

(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2011-97987
(P2011-97987A)

(43) 公開日 平成23年5月19日(2011.5.19)

| (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 | 4 C 0 6 1 |
| A 6 1 B 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 3 6 0 E | |
| | A 6 1 B 1/04 3 7 2 | |
| | A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y | |

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 24 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2009-252960 (P2009-252960) | (71) 出願人 | 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 |
| (22) 出願日 | 平成21年11月4日 (2009.11.4) | (72) 発明者 | 矢島 浩義 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 平 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 印南 岳晴 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 雙木 満 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 |

最終頁に続く

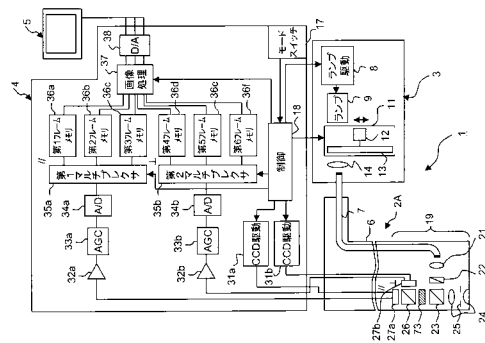
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 明るく明瞭な偏光画像が得ることができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 通常または狭帯域、非偏光または偏光観察のモードを選択した時は、光源装置3の回転フィルタ13は内周側または外周側のフィルタが光路中に切り換えるように配置され、内視鏡2のライトガイド7を経てその先端面から偏光板22等を介して偏光された照明光を被写体に照射できるようにし、その戻り光は前置光増幅器73で光増幅された後、偏光ビームスプリッタ23を介して前記偏光方向と平行な光成分はCCD27aで、垂直な光成分はCCD27bでそれぞれ受光し、プロセッサ4の第1～第6フレームメモリ36a～36fに格納すると共に、画像処理回路37に入力し加算処理して、モニタ5に非偏光画像を表示できるようにすると共に、減算処理して被写体表面の性状を診断するのに適した偏光画像を表示できるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を照明するための照明光を発生する光源装置と、
 前記照明光を導光する導光部材、
 前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を前記被写体側に出射する偏光部材、
 前記被写体で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像して、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、
 前記平行画像信号と前記垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に通常画像と、前記平行画像信号と垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に偏光画像とを表示可能とする、画像処理を行う画像処理装置とを備え、
 前記照明光または前記反射光を光増幅する、光増幅手段を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

被写体を照明するための照明光を発生する光源装置と、
 前記照明光を導光する導光部材、
 前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を前記被写体側に出射する偏光部材、
 前記被写体で発生する蛍光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像して、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、
 前記平行画像信号と垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に偏光画像を表示可能とする、画像処理を行う画像処理装置とを備え、
 前記照明光または前記蛍光を光増幅する、光増幅手段を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記光増幅手段は、複数の異なる波長の光に対しそれぞれ光増幅するための蛍光体を含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像手段は、カラーまたはモノクロ撮像素子であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は通常画像と偏光を利用した偏光画像とが得られる内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、がんによる死亡率が増加傾向にある。このため、内視鏡装置は、消化管のスクリーニング（病変発見のための検査）、精密検査、治療において欠かすことが出来ない診断・治療機器として期待されている。この要望を実現するため、がんなど微細病変の早期発見や術前の病変範囲の精密診断などのための画像取得を目的とし、画像処理技術を使った粘膜表層・粘膜深層の病変の特長を光学的に画像強調表示する特殊光観察技術がある。特殊光観察技術には、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された 2 つの波長（390～445 nm / 530～550 nm）の光を照射することにより、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様 of 強調表示を実現する狭帯域光観察、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光を観察するための励起光（390～470 nm）と血液中のヘモグロビンに吸収される波長（540～560 nm）の光を照射することにより、腫瘍性病変と正常粘膜を異なる色調で強調表示する蛍光観察がある。

40

【0003】

また、特定の偏光成分をもつ光を生体組織に照射した時の生体組織からの光は、生体組

50

織の表面から戻ってくる光には偏光成分が保存されており、照射光と平行な偏光成分となり、また、生体組織の深部から戻ってくる光は、強く散乱されているため照射光と平行な成分と垂直な成分が同等程度になる。つまり、平行な偏光を持つ光には、生体組織の表面と、生体組織の深部の両方の成分を含み、垂直な偏光を持つ散乱光には、生体組織の深部の成分を含む特性がある。この性質を用いて、平行な偏光を持つ光と垂直な偏光を持つ光を差分することで、生体組織の表面の光のみを取り出すことができ、逆に、照明光と垂直な偏光を持つ光を画像化することで組織深部からの光を画像化できる、偏光観察がある。偏光観察は、前記狭帯域光観察や蛍光観察と組み合わせることが可能で、狭帯域光観察や蛍光観察の利点をさらに強めることが可能である。

【0004】

前記特殊光観察を用いない通常観察と偏光観察、狭帯域光観察を組み合わせた内視鏡装置が特許文献1に開示されている。この公報では図13に示す内視鏡装置が開示されている。内視鏡装置1は、内視鏡2と光源装置3とプロセッサ4とモニタ5から構成されている。

【0005】

光源装置3のランプ9から発した白色光は、回転フィルタ13に設けられた赤色、緑色、青色フィルタのいずれかを透過して色が選択され、ライトガイド7を介して内視鏡2の先端部へと伝播する。ライトガイド7から出た光は偏光板22によって偏光成分が選択され、ビームスプリッタ23を介して対物レンズ24で生体組織に照射される。生体組織からの反射光は対物レンズ24で集光され、偏光ビームスプリッタ26で照射した偏光成分と平行な成分と垂直な成分に分けられ、CCD27で各々検出される。CCD27で検出した光は電気信号に変換され、プロセッサ4で画像処理が行われ生成された画像がモニタ5に表示される。

【0006】

プロセッサ4では、照射した偏光成分と平行な成分と垂直な成分の各々が保存され、また、回転フィルタ13が回転することで白色光が透過するフィルタが切り替わることで照射する光の色が変化し、各色に対応した照射した偏光成分と平行な成分と垂直な成分の各々が保存される。そして、照射した偏光成分と平行な成分と垂直な成分を足し合わせることで通常画像をモニタ5に表示し、照射した偏光成分と平行な成分から垂直な成分を差し引くことで、生体組織の表面が強調された偏光画像がモニタ5に表示される。通常画像と偏光画像は、モードスイッチ17で切り換えることが出来る。

【0007】

また、回転フィルタ13に通常画像用の赤、緑、青のフィルタの他に、異なる円周上に狭帯域光観察用のフィルタも配置し、回転フィルタ13の白色光が入射する円周位置を変更することで、狭帯域光照明でかつ偏光情報を取得することが可能となっている。

【0008】

偏光観察と蛍光観察を組み合わせた内視鏡装置が特許文献2に開示されている。この公報では、生体組織に照射する偏光が平行と垂直の2方向に切り替わる用に構成されており、生体組織から戻る照射した光の反射光と自家蛍光の光を、特定方向の偏光のみ透過する偏光フィルタと、照射した光の反射光を透過しないカットフィルタを介して、特定方向の偏光成分の自家蛍光を撮像素子で検出可能としている。この時、照射する2つの偏光成分は、検出側の偏光フィルタと平行または垂直の関係となるよう調整されており、照射する偏光成分の切り替えで照射した偏光成分と平行または垂直な偏光である、自家蛍光を検出出来るように構成している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2003-47588

【特許文献2】特開2006-325973

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、偏光観察では生体組織に照射する偏光方向を偏光フィルタで選択するため照射する光量が低下する。このため、生体組織の表面または深部が強調された画像が得られるものの、その画像は通常観察よりも暗く使用者の画像判断が容易ではない。また狭帯域光観察では、生体組織に照射する照射光の波長帯域を制限することから偏光観察と組み合わせると、さらに照射する光量が低下する。蛍光観察では、生体組織が発する蛍光は微弱であるため照射する光量の低下で、さらに暗い画像となってしまう。また偏光観察では、検出側でも生体組織からの光を偏光成分で分けることから、検出できる光量は少なく使用者の画像判断が容易ではなくなる。

10

【0011】

本発明は、前述した点に鑑みてなされたものであり、明るい偏光観察を可能とし、使用者の画像判断を容易とすることができる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成する請求項1に記載の内視鏡装置の発明は、
被写体を照明するための照明光を発生する光源装置と、
前記照明光を導光する導光部材、
前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を前記被写体側に出射する偏光部材、
前記被写体で反射された光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像して、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、
前記平行画像信号と前記垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に通常画像と、前記平行画像信号と垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に偏光画像とを表示可能とする、画像処理を行う画像処理装置とを備え、
前記照明光または前記反射光を光増幅する、光増幅手段を備えたことを特徴とするものである。

