

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5371921号  
(P5371921)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0  
**A 6 1 B 1/06 (2006.01)** A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-219437 (P2010-219437)  
 (22) 出願日 平成22年9月29日(2010.9.29)  
 (65) 公開番号 特開2012-71020 (P2012-71020A)  
 (43) 公開日 平成24年4月12日(2012.4.12)  
 審査請求日 平成25年1月11日(2013.1.11)

(73) 特許権者 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 安田 裕昭  
 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) 【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所定の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の光源部からの前記狭帯域光および前記第2の光源部からの前記広帯域光の出射、ならびに前記狭帯域光および前記広帯域光の出射光量を制御する光源制御部と、

前記被写体に照射された前記狭帯域光および前記広帯域光の少なくとも一方の、前記被写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、

前記撮像手段により撮像された前記撮像画像情報から前記撮影画像の撮影光量を算出する光量算出手段と、

前記光源制御部によって制御された、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量と前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量との割合を算出する光量割合算出手段と、

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、を有し、

前記光源制御部は、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量に応じて、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量および前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御し、

前記画像処理手段は、前記光量割合算出手段によって算出された、前記狭帯域光の出射

光量と前記広帯域光の出射光量との割合に応じて、前記撮影画像の色味を調整するための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】

前記光源制御部は、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量に応じて、

前記狭帯域光を用いる撮影では、前記第 2 の光源部からの前記広帯域光の出射を停止して前記第 1 の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量を制御し、前記狭帯域光の光量が最大となった場合には、前記第 2 の光源部から前記広帯域光を出射して前記広帯域光の出射光量を制御し、

前記狭帯域光を用いない撮影では、前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の出射を停止して前記第 2 の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御する請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記撮像手段と前記被写体との距離に関わらず、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値以上になるように、前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の出射光量および第 2 の光源部からの前記広帯域光の出射光量の少なくとも一方を制御する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記撮像手段と前記被写体との距離に関わらず、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値に略等しくなるように、前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の出射光量および第 2 の光源部からの前記広帯域光の出射光量を制御する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記狭帯域光を用いる撮影において、

前記第 2 の光源部からの前記広帯域光の出射を停止して前記第 1 の光源部から前記狭帯域光を出射している場合には、前記光量算出手段によって算出される前記撮影画像の前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値またはそれ以上となるように、前記第 1 の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量を制御し、

前記狭帯域光の光量が最大となっても前記撮影光量が前記所定値に達しない場合には、前記第 1 の光源部から前記狭帯域光を最大光量で出射すると共に、前記第 2 の光源部から前記広帯域光を出射して、前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記広帯域光の出射光量を制御し、

30

前記第 1 の光源部から前記狭帯域光を出射し、かつ前記第 2 の光源部からの前記広帯域光を出射している場合にも、前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記広帯域光の出射光量を制御する請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記光源制御部は、前記第 1 の光源部からの前記狭帯域光の出射を停止して前記第 2 の光源部から前記広帯域光を出射する前記狭帯域光を用いない撮影において、前記光量算出手段によって算出される前記撮影画像の前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記第 2 の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御する請求項 3 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

40

【請求項 7】

前記狭帯域光を用いる撮影において、前記光源制御部によって制御される前記第 1 の光源部から出射される前記狭帯域光の光量が最大となった時に前記撮影光量が前記所定値である場合の前記撮像手段と前記被写体との距離を所定距離とする時、

前記光源制御部は、

前記撮像手段と前記被写体との距離が前記所定距離より近い近距離撮影では前記狭帯域光のみによる撮影を前記撮像手段に行わせ、

前記撮像手段と前記被写体との距離が前記所定距離より遠い遠距離撮影では、前記狭帯域光および前記広帯域光による撮影を前記撮像手段に行わせる請求項 3 ~ 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

50

## 【請求項 8】

前記狭帯域光を用いない撮影において、前記光源制御部は、前記広帯域光のみによる撮影を前記撮像手段に行わせる請求項 3 ~ 7 のいずれかに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記光量割合算出手段は、前記光源制御部によって前記第 1 の光源部及び前記第 2 の光源部へ流される電流値に基づいて、前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合を算出する請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の内視鏡装置。

## 【請求項 10】

前記画像処理部は、前記画像処理条件を変更するために、前記撮像画像のホワイトバランスが変化しないように、予め求められた前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合と、前記撮影画像の色味を調整するための色変換係数との関係を示す色変換係数テーブルを備え、

前記光量算出手段によって算出された前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合に基づいて前記色変換係数テーブルから前記色変換係数を選択することを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか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】

近年、特定の狭い波長帯域光（狭帯域光）を生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、いわゆる特殊光観察を行うことのできる内視鏡装置が活用されている。この種の内視鏡装置は、例えば、粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の表層微細構造、病変部の強調等、通常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

10

20

30

40

50

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。

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、暗く見えにくくなるという問題があった。

また、前述のように距離が離れた場合、一般的には照射光量を増加させる措置がとられるが、照射光量の増加、特に、特殊光の光量の増加には限界があり、特殊光の光量不足を通常光で補おうとすると撮像画像の色味が変化してしまうという問題があった。

【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、通常観察においても、特殊光観察においても、操作者が撮像画像を確認しつつ意図的に照射光量を調整する必要なく、表層微細血管等の生体の構造・成分の観察に関して、撮像距離に限らず、常に、明るくかつ色味が安定した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所定の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

