

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4992724号
(P4992724)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

F I

A 6 1 M 16/00 3 0 5 C

A 6 1 M 16/00 3 5 5 A

請求項の数 23 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2007-557599 (P2007-557599)	(73) 特許権者	507293778
(86) (22) 出願日	平成18年3月2日 (2006.3.2)		コンセプト トゥー マニファクチャー
(65) 公表番号	特表2008-531164 (P2008-531164A)		デザイン オーシーディー リミテッド
(43) 公表日	平成20年8月14日 (2008.8.14)		イギリス国 ジーユー11 3エイチアー
(86) 国際出願番号	PCT/GB2006/050043		ル ハンプシャー, オールドーショット,
(87) 国際公開番号	W02006/092635		クロフト ロード, ガワー ハウス (番地
(87) 国際公開日	平成18年9月8日 (2006.9.8)		なし)
審査請求日	平成21年2月23日 (2009.2.23)	(74) 代理人	100077012
(31) 優先権主張番号	0504223.9		弁理士 岩谷 龍
(32) 優先日	平成17年3月2日 (2005.3.2)	(72) 発明者	タタレク, アンドリュウ
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		イギリス国 ジーユー11 3エイチイー
(31) 優先権主張番号	0519620.9		ハンプシャー, オールドーショット, ノ
(32) 優先日	平成17年9月27日 (2005.9.27)		ースブルック ロード 27
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	審査官	安田 昌司
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】呼吸用気体節約装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ユーザ供給管路において呼吸用気体の供給を受け入れるための入口とユーザに接続するための出口との間に接続される主制御バルブと、前記主制御バルブを予め定めた時間間隔に従って開閉するための手段と、ユーザによる吸入を検出すると前記主制御バルブを開放し、予め定めた持続時間にわたる気体パルスを送るよう前記主制御バルブを開閉するための手段をトリガするための検出手段とを備えた呼吸用気体のための空気圧式節約装置 (conserving device) であって、前記検出手段の動作を抑止するための手段と、前記検出手段の動作を前記気体パルスの前記出口への送出に続く予め定めた時間にわたって抑止するよう前記抑止する手段を制御するための遅延タイマ手段とを特徴とする空気圧式節約装置。

【請求項 2】

前記遅延タイマ手段が、検出遅延ボリュームと、前記ボリュームを加圧するための手段と、前記ボリュームを通気するための手段とを備える、請求項 1 記載の節約装置。

【請求項 3】

前記加圧する手段が、前記検出遅延ボリューム内へのフローを許容するが、逆方向へは許容しない一方向バルブを含む、請求項 2 記載の節約装置。

【請求項 4】

前記検出遅延ボリュームをユーザ供給管路から加圧するために、前記加圧する手段が前記主制御バルブの下流側の一点でユーザ供給管路へ接続される、請求項 2 または 3 のい

れか一項に記載の節約装置。

【請求項 5】

前記主制御バルブの下流側でユーザ供給管路へ接続される流量計測バルブをさらに含み、前記加圧する手段が前記主制御バルブと前記流量計測バルブとの間の一点でユーザ供給管路へ接続される、請求項 4 記載の節約装置。

【請求項 6】

前記遅延タイマ手段が内部に可動部材を有する円筒を備え、前記検出遅延ボリュームが前記円筒内の前記可動部材の片側に画定されるチャンバである、請求項 2 ～ 5 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 7】

前記円筒が、前記可動部材を前記検出遅延ボリュームの容量を減少させる方向に偏倚するための偏倚手段を含む、請求項 6 記載の節約装置。

【請求項 8】

前記可動部材がダイアフラムの形をとる、請求項 6 または 7 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 9】

前記可動部材がピストンの形をとる、請求項 6 または 7 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 10】

前記通気する手段が、気体の通過を抑制して前記検出遅延ボリュームの通気を遅らせる流量制限器を含む、請求項 2 ～ 9 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 11】

前記通気する手段が、前記ボリュームを大気へ通気するための通気管路を含む、請求項 2 ～ 10 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 12】

前記通気する手段が、前記ボリュームを前記主制御バルブ下流のユーザ供給管路へ通気するための通気管路を含む、請求項 2 ～ 10 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 13】

前記検出する手段が検出バルブを含み、前記バルブタイマ手段が、主制御ボリュームと、前記主制御ボリューム内の圧力レベルにしたがって前記主制御バルブを開閉するための手段とを備え、前記検出バルブが、前記検出する手段がユーザによる吸入を検出すると前記主制御バルブを開放してユーザへ気体を供給するために前記ボリューム内の圧力を急速に変化させるような方法で前記主制御ボリュームへ接続される、請求項 2 ～ 12 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 14】

前記検出遅延ボリュームを加圧するための手段が、ユーザによる吸入の検出に続いて前記主制御バルブが開放された後にのみ前記ボリュームを加圧する類のものである、請求項 13 記載の節約装置。

【請求項 15】

前記抑止する手段が、検出遅延バルブと、前記検出遅延ボリューム内の圧力が予め定めた第 1 のレベルを超えて上昇すると前記バルブを閉じ、また前記検出遅延ボリューム内の圧力が予め定めた第 2 のレベルより下に低下すると前記バルブを開放するための制御手段とを備える、請求項 13 または 14 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 16】

前記制御手段が、その移動に伴って前記検出遅延バルブを開閉するように配置された可動部材を備える、請求項 15 及び請求項 6 ～ 9 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 17】

前記検出する手段がさらに、検出ボリュームと、ユーザによる吸入に起因する陰圧を受けるよう前記検出ボリュームを接続するための手段と、前記検出ボリューム内の圧力が陰圧となりユーザによる吸入が示されると前記検出バルブを開放するための制御手段とを含

10

20

30

40

50

む、請求項 15 または 16 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 18】

前記接続する手段が前記検出ボリュームをユーザ供給管路へ接続する管路を備える、請求項 17 記載の節約装置。

【請求項 19】

ダブルチューブカニューレへ接続するための装置であって、前記接続する手段が前記検出ボリュームを前記ダブルチューブカニューレの一方のチューブへ接続するための手段を備え、出口がダブルチューブカニューレのもう一方のチューブへ接続される、請求項 17 記載の節約装置。

【請求項 20】

前記検出遅延バルブが、閉止時には前記検出バルブを隔離し、前記主制御ボリューム内の圧力変化を防止するように前記主制御ボリュームと前記検出バルブとの間へ接続される、請求項 15 ~ 19 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 21】

前記検出遅延バルブが、閉止時には前記検出バルブによるユーザ供給管路内の圧力の検出を防止するように、ユーザ供給管路と前記検出ボリュームとの間へ接続される、請求項 17 ~ 19 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 22】

前記抑止する手段が、前記検出遅延ボリューム内の圧力にしたがって前記検出バルブの動作を防止する第 1 の位置と前記検出バルブの動作を防止しない第 2 の位置との間を移動可能な抑止部材を備える、請求項 13 または 14 のいずれか一項に記載の節約装置。

【請求項 23】

前記抑止部材が前記可動部材に連結され、前記検出遅延ボリューム内の圧力変化に伴って前記可動部材が移動し、前記抑止部材をその第 1 の位置から第 2 の位置へ、またこの逆に移動させる、請求項 21 及び請求項 6 ~ 9 のいずれか一項に記載の節約装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、主として酸素である呼吸用気体の空気圧式節約装置に関する。

【背景技術】

【0002】

酸素療法は、空気中の酸素を補うために、様々な応用分野で使用されている。例には、以下が含まれる。

(i) 肺機能障害、例えば慢性閉塞性肺疾患 (COPD)、肺気腫、喘息の患者用。

(ii) 人が耐えられないほど酸素分圧の低い高所用。例えば、航空機内の酸素マスク、または高地登山で使用される装置。

(iii) 酸素量の追加が患者に対して治療効果を有する一般的な酸素療法治療用。

(iv) 患者が吸入可能な量のみ薬を送達することに利点があるネブライザとの併用。

【0003】

酸素療法治療用の従来の装置では、典型的には、流量計または固定オリフィスを通る気体を計量することにより、一定流量を供給する。酸素は、典型的には、レギュレータの出口に接続する管である鼻カニューレを介して患者の鼻孔へ、または口と鼻を覆うマスクへ送られる。

