

(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2012-71012

(P2012-71012A)

(43) 公開日 平成24年4月12日(2012.4.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-219282 (P2010-219282)
 (22) 出願日 平成22年9月29日 (2010.9.29)

(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 望稔
 (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 山口 博司
 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

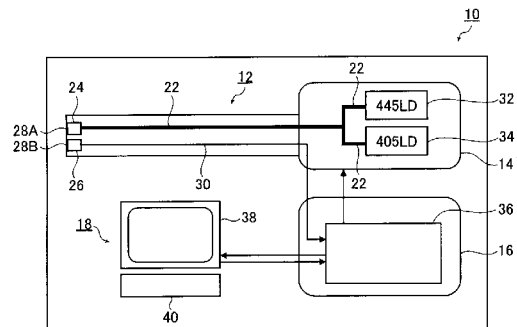
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】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照射光量及び画像処理の調整を必要なく、表層微細血管の最適な撮像画像を得ることができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】狭帯域光を出射する第1の光源部と、広帯域光を出射する第2の光源部と、第1の光源部及び第2の光源部から被写体に同時に照射される狭帯域光及び広帯域光の、生体からの戻り光により、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、撮像画像情報に所定の画像処理を施す画像処理手段と、撮像手段による被写体の撮像のための自動露光値もしくは撮像倍率、または撮像手段により撮影される被写体の生体の構造・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、検出された撮影情報に基づいて、発光条件及び画像処理条件を変更することによって、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】**

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 1 の光源部と、

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 2 の光源部と、

前記第 1 の光源部および前記第 2 の光源部から前記被写体に同時に照射される前記狭帯域光および前記広帯域光の、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、

前記第 1 の光源部から出射される前記狭帯域光は、前記第 2 の光源部から出射される前記広帯域光に比べて、前記被写体の前記生体の構造・成分の検出能が優れており、

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、前記第 1 の光源部および第 2 の光源部の発光条件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、前記第 1 の光源部および第 2 の光源部の発光条件を変更するために、前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光と第 2 の光源部からの前記広帯域光との発光比率を変化させる発光比率変更手段を有する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像情報は、前記自動露光値であり、

前記発光比率変更手段は、前記自動露光値が小さいときには前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の発光比率を増加させ、前記自動露光値が大きいときには前記第 2 の光源部からの前記広帯域光の発光比率を増加させる請求項 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、

前記発光比率変更手段は、前記撮像倍率が大きいときには前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の発光比率を増加させ、前記撮像倍率が小さいときには前記第 2 の光源部からの前記広帯域光の発光比率を増加させる請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記発光比率変更手段によって前記発光比率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、前記発光比率に基づいて、前記撮像手段の電気的なゲイン、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】

前記発光比率変更手段によって前記発光比率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、前記発光比率に基づいて、前記撮像手段の電気的なゲイン、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】

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。

10

20

30

40

50

【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】

本発明は、白色照明光等の広帯域光と特定の狭帯域光とを用い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】

10

20

30

40

50

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表層微細構造、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。

【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。

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。

【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。

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。

10

20

30

40

50

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に変更されることで、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なかった問題があった。

【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、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1の光源部と、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2の光源部と、前記第1の光源部および前記第2の光源部から前記被写体に同時に照射される前記狭帯域光および前記広帯域光の、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、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光は、前記第2の光源部から出射される前記広帯域光に比べて、前記被写体の前記生体の構造・成分の検出能が優れており、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、前記第1の光源部および第2の光源部の発光条件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】

本発明は、さらに、前記第1の光源部および第2の光源部の発光条件を変更するために、前記第1の光源部からの前記狭帯域光と第2の光源部からの前記広帯域光との発光比率を変化させる発光比率変更手段を有することが好ましい。

【0012】

また、前記撮像情報は、前記自動露光値であり、前記発光比率変更手段は、前記自動露光値が小さいときには前記第1の光源部からの前記狭帯域光の発光比率を増加させ、前記

10

20

30

40

50

自動露光値が大きいときには前記第2の光源部からの前記広帯域光の発光比率を増加させることが好ましく、また、前記撮像情報は、前記撮像倍率であり、前記発光比率変更手段は、前記撮像倍率が大きいときには前記第1の光源部からの前記狭帯域光の発光比率を増加させ、前記撮像倍率が小さいときには前記第2の光源部からの前記広帯域光の発光比率を増加させることが好ましい。

