

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5502812号
(P5502812)

(45) 発行日 平成26年5月28日(2014.5.28)

(24) 登録日 平成26年3月20日(2014.3.20)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2011-155611 (P2011-155611)
 (22) 出願日 平成23年7月14日(2011.7.14)
 (65) 公開番号 特開2013-17769 (P2013-17769A)
 (43) 公開日 平成25年1月31日(2013.1.31)
 審査請求日 平成25年1月18日(2013.1.18)

(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 山口 博司
 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 齋藤 孝明
 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
 審査官 野田 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報取得システムおよび生体情報取得システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の被観察部位に光を照射する照射手段と、
 前記照射手段から発せられた光の被観察部位からの反射光を撮像して撮像信号を出力する撮像手段と、

前記照射手段で被観察部位に照射する光、または前記撮像手段で撮像する被観察部位からの反射光を波長帯域が制限された狭帯域光とする狭帯域光化手段と、

前記撮像手段から出力された撮像信号に基づき、生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を算出する吸光成分濃度算出手段と、

前記吸光成分濃度算出手段による吸光成分濃度の算出結果を表示する表示手段と、

被観察部位の血管領域を特定する血管領域特定手段と、

前記狭帯域光化手段の駆動を制御する波長セット切替手段であり、波長帯域が近く被観察部位への深達度が略同等な複数の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一通り切り替えてプレ撮影を行わせる波長セット切替手段と、

プレ撮影で得た撮像信号を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定手段であり、前記血管領域特定手段で特定した血管領域とその他の領域との吸光成分濃度の差分を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定手段とを備え、

前記波長セット切替手段は、プレ撮影後、前記波長セット決定手段で決定された波長セットで本撮影を行わせることを特徴とする生体情報取得システム。

【請求項2】

10

20

プレ撮影で得られた撮像信号に対してビニング処理を施すビニング処理手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 3】

前記波長セット切替手段は、複数の波長セットのうちの一つを異常領域検知用波長セットとして設定し、異常領域検知用波長セットにて得られた吸光成分濃度と閾値の大小の比較判定結果に応じて、プレ撮影を開始させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 4】

前記吸光成分濃度算出手段は血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、

前記波長セット切替手段は、異常領域検知用波長セットにて得られた酸素飽和度が閾値を下回り、被観察部位が低酸素領域であると判定されたときにプレ撮影を開始させることを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 5】

青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セットを有し、

前記波長セット切替手段は、表層波長セットを異常領域検知用波長セットとして設定することを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 6】

被観察部位の被検体内位置を検出する位置検出手段を備え、

前記波長セット切替手段は、前記位置検出手段の位置検出結果に応じて、異常領域検知用波長セットの設定を変更することを特徴とする請求項 3 ないし 5 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 7】

前記位置検出手段は、画像認識により検出を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 8】

青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セット、および緑色波長帯域の狭帯域光を含む中層波長セットを有し、

前記波長セット切替手段は、前記位置検出手段で被観察部位が食道、または大腸と検出されたときは表層波長セット、胃と検出されたときは中層波長セットをそれぞれ異常領域検知用波長セットとして設定することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 9】

前記照射手段は、ブロードな波長帯域の白色光を照射し、

前記狭帯域光化手段は、前記照射手段または前記撮像手段に配された、透過光の波長帯域が可変する波長可変素子であり、前記照射手段から発せられた白色光、またはその被観察部位からの反射光を狭帯域光化することを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 10】

赤色波長帯域の狭帯域光を含む深層波長セットを有することを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 11】

被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を照射して得た撮像信号から肉眼で観察したときと略同等の画像を生成して表示手段に表示する通常観察モードと、

吸光成分濃度を算出してその算出結果を前記表示手段に表示する吸光成分濃度算出モードとを備え、各モードを切替可能に構成したことを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 12】

照射手段と、撮像手段と、狭帯域光化手段と、吸光成分濃度算出手段と、表示手段と、血管領域特定手段と、波長セット切替手段と、波長セット決定手段とを備える生体情報取得システムの作動方法において、

10

20

30

40

50

前記照射手段により、被検体の被観察部位に照射する光を発する光発生ステップと、
前記光発生ステップで発せられた光の被観察部位からの反射光を、前記撮像手段で撮像
して撮像信号を出力する撮像ステップと、

前記光発生ステップで発せられた被観察部位に照射する光、または前記撮像ステップで
撮像する被観察部位からの反射光を、前記狭帯域光化手段で波長帯域が制限された狭帯域
光とする狭帯域光化ステップと、

前記撮像ステップで出力された撮像信号に基づき、前記吸光成分濃度算出手段により生
体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を算出する吸光成分濃度算出ステップと、

前記吸光成分濃度算出ステップで算出した吸光成分濃度を前記表示手段により表示する
表示ステップと、

10

前記血管領域特定手段により、被観察部位の血管領域を特定する血管領域特定ステップ
と、

前記波長セット切替手段により、波長帯域が近く被観察部位への深達度が略同等な複数の
の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一通り切り替えて撮影を行うプレ撮
影ステップと、

前記波長セット決定手段により、前記プレ撮影ステップで得た撮像信号を元に使用する
波長セットを決定する波長セット決定ステップであり、前記血管領域特定ステップで特定
した血管領域とその他の領域との吸光成分濃度の差分を元に使用する波長セットを決定す
る波長セット決定ステップと、

前記波長セット決定ステップで決定された波長セットで撮影を行う本撮影ステップとを
備えることを特徴とする生体情報取得システムの作動方法。

20

【請求項 13】

被検体の被観察部位に光を照射する照射手段と、

前記照射手段から発せられた光の被観察部位からの反射光を撮像して撮像信号を出力す
る撮像手段と、

前記照射手段で被観察部位に照射する光、または前記撮像手段で撮像する被観察部位か
らの反射光を波長帯域が制限された狭帯域光とする狭帯域光化手段と、

前記撮像手段から出力された撮像信号に基づき、生体組織に存在する血管中のヘモグロ
ビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段と、

前記酸素飽和度算出手段による酸素飽和度の算出結果を表示する表示手段と、

30

前記狭帯域光化手段の駆動を制御する波長セット切替手段であり、波長帯域が近く被観
察部位への深達度が略同等な複数の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一
通り切り替えてプレ撮影を行わせる波長セット切替手段と、

プレ撮影で得た撮像信号を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定手段とを
備え、

前記波長セット切替手段は、複数の波長セットのうちの一つを異常領域検知用波長セッ
トとして設定し、異常領域検知用波長セットにて得られた酸素飽和度が閾値を下回り、被
観察部位が低酸素領域であると判定されたときにプレ撮影を開始させ、

プレ撮影後、前記波長セット決定手段で決定された波長セットで本撮影を行わせること
を特徴とする生体情報取得システム。

40

【請求項 14】

照射手段と、撮像手段と、狭帯域光化手段と、酸素飽和度算出手段と、表示手段と、波
長セット切替手段と、波長セット決定手段とを備える生体情報取得システムの作動方法に
おいて、

前記照射手段により、被検体の被観察部位に照射する光を発する光発生ステップと、

前記光発生ステップで発せられた光の被観察部位からの反射光を、前記撮像手段で撮像
して撮像信号を出力する撮像ステップと、

前記光発生ステップで発せられた被観察部位に照射する光、または前記撮像ステップで
撮像する被観察部位からの反射光を、前記狭帯域光化手段で波長帯域が制限された狭帯域
光とする狭帯域光化ステップと、

50

前記撮像ステップで出力された撮像信号に基づき、前記酸素飽和度算出手段により生体組織に存在する血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出ステップと

、
前記酸素飽和度算出ステップで算出した酸素飽和度を前記表示手段により表示する表示ステップと、

前記波長セット切替手段により、波長帯域が近く被観察部位への深達度が略同等な複数の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一通り切り替えて撮影を行うプレ撮影ステップと、

前記波長セット決定手段により、前記プレ撮影ステップで得た撮像信号を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定ステップと、

前記波長セット決定ステップで決定された波長セットで撮影を行う本撮影ステップとを備え、

前記波長セット切替ステップでは、複数の波長セットのうちの一つを異常領域検知用波長セットとして設定し、異常領域検知用波長セットにて得られた酸素飽和度が閾値を下回り、被観察部位が低酸素領域であると判定されたときにプレ撮影を開始させることを特徴とする生体情報取得システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度の情報を取得する生体情報取得システムおよび生体情報取得システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において様々な生体情報の取得が行われている。その代表例として内視鏡を利用した検査が挙げられる。周知の如く、内視鏡は被検体内に挿入する挿入部の先端から被検体の被観察部位に照明光を照射し、被観察部位の像を取り込む。

