

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5715602号
(P5715602)

(45) 発行日 平成27年5月7日(2015.5.7)

(24) 登録日 平成27年3月20日(2015.3.20)

(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	5/1455	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 2 0

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-197691 (P2012-197691)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月7日(2012.9.7)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-50594 (P2014-50594A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年3月20日(2014.3.20)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成26年2月7日(2014.2.7)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	加来 俊彦
			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	島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の波長帯域において血中ヘモグロビンの吸光係数が高い第1波長域を含む第1照明光と、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第2波長域を含む第2照明光と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域を含む第3照明光と、前記第1ないし第3波長域と異なる第4の波長域を含む第4照明光とを、検体に順次照射する照明手段と、

各照明光で照明された検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、第1ないし第4画像情報を取得する画像情報取得手段と、

前記第1画像情報と前記第2画像情報を合成処理して第1合成画像情報を作成する合成画像情報作成手段と、

前記第1合成画像情報、前記第3画像情報、前記第4画像情報に基づいて、前記第1ないし第4波長域の情報を含む通常画像を生成する通常画像作成手段と、

前記第1画像情報に基づいて、前記第1波長域の情報を含む狭帯域画像を生成する狭帯域画像作成手段と、

前記第2画像情報に基づいて、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を作成する酸素飽和度画像作成手段と、
を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1及び第2波長域は青色帯域に含まれ、前記第3波長域は緑色帯域に含まれ、前

10

20

記第 4 波長域は赤色帯域に含まれ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】

前記第 1 及び第 2 波長域は青色の狭帯域であり、前記第 3 波長域は緑色の広帯域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。

【請求項 4】

前記第 1 波長域は 405 ~ 425 nm を有し、前記第 2 波長域は 450 ~ 500 nm を有し、前記第 3 波長域は 480 ~ 620 nm を有していることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 及び第 2 波長域は青色の狭帯域であり、前記第 3 波長域は緑色の狭帯域であ

10

り、
前記合成画像情報作成手段は、前記第 1 合成画像情報に加えて、前記第 2 画像情報と前記第 3 画像情報を合成処理して第 2 合成画像情報を作成し、

前記通常画像作成手段は、前記第 3 画像情報に代えて、前記第 1 及び第 2 合成画像情報と前記第 4 画像情報に基づいて前記通常画像を作成し、

前記狭帯域画像作成手段は、前記第 1 画像情報に加えて、前記第 3 画像情報に基づいて、前記第 1 及び第 3 波長域の情報を含む狭帯域画像を作成することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 波長域は 405 ~ 425 nm を有し、前記第 2 波長域は 450 ~ 500 nm を有し、前記第 3 波長域は 530 ~ 550 nm を有していることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記酸素飽和度画像作成手段は、前記第 2 画像情報に加えて、前記第 3 及び第 4 画像情報に基づいて、前記酸素飽和度画像を作成す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】

前記第 1 波長域は緑色帯域に含まれ、前記第 2 及び第 3 波長域は青色帯域に含まれ、前記第 4 波長域は赤色帯域に含まれ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 9】

前記第 1 波長域は 530 ~ 550 nm を有し、前記第 2 波長域は 450 ~ 500 nm を有し、前記第 3 波長域は 380 ~ 520 nm を有していることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 10】

前記酸素飽和度画像作成手段は、前記第 2 画像情報に加えて、前記第 1 及び第 4 画像情報に基づいて、前記酸素飽和度画像を作成することを特徴とする請求項 1、8、9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

照明手段が、所定の波長帯域において血中ヘモグロビンの吸光係数が高い第 1 波長域を含む第 1 照明光と、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第 2 波長域を含む第 2 照明光と、第 1 及び第 2 波長域と異なる第 3 波長域を含む第 3 照明光と、前記第 1 ないし第 3 波長域と異なる第 4 の波長域を含む第 4 照明光とを、検体内で順に発するステップと、

40

画像情報取得手段が、前記検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、第 1 ないし第 4 画像情報を取得する画像情報取得ステップと、

合成画像情報作成手段が、前記第 1 画像情報と前記第 2 画像情報を合成処理して第 1 合成画像情報を作成する合成画像情報作成ステップと、

通常画像作成手段が、前記第 1 合成画像情報、前記第 3 画像情報、前記第 4 画像情報に基づいて、前記第 1 ないし第 4 波長域の情報を含む通常画像を生成する通常画像作成ステップと、

50

狭帯域画像作成手段が、前記第1画像情報に基づいて、前記第1波長域の情報を含む狭帯域画像を作成する狭帯域画像作成ステップと、

酸素飽和度画像作成手段が、前記第2画像情報に基づいて、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を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、
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】

【0001】

本発明は、白色画像、酸素飽和度画像、血管強調画像など複数の観察モードの画像を同時に取得する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年の医療分野においては、光源装置と、内視鏡装置と、プロセッサ装置とを備える内視鏡システムが広く用いられている。この内視鏡システムを用いた診断においては、内視鏡の挿入部を検体内に挿入し、その先端部から検体に所定波長の照明光で照明してから、先端部の撮像素子で検体を撮像することにより、検体上に表れる様々な生体情報が反映された内視鏡画像を取得している。

【0003】

内視鏡画像としては、白色光で照明された検体の可視光像を撮像して得られる通常画像の他、ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域の狭帯域光を検体に照明することによって、表層血管や中深層血管のコントラストを向上させた血管強調画像や、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる異吸収波長域の狭帯域光で検体を照明することによって、血管の酸素状態を可視化した酸素飽和度画像が用いられつつある。これら3つの画像はそれぞれ一長一短あるため、1つの画像だけではなく3つの画像を同時にモニタに表示することで、様々な観点からの診断が可能となる。

20

【0004】

これら通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を、モノクロの撮像素子を用いた面順次方式で取得する場合、通常画像についてはRGB光の3フレーム分の照明光が必要となり、血管強調画像については表層血管強調用の青色狭帯域光と中深層血管強調用の緑色狭帯域光の2フレーム分の照明光が必要となり、酸素飽和度画像については異吸収波長域の照明光を少なくとも含む1～3フレーム分の照明光が必要となる。即ち、1フレームの通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像を同時に得るためには、合計で、6～8フレームの照明光が必要となる。したがって、これら3つの画像を同時に得ようとすると、フレームレート(時間分解能)が低くなってしまふ。

30

【0005】

これに対して、特許文献1には、通常画像と血管強調画像の2つの画像を、フレームレートを極力低下させることなく、同時に取得する方法が記載されている。この特許文献1によれば、表層血管強調用の青色狭帯域光、広帯域の緑色光、広帯域の赤色光の3フレーム分の照明光を順次照射し撮像することにより、狭帯域のBN画像、広帯域のG画像、R画像を取得する。そして、通常画像については、BN画像に対して、明るさをアップさせるゲイン処理などを施したB画像と、G画像と、R画像とから生成し、血管強調画像については、BN画像と、G画像に中深層血管を抽出するフィルタリング処理を施したG'画像とから生成する。

