

(11) 特許出願公開番号

特開2012-115372

(P2012-115372A)

(43) 公開日 平成24年6月21日(2012.6.21)

|                               |                      |             |
|-------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl.                 | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b> | A 6 1 B 1/06 A       | 4 C 0 6 1   |
| <b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b> | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D |             |

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-266269 (P2010-266269)  
(22) 出願日 平成22年11月30日 (2010.11.30)

(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 山本 拓明  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

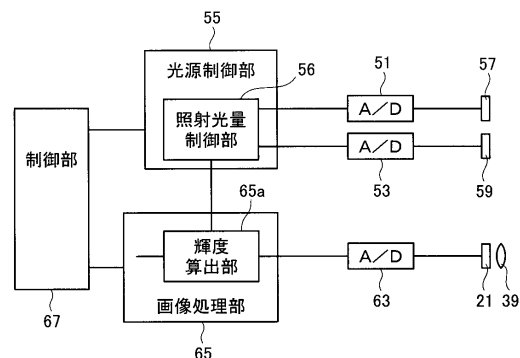
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】白色光での拡大観察時であっても、観察する内視鏡画像の色ムラの発生を改善し、良好な内視鏡画像を取得することができる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】内視鏡装置は、白色光光源と、紫色～青色の波長範囲の狭帯域光を発する狭帯域光光源と、通常光観察時に、白色光の反射光を受光して被検体の内視鏡画像を撮像する撮像素子と、白色光での拡大観察時に、被検体の表面と撮像手段の受光面との間隔が所定距離よりも近接した状態で、被検体が撮像手段の受光面に合焦するように撮像倍率を変更する拡大観察手段と、白色光での拡大観察時に、内視鏡画像から算出した輝度情報に基づいて、内視鏡画像の青色成分が所定値以下であった場合に、青色成分の不足を補正するための補正信号を出力する輝度算出部と、補正信号に応じて、白色光と狭帯域光とが所定の発光比率で被検体に照射されるように制御する照射光量制御部とを備える。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

白色光を発する白色光光源と、  
紫色～青色の波長範囲の狭帯域光を発する狭帯域光光源と、  
前記白色光で被検体の撮像を行う通常光観察時に、前記白色光光源から前記被検体に照射される白色光の反射光を受光して該被検体の内視鏡画像を撮像する撮像素子と、  
前記白色光での拡大観察時に、前記被検体の表面と前記撮像手段の受光面との間隔が所定距離よりも近接した状態で、前記被検体が前記撮像手段の受光面に合焦するように撮像倍率を変更する拡大観察手段と、  
前記白色光での拡大観察時に、前記撮像素子から入力される内視鏡画像の輝度情報を算出し、該輝度情報に基づいて、前記内視鏡画像の青色成分が所定値以下であった場合に、該青色成分の不足を補正するための補正信号を出力する輝度算出部と、  
前記補正信号に応じて、前記狭帯域光を点灯し、前記白色光と前記狭帯域光とが所定の発光比率で前記被検体に照射されるように制御する照射光量制御部とを備えることを特徴とする内視鏡装置。

10

**【請求項 2】**

前記狭帯域光は、該狭帯域光で前記被検体の撮像を行う特殊光観察時に、前記白色光と同時に前記被検体に照射される光であって、  
前記撮像素子は、前記特殊光観察時に、前記被検体に同時に照射される白色光および狭帯域光の反射光を受光して該被検体の内視鏡画像を撮像するものである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

**【請求項 3】**

前記特殊光観察は、前記被検体の表層血管の撮像を行う表層血管観察である請求項 2 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記白色光と前記狭帯域光とは同一の照明窓から前記被検体に照射される請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記白色光と前記狭帯域光とは異なる照明窓から前記被検体に照射される請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

30

**【請求項 6】**

前記白色光光源は、前記狭帯域光とは異なる波長範囲の第 2 狭帯域光を発する第 2 狭帯域光光源と、該第 2 狭帯域光が照射されることによって前記白色光を発する蛍光体とを備える請求項 1～5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

前記第 2 狭帯域光光源は、レーザ光源もしくは LED 光源である請求項 6 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

前記第 2 狭帯域光は、中心波長 445 nm の光である請求項 6 または 7 に記載の内視鏡装置。

40

**【請求項 9】**

前記狭帯域光光源は、レーザ光源もしくは LED 光源である請求項 1～8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 10】**

前記狭帯域光は、中心波長 405 nm の光である請求項 1～9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 11】**

前記拡大観察手段はズームレンズである請求項 1～10 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【発明の詳細な説明】**

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体に近接して白色光での拡大観察を行い、さらに、狭帯域光での特殊光観察を行う内視鏡装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般的な内視鏡装置は、光源装置のランプからの光を、被検体内に挿入される内視鏡挿入部に内設されたライトガイドで内視鏡先端部まで導光し、内視鏡先端部の照明窓から出射することで、被検体の観察部位を照明する。通常の生体組織の観察（通常光観察）には白色光（通常光）が用いられるが、近年においては、特定の狭帯域化された波長の狭帯域光（特殊光）を照射して粘膜組織の状態を強調表示させたり、予め投与した蛍光物質からの自家蛍光を観察する特殊光観察が可能な内視鏡装置が活用されている。この種の内視鏡装置では、生体組織に特殊光を照射することで、例えば粘膜層あるいは粘膜下層に発生する新生血管が観察でき、通常の観察像では得られない粘膜表面の微細構造の描写が可能になる。

10

## 【0003】

上記の内視鏡装置においては、キセノンランプ等の白色光源からの出射光をカラーフィルタにより特定の波長帯域のみ取り出して、特殊光として利用している。なお、白色光源としては、キセノンランプの他にレーザ光源も利用でき、例えば青色レーザ光源と、これを励起光として励起発光する蛍光体との組合せで白色光を発生する発光装置も提案されている。

20

## 【0004】

一方、狭帯域光を用いる特殊光観察においては、生体組織の表層部や深層部にかけての組織情報等が重要な観察対象となる。例えば、消化管癌は早期から腫瘍血管が粘膜の表層部に現れ、腫瘍血管は通常の表層部に見える血管に比べると膨張や蛇行、血管の密度の増加が認められる。そのため、血管の性状を精査することで腫瘍の種類を鑑別できる。

## 【0005】

また、電子内視鏡装置では、対物光学系に可動レンズを組み込み、この可動レンズを変倍機構により前後移動させ、被検体像を光学的に拡大することが行われる。そして、この拡大像は画像処理されてモニタ等に表示されており、この拡大画像によって注目部位の細部を良好に観察することが可能となる。しかしながら、光学的変倍機構を有する電子内視鏡装置では、拡大像を得るための近接撮影（拡大観察）において、変化する配光分布によって均一な明るさの内視鏡画像が得られないという問題があった。

