

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4681981号  
(P4681981)

(45) 発行日 平成23年5月11日(2011.5.11)

(24) 登録日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(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

**G O 1 N 21/64 (2006.01)**

G O 1 N 21/64 Z

**G O 2 B 23/24 (2006.01)**

G O 2 B 23/24 B

**H O 4 N 9/09 (2006.01)**

G O 2 B 23/24 C

請求項の数 15 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2005-237392 (P2005-237392)  
 (22) 出願日 平成17年8月18日(2005.8.18)  
 (65) 公開番号 特開2007-50106 (P2007-50106A)  
 (43) 公開日 平成19年3月1日(2007.3.1)  
 審査請求日 平成20年5月9日(2008.5.9)

(73) 特許権者 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号  
 (74) 代理人 100090169  
 弁理士 松浦 孝  
 (74) 代理人 100124497  
 弁理士 小倉 洋樹  
 (74) 代理人 100127306  
 弁理士 野中 剛  
 (74) 代理人 100129746  
 弁理士 虎山 滋郎  
 (74) 代理人 100132045  
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の撮像素子と第2の撮像素子とを有するビデオスコープを備えた電子内視鏡装置であって、

白色光および励起光を選択的に観察対象へ照射可能な光供給手段と、

前記第1の撮像素子に対して光路上に配置され、青色に応じた第1の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する第1のカラーフィルタと、

前記第2の撮像素子に対して光路上に配置され、緑色および赤色に応じた第2の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する第2のカラーフィルタと、

白色光によって前記第1および第2の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、通常映像信号を生成する第1の信号処理手段と、

励起光による反射光によって前記第1の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、狭帯域映像信号を生成する第2の信号処理手段と、

励起光に起因して生じる自家蛍光によって前記第2の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、自家蛍光映像信号を生成する第3の信号処理手段と

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

第1の波長領域が450nm～550nmのいずれかの波長以下の範囲であり、第2の波長領域が、該波長を越える範囲であることを特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡装置。

10

20

## 【請求項 3】

前記第 1 のカラーフィルタが、前記第 1 の波長領域においてそれぞれ分光透過特性のピークが異なる第 1 の複数の色要素から構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 のカラーフィルタが、前記第 1 の波長領域においてピークが等間隔で分散する 3 つの色要素から構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 5】

前記第 2 のカラーフィルタが、前記第 2 の波長領域においてそれぞれ分光透過特性のピークが異なる第 2 の複数の色要素から構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

10

## 【請求項 6】

第 2 のカラーフィルタが、前記第 2 の波長領域においてピークが等間隔で分散する 2 つもしくは 3 つの色要素から構成されることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 の撮像素子および第 2 の撮像素子に対して被写体像を結像させる 1 つの対物光学系と、

被写体からの反射光を前記第 1 の波長領域の光と前記第 2 の波長領域の光とに分割する光分割手段と

20

をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 の撮像素子と前記第 2 の撮像素子に対してそれぞれ被写体像を結像させる第 1 および第 2 の対物光学系をさらに有し、

前記第 1 の撮像素子と前記第 2 の撮像素子とが、スコープ先端面に沿って並んで配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 9】

前記第 2 の対物光学系に対し、前記第 1 の波長領域の光を遮断するカットフィルタを有することを特徴とする請求項 8 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 10】

30

前記光供給手段が、

可視光の波長領域全体に渡った分光分布特性を有する白色光源と、

励起光に応じた波長領域の光を透過する色フィルタと、

前記色フィルタを選択的に光路上および光路外に配置可能な色フィルタ駆動手段と

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 11】

前記光供給手段が、

可視光の波長領域全体に渡った分光分布特性を有する白色光源と、

励起光をレーザ光として照射するレーザ光源と、

レーザ光を前記光源の光路へ導く光伝達手段と、

40

を有することを特徴とする請求項に記載 1 の電子内視鏡装置。

## 【請求項 12】

狭帯域画像および自家蛍光観察画像を同一画面において別々に表示するように、前記自家蛍光映像信号および前記狭帯域映像信号を処理する第 4 の信号処理手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 13】

通常映像信号と、狭帯域映像信号および自家蛍光映像信号とを切り替えて選択的に外部へ出力する切替手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

## 【請求項 14】

前記切替手段が、モード切替のためオペレータによって操作される切替部材を含むこと

50

を特徴とする請求項 1 3 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 1 5】

青色に応じた第 1 の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する第 1 のカラーフィルタが配置された第 1 の撮像素子と、緑色および赤色に応じた第 2 の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する第 2 のカラーフィルタが配置された第 2 の撮像素子とを有するビデオスコープが接続される電子内視鏡装置のプロセッサであって、

白色光および励起光を選択的に観察対象へ照射可能な光供給手段と、

白色光によって前記第 1 および第 2 の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、通常映像信号を生成する第 1 の信号処理手段と、

励起光による反射光によって前記第 1 の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、狭帯域映像信号を生成する第 2 の信号処理手段と、

励起光に起因して生じる自家蛍光によって前記第 2 の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、自家蛍光映像信号を生成する第 3 の信号処理手段と

