

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4067358号
(P4067358)

(45) 発行日 平成20年3月26日 (2008.3.26)

(24) 登録日 平成20年1月18日 (2008.1.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2002-231045 (P2002-231045)
 (22) 出願日 平成14年8月8日 (2002.8.8)
 (65) 公開番号 特開2004-65728 (P2004-65728A)
 (43) 公開日 平成16年3月4日 (2004.3.4)
 審査請求日 平成17年4月18日 (2005.4.18)

(73) 特許権者 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4
 番地
 (74) 代理人 100098372
 弁理士 緒方 保人
 (72) 発明者 南 逸司
 埼玉県さいたま市植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
 富士写真光機株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56) 参考文献 特開昭57-57543 (J P, A)
 特開昭63-38430 (J P, A)

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】

光源からの照明光がライトガイドを介してスコープ先端へ導かれ、このスコープ先端から照射された照明光に基づき被観察体像を対物光学系にて結像させる内視鏡装置において、上記光源からの照明光とは別個に、血管を強調するために赤色に対し補色関係にある色成分の光を出力する血管強調用発光素子を設け、この血管強調用発光素子を点灯制御することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

上記対物光学系に光学変倍のための可動レンズを配置し、この光学変倍が行われているときに、上記血管強調用発光素子を点灯することを特徴とする上記請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

上記スコープに血管強調用操作スイッチを設け、この血管強調用操作スイッチの操作に基づいて上記血管強調用発光素子を点灯することを特徴とする上記請求項 1 又は 2 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は内視鏡装置、特に被観察体の血管等の微細な構造を観察可能とする内視鏡における照明光の出力構成に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

内視鏡装置（例えば電子内視鏡装置）は、照明光によって対物光学系を介して捉えられた被観察体を、固体撮像素子である例えばCCD（Charge Coupled Device）で撮像し、この被観察体像をモニタ等に表示している。また、近年では、上記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、被観察体像を光学的に拡大することが行われる。この拡大像は、画像処理されてモニタ等に表示されることになり、この拡大画像によって注目部位の細部を観察することが可能となる。

【 0 0 0 3 】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上記の内視鏡装置では、観察対象が消化器官等、生体内であることが多く、この生体内の粘膜の表面近傍に存在する血管（毛細血管）やその他の組織の観察が重要となる。即ち、生体内における血管の新生、走行状態や粘膜の微細構造等から有用な診断情報を得ることができる。しかし、血中のヘモグロビンは周辺組織にも存在するため、生体内全体が赤みを帯びており、粘膜の中において血管やその他の組織の区別が不明瞭になるという問題がある。

【 0 0 0 4 】

特に、血管と粘膜の区別の不明瞭さは、次に示す分光反射率で把握することができる。図5（A）には、正常胃粘膜の分光反射率（曲線 C_1 - 波長400～700nm）、図5（B）にはヒト血液の分光反射率（曲線 C_2 ）が示され、図5（C）にはこれら正常胃粘膜と血液の分光反射率の特性曲線を重ねたものが示されており、図5（C）の各曲線 C_1 、 C_2 から分かるように、波長400～600nmでは正常胃粘膜の分光反射率（曲線 C_1 ）が血液の分光反射率（曲線 C_2 ）よりも大きく、波長600nmを過ぎると血液の分光反射率の方が正常胃粘膜の分光反射率よりも大きくなる。

【 0 0 0 5 】

このような図5の分光反射率特性で考えると、波長400nmから600nm手前の曲線 C_1 と C_2 で囲まれた領域 S_1 は、被観察体像において粘膜と血液やその他の組織のコントラストに寄与する成分であるが、赤色の波長である600nm以上（～650nm近傍）では、赤色成分が多いために、血液及びその他の組織と粘膜とのコントラストの低下をもたらすという問題があった。

【 0 0 0 6 】

また、光の波長が青から赤へと長くなる程、粘膜下層での散乱が生じ易くなるという特性があり、赤成分が多いと光の散乱が助長され、粘膜近傍に存在する血管の撮影状態が低下するという不都合もある。なお、赤外線については赤外カット光学フィルタが使用されており、例えば680nm以上の赤外線を除去することにより、CCDが赤外線によって飽和状態となるのを避けている。なお、本発明の特徴事項を示すものではないが、照度の向上を図るために、通常の照明窓に加えて第3の照明窓を設けるものとして、特開平11-342105号に示される従来例がある。

