

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5829955号
(P5829955)

(45) 発行日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日 (2015. 10. 30)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 19/00 (2006. 01) A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 9 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-55501 (P2012-55501)
(22) 出願日 平成24年3月13日 (2012. 3. 13)
(62) 分割の表示 特願2009-506473 (P2009-506473)
の分割
原出願日 平成18年8月30日 (2006. 8. 30)
(65) 公開番号 特開2012-139519 (P2012-139519A)
(43) 公開日 平成24年7月26日 (2012. 7. 26)
審査請求日 平成24年3月13日 (2012. 3. 13)
(31) 優先権主張番号 11/379, 406
(32) 優先日 平成18年4月20日 (2006. 4. 20)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 508311248
アイ. シー. メディカル, インコーポ
レイテッド
アメリカ合衆国 アリゾナ 85029
フェニックス ウェスト シャングリ ラ
ロード 2340
(74) 代理人 100096873
弁理士 金井 廣泰
(74) 代理人 100155871
弁理士 森廣 亮太
(72) 発明者 ヨハン コズメスク
アメリカ合衆国 アリゾナ 85022,
フェニックス, ノース 22エヌディ
ー ストリート 1449

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科的手技のための自動煙排出器および送気システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術部位からガス、煙、および破片のうちの少なくとも1つを除去するための真空ポン
プを備えた煙排出器と、

前記真空ポンプに接続される第1のフィルタと、

患者の体腔内の所望の圧力を維持するために、該体腔にガスを供給するための送気器と

、

前記送気器に接続される第2のフィルタと、

前記送気器におけるガス供給ライン上に設けられたソレノイド弁と、

前記ガス供給ライン上の前記ソレノイド弁の下流に設けられた比例ソレノイド弁と、

前記ガス供給ラインにおける前記比例ソレノイド弁の下流かつ前記第2のフィルタの上
流のガスを放出可能に設けられた排気ソレノイド弁と、

前記送気器からの前記ガスの流量を測定するための流量計と、

前記流量計と通信するガス加温器であって、ガス加温器の温度が、前記流量計により測
定されたガス流速が高いほど高くされ、前記ガス流速が低いほど低くされるように自動的
に調整されるガス加温器と、

を備え、

前記送気器の作動時において、

前記煙排出器におけるガス排出ラインの圧力が所定の圧力より低いときは、前記ソレノ
イド弁及び前記比例ソレノイド弁が開かれるとともに、前記比例ソレノイド弁によって前

10

20

記ガス供給ラインの流量が決定され、

前記ガス供給ラインの圧力が所定の圧力を超えるときは、前記ソレノイド弁が閉じられるとともに、前記ソレノイド弁を通過したガスの圧力が所定の圧力を超える場合には、前記排気ソレノイド弁が開いてガスの一部を放出する、自動煙排出および送気装置。

【請求項 2】

前記真空ポンプが作動モードにある場合には常に、前記送気器からの前記ガスの流れを制御するための少なくとも 1 つのセンサをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記ガス加温器は、前記送気器からのガス流量が多い場合には、該ガスをより高温に上昇させ、該送気器からの該ガス流量が少ない場合には、該ガスをより低温に低下させる、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 4】

前記真空ポンプによって生成される真空レベルを感知するための真空センサをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記真空センサは、前記真空レベルが高過ぎて、閉塞が存在することを示す場合には、前記真空ポンプを停止することが可能である、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記体腔内の実際の圧力を感知するための圧力センサをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 7】

前記圧力センサは、前記実際の圧力が高過ぎる場合には、該実際の圧力が正常レベルに戻るまで、ガスが前記体腔から除去されるように、前記自動的に調整するための手段を作動停止し、かつ、前記真空ポンプを作動することが可能である、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記送気器を停止するための少なくとも 1 つの弁をさらに備える、請求項 6 に記載の装置。

【請求項 9】

体内の圧力が前記所望の圧力から外れる場合に作動される可聴警報および視覚警報のうちの少なくとも 1 つをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、腹腔への送気と、外科的手技中に行われる煙排出の結果として腹腔から除去されるガスの置換とのための手段を有する、外科的手技用の自動煙排出器システムに関する。より具体的には、本発明は、送気器 (insufflator) 手段を有する自動煙排出器に関し、送気器手段は、最初に腹腔内を所望の圧力で満たし、次いで、煙排出器によって除去されるガスを、同じ流速でかつ煙排出器が作動されるのと同時に置換する。

【背景技術】

40

【0002】

特許文献 1 に記載される装置は、外科的手技中に腹腔から煙と共に、正確な量のガスを除去することが可能である。除去されるガスの流量は、正確に調整され得、使用される送気器の潜在能力によって決定される。送気器は、煙排出器で除去されるものと同じ量のガスを、迅速かつ効率的に置換することが可能である。

【0003】

この設計は正常な状態では非常に良く機能するが、その一方で、腹圧を維持するために煙排出器流量が非常に低くならないために、送気器が低流速を有する多くの場合には、効率が低下する。別の不具合点は、市場で入手可能な送気器は、煙排出器によって除去されるガスと関連する圧力の降下と、調整された圧力と腹膜圧力との間の差が小さい

50

ときにはガスをより低速で作動させて送気する指示 (l e a d s) とに反応するという事実起因する。したがって、従来技術における送気器は、流量が増加して有用となるために、圧力のより大きな降下を必要とした。しかしながら、圧力の大きな降下は、腹膜の崩壊をもたらし、それは手術を行う際に非常に危険である。

【0004】

現在市場で入手可能な送気器は、ガスが管を通して流れている間に腹膜中の圧力を測定できないために、ガスの間欠流を送達する。さらに、煙排出器からの吸引が連続的であるために、この間欠流は不具合である。

【0005】

前述の全ての不具合点があっても、特許文献1に記載される自動煙排出器によって行われる煙排出は非常に役立ち、比較的効率的であり、当時市場に存在していた全ての腹腔鏡的煙排出器よりも優れていた。それにもかかわらず、説明された不具合点の一部を克服するために設計の改良が必要であり、これらの改良が本発明の対象である。

