

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3775118号

(P3775118)

(45) 発行日 平成18年5月17日(2006.5.17)

(24) 登録日 平成18年3月3日(2006.3.3)

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

F I

A61M 16/00 325

請求項の数 5 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願平11-216960	(73) 特許権者	000002082
(22) 出願日	平成11年7月30日(1999.7.30)		スズキ株式会社
(65) 公開番号	特開2001-37881(P2001-37881A)		静岡県浜松市高塚町300番地
(43) 公開日	平成13年2月13日(2001.2.13)	(74) 代理人	100079164
審査請求日	平成15年10月10日(2003.10.10)		弁理士 高橋 勇
		(72) 発明者	杉浦 康仁
			神奈川県横浜市都筑区桜並木2番1号 スズキ株式会社技術研究所内
		審査官	門前 浩一
		(56) 参考文献	特開平06-304255(JP,A)
			特開平07-155380(JP,A)
			実開昭61-014045(JP,U)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高頻度人工呼吸器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者に供給する酸素を含んだ吸気に、患者の呼吸周期よりも高い周期の振動空気圧を付勢して酸素吸入と呼気排出とを行う高頻度振動換気法を採る高頻度人工呼吸器において、

前記患者から出された呼気を大気中に排出する排出経路に備えられて排出端部が大気中に開放された第一の排出管に、前記呼気の通過流量を自在に調節する流量調節バルブを設けると共に、

前記第一の排出管の途中であって、前記流量調節バルブの呼気排出方向上流側に、前記呼気が大気中に排出される方向に向かって当該呼気を能動的に流動させる排気付勢手段を装備したことを特徴とする高頻度人工呼吸器。

【請求項2】

前記排気付勢手段は、前記流量調節バルブの呼気排出方向上流側であって前記第一の排出管の途中から分岐する分岐配管と、その一端部が大気中に開放されその内部に前記開放端への空気流が形成される第二の排出管と、その空気流を形成する送風手段とを備え、

前記第二の排出管は、その途中に一部内径が小さく設定された絞り部を有し、前記分岐配管の下流側端部を、前記第二の排出管の絞り部に合流させたことを特徴とする請求項1記載の高頻度人工呼吸器。

【請求項3】

前記第一の排出管から前記分岐配管への分岐部分が無数の小孔を介して連通することを特徴とする請求項2記載の高頻度人工呼吸器。

10

20

【請求項 4】

前記吸気又は呼気の圧力を検出する圧力センサと、前記排気付勢手段による出力調節を自在に制御する動作制御部とを備え、

この動作制御部が、前記圧力センサの検出圧力に対応する出力で前記排気付勢手段を駆動させる第一の出力調整機能を備えることを特徴とする請求項 1, 2 又は 3 記載の高頻度人工呼吸器。

【請求項 5】

前記患者への供給前の吸気圧力を検出する第一の圧力センサと、前記患者から排出された呼気の圧力を検出する第二の圧力センサと、前記排気付勢手段による出力調節を自在に制御する動作制御部とを備え、

この動作制御部が、前記各圧力センサの検出圧力の差に対応する出力で前記排気付勢手段を駆動させる第二の出力調整機能を備えることを特徴とする請求項 1, 2 又は 3 記載の高頻度人工呼吸器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人工呼吸器に係り、特に、高頻度人工呼吸法に適した人工呼吸器に関する。

【0002】

【従来の技術】

高頻度人工呼吸器とは、酸素供給源から分岐点を介して患者と排気口とに分岐する流体回路系を流れる高濃度酸素を含んだ吸気（通常の流量 10～30[l/min]，最大 60[l/min]）に対して高頻度（1 [Hz] 以上）の振動空気圧を付勢して患者の肺内に酸素供給を行う方式の人工呼吸器をいう。

【0003】

高頻度人工呼吸器の酸素供給原理を説明すると、吸気の圧力振幅により、患者の肺中の二酸化炭素を含んだ吸気（以下、呼気とする）に対して小容量の換気（対流的なガス交換）が起ると共に、吸気の振動による拡散運動の効果で、肺の中より呼気が肺の外（患者口元）まで導き出される。後続の吸気は、上述の換気を行うと共に肺から導き出された呼気を排気口側に送り出す作用をも有している。これにより、患者の肺内を常に一定の酸素濃度に維持することを可能としている。

【0004】

従来例を図 9 に基づいて説明する。この従来例では、患者 X に対し酸素吸入と呼気排出を行う高頻度振動換気法（HFO）の人工呼吸器 200 を示すものである。図 9 は、この人工呼吸器 200 の全体構造を示している。

【0005】

人工呼吸器 200 は、吸気（空気と酸素の混合気）を供給する吸気導入部 262 と、陽圧 Ap 及び陰圧 An の両方の空気圧を同時に発生するブロワ 252 と、ブロワ 252 で発生した陽圧 Ap 又は陰圧 An を交互に選択して所定の振動空気圧 Apn に変換するロータリバルブ機構 254 と、ロータリバルブ機構 254 からの振動空気圧 Apn に付勢されて作動し、吸気導入部 262 から患者 X に供給される吸気に振動空気圧を付勢するダイヤフラム機構 256 とを備えている。

【0006】

上述の吸気導入部 262 は、外気と予め準備された酸素とを吸入し混合する吸気ユニット 263 と、吸気ユニット 263 から送り出される空気を加湿する加湿器 264 とから構成されている。吸気ユニット 263 は、吸気の流量調節を行う図示しない調節手段が設けられている。

【0007】

一方、ロータリバルブ機構 254 は、バルブの回転周期を調節自在であり、調節された周期に応じて陽圧 Ap と陰圧 An とを交互に選択し、所定の振動空気圧 Apn を出力する。

【0008】

10

20

30

40

50

ダイヤフラム機構 256 は、ロータリーバルブ機構 254 の下流側に位置し、振動空気圧 A_{pn} によりダイヤフラム膜 257 の振動が付勢される。このダイヤフラム膜 257 は、吸気導入部 262 から供給される吸気の通過領域に面しており、通過する吸気に振動空気圧 A_{pn} を印加する。

さらに、吸気の流動方向下流側には三方分岐管 270 が配設されており、吸気の進行方向が患者側と排気側とに分岐されている。三方分岐管 270 の患者側のポートには患者の肺に吸気を送る患者用配管 271 が接続されており、排気側のポートには排気管 272 が接続されている。この排気管 272 の終端部には、流量調節バルブ 273 が装備されており、当該流量調節バルブ 273 から余剰の吸気及び呼気が排気される。

【0009】

流量調節バルブ 273 は、外部操作によりその開度が調節自在であり、吸気の供給流量とバルブ開度により、人工呼吸器 200 の内部の圧力が調節される。

【0010】

また、図中の符号 281 ~ 285 は、各部の配管内圧力を検出する圧力センサである。

【0011】

また、図中の符号 274 は、呼気に含まれる細菌等を濾し採るバクテリアフィルタである。高頻度人工呼吸器 200 の直接呼気にさらされる各部位は、その使用後に念入りの殺菌消毒作業が要求される。流量調節バルブ 273 はその構造が複雑なため、直接呼気にさらされると、使用後における殺菌消毒作業が非常に煩雑となっていた。従って、これを解消する対策としてバクテリアフィルタ 274 が流量調節バルブ 273 の手前に設けられるようになったものである。

【0012】

かかるバクテリアフィルタ 274 の設置により、流量調節バルブは直接呼気にさらされないため、煩雑な殺菌消毒作業や呼気に含まれる唾液や湿気等による流量調節バルブの作動能力の低下等が回避される。

【0013】

上記従来例では、人工呼吸器 200 を操作するオペレータ（例えば医者）により吸気ユニット 263 で酸素濃度の高い吸気が生成され、所望の設定流量（10 ~ 最大 60 [l/min]）で当該吸気が下流側に供給される。また、このとき、流量調節バルブ 273 にてバルブ開度の調節が行われる。患者の肺へかかる平均圧力は 5 ~ 15 [cmH₂O] の帯域が適切であり、この流量調節バルブ 272 が有するゴム製の弁部材の開放面積で排気流量を調節し同時に人工呼吸器 200 の内部全体の圧力をコントロールすることができる。

【0014】

流動する吸気は、高頻度の振動空気圧 A_{pn} が付勢されることにより患者用配管 271 を介して患者の肺内の換気を行うと共に呼気を排気管 272 側に送り出す。かかる呼気及び吸気は、バクテリアフィルタ 274 及び流量調節バルブ 273 を介して大気中に排気される。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上述した高頻度人工呼吸器 200 では、口元まで振動により引き出された呼気は、患者が呼吸により再度吸入しないように、後続の吸気で常に排気口側へ押し流してやる必要がある。また、吸気の供給流量を増やせば、患者の肺から生じた呼気が効率的に送り出される効果を生じる。そのため、患者の肺内の二酸化炭素濃度が通常よりも高い場合や酸素濃度を高く維持したい場合には、吸気の供給流量を増やす措置が採られる（最大 40 ~ 60 [l/min]）。

【0016】

しかし、高頻度人工呼吸器 200 は固体の構造物であり、各部の配管径や配管長は一定であるため、流量調節バルブ 273 の開度が一定であれば人工呼吸器 200 の総空気抵抗は一定である。また、吸気の粘性係数は空気と高濃度酸素の混合比により決定される。高頻度人工呼吸器 200 の圧力センサ 281 から 284 までの配管長を l [m]、配管直径を d [