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置のプロセッサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織の病変部等を観察する電子内視鏡装置に関し、特に、波長領域が狭帯域の光による観察画像を表示可能であるとともに、自家蛍光観察画像を表示可能な電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置では、白色光による通常画像の観察に加え、波長領域の狭い光によって得られる狭帯域画像（以下、NB I（Narrow Band Imaging）画像という）と、励起光による自家蛍光観察画像とを表示することが可能である（特許文献 1 参照）。その装置では、色要素の組み合わせが異なる 2 組のカラーフィルタを同心円状に配置することによって構成される回転フィルタが光路上に配置され、面順次方式によって撮影される。2 組のうち一方のカラーフィルタ（第 1 のフィルタ組）は、人間の色知覚に合わせた分光透過特性をもち、他方のカラーフィルタ（第 2 のフィルタ組）では、透過特性が狭帯域化されて色ごとに離散的に分布する。

【0003】

通常画像の観察モードでは、一方のカラーフィルタ（第 1 のフィルタ組）を光が透過するように回転フィルタが配置され、これにより通常画像が得られる。通常観察モードから NB I 画像の観察へ切り替えられると、回転フィルタが径方向に沿って移動し、他方のカラーフィルタ（第 2 のフィルタ組）を透過する光によって NB I 画像が表示される。その結果、青～緑色の波長領域の光によって、生体組織の表面付近に多い毛細血管の画像が表示され、あるいは長波長領域の光によって生体組織深部の映し出された画像が表示される。

【0004】

また、他方のカラーフィルタ（第 2 のフィルタ組）の一部を励起光用フィルタに置き換えることにより、自家蛍光と狭帯域の光に基づいた観察画像が表示可能である。

【特許文献 1】特開 2002 - 95635 号公報（段落 [0014]、[0054]～[0056]、図 2、図 32、図 33 参照）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

回転フィルタを使用する場合、スコープ先端部の動きや観察部位自身の動きによって画像にブレが生じ、通常画像とともに NB I 画像、自家蛍光観察画像の画質が低下する。また、回転フィルタを使用する面順次方式であることから、自家蛍光観察画像と NB I 画像とを別々に形成することができないため、自家蛍光観察画像において識別されやすいガン

10

20

30

40

50

などの病変部にNBI画像による毛細血管像が重なってしまい、診断に支障をきたす。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の電子内視鏡装置は、第1の撮像素子、第2の撮像素子を有するビデオスコープを用いて通常観察画像とNBI画像および自家蛍光観察画像を表示可能であり、同時2板式による撮像機能を備える。また、電子内視鏡装置は、白色光および励起光を選択的に観察対象へ照射可能な光供給手段を備える。光供給手段は、およそ可視光の波長領域全体に渡ったエネルギー分布の光を放射し、通常のフルカラー画像を再現可能な照明光を白色光として照射する。励起光は、青色～紫といった相対的に短波長領域に対応する短波長の光である。

10

【0007】

本発明の電子内視鏡装置では、第1の撮像素子に対して第1のカラーフィルタが光路上に配置されるとともに、第2の撮像素子に対して第2のカラーフィルタが光路上に配置される。同時式であることから、第1のカラーフィルタ、第2のカラーフィルタを、それぞれ第1の撮像素子、第2の撮像素子の受光面に対して各画素に対向するように配置するオンチップカラーフィルタとして構成すればよい。第1のカラーフィルタは、第1の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する。第2のカラーフィルタは、第2の波長領域の光を透過する分光透過特性を有する。ここで第1の波長領域は、青色に応じた波長領域を示し、相対的に短波長側の領域に該当する。例えばオンチップカラーフィルタとして使用される原色(R、G、B)フィルタの青色(B)要素に対応する波長領域であればよい。あるいは、青色(B)の等色関数に応じた波長領域に従う分光透過特性を備えればよい。一方、第2の波長領域は、緑色および赤色に応じた波長領域を表し、相対的に長波長側の領域に該当する。原色(R、G、B)フィルタの緑色(G)、赤色(R)要素に対応する波長領域であればよい。可視光領域の中で第1の波長領域以外の領域を第2の波長領域とすればよい。あるいは、緑色(G)、赤色(R)の等色関数に応じた波長領域に従う分光透過特性を備えればよい。例えば、450～550nmのうちいずれかの波長を境にして、青色側が第1の波長領域、緑色、赤色側が第2の波長領域として定められる。およそ500nmの波長の光を境にして第1、第2の波長領域を規定してもよい。

20

【0008】

本発明の電子内視鏡装置は、通常のフルカラー画像を得るための第1の信号処理手段と、NBI画像を得るための第2の信号処理手段と、自家蛍光観察を得るための第3の信号処理手段とを備える。第1の信号処理手段は、白色光によって第1および第2の撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、通常映像信号を生成する。白色光の場合、第1のカラーフィルタの分光透過特性から、第1の撮像素子から読み出された画像信号に基づいて青色に応じた色信号が生成可能である。一方、第2のカラーフィルタの分光透過特性から、第2の撮像素子から読み出された画像信号に基づいて緑色および赤色に応じた色信号が生成可能である。したがって、第1の信号処理手段は、例えばビデオ規格に従って得られる原色(R、G、B)に応じた映像信号など、フルカラー画像用の映像信号を生成する。なお、第2の撮像素子を赤色、緑色にそれぞれ応じた2つの撮像素子として構成し、赤色、緑色にそれぞれ応じた第2のカラーフィルタを2つのカラーフィルタとして構成すればよい。