10

【0006】

本発明では、増加した効率および多くの患者安全機能を有する、新規で改良された煙排出器が記載される。本発明で提示される煙排出器は、安全かつ効率的に腹膜から送気ガスを除去し得る。このことは、痛みおよび不快感が、腹膜中に残されるCO₂ガスの患者組織による低速吸収によるものであるために、腹腔鏡の手技と関連する痛みおよび不快感を低減または排除する。

【0007】

20

煙排出器はまた真空センサを有し、真空センサは、患者組織が器具に捕らえられた場合には煙排出器を止め、かつ組織が解放されると煙排出器をオンにする。それはまた、フィルタが汚れてその効率が低減するときには、「フィルタ交換」警告指示器を点灯させる。

【0008】

煙排出器はまた、腹圧が危険な限度に到達した場合には、煙排出器を自動的にオンにする、圧力センサを有する。患者体内の過剰圧力は、致命的となり得る塞栓症を引き起こし得るために、これは非常に重要な機能である。煙排出器が送気手段を含む場合には、新規の圧力センサが装置の送気部分に使用され、腹圧を決定する。

【0009】

上記のように、特許文献1に記載される腹腔鏡的煙排出器の欠陥の1つは、送気器が常に煙排出と歩調を合わせることができなかったことである。本発明の設計では、煙排出器に追加された送気器を有することによって、その問題は完全に解決され、送気器は、最初に所望の圧力で腹膜に送気するほかに、煙排出器によって排除されるガスの量を正確に同じ流量で正確に同時に自動的に置換し、その結果として腹膜は、外科医によって選択された同じ圧力を保ち続ける。煙排出器／送気器の組み合わせが正しく動作するために、煙排出器は完全に自動化されなければならない。言い換えれば、煙排出器は、外科装置レーザまたはESUが作動されたときにのみ起動し、同時に、外科装置の動作が停止された直後に動作を停止しなければならない。そうでなければ、煙排出器が連続的に機能する場合には、送気器は連続的にガスを置換しなければならない、それは過剰な廃棄ガスをもたらし、一般的にはCO₂であるそのガスで手術室が満たされる。

30

40

また、過去には、再循環器が使用され、煙を排除するために送気器に取り付けられた。再循環器は、腹部からガスを吸引し、煙をろ過して、それを腹部に戻す。しかしながら、再循環器は多くの欠陥を提示し、患者の体内で過剰圧力状態を作り出しやすい。本発明に関する上記の安全機能のうちのどれもが、再循環器にはないものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】米国特許第5, 199, 944号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0011】

本発明の主要な目的は、調整可能で正確な流量と、煙排出器が作動されたときにのみ開くソレノイド弁とを有する、腹腔鏡的手技用のさらに改良された煙排出器を提供することである。ソレノイド弁は、通常はガスが逃げないように閉じられている。これは、腹圧が容易に維持され得るために必要である。

【0012】

本発明の別の目的は、腹圧を監視するための圧力センサを有する煙排出器を提供することである。腹圧がある事前選択されたレベルを超える場合には、煙排出器が自動的にオンになり、それによって圧力を安全なレベルに低減する。患者が煙排出器に取り付けられていない場合には、同じ圧力センサが、スタッフに警告するために使用される。センサはまた、別個の送気器が煙排出器に取り付けられる場合には、送気器のために腹圧を監視するために使用され得る。

10

【0013】

器具が組織または別の要素で妨害または閉塞された場合に煙排出器をオフにする、真空センサを有する煙排出器を提供することが、本発明のなおも別の目的である。

【0014】

最初に、安全に腹腔に送気し、次いで、煙排出器によって除去されるガスの量をガスが煙排出器によって除去されるのと同じ速度で置換するために送気器を同時に使用することによって、所望のレベルに維持されるように圧力を監視する、送気潜在能力を有する煙排出器を提供することが、本発明のさらに別の目的である。

20

【0015】

本発明の別の目的は、高流速用のガス加温器を提供することである。加温温度はガス流速に依存し、流速に直接的に比例する。流速が高くなればなるほど、温度は高くなる。

【0016】

本発明で記載される煙排出器は、別個のユニットとして使用され得、かつ使用され、その一方で、本発明の煙排出器部分で説明される圧力はまた、送気器に対する主要圧力センサとして使用されるために、本発明で記載される送気器は、本発明で記載される煙排出器に含まれずには使用できないことを記述することは重要である。この圧力センサなしには、送気器は機能しない。

【0017】

改良された患者安全機能を有する高流量送気器を提供することが、本発明のなおも別の目的である。

30

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明の一実施形態に従って、開腹的手技および／または腹腔鏡的手技において、手術部位から煙および破片を除去するために必要な真空を提供するための真空ポンプ手段と、外科装置が作動されるときにポンプの作動および作動停止を制御するためのポンプ制御手段とを組み合わせる、開腹的手技および内視鏡的／腹腔鏡的手技用の自動煙排出器ユニットシステムおよび装置が開示される。

【0019】

ポンプ制御は、外科装置の作動が停止された後に数秒間ポンプを作動させておく、オフタイム遅延機構と接続される。停止のためのタイム遅延期間は、調整ポットによって調整され得る。オフタイム遅延は、レーザが作動されるときにオフタイム遅延を作動するレーザセンサと接続される。ESUセンサは、ESUが作動されるときにオフタイム遅延を作動する。手動スイッチはセンサを迂回し、スイッチがオンのときに煙排出器を作動する。

40

【0020】

自動煙排出器システムおよび装置はまたソレノイド弁を備え、ソレノイド弁は、高流速で行われる開腹的手技のために煙排出器が作動されるときに、流路を開く。第2のソレノイド弁が、煙排出器が腹腔鏡的手技のために作動されるときに開く。

【0021】

50

腹腔鏡的流量に対する流量センサは、煙排出器が作動されるときに正確な流速を示し、煙排出器が送気器機能と共に使用されるときに、さらなる機能を示す。このことは、第2の実施形態を参照して詳しく説明される。

