

(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2016-209622

(P2016-209622A)

(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 D	

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2016-144055 (P2016-144055)	(71) 出願人	000113263 H O Y A 株式会社
(22) 出願日	平成28年7月22日 (2016. 7. 22)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号
(62) 分割の表示	特願2012-180902 (P2012-180902) の分割	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
原出願日	平成24年8月17日 (2012. 8. 17)	(74) 代理人	100169856 弁理士 尾山 栄啓
		(74) 代理人	100183760 弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	横内 文香 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内
		(72) 発明者	田中 千成 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号 H O Y A 株式会社内

最終頁に続く

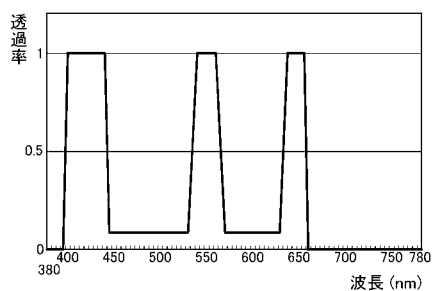
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システムおよび内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】狭帯域光による特定の生体構造の観察を行う場合に、情報の欠落を防ぐとともに、画像の明るさおよびコントラストを向上させる。

【解決手段】電子内視鏡システムは、光源と、可視光領域を含む連続的な波長域中の複数の特定波長の各々に透過ピークを有する光学フィルタと、光学フィルタを介した照射光によって照射された被写体からの反射光を受光する固体撮像素子と、固体撮像素子が出力する撮像信号を処理してモニタ表示可能なカラー画像を生成する画像生成手段とを有する。複数の特定波長は、420nm付近、550nm付近及び650nm付近である。また、光学フィルタは、各特定波長の透過ピーク間の波長域において、一定の透過率であって、0よりも高くかつ該透過ピークの半値よりも低い透過率を有し、各特定波長の透過ピーク間の波長域の透過率が、該各特定波長の透過ピーク間以外の波長域の透過率よりも高い。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

可視光領域を含む光を放射する光源と、
可視光領域を含む連続的な波長域中の複数の特定波長の各々に透過ピークを有する光学フィルタと、
前記光学フィルタを介した照射光によって照射された被写体からの反射光を受光するカラーの固体撮像素子と、
前記固体撮像素子が出力する撮像信号を処理してモニタ表示可能なカラー画像を生成する画像生成手段と、
を有し、

10

前記複数の特定波長は、

420nm付近、550nm付近及び650nm付近であり、

前記光学フィルタは、

各前記特定波長の透過ピーク間の波長域において、一定の透過率であって、0よりも高くかつ該透過ピークの半値よりも低い透過率を有し、

前記各特定波長の透過ピーク間の波長域の透過率が、該各特定波長の透過ピーク間以外の波長域の透過率よりも高い、
電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光学フィルタは、

各前記特定波長の透過ピーク間の波長域において、一定の透過率であって、前記透過ピークの5%～10%の範囲に収まる透過率を有する、
請求項1に記載の電子内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記光源の照射光路に対して前記光学フィルタを挿入し又は退避させる光学フィルタ切替手段と、

ユーザによる入力操作を受け付ける操作手段と、
を更に有し、

前記光学フィルタ切替手段は、

前記操作手段が受け付けた入力操作に従って前記光学フィルタを前記照射光路に挿入し、又は該照射光路から退避させる、
請求項1または請求項2に記載の電子内視鏡システム。

30

【請求項 4】

可視光領域を含む光を放射する光源と、
可視光領域を含む連続的な波長域中の複数の特定波長の各々に透過ピークを有する光学フィルタと、
を有し、

前記複数の特定波長は、

420nm付近、550nm付近及び650nm付近であり、

前記光学フィルタは、

各前記特定波長の透過ピーク間の波長域において、一定の透過率であって、0よりも高くかつ該透過ピークの半値よりも低い透過率を有し、

前記各特定波長の透過ピーク間の波長域の透過率が、該各特定波長の透過ピーク間以外の波長域の透過率よりも高い、
内視鏡用光源装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、被写体のカラー画像を観察するための電子内視鏡システムおよび内視鏡用光源装置に関連し、詳しくは、特定の生体構造を術者に観察させるのに好適な電子内視鏡

