

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-213550

(P2012-213550A)

(43) 公開日 平成24年11月8日(2012.11.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A 61 B 1/00 300 D	4 C 038
<b>A61B 5/1455 (2006.01)</b>	A 61 B 5/14 322	4 C 161

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-81754 (P2011-81754)	(71) 出願人	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成23年4月1日 (2011.4.1)	(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 富士フィルム株式会社内
		(72) 発明者	齋藤 幸明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
			F ターム (参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KX01

最終頁に続く

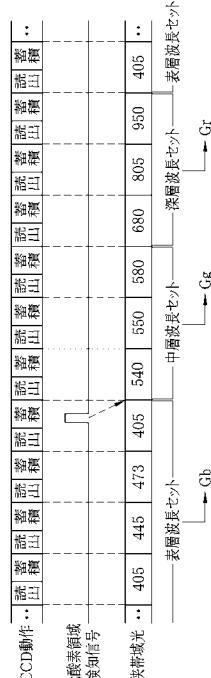
(54) 【発明の名称】生体情報取得システムおよび生体情報取得方法

## (57) 【要約】

【課題】生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度の粘膜の厚さ方向に関する情報を、手間を掛けずに必要なときに取得する。

【解決手段】生体情報取得システムの一例として示す電子内視鏡システム2では、表層波長セットの狭帯域光を被観察部位に照射し、これをCCD33で撮像して得た撮像信号に基づき、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を算出する。比較判定部80は、酸素飽和度が閾値t<sub>h</sub>を下回った場合、その旨を表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。低酸素領域検知信号を受けて、波長セット切替部81は、表層波長セットを中層波長セット、深層波長セットに順次切り替えて狭帯域光を照射するよう、波長可変素子64の駆動を制御する。

【選択図】図11



**【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で算出した吸光成分濃度と閾値の大小を比較する比較判定手段と、

前記比較判定手段の比較判定結果に応じて、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波長セットを切り替えるよう、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とを備えることを特徴とする生体情報取得システム。

**【請求項 2】**

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、前記比較判定手段による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、異常領域検知用波長セットから他の波長セットに切り替えさせ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、波長セットを一通り切り替えて各波長セットにて吸光成分濃度が得られたら異常領域検知用波長セットに戻させることを特徴とする請求項 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、前記比較判定手段で被観察部位が低酸素領域であると判定されたときに波長セットを切り替えさせることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の生体情報取得システム。

**【請求項 5】**

中心波長 400 nm 台の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 2 ないし 4 のいずれか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 2 ないし 4 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】**

中心波長 400 nm 台の青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セット、および中心波長 500 nm 台の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】**

10

20

30

40

50

前記照射手段は、プ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 1 0】

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を備え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 1 1】

前記表示手段は、複数の波長セットを切り替えて得られた波長セット毎の吸光成分濃度の算出結果を単独表示、または並列表示することを特徴とする請求項 1 0 に記載の生体情報取得システム。

【請求項 1 2】

中心波長 600 nm 台の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 1 1 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 1 3】

被観察部位にプ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 1 2 のいずれかに記載の生体情報取得システム。

【請求項 1 4】

被検体の被観察部位に光を照射する照射ステップと、

前記照射ステップで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ステップと、

前記照射ステップで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、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と閾値の大小を比較する比較判定ステップと、

前記比較判定ステップの比較判定結果に応じて、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波長セットを切り替える波長セット切替ステップとを備えることを特徴とする生体情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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。

【0 0 0 3】

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）。

【0 0 0 4】

10

20

30

40

50

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】

10

【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されていない。波長セットを手動で切り替えているとすれば、術者に煩雑な操作を強いることになるし、波長セットの切替に時間が掛かって被観察部位が動いてずれてしまうことも起こり得る。波長セットの切替を自動とした場合も、本来切替が不必要的正常部位の観察時もお構いなく切替が行われてしまい、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。

20

【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、生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度の粘膜の厚さ方向に関する情報を、手間を掛けずに必要なときに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で算出した吸光成分濃度と閾値の大小を比較する比較判定手段と、前記比較判定手段の比較判定結果に応じて、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波長セットを切り替えるよう、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とを備えることを特徴とする。