10

20

30

40

50

m) , 吸気の粘性係数を μ , 吸気の供給流量を Q [m^3/s] , 吸気平均流速を U [m/s] とすると、圧力センサ 281 - 284 間の圧力降下 P はハーゲン・ポアズイユの法則により次式 (1) で表される。

【0017】

$$P = Q \cdot 128 \mu l / d^4 = U \cdot 32 \mu l / d^2 \quad \dots (1)$$

【0018】

従って、吸気の供給量が増加すると、それに比例して患者に対する吸気の供給圧力が上昇することとなる。この場合、流量調節バルブ 273 を全開にしても限界が限られているので圧力上昇は免れない。

【0019】

具体的な数値で説明すると、上述の高頻度人工呼吸器 200 でバクテリアフィルタ 274 が外されたものに対して流量を 30 [l/min] 以上に設定して吸気の供給を行うと、流量調節バルブ 273 を最大開度としても内部の平均圧力が 13 [cmH_2O] 以下に下げることができなかつた。また、バクテリアフィルタ 274 が装備された状態にあっては、2 ~ 3 [cmH_2O] の圧力上昇を招き、15 [cmH_2O] 以下に下げることができなかつた。

【0020】

従って、従来の高頻度人工呼吸器 200 は、吸気供給量を増やすと酸素吸入に好適な供給圧力を維持することができず、実質的に患者の様態変化により肺内の二酸化炭素濃度が上昇したり治療の必要性により吸気供給量を増やすことが困難であるという不都合があつた。

【0021】

さらに、バクテリアフィルタを患者回路系に設けると、その分だけ流動抵抗が大きくなり、前述した呼気回路中の圧力上昇を生じる傾向はより顕著となるため、前述のように吸気供給量を増やして肺内の換気効率を高めることが、さらに困難となるという不都合があつた。

【0022】

【発明の目的】

本発明は、かかる従来例の有する不都合を改善し、肺内の換気効率を自在に調節し得る高頻度人工呼吸器を提供することを、その目的とする。

【0023】

【課題を解決するための手段】

請求項 1 記載の発明では、患者に供給する酸素を含んだ吸気に、患者の呼吸周期よりも高い周期の振動空気圧を付勢して酸素吸入と呼気排出とを行う高頻度振動換気法を採る高頻度人工呼吸器において、患者から出された呼気を大気中に排出する排出経路に備えられて排出端部が大気中に開放された第一の排出管に、前記呼気の通過流量を自在に調節する流量調節バルブを設けると共に、前記第一の排出管の途中であつて、前記流量調節バルブの呼気排出方向上流側に、呼気が大気中に排出される方向に向かつて当該呼気を能動的に流動させる排気付勢手段を装備するという構成を採っている。

【0024】

上述の構成では、吸気を患者へ供給する際に高頻度周期の振動空気圧を付勢する。かかる振動空気圧は、患者の自発的な呼吸周期とは無関係且つそれよりも高い周期に設定される。この高頻度で振動する吸気が陽圧（大気圧よりも高い圧力の位相）のときには患者の肺内に吸気が侵入し、陰圧（大気圧よりも低い圧力の位相）のときには患者の肺から生じた二酸化炭素を含んだ呼気を体外に吸い出す働きをする。かかる陽圧と陰圧とが短い周期で繰り返されることにより、患者の肺内の換気が行われ、当該肺内を一定の酸素濃度に維持することを可能としている。

【0025】

上述の換気動作が行われる際に、患者から排出された呼気は流量調節バルブを介して一定流量で大気中に排気される。このとき排気付勢手段を併用して排気流量を調節しても良い。また、吸気供給量が高く設定され、この流量調節バルブを最大開度としても排気が不

10

20

30

40

50

十分な場合に、排気付勢手段を作動させても良い。

排気付勢手段は、患者から吐き出された呼気を排出経路を介して大気中（高頻度人工呼吸器の外部）に向けて流動させる。この排気付勢手段の作動は、吸気の供給流量が一定量を超える場合に限定して行っても良い。この排気付勢手段による呼気の能動的な流動付勢により、高頻度人工呼吸器の有する固有の流動損失による内部圧力及び患者への供給圧力の上昇が抑制される。

【0028】

請求項2記載の発明では、請求項1記載の発明の構成に加えて、排気付勢手段は、流量調節バルブの呼気排出方向上流側であって第一の排出管の途中から分岐する分岐配管と、その一端部が大気中に開放されその内部に開放側に向けて空気流が形成される第二の排出管と、その空気流を形成する送風手段とを備え、第二の排出管は、その途中に一部内径が小さく設定された絞り部を有し、分岐配管の下流側端部を、第二の排出管の絞り部に合流させるという構成を採っている。

10

【0029】

かかる構成では、上述と同様の動作に加えて、排気付勢手段の送風手段が作動すると、呼気は第一の排出管から分岐配管に侵入する。この分岐配管は、上記の如く、内部に空気流が形成された第二の排出管にその絞り部の位置で合流する構造のため、ベンチュリ効果によって起こる絞り部の圧力低下により、呼気は分岐配管を介して第一の排出管から第二の排出管に移動して大気中に排出される。

【0030】

20

請求項3記載の発明では、上記各構成に加えて、第一の排出管から分岐配管への分岐部分が無数の小孔を介して連通するという構成を採っている。かかる構成では、前述した各構成と同様の動作が行われると共に、第一の排出管から分岐配管への呼気の流動が上記小孔を介して行われる。

【0031】

請求項4記載の発明では、請求項1, 2又は3記載の発明と同様の構成を備えると共に、吸気又は呼気の圧力を検出する圧力センサと、排気付勢手段による出力調節を自在に制御する動作制御部とを備え、この動作制御部が、圧力センサの検出圧力に対応する出力で排気付勢手段を駆動させる第一の出力調整機能を備えるという構成を採っている。

【0032】

30

かかる構成では、上述した各構成と同様の動作が行われると共に吸気が流動を開始すると、圧力センサにより圧力が検出される。動作制御部では、検出圧力に応じた排気付勢手段の出力が記憶されており、これを参照して検出圧力に応じた出力で排気付勢手段が駆動され、所定の流量で呼気の能動的な排気が行われる。

【0033】

請求項5記載の発明では、請求項1, 2又は3記載の発明と同様の構成を備えると共に、患者への供給前の吸気圧力を検出する第一の圧力センサと、患者から排出された呼気の圧力を検出する第二の圧力センサと、排気付勢手段による出力調節を自在に制御する動作制御部とを備え、この動作制御部が、各圧力センサの検出圧力の差に対応する出力で排気付勢手段を駆動させる第二の出力調整機能を備えるという構成を採っている。

40

【0034】

上記構成では、上記各構成と同様の動作が行われると共に、二つの圧力センサの出力圧力差から各センサ間の気体流量を求めることができる。動作制御部では、排気付勢手段を目標流量に設定する出力が記憶されており、これを参照して流量に応じた出力で排気付勢手段が駆動され、所定流量で呼気の能動的な排気が行われる。

【0035】

本発明は、上述した各構成によって前述した目的を達成しようとするものである。

【0036】

【発明の実施の形態】

本発明の一実施形態を図1乃至図6に基づいて説明する。図1は、患者Xに供給する酸素

50

を含んだ吸気に、患者Xの呼吸周期よりも高い周期の振動空気圧を付勢して酸素吸入と呼気排出とを行う高頻度振動換気法を採る高頻度人工呼吸器12の構成を示すブロック図である。

【0037】

この高頻度人工呼吸器12は、酸素供給源としての吸気導入部62と、陽圧Ap及び陰圧Anの両方の空気圧を同時に発生するブロワ52（空気圧発生源）と、ブロワ52で発生した陽圧Ap又は陰圧Anを交互に選択して所定の振動空気圧Apnに変換するロータリバルブ機構54（振動空気圧発生機構）と、ロータリバルブ機構54からの振動空気圧Apnに付勢されて作動し、吸気導入部62から患者Xに供給される酸素（厳密には空気と混合された酸素）に振動空気圧を付勢するダイヤフラム機構56と、各部の動作制御を行う動作制御部40とを備えている。

10

【0038】

吸気導入部62は、外気と予め準備された酸素とを吸入し混合するブレンダ621と、ブレンダ621から送り出される空気を加湿する加湿器622とから構成されている。ブレンダ621は吸気を加湿器622側に流す図示しない複数の出力バルブが設けられている。各種の出力バルブは、それぞれ流量が異なるものであり、任意の流量の出力バルブを選択することにより所定流量の吸気の供給が行われる。なお、各出力バルブは動作制御部40から動作信号により開閉を切り替えるアクチュエータが併設されている。

【0039】

加湿器622には、加湿器622を経た吸気Aiを患者Xへ供給する吸気管623が接続されている。吸気管623は、その途中でダイヤフラム機構56の被加圧室563に連通されるとともに、その末端で後述する三方分岐管170に接続されている。

20

【0040】

ブロワ52は、その内部に空気を取り込みまたその空気を送り出すことにより陽圧と陰圧とを同時に発生させる。その空気取り込み口は、後述するロータリバルブ機構54の陰圧ポート542に接続され、空気の送り出し口は陽圧ポート541に接続されている。