【0013】

また、前記発光比率変更手段によって前記発光比率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、前記発光比率に基づいて、前記撮像手段の電気的なゲイン、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く、また、前記発光比率変更手段によって前記発光比率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、前記発光比率に基づいて、前記撮像手段の電気的なゲイン、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。

10

【0014】

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。

【0015】

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い。

20

【0016】

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く、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。

30

【0017】

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、また、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、さらに、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ことが好ましい。

40

【0018】

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】

50

【 0 0 1 9 】

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・成分の検出及び強調度を変化させるように、特殊光光源及び白色照明光光源の発光条件及び撮像画像の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及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。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 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用いられる狭帯域レーザ光源から出射される狭帯域光、及び青色レーザ光源と蛍光体とからなる白色光源から出射される疑似白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【 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 に示す必要光量比算出部が備える自動露光 (A E) 値とレーザ (L D) 光量比との関係を規定するテーブルの一実施例を示すグラフである。

20

【 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 1 】

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。

30

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 と電気的に接続される。また、プロセッサ 1 6 は、入出力部 1 8 と電気的に接続される。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 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) 4 0 を有する。

40

【 0 0 2 2 】

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 3 】

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 2 8

50

A に、詳細は口述するが、照明光学系を構成し、白色光源を構成する蛍光体 2 4 を有し、照射口 2 8 A に隣接する受光部 2 8 B 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) 2 6 が配置されている。内視鏡 1 2 の照射口 2 8 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 2 8 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 2 8 B の撮像素子 2 6 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。

【0024】

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、レンズの寸法及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。

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。

【0025】

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 2 8 A 及び受光部 2 8 B を、すなわち撮像素子 2 6 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 2 6 は、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るのが好ましいが、R G B カラー撮像センサがより好ましい。

【0026】

光源部 1 4 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として用いられる中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光源 (4 4 5 L D) 3 2 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 4 0 5 n m の青紫色レーザ光源 (4 0 5 L D) 3 4 とを発光源として備えている。なお、青紫色レーザ光源 3 4 からの中心波長 4 0 5 n m 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。

これら各光源 3 2、3 4 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 4 8 (図 3 参照) により個別に制御されており、各光源 3 2 及び 3 4 の発光条件、すなわち青色レーザ光源 3 2 の出射光と、青紫色レーザ光源 3 4 の出射光の光量比 (発光比率) は変更自在になっている。

青色レーザ光源 3 2 及び青紫色レーザ光源 3 4 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 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。

【0027】

これら各光源 3 2、3 4 から出射されるレーザ光は、集光レンズ (図示せず) により、

10

20

30

40

50

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 からの各レーザー光を直接コネクタ部に送出する構成であってもよい。

中心波長 445 nm の青色レーザー光及び中心波長 405 nm の青紫色レーザー光が合波され、コネクタ部まで伝送されたレーザー光は、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、青色レーザー光は、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波長変換部材である蛍光体 24 を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体 24 を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体 24 を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。

10

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 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が 0.3 ~ 0.5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

【0028】

蛍光体 24 は、青色レーザー光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起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、青色レーザー光を励起光とする緑色～黄色の励起光と、蛍光体 24 により吸収されずに透過した青色レーザー光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光となる。本構成例のように、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。

20

上記の蛍光体 24 は、レーザー光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、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、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。

【0029】

図 2 は、青紫色レーザー光源 34 からの青紫色レーザー光と、青色レーザー光源 32 からの青色レーザー光及び青色レーザー光が蛍光体 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。青紫色レーザー光は、中心波長 405 nm 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、特殊光となる。また、青色レーザー光は、中心波長 445 nm の輝線で表され、青色レーザー光による蛍光体 24 からの励起発光光は、概ね 450 nm ~ 700 nm 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ー光によるプロファイル B によって、上述した疑似白色光が形成され、通常光とされる。

30

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、例えば、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。

40

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口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。

【0030】

上述したように、青色レーザー光源（以下、445 LD という）32 からの青色レーザー光と蛍光体 24 からの励起発光光による白色光（プロファイル B）、及び青紫色レーザー光源（以下、405 LD という）34 からの青紫色レーザー光による狭帯域光からなる照明光（プロファイル A）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