30

## 【0006】

これに対し、特許文献1では、変倍機構の動作時に変化する照明光の配光分布によって内視鏡画像の明るさが不均一になるのを解消するために、撮像素子から出力された信号に基づき形成される内視鏡画像の画像信号に、可動レンズによる合焦距離に応じ配光分布を考慮して設定された係数を乗算する配光分布補正回路を備えた電子内視鏡装置が開示されている。

## 【0007】

さらに、特許文献2には、蛍光画像を取得する際に、従来の照明装置による照明光のみでは励起光の光量が足りず、組織の自家蛍光が微弱となり、良好な蛍光画像を取得することができないという課題に対し、第2の照明装置を内視鏡装置に設け、第1の照明窓、および第2の照明窓から照射される夫々の照明光量を同期して調光し、第1の照明窓からの照明光量の増減に応じて、ホワイトバランス等の観察画像の色調が所定に維持されるように制御する医療装置が開示されている。

40

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0008】

【特許文献1】特開2003-102679号公報

50

【特許文献2】特開2009-034224号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1に記載の電子内視鏡装置では、近接撮影時に直接照明光が照射されない、つまり被検体内で拡散した波長の長い光（すなわち、赤色成分）によって照明される被検体の領域に対して、配光分布を考慮して設定された係数を乗算するため、元々の画像信号に含まれていない波長の短い光（すなわち、青色成分）の情報が不足するという問題があった。このため、直接照明光が照射されない領域について、表層血管等の情報を十分に得ることができない場合があった。

10

【0010】

また、特許文献2に記載の医療装置では、特殊光観察である蛍光画像を取得する際に、第2の照明窓からさらに励起光を照射し、第1の照明窓、および第2の照明窓から照射される夫々の照明光量を同期して調光することで、特殊光観察時の観察画像の色調を調整しているが、白色光による通常光観察時における観察画像の色調（色ムラ）については、開示されていない。

【0011】

さらに、波長によって透過性の異なる被検体（例えば、生体等）を観察する場合には、極近接撮影時等において、波長ごとの光量差を調節しないと色ムラが生じてしまう。例えば、被検体が生体の場合には、波長の短い青色帯域の光は透過性が低いため、特許文献2に記載の医療装置では、色ムラが生じることとなる。つまり、照明窓付近と照明窓から遠い部分とで色調が異なるという問題がある。

20

【0012】

本発明の目的は、白色光での拡大観察時であっても、観察する内視鏡画像の色ムラの発生を改善し、良好な内視鏡画像を取得す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】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明は、白色光を発する白色光光源と、  
紫色～青色の波長範囲の狭帯域光を発する狭帯域光光源と、  
前記白色光で被検体の撮像を行う通常光観察時に、前記白色光光源から前記被検体に照射される白色光の反射光を受光して該被検体の内視鏡画像を撮像する撮像素子と、  
前記白色光での拡大観察時に、前記被検体の表面と前記撮像手段の受光面との間隔が所定距離よりも近接した状態で、前記被検体が前記撮像手段の受光面に合焦するように撮像倍率を変更する拡大観察手段と、  
前記白色光での拡大観察時に、前記撮像素子から入力される内視鏡画像の輝度情報を算出し、該輝度情報に基づいて、前記内視鏡画像の青色成分が所定値以下であった場合に、該青色成分の不足を補正するための補正信号を出力する輝度算出部と、  
前記補正信号に応じて、前記狭帯域光を点灯し、前記白色光と前記狭帯域光とが所定の発光比率で前記被検体に照射されるように制御する照射光量制御部とを備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

30

40

【0014】

ここで、前記狭帯域光は、該狭帯域光で前記被検体の撮像を行う特殊光観察時に、前記白色光と同時に前記被検体に照射される光であって、

前記撮像素子は、前記特殊光観察時に、前記被検体に同時に照射される白色光および狭帯域光の反射光を受光して該被検体の内視鏡画像を撮像するものであることが好ましい。

【0015】

また、前記特殊光観察は、前記被検体の表層血管の撮像を行う表層血管観察であることが好ましい。

【0016】

50

また、前記白色光と前記狭帯域光とは同一の照明窓から前記被検体に照射されることが好ましい。

【0017】

また、前記白色光と前記狭帯域光とは異なる照明窓から前記被検体に照射されることが好ましい。

【0018】

また、前記白色光光源は、前記狭帯域光とは異なる波長範囲の第2狭帯域光を発する第2狭帯域光光源と、該第2狭帯域光が照射されることによって前記白色光を発する蛍光体とを備えることが好ましい。

【0019】

また、前記第2狭帯域光光源は、レーザ光源もしくはLED光源であることが好ましい。

10

【0020】

また、前記第2狭帯域光は、中心波長445nmの光であることが好ましい。

【0021】

また、前記狭帯域光光源は、レーザ光源もしくはLED光源であることが好ましい。

【0022】

また、前記狭帯域光は、中心波長405nmの光であることが好ましい。

【0023】

また、前記拡大観察手段はズームレンズであることが好ましい。

20

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、白色光での拡大観察時であっても、撮像される内視鏡画像の色ムラの発生を改善し、良好な内視鏡画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明に係る内視鏡装置を示す模式的構成図である。

【図2】図1に示す内視鏡装置のブロック図である。

【図3】図2に示す光源制御部のブロック図である。

【図4】紫色レーザ光源からのレーザ光と、青色レーザ光源からの青色レーザ光および青色レーザ光が蛍光体により波長変換された後の光の発光スペクトルを示すグラフである。

30

【図5】画像処理部の詳細ブロック図である。

【図6】ズームレンズ枠の進退駆動機構を示す斜視図である。

【図7】生体組織の粘膜表層の血管を模式的に表した説明図である。

【図8】内視鏡装置による観察画像の概略的な表示例を示す説明図である。

【図9】本発明に係る内視鏡装置による極近接撮影時の、被検体における照射光の透過具合を示す説明図である。

【図10】内視鏡先端部の照明窓および撮像窓の配置を示す説明図である。

【図11】(a)は、445nmの光を波長変換部材を通して照射した場合の撮影画像の一例を示す説明図であり、(b)は、405nmの光を照射した場合の撮影画像の一例を示す説明図であり、(c)は、445nmの光を波長変換部材を通して照射し、同時に405nmの光を照射した場合の撮影画像の一例を示す説明図である。

40

【図12】図11(a)および(c)の、C-C線における各色の成分を中央画素値で正規化したプロファイルを示すグラフである。

【図13】図12の青色成分に関するプロファイルを、さらに赤色成分で正規化したプロファイルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0026】

