

(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2014-61152

(P2014-61152A)

(43) 公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)

(51) Int.Cl.

A61B	1/00	(2006.01)
A61B	1/06	(2006.01)
A61B	1/04	(2006.01)
G02B	23/26	(2006.01)

F 1

A 61 B	1/00	3 0 0 D
A 61 B	1/06	B
A 61 B	1/04	3 7 O
G 02 B	23/26	D

テーマコード(参考)

2 H 0 4 0

4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2012-208312 (P2012-208312)

(22) 出願日

平成24年9月21日 (2012.9.21)

(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

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者 加來 俊彦

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) 2H040 CA04 CA06 CA10 GA02
 4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02
 NN01 NN05 QQ02 RR02 RR04
 RR14 RR18 SS21 WW08 WW10
 WW15

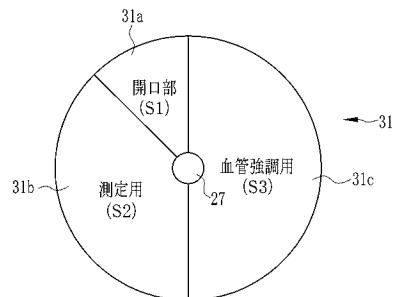
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡用光源装置並びに内視鏡画像の作成方法

(57) 【要約】

【課題】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)を維持しつつ、それぞれの画像を高画質で取得する。

【解決手段】回転フィルタ31は、広帯域光BBをそのまま透過させる開口部31aと、前記広帯域光BBのうち450～500nmの酸素飽和度測定光を透過させる測定用フィルタ部31bと、前記広帯域光BBのうち405～425nm、530～550nmの血管強調用照明光を透過させる血管強調用フィルタ部31cとを備えている。測定用フィルタ部31bの面積S2及び血管強調用フィルタ部31cの面積S3は、開口部31aの面積S1よりも大きい。これにより、酸素飽和度測定光の照射時間T2及び血管強調用照明光の照射時間T3は、広帯域光BBの照射時間T1よりも長くなっている。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

広帯域光を発する広帯域光源と、

前記広帯域光のうち第1波長帯域の光を透過させる第1透過領域、前記広帯域光のうち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波長帯域の光を透過させる第2透過領域、及び前記広帯域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長帯域の光を透過させる第3透過領域を有し、前記第1ないし第3透過領域の面積は、前記第1ないし第3波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタと、

前記回転フィルタを透過した第1ないし第3波長帯域の光を検体に順次照射するとともに、各波長帯域の光で照明された前記検体をカラーの撮像素子で順次撮像して第1ないし第3画像情報を取得する内視鏡装置と、

前記第1画像情報に基づいて、可視光の波長成分を有する通常画像を作成する通常画像作成手段と、

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、

前記第3画像情報に基づいて、前記第3波長帯域の波長成分を有する狭帯域画像を作成する狭帯域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波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、前記第2及び第3波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、

前記第2及び第3透過領域の面積は、前記第1透過領域の面積よりも大きい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透過領域は前記広帯域光をそのまま透過させる開口領域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】

前記酸素飽和度画像作成手段は、前記第2画像情報のうち前記酸素飽和度の情報を有する特定画像情報を、前記第1ないし第3画像情報のうち前記特定画像情報以外の画像情報で規格化した規格化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3いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記広帯域光源の光量は、第1光量値と、この第1光量値よりも大きい第2光量値の設定が可能であり、

前記回転フィルタは、前記第1ないし第3透過領域に加えて、前記広帯域光のうち帯域幅は変えずに光量のみを低下させた光量低下光を透過させる第4透過領域を有し、

前記内視鏡装置は、前記広帯域光の光量を前記第2光量値に設定したときには、前記第1画像情報に代えて、前記光量低下光で照明された前記検体を撮像して得られる第4画像情報を取得し、

前記通常画像作成手段は、前記広帯域光の光量を前記第2光量値に設定したときには、前記第1画像情報に代えて、前記第4画像情報に基づいて、前記通常画像を作成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 6】

前記第4波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、前記第2及び第3波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、

前記第2及び第3透過領域の面積は、前記第4透過領域の面積よりも大きいことを特徴とする請求項5記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記酸素飽和度画像作成手段は、前記第2画像情報のうち前記酸素飽和度の情報を有する特定画像情報を、前記第2ないし第4画像情報のうち前記特定画像情報以外の画像情報で規格化した規格化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

10

20

30

40

50

る請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 2 波長帯域は 450 ~ 500 nm であり、前記第 3 波長帯域は 405 ~ 425 nm、530 ~ 550 nm であることを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

広帯域光を発する広帯域光源と、

前記広帯域光のうち第 1 波長帯域の光を透過させる第 1 透過領域、前記広帯域光のうち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 波長帯域の光を透過させる第 2 透過領域、及び前記広帯域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長帯域の光を透過させる第 3 透過領域を有し、前記第 1 ないし第 3 透過領域の面積は、前記第 1 ないし第 3 波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタとを備え、

前記回転フィルタを透過した第 1 ないし第 3 波長帯域の光を、内視鏡装置に供給することを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記第 1 波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、前記第 2 及び第 3 波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、

前記第 2 及び第 3 透過領域の面積は、前記第 1 透過領域の面積よりも大きいことを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

前記回転フィルタは、前記第 1 ないし第 3 透過領域に加えて、前記広帯域光のうち帯域幅は変えずに光量のみを低下させた光量低下光を透過させる第 4 透過領域を有することを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 12】

広帯域光を広帯域光源から発し、

前記広帯域光のうち第 1 波長帯域の光を透過させる第 1 透過領域、前記広帯域光のうち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 波長帯域の光を透過させる第 2 透過領域、及び前記広帯域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第 3 波長帯域の光を透過させる第 3 透過領域を有し、前記第 1 ないし第 3 透過領域の面積は、前記第 1 ないし第 3 波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタに対して、前記広帯域光を入射させ、

前記回転フィルタを透過した第 1 ないし第 3 波長帯域の光を検体に順次照射するとともに、各波長帯域の光で照明された前記検体をカラーの撮像素子で順次撮像して第 1 ないし第 3 画像情報を取得し、

前記第 1 画像情報に基づいて、可視光の波長成分を有する通常画像を作成し、

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し、

前記第 3 画像情報に基づいて、前記第 3 波長帯域の波長成分を有する狭帯域画像を作成することを特徴とする内視鏡画像の作成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、通常画像、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用光源装置並びに内視鏡画像の作成方法に関する。

【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、

10

20

30

40

50

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收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つの内視鏡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。

10

【0004】

これら通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの内視鏡画像を、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中心波長415nmの青色狭帯域光と中心波長540nm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收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には、合計で、6～8フレーム分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）が低くなってしまう。

