

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5568584号
(P5568584)

(45) 発行日 平成26年8月6日(2014.8.6)

(24) 登録日 平成26年6月27日(2014.6.27)

(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-54503 (P2012-54503)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年3月12日 (2012.3.12)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-188244 (P2013-188244A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成25年9月26日 (2013.9.26)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成25年8月8日 (2013.8.8)		弁理士 小林 和憲
		(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	増淵 俊仁

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第1及び第2照明光を、それぞれ別の第1及び第2フレームに分けて、被検体に順次照射する照明手段と、

前記所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に前記被検体の反射像を順次撮像することにより、前記第1及び第2フレームで第1及び第2画像信号を取得する動画生成手段であり、前記第1及び第2画像信号に基づいて1フレームの内視鏡画像を生成し、生成された内視鏡画像を表示手段に順次表示するための内視鏡動画を生成する動画生成手段と、

前記第1画像信号のうち前記特定画素から出力された信号と前記第2画像信号のうち前記特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、前記表示手段に警告情報を表示する警告表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1照明光は、第1青色狭帯域光と、この第1青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる緑色～赤色の広帯域光とを含んでおり、

前記第2照明光は、前記第1青色狭帯域光と波長が異なる第2青色狭帯域光と、この第2青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる緑色～赤色の広帯域光とを含んでおり、

前記第1及び第2照明光のスペクトル分布が共通する前記所定の波長帯域は、赤色帯域であることを特徴とする請求項1記載の内視鏡システム。

10

20

【請求項 3】

前記第 1 及び第 2 青色狭帯域光は半導体光源から発せられることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記警告表示手段は、前記信号比が第 1 の数値範囲から外れた場合に、前記被検体での動きに関する第 1 警告情報を表示することを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記内視鏡動画は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を動画化した酸素飽和度観察動画であり、

10

前記警告表示手段は、前記信号比が第 2 の数値範囲から外れた場合に、前記酸素飽和度に関する第 2 警告情報を表示することを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記信号比が所定の範囲外となった場合に、前記内視鏡動画の表示方法を変更する表示方法変更手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記信号比が所定の範囲内の場合に、前記内視鏡動画を静止画として静止画用記憶手段に記録する静止画記録手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

20

【請求項 8】

所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第 1 及び第 2 照明光を、それぞれ別の第 1 及び第 2 フレームに分けて、被検体に順次照射するとともに、前記所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に前記被検体の反射像を順次撮像することにより、前記第 1 及び第 2 フレームで第 1 及び第 2 画像信号を取得する内視鏡装置に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第 1 及び第 2 画像信号に基づいて 1 フレームの内視鏡画像を生成し、生成された内視鏡画像を表示手段に順次表示するための内視鏡動画を生成する動画生成手段と、

30

前記第 1 画像信号のうち前記特定画素から出力された信号と前記第 2 画像信号のうち前記特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、前記表示手段に警告情報を表示する警告表示手段とを備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 9】

照明手段が、所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第 1 及び第 2 照明光を、それぞれ別の第 1 及び第 2 フレームに分けて発するステップと、

動画生成手段が、前記所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に前記被検体の反射像を順次撮像することにより、前記第 1 及び第 2 フレームで第 1 及び第 2 画像信号を取得し、前記第 1 及び第 2 画像信号に基づいて 1 フレームの内視鏡画像を生成するステップと、

40

前記動画生成手段が、生成された前記内視鏡画像を内視鏡動画として表示手段に順次表示させるステップと、

警告表示手段が、前記第 1 画像信号のうち前記特定画素から出力された信号と前記第 2 画像信号のうち前記特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、前記表示手段に警告情報を表示させるステップとを備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、面順次方式などの順次方式で得られた複数フレームの画像信号に基づいて1フレームの内視鏡画像を生成し、生成された内視鏡画像を動画表示する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。内視鏡装置による被検体内の観察としては、照明光として広帯域光の白色光を用いて被検体内の全体像を把握する通常光観察や、特定波長の照明光を用いて様々な観点から観察を行う特殊光観察が知られている。

10

【 0 0 0 3 】

通常光観察では、キセノン光などの広帯域光を被検体に照射し、その反射像をカラーの撮像素子で撮像して得たカラーの通常観察動画をモニタに表示する他に、特許文献1及び2に示すように、広帯域光から色分離したRGBの3色の光を被検体に順次照射し、その反射像を順次撮像して得られる3色分の画像を同時化したカラーの通常観察動画をモニタに表示することが知られている。

【 0 0 0 4 】

特殊光観察においては、血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の照明光を用いることによって特定深さの血管を強調表示する血管強調観察の他、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化により吸光度が変化する波長範囲を少なくとも含む複数波長の光を体腔内に順次照射し、その反射像を順次撮像すること(順次方式)により得られる複数フレームの画像から、酸素飽和度を酸素飽和度画像として画像化することも行われている(酸素飽和度観察)。これら血管強調観察や酸素飽和度観察などの特殊光観察によれば、通常光観察では発見が困難であった癌の検出を容易する。

