

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02018/021035

発行日 令和1年5月9日 (2019. 5. 9)

(43) 国際公開日 平成30年2月1日 (2018. 2. 1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 O	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 O	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 O	
	A 6 1 B 1/00 7 3 1	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 48 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2018-529759 (P2018-529759)	(71) 出願人	000002185
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/025462		ソニー株式会社
(22) 国際出願日	平成29年7月12日 (2017. 7. 12)		東京都港区港南1丁目7番1号
(31) 優先権主張番号	特願2016-145905 (P2016-145905)	(74) 代理人	100121131
(32) 優先日	平成28年7月26日 (2016. 7. 26)		弁理士 西川 孝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100082131
			弁理士 稲本 義雄
		(72) 発明者	菊地 大介
			東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
			式会社内
		(72) 発明者	古川 昭夫
			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	

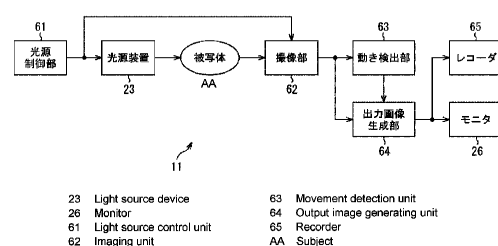
(54) 【発明の名称】 画像処理装置および方法、内視鏡システム、並びにプログラム

(57) 【要約】

本技術は、より高精度に動きを検出することができるようにする画像処理装置および方法、内視鏡システム、並びにプログラムに関する。

内視鏡システムは、パルス発光可能な光源と、光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、撮像画像を撮像する撮像部と、撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部とを有している。本技術は内視鏡システムに適用することができる。

FIG. 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、
前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部と
を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記撮像画像は生体の画像である
請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記動き検出部は、1つの前記撮像画像に基づいて、前記動きとして動きベクトルの各成分の大きさを検出する
請求項 1 に記載の画像処理装置。 10

【請求項 4】

前記光源制御部は、各前記パルス発光時に同じ波長成分の光が出力されるように前記光源を制御する
請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記動き検出部は、複数の前記撮像画像に基づいて、前記動きとして前記動きベクトルの方向をさらに検出する
請求項 4 に記載の画像処理装置。 20

【請求項 6】

前記動きの検出結果に基づいて、前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える
請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記動きの検出結果に基づいて、前記動きのない時刻の前記撮像画像から前記被写体の画像を生成する画像生成部をさらに備える
請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記光源制御部は、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが設けられるように前記光源を制御する
請求項 4 に記載の画像処理装置。 30

【請求項 9】

前記動き検出部は、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間の前記撮像画像に基づいて前記動きを検出し、
前記動きの検出結果に基づいて、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間の前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える
請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記光源制御部は、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが交互に設けられるように前記光源を制御する
請求項 8 に記載の画像処理装置。 40

【請求項 11】

前記光源制御部は、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間が不等間隔に設けられるように前記光源を制御する
請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記光源制御部は、複数回の前記パルス発光のそれぞれにおいて、互いに異なる波長成分の光が出力されるように前記光源を制御する
請求項 1 に記載の画像処理装置。 50

【請求項 1 3】

前記動き検出部は、1つの前記撮像画像から得られる前記波長成分ごとの画像に基づいて、前記動きとして動きベクトルを検出する

請求項 1 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記光源制御部は、前記撮像画像とは異なる前記被写体の入力画像の露光期間中、継続して所定波長成分の光が出力されるように前記光源とは異なる他の光源を制御するとともに、前記入力画像の露光期間の少なくとも一部を含む期間において複数回のパルス発光により前記所定波長成分とは異なる他の波長成分の光が出力されるように前記光源を制御し、

10

前記撮像画像を撮像する第 1 の撮像部と、

前記入力画像を撮像する第 2 の撮像部と、

前記被写体からの光を光学的に分離させ、分離させた前記光の一部を前記第 1 の撮像部に入射させるとともに、分離させた前記光の他の一部を前記第 2 の撮像部に入射させる分離素子と

をさらに備える請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記動きの検出結果に基づいて、前記入力画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える

請求項 1 4 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 1 6】

前記光源制御部は、パルス発光の周期を変化させながら、複数の異なる周期で前記光源をパルス発光させ、

前記動き検出部は、前記複数の異なる周期ごとに得られた前記撮像画像のコントラストの度合いに基づいて、前記被写体の振動の周期を前記動きとして検出する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記光源制御部は、前記動きの検出後、前記動きの検出結果に応じた周期で前記光源をパルス発光させる

請求項 1 6 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 1 8】

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させ、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する

ステップを含む画像処理方法。

【請求項 1 9】

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させ、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する

ステップを含む処理をコンピュータに実行させるプログラム。

【請求項 2 0】

パルス発光可能な光源と、

前記光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、

前記撮像画像を撮像する撮像部と、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部と

を備える内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本技術は画像処理装置および方法、内視鏡システム、並びにプログラムに関し、特に、より高精度に動きを検出することができるようにした画像処理装置および方法、内視鏡システム、並びにプログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡装置では、より精度の高い観察を行うために被写体の撮像とともに動き検出が併用されることがある。

【0003】

例えば、動き検出を用いる技術として、被写体およびカメラの動きを検出して手振れ補正に利用するものや、拍動等の被写体の周期的な動きを検出し、その検出結果に基づいて位相の一致した画像を取得することで同位相のぶれの無い画像を出力表示するものなどがある。また、被写体の動きを検出して、その検出結果をシーン認識に応用するものなども提案されている。

10

【0004】

このような動き検出を行う技術として、過去の複数のフレームの画像から動きを検出し、その検出結果を画像化して表示させる方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-172783号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0006】

しかしながら、上述した技術では、高精度に動きを検出することは困難であった。

【0007】

例えば複数フレームの画像を用いる方法では、動きを求めるためには過去2フレーム以上の情報が必要となるので、得られる動き情報は2フレーム前などの比較的古い情報から求まるものとなり、十分な精度で現フレームの動きを推定することができない。すなわち、手振れ補正などの画像補正処理に動き情報を用いる場合、検出した動きと、動きの検出結果が適用される現フレームにおける実際の動きとの間でずれが生じてしまう。

【0008】

また、複数フレームの画像を用いる方法では、フレーム間隔と比べて高速に変化する動きや速い周期で振動するような動きに対しては、動き検出を行うことができない。さらに、フレーム間での検出が可能な動きについても、その動きが高速な場合には画像上では動きぼけが生じるため、フレーム間での画像のマッチングがとれず、動き検出の精度が低下してしまう。

30

【0009】

本技術は、このような状況に鑑みてなされたものであり、より高精度に動きを検出することができるようにするものである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本技術の第1の側面の画像処理装置は、光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部とを備える。

40

【0011】

前記撮像画像を生体の画像とすることができる。

【0012】

前記動き検出部には、1つの前記撮像画像に基づいて、前記動きとして動きベクトルの各成分の大きさを検出させることができる。

【0013】

前記光源制御部には、各前記パルス発光時に同じ波長成分の光が出力されるように前記光源を制御させることができる。

50

【0014】

前記動き検出部には、複数の前記撮像画像に基づいて、前記動きとして前記動きベクトルの方向をさらに検出させることができる。

【0015】

画像処理装置には、前記動きの検出結果に基づいて、前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに設けることができる。

【0016】

画像処理装置には、前記動きの検出結果に基づいて、前記動きのない時刻の前記撮像画像から前記被写体の画像を生成する画像生成部をさらに設けることができる。

【0017】

前記光源制御部には、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが設けられるように前記光源を制御させることができる。

【0018】

前記動き検出部には、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間の前記撮像画像に基づいて前記動きを検出させ、前記動きの検出結果に基づいて、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間の前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに設けることができる。

【0019】

前記光源制御部には、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが交互に設けられるように前記光源を制御させることができる。

【0020】

前記光源制御部には、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間が不等間隔に設けられるように前記光源を制御させることができる。

【0021】

前記光源制御部には、複数回の前記パルス発光のそれぞれにおいて、互いに異なる波長成分の光が出力されるように前記光源を制御させることができる。

【0022】

前記動き検出部には、1つの前記撮像画像から得られる前記波長成分ごとの画像に基づいて、前記動きとして動きベクトルを検出させることができる。

【0023】

前記光源制御部には、前記撮像画像とは異なる前記被写体の入力画像の露光期間中、継続して所定波長成分の光が出力されるように前記光源とは異なる他の光源を制御させるとともに、前記入力画像の露光期間の少なくとも一部を含む期間において複数回のパルス発光により前記所定波長成分とは異なる他の波長成分の光が出力されるように前記光源を制御させ、前記撮像画像を撮像する第1の撮像部と、前記入力画像を撮像する第2の撮像部と、前記被写体からの光を光学的に分離させ、分離させた前記光の一部を前記第1の撮像部に入射させるとともに、分離させた前記光の他の一部を前記第2の撮像部に入射させる分離素子とをさらに設けることができる。

【0024】

画像処理装置には、前記動きの検出結果に基づいて、前記入力画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに設けることができる。

【0025】

前記光源制御部には、パルス発光の周期を変化させながら、複数の異なる周期で前記光源をパルス発光させ、前記動き検出部には、前記複数の異なる周期ごとに得られた前記撮像画像のコントラストの度合いに基づいて、前記被写体の振動の周期を前記動きとして検出させることができる。

【0026】

前記光源制御部には、前記動きの検出後、前記動きの検出結果に応じた周期で前記光源

10

20

30

40

50

をパルス発光させることができる。

【0027】

本技術の第1の側面の画像処理方法またはプログラムは、光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させ、前記撮像画像上における被写体の動きを検出するステップを含む。

【0028】

本技術の第1の側面においては、光源が制御されて撮像画像の露光期間に複数回パルス発光され、前記撮像画像上における被写体の動きが検出される。

【0029】

本技術の第2の側面の内視鏡システムは、パルス発光可能な光源と、前記光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、前記撮像画像を撮像する撮像部と、前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部とを備える。

【0030】

本技術の第2の側面においては、光源が制御されて撮像画像の露光期間に複数回パルス発光され、前記撮像画像が撮像され、前記撮像画像上における被写体の動きが検出される。

【発明の効果】

【0031】

本技術の第1の側面および第2の側面によれば、より高精度に動きを検出することができる。

【0032】

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何れかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】内視鏡システムの構成例を示す図である。

【図2】内視鏡システムの機能的な構成例を示す図である。

【図3】パルス発光について説明する図である。

【図4】入力画像に基づく動き検出について説明する図である。

【図5】動きの方向について説明する図である。

【図6】動き検出による動き情報の生成について説明する図である。

【図7】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図8】1フレーム期間における各色のパルス発光について説明する図である。

【図9】プレーン画像を用いた動き検出について説明する図である。

【図10】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図11】1フレーム期間における通常発光とパルス発光について説明する図である。

【図12】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図13】通常発光とパルス発光について説明する図である。

【図14】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図15】1フレーム期間における通常発光とパルス発光について説明する図である。

【図16】撮像部の構成例を示す図である。

【図17】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図18】内視鏡システムの機能的な構成例を示す図である。

【図19】声帯を被写体とした入力画像のぶれについて説明する図である。

【図20】撮像処理を説明するフローチャートである。

【図21】出力画像の他の例について説明する図である。

【図22】内視鏡手術システムの構成例を示す図である。

【図23】コンピュータの構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

10

20

30

40

50

以下、図面を参照して、本技術を適用した実施の形態について説明する。

【0035】

〈第1の実施の形態〉

〈内視鏡システムの構成例〉

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

【0036】

図1に示す内視鏡システム11は、スコープ21、カメラヘッド22、光源装置23、カメラコントロールユニット24、操作入力装置25、およびモニタ26を有している。なお、以下では、カメラコントロールユニット24を、適宜、CCU(Camera Control Unit)24とも称することとする。

10

【0037】

この内視鏡システム11は、主に医療用に用いられるものであり、被験者の内部にスコープ21を挿入して、被験者内部の任意の部位（術部）の画像を術野の画像として撮像する内視鏡装置として機能するシステムである。なお、以下では被写体が患者等の被験者である場合を例として説明するが、内視鏡システム11での撮像対象となる被写体は人以外の生体であっても勿論よい。

【0038】

スコープ21は、例えば対物レンズなどのレンズからなる光学系を有する、被験者内部に挿入される鏡筒部であり、光源装置23から入力された照明光を被写体に照射するとともに、被写体から入射した反射光を集光してカメラヘッド22へと導く。

20

【0039】

すなわち、スコープ21から被写体に照明光が照射されると、その照明光が被写体で反射されて反射光となる。スコープ21は、この反射光を集光してカメラヘッド22へと入射させる。なお、スコープ21は軟性の鏡筒であってもよいし、硬性の鏡筒であってもよい。

【0040】

カメラヘッド22は、スコープ21と一体的に設けられており、例えばカメラ、すなわち撮像素子などからなる。カメラヘッド22は、CCU24の制御に従ってスコープ21から入射した反射光を受光して光電変換することで被写体を撮像し、その結果得られた入力画像の画像データをCCU24に供給する。このような入力画像は、例えば患者等の生体を被写体とする、手術等を行うときの術野の画像である。

30

【0041】

光源装置23は、例えばレーザ光源やLED(Light Emitting Diode)光源などからなり、CCU24の制御に従って特定波長帯域の光を照明光として出力し、スコープ21に入射させる。例えば光源装置23では、照明光として白色光などが出力されるようになっている。

【0042】

CCU24は、内視鏡システム11全体の動作を制御する。CCU24は、光源制御装置31、信号処理回路32、検出部33、およびメモリ34を有している。

【0043】

光源制御装置31は、信号処理回路32の制御に従って光源装置23による照明光の照射、つまり照明光の点灯および消灯を制御する。具体的には、例えば光源制御装置31により、照明光の照射タイミングや照射期間、照明光の光量などの制御が行われる。

40

【0044】

また、光源制御装置31は、光源装置23による照明動作と、カメラヘッド22による撮像動作とを同期させるための同期信号をカメラヘッド22に供給する。

【0045】

信号処理回路32は、カメラヘッド22から供給された入力画像を検出部33に供給して所定の特徴を検出させるとともに、検出部33から供給された検出結果と、メモリ34に記録されているデータとに基づいて適切な信号処理パラメータを生成する。さらに、信

50

号処理回路 3 2 は、信号処理パラメータに基づいてカメラヘッド 2 2 から供給された入力画像に対して所定の信号処理を施し、その結果得られた出力画像をモニタ 2 6 に供給する。

【0046】

検出部 3 3 は、信号処理回路 3 2 から供給された入力画像から、所定の特徴、例えば入力画像上の被写体の動きなどを検出し、その検出結果を信号処理回路 3 2 に供給する。

【0047】

メモリ 3 4 は、予め用意された変換パラメータ等の各種のデータや、信号処理回路 3 2 から供給された信号処理結果等を記録したり、記録しているデータ等を信号処理回路 3 2 に供給したりする。

【0048】

操作入力装置 2 5 は、例えばボタンやスイッチ、モニタ 2 6 に重畳されたタッチパネルなどからなり、内視鏡システム 1 1 を操作する使用者により操作される。操作入力装置 2 5 は、使用者の操作に応じた信号を信号処理回路 3 2 や光源制御装置 3 1 に供給する。

【0049】

モニタ 2 6 は、例えば液晶表示パネルなどからなり、信号処理回路 3 2 から供給された出力画像を表示する。

【0050】

〈内視鏡システムの機能的な構成例〉

次に、図 1 に示した内視鏡システム 1 1 の機能的な構成例について説明する。図 2 は、内視鏡システム 1 1 の機能的な構成例を示す図である。なお、図 2 において図 1 における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。

【0051】

図 2 に示す内視鏡システム 1 1 は、光源制御部 6 1、光源装置 2 3、撮像部 6 2、動き検出部 6 3、出力画像生成部 6 4、モニタ 2 6、およびレコーダ 6 5 を有している。

【0052】

光源制御部 6 1 は、例えば図 1 に示した光源制御装置 3 1 に対応し、照明光の照射や入力画像の撮像のタイミングをとるための同期信号を光源装置 2 3 および撮像部 6 2 に供給する。

【0053】

光源装置 2 3 は、光源制御部 6 1 から供給された同期信号に基づいて、所定のタイミングでパルス発光し、被写体へと照明光を照射する。被写体へと照明光が照射されると、その照明光は被写体で反射されて反射光となり、撮像部 6 2 で受光される。