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。

50

図 1 は、本発明に係る内視鏡装置の構成を表す一実施形態の模式的構成図、図 2 は、図 1 に示す内視鏡装置のブロック図である。

【 0 0 2 7 】

これらの図に示す内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡 1 1 と、この内視鏡 1 1 が接続される制御装置 1 3 とを有する。制御装置 1 3 には、画像情報等を表示する表示部 1 5 と、入力操作を受け付ける入力部 1 7 が接続されている。内視鏡 1 1 は、内視鏡挿入部 1 9 の先端から 4 系統 ( 4 灯 ) の照明光を出射する照明光学系 ( 図 1 , 2 では省略、図 9 , 1 0 を参照 ) と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像素子を含む撮像光学系とを有する、電子内視鏡である。

【 0 0 2 8 】

内視鏡 1 1 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 と、内視鏡挿入部 1 9 の先端の湾曲操作や内視鏡挿入部 1 9 の先端からの吸引、送気・送水等の操作を行う操作部 2 3 と、内視鏡 1 1 を制御装置 1 3 に着脱自在に接続するコネクタ部 2 5 と、操作部 2 3 とコネクタ部 2 5 とを結ぶユニバーサルコード部 2 7 とを備える。なお、図示はしないが、内視鏡 1 1 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 9 】

内視鏡挿入部 1 9 は、可撓性を持つ軟性部 3 1 と、湾曲部 3 3 と、先端部 ( 以降、内視鏡先端部とも呼称する ) 3 5 から構成される。内視鏡先端部 3 5 には、被観察領域へ光を照射する照明窓 3 7 A , 3 7 B と、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 2 1 が配置されている。撮像素子 2 1 には結像部材 3 9 が取り付けられている。

【 0 0 3 0 】

本実施形態の場合、撮像素子 2 1 は、白色光で被検者の撮像を行う通常光観察時に、白色光光源 ( 通常光光源 ) から被検体に照射される白色光 ( 通常光 ) の反射光を受光して被検体の内視鏡画像 ( 白色光画像 ) を撮像する。また、撮像素子 2 1 は、特殊光観察として、例えば、被検体の表層血管の撮像を行う表層血管観察時に、白色光光源および特殊光光源の両方から被検体に同時に照射される白色光および特殊光の反射光を受光して被検体の内視鏡画像 ( 特殊光画像 ) を撮像する。

【 0 0 3 1 】

結像部材 3 9 は拡大観察手段であり、通常光での拡大観察時に、被検体 ( の被観察領域 ) の表面と撮像素子 2 1 の受光面との間隔が所定距離よりも近接した状態 ( 例えば、2 mm ~ 7 mm 程度 ) で、被検体 ( の像 ) が撮像素子 2 1 の受光面に合焦するように撮像倍率を変更する対物ズームレンズである。

【 0 0 3 2 】

結像部材 3 9 は、例えば図 6 に示すように、複数の光学レンズから構成される。結像部材 3 9 は、内視鏡先端部 3 5 の先端側に配設された先端側レンズ群 4 2 2 と、内視鏡先端部 3 5 の基端側であって撮像素子 2 1 の受光面に対向する側に配設された基端側レンズ群 4 2 4 と、先端側レンズ群 4 2 2 と基端側レンズ群 4 2 4 との間に配設されたズームレンズ群 4 2 6 と、駆動ユニット 4 3 0 とから構成される。

【 0 0 3 3 】

先端側レンズ群 4 2 2 は、例えば、複数の光学レンズ 4 2 2 a , 4 2 2 b , 4 2 2 c から構成された固定レンズ系であり、光学レンズ 4 2 2 a , 4 2 2 b , 4 2 2 c は、内視鏡先端部 3 5 の先端側に設けられたレンズ枠 ( 図示せず ) によって保持されている。

【 0 0 3 4 】

基端側レンズ群 4 2 4 は、例えば、複数の光学レンズ 4 2 4 a , 4 2 4 b から構成された固定レンズ系であり、光学レンズ 4 2 4 a , 4 2 4 b は、内視鏡先端部 3 5 の基端側 ( 撮像素子 2 1 よりも先端側 ) に設けられたレンズ枠 ( 図示せず ) によって保持されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 5 】

ズームレンズ群 4 2 6 は、例えば、ズームレンズである複数の光学レンズ 4 2 6 a , 4 2 6 b から構成され、ズームレンズ枠 4 2 8 に保持されて、先端側レンズ群 4 2 2 と基端側レンズ群 4 2 4 との間を光軸方向に移動可能である。

## 【 0 0 3 6 】

駆動ユニット 4 3 0 はアクチュエータであり、例えば、光軸方向に配設され上部が開口された筒状部材 4 3 2 と、筒状部材 4 3 2 の内部に配設されたレール 4 3 4 と、レール 4 3 4 に進退可能に設けられピエゾ素子によって駆動する台座 4 2 8 a と、ズームレンズ枠 4 2 8 および台座 4 2 8 a を接続する脚部 4 2 8 b とによって構成され、台座 4 2 8 a がレール 4 3 4 に沿ってピエゾ素子により駆動されることで、ズームレンズ枠 4 2 8 が光軸方向に進退され、撮像倍率を変更することができる。

10

## 【 0 0 3 7 】

図 6 に示す結像部材 3 9 は、特開 2 0 0 6 - 7 5 2 8 9 号公報の図 7 に開示されたものである。拡大観察手段は、ズームレンズに限定されず、通常光での拡大観察時に、被検体が撮像素子 2 1 の受光面に合焦するように撮像倍率を変更するものが利用可能である。また、拡大観察手段は、被検体の表面と撮像素子 2 1 の受光面との間隔を自動で検出する距離検出センサを備え、自動で検出した両者の間の距離に応じて自動で撮像倍率を変更するものであってもよいし、あるいは、手で撮像倍率を調整するための調整手段を備えていてもよい。

## 【 0 0 3 8 】

20

続いて、湾曲部 3 3 は、軟性部 3 1 と先端部 3 5 との間に設けられ、操作部 2 3 からのワイヤ操作やアクチュエータの作動操作等により湾曲自在にされている。この湾曲部 3 3 は、内視鏡 1 1 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向、任意の角度に湾曲でき、内視鏡先端部 3 5 の照明窓 3 7 A , 3 7 B および撮像素子 2 1 の観察方向を、所望の観察部位に向けることができる。また、図示は省略するが、内視鏡挿入部 1 9 の照明窓 3 7 A , 3 7 B には、カバーガラスやレンズが配置される。

## 【 0 0 3 9 】

制御装置 1 3 は、内視鏡先端部 3 5 の照明窓 3 7 A , 3 7 B に供給する照明光を発生する光源装置 4 1、撮像素子 2 1 からの内視鏡画像の画像信号を画像処理するプロセッサ 4 3 を備えており、前述の表示部 1 5 と入力部 1 7 が接続されている。プロセッサ 4 3 は、内視鏡 1 1 の操作部 2 3 や入力部 1 7 からの指示に基づいて、内視鏡 1 1 から伝送されてくる撮像信号を画像処理し、表示部 1 5 へ表示用画像を生成して供給する。

