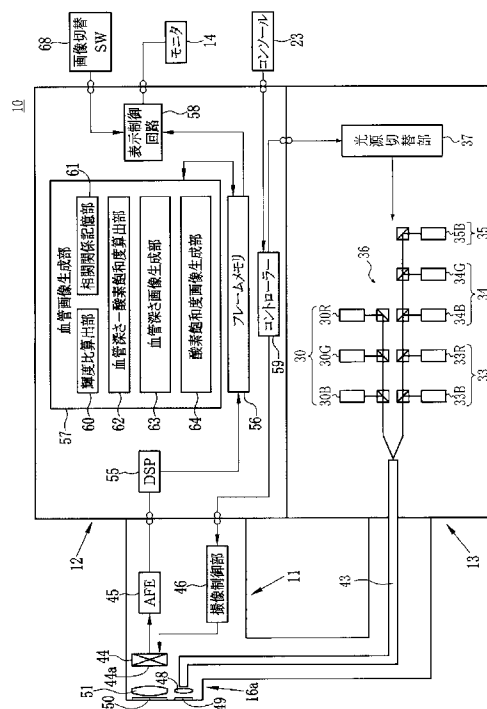




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

波長帯域の異なる 1 以上の光を照射して撮像される複数種の画像の中から、同時に取得する複数の画像の組合せを指定する組合せ指定手段と、

前記波長帯域の異なる光を発する複数の光源と、

前記組合せ指定手段により指定される画像の組合せに応じて前記光源の発光を制御する光源制御手段と、

前記光源から体腔内の血管を含む被写体組織に照射される光の反射光を受光して複数の波長帯域の画像データに光電変換する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像素子により光電変換される複数の波長帯域の画像データから、前記組合せ指定手段により指定される画像の組合せに対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、

前記画像生成手段により生成される複数の画像を同時に表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記組合せ指定手段は、通常光画像と、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像および血管深さ画像を含む特殊光画像との中から前記複数の画像の組合せを指定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源は、通常光画像用の B 色、G 色および R 色を発する光源を含む広帯域光源と、血管深さ画像用の B 色および近赤色を発する光源を含む第 1 狭帯域光源と、酸素飽和度画像およびヘモグロビン量用の B 色および G 色を発する光源を含む第 2 狭帯域光源と、微細血管画像用の B 色を発する光源を含む第 3 狭帯域光源とを備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記光源制御手段は、前記画像の組合せが、前記通常光画像と前記特殊光画像の組合せである場合、前記特殊光画像用の狭帯域光源から発せられる光の強度が、前記通常光画像用の広帯域光源の B 色、G 色および R 色を発する光源のうちの、前記特殊光画像用の狭帯域光源から発せられる光の色の光源の強度よりも強くなるように制御するものであることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源制御手段は、前記画像の組合せが 2 種の画像の組合せである場合、該 2 種の画像に対応する光源から同時に光が発せられるように制御するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記光源制御手段は、前記画像の組合せが 3 種以上の画像の組合せである場合、該 3 種の画像に対応する光源から 1 フレーム時間毎に順次 1 種の光が発せられるように制御するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記撮像素子は、3 種以上の波長帯域の光を分離可能なカラー撮像素子であり、前記光源制御手段は、組合せ指定手段により指定される画像の組合せに応じて、前記撮像素子で分離可能なように、同時に発光させることが可能な光源を選択するものであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電子内視鏡で撮像した画像から血管に関する情報を取得し、取得した情報を表示する電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内

50

視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端には CCD などの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置で各種処理が施された後、モニタに表示される。したがって、電子内視鏡を用いることによって、被検者の体腔内の画像をリアルタイムに確認することができるため、診断などを確実に行うことができる。

【 0 0 0 3 】

光源装置には、波長が青色領域から赤色領域にわたる白色の広帯域光を発することができるキセノンランプなどの白色光源が用いられている。体腔内の照射に白色の広帯域光を用いることで、撮像画像から被写体組織全体を把握することができる。しかしながら、広帯域光を照射したときに得られる撮像画像からは、被写体組織全体を大まかに把握することはできるものの、微細血管、深層血管、ピットパターン（腺口構造）、陥凹や隆起といった凹凸構造などの被写体組織は明瞭に観察することが難しいことがある。このような被写体組織に対しては、波長を特定領域に制限した狭帯域光を照射することで、明瞭に観察できるようになることが知られている。また、狭帯域光を照射したときの画像データから、血管中の酸素飽和度など被写体組織に関する各種情報を取得し、その取得した情報を画像化させることが知られている。

10

【 0 0 0 4 】

例えば、特許文献 1 では、R 色の光、G 色の光、B 色の光の 3 種類の狭帯域光を照射し、各色光の照射毎に撮像を行なっている。光は波長を長くするほど、即ち B 色、G 色、R 色の順で波長を長くするほど深い血管に到達する特性があるため、B 色の光の照射時には表層血管が、G 色の光の照射時には中層血管が、R の光の照射時には深層血管が強調された画像が得られる。また、各色の光の照射時に得られた画像データに基づきカラー画像処理を行なうことによって、表層血管、中層血管、及び深層血管をそれぞれ異なる色で区別して画像化している。

20

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 では、酸素飽和度の変化によって血管の吸光度が変化する近赤外領域の狭帯域光 I R 1 , I R 3 と、血管の吸光度が変化しない近赤外領域の狭帯域光 I R 2 とを照射し、各光の照射毎に撮像を行なっている。そして、血管の吸光度が変化する狭帯域光 I R 1 , I R 3 を照射したときの画像と吸光度が変化しない狭帯域光 I R 2 を照射したときの画像とに基づいて画像間の輝度の変化を算出し、算出した輝度の変化をモノクロあるいは擬似カラーで画像に反映させている。この画像から、血管中の酸素飽和度の情報を得ることができる。

30

【 0 0 0 6 】

また、特許文献 3 では、酸素飽和度の変化によって血管の吸光度が変化する波長 6 5 0 n m 近傍の狭帯域光と、血管の吸光度が変化しない波長 5 6 9 n m 近傍の狭帯域光及び波長 8 0 0 n m 近傍の狭帯域光とを照射したときに得られる画像から、ヘモグロビン量の分布に関する情報と酸素飽和度に関する情報を同時に取得し、これら 2 つの情報をカラー画像として撮像画像に反映させている。

40

【 0 0 0 7 】

さらに、特許文献 4 では、切換え回路にてフィルタ切換え装置を制御し、バンドパスフィルタターレットの各フィルタのうちの 1 つを選択的に照明航路中に介装し、選択されたフィルタによって、回転フィルタを透過した光の波長帯域（波長領域）を制限して被写体に照射する。これによって、一般的な可視領域の通常画像と、血液中のヘモグロビンの酸素飽和度、血流量、血管の走行状態、ヘモグロビン量等の変化を示す特定の波長帯域の各画像を切換えて観察している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

50

【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】特許 3 5 5 9 7 5 5 号公報

【特許文献 2】特許 2 6 4 8 4 9 4 号公報

【特許文献 3】特許 2 7 6 1 2 3 8 号公報

【特許文献 4】特許 2 6 6 0 0 0 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

特許文献 4 のように、被写体に照射する光の波長帯域を順次変えていくことにより、特定の波長帯域の各画像を順次切換えて観察することはできるが、例えば、通常画像と特定の波長帯域の画像とを同時に取得、表示して同時に観察することはできない。

10

【 0 0 1 0 】

近年では、血管深さと酸素飽和度の両方を同時に把握しながら、診断等を行ないたいという要望がある。しかしながら、ヘモグロビン量と酸素飽和度の両方の同時取得については、特許文献 3 に示すような狭帯域光の照射により可能であるものの、血管深さと酸素飽和度の両方の同時取得については、現時点のところ、血管中のヘモグロビンの吸光度が波長によって著しく変化する（図 3 参照）など様々な要因によって、容易ではない。

【 0 0 1 1 】

例えば、特許文献 1 のように、R 色の光、G 色の光、B 色の光の 3 種類の狭帯域光を照射することで、血管深さに関する情報を得ることはできるものの、酸素飽和度に関する情報を得ることはできない。一方、特許文献 2 のように、近赤外領域の狭帯域光 I R 1 , I R 2 , I R 3 を照射することで、酸素飽和度に関する情報を得ることができるものの、血管深さに関する情報を得ることはできない。そして、特許文献 1 と特許文献 2 の両方の波長帯域を満たすような光を照射したとしても、血管深さに関する情報と酸素飽和度に関する情報の両方を同時に取得することは困難である。