20

【 0 0 0 5 】

ここで、酸素飽和度画像のように、波長成分が異なる複数フレームの画像を順次方式で取得する場合には、各画像の取得時間はそれぞれ異なっている。したがって、それら各波長成分の画像の取得中に、内視鏡スコープ先端部の湾曲動作や被検体内の体動その他の様々な動き、画像にブレが生じると、画像中にアーチファクトが生じるおそれがある。このアーチファクトの問題に対して、特許文献1では、面順次方式で取得したRGBの3枚の画像に基づいて1フレームの観察画像をモニタに表示する際、動きが小さいときはカラーで表示し、動きが大きときはモノクロに切り替えて表示することが示されている。したがって、モノクロ表示されているときには、ユーザーは画像中にアーチファクトが生じていることを認識することができる。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開平 8 - 6 8 9 5 2 号 公 報

【 発明の概要 】

40

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

特許文献1では、観察画像のカラー表示とモノクロ表示の切り替えは、手動(キーボードの入力)で行われている。このような表示切り替え操作は、内視鏡スコープを実際に操作する術者にとっては、大きな負担となることが多い。したがって、この術者の負担を減らすためには、術者とは別の補助者に、表示切り替え操作を行ってもらう必要がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、面順次などの順次方式で取得した複数フレームの画像に基づいて内視鏡画像を表示する際、被検体内の動きによるアーチファクトの発生など画像表示上の異常を自動で検出するとともに、その検出結果をモニタ上に表示することができる内視鏡システム、

50

内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡動画表示方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第1及び第2照明光を、それぞれ別の第1及び第2フレームに分けて、被検体に順次照射する照明手段と、所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に前記被検体の反射像を順次撮像することにより、第1及び第2フレームで第1及び第2画像信号を取得する動画生成手段であり、第1及び第2画像信号に基づいて1フレームの内視鏡画像を生成し、生成された内視鏡画像を表示手段に順次表示するための内視鏡動画を生成する動画生成手段と、第1画像信号のうち特定画素から出力された信号と第2画像信号のうち特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、表示手段に警告情報を表示する警告表示手段とを備えることを特徴とする。

10

【0011】

前記第1照明光は、第1青色狭帯域光と、この第1青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる緑色～赤色の広帯域光とを含んでおり、前記第2照明光は、前記第1青色狭帯域光と波長が異なる第2青色狭帯域光と、この第2青色狭帯域光を波長変換部材で波長変換することで得られる緑色～赤色の広帯域光とを含んでおり、前記第1及び第2照明光のスペクトル分布が共通する前記所定の波長帯域は、赤色帯域であることが好ましい。前記第1及び第2青色狭帯域光は半導体光源から発せられることが好ましい。

20

【0012】

前記警告表示手段は、前記信号比が第1の数値範囲から外れた場合に、前記被検体での動きに関する第1警告情報を前記表示手段に表示することが好ましい。前記内視鏡動画は、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を動画化した酸素飽和度観察動画であり、前記警告表示手段は、前記信号比が第2の数値範囲から外れた場合に、前記酸素飽和度に関する第2警告情報を前記表示手段に表示することが好ましい。

【0013】

前記信号比が所定の範囲外となった場合に、前記内視鏡動画の表示方法を変更する表示方法変更手段を備えることが好ましい。前記信号比が所定の範囲内の場合に、前記内視鏡動画を静止画として静止画用記憶手段に記録する静止画記録手段を備えることが好ましい。

30

【0014】

本発明は、所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第1及び第2照明光を、それぞれ別の第1及び第2フレームに分けて、被検体に順次照射するとともに、所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に被検体の反射像を順次撮像することにより、第1及び第2フレームで第1及び第2画像信号を取得する内視鏡装置に接続された内視鏡システムのプロセッサ装置において、第1及び第2画像信号に基づいて1フレームの内視鏡画像を生成し、生成された内視鏡画像を表示手段に順次表示するための内視鏡動画を生成する動画生成手段と、第1画像信号のうち特定画素から出力された信号と第2画像信号のうち特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、表示手段に警告情報を表示する警告表示手段とを備えることを特徴とする。

40

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、所定の波長帯域においてスペクトル分布が共通する第1及び第2照明光を、それぞれ別の第1及び第2フレームに分けて発するステップと、動画生成手段が、所定の波長帯域の光を透過させるカラーフィルタが設けられた特定画素を有するカラーの撮像素子で、各フレーム毎に被検体の反射像を順次撮