【0004】

酸素節約装置は、酸素の浪費を避けることにより、従来の酸素療法治療装置を改良しようとするものである。理想的な酸素節約装置は、吸入の開始時に約 0.5 秒間酸素を送ると、次の吸入が開始するまでそれ以上の酸素を送らない。これにより、肺胞にまで深く届く酸素のみが消費され、そうでなければ (呼気の間に送られるか、または単に気道及び気管へ入るだけで吐き出され、吸収されずに) 無駄になり呼気と共に失われる酸素が節約される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

このようにして酸素を節約することの利点は周知であり、酸素ポンプまたは他の供給源を約3倍長く持たせること、及び酸素療法に依存する人の移動範囲を拡大することが含まれる。また、ガス会社が送らなければならないポンプの数も減らすことができる。また、一定流量の装置と比較して、鼻腔組織が乾燥しにくいといった潜在的な治療上の有用性も存在する。

【 0 0 0 6 】

多くの電子制御式酸素節約装置が市販されているが、それらは、バッテリーを使用すること、温度範囲が限定されること、及び、かさばるために設計上単一のユニットとして圧力レギュレータに組み込むことが困難な傾向にあり、結果としてレギュレータと節約装置との間に加圧管を要する独立したユニットとなること、という欠点を有する。

10

【 0 0 0 7 】

節約装置の設計において克服すべき基本的な問題は、典型的な治療流量に対するカニューレの抵抗がおよそ100,000パスカルであるのに対し、吸入時の鼻における圧力降下が典型的には50パスカルであることによる。これは、一般的なシングルチューブカニューレを使用する場合、一旦フローが開始されると、鼻における圧力は小さすぎて前記装置では検出できないことを意味する。また、前記装置内の、吸入の開始を検出するために必要な約10～20パスカルの圧力を読み取ることでできるトランスデューサが、フローの間の圧力により損傷されることも意味する。

20

【 0 0 0 8 】

この制限を克服する一般的な方法は、フローをユーザへ送るチューブと、ユーザの鼻における圧力を節約装置の検出ポイントへ伝達する別のチューブ、すなわちダブルチューブカニューレを利用するものである。しかしながら、ダブルチューブカニューレは、シングルチューブ型よりも入手が困難であり、接続部を1つではなく2つ作ることが必要であり、製造費用も高い、という理由であまり使用されていない。また、ユーザが特定のカニューレに制限され、自らに最も快適なカニューレを使用することができないことも意味する。

【 0 0 0 9 】

空気圧式酸素節約装置は、市場に多数存在する。例えば米国特許第5,360,000号に記載されている最も簡単なタイプのものは、デジタルデマンドバルブのように動作し、吸入の間は一定流量を供給し、呼気の間はスイッチがオフとなる。これらの装置には、呼吸開始後に送られる気体が気道内で無駄になり、肺胞へ到達しないという欠点がある。

30

【 0 0 1 0 】

添付の図面のうち図1は、公知のシングルチューブカニューレ装置の一般的特徴を組み合わせた空気圧式酸素節約装置を示す。図1は、特定の既知の装置を詳細に示すことを目的とするものではなく、既知の装置の主要な特徴を、本発明に関連するという理由で表すためのものであることに留意されたい。

【 0 0 1 1 】

この装置は、酸素の供給を入口1にて受け入れる。典型的な既知の装置は、例えば医療パイプラインシステムまたはレギュレータの出力から、あるいは医療用レギュレータの出力から、国または用途により典型的には1～5バールの圧力で得られる供給圧力により作動する。これらはまた、典型的には1.5バールの圧力に調整される液体酸素供給システムにより直接作動する場合もある。

40

【 0 0 1 2 】

この装置は、ポンプからの気体を使用してこれを節約装置の動作圧力まで低下させる高圧レギュレータに組み込まれてもよい。

【 0 0 1 3 】

入口1から入る気体は、入力管路10を経て制御バルブ2を通り、かつ出力管路11を経てシングルチューブカニューレ(図示せず)へ接続される出口12へ至る。制御バルブは、制御管路13で示されるように、主制御ボリューム14内の圧力レベルにより制御される。主制御ボリューム内の圧力が高い(供給圧レベルに近い)と、フローはオフとなり

50

、主制御ポリウム内の圧力が低いと、フローはオンになる。

【 0 0 1 4 】

主制御ポリウムは、入力管路 1 0 からフロー管路 1 5 により加圧され、このフロー管路 1 5 には流量制限器 1 6 が設けられている。制限器 1 6 を通るフローは、「オンフロー」状態から「オフフロー」状態となるまでの主制御ポリウム 1 4 内の圧力増加時間が、フローが必要とされる時間、すなわち呼吸開始から理想的な1回量の酸素が送られるまでの時間となるよう調節される。

【 0 0 1 5 】

出力管路 1 1 には、可変制限器（流量調節器）1 7 が取り付けられ、管路 1 1 はそれぞれ制限器の上流及び下流の 2 つのセクション 1 1 a 及び 1 1 b に分割される。制限器 1 7 は、入力管路 1 0 に取り付けてもよい。制限器 1 7 の目的は、「オンフロー」状態の間に供給される流量を測定することにある。

【 0 0 1 6 】

この装置は、検出管路 1 9 を経て出力管路 1 1 b へ接続された検出ポリウム 1 8 において陰圧を検出することによりトリガされる。検出ポリウム 1 8 内の圧力レベルは、制御管路 2 0 が示すように、例えばダイヤフラム形式の検出バルブ 2 1 を制御し、主制御ポリウム 1 4 から通気管路 2 2 を経て、通常は図に示す通り大気中へ空気を放出させる。主制御ポリウム内の圧力が十分なレベルまで低下すると、制御バルブ 2 が開き、患者へのフローが開始される。制御バルブが開くと直ちに検出ポリウム 1 8 内の圧力が上昇し、これにより検出バルブ 2 1 が閉じ、主制御ポリウム 1 4 の通気が停止する。この瞬間から、主制御ポリウム 1 4 内の圧力は、主制御ポリウム 1 4 内の圧力レベルが制御バルブ 2 を閉じて出口 1 2 へのフローを遮断するに足るレベルに達するまで、フロー管路 1 5 及び制限器 1 6 を介し入力管路 1 0 からの供給を受けて上昇する。

【 0 0 1 7 】

現時点での基本的な問題は、フロー停止の結果、出力管路 1 1 b 内に、検出バルブ 2 1 の閉止状態を維持し得るほどの高い圧力が存在しないことにある。したがって、もしこの瞬間に患者がまだ吸入中であれば、検出バルブが再び開いて主制御ポリウム 1 4 が通気し、よって制御バルブ 2 が再度開いてもう一度酸素パルスが送られる。先に論じたように、この第 2 の酸素パルスは不必要であり、ほとんどが無駄になるものと思われる。

【 0 0 1 8 】

これらは、先行技術において認識されている難点であり、克服のための様々な方法が記載されてきた。例えば、欧州特許第 1 , 0 2 8 , 7 7 0 号では、気体入口の直後に流量調節器を備え、これと主制御バルブとの間に貯蔵ポリウムが備えられる。制御バルブの流量は必要な流量より少なく設定され、該ポリウム内の圧力は呼気の間に上昇し、吸入開始時に送出される。したがって、後続パルスで送出され無駄になる気体の量は、貯蔵ポリウムのない場合よりも少ない。しかしながら、第 2 のパルス及びそれ以降のパルスが相当量の気体を含むことから、なおかなりの浪費がある。

【 0 0 1 9 】

米国特許第 6 , 4 8 4 , 7 2 1 号では、同じ吸入周期の間に第 2 のパルスが発生することを防止するために、最初のパルスの後、気体フローのテール部を利用する。しかしながら、効果を得るためには、無意味でない量の気体を使用する必要がある、これは無駄になる。フローのテール部の終端は不定であり、よって検出が完全にオンまたはオフとなる明確な終点は不明であって、患者の呼吸レベルに依存する。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 2 0 】

本発明の目的は、呼吸用気体の空気圧式節約装置を提供することであり、本装置は、カニューレへ接続するための出口を有し、吸入の開始時に気体パルスを供給し、次の吸入の開始時までそれ以上の気体を供給しないよう動作し得る。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 2 1 】

