

(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2013-188364
(P2013-188364A)

(43) 公開日 平成25年9月26日(2013.9.26)

(51) Int. Cl.	F 1	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 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	5 C 0 5 4
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
H O 4 N 7/18 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	H O 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2012-57284 (P2012-57284)
(22) 出願日 平成24年3月14日 (2012.3.14)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 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
Fターム(参考) 4C161 AA22 BB02 CC06 DD03 GG01
HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01
NN05 NN07 PP12 QQ02 QQ09
RR02 RR03 RR04 RR14 RR18
RR23 RR26 SS06 SS21 WW01
WW07 WW10 WW15 YY12 YY14
5C054 EA01 EH07 GB12 GD03 HA12

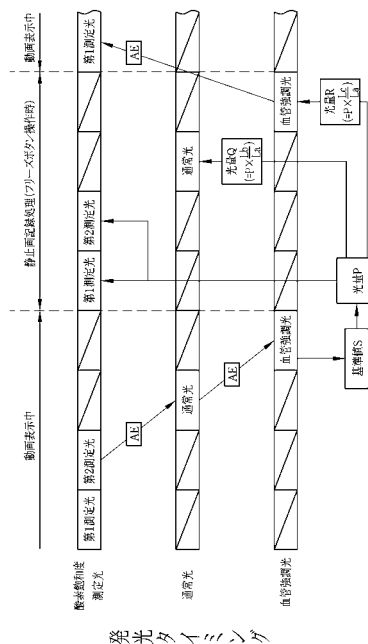
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムにおける露光量調整方法

(57) 【要約】

【課題】 フリーズボタンの操作時に記録する複数種類の静止画について、適切に露光量を調整する。

【解決手段】 血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度観察動画、白色光の照明下で撮像された被検体像を表示する通常観察動画、及び特定深さの血管を強調表示した血管強調観察動画を、表示装置14に並列表示する。これら動画表示中に、フリーズボタンが操作されると、各観察動画を静止画として記録する。その際、フリーズボタン操作直前に取得した基準画像に基づいて、静止画用記憶部に記録する全ての静止画の露光条件を設定する。この設定された露光条件に基づいて、各静止画における露光量を調整する。

【選択図】 図14



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射する照明手段と、

各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像するとともに、その撮像により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成する動画生成手段と、前記複数の観察動画を表示する表示手段と、

各観察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処理を行う静止画記録手段と、

前記静止画記録処理を開始させるための処理開始操作が行われたときに、その操作直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定する露光条件設定手段と、

前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整する露光量調整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】

前記露光条件設定手段は、

各静止画の露光条件の相互関係を記憶する記憶部と、

前記処理開始操作時に得られる基準画像と前記各静止画の露光条件の相互関係に基づいて、各静止画の露光条件を求める算出部とを有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記各静止画の露光条件の相互関係は、各フレームにおける照明光の光量の相互関係を示す光量比であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記各静止画の露光条件の相互関係は、各フレームにおける前記撮像素子の露光時間の相互関係を示す露光時間比であることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記静止画記録手段は、

各観察画像に対応する複数種類の静止画からなるフレームセットを複数取得するとともに、取得した複数のフレームセットのうち静止画間の位置ずれが所定の閾値よりも小さいものを静止画用記憶手段に記録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】

前記表示手段は、前記静止画記録処理後に、前記静止画用記憶手段に記録した全ての静止画を並列表示することを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記静止画記録処理後に、前記静止画記憶手段に記録した各静止画を、一定時間おきに順に表示することを特徴とする請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記複数の観察動画は、白色光を前記被検体に照明することで得られる通常観察動画と、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長の酸素飽和度測定光を前記被検体に照射することで得られる酸素飽和度観察動画と、特定深さの血管に対して高い吸光係数を有する狭帯域光を含む照明光を前記被検体に照射することによって得られる血管強調観察動画であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記照明手段は、前記複数波長の照明光を発光する複数の半導体光源であることを特徴

10

20

30

40

50

とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 1 0】

前記照明手段は、広帯域光を複数の波長成分に分離することによって、前記複数波長の照明光を生成する波長分離部であることを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射するとともに、各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像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、

前記撮像素子により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成する動画生成手段と、

各観察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処理を行う静止画記録手段と、

前記静止画記録処理が開始されたときに、その処理開始直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定する露光条件設定手段と、

前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整する露光量調整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 1 2】

互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射するステップと、

各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像するとともに、その撮像により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成するステップと、

各観察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処理を行うステップと、

前記静止画記録処理が開始されたときに、その処理開始直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定するステップと、

前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムにおける露光量調整方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光などの広帯域の照明光によって生成される通常光画像の他、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像など複数種類の内視鏡画像を 1 つのモニタに同時表示するとともに、それら複数種類の内視鏡画像の静止画像を記録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における露光量調整方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の内視鏡分野においては、キセノン光などの広帯域光によって被検体内の全体的な観察を行う通常光観察の他に、血管に対する吸光係数が高い狭帯域光を被検体に照射することによって、表層血管など、ガン診断をする上で重要な部位を強調する血管強調観察が行われている。また、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を、疑似カラーなどで画像化する酸素飽和度観察も行われている。この酸素飽和度観察では、ガンの兆候を示す低酸素領域とそれ以外の高酸素領域とが異なる色で表示されるため、ガンの性状を直感的に把握することが可能となる。

【0003】

以上から、通常観察用の動画、血管強調観察用の動画、酸素飽和度観察用の動画は、いずれも診断上重要な画像となり得るため、これらを 1 つのモニタに同時に表示しておくこ

10

20

30

40

50

とが好ましい。このように複数種類の動画を同時表示しておくことで、様々な観点からの診断が可能となるため、診断能が飛躍的に向上する。なお、複数種類の動画の同時表示については、特許文献1に詳細が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-33324号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

上記のように、複数種類の動画表示中、特に着目すべき部位が現れた場合には、内視鏡スコープに設けられたフリーズボタンを操作することによって、それらの画像を静止画として記録することも行われている。このように、静止画として記録された複数種類の画像は、内視鏡診断終了後に病状を患者に説明する資料として、またドクター間でのディスカッション資料として用いられている。

【0006】

上記複数種類の静止画、例えば、通常観察用の静止画、血管強調観察用の静止画、酸素飽和度用の静止画については、それぞれ波長成分が異なる複数種類の照明光を用いて生成される。例えば、通常観察用の静止画については、キセノン光などの広帯域の照明光を用いて生成され、また、血管強調観察用の静止画については、特定の波長に狭帯域化した狭帯域光を用いて生成され、酸素飽和度観察用の静止画については、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長の照明光を用いて生成される。

20

【0007】

したがって、これら複数種類の静止画を記録するためには、それら静止画の生成に必要な複数種類の照明光を順次切り替えて照射し、その反射像を順次撮像する必要がある。また、照明光の光量はそれぞれ異なっているため、各静止画に応じて露光量調整(AE(Auto Exposure))する必要がある。この露光量調整については、一般的には、直前に取得した最新の画像に基づいて行われることが多い。しかしながら、複数種類の照明光を順次切り替えて照射する場合には、その直前に取得した最新の画像の種類と、露光量調整しようとする画像の種類とが異なってしまうため、適切に露光量調整されないおそれがある。したがって、複数種類の静止画を記録する際に、各静止画について適切に露光量を調整することが求められていた。

30

【0008】

本発明は、フリーズボタンの操作によって複数種類の静止画を記録する際に、各静止画について適切に露光量を調整することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムにおける露光量調整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】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射する照明手段と、各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像するとともに、その撮像により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成する動画生成手段と、前記複数の観察動画を表示する表示手段と、各観察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処理を行う静止画記録手段と、前記静止画記録処理を開始させるための処理開始操作が行われたときに、その操作直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定する露光条件設定手段と、前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整する露光量調整手段とを備えることを特徴とする。

40

【0010】

前記露光条件設定手段は、各静止画の露光条件の相互関係を記憶する記憶部と、前記処

50

理開始操作時に得られる基準画像と前記各静止画の露光条件の相互関係に基づいて、各静止画の露光条件を求める算出部とを有することが好ましい。

【0011】

前記各静止画の露光条件の相互関係は、各フレームにおける照明光の光量の相互関係を示す光量比であることが好ましい。前記各静止画の露光条件の相互関係は、各フレームにおける前記撮像素子の露光時間の相互関係を示す露光時間比であることが好ましい。

【0012】

前記静止画記録手段は、各観察画像に対応する複数種類の静止画からなるフレームセットを複数取得するとともに、取得した複数のフレームセットのうち静止画間の位置ずれが所定の閾値よりも小さいものを静止画用記憶手段に記録することが好ましい。

