

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5389742号
(P5389742)

(45) 発行日 平成26年1月15日 (2014. 1. 15)

(24) 登録日 平成25年10月18日 (2013. 10. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 35 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2010-132965 (P2010-132965)
 (22) 出願日 平成22年6月10日 (2010. 6. 10)
 (65) 公開番号 特開2011-218135 (P2011-218135A)
 (43) 公開日 平成23年11月4日 (2011. 11. 4)
 審査請求日 平成24年12月17日 (2012. 12. 17)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-228771 (P2009-228771)
 (32) 優先日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-72066 (P2010-72066)
 (32) 優先日 平成22年3月26日 (2010. 3. 26)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 久保 雅裕
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 峯舌 靖浩
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 千 敏景
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び電子内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

450nm以下の波長領域を含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射手段と、

前記被写体組織を撮像して、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号に含まれる第1～第3の狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が450nm以下である第1～第3の狭帯域光に対応する第1～第3の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、

前記第1～第3の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報

10

報を求める血管情報取得手段と、
 血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御する表示制御手段とを備えていることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

血管情報を反映させた表示用画像を生成する血管画像生成手段を備えていることを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記血管画像生成手段は、血管情報をカラー情報、又は1色の濃淡情報として反映させることを特徴とする請求項2記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

20

前記血管画像生成手段は、血管深さが一定以上の血管を他の血管よりも強調させた血管深さ画像と、酸素飽和度が一定以上の血管を他の血管よりも強調させた酸素飽和度画像の2つの画像を生成し、

前記表示制御手段は、前記2つの表示用画像をモニタの画面に並べて表示することを特徴とする請求項2記載の電子内視鏡システム。

【請求項5】

血管深さとカラー情報とを対応付けて記憶する第1カラーテーブルと、

酸素飽和度とカラー情報とを対応付けて記憶する第2カラーテーブルとを備え、

前記第1カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた血管深さに対応するカラー情報を特定し、

前記第2カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた酸素飽和度に対応するカラー情報を特定し、

特定した2色のカラー情報を、表示用画像に反映させることを特徴とする請求項3記載の電子内視鏡システム。

【請求項6】

前記血管画像生成手段は、血管深さに対応するカラー情報を反映した血管深さ画像と、酸素飽和度に対応するカラー情報を反映した酸素飽和度画像の2つの画像を生成し、

前記表示制御手段は、前記2つの表示用画像をモニタの画面に並べて表示することを特徴とする請求項5記載の電子内視鏡システム。

【請求項7】

前記血管画像生成手段は、一部の領域に血管深さ又は酸素飽和度の一方が反映され、残りの領域に他方が反映された1つの表示用画像を生成することを特徴とする請求項5記載の電子内視鏡システム。

【請求項8】

前記一部の領域は、表示用画像内の任意の位置に指定可能であることを特徴とする請求項7記載の電子内視鏡システム。

【請求項9】

前記一部の領域は、血管深さ又は酸素飽和度のいずれか一方が一定値又は一定範囲である血管に対して、自動的に付されることを特徴とする請求項7記載の電子内視鏡システム。

【請求項10】

前記一部の領域は、血管深さが一定値又は一定範囲であり、且つ酸素飽和度が一定値又は一定範囲である血管に対して、自動的に付されることを特徴とする請求項7記載の電子内視鏡システム。

【請求項11】

前記表示用画像は、体腔内全体を表示する体腔内画像と、この体腔内画像と異なる領域に表示され、体腔内の所定領域における血管を表示する血管表示画像とからなり、前記体腔内画像又は前記血管表示画像の少なくとも一方に、血管深さ又は酸素飽和度が反映されていることを特徴とする請求項5記載の電子内視鏡システム。

【請求項12】

前記血管表示画像では、前記体腔内の所定領域における血管が、一定の深さ毎にそれぞれ異なる画像で表示されることを特徴とする請求項11記載の電子内視鏡システム。

【請求項13】

前記血管表示画像は、表層血管画像、中層血管画像、深層血管画像からなることを特徴とする請求項12記載の電子内視鏡システム。

【請求項14】

前記血管表示画像は、前記体腔内の所定領域における血管を拡大して表示することを特徴とする請求項12または13記載の電子内視鏡システム。

【請求項15】

前記血管画像生成手段は、

前記表示用画像内の１本の血管内の一部に、前記血管深さに対応するカラー情報を反映させ、同じ血管内の他の部分に、前記酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させることを特徴とする請求項５記載の電子内視鏡システム。

【請求項１６】

前記１本の血管内において、管軸を中心としてその両端部に、前記血管深さ及び酸素飽和度の２つのカラー情報の一方を、中央部に他方を反映させることを特徴とする請求項１５記載の電子内視鏡システム。

【請求項１７】

前記血管画像生成手段は、

前記表示用画像内の特定深さの血管に対してのみ、前記酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させることを特徴とする請求項５記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項１８】

前記血管画像生成手段は、前記特定深さの血管以外の部分のコントラストを抑制することを特徴とする請求項１７記載の電子内視鏡システム。

【請求項１９】

前記第１及び第２カラーテーブルは、２色間色相環、２色間グラデーションのいずれかをカラー情報として有していることを特徴とする請求項５ないし１８いずれか１項記載の電子内視鏡システム。

【請求項２０】

前記第１カラーテーブルでは、血管深さを複数の段階に分け、各段階毎に異なる色を割り当てており、前記第２カラーテーブルでは、酸素飽和度を複数の段階に分け、各段階毎に異なる色を割り当てていることを特徴とする請求項５ないし１８いずれか１項記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項２１】

前記第１及び第２カラーテーブルには、観察部位に応じて切替可能な複数のテーブルを有していることを特徴とする請求項５ないし２０いずれか１項記載の電子内視鏡システム。

【請求項２２】

前記表示用画像内には、前記血管深さと前記第１カラーテーブルで割り当てられた色との対応関係を示すカラーバー、及び前記酸素飽和度と前記第２カラーテーブルで割り当てられた色との対応関係を示すカラーバーのうち少なくとも１つが表示されることを特徴とする請求項５ないし２１いずれか１項記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項２３】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管太さを求め、

前記表示用画像では、血管太さ又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は１色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることを特徴とする請求項２記載の電子内視鏡システム。

【請求項２４】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管密度を求め、

40

前記表示用画像では、血管密度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は１色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることを特徴とする請求項２記載の電子内視鏡システム。

【請求項２５】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、蛍光薬剤の投与によって腫瘍患部から蛍光が発せられている場合に、前記撮像信号に基づいて、蛍光の強度を求め、

前記表示用画像では、蛍光の強度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は１色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることを特徴とする請

50

求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 2 6】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血液濃度を求め、

前記表示用画像では、血液濃度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度を、カラー情報又は 1 色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 2 7】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管の形状を求め、

前記表示用画像では、血管の形状又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度を、カラー情報又は 1 色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることを特徴とする請求項 2 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 2 8】

血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせ毎に 1 色のカラー情報を対応付けて記憶する第 3 カラーテーブルと、

前記第 3 カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせに対応するカラー情報を特定するカラー情報特定部とを備え、

前記血管画像生成手段は、

前記撮像信号に基づいて得られる画像に対して、前記カラー情報特定部で特定されたカラー情報を反映させることを特徴とする請求項 3 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 2 9】

前記第 3 カラーテーブルは、血管深さ及び酸素飽和度を示す血管情報座標系に対して色相環を割り当てることにより、血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせ毎に 1 色のカラー情報と対応付けて記憶していることを特徴とする請求項 2 8 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3 0】

前記第 3 カラーテーブルは、観察部位に応じて切替可能な複数のテーブルを有していることを特徴とする請求項 2 8 または 2 9 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3 1】

前記撮像素子は白黒の撮像素子であり、

前記照射手段は、R 色、G 色、B 色の 3 色の光を時分割して照射するとともに、第 1 及び第 2 の狭帯域光を時分割して照射することが可能であり、

R 色、G 色、B 色の 3 色の光を時分割して照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する面順次式通常光画像生成手段を有していることを特徴とする請求項 1 ないし 3 0 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3 2】

前記撮像素子は、R 色、G 色、B 色の 3 色のカラーフィルタが設けられた R 画素、G 画素、B 画素の 3 色の画素を有しており、

前記照射手段は、R、G、B の各画素が感応する、青色領域から赤色領域までの波長領域を含む白色の広帯域光の照射が可能であり、

前記広帯域光を照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する同時式通常光画像生成手段を有していることを特徴とする請求項 1 ないし 3 0 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3 3】

前記撮像素子は、C 色、M 色、Y 色の 3 色のカラーフィルタが設けられた C 画素、M 画素、Y 画素の 3 色の画素を有しており、

前記照射手段は、C、M、Y の各画素が感応する、青色領域から赤色領域までの波長領域を含む白色の広帯域光の照射が可能であり、

前記広帯域光を照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する同時式通常光画像生成手段を有していることを特徴とする請求項 1 ないし 3 0 いずれか 1 項記載の電

10

20

30

40

50

子内視鏡システム。

【請求項 3 4】

4 5 0 n m 以下の波長領域を含む照明光を照射して、体腔内の血管を含む被写体組織を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる撮像信号であり、前記照明光が反射した反射光の輝度を表す撮像信号を前記電子内視鏡から受信する受信手段と、

前記撮像信号に含まれる第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号であり、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が 4 5 0 n m 以下である第 1 ～ 第 3 の狭帯域光に対応する第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、

前記第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段と、

血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御する表示制御手段とを備えることを特徴とする電子内視鏡用のプロセッサ装置。

【請求項 3 5】

照明手段が、4 5 0 n m 以下の波長領域を含む照明光を発するステップと、

撮像素子が、体腔内の血管を含む被写体組織を撮像することにより、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を得るステップと、

狭帯域信号取得手段が、前記撮像信号に含まれる第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が 4 5 0 n m 以下である第 1 ～ 第 3 の狭帯域光に対応する第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号を取得するステップと、

血管情報取得手段が、前記第 1 ～ 第 3 の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求めるステップと、

表示制御手段が、血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御するステップとを含むことを特徴とする電子内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び電子内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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 C C D 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

10

20

30

40

50

像化させることが知られている。

【0004】

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。

【0005】

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IR1、IR3と、血管の吸光度が変化しない近赤外領域の狭帯域光IR2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IR1、IR3を照射したときの画像と吸光度が変化しない狭帯域光IR2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。

【0006】

さらに、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650nm近傍の狭帯域光と、血管の吸光度が変化しない波長569nm近傍の狭帯域光及び波長800nm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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許3559755号公報

【特許文献2】特許2648494号公報

【特許文献3】特許2761238号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

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。

【0009】

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IR1、IR2、IR3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の両方の波長領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。

【0010】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、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とともに、それら2つの情報を同時表示することができる電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び電子内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡システムは、450nm以下の波長領域を含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射手段と、前記被写体組織を撮像して、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記撮像信号に含まれる第1～第3の狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が450nm以下である第1～第3の狭帯域光に対応する第1～第3の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、前記第1～第3の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段と、血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御する表示制御手段とを備えていることを特徴とする。なお、第1及び第2の狭帯域光の中心波長の一例としては、波長445、473nmのパターンや、波長405、445nmのパターンや、波長405nm、473nmのパターンなどが考えられるが、その他の波長であってもよい。

