

(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2011-200531

(P2011-200531A)

(43) 公開日 平成23年10月13日(2011.10.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 3 8
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 1	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-72065 (P2010-72065)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成22年3月26日 (2010. 3. 26)		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
		Fターム(参考)	4C038 KK01 KL07 KM01 KX02
			4C061 AA22 BB08 CC06 DD03 LL02
			NN01 NN05 QQ01 QQ08 RR04
			RR05 SS08 SS21 TT01 WW15
			4C161 AA22 BB08 CC06 DD03 LL02
			NN01 NN05 QQ01 QQ08 RR04
			RR05 SS08 SS21 TT01 WW15

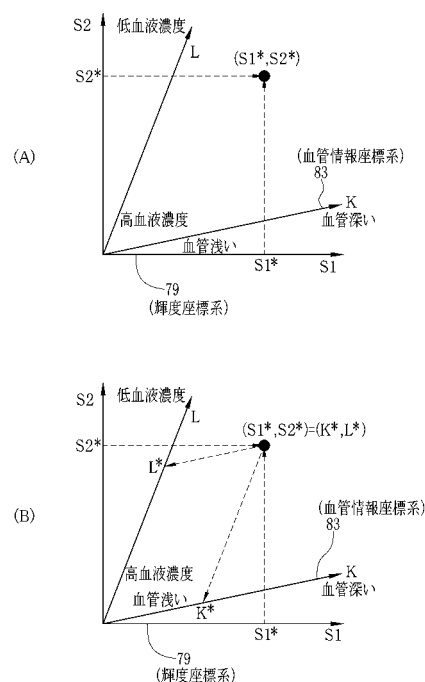
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム、電子内視鏡用のプロセッサ装置、及び血管情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】血管深さに応じて血液濃度や酸素飽和度などの血管情報を正確に求める。

【解決手段】波長が400nmから600nmまでの間で互いに波長帯域が異なる第1～第3狭帯域光が体腔内に照射される。第1及び第2狭帯域光は青色帯域に、第3狭帯域光は緑色帯域に含まれる。各狭帯域光の照射毎に撮像が行なわれることにより、第1～第3狭帯域画像データが得られる。第1～第3狭帯域画像データから血管を含む血管領域が特定される。血管領域の画素について、第1及び第2狭帯域画像データ間の第1輝度比 $S1^*$ と第3及び第2狭帯域画像データ間の第2輝度比 $S2^*$ とに対応する血管深さ情報 K^* 及び血液濃度情報 L^* を、過去の診断等で得られた相関関係から求める。血管領域内の全ての画素についての血管深さ情報及び血液濃度情報に基づき、血管深さ画像及び血液濃度画像が生成される。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

波長 400 nm から 600 nm までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも 3 つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、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狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、

前記複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める血管情報取得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。

10

【請求項 2】

前記狭帯域信号取得手段は、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第 1 及び第 2 の狭帯域光に対応する第 1 及び第 2 狭帯域信号と、緑色帯域の第 3 狭帯域光に対応する第 3 の狭帯域信号とを取得す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】

前記第 1 ~ 第 3 狭帯域信号間において、第 1 及び第 2 狭帯域信号間の第 1 輝度比と、第 3 及び第 2 狭帯域信号間の第 2 輝度比とを算出する輝度比算出手段と、

第 1 及び第 2 輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第 1 記憶手段を備え、

20

前記血管情報取得手段は、前記第 1 記憶手段の相関関係に基づいて、前記輝度比算出手段で算出された第 1 及び第 2 輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求め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】

前記第 1 記憶手段は、

第 1 及び第 2 輝度比を示す輝度座標系の座標と、血管深さ及び血液濃度を示す血液情報座標系の座標との対応付けにより相関関係を記憶し、

前記血管情報取得手段は、

30

前記輝度座標系において、前記輝度比算出手段で算出された第 1 及び第 2 輝度比に対応する第 1 座標を特定し、

前記血管情報座標系において、前記第 1 座標に対応する第 2 座標を特定し、

前記第 2 座標のうち、血管深さを示す座標の値を血管深さ情報とし、血液濃度を示す座標の値を血液濃度情報とす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 5】

前記第 1 狭帯域光の波長帯域は 405 ± 10 nm であり、前記第 2 狭帯域光の波長帯域は 470 ± 10 nm であり、前記第 3 狭帯域光の波長帯域は 560 ± 10 nm であることを特徴とする請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

40

前記照射手段は、前記第 1 ~ 第 3 狭帯域光の照射が可能であり、

前記狭帯域信号取得手段は、第 1 ~ 第 3 狭帯域光のそれぞれを単独で照射して得られた 3 フレームの撮像信号から、第 1 ~ 第 3 狭帯域信号を取得することを特徴とする請求項 2 ないし 5 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照射手段は、

青色帯域から赤色帯域までの波長領域を含む白色の広帯域光を発する白色光源と、

前記白色光源と前記撮像素子との間に設けられ、前記白色光源からの広帯域光の波長を、波長 400 nm から 600 nm までの間で少なくとも 3 つの波長帯域に制限する波長帯域制限手段とを備え、

50

前記波長帯域制限手段で所定の波長帯域に制限された光を照明光として照射することを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記狭帯域信号取得手段は、互いに異なる波長帯域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が 450nm 以下である複数の特定狭帯域光のそれぞれに対応する複数の特定狭帯域信号を取得し、

前記血管情報取得手段は、前記複数の特定狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び酸素飽和度に関する酸素飽和度情報を含む血管情報を求めることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記複数の特定狭帯域信号は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、且つ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいることを特徴とする請求項 8 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 10】

波長 400nm から 600nm までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも 3 つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を照射して、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狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、

前記複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段とを備えてい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 11】

波長 400nm から 600nm までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも 3 つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射ステップと、

前記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出力する撮像ステップと、

前記撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長帯域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得ステップと、

前記複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める血管情報取得ステップとを備えることを特徴とする血管情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡で撮像した画像から血管に関する情報を取得するとともに、取得した情報を画像化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、及び血管情報取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療分野では、電子内視鏡を用いた診断や治療が数多く行なわれている。電子内視鏡は、被検者の体腔内に挿入される細長の挿入部を備えており、この挿入部の先端には CCD などの撮像装置が内蔵されている。また、電子内視鏡は光源装置に接続されており、光源装置で発せられた光は、挿入部の先端から体腔内部に対して照射される。このように体腔内部に光が照射された状態で、体腔内の被写体組織が、挿入部の先端の撮像装置によって撮像される。撮像により得られた画像は、電子内視鏡に接続されたプロセッサ装置

10

20

30

40

50

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。

【0003】

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は、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得られることが知られている。

10

【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。

20

【0005】

また、特許文献1では、狭帯域光の照射時には、それぞれの色の光の波長帯域が互いに重なり合わないよう、各照射光の波長帯域を更に制限するとともに、撮像後の信号処理時には、撮像信号に対して、血液濃度（ヘモグロビンインデックス）を考慮した画像処理や空間周波数フィルタリング処理を施している。これにより、生体組織表面近くの深部の組織情報を分離することができるため、表層血管の画像や中層血管の画像に、深層血管の画像が入り込んだりすることが無くなる。

30

【0006】

また、特許文献2では、酸素飽和度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。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許3559755号公報（特開2002-34893号公報）

【特許文献2】特許2648494号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

画像診断の際には、体腔内の撮像画像とともに、その撮像画像から得られる血液濃度や酸素飽和度などの数値的な血管情報も合わせて利用することによって、診断能を向上させている。しかしながら、血管の血液濃度や酸素飽和度は、血管深さによって変化するため、血管の深さによっては、撮像画像から得られた血液濃度や酸素飽和度が正確でないことが起こりうる。

50

【 0 0 0 9 】

これに対して、特許文献 1 及び 2 の適用が考えられるが、特許文献 1 の場合であれば、血管深さを確実に求めることについての記載はあるものの、その求めた血管深さをを用いて、特定深さの血管の血液濃度や酸素飽和度を求めることについては、記載や示唆が全く無い。また、特許文献 2 の場合であれば、酸素飽和度を求めることについての記載はあるものの、その求めた酸素飽和度は血管深さを考慮したものでないため、血管深さによっては正確でない場合がある。