30

## 【 0 0 4 0 】

内視鏡 1 1 の内部には、光源装置 4 1 から照明光を導入するための光ファイバ 4 5 A , 4 5 B と、撮像素子 2 1 とプロセッサ 4 3 を結ぶスコープケーブル 4 7 が挿通されている。また、図示はしないが、操作部 2 3 からの各種信号線および送気、送水チャンネル等のチューブ類もユニバーサルコード部 2 7 を通じてコネクタ部 2 5 を介し、制御装置 1 3 等に接続されている。この内視鏡 1 1 側のコネクタ部 2 5 は、図 2 に示すように、光源装置 4 1 とプロセッサ 4 3 のそれぞれに設けられたコネクタ部 2 6 A , 2 6 B に着脱自在に接続される。

40

## 【 0 0 4 1 】

光源装置 4 1 は、図 2 に示すように、中心波長 4 4 5 n m の所定波長範囲の青色レーザー光（狭帯域光）を発する青色レーザー光源（第 1 の光源）5 1 と、青色レーザー光源 5 1 とは異なる中心波長 4 0 5 n m の所定波長範囲の紫色レーザー光（狭帯域光）を発する紫色レーザー光源（第 2 の光源）5 3 とを発光源として備えている。ここで、青色レーザー光源 5 1 および後述する蛍光体 5 7 は、本発明の白色光光源（通常光光源）となるものであり、紫色レーザー光源 5 3 は、本発明の狭帯域光光源（特殊光光源）となるものである。これらの各光源 5 1 , 5 3 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 5 5 により個別に制御されており、青色レーザー光源 5 1 の出射光と、紫色レーザー光源 5 3 の出射光との光量比は変更自在になっている。

50

## 【 0 0 4 2 】

第 1 の光源である青色レーザ光源 5 1、および第 2 の光源である紫色レーザ光源 5 3 は、ブロードエリア型の InGa<sub>N</sub>系レーザダイオードが利用可能でき、また、InGa<sub>N</sub>As 系レーザダイオードや Ga<sub>N</sub>As 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 (LED) 等の発光体 (LED 光源) を用いた構成としてもよい。

## 【 0 0 4 3 】

光源制御部 5 5 は、図 3 に示すように、照射光量制御部 5 6 を有する。照射光量制御部 5 6 は、後述する画像処理部 6 5 の輝度算出部 6 5 a から入力される補正信号に応じて、内視鏡画像 (の画像信号) の輝度が低すぎる場合や高すぎる場合には、内視鏡画像が所望の輝度レベルになるように、各光源 5 1, 5 3 の発光量を増減する制御を行う。また、照射光量制御部 5 6 は、通常光での拡大観察時であっても、補正信号に応じて、紫色レーザ光源 5 3 を点灯し、白色光と紫色レーザ光 (狭帯域光) とが所定の発光比率で被検体に照射されるように制御する。

## 【 0 0 4 4 】

これら各光源 5 1, 5 3 から出射されるレーザ光は、集光レンズ (図示略) により光ファイバに入力され、コネクタ部 2 6 A 及び内視鏡 1 1 側のコネクタ 2 5 (図 1 参照) を介して、光ファイバ 4 5 A, 4 5 B によって、それぞれ内視鏡 1 1 の内視鏡先端部 3 5 (図 1 参照) まで伝搬される。そして、青色レーザ光源 5 1 からのレーザ光は、内視鏡先端部 3 5 に配置された波長変換部材である蛍光体 5 7 に照射され、紫色レーザ光源 5 3 からのレーザ光は、光偏向・拡散部材 5 9 に照射される。

## 【 0 0 4 5 】

光ファイバ 4 5 A, 4 5 B は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5 μm、クラッド径 1 2 5 μm、外皮となる保護層を含めた径が φ 0 . 3 ~ 0 . 5 mm の細径なケーブルを使用できる。

## 【 0 0 4 6 】

蛍光体 5 7 は、青色レーザ光源 5 1 からの青色レーザ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、あるいは B A M (BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>) 等を含む蛍光体等) を含んで構成される。これにより、青色レーザ光源 5 1 からの青色レーザ光を励起光とする緑色 ~ 黄色の励起光と、蛍光体 5 7 により吸収されず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、さらに、白色光の強度を容易に調整できる。しかも、白色光の色温度、色度の変化は少なくなる。

## 【 0 0 4 7 】

なお、青色レーザ光源 5 1、蛍光体 5 7、およびこれらを接続する光ファイバ 4 5 A は、例えば、日亜化学工業社製の「マイクロホワイト」 (商品名) を用いることができる。

## 【 0 0 4 8 】

また、光偏向・拡散部材 5 9 は、紫色レーザ光源 5 3 からのレーザ光を透過させる材料であればよく、例えば透光性を有する樹脂材料やガラス等が用いられる。さらには、光偏向・拡散部材 5 9 は、樹脂材料やガラスの表面等に、微小凹凸や屈折率の異なる粒子 (フィラー等) を混在させた光拡散層を設けた構成や、半透明体の材料を用いた構成としてもよい。これにより、光偏向・拡散部材 5 9 から出射する透過光は、所定の照射領域内で光量が均一化された狭帯域波長の照明光となる。

## 【 0 0 4 9 】

なお、蛍光体 5 7 と光偏向・拡散部材 5 9 は、レーザ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等の現象を防ぐことができる。また、蛍光体 5 7 は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填剤となる固定・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、凹レンズ等の光路変更手段が不要となり、光学的損失が小さくなる。

【0050】

図4は、紫色レーザ光源53からのレーザ光と、青色レーザ光源51からの青色レーザ光および青色レーザ光が蛍光体57により波長変換された後の光の発光スペクトルを示すグラフである。紫色レーザ光源53からの紫色レーザ光は、中心波長405nmの輝線（プロファイルA）で表される。また、青色レーザ光源51からの青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体57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（プロファイルB）。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、前述した白色光が形成される。

10

【0051】

ここで、本明細書でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば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。

【0052】

つまり、この内視鏡装置100では、プロファイルAとプロファイルBとの発光強度を相対的に増減して照明光を生成するので、プロファイルA、Bの混合比率に応じて特性の異なる照明光を得ることができる。

【0053】

再び図2に戻り説明する。上記のように青色レーザ光源51と蛍光体57、および紫色レーザ光源53により形成される照明光は、内視鏡11の先端部から被検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の様子を結像部材39により撮像素子21上に結像させて撮像する。

