

(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2015-119891

(P2015-119891A)

(43) 公開日 平成27年7月2日(2015.7.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 H	4 C 1 6 1
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2013-266337 (P2013-266337)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成25年12月25日 (2013.12.25)		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	100147762
			弁理士 藤 拓也
		(72) 発明者	丹内 克哉
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内
		(72) 発明者	小杉 健太
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
			Y A 株式会社内

最終頁に続く

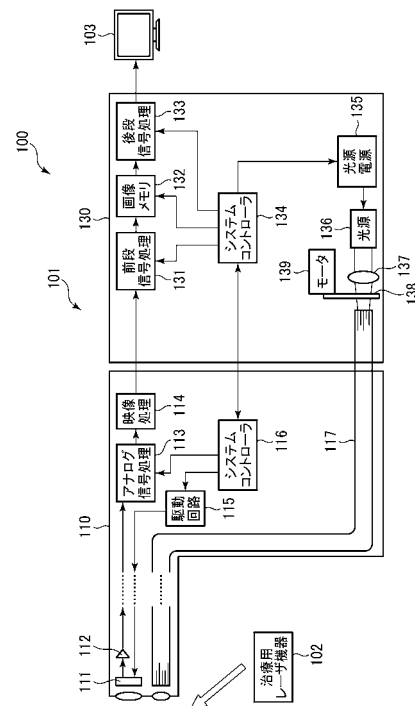
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】可視光帯域に含まれる波長を有する特殊光を用いて、被検体の画像を得ることができる内視鏡装置及び内視鏡システムを得る。

【解決手段】レーザ処置モード処理では、通常光源136は、通常光観察モード処理での光量よりも大きな光量で通常光を発光し、特殊光源102は、KTPレーザ光を生成し、患部に対して照射する。CCD111は、通常光観察モード処理を実行しているときよりも短いシャッタースピード、すなわち短い露光期間で撮像を行う。映像処理回路114は、赤色フィルタRが取り付けられた画素が出力した画素データと、青色フィルタBが取り付けられた画素が出力した画素データとを用いて輝度情報Yinf、赤色情報Rinf、緑色情報Ginf、及び青色情報Binfを算出する。KTPレーザ光による影響を廃して、適正な画像を得ることができる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体像を撮像して画素データを出力する複数の画素と、前記複数の画素の各々に取り付けられるフィルタとを有する撮像素子と、

前記画素データを処理して画像データを作成する処理部とを備え、

前記フィルタは、所定の波長を有する光を主に透過するものと、前記所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するものとを有し、

前記所定の波長を有する光を主に用いて前記撮像素子が撮像するとき、前記処理部は、前記所定の波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データを用いずに、前記所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データのみを用いて、前記画像データを作成する内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記撮像素子は、前記画素に電荷を蓄積する露光期間を変更可能であって、前記所定の波長を有する光を主に用いて前記撮像素子が撮像する場合、通常光を用いて撮像する場合よりも前記露光期間を短くする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

通常光を照射する通常光源をさらに備え、前記通常光源は、前記所定の波長を有する光を主に用いて前記撮像素子が撮像する場合、通常光のみを用いて撮像する場合よりも通常光の光量を増やす請求項 2 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 4】

通常光を用いて前記撮像素子が撮像するとき、前記処理部は、前記所定の波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データと、前記所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データとを用いて、前記画像データを作成する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記所定の波長を有する光は、観察対象物を処置するために用いられる特殊光であって、前記特殊光を用いて前記観察対象物を処置するとき、前記処理部は、前記特殊光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データを用いずに、前記特殊光の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データのみを用いて、前記画像データを作成する請求項 1 から 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

30

【請求項 6】

前記特殊光の波長は、通常光の波長に含まれる請求項 5 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれかに記載の内視鏡装置と、前記所定の波長を有する光を出射する特殊光源とを備える内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

本発明は、特殊光を用いる内視鏡装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近赤外レーザ光を用いてレーザ治療を行う内視鏡装置が知られている。内視鏡装置は、人体に挿入されて体内の画像を撮像する内視鏡スコープと、内視鏡スコープから画像を受信して画像処理する内視鏡プロセッサとを備える。内視鏡スコープは、先端に撮像素子を備える。撮像素子の撮像面には、近赤外レーザ光を低減する広帯域レーザカットフィルタが取り付けられる。これにより、近赤外レーザ光による反射光によって画素に電荷が過剰に蓄積されることを防ぎ、被検体の画像を正常かつ常に得ることができる（特許文献 1）