【 0 0 1 0 】

本発明は、血管深さに応じて、血液濃度や酸素飽和度などの血管情報を正確に求め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、及び血管情報取得方法を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の電子内視鏡システムは、波長 4 0 0 n m から 6 0 0 n m までの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも 3 つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、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狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、前記複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める血管情報取得手段とを備えていることを特徴とする。

20

【 0 0 1 2 】

前記狭帯域信号取得手段は、互いに異なる波長帯域を有する青色帯域の第 1 及び第 2 の狭帯域光に対応する第 1 及び第 2 狭帯域信号と、緑色帯域の第 3 狭帯域光に対応する第 3 の狭帯域信号とを取得することが好ましい。前記第 1 ~ 第 3 狭帯域信号間において、第 1 及び第 2 狭帯域信号間の第 1 輝度比と、第 3 及び第 2 狭帯域信号間の第 2 輝度比とを算出する輝度比算出手段と、第 1 及び第 2 輝度比と血管深さ及び血液濃度との相関関係を予め記憶する第 1 記憶手段を備え、前記血管情報取得手段は、前記第 1 記憶手段の相関関係に基づいて、前記輝度比算出手段で算出された第 1 及び第 2 輝度比に対応する血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を求めることが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

前記第 1 記憶手段は、第 1 及び第 2 輝度比を示す輝度座標系の座標と、血管深さ及び血液濃度を示す血液情報座標系の座標との対応付けにより相関関係を記憶し、前記血管情報取得手段は、前記輝度座標系において、前記輝度比算出手段で算出された第 1 及び第 2 輝度比に対応する第 1 座標を特定し、前記血管情報座標系において、前記第 1 座標に対応する第 2 座標を特定し、前記第 2 座標のうち、血管深さを示す座標の値を血管深さ情報とし、血液濃度を示す座標の値を血液濃度情報とすることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

前記第 1 狭帯域光の波長帯域は 405 ± 10 n m であり、前記第 2 狭帯域光の波長帯域は 470 ± 10 n m であり、前記第 3 狭帯域光の波長帯域は 560 ± 10 n m であることが好ましい。

40

【 0 0 1 5 】

前記照射手段は、前記第 1 ~ 第 3 狭帯域光の照射が可能であり、前記狭帯域信号取得手段は、第 1 ~ 第 3 狭帯域光のそれぞれを単独で照射して得られた 3 フレームの撮像信号から、第 1 ~ 第 3 狭帯域信号を取得することが好ましい。前記照射手段は、青色帯域から赤色帯域までの波長領域を含む白色の広帯域光を発する白色光源と、前記白色光源と前記撮像素子との間に設けられ、前記白色光源からの広帯域光の波長を、波長 4 0 0 n m から 6 0 0 n m までの間で少なくとも 3 つの波長帯域に制限する波長帯域制限手段とを備え、前記波長帯域制限手段で所定の波長帯域に制限された光を照明光として照射することが好ま

50

しい。

【 0 0 1 6 】

前記狭帯域信号取得手段は、互いに異なる波長帯域を持ち、少なくともいずれかの中心波長が450nm以下である複数の特定狭帯域光のそれぞれに対応する複数の特定狭帯域信号を取得し、前記血管情報取得手段は、前記複数の特定狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び酸素飽和度に関する酸素飽和度情報を含む血管情報を求めることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

前記複数の特定狭帯域信号は、酸素と結合した酸化ヘモグロビンと結合していない還元ヘモグロビンに対して異なる吸光度を示し、且つ、酸素飽和度によって各ヘモグロビンのそれぞれに対する吸光度に差が生じるような波長を含んでいることが好ましい。

10

【 0 0 1 8 】

本発明の電子内視鏡用のプロセッサ装置は、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を照射して、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狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得手段と、前記狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報の両方を含む血管情報を求める血管情報取得手段とを備えている。

20

【 0 0 1 9 】

本発明の血管情報取得方法は、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光であって前記波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を、体腔内の血管を含む被写体組織に照射する照射ステップと、前記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出力する撮像ステップと、前記撮像信号に含まれる狭帯域信号であって、互いに異なる波長領域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得する狭帯域信号取得ステップと、前記狭帯域信号に基づいて、血管深さに関する血管深さ情報及び血液濃度に関する血液濃度情報を含む血管情報を求める血管情報取得ステップとを備えることを特徴とする。

30

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、波長400nmから600nmまでの間で互いに異なる波長帯域を少なくとも3つ含む照明光であってその波長帯域には青色帯域と緑色帯域が含まれる照明光を体腔内に照射し、この照明光が照射された状態の被写体組織を撮像することによって、互いに異なる波長帯域を持つ狭帯域光にそれぞれ対応する複数の狭帯域信号を取得し、その取得した複数の狭帯域信号に基づいて、血管深さ情報及び血液濃度情報の両方を含む血管情報を求めていることから、血管深さに応じて、血液濃度や酸素飽和度などの血管情報を正確に求めることができる。

40

【 0 0 2 1 】

また、本発明は、青色領域の第1及び第2狭帯域光を用いることで表層の血管情報を得るとともに、緑色帯域の第3狭帯域光を用いることで深層の血管情報を得ていることから、診断上関心のある表層から比較的深層（～500nm程度）の血液濃度を、特に正確に求めることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 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氣的構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 (A) は通常光画像モード時におけるCCDの撮像動作を、(B) は特殊光画像モード時におけるCCDの撮像動作を説明する説明図である。

50

【図４】第１及び２輝度比 S_1 、 S_2 と血管深さ及び血液濃度との相関関係を示すグラフである。

【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３及び４輝度比 S_3 、 S_4 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）は輝度座標系における第１及び第２輝度比の座標（ S_1^* 、 S_2^* ）を、（Ｂ）は座標（ S_1^* 、 S_2^* ）に対応する血管情報座標系の座標（ K^* 、 L^* ）を求める方法を説明する説明図である。

【図８】（Ａ）は輝度座標系における第３及び第４輝度比の座標（ S_3^* 、 S_4^* ）を、（Ｂ）は座標（ S_3^* 、 S_4^* ）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。

10

【図９】血管深さ画像又は酸素飽和度画像のいずれか一方が表示されるモニタの画像図である。

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

【図１１】血管に関する血管深さ情報及び酸素飽和度情報が文字情報として同時表示されるモニタの画像図である。

【図１２】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図１３】第２実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図１４】特殊光画像モード時におけるＣＣＤの撮像動作を説明する説明図である。

20

【図１５】Ｒ色、Ｇ色、Ｂ色のカラーフィルターの分光透過率と広帯域光 B_B 及び第１、第２、第４狭帯域光の分光強度を表すグラフである。

【図１６】第３実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図１７】広帯域光透過領域及び第１～第４狭帯域光透過領域が設けられたロータリーフィルターの概略図である。

【図１８】Ｂ色のカラーフィルター、Ｇ色のカラーフィルター、Ｒ色のカラーフィルターが設けられたロータリーフィルターの概略図である。

【図１９】Ｂ色、Ｇ色、Ｒ色のカラーフィルターと第１～第４狭帯域光透過領域とが設けられたロータリーフィルターの概略図である。

30

【発明を実施するための形態】

【００２３】

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。

【００２４】

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

40

【００２５】

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

【００２６】

50

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 BB 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 BB 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。

【0027】

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 BB の光路に挿入されて広帯域光 BB を遮光する挿入位置と、挿入位置から退避して広帯域光 BB 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。