本発明によれば、呼吸用気体のための空気圧式節約装置が提供され、該装置は、ユーザ供給管路において呼吸用気体の供給を受け入れるための入口とユーザに接続するための出口との間に接続される主制御バルブと、該主制御バルブの開閉を制御するための主バルブタイマ手段と、ユーザによる吸入を検出すると該主制御バルブを開放し、かつ予め決められた持続時間にわたって気体パルスを出口へ送るよう主バルブタイマ手段をトリガするための検出手段とを備え、該装置は、該検出手段の動作を抑止するための手段と、前記検出手段の動作を気体パルスの出口への送出に続く予め決められた時間にわたって抑止するよう該抑止手段を制御するための遅延タイマ手段とを特徴とする。

【 0 0 2 2 】

したがって、気体パルスが出口へ、よって患者へ送出されると、検出手段の動作は抑止され、主制御バルブを再び動作させて別のパルスを供給することはできなくなる。一般的に、主バルブタイマ手段は、主制御バルブを典型的には約 0 . 5 秒間開放しておく類のものであり、これは、普通の環境においてユーザに十分な気体を供給する時間として知られている。しかしながら、この時間は、用途に応じて適宜変更できる。気体パルスの送出に続いて、検出手段は、それ以上の気体フローを防止すべく前期予め定めた時間にわたって抑止される。この予め定めた時間は、異なった様々な時間に開始及び終了するよう設定されてもよいが、少なくとも、気体パルスの終了に続く予想されるユーザによる吸入の部分は包含されるべきである。好適な実施形態では、予め定めた時間は、パルスの終了時に開始し、気体パルスを送出させることとなった吸入時間終了後のある時間に、ただし次の吸入時間の開始以前、言い換えれば呼気の間のある時間に終了する。予め定めた時間がユーザへ送出される気体パルスを止めるために主制御バルブが閉じる時間に開始する場合、この予め定めた時間は、典型的には約 1 . 5 秒になると思われる。

【 0 0 2 3 】

好適な実施形態では、出口は、気体をユーザへ送るシングルチューブカニューレへ接続される。検出手段は、ユーザによる吸入を検出するために、図 1 に示すような方法で主制御バルブの下流側でユーザ供給管路へ接続される。しかしながら、ダブルチューブカニューレが使用されることもあり、この場合、出口は該チューブの一方へ接続され、検出手段は、ユーザによる吸入を検出するために、もう一方のチューブへ接続される。本明細書全体を通じ、便宜上、前記第 1 の（好適な）オプションを想定する。

【 0 0 2 4 】

検出手段の動作を抑止する手段は、検出手段に対して様々な異なる方法で作用し得る。これらの方法のうちの幾つかにおいては、検出手段は吸入の検出を継続することを許容されるが、その出力が主制御バルブのタイマ手段に作用することは抑止される。また別の方法では、検出手段の出力は抑止されないが、検出手段の動作自体が、吸入の検出を抑止することにより、または検出手段の動作を物理的に抑止することにより、抑止される。

【 0 0 2 5 】

したがって、第 1 の実施形態では、ユーザによる吸入を検出した時点で主バルブタイマ手段のトリガを有効化するために、検出手段と主バルブタイマ手段との間に接続部が設けられる。抑止手段は、この接続を遮断するための手段を備え、この遮断手段は、予め定めた時間中は主バルブタイマ手段をトリガしないよう、遅延タイマ手段により制御される。

【 0 0 2 6 】

第 2 の実施形態では、検出手段は、抑止手段の一部を形成する検出遅延バルブを介して吸入による陰圧を検出するためにユーザ供給管路へ接続され、遅延タイマ手段は予め定めた時間に渡って閉止状態に留まるよう検出遅延バルブを制御し、これにより検出手段の動作を抑止する。好適には、検出手段はさらに、ユーザ供給管路へ接続される検出ボリュームと、前記検出ボリューム内が陰圧になる（ユーザが吸入中であることを示す）と検出バルブを開放するための制御手段とを含み、検出遅延バルブは、検出遅延バルブが閉じると検出バルブによるユーザ供給管路内の圧力の検出を抑止するよう、ユーザ供給管路と検出ボリュームとの間に接続される。

【 0 0 2 7 】

第3の実施形態では、検出手段は、吸入による陰圧を検出するためにユーザ供給管路へ接続され、陰圧に応答して動作するピストンまたはダイアフラム等の可動部材を含む。抑止手段は、予め定めた時間中は可動部材の動作を抑止または制限するための抑止部材を含む。検出手段は、例えば、吸入圧力を検出するためのピストンまたはダイアフラムを有する検出バルブを備えてもよく、前記ピストンまたはダイアフラムは、前記バルブを開閉すべく弁座に作用するバルブ部材へ機械的に接続される。この場合、ピストン／ダイアフラムまたはバルブ部材のいずれかが前述の可動部材を備えてもよく、抑止部材は、検出バルブの動作を抑止する第1の位置と、検出バルブの動作を抑止しない第2の位置との間を移動可能である。したがって、予め定めた時間中、抑止部材はその第1の位置にあるように配置され、これにより検出手段の動作を抑止する。

10

【 0 0 2 8 】

主バルブタイマ手段及び遅延タイマ手段の一方または両方が閉じたボリウムを備えてもよく、該閉じたボリウムは、該ボリウムを加圧するための加圧手段と、通気するための通気手段とを有する。いずれの場合も、該ボリウムはさらに、ボリウム内の圧力レベルに伴って移動しかつこれにより主制御バルブ（主バルブタイマ手段の場合）または抑止手段（遅延タイマ手段の場合）のいずれかを制御するように作用するピストンまたはダイアフラム等の可動部材を備える。タイマ機能は、加圧手段もしくは通気手段のいずれか、または両方に流量制限器を組み込むことにより達成される。

20

【 0 0 2 9 】

好適な実施形態では、主バルブタイマ手段のタイマ機能は、前記ボリウムへの圧力供給装置内に流量制限器を取り付けること、及び自由な通気を可能にすることにより実現される。これにより、前記ボリウムは、好適には前記供給装置から、送出パルスの時間にほぼ相当する制御された時間にわたって比較的ゆっくりと加圧されるが、比較的迅速に通気される。したがって、検出手段による通気手段の制御は、（当然ながら、上述したように、検出手段の動作は抑止されないという条件で）検出手段による吸入の検出時において送出パルスの開始をトリガするために使用することも可能である。

【 0 0 3 0 】

好適な実施形態では、遅延タイマ手段のタイマ機能は、流量制限器を通気手段内に取り付け、しかも前記ボリウムを加圧するための、該ボリウム内への気体の自由なフローを許容することにより実現される。局部的条件として、該ボリウムへの供給圧力が降下した場合にボリウムからの通気が供給装置へ逆流することを防止するために、該ボリウムが一方向バルブを介して加圧されることを必要とする場合もある。この配置により、該ボリウムは、パルス送出中に主制御バルブの出力により迅速に加圧され得る。送出パルスが終了すると、該ボリウム内の圧力レベルは、通気手段内の制限器に起因して、予め定めた時間にほぼ相当する時間にわたってゆっくりと解放される。この時間中、該ボリウム内の可動部材は、上述したように、抑止手段を制御して検出手段の動作を抑止する。該ボリウム内の圧力レベルが低下すると、最終的に可動部材に起因して抑止手段は検出手段の動作を再び許容し、これは、次の吸入期間の開始に先行するように時間設定され、よって、次の吸入期間の始まりは検出手段により通常の方法で検出できる。

30

40

【 0 0 3 1 】

本発明の好適な実施形態では、検出手段は、主制御バルブを制御するボリウム（以後、主ボリウムと呼ぶ）の手段内に接続される検出バルブを備える。検出バルブは、開放されると、主ボリウムが比較的迅速に通気されるようにして接続される。正常な動作シーケンスでは、主ボリウムは、制限器を介して供給装置へ接続されることによって供給圧力に維持される。検出バルブは、ユーザによる吸入の開始を検出すると、直ちにその通常の閉位置から開位置へ切り替わり、主ボリウムを急速に通気させる。該ボリウム内の圧力レベルは、予め決められたいくらかの圧力、典型的には供給圧力の約10%の圧力において主バルブが開くまで低下し、これによりユーザへ送るための気体パルスが開始される。先行技術の装置と同様、陰圧のないこと、または出口接続部の加圧により検出バル

50

ブが閉止し、よって主ボリュームのさらなる通気が防止される。該ボリュームは、このようにして、制限器を介して供給装置からの充填を再開し、次の吸入／呼気サイクル開始の準備をする。主ボリューム内の圧力が予め定めたレベルに達すると、主制御バルブが閉じ、その吸入／呼気サイクルの終了まで閉止状態を保つ。