10

【0012】

血管情報を反映させた表示用画像を生成する血管画像生成手段とを備えていることが好ましい。前記血管画像生成手段は、血管情報をカラー情報、又は1色の濃淡情報として反映させることが好ましい。

【0013】

前記血管画像生成手段は、血管深さが一定以上の血管を他の血管よりも強調させた血管深さ画像と、酸素飽和度が一定以上の血管を他の血管よりも強調させた酸素飽和度画像の2つの画像を生成し、前記表示制御手段は、前記2つの表示用画像をモニタの画面に並べて表示することが好ましい。

20

【0014】

血管深さとカラー情報とを対応付けて記憶する第1カラーテーブルと、酸素飽和度とカラー情報とを対応付けて記憶する第2カラーテーブルとを備え、前記第1カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた血管深さに対応するカラー情報を特定し、前記第2カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた酸素飽和度に対応するカラー情報を特定し、特定した2色のカラー情報を、表示用画像に反映させることが好ましい。

30

【0015】

前記血管画像生成手段は、血管深さに対応するカラー情報を反映した血管深さ画像と、酸素飽和度に対応するカラー情報を反映した酸素飽和度画像の2つの画像を生成し、前記表示制御手段は、前記2つの表示用画像をモニタの画面に並べて表示することが好ましい。

【0016】

前記血管画像生成手段は、一部の領域に血管深さ又は酸素飽和度の一方が反映され、残りの領域に他方が反映された1つの表示用画像を生成することが好ましい。前記一部の領域は、表示用画像内の任意の位置に指定可能であることが好ましい。前記一部の領域は、血管深さ又は酸素飽和度のいずれか一方が一定値又は一定範囲である血管に対して、自動的に付されることが好ましい。前記一部の領域は、血管深さが一定値又は一定範囲であり、且つ酸素飽和度が一定値又は一定範囲である血管に対して、自動的に付されることが好ましい。

40

【0017】

前記表示用画像は、体腔内全体を表示する体腔内画像と、この体腔内画像と異なる領域に表示され、体腔内の所定領域における血管を表示する血管表示画像とからなり、前記体腔内画像又は前記血管表示画像の少なくとも一方に、血管深さ又は酸素飽和度が反映されていることが好ましい。前記血管表示画像では、前記体腔内の所定領域における血管が、一定の深さ毎にそれぞれ異なる画像で表示されることが好ましい。前記血管表示画像は、表層血管画像、中層血管画像、深層血管画像からなることが好ましい。前記血管表示画像

50

は、前記体腔内の所定領域における血管を拡大して表示することが好ましい。

【0018】

前記血管画像生成手段は、前記表示用画像内の1本の血管内の一部に、前記血管深さに対応するカラー情報を反映させ、同じ血管内の他の部分に、前記酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させることが好ましい。前記1本の血管内において、管軸を中心としてその両端部に、前記血管深さ及び酸素飽和度の2つのカラー情報の一方を、中央部に他方を反映させることが好ましい。

【0019】

前記血管画像生成手段は、前記表示用画像内の特定深さの血管に対してのみ、前記酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させることが好ましい。前記血管画像生成手段は、前記特定深さの血管以外の部分のコントラストを抑制することが好ましい。

10

【0020】

前記第1及び第2カラーテーブルは、2色間色相環、2色間グラデーションのいずれかをカラー情報として有していることが好ましい。前記第1カラーテーブルでは、血管深さを複数の段階に分け、各段階毎に異なる色を割り当てており、前記第2カラーテーブルでは、酸素飽和度を複数の段階に分け、各段階毎に異なる色を割り当てていることが好ましい。前記第1及び第2カラーテーブルには、観察部位に応じて切替可能な複数のテーブルを有していることが好ましい。

【0021】

前記表示用画像内には、前記血管深さと前記第1カラーテーブルで割り当てられた色との対応関係を示すカラーバー、及び前記酸素飽和度と前記第2カラーテーブルで割り当てられた色との対応関係を示すカラーバーのうち少なくとも1つが表示されることが好ましい。

20

【0022】

前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管太さを求め、前記表示用画像では、血管太さ又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は1色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることが好ましい。前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管密度を求め、前記表示用画像では、血管密度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は1色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることが好ましい。前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、蛍光薬剤の投与によって腫瘍患部から蛍光が発せられている場合に、前記撮像信号に基づいて、蛍光の強度を求め、前記表示用画像では、蛍光の強度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は1色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることが好ましい。前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血液濃度を求め、前記表示用画像では、血液濃度又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は1色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることが好ましい。前記血管情報取得手段は、血管深さ及び酸素飽和度を求めるとともに、前記撮像信号に基づいて、血管の形状を求め、前記表示用画像では、血管の形状又は血管深さの少なくとも一方と酸素飽和度とを、カラー情報又は1色の濃淡情報として反映させた血管が表示されていることが好ましい。

30

40

【0023】

血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせ毎に1色のカラー情報を対応付けて記憶する第3カラーテーブルと、前記第3カラーテーブルを用いて、前記血管情報取得手段で求めた血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせに対応するカラー情報を特定するカラー情報特定部とを備え、前記血管画像生成手段は、前記撮像信号に基づいて得られる画像に対して、前記カラー情報特定部で特定されたカラー情報を反映させることが好ましい。前記第3カラーテーブルは、血管深さ及び酸素飽和度を示す血管情報座標系に対して色相環を割り当てることにより、血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせ毎に1色のカラー情報と対応付けて記

50

憶していることが好ましい。前記第3カラーテーブルは、観察部位に応じて切替可能な複数のテーブルを有していることが好ましい。

【0024】

前記撮像素子は白黒の撮像素子であり、前記照射手段は、R色、G色、B色の3色の光を時分割して照射するとともに、第1及び第2の狭帯域光を時分割して照射することが可能であり、R色、G色、B色の3色の光を時分割して照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する面順次式通常光画像生成手段を有していることが好ましい。前記撮像素子は、R色、G色、B色の3色のカラーフィルタが設けられたR画素、G画素、B画素の3色の画素を有しており、前記照射手段は、R、G、Bの各画素が感応する、青色領域から赤色領域までの波長領域を含む白色の広帯域光の照射が可能であり、前記広帯域光を照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する同時式通常光画像生成手段を有していることが好ましい。前記撮像素子は、C色、M色、Y色の3色のカラーフィルタが設けられたC画素、M画素、Y画素の3色の画素を有しており、前記照射手段は、C、M、Yの各画素が感応する、青色領域から赤色領域までの波長領域を含む白色の広帯域光の照射が可能であり、前記広帯域光を照射して得られた撮像信号に基づいて通常光画像を生成する同時式通常光画像生成手段を有していることが好ましい。

10

【0025】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、450nm以下の波長領域を含む照明光を照射して、体腔内の血管を含む被写体組織を電子内視鏡の撮像素子で撮像することにより得られる撮像信号であり、前記照明光が反射した反射光の輝度を表す撮像信号を前記電子内視鏡から受信する受信手段と、前記撮像信号に含まれる第1～第3の狭帯域信号であり、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が450nm以下である第1～第3の狭帯域光に対応する第1～第3の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、前記第1～第3の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段と、血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御する表示制御手段とを備えることを特徴とする。

20

【0026】

本発明の電子内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、450nm以下の波長領域を含む照明光を発するステップと、撮像素子が、体腔内の血管を含む被写体組織を撮像することにより、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を得るステップと、狭帯域信号取得手段が、前記撮像信号に含まれる第1～第3の狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が450nm以下である第1～第3の狭帯域光に対応する第1～第3の狭帯域信号を取得するステップと、血管情報取得手段が、前記第1～第3の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求めるステップと、表示制御手段が、血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御するステップとを含むことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、少なくとも一方の中心波長が450nm以下である第1及び第2の狭帯域光に対応する第1及び第2の狭帯域信号を取得し、その第1及び第2の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求め、この血管情報が同時にモニタに表示されるように制御することから、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ができるとともに、それら2つの情報を同時に表示することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の第1実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の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】原色系カラーCCDのB画素、G画素、R画素における分光透過率と広帯域光B

50

B 及び第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 の光強度分布を示すグラフである。

【図 4】(A) は通常光画像モード時における C C D の撮像動作を、(B) は特殊光画像モード時における C C D の撮像動作を説明する説明図である。

【図 5】ヘモグロビンの吸収係数を示すグラフである。

【図 6】第 1 及び 2 輝度比 S_1 / S_3 , S_2 / 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 7】(A) は第 1 及び 2 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 8】(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 9】(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 10】(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 11】血管深さを 3 段階の色に分けて表したグラフである。

【図 12】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。

【図 13】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。

【図 14】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。

【図 15】酸素飽和度を反映させた指定領域が血管深さ画像内に設けられたモニタの画像図である。

【図 16】指定領域内の血管を表層、中層、深層に分けて表示する広帯域光画像の画像図である。

【図 17】酸素飽和度が一定値又は一定範囲の血管に対して自動的に枠が付けられることを説明するための説明図である。

【図 18】酸素飽和度が一定値又は一定範囲であることに加えて、血管深さが一定値又は一定範囲である血管に対して自動的に枠が付けられることを説明するための説明図である。

【図 19】酸素飽和度が一定値又は一定範囲の血管を表示する枠が、体腔内の画像以外の部分に表示されることを説明するための説明図である。

【図 20】本発明の第 2 実施形態における血管画像生成部の具体的構成を示すブロック図である。

【図 21】U V 座標系に色相環が割り当てられたグラフである。

【図 22】血管深さ及び酸素飽和度の組み合わせ毎に割り当てられた 1 色のカラー情報が反映された広帯域画像を示すモニタの画像図である。

【図 23】血管深さ及び酸素飽和度のそれぞれに対応するカラー情報を 1 本の血管画像で反映させたモニタの画像図の一部である。

【図 24】血管深さ及び酸素飽和度を文字情報として表示するモニタの画像図である。

【図 25】表層血管の血管画像を強調させたモニタの画像図である。

【図 26】血管太さが一定値又は一定範囲である血管に対して酸素飽和度のカラー情報を反映させることを説明するための説明図である。

【図 27】血管密度が一定値又は一定範囲であるエリア内の血管に対して酸素飽和度のカラー情報を反映させることを説明するための説明図である。

【図 28】蛍光薬剤の蛍光強度が一定値又は一定範囲であるエリア内の血管に対して酸素飽和度のカラー情報を反映させることを説明するための説明図である。

【図 29】血液濃度が一定値又は一定範囲である血管に対して酸素飽和度のカラー情報を反映させることを説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【図 3 0】通常光画像モードおよび特殊光画像モード時に使用する光を透過させるフィルタが設けられたロータリーフィルタを備える電子内視鏡システムの概略図である。

【図 3 1】通常光画像モードおよび特殊光画像モード時に使用する光を透過させるフィルタが設けられたロータリーフィルタの概略図である。

【図 3 2】面順次方式に対応したロータリーフィルタの概略図である。

【図 3 3】各フィルタの配列が図 3 2 のロータリーフィルタと異なる面順次方式のロータリーフィルタの概略図である。

【図 3 4】(A) は図 3 2 のロータリーフィルタを用いた場合における特殊光画像モード時の撮像動作を、(B) は図 3 3 のロータリーフィルタを用いた場合における特殊光画像モード時の撮像動作を説明する説明図である。