20

【0013】

上記目的を達成する請求項2に記載の内視鏡装置の発明は、
被写体を照明するための照明光を発生する光源装置と、
前記照明光を導光する導光部材、
前記導光部材を経て偏光した偏光照明光を前記被写体側に出射する偏光部材、
前記被写体で発生する蛍光における、前記偏光部材による偏光方向と平行な偏光方向の光成分と、前記偏光部材による偏光方向と垂直な偏光方向の光成分で撮像して、それぞれ平行画像信号と垂直画像信号とを出力する撮像手段と、
前記平行画像信号と垂直画像信号の両方またはいずれか一方から表示手段に偏光画像を表示可能とする、画像処理を行う画像処理装置とを備え、
前記照明光または前記蛍光を光増幅する、光増幅手段を備えたことを特徴とするものである。

30

【発明の効果】

40

【0014】

請求項1に記載の発明によれば、被写体への照明光または被写体からの反射光を光増幅することで、偏光成分を設定したことにより微弱となった照明光または反射光を光のまま増強することができ、導光材でのノイズ成分である自家蛍光や撮像素子の電気信号としての高増幅によるノイズ成分の増大を抑えることが可能となり、明るく明瞭な偏光画像を取得できる内視鏡装置が実現できる。

【0015】

請求項2に記載の発明によれば、被写体への照明光または被写体からの蛍光を光増幅することで、偏光成分を設定したことにより微弱となった照明光または、被写体からの反射光に比べ非常に微弱な蛍光を光のまま増強することができ、導光材でのノイズ成分である

50

自家蛍光や撮像素子の電気信号としての高増幅によるノイズ成分の増大を抑えることが可能となり、明るく明瞭な自家蛍光画像および偏光画像を取得できる内視鏡装置が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図2】本発明の第1実施の形態に係る内視鏡装置が有する、面順次フィルタの構成の一例を示す図である。

【図3】本発明の第1実施の形態に係る内視鏡装置が有する、前置光増幅器の構成の一例を示す構成と特性を示す図である。

10

【図4】本発明の第1実施の形態に係る内視鏡装置が有する、前置光増幅器の変形例の構成の一例を示す構成と特性を示す図である。

【図5】本発明の第2実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図6】本発明の第3実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図7】本発明の第3実施の形態に係る内視鏡装置が有する、面順次偏光板の構成の一例を示す図である。

【図8】本発明の第3実施の形態に係る内視鏡装置が有する、前置光増幅器の構成の一例を示す構成と特性を示す図である。

【図9】本発明の第4実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図10】本発明の第4実施の形態に係る内視鏡装置が有する、面順次前置光増幅器の構成の一例を示す図である。

20

【図11】本発明の第5実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図12】本発明の第6実施の形態に係る内視鏡装置の構成の一例を示す図である。

【図13】従来の内視鏡装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0018】

[第1実施の形態]

図1ないし図4は本発明の第1実施の形態に係り、図1は第1実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は回転フィルタの構成を示し、図3は前置光増幅器の構成を示し、図4は前置光増幅器の構成の変形例を示す。本実施の形態は偏光画像と通常画像、狭帯域画像を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【0019】

図1に示す本発明の第1実施の形態の偏光観察用の内視鏡装置1は、体腔内に挿入され、通常画像と偏光画像を撮像する内視鏡2Aと、この内視鏡2Aに照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2Aに内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うプロセッサ4と、プロセッサ4から出力される映像信号を表示するモニタ5とから構成される。

【0020】

内視鏡2Aは体腔内などに挿入できるように細長の挿入部6が設けてあり、この挿入部6内には照明光を伝送(導光)する伝送部材(導光部材)としてのライトガイド7が挿通されている。このライトガイド7の手元側の端部は光源装置3に着脱自在で接続することができる。

40

【0021】

光源装置3の内部にはランプ駆動回路8からのランプ駆動信号で発光するキセノンランプ等のランプ9が配置され、このランプ9で発光した白色光は移動ステージ11に取り付けられ、モータ12により回転駆動される回転フィルタ13を経て、さらに集光レンズ14で集光されてライトガイド7の手元側の端部に入射される。

【0022】

回転フィルタ13には図2に示すように、内周側と外周側とに通常観察用フィルタと、

50

狭帯域観察用フィルタとが配置されている。つまり、内周側には赤（R）、緑（G）、青（B）の各波長帯域の光を透過するR、G、Bフィルタ15a、15b、15cが周方向に3分割するように配置されている。具体的にはRフィルタ15aは600 - 700 nmの波長帯の赤色の光（以下、Rと略記）を通し、Gフィルタ15bは500 - 600 nmの波長帯の緑色の光（以下、Gと略記）を通し、Bフィルタ15cは400 - 500 nmの波長帯の青色の光（以下、Bと略記）を通す。

【0023】

また、図2に示すように外周側には3つの波長帯域（以下、1、2、3で示す）の光をそれぞれ透過するフィルタ16a、16b、16cが周方向に3分割するように配置されている。具体的にはフィルタ16aは605 - 635 nmの波長帯の光を通し、フィルタ16bは525 - 555 nmの波長帯の光を通し、フィルタ16cは400 - 430 nmの波長帯の光を通す。

10

【0024】

初期状態では照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるように設定されており、例えばビデオプロセッサ4に設けたモードスイッチ17により、狭帯域観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が下側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の外周側のフィルタが配置されるようになる。なお、モードスイッチ17は内視鏡側に設けるようにしても良い。

【0025】

また、狭帯域観察を行うモードに設定した後、再び通常観察を望む場合にはモードスイッチ17により、通常観察を行うモードを選択するとビデオプロセッサ4内の制御回路18を介して移動ステージ11が上側に移動され、照明光路上に回転フィルタ13の内周側のフィルタが配置されるようになる。

20

【0026】

ライトガイド7に入射された光は挿入部6の先端部19に固定された先端面から出射され、本実施の形態では屈曲された先端面からレンズ21、偏光された光にする偏光部材としての偏光板22を経て所定の方向に偏光された光にされてビームスプリッタ（以下、BSと略記）23でその一部が反射されて照明用にも使用される対物レンズ系24を経て生体組織等の被写体側に照射される。なお、対物レンズ系24には絞り25が設けてある。

【0027】

上述のように通常観察のモードでは被写体側はR、G、Bの照明光で順次照明される。一方、狭帯域観察のモードでは被写体側は1、2、3の照明光で順次照明される。

30

【0028】

照明された被写体側で反射され、対物レンズ系24に入射した光は、BS23をその一部が透過し、前置光増幅器73で光増幅され、検光部材としての偏光ビームスプリッタ（以下、PBSと略記）26により偏光板22で偏光された方向と平行な偏光成分（図1等では//を併記して分かり易くしている）とその方向と直交する偏光成分（図1等では⊥を併記して分かり易くしている）との光に分離される。

【0029】

なお、前置光増幅器73は、照明側の偏光板22の前であっても良い。

40

【0030】

前置光増幅器73は図3(a)に示すように、使用する光の波長に対して光増幅可能な複数の蛍光体を含んだ混合体80に、励起光79が入射するようになっている。混合体80の励起光79が入射する面以外の側面には、励起光の波長を全反射し、照明された被写体側で反射されて入射する光の波長を透過するように設計された膜81が形成されている。励起光79を混合体80内の蛍光体が光吸収することで、蛍光体には利得が生成され、混合体80に入射する光78aは光増幅されて、出射光78bとして出射される。

【0031】

複数の蛍光体は図3(b)のように、励起光を光吸収することで図に示すように、それぞれ利得帯域を持ち、R、G、B、1、2、3の全てに対して利得があるようにな

50

っており、各光を光増幅する。かかる蛍光体としては、光増幅すべき複数の使用波長の光のそれぞれに対し対応する光増幅用の希土類を主に含有するものであり、例えば青色帯では2価のEu、緑色帯では3価のTb、赤色帯では3価のEuを含有するのが好ましい。

【0032】

図3(a)では、励起光と光増幅する光の進行方向が直交するようにしたが、斜めになるようにしても良く、光増幅する光は混合体80に垂直に入射しなくても良い。また、蛍光体は3種類に限らずさらに多数であっても良い。光増幅は、10dB(10倍)としたが、3dB(2倍)以上であれば効果があり、40dB(10,000倍)以下が望ましい。

【0033】

前置光増幅器73の変形例を図4に示す。図4において、図3と同様の構成要素については同一の符号を用いて説明は省略する。また、図3と同様の構成を持つ部分については、詳細説明を省略する。

【0034】

図4(a)の混合体80bに混合された複数の蛍光体は、図4(b)に示すように異なる利得帯域を持ち、また異なる励起光の波長を光吸収することで利得を発生する。このため、R、G、B、1、2、3の入力タイミングに併せて励起光の波長を切り替えることで、利得帯域と入力する光の帯域を一致させることが可能であり、より低ノイズで光増幅を行うことが出来る。

【0035】

PBS26により偏光板22で偏光された方向と平行な偏光成分と、その方向と直交する偏光成分との光に分離された光の、平行な偏光成分の光はPBS26を透過して対物レンズ系24の結像位置に配置された第1のCCD27aに結像され、直交する偏光成分の光はPBS26で反射されて対物レンズ系24の結像位置に配置された第2のCCD27bに結像され、それぞれ光電変換される。