20

【0054】

撮像後に撮像素子21から出力される内視鏡画像の画像信号は、A/D変換器63によりデジタル信号に変換されて、プロセッサ43の画像処理部65に入力される。画像処理部65では、入力された内視鏡画像の画像信号を画像データに変換して適宜な画像処理を行い、所望の出力用画像情報を生成する。そして、得られた画像情報は、制御部67を通じて内視鏡観察画像として表示部15に表示される。また、必要に応じて、メモリやストレージ装置からなる記録装置69に記録する。

30

【0055】

記録装置69は、プロセッサ43に内蔵されてもよく、プロセッサ43にネットワークを介して接続されていてもよい。記録装置69に記録される内視鏡観察画像の情報には、撮像時の光量比の情報を併せて記録する。これにより、記録された内視鏡観察画像に対して内視鏡観察後に正確な読影が行え、また、光量比に応じて、画像を標準化する等の適宜な画像処理を施すこともでき、内視鏡観察画像の活用範囲を拡げることができる。特に、分光の異なる光量比の複数枚の情報をもとに、擬似的にバンド数（R、G、B）を増して分光反射率推定を行えば、より微少な色差の分離が可能になる。

【0056】

図5に画像処理部の詳細ブロック図を示した。撮像素子21からA/D変換器63を経て画像処理部65に入力される内視鏡画像の画像信号は、まず輝度算出部65aに入力される。輝度算出部65aは、内視鏡画像の画像信号の青色成分、緑色成分、赤色成分の最大輝度、最低輝度、画面平均輝度等の輝度情報を求め、輝度の正規化を行う。そして、内視鏡画像の画像信号の輝度が低すぎる場合や高すぎる場合は光源制御部55に補正信号を出力して、内視鏡画像の画像信号が所望の輝度レベルになるように、各光源51、53の発光量を増減させる。また、輝度算出部65aは、白色光での拡大観察時に、内視鏡画像の輝度情報に基づいて、その青色成分が所定値以下であった場合に、青色成分の不足を補正するための補正信号を光源制御部55に出力して、内視鏡画像の青色成分が所定値となるように、各光源51、53の発光比率を増減させる。

40

50

## 【 0 0 5 7 】

次に、色合わせ部 6 5 b は、正規化された画像データに対し、画像の色調が所望の色調となるように調整する。例えば内視鏡画像の画像信号が R , G , B 各色の信号からなる場合、R , G , B 各色の信号の強度バランスを調整する。上記の光源装置 4 1 においては、光源制御部 5 5 により、青色レーザ光源 5 1 と紫色レーザ光源 5 3 の発光量をそれぞれ制御して、青色レーザ光源 5 1 の出射光と紫色レーザ光源 5 3 の出射光との光量比を任意に変更可能に構成している。そのため、設定される光量比に応じて照明光の色味や合計照度が変化する場合がありますので、輝度算出部 6 5 a や色合わせ部 6 5 b は、設定される光量比に応じて内視鏡画像の画像信号を補正し、観察画像の色調や輝度を所定の一定レベルに維持させている。

10

## 【 0 0 5 8 】

そして、画像演算部 6 5 c では、予め定めた、又は実施要求のあった画像演算を行い、その結果を表示画像生成部 6 5 d において出力用画像情報を生成して制御部 6 7 に出力する。

## 【 0 0 5 9 】

次に、上記の内視鏡装置 1 0 0 を、特殊光観察として、生体組織表層の血管画像の観察（表層血管観察）に利用する例を説明する。

## 【 0 0 6 0 】

図 7 は生体組織の粘膜表層の血管を模式的に表した説明図である。生体組織の粘膜表層は、粘膜深層の血管 B 1 から樹脂状血管網等の毛細血管 B 2 が粘膜表層までの間に形成され、生体組織の病変はその毛細血管 B 2 等の微細構造に現れることが報告されている。そこで近年では、内視鏡装置を用いて、特定の狭帯域の波長光により粘膜表層の毛細血管を画像強調して観察し、微小病変の早期発見や、病変範囲の診断が試みられている。

20

## 【 0 0 6 1 】

ところで、生体組織に照明光が入射されると、入射光は生体組織内を拡散的に伝播するが、生体組織の吸収・散乱特性は波長依存性を有しており、短波長ほど散乱特性が強くなる傾向がある。つまり、照明光の波長によって光の深達度が変化する。一方、血管中を流れる血液は 4 0 0 ~ 4 2 0 nm 付近の波長に吸収の極大を持ち、大きなコントラストが得られる。例えば、照明光が波長 4 0 0 nm 付近の波長域  $\lambda a$  では粘膜表層の毛細血管からの血管情報が得られ、波長 5 0 0 nm 付近の波長域  $\lambda b$  では、さらに深層の血管を含む血管情報が得られる。そのため、生体組織表層の血管観察には、中心波長 3 6 0 ~ 8 0 0 nm、好ましくは 3 6 5 ~ 5 1 5 nm、さらに好ましくは中心波長 4 0 0 nm ~ 4 7 0 nm の光源が用いられる。

30

## 【 0 0 6 2 】

したがって、図 8 に内視鏡装置による観察画像の概略的な表示例を示すように、照明光を白色光とした場合の観察画像では、比較的粘膜深層の血管像が得られる反面、粘膜表層の微細な毛細血管はぼやけて見える。一方、短波長のみの狭帯域化した照明光とした場合の観察画像では、粘膜表層の微細な毛細血管が鮮明に見えるようになる。

## 【 0 0 6 3 】

本構成例では、内視鏡装置 1 0 0 の光源制御部 5 5（図 2 参照）により、中心波長 4 4 5 nm の青色レーザ光源 5 1 と、中心波長 4 0 5 nm の紫色レーザ光源 5 3 による出射光の光量比を変更自在にしている。光量比の変更は、例えば図 1 に示す内視鏡 1 1 の操作部 2 3 に設けたスイッチ 8 9 の操作により行い、粘膜表層の毛細血管をより観察しやすいように画像強調することができる。つまり、青色レーザ光源 5 1 による青色レーザ光成分が多い場合は、この青色レーザ光と、蛍光体 5 7 による励起発光光とによる白色光成分が多い照明光となり、図 8 の白色光観察画像のような観察画像が得られる。ただし、狭帯域光である青色レーザ光が照明光に混在しているので、表層の毛細血管が画像強調された観察画像となる。

40

## 【 0 0 6 4 】

また、紫色レーザ光源 5 3 による紫色レーザ光成分が多い場合は、図 8 の狭帯域光観察

50

画像のような観察画像が得られる。そして、青色レーザ光源 5 1 と紫色レーザ光源 5 3 の出射光の光量比を増減させることで、つまり、全照明光成分に対する紫色レーザ光成分の割合を増減させることで、粘膜表層の微細な毛細血管を連続的に強調表示させた観察が行える。

