロビンHbの反射率は、残渣の反射率よりも低い。本実施形態は、その反射率の特性を利用して、毛細血管と残渣の色調に基

50

づく判別精度を高めている。すなわち、残渣が撮像された場合、色判別回路 47 に入力される信号Rin,Gin,Binの強度は図 10 の上段のような関係になるため、赤～橙系の色相で再現され、一方ヘモグロビンHbを含む毛細血管が撮像された場合には図 10 の下段のような関係になり緑～黄色系の色相で再現されるため、残渣と毛細血管の再現色相が異なり、色相による判別が容易になる。図 10 は、本実施形態の変形例 2 - 1 に係る、色判別回路 47 へ入力される信号Rin,Gin,Binにおいて、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを概念的に説明するための図である。

色補正回路 48 は、色判別回路 47 で判別された色相領域毎に異なる色補正処理を行う。

【 0 0 8 6 】

色相領域 2A、2Bに属する画素に対しては、上述した（式 11）を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その（式 11）のマトリクスMat5は、例えば（式 17）のような 3 × 3 の行列を用いる。

【 数 1 7 】

$$\text{Mat5} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ m21 & 0 & m23'' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式17})$$

【 0 0 8 7 】

図 10 は、色判別回路 47 へ入力される信号Rin,Gin,Binにおける、残渣とヘモグロビンHbの強度の違いを説明するための図である。図 10 において、上段は、残渣のB,G,Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図であり、下段は、ヘモグロビンHbのB,G,Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図である。すなわち、ヘモグロビンHbを含む血管は赤～橙系の色相で、一方の残渣は緑～黄色系の色相で再現され、色相を大きく変えることができるため、色相による識別を向上させることができる。

【 0 0 8 8 】

また、色相領域 5A、4Bに属する画素に対しては、上記の（式 13）を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その（式 13）のマトリクスMat6は、例えば（式 18）のような 3 × 3 を用いる。

【 数 1 8 】

$$\text{Mat6} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ m31 & 0 & m33'' \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式18})$$

【 0 0 8 9 】

また、色相領域 2B、3、5A、4B以外の色相領域に属する画素に対しては、上記の（式 15）を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その（式 15）のマトリクスMat7は、例えば（式 19）のような 3 × 3 の行列を用いる。

10

20

30

40

【数 19】

$$\text{Mat7} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式19})$$

【0090】

10

以上のように、本実施形態及び変形例によれば、生体組織以外の対象物を色調による判別精度を向上するように3つの狭帯域光を用いる為、毛細血管と残渣を、より異なる色相で表示することができる。

【0091】

なお、第2の実施形態及び変形例2-1においても、第1の実施形態で説明した変形例1、2、3を適用することは可能である。

【0092】

(第3の実施形態)

上述した2つの実施形態の医療機器は、挿入部を有する内視鏡を含む内視鏡装置であるが、本実施形態の医療機器は、飲み込み型のカプセル内視鏡を利用した内視鏡システムである。本実施形態では、カプセル型内視鏡により取得された画像に対しても、上述したような狭帯域光観察モードにおいて、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示することができる。

20

【0093】

図11は、本実施形態に係るカプセル型内視鏡システムの構成を示す構成図である。カプセル型内視鏡システム61は、カプセル型内視鏡62と、端末装置としてのワークステーション63と、カプセル型内視鏡62からの画像信号を受信する受信部64と、ワークステーション63に接続された、キーボード、マウス等を含む入力部65と、ワークステーション63で処理された画像を表示するモニタ66とを含んで構成される。

【0094】

30

カプセル型内視鏡62は、照明部71と、撮像部72と、制御部73と、送信部74とを含む。照明部71は、制御部73の制御の下、図示しない照明レンズを介して白色光の照明光を出射して、観察対象を照明する。撮像部72は、CCD等の撮像素子と対物レンズを含み、制御部73の制御の下、照明光の戻り光を撮像して、撮像信号を制御部73へ出力する。

【0095】

制御部73が、画像信号を送信部74へ出力し、アンテナを有する送信部74は、画像信号を、無線で送信する。カプセル型内視鏡62からの画像信号は、アンテナを有する受信部64で受信される。