【0036】

CCD27a、27bはビデオプロセッサ4内のCCD駆動回路31a、31bからのCCD駆動信号の印加により、光電変換された信号電荷が読み出され、それぞれプリアンプ32a、32bで増幅された後、AGC回路33a、33bでさらに所定レベルまで増幅されてA/D変換回路34a、34bに入力され、デジタル信号(画像データ)に変換される。

【0037】

A/D変換回路34a、34bにより変換されたデジタルの画像データはそれぞれ第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1~3フレームメモリ36a~36c、第4~6フレームメモリ36d~36fに順次書き込まれる。なお、第1~3フレームメモリ36a~36c及び第4~6フレームメモリ36d~36fへ書き込む場合、制御回路18により第1及び第2マルチプレクサ35a、35bの切替が制御される。

【0038】

これら第1~6フレームメモリ36a~36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。この画像処理回路37は制御回路18により制御され、モードスイッチ17により設定されたモードに応じた画像処理を行い、画像処理した画像データをD/A変換回路38に出力し、このD/A変換回路38により変換されたアナログの映像信号がモニタ5に出力される。

【0039】

例えば通常観察や狭帯域観察のモードの場合には、同じ波長で撮像した画像成分同士を加算して出力し、偏光観察モードを加える場合には同じ波長で撮像した画像成分同士の差分をとって差分成分を出力する。なお、制御回路18は例えば狭帯域観察モードの場合には、ランプ駆動回路8を制御して、ランプ9による発光量を増大させてもよい。

【0040】

このようにして本実施の形態では通常画像や狭帯域画像と偏光した照明光により、以下

10

20

30

40

50

で説明するように生体組織の表面付近の性状を判定するのに適した偏光画像とを得られるようにしていることが特徴となっている。

【0041】

次に本実施の形態の作用を説明する。図1に示すように内視鏡2A、光源装置3、ビデオプロセッサ4、モニタ5を接続して、電源を投入する。この初期状態では、光源装置3の移動ステージ11は上側に設定されて、回転フィルタ13の通常観察用フィルタが照明光路上に設定された状態となっている。

【0042】

そして、モータ12により回転フィルタ13が回転し、ライトガイド7には光源装置3からR、G、Bの照明光が順次供給され、ライトガイド7により伝送され、先端面から偏光板22により偏光された状態で、被写体側に照射される。

10

【0043】

被写体側で反射された一部の反射光は対物レンズ系24に入射され、前置光増幅器73で光増幅された後、平行成分の光はPBS26を透過してCCD27aに、直交する成分の光はPBS26で反射されてCCD27bに結像する。

【0044】

CCD27a、27bでそれぞれ光電変換された信号はCCD駆動回路31a、31bからのCCD駆動信号の印加によって読み出され、プリアンプ32a、32b等で増幅された後、A/D変換回路34a、34bでデジタルの信号に変換された後、制御回路18により切り換えられる第1及び第2マルチプレクサ35a、35bを経て第1～3フレームメモリ36a～36c及び第4～6フレームメモリ36d～36fにそれぞれ書き込まれる。

20

【0045】

具体的には、Rの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dに格納され、Gの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eに格納され、Bの光で照明した状態でCCD27a、27bの出力信号はそれぞれ第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fに格納される。

【0046】

これら第1～6フレームメモリ36a～36fに書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路37に入力される。この画像処理回路37では第1フレームメモリ36aと第4フレームメモリ36dからの出力信号を加算して、Rの色信号として出力し、また第2フレームメモリ36bと第5フレームメモリ36eからの出力信号を加算して、Gの色信号として出力し、また第3フレームメモリ36cと第6フレームメモリ36fからの出力信号を加算して、Bの色信号として出力する。

30

【0047】

つまり、通常観察モードにおける通常観察イメージ(白色光イメージ)を生成する場合には、そのR、G、B画像成分を $W(R)$ 、 $W(G)$ 、 $W(B)$ とし、第1～3フレームメモリ36a～36cから出力される画像成分を $P//(R)$ 、 $P//(G)$ 、 $P//(B)$ 、第4～6フレームメモリ36d～36fから出力される画像成分を $P(R)$ 、 $P(G)$ 、 $P(B)$ すると、白色光イメージは、

40

$$W(R) = P//(R) + P(R) \quad (1)$$

$$W(G) = P//(G) + P(G) \quad (2)$$

$$W(B) = P//(B) + P(B) \quad (3)$$

の、式(1)から式(3)に示すような加算処理により通常観察イメージを得る。通常観察モードでは加算することにより、一方だけの場合よりも明るく、S/Nの良い画像を得ることができる。照明光の光量が十分な場合には一方だけを画像表示に用いるようにしても良い。

【0048】

通常観察モードで体腔内の例えば患部組織を観察し、その部分を性状判定したいと望む

50

ような場合には偏光観察モードにすれば良く、モードスイッチ 17 により偏光観察モードに設定する。

【0049】

この場合には、患部組織の表面付近での反射光の殆どは、照射光の偏光方向を保存したものが支配的となり、一方表面付近より内部からの反射光は照射光の偏光方向と平行な成分と垂直な成分とが殆ど同じ割合のものとなる。

【0050】

つまり、通常観察モードにおける偏光観察イメージ（偏光イメージ）を生成する場合には、その R、G、B 画像成分を $W(R)$ 、 $W(G)$ 、 $W(B)$ とし、第 1～3 フレームメモリ 36a～36c から出力される画像成分を $P//(R)$ 、 $P//(G)$ 、 $P//(B)$ 、第 4～6 フレームメモリ 36d～36f から出力される画像成分を $P\perp(R)$ 、 $P\perp(G)$ 、 $P\perp(B)$ とすると、偏光イメージは、

$$W(R) = P//(R) - P\perp(R) \quad (4)$$

$$W(G) = P//(G) - P\perp(G) \quad (5)$$

$$W(B) = P//(B) - P\perp(B) \quad (6)$$

の、式 (4) から式 (6) に示すような減算処理により通常観察の偏光イメージを得る。通常観察の偏光モードでは減算することにより、偏光観察イメージとして患部組織の表面付近側の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制して得ることができる。

【0051】

モードスイッチにより狭帯域観察モードの指示入力を行うと、制御回路 18 は光源装置 3 の移動ステージ 11 を下側に移動して、狭帯域観察用フィルタが光路上に配置されるようにすると共に、画像処理回路 37 に対して狭帯域観察用の処理に切り換える制御信号を送る。

【0052】

この場合には、回転フィルタ 13 を透過した光は、先程説明した R、G、B の光の代わりに 1、2、3 の光になる。そして、偏光板 22 により偏光されて患部組織に照射される。

【0053】

この場合には、患部組織の表面付近での反射光の殆どは、照射光の偏光方向を保存したものが支配的となり、一方表面付近より内部からの反射光は照射光の偏光方向と平行な成分と垂直な成分とが殆ど同じ割合のものとなる。また、狭帯域な 1、2、3 の光の照射により、表面付近の構造物の光吸収や光散乱を強調することが出来る。

【0054】

これらの反射光は、前置光増幅器 73 で光増幅された後、その偏光方向により照射光の偏光方向と平行なものは CCD 27a に、照射光の偏光方向と垂直なものは CCD 27b に、それぞれ像を結ぶ。通常観察モードで説明したのと同様に CCD 27a、27b で光電変換された信号はそれぞれ第 1～3 フレームメモリ 36a～36c 及び第 4～6 フレームメモリ 36d～36f に書き込まれる。

【0055】

具体的に説明すると、1 の光で照明した状態で CCD 27a、27b の出力信号はそれぞれ第 1 フレームメモリ 36a と第 4 フレームメモリ 36d に格納され、2 の光で照明した状態で CCD 27a、27b の出力信号はそれぞれ第 2 フレームメモリ 36b と第 5 フレームメモリ 36e に格納され、3 の光で照明した状態で CCD 27a、27b の出力信号はそれぞれ第 3 フレームメモリ 36c と第 6 フレームメモリ 36f に格納される。

【0056】

これら第 1～6 フレームメモリ 36a～36f に書き込まれた画像データは同時に読み出され、画像処理回路 37 に入力される。通常の狭帯域観察モードの場合には、第 1 フレームメモリ 36a と第 4 フレームメモリ 36d からの出力信号の加算を算出して、例えば 1 の色信号として出力し、また第 2 フレームメモリ 36b と第 5 フレームメモリ 36e

10

20

30

40

50

からの出力信号の加算を算出して、例えば 2 の色信号として出力し、また第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f からの出力信号の加算を算出して、例えば 3 の色信号として出力する。

【0057】

また、モードスイッチの切り替えによる狭帯域観察の偏光モードの場合には、第 1 フレームメモリ 36 a と第 4 フレームメモリ 36 d からの出力信号の差分を算出して、例えば 1 の色信号として出力し、また第 2 フレームメモリ 36 b と第 5 フレームメモリ 36 e からの出力信号の差分を算出して、例えば 2 の色信号として出力し、また第 3 フレームメモリ 36 c と第 6 フレームメモリ 36 f からの出力信号の差分を算出して、例えば 3 の色信号として出力する。