【図 3 5】補色系カラー C C D の C 画素、M 画素、Y 画素における分光透過率と広帯域光 B B 及び第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 の光強度分布を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図 1 に示すように、本発明の第 1 実施形態の電子内視鏡システム 10 は、被検者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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、シャッター 31 と、シャッター駆動部 32 と、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 と、カプラー 36 と、光源切替部 37 とを備えている。広帯域光源 30 はキセノンランプ、白色 LED、マイクロホワイト光源などであり、波長が赤色領域から青色領域 (約 470 ~ 700 nm) にわたる広帯域光 B B を発生する。広帯域光源 30 は、電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯している。広帯域光源 30 から発せられた広帯域光 B B は、集光レンズ 39 により集光されて、広帯域用光ファイバ 40 に入射する。

【0033】

シャッター 31 は、広帯域光源 30 と集光レンズ 39 との間に設けられており、広帯域光 B B の光路に挿入されて広帯域光 B B を遮光する挿入位置と、挿入位置から退避して広帯域光 B B が集光レンズ 39 に向かうことを許容する退避位置との間で移動自在となっている。シャッター駆動部 32 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シャッター 31 の駆動を制御する。

【0034】

第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 はレーザーダイオードなどであり、第 1 狭帯域光源 33 は、波長が 440 ± 10 nm に、好ましくは 445 nm に制限された狭帯域の光 (以下「第 1 狭帯域光 N 1」とする) を、第 2 狭帯域光源 34 は波長が 470 ± 10 nm に、好

10

20

30

40

50

ましくは473nmに制限された狭帯域の光(以下「第2狭帯域光N2」とする)を、第3狭帯域光源35は波長が400±10nmに、好ましくは405nmに制限された狭帯域の光(以下「第3狭帯域光N3」とする)を発生する。第1～第3狭帯域光源33～35はそれぞれ第1～第3狭帯域用光ファイバ33a～35aに接続されており、各光源で発せられた第1～第3狭帯域光N1～N3は第1～第3狭帯域用光ファイバ33a～35aに入射する。

【0035】

カプラー36は、電子内視鏡内のライトガイド43と、広帯域用光ファイバ40及び第1～第3狭帯域用光ファイバ33a～35aとを連結する。これにより、広帯域光BBは、広帯域用光ファイバ40を介して、ライトガイド43に入射することが可能となる。また、第1～第3狭帯域光N1～N3は、第1～第3狭帯域用光ファイバ33a～35aを介して、ライトガイド43に入射することが可能となる。

【0036】

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、第1～第3狭帯域光源33～35をON(点灯)またはOFF(消灯)に切り替える。第1実施形態では、広帯域光BBを用いた通常光画像モードに設定されている場合には、広帯域光源30はONに切り替えられて通常光画像の撮像が行なわれる一方、第1～第3狭帯域光源33～35はOFFにされる。これに対して、第1～第3狭帯域光N1～N3を用いた特殊光画像モードに設定されている場合には、第1～第3狭帯域光源33～35が順次ONに切り替えられて特殊光画像の撮像が行なわれる。特殊光画像モード下では、シャッター31が挿入位置にセットされているため、広帯域光BBはライトガイド43に入射しない。

【0037】

具体的には、まず、第1狭帯域光源33が光源切替部37によりONに切り替えられる。そして、第1狭帯域光N1が体腔内に照射された状態で、被写体組織の撮像が行なわれる。撮像が完了すると、コントローラ59から光源切替の指示がなされ、第1狭帯域光源33がOFFに、第2狭帯域光源34がONに切り替えられる。そして、第2狭帯域光N2を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、同様に、第2狭帯域光源34がOFFに、第3狭帯域光源35がONに切り替えられる。さらに、第3狭帯域光N3を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第3狭帯域光源35がOFFに切り替えられる。

【0038】

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カプラー36に挿入されており、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N1～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。

【0039】

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。また、CCD44はカラーCCDであり、撮像面44aには、R色、G色、B色のいずれかのカラーフィルターが設けられたR画素、G画素、B画素の3色の画素が配列されている。

【0040】

R色、G色、B色のカラーフィルターは、図3に示すような分光透過率52, 53, 54を有している。集光レンズ51に入射する光のうち、広帯域光BBは波長が約470～

10

20

30

40

50

700nmにわたるため、R色、G色、B色のカラーフィルターは、広帯域光BBのうちそれぞれの分光透過率52, 53, 54に応じた波長の光を透過する。ここで、R画素で光電変換された信号を撮像信号R、G画素で光電変換された信号を撮像信号G、B画素で光電変換された信号を撮像信号Bとすると、CCD44に広帯域光BBが入射した場合には、撮像信号R、撮像信号G、及び撮像信号Bからなる広帯域撮像信号が得られる。

【0041】

一方、集光レンズ51に入射する光のうち第1狭帯域光N1は、波長が 440 ± 10 nmであるため、B色のカラーフィルターのみを透過する。したがって、CCD44に第1狭帯域光N1が入射することで、撮像信号Bからなる第1狭帯域撮像信号が得られる。また、第2狭帯域光N2は、波長が 470 ± 10 nmであるため、B色及びG色のカラーフィルターを透過する。したがって、CCD44に第2狭帯域光N2が入射することで、撮像信号Bと撮像信号Gとからなる第2狭帯域撮像信号が得られる。また、第3狭帯域光N3は、波長が 400 ± 10 nmであるため、B色のカラーフィルターのみを透過する。したがって、CCD44に第3狭帯域光N3が入射することで、撮像信号Bからなる第3狭帯域撮像信号が得られる。

【0042】

AFE45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。

【0043】

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AFE45に出力する。第1実施形態では、通常光画像モードに設定されている場合、図4(A)に示すように、1フレームの取得期間内で、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。

【0044】

これに対して、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ると、図4(B)に示すように、まず最初に、1フレームの取得期間内で、第1狭帯域光N1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狭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。第1狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1フレームの取得期間内で、第2狭帯域光N2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2狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。第2狭帯域撮像信号の読み出しが完了すると、1フレームの取得期間内で、第3狭帯域光N3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3狭帯域撮像信号として読み出すステップとが行なわれる。

【0045】

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、B色が含まれるカラー画像データである。

【 0 0 4 6 】

血管画像生成部 5 7 は、輝度比算出部 6 0 と、相関関係記憶部 6 1 と、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 と、血管深さ画像生成部 6 3 と、酸素飽和度画像生成部 6 4 とを備えている。輝度比算出部 6 0 は、フレームメモリ 5 6 に記憶した第 1 ~ 第 3 狭帯域光画像データから、血管が含まれる血管領域を特定する。そして、輝度比算出部 6 0 は、血管領域内の同じ位置の画素について、第 1 及び第 3 狭帯域画像データ間の第 1 輝度比 S_1 / S_3 を求めるとともに、第 2 及び第 3 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比 S_2 / S_3 を求める。ここで、 S_1 は第 1 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_2 は第 2 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、 S_3 は第 3 狭帯域光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がある。

10

【 0 0 4 7 】

相関関係記憶部 6 1 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 5 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 狭帯域光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 5 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。

20

【 0 0 4 8 】

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 μ_a) を示す等吸収点 (図 5 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 μ_a が変わるので、輝度値が変化する。

【 0 0 4 9 】

以上のようなヘモグロビンの吸光特性を鑑みると、酸素飽和度によって吸光度に違いが出る波長が 4 4 5 nm と 4 7 3 nm にあること、及び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、したがって、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 $N_1 \sim N_3$ には、中心波長が 4 5 0 nm 以下の波長領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。このような狭帯域光は、第 1 実施形態では第 1 及び第 2 狭帯域光に相当する。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。

30

【 0 0 5 0 】

相関関係記憶部 6 1 は、図 6 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。

40

【 0 0 5 1 】

50

また、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 の照射時と第 2 狭帯域光 N 2 の照射時とで吸光の大小関係が逆転しているためである。即ち、図 5 に示すように、波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ である第 1 狭帯域光 N 1 を照射した場合には、還元ヘモグロビン 7 0 の吸光係数は、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るのに対して、波長が $470 \pm 10 \text{ nm}$ である第 2 狭帯域光 N 2 を照射した場合には、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っているため、吸光の大小関係が逆転している。なお、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ 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。また、波長が $400 \pm 10 \text{ nm}$ である第 1 狭帯域光 N 1 を照射したときには、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数は同じになっている。

10

【0052】

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 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ 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 $S1/S3$ 、 $S2/S3$ のうち、血管領域内の所定画素についての第 1 輝度比を $S1^*/S3^*$ とし、第 2 輝度比を $S2^*/S3^*$ とする。

【0053】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 2 は、図 7 (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 $S1^*/S3^*$ 、 $S2^*/S3^*$ 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 7 (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。

20

【0054】

図 8 (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、第 1 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。

30

【0055】

酸素飽和度画像生成部 6 4 は、図 8 (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。

40

【0056】

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 9 (A) に示すように、補色関係にある 2 色の、例えば R (赤) から Cy (シアン) までの 2 色間色

50

相環で表される。図9(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64の各カラーテーブル64a~64cのカラー情報は、図9(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9(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 (レッド)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、下記第2実施形態に示すように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。

10

【0057】

第1実施形態では、カラー情報を色相環で表すが、図10(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10(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)。

【0058】

また、図10(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10(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10(A)、(B)と同様に表してもよい。

20

【0059】

また、図11に示すように、血管深さのカラー情報を複数の段階、例えば2段階、3段階に分けて表してもよい。図11ではカラー情報は、血管深さに応じて青、緑、赤の3段階の色に分けられており、B(青)は血管深さが表層付近であることを、G(緑)は血管深さが中層付近であることを、R(赤)は血管深さが深層付近であることを表している。なお、酸素飽和度のカラー情報についても、同様に、例えば、0%~30%はイエロー、30%~70%はマゼンダなどというように、酸素飽和度に応じて複数段階の色に分けて表してもよい。

30

【0060】

なお、上記では、血管深さと酸素飽和度のいずれについても同じ種類のカラー情報で表したが、それぞれは互いに異なるカラー情報であってもよい。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。

【0061】

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。

40

【0062】

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

50

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。

【0063】

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。図12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、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。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。

10

【0064】

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。

20

【0065】

なお、図12の血管深さ画像73では血管深さに応じて各血管画像75~77に付する色を変化させ、酸素飽和度画像74では酸素飽和度に応じて各血管画像80~82に付する色を変化させたが、これに代えて、図13に示すように、血管深さ画像110では、血管深さが一定以上の血管画像117を、それ未満の血管画像115、116よりも強調させ、酸素飽和度画像111では、酸素飽和度が一定以上の血管画像123を、それ未満の血管画像121、122よりも強調させてもよい。

【0066】

30

次に、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14に示すフローチャートを用いて説明する。まず、コンソール23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る。特殊光画像モードに切り替えられると、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56に記憶される。また、コンソール23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63a~63cのいずれか一つと、カラーテーブル64a~64c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

