

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6561571号
(P6561571)

(45) 発行日 令和1年8月21日 (2019.8.21)

(24) 登録日 令和1年8月2日 (2019.8.2)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 0
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1
請求項の数 12 (全 17 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2015-97020 (P2015-97020)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成27年5月12日 (2015.5.12)		ソニー株式会社
(65) 公開番号	特開2016-209380 (P2016-209380A)		東京都港区港南1丁目7番1号
(43) 公開日	平成28年12月15日 (2016.12.15)	(74) 代理人	110002147
審査請求日	平成30年3月23日 (2018.3.23)		特許業務法人酒井国際特許事務所
		(72) 発明者	小林 誠司
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社社内
		審査官	永田 浩司
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 医療用撮像装置、撮像方法及び撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子と、

被写体を照射する光源装置を制御する光源制御部と、
を備え、

前記光電変換部は、第1の光電変換層と、第2の光電変換層とを含み、

前記光源制御部は、前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、前記第1の光電変換層に対応した第1の波長帯域および前記第2の光電変換層に対応した第2の波長帯域を含む光と、前記第1の波長帯域および前記第2の波長帯域の間の第3の波長帯域の光とを、順次出力させるように、前記光源装置の発光を制御する、医療用撮像装置。

【請求項 2】

前記第1の波長帯域は、青色波長帯域であり、

前記第2の波長帯域は、赤色波長帯域であり、

前記第3の波長帯域は、緑色波長帯域であり、

前記光電変換部は、前記青色波長帯域を検出可能な前記第1の光電変換層と、前記赤色波長帯域を検出可能な前記第2の光電変換層とを含み、

前記光源制御部は、前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、第1のタイミングで前記光源装置に前記青色波長帯域の光及び前記赤色波長帯域の光を出力させ、第2のタイミングで前記光源装置に前記緑色波長帯域の光を出力させる、請求項1に記載の医療用

10

20

撮像装置。

【請求項 3】

前記固体撮像素子により取得された画像データに対して補間処理を行う補間処理部を備え、

前記補間処理部は、前記画像データの各撮像フレームにおいて取得されていない色の画素の輝度値を、他の撮像フレームにて取得された画素の輝度値を用いて補間する、請求項 2 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 4】

前記画像データ中の物体の動きを検出する動き検出部を備え、

前記補間処理部は、前記動き検出部から入力された前記画像データ中の物体の動き情報に基づいて、動き補償処理を行う、請求項 3 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 5】

前記固体撮像素子の撮像フレームレートは、映像出力フレームレートの 2 倍に設定される、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の医療用撮像装置。

【請求項 6】

受光面から少なくとも 2 層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備え、

前記光電変換部上には、それぞれの前記光電変換層が検出可能な波長帯域の光をそれぞれ透過させる少なくとも 2 つ以上のカラーフィルタからなるカラーフィルタ層が設けられている、医療用撮像装置。

【請求項 7】

前記光電変換部は、青色波長帯域を検出可能な第 1 の光電変換層と、赤色波長帯域を検出可能な第 2 の光電変換層とを有し、

前記カラーフィルタ層は、緑色波長帯域の光を透過させる第 1 のカラーフィルタと、青色波長帯域及び赤色波長帯域の光を透過させる第 2 のカラーフィルタとからなる、請求項 6 に記載の医療用撮像装置。

【請求項 8】

前記医療用撮像装置は、高圧蒸気滅菌処理が可能である、請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の医療用撮像装置。

【請求項 9】

前記医療用撮像装置は内視鏡である、請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の医療用撮像装置。

【請求項 10】

受光面から少なくとも第 1 の光電変換層と、第 2 の光電変換層とが積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備える医療用撮像装置が撮像を行うこと、

前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、第 1 の光電変換層に対応した第 1 の波長帯域および前記第 2 の光電変換層に対応した第 2 の波長帯域を含む光と、前記第 1 の波長帯域および前記第 2 の波長帯域の間の第 3 の波長帯域の光とを、順次出力させるように、光源制御部が光源装置の発光制御を行うことにより、前記光源装置が所定の波長帯域の光を出力すること、
とを含む、撮像方法。

【請求項 11】

受光面から少なくとも 2 層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子と、

被写体を照射する光源装置を制御する光源制御部と、
を備え、

前記光電変換部は、第 1 の光電変換層と、第 2 の光電変換層とを含み、

前記光源制御部は、前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、前記第 1 の光電変換層に対応した第 1 の波長帯域および前記第 2 の光電変換層に対応した第 2 の波長帯域を

含む光と、前記第1の波長帯域および前記第2の波長帯域の間の第3の波長帯域の光とを、順次出力させるように、前記光源装置の発光を制御する、撮像装置。

【請求項12】

受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備え、

前記光電変換部上には、それぞれの前記光電変換層が検出可能な波長帯域の光をそれぞれ透過させる少なくとも2つ以上のカラーフィルタからなるカラーフィルタ層が設けられている、撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本開示は、医療用撮像装置、撮像方法及び撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、シリコン基板内に異なる深さに形成されたフォトダイオードを用いて異なる波長の光を光電変換するイメージセンサ（固体撮像素子）が提案されている（例えば、特許文献1等）。かかるイメージセンサでは、図11に示すように、青色（B）、緑色（G）、赤色（R）の各色に相当する波長帯域の光を取得するための3つの層のフォトダイオード（光電変換部）2a、2b、2cから画素2が形成されている。しかし、図12に示す分光感度曲線のように、シリコン基板内に異なる深さにフォトダイオードを形成することによる波長分離性は高くない。図12に示した青色（B）、緑色（G）、赤色（R）の各色の層のセンサによって吸収される波長帯域には、他層のセンサで吸収される波長も多く混ざり合っている。これは混色と言われ、イメージセンサの色再現性に影響を与え、画質劣化の原因になることがわかっている。

20

【0003】

上記画質劣化の問題を解決するため、有機光電変換層とシリコンによる無機光電変換層とを積層した構造とするイメージセンサが提案されている（例えば、特許文献2等）。かかるイメージセンサは、有機光電変換層において少なくとも緑色（G）に相当する波長帯域の光の信号を取り出し、無機光電変換層において赤色（R）、青色（B）に相当する波長帯域の光の信号を取り出す構造となっている。この構造では、受光面側に設けられたG画素に相当する有機光電変換層により緑色（G）中心の波長帯域の光が吸収されるため、無機光電変換層での赤色（R）、青色（B）の波長分離が改善され、混色の問題が起きにくくなっている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2002-513145号公報