10

【0058】

つまり、狭帯域観察モードにおける偏光観察イメージを生成する場合には、その 3 つの 1、2、3 の画像成分を $S(1)$ 、 $S(2)$ 、 $S(3)$ とし、第 1～3 フレームメモリ 36 a～36 c から出力される画像成分を $P//(1)$ 、 $P//(2)$ 、 $P//(3)$ 、第 4～6 フレームメモリ 36 d～36 f から出力される画像成分を $P(1)$ 、 $P(2)$ 、 $P(3)$ すると、偏光イメージは、

$$S(1) = P//(1) - P(1) \quad (7)$$

$$S(2) = P//(2) - P(2) \quad (8)$$

$$S(3) = P//(3) - P(3) \quad (9)$$

の、式(7)から式(9)に示すような減算処理により狭帯域観察の偏光イメージを得る。

20

【0059】

狭帯域観察は、生体組織に特に青色領域(短波長側)の波長幅が制限された狭帯域光を照明することにより、例えば消化管であれば粘膜表層(浅層)の微細構造や毛細血管像を、通常光観察に比べて鋭敏に捉えられることが特徴である。

【0060】

これは、粘膜の深さ方向への光の深達度は波長依存性があり、短波長ほど散乱の影響により深達度が小さい(浅い)こと、及び、粘膜(生体)には 415 nm 付近にヘモグロビンの大きな吸収帯があるため、特に 400～450 nm 付近の狭帯域光を照射すると、粘膜表層の微細構造及び毛細血管を特異的に検出できるためである。従って、通常光観察では非常に観察しづらい粘膜表層の構造や毛細血管の走行パターンが、狭帯域光観察を用いることで非常に明瞭に描出可能となる。粘膜表層の微細構造や毛細血管の走行パターンを例えば拡大観察等で詳細に観察を行うことによって、腫瘍/非腫瘍、良性腫瘍/悪性腫瘍等の質的診断等を容易にすることが可能となる。

30

【0061】

さらに、狭帯域観察の偏光イメージでは、患部組織の表面付近側構造物の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制して得ることができる。またこの場合は、波長に対する強度の特性から正常組織と病変組織との性状の判定がし易い。具体的には、正常組織では波長に対する強度の変化はあまりないが、病変組織の場合には波長が長い帯域になる程、強度が低下する傾向を示す。

40

【0062】

このように本実施の形態によれば、前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得を可能とし、通常と狭帯域の内視鏡画像とを得ることができると共に、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い画像を得ることもできる。

【0063】

[第 2 実施の形態]

図 5 は、本発明の第 2 実施の形態に係るものである。なお、第 1 実施の形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、第 1 実施の形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。本実施の形態は 1 つの撮像素子の内視鏡(つまり挿入部の細径化が可能な内視鏡)を用いて、偏光画像と通常画像、狭帯域画

50

像を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。図5に示す本発明の第2実施の形態の内視鏡装置1Bは、内視鏡2Bと、光源装置3と、プロセッサ4Bと、モニタ5とから構成される。

【0064】

この内視鏡2Bは、図1の内視鏡2における一方のCCD27bを削除して1つのCCD27(1つにしたので27aでなく27と記す)とし、対物レンズ24とCCD27との間に液晶(素子)74、前置光増幅器75を配置している。また、ライトガイド7の先端は屈曲させないで、真っ直ぐに配置して、先端面からさらに照明レンズ41、偏光板42を経て外部の被検体等を照明する構造にしている。なお液晶74は、偏光板42の直後にあっても良い。

10

【0065】

また、プロセッサ4Bは1つのCCD27にしているので、1系統のCCD駆動回路31、プリアンプ32、AGC回路33、A/D変換回路34とし、制御回路18により切換られるマルチプレクサ35を介して第1~第6フレームメモリ36a~36fへ画像データの書き込みを行う構成にしている。

【0066】

前置光増幅器75は、通過する光を増幅する機能と増幅特性に入射する光の偏光方向で異なる光増幅特性を持っている。その偏光方向による光増幅特性の差は、20dB(100倍)以上であり望ましくは30dB(1000倍)以上である。

【0067】

CCD27の前に配置した前置光増幅器75の高い光増幅特性を示す偏光方向は、ライトガイド7の先端面の前に配置した偏光板42による偏光方向と平行な状態に設定されている。また、液晶74は、制御回路18による駆動信号の印加の有無により、偏光方向を0度と90度とに回転できる様な切換設定ができるようにしている。制御回路18は通常観察モードでは、例えば液晶74を駆動しないで、入射した光は液晶74をスルーする。

20

【0068】

また、このモードでは、制御回路18はR、G、Bの照明光の下で撮像した信号を第1フレームメモリ36a~第3フレームメモリ36cに格納するようにマルチプレクサ35を切り換える。また、第1フレームメモリ36a~第3フレームメモリ36cから読み出された各信号は画像処理回路37をスルーしてD/A変換回路38側に出力される。

30

【0069】

一方、偏光観察モードでは、制御回路18は回転フィルタ13の1回転の周期毎に液晶74に駆動信号を印加しない事と印加する事を交互に行う。液晶74に駆動信号が印加されないで、偏光方向が変化しない状態を0°(状態)とし、印加されて偏光方向が90°変化した状態を90°(状態)とすると、液晶74に駆動信号が印加されない状態では反射した光の照射した光と平行な偏光成分が前置光増幅器75で光増幅されることになり、液晶74に駆動信号が印加された状態では反射した光と垂直な偏光成分が前置光増幅器75で光増幅されることになる。

【0070】

そして、制御回路18は回転フィルタ13による光の透過波長1、2、3、1、...に応じて、その波長で撮像した信号を第1~6フレームメモリ36a~36fに格納する。これらの第1~6フレームメモリ36a~36fから読み出された信号は画像処理回路37により第1実施の形態で説明したように減算された偏光画像がモニタ5に表示される。

40

【0071】

本実施の形態によれば、前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得を可能とし、上述した目的を達成できる。つまり、1つのCCD27を備え、前置光増幅器75による光増幅を行い、細径にできる挿入部6の内視鏡2Bにより、通常画像および狭帯域画像での偏光画像が撮像でき、また、プロセッサ4Bにより信号処理してモニタ5に通常画像および狭帯域画像と、それらの偏光画像とを表示させることができる。

50

【 0 0 7 2 】

[第 3 実施の形態]

図 6 ないし図 8 は、本発明の第 3 実施の形態に係るものである。なお、第 1 実施の形態および第 2 実施の形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、第 1 実施の形態および第 2 実施の形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。本実施の形態は偏光画像と通常画像を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【 0 0 7 3 】

図 6 は第 3 実施の形態の内視鏡装置 1 0 を示す。この内視鏡装置 1 0 は光学式内視鏡 4 4 と、この光学式内視鏡 4 4 の後端に装着される外付けカメラ 4 5 と、光学式内視鏡 4 4 のライトガイド 4 6 に照明光を供給する光源装置 3 B と、外付けカメラ 4 5 のカラー CCD 4 7 に対する信号処理を行うプロセッサ 4 C と、モニタ 5 とから構成される。

10

【 0 0 7 4 】

光学式内視鏡 4 4 は、光源装置 3 B から供給される白色光をライトガイド 4 6 で伝送し、照明窓に固定された偏光板 4 9 を経て患部組織等の被検体側に照射する。偏光板 4 9 は、ライトガイド 4 6 の先端面からの照明光を偏光する。また、照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ 5 0 で、被検体側からの光を対物レンズ 5 0 に導く。

【 0 0 7 5 】

対物レンズ 5 0 による像はリレーレンズ 5 1 により後方の接眼部側に伝送され、接眼レンズ 5 2 に対向して外付けカメラ 4 5 に設けた結像レンズ 5 3、移動ステージ 5 4 の回転フィルタ 5 5 を経て、前置光増幅器 7 6 で光増幅されカラー CCD 4 7 に結像され、このカラー CCD 4 7 で光電変換される。回転フィルタ 5 5 を回転駆動するモータ 5 6 と、移動ステージ 5 4 はプロセッサ 4 C の制御回路 1 8 により制御される。

20

【 0 0 7 6 】

この回転フィルタ 5 5 の構成を図 7 に示す。この回転フィルタ 5 5 の周方向には、互いに直交する偏光方向の偏光板 5 7 a、5 7 b が取り付けられている。ここで、例えば偏光板 5 7 a は偏光板 4 9 の偏光方向と平行な偏光方向であり、他方の偏光板 5 7 b は偏光板 4 9 の偏光方向と直交する偏光方向に設定されている。

【 0 0 7 7 】

前置光増幅器 7 6 の構成を図 8 に示す。前置光増幅器 7 6 は図 8 (a) に示すように、使用する光の波長に対して光増幅可能な複数の蛍光体が CCD 4 7 の各画素に対応するように、マトリクス状に配置されたマトリクス体 8 0 c に、励起光 7 9 が入射するようになっている。マトリクス体 8 0 c の励起光 7 9 が入射する面以外の側面には、励起光の波長を全反射し、照明された被写体側で反射されて入射する光の波長を透過するように設計された膜 8 1 が形成されている。励起光 7 9 をマトリクス体 8 0 c の蛍光体が光吸収することで、蛍光体には利得が生成され、マトリクス体 8 0 c に入射する光 7 8 a は光増幅されて、出射光 7 8 b として出射される。

