

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5670400号
(P5670400)

(45) 発行日 平成27年2月18日 (2015. 2. 18)

(24) 登録日 平成26年12月26日 (2014. 12. 26)

(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 5/1459 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 2 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 10 (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2012-212591 (P2012-212591)
 (22) 出願日 平成24年9月26日 (2012. 9. 26)
 (65) 公開番号 特開2014-64778 (P2014-64778A)
 (43) 公開日 平成26年4月17日 (2014. 4. 17)
 審査請求日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 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 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第1異吸収波長域の画像情報を取得する第1画像情報取得手段と、

前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第2異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第2異吸収波長域の画像情報を取得する第2画像情報取得手段と、

前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、画素値調整後の前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報と、画素値調整後の前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報と、を作成する表示用画像情報作成手段と、

前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てる表示制御手段とを備え、

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、前記第1色の表示用画像情報との関係を

10

20

記憶する第 1 テーブルを用いて、前記第 1 色の表示用画像情報を作成し、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 2 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 2 テーブルを用いて、前記第 2 色の表示用画像情報を作成することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記表示制御手段は、

前記第 1 色及び第 2 色の表示用画像情報のうち、一方を前記第 1 色チャンネルに割り当て、他方を前記第 2 色チャンネル及び第 3 色チャンネルに割り当て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】

請求項 1 記載の内視鏡システムにおいて、

前記表示用画像情報作成手段は、前記第 1 色及び第 2 色の表示用画像情報に加えて、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 3 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 3 テーブルを用いて、前記第 3 色の表示用画像情報を作成することを特徴とする。

【請求項 4】

前記表示制御手段は、

前記第 1 色の表示用画像情報を前記第 1 色チャンネルに割り当て、前記第 2 色の表示用画像情報を前記第 2 色チャンネルに割り当て、前記第 3 色の表示用画像情報を前記第 3 色チャンネルに割り当て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 色チャンネルは青色チャンネルであり、前記第 2 色チャンネルは緑色チャンネルであり、前記第 3 色チャンネルは赤色チャンネルであることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

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とが略同じ等吸収波長域の波長成分を有する等吸収波長域の画像情報を取得する第 4 画像情報取得手段と、

前記第 1 異吸収波長域の画像情報を前記等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第 1 規格化情報、又は前記第 2 異吸収波長域の画像情報を前記等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第 2 規格化情報の少なくとも一方を作成する規格化情報作成手段を有し、

前記酸素飽和度の変化は、前記第 1 又は第 2 規格化情報の値の変化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 7】

前記等吸収波長域の画像情報は、前記第 1 異吸収波長域の画像情報と前記第 2 異吸収波長域の画像情報の合成により得られることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 異吸収波長域は 450 ~ 500 nm であり、前記第 2 異吸収波長域は 415 ~ 450 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】

検体に照明光を照射するとともに、前記照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第 1 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 1 異吸収波長域の画像情報を取得し、前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第 2 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 2 異吸収波長域の画像情報を取得する内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記内視鏡装置から前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を受信する受信手段と、

前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報の画素値を

10

20

30

40

50

調整するとともに、画素値調整後の前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を第 1 色に色変換した第 1 色の表示用画像情報と、画素値調整後の前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を第 2 色に色変換した第 2 色の表示用画像情報と、を作成する表示用画像情報作成手段と、

前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第 1 色チャンネルないし第 3 色チャンネルに割り当てる表示制御手段とを備え、

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 1 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 1 テーブルを用いて、前記第 1 色の表示用画像情報を作成し、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 2 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 2 テーブルを用いて、前記第 2 色の表示用画像情報を作成す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】

第 1 画像情報取得手段が、照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第 1 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 1 異吸収波長域の画像情報を取得するステップと、

第 2 画像情報取得手段が、前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第 2 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 2 異吸収波長域の画像情報を取得するステップと、

表示用画像作成手段が、前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、画素値調整後の前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を第 1 色に色変換した第 1 色の表示用画像情報と、画素値調整後の前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を第 2 色に色変換した第 2 色の表示用画像情報と、を作成するステップと、

表示制御手段が、前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第 1 色チャンネルないし第 3 色チャンネルに割り当てる表示制御処理を行うステップとを有し、

前記表示用画像作成手段が前記第 1 色の表示用画像情報と前記第 2 色の表示用画像情報とを作成するステップでは、

前記表示用画像情報作成手段が、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 1 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 1 テーブルを用いて、前記第 1 色の表示用画像情報を作成し、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と、前記第 2 色の表示用画像情報との関係を記憶する第 2 テーブルを用いて、前記第 2 色の表示用画像情報を作成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、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表示する内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法に関する。

【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、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

10

20

30

40

50

の他、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同じである等吸収波長域の狭帯域光とによって、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。

【0004】

例えば、特許文献1では、異吸収波長域の光として、中心波長470nmの狭帯域光と中心波長430nmの狭帯域光とを用い、等吸収波長域の光として、中心波長450nmの狭帯域光を用いている。そして、中心波長470nmの狭帯域光の照射時から得られる470nm画像をモニタのBチャンネルに、中心波長450nmの狭帯域光の照射時に得られる450nm画像をモニタのGチャンネルに、中心波長430nmの狭帯域光の照射時に得られる430nm画像をモニタのRチャンネルに割り当てている。

10

【0005】

このように色の割り当てを行うことで、血管が高酸素状態にあるときには、Rチャンネルに割り当てた430nm画像の画素値が470nm画像の画素値よりも高くなるため、血管の色が赤っぽくなり、反対に、血管が低酸素状態にあるときには、Bチャンネルに割り当てた470nm画像の画素値が430nm画像の画素値よりも高くなるため、血管の色が青っぽくなる。これにより、血管の酸素状態の違いを色の違いで観察することができる。なお、430nm画像の画素値の変化と470nm画像の画素値の変化が、酸素飽和度の違いにより異なるのは、430nmと470nmでは、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の大小関係が異なっているためである。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許4270634号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1においては、酸素飽和度の変化による430nm画像及び470nm画像の画素値の変化が小さい場合には、血管の酸素状態の違いが色の違いとして表れてこない。このような場合には、血管の酸素状態を観察することが困難となる。したがって、血管の酸素状態の違いを色の違いとして、画像上で確実に表示することができることが求められていた。

30

【0008】

本発明は、血管の酸素状態の違いを色の違いとして、画像上で確実に表示することができる内視鏡システム及びそのプロセッサ装置並びに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】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体に照明光を照射する照明手段と、照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第1異吸収波長域の画像情報を取得する第1画像情報取得手段と、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第2異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第2異吸収波長域の画像情報を取得する第2画像情報取得手段と、酸素飽和度の変化に合わせて第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、画素値調整後の第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報と、画素値調整後の第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報と、を作成する表示用画像情報作成手段と、表示用画像情報を含

40

50

む複数の画像情報を、表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てる表示制御手段とを備え、表示用画像情報作成手段は、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第1色の表示用画像情報との関係を記憶する第1テーブルを用いて、第1色の表示用画像情報を作成し、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第2色の表示用画像情報との関係を記憶する第2テーブルを用いて、第2色の表示用画像情報を作成することを特徴とする。

【0010】

ここで、第1異吸収波長域の画像情報の画素値を調整、又は第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整する際には、酸素飽和度が一定値以上の第1酸素飽和度状態（例えば、第1異吸収波長域の画像情報を、等吸収波長域の波長情報を含む画像情報で規格化して得られる第1規格化情報が一定値以上にある状態）と、酸素飽和度が一定値未満の第2酸素飽和度状態（例えば、第1規格化情報が一定値未満にある状態）とで、画素値調整方法を変えることが好ましい。

10

【0011】

例えば、第1酸素飽和度状態では、酸素飽和度に応じて、第1異吸収波長域の画像情報の画素値を減少させる一方で、第2異吸収波長域の画像情報の画素値を増加させることが好ましい。これに対して、第2酸素飽和度状態では、酸素飽和度に応じて、第1異吸収波長域の画像情報の画素値を増加させる一方で、第2異吸収波長域の画像情報の画素値を減少させることが好ましい。

【0016】

20

表示用画像情報作成手段は、第1色及び第2色の表示用画像情報に加えて、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第3色の表示用画像情報との関係を記憶する第3テーブルを用いて、第3色の表示用画像情報を作成することが好ましい。

【0019】

表示制御手段は、第1色の表示用画像情報を第1色チャンネルに割り当て、第2色の表示用画像情報を第2色チャンネルに割り当て、第3色の表示用画像情報を第3色チャンネルに割り当てることが好ましい。第1色チャンネルは青色チャンネルであり、第2色チャンネルは緑色チャンネルであり、第3色チャンネルは赤色チャンネルであることが好ましい。

【0021】

30

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とが略同じ等吸収波長域の波長成分を有する等吸収波長域の画像情報を取得する第4画像情報取得手段と、第1異吸収波長域の画像情報を等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第1規格化情報、又は第2異吸収波長域の画像情報を等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第2規格化情報の少なくとも一方を作成する規格化情報作成手段を有し、酸素飽和度の変化は、第1又は第2規格化情報の値の変化であることが好ましい。等吸収波長域の画像情報は、第1異吸収波長域の画像情報と第2異吸収波長域の画像情報の合成により得られることが好ましい。第1異吸収波長域は450～500nmであり、第2異吸収波長域は415～450nmであることが好ましい。

【0022】

40

本発明は、検体に照明光を照射するとともに、照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第1異吸収波長域の画像情報を取得し、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第2異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第2異吸収波長域の画像情報を取得する内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡システムのプロセッサ装置において、内視鏡装置から第1及び第2異吸収波長域の画像情報を受信する受信手段と、酸素飽和度の変化に合わせて第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、画素値調整後の第1及び第2異吸

50

収波長域の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報と、画素値調整後の第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報と、を作成する表示用画像情報作成手段と、表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てる表示制御手段とを備え、表示用画像情報作成手段は、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第1色の表示用画像情報との関係を記憶する第1テーブルを用いて、第1色の表示用画像情報を作成し、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第2色の表示用画像情報との関係を記憶する第2テーブルを用いて、第2色の表示用画像情報を作成することを特徴とする。

