

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-64317

(P2017-64317A)

(43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 B	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2015-197007 (P2015-197007)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成27年10月2日 (2015.10.2)		オリンパス株式会社
			東京都八王子市石川町2951番地
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	平賀 都敏
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内
		(72) 発明者	古川 喜之
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス株式会社内

最終頁に続く

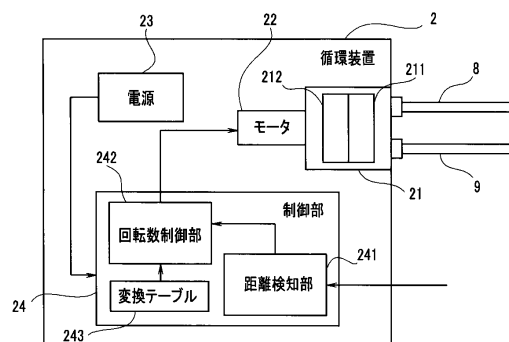
(54) 【発明の名称】 排煙装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡先端と患部との距離に応じて気体の送気流量を自動的に調整し、患部の揺れを防止することができる排煙装置を提供する。

【解決手段】排煙装置は、内視鏡10先端近傍に炭酸ガスを送気可能な送気チューブ9と、送気チューブ9から送出される気体量を調節するモータ22と、内視鏡10の先端部と患部16との距離を測定する赤外線センサ15と、距離に対応して送気チューブ9から送出可能な気体量が定義された変換テーブル243と、赤外線センサ15の測定結果と変換テーブル243とを突合して送出する気体量を算出し、モータ22の調節量を制御する回転数制御部242と、を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡先端近傍に所定の気体を送気可能な管路と、
前記管路から送出される気体量を調節する気体量調節部と、
前記内視鏡の先端部と被検体との距離を測定する距離測定部と、
前記距離に対応して前記管路から送出可能な気体量が定義された送出気体量定義部と、
前記距離測定部の測定結果と前記送出気体量定義部とを突合して送出する気体量を算出し、前記気体量調節部の調節量を制御する制御部と、
を有する排煙装置。

【請求項 2】

前記距離測定部は、赤外線測定ユニットであることを特徴とする、請求項 1 に記載の排煙装置。

【請求項 3】

前記距離測定部は、前記内視鏡により撮像された画像を用いて、前記被検体と前記内視鏡先端部との距離を推定することを特徴とする、請求項 1 に記載の排煙装置。

【請求項 4】

前記管路は、前記内視鏡が挿入されているシースに接続されており、前記シースの先端から前記内視鏡先端近傍に前記気体が送出されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の排煙装置。

【請求項 5】

前記内視鏡の内部に、前記内視鏡先端に開口部を有する第二の管路が設けられており、前記管路が前記第二の管路に接続されており、前記開口部から前記気体が送出されることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項に記載の排煙装置。

【請求項 6】

前記送出気体量定義部は、被検体を揺らすことなく前記管路から送出可能な気体量の許容範囲が、前記距離に応じて定義されていることを特徴とする、請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか一項に記載の排煙装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、排煙装置に関し、特に、内視鏡先端近傍に気体を噴射し排煙を行う排煙装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、患者の体腔内の患部組織に向けて液体を吹き付けながら手術を行う手法が用いられている。例えば、水や生理食塩水などの液体を加圧して患部組織に吹き付けることにより、患部組織部位を切除する手術手法や、照射光を患部組織に照射して画像を撮像する際に、輻射熱により患部組織の温度が高温になるのを抑制するために、患部組織に向けて液体を射出する手法などがあげられる（例えば、特許文献 1、2 参照）。

【0003】

特許文献 1 に記載されているような手法では、液体を射出するノズルと患部組織との距離に応じて液体の吐出流量を調整している。また、特許文献 2 に記載されているような手法では、液体を射出するノズルと患部組織との距離、及び患部組織の温度に応じて、液体の射出有無を調整している。

【0004】

このように、ノズルと患部組織との距離に応じて液体の射出量を調整する方法は従来から用いられている。しかしながら、内視鏡手術において、電気メスや超音波メスなどにより患部を焼灼することにより発生する煙を内視鏡先端から除去するために、射出量を調整しながら患部組織近傍に液体や気体を吹き付ける手法は用いられていない。内視鏡の先端に向けて炭酸ガスなどの気体を噴射させることにより、患部から発生した煙を内視鏡のレ

