

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3945902号

(P3945902)

(45) 発行日 平成19年7月18日(2007.7.18)

(24) 登録日 平成19年4月20日(2007.4.20)

(51) Int. Cl.

A 6 1 M 16/00 (2006.01)

F I

A 6 1 M 16/00 3 1 0

請求項の数 3 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願平10-103741	(73) 特許権者	000002082
(22) 出願日	平成10年3月31日(1998.3.31)		スズキ株式会社
(65) 公開番号	特開平11-276588		静岡県浜松市南区高塚町300番地
(43) 公開日	平成11年10月12日(1999.10.12)	(73) 特許権者	591165908
審査請求日	平成15年8月4日(2003.8.4)		山田 芳嗣
			東京都世田谷区代沢1丁目37番地14号
		(73) 特許権者	503360115
			独立行政法人科学技術振興機構
			埼玉県川口市本町4丁目1番8号
		(74) 代理人	100079164
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工呼吸器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

空気圧を発生する空気圧発生源と、この空気圧発生源で発生した陽圧と陰圧とを交互に選択して所定の振動空気圧に変換する振動空気圧発生機構と、この振動空気圧発生機構からの振動空気圧に付勢されて作動し患者の口元に空気を供給するダイヤフラム機構とを備えた人工呼吸器であって、

前記空気圧発生源は、陽圧の空気圧を発生する陽圧発生源と、陰圧の空気圧を発生する陰圧発生源とから成り、

前記振動空気圧発生機構は、前記陽圧発生源に陽圧管を介して連結するとともに前記陰圧発生源に陰圧管を介して連結し、

前記陽圧発生源は、その吸引部から大気中の空気を吸引するとともに吸引した空気をその吐出部から前記陽圧管内に吐出して陽圧を発生する一方、

前記陰圧発生源は、その吸引部から前記陰圧管内の空気を吸引するとともに吸引した空気をその吐出部から大気中へ吐出して陰圧を発生し、

前記陽圧発生源で発生する陽圧の絶対値と前記陰圧発生源で発生する陰圧の絶対値とがほぼ等しくなるように陽圧発生源の吐出特性と陰圧発生源の吸引特性とを略対称的にしたことを特徴とする人工呼吸器。

【請求項2】

前記陽圧発生源は、大気中に開放された吸引部と前記陽圧管が連結された吐出部とを備え、

10

20

前記陰圧発生源は、大気中に開放された吐出部と前記陰圧管が連結された吸引部とを備え、

前記陽圧発生源の吸引部及び前記陰圧発生源の吐出部に、それぞれ流量制御弁を設けたことを特徴とする請求項 1 記載の人工呼吸器。

【請求項 3】

前記ダイヤフラム機構のダイヤフラムの中立位置を一定位置に保つダイヤフラム中立位置制御装置を更に備え、

前記ダイヤフラム中立位置制御装置は、前記ダイヤフラムの位置を検出するダイヤフラム位置センサと、前記陽圧、前記陰圧又は前記振動空気圧を制御する圧力制御機構と、前記ダイヤフラム位置センサで検出されたダイヤフラムの位置に基づき前記圧力制御機構を制御する制御部とを備えた、請求項 1 又は 2 記載の人工呼吸器。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、自発呼吸の困難な患者に対して強制的に空気を供給するとともに、患者の自発呼吸があったときは患者の負荷をなるべく減少させるように動作する人工呼吸器に関する。

【0002】

【従来の技術】

図 5 は、従来の人工呼吸器を示す構成図である。以下、この図面に基づき説明する。

20

【0003】

従来の人工呼吸器 50 は、陽圧 A_p 及び陰圧 A_n の両方の空気圧を同時に発生するブロワ 52 と、ブロワ 52 で発生した陽圧 A_p 又は陰圧 A_n を交互に選択して所定の振動空気圧 A_{pn} に変換するロータリバルブ機構 54 と、ロータリバルブ機構 54 からの振動空気圧 A_{pn} に付勢されて作動し患者 P に空気を供給するダイヤフラム機構 56 とを備えたものである。更に、人工呼吸器 50 には、ダイヤフラム機構 56 のダイヤフラム 561 の中立位置を一定に保つダイヤフラム中立位置制御装置 60 と、吸気を導入する吸気導入部 62 とが付設されている。

