

(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2013-188365

(P2013-188365A)

(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)
<b>A61B 1/00</b> (2006.01)	A 61 B 1/00	300 D 4 C 16 1
<b>A61B 1/04</b> (2006.01)	A 61 B 1/04	370 5 C 05 4
<b>A61B 1/06</b> (2006.01)	A 61 B 1/04	362 A
<b>H04N 7/18</b> (2006.01)	A 61 B 1/06 H04N 7/18	A M
		審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 22 頁)
(21) 出願番号	特願2012-57285 (P2012-57285)	(71) 出願人 306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成24年3月14日 (2012.3.14)	(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者 斎藤 孝明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内
		F ターム (参考) 4C161 AA22 BB02 CC06 DD03 GG01 HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01 NN07 PP12 QQ02 QQ09 RR02 RR03 RR04 RR14 RR18 RR22 RR26 SS06 SS21 WW07 WW10 WW15 YY12 YY14 YY18 5C054 CA04 CC07 EA01 HA12

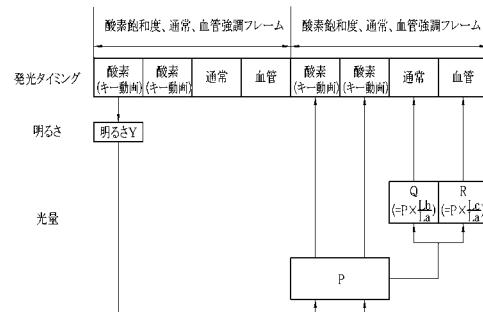
(54) 【発明の名称】内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムにおける露光量調整方法

## (57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定するための第1及び第2酸素飽和度測定光、白色光などの通常光、及び特定深さの血管に対して吸光係数が高い狭帯域成分を有する血管強調用照明光を順に被検体に照射し、その反射像を撮像素子で順に撮像する。この撮像により、酸素飽和度観察動画、通常観察動画、血管強調観察動画を取得する。これらのうち、キー動画となる酸素飽和度観察画像から明るさ情報を取得する。この明るさ情報とフレーム間の光量比に基づいて、次の各フレームで照射する第1及び第2酸素飽和度測定光、通常光、及び血管強調用照明光の光量を設定する。また、明るさ情報とフレーム間の露光時間比に基づいて、次の各フレームでの撮像素子の露光時間を設定する。それら設定された光量及び露光時間に基づいて、各照明光の発光と撮像が行われる。

【選択図】図6



**【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のうち特定の観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、

前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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。 10

**【請求項 2】**

前記露光条件設定手段は、

各観察動画の露光条件の相互関係を記憶する記憶部と、

前記明るさ検出手段で検出した特定の観察動画の明るさと前記各観察動画の露光条件の相互関係とにに基づいて、各観察動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 2 記載の内視鏡システム。 20

**【請求項 4】**

前記各観察動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 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記各観察動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 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。 30

**【請求項 6】**

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 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。 40

**【請求項 7】**

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 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

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 9】**

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 50

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、

前記複数の観察動画のうち特定の観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、

前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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 10】

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、

前記複数の観察動画のうち特定の観察動画の明るさを検出するステップと、

前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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するステップと、

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】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【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。

10

#### 【0007】

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】

20

#### 【0008】

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のうち特定の観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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。

#### 【0009】

前記露光条件設定手段は、各観察動画の露光条件の相互関係を記憶する記憶部と、前記明るさ検出手段で検出した特定の観察動画の明るさと前記各観察動画の露光条件の相互関係とにに基づいて、各観察動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。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。

30

#### 【0010】

前記各観察動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。前記各観察動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。

40

#### 【0011】

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。

#### 【0012】

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。

50

## 【0013】

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、被検体に向けて、順次照射するとともに、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、前記複数の観察動画のうち特定の観察動画の明るさを検出する明るさ検出手段と、前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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。

## 【0014】

10

本発明の内視鏡システムにおける露光量調整方法は、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、前記複数の観察動画のうち特定の観察動画の明るさを検出するステップと、前記特定の観察動画の明るさに基づいて、前記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するステップと、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。

## 【発明の効果】

## 【0015】

20

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値となる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