【0003】

従来、照明光の光源にはキセノンランプやメタルハライドランプ等の白色光源が用いられていたが、病変の発見を容易にするために狭い波長帯域の光（狭帯域光）を被観察部位に照射し、その反射光を画像化して観察する手法が脚光を浴びている（特許文献1参照）。

【0004】

狭帯域光を照射して得られた撮像信号に基づき、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度といった吸光成分濃度の情報を取得する方法も鋭意研究されている（特許文献2参照）。特許文献2では、300～400nm、400nm付近、400～500nm、500～600nm、450～850nm等の各波長帯域で複数の波長セットの狭帯域光を照射している。波長セットはヘモグロビンの酸素飽和度により吸光度が変化する波長と変化が少ない波長の組み合わせである。被観察部位や観察目的に応じて最適な波長帯域を選択して、異なる波長帯域における酸素飽和度の変化を観察することができる。また、波長帯域によって光の深達度が異なることから、粘膜表層から深層までの粘膜の厚さ方向に関する酸素飽和度の変化を得ることができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3583731号

【特許文献2】特開平06-315477号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献2では、波長セットを具体的にどういったタイミングで切り替えるのかが明示

10

20

30

40

50

されていない。各波長セットは観察の対象とする層が異なり、また、癌組織の種類によって粘膜層の厚みが異なる（図12および図15参照）ため診断に適した波長セットは被観察部位によって変わる。各波長セットを自動で切り替えているとすれば診断に不必要な波長セットへの切替も行われてしまうため、酸素飽和度の算出に掛かる処理労力や時間が無駄になる。術者が波長セットを手動で切り替えているとすれば、操作が面倒であり、また、術者が選択した波長セットが診断に適したものであるかが分からない。

【0007】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、診断に適した波長セットで生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を効率よく取得することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の生体情報取得システムは、被検体の被観察部位に光を照射する照射手段と、前記照射手段から発せられた光の被観察部位からの反射光を撮像して撮像信号を出力する撮像手段と、前記照射手段で被観察部位に照射する光、または前記撮像手段で撮像する被観察部位からの反射光を波長帯域が制限された狭帯域光とする狭帯域光化手段と、前記撮像手段から出力された撮像信号に基づき、生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を算出する吸光成分濃度算出手段と、前記吸光成分濃度算出手段による吸光成分濃度の算出結果を表示する表示手段と、被観察部位の血管領域を特定する血管領域特定手段と、前記狭帯域光化手段の駆動を制御する波長セット切替手段であり、波長帯域が近く被観察部位への深達度が略同等な複数の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一通り切り替えてプレ撮影を行わせる波長セット切替手段と、プレ撮影で得た撮像信号を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定手段であり、前記血管領域特定手段で特定した血管領域とその他の領域との吸光成分濃度の差分を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定手段とを備え、前記波長セット切替手段は、プレ撮影後、前記波長セット決定手段で決定された波長セットで本撮影を行わせることを特徴とする。

【0009】

前記波長セット決定手段は、プレ撮影で得た各波長セットの吸光成分濃度の区間を階級、吸光成分濃度の出現頻度を度数とするヒストグラムを作成してその指標値を求め、該指標値を元に使用する波長セットを決定する。指標値は分散または標準偏差であり、前記波長セット決定手段は、分散または標準偏差が最大値となる吸光成分濃度を得た波長セットを使用する波長セットとして決定する。

【0010】

被観察部位の血管領域を特定する血管領域特定手段を備え、前記波長セット決定手段は、前記血管領域特定手段で特定した血管領域とその他の領域との吸光成分濃度の差分を元に使用する波長セットを決定する。血管領域の密集度、または吸光成分濃度の平均値を元に使用する波長セットを決定してもよい。

【0011】

プレ撮影で得られた撮像信号に対してビニング処理を施すビニング処理手段を備えることが好ましい。

【0012】

前記波長セット切替手段は、複数の波長セットのうちの一つを異常領域検知用波長セットとして設定し、異常領域検知用波長セットにて得られた吸光成分濃度と閾値の大小の比較判定結果に応じて、プレ撮影を開始させる。

【0013】

前記吸光成分濃度算出手段は血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。前記波長セット切替手段は、異常領域検知用波長セットにて得られた酸素飽和度が閾値を下回り、被観察部位が低酸素領域であると判定されたときにプレ撮影を開始させる。

【0014】

青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セットを有し、前記波長セット切替手段は、表

10

20

30

40

50

層波長セットを異常領域検知用波長セットとして設定する。

【0015】

被観察部位の被検体内位置を検出する位置検出手段を備えることが好ましい。前記波長セット切替手段は、前記位置検出手段の位置検出結果に応じて、異常領域検知用波長セットの設定を変更する。前記位置検出手段は、画像認識により検出を行う。

【0016】

青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セット、および緑色波長帯域の狭帯域光を含む中層波長セットを有し、前記波長セット切替手段は、前記位置検出手段で被観察部位が食道、または大腸と検出されたときは表層波長セット、胃と検出されたときは中層波長セットをそれぞれ異常領域検知用波長セットとして設定する。

10

【0017】

前記照射手段は、ブロードな波長帯域の白色光を照射する。前記狭帯域光化手段は、前記照射手段または前記撮像手段に配された、透過光の波長帯域が可変する波長可変素子であり、前記照射手段から発せられた白色光、またはその被観察部位からの反射光を狭帯域光化する。波長可変素子は例えばエタロンや液晶チューナブルフィルタである。

【0018】

赤色波長帯域の狭帯域光を含む深層波長セットを有する。

【0019】

被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を照射して得た撮像信号から肉眼で観察したときと略同等の画像を生成して表示手段に表示する通常観察モードと、吸光成分濃度を算出してその算出結果を前記表示手段に表示する吸光成分濃度算出モードとを備え、各モードを切替可能に構成することが好ましい。

20

【0020】

また、本発明の生体情報取得システムの作動方法は、照射手段と、撮像手段と、狭帯域光化手段と、吸光成分濃度算出手段と、表示手段と、血管領域特定手段と、波長セット切替手段と、波長セット決定手段とを備える生体情報取得システムの作動方法において、前記照射手段により、被検体の被観察部位に照射する光を発する光発生ステップと、前記光発生ステップで発せられた光の被観察部位からの反射光を、前記撮像手段で撮像して撮像信号を出力する撮像ステップと、前記光発生ステップで発せられた被観察部位に照射する光、または前記撮像ステップで撮像する被観察部位からの反射光を、前記狭帯域光化手段で波長帯域が制限された狭帯域光とする狭帯域光化ステップと、前記撮像ステップで出力された撮像信号に基づき、前記吸光成分濃度算出手段により生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を算出する吸光成分濃度算出ステップと、前記吸光成分濃度算出ステップで算出した吸光成分濃度を前記表示手段により表示する表示ステップと、前記血管領域特定手段により、被観察部位の血管領域を特定する血管領域特定ステップと、前記波長セット切替手段により、波長帯域が近く被観察部位への深達度が略同等な複数の狭帯域光の組み合わせからなる複数の波長セットを一通り切り替えて撮影を行うプレ撮影ステップと、前記波長セット決定手段により、前記プレ撮影ステップで得た撮像信号を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定ステップであり、前記血管領域特定ステップで特定した血管領域とその他の領域との吸光成分濃度の差分を元に使用する波長セットを決定する波長セット決定ステップと、前記波長セット決定ステップで決定された波長セットで撮影を行う本撮影ステップとを備えることを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、複数の波長セットを一通り切り替えてプレ撮影を行い、これにより得た撮像信号を元に本撮影にて使用する波長セットを決定するので、診断に適した波長セットで生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度を効率よく取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】電子内視鏡システムの構成を示す外観図である。

50

【図 2】電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 3】ベイヤー配列のカラーフィルタを示す図である。

【図 4】CCD の RGB 各画素の分光感度特性を示すグラフである。

【図 5】画像処理部の構成を示す図である。

【図 6】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性を示すグラフである。

【図 7】算出参照情報の例を示すグラフである。

【図 8】プロセッサ装置の CPU の構成を示す図である。

【図 9】波長セットテーブルの例を示す図である。

【図 10】各波長セットの深達度を示す図である。

【図 11】波長セットの切替の様子を示すタイミングチャートである。

【図 12】(A) 早期の癌と (B) 進行した癌の各波長セットによる酸素飽和度画像を示す図である。

【図 13】典型的な酸素飽和度画像のそれぞれのヒストグラムを示す説明図である。

【図 14】酸素飽和度算出モードの処理手順を示すフローチャートである。

【図 15】表面を粘膜層で覆われた癌組織の各波長セットによる酸素飽和度画像を示す図である。

【図 16】被観察部位の体内位置を検出する位置検出部を設けた態様を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図 1 において、生体情報取得システムである電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 10、プロセッサ装置 11、および光源装置 12 からなる。電子内視鏡 10 は、周知の如く、被検体（患者）内に挿入される可撓性の挿入部 13 と、挿入部 13 の基端部分に連設された操作部 14 と、プロセッサ装置 11 および光源装置 12 に接続されるコネクタ 15 と、操作部 14、コネクタ 15 間を繋ぐユニバーサルコード 16 とを有する。

