

(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2012-170770

(P2012-170770A)

(43) 公開日 平成24年9月10日(2012.9.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2011-38269 (P2011-38269)
 (22) 出願日 平成23年2月24日 (2011.2.24)

(71) 出願人 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 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (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

最終頁に続く

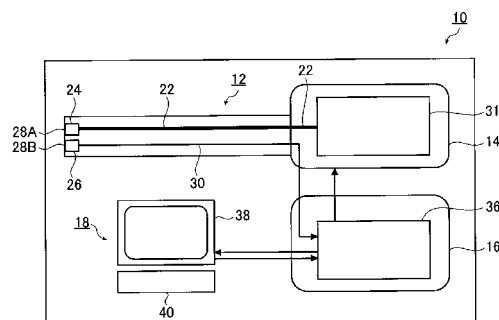
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 1枚の撮像画像の中に近位から撮像した部分と遠位から撮像した部分との両方が混在する場合でも、操作者が撮像画像の調整をする必要がなく、病変部や表層微細血管等の内視鏡観察に最適かつ明るい撮像画像を得る。

【解決手段】 被写体に対して照明光を照射する光源手段14、24と、被写体である生体からの戻り光により、撮像画像を撮像し、撮像画像信号を出力する撮像手段26と、撮像画像の各画素の濃度を算出する濃度算出手段と、撮像画像に所定の画像処理を施す画像処理手段36と、を有し、画像処理手段36は、少なくとも撮像画像の各画素の濃度に応じて、被写体における生体の構造・成分の検出及び強調度を変化させるように、撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置10を提供することで上記課題を解決する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光量の調整が可能であり、被写体に対して照明光を照射する光源手段と、
前記照明光の前記被写体である生体からの戻り光により、撮像画像を撮像し、撮像画像信号を出力する撮像手段と、
前記撮像画像信号に基づいて前記撮像画像の各画素の濃度を算出する濃度算出手段と、
前記撮像画像に所定の画像処理を施す画像処理手段と、を有し、
該画像処理手段は、少なくとも前記撮像画像の各画素の濃度に応じて、前記被写体における生体の構造・成分の検出及び強調度を変化させるように、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記画像処理手段は、所定の周波数帯域を強調する周波数帯域強調部を備え、
該周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて強調する周波数帯域を変化させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記周波数帯域強調部は、前記濃度が大きくなるに従って前記強調度を弱くし、前記濃度が小さくなるに従って、前記強調度を強くすることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて強調する前記周波数帯域の帯域幅を変化させることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて、強調する前記周波数帯域の中心を変更させることを特徴とする請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

光量の調整が可能であり、被写体に対して照明光を照射する光源手段と、
前記照明光の前記被写体である生体からの戻り光により、撮像画像を撮像し、撮像画像信号を出力する撮像手段と、
前記撮像画像信号に基づいて前記撮像画像の各画素の濃度を算出する濃度算出手段と、
前記照明光の光量と、前記撮像画像の所定部分の前記撮像画像信号から得られる前記戻り光の光量とからなる光量情報を算出する光量算出手段と、
前記撮像画像に所定の画像処理を施す画像処理手段と、を有し、
該画像処理手段は、前記撮像画像の各画素の濃度と前記光量情報とに応じて、前記被写体における生体の構造・成分の検出及び強調度を変化させるように、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置。

30

【請求項 7】

前記画像処理手段は、距離推定部を備え、
前記撮像画像の各画素の濃度と前記光量情報とに基づいて、前記距離推定部によって、前記撮像画像の各画素の距離を推定し、前記撮像画像の各画素の距離に応じて、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡装置。

40

【請求項 8】

前記画像処理手段は、所定の周波数帯域を強調する周波数帯域強調部を備え、
該周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の距離に応じて強調する周波数帯域を変化させることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

さらに、前記撮像画像信号から前記撮像画像の低周波成分を抽出して低周波撮像画像を生成し、低周波撮像画像信号を出力する低周波成分抽出手段を有し、
前記濃度算出手段において、前記撮像画像信号の代わりに前記低周波撮像画像信号を用いることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

50

【請求項 10】

前記光源手段は、可視領域を含む広い波長帯域を持つ広帯域光を出射する第1の光源部と、

被写体とする生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光を出射する第2の光源部と、

前記第1の光源部及び第2の光源部からの発光、照射光量、及び光量比を制御する光源制御部と、を備えることを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、白色照明光等の広帯域光を用いた通常光観察はもちろん、特定の狭帯域光を用いた特殊光観察を行うことのできる内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、特定の狭い波長帯域光（狭帯域光）を生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、いわゆる特殊光観察を行うことのできる内視鏡装置が活用されている。この種の内視鏡装置は、例えば粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の表層微細構造、病変部の強調等、通常観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。例えば、観察対象が癌病変部である場合、青色（B）の狭帯域光を粘膜組織に照射すると組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

【0003】

特殊光観察の場合、画像処理において、G画像信号をR画像データに割り付け、B画像信号をG画像データ及びB画像データに割り付け、3chカラー画像データからなる疑似カラー画像を生成し、モニタ等に表示している。

その結果、モニタ等に表示された疑似カラー画像は、主として表層組織の情報を含むB画像信号（B狭帯域データ）を多く含んでいるため、表層組織の微細血管や微細構造の状態がより詳細に表現されたものとなり、表層組織の微細血管や微細構造が観察しやすくなることが知られている（特許文献1及び2参照）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特許第3559755号公報

【特許文献2】特許第3607857号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

以上のような特殊光観察はもちろん、通常光観察においても、病変組織と照明光の照射位置との距離が近い場合には、明るく見えやすい組織表層の微細血管や微細構造を画像化できるが、距離が離れるにつれて光量が足りなくなり、暗くて見えにくくなるという問題が存在する。

【0006】

また、前述のとおり病変組織と照明光の照射位置との距離が変化し、被写体組織の拡大率が変更されることで、撮像素子に投影される血管の画素サイズが変化すると、表層微細血管を認識し難くなる問題が存在する。

【0007】

さらに、撮影位置が離れると、一本一本の表層微細血管ではなく、ブラウニッシュ領域と呼ばれる表層微細血管の密集した領域、そのひとつひとつの塊が観察対象となり、撮像画像に対して適用すべき画像処理が異なるが、これらの画像処理の切替は、一般的に手動で行われており、必ずしも適切な画像強調が行われなれないといった問題がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

また、内視鏡観察において、内視鏡の先端が消化器粘膜等の被写体組織に対して垂直でない場合や、消化管に対して内視鏡を挿入/抜去しながら観察する際には、同一の撮像画像上に異なる距離が存在することとなり、撮像画像上の一部分において適切な画像処理（例えば、画像強調）が行われたとしても、その他の大部分において適切な画像処理が行われない。

この場合、距離を変えながら観察するか、撮像画像に対して掛ける処理を変えながら観察するしかなく、撮像画像の観察に非常に手間が掛かる。

【 0 0 0 9 】

本発明の目的は、通常光観察と特殊光観察とのどちらにおいても、操作者が撮像画像を観察しつつ意図的に特殊光及び白色照明光の照射光量、発光比率及び画像処理の調整をする必要なく、また、同一の撮像画像上に内視鏡先端からの距離が異なる部分が存在していても、それらの距離に応じて撮像画像に適した画像処理が行われ、表層微細血管等の生体の構造・成分の観察に関して最適かつ明るい撮像画像を得ることができる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するために、本発明は、光量の調整が可能であり、被写体に対して照明光を照射する光源手段と、前記照明光の前記被写体である生体からの戻り光により、撮像画像を撮像し、撮像画像信号を出力する撮像手段と、前記撮像画像信号に基づいて前記撮像画像の各画素の濃度を算出する濃度算出手段と、前記撮像画像に所定の画像処理を施す画像処理手段と、を有し、該画像処理手段は、少なくとも前記撮像画像の各画素の濃度に応じて、前記被写体における生体の構造・成分の検出及び強調度を変化させるように、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