50

像することにより、第1及び第2フレームで第1及び第2画像信号を取得し、第1及び第2画像信号に基づいて1フレームの内視鏡画像を生成するステップと、動画生成手段が、生成された内視鏡画像を内視鏡動画として表示手段に順次表示させるステップと、警告表示手段が、第1画像信号のうち特定画素から出力された信号と第2画像信号のうち特定画素から出力された信号の信号比が所定の範囲外となった場合に、表示手段に警告情報を表示させるステップとを備えるものである。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、被検体の動きなどに相関関係がある画像信号間の信号比を用いることで、アーチファクトの発生など画像表示上の異常を自動的に検出し、更に、その画像表示上の異常は、内視鏡動画中で警告情報として表示される。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3】第1及び第2白色光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図4A】カラーの撮像素子に設けられたB画素、G画素、R画素を示す図である。

【図4B】B画素、G画素、R画素の分光透過率を示すグラフである。

【図5A】通常光観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

20

【図5B】酸素飽和度観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための説明図である。

【図6A】「アーチファクト」に関する警告表示が挿入された酸素飽和度観察動画を示す図である。

【図6B】「酸素飽和度」に関する警告表示が挿入された酸素飽和度観察動画を示す図である。

【図6C】「酸素飽和度」に関する警告表示が挿入された酸素飽和度観察動画を示す図である。

【図7】画像処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図8】酸素飽和度と信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

30

【図9】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図10】血液量と信号比 $R2/G2$ との相関関係を示すグラフである。

【図11】図8のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明するための図である。

【図12】酸素飽和度観察モードにおける一連の流れを示すフローチャートである。

【図13】動き量Mに応じて、酸素飽和度観察動画の色表示方法（モノクロ、カラー）を変更することを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、内視鏡システム10は、所定の波長範囲の光を発生する光源装置11と、光源装置11からの照明光を被検体の被観察領域に照射し、その反射像を撮像する内視鏡装置12と、内視鏡装置12での撮像により得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置13と、画像処理によって得られた内視鏡画像等を表示する表示装置14と、キーボード等で構成される入力装置15とを備えている。

40

【0019】

内視鏡装置12には、操作部16側から順に、軟性部17、湾曲部18、スコープ先端部19が設けられている。軟性部17は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部18は、操作部16に配置されたアングルノブ16aの回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部18は、被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲させることができるため、スコープ先端部19を所望の観察部位に向ける

50

ことができる。

【0020】

内視鏡システム10は、波長範囲が青色から赤色に及び可視光の被検体像からなる通常観察動画を表示装置14に表示する通常光観察モードと、被検体における血中ヘモグロビンの酸素飽和度を動画化した酸素飽和度観察動画を表示装置14に表示する酸素飽和度観察モードを備えている。これら観察モードは、内視鏡装置の切り替えスイッチ21や入力装置15によって入力される入力情報に基づき、適宜切り替えられる。

【0021】

図2に示すように、光源装置11は、2種のレーザ光源LD1、LD2と、光源制御部20とを備えている。レーザ光源LD1は、中心波長が473nmの第1レーザ光を発生する。この第1レーザ光は、内視鏡装置12のスコープ先端部19に配置された蛍光体50で、第1白色光(疑似白色光)に波長変換される。レーザ光源LD2は、中心波長が445nmの第2レーザ光を発生する。この第2レーザ光も、蛍光体50によって、第2白色光に波長変換される。なお、第1レーザ光の波長範囲は460~480nmにすることが好ましく、第2レーザ光の波長範囲は440~460nmにすることが好ましい。

10

【0022】

各レーザ光源LD1、LD2から発生される第1または第2レーザ光は、集光レンズ(図示省略)を介してそれぞれ光ファイバ24、25に入射する。なお、レーザ光源LD1、LD2は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが使用でき、また、InGaNAS系レーザダイオードやGaNAS系レーザダイオード等を用いることもできる。

20

【0023】

光源制御部20は、レーザ光源LD1、LD2を制御することによって、各レーザ光源LD1、LD2の発光タイミングを調節する。本実施形態では、通常光観察モードのときには、レーザ光源LD2をオンにし、レーザ光源LD1をオフにする。一方、酸素飽和度観察モードのときには、1フレーム毎にレーザ光源LD1、LD2のオン・オフを切り替える。即ち、レーザ光源LD1をオンにするときにはレーザ光源LD2をオフにし、レーザ光源LD1をオフにするときにはレーザ光源LD2をオンにする。

【0024】

カプラ22は、光ファイバ24からの第1レーザ光を2系統の光に分波し、その2系統の光をライトガイド28、29に入射させる。また、カプラ22は、光ファイバ25からの第2レーザ光についても、2系統の光に分波してライトガイド28、29へと入射させる。ライトガイド28、29は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。

30

【0025】

内視鏡装置12は電子内視鏡から構成され、ライトガイド28、29で導光された2系統(2灯)の光を被観察領域に向けて照射する照明部33と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部34と、内視鏡装置12と光源装置11及びプロセッサ装置13とを着脱自在に接続するコネクタ部36を備えている。

【0026】

照明部33は、撮像部34の両脇に設けられた2つの照明窓43、44を備えており、各照明窓43、44は、第1または第2白色光を被観察領域に向けて照射する。撮像部34は、スコープ先端部19の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する1つの観察窓42を備えている。

