

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/167103

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年10月20日 (2016. 10. 20)

(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 C	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/267 (2006.01)	A 6 1 B 1/26	
A 6 1 B 1/273 (2006.01)		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

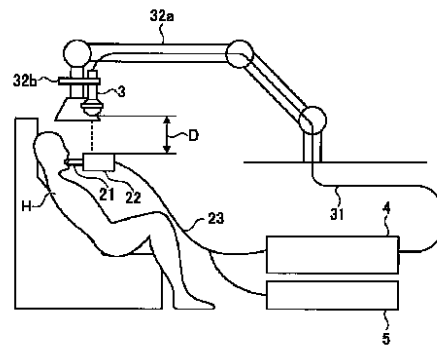
出願番号 特願2016-560944 (P2016-560944)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/059739	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(22) 国際出願日 平成28年3月25日 (2016. 3. 25)	(72) 発明者 香川 涼平 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
(11) 特許番号 特許第6095874号 (P6095874)	Fターム(参考) 4C161 AA13 BB02 CC06 DD01 GG01 GG13 HH51 HH52 JJ17 LL02 NN01 NN05 QQ02 QQ09 RR03 RR24 WW15
(45) 特許公報発行日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)	
(31) 優先権主張番号 特願2015-83464 (P2015-83464)	
(32) 優先日 平成27年4月15日 (2015. 4. 15)	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

本発明に係る内視鏡システム(1)は、パルス光を生成して発する光源(53)と、パルス光の生成タイミングに合わせて被検体の内部を撮像して画像信号を出力する撮像素子(25)を有する内視鏡装置(2)と、光源(53)および内視鏡装置(2)を制御するとともに画像信号を処理する処理装置(4)と、処理装置(4)と有線で接続するとともに音声を集音するマイク(3)と、マイク(3)を被検体から離間した位置に固定して保持する保持部材(32)と、を備え、処理装置(4)は、マイク(3)によって集音された音声から、被検体が発した第1の音声の振動周波数を検出する振動周波数検出部(41)と、振動周波数検出部(41)が検出した第1の音声の振動周波数に合わせて、光源(53)のパルス光の生成処理を制御する光源制御部(42a)と、を有する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パルス光を生成して発する光源と、
前記光源によるパルス光の生成タイミングに合わせて被検体の内部を撮像して画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡装置と、
前記光源および前記内視鏡装置を制御するとともに前記画像信号を処理する処理装置と

、
前記処理装置と有線で接続するとともに音声を集音する集音部と、
前記集音部を前記被検体から離間した位置に固定して保持する保持部材と、
を備え、
前記処理装置は、
前記集音部に集音された音声から、前記被検体が発した第 1 の音声の振動周波数を検出する振動周波数検出部と、
前記振動周波数検出部が検出した前記第 1 の音声の振動周波数に合わせて、前記光源のパルス光の生成処理を制御する光源制御部と、
を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記集音部は、
第 1 マイクと、
第 2 マイクと、
を備え、
前記保持部材は、前記第 1 マイクと前記第 2 マイクとを一定の位置関係で保持し、
当該内視鏡システムは、
前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部をさらに備え、
前記振動周波数検出部は、前記位置関係取得部によって取得された前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係をもとに、前記第 1 マイクおよび前記第 2 マイクに集音された音声から、前記第 1 の音声の振動周波数を抽出することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記位置関係取得部は、前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係として、前記第 1 マイクと前記被検体との間の距離である第 1 距離、および、前記第 2 マイクと前記被検体との間の距離である第 2 距離を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記位置関係取得部は、
前記内視鏡装置に設けられた赤外線出力部と、
前記第 1 マイクに設けられた第 1 赤外線センサと、
前記第 2 マイクに設けられた第 2 赤外線センサと、
前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第 1 赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第 1 距離を演算し、前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第 2 赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第 2 距離を演算する距離演算部と、
を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 5】

前記内視鏡装置は、前記第 1 マイクおよび前記第 2 マイクの方向側に設けられたマーカーを有し、
前記位置関係取得部は、
前記第 1 マイクの近傍に設けられ、前記第 1 マイクの集音方向を撮像する第 1 測距用撮像素子と、

50

前記第 2 マイクの近傍に設けられ、前記第 2 マイクの集音方向を撮像する第 2 測距用撮像素子と、

前記第 1 測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置と、前記第 2 測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置と、に基づいて、前記第 1 距離と前記第 2 距離とを演算する距離演算部と、

を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記振動周波数検出部は、前記第 1 マイクによって集音された音声と前記第 2 マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記距離演算部が求めた第 1 距離の 2 乗と第 2 距離の 2 乗との比率に対応した強度比率を有する振動周波数を、前記第 1 の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 7】

前記内視鏡装置は、人の可聴帯域から外れた帯域の第 2 の音声を入力する音声出力部をさらに備え、

前記位置関係取得部は、前記第 1 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と、第 2 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と、をもとに、前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記位置関係取得部は、前記第 1 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と前記第 2 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度との比率である基準強度比率を、前記位置関係を示す値として取得し、

20

前記振動周波数検出部は、前記第 1 マイクによって集音された音声と前記第 2 マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記位置関係取得部によって取得された基準強度比率と略等しい強度比率を有する前記人の可聴帯域の振動周波数を、前記第 1 の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、被検体内に導入され、該被検体内の画像を撮像する内視鏡装置を備えた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、被検体内部の観察のために内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、患者等の被検体内に細長形状をなす可撓性の挿入部を挿入し、この挿入部先端から照明光を照明し、この照明光の反射光を挿入部先端の撮像素子で受光することによって、被検体内の画像を撮像する。このように撮像された画像は、挿入部の基端側にケーブルを介して接続された処理装置において所定の画像処理が施された後に、内視鏡システムのディスプレイに表示される。

40

【0003】

撮像素子としては、例えば CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサが用いられる。CMOS イメージセンサは、水平ライン毎にタイミングをずらして読み出しを行うローリングシャッタ方式によって画像信号を生成する。

【0004】

内視鏡システムでは、例えば、パルス状の照明光による照明のような間欠照明を照射しながら、ローリングシャッタ方式を用いて声帯のような動きのある被写体の観察を行う場合がある。このような間欠照明を用いる内視鏡システムとして、患者にマイクを取り付けて声帯からの音声を集音し、集音した音声から検出した声帯の振動周波数と同期してパル

50

ス状の照明光（以下、パルス光という）を発する技術が開示されている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2009 - 219611 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡システムは、被検体に接触する側の回路である患者回路と、患者回路との間で信号の送受信等を行い画像信号等の処理を行う側の二次回路とを有する。内視鏡システムでは、安全性を確保するために、患者回路と二次回路との間に絶縁回路を設けて、患者回路と二次回路とを電氣的に絶縁している。

10

【0007】

ここで、特許文献 1 記載の技術では、声帯からの音声を集音するためにマイクを患者に取り付けるため、患者の安全性を確保するためにマイクおよびマイクから延伸するケーブルにマイク専用の患者絶縁が必要となる。さらに、特許文献 1 記載の技術では、マイクからの音声信号が入力される音声回路に対して、患者回路および二次回路との両方と電氣的に絶縁させるために、音声回路専用の絶縁回路が必要となる。このように、特許文献 1 記載の技術では、マイク専用の患者絶縁がマイクおよび処理装置にそれぞれ必要となり、内視鏡システムの構成が複雑になるという問題があった。

20

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、パルス光生成のために音声を集音部で集音する構成であっても、患者絶縁および回路間の絶縁による構成の複雑化を抑制することができる内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる内視鏡システムは、パルス光を生成して発する光源と、前記光源によるパルス光の生成タイミングに合わせて被検体の内部を撮像して画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡装置と、前記光源および前記内視鏡装置を制御するとともに前記画像信号を処理する処理装置と、前記処理装置と有線で接続するとともに音声を集音する集音部と、前記集音部を前記被検体から離間した位置に固定して保持する保持部材と、を備え、前記処理装置は、前記集音部に集音された音声から、前記被検体が発した第 1 の音声の振動周波数を検出する振動周波数検出部と、前記振動周波数検出部が検出した前記第 1 の音声の振動周波数に合わせて、前記光源のパルス光の生成処理を制御する光源制御部と、を有することを特徴とする。

30

【0010】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記集音部は、第 1 マイクと、第 2 マイクと、を備え、前記保持部材は、前記第 1 マイクと前記第 2 マイクとを一定の位置関係で保持し、当該内視鏡システムは、前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部をさらに備え、前記振動周波数検出部は、前記位置関係取得部によって取得された前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係をもとに、前記第 1 マイクおよび前記第 2 マイクに集音された音声から、前記第 1 の音声の振動周波数を抽出することを特徴とする。

