

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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光源、および該光源から出射される前記広帯域光のスペクトルの帯域幅を狭めて所定の波長帯域の狭帯域光とする青色及び緑色の 2 色の光学フィルタの組からなり、それぞれ前記波長帯域の幅が異なる少なくとも 2 組の光学フィルタセットを備えるフィルタ部と有し、該フィルタ部の各組のフィルタセットの前記 2 色の光学フィルタを前記広帯域光に作用させて前記狭帯域光からなる面順次光を被写体となる生体に照射する光源部と、

前記光源部から順次被写体に照射される前記面順次光、前記生体からの戻り光により、前記被写体の撮像画像を撮像し、撮像画像情報を出力する撮像手段と、

10

前記撮像画像情報に所定の画像処理を施す画像処理手段と、

前記撮像手段による前記被写体の撮像のための自動露光値もしくは撮像倍率、または前記撮像手段により撮影される前記被写体の前記生体の構造・成分に関する被写体情報を撮像情報として検出する撮影情報検出手段と、を有し、

前記撮影情報検出手段によって検出された前記撮影情報に基づいて、前記被写体の前記生体の構造・成分の検出および強調度を変化させるように、前記フィルタ部の前記光学フィルタセットおよび前記画像処理部における画像処理条件を変更することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

さらに、前記フィルタ部の前記少なくとも 2 組の光学フィルタセットの内から、前記撮影情報に基づいて、選択する 1 組の光学フィルタセットを変更するフィルタセット変更手段を有する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、

前記フィルタセット変更手段は、前記フィルタ部の前記少なくとも 2 組の光学フィルタセットの内、前記自動露光値が小さいときには前記波長帯域の幅が狭い方の組の光学フィルタセットを選択し、前記自動露光値が大きいときには前記波長帯域の幅が広い方の組の光学フィルタセットを選択する請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像情報は、前記撮像倍率であり、

30

前記フィルタセット変更手段は、前記フィルタ部の前記少なくとも 2 組の光学フィルタセットの内、前記撮像倍率が大きいときには前記波長帯域の幅が狭い方の組の光学フィルタセットを選択し、前記撮像倍率が小さいときには前記波長帯域の幅が広い方の組の光学フィルタセットを選択する請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記フィルタセット変更手段によって前記光学フィルタセットが変更された場合に、前記撮像画像のホワイトバランスが変化しないように、前記撮像手段の電氣的なゲイン、撮像時間、および前記画像処理の色調調整の少なくとも 1 つを変更する請求項 2 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

40

さらに、前記光源部の前記光源から出射される前記広帯域光、または前記狭帯域光の光量を調節する光学絞りを有し、

前記フィルタセット変更手段によって前記光学フィルタセットが変更された場合に、前記撮像画像の明るさが変化しないように、前記光学絞りを制御する、もしくは前記撮像手段の電氣的なゲイン、撮像時間、および前記画像処理の色調調整の少なくとも 1 つを変更する請求項 2 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、前記撮像情報に基づいて前記撮像画像の周波数強調特性を変更する画像強調手段を有する請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

50

前記画像強調手段は、前記撮像画像の少なくとも２つ以上の周波数帯域を強調する周波数帯域強調手段を有し、

該周波数帯域強調手段は、前記撮像情報に基づいて強調する前記周波数帯域を変化させることを含む周波数強調特性を変更する請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、

前記周波数帯域強調手段は、前記自動露光値が大きくなるに従って、強調する前記周波数帯域を低い周波数に変更する請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、

前記周波数帯域強調手段が強調する前記周波数帯域は、バンドパス特性であり、
前記周波数帯域強調手段は、前記自動露光値が第 1 の所定値を超えると、強調する前記周波数帯域の幅を増大させるように変更する請求項 8 または 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、

前記周波数帯域強調手段は、強調する前記周波数帯域を、前記自動露光値が第 2 の所定値以下の時はバンドパス特性にしておき、前記第 2 の所定値を超えるとハイパス特性に変更する請求項 8 ～ 10 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記撮像情報は、前記撮像倍率であり、

前記周波数帯域強調手段は、前記撮像倍率が大きくなるに従って、強調する前記周波数帯域を高い周波数に変更する請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記撮像情報は、ブラウニッシュ領域のサイズ、または血管の太さに関連する前記被写体情報であり、

前記画像強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズ、または前記血管の太さに基づいて前記撮像画像の周波数強調特性を変更する請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記画像強調手段は、前記撮像画像の少なくとも２つ以上の周波数帯域を強調する周波数帯域強調手段を有し、

該周波数帯域強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズ、または前記血管の太さに基づいて強調する前記周波数帯域を変化させることを含む周波数強調特性を変更する請求項 13 に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】

前記周波数帯域強調手段は、前記血管の太さが小さくなるに従って、強調する前記周波数帯域を高い周波数に変更する請求項 14 に記載の内視鏡装置。

【請求項 16】

前記周波数帯域強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズが所定サイズ以下の時は、強調する前記周波数帯域がバンドパス特性であり、前記ブラウニッシュ領域のサイズが前記所定サイズを超えると、強調する前記周波数帯域の幅を増大させるように変更する請求項 14 に記載の内視鏡装置。

【請求項 17】

前記撮影情報検出手段は、前記撮影画像から前記撮影情報を検出する請求項 1 ～ 16 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 18】

前記撮影情報検出手段は、前記撮影画像の明るさから、前記自動露光値を検出する請求項 17 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、白色照明光等の広帯域光をフィルタによって特定の狭帯域光として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が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微細構造、病変部の強調等、通常の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。

10

【0003】

一方、生体組織に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存し、波長の短い青色（B）光は、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光は深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受けるため、主として表層組織の情報を含む戻り光として観測することができ、B光より波長が長い緑色（G）光の場合、B光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受けるため、主として中層組織及び表層組織の情報を含む戻り光として観測することができ、G光より波長が長い赤色（R）光は、さらに深い組織まで光が到達し、その範囲で吸収、散乱を受けるため、主として深層組織及び中層組織の情報を含む戻り光として観測することができることが知られている。

