

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6576895号
(P6576895)

(45) 発行日 令和1年9月18日 (2019.9.18)

(24) 登録日 令和1年8月30日 (2019.8.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 5 0

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04

A 6 1 B 5/1459 (2006.01)

A 6 1 B 5/1459

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

H 0 4 N 7/18 (2006.01)

H 0 4 N 7/18 M

請求項の数 15 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2016-192057 (P2016-192057)

(22) 出願日 平成28年9月29日 (2016.9.29)

(65) 公開番号 特開2018-51065 (P2018-51065A)

(43) 公開日 平成30年4月5日 (2018.4.5)

審査請求日 平成30年8月1日 (2018.8.1)

(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 110001988

特許業務法人小林国際特許事務所

(72) 発明者 齋藤 孝明

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フイルム株式会社内

審査官 亀澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、

前記血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、

前記散乱特性特徴量によって前記血管深さ特徴量を補正して補正血管深さ特徴量を得る特徴量補正部と、

前記補正血管深さ特徴量に基づいて血管深さ画像を表示する表示部と、
を備える内視鏡システム。

【請求項2】

互いに異なる波長情報を有する第1画像、第2画像、第3画像を取得する画像取得部を有し、

前記血管深さ特徴量算出部は、前記第1画像と前記第2画像に基づく演算を行うことにより、前記血管深さ特徴量を算出し、

前記散乱特性特徴量算出部は、前記第2画像と前記第3画像に基づく演算を行うことにより、前記散乱特性特徴量を算出する請求項1記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記第1画像の波長帯域における前記観察対象の散乱係数は、前記第2画像の波長帯域における前記観察対象の散乱係数と異なっている請求項2記載の内視鏡システム。

【請求項4】

10

20

前記血管深さ特徴量は、前記第 1 画像と前記第 2 画像間の比、又は、前記第 1 画像と前記第 2 画像間の差分である請求項 2 または 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記散乱特性特徴量算出部は、前記第 2 画像と前記第 3 画像に基づいて、430～520 nm の第 1 特定波長域の波長情報を含む特定画像を生成し、前記特定画像に基づいて、前記散乱特性特徴量を算出する請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 画像は前記第 1 特定波長域よりも短波長の波長情報を有し、前記第 3 画像は前記第 1 特定波長域よりも長波長の波長情報を有する請求項 5 記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記観察対象に向けて、少なくとも青色光及び緑色光を発する光源を有し、

前記第 2 画像は前記青色光に対応する波長情報を含み、前記第 3 画像は前記緑色光に対応する波長情報を含んでいる請求項 5 または 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記散乱特性特徴量算出部は、前記第 2 画像と前記第 3 画像に基づいて、480～520 nm の第 2 特定波長域の波長情報を含む特定画像を生成し、前記特定画像に基づいて、前記散乱特性特徴量を算出する請求項 2 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記観察対象に向けて、少なくとも緑色光を発する光源を有し、

前記第 2 画像には、前記緑色光のうち前記第 2 特定波長域の光に対応する波長情報が含まれ、前記第 3 画像は前記緑色光に対応する波長情報を含んでいる請求項 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記散乱特性特徴量には、酸素飽和度の特徴量が含まれない請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記特徴量補正部は、前記血管深さ特徴量から、前記散乱特性特徴量に一定の係数を掛けて得られる補正值を減算する補正を行うことにより、前記補正血管深さ特徴量を得る請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

補正血管深さ特徴量を低解像度化する低解像度化処理部と、

前記第 1 画像又は前記第 2 画像のいずれかを輝度チャンネル Y に割り当て、低解像度化した補正血管深さ画像を色差チャンネル Cr、Cb に割り当てて、前記血管深さ画像を生成する画像生成部を備える請求項 2 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

互いに異なる波長情報を有する第 1 画像、第 2 画像、第 3 画像を取得する画像取得部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像に基づく演算を行うことにより、血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、

前記血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部であって、前記第 2 画像と前記第 3 画像に基づく演算を行うことにより、前記散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、

前記血管深さ特徴量から、前記散乱特性特徴量に一定の係数を掛けて得られる補正值を減算する補正を行うことにより、補正血管深さ特徴量を得る特徴量補正部と、

補正血管深さ特徴量を低解像度化する低解像度化処理部と、

前記第 1 画像又は前記第 2 画像のいずれかを輝度チャンネル Y に割り当て、低解像度化した補正血管深さ画像を色差チャンネル Cr、Cb に割り当てて、血管深さ画像を生成する画像生成部と、

前記血管深さ画像を表示する表示部とを備える内視鏡システム。

【請求項 14】

血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、
前記血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、
前記散乱特性特徴量によって前記血管深さ特徴量を補正して補正血管深さ特徴量を得る特徴量補正部と、
を備えるプロセッサ装置。

【請求項 15】

血管深さ特徴量算出部が血管深さ特徴量を算出するステップと、
散乱特性特徴量算出部が、前記血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出するステップと、
特徴量補正部が、前記散乱特性特徴量によって前記血管深さ特徴量を補正して補正血管深さ特徴量を得るステップと、
表示部が、前記補正血管深さ特徴量に基づいて血管深さ画像を表示するステップと、
を有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、観察対象の組織内における血管の深さを指標化する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡システム、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。内視鏡システムを用いる医療診断においては、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、その先端部から観察対象に照明光を照射する。そして、照明光で照射中の観察対象を先端部の撮像センサで撮像し、得られた画像信号を用いて観察対象の画像を生成してモニタに表示する。

【0003】

また、近年では、表層血管や極表層血管など組織内における深さが異なる血管パターンに着目して、病変部を診断することが行われている。特許文献1では、互いに散乱係数が異なる2波長の照明光で観察対象を照明し、それら2波長の照明光から得られる2波長分の画像に基づいて、深さが異なる血管をそれぞれ異なる色調で表示することが行われている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2016-67775号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、2波長の照明光における散乱係数の違いを利用して、組織内における血管の深さを指標化した血管深さ特徴量（特許文献1では「演算画像信号」に相当）を算出している。しかしながら、観察対象における光の散乱特性が様々な要因により変化すると、その変化した散乱特性に応じて、血管深さ特徴量も変化することになる。このように血管深さ特徴量が増加すると、同じ深さの血管であっても異なる色調で表示されることがあった。

【0006】

本発明は、観察対象の散乱特性によらず、観察対象の組織内における血管の深さを正確に指標化する内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、散乱特性特徴量によって血管深さ特徴量を補正して補正血管深さ特徴量を得る特徴量補正部と、補正血管深さ特徴量に基づいて血管深さ画像を表示する表示部と、を備える。

【0008】

互いに異なる波長情報を有する第1画像、第2画像、第3画像を取得する画像取得部を有し、血管深さ特徴量算出部は、第1画像と第2画像に基づく演算を行うことにより、血管深さ特徴量を算出し、散乱特性特徴量算出部は、第2画像と第3画像に基づく演算を行うことにより、散乱特性特徴量を算出することが好ましい。第1画像の波長帯域における観察対象の散乱係数は、第2画像の波長帯域における観察対象の散乱係数と異なっていることが好ましい。血管深さ特徴量は、第1画像と第2画像間の比、又は、第1画像と第2画像間の差分であることが好ましい。

【0009】

散乱特性特徴量算出部は、第2画像と第3画像に基づいて、430～520nmの第1特定波長域の波長情報を含む特定画像を生成し、特定画像に基づいて、散乱特性特徴量を算出することが好ましい。第2画像は第1特定波長域よりも短波長の波長情報を有し、第3画像は第1特定波長域よりも長波長の波長情報を有することが好ましい。観察対象に向けて、少なくとも青色光及び緑色光を発する光源を有し、第2画像は青色光に対応する波長情報を含み、第3画像は緑色光に対応する波長情報を含んでいることが好ましい。

【0010】

散乱特性特徴量算出部は、第2画像と第3画像に基づいて、480～520nmの第2特定波長域の波長情報を含む特定画像を生成し、特定画像に基づいて、散乱特性特徴量を算出することが好ましい。観察対象に向けて、少なくとも緑色光を発する光源を有し、第2画像には、緑色光のうち第2特定波長域の光に対応する波長情報が含まれ、第3画像は緑色光に対応する波長情報を含んでいることが好ましい。散乱特性特徴量には、酸素飽和度の特徴量が含まれないことが好ましい。

【0011】

特徴量補正部は、血管深さ特徴量から、散乱特性特徴量に一定の係数を掛けて得られる補正值を減算する補正を行うことにより、補正血管深さ特徴量を得ることが好ましい。補正血管深さ特徴量を低解像度化する低解像度化処理部と、第1画像又は第2画像のいずれかを輝度チャンネルYに割り当て、低解像度化した補正血管深さ画像を色差チャンネルCr、Cbに割り当てて、血管深さ画像を生成する画像生成部を備えることが好ましい。

【0012】

本発明の内視鏡システムは、互いに異なる波長情報を有する第1画像、第2画像、第3画像を取得する画像取得部と、第1画像と第2画像に基づく演算を行うことにより、血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、第2画像と前記第3画像に基づく演算を行うことにより、散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、血管深さ特徴量から、散乱特性特徴量に一定の係数を掛けて得られる補正值を減算する補正を行うことにより、補正血管深さ特徴量を得る特徴量補正部と、補正血管深さ特徴量を低解像度化する低解像度化処理部と、第1画像又は第2画像のいずれかを輝度チャンネルYに割り当て、低解像度化した補正血管深さ画像を色差チャンネルCr、Cbに割り当てて、血管深さ画像を生成する画像生成部と、血管深さ画像を表示する表示部とを備える。