40

【0006】

したがって、通常画像と血管強調画像を面順次方式で取得する場合、通常であれば、5フレーム分の照明光が必要であるのに対して、特許文献1のように、ゲイン処理やフィルタリング処理などの画像処理を併用することで、2フレーム少ない3フレーム分の照明光で画像取得することができる。これにより、フレームレートの低下を回避することができる。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-43604号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1では、BN画像にゲイン処理をかけて通常画像を作成しているため、明るさがアップしている一方で、ノイズ成分も多く含まれるようになる。そのため、通常画像は画質が劣化しているおそれがある。したがって、特許文献1の方法を用いて、通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を同時に取得する場合には、

10

フレームレートの低下は防ぐことができるが、通常画像の画質が劣化してしまうという問題がある。

【0009】

本発明は、通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を面順次方式で取得する場合であっても、フレームレート(時間分解能)を低下させることなく、それぞれの画像を高画質で取得することができる内視鏡システム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】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、所定の波長帯域において血中ヘモグロビンの吸光係数が高い第1波長域を含む第1照明光と、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第2波長域を含む第2照明光と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域を含む第3照明光と、第1ないし第3波長域と異なる第4の波長域を含む第4照明光とを、検体に順次照射する照明手段と、各照明光で照明された検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、第1ないし第4画像情報を取得する画像情報取得手段と、第1画像情報と第2画像情報を合成処理して第1合成画像情報を作成する合成画像情報作成手段と、第1合成画像情報、第3画像情報、第4画像情報に基づいて、第1ないし第4波長域の情報を含む通常画像を生成する通常画像作成手段と、第1画像情報に基づいて、第1波長域の情報を含む狭帯域画像を生成する狭帯域画像作成手段と、第2画像情報に基づいて、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を作成する酸素飽和度画像作成手段とを備えることを特徴とする。

20

30

【0011】

第1及び第2波長域は青色帯域に含まれ、第3波長域は緑色帯域に含まれ、第4波長域は赤色帯域に含まれることが好ましい。第1及び第2波長域は青色の狭帯域であり、第3波長域は緑色の広帯域であることが好ましい。第1波長域は405~425nmを有し、第2波長域は450~500nmを有し、第3波長域は480~620nmを有していることが好ましい。

【0012】

第1及び第2波長域は青色の狭帯域であり、第3波長域は緑色の狭帯域であり、合成画像情報作成手段は、第1合成画像情報に加えて、第2画像情報と第3画像情報を合成処理して第2合成画像情報を作成し、通常画像作成手段は、第3画像情報に代えて、第1及び第2合成画像情報と第4画像情報に基づいて通常画像を作成し、狭帯域画像作成手段は、第1画像情報に加えて、第3画像情報に基づいて、第1及び第3波長域の情報を含む狭帯域画像を作成することが好ましい。第1波長域は405~425nmを有し、第2波長域は450~500nmを有し、第3波長域は530~550nmを有していることが好ましい。第1及び第2波長域が青色帯域に含まれ、第3波長域が緑色帯域に含まれ、第4波長域は赤色帯域が含まれる場合には、酸素飽和度画像作成手段は、第2画像情報に加えて、第3及び第4画像情報に基づいて、酸素飽和度画像を作成することが好ましい。

40

【0013】

第1波長域は緑色帯域に含まれ、第2及び第3波長域は青色帯域に含まれ、第4波長域

50

は赤色帯域に含まれることが好ましい。第1波長域は530～550nmを有し、第2波長域は450～500nmを有し、第3波長域は380～520nmを有していることが好ましい。第1波長域が緑色帯域に含まれ、第2及び第3波長域が青色帯域に含まれ、第4波長域が赤色帯域に含まれる場合には、酸素飽和度画像作成手段は、第2画像情報に加えて、第1及び第4画像情報に基づいて、酸素飽和度画像を作成することが好ましい。

【0014】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明手段が、所定の波長帯域において血中ヘモグロビンの吸光係数が高い第1波長域を含む第1照明光と、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第2波長域を含む第2照明光と、第1及び第2波長域と異なる第3波長域を含む第3照明光と、前記第1ないし第3波長域と異なる第4の波長域を含む第4照明光とを、検体内で順に発するステップと、画像情報取得手段が、検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することにより、第1ないし第4画像情報を取得する画像情報取得ステップと、合成画像情報作成手段が、第1画像情報と第2画像情報を合成処理して第1合成画像情報を作成する合成画像情報作成ステップと、通常画像作成手段が、第1合成画像情報、第3画像情報、第4画像情報に基づいて、第1ないし第4波長域の情報を含む通常画像を生成する通常画像作成ステップと、狭帯域画像作成手段が、第1画像情報に基づいて、第1波長域の情報を含む狭帯域画像を作成する狭帯域画像作成ステップと、酸素飽和度画像作成手段が、第2画像情報に基づいて、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を作成する酸素飽和度画像作成ステップと、を有することを特徴とする。

10

20

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、第1ないし第4の照明光の4フレーム分の照明光で、通常画像、狭帯域画像、酸素飽和度画像を作成しているため、フレームレートの低下を防ぐことができる。また、血中ヘモグロビンの吸光係数が高い第1波長域を含む第1照明光で照明された検体を撮像して得られた第1画像情報と、酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第2波長域を含む第2照明光で照明された検体を撮像して得られた第2画像情報とを合成処理することによって第1合成画像情報を取得し、その第1合成画像情報に基づいて通常画像を作成していることから、通常画像は、ゲイン処理などで明るさをアップさせた場合と比較して、ノイズがきわめて少ない高画質な画像となっている。

30

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムの外観を示す概略図である。

【図2】内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図3】第1実施形態の回転フィルタを示す平面図である。

【図4】各フィルタ部の透過特性を示すグラフである。

【図5】ヘモグロビンの吸光特性を示すグラフである。

【図6A】通常モードにおける撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図6B】第1特殊モードにおける撮像素子の動作を説明するための説明図である。

【図6C】第2特殊モードにおける撮像素子の動作を説明するための説明図である。

40

【図7】画像処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図8】第1特殊モード時に取得した画像データに基づいて通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像を作成する方法を説明するための説明図である。

【図9】緑色画像データに施す周波数フィルタリングを説明するための説明図である。

【図10】強度比B/G、R/Gと酸素飽和度との相関関係を示すグラフである。

【図11】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光特性を示すグラフである。

【図12】図10のグラフから酸素飽和度を算出する方法を説明するための説明図である。

【図13】酸素飽和度とゲインとの関係を示すグラフである。

【図14】第2特殊モード時に取得した画像データに基づいて通常画像、第2狭帯域画像

50

、酸素飽和度画像を作成する方法を説明するための説明図である。

【図15】青色画像データに施す周波数フィルタリングを説明するための説明図である。

【図16】第1特殊モードの一連の流れを示すフローチャートである。

【図17】表示装置に同時表示された通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像の画像図である。

【図18】第2実施形態の回転フィルタを示す平面図である。

【図19】第3特殊モード時に取得した画像データに基づいて通常画像、第3狭帯域画像、酸素飽和度画像を作成する方法を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

10

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データ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。

20

【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画像を表示装置14に表示する通常モードと、通常画像、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、青色の狭帯域光BNによって表層血管を強調表示した第1狭帯域画像の3つの画像を同時に表示装置14に表示する第1特殊モードと、通常画像、酸素飽和度画像、緑色の狭帯域光GNによって中深層血管を強調表示した第2狭帯域画像の3つの画像を同時に表示装置14に表示する第2特殊モードとを備えている。これら3つのモードは、内視鏡装置に設けられた切り替えスイッチ21や入力装置15によって、切り

