

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5654511号
(P5654511)

(45) 発行日 平成27年1月14日 (2015. 1. 14)

(24) 登録日 平成26年11月28日 (2014. 11. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 A

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2012-57285 (P2012-57285)
 (22) 出願日 平成24年3月14日 (2012. 3. 14)
 (65) 公開番号 特開2013-188365 (P2013-188365A)
 (43) 公開日 平成25年9月26日 (2013. 9. 26)
 審査請求日 平成25年8月8日 (2013. 8. 8)

前置審査

(73) 特許権者 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
 審査官 石原 徹弥

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】

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、

各照明光を照射したフレーム毎に前記被検体の像を撮像素子で順次撮像するとともに、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モードの観察動画を各々独立して生成する動画生成手段と、

前記複数のモードの観察動画を表示する表示手段と、

前記複数のモードの観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、

前記複数のモード間の露光条件の相互関係を予め記憶する記憶部を有し、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと前記相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を求めた前記露光条件に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】

前記記憶部は、

特定の観察動画の視認性を、それ以外の観察動画よりも向上させるために用いられる第1メモリと、

特定の観察動画を含む2以上の観察動画の視認性を、それ以外の観察動画よりも向上させるために用いられる第2メモリとを有し、

前記第1及び第2メモリは、手動で切り替えが可能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。

【請求項3】

前記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4いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項6】

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6いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項8】

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、各照明光を照射したフレーム毎に前記被検体の像を撮像素子で順次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モードの観察動画を各々独立して生成する動画生成手段と、

前記複数の観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、

前記複数のモード間の露光条件の相互関係を予め記憶する記憶部を有し、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと前記相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を求めた前記露光条件に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9】

照明手段が、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、

動画生成手段が、各照明光を照射したフレーム毎に前記被検体の像を撮像素子で順次撮像するとともに、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モードの観察動画を各々独立して生成するステップと、

明るさ検出手段が、前記複数の観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出す

10

20

30

40

50

るステップと、

露光条件設定手段が、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと、記憶部に予め記憶された前記複数のモード間の露光条件の相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を求めた前記露光条件に設定するステップと、

露光量調整手段が、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の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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。

20

【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。

30

【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】

上記のような通常観察用の動画、血管強調観察用の動画、酸素飽和度用の動画の生成には、それぞれ波長成分が異なる複数種類の照明光が必要となる。例えば、通常観察用の動画については、キセノン光などの広帯域の照明光が必要となり、また、血管強調観察用の動画については、特定の波長に狭帯域化した狭帯域光が必要となり、酸素飽和度観察用の動画については、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が必要となる。

40

【0006】

したがって、これら複数種類の動画を同時取得・同時表示するためには、それら動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の動画毎に異なっているため、各動画に応じた露光量調整(AE(Auto Exposure))を行う必要がある。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、この最新の画像の種類と、露光量調整しようとする動画の種類とが異なる場合(例えば、最新

50

の画像が「血管強調観察用の画像」で、露光量調整しようとする動画が「通常観察用の動画」である場合）には、適切に露光量調整されないおそれがある。したがって、複数種類の動画を取得・表示する際に、各動画について適切に露光量調整することが求められていた。

【 0 0 0 7 】

本発明は、複数種類の動画を取得・表示する際に、各動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の作動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】

【 0 0 0 8 】

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、各照明光を照射したフレーム毎に前記被検体の像を撮像素子で順次撮像するとともに、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モードの観察動画を各々独立して生成する動画生成手段と、前記複数のモードの観察動画を表示する表示手段と、前記複数の観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、前記複数のモード間の露光条件の相互関係を予め記憶する記憶部を有し、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと前記相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を前記露光条件に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。

【 0 0 0 9 】

前記記憶部は、特定の観察動画の視認性を、それ以外の観察動画よりも向上させるために用いられる第1メモリと、特定の観察動画を含む2以上の観察動画の視認性を、それ以外の観察動画よりも向上させるために用いられる第2メモリとを有し、前記第1及び第2メモリは、手動で切り替えが可能であることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

前記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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

本発明のプロセッサ装置は、互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、被検体に向けて、順次照射するとともに、各照明光を照射したフレーム毎に前記被検体の像を撮像素子で順次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モードの観察動画を各々独立して生成する動画生成手段と、前記複数の観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、前記複数のモード間の露光条件の相互関係を予め記憶する記憶部を有し、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと前記相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記

10

20

30

40

50

露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を求めた前記露光条件に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。