【特許文献2】特開2008-258474号公報

【特許文献3】特開2013-220254号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

腹腔鏡下手術や胸腔鏡下手術等の外科手術向けの内視鏡装置は、CCDやCMOSイメージセンサを搭載したカメラヘッドに光学レンズからなる硬性鏡を取り付けて使用される。このような内視鏡装置では、複数回の使用のために滅菌処理が不可欠であり、通常はオートクレーブによる高圧蒸気滅菌処理が施される。高圧蒸気滅菌処理時には130℃程度の高温環境下に置かれるため、内視鏡装置のカメラヘッド及び硬性鏡には耐熱性が要求される。しかしながら、上記特許文献2の有機光電変換層のような有機材料は一般的に熱に弱いので、高圧蒸気滅菌処理を施す必要のある機器のイメージセンサには不適である。

【0006】

50

そこで、本開示では耐熱性を有するイメージセンサを備える、新規かつ改良された医療用撮像装置、撮像方法及び撮像装置を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示によれば、受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備える、医療用撮像装置が提供される。

【0008】

また、本開示によれば、受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を用いて、被写体を撮像すること、固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、光源制御部により光源装置の発光制御を行い、被写体に対して所定の波長帯域の光を照射すること、とを含む、撮像方法が提供される。

【0009】

さらに、本開示によれば、受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備える、撮像装置が提供される。

【発明の効果】

【0010】

以上説明したように本開示によれば、耐熱性を有するイメージセンサを備える医療用撮像装置、撮像方法及び撮像装置を実現できる。なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が施されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本開示の第1の実施形態に係る内視鏡装置システムの概略構成を示す説明図である。

【図2】同実施形態に係る内視鏡装置システムを構成するカメラヘッド、ビデオプロセッサ及び光源装置の構成を示すブロック図である。

【図3】同実施形態に係るカメラヘッドのイメージセンサの構成を説明する説明図である。

【図4】図3のイメージセンサの分光感度特性を示す説明図である。

【図5】同実施形態に係る内視鏡装置システムにおける撮像分光特性を示す説明図である。

【図6】同実施形態に係る内視鏡装置システムにおける画像出力までの流れを示す説明図である。

【図7】同実施形態に係るビデオプロセッサの他の構成例を示すブロック図である。

【図8】本開示の第2の実施形態に係るカメラヘッドのイメージセンサの構成を説明する説明図である。

【図9】図8に示すイメージセンサのカラーフィルタの一構成例を示す概略平面図である。

【図10】同実施形態に係る内視鏡装置システムにおける撮像分光特性を示す説明図である。

【図11】本開示の関連技術に係るイメージセンサの一構造例を示す説明図である。

【図12】図11のイメージセンサの分光感度曲線の一例を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0013】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 第1の実施の形態（撮像タイミングと光源発光との同期）

1. 1. 内視鏡装置システムの構成
1. 2. 内視鏡装置システムによる撮影
1. 3. まとめ

2. 第2の実施の形態（カラーフィルタ）

2. 1. イメージセンサの構成
2. 2. 撮像方法
2. 3. まとめ

3. 変形例

3. 1. 検出波長帯域について
3. 2. 適用対象

10

【0014】

<1. 第1の実施形態>

[1. 1. 内視鏡装置システムの構成]

まず、図1及び図2を参照して、本開示の第1の実施形態に係る内視鏡装置システム1の概略構成について説明する。なお、図1は、本実施形態に係る内視鏡装置システム1の概略構成を示す説明図である。図2は、本実施形態に係る内視鏡装置システム1を構成するカメラヘッド20、ビデオプロセッサ30及び光源装置40の構成を示すブロック図である。

20

【0015】

本実施形態に係る内視鏡装置システム1は、図1に示すように、硬性鏡10と、カメラヘッド20と、ビデオプロセッサ30と、光源装置40と、モニタ50とから構成されている医療用撮像装置である。なお、本開示において、医療用撮像装置とは、少なくともカメラヘッド20のイメージセンサを備えている撮像装置をいう。

【0016】

硬性鏡10は、患者の体内に挿入される挿入部分が硬質の材料からなる内視鏡であり、複数の光学レンズからなる。硬性鏡10は、光ファイバ65によって光源装置40と接続されており、光ファイバ65を介して光源装置40からの光が挿入部分から出射され、被写体である観察対象が照明される。また、硬性鏡10の他端（挿入部分と反対側）にはカメラヘッド20が接続されている。

30

【0017】

カメラヘッド20は、硬性鏡10を介して観察対象を撮像する。カメラヘッド20は、カプラー（図示せず。）により硬性鏡10と接続されている。カメラヘッド20は、図2に示すように、硬性鏡10を介して観察対象の画像をイメージセンサ23に結像する結像レンズ21と、観察対象の画像を取得するイメージセンサ23と、イメージセンサ23とデータの送受信を行う画像伝送部25とからなる。

【0018】

結像レンズ21により結像された画像はイメージセンサ23にて電子化され、RAW（Raw Image Format）画像データとして、画像伝送ケーブル61を介して画像伝送部25からビデオプロセッサ30に伝送される。また、画像伝送部25は、画像伝送ケーブル61を介してビデオプロセッサ30からの指示を受け、制御信号をイメージセンサ23へ出力する。本実施形態に係るカメラヘッド20は、オートクレーブによる高圧蒸気滅菌処理が施される部材であり、耐熱性が要求されるものである。

40

【0019】

ビデオプロセッサ30は、カメラヘッド20にて撮像された画像に対して補間処理等を施し、現像する。ビデオプロセッサ30は、図2に示すように、画像受信部31と、補間処理部33と、画像出力部35と、制御部37とからなる。

【0020】

50

ビデオプロセッサ30は、画像受信部31にてカメラヘッド20からRAW画像データを受信すると、補間処理部33にてカメラ信号処理を実行し、モニタ表示可能な画像データ信号に変換する。補間処理部33にて変換された画像データは、画像出力部35を介して、ビデオケーブル67によりビデオプロセッサ30と接続された外部のモニタ50に出力される。制御部37は、映像同期パルスに従ってビデオプロセッサ30の各処理部を制御するとともに、カメラヘッド20を制御するため、カメラヘッド20に対して制御信号を出力する。また、制御部37は、観察対象への照射光を画像処理と連動して出射させるため、制御線63を介して光源装置40に対して制御信号を出力する。

【0021】

光源装置40は、硬性鏡10に照明を供給する光源装置40である。光源装置40は、光源制御部41と、発光部43と、光出力部45とからなる。光源制御部41は、ビデオプロセッサ30からの制御信号に基づいて、発光部43の発光制御を行う。発光部43は、可視光域の光を発光可能な光源である。本実施形態では、青色(B)、緑色(G)、赤色(R)の光をそれぞれ発光可能に構成されている。発光部43から発せられた光は、光出力部45から光ファイバ65を介して硬性鏡10へ出力される。本実施形態に係る光源装置40は、イメージセンサ23の撮像フレームレートに合わせて発光部43の発光パターンを制御可能に構成される。したがって、発光部43は、例えばLEDやレーザーデバイス等のように、高速の発光制御が可能なデバイスで構成される。