【0023】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1画像情報取得手段が、照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第1異吸収波長域の画像情報を取得するステップと、第2画像情報取得手段が、照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第2異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第2異吸収波長域の画像情報を取得するステップと、表示用画像作成手段が、酸素飽和度の変化に合わせて第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、画素値調整後の第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報と、画素値調整後の第1及び第2異吸収波長域の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報と、を作成するステップと、表示制御手段が、表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てる表示制御処理を行うステップとを有し、表示用画像作成手段が第1色の表示用画像情報と第2色の表示用画像情報とを作成するステップでは、表示用画像情報作成手段が、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第1色の表示用画像情報との関係を記憶する第1テーブルを用いて、第1色の表示用画像情報を作成し、第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、第2色の表示用画像情報との関係を記憶する第2テーブルを用いて、第2色の表示用画像情報を作成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第1異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用画像情報、又は前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用画像情報のうち少なくとも1つの表示用画像情報を作成し、その表示用画像情報を含む複数の画像情報を表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てているため、血管の酸素状態の違いは、色の違いとして、表示手段上で確実に表示される。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】内視鏡システムの外観を示す概略図である。

【図2】第1実施形態の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】回転フィルタのBフィルタ部、Gフィルタ部、Rフィルタ部の分光透過率を示すグラフである。

【図4B】回転フィルタの第1狭帯域フィルタ部及び第2狭帯域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HbO₂の吸光係数と還元ヘモグロビンHbの吸光係数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示す説明図である。

【図6B】酸素飽和度モードにおける撮像素子の動作を示す説明図である。

【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】強度比 B_1 / M と第 1 ゲインとの関係を示すグラフである。

【図 9】強度比 B_2 / M と第 2 ゲインとの関係を示すグラフである。

【図 10】ゲイン処理 A ~ C の内容を示す説明図である。

【図 11 A】強度比 B_1^* / M^* から高レンジ用の第 1 ゲイン G_{B1} を算出する方法を示す説明図である。

【図 11 B】強度比 B_2^* / M^* から通常レンジ用の第 2 ゲイン G_{B2} を算出する方法を示す説明図である。

【図 12】青色画像データ B_1' 及び青色画像データ B_2' の色割り当てを説明するための説明図である。

10

【図 13 A】ゲイン処理しない場合の青色画像データ B_1 及び青色画像データ B_2 の画素値の変化を示した説明図である。

【図 13 B】ゲイン処理済みの青色画像データ B_1' 及び青色画像データ B_2' の画素値の変化を示した説明図である。

【図 14】酸素飽和度モードの一連の流れを表したフローチャートである。

【図 15】青色変換用 2 D L U T、緑色変換用 2 D L U T、赤色変換用 2 D L U T を示すブロック図である。

【図 16】青色変換用 1 D L U T、緑色変換用 1 D L U T、赤色変換用 1 D L U T を示すブロック図である。

【図 17】図 16 と同じ青色変換用 1 D L U T、緑色変換用 1 D L U T と、図 16 と異なる赤色変換用 1 D L U T とを示すブロック図である。

20

【図 18】第 2 実施形態の内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図 19】第 1 実施形態と異なる回転フィルタを示す平面図である。

【図 20】図 18 の回転フィルタを用いた場合における酸素飽和度モード時の撮像素子の動作を示す説明図である。

【図 21】青色画像データ B 、緑色画像データ G 、赤色画像データ R に対するゲイン処理及び色の割り当てを説明するための説明図である。

【図 22 A】所定画素と隣接画素で強度比 B / M の差が無い場合（所定画素と隣接画像で酸素飽和度に違いが無い場合）のゲイン処理を説明するための説明図である。

【図 22 B】所定画素と隣接画素で強度比 B / M の差が有る場合（所定画素と隣接画像で酸素飽和度に違いが有る場合）のゲイン処理を説明するための説明図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0026】

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。

【0027】

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。

40

【0028】

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、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表示装置 14 に表示する酸素飽和度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

50

り替え可能である。

【 0 0 2 9 】

図 2 に示すように、光源装置 1 1 は、白色光源 3 0 と、この白色光源 3 0 からの広帯域光 B B を所定波長の光に波長分離する回転フィルタ 3 1 と、回転フィルタ 3 1 の回転軸 3 1 a に接続され、一定の回転速度で回転フィルタ 3 1 を回転させるモータ 3 2 と、回転フィルタ 3 1 を径方向にシフトさせるシフト部 3 4 と、回転フィルタ 3 1 を透過した光を集光する集光レンズ 3 5 と、集光レンズ 3 5 からの光が入射する光ファイバ 3 6 と、光ファイバ 3 6 に入射した光を 2 系統の光に分岐させる分岐部 3 7 を備えている。

【 0 0 3 0 】

白色光源 3 0 は、光源本体 3 0 a と、絞り 3 0 b とを備えている。光源本体 3 0 a 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 B B を発光する。広帯域光 B B 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 4 0 0 nm ~ 7 0 0 nm の波長範囲を有している。絞り 3 0 b は、その開度を調整することによって、白色光源 3 0 から出射して回転フィルタ 3 1 に入射する広帯域光 B B の光量を調整する。

【 0 0 3 1 】

内視鏡装置 1 2 は電子内視鏡であり、光源装置 1 1 の分岐部 3 7 により分岐された 2 系統の光を導光するライトガイド 2 8 , 2 9 と、ライトガイド 2 8 , 2 9 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 4 0 と、被観察領域を撮像する撮像部 4 1 と、内視鏡装置 1 2 と光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 3 とを着脱自在に接続するコネクタ部 4 2 を備えている。

【 0 0 3 2 】

照明部 4 0 は、撮像部 4 1 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 4 3 , 4 4 を備えており、各照明窓 4 3 , 4 4 の奥には、それぞれ投光ユニット 4 7 , 5 4 が収納されている。各投光ユニット 4 7 , 5 4 は、ライトガイド 2 8 , 2 9 からの光を、照明レンズ 5 1 を通して観察領域に照射する。撮像部 4 1 は、スコープ先端部 1 9 の略中心位置に、被観察領域からの反射光を受光する 1 つの観察窓 4 2 を備えている。

【 0 0 3 3 】

観察窓 4 2 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 4 5 が設けられており、さらにその対物レンズユニット 4 5 の奥には、観察領域を撮像する C C D (Charge Coupled Device) などの撮像素子 6 0 が設けられている。この撮像素子 6 0 はモノクロの撮像素子であり、対物レンズユニット 4 5 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 6 0 として、I T (インターライントランスファ) 型の C C D を使用するが、そのほか、グローバルシャッターを有する C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) を使用してもよい。

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

図 3 に示すように、回転フィルタ 3 1 は、モータ 3 2 に接続された回転軸 3 1 a を回転

10

20

30

40

50

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 及び第 2 フィルタ領域 38, 39 が設けられている。第 1 フィルタ領域 38 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 39 は酸素飽和度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 38, 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。

【0037】

第 1 フィルタ領域 38 には、中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 38a、G フィルタ部 38b、R フィルタ部 38c が設けられている。図 4A に示すように、B フィルタ部 38a は広帯域光 BB から青色帯域 ($380 \sim 520 \text{ nm}$) の B 光を透過させ、G フィルタ部 38b は広帯域光 BB から緑色帯域 ($480 \sim 620 \text{ nm}$) の G 光を透過させ、R フィルタ部 38c は広帯域光 BB から赤色帯域 ($580 \sim 720 \text{ nm}$) 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 35 及び光ファイバ 36 を通して、内視鏡装置 12 のライドガイド 28, 29 に入射する。

【0038】

第 2 フィルタ領域 39 には、第 1 狭帯域フィルタ部 39a (図 3 では「第 1 狭帯域 ($450 \sim 500 \text{ nm}$)」と記載) と、第 2 狭帯域フィルタ部 39b (図 3 では「第 2 狭帯域 ($415 \sim 450 \text{ nm}$)」と記載) とが設けられている。図 4B に示すように、第 1 狭帯域フィルタ部 39a は、広帯域光 BB のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい $450 \sim 500 \text{ nm}$ (第 1 異吸収波長域) の狭帯域光を透過させる (図 5 参照)。また、第 2 狭帯域フィルタ部 39b は、広帯域光 BB のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい $415 \sim 450 \text{ nm}$ (第 2 異吸収波長域) の狭帯域光を透過させる (図 5 参照)。これら 2 種類の光は、集光レンズ 35 及び光ファイバ 36 を通して、ライドガイド 28, 29 に順次入射する。

【0039】

撮像素子 60 は、モード毎に異なる撮像が行われる。通常モードでは、図 6A に示すように、B 光、G 光、R 光の照射期間 T_b 、 T_g 、 T_r において、各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 B_c 、緑色信号 G_c 、赤色信号 R_c 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、繰り返し行われる。そして、これら青色信号 B_c 、緑色信号 G_c 、赤色信号 R_c を A/D 変換することによって、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 が得られる。

【0040】

一方、酸素飽和度モードでは、図 6B に示すように、第 1 異吸収波長域の狭帯域光、第 2 異吸収波長域の狭帯域光の照射期間 T_1 、 T_2 において、それぞれの光の像光を撮像素子 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 B_1 、青色信号 B_2 を順次出力する。こうした動作は、酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、これら青色信号 B_1 、青色信号 B_2 を A/D 変換することによって、青色画像データ B_1 、青色画像データ B_2 が得られる。

【0041】

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 と、酸素飽和度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酸素飽和度モード用画像処理部 81 とを備えている。

【0042】

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 1

10

20

30

40

50

4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。

【0043】

酸素飽和度モード用画像処理部81は、強度比算出部84と、ゲインテーブル85と、ゲイン処理部86と、画像作成部87を備えている。強度比算出部84は、青色画像データB1と青色画像データB2を合成して合成画像データMを作成するとともに、青色画像データB1と合成画像データM間の強度比 $B1/M$ と、青色画像データB2と合成画像データM間の強度比 $B2/M$ を求める。強度比算出部84では、画像データ間で同じ位置にある画素間の強度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ を算出し、また、画像データの全ての画素に対して強度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ を算出する。なお、強度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ 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】