【0022】

本発明の自動煙排出器システムおよび装置はまた、継電器を作動する第1の比較器に接続される圧力センサを備え、継電器に対する接点が閉じると、真空ポンプを作動するための信号を送信する。このことは、圧力センサによって測定される圧力が、第1の比較器の他の側と関連して設定される最大限度（これが基準電圧である）を超えるときにのみに起こる。

【0023】

10

第2の比較器は、圧力が存在しないときに識別する。圧力センサは、第2の実施形態で提示される送気器と共に使用されるときには、さらに多くの機能を有する。真空センサは、第2の比較器の片側に接続され、この比較器の出力は、調節可能なオフタイム遅延に接続され、オフタイム遅延の出力は、継電器に接続される。真空レベルが高過ぎて閉塞が存在する場合には、継電器の接点は真空ポンプをオフにして、ソレノイド弁を閉じる。第2の比較器の他の側は、流量および真空レベル調整器に接続される。これもまた、第2の実施形態ではより多くの機能を有する。

【0024】

第1のフィルタ手段がまた、煙排出器を使用して排出される煙および破片をろ過するために含まれ、流体が真空ポンプに到達することを防ぐために、流体トラップが存在する。第1のフィルタは管を通して、およびソレノイドを通して真空ポンプの片側に接続される。ガスおよび臭気をろ過するための第2のフィルタが、真空ポンプの出力側に配置される。

20

【0025】

本発明のさらに別の実施形態に従って、第1の実施形態で説明された煙排出器と同一の自動煙排出器手段と、最初に腹腔内を所望の圧力で満たし、次いで、煙排出器によって除去されるガスを同じ流速および煙排出器が作動されるのと同時に自動的に置換する、送気器手段とを組み合わせる含む、自動送気手段を有する自動煙排出器システムおよび装置が提示される。

【0026】

30

送気手段は、加圧下のガス源と、ガスタンク中に存在する粒子および細菌を阻止するための高圧フィルタ手段と、ガスタンク中に存在するガスの量を測定する高圧センサと、圧力を作動圧力にまで低下させるための圧力調節器とを備える。さらに、ガスは、安全ソレノイドを通過する。安全ソレノイドは、患者の腹圧が調整された最大圧力を超える場合には、ガス流を停止する。

【0027】

本発明の自動送気手段を有する自動煙排出器システムおよび装置は、ガス圧力が圧力調節器において調整される圧力を超える場合にガスを逃がす、機械的逃がし弁をさらに備える。この安全対策は、圧力調節器の故障または圧力調節器に対する調整器の故障の場合に、作動圧力の増加から患者を保護するためのものである。機械的逃がし弁から、ガスは比例ソレノイド弁を通過する。比例ソレノイド弁は、流量調整によって、または煙排出器流量計の流速によって調整されるときに、患者に送達される正確な流速を調整する。したがって、煙排出器が作動されるときに、送気器は、煙排出器によって除去されるガスを効率的に置換するために、煙排出器がガス、煙、および破片を除去している正確な流速で、ガスを同時に送達する。

40

【0028】

比例ソレノイド弁はまた、圧力が所望の調整された圧力を超えるとき、または送気器流量が煙排出器流量よりも高い場合には、完全に閉じることによって安全上の役割を有する。さらに、排気ソレノイド弁が、圧力が所望の所定圧力よりも上昇した場合、または送気器の流量が煙排出器の流量よりも高い場合には、ガスを逃がす。したがって、ソレノイド

50

は圧力のバランスを保つ役割を有する。この排気ソレノイド弁が最初に作動されるものとなり、圧力がなおも上昇している場合に限り、比例ソレノイド弁が完全に閉じる。圧力がなおも上昇している場合には、煙排出器が自動的に作動され、その結果として、塞栓症の危険を低減するためにガスが能動的かつ急速に除去される。これは、この装置に特有の安全機能である。

【0029】

さらに、送気器の実流速を表示する流量計が、ラインの中に置かれる。また、この流量計によって測定される流速は、煙排出器からの流量計の測定値と連続的に比較され、その結果として、送気器の流速が煙排出器の流速よりも高い場合には、上記の安全機能が即時に作動する。送気器に対する流量計はまた、流量レベルに比例する信号をガス加温器に送信することによって、ガス温度を制御する。

10

【0030】

針が使用される場合にのみ、患者圧力センサが患者の腹圧を測定する。これはまた、腹膜中の針の位置を見つけるためにも役立つ。送気ライン上の圧力センサは、送気流がないときにのみ、通常使用での能動的役割を有する。これは、ガスが送気管を通して流れている間には、ラインの抵抗がより高い圧力を作り出し、実際の腹圧のひずんだ測定値を生じることによって、たとえ腹圧がなくても過剰圧力のために送気をオフにするという事実によるものである。この状況においては、送気中の圧力測定値の能動的役割は、煙排出器に対する圧力センサによって果たされる。したがって、本出願で記載される送気装置は、独立型ユニットとしては使用され得ず、第1の実施形態で記載されたように、自動煙排出器システムおよび装置と組み合わせてのみ使用され得る。

20

【0031】

自動送気手段を有する自動煙排出器システムおよび装置を対象にする本発明の第2の実施形態は、任意の従来のガス加温器設計とは異なるガス加温器をさらに備え、なぜならば、ガス加温器の温度が正確な温度によってではなく、ガス流速によって自動的に調整されるからである。ガス加温器はその温度を維持するために、オンとオフとを切り替える。既存のガス加温器設計では、ガスは、ガス流速にかかわらずある温度まで温められる。しかしながら、ガスの流速が高くなればなるほど、腹腔中で消費されるときにガスが冷たくなるために、そのシステムは適切ではない。したがって、既存のガス加温器において温度があまりにも低く調整された場合には、ガス温度の降下が増加し、結果として生じる低温が組織を凍結させる可能性がある。他方では、温度が高流速に対して十分に高い場合には、ガスの膨張がはるかに低い低流量範囲では、温度の降下が十分に大きくならないために、ガスが熱くなりすぎて、患者をやけどさせる。