【0041】

ロータリバルブ機構54は、ブロワ52から陽圧が入力される陽圧ポート541と、ブロワ52から陰圧が付勢される陰圧ポート542と、振動空気圧を出力する出力ポート543と、自らの回転により出力ポート543を陽圧ポート541と陰圧ポート542とに交互に接続するロータリバルブ544と、ロータリバルブ544を回転させる駆動部545とから構成されている。駆動部545は、図示しない電動機及び減速機からなり、ロータリバルブ544を例えば900[rpm]で回転させる。ロータリバルブ544は、一回転するごとに、ポート541とポート543とのみを一回連通させ、続いてポート542とポート543とのみを一回連通させる。これにより、供給される吸気に対して周波数15[Hz]の振動空気圧Apnを付勢する。ポート543には、振動空気圧Apnをダイヤフラム機構56へ伝達する振動空気圧管546が接続されている。

30

【0042】

ダイヤフラム機構56は、加圧室562及び被加圧室563と、加圧室562と被加圧室563との間を仕切るとともに伸縮自在の膜状部材で形成されたダイヤフラム561とを備えている。加圧室562は振動空気圧管546に接続されている。加圧室562はロータリバルブ54の出力ポート543に接続されており、被加圧室563は吸気管623に接続されている。かかる構造によりロータリバルブ54で形成された振動空気圧はダイヤフラム561を介して吸気管623内を流動する吸気に付勢される。

40

【0043】

さらに、高頻度人工呼吸器12は、吸気管623の下流側に三方分岐管170を備え、当該三方分岐管170がさらに下流側を患者X側と排出経路側とに分岐させている。そして、高頻度人工呼吸器12の排出経路には、呼気中に含まれる細菌を濾し採るバクテリアフィルタ70と呼気が大気中に排出される方向に向かって当該呼気を能動的に流動させる排気付勢手段80とが装備されている。

50

【 0 0 4 4 】

上述の三方分岐管 1 7 0 は、患者側管路 1 7 1 , 酸素供給源側管路 1 7 2 及び呼気排出側管路 1 7 3 の三つの管路を備えており、これらの管路は全て内部で合流している。そして、酸素供給源側管路 1 7 2 が吸気管 6 2 3 と接続され、患者側管路 1 7 1 が患者 X に至る末端吸気管 6 0 5 と接続されている。

【 0 0 4 5 】

さらに、呼気排出側管路 1 7 3 は、第一の排出管 6 0 4 の一端部と接続され、この第一の排出管 6 0 4 の他端部には流量調節バルブ 6 0 7 が接続されている。これら第一の排出管 6 0 4 と流量調節バルブ 6 0 7 とは、患者 X の肺から出された二酸化炭素を含んだ吸気（呼気）の通り道となり、これらが呼気を大気中に排出する排出経路を構成する。

10

【 0 0 4 6 】

図 2 は、排出経路の周囲を一部切り欠いて示した拡大図である。この図に示すように、流量調節バルブ 6 0 7 は、筐体 6 0 7 a と排気ポート 6 0 7 b と流量制御用の移動弁（制御用シリコンシート） 6 0 7 c と、この移動弁 6 0 7 c を一定方向に沿って前後進移動させる往復付勢機構としてのソレノイド 6 0 7 d とを備えている。

【 0 0 4 7 】

第一の排出管 6 0 4 は、バクテリアフィルタ 7 0 を挟んで上流側部分 6 0 4 a と下流側部分 6 0 4 b とに分断されており、下流側部分 6 0 4 b の末端部は流量調節バルブ 6 0 7 の筐体 6 0 7 a の内部に挿入されており、移動弁 6 0 7 c はこの第一の排出管 6 0 4 の下流側部分 6 0 4 b の末端部の排気方向正面に近接して筐体 6 0 7 a に装備されている。この移動弁 6 0 7 c の背後側には筐体 6 0 7 a に支持されたソレノイド 6 0 7 d が配置されており、移動弁 6 0 7 c を第一の排出管 6 0 4 の下流側部分の末端に対して接離させる。このソレノイド 6 0 7 d は、動作制御部 4 0 の制御信号により移動弁 6 0 7 c から第一の排出管 6 0 4 の末端までの距離を自在に設定することが可能である。従って、移動弁 6 0 7 c は、第一の排出管 6 0 4 の末端を完全に塞いだ状態からソレノイド 6 0 7 d の許容する範囲内で最も離間させることができ、その離間距離に応じて呼気の通過流量を調節することが可能となっている。

20

【 0 0 4 8 】

バクテリアフィルタ 7 0 は、第一の排出管 6 0 4 の途中に設けられており、正確には第一の排出管 6 0 4 の上流側部分 6 0 4 a の末端部に装備されている。このバクテリアフィルタ 7 0 は、主に、細菌を濾し採るフィルタ部 7 1 と当該フィルタ部 7 1 を収容するプラスチック製の容器 7 2 とから構成されている。第一の排出管 6 0 4 の上流側部分 6 0 4 a から流入する呼気は、まずフィルタ部 7 1 に送り込まれ、当該フィルタ部 7 1 を通過した呼気は容器 7 2 の内部から第一の排出管 6 0 4 の下流側部分 6 0 4 b に流れてゆく。このフィルタ部 7 1 の通過の際に呼気中の細菌が濾し採られる。

30

【 0 0 4 9 】

このバクテリアフィルタ 7 0 は、使い捨てであり、使用済みのものは排気される。従って、容器 7 2 の上流側の端部は、第一の排出管 6 0 4 の上流側部分 6 0 4 a の末端部が押し込み操作又は引っ張り操作により着脱自在となっている。また、容器 7 2 の下流側の端部は、シリコンゴムジョイント 7 3 を介して第一の排出管 6 0 4 の下流側部分 6 0 4 b の上流端部に接続されている。このシリコンゴムジョイント 7 3 もまた、第一の排出管 6 0 4 の下流側部分 6 0 4 b が押し込み操作又は引っ張り操作により着脱自在となっている。

40

【 0 0 5 0 】

排気付勢手段 8 0 は、第一の排出管 6 0 4 の途中であってバクテリアフィルタ 7 0 の下流側に装備されている。この排気付勢手段 8 0 は、流量調節バルブ 6 0 7 の呼気排出方向上流側であって第一の排出管 6 0 4 の途中から分岐する分岐配管 8 1 と、その一端部が大気中に開放されその内部に開放端への空気流が形成される第二の排出管 8 2 と、その空気流を形成する送風手段 8 3 とを備えている。

【 0 0 5 1 】

第一の排出管 6 0 4 における分岐配管 8 1 側への分岐箇所には、管壁を貫通した無数の小

50

孔 8 1 1 が形成されている。そして、第一の排出管 6 0 4 の小孔 8 1 1 が形成されている部分を外側から取り囲むようにして管状容器 8 1 2 が装着されている。この管状容器 8 1 2 と第一の排出管 6 0 4 の外側壁面との間にはシール構造が施されており、各小孔 8 1 1 を介して第一の排出管 6 0 4 の外側に流出した呼気は全てこの管状容器 8 1 2 内に到達し、直接大気中には放出されない構造となっている。

【 0 0 5 2 】

分岐配管 8 1 の一端部は、この管状容器 8 1 2 に連通している。従って、第一の排出管 6 0 4 の各小孔 8 1 1 から流出した呼気は、管状容器 8 1 2 内を通過して分岐配管 8 1 内に流入する。また、分岐配管 8 1 の他端部は、第二の排出管 8 2 の途中部分に接続されている。

10

【 0 0 5 3 】

第二の排出管 8 2 は、前述した如くその一端部に送風手段 8 3 を備えており、当該一端部から他端部に向かう方向に空気流を形成することが可能となっている。また、第二の排出管 8 2 の途中部分における内部には管径が徐々に小さくなる絞り部 8 2 1 が設けられており、かかる絞り部 8 2 1 から空気流の流速が加速する構造となっている。

【 0 0 5 4 】

前述した分岐配管 8 1 の他端部は、第二の排出管 8 2 に対して絞り部 8 2 1 のすぐ下流側となる位置に連通されており、分岐配管 8 1 と第二の排出管 8 2 とはいわゆるエジクタ構造が形成されている。従って、第二の排出管 8 2 に対して分岐配管 8 1 がベンチュリ効果を生じる構造が採られている。即ち、第二の排出管 8 2 の内部において、絞り部 8 2 1 のすぐ下流部分は陰圧（大気圧よりも低い気圧）となっている。

20

【 0 0 5 5 】

一方、第一の排出管 6 0 4 の末端部は、流量調節バルブ 6 0 7 を最大開度とした状態であっても大気圧以下となることはない。従って、第二の排出管 8 2 内部に空気流が形成されている状態にあっては、第一の排出管 6 0 4 の上流側から流れてきた呼気は、各小孔 8 1 1 から吸い出され、管状容器 8 1 2 及び分岐配管 8 1 を介して第二の排出管 8 2 内に流入し、空気流と共に大気中に排出されることとなる。

【 0 0 5 6 】

ところで、第二の排出管 8 2 の一端部に設けられた送風手段 8 3 は、大気を取り込み第二の排出管 8 2 内に送り出すブロワ 8 3 1 と、この送り出された大気の流量を調節する流量可変バルブ 8 3 2 とから構成されている。この流量可変バルブ 8 3 2 は、動作制御部 4 から受ける動作信号により通過流量が設定される。具体的には、流量可変バルブ 8 3 2 としては、電空比例弁やニードル方式の流量制御弁とその開度を調節するステッピングモータとの組み合わせが好適である。