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、互いに異なる波長成分を有する複数波長の照明光を、被検体に向けて、順次照射するステップと、動画生成手段が、各照明光を照射したフレーム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モードの観察動画を各々独立して生成するステップと、明るさ検出手段が、前記複数の観察動画のうち特定モードの観察動画の明るさを検出するステップと、露光条件設定手段が、前記明るさ検出手段で検出した前記特定モードの観察動画の明るさと、記憶部に予め記憶された前記複数のモード間の露光条件の相互関係とに基づいて、前記特定モードを含む全ての前記モードの前記露光条件を求め、前記複数のモード間を遷移する際に、前記複数のモードの露光条件を求めた前記露光条件に設定するステップと、露光量調整手段が、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。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、複数の観察動画のうち、例えばユーザーが着目する特定の観察動画の明るさに基づいて、特定の観察動画を含む全ての観察動画の露光条件を設定し、その設定された露光条件に従って露光量を調整していることから、少なくとも特定の観察動画は適切に露光量が調整される。また、露光条件は、各観察動画における最適な露光量を、特定の観察動画の明るさに応じて定めたものであることから、特定の観察動画のみならず、その他の観察動画における露光量も適正值となる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【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 3 A】通常光の発光スペクトルを表すグラフである。

30

【図 3 B】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 4 A】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 4 B】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 4 C】電子シャッターの説明に用いられる図である。

【図 5 A】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 5 B】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】各フレームにおいて発光する照明光の光量を説明するための図である。

40

【図 7】フレーム間光量比を示す表である。

【図 8 A】キー動画がその他の動画よりも明るく表示された表示装置の図である。

【図 8 B】キー動画を含む 2 つの動画が残りの動画よりも明るく表示された表示装置の図である。

【図 9】各フレームにおける露光時間を説明するための図である。

【図 1 0】露光時間比を示す表である。

【図 1 1】動画処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図 1 2】酸素飽和度と信号比 B_1 / G_2 、 R_2 / G_2 との相関関係を示すグラフである。

【図 1 3】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

50

【図 1 4】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 1 5】図 1 2 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 1 6 A】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 1 6 B】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 1 7 A】3 つの動画を同時表示する表示装置の図である。

【図 1 7 B】図 1 7 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 1 8】マルチ観察モードにおける一連の流れを表すフローチャートである。

【図 1 9】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。

10

【図 2 0】回転フィルタを示す図である。

【図 2 1】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 2 2 A】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 2 2 B】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。

【図 2 3】各動画毎に独立で光量及び露光時間を設定することを説明するための図である。

【図 2 4】キー動画のフレームレートをそれ以外の動画よりも高くした表示装置の図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0017】

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。

【0018】

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ことができる。

30

【0019】

内視鏡システム 10 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 14 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 14 に表示するマルチ

40

【0020】

また、マルチ観察モードにおいては、3 種類の動画の中でユーザーが特に着目するキー動画の視認性を向上させるキーフレーム優先モード、キー動画を含む 2 つの動画の視認性を向上させる複数フレーム優先モード、3 種類の動画全ての視認性を向上させる全フレーム優先モードの 3 つのモードを備えている。マルチ観察モード中は、それら 3 つの優先モードのうちのいずれか一つに設定される。以上の通常観察モードとマルチ観察モード間の切り替え及び 3 つの優先モード間の切り替えは、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】

50

図2に示すように、光源装置11は、3種のレーザ光源LD1、LD2、LD3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、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LD2は、中心波長が445nmの第2レーザ光を発する。この第2レーザ光も、蛍光体50によって、蛍光に波長変換される。レーザ光源LD3は、中心波長405nm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19の蛍光体50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50をそのまま透過する。各レーザ光源LD1～LD3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24～26に入射する。

10

【0022】

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く、第3レーザ光の波長範囲は400～410nmにすることが好ましい。また、レーザ光源LD1～LD3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、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオード等を用いることもできる。

【0023】

光源制御部20は、レーザ光源LD1～LD3を制御することによって、各レーザ光源LD1～LD3の発光タイミングを調節する。本実施形態では、通常観察モードのときには、図3Aに示すように、レーザ光源LD2をオンにし、それ以外のレーザ光源LD1、LD3をオフにする。したがって、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。

20

【0024】

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LD1～LD3の発光タイミングが異なっている。なお、光源装置11による発光及び内視鏡装置12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、血管強調フレームの順で行われる。

【0025】

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、3をオフにする。したがって、第1フレームには、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フレームには、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。

30

【0026】

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、3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。

40

【0027】

また、光源制御部20は、プロセッサ装置13内の明るさ調整部の指示に従って、第1及び酸素飽和度測定光の光量P、通常光の光量Q、血管強調用照明光の光量Rを調整する。

【0028】

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

50

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。

【 0 0 2 9 】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡から構成され、ライトガイド 2 8 , 2 9 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 3 3 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 3 4 と、内視鏡装置 1 2 と光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 3 とを着脱自在に接続するコネクタ部 3 6 を備えている。

【 0 0 3 0 】

照明部 3 3 は、撮像部 3 4 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 4 3 , 4 4 を備えており、各照明窓 4 3 , 4 4 は、蛍光体 5 0 を透過した光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 3 4 は、スコープ先端部 1 9 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 4 2 を備えている。

10

【 0 0 3 1 】

照明窓 4 3 , 4 4 の奥には、それぞれ投光ユニット 4 7 , 5 4 が収納されている。各投光ユニット 4 7 , 5 4 は、ライトガイド 2 8 , 2 9 からの第 1 ~ 第 3 レーザ光を蛍光体 5 0 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 5 1 を介して被観察領域に向けて照射される。