10

【0013】

前記表示手段は、前記静止画記録処理後に、前記静止画用記憶手段に記録した全ての静止画を並列表示することが好ましい。前記表示手段は、前記静止画記録処理後に、前記静止画記憶手段に記録した各静止画を、一定時間おきに順に表示することが好ましい。

【0014】

前記複数の観察動画は、白色光を前記被検体に照明することで得られる通常観察動画と、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長の酸素飽和度測定光を前記被検体に照射することで得られる酸素飽和度観察動画と、特定深さの血管に対して高い吸光係数を有する狭帯域光を含む照明光を前記被検体に照射することによって得られる血管強調観察動画であることが好ましい。

20

【0015】

前記照明手段は、前記複数波長の照明光を発光する複数の半導体光源であることが好ましい。前記照明手段は、広帯域光を複数の波長成分に分離することによって、前記複数波長の照明光を生成する波長分離部であることが好ましい。

【0016】

本発明は、互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射するとともに、各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像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、前記撮像素子により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成する動画生成手段と、各観察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処理を行う静止画記録手段と、前記静止画記録処理が開始されたときに、その処理開始直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定する露光条件設定手段と、前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整する露光量調整手段とを備えることを特徴とする。

30

【0017】

本発明は、互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、複数のフレームに分けて、被検体に照射するステップと、各照明光の照射毎に前記被検体の像を撮像素子で撮像するとともに、その撮像により得られた画像に基づいて、各照明光に対応する複数の観察動画を生成するステップと、各観察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処理を行うステップと、前記静止画記録処理が開始されたときに、その処理開始直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、前記静止画記録処理時に記録される全ての静止画の露光条件を設定するステップと、前記露光条件設定手段で設定された露光条件に従って、前記撮像素子における露光量を調整するステップとを有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、フリーズボタンの操作などによって静止画記録処理を開始するときに、その処理開始直前又は直後に取得した基準画像に基づいて、静止画記録処理時に記録する全ての静止画の露光条件を設定し、その設定した露光条件に従って、各静止画における露光量を調整していることから、各静止画に対して、適切な露光量調整を行うことができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3A】通常光の発光スペクトルを表すグラフである。

【図3B】第1及び第2酸素飽和度測定光、通常光、血管強調用照明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4C】電子シャッターの説明に用いられる図である。

10

【図5A】第1実施形態の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図である。

【図5B】第1実施形態のマルチ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図である。

【図6】動画処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図7】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。

【図8】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図9】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10】図12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。

20

【図11A】第1血管強調画像の生成方法の説明に用いられる図である。

【図11B】第2血管強調画像の生成方法の説明に用いられる図である。

【図12A】3つの動画を同時表示する表示装置の図である。

【図12B】図12Aとは異なる表示態様で、3つの動画を同時表示する表示装置の図である。

【図13】静止画処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図14】静止画記録処理時における各照明光の発光を説明するための図である。

【図15】静止画記録処理時における各フレームの撮像を説明するための図である。

【図16A】酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、及び血管強調観察用静止画を同時表示する表示装置の図である。

30

【図16B】酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、及び血管強調観察用静止画が表示装置に順に表示されることを説明するための図である。

【図17】マルチ観察モード時（フリーズボタン操作時の処理を含む）の一連の流れを表すフローチャートである。

【図18】フリーズボタン操作時に2つのフレームセットを取得することを説明するための図である。

【図19】フリーズボタン操作時に、予め設定した第1及び第2光量比で発光することを説明するための図である。

【図20】第2実施形態における内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図21】回転フィルタを示す図である。

40

【図22】回転フィルタの測定用フィルタ部、Bフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部、BNフィルタ部、GNフィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図23A】第2実施形態の通常光観察モードにおける撮像制御を説明するための図である。

【図23B】第2実施形態のマルチ観察モードにおける撮像制御を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内を照明する光を発生する光源装置11と、光源装置11からの光を被検体の被観察領域に照射し、その反射

50

像を撮像する内視鏡装置 1 2 と、内視鏡装置 1 2 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 1 3 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 1 4 と、キーボード等で構成される入力装置 1 5 とを備えている。

【0021】

内視鏡装置 1 2 には、操作部 1 6 側から順に、軟性部 1 7、湾曲部 1 8、スコープ先端部 1 9 が設けられている。軟性部 1 7 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 1 8 は、操作部 1 6 に配置されたアングルノブ 1 6 a 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 1 8 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 1 9 を所望の観察部位に向けることができる。また、操作部 1 6 には、動画表示中の画像を静止画として静止画用記憶部 75 a に記録するためのフリーズボタン 1 6 b が設けられている。このフリーズボタン 1 6 b は、押圧操作がなされたときに、静止画記録処理を開始する。静止画記録処理の完了後は、再び動画表示に切り替えられる。

10

【0022】

内視鏡システム 1 0 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常観察動画を表示装置 1 4 に表示する通常観察モードと、通常観察動画の他、表層血管など、ガン診断をする上で重要な部位を強調した血管強調観察動画、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度観察動画の 3 種類の動画を表示装置 1 4 に表示するマルチ観察モードを備えている。この通常観察モードとマルチ観察モード間の切り替えは、内視鏡装置の切り替えスイッチ 2 1 や入力装置 1 5 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。

20

【0023】

図 2 に示すように、光源装置 1 1 は、3 種のレーザ光源 LD 1, LD 2, LD 3 と、光源制御部 2 0 とを備えている。レーザ光源 LD 1 は、中心波長が 473 nm の第 1 レーザ光を発する。この第 1 レーザ光は、内視鏡装置 1 2 のスコープ先端部 1 9 に配置された蛍光体 5 0 で、緑色から赤色に波長範囲を有する蛍光に波長変換される。レーザ光源 LD 2 は、中心波長が 445 nm の第 2 レーザ光を発する。この第 2 レーザ光も、蛍光体 5 0 によって、蛍光に波長変換される。レーザ光源 LD 3 は、中心波長 405 nm の第 3 レーザ光を発する。この第 3 レーザ光は、その一部がスコープ先端部 1 9 の蛍光体 5 0 に吸収されて蛍光に波長変換されるが、その大部分は蛍光体 5 0 をそのまま透過する。各レーザ光源 LD 1 ~ LD 3 から発せられる第 1 ~ 第 3 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 2 4 ~ 2 6 に入射する。

30

【0024】

なお、第 1 レーザ光の波長範囲は 460 ~ 480 nm にすることが好ましく、第 2 レーザ光の波長範囲は 440 ~ 460 nm にすることが好ましく、第 3 レーザ光の波長範囲は 400 ~ 410 nm にすることが好ましい。また、レーザ光源 LD 1 ~ LD 3 は、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaInAs 系レーザダイオードや GaInAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0025】

光源制御部 2 0 は、レーザ光源 LD 1 ~ LD 3 を制御することによって、各レーザ光源 LD 1 ~ LD 3 の発光タイミングを制御する。本実施形態では、通常観察モードのときには、図 3 A に示すように、レーザ光源 LD 2 をオンにし、それ以外のレーザ光源 LD 1, LD 3 をオフにする。したがって、レーザ光源 LD 2 の第 2 レーザ光とこの第 2 レーザ光により蛍光体 5 0 で励起発光する蛍光とを含む通常光が、被検体に照射される。

40

【0026】

一方、マルチ観察モードのときには、酸素飽和度観察動画の画像を取得するための酸素飽和度フレームと、通常観察動画の画像を取得するための通常フレームと、血管強調観察動画の画像を取得するための血管強調フレームとで、各レーザ光源 LD 1 ~ LD 3 の発光タイミングが異なっている。なお、このマルチ観察モードにおいては、光源装置 1 1 による発光及び内視鏡装置 1 2 による被検体の撮像は、酸素飽和度フレーム、通常フレーム、

50

血管強調フレームの順で行われる。

【0027】

図3Bに示すように、酸素飽和度フレームは、2つの第1及び第2フレームで構成される。第1フレームでは、レーザ光源LD1をオンにし、それ以外のレーザ光源LD1, 2をオフにし、第2フレームでは、レーザ光源LD2をオンにし、それ以外のレーザ光源LD1, D3をオフにする。したがって、第1フレームでは、レーザ光源LD1の第1レーザ光とこの第1レーザ光により蛍光体50で励起発光する蛍光を含む第1酸素飽和度測定光が被検体に照射され、第2フレームでは、レーザ光源LD2の第2レーザ光とこの第2レーザ光により蛍光体50で励起発光する蛍光を含む第2酸素飽和度測定光が被検体に照射される。