30

【 0 0 5 7 】

また、図 1 に示すように、吸気又は呼気の通過する経路の各部には当該通過箇所の圧力を検出する圧力センサ 9 1 ~ 9 5 が装備されている。第一の圧力センサ 9 1 は吸気導入部 6 2 のブレンダ 6 2 1 と加湿器 6 2 2 との間に装備され、第二の圧力センサ 9 2 はバクテリアフィルタ 7 0 と排気付勢手段 8 0 との間に装備され、第三の圧力センサ 9 3 は三方分岐管 1 7 0 の患者側管路 1 7 1 に装備され、第四の圧力センサ 9 4 は吸気管 6 2 3 におけるダイヤフラム機構 5 6 よりも下流側であって三方分岐管 1 7 0 の上流となる位置に装備され、第五の圧力センサ 9 5 は三方分岐管 1 7 0 とバクテリアフィルタ 7 0 の間に装備されている。これらの各センサ 9 1 ~ 9 5 の検出信号は動作制御部 4 0 に出力される。

40

【 0 0 5 8 】

次に、動作制御部 4 0 について、図 1 及び図 2 に基づいて説明する。この動作制御部 4 0 は、CPU, ROM, A/D 変換器を含む演算装置で構成され、後述する高頻度人工呼吸器 1 2 の動作制御を実行するプログラムが入力されている。

【 0 0 5 9 】

この動作制御部 4 0 にはオペレータによる操作入力を受け付ける入力部 4 0 1 と人工呼吸器 1 2 の操作状態を表示するディスプレイからなる表示部 4 0 2 とが併設されている。

50

【 0 0 6 0 】

入力部 4 0 1 からは、メインスイッチのオンオフ、吸気の供給流量の選択の入力が行われる。即ち、動作制御部 4 0 は、ブレンダ 6 2 1 の各出力バルブのアクチュエータのドライバ（図示略）を有しており、吸気の供給流量の選択が入力されると、ドライバを介して選択された流量に対応するバルブのみを開き、他のバルブを閉じた状態で維持する。

【 0 0 6 1 】

また、この入力部 4 0 1 から後述する第一及び第二の規定値、 の設定入力が行われる。さらにまた、この高頻度人工呼吸器 1 2 は、振動空気圧を付勢せずに患者 X の自発的な呼吸周期に合わせて吸気を供給する二種類の通常の人工呼吸を行うことが可能であり（詳細は後述）、入力部 4 0 1 から高頻度人工呼吸を行うか二種類のいずれかの通常の人工呼吸を行うかを選択することができる。

10

【 0 0 6 2 】

さらに、動作制御部 4 0 は、流量調節バルブ 6 0 7 のソレノイド 6 0 7 d のドライバを備えており、ドライバを介してソレノイド 6 0 7 d を作動させて移動弁 6 0 7 c を所定の距離だけ移動させる。また、動作制御部 4 0 では各圧力センサ 9 1 ~ 9 5 の出力信号に応じた検出圧力を表示部 4 0 2 で表示する。

【 0 0 6 3 】

さらに、動作制御部 4 0 は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力が予め設定された第一の規定値（例えば 10 [cmH₂O]）を維持するように流量調節バルブ 6 0 7 のバルブ開度を調節する圧力維持機能 4 1 を備えている。

20

【 0 0 6 4 】

即ち、動作制御部 4 0 では、第三の圧力センサ 9 3 の検出信号を A / D 変換し、振動空気圧 A_{pn} よりも微細なサンプリング間隔で得られた一定期間の複数検出圧力を平均化し、この平均化された圧力値が第一の規定値 を越える場合には、アクチュエータ 6 0 7 d を駆動して移動弁 6 0 7 c を第一の排出管 6 0 4 の末端部から徐々に遠ざける動作制御を行う。また、検出圧力値が第一の規定値 を下回る場合には、移動弁 6 0 7 c を第一の排出管 6 0 4 の末端部に徐々に近づける動作制御を行う。これにより、第三の圧力センサ 9 3 の配設位置における吸気又は呼気の圧力を第一の規定値 に維持される。

【 0 0 6 5 】

また、動作制御部 4 0 は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力の平均値が予め設定された第二の規定値（ > , 例えば 15 [cmH₂O]）以上となると、排気付勢手段 8 0 のブロワ 8 3 1 の駆動を開始し、流量調節バルブ 6 0 7 のソレノイド 6 0 7 d を駆動して当該流量調節バルブ 6 0 7 を閉じる排気切り替え機能 4 2 を備えている。

30

【 0 0 6 6 】

即ち、吸気の設定流量が高い場合には流量調節バルブ 6 0 7 を最大開度（移動弁 6 0 7 c を第一の排出管 6 0 4 から最も遠ざけた状態）としても検出圧力を第一の規定値 に維持することができず、この場合に検出圧力は第二の規定値 まで上昇する。そして、第二の規定値 を超えた時点で、それまでは停止していたブロワ 8 3 1 を駆動し、呼気を積極的に第一の排出管 6 0 4 から分岐配管 8 1 を介して第二の排出管 8 2 に導き、当該第二の排出管 8 2 の末端から大気中に排出する。同時に、流量調節バルブ 6 0 7 のアクチュエータ 6 0 7 d を駆動して移動弁 6 0 7 c が第一の排出管 6 0 4 を塞ぐまで移動させる。

40

【 0 0 6 7 】

またさらに、この動作制御部 4 0 は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力に対応する出力で排気付勢手段 8 0 を駆動させる第一の出力調整機能 4 3 をも備えている。

【 0 0 6 8 】

即ち、動作制御部 4 0 は、排気付勢手段 8 0 の流量可変バルブ 8 3 の図示しないドライバを備えており、第三の圧力センサ 9 3 による検出圧力値が第一の規定値（前述と同様）を越える場合には、流量可変バルブ 8 3 の開度を徐々に開く動作制御を行う。また、検出圧力値が第一の規定値を下回る場合には、流量可変バルブ 8 3 の開度を徐々に小さくする動作制御を行う。これにより、第三の圧力センサ 9 3 の配設位置における吸気又は呼気の圧

50

力を第一の規定値に維持される。

【0069】

上記構成からなる高頻度人工呼吸器12の動作を図1乃至図3に基づいて説明する。図3は、オペレータの操作を含む高頻度人工呼吸器12の動作を示す流れ図である。

【0070】

まず、入力部401でメインスイッチがオンにされ、高頻度人工呼吸モードを選択する(ステップS1)。そして、吸気流量、第一・第二の規定値の設定が入力されると、吸気導入部62から設定された流量で吸気の供給が開始され、同時にブロワ52及びロータリーバルブ機構54が作動を開始し吸気に対して振動空気圧 A_{pn} が付勢される。そして、患者Xに高頻度人工呼吸が行われ、患者Xから生じた呼気が末端吸気管605を介して第一の排出管604に送られる。この時点では排気付勢手段80はまだ作動しておらず、呼気は第一の排出管604の末端と第二の排出管82の末端の双方から大気中に排出される(ステップS2)。

10

【0071】

吸気及び呼気の通過経路の各部に設置された各圧力センサ91~95からはその検出信号が動作制御部40に出力され、当該動作制御部40では、各検出信号に基づいて検出圧力を算出し、表示部402に出力する。また、第三の圧力センサ93に基づく検出圧力 p が第一の規定値となっているかが判定される(ステップS3)。

【0072】

検出圧力 p が $p < p_{1st}$ であれば、メインスイッチが切られるまで、 $p < p_{1st}$ を維持しているかが継続して見張り続けられる(ステップS4)。

20

【0073】

検出圧力 p が第一の規定値 p_{1st} から外れている場合には、圧力維持機能41により動作制御部40は、流量調節バルブ607の開度を調節する。即ち、 $p > p_{1st}$ であれば流量調節バルブ607の開度が大きくされ、 $p < p_{1st}$ であれば流量調節バルブ607の開度が小さくされる(ステップS5)。

【0074】

流量調節バルブ607の開度が調節されると、再び圧力判定が行われる。即ち、第三の圧力センサ93の検出圧力 p が第二の規定値 p_{2nd} を上回っているか否かが判定される。これは、吸気流量が予め高く設定された場合、或いは使用の途中から高く変更された場合に、流量調節バルブ607の開度を最大としても十分な呼気流量を確保できず、検出圧力 p を十分に下げられない場合がある。このような場合には、検出圧力 p は第一の規定値 p_{1st} を越え、さらに第二の規定値 p_{2nd} をも越えてしまう。従って、流量調節バルブ607の開度調節後に再び圧力判定を行い、流量調節バルブ607の開度調節だけで圧力調節がまかなわれているかが判定される(ステップS6)。

30

【0075】

これにより、検出圧力 p の上昇を生じていないと判定されると、ステップS3に戻り、検出圧力 p が $p < p_{1st}$ を維持しているかが継続的に見張られる。

【0076】

また、検出圧力 p が第二の規定値 p_{2nd} を越えている場合には、排気切り替え機能42により、流量調節バルブ607の圧力調節ではまかないきれないと判断され、排気付勢手段80により積極的に呼気の排出が開始される。即ち、排気付勢手段80のブロワ831の駆動が開始され、第二の排出管82内に空気流が形成されることにより、第一の排出管604内の呼気が分岐配管81を介して第二の排出管82側に導かれて能動的に大気中に排出される。また、このとき、流量調節バルブ607では、移動弁607cを移動させて第一の排出管604の末端を塞いでしまう(ステップS7)。