【0067】

そして、コントローラ59からシャッター駆動部32に対して照射停止信号が送られると、シャッター駆動部32は、シャッター31を退避位置から挿入位置に移動させ、体腔内への広帯域光BBの照射を停止する。広帯域光BBの照射が停止されると、コントローラ59から光源切替部37に対して照射開始指示が送られる。これにより、光源切替部37は、第1狭帯域光源33をONにし、第1狭帯域光N1を体腔内に照射する。第1狭帯域光N1が体腔内に照射されると、コントローラ59から撮像駆動部46に対して撮像指示が送られる。これにより、第1狭帯域光N1が照射された状態で撮像が行なわれ、撮像により得られた第1狭帯域撮像信号は、AFE45を介して、DSP55に送られる。DSP55では第1狭帯域撮像信号に基づいて第1狭帯域画像データが生成される。

50

生成された第1狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【0068】

第1狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第1狭帯域光N1から第2狭帯域光N2へと切り替える。そして、第1狭帯域光N1の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第2狭帯域撮像信号に基づいて第2狭帯域画像データが生成される。生成された第2狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【0069】

第2狭帯域画像データがフレームメモリ56に記憶されたら、光源切替部37は、コントローラ59からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第2狭帯域光N2から第3狭帯域光N3へと切り替える。そして、第1及び第2狭帯域光N1, N2の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第3狭帯域撮像信号に基づいて第3狭帯域画像データが生成される。生成された第3狭帯域画像データは、フレームメモリ56に記憶される。

【0070】

フレームメモリ56に広帯域画像データ、第1～第3狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部60は、第1狭帯域画像データ、第2狭帯域画像データ、第3狭帯域画像データの3つの画像データから、血管を含む血管領域を特定する。そして、血管領域内の同じ位置の画素について、第1及び第2狭帯域画像データ間の第1輝度比 $S1^*/S3^*$ と、第2及び第3狭帯域画像データ間の第2輝度比 $S2^*/S3^*$ が算出される。

【0071】

次に、血管深さ - 酸素飽和度算出部62は、相関関係記憶部61の相関関係に基づいて、第1及び第2輝度比 $S1^*/S3^*$, $S2^*/S3^*$ 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。

【0072】

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23によりいずれかに選択されたカラーテーブル63a～63c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23によりいずれかに選択されたカラーテーブル64a～64c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12内のRAM(図示省略)に記憶される。

【0073】

そして、カラー情報がRAM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。

【0074】

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63は、フレームメモリ56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、RAM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64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56に記憶される。

【0075】

そして、表示制御回路58は、フレームメモリ56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12に示すように、広帯域画像72、血管深さ画像73、及び酸素飽和度画像74をモニタ14に表示する。モニタ14には、広帯域画像72、血管深さ画像73、及び酸素飽和度画像74の3つの画像が同時に並列表示される。

【0076】

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 7 7 】

なお、第 1 実施形態では、血管深さと酸素飽和度のそれぞれを表す 2 つのカラー情報を、血管深さ画像 7 3 と酸素飽和度画像 7 4 に別々に反映させた例で説明したが、これに代えて、1 つの画像に、2 つのカラー情報を反映させてもよい。例えば、図 1 5 に示すように、血管深さ画像 7 3 内の血管画像 7 5 ~ 7 7 のうち、血管画像 7 6 , 7 7 についてはそのまま血管深さを表すカラー情報 (例えば 2 色間色相環) や濃淡などを反映させる一方で、指定領域 9 2 内の血管画像 7 5 については、血管深さを表すカラー情報ではなく、酸素飽和度を表すカラー情報 (例えば 2 色間色相環) や濃淡などを反映させる。これによって、1 つの画像中に 2 つのカラー情報を表示できる。

【 0 0 7 8 】

指定領域 9 2 は、背景色が変更されたり、枠線を表示するなどの方法によって、他の領域と識別できるように表示されており、その左上には酸素飽和度に対応するカラーバー 9 2 a が表示されている。指定領域 9 2 は、例えば、コンソール 2 3 を操作することで、血管深さ画像 7 3 内における任意の位置に指定することができる。これにより、1 つの血管深さ画像 7 3 内において、コンソール 2 3 で指定した部分の血管については酸素飽和度を確認することができるとともに、指定した部分以外の血管については血管深さを確認することができる。なお、指定領域は、画像内の任意の位置に指定されるものに限らず、予め設定された固定位置に設けてもよい。

【 0 0 7 9 】

また、血管深さ画像 7 3 において、指定領域 9 2 内で酸素飽和度のカラー情報を表示する代わりに、図 1 6 に示すように、広帯域光画像 7 2 内で指定した指定領域 1 2 5 内の血管について、血管深さの大きさに応じて、表層血管画像 1 2 6、中層血管画像 1 2 7、深層血管画像 1 2 8 の 3 段階に分けて拡大表示するとともに、各画像 1 2 6 , 1 2 7 , 1 2 8 内の血管に対しては、酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させる。その際、体腔内の画像 7 2 a と各血管画像 1 2 6 ~ 1 2 8 とは別々の領域に表示される。各血管画像 1 2 6 ~ 1 2 8 では、破線は低酸素飽和度であることを、実線は高酸素飽和度であることを示している。なお、これと同様にして、酸素飽和度の大きさに応じて、低酸素飽和度画像、中酸素飽和度画像、高酸素飽和度画像の 3 段階に分けて拡大表示し、各画像内の血管に対しては、血管深さに対応するカラー情報を反映させてもよい。また、各血管画像には、血管深さの具体的な値の他、その血管画像内の血管の酸素飽和度の平均値、低酸素飽和度の血管面積や高酸素飽和度の血管面積などの文字情報を表示させてもよい。

【 0 0 8 0 】

また、図 1 5、図 1 6 では、血管深さ画像 7 3 における指定領域 9 2 の位置をコンソール 2 3 で指定したが、図 1 7 に示すように、画像診断前又は診断中などに、術者が一定値又は一定範囲の酸素飽和度をコンソール 2 3 で入力し、その入力した一定値又は一定範囲の酸素飽和度を有する血管に、枠 1 3 5 が自動的に付くようにしてもよい。この枠 1 3 5 の左上は、その中の血管の酸素飽和度 (S t O 2 (Saturated Oxygen)) を示す数値 1 3 5 a が表示される。なお、上記酸素飽和度の一定値又は一定範囲は、コンソール 2 3 によって入力される。

【 0 0 8 1 】

また、図 1 7 では、血管深さ画像 7 3 において、酸素飽和度が一定値又は一定範囲の血管に対して枠 1 3 5 を付したが、図 1 8 に示すように、広帯域光画像 7 2 において、酸素飽和度が一定値又は一定範囲であることに加え、血管深さが酸素飽和度が一定値又は一定範囲の血管に対して、枠 1 4 0 が自動的に付くようにしてもよい。なお、枠 1 4 0 の左上

には、その中の血管の酸素飽和度（ $S t O_2$ （Saturated Oxygen））及び血管深さ（ D （Depth））を示す数値 140a がそれぞれ表示されている。

【0082】

また、図17、図18では、体腔内の画像中の血管そのものに枠135、140が付くようにしたが、これに代えて、例えば、図19に示すように、体腔内の画像143以外の部分に枠145を表示させてもよい。枠145には、酸素飽和度が一定値以上又は一定範囲を有する血管が表示されており、その左上には枠145内の血管の酸素飽和度（ $S t O_2$ （Saturated Oxygen））を示す数値 145a が表示されている。一方、体腔内の画像143には、枠145に表示されている血管のおおよその位置を示す丸枠146が表示される。この丸枠146を体腔内の画像143の中に表示することで、枠145内の血管と体腔内の画像143内の血管との対応関係が分かるようになっている。なお、図19では、血管深さ画像上の体腔内の画像以外の部分に、枠を表示させたが、同様にして、酸素飽和度画像上の体腔内の画像以外の部分に、枠を表示させてもよい。

10

【0083】

なお、広帯域光画像では、血管深さのカラー情報が反映される指定領域と、酸素飽和度のカラー情報が反映される指定領域の2つの指定領域を設けてもよい。

【0084】

第2実施形態では、図20に示すように、電子内視鏡システム10の血管画像生成部57は、血管深さ画像生成部63及び酸素飽和度画像生成部64に代えて、血管深さ及び酸素飽和度の両方に対応するカラー情報を特定するカラー情報特定部95と、血管深さ - 酸素飽和度画像生成部97とを備えている。

20

【0085】

カラー情報特定部95は、胃用カラーテーブル95a、十二指腸用カラーテーブル95b、小腸用カラーテーブル95cを備えている。各カラーテーブル95a～95cでは、図21に示すように、血管深さを示すU軸と酸素飽和度を示すV軸とからなるUV座標系に対して色相環96を割り当てることにより、血管深さ及び酸素飽和度とカラー情報とを対応付けて記憶している。色相環96は、周方向に配色された色相Hと、径方向に配色された彩度Stとで表される。カラー情報特定部95は、現時点での観察部位に合ったカラーテーブル95a～95cから、血管深さ - 酸素飽和度算出部で算出された血管深さ U^* 及び酸素飽和度 V^* に対応する色相 H^* 及び彩度 St^* とを特定する。

30

【0086】

血管深さ - 酸素飽和度画像生成部97は、血管領域内の全ての画素について色相と彩度とからなるカラー情報が特定されると、このカラー情報を、フレームメモリ56から読み出した広帯域画像データに対して反映させる。これにより、血管深さ及び酸素飽和度の両方が反映された広帯域画像データが生成される。この広帯域画像データに基づき、表示制御回路58は、図22に示すような広帯域画像72をモニタ14に表示させる。広帯域画像72には、血管深さ及び酸素飽和度に対応する色が付された各血管画像96が表示されている。また、広帯域画像72には、UV座標系に対して色相環が割り当てられたカラーバー72aが画面右上に表示されている。

【0087】

40

本発明の第3実施形態では、画像内の一本の血管に対して、血管深さに対応するカラー情報と酸素飽和度に対応するカラー情報の2色のカラー情報を反映させる。図23に示すように、血管100において、血管100の管軸を中心としてその両端部100aを血管深さに対応するカラー情報で表す一方、血管100の中央部100bを、酸素飽和度に対応するカラー情報を表す。カラー情報を反映する画像は、広帯域画像でもよいし、モノクロ画像でもよい。ここで、カラー情報としては、2色間色相環（第1実施形態と同様に、血管深さについてはRからCyまでの2色間色相環、酸素飽和度についてはCyからRまでの2色間色相環）で表してもよく、その他、2色間グラデーションや濃淡であってもよい。

【0088】

50

本発明の第4実施形態では、図24に示すように、広帯域画像72のうち所定の血管画像102を指定し、その指定した血管画像102について血管深さ(D (Depth))及び酸素飽和度(S t O₂ (Saturated Oxygen))を文字情報として表示する。なお、血管画像の指定は、コンソール23の操作により行われる。なお、文字情報で表示する他、血管深さを長さ、酸素飽和度を角度とするベクトルで表示してもよい。