50

。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2001-314367号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、可視光帯域に含まれる波長を有する特殊光がレーザ治療に用いられることがある。このような特殊光を低減するフィルタを撮像素子に取り付けると、特殊光を低減することはできるが、可視光帯域の光も低減してしまい、被検体の画像を正常かつ常に得ることができない。

10

【0005】

本発明はこれらの問題に鑑みてなされたものであり、可視光帯域に含まれる波長を有する特殊光を用いて、被検体の画像を得ることができる内視鏡装置及び内視鏡システムを得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本願第1の発明による内視鏡装置は、被写体像を撮像して画素データを出力する複数の画素と、複数の画素の各々に取り付けられるフィルタとを有する撮像素子と、画素データを処理して画像データを作成する処理部とを備え、フィルタは、所定の波長を有する光を主に透過するものと、所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するものとを有し、所定の波長を有する光を主に用いて撮像素子が撮像するとき、処理部は、所定の波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データを用いずに、所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データのみを用いて、画像データを作成することを特徴とする。

20

【0007】

撮像素子は、画素に電荷を蓄積する露光期間を変更可能であって、所定の波長を有する光を主に用いて撮像素子が撮像する場合、通常光を用いて撮像する場合よりも露光期間を短くすることが好ましい。所定の波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が蓄積した電荷が、他の電荷に悪影響を与えることがない。

30

【0008】

通常光を照射する通常光源をさらに備え、通常光源は、所定の波長を有する光を主に用いて撮像素子が撮像する場合、通常光のみを用いて撮像する場合よりも通常光の光量を増やすことが好ましい。十分な光量で撮像を行うことができる。

【0009】

通常光を用いて撮像素子が撮像するとき、処理部は、所定の波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データと、所定の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データとを用いて、画像データを作成することが好ましい。通常光のみを用いて撮像することが可能となる。

40

【0010】

所定の波長を有する光は、観察対象物を処置するために用いられる特殊光であって、特殊光を用いて観察対象物を処置するとき、処理部は、特殊光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データを用いずに、特殊光の波長とは異なる波長を有する光を主に透過するフィルタが取り付けられた画素が出力する画素データのみを用いて、画像データを作成することが好ましい。特殊光を発光しているときであっても、被写体像を得ることができる。

【0011】

特殊光の波長は、通常光の波長に含まれることが好ましい。

50

【 0 0 1 2 】

本願第 2 の発明による内視鏡システムは、前記内視鏡装置と、所定の波長を有する光を出射する特殊光源とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、可視光帯域に含まれる波長を有する特殊光を用いて、被検体の画像を得ることができる内視鏡装置及び内視鏡システムを得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】本願発明による内視鏡装置及び内視鏡システムを示したブロック図である。

10

【図 2】撮像素子が備える画素を示した図である。

【図 3】光の波長と画素の相対感度との関係を示したグラフである。

【図 4】内視鏡装置による処理を示したブロック図である。

【図 5】レーザ処置モード処理を示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の一実施形態による内視鏡システム 1 0 0 について説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は内視鏡システム 1 0 0 を概略的に示す。

内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡装置 1 0 1 と、特殊光を出射する特殊光源 1 0 2 とを主に備える。

20

【 0 0 1 7 】

特殊光源 1 0 2 は、K T P レーザ光を生成し、観察対象物に向けて照射する。K T P レーザ光は、可視光帯域に含まれる 5 3 2 n m の波長を有し、患部を治療するために用いられる。

【 0 0 1 8 】

内視鏡装置 1 0 1 は、観察対象物を撮像して画像データを出力する内視鏡スコープ 1 1 0 と、内視鏡スコープ 1 1 0 から画像を受信して画像処理を行う内視鏡プロセッサ 1 3 0 とを主に備える。

【 0 0 1 9 】

30

内視鏡スコープ 1 1 0 は、C C D 1 1 1 と、アンプ 1 1 2 と、アナログ信号処理回路 1 1 3 と、映像処理回路 1 1 4 と、C C D 駆動回路 1 1 5 と、スコープシステムコントローラ 1 1 6 と、ライトガイドファイバ 1 1 7 とを主に備える。

【 0 0 2 0 】

C C D 1 1 1 は、複数の画素と、各画素に取り付けられるフィルタとを有し、例えば人体の内部に挿入されて観察対象物を撮像し、アナログ信号を出力する。C C D 1 1 1 の構成については、後述される。