30

【0009】

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、前記比較判定手段による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、異常領域検知用波長セットから他の波長セットに切り替えさせる。前記波長セット切替手段は、波長セットを一通り切り替えて各波長セットにて吸光成分濃度が得られたら異常領域検知用波長セットに戻させる。

【0010】

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、前記比較判定手段で被観察部位が低酸素領域であると判定されたときに波長セットを切り替えさせる。

40

50

## 【0011】

中心波長400nm台の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。

## 【0012】

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。

## 【0013】

中心波長400nm台の青色波長帯域の狭帯域光を含む表層波長セット、および中心波長500nm台の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

## 【0014】

前記照射手段は、プ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。

20

## 【0015】

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を備えることが好ましい。前記表示手段は、複数の波長セットを切り替えて得られた波長セット毎の吸光成分濃度の算出結果を単独表示、または並列表示する。これらの表示形態を自動または手動で切り替えてよい。

30

## 【0016】

中心波長600nm台の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。

## 【0017】

被観察部位にプ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。

30

## 【0018】

また、本発明の生体情報取得方法は、被検体の被観察部位に光を照射する照射ステップと、前記照射ステップで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ステップと、前記照射ステップで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、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と閾値の大小を比較する比較判定ステップと、前記比較判定ステップの比較判定結果に応じて、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波長セットを切り替える波長セット切替ステップとを備えることを特徴とする。

40

## 【発明の効果】

## 【0019】

本発明によれば、生体組織に存在する血管中の物質の吸光成分濃度と閾値の比較判定結果に応じて、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波長セットを切り替えるので、吸光成分濃度の粘膜の厚さ方向に関する情報を、手間を掛けずに必要なときに取得することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0020】

【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。

10

【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】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14】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】

【0021】

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。

20

【0022】

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ー、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レリーズボタンといった操作部材が設けられている。

【0023】

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。

【0024】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電気的に接続され、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CCD33(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CCD33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。

30

【0025】

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。

40

【0026】

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CCD33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。

【0027】

50

CCD33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、CCD33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600nm近傍、G画素は550nm近傍、B画素は450nm近傍の波長の光にそれぞれ感度を有する。R画素は約1000nm付近の赤外領域の波長の光にも感度を有する。

#### 【0028】

図2に戻って、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、CCD33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、CCD33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の画像処理回路49に入力される。

#### 【0029】

CCD駆動回路38は、CCD33の駆動パルス（垂直/水平走査パルス、電子シャッターパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）とAFE37用の同期パルスとを発生する。CCD33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。AFE37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。

#### 【0030】

CPU39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CPU45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AFE37のAGCのゲインを調整する。

#### 【0031】

CPU45は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU45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。ROM46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。CPU45は、ROM46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RAM47に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU45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こと情報を、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、RAM47に記憶する。

#### 【0032】

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。CPU45は、操作部48、および電子内視鏡10の操作部14にあるリリーズ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。

#### 【0033】

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。

#### 【0034】

表示制御回路50は、CPU45からROM46およびRAM47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

10

20

30

40

50

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（G U I ; Graphical User Interface）等がある。表示制御回路 5 0 は、画像処理回路 4 9 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畠処理、モニタ 1 8 の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【 0 0 3 5 】

表示制御回路 5 0 は、画像処理回路 4 9 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 5 0 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 1 8 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 1 8 に観察画像が表示される。

【 0 0 3 6 】

プロセッサ装置 1 1 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えばJ P E G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C F カード、光磁気ディスク（M O）、C D - R 等のリムーバブルメディアに記録するメディアI / F、L A N 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C P U 4 5 と接続されている。

10

【 0 0 3 7 】

光源装置 1 2 は、第一光源 5 5 および第二光源 5 6 を有する。各光源 5 5 、 5 6 は同じ構成であり、例えば4 0 0 n m 以上1 0 0 0 n m 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L E D（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

