

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/211970

発行日 令和2年5月14日 (2020.5.14)

(43) 国際公開日 平成30年11月22日 (2018.11.22)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/04 5 3 0	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b>	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

出願番号 特願2019-519165 (P2019-519165)	(71) 出願人 000002185 ソニー株式会社 東京都港区港南1丁目7番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/017380	(74) 代理人 100121131 弁理士 西川 孝
(22) 国際出願日 平成30年5月1日 (2018.5.1)	(74) 代理人 100082131 弁理士 稲本 義雄
(31) 優先権主張番号 特願2017-96200 (P2017-96200)	(74) 代理人 100168686 弁理士 三浦 勇介
(32) 優先日 平成29年5月15日 (2017.5.15)	(72) 発明者 高橋 康昭 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(72) 発明者 高橋 健治 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

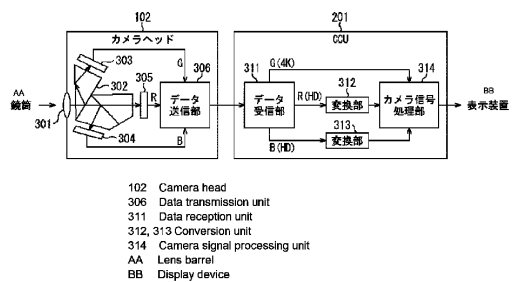
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

本技術は、低消費電力で、高解像度の医用画像を取得することができるようにする内視鏡に関する。  
内視鏡は、第1の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第1のセンサと、G光以外の光を受光する、第1の画素数より少ない第2の画素数の画素を有する第2のセンサとを有するカメラヘッドを備える。本技術は、例えば、内視鏡で撮影された医用画像を見ながら手術を行う内視鏡手術システム等に適用することができる。

FIG. 2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第 1 のセンサと、

前記第 1 の画素数より少ない第 2 の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第 2 のセンサと

を有するカメラヘッドを備える

内視鏡。

**【請求項 2】**

前記第 1 のセンサと前記第 2 のセンサとの受光面のサイズが等しい

請求項 1 に記載の内視鏡。

10

**【請求項 3】**

前記第 2 のセンサの画素サイズは、前記第 1 のセンサの画素サイズより大きい

請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 4】**

前記第 2 のセンサは、R(Red)の波長帯の光であるR光、又は、B(Blue)の波長帯の光であるB光を受光する

請求項 1 に記載の内視鏡。

**【請求項 5】**

前記第 1 のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第 1 の画像を用いて、前記第 2 のセンサが出力する、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第 2 の画像の画像処理が行われる

請求項 1 に記載の内視鏡。

20

**【請求項 6】**

前記第 2 の画像のうちの、前記第 1 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 1 の画像を用いて行われる

請求項 5 に記載の内視鏡。

**【請求項 7】**

前記第 1 のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第 1 の画像の画像処理が、前記第 2 のセンサが出力する、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第 2 の画像を用いて行われる

請求項 1 に記載の内視鏡。

30

**【請求項 8】**

前記第 1 の画像のうちの、前記第 2 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

請求項 7 に記載の内視鏡。

**【請求項 9】**

所定の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第 1 のセンサと、

前記所定の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第 2 のセンサと

を有するカメラヘッドを備え、

前記第 2 のセンサは、複数の画素の画素値の加算値を、1 の画素の画素値として出力するビニング機能を有し、前記ビニング機能により、前記第 1 のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第 1 の画像よりも画素数が少ない、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第 2 の画像を出力する

内視鏡。

40

**【請求項 10】**

前記第 2 のセンサは、動作モードとして、前記ビニング機能により、前記第 1 の画像よりも画素数が少ない前記第 2 の画像を出力するビニングモードと、前記第 1 の画像と同一の画素数の前記第 2 の画像を出力する通常モードとを有し、

50

前記第 2 のセンサの動作モードを制御する制御部をさらに備える

請求項 9 に記載の内視鏡。

【請求項 1 1】

前記制御部は、前記カメラヘッドの状態に応じて、前記動作モードを制御する

請求項 1 0 に記載の内視鏡。

【請求項 1 2】

前記制御部は、前記カメラヘッドの温度及び動きのうちの 1 以上に応じて、前記動作モードを制御する

請求項 1 1 に記載の内視鏡。

【請求項 1 3】

前記制御部は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像に応じて、前記動作モードを制御する

請求項 1 0 に記載の内視鏡。

【請求項 1 4】

前記制御部は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像のノイズ量、明るさ、色、及び、合焦の程度のうちの 1 以上に応じて、前記動作モードを制御する

請求項 1 3 に記載の内視鏡。

【請求項 1 5】

前記第 2 のセンサは、R(Red)の波長帯の光であるR光、又は、B(Blue)の波長帯の光であるB光を受光する

請求項 9 に記載の内視鏡。

【請求項 1 6】

前記第 1 の画像を用いて、前記第 2 の画像の画像処理が行われる

請求項 9 に記載の内視鏡。

【請求項 1 7】

前記第 2 の画像のうちの、前記第 1 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 1 の画像を用いて行われる

請求項 1 6 に記載の内視鏡。

【請求項 1 8】

前記第 1 の画像の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

請求項 9 に記載の内視鏡。

【請求項 1 9】

前記第 1 の画像のうちの、前記第 2 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

請求項 1 8 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、内視鏡に関し、特に、例えば、低消費電力で、高解像度の医用画像を取得することができるようにする内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、被写体からの光から分離されたR(Red)、G(Green)、及び、B(Blue)の光による像に対応する画像信号を出力するR用撮像素子、G用撮像素子、及び、B用撮像素子を有し、R用撮像素子を、G用撮像素子及びB用撮像素子よりも多い画素数で構成するとともに、R用撮像素子の1/2画素分だけずれるように、R用撮像素子と、G用撮像素子及びB用撮像素子とを配置することで、Rの光に対する解像度が高い画像を取得する内視鏡が提案されている(例えば、特許文献1を参照)。

【0003】

R用撮像素子を、G用撮像素子及びB用撮像素子よりも多い画素数で構成する場合、R用撮

10

20

30

40

50

像素子と、G用撮像素子及びB用撮像素子との受光面（像面）のサイズが同一であるときには、R用撮像素子の画素のサイズは、G用撮像素子及びB用撮像素子の画素のサイズよりも小になる。

【0004】

サイズが小さい画素の感度は低いため、内視鏡で撮影されるシーンが、赤が支配的でないシーンである場合には、R用撮像素子が出力する画像信号は、ノイズが多い画像信号となり、R用撮像素子の1/2画素分だけずれるように、R用撮像素子と、G用撮像素子及びB用撮像素子とを配置したことが有効に機能しないことがあり得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0005】

【特許文献1】特開2008-136732号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡で撮影される画像は、医療の用に供される医用画像であるから、医師が細かい部分を確認することができるように、高解像度の画像であることが望ましい。

【0007】

内視鏡で、高解像度の画像を撮影する方法としては、例えば、Rの波長帯の光であるR光を受光するRセンサ、Gの波長帯の光であるG光を受光するGセンサ、及び、Bの波長帯の光であるB光を受光するBセンサとして、すべて、高解像度のイメージセンサ（多画素のイメージセンサ）を用いる方法がある。

20

【0008】

しかしながら、高解像度のイメージセンサでは、多くの画素の画素信号（画素値）が伝送されるため、その画素信号の伝送の処理の消費電力が大になり、発熱量が大になる。

【0009】

内視鏡は、医師やスコピスト等のユーザが手に持って操作を行うため、発熱量、ひいては、消費電力を抑制することが要請される。

【0010】

本技術は、このような状況に鑑みてなされたものであり、低消費電力で、高解像度の医用画像を取得することができるようにするものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0011】

本技術の第1の内視鏡は、第1の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第1のセンサと、前記第1の画素数より少ない第2の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第2のセンサとを有するカメラヘッドを備える内視鏡である。

【0012】

本技術の第1の内視鏡においては、カメラヘッドにおいて、第1のセンサは、第1の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する。第2のセンサは、前記第1の画素数より少ない第2の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する。

40

【0013】

本技術の第2の内視鏡は、所定の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第1のセンサと、前記所定の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第2のセンサとを有するカメラヘッドを備え、前記第2のセンサは、複数の画素の画素値の加算値を、1の画素の画素値として出力するピニング機能を有し、前記ピニング機能により、前記第1のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第1の画像よりも画素数が少ない、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第2の画像を出力する内視鏡である。

【0014】

50

本技術の第2の内視鏡においては、第1のセンサが、所定の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光するとともに、第2のセンサが、前記所定の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する。前記第2のセンサは、複数の画素の画素値の加算値を、1の画素の画素値として出力するピニング機能を有しており、前記ピニング機能により、前記第1のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第1の画像よりも画素数が少ない、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第2の画像が出力される。

【発明の効果】

【0015】

本技術によれば、高解像度の医用画像を取得することができる。特に、本技術によれば、低消費電力で、高解像度の医用画像を取得することができる。 10

【0016】

なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本技術を適用した内視鏡手術システムの一実施の形態の構成例を示す図である。