【 0 0 2 1 】

アンプ 1 1 2 は、C C D 1 1 1 からアナログ信号を受信して増幅する。アナログ信号処理回路 1 1 3 は、増幅されたアナログ信号をアンプ 1 1 2 から受信してデジタル信号に変換する。

40

【 0 0 2 2 】

映像処理回路 1 1 4 は、デジタル信号に対して、レーザ処置モード処理などの所定の処理を実行する。レーザ処置モード処理については後述される。

【 0 0 2 3 】

C C D 駆動回路 1 1 5 は、所定のシャッタースピード、すなわち露光期間で撮像するように、C C D 1 1 1 を駆動する。

【 0 0 2 4 】

スコープシステムコントローラ 1 1 6 は、アナログ信号処理回路 1 1 3 及び C C D 駆動回路 1 1 5 を制御する。

50

【 0 0 2 5 】

ライトガイドファイバ 1 1 7 は、内視鏡プロセッサ 1 3 0 から受光した通常光を観察対象物に照射する。通常光は、人間の目にとって白色光又は太陽光と同様に見える光をいう。

【 0 0 2 6 】

内視鏡プロセッサ 1 3 0 は、前段信号処理回路 1 3 1 と、画像メモリ 1 3 2 と、後段信号処理回路 1 3 3 と、プロセッサシステムコントローラ 1 3 4 と、光源電源 1 3 5 と、通常光源 1 3 6 と、集光レンズ 1 3 7 と、光源絞り 1 3 8 と、モータ 1 3 9 とを主に備える。

【 0 0 2 7 】

プロセッサシステムコントローラ 1 3 4 は、内視鏡プロセッサ 1 3 0 の動作を制御するとともに、スコープシステムコントローラ 1 1 6 に接続され、内視鏡スコープ 1 1 0 に所定の命令を送信する。

【 0 0 2 8 】

前段信号処理回路 1 3 1 は、映像処理回路 1 1 4 から画像データを受信して、所定の画像処理を施し、処理済み画像を出力する。所定の画像処理は、例えばゲイン調整処理、ホワイトバランス調整処理、輪郭強調処理、及び画素強調処理である。ゲイン調整処理は、画像データのゲインを調整して、画像データの信号レベルを観察に適したレベルに調整する処理である。ホワイトバランス調整処理は、画像データのホワイトバランスを調整して色調を整える処理である。輪郭強調処理は、被写体像、例えば患部の輪郭を強調して、患部の範囲を明確にし、これにより患部を観察、発見しやすくする処理である。画素強調処理は、特定の波長の反射光のみを強調する処理であり、これにより特定の波長の反射光を返す患部を見やすくすることができる。

【 0 0 2 9 】

画像メモリ 1 3 2 は、処理済み画像を記憶する。

【 0 0 3 0 】

後段信号処理回路 1 3 3 は、画像メモリ 1 3 2 から処理済み画像を読み出して、モニタ 1 0 3 が表示可能なフォーマットに変更して表示画像を作成する。

【 0 0 3 1 】

モニタ 1 0 3 は、表示画像を受信して表示する。

【 0 0 3 2 】

光源電源 1 3 5 は、プロセッサシステムコントローラ 1 3 4 からの信号に応じて、通常光源 1 3 6 に電力を供給する。通常光源 1 3 6 は、光源電源 1 3 5 から電力を受電して、通常光を発光する。通常光の明るさは、光源電源 1 3 5 が供給する電力に応じて変化する。

【 0 0 3 3 】

通常光は集光レンズ 1 3 7 及び光源絞り 1 3 8 を介してライトガイドファイバ 1 1 7 に入射する。光源絞り 1 3 8 はロータリシャッタから成り、通常光の光量及び発光タイミングを調節する。光源絞り 1 3 8 の開度及びタイミングは、プロセッサシステムコントローラ 1 3 4 に接続されたモータ 1 3 9 により制御される。