【0013】

本発明のプロセッサ装置は、血管深さ特徴量を算出する血管深さ特徴量算出部と、血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出する散乱特性特徴量算出部と、散乱特性特徴量によって血管深さ特徴量を補正して補正血管

深さ特徴量を得る特徴量補正部と、を備える。

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、血管深さ特徴量算出部が血管深さ特徴量を算出するステップと、散乱特性特徴量算出部が、血管深さ特徴量を含まず、且つ観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量を算出するステップと、特徴量補正部が、散乱特性特徴量によって血管深さ特徴量を補正して補正血管深さ特徴量を得るステップと、表示部が、補正血管深さ特徴量に基づいて血管深さ画像を表示するステップと、を有する。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、観察対象の散乱特性によらず、観察対象の組織内における血管の深さを正確に指標化することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】内視鏡システムの外觀図である。

【図 2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 3】紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】第 1 実施形態で行う第 1 発光パターン及び第 2 発光パターンを示す説明図である。

【図 5】散乱係数と波長との関係を示すグラフである。

【図 6】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図 7】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 8】血管深さ特徴量 Z と血管深さとの関係を示すグラフである。

【図 9】血管の深さと血管のコントラストの関係を模式的に表すグラフである。

【図 10】血管深さ画像の生成方法を示す説明図である。

【図 11】特殊観察モード時のフローチャートである。

【図 12】血管深さ画像の模式図である。

【図 13】図 10 とは異なる血管深さ画像の生成方法を示す説明図である。

【図 14】特殊画像処理部と位置合わせ処理部の連携関係を示すブロック図である。

【図 15】第 2 実施形態で行う第 1 発光パターン及び第 2 発光パターンを示す説明図である。

【図 16】第 3 実施形態で行うで行う第 1 発光パターン及び第 2 発光パターンを示す説明図である。

【図 17】第 4 実施形態の光源を示すブロック図である。

【図 18】回転フィルタを示す概略図である。

【図 19】第 5 実施形態のカプセル内視鏡を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

〔第 1 実施形態〕

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電気的に接続される。内視鏡 12 は、被検体内に挿入される挿入部 12 a と、挿入部 12 a の基端部分に設けられた操作部 12 b と、挿入部 12 a の先端側に設けられた湾曲部 12 c 及び先端部 12 d を有している。操作部 12 b のアングルノブ 12 e を操作することにより、湾曲部 12 c は湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部が所望の方向に向けられる。

【 0 0 1 8 】

また、操作部 12 b には、アングルノブ 12 e の他、モード切り替えスイッチ 13 a、ズーム操作部 13 b、静止画取得指示部（図示しない）等が設けられている。モード切り替えスイッチ 13 a は、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム 10 は

10

20

30

40

50

、観察モードとして通常観察モードと特殊観察モードとを有している。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ１８に表示する。特殊観察モードでは、観察対象を撮像して得た画像信号を用いて、異なる深さの血管をそれぞれ異なる色調で表示する画像（以下、血管深さ画像という）を生成して表示する。

【００１９】

プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール１９と電氣的に接続される。モニタ１８は、観察対象の画像や、観察対象の画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール１９は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続しても良い。

10

【００２０】

図２に示すように、光源装置１４は、光源２０と、光源２０を制御する光源制御部２２と、を備えている。光源２０は、複数の半導体光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には各半導体光源の発光量を制御することにより、観察対象に照射する照明光を発生する。第１実施形態では、光源２０は、Ｖ－ＬＥＤ（Violet Light Emitting Diode）２３ａ、Ｂ－ＬＥＤ（Blue Light Emitting Diode）２３ｂ、Ｇ－ＬＥＤ（Green Light Emitting Diode）２３ｃ、及びＲ－ＬＥＤ（Red Light Emitting Diode）２３ｄの四色のＬＥＤに加えて、Ｂ－ＬＥＤ２３ｂの光出射部に設けられた波長カットフィルタ２４を有する。なお、ＬＥＤに代えて、ＬＤ（Laser Diode）を用いてもよい。

20

【００２１】

図３に示すように、Ｖ－ＬＥＤ２３ａは、中心波長４０５ｎｍ、波長帯域３８０～４２０ｎｍの紫色光Ｖを発光する紫色半導体光源である。Ｂ－ＬＥＤ２３ｂは、中心波長４４５ｎｍ、波長帯域４２０～５００ｎｍの青色光Ｂを発生する青色半導体光源である。Ｂ－ＬＥＤ２３ｂから出射した青色光Ｂのうち少なくともピーク波長の４５０ｎｍよりも長波長側は、波長カットフィルタ２４によりカットされる。これにより、波長カットフィルタ２４を透過した後の青色光Ｂは、４２０～４６０ｎｍの波長範囲になる。このように、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光をカットしているのは、この４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光は、血管コントラストを低下させる要因であるためである。なお、波長カットフィルタ２４は、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光をカットする代わりに、４６０ｎｍよりも長波長側の波長域の光を減光させてもよい。

30

【００２２】

Ｇ－ＬＥＤ２３ｃは、波長帯域が４８０～６００ｎｍに及び緑色光Ｇを発する緑色半導体光源である。Ｒ－ＬＥＤ２３ｄは、中心波長６２０～６３０ｎｍで、波長帯域が６００～６５０ｎｍに及び赤色光Ｒを発光する赤色半導体光源である。なお、Ｖ－ＬＥＤ２３ａとＢ－ＬＥＤ２３ｂの中心波長は±５ｎｍから±１０ｎｍ程度の幅を有する。また、各ＬＥＤ２３ａ～２３ｄにおける中心波長とピーク波長は同じであってもよく、異なってもよい。

【００２３】

これらの各ＬＥＤ２３ａ～２３ｄの点灯や消灯、点灯時の発光量等は、光源制御部２２が各々に独立した制御信号を入力することによって各々に制御することができる。通常観察モードの場合、光源制御部２２は、Ｖ－ＬＥＤ２３ａ、Ｂ－ＬＥＤ２３ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２３ｃ、及びＲ－ＬＥＤ２３ｄを全て点灯させる。このため、通常観察モードでは、紫色光Ｖ、青色光Ｂ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを含む白色光が照明光として用いられる。

40

【００２４】

一方、特殊観察モードの場合、光源制御部２２は、Ｖ－ＬＥＤ２３ａだけを点灯し、Ｂ－ＬＥＤ２３ｂ等の他のＬＥＤを消灯する第１発光パターンと、Ｖ－ＬＥＤ２３ａを消灯し、Ｂ－ＬＥＤ２３ｂ、Ｇ－ＬＥＤ２３ｃ、Ｒ－ＬＥＤ２３ｄを点灯する第２発光パターンとで光源２０を制御する。すなわち、特殊観察モードでは、図４に示すように、第１発光パターンにおいて紫色光Ｖが観察対象に照射され、その後の第２発光パターンにおいて

50

、青色光B、緑色光G、赤色光Rの混色光が観察対象に照射する。なお、第2発光パターンで照射される青色光Bは、波長カットフィルタ24により、長波長側がカットされている。

【0025】

なお、図5に示すように、紫色光Vの波長域に含まれる観察対象の散乱係数と、青色光Bの波長域に含まれる観察対象の散乱係数とは、それぞれ異なっており、また、他の波長域に含まれる観察対象の散乱係数よりも大きくなっている。観察対象の散乱係数は、観察対象への深達度、すなわち、その波長帯域で観察可能な血管の粘膜下の深さに関連する。したがって、紫色光V及び青色光Bの2つの照明光を用いることで、観察対象における血管の深さを取得することができる。ここで、散乱係数が異なるとは、第1照明光の散乱係数に対する第2照明光の散乱係数の比が0.8以下であることを言う。また、散乱係数が異なった場合の散乱係数の差は、 $70(\text{cm}^{-1})$ 以上であると良い。

10

【0026】

図2に示すように、各LED23a~23dが発する各色の光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部(図示しない)を介して、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41に入射される。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード(内視鏡12と、光源装置14及びプロセッサ装置16を接続するコード)に内蔵されている。ライトガイド41は、光源20が発生した照明光を、内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。

【0027】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bが設けられている。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、ライトガイド41によって伝搬された照明光は照明レンズ45を介して観察対象に照射される。撮像光学系30bは、対物レンズ46、ズームレンズ47、撮像センサ48を有している。照明光を照射したことによる観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光は、対物レンズ46及びズームレンズ47を介して撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に観察対象の像が結像される。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部13bを操作することでテレ端とワイド端との間で自在に移動され、撮像センサ48に結像する観察対象の反射像を拡大または縮小する。

20

【0028】

撮像センサ48は、照明光が照射された観察対象を撮像する原色(RGB)のカラー撮像センサである。撮像センサ48の各画素には、図6に示すB(青色)カラーフィルタ、G(緑色)カラーフィルタ、R(赤色)カラーフィルタのいずれかが各画素に設けられている。Bカラーフィルタは、 $380\sim520\text{nm}$ の分光透過率を有している。Gカラーフィルタは、 $450\sim630\text{nm}$ の分光透過率を有している。Rカラーフィルタは、 $580\sim760\text{nm}$ の分光透過率を有している。