30

40

【0009】

励起光が青色に応じた波長領域の光におよそ相当することから、励起光による反射光は、第1のカラーフィルタおよび第2のカラーフィルタの分光透過特性から、第1の撮像素子の受光面に到達する。したがって、第2の信号処理手段は、第1の撮像素子から読み出される励起光の反射光に応じた画像信号に基づいて、狭帯域映像信号を生成する。その結果、青色付近の波長領域に狭帯域化された光によってNBI画像が得られる。一方、励起光に起因して生じる自家蛍光の分光分布特性は、およそ400nm～700nmであることから、自家蛍光のほとんどは、第2の撮像素子の受光面に到達する。第3の信号処理手段は、第2の撮像素子から読み出される自家蛍光に応じた画像信号に基づいて、自家蛍光

50

映像信号を生成する。その結果、自家蛍光観察画像が得られる。

【 0 0 1 0 】

N B I 画像をできるだけ色変化の感じられる画像として再現するため、第 1 のカラーフィルタは、第 1 の波長領域において、それぞれ分光透過特性のピークが異なる複数の色要素によって構成するのがよい。例えば、第 1 の波長領域において、ピークが等間隔で分散する 3 つの色要素から構成すればよい。

【 0 0 1 1 】

一方、自家蛍光観察をできるだけ色変化の感じられる画像として再現するため、第 2 のカラーフィルタを、第 2 の波長領域においてそれぞれ分光透過特性のピークが異なる第 2 の複数の色要素から構成するのがよい。例えば、第 2 のカラーフィルタが、第 2 の波長領域においてピークが等間隔で分散する 2 つもしくは 3 つの色要素から構成される。

10

【 0 0 1 2 】

それぞれの撮像素子に必要な波長領域の光だけによって映像信号を得るため、第 1 および第 2 の撮像素子に光が到達する前にあらかじめ光を第 1 の波長領域と第 2 の波長領域の光とに分割するのがよい。その構成としては、1 つの対物光学系と光分割手段によって構成してもよく、あるいは 2 つの対物光学系（第 1 の対物光学系、第 2 の対物光学系）で構成してもよい。1 つの対物光学系は、第 1 の撮像素子および第 2 の撮像素子に被写体像を結像させる。そして、ダイクロイックミラーなどの光分割手段は、被写体からの反射光を第 1 の波長領域の光と第 2 の波長領域の光とに分割する。一方、第 1 の撮像素子と第 2 の撮像素子とを、スコープ先端面に沿って並んで配置し、第 1 の撮像素子に被写体像を結像させる第 1 の対物光学系と、第 2 の撮像素子に被写体像を結像させる第 2 の対物光学系とを設けるように構成してもよい。この場合、自家蛍光観察画像を精度よく再現するため、第 2 の対物光学系に対し、第 1 の波長領域の光を遮断するカットフィルタを設けるのがよい。

20

【 0 0 1 3 】

光源としては、およそ可視光の波長領域全体に渡った分光分布特性を有する白色光源を使用すればよく、たとえば、キセノンランプ、ハロゲンランプ。白色 L E D などが使用される。励起光を照射する構成としては、レーザ光を放射するレーザ光源を設けるように構成してもよい。この場合、ハーフミラーなどレーザ光を白色光用光源の光路へ導く光伝達手段が設けられる。あるいは、キセノンランプなど白色光を放射する光源に対して色フィルタを使用するように構成してもよい。例えば、相対的に短波長領域に応じた光だけを透過する色フィルタと、色フィルタを選択的に光路上および光路外に配置可能な色フィルタ駆動手段を設け、色フィルタの位置に応じて白色光および励起光を照射させればよい。

30

【 0 0 1 4 】

自家蛍光観察により識別される病変部を毛細血管の映る狭帯域画像によって確認しながら診断するため、狭帯域画像および自家蛍光観察画像を同一画面において別々に表示するように、自家蛍光映像信号および狭帯域映像信号を処理する第 4 の信号処理手段を設けるのが望ましい。

【 0 0 1 5 】

1 つのモニタによって通常画像での観察を行いながら必要に応じて自家蛍光観察および狭帯域画像の観察をするため、通常映像信号と、狭帯域映像信号および自家蛍光映像信号とを選択的に切り替えて外部へ出力する切替手段を設けるのがよい。オペレータの判断で切り替えるには、モード切替のためオペレータによって操作される切替部材を設けるのがよい。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、高画質で色再現が十分な通常画像、N B I 画像、自家蛍光観察画像をそれぞれ得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

50

以下、図面を参照して本発明の実施形態である電子内視鏡装置について説明する。

【0018】

図1は、第1の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【0019】

電子内視鏡装置は、ビデオスコープ10とプロセッサ30とを備え、モニタ70がプロセッサ30に接続されている。ビデオスコープ10はプロセッサ30に着脱自在に接続されており、内視鏡作業が開始されると体内へ挿入される。

【0020】

プロセッサ30内には、白色光を放射するランプ32が設けられており、ランプ32から放射された光は、集光レンズ34を介してライトガイド14の入射端14Aに入射する。光ファイババンドルであるライトガイド14は、ランプ32からの光をスコープ先端部10Bへ伝達し、ライトガイド14の射出端14Bから射出した光は、配光レンズ16を介してスコープ先端部10Bから射出する。これにより、観察部位に光が照射する。観察部位において反射した光は、スコープ先端面に設けられた対物レンズ18を通してダイクロイックプリズム20に入射する。