20

【0005】

これに対して、特許文献1では、カラーの撮像素子を用いた同時方式で検体内の照明及び撮像を行うことにより、通常画像と酸素飽和度画像の2つの画像を、フレームレートを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のように、カラーの撮像素子を用いた同時方式で、通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を取得する場合、通常画像については1フレーム分の白色光だけで取得することができ、血管強調画像については、415nm、540nmの光を混色した1フレーム分の狭帯域光を照射するだけで取得することができる。したがって、面順次方式の場合と比較して、少なくとも3フレーム分の照明及び撮像を減らすことができる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特公平6-6104号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のように、カラーの撮像素子を用いた同時方式では、フレームレートを維持するために、照明光のフレーム数を減らしていることから、画像全体の明るさなどの画質は、面順次方式の場合と比較して低下するおそれがある。したがって、通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を同時方式で取得する場合であっても、フレームレートを維持しつつ、且つ、それぞれの画像を高画質で取得することが求められている。

40

【0008】

本発明は、通常画像、血管強調画像、酸素飽和度画像の3つの画像を同時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）を維持しつつ、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用光源装置並びに内視鏡画像の作成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、広帯域光を発する広帯域光源と、広帯域光のうち第1波長帯域の光を透過させる第1透過領域、広帯域光のうち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波長帯域の光を透過させる第2透過領域、及び広帯

50

域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長帯域の光を透過させる第3透過領域を有し、第1ないし第3透過領域の面積は、第1ないし第3波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタと、回転フィルタを透過した第1ないし第3波長帯域の光を検体に順次照射するとともに、各波長帯域の光で照明された検体をカラーの撮像素子で順次撮像して第1ないし第3画像情報を取得する内視鏡装置と、第1画像情報に基づいて、可視光の波長成分を有する通常画像を作成する通常画像作成手段と、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、第3画像情報に基づいて、第3波長帯域の波長成分を有する狭帯域画像を作成する狭帯域画像作成手段とを備えることを特徴とする。

【0010】

10

第1波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、第2及び第3波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、第2及び第3透過領域の面積は、第1透過領域の面積よりも大きいことが好ましい。第1透過領域は広帯域光をそのまま透過させる開口領域であることが好ましい。酸素飽和度画像作成手段は、第2画像情報のうち酸素飽和度の情報を有する特定画像情報を、第1ないし第3画像情報のうち特定画像情報以外の画像情報で規格化した規格化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。

【0011】

20

広帯域光源の光量は、第1光量値と、この第1光量値よりも大きい第2光量値の設定が可能であり、回転フィルタは、第1ないし第3透過領域に加えて、広帯域光のうち帯域幅は変えずに光量のみを低下させた光量低下光を透過させる第4透過領域を有し、内視鏡装置は、広帯域光の光量を第2光量値に設定したときには、第1画像情報に代えて、光量低下光で照明された前記検体を撮像して得られる第4画像情報を取得し、通常画像作成手段は、広帯域光の光量を前記第2光量値に設定したときには、第1画像情報に代えて、第4画像情報に基づいて、通常画像を作成することが好ましい。第4波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、第2及び第3波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、第2及び第3透過領域の面積は、第4透過領域の面積よりも大きいことが好ましい。酸素飽和度画像作成手段は、第2画像情報のうち酸素飽和度の情報を有する特定画像情報を、第2ないし第4画像情報のうち特定画像情報以外の画像情報で規格化した規格化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。

【0012】

30

第2波長帯域は450～500nmであり、第3波長帯域は405～425nm、530～550nmであることが好ましい。

【0013】

本発明の内視鏡用光源装置は、広帯域光を発する広帯域光源と、広帯域光のうち第1波長帯域の光を透過させる第1透過領域、広帯域光のうち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波長帯域の光を透過させる第2透過領域、及び広帯域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長帯域の光を透過させる第3透過領域を有し、第1ないし第3透過領域の面積は、第1ないし第3波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタとを備え、回転フィルタを透過した第1ないし第3波長帯域の光を、内視鏡装置に供給することを特徴とする。

40

【0014】

第1波長帯域は広帯域の帯域幅を有し、第2及び第3波長帯域は狭帯域の帯域幅を有し、第2及び第3透過領域の面積は、第1透過領域の面積よりも大きいことが好ましい。回転フィルタは、第1ないし第3透過領域に加えて、広帯域光のうち帯域幅は変えずに光量のみを低下させた光量低下光を透過させる第4透過領域を有することが好ましい。

【0015】

50

本発明の内視鏡画像の作成方法は、広帯域光を広帯域光源から発し、広帯域光のうち第1波長帯域の光を透過させる第1透過領域、広帯域光のうち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波長帯域の光を透過させる第2透過領域、及び広帯域光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い第3波長帯域の光を透過させる第3透過

領域を有し、第1ないし第3透過領域の面積は、第1ないし第3波長帯域の帯域幅に応じて決められている回転フィルタに対して、広帯域光を入射させ、回転フィルタを透過した第1ないし第3波長帯域の光を検体に順次照射するとともに、各波長帯域の光で照明された検体をカラーの撮像素子で順次撮像して第1ないし第3画像情報を取得し、第1画像情報に基づいて、可視光の波長成分を有する通常画像を作成し、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し、第3画像情報に基づいて、第3波長帯域の波長成分を有する狭帯域画像を作成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、回転フィルタの第1ないし第3透過領域の面積は、第1ないし第3波長帯域の帯域幅に応じて決められている。したがって、狭帯域光を透過させる狭帯域の透過領域については、他の広帯域の透過領域よりも面積を大きくすることで、その狭帯域光の照射時間を長くすることができます。これにより、狭帯域光を検体内に照射する場合であっても光量不足になることがないため、狭帯域光に基づいて作成される酸素飽和度画像や狭帯域画像の明るさは十分維持することができる。よって、通常画像、狭帯域画像、酸素飽和度画像の3つの画像を、カラーの撮像素子を用いて取得する場合であっても、フレームレート（時間分解能）を維持しつつ、それぞれの画像を高画質で取得することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

20

【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4A】測定用フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図4B】血管強調用フィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図5】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図6】ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図7A】原色系のカラー撮像素子に配列されたB画素、G画素、R画素を示す説明図である。

30

【図7B】B色、G色、R色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図8A】通常モードにおける撮像素子の動作を表す説明図である。

【図8B】第1実施形態の特殊モードにおける撮像素子の動作を表す説明図である。

【図9】画像処理部の内部構成を示すブロック図である。

【図10】強度比B/G、R/Gと酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図11】図10の相関関係を用いる酸素飽和度の算出方法を説明するための説明図である。

40

【図12】酸素飽和度とゲインとの関係を示すグラフである。

【図13】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14】表示装置に同時表示された通常画像、狭帯域画像、酸素飽和度画像を示す画像図である。

【図15】第2実施形態の回転フィルタを示す平面図である。

【図16】第2実施形態の特殊モードにおける撮像素子の動作を示す説明図である。

【図17】C色、M色、Y色、G色のカラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、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からの光を検体の観察領域に照射し、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。