40

【0011】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記位置関係取得部は、前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係として、前記第 1 マイクと前記被検体との間の距離である第 1 距離、および、前記第 2 マイクと前記被検体との間の距離である第 2 距離を取得することを特徴とする。

【0012】

50

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記位置関係取得部は、前記内視鏡装置に設けられた赤外線出力部と、前記第1マイクに設けられた第1赤外線センサと、前記第2マイクに設けられた第2赤外線センサと、前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第1赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第1距離を演算し、前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第2赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第2距離を演算する距離演算部と、を備えたことを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記内視鏡装置は、前記第1マイクおよび前記第2マイクの方向側に設けられたマーカを有し、前記位置関係取得部は、前記第1マイクの近傍に設けられ、前記第1マイクの集音方向を撮像する第1測距用撮像素子と、前記第2マイクの近傍に設けられ、前記第2マイクの集音方向を撮像する第2測距用撮像素子と、前記第1測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置と、前記第2測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置と、に基づいて、前記第1距離と前記第2距離とを演算する距離演算部と、を備えたことを特徴とする。

10

【0014】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記振動周波数検出部は、前記第1マイクによって集音された音声と前記第2マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記距離演算部が求めた第1距離の2乗と第2距離の2乗との比率に対応した強度比率を有する振動周波数を、前記第1の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする。

20

【0015】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記内視鏡装置は、人の可聴帯域から外れた帯域の第2の音声出力する音声出力部をさらに備え、前記位置関係取得部は、前記第1マイクによって集音された前記第2の音声の強度と、第2マイクによって集音された前記第2の音声の強度と、をもとに、前記第1マイク、前記第2マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得することを特徴とする。

【0016】

また、本発明にかかる内視鏡システムは、前記位置関係取得部は、前記第1マイクによって集音された前記第2の音声の強度と前記第2マイクによって集音された前記第2の音声の強度との比率である基準強度比率を、前記位置関係を示す値として取得し、前記振動周波数検出部は、前記第1マイクによって集音された音声と前記第2マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記位置関係取得部によって取得された基準強度比率と略等しい強度比率を有する前記人の可聴帯域の振動周波数を、前記第1の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、パルス光生成のために音声を集音部で集音する構成であっても、集音部を被検体から離間した位置に固定して保持するため、集音部専用の患者絶縁が集音部および処理装置のいずれにも不要となり、患者絶縁および回路間の絶縁による構成の複雑化を抑制することができるという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。

【図3】図3は、従来技術にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。

【図4】図4は、従来技術における内視鏡システムの処理装置の回路構成を説明するため

50

のブロック図である。

【図 5】図 5 は、実施の形態 1 における処理装置の回路構成を説明するためのブロック図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 7】図 7 は、実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、実施の形態 2 の変形例にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 9】図 9 は、図 8 に示すマーカー、第 1 撮像素子および第 2 撮像素子の取り付け場所を説明する図である。

【図 10 A】図 10 A は、図 8 に示す第 1 撮像素子が撮像した画像の一例を示す図である。

【図 10 B】図 10 B は、図 8 に示す第 2 撮像素子が撮像した画像の一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 12】図 12 は、図 11 に示す高周波音声出力部、第 1 マイクおよび第 2 マイクの位置を説明する図である。

【図 13】図 13 は、図 11 に示す高周波音源が発する音声の振動周波数帯域を示す図である。

【図 14】図 14 は、図 12 に示す第 1 マイクが集音した音声の強度の振動周波数依存性の一例を示す図である。

【図 15】図 15 は、図 12 に示す第 2 マイク 3 B が集音した音声の強度の振動周波数依存性の一例を示す図である。

【図 16】図 16 は、実施の形態 3 の変形例にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。実施の形態では、本発明にかかる医療機器を含むシステムの一例として、患者等の被検体内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して説明する。

【0020】

（実施の形態 1）

図 1 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

図 2 は、本実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。

【0021】

図 1 および図 2 に示す内視鏡システム 1 は、被検体 H 内に先端部を挿入することによって被検体 H の体内画像を撮像する内視鏡 2 と、内視鏡 2 が撮像した画像信号に所定の信号処理を施すとともに、内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御する処理装置（プロセッサ）4 と、内視鏡 2 の先端から出射するパルス状の照明光（パルス光）を生成する光源装置 5 と、保持部材 3 2 に固定して保持されたマイク 3（集音部）と、処理装置 4 の信号処理により生成された体内画像を表示する表示装置 6 と、を備える。

【0022】

内視鏡 2 は、細長形状をなす挿入部 2 1 と、操作部 2 2 と、ユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

【0023】

挿入部 2 1 は、照明ファイバであるライトガイド 2 7、画像信号の伝送および駆動信号

10

20

30

40

50

の伝送のための電気ケーブル 2 6 等が挿通する。挿入部 2 1 は、先端部 2 1 a に、集光用の光学系 2 4 と、光学系 2 4 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子 2 5 と、グラスファイバ等を用いて構成されて光源装置 5 が発光した光の導光路をなすライトガイド 2 7 の先端と、ライトガイド 2 7 の先端に設けられた照明レンズ 2 7 a と、を有する。

【 0 0 2 4 】

光学系 2 4 は、後述する受光部 2 5 a の受光面側に配置された一または複数のレンズで構成され、画角を変化させる光学ズーム機能および焦点を変化させるフォーカス機能を有する。

【 0 0 2 5 】

撮像素子 2 5 は、光源装置 5 によるパルス光の生成のタイミングに合わせて被検体内部を撮像し、撮像した画像信号を電気ケーブル 2 6 を介して処理装置 4 に出力する。撮像素子 2 5 は、受光部 2 5 a および読み出し部 2 5 b を有する。

【 0 0 2 6 】

受光部 2 5 a は、受光面に、光源装置 5 によるパルス光で照明された被写体からの光を受光し、受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が行列状に配置される。受光部 2 5 a は、受光面に結像された光学像から被検体内を表す画像信号を生成する。

【 0 0 2 7 】

読み出し部 2 5 b は、受光部 2 5 a における複数の画素に対する露光と複数の画素からの画像信号の読み出しとを行う。受光部 2 5 a および読み出し部 2 5 b は、たとえば、C M O S 撮像素子によって構成され、水平ラインごとの露光、かつ、読み出しが可能である。読み出し部 2 5 b は、処理装置 4 から伝送された駆動信号に基づいて、露光および読み出しを行う撮像動作を先頭の水平ラインから実行し、水平ラインごとにタイミングをずらして、電荷リセット、露光および読み出しを行うローリングシャッタ方式によって画素信号を生成する。読み出し部 2 5 b は、受光部 2 5 a の複数の画素から読み出した画像信号を、電気ケーブル 2 6 およびコネクタ 2 3 a を介して、処理装置 4 に出力する。

【 0 0 2 8 】

操作部 2 2 は、挿入部 2 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付けるスイッチ部 2 2 a が設けられる。

【 0 0 2 9 】

ユニバーサルコード 2 3 は、操作部 2 2 から挿入部 2 1 が延びる方向と異なる方向に延び、処理装置 4 および光源装置 5 にコネクタ 2 3 a , 2 3 b を介して接続する各種ケーブルを内蔵する。ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 7 と、複数の電気ケーブル 2 6 とを少なくとも内蔵している。

【 0 0 3 0 】

マイク 3 は、有線で処理装置 4 と接続するとともに、音声を集音する。コード 3 1 は、先端が、マイク 3 と接続しており、基端は、処理装置 4 の音声入力端子 3 3 に対し、着脱自在に接続する。マイク 3 が集音した音声信号は、処理装置 4 に接続するコード 3 1 を介して、後述する振動周波数検出部 4 1 に出力される。マイク 3 は、保持部材 3 2 によって、所定の位置に固定して保持される。

【 0 0 3 1 】

保持部材 3 2 は、例えば、アームライト 3 2 a (図 2 参照) のライト近傍にマイク 3 を固定する固定部材 3 2 b であり、マイク 3 を被検体 H から、患者絶縁が不要となる一定の距離 D 以上離間した位置に固定して保持する。このため、マイク 3 に対する患者絶縁は不要である。コード 3 1 は、アームライト 3 2 a のアームに沿って這わすように固定する。アームライト 3 2 a のアームは、被検体 H からは患者絶縁が不要となる距離で配置するのが一般的であるため、コード 3 1 に対する患者絶縁も不要である。

【 0 0 3 2 】

処理装置 4 は、振動周波数検出部 4 1 と、制御部 4 2 と、画像処理部 4 3 と、表示制御部 4 4 と、入力部 4 5 と、記憶部 4 6 と、を備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

振動周波数検出部 4 1 は、マイク 3 によって集音され、コード 3 1 および音声入力端子 3 3 を介して処理装置 4 に入力された音声の振動周波数を検出する。この音声は、被写体である被検体 H の声帯から発せられたものである。振動周波数検出部 4 1 は、検出した音声の振動周波数を制御部 4 2 に出力する。