【0021】

スコープ先端部10Bには、第1のCCD12Aおよび第2のCCD12Bが設けられており、ダイクロイックプリズム20は、波長500nmを境にして光を分割する。青色に応じた500nm以下の波長領域の光は、第1のCCD12Aへ導かれ、緑色～赤色に応じた500nmを超える波長領域の光は、第2のCCD12Bへ導かれる。

【0022】

第1のCCD12Aの受光面には第1のカラーフィルタ13Aが設置されており、500nm以下の狭帯域波長の光を透過するフィルタアレイによって構成されている。一方、第2のCCD12Bの受光面には第2のカラーフィルタ13Bが設置されており、500nmを超える波長の光を透過するフィルタアレイによって構成されている。CCDドライバ17は、第1のCCD12A、第2のCCD12Bへ所定のクロック周波数で駆動信号を出力し、これにより、第1のCCD12A、第2のCCD12Bから画像信号が読み出される。

【0023】

第1のCCD12Aから読み出された画像信号は、狭帯域処理回路36および通常画像処理回路40へ送られる。一方、第2のCCD12Bから読み出された画像信号は、自家蛍光処理回路38および通常画像処理回路40へ送られる。

【0024】

通常画像処理回路40では、第1のCCD12Aおよび第2のCCD12Bから送られてくる画像信号に基づいて、R、G、Bあるいは輝度、色差信号などビデオ規格に従った映像信号（以下では、通常映像信号という）が生成される。

【0025】

狭帯域処理回路36では、第1のCCD12Aから読み出される画像信号に基づいて、NBI画像用の映像信号（以下では、NBI映像信号という）が生成される。一方、自家蛍光処理回路38では、第2のCCD12Bから読み出される画像信号に基づいて、自家蛍光画像用の映像信号（以下では、自家蛍光映像信号という）が生成される。なお自家蛍光の強度が微弱であるため、自家蛍光観察用の所定の増幅処理が自家蛍光処理回路38において行われる。

【0026】

本実施形態では、通常観察画像を表示する通常観察モードと自家蛍光観察画像および狭帯域画像（NBI画像）を表示する特殊観察モードとが切替可能であり、ビデオスコープ10に設けられた切替ボタン19に対する操作によって切り替えられる。青色フィルタ48は、励起光の波長領域の光のみを透過するフィルタであり、ダイクロイックプリズム20に合わせて波長領域が500nm以下の光のみを透過させる。モータ46は青色フィルタ48を軸回転するように駆動し、青色フィルタ48は選択的に光路上の位置、あるいは

光路上から退避した位置に配置される。

#### 【 0 0 2 7 】

通常観察モードが設定されている場合、青色フィルタ 4 8 は光路上から退避した位置に配置される。そして、通常画像処理回路 4 0 において生成された映像信号がモニタ 7 0 へ出力されるように、合成・信号切替回路 4 2 が動作する。これにより、通常観察画像がモニタ 7 0 に表示される。一方、特殊観察モードが設定されている場合、青色フィルタ 4 8 は光路上に配置される。そして、狭帯域処理回路 3 6、自家蛍光処理回路 3 8 において生成された N B I 映像信号、自家蛍光映像信号が出力されるように、合成・信号切替回路 4 2 が動作する。これにより、N B I 画像および自家蛍光観察画像がモニタ 7 0 に表示される。

10

#### 【 0 0 2 8 】

システムコントロール回路 4 4 は、プロセッサ 3 0 の動作を制御し、C C D ドライバ 1 7、合成・信号切替回路 4 2、ランプ 3 2、あるいは集光レンズ 3 4 とライトガイド入射端 1 4 A との間に設けられた絞り機構（図示せず）、モータ 4 6 等へ制御信号を出力する。ビデオスコープ 1 0 に設けられた R O M 1 5 からスコープ情報などのデータがシステムコントロール回路 4 4 へ送信され、あるいは、操作ボタン 1 9 に対する操作検出信号がシステムコントロール回路 4 4 へ送られる。

#### 【 0 0 2 9 】

図 2 ～図 9 を用いて、第 1 および第 2 のカラーフィルタ 1 3 A、1 3 B の特性について説明する。

20

#### 【 0 0 3 0 】

図 2 は、第 1 のカラーフィルタ 1 3 A の分光透過特性を示した図である。図 3 は、第 1 のカラーフィルタ 1 3 A の配列を示した図である。図 4 は、第 2 のカラーフィルタ 1 3 B の分光透過特性を示した図である。図 5 は、第 2 のカラーフィルタ 1 3 B の配列を示した図である。図 6 は、青色フィルタ 4 8 の分光透過特性を示した図である。図 7 は、励起光の分光分布特性を示した図である。図 8 は、自家蛍光の分光分布特性を示した図である。図 9 は、モニタ 7 0 に表示される画像を示した図である。

