

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5649947号
(P5649947)

(45) 発行日 平成27年1月7日(2015.1.7)

(24) 登録日 平成26年11月21日(2014.11.21)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 A
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
請求項の数 10 (全 18 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2010-284598 (P2010-284598)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年12月21日(2010.12.21)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-130506 (P2012-130506A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年7月12日(2012.7.12)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成25年6月28日(2013.6.28)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	前田 青広
			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	勝山 公人
			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】 光計測システムおよび光計測システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被観察部位からの発光または反射波を撮像して第一撮像信号を出力する第一撮像部と、
第一撮像信号を用いた第一推定アルゴリズムに基づき、被観察部位内に存在する物体の
被観察部位表面からの深さを推定する第一推定部と、

被観察部位に光を照射する第一照射部と、

前記第一照射部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第二撮像信号を
出力する第二撮像部と、

第二撮像信号を用いた第二推定アルゴリズムに基づき、物体に含まれる物質の吸光成分
濃度を推定する第二推定部と、

第二推定アルゴリズムを前記第一推定部の推定結果に適合したものに変更する設定部と

、
被観察部位に電磁波または音波を照射する第二照射部とを備え、

前記第一推定部は、前記第二照射部から被観察部位に超音波を照射して前記第一撮像部
で得た超音波断層画像、または前記第二照射部から被観察部位に低コヒーレンス光を照射
して前記第一撮像部で得た光断層画像に基づき推定を行うことを特徴とする光計測システ
ム。

【請求項 2】

前記第二推定部は、前記第一照射部から被観察部位に波長帯域の異なる少なくとも二種
の光を照射して前記第二撮像部で得た第二撮像信号に基づき推定を行うことを特徴とする

請求項 1 に記載の光計測システム。

【請求項 3】

前記第一照射部または前記第二撮像部は、透過光の波長帯域が可変する波長可変素子を有することを特徴とする請求項 2 に記載の光計測システム。

【請求項 4】

前記第二推定部は、前記第一照射部から被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を照射して前記第二撮像部で得た第二撮像信号に基づき推定を行い、

特定の波長帯域の成分を第二撮像信号から抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の光計測システム。

【請求項 5】

前記第一推定部および前記第二推定部の推定結果を表示する表示部を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の光計測システム。

【請求項 6】

前記表示部は、各推定部の推定結果を単独表示、並列表示、または重畳表示することを特徴とする請求項 5 に記載の光計測システム。

【請求項 7】

前記第一照射部および前記第二照射部、または前記第一撮像部および前記第二撮像部は構成部品が一部共有化されていることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の光計測システム。

【請求項 8】

前記第一照射部および前記第二照射部と、前記第一撮像部および前記第二撮像部の機能が一本の内視鏡で賄われていることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の光計測システム。

【請求項 9】

前記第一推定部は血管の深さを推定し、前記第二推定部は血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を推定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光計測システム。

【請求項 10】

第一撮像部と、第一推定部と、第一照射部と、第二撮像部と、第二推定部と、設定部と、第二照射部とを備える光計測システムの作動方法であって、

前記第一撮像部により、被観察部位からの発光または反射波を撮像して第一撮像信号を出力する第一撮像ステップと、

前記第一推定部により、第一撮像信号を用いた第一推定アルゴリズムに基づき、被観察部位内に存在する物体の被観察部位表面からの深さを推定する第一推定ステップと、

前記第一照射部により、被観察部位に照射する光を発生する光発生ステップと、

前記第二撮像部により、光の被観察部位からの反射光を撮像して第二撮像信号を出力する第二撮像ステップと、

前記第二推定部により、第二撮像信号を用いた第二推定アルゴリズムに基づき、物体に含まれる物質の吸光成分濃度を推定する第二推定ステップと、

前記設定部により、第二推定アルゴリズムを前記第一推定ステップの推定結果に適合したものに変更する設定ステップと、

前記第二照射部により、被観察部位に照射する電磁波または音波を発生する電磁波または音波発生ステップとを備え、

前記第一推定ステップでは、前記電磁波または音波発生ステップで超音波を発生して前記第一撮像部で得た超音波断層画像、または、前記電磁波または音波発生ステップで低コヒーレンス光を発生して前記第一撮像部で得た光断層画像に基づき推定を行うことを特徴とする光計測システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、被検体の被観察部位内に存在する物体の被観察部位表面からの深さ、および物体に含まれる物質の吸光成分濃度を計測する光計測システムおよび光計測システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療、工業分野において様々な光計測が行われている。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部から被検体の被観察部位に照明光を照射し、被観察部位の像を撮像する。

【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。また、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や被観察部位表面からの血管の深さの情報を取得する方法も鋭意研究されている（特許文献1、2参照）。

【0004】

特許文献1では、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光度の等吸収波長805nmの両側の波長780nm（第一の波長）、830nm（第二の波長）の光を被観察部位に照射し、それぞれの場合の被観察部位からの反射光の光量の差分演算を行っている。酸化ヘモグロビンのときは差分演算の結果は+、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの中間状態のときはゼロ、還元ヘモグロビンのときは-となる。この差分演算結果を元に、赤血球が毛細血管内を移動しているときの過渡的な酸素結合率に対応する値を測定している。

【0005】

特許文献2では、連続的に異なる方向から生体内組織に光を照射し、生体内組織中の蛍光物質からの蛍光を異なる角度から撮像して、得られた画像を元に生体内組織中の腫瘍等の表面からの深さを推定している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-326153号公報

【特許文献2】WO2006/062895

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

血管中の酸化ヘモグロビンまたは還元ヘモグロビン等の吸光成分濃度を推定する際には、使用する狭帯域光の波長セットや推定アルゴリズムは大体固定されている。しかし、光には波長に応じて深達度が変わる特性があるため、観察対象の深さに適合しない波長セットや推定アルゴリズムを用いた場合は、推定の妥当性、信頼性が揺らぐおそれがある。