【 0 0 3 8 】

各光源 5 5 、 5 6 は、光源ドライバ 5 7 、 5 8 によってそれぞれ駆動される。集光レンズ 5 9 、 6 0 は、各光源 5 5 、 5 6 から発せられた各光を集光して、各光源 5 5 、 5 6 の出射端側に配された二本のライトガイド 3 4 a 、 3 4 b に導光する。ライトガイド 3 4 a 、 3 4 b はカプラー 6 1 を介して一本のライトガイド 3 4 に連結されている。集光レンズ 5 9 、 6 0 とライトガイド 3 4 a 、 3 4 b の間には、ライトガイド 3 4 a 、 3 4 b 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 6 2 、 6 3 が設けられている。なお、カプラー 6 1 を設けるのではなく、各光源 5 5 、 5 6 用に二本のライトガイドを設けてよい。

30

【 0 0 3 9 】

第二光源 5 6 と集光レンズ 6 0 の間には、波長可変素子 6 4 が設けられている。波長可変素子 6 4 は、素子ドライバ 6 5 により駆動される。波長可変素子 6 4 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 6 4 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

【 0 0 4 0 】

光源装置 1 2 のC P U 6 6 は、プロセッサ装置 1 1 のC P U 4 5 と通信し、光源ドライバ 5 7 、 5 8 を介して各光源 5 5 、 5 6 の各レーザ光の点消灯制御および可動絞り 6 2 、 6 3 による光量制御を各光源 5 5 、 5 6 および各可動絞り 6 2 、 6 3 別に行う。また、C P U 6 6 は、素子ドライバ 6 5 を介して波長可変素子 6 4 の駆動を制御する。

【 0 0 4 1 】

通常観察モードが選択された場合、C P U 4 5 は、C P U 6 6 を介して光源ドライバ 5 7 の駆動を制御して、第一光源 5 5 のみを点灯させる。被観察部位に照射される照明光は

50

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のみとなる。

#### 【0042】

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A F E 3 7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。

10

#### 【0043】

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 $\mu_a$ が変化する。吸光係数 $\mu_a$ 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 $I_0 e^{-\mu_a x}$ 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

#### 【0044】

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 $\mu_a$ を示す等吸収点(各ヘモグロビンの吸光係数 $\mu_a$ の交点)を除いて、吸光係数 $\mu_a$ に差が生じる。

20

#### 【0045】

吸光係数 $\mu_a$ 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 $\mu_a$ 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

#### 【0046】

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、第一～第三の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～第三画像G1～G3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/G3、G2/G3を画像パラメータとして算出する。

30

#### 【0047】

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。

40

#### 【0048】

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。酸素飽和度画像には酸素飽和度算出部70が算出参照情報72から求めた酸素飽和度の数値が文字情報として表示される。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るよう構成されている。

#### 【0049】

図8に示すように、ROM46のプログラムを実行することにより、CPU45には比

50

較判定部 80 と波長セット切替部 81 が構築される。比較判定部 80 は、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。比較判定部 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、比較判定部 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。

#### 【0050】

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  $\mu_a$  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 405 (等吸収点の波長)、445、473 nm であり、深層の場合は近赤外光を含む 680、805 (等吸収点の波長)、950 nm、中層の場合はこれらの中間の 540、550、580 nm 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  $\mu m$  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  $\mu m$  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達する。なお、ここでは三つの波長を一セットとしているが、二つ、または三つ以上の波長を登録してもよい。

10

#### 【0051】

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。比較判定部 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。深層波長セットの狭帯域光の照射後は、再び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よい。

20

30

#### 【0052】

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 Gb、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 Gg、Gr は、比較判定部 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。表示制御回路 50 は、これらの酸素飽和度画像 Gb、Gg、Gr をモニタ 18 に単独、または並べて表示させる。これら単独表示、並列表示を、術者の操作または一定時間毎に自動的に切り替えてよい。各画像の比較が容易になり、診断をスムーズに進めることができる。

40

#### 【0053】

また、CPU 45 は、酸素飽和度画像 Gb、Gg、Gr を互いに関連付けて ROM 46 またはリムーバブルメディアに記録させる。

#### 【0054】

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）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大い血管に繋がる。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。