40

【0027】

照明窓43、44の奥には、それぞれ投光ユニット47、54が収納されている。各投光ユニット47、54は、ライトガイド28、29からの第1または第2レーザ光を蛍光体50に当てて第1または第2白色光を励起発光させ、その第1または第2白色光をレンズ51を介して被観察領域に向けて照射する。

【0028】

50

蛍光体50は、レーザー光源LD1, LD2からの第1または第2レーザー光の一部を吸収して緑色～赤色に励起発光する複数種の蛍光物質(例えばYAG系蛍光物質、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光物質)を含んで構成される。第1または第2レーザー光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～赤色の励起発光光(蛍光)と、蛍光体50により吸収されず透過した第1または第2レーザー光の励起光とが合わされて、白色光(疑似白色光)が生成される。

【0029】

なお、蛍光体50は略直方体形状を有していることが好ましい。この場合、蛍光体50は、蛍光体物質をバインダで略直方体状に固めて形成してもよく、また、無機ガラスなどの樹脂に蛍光体物質を混合したものを略直方体状に形成してもよい。この蛍光体50は、商品名としてマイクロホワイト(登録商標)(Micro White(MW))とも呼ばれている。

10

【0030】

第1レーザー光が投光ユニット47, 54に入射したときには、図3に示すように、中心波長473nmの第1レーザー光の波長範囲と、その第1レーザー光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね480nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。一方、第2レーザー光が投光ユニット47, 54に入射したときには、中心波長445nmの第2レーザー光の波長範囲と、その第2レーザー光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね460nm～700nmの波長範囲とを有する白色光が被検体に照射される。

20

【0031】

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR(赤), G(緑), B(青)等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

【0032】

図2に示すように、観察窓42の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズ58が設けられており、さらにその対物レンズ58の奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像するCCD(Charge Coupled Device)やCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)などの撮像素子60が設けられている。

30

【0033】

撮像素子60は、対物レンズ58からの光を受光面(撮像面)で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号(アナログ信号)を出力する。撮像素子60はカラーCCDであり、図4Aに示すように、その受光面には、B色のカラーフィルタが設けられたB画素60b、G色のカラーフィルタが設けられたG画素60g、R色のカラーフィルタが設けられたR画素60rを1組とする画素群が、マトリックス状に配列されている。B色、G色、R色のカラーフィルタは、図4Bの曲線63, 64, 65に示すように、それぞれ青色帯域、緑色帯域、赤色帯域に分光透過率を有している。

【0034】

40

図2に示すように、撮像素子60から出力される撮像信号(アナログ信号)は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号(アナログ信号)をその電圧レベルに対応する画像信号(デジタル信号)に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13に入力される。

【0035】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図5Aに示すように、通常光観察モード時には、1フレーム期間内で、第2白色光(445nm+蛍光体(本実施形態では445nmの第2レーザー光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し

50

返し行われる。

【0036】

一方、酸素飽和度観察モード時には、図5Bに示すように、まず、最初の1フレーム目で、第1白色光(473nm+蛍光体(本実施形態では473nmの第1レーザ光を蛍光体50に当てて白色光を発生させるため、このように表記する))を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。そして、次の2フレーム目で、第2白色光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが1フレーム期間内に行われる。これら合計2フレームの撮像制御は、酸素飽和度観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

10

【0037】

この酸素飽和度観察モードにおいては、1フレーム目に、撮像素子60のB画素から青色信号B1が出力され、G画素から緑色信号G1が出力され、R画素から出力される赤色信号R1が出力される。また、2フレーム目には、B画素から青色信号B2が出力され、G画素から緑色信号G2が出力され、R画素から赤色信号R2が出力される。

【0038】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部71と、動き量算出部72と、画像処理部73と、記憶部74とを備えており、制御部71には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部71は、内視鏡装置12の切り替えスイッチ21や入力装置15から入力される入力情報に基づいて、画像処理部73、光源装置11の光源制御部20、内視鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。

20

【0039】

動き量算出部72は、酸素飽和度観察モードに設定されている場合に、1フレーム目の赤色信号R1と2フレーム目の赤色信号R2との信号比を示す $R2/R1$ を算出するとともに、この信号比 $R2/R1$ から、スコープ先端部19の湾曲動作や被検体内の体動その他の様々な動きを数値化した動き量Mを求める。この動き量Mと信号比 $R2/R1$ の対応関係は、動き量記憶部72aに記憶されている。

【0040】

動き量Mが一定の閾値以上となった場合には、動きによるアーチファクトが生じている可能性があることから、図6Aに示すように、「アーチファクトの可能性有り」を記号として表した警告記号「!!」14aを、酸素飽和度観察動画の中に挿入する。この警告の挿入処理は、警告挿入部72bにより行われる。また、動き量算出部72で求めた動き量Mは、画像処理部73に送られる。なお、アーチファクトは、動きによって生じるほか、露光制御要因で第1及び第2白色光の強度比が変化した場合に起こり得る可能性がある(したがって、第1及び第2白色光の強度比は一定に保つことが好ましい)。