ここで、青色画像データB1は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第1異吸収波長域の波長成分(450~500nm)を有しているため、酸素飽和度が低下すると、青色画像データB1の画素値は増加する。これに対して、青色画像データB2は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第2異吸収波長域の波長成分(415~450nm)を有しているため、酸素飽和度が低下すると、青色画像データB2の画素値は減少する。一方、合成画像データMは、第1異吸収波長域の波長成分と第2異吸収波長域の波長成分を有しているため、酸素飽和度が変化しても、合成画像データMの画素値はほとんど変化しない。

20

【0045】

以上から、青色画像データB1の画素値を合成画像データMの画素値で除して得られる強度比 $B1/M$ は、酸素飽和度の低下とともに、大きくなる。これに対して、青色画像データB2の画素値を合成画像データMの画素値で除して得られる強度比 $B2/M$ は、酸化飽和度の低下とともに、小さくなる。

【0046】

ゲインテーブル85は、強度比 $B1/M$ と、青色画像データB1の画素値に掛け合わせるための第1ゲインとを関連付けて記憶する第1ゲインテーブル85aと、強度比 $B2/M$ と、青色画像データB2の画素値に掛け合わせるための第1ゲインとを関連付けて記憶する第2ゲインテーブル85bとを備えている。

30

【0047】

第1ゲインテーブル85aには、図8に示すように、強度比 $B1/M$ の変化に合わせて、青色画像データB1の画素値を変化させるための高レンジ用の第1ゲインと、強度比 $B1/M$ の変化に合わせて、青色画像データB1の画素値を徐々に変化させるための通常レンジ用の第1ゲインとが記憶されている。シフト有りの場合には高レンジ用の第1ゲインが設定され、シフト無しの場合には通常レンジ用の第1ゲインが設定される。なお、高レンジ用の第1ゲインのレンジ $Rh1$ は、通常レンジ用の第1ゲインのレンジ $Rn1$ よりも大きく設定されている。

【0048】

40

これら高レンジ用の第1ゲイン及び通常レンジ用の第1ゲインとともに、強度比 $B1/M$ がKL~KMの範囲内にあるとき、即ち高酸素状態から中酸素状態の間にあるときは、ゲインが「1」よりも小さくなっている。したがって、この範囲においては、ゲインダウンによって、青色画像データB1の画素値が低下する。一方、強度比 $B1/M$ がKMからKHの範囲内にあるとき、即ち、中酸素状態から低酸素状態の間にあるときには、ゲインが「1」よりも大きくなっている。したがって、この範囲においては、ゲインアップによって、青色画像データB1の画素値が増加する。

【0049】

第2ゲインテーブル85bには、図9に示すように、強度比 $B2/M$ の変化に合わせて、青色画像データB2の画素値を変化させるための高レンジ用の第2ゲインと、強度比B

50

2 / Mの変化に合わせて、青色画像データ B 2 の画素値を徐々に変化させるための通常レンジ用の第 2 ゲインとが記憶されている。シフト有りの場合には高レンジ用の第 2 ゲインが設定され、シフト無しの場合には通常レンジ用の第 2 ゲインが設定される。なお、高レンジ用の第 2 ゲインのレンジ R h 2 は、通常レンジ用の第 2 ゲインのレンジ R n 2 よりも大きく設定されている。

【 0 0 5 0 】

これら高レンジ用の第 2 ゲイン及び通常レンジ用の第 2 ゲインともに、強度比 B 2 / M が V H ~ V M の範囲内にあるとき、即ち高酸素状態から中酸素状態の間にあるときには、ゲインが「 1 」よりも大きくなっている。したがって、この範囲においては、ゲインアップによって、青色画像データ B 2 の画素値が増加する。一方、強度比 B 2 / M が V M から V L の範囲内にあるとき、即ち、中酸素状態から低酸素状態の間にあるときには、ゲインが「 1 」よりも小さくなっている。したがって、この範囲においては、ゲインダウンによって、青色画像データ B 2 の画素値が増加する。

【 0 0 5 1 】

ゲイン処理部 8 6 は、強度比算出部 8 4 で求めた強度比 B 1 / M、B 2 / M とゲインテーブル 8 5 を用いて、青色画像データ B 1 及び青色画像データ B 2 に対してゲイン処理を施す。ゲイン処理は、図 1 0 に示すように、高レンジ用の第 1 ゲイン（シフト有り）と通常レンジ用の第 2 ゲイン（シフト無し）を用いるゲイン処理 A と、通常レンジ用の第 1 ゲイン（シフト無し）と高レンジ用の第 2 ゲイン（シフト有り）を用いるゲイン処理 B と、高レンジ用の第 1 ゲイン（シフト有り）と高レンジ用の第 2 ゲイン（シフト有り）を用いるゲイン処理 C とからなる。ゲイン処理 A ~ C のいずれも、青色画像データ B 1 の画素値と青色画像データ B 2 の画素値の差を大きくするものであり、その中でも、ゲイン処理 C が画素値の差を一番大きくする。なお、これら 3 つのゲイン処理のいずれを使用するかは、入力装置 1 5 の操作によって決めることできる。

【 0 0 5 2 】

ゲイン処理 A を行う場合には、まず、図 1 1 A に示すように、第 1 ゲインテーブル 8 5 a を参照して、強度比算出部 8 4 で求めた強度比 B 1 * / M * に対応する高レンジ用の第 1 ゲイン G B 1 を算出する。そして、この高レンジ用の第 1 ゲイン G B 1 を青色画像データ B 1 の画素値に掛け合わせることによって、ゲイン処理済みの青色画像データ B 1 ' が得られる。次に、図 1 1 B に示すように、第 2 ゲインテーブル 8 5 b を参照して、強度比算出部 8 4 で求めた強度比 B 2 * / M * に対応する通常レンジ用の第 2 ゲイン G B 2 を算出する。そして、この通常レンジ用の第 2 ゲイン G B 2 を青色画像データ B 2 の画素値に掛け合わせることによって、ゲイン処理済みの青色画像データ B 2 ' を得る。なお、ゲイン処理 B、C についても、ゲイン処理 A と同様に行われる。

【 0 0 5 3 】

画像作成部 8 7 は、図 1 2 に示すように、ゲイン処理済みの青色画像データ B 1 ' を表示装置 1 4 の B チャンネルに、ゲイン処理済みの青色画像データ B 2 ' を表示装置 1 4 の G チャンネル及び R チャンネルに割り当てる。これにより、酸素飽和度の変化に伴って血管の色が大きく変化する酸素飽和度画像が表示装置に表示される。例えば、図 1 3 A に示すように、青色画像データ B 1 及び青色画像データ B 2 をゲイン処理せずに表示装置 1 4 の B、G、R チャンネルに割り当てた場合は、高酸素状態における画像データ B 1、B 2 間の画素値の差 ΔH と、低酸素状態における画像データ B 1、B 2 間の画素値の差 ΔL はそれほど大きくない。そのため、酸素飽和度画像上で血管の色の変化を観察することが困難である。なお、図 1 3 A において、高 O 2 は「高酸素状態」を、中 O 2 は「中酸素状態」を、低 O 2 は「低酸素状態」を示している。図 1 3 B においても同様である。また、画像作成部 8 7 では、ゲイン処理済みの青色画像データ B 1 ' を表示装置 1 4 の B チャンネル及び G チャンネルに、ゲイン処理済みの青色画像データ B 2 ' を表示装置 1 4 の R チャンネルに割り当ててもよい。

【 0 0 5 4 】

これに対して、本実施形態では、図 1 3 B に示すように、血管の酸素状態に応じたゲイ

ン処理（強度比 B_1 / M 、 B_2 / M に応じたゲイン処理）を施した青色画像データ B_1' 及び青色画像データ B_2' を、表示装置 14 の B、G、R チャンネルに割り当てているため、高酸素状態における画像データ B_1 、 B_2 間の画素値の差 $\Delta H'$ と、低酸素状態における画像データ B_1 、 B_2 間の画素値の差 $\Delta L'$ は大きくなっている。

【0055】

このように、画素値の差 $\Delta H'$ が大きいのは、高酸素状態のときに、青色画像データ B_1 の画素値をゲインダウンする一方で、青色画像データ B_2 の画素値をゲインアップしているためである。また、画素値の差 $\Delta L'$ が大きいのは、低酸素状態のときに、青色画像データ B_1 の画素値をゲインアップする一方で、青色画像データ B_2 の画素値をゲインダウンしているためである。以上から、本実施形態では、血管の酸素状態の違いによる血管の色の違いを、酸素飽和度画像上で確実に観察することができる。なお、酸素飽和度画像上では、高酸素状態のときには血管は「イエロー調」で表示され、低酸素状態のときには血管は「青色」で表示される。

10

【0056】

次に、本実施形態における一連の流れ、特に、酸素飽和度モードについての一連の流れを、図 14 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 16 a 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、広帯域光 B B の光路上に、回転フィルタ 31 の第 1 フィルタ領域 38 がセットされる。この状態で回転フィルタ 31 を回転することで、B 光、G 光、R 光が検体内に順次照射される。そして、検体内の反射像をモノクロの撮像素子 60 で撮像し、その撮像により得られた青色、緑色、赤色画像データ B_c 、 G_c 、 R_c に基づいて通常画像を表示装置 14 に表示する。

20

【0057】

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、酸素飽和度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 が外側にシフトして、広帯域光 B B の光路上に回転フィルタ 31 の第 2 フィルタ領域 39 がセットされる。この状態で回転フィルタ 31 が回転することで、第 1 異吸収波長域の狭帯域光と第 2 異吸収波長域の狭帯域光が交互に回転フィルタ 31 から出射する。出射した光は検体に順次照射され、その反射像がモノクロの撮像素子 60 によって順次撮像される。これにより、青色画像データ B_1 及び青色画像データ B_2 が得られる。