20

すなわち、B光、G光、及びR光を照射して得られる各戻り光をCCD等の撮像センサによって受光して得られる画像信号は、それぞれ、主として表層組織の情報、主として中層組織及び表層組織の情報、及び主として深層組織及び中層組織の情報を含むことが知られている。

【0004】

このため、特殊光観察では、生体組織の内の組織表層の微細血管や微細構造を観察しやすくするために、生体組織に照射する狭帯域光として、主として生体組織の中層及び深層組織の観察に適した赤色（R）の狭帯域光を用いずに、表層組織の観察に適した青色（B）の狭帯域光と中層組織及び表層組織の観察に適した緑色（G）の狭帯域光と2種類の狭帯域光のみを用い、B狭帯域光の照射によって撮像センサで得られる、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）とG狭帯域光の照射によって撮像センサで得られる、主として中層組織及び表層組織の情報を含むG画像信号（G狭帯域データ）のみを用いて画像処理を行い、モニタ等に疑似カラー画像表示して観察することが行われている。

30

【0005】

従って、画像処理においては、撮像センサで得られたG画像信号（G狭帯域データ）を所定の係数をかけてカラー画像のR画像データに割り付け、B画像信号（B狭帯域データ）をそれぞれ所定の係数をかけてカラー画像のG画像データ及びB画像データに割り付け、3ch（チャンネル）の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。

40

このため、狭帯域光による戻り光を撮像センサで受光して得られた2つのGB画像信号を表示部に疑似カラー表示するためのRGBカラー画像データに変換する狭帯域光モードにおける画像処理は、通常光による戻り光を撮像センサで受光して得られた3つのRGB画像信号を表示部にカラー表示するためのRGBカラー画像データに変換する通常光モードにおける画像処理とは異なるものとなっている。

【0006】

また、R狭帯域光、G狭帯域光及びB狭帯域光を用いる特殊光観察においても、表層組織の微細血管や微細構造の観察を目的とする場合には、R画像信号（R狭帯域データ）を用いずに、上述のように、G画像信号及びB画像信号のみを用いて画像処理を行い、モニ

50

タ等に疑似カラー画像表示して観察することが行われている。

この場合にも、画像処理において、同様に、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、いずれの場合にも、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）。

【0007】

以上のような特殊光観察においては、病変組織と特殊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、暗くて見えにくくなるという問題が知られていた。

また、前述のとおり病変組織と特殊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知られていた。

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えないといった問題があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【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】

【0009】

本発明の目的は、特殊光観察において、操作者が撮像画像を観察しつつ意図的に出射光量等の特殊光と白色照明光の発光比率及び画像処理の調整をする必要なく、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】

【0010】

上記課題を解決するために、本発明は、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光源、および該光源から出射される前記広帯域光のスペクトルの帯域幅を狭めて所定の波長帯域の狭帯域光とする青色および緑色の2色の光学フィルタの組からなり、それぞれ前記波長帯域の幅が異なる少なくとも2組の光学フィルタセットを備えるフィルタ部と有し、該フィルタ部の各組のフィルタセットの前記2色の光学フィルタを前記広帯域光に作用させて前記狭帯域光からなる面順次光を被写体となる生体に照射する光源部と、前記光源部から順次被写体に照射される前記面順次光、前記生体からの戻り光により、前記被写体の撮像画像を撮像し、撮像画像情報を出力する撮像手段と、前記撮像画像情報に所定の画像処理を施す画像処理手段と、前記撮像手段による前記被写体の撮像のための自動露光値もしくは撮像倍率、または前記撮像手段により撮影される前記被写体の前記生体の構造・成分に関する被写体情報を撮像情報として検出する撮影情報検出手段と、を有し、前記撮影情報検出手段によって検出された前記撮影情報に基づいて、前記被写体の前記生体の構造・成分の検出および強調度を変化させるように、前記フィルタ部の前記光学フィルタセットおよび前記画像処理部における画像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。

【0011】

さらに、本発明は、前記フィルタ部の前記少なくとも2組の光学フィルタセットの内か

10

20

30

40

50

ら、前記撮影情報に基づいて、選択する１組の光学フィルタセットを変更するフィルタセット変更手段を有することが好ましい。

【００１２】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、前記フィルタセット変更手段は、前記フィルタ部の前記少なくとも２組の光学フィルタセットの内、前記自動露光値が小さいときには前記波長帯域の幅が狭い方の組の光学フィルタセットを選択し、前記自動露光値が大きいときには前記波長帯域の幅が広い方の組の光学フィルタセットを選択することが好ましく、また、前記撮像情報は、前記撮像倍率であり、前記フィルタセット変更手段は、前記フィルタ部の前記少なくとも２組の光学フィルタセットの内、前記撮像倍率が大きいときには前記波長帯域の幅が狭い方の組の光学フィルタセットを選択し、前記撮像倍率が小さいときには前記波長帯域の幅が広い方の組の光学フィルタセットを選択することが好ましい。

10

【００１３】

さらに、前記フィルタセット変更手段によって前記光学フィルタセットが変更された場合に、前記撮像画像のホワイトバランスが変化しないように、前記撮像手段の電氣的なゲイン、撮像時間、および前記画像処理の色調調整の少なくとも１つを変更することが好ましい。

【００１４】

本発明は、さらに、前記光源部の前記光源から出射される前記広帯域光、または前記狭帯域光の光量を調節する光学絞りを有し、前記フィルタセット変更手段によって前記光学フィルタセットが変更された場合に、前記撮像画像の明るさが変化しないように、前記光学絞りを制御する、もしくは前記撮像手段の電氣的なゲイン、撮像時間、および前記画像処理の色調調整の少なくとも１つを変更することが好ましい。

20

【００１５】

前記画像処理手段は、前記撮像情報に基づいて前記撮像画像の周波数強調特性を変更する画像強調手段を有することが好ましく、前記画像強調手段は、前記撮像画像の少なくとも２つ以上の周波数帯域を強調する周波数帯域強調手段を有し、該周波数帯域強調手段は、前記撮像情報に基づいて強調する前記周波数帯域を変化させることを含む周波数強調特性を変更することが好ましい。