【 0 0 3 4 】

制御部 4 2 は、CPU 等を用いて実現される。制御部 4 2 は、処理装置 4 の各部の処理動作を制御する。制御部 4 2 は、処理装置 4 の各構成に対する指示情報やデータの転送等を行うことによって、処理装置 4 の動作を制御する。制御部 4 2 は、電気ケーブル 2 6 で撮像素子 2 5 に接続し、駆動信号を出力することによって撮像素子 2 5 の動作を制御する。制御部 4 2 は、光源装置 5 にケーブルで接続する。制御部 4 2 は、光源装置 5 の動作を制御する光源制御部 4 2 a を備える。光源制御部 4 2 a は、振動周波数検出部 4 1 が検出した音声の振動周波数に同期させて、光源 5 3 によるパルス光の生成タイミングおよび生成期間を制御する。光源制御部 4 2 a によるパルス光の生成タイミングおよび生成期間は、画像処理部 4 3 にも出力される。

10

【 0 0 3 5 】

画像処理部 4 3 は、撮像素子 2 5 の読み出し部 2 5 b によって読み出された画像信号に対し、所定の信号処理を行う。たとえば、画像処理部 4 3 は、画像信号に対して、少なくとも、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス (WB) 調整処理、撮像素子がベイヤー配列の場合には画像信号の同時化処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む画像処理を行う。

20

【 0 0 3 6 】

表示制御部 4 4 は、画像処理部 4 3 が処理した画像信号から、表示装置 6 に表示させるための表示用画像信号を生成する。表示制御部 4 4 は、表示装置 6 に対応したフォーマットに変更した表示用画像信号を、表示装置 6 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

入力部 4 5 は、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の操作デバイスを用いて実現され、内視鏡システム 1 の各種指示情報の入力を受け付ける。具体的には、入力部 4 5 は、被検体情報 (たとえば ID、生年月日、名前等)、内視鏡 2 の識別情報 (たとえば ID や検査対応項目) および検査内容等の各種指示情報の入力を受け付ける。

30

【 0 0 3 8 】

記憶部 4 6 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、処理装置 4 および光源装置 5 を動作させるための各種プログラムを記憶する。記憶部 4 6 は、処理装置 4 の処理中の情報を一時的に記憶する。記憶部 4 6 は、撮像素子 2 5 から出力された画像信号をフレーム単位で記憶する。記憶部 4 6 は、画像処理部 4 3 によって処理された画像信号を記憶する。記憶部 4 6 は、処理装置 4 の外部から装着されるメモリカード等を用いて構成されてもよい。

【 0 0 3 9 】

光源装置 5 は、パルス生成部 5 1 と、光源ドライバ 5 2 と、光源 5 3 と、を備える。

【 0 0 4 0 】

パルス生成部 5 1 は、振動周波数検出部 4 1 が検出した音声の振動周波数を用いて、光源制御部 4 2 a が算出した値 (パルス幅またはデューティ比) をもとに、光源 5 3 を駆動するためのパルスを生成し、該パルスを含む光源制御用の PWM 信号を生成して光源ドライバ 5 2 に出力する。

40

【 0 0 4 1 】

光源ドライバ 5 2 は、パルス生成部 5 1 が生成した PWM 信号に基づいて、光源 5 3 に所定の電力を供給する。

【 0 0 4 2 】

光源 5 3 は、内視鏡 2 に供給する照明光であるパルス状の白色光 (パルス光) を生成する白色 LED 等の光源と、集光レンズなどの光学系とを用いて構成される。光源 5 3 から

50

発せられた光（パルス光）は、コネクタ 2 3 b およびユニバーサルコード 2 3 のライトガイド 2 7 を介して挿入部 2 1 の先端部 2 1 a から被写体に照明される。

【 0 0 4 3 】

図 3 は、従来技術にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。図 3 に示すように、従来技術においては、被写体である声帯からの音声を集音するためにマイク 1 0 3 が被検体 H の口の近傍に取り付けられる。被検体 H の安全性を確保するために、内視鏡 1 0 2 においても、被検体 H の口内に挿入される挿入部 1 2 1 と、被検体 H 近傍に位置される操作部 1 2 2 と、処理装置 1 0 4 および光源装置 1 0 5 に接続するユニバーサルコード 1 2 3 とに対して患者絶縁が必要となる。さらに、従来技術では、マイク 1 0 3 およびマイク 1 0 3 から延伸するコード 1 3 1 にマイク専用の患者絶縁が必要となる。

10

【 0 0 4 4 】

図 4 は、従来技術における内視鏡システムの処理装置の回路構成を説明するためのブロック図である。図 4 に示すように、従来技術における処理装置は、患者回路 1 0 4 a と、二次回路 1 0 4 b と、音声回路 1 0 4 c とによって構成された回路構成 1 0 4 A を有する。患者回路 1 0 4 a は、撮像素子 1 2 5 が電気ケーブル 1 2 6 を介して出力した画像信号に対してノイズ除去や A / D 変換を行うとともに駆動信号を撮像素子 1 2 5 に出力する撮像信号用処理回路 4 7 a を有する。二次回路 1 0 4 b は、振動周波数検出部 1 4 1、制御部 1 4 2、画像処理部 1 4 3 および表示制御部 1 4 4 の各処理を行う回路が設けられる。音声回路 1 0 4 c は、マイク 1 0 3 によって集音された音声信号が入力される音声入力回路 1 4 7 c が設けられる。患者回路 1 0 4 a と、二次回路 1 0 4 b と、音声回路 1 0 4 c とは、互いに電氣的に絶縁している。二次回路 1 0 4 b は、回路を安定に動作させるための機能接地や、内視鏡システム 1 の操作者の安全性を確保するための保護接地等により接地される回路である。患者回路 1 0 4 a は、二次回路 1 0 4 b と絶縁されるとともに、音声回路 1 0 4 c とも絶縁された回路である。患者回路 1 0 4 a は、二次回路 1 0 4 b の基準電位とは異なる各基準電位で接地された回路である。患者回路 1 0 4 a と二次回路 1 0 4 b とが信号の送受信を行うために、患者回路 1 0 4 a と二次回路 1 0 4 b との間の絶縁を維持しつつ信号伝送を行う第 1 絶縁伝送部 4 7 b が必要となる。さらに、従来技術では、音声回路 1 0 4 c と二次回路 1 0 4 b とが信号の送受信を行うために、音声回路 1 0 4 c と二次回路 1 0 4 b との間の絶縁を維持しつつ信号伝送を行う第 2 絶縁伝送部 1 4 7 d が必要となる。このように、従来技術では、マイク専用の患者絶縁がマイクおよび処理装置のいずれにも必要である複雑な構成を成していた。

20

30

【 0 0 4 5 】

図 5 は、実施の形態 1 における処理装置 4 の回路構成を説明するためのブロック図である。これに対し、本実施の形態 1 では、保持部材 3 2 によって、マイク 3 を被検体 H から、患者絶縁が不要となる一定の距離 D 以上離間した位置に固定して保持しており、マイク 3 およびコード 3 1 が被検体 H に触れない構成を成す。したがって、マイク 3 およびコード 3 1 に対する患者絶縁が不要となるとともに、図 5 の回路構成 4 A に示すように、マイク 3 が集音した音声信号を、音声入力端子 3 3 を介して、二次回路 4 b の振動周波数検出部 4 1 に直接入力することができる。このため、処理装置 4 では、従来必要であった音声回路 1 0 4 c を設けずともよく、第 2 絶縁伝送部 1 4 7 d を省くこともできる。このため、処理装置 4 は、患者回路 4 a と、二次回路 4 b との二つの回路のみで構成される簡易な回路構成 4 A を採用することができる。

40

【 0 0 4 6 】

このように、実施の形態 1 では、保持部材 3 2 によって、マイク 3 を被検体 H から、患者絶縁が不要となる一定の距離 D 以上離間した位置に固定して保持するため、マイク専用の患者絶縁をマイクおよび処理装置のいずれにも設ける必要がない。したがって、実施の形態 1 によれば、パルス光生成のために音声をマイクで集音する構成であっても、患者絶縁および回路間の絶縁による構成の複雑化を抑制することができる。

【 0 0 4 7 】

なお、本実施の形態 1 では、単数のマイク 3 を設けた例について説明したが、もちろん

50

、マイク 3 は複数あってもよい。また、実施の形態 1 では、撮像信号用処理回路 47a および第 1 絶縁伝送部 47b が処理装置 4 内に設けられるものとして説明したが、これらが内視鏡 2（例えば、操作部 22 やユニバーサルコード 23 の処理装置 4 と接続するコネクタ部分）に設けられるものであってもよい。さらに、撮像信号用処理回路 47a のみを内視鏡 2（例えば、操作部 22 やユニバーサルコード 23 の処理装置 4 と接続するコネクタ部分）に設けるものであってもよい。