【0096】

40

内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであるワークステーション63は、中央処理装置であるCPU81と、受信部64とのインターフェース部(I/F)82と、メモリ83と、入力部65とのインターフェース部(I/F)84と、モニタ66とのインターフェース部(I/F)85とを含む。

【0097】

カプセル型内視鏡62は、CCD等の撮像素子の出力する撮像信号から、図1に示すA/D変換回路34の出力と同じであるデジタルの画像信号を送信部74から無線で送信する。受信部64は、受信した画像信号をワークステーション63へ供給し、ワークステーション63のCPU81は、インターフェース部82を介して画像信号を受信する。ワークステーション63は、受信した画像信号をメモリ83に記憶する。

50

【 0 0 9 8 】

CPU 8 1 は、画像処理部 8 1 a を含み、画像処理部 8 1 a は、受信した撮像信号から各画素について、第 1 の実施の形態の変形例 1 で説明した分光推定処理部と、色判別回路 4 7 の色判別処理と、色補正回路 4 8 の色補正処理を実行する。すなわち、画像処理部 8 1 a は、分光推定処理部と、色判別回路 4 7 と、色補正回路 4 8 とを有する。

【 0 0 9 9 】

CPU 8 1 は、特殊光観察モード下では、色補正回路 4 8 で補正された信号 Rout、Gout、Bout を出力するので、上述したように、モニタ 6 6 には、生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示される。

従って、カプセル型内視鏡システム 6 1 においても、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示することができる。

10

【 0 1 0 0 】

なお、上述した例では、画像処理部 8 1 a は、ワークステーション 6 3 に含まれているが、画像処理部 8 1 a を、図 1 1 において点線で示すように、カプセル型内視鏡 6 2 の制御部 7 3 に設けるようにしてもよい。

その場合、カプセル型内視鏡 6 2 は、CCD 等の撮像素子の出力する撮像信号から、上述した色補正回路 4 8 で補正された画像信号を送信部 7 4 から無線で送信する。受信部 6 4 は、受信した撮像信号をワークステーション 6 3 へ供給し、ワークステーション 6 3 の CPU 8 1 は、インターフェース部 8 2 を介して画像信号を受信する。ワークステーション 6 3 は、受信した画像信号をメモリ 8 3 に記憶する。

20

【 0 1 0 1 】

ワークステーション 6 3 は、図 1 の色補正回路 4 8 の出力信号 Rout、Gout、Bout を受信するので、特殊光観察モード下で、モニタ 6 6 には、生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示される。

【 0 1 0 2 】

さらになお、上述した例では、カプセル型内視鏡 6 2 の照明部 7 1 は、白色光を出射し、制御部 7 3 で分光推定により、狭帯域光の照射によって撮像される画像に相当する信号を生成しているが、照明部 7 1 が、上述したような、2 つあるいは 3 つの狭帯域光を出射するようにしてもよい。

【 0 1 0 3 】

以上のように、上述した 3 つの実施形態及び各変形例に係る医療機器によれば、特殊光観察モードにおいて、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示することができる。

30

なお、以上の例では、特殊光観察として、狭帯域光の戻り光により観察を説明したが、特殊光は、励起光に対する蛍光等でもよい。

【 0 1 0 4 】

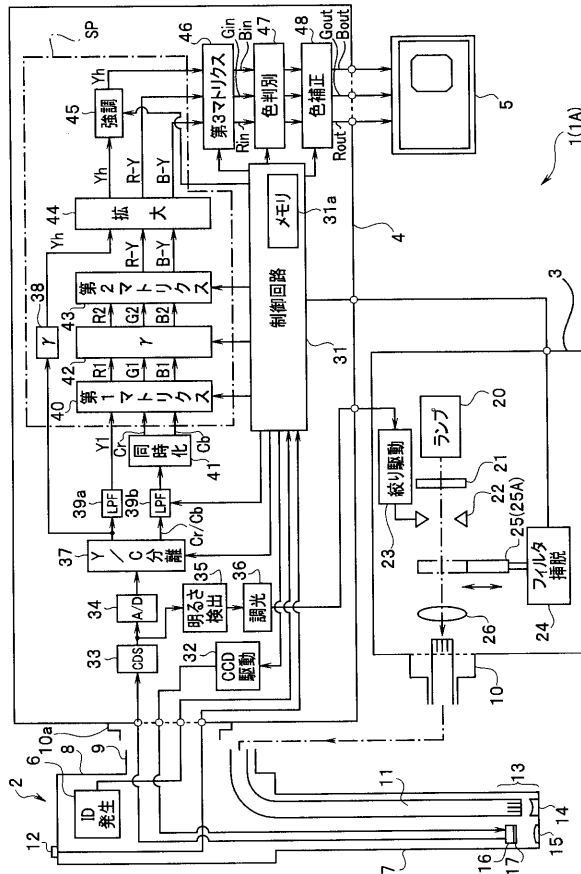
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 0 1 0 5 】