【0054】

撮像部 6 2 は、図 1 に示したカメラヘッド 2 2 からなり、光源制御部 6 1 から供給された同期信号に基づいて、被写体の撮像画像を入力画像として撮像し、動き検出部 6 3 および出力画像生成部 6 4 に供給する。すなわち、撮像部 6 2 は、カメラを構成する撮像素子を有しており、被写体からの反射光を受光して光電変換することにより入力画像を得る。

【0055】

動き検出部 6 3 は、撮像部 6 2 から供給された入力画像に基づいて、その入力画像上における被写体の動きを検出し、その結果得られた動きベクトル等を、被写体の動きの検出結果を示す動き情報として出力画像生成部 6 4 に供給する。動き検出部 6 3 は、例えば図 1 の検出部 3 3 により実現される。

【0056】

出力画像生成部 6 4 は、動き検出部 6 3 から供給された動き情報に基づいて、撮像部 6 2 から供給された入力画像に対して手ぶれ補正等の動き補正を行い、その結果得られた出力画像をモニタ 2 6 およびレコーダ 6 5 に供給する。出力画像生成部 6 4 は、例えば図 1 の信号処理回路 3 2 により実現される。このように出力画像生成部 6 4 が手ぶれ補正等の動き補正を行うときには、出力画像生成部 6 4 は動き補正部として機能することになる。

【0057】

10

20

30

40

50

レコーダ 65 は、例えば図 1 の信号処理回路 32 に接続される不揮発性の記録部（図 1 においては不図示）などからなり、出力画像生成部 64 から供給された出力画像を記録する。また、モニタ 26 は、出力画像生成部 64 から供給された出力画像を表示する。

【0058】

〈内視鏡システムの処理について〉

続いて、図 2 に示した内視鏡システム 11 のより具体的な処理の例について説明する。

【0059】

例えば光源装置 23 としては、パルス発光が可能な RGB 白色光を発光するレーザ光源が用いられる。

【0060】

そのような場合、光源装置 23 は R（赤）の波長成分の狭波長光を出力する R 光源、G（緑）の波長成分の狭波長光を出力する G 光源、B（青）の波長成分の狭波長光を出力する B 光源、およびそれらの光源から出力された光を合成して出力する合成光学系を有する。

【0061】

したがって、光源装置 23 から白色光が照明光として出力される場合、R 光源、G 光源、および B 光源から同時に光が出力され、それらの出力された R 成分の光、G 成分の光、および B 成分の光が合成光学系により合成されて白色光とされ、光源装置 23 から出力される。なお、ここでは光源装置 23 から出力される所定波長成分の照明光が、白色光である例について説明するが、照明光はどのような波長帯域の光であってもよい。

【0062】

光源装置 23 は、例えば図 3 に示すように入力画像の 1 フレーム分の期間に 2 回発光する。なお、図 3 において横軸は時間を示しており、図 3 中の下向きの矢印は、光源装置 23 の発光タイミング、すなわち被写体への照明光の照射タイミングを表している。

【0063】

この例では、例えば期間 T1 が入力画像の 1 フレーム分の期間、つまり 1 フレーム分の入力画像を撮像するための露光期間を示しており、1 フレーム分の期間 T1 内のうち、時刻 t1 と時刻 t2 のそれぞれの時刻に光源装置 23 がパルス発光する。

【0064】

特にこの例においては、各パルス発光時には光源装置 23 からは同じ波長成分の光、すなわちここでは白色光が出力されるようになされている。また、光源装置 23 が一定時間間隔、すなわち一定周期でパルス発光するように発光制御が行われており、各フレームの期間で 2 回ずつ光源装置 23 によるパルス発光が等間隔に行われる。

【0065】

例えば、60P の動画像を入力画像として撮像する場合、入力画像の 1 フレーム期間は 1/60s であるので、光源装置 23 は 1/120s に一度のタイミングで発光することになる。

【0066】

光源装置 23 は、光源制御部 61 から供給される同期信号に従って 1/120s 間隔で白色光を照明光としてパルス発光する。照明光が被写体に照射されると、被写体から反射光が撮像部 62 に入射するので、撮像部 62 は光源制御部 61 からの同期信号により示されるタイミングで照明光を受光して光電変換する撮像動作を行う。

【0067】

この場合、撮像部 62 は、例えば期間 T1 を露光期間としてその期間 T1 に対応するフレームの入力画像を撮像し、その結果得られた入力画像の画像データを動き検出部 63 および出力画像生成部 64 に供給する。

【0068】

動き検出部 63 は、撮像部 62 から供給された入力画像に対して動き検出を行い、その結果得られた動きベクトル等の動き情報を出力画像生成部 64 に供給する。

【0069】

具体的には、図 3 に示したように入力画像の 1 フレーム期間に 2 度、照明光が照射され

10

20

30

40

50

る場合、入力画像上で動いている被写体があるときには、例えば図４に示すように被写体の像は２重像となる。

【００７０】

なお、入力画像上で被写体が動く場合として、被写体自体が動いている場合、つまり被写体が動きのある動被写体である場合や、手振れ等により被写体に対して撮像部６２が動いている場合がある。すなわち、入力画像に対する動き検出の結果として得られる入力画像上における被写体の動きは、被写体自体の動き、撮像部６２の被写体に対する動き、またはそれらの両方の動きとなる。

【００７１】

図４の例では、入力画像上には同一の被写体の像である被写体像MH11-1と被写体像MH11-2が写っている。なお、以下、被写体像MH11-1および被写体像MH11-2を特に区別する必要のない場合、単に被写体像MH11とも称する。

【００７２】

例えば図４の入力画像が図３に示した期間Ｔ１に撮像されたものであるとすると、２つの被写体像MH11のうちの一方は、図３に示した時刻ｔ１のタイミングで撮像部６２に入射した反射光による像であり、他方の被写体像MH11は時刻ｔ２のタイミングで撮像部６２に入射した反射光による像である。

【００７３】

このように露光期間に光源装置２３が２度パルス発光する場合、入力画像には同じ被写体の像が２つ含まれることになるが、これらの２つの被写体像のうちのどちらがどの時刻のものであるかは区別することができない。

【００７４】

動き検出部６３は、処理対象のフレームの入力画像における所望の１つの領域を注目領域AR11とし、その注目領域AR11を中心とする所定の矩形の領域を探索範囲SR11とする。すなわち、注目領域AR11に対して、図中、上下左右の検出対象とする動き範囲分の矩形領域がサーチ領域である探索範囲SR11とされる。

【００７５】

動き検出部６３は、探索範囲SR11内における各位置の注目領域AR11と同じ大きさの領域を比較領域とし、比較領域を移動させながらサーチ（探索）を行う。

【００７６】

この例では、探索範囲SR11内の図中、左上の比較領域CR11-1から、探索範囲SR11内の図中、右下の比較領域CR11-2までラスタスキャン順にサーチが行われる。なお、以下、比較領域CR11-1や比較領域CR11-2など、探索範囲SR11内の比較領域を特に区別する必要のない場合、単に比較領域CR11とも称することとする。

【００７７】

動き検出部６３は、各比較領域CR11について、注目領域AR11と比較領域CR11との自己相関係数を求める。

【００７８】

具体的には、注目領域AR11内のｉ番目の画素の画素値をXiとし、比較領域CR11内のｉ番目の画素の画素値をYiとすると、動き検出部６３は次式（１）を計算することで自己相関係数Rを算出する。

【００７９】

【数１】

$$R = \frac{\sum_i (X_i - X_a)(Y_i - Y_a)}{\sqrt{\sum_i (X_i - X_a)^2} \sqrt{\sum_i (Y_i - Y_a)^2}} \quad \dots (1)$$

【００８０】

なお、式（１）において、Xaは注目領域AR11内の全画素の画素値の平均値を示しており

10

20

30

40

50

、Yaは比較領域CR11内の全画素の画素値の平均値を示している。

【0081】

このような自己相関係数Rを探索範囲SR11内の全ての比較領域CR11に対して求めると、注目領域AR11と同じ領域が比較領域CR11となったときに自己相関係数Rは最大値、つまり自己相関係数 $R = 1$ となる。

【0082】

また、自己相関係数Rが2番目に大きい極大値となる比較領域CR11が、注目領域AR11にある被写体と同じ被写体が写っている領域となる。すなわち、注目領域AR11から、その注目領域AR11内の被写体の動きを示す動きベクトルの分だけずれた先の領域となる。

【0083】

この例では、注目領域AR11と比較領域CR11-3との組み合わせの自己相関係数Rが2番目に大きい極大値となる。そのため、注目領域AR11の中心と、比較領域CR11-3の中心とを結ぶ矢印（ベクトル）、つまり注目領域AR11と比較領域CR11-3との間の位置の変位が注目領域AR11についての動きベクトルとなる。

【0084】

このようにして動き検出部63は、処理対象のフレームの入力画像における注目領域について被写体の動きを算出する。

【0085】

但し、入力画像に含まれる同一の被写体の像、つまり被写体の2重像から動きを求める場合、2次元動きベクトルの各成分の大きさは求めることができるが、動きベクトルの方向を求めることはできない。

【0086】

例えば図5に示すように、注目領域AR11に対して、自己相関係数Rが2番目に大きい極大値となる領域として比較領域CR11-3が求められたとする。なお、図5において図4における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。

【0087】

この場合、注目領域AR11と比較領域CR11-3とを結ぶベクトルが動きベクトルとなる。しかし、1フレーム分の入力画像からは、矢印MV11に示すように、被写体が注目領域AR11の位置から比較領域CR11-3の位置へと移動したのか、または矢印MV12に示すように、被写体が比較領域CR11-3の位置から注目領域AR11の位置へと移動したのかを判別することができない。

【0088】

そこで、動き情報として動きの方向が必要である場合には、複数のフレームの入力画像、具体的には、例えば処理対象のフレームの入力画像と、その処理対象のフレームの直前のフレームの入力画像とを用いて動きの方向を求めるようにすればよい。そのような場合には、一般的なフレーム間の動きベクトル検出における場合と同様の方式を利用して動きの方向を求めることが可能である。

【0089】

例えば図6に示すように、最も新しい時刻のフレームであるframe2と、そのframe2の直前のフレームであるframe1とがあるとする。

【0090】

これらのframe1とframe2とでは、動き検出部63は、それぞれフレーム内での動き検出を行って、それらの各フレームの入力画像における被写体の動きベクトルの大きさ、つまり動きベクトルのx方向やy方向といった各方向の成分の大きさを求める。

【0091】

これに対して動き検出部63は、例えばframe1とframe2の各フレームの入力画像を用いてフレーム間でブロックマッチング等の動き検出を行い、その結果得られた動きベクトルの方向（向き）を、最新のframe2における被写体の動きの方向とする。

【0092】

そして、動き検出部63は、このようにして得られた動きベクトルの大きさ、つまり各

10

20

30

40

50

方向の成分の大きさと、動きベクトルの方向（向き）とから求まる動きベクトルを、検出された動きを示す動き情報とする。

【0093】

通常、入力画像に対して動き検出を行い、その結果得られた動き情報を用いて手ぶれ補正等の動き補正を行う場合、frame1とframe2の間の動きを検出し、その検出結果をframe2の次のフレーム（以下、frame3と称する）に適用することになる。しかし、この場合、frame3とは時間的に離れたframe1の情報が用いられるため、高精度に動きを検出することができない。

【0094】

これに対して、内視鏡システム11では、動き検出の結果の適用先となるframe3の直前のframe2のみから動きを検出するため、直近の2フレームを用いる場合と比べて、より新しい情報を用いて動きを検出していることになる。例えばframe3における動きを推定する場合、そのframe3により近いフレームの情報を用いた方が動きの推定精度は高くなる。このことから、直近の2フレームを用いる場合よりもframe2のみから動きを検出する場合の方が、より高精度に動きを検出可能であることが分かる。

【0095】

なお、動き情報として動きベクトルを得る場合には、内視鏡システム11においても動きベクトルの方向を検出するためにframe2だけでなく、その前のframe1も用いられる。しかし、動きベクトルの向きは急に逆になることは稀であるので、動きベクトルの方向を求めるためにframe1とframe2を用いたとしても、結果的に動き情報として得られる動きベクトルの検出精度が低下してしまうことはない。

【0096】

内視鏡システム11では、急激に変化することが殆どない動きベクトルの方向（向き）については直近2フレームを用いて検出し、検出精度に対する影響が大きい動きベクトルの各成分の大きさ、つまり細かい動きの変化については最新のフレームのみを用いて検出を行うことで、より高精度な動き検出を実現することができる。

【0097】

なお、以上においては入力画像上の1つの注目領域に対する動きベクトルを動き情報として求める例について説明したが、入力画像全体に対して複数の領域ごとに動きベクトルを求めて動き情報とするようにしてもよい。また、入力画像全体に対して1つの動きベクトルを求めて動き情報とするようにしてもよい。

【0098】

さらに以上においては動きベクトルを求める方法として、自己相関係数を算出する方法を例として説明したが、その他、例えば勾配法など、他のマッチング方式により動きベクトルを求めるようにしてもよい。

【0099】

動き検出部63は、以上のようにして求めた動きベクトルを動き情報として出力画像生成部64に供給する。

【0100】

出力画像生成部64は、動き検出部63から供給された動き情報を用いて、例えば撮像部62から供給された入力画像に対して、動き情報から求まる動き量分を補正する動き補正を行うことで出力画像を生成する。例えば動き補正として手ぶれ補正などが行われる。

【0101】

具体的には、例えば出力画像生成部64は、処理対象のフレームの直前のフレームで得られた動き情報としての動きベクトルから推定される、処理対象のフレームにおける動きベクトルに基づいて入力画像に対する手ぶれ補正を行う。この場合、例えば処理対象のフレームの入力画像が、動きベクトルの向きと反対の方向に、その動きベクトルの大きさの分だけずらされて出力画像とされる。

【0102】

また、その他、入力画像に含まれる2重像に対する補正が動き補正として行われるよう

10

20

30

40

50

にしてもよい。上述したように入力画像の撮像動作は、2度のパルス発光が行われる多重露光となっているため、被写体に動きがある場合には、入力画像にはその被写体の像が2つ含まれている。そこで、出力画像生成部64は、動き情報を用いて入力画像に含まれる同一被写体の2つの像のうちの一方を除去する画像処理を入力画像に対して施し、出力画像とするようにしてもよい。

【0103】

出力画像生成部64は、このようにして生成した出力画像をレコーダ65に供給して記録させたり、モニタ26に供給して表示させたりする。

【0104】

以上のように内視鏡システム11では、動き情報としての動きベクトルの各成分の大きさについては、最新の1フレーム分の入力画像、すなわち1つの入力画像から求めることができる。これにより、より高精度に入力画像上の被写体の動きを検出することができる。

10

【0105】

また、内視鏡システム11では、求めた動き情報を直ちに次フレームの動き補正処理に利用することができ、遅延を最小限に抑えて出力画像を得ることができる。

【0106】

さらに、別の例として動き検出部63で得られた注目領域の動き情報から、出力画像生成部64において被写体の動きのない時刻（フレーム）を検出し、被写体の動きのない時刻に撮像された入力画像から、被写体の観察用の画像である出力画像を生成するようにしてもよい。また、被写体の動きのない状態が検出されたときに、信号処理回路32が撮像部62を制御して、直ちに被写体が動いていない状態で通常発光等により入力画像を新たに撮像させ、得られた入力画像から観察用の出力画像を生成するようにしてもよい。

20

【0107】

これらの場合、入力画像において被写体の像が2重になることはないため動き補正は不要であり、出力画像としてぶれの少ない静止画像を得ることができる。

【0108】

例えば動きのない時刻は、動き情報としての動きベクトルが0または略0となる時刻である。そのような時刻は、例えば自己相関係数が2番目に大きい極大値となる比較領域がない時刻や、自己相関係数の2番目に大きい極大値が所定の閾値以下となる時刻である。

30

【0109】

また、被写体の動きのない状態の出力画像を得たい場合には、動きの有無のみが分かればよいので動きの方向については不要である。したがって、そのような場合には、動きベクトルの各成分の大きさのみが動き情報として検出されるようにしてもよい。