【0089】

本発明の第5実施形態では、特定深さの血管のみに、酸素飽和度のカラー情報を反映させる。例えば、図25では、広帯域画像72から表層血管の血管画像105を特定し、その特定された表層血管の血管画像105に対してのみ、酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させている。カラー情報はC_yからRまでの色相環で表され、低酸素飽和度のときはC_yで、高酸素飽和度のときはRで表される。広帯域画像72には、C_yからRまでの色相環を示すカラーバー72bが表示されている。なお、酸素飽和度のカラー情報を表層血管の血管画像に対して反映させるが、これに代えて、中層血管の血管画像または深層血管の血管画像に対して反映させてもよい。

10

【0090】

なお、第5実施形態では、広帯域画像72から表層血管の血管画像105を特定したが、これに代えて、血管深さ画像から表層血管の血管画像を特定し、その特定した表層血管の血管画像に酸素飽和度のカラー情報を反映させてもよい。

【0091】

さらに、第5実施形態では、カラー情報が反映される特定深さの血管画像105以外の血管画像106、107などに対しては、血管画像105の部分が目立つように、コントラストを抑制させてもよい。

20

【0092】

本発明の第6実施形態では、広帯域光画像72内の各血管の太さを特定し、それら太さが特定された血管のうち、一定の太さ又は一定範囲の太さの血管に対して、酸素飽和度に対応するカラー情報を反映させる。ここで、広帯域光画像72内の各血管の太さを特定するために、第6実施形態の電子内視鏡システムには、血管画像生成部57内に血管太さ算出部(図示省略)が設けられている。この血管太さ算出部によって、例えば、図26では、血管150は細いとして、血管151は標準太さとして、血管152は太いとして特定される。そして、それら血管のうち太い血管152についてのみ酸素飽和度のカラー情報を反映させる。カラー情報は、第5実施形態と同様であり、低酸素飽和度のときはC_yで、高酸素飽和度のときはRで表されており、広帯域光画像72内には酸素飽和度とカラー情報との対応関係を示すカラーバー72bが表示されている。なお、図26では、太い血管に対して酸素飽和度のカラー情報を反映させるが、細い血管、標準太さの血管に対しても酸素飽和度のカラー情報を反映させてもよい。また、酸素飽和度を反映させるのはカラー情報でなく、1色の濃淡情報であってもよい。また、広帯域光画像内の各血管に対しては、血管太さ、血管深さ、及び酸素飽和度の3つを反映させてもよい。

30

【0093】

本発明の第7実施形態では、図27に示すような広帯域光画像72から、体腔内の血管の密集具合を表す血管密度の分布を求める。その上で、血管密度が一定値又は一定範囲であるエリア155を特定し、その特定のエリア155内にある血管に対して、酸素飽和度のカラー情報を反映させる。なお、第7実施形態の電子内視鏡システムには、広帯域光画像72内の血管密度を特定するために、血管画像生成部57内に血管密度算出部(図示省略)が設けられている。また、カラー情報は第5実施形態と同様であり、酸素飽和度を反映させるのはカラー情報でなく、1色の濃淡情報であってもよい。また、広帯域光画像内の各血管に対しては、血管密度、血管深さ、及び酸素飽和度の3つを反映させてもよい。

40

【0094】

本発明の第8実施形態では、図28に示すように、蛍光薬剤の投与によって腫瘍患部160から蛍光が発せられている場合には、広帯域光画像72から蛍光の強度分布を求める。その上で、光の強度が一定値又は一定の範囲であるエリア160aを特定し、その特定

50

のエリア 160a 内にある血管に対して、酸素飽和度のカラー情報を反映させる。なお、第 8 実施形態の電子内視鏡システムには、広帯域光画像 72 内の蛍光強度を特定するために、血管画像生成部 57 内に蛍光強度算出部（図示省略）が設けられている。また、カラー情報は第 5 実施形態と同様であり、酸素飽和度を反映させるのはカラー情報でなく、1 色の濃淡情報であってもよい。また、広帯域光画像内の各血管に対しては、蛍光の強度、血管深さ、及び酸素飽和度の 3 つを反映させてもよい。

【0095】

また、本発明の第 9 実施形態では、図 29 に示すような広帯域光画像 72 から、各血管 165, 166, 167 の血液濃度（ヘモグロビンインデックス）を求める。その上で、血液濃度が一定値又は一定範囲の血管 167 に対し、酸素飽和度のカラー情報を反映させる。なお、第 9 実施形態の電子内視鏡システムには、広帯域光画像 72 内の血液濃度を特定するために、血管画像生成部 57 内に血液濃度算出部（図示省略）が設けられている。また、カラー情報は第 5 実施形態と同様であり、酸素飽和度を反映させるのはカラー情報でなく、1 色の濃淡情報であってもよい。また、広帯域光画像内の各血管に対しては、血液濃度、血管深さ、及び酸素飽和度の 3 つを反映させてもよい。

【0096】

なお、本発明においては、広帯域光画像 72 などから、血管の分岐数などの血管の形状を特定し、その特定した血管の形状が所定の形状（例えば血管の分岐数が一定値以上など）を有している場合に、その所定形状を有する血管に対して、酸素飽和度のカラー情報を反映させてもよい。なお、この実施形態の電子内視鏡システムには、広帯域光画像 72 内の血管密度を特定するために、血管画像生成部 57 内に血管形状算出部（図示省略）が設けられている。また、カラー情報は第 5 実施形態と同様であり、酸素飽和度を反映させるのはカラー情報でなく、1 色の濃淡情報であってもよい。また、広帯域光画像内の各血管に対しては、血管形状、血管深さ、及び酸素飽和度の 3 つを反映させてもよい。

【0097】

なお、上記各実施形態では、第 1 ～ 第 3 狭帯域光 N1 ～ N3 の照射毎に合計 3 フレームの撮像信号を得ていたが、これに代えて、まず第 3 狭帯域光 N3 を体腔内に照射して撮像し、その後に第 1 狭帯域光 N1 と第 2 狭帯域光 N2 を合成した合成狭帯域光を照射して撮像を行い、それら撮像による合計 2 フレームの撮像信号から第 1 ～ 第 3 狭帯域光 N1 ～ N3 による輝度値をそれぞれ分離することによって、第 1 ～ 第 3 狭帯域画像データを生成してもよい。なお、最初に第 1 狭帯域光 N1 を照射して、その後に第 2 狭帯域光 N2 と第 3 狭帯域光 N3 の合成狭帯域光を照射してもよい。

【0098】

このように画像データを生成することで、第 1 ～ 第 3 狭帯域画像データの生成に 3 フレームの撮像信号が必要となった第 1 実施形態に対し、撮像信号のフレーム数を 2 に減らしている。血管深さ及び酸素飽和度は、第 1 ～ 第 3 狭帯域画像データ間において、位置が同じ画素の輝度比を利用して求めるので、フレーム数が少ない方が被検者の体動や挿入部の動きによる画素の位置ズレを防止することができる。

【0099】

合計 2 フレームの撮像信号から第 1 ～ 第 3 狭帯域画像データを生成する場合には、以下のようにして第 1 ～ 第 3 狭帯域光源 33 ～ 35 の切替が行なわれる。通常光画像モードの下では、第 1 ～ 第 3 狭帯域光源 33 ～ 35 は OFF にされている。そして、通常光画像モードから特殊光画像モードに設定変更されると、第 3 狭帯域光源 35 が光源切替部 37 により ON に切り替えられ、第 3 狭帯域光 N3 が体腔内に照射された状態で被写体組織の撮像が行なわれる。撮像が完了すると、コントローラー 59 から光源切替の指示がなされ、第 3 狭帯域光源 35 が OFF に、第 1 及び第 2 狭帯域光源 33, 34 の両方が ON に切り替えられる。そして、第 1 狭帯域光 N1 と第 2 狭帯域光 N2 とからなる合成狭帯域光が体腔内に照射された状態で撮像が行なわれる。撮像が完了すると、第 1 及び第 2 狭帯域光源 33, 34 の両方が OFF に切り替えられる。

【0100】

また、CCD44からは、以下のようにして撮像信号が出力される。まず最初に体腔内の照射される第3狭帯域光N3はB画素のみ透過するため、第3狭帯域光N3に基づく輝度値L3のみを有する撮像信号B1が得られる。第3狭帯域光N3の後に照射する合成狭帯域光の場合には、第1狭帯域光N1がB画素を透過する一方、第2狭帯域光N2はB画素及びG画素の両方を透過する。したがって、第1狭帯域光N1に基づく輝度値L1と第2狭帯域光N2に基づく輝度値L2とからなる撮像信号B2、及び輝度値L2のみを有する撮像信号G2が得られる。よって、CCD44からは、以下のような撮像信号が、プロセッサ装置のDSP55に送られる。

撮像信号B1 = 輝度値L3

撮像信号B2 = 輝度値L1 + 輝度値L2

撮像信号G2 = 輝度値L2

【0101】

DSP55では、撮像信号B1、撮像信号B2、及び撮像信号G2に基づいて第1～第3狭帯域画像データを生成する。撮像信号B1は輝度値L3のみであるため、この撮像信号B1から第3狭帯域画像データが得られる。同様に、撮像信号G2は輝度値L2のみであるため、この撮像信号G2から第2狭帯域画像データが得られる。一方、第1狭帯域画像データについては、 $B2 - (\text{定数}) \times G2$ の演算を行い、撮像信号B2から輝度値L2を分離することにより得られる。なお、(定数)は第1及び2狭帯域光の強度比により定められる。得られた第1～第3狭帯域画像データはフレームメモリ56に記憶される。

【0102】

また、上記各実施形態では、カラーのCCD44に代えて、広帯域光BBのうち第1狭帯域光N1のみを透過させるフィルターが設けられた第1狭帯域用画素、第2狭帯域光N2のみを透過させるフィルターが設けられた第2狭帯域用画素、第3狭帯域光N3のみを透過させるフィルターが設けられた第3狭帯域用画素の3種類の画素が配列されたCCDを使用してもよい。このようなCCDを用いることで、広帯域光BBを照射して得た1フレームの撮像信号から血管深さと酸素飽和度の両方の血管情報を取得することができる。このように血管深さと酸素飽和度の取得方法には各種方法が考えられるが、血管深さと酸素飽和度の両方が取得できるのであれば、上記方法以外でもよい。

【0103】

なお、上記実施形態では、第1～第3狭帯域光N1～N3の発生に第1～第3狭帯域光源を用いたが、第1～第3狭帯域光源を設置せず、図30に示すような電子内視鏡システム200において、広帯域光源30に加えて、広帯域光源30からの広帯域光BBのうち通常光画像モードおよび特殊光画像モードで使用する光を透過させるフィルタを備えたロータリーフィルター230を用いて、広帯域光BBおよび第1～第3狭帯域光N1～N3の照射を行なってもよい。ロータリーフィルター230は、広帯域光源30と集光レンズ39との間に設けられており、回転軸230aを中心として一定速度で回転する。また、ロータリーフィルター130は、回転軸230aに取り付けられたフィルタ切替部231によって、その径方向に2段階で移動自在となっている。