50

【0019】

内視鏡装置12には、操作部16側から順に、軟性部17、湾曲部18、スコープ先端部19が設けられている。軟性部17は可撓性を有しているため、屈曲自在にすることができる。湾曲部18は、操作部16に配置されたアングルノブ16aの回動操作により湾曲自在に構成されている。この湾曲部18は、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。

【0020】

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、表層血管及び中深層血管を強調表示した狭帯域画像の3つの画像を同時に表示装置14に表示する特殊モードとを備えている。これら2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、切り替え可能である。

10

【0021】

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27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の動作を制御する回転制御部34と、回転フィルタ31を透過した光を集光する集光レンズ35と、集光レンズ35からの光が入射する光ファイバ36と、光ファイバ36に入射した光を2系統の光に分岐させる分岐部37を備えている。

20

【0022】

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。

20

【0023】

内視鏡装置12は電子内視鏡であり、光源装置11の分岐部37により分岐された2系統の光を導光するライトガイド28, 29と、ライトガイド28, 29で導光された2系統(2灯)の光を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。

30

【0024】

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、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受光する1つの観察窓42を備えている。

40

【0025】

観察窓42の奥には、検体の観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット45が設けられており、さらにその対物レンズユニット45の奥には、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はカラーの撮像素子であり、対物レンズユニット45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ransfer)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。

【0026】

50

撮像素子 6 0 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 6 7 を通じて A / D 変換器 6 8 に入力される。A / D 変換器 6 8 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 4 2 を介して、プロセッサ装置 1 3 に入力される。撮像制御部 7 0 は撮像素子 6 0 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。

【0027】

プロセッサ装置 1 3 は、制御部 7 1 と、画像処理部 7 2 と、記憶部 7 4 とを備えており、制御部 7 1 には表示装置 1 4 及び入力装置 1 5 が接続されている。制御部 7 1 はプロセッサ装置 1 3 内の各部を制御するとともに、内視鏡装置 1 2 の切り替えスイッチ 2 1 や入力装置 1 5 から入力される入力情報に基づいて、内視鏡装置 1 2 の撮像制御部 7 0 及び表示装置 1 4 の動作を制御する。

10

【0028】

図 3 に示すように、光源装置 1 1 に設けられた回転フィルタ 3 1 には、周方向に沿って、白色光源 3 0 からの広帯域光 B B をそのまま透過させる開口部 3 1 a と、広帯域光 B B のうち、酸素飽和度を測定するための酸素飽和度測定光を透過させる測定用フィルタ部 3 1 b（図 3 では「測定用」と表記）と、広帯域光 B B のうち、検体の表層血管及び中深層血管を強調させるための血管強調用照明光を透過させる血管強調用フィルタ部 3 1 c（図 3 では「血管強調用」と表記）とが設けられている。この回転フィルタ 3 1 において、開口部 3 1 a の面積 S 1 が一番小さく、測定用フィルタ部 3 1 b の面積 S 2 は、開口部 3 1 a の面積 S 1 よりも大きく且つ血管強調用フィルタ部 3 1 c の面積 S 3 よりも小さく、血管強調用フィルタ部 3 1 c の面積 S 3 は一番大きくなっている（S 1 < S 3 < S 2）。

20

【0029】

測定用フィルタ部 3 1 b は、図 4 A に示すように、広帯域光 B B のうち、酸化ヘモグロビン H b O 2 の吸光係数と還元ヘモグロビン H b の吸光係数（図 5 参照）が異なっている波長範囲 4 5 0 ~ 5 0 0 nm 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。この血管の酸素状態の違いによる吸光特性の差を利用して、血中へ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 4 7 3 nm にすることが好ましい。

30

【0030】

血管強調用フィルタ部 3 1 c は、図 4 B に示すように、広帯域光 B B のうち、中心波長 4 1 5 nm、波長範囲 4 0 5 ~ 4 2 5 nm を有する青色狭帯域光と、中心波長 5 4 0 nm、波長範囲 5 3 0 ~ 5 5 0 nm を有する緑色狭帯域光とを混色した血管強調用照明光を透過させる。この血管強調用照明光の青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の波長範囲は、図 6 に示すように、青色帯域及び緑色帯域で血中へモグロビンの吸光係数が高い波長域である。したがって、この血管強調用照明光を検体に照射することで、青色狭帯域光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、表層血管を強調表示することができる。また、緑色狭帯域光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、中深層血管を強調表示することができる。

40

【0031】

回転フィルタ 3 1 の動作は、モード毎に異なっている。通常モードに設定されているときには、回転フィルタ 3 1 の開口部 3 1 a を広帯域光 B B の光路上に位置にセットする。この状態で回転フィルタ 3 1 は停止する。したがって、通常モードのときには、広帯域光 B B がそのまま検体内に照射される。

【0032】

一方、特殊モードに設定されているときには、回転フィルタ 3 1 は一定の回転速度で回転する。これにより、回転フィルタ 3 1 の開口部 3 1 a、測定用フィルタ部 3 1 b、血管強調用フィルタ部 3 1 c に対して、異なるタイミングで広帯域光 B B が入射する。したがって、特殊モードのときには、広帯域光、酸素飽和度測定光、血管強調用照明光が、順次検体内に照射される。ここで、回転フィルタ 3 1 の開口部 3 1 a、測定用フィルタ部 3 1

50

b、血管強調用フィルタ部31cの面積S1、S2、S3はS1 < S2 < S3の関係があることから、広帯域光BBの照射時間T1が一番短く、その次に長いのが酸素飽和度測定光の照射時間T2で、血管強調用照明光の照射時間T3が一番長くなっている(T1 < T2 < T3)。

【0033】

以上のように、血管強調用照明光の照射時間T3を広帯域光BBの照射時間T1よりも長くするのは、以下の理由からである。血管強調用照明光は、広帯域光BBの波長を狭帯域化して得られた光であるため、広帯域光BBと比較して光量が低下してしまう。そのため、仮に、広帯域光BBの照射時間T1と血管強調用照明光の照射時間T3を略同じにした場合には、血管強調用照明光に基づいて作成される狭帯域画像は、広帯域光BBに基づいて作成される通常画像よりも、暗くなってしまう。そこで、照射時間T3を照射時間T1よりも長くすることで、通常画像と狭帯域画像の明るさをほぼ均一化することができる。

10

【0034】

また、酸素飽和度測定光の照射時間T2を広帯域光BBの照射時間T1よりも長くするのは、以下の理由からである。酸素飽和度測定光は、血管強調用照明光と同様、広帯域光BBの波長を狭帯域化して得られる光であるため、広帯域光BBと比較して光量が低下してしまう。このように酸素飽和度測定光の光量が低下する状況下においては、十分なS/Nを得ることができないため、酸素飽和度を正確に算出することができない場合がある。そこで、酸素飽和度測定光の照射時間T2を広帯域光BBの照射時間T1よりも長くすることで、十分なS/Nを得ることができる。