50

システムおよび内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の体腔内を診断するためのシステムとして、電子内視鏡システムが一般に知られ、実用に供されている。また、電子内視鏡システムには、特定の生体構造の組織情報を視認するために、該特定の生体構造に高い吸収特性を持つ波長域の光を透過させる狭帯域フィルタを通して被写体を照射し、その散乱成分を受光して特定の生体構造を強調する分光画像を生成する機能を搭載したものが知られている。

【0003】

このような狭帯域光による観察を行う内視鏡装置の一例が、特許文献1に記載される。特許文献1に記載の内視鏡装置では、照明光の少なくとも一つ以上の波長領域の帯域を狭めるよう制限する狭帯域フィルタを照明光供給手段から撮像手段に至る光路上に配設し、狭帯域の光により得られる被写体の離散的な分光分布のバンド像を撮像手段に結像させる構成となっている。このような内視鏡装置を用いることにより、被写体の特定の生体構造の組織情報を層レベルで分離して視認することが可能となり、生体構造の組織表面近くの所望の深部の組織情報を得ることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許3583731号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に記載の内視鏡装置では、照明光が離散的な分光分布とされるために、透過される主波長以外の波長領域においては情報を得ることができず、情報が欠落してしまう可能性がある。また、狭帯域フィルタにより照明光の透過領域が限定されることによって、光量が少なくなり、得られる画像の明るさが暗くなってしまうという欠点も指摘される。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、狭帯域光により特定の生体構造の観察を行う場合に、情報の欠落を防ぐとともに、画像の明るさおよびコントラストを向上させることが可能な電子内視鏡システムおよび内視鏡用光源装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一形態に係る電子内視鏡システムは、可視光領域を含む光を放射する光源と、可視光領域を含む連続的な波長域中の少なくとも2つの特定波長に透過ピークを有し、該少なくとも2つの特定波長の透過ピーク間において0よりも高くかつ該透過ピークの半値よりも低い透過率を有し、少なくとも2つの特定波長の透過ピーク間以外の波長域の透過率が0である、光学フィルタと、光学フィルタを介した照射光によって照射された被写体からの反射光を受光するカラーの固体撮像素子と、固体撮像素子が出力する撮像信号を処理してモニタ表示可能なカラー画像を生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする。

40

【0008】

本発明に係る光学フィルタを介して被写体を照射した場合、明るさおよびコントラストが向上した分光画像を生成してモニタの表示画面に表示させることができる。さらに、特定波長の透過ピーク間の波長領域における情報を取得することができるため、情報の欠落を防ぐことも可能となる。

【0009】

また、上記少なくとも2つの特定波長はヘモグロビンの吸収が大きい帯域である420

50

n m付近を含んでも良い。これにより、表層付近および深層の血管構造を観察することが可能となる。

【0010】

また、本発明の電子内視鏡システムは、光源の照射光路に対して光学フィルタを挿入し又は退避させる光学フィルタ切替手段、およびユーザによる入力操作を受け付ける操作手段を更に有してもよい。さらに、光学フィルタ切替手段は、操作手段が受け付けた入力操作に従って光学フィルタを照射光路に挿入し、又は該照射光路から退避させても良い。このように光学フィルタを照射光路から必要に応じて退避させることで、通常のカラ画像を表示画面に表示させることが可能となる。

【0011】

さらに、本発明により、可視光領域を含む光を放射する光源と、可視光領域を含む連続的な波長域中の少なくとも2つの特定波長に透過ピークを有し、該少なくとも2つの特定波長の透過ピーク間において0よりも高くかつ該透過ピークの半値よりも低い透過率を有し、少なくとも2つの特定波長の透過ピーク間以外の波長域の透過率が0である、光学フィルタと、を有することを特徴とする内視鏡用光源装置が提供される。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、狭帯域光により特定の生体構造の観察を行う場合に、情報の欠落を防ぐとともに画像の明るさおよびコントラストを向上させることができる電子内視鏡システムおよび内視鏡用光源装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】本発明の実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施形態のプロセッサが有する光学フィルタの分光特性を示す図である。