【0110】

動きのない時刻を検出して出力画像を生成する方法は、例えば診断に用いるぶれの少ない静止画像を取得する場合などに特に有効である。

【0111】

以上のような内視鏡システム11は、特に手ぶれ補正処理を行う場合や、動きのない静止画像を取得する場合に効果的である。

40

【0112】

被写体の動きが大きい場合、通常動き検出では動きぼけによって検出精度が低下するが、内視鏡システム11では、露光時にパルス発光を行うので、動きぼけの少ない入力画像を取得することができ、速い動きに対しても高精度に動き検出が可能である。また、パルス発光を行うことで、実質的な露光時間が短くなるため、高速で変化する動きや速い周期で振動するような動きについても、その動きを高精度に検出することが可能である。

【0113】

〈撮像処理について〉

次に、図7のフローチャートを参照して、内視鏡システム11が出力画像を生成する処理の流れについて説明する。すなわち、以下、図7のフローチャートを参照して、内視鏡

50

システム 1 1 による撮像処理について説明する。

【0114】

ステップ S 1 1 において、光源装置 2 3 は、光源制御部 6 1 の制御に従ってパルス発光を行う。すなわち、光源装置 2 3 は、光源制御部 6 1 からの同期信号により示されるタイミングで、1 フレーム期間に 2 回ずつパルス発光を行う。

【0115】

ステップ S 1 2 において、撮像部 6 2 は光源制御部 6 1 から供給された同期信号に基づいて入力画像の撮像を行う。

【0116】

すなわち、撮像部 6 2 は、入射した反射光を受光して光電変換し、入力画像を得る。この例では、1 フレーム期間、つまり露光期間に 2 度のパルス発光が行われるので、入力画像は、各パルス発光時の被写体の像を含む多重露光画像となる。撮像部 6 2 は、得られた入力画像を動き検出部 6 3 および出力画像生成部 6 4 に供給する。

【0117】

ステップ S 1 3 において、動き検出部 6 3 は、撮像部 6 2 から供給された 1 フレーム分の入力画像に基づいてフレーム内動き検出を行う。

【0118】

すなわち、動き検出部 6 3 は、入力画像の注目領域について上述した式 (1) の計算を行うことで、2 番目に大きい極大値となる比較領域を検出し、処理対象のフレームの動きベクトルの各成分の大きさを求める。

【0119】

ステップ S 1 4 において、動き検出部 6 3 は、処理対象フレームの入力画像と、処理対象フレームの直前のフレームの入力画像とに基づいてフレーム間動き検出を行う。

【0120】

すなわち、動き検出部 6 3 は、直近 2 フレーム分の入力画像に基づいてブロックマッチング等を行うことにより、動きベクトルの向き（方向）を検出する。なお、ここでは直近 2 フレーム分の入力画像を用いて、入力画像上における被写体の動きとしての動きベクトルの方向を検出する例について説明した。しかし、この例に限らず複数の異なるフレーム、つまり複数の異なる時刻の入力画像を用いて動きベクトルの方向を検出すればよい。

【0121】

これらのステップ S 1 3 およびステップ S 1 4 の処理により、処理対象フレームについての動きベクトルが得られる。動き検出部 6 3 は、このようにして得られた動きベクトルを動き情報として出力画像生成部 6 4 に供給する。

【0122】

なお、より詳細には、ステップ S 1 3 およびステップ S 1 4 の処理は同時に、つまり並行して行われる。

【0123】

ステップ S 1 5 において、出力画像生成部 6 4 は、動き検出部 6 3 から供給された動き情報に基づいて、撮像部 6 2 から供給された入力画像に対して動き補正を行い、出力画像を生成する。

【0124】

例えばステップ S 1 5 では、処理対象のフレームの直前のフレームについて得られた動き情報に基づいて、処理対象のフレームの入力画像に対する手ぶれ補正処理が動き補正として行われ、出力画像が生成される。この場合、ステップ S 1 3 およびステップ S 1 4 で求められた動き情報は、次のフレームで用いられるので、これらのステップ S 1 3 およびステップ S 1 4 の処理と同時にステップ S 1 5 の処理が行われるようにしてもよい。また、ステップ S 1 3 およびステップ S 1 4 の処理が行われる前にステップ S 1 5 の処理が行われるようにしてもよい。なお、リアルタイム性が要求されない場合には、処理対象フレームについて得られた動き情報が用いられて、その処理対象フレームの入力画像に対する動き補正が行われるようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【0125】

ステップS16において、出力画像生成部64は、ステップS15の処理により得られた出力画像をレコーダ65やモニタ26に出力し、撮像処理は終了する。これにより、出力画像がレコーダ65に記録されたり、出力画像がモニタ26に表示されたりする。

【0126】

以上のようにして内視鏡システム11は、1フレーム期間に複数回のパルス発光を行って1フレーム分の入力画像から動き、特に動きベクトルの各成分の大きさを検出する。これにより、少ない遅延でより高精度に動きを検出することができる。

【0127】

〈第2の実施の形態〉

10

〈動き検出について〉

また、第1の実施の形態では、光源装置23としてRGB白色光を発光するレーザ光源を用いる例について説明した。しかし、光源装置23は、例えばR、G、およびBの各色成分のレーザを順次パルス発光可能なレーザ光源などとされてもよい。

【0128】

そのような場合、例えば図8に示すように、光源装置23は1フレームの期間にR（赤）、G（緑）、およびB（青）の各色成分の光を1度ずつ順番にパルス発光する。換言すれば、1フレームの期間内の複数回のパルス発光のそれぞれにおいて、互いに異なる色成分の光、つまり互いに異なる波長成分の光が光源装置23から出力されるように光源制御部61による発光制御が行われる。なお、図8において横方向は時間を示している。

20

【0129】

この実施の形態では、光源装置23はR光源、G光源、およびB光源を有しており、それらの光源を独立して順番にパルス発光させることで、R成分の光、G成分の光、およびB成分の光を順番に照明光として射出することができるようになされている。

【0130】

図8では、矢印Q11に示す部分は入力画像のフレームの同期信号を示している。すなわち、矢印Q11に示す部分において図中、下に突となっている部分がフレームの境界位置となっている。

【0131】

また、矢印Q12乃至矢印Q14に示す部分のそれぞれは、R成分の光、G成分の光、およびB成分の光のそれぞれについての露光のタイミングを示している。例えば矢印Q12に示す部分では、図中、上に突となっている期間がR成分の光についての1フレーム分の露光期間となっている。特に、この例では各フレームにおいてR成分の光、G成分の光、およびB成分の光のそれぞれの露光タイミングは同じとなっている。

30

【0132】

さらに、矢印Q15に示す部分は、光源装置23によるパルス発光の発光タイミングを示している。特に実線で描かれた部分はR光源によるR成分の光の発光タイミングを示しており、点線で描かれた部分はG光源によるG成分の光の発光タイミングを示しており、一点鎖線で描かれた部分はB光源によるB成分の光の発光タイミングを示している。

【0133】

40

この例では、例えば期間T21が入力画像の1フレーム分の期間を示しており、この期間T21内に3度のパルス発光が行われる。すなわち、まず時刻t21にパルス発光によりRの色の光、つまりR成分の照明光が出力され、続いて時刻t22にパルス発光によりG成分の照明光が出力され、その後、時刻t23にパルス発光によりB成分の照明光が出力される。

【0134】

例えば60Pの動画像を入力画像として撮像する場合、入力画像の1フレーム期間は1/60sであるので、光源装置23は1/180sに一度のタイミングでR、B、およびGの順に発光することになる。特に各色成分の光に注目すると、同じ色の光は1/60sに一度のタイミングで発光されることになる。

50

【0135】

また、撮像部62では、光源装置23の発光タイミングに合わせて露光が行われるが、例えば撮像部62がベイア配列の単板センサである場合、撮像部62の撮像面にはR、G、およびBの各色成分の光のみを透過させるカラーフィルタが画素ごとに設けられている。すなわち、撮像部62の撮像面には、R成分の光のみを受光するR画素、G成分の光のみを受光するG画素、およびB成分の光のみを受光するB画素が設けられている。

【0136】

図8の例では、各色成分の露光タイミングは全て同じであり、1フレーム分の露光によって得られる画像はR画素、G画素、およびB画素が含まれる、いわゆるローデータと呼ばれる画像（以下、ロー画像と称する）となる。

10

【0137】

そのため、ロー画像からR画素を抽出して適宜、補間処理等を行うと、R画素のみからなる、つまりR成分のみの値を有するR画像が得られる。同様に、ロー画像からG画素を抽出して適宜、補間処理等を行うとG画素のみからなるG画像が得られ、ロー画像からB画素を抽出して適宜、補間処理等を行うとB画素のみからなるB画像が得られる。

【0138】

換言すれば、ロー画像の撮像によって、R画素から出力された画素信号であるR信号からR画像が得られ、G画素から出力された画素信号であるG信号からG画像が得られ、B画素から出力された画素信号であるB信号からB画像が得られる。つまり1つのロー画像に対してデモザイク処理を行うことで、そのロー画像からR、G、およびBの色成分ごとにR画像、G画像、およびB画像というプレーン画像が得られる。

20

【0139】

このように撮像部62が各色成分の画素を有する場合、各色成分の光の発光タイミングは異なるが、各色成分の露光期間は、例えば1フレーム分の期間など、同じ期間とすることができる。すなわち、1フレーム期間内で色成分ごとに異なるタイミングでパルス発光を行うことで、撮像された1フレーム分のロー画像から、互いに異なる時刻の像を含む色成分ごとのプレーン画像を得ることができる。

【0140】

なお、図8では説明を簡単にするため、撮像部62において全画素一斉に露光が行われるグローバルシャッターで撮像が行われる例について説明した。しかし、画素行ごとに露光と読み出しを行うローリングシャッターで撮像が行われる場合においても同様にしてR画像、G画像、およびB画像を得ることができる。

30

【0141】

このようにして1フレーム分のロー画像から得られた3つの色成分ごとのプレーン画像の実質的な撮像時刻は、それぞれ1/3フレーム分の時間ずつずれている。そこで、動き検出部63では、これらの同じフレームのR画像、G画像、およびB画像を用いてフレーム内動き検出を行い、注目領域の被写体の動きを検出する。

【0142】

この場合、例えば図9に示すように1フレーム分の期間での撮像により、3つのプレーン画像であるR画像P11、G画像P12、およびB画像P13が得られる。

40

【0143】

この例では、R画像P11では被写体像MH21-1が観察されており、G画像P12では被写体像MH21-2が観察されており、B画像P13では被写体像MH21-3が観察されている。これらの被写体像MH21-1乃至被写体像MH21-3は、同じ被写体の異なる時刻の像となっている。なお、以下、被写体像MH21-1乃至被写体像MH21-3を特に区別する必要のない場合、単に被写体像MH21とも称することとする。

【0144】

R画像P11乃至B画像P13は互いに異なる時刻の像の画像であるので、それらの画像を重ね合わせると、例えば図中、下側に示すように各画像で観察される被写体像MH21が少しずつずれていることが分かる。

50

【0145】

動き検出部63は、R画像P11乃至B画像P13を用いて、例えば一般的な動き検出手法により注目領域AR21の動きベクトルを求める。

【0146】

すなわち、例えば動き検出部63は、R画像P11上の所望の注目領域AR21に対して、その注目領域AR21との自己相関係数が最大となる比較領域を、G画像P12およびB画像P13のそれぞれから検出する。

【0147】

そして、動き検出部63は、R画像P11上の注目領域AR21と、G画像P12上の自己相関係数が最大となる比較領域と、B画像P13上の自己相関係数が最大となる比較領域との位置関係から、注目領域AR21の被写体の動きベクトルを求める。

10

【0148】

なお、この例ではR画像P11乃至B画像P13のそれぞれに含まれる被写体像の時刻の順序関係が既知であるため、動きベクトルの各成分の大きさだけでなく動きの方向も得ることができ、1フレーム分の情報のみから動きベクトルを算出することができる。

【0149】

〈撮像処理について〉

次に、内視鏡システム11においてR、G、およびBの各色成分の光を順番にパルス発光する場合に行われる処理について説明する。すなわち、以下、図10のフローチャートを参照して、内視鏡システム11による撮像処理について説明する。

20

【0150】

ステップS41において、光源装置23は、光源制御部61の制御に従ってR、G、およびBの色成分ごとにパルス発光を行う。

【0151】

すなわち、光源装置23は、光源制御部61からの同期信号により示されるタイミングで、1フレーム期間にR、B、およびGの順番に各色につき1回ずつ、合計3回のパルス発光を行う。

【0152】

ステップS42において、撮像部62は光源制御部61から供給された同期信号に基づいて入力画像の撮像を行う。すなわち、撮像部62は、入射した反射光を受光して光電変換することで、ロー画像を入力画像として撮像する。そして、撮像部62はロー画像に基づいて、R画素のみからなるR画像、G画素のみからなるG画像、およびB画素のみからなるB画像をプレーン画像として得て、それらの各色成分のプレーン画像を最終的な入力画像として動き検出部63および出力画像生成部64に供給する。なお、ロー画像が入力画像として出力され、後段の出力画像生成部64等において、ロー画像から各色成分のプレーン画像が生成されるようにしてもよい。

30

【0153】

ステップS43において、動き検出部63は、撮像部62から供給された1フレーム分の入力画像、すなわち1フレーム分のR画像、G画像、およびB画像に基づいてフレーム内動き検出を行って動きベクトルを算出し、その動きベクトルを動き情報として出力画像生成部64に供給する。

40

【0154】

動き情報が得られると、その後、ステップS44およびステップS45の処理が行われて撮像処理は終了するが、これらの処理は図7のステップS15およびステップS16の処理と同様であるので、その説明は省略する。

【0155】

但し、ステップS44では、例えば入力画像としての各色成分のプレーン画像のそれぞれに対して、動き補正として手ぶれ補正処理が行われ、手振れ補正が行われた各色成分のプレーン画像が合成されたR、G、およびBの各色成分の画素を有するカラーの出力画像が生成される。

50

【0156】

以上のようにして内視鏡システム11は、1フレーム期間に複数の色ごとに異なるタイミングでパルス発光を行い、1フレーム分の入力画像から動きを検出して、その検出結果を用いて出力画像を生成する。これにより、少ない遅延でより高精度に動きを検出することができる。

【0157】

〈第3の実施の形態〉

〈動き検出について〉

ところで、以上においては、観察用の出力画像を生成するための入力画像から被写体の動きを検出する例について説明したが、出力画像を生成するための入力画像と、動き検出に用いる画像（以下、検出用画像とも称する）とを異なる画像とするようにしてもよい。より詳細には、入力画像と検出用画像とを同じ動画像の異なる時刻の画像としてもよい。

10

【0158】

そのような場合、例えば図11に示すように動き検出用の期間、つまり検出用画像のためのフィールドと、通常光用の期間、つまり入力画像のためのフィールドとをシーケンシャルに分けるようにすればよい。

【0159】

なお、図11において図2における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。また図11において横方向は時間を示しており、図11中の下向きの矢印は、光源装置23の発光タイミングを示している。

20

【0160】

図11に示す例では、入力画像（出力画像）の1フレーム分の期間が連続する2つのフィールドに分割されている。すなわち、例えば期間T31は入力画像の1フレーム分の期間となっており、その期間T31が2つの期間T41と期間T42とに分けられている。

【0161】

ここで、期間T41は入力画像を得るための1フィールド分の期間、つまり入力画像の露光のための期間とされ、期間T41の間、光源装置23は白色光を通常発光する。すなわち、光源装置23は、期間T41の間継続して白色光を被写体に照射し続ける。

【0162】

この例では、光源装置23は第1の実施の形態と同様に、白色光を発光するレーザ光源とされているが、通常発光時の照明光を発光する光源と、動き検出のための照明光をパルス発光する光源とを異なる光源とするようにしてもよい。

30

【0163】

例えば光源装置23によりパルス発光を行って入力画像を撮像すると、露光期間中、継続して白色光を発光した場合と比べて光量が少なくなるため、入力画像上で被写体を観察するには明るさが不足してしまうことがある。

【0164】

そこで、図11に示す例では入力画像の1フレーム分の期間T31のうちの半分の期間T41を1フィールドの期間とし、この1フィールド分の期間中、継続して光源装置23から白色光を出力させるとともに、期間T41を入力画像の露光のための期間としている。

40

【0165】

また、期間T41に続く期間T42では、第1の実施の形態と同様に光源装置23を2度パルス発光させる1フィールド分の期間とされる。すなわち、期間T42では、まず時刻 t_{31} に光源装置23をパルス発光させて白色光を被写体に照射させ、その後、時刻 t_{32} に再び光源装置23をパルス発光させて白色光を被写体に照射させる。