【 0 0 3 2 】

次に、本発明をより良く理解するために、添付の図面を参照して、本発明の幾つかの実施形態を単なる例示として説明する。

【 0 0 3 3 】

諸図を通じて、適切である場合は同じ参照番号を使用している。また、以下の説明において、バルブ動作をトリガするポイントとして供給圧力の 10 % 及び 90 % という値を挙げている点に留意されたい。しかしながら、これらは例として記されている単なる典型値であり、実際には、10 % は単にゼロ（大気圧）をわずかに上回る圧力であることを略記するものであり、90 % は供給圧力をわずかに下回る圧力であることを表す。実際の値は状況に依存し、かつ具体的には、バルブの要素の設計に依存する。

【 0 0 3 4 】

図 2 に示す酸素節約装置の基本的構成要素は、図 1 を参照して既に説明したものと同様に動作する。流量制限器 16 は、主制御ボリューム 14 が、主制御バルブ 2 が開放されるべき所望による持続時間、言い換えればパルスの持続時間において供給圧力の 10 % から 90 % まで充填されるように調整される。バルブ自体は通常は閉じていて、主制御ボリューム内の圧力が供給圧力の 10 % を超えていれば閉じたままである。バルブは、主制御ボリューム 14 内の圧力が供給圧力の 90 % を超えて上昇すると閉じ、主制御ボリューム内の圧力が供給圧力の 10 % 未満に低下すると開くように設定される。同様に、検出バルブ 21 も通常は閉じていて、出力管路 11 のセクション 11 b における圧力がゼロ以上であれば閉じたままである。しかしながら、管路 11 b、したがって検出ボリューム 18 内の圧力が、ユーザによる吸入動作に対応して陰圧方向へ予め定めた量を超えて低下すれば、検出バルブ 21 は開く。典型的には、供給圧力は 1 ~ 5 バールの間であり、用途に依存する。

【 0 0 3 5 】

出力管路 11 のセクション 11 a からは、検出遅延ボリューム 32 へ接続される一方方向バルブ 31 を含む管路 30 が分岐する。バルブ 31 は、該ボリュームの管路 11 a からの加圧は許容するが、逆方向のフローは許可しない類のものである。該ボリュームは、流量制限器 34 を含む通気管路 33 により通気される。通気管路は、大気中へ、または他の適切な点、例えば出力管路 11 b へ通気してもよい。図は、大気への通気を示している。

【 0 0 3 6 】

制限器 34 は、ボリューム 32 が供給圧力から供給圧力の 10 % に達するまで通気されるのに要する時間が、先に述べた予め定めた時間、言い替えれば、出口 12 への気体送出パルスの終わりからこれに続く呼気中のある時までの時間、とほぼ同じであるように設定される。

【 0 0 3 7 】

検出遅延ボリューム 32 内の圧力レベルは、検出遅延バルブ 35 の動作を制御する。検出遅延バルブ 35 は、主制御ボリューム 14 からの通気管路 22 内に接続され、よって該通気管路を、ボリューム 14 とバルブ 35 との間の第 1 セクション 22 a と、バルブ 35 と検出バルブ 21 との間の第 2 セクション 22 b とに分割している。バルブ 35 は、検出遅延ボリューム 32 内の圧力が供給圧力の 10 % 未満であるという状況に対応して、通常は開放している。該バルブは、検出遅延ボリューム内の圧力が供給圧力の 10 % を超えて上昇すると閉じるよう設定される。

【 0 0 3 8 】

次に、図 2 に示す酸素節約装置の動作について説明する。以下の説明のために、ユーザはシングルチューブカニューレ（図示せず）を介して出口 12 へ接続され、ユーザの呼吸は吸入、呼気と続くサイクルのシーケンスで進むものとする。

【 0 0 3 9 】

吸入の開始直前の状況は、以下のように要約できる。

【 0 0 4 0 】

(1) 主制御ボリューム 1 4 内の圧力は、先行サイクルの間に管路 1 5 及び制限器 1 6 を介して加圧され、供給圧力となっている。したがって、主制御バルブ 2 は閉じていて、ユーザに気体は送られていない。

【 0 0 4 1 】

(2) 検出遅延ボリューム 3 2 内の圧力は、先行サイクルの間に通気管路 3 3 及び制限器 3 4 を介して通気され、ゼロとなっている。したがって、検出遅延バルブ 3 5 はその通常の開状態にある。

10

【 0 0 4 2 】

(3) 検出ボリューム 1 8 内の圧力はゼロであり、よって検出バルブはその通常の閉状態にある。したがって、主制御ボリューム 1 4 からの通気は防止されている。

【 0 0 4 3 】

ユーザが呼気を終えて吸入を始めると、カニューレを介して出力管路 1 1 b へ陰圧が送られる。その結果、以下の動作が起こる。

【 0 0 4 4 】

(1) 管路 1 1 b 内の陰圧は管路 1 9 を介して検出ボリューム 1 8 へ伝わり、よって、検出バルブ 2 1 が開く。

【 0 0 4 5 】

20

(2) 検出遅延バルブ 3 5 は、管路 1 1 a 内に一方向バルブ 3 1 を通過していく大きな圧力が存在せず、検出遅延ボリューム 3 2 内の圧力に変化がないことから、開いたままである。

【 0 0 4 6 】

(3) 主制御ボリューム 1 4 は、管路 2 2 及びバルブ 3 5 ならびに 2 1 を介して急速に通気し、よって主制御ボリューム内の圧力レベルは急速に下がる。

【 0 0 4 7 】

(4) 主制御ボリューム内の圧力が供給圧力の 1 0 % 未満まで下がると、主制御バルブ 2 が開く。これにより、出力管路 1 1 が加圧され、よって、バルブ 1 7、出口 1 2、及び取り付けられたカニューレを経て、ユーザに呼吸用気体が供給される。出力管路 1 1 の、管路 3 0 の下流側に可変制限器 (流量計測バルブ) 1 7 が配置されることは留意されるであろう。バルブ 2 の開口部は、この時点で管路 1 1 a 内の圧力が事実上供給圧力に等しくなるように、バルブ 1 7 の最大設定値より大きいことが必要である。

30

【 0 0 4 8 】

(5) 出力管路 1 1 a 内の圧力は、管路 3 0 及び一方向バルブ 3 1 を介して検出遅延ボリューム 3 2 へ伝達され、よってボリューム 3 2 を加圧する。ボリューム 3 2 内の圧力が供給圧力の 9 0 % を超えて上昇すると、検出遅延バルブ 3 5 は閉止し、よって、検出バルブ 2 1 の動作を、その時点で閉止している検出遅延バルブ 3 5 が閉じたままの間は遅延バルブ 3 5 の向こう側へ隔離することにより抑止する。主制御ボリュームのさらなる通気は、検出バルブ 2 1 の開閉に関わらず抑止される。実際には、主制御ボリューム 1 4 が完全に通気されるまでは検出バルブ 2 1 が閉じないことを確実にすべく、検出遅延バルブ 3 5 が検出バルブ 2 1 (後述するが、この時点では同じく閉じている) の後で閉じることを保証するように、管路 3 0 内には、ボリューム 3 2 の加圧を遅らせるための別の流量制限器 3 6 が必要とされることもある。

40

【 0 0 4 9 】

(6) 出力管路 1 1 b 内の圧力は検出ボリューム 1 8 に伝達され、よって検出バルブ 2 1 を閉じる。先のステップ (5) で述べたように、主制御ボリュームの通気は検出遅延バルブ 3 5 の閉止によって既に防止されていることから、この時点でこれによる影響はない。

【 0 0 5 0 】

50

(7) 主制御ボリウム 14 は、該ボリウム内の圧力が入力管路 10 内の圧力、すなわち供給圧力より低い場合は常に、管路 15 を介して加圧される。しかしながら、該ボリウムの通気の間は、該ボリウムが管路 10 を通じて充填されるとしても、制限器 16 の存在により、管路 15 を介する充填の速度は確実に、管路 22 を介する通気速度よりも遙かに遅い。検出遅延バルブ 35 の閉止の結果として、この時点で通気が停止されると、管路 15 を介する主制御ボリウム 14 の加圧が再開される。再加圧の速度は、ユーザにその回の吸入に十分な量の気体を供給するに足る時間にわたって主制御バルブ 2 の開放が維持されるように、制限器 16 により制御される。