【図4】光学フィルタ213を介して被写体を照射した場合と介さずに被写体を照射した場合の各観察画像を示す図である。

【図5】別の実施形態のプロセッサが有する光学フィルタの分光特性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態の電子内視鏡システムについて説明する。

【0015】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム1の外観図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、被写体を撮影するための電子スコープ100を有している。電子スコープ100は、可撓性を有するシース（外皮）11aによって外装された可撓管11を備えている。可撓管11の先端には、硬質性を有する樹脂製筐体によって外装された先端部12が連結されている。可撓管11と先端部12との連結箇所にある湾曲部14は、可撓管11の基端に連結された手元操作部13からの遠隔操作（具体的には、湾曲操作ノブ13aの回転操作）によって屈曲自在に構成されている。この屈曲機構は、一般的な電子スコープに組み込まれている周知の機構であり、湾曲操作ノブ13aの回転操作に連動した操作ワイヤの牽引によって湾曲部14を屈曲させるように構成されている。先端部12の方向が上記操作による屈曲動作に応じて変わることにより、電子スコープ100による撮影領域が移動する。

【0016】

図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、プロセッサ200を有している。プロセッサ200は、電子スコープ100からの信号を処理する信号処理装置と、自然光の届かない体腔内を電子スコープ100を介して照射する光源装置とを一体に備えた装置である。別の実施形態では、信号処理装置と光源装置とを別体で構成してもよい。

【0017】

10

20

30

40

50

プロセッサ 200 には、電子スコープ 100 の基端に設けられたコネクタ部 10 に対応するコネクタ部 20 が設けられている。コネクタ部 20 は、コネクタ部 10 に対応する連結構造を有し、電子スコープ 100 とプロセッサ 200 とを電氣的にかつ光学的に接続するように構成されている。

【0018】

図 2 は、電子内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。図 2 に示されるように、電子内視鏡システム 1 は、所定のケーブルを介してプロセッサ 200 に接続されたモニタ 300 を有している。なお、図 1 においては、図面を簡略化するため、モニタ 300 を図示省略している。

【0019】

図 2 に示されるように、プロセッサ 200 は、システムコントローラ 202、タイミングコントローラ 204 を有している。システムコントローラ 202 は、電子内視鏡システム 1 を構成する各要素を制御する。タイミングコントローラ 204 は、信号の処理タイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム 1 内の各種回路に出力する。

【0020】

ランプ 208 は、ランプ電源イグナイタ 206 による始動後、主に可視光領域から不可視である赤外光領域に広がるスペクトルを持つ光（又は少なくとも可視光領域を含む光）を放射する。ランプ 208 には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ 208 から放射された照射光は、集光レンズ 210 によって集光されつつ絞り 212 を介して適正な光量に制限される。

【0021】

絞り 212 には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ 214 が機械的に連結している。モータ 214 は例えば DC モータであり、ドライバ 216 のドライブ制御下で駆動する。絞り 212 は、モニタ 300 に表示される映像を適正な明るさにするため、モータ 214 によって動作して開度に変化して、ランプ 208 から放射された光の光量を開度に応じて制限する。適正とされる映像の明るさの基準は、術者によるフロントパネル 218 の輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ 216 を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

【0022】

フロントパネル 218 の構成には種々の形態が想定される。フロントパネル 218 の具体的構成例には、プロセッサ 200 のフロント面に実装された機能毎のハードウェアキーや、タッチパネル式 GUI (Graphical User Interface)、ハードウェアキーと GUI との組合せ等が想定される。

【0023】

絞り 212 を通過した照射光は、光学フィルタ 213 によって分光されて、LCB (Light Carrying Bundle) 102 の入射端に入射する。光学フィルタ 213 には、ドライバ 216 のドライブ制御下で駆動するモータ 215 が、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介して機械的に連結している。モータ 215 は、術者によるフロントパネル 218 の切替操作に応じて光学フィルタ 213 を光路に挿入し又は光路から退避させる。光学フィルタ 213 が光路から退避している期間は、絞り 212 を通過した照射光が LCB 102 の入射端に直接入射する。なお、モータ 215 には、例えばガルバノモータやサーボモータ等が想定される。