10

【0028】

通常フレームにおいては、通常観察モードの場合と同様に、レーザ光源LD2の第2レーザ光とこの第2レーザ光により蛍光体50で励起発光する蛍光とを含む通常光が、被検体に照射される。血管強調フレームでは、レーザ光源LD2、LD3がオンにされ、それ以外のレーザ光源LD1がオフにされる。したがって、レーザ光源LD2の第2レーザ光、レーザ光源LD3の第3レーザ光、及びこれら第2、第3レーザ光により蛍光体50で励起発光する蛍光を含む血管強調用照明光が被検体に照射される。

【0029】

また、光源制御部20は、プロセッサ装置13の制御に従って、各レーザ光源LD1~LD3の光量を制御する。通常観察モード時においては、直前に取得した画像に基づいて、光量制御がなされる。一方、マルチ観察モードにおいては、動画表示中は、直前に取得した画像に基づいて光量制御がなされ、静止画記録処理中は、フリーズボタン16b操作直前の画像に基づいて光量制御がなされる(図14、図15参照)。

20

【0030】

カプラ22は、光ファイバ24~26からの第1~第3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。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。

【0031】

図2に示すように、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。

30

【0032】

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、蛍光体50を透過した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。

【0033】

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~第3レーザ光を蛍光体50に当てて、蛍光を励起発光させる。第1~第3レーザ光と蛍光は、レンズ51を介して被観察領域に向けて照射される。

40

【0034】

蛍光体50は、第1~第3レーザ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~第3レーザ光が蛍光体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~第3レーザ光の励起光とが合わされて、疑似白色光が生成される。

【0035】

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

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。

【0036】

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ユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、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）などの撮像素子 60 が設けられている。なお、撮像素子 60 として、IT（インターライントランスファー）型の CCD を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）を使用してもよい。

10

【0037】

撮像素子 60 は、対物レンズユニットからの光を受光面（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。

20

【0038】

また、撮像素子 60 は、電荷蓄積時間を調整する電子シャッター機能を備えている。この電子シャッター機能では、図 4C に示すように、1 フレームの期間内の所定タイミングに蓄積電荷をリセット（排出）し、そのリセット後に蓄積した電荷のみを、撮像信号として読み出す。このリセット後に電荷を蓄積した時間（電荷蓄積時間）が、露光時間となる。したがって、電荷蓄積時間を制御することによって、撮像素子 60 における露光時間を調整することができる。

【0039】

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。

30

【0040】

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、通常観察モード時には、1 フレーム期間内で、通常光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を青色信号 Bc、緑色信号 Gc、赤色信号 Rc として読み出すステップが行われる。これは通常観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0041】

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、酸素飽和度フレームの第 1 フレームにおいて、第 1 酸素飽和度測定光（第 1 レーザ光（473nm）+ 蛍光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を青色信号 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 として読み出すステップが行われる。そして、酸素飽和度フレームの第 2 フレームで、第 2 酸素飽和度測定光（第 2 レーザ光（445nm）+ 蛍光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 として読み出すステップが行われる。

40

【0042】

そして、次の通常フレームにおいて、通常光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を青色信号 B3、緑色信号 G3、赤色信号 R3 として読み出すステップの合計 2 ステップが行われる。そして、次の血管強調フレームにおいて、血管強調用照明光を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を青色信号 B4、緑色信号 G4、赤色信号 R4 として読み出すステップが行われる。以上の合計 4 フレ

50

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。

【0043】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部71と、動画処理部73、静止画処理部74、記憶部75とを備えており、制御部72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72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、動画処理部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。

【0044】

図6に示すように、動画処理部73は通常観察動画処理部80、酸素飽和度観察動画処理部81、血管強調観察動画処理部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、通常観察モードに設定されている場合には、内視鏡装置12から順次送信される画像信号Bc、Gc、Rcに対して所定の画像処理を施すことによって、通常観察画像を表示装置14に順次表示するための通常観察動画を生成する。一方、マルチ観察モードに設定されている場合には、画像信号B3、G3、R3に対して所定の画像処理を施すことによって、通常観察動画を生成する。

10

【0045】

酸素飽和度観察動画処理部81は、内視鏡装置12から入力さ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、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を表示装置14に順次表示するための酸素飽和度観察動画を生成する。この酸素飽和度画像処理部81においては、酸素飽和度フレームで取得した信号のうち、青色信号B1、緑色信号G2及び赤色信号R2を、酸素飽和度の算出用の画像信号として使用する。

20

【0046】

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とを備えている。信号比算出部84は、第1フレームの青色信号B1と第2フレームの緑色信号G2との信号比 $B1/G2$ と、第2フレームの緑色信号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。

30

【0047】

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7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

【0048】

上記相関関係は、図8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、473nm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。

【0049】

50

なお、相関関係記憶部 85 には、図 9 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。

【0050】

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 nm ± 10 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。

10

【0051】

また、図 7 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 8 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

【0052】

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 10 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 84 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。

30

【0053】

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。

【0054】

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、酸素飽和度画像を生成し、この生成された酸素飽和度画像に基づいて、酸素飽和度観察動画を生成する。酸素飽和度画像としては、例えば、酸素飽和度に応じて異なる色（通常観察画像で使用する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、酸素飽和度が一定値を下回った低酸素領域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観察画像と同じ色で表示する方法がある。

40

【0055】

血管強調観察動画処理部 82 は、表層血管などの特定深さの血管を通常観察画像上で強調した第 1 血管強調画像を表示装置 14 に順次表示するための第 1 血管強調観察動画を生成する第 1 処理部 92 と、表層血管と中深層血管とを異なる色で表した第 2 血管強調画像を表示装置 14 に順次表示するための第 2 血管強調観察動画を生成する第 2 処理部 93 と

50

を備えている。

【0056】

ここで、第1血管強調観察動画を生成する場合には、第2レーザ光(445nm)の光量が第3レーザ光(405nm)の光量よりも大きくなるように被検体を照明する。即ち、照明光の色成分に、青色成分よりも、緑色成分及び赤色成分が多く含まれるようにする。一方、第2血管強調観察動画を生成する場合には、第3レーザ光(405nm)の光量が第2レーザ光(445nm)の光量よりも大きくなるように被検体を照明する。即ち、照明光の色成分に、緑色成分及び赤色成分よりも、青色成分が多く含まれるようにする。

【0057】

第1処理部92は、図11Aに示すように、血管強調フレーム時に取得した画像信号B4、G4、R4を用いて、通常観察画像及び特殊観察画像を生成する。ここで、画像信号B4、G4、R4は、青色成分よりも緑色成分及び赤色成分が多く含まれる照明光の下で得られた信号である。したがって、通常観察画像を生成する際には、画像信号B4、G4、R4に対して、通常観察用の画像処理を施すことによって、青色成分、緑色成分、赤色成分が略同じ照明光の下で得られた信号と同等の信号に変換する。これにより、通常観察画像が生成される。

【0058】

一方、特殊観察画像を生成する際には、画像信号B4、G4、R4に対して特殊観察用の画像処理を行うことによって、特定深さの血管を抽出・強調した特殊観察画像を得る。生成された通常観察画像と特殊観察画像を画像合成することによって、第1血管強調画像を得る。第1血管強調画像のB画素、G画素、R画素は、それぞれ表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。

【0059】

なお、特殊観察用の画像処理としては、エッジ強調の他、周波数フィルタリングや信号比B4/G4を用いた血管抽出処理が考えられる。例えば、血管は細くなるほど画像中の空間周波数が大きくなる傾向があることから、高周波のフィルタリング処理を施すことによって細い表層血管を抽出することができ、また低～中周波のフィルタリング処理を施すことによって太い中深層血管を抽出することができる。また、信号比B4/G4と血管深さとが比例関係にあることから、信号比B4/G4が所定値よりも小さい部分を表層血管として抽出することができ、信号比B4/G4が所定値よりも大きい部分を中深層血管として抽出することができる。

【0060】

第2処理部93は、図11Bに示すように、血管強調フレーム時に取得した画像信号のうちB4、G4の2つの信号で、第2血管強調画像を生成する。この第2血管強調画像のB4を表示装置14のB、Gチャンネルに割り当て、G4を表示装置14のRチャンネルに割り当てる。これにより、表示装置14上では、表層血管と中深層血管が異なる色で表示される。また、B4、G4は、緑色成分及び赤色成分よりも青色成分が多く含まれる照明光の下で得られた信号であるため、中深層血管よりも表層血管のほうが強調されている。

【0061】

制御部71は、通常観察モード時には、動画処理部73で生成された通常観察動画を表示装置14に表示する。また、マルチ観察モード時には、動画処理部73で生成された酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画の3つの動画を表示装置14に同時表示する。同時表示の方法としては、図12Aに示すように、3つの動画を同じ大きさで表示するほか、図12Bに示すように、ユーザが特に着目するキー動画(図12Bでは「酸素飽和度観察動画」)の視認性を向上させるために、キー動画をその他の動画(図12Bでは「通常観察動画と血管強調観察動画」)よりも大きく表示することが考えられる。なお、キー動画の設定は、入力装置15によって行われる。