20

【0035】

検体からの広帯域光、酸素飽和度測定光、血管強調用照明光の反射光を受光する撮像素子60は、図7Aに示すように、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組とする画素群を多数備えている。B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図7Bの曲線63、64、65に示す透過率を有していることから、B色のカラーフィルタは青色帯域の光を透過させ、G色のカラーフィルタは緑色帯域の光を透過させ、R色のカラーフィルタは赤色帯域の光を透過させる。

30

【0036】

撮像素子60による検体内の撮像は、モード毎に異なっている。通常モードにおいては、図8Aに示すように、広帯域光BBの像光を撮像素子60で撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて、B画素60b、G画素60g、R画像60rから青色信号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。

【0037】

特殊モードにおいては、図8Bに示すように、広帯域光BBが照射時間T1で照射されている期間内、撮像素子60で、広帯域光BBを光電変換して電荷を蓄積し、その蓄積した電荷に基づいて、B画素60b、G画素60g、R画像60rから青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcを順次出力する。広帯域光BBの照射が終わり、酸素飽和度測定光の照射が開始されると、酸素飽和度測定光が照射時間T2で照射されている期間内、撮像素子60で、酸素飽和度測定光を光電変換して電荷を蓄積し、その蓄積した電荷に基づいて、B画素60b、G画素60g、R画像60rから青色信号Bm、緑色信号Gm、赤色信号Rmを順次出力する。酸素飽和度測定光の照射が終わり、血管強調用照明光の照射が開始されると、血管強調用照明光が照射時間T3で照射されている期間内、撮像素子60で、血管強調用照明光を光電変換して電荷を蓄積し、その蓄積した電荷に基づいて、B画素60b、G画素60g、R画像60rから青色信号Bv、緑色信号Gv、赤色信号Rvを順次出力する。

40

50

【0038】

以上の一連の動作は特殊モードに設定されている間、繰り返し行われる。なお、広帯域光B_Bの照射時に得られた青色信号B_c、緑色信号G_c、赤色信号R_cは、A/D変換によって、青色画像データB_c、緑色画像データG_c、赤色画像データR_cに変換される。また、酸素飽和度測定光の照射時に得られた青色信号B_m、緑色信号G_m、赤色信号R_mは、A/D変換によって、青色画像データB_m、緑色画像データG_m、赤色画像データR_mに変換される。また、血管強調用照明光の照射時に得られた青色信号B_v、緑色信号G_v、赤色信号R_vは、A/D変換によって、青色画像データB_v、緑色画像データG_v、赤色画像データR_vに変換される。

【0039】

10

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9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と、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特殊モード用画像処理部81とを備えている。

【0040】

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B_c、緑色画像データG_c、赤色画像データR_cに基づいて、青色画像、緑色画像、赤色画像からなるフルカラーの通常画像を作成する。この作成された通常画像のうち、青色画像は表示装置14のBチャンネルに、緑色画像は表示装置14のGチャンネルに、赤色画像は表示装置14のRチャンネルに割り当てられる。

20

【0041】

特殊モード用画像処理部81は、通常画像作成部84と、酸素飽和度画像作成部86と、狭帯域画像作成部87とを備えている。通常画像作成部84は、特殊モード時に得られる青色画像データB_c、緑色画像データG_c、赤色画像データR_cに基づいて、青色画像、緑色画像、赤色画像からなるフルカラーの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、緑色画像、赤色画像は、それぞれ、表示装置のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。

【0042】

30

酸素飽和度画像処理部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とを備えており、特殊モード時に得られた画像データのうち、広帯域光B_Bの照射時に得られた青色画像データB_c、緑色画像データG_c、赤色画像データR_cと、酸素飽和度測定光の照射時に得られた青色画像データB_mとに基づいて酸素飽和度画像を作成する。

【0043】

強度比算出部86aは、青色画像データB_mと緑色画像データG_cの強度比B/Gと、赤色画像データR_cと緑色画像データG_c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。これら強度比B/G、R/Gが、血液量に依存しない酸素飽和度の算出に用いられる。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。

40

【0044】

以上のように、緑色画像データG_cを用いて、青色画像データB_m及び赤色画像データR_cを規格化するのは以下の理由からである。青色画像データB_mの画素値は酸素飽和度測定光の反射光の光量によって変化するが、この酸素飽和度測定光の反射光の光量は、血管の酸素状態の違いだけでなく、スコープ先端部19と被写体組織の間の距離を示す観察距離の変化などによっても影響を受ける。したがって、青色画像データB_m単独では、酸素飽和度を正確に算出することが難しい。

【0045】

そこで、酸素飽和度の算出に際して、青色画像データB_mの他に、観察距離の変化など

50

による体腔内の明るさの変化を参照するための画像データとして、緑色画像データGcを用いる。これら2つの青色画像データBm及び緑色画像データGcは、体腔内が暗くなったときには、いずれの画素値も低下し、反対に体腔内が明るくなったときには、いずれの画素値も増加する。したがって、青色画像データBmを緑色画像データGcで除して規格化した強度比B/Gは、体腔内の明るさが変化したとしても、その比率は変化しない。即ち、強度比B/Gから酸素飽和度を正確に算出することができる。

【0046】

また、強度比B/Gは、体腔内の明るさの影響を受けないため、遠景観察時など、酸素法飽和度測定光の光量が多少不足しても、正確に酸素飽和度を算出することが可能である。10 したがって、上記したように、酸素飽和度測定光の照射時間T2は、血管強調用照明光の照射時間T3よりも短くなっているため(図3、図8B参照)、酸素飽和度測定光の光量は不足しがちであるが、強度比B/Gに基づいて酸素飽和度を算出することで、算出精度を一定に保つことができる。

【0047】

なお、赤色画像データRcは血液量の情報を有しており、青色画像データBmと組み合わせることで、血液量に依存しない酸素飽和度を算出する。この赤色画像データRcも血液量だけでなく、観察距離の変化などによる体腔内の明るさの変化の影響を受けるため、青色画像データBmと同様に、体腔内の明るさの影響を除去するために、緑色画像データGcで規格化している。

【0048】

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スケールで表わされている。

【0049】

上記相関関係は、図5に示すような酸化ヘモグロビンHbO₂や還元ヘモグロビンHbの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。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、青色画像データ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Rcと、青色画像データBmと赤色画像データRc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Gc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。

【0050】

また、470~700nmの波長範囲の光は、粘膜組織内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。

【0051】

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。

【0052】

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青色画像データBm、緑色画像データGc、赤色画像データRc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。

10

20

30

40

50

【0053】

酸素飽和度算出部 86c は、図 11 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、対応点 P が酸素飽和度 = 0 % 限界の等高線 88 と酸素飽和度 = 100 % 限界の等高線 89 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 11 の場合であれば、対応点 P は 60 % の等高線上に位置するため、酸素飽和度は 60 % となる。