【0008】

特許文献1では、吸光成分濃度の推定の妥当性、信頼性を担保する手立ては講じられていない。特許文献2は深さを推定するものであり、吸光成分濃度を推定するものではない。このため、特許文献1、2の技術を組み合わせたとしても、吸光成分濃度の推定の妥当性、信頼性を確保するという課題を解決することはできない。

【0009】

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、吸光成分濃度の推定の確からしさを高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の光計測システムは、被観察部位からの発光または

10

20

30

40

50

反射波を撮像して第一撮像信号を出力する第一撮像部と、第一撮像信号を用いた第一推定アルゴリズムに基づき、被観察部位内に存在する物体の被観察部位表面からの深さを推定する第一推定部と、被観察部位に光を照射する第一照射部と、前記第一照射部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第二撮像信号を出力する第二撮像部と、第二撮像信号を用いた第二推定アルゴリズムに基づき、物体に含まれる物質の吸光成分濃度を推定する第二推定部と、第二推定アルゴリズムを前記第一推定部の推定結果に適合したものに変更する設定部とを備えることを特徴とする。

【0011】

前記第二推定部は、前記第一照射部から被観察部位に波長帯域の異なる少なくとも二種の光を照射して前記第二撮像部で得た第二撮像信号に基づき推定を行う。

10

【0012】

前記第一照射部または前記第二撮像部は、透過光の波長帯域が可変する波長可変素子を有する。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。

【0013】

前記第二推定部は、前記第一照射部から被観察部位にブロードな波長帯域の白色光を照射して前記第二撮像部で得た第二撮像信号に基づき推定を行う。前記第二推定部は、特定の波長帯域の成分を第二撮像信号から抽出する。

【0014】

被観察部位に電磁波または音波を照射する第二照射部を備えることが好ましい。

【0015】

20

前記第一推定部は、前記第二照射部から物体に含まれる蛍光物質を励起発光させるための励起光を照射して前記第一撮像部で得た画像のボケ量、または輝度値に基づき推定を行う。この場合、物体内に蛍光物質を注入する注入部を備えることが好ましい。蛍光物質は例えばインドシアニンググリーンである。

【0016】

前記第一推定部は、前記第二照射部から被観察部位に超音波を照射して前記第一撮像部で得た超音波断層画像に基づき推定を行う。

【0017】

前記第一推定部は、前記第二照射部から被観察部位に低コヒーレンス光を照射して前記第一撮像部で得た光断層画像に基づき推定を行う。

30

【0018】

前記第一推定部および前記第二推定部の推定結果を表示する表示部を備えることが好ましい。この場合、前記表示部は、各推定部の推定結果を単独表示、並列表示、または重畳表示する。これらの表示形態を自動または手動で切り替えてもよい。

【0019】

前記第一照射部および前記第二照射部、または前記第一撮像部および前記第二撮像部は構成部品が一部共有化されている。また、各部の機能は一本の内視鏡で賄われる。

【0020】

前記第一推定部は血管の深さを推定し、前記第二推定部は血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を推定する。

40

【0021】

本発明の光計測方法は、被観察部位からの発光または反射波を撮像して第一撮像信号を出力する第一撮像ステップと、第一撮像信号を用いた第一推定アルゴリズムに基づき、被観察部位内に存在する物体の被観察部位表面からの深さを推定する第一推定ステップと、被観察部位に光を照射する照射ステップと、光の被観察部位からの反射光を撮像して第二撮像信号を出力する第二撮像ステップと、第二撮像信号を用いた第二推定アルゴリズムに基づき、物体に含まれる物質の吸光成分濃度を推定する第二推定ステップと、第二推定アルゴリズムを前記第一推定ステップの推定結果に適合したものに変更する設定ステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、被観察部位内に存在する物体の被観察部位表面からの深さを推定した結果に適合した推定アルゴリズムにて、物体に含まれる物質の吸光成分濃度を推定するので、吸光成分濃度の推定の確からしさを高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】光計測システムの構成を示すブロック図である。

【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】照射部の構成を示す図である。

【図 4】撮像部の構成を示す図である。

10

【図 5】C C D の分光感度特性を示すグラフである。

【図 6】画像処理部の構成を示す図である。

【図 7】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 8】推定参照情報の例を示すグラフである。

【図 9】血管深さ画像と酸素飽和度画像の表示形態を示す図である。

【図 10】制御部の構成を示す図である。

【図 11】波長セットテーブルの例を示す図である。

【図 12】第一実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

【図 13】第二実施形態の推定参照情報の例を示すグラフである。

【図 14】第二実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

20

【図 15】第三実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

【図 16】血管深さ推定に超音波を利用した光計測システムの構成を示すブロック図である。

【図 17】血管深さ推定に低コヒーレンス光を利用した光計測システムの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

図 1 において、光計測システム 2 は、深さ推定部 10 と吸光成分濃度推定部 11 とを備える。深さ推定部 10 は、被検体の被観察部位内に存在する物体、例えば血管の被観察部位表面からの深さを推定し、その推定結果を吸光成分濃度推定部 11 に出力する。吸光成分濃度推定部 11 は、深さ推定部 10 からの推定結果に応じて、被観察部位に照射する狭い波長帯域の光（狭帯域光）の波長を選択（第一実施形態）、または推定アルゴリズムを変更（第二実施形態）、あるいはその両方を実行（第三実施形態）し、深さ推定結果に適合した観察条件にて前記物体に含まれる物質の吸光成分濃度を推定する。

30

【 0 0 2 5 】

図 2 に光計測システム 2 の一例として電子内視鏡システム 15 を示す。電子内視鏡システム 15 は、生体内組織の血管の深さを推定し、吸光成分濃度として血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を推定する。電子内視鏡システム 15 は制御部 16 により全体の動作を統括的に制御される。

【 0 0 2 6 】

40

電子内視鏡システム 15 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 I C G（インドシアニングリーン；Indocyanine green）を注入してその励起発光から血管深さを推定する血管深さ推定モードと、被観察部位に狭帯域光を照射して酸素飽和度を推定する酸素飽和度推定モードとが用意されている。各モードの切替は操作部 17 を操作することにより行われる。電子内視鏡システム 15 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。