30

【0058】

次に、青色画像データ B_1 と青色画像データ B_2 を合成して、合成画像データ M を作成する。そして、青色画像データ B_1 及び合成画像データ M 間の強度比 B_1 / M を算出するとともに、青色画像データ B_2 及び合成画像データ M 間の強度比 B_2 / M を算出する。そして、第 1 ゲインテーブル 85 a を参照して、強度比 B_1 / M に対応する第 1 ゲインを算出するとともに、第 2 ゲインテーブル 85 b を参照して、強度比 B_2 / M に対応する第 2 ゲインを算出する。そして、算出した第 1 ゲインを青色画像データ B_1 の画素値に掛け合わせるによって、青色画像データ B_1' を得る。また、算出した第 2 ゲインを青色画像データ B_2 の画素値に掛け合わせるによって、青色画像データ B_2' を得る。ゲイン処理済みの青色画像データ B_1' を表示装置 14 の B チャンネルに割り当て、ゲイン処理済みの青色画像データ B_2' を表示装置 14 の G チャンネル及び R チャンネルに割り当てる。これにより、酸素飽和度画像が表示装置 14 に表示される。

40

【0059】

なお、第 1 実施形態では、酸素飽和度の変化に合わせたゲイン処理を青色画像データ B_1 及び青色画像データ B_2 に施すことによって、酸素飽和度の変化に伴う血管の色の変化が明確になるようにしたが、これに代えて、2 D L U T (2 dimension Look Up Table) を用いてもよい。2 D L U T は、図 15 に示すように、青色変換用 2 D L U T と、緑色変換用 2 D L U T と、赤色変換用 2 D L U T とからなり、各 2 D L U T は、青色画像データ B_1 、 B_2 が入力されたときに、この青色画像データ B_1 、 B_2 に対応する B 値、G 値、

50

R 値を出力する。これら 2 D L U T から出力された B 値、G 値、R 値は、表示装置 1 4 の B , G , R チャンネルに割り当てられる。

【 0 0 6 0 】

青色変換用 2 D L U T には、青色画像データ B 1、B 2 と、これら青色画像データ B 1、B 2 に基づいて青色変換プログラムを実行したときに得られる B 値とが対応付けて記録されている。青色変換プログラムは、第 1 青色変換プログラム及び第 2 青色変換プログラムとからなり、いずれの青色変換プログラムを実行するかは、青色画像データ B 1、B 2 に基づいて算出される強度比 $B 1 / M$ (又は、強度比 $B 2 / M$) の大きさによって決められる。

【 0 0 6 1 】

第 1 青色変換プログラムは、強度比 $B 1 / M$ が K L ~ K M の範囲内にある場合 (即ち、高酸素状態から中酸素状態にある場合) に実行されるプログラムであり、青色画像データ B 1、B 2 の画素値を所定の減少率で減少させた上で、その画素値減少後の青色画像データ B 1、B 2 を B 値に色変換する。ここで、青色画像データ B 1、B 2 の画素値減少率は、強度比 $B 1 / M$ に基づいて決められている。

【 0 0 6 2 】

これに対して、第 2 青色変換プログラムは、強度比 $B 1 / M$ が K M ~ K H の範囲内にある場合 (即ち、中酸素状態から低酸素状態にある場合) に実行されるプログラムであり、青色画像データ B 1、B 2 の画素値を所定の増加率で増加させた上で、その画素値増加後の青色画像データ B 1、B 2 を B 値に色変換する。青色画像データ B 1、B 2 の画素値増加率は、強度比 $B 1 / M$ に基づいて決められている。

【 0 0 6 3 】

緑色変換用 2 D L U T には、青色画像データ B 1、B 2 と、これら青色画像データ B 1、B 2 に基づいて緑色変換プログラムを実行したときに得られる G 値とが対応付けて記録されている。赤色変換用 2 D L U T には、青色画像データ B 1、B 2 と、これら青色画像データ B 1、B 2 に基づいて第 2 赤色変換プログラムを実行したときに得られる R 値とが対応付けて記録されている。

【 0 0 6 4 】

緑色変換プログラムは、第 1 緑色変換プログラム及び第 2 緑色変換プログラムとからなり、いずれの緑色変換プログラムを実行するかは、強度比 $B 1 / M$ (又は、強度比 $B 2 / M$) の大きさによって決められる。また、赤色変換プログラムは、第 1 赤色変換プログラム及び第 2 赤色変換プログラムとからなり、いずれの赤色変換プログラムを実行するかは、強度比 $B 1 / M$ (又は、強度比 $B 2 / M$) の大きさによって決められる。

【 0 0 6 5 】

第 1 緑色変換プログラム及び第 1 赤色変換プログラムは、強度比 $B 1 / M$ が K L ~ K M の範囲内にある場合 (即ち、高酸素状態から中酸素状態にある場合) に実行されるプログラムであり、青色画像データ B 1、B 2 の画素値を所定の増加率で増加させた上で、その画素値増加後の青色画像データ B 1、B 2 を G 値及び R 値に色変換する。ここで、青色画像データ B 1、B 2 の画素値増加率は、強度比 $B 1 / M$ に基づいて決められている。

【 0 0 6 6 】

これに対して、第 2 緑色変換プログラム及び第 2 赤色変換プログラムは、強度比 $B 1 / M$ が K M ~ K H の範囲内にある場合 (即ち、中酸素状態から低酸素状態にある場合) に実行されるプログラムであり、青色画像データ B 1、B 2 の画素値を所定の減少率で減少させた上で、その画素値減少後の青色画像データ B 1、B 2 を G 値及び R 値に色変換する。青色画像データ B 1、B 2 の画素値減少率は、強度比 $B 1 / M$ に基づいて決められている。

【 0 0 6 7 】

なお、上記の 2 D L U T を用いた場合には、高酸素状態のときには血管が「イエロー調」で表わされ、低酸素状態のときには血管は「青色」で表わされる酸素飽和度画像が表示装置 1 4 に表示される。なお、赤色変換用 2 D L U T で変換した R 値は表示装置 1 4 の R

10

20

30

40

50

チャンネルに割り当てず、その代わりに、緑色変換用 2 D L U T で変換した G 値を表示装置 1 4 の G チャンネル及び R チャンネルに割り当ててもよい。

【 0 0 6 8 】

また、2 D L U T に代えて、1 D L U T (1 dimension Look Up Table) を用いてもよい。1 D L U T は、図 1 6 に示すように、青色変換用 1 D L U T と、緑色変換用 1 D L U T と、赤色変換用 1 D L U T とからなり、青色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 1 が入力されたときに、この青色画像データ B 1 に対応する B 値を出力する。緑色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 2 が入力されたときに、この青色画像データ B 2 に対応する G 値を出力する。赤色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 1 が入力されたときに、この青色画像データ B 1 に対応する R 値を出力する。以上の 3 つの 1 D L U T から出力された B 値、G 値、R 値は、表示装置 1 4 の B , G , R チャンネルに割り当てられる。

10

【 0 0 6 9 】

青色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 1 と、この画像データ B 1 に基づいて 1 D - 青色変換用プログラムを実行したときに得られる B 値とが対応付けて記録されている。1 D - 青色変換用プログラムは、B 値に変換するための 1 D 用 B 値変換処理を実行することにより、画像データ B 1 に対応する B 値が得られる。

【 0 0 7 0 】

1 D 用 B 値変換処理は、青色画像データ B 1 の画素値の大きさに対応する B 値用の画素値調整処理を、青色画像データ B 1 に施した上で、この画素値調整処理後の青色画像データ B 1 を B 値に色変換する。ここで、B 値用の画素値調整処理は、高酸素状態と低酸素状態における B 値と G 値の画素値の差を大きくするために行われる。本実施形態では、青色画像データ B 1 の画素値 (P v 1) が閾値 T h 以下の高酸素状態の場合 (P v 1 ≤ T h) には、画像データ B 1 の画素値を所定の減少率で減少させ、画素値 P v 1 が閾値 T h を上回る低酸素状態の場合 (P v 1 > T h) には、画像データ B 1 の画素値を所定の増加率で増加させる。なお、閾値 T h のときには、青色画像データ B 1 の血管部分の画素値と青色画像データ B 2 の血管部分の画素値がほぼ同じになっている (ただし、A E などにより照明光の光量が変化しない場合に限る)。

20

【 0 0 7 1 】

緑色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 2 と、この青色画像データ B 2 に基づいて 1 D - 緑色変換用プログラムを実行したときに得られる G 値とが対応付けて記録されている。1 D - 緑色変換用プログラムは、G 値に変換するための 1 D 用 G 値変換処理を実行することにより、画像データ B 2 に対応する G 値が得られる。

30

【 0 0 7 2 】

1 D 用 G 値変換処理は、青色画像データ B 2 の画素値の大きさに対応する G 値用の画素値調整処理を、青色画像データ B 2 に施した上で、この画素値調整処理後の青色画像データ B 2 を G 値に色変換する。ここで、G 値用の画素値調整処理は、高酸素状態と低酸素状態における G 値と B 値との画素値の差を大きくするために行われる。本実施形態では、青色画像データ B 2 の画素値 (P v 2) が閾値 T h 以上の高酸素状態の場合 (P v 2 ≥ T h) には、画像データ B 2 の画素値を所定の増加率で増加させ、画素値 P v 2 が閾値 T h を下回る低酸素状態の場合 (P v 2 < T h) には、画像データ B 2 の画素値を所定の減少率で減少させる。なお、閾値 T h は上記と同様である。

40

【 0 0 7 3 】

赤色変換用 1 D L U T は、青色画像データ B 1 と、この青色画像データ B 1 に基づいて 1 D - 赤色変換用プログラムを実行したときに得られる R 値とが対応付けて記録されている。1 D - 赤色変換用プログラムは、R 値に変換するための 1 D 用 R 値変換処理を実行することにより、画像データ B 1 に対応する R 値が得られる。

【 0 0 7 4 】

1 D 用 R 値変換処理は、青色画像データ B 1 の画素値の大きさに対応する R 値用の画素値調整処理を、青色画像データ B x に施した上で、この画素値調整処理後の青色画像データ B x を R 値に色変換する。ここで、R 値用の画素値調整処理は、高酸素状態と低酸素状

