

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-6922  
(P2006-6922A)

(43) 公開日 平成18年1月12日(2006.1.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A61B 1/04 372	2H040
G02B 5/20 (2006.01)	G02B 5/20	2H048
G02B 23/24 (2006.01)	G02B 23/24 B	4C061
H04N 9/07 (2006.01)	H04N 9/07 D	5C065

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-151462 (P2005-151462)  
 (22) 出願日 平成17年5月24日 (2005.5.24)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-155273 (P2004-155273)  
 (32) 優先日 平成16年5月25日 (2004.5.25)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000527  
 ペンタックス株式会社  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (72) 発明者 須田 忠明  
 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  
 Fターム(参考) 2H040 CA21 GA02 GA11  
 2H048 AA12 AA18 AA24 AA26  
 4C061 BB01 BB08 CC06 HH54 JJ01  
 JJ06 LL02 MM04 MM05 NN01  
 QQ02 QQ03 QQ07 RR14 SS10  
 TT13

最終頁に続く

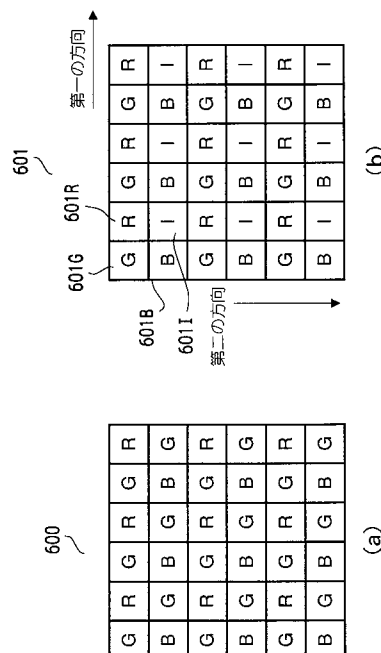
(54) 【発明の名称】 カラーフィルタ、及び、電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 赤外線を用いた観察ができるよう撮像素子に赤外線を透過させ且つ通常観察における赤外線の影響(例えば画質の劣化等)を抑えることができるカラーフィルタを提供する。

【解決手段】 カラー画像を撮像するための撮像素子前面に配置されるカラーフィルタであって、それぞれ異なる波長の電磁波を透過させる特定波長透過フィルタを複数種類有し、複数種類の特定波長透過フィルタが該撮像素子の各画素にそれぞれ対応するようマトリクス状に配列されたカラーフィルタにおいて、複数種類の特定波長透過フィルタの中に赤外線を透過させるものを備える。

【選択図】 図6



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

カラー画像を撮像するための撮像素子前面に配置されるカラーフィルタであって、それぞれ異なる波長の電磁波を透過させる特定波長透過フィルタを複数種類有し、複数種類の前記特定波長透過フィルタが該撮像素子の各画素にそれぞれ対応するようマトリクス状に配列されたカラーフィルタにおいて、

複数種類の前記特定波長透過フィルタの中に赤外線を透過させるものを含んだこと、を特徴とするカラーフィルタ。

## 【請求項 2】

複数種類の前記特定波長透過フィルタには、少なくとも、赤成分の波長の電磁波を透過させる R フィルタ、緑成分の波長の電磁波を透過させる G フィルタ、青成分の波長の電磁波を透過させる B フィルタ、及び、赤外線を透過させる I フィルタが含まれること、を特徴とする請求項 1 に記載のカラーフィルタ。

10

## 【請求項 3】

それぞれ一つの前記 R、G、B、及び、I フィルタを二行×二列のマトリクスとしたフィルタ群を複数有し、複数の前記フィルタ群をマトリクス状に配列したこと、を特徴とする請求項 2 に記載のカラーフィルタ。

## 【請求項 4】

前記 I フィルタが、前記 R フィルタ及び前記 B フィルタに隣接して配置されていること、を特徴とする請求項 3 に記載のカラーフィルタ。

20

## 【請求項 5】

前記 I フィルタが、該二行×二列のマトリクスの中で前記 G フィルタと対角線上に位置するよう配置されていること、を特徴とする請求項 3 又は請求項 4 の何れかに記載のカラーフィルタ。

## 【請求項 6】

複数種類の前記特定波長透過フィルタには、少なくとも、緑及び青成分の波長の電磁波を透過させる C y フィルタ、赤及び青成分の波長の電磁波を透過させる M g フィルタ、赤及び緑成分の波長の電磁波を透過させる Y e フィルタ、緑成分の波長の電磁波を透過させる G フィルタ、及び、赤外線を透過させる I フィルタが含まれること、を特徴とする請求項 1 に記載のカラーフィルタ。