【 0 0 3 2 】

蛍光体 5 0 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 Y A G 系蛍光物質、或いは B A M (B a M g A l ₁₁ O ₁₇) 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 5 0 に照射されると、蛍光体 5 0 から発せられる緑色 ~ 赤色の励起発光光 (蛍光) と、蛍光体 5 0 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。

20

【 0 0 3 3 】

なお、蛍光体 5 0 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 5 0 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 5 0 は、商品名としてマイクロホワイト (登録商標) (Micro White (M W)) とも呼ばれている。

【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、観察窓 4 2 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 C C D (Charge Coupled Device) などの撮像素子 6 0 が設けられている。なお、撮像素子 6 0 として、I T (インターライントランスファ) 型の C C D を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) を使用してもよい。

30

【 0 0 3 5 】

撮像素子 6 0 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 6 0 はカラー C C D であり、図 4 A 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 6 0 b、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素 6 0 g、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素 6 0 r 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 4 B の曲線 6 3 , 6 4 , 6 5 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。

40

【 0 0 3 6 】

また、撮像素子 6 0 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 4 C 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 6 0 における露光時間を

50

調整することができる。

【0037】

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。

【0038】

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。これは通常光観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

10

【0039】

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。

【0040】

20

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。

【0041】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部71と、明るさ調整部72と、動画処理部73と、記憶部74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。

30

【0042】

明るさ調整部72は、マルチ観察モード時に、3種類の動画の中のキー動画の画像に基づいて、キー動画及びそのキー動画以外の動画の明るさを調整する。この明るさ調整部72は、明るさ検出部75と、光量設定部76と、露光時間設定部77とを備えている。明るさ検出部75は、キー動画の画像のうち最新の画像に基づいて、画像全体の明るさを検出する。この明るさとしては、例えば、最新の画像における全画素の画素値の平均値でもよく、その他の指標であってもよい。

【0043】

40

光量設定部76は、図6に示すように、明るさ検出部75で検出されたキー動画の明るさに基づいて、キー動画取得時に使用する第1及び2酸素飽和度測定光（図6では「酸素」として記載）の光量P（次のフレームでの目標光量）を設定する。そして、この第1及び2酸素飽和度測定光の光量Pと、予め固定値としてメモリ76a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、通常光（図6では「通常」として記載）の光量Qと血管強調用照明光（図6では「血管」として記載）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によって得られ、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によって得られる。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。

50

【 0 0 4 4 】

フレーム間光量比は、図 7 に示すように、キーフレーム優先モード、複数フレーム優先モード、全フレーム優先モードの 3 つモード毎に異なっている。キーフレーム優先モードの場合であれば、キー動画の明るさが、その他の動画の明るさよりも大きくなる光量比に設定されている。例えば、キー動画が酸素飽和度観察動画の場合であれば、 $L_a > L_b$ 、 L_c となる光量比に設定されている。この場合、表示装置 1 4 には、図 8 A に示すように、酸素飽和度観察動画は、その他の通常観察動画及び血管強調観察動画よりも、明るく表示される。

【 0 0 4 5 】

また、複数フレーム優先モードの場合であれば、複数の動画のうち、キー動画を含む 2 以上の動画の明るさを、それ以外の動画の明るさよりも大きくなるように、光量比が設定されている。例えば、酸素飽和度観察動画と通常観察動画の視認性を向上する場合であれば、 $L_a, L_b > L_c$ となる光量比に設定する。この場合、表示装置 1 4 には、図 8 B に示すように、酸素飽和度動画及び通常観察動画が、血管強調観察動画よりも明るく表示される。なお、全フレーム優先モードの場合には、全動画の明るさが同じとなる光量比 ($L_a = L_b = L_c$) に設定されている。

【 0 0 4 6 】

露光時間設定部 7 7 は、図 9 に示すように、明るさ検出部 7 5 で検出されたキー動画の明るさに基づいて、酸素飽和度フレームにおける撮像素子 6 0 の露光時間 K を設定する。そして、この露光時間 K と、予め固定値としてメモリ 7 7 a に記憶した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)) に基づいて、通常フレーム及び血管強調フレームにおける撮像素子 6 0 の露光時間 L, M 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 を掛け合わせるによって得られ、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 を掛け合わせるによって得られる。内視鏡装置 1 2 の撮像制御部 7 0 は、以上の露光時間 K, L, M に基づいて、撮像素子 6 0 の信号読出しタイミングを制御する。なお、図 9 では、「酸素」は酸素飽和度フレームを、「通常」は通常フレームを、「血管」は血管強調フレームを表している。

【 0 0 4 7 】

フレーム間の露光時間比は、図 1 0 に示すように、キーフレーム優先モード、複数フレーム優先モード、全フレーム優先モードの 3 つモードごとに異なっている。キーフレーム優先モードの場合であれば、キー動画の明るさが、その他の動画の明るさよりも大きくなるような露光時間比に設定されている。例えば、キー動画が酸素飽和度観察動画の場合であれば、 $E_a > E_b, E_c$ となる露光時間比に設定されている。この場合、各動画は、図 8 A のように、表示装置 1 4 に表示される。