30

【0041】

上述したように、信号比 $R2/R1$ から動き量Mを算出することができるのは、次の理由による。酸素飽和度観察モード時に1フレーム目で被検体内に照射する第1白色光と、2フレーム目で照射する第2白色光とは、赤色帯域においてはスペクトル分布がほぼ共通している(図3参照)。したがって、何らかの動き(スコープ先端部19の湾曲動作や被検体内の体動その他の様々な動き)がなければ、第1白色光の反射像から得られる赤色信号R1と第2白色光の反射像から得られる赤色信号R2との比を示す信号比 $R2/R1$ は、第1及び第2白色光の光量比に対応してほぼ一定値Cとなる。これに対して、動きが生じると、この動きの大きさに応じて $R2/R1$ も、一定値Cから外れるようになる。以上から、動きと $R2/R1$ は相関関係があるため、 $R2/R1$ から動き量Mを算出することができる。

40

【0042】

また、警告挿入部72bは、動き量算出部72で求めた信号比 $R2/R1$ が予め定めた規定値Sから外れた場合には、酸素飽和度観察動画中に、酸素飽和度の表示に異常が生じている可能性があることを示す警告表示を挿入する。例えば、信号比 $R2/R1$ が規定値

50

Sよりも大きい場合には、図6Bに示すように、「酸素飽和度が高すぎる可能性有り」を記号として表した警告機構「StO2:高」14bを酸素飽和度観察動画中に挿入する。一方、信号比 $R2/R1$ が規定値Sよりも小さい場合には、図6Cに示すように、「酸素飽和度が低すぎる可能性有り」を記号として表した警告記号「StO2:低」14cを酸素飽和度観察動画中に挿入する。なお、所定の条件を満たす場合には、「酸素飽和度」に関する警告と「アーチファクト」に関する警告とを、同時に表示装置14に表示してもよい。

【0043】

このように、信号比 $R2/R1$ によって酸素飽和度が変わるのは、以下の理由による。酸素飽和度観察モードにおいては、スコープ先端部19と被写体との観察距離を近くすると、対物レンズ58の光学特性より、2フレーム目の第2白色光(445nm+蛍光体)の照射時に得られる被検体像は、1フレーム目の第1白色光(473nm+蛍光体)の照射時に得られる被検体像よりも大きく写し出されるようになる。すなわち、2フレーム目のほうが被写体との距離が近くなるので、2フレーム目で撮像素子60が受ける光の量は1フレーム目よりも多くなる。したがって、この場合、 $R2/R1$ が規定値Sよりも大きくなるため(1フレーム目の $R1$ よりも2フレーム目の $R2$ のほうが大きくなる)、酸素飽和度($B1/G2$ に相関がある)は本来よりも大きく出る可能性が高くなる。

10

【0044】

反対に、観察距離が遠くなると、1フレーム目のほうが被写体との距離が近くなるので、1フレーム目で撮像素子60が受ける光の量は2フレーム目よりも多くなる。したがって、この場合、 $R2/R1$ が規定値Sよりも小さくなるため(2フレーム目の $R2$ よりも1フレーム目の $R1$ のほうが大きくなる)、酸素飽和度は本来よりも小さく出る可能性が高くなる。

20

【0045】

図7に示すように、画像処理部73は、通常観察動画処理部80、酸素飽和度画像処理部81、静止画処理部82を備えており、内視鏡装置12からの画像信号に対して、所定の画像処理を施す。通常観察動画処理部80は、通常光観察モード時に得られる画像信号に対して所定の画像処理を順次施すことによって、通常観察動画を生成する。

【0046】

酸素飽和度観察動画処理部81は、酸素飽和度観察モード時に得られる画像信号に基づいて、被検体の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出するとともに、酸素飽和度を動画化した酸素飽和度観察動画を生成する。酸素飽和度観察動画処理部81は、信号比算出部84と、相関関係記憶部85と、酸素飽和度算出部86と、動画生成部88を備えている。

30

【0047】

信号比算出部84は、1フレーム目の青色信号 $B1$ と2フレーム目の緑色信号 $G2$ との信号比 $B1/G2$ と、2フレーム目の緑色信号 $G2$ と赤色信号 $R2$ との信号比 $R2/G2$ とを求める。信号比算出部84では、信号比を求める際、信号間で同じ位置にある画素間の信号比を算出する。また、信号比は画像信号の全ての画素に対して算出される。なお、信号比は画像信号のうち血管部分の画素のみ求めてもよい。この場合、血管部分は、血管部分の画像信号とそれ以外の部分の画像信号との差に基づいて特定される。

【0048】

相関関係記憶部85は、信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ と酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図8に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した二次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ はlogスケールで記憶されている。