【 0 0 2 7 】

電子内視鏡システム 15 は、周知の如く、被検体内に挿入される可撓性の挿入部をもつ電子内視鏡 18（図 3 および図 4 参照）を備える。電子内視鏡 18 は被観察部位に照明光を照射する照射部 19 と被観察部位の像を撮像する撮像部 20 とを含む。

50

【 0 0 2 8 】

照射部 1 9 は例えば図 3 に示す構成であり、I C G 注入部 2 1 によって被観察部位に注入される I C G を励起発光させるための励起光、および吸光成分濃度を推定するための狭帯域光を適宜切り替えて照射することが可能である。なお、I C G 注入部 2 1 は、静脈注射によって血管中に I C G を注入する。I C G 注入部 2 1 は、制御部 1 6 の制御の下、被検体内の I C G 濃度が略一定に維持されるよう I C G 注入量を調節する。

【 0 0 2 9 】

図 3 において、照射部 1 9 は励起光源 2 5 と白色光源 2 6、2 7 を有する。各光源 2 5 ~ 2 7 は電子内視鏡 1 8 と別体の光源装置内に設けられている。励起光源 2 5 は、励起光として 7 5 0 n m の赤外光を発する半導体レーザ、または L E D 等である。白色光源 2 6、2 7 は、青色 ~ 赤色までのブロードな波長の光、例えば 4 0 0 n m 以上 1 0 0 0 n m 以下の波長帯の白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ、白色 L E D 等である。各光源 2 5 ~ 2 7 は、制御部 1 6 の制御の下、光源切替部 2 8 により点灯、消灯が切り替えられる。

【 0 0 3 0 】

各光源 2 5 ~ 2 7 の光出射側にはライトガイド 2 9、3 0、3 1 が配され、これらはカプラー 3 2 を介して一本のライトガイド 3 3 に連結されている。ライトガイド 3 3 は、各光源 2 5 ~ 2 7 から発せられた光を電子内視鏡 1 8 の挿入部先端に導光する。ライトガイド 3 3 で導光された光は、電子内視鏡 1 8 の挿入部先端に設けられた照明窓 3 4 から被観察部位に向けて照射される。

【 0 0 3 1 】

白色光源 2 7 とライトガイド 3 1 の間には、波長可変素子 3 5 が配されている。波長可変素子 3 5 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 3 5 は、制御部 1 6 により駆動制御される。

【 0 0 3 2 】

波長可変素子 3 5 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、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、あるいは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が用いられる。

【 0 0 3 3 】

通常観察モードが選択された場合は白色光源 2 6 のみが点灯する。被観察部位に照射される照明光は白色光のみとなる。血管深さ推定モードが選択された場合は励起光源 2 5 のみ、または励起光源 2 5 と白色光源 2 6 が点灯する。被観察部位に照射される照明光は励起光のみ、または励起光と白色光となる。酸素飽和度推定モードが選択された場合は白色光源 2 7 のみ、または白色光源 2 6、2 7 が点灯し、被観察部位に照射される光は波長可変素子 3 5 により透過された狭帯域光のみ、または狭帯域光と白色光となる。

【 0 0 3 4 】

照射部 1 9 には、上記の他にも、各光源 2 5 ~ 2 7 から発せられた光を集光して、ライトガイド 2 9 ~ 3 1 に導光する集光レンズや、ライトガイド 2 9 ~ 3 1 に入射させる光の光量を調節するための可動絞りが設けられている。

【 0 0 3 5 】

撮像部 2 0 は、通常観察時の白色光の反射光に加えて、励起光の照射による I C G の励起発光、および狭帯域光の反射光を撮像することが可能である。図 4 において、撮像部 2 0 は、電子内視鏡 1 8 の挿入部先端に設けられた観察窓 4 0 からの被観察部位の像を取り込む対物光学系 4 1 と、対物光学系 4 1 で取り込まれた被観察部位の像を撮像する C C D 4 2 とを有する。C C D 4 2 は対物光学系 4 1 を経由した被観察部位の像が撮像面 4 3 に入射するように配置されている。

【 0 0 3 6 】

C C D 4 2 の撮像面 4 3 には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ、例えばベイヤール配列の原色 (R G B) カラーフィルタ 4 4 と、励起光カットフィルタ 4 5 が配されている。これら各フィルタ 4 4、4 5 の分光透過率、および画素自体の分光感度によって、C C D 4 2 の R G B 各画素の分光感度特性は図 5 に示ようになる。R 画素は 6 5 0 n m 近傍、G 画素は 5 5 0 n m 近傍、B 画素は 4 5 0 n m 近傍の波長の光にそれぞれ感度を有する。R 画素は 8 1 0 n m 付近の赤外領域の波長の光にも感度を有し、中心波長 8 1 0 n m の I C G の蛍光も撮像可能である。一方 I C G の励起光 (波長 7 5 0 n m) は励起光カットフィルタ 4 5 によってカットされ、各画素に入射することはない。なお、励起光カットフィルタ 4 5 を G 画素と B 画素上にだけ設けてもよい。この場合は励起光と併せて蛍光をカットしてもよい。

10

【 0 0 3 7 】

アナログ信号処理回路 (以下、A F E と略す) 4 6 は、相関二重サンプリング回路 (以下、C D S と略す)、自動ゲイン制御回路 (以下、A G C 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。C D S は、C C D 4 2 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、C C D 4 2 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。A G C は、C D S によりノイズ除去が行われた撮像信号を、制御部 1 6 から指定されるゲイン (増幅率) で増幅する。A / D は、A G C 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画像処理部 2 2 に入力される。

20

【 0 0 3 8 】

駆動回路 4 7 は、制御部 1 6 の制御の下、C C D 4 2 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 A F E 4 6 用の同期パルスとを発生する。C C D 4 2 は、駆動回路 4 7 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。A F E 4 6 の各部は、駆動回路 4 7 からの同期パルスに基づいて動作する。

【 0 0 3 9 】

画像処理部 2 2 は、A F E 4 6 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、色変換等の周知の各種画像処理を施す他、血管深さ推定と酸素飽和度推定を行う。