50

## 【0055】

図12(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<sub>b</sub>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<sub>b</sub>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<sub>r</sub>は、酸素飽和度の高低が目立たないものとなる。

## 【0056】

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<sub>b</sub>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<sub>g</sub>には、(A)の酸素飽和度画像G<sub>b</sub>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<sub>r</sub>には、新生血管に該当する円環部分のみが映し出される。

10

## 【0057】

以上のことから、酸素飽和度画像G<sub>b</sub>、G<sub>g</sub>、G<sub>r</sub>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。従って、酸素飽和度画像G<sub>b</sub>、G<sub>g</sub>、G<sub>r</sub>を観察し、それらの酸素飽和度の高低のパターンを解析することで、癌の進行度(深達度)を把握することができる。

20

## 【0058】

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を操作して、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。

30

## 【0059】

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。

## 【0060】

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に装備されたレリーズボタンを操作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。

40

## 【0061】

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。

## 【0062】

一方、図13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

50

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)。

【0063】

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で酸素飽和度画像に画像化されてモニタ18に表示される(S13)。

【0064】

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、比較判定部80により酸素飽和度の算出結果と閾値thとの大小比較が行われる(S14)。

10

【0065】

酸素飽和度の算出結果が閾値th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thを下回ったとき(S14でYES)、比較判定部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。

【0066】

比較判定部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、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

【0067】

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が酸素飽和度画像生成部73で生成され、それぞれ単独で、または並べてモニタ18に表示される(S17)。また、酸素飽和度画像Gb、Gg、Grが関連付けられてROM46やリムーバブルメディアに記録される。深層波長セットの狭帯域光の照射後は、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(S18でYES)まで続行される。

30

【0068】

以上説明したように、本発明は、まず低酸素領域検知用波長セットの狭帯域光を被観察部位に照射して得た画像データに基づき血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を算出し、算出結果と閾値thとの大小比較から低酸素領域を検知して、低酸素領域が検知されたら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うので、癌の進行度を把握するのに役立つ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情報を、術者の手を煩わすことなく容易に得ることができる。

40

【0069】

ある患者の複数回の検査における酸素飽和度画像Gb、Gg、Grの変遷を見れば、癌の進行スピードも把握することができる。転移後の増殖が早い未分化型の癌であるか否かを見分ける際に役立つ。

【0070】

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

50

域検知用波長セットに設定することが好ましい。

【0071】

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スキルス胃癌を見付けることが難しい。中層波長セットは粘膜中層の比較的太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。

【0072】

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よいし、図14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か胃かを認識し、認識結果に応じて自動的に切り替えてよい。

【0073】

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たり、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もよい。

【0074】

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、比較判定部80で大小比較する閾値thも中層波長セット用に切り替える。また、比較判定部80で酸素飽和度の算出結果が閾値thを下回り、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、深層波長セットによる酸素飽和度の算出後、再び中層波長セットに戻す。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よい。

【0075】

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つてもよい。

【0076】

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よい。

【0077】

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CCD33の代わりにCMOSイメージセンサを用いてよい。

【0078】

酸素飽和度算出モードの他に、中心波長450nm、550nm、780nm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よい。

【0079】

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

10

20

30

40

50

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CCD33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を設けてもよい。

## 【0080】

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、血流量等でもよい。また、酸素飽和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。

## 【0081】

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スコープや、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。