【0004】

ブロワ 52 は、陽圧管 521 及び陰圧管 522 を有し、陰圧管 522 から空気を吸入し、その空気を陽圧管 521 から吐出する。陰圧管 522 には、外気と連通するオリフィス管 523 が接続されている。陽圧管 521 には、外気と連通するオリフィス管 524 が接続されている。

30

【0005】

ロータリバルブ機構 54 は、ポート 541, 542, 543 を有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 900rpm 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。ポート 543 には、振動空気圧 A_{pn} 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。振動空気圧管 546 には、流量制御バルブ 547 が挿入されている。

40

【0006】

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。

【0007】

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。加湿器 622 には、加湿器 622 を経た吸気 A_i を患者 P へ供給する吸気管 623 が接続されている。吸気管 623 には、被加圧室 563 が連通されるとともに、患者 P の近傍に圧力

50

センサ 6 2 4 が取り付けられている。

【 0 0 0 8 】

ダイヤフラム中立位置制御装置 6 0 は、ダイヤフラム機構 5 6 のダイヤフラム 5 6 1 の位置を検出するダイヤフラム位置センサ 6 0 1 と、陽圧 A p、陰圧 A n 又は振動空気圧 A p n を制御する圧力制御バルブ 6 4 と、ダイヤフラム位置センサ 6 0 1 で検出されたダイヤフラム 5 6 1 の位置に基づき圧力制御バルブ 6 4 を制御する制御部 6 6 とを備えている。

【 0 0 0 9 】

圧力制御バルブ 6 4 は、構造的にはロータリバルブに類似しており、ポート 6 4 1 ~ 6 4 5 を有する本体 6 4 6 と、本体 6 4 6 の一部を正逆方向に回転させるアクチュエータ 6 4 7 とから構成されている。アクチュエータ 6 4 7 は、図示しない電動機及び減速機からなり、本体 6 4 6 の一部を所望の角度に回転させることができる。制御部 6 6 は、例えば CPU、ROM、RAM、入出力インタフェース等からなるマイクロコンピュータである。

【 0 0 1 0 】

【 発明が解決しようとする課題 】

人工呼吸器 5 0 では、一個のブロウ 5 2 で陽圧発生及び陰圧発生の際の仕事を請け負うため、ブロウ 5 2 の換気量が不十分となっていた。一方、人工呼吸器 5 0 の換気量を増やすには、ブロウ 5 2 のパワーを上げるといったことが考えられる。しかし、一個のブロウ 5 2 でパワーを上げようとする、寸法及び重量とも非常に大きい特殊なブロウになってしまう。そのようなブロウは、市販されていないので、特注品扱いとなってしまう。このことが、従来の人工呼吸器の小型化、軽量化及び低コスト化の妨げとなっていた。また、このような大きいブロウ 5 2 では、200V 電源が必要になるか、又は 100V 電源にしても大電流用のコンセントが必要になるので、一般病院での使用には適していなかった。

【 0 0 1 1 】

次に、その理由について説明する。「ブロウ」とは、モータとファンとからなり、吸引側から空気を吸引し、この吸引側で吸引した空気を吐出側から吐出する装置である。ブロウ 5 2 では、吸引側で空気を吸引することにより陰圧 A n を発生すると同時に、この吸引側で吸引した空気を吐出側で吐出することにより陽圧 A p を発生している。