40

【0049】

上記相関関係は、図9に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。ここで、曲線90は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線91は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nmのよう

50

に吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473 nmの光に対応する信号を含む青色信号B1は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号B1に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号R2と、青色信号B2と赤色信号R2のリファレンス信号（規格化用信号）となる緑色信号G2から得られる信号比 $B1/G2$ 及び $R2/G2$ を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

【0050】

なお、相関関係記憶部85には、図10に示すように、信号比 $R1/G1$ と血液量との相関関係についても記憶されている。この相関関係は、信号比 $R1/G1$ が大きくなればなるほど血液量も大きくなるように定義される1次元テーブルとして記憶されている。この信号比 $R1/G1$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

10

【0051】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下のことが言える。

- ・波長470 nm近辺（例えば、中心波長 $470\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540～580 nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590～700 nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

【0052】

また、図8に示すように、信号比 $R2/G2$ が大きくなるのに従って、信号比 $B1/G2$ の信号値も大きくなるの（酸素飽和度=0%限界の等高線が斜め上方にスライドする）は、以下の理由からである。上記したように、信号比 $R2/G2$ は血液量と相関関係があるため、信号比 $R2/G2$ が大きくなるほど血液量も大きくなる。信号B1、G2、R2の中で、血液量の増加によって信号値の低下が一番大きくなるのは、緑色信号G2であり、その次が青色信号B1である。これは、緑色信号G2に含まれる波長成分の540～580 nmの吸光係数が、青色信号B1に含まれる波長成分の470 nm付近の吸光係数よりも高いためである（図9参照）。したがって、信号比 $B1/G2$ においては、血液量が大きくなるほど、分子のB1の信号値の低下よりも分母のG2の信号値の低下の方が大きくなる。即ち、信号比 $B1/G2$ は、血液量が大きくなるにつれて、大きくなる。

20

30

【0053】

酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶された相関関係と信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ とを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。図11に示すように、相関関係記憶部85に記憶した相関関係から、信号比算出部で求めた信号比 $B1^*/G2^*$ 、 $R2^*/G2^*$ に対応する対応点Pを特定する。そして、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン93と酸素飽和度=100%限界の上限ライン94との間にある場合に、その対応点Pが示すパーセント値を酸素飽和度とする。例えば、図12の場合であれば、対応点Pは60%の等高線上に位置するため、酸素飽和度は60%となる。

【0054】

一方、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合、対応点が下限ライン93よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点が上限ライン94よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。なお、対応点が下限ライン93と上限ライン94との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示装置14上に表示しないようにしてもよい。

40

【0055】

動画生成部88は、酸素飽和度算出部86で求めた酸素飽和度に基づき、酸素飽和度観察動画を生成する。生成された酸素飽和度観察動画は表示装置14に表示される。生成される酸素飽和度観察動画としては、例えば、酸素飽和度に応じて異なる色（通常観察動画で使う色とは異なる疑似色を使うため「疑似カラー」と呼ばれる）で表示する方法の他、

50

酸素飽和度が一定値を下回った低酸素領域にのみ疑似カラーで表示し、それ以外の領域については通常の色（通常観察動画で使用する色）で表示する方法がある。

【0056】

静止画処理部82は、内視鏡装置12に設けられたフリーズボタン16aが操作されたとき（以下、この操作時点を「フリーズ」という）に、そのフリーズ時点での画像を静止画として静止画用記憶部74aに記録（保存）するフリーズ処理を行う。通常光観察モードに設定されている場合には、フリーズ処理によって、通常観察動画のうち1又は複数フレームの画像が、通常観察用静止画として静止画用記憶部74aに記録される。

【0057】

一方、酸素飽和度観察モードに設定されている場合には、フリーズ時点での動き量Mが動き量判定部82aで一定値以下と判定されたときのみ、フリーズ処理が行われる。このフリーズ処理により、酸素飽和度観察動画のうち1又は複数フレームの画像が、酸素飽和度観察用静止画として静止画用記憶部74aに記録される。このように、フリーズ時点での動き量Mが一定値以下の画像のみ静止画用記憶部74aに記録するようにすることで、ブレの少ない（又は無い）画像のみを記録することができる。なお、フリーズボタン16aを操作したにもかかわらず、フリーズ処理が行われなかった場合には、その旨を表示装置14に表示してもよい。

【0058】

次に、本発明の作用について図12のフローチャートに沿って説明する。内視鏡装置の切り替えスイッチ21によって、酸素飽和度観察モードに切り替えられると、中心波長473nmの第1レーザー光で第1白色光を蛍光体50から励起発光させ、この第1白色光を被検体内に照射する。被検体からの反射光等は、B画素、G画素、R画素からなるカラーCCDである撮像素子60で撮像される。これにより、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1からなる1フレーム目の画像信号が得られる。