50

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。

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。

【0031】

次に、こうして撮像素子 26 によって撮像された撮像画像の画像信号は、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よって画像処理され、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。

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 10 の信号処理系は、内視鏡 12 の信号処理系と、光源部 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。

【0032】

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 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、光源部 14 の信号処理系は、青色レーザ光源（445LD）32 及び青紫色レーザ光源（405LD）34 のオンオフ制御及び光量制御を行う光源制御部 48 を有する。

【0033】

ここで、光源制御部 48 は、内視鏡装置 10 の稼働開始に伴う光源オン信号に応じて青色レーザ光源 32 を点灯したり、モード切替部 40 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青紫色レーザ光源 34 のオンオフ制御を行ったり、後述する光量算出部 50 から算出された画像の B 光及び G 光の光量等やプロファイル A 及び B の発光強度等に応じて、青色レーザ光源 32 及び青紫色レーザ光源 34 の発光強度、すなわち光源 32 及び 34 に流す電流値を制御する。すなわち、光源制御部 48 は、後述する必要光量比算出部 58 とともに、後述する撮影情報検出部 56 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、両光源 32 及び 34 の発光条件、すなわち発光比率を変更する発光比率変更手段として機能する。

【0034】

さらに、プロセッサ 16 の信号処理系は、画像処理システム 36（図 1 参照）であって、光量算出部 50 と、DSP（デジタルシグナルプロセッサ）52 と、ノイズ除去回路 54 と、画像処理切替部（スイッチ）60 と、通常光画像処理部 62 と、特殊光画像処理部 64 と、画像表示信号生成部 66 とを有する。

光量算出部 50 は、内視鏡 12 の A/D 変換器 46 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 26 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 50 は、算出した画像の B 光及び G 光の光量を元に、撮像画像の B 光と G 光との光量比（B/G 比）を算出する。

【0035】

また、光量算出部 50 は、さらに、光源光量、すなわち 445LD 32 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 24 からの疑似白色光の光量（図 2 に示すプロファイル B の発光強度）や、405LD 34 からの青紫色レーザ光の光量（図 2 に示すプロファイル A の発光強度）等を算出し、これらに基づき 445LD 32 と 405LD 34 との光量比（405LD / 445LD の発光比率）を求める。

10

20

30

40

50

そして、光量算出部 50 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、445LD32 及び 405LD34 の光量並びに光量比（405LD / 445LD の発光比率）とともに、撮影情報検出部 56 へ出力する。

【0036】

撮影情報検出部 56 は、算出された 445LD32 及び 405LD34 の光量並びに光量比（発光比率）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（AE）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（AE 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 26 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 26 の蓄積時間（RGB カラーフィルタに対応する CCD や CMOS 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。

【0037】

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。

これらの撮影情報が検出されると、必要光量比算出部 58 及び後述する特殊光画像処理部 64 へ出力される。

【0038】

必要光量比算出部 58 は、撮影情報検出部 56 で検出された撮影情報に基づいて、撮影に必要な光量比及び光量を算出する。必要光量比算出部 58 は、例えば、図 4 に示すような AE 値と 405LD / 445LD 光量比との関係を示すテーブルを持ち、撮影情報である AE 値とこのテーブルに基づいて 405LD / 445LD 光量比を算出し、併せて 405LD と 445LD との光量を算出する。

算出された 405LD 及び 445LD の光量並びに光量比は、光源制御部 48 へ出力される。

なお、レーザの光量比が変わると、撮像画像のホワイトバランスも変化するため、405LD 及び 445LD の光量並びに光量比が CDS・AGC 回路 44 へ出力され、この光量及び光量比の情報に基づいてホワイトバランスを取るための CDS・AGC 回路 44 のゲインも変更されて、撮像素子 26 の電氣的なゲインが変更される。

【0039】

DSP52（デジタルシグナルプロセッサ）は、光量算出部 50 で光源光量が検出された後、A/D 変換器 46 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 54 は、DSP52 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 12 からプロセッサ 16 に入力されたデジタル画像信号は、DSP52 及びノイズ除去回路 54 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。