【0062】

図13に示すように、静止画処理部74は、フリーズボタン16aが操作されたとき(

10

20

30

40

50

以下、この操作時点（「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記録（保存）するための静止画記録処理を行う。この静止画処理部 74 は、基準値設定部 94 と、光量設定部 95 と、露光時間設定部 96 と、静止画生成部 97 とを備えている。基準値設定部 94 は、フリーズボタン 16a 操作直前に取得した画像（フリーズ直前画像）から、静止画記録処理時に使用する各照明光の光量及び露光時間を決める際の基準となる基準値を算出する。

【0063】

なお、基準値は、フリーズ時点での被検体内の観察状況を表すものであれば、特に限定されない。例えば、フリーズ直前画像の画素値（BGR 値）の平均値を、基準値としてもよい。このフリーズ直前画像の画素値の平均値は、フリーズ時点における露光状態を表している。また、フリーズ直前画像の R 画像と G 画像の比である R/G 比を、基準値としてもよい。この R/G 比は、観察している部位によって変化する。例えば、胃の平均的 R/G 比は、食道の平均的 R/G 比よりも大きくなっている。

10

【0064】

光量設定部 95 は、図 14 に示すように、基準値設定部 94 で算出された基準値に基づいて、静止画記録処理時に発光する第 1 及び 2 酸素飽和度測定光（図 14 では「第 1、第 2 測定光」として記載）の光量 P を設定する。そして、この光量 P と、予め固定値としてメモリ 95a に記録されているフレーム間光量比（ $L_a : L_b : L_c$ （=酸素飽和度フレーム：通常フレーム：血管強調フレーム））とに基づいて、フリーズ処理時に発光する通常光（図 14 では「通常光」と記載）の光量 Q と血管強調用照明光（図 14 では「血管強調光」と記載）の光量 R とを算出する。通常光の光量 Q は、光量 P に比 L_b / L_a を掛け合わせることで得られ、血管強調用照明光の光量 R は、光量 P に比 L_c / L_a を掛け合わせることで得られる。以上の光量 P、Q、R に基づいて、第 1 及び 2 酸素飽和度測定光、通常光、血管強調用照明光の発光が行われる。

20

【0065】

露光時間設定部 96 は、図 15 に示すように、静止画記録処理時の各フレーム（酸素飽和度フレーム、通常フレーム、血管強調フレーム）における撮像素子 60 の露光時間 K、L、M を設定する。まず、酸素飽和度フレームの露光時間 K が、基準値設定部 94 で算出された基準値に基づいて、決められる。次に、その露光時間 K と、予め固定値としてメモリ 96a に記憶されているフレーム間の露光時間比（ $E_a : E_b : E_c$ （=酸素飽和度フレーム：通常フレーム：血管強調フレーム））とに基づいて、通常フレームの露光時間 L と血管強調フレームの露光時間 M とを算出する。通常フレームの露光時間 L は、露光時間 K に比 E_b / E_a を掛け合わせることで得られ、血管強調フレームの露光時間 M は、露光時間 K に比 E_c / E_a を掛け合わせることで得られる。内視鏡装置の撮像制御部 70 は、以上の露光時間 K、L、M に基づいて、撮像素子 60 の撮像タイミングを制御する。なお、図 15 の「第 1 及び 2 測定光」、「通常光」、「血管強調光」は、図 14 と同様、それぞれ「第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光」、「通常光」、「血管強調用照明光」に対応している。

30

【0066】

静止画生成部 97 は、フリーズ時に得られた画像信号に基づいて、酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、血管強調用静止画を生成する。各静止画の生成方法は、酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画における各フレームの画像の生成方法と同様であるので（上記通常観察動画処理部 80、酸素飽和度観察動画 81、血管強調観察動画 82 を参照）、説明を省略する。生成された酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、血管強調用静止画は、記憶部 72a 内の静止画用記憶部 75a に記録される。

40

【0067】

なお、上記 3 種類の静止画を記録（フリーズ）した際には、この記録と略同時に、図 16A に示すように、それら 3 種類の静止画を表示装置 14 に並列表示したり、また、図 16B に示すように、それら 3 種類の静止画を、一定時間 T ごとに 1 つずつ切り替えて連続的に表示装置 14 に表示してもよい（スライドショーのように、一定時間ごとに画像を切

50

り替えて表示する。)。このように、フリーズ直後に、記録した静止画を表示装置 1 4 に表示することで、どのような画像を記録したかを簡単に確認することができる。なお、記録した静止画の全てを表示装置 1 4 に表示した後は、再度、複数種類の動画表示に切り替えられる。

【0068】

次に、本発明の作用について図 1 7 のフローチャートに沿って説明する。まず、内視鏡装置の切り替えスイッチ 2 1 によって、マルチ観察モードに切り替える。これにより、中心波長 4 7 3 nm の第 1 レーザ光を含む第 1 酸素飽和度測定光と、中心波長 4 4 5 nm の第 2 レーザ光を含む第 2 酸素飽和度測定光と、別々のフレームで被検体内に照射される。そして、それら第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光の反射像を撮像することで得られた画像信号のうち、B 1、G 2、R 2 を用いて、酸素飽和度画像を生成する。なお、キー動画は「酸素飽和度観察動画」以外であってもよい。

10

【0069】

次に、第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光を照射した後は、通常光を被検体に照射し、その反射像を撮像する。そして、その撮像により得られた画像信号に基づいて、通常観察画像を生成する。そして、通常光を照射した後は、血管強調用照明光を被検体に照射し、その反射像を撮像する。そして、その撮像により得られた画像信号に基づいて、血管強調観察画像を生成する。

【0070】

以上の酸素飽和度観察画像、通常観察画像、血管強調観察画像は、それぞれ生成される毎に、表示装置 1 4 に順次表示される。即ち、表示装置 1 4 には、酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画が表示される。

20

【0071】

これら動画表示中に、フリーズボタン 1 6 a が操作されたら、まず、そのフリーズボタン 1 6 a 操作直前の画像から、静止画記録処理時に使用する各照明光の光量及び撮像素子 6 0 の露光時間を決める際の基準となる基準値を求める。そして、求めた基準値に基づいて、第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光の光量 P と酸素飽和度フレーム時の露光時間 K を設定する。そして、光量 P に比 $L b / L a$ を掛け合わせることで、通常光の光量 Q を算出し、光量 P に比 $L c / L a$ を掛け合わせることで、血管強調用照明光の光量 R を算出する。また、露光時間 K に比 $E b / E a$ を掛け合わせることで、通常フレームの露光時間 L を算出し、露光時間 K に比 $E c / E a$ を掛け合わせることで、血管強調フレームの露光時間 M を算出する。

30

【0072】

次に、算出した光量 P、Q、R に基づいて、第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光、通常光、血管強調用照明光を発光するとともに、算出した各フレームの露光時間 K、L、M に従って、第 1 及び第 2 酸素飽和度測定光、通常光、血管強調用照明光のそれぞれの反射像を撮像する。これにより、酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、血管強調観察用静止画が得られる。これら 3 種類の画像は、静止画として記憶部 7 5 内の静止画用記憶部 7 5 a に記録される。また、この記録と略同時に、それら 3 種類の画像が表示装置 1 4 に表示される。そして、これら 3 種類の画像がすべて表示されたら、酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画の 3 種類の動画を、再び表示装置 1 4 に表示する。以上の一連の動作は、マルチ観察モードが継続する限り、繰り返し行われる。

40

【0073】

なお、上記第 1 実施形態では、フリーズボタン 1 6 a の操作によって、酸素飽和度観察用静止画、通常観察用静止画、血管強調観察用静止画の画像の 3 フレームで 1 セット (フレームセット) の静止画を取得したが、図 1 8 に示すように、1 つのフレームセットだけでなく、複数のフレームセット (図 1 8 の場合であれば「2 つのフレームセット」) を取得し、その中からフレーム間の位置ずれが少ないもののみ、静止画用記憶部 7 5 a に記録してもよい。なお、フレーム間の位置ずれ判定は、酸素飽和度フレーム (第 1 フレーム、第 2 フレーム)、通常フレーム、血管強調フレームで取得した画像信号のうち、スペクト

50

ル分布がほぼ共通している赤色信号 R 1 ~ R 4 を用いて行われる。例えば、R 1 / R 4、R 2 / R 4、R 3 / R 4 が所定の閾値内に収まっているフレームセットについては、フレーム間の位置ずれが少ないと判定する。

