

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5271364号

(P5271364)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 B

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2011-2133 (P2011-2133)
 (22) 出願日 平成23年1月7日 (2011. 1. 7)
 (65) 公開番号 特開2012-143302 (P2012-143302A)
 (43) 公開日 平成24年8月2日 (2012. 8. 2)
 審査請求日 平成24年6月6日 (2012. 6. 6)

(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2番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (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

審査官 増渕 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

白色の広帯域光を出射する広帯域光光源と、

前記広帯域光のうち所定の上限波長以下の波長を有する青色光を通過させる1つの青色用ショートパスフィルタが形成されたショートパスフィルタユニットと、

前記広帯域光のうち所定の下限波長以上の波長を有する青色光を通過させる青色用ロングパスフィルタであり、前記下限波長から前記上限波長側への透過率の上昇の仕方が異なる少なくとも2種類の青色用ロングパスフィルタが形成されたロングパスフィルタユニットと、

1組の前記青色用ショートパスフィルタ及び前記青色用ロングパスフィルタを前記広帯域光の光路に挿入することで、生体組織の血管が強調された観察像を得るための特殊光観察に用いられ、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの短波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する青色狭帯域光を生成するフィルタ挿入手段と、

前記フィルタ挿入手段を制御して、前記光路内に挿入する、1組の前記青色用ショートパスフィルタと前記青色用ロングパスフィルタの組み合わせを切り替えて、前記青色狭帯域光の光量を変える挿入制御手段と、

前記青色狭帯域光が照射された被観察部位を撮像する撮像手段と、を備えていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記青色狭帯域光は、前記青色用ロングパスフィルタの種類を切り替えることにより半

10

20

値幅が変化することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記青色用ショートパスフィルタの上限波長は、470nm 付近の値であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記ショートパスフィルタユニット及び前記ロングパスフィルタユニットは、回転軸を中心に持つ円形のターレットであることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、内視鏡先端部と前記被観察部位との距離を判別する距離判別手段を備えており、

前記挿入制御手段は、前記距離判別手段が判別した距離が長くなるのに従い前記青色狭帯域光の半値幅が広がって光量が増加するように、前記フィルタ挿入手段を制御して、前記光路内に挿入する前記青色用ショートパスフィルタと前記青色用ロングパスフィルタとの組み合わせを切り替えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記ショートパスフィルタユニットは、前記青色狭帯域光を生成するための前記青色用ショートパスフィルタに加えて、前記青色狭帯域光よりも長波長である緑色狭帯域光を生成するための緑色用ショートパスフィルタを有しており、

前記ロングパスフィルタユニットは、前記青色狭帯域光を生成するための前記青色用ロングパスフィルタに加えて、緑色狭帯域光を生成するための緑色用ロングパスフィルタを有しており、

前記フィルタ挿入手段は、前記青色狭帯域光を生成する場合には、前記青色用ショートパスフィルタと、前記青色用ロングパスフィルタを前記光路内に挿入し、

前記緑色狭帯域光を生成する場合には、前記緑色用ショートパスフィルタと前記緑色用ロングパスフィルタを前記光路内に挿入することを特徴する請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記ショートパスフィルタユニットは、1つの前記青色用ショートパスフィルタと、前記緑色狭帯域光の上限波長が異なる複数の緑色用ショートパスフィルタとを有しており、

前記ロングパスフィルタユニットは、前記下限波長から前記上限波長側への透過率の上昇の仕方が異なる複数の前記青色用ロングパスフィルタ、及び前記緑色狭帯域光の下限波長が異なる複数の前記緑色用ロングパスフィルタを有していることを特徴する請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、内視鏡の挿入部先端部と前記被観察部位との距離を判別する距離判別手段を備えており、

前記挿入制御手段は、前記距離判別手段が判別した距離が長くなるのに従って前記青色狭帯域光及び前記緑色用狭帯域光の半値幅が広がるように、前記フィルタ挿入手段を制御して、前記青色用及び前記緑色用のショートパスフィルタとロングパスフィルタの組み合わせをそれぞれ切り替えることを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記緑色狭帯域光は、前記吸収スペクトルの長波長側において吸収量が多い波長帯域の光であることを特徴とする請求項 6 ないし 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特定の波長の光を利用して特殊光観察を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

近年、特定の狭い波長帯域の光（狭帯域光）を生体組織に照射して、生体組織内の血管を強調した観察像を得るなど、いわゆる特殊光観察を行える内視鏡システムが知られている（例えば、特許文献 1 参照）。血管（ヘモグロビン）の光吸収スペクトルは、415 nm 付近の帯域に吸収ピークを持つため、この内視鏡システムでは、狭帯域光として、415 nm 付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ青色狭帯域光を照明光として使用している。

【 0 0 0 3 】

血管（ヘモグロビン）の光吸収率が高い帯域に対応する青色狭帯域光を使用すると、観察像においては、血管部分は光が吸収されるため暗く、血管の周辺組織では吸収されずに、散乱、反射するため明るく写る。そして、照明光を狭帯域化することにより、光吸収率が高い帯域から外れる波長が照明光から取り除かれるため、血管部分において散乱、反射する成分が減り、血管とその周辺組織のコントラストが強調された観察像が得られる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 0 9 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特殊光観察時には、イメージセンサが内蔵された内視鏡先端部が動いたりすることで、内視鏡先端部と生体組織との距離が変化する。その結果、観察像の明るさが変わってしまう。例えば、内視鏡先端部を生体組織に近接させた位置で観察する近景観察に対して、内視鏡先端部を生体組織から離れた位置で観察する遠景観察の場合には、光量が不足して画面全体が暗くなってしまう。このため、遠景観察のときには青色狭帯域光の光量を増加させる必要があるが、逆に、近景観察の時には表層血管などを十分に強調表示できるほど十分に明るいので、光量を増加させると観察像が見難くなるおそれがある。

【 0 0 0 6 】

こうした問題に対しては、内視鏡先端部と生体組織との距離に応じて、青色狭帯域光の半値幅や波長帯域を変更することにより、この青色狭帯域光の光量を変化させる方法が考えられる。しかしながら、青色狭帯域光の光源として使用される LED や LD は、特定の波長の光を出射することはできるものの、出射する光の半値幅や波長帯域を変更することはできない。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記問題を解決するためになされたものであり、近景観察や遠景観察などの条件によらずに良好な観察像が得られる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本発明は上記目的を達成するためになされたものであり、白色の広帯域光を出射する広帯域光光源と、前記広帯域光のうち所定の上限波長以下の波長を有する光を通過させるショートパスフィルタと、前記広帯域光のうち所定の下限波長以上の波長を有する光を通過させるロングパスフィルタとを有するとともに、さらにその少なくともいずれか一方を複数有するフィルタユニットであり、1組の前記ショートパスフィルタ及び前記ロングパスフィルタを前記広帯域光の光路に挿入して前記広帯域光を通過させることで、特殊光観察に用いられる特定の波長帯域を有する狭帯域光を生成するフィルタユニットと、前記狭帯域光が照射された被観察部位を撮像する撮像手段と、を備え、前記フィルタユニットは、前記広帯域光を通過させる前記ショートパスフィルタ及び前記ロングパスフィルタの組み合わせを変えることにより、前記狭帯域光の光量を変えることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

前記フィルタユニットは、前記上限波長が異なる複数の前記ショートパスフィルタと、

前記下限波長が異なる複数の前記ロングパスフィルタと、各前記ショートパスフィルタのいずれかと、各前記ロングパスフィルタのいずれかとをそれぞれ選択的に前記光路内に挿入するフィルタ挿入手段と、を有することが好ましい。

【0010】

前記フィルタユニットは、前記フィルタ挿入手段により前記光路内に挿入する前記ショートパスフィルタ及び前記ロングパスフィルタの組み合わせを変えることによって、光量が異なる複数の前記狭帯域光を出射することが好ましい。また、各前記狭帯域光は、半値幅が異なることが好ましい。さらに、各前記狭帯域光は、中心波長が異なることが好ましい。

【0011】

10

前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、内視鏡先端部と前記被観察部位との距離を判別する距離判別手段と、前記距離判別手段が判別した距離が長くなるのに従い前記狭帯域光の半値幅が広がるように、前記フィルタ挿入手段を制御して、前記光路内に挿入する前記ショートパスフィルタと前記ロングパスフィルタとの組み合わせを切り替える挿入制御手段と、を備えることが好ましい。

【0012】

前記フィルタユニットは、第1狭帯域光を生成する第1ショートパスフィルタ及び第1ロングパスフィルタと、前記第1狭帯域光とは波長帯域の異なる第2狭帯域光を生成する第2ショートパスフィルタ及び第2ロングパスフィルタとを有しており、前記フィルタ挿入手段は、前記第1ショートパスフィルタ及び前記第1ロングパスフィルタと、前記第2

20

ショートパスフィルタ及び前記第2ロングパスフィルタとのいずれかを選択的に前記光路内に挿入することが好ましい。

【0013】

前記フィルタユニットは、前記上限波長が異なる複数の前記第1ショートパスフィルタと、前記下限波長が異なる複数の前記第1ロングパスフィルタとを有しており、前記フィルタ挿入手段により前記光路内に挿入する前記第1ショートパスフィルタと前記第1ロングパスフィルタとの第1の組み合わせを変えることによって、前記第1狭帯域光の光量を変えることが好ましい。

【0014】

前記フィルタユニットは、前記上限波長が異なる複数の前記第2ショートパスフィルタと、前記下限波長が異なる複数の前記第2ロングパスフィルタとを有しており、前記フィルタ挿入手段により前記光路内に挿入する前記第2ショートパスフィルタと前記第2ロングパスフィルタとの第2の組み合わせを変えることによって、前記第2狭帯域光の光量を変えることが好ましい。

30

【0015】

前記撮像手段の撮像により取得された撮像信号に基づいて、内視鏡の挿入部先端部と前記被観察部位との距離を判別する距離判別手段を備えており、前記挿入制御手段は、前記距離判別手段が判別した距離が長くなるのに従って前記第1～第2狭帯域光の半値幅が広がるように、前記フィルタ挿入手段を制御して、前記第1～第2の組み合わせをそれぞれ切り替えることが好ましい。

40

【0016】

前記第1狭帯域光は、ヘモグロビンの光吸収スペクトルの短波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する青色狭帯域光であり、前記第2狭帯域光は、前記吸収スペクトルの長波長側において吸収量が多い波長帯域に対応する緑色狭帯域光であることが好ましい。

【発明の効果】

【0017】

本発明の内視鏡システムは、広帯域光を通過させるショートパスフィルタ及びロングパスフィルタの組み合わせを変えることにより、被観察部位に照射する狭帯域光の光量を変えることができるので、近景観察や遠景観察などの被観察部位までの距離の変化に対応して狭帯域光の光量を変えることができる。その結果、近景観察及び遠景観察のいずれの場

50

合でも良好な観察像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】内視鏡システムの概略図である。

【図2】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】通常観察用フィルタ(UOF)ターレットの正面図である。

【図4】ロングパスフィルタ(LPF)ターレットの正面図である。

【図5】第1LPF及び第2LPFの光透過特性を示すグラフである。

【図6】ショートパスフィルタ(SPF)ターレットの正面図である。

【図7】第1SPF及び第2SPFの光透過特性を示すグラフである。

【図8】(A)～(C)は第1距離観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図9】(A)～(C)は第2距離観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図10】(A)～(C)は第3距離観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図11】(A)～(C)は第4距離観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図12】データテーブルの説明図である。