30

【 0 0 7 8 】

マトリクス体 8 0 c の蛍光体は図 8 (b) のように、励起光を光吸収することで図に示すように、それぞれ利得帯域を持ち、R、G、Bの全てに対して利得があるようになり、各光を光増幅する。蛍光体は、青色帯では 2 価の E u、緑色帯では 3 価の T b、赤色帯では 3 価の E u である。

40

【 0 0 7 9 】

図 8 (a) では、励起光と光増幅する光の進行方向が直交するようにしたが、斜めになるようにしても良く、光増幅する光は混合体 8 0 c に垂直に入射しなくても良い。また、蛍光体は 3 種類に限らずさらに多数であっても良い。光増幅は、1 0 d B (1 0 倍) としたが、3 d B (2 倍) 以上であれば効果があり、4 0 d B (1 0 , 0 0 0 倍) 以下が望ましい。

【 0 0 8 0 】

制御回路 1 8 は例えば初期状態では移動ステージ 5 4 を下側に移動して、接眼レンズ 5

50

2 による像を回転フィルタ 5 5 を経ることなくカラー CCD 4 7 に結像する通常観察モードに設定する。

【0081】

また、この場合には、制御回路 1 8 はマルチプレクサ 3 5 を制御して、色分離回路 3 9 の R、G、B の色信号データを一方のフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンに格納する。また、この場合には制御回路 1 8 は、フレームメモリ 3 6 の 3 つのプレーン（R、G、B プレーンと記す）から読み出された R、G、B の色信号をスルーして D/A 変換回路 3 8 側に出力する。

【0082】

そして、D/A 変換回路 3 8 により変換されたアナログの R、G、B の色信号がモニタ 5 に出力され、モニタ 5 には通常の白色光の照明のもとでカラー撮像された通常観察画像が表示される。

10

【0083】

一方、モードスイッチ 1 7 により、偏光画像モードが選択されると、制御回路 1 8 は図 6 に示すように結像レンズ 5 3 の結像光路中に回転フィルタ 5 5 が配置された状態に設定する。また、制御回路 1 8 はマルチプレクサ 3 5 の切換を制御し、例えば結像光路中に偏光板 5 7 a が配置された状態で CCD 4 7 で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンに書き込む。

【0084】

一方、制御回路 1 8 は、結像光路中に偏光板 5 7 b が配置された状態で CCD 4 7 で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンに書き込むようにマルチプレクサ 3 5 の切換を制御する。

20

【0085】

また、制御回路 1 8 は、フレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンとフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンから読み出された信号が入力される画像処理回路 3 7 に対しては、フレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンから読み出された信号からフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンから読み出された信号を減算して出力するように制御する。

【0086】

本実施の形態は、図 1 の実施の形態と比較した場合、1 つのカラー CCD 4 7 により撮像を行うようにしているが、モニタ 5 に表示される画像は同様の画像が表示される。

30

【0087】

より具体的に説明すると、まず通常観察モードにおいては、ランプ 9 の白色光はライトガイド 4 6 により伝送され、その先端面からさらに偏光板 4 9 により偏光された光で被検体を照明する。

【0088】

被検体での反射光は対物レンズ 5 0、リレーレンズ 5 1 等を経て前置光増幅 7 6 で光増幅されカラー CCD 4 7 に結像される。そのカラー CCD 4 7 で光電変換された信号は A/D 変換、色分離等された後、フレームメモリ 3 6 に書き込まれ、このフレームメモリ 3 6 から読み出された色信号は D/A 変換回路 3 8 によりアナログの R、G、B の色信号となりモニタ 5 で表示される。

40

【0089】

この場合、カラー CCD 4 7 で撮像された画像信号は、図 1 の実施の形態における CCD 2 7 a と 2 7 b により撮像されたものを加算したものに相当する。従って、本実施の形態では画像処理回路 3 7 をスルーしているが、D/A 変換回路 3 8 側に出力される色信号は図 1 の通常観察モードにおける画像処理回路 3 7 により加算処理されて D/A 変換回路 3 8 側に出力される色信号と同等のものとなる。

【0090】

また、偏光観察モードの場合には回転フィルタ 5 5 の偏光板 5 7 a が結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーンに格納され、偏光板 5 7 b が結像光路中にある場合に撮像した信号がフレームメモリ 3 6 の R、G、B プレーン

50

に格納される。

【0091】

この場合、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納されるものは、図1の偏光観察モードにおけるCCD27aにより撮像されたものと同等のものとなり、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンに格納されるものは、図1の偏光観察モードにおけるCCD27bにより撮像されたものと同等のものとなる。そして、この場合には、図1の場合と同様に画像処理回路37以降で同じ処理が行われる。

【0092】

このように本実施の形態によれば、前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得を可能で、1つの撮像素子及び1つの撮像素子に対する信号処理系により、偏光画像と通常観察画像とが得られる。また、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い画像を得ることもできる。

【0093】

[第4実施の形態]

図9ないし図10は、本発明の第4実施の形態に係るものである。なお、第1実施の形態から第3実施の形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、第1実施の形態から第3実施の形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。本実施の形態は1つのモノクロ撮像素子の内視鏡を用いて、偏光画像と通常画像を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0094】

図9は第4実施の形態の内視鏡装置10Bを示す。この内視鏡装置10Bは光学式内視鏡44と、この光学式内視鏡44の後端に装着される外付けカメラ45Bと、光学式内視鏡44のライトガイド46に照明光を供給する光源装置3Bと、外付けカメラ45BのCCD27に対する信号処理を行うプロセッサ4Bと、モニタ5とから構成される。なお、プロセッサ4Bは図5のそれと同一であるが、図9では図5の第1フレームメモリから第3フレームメモリをフレームメモリ36で、同じく第4フレームメモリから第6フレームメモリをフレームメモリ36'で表記している。

【0095】

光学式内視鏡44は、光源装置3Bから供給される白色光をライトガイド46で伝送し、照明窓に固定された偏光板49を経て患部組織等の被検体側に照射する。偏光板49は、ライトガイド46の先端面からの照明光を偏光する。また、照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ50で、被検体側からの光を対物レンズ50に導く。

【0096】

対物レンズ50による像はリレーレンズ51により後方の接眼部側に伝送され、接眼レンズ52に対向して外付けカメラ45Bに設けた結像レンズ53、移動ステージ54の透過する偏光方向を制御可能な回転フィルタ55と、光増幅可能な前置光増幅回転フィルタ60を経て、CCD27に結像され、このCCD27で光電変換される。回転フィルタ55と前置光増幅回転フィルタ60はギア59で接続しており、これらを回転駆動するモータ56と、移動ステージ54はプロセッサ4Bの制御回路18により制御される。

【0097】

前置光増幅回転フィルタ60の構成を図10に示す。この前置光増幅回転フィルタ60の周方向には、R、G、Bの各々を光増幅可能な複数の蛍光体83が配置され、Rの光増幅は蛍光体83a、Gの光増幅は蛍光体83b、Bの光増幅は蛍光体83cで行うようになっている。蛍光体83には、光増幅される光が入射する面とは反対面に斜めから励起光源82の励起光79が入射するようになっており、この面には励起光79と光増幅される光が透過する膜81bが形成されている。また、蛍光体83の反対面には励起光79を全反射し、光増幅される光が透過する膜81aが形成されている。

【0098】

蛍光体83に入射する光78cは、光源装置3Bの白色光であるが、励起光79を蛍光体83が光吸収することで蛍光体83には利得が生成され、蛍光体83で光増幅された後

10

20

30

40

50

出射する光 78b は、蛍光体 83a から 83b 各々の光増幅可能な光波長帯域で制限されて出射する。このように、蛍光体 83 は光増幅と透過する波長の選択を行っている。このように前置光増幅回転フィルタ 60 が回転することで、時間的に CCD 47 に入射する光増幅された光の波長（色）が変化することになる。

【0099】

蛍光体 83 は、励起光を光吸収することでそれぞれ異なる利得波長帯域を持ち、R、G、B の全てに対して利得があるようになっており、各光を光増幅する。蛍光体は、青色帯では 2 価の Eu、緑色帯では 3 価の Tb、赤色帯では 3 価の Eu である。また、蛍光体は 3 種類に限らずさらに多数であっても良い。光増幅は、10 dB（10 倍）としたが、3 dB（2 倍）以上であれば効果があり、40 dB（10,000 倍）以下が望ましい。

10

【0100】

回転フィルタ 55 の、互いに直交する偏光方向の偏光板 57a、57b の内、例えば偏光板 57a は偏光板 49 の偏光方向と平行な偏光方向であり、他方の偏光板 57b は偏光板 49 の偏光方向と直交する偏光方向に設定されている。回転フィルタ 55 と前置光増幅回転フィルタ 60 はギア 59 で接続しており、前置光増幅回転フィルタ 60 に接続したモータ 56 で回転し、回転フィルタ 55 は、ギア 59 により前置光増幅回転フィルタ 60 の倍の速度で回転するようになっている。