10

20

30

40

50

ンズ面より遠ざけ、患部の鮮明な内視鏡画像を得ることができるため、処置効率が向上する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-143278号公報

【特許文献2】特開2011-200347号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

しかしながら、噴射する気体の勢いが強いと、気体の圧力によって患部が振動してしまうため、患部の処置がしづらくなるという問題があった。内視鏡画像で患部が振動していることを確認する都度、手で気体の送気流量を調整する場合、画像の確認や送気流量の調整を術者が常に行わなければならない、手技に集中できず処置効率が悪くなってしまう。そこで、本発明は、内視鏡先端と患部との距離に応じて気体の送気流量を自動的に調整し、患部の揺れを防止することができる排煙装置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】

【0007】

本発明の一態様の排煙装置は、内視鏡先端近傍に所定の気体を送気可能な管路と、前記管路から送出される気体量を調節する気体量調節部と、前記内視鏡の先端部と被検体との距離を測定する距離測定部と、前記距離に対応して前記管路から送出可能な気体量が定義された送出気体量定義部と、前記距離測定部の測定結果と前記送出気体量定義部とを突合して送出する気体量を算出し、前記気体量調節部の調節量を制御する制御部と、を有する。

20

【発明の効果】

【0008】

本発明の排煙装置によれば、内視鏡先端と患部との距離に応じて気体の送気流量を自動的に調整し、患部の揺れを防止することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

30

【図1】本発明の実施形態に係わる排煙装置を含む手術システムの全体構成の一例を説明する図。

【図2】循環装置2の構成の一例を説明するブロック図。

【図3】内視鏡先端と患部との距離と、患部の揺れとの関係を説明する図。

【図4】内視鏡先端と患部との距離と、患部の揺れとの関係を説明する図。

【図5】内視鏡先端と患部との距離と、患部の揺れとの関係を説明する図。

【図6】気体の流量、及び、内視鏡先端と患部との距離を変化させた場合の、患部の揺れ状況を説明する表。

【図7】気腹、循環排煙動作を説明するフローチャート。

【図8】循環排煙動作における気体流量調整手順を説明するフローチャート。

40

【図9】本発明の実施形態に係わる排煙装置を含む手術システムの全体構成の別の一例を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して実施形態を説明する。

【0011】

図1は、本発明の実施形態に係わる排煙装置を含む手術システムの全体構成の一例を説明する図である。図1に示すように、本実施形態の手術システムは、内視鏡観察下、炭酸ガスなどを送気することにより拡張された患者の腹腔内の患部を、電気メス11などの処置具などを用いて処置する手術に用いられる。

50

【0012】

図1に示すように、患者14の腹壁には、送気用のトラカール12aと、処置具挿入用のトラカール12bと、吸引用のトラカール12cとが穿刺されている。トラカール12aを介してシース13が腹腔内に挿入されており、トラカール12bを介して電気メス11が腹腔内に挿入されている。シース13には内視鏡10が貫通している。また、シース13の先端部には、距離測定部としての赤外線センサ15が設置されている。赤外線センサ15は、内視鏡10先端から患部までの距離を測定し、測定結果を循環装置2に出力する。

【0013】

内視鏡10には、光源装置4とプロセッサ5とが接続されている。光源装置4は、半導体光源から出射された光を導光部材によって導光し、導光部材の先端に設けられた光変換部材により色や光度分布などを変換して、内視鏡10に照明光を供給する。プロセッサ5は、内視鏡10に電源電圧を供給するとともに、内視鏡10によって撮像された画像を処理してモニタ6に表示させる。

【0014】

電気メス11には、電気メス出力装置3が接続されている。電気メス出力装置3は、高周波電気エネルギーを発生させる高周波電流を出力する。電気メス11の先端の電極を患者14の患部組織に当接させることにより、電気メス出力装置3から出力された高周波電流を患部組織に集中的に流してジュール熱を発生させ、その熱によって患部組織の切開や出血部位の止血凝固などを行う。

【0015】

所定のガスを送気する気腹装置1には、炭酸ガス(CO₂ガス)が充填された図示しないボンベが接続されている。気腹装置1には、気腹チューブ7の一端が接続されている。気腹チューブ7の他端は、患者14の腹壁に穿刺されたトラカール12aに接続されている。すなわち、気腹装置1は、気腹チューブ7とトラカール12aとを介して、患者14の腹腔内に炭酸ガスを送気できるように構成されている。