【図2】カメラヘッド102の第1の構成例及びCCU201の第1の構成例を示すブロック図である。

【図3】イメージセンサ303ないし305の構成例の概要を説明する平面図である。 20

【図4】CCU201の処理の例を説明するフローチャートである。

【図5】CCU201の第2の構成例を示すブロック図である。

【図6】カメラヘッド102の第2の構成例を示す図である。

【図7】ピニング制御部413が行う動作モードの設定の処理の例を説明するフローチャートである。

【図8】カメラヘッド102の第3の構成例及びCCU201の第3の構成例を示すブロック図である。

【図9】ピニング制御部421が行う動作モードの設定の処理の例を説明するフローチャートである。

【図10】本技術を適用したコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。 30

【発明を実施するための形態】

【0018】

<本技術を適用した内視鏡手術システムの一実施の形態>

【0019】

図1は、本技術を適用した内視鏡手術システムの一実施の形態の構成例を示す図である。

【0020】

図1では、術者(医師)131が、内視鏡手術システム10を用いて、患者ベッド133上の患者132に手術を行っている様子が図示されている。図示するように、内視鏡手術システム10は、内視鏡100と、気腹チューブ111やエネルギー処置具112等の、その他の術具110と、内視鏡100を支持する支持アーム装置120と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート200と、から構成される。 40

【0021】

内視鏡100は、先端から所定の長さの領域が患者132の体腔内に挿入される鏡筒101と、鏡筒101の基端に接続されるカメラヘッド102と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒101を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡100を図示しているが、内視鏡100は、軟性の鏡筒を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

【0022】

鏡筒 101 の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡 100 には光源装置 203 が接続されており、光源装置 203 によって生成された光が、鏡筒 101 の内部に延設されるライトガイドによって鏡筒 101 の先端まで導光され、対物レンズを介して患者 132 の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡 100 は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

【0023】

カメラヘッド 102 の内部には、光学系及びイメージセンサ（撮像素子）が設けられており、観察対象からの反射光（観察光）は、光学系によってイメージセンサに集光される。イメージセンサによって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット (CCU: Camera Control Unit) 201 に送信される。

10

【0024】

CCU 201 は、CPU (Central Processing Unit) や GPU (Graphics Processing Unit) 等によって構成され、内視鏡 100 及び表示装置 202 の動作を統括的に制御する。さらに、CCU 201 は、カメラヘッド 102 から画像信号（画像データ）を受け取り、その画像信号に対して、例えば、現像処理（デモザイク処理）等の、画像信号に対応する医用画像を表示するための各種の画像処理を施す。

【0025】

表示装置 202 は、CCU 201 からの制御により、CCU 201 によって画像処理が施された画像信号に対応する医用画像を表示する。

20

【0026】

光源装置 203 は、例えば LED (Light Emitting Diode) 等の光源から構成され、術部等の観察対象を撮影する際の照射光を内視鏡 100 に供給する。

【0027】

入力装置 204 は、内視鏡手術システム 10 に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置 204 を介して、内視鏡手術システム 10 に対して各種の情報の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、内視鏡 100 による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示等を入力する。

【0028】

処置具制御装置 205 は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具 112 の駆動を制御する。気腹装置 206 は、内視鏡 100 による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者 132 の体腔を膨らめるために、気腹チューブ 111 を介して体腔内にガスを送り込む。レコーダ 207 は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ 208 は、手術に関する各種の情報を、テキスト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

30

【0029】

なお、内視鏡 100 に術部を撮影する際の照射光を供給する光源装置 203 は、例えば LED、レーザ光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成することができる。RGB (Red, Green, Blue) レーザ光源の組み合わせにより白色光源が構成される場合には、各色（各波長）の出力強度及び出力タイミングを高精度に制御することができるため、光源装置 203 において画像のホワイトバランスの調整を行うことができる。また、この場合には、RGB レーザ光源それぞれからのレーザ光を時分割で術部に照射し、その照射タイミングに同期してカメラヘッド 102 のイメージセンサの駆動を制御することにより、RGB それぞれに対応した画像を時分割で撮像することも可能である。以上のようなイメージセンサの駆動の制御を行う場合には、イメージセンサにカラーフィルタを設けなくても、カラー画像を得ることができる。

40

【0030】

また、光源装置 203 は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド 102 のイメージセンサの駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することによ

50

り、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

【0031】

また、光源装置203は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光を供給可能に構成されてもよい。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光（すなわち、白色光）に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察(Narrow Band Imaging)が行われる。あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し、その体組織からの蛍光を観察すること（自家蛍光観察）、又は

10

【0032】

<カメラヘッド102の第1の構成例及びCCU201の第1の構成例>

【0033】

図2は、カメラヘッド102の第1の構成例及びCCU201の第1の構成例を示すブロック図である。

【0034】

なお、図2では（後述する図でも同様）、説明を簡単にするため、術部に照射光を照射する構成については、図示を省略する。

20

【0035】

図2において、カメラヘッド102は、単眼のカメラヘッドであり、レンズ（群）301、プリズム302、イメージセンサ303、304、305、及び、データ送信部306を有する。

【0036】

ここで、カメラヘッド102は、単眼ではなく、多眼に構成することができる。但し、カメラヘッド102を単眼に構成する場合には、カメラヘッド102を小型に構成することができ、カメラヘッド102を持つユーザの負担を軽減することができる。

30

【0037】

また、カメラヘッド102を構成する一部、すなわち、例えば、レンズ301や、プリズム302、イメージセンサ303ないし305は、鏡筒101の先端に設けることができる。

【0038】

レンズ301は、カメラヘッド102の光学系を構成し、鏡筒101から入射する光、すなわち、照射光が術部で反射されて戻ってくる反射光を、プリズム302を介して、イメージセンサ303ないし305に集光させる。

【0039】

プリズム302は、カメラヘッド102の光学系を構成する。プリズム302には、レンズ301によって集光される光が入射する。プリズム302は、レンズ301からの光を、R光、G光、及び、B光に分離し、G光をイメージセンサ303に、B光をイメージセンサ304に、R光をイメージセンサ305に、それぞれ入射させる。

40

【0040】

イメージセンサ303は、プリズム302から入射するG光を受光し、光電変換を行って、プリズム302からのG光に対応する画像信号であるG信号を出力する。

【0041】

イメージセンサ304は、プリズム302から入射するB光を受光し、光電変換を行って、プリズム302からのB光に対応する画像信号であるB信号を出力する。

【0042】

50

イメージセンサ305は、プリズム302から入射するR光を受光し、光電変換を行って、プリズム302からのR光に対応する画像信号であるR信号を出力する。

【0043】

イメージセンサ303が出力するG信号、イメージセンサ304が出力するB信号、及び、イメージセンサ305が出力するR信号は、データ送信部306に供給される。

【0044】

ここで、イメージセンサ303ないし305は、光を受光し、光電変換を行うことが可能な受光面のサイズが、同一のサイズのイメージセンサであり、同一の被写体の像が、受光面上に同一サイズに形成されるように配置されている。

【0045】

また、G光以外の光を受光するイメージセンサ304及び305（第2のセンサ）の画素数（第2の画素数）は、G光を受光するイメージセンサ303（第1のセンサ）の画素数（第1の画素数）よりも少なくなっている。

【0046】

したがって、イメージセンサ303が、例えば、横×縦が3840×2160画素や4096×2160画素等の、いわゆる4K画像を撮影可能な高解像度のイメージセンサであるとする、イメージセンサ304及び305は、例えば、1920×1080画素等の、いわゆるHD(High Definition)画像を撮影可能な、解像度がイメージセンサ303より落ちるイメージセンサである。

【0047】

上述したように、本実施の形態では、イメージセンサ303ないし305の受光面のサイズは、同一のサイズであるが、イメージセンサ304及び305の画素数が、イメージセンサ303の画素数より少ないので、イメージセンサ304及び305の画素のサイズ（ピッチ）は、イメージセンサ303の画素のサイズより大きい（大きく構成することができる）。

【0048】

したがって、G光を受光するイメージセンサ303は、イメージセンサ304及び305と比較して、画素数が多いが（高解像度であるが）、画素のサイズが小さいイメージセンサである。

【0049】

また、G光以外の光、すなわち、ここでは、B光及びR光をそれぞれ受光するイメージセンサ304及び305は、イメージセンサ303と比較して、画素のサイズが大きい、画素数が少ない（解像度が落ちる）イメージセンサである。

【0050】

データ送信部306は、イメージセンサ303ないし305からそれぞれ供給されるG信号、B信号、及び、R信号を、CCU201に伝送（送信）する。

【0051】

以上のように構成されるカメラヘッド102では、鏡筒101から入射する光が、レンズ301を介して、プリズム302に入射する。プリズム302では、レンズ301からの光が、R光、G光、及び、B光に分離され、G光はイメージセンサ303に、B光はイメージセンサ304に、R光はイメージセンサ305に、それぞれ入射される。

【0052】

イメージセンサ303ないし305は、プリズム302からのG光、B光、及び、R光をそれぞれ受光し、対応するG信号、B信号、及び、R信号を、データ送信部306に出力する。