20

【 0 0 1 2 】

従って、本発明の目的は、波長帯域の異なる光を照射して撮像される複数種の画像の中から、2 種以上の画像を同時に取得して同時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にある。

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明は、波長帯域の異なる 1 以上の光を照射して撮像される複数種の画像の中から、同時に取得する複数の画像の組合せを指定する組合せ指定手段と、

前記波長帯域の異なる光を発する複数の光源と、

前記組合せ指定手段により指定される画像の組合せに応じて前記光源の発光を制御する光源制御手段と、

前記光源から体腔内の血管を含む被写体組織に照射される光の反射光を受光して複数の波長帯域の画像データに光電変換する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像素子により光電変換される複数の波長帯域の画像データから、前記組合せ指定手段により指定される画像の組合せに対応する複数の画像を生成する画像生成手段と、

40

前記画像生成手段により生成される複数の画像を同時に表示する画像表示手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡システムを提供するものである。

【 0 0 1 4 】

ここで、前記組合せ指定手段は、通常光画像と、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像および血管深さ画像を含む特殊光画像との中から前記複数の画像の組合せを指定するものであることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

また、前記光源は、通常光画像用の B 色、G 色および R 色を発する光源を含む広帯域光源と、血管深さ画像用の B 色および近赤色を発する光源を含む第 1 狭帯域光源と、酸素飽

50

和度画像およびヘモグロビン量用のB色およびG色を発する光源を含む第2狭帯域光源と、微細血管画像用のB色を発する光源を含む第3狭帯域光源とを備えていることが好ましい。

【0016】

また、前記光源制御手段は、前記画像の組合せが、前記通常光画像と前記特殊光画像の組合せである場合、前記特殊光画像用の狭帯域光源から発せられる光の強度が、前記通常光画像用の広帯域光源のB色、G色およびR色を発する光源のうちの、前記特殊光画像用の狭帯域光源から発せられる光の色の光源の強度よりも強くなるように制御するものであることが好ましい。

【0017】

また、前記光源制御手段は、前記画像の組合せが2種の画像の組合せである場合、該2種の画像に対応する光源から同時に光が発せられるように制御するものであることが好ましい。

【0018】

また、前記光源制御手段は、前記画像の組合せが3種以上の画像の組合せである場合、該3種の画像に対応する光源から1フレーム時間毎に順次1種の光が発せられるように制御するものであることが好ましい。

【0019】

また、前記撮像素子は、3種以上の波長帯域の光を分離可能なカラー撮像素子であり、前記光源制御手段は、組合せ指定手段により指定される画像の組合せに応じて、前記撮像素子で分離可能なように、同時に発光させることが可能な光源を選択するものであることが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明の電子内視鏡システムでは、波長帯域の異なる2種以上の光を体腔内の血管を含む被写体組織に同時にまたは1フレーム時間毎に順次照射し、取得された複数の画像データに所定の画像処理を施すことにより、通常光画像、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像、および、血管深さ画像等の複数種の画像の中から2種以上の画像を同時に取得し、取得した2種以上の画像を同時に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の電子内視鏡システムの一実施形態の外観図である。

【図2】図1に示す電子内視鏡システムの電気的構成を示すブロック図である。

【図3】(A)は通常光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(B)および(C)は特殊光画像モード時に2種および3種の光源がONに切り替えられる場合におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

【図4】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図5】第1及び2輝度比 S_1/S_3 、 S_1/S_3 と血管深さ及び酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図6】(A)は第1及び輝度比 S_1^*/S_3^* 、 S_2^*/S_3^* から輝度座標系における座標(X^* 、 Y^*)を求める方法を、(B)は座標(X^* 、 Y^*)に対応する血管情報座標系の座標(U^* 、 V^*)を求める方法を説明する説明図である。

【図7】(A)は血管深さ画像生成部内の具体的構成を、(B)酸素飽和度画像生成部内の具体的構成を示すブロック図である。

【図8】(A)は血管深さに対応する2色間色相環を、(B)は酸素飽和度に対応する2色間色相環を示すグラフである。

【図9】(A)は血管深さに対応する濃淡を、(B)は血管深さに対応する2色間グラデーションを示すグラフである。

【図10】血管深さ画像又は酸素飽和度画像の両方が同時表示されるモニタの画像図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1】(A) は通常光画像と微細血管画像の組合せ、(B) は通常光画像と酸素飽和度画像の組合せ、(C) は酸素飽和度画像と血管深さ画像の組合せの場合の光源の状態を示す説明図である。

【図 1 2】血管深さ - 酸素飽和度を算出する手順と、それらを反映した血管深さ画像及び酸素飽和度画像を生成する手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の電子内視鏡システムを詳細に説明する。

【0023】

図 1 に示すように、本発明の一実施形態の電子内視鏡システム 10 は、被検者（被写体）の体腔内を撮像する電子内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて体腔内の血管を含む被写体組織の画像を生成するプロセッサ装置 12 と、体腔内を照射する光を供給する光源装置 13 と、体腔内の画像を表示するモニタ 14 とを備えている。電子内視鏡 11 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、操作部 17 とプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 との間を連結するユニバーサルコード 18 とを備えている。

【0024】

挿入部 16 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 19 が形成されている。湾曲部 19 は、操作部のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 19 の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部 16a が設けられており、この先端部 16a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。また、操作部 17 には、処置具等が挿入される挿入口 22 が設けられている。

【0025】

ユニバーサルコード 18 には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 24 が取り付けられている。コネクタ 24 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 24 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0026】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 と、ハーフミラー群 36 と、光源切替部 37 とを備えている。広帯域光源 30 は、通常光画像用の B 色、G 色および R 色を発する 3 つの光源（B 光源 30B、G 光源 30G および R 光源 30R）を備えており、波長が青色領域から赤色領域（約 470 ~ 700 nm）にわたる広帯域光（B 光、G 光および R 光を含む）BB を発生する。

【0027】

第 1 狭帯域光源 33 は、血管深さ画像（深部血管画像）用の B 色および近赤色を発する 2 つの光源（B 光源 33B および近赤光源 33R）を、第 2 狭帯域光源 34 は、酸素飽和度画像用の B 色および G 色を発する 2 つの光源（B 光源 34B および G 光源 34G）を、第 3 狭帯域光源 35 は、微細血管画像（毛細血管画像）用の B 色を発する光源（B 光源 35B）を、それぞれ備えている。第 1 狭帯域光源 33 は、波長が 445 ± 10 nm に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域の B 光（以下「第 1 狭帯域光 N11」とする）および波長が 730 ± 10 nm に、好ましくは 730 nm に制限された狭帯域の近赤光（以下「第 1 狭帯域光 N12」とする）を、第 2 狭帯域光源 34 は、波長が 473 ± 10 nm に、好ましくは 473 nm に制限された狭帯域の B 光（以下「第 2 狭帯域光 N21」とする）および波長が 532 ± 10 nm に、好ましくは 532 nm に制限された狭帯域の G 光（以下「第 2 狭帯域光 N22」とする）を、第 3 狭帯域光源 35 は波長が 405 ± 10 nm に、好ましくは 405 nm に制限された狭帯域の B 光（以下「第 3 狭帯域光 N3」とする）を発生する。

【0028】

広帯域光源 30 および狭帯域光源 33 ~ 35 の各色光源は、例えば、光の強度変調やパ

10

20

30

40

50

ルス幅変調などにより光量を変化させることが容易な、レーザーダイオードもしくはLED（発光ダイオード）等の光源である。広帯域光源30の各色光源から発せられる広帯域光BBのB光、G光およびR光と、第1～第3狭帯域光源33～35の各色光源から照射される狭帯域光N11, N12, N21, N22およびN3とは、ハーフミラー群36により合成（合波）されて電子内視鏡内のライトガイド43に入射する。

【0029】

光源切替部37はプロセッサ装置内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59からの指示に基づいて、広帯域光源30および第1～第3狭帯域光源33～35の各色光源をON（点灯）またはOFF（消灯）に切り替えたり、照射強度を制御したりする。本実施形態では、例えば、広帯域光BBを用いた通常光画像モードに設定された場合には、広帯域光源30がON、第1～第3狭帯域光源33～35がOFFに切り替えられて通常光画像の撮像が行なわれる。