30

【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。

【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。

40

【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。

【図7】フレーム間光量比を示す表である。

【図8A】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8B】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10】露光時間比を示す表である。

【図11】動画処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図12】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。

50

。

【図13】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図14】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15】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である。

【図16A】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16B】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17A】3つの動画を同時表示する表示装置の図である。

【図17B】図17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18】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。

10

【図19】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20】回転フィルタを示す図である。

【図21】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22A】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22B】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23】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。

20

【図24】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。

#### 【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に、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。

##### 【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に表示するマルチ観察モードを備えている。

##### 【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。

40

50

## 【0021】

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、プロードエリア型の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～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。

30

## 【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。

30

## 【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。

40

## 【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。

## 【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

50

、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。

【0029】

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。

【0030】

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。

10

【0031】

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。

20

【0032】

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(BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>)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。

20

【0033】

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。

30

【0034】

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。

30

【0035】

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。

40

【0036】

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

50

。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。

【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 5 A 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 5 B 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。

20

【0040】

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。

20

【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。

40

【0043】

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（La : Lb : Lc (= 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 を算出する。通常光の光量 Q は、光量 P に比 Lb / La 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 Lc / La 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

50

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。

【0044】

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14には、図8A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。

【0045】

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14には、図8B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。

【0046】

露光時間設定部77は、図9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、酸素飽和度フレームにおける撮像素子60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77a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60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 $E_b / E_a$ を掛け合わせることによって得られ、血管強調フレームの露光時間Mは、露光時間Kに比 $E_c / E_a$ を掛け合わせることによって得られる。内視鏡装置12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。

【0047】

フレーム間の露光時間比は、図10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8Aのように、表示装置14に表示される。

【0048】

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8Bのように、表示装置14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。

【0049】

図11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B

10

20

30

40

50

3、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。

【0050】

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、被検体の血中へ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。

【0051】

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

【0052】

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12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B1/G2, R2/G2はlogスケールで記憶されている。

20

【0053】

上記相関関係は、図13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。

30

【0054】

なお、相関関係記憶部85には、図14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。

40

【0055】

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470nm近辺（例えば、中心波長470nm±10nm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。
- ・540～580nm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。
- ・590～700nm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。

【0056】

また、図12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

50

)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あるため、信号比 R 2 / G 2 が大きくなるほど血液量も大きくなる。信号 B 1 、 G 2 、 R 2 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 G 2 であり、その次が青色信号 B 1 である。これは、緑色信号 G 2 に含まれる波長成分の 540 ~ 580 nm の吸光係数が、青色信号 B 1 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 B 1 / G 2 においては、血液量が大きくなるほど、分子の B 1 の信号値の低下よりも分母の G 2 の信号値の低下の方が大きくなる。即ち、信号比 B 1 / G 2 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 B 1 / G 2 、 R 2 / G 2 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 B 1 \* / G 2 \* 、 R 2 \* / G 2 \* 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 B 4 、 G 4 、 R 4 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 B 4 、 G 4 、 R 4 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 B 4 、 G 4 、 R 4 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

10

20

30

40

50

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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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、設定した光量Pに比Lb/La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Lc/La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Eb/Eaを掛け合わせることによって、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Ec/Eaを掛け合わせることによって、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上で所定の大きさで同時表示される。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。

10

【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。

20

【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が内視鏡装置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。

30

【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。

40

【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。

50

## 【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112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

10

20

30

40

50

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、 $B_N$  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。

#### 【0083】

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

#### 【0084】

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 23 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 23 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。

20

#### 【0085】

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 8A 参照）、これに代えて、図 24 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。

