

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7166963号
(P7166963)

(45)発行日 令和4年11月8日(2022.11.8)

(24)登録日 令和4年10月28日(2022.10.28)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 M 16/00 (2006.01) A 6 1 M 16/00 3 5 5 A
A 6 1 M 16/00 3 0 5 C

請求項の数 6 (全27頁)

(21)出願番号	特願2019-44681(P2019-44681)	(73)特許権者	512249102 レスメド・パリ・ソシエテ・パ・アクシ オンス・シンプリフィエ フランス国, 7 7 5 5 0 モワシー ク ラマイエル, リュ・ドゥ・ラ・モット 2 4 0
(22)出願日	平成31年3月12日(2019.3.12)	(74)代理人	100099623 弁理士 奥山 尚一
(62)分割の表示	特願2015-201899(P2015-201899)の分割	(74)代理人	100125380 弁理士 中村 綾子
原出願日	平成23年3月25日(2011.3.25)	(74)代理人	100142996 弁理士 森本 聡二
(65)公開番号	特開2019-130322(P2019-130322 A)	(74)代理人	100166268 弁理士 田中 祐
(43)公開日	令和1年8月8日(2019.8.8)	(74)代理人	100107319
審査請求日	平成31年3月12日(2019.3.12)		
審判番号	不服2021-2905(P2021-2905/J1)		
審判請求日	令和3年3月4日(2021.3.4)		
(31)優先権主張番号	61/317,483		
(32)優先日	平成22年3月25日(2010.3.25)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 呼吸治療装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

連続的な呼吸サイクルにおいて呼吸可能ガスを患者に供給するように構成された呼吸治療装置であって、各呼吸サイクルは呼気相と吸気相とを含み、

閉状態と完全開状態との間で調整可能な可変開口部を備えた流路を有するガス入口と、前記可変開口部に隣接するシール作動チャンバと、

ガス出口と、

加圧された呼吸可能ガスの前記ガス入口から前記ガス出口への供給をもたらす流れ発生器と、

前記流れ発生器によって生じる圧力レベルを制御する制御装置と

を含んでなり、

前記呼気相の間に、前記制御装置は、前記流れ発生器の送風機への給電を停止し、前記シール作動チャンバの圧力条件を設定して前記ガス入口の前記可変開口部を閉鎖して入口流れを停止することによって、前記流れ発生器のインペラの慣性力を小さくし、該インペラを減速させるものであり、前記制御装置によって設定された前記圧力条件は、前記シール作動チャンバの圧力を前記ガス入口の前記流路の前部の圧力条件と等しくするものであり、前記前部は、前記ガス入口の前記流路に沿った前記可変開口部に先行することを特徴とする呼吸治療装置。

【請求項2】

前記シール作動チャンバに接続した流れ制御弁をさらに含み、患者の呼気の開始を検出

すると、前記制御装置は、前記流れ制御弁を作動させることによって、前記シール作動チャンバの前記圧力条件を設定し、前記作動させることは、前記等しくするために、前記前部と前記シール作動チャンバとの間に流路を確立することを特徴とする請求項 1 に記載の呼吸治療装置。

【請求項 3】

前記可変開口部は柔軟シールを備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の呼吸治療装置。

【請求項 4】

前記流れ制御弁は電気機械弁であることを特徴とする請求項 2 に記載の呼吸治療装置。

【請求項 5】

前記流れ発生器への前記入口流れの遮断は、吸気圧から呼気圧への圧力の低下を容易にすることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の呼吸治療装置。

【請求項 6】

各呼吸サイクルの前記吸気相の間に、前記可変開口部は、前記ガス入口に隣接して供給される呼吸可能ガスの誘引される流れのレベルに応じて、開口の大きさを比例的に変化するように構成されており、前記誘引される流れのレベルは前記患者によって発生されたものであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の呼吸治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願の相互参照]

本願は、2010年3月25日出願された米国仮特許出願第61/317,483号の出願日の利益を主張するものであり、その開示内容は、引用することにより本明細書の一部となるものとする。

【0002】

[発明の分野]

本技術は、呼吸治療装置内のガス流を制御するための弁に関する。さらに詳細には、本技術は、呼吸治療装置、例えば、持続性気道陽圧治療装置、人工呼吸器装置、または呼吸に関連する疾患を治療するための他の空気流装置内の流れ発生器への入口ガス流のようなガス流を制限する弁に関する。

【背景技術】

【0003】

呼吸治療装置は、患者の呼吸サイクル中、適当な時期に、無菌の呼吸可能ガス（通常、補助酸素を含む空気または補助酸素を含まない空気）を1つまたは複数の治療圧で患者に供給するように機能するものである。圧力変化は、吸気中に大きな圧力および呼気中に小さい圧力をもたらすべく、呼吸と同期して行われるようになっている。治療圧は、通気圧としても知られている。