10

20

30

40

50

【0040】

画像処理切替部60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62に送るか、特殊光画像処理部64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、通常光画像処理部62及び特殊光画像処理部64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62は、通常光モードにおいて、445LD及び蛍光体26による白色光（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通常光用画像処理を施す部分であって、色変換部68と、色彩強調部70と構造強調部72とを有する。

10

【0041】

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。

色彩強調部70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RGB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72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。

20

構造強調部72で構造強調処理が施されたRGB画像データは、通常光用画像処理済RGB画像データとして通常光画像処理部62から画像表示信号生成部66に入力される。

【0042】

特殊光画像処理部64は、特殊光モードにおいて、405LD34からの青紫色レーザー光（プロファイルA）及び445LD32及び蛍光体26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特殊光用画像処理を施す部分であって、特殊光色変換部74と色彩強調部76と、構造強調部78とを有する。

特殊光色変換部74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、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。

30

【0043】

色彩強調部76は、色彩強調部70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RGB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78は、構造強調部72と同様に、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処理を行う。

また、構造強調部72の構造処理に加えて、構造強調部78は、撮影情報検出部56からの撮影情報、例えば、AE値に基づき、前述の色彩強調処理済RGB画像データに対して、周波数強調処理を行う。

40

【0044】

ここで行う周波数強調処理は、図5(A)～図5(C)のように、AE値によって異なる。ここでは、撮影情報の代表例として、AE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。

AE値が第1の所定値（ ）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RGB画像データに

50

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（ から 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を強調できるように、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 5 】

さらに、A E 値が第 2 の所定値（ ）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 6 】

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 7 】

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 からのモード切替信号は、光源部 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 からの切替信号は、光源制御部 4 8 および画像処理切替 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 8 】

以下に、本発明の内視鏡装置の作用を、図 6 を用いて説明する。

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。4 4 5 L D 3 2 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

10

20

30

40

50

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 9 】

次いで、光源部 1 4 の光源制御部 4 0 にもモード切替信号が入力され、光源制御部 4 0 によって 4 0 5 L D 3 4 が点灯され、被写体に向けて白色光と狭帯域光とが同時に照射される（S 1 2）。

【 0 0 5 0 】

同時に照射された白色光と狭帯域光とは被写体によって反射され、撮像素子 2 6 により撮像画像情報が取得される（S 1 4）。

10

【 0 0 5 1 】

次に、撮像素子 2 6 によって取得された撮像画像情報は、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、光量算出部に送られる。撮像画像情報は、光量算出部 5 0 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 1 6）。

【 0 0 5 2 】

光量算出部 5 0 で算出された RGB 画像の明るさ（輝度値）の情報は、撮影情報検出部 5 6 に送られ、撮像のための AE 値が検出される（S 1 8）。

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）が検出されてもよい。

20

検出された AE 値は、必要光量比算出部 5 8 及び特殊光画像処理部 6 4 へ出力される。

【 0 0 5 3 】

必要光量比算出部 5 8 は、算出された AE 値を受け、必要光量比を算出する（S 2 0）。必要光量比算出部 5 8 は、図 4 に示すように、AE 値と LD 光量比との関係を表すテーブルを備え、AE 値に応じて LD 光量比を算出する。

【 0 0 5 4 】

LD 光量比は、4 0 5 L D 3 4 と 4 4 5 L D 3 2 との出射光量の比であり、算出された LD 光量比（4 0 5 L D / 4 4 5 L D）と光量算出部 5 0 で算出された撮像画像の明るさ（輝度値）とから、4 4 5 L D 3 2 の光量と 4 0 5 L D 3 4 の光量とのそれぞれの必要光量を算出する（S 2 2）。算出された必要光量比は、ホワイトバランスゲインの調整のために、C D S ・ A G C 4 4 へ出力され、算出された必要光量比は、光源制御部 4 8 へ出力される。

30

【 0 0 5 5 】

光源制御部 4 8 は、算出された 4 4 5 L D 3 2 及び 4 0 5 L D 3 4 の必要光量に基づき、4 4 5 L D 3 2 及び 4 0 5 L D 3 4 からの照射光量が必要光量となるように制御する（S 2 4）。

【 0 0 5 6 】

また、C D S ・ A G C 4 4 は、算出された必要光量比に基づき、ホワイトバランスゲインを調整する（S 2 6）。

4 4 5 L D 3 2 及び 4 0 5 L D 3 4 からの照射光量が変わると、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 C D S ・ A G C が調整される。また、C D S ・ A G C 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。