【 0 0 3 4 】

次に、図 2 を用いて、CCD 1 1 1 について説明する。図 2 は、CCD 1 1 1 の撮像面の一部を示した図である。

【 0 0 3 5 】

CCD 1 1 1 は、複数の画素と、各画素に取り付けられるフィルタとを有する。複数の画素は、各々画素データを出力する。フィルタは、赤色の波長を有する光を主に透過する赤色フィルタ R と、青色の波長を有する光を主に透過する青色フィルタ B と、緑色の波長を有する光を主に透過する緑色フィルタ G とを備える。赤色フィルタ R と、青色フィルタ B と、緑色フィルタ G とは、ベイヤー配列によって並べられ、画素に取り付けられる。これにより、赤色フィルタ R が取り付けられた画素は、赤色に対する感度が高くなって、主

10

20

30

40

50

に赤色に関する輝度を画素データとして出力し、青色フィルタBが取り付けられた画素は、青色に対する感度が高くなって、主に青色に関する輝度を画素データとして出力し、緑色フィルタGが取り付けられた画素は、緑色に対する感度が高くなって、主に緑色に関する輝度を画素データとして出力する。

【0036】

次に、図3を用いて、赤色フィルタR、青色フィルタB、及び緑色フィルタGが取り付けられた画素の感度について説明する。

【0037】

図3は、光の波長と画素の相対感度との関係を示した図である。赤色フィルタRが取り付けられた画素は、波長560nm付近から相対感度が急激に上昇し、590nm付近で相対感度が最大値を取る。そして、波長が長くなるにつれて相対感度が低下する。青色フィルタBが取り付けられた画素は、波長400nm付近から相対感度が上昇し、470nm付近で相対感度が最大値を取る。そして、波長510nmまで相対感度が急激に低下した後、波長が長くなるにつれて相対感度が緩やかに低下する。緑色フィルタGが取り付けられた画素は、波長460nm付近から相対感度が上昇し、510nm付近から550nm付近まで相対感度が最大値を取る。そして、波長610nmまで相対感度が急激に低下した後、波長が長くなるにつれて相対感度が緩やかに低下する。

【0038】

ここで、KTPレーザ光は、前述のように532nmの波長を有する。緑色フィルタGが取り付けられた画素は、波長532nmの光に対して約0.7の相対感度を有するが、赤色フィルタRが取り付けられた画素の相対感度は約0.3、青色フィルタBが取り付けられた画素の相対感度は約0.2に過ぎない。すなわち、波長532nmのレーザ光は、緑色フィルタGによって主に透過されるが、赤色フィルタR及び青色フィルタBによって略透過されない。KTPレーザ光は、患部を処置するために用いられるため、一般に光量が大きい。そのため、KTPレーザ光を受光した画素は、蓄積した電荷が飽和してしまう。電荷が飽和すると、画像がいわゆるハレーションを起こし、正常な画像を得ることができない。すなわち、緑色フィルタGが取り付けられた画素は、約0.7の相対感度を有するため、KTPレーザ光によって、電荷が飽和してしまう。しかし、赤色フィルタR及び青色フィルタBが取り付けられた画素は、約0.2から約0.3の相対感度を有するため、KTPレーザ光によって、電荷が飽和してしまう可能性が低い。そこで、緑色フィルタGが取り付けられた画素が出力する画素データを用いずに、赤色フィルタR及び青色フィルタBが取り付けられた画素が出力する画素データを用いて画像データを作成すれば、ハレーションがない画像を得ることができる。

【0039】

次に、図4を用いて、映像処理回路114とその周辺回路の構成について説明する。映像処理回路114は、図示しないフロントパネルに設けられたスイッチをユーザが操作して、通常光観察モード処理を選択したときには、通常光観察モード処理を実行し、レーザ処置モード処理を選択したときには、レーザ処置モード処理を実行する。

【0040】

まず、通常光観察モード処理について説明する。通常光観察モード処理は、通常光を使用して観察を行う処理であって、観察対象物を太陽光下で見たのと同様の画像を得ることができる。通常光観察モード処理では、通常光源136は、通常光を発光し、特殊光源102は、KTPレーザ光を発光しない。CCD111は、通常光のみを用いて観察対象物を撮像し、CCD111が有する画素が画素データを出力する。映像処理回路114は、以下の式に基づき、全ての画素データを用いて輝度情報Ys、赤色情報Rs、緑色情報Gs、及び青色情報Bsを算出する。ここで、Rinは、赤色フィルタRが取り付けられた画素が出力した画素データであり、Ginは、緑色フィルタGが取り付けられた画素が出力した画素データであり、Binは、青色フィルタBが取り付けられた画素が出力した画素データである。また、Ka1、Kb1、Kc1、Ka2、Kb2、Kc2、Ka3、Kb3、及びKc3は、任意の係数である。