【0054】

一方、対応点が等高線 88 と等高線 89 の間から外れている場合、対応点が等高線 88 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 89 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、対応点が等高線 88 と等高線 89 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。

10

【0055】

画像作成部 86d は、酸素飽和度算出部 86c で算出した酸素飽和度と、通常画像作成部 84 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 86d では、通常画像における青色画像の画素値 b、緑色画像の画素値 g、赤色画像の画素値 r に対して、酸素飽和度に応じたゲインが施される。

【0056】

図 12 に示すように、酸素飽和度が 60 % 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 60 % 未満の低酸素状態の場合は、画素値 r に対して「1」未満のゲインが施される一方で、画素値 b、g 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 14 の B チャンネルに、画素値 g を表示装置 14 の G チャンネルに、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、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擬似カラーで表示する。

20

【0057】

狭帯域画像作成部 87 は、血管強調用照明光の照射時に得られた青色画像データ B_v と緑色画像データ G_v とを合成処理することによって、表層血管及び中深層血管が強調表示された狭帯域画像を作成する。この狭帯域画像のうち、青色画像データ B_v 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_v を表示装置 14 の R チャンネルに割り当てられる。これにより、狭帯域画像では、表層血管は「茶色」調で表示され、中深層血管が「シアン」調で表示される。

30

【0058】

次に、本実施形態における一連の流れ、特に、特殊モードについての一連の流れを、図 13 のフローチャートに沿って説明する。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 をセットして体内の観察を行う。この通常モード時の観察では、回転フィルタ 31 は、開口部 31a が広帯域光 BB の光路上にセットされた状態で、停止している。そのため、広帯域光 BB がそのまま検体内に照射される。そして、検体内的反射像をカラーの撮像素子 60 で撮像し、その撮像により得られたフルカラーの通常画像を表示装置 14 に表示する。

40

【0059】

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、特殊モードに切り替える。このモード切り替えにより、回転フィルタ 31 の回転が開始する。この回転フィルタ 31 の回転により、広帯域光 BB が回転フィルタ 31 の開口部 31a、測定用フィルタ部 31b、血管強調用フィルタ部 31c の順に透過する。これにより、広帯域光 BB、酸素飽和度測定光、血管強調用照明光が、異なるタイミングで

50

出射する。広帯域光 B B の照射時間 T 1 が一番短く、その次の長いのが酸素飽和度測定光の照射時間 T 2 であり、一番長いのが血管強調用照明光の照射時間 T 3 となっている (T 1 < T 2 < T 3)。出射した光は検体に順次照射され、その反射像がカラーの撮像素子 60 によって順次撮像される。

【0060】

そして、撮像により得られた画像データのうち、青色画像データ B c 、緑色画像データ G c 、赤色画像データ R c に基づいて、通常画像を作成する。また、青色画像データ B m を緑色画像データ G c で規格化した強度比 B / G を算出するとともに、赤色画像データ R c を緑色画像データ G c で規格化した強度比 R / G を算出する。これら強度比 B / G 、R / G は、緑色画像データ G c で規格化されているため、観察距離の変化などによる体腔内の明るさの変化を受けなくなる。そして、強度比 B / G 、R / G と図 10 の相関関係に基づいて、血管の酸素状態を画像化した酸素飽和度画像を作成する。また、青色画像データ B v と緑色画像データ G v に基づいて、表層血管及び中深層血管を強調した狭帯域画像を作成する。これら通常画像、酸素飽和度画像、狭帯域画像の 3 つの画像は、図 14 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 狹帯域画像、酸素飽和度画像は図 14 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。

10

【0061】

上記第 1 実施形態では、測定用フィルタ部 31 b 及び血管強調用フィルタ部 31 c の面積 S 2 、S 3 を開口部 31 a の面積 S 1 よりも大きくするとともに、酸素飽和度の情報を含む青色画像データ B m を緑色画像データ G c で規格化することによって、通常画像、酸素飽和度画像、狭帯域画像を高画質で取得したが、第 2 実施形態では、これらに加えて、特殊モード時には、絞り 30 b の開口度を通常モード時よりも大きくして、体腔内に照射する光の光量を増加させることによって、更に明るく高画質な画像を取得する。

20

【0062】

第 2 実施形態では、回転フィルタ 31 に代えて、図 15 に示す回転フィルタ 100 を用いる。回転フィルタ 100 には、回転フィルタ 31 と同様の測定用フィルタ部 31 b 及び血管強調用フィルタ部 31 c が周方向に沿って設けられており、それら以外の部分に、開口部 100 a と ND フィルタ部 100 b (図 15 では「ND」と表記) が設けられている。開口部 100 a は、広帯域光 B B をそのまま透過させ、ND フィルタ部 100 b は、広帯域光 B B の光量を低下させる。なお、それ以外については第 1 実施形態と同様であるので、第 1 実施形態と異なる部分について以下説明する。

30

【0063】

通常モード時には、広帯域光 B B の光路上に開口部 100 a をセットした状態で、回転フィルタ 100 を停止させる。この通常モード時における体腔内の撮像は、第 1 実施形態と同様である (図 8A 参照)。一方、特殊モード時には、絞り 30 b の開口度を通常モード時大きくする。これにより、光量が増加した高光量の広帯域光 B B が回転フィルタ 100 に入射する。そして、回転フィルタ 100 を回転させることによって、開口部 100 a から高光量の広帯域光 B B が射出し、ND フィルタ部 100 b から高光量の広帯域光 B B の光量が低減した通常光量の広帯域光 B B (通常モード時と同じ光量の広帯域光 B B) が射出し、測定用フィルタ部 31 b から酸素飽和度測定光が射出し、血管強調用フィルタ部 31 c から血管強調用照明光が射出する。これら 4 種類の光は順次検体内に照射される。

40

【0064】

ここで、開口部 100 a の面積 S 1 及び ND フィルタ部 100 b の面積 S n は一番小さく (S 1 と S n は略同じ) 、その次に大きいのが測定用フィルタ部 31 b の面積 S 2 であり、一番大きいのが血管強調用フィルタ部 31 c の面積 S 3 である (S 1 , S n < S 2 < S 3) ため、高光量の広帯域光の照射時間 T 1 及び通常光量の広帯域光 B B の照射時間 T n が一番短く、その次に長いのが酸素飽和度測定光の照射時間 T 2 であり、一番長いのが血管強調用照明光の照射時間 T 3 である (T 1 , T n < T 2 < T 3)。