40

【0077】

排気付勢手段80の駆動が開始されると、再び圧力判定が行われる。第三の圧力センサ93の検出圧力 p が第一の規定値 p_{1st} を維持しているかが判定される(ステップS8)。

【0078】

50

検出圧力 p が である場合は、メインスイッチが切られるまで、 を維持しているかが継続して見張り続けられる（ステップ S 9）。

【 0 0 7 9 】

検出圧力 p が第一の規定値 から外れている場合には、第一の出力調節機能 4 3 により、動作制御部 4 0 は、流量可変バルブ 8 3 2 の開度を調節する。即ち、 $p >$ であれば流量可変バルブ 8 3 2 の開度が大きくされ、 $p <$ であれば流量可変バルブ 8 3 2 の開度が小さくされる（ステップ S 1 0）。

【 0 0 8 0 】

その後、第三の圧力センサ 9 3 による検出圧力 p が第一の規定値 に落ち着いた場合には、メインスイッチが切られるまで、かかる圧力状態が見張られる（ステップ S 8 , S 9）

10

【 0 0 8 1 】

図 4 は、排気付勢手段 8 0 の作動による吸気及び呼気の圧力の変化を示す線図である。図 4 (A) は吸気導入部 6 2 から導出し振動空気圧 A_{pn} を付勢された直後の吸気から第四の圧力センサ 9 4 により検出した圧力変化を示し、図 4 (B) は三方分岐管 1 7 0 の患者側管路 1 7 1 内の吸気及び呼気に対して第三の圧力センサ 9 3 により検出した排気付勢手段 8 0 の作動前の圧力変化を示し、図 4 (C) は同患者側管路 1 7 1 内の吸気及び呼気に対して第三の圧力センサ 9 3 により検出した排気付勢手段 8 0 の作動後の圧力変化を示している。

【 0 0 8 2 】

図 4 (A) は、吸気導入部 6 2 の近くであるため、排気付勢手段 8 0 の影響は受けにくく、その図示は排気付勢手段 8 0 の作動前の状態のもののみとする。なお、各図 4 (A) ~ (C) に示す点線による直線は、図 4 (A) の検出圧力の平均圧力を示す。

20

【 0 0 8 3 】

この図 4 (A) に示すようなダイヤフラム機構 5 6 のすぐ下流位置における振動空気圧 A_{pn} が患者 X の口元である第三の圧力センサ 9 3 の配設箇所でも観測されることが望ましい。しかし、排気付勢手段 8 0 が作動していない状態においては、振動空気圧 A_{pn} の陰圧時に流量調節バルブ 6 0 7 から大気が侵入し、図 4 (B) に示すように、最低圧力が一様に上昇する。これに対して、図 4 (C) では、流量調節バルブ 6 0 7 が閉じられて排気付勢手段 8 0 が作動するので、当該排気付勢手段 8 0 を介して呼気が能動的に大気中に排出され、大気の侵入が拒まれるので、患者 X の口元では、ダイヤフラム機構 5 6 により振動空気圧 A_{pn} が付勢された直後の状態と同様の圧力振幅が観測される。

30

【 0 0 8 4 】

従って、高頻度人工呼吸器 1 2 では、患者 X の肺内の換気効率を高く維持することが分かる。

【 0 0 8 5 】

また、上記構成からなる高頻度人工呼吸器 1 2 は、高頻度ではない二種類の通常の人工呼吸を行うことも可能である。一方の通常の人工呼吸は、高頻度人工呼吸器 1 2 が患者 X に対して所定周期で吸気供給と呼気排出とを能動的に行う方式であり、これを通常換気モード A とする。他方の通常の人工呼吸は、高頻度人工呼吸器 1 2 が患者 X の呼吸意志に従って吸気供給のみを能動的に行う方式であり、これを通常換気モード B とする。

40

【 0 0 8 6 】

図 5 は、通常換気モード A に従って人工呼吸を行う場合のオペレータの操作を含む高頻度人工呼吸器 1 2 の動作を示す流れ図である。この図 5 に従ってその動作を説明する。

【 0 0 8 7 】

まず、入力部 4 0 1 で通常換気モード A を選択する（ステップ S 2 1）。さらに、入力部 4 0 1 で、換気周期と一周期当たりの吸気供給流量及び供給時間を設定する（ステップ S 2 2）。

【 0 0 8 8 】

上記入力があると、流量調節バルブ 6 0 7 が閉じられる（ステップ S 2 3）。そして、

50

設定された吸気供給流量で設定された一定時間だけ吸気の供給が行われる（ステップ S 2 4）。続いて排気付勢手段 8 0 が、設定周期から設定吸気供給時間を減じた時間だけ作動して、呼気の排出が行われる（ステップ S 2 5）。

【 0 0 8 9 】

そして、上述の吸気供給と呼気排出が、入力部 4 0 1 からメインスイッチのオフが入力されるまで繰り返し行われる（ステップ S 2 6）。

【 0 0 9 0 】

図 6 は、通常換気モード B に従って人工呼吸を行う場合のオペレータの操作を含む高頻度人工呼吸器 1 2 の動作を示す流れ図である。この図 6 に従ってその動作を説明する。

【 0 0 9 1 】

まず、入力部 4 0 1 で通常換気モード B を選択する（ステップ S 3 1）。さらに、入力部 4 0 1 で、吸気供給流量と吸気開始圧力 と吸気終了圧力（ > ）とを設定する（ステップ S 3 2）。

【 0 0 9 2 】

上記入力が行われると、流量調節バルブ 6 0 7 が閉じられる（ステップ S 3 3）。そして、患者 X の自発的な吸い込み動作により口元の検出圧力 p（第三の圧力センサ 9 3 により検出された圧力）が設定された吸気開始圧力 を下回ると（ステップ S 3 4）、設定された供給流量で吸気が供給される（ステップ S 3 5）。

【 0 0 9 3 】

患者 X の自発的な吸い込み動作が終わりに近づくと供給される吸気により口元の圧力が上昇する（ステップ S 3 6）。そして、口元の検出圧力 p が設定された吸気終了圧力 を越えると吸気の供給流量が低下し、一定時間経過後供給が停止される（ステップ S 3 7）。

【 0 0 9 4 】

そして、上述の吸気供給が、入力部 4 0 1 からメインスイッチのオフが入力されるまで繰り返し行われる（ステップ S 3 8）。

【 0 0 9 5 】

上述の如く、高頻度人工呼吸器 1 2 は、高頻度ではない通常の人工呼吸も行うことが可能である。なお、通常換気モード A では、吸気供給と呼気排出とを予め設定した周期で行っているが、これらを口元の検出圧力の変化をトリガーとして行っても良い。

【 0 0 9 6 】

以上のように、高頻度人工呼吸器 1 2 では、排出経路内に排気付勢手段 8 0 を設けたため、単に排出経路の末端が大気中に開放されている場合と比較して能動的に呼気排出が行われ、吸気又は呼気の配管内圧力の上昇を回避することが可能となっている。即ち、従来は、人工呼吸器の各配管の流動抵抗により吸気の供給流量を大きくすると患者 X への供給圧力が上昇する傾向にあったが、高頻度人工呼吸器 1 2 では、流動抵抗があっても積極的に呼気排出が行われるため、吸気の供給圧力の上昇も回避され、適度な供給圧力で人工呼吸を行うことが可能となった。特に、排出経路内にバクテリアフィルタを装備すると流動抵抗が大きくなり、上述のような圧力上昇を生じやすい傾向にあったが、かかる場合であっても、排気付勢手段 8 0 は呼気を積極的に排出するため、適度な供給圧力で人工呼吸を行うことが可能となった。

【 0 0 9 7 】

また、かかる効果に加えて、人工呼吸器内部の圧力上昇を回避できるため、吸気又は呼気の通過経路となる配管等の各部の寸法や形状の設計の制限が緩和され、設計の自由度が拡大された。

【 0 0 9 8 】

また、患者 X の様態変化や治療の必要に応じて肺内の換気効率を高めるために、吸気の供給流量を増やすことも容易に行うことが可能となり、人工呼吸における種々の局面に対応することが可能な高頻度人工呼吸器 1 2 を提供することができる。

【 0 0 9 9 】

さらに、排気付勢手段 8 0 により、呼気が排出される方向に流動を付勢されるため、振動

10

20

30

40

50

空気圧 A_{pn} が陰圧のときに排出末端からの大気の侵入が抑制され、患者 X の肺内からの呼気排出を促進し、人工呼吸における換気効率の向上を図ることが可能となった。

【 0 1 0 0 】

また、排気付勢手段 8 0 により、従来の排気経路が開放された人工呼吸器では不可能であった人工呼吸器管内全体の陰圧状態を実現することも可能となり、人工呼吸における種々の局面に対応することが可能となった。

【 0 1 0 1 】

また、高頻度人工呼吸器 1 2 では、排気切り替え機能 4 2 により、排気付勢手段 8 0 の作動と同時に流量調節バルブ 6 0 7 を閉じてしまう制御を行うため、より大気の侵入を効果的に防止し、さらなる換気効率の向上を図ることが可能である。