30

【0029】

撮像センサ48は、Bカラーフィルタが設けられたB画素(青色画素)で受光し、緑色の光をGカラーフィルタが設けられたG画素(緑色画素)で受光し、赤色の光をRカラーフィルタが設けられたR画素(赤色画素)で受光する。そして、各色の画素から、RGB各色の画像信号を出力する。通常観察モードにおいて観察対象に白色光が照明された場合には、撮像センサ48は、白色光で照明された観察対象を撮像することにより、B画素からBc画像信号を出力し、G画素からGc画像信号を出力し、R画素からRc画像信号を出力する。

40

【0030】

特殊観察モードでは、第1発光パターンで紫色光Vが観察対象に照明された場合に、撮像センサ48は、紫色光Vが照明された観察対象を撮像することにより、B画素からB1画像信号を出力し、G画素からG1画像信号を出力し、R画素からR1画像信号を出力する。第1発光パターンで照明される紫色光Vは主としてB画素で受光されるため、B1画像信号(本発明の「第1画像」に対応する)に紫色光Vに対応する波長情報が含まれている。なお

50

、波長情報とは、ある波長域の光を観察対象に照明し、撮像して得られる被写体情報のことをいい、例えば、ある波長域の光で観察可能であり、他の波長域の光では観察が困難となる血管像や腺管などの各種構造のことをいう。

【0031】

また、第2発光パターンで青色光B、緑色光G、赤色光Rが観察対象に照明された場合に、撮像センサ48は、それら青色光B、緑色光G、赤色光Rで照明された観察対象を撮像することにより、B画素からB2画像信号を出力し、G画素からG2画像信号を出力し、R画素からR2画像信号を出力する。B2画像信号（本発明の「第2画像」に対応する）には、主として青色光Bに対応する波長情報及び緑色光Gのうち480～560nmまでの光に対応する波長情報が含まれている。G2画像信号（本発明の「第3画像」に対応する）には、主として、青色光Bのうち450～500nmまでの光に対応する波長情報及び緑色光Gに対応する波長情報が含まれている。R2画像信号には、主として、緑色光Gのうち580～600nmの光に対応する波長情報及び赤色光Rに対応する波長情報が含まれている。

10

【0032】

撮像センサ48としては、CCD（Charge Coupled Device）撮像センサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。また、原色の撮像センサ48の代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの四色の画像信号が出力されるので、補色-原色色変換によって、CMYGの四色の画像信号をRGBの三色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のRGB画像信号を得ることができる。

20

【0033】

図2に示すように、CDS/AGC回路51は、撮像センサ48から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング（CDS；Correlated Double Sampling）や自動利得制御（AGC；Automatic Gain Control）を行う。CDS/AGC回路51を経た画像信号は、A/D（Analog to Digital）コンバータ52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置16に入力される。

【0034】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部53と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部61と、通常画像処理部66と、特殊画像処理部67と、映像信号生成部68と、を備えている。画像信号取得部53（本発明の「画像取得部」に対応する）は、CDS/AGC回路51及びA/Dコンバータ52を介して、撮像センサ48からデジタルの画像信号を取得する。

30

【0035】

DSP56は、取得した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施された画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後の画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。

40

【0036】

ゲイン補正処理後の画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。ガンマ変換処理後の画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、または同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。ノイズ除去部58は、DSP56でデモザイク処理等が施された画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による）を施すことによってノイズを除去する。ノイズが除去された画像信号は、画像処理切替部61に送信される。

50

【 0 0 3 7 】

画像処理切替部 6 1 は、通常観察モードにセットされている場合、受信した画像信号を通常画像処理部 6 6 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、受信した画像信号を特殊画像処理部 6 7 に送信する。

【 0 0 3 8 】

通常画像処理部 6 6 は、通常観察モードに設定されている場合に作動し、受信した画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、通常画像信号を生成する。色変換処理では、R G B 画像信号に対して 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、及び 3 次元 L U T (Look Up Table) 処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した通常画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

10

【 0 0 3 9 】

特殊画像処理部 6 7 は、特殊観察モードに設定されている場合に作動する。特殊画像処理部 6 7 では、血管の深さに関する血管深さ特徴量を算出するとともに、観察対象における散乱特性を反映する散乱特性特徴量 W によって影響を受ける血管深さ特徴を補正する。特殊画像処理部 6 7 と画像処理切替部 6 1 との間には、位置合わせ処理部 6 2 及び明るさ補正処理部 6 3 が設けられており、これら位置合わせ処理部 6 2 及び明るさ補正処理部 6 3 において、血管深さ特徴量の算出に用いる B 1 画像信号と B 2 画像信号の位置合わせ処理及び明るさ補正処理が行われる。

20

【 0 0 4 0 】

位置合わせ処理部 6 2 は、順次取得された B 1 画像信号が表す観察対象と B 2 画像信号が表す観察対象との位置合わせ処理を行う。位置合わせ処理部 6 2 は、B 1 画像信号、または、B 2 画像信号のうち少なくとも一方を補正する。

【 0 0 4 1 】

明るさ補正処理部 6 3 は、位置合わせ処理部 6 2 によって位置合わせされた B 1 画像信号及び B 2 画像信号の明るさが特定比になるように、B 1 画像信号、または、B 2 画像信号のうち少なくとも一方の明るさを補正する。具体的には、第 1 発光パターンの紫色光 V と第 2 発光パターンの青色光 B の光量比は既知なので、これらの光量比を用いて、それぞれ同等の光量の紫色光 V 及び青色光 B を観察対象に照射して得る場合の明るさになるように、B 1 画像信号の明るさを、B 2 画像信号の明るさに一致させるように明るさ補正用のゲイン補正をする。

30

【 0 0 4 2 】

例えば、明るさ補正処理部 6 3 は、B 1 画像信号の全画素の画素値の平均値を算出することにより、B 1 画像信号が表す観察対象の粘膜の明るさを算出し、かつ、B 2 画像信号の全画素の画素値の平均値を算出することにより、B 2 画像信号が表す観察対象の粘膜の明るさを算出する。そして、B 1 画像信号が表す観察対象の粘膜の明るさと、B 2 画像信号が表す観察対象の粘膜の明るさを一致させるゲインを算出し、算出したゲインを用いて B 1 画像信号の明るさを補正する。

40

【 0 0 4 3 】

図 7 に示すように、特殊画像処理部 6 7 は、血管深さ特徴量算出部 7 2 と、散乱特性特徴量算出部 7 4 と、特徴量補正部 7 6 と、低解像度化処理部 7 7 と、画像生成部 7 8 とを備える。

【 0 0 4 4 】

血管深さ特徴量算出部 7 2 は、位置合わせ処理及び明るさ補正処理が施された B 1 画像信号と B 2 画像信号とを用いて演算をし、観察対象における血管深さを指標値化した血管深さ特徴量を算出する。血管深さとは、粘膜表面から特定の位置にある血管までの深さ方向の距離を表している。この血管深さ特徴量算出部 7 2 では、観察組織のうち極浅い層に位置する血管の深さ、例えば、粘膜表面から $200 \mu\text{m}$ 以下の血管深さの算出が可能であ

50

る。

【 0 0 4 5 】

血管深さ特徴量算出部 7 2 では、具体的には、B 1 画像信号と B 2 画像信号の差または比を算出する。本実施形態では、血管深さ特徴量算出部 7 2 は、B 1 画像信号及び B 2 画像信号を対数変換し、対数変換後の B 1 画像信号と B 2 画像信号の差、より具体的には B 1 画像信号から B 2 画像信号を減算した血管深さ特徴量 $Z (= \ln(B1 / B2))$ を生成する。B 1 画像信号と B 2 画像信号を対数変換せずにそのまま用いる場合には、B 1 画像信号と B 2 画像信号の比を画素毎に演算することにより、血管深さ特徴量 Z を生成する。

【 0 0 4 6 】

なお、対数変換する理由としては、B 1 画像信号及び B 2 画像信号は、各画素が受光量に比例する画素値を有するが、対数変換をすると、濃度に比例する画素値を有することになるので、各画像信号を得たときの照明光の照度によらず、安定した演算結果を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

血管深さ特徴量については、例えば、対数変換後の B 1 画像信号から B 2 画像信号を減算すれば、特に粘膜下の浅い位置 A s にある極表層血管を表す画素の血管深さ特徴量 Z は、小さい値になる。逆に、極表層血管よりも深い位置 A d にある表層血管を表す画素の血管深さ特徴量 Z は、大きい値になる。このように血管深さの違いによって、血管深さ特徴量の値が変わるため、血管深さ特徴量 Z は、血管深さを表す指標として用いることが可能である。

【 0 0 4 8 】

ここで、縦軸を血管深さ特徴量 Z とし、横軸を血管深さとした二次元空間で表した場合には、図 8 に示すように、血管の中でも極表層血管のような浅い位置にある血管の血管特徴量 Z は、特異的に小さく、血管深さがある一定以上になると、血管深さに合わせて徐々に血管深さ特徴量 Z の値が大きくなる。一方、血管深さと血管深さ特徴量との関係を表す特性曲線 Ca については、観察対象における光の散乱が強くなると、縦軸プラス方向 (X 方向) にシフトする。この X 方向へのシフト量は、光の散乱強度が大きくなる程、大きくなる。そのため、観察対象における光の散乱の強弱によって、血管深さと血管深さ特徴量との関係が変わってしまうと、血管深さを正確に算出することが難しくなる。そこで、本発明では、観察対象の散乱特性を指標値化した散乱特性特徴量 W を算出し、この算出した散乱特性特徴量 W を用いて、観察対象の光散乱の影響が無くなるように、血管深さ特徴量 Z を補正している。