10

20

30

40

50

光源部からの前記狭帯域光および前記第2の光源部からの前記広帯域光の出射、ならびに前記狭帯域光および前記広帯域光の出射光量を制御する光源制御部と、前記被写体に照射された前記狭帯域光および前記広帯域光の少なくとも一方の、前記被写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、前記撮像手段により撮像された前記撮像画像情報から前記撮影画像の撮影光量を算出する光量算出手段と、前記光源制御部によって制御された、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量と前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量との割合を算出する光量割合算出手段と、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、を有し、前記光源制御部は、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量に応じて、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量および前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御し、前記画像処理手段は、前記光量割合算出手段によって算出された、前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合に応じて、前記撮影画像の色味を調整するための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。

10

**【0011】**

また、前記光源制御部は、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量に応じて、前記狭帯域光を用いる撮影では、前記第2の光源部からの前記広帯域光の出射を停止して前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量を制御し、前記狭帯域光の光量が最大となった場合には、前記第2の光源部から前記広帯域光を出射して前記広帯域光の出射光量を制御し、前記狭帯域光を用いない撮影では、前記第1の光源部からの前記狭帯域光の出射を停止して前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御することが好ましい。

20

**【0012】**

さらに、前記光源制御部は、前記撮像手段と前記被写体との距離に関わらず、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値以上になるように、前記第1の光源部からの前記狭帯域光の出射光量および第2の光源部からの前記広帯域光の出射光量の少なくとも一方を制御することが好ましい。

**【0013】**

さらにまた、前記光源制御部は、前記撮像手段と前記被写体との距離に関わらず、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値に略等しくなるように、前記第1の光源部からの前記狭帯域光の出射光量および第2の光源部からの前記広帯域光の出射光量を制御することが好ましい。

30

**【0014】**

また、前記光源制御部は、前記狭帯域光を用いる撮影において、前記第2の光源部からの前記広帯域光の出射を停止して前記第1の光源部から前記狭帯域光を出射している場合には、前記光量算出手段によって算出される前記撮影画像の前記撮影光量が前記被写体を撮像するのに必要な所定値またはそれ以上となるように、前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の出射光量を制御し、前記狭帯域光の光量が最大となっても前記撮影光量が前記所定値に達しない場合には、前記第1の光源部から前記狭帯域光を最大光量で出射すると共に、前記第2の光源部から前記広帯域光を出射して、前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記広帯域光の出射光量を制御し、前記第1の光源部から前記狭帯域光を出射し、かつ前記第2の光源部からの前記広帯域光を出射している場合にも、前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記広帯域光の出射光量を制御することが好ましい。

40

**【0015】**

さらに、前記光源制御部は、前記第1の光源部からの前記狭帯域光の出射を停止して前記第2の光源部から前記広帯域光を出射する前記狭帯域光を用いない撮影において、前記光量算出手段によって算出される前記撮影画像の前記撮影光量が前記所定値またはそれ以上となるように、前記第2の光源部から出射される前記広帯域光の出射光量を制御することが好ましい。

50

## 【 0 0 1 6 】

さらにまた、前記狭帯域光を用いる撮影において、前記光源制御部によって制御される前記第1の光源部から出射される前記狭帯域光の光量が最大となった時に前記撮影光量が前記所定値である場合の前記撮像手段と前記被写体との距離を所定距離とする時、前記光源制御部は、前記撮像手段と前記被写体との距離が前記所定距離より近い近距離撮影では前記狭帯域光のみによる撮影を前記撮像手段に行わせ、前記撮像手段と前記被写体との距離が前記所定距離より遠い遠距離撮影では、前記狭帯域光および前記広帯域光による撮影を前記撮像手段に行わせることが好ましい。

## 【 0 0 1 7 】

また、前記狭帯域光を用いない撮影において、前記光源制御部は、前記広帯域光のみによる撮影を前記撮像手段に行わせることが好ましい。

10

## 【 0 0 1 8 】

さらに、前記光量割合算出手段は、前記光源制御部によって前記第1の光源部及び前記第2の光源部へ流される電流値に基づいて、前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合を算出することが好ましい。

## 【 0 0 1 9 】

さらにまた、前記画像処理部は、前記画像処理条件を変更するために、前記撮像画像のホワイトバランスが変化しないように、予め求められた前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合と、前記撮影画像の色味を調整するための色変換係数との関係を示す色変換係数テーブルを備え、前記光量割合算出手段によって算出された前記狭帯域光の出射光量と前記広帯域光の出射光量との割合に基づいて前記色変換係数テーブルから前記色変換係数を選択することが好ましい。