【0059】

1フレーム目の画像信号が得られると、中心波長445nmの第2レーザー光で第2白色光を蛍光体50から励起発光させ、この第2白色光を被検体内に照射する。被検体からの反射光等を撮像素子60で撮像することにより、青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2からなる2フレーム目の画像信号が得られる。

【0060】

次に、信号比算出部84により、1フレーム目の画像信号と2フレーム目の画像信号間で同じ位置にある画素について、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ を求める。信号比は全ての画素について求める。信号比が求まると、酸素飽和度算出部86は、相関関係記憶部85に記憶している相関関係から、信号比算出部84で求めた信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する酸素飽和度を求める。酸素飽和度は、全ての画素について求める。そして、求めた酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度観察画像を生成する。そして、生成した酸素飽和度観察画像を、表示装置14に順次表示する。これにより、表示装置14には、酸素飽和度観察動画が表示される。

【0061】

また、1フレームの酸素飽和度観察画像が生成される毎に、1フレーム目の赤色信号R1と2フレーム目の赤色信号R2との信号比 $R2/R1$ を算出する。そして、この信号比 $R2/R1$ から得られる動き量Mが一定の閾値を超えた場合は、酸素飽和度観察動画中に、「アーチファクトの可能性有り」を記号として表した警告記号「St02:高」を挿入する。また、信号比 $R2/R1$ が予め定めた規定値Sよりも大きい場合には、「酸素飽和度が高すぎる可能性有り」との警告表示を酸素飽和度観察動画中に挿入する。反対に、信号比 $R2/R1$ が規定値Sよりも小さい場合には、「酸素飽和度が低すぎる可能性有り」を記号として表した警告記号「St02:低」を酸素飽和度観察動画中に挿入する。以上の一連の動作は、酸素飽和度観察モードが解除されるまで、繰り返し行われる。

【0062】

なお、上記実施形態では、動き量Mが一定の閾値を超えた場合に、「アーチファクトの

10

20

30

40

50

可能性有り」との警告表示を出したが、これに代えて又は加えて、図 13 に示すように、動き量が一定の閾値を超えた場合（信号比 R2 / R1 が所定範囲内の場合）に、酸素飽和度観察動画の表示を「カラー」から「モノクロ」に切り替え、反対に、動き量が一定の閾値以下の場合（信号比 R2 / R1 が所定範囲外の場合）に、「モノクロ」から「カラー」に切り替えてもよい。

【0063】

なお、上記第 1 実施形態では、スコープ先端部 19 に蛍光体 50 を設けたが、これに代えて、光源装置 11 内に蛍光体 50 を設けてもよい。この場合、LD2（445nm）と光ファイバ 25 の間には蛍光体 50 を設ける必要があるが、LD1（473nm）と光ファイバ 24 の間には、蛍光体 50 を設けなくてもよい。

10

【0064】

なお、上記実施形態では、酸素飽和度観察動画に対して本発明の適用を行ったが、これに限らず、面順次方式など順次方式で得られた複数フレームの画像から 1 枚の画像を生成する動画（NBI 画像等）であれば、本発明の適用が可能である。

【0065】

なお、上記実施形態では、「アーチファクトの可能性有り」などを記号として表した警告記号を酸素飽和度観察動画中に挿入したが、記号に限らず、文字などその他の各種情報を、警告情報としてもよい。例えば、「アーチファクトの可能性有り」の文字表示を動画中に表示してもよい。また、警告は、動画中の表示ではなく、表示装置上に設けたランプの点灯により行ってもよい。

20

【0066】

なお、本発明では、酸素飽和度の画像化を行ったが、これに代えて又は加えて、「血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）×酸素飽和度（%）」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「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の画像化を行ってもよい。

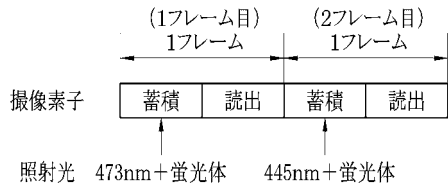
【符号の説明】

【0067】

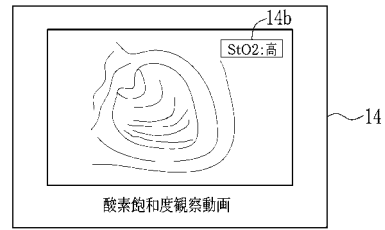
- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡装置
- 13 プロセッサ装置
- 14 表示装置
- 72 動き量算出部
- 72 b 警告挿入部
- 73 画像処理部
- 74 a 静止画用記憶部
- 80 酸素飽和度観察動画処理部
- 82 静止画処理部
- 82 a 動き量判定部