【 0 0 1 2 】

ここで、陽圧 A p を使用する場合は、ロータリバルブ機構 5 4 がブロウ 5 2 の吐出側を陽圧管 5 2 1 を介して振動空気圧管 5 4 6 に連通させると同時にブロウ 5 2 の吸引側を閉塞させる。このとき吸引側が完全に閉塞されると吐出用の空気が得られなくなるので、吸引側の陰圧管 5 2 2 には外気と連通するオリフィス管 5 2 3 が接続されている。逆に、陰圧 A n を使用する場合は、ロータリバルブ機構 5 4 がブロウ 5 2 の吐出側を閉塞させると同時にブロウ 5 2 の吸引側を陰圧管 5 2 2 を介して振動空気圧管 5 4 6 に連通させる。このとき吐出側が完全に閉塞されると吸引した空気を出せなくなるので、吐出側の陽圧管 5 2 1 にも外気と連通するオリフィス管 5 2 4 が接続されている。その結果、陽圧 A p を使用する場合は、吸引側ではオリフィス管 5 2 3 を介して空気が吸引されるが、吐出側では振動空気圧管 5 4 6 を介して空気が吐出されるだけでなくオリフィス管 5 2 4 を介して空気が洩れて流出してしまう。逆に、陰圧 A n を利用する場合は、吐出側ではオリフィス管 5 2 4 を介して空気が吐出されるが、吸引側では振動空気圧管 5 4 6 を介して空気が吸引されるだけでなくオリフィス管 5 2 3 を介して空気が流入してしまう。このように、人工呼吸器 5 0 では、オリフィス管 6 2 3 , 5 2 4 を介して行われる空気の無駄な漏出及び流入が必然的に伴う。そして、単純にブロウ 5 2 のパワーの増大によって人工呼吸器 5 0 に必要とされる換気量を賄おうとすると、前述した通り、ブロウ 5 2 の寸法及び重量の増大や特注化による高コスト化の弊害が生じ、人工呼吸器の小型軽量化及び低コスト化の妨げとなり、また、200V 電源や大電流用のコンセントが必要となって、一般病院での使用に適さなくなる。

【 0 0 1 3 】

【 発明の目的 】

10

20

30

40

50

そこで、本発明の目的は、小型かつ軽量及び低コストを実現できるとともに、一般病院での使用に適した人工呼吸器を提供することにある。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

本発明者は、上記の目的を達成するために研究を重ねた結果、陽圧及び陰圧の両方を発生するブロワを、陽圧のみを発生する陽圧ブロワ及び陰圧のみを発生する陰圧ブロワに置き換えて前述のオリフィス管を不要とすることにより消費電力を低減でき、これにより小型かつ軽量及び低コストを実現できることを見出した。例えば、大型の特殊なブロワ一台の代わりに、一般的なブロワ二台を用いるのである。一般的なブロワは、小型かつ軽量で市販もされており、しかも100Vの商用電源で使用できる。

10

【 0 0 1 5 】

本発明は、この知見に基づきなされたものである。すなわち、本発明に係る人工呼吸器は、

空気圧を発生する空気圧発生源と、この空気圧発生源で発生した陽圧と陰圧とを交互に選択して所定の振動空気圧に変換する振動空気圧発生機構と、この振動空気圧発生機構からの振動空気圧に付勢されて作動し患者の口元に空気を供給するダイヤフラム機構とを備えた人工呼吸器であって、

前記空気圧発生源は、陽圧の空気圧を発生する陽圧発生源と、陰圧の空気圧を発生する陰圧発生源とから成り、

前記振動空気圧発生機構は、前記陽圧発生源に陽圧管を介して連結するとともに前記陰圧発生源に陰圧管を介して連結し、

20

前記陽圧発生源は、その吸引部から大気中の空気を吸引するとともに吸引した空気をその吐出部から前記陽圧管内に吐出して陽圧を発生する一方、

前記陰圧発生源は、その吸引部から前記陰圧管内の空気を吸引するとともに吸引した空気をその吐出部から大気中へ吐出して陰圧を発生し、

前記陽圧発生源で発生する陽圧の絶対値と前記陰圧発生源で発生する陰圧の絶対値とがほぼ等しくなるように陽圧発生源の吐出特性と陰圧発生源の吸引特性とを略対称的にしたものである。

【 0 0 1 6 】

次に、上述のように一台のブロワを二台のブロワに置き換えてオリフィス管を不要にすると、なぜ消費電力が低減するのか、その理由について説明する。

30

本発明では、吸引側から空気を吸引するとともに吸引した空気を外気へ吐出することにより陰圧を発生する陰圧ブロワ（陰圧発生源）と、外気から空気を吸引するとともに吸引した空気を吐出側へ吐出することにより陽圧を発生する陽圧ブロワ（陽圧発生源）とを備えている。

ここで、陽圧を使用する場合は、ロータリバルブ機構（振動空気圧発生機構）が陽圧ブロワの吐出側を陽圧管を介して振動空気圧管に連通させると同時に陰圧ブロワの吸引側を閉塞させる。このとき陰圧ブロワの吸引側が完全に閉塞されても、これとは全く無関係に、陽圧ブロワは吐出用の空気をその吸引部を介して外気から吸引するので、従来、陽圧の生成に際してブロワが空気を吸い込むために必要であった陰圧管上のオリフィス管は不要である。