【 0 0 7 4 】

なお、上記第 1 実施形態では、フリーズ直前に取得した画像から基準値を求め、その基準値に適したフレーム間光量比及び露光時間で発光・撮像を行ったが、図 1 9 に示すように、フリーズ時に使用する光量比を予め複数パターン（図 1 9 の場合であれば、第 1、第 2 光量比）設定しておき、フリーズボタン 1 6 a が操作されたら、それぞれの光量比のパターンに従って、順に発光してもよい。

【 0 0 7 5 】

これら撮像により得られた画像は、全て静止画として静止画用記憶部 7 5 a に記憶しておいてもよく、また、それら画像の中から診断に最適な画像を手動または自動で選択するようにしてもよい（自動の場合は、例えば明るさ、コントラストなど一定条件をクリアするものを選択する）。なお、フリーズ時に使用する露光時間についても、光量比と同様に、予め複数パターン設定しておき、フリーズ時には、それぞれの露光時間パターンに従って、順に撮像してもよい。

【 0 0 7 6 】

なお、上記第 1 実施形態では、スコープ先端部 1 9 に蛍光体 5 0 を設けたが、これに代えて、光源装置 1 1 内に蛍光体 5 0 を設けてもよい。この場合、L D 2（445nm）と光ファイバ 2 5 の間には蛍光体 5 0 を設け、それ以外の L D 1（473nm）と光ファイバ 2 4 の間と、L D 3（405nm）と光ファイバ 2 6 の間については、蛍光体 5 0 を設けなくてもよい。

【 0 0 7 7 】

上記第 1 実施形態では、半導体光源の照明光を用いて被検体内の照明を行ったが、これに代えて、第 2 実施形態では、キセノンランプなどの白色光源の広帯域光から回転フィルタで波長分離した光を用いて、照明を行う（回転フィルタ方式）。この第 2 実施形態では、図 2 0 に示す内視鏡システム 1 0 0 を使用する。内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡装置 1 0 1、光源装置 1 0 2 が異なっている以外は、内視鏡システム 1 0 と同様の構成を備えている。したがって、以下においては、内視鏡装置 1 0 1 及び光源装置 1 0 2 の構成とそれに関連する部分を説明し、その他については説明を省略する。なお、第 2 実施形態では、回転フィルタ方式を採用する関係上、短時間での光量調整が難しいことがある。この場合には、プロセッサ装置 1 3 内に、光量設定部 9 5 を設けなくともよい。

【 0 0 7 8 】

内視鏡装置 1 0 1 は、スコープ先端部の照明部 3 3 に蛍光体 5 0 が設けられていない点の内視鏡装置 1 2 と異なる。そのため、光源装置 1 0 2 からの光は、ライトガイド 2 8、2 9 を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子 1 0 3 は、撮像素子 6 0 と異なり、撮像面にカラーフィルタが設けられていないモノクロ CCD で構成される。また、撮像素子 1 0 3 と観察窓 4 2 の間には、露光時間を調整するためのメカシャッター 1 0 5 が設けられている。このメカシャッター 1 0 5 は、撮像制御部 7 0 により駆動制御される。

【 0 0 7 9 】

それ以外については、内視鏡装置 1 0 1 は、内視鏡装置 1 2 と同様の構成を備えている。なお、撮像素子 1 0 3 については電子シャッター機能が無い FT（フレームトランスファー）型のものを使用するためメカシャッター 1 0 5 を設けるが、撮像素子 1 0 3 として電子シャッター機能を有するものを使用する場合には、メカシャッター 1 0 5 を設ける必要はない。

【 0 0 8 0 】

光源装置 1 0 2 は、広帯域光 B B（400 ~ 700 nm）を発する白色光源 1 1 0 と、この白色光源 1 1 0 からの広帯域光 B B を所定波長の光に波長分離する回転フィルタ 1 1 2 と、回転フィルタ 1 1 2 の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 1 1 2 を

10

20

30

40

50

回転させるモータ 113 と、広帯域光 BB の光軸と直交する方向（回転フィルタ 112 の半径方向）に、回転フィルタ 112 をシフトさせるシフト部 114 を備えている。

【0081】

白色光源 110 は、広帯域光 BB を放射する光源本体 110a と、広帯域光 BB の光量を調整する絞り 110b とを備えている。光源本体 110a はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどから構成される。絞り 110b の開度は、光量制御部（図示省略）によって調節される。

【0082】

図 21 に示すように、回転フィルタ 112 は、モータ 113 に接続された回転軸 112a を回転中心として回転する。この回転フィルタ 112 には、回転軸 112a がある回転中心から順に、半径方向に沿って、第 1 フィルタ領域と第 2 フィルタ領域 120, 121 が設けられている。第 1 フィルタ領域 120 は、通常観察モード時に広帯域光 BB の光路上にセットされ、第 2 フィルタ領域 121 は、マルチ観察モード時に広帯域光 BB の光路上にセットされる。各フィルタ領域 120, 121 の切替は、シフト部 114 により回転フィルタ 112 を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

10

【0083】

第 1 フィルタ領域 120 は、中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 120a、G フィルタ部 120b、R フィルタ部 120c が設けられている。図 22 に示すように、B フィルタ部 120a は広帯域光 BB から青色帯域（380～500nm）の B 光を透過させ、G フィルタ部 120b は広帯域光 BB から緑色帯域（450～630nm）の G 光を透過させ、R フィルタ部 120c は広帯域光 BB から赤色帯域（580～760nm）の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 112 の回転によって、回転フィルタ 112 から B 光、G 光、R 光が順次出射する。これら B 光、G 光、R 光は、集光レンズ 116 及び光ファイバ 117 を通して、ライドガイド 28, 29 に入射する。

20

【0084】

第 2 フィルタ領域 121 は、中心角が 60° の扇型の領域に、測定用フィルタ部 121a、B フィルタ部 121b と、G フィルタ部 121c、R フィルタ部 121d、BN フィルタ部 121e、GN フィルタ部 121f が設けられている。測定用フィルタ部 121a は広帯域光 BB のうち、波長範囲 450～500nm の酸素飽和度測定光（測定光）を透過させる。また、B フィルタ部 121b、G フィルタ部 121c、R フィルタ部 121d は、上記 B、G、R フィルタ部 120a～c と同様、青色帯域（380～500nm）の B 光、緑色帯域（450～630nm）の G 光、赤色帯域（580～760nm）の R 光を透過させる。

30

【0085】

また、BN フィルタ部 121e は、中心波長 415nm の青色狭帯域光（BN 光）を透過させ、GN フィルタ部 121f は、中心波長 540nm の緑色狭帯域光（GN 光）を透過させる。したがって、回転フィルタ 112 の回転によって、回転フィルタ 112 から測定光、B 光、G 光、R 光、BN 光、GN 光が順次出射する。これら 6 種類の光は、集光レンズ 116 及び光ファイバ 117 を通して、ライドガイド 28, 29 に入射する。

40

【0086】

第 2 実施形態の内視鏡システム 100 では、回転フィルタ方式を採用しているため、撮像制御が内視鏡システム 10 と異なる。通常観察モードにおいては、図 23A に示すように、B、G、R の三色の像光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて撮像信号を順次出力する。この一連の動作は、通常光観察モードに設定されている間、繰り返される。そして、B 光に対応する青色信号 Bc、G 光に対応する緑色信号 Gc、R 光に対応する赤色信号 Rc に基づき、通常観察動画が生成される。

【0087】

一方、マルチ観察モードにおいては、図 23B に示すように、測定光、B 光、G 光、R 光、BN 光、GN 光を撮像素子 103 で順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて撮像信号を順次出力する。こうした動作がマルチ観察モードに設定されている間

50

、繰り返される。ここで、測定光の像光を撮像したときの信号 b 1 は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる 473 nm の波長成分を有しているため、第 1 実施形態の B 1 に相当する。

【0088】

また、B 光の像光を撮像したときの信号 b 2 は、広帯域の青色成分を有しているため、第 1 実施形態の B 2 又は B 3 に相当する。また、G 光の像光を撮像したとき信号 g 2 は、広帯域の緑色成分を有しているため、第 1 実施形態の G 2 又は G 3 に相当する。また、R 光の像光を撮像したときの信号 r 2 は、広帯域の赤色成分を有しているため、第 1 実施形態の R 2 又は R 3 に相当する。また、BN 光の像光を撮像したときの信号 b 4 は、青色成分が他の成分よりも大きいことから、第 1 実施形態の B 4 に相当する。また、GN 光の像光を撮像したときの信号 g 4 は、緑色成分が他の成分よりも大きいことから、第 1 実施形態の G 4 (この G 4 は、第 2 血管強調観察動画の生成時に使用する照明光の下で得られた緑色信号) に略相当する。