30

## 【請求項 7】

前記 C y、M g、Y e、G、及び、I フィルタをマトリクス状に配列し、該配列の少なくとも一の行又は列に複数の前記 I フィルタを直列に配置したこと、を特徴とする請求項 6 に記載のカラーフィルタ。

## 【請求項 8】

対象物を撮像して画像信号を出力する撮像素子であって、請求項 1 から請求項 7 の何れかに記載された前記カラーフィルタがその前面に配置された撮像素子を有した電子内視鏡と、

該画像信号をモニタ表示可能に処理する画像処理装置と、を備えたこと、を特徴とする電子内視鏡システム。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

発明は、カラー画像を撮像するための撮像素子前面に配置されるカラーフィルタ、及び、このカラーフィルタを有した電子内視鏡システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

内視鏡システムを用いて医者が患者の体腔内を診察するときに、通常の可視光領域の光を体腔内に照射し患部を観察する通常観察と共に、特定の波長の光の照射に対して生体組織の特定の部位から特徴的な光が得られることを利用して、特定の波長の光のみを照射し

50

患部を観察することが提案され実用に供されている。例えば、赤外光を生体組織に照射すると、血管組織やリンパ系組織からのみ反射光が得られる。

【0003】

図5(a)は、電子内視鏡システムの撮像素子としても用いられる従来のCCD素子の構成を示す図である。一般的に、カラーのCCD素子300は、赤外線カットフィルタ301、RGB等のカラーフィルタ302、及びCCDチップ310を備える。一般に、可視光を想定した内視鏡システムでは、白色光により照明された観察部位からの反射光に含まれる赤外線がCCD素子で受光されると、色の再現性に悪影響を及ぼすことが知られている。そのため通常のCCD素子300は、CCDチップ310の上面にカラーフィルタ302を配置しその上面全体に均一に赤外線カットフィルタ301を配置し赤外光を遮断している。

10

【0004】

また特開平11-318806号公報には、内視鏡先端部に信号ケーブルで配線された発光素子を備え付けて特定の波長の光を照射する内視鏡装置が提案されている。

【特許文献1】特開平11-318806号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、患部に対して赤外線を照射することにより、血管の異常等を観察できることが知られている。しかしながら上述したように赤外線は赤外線カットフィルタによって殆ど遮断されてしまうため、撮像素子で受光され得る赤外線の光量は非常に少なくなってしまう。また、例えば赤外線カットフィルタを取り除いた場合、各カラーフィルタが赤外線を必ずしも効率良く透過させるとは限らないため、赤外線照射時に取得される映像の輝度が低くなる。また更に、撮像素子が受光面全域で赤外線を受光してしまうため、通常観察で取得される映像が、全体的に赤みがかかり、劣化してしまう。

20

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、赤外線を用いた観察ができるよう撮像素子に赤外線を透過させ且つ通常観察における赤外線の影響(例えば画質の劣化等)を抑えることができるカラーフィルタ、及び、電子内視鏡システムを提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

30

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係るカラーフィルタは、カラー画像を撮像するための撮像素子前面に配置されるものであって、それぞれ異なる波長の電磁波を透過させる特定波長透過フィルタを複数種類有し、複数種類の特定波長透過フィルタが該撮像素子の各画素にそれぞれ対応するようマトリクス状に配列されたものであり、複数種類の特定波長透過フィルタの中に赤外線を透過させるものを含んだことを特徴とする。

【0008】

なお、上記カラーフィルタにおいて、複数種類の特定波長透過フィルタには、少なくとも、赤成分の波長の電磁波を透過させるRフィルタ、緑成分の波長の電磁波を透過させるGフィルタ、青成分の波長の電磁波を透過させるBフィルタ、及び、赤外線を透過させるIフィルタが含まれ得る。このようなカラーフィルタは、それぞれ一つのR、G、B、及び、Iフィルタを二行×二列のマトリクスとしたフィルタ群を複数有し、これら複数のフィルタ群をマトリクス状に配列したものであっても良い。なお、Iフィルタが、Rフィルタ及びBフィルタに隣接して配置されていても良い。また、Iフィルタが、該二行×二列のマトリクスの中でGフィルタと対角線上に位置するよう配置されていても良い。

40

【0009】

また、上記カラーフィルタにおいて、複数種類の特定波長透過フィルタには、少なくとも、緑及び青成分の波長の電磁波を透過させるCyフィルタ、赤及び青成分の波長の電磁波を透過させるMgフィルタ、赤及び緑成分の波長の電磁波を透過させるYeフィルタ、緑成分の波長の電磁波を透過させるGフィルタ、及び、赤外線を透過させるIフィルタが

50

含まれ得る。このようなカラーフィルタは、C y、M g、Y e、G、及び、I フィルタをマトリクス状に配列したものであって、該配列の少なくとも一の行又は列に複数のI フィルタを直列に配置したものであっても良い。