【0022】

モニタ50は、ビデオプロセッサ30により生成された画像を表示する出力装置である。モニタ50は、例えば、液晶ディスプレイ装置や有機ELディスプレイ装置等であってもよい。

【0023】

以上、本実施形態に係る内視鏡装置システム1の構成について説明した。

【0024】

[1. 2. 内視鏡装置システムによる撮影]

次に、図3～図7に基づいて、本実施形態に係る内視鏡装置システム1による観察対象の撮像方法について説明する。

【0025】

(1) イメージセンサの構成

本実施形態に係る内視鏡装置システム1による観察対象の撮像方法を説明するにあたり、まず、図3及び図4に基づいて、本実施形態に係るカメラヘッド20のイメージセンサ23の構成について説明する。図3は、本実施形態に係るカメラヘッド20のイメージセンサ23の構成を説明する説明図である。図4は、図3のイメージセンサ23の分光感度特性を示す説明図である。

【0026】

本実施形態に係る内視鏡装置システム1のカメラヘッド20は、シリコン基板に受光面から深さ方向に2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、異なる波長帯域の光を分離可能なイメージセンサ23を備えている。例えば、図3に示すように、光電変換部23Aは、受光面から深さ方向に、異なる波長帯域の光を取得するための2つの光電変換層23a、23bから形成されている。受光面側にある第1の光電変換層23aは、短い波長を吸収して光電変換する画素(以下、「S画素」とも称する。)である。一方、第1の光電変換層23aより下層にある第2の光電変換層23bは、長い波長を吸収して光電変換する画素(以下、「L画素」とも称する。)である。例えば、S画素は青色画素(B画素)であり、L画素は赤色画素(R画素)である。このような光電変換部からなるイメージセンサ23は、有機光電変換層を備えていないため、高圧蒸気滅菌処理が可能である。

【0027】

本実施形態に係るイメージセンサ23のような積層型の固体撮像素子においては、解像度の低下を抑制することができる。比較として、例えば単板式の固体撮像素子では、画素

10

20

30

40

50

を微細化するため、感度の低下やカラーフィルタ配列に起因する解像度の低下により画質の劣化が生じる。これに対して、積層型の固体撮像素子では、1画素で複数の波長帯の信号を取得できるため、解像度の低下を抑制できる。また、カラーフィルタで吸収してしまう光を損失せずに取得できるため、感度低下を抑制することもできる。

【0028】

一方、積層型の固体撮像素子においては、上述したように波長分離性が高くないため混色が発生し、画質が劣化することがわかっている。これに対して、例えば上記特許文献2のように、有機光電変換層を積層し、混色が発生しにくくすることも提案されているが、有機材料は高圧蒸気滅菌処理に耐え得る耐熱性を備えていないため、本実施形態に係る内視鏡装置システム1には適用できない。

10

【0029】

そこで、本実施形態に係るイメージセンサ23は、有機光電変換層を配置せず、無機光電変換層23a、23bにて青色(B)及び赤色(R)に相当する波長帯域の光を取得する構成とする。そして、イメージセンサ23による撮像タイミングに同期して光源装置40を発光制御することで、時分割的にG信号とR、B信号とを分離する。

【0030】

すなわち、図3に示すように、青色画素(B画素)として機能する第1の光電変換層23aと、赤色画素(R画素)として機能する第2の光電変換層23bとを積層して形成されたイメージセンサ23において、シリコン基板の深さに応じた波長分離性はさほど高くない。例えば、図4に示すように、B画素とR画素とでは、吸収する光の波長帯域が重複する部分がある。このため、青色(B)と赤色(R)との間にある緑色(G)の波長帯域の光は、第1の光電変換層23aであるB画素及び第2の光電変換層23bであるR画素の双方で光電変換されることになる。そこで、本実施形態では、混色を防止するため、時分割的に光源装置40が発光する光の波長帯域を変化させて、各色に対応する波長帯域の光を分離し、画質の劣化を防止する。

20

【0031】

(2) 撮像方法

以下、図5～図7に基づき、本実施形態に係る内視鏡装置システム1における観察対象の撮像方法について詳細に説明する。図5は、本実施形態に係る内視鏡装置システム1における撮像分光特性を示す説明図である。図6は、本実施形態に係る内視鏡装置システム1における画像出力までの流れを示す説明図である。図7は、本実施形態に係るビデオプロセッサの他の構成例を示すブロック図である。

30

【0032】

本実施形態に係る内視鏡装置システム1では、イメージセンサ23と光源装置40とを連動させて、時系列的に、光源装置40にて異なる波長帯域の光を発光させるとともに、イメージセンサ23によって緑色(G)と赤色(R)及び青色(B)との信号を取得する。図5に撮像分光特性の概念図を示す。

【0033】

光源装置40は、ビデオプロセッサ30の制御部37から与えられる垂直同期信号に基づき、イメージセンサ23の撮像タイミングに合わせて、所定の波長帯域の光を発光する。例えば、図5に示すように、ある時刻tにおいて、光源装置40の光源制御部41は、イメージセンサ23の撮像タイミングに合わせて、発光部43に図5の上段左に示す緑色(G)の波長帯域の光を発光させる。このとき、イメージセンサ23のS画素(ここでは青色画素)及びL画素(ここでは赤色画素)は、図5の上段中央に示したセンサ分光感度特性で光を吸収する。これにより、S画素及びL画素により、図5の上段右に示すような撮像分光感度特性での撮像が行われる。

40

【0034】

イメージセンサ23のS画素、L画素の信号は、画像伝送部25からビデオプロセッサ30に出力される。そして、補間処理部33において、図5の上段右に示すS画素信号とL画素信号とが加算され、緑色(G)の画素信号が得られる。

50

【0035】

次いで、光源装置40は、続く時刻 $t+1$ において、制御部37からの指示によりマゼンタ色(M)の発光を行う。マゼンタ色(M)の発光は、赤色発光と青色発光との混合により実現される。光源装置40の光源制御部41は、イメージセンサ23の撮像タイミングに合わせて、発光部43に図5の下段左に示すように、青色(B)及び赤色(R)の波長帯域の光を発光させ、マゼンタ色(M)を発光させる。このとき、イメージセンサ23のS画素(ここでは青色画素)及びL画素(ここでは赤色画素)は、図5の下段中央に示したセンサ分光感度特性で光を吸収する。これにより、S画素及びL画素により、図5の下段右に示すような撮像分光感度特性での撮像が行われる。