10

## 【符号の説明】

## 【0082】

2 電子内視鏡システム

10 10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12 光源装置

20

18 モニタ

19 モード切替スイッチ

33 CCD

34 ライトガイド

39、45、66 CPU

46 ROM

49 画像処理回路

50 表示制御回路

55、56 第一、第二光源

30

64 波長可変素子

70 酸素飽和度算出部

73 酸素飽和度画像生成部

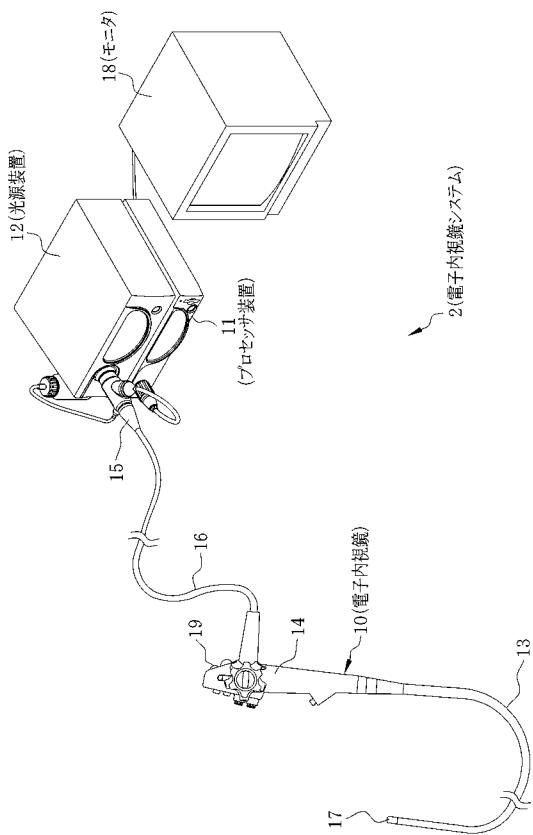
80 比較判定部

81 波長セット切替部

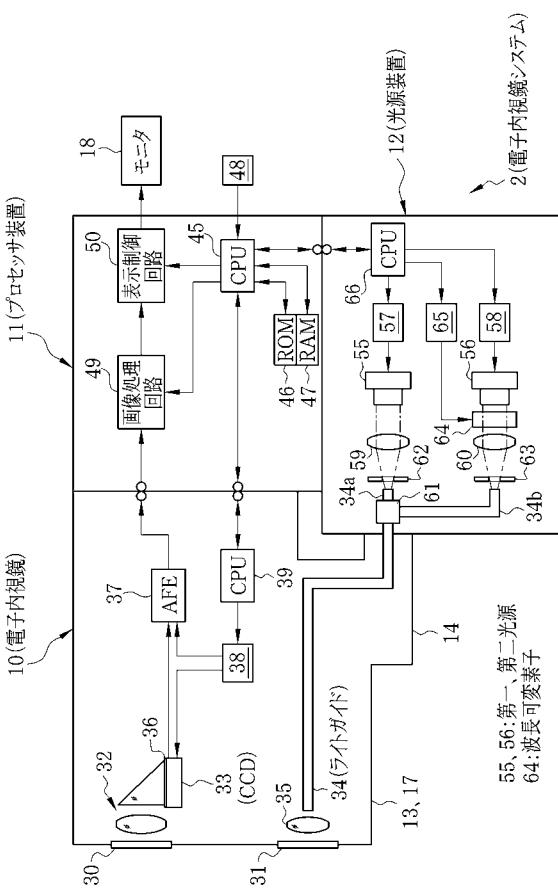
82 波長セットテーブル

90 位置検出部

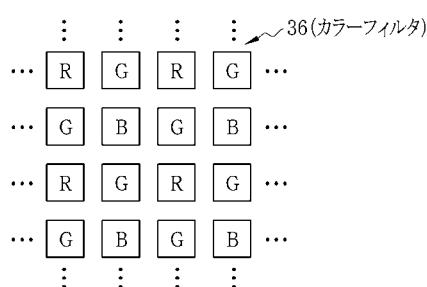
【 四 1 】



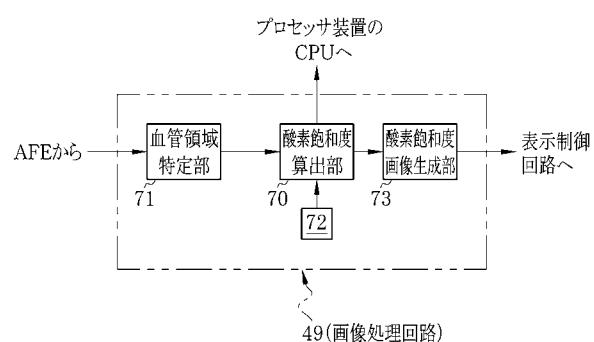
【 図 2 】



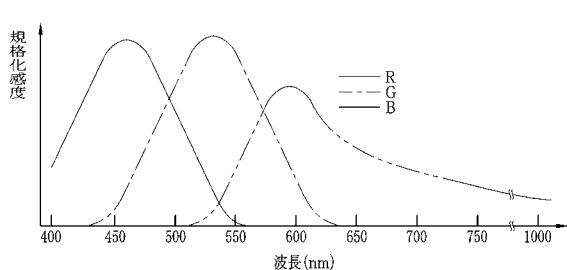
( 3 )