#### 【 0 0 3 1 】

図 3 に示すように、第 1 のカラーフィルタ 1 3 A は、3 つの色要素 B 1、B 2、B 3 が市松状に配列されたフィルタアレイである。色要素 B 1、B 2、B 3 の分光透過特性は、図 2 に示すように、それぞれ 4 2 0 n m、4 5 0 n m、4 8 0 n m のピークをもち、所定の波長領域の範囲で広がりをもつ透過分布になっており、色要素 B 1、B 2、B 3 を通る光の波長領域は、それぞれ 4 0 0 ～ 4 4 0 n m、4 3 0 ～ 4 7 0 n m、4 6 0 ～ 5 0 0 n m である。隣接する色要素に関しては、一部領域で互いにオーバーラップする。

30

#### 【 0 0 3 2 】

第 2 のカラーフィルタ 1 3 B は、図 5 に示すように、3 つの色要素 G、O、R が市松状に配列されたフィルタアレイである。色要素 G、O、R の分光透過特性は、図 4 に示すように、それぞれ 5 4 0 n m、6 0 0 n m、6 6 0 n m のピークをもち、所定の波長領域の範囲で広がりをもつ透過分布になっており、色要素 G、O、R を通る光の波長領域は、それぞれ 5 0 0 ～ 5 8 0 n m、5 6 0 ～ 6 4 0 n m、6 2 0 ～ 7 0 0 n m である。隣接する色要素に関しては、一部領域で互いにオーバーラップする。

40

#### 【 0 0 3 3 】

通常観察モードの場合、色要素 B 1、B 2、B 3 を通る光によって得られる画像信号、すなわち第 1 の C C D 1 2 A から読み出される画像信号が青色（B）の色信号として出力され、色要素 G、R を通る光によって第 2 の C C D 1 2 B から読み出される画像信号が、緑色（G）、赤色（R）の色信号として出力される。そして、通常画像処理回路 4 0 では、R、G、B の映像信号が生成され、モニタ 7 0 へ出力される。これにより、通常画像 I B 1 がモニタ 7 0 の画面全体に表示される（図 9 参照）。

#### 【 0 0 3 4 】

特殊観察モードの場合、図 6 に示す分光透過特性を有する青色フィルタ 4 8 が光路上に

50

配置される。その結果、図 7 に示す分光分布特性をもつ光、すなわち波長領域がおよそ 400 ~ 500 nm の光が励起光として観察部位に照射される。この励起光によって反射光が得られるとともに、励起光が正常部位に照射すると、図 8 に示す分光分布特性をもつ自家蛍光が生じる。ダイクロイックプリズム 20 の光分割機能、図 2 に示す第 1 のカラーフィルタ 13 A の分光透過特性、そして図 4 に示す第 2 のカラーフィルタ 13 B の分光透過特性から、第 1 の CCD 12 A には反射光が到達し、第 2 の CCD 12 B には自家蛍光が到達する。

#### 【0035】

第 1 の CCD 12 A から読み出された画像信号に基づいて NBI 映像信号が生成される。一方、第 2 の CCD 12 B から読み出された画像信号に基づいて自家蛍光映像信号が生成される。合成・信号切替回路 42 では、従来周知の方法により、NBI 画像と自家蛍光観察画像とを別々に同一画面上で表示するための合成処理が施される。処理された映像信号はモニター 70 へ出力され、NBI 画像と自家蛍光観察画像が同一画面上において並んで表示される(図 9 参照)。

10

#### 【0036】

第 1 のカラーフィルタ 13 A が、等間隔でピークの分散した 3 つの色要素 B1、B2、B3 から構成されていることから、波長 400 nm ~ 500 nm の光に関し、色変化が細かく表現されて色再現が十分な NBI 画像がカラー画像として表示される。また、第 2 のカラーフィルタ 13 B が、等間隔でピークの分散した 3 つの色要素 G、O、R から構成されていることから、波長 500 nm を超える光に関し、色変化が細かく表現されて色再現が十分な自家蛍光観察画像がカラー画像として表示される。

20

#### 【0037】

図 10 は、プロセッサ 30 のメイン動作処理のフローチャートである。図 11 は、メイン動作処理のタイミングチャートである。

#### 【0038】

ステップ S101 では、メイン電源が ON 状態になることにより、各機構、各回路の初期設定処理が施される。ステップ S102 では、操作ボタン 19 に対する操作によって通常観察モードが設定されているか否かが判断される。

#### 【0039】

ステップ S102 において、通常観察モードが設定されていると判断された場合、ステップ S106 へ進み、モータ 46 の駆動によって青色フィルタ 48 が光路から退避した場所に位置決めされる(図 11 参照)。そして、ステップ S107 では、通常観察用の R、G、B、あるいは Y、Cb、Cr などの映像信号が通常画像処理回路 40 において生成される。ステップ S108 では、通常観察用映像信号が出力されるように、合成・信号切替回路 42 が制御される。

30

#### 【0040】

一方、ステップ S102 において、特殊観察モードが設定されていると判断された場合、ステップ S103 へ進み、青色フィルタ 48 は光路上(ここでは、光軸上)に位置決めするように、モータ 46 が駆動する(図 11 参照)。ステップ S104 では、自家蛍光観察画像および NBI 画像を生成するように、画像処理が施される。そしてステップ S105 では、狭帯域映像信号および自家蛍光映像信号が出力されるように、合成・信号切替回路 42 が制御される。