30

【0020】

図2に示すように、光源装置11は、白色光源30と、この白色光源30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31と、回転フィルタ31の回転軸に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ31を回転させるモータ32と、回転フィルタ31をその半径方向にシフトさせるシフト部34を備えている。

【0021】

白色光源30は、光源本体30aと、絞り30bとを備えている。光源本体30a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、白色LEDなどの広帯域用の光源で構成され、広帯域光BBを発光する。広帯域光BBは、青色帯域から赤色帯域までの可視光の波長範囲、例えば400nm~700nmの波長範囲を有している。絞り30bは、その開度を調整することによって、白色光源30から出射して回転フィルタ31に入射する広帯域光BBの光量を調整する。

40

【0022】

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40と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部41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42を備えている。

【0023】

照明部40は、撮像部41の両脇に設けられた2つの照明窓43, 44を備えており、

50

各照明窓 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 からの光を、照明レンズ 51 を通して被観察領域に照射する。撮像部 41 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、対物レンズユニット (図示省略) を通して受光する 1 つの観察窓 42 を備えている。

【0024】

観察窓 42 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。この撮像素子 60 は各画素にカラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子であり、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。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

【0025】

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データ (デジタル信号) に変換する。変換後の画像データは、コネクタ部 42 を介して、プロセッサ装置 13 に入力される。撮像制御部 70 は撮像素子 60 の撮像制御を行う。この撮像制御は、モード毎に異なっている。

20

【0026】

プロセッサ装置 13 は、制御部 71 と、画像処理部 72 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 はプロセッサ装置 13 内の各部を制御するとともに、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、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。

【0027】

図 3 に示すように、光源装置 11 に設けられた回転フィルタ 31 は、モータ 32 に接続された回転軸 31a を回転中心として回転する。この回転フィルタ 31 には、回転軸 31a がある回転中心から順に、半径方向に沿って、第 1、第 2、第 3 フィルタ領域 37, 38, 39 が設けられている。第 1 フィルタ領域 37 は通常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 38 は第 1 特殊モード時に広帯域光 BB の光路上にセットされ、第 3 フィルタ領域 39 は第 2 特殊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 37 ~ 39 の切替は、シフト部 34 により回転フィルタ 31 を半径方向にシフトさせることによって、行われる。

30

【0028】

第 1 フィルタ領域 37 は、中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 37a、G フィルタ部 37b、R フィルタ部 37c が設けられている。図 4 に示すように、B フィルタ部 37a は広帯域光 BB から青色帯域 (380 ~ 520 nm) の B 光を透過させ、G フィルタ部 37b は広帯域光 BB から緑色帯域 (480 ~ 620 nm) の G 光を透過させ、R フィルタ部 37c は広帯域光 BB から赤色帯域 (580 ~ 720 nm) の R 光を透過させる。したがって、回転フィルタ 31 の回転によって、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 40 及び光ファイバ 41 を通して、内視鏡装置 12 のライトガイド 28, 29 に入射する。

40

【0029】

第 2 フィルタ領域 38 は、表層血管強調用フィルタ部 38a (図 3 では「表層血管強調用」と記載)、酸素飽和度測定用フィルタ部 38b (図 3 では「測定用」と表記)、G フィルタ部 38c、R フィルタ部 38d が設けられている。表層血管強調用フィルタ部 38a は、広帯域光 BB のうち、中心波長 415 nm、波長範囲 405 ~ 425 nm を有する青色狭帯域光 BN を透過させる。この青色狭帯域光 BN の波長範囲は、図 5 に示すように、青

50

色帯域で血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域である。したがって、この青色狭帯域光BNを検体に照射することで、青色狭帯域光BNを吸収する表層血管と吸収しない粘膜とのコントラストが高くなるため、表層血管が強調表示される。

【0030】

また、酸素飽和度測定用フィルタ部38bは広帯域光BBのうち、酸化、還元ヘモグロビンの吸光係数に差(図11参照)がある波長範囲450~500nmの酸素飽和度測定光を透過させる。この酸素飽和度測定光を低酸素状態の血管に照射したときの吸光特性は、高酸素状態の血管に照射したときの吸光特性と異なっている。そこで、この吸光特性の差を利用することで、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を測定することができる。なお、酸素飽和度測定光は、中心波長を473nmにすることが好ましい。

10

【0031】

また、Gフィルタ部38c、Rフィルタ部38dは、上記G、Rフィルタ37b、37cと同様の透過特性を有しているため、G、Rフィルタ部38c、38dも、それぞれ、広帯域光BBのうち、上記と同様の波長域を有するG光、R光を透過させる。以上から、回転フィルタ31の回転によって、青色狭帯域光BN、酸素飽和度測定光、G光、R光が順次出射する。これら4種類の光は、集光レンズ40及び光ファイバ41を通して、ライドガイド28、29に順次入射する。

【0032】

第3フィルタ領域39には、Bフィルタ部39a、酸素飽和度測定用フィルタ部39b、中深層血管強調用フィルタ部39c(図3では「中深層血管強調用」と表記)、Rフィルタ部39dが設けられている。中深層血管強調用フィルタ部38cは、広帯域光BBのうち、中心波長540nm、波長範囲530~550nmを有する緑色狭帯域光GNを透過させる。この緑色狭帯域光GNの波長範囲は、図5に示すように、緑色帯域で血中ヘモグロビンの吸光係数が高い波長域である。したがって、この緑色狭帯域光GNを検体に照射することで、緑色狭帯域光GNを吸収する中深層血管と吸収しない粘膜とのコントラストが高くなるため、中深層血管が強調表示される。

20

【0033】

また、Bフィルタ部39a、酸素飽和度測定用フィルタ部39b、Rフィルタ部39dは、Bフィルタ部37a、酸素飽和度測定用フィルタ部38b、Rフィルタ部37cと同様の透過特性を有している。したがって、それらフィルタ部39a、39b、39dは、それぞれ、広帯域光BBのうち、上記と同様の波長域を有するB光、酸素飽和度測定光、R光を透過させる。以上から、回転フィルタ31の回転によって、B光、酸素飽和度測定光、緑色狭帯域光GN、R光が順次出射する。これら4種類の光は、集光レンズ40及び光ファイバ41を通して、ライドガイド28、29に順次入射する。

30

【0034】

上記のように、モード毎に異なる光が検体に照射されるため、その反射像を撮像する撮像素子60においても、モード毎に異なる撮像が行われる。通常モードにおいては、図6Aに示すように、B、G、Rの三色の像光を撮像素子60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青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを順次出力する。この一連の動作は、通常モードに設定されている間、繰り返される。そして、これら青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号RcをA/D変換することによって、青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcが得られる。

40

【0035】

第1特殊モードにおいては、図6Bに示すように、青色狭帯域光BN、酸素飽和度測定光、G光、R光を撮像素子60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青色狭帯域信号BN、測定用信号Bm、緑色信号G、赤色信号Rを順次出力する。こうした動作は第1特殊モードに設定されている間、繰り返される。そして、これら青色狭帯域信号BN、測定用信号Bm、緑色信号G、赤色信号RをA/D変換することによって、青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRが得られる。