【 0 0 0 7 】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被観察体像の赤みを帯びた状態を改善し、粘膜と血管及びその他の組織とを十分なコントラストの下で観察することができる内視鏡装置を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項1の発明に係る内視鏡装置は、光源からの照明光がライトガイドを介してスコープ先端へ導かれ、このスコープ先端から照射された照明光に基づき被観察体像を対物光学系にて結像させる内視鏡装置において、上記光源からの照明光とは別個に、少なくとも血管を強調するために赤色に対し補色関係にある色成分の光を出力する血管強調用発光素子を設け、この血管強調用発光素子を点灯制御することの特徴とする。上記血管強調用発光素子において補色関係にある色成分の光とは、赤色に対して補

10

20

30

40

50

色関係にあるシアン色光（緑色と青色を均等に混合した色光）、これを構成する緑色光又は青色光、この緑色と青色を均等ではない任意の比率で混合した色光である。

請求項２に係る発明は、上記対物光学系に光学変倍のための可動レンズを配置し、この光学変倍が行われているときに、上記血管強調用発光素子を点灯することを特徴とする。

【０００９】

請求項３に係る発明は、上記スコープに血管強調用操作スイッチを設け、この血管強調用操作スイッチの操作に基づいて上記血管強調用発光素子を点灯することを特徴とする。

【００１０】

上記の構成によれば、例えばシアン色光の発光ダイオードが内視鏡の先端又は光源装置に配置され、この発光ダイオードは光学変倍が行われたとき、又はスコープの血管強調用操作スイッチが押されたとき点灯することになり、このシアン光はライトガイドから供給される通常のランプ光と共に、被観察体に照射される。このシアン色光は、赤色に対して補色関係にあるので、赤みを帯びている被観察体の赤成分を減らすことができ、これによって粘膜下層での赤色光の散乱も抑制され、粘膜、血管、その他の組織を良好なコントラストで捉えることが可能となる。

【００１１】

【発明の実施の形態】

図１及び図２には、第１実施例に係る電子内視鏡装置の主な構成が示されており、この電子内視鏡装置は、スコープ（電子内視鏡）１０、光源装置１２、プロセッサ装置１３、モニター１４等を有している。上記スコープ１０の先端部１０Ａには、図２の先端面にも示されるように、通常の白色光用の照明窓１６Ａ、１６Ｂ、本発明で特徴となる血管強調用光の照明窓１７、観察窓１８、この観察窓１８に洗浄水を噴射するためのノズル１９、処置具を導くための処置具挿通チャンネル２０等が設けられる。

【００１２】

図１に示されるように、上記照明窓１６Ａ、１６Ｂにはライトガイド２２が連結され、このライトガイド２２がコネクタ２３を介して光源装置１２へ光学的に接続される。この光源装置１２では、集光レンズ２５、光量絞り２６、赤外カットフィルタ２７、キセノンランプ、ハロゲンランプ等からなる光源２８が設けられており、この光源２８は点灯回路２９によって点灯制御される。

【００１３】

一方、上記観察窓１８には、固定レンズ３１及び可動レンズ３２からなる対物光学系が設けられ、この対物光学系の結像位置に固体撮像素子であるＣＣＤ３３が配置される。このＣＣＤ３３の後段には、相関二重サンプリング等を行い、またデジタル信号としてガンマ補正等の映像処理を施す映像処理回路３４が接続されており、この映像処理回路３４から出力された映像信号は、更に各種の映像処理を施すプロセッサ装置１３を介してモニター１４へ供給される。

【００１４】

また、変倍機構を備えた電子内視鏡装置では、上記対物光学系の一部である可動レンズ３２を前後移動させる駆動部材３６が配置されており、この駆動部材３６としては、例えばリニアアクチュエータを用いることができ、また線状伝達部材をモータで回転させ、この回転運動を直線運動に変換させるものを用いてもよい。この駆動部材３６には、ドライバ３７が接続され、このドライバ３７にはスコープ操作部１０Ｂに配置された変倍スイッチ３８の操作信号を入力するように構成される。従って、この変倍スイッチ３８の操作に基づき、ドライバ３７、駆動部材３６を介して可動レンズ３２を例えば前方向へ動かすことにより、光学的拡大像が得られる。