【0048】

（実施の形態 2）

次に、実施の形態 2 について説明する。実施の形態 2 においては、マイクを複数設けて集音感度を高めるとともに、被検体と各マイクとの間の距離をそれぞれ求め、マイクが集音した音声信号からノイズをキャンセルする。図 6 は、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 7 は、実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの使用状態を説明するための図である。

10

【0049】

図 6 に示すように、実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 201 は、操作部 222 に赤外線出力部 208 が設けられた内視鏡 202 と、第 1 マイク 3A および第 2 マイク 3B と、第 1 マイク 3A を保持する第 1 保持部材 32A および第 2 マイク 3B を保持する第 2 保持部材 32B と、第 1 赤外線センサ 2071 と、第 2 赤外線センサ 2072 と、図 1 に示す制御部 42 と同様の機能を有する制御部 242、振動周波数検出部 241 および距離演算部 247 を備えた処理装置 204 と、を備える。第 1 マイク 3A には、処理装置 204 の音声入力端子 33A に着脱自在に基端で接続するコード 31A の先端が接続する。第 2 マイク 3B には、処理装置 204 の音声入力端子 33B に着脱自在に基端で接続するコード 31B の先端が接続する。赤外線出力部 208、第 1 赤外線センサ 2071、第 2 赤外線センサ 2072 および距離演算部 247 は、第 1 マイク 3A、第 2 マイク 3B および被検体 H の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部として機能する。

20

【0050】

第 1 マイク 3A は、図 7 に示すように、アームライト 32a のライト近傍に固定部材 32b によって固定される。第 2 マイク 3B は、アームライト 32a の基端側のアームに固定部材 32c によって固定される。実施の形態 2 では、内視鏡 202 の挿入部 21 が被検体 H の口内に導入された時の操作部 222 の位置を、被写体である被検体 H の声帯の位置と近似する。この場合における操作部 222 と、第 1 マイク 3A との間の距離 D_1 は、患者絶縁が不要となる距離に設定される。操作部 222 と第 2 マイク 3B との間の距離 D_2 は、図 7 の例では、距離 D_1 よりも大きい距離に設定される。このように、第 1 保持部材 32A および第 2 保持部材 32B は、第 1 マイク 3A と第 2 マイク 3B とを一定の位置関係で保持する。

30

【0051】

操作部 222 には、第 1 マイク 3A および第 2 マイク 3B の方向側に、赤外線を出力可能である赤外線出力部 208 が設けられる。赤外線出力部 208 は、処理装置の制御部 242 の制御に基づいて赤外線を出力する。

【0052】

図 7 に示すように、第 1 赤外線センサ 2071 は、第 1 マイク 3A に設けられる。第 2 赤外線センサ 2072 は、第 2 マイク 3B に設けられる。第 1 赤外線センサ 2071 および第 2 赤外線センサ 2072 は、赤外線を検出した時に、赤外線を検出したことを示す検出信号を、後述する距離演算部 247 に出力する。

40

【0053】

距離演算部 247 は、第 1 マイク 3A、第 2 マイク 3B および被検体 H の位置関係として、第 1 マイク 3A と被検体 H との間の距離である第 1 距離、および、第 2 マイク 3B と被検体 H との間の距離である第 2 距離を演算する。前述したように、内視鏡 202 の挿入部 21 が被検体 H の口内に導入された時の操作部 222 の位置を、被写体である被検体 H の声帯の位置と近似する。したがって、距離演算部 247 は、第 1 マイク 3A と操作部 2

50

2 2 との間の距離 D_1 、および、第 2 マイク 3 B と操作部 2 2 2 との間の距離 D_2 を演算する。距離演算部 2 4 7 は、操作部 2 2 2 に設けられた赤外線出力部 2 0 8 による赤外線の出力時間と第 1 赤外線センサ 2 0 7 1 による赤外線検出時間との差、および、空气中を進行する赤外線の速さをもとに距離 D_1 を演算する。距離演算部 2 4 7 は、操作部 2 2 2 に設けられた赤外線出力部 2 0 8 による赤外線の出力時間と第 2 赤外線センサ 2 0 7 2 による赤外線検出時間との差、および、空气中を進行する赤外線の速さをもとに距離 D_2 を演算する。距離演算部 2 4 7 は、演算した距離 D_1 、 D_2 を振動周波数検出部 2 4 1 に出力する。

【0054】

振動周波数検出部 2 4 1 は、距離演算部 2 4 7 によって取得された第 1 マイク 3 A、第 2 マイク 3 B および被検体 H の位置関係、すなわち距離 D_1 、 D_2 をもとに、第 1 マイク 3 A および第 2 マイク 3 B に集音された音声から、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数を抽出する。

10

【0055】

ここで、音源とマイクとの間の距離の 2 乗は、該マイクが集音した音声強度に比例する。したがって、第 1 マイク 3 A が集音した音声の強度 $I_1(F_n)$ と第 2 マイク 3 B が集音した強度 $I_2(F_n)$ との比率が、距離 D_1 の 2 乗と距離 D_2 の 2 乗との比率と一致する振動周波数 F_n の音声は、被検体 H が発した第 1 の音声であると言える。すなわち、下記 (1) 式の関係を満たす振動周波数 F_n の音声は、被検体 H が発した第 1 の音声である。下記 (1) 式の関係を満たさない振動周波数 F_n の音声は、被検体 H 以外から発せられたノイズ音声である。

20

【数 1】

$$\frac{I_{2(F_n)}}{I_{1(F_n)}} = \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad \dots(1)$$

【0056】

振動周波数検出部 2 4 1 は、第 1 マイク 3 A によって集音された音声と第 2 マイク 3 B によって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、距離演算部 2 4 7 が求めた距離 D_1 の 2 乗と距離 D_2 の 2 乗との比率に対応した強度比率を有する振動周波数を、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。すなわち、振動周波数検出部 2 4 1 は、上記 (1) 式を満たす振動周波数 F_n を被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。光源制御部 4 2 a は、このように振動周波数検出部 2 4 1 が抽出した第 1 の音声の振動周波数に合わせて、光源 5 3 のパルス光の生成処理を制御する。なお、振動周波数検出部 2 4 1 は、2 つのマイクの音声を合算してもよく、音声強度が低い方の音声のゲインを上げて 2 つのマイクの音声を合算してもよく、或いは、音声強度の高い方の音声のみを使用してもよい。

30

【0057】

このように、実施の形態 2 においては、マイクを複数設けて集音感度を高めるとともに、被検体 H と各マイクとの間の距離を求めることによって、マイクが集音した音声信号からノイズをキャンセルし、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数のみを抽出するため、パルス光の生成処理を第 1 の音声の振動周波数に高精度に合わせこむことが可能になる。

40

【0058】

(実施の形態 2 の変形例)

次に、実施の形態 2 の変形例について説明する。実施の形態 2 の変形例では、画像処理を行うことによって第 1 距離および第 2 距離を演算する。図 8 は、本実施の形態 2 の変形例にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 9 は、図 8 に示すマーカー、第 1 撮像素子および第 2 撮像素子の取り付け場所を説明する図である。図 10 A は

50

、図 8 に示す第 1 撮像素子が撮像した画像の一例を示す図である。図 10 B は、図 8 に示す第 2 撮像素子が撮像した画像の一例を示す図である。

【0059】

図 8 および図 9 に示すように、実施の形態 2 の変形例にかかる内視鏡システム 201 A は、第 1 マイク 3 A および第 2 マイク 3 B の集音方向側にマーカー 208 A が設けられた操作部 222 A を有する内視鏡 202 A と、第 1 マイク 3 A の近傍に設けられ、第 1 マイク 3 A の集音方向を撮像する第 1 撮像素子 207 1 A (第 1 測距用撮像素子) と、第 2 マイク 3 B の近傍に設けられ、第 2 マイク 3 B の集音方向を撮像する第 2 撮像素子 207 2 A (第 2 測距用撮像素子) と、図 1 に示す制御部 42 と同様の機能を有する制御部 242 A および距離演算部 247 A を備えた処理装置 204 A と、を備える。第 1 撮像素子 207 1 A、第 2 撮像素子 207 2 A および距離演算部 247 A は、第 1 マイク 3 A、第 2 マイク 3 B および被検体 H の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部として機能する。