【0051】

(8) 主制御ボリウム内の圧力レベルが、管路 15 及び制限器 16 を介して供給圧力の 90% に達すると、主制御バルブは閉止し、よって、出力管路 11、つまりユーザへの気体の供給は停止される。ユーザへ供給される気体パルスの正確なパルス幅は制限器 16 により設定され、かつ状況に依存する。典型的には、パルス幅はおよそ 0.5 秒である。

【0052】

(9) 主制御バルブ 2 が閉じると、出力管路 11 内の圧力は低下し、かつ、大いに可能性があるがユーザが依然として吸入中であれば、圧力管路 11 は再び陰圧になる。

【0053】

(10) 管路 11 内が陰圧になると、一方向バルブ 31 を介する検出遅延ボリウム 32 へのそれ以上のフローは防止され、該ボリウム内の圧力は、通気管路 33 及び制限器 34 を介する通気により低下し始める。実際には、ボリウム 32 は、その圧力が大気圧より高ければいつも通気しているが、主制御バルブ 2 が開き、これにより出力管路 11 が供給圧力まで加圧されている間は、管路 30 及びバルブ 31 を介するフローは制限器 34 を介する通気を克服できるほどに大きく、よって、前記ボリウムは急速に加圧され得る。ボリウム 32 内の圧力は低下しつつあるが、ある程度の時間は、検出遅延バルブ 35 の閉止を維持するに足る高さに留まる。

【0054】

(11) 管路 11 内の陰圧は検出ボリウム 18 へも伝達され、検出バルブ 21 を開放する。しかしながら、先にステップ (10) において述べたように、検出遅延バルブ 35 は閉じたままであることから検出バルブは引き続き隔離され、主制御ボリウム 14 の通気を防止していることから、これによる実際的影響はない。したがって、主制御バルブ 2 の早期開放は防止され、それ以上の気体はユーザへ供給されない。

【0055】

(12) これらの構成要素は、検出遅延ボリウム 32 内の圧力が供給圧力の 10% 未満まで低下して検出遅延バルブ 35 が再び開くまで動作のない状態が続く。これが起こるまでに要する時間は制限器 34 により定められ、該制限器は、ユーザによる吸入の終了後かつこれに続く呼気の間の一時点においてバルブ 35 が開くよう設定される。バルブ 35 が開くと、検出バルブ 21 は隔離状態ではなくなり、よってユーザによる次の吸入の開始を検出する準備が整う。呼気の間、出力管路 11 内の圧力はゼロに近く、あったとしても検出バルブ 21 の閉止状態を保つのに役立つ程度の僅かな陽圧、典型的には約 50 Pa、であって、バルブ 2 または 35 のいずれにも影響を与えない。

【0056】

(13) これで、これらの構成要素は最初に述べた状態になり、次の吸入開始の準備が整う。

【0057】

要するに、ユーザへの気体パルスの送出終了の後、かつユーザがまだ吸入している間、検出遅延バルブ 35 は閉じたままであって検出バルブ 21 による主制御ボリウム 14 の通気を防止し、延いては吸入中に主制御バルブ 2 が再度開くことを防止することが理解されるであろう。したがって、本装置の動作は先に論じた理論上の理想に近づき、吸入開始時に気体パルスの 1 パルスのみをユーザへ供給し、それ以上は次の吸入まで供給しない。

【0058】

10

20

30

40

50

次に、図 2 を参照して説明した方法で動作する本発明の一実施形態をさらに詳しく示す図 3 を参照する。明確を期して、かつ説明を簡単にするために、対応する部分には図 2 と同じ参照番号を付している。図 3 における M C V という文字は「主制御バルブ」(main control valve)を表し、対応する角括弧は、主制御バルブの個々の構成要素及び主制御ボリュームを囲んでいる。検出遅延バルブ S D V (sensing delay valve) 及び検出バルブ S V (sensing valve) についても同様である。

【 0 0 5 9 】

説明の方法は異なるものの、図 1 及び 2 に関する先の詳細な説明により、図 3 の詳細な説明が確認される。主な追加点は、図 2 の装置の実際的な実施形態を説明するために、バルブがより詳細に示されている点である。

10

【 0 0 6 0 】

流量計測バルブ 1 7 は、既知の技術であることから標準記号で表されている。例えば、該バルブは、固定オリフィスの選択可能な範囲、またはユーザがパルスの間に送られるフローを調整するための手段を有するニードルバルブを、好適には設定を表示するための手段と共に備える場合もある。流量は、典型的には、0 . 1 ~ 2 0 L / 分までの範囲に調節されてもよいが、用途次第でこれより少なくても多くてもよい。

【 0 0 6 1 】

主制御バルブ 2 は主制御ダイアフラム 4 0 を備え、該ダイアフラムは、主制御バルブジェット 4 1 に対してばね 4 2 またはゴム (図示せず) のいずれかにより偏倚されるエラストマー材料製のディスクを備え、該ディスクは、図示の方向で外径がジェット 4 1 の頂部より低く位置づけられ、ゴムの応力はダイアフラム 4 0 の中心をジェット 4 1 へと押し付ける。ダイアフラムは、該ダイアフラムにより上部チャンバすなわち主制御ボリューム 1 4 と下部チャンバ 4 3 とに分割される円筒内を移動する。ダイアフラム 4 0 の外径は、該ダイアフラムがその内部に位置する円筒の内壁をシールする。ダイアフラム 4 0 が、1 つまたは複数の O リングを有するピストン等の様々な同等手段によって置換され得ることは理解されるであろう。

20

【 0 0 6 2 】

ダイアフラム 4 0 及びばね 4 2 の正確な厚さ及び形状は、これらのパーツの作用力及び剛性が、ジェット 4 1 のシーリング領域に作用する供給圧力を克服しかつダイアフラム 4 0 をジェット 4 1 に対してシールさせるためには主制御ボリューム 1 4 内の圧力が供給圧力の 1 0 % を超える程度で足りる類のものとなるよう調整される。

30

【 0 0 6 3 】

既に言及したように、制限器 1 6 は、主制御ボリューム 1 4 を供給圧力の 1 0 % から 9 0 % まで加圧するために要する時間が、吸入の開始時にユーザへ送出される気体パルスの持続時間として必要な時間に一致するような寸法である。この持続時間は、典型的には 0 . 5 秒である。

【 0 0 6 4 】

検出遅延バルブ 3 5 も類似の構造であり、ばね 4 6 またはゴムのいずれかにより検出遅延バルブジェット 4 5 から離れて偏倚される遅延検出ダイアフラム 4 4 を備え、該ダイアフラムは、図示の方向でその外側がジェット 4 5 の頂部より低く位置づけられる。

40

【 0 0 6 5 】

該ダイアフラムは円筒内を移動し、これにより上部チャンバ 4 7 と、下部チャンバすなわち検出遅延ボリューム 3 2 とを定義する。ダイアフラム 4 4 の外径は、該ダイアフラムがその内部に位置する円筒の内壁をシールする。先と同様に、このダイアフラムも、1 つまたは複数の O リングを有するピストン等の様々な他の手段によって置換され得る。

【 0 0 6 6 】

ダイアフラム 4 4 及びばね 4 6 の正確な厚さ及び形状は、検出遅延制御ボリューム 4 2 内の圧力が供給圧力の 1 0 % を超え、かつジェット 4 5 の周囲圧力が大気圧に近い場合に、ダイアフラム 4 4 がジェット 4 5 に押し付けられ、よってこれを通るフローが防止され

50

るよう調整される。

【 0 0 6 7 】

主制御バルブ 2 が開放している間、開いた主制御バルブのオリフィスは流量計測バルブ 1 7 と比べて大きいことから、管路 3 0 内は供給圧力となる。したがって、遅延検出制御ボリューム 3 2 は、流路 3 0 及び比較的制限の弱い一方バルブ 3 1 を通って優先的に充填される。

【 0 0 6 8 】

既に言及したように、検出遅延制御ボリューム 3 2 は、制御ボリューム 3 2 を供給圧力から供給圧力の 1 0 % となるまで通気する時間が、ユーザによる吸入の終了後かつ次の吸入の開始前に終わる長さであるように設定される制限器 3 4 を介して通気される。検出遅延制御ボリューム 3 2 の通気する先は、図示したように大気の場合もあれば、管路 3 0 または出力管路 1 1 の場合もある。