【 0 0 4 9 】

なお、血管深さによって血管深さ特徴量が変わるのは、以下のような理由からである。例えば、図 9 に示すように、B 1 画像信号の取得に用いた紫色光 V と、B 2 画像信号の取得に用いた青色光 B は、これらを照明光として用いると、極表層血管や表層血管など深さ A s 及び深さ A d の全範囲の血管について、一定の血管コントラストを有するため、いずれの血管も観察可能である。ここで、血管コントラストとは、血管からの反射光量に対する周辺の粘膜からの反射光量の比をいう。

【 0 0 5 0 】

紫色光 V は青色光 B と比較して波長が短いので、観察対象への深達度が小さく、青色光 B に対して相対的に粘膜下の浅い位置 A s にある血管しか写し出せない代わりに、浅い位置 A s にある血管のコントラストは青色光 B を用いる場合よりも大きい。一方、青色光 B は紫色光 V と比較して波長が長いので、観察対象への深達度が大きく、紫色光 V に対して相対的に粘膜下の深い位置 A d にある血管まで写し出せる代わりに、浅い位置 A s にある血管のコントラストは紫色光 V を用いる場合よりも小さい。以上のような血管の深さの違いによる血管コントラストの違いを、紫色光 V から得られる B 1 画像信号と、青色光 B から得られる B 2 画像信号の差分で表したものが、血管深さ特徴量 Z となっている。

【 0 0 5 1 】

散乱特性特徴量算出部 7 4 は、血管深さ特徴量算出部 7 2 で算出した血管深さ特徴量 Z

の補正に用いる散乱特性特徴量 W を算出する。散乱特性特徴量 W は観察対象の散乱特性を反映した特徴量である。この散乱特性特徴量 W は、血管深さ特徴量 Z を含んでいないため、血管深さによる影響を受けない。散乱特性特徴量 W は、さらに酸素飽和度の特徴量も含んでいないため、酸素飽和度による影響を受けない。このような散乱特性特徴量 W を取得するためには、散乱係数が比較的高い帯域の特定画像であって、且つ血管深さや酸素飽和度による血管コントラストの変化が少ない特定画像を少なくとも用いることが好ましい。具体的には、 $430 \sim 520 \text{ nm}$ の第1特定波長域の波長情報を含む特定画像を用いて、散乱特性特徴量 W を算出することが好ましい。

【0052】

$430 \sim 520 \text{ nm}$ の第1特定波長域は、散乱係数が他の帯域と比較的に高い波長域（図5参照）となっている。また、特定の波長域には、血管深さによる血管コントラストの変化が少ない $450 \sim 500 \text{ nm}$ の波長域も含まれている。更には、特定の波長域には、酸化ヘモグロビン HbO_2 の吸光係数と還元ヘモグロビン Hb の吸光係数が等しくなる等吸収波長 450 nm 、 500 nm が含まれている。

【0053】

$430 \sim 520 \text{ nm}$ の第1特定波長域の波長情報を含む画像信号は、B2画像信号とG2画像信号に相当する。しかしながら、B2画像信号及びG2画像信号のいずれも、それら画像信号の取得に用いた青色光B（波長カットフィルタ透過後の青色光B）及び緑色光Gのスペクトル分布に示すように（図3参照）、 $460 \sim 500 \text{ nm}$ 付近の波長情報が他の帯域の波長情報と比較して少なくなっている。この $460 \sim 500 \text{ nm}$ 付近の波長情報の不足は、血管コントラストを向上させることになり、結果として、血管深さの分解能、即ち、血管深さ特徴量 Z がB2画像信号及びG2画像信号に含まれるようになる。

【0054】

そこで、第1実施形態では、散乱特性特徴量算出部74は、まず、下記（式1）に示すように、B2画像信号とG2画像信号に対して重み付け加算を行うことによって、 $460 \sim 500 \text{ nm}$ 付近の波長情報を含む特定画像を生成する。

（式1） $(a \times B2 + (1 - a) \times G2)$ （＝特定画像）

ここで、（式1）の「 a 」は重み付け係数で、 $0 < a < 1$ の範囲である。（式1）の「B2」はB2画像信号の画素値を、「G2」はG2画像信号の画素値を表している。 $460 \sim 500 \text{ nm}$ 付近の波長情報を確実に含むようにするためには、重み付け係数「 a 」を「0」又は「1」から離れた値とすることが好ましい。

【0055】

そして、散乱特性特徴量算出部74は、下記（式2）に示すように、特定画像をG2画像信号で除算した上で対数化することによって、散乱特性特徴量 W を求める。散乱特性特徴量 W は、実質的に短波長域の相対散乱強度を表したものであり、観察対象における光の散乱強度が大きくなる程、大きくなる。

（式2） $1/n \left(\text{特定画像} (a \times B2 + (1 - a) \times G2) / G2 \right)$ （＝散乱特性特徴量 W ）

なお、G2画像信号は、波長域を持つ緑色光Gから得られる画像信号であり、緑色光Gのスペクトル分布（図3参照）を考慮すると、血管深さや酸素飽和度による血管コントラストの変化が少ない画像信号となっている。

【0056】

特徴量補正部76は、散乱特性特徴量 W を用いて、血管深さ特徴量 Z を補正することにより、補正血管深さ特徴量 Za を得る。具体的には、下記（式3）に示すように、血管深さ特徴量 Z に対して、散乱特性特徴量 W に一定の係数 b （ > 0 ）を掛けたものを、補正量として、減算する。

（式3） $Za = Z - b \times W$

上記したように、観察対象の散乱強度が大きくなる程、血管深さ特徴量 Z の値が大きくなる。これに対して、特徴量補正部76では、散乱特性特徴量 W が大きくなる程、血管深さ特徴量 Z に対して減算する補正量が大きくなるようにしている。これにより、血管深さ特

微量Zから散乱特性の影響が排除されるため、補正後の補正血管深さ特徴量Zaは、観察対象の散乱強度によらず、血管深さを正確に表していることになる。

【0057】

低解像度化処理部77は、いわゆるローパスフィルタ（以下、LPFという）であり、特徴量補正部76で補正した補正血管深さ特徴量Zaを低解像度化する。低解像度化処理部77が補正血管深さ特徴量Zaに施す低解像度化処理の強度は、LPFのカットオフ周波数で定まる。LPFのカットオフ周波数は予め設定され、少なくとももとの補正血管深さ特徴量Zaの解像度よりは低解像度化する。

【0058】

画像生成部78は、特殊画像処理部67が受信するB1画像信号またはB2画像信号のいずれかと、低解像度化された補正血管深さ特徴量Zaとを用いて、複数の出力チャンネルを有する画像を生成する。より具体的には、画像生成部78は、輝度チャンネルY（第1チャンネル）と色差に関する二つの色差チャンネルCb, Cr（第2チャンネル及び第3チャンネル）とを有する画像を生成する。

【0059】

画像生成部78は、B1画像信号またはB2画像信号のいずれかを輝度チャンネルYに割り当て、低解像度化された補正血管深さ特徴量Zaを二つの色差チャンネルCb, Crに割り当てることにより、血管の走行パターンに対して、その血管深さに応じた色で強調した血管深さ画像を生成する。本実施形態の場合、輝度チャンネルYにB1画像信号を割り当てるのは、表層血管の中から極表層血管を選び分けて強調するからであり、図10に示すように、B1画像信号とB2画像信号のうち、相対的に短波長帯域の光（紫色光V）に対応し、極表層血管のコントラストが高いB1画像信号を輝度チャンネルYに割り当てる。そして、色差チャンネルCb, Crには補正血管深さ特徴量Zaを割り当てる。また、補正血管深さ特徴量Zaを色差チャンネルCb, Crに割り当てる際には、それぞれ係数αと係数βを乗じる。これは、表層血管等を強調観察する内視鏡システムが表示する画像と色味を揃えるためである。

【0060】

具体的には、表層血管を強調観察する強調観察モードを有する従来の内視鏡システムでは、強調観察モードの場合に、狭帯域の青色光を照射して観察対象を撮像してB画像信号を取得し、かつ、狭帯域の緑色光を照射して観察対象を撮像してG画像信号を取得する。そして、B画像信号を表示用の画像のBチャンネルとGチャンネルに割り当て、G画像信号をRチャンネルに割り当てることにより、粘膜下の深い位置にある中深層血管を緑色系（シアン系）の色にし、粘膜下の浅い位置にある表層血管を赤色系（マゼンタ系）の色にして強調表示する。ITU-R.601では、RGB各画像信号と輝度チャンネルY及び色差チャンネルCb, Crの関係は、下記（式K）、（式L）、及び（式M）で表される。

$$(\text{式K}) Y = 0.299R + 0.587G + 0.114B$$

$$(\text{式L}) Cb = -0.169R - 0.331G + 0.5G$$

$$(\text{式M}) Cr = 0.5R - 0.419G - 0.081B$$

【0061】

そして、色差チャンネルCb, Crの（式L）及び（式M）において、RにGを代入し、GにBを代入すると、（式P）及び（式Q）に示すように色差チャンネルCb, Crを（G-B）で表すことができる。

$$(\text{P}) Cb = -0.169G + 0.169B = 0.169(G - B)$$

$$(\text{Q}) Cr = 0.5G - 0.5B = 0.5(G - B)$$

本実施形態では、極表層血管を抽出及び表示するので、この（G-B）信号に代えて、補正血管深さ特徴量Zaを用いる。すなわち、係数α = 0.169を乗じて補正血管深さ特徴量Zaを色差信号Cbに割り当て、係数β = 0.5を乗じて補正血管深さ特徴量Zaを色差信号Crに割り当てる。これにより、内視鏡システム10では、従来の内視鏡システムとほぼ同配色の画像を表示する。但し、極表層血管と、比較的深い位置にある表層血