30

【 0 0 4 0 】

図 6 において、画像処理部 2 2 には、血管深さ推定部 5 0 と酸素飽和度推定部 5 1 が設けられている。各推定部 5 0、5 1 の前段には血管領域特定部 5 2 が接続されている。血管領域特定部 5 2 は A F E 4 6 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 5 2 は、特定した血管領域の情報を画像とともに各推定部 5 0、5 1 に出力する。

【 0 0 4 1 】

血管深さ推定部 5 0 は、被観察部位に励起光を照射して I C G の蛍光を撮像した画像に基づき、血管の被観察部位表面からの深さを推定する。血管深さ推定では、C C D 4 2 で撮像される被観察部位の像の光強度 (輝度) が物体の深さに依存する性質を利用する。例えば、血管領域のボケ、または輝度値の大きさを元にした方法 (特開 2 0 0 9 - 1 5 3 9 6 9 号公報、特開 2 0 0 9 - 1 6 0 3 8 6 号公報参照) を用いる。

40

【 0 0 4 2 】

被観察部位内の物体からの反射光は、深い位置の物体からの反射光ほど散乱の影響を受けて強度が弱くなる。このため、被観察部位に励起光を照射して I C G の蛍光を撮像した画像では、表層血管と比較して中深層血管のほうがボケる、あるいは輝度が暗くなる。つまり血管領域のボケ量 (コントラスト値)、または輝度値は、血管の深さを間接的に表す指標となる。但し、被観察部位表面と照明窓 3 4 および観察窓 4 0 がある電子内視鏡 1 8 の先端部との距離 (照明光と反射光の光路長) によっても反射光の強度は変化するので、この距離による反射光強度の変化の影響を除外する必要がある。

50

【 0 0 4 3 】

そこで、特開 2 0 0 9 - 1 5 3 9 6 9 号公報に記載されているように、血管深さ推定部 5 0 は、同一の被観察部位を映し出した同一画像、または同一の被観察部位を映し出した異なる画像の、励起光を照射していない血管領域に対する照射した血管領域のコントラスト比、または輝度比を算出する。そして、算出結果を制御部 1 6 および深さ画像生成部 5 3 に出力する。深い位置に存在する中深層血管ほど、励起光を照射した場合と照射しない場合のコントラスト値、または輝度値に差がなくなるため、その比は小さくなる。逆に表層血管の場合はコントラスト比、または輝度比は大きくなる。比を求めるのは、励起光を照射していない血管領域をリファレンスとして用い、被観察部位表面と電子内視鏡 1 8 の先端部との距離による反射光強度の変化の影響を除外するためである。

10

【 0 0 4 4 】

また、特開 2 0 0 9 - 1 6 0 3 8 6 号公報に記載されているように、浅い位置に存在する血管の I C G 濃度 (I C G の量) と、深い位置に存在する血管の画像の R G B および赤外成分の相対強度とから、深い位置に存在する血管の深さを算出してもよい。

【 0 0 4 5 】

なお、反射光の強度は血管中の I C G 濃度によっても変化するので、この影響を除外する仕組みを備えていてもよい。例えば特開 2 0 0 9 - 1 6 0 3 8 6 号公報に記載の血管中の物質量を算出する方法を用いて I C G の量を求め、求めた I C G の量に基づきコントラスト値、または輝度値を補正する。より具体的には、I C G の量が基準より多い場合はコントラスト値、または輝度値を下げ、少ない場合は嵩上げする。

20

【 0 0 4 6 】

酸素飽和度推定部 5 1 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、および推定参照情報 5 5 に基づき、血管中のヘモグロビンの酸素飽和度を推定する。

【 0 0 4 7 】

図 7 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 (c m) は被観察部位表面から血管までの深さである。

30

【 0 0 4 8 】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン H b と酸素と結合した酸化ヘモグロビン H b O 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 9 】

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。

40

【 0 0 5 0 】

酸素飽和度推定部 5 1 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。酸素飽和度推定部 5 1 は、フレームメモリから各画像を読み出し、各画像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 G 1 ~ G 3 を用いて酸素飽和度を推定する場合、酸素飽和度推定部 5 1 は、 $G 1 / G 3$ 、 $G 2 / G 3$ を画像パラメータとして算出する。

【 0 0 5 1 】

推定参照情報 5 5 は、図 8 に示すような画像パラメータと酸素飽和度の関係を、関数あ

50

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。酸素飽和度推定部 5 1 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推定参照情報 5 5 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 5 4 に出力する。

【 0 0 5 2 】

深さ画像生成部 5 3 および酸素飽和度画像生成部 5 4 は、制御部 1 6 から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。また、各推定部 5 0、5 1 の推定結果を擬似カラー表示するためのカラーマップが含まれる。

10

【 0 0 5 3 】

血管深さ表示用のカラーマップは、例えば血管深さの推定結果が浅い場合 (表層) は青、中程度 (中層) は緑、深い場合 (深層) は赤を割り当てるよう構成されている。酸素飽和度表示用のカラーマップは、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。各画像生成部 5 3、5 4 は、得られた画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 1 8 の表示画面への描画処理等を行う他、カラーマップに従って各推定部 5 0、5 1 の推定結果を画像上に表現する。こうすることで、各推定部 5 0、5 1 の推定結果を反映させた血管深さ画像および酸素飽和度画像が生成される。酸素飽和度画像には酸素飽和度推定部 5 1 が推定参照情報 5 5 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 (図 9 参照)。

20

【 0 0 5 4 】

表示部 2 3 は表示制御部とモニタからなる。表示制御部は、各画像生成部 5 3、5 4 からの血管深さ画像および酸素飽和度画像をモニタの表示形式に応じたビデオ信号 (コンポーネント信号、コンボジット信号等) に変換する。これによりモニタに各画像が表示される。

【 0 0 5 5 】

血管深さ画像および酸素飽和度画像の表示形態としては、各画像をそれぞれ単独でモニタに表示させてもよいし、図 9 (A) に示すように各画像を並べて表示してもよい。あるいは (B) に示すように、血管深さ画像に酸素飽和度の数値の文字情報を重畳する。さらには (C) に示すように、ある特定の血管の深さと酸素飽和度のみを選択的に表示させる。通常観察モードで取得した画像と血管深さ画像および酸素飽和度画像を並列、重畳表示してもよい。これら単独表示、並列表示、重畳表示、特定の血管の表示を、術者の操作または一定時間毎に自動的に切り替えてもよい。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。