10

【0030】

これに対して、第1～第3狭帯域光N11, N12, N21, N22およびN3を用いた特殊光画像モードに設定された場合には、広帯域光源30および第1～第3狭帯域光源33～35のうちの2種以上の光源がON、残りの光源がOFFに切り替えられて特殊光画像の撮像が行なわれる。2種の光源がONに切り替えられる場合、2種の光源が同時にONに切り替えられ、ONに切り替えられた2種の光源から発せられる光が体腔内に同時に照射されて被写体組織の撮像が行なわれる。また、3種以上の光源がONに切り替えられる場合、1フレーム時間毎に1種の光源だけが順次ONに切り替えられ、ONに切り替えられた1種の光源から発せられる光が時分割で体腔内に順次照射されて撮像が行われることが繰り返される。

20

【0031】

電子内視鏡11は、ライトガイド43、CCD44、アナログ処理回路45（AFE：Analog Front End）、撮像制御部46を備えている。ライトガイド43は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のハーフミラー群36に向けられており、出射端が先端部16aに設けられた照射レンズ48に向けられている。光源装置13で発せられた光は、ライトガイド43により導光された後、照射レンズ48に向けて出射する。照射レンズ48に入射した光は、先端部16aの端面に取り付けられた照明窓49を通して、体腔内に照射される。体腔内で反射した広帯域光BB及び第1～第3狭帯域光N11, N12, N21, N22およびN3は、先端部16aの端面に取り付けられた観察窓50を通して、集光レンズ51に入射する。

30

【0032】

CCD（撮像素子）44は、集光レンズ51からの光を撮像面44aで受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、AFE45に送られる。

【0033】

CCD44は、集光レンズ51からの光を撮像面44aで受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、AFE45に送られる。CCD44は、3種以上の波長帯域の光を分離可能なカラーCCDであり、撮像面44aには、分離可能な各波長帯域に対応する色のいずれかのカラーフィルターが設けられた各色の画素が配列されている。

40

【0034】

CCD44は、本実施形態の場合、広帯域光源30から発せられる広帯域光BBのB色、第1狭帯域光源33から発せられる第1狭帯域光N11のB色、第2狭帯域光源34から発せられる第2狭帯域光N21のB色、および、第3狭帯域光源35から発せられる第3狭帯域光N3のB色に対応する第1カラーフィルターと、広帯域光源30から発せられる広帯域光BBのG色、および、第2狭帯域光源34から発せられる第2狭帯域光N22のG色に対応する第2カラーフィルターと、広帯域光源30から発せられる広帯域光BBのR色、および、第1狭帯域光源33から発せられる第1狭帯域光N12の近赤に対応す

50

る第3カラーフィルタとを備えている。

【0035】

ここで、第1～第3カラーフィルタに対応する各色の画素で光電変換された信号をそれぞれ撮像信号C1～C3とすると、CCD44に広帯域光BBが入射した場合には、撮像信号C1～C3からなる広帯域撮像信号が得られる。一方、CCD44に第1狭帯域光N11, N12が入射した場合には、撮像信号C1, C3からなる第1狭帯域撮像信号が得られる。また、CCD44に第2狭帯域光N21, N22が入射した場合には、撮像信号C1, C2からなる第2狭帯域撮像信号が得られ、CCD44に第3狭帯域光N3が入射した場合には、撮像信号C1からなる第3狭帯域撮像信号が得られる。

【0036】

なお、CCD44は、前述のように、3種以上の波長帯域の光を分離可能なカラーCCDであればよい。CCD44は、例えば、広帯域光源30から発せられる広帯域光BBのB色、G色およびR色、第1狭帯域光源33から発せられる第1狭帯域光N11のB色および第1狭帯域光N12の近赤色、第2狭帯域光源34から発せられる第2狭帯域光N21のB色および第2狭帯域光N22のG色、および、第3狭帯域光源35から発せられる第3狭帯域光N3のB色の各々に対応する、8種のカラーフィルタを備えていてもよい。

【0037】

A FE45は、相関二重サンプリング回路(CDS)、自動ゲイン制御回路(AGC)、及びアナログ/デジタル変換器(A/D)(いずれも図示省略)から構成されている。CDSは、CCD44からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD44の駆動により生じたノイズを除去する。AGCは、CDSによりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/Dは、AGCで増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置12に入力する。

【0038】

撮像制御部46は、プロセッサ装置12内のコントローラ59に接続されており、コントローラ59から指示がなされたときにCCD44に対して駆動信号を送る。CCD44は、撮像制御部46からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号をA FE45に出力する。本実施形態では、通常光画像モードに設定された場合、図3(A)に示すように、1フレーム時間の取得期間内で、広帯域光BBを光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を広帯域撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作が行なわれる。この動作は、通常光画像モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。

【0039】

また、特殊光画像モードに設定され、2種の光源がONに切り替えられる場合には、図3(B)に示すように、1フレーム時間の取得期間内で、2種の光源から同時に発せられる光CCを光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を広帯域撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作が行なわれる。この動作は、特殊光画像モードに設定され、同一の2種の光源がONに切り替えられている間、繰り返し行なわれる。

【0040】

これに対して、特殊光画像モードに設定され、例えば、3種の光源がONに切り替えられる場合には、図3(C)に示すように、まず第1フレームの1フレーム時間の取得期間内で、3種の光源のうちの第1光源から発せられる光CC1を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を第1撮像信号として読み出すステップとの合計2つの動作が行なわれる。続いて、第2フレームの1フレーム時間の取得期間内で、3種の光源のうちの第2光源から発せられる光CC2について光CC1と同様の動作が行われ、さらに、3種の光源のうちの第3光源から発せられる光CC3について光CC1と同様の動作が行なわれる。この3フレーム時間からなる一連の動作は、特殊光画像モードに設定され、同一の3種の光源がONに切り替えられている間、繰り返し行なわれる。また、4

10

20

30

40

50

種以上の光源がONに切り替えられる場合も同様である。

【0041】

図2に示すように、プロセッサ装置12は、デジタル信号処理部55(DSP(Digital Signal Processor))と、フレームメモリ56と、血管画像生成部57と、表示制御回路58を備えており、コントローラ59が各部を制御している。DSP55は、電子内視鏡のAFE45から出力された広帯域撮像信号及び第1～第3狭帯域撮像信号に対し、色分離、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正などを行うことによって、広帯域画像データ及び第1～第3狭帯域画像データを作成する。フレームメモリ56は、DSP55で作成された広帯域画像データ及び第1～第3狭帯域画像データを記憶する。広帯域画像データは、R色、G色およびB色の画像データが含まれるカラー画像データである。また、第1狭帯域画像データはB色および近赤色の画像データ、第2狭帯域画像データはB色およびG色の画像データ、第3狭帯域画像データはB色の画像データが含まれるカラー画像データである。

10

【0042】

血管画像生成部57は、輝度比算出部60と、相関関係記憶部61と、血管深さ-酸素飽和度算出部62と、血管深さ画像生成部63と、酸素飽和度画像生成部64とを備えている。輝度比算出部60は、フレームメモリ56に記憶した広帯域画像データおよび第1～第3狭帯域画像データから、血管が含まれる血管領域を特定する。

【0043】

血管領域は、例えば、2次元フィルタを用いて、第1～第3狭帯域画像データから、血管の太さに対応する特定周波数成分のデータを取り出すことにより特定することができる。電子内視鏡による撮像では、被写体組織表面に照射される照明光の波長帯域に応じて、被写体組織の粘膜表層から所定の深さ(表面から100μm程度までの深さ)にある血管が最も高コントラストに描出される。例えば、照明光の波長が短い場合には表層の微細血管、長くなるに従って中層、深層の太い血管が高コントラストに撮像される。

20

【0044】

特定周波数成分のデータを取り出すための2次元フィルタは、例えば、以下のようにして作成される。まず、内視鏡先端と被写体組織表面との間の距離・拡大倍率等を考慮して、撮像される血管の太さに対応する画像上の周波数成分を求める。続いて、その周波数成分を強調するフィルタを周波数空間で設計し、これをフーリエ変換して実空間でのフィルタを作成する。そして、フィルタのサイズが、例えば、5×5程度の現実的なサイズに収まるように、周波数空間におけるフィルタ特性を調整する。

30

【0045】

ここで、これらの画像データのG色、R色ないし近赤色、および、B色の画像データを第1～第3画像データとすると、輝度比算出部60は、血管領域内の同じ位置の画素について、第1及び第3画像データ間の第1輝度比 S_1/S_3 を求めるとともに、第2及び第3画像データ間の第2輝度比 S_2/S_3 を求める。ここで、 S_1 は第1画像データの画素の輝度値を、 S_2 は第2画像データの画素の輝度値を、 S_3 は第3画像データの画素の輝度値を表している。なお、血管領域の特定方法としては、例えば、血管部分の輝度値とそれ以外の輝度値の差から血管領域を求める方法等もある。