【 0 0 4 8 】

また、複数フレーム優先モードの場合であれば、複数の動画のうち、キー動画を含む 2 以上の動画の明るさを、その以外の動画の明るさよりも大きくなるような露光時間比に設定されている。例えば、酸素飽和度観察動画と通常観察動画の視認性を向上する場合であれば、 $E_a, E_b > E_c$ となる露光時間比に設定されている。この場合、各動画は、図 8 B のように、表示装置 1 4 に表示される。なお、全フレーム優先モードの場合には、全動画の明るさが同じとなる露光時間比 ($E_a = E_b = E_c$) に設定されている。

【 0 0 4 9 】

図 1 1 に示すように、動画処理部 7 3 は通常観察動画処理部 8 0、酸素飽和度観察動画処理部 8 1、血管強調観察動画処理部 8 2 を備えており、内視鏡装置 1 2 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 8 0 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 1 2 から順次送信される画像信号 B_c, G_c, R_c に対して所定の画像処理を施すことによって、通常画像を表示装置 1 4 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 B_3, G_3, R_3 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。

【 0 0 5 0 】

酸素飽和度観察動画処理部 8 1 は、内視鏡装置 1 2 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 1 4 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 8 1 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 B 1、緑色信号 G 2 及び赤色信号 R 2 を、酸素飽和度の算出用の画像信号として使用する。

【 0 0 5 1 】

酸素飽和度観察動画処理部 8 1 は、信号比算出部 8 4 と、相関関係記憶部 8 5 と、酸素飽和度算出部 8 6 と、動画生成部 8 8 とを備えている。信号比算出部 8 4 は、第 1 フレームの青色信号 B 1 と第 2 フレームの緑色信号 G 2 との信号比 $B 1 / G 2$ と、第 2 フレームの緑色信号 G 2 と赤色信号 R 2 との信号比 $R 2 / G 2$ とを求める。信号比算出部 8 4 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。

10

【 0 0 5 2 】

相関関係記憶部 8 5 は、信号比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ 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 1 2 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 2 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 $B 1 / G 2$ 、 $R 2 / G 2$ は log スケールで記憶されている。

20

【 0 0 5 3 】

上記相関関係は、図 1 3 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 9 0 は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線 9 1 は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473 nm 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、473 nm の光に対応する信号を含む青色信号 B 1 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 B 1 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 R 2 と、青色信号 B 2 と赤色信号 R 2 のリファレンス信号（規格化用信号）となる緑色信号 G 2 から得られる信号比 $B 1 / G 2$ 及び $R 2 / G 2$ 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。

30

【 0 0 5 4 】

なお、相関関係記憶部 8 5 には、図 1 4 に示すように、信号比 $R 1 / G 1$ 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 $R 1 / G 1$ 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 $R 1 / G 1$ と血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

【 0 0 5 5 】

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。

40

【 0 0 5 6 】

また、図 1 2 に示すように、信号比 $R 2 / G 2$ が大きくなるのに従って、信号比 $B 1 / G 2$ 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 $R 2 / G 2$ は血液量と相関関係が

50

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 $540 \sim 580 \text{ nm}$ 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 13 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。

【0057】

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 15 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。

【0058】

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。

【0059】

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。

【0060】

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 95 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 96 とを備えている。

【0061】

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。

【0062】

第 1 処理部 95 は、図 16 A 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。

【0063】

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。

【0064】

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

10

【0065】

第2処理部96は、図16B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

20

【0066】

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17A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17Bに示すように、キー動画（図17B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17B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。

30

【0067】

次に、本発明の作用について図18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、マルチ観察モードに切り替えるとともに、キー動画を「酸素飽和度観察動画」に設定する。これにより、中心波長473nm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445nm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、B1、G2、R2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。

40

【0068】

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。

【0069】

次に、キー動画である「酸素飽和度観察動画」を構成する酸素飽和度画像から、明るさの情報を取得する。そして、この明るさの情報に基づいて、次の酸素飽和度フレーム時における第1及び第2酸素飽和度測定光の光量Pと露光時間Kを設定する。そして、設定した

50

光量 P に比 L_b / L_a を掛け合わせることによって、次の通常フレーム時に照射する通常光の光量 Q を算出し、光量 P に比 L_c / L_a を掛け合わせることによって、次の血管強調フレーム時に照射する血管強調用照明光の光量 R を算出する。また、設定した露光時間 K に比 E_b / E_a を掛け合わせるによって、次の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 を掛け合わせるによって、次の血管強調フレームの露光時間 M を算出する。

【0070】

次に、以上のように算出した光量 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。また、算出した各フレームの露光時間 K 、 L 、 M に従って、撮像を行う。そして、上記と同様の手順で、酸素飽和度観察画像、通常観察画像、血管強調観察画像を取得する。そして、これら複数の画像は、表示装置14に順次送信されることによって、動画として表示される。また、これら画像の動画は、表示装置14上で所定の大きさと同時に表示される。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。