10

【0060】

距離演算部 247 A は、第 1 撮像素子 207 1 A によって撮像された画像信号 (例えば、図 10 A に示す画像 G1) に含まれるマーカー 208 A の位置と、第 2 撮像素子 207 2 A によって撮像された画像信号 (例えば、図 10 B に示す画像 G2) に含まれるマーカー 208 A の位置と、に基づいて、三角測量法等を用いて、距離 D_1 および距離 D_2 を演算する。なお、実施の形態 2 と同様に、振動周波数検出部 241 は、第 1 マイク 3 A によって集音された音声と第 2 マイク 3 B によって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、距離演算部 247 A が求めた距離 D_1 の 2 乗と距離 D_2 の 2 乗との比率に対応した強度比率を有する振動周波数、すなわち (1) 式を満たす振動周波数 F_n を、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。また、第 1 マイク 3 A および第 2 マイク 3 B はアームライト 32 a 側にあるため、各マイクと内視鏡 202 との間に障害物があることは少なく、距離演算に支障が生じることは少ない。

20

【0061】

この実施の形態 2 の変形例に示すように、画像処理を行うことによって、被検体と各マイクとの間の距離を求めてもよい。

【0062】

(実施の形態 3)

次に、実施の形態 3 について説明する。実施の形態 3 では、第 1 距離および第 2 距離に対応付け可能な値を取得して、取得した値をもとにマイクが集音した音声信号からノイズをキャンセルする。図 11 は、本実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 12 は、図 11 に示す高周波音声出力部、第 1 マイクおよび第 2 マイクの位置を説明する図である。

30

【0063】

図 11 および図 12 に示すように、実施の形態 3 にかかる内視鏡システム 301 は、高周波音声出力部 308 が設けられた操作部 322 を有する内視鏡 302 と、図 1 に示す制御部 42 と同様の機能を有する制御部 342、高周波音源 348 および振動周波数検出部 341 を備えた処理装置 304 と、を備える。

【0064】

高周波音源 348 は、人の可聴帯域から外れた高周波帯域の第 2 の音声を発する。図 13 は、図 1 に示す高周波音源 348 が発する第 2 の音声の振動周波数帯域を示す図である。人の可聴帯域の上限は 48 k (Hz) である (図 13 参照)。高周波音源 348 は、48 k (Hz) を十分に超えた振動周波数 F_i を中心振動周波数とする音声を第 2 の音声として発する。高周波音声出力部 308 は、図 13 に示す高周波音源 348 が発した第 2 の音声を出力する。第 1 マイク 3 A および第 2 マイク 3 B は、被検体 H が発した第 1 の音声とともに、高周波音声出力部 308 から出力された第 2 の音声も集音する。

40

【0065】

前述したように、音源とマイクとの間の距離の 2 乗は、該マイクが集音した音声強度に比例する。実施の形態 3 では、高周波音声出力部 308 と第 1 マイク 3 A との間の距離 D

50

F_1 の 2 乗は、第 1 マイク 3 A が集音した第 2 の音声の音声強度に比例する。同様に、高周波音声出力部 3 0 8 と第 2 マイク 3 B との間の距離 D_2 の 2 乗は、第 2 マイク 3 B が集音した第 2 の音声の音声強度に比例する。したがって、第 1 マイク 3 A が集音した第 2 の音声の音声強度は、距離 D_1 の 2 乗に対応付け可能な値であり、第 2 マイク 3 B が集音した第 2 の音声の音声強度は、距離 D_2 の 2 乗に対応付け可能な値である。また、実施の形態 2 においても述べたように、第 1 マイク 3 A が集音した音声の強度 $I_1(F_n)$ と第 2 マイク 3 B が集音した強度 $I_2(F_n)$ との比率が、距離 D_1 の 2 乗と距離 D_2 の 2 乗との比率と一致する振動周波数 F_n の音声は、被検体 H が発した第 1 の音声である。

【 0 0 6 6 】

このため、第 1 マイク 3 A が集音した音声の強度 $I_1(F_n)$ と第 2 マイク 3 B が集音した強度 $I_2(F_n)$ との比率が、第 1 マイク 3 A が集音した振動周波数 F_i を中心振動周波数とする第 2 の音声の強度 $I_1(F_i)$ と第 2 マイク 3 B が集音した振動周波数 F_i を中心振動周波数とする第 2 の音声の強度 $I_2(F_i)$ との比率と一致する振動周波数 F_n の音声は、被検体 H が発した第 1 の音声であると言える。すなわち、下記 (2) 式の関係を満たす振動周波数 F_n の音声は、被検体 H が発した第 1 の音声である。下記 (2) 式の関係を満たさない振動周波数 F_n の音声は、被検体 H 以外から発せられたノイズ音声である。

【 数 2 】

$$\frac{I_2(F_n)}{I_1(F_n)} = \frac{I_2(F_i)}{I_1(F_i)} \quad \dots(2)$$

【 0 0 6 7 】

振動周波数検出部 3 4 1 は、第 1 マイク 3 A によって集音された第 2 の音声の強度と、第 2 マイク 3 B によって集音された第 2 の音声の強度と、をもとに、第 1 マイク 3 A、第 2 マイク 3 B および被検体 H の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部 3 4 1 a を有する。位置関係取得部 3 4 1 a は、第 1 マイク 3 A によって集音された第 2 の音声の強度と第 2 マイク 3 B によって集音された第 2 の音声の強度との比率である基準強度比率を、位置関係を示す値として取得する。振動周波数検出部 3 4 1 は、第 1 マイク 3 A によって集音された音声と第 2 マイク 3 B によって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、位置関係取得部 3 4 1 a が取得した基準強度比率と略等しい強度比率を有する人の可聴帯域の振動周波数を、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。すなわち、振動周波数検出部 3 4 1 は、上記 (2) 式を満たす振動周波数 F_n を被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。

【 0 0 6 8 】

図 1 4 は、図 1 2 に示す第 1 マイク 3 A が集音した音声の強度の振動周波数依存性の一例を示す図である。図 1 5 は、図 1 2 に示す第 2 マイク 3 B が集音した音声の強度の振動周波数依存性の一例を示す図である。

【 0 0 6 9 】

図 1 4 の例では、第 1 マイク 3 A によって集音された音声のうち、高周波音声出力部 3 0 8 が出力した振動周波数 F_i の音声の強度は、 $I_1(F_i)$ となる。図 1 5 の例では、第 2 マイク 3 B によって集音された音声のうち高周波音声出力部 3 0 8 が出力した振動周波数 F_i の強度は、 $I_2(F_i)$ となる。位置関係取得部 3 4 1 a は、 $(I_2(F_i) / I_1(F_i))$ を基準強度比率として取得する。振動周波数検出部 3 4 1 は、第 1 マイク 3 A によって集音された音声と第 2 マイク 3 B によって集音された音声との強度比率 $(I_2(F_n) / I_1(F_n))$ を振動周波数 F_n ごとに求める。図 1 4 および図 1 5 の例では、振動周波数ごとに求めた強度比率 $(I_2(F_n) / I_1(F_n))$ のうち、人の可聴帯域の振動周波数 F_1 、 F_2 、 F_3 、 F_4 における強度比率 $(I_2(F_1) / I_1(F_1))$ が、基準強度比率 $(I_2(F_i) / I_1(F_i))$ と略等しくなる。このため、振動

10

20

30

40

50

周波数検出部 341 は、振動周波数 F_1 、 F_2 、 F_3 、 F_4 を、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として抽出する。これに対し、振動周波数 F_5 における強度比率 ($I_2(F_5) / I_1(F_5)$) は、基準強度比率 ($I_2(F_i) / I_1(F_i)$) と異なるため、振動周波数検出部 341 は、振動周波数 F_n の音声はノイズ音声であるとして、抽出は行わない。

【0070】

距離 D_1 、 D_2 を直接取得せずとも、この実施の形態 3 のように、第 1 距離および第 2 距離に対応付け可能な値を取得することによって、マイクが集音した音声信号からノイズをキャンセルし、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数のみを抽出することも可能である。

10

【0071】

(実施の形態 3 の変形例)

実施の形態 3 の変形例では、実施の形態 3 に実施の形態 2 の変形例を組み合わせた例について説明する。図 16 は、実施の形態 3 の変形例にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 16 に示すように、実施の形態 3 の変形例にかかる内視鏡システム 401 は、内視鏡システム 301 と比して、高周波音声出力部 308 を有するとともに、マーカー 208A が付された操作部 422 を備えた内視鏡 402 と、第 1 マイク 3A の近傍に設けられた第 1 撮像素子 2071A と、第 2 マイク 3B の近傍に設けられた第 2 撮像素子 2072A と、振動周波数検出部 441、図 1 に示す制御部 42 と同様の機能を有する制御部 442 および距離演算部 247A を備えた処理装置 404 と、を備える。

20

【0072】

振動周波数検出部 441 は、振動周波数検出部 241 と同様に、第 1 マイク 3A によって集音された音声および第 2 マイク 3B によって集音された音声から、距離演算部 247A によって演算された距離 D_1 、 D_2 を用いて、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数を抽出する。さらに、振動周波数検出部 441 は、振動周波数検出部 341 と同様の方法で、第 1 マイク 3A によって集音された音声および第 2 マイク 3B によって集音された音声から、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数を抽出する。振動周波数検出部 441 は、異なる方法で抽出した振動周波数同士が一致した場合に、該一致した振動周波数を、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数として光源制御部 42a に出力する。