20

#### 【0086】

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

#### 【0087】

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】

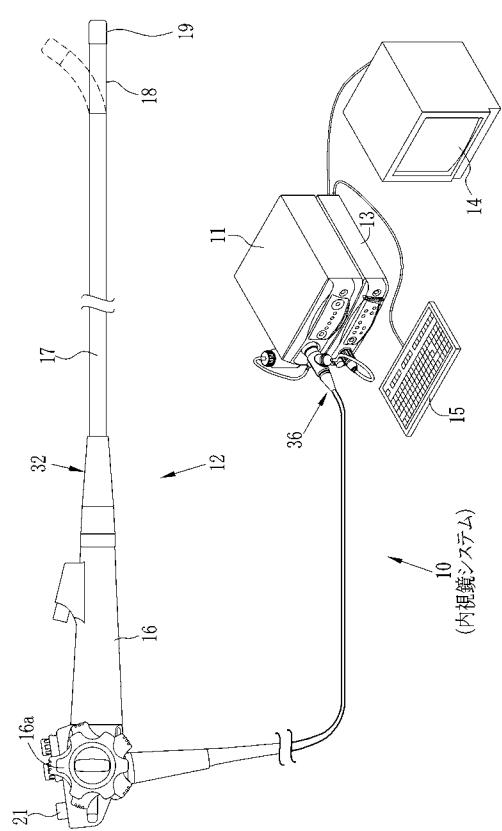
#### 【0088】

- 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

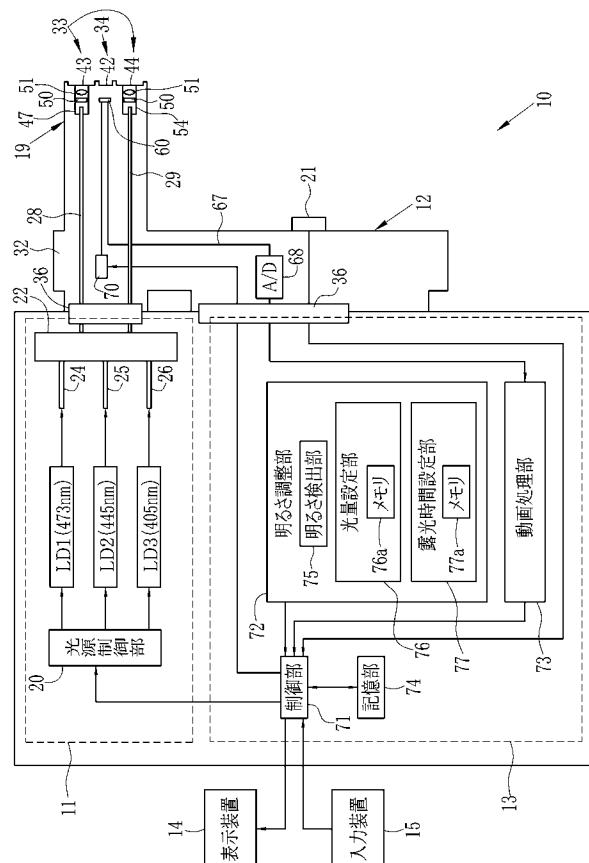
40

50

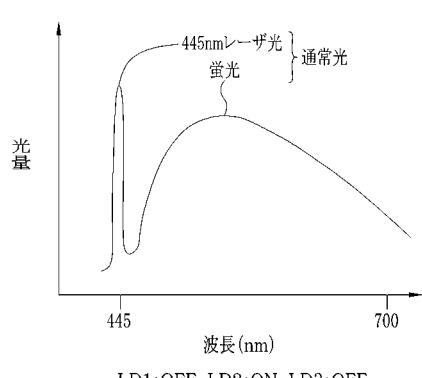
【図1】



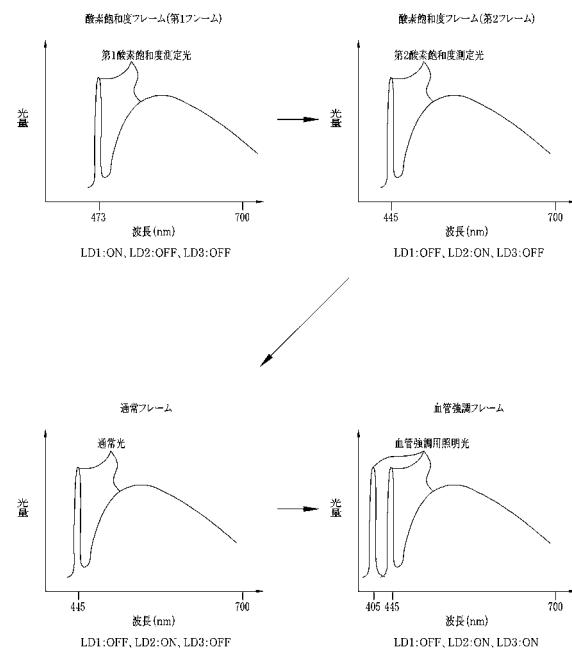
【図2】



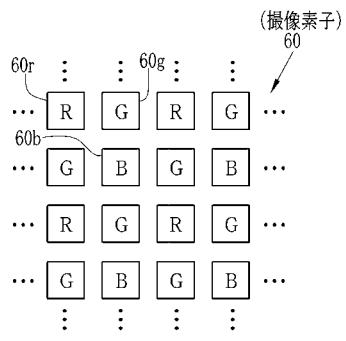
【図3 A】



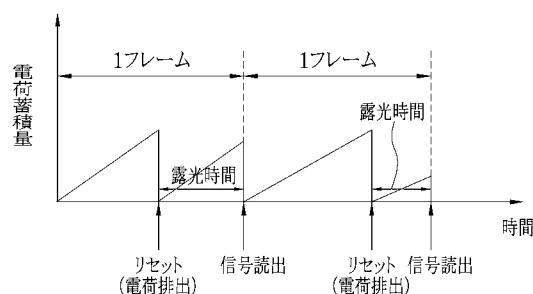
【図3 B】