【図13】内視鏡システムにおける特殊光観察の処理の流れを示すフローチャートである。

【図14】第2実施形態のLPFターレットの正面図である。

【図15】第2実施形態の第1～第2LPFの光透過特性を示すグラフである。

【図16】第2実施形態のSPFの正面図である。

【図17】第2実施形態のSPFの光透過特性を示すグラフである。

【図18】(A)～(C)は第2実施形態の近景観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図19】(A)～(C)は第2実施形態の遠景観察モードにおける、狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図20】第2実施形態のデータテーブルの説明図である。

【図21】第3実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図22】第3実施形態のLPFターレットの正面図である。

【図23】第3実施形態のSPFターレットの正面図である。

【図24】第3実施形態での特殊光観察の処理の流れを示すフローチャートである。

【図25】(A)～(C)は第1距離観察モードにおける、緑色狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【図26】(A)～(C)は第4距離観察モードにおける、緑色狭帯域光の出射を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

〔第1実施形態〕

図1に示すように、内視鏡システム10は、患者の消化管内や気管内などの管内(被観察部位)を撮像する電子内視鏡11と、電子内視鏡11により得られた撮像信号に基づいて管内の観察画像を生成するプロセッサ装置12と、管内を照明する照明光を電子内視鏡11に対して供給する光源装置13と、観察像を表示するモニタ14とを備えている。

【0020】

内視鏡システム10では、管内を白色光などの広帯域光で照明することで管内を全体的に観察する通常観察モードと、管内を狭帯域光で照明して表層血管などを強調表示した状態で観察する特殊光観察モードとの2つの観察モードを有している。また、特殊光観察モードには、電子内視鏡11の先端部と管内の生体組織との距離に応じて、第1距離観察モ

10

20

30

40

50

ード、第2距離観察モード、第3距離観察モード、第4距離観察モードの計4種類のサブ観察モードがある。このうち、第1～第2距離観察モードが生体組織との距離が近い近景状態で観察を行う、いわゆる近景観察モードである。また、第3～第4距離観察モードが生体組織との距離が遠い遠景状態で観察を行う、いわゆる遠景観察モードである。

【0021】

電子内視鏡11は、管内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部に連設され、電子内視鏡11の把持及び挿入部16の操作に用いられる操作部17と、操作部17をプロセッサ装置12及び光源装置13にそれぞれ接続するユニバーサルコード18とを備えている。

【0022】

挿入部16の先端部位である挿入部先端部16aには、管内の照明や撮影に用いられる光学系、イメージセンサなどが内蔵されている。また、挿入部先端部16aの先端面には、観察窓19(図2参照)、照明窓20(図2参照)の他に、図示は省略するが送気送水ノズル、挿入部16内に挿通された鉗子チャネルの出口となる鉗子出口等が設けられている。挿入部先端部16aの後端には、湾曲自在な湾曲部16bが連設されている。

【0023】

操作部17には、アングルノブ21、操作ボタン22、鉗子入口23などが設けられている。アングルノブ21は、挿入部16の湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。操作ボタン22は、送気・送水や吸引等の各種の操作に用いられる。鉗子入口23は鉗子チャネルに連通している。

【0024】

ユニバーサルコード18には、送気・送水チャネル、信号ケーブル、及びライトガイドなどが組み込まれている。このユニバーサルコード18の先端部にはコネクタ部25aが設けられている。このコネクタ部25aは光源装置13に接続する。また、コネクタ部25aからはコネクタ部25bが分岐している。このコネクタ部25bはプロセッサ装置12に接続する。

【0025】

図2に示すように、光源装置13は、広帯域光源30と、通常観察モードで使用される通常観察用フィルタ(UOF: Usually Observed Filter)ターレット31と、特殊光観察モードで使用されるロングパスフィルタ(LPF: Long Pass Filter)ターレット32、及びショートパスフィルタ(SPF: Short Pass Filter)ターレット33と、ターレットシフト機構34と、ターレット回転機構35と、集光レンズ36とを備えている。ここで、LPFターレット32、SPFターレット33、及びターレット回転機構35が本発明のフィルタ挿入手段に相当する。

【0026】

広帯域光源30は、例えばキセノンランプ、白色LED、マイクロホワイト光源などが用いられ、波長が赤色領域から青色領域(約470～700nm)にわたる白色の広帯域光BBを発生する。この広帯域光源30は、内視鏡検査中に広帯域光BBを常時出射する。

【0027】

UOFターレット31は、通常観察モード時にその一部分が広帯域光源30から出射される広帯域光BBの光路内に挿入される。また、LPFターレット32及びSPFターレット33は、特殊光観察モード時にその一部分が広帯域光BBの光路内に同時挿入される。

【0028】

図3に示すように、UOFターレット31は、その回転軸31aの周方向に沿って設けられた青色フィルタ37Bと、緑色フィルタ37Gと、赤色フィルタ37Rとを備えている。青色フィルタ37Bは、広帯域光BBのうち青色帯域の光(B光)を透過させる。緑色フィルタ37Gは、広帯域光BBのうち緑色帯域の光(G光)を透過させる。赤色フィルタ37Rは、広帯域光BBのうち赤色帯域の光(R光)を透過させる。

【0029】

各色フィルタ37B, 37G, 37Rは、通常観察モード時にUOFターレット31が回転することにより、広帯域光BBの光路内に所定の順番（例えば、青、緑、赤、青、・・・）で繰り返し挿入される。これにより、UOFターレット31からは、B光、G光、R光、B光、・・・が順に出射される。

【0030】

図4に示すように、LPFターレット32は、その回転軸32aの周方向に沿って設けられた半円形状の第1LPF38a及び第2LPF38bを備えている。第1～第2LPF38a, 38bは、入射する広帯域光BBのうち、所定の下限波長以上の波長を有する光を通過させる。

10

【0031】

図5に示すように、第1LPF38aの下限波長 λ_{m1} は、第2LPF38bの下限波長 λ_{m2} よりも低い値に設定されている。第1～第2LPF38a, 38bは、LPFターレット32の回転により、特殊光観察モード時に広帯域光BBの光路内に選択的に挿入される。

【0032】

図6に示すように、SPFターレット33は、その回転軸33aの周方向に沿って設けられた半円形状の第1SPF39a及び第2SPF39bを備えている。第1～第2SPF39a, 39bは、入射する広帯域光BBのうち、所定の上限波長以下の波長を有する光を通過させる。

20

【0033】

図7に示すように、第1SPF39aの上限波長 λ_{u1} は、第2SPF39bの下限波長 λ_{u2} よりも低い値に設定されている。また、上限波長 λ_{u1} は、第2LPF38bの下限波長 λ_{m2} よりも高い値に設定されている。第1～第2SPF39a, 39bは、SPFターレット33の回転により、特殊光観察モード時に広帯域光BBの光路内に選択的に挿入される。

【0034】

図2に戻って、第1～第2LPF38a, 38bのいずれかと、第1～第2SPF39a, 39bのいずれかがそれぞれ広帯域光BBの光路内に挿入されると、青色の特定の波長帯域に制限された青色狭帯域光が生成される。この光路内に挿入されるLPF/SPFの組み合わせは下記の第1～第4挿入パターンになり、これら挿入パターンごとに半値幅や中心波長が異なる4種類の青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ が生成される。第1～第4挿入パターンは、それぞれ第1～第4距離観察モード時に選択される。

30

(1) 第1挿入パターン：第2LPF38b、第1SPF39a

(2) 第2挿入パターン：第2LPF38b、第2SPF39b

(3) 第3挿入パターン：第1LPF38a、第1SPF39a

(4) 第4挿入パターン：第1LPF38a、第2SPF39b

【0035】

第1挿入パターンでは、最初に図8(A)に示すように、広帯域光BBのうち、下限波長 λ_{m2} 以上の波長帯域の光が第2LPF38bを透過する。次いで、図8(B)に示すように、第2LPF38bを透過した光のうち、上限波長 λ_{u1} 以下の波長帯域の光が第1SPF39aを透過する。これにより、図8(C)に示すように、波長帯域が $\lambda_{m2} \sim \lambda_{u1}$ となり、中心波長が λ_{c1} となる青色狭帯域光 B_{n1} が生成される。なお、本実施形態では図面の煩雑化を防止するため、青色狭帯域光 B_{n1} ($B_{n2} \sim B_{n4}$ も同様)の波形を矩形状にしているため、その半値幅 h_1 は「 $\lambda_{u1} - \lambda_{m2}$ 」となる。ここでいう半値幅とは、光量のピーク値が半分となる部分の波長帯域である。

40

【0036】

第2挿入パターンでは、図9(A), (B)に示すように、広帯域光BBが第2LPF38b、第2SPF39bを順番に通過することで、図9(C)に示すような波長帯域が $\lambda_{m2} \sim \lambda_{u2}$ となる青色狭帯域光 B_{n2} が生成される。この青色狭帯域光 B_{n2} の半値

50

幅 h_2 は「 $\lambda_{u2} - \lambda_{m2}$ 」となり、中心波長は λ_{c2} となる。

【0037】

第3挿入パターンでは、図10(A), (B)に示すように、広帯域光BBが第1LPF38a、第1SPF39aを順番に通過することで、図10(C)に示すような波長帯域が $\lambda_{m1} \sim \lambda_{u1}$ となる青色狭帯域光 B_{n3} が生成される。この青色狭帯域光 B_{n3} の半値幅 h_2 は「 $\lambda_{u1} - \lambda_{m1}$ 」となり、中心波長は λ_{c3} となる。

【0038】

第4挿入パターンでは、図11(A), (B)に示すように、広帯域光BBが第1LPF38a、第2SPF39bを順番に通過することで、図11(C)に示すような波長帯域が $\lambda_{m1} \sim \lambda_{u2}$ となる青色狭帯域光 B_{n4} が生成される。この青色狭帯域光 B_{n3} の半値幅 h_4 は「 $\lambda_{u2} - \lambda_{m1}$ 」となり、中心波長は λ_{c4} となる。

10

【0039】

各青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの2つ吸収ピークのうちの短波長側のピーク(例えば415nm付近)にあわせて調整されている。また、各青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ は、それぞれの半値幅が $h_1 < h_2 < h_3 < h_4$ となるため、それぞれの光量を比較すると $B_{n1} < B_{n2} < B_{n3} < B_{n4}$ となる。さらに、各青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ の中心波長 $\lambda_{c1} \sim \lambda_{c4}$ も互いに異なる値になる。

【0040】

生体組織に照射された青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ は、生体組織内の表層血管内の血液(ヘモグロビン)で極めて強い吸収を受ける。また、逆に表層血管の周辺の生体組織では、比較的強い散乱特性によって照射された光の多くが反射して挿入部先端部16aにまで返る。これにより、表層血管とその周辺の生体組織とのコントラストが極めて高くなるため、表層血管などを十分に強調表示することができる。なお、波長帯域(半値幅)が広がるほど、表層血管に照射された青色狭帯域光が反射や散乱によって挿入部先端部16aに戻る可能性が高くなる。この場合にはコントラストが低下するものの、光量が増える。

20

【0041】

図2に戻って、ターレットシフト機構34は、UOFターレット31、LPFターレット32、及びSPFターレット33をそれぞれ広帯域光BBの光路に対して略垂直な方向に移動させる。ターレットシフト機構34は、UOFターレット31を、その各色フィルタ37B, 37G, 37Rのいずれかが広帯域光BBの光路内に挿入される挿入位置と、全色フィルタ37B, 37G, 37Rが光路内から退避した退避位置との間で移動させる。そして、ターレットシフト機構34は、通常観察モード時にはUOFターレット31を挿入位置に移動させ、特殊光観察モード時にはUOFターレット31を退避位置に移動させる。