30

本発明のガス加温器設計では、流速自体がガス温度を調整する。流速が高くなればなるほど、ガス加温器の温度は高くなり、流速が低くなればなるほど、ガス加温器の温度は低くなる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】図1は、本発明の自動煙排出器および送気システムならびに装置の、第1の実施形態の基礎的概略図を表す。この実施形態は、特殊安全機能を有する独立型装置として提示される。

40

【図2】図2は、患者の腹腔内の適切なガス圧力を維持するための自動送気器手段を有する、図1で示される本発明の自動煙排出器および送気システムならびに装置の、第2の実施形態の基礎的概略図を表す。

【発明を実施するための形態】

【0033】

図1は、自動煙排出器および送気システムならびに装置10を図示する。システムおよび装置の設定と操作の正確な順序は、本発明のこの第1の好適な実施形態の詳細な説明の中で後述される。

【0034】

50

システムおよび装置の設定から開始して、ユニットは、オンスイッチ 1 2 においてオンにされ、このオンスイッチは、外科的手技が開腹的であるか、または腹腔鏡的であるかに応じて高または低に設定され得る。オンスイッチ 1 2 は、腹腔鏡的手技に対しては低位置に設定され、低ライト 1 4 が照明される。第 1 の継電器 1 6 は作動されず、そのために接点は通常の高位置にとどまり、接地信号が第 1 の接点 1 6 a に存在する。接地信号は、第 1 のソレノイド弁 1 8 の接地側に送信される。3 方向の第 2 のソレノイド弁 2 0 は、第 1 の配管 2 2 に対して通常閉であり、第 2 の配管 2 4 に対して通常開である。第 1 の継電器 1 6 の第 2 の接点 1 6 b が開いている結果として、第 2 のソレノイド弁 2 0 の接地側が開いているために、3 方向の第 2 のソレノイド弁 2 0 はこの位置で、かつこのモードを維持する。

10

【0035】

第 1 の継電器 1 6 の第 3 の接点 1 6 c は閉じられており、その結果として、棒グラフ 2 6 の低流速側に信号が送信され、流量調整ポット 2 8 の第 2 の部分がある流速に設定されると、棒グラフ 2 6 は、煙排出器が機能する流速を反映する。二重調整ポット 2 8 の第 1 の部分は、調整された流量信号を第 2 の継電器 3 0 の第 2 の接点 3 0 b に送信する。

【0036】

レーザおよび E S U センサ（図示せず）は、互いに並列である第 1 および第 2 の接点 3 2 a、3 2 b にそれぞれ接続される。手動スイッチ 3 4 は、センサを迂回することができ、それによって自動煙排出器システムおよび装置 1 0 が、手動で作動されることを可能にする。レーザまたは E S U ユニットが作動されるときには、そのそれぞれのセンサは、オン信号をオフタイム遅延 3 6 に送信する。調整二重ポット 3 8 は、レーザまたは E S U ユニットの作動が停止されてオン信号が除去された後に煙排出器が継続して動作する時間である、オフタイム遅延 3 6 を調整する。これは、全ての煙がフィルタに到達し、いかなる煙もが配管に閉じ込められていないことを確実にするために必要である。調整二重ポット 3 8 の第 2 の部分は、調整された遅延時間を表示する第 1 の表示部 4 0 を制御する。

20

【0037】

信号が、オフタイム遅延 3 6 から第 2 の継電器 3 0 に送信され、第 2 の継電器 3 0 が次いで作動される。第 2 の継電器 3 0 は、通常開である第 1 および第 2 の接点 3 0 a、3 0 b を有する。第 2 の継電器 3 0 が作動されると、第 1 および第 2 の接点 3 0 a、3 0 b は閉じて、通常閉の第 3 の継電器 4 2 の中の第 1 および第 2 の接点 4 2 a、4 2 b を通して信号を送信する。信号は、第 1 のソレノイド弁 1 8 および第 2 のソレノイド弁 2 0 の両方まで持続するが、接地が第 1 の継電器 1 6 の第 1 の接点 1 6 a から受信され、第 2 のソレノイド弁 2 0 は第 1 の継電器 1 6 の第 2 の接点 1 6 b における開いた接地を有するために、第 1 のソレノイド弁 1 8 のみが作動される。

30

【0038】

第 1 のソレノイド弁 1 8 を開くことによって、第 3 の配管 4 4 および流量計 4 6 を通る流れが開かれる。同時に、第 2 の継電器 3 0 の第 2 の接点 3 0 b が閉じ、第 3 の継電器 4 2 の通常閉の第 1 および第 2 の接点 4 2 a、4 2 b を通して、流量調整ポット 2 8 からの調整された流量信号をポンプ制御 4 8 に送信し、それによって、流量調整ポット 2 8 によって調整された正確な流速でポンプ 5 0 をオンにする。

40

【0039】

第 4 の継電器 5 2 は、通常位置で閉じられた接点（L）を有し、その結果として、流量計 4 6 が、流速測定値を第 2 の表示部 5 4 に送信する。

【0040】

これで、流れのラインは、腹腔鏡的手技に対する低流量側を通り開いている。流れの方向は下記の通りである。

【0041】

ポンプが作動され、第 1 および第 2 のソレノイド弁 1 8、2 0 が開くと、真空ポンプ 5 0 によってフィルタ 5 6 に吸引が加えられる。煙、破片、およびときには偶然に流体を含むガスは、配管を通して患者から吸い込まれ、流体に対する流体トラップを有する U L P

50

Aフィルタ５６に到達する。煙はフィルタ５６によってろ過され、清浄ガスは、第１の配管２２を通過してＹコネクタ５８に達し、次いで流量計４６を通過する。清浄ガスは、継続して第１のソレノイド弁１８を通過し、３方向の第２のソレノイド弁２０の通常開いている側を通過してポンプ５０に向かい、次いでガスおよび臭気をろ過するガスフィルタ６０を通過する。これが、腹腔鏡的模式での正常状態の間に、本発明の第１の実施形態が機能する方法である。