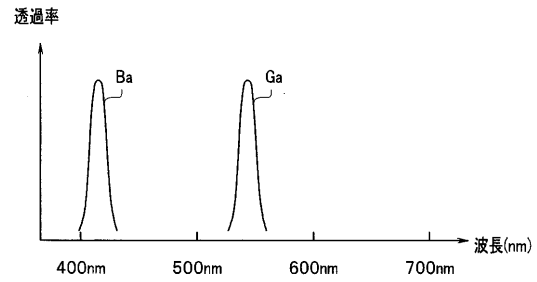
本出願は、2011 年 9 月 22 日に日本国に出願された特願 2011 - 207719 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

40

【図 1】



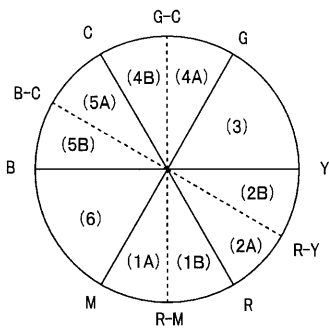
【図 2】



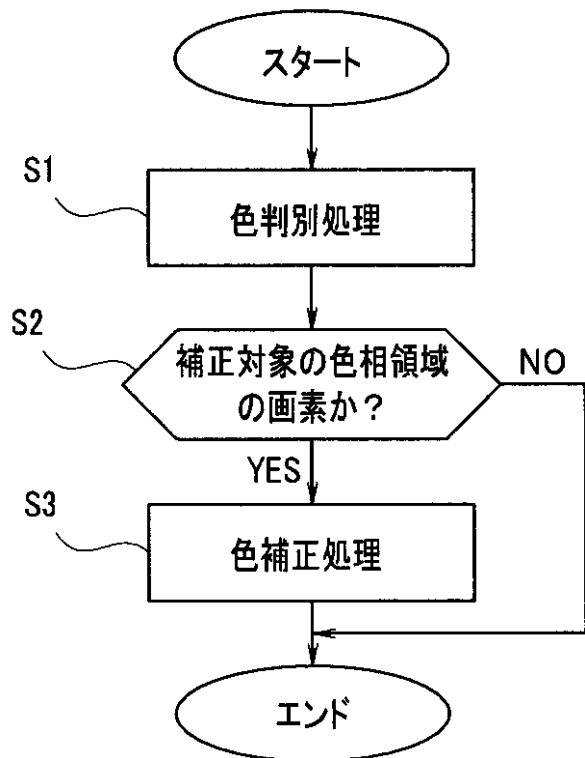
【図 3】

色相領域	RGB輝度レベルの関係
(1A)	$((2 * B - G) > R) \ \& \ (R > B > G)$
(1B)	$((2 * B - G) < R) \ \& \ (R > B > G)$
(2A)	$((2 * G - B) < R) \ \& \ (R > G > B)$
(2B)	$((2 * G - B) > R) \ \& \ (R > G > B)$
(3)	$G > R > B$
(4A)	$((2 * B - R) < G) \ \& \ (G > B > R)$
(4B)	$((2 * B - R) > G) \ \& \ (G > B > R)$
(5A)	$((2 * G - R) > B) \ \& \ (B > G > R)$
(5B)	$((2 * G - R) < B) \ \& \ (B > G > R)$
(6)	$B > R > G$