30

【 0 0 5 6 】

図 1 0 において、制御部 1 6 は C P U 6 0 を有する。C P U 6 0 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。R O M 6 1 には、各部の動作を制御するためのプログラム (O S、アプリケーションプログラム等) やデータ (推定参照情報、グラフィックデータ等) が記憶されている。C P U 6 0 は、R O M 6 1 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 R A M 6 2 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 6 0 は、R O M 6 1 から読み出したデータを各部に提供する。さらに C P U 6 0 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操作部 1 7 や L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、R A M 6 2 に記憶する。

40

【 0 0 5 7 】

操作部 1 7 は、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。C P U 6 0 は、操作部 1 7 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【 0 0 5 8 】

50

操作部 17 は、画像中の R O I（関心領域）を指定する機能を有する。操作部 17 で R O I が指定されると、血管深さ推定モードと酸素飽和度推定モードが自動的に実行される。また、血管領域の特定、血管深さの推定、および酸素飽和度の推定は R O I に対してのみ行われる。

【 0 0 5 9 】

制御部 16 には、上記の他にも、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 60 と接続されている。

【 0 0 6 0 】

R O M 61 のプログラムを実行することにより、 C P U 60 には酸素飽和度推定条件設定部（以下、設定部と略す） 63 が構築される。設定部 63 は、血管深さ推定部 50 の推定結果に応じて、酸素飽和度を推定する際の観察条件を設定する。

【 0 0 6 1 】

〔 第一実施形態 〕

本実施形態では、設定部 63 は図 11 に示す波長セットテーブル 70 を元に酸素飽和度を推定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 70 は R O M 61 に記憶されている。波長セットテーブル 70 には、表層、中層、深層の各深さの血管の酸素飽和度を推定するときに最適な波長セットが予め登録されている。

【 0 0 6 2 】

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 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。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。

【 0 0 6 3 】

操作部 17 で R O I が指定された際、設定部 63 は、血管深さ推定部 50 の推定結果に応じた波長セットを波長セットテーブル 70 から読み出す。 C P U 60 は、設定部 63 が読み出した波長セットの狭帯域光が C C D 42 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 35 の駆動を制御する。

【 0 0 6 4 】

次に、上記のように構成された電子内視鏡システム 15 の作用について説明する。電子内視鏡 18 で被検体内を観察する際、術者は、操作部 17 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 18 の挿入部を被検体内に挿入し、照射部 19 からの照明光で被検体内を照明しながら、撮像部 20 による被検体内の観察画像を表示部 23 のモニタで観察する。

【 0 0 6 5 】

C C D 42 から出力された撮像信号は、 A F E 46 の各所で各種処理を施された後、画像処理部 22 に入力される。画像処理部 22 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。画像処理部 22 で処理された画像は、表示部 23 に入力される。表示部 23 では、制御部 16 からの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、観察画像がモニタに表示される。

【 0 0 6 6 】

電子内視鏡システム 15 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 18 の挿入部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、その病変の血管に関する情報を取得する際には、病変を R O I として指定して血管深さ推定モードまたは酸素飽和度推定モードを実行に移し、病変に適当な波長の光（励起光または狭帯域光）を照明して得られた画像を観察する。そ

10

20

30

40

50

して、必要に応じて電子内視鏡 18 に装備されたリリース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 18 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、制御部 16 の指令の下に光源切替部 28 により白色光源 26 が点灯されて、照明窓 34 から被観察部位に白色光が照射される。

【0068】

一方、図 12 のステップ 10 (S10) に示すように、操作部 17 が操作されて病変等が ROI に指定された場合、まず血管深さ推定モードが実行される。血管深さ推定モードでは、ICG 注入部 21 から被検体内に ICG が注入され、また励起光源 25 が点灯されて被観察部位に励起光が照射される。励起光の照射により血管に注入された ICG が励起発光し、その光が観察窓 40 および対物光学系 41 を介して CCD 42 に導かれて CCD 42 で撮像される (S11)。

【0069】

画像処理部 22 では、まず血管領域特定部 52 で ROI に指定された箇所の血管領域が特定された後、血管深さ推定部 50 にて ROI に映る血管群の深さ (表層、中層、深層のうち的一种) が推定される (S12)。この推定結果は制御部 16 に出力され、設定部 63 にて血管深さ推定結果に応じた波長セットが波長セットテーブル 70 から選択される (S13)。なお、S12 で一種以上の血管深さが推定された場合は、酸素飽和度を推定するほうを操作部 17 を介して術者に選択させる。

【0070】

血管深さ推定が終了したら、酸素飽和度推定モードに移行する。酸素飽和度推定モードでは、白色光源 27 が点灯され、設定部 63 で選択された波長セットの狭帯域光が CCD 42 の蓄積期間単位で順次照射されるよう、波長可変素子 35 の駆動が制御される。CCD 42 では設定部 63 で選択された波長セットの狭帯域光による反射光が撮像される (S14)。

【0071】

画像処理部 22 では、血管深さ推定モードと同様に血管領域特定部 52 で血管領域が特定される。その後、酸素飽和度推定部 51 で ROI に映る血管中の酸素飽和度が推定される (S15)。血管深さ推定結果および酸素飽和度推定結果は、深さ画像生成部 53 および酸素飽和度画像生成部 54 でそれぞれ深さ画像および酸素飽和度画像に画像化されて表示部 23 のモニタに表示される (S16)。

【0072】

なお、狭帯域光を照射するのではなく白色光を照射し、得られた画像に対して主成分分析を用いた次元圧縮による線形近似やウィナー推定などに代表される分光推定処理を施して、狭帯域光を照射した場合と同様の画像を取得してもよい。この場合はバンドパスフィルタや色分解プリズムを用いて CCD 42 の分光感度特性を RGB の三バンドから増やしてマルチバンド化し、得られた画像の特定の波長帯域における、被観察部位からの反射光の分光反射率を推定する。この際の波長帯域を血管深さ推定の結果に応じて選択する。