【0028】

第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 はレーザーダイオードや LED などであり、第 1 狭帯域光源 33 は波長が 400 ± 10 nm に、好ましくは 405 nm に制限された青色帯域の狭帯域の光（以下「第 1 狭帯域光 N1」とする）を、第 2 狭帯域光源 34 は波長が 470 ± 10 nm に、好ましくは 473 nm に制限された青色帯域の狭帯域の光（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 560 ± 10 nm に、好ましくは 560 nm に制限された緑色帯域の狭帯域の光（以下「第 4 狭帯域光 N4」とする）を、第 4 狭帯域光源 38 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 N1」とする）を発生する。第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 はそれぞれ第 1 ~ 第 4 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a, 38a に接続されており、各光源で発せられた第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N1 ~ N4 は第 1 ~ 第 4 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a, 38a に入射する。

【0029】

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 4 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a, 38a 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 4 狭帯域光 N1 ~ N4 は、第 1 ~ 第 4 狭帯域用光ファイバ 33a ~ 35a, 38a を介して、ライトガイド 43 に入射することが可能となる。

【0030】

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 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 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 BB が体腔内に照射されて通常光画像の撮像が行なわれる一方、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 は OFF にされる。これに対して、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N1 ~ N4 を用いた特殊光画像モードに設定されている場合には、広帯域光 BB の体腔内への照射が停止される一方、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源 33 ~ 35, 38 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。

【0031】

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。そして、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、第 4 狭帯域光源 38 が ON に切り替えられる。そして、第 4 狭帯域光 N4 を体腔内に照射した状態での撮像が完了すると、第 4 狭帯域光源 38 が OFF に切り替えられる。

【 0 0 3 2 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 3、C C D 4 4、アナログ処理回路 4 5 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 3 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 3 6 に挿入されており、出射端が先端部 1 6 a に設けられた照射レンズ 4 8 に向けられている。光源装置 1 3 で発せられた光は、ライトガイド 4 3 により導光された後、照射レンズ 4 8 に向けて出射する。照射レンズ 4 8 に入射した光は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた照明窓 4 9 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 B B 及び第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 は、先端部 1 6 a の端面に取り付けられた観察窓 5 0 を通して、集光レンズ 5 1 に入射する。

10

【 0 0 3 3 】

C C D 4 4 はモノクロの C C D であり、集光レンズ 5 1 からの光を撮像面 4 4 a で受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積する。そして、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出し、読み出した撮像信号を A F E 4 5 に送る。ここで、C C D 4 4 に広帯域光 B B が入射したときの撮像信号を広帯域撮像信号とし、C C D 4 4 に第 1 ~ 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 が入射したときの撮像信号を第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号とする。

【 0 0 3 4 】

A F E 4 5 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、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。C D S は、C C D 4 4 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、C C D 4 4 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C 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 1 2 に入力する。

20

【 0 0 3 5 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内のコントローラ 5 9 に接続されており、コントローラ 5 9 から指示がなされたときに C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。通常光画像モードに設定されている場合、図 3 (A) に示すように、1 フレームの取得期間内で、広帯域光 B B 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。

30

【 0 0 3 6 】

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 3 (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 N 1 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 N 2 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 N 3 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。第 3 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 4 狭帯域光 N 4 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 4 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。

40

【 0 0 3 7 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、デジタル信号処理部 5 5 (D S P (Digital Signal Processor)) と、フレームメモリ 5 6 と、血管画像生成部 5 7 と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。D S P 5 5 は、電子内視鏡の A F E 4 5 から出力された広帯域撮像信号及び第 1 ~ 第 4 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

50

像データ及び第 1 ～ 第 4 狭帯域画像データを作成する。フレームメモリ 56 は、DSP 55 で作成された広帯域画像データ及び第 1 ～ 第 4 狭帯域画像データを記憶する。

【0038】

血管画像生成部 57 は、輝度比算出部 60 と、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 61 と、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 65 と、血管深さ - 血液濃度算出部 62 と、血管深さ - 酸素飽和度算出部 69 と、血管深さ画像生成部 63 と、血液濃度画像生成部 64 と、酸素飽和度画像生成部 78 とを備えている。輝度比算出部 60 は、フレームメモリ 56 に記憶した第 1 ～ 第 4 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。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

【0039】

そして、輝度比算出部 60 は、血管領域内の同じ位置の画素について、輝度比算出部 60 は、血管領域内の同じ画素の位置について、第 1 及び第 2 狭帯域画像データ間の第 1 輝度比 $S1 (\log(B1/B2))$ を求めるとともに、第 3 及び第 2 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比 $S2 (\log(G/B2))$ を求める。ここで、B1 は第 1 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、B2 は第 2 狭帯域光画像データの画素の輝度値を、G 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。さらに、第 4 及び第 1 狭帯域画像データ間の第 3 輝度比 $S3 (B4/B1)$ を求めるとともに、第 2 及び第 1 狭帯域画像データ間の第 4 輝度比 $S4 (B2/B1)$ を求める。ここで、B4 は第 4 狭帯域光画像データの画素の輝度値を表している。

20

【0040】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 61 は、第 1 及び第 2 輝度比 $S1, S2$ と、血管中の血液濃度（ヘモグロビンインデックス）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、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。

【0041】

血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 61 は、図 4 に示すように、第 1 及び第 2 輝度比 $S1, S2$ を表す輝度座標系 79 の座標と、血液濃度及び血管深さを表す血管情報座標系 83 の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。血管情報座標系 83 は輝度座標系 79 上に設けられた KL 座標系であり、K 軸は血管深さを、L 軸は血液濃度を表している。K 軸は、血管深さが輝度座標系 79 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 K 軸に関して、左斜め下に行くほど血管は浅いことを、右斜め上に行くほど血管が深いことを示している。また、L 軸は、血液濃度が輝度座標系 66 に対して正の相関関係を有することから、正の傾きを有している。この L 軸に関して、左斜め下に行くほど血液濃度が高いことを、右斜め上に行くほど血液濃度が低いことを示している。

30

【0042】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 65 は、第 3 及び第 4 輝度比 $S3, S4$ 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 2、第 4 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。

40

【0043】

また、酸素と結合していない還元ヘモグロビン 70 と、酸素と結合した酸化ヘモグロビン 71 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 70, 71 の交点）を除いて、吸光度に差が生じる。吸光度

50

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。

【0044】

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 445 nm と 405 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、第1、第2、第4狭帯域光 $N1$, $N2$, $N4$ には、中心波長が 450 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。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。

10

【0045】

血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 65 は、図6に示すように、第3及び第4輝度比 $S3$, $S4$ を表す輝度座標系 66 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 67 の座標との対応付けによって、相関関係を記憶している。血管情報座標系 67 は輝度座標系 66 上に設けられた UV 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 66 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 66 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。

20

【0046】

また、血管情報座標系 67 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 $N1$ の照射時と第2狭帯域光 $N2$ 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4狭帯域光 $N4$ を照射した場合には、還元ヘモグロビン 70 の吸光係数は、酸素飽和度が高い酸化ヘモグロビン 71 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 $N2$ を照射した場合には、酸化ヘモグロビン 71 の吸光係数のほうが還元ヘモグロビン 70 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2、第4狭帯域光 $N1$, $N2$, $N4$ 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 $N1$ 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ほぼ等しくなっている。

30

【0047】

血管深さ - 血液濃度算出部 62 は、図7(A)に示すように、輝度座標系 79 において、観測値である第1及び第2輝度比 $S1^*$, $S2^*$ に対応する座標 ($S1^*$, $S2^*$) を特定する。座標 ($S1^*$, $S2^*$) が特定されたら、図7(B)に示すように、血管情報座標系 83 において、座標 ($S1^*$, $S2^*$) に対応する座標 (K^* , L^*) 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、血管深さ情報 K^* 及び血液濃度情報 L^* が求まる。

40

【0048】

血管深さ - 酸素飽和度算出部 69 は、図8(A)に示すように、輝度座標系 66 において、観測値である第3及び第4輝度比 $S3^*$, $S4^*$ に対応する座標 ($S3^*$, $S4^*$) を特定する。座標 ($S3^*$, $S4^*$) が特定されたら、図8(B)に示すように、血管情報座標系 67 において、座標 ($S3^*$, $S4^*$) 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、血管深さ情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求まる。