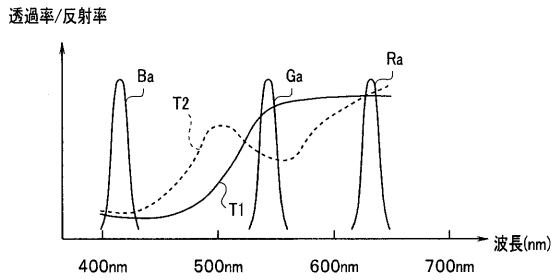
【図 4】



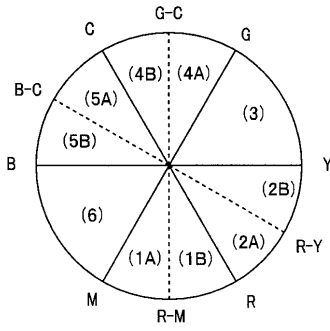
【図 5】



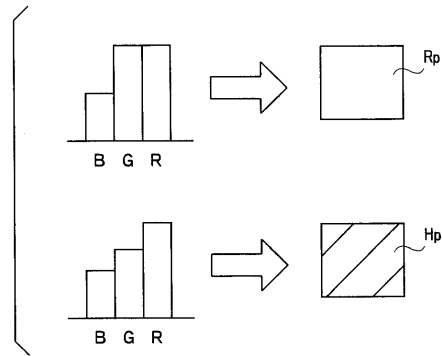
【図 6】



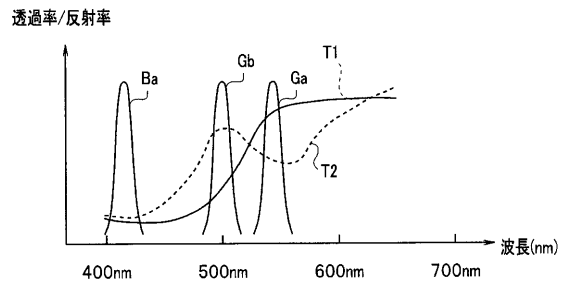
【図 7】



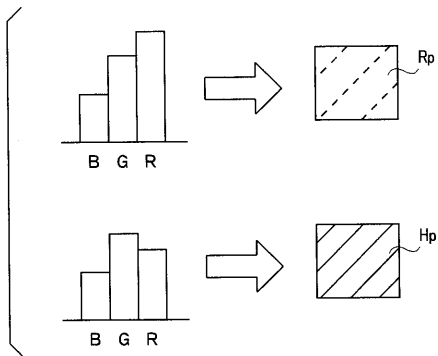
【図 8】



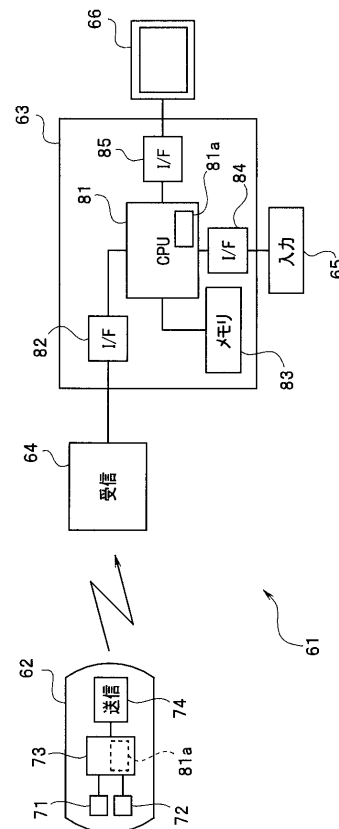
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成25年2月14日(2013.2.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様による医療機器は、照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色調を判別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、前記特殊光による観察モード時において、前記色判別手段に基づき前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、前記通常光による観察モード時に前記生体組織以外の観察対象が判別される色調に類似する黄色い色調に色補正を行う色補正手段と、を備える。

【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】

照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、
前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色調を判別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、
前記特殊光による観察モード時において、前記色判別手段に基づき前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、前記通常光による観察モード時に前記生体組織以外の観察対象が判別される色調に類似する黄色い色調に色補正を行う色補正手段と、
を備えることを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記特殊光の画像信号の輝度レベルは、RGB信号の輝度レベルであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記色判別手段が前記生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合、前記色補正手段は、青の色調への前記色補正することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記照明手段は、前記通常光と、前記特殊光を切り替え可能に照射し、
前記画像信号生成手段は、前記照明手段により前記生体組織に照射された前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記特殊光は、生体粘膜の深さに応じた血管を観察するための 2 つの狭帯域光であることを特徴とする請求項 4 に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記照明手段は、前記 2 つの狭帯域光とは異なる波長帯域を有し、前記生体組織以外の観察対象の分光特性及び前記生体組織内のヘモグロビンの分光特性に基づき選定された第 3 の狭帯域光を照射することを特徴とする請求項 5 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記照明手段は、前記通常光を照射し、