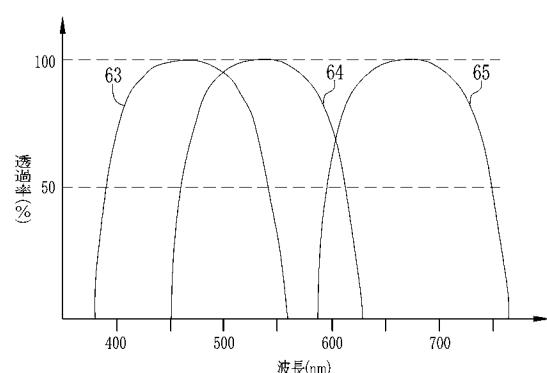
【図 4 A】



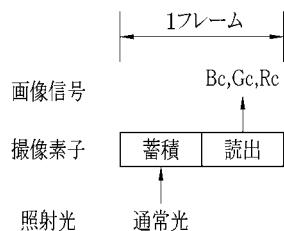
【図 4 C】



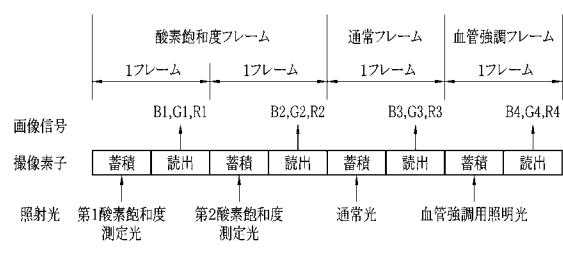
【図 4 B】



【図 5 A】

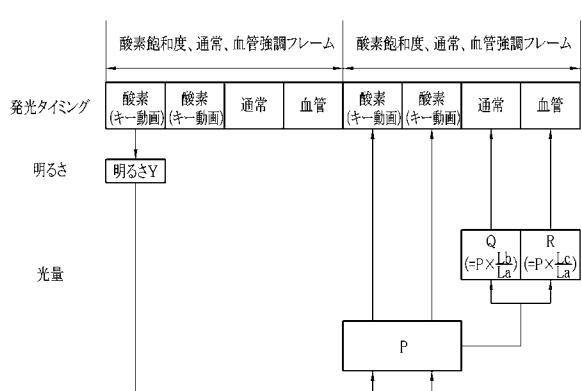


【図 5 B】

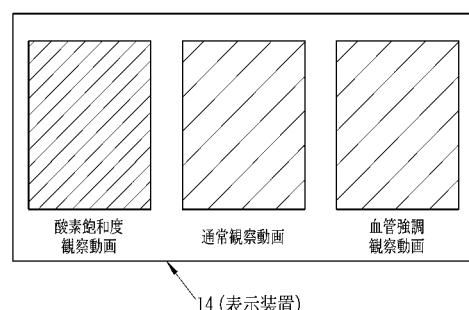


	フレーム間光量比 (La:Lb:Lc)
キーフレーム 優先モード	····
複数フレーム 優先モード	····
全フレーム 優先モード	····

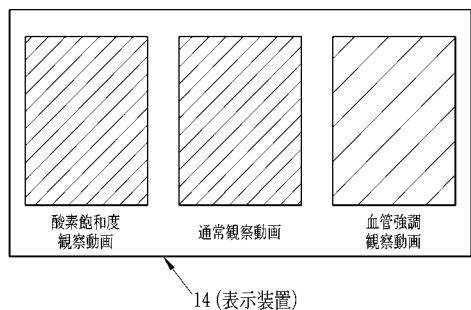
【図 6】



【図 8 A】



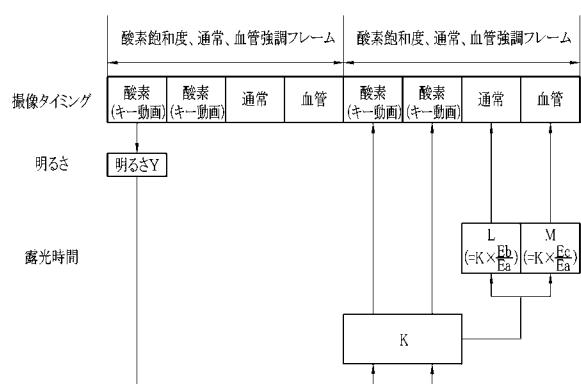
【 図 8 B 】



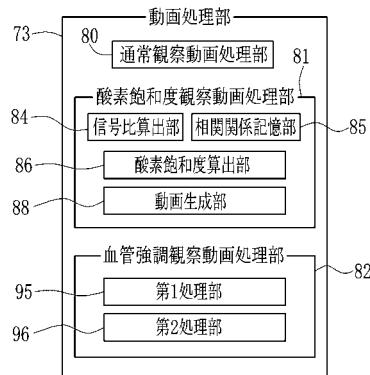
【 図 1 0 】