【0166】

このように2度のパルス発光が行われる1フィールド分の期間T42は、入力画像の露光期間ではなく、被写体（注目領域）の動きを検出するための検出用画像の露光期間とされる。

50

【0167】

したがって、例えば出力画像のフレームレートが60fpsである場合、1フレーム分の期間T31の長さは1/60sとされ、期間T41と期間T42は、それぞれ1/120sなどとされる。

【0168】

見方を変えると、この例では1フレーム分の期間に所定波長成分の光、つまり白色光を継続して出力する第1の露光期間と、白色光を複数回パルス発光する第2の露光期間とを設け、その1フレーム分の期間に2つの画像を撮像しているということができる。そして、第1の露光期間で得られた画像が出力画像を生成するための入力画像として用いられ、第2の露光期間で得られた画像が動きを検出するための検出用画像として用いられる。

10

【0169】

なお、ここでは1フレーム期間を2つのフィールドに分割する例について説明するが、入力画像を得るための期間と、検出用画像を得るための期間とをそれぞれ1フレーム期間とし、それらの期間を交互に設けるようにしてもよい。

【0170】

この場合、撮像された動画像を構成する複数のフレームのうち、白色光を継続して出力する第1の露光期間のフレームが入力画像として用いられ、白色光を複数回パルス発光する第2の露光期間のフレームが検出用画像として用いられる。

【0171】

図11に示す例では、入力画像を得るための1フィールド分の期間と、その期間に続く、検出用画像を得るための1フィールド分の期間とからなる1フレーム分の期間が連続して時間方向に並ぶように発光制御と撮像制御が行われる。換言すれば、入力画像を得るためのフィールドと、検出用画像を得るためのフィールドとが交互に並ぶように発光制御と撮像制御が行われる。

20

【0172】

この場合、通常が発光が行われるフィールドでは、撮像部62により撮像された画像が入力画像とされて出力画像生成部64に供給される。これに対して、パルス発光を行うフィールドでは、撮像部62により撮像された画像が検出用画像として動き検出部63に供給される。

【0173】

そして、動き検出部63では、供給された検出用画像から第1の実施の形態における場合と同様にして動きベクトルが算出され、得られた動きベクトルが動き情報として出力画像生成部64に供給される。

30

【0174】

さらに、出力画像生成部64では、適宜、動き検出部63から供給された動き情報に基づいて、撮像部62から供給された入力画像に対して手ぶれ補正処理等の動き補正が行われ、出力画像が生成される。

【0175】

〈撮像処理について〉

次に、内視鏡システム11において1フレーム期間を入力画像を得るためのフィールドと、検出用画像を得るためのフィールドとに分ける場合に行われる処理について説明する。すなわち、以下、図12のフローチャートを参照して、内視鏡システム11による撮像処理について説明する。

40

【0176】

ステップS71において、光源装置23は、光源制御部61の制御に従って通常発光を行う。すなわち、光源装置23は、光源制御部61からの同期信号により示されるタイミングで、1フィールド分の期間、継続して発光し、白色光を被写体に照射する。

【0177】

ステップS72において、撮像部62は光源制御部61から供給された同期信号に基づいて入力画像の撮像を行い、得られた入力画像を出力画像生成部64に供給する。

50

【0178】

ステップS73において、光源装置23は、光源制御部61の制御に従ってパルス発光を行う。すなわち、ステップS73では図7のステップS11と同様の処理が行われて、1フィールド期間の間に2度のパルス発光が行われる。

【0179】

ステップS74において、撮像部62は光源制御部61から供給された同期信号に基づいて検出用画像の撮像を行う。

【0180】

すなわち、撮像部62は、パルス発光を行う1フィールド期間の全部または一部の期間を露光期間として入射した反射光を受光して光電変換し、検出用画像を得る。この例では、1フィールド期間に2度のパルス発光が行われるので、検出用画像は、各パルス発光時の被写体の像を含む多重露光画像となる。撮像部62は、得られた検出用画像を動き検出部63に供給する。

【0181】

このようにして1フレーム分の期間において、入力画像と検出用画像が得られると、その後、ステップS75乃至ステップS78の処理が行われて撮像処理は終了するが、これらの処理は図7のステップS13乃至ステップS16の処理と同様であるので、その説明は省略する。

【0182】

但し、ステップS75およびステップS76では、検出用画像に基づいてフレーム内動き検出とフレーム間動き検出が行われて、動き情報が求められる。また、ステップS75とステップS76の処理は並行して行われる。さらにステップS77では、入力画像に対して動き補正が行われ、出力画像が生成される。

【0183】

以上のようにして内視鏡システム11は、1フレーム期間のうちの前半の1フィールドの期間に通常発光を行って入力画像を得るとともに、1フレーム期間の後半の1フィールドの期間にパルス発光を行って検出用画像を得る。そして、内視鏡システム11は、検出用画像から動きを検出して、その検出結果と入力画像とを用いて出力画像を生成する。これにより、少ない遅延でより高精度に動きを検出することができる。

【0184】

〈第4の実施の形態〉

〈動き検出について〉

また、通常発光を行って入力画像を得る期間と、パルス発光を行って検出用画像を得る期間とを分ける場合、基本的には通常発光を行い、必要に応じて一時的にパルス発光を行うようにしてもよい。

【0185】

そのような場合、例えば図13に示すように通常発光とするか、またはパルス発光とするかをフレーム単位で切り替え、パルス発光とするフレームでは補間処理により入力画像を得るようにしてもよい。なお、図13において図2における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。また図13において横方向は時間を示しており、図13中の下向きの矢印は、光源装置23の発光タイミングを示している。

【0186】

図13に示す例では、白色光を継続して出力する第1の露光期間と、白色光を複数回パルス発光する第2の露光期間とが設けられている。そして、撮像された動画像を構成する複数のフレームのうち、第1の露光期間のフレームの画像が入力画像として用いられ、第2の露光期間のフレームの画像が検出用画像として用いられている。

【0187】

このように内視鏡システム11では、撮像された動画像の一部のフレームが入力画像として用いられ、他の一部のフレームが検出用画像として用いられるが、以下では、各フレームで入力画像や検出用画像を撮像するとも称することとする。

【0188】

図13では、所定の1フレーム分の期間T51では、例えば図11の期間T41と同様に光源装置23が白色光を継続して発光（通常発光）し、この期間T51が入力画像の露光のための期間とされる。つまり、期間T51が終了すると、1フレーム分の入力画像が得られる。

【0189】

また、期間T51に続く1フレーム分の期間T52では、図11の期間T42と同様に光源装置23が2度パルス発光し、検出用画像が撮像される。換言すれば、期間T52は露光期間中に2度のパルス発光が行われる期間とされ、この期間T52で得られた1フレーム分の画像が検出用画像として用いられる。

10

【0190】

期間T52に続く4つの1フレーム分の各期間では、それぞれ光源装置23が白色光を通常発光し、各フレームの入力画像が撮像され、その後の1フレーム分の期間T53では、期間T52と同様に光源装置23が2度パルス発光し、検出用画像が撮像される。

【0191】

このように図13に示す例では、通常発光が行われるフレームの間に部分的にパルス発光が行われるフレームが挿入されている。なお、通常発光を行うフレームの間に挿入されるパルス発光を行うフレーム（露光期間）の間隔は等間隔でもよいし、不等間隔でもよい。

【0192】

例えば複数回のパルス発光を行うフレームを不等間隔に並べて設ける場合、信号処理回路32が使用者の操作入力等に応じて撮像部62や光源制御部61を制御し、任意のタイミングでパルス発光を行うフレームを挿入することができるようにしてもよい。すなわち、信号処理回路32が任意のタイミングで入力画像を撮像するか、または検出用画像を撮像するかを切り替えることができるようにしてもよい。

20

【0193】

このような場合、例えば期間T51など、通常発光を行うフレームでは、出力画像生成部64は、撮像により得られた1フレーム分の入力画像から出力画像を生成する。

【0194】

また、例えば期間T52など、パルス発光を行うフレームでは、動き検出部63は、第1の実施の形態と同様の方法により、検出用画像から動きベクトルを求めて動き情報とする。動きの方向を求める際には、例えば処理対象となっているパルス発光を行うフレームに最も近い、パルス発光を行った過去のフレームの検出用画像を用いてもよいし、処理対象となっているパルス発光を行うフレームに時間的に隣接する通常発光を行うフレームの入力画像を用いてもよい。

30

【0195】

さらに、期間T52など、パルス発光を行うフレームでは入力画像が得られないため、このフレームでは少なくとも直前のフレームの入力画像と、動き情報とから動き補償が行われて補間処理により入力画像が生成される。

【0196】

具体的には、例えば出力画像生成部64は、動き検出部63から供給された期間T52のフレームで得られた動き情報を用いて、期間T51のフレームの入力画像に対して動き補償を行い、期間T52のフレームの入力画像を生成する。

40

【0197】

なお、期間T52のフレームの入力画像の生成は、そのフレームの前後に隣接する複数のフレームの入力画像を用いて行うようにしてもよい。例えば期間T51のフレームの入力画像と、期間T52のフレームの直後のフレームの入力画像とから動き情報を用いた動き補償、つまり補間処理を行って、期間T52のフレームの入力画像を生成してもよい。

【0198】

また、各フレームの入力画像について動き補正を行う場合には、そのフレームの動き情

50

報、またはそのフレームに最も近い、過去のフレームの動き情報が用いられる。

【0199】

〈撮像処理について〉

次に、内視鏡システム11において通常発光を行うフレームの間に、適宜、パルス発光を行うフレームを挿入する場合に行われる処理について説明する。すなわち、以下、図14のフローチャートを参照して、内視鏡システム11による撮像処理について説明する。

【0200】

ステップS101において、光源制御部61は、処理対象となっている現フレームが動き検出用のフレームであるか否か、すなわちパルス発光を行うフレームであるか否かを判定する。

10

【0201】

ステップS101において動き検出用のフレームであると判定された場合、処理はステップS102に進み、ステップS102乃至ステップS105の処理が行われて、検出用画像の撮像と動き情報の生成が行われる。なお、これらのステップS102乃至ステップS105の処理は、図12のステップS73乃至ステップS76の処理と同様であるので、その説明は省略する。

【0202】

ステップS106において、出力画像生成部64は、処理対象の現フレームについてステップS105で得られた動き情報と、撮像部62から供給された入力画像とに基づいて補間処理を行って処理対象の現フレームの入力画像を生成し、出力画像とする。

20

【0203】

例えば補間処理では、少なくとも現フレームの直前のフレームの入力画像が用いられる。このようにして出力画像が得られると、その後、処理はステップS110へと進む。

【0204】

また、ステップS101において、動き検出用のフレームではない、つまり通常発光を行うフレームであると判定された場合、処理はステップS107に進む。

【0205】

そして、ステップS107乃至ステップS109の処理が行われて、処理対象の現フレームの出力画像が生成される。なお、これらのステップS107乃至ステップS109の処理は、図12のステップS71、ステップS72、およびステップS77の処理と同様であるのでその説明は省略する。

30

【0206】

但し、ステップS109では、処理対象の現フレームよりも前にある最も時間的に近いパルス発光を行うフレームで得られた、つまり最後に行われたステップS105の処理で得られた動き情報が用いられて動き補正が行われる。

【0207】

ステップS109で動き補正が行われ、出力画像が得られると、その後、処理はステップS110へと進む。

【0208】

ステップS109またはステップS106の処理が行われて出力画像が得られると、ステップS110において、出力画像生成部64は、得られた出力画像をレコーダ65やモニタ26に出力し、撮像処理は終了する。これにより、出力画像がレコーダ65に記録されたり、出力画像がモニタ26に表示されたりする。

40

【0209】

以上のようにして内視鏡システム11は、通常のフレームでは通常発光を行って入力画像を得るとともに、適宜挿入されたフレームではパルス発光を行って検出用画像を得る。そして内視鏡システム11は、検出用画像から動きを検出して、その検出結果と入力画像を用いて出力画像を生成する。これにより、少ない遅延でより高精度に動きを検出することができる。

【0210】

50

〈第 5 の実施の形態〉

〈動き検出について〉

なお、以上においてはフレームごとやフィールドごとに、通常発光を行うか、またはパルス発光を行うかを切り替える例について説明した。しかし、例えば通常発光により出力する光と、パルス発光により出力する光とを異なる波長成分の光とすれば、同時に発光を行うことが可能である。

【0211】

すなわち、例えば図 15 に示すように各フレームの期間において、継続して通常発光が行われるとともに、1 フレームにつき 2 回のパルス発光が行われるようにすることができる。なお、図 15 において横方向は時間を示しており、図 15 中の下向きの矢印は、光源装置 23 の発光タイミングを示している。

10

【0212】

この場合、例えば光源装置 23 は、通常発光を行って白色光を照明光として出力するレーザ光源、すなわち R 光源、G 光源、および B 光源からなる RGB レーザ光源と、パルス発光を行って動き検出用の赤外光を出力する赤外レーザ光源とを有するように構成される。

【0213】

赤外レーザ光源は、例えば波長が 850nm の赤外光をパルス発光可能なレーザ光源とされる。また、照明光としての白色光には赤外光成分は含まれておらず、そのような白色光を出力するレーザ光源は、RGB レーザ光源に限らず、キセノン光源や LED 光源など、他の光源であってもよい。

20

【0214】

図 15 に示す例では、例えば期間 T61 が入力画像と検出用画像の 1 フレーム分の期間となっており、この期間 T61 の間、継続して白色光の通常発光が行われる。また、期間 T61 では、赤外光の 2 度のパルス発光も行われる。この例では、時刻 t61 と時刻 t62 の 2 つの各時刻にパルス発光が行われ、赤外光が被写体に照射される。

【0215】

このように 1 フレーム期間に白色光の通常発光と赤外光のパルス発光とが行われる場合には、撮像部 62 側、つまりカメラヘッド 22 側では、それらの白色光と赤外光を分離させる光学系や、白色光と赤外光のそれぞれを受光するセンサ（撮像部）が必要となる。

【0216】

そのため、1 フレーム期間に白色光の通常発光と赤外光のパルス発光とが行われる場合、撮像部 62 は、より詳細には例えば図 16 に示す構成とされる。なお、図 16 において図 2 における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。

30

【0217】

図 16 に示す例では、撮像部 62 には分離素子 101、ミラー 102、可視光センサ 103、および赤外センサ 104 が設けられている。

【0218】

この例では、各フレームの期間において、通常発光による白色光の反射光と、パルス発光による赤外光の反射光とが被写体から分離素子 101 に入射してくる。

40

【0219】

分離素子 101 は、例えばプリズムやダイクロイックミラー、ハーフミラーなどからなり、被写体から入射した反射光を光学的に分離させる。また、ミラー 102 は、例えば全反射ミラーなどからなり、分離素子 101 から入射した光を反射させて赤外センサ 104 に入射させる。

【0220】

可視光センサ 103 は、可視光を受光して光電変換する複数の画素を有するイメージセンサからなり、分離素子 101 から入射した白色光を受光して光電変換することで入力画像を撮像し、得られた入力画像を出力画像生成部 64 に供給する。この可視光センサ 103 は、観察用の出力画像を得るための入力画像を撮像する撮像部として機能する。

50

【0221】

可視光センサ103の各画素には、赤外光を遮断する赤外カットフィルタが設けられており、可視光センサ103に入射してきた光のうちの可視光成分、つまり白色光の成分のみが画素のフォトダイオードで受光されるようになされている。

【0222】

また、赤外センサ104は、赤外光を受光して光電変換する複数の画素を有するイメージセンサからなり、ミラー102から入射した赤外光を受光して光電変換することで検出用画像を撮像し、得られた検出用画像を動き検出部63に供給する。この赤外センサ104は、動き検出に用いられる検出用画像を撮像する撮像部として機能する。

【0223】

赤外センサ104の各画素には、可視光を遮断する可視光カットフィルタが設けられており、赤外センサ104に入射してきた光のうちの赤外光成分のみが画素のフォトダイオードで受光されるようになされている。

【0224】

例えば分離素子101がプリズムやダイクロイックミラーからなる場合、分離素子101は、被写体から入射した反射光のうちの白色光の成分、つまり可視光成分を透過させて可視光センサ103に入射させるとともに、被写体から入射した反射光のうちの赤外光の成分を反射させる。そして、分離素子101で反射されてミラー102へと入射した赤外光はミラー102で反射されて赤外センサ104に入射する。