10

20

30

40

50

管との色の違いを強調するために、設定等に応じて、上記係数 α 及び係数 β にさらに係数を乗じる場合がある。

【0062】

なお、輝度チャンネルY及び色差チャンネルCb, CrからRGBの血管深さ画像を生成するには、ITU-R.601の逆変換にしたがって、

$$(\text{式S}) R = Y + 1.402 C_r$$

$$(\text{式T}) G = Y - 0.344 C_b - 0.714 C_r$$

$$(\text{式U}) B = Y + 1.772 C_b$$

によって行う。

【0063】

通常画像処理部66が生成する通常画像、及び、特殊画像処理部67が生成する血管深さ画像は、映像信号生成部68に入力される。映像信号生成部68は通常画像や血管深さ画像をモニタ18で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号を用いて、モニタ18は、通常画像や血管深さ画像を表示する。

【0064】

次に、特殊観察モードにおける画像処理の一連の流れを図11に沿って説明する。まず、光源20が第1発光パターンにより紫色光Vを発生し、発生した紫色光Vを観察対象に照射する(S11)。撮像センサ48は、紫色光Vが照射された観察対象を撮像し(S12)、画像信号取得部53は、B1画像信号、G1画像信号、R1画像信号を取得する。

【0065】

次に、光源20が第2発光パターンにより青色光B、緑色光G、赤色光Gの混色光を発生し、発生した青色光B、緑色光G、赤色光の混色光を観察対象に照射する(S13)。撮像センサ48は青色光Bが照射された観察対象を撮像する(S14)。そして、画像信号取得部53は、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を取得する。

【0066】

上記のようにして得られたB1画像信号とB2画像信号は、位置合わせ処理部62で位置合わせされ(S15)、さらに明るさ補正処理部63によって明るさ補正処理が施された後(S16)、特殊画像処理部67に入力される。特殊画像処理部67では、血管深さ特徴量算出部72が、B1画像信号とB2画像信号を用いて、血管深さ特徴量Zを算出する(S17)。算出した血管深さ特徴量Zについては、観察対象の散乱強度が強い場合には、散乱特性による影響を受けて、実際の血管深さとは異なる値となっている。

【0067】

続いて、散乱特性特徴量算出部74が、B2画像信号とG2画像信号を用いて、散乱特性特徴量Wを算出する(S18)。この散乱特性特徴量Wは、血管深さ特徴量Zから散乱特性の影響を排除するための補正に用いられ、血管深さ特徴量又は酸素飽和度の特徴量を含んでいない。そして、特徴量補正部76は、散乱特性特徴量Wを用いて、血管深さ特徴量Zを補正する(S19)。これにより、観察対象の散乱特性の影響が排除され、血管深さを正確に表した補正血管深さ特徴量Zaが得られる。

【0068】

補正血管深さ特徴量Zaが得られた後、さらに低解像度化処理部77によって補正血管深さ特徴量Zaを低解像度化する(S20)。その後、画像生成部78によって、B1画像信号を輝度チャンネルYに割り当て、低解像度化された補正血管深さ特徴量Zaを色差チャンネルCr, Cbを割り当てることにより、血管深さ画像を生成する。生成された血管深さ画像は、モニタ18に表示される(S21)。

【0069】

具体的には、図12に示すように、血管深さ画像90では、極表層血管91がマゼンタ系に着色して表示され、極表層血管よりも深い位置有る表層血管92はシアン系の色に着色して表示される。このため、血管深さ画像90では、極表層血管91と表層血管92とを色で識別可能であり、極表層血管91は表層血管92よりも明るく表示されるため、極表層血管91が観察しやすい状態で表示される。

【0070】

なお、上記実施形態では、画像生成部78は、B1画像信号とB2画像信号のうち相対的に極表層血管のコントラストが高いB1画像信号を輝度チャンネルYに割り当て、かつ、補正血管深さ特徴量Zaを色差チャンネルCb, Crに割り当てることで、極表層血管91を選択的に強調する血管深さ画像を生成しているが、画像生成部78は、比較的深い位置にある表層血管92を強調した特定深さ血管画像を生成しても良い。

【0071】

この場合、血管深さ特徴量算出部72は、上記実施形態とは逆に、対数変換後のB1画像信号からB2画像信号を減算して血管深さ特徴量Zを生成する。この血管深さ特徴量Zについて、特徴量補正部76で補正を行って、補正血管深さ特徴量Zaを得る。そして、

10

【0072】

画像生成部78が、血管深さ画像を生成するときに、B1画像信号とB2画像信号のうちどちらを輝度チャンネルYに割り当てるかを選択できるようにすることが好ましい。例えば、画像生成部78の動作モードに、B1画像信号を輝度チャンネルYに割り当てる第1モードと、B2画像信号を輝度チャンネルYに割り当てる第2モードとを用意しておき、第1モードと第2モードうち選択されたモードで画像を生成するようにしておくことができる。

【0073】

20

また、輝度チャンネルYに割り当てる画像信号を選択可能にする場合には、画像生成部78が輝度チャンネルYに割り当てる画像信号を自動的に選択しても良い。例えば、B1画像信号とB2画像信号とを比較し、画像信号全体または指定された関心領域内のノイズが少ない方の画像信号を自動的に輝度チャンネルYに自動的に割り当てても良いし、画像信号全体または指定された関心領域内のコントラストが高い方の画像信号を輝度チャンネルYに自動的に割り当てても良い。

【0074】

また、上記実施形態では、画像生成部78は、B1画像信号を輝度チャンネルYに割り当て、かつ、補正血管深さ特徴量Zaを色差チャンネルCb, Crに割り当てて、YCbCr形式の血管深さ画像を生成しているが、赤色の出力チャンネル（以下、Rチャンネルという）と緑色の出力チャンネル（以下、Gチャンネルという）と青色の出力チャンネル（以下、Bチャンネルという）を有するRGB形式の画像を生成しても良い。この場合、画像生成部78は、図13に示すように、輝度に最も寄与するGチャンネル（第1チャンネル）にB1画像信号を割り当て、残りのBチャンネル（第2チャンネル）及びRチャンネル（第3チャンネル）に補正血管深さ特徴量Zaを割り当てる。

30

【0075】

上記実施形態では、低解像度化处理部77で用いるLPFのカットオフ周波数は予め設定されているが、LPFのカットオフ周波数を可変にし、LPFのカットオフ周波数を動的に設定することが好ましい。例えば、図14に示すように、低解像度化处理部77に、位置合わせ処理部62からB1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度が入力されるようにする。そして、低解像度化处理部77は、B1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度に応じてLPFのカットオフ周波数（低解像度化処理の強度）を変更する。

40

【0076】

具体的には、B1画像信号とB2画像信号の位置合わせ精度が高いほど、LPFのカットオフ周波数を高周波数に設定して低解像度化処理の強度を小さくし、B1画像信号とB2の位置合わせ精度が低いほど、LPFのカットオフ周波数を低周波数に設定して低解像度化処理の強度を大きくすると良い。こうすると、低解像度化处理部77による補正血管深さ特徴量Zaの低解像度化の程度が最適化され、特定深さの血管（例えば、極表層血管）を適切に強調表示することができる。

【0077】

50

なお、血管深さ画像を静止画として表示または保存する場合、L F Pのカットオフ周波数は、生成する血管深さ画像の解像度を基準として、少なくともナイキスト周波数の1 / 8以下の周波数を残す範囲内で設定することが好ましい。

【0078】

上記変形例では、位置合わせ処理部62の位置合わせ処理の精度に応じて、低解像度化処理部77が低解像度化処理の強度を調節しているが、これとは逆に、低解像度化処理部77が行う低解像度化処理の強度に応じて、位置合わせ処理部62が位置合わせ処理の精度を調節しても良い。この場合、位置合わせ処理部62は、L P Fのカットオフ周波数が大きく、低解像度化処理の強度が小さく設定されているほど、B 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせ精度を高く設定する。

10

【0079】

位置合わせ処理部62が行うB 1画像信号とB 2画像信号との位置合わせ処理の精度は可変にし、血管深さ画像の静止画を表示または保存する場合と、血管深さ画像の動画を表示する場合とで位置合わせ処理の精度を変えることが好ましい。例えば、モニタ18に特定深さ血管画像で構成される動画を表示する場合には、位置合わせ処理部62は、特定深さ血管画像の静止画をモニタ18に表示する（あるいは保存する）場合よりも低い第1精度で、B 1画像信号とB 2画像信号との位置合わせをする。

【0080】

これとは逆に、特定深さ血管画像の静止画をモニタ18に表示する場合、位置合わせ処理部62は、特定深さ血管画像の動画をモニタ18に表示する場合よりも高い第2精度で、B 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせをする。こうすると、動画表示時には、色ずれが目立たない範囲内で高速に血管深さ画像を生成することができ、かつ、色ずれが目立ちやすい静止画の取得時には、色ずれがない血管深さ画像を生成することができる。