【0024】

LCB 102 の入射端に入射した照射光は、LCB 102 内を全反射を繰り返すことによって伝播する。LCB 102 内を伝播した照射光は、電子スコープ 100 の先端に配された LCB 102 の射出端から射出する。LCB 102 の射出端から射出した照射光は、配光レンズ 104 を介して被写体を照射する。被写体からの反射光は、対物レンズ 106 を介して固体撮像素子 108 の受光面上の各画素で光学像を結ぶ。

【0025】

10

20

30

40

50

固体撮像素子 108 は、例えば単板式カラー C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサであり、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R、G、Bの各色に応じた撮像信号に変換する。変換された撮像信号は、プリアンプ 110 による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 112 を介して信号処理回路 220 に出力される。なお、別の実施形態では、固体撮像素子 108 は、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサであってもよい。

【0026】

ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 にアクセスして電子スコープ 100 の固有情報を読み出す。電子スコープ 100 の固有情報には、例えば固体撮像素子 108 の画素数や感度、対応可能なレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 112 は、メモリ 114 から読み出した固有情報をシステムコントローラ 202 に出力する。

10

【0027】

システムコントローラ 202 は、電子スコープ 100 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 202 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 200 に接続中の電子スコープに適した処理がされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。なお、システムコントローラ 202 は、電子スコープの型番と、この型番の電子スコープに適した制御情報とを対応付けたテーブルを有した構成としてもよい。この場合、システムコントローラ 202 は、対応テーブルの制御情報を参照して、プロセッサ 200 に接続中の電子スコープに適した処理がされるようにプロセッサ 200 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

20

【0028】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0029】

信号処理回路 220 には、ドライバ信号処理回路 112 からの撮像信号が入力する。撮像信号は、クランプ、ニー、 γ 補正、補間処理、A G C (Auto Gain Control)、A D 変換等の処理後、各色信号別にフレーム単位で R、G、B の各色用のフレームメモリ (不図示) にバッファリングされる。バッファリングされた各色信号は、タイミングコントローラ 204 によって制御されたタイミングでフレームメモリから掃き出されて、N T S C (National Television System Committee) や P A L (Phase Alternating Line) 等の所定の規格に準拠した映像信号に変換される。変換された映像信号がモニタ 300 に順次入力することにより、被写体の画像がモニタ 300 の表示画面上に表示される。ここで、光学フィルタ 213 を光路に挿入して被写体を照射している期間は、特定の生体構造を強調する (例えば血管を層構造 (表層と深層の血管の色が異なる) で分離する) 分光画像が生成され、表示される。また、光学フィルタ 213 を光路から退避させて被写体を照射している期間は、通常の色画像が生成され、表示される。また、分光画像を生成する場合には、通常の色画像を生成する場合と異なる色変換処理が行われる。

30

40

【0030】

図 3 は、光学フィルタ 213 の分光特性を示す図である。図 3 の縦軸は、正規化した透過率を示し、横軸は、波長 (単位: nm) を示す。図 3 に示されるように、光学フィルタ 213 の分光特性は、420 nm 付近、550 nm 付近、650 nm 付近に透過ピークを持つと共に、各透過ピーク間において一定以上の透過率を持つ。

【0031】

各透過ピーク間における一定以上の透過率は、0 より高くかつ各透過ピークの半値より低い。本実施形態では、特定の生体構造を強調するための特定波長の光以外の透過率を 0 よりも意図的に高くすることで、光学フィルタ 213 によってカットされる光量を抑制して分光画像の明るさを向上させると同時に、各透過ピーク間における情報についても取

50

得することができ、情報の欠落を防ぐことが可能となる。さらに、かかる透過率を各透過ピークの半値よりも低く設定することで、特定の生体構造に対する検出感度の低下も効果的に抑えている。より好ましくは、各透過ピーク間における透過率の下限を各透過ピーク値の5%以上とし、上限を各透過ピークの10%以下とすることが望ましい。このような透過率とすることにより、ある程度の明るさを保ちつつ、コントラストの高い画像を得ることができる。

【0032】

さらに、本実施形態の光学フィルタ213においては、各透過ピーク間以外の波長領域の透過率は0となっている。これにより、可視光領域から赤外光領域（例えば380nm～1000nm）の全域に亘って一定以上の透過率を持つ場合に対し、不要な赤成分を排除することができ、よりコントラストの高い画像を得ることが可能となる。すなわち、本実施形態によれば、光学フィルタ213を介して被写体を照射することで、明るさおよびコントラストが向上した分光画像を生成してモニタ300の表示画面に表示させることができるとともに、情報が欠落してしまうことを防ぐことが可能となる。