【0073】

[第二実施形態]

上記第一実施形態では血管深さ推定結果に応じて酸素飽和度推定に使用する波長セットを選択しているが、本実施形態では波長セットは固定で酸素飽和度の推定アルゴリズムを変更する。具体的には図 13 (A) ~ (C) に示すように、表層、中層、深層の各深さの血管の画像パラメータと酸素飽和度の関係を表す推定参照情報 55 を用意する。そして、図 14 の S20 に示すように、血管深さ推定結果に応じて、酸素飽和度推定部 51 で酸素飽和度を推定する際に使用する推定参照情報 55 を変更する。血管深さ推定結果に応じて波長セットを選択する図 12 の S13 の代わりに S20 の処理が加わった他は、第一実施形態と同様であるため説明を省略する。なお、S11、12 と S14 の処理の順番を逆にし、最初に固定の波長セットで撮像を行った後に血管深さ推定を行い、その後推定参照情

10

20

30

40

50

報 55 を変更してもよい。

【 0074 】

本実施形態では波長セットが固定であるため、酸素飽和度を推定するターゲットをある程度絞ったものとなる。このため、推定アルゴリズムの変更は、固定の波長セットでターゲットとする層のさらに表層、中層、深層といったように、酸素飽和度推定の微調整に利用する。第一実施形態で波長セットを細分化すれば同様の効果が得られるが、波長可変素子 35 の構成が複雑になり装置が大型化するおそれがあるため、微調整は推定アルゴリズムの変更で行うことが好ましい。

【 0075 】

[第三実施形態]

本実施形態では、図 15 に示すように、血管深さ推定結果に応じて波長セットを選択する第一実施形態 (S 13) と、血管深さ推定結果に応じて酸素飽和度の推定アルゴリズムを変更する第二実施形態 (S 20) を両方実施する。この場合、前段の S 13 で表層、中層、深層と比較的大雑把な場合分けをして波長セットを選択し、後段の S 20 で各層のさらに表層、中層、深層と細かく場合分けをして推定参照情報 55 を変更することが好ましい。もちろん各層のさらに表層、中層、深層用の推定参照情報 55 は予め用意しておく。こうすれば、血管深さにより適合した酸素飽和度の推定を行うことができる。

【 0076 】

言うまでもないが、波長セットの選択で血管深さ推定結果に適合した観察条件となる場合は、推定アルゴリズムを変更する必要はない。なお、第一～第三実施形態のいずれを適用するかを、操作部 17 を介して術者に選択させてもよい。

【 0077 】

以上説明したように、本発明は、血管深さを推定し、その推定結果に応じて酸素飽和度を推定する際の観察条件 (波長セットまたは推定アルゴリズム、もしくはその両方) を変え、最適な観察条件で酸素飽和度を推定するので、酸素飽和度推定の確からしさが増し、酸素飽和度の推定結果から導かれる診断の信憑性を高めることができる。

【 0078 】

血管深さ推定と酸素飽和度推定に係わる照射部 19 および撮像部 20 の構成部品が一部共有化され、これらの機能を一本の電子内視鏡 18 で賄うので、低コスト化および省スペース化に寄与することができる。

【 0079 】

上記各実施形態では、深さ推定に ICG の励起発光を用いる例を挙げたが、本発明はこれに限定されない。例えば ICG 以外の蛍光物質を用いてもよいし、熱励起等の光励起以外の発光現象を血管中の物質に起こさせてもよい。この場合は励起光を照射する構成 (第二照射部) は不要となる。あるいは、図 16 および図 17 に示すような他の構成を用いて深さ推定を行ってもよい。

【 0080 】

図 16 において、光計測システム 80 は、電子内視鏡システム 15 の血管深さ推定に係わる ICG 注入部 21 や照射部 19 の励起光源 25 等を廃し、電子内視鏡 18 の先端に CCD 42 とともに超音波照射・撮像部 81 を設けた構成である。超音波照射・撮像部 81 は、被観察部位に超音波を発し、被観察部位で反射したエコー信号を受信する超音波トランスデューサを有する。また、超音波照射・撮像部 81 は、被観察部位に超音波を走査するため、超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせる機構、あるいはアレイ状に並んだ複数の超音波トランスデューサを順次駆動させる電子スイッチを有する。前者はメカニカルスキャン走査方式、後者は電子スキャン走査方式と呼ばれる。

【 0081 】

この場合、画像処理部 22 は、超音波トランスデューサで受信したエコー信号を元に超音波断層画像 (B モード画像) を生成する。血管深さ推定部 50 は、超音波断層画像に基づいて血管深さを推定する。ICG の励起光は約 1 cm の深達度であるが、超音波断層画

10

20

30

40

50

像は被観察部位の表面から数 10 mm の深さまでの比較的広い範囲の情報を得ることができるので、特に深層の血管の推定に向いている。なお、超音波照射・撮像部 81 を電子内視鏡 18 と一体化するのではなく、電子内視鏡 18 の鉗子口に挿入するタイプとしてもよい。

【0082】

図 17 に示す光計測システム 85 は、超音波照射・撮像部 81 の代わりに OCT (光コヒーレンストモグラフィ; Optical Coherence Tomography) 照射・撮像部 86 を備えている。OCT 照射・撮像部 86 は、低コヒーレンス光を測定光として被観察部位に照射する SLD (Super Luminescent Diode) 等の光源や、測定光を分離して光検出器に参照光として入射させるビームスプリッタ等を有する。

10

【0083】

光検出器は、被観察部位で反射された測定光の反射光と参照光との合波光に含まれる干渉光の強度を測定する。画像処理部 22 は、光検出器の測定結果に基づいて光断層画像を生成し、血管深さ推定部 50 は、光断層画像に基づいて血管深さを推定する。光断層画像の場合は、被観察部位の表面から数 mm 程度の深さの情報しか得られないが、数 μ m 程度の高い分解能を有するため、各層のさらに表層、中層、深層を見分ける場合に有用である。なお、図 16 の超音波照射・撮像部 81 の場合と同様に、OCT 照射・撮像部 86 は電子内視鏡 18 に一体化してもよいし、電子内視鏡 18 の鉗子口に挿入するタイプとしてもよい。