40

【 0 0 5 7 】

また、撮影情報検出部 5 6 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 2 8）。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 4 の構造強調部 8 0 で行われる。

【 0 0 5 8 】

狭帯域光観察において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

50

に入力される。構造強調部 78 では、前述のように A E 値に応じて、図 5 (A) ~ (C) に記載の周波数強調フィルタが適用される (S 3 0)。

【 0 0 5 9 】

特殊光画像処理部 64 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 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、特殊光画像としてモニタ 38 で表示され、記録装置 42 で記録される (S 3 2)。

【 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。

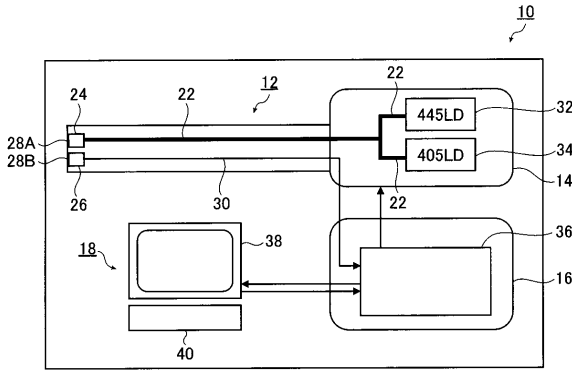
10

【符号の説明】

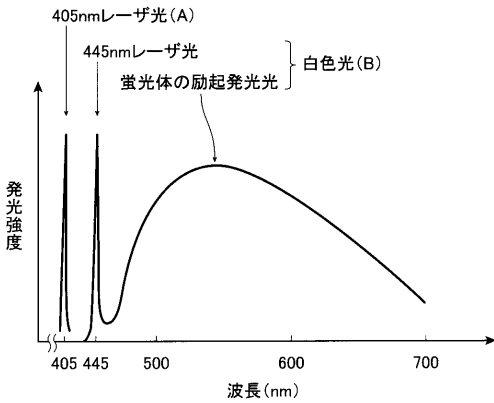
【 0 0 6 1 】

10	内視鏡装置	
12	内視鏡	
14	光源部	
16	プロセッサ	
18	入出力部	
22	光ファイバ	20
24	蛍光体	
26	撮像素子	
28 A	照射口	
28 B	受光部	
30	スコープケーブル	
32	青色レーザ光源 (4 4 5 L D)	
34	青紫色レーザ光源 (4 0 5 L D)	
36	画像処理システム	
38	表示部 (モニタ)	
40	入力部 (モード切替部)	30
42	記録部 (記録装置)	
44	C D S ・ A G C 回路	
46	A / D 変換器 (A / D コンバータ)	
48	光源制御部	
50	光量算出部	
52	D S P (デジタルシグナルプロセッサ)	
54	ノイズ除去回路	
56	撮影情報検出部	
58	必要光量比算出部	
60	画像処理切替部 (スイッチ)	40
62	通常光画像処理部	
64	特殊光画像処理部	
66	画像表示信号生成部	
68	色変換部	
70、76	色彩強調部	
72、78	構造強調部	
74	特殊光色変換部	