【0053】

データ送信部306では、イメージセンサ303ないし305それぞれからのG信号、B信号、及び、R信号が、CCU201に送信される。

【0054】

カメラヘッド102では、G光を受光するイメージセンサ303として、高解像度のイ

10

20

30

40

50

メージセンサ、すなわち、例えば、4K画像を撮影可能なイメージセンサ（以下、4Kセンサともいう）を採用するとともに、G光以外のB光やR光を受光するイメージセンサ304や305として、4Kセンサよりも画素数が少ないイメージセンサ、すなわち、例えば、HD画像を撮影可能なイメージセンサ（以下、HDセンサともいう）を採用するので、低消費電力で、高解像度の医用画像（高解像度に見える医用画像）を取得することができる。

【0055】

すなわち、人の視覚は、G光（G信号）に対して、G光以外の、例えば、R光やB光に対するよりも感度が高く、解像度の情報を、G光から獲得する特性を有する。

【0056】

したがって、G光は、R光やB光よりも、人の視覚が獲得する（感じる）解像度に寄与する。

10

【0057】

カメラヘッド102では、以上のように解像度に寄与するG光を受光するイメージセンサ303が、B光を受光するイメージセンサ304や、R光を受光するイメージセンサ305よりも画素数が多い高解像度のイメージセンサ（例えば、4Kセンサ）であるため、そのようなイメージセンサ303が出力するG信号を用いて、高解像度の医用画像を取得することができる。

【0058】

すなわち、表示装置202に最終的に表示される医用画像（の画像信号）は、イメージセンサ303が出力するG信号、イメージセンサ304が出力するB信号、及び、イメージセンサ305が出力するR信号から生成される。

20

【0059】

イメージセンサ304及び305は、例えば、4Kセンサであるイメージセンサ303よりも画素数が少ない、例えば、HDセンサであるが、イメージセンサ304及び305がそれぞれ出力するB信号及びR信号は、イメージセンサ303が出力するG信号に比較して、（人が感じる）解像度に寄与する程度（以下、解像度寄与度ともいう）が低い。

【0060】

一方、解像度寄与度が高いG信号を出力するイメージセンサ303は、高解像度の4Kセンサであるため、イメージセンサ303が出力するG信号、イメージセンサ304が出力するB信号、及び、イメージセンサ305が出力するR信号から生成される医用画像は、イメージセンサ303ないし305として、すべて高解像度の4Kセンサを用いた場合とほぼ同様の解像度を感じられる画像となる。

30

【0061】

また、G光ほど解像度に寄与しないB光及びR光をそれぞれ受光するイメージセンサ304及び305は、解像度に寄与するG光を受光するイメージセンサ303より画素数が少ない、例えば、HDセンサであるため、イメージセンサ304及び305がそれぞれ出力するB信号及びR信号の送信に要する消費電力は、B光及びR光を受光するイメージセンサとして、高解像度のイメージセンサ303と同一の解像度の、例えば、4Kセンサを用いる場合に比較して、低消費電力になり、発熱量を抑制することができる。

【0062】

例えば、イメージセンサ304及び305として、イメージセンサ303の画素数Nの1/4の画素数（例えば、横及び縦のそれぞれの画素数が、イメージセンサ303の1/2の画素数）N/4のイメージセンサを採用する場合には、イメージセンサ303ないし305の画素数の合計 $3N/2=N+N/4+N/4$ は、イメージセンサ303と同一の画素数のイメージセンサをイメージセンサ304及び305として採用する場合（ $3N=N+N+N$ ）の1/2になる。

40

【0063】

いま、説明を簡単にするため、イメージセンサ303ないし305が出力する画素信号（G信号、B信号、R信号）の送信に要する消費電力が、イメージセンサ303ないし305の画素数に比例することとすると、イメージセンサ304及び305として、イメージセンサ303の画素数の1/4の画素数のイメージセンサを採用する場合には、消費電力、

50

ひいては、発熱量を、イメージセンサ303と同一の画素数のイメージセンサをイメージセンサ304及び305として採用する場合の1/2に抑制することができる。

【0064】

また、カメラヘッド102において、G光以外のB光及びR光をそれぞれ受光するイメージセンサ304及び305は、イメージセンサ303に比較して、画素数が少ない（解像度が落ちる）が、画素のサイズが大きい。すなわち、イメージセンサ304及び305は、イメージセンサ303に比較して、光の強度に対する感度が高いイメージセンサであり、低ノイズの（S/N(Signal to Noise ratio)の良い）画素信号（B信号、R信号）を得ることができる。

【0065】

表示装置202に最終的に表示される医用画像は、かかる低ノイズのB信号及びR信号を用いて生成されるので、S/Nの良い医用画像を得ることができる。

【0066】

また、画素数が少ないイメージセンサは、画素数が多いイメージセンサよりも安価であるため、イメージセンサ304及び305として、イメージセンサ303よりも画素数が少ないイメージセンサを採用することにより、イメージセンサ303と同一の画素数のイメージセンサをイメージセンサ304及び305として採用する場合に比較して、カメラヘッド102、ひいては、内視鏡手術システム10を、安価に構成することができる。

【0067】

なお、イメージセンサ303は、4Kセンサに限定されるものではなく、例えば、より高解像度の8K画像を撮影可能なイメージセンサである8Kセンサ等を採用することができる。同様に、イメージセンサ304及び305は、HDセンサに限定されるものではない。

【0068】

さらに、イメージセンサ303とイメージセンサ304及び305との組み合わせは、4KセンサとHDセンサとの組み合わせに限定されるものではない。例えば、イメージセンサ303とイメージセンサ304及び305との組み合わせとしては、8Kセンサと4Kセンサとの組み合わせ等を採用することができる。

【0069】

また、イメージセンサ303ないし305の受光面のサイズは、同一でなくてもよい。さらに、イメージセンサ303の画素のサイズは、イメージセンサ304及び305の画素よりも小さいサイズに限定されるものではない。

【0070】

例えば、イメージセンサ303の画素のサイズと、イメージセンサ304及び305の画素のサイズとは、同一のサイズを採用することができる。この場合、画素数が多いイメージセンサ303の受光面のサイズは、画素数が少ないイメージセンサ304及び305の受光面のサイズよりも大になる。

【0071】

さらに、前述の特許文献1に記載の内視鏡では、1/2画素分だけずれるように、R用撮像素子と、G用撮像素子及びB用撮像素子とを配置するため、R用撮像素子の横や縦の画素数は、G用撮像素子及びB用撮像素子の横や縦の画素数の整数倍である必要がある。これに対して、カメラヘッド102では、イメージセンサ303の画素数は、イメージセンサ304及び305の画素数の整数倍であっても良いし、整数倍でなくても良い。すなわち、イメージセンサ303の画素数と、イメージセンサ304及び305の画素数との関係に、整数倍の制限は課されない。

【0072】

図2において、CCU201は、データ受信部311、変換部312及び313、並びに、カメラ信号処理部314を有する。

【0073】

データ受信部311は、データ送信部306から送信されてくるG信号、B信号、及び、R信号を受信し、必要なブロックに供給する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 4 】

図 2 では、G 信号はカメラ信号処理部 3 1 4 に、R 信号は変換部 3 1 2 に、B 信号は変換部 3 1 3 に、それぞれ供給される。

## 【 0 0 7 5 】

変換部 3 1 2 は、データ受信部 3 1 1 からの R 信号を画素値とする R 画像（の画像信号）の画素数を、イメージセンサ 3 0 3 が出力する G 信号を画素値とする G 画像の画素数と同一の画素数に変換（アップコンバート）する画像処理を行い、その変換後の R 画像を、カメラ信号処理部 3 1 4 に供給する。

## 【 0 0 7 6 】

変換部 3 1 3 は、データ受信部 3 1 1 からの B 信号を画素値とする B 画像の画素数を、G 画像の画素数と同一の画素数に変換する画像処理を行い、その変換後の B 画像を、カメラ信号処理部 3 1 4 に供給する。

10

## 【 0 0 7 7 】

変換部 3 1 2 及び 3 1 3 での画素数の変換（アップコンバート）は、例えば、バイキュービックフィルタのようなアップコンバート用のフィルタを用いて行うことができる。変換部 3 1 2 及び 3 1 3 での画素数の変換は、イメージセンサ 3 0 3 の画素数がイメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 の画素数の整数倍であるかどうかにかかわらず行うことができる。そのため、上述したように、イメージセンサ 3 0 3 の画素数は、イメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 の画素数の整数倍であっても良いし、整数倍でなくても良い。

## 【 0 0 7 8 】

カメラ信号処理部 3 1 4 は、データ受信部 3 1 1 からの G 信号を画素値とする G 画像、変換部 3 1 2 からの、G 画像と同一の画素数に変換された R 画像、変換部 3 1 3 からの、G 画像と同一の画素数に変換された B 画像に、所定のカメラ信号処理を施すことで、R 信号、G 信号、及び、B 信号を画素値とする医用画像を生成し、表示装置 2 0 2 に供給する。

20

## 【 0 0 7 9 】

カメラ信号処理としては、例えば、現像や、ガンマ補正、色の調整等の様々な信号処理を行うことができる。

## 【 0 0 8 0 】

< イメージセンサ 3 0 3 ないし 3 0 5 の構成例 >

## 【 0 0 8 1 】

図 3 は、イメージセンサ 3 0 3 ないし 3 0 5 の構成例の概要を説明する平面図である。

30

## 【 0 0 8 2 】

すなわち、図 3 は、イメージセンサ 3 0 3 ないし 3 0 5 の構成例を模式的に示している。

## 【 0 0 8 3 】

図 3 では、イメージセンサ 3 0 3 ないし 3 0 5 の受光面は、同一のサイズになっている。

## 【 0 0 8 4 】

但し、イメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 の画素数は、イメージセンサ 3 0 3 の画素数より少なくなっている。