【0049】

血管深さ画像生成部 63 は、血管深さの程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラ

50

ーマップ 6 3 a (C M (Color Map)) を備えている。カラーマップ 6 3 a には、例えば、血管深さが表層であるときには青、中層であるときには緑、深層であるときには赤というように、血管深さの程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。血管深さ画像生成部 6 3 は、カラーマップ 6 3 a から、血管深さ - 血液濃度算出部 6 2 で算出された血管深さ情報 K^* に対応するカラー情報を特定する。なお、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 9 で算出された血管深さ情報 U^* から、カラー情報を特定してもよい。

【 0 0 5 0 】

血管深さ画像生成部 6 3 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 5 6 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、血管深さの情報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 5 6 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。

【 0 0 5 1 】

血液濃度画像生成部 6 4 は、血液濃度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 6 4 a (C M (Color Map)) を備えている。カラーマップ 6 4 a には、例えば、低血液濃度であるときには赤、中血液濃度であるときにはグレー、高血液濃度であるときにはシアンというように、血液濃度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。血液濃度画像生成部 6 4 は、カラーマップ 6 4 a から血管深さ - 血液濃度算出部で算出された血液濃度情報 L^* に対応するカラー情報を特定する。そして、こ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、血液濃度画像データを生成する。生成された血液濃度画像データは、血管深さ画像データと同様、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 2 】

酸素飽和度画像生成部 7 8 は、酸素飽和度の程度に応じてカラー情報が割り当てられたカラーマップ 7 8 a (C M (Color Map)) を備えている。カラーマップ 7 8 a には、例えば、低酸素飽和度であるときにはシアン、中酸素飽和度であるときにはマゼンダ、高酸素飽和度であるときにはイエローというように、酸素飽和度の程度に応じて、明瞭に区別することができる色が割り当てられている。酸素飽和度画像生成部 7 8 は、血管深さ画像生成部と同様に、カラーマップ 7 8 a から血管深さ - 酸素飽和度算出部で算出された酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。そして、このカラー情報を広帯域画像データに反映させることにより、酸素飽和度画像データを生成する。生成された酸素飽和度画像データは、血管深さ画像データと同様、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 3 】

表示制御回路 5 8 は、フレームメモリ 5 6 から 1 又は複数の画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 1 4 に表示する。画像の表示形態としては様々なパターンが考えられる。例えば、図 9 に示すように、モニタ 1 4 の一方の側に広帯域光画像 7 2 を表示させ、他方の側に、画像切替 S W 6 8 (図 2 参照) により選択された血管深さ画像 7 3、血液濃度画像 8 4、酸素飽和度画像 7 4 のいずれかを表示させるようにしてもよい。図 8 の血管深さ画像 7 3 では、血管画像 7 5 は表層血管を示す青色で、血管画像 7 6 は中層血管を示す緑色で、血管画像 7 7 は深層血管を示す赤色で表されている。また、血液濃度画像 8 4 では、血管画像 8 6 は低血液濃度を示す赤で、血管画像 8 7 は中血液濃度を示すグレー、血管画像 8 8 は高血液濃度を示すシアンで表されている。また、酸素飽和度画像 7 4 では、血管画像 8 0 は低酸素飽和度を示すシアンで、血管画像 8 1 は中酸素飽和度を示すマゼンダで、血管画像 8 2 は高酸素飽和度を示すイエローで表されている。

【 0 0 5 4 】

図 9 に対して、図 1 0 に示すように、血管深さ画像 7 3、血液濃度画像 8 4、酸素飽和度画像 7 4 の 3 つの画像を同時に表示するようにしてもよい。なお、図 1 1 に示すように、血管深さ画像 7 3、酸素飽和度画像 7 4、血液濃度画像 8 4 を表示せず、広帯域光画像 7 2 のうち所定の血管画像 8 5 を指定し、その指定した血管画像 8 5 について血管深さ (

10

20

30

40

50

D (Depth))、酸素飽和度 ($S t O_2$ (Saturated Oxygen))、血液濃度 (Index of Hemoglobin (I H b)) を文字情報として表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

次に、本発明の作用について、図 1 2 に示すフローチャートに沿って説明する。まず、コンソール 2 3 の操作により、通常光画像モードから特殊光画像モードに切り替える。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 5 6 に記憶される。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。

【 0 0 5 6 】

そして、コントローラ 5 9 からシャッター駆動部 3 2 に対して照射停止信号が送られると、シャッター駆動部 3 2 は、シャッター 3 1 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 B B の照射を停止する。広帯域光 B B の照射が停止されると、コントローラ 5 9 から光源切替部 3 7 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 3 7 は、第 1 狭帯域光源 3 3 を ON にし、第 1 狭帯域光 N 1 を体腔内に照射する。第 1 狭帯域光 N 1 が体腔内に照射されると、コントローラ 5 9 から撮像駆動部 4 6 に対して撮像指示が送られる。これにより、第 1 狭帯域光 N 1 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、A F E 4 5 を介して、D S P 5 5 に送られる。D S P 5 5 では第 1 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。生成された第 1 狭帯域画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 7 】

第 1 狭帯域画像データがフレームメモリ 5 6 に記憶されたら、光源切替部 3 7 は、コントローラ 5 9 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 N 1 から第 2 狭帯域光 N 2 へと切り替える。そして、第 1 狭帯域光 N 1 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 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 8 】

第 2 狭帯域画像データがフレームメモリ 5 6 に記憶されたら、光源切替部 3 7 は、コントローラ 5 9 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 N 2 から第 3 狭帯域光 N 3 へと切り替える。そして、第 1 及び第 2 狭帯域光 N 1 , N 2 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 5 6 に記憶される。

【 0 0 5 9 】

第 3 狭帯域画像データがフレームメモリ 5 6 に記憶されたら、光源切替部 3 7 は、コントローラ 5 9 からの光源切替指示により、体腔内に照射する光を第 3 狭帯域光 N 3 から第 4 狭帯域光 N 4 へと切り替える。そして、第 1 ~ 第 3 狭帯域光 N 1 ~ N 3 の場合と同様に撮像が行なわれ、撮像により得られた第 4 狭帯域撮像信号に基づいて第 4 狭帯域画像データが生成される。生成された第 4 狭帯域画像データは、フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 0 6 0 】

フレームメモリ 5 6 に広帯域画像データ、第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データが記憶されたら、輝度比算出部 6 0 は、第 1 ~ 第 4 狭帯域画像データの 4 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 $S 1^*$ と、第 3 及び第 2 狭帯域画像データ間の第 2 輝度比 $S 2^*$ を算出するとともに、第 4 及び第 1 狭帯域画像データ間の第 3 輝度比 $S 3^*$ と、第 2 及び第 1 狭帯域画像データ間の第 4 輝度比 $S 4^*$ を算出する。

【 0 0 6 1 】

次に、血管深さ - 血液濃度算出部 6 2 は、血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部 6 1 の相関関係に基づいて、観測値である第 1 及び第 2 輝度比 $S 1^*$, $S 2^*$ に対応する血管情報

10

20

30

40

50

座標系 8 3 の座標 (K^* , L^*) 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情報 K^* 及び酸素飽和度情報 L^* が求められる。

【0062】

次に、血管深さ - 酸素飽和度算出部 6 9 は、血管深さ - 酸素飽和度相関関係記憶部 6 5 の相関関係に基づいて、観測値である第 3 及び第 4 輝度比 S_3^* , S_4^* に対応する血管情報座標系 6 7 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情報 U^* 及び酸素飽和度情報 V^* が求められる。

【0063】

血管深さ情報 K^* 、血液濃度情報 L^* 、及び酸素飽和度情報 V^* が求められると、血管深さ情報 K^* に対応するカラー情報が血管深さ画像生成部の CM 6 3 a から特定される。また、血液濃度情報 L^* に対応するカラー情報が血液濃度画像生成部の CM 6 4 a から特定される。また、酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報が酸素飽和度画像生成部の CM 7 8 a から特定される。特定されたカラー情報は、プロセッサ装置 1 2 内の RAM (図示省略) に記憶される。