【0004】

呼吸治療装置は、典型的には、流れ発生器、空気フィルター、マスク、流れ発生器をマスクに接続する空気送達導管、種々のセンサー、およびマイクロプロセッサに基づく制御装置を備えている。任意選択的に、マスクに代わって、気管切開チューブが患者インターフェイスとして用いられることもある。流れ発生器は、サーボ制御モータ、ポリユート、および送風機を構成するインペラを備えているとよい。場合によっては、送風機をより迅速に減速し、モータおよびインペラの慣性を抑えるために、モータ用ブレーキが組み込まれてもよい。ブレーキ作動によって、送風機は、慣性にもかかわらず、呼気と同期して低圧状態をより迅速に達成することができる。場合によっては、流れ発生器は、モータ速度制御に代わって、患者に送達される圧力を変更する手段として、生じた空気を大気に放出することができる弁を備えていてもよい。センサーが、とりわけ、モータ速度、質量流速、および、例えば圧力変換器による出口圧力、などを測定するようになっている。呼吸治療装置は、任意選択的に、空気送達回路の経路に加湿器および/または加熱要素を

10

20

30

40

50

備えていてもよい。制御装置は、統合されたデータ検索機能および表示機能の有無に関わらず、データ記憶能力を備えているとよい。

【 0 0 0 5 】

これらの装置は、多くの疾患、例えば、肺に起因する呼吸の機能不全または障害、神経筋または筋骨格の疾患、および呼吸調節の疾患のような疾患を治療するために用いられるとよい。また、これらの装置は、（軽度の閉塞性睡眠時無呼吸症（OSA）を含む）睡眠呼吸障害（SDB）、アレルギーによる上気道障害、または上気道の初期ウイルス感染に関連する疾患に用いられてもよい。

【 0 0 0 6 】

操作中に、呼吸治療装置内の呼吸可能ガスの流れを制御するためのさらなる方法および装置を開発することが望まれている。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

本技術のいくつかの実施形態の態様は、呼吸治療装置用の流れ制御装置を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

本技術のいくつかの実施形態の他の態様は、呼吸治療装置用の可変入口を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

本技術のいくつかの実施形態のさらに他の態様は、患者流れに従って調整可能な入口流れ制御装置を提供することにある。

20

【 0 0 1 0 】

本技術のいくつかの実施形態のさらに他の態様は、逆流を防止する流れ制御装置を提供することにある。

【 0 0 1 1 】

本技術のいくつかの実施形態のさらに他の態様は、検出された状態に基づいて、呼吸治療装置内の呼吸可能ガスの逆流または返流を阻止するこのような流れ制御装置を提供することにある。

【 0 0 1 2 】

本技術のいくつかの実施形態の他の態様は、流れ発生器の入口用の流れ制御シールを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

例えば、本技術のいくつかの実施形態では、呼吸治療装置は、呼吸可能ガスの流れを患者にもたすように構成されている。本装置は、閉状態と完全開状態との間で調整可能な可変開口部を有するガス入口と、ガス出口とを備えているとよい。本装置の流れ発生器は、ガス入口からガス出口に加圧された呼吸可能ガスの供給をもたらすことができるとよい。本装置は、流れ発生器によって生じる圧力のレベルを制御する制御装置も備えているとよい。開口部は、ガス出口に隣接する箇所にもたらされる呼吸可能ガスの流れのレベルに応じて（as a function of）、開口の大きさを変化させるようになっているとよい。可変開口部は、柔軟シールを備えていてもよい。可変開口部は、流れ値のある範囲にわたって比例的に開くように構成されていてもよく、この流れの範囲は、第1の流れ値と第2の流れ値との間にある。いくつかの実施形態では、第1の流れ値は、毎分略0リットルであり、第2の流れ値は、毎分略70リットルである。任意選択的に、可変開口部は、流れ範囲を超える流れ値に対しては、開口の大きさが固定されて構成されていてもよい。可変開口部は、流れ範囲の第1の流れ値において閉じるように構成されていてもよい。可変開口部は、シール作動チャンバをさらに備えていてもよい。シール作動チャンバの圧力は、1つまたは複数の電気機械弁の制御によって設定されるようになっているとよい。制御装置は、電気機械弁を呼吸可能ガスの流れのレベルの測定に応じて設定するようになっているとよい。

40

50

よい。任意選択的に、開口部は、電気機械弁を備えていてもよく、制御装置は、該電気機械弁の開口の大きさを呼吸可能ガスの流れのレベルの測定に応じて設定するように、構成されていてもよい。