【0036】

イメージセンサ23のS画素、L画素の信号は、画像伝送部25からビデオプロセッサ30に出力される。そして、補間処理部33において、図5の下段右に示すS画素信号を青色(B)の画素信号として得る。また、図5の下段右に示すL画素信号を赤色(R)の画素信号として得る。

【0037】

ビデオプロセッサ30の制御部37は、上記の時刻 t と時刻 $t+1$ との撮像動作を繰り返す。これにより、イメージセンサ23を構成する全画素においてG画素を取得するフレーム(Gフレーム)と、イメージセンサ23を構成する全画素においてB画素及びR画素を同時取得するフレーム(RBフレーム)を交互に実現する。ビデオプロセッサ30の補間処理部33は、GフレームとRBフレームとの信号から同期化処理を行うことにより、イメージセンサ23の全画素について、青色(B)画素、緑色(G)画素、赤色(R)画素を持つ画像データを出力することができる。

【0038】

図6に、本実施形態に係る内視鏡装置システム1において画像を出力するまでの流れを示す。図6の水平方向は時間を示しており、ビデオフレームに同期して1列ごとに右側へ遷移する。カメラヘッド20、ビデオプロセッサ30及び光源装置40は、ビデオ同期信号により同期している。

【0039】

まず、フレーム F_t では、光源装置40において緑色(G)の発光が行われる。上述のように、撮像分光特性は、光源分光強度とイメージセンサ23の分光感度特性との合成により、図6の上から2段目のようになる。このとき、ビデオプロセッサ30の補間処理部33は、イメージセンサ23から出力されるS画素とL画素との輝度値を足し合わせることで、イメージセンサ23全面における緑色(G)の画素の輝度値を生成する。

【0040】

次いで、フレーム F_{t+1} では、光源装置40においてマゼンタ色(M)の発光が行われる。上述のように、撮像分光特性は、光源分光強度とイメージセンサ23の分光感度特性との合成により、図6の上から2段目のようになる。なお、イメージセンサのS画素の輝度値は青色(B)の画素の輝度値であり、L画素の輝度値は赤色(R)の画素の輝度値となる。したがって、ビデオプロセッサ30の補間処理部33は、イメージセンサ23全面における青色(B)の画素及び赤色(R)の画素の輝度値を生成する。

【0041】

ここで、フレーム F_t における青色(B)の画素及び赤色(R)の画素の輝度値は、前後のフレームからの補間処理により生成してもよい。補間処理としては、例えば、1フレーム前のフレーム F_{t-1} における青色(B)の画素の輝度値及び赤色(R)の画素の輝度値をそのまま用いる0次補間処理を適用してもよい。あるいは、1フレーム前のフレーム F_{t-1} における青色(B)の画素の輝度値及び赤色(R)の画素の輝度値と、1フレーム後のフレーム F_{t+1} における青色(B)の画素の輝度値及び赤色(R)の画素の輝度値から線形的に補間を行う1次補間処理を適用してもよい。

【0042】

さらに、補間処理部33は、前後のフレーム間で検出された画像中の物体の動きに応じて補間処理を行ってもよい。この場合、例えば図7に示すように、ビデオプロセッサ30Aには、動き検出部39が設けられてもよい。動き検出部39は、制御部37により映像同期パルスに従って制御される。動き検出部39は、画像受信部31が受信したRAW画像データを受信すると、画像中の物体の動きを検出し、動き情報として補間処理部33へ出力する。これにより、補間処理部33は、動き検出部39から受信した動き情報に基づいて、画像受信部31から入力された画像データの動き補償を行うことが可能となる。

【0043】

補間処理部33は、このような補間処理を施すことにより、フレームFtにおいてイメージセンサ23全面における青色(B)の画素及び赤色(R)の画素の輝度値を生成する。

10

【0044】

同様に、フレームFt+1における緑色(G)の画素の輝度値は、1フレーム前のフレームFtにおける緑色(G)の画素の輝度値と、1フレーム後のフレームFt+2における緑色(G)の画素の輝度値とを用いて、補間処理を施してもよい。これにより、イメージセンサ23全面における緑色(G)の画素の輝度値が生成される。

【0045】

これらの補間処理は、例えば上記特許文献3に記載のような技術を用いてもよい。そして、補間処理部33は、さらにR、G、Bのゲイン調整によるホワイトバランス処理等の色補正処理やノイズ低減処理等の画質改善処理を行い、最終的な映像信号を生成する。

20

【0046】

上記処理は、フレームFt+2、Ft+3、・・・とビデオフレームが進む毎に、緑色(G)の画素の輝度値の生成と、青色(B)の画素及び赤色(R)の画素の輝度値の生成とが繰り返し行われる。すなわち、本実施形態に係る内視鏡装置システム1では、時分割的に、緑色(G)の画像信号を取得するフレームと、青色(B)の画像信号及び赤色(R)の画像信号を取得するフレームとで撮像が行われる。

【0047】

なお、撮像フレームレートを、映像出力フレームレートの2倍に設定すると、1つの映像出力フレームレートにGフレームとRBフレームとの2つの撮像フレームレートを含めることができる。すなわち、映像出力フレームレートにおける各フレームに対して青色(B)、緑色(G)、赤色(R)の全ての信号を取得することが可能となる。このように、倍速撮像することで、より解像度の高い画像を得ることができるようになる。

30

【0048】

[1.3. まとめ]

以上、本開示の第1の実施形態に係る内視鏡装置システム1の構成とこれによる観察対象の撮像方法について説明した。本実施形態によれば、積層型のイメージセンサ23を用いることで、カラーフィルタを配置して色分割を行う単板式のイメージセンサと比較して、全画素において赤色(R)、緑色(G)、青色(B)の各輝度値を得ることが可能となる。したがって得られる画像の解像度を向上させることができる。

40

【0049】

そして、本実施形態に係る内視鏡装置システム1のように、手術用内視鏡装置等の医療機器においては、高圧蒸気滅菌処理が施されることがあるため、イメージセンサ23に耐熱性が要求されている。本実施形態に係る内視鏡装置システム1は、イメージセンサ23に有機材料を用いることなく実現できるため、高圧蒸気滅菌処理に耐え得る十分な耐熱性を備えるものとなっている。

【0050】

また、本実施形態に係る内視鏡装置システム1では、2フレームの時分割処理で赤色(R)、緑色(G)、青色(B)の各画素の輝度値を得ることができる。従来の、赤色(R)、緑色(G)、青色(B)の光を発光する光源装置と単板式のモノクロイメージセンサ