10

【 0 0 6 9 】

検出バルブ 2 1 は、チャンバを横断してシールする非常に軽いダイアフラム 4 8 を備える。ダイアフラム 4 8 は、効果的には、比較的硬い中心部分 4 9 と、中心部分 4 9 がその表面に対して垂直方向に自由に移動できるようになった外側周囲の弾性部分 5 0 とを有する。ダイアフラム 4 8 は、チャンバを、上部ボリュームすなわち検出ボリューム 1 8 と、通気管路 2 2 c を介して大気へ通気される下部ボリューム 5 1 とに分割する。

【 0 0 7 0 】

前記ダイアフラムは、狭い内腔 5 3 内を垂直に移動可能でありかつ下端に検出バルブジェット 5 4 を支えるシールを有するバルブ部材 5 2 に作用する。ジェットをシールする他の方法は、当業者には明白であろう。

20

【 0 0 7 1 】

ダイアフラム 4 8 は、ばね 5 5 またはその同等物によってジェット 5 4 の方向へ偏倚される。ばねは、バルブステム 5 2 を、ジェット 5 4 の領域全体に作用する供給圧力の力を克服するに足る力でジェット 5 4 に対して偏倚するためのものである。ダイアフラム 4 8 を通じて存在する圧力差が少ないか、またはゼロであれば、ばね 5 5 はバルブステム 5 2 をジェットに対して押し付けるように作用し、よってシールが生み出され、通気管路 2 2 c から大気へのフローが防止される。しかしながら、ユーザ側の圧力が大気圧に比べてばね 5 5 及び / またはダイアフラム 4 8 の剛性を克服するに足るだけ陰圧であるといった圧力差があれば、ダイアフラム 4 8 は上方へ移動し、よってシーリング部材は管路 2 2 b 内の圧力によりジェットから離れ、シールが破れ、管路 2 2 b 内の気体は管路 2 2 c を介して大気へと通気される。これは「クラッキング圧」と呼ばれ、酸素療法の用途においては、約 1 0 ~ 2 0 P a であると思われる。

30

【 0 0 7 2 】

検出バルブ 2 1 の動作にかかわる圧力が小さいことは、そのダイアフラム 4 8 が比較的軽量でなければならないことを意味している。さらに、ジェット 5 4 は小さいものでなければならない。バルブステム 5 2 は、比較的小さい力でジェットをシールしなければならない。

【 0 0 7 3 】

本装置の動作中、主制御バルブ 2 がユーザへ気体パルスを供給するために開放している場合、治療フローに対するカニューレの抵抗によって出力管路 1 1 内に高圧が生じる。この高圧がダイアフラム 4 8 に直接かかるため、ダイアフラム 4 8 は、この圧力により加わる力に耐えるように構築及び / または取り付けされなければならない。この圧力により、例えば、中心部分 4 9 が壊れることもある。

40

【 0 0 7 4 】

別の構造（図示せず）では、検出ジェットは、該ジェットをシールするための弾性ディスクを有するダイアフラムの直下に配置されてもよい。しかしながら、このような構造には、ダイアフラムがジェットに対して垂直に移動しない結果として、漏れによる既知の問題点がある。図示した構造に見られるような有限長の係合により、シーリング部材はその

50

形態によらずジェットに対して垂直になる可能性が高まり、よってシールを成立させるために要する力は低減される。

【 0 0 7 5 】

既に明らかにしたように、本発明及びその関連設計の目的の1つは、酸素の無駄を回避することにある。チャンバ及び通路の寸法を慎重に決定することは、この無駄を最小限に抑える上で役立つ。例えば、主制御ボリューム14、通気管路22、及びチャンバ47は、一体となって各呼吸の間に大気へ通気されるため、これら要素の寸法が小さいほど無駄は少なくなる。同様に、検出遅延制御ボリューム32も呼吸毎に通気され、先に述べたように、該ボリュームからユーザ管路への流入もあるが、いずれにしてもフローが無駄になる時間に通気が行われる。したがって、繰り返すが、このボリュームは、小さく製造できるほどよい。

10

【 0 0 7 6 】

設計上考慮すべき別の事項は、検出遅延ジェット45の下流側ボリューム、すなわち通気管路22b及びボリューム47が、ジェットの上流側、すなわち通気管路22a及びボリューム14と比べて小さくしなければならないことである。その理由は、下流側のボリュームが空であり、検出遅延バルブが開く、という条件の存在にある。この段階では、ボリューム14と32の等化により引き起こされる主制御ボリューム14内の圧力低下が、主制御バルブ2を開放してフローを開始させるほどのものでないことが重要である。

【 0 0 7 7 】

設計上のさらなる考慮事項は、主制御ボリューム14、通気管路21a及び21b、及びチャンバ47の組合せからの圧力が、バルブシステム52がジェット54から離れるとともにほぼ瞬間的に通気され得るよう、検出ジェット54の開口面積が主制御ボリュームへの供給源である制限器16と比べて大きくななければならないことである。

20

【 0 0 7 8 】

理解を容易にするために、図3のバルブ動作の主要な段階を添付の表に示す。これには、吸入/呼気サイクルの各段階における圧力及びバルブ状態についても記載する。左側の欄内の数字は、動作の進行段階を表すものであって、特に重要な意味はない。記載のパーセントは、供給圧力に対する比率を示す。

【表 1】

番号	段階	典型的な 時間（秒）	図 3 における付番によるボリューム内の圧力							バルブの状態				ユーザ への フロー
			4 3	1 4	3 2	1 8	4 7	MCV	SDV	SV				
1	準備完了 状態	—	0	100 %	0	0	100 %	閉止	開放	閉止	閉止	0		
2	吸入開始	0	0	100 % から 急速低下	0	～－60 Pa	100 % から 急速低下	閉止	開放	開放	開放	0		
3	14 内の圧 力が低下し 、MCV が 開く	0.02	100 % まで 急速上昇	10 %以下	0から100 % まで急速上昇	～＋10,000 Pa まで 急速上昇	14に同じ	開放	開放 から 急速 閉止	開放 から 急速 閉止	フロー			
4	SV及びS DVは閉止 している	0.05	100 %	10 % から上昇	上昇	～＋10,000 Pa	10 % から上昇	開放	閉止	閉止	フロー			
5	MCVが閉 止しつつあ る	0.55	100 % から低下	90 % から上昇	100 %	＋10,000 Pa から低下	～10 %	閉止	閉止	閉止	フロー 低下			
6	MCV閉止 直後	0.58	0へ 急速低下	100 % まで上昇	100 % から低下	0へ急速低下	～10 %	閉止	閉止	閉止	0			
7	段階6の後 ユーザによ る吸入が続 いている	0.60	0	100 %	低下	～－60 Pa	ゼロまで 急速低下	閉止	閉止	開放	0			
8	SDVが開 く	2	0	100 % まで上昇	0	＋数mmH ₂ O	0	閉止	開放	閉止	0			
9	段階1へ戻 る		0	100 %	0	0	100 %	閉止	開放	閉止	0			

【0079】

次に、本発明の第2の実施形態を示す図4を参照する。

【0080】

図4の実施形態と図2の実施形態との唯一の相違点は、通常は開放している検出遅延バルブ35が、通気管路22ではなく、出力管路11bを検出ポリューム18へ接続する管

10

20

30

40

50

路 19 内に配置されることにある。したがって、検出バルブ 21 の動作は、図 2 の実施形態の場合のように主制御ポリウム 14 の通気管路 22 a から前記バルブを隔絶することによって抑止されるのではなく、出力管路 11 b からの入力を遮断することによって抑止される。管路 19 内の圧力をポリウム 18 へ伝達することができるのは、バルブ 35 が開放しているときのみである。バルブ 35 が閉じると、検出ポリウム 18 は隔絶状態になり、バルブ 35 が閉じた時点での圧力を単に保つのみであり、漏出は免れない。

【0081】

図 4 に示す装置の動作は、図 2 に関する先の説明からほぼ明らかとなるものであり、よって相違点のみを明らかにする。

【0082】

各吸入の直前にバルブ 35 が開き、出力管路 11 b 内の圧力低下が、管路 19、バルブ 35、及び検出ポリウム 18 を介し、通常の方法で検出バルブにより検出される。ユーザへの気体パルスの送出開始によって出力管路 11 内の圧力が上昇し供給圧力に達するまで、実質的に先の説明通りに動作が続けられる。その結果、管路 30 及び一方向バルブ 31 を介して検出遅延ポリウム 32 内の圧力が上昇し、供給圧力の 90% に達した時点で検出遅延バルブ 35 が閉じ、こうして検出ポリウム 18 が出力管路 11 b から隔絶される。