【0036】

50

第2特殊モードにおいては、図6Cに示すように、B光、酸素飽和度測定光、緑色狭帯域光GN、R光を撮像素子60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青色信号B、測定用信号Bm、緑色狭帯域信号GN、赤色信号Rを順次出力する。こうした動作は第2特殊モードに設定されている間、繰り返される。そして、これら青色信号B、測定用信号Bm、緑色狭帯域信号GN、赤色信号RをA/D変換することによって、青色画像データB1、測定用画像データBm、緑色狭帯域画像データGN、赤色画像データRが得られる。

【0037】

上記のように、モード毎に異なる画像データが得られるため、モード毎に行われる画像処理もそれぞれ異なる。図7に示すように、画像処理部72は、通常モード時に取得した画像データに基づいて画像処理する通常モード用画像処理部80、第1特殊モード時に取得した画像データに基づいて画像処理する第1特殊モード用画像処理部81、第2特殊モード時に取得した画像データに基づいて画像処理する第2特殊モード用画像処理部82を備えている。

【0038】

通常モード用画像処理部80は、通常モード時に得られる青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcに基づいて、通常画像を作成する。この作成された通常画像の青色画像データBcは表示装置14のBチャンネルに、緑色画像データGcは表示装置14のGチャンネルに、赤色画像データRは表示装置14のRチャンネルに割り当てられる。

【0039】

第1特殊モード用画像処理部81は、通常画像作成部84と、第1狭帯域画像作成部85と、酸素飽和度画像作成部86とを備えている。この第1特殊モード用画像処理部81では、図8に示すように、第1特殊モード時に得られる青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRに基づいて通常画像を通常画像作成部84で作成し、青色狭帯域画像データBN及び緑色画像データGに基づいて第1狭帯域画像を第1狭帯域画像作成部85で作成し、測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRを用いた演算により得られる酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を酸素飽和度画像作成部86で作成する。

【0040】

通常画像作成部84は、青色狭帯域画像BNと測定用画像データBmを合成処理して、合成青色画像データを作成する。そして、更に、合成青色画像データ、緑色画像データG、赤色画像データRを合成処理することによって、通常画像を作成する。この通常画像のうち、合成青色画像データは表示装置14のBチャンネルに、緑色画像データGは表示装置14のGチャンネルに、赤色画像データRは表示装置14のRチャンネルに割り当てられる。これにより、通常画像上に、フルカラーの検体の可視光像が表示される。

【0041】

ここで、合成青色画像データは、従来技術(例えば特許文献1)のように、ゲイン処理で明るさをアップさせるのではなく、同じ青色帯域の情報を持つ測定用画像データBmとの合成処理で、明るさをアップさせている。そのため、従来技術のようにゲイン処理を用いた場合と比較して、合成青色画像データには、ノイズ成分がきわめて少ない。また、合成処理に用いた測定用画像は、通常画像の青色成分の画質アップだけでなく、酸素飽和度の算出にも用いられる。したがって、測定用画像は、1つの画像で2つの機能を果たしている。

【0042】

第1狭帯域画像作成部85は、青色狭帯域画像データBNと緑色画像データGとを合成処理することによって、表層血管が強調表示された第1狭帯域画像を作成する。この第1狭帯域画像のうち、青色狭帯域画像データBNを表示装置14のB、Gチャンネルに割り当て、緑色画像データGを表示装置14のRチャンネルに割り当てることによって、表層

10

20

30

40

50

血管の画像を含む第1狭帯域画像全体が疑似カラーで表示される（表層血管は「茶色」調の色で表示される。）。なお、第1狭帯域画像において中深層血管の視認性を向上させるために、図9に示すような、低～中周波数の周波数フィルタリング処理を緑色画像データGに施すことが好ましい。このように、低～中周波数の周波数フィルタリング処理を用いるのは、中深層血管は表層血管と比べると太いためである。

【0043】

酸素飽和度画像作成部86は、強度比算出部86aと、相関関係記憶部86bと、酸素飽和度算出部86cと、画像作成部86dとを備えている。強度比算出部86aは、測定用画像データB1mと緑色画像データG2の強度比B/Gと、赤色画像データRと緑色画像データGの強度比R/Gとを求める。強度比算出部86aでは、画像データ間で同じ位置にある画素間の強度比を算出し、また、強度比は画像データの全ての画素に対して算出される。なお、強度比は画像データ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、血管部分の画像データとそれ以外の部分の画像データとの差に基づいて特定される。

10

【0044】

相関関係記憶部86bは、強度比B/G及びR/G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10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。なお、強度比B/G, R/Gはlogスケールで記憶されている。

20

【0045】

上記相関関係は、図11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測定用画像データBm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、測定用画像データBmに加え、主として血液量に依存して変化する赤色画像データR2と、青色画像データB2と赤色画像データR2のリファレンス画像（規格化用画像データ）となる緑色画像データG2から得られる強度比B/G及びR/G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

【0046】

また、470～700nmの波長範囲の光は、粘膜組織内での散乱係数が小さく、かつ波長依存性が小さいという性質がある。このため、この波長範囲の光を照明光として用いることによって、血管の深さの影響を低減しつつ、血液量および酸素飽和度の情報を含む血液情報を得ることができる。

【0047】

なお、相関関係記憶部86bには、強度比R/Gと血液量との相関関係についても記憶させてもよい。この相関関係は、強度比R/G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。この強度比R/Gと血液量の相関関係は血液量の算出時に用いられる。

40

【0048】

酸素飽和度算出部86cは、相関関係記憶部86bに記憶した相関関係と強度比算出部86aで求めた強度比B/G、R/Gとを用いて、各画素における酸素飽和度を求める。なお、以下の説明においては、酸素飽和度の算出に使用する測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRの所定画素の輝度値を、それぞれB*、G*、R*とする。これに伴い、各画素における強度比は、B*/G*、R*/G*となる。

【0049】

酸素飽和度算出部86cは、図12に示すように、相関関係記憶部86bに記憶した相関関係から、強度比B*/G*、R*/G*に対応する対応点Pを特定する。そして、対

50

応点 P が酸素飽和度 = 0 % 限界の等高線 8 8 と酸素飽和度 = 1 0 0 % 限界の等高線 8 9 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 1 2 の場合であれば、対応点 P は 6 0 % の等高線上に位置するため、酸素飽和度は 6 0 % となる。

【 0 0 5 0 】

一方、対応点が等高線 8 8 と等高線 8 9 との間から外れている場合、対応点が等高線 8 8 よりも上方に位置するときには酸素飽和度を 0 % とし、対応点が等高線 8 9 よりも下方に位置するときには酸素飽和度を 1 0 0 % とする。なお、対応点が等高線 8 8 と等高線 8 9 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 1 4 上に表示しないようにしてもよい。