50

とを用いた時分割的な撮像では、赤色（R）、緑色（G）、青色（B）の各輝度値を得ることはできたが、時間的なズレが大きくなり色割れ（いわゆるカラーブレイキング）が発生していた。本実施形態に係る撮像方法では、2フレームの時分割処理で赤色（R）、緑色（G）、青色（B）の各画素の輝度値を得ることができるため、色割れの発生を低減することができる。

【0051】

さらに、本実施形態に係る内視鏡装置システム1では、イメージセンサ23の撮像タイミングに同期した光源装置40の発光制御を行うことで、混色が生じる波長帯域での色分離を実現することができる。これにより、従来の積層型のイメージセンサに生じていた混色の発生を防止し、画質劣化を防止することができる。

10

【0052】

<2. 第2の実施形態>

次に、図8～図10に基づいて、本開示の第2の実施形態に係る内視鏡装置システムについて説明する。本実施形態に係る内視鏡装置システムは、第1の実施形態と比較して、イメージセンサの構成が相違しており、これにより光源装置40の発光制御も不要となる。以下では、第1の実施形態との相違点について主として説明し、同一の機能構成についての詳細な説明は省略する。

【0053】

[2. 1. イメージセンサの構成]

まず、図8及び図9に基づいて、本実施形態に係る内視鏡装置システムのイメージセンサの構成について説明する。図8は、本実施形態に係るカメラヘッドのイメージセンサの構成を説明する説明図である。図9は、図8に示すイメージセンサのカラーフィルタ23cの一構成例を示す概略平面図である。なお、内視鏡装置システム自体の構成は、図1～図3に示した第1の実施形態の内視鏡装置システム1の構成とほぼ同一であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

20

【0054】

本実施形態に係る内視鏡装置システムのカメラヘッドに設けられるイメージセンサは、シリコン基板に受光面から深さ方向に2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、異なる波長帯域の光を分離可能であるとともに、光電変換部の上面にカラーフィルタを備えている。例えば、図8に示すように、光電変換部23Bは、受光面から深さ方向に、異なる波長帯域の光を取得するための2つの光電変換層23a、23bと、これらの上層に設けられたカラーフィルタ23cとから形成されている。

30

【0055】

受光面側にある第1の光電変換層23aは、短い波長を吸収して光電変換する画素（S画素）であり、第1の光電変換層23aより下層にある第2の光電変換層23bは、長い波長を吸収して光電変換する画素（L画素）である。例えば、S画素は青色画素（B画素）であり、L画素は赤色画素（R画素）である。

【0056】

また、第1の光電変換層23aの上層には、カラーフィルタ23cが設けられている。カラーフィルタ23cは、図9に示すように、緑色（G）の画像信号を取り出すための緑カラーフィルタ CF_G と、マゼンタ色（M）の画像信号、すなわち青色（B）及び赤色（R）の画像信号を取り出すためのマゼンタカラーフィルタ CF_M とが、市松模様に配置されている。つまり、カラーフィルタ23cによって、緑色（G）画素とマゼンタ色（M）画素とが空間分割的に配置されている状態を実現できる。なお、カラーフィルタ23cは、カメラヘッド20に対して高圧蒸気滅菌処理を施す場合には、耐熱性を高めるため、無機材料から形成される。当該イメージセンサ23が、内視鏡装置システムのような耐熱性を要求される機器に設けられない場合には、カラーフィルタ23cは有機材料から形成してもよい。

40

【0057】

本実施形態に係るイメージセンサ23は、単体で各色に対応する波長帯域の光を分離す

50

ることができるので、内視鏡装置システムの光源装置は、イメージセンサ 23 の撮像タイミングと同期させる必要はない。光源装置は、例えば白色光を実現可能な装置であればよく、イメージセンサ 23 による撮影時に観察対象に対して光を照射できればよい。

【0058】

[2. 2. 撮像方法]

以下、図 10 に基づき、本実施形態に係る内視鏡装置システムにおける観察対象の撮像方法について詳細に説明する。図 10 は、本実施形態に係る内視鏡装置システムにおける撮像分光特性を示す説明図である。

【0059】

本実施形態に係る内視鏡装置システムでは、カラーフィルタ 23c を備えるイメージセンサ 23 により、空間分割的に、異なる波長帯域の光の信号が取得される。すなわち、緑カラーフィルタ CF_G が設けられた領域では、S 画素及び L 画素により吸収される光の波長帯域は、図 10 の上段左に示すように緑色 (G) の波長帯域となる。緑カラーフィルタ CF_G を通過したこの光は、図 10 の上段中央に示すセンサ分光感度特性で S 画素及び L 画素に吸収される。これにより、S 画素及び L 画素により、図 10 の上段右に示すような撮像分光感度特性での撮像が行われる。

10

【0060】

イメージセンサ 23 の S 画素、L 画素の信号は、画像伝送部 25 からビデオプロセッサ 30 に出力される。そして、補間処理部 33 において、図 10 の上段右に示す S 画素信号と L 画素信号とが加算され、緑色 (G) の画素信号が得られる。

20

【0061】

一方、マゼンタカラーフィルタ CF_M が設けられた領域では、S 画素及び L 画素により吸収される光の波長帯域は、図 10 の下段左に示すようにマゼンタ色 (M)、すなわち、青色 (B) 及び赤色 (R) の波長帯域となる。マゼンタカラーフィルタ CF_M を通過したこの光は、図 10 の下段中央に示すセンサ分光感度特性で S 画素及び L 画素に吸収される。これにより、S 画素及び L 画素により、図 10 の下段右に示すような撮像分光感度特性での撮像が行われる。

【0062】

イメージセンサ 23 の S 画素、L 画素の信号は、画像伝送部 25 からビデオプロセッサ 30 に出力される。そして、補間処理部 33 において、図 10 の下段右に示す S 画素信号を青色 (B) の画素信号として得る。また、図 10 の下段右に示す L 画素信号を赤色 (R) の画素信号として得る。

30

【0063】

このように、本実施形態に係る内視鏡装置システムのイメージセンサ 23 を用いることで、各撮像フレームにおいて、空間分割的に各画素の画像信号をそれぞれ取得することが可能となる。

【0064】

[2. 3. まとめ]

以上、本開示の第 2 の実施形態に係る内視鏡装置システムのイメージセンサの構成とこれによる観察対象の撮像方法について説明した。本実施形態によれば、カラーフィルタを備える積層型のイメージセンサ 23 を用いる。有機材料を用いずイメージセンサ 23 を構成することで、高圧蒸気滅菌処理に耐え得る十分な耐熱性を備えるようにすることができる。また、本実施形態に係るイメージセンサ 23 では、カラーフィルタを用いて空間分割的に観察対象を撮影するので、光源装置の発光制御をイメージセンサ 23 の撮像タイミングと同期させる必要がなく、汎用性の高いシステムを実現することができる。