50

態におけるR値とG値の画素値の差を大きくするために行われる。本実施形態では、画素値 P_v1 が閾値 T_h 以下の高酸素状態の場合($P_v1 < T_h$)には、画像データB1の画素値を所定の減少率で減少させ、画素値 P_v1 が閾値 T_h を上回る低酸素状態の場合($P_v2 > T_h$)には、画像データB1の画素値を所定の増加率で増加させる。

【0075】

なお、上記の1DLUTを用いた場合には、高酸素状態のときには血管が「緑調」で表わされ、低酸素状態のときには血管は「マゼンタ」で表わされる酸素飽和度画像が表示装置14に表示される。

【0076】

なお、図17に示すように、赤色変換用1DLUTは、青色画像データB1に代えて、青色画像データB2が入力されたときに、この青色画像データB2に対応するR値を出力してもよい。この場合には、画素値調整処理の内容が、上記と異なる。青色画像データB2の画素値 P_v2 が閾値 T_h 以上の高酸素状態の場合($P_v2 > T_h$)には、青色画像データB2の画素値を所定の増加率で増加させた上でR値に変換する。反対に、画素値 P_v2 が閾値 T_h を下回る低酸素状態の場合($P_v2 < T_h$)には、青色画像データB2の画素値を所定の減少率で減少させた上でR値に変換する。

【0077】

なお、上記第1実施形態では、酸素飽和度モード時に、回転フィルタを用いて、第1異吸収波長域の狭帯域光と第2異吸収波長域の狭帯域光を交互に検体内に照射したが、これに代えて、図18に示す内視鏡システム200のように、中心波長473nmの第1異吸収波長域の狭帯域光を発する第1半導体光源201と、中心波長430nmの第2異吸収波長域の狭帯域光を発する第2半導体光源202を用いて、検体内の照明を行ってもよい。この内視鏡システム200では、第1及び第2半導体光源201、202の他に、中心波長445nmの励起光とこの励起光を蛍光体で波長変換して得られる緑～赤の蛍光とが混色した白色光を発する白色光源203が設けられている。以下、内視鏡システム200のうち、内視鏡システム10と異なる部分のみ説明を行う。なお、第1及び第2半導体光源としては、レーザ光源の他、LEDなどが用いられる。

【0078】

この内視鏡システム200では、第1半導体光源201からの第1異吸収波長の狭帯域光は光ファイバ205に入射し、第2半導体光源202からの第2異吸収波長の狭帯域光は光ファイバ206に入射し、白色光源203からの白色光は光ファイバ207に入射する。各光ファイバ205、206、207からの光は、それぞれ分岐部208で2系統の光に分岐されて、ライトガイド28、29に入射する。

【0079】

また、第1及び第2半導体光源201、202と白色光源203は、光源制御部210によって、駆動制御される。通常モードの設定されているときには、第1及び第2半導体光源201、202はOFFにされ、白色光源203はONにされる。これにより、検体内には白色光が照射される。一方、酸素飽和度モードに設定されているときには、白色光源203はOFFにされ、第1及び第2半導体光源201、202のONとOFFが交互に繰り返される。これにより、検体内には、第1異吸収波長域の狭帯域光と第2異吸収波長域の狭帯域光とが交互に照射される。

【0080】

また、内視鏡システム200では、RGBのカラーフィルタが設けられたカラーの撮像素子215で検体内の撮像が行われる。通常モード時には、白色光で照明された検体を撮像素子215で撮像することにより、通常画像を作成するための青色画像データBc、緑色画像データGc、赤色画像データRcを同時に得ることができる。一方、酸素飽和度モード時には、第1異吸収波長域の狭帯域光で照明された検体を撮像素子215で撮像することで3色の画像データB1、G1、R1が得られ、第2異吸収波長域の狭帯域光で照明された検体を撮像素子215で撮像することで3色の画像データB2、G2、R2が得られる。これら画像データのうち、青色画像データB1と青色画像データB2が酸素飽和度

画像の作成に用いられる。

【0081】

なお、上記第1実施形態では、酸素飽和度モード時に、青色画像データB1及び青色画像データB2の2つの画像データに基づいて、体腔内が疑似カラーで表示される酸素飽和度画像を作成したが、青色画像データB1及び青色画像データB2に加えて、緑色の波長成分を有する緑色画像データG及び赤色の波長成分を有する赤色画像データRの4つの画像データに基づいて、酸素飽和度画像の作成を行ってもよい。この4つの画像データに基づいて作成される酸素飽和度画像は、酸素飽和度が一定値を下回る低酸素領域のみ疑似カラーで表示され、その他は通常画像と同じ色味で表示される通常画像+酸素飽和度画像となっている。この通常画像+酸素飽和度画像の作成は、回転フィルタ31に代えて、図19に示す回転フィルタ300が用いられる。

10

【0082】

回転フィルタ300は、通常モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる第1フィルタ領域38と、この第1フィルタ領域38の外側に設けられ、酸素飽和度モード時に広帯域光BBの光路上にセットされる第2フィルタ領域301とを備えている。第1フィルタ領域38は、回転フィルタ31と同様のBフィルタ部38a、Gフィルタ部38b、Rフィルタ部38cを備えている。第2フィルタ領域301は、回転フィルタ31と同様の第1狭帯域フィルタ部39a及び第2狭帯域フィルタ部39bの他、Gフィルタ部302及びRフィルタ部303を備えている。

【0083】

20

Gフィルタ部302は、Gフィルタ部38bと同様に、広帯域光BBのうち480～620nmのG光を透過させる。Rフィルタ部302は、Rフィルタ部38cと同様に、広帯域光BBのうち580～720nmのR光を透過させる。以上から、酸素飽和度モード時には、回転フィルタ300が回転することによって、第1異吸収波長域の狭帯域光、第2異吸収波長域の狭帯域光、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35及び光ファイバ36を通して、ライドガイド28、29に順次入射する。

【0084】

なお、G光の波長域(480～620nm)は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の大小関係が頻繁に入れ替わる波長域であるため、酸素飽和度が変化しても、G光の反射光の光量はほとんど変化しない。また、R光の波長域(580～720nm)は、還元ヘモグロビンの吸光係数が酸化ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい波長域が大部分を占めているため、酸素飽和度の低下に伴って、R光の反射光の光量も低下する。

30

【0085】

そして、回転フィルタ300を用いた場合には、酸素飽和度モード時に、図20に示す手順で撮像制御が行われる。この図20に示すように、第1異吸収波長域の狭帯域光、第2異吸収波長域の狭帯域光、G光、R光の照射期間T1、T2、T3、T4において、それぞれの光の像光を撮像素子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B1、青色信号B2、緑色信号G、赤色信号Rを順次出力する。こうした動作は、酸素飽和度モードに設定されている間、繰り返し行われる。そして、これら青色信号B1、青色信号B2、緑色信号G、赤色信号RをA/D変換することによって、青色画像データB1、青色画像データB2、緑色画像データG、赤色画像データRが得られる。

40

【0086】

ここで、上記したように、青色画像データB1については酸素飽和度の低下とともに画素値が増加する一方、青色画像データB2については酸素飽和度の低下とともに画素値が減少する。また、緑色画像データGyについては、血管からのR光の反射光の光量は酸素飽和度によって変化しないため、画素値も酸素飽和度の変化ではほとんど変化しない。一方、赤色画像データRzについては、血管からのR光の反射光の光量は酸素飽和度の低下とともに減少するため、画素値も酸素飽和度の低下とともに減少する。

【0087】

酸素飽和度モード時に上記4つの画像データが得られると、図21に示すように、まず

50

、青色画像データB 1と青色画像データB 2とが合成されて、青色画像データBが得られる。この合成後の青色画像データBは、酸素飽和度の変化による画素値の変化が異なる2つの青色画像データB 1、B 2を合成して得られるものであるため、酸素飽和度が変化しても青色画像データBの画素値はほとんど変化しない。

【0088】

そして、合成後の青色画像データB、緑色画像データG、赤色画像データRに対してゲイン処理が施される。ゲイン処理は、青色画像データB 1と緑色画像データG間の強度比B / Gに応じて、各画像データの画素値を調整する。青色画像データBに対しては、強度比B / Gの増加とともに画素値を増加させるゲイン処理が施される。一方、緑色画像データG及び赤色画像データRに対しては、強度比B / Gの増加とともに画素値を減少させるゲイン処理が施される。ゲイン処理後の青色画像データB'、緑色画像データG'、赤色画像データR'は、表示装置14のB、G、Rチャンネルに割り当てられる。これにより、通常画像+酸素飽和度画像が表示装置14に表示される。

10

【0089】

なお、上記第1及び第2実施形態では、酸素飽和度の変化に合わせて、画像データの画素値を調整（増加又は減少）したが、これに代えて、画素間で（空間的に）、酸素飽和度の大きさに違いがある場合には、その画素間での酸素飽和度の違いに合わせて、画像データの画素値の調整を行ってもよい。例えば、画素間の酸素飽和度の違いを示す値として、所定画素の強度比B 1 / Mから隣接画素の強度比B 1 / Mを引いた第1差分値（所定画素の強度比B 1 / M - 隣接画素の強度比B 1 / M）を算出するとともに、隣接画素の強度比B 1 / Mから所定画素の強度比B 1 / Mを引いた第2差分値（隣接画素の強度比B 1 / M - 所定画素のB 1 / M）を算出する。

20

【0090】

そして、第1差分値に応じたゲイン係数を用いて、所定画素の青色画像データB 1、B 2にゲイン処理を施すとともに、第2差分値に応じたゲイン係数を用いて、隣接画素の青色画像データB 1、B 2にゲイン処理を施す。そして、ゲイン処理後の所定画素の青色画像データB 1'及び隣接画素の青色画像データB 1'は表示装置14のBチャンネルに割り当てられ、ゲイン処理後の所定画素の青色画像データB 2'及び隣接画素の青色画像データB 2'は表示装置14のGチャンネル及びRチャンネルに割り当てられる。なお、画素間での酸素飽和度の違いに合わせて画素値の調整をする場合には、ゲイン処理の他に、上記実施形態のように、2DLUTや1DLUTで画素値の調整を行ってもよい。