前記画像信号生成手段は、前記通常光の前記戻り光から、分光推定処理により前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記撮像手段からの前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて、前記色補正における補正パラメータを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、前記色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記色補正手段は、色相を 10 の領域に分割し、当該 10 の色相領域に基づいて色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 11】

前記医療機器は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 12】

前記医療機器は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 13】

通常光及び生体粘膜の深さに応じた血管を観察するための 2 つの狭帯域光を切り替え可能に生体組織に照射するとともに、前記 2 つの狭帯域光とは異なる波長帯域を有し、前記生体組織以外の観察対象の分光特性及び前記生体組織内のヘモグロビンの分光特性に基づき選定された第 3 の狭帯域光を照射する照明手段と、

前記照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から前記通常光の画像信号と前記特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記 2 つの狭帯域光および前記第 3 の狭帯域光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色調を判別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、

前記特殊光による観察モード時に、前記色判別手段の判別結果に基づいて、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段と、

を備えることを特徴とする医療機器。

【請求項 14】

前記 2 つの狭帯域光の中心波長が 415 nm 及び 540 nm であり、前記第 3 の狭帯域光の中心波長は 630 nm であることを特徴とする請求項 13 に記載の医療機器。

【手続補正書】

【提出日】平成 25 年 6 月 10 日 (2013.6.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

本発明の一態様による医療機器は、照明手段により生体組織に照射された光の戻り光から通常光の画像信号と生体粘膜の深さに応じた血管を観察するための狭帯域光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、前記狭帯域光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色調を判別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、前記狭帯域光による観察モード時において、前記色判別手段に基づき、前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合に前記通常光による観察モード時に前記生体組織以外の観察対象が判別される色調に類似する黄色い色調に色補正を行い、前記生体組織以外の観察対

象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合に青の色調への色補正を行う色補正手段と、を備える。

【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】

照明手段により生体組織に照射された光の戻り光から通常光の画像信号と生体粘膜の深さに応じた血管を観察するための狭帯域光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記狭帯域光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色調を判別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、

前記狭帯域光による観察モード時において、前記色判別手段に基づき、前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合に前記通常光による観察モード時に前記生体組織以外の観察対象が判別される色調に類似する黄色い色調に色補正を行い、前記生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合に青の色調への色補正を行う色補正手段と、

を備えることを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

前記狭帯域光の画像信号の輝度レベルは、RGB信号の輝度レベルであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 3】

前記照明手段は、前記通常光と、前記狭帯域光を切り替え可能に照射し、

前記画像信号生成手段は、前記照明手段により前記生体組織に照射された前記狭帯域光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 4】

前記前記狭帯域光は、生体粘膜の深さに応じた血管を観察するための 2 つの狭帯域光であることを特徴とする請求項 3 に記載の医療機器。

【請求項 5】

前記照明手段は、前記 2 つの狭帯域光とは異なる波長帯域を有し、前記生体組織以外の観察対象の分光特性及び前記生体組織内のヘモグロビンの分光特性に基づき選定された第 3 の狭帯域光を照射することを特徴とする請求項 4 に記載の医療機器。

【請求項 6】

前記照明手段は、前記通常光を照射し、

前記画像信号生成手段は、前記通常光の前記戻り光から、分光推定処理により前記狭帯域光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 7】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記撮像手段からの前記狭帯域光の画像信号の輝度レベルに応じて、前記色補正における補正パラメータを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 8】

前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、前記色補正を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 9】

前記色補正手段は、色相を 10 の領域に分割し、当該 10 の色相領域に基づいて色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 10】