30

【0042】

また、ターレットシフト機構34は、LPFターレット32及びSPFターレット33(以下、単にLPF/SPFターレット32, 33という)を、それぞれ広帯域光BBの光路内に挿入される挿入位置と、全フィルタが光路内から退避した退避位置との間で移動させる。そして、ターレットシフト機構34は、通常観察モード時にはLPF/SPFターレット32, 33を退避位置に移動させ、特殊光観察モード時には挿入位置に移動させる。

40

【0043】

ターレット回転機構35は、UOFターレット31、LPFターレット32、及びSPFターレット33のそれぞれの回転軸31a, 32a, 33aに接続されている。ターレット回転機構35は、通常観察モード時はUOFターレット31を一定速度で回転させる。UOFターレット31の回転速度は、例えば3フレーム分の撮像期間で1回転するように設定されている。

【0044】

一方で、特殊光観察モード時のターレット回転機構35は、第1距離観察モードでは第

50

1 挿入パターンで L P F / S P F が挿入され、第 2 距離観察モードでは第 2 挿入パターンで L P F / S P F が挿入され、第 3 距離観察モードでは第 3 挿入パターンで L P F / S P F が挿入され、第 4 距離観察モードでは第 4 挿入パターンで L P F / S P F が挿入されるように、L P F / S P F ターレット 3 2 , 3 3 をそれぞれ回転させる。

【 0 0 4 5 】

集光レンズ 3 6 は、通常観察モード時には U O F ターレット 3 1 から出射される B 光、G 光、R 光の光路であって、特殊光観察モード時には L P F / S P F ターレット 3 2 , 3 3 から出射される青色狭帯域光 B n 1 ~ B n 4 の光路上に配置されている。集光レンズ 3 6 は、入射した各照明光をライトガイド 4 1 に入射させる。

【 0 0 4 6 】

上記各構成により、光源装置 1 3 は、通常観察モード時には B 光、G 光、R 光をライトガイド 4 1 へ繰り返し出射する。また、光源装置 1 3 は、特殊光観察モードには、各サブ観察モードに応じてそれぞれ青色狭帯域光 B n 1 ~ B n 4 をライトガイド 4 1 へ出射する。

【 0 0 4 7 】

電子内視鏡 1 1 は、ライトガイド 4 1、C C D 型イメージセンサ（以下、C C D という、撮像手段）4 4、アナログ処理回路（A F E : Analog Front End）4 5、撮像制御部 4 6 を備えている。ライトガイド 4 1 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどである。このライトガイド 4 1 は、入射端が光源装置 1 3 に挿入されており、出射端が挿入部先端部 1 6 a 内に設けられた照射レンズ 4 8 に対向している。ライトガイド 4 1 から照射レンズ 4 8 に入射した照明光は、照明窓 2 0 を通して管内に照射される。そして、管内で反射した光は、観察窓 1 9 を通して集光レンズ 5 1 に入射する。

【 0 0 4 8 】

C C D 4 4 は、複数のフォトダイオード（図示せず）が 2 次元配列された撮像面 4 4 a を有しており、集光レンズ 5 1 から入射する被写体光を電氣的な撮像信号に変換して A F E 4 5 へ出力する。この C C D 4 4 は、所定の分光感度を有するモノクロ C C D である。なお、C C D の代わりに M O S 型のイメージセンサを用いてもよい。C C D 4 4 には、プロセッサ装置 1 2 により制御される撮像制御部 4 6 が接続している。

【 0 0 4 9 】

撮像制御部 4 6 は、プロセッサ装置 1 2 内の C P U に接続されており、この C P U から指令に基づき C C D 4 4 に対して駆動信号を送る。C C D 4 4 は、撮像制御部 4 6 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を A F E 4 5 に出力する。通常観察モード時には、U O F ターレット 3 1 の回転に応じて、B 光の光電変換による信号電荷の蓄積・読み出し・転送によって青色画像信号を出力するステップと、G 光の光電変換による信号電荷の蓄積・読み出し・転送によって緑色画像信号を出力するステップと、R 光の光電変換による信号電荷の蓄積・読み出し・転送によって赤色画像信号を出力するステップとが繰り返し実行される。

【 0 0 5 0 】

また、特殊光観察モード時には、青色狭帯域光 B n 1 ~ B n 4 のいずれかの光電変換による信号電荷の蓄積・読み出し・転送によって、第 1 ~ 第 4 青色狭帯域撮像信号が A F E 4 5 へ出力される。

【 0 0 5 1 】

A F E 4 5 は、図示は省略するが、相関二重サンプリング回路（C D S）、自動ゲイン制御回路（A G C）、及びアナログ/デジタル変換器（A / D）から構成されている。C D S は、C C D 4 4 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 2 に送る。

【 0 0 5 2 】

プロセッサ装置 1 2 は、メモリ 5 3 と、C P U（挿入制御手段）5 4 と、デジタル信号

10

20

30

40

50

処理部 (Digital Signal Processor : DSP) 55 と、フレームメモリ 56 と、距離判別部 57 と、表示制御回路 58 と、観察モード切替スイッチ 59 とを備えている。メモリ 53 には、内視鏡システム 10 を制御するための各種のプログラムやデータの他に、データテーブル 61 が格納されている。

【0053】

CPU 54 は、プロセッサ装置 12 の各部、電子内視鏡 11 の撮像制御部 46、及び光源装置 13 のターレットシフト機構 34、ターレット回転機構 35 に信号線で接続されており、メモリ 53 から読み出したプログラムやデータに基づき、これらを統括的に制御する。

【0054】

DSP 55 は、AFE 45 から入力される撮像信号に対し、ホワイトバランス調整、色調処理、階調処理、シャープネス処理などの信号処理を行う。DSP 55 は、通常観察モード時には、AFE 45 から順次入力される青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号に上記信号処理を施すことによって、B, G, R の 3 色の通常画像データを順次生成する。これら通常画像データはフレームメモリ 56 に順次記憶される。

【0055】

一方、DSP 55 は、特殊光観察モード時には、各サブ観察モードに応じて AFE 45 からそれぞれ入力される第 1 ~ 第 4 青色狭帯域撮像信号に対して適宜信号処理を施すことで、特殊光画像データを生成する。この特殊光画像データもフレームメモリ 56 に記憶される。

【0056】

距離判別部 57 は特殊光観察モード時に作動する。距離判別部 57 は、フレームメモリ 56 に新たに記憶された特殊光画像データの輝度信号に基づき露光量を検出し、この露光量検出結果に基づき挿入部先端部 16a と被観察部位との間の距離 d を判別する。消化管や気管内の被観察部位となる粘膜表層の色は、病変が発生しているなどの特別な場合を除いて大きな差はない。このため、光源装置 13 から出射される各照明光の光量が一定であれば、距離 d が増加するのに従って露光量が減少し、逆に距離 d が減少するのに従って露光量は増加する。従って、照明光の種類別にそれぞれ距離 d と露光量との関係を示すデータテーブルなどを予め作成しておくことで、露光量から距離 d が求められる。

【0057】

表示制御回路 58 は、観察モードが通常観察モードである場合には、フレームメモリ 56 から 3 色の通常画像データを順次読み出し、これら 3 色の通常画像を合成した観察像をモニタ 14 に表示させる。また、表示制御回路 58 は、観察モードが特殊光観察モードである場合には、フレームメモリ 56 から特殊光画像データを読み出し、この特殊光画像データに基づき観察像をモニタ 14 に表示させる。

【0058】

観察モード切替スイッチ 59 は、内視鏡システム 10 の観察モードを通常観察モードまたは特殊光観察モードに切り替える際に操作される。

【0059】

図 12 に示すように、データテーブル 61 には、距離 d の範囲と、特殊観察モード下の各サブ観察モード及び各挿入パターンとが対応付けて格納されている。本実施形態では、距離 d の範囲を $d < L_1$ 、 $L_1 \leq d < L_2$ 、 $L_2 \leq d < L_3$ 、 $d \geq L_3$ の 4 つの範囲に分け、距離 d の小さい範囲から順番に各サブ観察モード及び各挿入パターンを対応付けている。これにより、CPU 54 は、データテーブル 61 を参照することで、距離 d からサブ観察モードの種類及び挿入パターンの種類を決定することができる。

【0060】

CPU 54 は、観察モード切替スイッチ 59 で通常観察モードが選択された場合には、観察モードを通常観察モードに設定し、特殊光観察モードが選択された場合には観察モードを特殊光観察モードに設定する。また、CPU 54 は、特殊光観察モードが設定された場合には、距離判別部 57 の判別結果に基づきサブ観察モードを決定する。そして、CP

10

20

30

40

50

U54は、サブ観察モードに対応する挿入パターンに従ってターレット回転機構35を制御して、光源装置13から出射される青色狭帯域光の種類を切り替える。

【0061】

次に、図13に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡システム10の作用について説明を行う。プロセッサ装置12や光源装置13などの電源がONされて内視鏡検査の準備処理（以下、検査準備処理という）が行われると、CCD44の駆動が開始されるとともに、広帯域光源30からの広帯域光BBの出射が開始される。なお、内視鏡システム10は、電源ON時の初期状態では通常観察モードに設定されている。

【0062】

CPU54は、検査準備処理中にターレットシフト機構34を制御して、UOFターレット31を挿入位置に移動させるとともに、LPF/S PFターレット32, 33を退避位置に移動させる。次いで、CPU54は、ターレット回転機構35を制御して、UOFターレット31を一定速度で回転させる。これにより、UOFターレット31から集光レンズ36に向けてB光、G光、R光が繰り返し出射される。

【0063】

検査準備処理が完了すると、電子内視鏡11の挿入部16が患者の消化管や気管などの管内に挿入される。集光レンズ36に逐次入射したB光、G光、R光は、それぞれライトガイド41、照射レンズ48、及び照明窓20を経て、患者の管内に逐次照射される。これにより、この管内で反射/散乱したB光、G光、R光が観察窓19に逐次入射し、さらに集光レンズ51を通してCCD44に逐次入射する。CCD44は、B光、G光、R光を逐次光電変換して、青色画像信号、緑色画像信号、赤色画像信号をAFE45へ逐次出力する。

【0064】

AFE45は、CCD44からの撮像信号に各種信号処理を施して、デジタルな青色撮像信号、緑色撮像信号、赤色撮像信号を順次にプロセッサ装置12のDSP55へ出力する。各色撮像信号は、DSP55により各種信号処理が施された後、3色の通常画像データとしてフレームメモリ56に順次記憶される。表示制御回路58は、新たにフレームメモリ56に記憶された各通常画像データを読み出して、これら各通常画像データに基づきモニタ14に観察像を表示させる。

【0065】

以下、観察モードが特殊光観察モードに切り替えられるまで、あるいは内視鏡検査が終了となるまで、通常画像データの取得と、通常画像のモニタ表示とが繰り返し実行される。

【0066】

通常観察から特殊光観察に切り替える場合には、観察モード切替スイッチ59を特殊光観察モードに切り替える。なお、特殊光観察モードでは、初期状態で例えば第1距離観察モードが設定される。CPU54は、ターレットシフト機構34に対してターレット切替指令を発した後、さらにターレット回転機構35に対して第1挿入パターン切替指令を発する。