$$Ys = (0.3 \cdot Rin + 0.6 \cdot Gin + 0.1 \cdot Bin)$$

$$Rs = (Ka1 \cdot Rin) + (Kb1 \cdot Gin) + (Kc1 \cdot Bin)$$

$$Gs = (Ka2 \cdot Rin) + (Kb2 \cdot Gin) + (Kc2 \cdot Bin)$$

$$Bs = (Ka3 \cdot Rin) + (Kb3 \cdot Gin) + (Kc3 \cdot Bin)$$
【0041】

次に、レーザ処置モード処理について説明する。レーザ処置モード処理は、KTPレーザを用いて患部を処置している期間に、観察対象物の画像を得る処理である。

【0042】

レーザ処置モード処理では、通常光源136は、通常光観察モード処理での光量よりも大きな光量で通常光を発光し、特殊光源102は、KTPレーザ光を生成し、患部に対し

10

【0043】

CCD111は、通常光観察モード処理を実行しているときよりも短いシャッタスピード、すなわち短い露光期間で撮像を行う。KTPレーザ光を照射しているとき、前述したように、緑色フィルタGが取り付けられた画素の電荷が飽和する傾向がある。飽和した電荷は、隣接する画素が蓄積する電荷にノイズ等の悪影響を及ぼす。これにより、画像にスミア等が発生する。そこで、通常光観察モード処理を実行しているときよりも短い露光期間で撮像を行う。これにより、緑色フィルタGが取り付けられた画素に蓄積される電荷の量を減らして、隣接する画素が蓄積する電荷に及ぼす悪影響を低減する。

【0044】

20

他方、通常光源136は、通常光観察モード処理を実行しているときよりも大きな光量で通常光を発光する。CCD111は、通常光観察モード処理を実行しているときよりも短いシャッタスピードで撮像を行うため、通常光観察モード処理を実行しているときと同じ光量で通常光を発光させると、光量が不足する可能性がある。そこで、通常光観察モード処理を実行しているときよりも大きな光量で通常光を発光することにより、十分な光量の通常光を用いて画素が電荷を蓄積できる。

【0045】

映像処理回路114は、以下の式に基づき、赤色フィルタRが取り付けられた画素が出力した画素データと、青色フィルタBが取り付けられた画素が出力した画素データとを用いて輝度情報Yinf、赤色情報Rinf、緑色情報Ginf、及び青色情報Binfを算出する。ここで、Rin、Gin、及びBinは、前述と同様であるため、説明を省略する。Ka1、Kc1、Ka2、Kc2、Ka3、及びKc3は、任意の係数である。Ka1、Kc1、Ka2、Kc2、Ka3、及びKc3を適宜調整することにより、ユーザは、少なくとも被写体の輪郭を観察できる。また、緑色フィルタGが取り付けられた画素が出力した画素データGinを用いずに輝度情報Yinf、赤色情報Rinf、緑色情報Ginf、及び青色情報Binfを算出するため、KTPレーザ光によって画像が乱れてしまうことを防止できる。さらに、赤色フィルタR及び青色フィルタBが取り付けられた画素が出力した画素データRin及びBinのみを用いて輝度情報Yinf、赤色情報Rinf、緑色情報Ginf、及び青色情報Binfを算出するため、KTPレーザ光による影響を廃して、適正な画像を得ることができる。

30

40

$$Yinf = (0.3 \cdot Rin + 0.1 \cdot Bin)$$

$$Rinf = (Ka1 \cdot Rin) + (Kc1 \cdot Bin)$$

$$Ginf = (Ka2 \cdot Rin) + (Kc2 \cdot Bin)$$

$$Binf = (Ka3 \cdot Rin) + (Kc3 \cdot Bin)$$

【0046】

以上の処理によって算出された輝度情報Yinf、赤色情報Rinf、緑色情報Ginf、及び青色情報Binfは、前段信号処理回路131に送信される。

【0047】

次に図5を用いて、レーザ処置モード処理について説明する。

【0048】

50

始めのステップ S 5 1 では、映像処理回路 1 1 4 は、画素データ R i n 及び B i n のみを受信し、画素データ G i n を破棄する。

【 0 0 4 9 】

次のステップ S 5 2 では、C C D 駆動回路 1 1 5 が、C C D 1 1 1 のシャッター速度を最も早い値に設定、すなわち露光期間を最も短い値に設定する。