【0064】

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、血管深さ情報 K^* 、血液濃度情報 L^* 、酸素飽和度情報 V^* を求めるとともに、それら血管深さ情報 K^* 、血液濃度情報 L^* 、酸素飽和度情報 V^* に対応するカラー情報を特定する。

【0065】

そして、血管領域内の全ての画素について血管深さ情報、血液濃度情報、酸素飽和度情報とそれらに対応するカラー情報が得られると、血管深さ画像生成部 6 3 は、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データを読み出し、この広帯域画像データに対して、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、血液濃度画像生成部 6 4 は、血管深さ画像と同様に、血液濃度画像データを生成する。また、酸素飽和度画像生成部 7 8 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、血液濃度画像データ、酸素飽和度画像データは、再度フレームメモリ 5 6 に記憶される。

【0066】

そして、表示制御回路 5 8 は、フレームメモリ 5 6 から広帯域画像データ、血管深さ画像データ、血液濃度画像データ、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 9 または図 1 0 に示すような広帯域光画像 7 2、血管深さ画像 7 3、血液濃度画像 8 4、酸素飽和度画像 7 4 をモニタ 1 4 に表示する。図 9 に示すモニタ 1 4 では、通常光画像である広帯域光画像 7 2 に加え、血管深さ画像 7 3、血液濃度画像 8 4、酸素飽和度画像 7 4 のいずれかが同時に並列表示され、図 9 に示すモニタ 1 4 では、広帯域光画像 7 2、血管深さ画像 7 3、血液濃度画像 8 4、酸素飽和度画像 7 4 の 4 つの画像が同時に並列表示される。

【0067】

本発明の第 2 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 0 は、図 1 3 に示すように、CCD 9 0 を R 画素、G 画素、B 画素からなるカラー CCD で構成することに加え、特殊光画像モード時においては、図 1 4 に示すように、第 3 狭帯域光 N 3 を照射する代わりに、広帯域光 B B を体腔内に照射する。そして、広帯域光 B B を照射したときに CCD 9 0 の G 画素で得られる撮像信号を使って、第 2 輝度比 S_2 を求める。第 2 実施形態の電子内視鏡システム 1 0 0 では、第 3 狭帯域光 N 3 を照射しないため、第 1 実施形態と異なり、第 3 狭帯域光源を備えていない。なお、それら以外については、第 1 実施形態と略同様であるため、説明を省略する。

【0068】

CCD 9 0 の R 画素、G 画素、B 画素には、それぞれ R 色、G 色、B 色のカラーフィルターが設けられており、それらカラーフィルターは、図 1 5 に示すような分光透過率 S_2 , S_3 , S_4 を有している。したがって、広帯域光 B B は波長が約 4 7 0 ~ 7 0 0 nm に

10

20

30

40

50

わたるため、広帯域光 B B を体腔内に照射したときには、R 画素、G 画素、B 画素の全てが感応する。一方、第 1 狭帯域光 N 1 は波長が $405 \pm 10 \text{ nm}$ であるため、第 1 狭帯域光 N 1 を体腔内に照射したときには、B 画素のみが感応する。また、第 2 狭帯域光 N 2 は波長が $470 \pm 10 \text{ nm}$ であるため、第 2 狭帯域光 N 2 を体腔内に照射したときには、B 画素及び G 画素が感応する一方、R 画素は感応しない。また、第 4 狭帯域光 N 4 は波長が $440 \pm 10 \text{ nm}$ であるため、B 画素のみが感応する。

【0069】

以上のように、CCD90 で感応する画素が照射する光によって異なることから、第 1 ~ 第 4 輝度比 S 1 ~ S 4 の算出方法が第 1 実施形態と異なる。第 2 実施形態では、第 1 輝度比 S 1 を求める際には、第 1 狭帯域光 N 1 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 1 と、第 2 狭帯域光 N 2 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 2 とに基づき、 $\text{Log}(B1/B2)$ により第 1 輝度比 S 1 算出する。一方、第 2 輝度比 S 2 を求める際には、第 2 狭帯域光 N 2 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 2 と、広帯域光 B B を照射したときに CCD90 の G 画素で得られる輝度値 Broad_G とに基づき、 $\text{Log}(\text{Broad_G}/B2)$ から第 2 輝度比 S 2 を求める。

10

【0070】

また、第 3 輝度比 S 3 を求める際には、第 1 狭帯域光 N 1 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 1 と、第 4 狭帯域光 N 2 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる B 4 とに基づき、 $B4/B1$ から第 3 輝度比 S 3 を求める。さらに、第 4 輝度比 S 4 を求める際には、第 2 狭帯域光 N 2 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 2 と、第 1 狭帯域光 N 1 を照射したときに CCD90 の B 画素で得られる輝度値 B 1 とに基づき、 $B2/B1$ から第 4 輝度比 S 4 を求める。

20

【0071】

本発明の第 3 実施形態は、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 を切り替えながら撮像を行なった第 1 実施形態と異なり、第 1 ~ 第 4 狭帯域光源を設置せずに、広帯域光 B B の反射光を音響光学可変フィルタ部で第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 に分光し、分光毎に撮像を行なう。図 16 に示すように、第 3 実施形態の電子内視鏡システム 110 は、電子内視鏡に音響光学可変フィルタ部 111 を設けること、分光毎に撮像を行なうこと、第 1 ~ 第 3 狭帯域光源 33 ~ 35 を設けないこと以外については、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 10 と同様であるため、説明を省略する。

30

【0072】

第 3 実施形態の電子内視鏡 110 は、電子内視鏡の観察窓 50 と集光レンズ 51 との間に設けられた音響光学可変フィルタ部 111 を備えている。音響光学可変フィルタ部 111 は、体腔内で反射した広帯域光 B B を、第 1 ~ 第 4 狭帯域光 N 1 ~ N 4 に分光する。音響光学可変フィルタ部 111 では、まず最初に第 1 狭帯域光 N 1 が分光され、その後に第 2 狭帯域光 N 2、第 3 狭帯域光 N 3、第 4 狭帯域光 N 4 の順序で分光されるが、この順序に限られない。また、音響光学可変フィルタ部 111 は撮像制御部 46 に接続されており、分光を行なう毎に分光信号を撮像制御部 46 に送る。この分光信号に基づいて撮像制御部 46 は CCD44 に撮像信号を送る。したがって、分光毎に CCD44 で撮像が行なわれるため、CCD44 からは第 1 実施形態と同様に、第 1 ~ 第 4 狭帯域撮像信号が出力される。

40

【0073】

なお、第 3 実施形態では、CCD44 として、電子内視鏡 11 の先端部から入射する広帯域光 B B のうち第 1 狭帯域光 N 1 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 N 2 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 N 3 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、第 4 狭帯域光 N 4 のみを透過させるフィルターが設けられた第 4 狭帯域用画素の 4 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、音響光学可変フィルタ部 111 によらず、広帯域光 B B を分光することができる。

50

【 0 0 7 4 】

なお、第 1 実施形態では、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 の発生に第 1 ～ 第 4 狭帯域光源を用いたが、第 1 ～ 第 4 狭帯域光源を設置せず、図 2 において、シャッター 3 1 に代わりに図 1 7 に示すロータリーフィルタ 1 3 0 を設け、このロータリーフィルタ 1 3 0 により第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 を発生させてもよい。ロータリーフィルタ 1 3 0 は、広帯域光源 3 0 からの広帯域光 B B をそのまま透過させる広帯域光透過領域 1 3 1 と、広帯域光 B B のうち第 1 狭帯域光 N 1 を透過させる第 1 狭帯域光透過領域 1 3 2 と、広帯域光 B B のうち第 2 狭帯域光 N 2 を透過させる第 2 狭帯域光透過領域 1 3 3 と、広帯域光 B B のうち第 3 狭帯域光 N 3 を透過させる第 3 狭帯域光透過領域 1 3 4 と、広帯域光 B B のうち第 4 狭帯域光 N 4 を透過させる第 4 狭帯域光透過領域 1 3 5 とを備えている。ロータリーフィルタ 1 3 0 は回転自在であり、広帯域光 B B を発生させるときには広帯域光透過領域 1 3 1 が、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 いずれかの光を発生させるときにはその光に対応する第 1 ～ 第 4 狭帯域光透過領域 1 3 2 ～ 1 3 5 が、広帯域光源 3 0 の光軸上にセットされるように、ロータリーフィルタ 1 3 0 を回転させる。なお、ロータリーフィルタ 1 を広帯域光源 3 0 の光軸に対して挿脱自在にし、体腔内に第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 のいずれかを照射するときには前記光軸上にロータリーフィルタを挿入させ、体腔内に広帯域光 B B を照射するときには前記光軸上からロータリーフィルタを退避させてもよい。この場合には、ロータリーフィルタ 1 3 0 に広帯域光透過領域 1 3 1 を設ける必要が無くなる。