【0067】

ターレットシフト機構34は、CPU54からのターレット切替指令を受けて、UOFターレット31を退避位置に移動させるとともに、LPF/S PFターレット32, 33を挿入位置に移動させる。次いで、ターレット回転機構35は、CPU54からの第1挿入パターン切替指令を受けて、UOFターレット31の回転を停止させるとともに、第2LPF38b及び第1S PF39aが広帯域光BBの光路内に挿入されるようにLPF/S PFターレット32, 33を回転させる。これにより、図8に示したように、広帯域光BBが第2LPF38b及び第1S PF39aを順に透過することで、青色狭帯域光Bn1が集光レンズ36に入射する。

【0068】

青色狭帯域光Bn1は、ライトガイド41などを経て患者の管内に照射される。これに

10

20

30

40

50

より、この管内で反射 / 散乱した青色狭帯域光 B_{n1} が観察窓 19 などを通して CCD 44 に入射する。CCD 44 は、青色狭帯域光 B_{n1} を光電変換して第 1 青色狭帯域撮像信号を AFE 45 へ出力する。これにより、AFE 45 からデジタルな第 1 青色狭帯域撮像信号が DSP 55 に送られ、この DSP 55 にて特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 56 に記憶される。そして、表示制御回路 58 は、新たにフレームメモリ 56 に記憶された特殊光画像データを読み出し、この特殊光画像データに基づき観察像をモニタ 14 に表示させる。

【0069】

また、距離判別部 57 は、新たな特殊光画像データがフレームメモリ 56 に記憶されたときに、この特殊光画像データの輝度信号に基づき露光量を検出し、さらにこの露光量検出結果に基づき挿入部先端部 16a と被観察部位との間の距離 d を判別する。距離判別部 57 は、距離 d の判別結果を CPU 54 へ送る。

10

【0070】

CPU 54 は、距離判別部 57 からの距離判別結果を受けて、メモリ 53 内のデータテーブル 61 を参照する。そして、CPU 54 は、距離 d が $d < L_1$ を満たしている場合には、第 1 距離観察モードを継続する。以下、サブ観察モードが変わるまで、あるいは特殊光観察が終了するまで、青色狭帯域光 B_{n1} の照射下での特殊光画像データの取得と、観察像の表示と、距離 d の判別と、データテーブル 61 の参照とが繰り返し実行される。

【0071】

逆に CPU 54 は、距離判別部 57 が判別した距離 d が $L_1 \leq d < L_2$ となる場合、あるいは $L_2 \leq d < L_3$ となる場合、あるいは $d \geq L_3$ となる場合には、サブ観察モードをそれぞれ第 2 ~ 第 4 距離観察モードに切り替える。具体的に CPU 54 は、ターレット回転機構 35 に対して、第 2 ~ 第 4 距離観察モード別にそれぞれ第 2 挿入パターン切替指令 ~ 第 4 挿入パターン切替指令を発する。

20

【0072】

ターレット回転機構 35 は、第 2 挿入パターン切替指令を受けた場合には、第 2 LPF 38b 及び第 2 SPF 39b が広帯域光 B_B の光路内に挿入されるように、LPF / SPF ターレット 32, 33 を回転させる。以下同様に、ターレット回転機構 35 が第 3 ~ 第 4 挿入パターン切替指令をそれぞれ受けた場合には、第 1 LPF 38a と第 1 SPF 39a、第 1 LPF 38a と第 2 SPF 39b がそれぞれ広帯域光 B_B の光路内に挿入される。これにより、第 2 ~ 第 4 距離観察モード時に、それぞれ青色狭帯域光 $B_{n2} \sim B_{n4}$ が患者の管内に照射される。

30

【0073】

各サブ観察モード時に患者の管内でそれぞれ反射 / 散乱した青色狭帯域光 $B_{n2} \sim B_{n4}$ は、CCD 44 に入射する。以下、第 1 距離観察モード時と同様に、CCD 44 による光電変換、AFE 45 及び DSP 55 による信号処理などが順次行われて、特殊光画像データがフレームメモリ 56 に記憶される。そして、この特殊光画像データに基づき観察像がモニタ 14 に表示されるとともに、距離判別部 57 による距離 d の判別が行われる。

【0074】

CPU 54 は、距離判別部 57 による距離 d の判別結果に基づき、データテーブル 61 を参照して、現在のサブ観察モードを継続する場合には、特殊光画像データの取得と、観察像の表示と、距離 d の判別と、データテーブル 61 の参照とを繰り返し実行する。逆に CPU 54 は、別のサブ観察モードに切り替える場合には、ターレット回転機構 35 を制御して挿入パターンの切り替えを行うことで、光源装置 13 から出射される青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ の種類を切り替える。

40

【0075】

以下、特殊光観察が終了するまで、距離判別部 57 が判別した距離 d の大きさに基づいて光源装置 13 から出射される青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ が切り替えられる。距離 d が長くなるのに従って光源装置 13 から出射する光が青色狭帯域光 B_{n1} 、青色狭帯域光 B_{n2} 、青色狭帯域光 B_{n3} 、青色狭帯域光 B_{n4} の順番で切り替わる。逆に、距離 d が短

50

くなるのに従って光源装置 13 から出射する光が青色狭帯域光 $B_n 4$ 、青色狭帯域光 $B_n 3$ 、青色狭帯域光 $B_n 2$ 、青色狭帯域光 $B_n 1$ の順番で切り替わる。

【0076】

このように距離 d が長くなるのに従って、光源装置 13 から出射する青色狭帯域光の半値幅が広がるので、患者の管内に照射される青色狭帯域光の光量が増加する。その結果、遠景観察時に光量が不足して画面全体が暗くなることが防止される。また、距離 d が短くなるのに従って、光源装置 13 から出射する青色狭帯域光の半値幅が狭くなるので、患者の管内に照射される青色狭帯域光の光量が減少する。その結果、近景観察時に観察像が明るくなり過ぎて見難くなることが防止される。これにより、近景観察や遠景観察などの距離 d の大きさに関係なく、良好な観察像が得られる。

10

【0077】

上記第 1 実施形態では、特殊光観察用の狭帯域光として青色狭帯域光を例に挙げて説明を行ったが、例えば緑色狭帯域光や赤色狭帯域光などの各色の狭帯域光を出射してもよい。

【0078】

[第 2 実施形態]

次に、本発明の第 2 実施形態の内視鏡システムについて説明を行う。第 1 実施形態では、青色狭帯域光の半値幅を広げる方向（短波長側または長波長側）は特に限定されないが、第 2 実施形態では半値幅を広げる方向を短波長側に限定している。

【0079】

20

なお、第 2 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 とは異なる L P F ターレット 65（図 14 参照）、及び S P F 66（図 16 参照）が設けられている点を除けば第 1 実施形態と基本的に同じ構成である。従って、第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

【0080】

図 14 に示すように、L P F ターレット 65 は、ターレットシフト機構 34 によって特殊光観察モード時に広帯域光 $B B$ の光路内に挿入される。この L P F ターレット 65 は、その回転軸 65 a の周方向に沿って設けられた半円形状の第 1 L P F 68 a 及び第 2 L P F 68 b を備えている。第 1 ~ 第 2 L P F 68 a, 68 b は、ターレット回転機構 35 が L P F ターレット 65 を回転させることで、広帯域光 $B B$ の光路内に選択的に挿入される。

30

【0081】

図 15 に示すように、第 1 ~ 第 2 L P F 68 a, 68 b は、共通の下限波長 λ_{mx} 以上の波長を有する光を通過させる。下限波長 λ_{mx} は、例えば波長 400 nm 付近の値である。第 1 L P F 68 a は、波長 400 nm 付近から次第に透過率が上昇し、波長 460 nm 付近に近づくと透過率が最大値まで急激に上昇する。一方、第 2 L P F 68 b は、下限波長 λ_{mx} 付近で透過率がほぼ最大値まで上昇している。

【0082】

図 16 に示すように、S P F 66 は、ターレットシフト機構 34 によって、特殊光観察モード時に広帯域光 $B B$ の光路内に挿入される。第 2 実施形態では、青色狭帯域光の半値幅を広げる方向を短波長側に限定しているので、S P F の種類は 1 種類である。

40

【0083】

図 17 に示すように、S P F 66 は、上限波長 λ_{my} 以下の波長を有する光を通過させる。上限波長 λ_{my} は、例えば波長 470 nm 付近の値である。

【0084】

特殊光観察モード時には、第 1 ~ 第 2 L P F 68 a, 68 b のいずれかが選択的に広帯域光 $B B$ の光路内に挿入されるのに対して、S P F 66 は光路内に常時挿入される。このため、広帯域光 $B B$ の光路内に挿入される各 L P F / S P F の組み合わせは下記の第 1 ~ 第 2 挿入パターンになり、これら挿入パターンごとに半値幅の異なる 2 種類の青色狭帯域光 $B_n \alpha$, $B_n \beta$ が生成される。

50

(1) 第 1 挿入パターン：第 1 L P F 6 8 a、S P F 6 6

(2) 第 2 挿入パターン：第 2 L P F 6 8 b、S P F 6 6

【 0 0 8 5 】

図 1 8 (A) , (B) に示すように、第 1 挿入パターンでは、広帯域光 B B が第 1 L P F 6 8 a、S P F 6 6 を順番に通過することで、図 1 8 (C) に示すような半値幅が $h\alpha$ となる青色狭帯域光 B n α が生成される。なお、図中では、波長 4 6 0 n m ~ 4 7 0 n m の間隔を実際よりも拡げて図示している (図 1 9 (C) も同様) 。

【 0 0 8 6 】

青色狭帯域光 B n α は波長が 4 6 0 n m 付近で光量がピーク値に達し、4 7 0 n m 付近を超えると光量が急激に低下してほぼ「 0 」になる。一方、4 6 0 n m 付近よりも短波長側では、長波長側での光量の低下ほど急激でないものの、光量は 4 6 0 n m 付近から 4 0 0 n m 付近にかけて低下し、4 0 0 付近 n m よりも下回ったところで光量は「 0 」になる。

10

【 0 0 8 7 】

図 1 9 (A) , (B) に示すように、第 1 挿入パターンでは、広帯域光 B B が第 2 L P F 6 8 b、S P F 6 6 を順番に通過することで、図 1 9 (C) に示すような半値幅が $h\beta$ となる青色狭帯域光 B n β が生成される。青色狭帯域光 B n β は、青色狭帯域光 B n α と同様に、光量がピーク値に達する 4 7 0 n m 付近よりも長波長側では光量が急激に低下する。逆に 4 6 0 n m 付近よりも短波長側では、青色狭帯域光 B n α とは異なり、4 6 0 n m 付近から 4 0 0 n m 付近の間では高い光量を保持する。そして、4 0 0 n m 付近よりも下回ったところで光量が急激に低下し始めて「 0 」になる。

20

【 0 0 8 8 】

また、半値幅 $h\beta$ の上限波長は半値幅 $h\alpha$ の上限波長とほぼ同じであるのに対して、半値幅 $h\beta$ の下限波長は半値幅 $h\alpha$ の下限波長よりも小さくなる。従って、青色狭帯域光 B n β は、青色狭帯域光 B n α に対して、長波長側の光量をほぼ変化させずに短波長側の光量を増加させた光である。