40

逆に、陰圧を使用する場合は、ロータリバルブ機構が陽圧ブロワの吐出側を閉塞させると同時に陰圧ブロワの吸引側を陰圧管を介して振動空気圧管に連通させる。このとき陽圧ブロワの吐出側が完全に閉塞されても、これとは全く無関係に、陰圧ブロワは吸引した空気をその吐出部を介して外気へ吐出するので、従来、陰圧の生成に際してブロワが空気を吐き出すために必要であった陽圧管上のオリフィス管は不要である。

このように、陰圧管上のオリフィス管および陽圧管上のオリフィス管が共に不要となるため、陽圧を使用する場合における陽圧管からの空気の無駄な漏出がなくなって陽圧の生成効率が改善され、また、陰圧を使用する場合における陰圧管からの空気の無駄な流入がなくなって陰圧の生成効率が改善される。

50

つまり、本発明の人工呼吸器では、空気の無駄な漏出及び流入がないので、人工呼吸器に必要とされる換気量を賄うために寸法及び重量の大きなブロワを敢えて利用する必要がなくなる。一例を述べれば、従来一台で1.35KWのブロワが必要であったのに対して、本発明では二台合わせても0.85KWのブロワでよく、消費電力を約37%低減できた。

【0017】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明に係る人工呼吸器の一実施形態を示す構成図である。図2は、図1の人工呼吸器における陽圧ブロワの吐出特性及び陰圧ブロワの吸引特性の一例を示すグラフである。以下、これらの図面に基づき説明する。ただし、図5と同一部分は同一符号を付すことにより重複説明を省略する。

10

【0018】

本実施形態の人工呼吸器10は、陽圧A_pの空気圧を発生する陽圧ブロワ12_p(陽圧発生源)と、陰圧A_nの空気圧を発生する陰圧ブロワ12_n(陰圧発生源)と、陽圧ブロワ12_pで発生した陽圧A_pと陰圧ブロワ12_nで発生した陰圧A_nとを交互に選択して所定の振動空気圧A_{pn}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A_{pn}に付勢されて作動し患者Pに空気を供給するダイヤフラム機構56とを備えたものである。

【0019】

陽圧ブロワ12_pは、大気中からフィルタ14および該陽圧ブロワ12_pの吸引部を介して空気を吸引し、吸引した空気を該陽圧ブロワ12_pの吐出部を介して陽圧管521へ吐出することにより、陽圧A_pを生成する。フィルタ14は、吸引する空気中から塵埃を除去するためのものである。陰圧ブロワ12_nは、該陰圧ブロワ12_nの吸引部を介して陰圧管522から空気を吸引し、吸引した空気を該陰圧ブロワ12_nの吐出部およびサイレンサ16を介して大気中へ吐出することにより、陰圧A_nを生成する。サイレンサ16は、吐出の際に生ずる音を消すためのものである。また、陽圧ブロワ12_pの吸引部及び陰圧ブロワ12_nの吐出部に、それぞれ流量制御弁181, 182が設けられている。

20

【0020】

また、図2に示すように、陽圧ブロワ12_pの吐出する空気の流量と陰圧ブロワ12_nの吸引する空気の流量とが等しい状況下においては、陽圧A_pの絶対値と陰圧A_nの絶対値とはほぼ等しくなる(別の言い方をすれば、陽圧の絶対値と陰圧の絶対値との差がほぼ等しい)。陽圧A_pと陰圧A_nとの差に起因するダイヤフラム561の偏り(平均中立位置のずれ)は、後述するように、ダイヤフラム中立位置制御装置60によって解消する。ダイヤフラム中立位置制御装置60は、陽圧A_pの絶対値と陰圧A_nの絶対値との差が大きいほど、ダイヤフラム561の偏りを解消しにくくなる。したがって、陽圧ブロワ12_pの吐出特性と陰圧ブロワ12_nの吸引特性とは、対称的であることが好ましい。

30

【0021】

なお、陽圧ブロワ12_pの吐出特性と陰圧ブロワ12_nの吸引特性とが対称的でない場合でも、ダイヤフラム中立位置制御装置60又は流量制御弁181, 182によって、一定範囲内での調整が可能である。