40

【0046】

相関関係記憶部61は、第1及び第2輝度比 S_1/S_3 、 S_2/S_3 と、血管中の酸素飽和度及び血管深さとの相関関係を記憶している。この相関関係は、血管が図4に示すヘモグロビンの吸光係数を有する場合の相関関係であり、これまでの診断等で蓄積された多数の第1～第3画像データを分析することにより得られたものである。図4に示すように、血管中のヘモグロビンは、照射する光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する吸光特性を持っている。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさである吸光度を表すもので、ヘモグロビンに照射された光の減衰状況を表す $I_0 \exp(-\mu_a \times x)$ の式の係数である。ここで、 I_0 は光源装置から被写体組織に照射される光の強度であり、 x (cm)は被写体組織内の血管までの深さである。

50

【 0 0 4 7 】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 7 0 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 7 1 は、異なる吸光特性を持っており、同じ吸光度（吸光係数 μa ）を示す等吸収点（図 4 における各ヘモグロビン 7 0 , 7 1 の交点）を除いて、吸光度に差が生じる。吸光度に差があると、同じ血管に対して、同じ強度かつ同じ波長の光を照射しても、輝度値が変化する。また、同じ強度の光を照射しても、波長が異なれば吸光係数 μa が変わるので、輝度値が変化する。

【 0 0 4 8 】

以上のようなヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、血管深さ情報抽出のためには深達度の短い短波長領域が必要となることから、血管深さ画像を観察する場合には、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 1 , N 1 2 , N 2 1 , N 2 2 および N 3 として、酸素飽和度によって吸光度に違いが出る波長帯域、例えば、中心波長が 4 5 0 n m 以下の波長帯域を持つ狭帯域光を少なくとも 1 つ含めることが好ましい。また、酸素飽和度が同じでも、波長が異なれば吸収係数の値も異なり、粘膜中の深達度も異なっている。したがって、波長によって深達度が異なる光の特性を利用することで、輝度比と血管深さの相関関係を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

相関関係記憶部 6 1 は、図 5 に示すように、第 1 及び第 2 輝度比 $S 1 / S 3$, $S 2 / S 3$ を表す輝度座標系 6 6 の座標と、酸素飽和度及び血管深さを表す血管情報座標系 6 7 の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。輝度座標系 6 6 は X Y 座標系であり、X 軸は第 1 輝度比 $S 1 / S 3$ を、Y 軸は第 2 輝度比 $S 2 / S 3$ を表している。血管情報座標系 6 7 は輝度座標系 6 6 上に設けられた U V 座標系であり、U 軸は血管深さを、V 軸は酸素飽和度を表している。U 軸は、血管深さが輝度座標系 6 6 に対して正の相関関係があることから、正の傾きを有している。この U 軸に関して、右斜め上に行くほど血管は浅いことを、左斜め下に行くほど血管が深いことを示している。一方、V 軸は、酸素飽和度が輝度座標系 6 6 に対して負の相関関係を有することから、負の傾きを有している。この V 軸に関して、左斜め上に行くほど酸素飽和度が低いことを、右斜め下に行くほど酸素飽和度が高いことを示している。

【 0 0 5 0 】

また、図 5 に示す血管情報座標系 6 7 においては、U 軸と V 軸とは交点 P で直交している。これは、第 1 狭帯域光 N 1 1 の照射時と第 2 狭帯域光 N 2 1 の照射時とで吸光の大小関係が逆転している場合である。即ち、図 4 に示すように、第 1 狭帯域光 N 1 1 を照射した場合に、還元ヘモグロビン 7 0 の吸光係数が、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン 7 1 の吸光係数よりも大きくなり、第 2 狭帯域光 N 2 1 を照射した場合に、酸化ヘモグロビン 7 1 の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン 7 0 の吸光係数よりも大きくなる場合には、吸光の大小関係が逆転する。なお、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 1 , N 1 2 , N 2 1 , N 2 2 , N 3 に代えて、吸光の大小関係が逆転しない狭帯域光を照射したときには、U 軸と V 軸とは直交しなくなる。以下、血管情報座標系 6 7 において、U 軸と V 軸とが交点 P で直交する場合を例に挙げて説明を続ける。

【 0 0 5 1 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、相関関係記憶部 6 1 の相関関係に基づき、輝度比算出部 6 0 で算出された第 1 及び第 2 輝度比 $S 1 / S 3$, $S 2 / S 3$ に対応する酸素飽和度と血管深さを特定する。ここで、輝度比算出部 6 0 で算出された第 1 及び第 2 輝度比 $S 1 / S 3$, $S 2 / S 3$ のうち、血管領域内の所定画素についての第 1 輝度比を $S 1 * / S 3 *$ とし、第 2 輝度比を $S 2 * / S 3 *$ とする。

【 0 0 5 2 】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、図 6 (A) に示すように、輝度座標系 6 6 において、第 1 及び第 2 輝度比 $S 1 * / S 3 *$, $S 2 * / S 3 *$ に対応する座標 (X * , Y *) を特定する。座標 (X * , Y *) が特定されたら、図 6 (B) に示すように、血管情報座標系 6 7 において、座標 (X * , Y *) に対応する座標 (U * , V *) を特定する。これにより、血管領域内の所定位置の画素について、血管深さ U * 及び酸素飽和度 V * が求ま

10

20

30

40

50

る。ここで、血管深さは数値情報で表され、血管深さが浅いほど数値は小さく、血管深さが深くなるほど数値は大きくなる。酸素飽和度についても、血管深さと同様に、数値情報で表される。

【 0 0 5 3 】

図 7 (A) に示すように、血管深さ画像生成部 6 3 は、血管深さの大小に応じてカラー情報が割り当てられた胃用カラーテーブル 6 3 a、十二指腸用カラーテーブル 6 3 b、小腸用カラーテーブル 6 3 c を備えている。これらカラーテーブル 6 3 a ~ 6 3 c は、コンソール 2 3 の切替操作により、観察する部位に合ったものが選択される。胃用カラーテーブル 6 3 a は胃における血管深さに対応したカラー情報が、十二指腸用カラーテーブル 6 3 b は十二指腸における血管深さに対応したカラー情報が、小腸用カラーテーブル 6 3 c は小腸における血管深さに対応したカラー情報が割り当てられている。血管深さ画像生成部 6 3 は、コンソール 2 3 により選択されたカラーテーブル 6 3 a ~ 6 3 c のいずれかを用い、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 で算出された血管深さ U^* に対応するカラー情報を特定する。なお、本実施形態では、胃、十二指腸、小腸用の 3 種類のカラーテーブルを使用するが、その他の被写体組織の部位に対応したカラーテーブルをさらに加えてもよい。

10

【 0 0 5 4 】

酸素飽和度画像生成部 6 4 は、図 7 (B) に示すように、血管深さ画像生成部 6 3 と同様に、酸素飽和度の大小に応じてカラー情報が割り当てられた胃用カラーテーブル 6 4 a、十二指腸用カラーテーブル 6 4 b、小腸用カラーテーブル 6 4 c を備えている。これらカラーテーブル 6 4 a ~ 6 4 c についても、コンソール 2 3 の切替操作により切り替えが可能である。酸素飽和度画像生成部 6 4 は、コンソール 2 3 により選択されたカラーテーブル 6 4 a ~ 6 4 c のいずれかを用い、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 で算出された酸素飽和度 V^* に対応するカラー情報を特定する。

20

【 0 0 5 5 】

血管深さ画像生成部の各カラーテーブル 6 3 a ~ 6 3 c のカラー情報は、図 8 (A) に示すように、補色関係にある 2 色の、例えば R (赤) から C y (シアン) までの 2 色間色相環で表される。図 8 (A) では、カラー情報は、血管深さが小さいときには R であり、血管深さが大きくなるに従って Y e (イエロー)、G (グリーン)、C y の順で変化する。酸素飽和度画像生成部 6 4 の各カラーテーブル 6 4 a ~ 6 4 c のカラー情報は、図 8 (B) に示すように、C y から R までの 2 色間色相環で表される。図 8 (B) では、カラー情報は、酸素飽和度が小さいときには C y であり、酸素飽和度を大きくするほど B (ブルー)、M (マゼンダ)、R の順で変化する。なお、R から C y までを酸素飽和度に、C y から R までを血管深さというように 2 色相環の割り当てを逆にしてもよい。また、酸素飽和度と血管深さに対して別々の色を割り当てたが、1 本の血管内に酸素飽和度に関する色及び血管深さに関する色の両方を反映させるような場合を除いては、酸素飽和度と血管深さに対する色の割り当てを、両方とも R → G → C y のように同じにしてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