10

【 0 0 5 1 】

画像作成部 8 6 d は、酸素飽和度算出部 8 6 c で算出した酸素飽和度と、通常画像作成部 8 4 で作成した通常画像とを用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。この画像作成部 8 6 d では、通常画像における合成青色画像データの画素値 b、緑色画像データ G の画素値 g、赤色画像データ R の画素値 r に対して、酸素飽和度に応じたゲインが施される。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 に示すように、酸素飽和度が 6 0 % 以上の高酸素状態の場合には、画素値 b、g、r のいずれに対しても、同じゲイン「1」が施される。これに対して、酸素飽和度が 6 0 % 未満の低酸素状態の場合は、画素値 b に対して「1」未満のゲインが施される一方で、画素値 g、r に対しては「1」を超えるゲインが施される。この通常画像に酸素飽和度に応じたゲインが施された画像が、酸素飽和度画像となる。この酸素飽和度画像のうち、画素値 b を表示装置 1 4 の B チャンネルに、画素値 g を表示装置 1 4 の G チャンネルに、画素値 r を表示装置 1 4 の R チャンネルに割り当てる。これにより、酸素飽和度画像は、高酸素状態のときには、血管を含む検体全体を通常画像と同じ色味で表示する一方、低酸素状態のときには、血管部分をシアン調の疑似カラーで表示する。

20

【 0 0 5 3 】

図 7 に示すように、第 2 特殊モード用画像処理部 8 2 は、通常画像作成部 9 4 と、第 2 狭帯域画像作成部 9 5 と、酸素飽和度画像作成部 9 6 とを備えている。この第 2 特殊モード用画像処理部 8 2 では、図 1 4 に示すように、第 2 特殊モード時に得られる青色画像データ B、測定用画像データ B m、緑色狭帯域画像データ G N、赤色画像データ R に基づいて通常画像を通常画像作成部 9 4 により作成し、測定用画像データ B m 及び緑色狭帯域画像データ G N に基づいて第 2 狭帯域画像を第 2 狭帯域画像作成部 9 5 により作成し、測定用画像データ B m、緑色狭帯域画像データ G N、赤色画像データ R を用いた演算により得られる酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を酸素飽和度画像作成部 9 6 により作成する。

30

【 0 0 5 4 】

通常画像作成部 9 4 は、測定用画像データ B m と緑色狭帯域画像 G N を合成処理して、合成緑色画像データを作成する。そして、合成緑色画像データと、青色画像データ B、赤色画像データ R を合成処理することによって、通常画像を作成する。この通常画像のうち、青色画像データ B は表示装置 1 4 の B チャンネルに、合成緑色画像データは表示装置 1 4 の G チャンネルに、赤色画像データ R は表示装置 1 4 の R チャンネルに割り当てられる。これにより、通常画像上に、フルカラーの検体の可視光像が表示される。

40

【 0 0 5 5 】

ここで、合成緑色画像データは、合成青色画像データと同様、ゲイン処理で明るさをアップさせるのではなく、同じ緑色帯域の情報を持つ測定用画像データ B m との合成処理で、明るさをアップさせているため、ノイズ成分がきわめて少ない。また、合成処理に用いた測定用画像は、通常画像の G 成分の画質アップだけでなく、酸素飽和度の算出にも用いられる。したがって、測定用画像は、1 つの画像で 2 つの機能を果たしている。

【 0 0 5 6 】

50

第2狭帯域画像作成部95は、青色画像データBと緑色狭帯域画像データGNとを合成処理することによって、中深層血管が強調表示された第2狭帯域画像を作成する。この第2狭帯域画像のうち、青色画像データBを表示装置14のB、Gチャンネルに割り当て、緑色狭帯域画像データGNを表示装置14のRチャンネルに割り当てることによって、中深層血管の画像を含む第2狭帯域画像全体が疑似カラーで表示される（中深層血管は「シアン」調の色で表示される）。なお、第2狭帯域画像において表示血管の視認性を向上させるために、図15に示すような、高周波数の周波数フィルタリング処理を青色画像データBに施すことが好ましい。このように、高周波数の周波数フィルタリング処理を用いるのは、表層血管は中深層血管と比べると細いためである。

【0057】

10

酸素飽和度画像作成部96は、強度比算出部96aと、相関関係記憶部96bと、酸素飽和度算出部96cと、画像作成部96dとを備えている。強度比算出部96aでは、測定用画像データBmと緑色狭帯域画像データから強度比B/Gを算出し、赤色画像データRと緑色画像データGから強度比R/Gを算出する。そして、この算出した強度比B/G、R/Gと相関関係記憶部96bに記憶した相関関係に基づいて、酸素飽和度を算出する。ここで、相関関係記憶部96bの相関関係は、相関関係記憶部86bの相関関係と略同様である（この相関関係記憶部96bの相関関係では、強度比の「G」の波長成分が狭帯域となっている。）。

【0058】

そして、画像作成部96dは、酸素飽和度算出部96で算出した酸素飽和度と、通常画像作成部94で作成した通常画像とを用いて、酸素飽和度画像を生成する。この画像作成部86dでは、青色画像データの画素値b、合成緑色画像データGの画素値g、赤色画像データRの画素値rに対して、酸素飽和度に応じたゲイン処理が施される。ゲイン処理は、画像作成部86dで行ったものと同様である（図13参照）。そして、画像作成部86dと同様に、ゲイン処理後の画素値bを表示装置14のBチャンネルに、ゲイン処理後の画素値gを表示装置14のGチャンネルに、ゲイン処理後の画素値rを表示装置14のRチャンネルに割り当てる。これにより、低酸素状態の血管が疑似カラーされた酸素飽和度画像が表示装置14に表示される。

20

【0059】

次に、本実施形態における一連の流れ、特に第1特殊モードについての一連の流れを、図16のフローチャートに沿って説明する。なお、第2特殊モードについても第1特殊モードの場合と同様であるので、説明は省略する。通常モードの元では、内視鏡装置12を体内、例えば消化管内に挿入する。アングルノブ16aの操作によって、所望の観察部位にスコープ先端部19をセットし、通常観察を行う。この通常観察では、B光、G光、R光の面順次光を検体内に照明するとともに、その反射像を撮像して得られたカラーの通常画像が表示装置14に表示される。

30

【0060】

そして、観察部位が病変部と推測される場合は、内視鏡装置の切り替えスイッチ21によって、第1特殊モードに切り替える。このモード切り替えにより、広帯域光BBの光路が第2フィルタ領域38にセットされる。これにより、青色狭帯域光BN、酸素飽和度測定光、G光、R光が、回転フィルタ31から順次出射する。出射した光は検体に順次照射され、その反射像が撮像素子60によって順次撮像される。この撮像によって、青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRが得られる。

40

【0061】

そして、青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBmを合成して合成青色画像データを作成するとともに、その作成した合成青色画像データ、緑色画像データG、赤色画像データRに基づいて、通常画像を作成する。また、青色狭帯域画像データBNと緑色画像データGに基づいて、表層血管を強調した第1狭帯域画像を作成する。また、測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データRに基づいて、血管の酸素状態を画像

50

化した酸素飽和度画像を作成する。これら通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像の3つの画像は、図17に示すように、同時表示される。以上の一連の動作は、第1特殊モードが継続している限り、繰り返し行われる。なお、通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像は図17のように同時表示するほか、一定時間ごとに1画像ずつ表示してもよい。

【0062】

上記のように、通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像の3つの画像を面順次方式で同時取得するためには、通常であれば、通常画像を作成するために、青色画像データ、緑色画像データ、赤色画像データの3フレーム分の画像が必要となり、第1狭帯域画像を作成するために、少なくとも1フレーム分の青色狭帯域画像データが必要となり、酸素飽和度画像を作成するために、少なくとも1フレーム分の測定用画像データが必要となる。即ち、3つの画像を同時取得・同時表示するためには、最低限、5フレーム分の画像データが必要となる。