【0022】

図3及び図4は、圧力制御バルブ64の本体646の一例を示す断面図である。以下、図1乃至図4に基づき説明する。

40

【0023】

本体646は、外筒状の固定体648と、固定体648に内接する内筒状の回転体649とから構成されている。固定体648には、ポート641~645が設けられている。回転体649には、透孔649a, 649b, 649c, 649dと、仕切り板649eと、開口端649f, 649gとが設けられている。

【0024】

ポート641には、陽圧管521と連通する陽圧バイパス管681が接続されている。ポート642には、陰圧管522と連通する陰圧バイパス管682が接続されている。ポー

50

ト 6 4 3 には、振動空気圧管 5 4 6 と連通する振動空気圧バイパス管 6 8 3 が接続されている。ポート 6 4 4 , 6 4 5 には、それぞれ大気開放ポート 6 8 4 , 6 8 5 が接続されている。

【 0 0 2 5 】

回転体 6 4 9 は、アクチュエータ 6 4 7 によって回転する。回転体 6 4 9 は、その回転角度に応じて、陽圧低下流路 7 0 1 及び陰圧印加流路 7 0 2 (図 3) 又は陰圧低下流路 7 0 3 及び陽圧印加流路 7 0 4 (図 4) の、どちらか一方を選択できる。陽圧低下流路 7 0 1 は、陽圧バイパス管 6 8 1 ポート 6 4 1 開口端 6 4 9 f 透孔 6 4 9 a ポート 6 4 4 オリフィス管 6 8 4 と空気が進む流路であり、陽圧ブロウ 1 2 p で発生した陽圧 A p の絶対値を低下させる。陰圧印加流路 7 0 2 は、振動空気圧バイパス管 6 8 3 ポート 6 4 3 透孔 6 4 9 d 開口端 6 4 9 g ポート 6 4 2 陰圧バイパス管 6 8 2 と空気が進む流路であり、ダイヤフラム 5 6 1 を付勢する振動空気圧 A p n に陰圧ブロウ 1 2 n で発生した陰圧 A n を印加する。陰圧低下流路 7 0 3 は、オリフィス管 6 8 5 ポート 6 4 5 開口端 6 4 9 g ポート 6 4 2 陰圧バイパス管 6 8 2 と空気が進む流路であり、陰圧ブロウ 1 2 n で発生した陰圧 A n の絶対値を低下させる。陽圧印加流路 7 0 4 は、陽圧バイパス管 6 8 1 ポート 6 4 1 開口端 6 4 9 f 透孔 6 4 9 c ポート 6 4 3 振動空気圧バイパス管 6 8 3 と空気が進む流路であり、ダイヤフラム 5 6 1 を付勢する振動空気圧 A p n に陽圧ブロウ 1 2 p で発生した陽圧 A p を印加する。各流路を流れる空気の量は、アクチュエータ 6 4 7 によって回転体 6 4 9 を微小角度づつ回転させることにより、連続的に変化させることができる。また、回転体 6 4 9 の角度によっては、全ての流路を選択しないことも可能である。

10

20

【 0 0 2 6 】

次に、人工呼吸器 1 0 の動作を説明する。

【 0 0 2 7 】

陽圧ブロウ 1 2 p で発生した陽圧 A p と陰圧ブロウ 1 2 n で発生した陰圧 A n とは、ロータリバルブ機構 5 4 によって振動空気圧 A p n に変換される。ロータリバルブ機構 5 4 で発生した振動空気圧 A p n は、ダイヤフラム機構 5 6 に伝達される。ダイヤフラム機構 5 6 では、振動空気圧 A p n の周期によってダイヤフラム 5 6 1 が振動し、ダイヤフラム 5 6 1 の振動が吸気管 6 2 3 内の圧力を変化させる。また、常時、患者 P に吸気 A i が供給されている。患者 P の呼気は流量制御弁 6 0 7 から排出される。常時の流量制御弁 6 0 7 は、呼気が流れ出る程度に開いている。