【0104】

図31に示すように、ロータリーフィルター230には、広帯域光源30からの広帯域光BBのうち通常光画像モード時に使用する光を透過させる第1エリア232と、広帯域光BBのうち血管情報取得処理時に使用する光を透過させる第2エリア233とが設けられている。したがって、モードや処理を切り替える際には、フィルタ切替部231でロータリーフィルター230を径方向に移動させ、切り替えようとするモードに対応するエリアが広帯域光BBの光路上に位置するようにする。

【0105】

第1エリア232には、広帯域光BBをそのまま透過させる広帯域光透過フィルタ235が設けられている。第2エリア233には、広帯域光透過フィルタ235と、広帯域光BBのうち、第1狭帯域光N1のみを透過させる第1狭帯域光透過フィルタ236と、第

10

20

30

40

50

2 狭帯域光のみを透過させる第2狭帯域光透過フィルタ237と、第3狭帯域光N3のみを透過させる第3狭帯域光透過フィルタ238とが、この順序で周方向に沿って設けられている。

【0106】

上記第1～第5実施形態では、広帯域光画像を生成する際には、広帯域光BBをそのまま体腔内に照射し、体腔内で反射した広帯域光BBをカラーCCDで撮像することで得られた広帯域撮像信号に基づいて、広帯域光画像を生成している（同時方式）が、RGBの3色の光を時分割して体腔内に照射し、体腔内で反射した各色の光をモノクロCCDで撮像することによって得られる3色の撮像信号に基づいて広帯域光画像を生成してもよい（面順次方式）。

10

【0107】

この面順次方式で撮像する際には、図30に示す電子内視鏡システム125において、図31に示すようなロータリーフィルタ230の代わりに、図32に示すようなロータリーフィルタ250が用いられる。ロータリーフィルタ250は、BGRの3色のカラーフィルタ251、252、253が周方向に沿って連続的に設けられた通常光画像モード用の第1エリア270と、第1エリア270と同様に、BGRの3色のカラーフィルタ251、252、253が周方向に沿って連続的に設けられるとともに、このカラーフィルタ253に続いて、第1～第3狭帯域光透過フィルタ254～256が連続的に設けられた特殊光画像モード用の第2エリア271とを備えている。

【0108】

20

通常光画像モード時には、フィルタ切替部231によって、ロータリーフィルタ250の通常光画像モード用の第1エリア270が広帯域光源30の光路上にセットされる。そして、B色のカラーフィルタ251、G色のカラーフィルタ252、R色のカラーフィルタ253が広帯域光BBの光路上に順に位置するように、ロータリーフィルタ250を回転させる。このロータリーフィルタ250の回転により、体腔内には青色、緑色、赤色の光が順に照射される。

【0109】

そして、各色の光が照射される毎にモノクロのCCDで撮像を行なうことによって、青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号の3色の撮像信号が得られる。これら3色の撮像信号から、広帯域光画像が生成される。なお、面順次方式で得られる青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号は、光の照射毎に撮像を行なうため、信号間で時間差が発生している。そのため、体腔内に照射する光の色を切り替えているときに、被検者の体動や内視鏡の挿入部の動きなどがあると、生成された広帯域光画像に位置ズレが生じることがある。これに対して、同時方式によって得られる広帯域画像は、カラーCCDで同時に取得した青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号に基づいて生成されているため、位置ズレなどが生じることがない。

30

【0110】

さらに、特殊光画像モード時には、フィルタ切替部231によって、ロータリーフィルタ250の特殊光画像モード用の第2エリア271が広帯域光源30の光路上にセットされる。そして、B色のカラーフィルタ251、G色のカラーフィルタ252、R色のカラーフィルタ253、第1狭帯域光透過フィルタ254、第2狭帯域光透過フィルタ255、及び第3狭帯域光透過フィルタ256が広帯域光BBの光路上に順に位置するように、ロータリーフィルタ250を回転させる。このロータリーフィルタ250の回転により、体腔内には青色、緑色、赤色の光が順に照射されるとともに、赤色の光の照射の後に、第1狭帯域光N1、第2狭帯域光N2、第3狭帯域光N3が順に照射される。

40

【0111】

そして、各光が照射される毎にモノクロのCCDで撮像を行なうことによって、青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号の3色の撮像信号が得られるとともに、第1～第3狭帯域撮像信号が得られる。通常光画像モードと同様に、得られた3色の撮像信号から、

50

広帯域光画像が生成される。

【0112】

なお、面順次方式では、図32に示すロータリーフィルター150の代わりに、図33に示すロータリーフィルター258を用いてもよい。このロータリーフィルター258において、通常光画像モード用の第1エリア280はロータリーフィルター250の第1エリア270と同様であるが、特殊光画像モード用の第2エリア281についてはロータリーフィルター250の第2エリア271とフィルタ配列が異なる。

【0113】

ロータリーフィルター258の第2エリア281においては、B色のカラーフィルター251とG色のカラーフィルター252との間に第1狭帯域光透過フィルタ254が、G色のカラーフィルター252とR色のカラーフィルター253との間に第2狭帯域光透過フィルタ255が、R色のカラーフィルター253とB色のカラーフィルター251との間に第3狭帯域光透過フィルタ256が設けられている。したがって、広帯域光源30の光路がロータリーフィルター258の第2エリア281上にセットされている状態で、ロータリーフィルター258が回転することで、B色の光 第1狭帯域光N1 G色の光 第2狭帯域光N2 R色の光 第3狭帯域光N3が、この順で体腔内に照射される。

【0114】

図34は、特殊光画像モード時は、図32に示すロータリーフィルター250を用いた場合の撮像信号の読み出し順序と、図33に示すロータリーフィルター258を用いた場合の撮像信号の読み出し順序を示している。図34(A)に示すように、図32に示すロータリーフィルター250を回転させることによって、B色光、G色光、R色光、第1狭帯域光N1、第2狭帯域光N2、第3狭帯域光N3が、この順で1フレーム期間毎に照射される。そして、各光の照射毎に、青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号、第1狭帯域撮像信号、第2狭帯域撮像信号、第3狭帯域撮像信号が、この順で読み出される。

【0115】

一方、図34(B)に示すように、図33に示すロータリーフィルター258を回転させることによって、B色光、第1狭帯域光N1、G色光、第2狭帯域光N2、R色光、第3狭帯域光N3が、この順で1フレーム期間毎に照射される。そして、各光の照射毎に、青色撮像信号、第1狭帯域撮像信号、緑色撮像信号、第2狭帯域撮像信号、赤色撮像信号、第3狭帯域撮像信号が、この順で順次読み出される。

【0116】

このように、ロータリーフィルター250を用いた場合とロータリーフィルター258を用いた場合とでは、撮像信号の読み出し順序に相違がある。この相違を鑑みると、ロータリーフィルター258を用いて各光の照射を行い、撮像信号の読み出しを行なったほうが、信号の読み出しレートを十分に確保にすることができる。

【0117】

また、上記実施形態に示すような、B画素、G画素、R画素からなる原色系カラーCCDに代えて、C(シアン)画素、M(マゼンダ)画素、Y(イエロー)画素からなる補色系カラーCCDで撮像することによって、広帯域光画像を生成してもよい。この補色系カラーCCDには、図35に示すように、C画素に分光透過率160を有するC色のカラーフィルターが、M画素に分光透過率161を有するM色のカラーフィルターが、Y画素に分光透過率162を有するカラーフィルターが設けられている。なお、補色系カラーCCDの画素には、C画素、M画素、Y画素の他に、図3に示す分光透過率53を有するG色のカラーフィルターが設けられたG画素を加えてもよい。

【0118】

なお、本発明では、血管深さと酸素飽和度の同時取得の際に用いる狭帯域信号は、最低限2つ必要であり、且つ、その2つの狭帯域信号のうちの少なくとも一方が、中心波長450nm以下の狭帯域光に対応する狭帯域信号であればよい。また、上記実施形態では、撮像手段としてカラーCCDを使用しているが、特殊光画像モード時において、第2及び第3実施形態のようなフレーム数を減らす処理を行なわない場合には、モノクロのCCD

10

20

30

40

50

を使用してもよい。例えば、第 1 実施形態のように、第 1 ～ 第 3 狭帯域光 N 1 ～ N 3 を 1 フレームごとに順に照射して撮像する場合には、モノクロの C C D であってもよい。

【 0 1 1 9 】

なお、本発明は、挿入部等を有する挿入型の電子内視鏡の他、C C D 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。

【 0 1 2 0 】

[付記]

以上詳述したような本発明の実施形態によれば、以下のような構成を得ることができる。

【 0 1 2 1 】

10

[付記 1]

4 5 0 n m 以下の波長領域を含む照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射手段と、

前記被写体組織を撮像して、前記照明光が被写体組織で反射した反射光の輝度を表す撮像信号を出力する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記撮像信号に含まれる第 1 及び第 2 の狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持ち、少なくとも一方の中心波長が 4 5 0 n m 以下である第 1 及び第 2 の狭帯域光に対応する第 1 及び第 2 の狭帯域信号を取得する第 1 狭帯域信号取得手段と、

前記第 1 及び第 2 の狭帯域信号に基づいて、血管深さ及び酸素飽和度の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段と、

20

血管深さ及び酸素飽和度の両方の血管情報がモニタに同時表示されるように制御する表示制御手段とを備えていることを特徴とする電子内視鏡システム。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 2 】