30

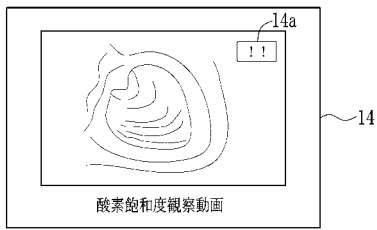
【図5B】



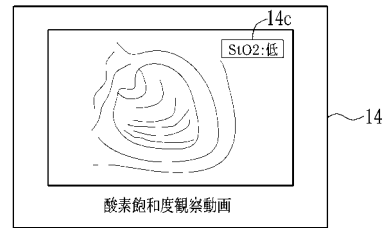
【図6B】



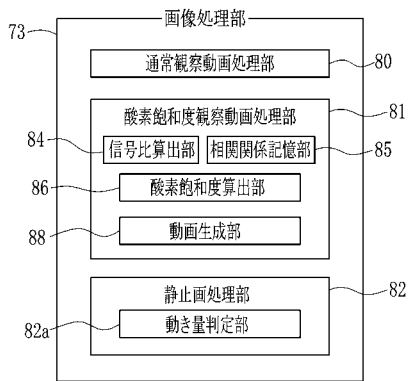
【図6A】



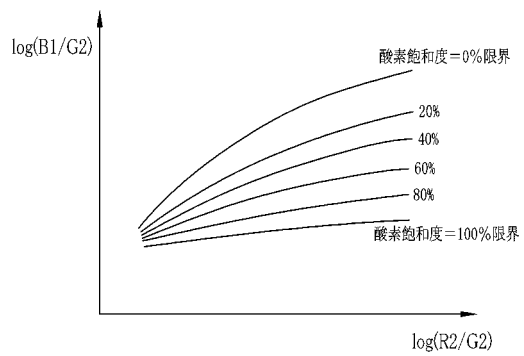
【図6C】



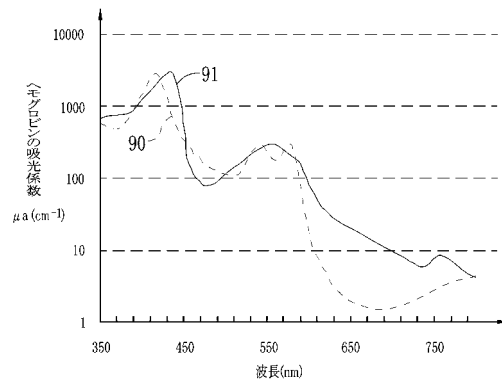
【図7】



【図8】



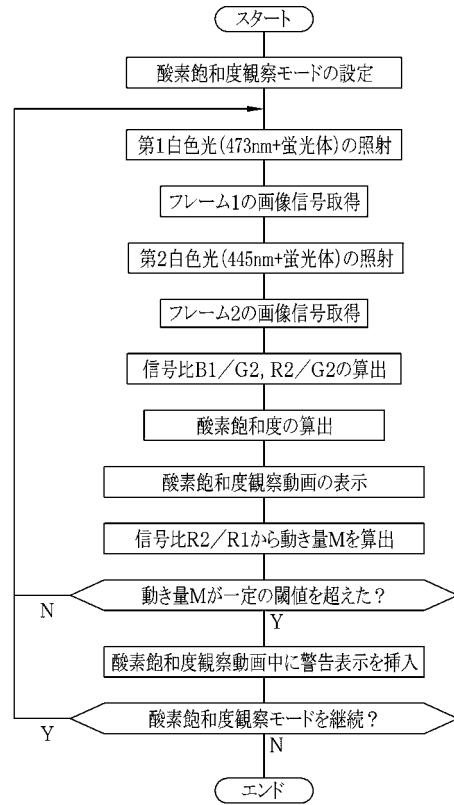
【図9】



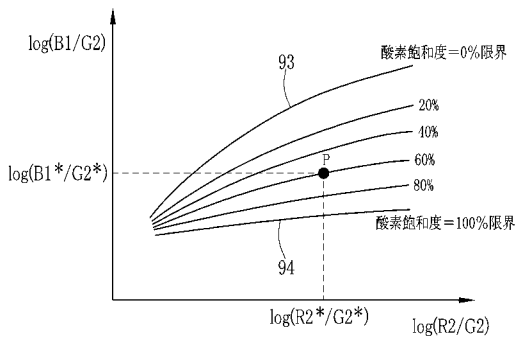
【図10】



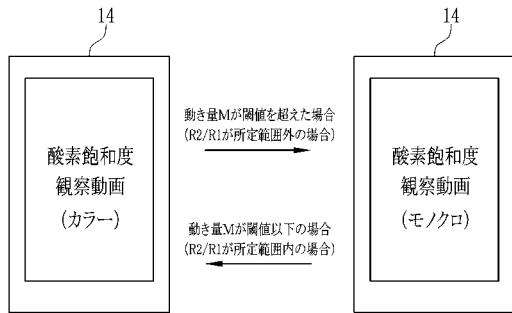
【図12】



【図11】



【図13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-027911(JP,A)
特開2011-234844(JP,A)
特開平02-224727(JP,A)
特開2001-037718(JP,A)
特開昭61-071791(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32