30

【 0 0 2 8 】

ダイヤフラム 5 6 1 の凹凸動作は、ダイヤフラム位置センサ 6 0 1 によって検出され、ダイヤフラム 5 6 1 の動作情報として制御部 6 6 へ常時出力されている。ここで、自発呼吸に起因してダイヤフラム 5 6 1 の凹凸動作が乱れると、この情報は直ちに制御部 6 6 へ出力される。すると、制御部 6 6 は、流量制御バルブ 6 0 7 を制御して、吸気管 6 2 3 内の圧力を制御する。これにより、自発呼吸に際しての患者 P の負担を軽減するようになっている。

【 0 0 2 9 】

ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置が中心からずれると、ダイヤフラム 5 6 1 の往復運動が制限されるため、人工呼吸器 1 0 の呼吸動作が不完全となる。そこで、ダイヤフラム中立位置制御装置 6 0 は、ダイヤフラム機構 5 6 の動作を妨げない範囲で、加圧室 5 6 2 と被加圧室 5 6 3 との圧力差を小さくすることにより、ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置を保つように動作する。すなわち、制御部 6 6 は、ダイヤフラム位置センサ 6 0 1 から得られるダイヤフラム 5 6 1 の動作情報に基づき、ダイヤフラム 5 6 1 の平均中立位置のずれを常に判断し、ダイヤフラム 5 6 1 の平均中立位置がずれると次のように動作する。

40

【 0 0 3 0 】

ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置が患者 P 側 (図面で右側) にずれると、圧力制御バルブ 6 4 の陽圧低下流路 7 0 1 及び陰圧印加流路 7 0 2 を選択する。すると、陽圧ブロウ 1 2 p で発生した陽圧 A p の絶対値が陽圧低下流路 7 0 1 によって低下するとともに、陰圧プロ

50

ワ 1 2 n で発生した陰圧 A n が陰圧印加流路 7 0 2 によって振動空気圧 A pn に印加されることにより、振動空気圧 A pn が低下する。これにより、ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置が中心へ（図面で左側へ）戻る。

【 0 0 3 1 】

逆に、ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置が陽圧ブロウ 1 2 p 及び陰圧ブロウ 1 2 n 側（図面で左側）にずれると、陰圧低下流路 7 0 3 及び陽圧印加流路 7 0 4 を選択する。すると、陰圧ブロウ 1 2 n で発生した陰圧 A n の絶対値が陰圧低下流路 7 0 3 によって低下するとともに、陽圧ブロウ 1 2 p で発生した陽圧 A p が陽圧印加流路 7 0 4 によって振動空気圧 A pn に印加されることにより、振動空気圧 A pn が上昇する。これにより、ダイヤフラム 5 6 1 の中立位置が中心へ（図面で右側へ）戻る。

10

【 0 0 3 2 】

ダイヤフラム 5 6 1 を中立位置へ戻すことに要する時間は、陽圧 A p のみならず陰圧 A n も制御することにより短縮されるとともに、振動空気圧 A pn を大気ではなく陰圧 A n 側又は陽圧 A p 側に開放することにより、大きい圧力差を利用できるので、さらに短縮される。

【 0 0 3 3 】

なお、本発明は、いうまでもなく、上記実施形態に限定されるものではない。例えば、回転体 6 4 9 は、陽圧低下流路 7 0 1 若しくは陰圧低下流路 7 0 3 のどちらか一方を選択できるもの、又は陰圧印加流路 7 0 2 若しくは陽圧印加流路 7 0 4 のどちらか一方を選択できるものとしてもよい。

20

【 0 0 3 4 】

【発明の効果】

本発明に係る人工呼吸器によれば、陽圧及び陰圧の両方を発生する空気圧発生源に代えて、陽圧のみを発生する陽圧発生源及び陰圧のみを発生する陰圧発生源を用いて、従来必要とされていた陰圧管上のオリフィス管と陽圧管上のオリフィス管を不要化したことにより、次の効果を奏する。