本実施形態では、カラー情報を色相環で表すが、図 9 (A) に示すように、白、黒などの無彩色または有彩色について、濃淡、即ち明度でカラー情報を表してもよい。図 9 (A) では、血管深さが小さいときには濃くし (明度を低くし)、血管深さが大きくなるほど薄くする (明度を高くする)。また、図 9 (B) に示すように、カラー情報を R から C y までの 2 色間グラデーションで表してもよい。図 9 (B) では、カラー情報は補色関係にある 2 色の、例えば血管深さに応じて彩度が R と C y との間で変化し、血管深さが小さいときには R で表され、血管深さが大きくなるほど C y に近づく。2 色間グラデーションの場合は、中間値にグレーが含まれているため、2 色色相環と異なり、補色同士間で変化するときにはグレーを通過する。視認性の実験をしたところ、2 色間グラデーションの視認性は良好な結果を得ている。また、酸素飽和度のカラー情報についても、図 9 (A)、(B) と同様に表してもよい。なお、血管深さのカラー情報と酸素飽和度のカラー情報は同じ種類である必要はなく、例えば、血管深さのカラー情報を 2 色相環で表した場合には、酸

40

50

素飽和度のカラー情報を、２色相環の他、濃淡や、２色間グラデーションで表してもよい。

【００５７】

血管深さ画像生成部６３は、血管領域内の全ての画素についてカラー情報が特定されると、フレームメモリ５６から広帯域画像データを読み出し、読み出された広帯域光画像データに対してカラー情報を反映させる。これにより、血管深さが反映された血管深さ画像データが生成される。生成された血管深さ画像データは再度フレームメモリ５６に記憶される。なお、カラー情報は、広帯域光画像データではなく、第１～第３狭帯域画像データのいずれか、あるいはこれらを合成した合成画像に対して反映させてもよい。また、広帯域画像データをモノクロ画像に変換して、カラー情報を反映させてもよい。第１～第３狭帯域画像データやモノクロ画像に反映させることで、カラー情報の識別性が向上する。

10

【００５８】

酸素飽和度画像生成部６４は、血管深さ画像生成部６３と同様に、血管領域内の全ての画素についてのカラー情報を広帯域画像データに反映させることにより、酸素飽和度画像データを生成する。生成された酸素飽和度画像データは、血管深さ画像データと同様、フレームメモリ５６に記憶される。

【００５９】

表示制御回路５８は、フレームメモリ５６に記憶された画像データに基づいて、モニタに画像を表示する。例えば、図１０に示すように、モニタ１４の一方の側には、広帯域画像データに基づく広帯域画像７２が表示され、他方の側には、血管深さ画像データに基づく血管深さ画像７３と、酸素飽和度画像データに基づく酸素飽和度画像７４との両方が表示される。画像切替ＳＷ６８により、モニタ１４に表示する画像や表示位置を切り替えることができる。血管深さ画像７３では、血管画像７５は表層血管を示す赤（Ｒ）で、血管画像７６は中層血管を示す緑（Ｇ）で、血管画像７７は深層血管を示すシアン（Ｃｙ）で表されている。一方、酸素飽和度画像７４では、血管画像８０は低酸素飽和度を示すシアン（Ｃｙ）で、血管画像８１は中酸素飽和度を示すマゼンダ（Ｍ）で、血管画像８２は高酸素飽和度を示す赤（Ｒ）で表されている。

20

【００６０】

血管深さ画像７３にはＲからＣｙまでの色相環を示すカラーバー７３ａが、酸素飽和度画像７４にはＣｙからＲまでの色相環を示すカラーバー７４ａが、それぞれの画面右上に表示されている。カラーバー７３ａの矢印は左端から右端に向かって血管深さが大きくなることを示しており、矢印の両端には、血管深さと色との対応関係を確認し易いように「浅（血管深さが浅いこと）」、「深（血管深さが深いこと）」といった文字表示がなされている。カラーバー７４ａの矢印及び文字表示については、カラーバー７３ａと同様である。このように、血管深さ画像７３や酸素飽和度画像７４と同時にカラーバー７３ａ、７４ａを表示することで、血管深さ画像７３や酸素飽和度画像７４に反映されたカラー情報と血管深さ及び酸素飽和度との対応関係が確認しやすい。

30

【００６１】

次に、電子内視鏡システム１０の動作を説明する。

【００６２】

電子内視鏡システム１０は、通常光画像はもちろん、例えば、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像、および、血管深さ画像等の特殊光画像を撮像することができる。

40

【００６３】

ここで、通常光画像は、広帯域光源３０から発せられる広帯域光ＢＢを体腔内の血管を含む被写体組織に照射して撮像される画像である。

【００６４】

微細血管画像は、第３狭帯域光源３５から発せられる微細血管用の第３狭帯域光Ｎ３を体腔内に照射して撮像される画像である。第３狭帯域光Ｎ３を体腔内に照射することにより粘膜表層の太さ１０～２０μｍ程度の微細血管が強調され、鮮明に観測することができ

50

る。

【 0 0 6 5 】

酸素飽和度画像およびヘモグロビン量画像は、酸素飽和度用の第2狭帯域光源34から発せられる酸素飽和度用の第2狭帯域光N21, N22を含む3種の波長帯域の光を体腔内に照射して取得された3種の撮像信号(画像データ)に基づいて、血液中のヘモグロビンの量および酸素飽和度を可視画像化したものである。例えば、第2狭帯域光N21, N22と、広帯域光BBまたは第1狭帯域光N11, N12とを体腔内に照射して取得された3種の撮像信号に所定の画像処理を施すことにより、酸素飽和度画像およびヘモグロビン量画像を取得することができる。

【 0 0 6 6 】

血管深さ画像は、第1狭帯域光源33から発せられる血管深さ用の第1狭帯域光N12を体腔内に照射して撮像される画像である。例えば、赤外光が吸収されやすいICG(インドシアニンググリーン)等の蛍光薬剤を静脈注射して、第1狭帯域光N12を体腔内に照射することにより粘膜深部の血管が強調され、鮮明に観測することができる。

【 0 0 6 7 】

なお、上記各画像の撮像方法や取得方法については既に各種の方法が提案されており、電子内視鏡システム10においても、公知の方法を含む各種の方法を採用することができる。

【 0 0 6 8 】

また、電子内視鏡システム10は、波長帯域の異なる2種以上の光を体腔内の血管を含む被写体組織に同時にまたは1フレーム時間毎に順次照射し、取得された複数の画像データに所定の画像処理を施すことにより、通常光画像と、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像および血管深さ画像等を含む特殊光画像とからなる複数種の画像の中から2種以上の画像を同時に取得し、取得した2種以上の画像を同時に表示することができる。例えば、診断上関心のある特徴的な血管部分の酸素飽和度画像を選択的に表示できる。また、薬剤の分布と酸素飽和度画像を同時に観察できる。

【 0 0 6 9 】

電子内視鏡システム10を用いて体腔内を撮像する場合、コンソール23の操作により、まず、通常光画像モードまたは特殊光画像モードを指定する撮影モードの選択が行われる。通常光画像モードが選択された場合には、広帯域光源30から広帯域光BBが発せられ、通常光画像が撮像される。一方、特殊光画像モードが選択された場合には、さらに、コンソール23の操作により、同時に取得する2種以上の画像を指定する画像診断モードの選択が行われる。

【 0 0 7 0 】

画像診断モードは、本実施形態の場合、通常光画像と、微細血管画像、酸素飽和度画像、ヘモグロビン量画像および血管深さ画像等を含む特殊光画像とからなる複数種の画像の中から同時に取得する2種以上の画像の組合せを決定するものである。画像診断モードは、コンソール23の操作により、同時に取得する2種以上の画像の組合せを直接指定してもよいが、例えば、あらかじめ2種以上の画像の組合せをメニュー形式で登録しておき、複数のメニューの中から1つのメニューを指定することで画像の組合せを指定するようにしてもよい。