【００１６】

30

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、前記周波数帯域強調手段は、前記自動露光値が大きくなるに従って、強調する前記周波数帯域を低い周波数に変更することが好ましく、また、前記撮像情報は、前記自動露光値であり、前記周波数帯域強調手段が強調する前記周波数帯域は、バンドパス特性であり、前記周波数帯域強調手段は、前記自動露光値が第１の所定値を超えると、強調する前記周波数帯域の幅を増大させるように変更することが好ましく、さらに、前記撮像情報は、前記自動露光値であり、前記周波数帯域強調手段は、強調する前記周波数帯域を、前記自動露光値が第２の所定値以下の時はバンドパス特性にしておき、前記第２の所定値を超えるとハイパス特性に変更することが好ましい。

【００１７】

40

前記撮像情報は、前記撮像倍率であり、前記周波数帯域強調手段は、前記撮像倍率が大きくなるに従って、強調する前記周波数帯域を高い周波数に変更することが好ましく、また、前記撮像情報は、ブラウニッシュ領域のサイズ、または血管の太さに関連する前記被写体情報であり、前記画像強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズ、または前記血管の太さに基づいて前記撮像画像の周波数強調特性を変更することが好ましい。

【００１８】

前記画像強調手段は、前記撮像画像の少なくとも２つ以上の周波数帯域を強調する周波数帯域強調手段を有し、該周波数帯域強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズ、または前記血管の太さに基づいて強調する前記周波数帯域を変化させることを含む周波数強調特性を変更することが好ましく、前記周波数帯域強調手段は、前記血管の太さが小さくなるに従って、強調する前記周波数帯域を高い周波数に変更することが好ましく、前記周

50

波数帯域強調手段は、前記ブラウニッシュ領域のサイズが所定サイズ以下の時は、強調する前記周波数帯域がバンドパス特性であり、前記ブラウニッシュ領域のサイズが前記所定サイズを超えると、強調する前記周波数帯域の幅を増大させるように変更することが好ましい。

【 0 0 1 9 】

そして、前記撮影情報検出手段は、前記撮影画像から前記撮影情報を検出することが好ましく、また、前記撮影情報検出手段は、前記撮影画像の明るさから、前記自動露光値を検出することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明の内視鏡装置によれば、特殊光観察において、被写体となる生体の撮影に必要な自動露光値または撮像倍率、もしくは撮影される生体の構造・成分に関する被写体情報を撮像情報として検出し、検出された撮影情報に基づいて、生体の構造・成分の検出および強調度を変化させるように、帯域幅が異なる光学フィルタセットおよび画像処理条件を変更するので、特殊光観察をする場合、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、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および撮像画像の画像処理条件の調整や変更をする必要がなく、病変部や表層微細血管等の特殊光観察に最適かつ明るい撮像画像を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態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光源部に設置される着脱可能な (A) 第 1 のフィルタセット、 (B) 第 2 のフィルタセット、 (C) 通常光観察用フィルタセットの一例を示す模式図である。

【 図 3 】 図 1 に示す内視鏡装置のプロセッサの一実施例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 4 】 図 3 に示すフィルタセット選択部が備える、自動露光 (A E) 値からフィルタセットを選択するためのテーブルの一実施例を示すグラフである。

【 図 5 】 図 3 に示す特殊光画像処理部の構造強調部が備える周波数強調フィルタの一実施例を示すグラフである。

【 図 6 】 図 1 に示す内視鏡装置で実施される狭帯域光観察の一実施例のフローを示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

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、本発明の一実施形態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。

同図に示すように、本発明の内視鏡装置 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源部 1 4 と、プロセッサ 1 6 と、入出力部 1 8 とを有する。ここで、光源部 1 4 及びプロセッサ 1 6 は、内視鏡 1 2 の制御装置を構成し、内視鏡 1 2 は、光源部 1 4 と光学的に接続され、プロセッサ 1 6 と電氣的に接続される。また、プロセッサ 1 6 は、入出力部 1 8 と電氣的に接続される。そして、入出力部 1 8 は、画像情報等を出力表示する表示部 (モニタ) 3 8、画像情報等を出力する記録部 (記録装置) 4 2 (図 3 参照)、及び通常観察モード (通常光モードともいう) や特殊光観察モード (特殊光モードともいう) 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 U I (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) 4 0 を有する。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 2 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 1 2 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 1 2 を制御装置の光源部 1 4 及びプロセッサ 1 6 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。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 1 2 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 3 0 A と、照射口 3 0 A に隣接し被観察領域からの戻り光を受光する受光部 3 0 B とを備え、受光部 3 0 B 側に、被観察領域の画像情報を取得する C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の撮像素子 (センサ) 3 2 が配置されている。内視鏡 1 2 の照射口 3 0 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 3 0 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 3 0 B の撮像素子 3 2 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。ここで、撮像素子 3 2 は、後述するように異なる色の狭帯域光からなる面順次光の戻り光を受光するものであるので、モノクロ撮像センサであれば良いが、受光領域にカラーフィルタ (例えば、R G B 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っても良い。

10

20

【 0 0 2 5 】

また、対物レンズユニットは、対物レンズ (図示せず) を備える。対物レンズの画角 (視野角) は、レンズの寸法および焦点距離により一意に求まり、撮像光学系で結像される撮像画像は、内視鏡 1 2 の先端が被写体に近づくとき大きくなり、遠ざかると小さくなるので、被写体撮像の際の被写体と撮像画像との倍率である撮像倍率は、撮影画像の画角から求めることができる。

このようにして撮影倍率を求めることができるが、撮影倍率を求める方法は、これに限定されず、種々の方法を用いることができる。

例えば、特開 2 0 0 0 - 2 3 0 8 0 7 号に開示されるように、撮像光学系の光軸に平行な平行光を照明光学系からレーザ等によって被写体へ照射し、その戻り光によって撮像光学系で結像される実像の、撮像視野に対する長さを計測することで、撮像倍率を自動的に検出することができる。