【0033】

図4(a)は、光学フィルタ213を介さずに被写体を照射した場合の観察画像を示し、図4(b)は、光学フィルタ213を介して被写体を照射した場合の観察画像を示す。図4(a)と図4(b)に示す各画像は、同じ被写体（口腔内）を撮像したものである。光学フィルタ213を介さない場合は、図4(a)に示されるように、口腔内の粘膜構造が明るめの画像として観察される。特定の生体構造が強調されていないため、全体的にのっぺりとした画像となっている。光学フィルタ213を介した場合は、図4(b)に示されるように、特定の生体構造が強調されつつも、口腔内の粘膜構造が当該特定の生体構造と共に一画面でかつ明るめの画像として観察される。透過ピークに対応する420nm付近又は550nm付近は、ヘモグロビンに吸収されやすい帯域であり、550nm付近よりも420nm付近の方がより吸収されやすい帯域である。そのため、ここで観察される特定の生体構造は、口腔内の血管である。また、光学フィルタ213を介した場合も、照射光が狭帯域光で無く、ある程度広い波長域の光であるため、情報の欠落を防ぐことができるとともに、波長の深達度に応じた種々の生体構造の観察が可能となり、診断能が向上する。

【0034】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば光学フィルタ213の分光特性は、図3に示すものに限定されず、観察対象の生体構造に応じて適宜設定される。このような分光特性として、例えば図5に示す光学フィルタ213'などが挙げられる。図5の縦軸は、正規化した透過率を示し、横軸は、波長（単位：nm）を示す。図5に示されるように、光学フィルタ213'の分光特性は、420nm付近および550nm付近に透過ピークを持つと共に、各透過ピーク間において一定以上の透過率を持つ。光学フィルタ213'の透過各ピーク間における一定以上の透過率は、図3の光学フィルタ213と同様に、0よりも高くかつ各透過ピークの半値より低く、より好ましくは各透過ピーク値の5%から10%である。ここで、図3の光学フィルタ213では、3つの波長域に透過ピークを有することにより、自然な色味の画像を得ることができるのに対し、図5の光学フィルタ213'では、2つの波長域に透過ピークを有することにより、よりコントラストの高い画像を得ることができる。

【符号の説明】

【0035】

- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 200 プロセッサ
- 213 光学フィルタ
- 220 信号処理回路

フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA09 BA10 CA04 CA11 CA12 CA23 DA15 DA19 DA21 GA02
GA05 GA07 GA11
4C161 CC06 DD03 HH51 LL02 NN01 QQ02 QQ09 RR04 RR14 RR20
5C122 DA26 FB17 GG02 GG14 HB07

专利名称(译)	电子内窥镜系统和内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2016209622A	公开(公告)日	2016-12-15
申请号	JP2016144055	申请日	2016-07-22
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	横内文香 田中千成		
发明人	横内 文香 田中 千成		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.B G02B23/24.B H04N5/225.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/07.735 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N5/232.290		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR20 5C122/DA26 5C122/FB17 5C122/GG02 5C122/GG14 5C122/HB07		
代理人(译)	尾山荣启 山鹿SoTakashi		
其他公开文献	JP6514155B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在通过窄带光观察特定解剖结构时，防止信息丢失并改善图像的亮度和对比度。一种电子内窥镜系统，包括光源，在包括可见光区域的连续波长区域中的多个特定波长的每一个中具有透射峰值的滤光器，以及经由滤光器照射照射光的滤光器一种固态图像拾取元件，其接收来自自己经过处理的对象的反射光，以及从该固态图像拾取元件输出的图像拾取信号并且图像生成装置用于生成可以在监视器上显示的彩色图像。多个特定波长为约420nm，约550nm和约650nm。此外，滤光器在特定波长的透射峰值之间的波长区域中具有恒定的透射率，并且具有高于0且低于透射峰值的半值的透射率，以及每个特定波长的透射率。峰值之间的波长区域中的透射率高于除特定波长的透射峰值之外的波长区域中的透射率。