【 0 0 8 9 】

このように青色狭帯域光 B n β の短波長側の光量を増加させるのは以下の理由による。既知のヘモグロビンの吸収特性から、照射された光のうち 4 6 0 n m 付近を下回る波長の光は生体組織内の表層血管内の血液 (ヘモグロビン) で極めて強い吸収を受けるのに対し、逆に 4 6 0 n m 付近を超える光はヘモグロビンによりほとんど吸収されずにそのまま透過する。また、生体組織の光散乱特性に関する知見 (例えば、上記特許文献 1 の図 1 0 参照) などから、照射された光の波長が 4 7 0 n m 付近を超えなければ、表層血管では照射された光のほとんどが吸収されて挿入部先端部 1 6 a に返らない。このため、青色狭帯域光 B n β の半値幅を短波長側に広げることにより、表層血管とその周辺の生体組織とのコントラストの低下が抑えられるので、表層血管の強調表示と、光量増加とを両立させることができる。

30

【 0 0 9 0 】

図 2 0 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システムでは、メモリ 5 3 に第 1 実施形態とは異なるデータテーブル 7 0 が格納されている。データテーブル 7 0 には、距離 d の範囲と、特殊観察モード下の 2 種類のサブ観察モード (近景観察モード、遠景観察モード) と、各挿入パターンとが対応付けて格納されている。本実施形態では、距離 d が $d < L 2$ の場合には近景観察モード及び第 1 挿入パターンとなり、逆に $d \geq L 2$ の場合には遠景観察モード及び第 2 挿入パターンとなる。

40

【 0 0 9 1 】

以下、上記第 1 実施形態と同様に、C P U 5 4 は、データテーブル 7 0 を参照することで、距離判別部 5 7 が判別した距離 d からサブ観察モードの種類及び挿入パターンの種類を決定する。これにより、近景観察時には第 1 L P F 6 8 a 及び S P F 6 6 が広帯域光 B B の光路内に挿入されることにより、光源装置 1 3 から光量の少ない青色狭帯域光 B n α が出射される。また、遠景観察時には第 2 L P F 6 8 b 及び S P F 6 6 が広帯域光 B B の

50

光路内に挿入されることにより、光源装置 13 から光量の多い青色狭帯域光 $B_n\beta$ が出射される。その結果、第 1 実施形態と同様に、近景観察や遠景観察などの距離 d の大きさに関係なく、良好な観察像が得られる。

【0092】

上記第 2 実施形態では、距離 d の大きさに応じて狭帯域光の半値幅を拡げる方向を短波長側に限定しているが、逆に 1 種類の LPF と複数種類の SPF との組み合わせを変えることで、狭帯域光の半値幅を拡げる方向を長波長側に限定してもよい。

【0093】

[第 3 実施形態]

次に、図 21 を用いて本発明の第 3 実施形態の内視鏡システム 75 について説明を行う。上記第 1 実施形態の内視鏡システム 10 では、特殊光観察モード時に光源装置 13 から青色狭帯域光を出射する場合について説明したが、内視鏡システム 75 では青色狭帯域光に加えて緑色狭帯域光の出射も行う。

【0094】

内視鏡システム 75 は、第 1 実施形態と同じ電子内視鏡 11 と、光源装置 76 と、プロセッサ装置 77 とから構成されている。なお、第 3 実施形態についても第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては同一符号を付してその説明は省略する。

【0095】

光源装置 76 は、第 1 実施形態と異なる LFP ターレット 79、SPF ターレット 80、及びターレット回転機構 81 を備えている点を除けば、第 1 実施形態の光源装置 76 と基本的に同じ構成である。なお、LFP ターレット 79、SPF ターレット 80、及びターレット回転機構 81 が本発明のフィルタ挿入手段に相当する。

【0096】

図 22 に示すように、LFP ターレット 79 には、その回転軸 79a の周方向に沿って設けられた四半円状の第 1 青色 (B) LPF 81a 及び第 2 BLPF 81b (第 1 ロングパスフィルタ) と、四半円状の第 1 緑色 (G) LPF 82a 及び第 2 GLPF 82b (第 2 ロングパスフィルタ) とが設けられている。第 1 ~ 第 2 BLPF 81a, 81b は、それぞれ第 1 実施形態の第 1 ~ 第 2 LPF 38a, 38b と同じ光透過特性を有している。

【0097】

第 1 ~ 第 2 GLPF 82a, 82b は、入射する広帯域光 BB のうち、所定の下限波長以上の波長を有する光を通過させる。第 1 GLPF 82a の下限波長 λ_{gm1} (図 26 参照) は、第 2 LPF 38b の下限波長 λ_{gm2} (図 25 参照) よりも低い値に設定されている。

【0098】

図 23 に示すように、SPF ターレット 80 には、その回転軸 80a の周方向に沿って設けられた四半円状の第 1 BSPF 84a 及び第 2 BSPF 84b (第 1 ショートパスフィルタ) と、四半円状の第 1 GSPF 85a 及び第 2 GSPF 85b (第 2 ショートパスフィルタ) とが設けられている。第 1 ~ 第 2 BSPF 84a, 84b は、それぞれ第 1 実施形態の第 1 ~ 第 2 SPF 39a, 39b と同じ光透過特性を有している。

【0099】

第 1 ~ 第 2 GSPF 85a, 85b は、入射する広帯域光 BB のうち、所定の上限波長以下の波長を有する光を通過させる。第 1 GSPF 85a の上限波長 λ_{gu1} (図 25 参照) は、第 2 LPF 85b の上限波長 λ_{gu2} (図 26 参照) よりも低い値に設定されている。また、上限波長 λ_{gu1} は、第 2 GLPF 82b の下限波長 λ_{gm2} よりも高い値に設定されている。

【0100】

図 21 に戻って、第 1 ~ 第 2 BLPF 81a, 81b 及び第 1 ~ 第 2 BSPF 84a, 84b は、特殊光観察モード時に第 1 実施形態の各挿入パターンと同じ第 1 ~ 第 4 B 挿入パターンに従って、広帯域光 BB の光路内に挿入される。これにより、各 B 挿入パターンに応じて青色狭帯域光 $B_{n1} \sim B_{n4}$ がそれぞれ生成される。

【 0 1 0 1 】

また、第 1 ~ 第 2 G L P F 8 2 a , 8 2 b のいずれかと、第 1 ~ 第 2 G S P F 8 5 a , 8 5 b のいずれかとの組み合わせが広帯域光 B B の光路内に挿入されることで、緑色の特定の波長帯域に制限された緑色狭帯域光が生成される。広帯域光 B B の光路内に挿入される各 G L P F / G S P F の組み合わせは基本的には第 1 実施形態と同じであり、下記の第 1 ~ 第 4 G 挿入パターンごとに半値幅や中心波長が異なる 4 種類の緑色狭帯域光 G n 1 ~ G n 4 が生成される。第 1 ~ 第 4 G 挿入パターンは、それぞれ第 1 ~ 第 4 距離観察モード時に選択される。

(1) 第 1 G 挿入パターン : 第 2 L P F 8 2 b 、第 1 S P F 8 5 a

(2) 第 2 G 挿入パターン : 第 2 L P F 8 2 b 、第 2 S P F 8 5 b

(3) 第 3 G 挿入パターン : 第 1 L P F 8 2 a 、第 1 S P F 8 5 a

(4) 第 4 G 挿入パターン : 第 1 L P F 8 2 a 、第 2 S P F 8 5 b

10

【 0 1 0 2 】

各緑色狭帯域光 G n 1 ~ G n 4 の波長帯域は、ヘモグロビンの光の吸収スペクトルの 2 つ吸収ピークのうちの長波長側のピーク (例えば 5 4 0 n m 付近) にあわせて調整されている。また、各緑色狭帯域光 G n 1 ~ G n 4 は、G n 1 ~ G n 4 の順番で半値幅が広がるため、それぞれの光量を比較すると $G n 1 < G n 2 < G n 3 < G n 4$ となる。

【 0 1 0 3 】

生体組織の光散乱特性に関する知見などから、照射された光の波長が 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m 付近の間、特に 5 3 0 n m ~ 5 7 0 n m 付近の間では、光が表層血管よりも深部にある中深層血管に到達する。この光は中深層血管では吸収される一方で、中深層血管の周辺の生体組織では反射及び散乱される。従って、生体組織に緑色狭帯域光 G n 1 ~ G n 4 を照射した場合には、中深層血管とその周りの生体組織とのコントラストが高くなるため、中深層血管などを十分に強調表示することができる。なお、波長帯域 (半値幅) が広がるほど、中層血管とその周辺の生体組織とのコントラストが低下するものの、光量が増える。

20

【 0 1 0 4 】

ターレット回転機構 8 1 は、通常観察モード時には第 1 実施形態のターレット回転機構 3 5 と同じ動作を行う。一方、ターレット回転機構 8 1 は、特殊光観察モード時には、第 1 ~ 第 4 B 挿入パターンのいずれかに対応する B L P F / B S P F と、第 1 ~ 第 4 G 挿入パターンのいずれかに対応する G L P F / G S P F とが広帯域光 B B の光路内に交互に挿入されるように、L P F / S P F ターレット 7 9 , 8 0 を回転させる。これにより、特殊光観察モード時には、青色狭帯域光 B n 1 ~ B n 4 のいずれかと、緑色狭帯域光 G n 1 ~ G n 4 のいずれかが交互に出射される。なお、両狭帯域光の出射には、例えばそれぞれ 1 フレーム分の撮像期間が割り当てられる。

30

【 0 1 0 5 】

プロセッサ装置 7 7 は、第 1 実施形態とは異なるデータテーブル 8 7 がメモリ 5 3 に格納されているとともに、第 1 実施形態とは異なる C P U (挿入制御手段) 8 8 が設けられている点を除けば基本的には第 1 実施形態のプロセッサ装置 1 2 と同じ構成である。

【 0 1 0 6 】

データテーブル 8 7 は、第 1 実施形態のデータテーブル 6 1 と基本的には同じであり、距離 d の範囲と、各サブ観察モード及び各挿入パターンとが対応付けて格納されている。ただし、データテーブル 8 7 では、距離 d の範囲に対して、第 1 ~ 第 4 B 挿入パターンと、第 1 ~ 第 4 G 挿入パターンとがそれぞれ別個に対応付けられている。

40

【 0 1 0 7 】

C P U 8 8 は、特殊光観察モード以外では基本的に第 1 実施形態の C P U 5 4 と同様の処理を行う。ただし、C P U 8 8 は、特殊光観察モード時には、距離判別部 5 7 の判別結果に基づきサブ観察モードの種類を決定し、この決定結果に対応する各 B 挿入パターンと各 4 G 挿入パターンとを決定する。そして、C P U 8 8 は、決定した B 挿入パターンに対応する B L P F ・ B S P F と、決定した G 挿入パターンに対応する G L P F ・ G S P F と

50

が交互に広帯域光 B B の光路内に挿入されるように、ターレット回転機構 8 1 を制御する。

【 0 1 0 8 】

なお、特殊光観察モード時には、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とが交互に出射されるので、青色特殊光画像データ及び緑色特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 5 6 に記憶される。表示制御回路 5 8 は、フレームメモリ 5 6 から読み出した 2 色の特殊光画像データに基づき、観察像をモニタ 1 4 に表示させる。これにより、表層血管と中深層血管とが共に強調表示される。

【 0 1 0 9 】

次に、図 2 4 に示すフローチャートを用いて第 3 実施形態の内視鏡システム 7 5 の作用について説明を行う。なお、特殊光観察モードに切り替えるまでの処理は図 1 3 に示す第 1 実施形態と同じであるので、ここでは説明を省略する。