【００４２】

組織が閉じ込められたり、または任意の種類閉塞状態が出現した場合は、真空センサ６２がそれを検出し、閉塞または障害状態レベルが調整ポット６４ａによって調整される限度（基準値）よりも高い場合には、第１の比較器６４に信号を送信する。第１の比較器６４は、第２のオフタイム遅延６６にオン信号を送信し、次いでオフタイム遅延６６から信号が、可聴および視覚警報６８と、通常閉である接点４２ａ、４２ｂを開く第３の継電器４２とに送信され、それによって、ポンプ５０を停止して第２のソレノイド弁２０を閉じる。

10

【００４３】

同じ真空センサ６２が信号を、より低い真空レベルに対して調整される調整ポット７０ｂの基準を有する第２の比較器７０に送信する。このことは、煙粒子の充満の結果としてフィルタ５６の抵抗が増加すると、「フィルタ交換」ライト７２をオンにする。このことは、効率が低下している場合にフィルタ５６を継続して使用しないことを確実にする。いっばいに詰まった後にフィルタ５６が交換されなければ、フィルタ５６の抵抗がより高いレベルに到達して閉塞として読み込まれるために、システムおよび装置１０はその後間もなく停止する。

20

【００４４】

腹圧が高過ぎる場合には、圧力センサ７４が信号を、第３の比較器７６に送信する。圧力が、調整ポット７６ａによって調整される安全な圧力限度（基準値）よりも高い場合には、過剰圧力信号が第２の可聴および視覚警報７８と、第５の継電器８０とに送信され、その結果として、通常開の接点８０ａが閉じて、オン信号をオフタイム遅延３６に送信する。ポンプ５０がオンになり、第２のソレノイド弁２０が開き、腹腔内からのガスは、圧力が安全なレベルになるまで吸引されることが可能となる。

【００４５】

30

患者への管が取り付けられていなければ、圧力がゼロになるので、同じ圧力センサ７４が、管が患者に取り付けられているかどうかを検知するために使用される。管が患者に取り付けられているときには、圧力が存在し、それは第４の比較器８２に信号を送信する圧力センサ７４によって読み込まれる。最小圧力は、調整ポット８２ａによって調整される。圧力がゼロのときには、圧力なしライト８４がオンである。圧力センサ７４によって感知される圧力が、調整ポット８２ａによって設定されるレベルより高いときには、圧力なしライト８４はオフになる。

【００４６】

高流速モードでは、オンスイッチ１２は、高ライト８６位置になる。第１の継電器１６が通電され、接点は、第２および第４の接点１６ｂ、１６ｄにそれぞれ切り替わる。第２の接点１６ｂは、第２のソレノイド弁２０に接地を置き、第１のソレノイド弁１８から接地を除去し、その結果として、煙排出器が作動されると、第２のソレノイド弁２０が第１の配管２２の流れを開き、第３の配管４４の流れを閉じる。接地が除去されるために、第１のソレノイド弁１８はまた、閉じられたままとなる。調整された流速ははるかに高くなり、これは、ここでは第１の継電器１６の第４の接点１６ｄから通電される棒グラフ２６に反映される。

40

【００４７】

第４の継電器５２は、接点を（Ｈ）に変えて、Ｆ／Ｖ変換器８８を通して流速を読み取る。本発明は、流速を読み取る２つの方法を提示する。１つの方法は、流量計４６を通して流速を読み取ることで、他の方法は、ポンプの回転によって送達される周波数を読み取

50

ることによって流速を読み取ることである。両方法とも、同時にまたは別々のいずれかで、使用され得る。これは、本発明の目的から逸脱しない。

【0048】

高流速モードに関する上記の差異は、開腹的外科的手技用の本発明の高流速モードと、腹腔鏡的外科的手技用の本発明の低流速モードとの間の差異のみである。他の全ては、両モードで同一であり、それ故に反復されない。1つの例外は、開腹的外科的手技については維持しなければならない腹圧がないために、圧力センサ74が開腹的外科的手技では使用されないことである。

【0049】

図2は、患者の腹圧が腹腔鏡的外科的手技の全体を通して維持されることを可能にする、本発明に従った送気手段を有する自動煙排出器システムおよび送気ならびに装置を図示する。

10

【0050】

第2の実施形態の煙排出器および送気システムならびに装置部分は、第1の実施形態に関して図1に表されたものと同一である。それ故に、煙排出器および送気システムならびに装置に関する第2の実施形態の詳細な説明は、反復されない。その代わり、送気手段に関するシステムおよび装置のみが説明される。腹腔鏡的外科的手技のために患者で使用されるとき、装置全体の設定および機能が説明される。

【0051】

患者は、上記のように、煙排出のために配管を通してフィルタ56に接続される。図2で示される第2の実施形態の、煙排出器側の設定および機能は、図1で表されるものと同一である。送気側を見ると、患者は、管を通して送気のための第2のフィルタ100に取り付けられる。ガスタンク102が設置され、弁が開かれて、高压側が作動される。第3のフィルタ104が高压側でガスをろ過し、その結果として、破片が装置に進入し、患者の体内に移送されることはない。送気圧力センサ106は、ガスタンク圧力を読み取り、体積表示部108にタンク102中のガスの体積を示す。

20

【0052】

最初に、送気は、作動カニューレを導入するために患者を安全に準備させるために、針を通して行われる。このとき、煙排出器側は、それを取り付ける場所がないために、取り付けられない。したがって、真空圧力センサ74は圧力を読み込むことができず、最初の送気に使用することができない。

30

【0053】

操作者が針に通常モードで送気器の使用を試みる場合には、真空圧力センサ74におけるゼロ圧力が、第4の比較器82を通して圧力なしライト84を作動させる。同時に、信号が、第6の継電器110の通常閉の接点110bを通して、第7の継電器112に送信され、それは通常閉の接点112aを作動させる。第5の比較器118を通して圧力調整116によって送信される信号が妨げられるために、比例ソレノイド114は開かない。通常開の接点112bが閉じて、信号は、視覚警告120および可聴警報122に送信され、信号は音声メッセージとなって、人員に針位置に切り替えるように警告し得る。この安全要因は、有効な圧力センサ74が患者に接続されていないために、過剰圧力状態が起