【0024】

操作部 14 には、挿入部 13 の先端 17 を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、送気・送水ノズルからエア、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、観察画像を静止画記録するためのリリースボタンといった操作部材が設けられている。

【0025】

また、操作部 14 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部 13 内の鉗子チャンネルを通して、先端 17 に設けられた鉗子出口に連通している。

【0026】

プロセッサ装置 11 は、光源装置 12 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 16 や挿入部 13 内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡 10 に給電を行い、先端 17 に搭載された CCD 33（図 2 参照）の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 11 は、伝送ケーブルを介して CCD 33 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 11 で生成された画像データは、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 18 に観察画像として表示される。

【0027】

電子内視鏡システム 2 には、被検体の被観察部位に白色光を照射して観察する通常観察モードと、被観察部位に狭帯域光を照射して、生体組織の血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出モードとが用意されている。各モードの切替は操作部 14 のモード切替スイッチ 19 を操作することにより行われる。電子内視鏡システム 2 の電源投入直後は通常観察モードが自動的に選択される。

【0028】

図 2 において、先端 17 には、観察窓 30、照明窓 31 等が設けられている。観察窓 30 の奥には、レンズ群およびプリズムからなる対物光学系 32 を介して、被検体内撮影用の CCD 33 が配されている。照明窓 31 は、ユニバーサルコード 16 や挿入部 13 に配

10

20

30

40

50

設されたライトガイド 34、および照明レンズ 35 で導光される光源装置 12 からの照明光を被観察部位に照射する。

【0029】

CCD 33 は、観察窓 30、対物光学系 32 を経由した被検体内の被観察部位の像が撮像面に入射するように配置されている。撮像面には複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えば、図 3 に示すベイヤー配列 (R - 赤、G - 緑、B - 青) の原色カラーフィルタ 36 が形成されている。原色カラーフィルタ 36 の分光透過率、および画素自体の分光感度によって、CCD 33 の RGB 各画素の分光感度特性は図 4 に示すようになる。R 画素は 600 nm 近傍、G 画素は 550 nm 近傍、B 画素は 450 nm 近傍の波長の光にそれぞれ感度を有する。R 画素は約 800 nm 付近の近赤外領域の波長の光にも感度を有する。

10

【0030】

図 2 において、アナログ信号処理回路 (以下、AFE と略す) 37 は、相関二重サンプリング回路 (以下、CDS と略す)、自動ゲイン制御回路 (以下、AGC と略す)、およびアナログ/デジタル変換器 (以下、A/D と略す) から構成されている。CDS は、CCD 33 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD 33 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGC は、CDS によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 11 から指定されるゲイン (増幅率) で増幅する。A/D は、AGC により増幅された撮像信号を所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/D でデジタル化された撮像信号は、伝送ケーブルを介してプロセッサ装置 11

20

【0031】

CCD 駆動回路 38 は、CCD 33 の駆動パルス (垂直/水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等) と AFE 37 用の同期パルスとを発生する。CCD 33 は、CCD 駆動回路 38 からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE 37 の各部は、CCD 駆動回路 38 からの同期パルスに基づいて動作する。

【0032】

CPU 39 は、電子内視鏡 10 とプロセッサ装置 11 とが接続された後、プロセッサ装置 11 の CPU 45 からの動作開始指示に基づいて、CCD 駆動回路 38 を駆動させるとともに、CCD 駆動回路 38 を介して AFE 37 の AGC のゲインを調整する。

30

【0033】

CPU 45 は、プロセッサ装置 11 全体の動作を統括的に制御する。CPU 45 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM 46 には、プロセッサ装置 11 の動作を制御するための各種プログラム (OS、アプリケーションプログラム等) やデータ (グラフィックデータ等) が記憶されている。CPU 45 は、ROM 46 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである RAM 47 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 45 は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、プロセッサ装置 11 の操作パネルや LAN (Local Area Network) 等のネットワークより得て、RAM 47 に記憶する。

40

【0034】

操作部 48 は、プロセッサ装置 11 の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU 45 は、操作部 48、および電子内視鏡 10 の操作部 14 にあるリリースボタンやモード切替スイッチ 19 等からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0035】

画像処理回路 49 は、電子内視鏡 10 から入力された撮像信号に対して、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正、画像強調、画像用ノイズリダクション、色変換等の各種画像処理を施す他、後述する酸素飽和度の算出を行う。

【0036】

50

表示制御回路 50 は、CPU 45 から ROM 46 および RAM 47 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、観察画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者、現在選択されている観察モード等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース (GUI; Graphical User Interface) 等がある。表示制御回路 50 は、画像処理回路 49 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、GUI の重畳処理、モニタ 18 の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【0037】

表示制御回路 50 は、画像処理回路 49 からの画像を一時的に格納するフレームメモリを有する。表示制御回路 50 は、フレームメモリから画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 18 の表示形式に応じたビデオ信号 (コンポーネント信号、コンポジット信号等) に変換する。これにより、モニタ 18 に観察画像が表示される。

10

【0038】

プロセッサ装置 11 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式 (例えば JPEG 形式) で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像を CF カード、光磁気ディスク (MO)、CD-R 等のリムーバブルメディアに記録するメディア I/F、LAN 等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワーク I/F 等が設けられている。これらはデータバス等を介して CPU 45 と接続されている。

【0039】

光源装置 12 は、第一光源 55 および第二光源 56 を有する。各光源 55、56 は同じ構成であり、例えば 400 nm 以上 800 nm 以下の波長帯の青色～赤色までのブロードな波長の白色光を発生するキセノンランプやハロゲンランプ、白色 LED (発光ダイオード) 等である。あるいは、青色光または紫外光の励起光を発する半導体レーザと、これにより励起発光される蛍光体の緑色～黄色～赤色の蛍光との合波光で白色光を生成する光源を用いてもよい。

20

【0040】

各光源 55、56 は、光源ドライバ 57、58 によってそれぞれ駆動される。集光レンズ 59、60 は、各光源 55、56 から発せられた各光を集光して、各光源 55、56 の出射端側に配された二本のライトガイド 34a、34b に導光する。ライトガイド 34a、34b はカプラー 61 を介して一本のライトガイド 34 に連結されている。集光レンズ 59、60 とライトガイド 34a、34b の間には、ライトガイド 34a、34b の入射端に入射させる光の光量を調節するための可動絞り 62、63 が設けられている。なお、カプラー 61 を設けるのではなく、各光源 55、56 用に二本のライトガイドを設けてもよい。

30

【0041】

第二光源 56 と集光レンズ 60 の間には、波長可変素子 64 が設けられている。波長可変素子 64 は、素子ドライバ 65 により駆動される。波長可変素子 64 は、入射光のうちの特定の波長帯域の光を選択的に透過させ、且つ透過させる光の波長帯域を変更可能な素子である。波長可変素子 64 には、圧電素子等のアクチュエータを駆動することにより、二枚の高反射光フィルタからなる基板の面間隔を変更し、以て透過光の波長帯域を制御するエタロン、あるいは偏光フィルタ間に複屈折フィルタとネマティック液晶セルを挟んで構成され、液晶セルへの印加電圧を変更することで透過光の波長帯域を制御する液晶チューナブルフィルタが用いられる。各波長セット用の白色光源と、白色光の光路に配置され、複数の干渉フィルタ (バンドパスフィルタ) を組み合わせたロータリーフィルタとを用いてもよい。

40

【0042】

光源装置 12 の CPU 66 は、プロセッサ装置 11 の CPU 45 と通信し、光源ドライバ 57、58 を介して各光源 55、56 の光の点消灯制御および可動絞り 62、63 による光量制御を各光源 55、56 および各可動絞り 62、63 別に行う。また、CPU 66 は、素子ドライバ 65 を介して波長可変素子 64 の駆動を制御する。