30

【 0 0 2 6 】

さらに、対物レンズユニットは、撮像倍率を変えるために、光軸方向に移動可能な結像レンズ (図示せず) と、その結像レンズを移動させるレンズ駆動機構 (図示せず) とを備える高倍率撮影機構を有していても良い。この場合、レンズ駆動機構は、例えば圧電素子で構成されたアクチュエータからなり、結像レンズを光軸方向に移動することで、撮像倍率を更に変更することができる。

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 1 2 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 3 0 A 及び受光部 3 0 B を、すなわち撮像素子 3 2 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。

40

【 0 0 2 7 】

光源部 1 4 は、白色光源 2 0、光源絞り 2 2、着脱可能なフィルタセットを備えるフィルタ部 2 4、集光レンズ 2 6、及び光ファイバ 2 8 からなる。

白色光源 2 0 は、通常光モード及び特殊光モードの両方に用いられる白色照明光用光源であり、例えばキセノン光源を発光源として備えている。もちろん、励起光光源と蛍光体による疑似白色光を用いてもよい。

白色光源 2 0 の照射光量は、光源絞り 2 2 によって絞られることで調整される。

また、光源絞り 2 2 によって絞られた照射光は、フィルタ部 2 4 を透過することで発光スペクトルの帯域幅が狭められて所定の狭帯域光とされ、集光レンズ 2 6 によって集光

50

され、光ファイバ 28 に入力され、コネクタ部に伝送され、内視鏡 12 の照明光学系を構成する光ファイバ 28 によって、内視鏡 12 の先端部まで伝播される。

【0028】

フィルタ部 24 は、図 2 に示すように、円盤状に構成され中心を回転軸として透過帯域の異なる 2 種類（例えば、B₁、G₁）または 3 種類（例えば、RGB）の光学フィルタが組み合わされたフィルタセットが複数セット用意され、その中から選択された 1 つのフィルタセットが、白色光源 20 からの白色照明光の光路に配置されるように構成されている。

フィルタ部 24 には、例えば、図 2（A）～（C）に示すように、特殊光観察のための第 1 のフィルタセット 24 A 及び第 2 のフィルタセット 24 B と、通常光観察のための通常光フィルタセット 24 C との 3 組のフィルタセットを備える。フィルタ部 24 は、さらに、第 1 及び第 2 のフィルタセット以外の狭帯域光観察のための第 3 のフィルタセット（例えば、半値幅が第 1 及び第 2 のフィルタセットよりも広いもの）を複数備えてもよい。これらのフィルタセットは、その内の 1 つのフィルタセットが、図示しないフィルタセット入替手段によって、フィルタ部 24 の白色照明光の光路に配置され、かつ撮像情報に応じて入れ替えられる。

【0029】

特殊光観察に用いられる第 1 のフィルタセット 24 A は、例えば、図 2（A）に示すように、光学フィルタ B₁（中心 440 nm、半値幅 25 nm）と G₁（中心 540 nm、半値幅 25 nm）とからなり、第 2 のフィルタセット 24 B は、例えば、図 2（B）に示すように、光学フィルタ B₂（中心 440 nm、半値幅 40 nm）と G₂（中心 540 nm、半値幅 60 nm）とからなる。また、通常光観察に用いられる通常光フィルタセットは、例えば、図 2（C）に示すように、RGB の 3 色のフィルタからなる。なお、第 1 のフィルタセット 24 A の光学フィルタ B₁ を透過する中心波長 440 nm の青色レーザ光は、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。

なお、図示例のフィルタ部 24 に用意されるフィルタセットは、3 枚の回転フィルタ板からなる 3 枚のフィルタセット 24 A ～ 24 C からなるが、本発明はこれに限定されず、1 枚の回転フィルタ板に同心円状に配置された 2 組以上のフィルタセットからなるものでも良い。

【0030】

白色光源 20、光源絞り 22、及びフィルタ部 24 は、光源制御部 48 によって制御されており、白色光源 20 からの白色光の照射、光源絞り 22 による光量の調節（光量絞り 22 の大きさの調節）、並びに、第 1 のフィルタセット 24 A、第 2 のフィルタセット 24 B、及び通常光フィルタセット 24 C のフィルタセット入替手段による入れ替えは、光源制御部 48 からの指示に基づいて行われる。

フィルタ部 24 の白色照明光の光路に配置されたフィルタセットは、図示しないフィルタ回転手段によって回転させられ、所定間隔ごとに、フィルタが切り替わるため、光源部 14 からは、所定間隔ごとに異なる狭帯域光からなる面順次光が照射され、これら異なる狭帯域光からなる面順次光の戻り光を撮像することで、面順次の撮影が行われることとなる。

例えば、第 1 のフィルタセット 24 A を用いて撮像を行った場合には、白色光源 20 からの照射光は、所定間隔ごとに光学フィルタ B₁ と G₁ とを透過するため、所定間隔ごとに B₁ の狭帯域光と G₁ の狭帯域光とが照射されることとなる。また、第 2 のフィルタセット 24 B を用いて撮像を行った場合には、B₂ の狭帯域光と G₂ の狭帯域光とが所定間隔ごとに照射され、通常光フィルタセット 24 C を用いて撮像を行った場合には、R 光、G 光、B 光が所定間隔ごとに照射される。

光ファイバ 28 は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 105 μm、クラッド径 125 μm、外皮となる保護層を含めた径が φ0.3 ～ 0.5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

上述したように、白色光源 2 0 から照射された白色光は、フィルタ部 2 4 によって所定の狭帯域光とされ、内視鏡 1 2 の先端部の照射口 3 0 A から被写体の被観察領域に向けて照射される。そして、狭帯域光が照射された被観察領域からの戻り光が、受光部 3 0 B を介して撮像素子 3 2 の受光面上に結像され、撮像素子 3 2 によって被観察領域が撮像される。

撮像後に撮像素子 3 2 から出力される撮像画像の画像信号は、スコープケーブル 3 4 を通じてプロセッサ 1 6 の画像処理システム 3 6 に入力される。

【 0 0 3 2 】

次に、こうして撮像素子 3 2 によって撮像された撮像画像の画像信号は、プロセッサ 1 6 の画像処理システム 3 6 を含む信号処理系によって画像処理され、モニタ 3 8 や記録装置 4 2 に出力され、ユーザの観察に供される。