	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	• • • •

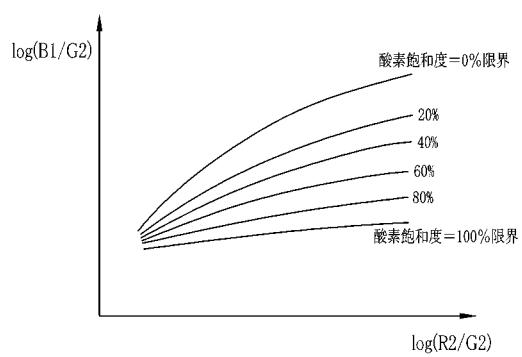
〔 図 9 〕



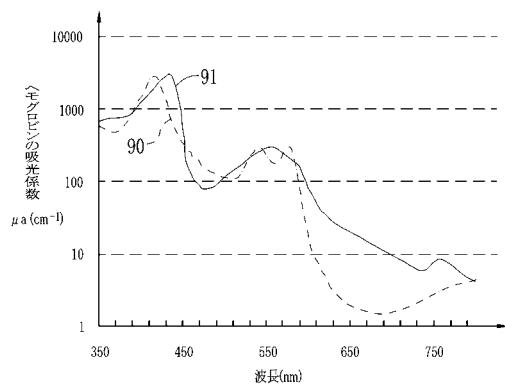
### 【 図 1 1 】



【 12 】



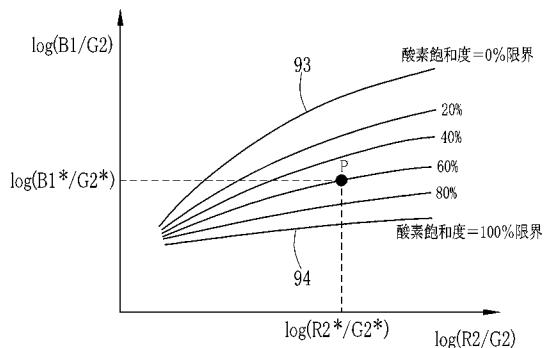
【 义 1 3 】



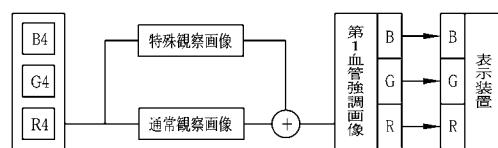
【 図 1 4 】



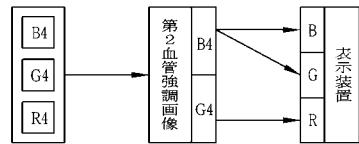
【図15】



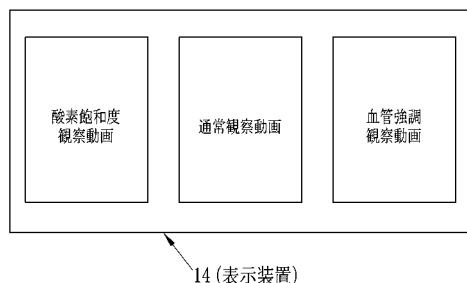
【図16A】



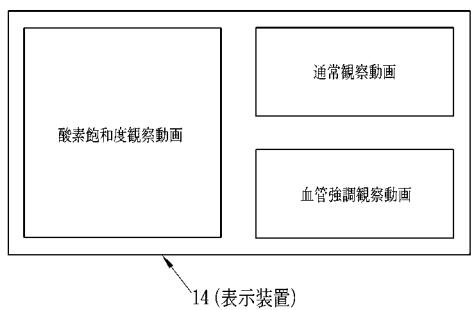
【図16B】



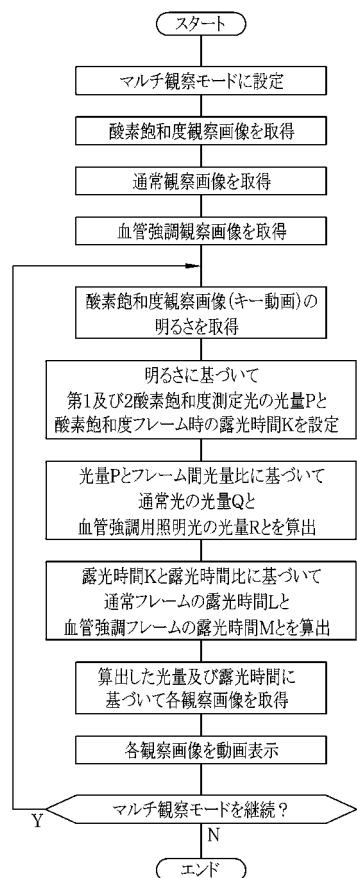
【図17A】



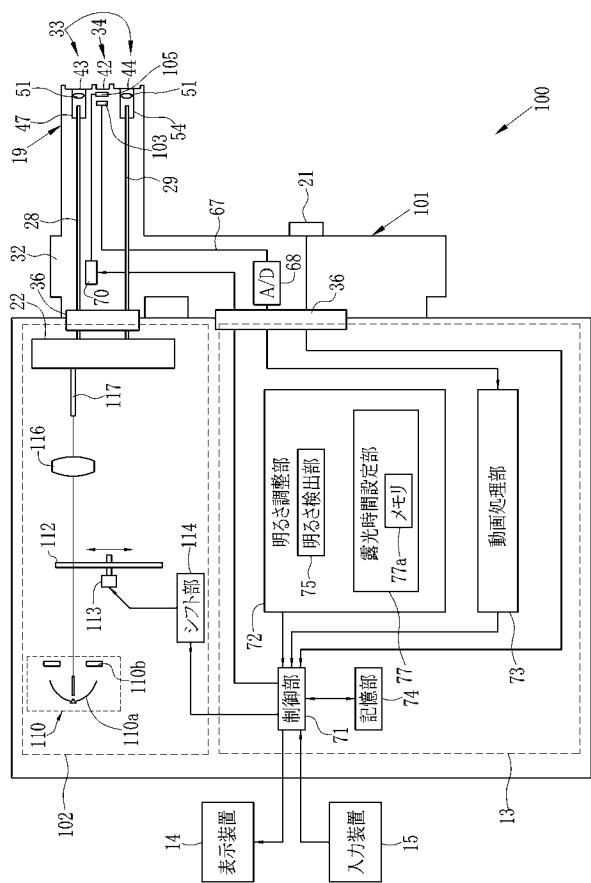
【図17B】