また、前記画像処理手段は、所定の周波数帯域を強調する周波数帯域強調部を備え、該周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて強調する周波数帯域を変化させることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、前記周波数帯域強調部は、前記濃度が大きくなるに従って前記強調度を弱くし、前記濃度が小さくなるに従って、前記強調度を強くさせることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

また、前記周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて強調する前記周波数帯域の帯域幅を変化させることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

前記周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて、強調する前記周波数帯域の中心を変更させることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

また、本発明は、光量の調整が可能であり、被写体に対して照明光を照射する光源手段と、前記照明光の前記被写体である生体からの戻り光により、撮像画像を撮像し、撮像画像信号を出力する撮像手段と、前記撮像画像信号に基づいて前記撮像画像の各画素の濃度を算出する濃度算出手段と、前記照明光の光量と、前記撮像画像の所定部分の前記撮像画像信号から得られる前記戻り光の光量とからなる光量情報を算出する光量算出手段と、前記撮像画像に所定の画像処理を施す画像処理手段と、を有し、該画像処理手段は、前記撮像画像の各画素の濃度と前記光量情報とに応じて、前記被写体における生体の構造・成分の検出及び強調度を変化させるように、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【 0 0 1 6 】

また、前記画像処理手段は、距離推定部を備え、前記撮像画像の各画素の濃度と前記光量情報とに基づいて、前記距離推定部によって、前記撮像画像の各画素の距離を推定し、

10

20

30

40

50

前記撮像画像の各画素の距離に応じて、前記撮像画像に対する周波数処理条件を変更することが好ましい。

【0017】

また、前記画像処理手段は、所定の周波数帯域を強調する周波数帯域強調部を備え、該周波数帯域強調部は、前記撮像画像の各画素の濃度に応じて強調する周波数帯域を変化させることが好ましい。

【0018】

さらに、前記撮像画像信号から前記撮像画像の低周波成分を抽出して低周波撮像画像を生成し、低周波撮像画像信号を出力する低周波成分抽出手段を有し、前記濃度算出手段において、前記撮像画像信号の代わりに前記低周波撮像画像信号を用いることが好ましい。

10

【0019】

また、前記光源手段は、可視領域を含む広い波長帯域を持つ広帯域光を出射する第1の光源部と、被写体とする生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光を出射する第2の光源部と、前記第1の光源部及び第2の光源部からの発光、照射光量、及び光量比を制御する光源制御部と、を備えることが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明の内視鏡装置によれば、撮像画像の各画素の濃度情報を算出し、濃度情報に基づいてその周波数処理条件を変更するので、例えば、病変部を拡大して、もしくは近位から撮像し、表層微細血管を観察する場合も、病変部を遠位から撮像し、表層微細血管の密集したブラウニッシュ領域を観察する場合も、そして、1枚の撮像画像の中にこれら近位から撮像した部分と遠位から撮像した部分との両方が混在する場合も、操作者が撮像画像を観察しつつ意図的にこれらの光源の発光条件及び撮像画像の周波数処理条件の調整や変更をする必要がなく、通常光観察の場合はもちろん、病変部や表層微細血管等の特殊光観察の場合においても、最適かつ明るい撮像画像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の内視鏡装置の全体構成の一実施例を模式的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置の第1実施形態の詳細構成を含む各部の信号処理系を示すブロック図である。

30

【図3】図2に示す内視鏡装置の光源装置に用いられる、青紫色レーザ光源から出射される青紫色レーザ光(405nmレーザ光(A))の発光スペクトルと、青色レーザ光源及び蛍光体からなる白色光源から出射される白色光(B)の発光スペクトルとを示すグラフである。

【図4】本発明の内視鏡装置において、消化管に対して内視鏡を挿入/抜去した際に観察される撮像画像の一例である。

【図5】(A)は、濃度等に応じて帯域幅を変える場合、(B)は、濃度等に応じて中心周波数を変える場合、(C)は、濃度等に応じて強調周波数を変える場合、の周波数帯域フィルタの変化の一例であり、(D)は、片側が開いている周波数帯域フィルタの変化の一例である。

40

【図6】図4に示す撮像画像に、周波数帯域フィルタを適用した場合の撮像画像の一例である。

【図7】図1に示す内視鏡装置で実施される内視鏡観察において、照射光量を調整し、撮像画像信号を再取得するまでのフローの一実施例を示すフローチャートである。

【図8】図1に示す内視鏡装置の第1実施形態で実施される内視鏡観察において、撮像画像信号を再取得した後のフローの一実施例を示すフローチャートである。

【図9】図1に示す内視鏡装置の第2実施形態の詳細構成を含む各部の信号処理系を示すブロック図である。

【図10】図1に示す内視鏡装置の第2実施形態で実施される内視鏡観察において、撮像

50

画像信号を再取得した後のフローの一実施例を示すフローチャートである。

【図 1 1】図 1 に示す内視鏡装置の第 3 実施形態の詳細構成を含む各部の信号処理系を示すブロック図である。

【図 1 2】図 1 に示す内視鏡装置の第 3 実施形態で実施される内視鏡観察において、撮像画像信号を再取得した後のフローの一実施例を示すフローチャートである。

【図 1 3】図 2、図 9、図 1 1 に示すブロック図が低周波成分抽出部を備えた場合の部分抜粋図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明に係る内視鏡装置を、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

図 1 は、本発明の内視鏡装置の全体構成の一実施例を模式的に示すブロック図であり、図 2 は、本発明の内視鏡装置のプロセッサの第 1 実施形態の詳細構成を含む各部の信号処理系を示すブロック図である。

【0023】

図 1 に示すように、本発明の内視鏡装置 10 は、内視鏡 12 と、光源装置（後述する蛍光体 24 と共に、本発明の光源手段を構成する）14 と、プロセッサ 16 と、入出力部 18 とを有する。ここで、光源装置 14 及びプロセッサ 16 は、内視鏡 12 の制御装置を構成し、内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続され、プロセッサ 16 と電気的に接続される。また、プロセッサ 16 は、入出力部 18 と電気的に接続される。そして、入出力部 18 は、画像情報等を出力表示する表示部（モニタ）38、画像情報等を出力する記録装置 42（図 2 参照）、及び通常光モードや特殊光モードなどのモード切替や機能設定等の入力操作を受け付ける UI（ユーザインタフェース）として機能する入力部（モード切替部）40 を有する。

【0024】

内視鏡 12 は、その先端から照明光を出射する照明光学系と、被観察領域を撮像する撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。なお、図示しないが、内視鏡 12 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部と、内視鏡挿入部の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部と、内視鏡 12 を制御装置の光源装置 14 及びプロセッサ 16 に着脱自在に接続するコネクタ部を備える。さらに、図示はしないが、操作部及び内視鏡挿入部の内部には、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【0025】