40

#### 【0041】

以上のように本実施形態によれば、それぞれ第 1 のカラーフィルタ 13 A、第 2 のカラーフィルタ 13 B が配置された第 1 の CCD 12 A、第 2 の CCD 12 B がビデオスコープ 10 の先端部 10 B に設けられる。そして、ダイクロイックプリズム 20 によって波長 500 nm 以下の光が第 1 の CCD 12 A へ導かれ、波長 500 nm を超える光が第 2 の CCD 12 B へ導かれる。通常観察モードの場合、ランプ 32 からの白色光が観察部位に照射し、第 1 の CCD 12 A、第 2 の CCD 12 B から読み出される画像信号に基づいてフルカラーの通常映像信号が通常画像処理回路 40 において生成され、モニター 70 へ出力

50



される。特殊観察モードの場合、青色フィルタ48によって励起光が観察部位に照射し、第1のCCD12Aから読み出される画像信号に基づいてNBI映像信号が生成され、第2のCCD12Bから読み出される画像信号に基づいて自家蛍光映像信号が生成される。そして、合成・信号切替回路42においてNBI映像信号と自家蛍光映像信号が処理され、同一画面に自家蛍光観察画像とNBI画像を別々に表示する映像信号がモニタ70へ出力される。

#### 【0042】

次に、図12~15を用いて、第2の実施形態である電子内視鏡装置について説明する。第2の実施形態では、2つのCCDがスコープ先端面に沿って並べて配置され、第2のカラーフィルタが3つの色要素から構成されるとともに、励起光を照射するためレーザ光源が用いられる。それ以外の構成については、第1の実施形態と同じである。

10

#### 【0043】

図12は、第2の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。図13は、対物光学系用に設けられるカットフィルタの分光透過特性を示した図である。図14は、第2の実施形態における第2のカラーフィルタの分光透過特性を示した図である。図15は、第2の実施形態における第2のカラーフィルタの配列を示した図である。

#### 【0044】

ビデオスコープ10'のスコープ先端部10Bには、第1のCCD12'A、第2のCCD12'Bが観察部位方向へ向くように並べて配置されており、スコープ先端面10Aには第1の対物レンズ18'A、第2の対物レンズ18'Bが設けられている。対物レンズ18'Aを通った光は第1のCCD12'Aに到達し、対物レンズ18'Bを通った光は第2のCCD12'Bに到達する。対物レンズ18'Bには励起光をカットするカットフィルタCFが取付けられており、カットフィルタCFは、図13に示すように、すなわち500nmを超える波長領域の光を透過する。図15に示すように、カラーフィルタ13'Bでは、R、Gの色要素が市松状に配列されており、カラーフィルタ13'Bは、図14に示す分光透過特性を有する。

20

#### 【0045】

ランプ32の近傍には、レーザ光を放射するレーザ光源47が設けられており、点灯駆動部49によって制御される。レーザ光は、それぞれ408nm、445nm、488nmの波長をもつレーザビームを放射可能であり、図2に示す分光透過特性に対応する分光分布特性をもつ光が照射可能である。ランプ32と集光レンズ34との間には、ハーフミラー35が設けられており、ランプ32からの光をそのまま通過させるとともに、レーザ光源47からのレーザ光を反射し、ライトガイド14の入射端14Aへ導く。

30

#### 【0046】

通常観察モードの場合、レーザ光源47は駆動停止され、ランプ32からの光によって観察部位が照射される。これにより、通常観察画像がモニタ70に表示される。一方、特殊観察モードの場合、ランプ32が消灯し、レーザ光源47からレーザ光が励起光として放射される。これにより、NBI画像と自家蛍光観察画像がモニタ70に表示される。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0047】

40

【図1】第1の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【図2】第1のカラーフィルタの分光透過特性を示した図である。

【図3】第1のカラーフィルタの配列を示した図である。

【図4】第2のカラーフィルタの分光透過特性を示した図である。

【図5】第2のカラーフィルタの配列を示した図である。

【図6】青色フィルタの分光透過特性を示した図である

【図7】励起光の分光分布特性を示した図である。

【図8】自家蛍光の分光分布特性を示した図である。

【図9】モニタに表示される画像を示した図である。

【図10】プロセッサのメイン動作処理のフローチャートである。

50

【図 1 1】メイン動作処理のタイミングチャートである。

【図 1 2】第 2 の実施形態である電子内視鏡装置のブロック図である。

【図 1 3】対物光学系用に設けられるカットフィルタの分光透過特性を示した図である。

【図 1 4】第 2 の実施形態における第 2 のカラーフィルタの分光透過特性を示した図である。

【図 1 5】第 2 の実施形態における第 2 のカラーフィルタの配列を示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 8 】

10 ビデオスコープ

12 A 第 1 の C C D ( 第 1 の撮像素子 )

10

12 B 第 2 の C C D ( 第 2 の撮像素子 )

13 A 第 1 のカラーフィルタ

13 B 第 2 のカラーフィルタ

18 対物レンズ

18 ' A 第 1 の対物レンズ

18 ' B 第 2 の対物レンズ

20 ダイクロイックプリズム

30 プロセッサ

32 ランプ ( 白色光源 )

35 ハーフミラー

20

36 狭帯域処理回路 ( 第 1 の信号処理手段 )

38 自家蛍光処理回路 ( 第 2 の信号処理手段 )