【００１５】

そして、第１実施例では、上述した血管強調用光の照明窓１７に例えばシアン色光の発光ダイオード（ＬＥＤ）４０が設けられ、この発光ダイオード４０にはこれを点灯制御する点灯回路４１が接続される。一方、操作部１０Ｂに血管強調スイッチ４２が配置されており、この血管強調スイッチ４２の操作信号は上記点灯回路４１へ供給される。即ち、当該

例では、上記ドライバ 37 から光学拡大時であることを示す信号を点灯回路 41 へ供給し、このときに発光ダイオード 40 を点灯させるが、上記血管強調スイッチ 42 の操作によっても発光ダイオード 40 を点灯できるように構成されている。

【0016】

図 3 には、上記発光ダイオード 40 の CCD 33 における分光感度が示されており、シアン (Cy) 色光の場合は、ピークが 500 nm 近傍にあって 600 nm 以下において比較的広い範囲の波長となる。また、この発光ダイオード 40 としては、緑色 (G) を発光するものを用いてもよく、この緑色光の場合は、図示されるように、ピークが 525 nm 近傍にある光となる。

【0017】

第 1 実施例は以上の構成からなり、光源 28 のみによる観察では、点灯回路 29 の制御によって光源 28 が点灯されると、この光源 28 の光が赤外線カットフィルタ 27 から集光レンズ 25 を介してライトガイド 22 へ供給される。このライトガイド 22 を通った光は、先端部 10A の照明窓 16A, 16B から被観察体へ照射され、これによって対物光学系を介して得られた像が CCD 33 で撮像される。

【0018】

一方、操作部 10B の変倍スイッチ 38 が操作されると、ドライバ 37 によって駆動部材 36 が駆動し、可動レンズ 32 を前側へ移動させることになり、これによって被観察体の光学的な拡大像が得られ、この拡大像が CCD 33 によって撮像される。この CCD 33 からの出力信号は、映像処理回路 34 及びプロセッサ装置 13 にて相関二重サンプリング、増幅、ガンマ補正等の各種の処理が行われることにより、被観察体の拡大映像等がモニタ 14 へ表示される。

【0019】

そして、このような光学拡大時には、ドライバ 37 からの光学拡大時であることを示す信号が点灯回路 41 に供給され、この点灯回路 41 の制御によって発光ダイオード 40 が点灯することになる。即ち、ライトガイド 22 から供給される光に加えて、発光ダイオード 40 (照明窓 17) から出力されるシアン色光によって被観察体が照明される。このシアン色は、赤色の補色関係にあるから、被観察体からの反射光の赤成分を減らす役目をするることになり、図 5 で説明した波長 600 ~ 650 nm 近傍の赤成分を減少させる。従って、赤みを帯びた状態が解消され、また粘膜下層での赤色光の散乱も抑制され、モニタ 14 上に表示された被観察体映像においては、粘膜と血管を良好なコントラストで捉えることが可能となる。

【0020】

また、当該例では、光学拡大が行われていない場合でも、操作部 10B に配置された血管強調スイッチ 42 が操作されたときには、点灯回路 41 の制御によって発光ダイオード 40 が点灯される。

【0021】

図 4 には、第 2 実施例に係る電子内視鏡装置の構成が示されており、この第 2 実施例は、血管強調のための光を光源光と混合しライトガイドを介して供給するものである。図 4 において、スコープ 50 では、図 1 で説明した血管強調用光の照明窓 17 と発光ダイオード 40 が設けられておらず、その他の構成は、第 1 実施例と同様となる。即ち、固定レンズ 31 と共に対物光学系を構成する変倍のための可動レンズ 32 には、駆動部材 36 及び変倍スイッチ 38 が設けられ、照射窓 16 にはライトガイド 22 が光学的に接続される。