40

【0054】

正しい使用中には、送気スイッチ124は針位置に切り替えられる。このことは、第8の継電器126および第6の継電器110を作動させ、同時に、第6の継電器110が、通常閉の接点110bを開き、圧力センサ74からの圧力なし信号84は第7の継電器112に到達できず、故に警報状態は読み込まれない。同時に、1回のみ電源を入れるショット128が作動され、単純パルス信号がラッチ継電器130に送信され、それは、通常開の接点130aを閉じて、他の接点上で接点130bから130cに切り替える。OPAMP 132が、ラッチ継電器130の接点130cを通して、比例ソレノイド弁114に信号を送信し、その結果として、非常に少ない流量のガスが放出される。この低流

50

速は、ライン中の最小抵抗を読み取るが、しかし、針が腹腔内にない限り、それは閉塞を示し、圧力センサ 1 3 4 がそれを読み取る。信号は、今は閉じられているラッチ継電器 1 3 0 中の接点を通して、第 6 の比較器 1 3 6 に到達する。第 6 の比較器 1 3 6 は、トランジスタ 1 3 8 を通して、通電はするが作動しない特殊タイマ 1 4 0 に信号を送信する。同時に、視覚標識が、針が腹壁を貫通したが、安全な送気のために腹腔内に到達していないことを示す。針が押し進められると、針は腹腔内に到達する。閉塞状態は除去され、タイマ 1 4 0 からの入力信号は停止する。警告ライトはオフになり、タイマ 1 4 0 はラッチ継電器 1 3 0 の他の側で送達されるパルスに伴って作動し、接点 1 3 0 a を開き、かつ接点 1 3 0 c を接点 1 3 0 b に切り替える。このことは、針送気のための差動増幅器 1 4 2 と比例ソレノイド 1 1 4 との間の接続を確立する。この流速は、以前の流速よりもはるかに高くなるが、しかし、通常機能している状態での最大流速よりも小さい。

10

【0055】

前述のように、送気器スイッチ 1 2 4 が針位置にあるときには、第 8 の継電器 1 2 6 が作動される。したがって、接点 1 2 6 b は 1 2 6 a に切り替えられ、差動増幅器 1 4 2 を通して流量調整 1 4 4 と比例ソレノイド 1 1 4 とが接続されるために、最大流速は正常状態よりもはるかに低くなる。また、通常開の接点 1 2 6 c が閉じて、パルスタイマ 1 4 6 に信号を送信し、それは次に、通常閉の接点 1 4 8 a と通常開の接点 1 4 8 b との間で交互に開閉する第 9 の継電器 1 4 8 に、交互にオン信号およびオフ信号を送信する。

【0056】

接点 1 4 8 a が閉じているときには、第 5 の比較器 1 1 8（圧力が圧力調整 1 1 6 によって調整される圧力以下である限り、信号を送信する）からの信号は、通常閉の接点 1 1 2 a、4 2 b、および第 10 の継電器 1 5 0 を通して、比例ソレノイド 1 1 4 のオン／オフに信号を送信し、それをオンにする。接点 1 4 8 a が開いているときには、比例ソレノイド 1 1 4 が閉じて、圧力センサ 1 3 4 が腹圧を測定することを可能にする。接点 1 4 8 a が開いているときには、接点 1 4 8 b は閉じられ、圧力測定値を、圧力を制御するために第 5 の比較器 1 1 8 に、安全のためにそれぞれ第 7 および第 8 の比較器 1 5 2 および 1 5 4 に、また圧力表示部 1 5 6 に送信する。接点 1 4 8 b が開いているときには、閾値 1 5 8 は、接点 1 4 8 b が開かれる前の最後の測定値を維持する。

20

【0057】

腹膜圧力が所望の圧力に到達すると、カニューレが設置され、煙排出器の管も取り付けられる。圧力センサ 7 4 が作動されて、「患者なし」ライト 8 4 がオフになる。

30

【0058】

送気器スイッチ 1 2 4 は「正常」に切り替えられ、第 6 の継電器 1 1 0 および第 8 の継電器 1 2 6 は作動停止し、接点の位置は図 2 で示される通りである。

【0059】

所望の圧力は、圧力調整 1 1 6 によって調整される。信号は、第 5 の比較器 1 1 8 の基準値となる。信号はまた、第 7 および第 8 の安全比較器 1 5 2 および 1 5 4 の基準値ともなる。正常状態下では、比較器の活動側は、通常閉の第 11 の継電器 1 6 0 の接点および通常閉の第 6 の継電器 1 1 0 の接点を通して、圧力センサ 7 4 から来ている。圧力センサ 7 4 における圧力が圧力調整 1 1 6 によって設定される圧力より低いときには、第 5 の比較器 1 1 8 は、コレクタに接地を置くトランジスタ 1 6 2 のベースに信号を送信する。接地信号は、通常閉の第 7 の継電器 1 1 2 の接点 1 1 2 a を通過し、次いで、第 3 の継電器 4 2 の通常閉の接点 4 2 b を通過し、次いで、通常閉の第 9 の継電器 1 4 8 の接点 1 4 8 a を通過し、最終的に、通常閉の第 10 の継電器 1 5 0 の接点を通して、それは、比例ソレノイド弁 1 1 4 を開く。これから送達されようとする流量は、第 12 の継電器 1 6 4 の通常閉の接点 1 6 4 a を通して、第 8 の継電器 1 2 6 の接点 1 2 6 b を通して、次いでラッチ継電器 1 3 0 の接点 1 3 0 b を通して、流量調整 1 4 4 から比例信号を受信することによって、同じ比例ソレノイド弁 1 1 4 によって決定される。同時に、故障状態が存在していないために、ソレノイド 1 6 6 がまた、通常閉の継電器接点 1 6 8 a からの接地によって通電されて開かれる。ソレノイド 1 6 6 のこの通常開の状態はまた、安全上の理由か