【 0 1 1 0 】

特殊光観察モードへの切替後、CPU 8 8 は、サブ観察モードを初期状態である第 1 距離観察モードに決定する。次いで、CPU 8 8 は、ターレット回転機構 8 1 を制御して、第 2 B L P F 8 1 b 及び第 1 B S P F 8 4 a が広帯域光 B B の光路内に挿入されるように L P F / S P F ターレット 7 9 , 8 0 を回転させる。これにより、光源装置 7 6 から青色狭帯域光 B n 1 が出射されることで、青色特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 1 1 1 】

距離判別部 5 7 は、新たにフレームメモリ 5 6 に記憶された青色特殊光画像データに基づいて距離 d を判別する。なお、この場合には、例えば、青色狭帯域光下での露光量と距離 d との関係を予め求めたデータテーブルなどが使用される。そして、CPU 8 8 は、例えば、距離判別部 5 7 の判別結果が「距離 $d < L_1$ 」である場合には、第 1 距離観察モードを維持するとともに、G 挿入パターンとして第 1 G 挿入パターンを決定する。

【 0 1 1 2 】

次いで、CPU 8 8 は、青色狭帯域光 B n 1 の出射時間が所定の 1 フレーム分の撮像期間を経過したときに、ターレット回転機構 8 1 を制御して、第 2 G L P F 8 2 b 及び第 1 G S P F 8 5 a が広帯域光 B B の光路内に挿入されるように L P F / S P F ターレット 7 9 , 8 0 を回転させる。

【 0 1 1 3 】

図 2 5 (A) , (B) に示すように、広帯域光 B B が第 2 G L P F 8 2 b 、第 1 G S P F 8 5 a を順番に通過することで、図 2 5 (C) に示すような半値幅が h_{g1} となる緑色狭帯域光 G n 1 が生成され、この緑色狭帯域光 G n 1 が光源装置 7 6 から出射される。これにより、緑色特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 1 1 4 】

一方で、CPU 8 8 は、距離判別部 5 7 の判別結果が例えば「距離 $d \geq L_3$ 」に変わった場合には、サブ観察モードとして第 4 距離観察モードを決定するとともに、G 挿入パターンとして第 4 G 挿入パターンを決定する。この場合、CPU 8 8 は、ターレット回転機構 8 1 を制御して、第 1 G L P F 8 2 a 及び第 2 G S P F 8 5 b が広帯域光 B B の光路内に挿入されるように L P F / S P F ターレット 7 9 , 8 0 を回転させる。

【 0 1 1 5 】

図 2 6 (A) , (B) に示すように、広帯域光 B B が第 2 G L P F 8 2 b 、第 1 G S P F 8 5 a を順番に通過することで、図 2 6 (C) に示すような半値幅が $h_{g4} (> h_{g1})$ となる緑色狭帯域光 G n 4 が生成され、この緑色狭帯域光 G n 4 が光源装置 7 6 から出射される。これにより、緑色特殊光画像データが生成されてフレームメモリ 5 6 に記憶される。

【 0 1 1 6 】

距離判別部 5 7 は、新たにフレームメモリ 5 6 に記憶された緑色特殊光画像データに基づいて距離 d を判別する。なお、この場合には、例えば緑色狭帯域光下での露光量と距離

10

20

30

40

50

dとの関係を予め求めたデータテーブルなどが使用される。そして、CPU 88は、距離判別部57の判別結果に基づきサブ観察モード及びB挿入パターンを決定し、このB挿入パターンに基づき、ターレット回転機構81を制御してLPF/SPFターレット79, 80を回転させる。これにより、青色狭帯域光B_{n1} ~ B_{n4}のうち、サブ観察モードに対応した青色狭帯域光が光源装置76から出射される。

【0117】

以下同様にして、距離判別部57の判別結果に基づき、緑色狭帯域光G_{n1} ~ G_{n4}のいずれかと、青色狭帯域光B_{n1} ~ B_{n4}のいずれかが光源装置76から交互に繰り返し出射される。第3実施形態においても、距離dが長くなるのに従って光源装置76から出射される青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の半値幅が広がるので、患者の管内に照射される両狭帯域光の光量が増加する。また、逆に距離dが短くなるのに従って、光源装置76から出射される青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の半値幅が狭くなるので、患者の管内に照射される両狭帯域光の光量が減少する。その結果、第1実施形態と同様に、近景観察や遠景観察などの距離dの大きさに関係なく、良好な観察像が得られる。

10

【0118】

上記第3実施形態では、青色特殊光画像データ及び緑色特殊光画像データがそれぞれフレームメモリ56に格納されるたびに距離dの判別を行っているが、例えば、両特殊光画像データのいずれか一方がフレームメモリ56に格納されたときにだけ距離dの判別を行ってもよい。

【0119】

20

上記第3実施形態では、距離dが大きくなるのに従って、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の両方の半値幅を広げているが、いずれか一方の狭帯域光の半値幅だけを広げるようにしてもよい。

【0120】

上記第3実施形態では、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の2種類の狭帯域光を出射しているが、LPFターレット及びSPFターレットのフィルタ数を増やして、例えば赤色狭帯域光を含む異なる3色以上の狭帯域光を出射してもよい。

【0121】

上記第3実施形態では、青色狭帯域光及び緑色狭帯域光の2種類の狭帯域光を交互に出射する、いわゆる面順次照射方式の内視鏡システムを例に挙げて説明を行ったが、複数種類の照明光を同時に照射して複数種類の照明光を同時にカラーイメージセンサで撮像する混合同時照射方式の内視鏡システムにも本発明を適用することができる。

30

【0122】

上記第1及び第3実施形態では、サブ観察モードとして、距離dの大きさに応じて4種類の第1 ~ 第4距離観察モードを設けているが、LPFターレット及びSPFターレットのフィルタ数を増やして4種類以上の距離観察モードを設けてもよい。なお、第2実施形態も同様に2種類以上の距離観察モードを設けてもよい。

【0123】

上記第1 ~ 第3実施形態では、プロセッサ装置のCPUにより光源装置の各部を制御しているが、これら各部を制御するCPU等の制御部を光源装置に設けてもよい。

40

【0124】

上記各実施形態では、距離dが増加するのに従って、狭帯域光の半値幅を広げることにより狭帯域光の光量を増加させているが、例えば、狭帯域光の波長帯域を広げることによって光量を増加させてもよい。

【0125】

上記各実施形態の距離判別部57は、特殊光画像データの輝度信号に基づき露光量を検出することで距離dを判別しているが、これ以外の各種の公知技術を用いて距離dの判別を行ってもよい。

【0126】

上記各実施形態では、特定の波長の光を利用して表層血管や中深層血管の特殊光観察を

50

行う内視鏡システムについて例に挙げて説明を行ったが、特定の波長の光を利用して行う蛍光観察 (Auto Fluorescence Imaging)、赤外光観察 (Infra Red Imaging)、光線力学的診断 (Photodynamic diagnosis) などの各種観察、診断に用いられる内視鏡システムに本発明を適用することができる。

【符号の説明】

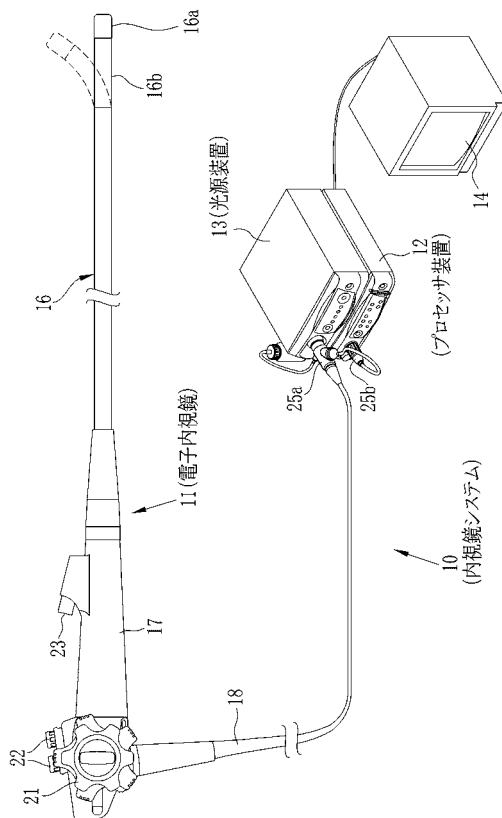
【 0 1 2 7 】

- 10, 75 内視鏡システム
 11 電子内視鏡
 12, 77 プロセッサ装置
 13, 76 光源装置
 32, 65, 79 ロングパスフィルタ (LPF) ターレット
 33, 80 ショートパスフィルタ (SPF) ターレット
 35, 81 ターレット回転機構
 38a, 68a 第1LPF
 38b, 68b 第2LPF
 39a 第1SPF
 39b 第2SPF
 54, 88 CPU
 65 SPF
 81a, 81b 第1～第2BLPF
 82a, 82b 第1～第2GLPF
 84a, 84b 第1～第2BSPF
 85a, 85b 第1～第2GSPF