【 0 0 3 5 】

（ 1 ）陽圧発生源及び陰圧発生源は、小型かつ軽量で低消費電力の市販のブロウ等を使用できる。

（ 2 ）陽圧発生源及び陰圧発生源がそれぞれ小型かつ軽量であるので、医者や看護婦の取り扱いやすい、実用的な寸法及び重量の人工呼吸器を実現できる。

30

（ 3 ）陽圧発生源及び陰圧発生源がそれぞれ低消費電力であることにより、特殊な電源を必要としないので、一般病院内での使用に適した人工呼吸器を実現できる。

（ 4 ）陽圧発生源及び陰圧発生源は、特注品ではなく市販品を使用できるので、低コストである。

（ 5 ）陽圧発生源及び陰圧発生源がそれぞれ独立していることにより、メンテナンスを容易にできる。

【 0 0 3 6 】

また、陽圧発生源で発生する陽圧の絶対値と陰圧発生源で発生する陰圧の絶対値とがほぼ等しくなるように陽圧発生源の吐出特性と陰圧発生源の吸引特性とを略対称的にしていることにより、ダイヤフラムの中立位置に偏りのない理想的な呼吸を実現できる。

40

【 0 0 3 7 】

請求項 2 記載の人工呼吸器によれば、陽圧発生源の吸引側及び陰圧発生源の吐出側にそれぞれ流量制御弁を設けたことにより、陽圧発生源の吐出特性と陰圧発生源の吸引特性とが対称的でなくても、ダイヤフラムの中立位置に偏りのない理想的な呼吸を実現できる。

【 0 0 3 8 】

請求項 3 記載の人工呼吸器によれば、ダイヤフラムの中立位置を一定に保つダイヤフラム中立位置制御装置を備えたことにより、陽圧発生源の吐出特性と陰圧発生源の吸引特性とが対称的でなくても、ダイヤフラムの中立位置に偏りのない理想的な呼吸を実現できる。

50

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る人工呼吸器の一実施形態を示す構成図である。

【図2】図1の人工呼吸器における陽圧プロワの吐出特性及び陰圧プロワの吸引特性の一例を示すグラフである。

【図3】図1のダイヤフラム中立位置制御装置における圧力制御バルブの本体の一例を示す断面図であり、陽圧低下流路及び陰圧印加流路を選択した状態である。

【図4】図1のダイヤフラム中立位置制御装置における圧力制御バルブの本体の一例を示す断面図であり、陰圧低下流路及び陽圧印加流路を選択した状態である。

【図5】従来の人工呼吸器を示す構成図である。

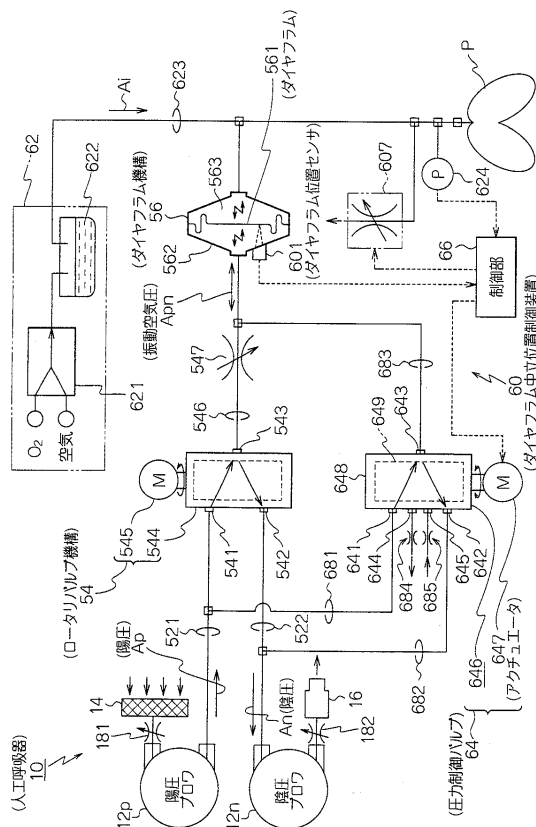
【符号の説明】

- 10 人工呼吸器
- 12p 陽圧プロワ（陽圧発生源）
- 12n 陰圧プロワ（陰圧発生源）
- 181, 182 流量制御弁
- 54 ロータリバルブ機構（振動空気圧発生機構）
- 56 ダイヤフラム機構
- 60 ダイヤフラム中立位置制御装置
- 64 圧力制御バルブ
- 66 制御部
- Ap 陽圧
- An 陰圧
- Apn 振動空気圧
- P 患者