【 0 0 5 0 】

次のステップ S 5 3 では、光源電源 1 3 5 が通常光源 1 3 6 に供給する電力を調整し、通常光源 1 3 6 は、供給された電力に応じて、通常光を最大光量で出射する。

【 0 0 5 1 】

次のステップ S 5 4 では、C C D 1 1 1 が撮像を行い、画素データを出力する。

10

【 0 0 5 2 】

次のステップ S 5 5 では、映像処理回路 1 1 4 が前述の数式を用いて輝度情報 Y i n f、赤色情報 R i n f、緑色情報 G i n f、及び青色情報 B i n f を算出する。そして、処理が終了する。

【 0 0 5 3 】

本実施形態によれば、赤色フィルタ R 及び青色フィルタ B が取り付けられた画素が出力した画素データ R i n 及び B i n のみを用いて輝度情報 Y i n f、赤色情報 R i n f、緑色情報 G i n f、及び青色情報 B i n f を算出するため、K T P レーザ光によって画像が乱れることなく、適正な画像を得ることができる。

【 0 0 5 4 】

20

なお、輝度情報 Y i n f を算出するときに R i n、G i n、及び B i n に乗じられる数は、前述のものに限定されない。

【 0 0 5 5 】

なお、レーザ処置モード処理で用いられる係数 K a 1、K c 1、K a 2、K c 2、K a 3、及び K c 3 は、通常光観察モード処理で用いられる係数 K a 1、K c 1、K a 2、K c 2、K a 3、及び K c 3 と異なる値であってもよい。

【 0 0 5 6 】

なお、レーザ処置モード処理において輝度情報 Y i n f を算出するときに R i n、G i n、及び B i n に乗じられる数は、通常光観察モード処理において乗じられる数と異なる値であってもよい。

30

【 0 0 5 7 】

なお、レーザ処置モード処理において輝度情報 Y i n f のみを算出してもよい。モノクロ画像を得ることができる。

【 0 0 5 8 】

なお、レーザ処置モード処理において、赤色情報 R i n f、緑色情報 G i n f、及び青色情報 B i n f を算出せずに、固定値としてもよい。

【 0 0 5 9 】

なお、フィルタは原色フィルタであるとして説明したが、補色フィルタであってもよい。

【 0 0 6 0 】

40

なお、映像処理回路 1 1 4 が通常光観察モード処理及びレーザ処置モード処理を実行すると説明したが、内視鏡スコープ 1 1 0 又は内視鏡プロセッサ 1 3 0 が備える他の回路がこれらの処理を実行してもよい。

【 0 0 6 1 】

なお、撮像素子は C C D 1 1 1 に限定されず、C M O S 等の固体撮像素子であってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