30

【0091】

例えば、図22Aに示すように、所定画素の強度比B 1 / Mが「1」であり、その所定画素に隣接する隣接画素の強度比B 1 / Mが「1」である場合には、第1及び第2差分値ともに「0」となる。差分値「0」の場合には、所定画素と隣接画素の間では酸素飽和度に違いが無いいため、所定画素と隣接画素の画素値を調整する必要性がない。したがって、差分値「0」に対応するゲイン係数は、「1」に定められている。そして、ゲイン係数「1」のゲイン処理が、所定画素の青色画像データB 1、B 2、隣接画素の青色画像データB 1、B 2とに施される。このゲイン処理後も、所定画素と隣接画素間で画素値の差は生じないため、表示装置14上でも、所定画素と隣接画素の色の違いは生じない。

40

【0092】

一方、図22Bに示すように、所定画素の強度比B 1 / Mが「0.5」であり、隣接画素の強度比B 1 / Mが「2」である場合には、第1差分値は「-1.5」となり、第2差分値は「1.5」となる。このように差分値が「0」以外の場合には、所定画素と隣接画素の間で酸素飽和度に違いが生じている。この酸素飽和度の違いによる画素間の画素値の差を大きくするために、負の差分値に対応するゲイン係数を「1」以下に、正の差分値に対応するゲイン係数を「1」以上に定めている。したがって、第1差分値の「-1.5」に対応するゲイン係数は「1」以下であり、第2差分値の「1.5」に対応するゲイン係数は「1」以上となっている。

【0093】

50

そして、所定画素の青色画像データ B 1、B 2 に対して、ゲイン係数「1 以下」のゲイン処理を施すことにより、ゲイン係数に応じて画素値が減少した青色画像データ B 1'、B 2' が得られる。一方、隣接画素の青色画像データ B 1、B 2 に対して、ゲイン係数「1 以上」のゲイン処理を施すことにより、ゲイン係数に応じて画素値が増加した青色画像データ B 1'、B 2' が得られる。以上のように、所定画素の画像データに対して、画素値を減少させるゲイン処理を行う一方で、隣接画素の画像データに対して、画素値を増加させるゲイン処理を行うことで、所定画素と隣接画素間の画素値の差が大きくなる。このように画素値の差を大きくすることで、表示装置 1 4 における所定画素と隣接画素の色の違いがより明確になる。

【0094】

10

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、第 1 異吸収波長域の波長成分を有する青色画像データ B 1 と、第 2 異吸収波長域の波長成分を有する青色画像データ B 2 の 2 波長分の画像データを用いて、酸素飽和度の作成及び表示を行ったが、異なる波長成分を有する画像データを 3 つ以上用いてもよい。この場合には、異吸収波長域の波長成分を有する画像データのみを組み合わせてもよく、また、異吸収波長域の波長成分を有する画像データの他、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ほぼ同じ等吸収波長域の波長成分を有する画像データを組み合わせてもよい。

【0095】

なお、上記実施形態では、青色画像データ B 1 上での酸素飽和度の変化を示す情報として、青色画像データ B 1 及び合成画像データ M 間の強度比 $B1/M$ を用いたが、これに代えて、青色画像データ B 1 の画素値そのものを、酸素飽和度の変化を示す情報として用いてもよい。同様にして、青色画像データ B 2 上での酸素飽和度の変化を示す情報として、強度比 $B2/M$ に代えて、青色画像データ B 2 の画素値そのものを、酸素飽和度の変化を示す情報として用いてもよい。

20

【0096】

なお、上記実施形態では、青色画像データ B 1 の画素値及び青色画像データ B 2 の画素値の両方を、酸素飽和度の変化に合わせて（例えば、強度比 $B1/M$ 、 $B2/M$ の変化に合わせて）を調整したが、これに限らず、青色画像データ B 1 及び青色画像データ B 2 のうち、一方の画像データの画素値を酸素飽和度の変化に合わせて調整し、他方の画像データの画素値については酸素飽和度の変化に合わせて調整しなくてもよい。この場合には、表示装置の B、G、R チャンネルのうち、所定の色チャンネルに画素値が調整された画像データが割り当てられ、残りの色チャンネルに画素値が調整されていない画像データが割り当てられる。

30

【0097】

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。

【0098】

40

なお、本発明の課題は、以下の技術的思想によっても解決することができる。

[付記項 1]

検体に照明光を照射する照明手段と、

前記照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第 1 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 1 異吸収波長域の画像情報を取得する第 1 画像情報取得手段と、

前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第 2 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 2 異吸収波長域の画像

50

情報を取得する第2画像情報取得手段と、

前記異吸収波長域の画像情報を、特定の波長成分を有する特定画像情報で規格化して規格化情報を取得する規格化情報取得手段と、

前記規格化情報における所定画素の値とこの所定画素に隣接する隣接画素の値の差分値を求める差分値情報算出手段と、

前記差分値に応じて前記第1異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した第1異吸収波長域の表示用画像情報、又は前記差分値に応じて前記第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した第2異吸収波長域の表示用画像情報のうち少なくとも1つの表示用画像情報を作成する表示用画像情報作成手段と、

前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第1色チャンネルないし第3色チャンネルに割り当てる表示制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

【0099】

[付記項2]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記差分値に応じて、前記第1異吸収波長域の画像情報の画素値を調整する第1異吸収波長域用のゲイン処理によって、前記第1異吸収波長域の表示用画像情報を作成し、

前記差分値に応じて、前記第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整する第2異吸収波長域用のゲイン処理によって、前記第2異吸収波長域の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項1記載の内視鏡システム。

【0100】

20

[付記項3]

前記第1異吸収波長域用のゲイン処理は、第1の画素値調整範囲又はこの第1の画素値調整範囲よりも狭い第2の画素値調整範囲のいずれかの範囲内で、画素値を調整し、

前記第2異吸収波長域用のゲイン処理は、第3の画素値調整範囲又はこの第3の画素値調整範囲よりも狭い第4の画素値調整範囲のいずれかの範囲内で、画素値を調整することを特徴とする付記項2記載の内視鏡システム。

【0101】

[付記項4]

前記表示制御手段は、

前記異吸収波長域及び等吸収波長域の表示用画像情報のうち、一方を前記第1色チャンネルに割り当て、他方を前記第2色チャンネル及び第3色チャンネルに割り当てることを特徴とする付記項2または3記載の内視鏡システム。

30

【0102】

[付記項5]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第1又は第2異吸収波長域の表示用画像情報に代えて、

前記差分値に応じて前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報、

前記差分値に応じて前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報、又は

40

前記差分値に応じて前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第3色に色変換した第3色の表示用画像情報のうち少なくとも1つの色の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項1記載の内視鏡システム。

【0103】

[付記項6]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、前記第1色の表示用画像情報との関係を記憶する第1テーブルを用いて、前記第1色の表示用画像情報を作成し、

前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、前記第2色の表示用画像情報との関係

50

を記憶する第2テーブルを用いて、前記第2色の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項5記載の内視鏡システム。

【0104】

[付記項7]

前記表示制御手段は、

前記第1色及び第2色の表示用画像情報のうち、一方を前記第1色チャンネルに割り当て、他方を前記第2色チャンネル及び第3色チャンネルに割り当てることを特徴とする付記項6記載の内視鏡システム。

【0105】

[付記項8]

付記項6記載の内視鏡システムにおいて、

前記表示用画像情報作成手段は、前記第1色及び第2色の表示用画像情報に加えて、

前記第1及び第2異吸収波長域の画像情報と、前記第3色の表示用画像情報との関係を記憶する第3テーブルを用いて、前記第3色の表示用画像情報を作成することを特徴とする。

【0106】

[付記項9]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第1又は第2異吸収波長域の表示用画像情報に代えて、

前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第1異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第1色に色変換した第1色の表示用画像情報、

前記酸素飽和度の変化に合わせて前記第2異吸収波長域の画像情報の画素値を調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第2色に色変換した第2色の表示用画像情報、又は、

前記酸素飽和度の変化に合わせて、前記第1異吸収波長域の画像情報の画素値又は第2異吸収波長域の画像情報の画素値のいずれかを調整するとともに、その画素値調整後の画像情報を第3色に色変換した第3色の表示用画像情報のうち少なくとも1つの色の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項1記載の内視鏡システム。

【0107】

[付記項10]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第1異吸収波長域の画像情報と前記第1色の表示用画像情報との関係を記憶する第4テーブルを用いて、前記第1色の表示用画像情報を作成し、

前記第2異吸収波長域の画像情報と前記第2色の表示用画像情報との関係を記憶する第5テーブルを用いて、前記第2色の表示用画像情報を作成し、

前記第1異吸収波長域の画像情報と前記第3色の表示用画像情報との関係を記憶する第6テーブルを用いて、前記第3色の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項9記載の内視鏡システム。

【0108】

[付記項11]

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第6テーブルに代えて、前記第2異吸収波長域の画像情報と前記第3色の表示用画像情報との関係を記憶する第7テーブルを用いて、前記第3色の表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項10記載の内視鏡システム。

【0109】

[付記項12]

前記表示制御手段は、

前記第1色の表示用画像情報を前記第1色チャンネルに割り当て、前記第2色の表示用画像情報を前記第2色チャンネルに割り当て、前記第3色の表示用画像情報を前記第3色チャンネルに割り当てることを特徴とする付記項8ないし11いずれか1項記載の内視鏡

10

20

30

40

50

システム。

【 0 1 1 0 】

[付記項 1 3]

前記第 1 色チャンネルは青色チャンネルであり、前記第 2 色チャンネルは緑色チャンネルであり、前記第 3 色チャンネルは赤色チャンネルであることを特徴とする付記項 1 ないし 1 2 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【 0 1 1 1 】

[付記項 1 4]

前記照明光のうち、前記第 1 及び第 2 異吸収波長域以外の特定波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる特定波長域の画像情報を取得する第 3 画像情報取得手段と、

前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報と前記特定波長域の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を有し、

前記表示用画像情報作成手段は、

前記第 1 又は第 2 異吸収波長域の表示用画像情報に代えて、前記通常画像の画素値を前記差分値に応じて調整した表示用画像情報を作成することを特徴とする付記項 1 記載の内視鏡システム。