【0016】

循環装置2には、吸引チューブ8の一端が接続されている。吸引チューブ8の他端はトラカール12cに接続されている。また、循環装置2には、内視鏡先端近傍に所定の気体を送気可能な管路としての送気チューブ9の一端が接続されている。送気チューブ9の他端はトラカール12aに挿入されたシース13に接続されている。

【0017】

図2は、循環装置2の構成の一例を説明するブロック図である。循環装置2は、気体の吸引、及び送気を行うポンピング部材21と、ポンピング部材21を駆動させるモータ22と、モータ22の動作を制御する制御部24と、制御部24、及び制御部24を介してモータ22に電源電圧を供給する電源23とから主に構成される。

【0018】

ポンピング部材21は、吸引された気体から煙を除去するためのフィルタ211と、ポンピング部材21への気体の吸引、及び送気動作を行うダイヤフラム212とから主に構成される。ポンピング部材21には、吸引チューブ8の一端と、送気チューブ9の一端とが接続されている。ダイヤフラム212が左側に移動してポンピング部材21内部が負圧となると、吸引チューブ8を介して患者14の腹腔内の炭酸ガスが吸引される。この時ポンピング部材21の送気チューブ9近傍に配置された図示しない逆止弁により、送気チューブ9からは吸引されない。吸引された炭酸ガスは、フィルタ211を通過することによって煙やミストが除去される。ダイヤフラム212が右側に移動してポンピング部材21内部が陽圧となると、煙やミストが除去された炭酸ガスが、送気チューブ9を介して患者14の体腔内に送気される。この時ポンピング部材21の吸引チューブ8近傍に配置された図示しない逆止弁により、吸引チューブ8からは送気されない。

【0019】

すなわち、循環装置2は、吸引チューブ8とトラカール12cを介して、患者14の腹

10

20

30

40

50

腔内に充填されている炭酸ガスを吸引する。そして、循環装置 2 内において炭酸ガスから煙やミストを除去した後に、送気チューブ 9 とシース 13 とを介して、内視鏡 10 先端部近傍に同炭酸ガスを噴出させるように構成されている。

【0020】

気体量調節部としてのモータ 22 は、ダイヤフラム 212 を往復動作させる駆動源である。モータ 22 の回転速度が速いほどダイヤフラム 212 のストロークが速くなるため、循環装置 2 から送気される炭酸ガスの流量が大きくなる。モータ 22 の回転速度は、制御部 24 において制御される。

【0021】

制御部 24 は、内視鏡 10 先端から患部までの距離を検知する距離検知部 241 と、モータ 22 の回転数を制御する回転数制御部 242 と、内視鏡 10 先端から患部までの距離とモータ 22 の回転数との対応関係が定義された変換テーブル 243 とから主に構成される。

【0022】

距離検知部 241 には、赤外線センサ 15 で測定された内視鏡 10 先端から患部までの距離が入力される。送出気体量定義部としての変換テーブル 243 は、内視鏡 10 先端から患部までの距離と、モータ 22 の回転数との対応関係が定義されている。モータ 22 の調節量を制御する制御部としての回転数制御部 242 は、距離検知部 241 から入力される内視鏡 10 先端から患部までの距離を、変換テーブル 243 に照らし合わせ、モータ 22 の回転数を決定する。モータ 22 の回転数を、内視鏡 10 先端から患部までの距離に応じて変更する。

【0023】

すなわち、本実施形態の排煙装置は、内視鏡 10 先端から患部 16 までの距離に応じてモータ 22 の回転数を変更し、循環装置 2 から患者 14 の体腔内へ送気する炭酸ガスの送気流量を調整する。このように炭酸ガスの送気流量を調整する理由について、図 3 から図 6 を用いて以下に説明する。

【0024】

図 3 から図 5 は、内視鏡先端と患部との距離と、患部の揺れとの関係を説明する図であり、図 3 は内視鏡 10 先端と患部との距離が離れている場合、図 5 は、内視鏡 10 先端と患部との距離が近い場合、図 4 は、内視鏡 10 先端と患部との距離が中程度（図 3 における距離と図 5 における距離の中間程度の距離）の場合を示している。なお、図 3 から図 5 の各図は、内視鏡 10 先端と患部 16 との関係を模式的に示したものであり、トラカール 12a、12b、12c や赤外線センサ 15、電気メス 11 などの図示は省略している。また、図 3 から図 5 の各図において、白抜き矢印は、送気チューブ 9 からシース 13 を介して体腔内に噴射される炭酸ガスの流れを表しており、白抜き矢印の幅が太いほどその地点での流速が大きいことを示している。更に、図 3 から図 5 の各図において、両矢印は、炭酸ガスの送気に起因する患部 16 の揺れを示しており、両矢印の長さが長いほど揺れ幅が大きいことを示している。なお、図 3 から図 5 の各図において、送気チューブ 9 における炭酸ガスの送気流量は等しいものとする。