前記医療機器は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであることを特徴とする請

求項 1 に記載の医療機器。

【請求項 1 1】

前記医療機器は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器

。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2012/060445
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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) A61B1/00-1/32, 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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2010/044432 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 22 April 2010 (22.04.2010), paragraphs [0063] to [0094]; fig. 24 to 35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-13
Y	WO 2007/116663 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraphs [0005] to [0008], [0173] to [0175] & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A	1-13
☒ 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 29 June, 2012 (29.06.12)		Date of mailing of the international search report 10 July, 2012 (10.07.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/060445

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-341078 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), abstract; paragraphs [0198] to [0202] & US 2009/0023991 A1 & EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 & CA 2607623 A & KR 10-2008-0002948 A	8
Y	JP 2006-122502 A (Olympus Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), paragraphs [0060] to [0065] & US 2007/0191677 A1 & EP 1806091 A1 & WO 2006/046637 A1 & CN 101043841 A	13
A	JP 2010-69063 A (Fujifilm Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 0 4 4 5											
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, A61B1/04(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 - 1/32, H04N7/18													
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年		
日本国実用新案公報	1922-1996年												
日本国公開実用新案公報	1971-2012年												
日本国実用新案登録公報	1996-2012年												
日本国登録実用新案公報	1994-2012年												
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)													
C. 関連すると認められる文献 <table border="1"> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.22, 【0063】～【0094】、図24～35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A</td> <td>1-13</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>WO 2007/116663 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.18, 【0005】～【0008】、【0173】～ 【0175】 & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A</td> <td>1-13</td> </tr> </table>				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	Y	WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.22, 【0063】～【0094】、図24～35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-13	Y	WO 2007/116663 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.18, 【0005】～【0008】、【0173】～ 【0175】 & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A	1-13	
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											
Y	WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.22, 【0063】～【0094】、図24～35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-13											
Y	WO 2007/116663 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.18, 【0005】～【0008】、【0173】～ 【0175】 & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A	1-13											
☒ 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 <table border="0"> <tr> <td>「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</td> <td>「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				「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	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	「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	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	「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)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献	「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
「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	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの												
「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	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの												
「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)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの												
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献												
「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 29.06.2012		国際調査報告の発送日 10.07.2012											
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) 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292											

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 0 4 4 5

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-341078 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 12. 21, 【要約】、【0198】～【0202】 & US 2009/0023991 A1 & EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 & CA 2607623 A & KR 10-2008-0002948 A	8
Y	JP 2006-122502 A (オリンパス株式会社) 2006. 05. 18, 【0060】～【0065】 & US 2007/0191677 A1 & EP 1806091 A1 & WO 2006/046637 A1 & CN 101043841 A	13
A	JP 2010-69063 A (富士フイルム株式会社) 2010. 04. 02, 全文全図 (ファミリーなし)	1-13

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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

F ターム(参考) 4C161 CC06 DD07 MM02 NN01 PP12 QQ02 QQ04 RR04 RR14 RR22
TT03 TT13 TT15 WW17
5C054 CC02 CE04 EA05 FC03 FC07 HA12
5C122 DA26 EA18 FB16 FB17 FG14 FH02 HA58 HA88 HB01

(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)	医疗设备		
公开(公告)号	JPWO2013042396A1	公开(公告)日	2015-03-26
申请号	JP2013507491	申请日	2012-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山崎健二 五十嵐誠		
发明人	山▲崎▼ 健二 五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 H04N9/643		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/04.370 H04N7/18.M H04N5/225.C		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/TT03 4C161/TT13 4C161/TT15 4C161/WW17 5C054/CC02 5C054/CE04 5C054/EA05 5C054/FC03 5C054/FC07 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA18 5C122/FB16 5C122/FB17 5C122/FG14 5C122/FH02 5C122/HA58 5C122/HA88 5C122/HB01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011207719 2011-09-22 JP		
其他公开文献	JP5363680B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

处理器4是第一至第三矩阵电路40和46，其从捕获了照射到活体组织上的光的返回光和特殊光的CCD 16的输出生成正常光的图像信号和特殊光的图像信号。在针对图像信号区分每个像素的颜色的颜色识别电路47中，并且在基于特殊颜色的观察模式下，基于颜色辨别电路47的辨别结果，针对生物组织以外的观察对象的颜色，正常光 并且颜色校正电路48用于执行颜色校正以类似于观察模式下的颜色。