40

50

らでもあり、その結果として、エネルギーが不注意に損失される場合には、ソレノイド 166 の正常位置が閉じられる。この安全機能は、「フェイルセーフ」と呼ばれる。上記のものは、本発明の送気手段が患者にガスを提供するために作動する方法の説明である。

【0060】

患者へのガス流が開始すると、それは、圧力を所望の作動圧力に低下させる正確な圧力調節器 170 を通過する。以前に示されたように、ソレノイド 166 は通常閉じているが、送気器がオンで、かつ状態が正常であるときには、ソレノイド 166 は通電される。圧力が調整された圧力を超える場合には、ソレノイド 166 はオフにされ、第 8 の比較器 154 がトランジスタ 172 を作動させ、それは次に、接地が除去されてソレノイド 166 が閉じられると、第 13 の継電器 168 の接点 168 a を開く。ソレノイド 166 はまた、圧力センサ 74 が高い圧力を登録して第 8 の比較器 154 が作動できない場合には、閉じる。次いで、第 3 の比較器 76 が、第 5 の継電器 80 の接点 80 b に通電し、それは次に第 13 の継電器 168 に通電する。接点 168 a が開き、それによって閉じることとなるソレノイド 166 から接地を除去する。

10

【0061】

流れは、ソレノイド 166 から機械的圧力逃がし弁を通過し、それは、圧力が圧力調節器 170 において調整された圧力を超える場合には、流れを外側に放出する。流れは、ソレノイド 174 から、その機能が既に上記で説明されている比例弁 114 に流入する。

【0062】

次に、圧力が圧力センサ 74 および第 7 の比較器 152 における調整された圧力を超える場合には、排気弁 176 が開く。この第 1 の安全機能は、圧力が調整された圧力をわずかに超えるときに、ガスの一部を放出することによって、圧力のバランスを保つように設計されている。

20

【0063】

腹圧が調整された圧力よりも大幅に高い場合には、第 8 の比較器 154 が第 13 の継電器 168 を作動させ、ソレノイド 166 が閉じる。次いで、排気弁 176 が開いてガスを放出し、比例ソレノイド 114 が閉じられる。

【0064】

腹圧が危険な限界に到達する場合には、第 3 の比較器 176 が第 5 の継電器 80 の接点 80 a、80 b を作動させる。さらに、接点 80 a を閉じ、オフタイム遅延 36 を作動させることによって、煙排出器が作動され、ガスは腹腔から強制的に除去される。

30

【0065】

ラッチ継電器 130 が作動されるときには、ラッチ継電器 178 がまた作動される。両方の継電器は、作動のためにパルス信号のみを必要とし、継電器の動作を停止する別の信号が送達されるまで、接点を適切な位置に維持する。この場合、両方の継電器 130 および 178 は同時に作動され、ラッチ継電器 178 の接点 178 b は、過剰圧力に対する視覚および音声信号をオンにし、接点 178 a は、圧力センサ 134 を回路に導入する。このとき、送気器側にはガス流がないために、過剰圧力を除去するために煙排出器が使用されている間は、圧力センサ 74 は使用することができない。

【0066】

圧力センサ 134 は、接点 178 a、178 b が閉じられるように作動されるラッチ継電器接点 178 a を通して、有効な信号として第 9 の比較器 180 に、信号を送信することによって過剰圧力状態を監視する。基準信号は、圧力調整 116 から来る。したがって、圧力が低下して調整されたレベルに到達すると、第 9 の比較器 180 は、ラッチ継電器 178 の動作が停止されて接点 178 a が開いた後に、所定の秒数間信号の流れを維持するために、トランジスタ 182 およびタイムオフ遅延 184 を作動し、その結果として、圧力センサ 134 からの信号は利用できなくなる。

40

【0067】

同時に、第 13 の継電器 168 が作動停止され、全てが正常に近づく。ガス流は、流量計 186 を通過し、圧力センサ 134 を通ってガス加温器 188 に入る。ガスの温度は、

50

流量計 186 から受信される信号によって決定される。流速が高くなればなるほど、温度が高くなり、患者と同じ温度を維持する。ガス加温器 188 から、ガスは、フィルタ 100 を通り患者へと流れる。

【0068】

上記の送気器の機能は、正常および過剰圧力状態の両方に関し、ここで、煙排出器側は、圧力測定のために、および圧力が高過ぎる場合に煙排出器を能動的にオンにする安全のためにのみ使用される。

【0069】

患者の腹腔内が正常圧力であり、腹腔鏡的外科の手技が開始されようとしていると仮定する。腹腔鏡の手術のためにレーザまたは E S U が作動されるときに、コネクタ 32 にプラグで接続されセンサは、オフタイム遅延 36 を介して煙排出器をオンにする。流量は流量調整ポット 28 によって調整される。煙排出器が作動されるときに、第 11 および第 12 の継電器 160 および 164 がまた作動される。

10

【0070】

送気器流量調整 144 から来る第 12 の継電器 164 の接点 164 a は、接点 164 b に切り替わり、煙排出器流量計 46 から来る信号は、比例ソレノイド 114 を煙排出器と正確に同じ流速に調整する。同時に、流量計 46 および流量計 186 からの信号は、第 10 の比較器 190 によって比較され、それは、送気器流量が煙排出器流量よりもわずかに高い場合には、排気弁 176 をオンにする。送気器流量が煙排出器流量よりも大幅に高い場合には、第 11 の比較器 192 がまた、比例ソレノイド 114 を閉鎖する。第 12 の継電器 164 の接点 164 c が、第 7 の継電器 112 の通常閉の接点 112 a に接地を送達することによって、および正常機能を参照して説明されたものと同じ方法によって、比例ソレノイド 114 をオンにする。