20

【0081】

また、位置合わせ処理部62は、生成する血管深さ画像の大きさによって、B 1画像信号とB 2画像信号との位置合わせ精度を変更しても良い。例えば、生成する血管深さ画像が大きい場合には、僅かな位置ずれも目立つので、位置合わせ処理部62は高精度にB 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせをし、生成する血管深さ画像が小さい場合には、位置ずれは目立ち難いので、低精度でB 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせをする。

【0082】

これとは逆に、位置合わせ処理部62は、生成する血管深さ画像が大きい場合に低精度でB 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせをし、生成する血管深さ画像が小さい場合には高精度でB 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせをしても良い。こうすると、プロセッサ装置16の処理負担を最適化することができる。

30

【0083】

上記のように、位置合わせ処理部62が動画表示時と静止画取得時とで位置合わせ処理の精度を変更する場合や血管深さ画像の大きさに応じて位置合わせ精度を変更する場合に、低解像度化処理部77は位置合わせ精度によってL P Fのカットオフ周波数を変更することが好ましい。例えば、動画表示時には、位置合わせ処理部62はB 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせ精度を低下させ、その代わりに、低解像度化処理部77ではL P F

40

【0084】

また、静止画取得時には、位置合わせ処理部62は、B 1画像信号とB 2画像信号の位置合わせ精度を上げ、その代わりに、低解像度化処理部77ではL F Pのカットオフ周波数を高周波側にシフトさせると良い。すなわち、動画表示時にはプロセッサ装置16の処理負担が小さい低解像度化処理部77のL P Fを優先し、静止画取得時には位置合わせ処理部62による正確な位置合わせを優先すると良い。なお、位置合わせ処理部62は、動画表示時にはB 1画像信号とB 2画像信号との位置合わせを行わず、静止画取得時にだけB 1画像信号とB 2画像信号との位置合わせを行っても良い。

【0085】

50

上記実施形態では、低解像度化処理部 77 は、LPF によって補正血管深さ特徴量 Z_a を低解像度化しているが、LPF の代わりに、補正血管深さ特徴量 Z_a を縮小し、その後元の大きさにまで拡大することでも低解像度化することができる。このように、補正血管深さ特徴量 Z_a を縮小及び拡大して低解像度化する場合、補正血管深さ特徴量 Z_a の縮小時には、エリアジングの少ない縮小方法を採用することが好ましい。例えば、面積平均法によって縮小した後、キュービックスプライン補間によって拡大して、補正血管深さ特徴量 Z_a を低解像度化することができる。

【0086】

上記実施形態のように、極表層血管、表層血管のように組織表層に分布する血管に対して、血管深さによって区別して強調表示する場合には、使用する 2 波長の照明光の波長帯域は、紫色光 V や青色光 B のように、ともに波長 500 nm 以下の範囲内であることが好ましい。一方、組織中層や組織深層に分布する血管に対して、血管深さに応じて区別して強調表示をする場合には、使用する 2 波長の照明光の波長帯域は、ともに 500 nm 以上であることが好ましい。

【0087】

[第2実施形態]

第1実施形態では、特殊観察モードにおいて、血管深さ特徴量 Z の算出及び補正に必要な画像信号を得るために、第1発光パターンで紫色光 V を発光し、第2発光パターンで青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の混色光を発光しているが、第2実施形態では、図15に示すように、第1発光パターンでは第1実施形態と同様に紫色光 V を発光する一方で、第2発光パターンでは青色光 B を発光させず、緑色光 G 及び赤色光 R を発光させる。

【0088】

したがって、第1発光パターンで紫色光 V を観察対象に照射して撮像することにより得られ画像信号のうち B1 画像信号については、第1実施形態と同様、紫色光 V に対応する波長情報が含まれている。これに対して、第2発光パターンで緑色光 G 及び赤色光 R を観察対象に照射して撮像することにより得られる画像信号のうち、B2 画像信号は緑色光 G の 480 ~ 560 nm の光に対応する波長情報のみを含むとともに、G2 画像信号は緑色光 G の光に対応する波長情報のみを含んでいる。一方、R2 画像信号については、第1実施形態と同様である。

【0089】

以上のように、B2 画像信号は、480 ~ 560 nm の光に対応する波長情報のみ含まれるので、第1実施形態のように、青色光 B に対応する波長情報をも含む B2 画像信号と比較して、表層血管の情報が少なくなっている。また、B2 画像信号は、酸素飽和度の影響も受けにくくなっている。これは、G2 画像信号についても、B2 画像信号と同様、表層血管の情報が少なく、酸素飽和度の影響を受けにくくなっている。

【0090】

第2実施形態では、第1実施形態と同様に、B1 画像信号と B2 画像信号とを用いて、血管深さ特徴量算出部 72 によって、血管深さ特徴量 Z を算出する。この血管深さ特徴量 Z の算出に用いる B2 画像信号には、上記したように、表層血管の情報が少ないため、血管深さ特徴量 Z は、表層血管よりも浅い位置ある極表層血管の情報がほとんどである。そして、第1実施形態と同様、B2 画像信号と G2 画像信号とを用いて、散乱特性特徴量算出部 74 により、散乱特性特徴量 W を算出する。散乱特性特徴量 W は、上記(式2)に示すように、B2 画像信号と G2 画像信号とを重み付け加算して得られる特定画像を、G2 画像信号で除算することにより得られる。そして、特徴量補正部 76 は、第1実施形態と同様の方法で、散乱特性特徴量 W を用いて、血管深さ特徴量 Z を補正する。これにより、補正血管深さ特徴量 Z_a が得られる。

【0091】

なお、散乱特性特徴量 W については、上記したように、散乱係数が比較的高い帯域の波長情報を含み、且つ血管深さや酸素飽和度の特徴量による血管コントラストの変化を少なくするために、480 ~ 520 nm の第2特定波長域の波長情報を含むことが好ましい。

第2実施形態では、B2画像信号とG2画像信号との重み付け加算の際に、緑色光Gのうち480～520nmの第2特定波長域の光に対応する波長情報を含むB2画像信号の重み付けを大きくするために、重み付け係数「a」を「1」に近づけることが好ましい。

【0092】

[第3実施形態]

第1実施形態では、B2画像信号とG2画像信号との重み付け加算により、散乱係数が比較的高い帯域の波長情報を含み、且つ血管深さや酸素飽和度による血管コントラストの変化が少ない430～520nmの特定波長域の特定画像を生成しているが、第3実施形態では、青色光Bと緑色光Gの間に波長域を持つ青緑色光Bxを発光させることで、B2画像信号とG2画像信号の重み付け加算を行うことなく、特定画像を生成する。

10

【0093】

第3実施形態では、図16に示すように、第1発光パターンでは第1実施形態と同様に紫色光Vを発光する一方で、第2発光パターンでは、青色光B、緑色光G及び赤色光Rの混色光に加えて、中心波長470±10nmの青緑色光Bxを発光させる。青緑色光Bxについては、青色光Bと同様、LEDから発光してもよく、LD(Laser Diode)により発光してもよい。

【0094】

したがって、第1発光パターンで紫色光Vを観察対象に照射して撮像することにより得られ画像信号のうちB1画像信号については、第1実施形態と同様、紫色光Vに対応する波長情報が含まれている。これに対して、第2発光パターンで、青色光B、青緑色光Bx、緑色光G及び赤色光Rを観察対象に照射して撮像することにより得られる画像信号のうち、B2画像信号は、青色光Bに対応する波長情報及び緑色光Gの480～560nmの光に対応する波長情報に加えて、青緑色光Bxに対応する波長情報も含まれている。G2画像信号については、青色光Bのうち450～500nmまでの光に対応する波長情報及び緑色光Gに対応する波長情報に加えて、青緑色光Bxに対応する波長情報も含まれている。一方、R2画像信号については、第1実施形態と同様である。

20

【0095】

そして、第3実施形態では、散乱特性特徴量算出部74は、B2画像信号からなる特定画像をG2画像信号で除算することにより、散乱特性特徴量Wを算出する。なお、散乱特性特徴量Wの算出以外の血管深さ特徴量Zの算出及び補正については、第1実施形態と同様である。

30

【0096】

[第4実施形態]

上記第1～第3実施形態では、複数色の半導体光源を用いて発光を行っているが、第4実施形態では、キセノンランプなどの広帯域光源及び回転フィルタを用いて、複数色の発光を行う。第4実施形態では、図17に示すように、光源20には、広帯域光源101と回転フィルタ102とを備える。広帯域光源101は、キセノンランプ、ハロゲンランプ、白色LEDなどであり、青色帯域から赤色帯域に及ぶ白色の広帯域光を発生する。回転フィルタ102は、広帯域光源101が発する広帯域光の光路中に回転自在に配置され、広帯域光の波長帯域を制限してライトガイド41に入射させる。

40

【0097】

図18に示すように、回転フィルタ102は、通常観察モード用フィルタ110と特殊観察モード用フィルタ111と有している。通常観察モード用フィルタ110は、赤色光Rを透過する赤色フィルタ(R)110aと、緑色光Gを透過する緑色フィルタ(G)110bと、青色光Bを透過する青色フィルタ(B)110cとを有する。これらフィルタ110a～110cを透過する赤色光R、緑色光G、青色光Bは、上記第1～第3実施形態で示した赤色光R、緑色光G、青色光Bの波長帯域と同じであることが好ましい。