30

【0073】

この実施の形態 3 の変形例のように、異なる抽出方法を組み合わせることによって、被検体 H が発した第 1 の音声の振動周波数の検出精度を向上させることも可能である。

【0074】

なお、上述した実施の形態 1 ~ 3 では、光源装置 5 が、処理装置 4 とは別体であるものとして説明したが、光源装置 5 および処理装置 4 が一体であってもよい。

【0075】

また、上述した実施の形態 1 ~ 3 において、処理装置 4 に接続される機器は、挿入部 21 の先端に撮像素子 25 を備えた内視鏡に限らず、たとえば光学視管やファイバースコープなどの光学式内視鏡の接眼部に装着され、当該光学式内視鏡で結像される光学像を撮像する撮像素子を具備したカメラヘッドであってもよい。

40

【0076】

また、本実施の形態にかかる処理装置 4、204、204A、304、404 の他の構成部で実行される各処理に対する実行プログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルで CD-ROM、フレキシブルディスク、CD-R、DVD 等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録して提供するように構成してもよく、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。また、インターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0077】

50

以上のように、本発明にかかる内視鏡システムは、パルス光生成のために音声を集音部で集音する構成であっても、患者絶縁および回路間の絶縁による構成の複雑化を抑制するのに有用である。

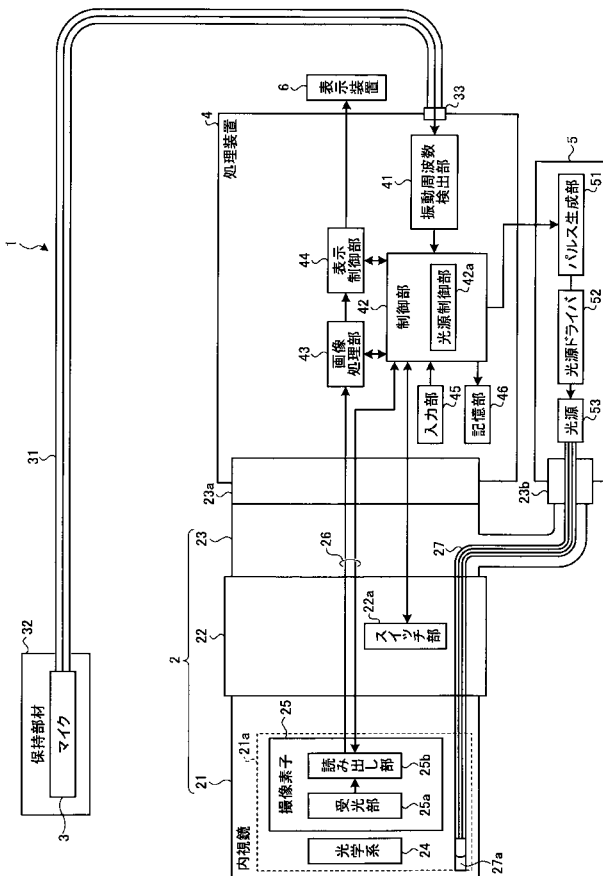
【符号の説明】

【0078】

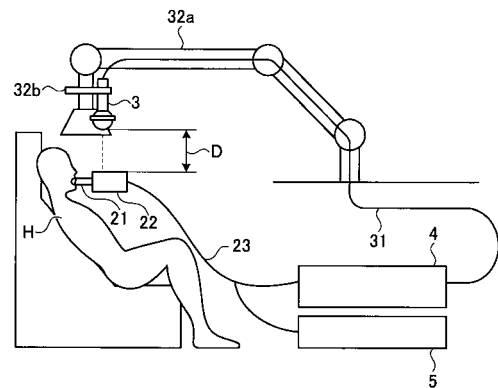
1, 201, 201A, 301, 401	内視鏡システム	
2, 202, 202A, 302, 402	内視鏡	
3, 103	マイク	
3A	第1マイク	
3B	第2マイク	10
4	処理装置	
4A, 104A	回路構成	
4a, 104a	患者回路	
4b, 104b	二次回路	
5	光源装置	
6	表示装置	
21	挿入部	
21a	先端部	
22, 222, 222A, 322, 422	操作部	
23	ユニバーサルコード	20
23a, 23b	コネクタ	
24	光学系	
25, 125	撮像素子	
25a	受光部	
25b	読み出し部	
26, 126	電気ケーブル	
27	ライトガイド	
27a	照明レンズ	
31	コード	
31a	音声用入力端子	30
32	保持部材	
32A	第1保持部材	
32B	第2保持部材	
41, 141, 241, 341, 441	振動周波数検出部	
42, 142, 242, 242A, 342, 442	制御部	
42a	光源制御部	
43, 143	画像処理部	
44, 144	表示制御部	
45	入力部	
46	記憶部	40
47a	撮像信号用処理回路	
47b	第1絶縁伝送部	
51	パルス生成部	
52	光源ドライバ	
53	光源	
104c	音声回路	
147c	音声入力回路	
147d	第2絶縁伝送部	
208	赤外線出力部	
208A	マーカー	50

- 247, 247A 距離演算部
- 308 高周波音出力部
- 348 高周波音源
- 2071 第1赤外線センサ
- 2072 第2赤外線センサ
- 2071A 第1撮像素子
- 2072A 第2撮像素子