#### 【 0 0 6 5 】

したがって、紫色レーザ光成分が多いほど、粘膜表層の薄い深さ領域に含まれる微細な毛細血管が観察画像に鮮明に映出され、紫色レーザ光成分が少なくなるにつれて、粘膜表層から深層に向けた広い深さ領域に含まれる血管情報が映出される。これにより、粘膜表層から深さ方向の血管分布を擬似的に表示させることができ、観察部位の深さ方向の血管情報を各深さ範囲に対応して連続的した情報として抽出することができる。特に本構成例では、青色レーザ光により得られる血管情報と、紫色レーザ光により得られるさらに表層の血管情報とが共に抽出され、これら情報の画像表示によって双方を比較できるので、青色レーザ光では観察できなかったより表層の血管を含む血管情報を、視認性を高めて観察することができる。

10

#### 【 0 0 6 6 】

また、撮像素子 2 1 が配置される電子内視鏡の先端部 3 5 ( 図 1 参照 ) では、近年の高画素化、フレーム速度の高速化等、消費電力の増大とともに発熱量が上昇しており、先端部 3 5 から出射可能な光も制限を受ける。この中で、各光源の光量比を変更することにより、照明光の総光量を抑制しつつ、必要な発光を増加させることは、例えば画像処理のみに頼って、結果的にノイズの多い画像しか得られない等の問題を解消できる。

20

#### 【 0 0 6 7 】

次に、通常光での拡大観察時の内視鏡装置 1 0 0 の動作を説明する。

#### 【 0 0 6 8 】

通常光観察の場合、青色レーザ光源 5 1 のみを点灯させ、蛍光体 5 7 を透過して生成された白色光を用いて観察を行う。被検体内における光の深達度は、光の波長に応じて変化し、波長が長くなるほどその深達度も大きくなる。このとき、被検体に近接 ( 前述のように、例えば、2 mm ~ 7 mm 程度 ) して白色光で拡大観察を行う場合には、図 9 に示すように、生体組織の吸収・散乱特性に基づいて、波長によって光の深達度が変化する。

#### 【 0 0 6 9 】

白色光での拡大観察時において、第 1 の照明窓 3 7 A , 3 7 A から照射される白色光 4 0 2 , 4 0 2 のうち、長波長側の光 ( 例えば、赤色成分 ) は被検体 4 0 0 内において拡散領域 4 0 4 , 4 0 4 に示すように広い領域で拡散して伝搬し、撮像素子 2 1 ( 結像部材 3 9 ) 直下においても伝搬する。つまり、白色光での拡大観察時であっても、長波長側の光は撮像素子 2 1 直下の領域に対して照射される。これに対して、短波長側の光 ( 例えば、青色成分 ) は被検体 4 0 0 内において拡散領域 4 0 6 , 4 0 6 に示すように、拡散領域 4 0 4 , 4 0 4 よりも狭い領域で拡散して伝搬するため、撮像素子 2 1 直下においては光が伝搬しない。つまり、白色光での拡大観察時には、撮像素子 2 1 の直下において、短波長側の光が照射されず、青色成分が不足する領域が発生する。

30

#### 【 0 0 7 0 】

なお、拡大観察ではない通常光観察の場合、本実施形態では、被検体の表面と撮像素子 2 1 の受光面との間隔が 7 mm よりも広い場合には、両者の間隔が十分に広いため、短波長側の光も十分に照射範囲が拡大した状態で被検体 4 0 0 の表面に照射される。そのため、短波長側の光は、被検体 4 0 0 内において、撮像素子 2 1 の直下においても十分に照射される。

40

#### 【 0 0 7 1 】

従って、内視鏡装置 1 0 0 では、照射光量制御部 5 6 により、第 2 の照明窓 3 7 B , 3 7 B から、特殊光観察 ( 例えば、生体組織表層の血管画像の観察 ) の場合のみに用いられる、第 2 の光源である紫色レーザ光源 5 3 を点灯し、白色光と短波長側の光である紫色光 4 0 8 , 4 0 8 とが所定の発光比率で被検体の被観察領域に照射されるように制御する。これに応じて、紫色光 4 0 8 , 4 0 8 が、被検体 4 0 0 内において拡散領域 4 1 0 , 4 1

50

0に示すように拡散して伝搬し、白色光402, 402のみでは短波長側の光が照射されていない撮像素子21直下についても、短波長側の光で照射される。これにより、白色光での拡大観察時であっても、観察する内視鏡画像の色ムラの発生を改善することができ、良好な内視鏡画像を取得することができる。

#### 【0072】

図10は、内視鏡先端部35を先端側から見た図であり、照明窓37A, 37A, 37B, 37B、および結像部材(撮像窓)39の配置を示す。同図に示すように、内視鏡11は、4系統の照明光に対応する4つの照明窓37A, 37A, 37B, 37Bと、1系統の撮像素子21に対応する1つの撮像窓とを有する。照明窓37A, 37Aは、撮像窓を中心として図中C-C線上の線対称の位置に配置され、同様に、照明窓37B, 37Bは、撮像窓を中心としてC-C線に対して所定の角度で傾斜された仮想線上の線対称の位置に配置されている。

10

#### 【0073】

また、図11に内視鏡先端部35の先端と、被検体との距離が3mmの場合における撮影画像の一例を示す。図11(a)は、照明窓37A, 37Aから、中心波長445nmの光を蛍光体57を通して得た白色光のみを照射した場合の撮影画像であり、図10のC-C線に対応する部分のうち、中央部分について短波長側の光量が不足し、色ムラが発生していることが分かる。これに対して、図11(b)に示すように、照明窓37B, 37Bから中心波長405nmの紫色レーザ光を白色光と同時に照射することによって、図11(c)に示すように、C-C線の中央部分における短波長側の光量不足が改善され、つまり、色ムラが改善されていることが分かる。

20

#### 【0074】

以下に、通常光観察時に、青色レーザ光源51のみに212mAの駆動電流を供給して青色レーザ光源51のみを駆動電流に対応する所定の発光量で点灯し、蛍光体57から発せられる白色光で内視鏡画像(白色光画像)を撮像し、続いて、特殊光観察時に、さらに紫色レーザ光源53にも322mAの駆動電流を供給して青色レーザ光源51および紫色レーザ光源53の両方をそれぞれの駆動電流に対応する所定の発光比率で点灯し、白色光および紫色レーザ光を同時に照射して内視鏡画像(特殊光画像)を撮像した場合の実験例の結果を図12, 13に示す。