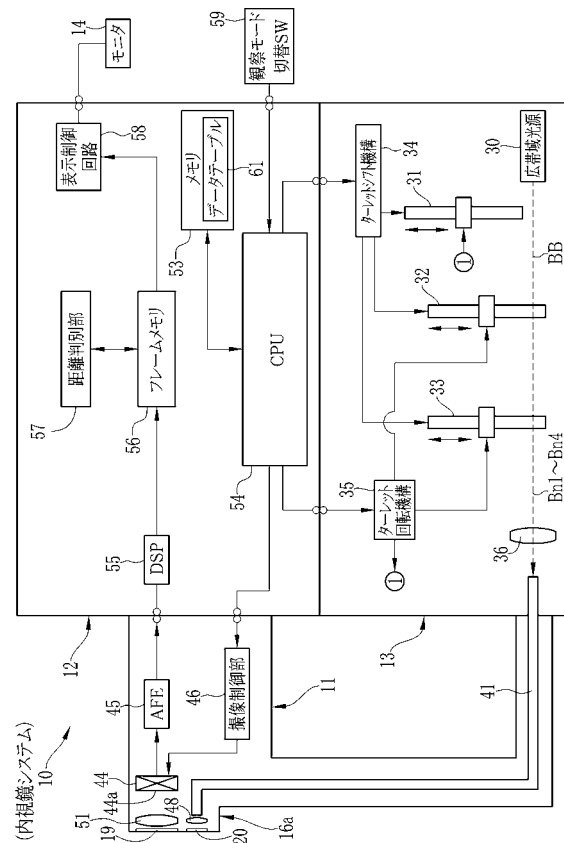
10

20

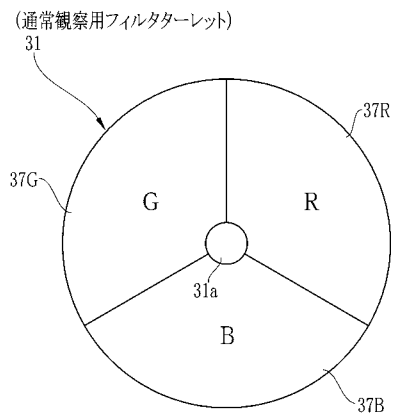
【図1】



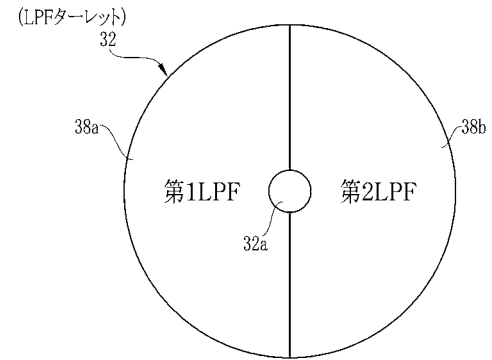
【図2】



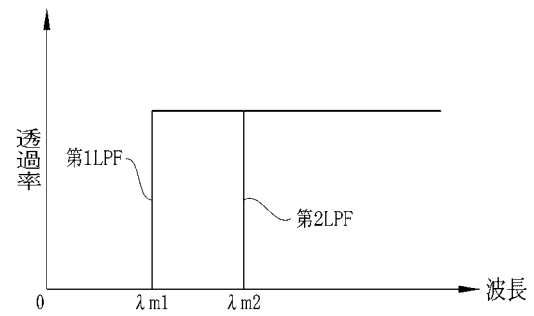
【図 3】



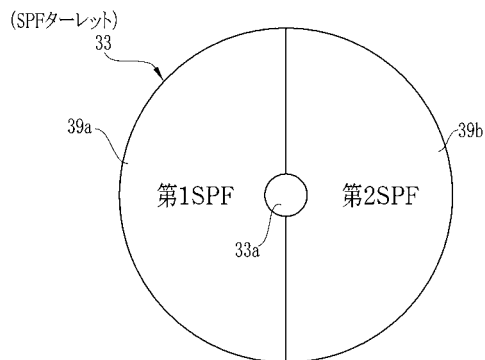
【図 4】



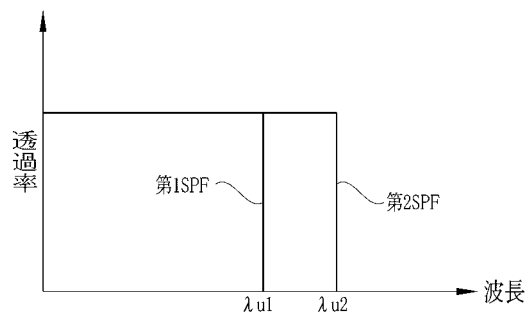
【図 5】



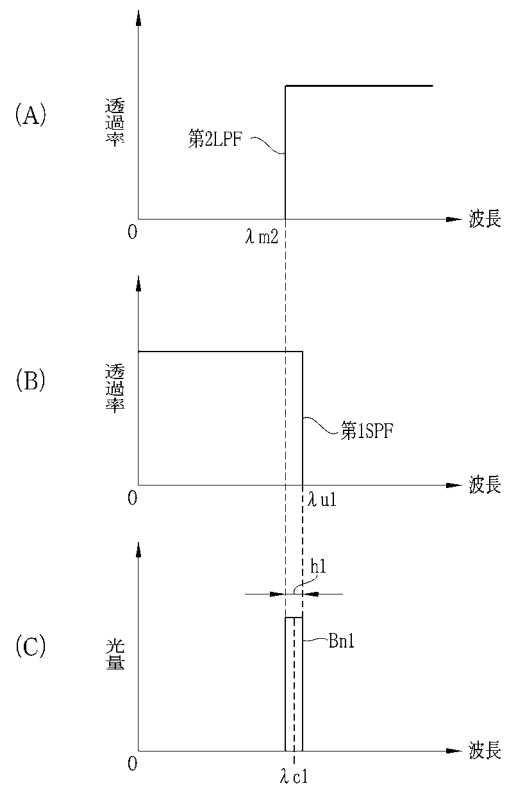
【図 6】



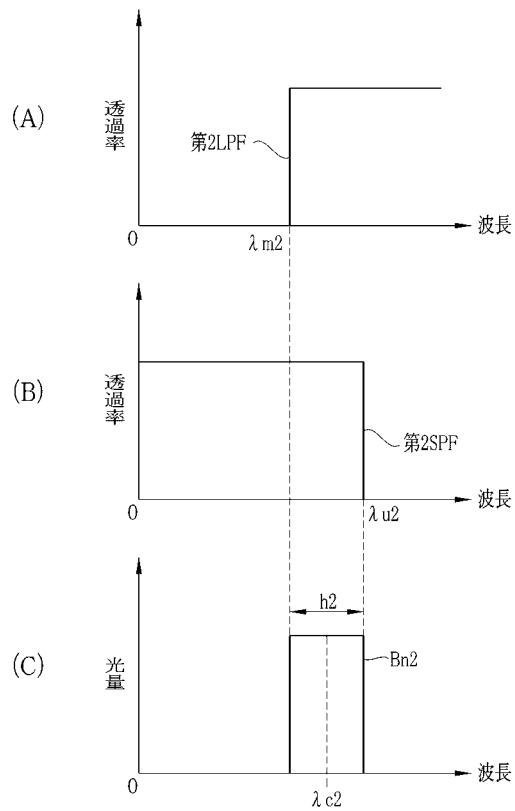
【図 7】



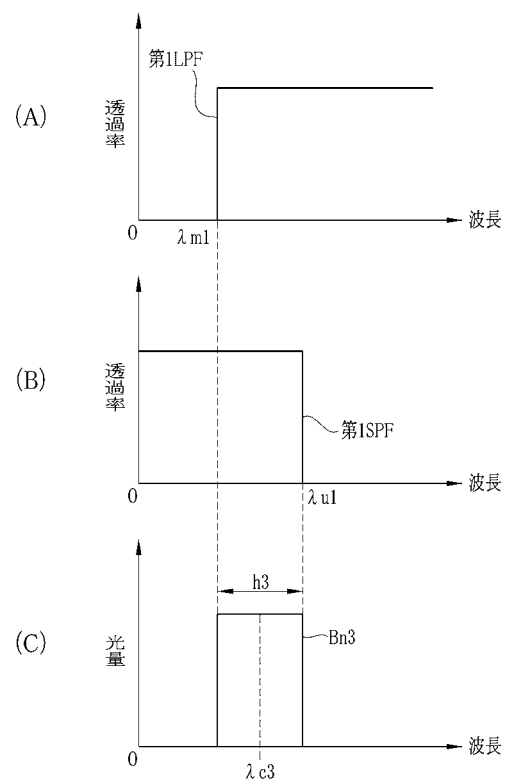
【図 8】



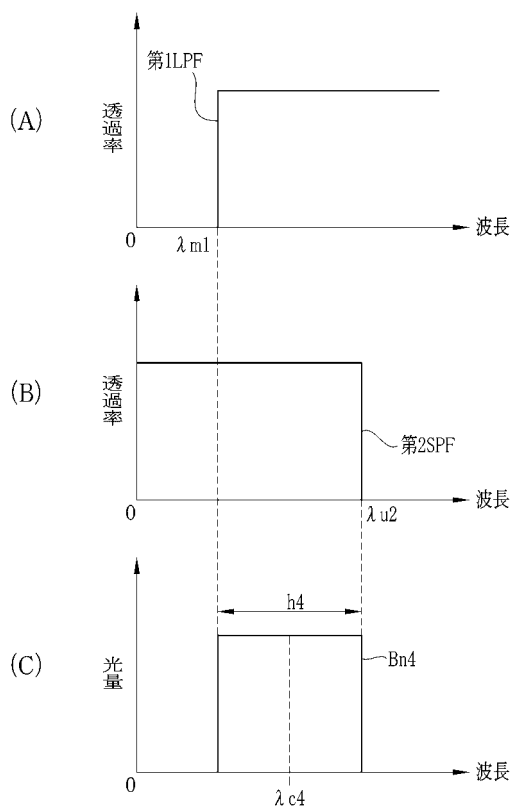
【図 9】



【図 10】



【図 11】

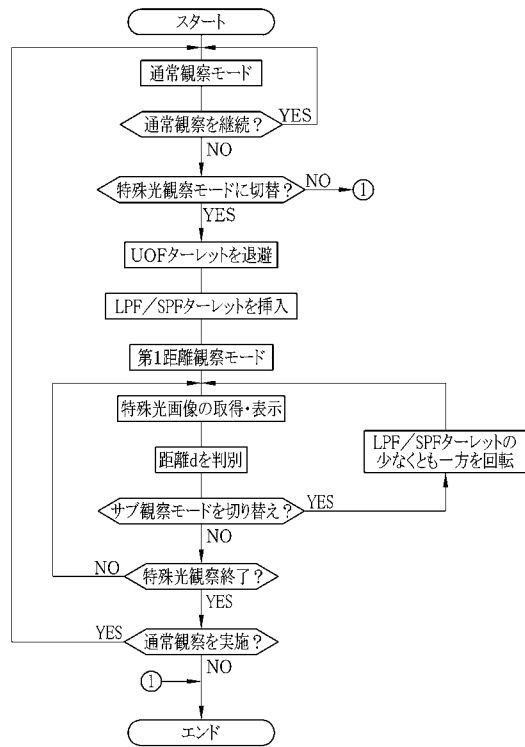


【図 12】

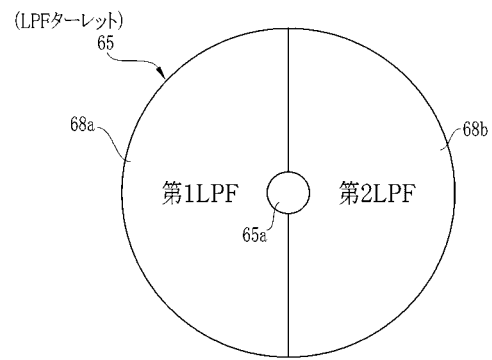
61(データテーブル)

距離d	サブ観察モード	挿入パターン
$d < L1$	第1距離観察モード	第1挿入パターン(第2LPF, 第1SPF)
$L1 \leq d < L2$	第2距離観察モード	第2挿入パターン(第2LPF, 第2SPF)
$L2 \leq d < L3$	第3距離観察モード	第3挿入パターン(第1LPF, 第1SPF)
$d \geq L3$	第4距離観察モード	第4挿入パターン(第1LPF, 第2SPF)