【0101】

これにより、回転フィルタ 55 の偏光板 57a に光が入射している間に、前置光増幅回転フィルタ 60 は 1 回転して、R、G、B それぞれの光増幅された光が CCD 27 に入射する。

20

【0102】

制御回路 18 は例えば初期状態では移動ステージ 54 を上側に移動して、接眼レンズ 2 による像を回転フィルタ 55 の偏光板 57 を経ることなく、前置光増幅回転フィルタ 60 は結像光路中に配置されるようにして、CCD 27 に結像する通常観察モードに設定する。

【0103】

また、この場合には、制御回路 18 はマルチプレクサ 35 を制御して、前置光増幅回転フィルタ 60 の R、G、B と同期するようにして、R、G、B の色信号データを一方のフレームメモリ 36 の R、G、B プレーンに格納する。また、この場合には制御回路 18 は、フレームメモリ 36 の 3 つのプレーンから読み出された R、G、B の色信号をスルーして D/A 変換回路 38 側に出力する。

30

【0104】

そして、D/A 変換回路 38 により変換されたアナログの R、G、B の色信号がモニタ 5 に出力され、モニタ 5 には通常の白色光の照明のもとでカラー撮像された通常観察画像が表示される。

【0105】

一方、モードスイッチ 17 により、偏光画像モードが選択されると、制御回路 18 は図 9 に示すように結像レンズ 53 の結像光路中に回転フィルタ 55 の偏光板 57 と、前置光増幅回転フィルタ 60 が配置された状態に設定する。また、制御回路 18 はマルチプレクサ 35 の切換を制御し、例えば結像光路中に偏光板 57a が配置された状態で CCD 27 で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ 36 の R、G、B プレーンに書き込む。

40

【0106】

一方、制御回路 18 は、結像光路中に偏光板 57b が配置された状態で CCD 27 で撮像された信号を読み出した場合にはフレームメモリ 36 の R、G、B プレーンに書き込むようにマルチプレクサ 35 の切換を制御する。

【0107】

また、制御回路 18 は、フレームメモリ 36 の R、G、B プレーンとフレームメモリ 36 の R、G、B プレーンから読み出された信号が入力される画像処理回路 37 に対して

50

は、フレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号からフレームメモリ36のR、G、Bプレーンから読み出された信号を減算して出力するように制御する。

【0108】

本実施の形態は、図6の第3実施の形態と比較した場合、1つのモノクロCCD27により撮像を行うようにしているが、モニタ5に表示される画像は同様の画像が表示される。

【0109】

このように本実施の形態によれば、前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得を可能で、1つのモノクロ撮像素子及び1つの撮像素子に対する信号処理系により、偏光画像と通常観察画像とが得られる。また、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い画像を得ることもできる。

10

【0110】

[第5実施の形態]

次に図11を参照して本発明の第5実施の形態を説明する。本実施の形態は偏光画像を撮像する複眼内視鏡装置(複眼実体顕微鏡装置)を提供することを目的とする。図11に示す複眼実体顕微鏡20は、光源部61を有し、この光源部61を構成するランプ62の光を偏光板63で偏光させ、コリメートレンズ62で平行な光束にし、3角プリズム65で反射させて光路を変更し、対向する大きな口径の対物レンズ66を経て被検部位側に照射する。

20

【0111】

被検部位側で反射され、対物レンズ66に入射された光は平行に配置されたりレーンズ68a、68bを経てビームスプリッタ(以下BSと表記する)69a、69bにそれぞれ入射し、一部は透過して接眼レンズ系70a、70bを経て肉眼で立体観察することができる。また、BS69a、69bで反射された光はそれぞれ偏光板71a、71bを経て、前置光増幅器76a、76bで各々光増幅されて、カラーCCD72a、72bに結像される。前置光増幅器76a、76bは、第3実施の形態の図8に示した前置光増幅器と同様である。

【0112】

一方の偏光板71aは偏光板63の偏光方向と平行に設定されており、他方の偏光板71bは偏光板63の偏光方向と直交する方向に設定されている。従って、一方のカラーCCD72aは照明光の偏光方向と平行な反射光による画像を撮像する。他方のカラーCCD72bは照明光の偏光方向と垂直な反射光による画像を撮像する。

30

【0113】

なお、カラーCCD72a、72bは例えば図1のプロセッサ4で、CCD27a、27bの撮像面にそれぞれ色分離フィルタを設けたカラー撮像用CCDを形成している。また、A/D変換回路34a、34bの出力信号に対して色分離する色分離回路を各々に設け、その出力信号をフィールドメモリに格納するようにしている。一方の色分離回路は、例えば色分離してR、G、B信号を生成し、3つのプレーンメモリにそれぞれ格納し、フレームメモリから読み出された色成分の信号は画像処理回路に入力され、第1実施の形態とほぼ同様の画像処理が施された後、D/A変換回路を介してモニタ5に出力される。

40

【0114】

以上のように、本実施の形態によれば、複眼実体顕微鏡(複眼内視鏡装置)において通常の複眼実体顕微鏡による肉眼観察ができると共に、偏光画像を撮像して表示することもでき、かつ前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得が可能となり、病変の有無の性状を診断し易くなる。

[第6実施の形態]

図12は、本発明の第6実施の形態に係るものである。なお、第1実施の形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、第1実施の形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。本実施の形態は、偏光画像と蛍光画像を撮像することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

50

【0115】

図12に示す本発明の第6実施の形態の内視鏡装置1Cは、体腔内に挿入され、通常画像と偏光画像を撮像する内視鏡2Cと、この内視鏡2Cに照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2Cに内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うプロセッサ4と、プロセッサ4から出力される映像信号を表示するモニタ5とから構成される。

【0116】

回転フィルタ13bには図2と同様に、内周側と外周側とに通常観察用フィルタと、蛍光観察用フィルタとが配置されている。外周側には3つの波長帯域(以下、1'、2'、3'で示す)の光をそれぞれ透過するフィルタが周方向に3分割するように配置されている。具体的には、1'は585-615nmの波長帯の光であり、2'は535-565nmの波長帯の光であり、3'は390-470nmの波長帯の光である。

10

【0117】

ライトガイド7に入射された光は挿入部6の先端部19に固定された先端面から出射され、レンズ21、偏光板22を経て所定方向に偏光された光にされてBS23でその一部が反射されて対物レンズ系24を経て生体組織等の被写体側に照射される。

【0118】

照明された被写体側で反射もしくは、励起によって発生した自家蛍光は、対物レンズ系24に入射し、BS23でその一部が透過し、励起光カットフィルタ81で励起光である3'が除かれ、前置光増幅器73bで光増幅され、PBS26により偏光板22で偏光された方向と平行な偏光成分とその方向と直交する偏光成分との光に分離される。前置光増幅器73bは、第1実施の形態の図4に示した前置光増幅器と同様である。

20

【0119】

通常観察では、モードスイッチ17で通常観察を選択し、回転フィルタ13'は内周側のR、G、Bフィルタが光路上に来るよう移動ステージ11が動作する。偏光板22で所定方向に偏光した光が被写体に照射され、被写体からの反射光は前置光増幅器73bで光増幅される。前置光増幅器73bでは、被写体に照射した光R、G、Bに応じて励起波長を切り替えて、光増幅の利得を照射した光と一致させる。

【0120】

通常観察では、CCD27a、27bの同じ波長で撮像した画像成分同士を加算して出力し、偏光観察モードを加える場合には同じ波長で撮像した画像成分同士の差分をとって差分成分を出力する。

30

【0121】

蛍光観察では、モードスイッチ17で蛍光観察を選択し、回転フィルタ13bは外周側の1'、2'、3'フィルタが光路上に来るよう移動ステージ11が動作する。偏光板22で所定方向に偏光した光が被写体に照射される。具体的には、3'の照射で520nm付近にピークを持つ微弱な自家蛍光が被写体より発生する。また、3'の反射光も発生するが励起光カットフィルタ81で除去される。

【0122】

被写体からの自家蛍光と反射光は前置光増幅器73bで光増幅される。前置光増幅器73bでは、3'の照射では自家蛍光の波長に応じた光増幅の利得が、1'と2'の照射では同一波長である反射光に応じた光増幅の利得が発生するよう、前置光増幅器73bの励起波長を切り替えて、光増幅の利得を切り替えながら発生させる。

40

【0123】

蛍光観察では、CCD27a、27bの同じ波長で撮像した画像成分同士を加算して出力し、さらに偏光観察モードを加える場合には同じ波長で撮像した画像成分同士の差分をとって差分成分を出力する。

【0124】

蛍光観察とは、例えば青色領域の励起光を生体粘膜に照射すると520nm付近にピークを有する自家蛍光が得られ、この自家蛍光強度は正常部位に対して病変部位は小さい特性を利用したものである。また、蛍光観察において、血液の影響、すなわちヘモグロビン