図 3 は、本発明の内視鏡装置のプロセッサの一実施例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。

同図に示すように、内視鏡装置 1 0 の信号処理系は、内視鏡 1 2 の信号処理系と、光源 1 4 の信号処理系と、プロセッサ 1 6 の信号処理系（画像処理システム 3 6 ）と、入出力部 1 8 のモニタ 3 8 、入力部（モード切替部）4 0 及び記録装置 4 2 と、を有する。

【 0 0 3 3 】

内視鏡 1 2 の信号処理系は、撮像後に撮像素子 2 6 からの撮像画像の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 4 4 と、CDS・AGC 回路 4 4 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）4 6 とを有する。A/D 変換器 4 6 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 1 6 の画像処理システム 3 6 に入力される。

また、光源部 1 4 の信号処理系は、白色光源 2 0 のオンオフ制御、光源絞り 2 2 の大きさの制御及びフィルタ部 2 4 におけるフィルタセットの入れ替え及び回転の制御を行うことで、照射光の光量及び帯域を制御する光源制御部 4 8 を有する。

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白色光源 2 0 を点灯したり、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フィルタ部 2 4 におけるフィルタセットの入れ替え制御（第 1 のフィルタセット 2 4 A 及び第 2 のフィルタセット 2 4 B（特殊光モード）と第 3 のフィルタセット 2 4 C（通常光モード）との入れ替え）を行ったり、後述する光量算出部 5 0 から算出された画像の B 光及び G 光の光量等や発光強度等に応じて、白色光 3 4 の発光強度、すなわち光源 2 0 からの照射光を絞る光源絞り 2 2 の大きさを制御する。すなわち、光源制御部 4 8 は、後述するフィルタセット選択部 5 8 と共に、後述する撮影情報検出部 5 6 で検出された自動露光（AE）値（光量値）、撮影倍率、またはブラウニッシュ領域のサイズや血管の太さ等の生体の構造・成分に関する被写体情報などの撮像情報に基づいて、フィルタ部 2 4 の複数組の光学フィルタセットの内から、選択される 1 組の光学フィルタセットを変更するフィルタセット変更手段として機能する。

【 0 0 3 4 】

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、DSP（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、画像処理切替部（スイッチ）6 0 と、通常光画像処理部 6 2 と、特殊光画像処理部 6 4 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デジタル画像信号を用いて、撮像素子 2 6 で受光した戻り光の光量、例えば、B 光の光量及び G 光の光量、すなわち画像の B 光及び G 光の光量等を算出する。

そして、光量算出部 5 0 は、算出された撮像画像の RGB 値をもとに撮像画像の明るさ（輝度値）を算出し、撮影情報算出部 5 6 へ出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

撮影情報算出部 5 6 は、算出された撮像画像の明るさに基づき、撮影情報を算出する。ここで、撮影情報としては、被写体（生体）の撮像のための自動露光（A E）値（光量値）や撮影倍率、またはブラウニッシュ領域のサイズや血管の太さ等の生体の構造・成分に関する被写体情報等を上げることができる。

ここで、自動露光値（A E 値）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 で検出される戻り光の光量（明るさ）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。

10

【 0 0 3 6 】

撮像倍率は、前述のとおり、撮影画像の画角から求めることができ、通常は、前述のとおり自動的に検出される。さらに、撮像光学系が高倍率撮影機構を有している場合には、撮像倍率は、対物レンズと結像レンズとのレンズ間距離とに応じて変更される。

また、被写体情報とは、遠景撮影における病変部等の表層微細血管が密集した領域、すなわち茶色がかったブラウニッシュ領域のサイズや拡大撮影や近景撮影における個々の血管太さ等の生体の構造・成分に関する情報である。ブラウニッシュ領域のサイズまたは血管太さは、撮像画像から茶色がかったブラウニッシュ領域を抽出したり、個々の血管を抽出することにより検出される。ブラウニッシュ領域の抽出は、色や形状を検出する種々の公知の方法を用いることができる。本発明においては、撮像画像における、検出されるブラウニッシュ領域のサイズまたは血管太さが変わると、撮像画像に適用される画像処理が変更されるのが好ましい。

20

これらの撮影情報が検出されると、フィルタセット選択部 5 8 及び後述する特殊光画像処理部 6 4 へ出力される。

【 0 0 3 7 】

フィルタセット選択部 5 8 は、撮影情報検出部 5 6 で検出された撮影情報に基づいて、フィルタ部 2 4 に撮影に必要なフィルタセットを、予め用意されたフィルタセット（例えば第 1 のフィルタセット 2 4 および第 2 のフィルタセット 2 4 B）の中から選択する。フィルタセット選択部 5 8 は、例えば、図 4 に示すような A E 値とフィルタセットとの関係を示すテーブルを持ち、算出された A E 値とこのテーブルに基づいて、フィルタ部 2 4 に配置すべきフィルタセットを選択する。

30

選択されたフィルタセットの情報は、光源制御部 4 8 へ出力される。

なお、フィルタ部 2 4 に配置すべきフィルタセットが変わると、撮像画像のホワイトバランスも変化するため、選択されたフィルタセットの情報が C D S ・ A G C 4 4 へ出力され、このフィルタセット 2 4 の情報に基づいてホワイトバランスを取るための C D S ・ A G C 回路 4 4 のゲインも変更されて、撮像素子 2 6 の電氣的なゲインが変更される。

【 0 0 3 8 】

D S P 5 2（デジタルシグナルプロセッサ）は、光量算出部 5 0 で光源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。

40

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。

【 0 0 3 9 】

画像処理切替部 6 0 は、後述するモード切替部（入力部）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通常光画像処理部 6 2 に送るか、特殊光画像処理部 6 4 に送るかを切り替えるスイッチである。

50

なお、本発明においては、区別のため、通常光画像処理部 6 2 及び特殊光画像処理部 6 4 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にする。

通常光画像処理部 6 2 は、通常光モードにおいて、白色光による前処理済デジタル画像信号に適した通常光用画像処理を施す部分であって、色変換部 6 8 と、色彩強調部 7 0 と構造強調部 7 2 とを有する。