20

## 【 0 0 2 0 】

また、本発明は、被写体とする生体の表層組織の情報の取得に優れた第1の照明光を出射する第1の光源部と、前記被写体の照明に優れた白色光を主として含む第2の照明光を出射する第2の光源部と、前記第1の光源部からの前記第1の照明光および前記第2の光源部からの前記第2の照明光の出射、ならびに前記第1の照明光および前記第2の照明光の出射光量を制御する光源制御部と、前記被写体に照射された前記第1の照明光および前記第2の照明光の少なくとも一方の、前記被写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、前記撮像手段により撮像された前記撮像画像情報から前記撮影画像の撮影光量を算出する光量算出手段と、前記光源制御部によって制御された、前記第1の光源部から出射される前記第1の照明光の出射光量と前記第2の光源部から出射される前記第2の照明光の出射光量との割合を算出する光量割合算出手段と、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、を有し、前記光源制御部は、前記光量算出手段で算出される前記撮影光量に応じて、前記第1の光源部から出射される前記第1の照明光の出射光量および前記第2の光源部から出射される前記第2の照明光の出射光量を制御し、前記画像処理手段は、前記光量割合算出手段によって算出された、前記第1の照明光の出射光量と前記第2の照明光の出射光量との割合に応じて、前記撮影画像の色味を調整するための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ものである。

30

40

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 2 1 】

本発明の内視鏡装置によれば、通常観察及び特殊光観察において、撮像素子で検出される戻り光の光量が常に所定値以上となるように、特殊光光源及び白色照明光源の発光条件を順に制御し、また特殊光光源及び白色照明光源の発光条件に応じて、画像処理部における色味を調節するための画像処理条件を変更するので、通常観察及び特殊光観察をする場合、例えば病変部から離れて撮像をする場合も、病変部に近づいて撮像をする場合も、操作者が撮像画像を観察しつつ意図的にこれら光源の発光条件及び撮像画像の色味の調整をする必要がなく、通常観察ではもちろん、特に、病変部や表層微細血管等の特殊光観察において、撮像距離に限らず常に色味が安定した撮像画像を得ることができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0022】

【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ー光源から出射される狭帯域光、及び青色レーザー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】(A)及び(B)は、それぞれ図3に示す青紫色レーザー光源(405LD)及び青色レーザー光源(445LD)からの出射光量と経過時間との関係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特殊光色変換部が備える色変換テーブル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特殊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。

【図7】図1に示す光源部の光量調整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】

## 【0023】

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10は、内視鏡12と、光源部14と、プロセッサ16と、入出力部18とを有する。ここで、光源部14及びプロセッサ16は、内視鏡12の制御装置を構成し、内視鏡12は、光源部14と光学的に接続され、プロセッサ16と電気的に接続される。また、プロセッサ16は、入出力部18と電気的に接続される。そして、入出力部18は、画像情報等を出力表示する表示部(モニタ)38、画像情報等を出力する記録部(記録装置)42(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)40を有する。

## 【0024】

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

## 【0025】

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

10

20

30

40

50

## 【0026】

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

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

## 【0027】

光源部14は、特殊光モードにおいて特殊光光源として用いられる中心波長405nmの青紫色レーザー光源（405LD）32と、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445nmの青色レーザー光源（445LD）34と、を発光源として備えている。なお、青紫色レーザー光源32からの中心波長405nmの青紫色レーザー光は、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。

## 【0028】

これら各光源32、34の半導体発光素子からの発光は、光源制御部48（図3参照）により個別に制御されており、各光源32及び34の発光条件、すなわち青紫色レーザー光源32の出射光と、青色レーザー光源34の出射光の光量割合は、変更自在になっている。

## 【0029】

青紫色レーザー光源32及び青色レーザー光源34は、ブロードエリア型のInGaN系レーザーダイオードが利用でき、また、InGaNAs系レーザーダイオードやGaNAs系レーザー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。

## 【0030】

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

## 【0031】

中心波長405nmの青紫色レーザー光及び中心波長445nmの青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。そして、青紫色レーザー光は、その一部は蛍光体24を励起させるが、大部分は蛍光体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。

## 【0032】

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

## 【0033】

蛍光体24は、青色レーザー光及び青紫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（BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>7</sub>）等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザー光及び青紫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及び青紫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、中心波長445nmの青色レーザー光を発光する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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 4 】

上記の蛍光体 2 4 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を防止できる。また、蛍光体 2 4 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。

## 【 0 0 3 5 】

図 2 は、青紫色レーザ光源 3 2 からの青紫色レーザ光と、青色レーザ光源 3 4 からの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体 2 4 により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。青紫色レーザ光は、中心波長 4 0 5 n m 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、主に特殊光とされる。また、青色レーザ光は、中心波長 4 4 5 n m の輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体 2 4 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイル B によって、上述した疑似白色光が形成され、主に通常光とされる。なお、図示はしていないが、蛍光体 2 4 は、青紫色レーザ光によっても励起され、青色レーザ光による場合の 1 / 8 程度の光量の励起発光光を出射し、疑似白色光を形成する。

## 【 0 0 3 6 】

ここで、青紫色レーザ光源 3 2 から照射される中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光及びそれに伴う蛍光体 2 4 からの励起発光光は、4 0 5 n m の狭帯域光の成分が多く、表層組織の観察（表層組織の情報の取得）に優れる一方、蛍光体 2 4 からの励起発光光の成分が少ないため、背景の撮像に用いられる白色光の出射光量を多くできない。よって、被写体までの距離が近い場合には、背景としての白色光の出射光量が足りるが、被写体までの距離が離れた場合には、青紫色レーザ光による励起発光光では、白色光の出射光量が不足する。

また、青色レーザ光源 3 4 から照射される中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光及びそれに伴う蛍光体 2 4 からの励起発光光は、青紫色レーザ光に比べて表層組織の観察には劣るが、蛍光体 2 4 を強く励起し、背景としての白色光の出射光量を多くできる。よって、被写体までの距離が離れた場合にも、白色光の光量を十分確保できる。