【0010】

また、上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡システムは、対象物を撮像して画像信号を出力する撮像素子であって、上記カラーフィルタがその前面に配置された撮像素子を有した電子内視鏡と、該画像信号をモニタ表示可能に処理する画像処理装置とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明のカラーフィルタを採用すると可視光線及び赤外線双方を効率良く通過させることができるため、電子内視鏡システムにおいて、赤外線を照明光としたときに術者に良好な映像を観察させることが可能となる共に、通常観察においては赤外線の影響（例えば画質の劣化等）を抑えることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明の内視鏡システムでは、キセノンランプやハロゲンランプの光により患部を照射する通常観察と、特定の波長の光を放射する蓄光デバイスの照射光による観察の2種類の観察が想定されている。基本となる照射光の光源にはランプが使用され、副次的な照射光の光源として蓄光ガラスが使用される。

【0013】

最初に、内視鏡システムの構成と通常観察時の各部の動作について説明する。図1は、本発明の内視鏡システム100の概略図である。内視鏡システム100は、内視鏡1とプロセッサ2を備える。プロセッサ2は、ランプ3と集光レンズ4を備える。ランプ3には、キセノンランプやハロゲンランプが使用される。

【0014】

図1を用いて、通常観察時の内視鏡システム100の処理について説明する。プロセッサ2に備えられた「第一の光源」としてのランプ3から発光された「照射光」としての光は、集光レンズ4でライトガイド5の入射端に集光されて内視鏡1に伝送される。内視鏡1に伝送された光は、内視鏡1に挿通されたライトガイド5を介して内視鏡先端部6に伝送され、「対象物」としての観察部位を照射する。観察部位の光学像は内視鏡先端部6に備えられた図1に示されない撮像素子により撮像されて画像信号14に変換され、画像信号14は内視鏡1に挿通された信号ケーブル11を介してプロセッサ2に伝送され、図1に示されない画像処理回路にてモニタ表示用の映像信号13に変換処理される。その後、映像信号13はモニタ12に伝送され観察部位の映像が表示される。

【0015】

図2は、本発明の内視鏡先端部6の概略図である。内視鏡1は、内視鏡先端部6、ライトガイド5、ガラス板15と図2では示されない撮像素子を備える。内視鏡先端部6は、対物レンズ7、配光レンズ8、カンシロ9を備える。ライトガイド5により伝送された光は、出射端側で分岐されたライトガイド5を介してそれぞれの配光レンズ8に到達して観察部位を照射する。照射された観察部位からの反射光は対物レンズ7に入射し、対物レンズ7により観察部位の光学像が図2では示されない撮像素子の受光面に結像される。カンシロ9は、観察部位付近のものに医療処置を施す処置具類を引き出す為に設けられた穴である。

【0016】

図3は、本発明の内視鏡先端部6を内視鏡1の側面から見た概略図である。内視鏡1は、内視鏡先端部6、ライトガイド5、「撮像手段」としての撮像素子10、信号ケーブル11、ガラス板15を備える。図3では、撮像素子10は、内視鏡先端部6内に配置され対物レンズ7からの光を受光する。この撮像素子10は、CCD素子などが好ましい。対物レンズ7からの光は、撮像素子10で撮像され画像信号14に変換される。画像信号1

10

20

30

40

50

4 は、信号ケーブル 11 によってプロセッサ 2 に伝送される。プロセッサ 2 において、画像信号 14 は後述の処理（段落 0029 及び 0030 参照）と同様の信号処理が施されて映像信号に変換され、モニタ 12 に出力されて映像として表示される。

【0017】

次に蓄光デバイスの照射による患部の観察時について説明する。まず蓄光デバイスとは何かについて説明する。蓄光デバイスとは、光をある一定時間照射されることにより光のエネルギーを蓄え、その蓄えられたエネルギーにより一定時間、可視光、赤外線、及び紫外線などの所定の波長の電磁波を放出するものである。また蓄光デバイスは、電気ケーブルやライトガイドなどの有線方式のエネルギー供給を必要としない、独立して配置可能なデバイスである。この蓄光デバイスとしては、蓄光ガラスなどが知られている。また蓄光ガラスは、その組成成分を変える事により、任意の波長の電磁波を照射することが可能となっている。本実施形態において蓄光ガラスの発する波長は、主に赤外線付近、紫外線付近の波長域が想定されている。