50

【 0 0 4 3 】

通常観察モードが選択された場合、CPU 45は、CPU 66を介して光源ドライバ57の駆動を制御して、第一光源55のみを点灯させる。被観察部位に照射される照明光は白色光のみとなる。酸素飽和度算出モードが選択された場合は、第一光源55を消灯させて第二光源56を点灯させる。被観察部位に照射される照明光は、波長可変素子64により透過された狭帯域光となる。なお、後述する中層波長セットの場合は第一光源55も点灯されて白色光も照射される。

【 0 0 4 4 】

図5において、画像処理回路49には、酸素飽和度算出部70が設けられている。酸素飽和度算出部70の前段には血管領域特定部71が接続されている。血管領域特定部71はAFE37から入力される画像を解析し、例えば血管部分とそれ以外の部分の輝度値の差を参照することで血管が映し出された領域を特定する。血管領域特定部71は、特定した血管領域の情報を画像とともに酸素飽和度算出部70に出力する。酸素飽和度算出部70は、被観察部位に複数の波長帯域の狭帯域光を照射してその反射光を撮像した複数の画像に基づき、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出する。なお、血管領域を特定せずに画像全体について酸素飽和度を算出してもよい。

10

【 0 0 4 5 】

図6に示すように、血管中のヘモグロビンは、照明光の波長によって吸光係数 μ_a が変化する。吸光係数 μ_a は、ヘモグロビンの光の吸収の大きさ(吸光度)を表し、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 は照明光の強度であり、 x (cm)は被観察部位表面から血管までの深さである。

20

【 0 0 4 6 】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビンHbと酸素と結合した酸化ヘモグロビンHbOは異なる吸光特性をもち、同じ吸光係数 μ_a を示す等吸収点(各ヘモグロビンの吸光係数 μ_a の交点)を除いて、吸光係数 μ_a に差が生じる。

【 0 0 4 7 】

吸光係数 μ_a に差があると、同じ血管に対して同じ強度且つ同じ波長の光を照射しても反射光の強度が変化する。また、同じ強度で波長が異なる光を照射しても、波長によって吸光係数 μ_a が変わるため同様に強度が変化する。従って、複数の波長帯域の狭帯域光を照射して得た複数の画像を解析すれば、血管中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの割合、すなわち酸素飽和度の情報を得ることができる。

30

【 0 0 4 8 】

酸素飽和度算出部70は、複数の波長帯域の狭帯域光を照射して得た複数の画像をそれぞれ一時的に記憶するフレームメモリ(図示せず)を有する。酸素飽和度算出部70は、フレームメモリから各画像を読み出し、各画像の血管領域特定部71で特定した血管領域の画素値を用いた種々の演算、例えば各画像間の画素値の比や差分をとることにより画像パラメータを算出する。一例として、酸素飽和度の測定光である第一狭帯域光および明るさの基準となる参照光である第二狭帯域光を被観察部位に順に照射し、これにより得られた第一、第二画像G1、G2を用いて酸素飽和度を算出する場合、酸素飽和度算出部70は、 $G1/G2$ を画像パラメータとして算出する。

40

【 0 0 4 9 】

算出参照情報72は、図7に示すような画像パラメータと酸素飽和度の関係を、波長セット毎に関数あるいはデータテーブルの形式でもつ。画像パラメータと酸素飽和度の関係は実験等で予め求められる。酸素飽和度算出部70は、算出した画像パラメータを関数に代入して演算したりデータテーブルを検索したりして、当該画像パラメータに対応する酸素飽和度を算出参照情報72から求める。そして、酸素飽和度の算出結果を酸素飽和度画像生成部73およびCPU45に出力する。

【 0 0 5 0 】

酸素飽和度画像生成部73は、酸素飽和度算出部70の算出結果を擬似カラー表示する

50

ためのカラーマップに基づき、算出結果を反映させた酸素飽和度画像を生成する。カラーマップは、例えば酸素飽和度が比較的低い場合はシアン、中程度はマゼンタ、高い場合はイエローを割り当てよう構成されている。これに加えて、酸素飽和度算出部 70 が算出参照情報 72 から求めた酸素飽和度の数値を文字情報として酸素飽和度画像に表示してもよい。

【0051】

図 8 に示すように、ROM 46 のプログラムを実行することにより、CPU 45 には波長セット決定部 80 と波長セット切替部 81 が構築される。波長セット決定部 80 は、後述するプレ撮影において、酸素飽和度算出部 70 からの酸素飽和度の算出結果と、ROM 46 に予め記憶された閾値 t_h との大小を比較する。閾値 t_h は典型的な癌組織が示す酸素飽和度の値であり、過去に蓄積された検査データより導出される。波長セット決定部 80 は、酸素飽和度の算出結果が閾値 t_h 以上のときは何もしない。一方、酸素飽和度の算出結果が閾値 t_h を下回ったとき、波長セット決定部 80 はその旨を示す低酸素領域検知信号を波長セット切替部 81 に出力する。

【0052】

波長セット切替部 81 は、ROM 46 に記憶された図 9 に示す波長セットテーブル 82 から酸素飽和度を算出する際の狭帯域光の波長セットを選択する。波長セットテーブル 82 には、表層、中層、深層の各深さの血管の酸素飽和度を算出するときに最適な波長セットが予め登録されている。各波長セットには、その深さに十分に深達し、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数 μ_a に差がある波長と、差がない等吸収点の波長が一例として選ばれる。表層の場合は比較的波長が短い青色波長帯域の 405 (参照光)、445 nm (測定光) であり、深層の場合は近赤外光を含む赤色波長帯域の 630 (測定光)、780 nm (参照光)、中層の場合はこれらの中間の緑色波長帯域の 473 nm (測定光)、白色光 (参照光) である。図 10 に示すように、表層波長セットは粘膜表面から数十 μm 程度の深さ、中層波長セットは表層波長セットよりも深い数十～数百 μm の深さ、深層波長セットは粘膜筋板から粘膜下組織層の深さまでそれぞれ達する。なお、ここでは二つの波長を一セットとしているが、三つ以上の波長を登録してもよい。例えば特開 2011-092690 のように三つの波長を一セットとし、酸素飽和度への深さ方向の影響を排除してより正確な酸素飽和度を算出してもよい。

【0053】

図 11 に示すように、モード切替スイッチ 19 が操作されて酸素飽和度算出モードが選択された際には、波長セット切替部 81 は表層波長セットを低酸素領域 (異常領域) 検知用波長セットとして選択する。光源装置 12 の CPU 66 は、表層波長セットの狭帯域光が CCD 33 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 64 の駆動を制御する。表示制御回路 50 は、表層波長セットによる酸素飽和度画像 G_b をモニタ 18 に表示させる。波長セット決定部 80 から低酸素領域検知信号が入力されると、波長セット切替部 81 は、表層波長セットから中層波長セット、さらには中層波長セットから深層波長セットにそれぞれ一度ずつ切り替える旨の信号を CPU 66 に出力する。CPU 66 は、中層波長セットの狭帯域光、次いで深層波長セットの狭帯域光が CCD 33 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 64 の駆動を制御する。中層波長セットと深層波長セットの切替順序を入れ替えてもよい。以下、低酸素領域検知信号の出力を契機に波長セットを表層、中層、深層と切り替えて撮影を行う上記一連の動作をプレ撮影といい、プレ撮影後に決定された波長セットで行う撮影を本撮影という。

【0054】

低酸素領域検知信号の出力の契機となった表層波長セットによる酸素飽和度画像 G_b 、中層波長セット、深層波長セットの狭帯域光を照射してそれぞれ得られた酸素飽和度画像 G_g 、 G_r は、波長セット決定部 80 が低酸素領域と判定した被観察部位の厚さ方向に関する酸素飽和度の情報を表す。

【0055】

よく知られているように、癌組織は、その転移および浸潤の過程 (プログレッション)

10

20

30

40

50

において、自身の酸素（血流）不足を補うため、血管新生を促進する作用を持った増殖因子（血管内皮増殖因子（Vascular Endothelial Growth Factor、VEGF））を生産し、新たに血管網（新生血管）を形成して病巣への血流を増加させることにより低酸素状態を脱しようとする。新生血管は癌組織周囲から下側に派生し、粘膜下組織層の比較的太い血管に繋がる。癌組織自体は酸素飽和度が比較的低いが、その周囲の新生血管に該当する部分は酸素飽和度が比較的高くなる。

【 0 0 5 6 】

図 1 2（A）に示すように、癌組織が粘膜表層に止まり粘膜筋板まで達していない早期の癌では、新生血管は粘膜表層から中層にわたって癌組織の周囲を取り巻く。この癌組織とその周囲の酸素飽和度画像 G b には、大まかに、癌組織に該当する酸素飽和度が低い中央部分と、新生血管に該当する酸素飽和度が高い円環部分とが映し出される。中層波長セットによる酸素飽和度画像 G b には癌組織に該当する部分は映っておらず、新生血管に該当する円環部分のみが映し出される。深層波長セットによる酸素飽和度画像 G r は、酸素飽和度の高低が目立たないものとなる。