【 0 0 7 1 】

説明を簡略化するために、本実施形態では、同時に取得することが可能な2種以上の画像の組合せの中から、例えば、以下の画像の組合せ(1)~(3)の例を挙げて説明する。

- (1) 通常光画像 + 微細血管画像
- (2) 通常光画像 + 酸素飽和度画像
- (3) 酸素飽和度画像 + 血管深さ画像

【 0 0 7 2 】

画像の組合せが指定されると、指定された画像の組合せに応じて、発光される光源が決

10

20

30

40

50

定される。

【 0 0 7 3 】

例えば、画像の組合せ (1) が選択された場合、図 1 1 (A) に示すように、通常光画像用の広帯域光源 3 0 の B 光源 3 0 B、G 光源 3 0 G および R 光源 3 0 R に加えて、微細血管画像用の第 3 狭帯域光源 3 5 の B 光源 3 5 B が ON に切り替えられて発光される。このとき、コントローラ 5 9 により、例えば、広帯域光源 3 0 の B 光源 3 0 B から発せられる B 光の強度が弱められ、第 3 狭帯域光源 3 5 の B 光源 3 5 B から発せられる B 光の強度が強められるように制御される。

【 0 0 7 4 】

また、画像の組合せ (2) が選択された場合、図 1 1 (B) に示すように、通常光画像用の広帯域光源の B 光源 3 0 B、G 光源 3 0 G および R 光源 3 0 R に加えて、酸素飽和度画像用の第 2 狭帯域光源 3 4 の B 光源 3 4 B および G 光源 3 4 G が ON に切り替えられて発光される。このとき、コントローラ 5 9 により、例えば、広帯域光源 3 0 の B 光源 3 0 B および G 光源 3 0 G から発せられる B 光および G 光の強度が弱められ、第 2 狭帯域光源 3 4 の B 光源 3 4 B および G 光源 3 4 G から発せられる B 光および G 光の強度が強められるように制御される。

10

【 0 0 7 5 】

また、画像の組合せ (3) が選択された場合、図 1 1 (C) に示すように、酸素飽和度画像用の第 2 狭帯域光源 3 4 の B 光源 3 4 B および G 光源 3 4 G に加えて、血管深さ画像用の第 1 狭帯域光源 3 3 の B 光源 3 3 B および近赤光源 3 3 R が ON に切り替えられて発光される。

20

【 0 0 7 6 】

上記画像の組合せ (1) ~ (3) 以外の 2 種の画像の組合せについては説明を省略するが、上記と同様である。また、3 種以上の画像の組合せが指定されると、指定された 3 種以上の画像に対応する複数の光源の中から、1 フレーム時間毎に 1 種の光源だけが順次 ON に切り替えられ、複数の光源が時分割に発光される。2 種以上の画像を同時に取得する方法も既に各種の方法が提案されており、電子内視鏡システム 1 0 においても、公知の方法を含む各種の方法を採用することができる。

【 0 0 7 7 】

以下、一例として、画像の組合せ (3) が指定された場合について、血管深さ - 酸素飽和度を算出する手順と、それらを反映した血管深さ画像及び酸素飽和度画像を生成する手順を、図 1 2 に示すフローチャートを用いて説明する。

30

【 0 0 7 8 】

まず、コンソール 2 3 の操作により、通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替えられ、さらに、画像診断モードとして、酸素飽和度画像と血管深さ画像の組合せが指定される。特殊光画像モードに切り替えられると (ステップ S 1 0)、この切替時点での広帯域画像データが、血管深さ画像または酸素飽和度画像の生成に用いられる画像データとしてフレームメモリ 5 6 に記憶される (ステップ S 1 2)。また、コンソール 2 3 の操作によって、胃、十二指腸、小腸など現時点での観察部位を指定する。これにより、その観察部位に応じたカラーテーブル 6 3 a ~ 6 3 c のいずれか一つと、カラーテーブル 6 4 a ~ 6 4 c のいずれか一つが選択される。なお、血管深さ画像等の生成に用いる広帯域画像データは、コンソール操作前のものを使用してもよい。

40

【 0 0 7 9 】

そして、コントローラ 5 9 から光源切替部 3 7 に対して、酸素飽和度画像と血管深さ画像の組合せに応じた照射開始指示が送られる。これにより、光源切替部 3 7 は、第 1 および第 2 狭帯域光源 3 3、3 4 のみを ON にし、第 1 狭帯域光 N 1 1、N 1 2 および第 2 狭帯域光 N 2 1、N 2 2 を同時に体腔内に照射する (ステップ S 1 4)。第 1 狭帯域光 N 1 1、N 1 2 および第 2 狭帯域光 N 2 1、N 2 2 が体腔内に照射されると、コントローラ 5 9 から撮像駆動部 4 6 に対して撮像指示が送られる。これにより、第 1 狭帯域光 N 1 1、N 1 2 および第 2 狭帯域光 N 2 1、N 2 2 が照射された状態で撮像が行なわれ、撮像

50

により得られた第 1 および第 2 狭帯域撮像信号は、A F E 4 5 を介して、D S P 5 5 に送られる。D S P 5 5 では第 1 および第 2 狭帯域撮像信号に基づいて第 1 および第 2 狭帯域画像データが生成される。生成された第 1 および第 2 狭帯域画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される（ステップ S 1 6）。

【 0 0 8 0 】

フレームメモリ 5 6 に広帯域画像データ、第 1 および第 2 狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部 6 0 は、第 1 および第 2 狭帯域画像データから、血管を含む血管領域を特定する（ステップ S 1 8）。そして、これらの画像データの G 色、R 色ないし近赤色、および、B 色の画像データを第 1 ~ 3 画像データとして、血管領域内の同じ位置の画素について、第 1 及び第 2 画像データ間の第 1 輝度比 $S 1^* / S 3^*$ と、第 2 及び第 3 画像データ間の第 2 輝度比 $S 2^* / S 3^*$ が算出される（ステップ S 2 0）。

10

【 0 0 8 1 】

次に、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、相関関係記憶部 6 1 の相関関係に基づいて、第 1 及び第 2 輝度比 $S 1^* / S 3^*$ 、 $S 2^* / S 3^*$ に対応する輝度座標系の座標（ X^* 、 Y^* ）を特定する。さらに、座標（ X^* 、 Y^* ）に対応する血管情報座標系の座標（ U^* 、 V^* ）を特定することにより、血管領域内の所定画素についての血管深さ U^* 及び酸素飽和度 V^* が求められる（ステップ S 2 2）。

【 0 0 8 2 】

血管深さ U^* 及び酸素飽和度 V^* が求められると、コンソール 2 3 によりいずれかに選択されたカラーテーブル 6 3 a ~ 6 3 c に基づき、血管深さ U^* に対応するカラー情報が特定される。また、コンソール 2 3 によりいずれかに選択されたカラーテーブル 6 4 a ~ 6 4 c に基づき、酸素飽和度 V^* に対応するカラー情報が特定される。特定されたカラー情報は、プロセッサ装置 1 2 内の R A M（ランダムアクセスメモリ）（図示省略）に記憶される（ステップ S 2 4）。

20

【 0 0 8 3 】

そして、カラー情報が R A M に記憶されると、血管領域内の全ての画素について、上述した手順で、血管深さ U^* 及び酸素飽和度 V^* を求めるとともに、それら血管深さ U^* 及び酸素飽和度 V^* に対応するカラー情報を特定する（ステップ S 2 6）。

【 0 0 8 4 】

そして、血管領域内の全ての画素について血管深さ及び酸素飽和度とそれらに対応するカラー情報が得られると、血管深さ画像生成部 6 3 は、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データを読み出し、この広帯域画像データに対して、R A M に記憶されたカラー情報を反映させることにより、血管深さ画像データを生成する。また、酸素飽和度画像生成部 6 4 は、血管深さ画像と同様に、酸素飽和度画像データを生成する。生成された血管深さ画像データ及び酸素飽和度画像データは、再度フレームメモリ 5 6 に記憶される（ステップ S 2 8）。

30

【 0 0 8 5 】

そして、表示制御回路 5 8 は、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データ、血管深さ画像データ、及び酸素飽和度画像データを読み出し、これら読み出した画像データに基づいて、図 1 0 に示すように、広帯域画像 7 2、血管深さ画像 7 3、及び酸素飽和度画像 7 4 をモニタ 1 4 に表示する。モニタ 1 4 には、広帯域画像 7 2、血管深さ画像 7 3、及び酸素飽和度画像 7 4 の 3 つの画像が同時に並列表示される（ステップ S 3 0）。

40

【 0 0 8 6 】

血管深さ画像 7 3 では、血管深さに応じて血管画像 7 5 ~ 7 7 に擬似的にカラーが付されており、表層血管の血管画像 7 5 には赤（R）が、中層血管の血管画像 7 6 には緑（G）が、深層血管の血管画像 7 7 にはシアン（C y）の色がそれぞれ付されている。一方、酸素飽和度画像 7 4 においても、血管深さ画像 7 3 と同様に、低酸素飽和度を示す血管画像 8 0 にはシアン（C y）が、中酸素飽和度を示す血管画像 8 1 にはマゼンダ（M）が、高酸素飽和度を示す血管画像 8 2 には赤（R）の色がそれぞれ付されている。