40

【0065】

<3. 変形例>

[3. 1. 検出波長帯域について]

第 1 の実施形態に係るイメージセンサ 23 は、青色 (B)、赤色 (R) の波長帯域を分

50

離可能に構成されており、第2の実施形態に係るイメージセンサ23は、カラーフィルタ23cを用いて青色(B)、緑色(G)、赤色(R)の波長帯域を分離可能に構成されていたが、本開示はかかる例に限定されない。青色(B)、緑色(G)、赤色(R)の波長帯域以外の波長帯域を、上記第1の実施形態あるいは第2の実施形態のシステム構成を適用して分離することも可能である。

【0066】

例えば、上述の実施形態のシステム構成を適用して、青色(B)、緑色(G)、赤色(R)に加え、赤外線(IR)の波長帯域を分離することもできる。第1の実施形態のようにイメージセンサ23と光源装置40とを連動させて波長帯域を分離させる場合には、緑色(G)及び赤外線(IR)の波長帯域の光の発光と、青色(B)及び赤色(R)の波長帯域の光の発光とを交互に行えばよい。

10

【0067】

また、上述の実施形態のシステム構成を適用して、NBI(Narrow Band Imaging; 狭帯域光法)のように狭帯域化された2つの波長を含む光(特殊光)を分離することも可能である。NBIでは、例えば390~445nmの青色光と530~550nmの緑色光とのような狭帯域化された光を観察対象に照らして、イメージセンサにより画像を取得する。このような場合にも、第1の実施形態あるいは第2の実施形態のシステム構成を適用して、各波長帯域の光を分離することができる。

【0068】

20

[3. 2. 適用対象]

上記実施形態では、内視鏡装置システムへの適用を例として説明したが、本開示はかかる例に限定されず、内視鏡装置システムのような医療用機器以外にも適用可能であり、汎用撮像装置として使用できる。

【0069】

例えば、第1の実施形態のようにイメージセンサ23と光源装置40とを連動させて波長帯域を分離させる場合には、光源装置40の発光を制御可能な環境に対して適用することができる。例えば、光源装置40以外からの光はほぼ入射しないスタジオ撮影等への適用が考えられる。

【0070】

30

また、第2の実施形態のようにカラーフィルタ23cを用いて各波長帯域の光を分離させる場合、イメージセンサ23を内視鏡装置システムのような耐熱性を要求される機器に設けないときには、カラーフィルタ23cは有機材料から形成してもよい。第2の実施形態に係るシステム構成においては観察対象への照射光も白色光でよいので、様々な状況に適用することができる。

【0071】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【0072】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏する。

【0073】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備える、医療用撮像装置。

50

(2)

被写体を照射する光源装置を制御する光源制御部をさらに備え、

前記光源制御部は、前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して前記光源装置の発光を制御する、前記(1)に記載の医療用撮像装置。

(3)

前記光電変換部は、青色波長帯域を検出可能な第1の光電変換層と、赤色波長帯域を検出可能な第2の光電変換層とを含み、

前記光源制御部は、前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、第1のタイミングで前記光源装置に青色波長帯域の光及び赤色波長帯域の光を出力させ、第2のタイミングで前記光源装置に緑色波長帯域の光を出力させる、前記(2)に記載の医療用撮像装置。

10

(4)

前記固体撮像素子により取得された画像データに対して補間処理を行う補間処理部を備え、

前記補間処理部は、前記画像データの各撮像フレームにおいて取得されていない色の画素の輝度値を、他の撮像フレームにて取得された画素の輝度値を用いて補間する、前記(3)に記載の医療用撮像装置。

(5)

前記画像データ中の物体の動きを検出する動き検出部を備え、

前記補間処理部は、前記動き検出部から入力された前記画像データ中の物体の動き情報に基づいて、動き補償処理を行う、前記(4)に記載の医療用撮像装置。

20

(6)

前記固体撮像素子の撮像フレームレートは、映像出力フレームレートの2倍に設定される、前記(1)～(5)のいずれか1項に記載の医療用撮像装置。

(7)

前記光電変換部上に、カラーフィルタ層が設けられる、前記(1)に記載の医療用撮像装置。

(8)

前記光電変換部は、青色波長帯域を検出可能な第1の光電変換層と、赤色波長帯域を検出可能な第2の光電変換層とを有し、

前記カラーフィルタ層は、緑色波長帯域の光を透過させる第1のカラーフィルタと、青色波長帯域及び赤色波長帯域の光を透過させる第2のカラーフィルタとからなる、前記(7)に記載の医療用撮像装置。

30

(9)

前記医療用撮像装置は、高圧蒸気滅菌処理が可能である、前記(1)～(8)のいずれか1項に記載の医療用撮像装置。

(10)

前記医療用撮像装置は内視鏡である、前記(1)～(9)のいずれか1項に記載の医療用撮像装置。

(11)

受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を用いて、被写体を撮像すること、

40

前記固体撮像素子の撮像タイミングに同期して、光源制御部により光源装置の発光制御を行い、前記被写体に対して所定の波長帯域の光を照射すること、
とを含む、撮像方法。

(12)

受光面から少なくとも2層以上の光電変換層が積層された光電変換部を有し、受光した光を異なる波長帯域の光に分離可能な固体撮像素子を備える、撮像装置。

【符号の説明】

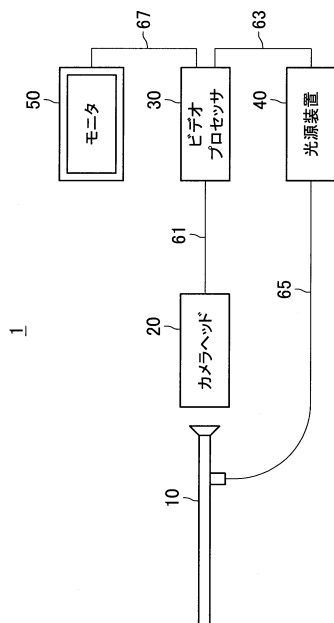
【0074】

1 0	硬性鏡
2 0	カメラヘッド
2 1	結像レンズ
2 3	イメージセンサ
2 3 A、2 3 B	光電変換部
2 5	画像伝送部
3 0	ビデオプロセッサ
3 1	画像受信部
3 3	補間処理部
3 5	画像出力部
3 7	制御部
3 9	動き検出部
4 0	光源装置
4 1	光源制御部
4 3	発光部
4 5	光出力部
5 0	モニタ
6 1	画像伝送ケーブル
6 3	制御線
6 5	光ファイバ
6 7	ビデオケーブル