【 0 0 4 0 】

色変換部 6 8 は、前処理済の R G B 3 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 L U T 処理などの色変換処理を行い、色変換処理済 R G B 画像データに変換する。

色彩強調部 7 0 は、画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて、血管を見易くなるように強調するためのものであって、色変換処理済 R G B 画像データに対して、画面を見ながらする処理、例えば、画面全体の平均の色味を見て、その色味を平均値より血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する処理を行う。

構造強調部 7 2 は、色彩強調処理済 R G B 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。

構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された R G B 画像データは、通常光用画像処理済 R G B 画像データとして通常光画像処理部 6 2 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 4 1 】

特殊光画像処理部 6 4 は、特殊光モードにおいて、フィルタセット 2 4 により狭帯域光とされた B 光及び G 光による前処理済デジタル画像信号に適した特殊光用画像処理を施す部分であって、特殊光色変換部 7 4 と色彩強調部 7 6 と、構造強調部 7 8 とを有する。

特殊光色変換部 7 4 は、入力された前処理済の R G B 3 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かけて 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かけて G 画像データ及び B 画像データに割り付け、R G B 画像データを生成した後、生成された R G B 画像データに、色変換部 6 8 と同様に 3×3 マトリックス処理、階調変換処理、3 次元 L U T 処理などの色変換処理を行う。

【 0 0 4 2 】

色彩強調部 7 6 は、色彩強調部 7 0 と同様に、画面内の血管と粘膜との色味の差を付けて、血管を見易くなるように強調するためのものであって、色変換処理済 R G B 画像データに対して、画面を見ながらする処理、例えば、画面全体の平均の色味を見て、その色味を平均値より血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する処理を行う。

構造強調部 7 8 は、構造強調部 7 2 と同様に、色彩強調処理済 R G B 画像データに対して、シャープネスや輪郭強調等の構造処理を行う。

また、構造強調部 7 2 の構造処理に加えて、構造強調部 7 8 は、撮影情報算出部 5 6 からの撮影情報、例えば、A E 値に基づき、前述の色彩強調処理済 R G B 画像データに対して、周波数強調処理を行う。

【 0 0 4 3 】

ここで行う周波数強調処理は、図 5 (A) ~ 図 5 (C) のように、A E 値によって異なる。ここでは、撮影情報の代表例として、A E 値を用いる場合に付いて説明するが、本発明は、これに限定されないのは言うまでもない。

A E 値が第 1 の所定値 (α) より小さい場合、つまり、内視鏡先端が被写体に近づき、必要光量が少なくても良い拡大観察を想定している場合、表層微細血管を撮影対象として想定しており、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、図 5 (A) のように高周波の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。

また、A E 値が第 1 の所定値と第 2 の所定値との間の所定の範囲 (α から β の範囲) にある場合、つまり、内視鏡先端が被写体から少し離れ、拡大観察より多少光量が必要な近景観察を想定している場合、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しており、表層微細血管の雰囲気強調

10

20

30

40

50

できるように、図 5 (B) のように中周波の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 4 4 】

さらに、A E 値が第 2 の所定値 (β) より大きい場合、つまり、内視鏡先端が被写体から離れ、さらに多くの光量が必要な遠景観察を想定している場合、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している。

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バンドパス特性のフィルタを用いると、このバンドパスの帯域から少しでも外れた場合、強調されないので、様々な大きさのブラウニッシュ領域全てを強調するには、ハイパス特性のフィルタを用いるのが良い。

これより、ブラウニッシュ領域を撮影対象として想定している場合には、図 5 (C) のように高周波数全体を強調できるハイパスフィルタを周波数強調フィルタとして前述の R G B 画像データに適用するのが好ましい。

構造強調部 7 2 で A E 値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、特殊光用画像処理済 R G B 画像データとして特殊光画像処理部 6 4 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 4 5 】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常光モードでは通常光画像処理部 6 2 から入力された画像処理済 R G B 画像データを、特殊光モードでは特殊光画像処理部 6 4 から入力された画像処理済 R G B 画像データを、モニタ 3 8 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 4 2 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。

モニタ 3 8 は、通常光モードでは、白色光を照射して撮像素子 2 6 で得られ、プロセッサ 1 6 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 2 6 で得られ、プロセッサ 1 6 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。

記録装置 4 2 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 6 6 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憶部に記憶されても良い。

【 0 0 4 6 】

一方、モード切替部 (入力部) 4 0 は、通常光モードと特殊光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 4 0 からモード切替信号は、光源 1 4 の光源制御部 4 8 に入力される。ここで、モード切替部 4 0 は、入出力部 1 8 の入力部 4 0 として配置されているが、プロセッサ 1 6、内視鏡 1 2 の操作部、または光源部 1 4 に配置されてもよい。なお、モード切替部 4 0 から切替信号は、光源制御部 4 8 及び画像処理切替部 6 0 へ出力される。

本発明の内視鏡装置は、基本的に以上のように構成される。

【 0 0 4 7 】

以下に、本発明の内視鏡装置の作用を、図 6 を用いてステップごとに説明する。

本実施形態においては、まず最初に、通常光モードで通常光観察が行われているものとする。白色光源 2 0 が点灯され、白色光による撮像画像データについて、通常光画像処理部 6 4 で通常光画像処理が行われているものとする。

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 4 0 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 6 0 における画像処理が特殊光モードに切り替えられる (S 1 0) 。

【 0 0 4 8 】

次いで、光源部 14 の光源制御部 40 にもモード切替信号が入力され、光源制御部 40 によって、フィルタ部 24 に配置された通常光フィルタセット 24 C が第 1 のフィルタセット 24 A に切替られる (S 12)。

【0049】

フィルタ部 24 のフィルタセットが第 1 のフィルタセット 24 A に切替られると、それに伴って光源絞り 22 が調節され、白色光源 20 から所望の光量の照射光が第 1 のフィルタセットに入力される (S 14)。