そのため、青色レーザ光源 3 4 は、被写体との距離が離れた場合に、青紫色レーザ光源 3 2 からの青紫色レーザ光による白色光の光量不足を補うために用いることができる。

## 【 0 0 3 7 】

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。

## 【 0 0 3 8 】

この内視鏡装置 1 0 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 4 8 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 1 0 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、原則としてプロファイル A の光及びプロファイル A の光に基づく図示しない励起発光光が用いられ、図示しない励起発光光の光量不足を補うために、プロファイル B の光が重畳される。

## 【 0 0 3 9 】

上述したように、青紫色レーザ光源（以下、4 0 5 L D という）3 2 からの青紫色レーザ光による狭帯域光（プロファイル A）と蛍光体 2 4 からの図示しない励起発光光による白色光からなる照明光、及び青色レーザ光源（以下、4 4 5 L D という）3 4 からの青色レーザ光と蛍光体 2 4 からの励起発光光による白色光からなる照明光（プロファイル B）は、内視鏡 1 2 の先端部の照射口 2 8 A から被写体の被観察領域に向けて照射される。そ

10

20

30

40

50

して、照明光が照射された被観察領域からの戻り光が、受光部 28B を介して撮像素子 26 の受光面上に結像され、撮像素子 26 によって被観察領域が撮像される。

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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

内視鏡 12 の信号処理系は、撮像後に撮像素子 26 からの撮像画像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。

【0043】

また、光源部 14 の信号処理系は、青紫色レーザ光源（405LD）32 及び青色レーザ光源（445LD）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。

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紫色レーザ光源 32 を点灯したり、モード切替部 40 からの特殊光モードと通常光モードとの切替信号に応じて青紫色レーザ光源 32 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輝度値に応じて、青紫色レーザ光源 32 及び青色レーザ光源 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、後述する光量算出部 50 及び光量割合算出部 56 と共に、算出される出射光量及び出射光量の割合に基づいて、両光源 32 及び 34 の発光条件、すなわち光量割合を変更する光量割合変更手段として機能する。

【0044】

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、光量割合算出部 56 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。

【0045】

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、つまり、撮像画像の輝度値を算出する。そして、これら算出された光量は光源制御部 48 及び光量割合算出部 56 へ出力される。

【0046】

光源制御部 48 では、これら算出された光量が、所定値に満たない場合、戻り光の光量が所定値以上となるように、青紫色レーザ光源（405LD）32 及び青色レーザ光源（445LD）34 の出射光量を制御する。

【0047】

出射光量の制御では、まず、内視鏡先端と被写体との位置を固定し、青色レーザ光源（445LD）34 を停止して青紫色レーザ光源（405LD）32 の出射光量を増加させ

10

20

30

40

50

る（図4（A）参照）。

算出される戻り光の光量が所定値以上となれば、その出射光量で被写体の撮像を行う。また、青紫色レーザー光源（405LD）32の出射光量が最大となり、それでも戻り光の光量が足りない場合には、図4（B）に示すように、青色レーザー光源（445LD）34を点灯し、全体での出射光量を増加させ、算出される戻り光の光量が所定値以上となれば、その出射光量で被写体の撮像を行う。

【0048】

一般的に、狭帯域光光源である青紫色レーザー光源（405LD）32の出射光量は、それほど多くなく、青紫色レーザー光源（405LD）32の出射光量を最大としても、その出射光量は限られるため、内視鏡が被写体から離れると撮像素子側で検出される戻り光の光量は足りなくなる。また、一般的な内視鏡において、白色照明光光源（ここでは、青色レーザー光源（445LD）34）は、通常光観察に用いられるため、1灯のみならず2灯、3灯と積まれることも多く、十分に照射光量を増加させることができる。

10

【0049】

青色レーザー光源（445LD）34の照射光量を増加させると、光量は足りるが、撮像画像の色調が変わるのはもちろん、特殊光観察される表層血管の微細構造に関する撮像画像の情報も目立たなくなるため、後述する画像処理部において、適宜必要な画像処理を行う必要がある。

【0050】

また、撮像に必要な戻り光の光量を得るために、前述のとおり内視鏡先端と被写体との位置を固定して出射光量の制御を行ったが、出射光量を固定して、内視鏡先端の位置を移動させてもよい。

20

例えば、青紫色レーザー光源（405LD）32の出射光量を所定値で固定しておき、内視鏡を動かして、戻り光の光量が所定値以上となるように内視鏡先端と被写体との位置を調整してもよい。

【0051】

もちろん、青紫色レーザー光源（405LD）32のみでは光量が足りないと予め分かるような位置で撮像を行う場合は、予め青紫色レーザー光源（405LD）32の出射光量を最大とし、青色レーザー光源（445LD）34の出射光量を所定値で固定して、前述と同様に、内視鏡を動かして戻り光の光量が所定値以上となるように内視鏡先端と被写体との位置を調整してもよい。

30

【0052】

光量割合算出部56は、光源制御部48による青紫色レーザー光源（405LD）32及び青色レーザー光源（445LD）34を駆動する電流の電流値の情報を受け、405LD32及び445LD34の出射光量の光量割合を算出する。算出された光量割合は、特殊光画像処理部64の後述する特殊光色変換部74へ出力される。