【0083】

ユーザへの気体パルスの送出が終わると、出力管路 11 a 内の圧力は先と同様に低下し、これにより、管路 33 及び制限器 34 を介する検出遅延ポリウムの通気プロセスが開始される。結果として、これに続く呼気の間に圧力はバルブ 35 を再び開かせるに足る程度まで低下し、検出ポリウム 18 が出力管路 11 b に「再接続」される。一方で、具体的には残りの吸入の間、検出ポリウム 18 は閉止したバルブ 35 によって隔絶された状態に留まり、したがって、検出バルブ 21 は閉じたままであって、主制御ポリウム 14 の通気は防止される。

【0084】

図 5 は図 3 に類似したものであり、図 4 の装置の実際的な実施形態をより詳細に示す。図 5 の実施形態の構造及び動作は、先の説明から十分に理解されるであろう。次の表は、図 5 の装置の動作シーケンスをまとめたものであり、各段階における圧力及びバルブの状態を記載している。先と同様、記載のパーセントは、供給圧力に対する比率を示す。

10

20

30

【表 2】

番号	段階	典型的な 時間 (秒)	図 5 における付番によるボリューム内の圧力							バルブの状態			ユーザ への フロー
			4 3	1 4	3 2	1 8	4 7	MCV	S L S	S V			
1	準備完了 状態	—	0	1 0 0 %	0	0	0	0	閉止	開放	閉止	0	
2	吸入開始	0	0	1 0 0 % から 急速低下	0	～～ 6 0 P a	1 8 に同じ	閉止	開放	開放	開放	0	
3	1 4 内の圧力 が低下し、M C V が開く	0 . 0 2	1 0 0 % まで 急速上昇	1 0 % 以下	0 から 1 0 0 % まで 急速上昇	～+ 1 0 , 0 0 0 P a まで急速上昇	1 8 に同じ	開放	開放 から 急速 閉止	開放 から 急速 閉止	フロー		
4	S V 及び S L S は閉鎖して いる	0 . 0 5	1 0 0 %	1 0 % から上昇	上昇	～+ 1 0 , 0 0 0 P a	1 8 に同じ	開放	閉止	閉止	フロー		
5	M C V が閉止 しつつある	0 . 5 5	1 0 0 % から低下	9 0 % から上昇	1 0 0 %	～+ 1 0 , 0 0 0 P a	1 8 に同じ	閉止 途中	閉止	閉止	フロー 低下		
6	M C V 閉止直 後	0 . 5 8	0 へ 急速低下	1 0 0 % まで上昇	1 0 0 % から低下	～+ 1 0 , 0 0 0 P a	～+ 1 0 , 0 0 0 P a	閉止	閉止	閉止	0		
7	段階 6 の後ユ ーザによる吸 入が続いてい る	0 . 6 0	0	1 0 0 %	低下	～～ 6 0 P a	～+ 1 0 , 0 0 0 P a	閉止	閉止	閉止	0		
8	S L S が開き 、患者は呼吸 中	2	0	1 0 0 % まで上昇	0	+ 数 mm H ₂ O	+ 数 mm H ₂ O	閉止	開放	閉止	0		
9	段階 1 へ戻る		0	1 0 0 %	0	0	1 0 0 %	閉止	開放	閉止	0		

【 0 0 8 5 】

次に、本発明の第 2 の実施形態を示す図 6 を参照する。図 6 の実施形態と先の両実施形態との相違点は、検出遅延ポリリューム 3 2 が、その固有の検出遅延バルブではなく検出バルブ 2 1 を制御すべく作用することにある。これは制御管路 3 7 で表される。検出遅延バ

10

20

30

40

50

ルブ 21 の動作は、2 つのボリウム、すなわち検出ボリウム 18 及び検出遅延ボリウム 32 内の圧力レベルの制御下にある。図 6 では、様々な制御ボリウムの排気及び充填ならびにバルブの動作は先に述べたものと本質的に同じであり、よって相違点のみを論じる。

【0086】

検出バルブ 21 は、先に述べた方法で、検出ボリウム 18 内の圧力により、制御管路 20 を介して制御される。制御管路 37 による制御はこれに優先し、検出遅延ボリウム内の圧力が供給圧力の 10 % を超えると前記バルブの動作を抑止するように作用する。したがって、出力管路 11a がユーザへ供給される気体パルスの開始時に圧力を供給すべく加圧された状態になると、検出遅延ボリウムは管路 30 及び一方向バルブ 31 を介して加圧される。検出遅延ボリウム 32 の圧力が供給圧力の 10 % を超えた状態になると、制御管路 37 を介して検出バルブ 21 の動作が抑止され、この状態が、先に述べたようにして、予め定めた時間が終わるまで、これに続く呼気の間も続く。したがって、先の場合と同様に、バルブ 21 は閉じたままであり、こうして主制御ボリウム 14 の通気管路 22 を介する通気が防止される。

【0087】

制御管路 37 で示す制御をかける方法は様々であり、次に、より詳細な空気圧回路図である図 7 及び図 8 を参照し、そのうち 2 つについて説明する。

【0088】

まず、図 7 を参照すると、遅延検出ダイアフラム 44 がピストン 60 に置き換えられ、該ピストンには円筒の外部で検出バルブの検出ボリウム 18 内へ延設されるシャフト 61 が取り付けられているという主たる相違点を除き、図 3 に類似していることが分かるであろう。実際には、ピストン 60 はダイアフラム 44 に多少類似したダイアフラムによって構成されることが理解されるであろう。

【0089】

ピストン 60 は、シャフト 61 の下端が検出ダイアフラム 48 から離れていて、その正常な動作を妨げないような方法で、ばね 46 により偏倚される。しかしながら、検出遅延ボリウム 32 内の圧力に応じて、ピストン 60 及びシャフト 61 は下方へ移動し、シャフト 61 の下端がダイアフラム 48 に係合して、患者による吸入の結果としての出力管路 11b 内の陰圧に応じた該ダイアフラムの上方移動を防止する。したがって、検出バルブのジェット 54 は閉じたままとなり、主ボリウム 14 の通気が防止される。

【0090】

この状況は、検出遅延ボリウム 32 が通気管路 33 及び制限器 34 を介して通気され、ボリウム 32 内の圧力が供給圧力の 10 % 未満になるまで続く。この時点で、シャフト 61 の下端は、検出ダイアフラム 48 が正常に動作できる位置まで上昇している。

【0091】

次に、図 8 を参照すると、これは、ピストン 60 のシャフト 61 がバルブステム 52 に作用することを除けば、図 7 と極めてよく似ていることが分かるであろう。

【0092】

シャフト 61 の端は、図示された位置ではバルブステム 52 から離れ、よって、検出バルブは正常に動作する。この状態では、ユーザの吸入に起因してダイアフラム 48 が持ち上がり、通気管路 22a 内の圧力によってバルブステム 52 が上昇する。したがって、通気管路 22a 内の気体はバルブステム側面の周囲からチャンバ 51 へ逃げ、通気管路 22c を介して大気へ通気される。しかしながら、検出遅延ボリウム 32 内の圧力が供給圧力の 10 % を超えて上昇すれば、ピストン 60 及びシャフト 61 は右方向へ移動し、シャフト 61 の右端をバルブステム 52 に係合させてその移動を防止する。これにより、バルブステム 52 はジェット 54 をシールする位置にロックされ、よって、主制御ボリウム 14 の通気管路 22a を介する通気が防止される。この状況は、検出遅延ボリウム 32 内の圧力が供給圧力の 10 % を超えたままである限り続き、よって、この間の検出バルブの動作は効果的に抑止される。

【 0 0 9 3 】

図 7 及び図 8 の各実施形態の動作は本質的に極めて類似しており、個々の動作シーケンスならびに各段階における圧力及びバルブの状態を記した次の表にまとめることができる。先と同様に、記載のパーセントは、供給圧力に対する比率を示す。次表において、ピストン 6 0 が上と記載されている場合、これは、シャフト 6 1 が検出バルブ (S V) の動作に影響しない位置にあることを意味し、ピストン 6 0 が下と記載されていれば、これは、シャフト 6 1 が検出バルブの動作を妨げる位置にあることを意味する。