内視鏡 12 の先端部分には、図 1 に示すように、被観察領域へ光を照射する照射口 28 A に、詳細は後述するが、照明光学系を構成し、白色光源を構成する蛍光体 24 を有し、照射口 28 A に隣接する受光部 28 B に被観察領域の画像情報を取得する CCD（Charge Coupled Device）イメージセンサや CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の撮像素子（センサ。本発明における撮像手段）26 が配置されている。内視鏡 12 の照射口 28 A には、照射光学系を構成するカバーガラスやレンズ（図示せず）が配置され、受光部 28 B には、照明光学系を構成するカバーガラスやレンズ（図示せず）が配置され、受光部 28 B の撮像素子 26 の受光面には撮像光学系を構成する対物レンズユニット（図示せず）が配置される。

【0026】

内視鏡挿入部は、操作部の操作により湾曲自在にされ、内視鏡 12 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向及び任意の角度に湾曲でき、照射口 28 A 及び受光部 28 B を、すなわち撮像素子 26 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

なお、撮像素子 26 は、受光領域にカラーフィルタ（例えば、RGB カラーフィルタや補色フィルタ）を備えたカラー撮像センサや補色センサであるのが好ましいが、RGB カラー撮像センサがより好ましい。

【0027】

10

20

30

40

50

本発明は、通常光観察であっても特殊光観察であってもその発明の本質に影響はないため、照射光量の調整が可能であれば、特に光源手段に関して限定する必要はない。なお、図2（後述する図9、図11も同様）に示す光源装置14は、発光源31として、白色光源として用いられる中心波長445nmの青色レーザ光源（445LD）32と、特殊光モードにおいて特殊光光源として用いられる中心波長405nmの青紫色レーザ光源（405LD）34とを発光源として備えている。よって、後述する蛍光体24と協働して、特殊光と通常光との両方を照射することが可能である。

【0028】

445LD32は本発明の第1の光源部を構成し、405LD34は本発明の第2の光源部を構成する。なお、405LD34からの中心波長405nmの青紫色レーザ光は、生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて、好ましくは合致して狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光であるので、生体の構造・成分の検出能が優れている。

10

【0029】

これら445LD32及び405LD34からの発光は、光源制御部48（図2参照）により個別に制御されており、445LD32及び405LD34の発光条件、すなわち445LD32の出射光と、405LD34の出射光の光量比（発光比率）は変更自在になっている。

【0030】

445LD32及び405LD34は、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイオードやGaAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

20

【0031】

これら445LD32及び405LD34から出射されるレーザ光は、集光レンズ（図示せず）により、それぞれ光ファイバ22に入力され、合波器（図示せず）を介してコネクタ部に伝送される。なお、本発明は、これに限定されず、合波器を用いずに各光源32、34からの各レーザ光を直接コネクタ部に送出する構成であってもよい。

【0032】

中心波長445nmの青色レーザ光及び中心波長405nmの青紫色レーザ光が合波され、コネクタ部まで伝送されたレーザ光は、照明光学系を構成する光ファイバ22によって、それぞれ内視鏡12の先端部まで伝播される。そして、青色レーザ光は、内視鏡12の先端の、光ファイバ22の光出射端に配置された蛍光体24を励起して蛍光光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体24を透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体24をほとんど励起させることなく透過して、狭帯域波長の照明光（いわゆる狭帯域光）となる。

30

【0033】

光ファイバ22は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

【0034】

蛍光体24は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色~黄色に励起発光（蛍光発光）する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM（BaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザ光を励起光とする緑色~黄色の蛍光光と、蛍光体24により吸収されずに透過した青色レーザ光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光となる。本実施形態のように、半導体発光素子を励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

40

【0035】

上記の蛍光体24は、レーザ光の可干渉性により生じるスペckルに起因して、撮像の障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、

50

蛍光体 24 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填材となる固定・固化用樹脂との屈折率差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0036】

図3は、405LD34からの青紫色レーザ光と、445LD32からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体24により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。青紫色レーザ光は、中心波長405nmの輝線(プロファイルA)で表され、本発明の狭帯域光であり、特殊光(白色光と混合した特殊光の場合はその一部を構成する)である。また、青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体24からの励起発光光は、概ね450nm~700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルBによって、上述した白色光が形成され、通常光とされる。

10

【0037】

ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限定されず、上述した疑似白色光を始めとして、R、G、B等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

【0038】

この内視鏡装置10では、プロファイルAとプロファイルBとの発光強度を光源制御部48により相対的に増減制御して、任意の輝度バランスの照射光を生成することができる。なお、本発明の内視鏡装置10において、通常光モードでは、プロファイルBの光のみが用いられ、特殊光モードでは、プロファイルA及びBが重畳された光が用いられる。

20

【0039】

上述したように、445LD32からの青色レーザ光と蛍光体24からの励起発光光による白色光(プロファイルB)、及び405LD34からの青紫色レーザ光による狭帯域光(プロファイルA)からなる照明光は、内視鏡12の先端部の照射口28Aから被写体の被観察領域に向けて照射される。そして、照明光が照射された被観察領域からの戻り光が、受光部28Bを介して撮像素子26の受光面上に結像され、撮像素子26によって被観察領域が撮像される。

30

撮像後に撮像素子26から出力される撮像画像の画像信号(撮像画像信号)は、スコープケーブル30を通じてプロセッサ16の画像処理システム36に入力される。

【0040】

次に、こうして撮像素子26によって撮像され、出力された撮像画像信号は、プロセッサ16の画像処理システム36を含む信号処理系において画像処理され、モニタ38や記録装置42に出力され、ユーザの観察に供される。

【0041】

また、図2に示す本発明の内視鏡装置のプロセッサの第1実施形態の詳細構成を含む各部の信号処理系について詳述する。

同図に示すように、内視鏡装置10の信号処理系は、内視鏡12の信号処理系と、光源装置14の信号処理系と、プロセッサ16の信号処理系(画像処理システム36)と、入出力部18のモニタ38、入力部(モード切替部)40及び記録装置42と、を有する。

40

【0042】

内視鏡12の信号処理系は、撮像後に撮像素子26からの撮像画像信号の信号処理系として、アナログ信号である撮像画像信号に相関二重サンプリング(CDS)や自動利得制御(AGC)を行うためのCDS・AGC回路44と、CDS・AGC回路44でサンプリングと利得制御が行われたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換するA/D変換器(A/Dコンバータ)46とを有する。A/D変換器46でA/D変換されたデジタル画像信号は、コネクタ部を介してプロセッサ16の画像処理システム36に入力される。

また、光源装置14の信号処理系は、445LD32及び405LD34のオンオフ制

50

御及び光量制御を行う光源制御部 4 8 を有する。

【 0 0 4 3 】

ここで、光源制御部 4 8 は、内視鏡装置 1 0 の稼働開始に伴う光源オン信号に応じて 4 4 5 L D 3 2 及び 4 0 5 L D 3 4 を点灯し、また、モード切替部 4 0 からの通常光モードと特殊光モードとの切替信号に応じて 4 0 5 L D 3 4 のオンオフ制御を行う。

また、光源制御部 4 8 は、後述する光量算出部（本発明における光量算出手段）5 0 から算出された撮像画像信号に基づく B 光、G 光及び R 光の光量等やプロファイル A 及びプロファイル B の発光強度等に応じて、4 4 5 L D 3 2 及び 4 0 5 L D 3 4 の発光強度、すなわち光源 3 2 及び 3 4 に流す電流値を変えることで、それらの出射光量、つまり、光源装置 1 4 からの照明光の照射光量を制御する。