10

【0018】

次に蓄光ガラスが配置される場所について説明する。蓄光ガラスは、ランプ 3 の光が一定時間照射され且つ蓄光ガラスから発生する電磁波を対物レンズ 7 で観察可能な部位に照射できる所なら基本的には内視鏡システム 100 のどこに配置されても良い。本実施例では、内視鏡先端部 6 の先端に蓄光ガラスで形成されたガラス板 15 を取り付けすることを主に想定している（図 2 参照）。またこのガラス板 15 は、内視鏡先端部 6 に取り付けが容易であるように、カバーガラス形状としてもよい。更に、カバーガラスの一部を蓄光ガラスで形成する構成としても良い。このガラス板 15 には、光が通過できるように内視鏡先端部 6 の対物レンズ 7、配光レンズ 8、及びカンシロ 9 に相当する位置に穴が開けられている。また、蓄光ガラスで形成された、配光レンズ 8（図 2 参照）、集光レンズ 4（図 1 参照）、ライトガイド 5（図 1 参照）の少なくとも一つを光源として使用する構成としても良い。またガラス板 15 を取り付けず、内視鏡先端部 6 の一部を蓄光ガラスにしても良い。

20

【0019】

次に蓄光ガラスを光源に使用した場合の内視鏡システムの動作について説明する。条件としてガラス板 15、配光レンズ 8、集光レンズ 4、ライトガイド 5 の少なくとも一つが「第二の光源」としての蓄光ガラスで形成されているものとする。まずに、ランプ 3 により集光レンズ 4 が照射され、照射された光が集光レンズ 4 及びライトガイド 5 を介して内視鏡先端部 6 に伝送されることが一定時間行われる（図 1 参照）。内視鏡先端部 6 に伝送された光は、配光レンズ 8 を通過して、対象物を一定時間照射する。このときの対象物は何でも良い。一定時間照射することにより、蓄光デバイスであり得るガラス板 15、配光レンズ 8、集光レンズ 4、ライトガイド 5 の何れかに光のエネルギーが蓄えられる。

30

【0020】

蓄光デバイスを光源として用いた観察を行う場合、先ず、ランプ 3 を発光させてガラス板 15 等の蓄光デバイスに受光させる。ガラス板 15 等の蓄光デバイスは、その状態が、蓄積される光エネルギー量に応じて基底状態から励起状態に向かって徐々に変化していく。術者は、患部を照射するのに十分なエネルギーが蓄光デバイスに蓄えられたと判断した時点でランプ 3 の電源を OFF にする。なお、電源を OFF すべきタイミングは、蓄光デバイスの組成成分や形状、サイズ等の各パラメータに基づいて予め決まっている。このため、術者は、適切なタイミングで電源を OFF させることができる。光エネルギーの供給が遮断されると、蓄光デバイスは、基底状態に戻ろうと作用して、途中、長い準安定な期間をもって発光する。すなわちガラス板 15、配光レンズ 8、集光レンズ 4、又は、ライトガイド 5 等は、基底状態に戻る過程で特定波長の光（赤外線付近や、紫外線付近等）を放射する。これにより、特定波長の光で患部が照射され、赤外線や紫外線等を用いた患部の観察を行うことが可能となる。

40

【0021】

本実施の形態では、赤外線や紫外線等の放射に電氣的エネルギーが不要なため、これら

50

の特定波長を放射する光源専用の信号ケーブルを備える必要がなくなる。従って内視鏡を細径化させることが可能となり、又、断線などによるエネルギー供給の不備もなくなる。また、内視鏡に不可欠な構成（ガラス板 15、配光レンズ 8、集光レンズ 4、又は、ライトガイド 5 等）を光源として使用しているため、上記特定波長専用の光源を新たに追加する必要がなく、構成の簡略化、コストダウン等が達成され得る。また更に、上記特定波長のフィルタを光路中に設ける必要がない点からも、構成の簡略化、コストダウン等が達成され得る。

#### 【 0 0 2 2 】

ガラス板 15、配光レンズ 8、集光レンズ 4、ライトガイド 5 などの光学部品は電気配線などの接続物が極めて少ないため取り外しが簡単であり、観察したい患部の種類に応じて異なる波長の電磁波を放出する蓄光ガラスに取り替えることにより、簡単に所望の波長の電磁波を照射することが可能となる。

10

#### 【 0 0 2 3 】

なお蓄光デバイスからの光の強度は大きくない為、これを照明光として用いた場合、撮像素子 10 から出力された画像信号の強度（信号レベル）が、後述されるように、プロセッサ 2 において所定のレベルとなるように通常観察時の画像信号と比べて増幅されている。なお、ここでいう所定のレベルとは、蓄光デバイスを光源として用いたときの映像を、通常観察時の映像に対して遜色のない明るさでモニタに表示させるための画像信号の強度レベルに相当する。

#### 【 0 0 2 4 】

次に赤外線を放射する蓄光デバイスを用いた内視鏡システムの画像信号の強度調整について説明する。最初に内視鏡システムの制御系の構成について説明し、次に蓄光デバイスによる照射時の画像信号 14 の増幅方法について説明する。以下蓄光デバイスは、主に赤外線領域の電磁波（光）を放射するものとして説明を行う。