【0053】

なお、レーザーの光量割合が変わると、撮像画像のホワイトバランスが変化する。そのため、図示はされていないが、405LD32及び445LD34の光量並びに光量割合がCDS・AGC回路44へ出力され、この光量及び光量割合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のゲインが変更されて、撮像素子26の電気的なゲインが変更されるように信号処理系を構成してもよい。

40

また、図示はされていないが、ホワイトバランスを決定する前述のゲインの情報は、画像処理部62及び特殊光画像処理部64へ出力され、色変換及び特殊光色変換に用いられる。

【0054】

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

50

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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、 $3 \times 3$ 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。

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。

【0058】

特殊光画像処理部64は、特殊光モードにおいて、405LD32からの青紫色レーザー光(プロファイルA)、並びに445LD34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 $3 \times 3$ 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。

【0059】

具体的には、特殊光色変換部74は、割り付け後のR、G、Bの画像データに対して、輝度の正規化を行い、 $R_{norm}$ 、 $G_{norm}$ 、 $B_{norm}$ の画像データを生成する。次に、これら正規化した $R_{norm}$ 、 $G_{norm}$ 、 $B_{norm}$ 画像データに対して、光量割合に応じた色調への補正を行う。色調補正後の画像データを、 $R_{adj}$ 、 $G_{adj}$ 、 $B_{adj}$ 画像データとすると、色調補正後の $R_{adj}$ 、 $G_{adj}$ 、 $B_{adj}$ 画像データは、(1)式で示すような演算により求められる。

【0060】

10

20

30

40

## 【数 1】

$$(R_{adj}, G_{adj}, B_{adj}) = (K_R, K_G, K_B) \begin{pmatrix} R_{norm} \\ G_{norm} \\ B_{norm} \end{pmatrix} \cdots (1)$$

## 【0061】

ここで、 $K_R$ 、 $K_G$ 、 $K_B$ は、それぞれ各色の色変換係数であり、光量割合算出部56で算出された光量割合に応じて求められる。特殊光変換部74は、図5に示すように、光量割合（光量比率）に対応する各色の色変換係数を定めた色変換係数テーブル80を備え、算出された光量割合に基づいて、色変換係数テーブル80より、色変換係数 $K_R$ 、 $K_G$ 、 $K_B$ を決定する。色変換係数テーブル80の色変換係数 $K_R$ 、 $K_G$ 、 $K_B$ は、図5に示すように、それぞれ各光量割合に対応して $R_{00} \sim$ 、 $G_{00} \sim$ 、 $B_{00} \sim$ として設定されている。光量割合算出部56で算出された光量割合に対応する色変換係数を(1)式に代入することで、色調補正された画像データ $R_{adj}$ 、 $G_{adj}$ 、 $B_{adj}$ が得られる。

10

## 【0062】

例えば、光源制御部48において制御される405LD32の光量と445LD34の光量との比が、100:10、つまり、光量割合が405LD:445LD 90.9:9.1であるとき、色変換係数は、図5に示す色変換係数テーブルにより、 $(K_R, K_G, K_B) = (R_{10}, G_{10}, B_{10})$ と求まる。

20

この色変換係数は、図5に示すテーブルとして表すことに限らず、数式化して表してもよく、また、代表点のみ数値化して他の点を補間演算により求めてもよい。

## 【0063】

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。

30

構造強調部78で最適な周波数強調処理が施されたRGB画像データは、特殊光用画像処理済RGB画像データとして特殊光画像処理部64から画像表示信号生成部66へ出力される。

## 【0064】

また、前述のとおり、光量が足りず青色レーザ光源(445LD)34の出射光量を増加させた場合、撮像ための光量は足りるが、撮像画像の色調が変わるのはもちろん、特殊光観察される表層血管の微細構造に関する撮像画像の情報も目立たなくなる。

そこで、特殊光画像処理部64は、色変換部68の前段階において、撮像画像上の表層血管を強調するためにも、フレーム加算処理、または、ビニング処理を行ってもよい。

## 【0065】

40

ここでフレーム加算処理とは、通常、1フレームで1画像を生成するフレームを複数枚加算する処理であり、また、ビニング処理とは、画像を構成する画素を複数画素ずつ統合する処理である。

なお、フレーム加算処理及びビニング処理ではなく、予め撮像素子26の電荷蓄積時間を長めにとってもよい。フレーム加算処理と略同様の効果が得られる。

## 【0066】

画像表示信号生成部66は、通常光モードでは通常光画像処理部62から入力された画像処理済RGB画像データを、特殊光モードでは特殊光画像処理部64から入力された画像処理済RGB画像データを、モニタ38でソフトコピー画像として表示するための、又は記録装置42でハードコピー画像として出力するための表示画像信号に変換する。

50

## 【 0 0 6 7 】

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。

## 【 0 0 6 8 】

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。

10

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 6 9 】

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 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。

20

## 【 0 0 7 0 】

以下に、本発明の内視鏡装置の作用を、図 6 及び図 7 を用いて説明する。

本実施形態においては、まず、通常光モードで通常光観察が行われているものとする。つまり、4 4 5 L D 3 4 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。