10

【 0 0 4 4 】

また、原則として、撮像に適した照射光量が得られるように、後述する光量算出部 5 0 において、例えば、撮像画像における所定部分（所定画素）の撮像画像信号を用いて戻り光の光量が算出され、戻り光の光量が所定の範囲となるように、光源制御部 4 8 が光源 3 2 及び 3 4 を制御する。つまり、後述する光量算出部 5 0 は、光源制御部 4 8 を制御するために自動露出の情報を算出し、光量算出部 5 0 と光源制御部 4 8 とによって自動露出（A E）が行われる。

【 0 0 4 5 】

なお、ここで自動露出の情報とは、撮像の際の露出を自動的に決定するためのパラメータであり、撮像素子 2 6 で検出される撮像画像の所定部分の戻り光の光量を基準に決定される。動画撮影においても、撮像素子 2 6 の蓄積時間（R G B カラーフィルタに対応する C C D や C M O S の蓄積時間）に応じて定まる 1 フレーム当たりの撮影時間における戻り光の光量によって決定される。

20

【 0 0 4 6 】

さらに、プロセッサ 1 6 の信号処理系は、画像処理システム 3 6（図 1 参照）であって、光量算出部 5 0 と、D S P（デジタルシグナルプロセッサ）5 2 と、ノイズ除去回路 5 4 と、濃度算出部（本発明における濃度算出手段）5 5 と、画像処理切替部（スイッチ）6 0 と、画像処理部（本発明における画像処理手段）6 2 と、画像表示信号生成部 6 6 と、を有する。

光量算出部 5 0 は、内視鏡 1 2 の A / D 変換器 4 6 からコネクタを介して入力された撮像画像信号を用いて、前述のとおり、撮像素子 2 6 で受光した戻り光の光量を算出する。

30

【 0 0 4 7 】

また、光量算出部 5 0 は、さらに、光源制御部 4 8 を通じて、光源光量、すなわち 4 4 5 L D 3 2 からの青色レーザ光の光量（発光強度）や、この青色レーザ光による蛍光体 2 4 からの白色光の光量（励起発光光の示す分光強度分布）や、4 0 5 L D 3 4 からの青紫色レーザ光の光量（発光強度）等を算出し、これらから光源装置 1 4 から被写体へ向けた照明光の照射光量と、4 4 5 L D 3 2 と 4 0 5 L D 3 4 との光量比（4 0 5 L D / 4 4 5 L D の発光比率）とを算出する。

そして、光量算出部 5 0 は、前述のとおり算出された戻り光の光量及び照射光量を前述の自動露出の情報として光源制御部 4 8 を制御し、また、必要に応じて、光量比から C D S ・ A G C 回路 4 4 のホワイトバランスゲインを調整する。

40

【 0 0 4 8 】

D S P 5 2 は、光量算出部 5 0 で照射光量及び戻り光の光量が検出された後、A / D 変換器 4 6 から出力されたデジタル画像信号にガンマ補正、色補正処理を行う。

ノイズ除去回路 5 4 は、D S P 5 2 でガンマ補正、色補正処理が施されたデジタル画像信号から、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等の画像処理におけるノイズ除去方法を行ってノイズを除去する。

こうして、内視鏡 1 2 からプロセッサ 1 6 に入力されたデジタル画像信号は、D S P 5 2 及びノイズ除去回路 5 4 でガンマ補正、色補正処理及びノイズ除去等の前処理がなされる。

50

【0049】

次に、濃度算出部55は、ノイズ除去回路54においてノイズ除去された撮像画像信号から、その撮像画像の各画素の濃度を算出する。具体的には、例えば、図4に示す撮像画像から、各画素におけるR光画像信号、G光画像信号及びB光画像信号、それぞれの強度を算出し、それらを足し合わせることで各画素の濃度とする。

濃度算出部55は、撮像画像の各画素の濃度を濃度情報として後述する画像処理部62の構造強調部74へ出力する。

【0050】

画像処理切替部60は、後述するモード切替部40の指示(切替信号)に基づいて前処理されたデジタル画像信号を後段の画像処理部62の色変換部68に送るか、画像処理部62の特殊光色変換部70に送るかを切り替えるスイッチである。

なお、本発明においては、区別のため、画像処理部62による画像処理前のデジタル画像信号を画像信号といい、画像処理前後のデジタル画像信号を画像データと呼ぶこととする。

【0051】

画像処理部62は、405LD34からの青紫色レーザ光(プロファイルA)、並びに445LD32及び蛍光体24からの白色光(プロファイルB)による前処理済デジタル画像信号に適した画像処理を施す部分であって、色変換部68と、特殊光色変換部70と、色彩強調部72と、構造強調部74とを有する。

【0052】

色変換部68は、前処理済のRGB3チャンネルのデジタル画像信号に、3×3のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などの色変換処理を行い、色変換処理済RGB画像データに変換する。

【0053】

特殊光色変換部70は、入力された前処理済のRGB3チャンネルのデジタル画像信号のG画像信号に所定係数を掛けてR画像データに割り付け、同B画像信号にそれぞれ所定係数を掛けてG画像データ及びB画像データに割り付け、RGB画像データを生成した後、生成されたRGB画像データに、色変換部68と同様に3×3マトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などの色変換処理を行う。

【0054】

色彩強調部72は、画面内の血管と粘膜との彩度に差をつけて、血管を見易くなるように強調するためのものである。例えば、色変換処理済RGB画像データに対して、画面全体の彩度の平均値をみて、その彩度の平均値より血管と粘膜との彩度に差をつける方向に強調する処理を行う。

【0055】

構造強調部74は、色彩強調処理済RGB画像データに対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。

また、構造強調部74は、周波数帯域強調部76を備え、前述の構造強調処理の一種として、前述の濃度算出部55からの撮像画像の各画素の濃度情報に基づき、周波数帯域強調部76において、前述の色彩強調処理済RGB画像データに対して、周波数帯域強調処理を行う。

【0056】

周波数帯域強調部76の周波数強調処理は、撮像画像データに所定の周波数帯域フィルタを適用することで行う。各画素の濃度に応じて異なる周波数帯域フィルタを適用することで、撮像画像が目的に合致するようによりよく強調することができる。

また、異なる周波数帯域フィルタを適用した複数枚の撮像画像を作成し、各画素の濃度に応じて複数枚の撮像画像を合成してもよい。

【0057】

適用する周波数帯域フィルタは、例えば、図5(A)に示すように、画素濃度に応じてフィルタの帯域幅を広げてもよい。例えば、濃度が濃い(暗い)場合は、帯域幅を広くし

10

20

30

40

50

、濃度が薄い（明るい）場合は、帯域幅を狭くしてもよい。

【 0 0 5 8 】

また、図 5（B）に示すように、画素濃度に応じてフィルタの中心周波数を変更してもよい。例えば、濃度が濃い場合は、中心周波数を高くし、濃度が薄い場合は、中心周波数を低くしてもよい。

【 0 0 5 9 】

さらにまた、図 5（C）に示すように、画素濃度に応じてフィルタの強調度を変更してもよい。例えば、濃度が濃い場合は、周波数強調フィルタの強調度を弱くし、濃度が薄い場合は、周波数強調フィルタの強調度を強くしてもよい。