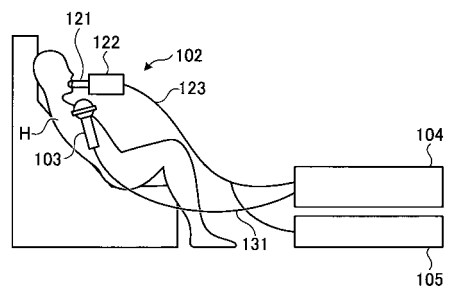
【図1】



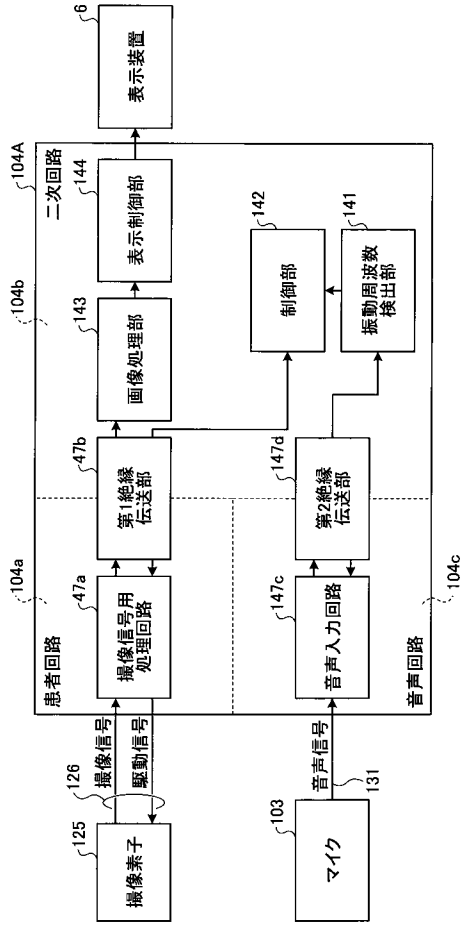
【図2】



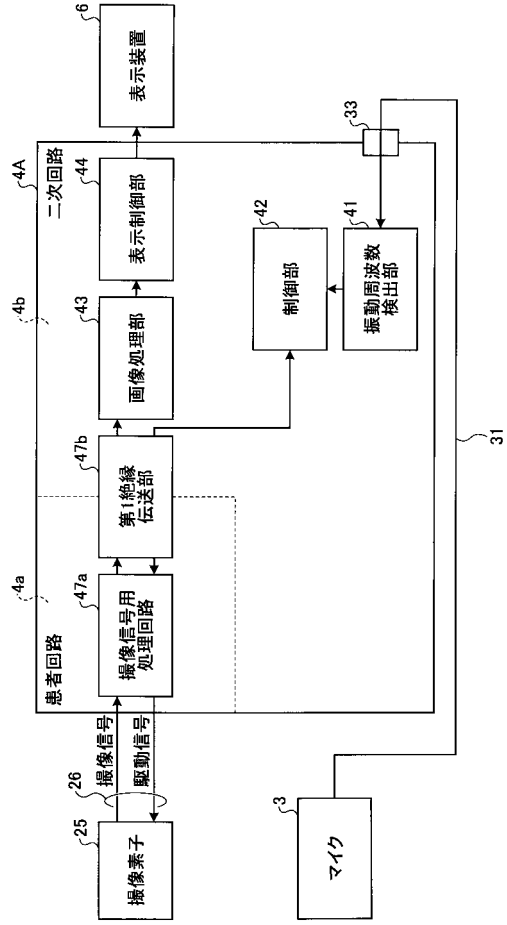
【図3】



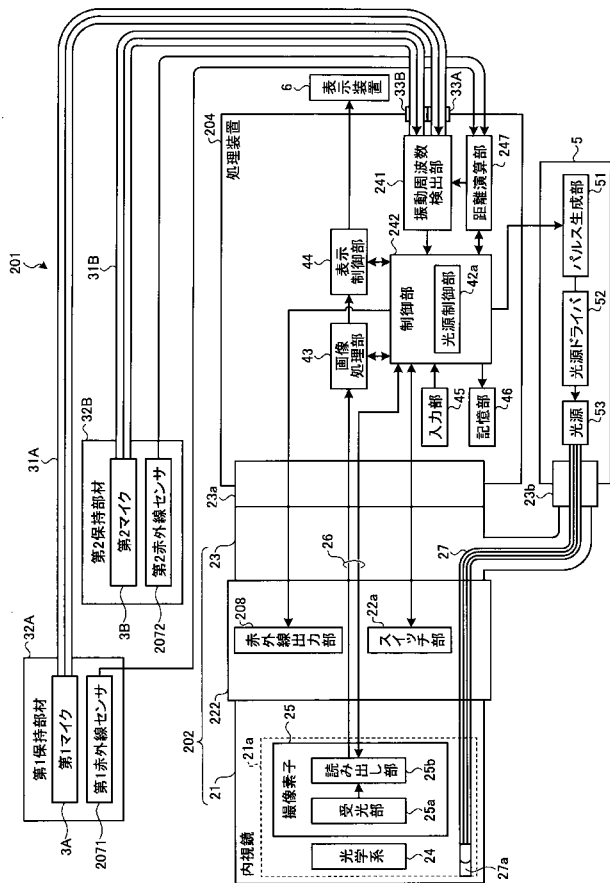
【 図 4 】



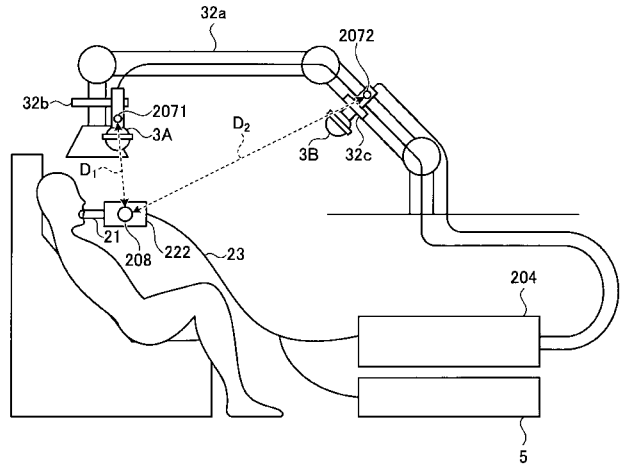
【 図 5 】



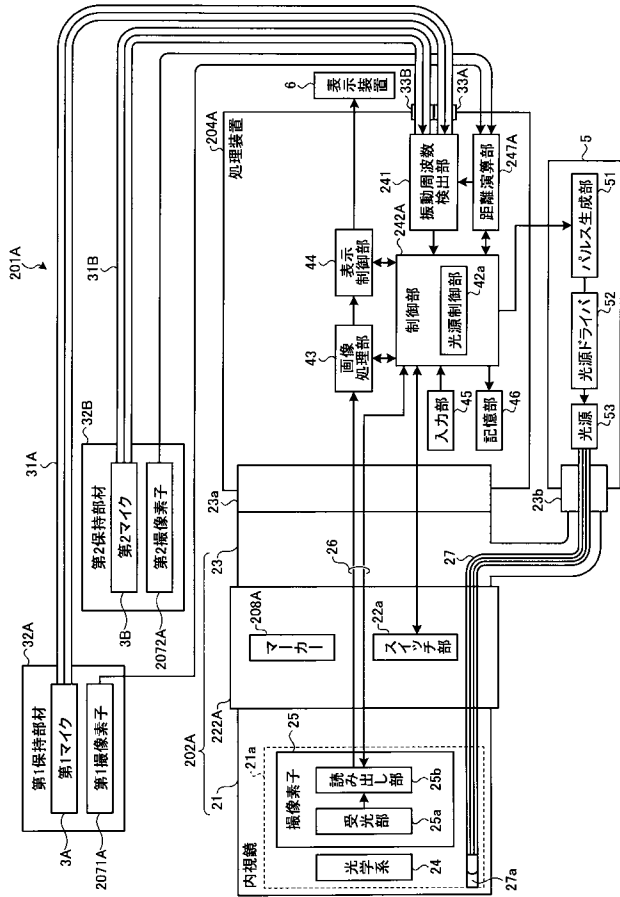
【 図 6 】



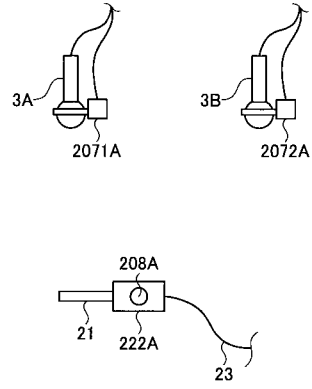
【 図 7 】



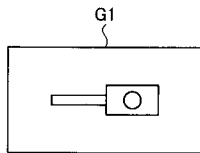
【 図 8 】



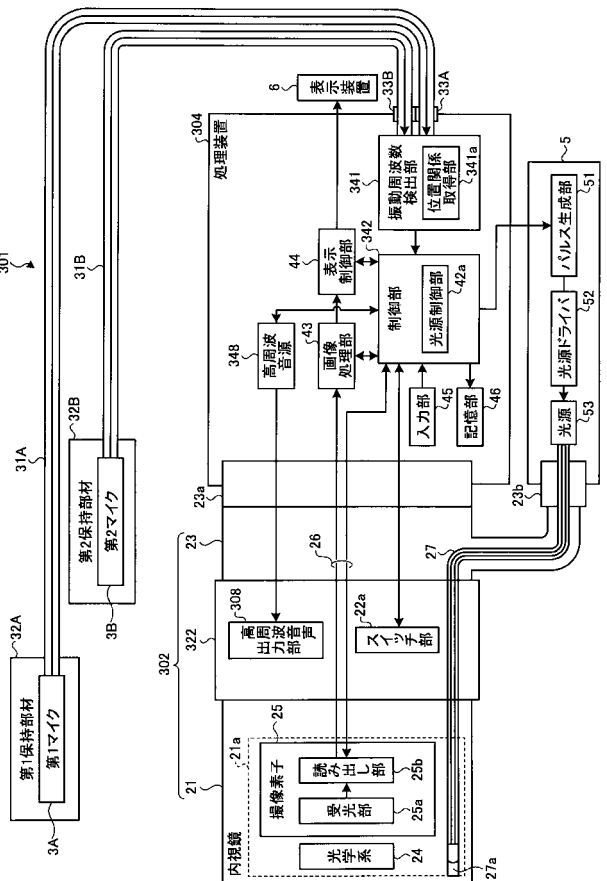
【 図 9 】



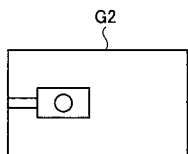
【 図 10 A 】



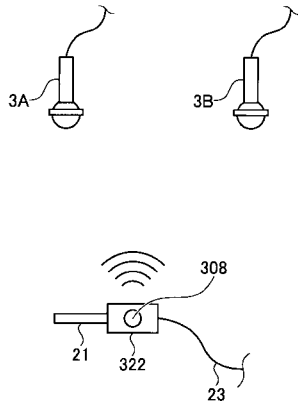
【 図 11 】



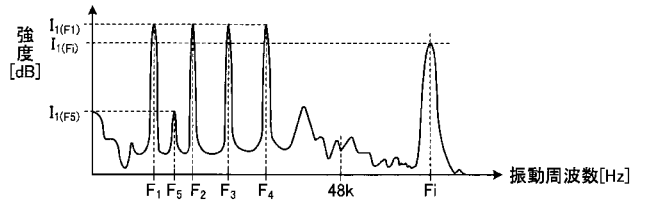
【 図 10 B 】



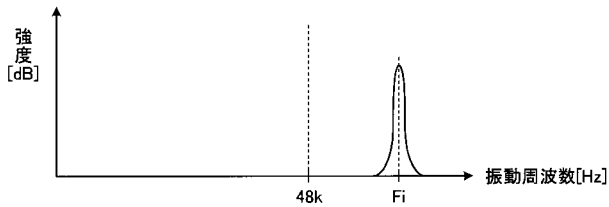
【図 1 2】



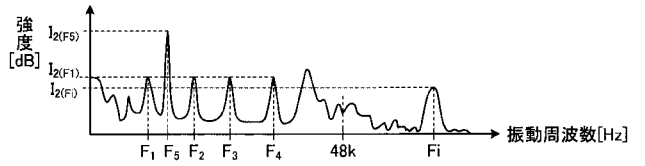
【図 1 4】



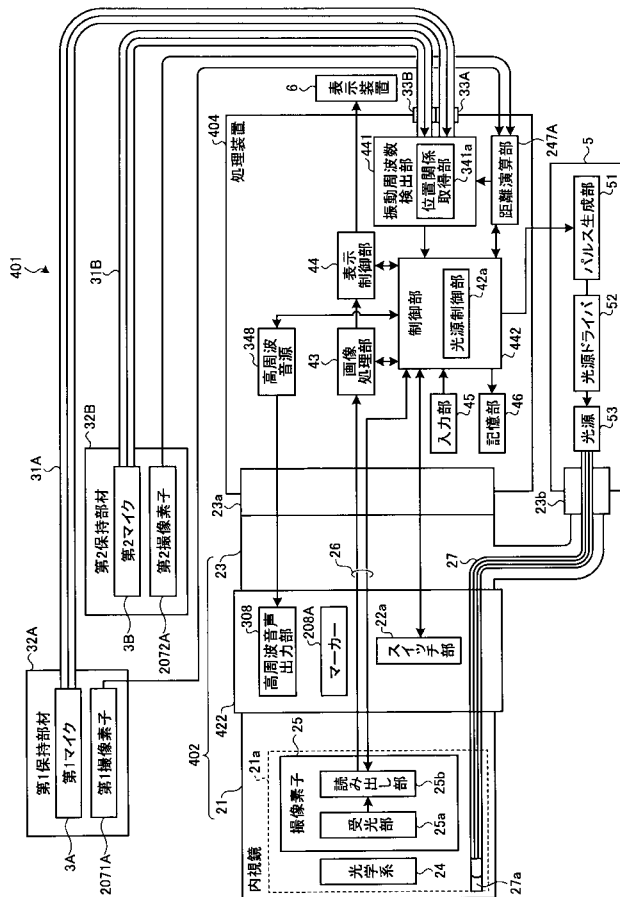
【図 1 3】



【図 1 5】



【図 1 6】



【手続補正書】

【提出日】平成28年10月4日(2016.10.4)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

パルス光を生成して発する光源と、
前記光源によるパルス光の生成タイミングに合わせて被検体の内部を撮像して画像信号を出力する撮像素子を有する内視鏡装置と、
前記光源および前記内視鏡装置を制御するとともに前記画像信号を処理する処理装置と

、
音声を集音する第1マイクおよび第2マイクを備え、前記処理装置と有線で接続する集音部と、

前記第1マイクおよび前記第2マイクを前記被検体から離間した位置、かつ一定の位置関係で固定して保持する保持部材と、

前記第1マイク、前記第2マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得する位置関係取得部と、

を備え、

前記処理装置は、

前記位置関係取得部によって取得された前記第1マイク、前記第2マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値をもとに、前記第1マイクおよび前記第2マイクに集音された音声から、前記被検体が発した第1の音声の振動周波数を抽出する振動周波数検出部と、

前記振動周波数検出部が抽出した前記第1の音声の振動周波数に合わせて、前記光源のパルス光の生成処理を制御する光源制御部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記位置関係取得部は、前記第1マイク、前記第2マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値として、前記第1マイクと前記被検体との間の距離である第1距離、および、前記第2マイクと前記被検体との間の距離である第2距離を示す値を取得することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記位置関係取得部は、

前記内視鏡装置に設けられた赤外線出力部と、

前記第1マイクに設けられた第1赤外線センサと、

前記第2マイクに設けられた第2赤外線センサと、

前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第1赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第1距離を演算し、前記赤外線出力部による赤外線の出力時間と前記第2赤外線センサによる赤外線検出時間との差をもとに前記第2距離を演算する距離演算部と、

を備えたことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡システム。

【請求項4】

前記内視鏡装置は、前記第1マイクおよび前記第2マイクの集音方向側に設けられたマーカーを有し、

前記位置関係取得部は、

前記第1マイクの近傍に設けられ、前記第1マイクの集音方向を撮像する第1測距用撮像素子と、

前記第2マイクの近傍に設けられ、前記第2マイクの集音方向を撮像する第2測距用撮

像素子と、

前記第 1 測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置と、前記第 2 測距用撮像素子によって撮像された画像信号に含まれる前記マーカの位置とに基づいて、前記第 1 距離と前記第 2 距離とを演算する距離演算部と、を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記振動周波数検出部は、前記第 1 マイクによって集音された音声と前記第 2 マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記第 1 距離の 2 乗と前記第 2 距離の 2 乗との比率に対応した強度比率を有する振動周波数を、前記第 1 の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡装置は、人の可聴帯域から外れた帯域の第 2 の音声を出力する音声出力部をさらに備え、

前記位置関係取得部は、前記第 1 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と、前記第 2 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と、をもとに、前記第 1 マイク、前記第 2 マイクおよび前記被検体の位置関係を示す値を取得することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記位置関係取得部は、前記第 1 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度と前記第 2 マイクによって集音された前記第 2 の音声の強度との比率である基準強度比率を、前記位置関係を示す値として取得し、

前記振動周波数検出部は、前記第 1 マイクによって集音された音声と前記第 2 マイクによって集音された音声との強度比率を振動周波数ごとに求め、各求めた強度比率のうち、前記位置関係取得部によって取得された基準強度比率と略等しい強度比率を有する前記人の可聴帯域の振動周波数を、前記第 1 の音声の振動周波数として抽出することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/059739
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/06(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) A61B1/06, G02B23/24, G02B23/26 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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016 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 A	JP 2000-166867 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 20 June 2000 (20.06.2000), paragraphs [0036] to [0042]; fig. 1 (Family: none)	1 2-8
A	JP 3176821 U (Koshidaka Holdings Co., Ltd.), 05 July 2012 (05.07.2012), fig. 1 (Family: none)	1-8