【0098】

特殊観察モード用フィルタ111は、紫色光を透過する紫色フィルタ(V)111aと、青色光を透過する青色フィルタ(B)111bと、緑色光Gを透過する緑色フィルタ(G)111cとを有する。

50

G) 1 1 1 c と、赤色光 R を透過する赤色フィルタ (R) 1 1 1 d とを有する。回転フィルタ 1 0 2 は、セットされたモードに応じて、通常観察モード用フィルタ 1 1 0 または特殊観察モード用フィルタ 1 1 1 を広帯域光の光路中に配置される。

【 0 0 9 9 】

また、回転フィルタ 1 0 2 は、セットされたモードに応じて、撮像センサ 4 8 の撮像のフレームに同期して回転される。通常観察モードにセットされた場合には、回転フィルタ 1 0 2 の回転に同期して、赤色光 R、緑色光 G、青色光 B が順次照射され、各色の光が照射される毎に撮像が行われる。ここで、赤色光 R の照射時に得られる画像信号は、R c 画像信号に対応し、緑色光 G の照射時に得られる画像信号は G c 画像信号に対応し、青色光 B の照射時に得られる画像信号は B c 画像信号に対応する。

10

【 0 1 0 0 】

一方、特殊観察モードにセットされた場合には、回転フィルタ 1 0 2 の回転に同期して、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R が順次照射され、各色の光が照射される毎に撮像が行われる。ここで、紫色光 V の照射時に得られる画像信号は、B 1 画像信号に対応している。青色光 B の照射時に得られる画像信号は B 2 画像信号に略対応し、緑色光 G の照射時に得られる画像信号は G 2 画像信号に略対応し、赤色光 R の照射時に得られる画像信号は、R 2 画像信号に略対応している。なお、第 4 実施形態では、撮像センサ 4 8 として、カラーの撮像センサの代わりに、モノクロの撮像センサを用いてもよい。

【 0 1 0 1 】

[第 5 実施形態]

20

なお、上記第 1 ~ 第 4 実施形態では、内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して、被検体内の照明及び撮像を行っているが、第 5 実施形態では、図 1 9 に示すように、被験者が口から飲み込んで使用されるカプセル内視鏡 2 0 0 を用いて、被検体内の照明及び撮像を行う。

【 0 1 0 2 】

カプセル内視鏡 2 0 0 は、光源 2 0 2 と光源制御部 2 0 3 と、撮像センサ 2 0 4 と、信号処理部 2 0 6 と、送受信アンテナ 2 0 8 とを備えている。光源 2 0 2 は、上記各実施形態の光源 2 0 と同様に構成される。光源制御部 2 0 3 は、光源制御部 2 2 と同様にして光源 2 0 2 の駆動を制御する。この光源 2 0 2 の駆動に合わせて、撮像センサ 2 0 4 が観察対象の撮像を行う。撮像により得られた画像信号は、信号処理部 2 0 6 に送られる。

【 0 1 0 3 】

30

また、カプセル内視鏡 2 0 0 は、送受信アンテナ 2 0 8 によって無線でカプセル内視鏡用プロセッサ装置 (図示せず) と接続されている。カプセル内視鏡用プロセッサ装置は、カプセル内視鏡 2 0 0 からの信号を受信する受信部 (図示せず) を備えている以外は、プロセッサ装置 1 6 とほぼ同様である。信号処理部 2 0 6 で受信した画像信号は、送受信アンテナ 2 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

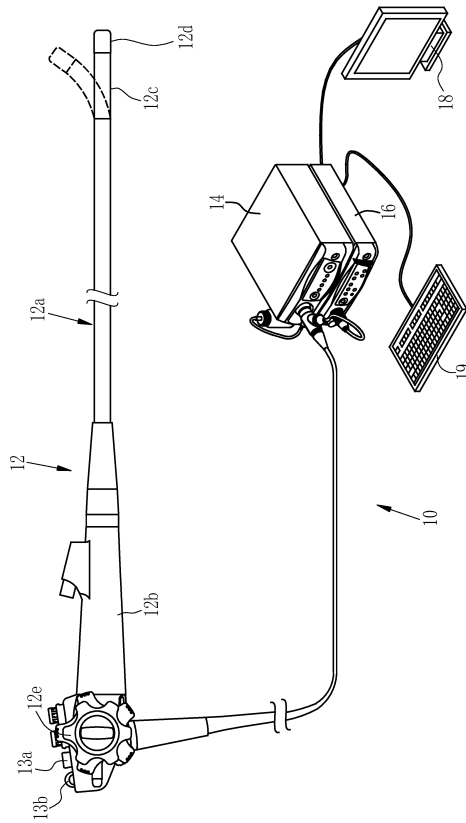
- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 2 c 湾曲部
- 1 2 d 先端部
- 1 2 e アングルノブ
- 1 3 a スイッチ
- 1 3 b ズーム操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 モニタ
- 1 9 コンソール

40

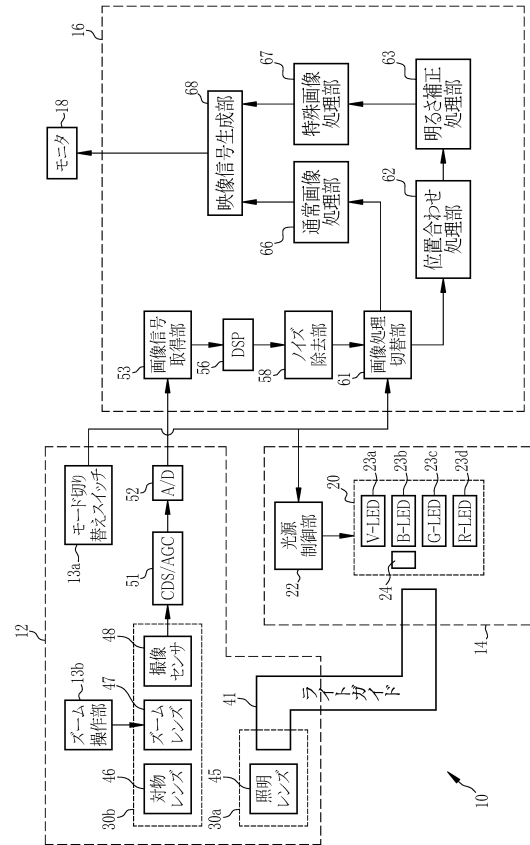
50

2 0	光源	
2 2	光源制御部	
2 3 a	V - L E D	
2 3 b	B - L E D	
2 3 c	G - L E D	
2 3 d	R - L E D	
2 4	波長カットフィルタ	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮像光学系	
4 1	ライトガイド	10
4 5	照明レンズ	
4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8	撮像センサ	
5 1	回路	
5 2	A / D コンバータ	
5 3	画像信号取得部	
5 6	D S P	
5 8	ノイズ除去部	
6 1	画像処理切替部	20
6 2	位置合わせ処理部	
6 3	明るさ補正処理部	
6 6	通常画像処理部	
6 7	特殊画像処理部	
6 8	映像信号生成部	
7 2	特徴量算出部	
7 4	散乱特性特徴量算出部	
7 6	特徴量補正部	
7 7	低解像度化処理部	
7 8	画像生成部	30
9 0	血管深さ画像	
9 1	極表層血管	
9 2	表層血管	
1 0 1	広帯域光源	
1 0 2	回転フィルタ	
1 1 0	通常観察モード用フィルタ	
1 1 0 a	赤色フィルタ (R)	
1 1 0 b	緑色フィルタ (G)	
1 1 0 c	青色フィルタ (B)	
1 1 1	特殊観察モード用フィルタ	40
1 1 1 a	紫色フィルタ (V)	
1 1 1 b	青色フィルタ (B)	
1 1 1 c	緑色フィルタ (G)	
1 1 1 d	赤色フィルタ (R)	
2 0 0	カプセル内視鏡	
2 0 2	光源	
2 0 3	光源制御部	
2 0 4	撮像センサ	
2 0 6	信号処理部	
2 0 8	送受信アンテナ	50