【 0 0 6 0 】

これら帯域幅、中心周波数及び強調度は、濃度に応じて段階的に変化させてもよく、また、連続的に変化させてもよい。

また、これらは組み合わせられて変化されてもよい。例えば、濃度が濃い場合は、帯域幅を広くし、中心周波数を高くし、強調度を弱くしてもよく、濃度が薄い場合は、帯域幅を狭くし、中心周波数を低くし、強調度を強くしてもよい。

【 0 0 6 1 】

また、周波数帯域フィルタは、図 5（D）のように、片側が開いているものでもよい。図 5（D）のフィルタも、前述の図 5（A）～（C）と同様に、強調度が変化したり、周波数帯域を移動したりしてもよい。

なお、濃度の薄い、濃い、低濃度、中濃度及び高濃度等の判断は、例えば、撮像画像全体の画素濃度の平均値を基準に判断してもよく、また、平均値とは別に、予め画素濃度の基準値を設けておいてもよい。

【 0 0 6 2 】

周波数帯域フィルタ適用の具体例としては、撮像画像において、画素濃度が比較的低濃度である領域は、内視鏡先端と被写体との距離が十分近く、拡大観察をしていると考えられる。そのため、表層微細血管を撮影対象として想定でき、細かい表層微細血管の構造が細い線として個々に分離できるように、高周波の部分を強調できる周波数帯域フィルタが前述の R G B 画像データに適用される。

【 0 0 6 3 】

また、例えば、撮像画像において、画素濃度が中濃度の領域については、内視鏡先端が被写体から少し離れ、前述の拡大観察より多少光量が必要な近景観察をしていると考えられる。そのため、表層微細血管の細かい構造を撮影対象とするよりも、もう少し大きな微細血管の 1 つ 1 つを撮影対象として想定でき、表層微細血管の雰囲気強調できるように、中周波部分を強調できる周波数強調フィルタを前述の R G B 画像データに適用する。

【 0 0 6 4 】

さらに、撮像画像において、画素濃度が高濃度の領域については、内視鏡先端が被写体から離れ、更に多くの光量が必要な遠景観察をしていると考えられるため、1 つ 1 つの表層微細血管ではなく、表層微細血管が密集し、塊として存在する、茶色がかったブラウニッシュ領域と呼ばれる領域を撮影対象として想定できる。

【 0 0 6 5 】

ブラウニッシュ領域と呼ばれる領域は、早期ガンで想定されるものであり、1 mm 程度のものが多いが、中には、2 mm、3 mm のものもある。この周波数帯域を強調しようとして、例えば、帯域幅の狭い周波数帯域フィルタを用いると、このフィルタの周波数帯域から少しでも外れたブラウニッシュ領域は全く強調されないこととなる。

よって、様々な大きさのブラウニッシュ領域全てを強調するためには、帯域幅の大きい、又は、片側が大きく開いた周波数帯域フィルタを用いるのが良い。

【 0 0 6 6 】

構造強調部 7 4 の周波数帯域強調部 7 6 で、前述の画素ごとの濃度情報に基づいて、最適な周波数強調処理が施された R G B 画像データは、画像処理済 R G B 画像データとして画像処理部 6 2 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

10

20

30

40

50

【0067】

画像表示信号生成部66は、画像処理部62から入力された画像処理済RGB画像データを、モニタ38でソフトコピー画像として表示するための、又は記録装置42でハードコピー画像として出力するための表示画像信号に変換する。

【0068】

モニタ38は、通常光モードでは、白色光を照射して撮像素子26で得られ、プロセッサ16で前処理及び通常光画像処理がなされた表示画像信号に基づく通常観察用画像をソフトコピー画像として表示し、特殊光モードでは、白色光に加え、特殊光を照射して撮像素子26で得られ、プロセッサ16で前処理及び特殊光画像処理がなされた表示画像信号に基づく特殊光観察画像をソフトコピー画像として表示する。

10

モニタ38には、図6に示すような、画素濃度に応じて周波数帯域フィルタを適用され、目的に合致した構造強調処理がなされた撮像画像が表示される。

【0069】

記録装置42も、通常光モードでは、白色光を照射して得られた通常観察画像をハードコピー画像として出力し、特殊光モードでは、白色光及び特殊光を照射して得られた特殊光観察画像をハードコピー画像として出力する。

なお、必要に応じて、画像表示信号生成部66で生成された表示画像信号は、画像情報として、図示しないが、メモリやストレージ装置からなる記録装置42に記録されてもよい。

【0070】

20

一方、モード切替部40は、通常光モードと特殊光モードとを切り替えるためのモード切替ボタンを有し、モード切替部40からのモード切替信号は、光源装置14の光源制御部48に入力される。ここで、モード切替部40は、入出力部18の入力部40として配置されているが、プロセッサ16、内視鏡12の操作部、または光源装置14に配置されてもよい。なお、モード切替部40からの切替信号は、光源制御部48及び画像処理切替部60へ出力される。

本発明の内視鏡装置の第1実施形態は、基本的に以上のように構成される。

【0071】

以下に、本発明の内視鏡装置の第1実施形態の動作を、図7及び図8のフローチャートを用いて説明する。

30

本発明は、通常光観察と特殊光観察とを問わない。よって、例えば、特殊光観察を行う場合を例に挙げて説明する。

【0072】

本実施形態においては、まず通常光モードで通常光観察が行われているものとする。445LD32が点灯され、白色光による撮像画像データについて、画像処理部62で通常光画像処理が行われているものとする。

【0073】

ここで、ユーザによって特殊光モードへの切替が行われる。ユーザがモード切替部40を操作することでモード切替信号(特殊光ON)が出力され、画像処理切替部60において、画像処理が特殊光モードに切り替えられる。

40

【0074】

次いで、光源装置14の光源制御部48にもモード切替信号が入力され、光源制御部48によって405LD34が点灯され、被写体に向けて白色光と狭帯域光とが混合された照明光が照射される(S10)。

【0075】

照明光は被写体によって反射され、その戻り光が撮像素子26により撮像画像信号として取得される(S12)。

【0076】

次に、撮像素子26によって取得された撮像画像信号は、ホワイトバランスゲインを調整され、デジタルデータに変換された後、光量算出部50に送られる。光量算出部50に

50

において、その撮像画像の所定部分の撮像画像信号に基づいて戻り光の光量が算出される（S14）。

【0077】

光量算出部50で算出された戻り光の光量が、撮像のために必要な所定の範囲にない場合は、光量算出部50より、光源制御部48に指示が出され、光源制御部48によって、照射光量の調整が行われる（S16）。戻り光の光量が足りない場合は、光源制御部48に照射光量を上げる旨の指示がなされ、戻り光の光量が多すぎる場合は、光源制御部48に照射光量を下げ旨の指示がなされる。

【0078】

なお、光量算出部50は、光源制御部48から、光源装置14の照射光量の情報、つまり、445LD32と405LD34との出射光量、及びそれらの光量比の情報をも取得する。また、前述の出射光量、及び光量比の情報、並びに戻り光の光量から、CDS・AGC回路44のホワイトバランスゲインが調整されてもよい。

照射光量の調整が行われた後、再度、撮像素子26により撮像画像信号が取得される（S18）。

【0079】

撮像画像信号が再取得されると、濃度算出部55は、撮像画像信号に基づくRGB画像から、各画素の濃度を算出する。算出された各画素の濃度の情報は、画像処理部62の構造強調部74の周波数帯域強調部76へ出力される（S20）。