【0225】

これにより、可視光センサ103により可視光の入力画像が得られるとともに、赤外センサ104で赤外光の検出用画像が得られる。

【0226】

また、例えば分離素子101がハーフミラーからなる場合、分離素子101は被写体から入射した光の一部を透過させて可視光センサ103に入射させるとともに、残りの光、つまり入射してきた光の他の一部の光を反射する。このとき、分離素子101で反射されてミラー102へと入射した光はミラー102で反射されて赤外センサ104に入射する。

【0227】

この場合、可視光センサ103には、白色光成分と赤外光成分とを有する光が入射するが、可視光センサ103の各画素に設けられた赤外カットフィルタにより赤外光が遮断され、白色光のみが可視光センサ103で受光される。これにより、可視光センサ103では可視光の入力画像が得られる。

【0228】

また、赤外センサ104にも白色光成分と赤外光成分とを有する光が入射するが、赤外センサ104の各画素に設けられた可視光カットフィルタにより可視光が遮断され、赤外光のみが赤外センサ104で受光される。これにより、赤外センサ104では赤外光の検出用画像が得られる。

【0229】

＜撮像処理について＞

次に、内視鏡システム11において1フレーム期間に通常発光とパルス発光を行う場合に行われる処理について説明する。すなわち、以下、図17のフローチャートを参照して、内視鏡システム11による撮像処理について説明する。

【0230】

ステップS141において、光源装置23は、1フレーム期間の間、通常発光を行って継続して白色光を照明光として被写体に照射するとともに、1フレーム期間における所定のタイミングで2度のパルス発光を行い、赤外光を被写体に照射する。

【0231】

すなわち、光源制御部61は、光源装置23としてのRGBレーザ光源を制御して、入力画像の露光期間中、継続して白色光を出力させるとともに、光源装置23としての赤外レ

10

20

30

40

50

ーザ光源を制御して、検出用画像の露光期間中、2度のパルス発光により白色光とは波長成分の異なる赤外光を出力させる。ここでは、基本的には入力画像の露光期間と検出用画像の露光期間は同じ期間とされるが、検出用画像の露光期間、つまり2度のパルス発光が行われる期間は、RGBレーザ光源による通常発光が行われる入力画像の露光期間の少なくとも一部を含む期間であればよい。

【0232】

このような発光制御により、1フレーム期間の各時刻において白色光のみ、または白色光と赤外光が被写体に照射されることになる。被写体に白色光や赤外光を照射することで生じた反射光は、撮像部62の分離素子101に入射し、例えば反射光のうちの白色光は、分離素子101を透過して可視光センサ103に入射する。また、反射光のうちの赤外光は、分離素子101およびミラー102で反射して赤外センサ104に入射する。

10

【0233】

ステップS142において、撮像部62の可視光センサ103は、入射した白色光を受光して光電変換することで入力画像の撮像を行い、得られた入力画像を出力画像生成部64に供給する。

【0234】

ステップS143において、撮像部62の赤外センサ104は、入射した赤外光を受光して光電変換することで検出用画像の撮像を行い、得られた検出用画像を動き検出部63に供給する。なお、これらのステップS142およびステップS143の処理は、同時に行われる。

20

【0235】

入力画像および検出用画像が得られると、その後、ステップS144乃至ステップS147の処理が行われて撮像処理は終了するが、これらの処理は図12のステップS75乃至ステップS78の処理と同様であるので、その説明は省略する。但し、ステップS144およびステップS145の処理は並行して行われ、ステップS146では、検出用画像から得られた動き情報に基づいて、入力画像に対する動き補正が行われる。

【0236】

以上のようにして内視鏡システム11は、1フレーム期間において通常発光とパルス発光を同時に行って入力画像および検出用画像を得る。そして内視鏡システム11は、検出用画像から動きを検出して、その検出結果と入力画像とを用いて出力画像を生成する。これにより、少ない遅延でより高精度に動きを検出することができる。

30

【0237】

〈第6の実施の形態〉

〈内視鏡システムの機能的な構成例〉

ところで、本技術を適用した内視鏡システム11は声帯観察を行う場合にも有用である。

【0238】

一般に声帯は数百Hzの周波数で振動するため、通常観察では声帯部分の静止した画像を取得することができない。これに対してストロボ光源により照明光を声帯の振動周期に合わせて照射することで、声帯を静止させて観察する喉頭ストロボスコープがある。

40

【0239】

しかし、喉頭ストロボスコープでは、声帯の振動周期を検出するためには被験者により発せられた音声を取得する必要があるが、内視鏡システムの構成が煩雑になってしまう。また、被検者は一定の高さの音声を一定時間発声し続けなければならない。

【0240】

そこで、内視鏡システム11では、被写体としての声帯にパルス発光により照明光を照射し、声帯を撮像して得られた入力画像に基づいて声帯の振動周期、つまり振動の周波数を検出することで静止した声帯の画像を出力画像として得られるようにした。

【0241】

この場合、検出された声帯の振動の周期と同じ周期で、つまり声帯の振動に同期させて

50

光源装置 2 3 をパルス発光させ、ストロボ照射を行うことで、静止した声帯の画像をより簡単に得ることができる。

【0 2 4 2】

このような声帯観察を行う場合、内視鏡システム 1 1 の機能的な構成は、例えば図 1 8 に示すようになる。なお、図 1 8 において図 2 における場合と対応する部分には同一の符号を付してあり、その説明は適宜省略する。

【0 2 4 3】

図 1 8 に示す例では、内視鏡システム 1 1 は光源制御部 6 1、光源装置 2 3、撮像部 6 2、周期検出部 1 4 1、および出力画像生成部 1 4 2 を有している。

【0 2 4 4】

また、この例では光源制御部 6 1 は、例えば図 1 に示した光源制御装置 3 1 に対応し、撮像部 6 2 は、図 1 に示したカメラヘッド 2 2 に対応する。さらに、周期検出部 1 4 1 は図 1 の検出部 3 3 により実現され、出力画像生成部 1 4 2 は図 1 の信号処理回路 3 2 により実現される。

【0 2 4 5】

光源装置 2 3 は、光源制御部 6 1 の制御に従って所定の周期でパルス発光し、パルス光を照明光として被写体に照射する。特に光源装置 2 3 は、入力画像の 1 フレーム期間に複数回パルス発光するように制御される。

【0 2 4 6】

光源装置 2 3 により被写体としての声帯に照明光が照射されると、その照明光が声帯で反射して反射光となり、撮像部 6 2 に入射する。

【0 2 4 7】

撮像部 6 2 は、声帯からの反射光を受光して光電変換することで、声帯を被写体とする入力画像を撮像し、得られた入力画像を周期検出部 1 4 1 および出力画像生成部 1 4 2 に供給する。

【0 2 4 8】

周期検出部 1 4 1 は、撮像部 6 2 から供給された各時刻の入力画像に基づいて声帯の振動周期、つまり声帯の振動の周波数を被写体の動きとして検出し、その検出結果を声帯の動きの検出結果を示す動き情報として光源制御部 6 1 に供給する。

【0 2 4 9】

例えば光源装置 2 3 は入力画像の 1 フレーム期間に複数回パルス発光を行い、また声帯も 1 フレーム期間に複数回振動する。したがって、入力画像の撮像時には多重露光が行われることになり、入力画像には同一被写体の像が複数含まれることになる。

【0 2 5 0】

そのため、光源装置 2 3 によるパルス発光の周期、つまり照明光を点灯および消灯させる点滅の周波数と、声帯の振動の周波数とが一致している場合、例えば図 1 9 に示すようにコントラストの高い入力画像 P 4 1 が得られる。

【0 2 5 1】

図 1 9 に示す入力画像 P 4 1 は、被写体である声帯の像にぶれのないコントラストの高い画像となっている。換言すれば、被写体としての声帯があたかも静止しているような状態で撮像された入力画像 P 4 1 が得られる。

【0 2 5 2】

これは、パルス発光の周波数と、声帯の振動の周波数とが一致する場合、入力画像 P 4 1 上の各時刻、つまり各パルス発光時の声帯の像が重なることになるので、被写体の像にぶれが生じないからである。

【0 2 5 3】

これに対して、光源装置 2 3 によるパルス発光の周波数と、声帯の振動の周波数とにずれがあると、入力画像上の声帯（被写体）の像の位置にもずれが生じるので、例えば図 1 9 の入力画像 P 4 2 のようなコントラストの低い画像が得られる。

【0 2 5 4】

10

20

30

40

50

パルス発光の周波数と、声帯の振動の周波数とが一致していないと、1フレーム期間に複数回のパルス発光を行った場合、各パルス発光のタイミングにおける声帯の位置は異なる位置となるので、入力画像P42上における声帯の像の位置も異なることになる。すなわち、入力画像P42として多重像を含む、ぶれが生じたコントラストの低い画像が得られることになる。

【0255】

図18の説明に戻り、周期検出部141では、このような周波数の一致度合いと、入力画像のコントラストとの関係を利用して声帯の動き、つまり声帯の周波数が検出される。

【0256】

具体的には、例えば周期検出部141はパルス発光の周波数ごとに得られた入力画像のコントラストの度合いを示すコントラスト評価値を算出し、各周波数について得られたコントラスト評価値から、コントラスト評価値のピーク値を検出する。そして、周期検出部141は、コントラスト評価値がピーク値となる時のパルス発光の周波数を、声帯の振動の周波数とし、その周波数または周期を示す情報を、被写体としての声帯の動きの検出結果である動き情報として光源制御部61に供給する。光源制御部61は、周期検出部141から供給された動き情報に応じてパルス発光の周波数、すなわち周期を変更し、変更後の周期で光源装置23に発光動作を行わせる。

【0257】

特に、内視鏡システム11では、ストロボ照射、つまりパルス発光の周波数（周期）を徐々に変化させながら、複数の異なる周期で光源装置23によるパルス発光が行われる。そして、複数の異なる周波数（周期）ごとに得られたコントラスト評価値から声帯の周波数が検出される。このようなパルス発光の制御方法は、レンズを動かしてコントラストの評価値がピークとなるレンズ位置を検出するコントラスト方式のオートフォーカス制御と同様の制御方法であり、この制御方法を採用すれば、高精度に声帯の振動の周波数を検出可能である。

【0258】

以上のようにして声帯の周波数が検出されると、その後、内視鏡システム11は、動き情報により示される、検出された周波数と同じ周波数でパルス発光を行って入力画像を撮像し、ぼけのない静止した声帯の出力画像を得る。

【0259】

すなわち、被写体としての声帯の動きが検出された後、撮像部62により撮像された入力画像が出力画像生成部142に供給される。出力画像生成部142は、撮像部62から供給された入力画像に対してゲイン調整処理等の所定の処理を施すことで出力画像を生成し、出力する。このようにして得られた出力画像は、ぼけのない静止した声帯の画像となる。

【0260】

〈撮像処理について〉

次に、声帯観察を行う場合に内視鏡システム11により行われる処理について説明する。すなわち、以下、図20のフローチャートを参照して、内視鏡システム11による撮像処理について説明する。

【0261】

ステップS181において、光源制御部61は、これまでのパルス発光の周波数に基づいて、新たなパルス発光の周波数を決定する。

【0262】

例えば最初に発光するときには、予め定められた所定の周波数がパルス発光の周波数とされる。また、例えばこれまで徐々にパルス発光の周波数を高くしてきたが、まだ動き情報が供給されていない場合、つまりまだ声帯の周波数が検出されていない場合、さらに高い周波数が新たなパルス発光の周波数とされる。

【0263】

ステップS182において光源装置23はパルス発光を行う。すなわち、光源制御部6

10

20

30

40

50

1 は、ステップ S 1 8 1 で決定した周波数でパルス発光が行われるように光源装置 2 3 を制御し、光源装置 2 3 は光源制御部 6 1 の制御に従って、所定の周波数でパルス発光を行う。これにより、入力画像の 1 フレームの期間において、周期的に照明光が被写体である声帯に照射されることになる。この照明光は声帯で反射されて反射光となり、撮像部 6 2 へと入射する。なお、このとき被験者は継続して一定の高さの音を発生する。

【0 2 6 4】

ステップ S 1 8 3 において撮像部 6 2 は、声帯から入射した反射光を受光して光電変換することにより、例えば 1 フレーム分の入力画像の撮像を行う。撮像部 6 2 は、撮像により得られた入力画像を周期検出部 1 4 1 に供給する。

【0 2 6 5】

ステップ S 1 8 4 において、周期検出部 1 4 1 は撮像部 6 2 から供給された入力画像に基づいて、被写体である声帯の動きを検出する。

【0 2 6 6】

具体的には、周期検出部 1 4 1 は、入力画像に基づいてコントラスト評価値を算出するとともに、これまでに算出したコントラスト評価値からコントラスト評価値のピーク値を検出する。

【0 2 6 7】

ステップ S 1 8 5 において、周期検出部 1 4 1 は、ステップ S 1 8 4 における動きの検出結果、つまりコントラスト評価値のピーク値の検出結果に基づいて、声帯の周波数が検出されたか否かを判定する。例えばコントラスト評価値のピーク値が検出された場合、声帯の周波数が検出されたと判定される。

【0 2 6 8】

ステップ S 1 8 5 において、まだ声帯の周波数が検出されていないと判定された場合、処理はステップ S 1 8 1 に戻り、上述した処理が繰り返し行われる。この場合、パルス発光の周波数が変更されて撮像が行われ、コントラスト評価値が算出されることになる。

【0 2 6 9】

これに対して、ステップ S 1 8 5 において声帯の周波数が検出されたと判定された場合、周期検出部 1 4 1 は、ピーク値となるコントラスト評価値が得られた時のパルス発光の周波数を、声帯の周波数、より詳細には声帯の振動の周波数とする。そして、周期検出部 1 4 1 は、その声帯の振動の周波数を示す情報を動きの検出結果を示す動き情報として光源制御部 6 1 に供給し、処理はステップ S 1 8 6 へと進む。なお、周期検出部 1 4 1 では、各時刻における光源装置 2 3 でのパルス発光の周波数が既知となっている。

【0 2 7 0】

ステップ S 1 8 6 において、光源制御部 6 1 は、これから行うパルス発光の周波数を、動き情報により示される声帯の周波数として、その周波数でパルス発光が行われるように光源装置 2 3 を制御する。

【0 2 7 1】

そして、ステップ S 1 8 7 において、光源装置 2 3 は光源制御部 6 1 の制御に従ってパルス発光を行う。これにより、声帯の振動の周波数と一致した周波数で照明光のパルス発光が行われることになる。

【0 2 7 2】

ステップ S 1 8 8 において、撮像部 6 2 は、声帯から入射した反射光を受光して光電変換することで入力画像を撮像し、得られた入力画像を出力画像生成部 1 4 2 に供給する。

【0 2 7 3】

ステップ S 1 8 9 において、出力画像生成部 1 4 2 は、撮像部 6 2 から供給された入力画像に基づいて出力画像を生成して出力し、撮像処理は終了する。例えば入力画像に対して、適宜、ホワイトバランス調整やゲイン調整などの必要な処理が行われて出力画像とされる。出力画像生成部 1 4 2 から出力された出力画像は、例えばモニタ 2 6 に表示されたり、レコーダに記録されたりする。

【0 2 7 4】

以上のようにして内視鏡システム 1 1 は、周波数を変化させながら 1 フレーム期間に複数回のパルス発光を行い、撮像により得られた入力画像のコントラスト評価値を求めて声帯の振動の周波数を検出する。そして内視鏡システム 1 1 は、検出された周波数でパルス発光を行って入力画像を撮像することで、動きのない静止した声帯の出力画像を得る。

【0275】

このように周波数を変化させながらパルス発光を行い、コントラスト評価値を算出することで、より簡単かつ高精度に被写体である声帯の動きを検出することができる。

【0276】

特に、内視鏡システム 1 1 では、被験者の発した音声を收音する必要がなく、また画像のコントラストから声帯の振動の周波数を検出するので、簡単な構成で、簡単かつ高精度に声帯の振動の周波数を検出することができる。

10

【0277】

しかも、内視鏡システム 1 1 では、被検者が音声の高さを途中で変化させた場合でも、入力画像を撮像しながら再度、声帯の振動の周波数の検出を行い、パルス発光の周波数を調整することで、被検者の音声の高さの変化に追従することが可能である。