40

## 【 0 0 8 5 】

したがって、図 2 で説明したように、G 光を受光するイメージセンサ 3 0 3 は、イメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 に比較して、画素のサイズが小さいが、画素数が多く、高解像度の画像を撮影することができる。

## 【 0 0 8 6 】

また、B 光及び R 光をそれぞれ受光するイメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 は、イメージセンサ 3 0 3 に比較して、画素数が少ないが、画素のサイズが大きく、光の強度に対する感度が高い。

## 【 0 0 8 7 】

< CCU 2 0 1 の処理 >

50

## 【 0 0 8 8 】

図 4 は、図 2 のCCU 2 0 1 の処理の例を説明するフローチャートである。

## 【 0 0 8 9 】

ステップ S 1 1 において、データ受信部 3 1 1 は、データ送信部 3 0 6 から送信されてくるG信号を画素値とするG画像、B信号を画素値とするB画像、及び、R信号を画素値とするR画像を受信する。さらに、ステップ S 1 1 では、データ受信部 3 1 1 は、G画像をカメラ信号処理部 3 1 4 に、R画像を変換部 3 1 2 に、B画像を変換部 3 1 3 に、それぞれ供給し、処理は、ステップ S 1 2 に進む。

## 【 0 0 9 0 】

ステップ S 1 2 では、変換部 3 1 2 が、データ受信部 3 1 1 からのR画像の画素数を、G画像の画素数と同一の画素数に変換するとともに、変換部 3 1 3 が、データ受信部 3 1 1 からのB画像の画素数を、G画像の画素数と同一の画素数に変換する。さらに、ステップ S 1 2 では、変換部 3 1 2 が、画素数の変換後のR画像を、カメラ信号処理部 3 1 4 に供給するとともに、変換部 3 1 3 が、画素数の変換後のB画像を、カメラ信号処理部 3 1 4 に供給し、処理は、ステップ S 1 3 に進む。

## 【 0 0 9 1 】

ステップ S 1 3 では、カメラ信号処理部 3 1 4 が、データ受信部 3 1 1 からのG信号を画素値とするG画像、変換部 3 1 2 からのR画像、変換部 3 1 3 からのB画像に、所定のカメラ信号処理を施すことで、R信号、G信号、及び、B信号を画素値とする医用画像を生成し、表示装置 2 0 2 に供給して、処理は終了する。

## 【 0 0 9 2 】

< CCU 2 0 1 の第 2 の構成例 >

## 【 0 0 9 3 】

図 5 は、CCU 2 0 1 の第 2 の構成例を示すブロック図である。

## 【 0 0 9 4 】

なお、図中、図 2 の場合と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜省略する。

## 【 0 0 9 5 】

図 5 において、CCU 2 0 1 は、データ受信部 3 1 1、カメラ信号処理部 3 1 4、NR(Noise Reduction)部 3 2 1、並びに、変換部 3 2 2 及び 3 2 3 を有する。

## 【 0 0 9 6 】

したがって、図 5 のCCU 2 0 1 は、データ受信部 3 1 1 及びカメラ信号処理部 3 1 4 を有する点で、図 2 の場合と共通する。但し、図 5 のCCU 2 0 1 は、NR部 3 2 1 が新たに設けられている点、並びに、変換部 3 1 2 及び 3 1 3 に代えて、変換部 3 2 2 及び 3 2 3 が設けられている点で、図 2 の場合と相違する。

## 【 0 0 9 7 】

NR部 3 2 1 には、データ受信部 3 1 1 からG画像、R画像、及び、B画像が供給される。

## 【 0 0 9 8 】

NR部 3 2 1 は、G画像（第 1 の画像）の画像処理としての、例えば、NRを、R画像やB画像（第 2 の画像）を用いて行う。NRは、例えば、Bilateralフィルタによるフィルタリングとして行うことができる。

## 【 0 0 9 9 】

ここで、NR部 3 2 1 では、G画像のうちの、R画像やB画像との相関が閾値以上の部分（相関が高い領域）のNRを、R画像やB画像を用いて行い、G画像のうちの、R画像やB画像との相関が閾値以上でない部分のNRを、R画像やB画像を用いずに行うことができる。

## 【 0 1 0 0 】

すなわち、B画像及びR画像は、光の強度に対する感度が高いイメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 で得られる低ノイズの画像であるため、G画像において、R画像やB画像との同位相（同一位置）の画素値の波形パターンの相関が高い部分については、G画像の他、そのG画像と相関が高いR画像やB画像を用いたJointBilateralフィルタのフィルタリングのような

NRを行うことで、G画像のノイズを、低ノイズのR画像やB画像を利用して、より低減することができる。

【0101】

一方、G画像において、R画像やB画像との同位相の画素値の波形パターンの相関が低い部分については、R画像やB画像を用いずに、G画像を用いたBilateralフィルタのフィルタリングのようなNRを行うことができる。

【0102】

変換部322には、データ受信部311からG画像及びR画像が供給される。

【0103】

変換部322は、データ受信部311からのR画像（第2の画像）の画像処理としての、例えば、R画像の画素数をG画像の画素数と同一の画素数に変換するアップコンバートを、G画像（第1の画像）を用いて行う。

10

【0104】

ここで、変換部322では、R画像のうちの、G画像との相関が閾値以上の部分のアップコンバートを、G画像を用いて行い、R画像のうちの、G画像との相関が閾値以上でない部分のアップコンバートを、G画像を用いずに行うことができる。

【0105】

すなわち、G画像は、画素数の多いイメージセンサ303で得られる高解像度の画像であるため、R画像において、G画像との同位相の画素値の波形パターンの相関が高い部分については、そのR画像と相関が高いG画像を用いて、例えば、JointBilateralUpsamplingのようなフィルタでのフィルタリングによるアップコンバートを行うことにより、G画像を用いずにアップコンバートを行った場合よりも、高解像度のR画像を得ることができる。

20

【0106】

一方、R画像において、G画像との同位相の画素値の波形パターンの相関が低い部分については、G画像を用いずに、例えば、図2の変換部312と同様のバイキュービックフィルタでのフィルタリングによるアップコンバートを行うことができる。

【0107】

変換部323には、データ受信部311からG画像及びB画像が供給される。

【0108】

変換部323では、R画像に代えて、B画像が用いられることを除き、変換部322と同様の処理が行われるので、その説明は、省略する。

30

【0109】

ここで、NR部321において、G画像のNRを、R画像やB画像を用いて行うには、G画像と、R画像及びB画像それぞれとの位置関係（G画像と、R画像及びB画像それぞれとにおいて、同一の被写体が映っている位置）を認識することができれば足り、G画像の画素数が、R画像やB画像の画素数の整数倍でなければならない等の、イメージセンサ303の画素数と、イメージセンサ304及び305の画素数との関係に、特に制限はない。

【0110】

以上の点、変換部322において、R画像のアップコンバートを、G画像を用いて行う場合、及び、変換部323において、B画像のアップコンバートを、G画像を用いて行う場合についても、同様である。

40

【0111】

<カメラヘッド102の第2の構成例>

【0112】

図6は、カメラヘッド102の第2の構成例を示す図である。

【0113】

なお、図中、図2の場合と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜省略する。

【0114】

また、図6では、CCU201の構成として、図2のCCU201の第1の構成例が採用され

50

ているが、CCU 2 0 1 の構成としては、図 5 の CCU 2 0 1 の第 2 の構成例を採用することが可能である。

【 0 1 1 5 】

図 6 において、カメラヘッド 1 0 2 は、レンズ 3 0 1、プリズム 3 0 2、イメージセンサ 3 0 3、データ送信部 3 0 6、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2、温度センサ 4 1 1、動きセンサ 4 1 2、並びに、ピニング制御部 4 1 3 を有する。

【 0 1 1 6 】

したがって、図 6 のカメラヘッド 1 0 2 は、レンズ 3 0 1、プリズム 3 0 2、イメージセンサ 3 0 3、及び、データ送信部 3 0 6 を有する点で、図 2 の場合と共通する。但し、図 6 のカメラヘッド 1 0 2 は、イメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 に代えて、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 が設けられている点、並びに、温度センサ 4 1 1、動きセンサ 4 1 2、及び、ピニング制御部 4 1 3 が新たに設けられている点で、図 2 の場合と相違する。

10

【 0 1 1 7 】

イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、それぞれ、図 2 のイメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 と同様に、プリズム 3 0 2 から入射する B 光及び R 光を受光し、光電変換を行って、プリズム 3 0 2 からの B 光及び R 光に対応する B 画像及び R 画像（の画像信号）を、データ送信部 3 0 6 に出力する。

【 0 1 1 8 】

ここで、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、図 2 のイメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 と同様に、受光面のサイズが、イメージセンサ 3 0 3 と同一のサイズのイメージセンサであり、イメージセンサ 3 0 4 及び 3 0 5 と同様に配置されている。