10

【 0 0 5 7 】

一方、癌組織が粘膜筋板から粘膜下組織層にまで達した、ある程度進行した癌の場合は、同図（B）に示すように、酸素飽和度画像 G b は癌組織に該当する酸素飽和度が低い部分が殆どを占める。酸素飽和度画像 G g には、（A）の酸素飽和度画像 G b と同様、癌組織に該当する酸素飽和度が低い中央部分と、新生血管に該当する酸素飽和度が高い円環部分とが映し出される。また、酸素飽和度 G r には、新生血管に該当する円環部分のみが映し出される。

20

【 0 0 5 8 】

以上のことから、酸素飽和度画像 G b、G g、G r に映し出される酸素飽和度の高低が癌の進行具合によって異なることが分かる。また、癌組織の種類によって粘膜層の厚みが異なることも知られている（図 1 5 参照）。つまり、診断に適した波長セットが癌の進行具合や種類に応じてその都度変わるということである。従って、プレ撮影によって得た酸素飽和度画像 G b、G g、G r の酸素飽和度の高低のパターンを解析し、以下のようにして本撮影に用いる診断に適した波長セットがどれであるかを決定する。

【 0 0 5 9 】

まず、プレ撮影によって得た酸素飽和度画像 G b、G g、G r の酸素飽和度の算出結果を酸素飽和度算出部 7 0 から波長セット決定部 8 0 に出力し、酸素飽和度の区間（0 ~ 10 %、11 ~ 20 % 等）を階級、酸素飽和度の出現頻度を度数とする酸素飽和度画像 G b、G g、G r のヒストグラムを波長セット決定部 8 0 で作成する。

30

【 0 0 6 0 】

図 1 2 に示す典型的な酸素飽和度画像のそれぞれのヒストグラムは、図 1 3 に示すようになる。いずれも横軸が酸素飽和度、縦軸がその頻度である。（A）の早期の癌の酸素飽和度画像 G b または進行した癌の酸素飽和度画像 G g の場合は、酸素飽和度が高い部分と低い部分が混在するため、酸素飽和度が高い部分と低い部分に頻度のピークがあるヒストグラムとなる。同様に（B）の早期の癌の酸素飽和度 G g または進行した癌の酸素飽和度画像 G r、（C）の早期の癌の酸素飽和度画像 G r の場合は酸素飽和度が高い部分に頻度のピークが偏ったものとなり、（D）の進行した癌の酸素飽和度画像 G b の場合は酸素飽和度が低い部分に大きな頻度のピーク、高い部分に小さなピークがあるヒストグラムとなる。

40

【 0 0 6 1 】

波長セット決定部 8 0 は、酸素飽和度画像 G b、G g、G r のヒストグラムの分散 σ^2 を求める。分散 σ^2 は、周知の如く各階級の度数 X から度数の平均 X' を引いて二乗したものを加算し、それを階級の個数 n で割ったものであり（ $\sigma^2 = \sum (X - X')^2 / n$ ）、ヒストグラムの度数がどれだけ偏っているか（平均値からの乖離度）を表す指標である。このため、酸素飽和度が高い部分にしか度数のピークがない図 1 3（B）、（C）の場合は分散 σ^2 の値は小さくなり、逆に酸素飽和度が高い部分と低い部分が混在する（A）

50

、(D)の場合は大きくなる。なお、分散 σ^2 の代わりにその正の平方根である標準偏差 σ を用いてもよい。

【0062】

波長セット決定部80は、酸素飽和度画像Gb、Gg、Grのヒストグラムについてそれぞれ求めた分散 σ^2 のうちの最大値がどの酸素飽和度画像のヒストグラムから得られたかを波長セット切替部81に報せる。波長セット切替部81は、波長セット決定部80から入力された情報に基づき、本撮影に用いる診断に適した波長セットに切り替える。具体的には、分散 σ^2 が大きい程、その酸素飽和度画像は酸素飽和度が高い部分と低い部分が混在し、それら各部分の差異が明瞭なものとなるため、分散 σ^2 の最大値を得た酸素飽和度画像を撮影した波長セットを診断に適した波長セットとして決定し、切り替える。図12の例であれば、(A)の早期の癌の場合は表層波長セットが、(B)の進行した癌の場合は表層または中層波長セットが診断に適した波長セットとして決定される。

10

【0063】

波長セット切替部81は、決定した波長セットに切り替える旨の信号をCPU66に出力する。CPU66は、決定した波長セットの狭帯域光がCCD33の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子64の駆動を制御する。この本撮影は、操作部48等を実行して術者が終了を指示するまで続けられる。

【0064】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム2の作用について説明する。電子内視鏡10で被検体内を観察する際、術者は、操作部48を実行して、被検体に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。検査開始を指示した後、術者は、電子内視鏡10の挿入部13を被検体内に挿入し、光源装置12からの照明光で被検体内を照明しながら、CCD33による被検体内の観察画像をモニタ18で観察する。

20

【0065】

CCD33から出力された撮像信号は、AFE37の各部で各種処理を施された後、画像処理回路49に入力される。画像処理回路49では、入力された撮像信号に対して各種画像処理が施され、画像が生成される。画像処理回路49で処理された画像は、表示制御回路50に入力される。表示制御回路50では、グラフィックデータに応じて各種表示制御処理が実行される。これにより、観察画像がモニタ18に表示される。

【0066】

30

電子内視鏡システム2で検査を行うときには、観察対象に応じて観察モードが切り替えられる。電子内視鏡10の挿入部13を被検体内に挿入する際には通常観察モードを選択して、白色光を照射して得られた画像を観察して広い視野を確保しつつ挿入作業を行う。詳細な観察が必要な病変が発見され、その病変の酸素飽和度を取得する際には、酸素飽和度算出モードを実行に移し、病変に適当な波長の狭帯域光を照明して得られた酸素飽和度画像を観察する。そして、必要に応じて電子内視鏡10に装備されたリリースボタンを実行して静止画像を取得したり、病変に処置が必要な場合は電子内視鏡10の鉗子チャンネルに各種処置具を挿通させて、病変の切除や投薬等の処置を施す。

【0067】

通常観察モードの場合は、CPU45の指令の下にCPU66により第一光源55が点灯されて、照明窓31から被観察部位に白色光が照射される。

40

【0068】

一方、図14のステップ10(S10)に示すように、モード切替スイッチ19が操作されて酸素飽和度算出モードが選択されると、波長セット切替部81により表層波長セットが低酸素領域検知用波長セットとして選択される。CPU66により第一光源55が消灯されて第二光源56が点灯され、表層波長セットの狭帯域光がCCD33の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子64の駆動が制御される。CCD33では低酸素領域検知用波長セットの狭帯域光による反射光が撮像される(S11)。

【0069】

画像処理回路49では、まず血管領域特定部71で血管領域が特定された後、算出参照

50

情報 72 を元に酸素飽和度算出部 70 で血管中のヘモグロビンの酸素飽和度が算出される (S12)。酸素飽和度の算出結果は、酸素飽和度画像生成部 73 で酸素飽和度画像 Gb に画像化されてモニタ 18 に表示される (S13)。

【0070】

酸素飽和度の算出結果は、プロセッサ装置 11 の CPU45 にも出力される。CPU45 では、波長セット決定部 80 により酸素飽和度の算出結果と閾値 t_h との大小比較が行われる (S14)。

【0071】

酸素飽和度の算出結果が閾値 t_h 以上のとき (S14 で NO) は、波長セットの切替は行われず、S11 ~ S13 の表層波長セットの狭帯域光の照射、撮像、酸素飽和度の算出、酸素飽和度画像 Gb の生成、表示が繰り返される。一方、酸素飽和度の算出結果が閾値 t_h を下回ったとき (S14 で YES)、波長セット決定部 80 から波長セット切替部 81 に低酸素領域検知信号が出力される。

10

【0072】

波長セット決定部 80 から低酸素領域検知信号が入力された場合、波長セット切替部 81 から中層波長セット、深層波長セットに順次切り替えて狭帯域光を照射する旨の信号が CPU66 に出力される。そして、CPU66 により中層波長セットの狭帯域光および白色光 (第一光源 55 が点灯)、次いで深層波長セットの狭帯域光が CCD33 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 64 の駆動が制御される。CCD33 では中層波長セット、深層波長セットの狭帯域光による反射光が順次撮像される (S15)。