【0278】

ところで、以上においては、パルス発光の周波数を声帯の振動の周波数と一致させることで、声帯が静止した状態の出力画像を生成する例について説明した。

【0279】

しかし、パルス発光の周波数を声帯の振動の周波数から少しずらすようにすれば、例えば図 2 1 に示すように声帯がゆっくりと振動しているかのような動画像、つまり声帯の振動の様子をスロー再生するような動画像を出力画像として得ることができる。なお、図 2 1 において横軸は時間を示しており、縦軸は声帯の位置を示している。

20

【0280】

図 2 1 に示す例では、曲線 L 1 1 は各時刻における声帯の位置を示している。また、図 2 1 中の各円はパルス発光のタイミングを示しており、曲線 L 1 2 は出力画像上で観察される声帯の各時刻における位置を示している。

【0281】

この例では、曲線 L 1 1 から被験者の声帯が一定の周期で、つまり一定の周波数で振動していることが分かる。これに対して、各円の位置から分かるように、内視鏡システム 1 1 では、声帯の周波数とは異なる一定の周波数でパルス発光が行われている。

30

【0282】

これにより、入力画像上における声帯の位置は、曲線 L 1 1 における各円の位置により示される位置となり、その結果、動画像である出力画像上で観察される各時刻における声帯の位置は、曲線 L 1 2 に示される位置となる。したがって、曲線 L 1 2 は、出力画像上における声帯の見かけ上の振動の周期（周波数）を表す曲線であるといえることができる。

【0283】

以上のようにパルス発光の周波数を声帯の振動の周波数と少しずらすようにすると、各円により示されるタイミングでのみ入力画像の露光が行われる。そのため、本来は曲線 L 1 1 により示される周期で振動する声帯が、あたかも曲線 L 1 2 により示される周期で振動しているかのような出力画像を得ることができる。つまり、声帯の動きをスロー再生しているかのような動画像を出力画像として得ることができる。

40

【0284】

この場合、図 2 0 を参照して説明した撮像処理のステップ S 1 8 6 において、検出された声帯の周波数から所定値だけずれた周波数をパルス発光の周波数とすればよい。このとき、パルス発光の周波数を適切に制御することで、出力画像上で再生される声帯の動きの速さを所望の速さに調整することが可能である。

【0285】

以上のように内視鏡システム 1 1 を用いて声帯観察、つまり喉頭ストロボスコープを行えば、被験者の音声を收音して、その音声の周波数を検出するような構成を用いること

50

なく、静止した声帯や、ゆっくりと動く声帯の観察が可能である。また、被験者が途中で音程を変化させても追従可能な観察が可能である。

【0286】

さらに、以上において説明した本技術は、フレーム間隔の時間と比べてはるかに速い動きに対して、例えば血管拍動の伝播速度の検出や、レーザによるスペックルイメージングの動き検出等にも有効である。

【0287】

〈内視鏡手術システムの構成例〉

また、本技術は、例えば図1に示した内視鏡システム11を用いて内視鏡手術を行う内視鏡手術システムにも適用することができる。そのような場合、内視鏡手術システムは、例えば図22に示すように構成される。すなわち、図22は、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム500の概略的な構成の一例を示す図である。

【0288】

図22では、術者（医師）567が、内視鏡手術システム500を用いて、患者ベッド569上の患者571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500は、内視鏡501と、その他の術具517と、内視鏡501を支持する支持アーム装置527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537と、から構成される。

【0289】

内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ525a乃至525dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ525a乃至525dから、内視鏡501の鏡筒503や、その他の術具517が患者571の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具517として、気腹チューブ519、エネルギー処置具521及び鉗子523が、患者571の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具521は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。ただし、図示する術具517はあくまで一例であり、術具517としては、例えば攝子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

【0290】

内視鏡501によって撮像された患者571の体腔内の術部の画像が、表示装置541に表示される。術者567は、表示装置541に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具521や鉗子523を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ519、エネルギー処置具521及び鉗子523は、手術中に、術者567又は助手等によって支持される。

【0291】

（支持アーム装置）

支持アーム装置527は、ベース部529から延伸するアーム部531を備える。図示する例では、アーム部531は、関節部533a、533b、533c、及びリンク535a、535bから構成されており、アーム制御装置545からの制御により駆動される。アーム部531によって内視鏡501が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡501の安定的な位置の固定が実現され得る。

【0292】

（内視鏡）

内視鏡501は、先端から所定の長さの領域が患者571の体腔内に挿入される鏡筒503と、鏡筒503の基端に接続されるカメラヘッド505と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒503を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡501を図示しているが、内視鏡501は、軟性の鏡筒503を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

【0293】

鏡筒503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5

10

20

30

40

50

01には光源装置543が接続されており、当該光源装置543によって生成された光が、鏡筒503の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者571の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡501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。

【0294】

カメラヘッド505の内部には光学系及び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）は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子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。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット（CCU：Camera Control Unit）539に送信される。なお、カメラヘッド505には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

10

【0295】

なお、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド505には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒503の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

【0296】

（カートに搭載される各種の装置）

CCU539は、CPU（Central Processing Unit）やGPU（Graphics Processing Unit）等によって構成され、内視鏡501及び表示装置541の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU539は、カメラヘッド505から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理（デモザイク処理）等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。CCU539は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置541に提供する。また、CCU539は、カメラヘッド505に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。

20

【0297】

表示装置541は、CCU539からの制御により、当該CCU539によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡501が例えば4K（水平画素数3840×垂直画素数2160）又は8K（水平画素数7680×垂直画素数4320）等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び／又は3D表示に対応したものである場合には、表示装置541としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び／又は3D表示可能なものが用いられ得る。4K又は8K等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置541として55インチ以上のサイズのものをを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置541が設けられてもよい。

30

【0298】

光源装置543は、例えばLED等の光源から構成され、術部を撮影する際の照射光を内視鏡501に供給する。

【0299】

アーム制御装置545は、例えばCPU等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置527のアーム部531の駆動を制御する。

40

【0300】

入力装置547は、内視鏡手術システム500に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置547を介して、内視鏡手術システム500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、入力装置547を介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力装置547を介して、アーム部531を駆動させる旨の指示や、内視鏡501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、エネルギー処置具521を駆動させる旨の指示等を入力する。

50

【0301】

入力装置547の種類は限定されず、入力装置547は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置547としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ、フットスイッチ557及び／又はレバー等が適用され得る。入力装置547としてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置541の表示面上に設けられてもよい。

【0302】

あるいは、入力装置547は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスやHMD（Head Mounted Display）等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置547は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像された映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。更に、入力装置547は、ユーザの声を収音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置547が非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者567）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

【0303】

処置具制御装置549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521の駆動を制御する。気腹装置551は、内視鏡501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571の体腔を膨らめるために、気腹チューブ519を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ553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555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。

【0304】

また、図22に示した内視鏡手術システム500と図1に示した内視鏡システム11との対応関係は、以下ようになる。すなわち、鏡筒503はスコープ21に対応し、カメラヘッド505はカメラヘッド22に対応する。また、光源装置543は光源装置23に対応し、カメラコントロールユニット539はカメラコントロールユニット24に対応し、入力装置547は操作入力装置25に対応し、表示装置541はモニタ26に対応する。

【0305】

以上、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム500の一例について説明した。なお、ここでは、一例として内視鏡手術システム500について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、本開示に係る技術は、検査用軟性内視鏡システムや顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

【0306】

〈コンピュータの構成例〉

ところで、上述した一連の処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のコンピュータなどが含まれる。

【0307】

図23は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【0308】

コンピュータにおいて、CPU601、ROM（Read Only Memory）602、RAM（

10

20

30

40

50

Random Access Memory) 603は、バス604により相互に接続されている。

【0309】

バス604には、さらに、入出力インターフェース605が接続されている。入出力インターフェース605には、入力部606、出力部607、記録部608、通信部609、及びドライブ610が接続されている。

【0310】

入力部606は、キーボード、マウス、マイクロフォン、撮像素子などよりなる。出力部607は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記録部608は、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる。通信部609は、ネットワークインターフェースなどよりなる。ドライブ610は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブル記録媒体611を駆動する。

10

【0311】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU601が、例えば、記録部608に記録されているプログラムを、入出力インターフェース605及びバス604を介して、RAM603にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

【0312】

コンピュータ(CPU601)が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブル記録媒体611に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

20

【0313】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブル記録媒体611をドライブ610に装着することにより、入出力インターフェース605を介して、記録部608にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部609で受信し、記録部608にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM602や記録部608に、あらかじめインストールしておくことができる。

【0314】

なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

30

【0315】

また、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。

【0316】

例えば、本技術は、1つの機能をネットワークを介して複数の装置で分担、共同して処理するクラウドコンピューティングの構成をとることができる。

【0317】

また、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。

【0318】

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。

40

【0319】

また、本明細書中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。

【0320】

さらに、本技術は、以下の構成とすることも可能である。

【0321】

(1)

50

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、
前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部と
を備える画像処理装置。

(2)

前記撮像画像は生体の画像である

(1)に記載の画像処理装置。

(3)

前記動き検出部は、1つの前記撮像画像に基づいて、前記動きとして動きベクトルの各成分の大きさを検出する

(1)または(2)に記載の画像処理装置。

10

(4)

前記光源制御部は、各前記パルス発光時に同じ波長成分の光が出力されるように前記光源を制御する

(3)に記載の画像処理装置。

(5)

前記動き検出部は、複数の前記撮像画像に基づいて、前記動きとして前記動きベクトルの方向をさらに検出する

(4)に記載の画像処理装置。

(6)

前記動きの検出結果に基づいて、前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える

(4)また(5)に記載の画像処理装置。

20

(7)

前記動きの検出結果に基づいて、前記動きのない時刻の前記撮像画像から前記被写体の画像を生成する画像生成部をさらに備える

(3)または(4)に記載の画像処理装置。

(8)

前記光源制御部は、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが設けられるように前記光源を制御する

(4)または(5)に記載の画像処理装置。

30

(9)

前記動き検出部は、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間の前記撮像画像に基づいて前記動きを検出し、

前記動きの検出結果に基づいて、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間の前記撮像画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える

(8)に記載の画像処理装置。

(10)

前記光源制御部は、継続して前記波長成分の光が出力される露光期間と、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間とが交互に設けられるように前記光源を制御する

(8)または(9)に記載の画像処理装置。

40

(11)

前記光源制御部は、複数回の前記パルス発光が行われる露光期間が不等間隔に設けられるように前記光源を制御する

(8)または(9)に記載の画像処理装置。

(12)

前記光源制御部は、複数回の前記パルス発光のそれぞれにおいて、互いに異なる波長成分の光が出力されるように前記光源を制御する

(1)または(2)に記載の画像処理装置。

(13)

前記動き検出部は、1つの前記撮像画像から得られる前記波長成分ごとの画像に基づい

50

て、前記動きとして動きベクトルを検出する

(12)に記載の画像処理装置。

(14)

前記光源制御部は、前記撮像画像とは異なる前記被写体の入力画像の露光期間中、継続して所定波長成分の光が出力されるように前記光源とは異なる他の光源を制御するとともに、前記入力画像の露光期間の少なくとも一部を含む期間において複数回のパルス発光により前記所定波長成分とは異なる他の波長成分の光が出力されるように前記光源を制御し、

前記撮像画像を撮像する第1の撮像部と、

前記入力画像を撮像する第2の撮像部と、

前記被写体からの光を光学的に分離させ、分離させた前記光の一部を前記第1の撮像部に入射させるとともに、分離させた前記光の他の一部を前記第2の撮像部に入射させる分離素子と

をさらに備える(1)乃至(3)の何れか一項に記載の画像処理装置。

(15)

前記動きの検出結果に基づいて、前記入力画像に対する動き補正を行う動き補正部をさらに備える

(14)に記載の画像処理装置。

(16)

前記光源制御部は、パルス発光の周期を変化させながら、複数の異なる周期で前記光源をパルス発光させ、

前記動き検出部は、前記複数の異なる周期ごとに得られた前記撮像画像のコントラストの度合いに基づいて、前記被写体の振動の周期を前記動きとして検出する

(1)または(2)に記載の画像処理装置。

(17)

前記光源制御部は、前記動きの検出後、前記動きの検出結果に応じた周期で前記光源をパルス発光させる

(16)に記載の画像処理装置。

(18)

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させ、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する

ステップを含む画像処理方法。

(19)

光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させ、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する

ステップを含む処理をコンピュータに実行させるプログラム。

(20)

パルス発光可能な光源と、

前記光源を制御して撮像画像の露光期間に複数回パルス発光させる光源制御部と、

前記撮像画像を撮像する撮像部と、

前記撮像画像上における被写体の動きを検出する動き検出部と

を備える内視鏡システム。

【符号の説明】

【0322】

11 内視鏡システム, 21 スコープ, 22 カメラヘッド, 23 光源装置, 24 カメラコントロールユニット, 26 モニタ, 31 光源制御装置, 32 信号処理回路, 33 検出部, 61 光源制御部, 62 撮像部, 63 動き検出部, 64 出力画像生成部, 141 周期検出部, 142 出力画像生成部