【 0 0 8 7 】

50

なお、画像の組合せ(3)が選択された場合を例に挙げて説明したが、これ以外の2種以上の画像の組合せについても、既に述べたように、波長帯域の異なる2種以上の光を同時ないし時分割に体腔内に照射して複数の画像データを取得し、必要に応じて、取得した複数の画像データに所定の画像処理を施すことにより、2種以上の画像を同時に取得し、取得した2種以上の画像を同時に表示することができる。

【0088】

また、本発明は、挿入部等を有する挿入型の電子内視鏡の他、CCDなどの撮像素子等をカプセルに内蔵させたカプセル型の電子内視鏡に対しても適用することができる。

【0089】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

10

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明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。

【符号の説明】

【0090】

10 電子内視鏡システム

11 電子内視鏡

12 プロセッサ装置

13 光源装置

14 モニタ

16 挿入部

20

16a 先端部

17 操作部

18 ユニバーサルコード

19 湾曲部

21 アングルノブ

22 挿入口

23 コンソール

24 コネクタ

30 広帯域光源

33 ~ 35 狭帯域光源

30

30B, 30G, 30R, 33B, 33G, 34R, 35B 各色光源

36 ハーフミラー群

37 光源切替部

43 ライトガイド

44 CCD

44a 撮像面

45 アナログ処理回路(AFE)

46 撮像制御部

48 照射レンズ

49 照明窓

40

50 観察窓

51 集光レンズ

55 デジタル信号処理部(DSP)

56 フレームメモリ

57 血管画像生成部

58 表示制御回路

59 コントローラー

60 輝度比算出部

61 相関関係記憶部

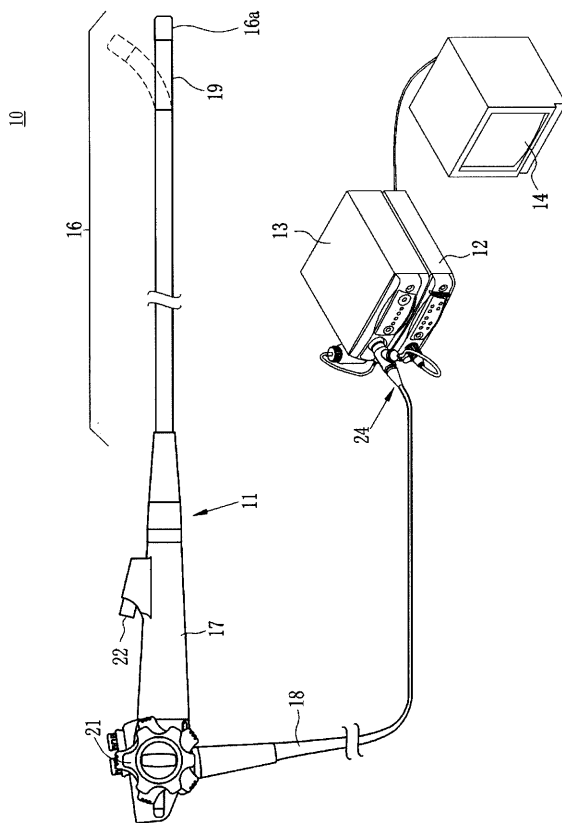
62 血管深さ - 酸素飽和度算出部

50

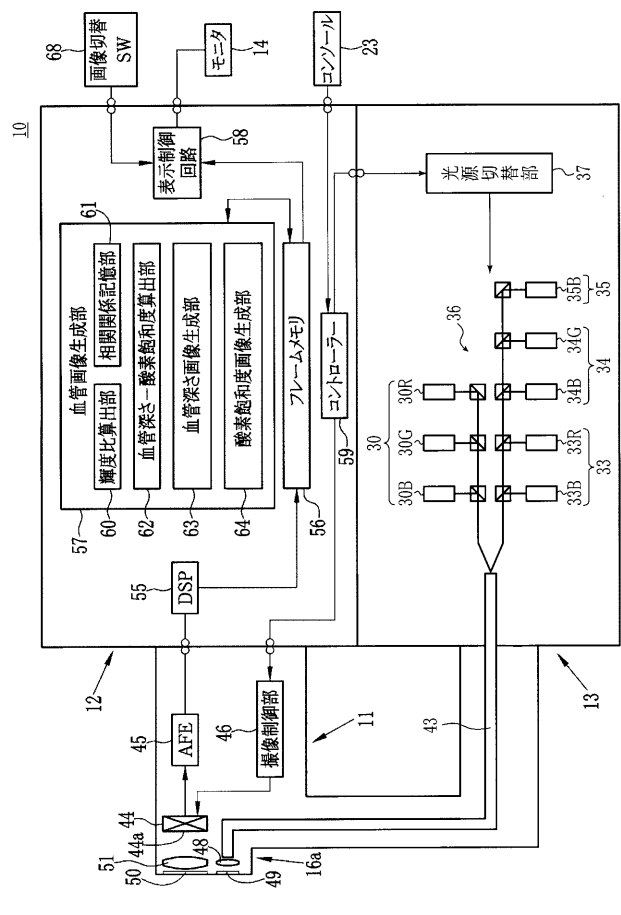
- | | | |
|-----------------------------|------------|--|
| 6 3 | 血管深さ画像生成部 | |
| 6 4 | 酸素飽和度画像生成部 | |
| 6 3 a ~ 6 3 c、6 4 a ~ 6 4 c | カラーテーブル | |
| 6 6 | 輝度座標系 | |
| 6 7 | 血管情報座標系 | |
| 6 8 | 画像切替 S W | |
| 7 0 | 還元ヘモグロビン | |
| 7 1 | 酸化ヘモグロビン | |
| 7 2 | 広帯域画像 | |
| 7 3 | 血管深さ画像 | |
| 7 4 | 酸素飽和度画像 | |
| 7 3 a、7 4 a | カラーバー | |
| 7 5 ~ 7 7、8 0 ~ 8 2 | 血管画像 | |