10

【0089】

第 2 実施形態では、信号 b 1、g 2、r 2 を用いて、酸素飽和度観察動画及び酸素飽和度観察用静止画を生成し、信号 b 2、g 2、r 2 を用いて通常観察動画及び通常観察用静止画を生成し、信号 b 4、g 4 を用いて血管強調観察動画及び血管強調観察用静止画を生成する。その際、酸素飽和度観察用静止画と通常観察用静止画は同じ信号 g 2、r 2 を使用するため、静止画処理時では、酸素飽和度フレームと通常フレームにおける露光時間は同じにする。なお、酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画の生成方法は、第 1 実施形態と同様であるので、説明は省略する。

20

【0090】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、フリーズボタンを操作した直前の画像に基づいて、静止画記録処理時に使用する各照明光の光量と各フレームにおける露光時間を算出したが、これに限らず、フリーズボタンを操作した直後の画像に基づいて、各照明光の光量と露光時間の算出を行ってもよい。

【0091】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、静止画記録処理の開始操作を、内視鏡装置 12 の操作部 16 に設けられたフリーズボタン 16b の操作により行ったが、これに限られず、例えば、プロセッサ装置 13 に接続された入力装置 15 の入力操作により行ってもよい。

30

【0092】

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】

【0093】

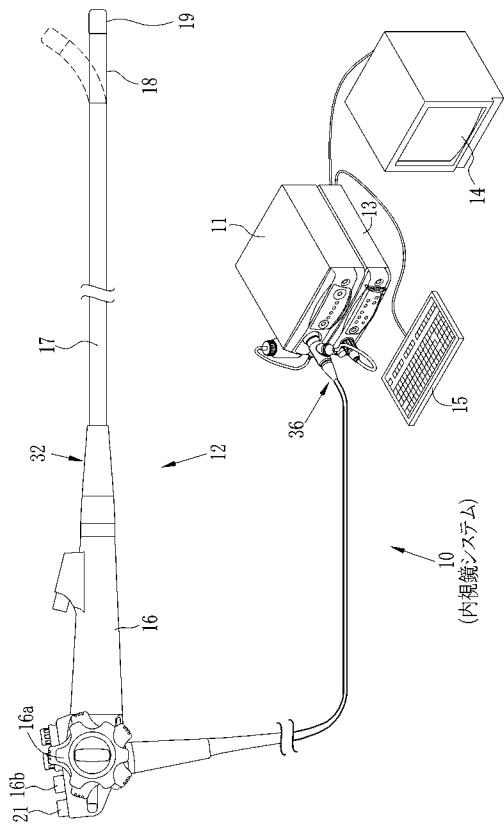
- 10, 100 内視鏡システム
- 11, 102 光源装置
- 12 内視鏡装置
- 13 プロセッサ装置
- 14 表示装置
- 16b フリーズボタン
- 73 動画処理部
- 74 静止画処理部
- 75a 静止画用記憶部
- 94 基準値設定部
- 95 光量設定部
- 96 露光時間設定部