20

#### 【 0 0 2 5 】

図 4 は、内視鏡システム 100 の制御系の詳細図である。図 4 は、図 1 には示されていない制御系の構成を主に追加したものである。内視鏡システム 100 は、内視鏡 1、プロセッサ 2 を備える。内視鏡 1 は、対物レンズ 7、配光レンズ 8、ガラス板 15、撮像素子 10、CCD 制御回路 18 を備える。

#### 【 0 0 2 6 】

またプロセッサ 2 は、ランプ 3、集光レンズ 4、ランプ制御回路 20、絶縁回路 23、画像信号処理回路 24、アンプ 25、メモリ 28、ビデオ画像処理回路 31、制御部 32 を備える。そしてプロセッサ 2 の外部には、キーボードなどの外部入力インターフェイス 39 があり、制御部 32 に接続されている。なお、制御部 32 は、ランプ 3 の電源が ON されていると判定したときには使用光源が当該ランプ 3 であると判断し、以下に説明される画像信号の強度調整処理（段落 0031 から 0033 参照）を実行しない。これに対して、ランプ 3 の電源が OFF されていると判定したときには使用光源がガラス板 15 等の蓄光デバイスであると判断し、強度調整処理を実行する。

30

#### 【 0 0 2 7 】

配光レンズ 8 は、通常観察時にはプロセッサ 2 内に配置されたランプ 3 から伝送されてきた光を観察対象物に照射することを行う。また、配光レンズ 8 は、蓄光ガラスで形成されており、ランプ 3 の電源 OFF 後には、光を観察対象物に照射する光源の一つとしても機能する。蓄光ガラスで形成されたガラス板 15 は、ランプ 3 が照射されている間に光エネルギーを蓄え、ランプ 3 の電源 OFF 後には、光を観察対象物に照射する主な光源として機能する。

40

#### 【 0 0 2 8 】

対物レンズ 7 は、観察対象物からの反射光を集光して撮像素子 10 に光を導く。撮像素子 10 は、対物レンズ 7 からの光を受光して、光電変換を行い画像信号 14 を出力する。

#### 【 0 0 2 9 】

撮像素子 10 から出力された画像信号 14 は、CCD 制御回路 18 を経由してプロセッ

50

サ 2 に伝送される。画像信号 1 4 は、絶縁回路 2 3 で電氣的に絶縁された状態で伝送され、画像信号処理回路 2 4 に入力する。画像信号処理回路 2 4 に入力された画像信号 1 4 は、所定の信号処理を施された後アンプ 2 5 に入力されその強度が増幅される。図 4 においては、アンプ 2 5 に入力される画像信号 1 4 は色分離処理されており、アンプ 2 5 として赤成分の信号を増幅するアンプ 2 5 R、緑成分の信号を増幅するアンプ 2 5 G、青成分の信号を増幅するアンプ 2 5 B、及び赤外線信号を増幅するアンプ 2 5 I が示されている。ランプ 3 によって白色光が照射される通常観察時に、画像信号 1 4 の各色成分を増幅するために、3 種類の可視光領域のアンプ 2 5 R、2 5 G、2 5 B が配設されている。ここでは、赤外線を放射する蓄光デバイスによる照射時を想定しているため、アンプ 2 5 I によって画像信号 1 4 I の増幅が行われる。

10

**【 0 0 3 0 】**

使用光源がランプ 3 であると判断した場合、制御部 3 2 は、アンプ 2 5 R、2 5 G、2 5 B を制御する。これにより、各アンプ 2 5 R、2 5 G、2 5 B は、それぞれ、制御部 3 2 からの増幅信号 3 3 R、3 3 G、3 3 B に基づいて各色成分の信号（画像信号 1 4 の各色成分 1 4 R、1 4 G、1 4 B）を所定の明るさの映像信号 1 3 が得られるように増幅する。増幅された画像信号はデジタルデータとしてメモリ 2 8 に格納されたのちビデオ画像処理回路 3 1 に送信される。ビデオ画像処理回路 3 1 において、画像信号 1 4 は、モニタ表示用の映像信号 1 3 に変換され、モニタ 1 2 に出力されて通常観察の映像として表示される。