【0050】

次に、フィルタ部 24 において第 1 のフィルタセット 24 A は、所定の速度で回転し、被写体に向けて狭帯域光 B1 と狭帯域光 G1 とが面順次光として所定間隔で交互に照射される。(S 16)。

10

【0051】

交互に順次照射される狭帯域光 B₁ と狭帯域光 G₁ とは、それぞれ被写体によって反射され、戻り光として撮像素子 30 に入射して、撮像素子 30 により交互に撮像画像情報が取得される (S 18)。

【0052】

撮像素子 30 によって取得されたそれぞれの撮像画像情報は、ホワイトゲインを調整され、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。それぞれの撮像画像情報から、光量算出部 50 において、その撮像画像 (RGB 画像) の明るさ (輝度値) が算出される (S 20)。

20

【0053】

光量算出部 50 で算出された RGB 画像の明るさ (輝度値) の情報は、撮影情報算出部 56 に送られ、撮像のための AE 値が算出される (S 22)。

また、AE 値の代わりに、撮像における撮影倍率、または、被写体の情報 (ブラウニッシュ領域のサイズ、または血管の太さ等) が算出されてもよい。

算出された AE 値は、フィルタセット選択部 58 及び特殊光画像処理部 64 へ出力される。

【0054】

フィルタセット選択部 58 は、算出された AE 値を受け、AE 値に基づいて再度フィルタセットを選択する (S 24)。フィルタセット選択部 58 は、図 4 に示すように、AE 値と対応するフィルタセットとの関係を表すテーブルを備え、AE 値に応じてフィルタセット (例えば、第 2 のフィルタセット 24 B) を選択する。選択されたフィルタセットの情報は、ホワイトバランスゲインの調整のために、CDS・AGC 44 へ出力され、また、フィルタセット 24 を選択されたものに入れ替えるために、光源制御部 48 へ出力される。

30

【0055】

光源制御部 48 は、選択されたフィルタセットの情報に基づき、図示しないフィルタセット入替手段により、フィルタ部 24 の第 1 のフィルタセット 24 A を選択されたフィルタセット (例えば、第 2 のフィルタセット 24 B) に入れ替え、白色光源からの照射光量が所定光量となるように光源絞り 22 を制御する (S 26)。

40

【0056】

また、CDS・AGC 44 は、選択されたフィルタセットの情報に基づき、ホワイトバランスゲインを調整する (S 28)。

照射光量が変化すると、それに合わせてホワイトバランスゲインも変化するため、ホワイトバランスゲインが一定値を保つように CDS・AGC が調整される。また、CDS・AGC のホワイトバランスゲインを調整する代わりに、撮像時間または画像処理の色調調整を変更してもよい。

【0057】

また、撮影情報算出部 56 で算出された AE 値に基づいて、撮像画像に対する画像処理が変更される (S 30)。AE 値に基づいて変更される画像処理は、特殊光画像処理部 6

50

4 の構造強調部 8 0 で行われる。

【 0 0 5 8 】

フィルタ部 2 4 のフィルタセットが変更された後、狭帯域光観察が行われる。白色光源 2 0 から照射された白色光は、光源絞り 2 2 で所定の光量に絞られ、変更後のフィルタセット 2 4 (例えば、第 2 のフィルタセット 2 4 B) へ入射する。入射した白色光は、第 2 のフィルタセット 2 4 B によって所定間隔で交互に狭帯域光 B_2 と狭帯域光 G_2 とされ、光ファイバ 2 8 を通って内視鏡 1 2 先端の照射口 3 0 A より交互に照射される。

狭帯域光観察において、順次得られた撮像画像情報は、特殊光画像処理部 6 4 へ出力され、特殊光色変換部 7 4 及び色彩強調部 7 6 を通って前述の画像処理を施され、構造強調部 7 8 に入力される。構造強調部 7 8 では、前述のように A E 値に応じて、図 5 (A) ~ 図 5 (C) に記載の周波数強調フィルタが適用される (S 3 2)。

10

【 0 0 5 9 】

特殊光画像処理部 6 4 において、A E 値に応じた周波数強調フィルタを適用され、画像処理を受けた画像情報は、画像表示信号生成部 6 6 へ出力される。画像表示信号生成部 6 6 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、特殊光画像としてモニタ 3 8 で表示され、記録装置 4 2 で記録される (S 3 4)。

【 0 0 6 0 】

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。

20

【符号の説明】

【 0 0 6 1 】

- 1 0 内視鏡装置
- 1 2 内視鏡
- 1 4 光源部
- 1 6 プロセッサ
- 1 8 入出力部
- 2 0 白色光源
- 2 2 光源絞り
- 2 4 フィルタ部
- 2 4 A 第 1 のフィルタセット
- 2 4 B 第 2 のフィルタセット
- 2 4 C 通常光フィルタセット
- 2 6 集光レンズ
- 2 8 光ファイバ
- 3 0 A 照射口
- 3 0 B 受光部
- 3 2 撮像素子
- 3 4 スコープケーブル
- 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 記録部 (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)
- 5 4 ノイズ除去回路

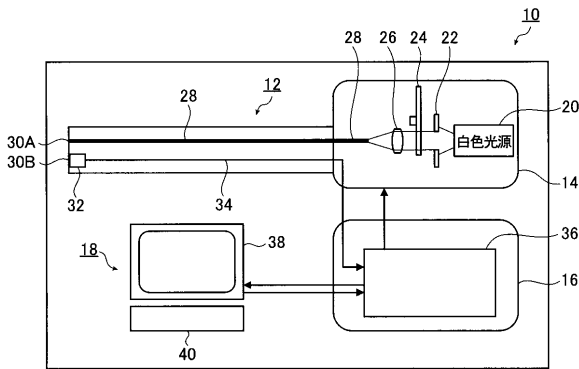
30

40

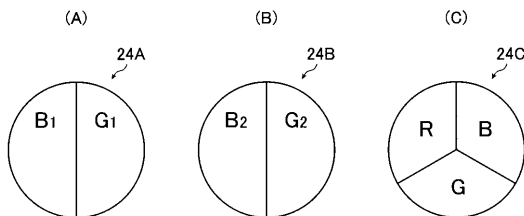
50

- 5 6 撮影情報算出部
- 5 8 フィルタセット選択部
- 6 0 画像処理切替部（スイッチ）
- 6 2 通常光画像処理部
- 6 4 特殊光画像処理部
- 6 6 画像表示信号生成部
- 6 8 色変換部
- 7 0、7 6 色彩強調部
- 7 2、7 8 構造強調部
- 7 4 特殊光色変換部