10

【 0 0 7 5 】

20

なお、第 1 実施形態では、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 の照射毎に撮像して合計 4 フレームの撮像信号を得ていたが、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 が特定の波長帯域であり、C C D が第 2 実施形態のようなカラー C C D である場合には、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 のいずれかを単独で体腔内に照射して撮像するとともに、残りの狭帯域光を同時に体腔内に照射して撮像することで、撮像信号の合計のフレーム数を 4 よりも少なくすることができる。なお、撮像により得られた撮像信号から、第 1 ～ 第 4 狭帯域光 N 1 ～ N 4 にそれぞれ対応する第 1 ～ 第 4 狭帯域信号に分離する際には、カラー C C D の分光特性が利用される。

【 0 0 7 6 】

30

なお、第 1 実施形態では、広帯域光画像を生成する際、広帯域光源からの広帯域光 B B をそのまま体腔内に照射してモノクロの C C D で撮像し、そのモノクロの C C D 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たが、広帯域光画像を生成する方法はこれに限られない。

【 0 0 7 7 】

40

例えば、面順次方式で広帯域光画像を生成してもよい。この面順次方式では、広帯域光源の手前に、図 1 8 に示すような、B G R の 3 色のカラーフィルター 1 4 0、1 4 1、1 4 2 が設けられたロータリーフィルタ 1 4 3 を設ける。そして、広帯域光画像を生成する際には、B 色のカラーフィルター 1 4 0、G 色のカラーフィルター 1 4 1、R 色のカラーフィルター 1 4 2 が広帯域光 B B の光路上に順に位置するように、ロータリーフィルタ 1 4 3 を回転させる。このロータリーフィルター 1 4 3 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。

【 0 0 7 8 】

そして、各色の光が照射される毎にモノクロの C C D で撮像を行なうことによって、青色撮像信号、撮像信号、赤色撮像信号の 3 色の撮像信号が得られる。これらの青色撮像信号、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、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。なお、面順次方式の場合には、図 1 9 に示すように、ロータリーフィルター 1 5 0 に、図 1 8 と同様の B G R の 3 色のカラーフィルター 1

50

5 1、1 5 2、1 5 3を設けるとともに、図 1 7と同様の第 1～第 4 狭帯域光透過領域 1 5 4～1 5 7を設けることによって、光源装置 1 2に第 1～第 4 狭帯域光源 3 3～3 5，3 8を設ける必要が無くなる。

【0 0 7 9】

また、面順次方式に代えて、同時式で広帯域光画像を生成してもよい。この同時式では、面順次方式のようにロータリーフィルタを設ける代わりに、CCDとして、波長によって感度が異なるB画素、G画素、R画素からなるカラーCCDを用いる。そして、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で受光する。この受光により、B画素からは青色撮像信号が、G画素からは緑色撮像信号、R画素からは赤色撮像信号が同時に出力される。これら出力された青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号の3色の撮像信号から、広帯域光画像が生成される。このように、同時式の場合であれば、各色の撮像信号が同時に出力されるため、時間差が生じることがない。したがって、被検者の体動や内視鏡の挿入部の動きがあつたとしても、生成された広帯域光画像に位置ズレが生じることはない。なお、カラーCCDとしては、原色系の3色のカラーフィルタ(R、G、B)が設けられた原色系カラーCCDの他に、補色系の3色のカラーフィルタ(C(シアン)、M(マゼンダ)、Y(イエロー))が設けられた補色系カラーCCDを用いてもよい。

10

【0 0 8 0】

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、CCDなどの撮像素子等をカプセルに内蔵させたカプセル型の電子内視鏡に対しても適用することができる。

20

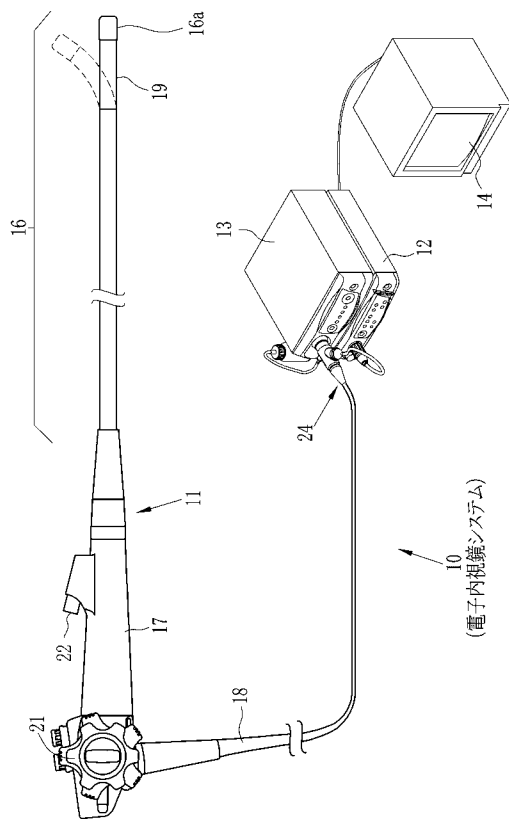
【符号の説明】

【0 0 8 1】

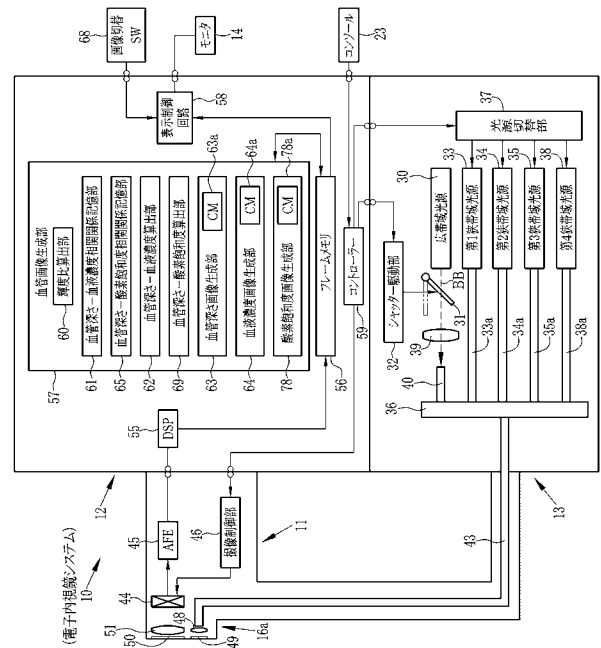
1 0，1 0 0，1 1 0 電子内視鏡システム
 3 0 広帯域光源
 3 3～3 5，3 8 第1～第4 狭帯域光源
 4 4 CCD
 6 0 輝度比算出部
 6 1 血管深さ - 血液濃度相関関係記憶部
 6 2 血管深さ - 血液濃度算出部
 6 3 血管深さ画像生成部
 6 4 血液濃度画像生成部
 7 9 輝度座標系
 8 3 血管情報座標系