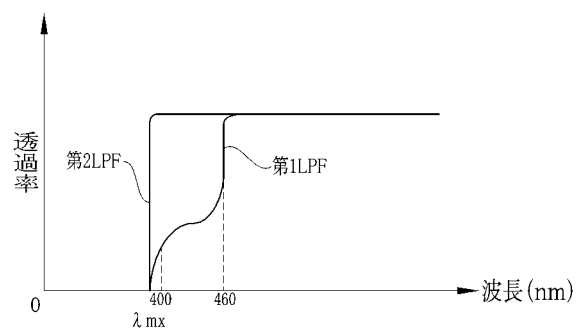
【図 13】



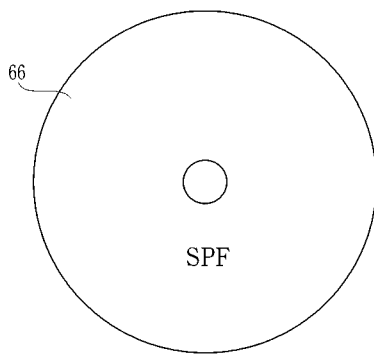
【図 14】



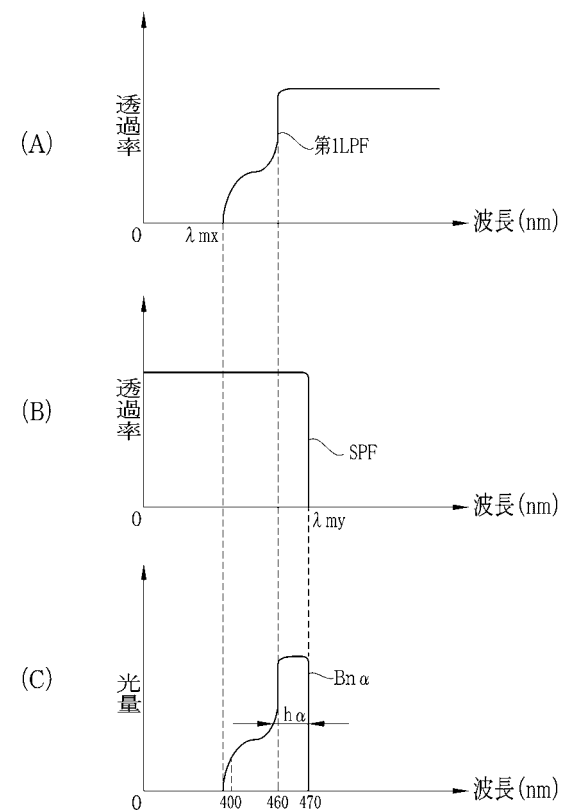
【図 15】



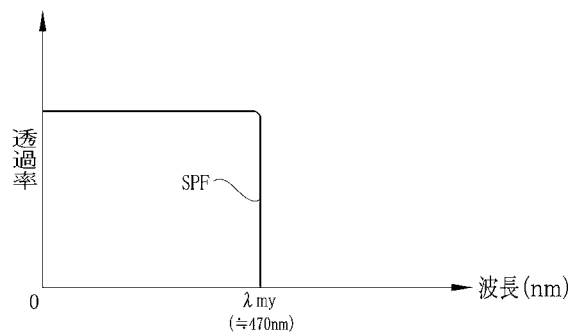
【図 16】



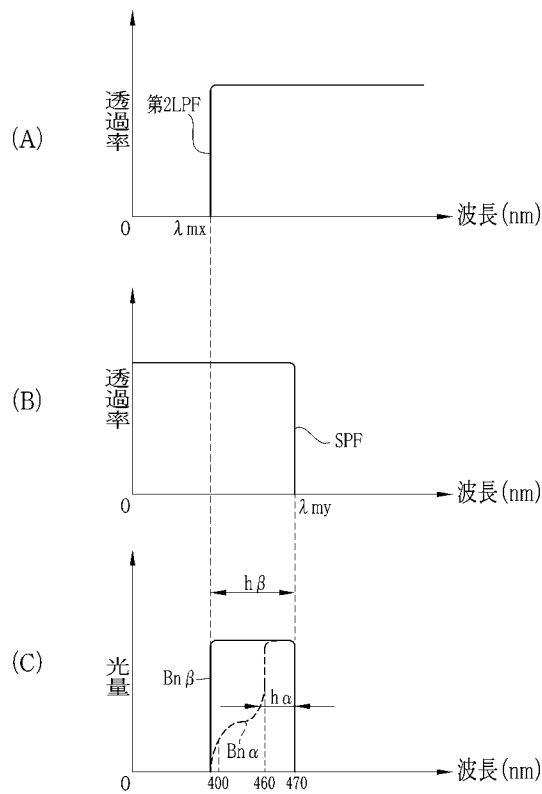
【図 18】



【図 17】



【図 19】

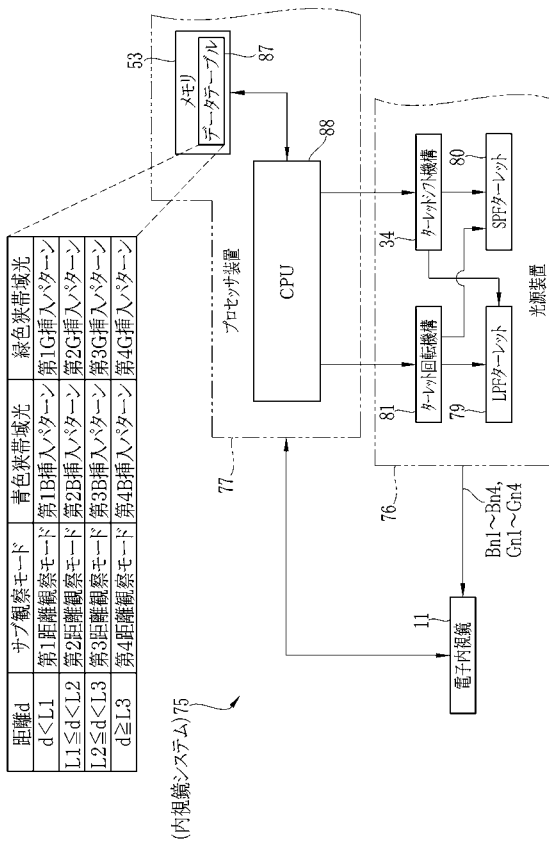


【図 20】

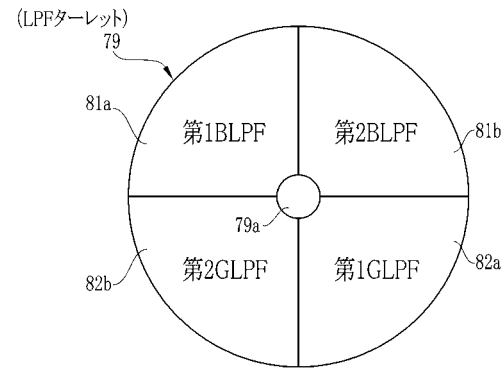
70 (データテーブル)

距離d	サブ観察モード	挿入パターン
$d < L2$	近景観察モード	第1挿入パターン (第1LPF, SPF)
$d \geq L2$	遠景観察モード	第2挿入パターン (第2LPF, SPF)

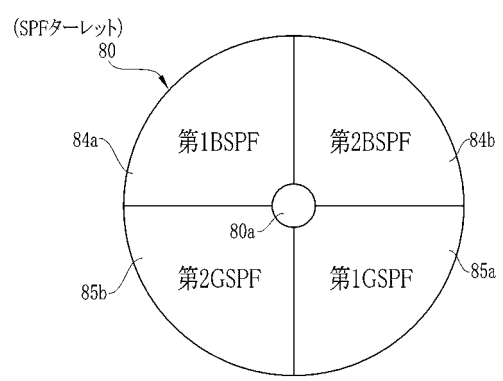
【図 21】



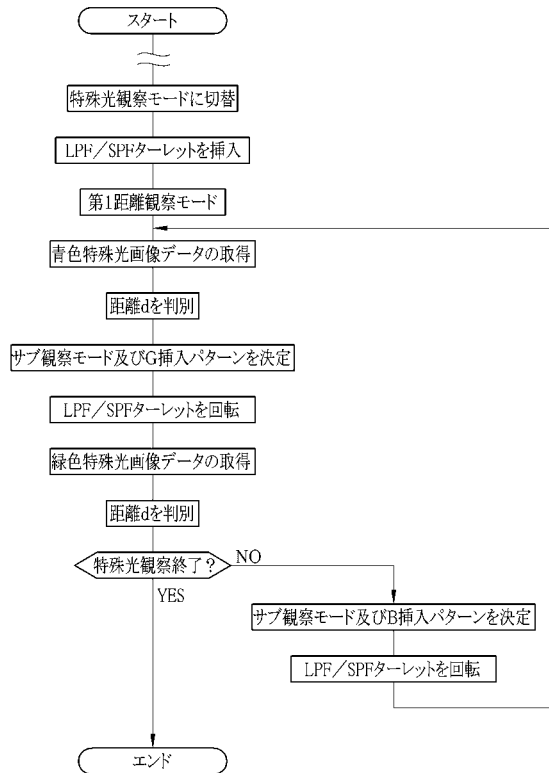
【図 22】



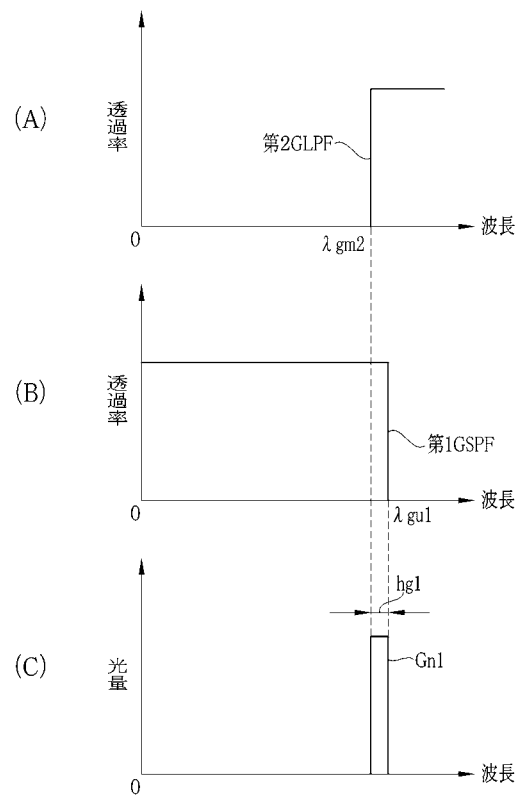
【図 23】



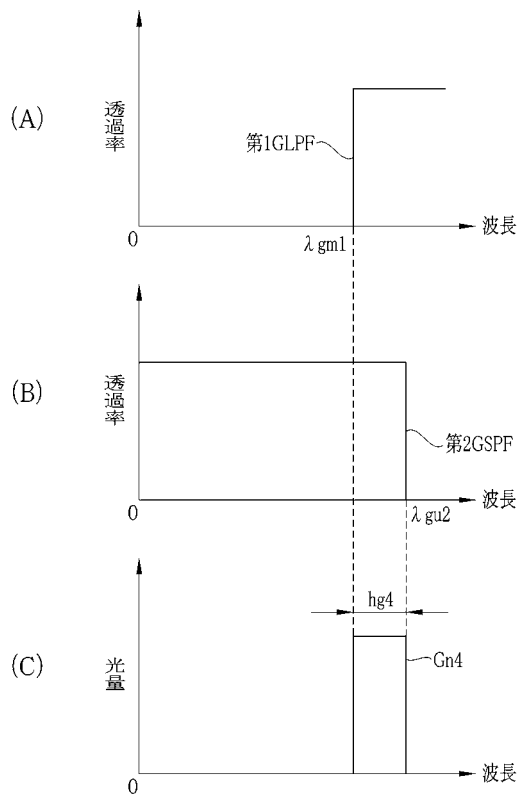
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 2 1 8 2 8 3 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 0 6 5 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 0 5 6 2 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 9 9 6 9 6 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 1 1 2 2 7 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 2 6 4 2 8 (J P , A)
特開昭 6 1 - 1 7 7 4 1 8 (J P , A)
特開平 0 3 - 0 8 0 2 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 8 3 0 8 8 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 1 9 7 4 2 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 8 / 1 0 2 8 0 3 (WO , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 5 / 2 0 - 5 / 2 8
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5271364B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2011002133	申请日	2011-01-07
[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	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/RR02 4C061/RR14 4C061/RR22 4C061/TT01 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/RR02 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/TT01		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012143302A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：无论近景观察，远景观察等如何，都能提供出色的观察图像。解决方案：LPF（长通滤波器）转台32和SPF（短通滤波器）转台33安装在宽带光BB的光路中。LPF转台32设置有限波长不同的第一LPF和第二LPF。SPF转台33设置有第一SPF和第二SPF，第二SPF的上限波长不同。提供距离识别部分57，用于从通过成像获得的特殊光图像数据中区分插入部分远端16a和待观察部位之间的距离d。插入宽带光BB中的LPF / SPF的插入图案被确定为随着距离d的延长而增大透射通过LPF和SPF之后产生的蓝色窄带光的半值宽度。控制LPF转台32和SPF转台33的旋转，以根据与距离判别部分57的判别结果对应的插入模式插入LPF / SPF。