【0071】

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19に示す内視鏡システム100を使用する。内視鏡システム100は、内視鏡装置101、光源装置102が異なっている以外は、内視鏡システム10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101及び光源装置102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ため、短時間での光量調整が難しい。そのためプロセッサ装置13内の明るさ調整部72には、光量設定部76が設けられていない。

【0072】

内視鏡装置101は、スコープ先端部の照明部33に蛍光体50が設けられていない点の内視鏡装置12と異なる。そのため、光源装置102からの光は、ライトガイド28、29を介して、そのまま被検体内に照射される。また、撮像素子103は、撮像素子60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103と観察窓42の間には、露光時間を調整するためのメカシャッター105が設けられている。このメカシャッター105は、撮像制御部70により制御される。

【0073】

それ以外については、内視鏡装置101は、内視鏡装置12と同様の構成を備えている。なお、撮像素子103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105を設けるが、撮像素子103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105を設ける必要はない。

【0074】

光源装置102は、広帯域光BB（400～700nm）を発する白色光源110と、この白色光源110からの広帯域光BBを所定波長の光に波長分離する回転フィルタ112と、回転フィルタ112の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ112を回転させるモータ113と、回転フィルタ112をその半径方向にシフトさせるシフト部114を備えている。

【0075】

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。

【0076】

図20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。

【0077】

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21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。

【0078】

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。図20に示すように、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。

【0079】

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。

【0080】

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22A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、通常光画像が生成される。

【0081】

一方、マルチ観察モードにおいては、図22B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、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b1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473nmの波長成分を有しているため、第1実施形態のB1に相当する。

【0082】

また、B光の像光を撮像したときの信号b2は、広帯域の青色成分を有しているため、第1実施形態のB2又はB3に相当する。また、G光の像光を撮像したとき信号g2は、広帯域の緑色成分を有しているため、第1実施形態のG2又はG3に相当する。また、R光の像光を撮像したときの信号r2は、広帯域の赤色成分を有しているため、第1実施形

10

20

30

40

50

態の R 2 又は R 3 に相当する。また、B N 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、G N 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 実施形態において、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 G 4 に略相当する。

【 0 0 8 3 】

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を生成し、信号 b 2、g 2、r 2 を用いて通常観察動画を生成し、信号 b 4、g 4 を用いて血管強調観察動画を生成する。したがって、酸素飽和度観察動画と通常観察動画は同じ信号 g 2、r 2 を使用するため、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。

10

【 0 0 8 4 】

なお、上記実施形態では、キー動画の最新の画像の明るさに基づいて、その後に発光する各照明光の光量と次の各フレームにおける露光時間を設定したが、これに代えて、図 2 3 に示すように、各動画毎に明るさを検出し、その検出した明るさに基づいて、各動画毎にそれぞれ独立で光量を設定し、また露光時間を設定してもよい。なお、図 2 3 では「通常」は通常観察動画を、「血管」は血管強調観察動画を、「酸素」は酸素飽和度観察動画を表している。

【 0 0 8 5 】

20

なお、上記実施形態では、キー動画の視認性を向上させるために、キー動画についてはそれ以外の動画よりも明るくしたが（図 8 A 参照）、これに代えて、図 2 4 に示すように、キー動画（酸素飽和度観察動画）のフレームレートを、それ以外の動画（通常観察動画、血管強調観察動画）のフレームレートよりも高くすることによって、キー動画の視認性を向上させてもよい。

【 0 0 8 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。

30

【 0 0 8 7 】

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。

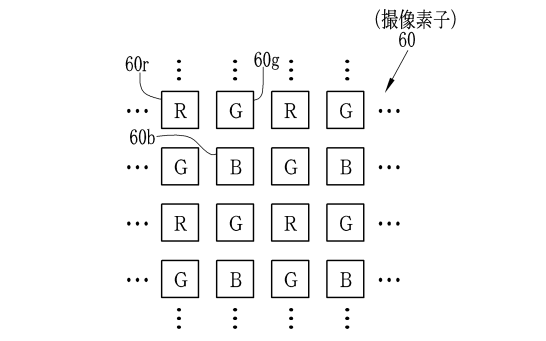
【符号の説明】

【 0 0 8 8 】

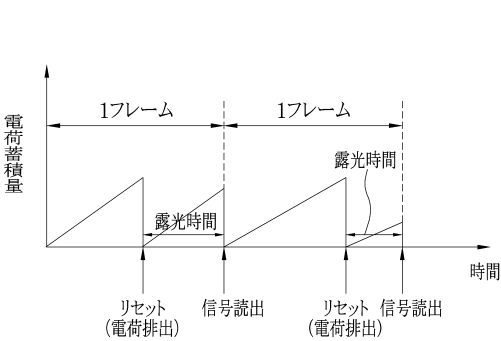
- 1 0 , 1 0 0 内視鏡システム
- 1 1 , 1 0 2 光源装置
- 1 2 内視鏡装置
- 1 3 プロセッサ装置
- 1 4 表示装置
- 7 3 動画処理部
- 7 5 明るさ調整部
- 7 6 光量設定部
- 7 6 a , 7 7 a メモリ
- 7 7 露光時間設定部
- 1 1 2 回転フィルタ