ここで、図 6 に示すステップのとおり、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 7 1 】

特殊光モードに切り替えられると、光源の光量調整が行われる（S 2 0）。光源からの出射光量の調整は、内視鏡先端と被写体との位置関係の変化に応じて常に行われる必要がある。内視鏡先端と被写体との位置を固定した際の光源の光量調整は、図 7 に示すステップのとおり行われる。

30

## 【 0 0 7 2 】

まず最初に、青紫色レーザ光（4 0 5 L D）3 2 から所定量の狭帯域光（4 0 5 nm）が出射され、内視鏡先端より被写体に向けて、照明光として狭帯域光（4 0 5 nm）およびその励起発光光が照射される（S 1 2 0）。

照射された照明光は、被写体で反射され、撮像素子 2 6 によりその戻り光が撮像画像情報として取得される（S 1 2 2）。

## 【 0 0 7 3 】

撮像時画像情報が取得されると、撮像画像情報は、C D S ・ A G C 4 4、A / D 変換部 4 6 を経て、光量算出部 5 0 へ出力され、撮像素子 2 6 における戻り光の光量（該撮像画像の輝度値）が算出される（S 1 2 4）。算出された戻り光の光量は、光源制御部 4 8 へ出力される。

40

## 【 0 0 7 4 】

光源制御部 4 8 は、光量算出部 5 6 で算出された光量に基づいて、光量が足りているか否か、つまり戻り光の光量が所定値以上か否かの判定を行う（S 1 2 6）。光量が足りている場合、その位置での照射光量は変更する必要がなく、光源の光量調整は行われず、図 6 に示す、被写体の撮像（S 3 0）が行われる。もちろん、光量が多すぎて撮像素子 2 6 がオーバーフローを起こすような場合には、4 0 5 L D 3 2 に流れる駆動電流の電流値を

50

減少させる制御を行う。

【 0 0 7 5 】

また、光量が足りない場合、光源制御部 4 8 は、4 0 5 L D 3 2 に流れる駆動電流の電流値から、4 0 5 L D 3 2 の出力が最大か否かを判定する ( S 1 2 8 ) 。

【 0 0 7 6 】

4 0 5 L D の出力が最大でない場合、光源制御部 4 8 は 4 0 5 L D 3 2 の出力 ( 駆動電流の電流値 ) を所定量上げ ( S 1 3 0 ) 、再度、光量の算出 ( S 1 2 4 ) を行う。

【 0 0 7 7 】

また、4 0 5 L D 3 2 の出力が最大の場合、光源制御部 4 8 は、青色レーザ光源 ( 4 4 5 L D ) 3 4 が点灯しているか否かを判定する ( S 1 3 2 ) 。 4 4 5 L D 3 4 が点灯していない場合、4 4 5 L D 3 4 を点灯して ( S 1 3 4 ) 、再度、光量の算出 ( S 1 2 4 ) を行う。4 4 5 L D 3 4 が点灯すると、照明光として狭帯域光 ( 4 0 5 n m ) 及びその励起発光光に重畳して、狭帯域光 ( 4 4 5 n m ) 及びその励起発光光が内視鏡先端より被写体に照射される。

10

【 0 0 7 8 】

また、4 4 5 L D 3 4 が既に点灯している場合には、4 4 5 L D 3 4 の出力を上げ ( S 1 3 6 ) 、再度、光量の算出 ( S 1 2 4 ) を行う。

こうして撮像素子 2 6 における戻り光の光量が所定値以上になるまで、図 7 のステップに基づいて、出射光量の調整を行う。なお、図 7 のステップには記載していないが、4 4 5 L D 3 4 の出力を最大としても光量が足りない場合には、そのまま、図 6 に示す、被写体の撮像 ( S 3 0 ) を行うか、内視鏡先端と被写体との位置を再度調整し、内視鏡先端を被写体に近づける。

20

【 0 0 7 9 】

ここでは、内視鏡先端と被写体との位置を固定した場合の光量調整の動作について説明したが、前述のとおり、光源からの出射光量を固定し、内視鏡先端と被写体との位置を変更してもよい。

その場合、前述のとおり、4 0 5 L D 3 2 の出射光量を所定値とし、4 4 5 L D 3 4 を停止して、内視鏡先端と被写体との位置関係を変更する場合と、4 0 5 L D 3 2 の出射光量を最大とし、4 4 5 L D 3 4 の出射光量を所定値として、内視鏡先端と被写体との位置関係を変更する場合との 2 つの動作が考えられる。4 0 5 L D 3 2 のみを用いる場合は、主に内視鏡先端と被写体との位置を近くして撮像を行う場合に用いられ、4 0 5 L D 3 2 の出射光量を最大とし、4 4 5 L D 3 4 の出射光量を所定値とする場合は、主に、内視鏡先端と被写体との位置を遠くして撮像を行う場合に用いられる。

30

【 0 0 8 0 】

そして、図 7 に示すように、光量の調整 ( S 2 0 ) が行われると、被写体の撮像が行われ、撮像素子 2 6 により、撮像画像情報が取得される ( S 3 0 ) 。撮像画像情報は、前述のとおり、C D S ・ A G C 4 4 、 A / D 変換器 3 6 により適宜処理され、光量算出部 5 6 へ出力される。