10

【0063】

これに対して、本発明では、通常画像の青色画像として、青色画像データの代わりに、青色狭帯域画像データと測定用画像データを合成した合成青色画像データを用いている。これにより、青色画像データの取得が不要となるため、通常の場合と比較して、1フレーム少ない4フレームで、通常画像、第1狭帯域画像、酸素飽和度画像を同時に取得することができる。また、通常画像の青色画像として、青色狭帯域画像データをゲイン処理等で明るさアップした画像ではなく、測定用画像データとの合成処理で明るさアップした画像を用いているため、高画質であり且つノイズがきわめて少ない。

20

【0064】

なお、上記第1実施形態においては、第1特殊モードのときに、青色狭帯域光BNで表層血管を強調した第1狭帯域画像を取得し、第2特殊モードのときに、緑色狭帯域光GNで中深層血管を強調した第2狭帯域画像を取得したが、第2実施形態の第3特殊モードでは、青色狭帯域光BN及び緑色狭帯域光GNを用いて表層血管と中深層血管の両方を強調した第3狭帯域画像を取得する。第1実施形態では、回転フィルタ31に代えて、図18に示す回転フィルタ100が用いられる。回転フィルタ100は、回転軸100aを中心とし、径方向に沿って、第1フィルタ領域37と第4フィルタ領域101とが設けられている。第1フィルタ領域37は、回転フィルタ31と同様のBフィルタ部37a、Gフィルタ部37b、Rフィルタ部37cを備えている。

30

【0065】

第4フィルタ領域101は、表層血管強調用フィルタ部38aと同様の透過特性を有する表層血管強調用フィルタ部101aと、酸素飽和度測定用フィルタ部38bと同様の透過特性を有する酸素飽和度測定用フィルタ部101bと、中深層血管強調用フィルタ部39cと同様の透過特性を有する中深層血管強調用フィルタ部101cと、Rフィルタ部31cと同様の透過特性を有するRフィルタ部101dとを備えている。したがって、広帯域光BBが第4フィルタ領域101にセットされているときには、回転フィルタ100が回転することで、青色狭帯域光BN、酸素飽和度測定光、緑色狭帯域光GN、R光が順次照射される。そして、各照明光が検体に照射されているときに撮像を行うことで、青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBm、緑色狭帯域画像データGN、赤色画像データRが得られる。

40

【0066】

そして、図19に示すように、青色狭帯域画像データBN、測定用画像データBm、緑色狭帯域画像データGN、赤色画像データRに基づいて通常画像を作成し、青色狭帯域画像データBN及び緑色狭帯域画像データGNに基づいて第3狭帯域画像を作成し、酸素飽和度画像は、測定用画像データBm、緑色狭帯域画像データGN、赤色画像データRを用いた演算により得られる酸素飽和度に基づいて、酸素飽和度画像を作成する。

【0067】

ここで、通常画像を作成する際には、青色狭帯域画像データBNと測定用画像データB

50

mを合成処理して合成青色画像データを作成するとともに、緑色狭帯域画像データGNと測定用画像データBmを合成処理して合成緑色画像データを作成する。そして、合成青色画像データ、合成緑色画像データ、赤色画像データに基づいて、通常画像を作成する。通常画像の青色画像及び緑色画像は、青色狭帯域画像データBN及び緑色狭帯域画像データGNに対して、ゲイン処理した画像ではなく、測定用画像データを足し込んだ合成画像であるため、高画質で且つノイズがきわめて少ない。

【0068】

また、第3狭帯域画像は、青色狭帯域画像データBNと緑色狭帯域画像データとを合成することで得られる。この第3狭帯域画像のうち、青色狭帯域画像データBNは表示装置14のB、Gチャンネルに、緑色狭帯域画像データは表示装置14のRチャンネルに割り当てられる。これにより、第3狭帯域画像は、表層血管が「茶色」調で、中深層血管が「シアン」調で疑似カラー表示される。

10

【0069】

酸素飽和度画像の演算は、測定用画像データBmと緑色狭帯域画像データGNの強度比B/G、赤色画像データRと緑色狭帯域画像データGNの強度比R/Gとに基づいて行われる。第1実施形態と同様、強度比B/G、R/Gと酸素飽和度の相関関係を用いて、酸素飽和度を算出する。そして、この算出した酸素飽和度に応じたゲインを、通常画像の合成青色画像データの画素値b、合成緑色画像データの画素値g、赤色画像データRの画素値rに対して施すことによって、酸素飽和度画像を得る。

【0070】

20

なお、上記実施形態では、酸素飽和度画像において、低酸素状態の血管のみを疑似カラー表示したが、低酸素状態の血管を含む検体全体を疑似カラー表示してもよい。この場合、血管の酸素状態に応じて疑似カラーの色を予め定めておくことが好ましい（例えば、高酸素の血管を「赤」で表示し、酸素飽和度の低下に合わせて血管の色を徐々に「青味」がからせ、酸素飽和度が60%を下回るような低酸素の血管を「青」で表示する）

【0071】

なお、上記実施形態では、3波長分の画像データ（測定用画像データBm、緑色画像データG、赤色画像データR）から得られる強度比B/G、R/Gに基づいて酸素飽和度の算出を行ったが、これに代えて、2波長分の画像データ（測定用青色画像データBm、緑色画像データG）から得られる強度比B/Gのみで酸素飽和度の算出を行ってもよい。

30

【0072】

なお、上記実施形態では、血液量（酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和）のうち酸化ヘモグロビンの占める割合である酸素飽和度を用いて酸素飽和度画像を生成したが、これに代えて又は加えて、「血液量×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を用いてもよい。