【0084】

20

超音波断層画像、光断層画像のいずれを血管深さ推定に用いる場合も、血管領域特定部 52 は、輪郭抽出やパターン認識といった周知の画像認識技術を利用して、画像内の血管領域を特定する。

【0085】

なお、本発明に係る光計測システムは、上記各実施形態に限らず、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 42 の代わりに CMOS イメージセンサを用いてもよい。また、血管深さ推定には電子内視鏡 18 の CCD 42 を用い、酸素飽和度推定には電子内視鏡 18 の鉗子口に挿入するシースの先端に配された CCD を用いる等、血管深さ推定用と酸素飽和度推定用に別々に撮像素子を設けてもよい。

30

【0086】

白色光源 27 の出射端側に波長可変素子 35 を設けているが、ライトガイド 34 を励起光用、狭帯域光用と複数本用意し、そ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 42 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。

【0087】

なお、図 8、図 13 の画像パラメータと酸素飽和度の関係は一例であり、必ずしも実際の数値を表すものではない。

【0088】

40

上記各実施形態では医療分野への利用に限定して説明しているが、工業分野への利用も可能である。従って物体は血管に限らず、推定する吸光成分濃度もヘモグロビンの酸素飽和度に限らない。また、光計測を行う領域の大きさは、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。

【符号の説明】

【0089】

2、80、85 光計測システム

10 深さ推定部

11 吸光成分濃度推定部

15 電子内視鏡システム

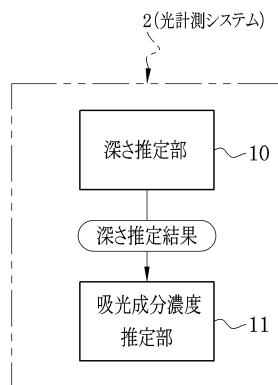
50

- 1 6 制御部
- 1 7 操作部
- 1 8 電子内視鏡
- 1 9 照射部
- 2 0 撮像部
- 2 1 I C G 注入部
- 2 2 画像処理部
- 2 3 表示部
- 2 5 励起光源
- 2 6、2 7 白色光源
- 3 5 波長可変素子
- 4 2 C C D
- 5 0 血管深さ推定部
- 5 1 酸素飽和度推定部
- 5 5 推定参照情報
- 6 0 C P U
- 6 3 酸素飽和度推定条件設定部 (設定部)
- 7 0 波長セットテーブル
- 8 1 超音波照射・撮像部
- 8 6 O C T 照射・撮像部