40

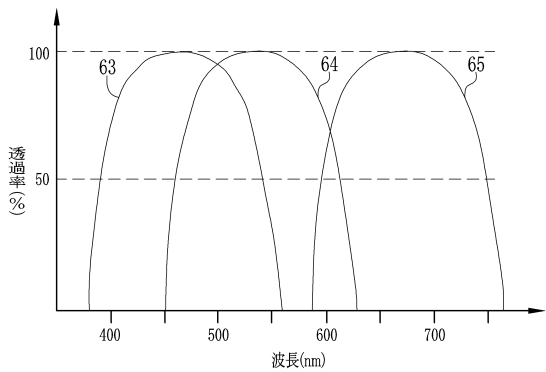
【図 4 A】



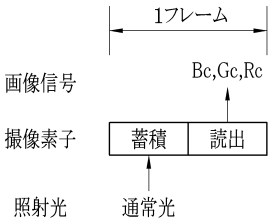
【図 4 C】



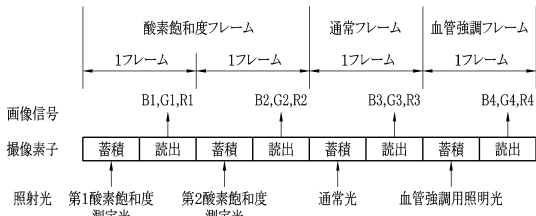
【図 4 B】



【図 5 A】



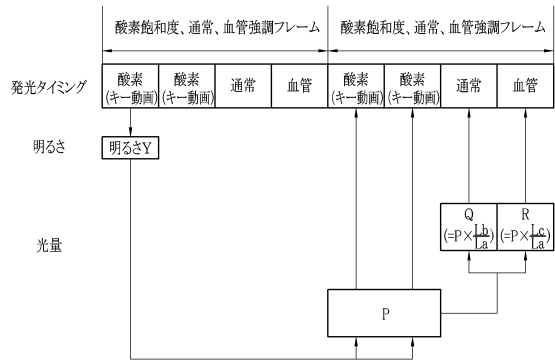
【図 5 B】



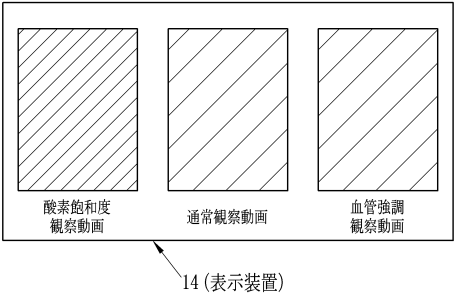
【図 7】

	フレーム間光量比 (La:Lb:Lc)
キーフレーム 優先モード	
複数フレーム 優先モード	
全フレーム 優先モード	

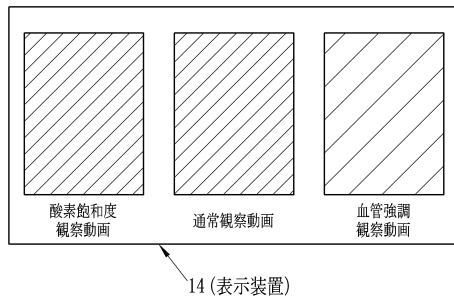
【図 6】



【図 8 A】



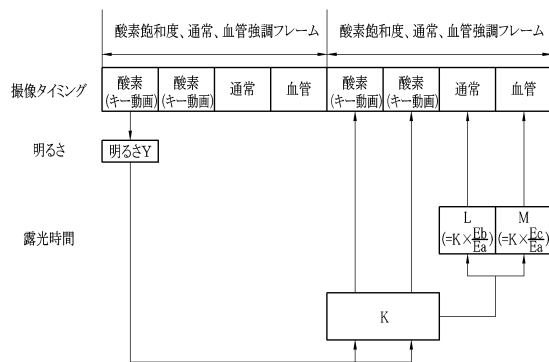
【図 8 B】



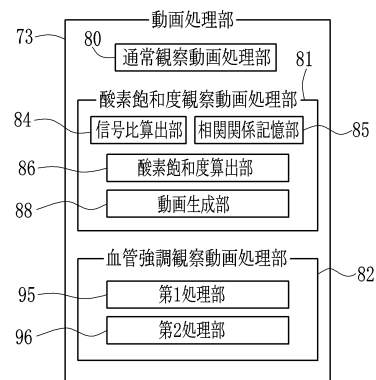
【図 10】

	露光時間比 (Ea:Eb:Ec)
キーフレーム 優先モード	
複数フレーム 優先モード	
全フレーム 優先モード	

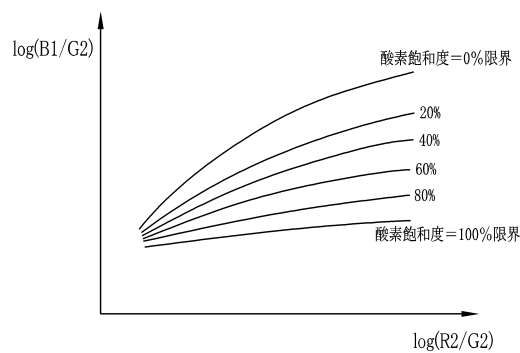
【図 9】



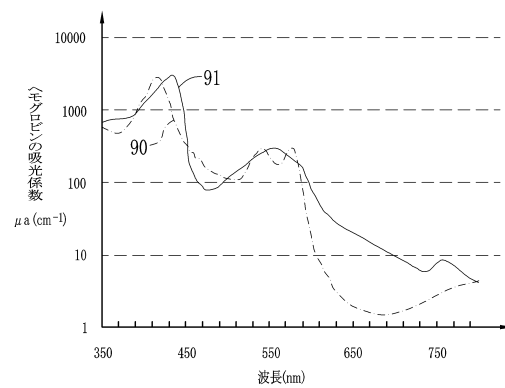
【図 11】



【図 12】



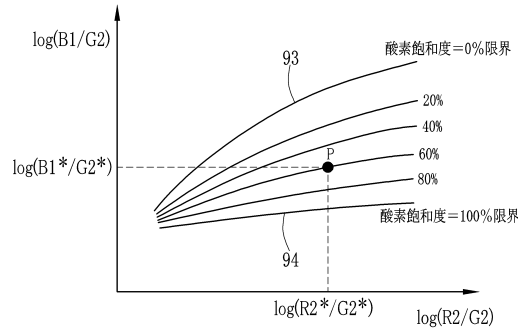
【図 13】



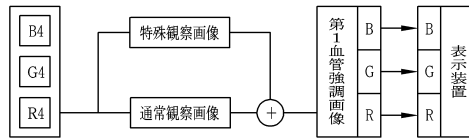
【図 14】



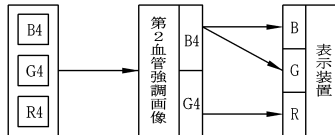
【図15】



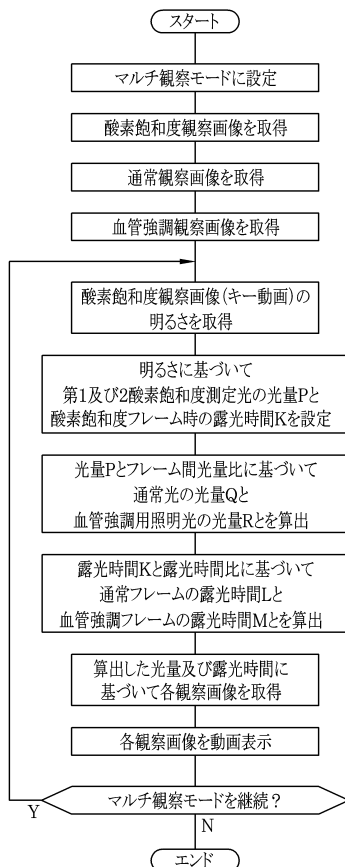
【図16A】



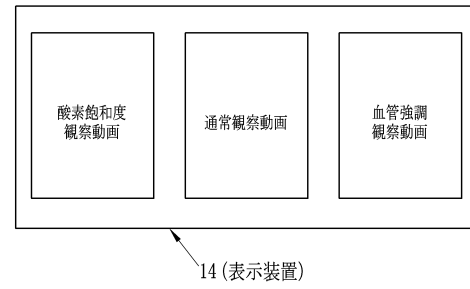
【図16B】