1 0 電子内視鏡システム

1 4 モニタ

3 0 広帯域光源

3 3 ～ 3 5 第 1 ～ 第 3 狭帯域光源

4 4 C C D

5 5 D S P

30

5 7 血管画像生成部

5 8 表示制御回路

6 0 輝度比算出部

6 1 相関関係記憶部

6 3 血管深さ画像生成部

6 3 a ～ 6 3 c , 6 4 a ～ 6 4 c , 9 5 a ～ 9 5 c 胃用、十二指腸用、小腸用カラーケーブル

6 4 酸素飽和度画像生成部

7 3 血管深さ画像

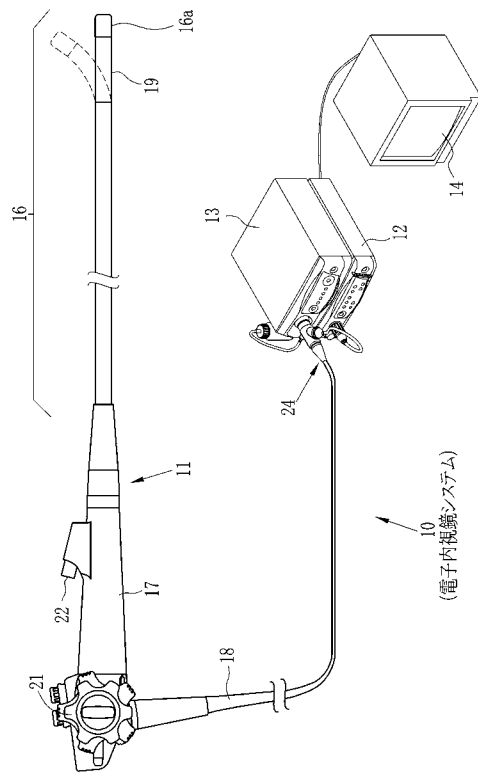
7 4 酸素飽和度画像

40

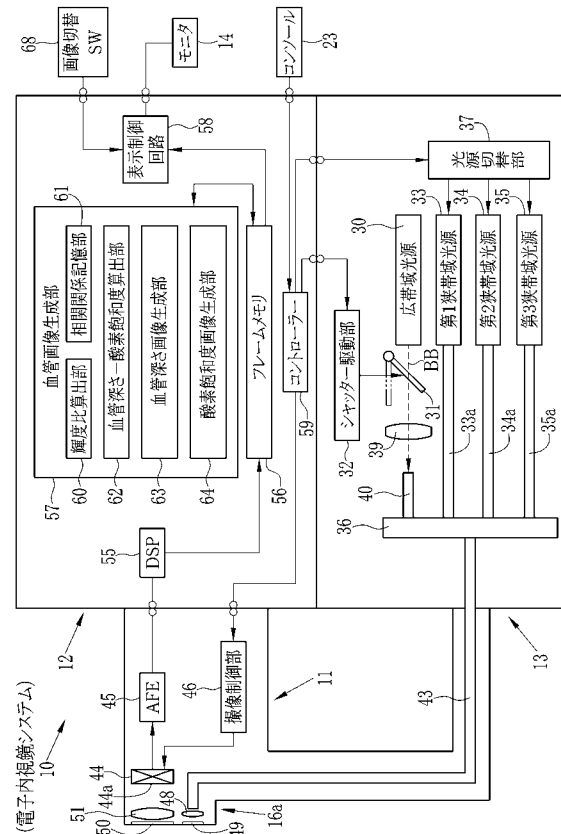
9 5 カラー情報特定部

9 6 色相環

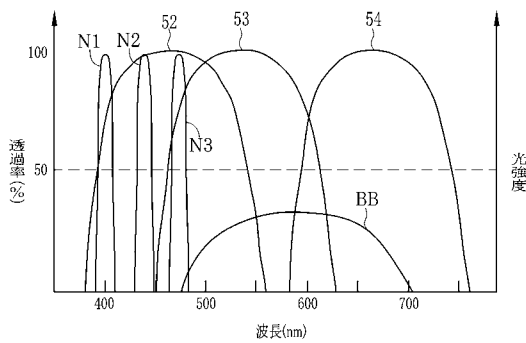
【図1】



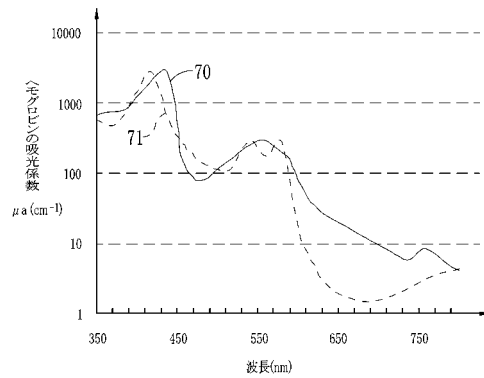
【図2】



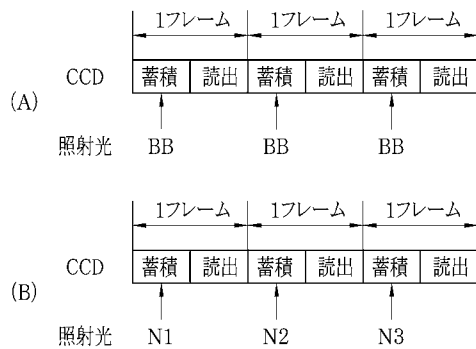
【図3】



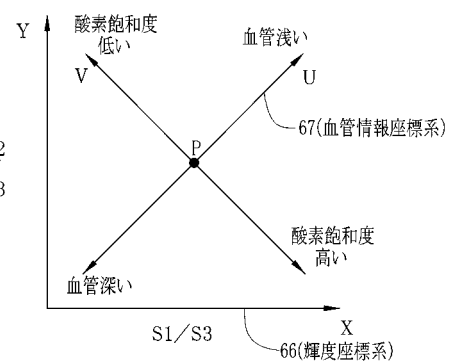
【図5】



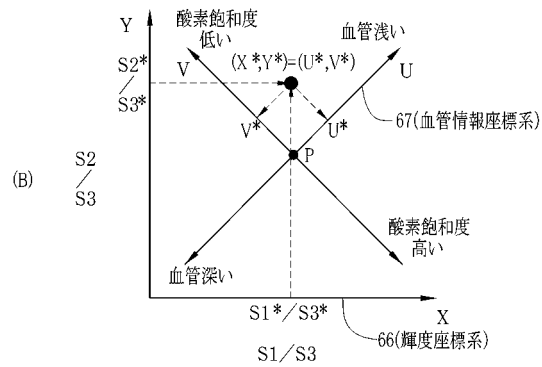
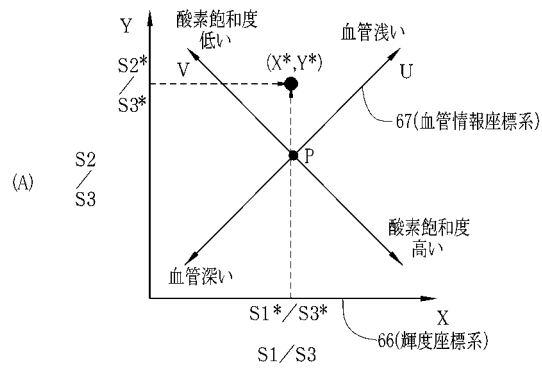
【図4】