【0065】

50

そして、図16に示す手順で、体腔内の撮像が行われる。高光量の広帯域光B Bの照射中には、高光量の広帯域光B Bの光電変換は行われない。そして、高光量の広帯域光B Bの照射が終わって、通常光量の広帯域光B Bの照射が開始されると、通常光量の広帯域光B Bの照射時間T n内に、通常光量の広帯域光B Bを光電変換して電荷を蓄積し、その蓄積した電荷に基づいて、B画素60b、G画素60g、R画素60rから青色信号B c、緑色信号G c、赤色信号R cを出力する。これら青色信号B c、緑色信号G c、赤色信号R cに基づいて通常画像が作成される。そして、通常光量の広帯域光B Bの照射が終わると、酸素飽和度測定光の照射が開始する。酸素飽和度測定光の照射時間T 2及びその後の血管強調用照明光の照射時間T 3における検体の撮像は第1実施形態と同様(図8B参照)であり、また、酸素飽和度画像及び狭帯域画像の作成も第1実施形態と同様である。

10

【0066】

以上のように、高光量の広帯域光B Bに基づいて通常画像を作成するのではなく、NDフィルタ100bで減光した通常光量の広帯域光B Bに基づいて通常画像を作成しているため、高光量の反射光を受光した時に生じるハレーション(画素値が極めて高くなる現象)の発生を抑えることができる。一方、測定用フィルタ部31bには高光量の広帯域光B Bが入射するため、酸素飽和度測定光の光量は大きくなる。このように光量が大きくなつた酸素飽和度測定光を用いることで、S/Nが更に向こうするため、酸素飽和度の算出精度がアップする。また、血管強調用フィルタ部31cにも高光量の広帯域光B Bが入射するため、血管強調用照明光の光量も大きくなる。このように光量が大きくなつた血管強調用照明光に基づいて作成された狭帯域画像は、全体的に明るくなっている。

20

【0067】

なお、上記実施形態では、カラー撮像素子のカラーフィルタを、B、G、Rの原色系のフィルタを使用する例で説明したが、図17に示す分光透過率を有する、Y(イエロー)、M(マゼンタ)、C(シアン)の補色系のカラーフィルタに加えて、G(グリーン)のカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子(CMYGのカラー撮像素子)を使用してもよい。このCMYGのカラー撮像素子で撮像する場合、Y色のカラーフィルタが設けられたY画素から出力されるY信号、M色のカラーフィルタが設けられたM画素から出力されるM信号、C色のカラーフィルタが設けられたC画素から出力されるC信号は、RGB変換によって、原色のR信号、G信号、B信号に変換される。そして、RGB変換された信号のうちR信号とB信号と、G色のカラーフィルタが設けられたG画素から出力されるG信号に基づいて、通常画像、酸素飽和度画像、狭帯域画像の作成が行われる。

30

【0068】

なお、上記実施形態では、青色画像データB mを緑色画像データG cで除して規格化(又は赤色画像データR cを緑色画像データG cで除して規格化)を行ったが、規格化に用いる画像データは緑色画像データG c以外であってもよい。例えば、広帯域光B Bを検体内の照射したときに得られる青色画像データB cや赤色画像データR cの他、血管強調用照明光を照射したときに得られる青色画像データB v、緑色画像データG v、赤色画像データR vを規格化に用いてもよい。

30

【0069】

なお、上記実施形態では、血管強調用フィルタ部31cの面積S 3を測定用フィルタ部31bの面積S 2よりも大きくしたが、それら面積S 3、S 2は略同じであってもよい。また、測定用フィルタ部31bの面積S 2を開口部の面積S 1(又はNDフィルタ100bの面積S n)よりも大きくすることで、酸素飽和度測定光の光量が、血管の酸素状態を測定するために十分な光量に達している場合には、緑色画像データG cで規格化を行うことなく酸素飽和度画像の作成を行ってもよい。この場合には、酸素飽和度の算出を行うことなく、画像作成を行う。例えば、青色画像データB m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 cを表示装置14のRチャンネルに割り当てることで、酸素飽和度の低下とともに、表層血管の色が「茶色」調から徐々に変化する酸素飽和度画像が表示装置14に表示される。

40

【0070】

50

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擬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擬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擬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（青色画像データBm、緑色画像データGc、赤色画像データRc）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（青色画像データBm、緑色画像データGc）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。

10

【0072】

なお、上記実施形態では、回転フィルタの各透過領域における透過帯域の帯域幅に応じて、フィルタの面積を決めたが（帯域幅が一番広い開口部やNDフィルタ部の面積を、それよりも帯域幅が狭い測定用フィルタ部及び血管強調用フィルタ部の面積よりも小さくする）、これに代えて、各透過領域における透過帯域の帯域幅に応じたAE（自動露光制御）を行ってもよい。

【0073】

例えば、透過帯域の帯域幅が広い開口部やNDフィルタ上に広帯域光BBが入射するときには、絞りの開口度を小さくし、また、撮像素子の電荷蓄積時間を短くする。一方、透過帯域の帯域幅が狭い測定用フィルタ部及び血管強調用フィルタ部上に広帯域光BBが入射するときには、絞りの開口度を大きくし、また、撮像素子の電荷蓄積時間を長くする。以上のように、透過帯域の帯域幅に応じたAEを行うことによって、撮像素子で受光する広帯域光、酸素飽和度測定光、血管強調用照明光の受光量を、ほぼ均一に調整することができる。これにより、通常画像、酸素飽和度画像、狭帯域画像の明るさがほぼ同じとなる。