【0025】

シース 13 から送出される炭酸ガスの流速は、体腔内に充填されている気体が抵抗となるため、シース 13 からの距離が遠ざかるほど減速する。図 3 に示すように、内視鏡 10 先端と患部 16 との距離が遠い場合、患部 16 近傍における炭酸ガスの流速は小さくなるので、患部 16 の揺れ幅は小さくなる。図 4 に示すように、内視鏡 10 先端と患部 16 との距離が図 3 に比べて近くなると、患部 16 近傍における炭酸ガスの流速が大きくなるので、患部 16 の揺れ幅も大きくなる。図 5 に示すように、内視鏡 10 先端と患部 16 との距離が図 4 に比べて更に近くなると、患部 16 近傍における炭酸ガスの流速が更に大きくなるので、患部 16 の揺れ幅も更に大きくなる。

【0026】

図 6 は、気体の流量、及び、内視鏡先端と患部との距離を変化させた場合の、患部の揺

10

20

30

40

50

れ状況を説明する表である。図6では、内視鏡10先端と患部16との距離が、図5に対応する「近い」場合、図4に対応する「中間」の場合、図3に対応する「遠い」場合の3つの場合において、炭酸ガスの送気流量を2L/minから20L/minまで段階的に大きくしたときの患部16の揺れ状況の一例を示している。

【0027】

図6に示すように、距離が「近い」場合、送気流量が2L/minと小さいときは、患部16の揺れは発生しない。しかし、送気流量を4L/minにすると、患部16の揺れが発生してしまう。距離が「中間」の場合、送気流量が6L/minまでは患部16の揺れは発生しないが、8L/min以上になると患部16の揺れが発生してしまう。距離が「遠い」場合、送気流量が10L/minまでは患部16の揺れは発生しないが、15L/min以上になると患部16の揺れが発生する。

【0028】

鮮明な内視鏡画像を得るために排煙効率を上げるには、なるべく大きな流速で炭酸ガスを内視鏡10先端近傍に吹き付けることが望ましい。しかし、患部16が揺れてしまうと処置が困難になってしまう。そのため、患部16の揺れが発生しない範囲で、なるべく大きな送気流量で炭酸ガスを噴射することが好ましい。上述のように、患部16の揺れが発生しない送気流量の範囲は、内視鏡10先端から患部16までの距離に応じて変わるので、例えば、内視鏡10の先端から患部16までの距離が「近い」間は炭酸ガスの送気流量が2L/min以下でないと患部16が揺れてしまうので、送気流量を2L/minに設定する。内視鏡10の先端から患部16までの距離が「中間」に離れたら、送気流量が6L/minまでであれば患部16の揺れは発生しないので、送気流量を6L/minに変更する。このように、循環装置2から患者14の体腔内への炭酸ガスの送気流量を、内視鏡10先端から患部16までの距離に応じて調整することにより、患部16を揺らすことなく、かつ効率よく煙を除去することができる。

【0029】

なお、実際には、内視鏡10の先端から患部16までの距離は、赤外センサの測定値など、具体的な数値が用いられる。そして、内視鏡10の先端から患部16までの距離を少しずつ変えながら、患部16に揺れを生じさせない炭酸ガスの最大送気流量を事前に測定し、距離と最大送気流量との関係を定量的に把握する。更に、ポンピング部材21の構造や性能によって決まっている、循環装置2からの炭酸ガスの送気流量とモータ22の回転数との関係を用い、内視鏡10の先端から患部16までの距離とモータ22の回転数との関係を算出し、変換テーブル243に事前に登録しておく。回転数制御部242は、距離検知部241に入力される内視鏡10先端から患部までの距離を変換テーブル243に照合して、モータ22の回転数を決定する。そして、回転数制御部242は、決定された回転数でモータ22を駆動させる。

【0030】

次に、本実施形態の排煙装置を含む手術システムを用い、患者14の体腔内の気体を排煙する手順について、図7を用いて説明する。図7は、気腹、循環動作を説明するフローチャートである。