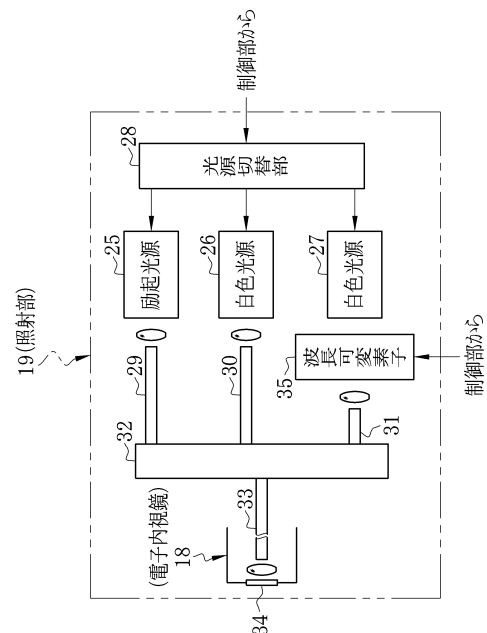
10

20

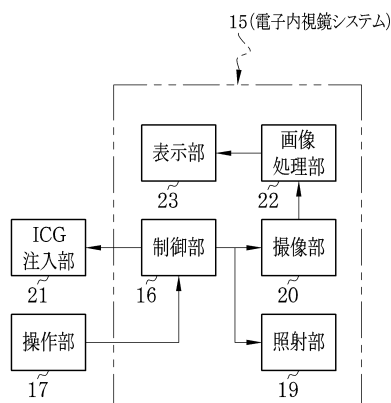
【 図 1 】



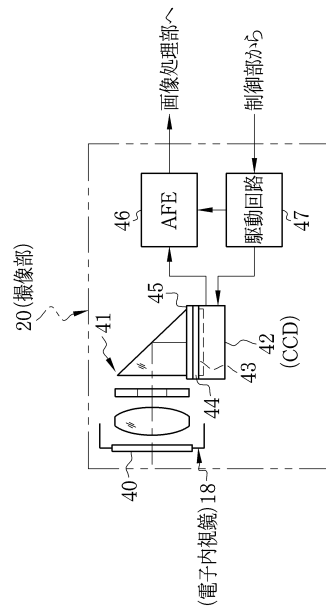
【 図 3 】



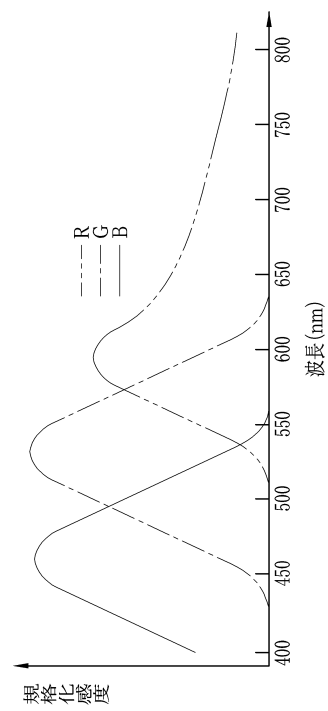
【 図 2 】



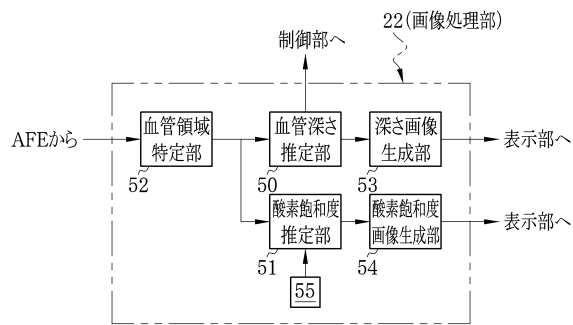
【図 4】



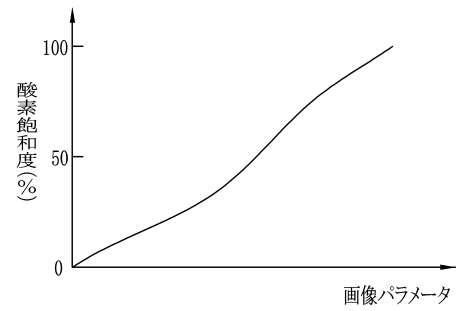
【図 5】



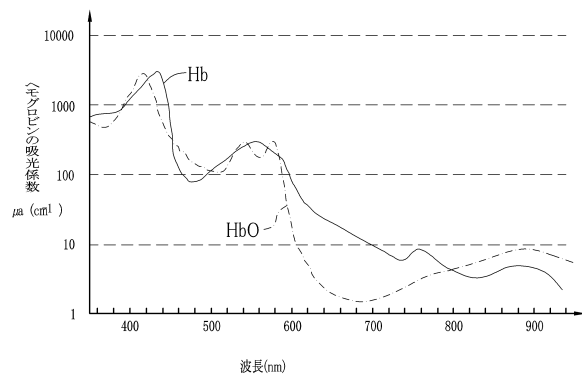
【図 6】



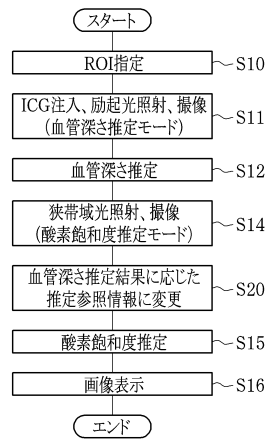
【図 8】



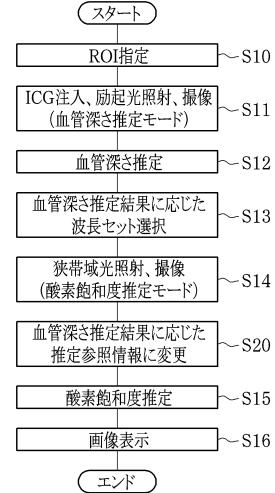
【図 7】



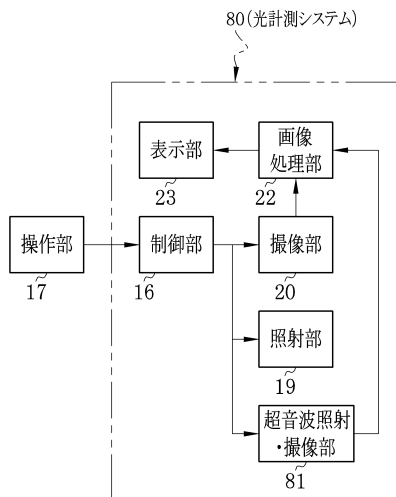
【図 14】



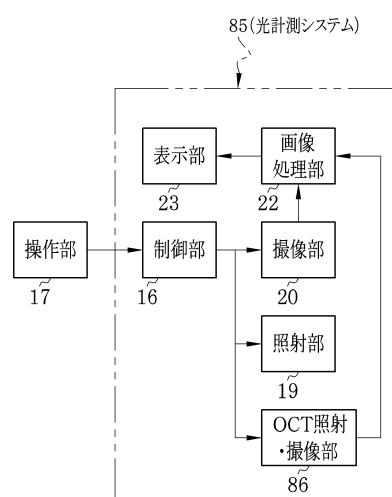
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 N 21/64 (2006.01) G 0 1 N 21/17 6 3 0
G 0 1 N 21/64 Z

審査官 増淵 俊仁

(56)参考文献 国際公開第2007/108270(WO,A1)
特開2009-160386(JP,A)
特開2000-262459(JP,A)
特開平04-017076(JP,A)
特開2009-022376(JP,A)
特開2006-239206(JP,A)
特開2001-170009(JP,A)
国際公開第2006/120794(WO,A1)
特開2006-314557(JP,A)
特開平08-299260(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	光学测量系统和操作光学测量系统的方法		
公开(公告)号	JP5649947B2	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	JP2010284598	申请日	2010-12-21
[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	前田青広 峯苔靖浩 勝山公人		
发明人	前田 青広 峯苔 靖浩 勝山 公人		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/27 G02B23/24 A61B1/06 G01N21/17 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.E G01N21/27.A G02B23/24.B A61B1/06.A G01N21/17.630 G01N21/64.Z A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04.530 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.735 A61B5/14.321 A61B5/14.322 A61B5/1455 A61B5/1459 A61B5/1459.ZDM		
F-TERM分类号	2G043/AA01 2G043/DA01 2G043/EA01 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA05 2G043/LA03 2G059/AA01 2G059/BB12 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE07 2G059/EE12 2G059/EE17 2G059/FF01 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ02 2G059/JJ11 2G059/KK04 2G059/MM01 2H040/BA22 2H040/CA02 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW15 4C061/WW16 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/SS06 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/WW16 4C161/WW17		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012130506A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

吸收组分浓度估算可靠性解决的问题 在作为光学测量系统的示例的电子内窥镜系统15中，激发光照射到待观察的部位以激发并发射注入血管的吲哚菁绿，以及通过对其进行成像而获得的图像。基于该信号，估计从待观察部位的表面开始的血管深度。基于通过将具有不同波段的至少两种类型的窄带光照射到待观察部位而获得的成像信号来估计血管中血红蛋白的氧饱和度。在估算氧饱和度时，我们改变氧饱和度的估算算法，使其成为适合于血管深度估计结果的观测条件。 .The