50

吸収帯を鋭敏に捉えられる緑反射光、及び、参照光（血液の影響がない波長帯域）として赤反射光を用いることにより、観察対象部位を撮像して得られる合成画像は、炎症（血液）の影響を除外し、病変の有無を鋭敏に観察可能となる。例えば、蛍光観察により、血管や炎症は正常組織と異なる色に表示され、また、腺腫やガンの部位は正常組織及び炎症や血管とは異なる色で表示される。これらにより、蛍光観察は通常観察に比べて腫瘍性病変の拾い上げが容易となる。なお、自家蛍光に限らず、ノズルから直接観察対象に噴霧等により供給したりドラッグデリバリー技術により体内を通じて観察対象に局在させるような蛍光薬剤（蛍光プローブ、蛍光染色剤等）であってもよい。

【0125】

さらに、偏光画像とすることで、患部組織の表面付近側構造物の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制して得ることができる。

【0126】

このように本実施の形態によれば、前置光増幅器による光増幅で使用者が画像判断し易い明るい画像取得を可能とし、通常および蛍光の内視鏡画像とを得ることができると共に、偏光を利用して病変の有無の性状を診断し易い画像を得ることもできる。

【0127】

なお、前置光増幅器は被検体側からの反射光または自家蛍光や蛍光プローブによる蛍光の、特定または一部の波長帯域を光増幅するように構成することも可能である。これは、光増幅するための利得媒質である蛍光体の種類を変更することで可能となる。また、前置光増幅器の膜の反射（透過）特性を調整することでも可能である。具体的には、光増幅したい波長帯域の反射率を低くして透過率を高めるようにすることである。

【0128】

このように、前置光増幅器の光増幅機能に分光特性を持たせることで、反射または蛍光で強調したい生体組織や部位で特有または固有の波長成分のみを光増幅することが出来る。また、反射または蛍光が近接した強調したくない組織や部位の影響を低減することが出来る。このため、偏光画像により患部組織の表面付近側構造物の画像成分を、その内部からの散乱の影響を抑制し、狭帯域観察による粘膜表層（浅層）の微細構造や毛細血管像をより強調でき、蛍光観察による、病変部位をより強調することが出来る。こうして、腫瘍／非腫瘍、良性腫瘍／悪性腫瘍等の質的診断等を容易にすることが可能となる。

【0129】

なお、照明光側での前置光増幅器に分光特性を用いても、検出側に設けた時と同様の効果を得ることが出来る。

【符号の説明】

【0130】

- 1、10、20 内視鏡装置
- 2、44 内視鏡
- 3 光源装置
- 4 プロセッサ
- 5 モニタ
- 6 挿入部
- 7、46 ライトガイド
- 8 ランプ駆動回路
- 9 ランプ
- 11、54 移動ステージ
- 12、56 モータ
- 13、55 回転フィルタ
- 14 集光レンズ
- 15、16 フィルタ
- 17 モードスイッチ
- 18 制御回路

10

20

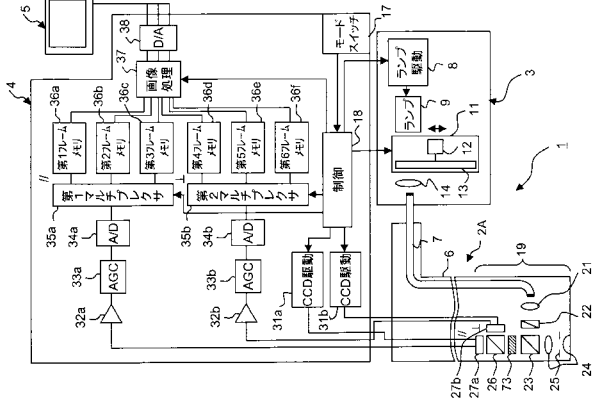
30

40

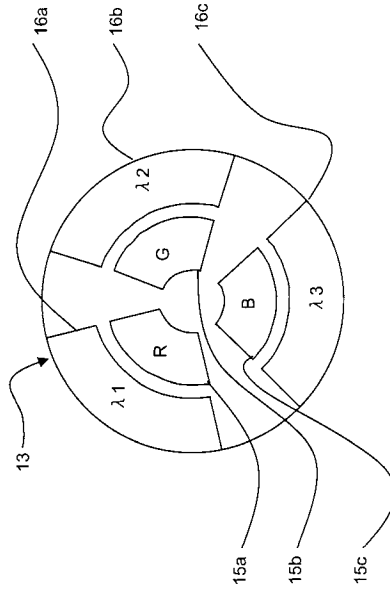
50

| | | |
|-------------------------|-------------|----|
| 1 9 | 先端部 | |
| 2 1 | レンズ | |
| 2 2、4 2、4 9、5 7、6 3、7 1 | 偏光板 | |
| 2 3、6 9 | ビームスプリッタ | |
| 2 4、5 0 | 対物レンズ | |
| 2 5 | 絞り | |
| 2 6 | 偏光ビームスプリッタ | |
| 2 7、4 7、7 2 | C C D | |
| 3 1 | C C D 駆動回路 | |
| 3 2 | プリアンプ | 10 |
| 3 3 | A G C 回路 | |
| 3 4 | A / D 変換回路 | |
| 3 5 | マルチプレクサ | |
| 3 6 | フレームメモリ | |
| 3 7 | 画像処理回路 | |
| 3 8 | D / A 変換回路 | |
| 3 9 | 色分離回路 | |
| 4 1 | 照明レンズ | |
| 4 5 | 外付けカメラ | |
| 5 1、6 8 | リレーレンズ | 20 |
| 5 2、7 0 | 接眼レンズ | |
| 5 3 | 結像レンズ | |
| 5 9 | ギア | |
| 6 0 | 前置光増幅回転フィルタ | |
| 6 1 | 光源部 | |
| 6 2 | コリメートレンズ | |
| 6 6 | 三角プリズム | |
| 7 3、7 5、7 6、 | 前置光増幅器 | |
| 7 4 | 液晶 | |
| 7 8 | 光 | 30 |
| 7 9 | 励起光 | |
| 8 0 | 混合体 | |
| 8 1 | 膜 | |
| 8 2 | 励起光源 | |
| 8 3 | 蛍光体 | |

【図1】

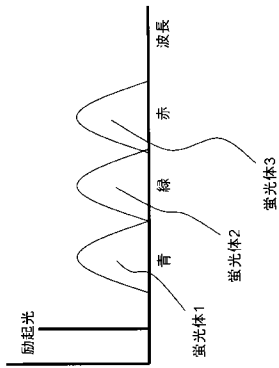


【図2】

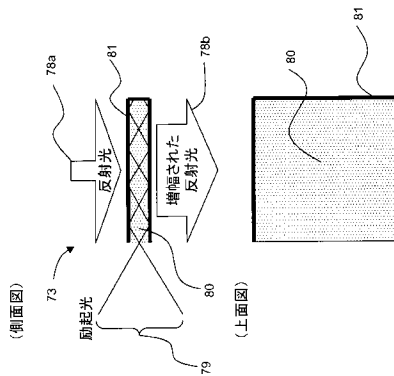


【図3】

(b)動作
(励起光波長と増幅波長の関係)

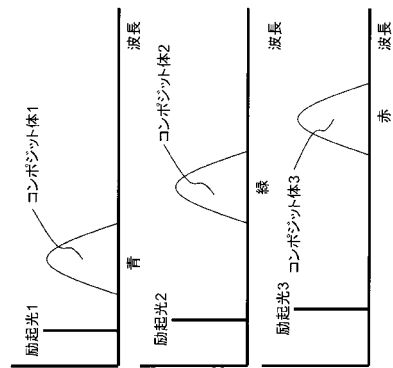


(a)構成

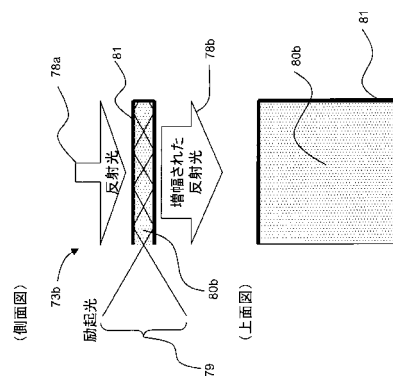


【図4】

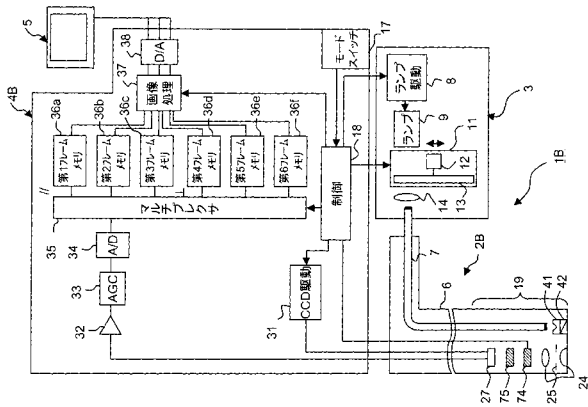
(b)動作
(励起光波長と増幅波長の関係)