10

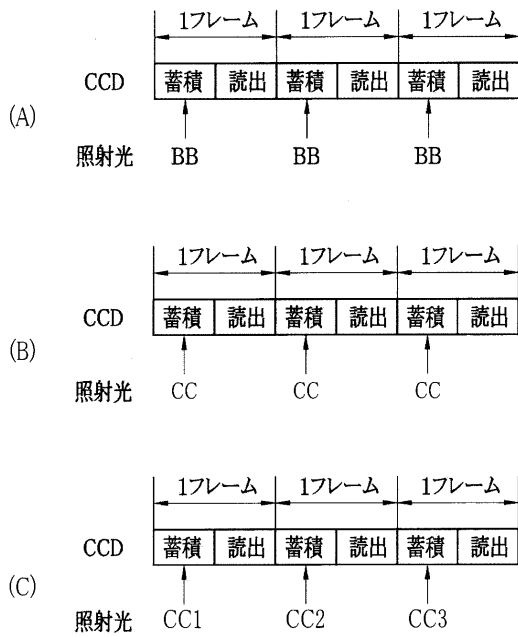
【 図 1 】



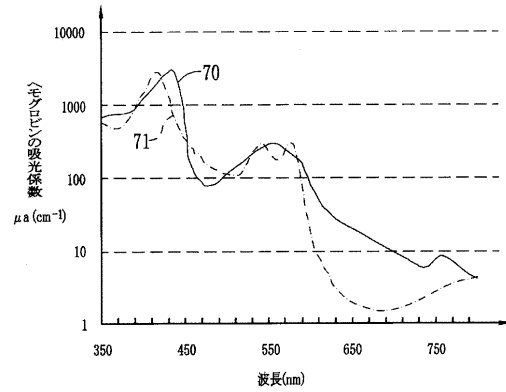
【 図 2 】



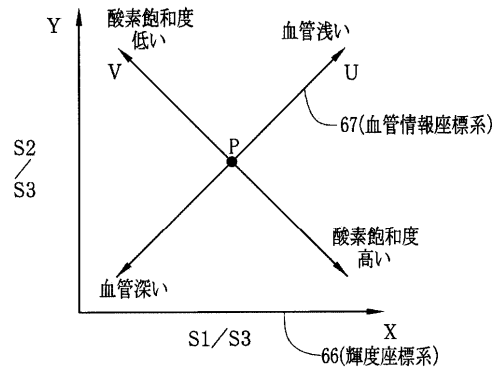
【図 3】



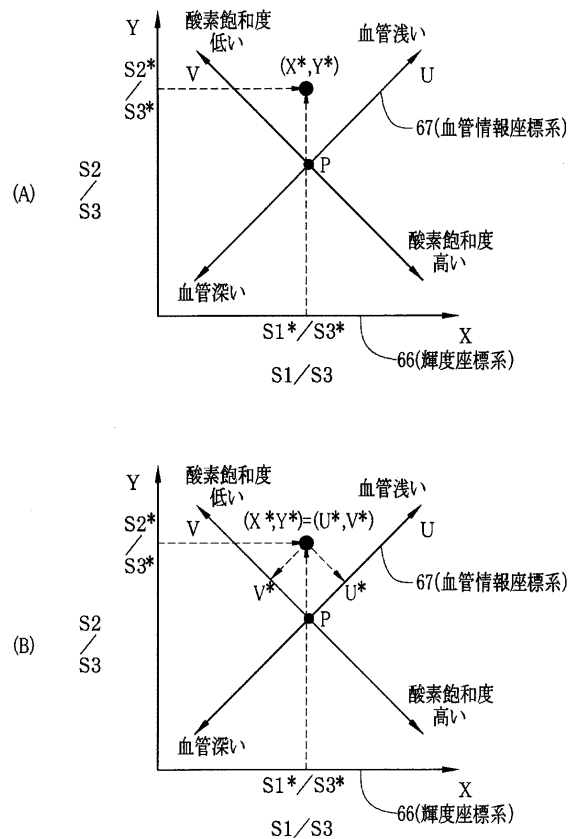
【図 4】



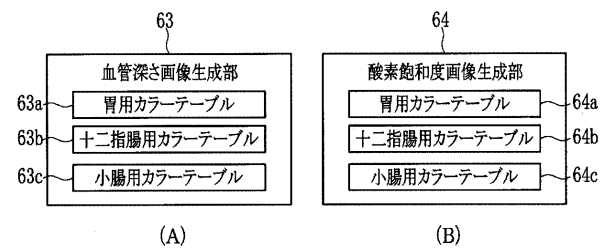
【図 5】



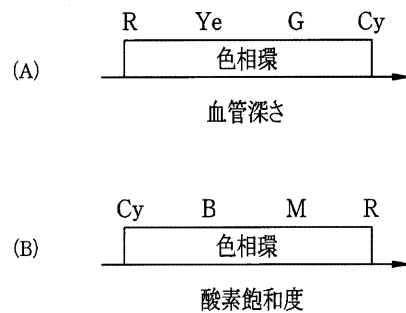
【図 6】



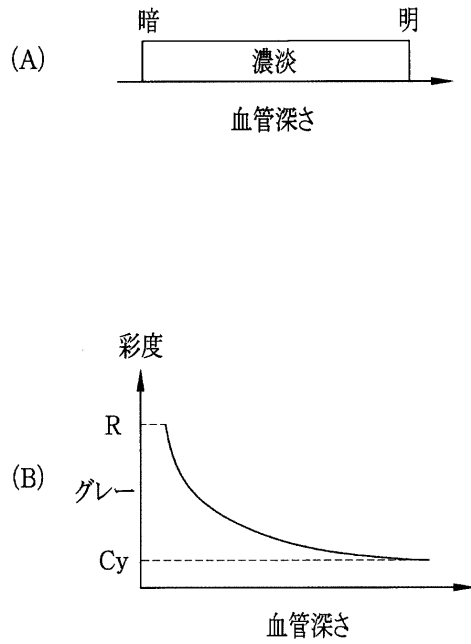
【図 7】



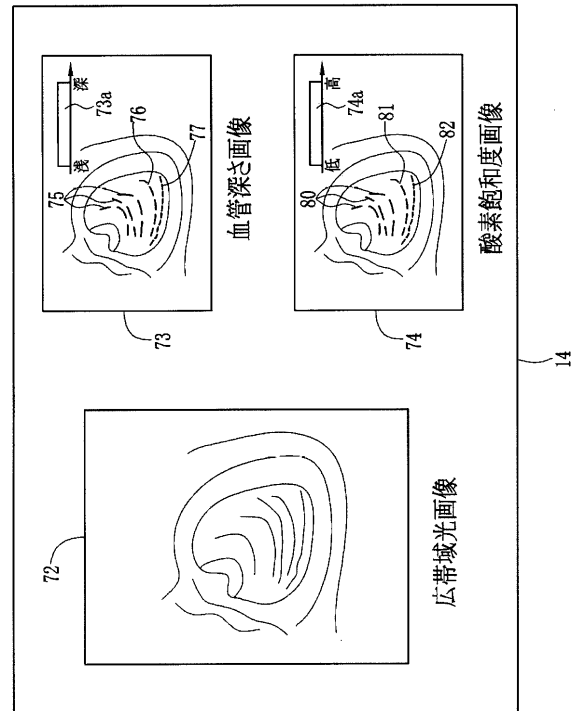
【図 8】



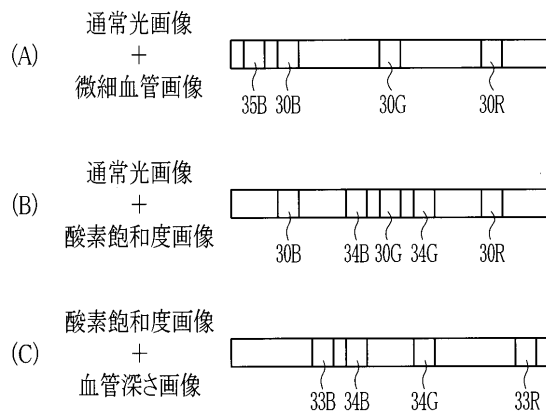
【図 9】



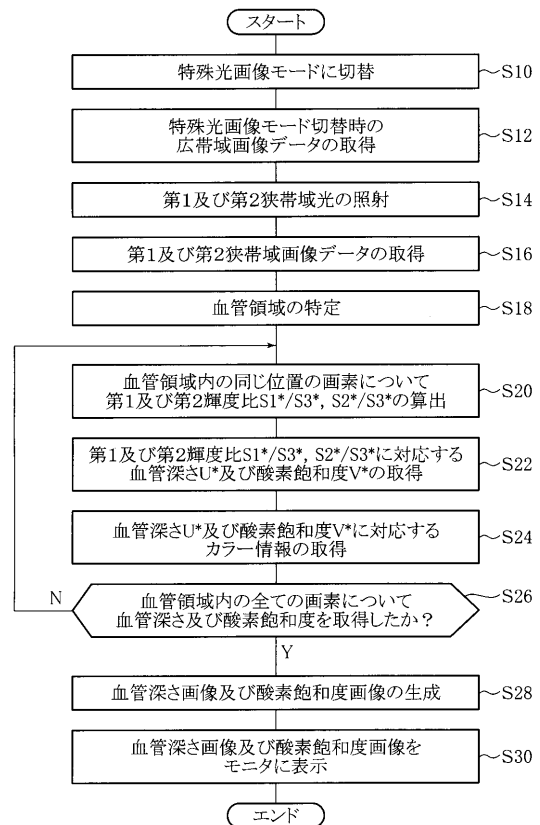
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA22 CC06 LL02 MM03 MM04 MM07 NN01 NN05 PP12 QQ02
QQ03 QQ07 QQ09 RR03 RR05 SS03 WW10

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011200572A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2010072698	申请日	2010-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B5/0084 A61B5/14503 A61B5/14551		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/06.B A61B1/04.531 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/MM04 4C061/MM07 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/SS03 4C061/WW10 4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM04 4C161/MM07 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/SS03 4C161/WW10		
其他公开文献	JP5385188B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，该系统能够从多种图像中同时获取并同时显示两种或更多种图像，所述多种图像是通过照射不同波长带的光而拾取的。电子内窥镜系统包括组合指定单元，该组合指定单元指定从通过照射具有不同波长带的一个或多个光而捕获的多种类型的图像中同时获取的多个图像的组合。从光源照射多个发出不同波长带的光的光源，根据由组合指定单元指定的图像的组合来控制光源的发光的光源控制单元，以及包括体腔中的血管的被检体。接收光的反射光并将其光电转换为多个波长带的图像数据的图像拾取装置，以及由图像拾取装置光电转换为由组合指定装置指定的图像组合的多个波长带的图像数据。提供了生成多个对应图像的图像生成单元和同时显示由图像生成单元生成的多个图像的图像显示单元。[选择图]图2