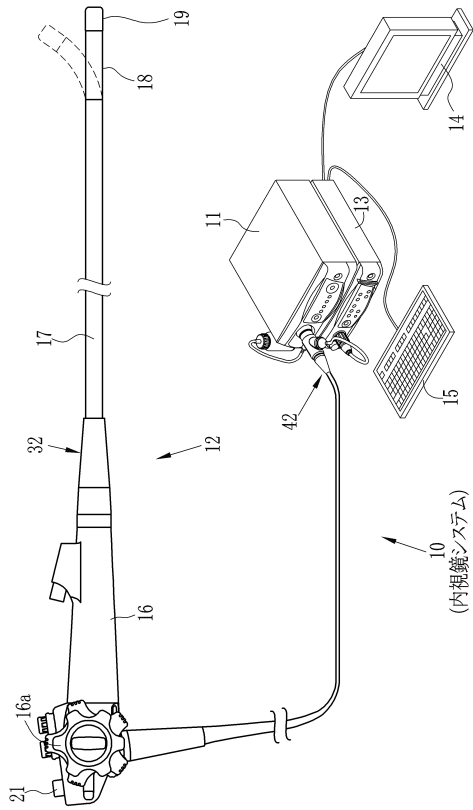
【符号の説明】

【0073】

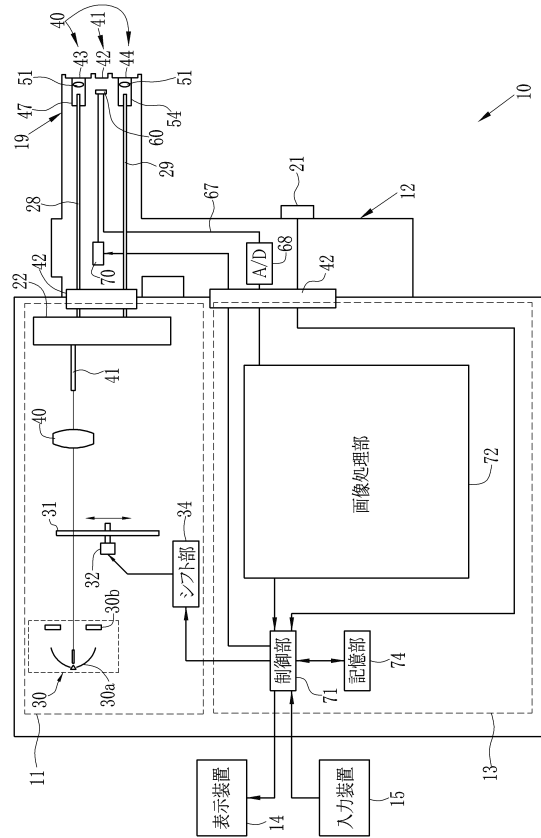
- 10 内視鏡システム
- 31, 100 回転フィルタ
- 72 画像処理部
- 81 第1特殊モード用画像処理部
- 84, 94 通常画像作成部
- 85 第1狭帯域画像作成部
- 86, 96 酸素飽和度画像作成部
- 82 第2特殊モード用画像処理部