30

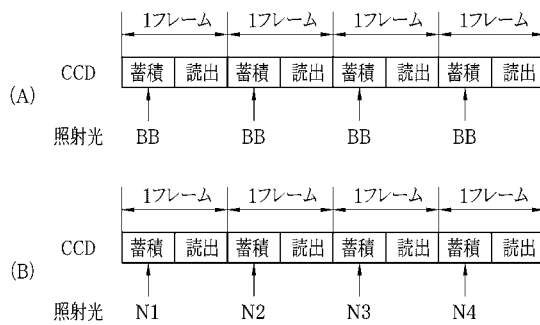
【 図 1 】



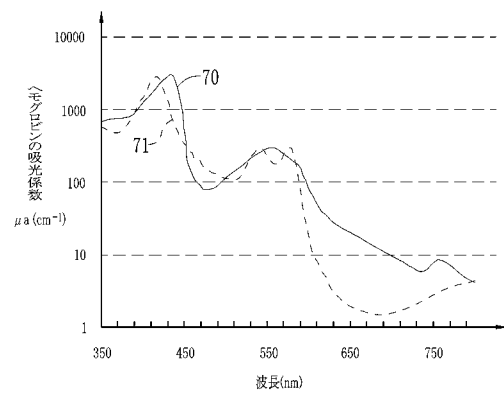
【 図 2 】



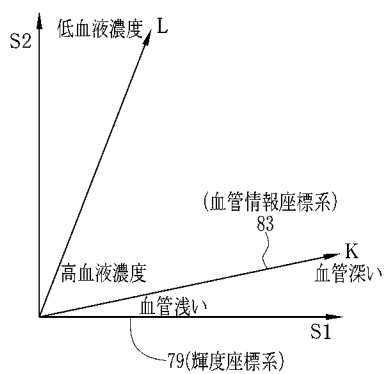
【 図 3 】



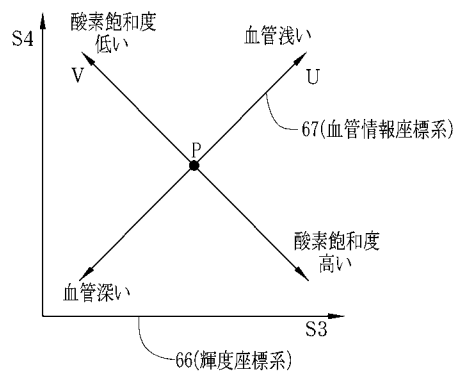
【 図 5 】



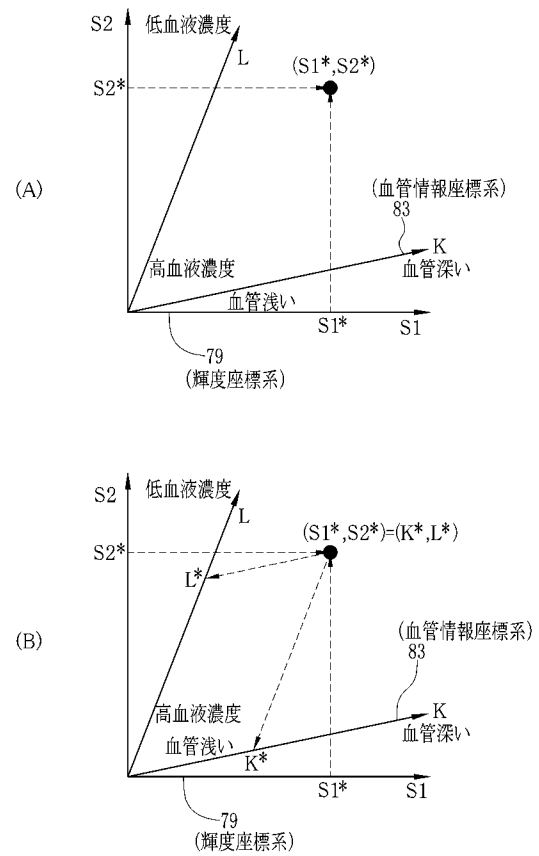
【 図 4 】



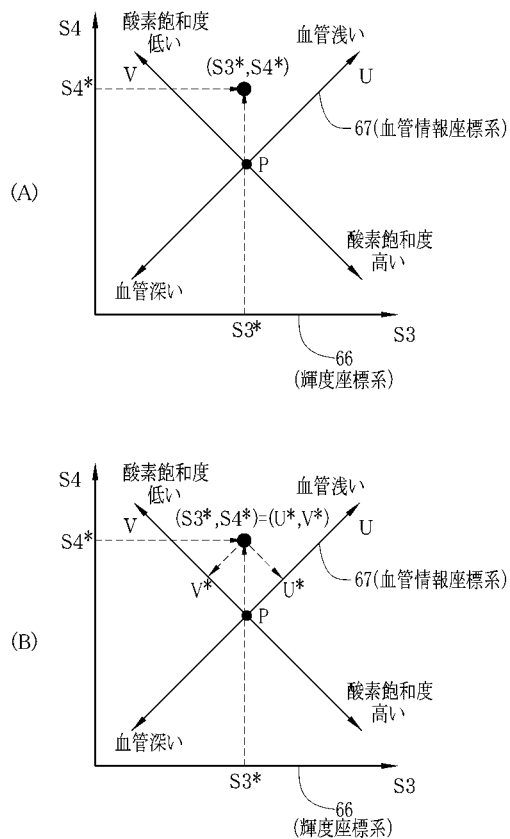
【図 6】



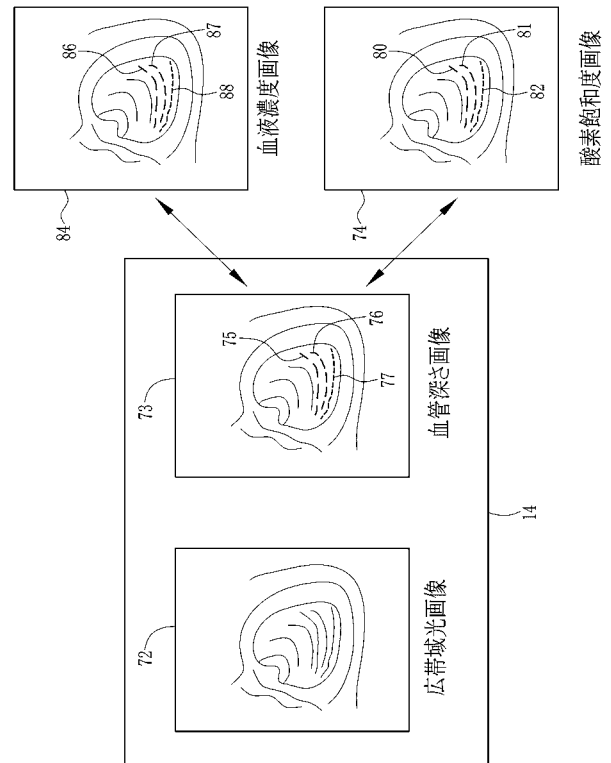
【図 7】



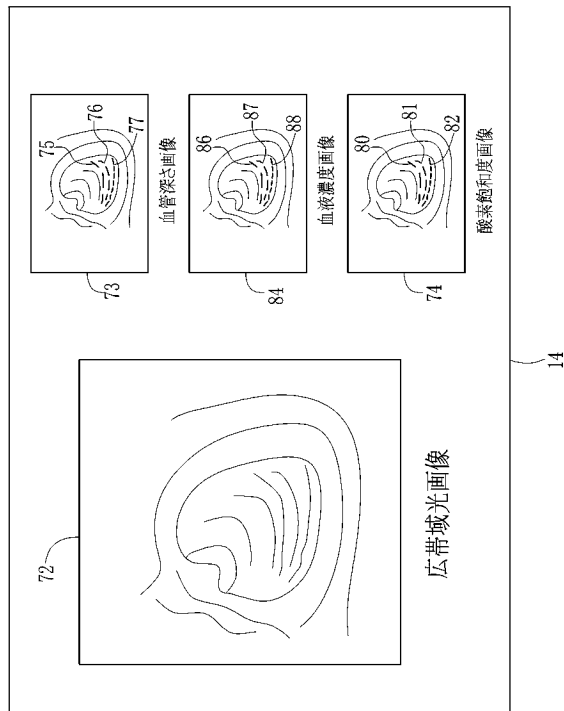
【図 8】



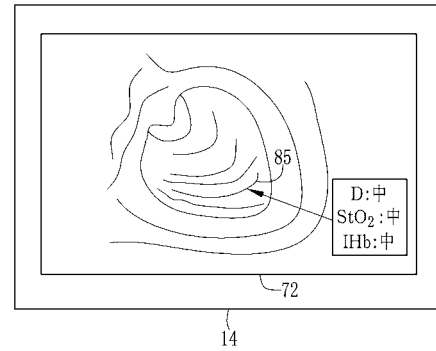
【図 9】



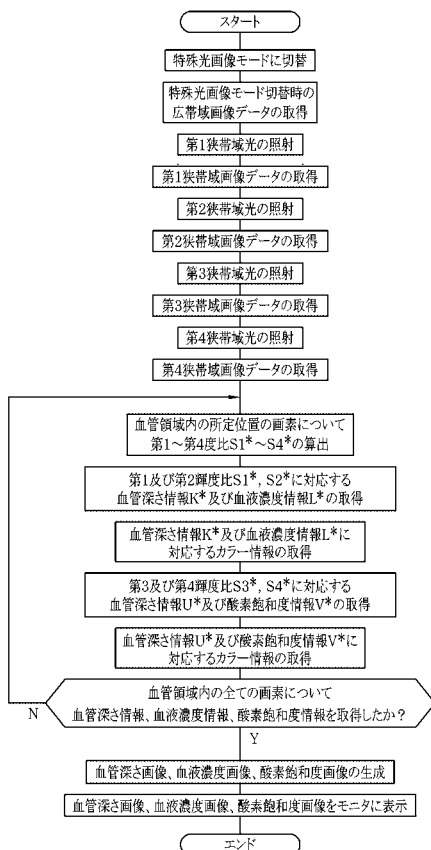
【 図 1 0 】



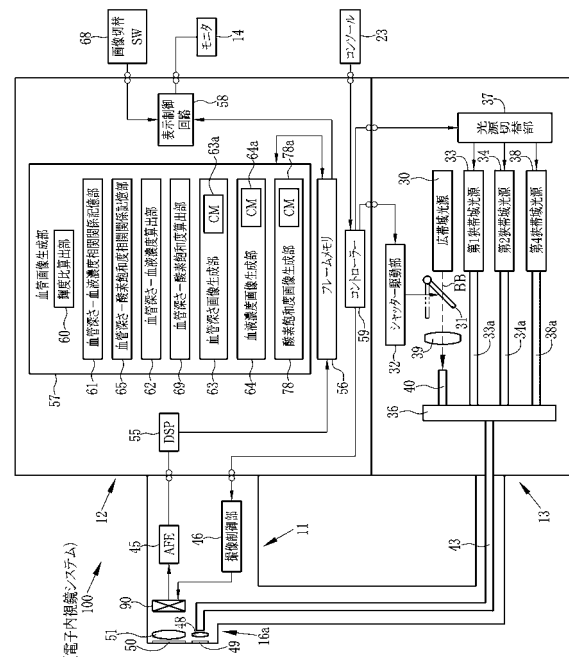
【 図 1 1 】



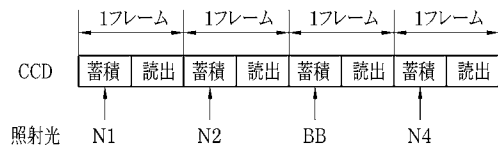
【 図 1 2 】



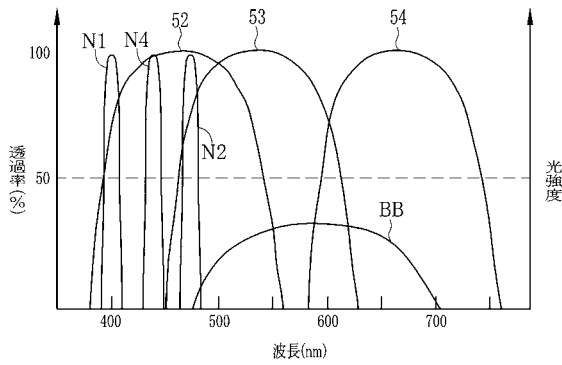
【 図 1 3 】



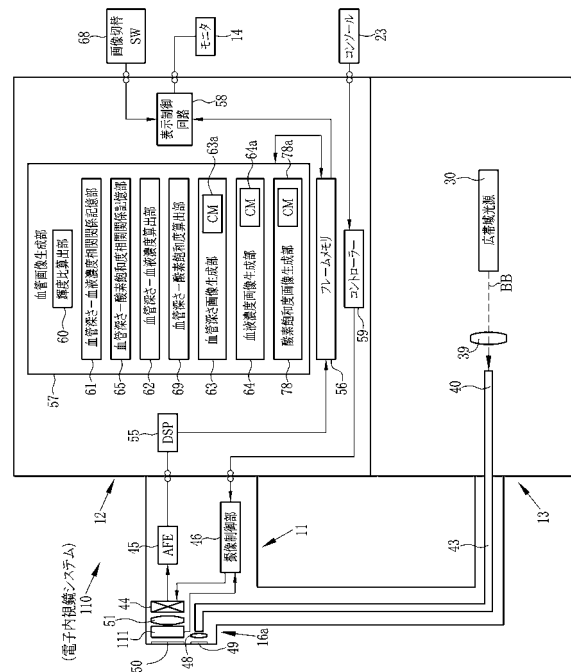
【図 14】



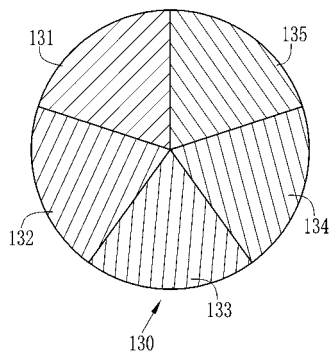
【図 15】



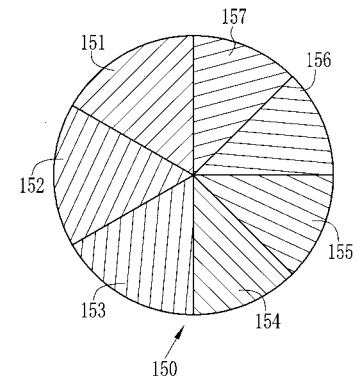
【図 16】



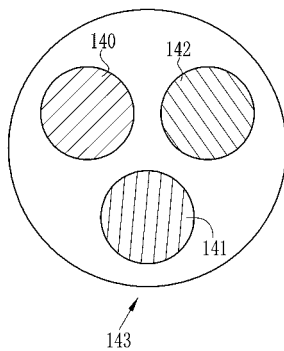
【図 17】



【図 19】



【図 18】



专利名称(译)	电子内窥镜系统，电子内窥镜的处理器装置和血管信息获取方法		
公开(公告)号	JP2011200531A	公开(公告)日	2011-10-13
申请号	JP2010072065	申请日	2010-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 A61B5/1459		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 A61B5/1076 A61B5/14551 A61B5/1459 G06T5/50 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/20221 G06T2207/20224 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B5/14.321 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.617 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX02 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ01 4C061/QQ08 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/SS08 4C061/SS21 4C061/TT01 4C061/WW15 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ08 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/SS08 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5457247B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据血管深度准确获取血管信息，例如血药浓度和血氧饱和度。SOLUTION：用具有从400 nm至600 nm的不同波长带的第一至第三条窄带光照射体腔。第一和第二窄带光包括在蓝色带中，并且第三窄带光包括在绿色带中。对每个窄带光的每次照射执行成像，从而获得第一至第三窄带图像数据。从第一至第三窄带图像数据指定包括血管的血管区域。对于血管区域中的像素，对应于第一和第二窄带图像数据之间的第一亮度比 $S1^*$ 和第三和第二窄带图像数据之间的第二亮度比 $S2^*$ 的血管。深度信息 K^* 和血液浓度信息 L^* 是从过去的诊断等中获得的相关性获得的。基于针对血管区域中的所有像素的血管深度信息和血液浓度信息来生成血管深度图像和血液浓度图像。[选择图]图7