【0080】

そして、濃度算出部55で算出された各画素の濃度に基づいて、撮像画像データに対する画像処理が変更される。画像処理の変更は、画像処理部62の構造強調部74において、撮像画像データに適用される周波数処理条件を変更することで行われる。

具体的には、構造強調部74の周波数帯域強調部76において、前述の撮像画像の各画素の濃度に応じて、画素ごとに周波数帯域フィルタが設定される（S22）。

【0081】

内視鏡観察において得られた撮像画像データは、画像処理部62へ出力され、色変換部68又は特殊光色変換部70、及び色彩強調部72を通して前述の画像処理を施され、構造強調部74に入力される。構造強調部74に入力された撮像画像データは、周波数帯域強調部76において、前述のとおり、画素ごとに設定された周波数帯域フィルタが適用される（S24）。

【0082】

画像処理部62において、各画素の濃度に応じた周波数強調フィルタを適用され、画像処理された撮像画像データは、画像表示信号生成部66へ出力される。画像表示信号生成部66は、該画像情報から画像表示信号を生成し、出力する。

出力された該画像表示信号は、内視鏡観察画像としてモニタ38で表示され、記録装置42で記録される（S26）。

【0083】

以上により、各画素の濃度に応じて適切な周波数処理がなされた撮像画像を表示することができる。

以上が本発明の内視鏡装置の第1実施形態の動作である。

【0084】

次に、本発明の内視鏡装置の第2実施形態について、第1実施形態との相違点を中心に説明する。

本発明の内視鏡装置の第2実施形態と、第1実施形態との違いは、画像処理における強調周波数を設定する際に、濃度情報（撮像画像の各画素の濃度）のみではなく、光量算出部50において光量情報（照明光の照射光量、戻り光の光量、光源が複数ある場合には、それらの光量比。前述の自動露出の情報を含む）を算出し、濃度情報と共に光量情報も考慮することで強調周波数を設定する点にある。

【0085】

10

20

30

40

50

よって、内視鏡装置の第2実施形態と第1実施形態との装置構成の違いは、図9に示すとおり、前述の濃度算出部55からの各画素の濃度情報と共に、光量算出部50から撮像画像信号における光量情報が構造強調部74へ出力される点にある。

【0086】

構造強調部74の周波数帯域強調部76では、光量算出部50からの光量情報と、濃度算出部55からの濃度情報とに基づいて、第1実施形態よりもより正確に、周波数帯域フィルタの設定を行う。

被写体の色について考慮しなければ、「光量情報」と「濃度情報（画素値）」との積は撮像画像の各画素の距離と比例関係にあると考えられるため、第1実施形態より適切な周波数帯域フィルタの設定を行うことができ、より適切な周波数処理がなされた撮像画像を得ることができる。

以上が、本発明の第2実施形態の第1実施形態との構成上の相違点である。

【0087】

また、本発明の内視鏡装置の第2実施形態の動作についても、第1実施形態との相違点を中心に説明する。

本発明の第2実施形態の動作は、図7に示すステップについては同じである。第2実施形態は、図8に示すステップの代わりに、図10に示すステップをとる。

【0088】

図10において、ステップS120は、図8のステップS20と同じであるため、説明を省略する。

また、本発明は、前述のとおり、光量算出部50において、撮像画像信号から戻り光の光量を、また、光源制御部48から照明光の照射光量（光源が複数ある場合は、光量比を含む）を、光量情報としてそれぞれ算出する（S115）。

次に、光量算出部50から撮像画像の光量情報を取得し、また、濃度算出部55から撮像画像の濃度情報を取得して、周波数帯域強調部76において、濃度情報と光量情報とに基づいて周波数帯域フィルタの設定を行う（S122）。濃度情報のみで強調周波数の設定を行う第1実施形態と比較してより適切な強調周波数の設定を行うことができる。

【0089】

なお、ステップS124、ステップS126は、図8のステップS24、ステップS26と同様であるため、説明を省略する。

これにより、撮像画像の光量情報及び濃度情報に応じた適切な周波数処理がなされた撮像画像を表示することができる。

以上が本発明の内視鏡装置の第2実施形態である。

【0090】

次に、本発明の内視鏡装置の第3実施形態について、第2実施形態との相違点を中心に説明する。

本発明の内視鏡装置の第3実施形態と、第2実施形態との違いは、画像処理における周波数帯域フィルタを設定する際に、濃度情報と光量情報とから各画素の距離を推定し、各画素の距離に応じて周波数帯域フィルタを設定する点にある。

【0091】

よって、内視鏡装置の第3実施形態と第2実施形態との装置構成の違いは、図11に示すとおり、距離推定部59を備え、前述の濃度算出部55からの各画素の濃度情報と共に、光量算出部50から光量情報が距離推定部59へ出力され、距離推定部59において、光量情報と濃度情報とから各画素の距離が推定され、推定された各画素の距離の情報が構造強調部74の周波数帯域強調部76へ出力され、周波数帯域強調部76において各画素の距離に応じて周波数帯域フィルタが設定される点にある。

ここで各画素の距離とは、内視鏡先端から各画素に対応する被写体部分までの距離をいう。

【0092】

距離推定部59における各画素の距離の推定は、まず始めに、光量情報により撮像画像

10

20

30

40

50

における所定画素（所定部分）までの距離が推定される。ここで光量情報とは、A Eの制御情報である撮像画像信号における所定部分の戻り光の光量であり、また、照明光の照射光量と、戻り光の光量との比を含む情報である。内視鏡観察においては、内視鏡自身が照射する照明光以外の光源が存在しないため、照明光の照射光量と戻り光の光量とから被写体（所定部分）までの距離が推定できる。

次に、撮像画像において、前述の各画素の濃度によって、距離が推定された所定画素と他の画素との濃度差を算出する。所定画素と他の画素との濃度差に基づいて、所定画素を基準として各画素の距離を推定することができる。

距離推定部59において推定された各画素の距離は、構造強調部74の周波数帯域強調部76へ出力される。

【0093】

構造強調部74の周波数帯域強調部76では、推定された各画素の距離に応じて、周波数帯域フィルタを設定する。周波数帯域フィルタの設定は、第1実施形態及び第2実施形態と同様であるが、より精度の高く周波数帯域フィルタの設定をすることができる。

以上が、内視鏡装置の第3実施形態の構成上の相違点である。

【0094】

また、本発明の内視鏡装置の第3実施形態の動作についても、第2実施形態との相違点を中心に説明する。

本発明の第3実施形態の動作は、図7に示すステップについては同じである。第3実施形態は、第2実施形態の図10に示すステップの代わりに、図12に示すステップをとる。

【0095】

図12において、ステップS215、S220、S224、S226は、図10のステップS115、S120、S124、S126と同じである。よって、説明を省略する。第3実施形態と第2実施形態との違いは、ステップS122とステップS221及びステップS223とである。

本発明は、前述のとおり、まず、光量算出部50から前述の光量情報を取得し、また、濃度算出部55から撮像画像の濃度情報を取得して、距離推定部59において、濃度情報と光量情報とに基づいて撮像画像における各画素の距離を推定する（S221）。

【0096】

距離推定部59において推定された各画素の距離は、構造強調部74へ出力され、構造強調部74の周波数帯域強調部76において、推定された各画素の距離に基づいて周波数帯域フィルタの設定を行う（S223）。各画素の距離を推定し、距離に応じて周波数帯域フィルタを設定することで、第1実施形態及び第2実施形態と比較して、より精度の高く周波数帯域フィルタの設定をすることができる。