10

【 0 1 0 2 】

さらに、高頻度人工呼吸器 1 2 では、流量調節バルブ 6 0 7 の上流側に排気付勢手段 8 0 を配置しているため、呼気排出の際に流量調節バルブ 6 0 7 の流動抵抗の影響を受けることがなく、従って、流れの応答性が高く、圧力調節可能な範囲も広く確保することが可能である。

【 0 1 0 3 】

さらに、この高頻度人工呼吸器 1 2 は、呼気の排出を行う第一の排出管 6 0 4 と第二の排出管 8 2 とを備えているため、これらを選択的に或いは組み合わせて使用することができ、排出流量の調節が広い範囲に渡って行うことが可能である。また、排出管が二本あるので、一方に故障を生じても他方で対処することができ、装置の信頼性を向上することが可能である。

20

【 0 1 0 4 】

また、第二の排出管 8 2 は分岐配管 8 1 を介して第一の排出管 6 0 4 と連結され、分岐配管 8 1 の末端は第二の排出管 8 2 の絞り部 8 2 1 に接続されているため、第二の排出管 8 2 内に空気流を形成することにより、第一の排出管 6 0 4 内の呼気を第二の排出管 8 2 側に導き出すことができる。かかる構造により、送風手段 8 3 は、排出される呼気に直接さらされることがないため、たとえ、バクテリアフィルタ 7 0 を設けなくても、使用終了ごとに送風手段 8 0 の消毒、洗浄を行う必要がなく、煩雑性が解消され、装置の作業性の向上を図ることが可能となった。

【 0 1 0 5 】

またさらに、高頻度人工呼吸器 1 2 では、第一の排出管 6 0 4 から分岐配管 8 1 への分岐部分が無数の小孔 8 1 1 を介して連結されている。このような小孔は流速が速い気体に対して空気抵抗が大きいため、乱流の度合いが大きい空気振動などは逃がしにくいので、患者 X の肺に対して供給される吸気の振動状態を温存し、高頻度振動を効果的に伝達することが可能である。従って、換気効率を高く維持することが可能である。また、小孔 8 1 1 の個数を増やすことにより、実際の開口面積は大きく確保できるので、時間当たりに排出される呼気流量は十分確保することが可能である。さらに、小孔 8 1 1 を通過した呼気は層流となって流れるため、空気騒音の低減に効果がある。

30

【 0 1 0 6 】

さらに、高頻度人工呼吸器 1 2 では、第一の出力調整機能 4 3 により、患者に供給される吸気圧力に応じた出力で排気付勢手段 8 0 が駆動するため、吸気圧力が所定の値に自在に調節され、適切な吸気圧力を維持して人工呼吸を行うことが可能となり、人工呼吸器の信頼性が向上される。また、圧力維持機能 4 1 についても同様の効果を生ずる。

40

【 0 1 0 7 】

ここで、上記高頻度人工呼吸器 1 2 の動作制御部 4 0 では、圧力維持機能 4 1、排気切り替え機能 4 2 及び第一の出力調整機能 4 3 がいずれもが第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力に基づいて各部の動作制御を行うものであったが、これらの同様の制御を第一の圧力センサ 9 1 と患者から排出された呼気の圧力を検出する第二の圧力センサ 9 2 との検出圧力の差に基づいて行っても良い。即ち、この第一の圧力センサ 9 1 と第二の圧力センサ 9 2 との検出圧力差が大きい場合には第三の圧力センサの検出圧力も上昇しており、また、第一

50

の圧力センサ 9 1 と第二の圧力センサ 9 2 との検出圧力差が小さい場合には第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力も減少している。従って、これら二つの圧力センサ 9 1 , 9 2 の検出圧力の差に基づいて上記各機能 4 1 , 4 2 , 4 3 と同様の動作制御を行うことにより、同様の効果を得ることが可能である。

【 0 1 0 8 】

また、二つの検出圧力から流体連続の法則によって連続した圧力勾配が得られ、これに基づいた適切な吸気供給及び呼気排出の制御を行うことが可能である。

【 0 1 0 9 】

なお、前述した排気付勢手段 8 0 では、第二の排出管 8 2 内に形成される空気流の流量を流量可変バルブ 8 3 2 の開度調節で変化させて呼気排出量の増減を図っていた。しかし、流量可変バルブ 8 3 2 を排気付勢手段 8 0 の構成から除くと共に、ブロワ 8 3 1 の回転数を制御するインバータを介して回転数制御により呼気排出量の増減を図っても良い。

10

【 0 1 1 0 】

また、排気付勢手段 8 0 のブロワ 8 3 1 に替えて、第二の排出管 8 2 の反対側の端部に負圧を発生するブロワを装備する構成としても良い。

【 0 1 1 1 】

次に、図 7 に基づいて他の高頻度人工呼吸器 1 2 A について説明する。この高頻度人工呼吸器 1 2 A は、主に、排気付勢手段 8 0 A の装備箇所が前述した高頻度人工呼吸器 1 2 と異なり、他の構成についてはほぼ同様となっている。従って、この高頻度人工呼吸器 1 2 A について前述した高頻度人工呼吸器 1 2 と同一の構成については同符号を付して重複する説明は省略するものとする。

20

【 0 1 1 2 】

排気付勢手段 8 0 A は、第一の排出管 6 0 4 A の末端に設けられた流量調節バルブ 6 0 7 のさらに下流側に装備されている。ここで、第一の排出管 6 0 4 A は、前述した第一の排出管 6 0 4 とほぼ同一だが、分岐のための小孔 8 1 1 が設けられていない。

【 0 1 1 3 】

排気付勢手段 8 0 A は、その一端部が流量調節バルブ 6 0 7 の呼気排出口に連通し他端部が大気中に開放された第二の排出管 8 2 A と、当該第二の排出管 8 2 A の内部にその開放端への空気流を形成する送風手段 8 3 とを備えている。

【 0 1 1 4 】

第二の排出管 8 2 A は、一端部から他端部にかけて連通した配管であり、その他端部に送風手段 8 3 のブロワ 8 3 1 が装備されている。ブロワ 8 3 1 は、陰圧発生側のポートが第二の排出管 8 2 A に接続されている。このため、第二の排出管 8 2 A の内部には一端部から他端部に向けて空気流が形成される。

30

【 0 1 1 5 】

流量調節バルブ 8 3 2 は、ブロワ 8 3 1 の上流側に配置されているが、下流側に配置しても良い。

【 0 1 1 6 】

次に、動作制御部 4 0 A について説明する。この動作制御部 4 0 A は前述した動作制御部 4 0 とほぼ同様の機能を有するが、若干のところで異なっている。即ち、動作制御部 4 0 A は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力が予め設定された第一の規定値（例えば 10 [cmH₂O]）を維持するように流量調節バルブ 6 0 7 のバルブ開度を調節すると共に、流量可変バルブ 8 3 2 のバルブ開度を最大開度に維持する圧力維持機能 4 1 A を備えている。

40

【 0 1 1 7 】

また、動作制御部 4 0 A は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力の平均値が予め設定された第二の規定値（> , 例えば 15 [cmH₂O]）以上となると、排気付勢手段 8 0 A のブロワ 8 3 1 の駆動を開始し、流量調節バルブ 6 0 7 のソレノイド 6 0 7 d を駆動して当該流量調節バルブ 6 0 7 を最大開度とする排気切り替え機能 4 2 A を備えている。

【 0 1 1 8 】

またさらに、この動作制御部 4 0 A は、第三の圧力センサ 9 3 の検出圧力が予め設定され

50

た第一の規定値（例えば10[cmH₂O]）を維持するように流量可変バルブ832のバルブ開度を調節する第一の出力調整機能43Aを備えている。

【0119】

上記構成により、高頻度人工呼吸器12Aは、高頻度人工呼吸器12とほぼ同様の動作が行われ、且つ、同様の効果を得ることが可能である。

【0120】

【実施例】

図1、図2及び図8に基づいて本願発明の実施例を示す。この実施例では、図1に示した高頻度人工呼吸器12を末端吸気管605の患者側端部を患者Xが装着するのではなく、試験用のテスト肺Tに接続して高頻度人工呼吸を行い、排気付勢手段80を用いていない場合と用いた場合と出、その換気状態を観測した比較試験を示すものである。図8は、その比較試験の結果を示す線図である。

10

【0121】

テスト肺Tは容積20[l]のプラスチックタンクである。このテスト肺Tを高頻度人工呼吸器12に接続した状態で当該テスト肺Tの内部に200[ml/min]で炭酸ガスを常時注入する。この状態で、口元圧力（第三の圧力センサ93の検出圧力）pを15[cmH₂O]に保ちながら、排気付勢手段80を作動させた状態とさせない状態とでそれぞれ高頻度人工呼吸を行なう。

【0122】

排気付勢手段80を作動させないで、吸気流量を20[l/min]とした場合、常時注入される炭酸ガスと高頻度人工呼吸によりテスト肺Tから排出される炭酸ガスとが平衡した時のテスト肺Tの内部の炭酸ガス濃度は、図8の線図の左端部に示すように15[mmHg]（分圧表記）であった。

20

【0123】

また、上記平衡状態から、炭酸ガスの注入を止めて、全ての炭酸ガスがテスト肺より排出されるまでの時間は、図8に示すように、およそ240[s]かかった。また、濃度10.5[mmHg]から6.0[mmHg]までに移行する際の排出速度は、約0.1[mmHg/sec]である。