10

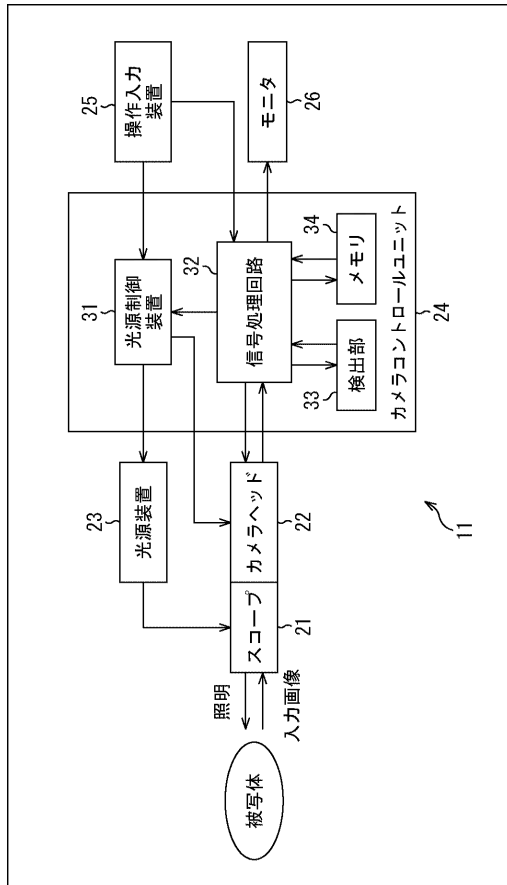
20

30

40

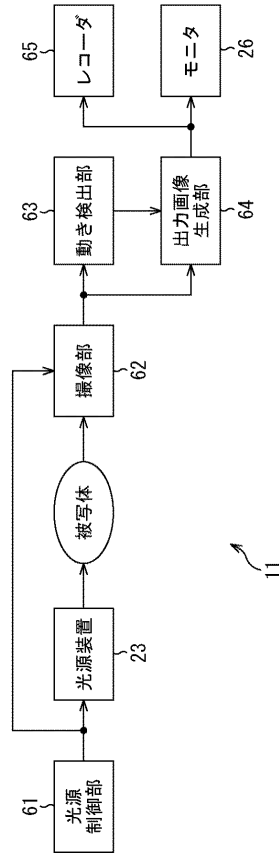
【図 1】

FIG. 1



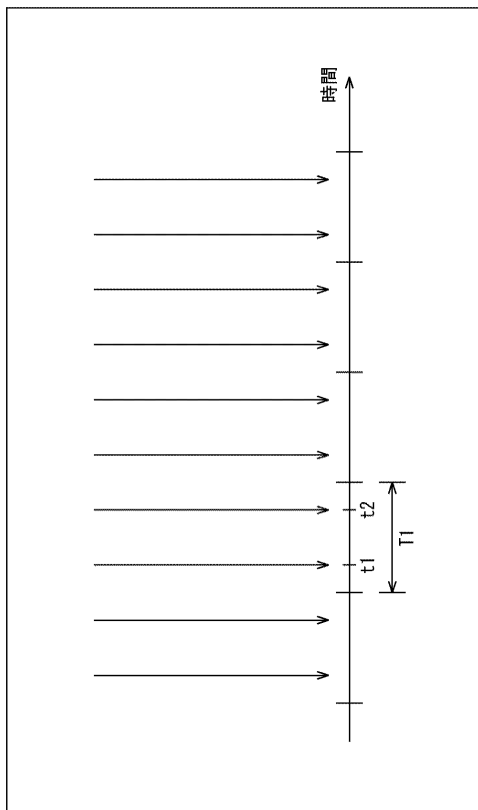
【図 2】

FIG. 2



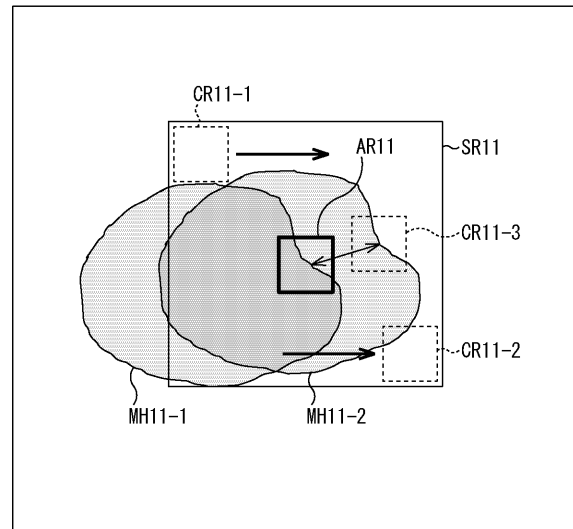
【図 3】

FIG. 3

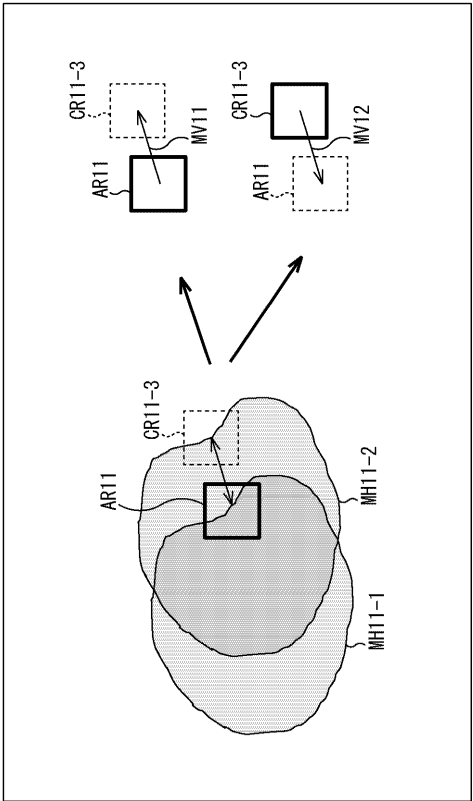


【図 4】

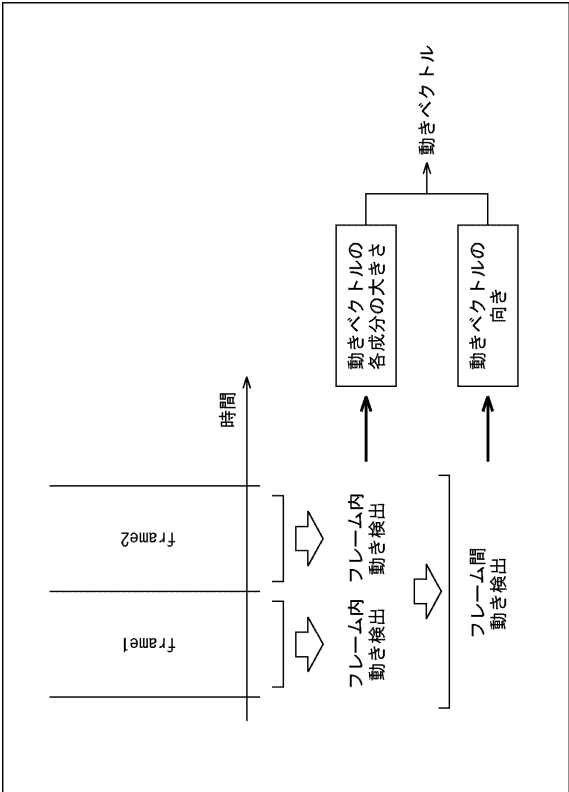
FIG. 4



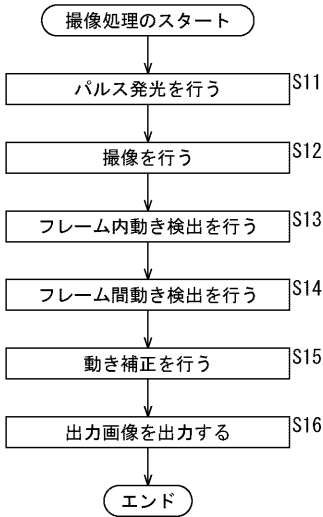
【図 5】
FIG. 5



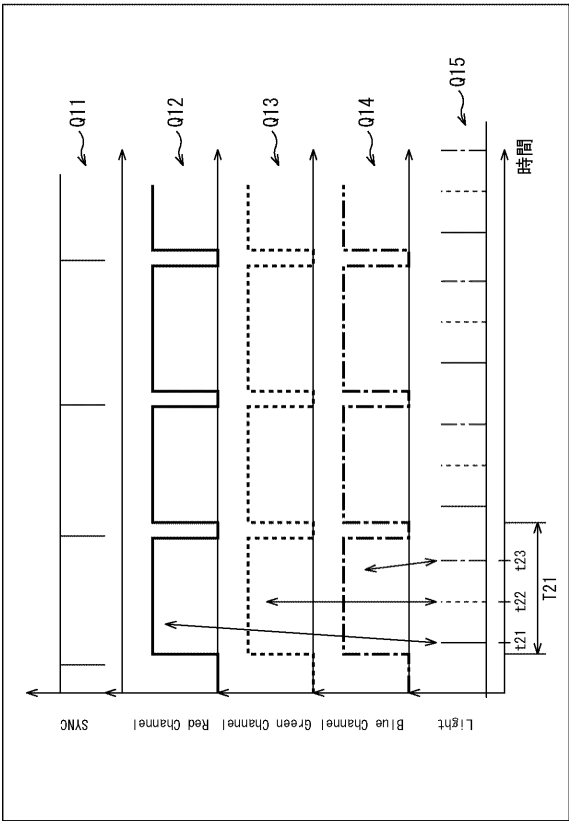
【図 6】
FIG. 6



【図 7】
FIG. 7

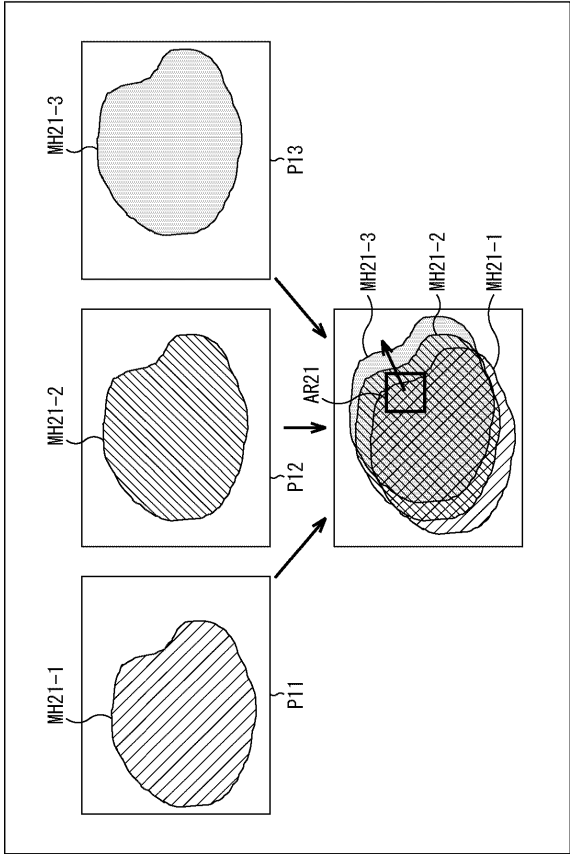


【図 8】
FIG. 8



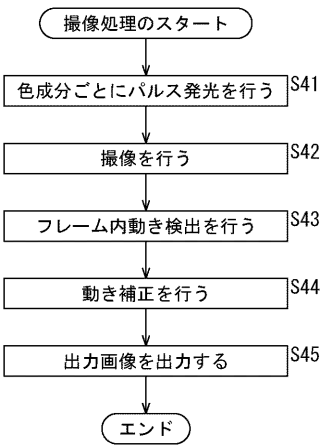
【図 9】

FIG. 9



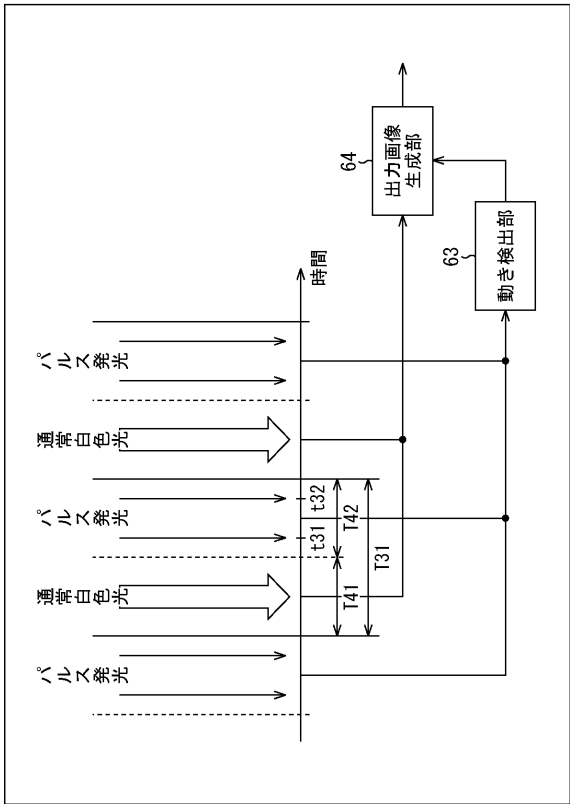
【図 1 0】

FIG. 10



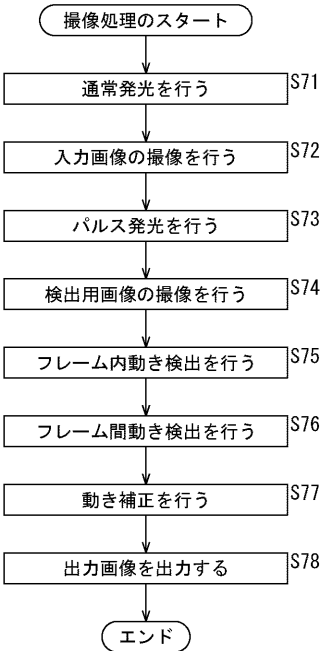
【図 1 1】

FIG. 11



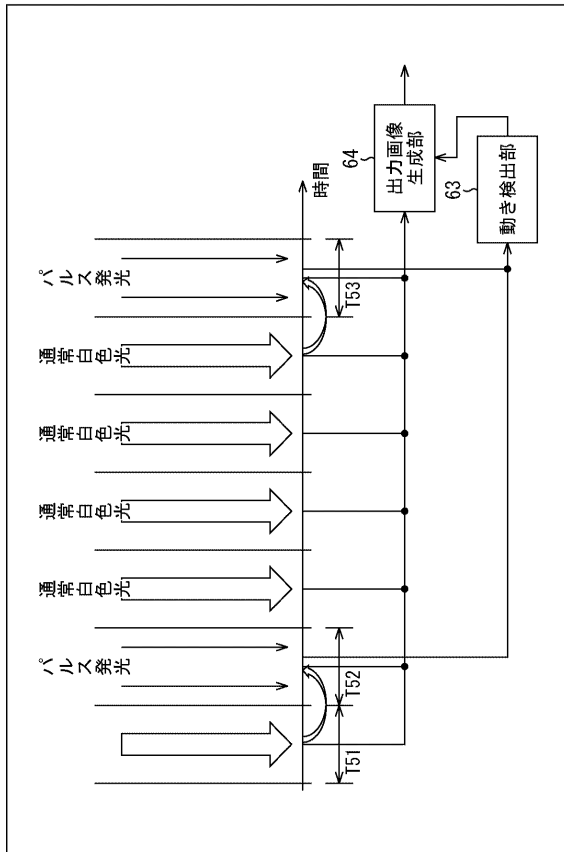
【図 1 2】

FIG. 12



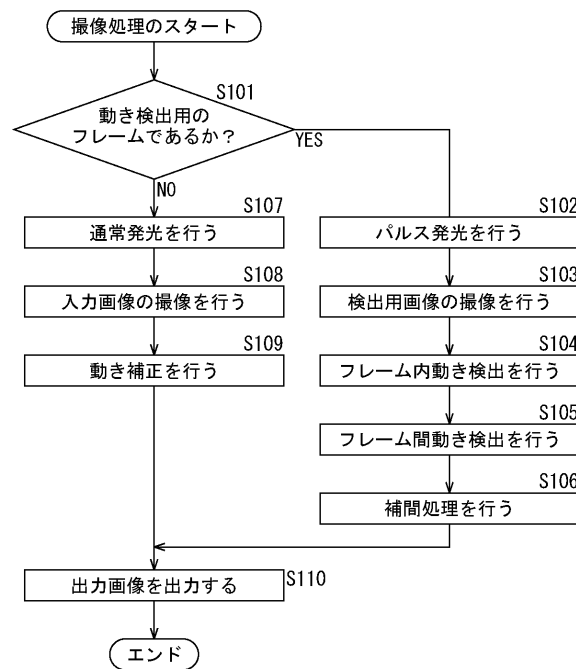
【図 13】

FIG. 13



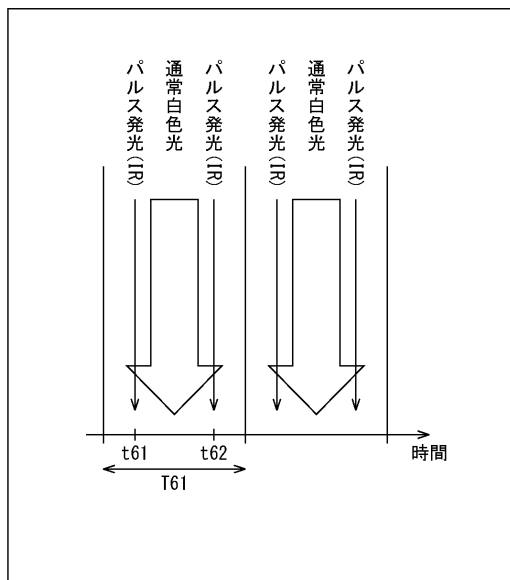
【図 14】

FIG. 14



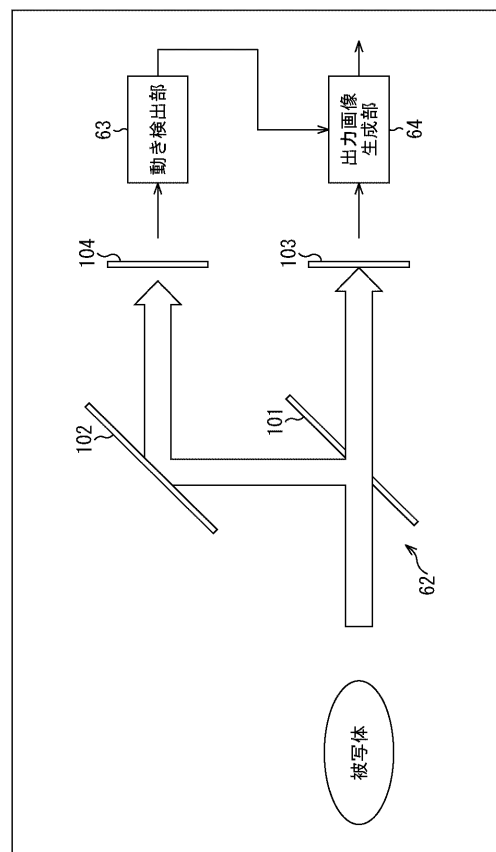
【図 15】

FIG. 15



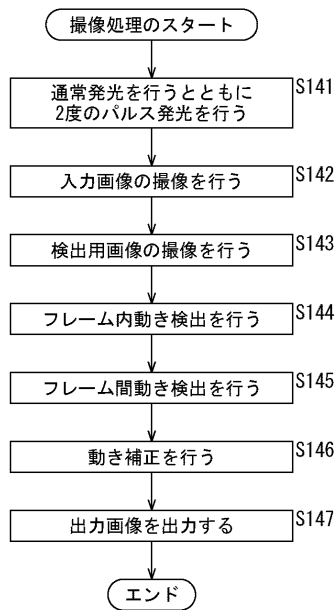
【図 16】

FIG. 16



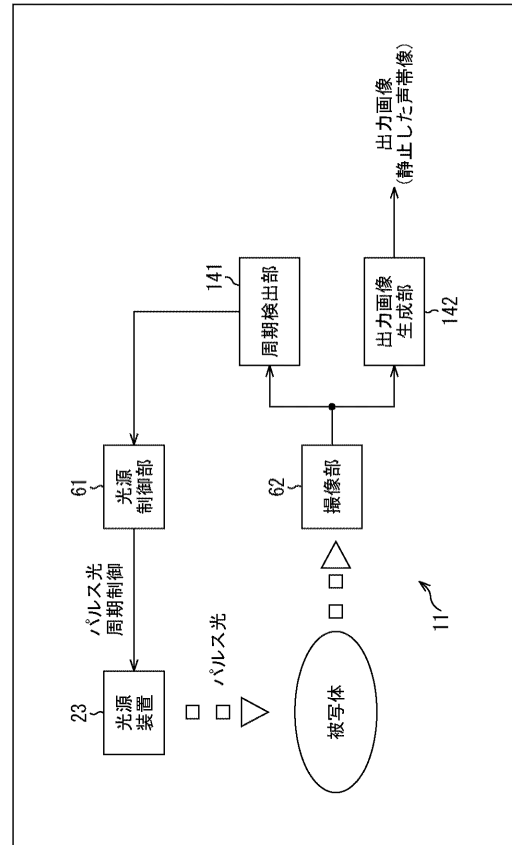
【図 17】

FIG. 17



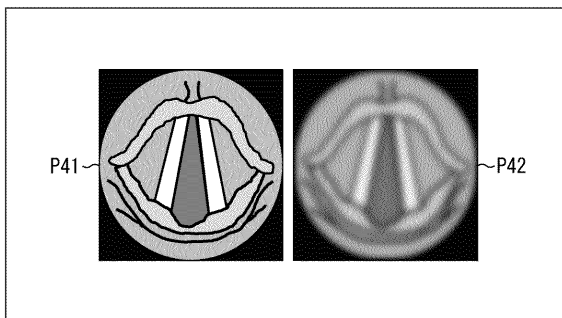
【図 18】

FIG. 18



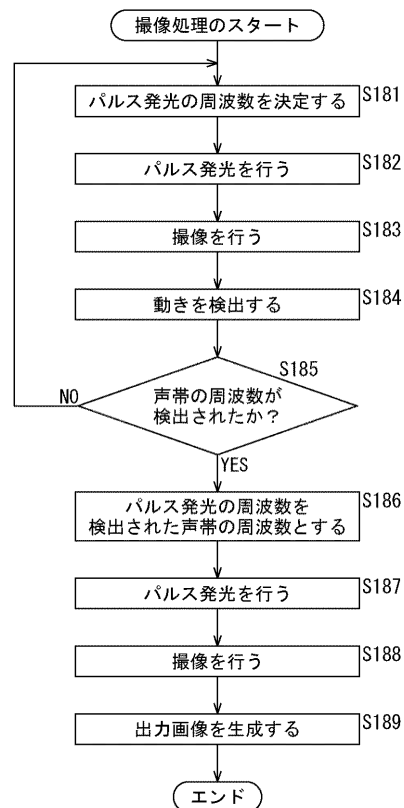
【図 19】

FIG. 19



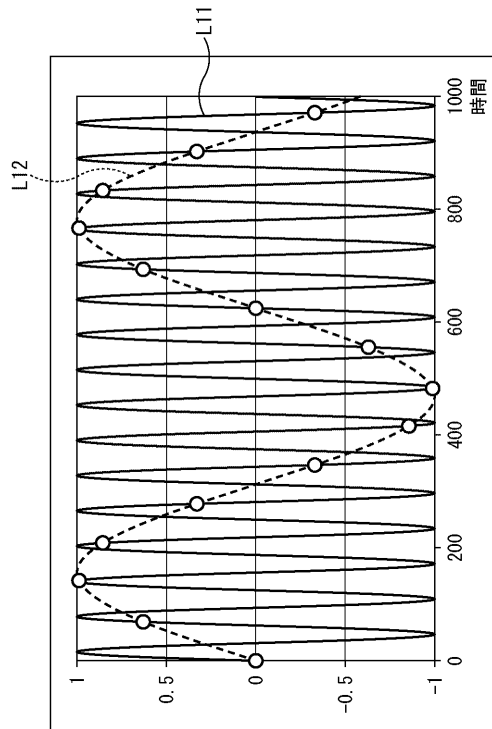
【図 20】

FIG. 20



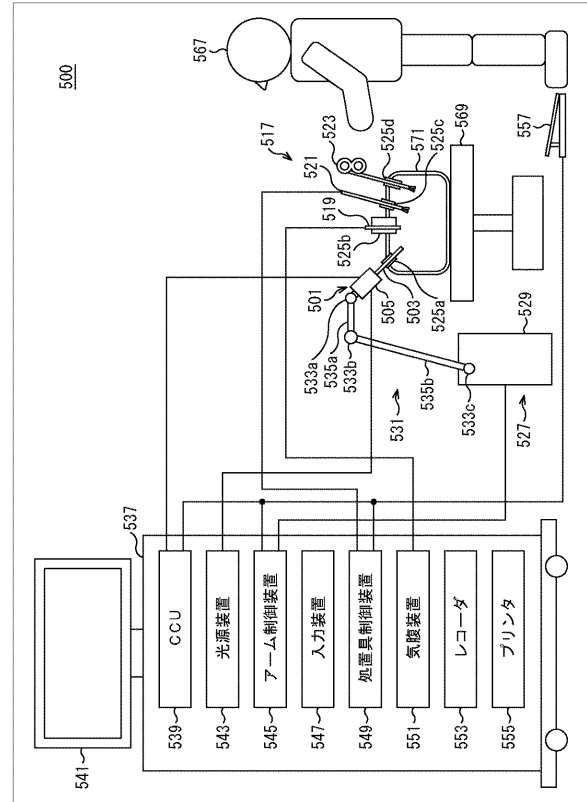
【図 2 1】

FIG. 21



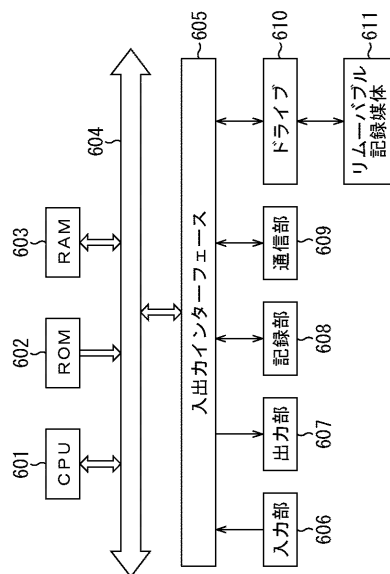
【図 2 2】

FIG. 22



【図 2 3】

FIG. 23



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/025462
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 10-221201 A (Toyota Motor Corp.), 21 August 1998 (21.08.1998), paragraphs [0002], [0013] to [0041]; fig. 1 to 11 (Family: none)	1, 18-19
X	JP 2002-148270 A (Bridgestone Corp.), 22 May 2002 (22.05.2002), paragraphs [0005] to [0019]; fig. 1 to 5 (Family: none)	1, 3-5, 18-19
X	JP 2010-117190 A (Shin Nippon Air Technologies Co., Ltd.), 27 May 2010 (27.05.2010), paragraphs [0001] to [0011], [0033] to [0039], [0060] to [0064]; fig. 1 to 5, 10 (Family: none)	1, 3-5, 18-19
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 05 October 2017 (05.10.17)		Date of mailing of the international search report 17 October 2017 (17.10.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/025462

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 63-298065 A (Babcock-Hitachi Kabushiki Kaisha), 05 December 1988 (05.12.1988), page 3; fig. 3 to 13 (Family: none)	1,3-5,12-13, 18-19
X	JP 8-122354 A (Hitachi, Ltd.), 17 May 1996 (17.05.1996), paragraphs [0003] to [0030], [0062]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1,3,12-14, 18-19
X	JP 11-64359 A (National Space Development Agency of Japan), 05 March 1999 (05.03.1999), paragraph [0012]; fig. 1 to 3 (Family: none)	1,3,12-13, 18-19
X	WO 2010/092728 A1 (Konica Minolta Opto, Inc.), 19 August 2010 (19.08.2010), paragraphs [0076] to [0105]; fig. 12 to 15 (Family: none)	1,3,12-13, 18-19
X A	JP 2012-516432 A (Siemens AG), 19 July 2012 (19.07.2012), paragraphs [0007] to [0049]; fig. 1 to 4 & US 2012/0019654 A1 paragraphs [0008] to [0056]; fig. 1 to 4 & WO 2010/086044 A1 & CN 102301212 A	1,3,12,18-19 16-17
X A	JP 2011-221024 A (Siemens AG), 04 November 2011 (04.11.2011), paragraphs [0016] to [0029]; fig. 1, 3 to 7 & US 2011/0249864 A1 paragraphs [0024] to [0037]; fig. 1, 3 to 7 & EP 2375227 A1	1,3,12,18-19 16-17
X A	Varun, A.V. et al., Color plane slicing and its applications to motion characterization for machine vision, 2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2009), Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2009, 590-594	1-3,12-13, 18-19 16-17
Y A	WO 2013/121616 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 22 August 2013 (22.08.2013), paragraphs [0045] to [0070]; fig. 1 to 5 & US 9186054 B2 column 7, line 48 to column 9, line 4; fig. 1 to 5 & EP 2796085 A1 & CN 104080392 A	1-3,7,12-13, 18-20 4-6,8-11, 14-17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/025462

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2012-55498 A (Olympus Corp.), 22 March 2012 (22.03.2012), paragraphs [0087], [0118] to [0119] & US 2013/0165753 A1 paragraphs [0128], [0162] to [0163] & WO 2012/032914 A1 & CN 103096781 A	1-3, 7, 12-13, 18-20 4-6, 8-11, 14-17
Y	JP 2003-32529 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 31 January 2003 (31.01.2003), paragraph [0042] (Family: none)	7
A	JP 2014-73398 A (Fujifilm Corp.), 24 April 2014 (24.04.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
P, X	JP 2016-202380 A (Hoya Corp.), 08 December 2016 (08.12.2016), paragraphs [0006] to [0014], [0031] to [0060]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-2, 18-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 5 4 6 2									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, G02B23/24(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, G02B23/24-23/26											