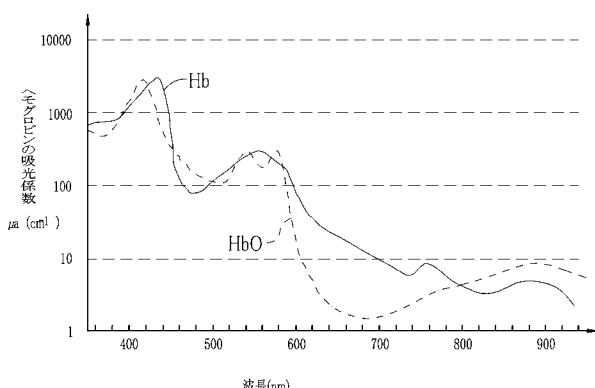
( 5 )



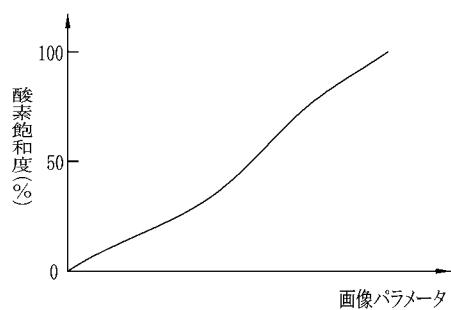
〔 四 4 〕



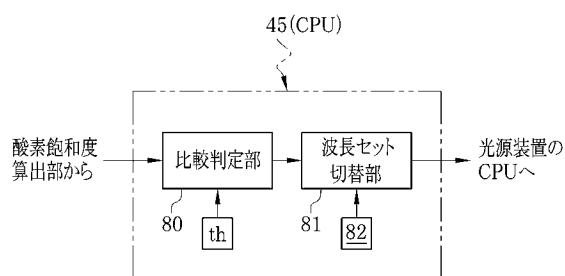
( 四 6 )



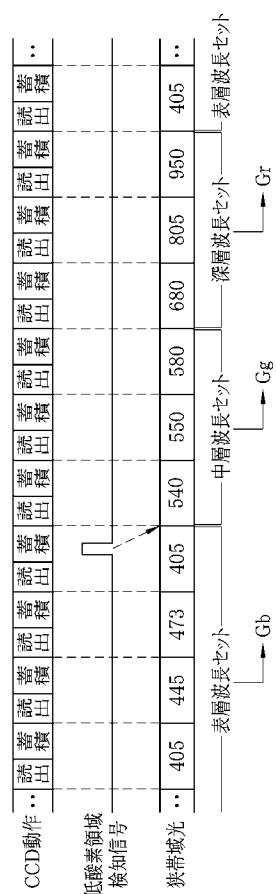
【図7】



【 図 8 】



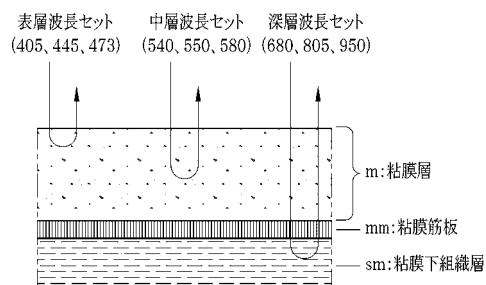
〔 111 〕



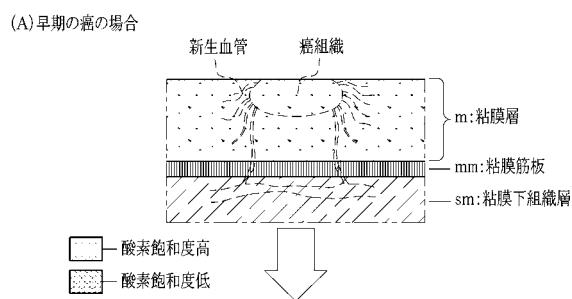
〔 四 9 〕

82(波長セットテーブル)