以上が本発明の第3実施形態に係る内視鏡装置である。

【0097】

なお、図13に示すとおり、第1～第3実施形態において、濃度算出部55の手前に、撮像画像信号の低周波成分を抽出する低周波成分抽出部（本発明における低周波成分抽出手段）57を備え、低周波成分抽出部57によって抽出された低周波画像信号に基づいて撮像画像の各画素の濃度情報を算出する構成を備えてもよい。低周波成分を抽出して画像を作成することで、血管部分の強調された撮像画像を得ることができる。

【0098】

以上、本発明の内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよい。

【符号の説明】

【0099】

- 10 内視鏡装置
- 12 内視鏡

10

20

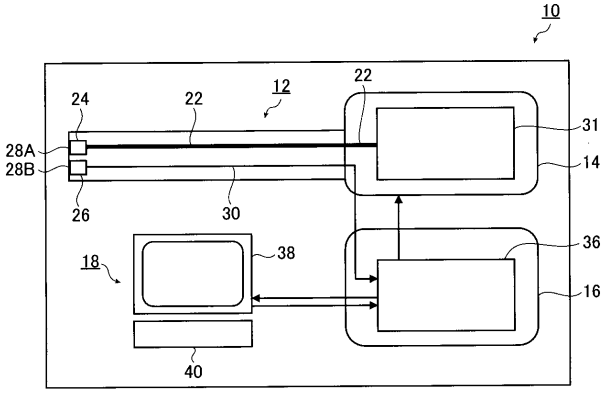
30

40

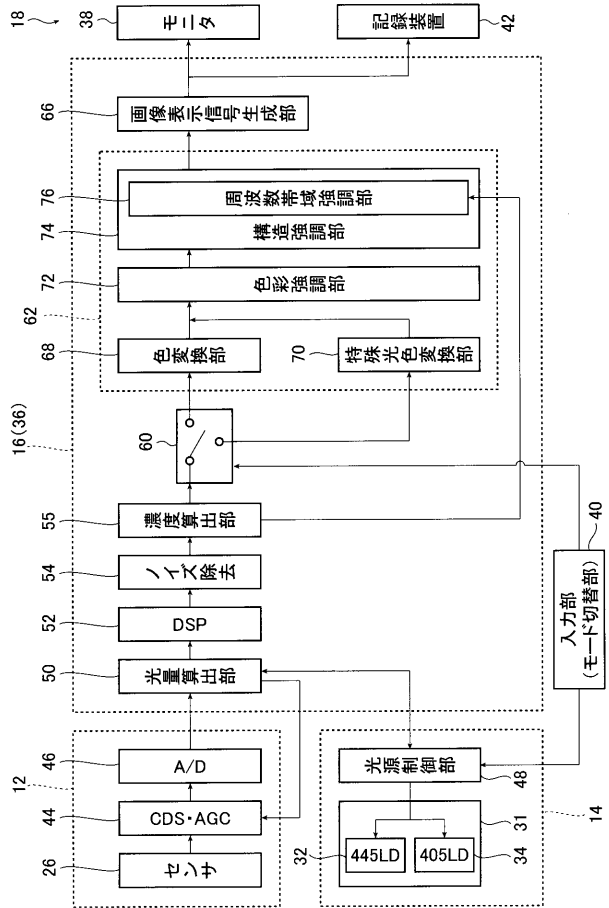
50

1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ	
1 8	入出力部	
2 2	光ファイバ	
2 4	蛍光体	
2 6	撮像素子 (センサ)	
2 8 A	照射口	
2 8 B	受光部	
3 0	スコープケーブル	
3 2	青色レーザ光源 (4 4 5 L D)	10
3 4	青紫色レーザ光源 (4 0 5 L D)	
3 6	画像処理システム	
3 8	表示部 (モニタ)	
4 0	入力部 (モード切替部)	
4 2	記録装置	
4 4	C D S ・ A G C 回路	
4 6	A / D 変換器 (A / D コンバータ)	
4 8	光源制御部	
5 0	光量算出部	
5 2	D S P (デジタルシグナルプロセッサ)	20
5 4	ノイズ除去回路	
5 5	濃度算出部	
5 7	低周波成分抽出部	
5 9	距離推定部	
6 0	画像処理切替部 (スイッチ)	
6 2	画像処理部	
6 6	画像表示信号生成部	
6 8	色変換部	
7 0	特殊光色変換部	
7 2	色彩強調部	30
7 4	構造強調部	
7 6	周波数帯域強調部	