【0031】

まず、患者14の体腔内圧が設定圧力に達するまで、炭酸ガスを間欠送気して気腹する。気腹装置1は図示しないボンベから供給される炭酸ガスを気腹チューブ7に吐出し、患者14の体腔内に送気する（ステップS1）。送気を開始して一定時間が経過すると、気腹装置1は体腔内への炭酸ガスの吐出を停止する（ステップS2）。そして、送気停止期間中に、患者14の体腔内の圧力を測定する（ステップS3）。測定値が予め設定されている設定圧に到達していない場合（ステップS4、YES）、ステップS1に戻って間欠送気を続ける。

【0032】

一方、患者14の体腔内圧が予め設定されている設定圧に到達している場合（ステップS4、NO）、患者14の体腔内圧が設定圧力よりも高くなっているか否かを判定する。腔圧

が設定圧力よりも高くなっている場合（ステップS5、YES）、気腹装置1は、ボンベから気腹チューブ7の間の管路に設けられている図示しない電磁リリーフ弁を開の状態に制御して、腔内のガスを大気中にリリーフする（ステップS8）。電磁リリーフ弁を開にしてから一定時間経過後に、気腹装置1は電磁リリーフ弁を閉の状態に制御して、ガスのリリーフを停止する。そして、ステップS3に戻り、再び患者14の体腔内の圧力を測定する。ステップS3からステップS8までのガスのリリーフ動作は、腔圧が設定圧力になるまで繰り返し実行される。

【0033】

一方、腔圧が設定圧力と一致する場合（ステップS5、NO）、十分に気腹が行えていると判断し、気腹装置1による送気を終了する。気腹装置1は、通信ケーブルを介して循環装置2に循環指示を出力し、循環排煙動作に移行する（ステップS6）。 10

【0034】

ステップS6では、循環排煙動作に先立ち、図8のフローに従って、炭酸ガスの送気流量を最適な流量に調整するためにモータ22の回転数を決定する。図8は、循環排煙動作における気体流量調整手順を説明するフローチャートである。まず、赤外線センサ15で内視鏡10先端と患部16との距離を計測する。計測された距離は、距離検知部241に入力される（ステップS61）。次に、回転数制御部242は、距離検知部241に入力された距離を変換テーブル243に照合し、モータ22の回転数を算出する（ステップS62）。そして、回転数制御部242は、ステップS62で算出した回転数でモータ22を駆動させる（ステップS63）。 20

【0035】

変換テーブル243には、予め、内視鏡10先端から患部16までの距離ごとに、患部16に揺れを生じさせない炭酸ガスの最大送気流量を実現するためのモータ22の回転数が定義されている。従って、図8に示す手順でモータ22の回転数を設定し駆動させることで、患部16を揺らすことなく、かつ、最も効率よく内視鏡10先端近傍の排煙を行うことができる。

【0036】

モータ22が所定の回転数で駆動されると、循環装置2は、吸引チューブ8とトラカール12cを介して、患者14の腹腔内に充填されている炭酸ガスを吸引する。そして、ポンピング部材21のフィルタ211において炭酸ガスから煙やミストを除去した後に、送気チューブ9とシース13とを介して、内視鏡10先端部近傍に同炭酸ガスを噴出させることで循環排煙を実現する。 30

【0037】

循環排煙動作中も、所定間隔で患者14の体腔内圧の測定を行う。すなわち、ステップS6においてモータ22が設定された回転数で駆動されてから所定時間が経過すると、ステップS3に戻って患者14の体腔内圧の測定を行う。測定値が予め設定されている設定圧に到達していない場合（ステップS4、YES）、循環装置2はモータ22を停止して循環排煙動作を停止する（ステップS9）。循環装置2は、通信ケーブルを介して気腹装置1に送気指示を出力する。気腹装置1は、腔圧が予め設定されている設定圧に達するまで、ステップS1からステップS3の一連の送気・気腹動作を行う。 40

【0038】

一方、患者14の体腔内圧が予め設定されている設定圧に到達している場合（ステップS4、NO）、患者14の体腔内圧が設定圧力よりも高くなっているか否かを判定する。腔圧が設定圧力よりも高くなっている場合（ステップS5、YES）、循環装置2はモータ22を停止して循環排煙動作を停止する（ステップS7）。循環装置2は、通信ケーブルを介して気腹装置1にリリーフ指示を出力する。気腹装置1は、ボンベから気腹チューブ7の間の管路に設けられている図示しない電磁リリーフ弁を開の状態に制御して、腔内のガスを大気中にリリーフする（ステップS8）。電磁リリーフ弁を開してから一定時間経過後に、気腹装置1は電磁リリーフ弁を閉の状態に制御して、ガスのリリーフを停止する。そして、ステップS3に戻り、再び患者14の体腔内の圧力を測定する。ステップS3からステップ 50