20

【0073】

S12 と同様にして、中層波長セット、深層波長セットの狭帯域光による反射光を CCD33 で撮像して得られた画像データに基づき酸素飽和度算出部 70 で酸素飽和度が算出される (S16)。そして、表層、中層、深層の各波長セットによる酸素飽和度画像 Gb、Gg、Gr の酸素飽和度の算出結果から波長セット決定部 80 でヒストグラムが作成され、さらにヒストグラムの分散 σ^2 が求められる (S17)。

【0074】

波長セット決定部 80 では、求めた分散 σ^2 の情報に基づき、分散 σ^2 の最大値を得た酸素飽和度画像を撮影した波長セットが本撮影用の波長セットとして決定され (S18) る。その後、波長セット切替部 81 から決定した波長セットに順次切り替えて狭帯域光を照射する旨の信号が CPU66 に出力され、CPU66 により決定した波長セットの狭帯域光が CCD33 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 64 の駆動が制御される (S19)。

30

【0075】

S12 と同様にして、決定した波長セットの狭帯域光による反射光を CCD33 で撮像して得られた画像データに基づき酸素飽和度算出部 70 で酸素飽和度が算出される (S20)。そして、決定した波長セットによる酸素飽和度画像が酸素飽和度画像生成部 73 で生成され、モニタ 18 に表示される (S21)。操作部 48 等から術者により本撮影の終了が指示された場合 (S22 で YES) は、再び S11 の低酸素領域検知用波長セットである表層波長セットの狭帯域光の照射に戻される。上記一連の処理は、モード切替スイッチ 19 が操作されて通常観察モードが選択される等して酸素飽和度算出モードが終了される (S23 で YES) まで続行される。

40

【0076】

以上説明したように、本発明は、低酸素領域を本撮影する前にプレ撮影にて波長セットを切り替えて各波長セットによる酸素飽和度の算出を行い、この結果を元に本撮影で使用する波長セットを決定するので、術者の手を煩わせることなく診断に適した波長セットで酸素飽和度を算出することができる。また、プレ撮影で波長セットを決定した後はその波長セットのみを照射すればよく、各波長セットを何度も繰り返し照射して撮影しなくても済むので効率がよい。

【0077】

50

なお、本撮影の波長セットを決定する方法としては、上記実施形態で例示したヒストグラムの分散 σ^2 で決定する方法に限らない。

【0078】

例えば、血管領域特定部71で特定した血管領域の酸素飽和度 S_1 とその他の領域（粘膜層）の酸素飽和度 S_2 の差分を画像全体の酸素飽和度の平均値 S' で除算した数値（ $(S_1 - S_2) / S'$ ）を、波長セットを決定する条件としてもよい。この場合も上記実施形態の分散 σ^2 の場合と同様に、数値が最大となる酸素飽和度画像を撮影した波長セットを本撮影の波長セットとして決定する。

【0079】

また、単純に酸素飽和度の平均値 S' が最小となる酸素飽和度画像を撮影した波長セットを本撮影の波長セットとして決定してもよい。あるいは、酸素飽和度ではなく、血管領域特定部71で特定した血管の密集度に応じて波長セットを決定してもよい。血管の密集度は、一つの血管から何本血管が枝分かれしているか等を画像解析することで求められる。癌組織に繋がる新生血管は血管の密集度が比較的高いため、血管の密集度がある閾値よりも高い画像を得た波長セットを本撮影で使用する波長セットとして決定すればよい。

【0080】

ブレ撮影で酸素飽和度画像 G_b 、 G_g 、 G_r を生成する際に、画像処理回路49でビニング処理を実行してもよい。ビニング処理は、隣り合う複数の画素（例えば $2 \times 2 = 4$ 個）の画素値を加算して一つの画素を表す信号とするものである。ビニング処理を実行することで、その後の処理で取り扱う画像データのデータ容量を大幅に削減することができ処理高速化に資する。また、複数の画素を一つの画素と見做すので、見かけ上のC/D33の感度（ S/N 比）も向上する。その反面解像度は低下するが、ブレ撮影にて得た酸素飽和度画像 G_b 、 G_g 、 G_r は、本撮影で使用する波長セットを決定するためにのみ利用し、モニタ18には表示しないので、解像度が低下しても診断への影響は少ないと考えられる。さらなる処理高速化のため、酸素飽和度画像 G_b 、 G_g 、 G_r を間引き読み出しして画素数を減らしてもよい。

【0081】

勿論、ブレ撮影で得た酸素飽和度画像 G_b 、 G_g 、 G_r を波長セット決定部80で作成したヒストグラムとともに並べてモニタ18に表示してもよい。また、酸素飽和度画像 G_b 、 G_g 、 G_r とそれらのヒストグラム、分散 σ^2 を関連付けてリムーバブルメディア等の外部記憶装置に記憶させてもよい。

【0082】

現在、狭帯域光による癌組織の観察では、表層の毛細血管の像による診断方法が確立されつつあり、酸素飽和度の算出においても表層の毛細血管の酸素飽和度への関心が高い。従って、本例では低酸素領域を検知するための波長セットとして表層波長セットを選択している。被観察部位が食道、大腸である場合は、本例のように表層波長セットを低酸素領域検知用波長セットに設定することが好ましい。

【0083】

但し、低酸素領域検知用波長セットは表層波長セットに限らず、中層波長セットを低酸素領域検知用波長セットとしてもよい。表層波長セットでは粘膜表層に存在する低酸素領域（癌組織）を検知することはできるが、病変の表面が正常組織に覆われていたり、病変内に飛び石のように正常組織が残っていることがある図15に示すようなスキルス胃癌を見付けることが難しい。また、前述のように癌組織の出現により粘膜層が厚くなってしまうこともある。中層波長セットは粘膜中層の比較的大い血管中のヘモグロビンの酸素飽和度の算出に適しているため、中層波長セットを低酸素領域検知用波長セットに設定した場合は、低酸素領域が粘膜表層に顕在化していないスキルス胃癌を見付けることができる。

【0084】

低酸素領域検知用波長セットを一つの波長セットに固定するのではなく、被観察部位毎に切り替えてもよい。例えば電子内視鏡10が上部消化管用である場合、食道の観察時は表層波長セット、胃の観察時はスキルス胃癌を見付けるために中層波長セットを低酸素領

10

20

30

40

50

域検知用波長セットとする。こうした低酸素領域検知用波長セットの設定切替方法としては、電子内視鏡 10 の操作部 14 等に専用の操作部材を設けて術者が手動で切り替えてもよいし、図 16 に示すように画像処理回路 49 に位置検出部 90 を設け、位置検出部 90 で周知の画像認識技術等により被観察部位が食道が胃かを認識し、認識結果に応じて自動的に切り替えてもよい。

【0085】

画像認識には、例えば食道と胃のつなぎ目で、特異な形状を有する噴門を位置検出部 90 でパターン認識する、あるいは画像に映し出される暗部の面積が食道から噴門は小、胃に入ったときに大となることを利用して、暗部の面積と閾値とを比較するといった方法が挙げられる。検査中の被検体を CT 撮影して電子内視鏡 10 の先端 17 の体内位置を検出し、先端 17 に pH センサを設けて pH の違いによって部位を認識する等、被観察部位が分かる方法であれば画像認識以外のものも採用してよい。

10

【0086】

中層波長セットを低酸素領域検知用波長セットとした場合は、波長セット決定部 80 で大小比較する閾値 t_h も中層波長セット用に切り替える。また、波長セット決定部 80 で酸素飽和度の算出結果が閾値 t_h を下回り、プレ撮影を行うにあたり波長セット切替部 81 で波長セットを切り替える場合は、中層波長セットから表層波長セット、さらに深層波長セットに切り替える。表層波長セットへの切り替えを行わず、深層波長セットへの切り替えのみを行ってもよい。

【0087】

20

図 9 の波長セットテーブル 82 で示した各波長セットは一例であり、これらに加えて、あるいは代えて、他の波長の組み合わせの波長セットを用いてもよい。例えば粘膜表層をさらに表層、中層、深層に細分化した波長セットがあってもよい。

【0088】

異常領域検知用波長セットで検知する領域は低酸素領域に限らず、逆に高酸素領域を検知してこれを契機に波長セットを切り替えてもよい。また、狭帯域光を実際に照射して得た画像で異常領域を検知する代わりに、通常観察モードで術者の目視によって異常領域を検知してもよく、術後の経過観察の場合は CT や MRI 等の他の検査機器で得た画像を元に異常領域を特定してもよい。