20

【 0 1 1 9 】

但し、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2（第 2 のセンサ）は、イメージセンサ 3 0 3（第 1 のセンサ）と同一の画素数（所定の画素数）の画素を有する。したがって、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、イメージセンサ 3 0 3 と同様に、例えば、4K センサである。

【 0 1 2 0 】

さらに、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、1 の画素の画素値の加算値を、1 の画素の画素値として出力する機能の他、複数の画素、例えば、横 × 縦が 2 × 2 画素の画素値の加算値を、1 の画素の画素値として出力するピニング機能を有する。

【 0 1 2 1 】

いま、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 において、1 の画素の画素値の加算値を、1 の画素の画素値として出力する機能を有効にする動作モードを、通常モードといい、ピニング機能を有効にする動作モードを、ピニングモードということとする。

30

【 0 1 2 2 】

通常モードでは、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、イメージセンサ 3 0 3 が出力する G 画像（第 1 の画像）と同一の画素数の B 画像及び R 画像（第 2 の画像）をそれぞれ出力する。

【 0 1 2 3 】

一方、ピニングモードでは、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、ピニング機能により、イメージセンサ 3 0 3 が出力する、G 光に対応する画素値で構成される G 画像（第 1 の画像）よりも画素数が少ない、B 光及び R 光に対応する画素値で構成される B 画像及び R 画像（第 2 の画像）を、それぞれ出力する。

40

【 0 1 2 4 】

すなわち、通常モードでは、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、G 画像と同一の画素数の、例えば、4K 画像を、B 画像及び R 画像として、それぞれ出力する。一方、ピニングモードでは、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 は、G 画像よりも画素数が少ない、例えば、HD 画像を、B 画像及び R 画像として、それぞれ出力する。

【 0 1 2 5 】

以上のように、通常モードでは、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 が、G 画像と同様の高解像度の 4K 画像を、B 画像及び R 画像として、それぞれ出力するので、その B 画像及び R 画

50

像の送信に要する消費電力、ひいては、発熱量は、大になる。但し、B画像及びR画像は、G画像と同様に、高解像度の画像であるので、そのようなB画像及びR画像を用いて生成される医用画像は、高解像度の画像になる。

【0126】

一方、ピニングモードでは、イメージセンサ401及び402は、G画像よりも画素数が少ないHD画像を、B画像及びR画像として、それぞれ出力するので、そのB画像及びR画像を用いて生成される医用画像は、通常モードの場合よりも、解像度が低下する。但し、ピニングモードのB画像及びR画像は、通常モードの場合(4K画像)よりも画素数が少ない画像(HD画像)であるので、そのB画像及びR画像の送信に要する消費電力、ひいては、発熱量が、小になるとともに、イメージセンサ401及び402の光の強度に対する感度が高くなって、B画像及びR画像のS/Nが向上する。

【0127】

温度センサ411は、カメラヘッド102の温度をセンシングし、その温度を表す温度情報を、ピニング制御部413に供給する。

【0128】

動きセンサ412は、例えば、ジャイロ等で構成され、カメラヘッド102の動きをセンシングし、その動きを表す動き情報を、ピニング制御部413に供給する。

【0129】

ピニング制御部413は、温度センサ411からの温度情報や、動きセンサ412からの動き情報等に基づいて、カメラヘッド102の状態を認識し、そのカメラヘッド102の状態に応じて、イメージセンサ401及び402の動作モードを制御する。

【0130】

例えば、温度情報に基づいて、カメラヘッド102の状態が、温度が高い状態であると認識された場合には、ピニング制御部413は、イメージセンサ401及び402の動作モードを、ピニングモードに設定することができる。この場合、カメラヘッド102の消費電力、ひいては、発熱量を低下させることができる。

【0131】

一方、カメラヘッド102の状態が、温度が低い状態であると認識された場合には、ピニング制御部413は、イメージセンサ401及び402の動作モードを、通常モードに設定することができる。この場合、高解像度の医用画像を取得することができる。

【0132】

また、例えば、動き情報に基づいて、カメラヘッド102の状態が、遅い動き(静止を含む)をしている状態であると認識された場合には、ピニング制御部413は、イメージセンサ401及び402の動作モードを、通常モードに設定することができ、これにより、高解像度の医用画像を取得することができる。カメラヘッド102が静止している場合、ユーザが医用画像に映っている部分を注視していると推定されるので、高解像度の医用画像を取得することにより、ユーザは、その高解像度の医用画像を見て、所望の箇所の詳細を的確に確認することができる。

【0133】

一方、カメラヘッド102の状態が、速い動きをしている状態であると認識された場合には、ピニング制御部413は、イメージセンサ401及び402の動作モードを、ピニングモードに設定することができ、これにより、カメラヘッド102の消費電力及び発熱量を低下させることができる。カメラヘッド102がある程度の速度で動いている場合、カメラヘッド102を動かして、撮影すべき箇所を探していると推定されるので、医用画像は、カメラヘッド102が静止している場合ほど高解像度でなくても良く、消費電力及び発熱量の低下を優先させることができる。

【0134】

ここで、通常モードとピニングモードとは、データ送信部306からデータ受信部311に伝送(送信)される画像のデータ量が異なるので、ピニング制御部413は、イメージセンサ401及び402の動作モードに応じて、データ送信部306及びデータ受信

10

20

30

40

50

部 3 1 1 を制御することで、データ送信部 3 0 6 とデータ受信部 3 1 1 との間の伝送レートや、画像の伝送を行う期間等を制御する。

【 0 1 3 5 】

なお、図 6 では、カメラヘッド 1 0 2 の状態を検出するセンサとして、温度センサ 4 1 1 と動きセンサ 4 1 2 とを設けたが、カメラヘッド 1 0 2 の状態を検出するセンサとしては、温度センサ 4 1 1 及び動きセンサ 4 1 2 のうちの一方だけや、その他の状態を検出するセンサを設けることができる。

【 0 1 3 6 】

また、ピニング制御部 4 1 3 では、カメラヘッド 1 0 2 の温度や動き以外の状態に応じて、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 の動作モードを設定することができる。

10

【 0 1 3 7 】

さらに、ピニング制御部 4 1 3 では、ユーザの操作に応じて、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 の動作モードを設定することができる。例えば、ユーザは、医用画像に映っている微細な部分を確認したい場合には、通常モードを選択し、S/Nの良い医用画像を見たい場合には、ピニングモードを選択することができる。

【 0 1 3 8 】

また、図 6 において、CCU 2 0 1 の変換部 3 1 2 は、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 の動作モードがピニングモードの場合に、データ受信部 3 1 1 から供給されるR画像のアップコンバートを行い、動作モードが通常モードの場合には、データ受信部 3 1 1 から供給されるR画像のアップコンバートを行わずに、そのまま、カメラ信号処理部 3 1 4 に供給する。通常モードでは、R画像は、G画像と同一の画素数の4K画像であり、アップコンバートの必要がないからである。変換部 3 1 3 も同様である。

20

【 0 1 3 9 】

図 7 は、図 6 のピニング制御部 4 1 3 が行う動作モードの設定の処理の例を説明するフローチャートである。

【 0 1 4 0 】

ステップ S 2 1 において、ピニング制御部 4 1 3 は、温度センサ 4 1 1 からの温度情報、及び、動きセンサ 4 1 2 からの動き情報に基づき、カメラヘッド 1 0 2 の温度が、温度の閾値  $TH_t$  より大であるか、又は、カメラヘッド 1 0 2 の動きの速さが、速さの閾値  $TH_v$  より大であるかを判定する。

30

【 0 1 4 1 】

ステップ S 2 1 において、カメラヘッド 1 0 2 の温度が閾値  $TH_t$  より大であると判定されるか、又は、カメラヘッド 1 0 2 の動きの速さが閾値  $TH_v$  より大であると判定された場合、処理は、ステップ S 2 2 に進む。

【 0 1 4 2 】

ステップ S 2 2 では、ピニング制御部 4 1 3 は、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 の動作モードを、ピニングモードに設定し、処理は、ステップ S 2 1 に戻る。この場合、図 2 の場合と同様に、消費電力及び発熱量を抑制しつつ、医用画像のある程度の高解像度化を図る（高解像度に見える医用画像を取得する）ことができる。さらに、この場合、図 2 の場合と同様に、S/Nの良い医用画像を取得することができる。

40

【 0 1 4 3 】

また、ステップ S 2 1 において、カメラヘッド 1 0 2 の温度が閾値  $TH_t$  より大でなく、かつ、カメラヘッド 1 0 2 の動きの速さが閾値  $TH_v$  より大でないと判定された場合、処理は、ステップ S 2 3 に進む。

【 0 1 4 4 】

ステップ S 2 3 では、ピニング制御部 4 1 3 は、イメージセンサ 4 0 1 及び 4 0 2 の動作モードを、通常モードに設定し、処理は、ステップ S 2 1 に戻る。この場合、医用画像の高解像度化を図る（高解像度の医用画像を取得する）ことができる。すなわち、ピニングモードの場合よりも、青色及び赤色の解像度が高い医用画像を取得することができる。