S8までのガスのリリース動作は、腔圧が設定圧力に達するまで繰り返し実行される。

なお、気腹装置 1 及び循環装置 2 に停止指示が入力された時点で、図 7 に示す気腹、循環動作は終了する。

【0039】

このように、本実施形態によれば、内視鏡 10 先端から患部 16 までの距離ごとに、患部 16 に揺れを生じさせない炭酸ガスの最大送気流量を実現するためのモータ 22 の回転数を予め測定し、変換テーブル 243 に登録しておく。そして、回転数制御部 242 において、赤外線センサ 15 によって計測された内視鏡 10 先端から患部 16 までの距離を変換テーブル 243 に照合し、同距離に応じたモータ 22 の回転数を自動的に設定し駆動させることで、患部 16 の揺れを防止し、かつ、効率よく内視鏡 10 先端近傍の排煙を効率よく行うことができる。

10

【0040】

なお、上述の説明においては、送気チューブ 9 の一端をシース 13 に接続し、シース 13 の先端から内視鏡 10 先端近傍に炭酸ガス噴射するように構成しているが、内視鏡 10 先端近傍に炭酸ガスが噴射される構成であれば上述の構成に限定されるものでなく、例えば、直接内視鏡 10 が挿入されるトラカール 12a に送気チューブ 9 の一端を接続し、トラカール 12a の先端から炭酸ガスを噴射するように構成してもよい。また、例えば、内視鏡 10 先端部に開口部を有する送気管路が内視鏡 10 の内部に設けられている場合には、送気チューブ 9 から同管路を介し、内視鏡 10 先端に設けられた開口部から炭酸ガスを噴射するように構成してもよい。

20

【0041】

また、内視鏡 10 先端から患部 16 までの距離の計測は、赤外線センサ 15 を用いる方法に限定されるものでなく、例えば、内視鏡 10 で撮像された内視鏡画像を解析して患部 16 までの距離を推定するなど、他の機構・方法を用いてもよい。図 10 は、本発明の実施形態に係わる排煙装置を含む手術システムの全体構成の別の一例を説明する図である。図 10 に示す手術システムは、プロセッサ 5 と循環装置 2 とが通信ケーブルで接続されている点と、赤外線センサ 15 がない点が、図 1 に示す手術システムと異なっている。

【0042】

図 10 に示すシステムでは、内視鏡 10 で撮像された患部 16 の画像を、モニタ 6 に表示させるためにプロセッサ 5 で画像処理する際に、同画像を撮像する際の撮像素子の焦点距離などから内視鏡 10 先端から患部 16 までの距離も推定し、推定した結果を循環装置 2 の距離検知部 241 に出力する。距離検知部 241 は、プロセッサ 5 から入力された距離情報を回転数制御部 242 に入力する。

30

【0043】

このように、画像処理により患部 16 と内視鏡 10 先端との距離を推定することで、赤外線センサなど距離計測専用のパーツが不要となるので、装置の簡素化を図ることができる。

【0044】

本明細書における各「部」は、実施の形態の各機能に対応する概念的なもので、必ずしも特定のハードウェアやソフトウェア・ルーチンに 1 対 1 には対応しない。従って、本明細書では、実施の形態の各機能を有する仮想的回路ブロック（部）を想定して実施の形態を説明した。また、本実施の形態における各手順の各ステップは、その性質に反しない限り、実行順序を変更し、複数同時に実行し、あるいは実行毎に異なった順序で実行してもよい。さらに、本実施の形態における各手順の各ステップの全てあるいは一部をハードウェアにより実現してもよい。

40

【0045】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として例示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や