【0089】

30

なお、本発明に係る内視鏡システムは、上記実施形態に限らず、本発明の要旨を逸脱しない限り種々の構成を採り得ることはもちろんである。例えば、撮像素子として CCD 33 の代わりに CMOS イメージセンサを用いてもよい。

【0090】

酸素飽和度算出モードの他に、中心波長 450 nm、550 nm、780 nm 等の一種の狭帯域光を照射して、表層、中層、深層の各血管画像（血管走行の可視像）を得るモードや、生体組織に蛍光物質を注入して励起光を照射し、被観察部位からの蛍光を観察するモード、あるいは生体組織の自家蛍光を観察するモード等を設けてもよい。

【0091】

第二光源 56 とライトガイド 34b の間に波長可変素子 64 を設けているが、ライトガイド 34 の出射端側に設けてもよい。また、照明光学系ではなく、被観察部位の像を取り込む対物光学系、例えば観察窓 30 の背後や CCD 33 の撮像面上に波長可変素子を配置してもよい。さらには、波長可変素子を設ける代わりに、複数種の波長帯域の狭帯域光を発する複数の光源（半導体レーザ等）を設けてもよい。

40

【0092】

算出する吸光成分濃度はヘモグロビンの酸素飽和度に限らず、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）、血液量 × 酸素飽和度（%）から求まる酸化ヘモグロビンインデックス、血液量 × （100 - 酸素飽和度）（%）から求まる還元ヘモグロビンインデックス等でもよい。また、吸光成分濃度を算出する領域の大きさは、上記実施形態の CCD の撮像範囲に限らず、微小なスポットであってもよい。

50

【 0 0 9 3 】

上記実施形態では電子内視鏡を例示したが、本発明はこれに限らず、イメージガイドを用いたファイバ스코ープや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端に内蔵された超音波内視鏡等、他の形態の内視鏡にも適用することができる。また、内視鏡を用いたシステムに限らず、体表に狭帯域光を照射して酸素飽和度等の情報を得るシステムにも適用可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 4 】