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>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017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	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2017年										
日本国実用新案登録公報	1996-2017年										
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	JP 10-221201 A (トヨタ自動車株式会社) 1998.08.21, 段落2、13-41、図1-11 (ファミリーなし)	1, 18-19									
X	JP 2002-148270 A (株式会社ブリヂストン) 2002.05.22, 段落5-19、図1-5 (ファミリーなし)	1, 3-5, 18-19									
X	JP 2010-117190 A (新日本空調株式会社) 2010.05.27, 段落1-11、33-39、60-64、図1-5、10 (ファミリーなし)	1, 3-5, 18-19									
☒ 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。											
<table border="0"> <tr> <td> * 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 </td> <td> 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 </td> </tr> </table>				* 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						
* 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 05.10.2017		国際調査報告の発送日 17.10.2017									
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) 樋熊 政一 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4460								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 5 4 6 2
C (続き) . 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	JP 63-298065 A (パプコック日立株式会社) 1988.12.05, 第3頁、 第3-13図 (ファミリーなし)	1, 3-5, 12-13, 18-19
X	JP 8-122354 A (株式会社日立製作所) 1996.05.17, 段落3-30、 62、図1-3 (ファミリーなし)	1, 3, 12-14, 18-19
X	JP 11-64359 A (宇宙開発事業団) 1999.03.05, 段落12、図1-3 (ファミリーなし)	1, 3, 12-13, 18-19
X	WO 2010/092728 A1 (コニカミノルタオプト株式会社) 2010.08.19, 段落76-105、図12-15 (ファミリーなし)	1, 3, 12-13, 18-19
X A	JP 2012-516432 A (シーメンス アクティエンゲゼルシャフト) 2012.07.19, 段落7-49、図1-4 & US 2012/0019654 A1、段落 8-56、図1-4 & WO 2010/086044 A1 & CN 102301212 A	1, 3, 12, 18-19 16-17
X A	JP 2011-221024 A (シーメンス アクティエンゲゼルシャフト) 2011.11.04, 段落16-29、図1、3-7 & US 2011/0249864 A1、 段落24-37、図1、3-7 & EP 2375227 A1	1, 3, 12, 18-19 16-17
X A	Varun, A.V. et al., Color plane slicing and its applications to motion characterization for machine vision, 2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2009), Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2009, 590-594	1-3, 12-13, 18-19 16-17
Y A	WO 2013/121616 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.22, 段落45-70、図1-5 & US 9186054 B2、第7欄 第48行-第9欄第4行、図1-5 & EP 2796085 A1 & CN 104080392 A	1-3, 7, 12-13, 18-20 4-6, 8-11, 14-17
Y A	JP 2012-55498 A (オリンパス株式会社) 2012.03.22, 段落87、1 18-119 & US 2013/0165753 A1、段落128、162-163 & WO 2012/032914 A1 & CN 103096781 A	1-3, 7, 12-13, 18-20 4-6, 8-11, 14-17
Y	JP 2003-32529 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.01.31, 段落 42 (ファミリーなし)	7

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2015年1月)

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 2 5 4 6 2
C (続き) . 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
A	JP 2014-73398 A (富士フイルム株式会社) 2014.04.24, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20
P, X	JP 2016-202380 A (HOYA株式会社) 2016.12.08, 段落6-14、 31-60、図1-6 (ファミリーなし)	1-2, 18-20

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード (参考)
G 0 2 B 23/24 B

(81)指定国 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 秋田 正義
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72)発明者 植田 充紀
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72)発明者 一木 洋
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72)発明者 林 恒生
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72)発明者 杉江 雄生
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 BA09 CA04 DA02 FA13 FA14 GA01 GA11
4C161 CC06 FF40 HH51 JJ17 LL08 NN01 QQ07 RR03 RR04 SS21

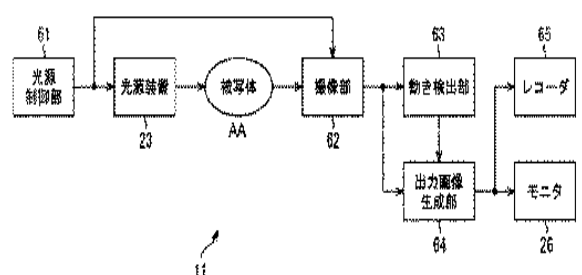
(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备和方法，内窥镜系统和程序		
公开(公告)号	JPWO2018021035A1	公开(公告)日	2019-05-09
申请号	JP2018529759	申请日	2017-07-12
[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	菊地大介 古川昭夫 秋田正義 植田充紀 一木洋 林恒生 杉江雄生		
发明人	菊地 大介 古川 昭夫 秋田 正義 植田 充紀 一木 洋 林 恒生 杉江 雄生		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/045 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.611 A61B1/045.610 A61B1/00.550 A61B1/06.610 A61B1/00.731 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/DA02 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA01 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS21		
代理人(译)	西川 孝		
优先权	2016145905 2016-07-26 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

技术领域本发明涉及使得能够以更高的精度检测运动的图像处理装置和方法，内窥镜系统以及程序。内窥镜系统包括能够脉冲发光的光源，控制光源以在捕获图像的曝光期间多次发射脉冲光的光源控制单元，捕获捕获图像的成像单元以及被摄对象在捕获图像上的运动。以及用于检测的运动检测部分 本技术可以应用于内窥镜系统。

FIG. 2



- | | |
|------------------------------|---------------------------------|
| 23 Light source device | 63 Movement detection unit |
| 26 Monitor | 64 Output image generating unit |
| 61 Light source control unit | 65 Recorder |
| 62 Imaging unit | AA Subject |