【0022】

そして、光源装置 52 には、集光レンズ 25、光量絞り 26、赤外カットフィルタ 27 及び光源 28 が設けられるが、この赤外カットフィルタ 27 と光源 28 との間に (他の部材間でもよい)、ハーフミラー等を用いた光混合器 54 とシアン色光 (又は緑色光) を出力する発光ダイオード 55 が設けられる。この光混合器 54 は、光源 28 からの白色光と発光ダイオード 55 からのシアン色光を混合し、この混合光を赤外カットフィルタ 27 等を通してライトガイド 22 へ供給する。また、上記の光源 28 と発光ダイオード 55 を点灯

10

20

30

40

50

制御する点灯回路 5 6 が設けられ、スコープ操作部 5 0 B に配置された血管強調スイッチ 4 2 からの操作信号がこの点灯回路 5 6 に供給される。

【 0 0 2 3 】

第 2 実施例は以上の構成からなり、この場合も、変倍スイッチ 3 8 による拡大時であることを示す信号が点灯回路 5 6 へ供給され、これによって発光ダイオード 5 5 が点灯される。そうすると、光混合器 5 4 では、光源 2 8 からの白色光にシアン色光が混合され、この混合光はライトガイド 2 2 によって先端部 5 0 A へ供給されて被観察体へ照射される。従って、この第 2 実施例においても、シアン色によって反射光の赤成分を減少させ、モニタ 1 4 上に表示された被観察体映像では、粘膜と血管及びその他の組織とを良好なコントラストで観察することが可能となる。

10

【 0 0 2 4 】

上記各実施例では、光学拡大時に発光ダイオード 4 0 , 5 5 を点灯させると共に、上記血管強調スイッチ 4 2 によっても点灯制御ができるようにしたが、光学拡大による自動的な点灯をせずに、血管強調スイッチ 4 2 のみの操作制御によって上記発光ダイオード 4 0 , 5 5 を点灯させるようにしてもよい。

【 0 0 2 5 】

また、上記の発光ダイオード 4 0 , 5 5 として、シアン (C y) 色光又は緑色光のいずれかを発光させる例を説明したが、青色の発光ダイオード、或いは緑色と青色を均等ではない比率で混合させた光を用いるようにしてもよい。

【 0 0 2 6 】

20

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、光源からの照明光とは別個に、赤色に対して補色関係にある色成分、例えばシアン色光を出力する血管強調用発光素子を設け、この血管強調用発光素子を光学拡大時に点灯させ又は血管強調用スイッチによって点灯させるようにしたので、反射光の赤色成分が減少して被観察体像の赤みを帯びた状態が改善され、粘膜の中に存在する血管及びその他の組織を十分なコントラストの下で観察できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例に係る電子内視鏡装置の主要構成を示す図である。

【図 2】第 1 実施例のスコープ先端面の構成を示す図である。

30

【図 3】実施例で用いられる発光ダイオードのシアン色と緑色の波長領域を示す特性図である。

【図 4】本発明の第 2 実施例に係る電子内視鏡装置の主要構成を示す図である。

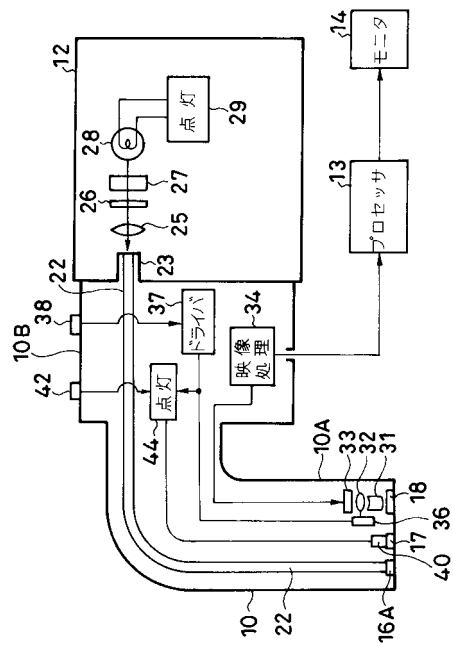
【図 5】正常胃粘膜の分光反射率特性 (波長 4 0 0 ~ 7 0 0 n m) [図 (A)]、ヒト血液の分光反射率特性 [図 (B)]、及びこれら正常胃粘膜と血液の分光反射率の特性曲線を重ねたもの [図 (C)] を示す図である。