**【 0 0 3 1 】**

次に蓄光デバイスによる照射時の画像信号 1 4 I の増幅処理（画像信号の強度調整処理）について説明する。第一の方法として、撮像素子 1 0 の電子シャッタ機能によって画像信号 1 4 I の強度を所定のレベルに調整（増幅）させるものがある。使用光源がガラス板 1 5 等の蓄光デバイスであると判定した場合、制御部 3 2 は、例えば撮像素子 1 0 から出力される画像信号 1 4 I の強度を検出し、その検出結果に基づいて CCD 制御回路 1 8 を制御する。CCD 制御回路 1 8 は、制御部 3 2 の制御に基づいて撮像素子 1 0 の駆動タイミングを制御し、撮像素子 1 0 から出力される画像信号 1 4 I の強度が所定のレベルとなるように、撮像素子 1 0 の受光面の露光時間を調整する（具体的には露光時間を長く設定する。また別の言い方をすると、シャッタスピードを低速にする）。これにより、蓄光デバイスの照射光による観察において、通常観察時と同等な明るさの映像信号 1 3 の取得が

20

30

**【 0 0 3 2 】**

第二の方法として、アンプ 2 5 I の増幅率を適切に設定することによって画像信号 1 4 I の強度を所定のレベルに調整させるものがある。使用光源がガラス板 1 5 等の蓄光デバイスであると判断した場合、制御部 3 2 は、例えば撮像素子 1 0 から出力される画像信号 1 4 I の強度を検出し、その検出結果に基づいて、アンプ 2 5 I から出力される画像信号 1 4 I の強度が所定のレベルとなるように、アンプ 2 5 I における信号の増幅率を設定する。これにより、蓄光デバイスの照射光による観察において、通常観察時と同等な明るさの映像信号 1 3 の取得が可能となる。

**【 0 0 3 3 】**

第三の方法として、撮像素子 1 0 の電子シャッタ機能及びアンプ 2 5 I による画像信号の増幅処理の両方によって画像信号 1 4 I の強度を所定のレベルに調整させるものがある。使用光源がガラス板 1 5 等の蓄光デバイスであると判断した場合、制御部 3 2 は、例えば撮像素子 1 0 から出力される画像信号 1 4 I の強度を検出し、その検出結果に基づいて自身に内蔵されている ROM 等に保存された組合せデータを読み出す。前記の ROM には、組合せデータとして、段階的な値のデータであって、制御部 3 2 によって検出され得る画像信号 1 4 I の強度データが複数保存されている。また更に、これらの強度データの各々に関連付けられて、シャッタスピードの設定値及びアンプ 2 5 I における信号の増幅率のデータが保存されている。制御部 3 2 は、アンプ 2 5 I から出力される画像信号 1 4 I の強度が所定のレベルとなるように、読み出された組合せデータに基づいて CCD 制御回

40

50

路18及びアンプ25Iを制御する。なお、シャッタスピードの設定値及びアンプ25Iにおける信号の増幅率を、術者が、外部入力インターフェイス39(キーボード)によって設定するようにしても良い。

#### 【0034】

次に、通常観察に加えて蓄光デバイスにより赤外線照射された患部の観察に対応するために、撮像素子10に備えられたカラーフィルタについて説明を行う。図5(b)は、撮像素子10の構成を示す図である。撮像素子10は、カラーフィルタ501、CCDチップ502を備える。カラーフィルタ501は、対物レンズ7によって集光された電磁波を受信し、所定の各波長の電磁波を透過させる。そして透過してきた電磁波をCCDチップ502は受光する。ここでは、蓄光デバイスが放射する電磁波は赤外線であるので、CCDチップ502で受信される電磁波は可視光線と赤外線を想定している。

10

#### 【0035】

カラーフィルタ501には、可視光線用のRGBのフィルタ構造に赤外線用のフィルタ構造又は可視光線用のCMYのフィルタ構造に赤外線用のフィルタを追加したものの、の2種類が主に考えられる。

#### 【0036】

図6(a)は、既に知られている従来の原色のRGB形式のカラーフィルタ600を示す。図6(b)は、本願のRGBI形式のカラーフィルタ601を示す。カラーフィルタ601は、緑成分の波長の電磁波を透過するGフィルタ601G、赤成分の波長の電磁波を透過するRフィルタ601R、青成分の波長の電磁波を透過するBフィルタ601B等の可視光用フィルタ、及び赤外線の波長の電磁波を透過するIフィルタ601Iを有する。なおIフィルタ601Iは、赤外線を効率良く透過する機能を有すればよく、例えば何もフィルタを付けない状態も含む。また、Rフィルタ601R、Gフィルタ601G、及び、Bフィルタ601Bの前面には、図示しない赤外線カットフィルタが備えられており、これらのフィルタに入射し得る赤外線は、撮像素子10において実質的に受光されないものとする。

20

#### 【0037】

図6(b)では、各フィルタは正方格子状に配列されている。正方格子の上辺に平行であり、図上右側に向かう方向を「第一の方向」、第一の方向に直角する方向を、「第二の方向」の方向と定義する。またR、G、B、及びIフィルタは、二行×二列のマトリクスを一単位として、その配列を繰り返すようにして配列される。