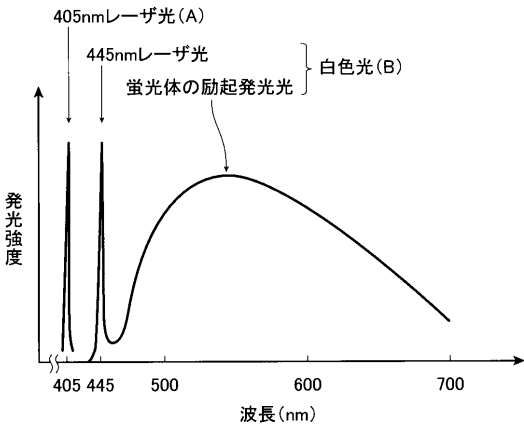
【 図 1 】



【 図 2 】



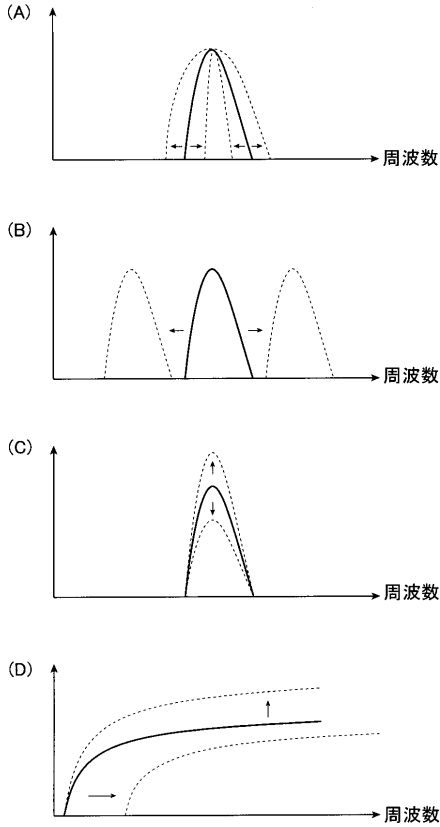
【 図 3 】



【 図 4 】



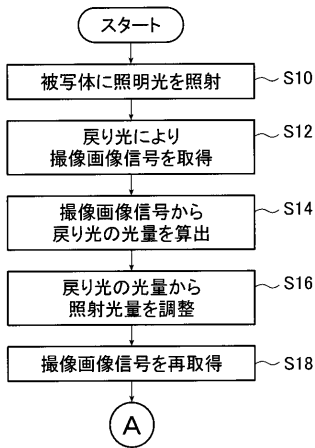
【 図 5 】



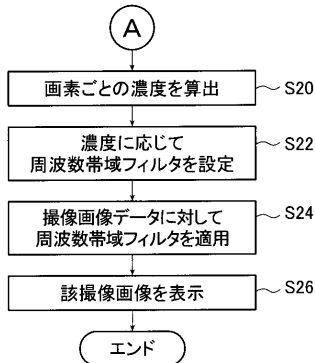
【 図 6 】



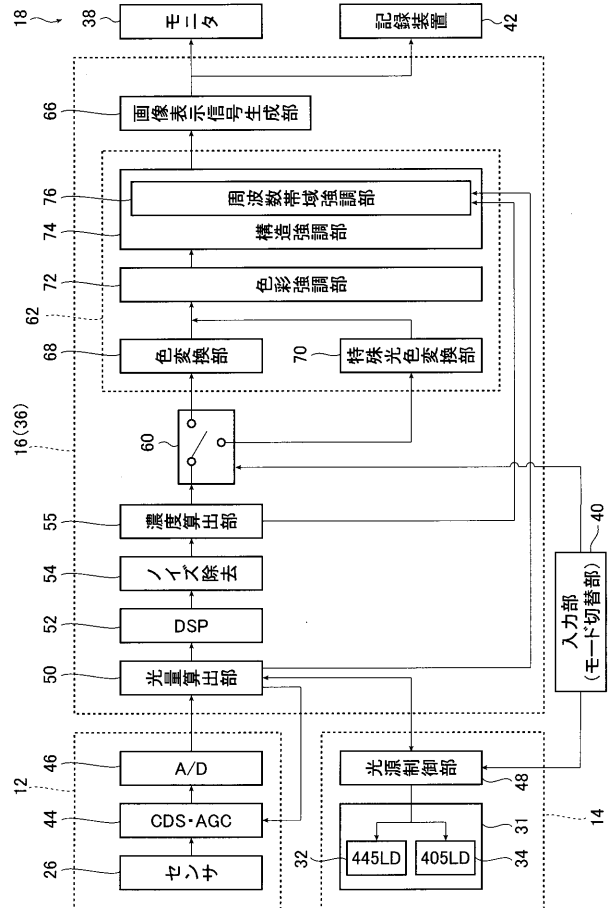
【 図 7 】



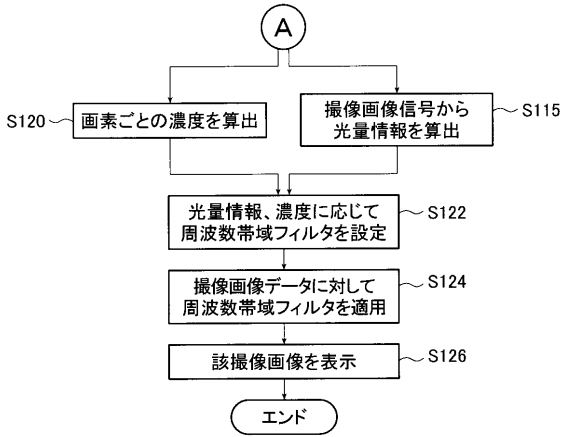
【 図 8 】



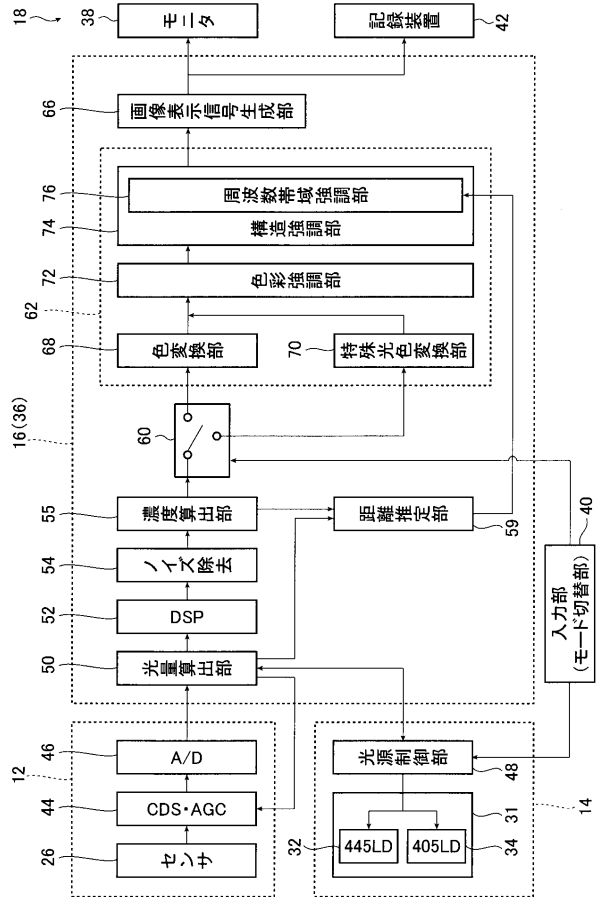
【 図 9 】



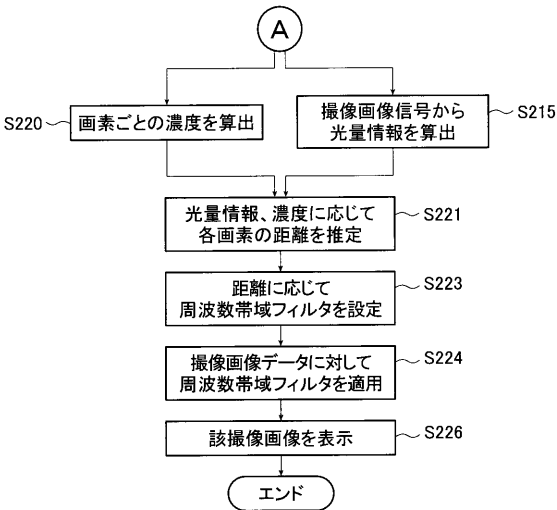
【図10】



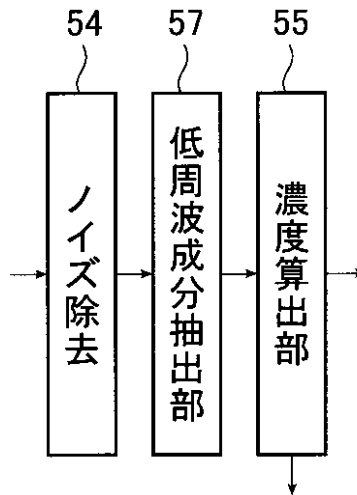
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2H040 BA10 CA03 CA11 CA27 GA07 GA11
4C161 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 MM02 NN05 QQ02 RR04 RR22
SS10 TT01 WW02 WW08

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012170770A	公开(公告)日	2012-09-10
申请号	JP2011038269	申请日	2011-02-24
[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 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/063 A61B1/0653 A61B1/0669 G06T5/009 G06T2207/10068 G06T2207/10152		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/GA07 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/SS10 4C161/TT01 4C161/WW02 4C161/WW08		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5335017B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使当从近端部分捕获的部分和从远端部分捕获的部分都混合在一个捕获图像中，并且病变部分或表层都混合在一起时，操作员也无需调整捕获图像。获得用于内窥镜观察微血管的明亮且最佳的捕获图像。 解决方案：用于用照明光照射对象的光源装置14和24，用于通过来自作为对象的活体的返回光来拾取所拾取的图像的图像拾取装置26，并且输出所拾取的图像信号和所拾取的图像。它具有用于计算每个像素的浓度的浓度计算装置，用于对所拍摄的图像执行预定图像处理的图像处理装置36，以及图像处理装置36，至少根据所拍摄的图像的每个像素的浓度，通过提供一种内窥镜装置10解决了上述问题，该内窥镜装置10的特征在于，改变了用于捕获图像的频率处理条件，从而改变了图1中活体的结构/组件的检测程度和增强。 [选型图]图1