【 0 1 4 5 】

50

<カメラヘッド102の第3の構成例及びCCU201の第3の構成例>

【0146】

図8は、カメラヘッド102の第3の構成例及びCCU201の第3の構成例を示すブロック図である。

【0147】

なお、図中、図2又は図6の場合と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜省略する。

【0148】

図8において、カメラヘッド102は、レンズ301、プリズム302、イメージセンサ303、データ送信部306、並びに、イメージセンサ401及び402を有する。

10

【0149】

したがって、図8のカメラヘッド102は、レンズ301、プリズム302、イメージセンサ303、データ送信部306、並びに、イメージセンサ401及び402を有する点で、図6の場合と共通する。但し、図8のカメラヘッド102は、温度センサ411、動きセンサ412、及び、ピニング制御部413が設けられていない点で、図6の場合と相違する。

【0150】

また、図8において、CCU201は、データ受信部311、変換部312及び313、カメラ信号処理部314、並びに、ピニング制御部421を有する。

【0151】

したがって、図8のCCU201は、データ受信部311、変換部312及び313、並びに、カメラ信号処理部314を有する点で、図2の場合と共通する。但し、図8のCCU201は、ピニング制御部421が新たに設けられている点で、図2の場合と相違する。

20

【0152】

なお、図8のCCU201では、データ受信部311、変換部312及び313、カメラ信号処理部314に代えて、図5のデータ受信部311、カメラ信号処理部314、NR部321、並びに、変換部322及び323を設けることができる。

【0153】

ピニング制御部421は、カメラ信号処理部314で得られる医用画像（医用画像の生成に用いられるG画像や、R画像、B画像を含む）に応じて、イメージセンサ401及び402の動作モードを制御する。

30

【0154】

例えば、ピニング制御部421は、医用画像のノイズ量や、明るさ、色、合焦の程度のうちの1以上に依りて、動作モードを制御することができる。

【0155】

具体的には、ピニング制御部421は、例えば、医用画像のノイズ量が多い場合（S/Nが閾値以下の場合）、動作モードを、ピニングモードに設定し、医用画像のノイズ量が少ない場合、動作モードを、通常モードに設定することができる。医用画像のノイズ量が多い場合、動作モードを、ピニングモードに設定することにより、カメラ信号処理部314に、ピニングモードのイメージセンサ401及び402でそれぞれ撮影されるノイズの少ないR画像及びB画像としてのHD画像を用いて、ノイズの少ない医用画像を生成させることができる。

40

【0156】

また、ピニング制御部421は、例えば、医用画像の明るさが明るい場合（閾値以上の場合）、動作モードを、通常モードに設定し、医用画像の明るさが暗い場合、動作モードを、ピニングモードに設定することができる。医用画像の明るさが暗い場合に、動作モードを、ピニングモードに設定することにより、カメラ信号処理部314に、ピニングモードのイメージセンサ401及び402でそれぞれ撮影される光の強度に対する感度の高いR画像及びB画像としてのHD画像を用いて、より明るい医用画像を生成させることができる。

50

## 【0157】

さらに、ピニング制御部421は、例えば、医用画像において、赤及び（又は）青が支配的な画素の画素数が多い場合（閾値以上である場合）、動作モードを、通常モードに設定し、赤及び青が支配的な画素の画素数が少ない場合、動作モードを、ピニングモードに設定することができる。赤及び青が支配的な画素の画素数が多い場合に、動作モードを、通常モードに設定することにより、カメラ信号処理部314に、通常モードのイメージセンサ401及び402でそれぞれ撮影される高解像度のR画像及びB画像としての4K画像を用いて、赤色や青色について、微細な部分が明確に映った医用画像を生成させることができる。

## 【0158】

また、ピニング制御部421は、例えば、医用画像の合焦の程度が高い場合（例えば、医用画像のコントラスト（鮮鋭度）が閾値以上であり、合焦状態であると推定される場合）には、動作モードを、ピニングモードに設定し、医用画像の合焦の程度が低い場合には、動作モードを、通常モードに設定することができる。医用画像の合焦の程度が低い場合、すなわち、フォーカスがっていない場合に、動作モードを通常モードに設定することにより、カメラ信号処理部314に、通常モードのイメージセンサ401及び402でそれぞれ撮影される高解像度のR画像及びB画像としての4K画像を用いて、高解像度の医用画像を生成させ、その医用画像を用いて、よりの確に、フォーカスの調整を行うことが可能になる。

## 【0159】

ピニング制御部421は、その他、図6のピニング制御部413と同様に、イメージセンサ401及び402の動作モードに応じて、データ送信部306及びデータ受信部311を制御する。

## 【0160】

なお、図8では、ピニング制御部421が、CCU201に設けられているが、ピニング制御部421は、カメラヘッド102に設けることができる。ピニング制御部421を、カメラヘッド102に設ける場合には、例えば、CCU201のカメラ信号処理部314から、カメラヘッド102のピニング制御部421に、医用画像（又は医用画像の生成に用いられたG画像、R画像、及び、B画像）を供給することや、カメラヘッド102のデータ送信部306から、カメラヘッド102のピニング制御部421に、G画像、R画像、及び、B画像を供給することができる。

## 【0161】

また、図8の変換部312及び313では、図6の場合と同様に、動作モードがピニングモードの場合に、アップコンバートを行い、動作モードが通常モードの場合には、アップコンバートを行わない。

## 【0162】

図9は、図8のピニング制御部421が行う動作モードの設定の処理の例を説明するフローチャートである。

## 【0163】

ステップS31において、ピニング制御部413は、カメラ信号処理部314からの医用画像に応じて、イメージセンサ401及び402の動作モードを、ピニングモード又は通常モードの設定することを繰り返す。

## 【0164】

なお、本実施の形態では、カメラヘッド102において、G光を受光するイメージセンサ303、B光を受光するイメージセンサ304又は401、及び、R光を受光するイメージセンサ305又は402を有する、いわゆる3板式を採用したが、カメラヘッド102の構成としては、3板以外の、2板式や4板式等を採用することができる。

## 【0165】

また、カメラヘッド102では、G光以外の光として、B光及びR光を受光することとしたが、G光以外の光としては、B光やR光以外の可視光や、可視光以外の、例えば、赤外線

10

20

30

40

50

等を受光することができる。

【0166】

さらに、本技術は、2D(Dimensional)画像を表示する場合の他、3D画像を表示する場合にも適用することができる。

【0167】

また、本実施の形態では、本技術を、内視鏡手術システムに適用した場合について説明したが、本技術は、内視鏡手術システム以外の、医用画像を撮影する様々なシステム、すなわち、例えば、顕微鏡手術システム等に適用することができる。

【0168】

<本技術を適用したコンピュータの説明>

10

【0169】

次に、上述したCCU201の一連の処理は、ハードウェアにより行うこともできるし、ソフトウェアにより行うこともできる。一連の処理をソフトウェアによって行う場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、マイクロコンピュータのコンピュータ等にインストールされる。

【0170】

図10は、上述した一連の処理を実行するプログラムがインストールされるコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【0171】

プログラムは、コンピュータに内蔵されている記録媒体としてのハードディスク505やROM503に予め記録しておくことができる。

20

【0172】

あるいはまた、プログラムは、リムーバブル記録媒体511に格納(記録)しておくことができる。このようなリムーバブル記録媒体511は、いわゆるパッケージソフトウェアとして提供することができる。ここで、リムーバブル記録媒体511としては、例えば、フレキシブルディスク、CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory)、MO(Magneto Optical)ディスク、DVD(Digital Versatile Disc)、磁気ディスク、半導体メモリ等がある。

【0173】

なお、プログラムは、上述したようなリムーバブル記録媒体511からコンピュータにインストールする他、通信網や放送網を介して、コンピュータにダウンロードし、内蔵するハードディスク505にインストールすることができる。すなわち、プログラムは、例えば、ダウンロードサイトから、デジタル衛星放送用の人工衛星を介して、コンピュータに無線で転送したり、LAN(Local Area Network)、インターネットといったネットワークを介して、コンピュータに有線で転送することができる。

30

【0174】

コンピュータは、CPU(Central Processing Unit)502を内蔵しており、CPU502には、バス501を介して、入出力インタフェース510が接続されている。

【0175】

CPU502は、入出力インタフェース510を介して、ユーザによって、入力部507が操作等されることにより指令が入力されると、それに従って、ROM(Read Only Memory)503に格納されているプログラムを実行する。あるいは、CPU502は、ハードディスク505に格納されたプログラムを、RAM(Random Access Memory)504にロードして実行する。

40

【0176】

これにより、CPU502は、上述したフローチャートにしたがった処理、あるいは上述したブロック図の構成により行われる処理を行う。そして、CPU502は、その処理結果を、必要に応じて、例えば、入出力インタフェース510を介して、出力部506から出力、あるいは、通信部508から送信、さらには、ハードディスク505に記録等させる。

【0177】

50

なお、入力部 507 は、キーボードや、マウス、マイク等で構成される。また、出力部 506 は、LCD(Liquid Crystal Display)やスピーカ等で構成される。

【0178】

ここで、本明細書において、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、必ずしもフローチャートとして記載された順序に沿って時系列に行われる必要はない。すなわち、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、並列的あるいは個別に実行される処理（例えば、並列処理あるいはオブジェクトによる処理）も含む。