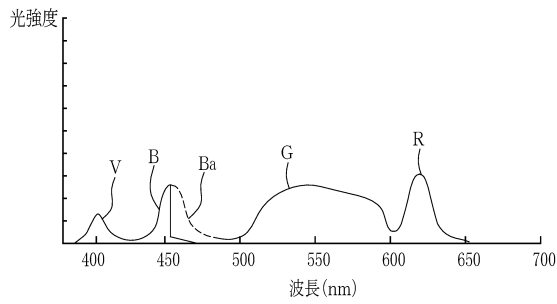
【図 1】



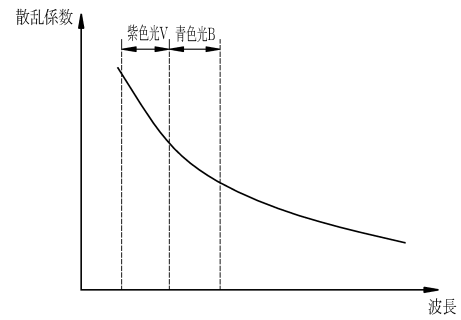
【図 2】



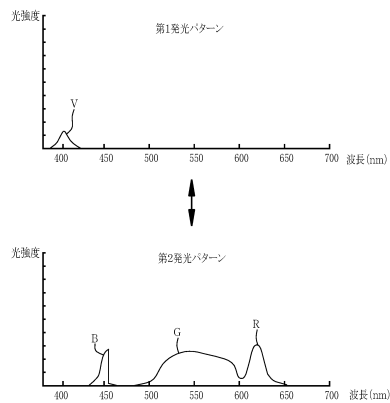
【図 3】



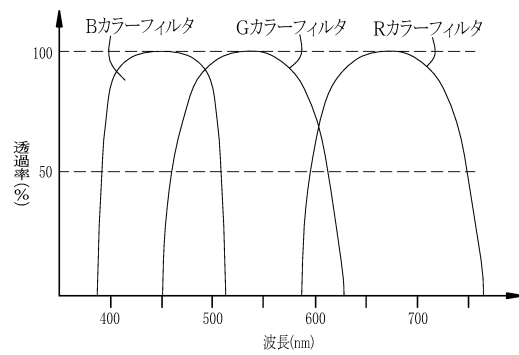
【図 5】



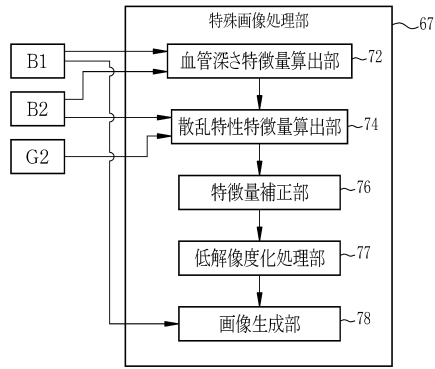
【図 4】



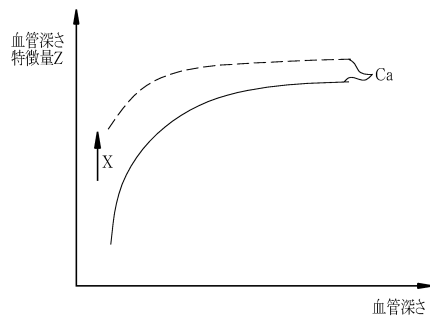
【図 6】



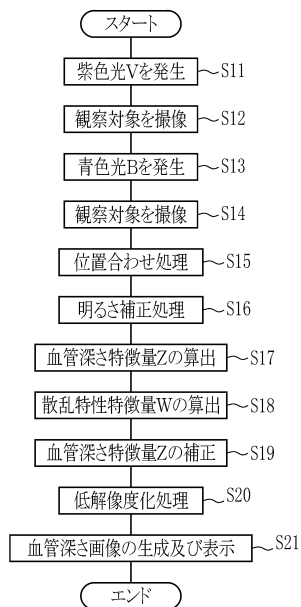
【図 7】



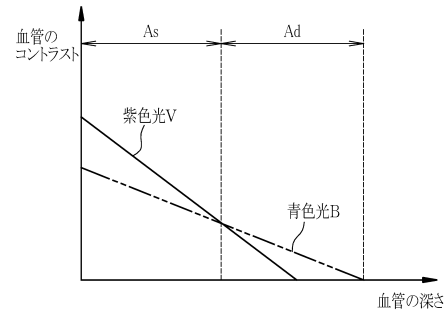
【図 8】



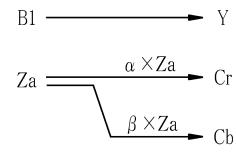
【図 11】



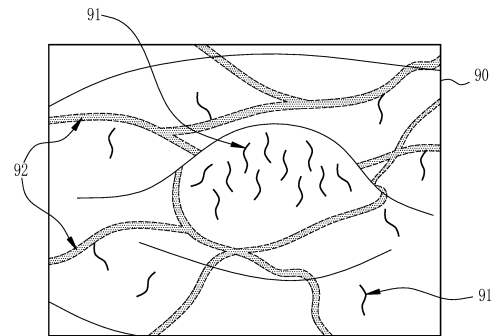
【図 9】



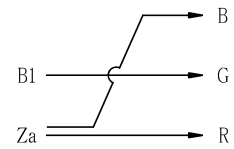
【図 10】



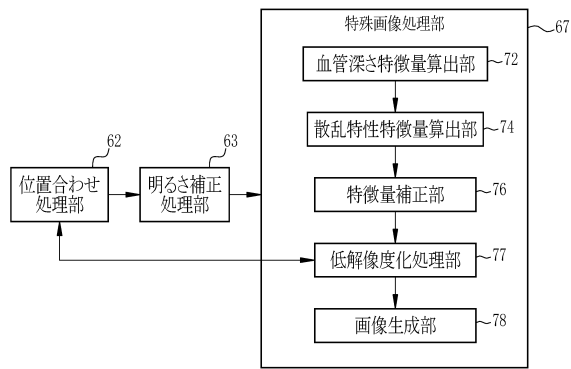
【図 12】



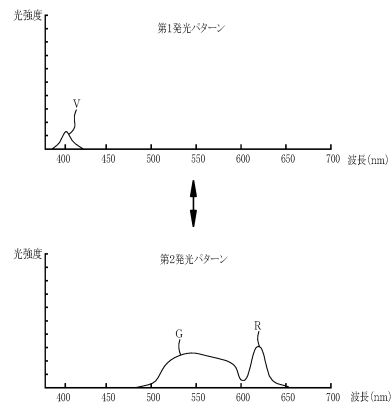
【図 13】



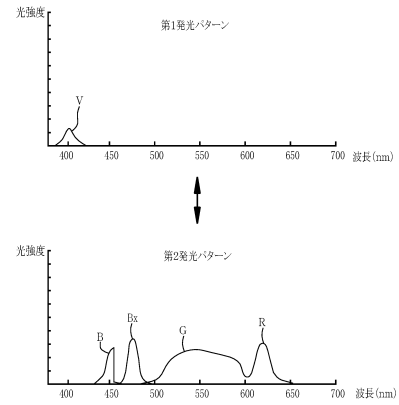
【図14】



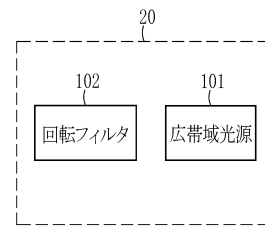
【図15】



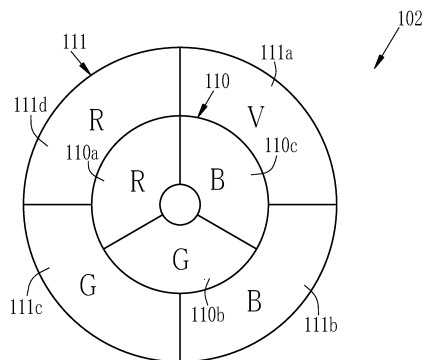
【図16】



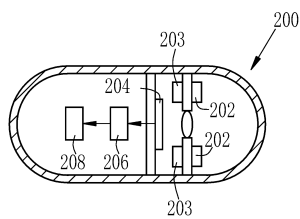
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2016/147435(WO, A1)

特開2016-077756(JP, A)

特開2015-070946(JP, A)

特開2012-152333(JP, A)

特開2002-034893(JP, A)

国際公開第95/012349(WO, A1)

(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，处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP6576895B2	公开(公告)日	2019-09-18
申请号	JP2016192057	申请日	2016-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	齋藤孝明		
发明人	齋藤 孝明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B5/1459 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/041 A61B5/0084 G02B23/2461 G02B26/008 G01N21/00 H04N7/18 A61B1/05 A61B1/0676 A61B5/02007 A61B5/6876 A61B90/37 A61B2017/00243		
FI分类号	A61B1/00.550 A61B1/04 A61B5/1459 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.619 A61B1/045.622 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA07 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD02 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/SS21 4C161/TT01 4C161/WW08 5C054/CC07 5C054/FB03 5C054/FC00 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2018051065A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜系统，处理器设备以及操作内窥镜系统的方法，该内窥镜系统，处理器设备以及操作内窥镜系统的方法能够准确地索引观察对象的组织内的血管的深度，而与观察对象的散射特性无关。血管深度特征量计算单元 (72) 计算血管深度特征量 (Z)。散射特征量计算单元 (74) 计算不包括血管深度特征量并且反映观察对象中的散射特征的散射特征量 (W)。特征量校正单元 (76) 根据散射特征量 (W) 校正血管深度特征量 (Z)，以获得校正后的血管深度特征量 (Za)。显示单元 (18) 基于校正后的血管深度特征量 (Za) 显示血管深度图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6576895号 (P6576895)
(45) 発行日 令和1年9月18日 (2019. 9. 18)		(24) 登録日 令和1年8月30日 (2019. 8. 30)	
(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00 5 5 0	
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)		A 6 1 B 1/04	
A 6 1 B 5/1459 (2006. 01)		A 6 1 B 5/1459	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		G 0 2 B 23/24	
H 0 4 N 7/18 (2006. 01)		H 0 4 N 7/18 B M	
		請求項の数 15 (全 23 頁)	
(21) 出願番号	特願2016-192057 (P2016-192057)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成28年9月28日 (2016. 9. 29)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(65) 公開番号	特開2018-51065 (P2018-51065A)	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(43) 公開日	平成30年4月5日 (2018. 4. 5)	(72) 発明者	齋藤 孝明 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
審査請求日	平成30年8月1日 (2018. 8. 1)	審査官	亀澤 智博

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法

最終頁に続く