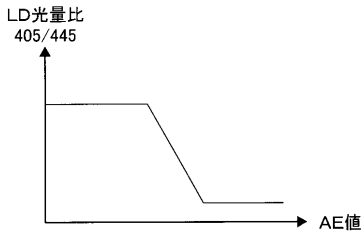
【図1】



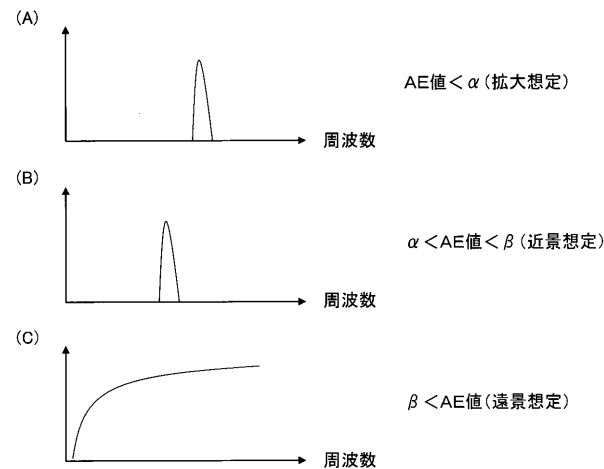
【図2】



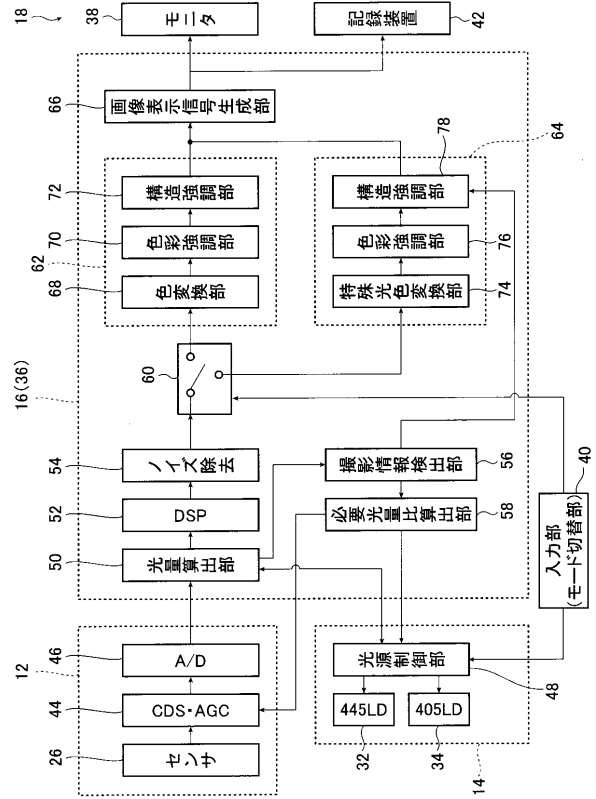
【図4】



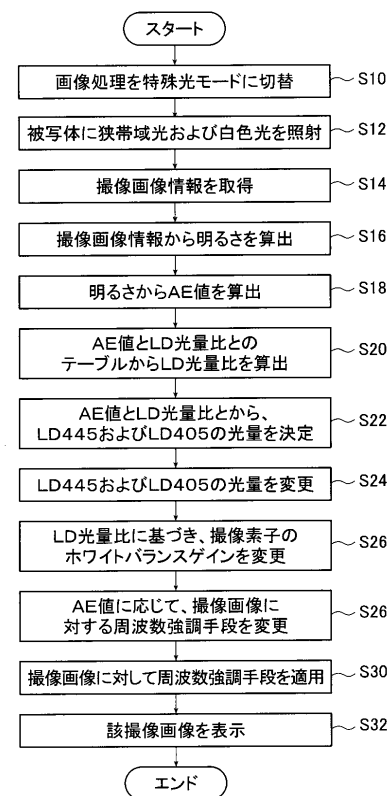
【図5】



【図3】



【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798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 BB08 HH28 HH54 LL02 MM03 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02
4C161 BB08 HH28 HH54 LL02 MM03 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR02

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2012071012A	公开(公告)日	2012-04-12
申请号	JP2010219282	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 峯苦靖浩		
发明人	山口 博司 峯苦 靖浩		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0661 H04N5/2354 H04N2005/2255		
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 A61B1/045.615 A61B1/045.632 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/HH28 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/ /QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C161/BB08 4C161/HH28 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5371920B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够获得表面微血管的最佳拾取图像，而无需操作者在特殊光观察中有意地调节照射光量和图像处理。提供。发射窄带光的第一光源单元，发射宽带光的第二光源单元以及同时从第一光源单元和第二光源单元照射到物体的窄带光。图像拾取装置用于拾取对象的拾取图像并通过来自活体的宽带光的返回光输出拾取的图像信息，图像处理装置用于对拾取的图像信息进行预定的图像处理，并且图像拾取装置用于拾取对象。用于成像的自动曝光值或成像倍率，或成像信息检测装置，用于检测与由成像装置成像的对象的生物的结构/成分有关的对象信息作为成像信息，以及检测到的成像信息基于上述，通过提供一种特征在于改变发光条件和图像处理条件的内窥镜设备来解决上述问题。 [选型图]图1