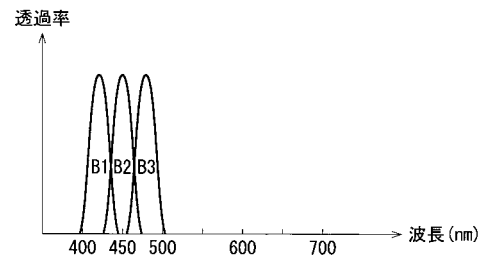
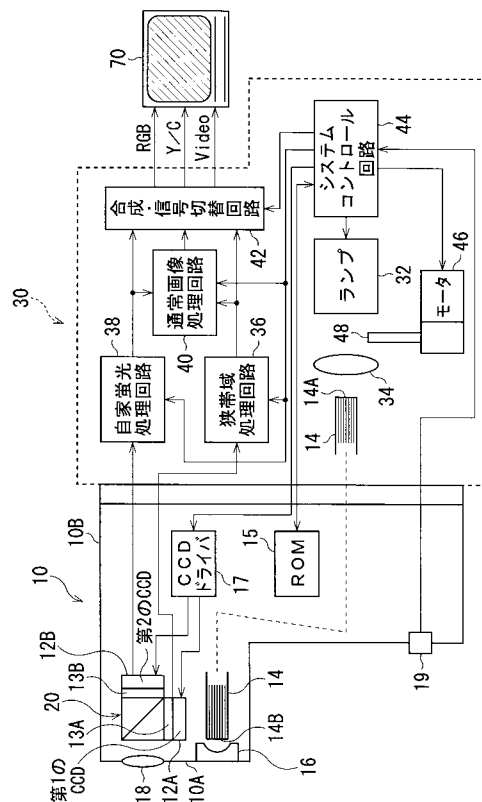
40 通常画像処理回路 ( 第 3 の信号処理手段 )

42 合成・信号切替回路 ( 切替手段、第 4 の信号処理手段 )