光量算出部 5 6 では、撮像画像情報から、B 光の光量及び G 光の光量のそれぞれが算出され、光量割合算出部 5 6 へ出力される ( S 3 2 ) 。また、撮像画像情報は、撮像画像信号として、D S P 5 2 、ノイズ除去回路 5 4 を通って特殊光画像処理部 6 4 へ出力される。

40

【 0 0 8 1 】

光量割合算出部 5 6 では、光源制御部 4 8 から 4 0 5 L D 3 2 の出射光量及び 4 4 5 L D の出射光量の情報を取得し、4 0 5 L D 3 2 と 4 4 5 L D 3 4 との光量割合を算出する ( S 3 4 ) 。算出された光量割合は、特殊光画像処理部 6 4 の特殊光色変換部 7 4 へ出力される。

前述の光量割合の情報に基づき、特殊光画像処理部 6 4 の特殊光色変換部 7 4 では、算出された光量割合の情報と、色変換係数テーブル 8 0 とから、特殊光色変換に用いる色変換係数  $k_R$ 、 $k_G$ 、 $k_B$  が設定され、特殊光画像処理部 6 4 へ入力された撮像画像信号は

50

、特殊光色変換部 7 4 によって所定の R G B 画像データとされる ( S 3 6 )。なお、特殊光色変換前に、フレーム加算処理等の画像強調処理が行われてもよい。

【 0 0 8 2 】

R G B 画像データは色彩強調部 7 6 及び構造強調部 7 8 において各種画像処理を適用され、画像表示信号生成部 6 6 へ出力され、モニタ 3 8 等において表示可能な画像表示信号とされる ( S 3 8 )。

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 4 0 )。

【 0 0 8 3 】

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。

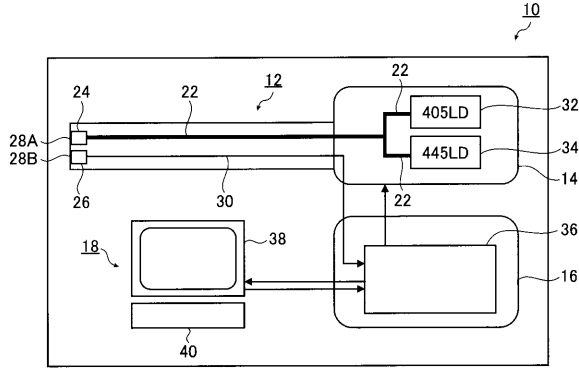
10

【符号の説明】

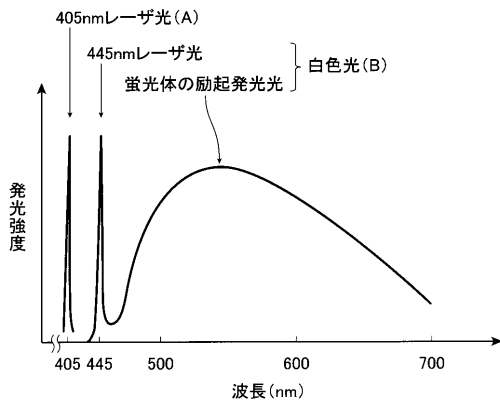
【 0 0 8 4 】

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 2	光ファイバ	20
2 4	蛍光体	
2 6	撮像素子	
2 8 A	照射口	
2 8 B	受光部	
3 0	スコープケーブル	
3 2	青紫色レーザー光源 ( 4 0 5 L D )	
3 4	青色レーザー光源 ( 4 4 5 L D )	
3 6	画像処理システム	
3 8	表示部 ( モニタ )	
4 0	入力部 ( モード切替部 )	30
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	
5 6	光量割合算出部	
6 0	画像処理切替部 ( スイッチ )	
6 2	通常光画像処理部	40
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	
8 0	色変換係数テーブル	