50

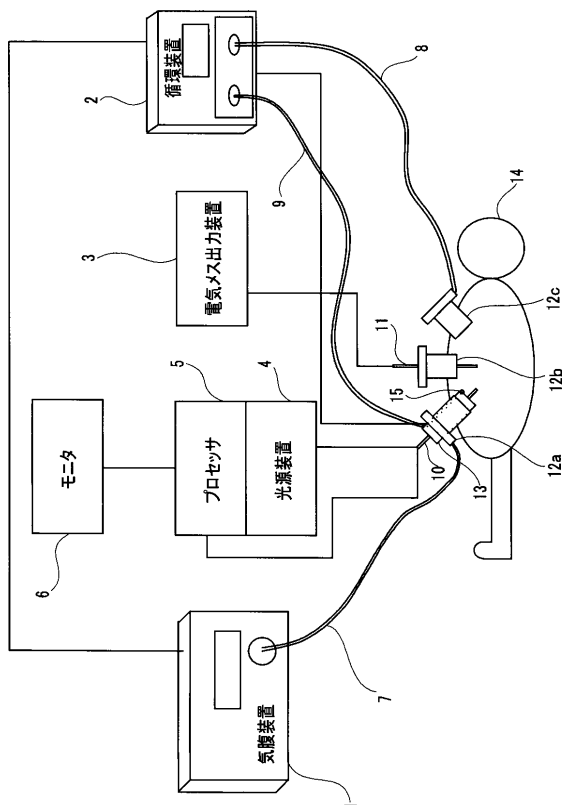
要旨に含まれると共に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

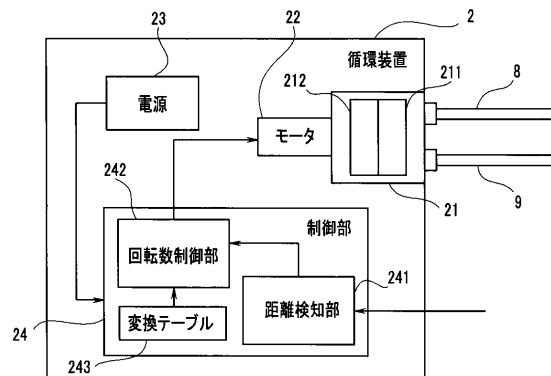
【0046】

1…気腹装置、2…循環装置、3…電気メス出力装置、4…光源装置、5…プロセッサ、6…モニタ、7…気腹チューブ、8…吸引チューブ、9…送気チューブ、10…内視鏡、11…電気メス、12a、12b、12c…トラカール、13…シース、14…患者、15…赤外線センサ、16…患部、21…ポンピング部材、22…モータ、23…電源、24…制御部、211…フィルタ、212…ダイヤフラム、241…距離検知部、242…回転数制御部、243…変換テーブル、