20

【0074】

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。

30

【符号の説明】

【0075】

10 内視鏡システム

11 光源装置

12 内視鏡装置

13 プロセッサ装置

31, 100 回転フィルタ

31a, 100a 開口部

31b 測定用フィルタ部

31c 血管強調用フィルタ部

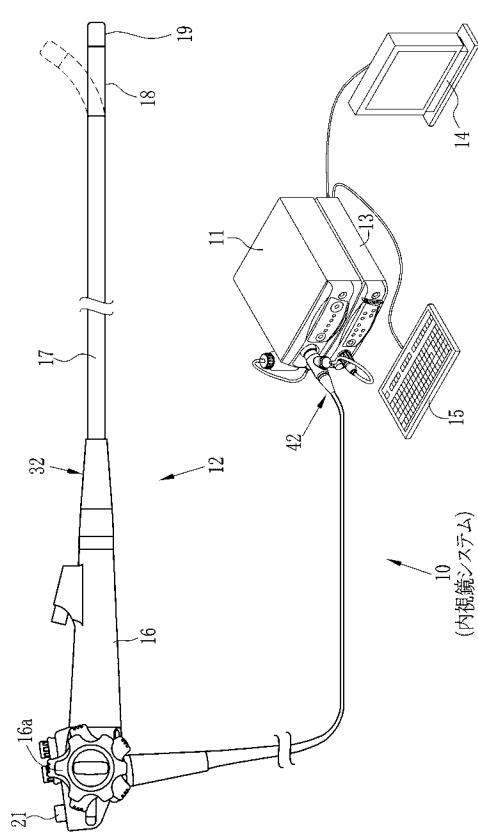
60 撮像素子

72 画像処理部

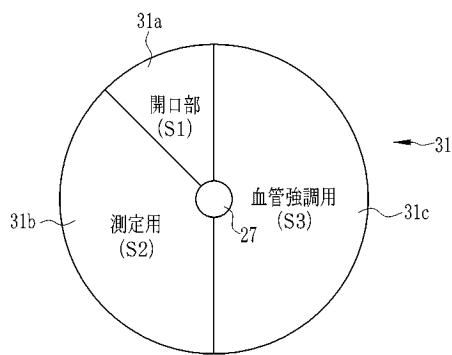
100b NDフィルタ部

40

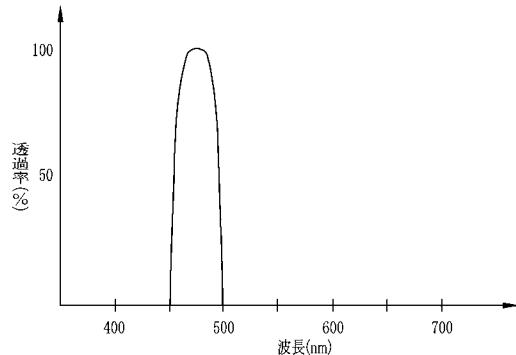
【図1】



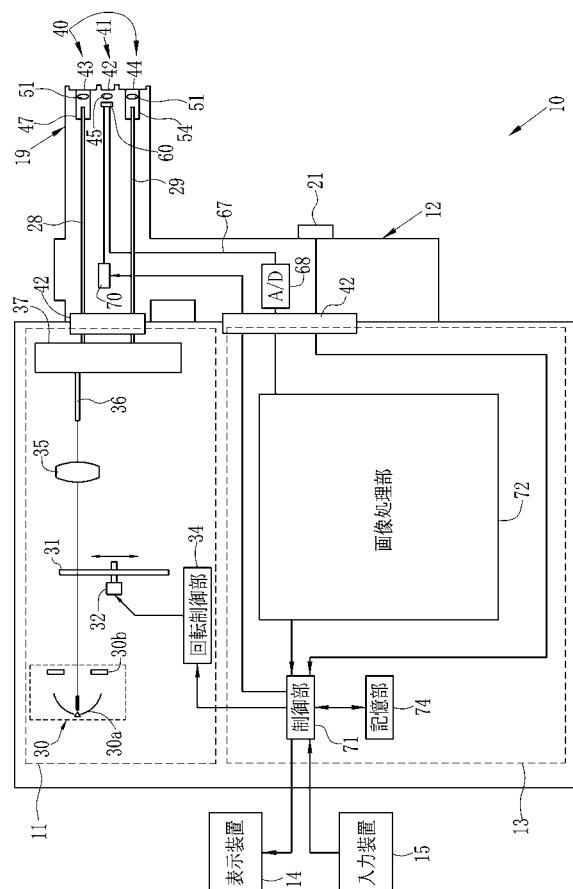
【図3】



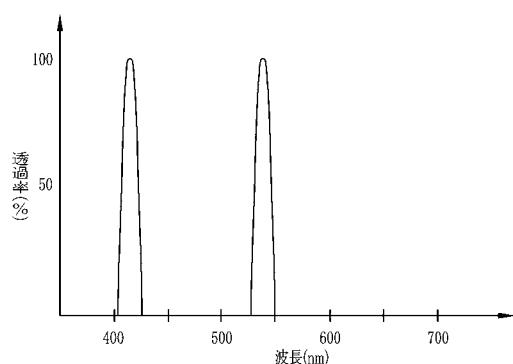
(図 4 A)



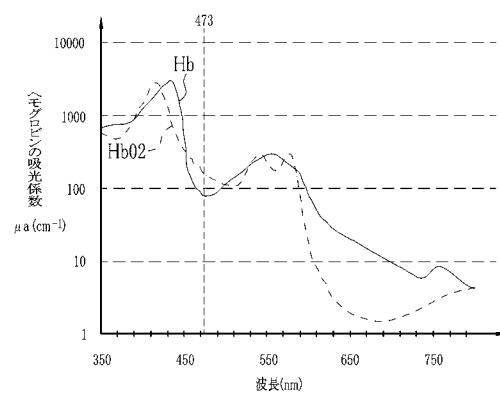
【 図 2 】



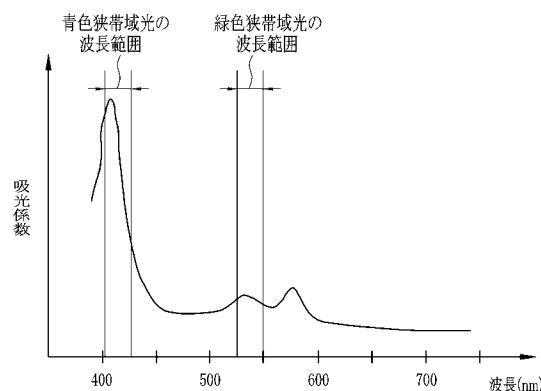
【 図 4 B 】



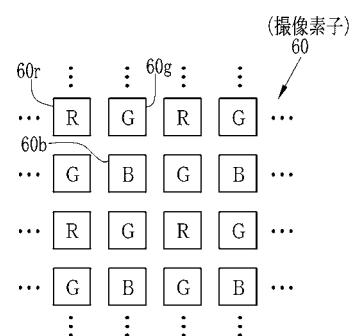
(5)