【 0 1 1 2 】

[付記項 1 5]

前記特定画像情報は、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とが略同じ等吸収波長域の波長成分を有する等吸収波長域の画像情報であり、

前記規格化情報は、前記第 1 異吸収波長域の画像情報を前記等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第 1 規格化情報、又は前記第 2 異吸収波長域の画像情報を前記等吸収波長域の画像情報で規格化して得られる第 2 規格化情報のいずれかであることを特徴とする付記項 1 ないし 1 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【 0 1 1 3 】

[付記項 1 6]

前記等吸収波長域の画像情報は、前記第 1 異吸収波長域の画像情報と前記第 2 異吸収波長域の画像情報の合成により得られることを特徴とする付記項 1 5 記載の内視鏡システム。

【 0 1 1 4 】

[付記項 1 7]

前記第 1 異吸収波長域は 4 5 0 ~ 5 0 0 nm であり、前記第 2 異吸収波長域は 4 1 5 ~ 4 5 0 nm であることを特徴とする付記項 1 ないし 1 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【 0 1 1 5 】

[付記項 1 8]

検体に照明光を照射するとともに、前記照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第 1 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 1 異吸収波長域の画像情報を取得し、前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第 2 異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第 2 異吸収波長域の画像情報を取得する内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記内視鏡装置から前記第 1 及び第 2 異吸収波長域の画像情報を受信する受信手段と、

前記異吸収波長域の画像情報を、特定の波長成分を有する特定画像情報で規格化して規格化情報を取得する規格化情報取得手段と、

前記規格化情報における所定画素の値とこの所定画素に隣接する隣接画素の値の差分値を求める差分値情報算出手段と、

前記差分値に応じて前記第 1 異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用画像情報、又は前記差分値に応じて前記第 2 異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用

10

20

30

40

50

画像情報のうち少なくとも１つの表示用画像情報を作成する表示用画像情報作成手段と、
前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第１色チャンネルないし第３色チャンネルに割り当てる表示制御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。

【０１１６】

[付記項１９]

検体に向けて照明手段から照明光を照射するステップと、

前記照明光のうち酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい第１異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第１異吸収波長域の画像情報

10

を、第１画像情報取得手段により取得するステップと、
前記照明光のうち、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さい第２異吸収波長域を含む光で照明された検体を撮像して得られる画像データの画素値が、血中ヘモグロビンの酸素飽和度の変化によって、変化する第２異吸収波長域の画像

情報を、第２画像情報取得手段により取得するステップと、
前記異吸収波長域の画像情報を、特定の波長成分を有する特定画像情報で規格化して規格化情報を、規格化情報取得手段により取得するステップと、

前記規格化情報における所定画素の値とこの所定画素に隣接する隣接画素の値の差分値を、差分値情報算出手段により求めるステップと、

前記差分値に応じて前記第１異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用画像情報、又は前記差分値に応じて前記第２異吸収波長域の画像情報の画素値を調整した表示用画像情報のうち少なくとも１つの表示用画像情報を、表示用画像作成手段により作成するステップと、

20

前記表示用画像情報を含む複数の画像情報を、表示手段の第１色チャンネルないし第３色チャンネルに割り当てる表示制御処理を、表示制御手段により行うステップとを有することを特徴とする内視鏡画像の表示制御方法。