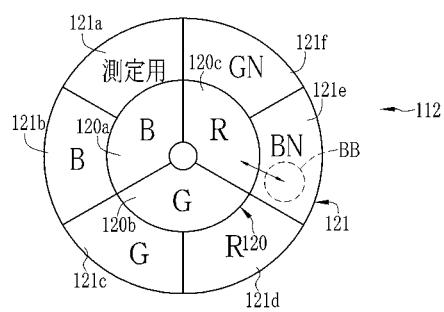
【図18】



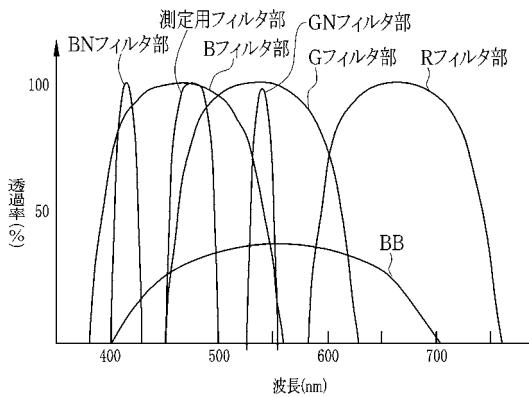
【図 19】



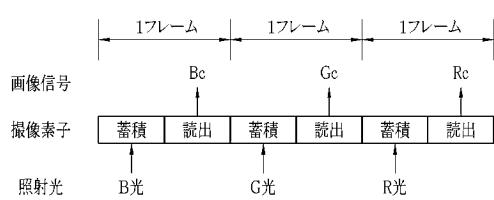
【図 20】



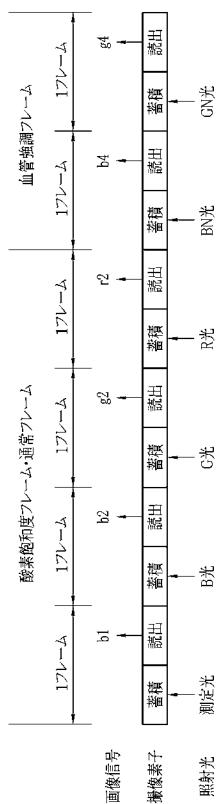
【図 21】



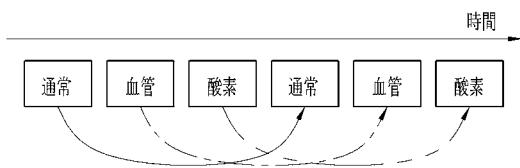
【図 22A】



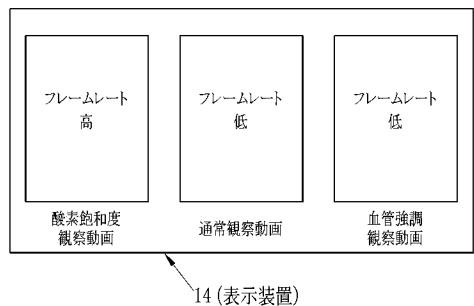
【図 22B】



【図 2 3】



【図 2 4】



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	<a href="#">JP2013188365A</a>	公开(公告)日	2013-09-26
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		
[标]发明人	斎藤孝明		
发明人	斎藤 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	<a href="#">JP5654511B2</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：在获取和显示多种运动图像时适当调整每个运动图像的曝光量。解决方案：第一和第二氧饱和度测量灯用于测量血液中血红蛋白的氧饱和度，普通光（如白光），具有高消光系数的窄带组件，用于特定深度的血管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。通过该成像，获取氧饱和度观察运动图像，正常观察运动图像和血管强调观察运动图像。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。基于亮度信息和帧之间的光量比，设置第一和第二氧饱和度测量光的光量，用于强调下一帧中要照射的血管的普通光和照明光。另外，基于帧之间的亮度信息和曝光时间比，设置下一帧中的图像拾取元件的曝光时间。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