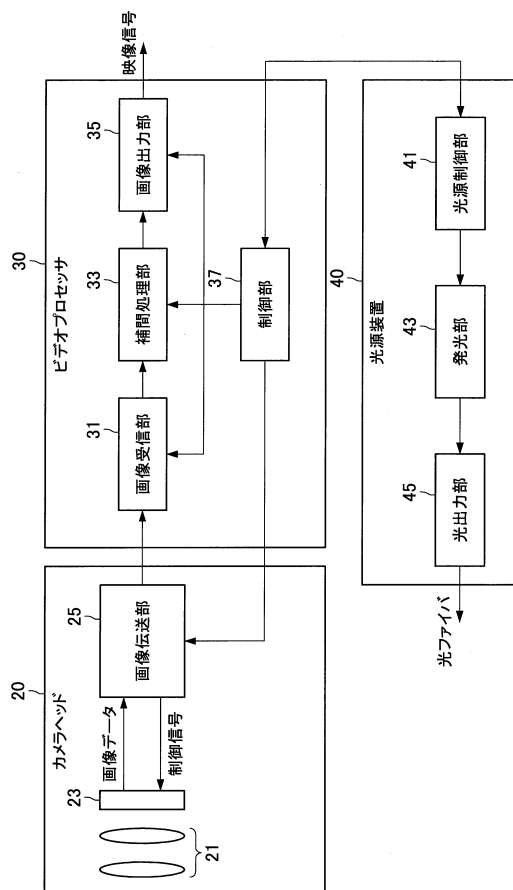
10

20

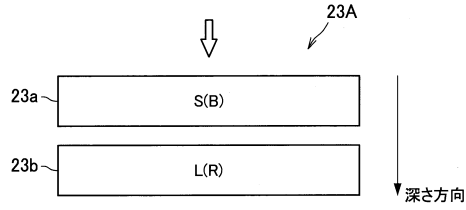
【図 1】



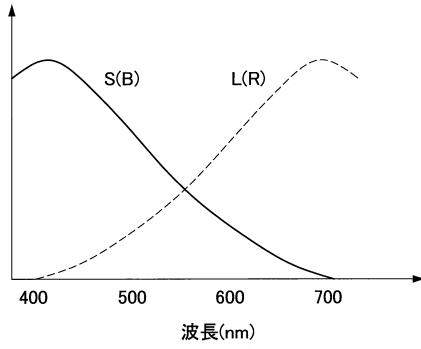
【図 2】



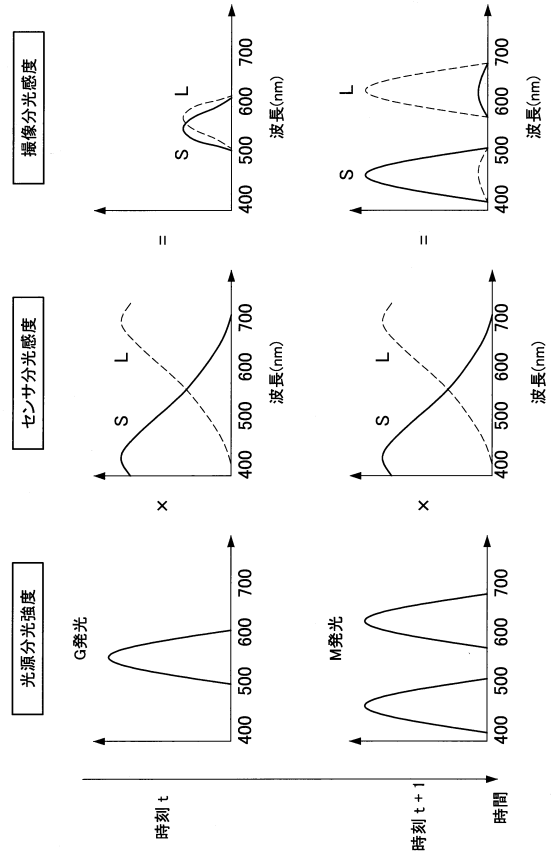
【図 3】



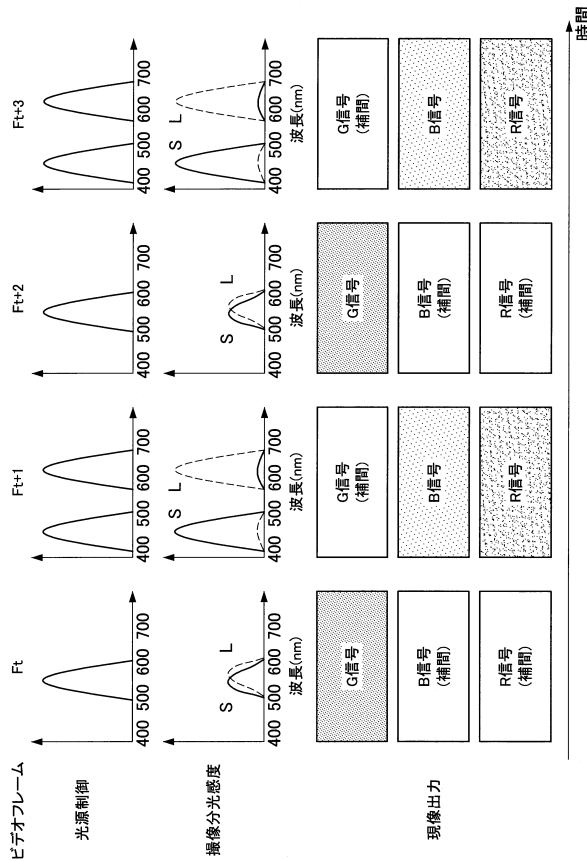
【図 4】



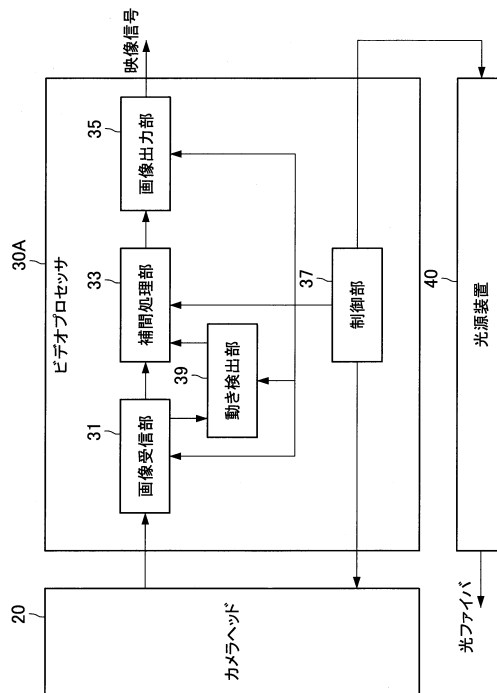
【図 5】



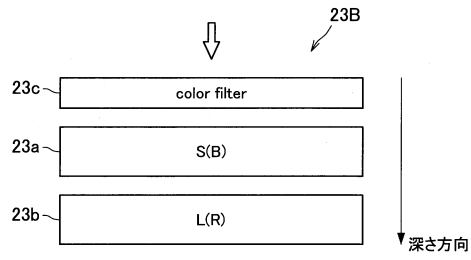
【図 6】



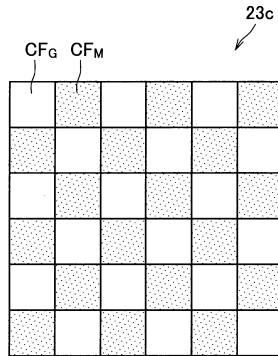
【図 7】



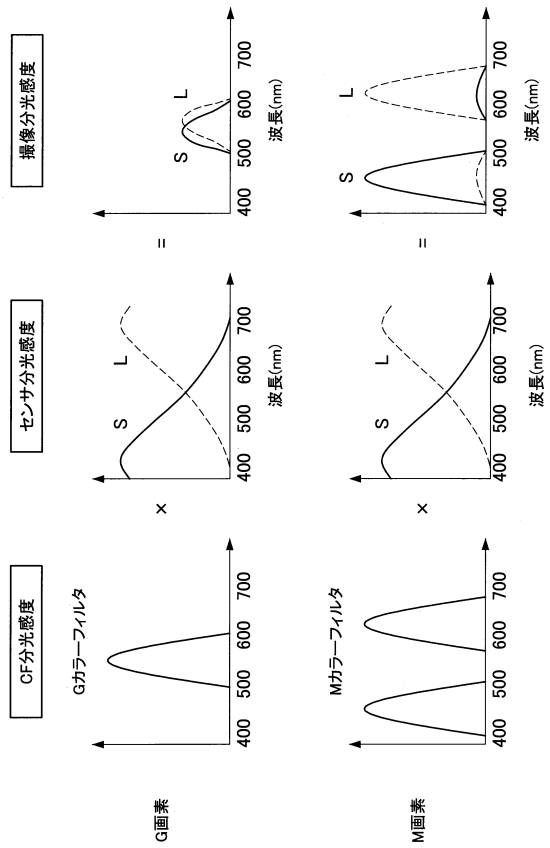
【図 8】



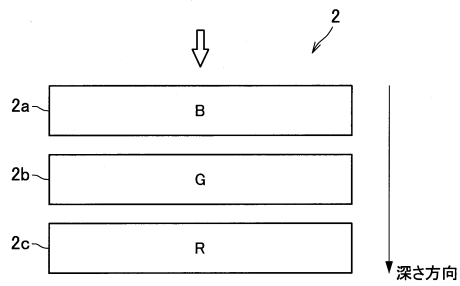
【図 9】



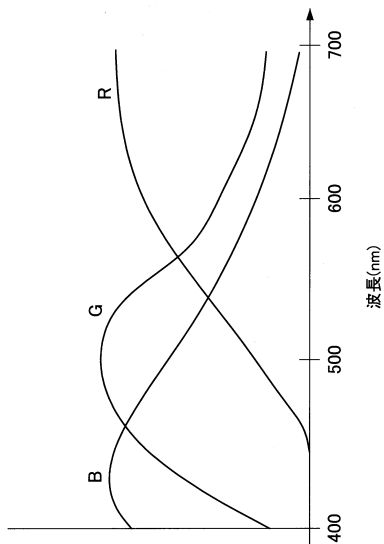
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/06 6 1 1

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 2 0 1 0 5 1 (J P, A)
特表 2 0 0 9 - 5 2 8 5 4 2 (J P, A)
特開 2 0 1 1 - 1 4 2 2 7 2 (J P, A)
特開 2 0 1 2 - 2 1 3 5 5 1 (J P, A)
特開 2 0 1 4 - 1 1 3 4 1 6 (J P, A)
特開 2 0 1 3 - 0 3 4 9 0 1 (J P, A)
米国特許第 5 9 6 5 8 7 5 (U S, A)
米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 6 3 4 2 7 (U S, A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	医学成像设备，成像方法和成像设备		
公开(公告)号	JP6561571B2	公开(公告)日	2019-08-21
申请号	JP2015097020	申请日	2015-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	小林誠司		
发明人	小林 誠司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/045 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/04.530 A61B1/05 A61B1/045.610 A61B1/04.531 A61B1/06.611 A61B1/00.300.Y A61B1/00.717 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B H01L27/14.A H01L27/14.D H01L27/146.A H01L27/146.D