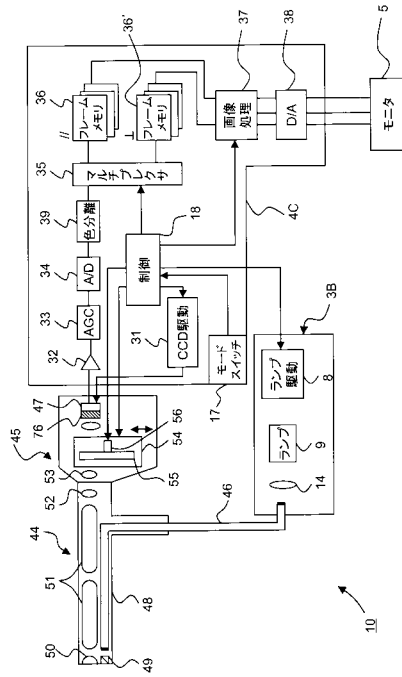
(a)構成



【図5】

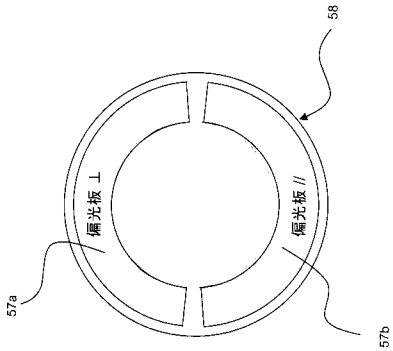


【図6】

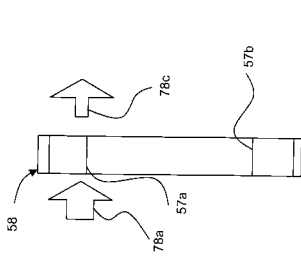


【図7】

(b) 正面図

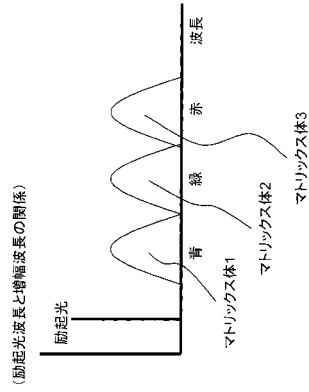


(a) 側面図

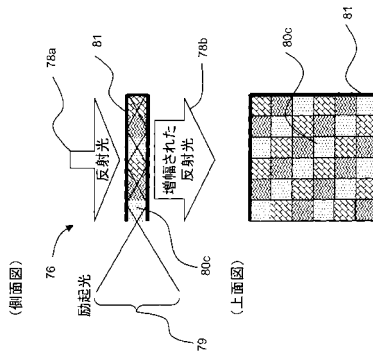


【図8】

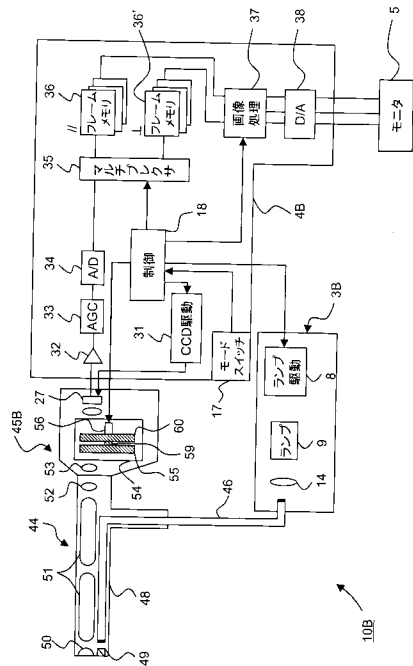
(b) 動作



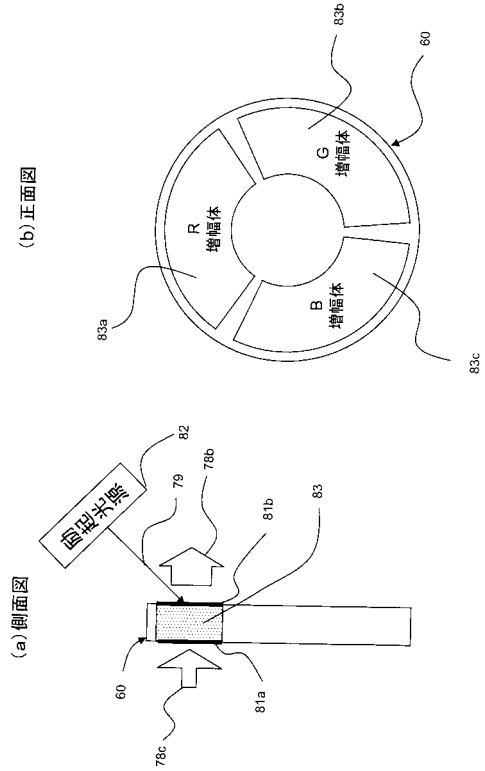
(a) 構成



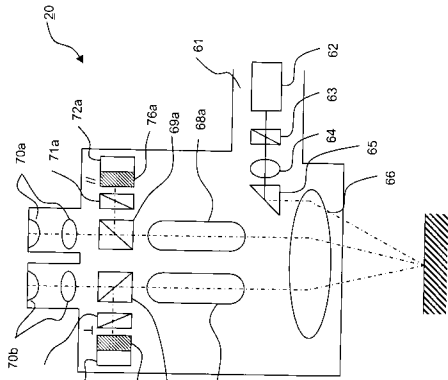
【図9】



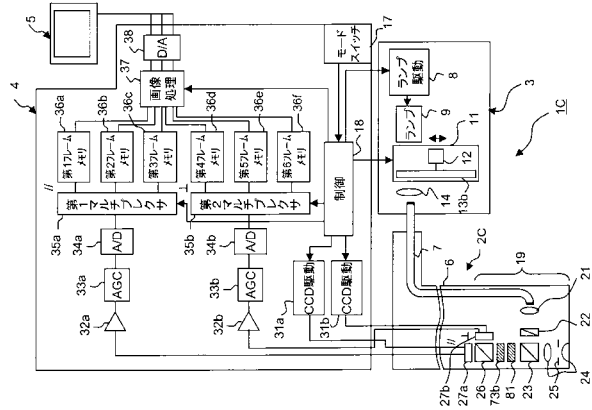
【図10】



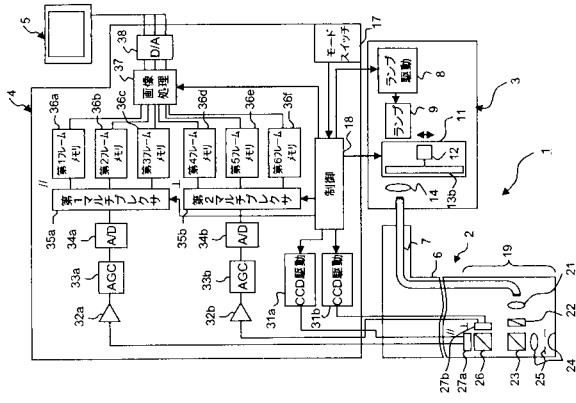
【図11】



【図12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 福山 宏也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリパス株式会社内

(72)発明者 五十嵐 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 武井 俊二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番2号 オリパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C061 BB02 CC06 FF02 FF40 FF46 FF47 HH54 LL02 LL08 MM02

MM03 MM05 NN01 PP11 QQ02 RR04 RR13 RR14 RR18 SS22

SS23 WW17 XX02

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内视镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2011097987A | 公开(公告)日 | 2011-05-19 |
| 申请号 | JP2009252960 | 申请日 | 2009-11-04 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯公司 | | |
| [标]发明人 | 矢島浩義 平健二 印南岳晴 雙木満 福山宏也 五十嵐誠 武井俊二 | | |
| 发明人 | 矢島 浩義 平 健二 印南 岳晴 雙木 満 福山 宏也 五十嵐 誠 武井 俊二 | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 A61B1/04 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.300.D A61B1/04.360.E A61B1/04.372 A61B1/00.300.Y A61B1/00.511 A61B1/00.521 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04.540 A61B1/045.622 A61B1/05 | | |
| F-TERM分类号 | 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/FF02 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM02 4C061/MM03 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/RR04 4C061/RR13 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF02 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR13 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/WW17 4C161/XX02 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供能够获得明亮和清晰的偏振图像的内窥镜设备。
 ZSOLUTION：光源装置3的旋转滤光器13以这样的方式布置：当选择正常或窄带时，内圆周滤光器或外圆周滤光器在光路中切换，并且非偏振或偏振观察模式。通过内窥镜2的光导7并通过偏振板22等偏振的照明光被允许从对象上的光导的远端照射。返回光在预光放大器73处被光学放大后，平行于偏振方向的光学分量被CCD 27a和垂直于偏振方向的光学分量接收，该光学分量分别通过分束器由CCD 27b接收。然后，如图23所示，存储在处理器4的第一至第六帧存储器36a-36f中，在图像处理电路37中输入，并进行加法处理，使得监视器5显示非偏振图像，同时作为子结构 - 处理后，可以显示适合于诊断对象表面特性的偏振图像。 Z