【0124】

さらに換気効率を上げるために、吸気供給流量を30[l/min]にすると、口元圧力pは15[cmH₂O]を越え、口元圧力オーバーで高頻度人工呼吸ができなかった。

30

【0125】

これに対して、排気付勢手段80を作動させた場合では、吸気供給流量を30[l/min]にしても、口元圧力pを15[cmH₂O]に保つことが可能である。かかる設定流量で高頻度人工呼吸を行なうと、テスト肺T内で炭酸ガスが平衡した濃度は10.5[mmHg]となり、前述した吸気供給流量20[l/min]の時より、30%程度も低減することができた。これは、高頻度人工呼吸器12で人工呼吸を行った場合には、患者の肺内に炭酸ガスが溜まり難いことを示唆する。

【0126】

また、図8に示すように、平行状態から炭酸ガスの注入を止めると150[s]で全ての炭酸ガスが排出される。また、濃度10.5[mmHg]から6.0[mmHg]までに移行する際の排出速度は、約0.15[mmHg/sec]と多い。炭酸ガスの排出速度も50%近く上がり、炭酸ガスの換気効率が良い。つまり以下の有効な点が確認された。

40

- 1 排気付勢手段を利用すると、吸気供給流量を高く設定することが可能である。
- 2 1 に準じて、肺内の炭酸ガス濃度を低減することができる。
- 3 1 に準じて、肺内の炭酸ガスの排出速度を迅速化できる。

【0127】

【発明の効果】

請求項1記載の本願発明では、排出経路内に排気付勢手段を設けたため、単に排出経路の末端が大気中に開放されている場合と比較して能動的に呼気排出が行われ、吸気又は呼気の配管内圧力の上昇を回避することが可能となっている。即ち、従来は、人工呼吸器の各

50

配管の流動抵抗により吸気の供給流量を大きくすると患者への供給圧力が上昇する傾向にあったが、本願発明では、流動抵抗があっても積極的に呼気排出が行われるため、吸気の供給圧力の上昇も回避され、適度な供給圧力で人工呼吸を行うことが可能となった。特に、排出経路内にバクテリアフィルタを装備すると流動抵抗が大きくなり、上述のような圧力上昇を生じやすい傾向にあったが、かかる場合であっても、排気付勢手段は呼気を積極的に排出するため、適度な供給圧力で人工呼吸を行うことが可能となった。

【0128】

また、かかる効果に加えて、人工呼吸器内部の圧力上昇を回避できるため、吸気又は呼気の通過経路となる配管等の各部の寸法や形状の設計の制限が緩和され、設計の自由度が拡大された。

10

【0129】

また、患者の様態変化や治療の必要に応じて肺内の換気効率を高めるために、吸気の供給流量を増やすことも容易に行うことが可能となり、人工呼吸における種々の局面に対応することが可能な高頻度人工呼吸器を提供することができる。

【0130】

さらに、排気付勢手段により、呼気が排出される方向に流動を付勢されるため、振動空気圧が陰圧のときに排出末端からの大気の侵入が抑制され、患者の肺内からの呼気排出を促進し、人工呼吸における換気効率の向上を図ることが可能となった。

【0131】

また、排気付勢手段により、従来の排気経路が開放された人工呼吸器では不可能であった人工呼吸器管内全体の陰圧状態を実現することも可能となり、人工呼吸における種々の局面に対応することが可能となった。

20

【0132】

更に、流量調節バルブの上流側に排気付勢手段を配置しているため、呼気排出の際に流量調節バルブの流動抵抗の影響を受けることがなく、従って、流れの応答性が高く、圧力調節可能な範囲も広く確保することが可能である。

【0133】

請求項2記載の発明では、請求項1記載の発明と同様の効果を有すると共に、呼気の排出を行う第一の排出管と第二の排出管とを備えているため、これらを選択的に或いは組み合わせ使用することができ、排出流量の調節が広い範囲に渡って行うことが可能である。また、排出管が二本あるので、一方に故障を生じても他方で対処することができ、装置の信頼性を向上することが可能である。

30

【0134】

また、第二の排出管は分岐配管を介して第一の排出管と連結され、分岐配管の末端は第二の排出管の絞り部に接続されているため、第二の排出管内に空気流を形成することにより、第一の排出管内の呼気を第二の排出管側に導き出すことができる。かかる構造により、送風手段は、排出される呼気に直接さらされることがないため、たとえ、バクテリアフィルタを設けなくても、使用終了ごとに送風手段の消毒、洗浄を行う必要性が緩和され、煩雑性の解消により装置の作業性の向上を図ることが可能となった。

【0135】

40

請求項3記載の発明では、請求項2記載の発明と同様の効果を有すると共に、第一の排出管から分岐配管への分岐部分が無数の小孔を介して連結されている。このような小孔は流速が速い気体に対して空気抵抗が大きいいため、乱流の度合いが大きい空気振動などは逃がしにくいので、患者の肺に対して供給される吸気の振動状態を温存し、高頻度振動を効果的に伝達することが可能である。従って、換気効率を高く維持することが可能である。また、小孔の個数を増やすことにより、実際の開口面積は大きく確保できるので、時間当たり排出される呼気流量は十分確保することが可能である。さらに、小孔を通過した呼気は層流となって流れるため、空気騒音の低減に効果がある。

【0136】

請求項4記載の発明では、請求項1、2又は3記載の発明と同様の効果を有すると共に

50

、第一の出力調整機能により、患者に供給される吸気圧力に応じた出力で排気付勢手段が駆動するため、吸気圧力が所定の値に自在に調節され、適切な吸気圧力を維持して人工呼吸を行うことが可能となり、人工呼吸器の信頼性が向上される。

【0137】

請求項5記載の発明では、請求項1, 2又は3記載の発明と同様の効果を有すると共に、第二の出力調整機能により、吸気側圧力と呼気側圧力との圧力勾配に応じた出力で排気付勢手段が駆動するため、吸気圧力が所定の値に自在に調節され、適切な吸気圧力を維持して人工呼吸を行うことが可能となり、人工呼吸器の信頼性が向上される。また、二つの検出圧力から流体連続の法則によって連続した圧力勾配が得られ、これに基づいた適切な呼気排出の制御を行うことが可能である。

10

【0138】

本発明は以上のように構成され機能するので、これによると、従来にはない優れた高頻度人工呼吸器を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態を示す概略構成図である。

【図2】図1の実施形態の要部を拡大し一部を切り欠いた説明図である。

【図3】本発明の実施形態の動作を示すフローチャートである。

【図4】図4は排気付勢手段の作動による吸気及び呼気の圧力の変化を示す線図であり、図4(A)は吸気導入部から導出し振動空気圧を付勢された直後の吸気から第四の圧力センサにより検出した圧力変化を示し、図4(B)は三方分岐管の患者側管路内の吸気及び呼気に対して第三の圧力センサにより検出した排気付勢手段の作動前の圧力変化を示し、図4(C)は同患者側管路内の吸気及び呼気に対して第三の圧力センサにより検出した排気付勢手段の作動後の圧力変化を示している。

20

【図5】通常換気モードAの動作を示すフローチャートである。

【図6】通常換気モードBの動作を示すフローチャートである。

【図7】本発明の他の実施形態を示す概略構成図である。

【図8】排気付勢手段の使用の有無による比較試験の結果を表す線図である。

【図9】従来例を示す概略構成図である。

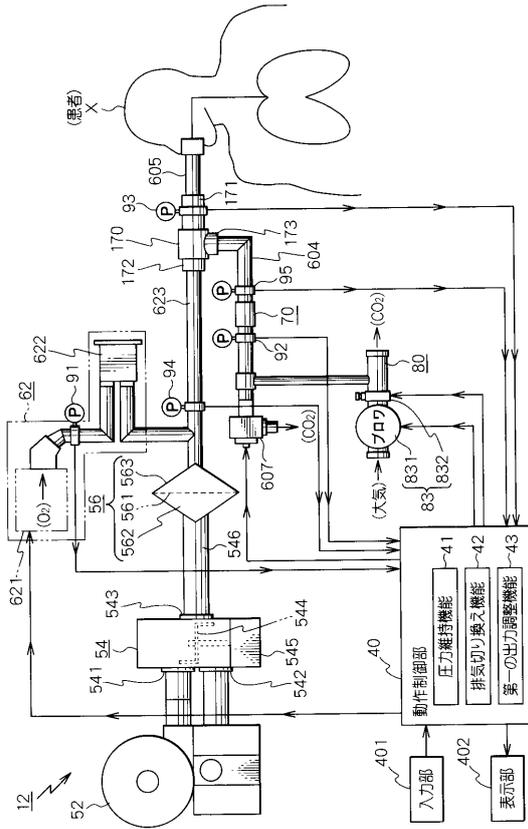
【符号の説明】

- 12, 12A 高頻度人工呼吸器
- 40, 40A 動作制御部
- 43, 43A 第一の出力調整機能
- 80, 80A 排気付勢手段
- 81 分岐配管
- 811 小孔
- 82, 82A 第二の排出管
- 821 絞り部
- 83 送風手段
- 604, 604A 第一の排出管
- 607 流量調節バルブ
- X 患者