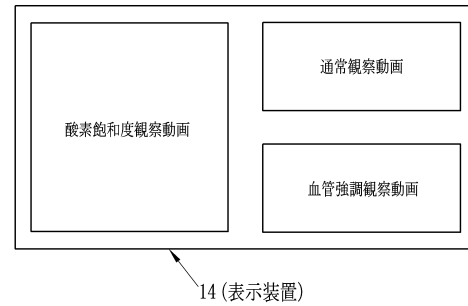
【図18】



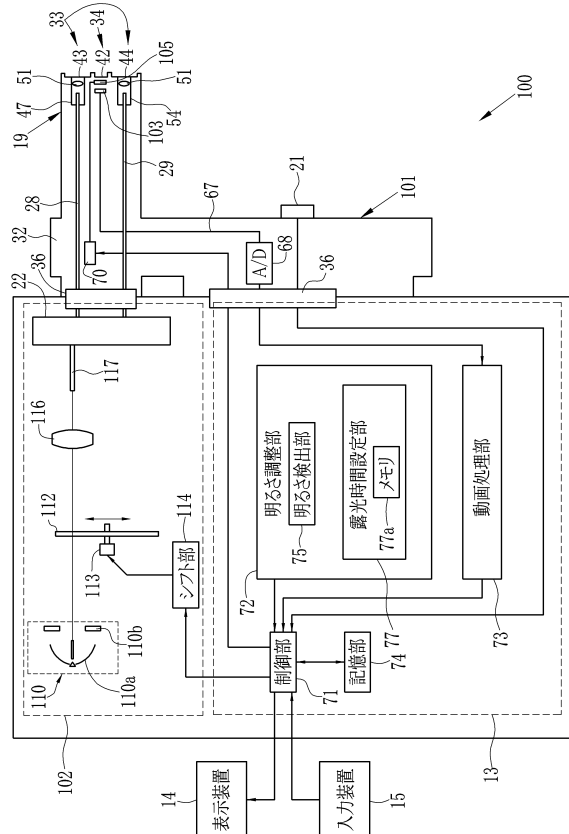
【図17A】



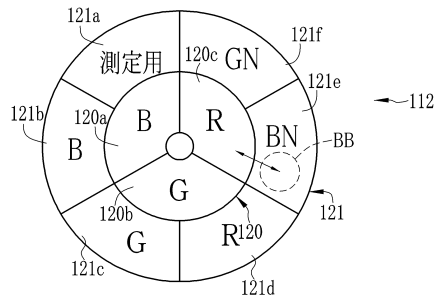
【図17B】



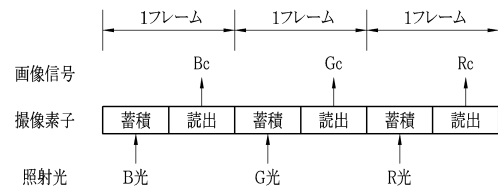
【図19】



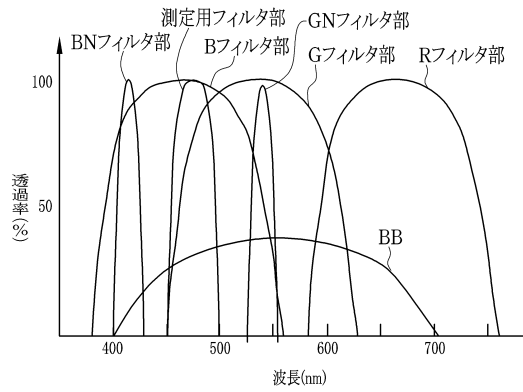
【図 20】



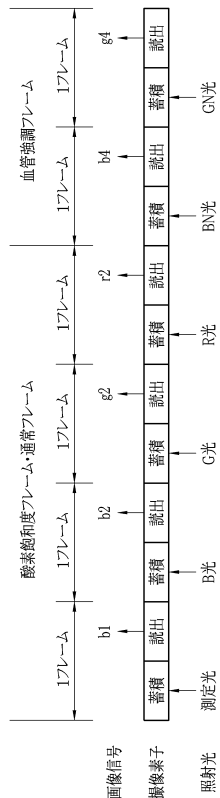
【図 22 A】



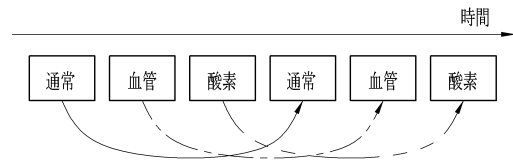
【図 21】



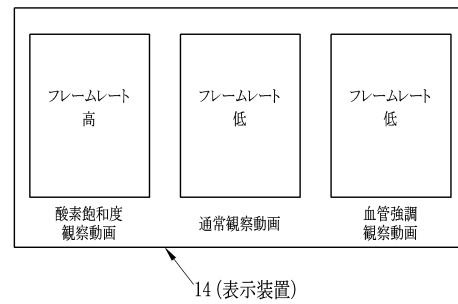
【図 22 B】



【図 23】



【図 24】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 0 1 6 5 4 5 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 4 4 2 2 9 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 3 6 3 6 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 1 6 9 2 7 0 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
H 0 4 N 7 / 1 8

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的操作方法		
公开(公告)号	JP5654511B2	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	JP2012057285	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		
当前申请(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	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/0005 A61B1/0051 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B5/14556 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/04.362.A A61B1/06.A H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.615 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/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW07 4C161/WW10 4C161/WW15 4C161/YY12 4C161/YY14 4C161/YY18 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2013188365A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

获取和显示多个类型的视频，调整曝光的适当量为每个视频的时间。一个正常的光，和窄频带分量吸收系数高相对于特定深度的血管诸如第一和第二氧饱和度测量光，白光，用于测量血液中的血红蛋白的氧饱和度用于按顺序照射血管，并利用图像拾取装置顺序地成像反射的图像。这种成像，血氧饱和度观察到的视频，正常观察视频，血管增强观察移动获得。其中，从作为关键运动图像的氧饱和度观察图像获取亮度信息。基于亮度信息和框架，第一和第二氧饱和度测量光在下一帧中，普通光照明之间的光量比，并设定血管增强的照明光的量。此外，基于所述亮度信息和帧之间的曝光时间比率，它设置在图像拾取器件的每个随后帧的曝光时间。基于设定的光强度和曝光时间执行每个照明光的发光和成像。

点域6