【表 3】

番号	段階	典型的な時間 (秒)	図 7 及び 8 における付番によるボリューム内の圧力						バルブの状態				ユーザへのフロー
			4 3	1 4	3 2	1 8	MCV	SDA	SV				
1	準備完了状態	—	0	100%	0	0	閉止	ピストン 60、上	閉止	0			
2	吸入開始	0	0	100% から急速低下	0	～－60 Pa	閉止	ピストン 60、上	開放	0			
3	14 内の圧力が低下し、 MCV が開く	0. 0 2	100% まで 急速上昇	10%以下	0 から 100%まで 急速上昇	～＋10, 000 Pa まで急速上昇	開放	ピストン 60、下へ 移動中	開放 から 急速 閉止	フロー			
4	SV 及び SDA は閉鎖 している	0. 0 5	100%	10% から上昇	上昇	～＋10, 000 Pa	開放	ピストン 60、下	閉止	フロー			
5	MCV が閉止しつつあ る	0. 5 5	100% から低下	90% から上昇	100%	～＋10, 000 Pa	閉止 途中	ピストン 60、下	閉止	フロー 低下			
6	MCV 閉止直後	0. 5 8	0 へ 急速低下	100% まで上昇	100%から 低下	－10, 000 Pa から 0 へ低下	閉止	ピストン 60、下	閉止	0			
7	段階 6 の後もユーザに よる吸入が続いている	0. 6 0	0	100%	低下	～－60 Pa	閉止	ピストン 60、下	閉止	0			
8	SDA が開き、ユーザは 呼吸中	2	0	100% まで上昇	0	＋数 mmH ₂ O	閉止	ピストン 60、上へ 移動中	閉止	0			
9	段階 1 へ戻る		0	100%	0	0	閉止	ピストン 60、上	閉止	0			

【図面の簡単な説明】

【0094】

【図 1】代表的な既知の酸素節約装置を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【圖 1】

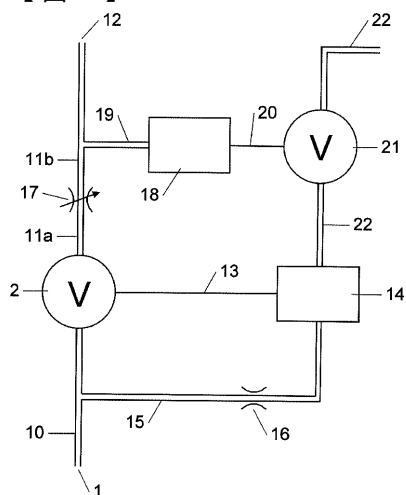


FIGURE 1

FIGURE 2

【図 3】

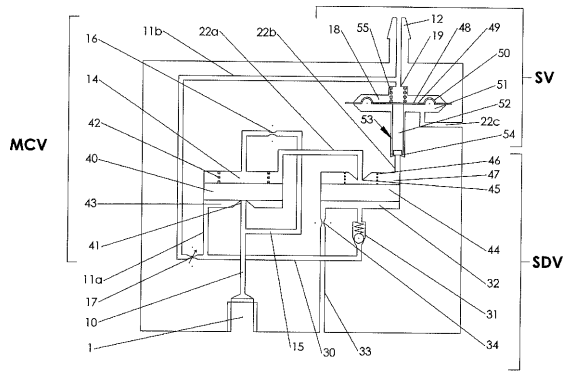


FIGURE 3

【図 4】

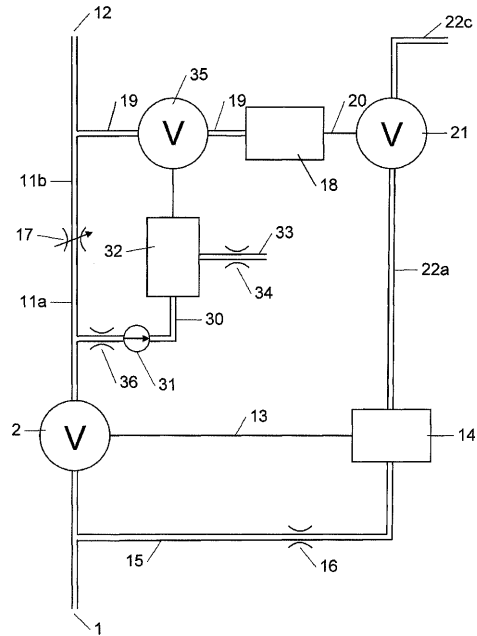


FIGURE 4

【図 5】

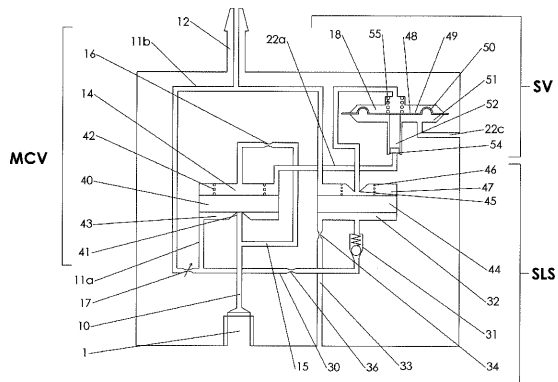


FIGURE 5

【図 6】

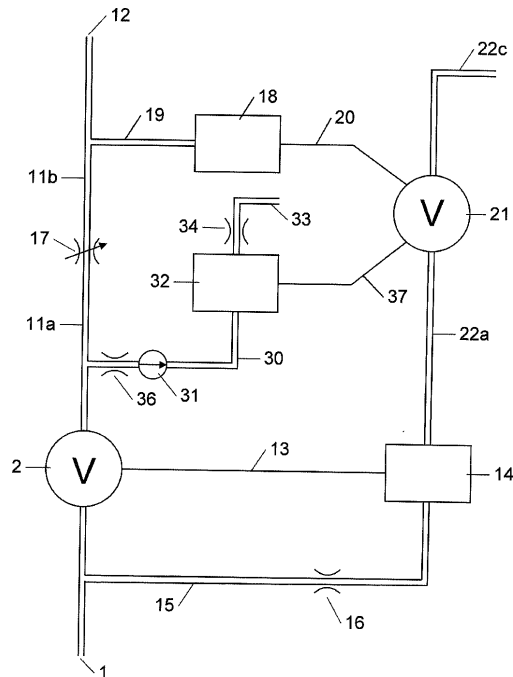


FIGURE 6

【図 7】

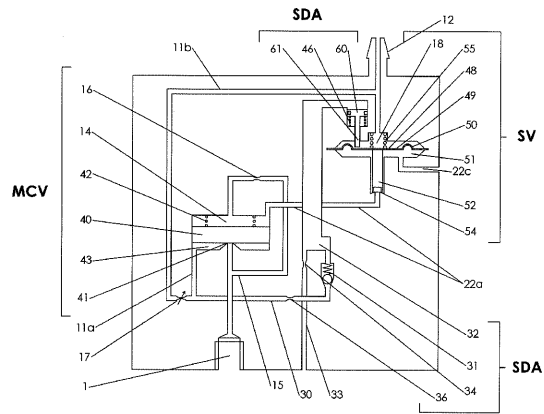


FIGURE 7

【図 8】

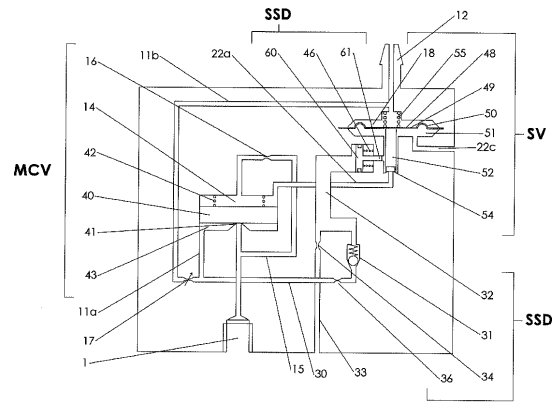


FIGURE 8

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 0519729.8
(32)優先日 平成17年9月28日(2005.9.28)
(33)優先権主張国 英国(GB)
(31)優先権主張番号 0519730.6
(32)優先日 平成17年9月28日(2005.9.28)
(33)優先権主張国 英国(GB)

(56)参考文献 特表平 1 1 - 5 0 6 6 4 3 (J P , A)
特公昭 4 3 - 0 2 7 7 1 6 (J P , B 1)
特表 2 0 0 1 - 5 2 1 7 9 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 4 4 1 7 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61M 16/00