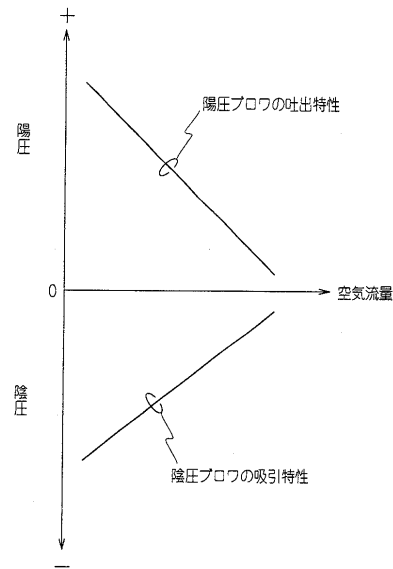
10

20

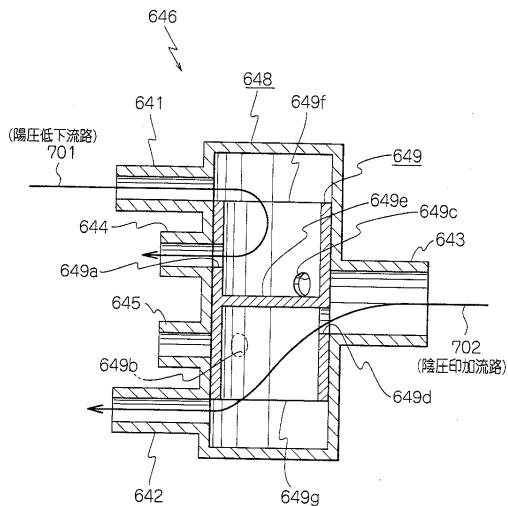
【図1】



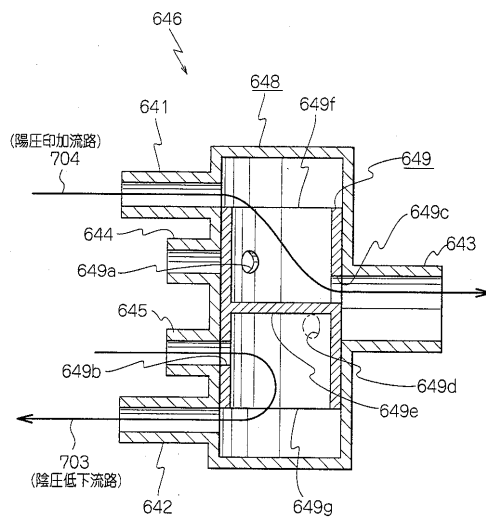
【図2】



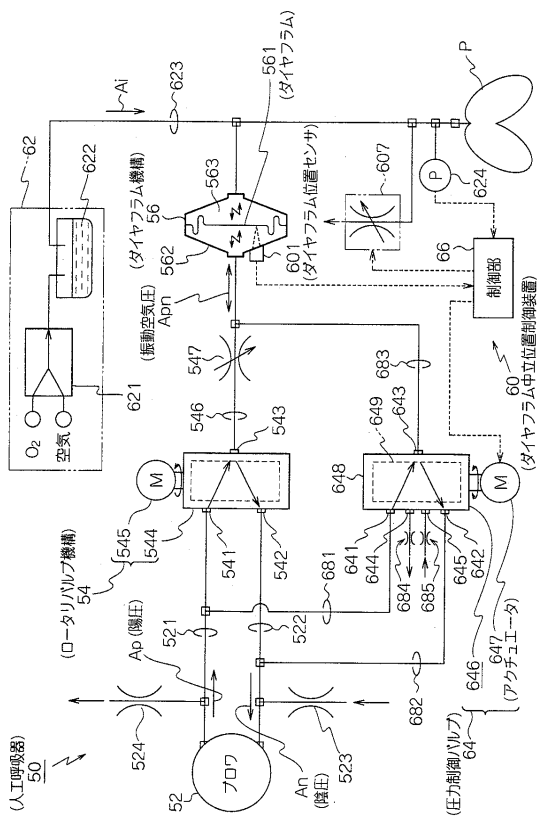
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 安川 幹男
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
- (72)発明者 鈴木 克由
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
- (72)発明者 鎌田 賢弘
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
- (72)発明者 高木 俊尚
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
- (72)発明者 山田 芳嗣
東京都世田谷区代沢1丁目37番14号
- (72)発明者 新田 一福
埼玉県大宮市宮原町1丁目154 株式会社メトラン内

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 特開平09-262296(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61M 11/00-19/00