A	JP 2002-135875 A (Hipshot Products, Inc.), 10 May 2002 (10.05.2002), fig. 1 (Family: none)	1-8
<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 31 May 2016 (31.05.16)		Date of mailing of the international search report 14 June 2016 (14.06.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, 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 6 / 0 5 9 7 3 9													
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, 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. A61B1/06, G02B23/24, G02B23/26															
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>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016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	1971-2016年	日本国実用新案登録公報	1996-2016年	日本国登録実用新案公報	1994-2016年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2016年														
日本国実用新案登録公報	1996-2016年														
日本国登録実用新案公報	1994-2016年														
国際調査で使用了電子データベース (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 2000-166867 A (オリンパス光学工業株式会社) 2000.06.20, 段落 [0036] - [0042], 図1 (ファミリーなし)	1 2-8													
A	JP 3176821 U (株式会社コシダカホールディングス) 2012.07.05, 図1 (ファミリーなし)	1-8													
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「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></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「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	「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	「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	「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	「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)	「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	「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献	「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「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	「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														
「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	「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														
「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)	「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														
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献														
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 31.05.2016		国際調査報告の発送日 14.06.2016													
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) 右▲高▼ 孝幸	2Q 5553												
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2016/059739

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 2002-135875 A (ヒップ ショット プロダクツ インコーポレ イテッド) 2002.05.10, 図1 (ファミリーなし)	1-8

フロントページの続き

(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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US

(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)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2016167103A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016560944	申请日	2016-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	香川凉平		
发明人	香川 凉平		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/267 A61B1/273		
CPC分类号	A61B5/061 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/0661 A61B5/682 A61B7/003 A61B2562/0204		
FI分类号	A61B1/06.C A61B1/26		
F-TERM分类号	4C161/AA13 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG01 4C161/GG13 4C161/HH51 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR24 4C161/WW15		
优先权	2015083464 2015-04-15 JP		
其他公开文献	JP6095874B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜系统 (1) 是产生并发射脉冲光的光源 (53) , 以及图像拾取装置, 该图像拾取装置通过根据脉冲光的产生定时捕获被检体内的图像来输出图像信号。 25) 具有内窥镜装置 (2) , 用于在控制内窥镜装置 (2) 的同时处理图像信号的光源 (53) 和处理装置 (4) 以及与处理装置 (4) 的有线连接 处理装置 (4) 包括用于收集声音的麦克风 (3) 和用于将麦克风 (3) 固定并保持在与对象分离的位置的保持构件 (32) 。 振动频率检测部 (41) 检测被检体发出的第一声音的振动频率和振动频率检测部 (41) 检测出的第一声音的振动频率。 光源控制单元 (42a) , 用于控制光源 (53) 的脉冲光产生过程。