40

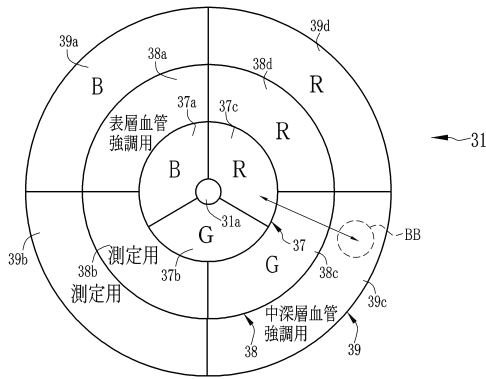
【図1】



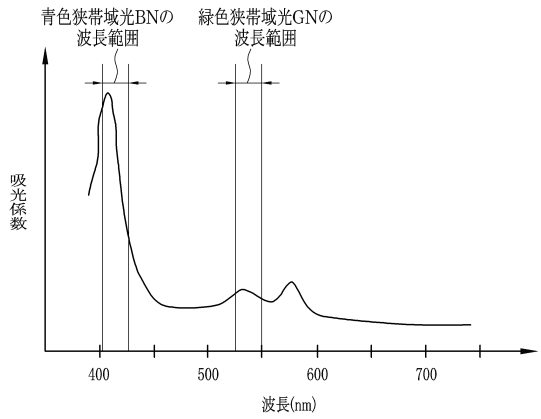
【図2】



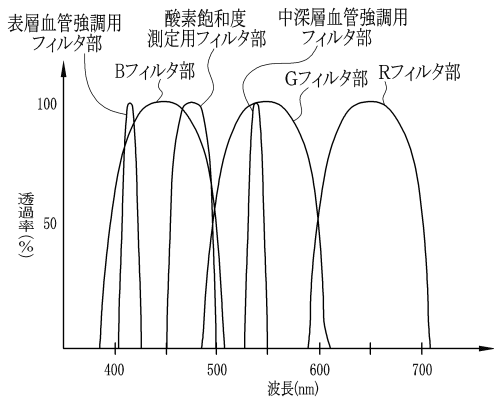
【図3】



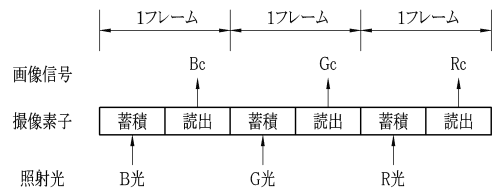
【図5】



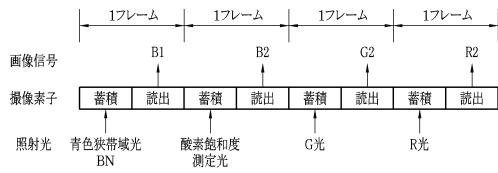
【図4】



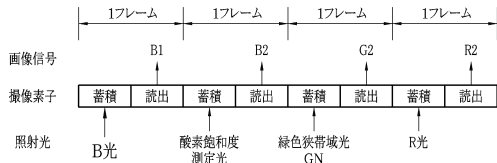
【図6A】



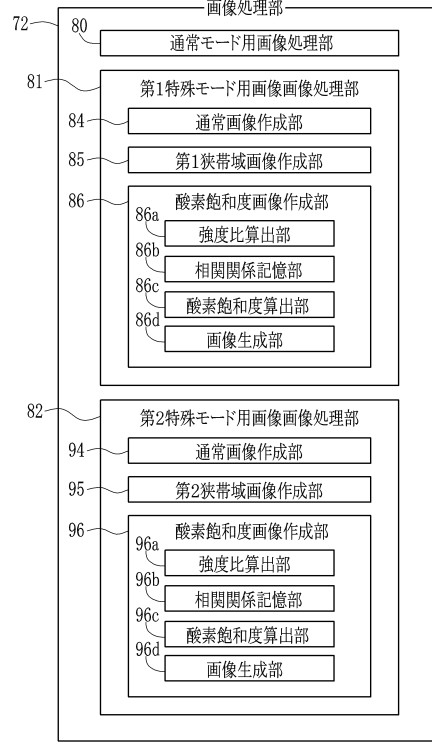
【図6B】



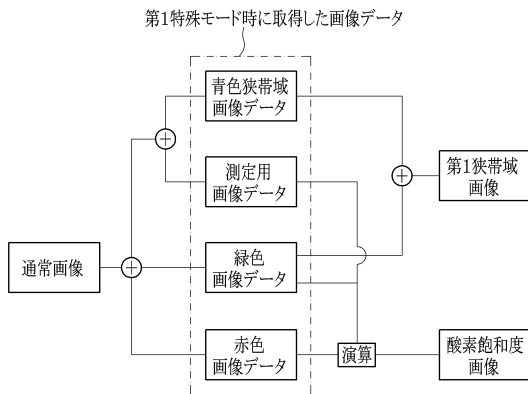
【図6C】



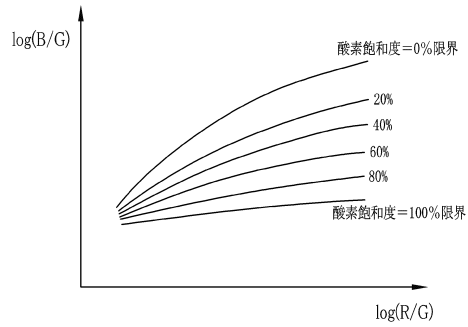
【図7】



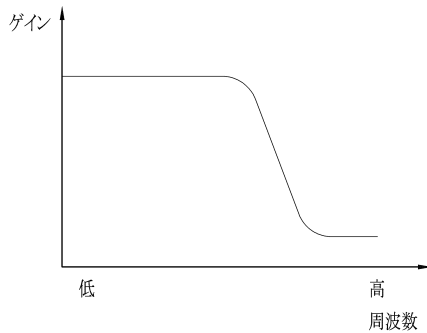
【図8】



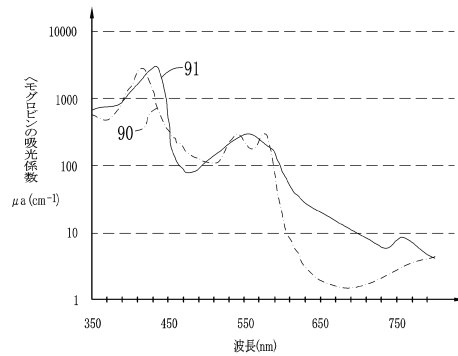
【図10】



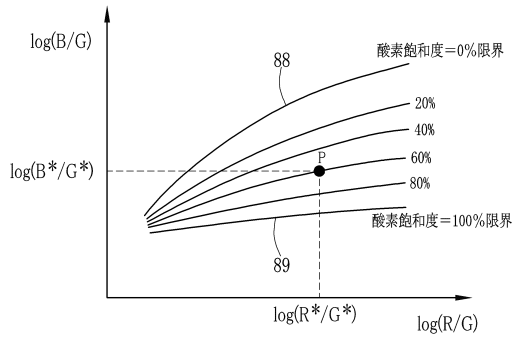
【図9】



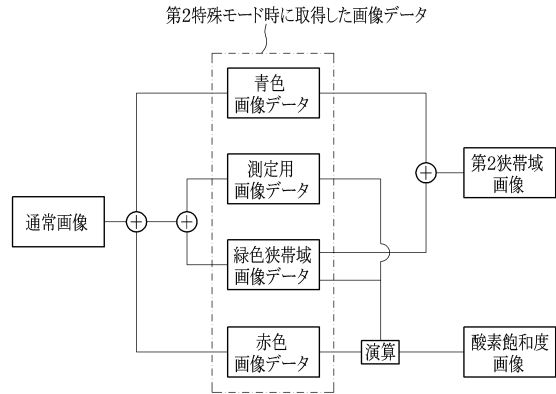
【図11】



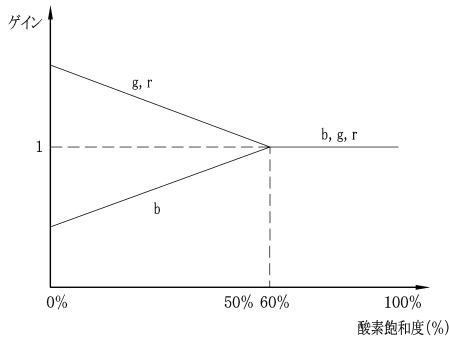
【図12】



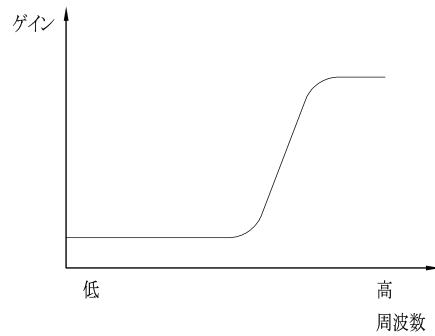
【図14】



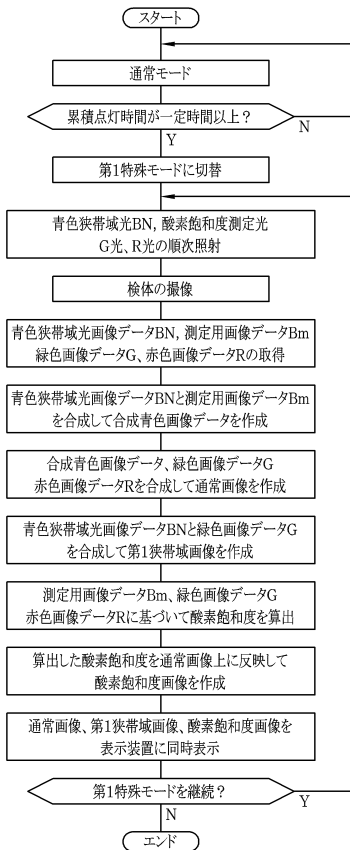
【図13】



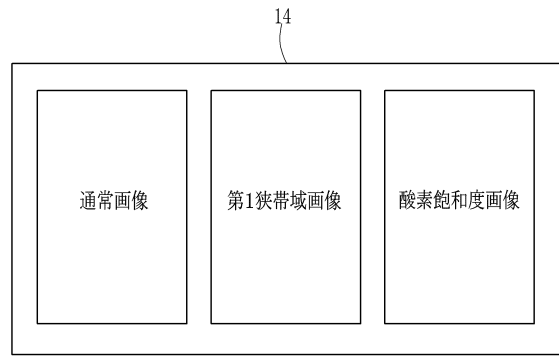
【図15】



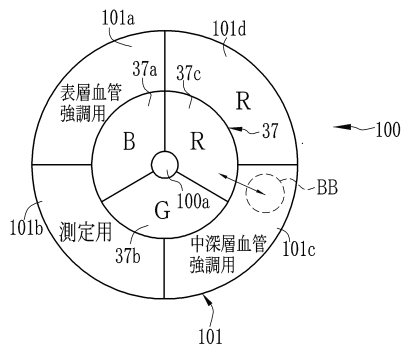
【図16】



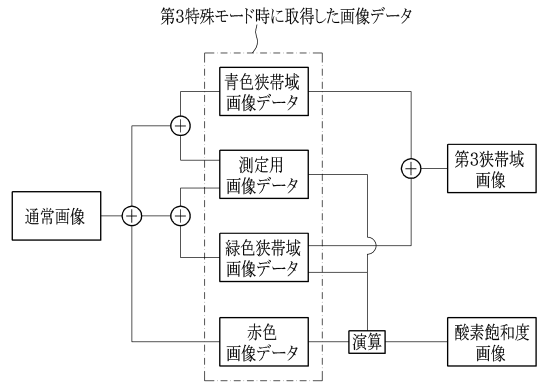
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-218135(JP,A)
国際公開第2011/125457(WO,A1)
特開2007-054113(JP,A)
特開2012-045264(JP,A)
特開2006-314629(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5715602B2	公开(公告)日	2015-05-07
申请号	JP2012197691	申请日	2012-09-07
[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	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1455		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B5/14.320 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	Tamotsu 岛		
其他公开文献	JP2014050594A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统和获取内窥镜图像的方法。根据本发明，可以用更少的帧获得一般图像，血管强调图像和氧饱和度图像。用中心波长为415nm的蓝色窄带光BN照射靶，中心波长为473nm的氧饱和度测量光依次照射G光和R光，并连续获得图像。可以通过图像获取获得蓝色窄带图像数据BN，测量图像数据Bm，绿色图像数据G和红色图像数据R。可以通过合成蓝色窄带图像数据BN和测量图像数据Bm来获得蓝色图像数据。基于合成的蓝色图像数据，绿色图像数据G和红色图像数据R形成一般图像。可以基于蓝色窄带图像数据BN形成强调表面层血管的第一窄带图像。绿色图像数据G可以基于测量图像数据Bm，绿色图像数据G和红色图像数据R形成氧饱和度图像。

【图2】