47 レーザ光源

【図 1】

【図 2】

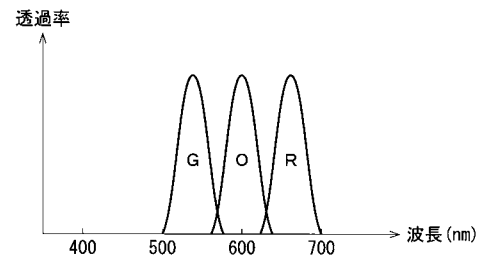


【図 3】

13A

B1	B2	B1	B2
B3	B1	B3	B1
B1	B2	B1	B2
B3	B1	B3	B1

【図 4】

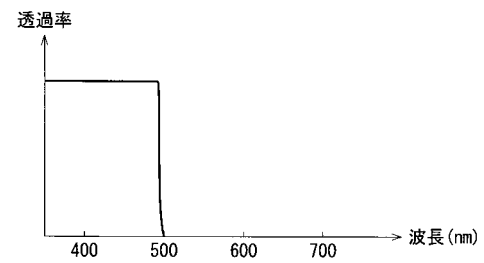


【図 5】

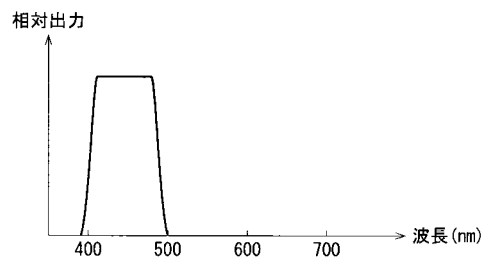
13A

G	O	G	O
R	G	R	G
G	O	G	O
R	G	R	G

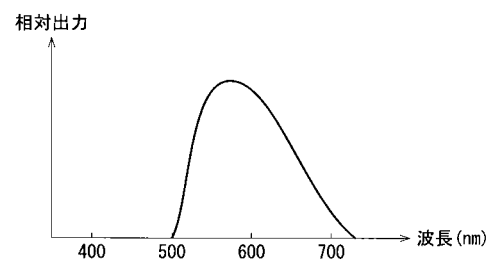
【図 6】



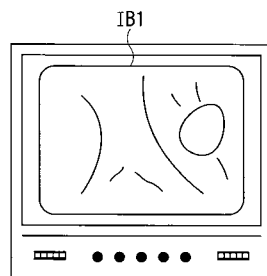
【図 7】



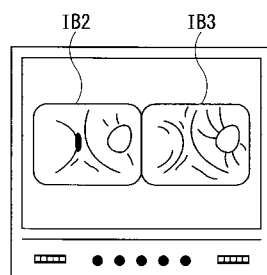
【図 8】



【図 9】

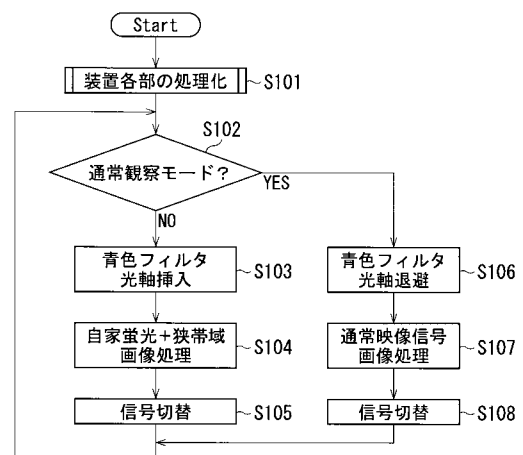


〈通常画像〉

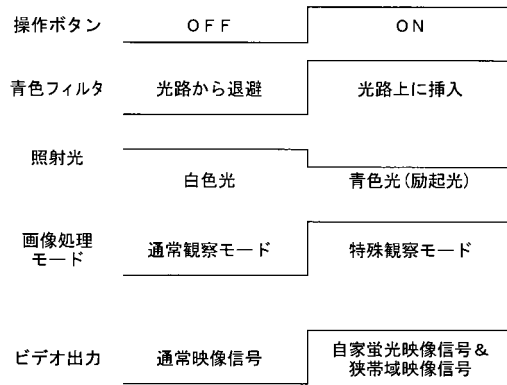


〈狭帯域画像+自家蛍光観察画像〉

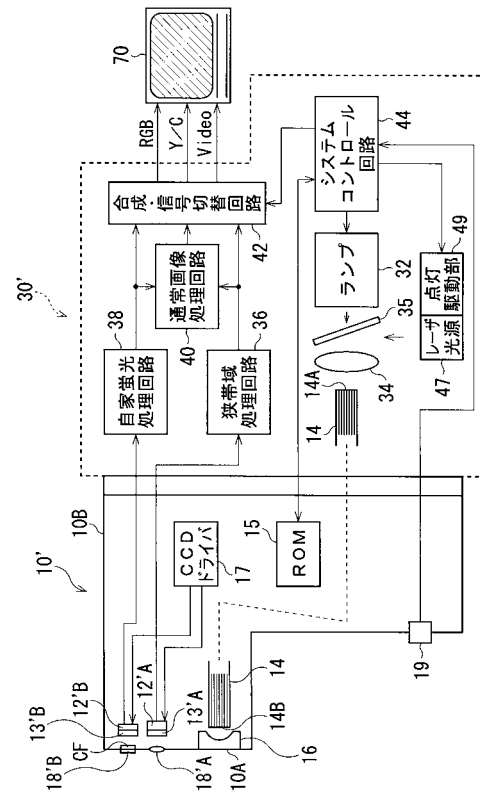
【図 10】



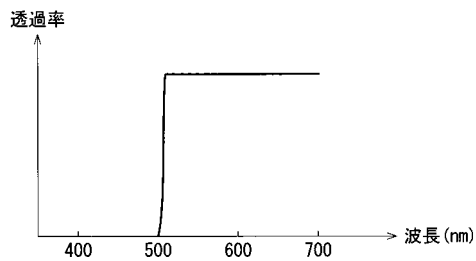
【図 1 1】



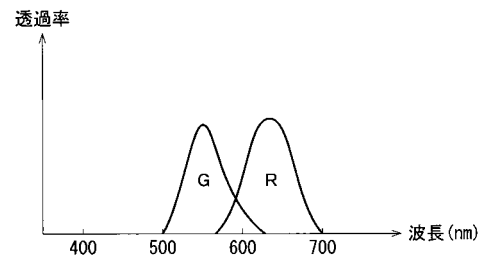
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】

	G	R	G	R
	R	G	R	G
	G	R	G	R
	R	G	R	G

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
H 0 4 N 9/04 (2006.01) H 0 4 N 9/09 A  
H 0 4 N 9/04 Z

(72)発明者 池谷 浩平  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開平05-228109(JP,A)  
特開2004-258497(JP,A)  
特開2005-151077(JP,A)  
特開平06-054792(JP,A)  
特開2003-018467(JP,A)  
特表平10-500588(JP,A)  
特開2002-330919(JP,A)  
特開平10-309282(JP,A)  
特開2003-153850(JP,A)  
特開2002-045330(JP,A)  
特開平11-104061(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4681981B2</a>	公开(公告)日	2011-05-11
申请号	JP2005237392	申请日	2005-08-18
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	池谷浩平		
发明人	池谷 浩平		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B23/24 H04N9/09 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 G02B23/2461 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G01N21/64.Z G02B23/24.B G02B23/24.C H04N9/09.A H04N9/04.Z A61B1/00.511 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA21 2G043/GB18 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM01 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR20 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/XX02 5C065/AA04 5C065/BB30 5C065/BB41 5C065/CC01 5C065/DD18 5C065/EE06		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2007050106A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：分别获得具有高图像质量和足够的颜色再现性的通常图像，NBI图像和自发荧光观察图像。ZSOLUTION：第一CCD 12A，其具有分别布置在其上的第一滤色器13A和第二滤色器13B以及第二CCD 12B，其设置在视频内窥镜10的前端部分10B处。然后，具有500nm或更低波长的光通过二向色棱镜20将第一CCD 12A引导到第一CCD 12A，并且将波长大于500nm的第二光引导到第二CCD 12B。在通常观察模式的情况下，用来自灯32的白光照射观察区域，并且基于从第一CCD读取的图像信号在通常的图像处理电路40中形成全色常用图像信号。图12A和第二CCD 12B。在特殊观察模式中，通过蓝色滤光器48用激发光照射观察区域，以基于从第一CCD 12A读取的图像信号形成NBI图像信号，并且基于该第一CCD 12A形成自发荧光观察图像。从第二CCD 12B读取的图像信号。Z