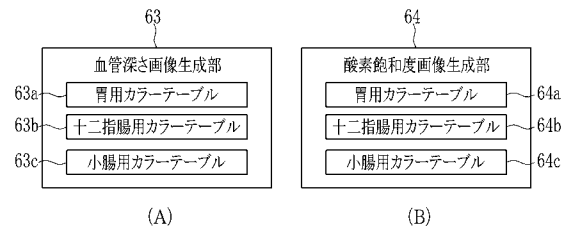
【図6】



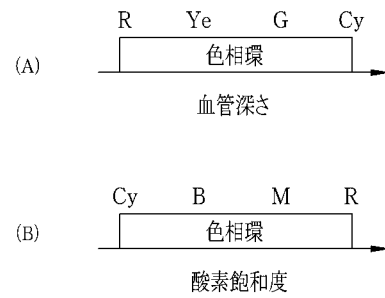
【図 7】



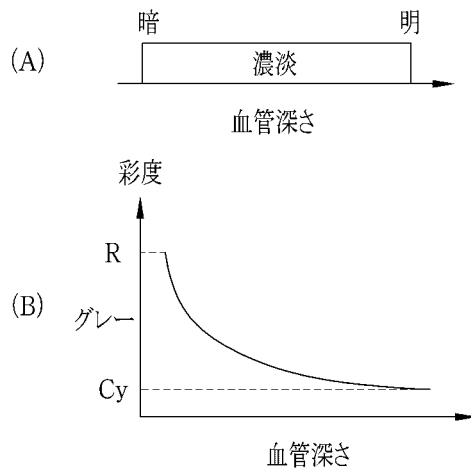
【図 8】



【図 9】



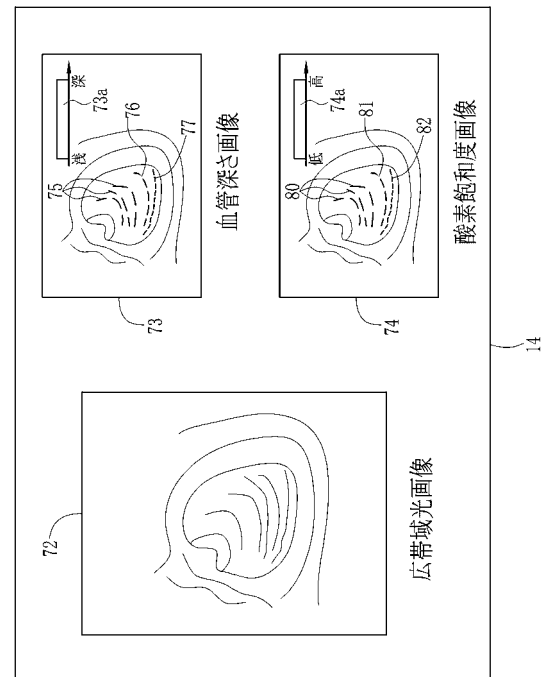
【図 10】



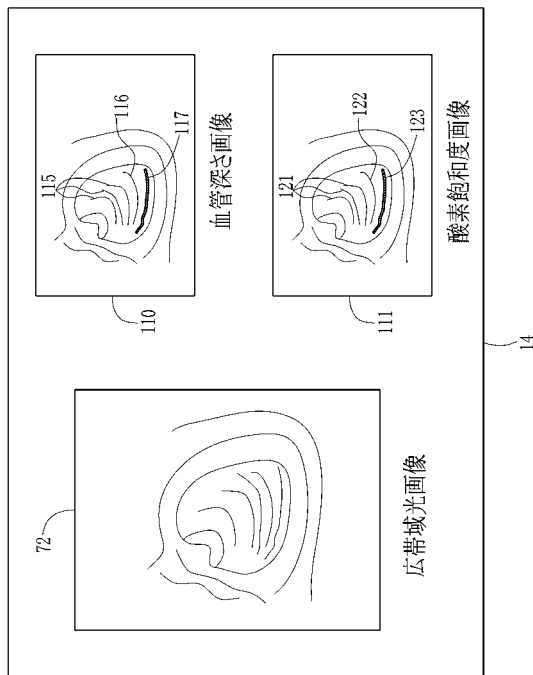
【図 11】



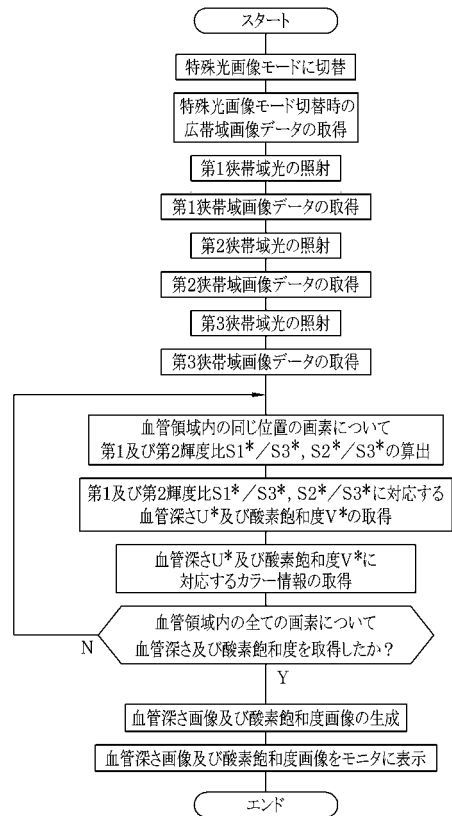
【図 12】



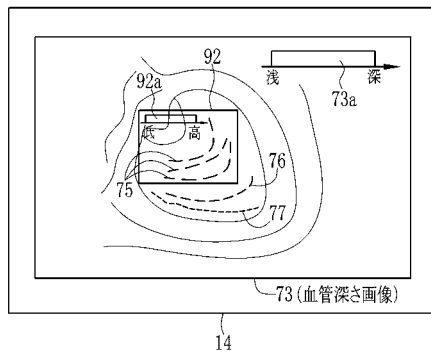
【図 13】



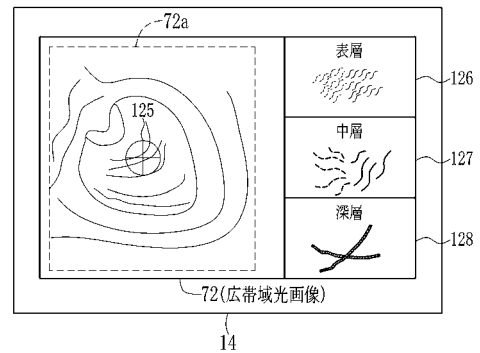
【図 14】



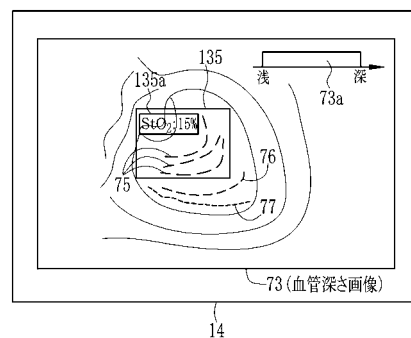
【図 15】



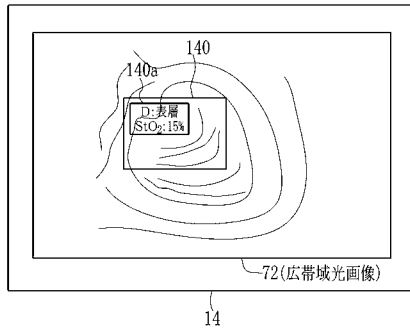
【図 16】



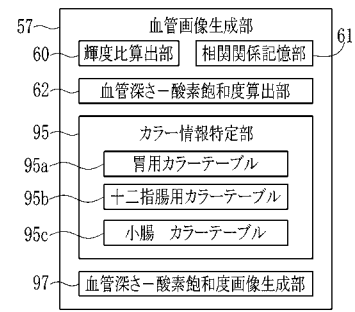
【図 17】



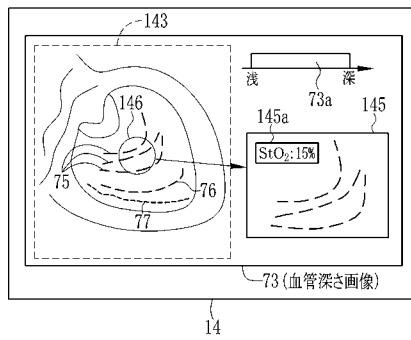
【図 18】



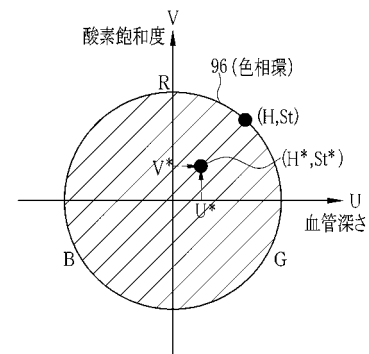
【図 20】



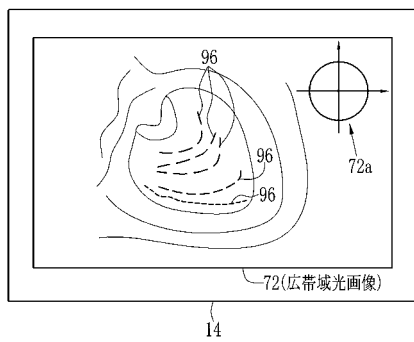
【図 19】



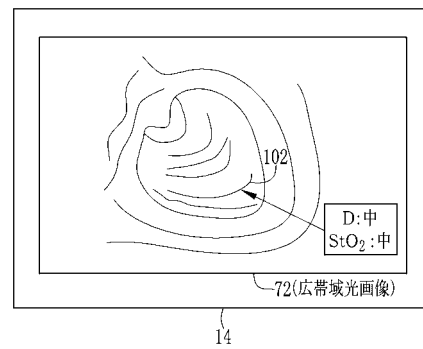
【図 21】



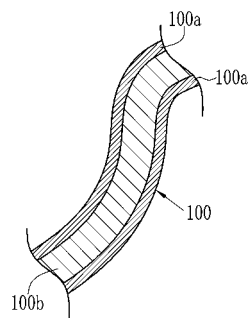
【図 22】



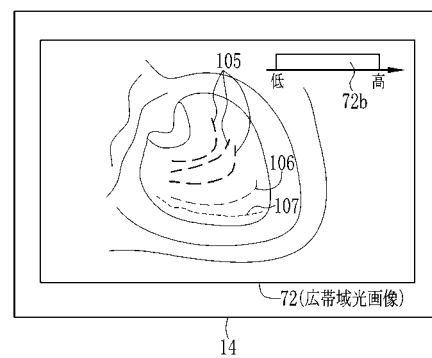
【図 24】



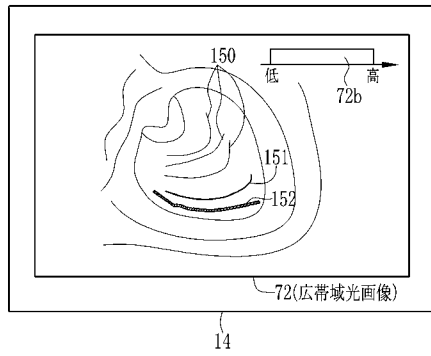
【図 23】



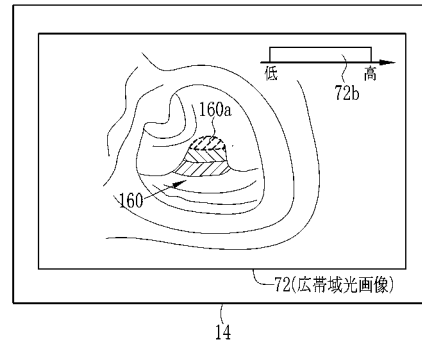
【図 25】



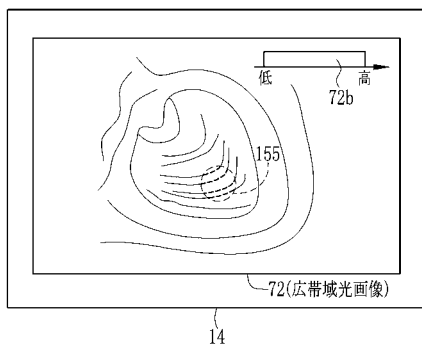
【図 26】



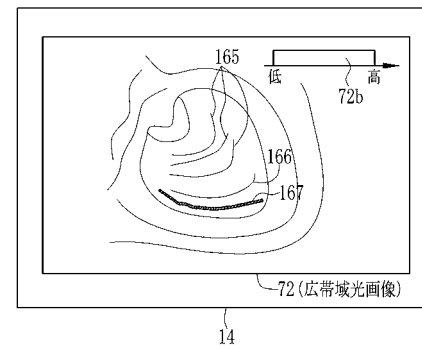
【図 28】



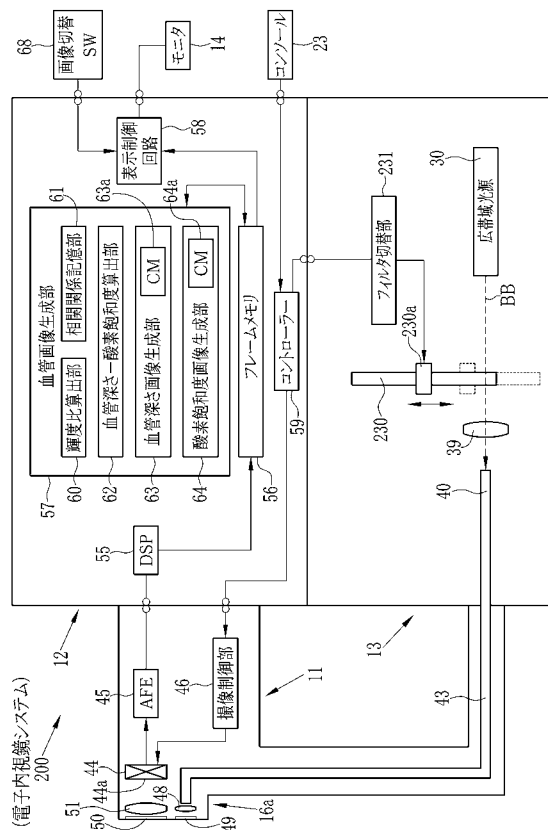
【図 27】



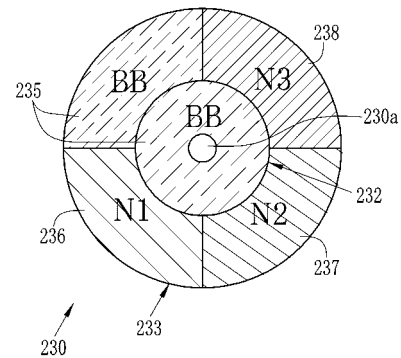
【図 29】



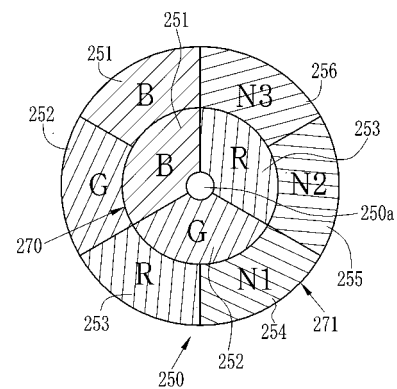
【図 30】



【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開平04 - 017076 (JP, A)
特開平01 - 217415 (JP, A)
特開平01 - 280442 (JP, A)
特開2000 - 262459 (JP, A)
特開2002 - 085342 (JP, A)
特開2006 - 141711 (JP, A)
国際公開第2007 / 010709 (WO, A1)
特開2010 - 051350 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A61B 1 / 00 - 1 / 32

专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置和电子内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP5389742B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2010132965	申请日	2010-06-10
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	久保雅裕 峯苔靖浩 千敏景		
发明人	久保 雅裕 峯苔 靖浩 千 敏景		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B5/1076 A61B5/14542 A61B5/1459 A61B5/7425 A61B5/743 G06T7/0012 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM01 4C061/MM02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/SS21 4C061/TT03 4C061/WW15 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2009228771 2009-09-30 JP 2010072066 2010-03-26 JP		
其他公开文献	JP2011218135A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：同时显示血管深度和血氧饱和度的血管信息。
ŽSOLUTION：将不同波长范围的第一至第三条窄带光线投射到体腔内。这些窄带射线中的至少一个具有不大于450nm的中心波长。通过对每条射线的每次投影进行成像，分别获得第一至第三窄带图像信号。基于第一至第三窄带图像信号，确定包含血管的血管区域。对于血管区域中的每个像素，预先参考相关数据获取对应于第一和第三窄带信号之间的第一亮度比的血管深度和氧饱和度以及第二和第三窄带信号之间的第二亮度比。通过实验等获得。包括获得的血管深度和氧饱和度的血管信息同时显示在监视器上。Ž