H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N9/04.Z H04N9/07.A		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA02 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF40 4C161/JJ11 4C161/PP01 4C161/PP11 4M118/AA08 4M118/AB01 4M118/AB10 4M118/BA09 4M118/GC07 4M118/GC14 5C065/AA04 5C065/BB30 5C065/CC01 5C065/DD17 5C065/EE05 5C065/FF05 5C065/GG13 5C122/DA26 5C122/EA02 5C122/FB16 5C122/FC06 5C122/FH12 5C122/GG21		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016209380A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6561571号 (P6561571)
	(45) 発行日 令和1年8月21日(2019. 8. 21)		(24) 登録日 令和1年8月2日(2019. 8. 2)
	(51) Int.Cl.	F 1	
	A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	5 1 3
	A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04	5 3 0
提供一种包括固态图像传感器的医学成像设备，所述固态图像传感器包括光电转换器，所述光电转换器具有相对于光接收表面堆叠的至少两个光电转换层并将所接收的光分离成不同波长带的光以及配置成控制的电路照亮被摄体的光源装置。	A 6 1 B 1/05 (2006. 01)	A 6 1 B 1/05	
	A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045	6 1 0
	A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04	5 3 1
		請求項の数 12 (全 17 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号	特願2015-97020(P2015-97020)	(73) 特許権者	000002185
(22) 出願日	平成27年5月12日(2015. 5. 12)		ソニー株式会社
(65) 公開番号	特開2016-209380(P2016-209380A)	(74) 代理人	東京都港区港南1丁目7番1号
(43) 公開日	平成28年12月15日(2016. 12. 15)		110002147
審査請求日	平成30年3月23日(2018. 3. 23)		特許業務法人 澤井国際特許事務所
		(72) 発明者	小林 誠司
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
		審査官	永田 浩司
			最終頁に続く
</			