30

#### 【0038】

図6(b)からわかるように、Iフィルタは、Rフィルタ及びBフィルタに隣接して配列される。またIフィルタは、Gフィルタと点接触して配列される(別の言い方をすると、Iフィルタは、上記二行×二列のマトリクスにおいてGフィルタと対角に位置する)。またRフィルタ601Rは、Gフィルタ601Gの第一の方向側に隣接して配列され、Bフィルタ601Bは、Gフィルタ601Gの第二の方向側に隣接して配列されている。そしてIフィルタ601Iは、Rフィルタ601Rの第二の方向側に隣接して、及びBフィルタ601Bの第一の方向側に隣接して配列されている。また、図6(a)上のR、G、Bフィルタの配列単位のうち重複するGフィルタの1つをIフィルタに取り替えた配列をとっている。このことにより、撮像素子10において、通常観察時に必要なRGBの画素信号が得られると共に、蓄光デバイスによる赤外線照射時にも画素信号が得られる構成となっている。

40

#### 【0039】

上記のように、各フィルタを配列することにより赤外線専用のフィルタが設置されたため、赤外線を効率良く受信することが可能となる。なお本願明細書では、正方格子状のフィルタ配列について説明を行ってきたが、正方格子の方向を45度傾けた配列である八二カム配列についても上記と同様の配列が有効である。

#### 【0040】

図7(a)は、既に知られている従来の補色のCMY形式のカラーフィルタ700を示

50

す。図7(b)は、CMYI形式のカラーフィルタ701を示す。カラーフィルタ701は、緑及び青成分の波長の電磁波を透過するCyフィルタ701Cy、赤及び緑成分の波長の電磁波を透過するYeフィルタ701Ye、赤及び青成分の波長の電磁波を透過するMgフィルタ701Mg、緑成分の波長の電磁波を透過するGフィルタ701G等の可視光用フィルタ、及び赤外線の波長の電磁波を透過するIフィルタ701Iを有する。Cyフィルタ701Cy、Yeフィルタ701Ye、Mgフィルタ701Mg、及び、Gフィルタ701Gの前面には、図示しない赤外線カットフィルタが備えられており、これらのフィルタに入射し得る赤外線は、撮像素子10において実質的に受光されないものとする。

#### 【0041】

10

「第一の方向」、「第二の方向」は図6(b)と同様に定義される。複数のIフィルタ701Iが、第二の方向の方向に沿ってCMY形式のカラーフィルタの配列単位間に直列に配置されている(図7(b)参照)。また図示されていないが、複数のIフィルタ701Iが第一の方向に沿ってCMY形式のカラーフィルタの配列単位間に直列に配置されてもよい。また図ではIフィルタ701Iは、連続して配列されているが、一部間欠して断続的に配置されても良い。図7(b)のフィルタ配列は、図6(b)のフィルタ配列に比べて、撮像素子10において赤外線を受光する画素の割合が多くなるので、赤外線に対する感度が高くなる。

#### 【0042】

上記のように、Iフィルタ701Iを効率よく配列することにより、多数の赤外線専用のフィルタが設置可能となるため、赤外線を効率良く受光することが可能となる。可視光による通常の観察時における色の再現性を改善するために、上述したように、撮像素子10上の可視光用フィルタのみに更に赤外線カットフィルタを装着することが可能となっている。なお蓄光デバイスが赤外線を照射する場合について説明を行ったが、本発明の形態は、赤外線以外の特定波長の電磁波を照射する観察の場合にも適用できる。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0043】