【0179】

さらに、本明細書において、システムとは、複数の構成要素（装置、モジュール（部品）等）の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、1つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている1つの装置は、いずれも、システムである。

10

【0180】

なお、本技術の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

【0181】

例えば、上述のフローチャートで説明した各ステップは、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

【0182】

さらに、1つのステップに複数の処理が含まれる場合には、その1つのステップに含まれる複数の処理は、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

20

【0183】

また、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、他の効果があってもよい。

【0184】

なお、本技術は、以下の構成をとることができる。

【0185】

< 1 >

30

第1の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第1のセンサと、

前記第1の画素数より少ない第2の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第2のセンサと

を有するカメラヘッドを備える

内視鏡。

< 2 >

前記第1のセンサと前記第2のセンサとの受光面のサイズが等しい

< 1 > に記載の内視鏡。

< 3 >

40

前記第2のセンサの画素サイズは、前記第1のセンサの画素サイズより大きい

< 1 > 又は < 2 > に記載の内視鏡。

< 4 >

前記第2のセンサは、R(Red)の波長帯の光であるR光、又は、B(Blue)の波長帯の光であるB光を受光する

< 1 > ないし < 3 > のいずれかに記載の内視鏡。

< 5 >

前記第1のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第1の画像を用いて、前記第2のセンサが出力する、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第2の画像の画像処理が行われる

50

< 1 > ないし < 4 > のいずれかに記載の内視鏡。

< 6 >

前記第 2 の画像のうちの、前記第 1 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 1 の画像を用いて行われる

< 5 > に記載の内視鏡。

< 7 >

前記第 1 のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第 1 の画像の画像処理が、前記第 2 のセンサが出力する、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第 2 の画像を用いて行われる

< 1 > ないし < 6 > のいずれかに記載の内視鏡。

10

< 8 >

前記第 1 の画像のうちの、前記第 2 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

< 7 > に記載の内視鏡。

< 9 >

所定の画素数の画素を有し、G(Green)の波長帯の光であるG光を受光する第 1 のセンサと、

前記所定の画素数の画素を有し、前記G光以外の光を受光する第 2 のセンサとを有するカメラヘッドを備え、

前記第 2 のセンサは、複数の画素の画素値の加算値を、1 の画素の画素値として出力するピニング機能を有し、前記ピニング機能により、前記第 1 のセンサが出力する、前記G光に対応する画素値で構成される第 1 の画像よりも画素数が少ない、前記G光以外の光に対応する画素値で構成される第 2 の画像を出力する

20

内視鏡。

< 10 >

前記第 2 のセンサは、動作モードとして、前記ピニング機能により、前記第 1 の画像よりも画素数が少ない前記第 2 の画像を出力するピニングモードと、前記第 1 の画像と同一の画素数の前記第 2 の画像を出力する通常モードとを有し、

前記第 2 のセンサの動作モードを制御する制御部をさらに備える

< 9 > に記載の内視鏡。

30

< 11 >

前記制御部は、前記カメラヘッドの状態に応じて、前記動作モードを制御する

< 10 > に記載の内視鏡。

< 12 >

前記制御部は、前記カメラヘッドの温度及び動きのうちの 1 以上に応じて、前記動作モードを制御する

< 11 > に記載の内視鏡。

< 13 >

前記制御部は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像に応じて、前記動作モードを制御する

40

< 10 > に記載の内視鏡。

< 14 >

前記制御部は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像のノイズ量、明るさ、色、及び、合焦の程度のうちの 1 以上に応じて、前記動作モードを制御する

< 13 > に記載の内視鏡。

< 15 >

前記第 2 のセンサは、R(Red)の波長帯の光であるR光、又は、B(Blue)の波長帯の光であるB光を受光する

< 9 > ないし < 14 > のいずれかに記載の内視鏡。

< 16 >

50

前記第 1 の画像を用いて、前記第 2 の画像の画像処理が行われる

< 9 > ないし < 15 > のいずれかに記載の内視鏡。

< 17 >

前記第 2 の画像のうちの、前記第 1 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 1 の画像を用いて行われる

< 16 > に記載の内視鏡。

< 18 >

前記第 1 の画像の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

< 9 > ないし < 17 > のいずれかに記載の内視鏡。

< 19 >

前記第 1 の画像のうちの、前記第 2 の画像との相関が閾値以上の部分の画像処理が、前記第 2 の画像を用いて行われる

< 18 > に記載の内視鏡。

10

【符号の説明】

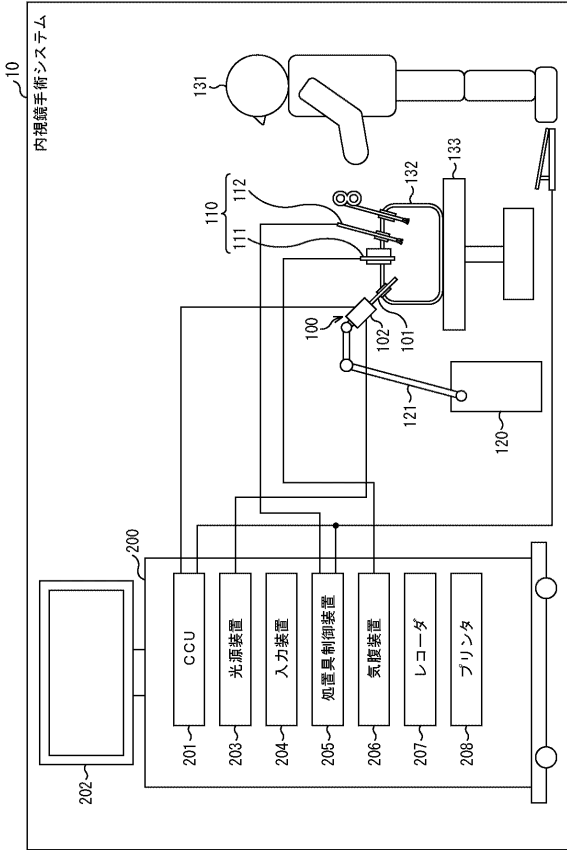
【0186】

10 内視鏡, 100 内視鏡, 101 鏡筒, 102 カメラヘッド, 110 術具, 111 気腹チューブ, 112 エネルギー処置具, 120 支持アーム装置, 131 術者, 132 患者, 133 患者ベッド, 200 カート, 201 CCU, 202 表示装置, 203 光源装置, 204 入力装置, 205 処置具制御装置, 206 気腹装置, 207 レコーダ, 208 プリンタ, 301 レンズ, 302 プリズム, 303 ないし 305 イメージセンサ, 306 データ送信部, 311 データ受信部, 312, 312 変換部, 314 カメラ信号処理部, 321 NR部, 322, 323 変換部, 401, 402 イメージセンサ, 411 温度センサ, 412 動きセンサ, 413, 421 ピニング制御部, 501 バス, 502 CPU, 503 ROM, 504 RAM, 505 ハードディスク, 506 出力部, 507 入力部, 508 通信部, 509 ドライブ, 510 入出力インタフェース, 511 リムーバブル記録媒体