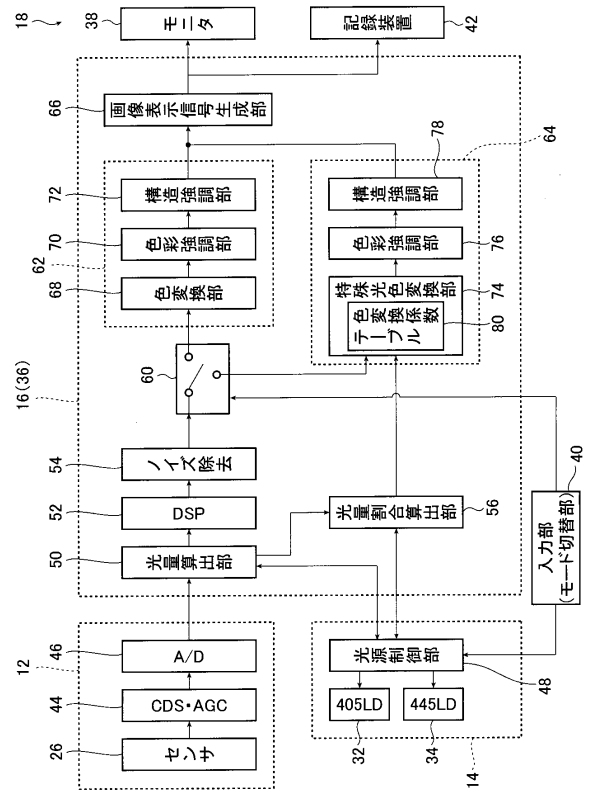
【図1】



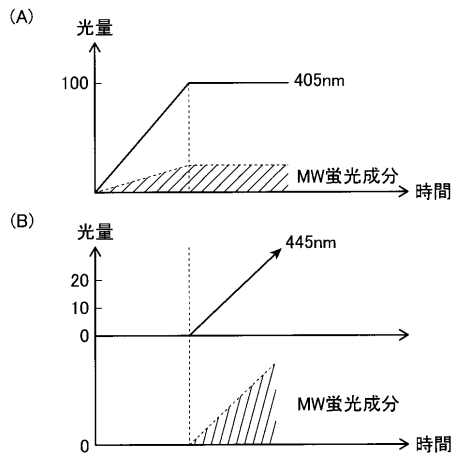
【図2】



【図3】



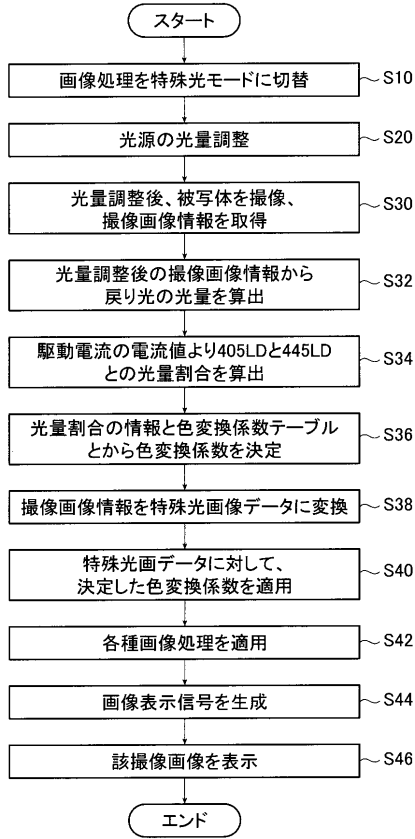
【図4】



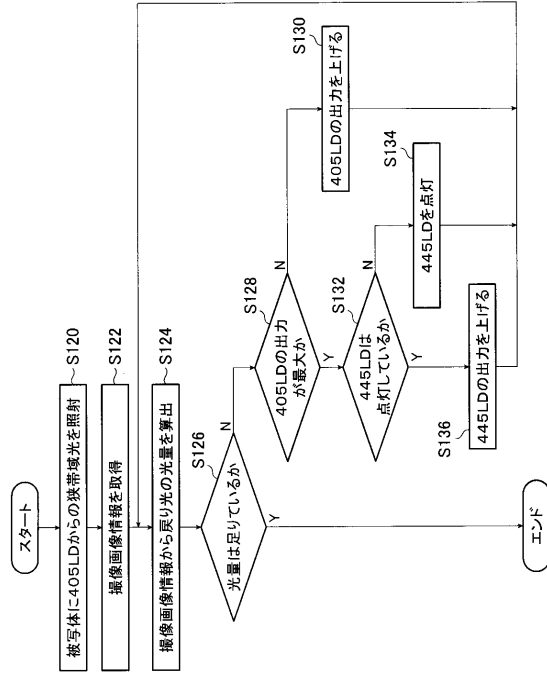
【図5】

光量比率 (405LD:445LD)	色変換係数テーブル		
	KR	KG	KB
100 : 0	R00	G00	B00
100 : 1	R01	G01	B01
100 : 2	R02	G02	B02
⋮	⋮	⋮	⋮
100 : 10	R10	G10	B10
⋮	⋮	⋮	⋮
100 : 20	R20	G20	B20
⋮	⋮	⋮	⋮

【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2009-34224(JP,A)  
特開2009-240516(JP,A)  
特開2010-119593(JP,A)  
特開2006-181387(JP,A)  
特開2009-142415(JP,A)  
特開2010-063484(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5371921B2</a>	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2010219437	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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	安田裕昭		
发明人	安田 裕昭		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0661 H04N5/2354 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.372 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS08 4C061/TT04 4C061/TT13 4C061/WW04 4C061/WW07 4C061/WW08 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS08 4C161/TT04 4C161/TT13 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW08 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/CB02 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/ED12 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤英明		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2012071020A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，通过该内窥镜装置，操作者不需要在普通观察和特殊光观察中有意地调节确认拾取图像的照射光量，并且通常可以获得拾取的图像无论图像拾取距离如何，对于观察结构和诸如表面微观血管的生物体的组件，具有稳定的亮度和色调。解决方案：内窥镜装置包括：第一光源部分，用于发射窄带光；第二光源部分发射宽带光；光源控制部分，用于控制来自第一和第二光源的光发射和光发射量；成像装置，使用来自受试者的返回光成像拾取图像；光量计算装置，计算拍摄光量；光量比计算装置计算来自第一和第二光源部分的光发射量的比率，以及执行规定图像处理的图像处理装置。光源控制部分根据拍摄光量控制发光量，并且图像处理装置根据发光量的比率改变用于调节拍摄图像的色调的图像处理条件。

$$\begin{pmatrix} R_{adj} \\ G_{adj} \\ B_{adj} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_R \\ K_G \\ K_B \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_{norm} \\ G_{norm} \\ B_{norm} \end{pmatrix}$$