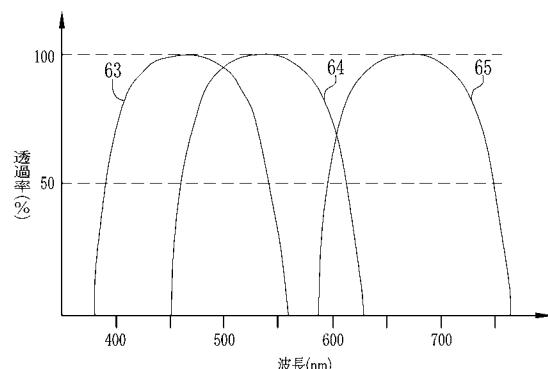
【図6】



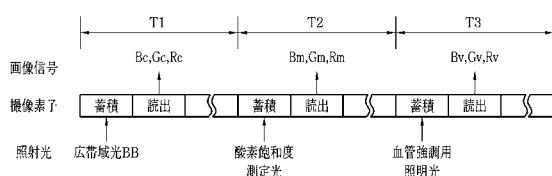
【図7A】



【図7B】



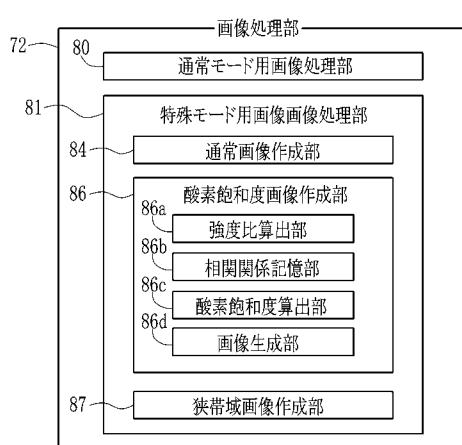
【図8B】



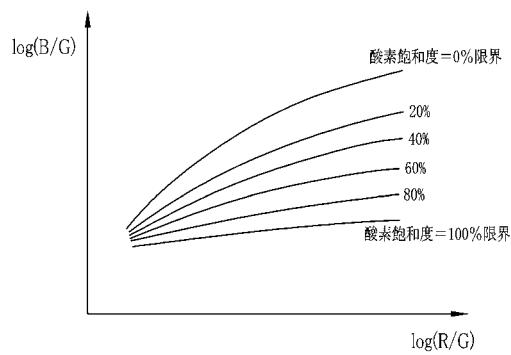
【図8A】



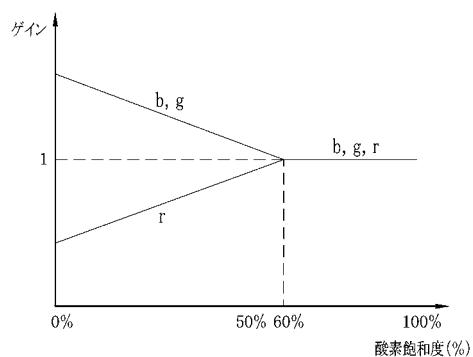
【図9】



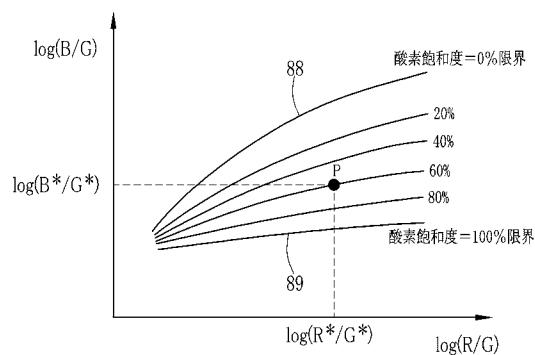
【図 1 0】



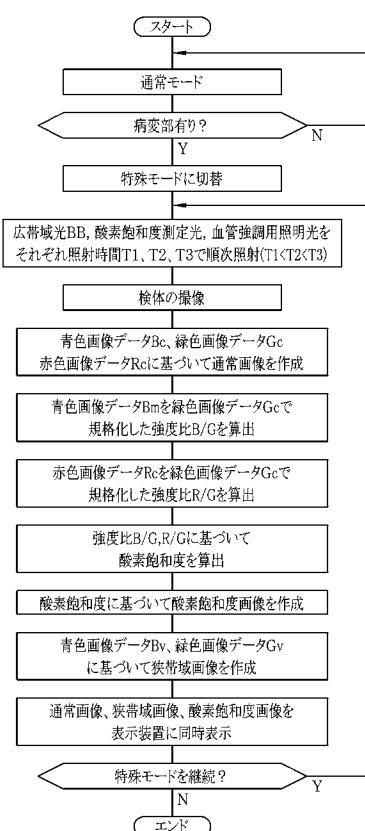
【図 1 2】



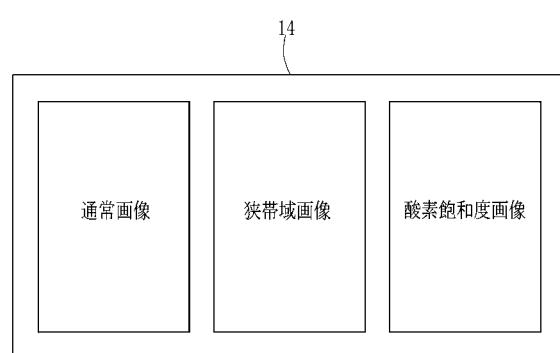
【図 1 1】



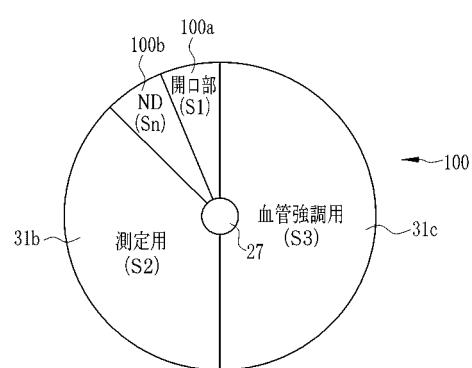
【図 1 3】



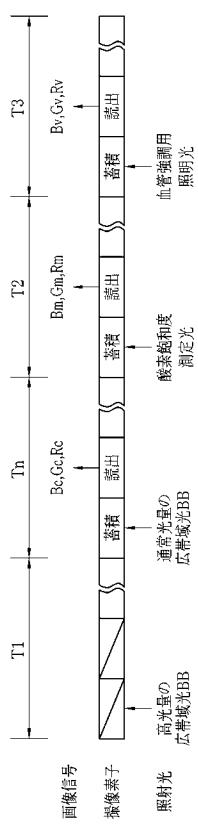
【図 1 4】



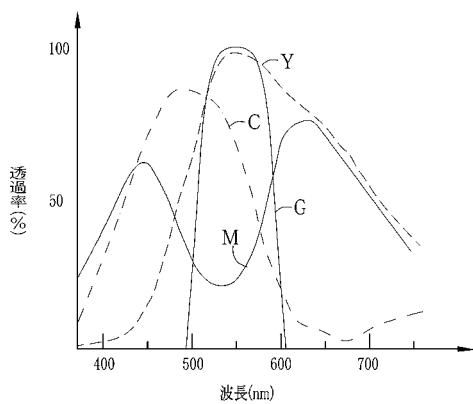
【図 1 5】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜用光源装置以及内窥镜图像的制作方法		
公开(公告)号	JP2014061152A	公开(公告)日	2014-04-10
申请号	JP2012208312	申请日	2012-09-21
[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	加來俊彦		
发明人	加來 俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/26.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161 /HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5690790B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统，用于内窥镜的光源装置和内窥镜图像的制造方法。根据本发明，可以以较少的帧获得高清晰度普通图像，血管强调图像和氧饱和度图像。旋转滤波器包括：传输宽带光的开放部分，传输宽带光中的450-500nm的氧饱和度测量光的测量滤波器部分和传输强调405的照射光的血管的血管强调滤波器部分-425nm和530-550nm的宽带光。测量滤波器部分的面积和血管强调滤波器部分的面积大于开口部分的面积。因此，氧饱和度测量光的照射时间和强调照明光的血管的照射时间变得比宽带光的照射时间长。