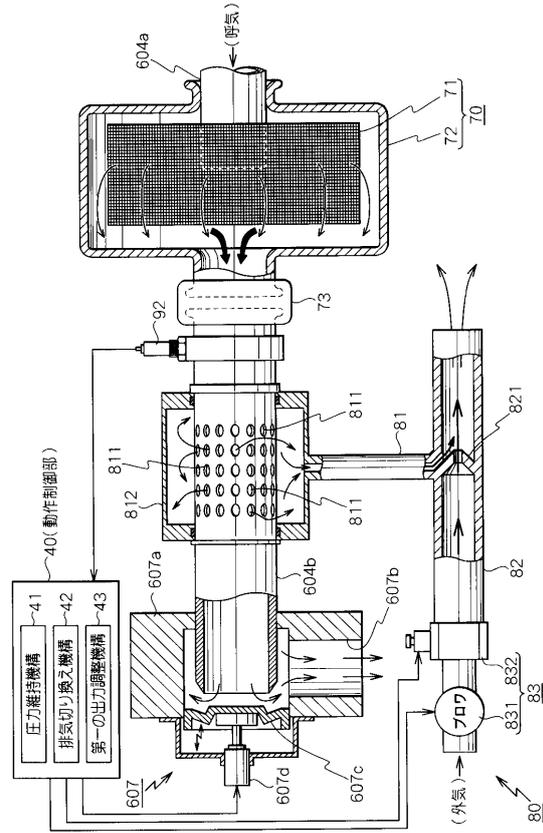
30

40

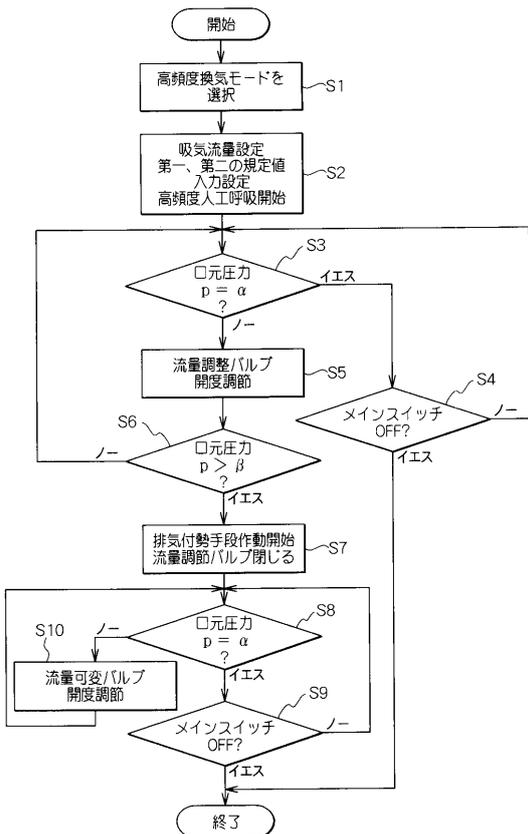
【 図 1 】



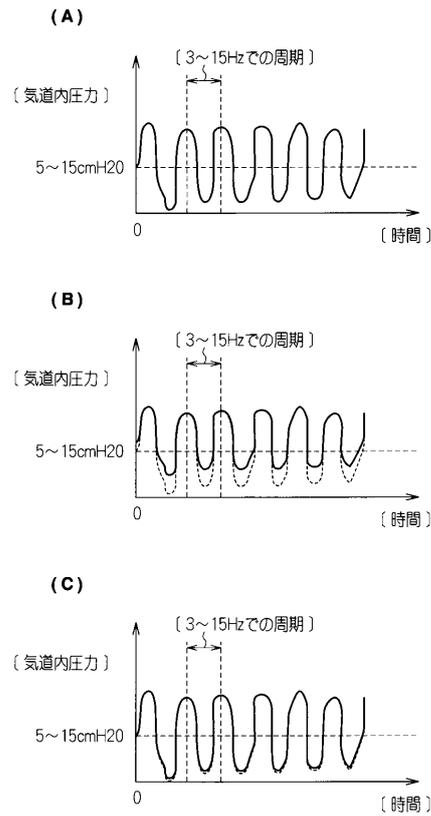
【 図 2 】



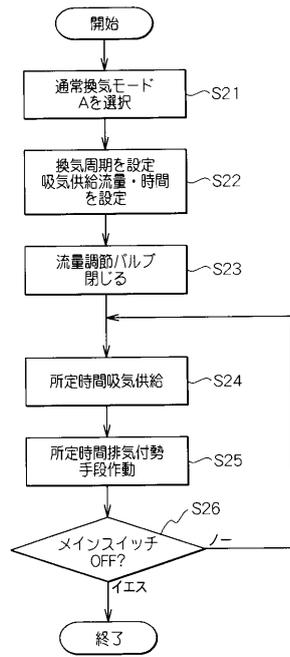
【 図 3 】



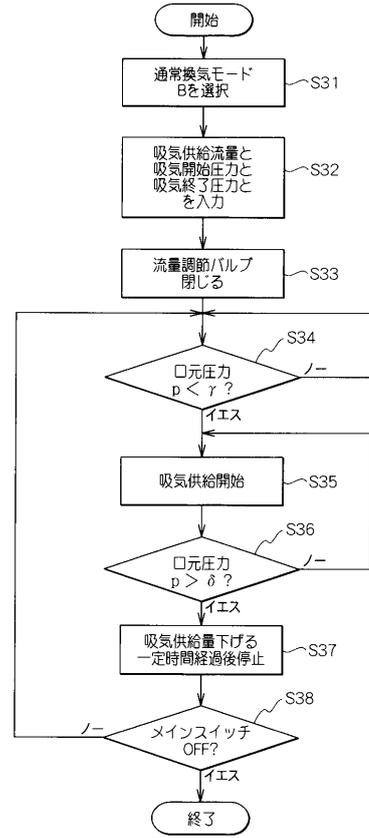
【 図 4 】



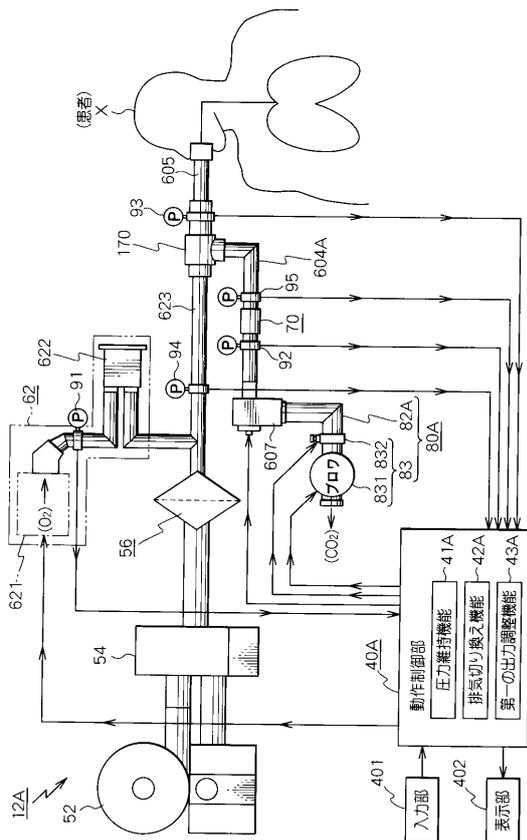
【 図 5 】



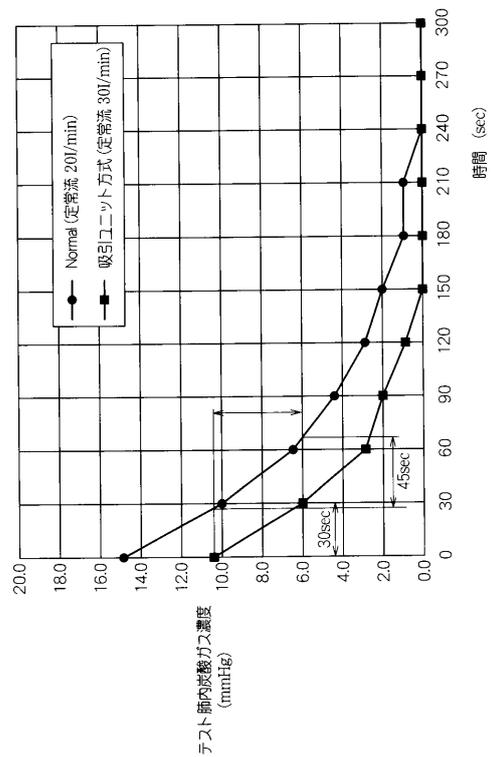
【 図 6 】



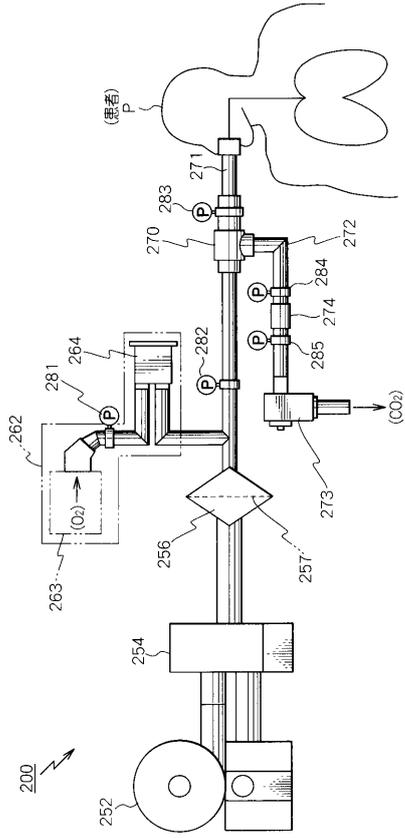
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61M 16/00