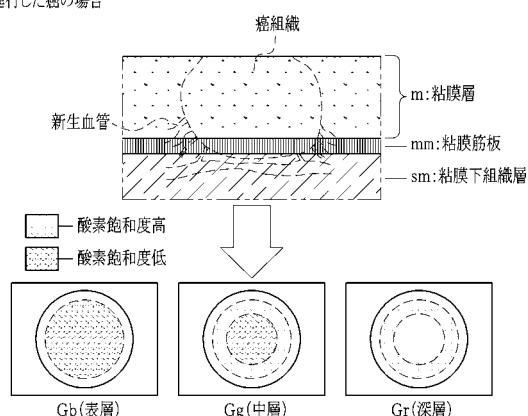
【図10】



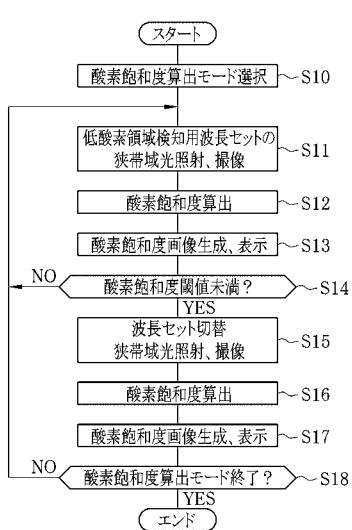
【 义 1 2 】



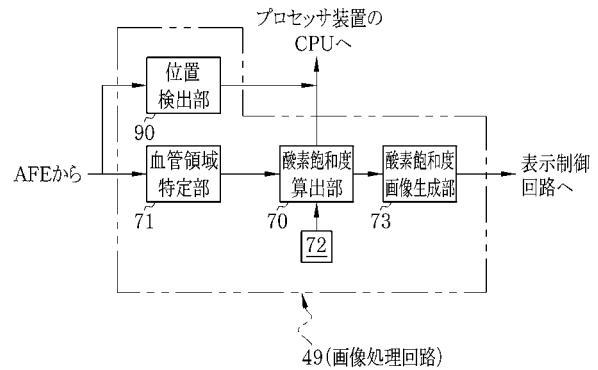
(B) 進行した癌の場合



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA01 AA04 BB02 CC06 FF12 FF47 HH51 JJ09 JJ17 LL02  
MM01 MM05 NN01 NN05 NN07 QQ02 QQ07 RR02 RR04 RR14  
RR15 RR26 SS14 SS21 WW01 WW08 WW10 WW15 WW18 YY01  
YY12 YY13 YY15 YY18

专利名称(译)	生物信息采集系统和生物信息采集方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2012213550A</a>	公开(公告)日	2012-11-08
申请号	JP2011081754	申请日	2011-04-01
[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 齋藤孝明		
发明人	山口 博司 齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B5/14.322 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/07.734 A61B5/1455 A61B5/1455.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR26 4C161/SS14 4C161/SS21 4C161/WW01 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW18 4C161/YY01 4C161/YY12 4C161/YY13 4C161/YY15 4C161/YY18 4C161/SS06		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	<a href="#">JP5351924B2</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：为了获得生物体组织的血管中的物质的吸收成分相对于粘膜的厚度方向的浓度的信息，根据需要不需要花费很长时间。解决方案：在生物信息获取系统中，例如，电子内窥镜系统2，将表面波长组的窄带光应用于观察部分，并且氧饱和度计算部分70计算血红蛋白的氧饱和度水平。基于从CCD 33获得的图像信号的血管。当氧饱和度的计算结果小于阈值th时，比较确定部分80将缺氧区域检测信号输出到波长组切换部分81。响应于缺氧区域检测信号的输入，波长组切换部分81控制波长可调元件64的操作，使得表面波长组被顺序地切换到中波长组和深波长组以及窄波段。光依次发光。