#### 【0075】

30

図12は、図11(a)のC-C線における各色の成分を中央画素値で正規化したプロファイル、および図11(c)のC-C線における青色光(B光)の成分を中央画素値で正規化したプロファイルを示す。このグラフの縦軸は、中央画素値で規格化した値、横軸は水平画素列である。図12中の「445MWB」で示すグラフは、白色光のみを照射したときの青色光(B光)の成分を表し、同「445MWB+405B」で示すグラフは、白色光および紫色レーザ光を同時に照射したときの青色光(B光)の成分を表す。これらを比較すると、白色光のみの場合と比べて、白色光および紫色レーザ光を同時に照射したときには、C-C線の端部と中央部分との青色光(B光)の差が少なくなる、つまり、色ムラが改善されることがわかった。

#### 【0076】

40

また、図13は、図12中の「445MWB」と「445MWB+405B」とを、さらに、白色光のみを照射したときの赤色光(R光)の成分で正規化したプロファイルを示す。このグラフの縦軸は、中央画素値で規格化したものを赤色光の成分で規格化した値、横軸は水平画素列である。すなわち、このグラフは、赤色光に対する青色光の光量比を示すものであって、白色光のみを照射した場合と比較して、白色光および紫色レーザ光を同時に照射した場合では、赤色光と青色光の光量比が30%程度改善されることがわかった。

#### 【0077】

白色光と紫色レーザ光との発光比率、すなわち、青色レーザ光源51の駆動電流と紫色レーザ光源53の駆動電流との比率は何ら制限されるものではなく、適宜設定すべきもの

50

である。例えば、白色光での拡大観察時に、紫色レーザ光源を点灯することによって、青色成分の不足を解消することができるが、紫色レーザ光の光量が多くなるに従って、逆に青色成分が過剰になる。従って、例えば、上記実験例のように、赤色光と青色光の光量比を最も改善することができる比率を決定することが望ましい。

#### 【 0 0 7 8 】

なお、白色光の励起光（青色レーザ光）は、励起光と発光体 5 7 との組合せによって白色光を発生させることができるものであればよく、中心波長 4 4 5 n m の光に限定されない。また、白色光はキセノンランプ等の白色灯から発せられる光を利用することもできる。また、紫色レーザ光は、紫色～青色（例えば、3 8 0 n m ～ 4 8 0 n m）の波長範囲の光であればよく、中心波長 4 0 5 n m の光に限定されない。また、青色レーザ光と紫色レーザ光とを異なる照明窓から被検体に照射することは必須ではなく、両者を合波して同一の照射窓から被検体に照射してもよい。

10

#### 【 0 0 7 9 】

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 】

#### 【 0 0 8 0 】

- 1 1 内視鏡
- 1 3 制御装置
- 1 5 表示部
- 1 7 入力部
- 1 9 内視鏡挿入部
- 2 1 撮像素子
- 2 3 操作部
- 2 5 , 2 6 A , 2 6 B コネクタ部
- 2 7 ユニバーサルコード部
- 3 1 軟性部
- 3 3 湾曲部
- 3 5 先端部
- 3 7 A , 3 7 B 照明窓
- 3 9 結像部材
- 4 1 光源装置
- 4 3 プロセッサ
- 4 5 , 4 5 A , 4 5 B 光ファイバ
- 4 7 スコープケーブル
- 5 1 青色レーザ光源（第 1 の光源）
- 5 3 紫色レーザ光源（第 2 の光源）
- 5 5 光源制御部
- 5 6 照射光量制御部
- 5 7 蛍光体
- 5 9 光偏向・拡散部材
- 6 3 A / D 変換器
- 6 5 画像処理部
- 6 7 制御部
- 6 9 記録装置
- 1 0 0 内視鏡装置
- 4 0 0 被検体
- 4 0 2 白色光
- 4 0 4 , 4 0 6 , 4 1 0 拡散領域