20

【0071】

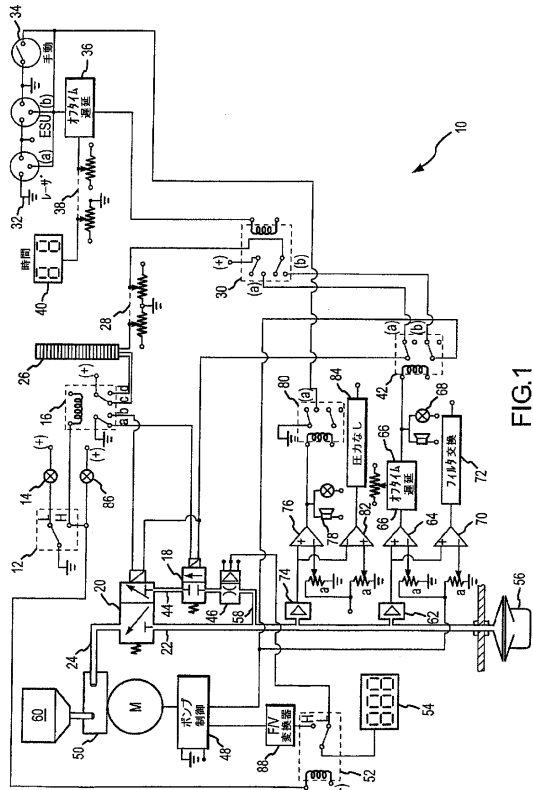
第 11 の継電器 160 が接点を開き、圧力センサ 74 は、煙排出器が作動されたときに圧力を読み込むことができないために、送気器から切り離される。煙排出において閉塞状態が存在するときには、真空センサ 62 が第 1 の比較器 64 に信号を送信し、比較器 64 からオフタイム遅延 66 が作動されて、それは次に第 3 の継電器 42 を作動する。接点 42 a が開くことによって、煙排出器ポンプを停止し、接点 42 b が開くことによって、接地を除去することによって比例ソレノイド 114 を作動停止する。同時に、視覚および可聴の閉塞警報 68 がオンになる。

30

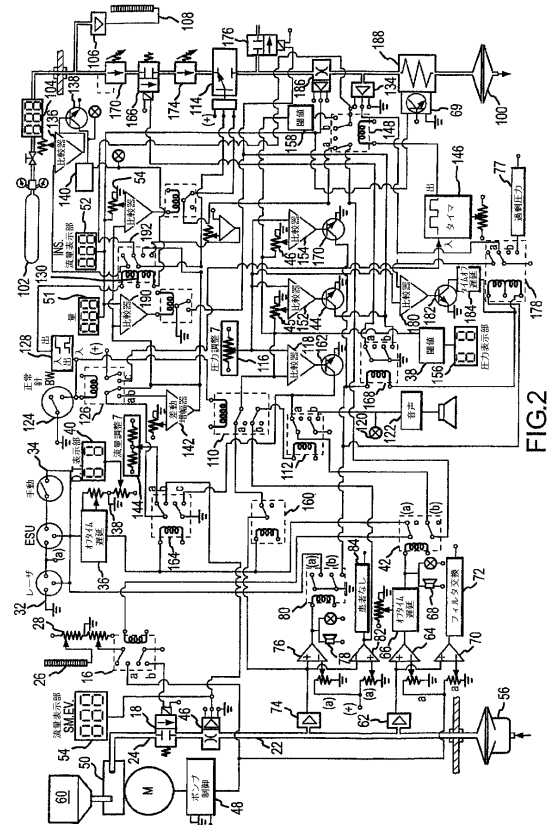
【0072】

本発明は、その好適な実施形態を参照して、具体的に図示および説明されてきたが、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、形態および詳細における前述のおよびその他の変更が行われ得ることが、当業者によって理解される。

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特開平05-329164 (JP, A)
特開平09-094252 (JP, A)
特開2005-245772 (JP, A)
特開2006-288754 (JP, A)
特開昭63-071245 (JP, A)
米国特許第05246419 (US, A)
米国特許第05098375 (US, A)
米国特許第05006109 (US, A)
米国特許第04207887 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 19/00
A61B 17/00
A61B 17/34

专利名称(译)	用于外科手术的自动排烟器和空气输送系统		
公开(公告)号	JP5829955B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2012055501	申请日	2012-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	I.C.医疗股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	眼睛，海，医药公司		
当前申请(专利权)人(译)	眼睛，海，医药公司		
[标]发明人	ヨハンコズメスク		
发明人	ヨハン コズメスク		
IPC分类号	A61B19/00		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B90/00		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	11/379406 2006-04-20 US		
其他公开文献	JP2012139519A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于腹腔镜手术的改进的排烟器，其具有可调节的精确流速，并且仅在排烟器被致动时打开电磁阀。注意：用于外科手术的自动排烟和吹气系统10包括真空泵50用于从患者的手术部位移除气体，烟雾和碎屑以及用于向患者的体腔供应气体的吹入器。自动排烟和吹气系统10具有用于监测腹压的压力传感器74。当腹部压力超过预先选择的水平时，排烟器自动打开，从而将压力降低到安全水平。

(21) 出願番号	特願2012-55501 (P2012-55501)	(73) 特許権者	508311248
(22) 出願日	平成24年3月13日 (2012. 3. 13)		アイ. シー. メディカル, インコーポ
(62) 分割の表示	特願2009-506473 (P2009-506473)		レイテッド
原出願日	平成18年8月30日 (2006. 8. 30)		アメリカ合衆国 アリゾナ 85029
(65) 公開番号	特開2012-139519 (P2012-139519A)		フェニックス ウェスト シャングリ ラ
(43) 公開日	平成24年7月26日 (2012. 7. 26)		ロード 2340
審査請求日	平成24年3月13日 (2012. 3. 13)	(74) 代理人	100096873
(31) 優先権主張番号	11/379, 406		弁理士 金井 廣泰
(32) 優先日	平成18年4月20日 (2006. 4. 20)	(74) 代理人	100155871
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 森廣 亮太
前置審査		(72) 発明者	ヨハン コズメスク
			アメリカ合衆国 アリゾナ 85022,
			フェニックス, ノース 22エヌディ
			ー ストリート 1449

最終頁に続く