【符号の説明】

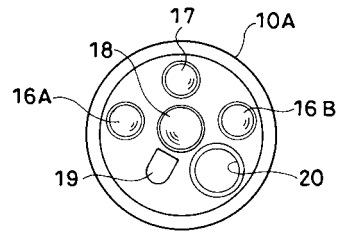
1 0 , 5 0 ... スコープ (電子内視鏡) 、
 1 2 , 5 2 ... 光源装置、 1 3 ... プロセッサ装置、
 2 2 ... ライトガイド、 2 8 ... 光源、
 2 9 , 4 1 , 5 6 ... 点灯回路、
 3 2 ... 可動レンズ、 3 3 ... C C D 、
 3 6 ... 駆動部材、 3 4 ... 映像処理回路、
 3 7 ... ドライバ、 3 8 ... 変倍スイッチ、
 4 0 , 5 5 ... 発光ダイオード、
 4 2 ... 血管強調スイッチ、
 5 4 ... 光混合器。

40

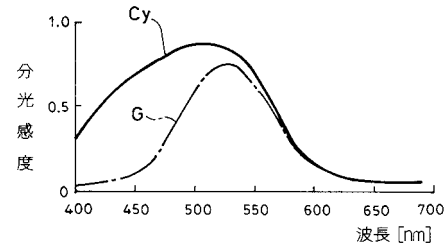
【図 1】



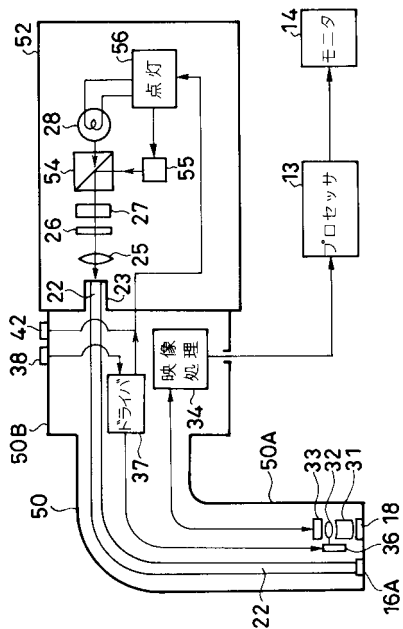
【図 2】



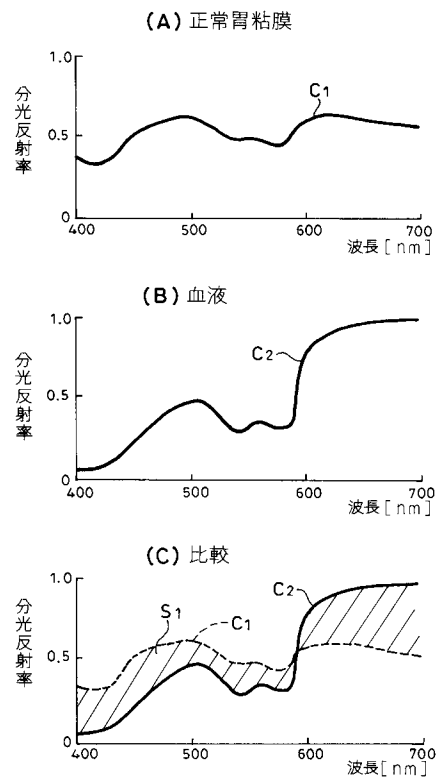
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4067358B2	公开(公告)日	2008-03-26
申请号	JP2002231045	申请日	2002-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士摄影光学有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	南逸司		
发明人	南逸司		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.Y A61B1/00.711 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/06.510 A61B1/06.530 A61B1/07.730 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA04 2H040/CA13 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR26 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR26 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2004065728A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过改善受试者图像的微红状态，以足够的对比度观察粘膜，血管和其他组织。ŽSOLUTION：在内窥镜装置中，来自光源28的光被引导通过光导22到镜体顶部10A，顶部10A或光源单元12设置有强调发光二极管40的血管用于输出诸如青色光的颜色成分，例如与来自光源28的白光分开的红色的互补色关系，并且在光学扩展的情况下或通过血管强调开关来控制发光二极管40的发光。因此，来自待观察物体的反射光中的红色成分被从发光二极管40输出的青色光减少，并且消除了微红色状态。Ž