【符号の説明】

【０１１７】

１０，２００ 内視鏡システム

１１ 光源装置

１２ 内視鏡装置

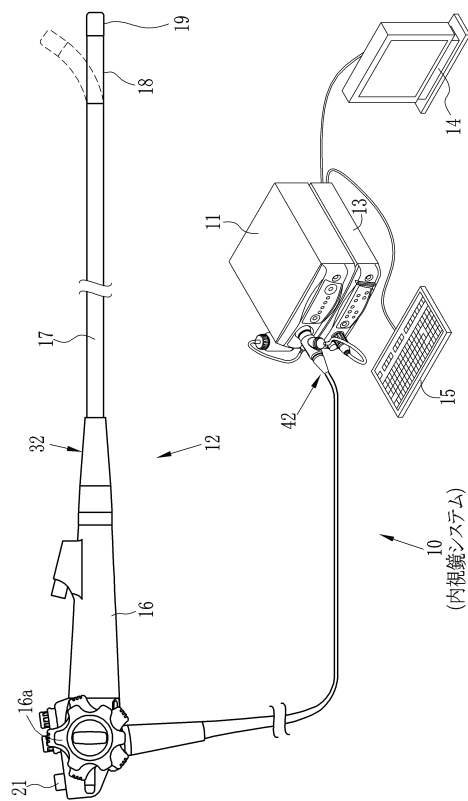
１３ プロセッサ装置

３１ 回転フィルタ

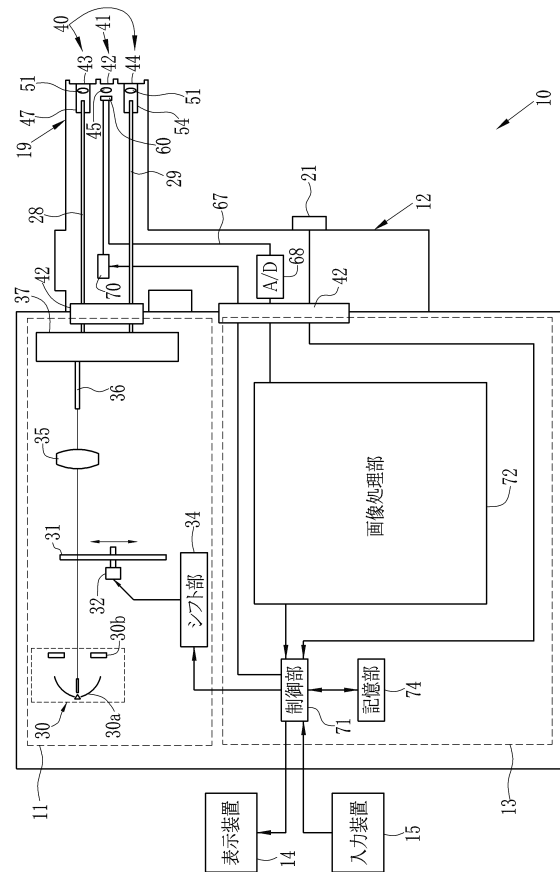
８５ ゲインテーブル

30

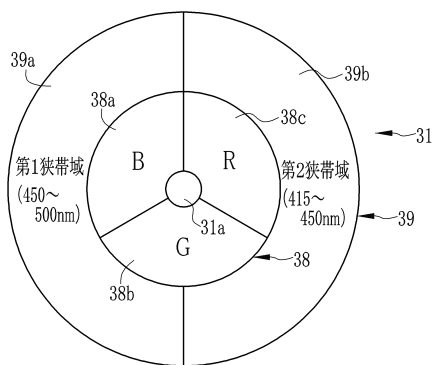
【図 1】



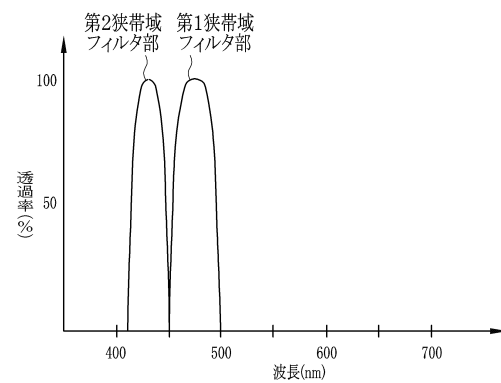
【図 2】



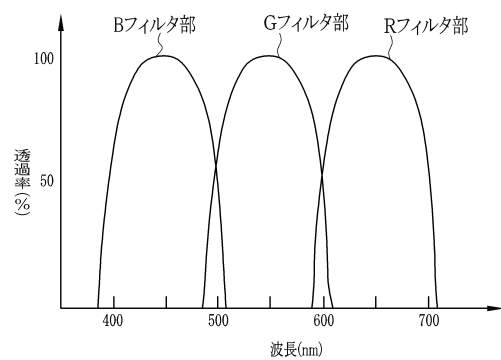
【図 3】



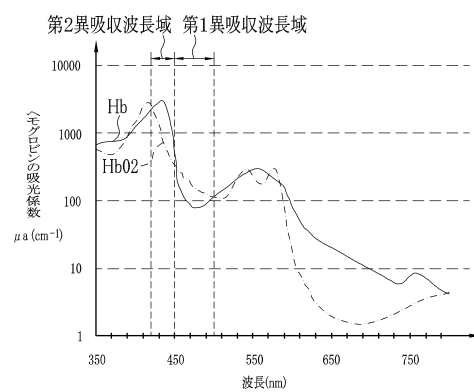
【図 4 B】



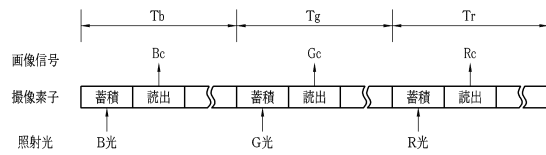
【図 4 A】



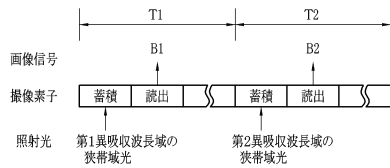
【図 5】



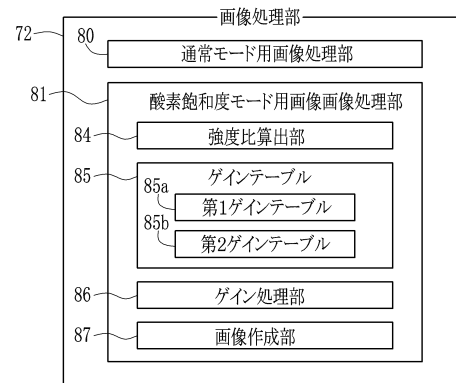
【図 6 A】



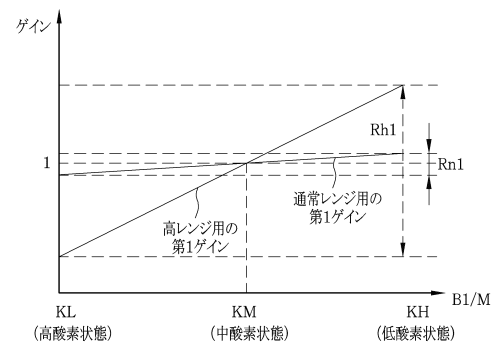
【図 6 B】



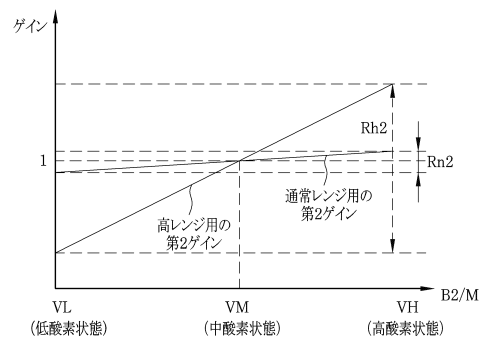
【図 7】



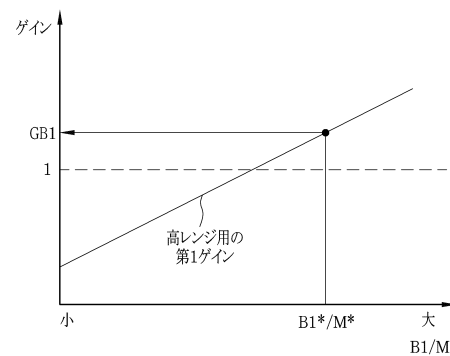
【図 8】



【図 9】



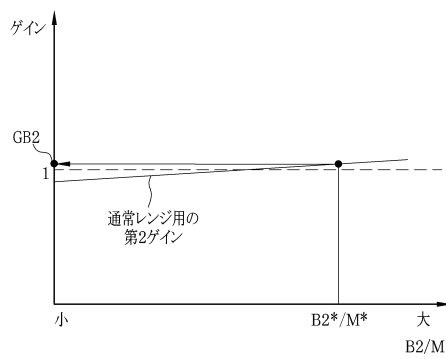
【図 1 1 A】



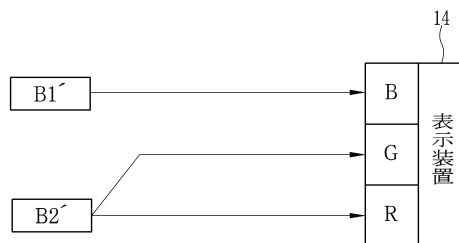
【図 1 0】

	高レンジ用の 第1ゲイン (シフト有り)	通常レンジ用の 第1ゲイン (シフト無し)	高レンジ用の 第2ゲイン (シフト有り)	通常レンジ用の 第2ゲイン (シフト無し)
ゲイン処理A	○	×	×	○
ゲイン処理B	×	○	○	×
ゲイン処理C	○	×	○	×

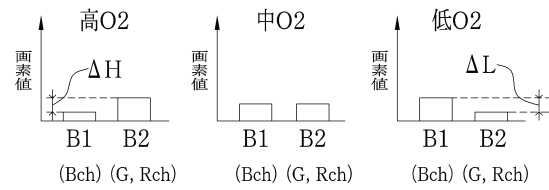
【図 1 1 B】



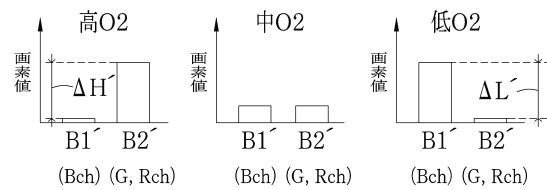
【図 1 2】



【図 1 3 A】



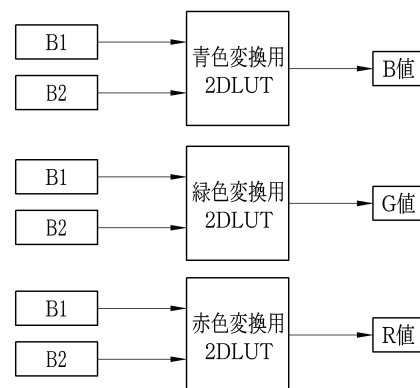
【図 1 3 B】



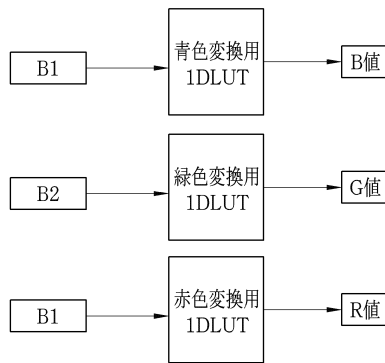
【図 1 4】



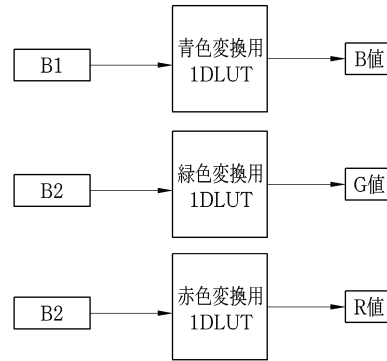
【図 1 5】



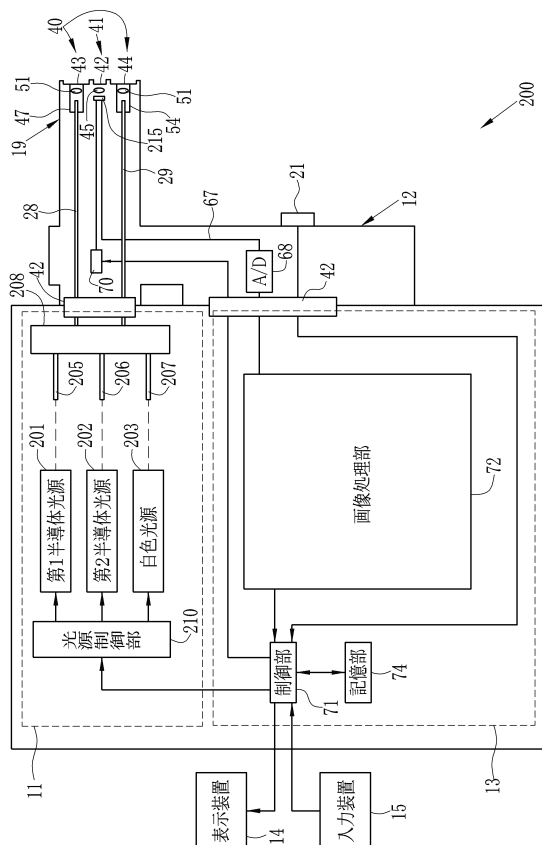
【図16】



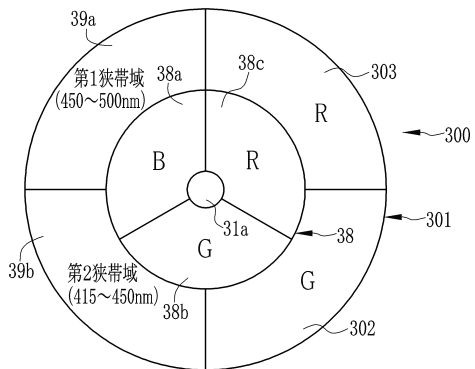
【図17】



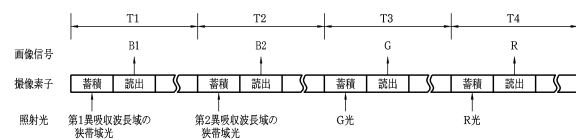
【図18】



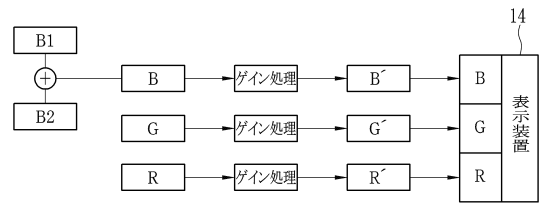
【図19】



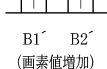
【図20】



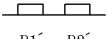
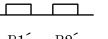
【図 2 1】



【図 2 2 B】

	所定画素	隣接画素
B1/M	0.5 (高酸素状態)	2 (低酸素状態)
差分値	-1.5	1.5
差分値に応じたゲイン	1以下のゲイン	1以上のゲイン
ゲイン処理後の 画像データ	 B1' B2' (画素値減少)	 B1' B2' (画素値増加)

【図 2 2 A】

	所定画素	隣接画素
B1/M	1	1
差分値	0	0
差分値に応じたゲイン	1	1
ゲイン処理後の 画像データ	 B1' B2' (画素値変化無し)	 B1' B2' (画素値変化無し)

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 2 6 1 8 8 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 3 9 4 8 2 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 2 4 6 3 5 (J P , A)
特開平 0 6 - 3 1 9 6 9 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 5 2 3 3 2 (J P , A)
特許第 4 2 7 0 6 3 4 (J P , B 2)
特開 2 0 1 2 - 1 0 0 7 3 3 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 0 6 9 0 6 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B 5 / 1 4 5 9

专利名称(译)	内窥镜系统，其处理器装置和操作方法		
公开(公告)号	JP5670400B2	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	JP2012212591	申请日	2012-09-26
[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 A61B5/1459 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B5/14.321 A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B5/1459		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL02 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014064778A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统及其工作控制方法，以及处理器装置，其中，拍摄由第一不同吸收波段中的窄带光照射的检测器以获取蓝色图像数据（B1）。拍摄由第二不同吸收波段中的窄带光照射的检测器以获取蓝色图像数据（B2）。合成蓝色图像数据（B1）和蓝色图像数据（B2）以获取合成图像数据。对蓝色图像数据（B1）执行与蓝色图像数据（B1）与合成图像数据的强度比对应的增益处理，以获取蓝色图像数据（B1*）。对蓝色图像数据（B2）与合成图像数据的强度比对应的增益处理对蓝色图像数据（B2）进行，以获取蓝色图像数据（B2*）。基于蓝色图像数据（B1*）和蓝色图像数据（B2*）显示氧饱和度的图像。