40

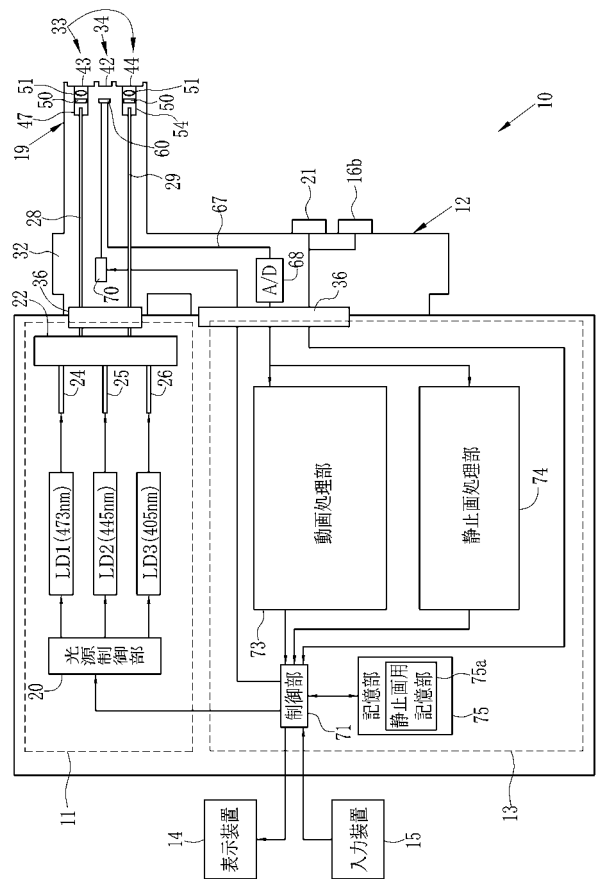
50

9 7 静止画生成部

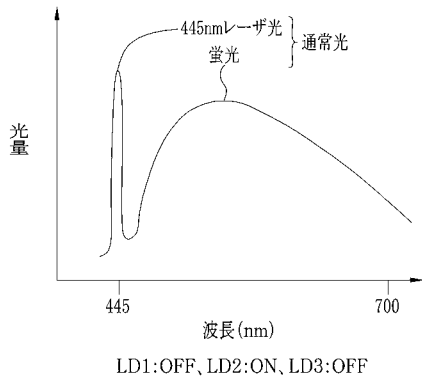
【 図 1 】



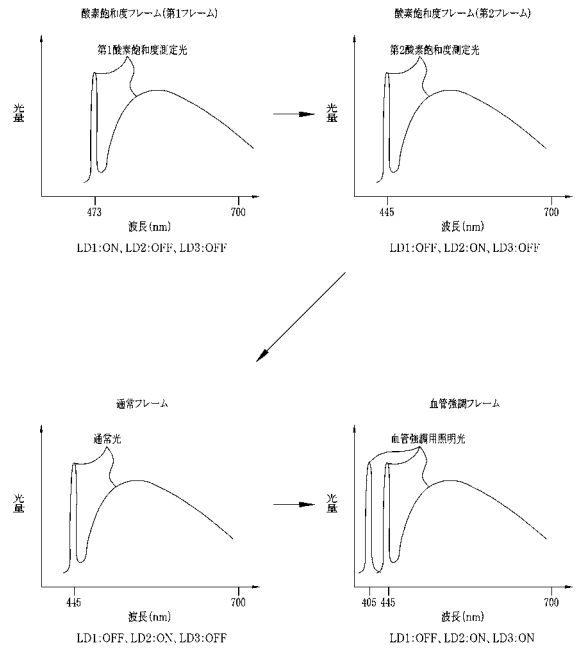
【 図 2 】



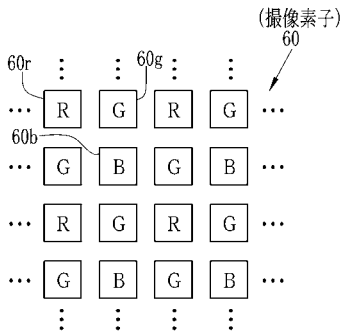
【図3A】



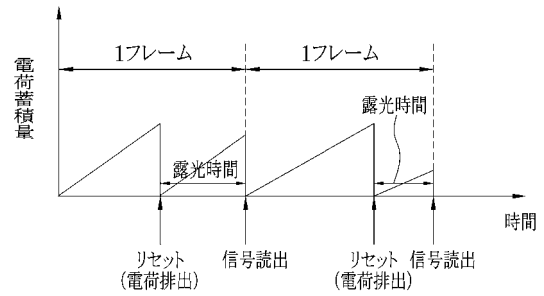
【図3B】



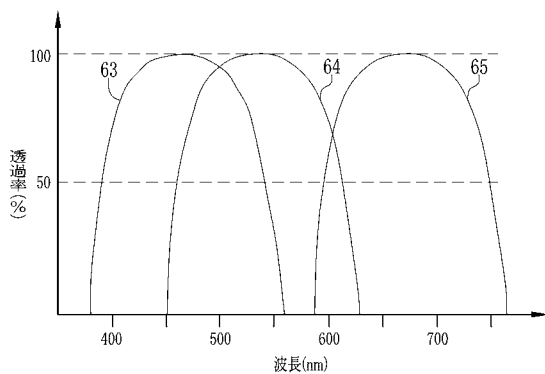
【図4A】



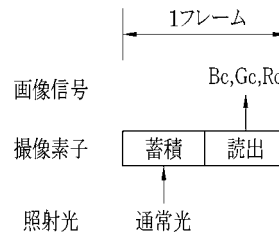
【図4C】



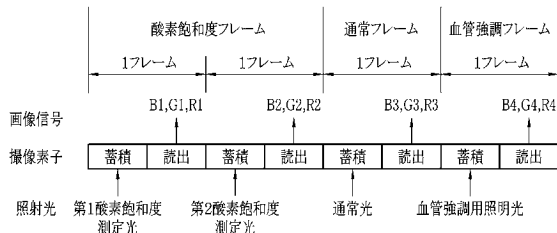
【図4B】



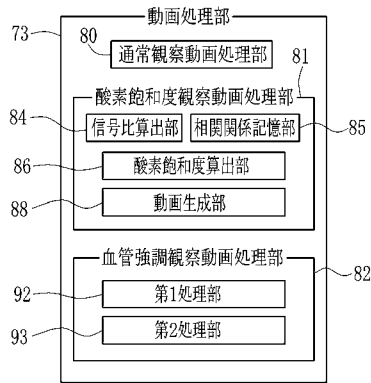
【図5A】



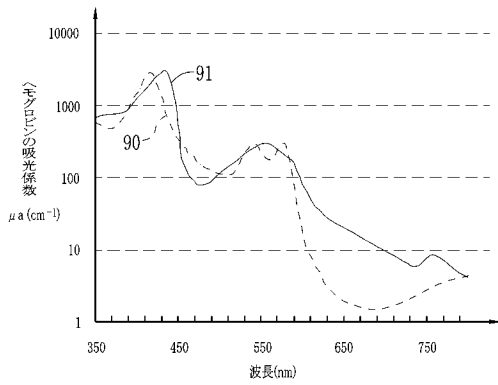
【 図 5 B 】



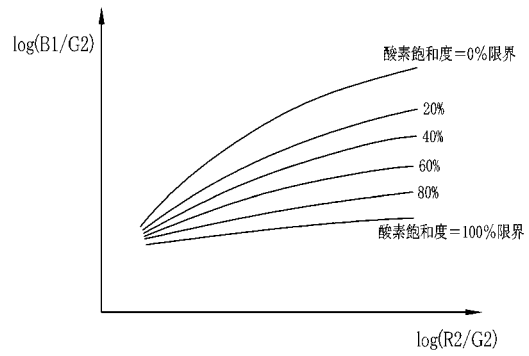
【 図 6 】



【 図 8 】



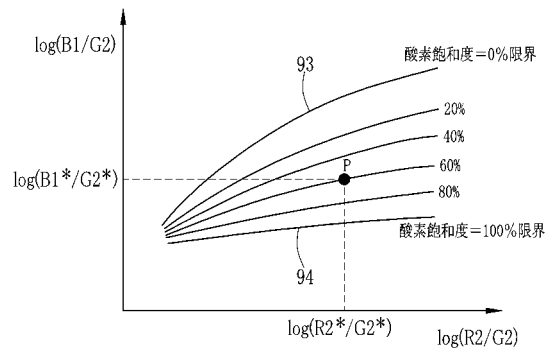
【 図 7 】



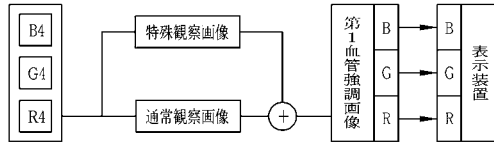
【 図 9 】



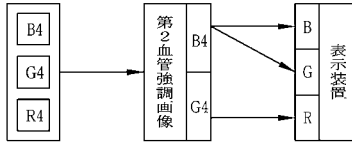
【 図 10 】



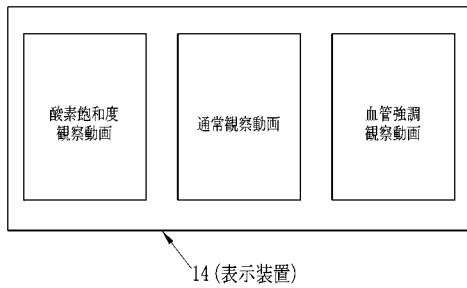
【図 1 1 A】



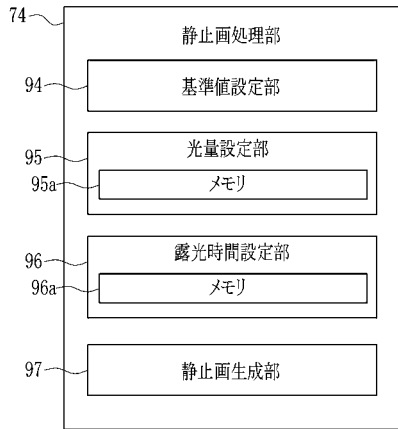
【図 1 1 B】



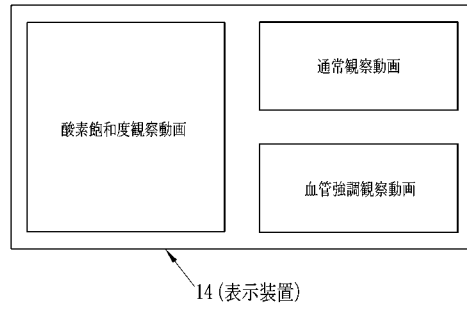
【図 1 2 A】



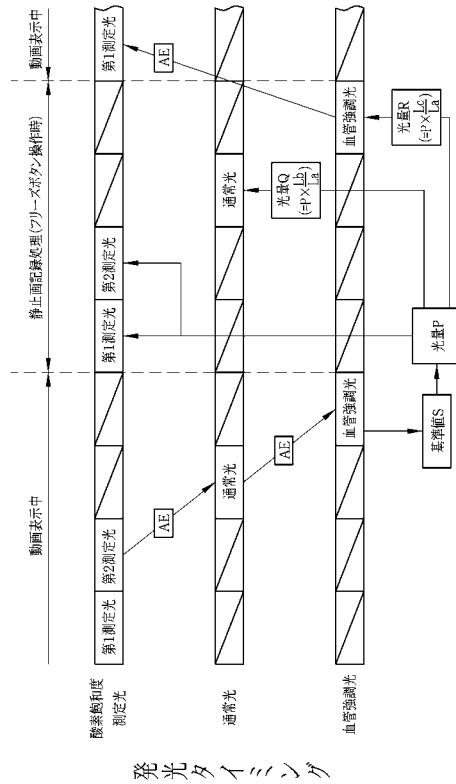
【図 1 3】



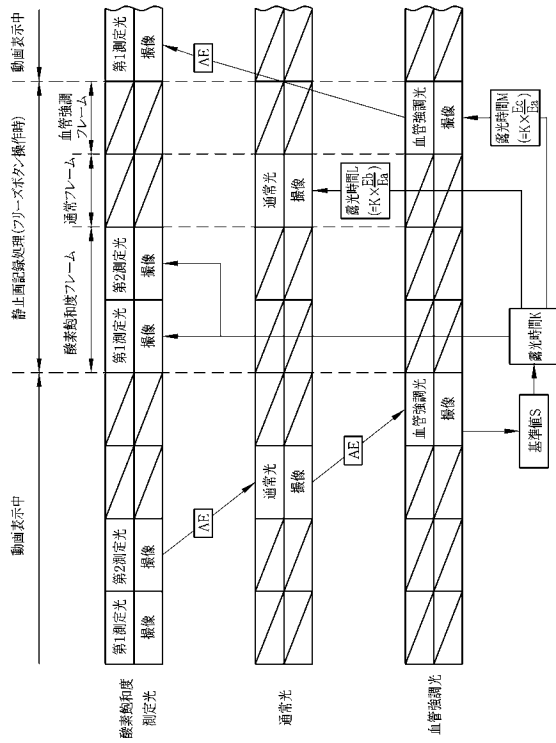
【図 1 2 B】



【図 1 4】

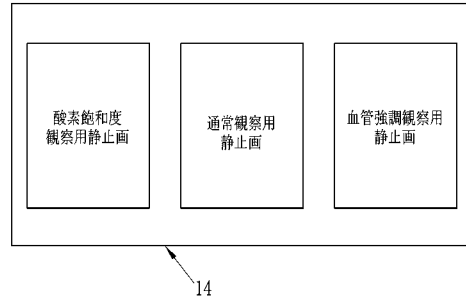


【図15】

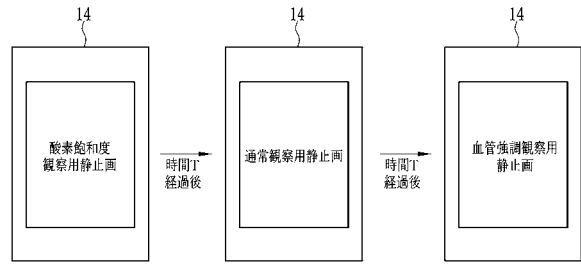


発光・撮像タイミング

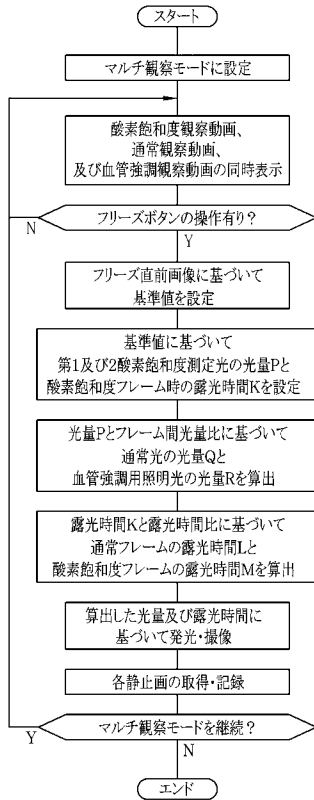
【図16A】



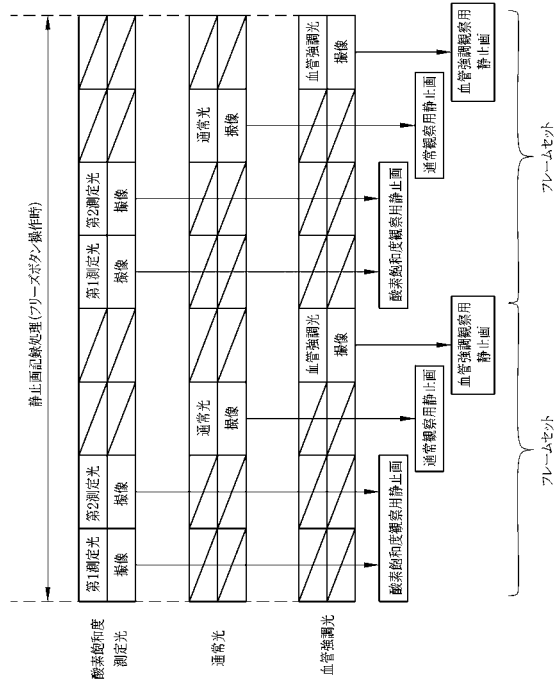
【図16B】



【図17】

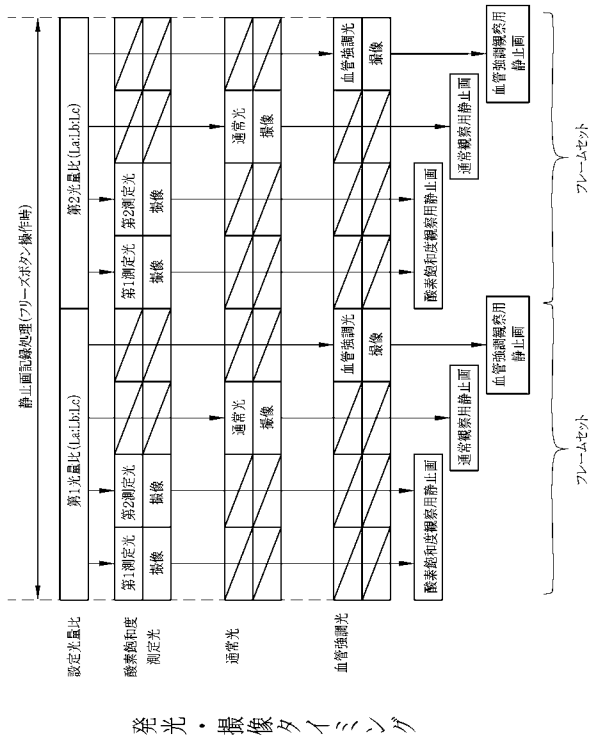


【図18】

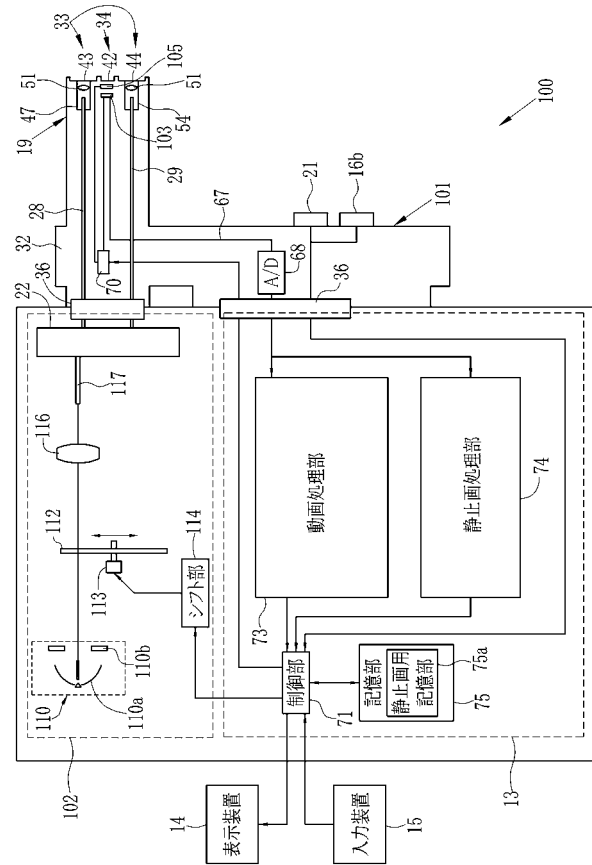


発光・撮像タイミング

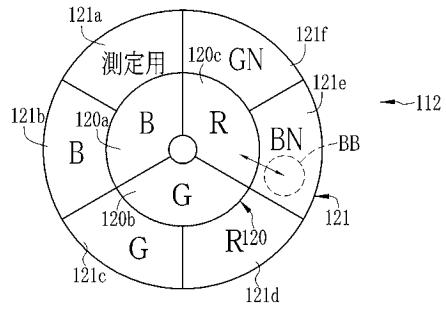