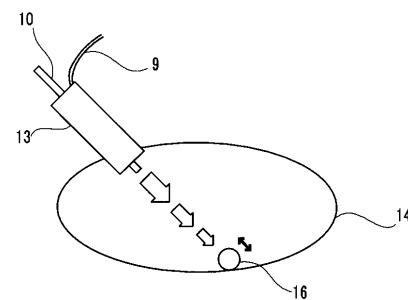
【図1】



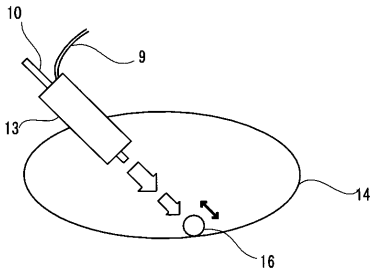
【図2】



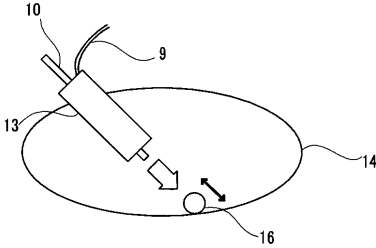
【図3】



【図 4】



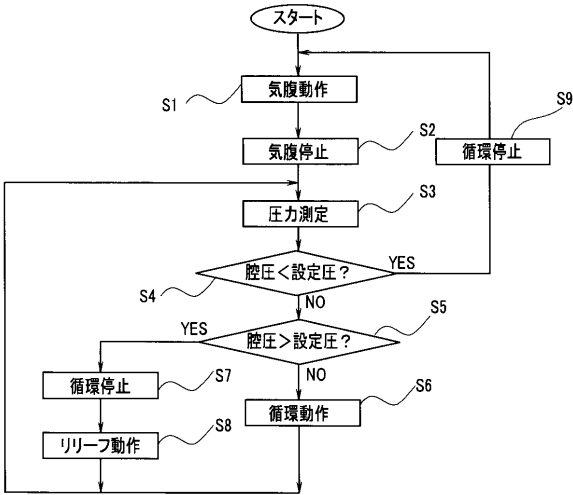
【図 5】



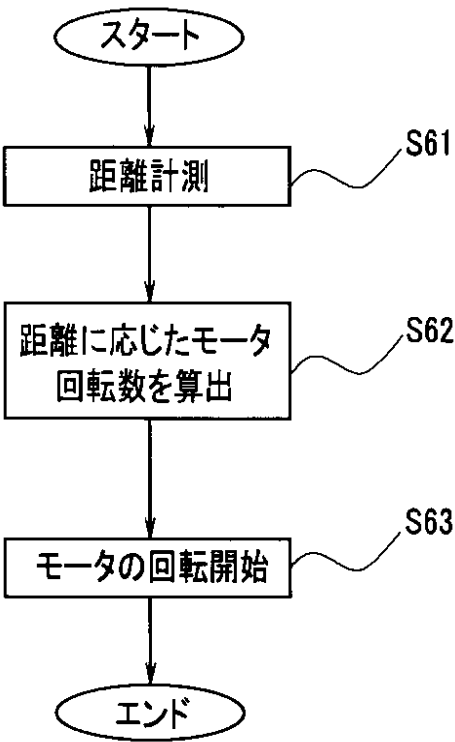
【図 6】

流量(L/min)	距離		
	近い	中間	遠い
2	揺れない	揺れない	揺れない
4	揺れる	揺れない	揺れない
6	揺れる	揺れない	揺れない
8	揺れる	揺れる	揺れない
10	揺れる	揺れる	揺れない
15	揺れる	揺れる	揺れる
20	揺れる	揺れる	揺れる

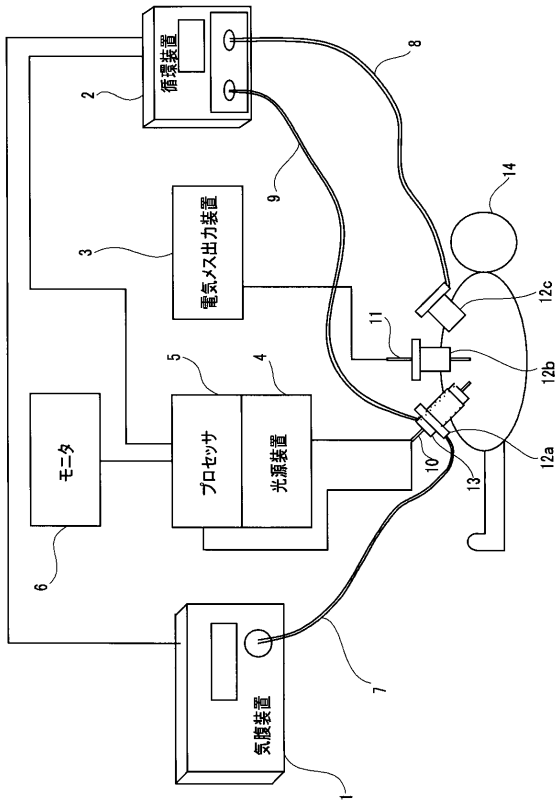
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 本間 聡
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 青野 進
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 牛島 孝則
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリnpas株式会社内
- Fターム(参考) 4C160 FF10 FF19 NN30
4C161 CC06 HH02 HH05 HH52 HH57 JJ17

专利名称(译)	排烟装置		
公开(公告)号	JP2017064317A	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2015197007	申请日	2015-10-02
[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	平賀都敏 古川喜之 本間聡 青野進 牛島孝則		
发明人	平賀 都敏 古川 喜之 本間 聡 青野 進 牛島 孝則		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/32		
FI分类号	A61B1/00.332.B A61B17/32.330 A61B1/00.300.E A61B1/00.T A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/015.512 A61B1/015.513 A61B17/94 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C160/FF10 4C160/FF19 4C160/NN30 4C161/CC06 4C161/HH02 4C161/HH05 4C161/HH52 4C161/HH57 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种烟雾通风装置，其能够根据内窥镜的尖端与患部之间的距离自动调节空气的供给量，并防止患部的振动。发散：烟雾通风装置包括：空气供给管9，其能够将二氧化碳气体供给到内窥镜10的末端附近；电动机22，用于调节从空气供给管9供给的空气量；红外传感器15，用于测量内窥镜10的尖端部分与患部16之间的距离；转换台243，其中定义了可根据距离从空气供给管9供给的空气量；旋转数控制部分242，用于通过对红外传感器15和转换表243的测量结果进行核对，然后控制电机22的调节量来计算要进给的空气量。图2：图2