20

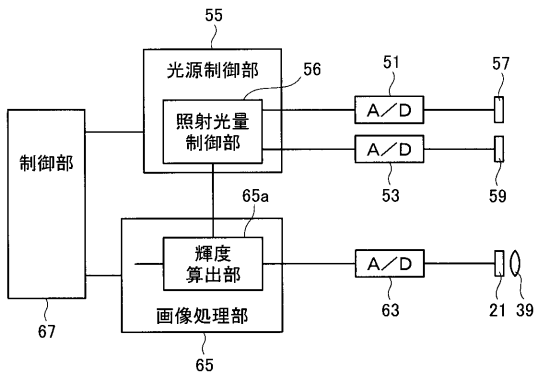
30

40

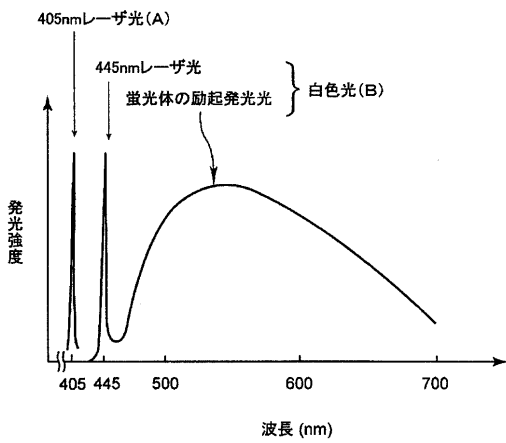
50

- B 1 , B 2 血管

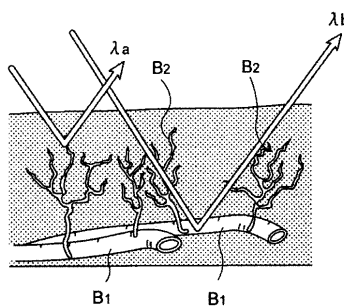
【図 3】



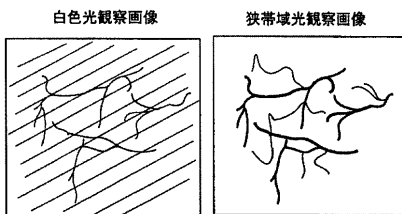
【図 4】



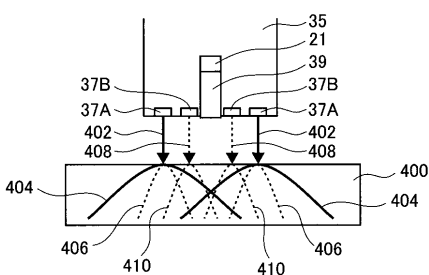
【図 7】



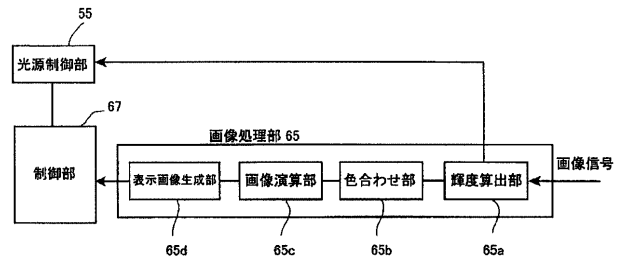
【図 8】



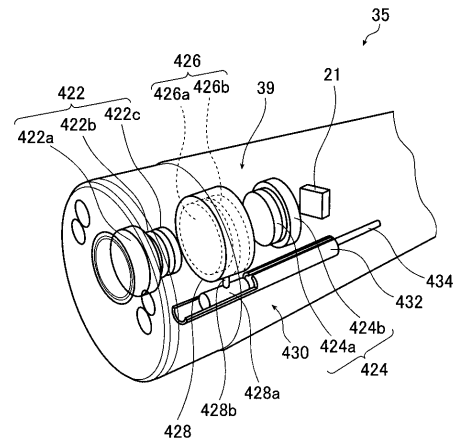
【図 9】



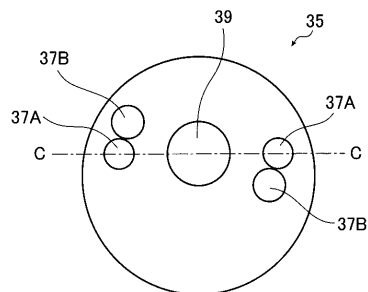
【図 5】



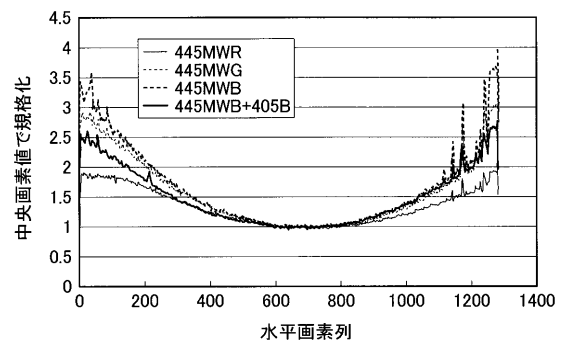
【図 6】



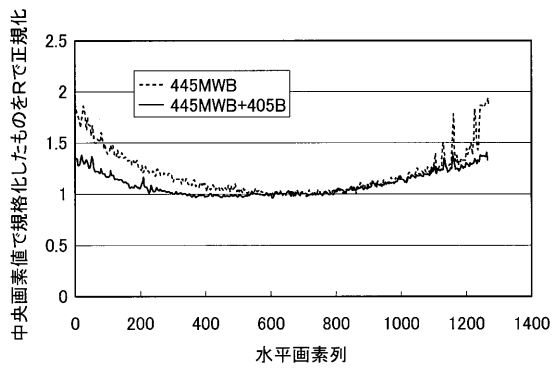
【図 10】



【図 12】

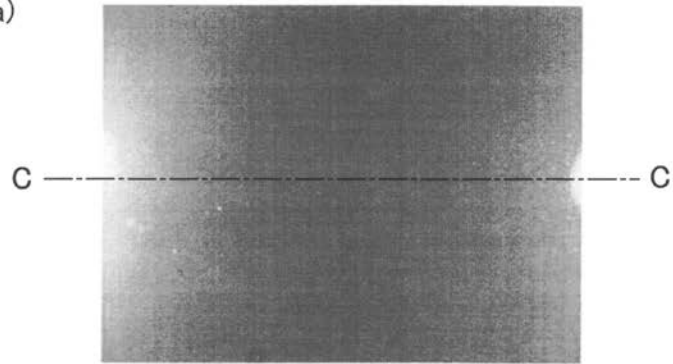


【図 13】

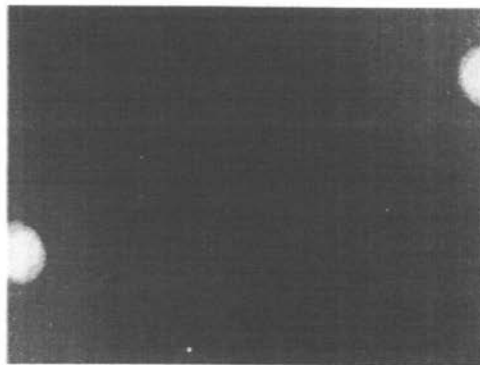


【図 11】

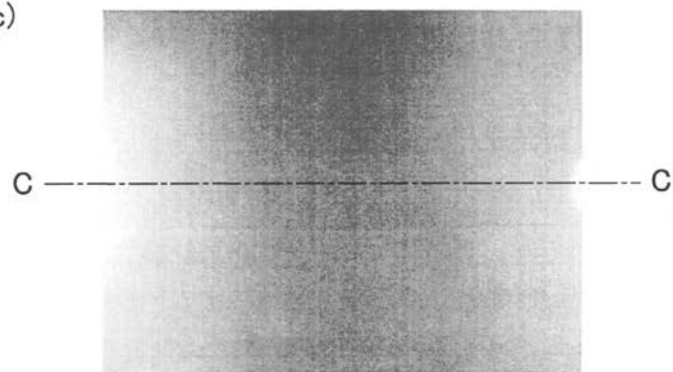
(a)



(b)



(c)



---

フロントページの続き

(72)発明者 山口 博司

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 BB08 FF40 QQ02 QQ04 QQ07 RR02 RR04 RR22 TT03

|                |                                                                                                                                                                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内视镜装置                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2012115372A</a>                                                                                                                                                                         | 公开(公告)日 | 2012-06-21 |
| 申请号            | JP2010266269                                                                                                                                                                                          | 申请日     | 2010-11-30 |
| [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         | 山本拓明<br>山口博司                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 发明人            | 山本 拓明<br>山口 博司                                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/06 A61B1/00                                                                                                                                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.A A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.735 A61B1/06.612 A61B1/07.730                                                                                                            |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/BB08 4C061/FF40 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/TT03 4C161/BB08 4C161/FF40 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/TT03 |         |            |
| 代理人(译)         | 伊藤英明                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                             |         |            |

#### 摘要(译)

要观察的白色光的，即使在放大观察时，以提高内窥镜图像的颜色不均匀，提供一种内窥镜装置，其能够获得良好的内窥镜图像。的内窥镜装置，白色光源，和发射窄带光具有紫色于蓝色的波长范围内，在普通光观察的窄带光源，通过接收的白色光的反射光的主题用于成像的内窥镜图像中，当白色的光的放大观察中，在物体表面的光接收面和摄像装置之间的距离的状态下的成像元件是比预定的距离，将被摄体成像装置的光接收表面放大观察装置，用于改变所述摄像倍率，以便集中在，当白色光的倍率观察，基于从内窥镜图像计算的亮度信息，所述内窥镜图像的蓝色分量是低于预定值当用于输出一个校正信号用于校正缺乏蓝光成分，根据所述校正信号，从而使白色光和窄带光以预定的发射比照射到被摄体的亮度计算单元并且，照射光量控制单元控制照射光量。点域