【図 19】



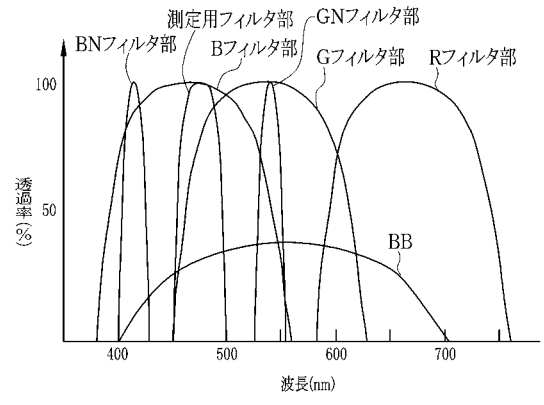
【図 20】



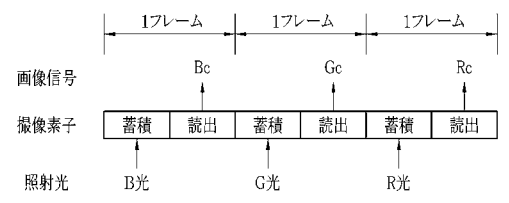
【図 21】



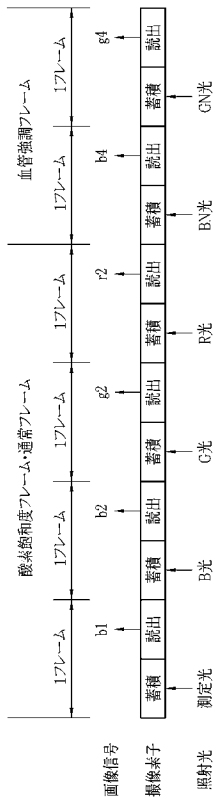
【図 22】



【図 23 A】



【 図 2 3 B 】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统中的曝光量调节方法		
公开(公告)号	JP2013188364A	公开(公告)日	2013-09-26
申请号	JP2012057284	申请日	2012-03-14
[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	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/0051 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14556 A61B5/1459 G06T7/0002 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/30101 G06T2207/30168		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.362.A A61B1/04.370 A61B1/06.A H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.632 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR23 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW01 4C161/WW07 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/YY12 4C161/YY14 5C054/EA01 5C054/EH07 5C054/GB12 5C054/GD03 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5587932B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当内窥镜系统 (10) 进入特殊模式时，用于在第一和第二测量光下进行成像以测量氧饱和度的第一和第二帧周期，用于在正常光下进行成像的第三帧周期，以及第四帧在血管检测光下进行成像以检测特定深度的血管的期间被重复。产生氧饱和度图像，正常图像和血管图案图像，并以平铺的方式以运动图像的形式显示在监视器 (14) 上。当在运动图像的显示期间按下冻结按钮 (16b) 时，使用在按下之前捕获的图像来计算要在静止图像记录处理的第一至第四帧周期中使用的光强度和曝光时间。冻结按钮 (16b) 。利用计算的光强度和曝光时间获得静止图像。