1 0 0 内視鏡システム

1 0 1 内視鏡装置

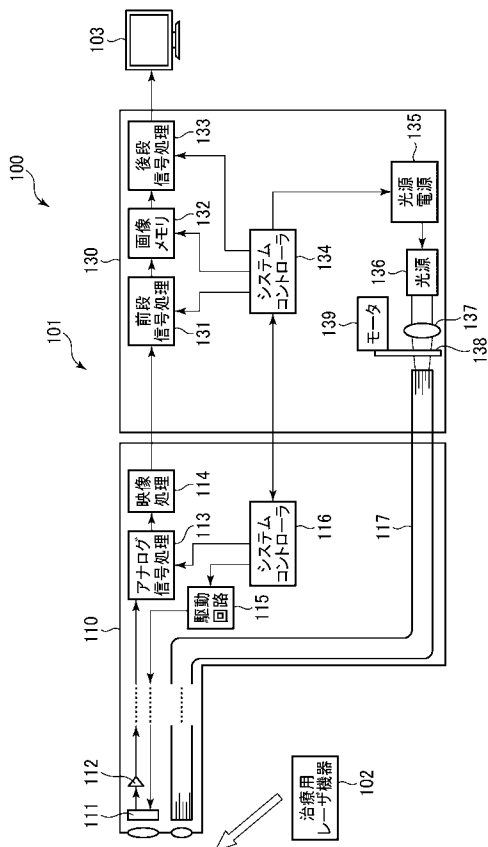
50

- | | |
|-------|-----------------|
| 1 0 2 | 治療用レーザ機器（特殊光源） |
| 1 1 0 | 内視鏡スコープ |
| 1 1 1 | ＣＣＤ |
| 1 1 2 | アンプ |
| 1 1 3 | アナログ信号処理回路 |
| 1 1 4 | 映像処理回路 |
| 1 1 5 | ＣＣＤ駆動回路 |
| 1 1 6 | スコープシステムコントローラ |
| 1 1 7 | ライトガイドファイバ |
| 1 3 0 | 内視鏡プロセッサ |
| 1 3 1 | 前段信号処理回路 |
| 1 3 2 | 画像メモリ |
| 1 3 3 | 後段信号処理回路 |
| 1 3 4 | プロセッサシステムコントローラ |
| 1 3 5 | 光源電源 |
| 1 3 6 | 通常光源 |
| 1 3 7 | 集光レンズ |
| 1 3 9 | モータ |
| B | 青色フィルタ |
| G | 緑色フィルタ |
| R | 赤色フィルタ |

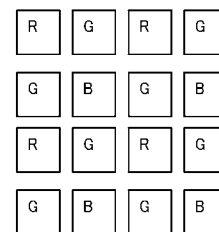
10

20

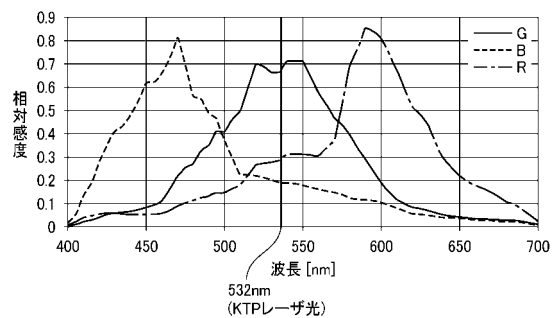
【 圖 1 】



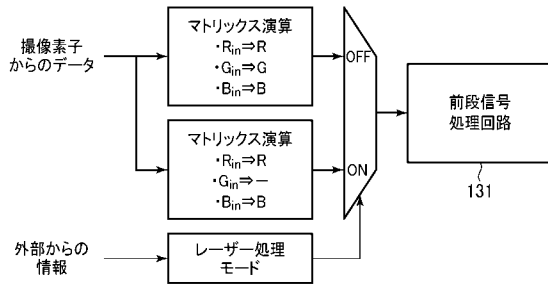
【 図 2 】



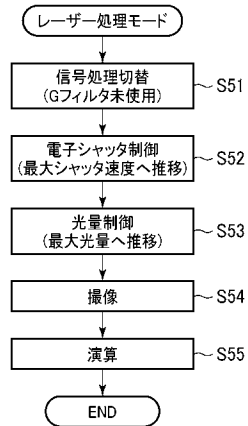
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C026 AA01 FF53 FF58 GG06 HH23
4C161 BB02 CC06 HH56 LL02 MM05 NN01 PP01 QQ02 QQ03 QQ07
QQ09 RR02 RR04 RR26 SS10

专利名称(译)	内窥镜设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015119891A	公开(公告)日	2015-07-02
申请号	JP2013266337	申请日	2013-12-25
[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	丹内克哉 小杉健太		
发明人	丹内 克哉 小杉 健太		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B18/20		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.H A61B17/36.350 A61B1/00.621 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/06.612 A61B18/20		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/FF53 4C026/FF58 4C026/GG06 4C026/HH23 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH56 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS10		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP6276985B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 解决的问题：获得一种内窥镜设备和内窥镜系统，该内窥镜设备和内窥镜系统能够通过使用具有可见光带中包括的波长的特殊光来获得对象的图像。SOLUTION：在激光治疗模式过程中，正常光源136发出的正常光的量大于正常光观察模式过程中的光的量，特殊光源102向受影响的区域产生KTP激光。照射 CCD 111以比正常光观察模式处理期间短的快门速度（即，较短的曝光时间）捕获图像。图像处理电路114使用由附有红色滤光器R的像素输出的像素数据和由附有蓝色滤光器B的像素输出的像素数据，以及亮度信息Yinf，红色信息Rinf，绿色信息Ginf，并计算出蓝色信息Binf。通过消除KTP激光的影响，可以获得正确的图像。[选型图]图1	(21) 出願番号	特願2013-266337 (P2013-266337)	(71) 出願人	000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
	(22) 出願日	平成25年12月25日 (2013.12.25)	(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 100147762 弁理士 藤 拓也 (72) 発明者 丹内 克哉 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内 (72) 発明者 小杉 健太 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内