20

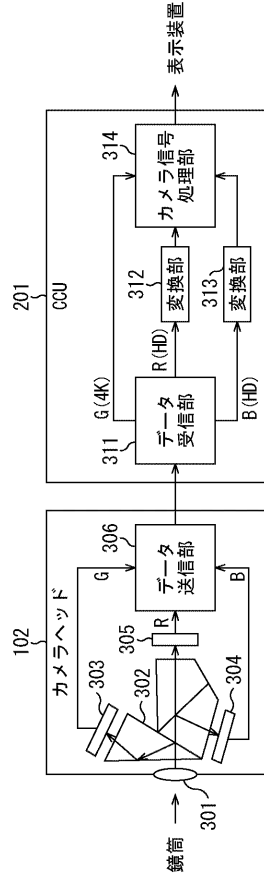
【 図 1 】

FIG. 1



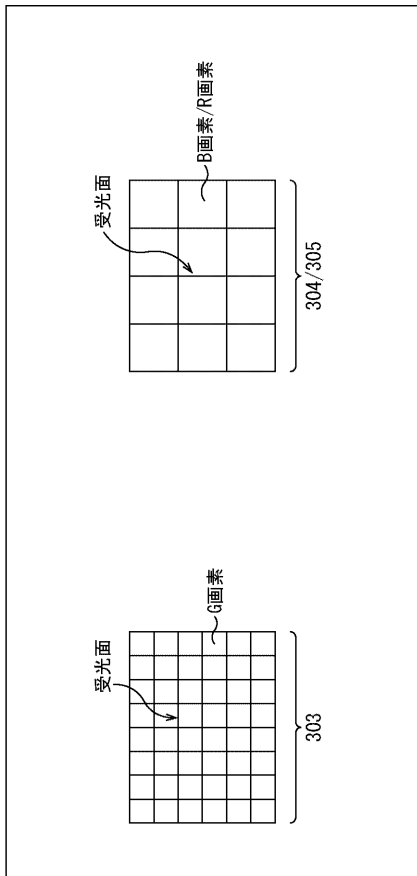
【 図 2 】

FIG. 2



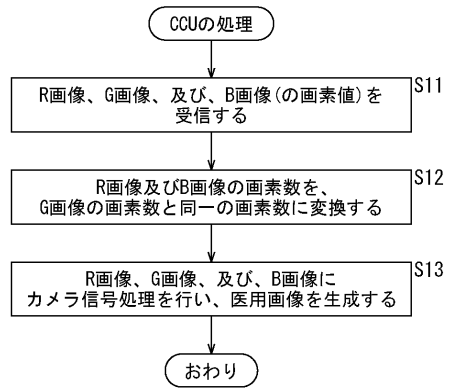
【 図 3 】

FIG. 3

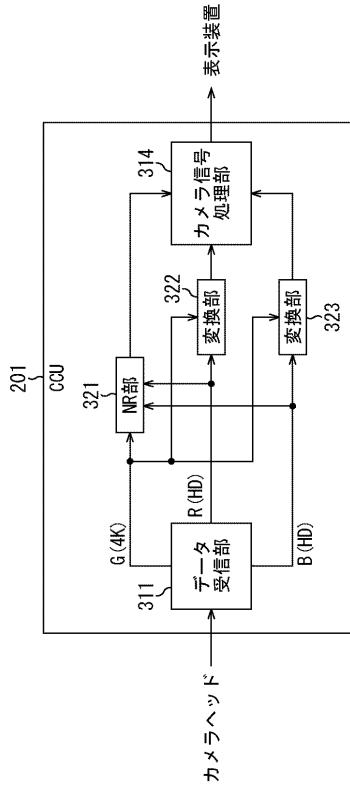


【 図 4 】

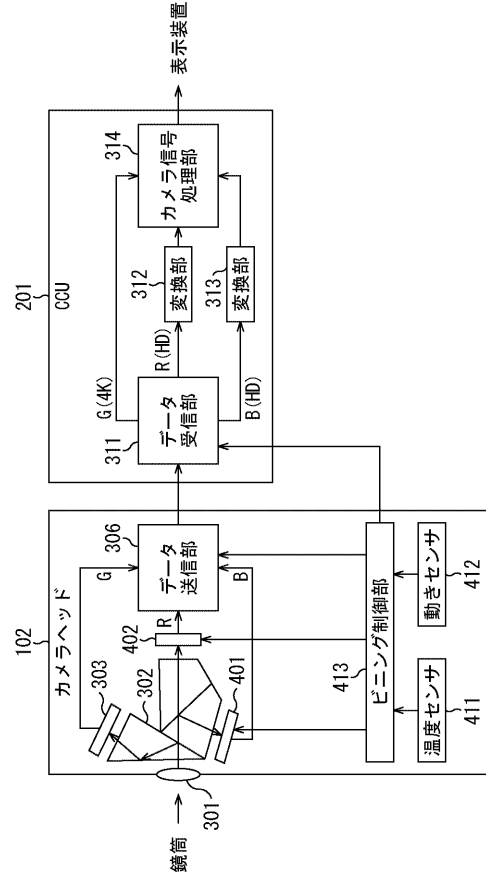
FIG. 4



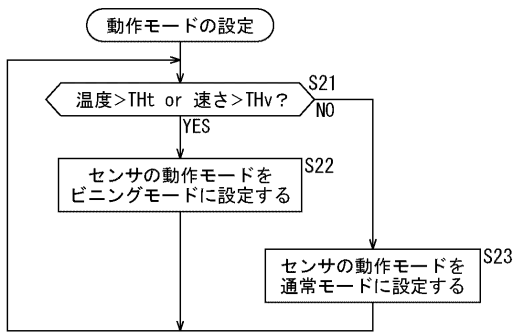
【 図 5 】  
FIG. 5



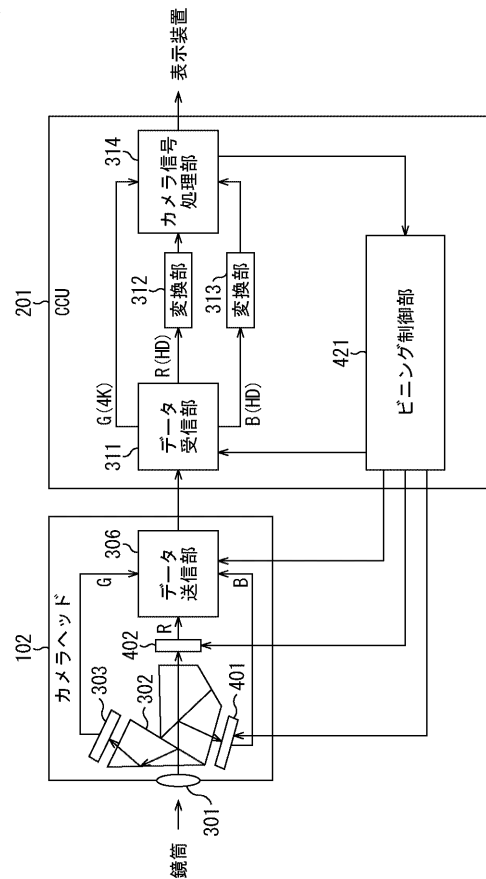
【 図 6 】  
FIG. 6



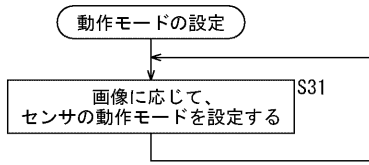
【 図 7 】  
FIG. 7



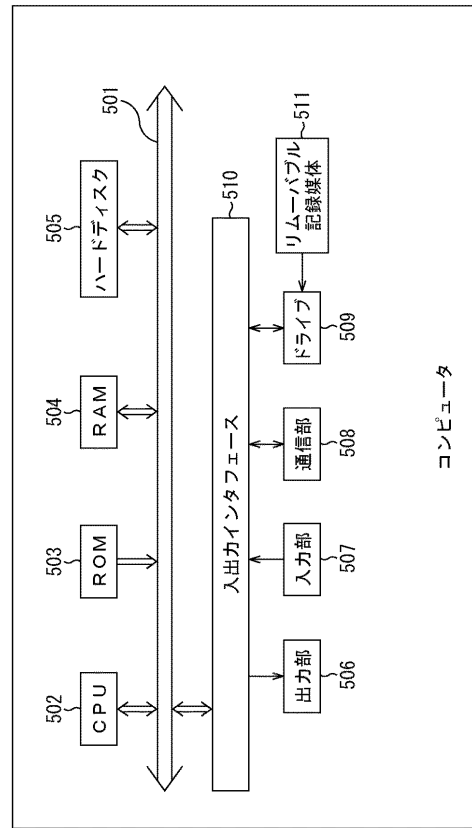
【 図 8 】  
FIG. 8



【 図 9 】  
FIG. 9



【 図 10 】  
FIG. 10



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/017380
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> Int.Cl. A61B1/04 (2006.01) i, A61B1/045 (2006.01) i, G02B23/24 (2006.01) i, H04N9/09 (2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B1/00-1/32  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2012-170639 A (FUJIFILM CORP.) 10 September 2012, claim 1, paragraphs [0028], [0049]-[0052], fig. 3 (Family: none)	1, 2, 4, 7 3, 5, 6, 8-19
A	JP 2008-136732 A (PENTAX CORP.) 19 June 2008, entire text, all drawings (Family: none)	1-19
A	JP 2014-233533 A (FUJIFILM CORP.) 15 December 2014, entire text, all drawings & US 2014/0354788 A1	9-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 June 2018 (20.06.2018)		Date of mailing of the international search report 03 July 2018 (03.07.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigasaka, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 7 3 8 0									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, H04N9/09(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 2012-170639 A (富士フイルム株式会社) 2012.09.10, [請求項1]、 [0028]、[0049] - [0052]、[図3] (ファミリーなし)	1, 2, 4, 7 3, 5, 6, 8-19									
A	JP 2008-136732 A (ペンタックス株式会社) 2008.06.19, 全文、全 図 (ファミリーなし)	1-19									
A	JP 2014-233533 A (富士フイルム株式会社) 2014.12.15, 全文、全 図 & US 2014/0354788 A1	9-19									
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 20.06.2018		国際調査報告の発送日 03.07.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

## フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 宮井 岳志

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA23 CA04 CA11 CA23 CA24 DA11 GA01 GA05 GA06 GA11  
4C161 CC06 LL02 MM02 MM04 NN01 PP01 SS23

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018211970A1</a>	公开(公告)日	2020-05-14
申请号	JP2019519165	申请日	2018-05-01
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	高橋康昭 高橋健治 宮井岳志		
发明人	高橋 康昭 高橋 健治 宮井 岳志		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/00006 A61B1/0005 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/04.530 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/DA11 2H040/GA01 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/PP01 4C161/SS23		
代理人(译)	西川 孝 三浦佑介		
优先权	2017096200 2017-05-15 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

技术领域本发明涉及一种内窥镜，该内窥镜使得能够以低功耗获取高分辨率医学图像。内窥镜包括摄像头，该摄像头包括：具有第一像素数的像素的第一传感器，该第一传感器配置为接收属于G波段光的绿色(G)光；第二传感器具有小于第一像素数目的第二像素数目的第二像素，第二传感器被配置为接收不同于G光的光。本技术可应用于例如内窥镜手术系统，利用该系统在观看由内窥镜捕获的医学图像的同时进行手术。

FIG. 2