2 電子内視鏡システム

1 0 電子内視鏡

10

1 1 プロセッサ装置

1 2 光源装置

1 8 モニタ

1 9 モード切替スイッチ

3 3 C C D

3 4 ライトガイド

3 9、4 5、6 6 C P U

4 6 R O M

4 9 画像処理回路

5 0 表示制御回路

20

5 5、5 6 第一、第二光源

6 4 波長可変素子

7 0 酸素飽和度算出部

7 3 酸素飽和度画像生成部

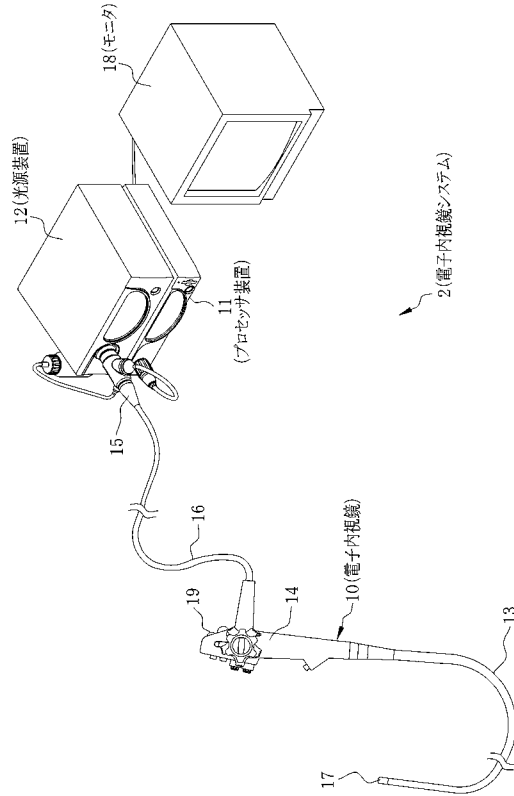
8 0 波長セット決定部

8 1 波長セット切替部

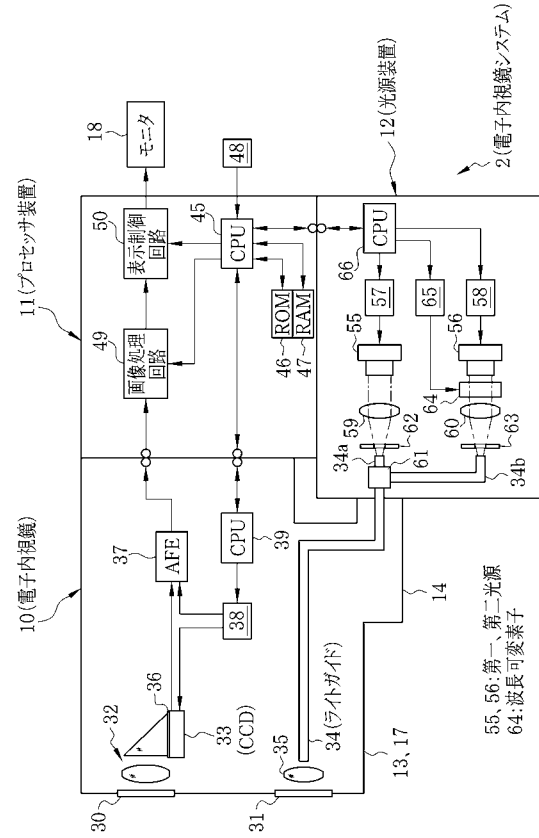
8 2 波長セットテーブル

9 0 位置検出部

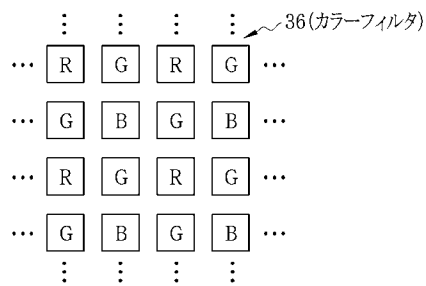
【図 1】



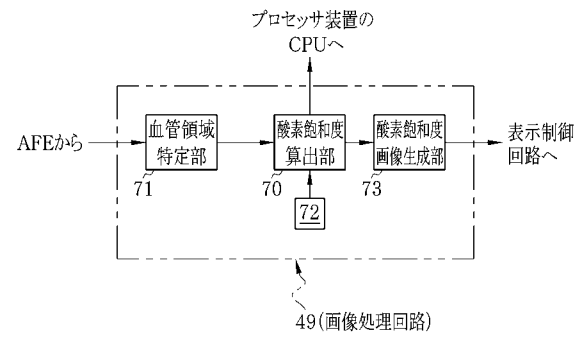
【図 2】



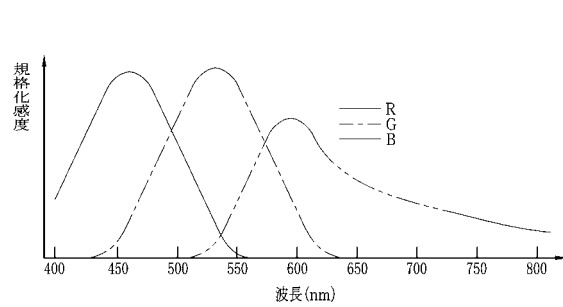
【図 3】



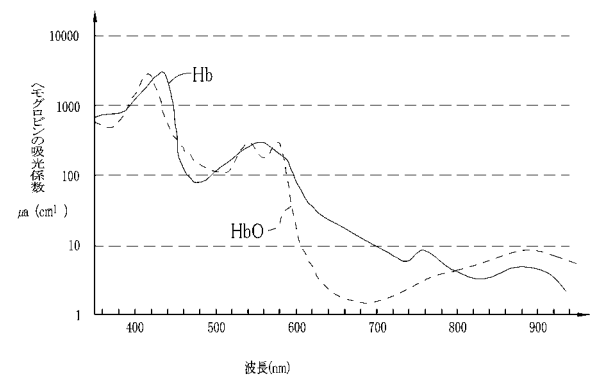
【図 5】



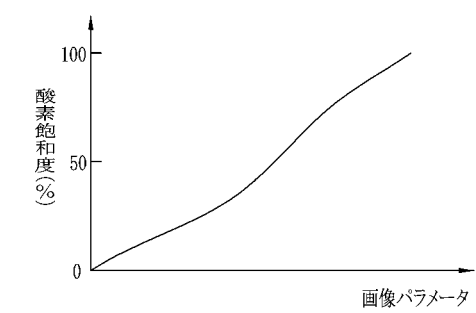
【図 4】



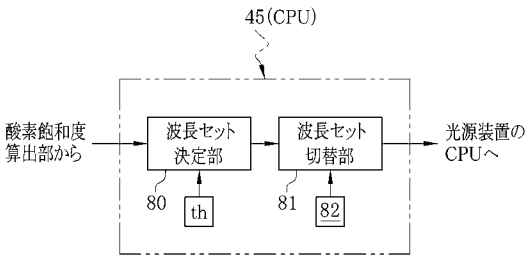
【図 6】



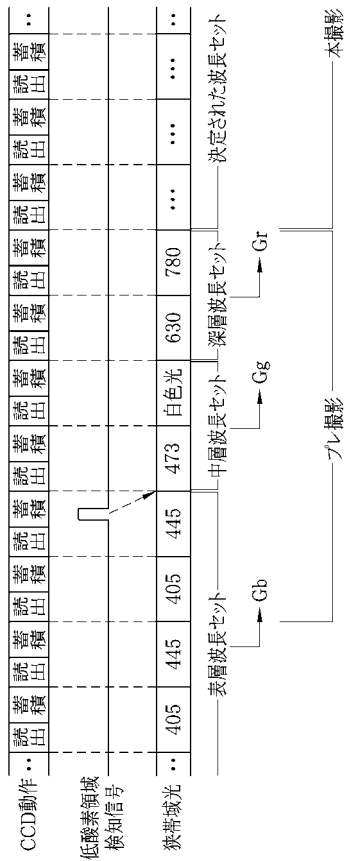
【図 7】



【図 8】



【図 1 1】

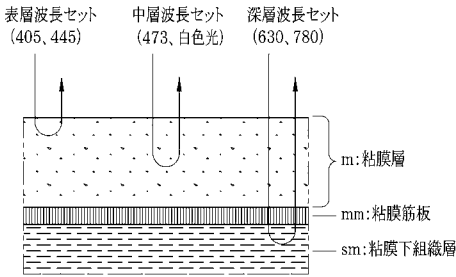


【図 9】

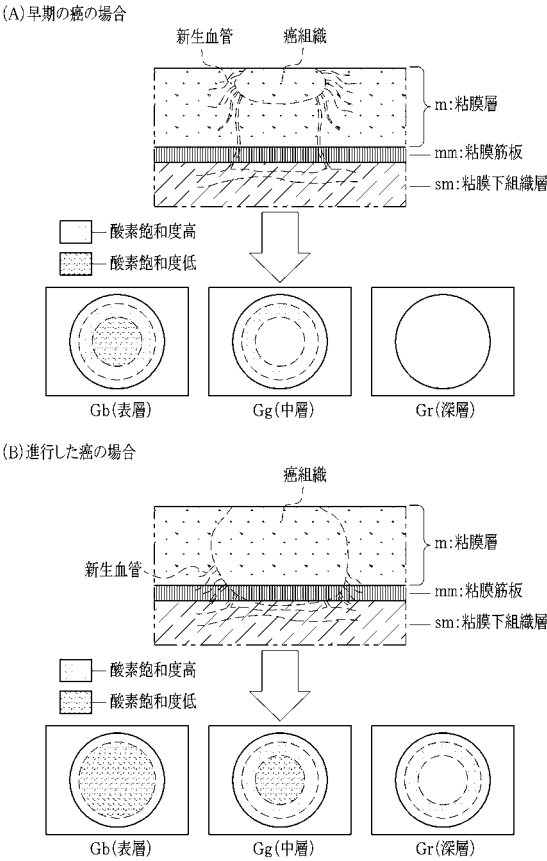
82(波長セットテーブル)

深さ	波長セット(nm)
表層	405、445
中層	473、白色光
深層	630、780

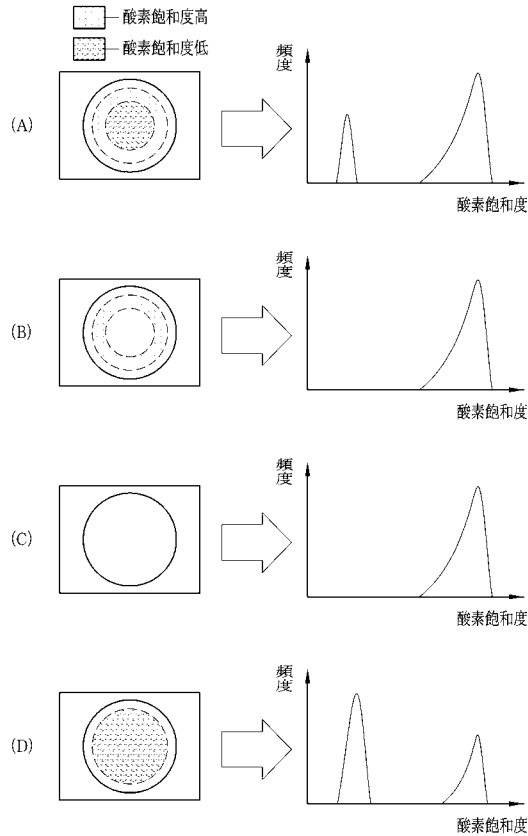
【図 1 0】



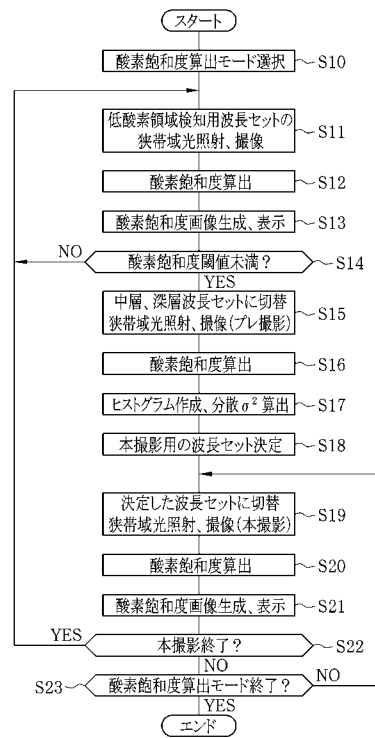
【図 1 2】



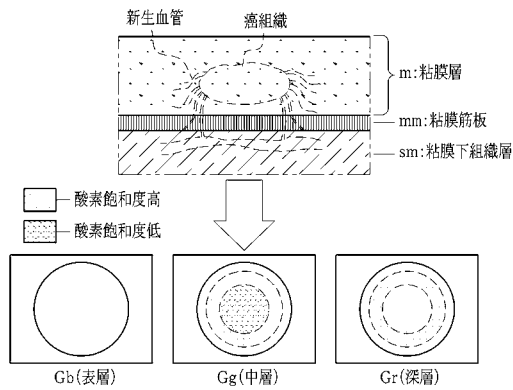
【図 13】



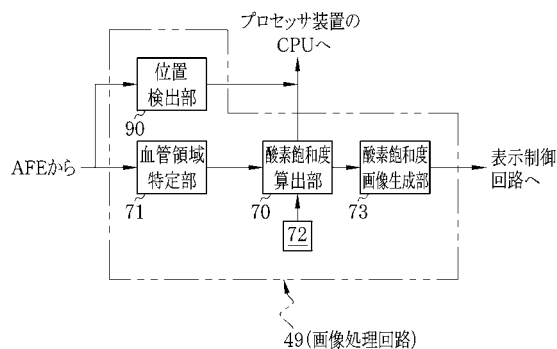
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平01-308531(JP,A)
特開2010-087617(JP,A)
特開2002-058631(JP,A)
特開2000-262459(JP,A)
特開平04-017076(JP,A)
特開平06-315477(JP,A)
特開2006-255323(JP,A)
特開2008-278964(JP,A)
特開2010-142547(JP,A)
特開2006-288822(JP,A)
米国特許第05001556(US,A)
米国特許第04998973(US,A)
欧州特許出願公開第01774897(EP,A1)
特許第3583731(JP,B2)
特開2009-183323(JP,A)
特開平08-313826(JP,A)
特開2011-098088(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

要解决的问题：有效地获取存在于具有适于诊断的波长组的活组织中的血管中的物质的光吸收组分的浓度。 解决方案：在作为生物信息获取系统的示例示出的电子内窥镜系统2中，将表面层，中间层和深层的每个波长组的窄带光照射到待检测的低氧区域的待观察部位，并且基于通过用CCD 33拾取图像获得的图像拾取信号产生氧饱和度图像Gb，Gg，Gr。波长组确定单元80分别创建氧饱和度图像Gb，Gg，Gr的直方图，并获得方差 σ^2 。波长组确定单元80确定其中氧饱和度图像获得方差 σ^2 的最大值的波长组，作为为主成像设置的波长。波长组切换部分81切换到确定的波长组并使得执行主要拍摄。 .The 11