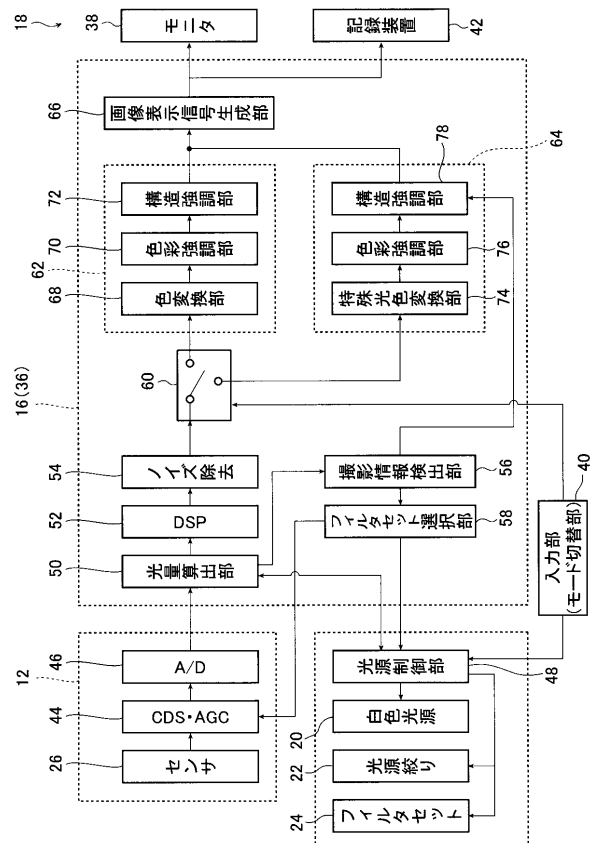
【図 1】



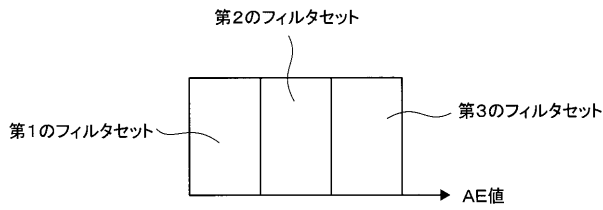
【図 2】



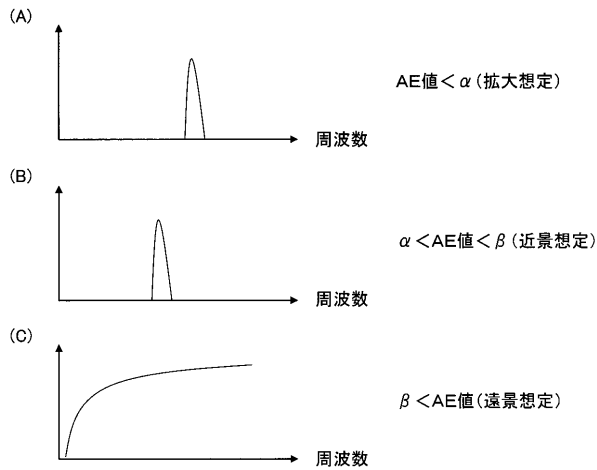
【図 3】



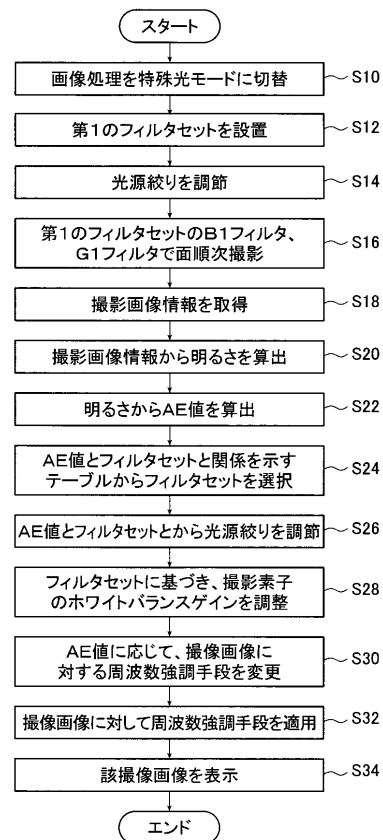
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 峯 苜 靖浩

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 HH28 LL02 MM03 QQ02 RR02 RR04 RR14 RR18 RR22 TT01
TT03

4C161 HH28 LL02 MM03 QQ02 RR02 RR04 RR14 RR18 RR22 TT01
TT03

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2012071007A	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010219249	申请日	2010-09-29
[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		
[标]发明人	山口博司 峯苔靖浩		
发明人	山口 博司 峯苔 靖浩		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/HH28 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/QQ02 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/TT01 4C061/TT03 4C161/HH28 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/TT01 4C161/TT03		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5582948B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在不观察成像图像的情况下执行特殊光观察，同时操作员有意地调整特殊光的发射率，例如发射光量和白色照明光以及图像处理，以及（ZH）提供一种能够获得用于观察结构和组件的最佳且明亮的拾取图像的内窥镜设备。发射宽带光的光源和滤波器单元，该滤波器单元包括光学滤波器组，该光学滤波器组将宽带光的光谱的带宽变窄为预定波长带的窄带光，并发射帧顺序光。部分，用于拾取所拾取的图像并输出所拾取的图像信息的图像拾取装置，用于对所拾取的图像信息，自动曝光值或图像拾取倍率或对象信息进行预定图像处理的图像处理装置被检测为所拾取的信息。提供一种成像装置，其包括成像信息检测装置，并且其改变光学滤波器组和图像处理条件，从而基于成像信息来改变检测的程度以及对被检体的生物的结构/成分的增强。通过这样做，解决了以上问题。[选型图]图1