【図1】図1は、本発明の内視鏡システム100の概略図である。

【図2】図2は、本発明の内視鏡先端部6の概略図である。

【図3】図3は、本発明の内視鏡先端部6を内視鏡1の側面から見た概略図である。

30

【図4】図4は、内視鏡システム100の制御系の詳細図である。

【図5】図5(a)は、従来のCCD素子の構成を示す図である。図5(b)は、本発明の撮像素子10の構成を示す図である。

【図6】図6(a)は、既に知られているRGB形式のカラーフィルタ600を示す。図6(b)は、本発明のRGBI形式のカラーフィルタ601を示す。

【図7】図7(a)は、既に知られているCMY形式のカラーフィルタ700を示す。図7(b)は、本発明のCMYI形式のカラーフィルタ701を示す。

#### 【符号の説明】

#### 【0044】

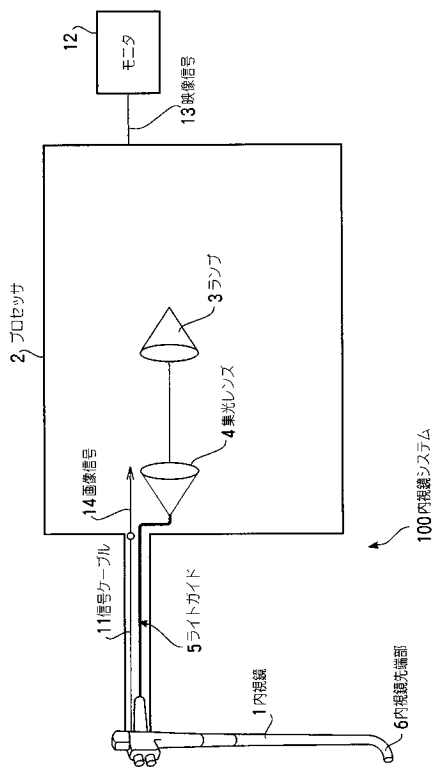
- 1 内視鏡
- 2 プロセッサ
- 3 ランプ
- 4 集光レンズ
- 5 ライトガイド
- 6 内視鏡先端部
- 7 対物レンズ
- 8 配光レンズ
- 9 カンシ口
- 10 撮像素子
- 11 信号ケーブル

40

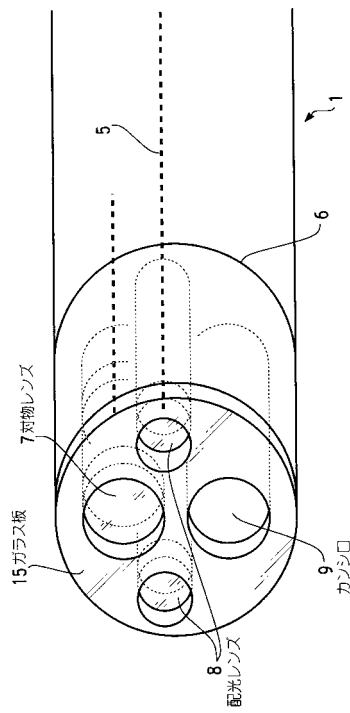
50

- 1 2 モニタ
- 1 3 映像信号
- 1 4 画像信号
- 1 5 ガラス板
- 2 5 アンブ
- 1 0 0 内視鏡システム
- 6 0 1 R G B I 式カラーフィルタ
- 7 0 1 C M Y I 式カラーフィルタ

【 図 1 】

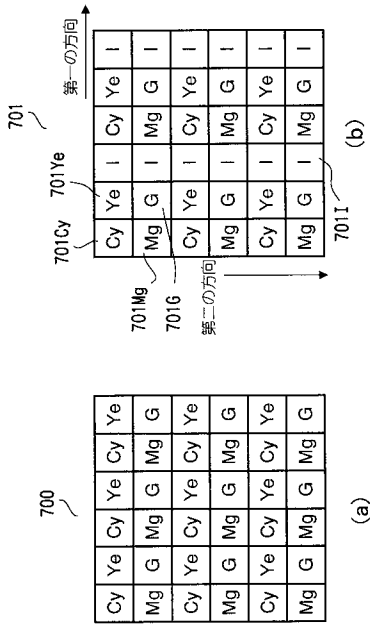


【 図 2 】





【 図 7 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 5C065 AA04 BB41 CC01 CC02 DD02 DD17 EE05 EE06 EE07 EE10  
EE16 EE19 FF05

专利名称(译)	彩色滤光片和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006006922A</a>	公开(公告)日	2006-01-12
申请号	JP2005151462	申请日	2005-05-24
[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		
[标]发明人	須田 忠明		
发明人	須田 忠明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B5/20 G02B23/24 H04N9/07		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B5/20 G02B23/24.B H04N9/07.D A61B1/04.531 A61B1/05 G02B5/20.101		
F-TERM分类号	2H040/CA21 2H040/GA02 2H040/GA11 2H048/AA12 2H048/AA18 2H048/AA24 2H048/AA26 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/MM04 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/RR14 4C061/SS10 4C061/TT13 5C065/AA04 5C065/BB41 5C065/CC01 5C065/CC02 5C065/DD02 5C065/DD17 5C065/EE05 5C065/EE06 5C065/EE07 5C065/EE10 5C065/EE16 5C065/EE19 5C065/FF05 2H148/BD02 2H148/BD03 2H148/BG11 2H148/BH01 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/MM04 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/RR14 4C161/SS06 4C161/SS10 4C161/TT13		
优先权	2004155273 2004-05-25 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种滤色器，该滤色器能够将红外线透射到图像拾取元件，从而可以进行使用红外线的观察并且抑制红外线在正常观察中的影响（例如，图像质量的劣化）。滤色器布置在用于拾取彩色图像的图像拾取装置的前表面上，该滤色器具有用于传输不同波长的电磁波的多钟类型的特定波长透射滤光器。布置成矩阵以对应于图像传感器的每个像素的滤色器包括透射红外线的多种类型的特定波长透射滤光器。[选择图]图6