【 0 0 1 4 】

本技術のいくつかの実施形態では、呼吸治療装置は、連続的な呼吸サイクルにおいて加圧された呼吸可能ガスの供給を患者にもたらしように構成されており、各サイクルは、吸気相および呼気相を含んでいる。本装置は、ガス入口と、ガス出口と、ガス入口からの呼吸可能ガスの入口流れを受け、呼吸可能ガスをガス出口に送達する前に加圧することができる流れ発生器とを備えているとよい。本装置の制御装置は、吸気圧および呼気圧をもたらしするために、流れ発生器によって生じた圧力のレベルを制御するように適合されているとよく、呼気相の少なくとも一部において、吸気圧から呼気圧への圧力の低下を容易にするために、流れ発生器への入口流れが遮断されるようになっており、この入口流れの遮断によって、流れ発生器の送風機が無負荷になるようになっていてもよい。いくつかの実施形態では、制御装置は、1つまたは複数の電気機械弁を設定することによって、入口流れを遮断するように、構成されている。例えば、本装置は、入口の流路内の柔軟シール、および柔軟シールに近接するシール作動チャンバをさらに備えていてもよい。電気機械弁の設定によって、シール作動チャンバの圧力レベルが制御されるようになっていてもよい。

10

【 0 0 1 5 】

本技術のいくつかの実施形態では、呼吸治療装置用流れ発生器は、モータと、ポリウレタンと、モータに連結されたインペラとを備えている。インペラ用ハウジングは、ガス入口およびガス出口を有している。ガス出口は、呼吸可能ガスを呼吸治療として送達するために、患者インターフェイスの導管に適合可能になっている。本装置は、ガス入口を選択的に開閉するように配置された入口流れシールも備えている。入口流れシールは、ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第1の側、およびガス入口の入口チャンバに外側から近接する第2の側を有している。シール作動チャンバは、入口流れシールの第2の側に近接して構成されており、シール作動チャンバ内の負圧がガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して開放するようになっている。

20

【 0 0 1 6 】

いくつかの実施形態では、ハウジングは、第1および第2のポートと、入口チャンバの後部とシール作動チャンバを圧力伝達のために接続する圧力伝達導管とをさらに備えており、これによって、入口チャンバ内の負圧が、シール作動チャンバ内に負圧をもたらしようになっている。任意選択的に、流れ発生器は、圧力伝達導管に連結された第1の流れ制御弁を備えていてもよい。第1の流れ制御弁は、シール作動チャンバを、入口チャンバ圧力に関連付けられた圧力伝達導管内の圧力または大気圧に選択的に切り換えるように構成されていてもよい。

30

【 0 0 1 7 】

いくつかの実施形態では、シール作動チャンバ内の負圧は、ガス出口に向かって流れる呼吸可能ガスの流れに起因している。さらに、この流れは、呼吸サイクルによって制御可能になっている。従って、シール作動チャンバの形態および流れ制御弁の設定によって、入口から発生器を通りそして出口へ向かう患者への流れが可能になる。

40

【 0 0 1 8 】

任意選択的に、シール作動チャンバ内の負圧は、流れ制御弁が大気圧に対して開放するように設定されたときに停止され、その結果、シール作動チャンバ内における実質的な周囲圧の均等化をもたらしようになっているとよい。この均等化によって、呼吸可能ガスの流れ、例えば、入口から流れ発生器を通過して出口に向かう流れに対して、ガス入口の閉鎖が可能になる。

【 0 0 1 9 】

本装置がシール作動チャンバとガス入口チャンバとの間の均等化を可能にするように設定されたとき、ガス入口を通る逆流が、阻止されるようになっていてもよい。ガス出口が

50

らガス入口への逆流は、入口チャンバ内およびシール作動チャンバ内の圧力を増大させ、この増圧によって、シールによるガス入口の閉鎖が可能になる。

【 0 0 2 0 】

さらに他の実施形態では 第 2 の流れ制御弁が、第 1 の流れ制御弁に連結されている。第 2 の流れ制御弁は、第 1 の流れ制御弁のガス入口をガス出口の圧力または周囲圧に選択的に切り換えるように、構成されていてもよい。周囲圧への切換は、周囲環境に対して直接行われてもよいし、または周囲圧と実質的に等しい圧力を有する入口チャンバの前部に対して行われてもよい。

【 0 0 2 1 】

いくつかの実施形態では、流れ制御装置は、逆流を可能にするように選択的に設定されている。例えば、本装置は、シール作動チャンバ内の望ましい圧力レベルを封止するように、1 つまたは複数の制御弁を設定し、これによって、シール作動チャンバがガス入口チャンバの圧力および周囲圧との均等化を中断するようになっているとよい。シール作動チャンバ内の封止された圧力レベル、例えば、負圧によって、入口チャンバの圧力が逆流によって増大した場合であっても、入口流れシールを開位置にロックすることができる。

10

【 0 0 2 2 】

任意選択的に、流れ発生器の制御装置は、吸気の状態の検出に応じて、ガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して開放するために、シール作動チャンバ内の負圧を可能にするべく、第 1 の流れ制御弁を設定するよう構成されていてもよい。制御装置は、呼気の状態の検出に応じて、ガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して閉鎖するために、シール作動チャンバ内の負圧を中断するべく、第 1 の流れ制御弁および任意選択的に第 2 の流れ制御弁を設定するよう構成されていてもよい。

20

【 0 0 2 3 】

本技術は、圧力治療措置用の大気圧を超える圧力の呼吸可能ガスを生成する流れ発生器を備える呼吸治療装置として、実施されてもよい。流れ発生器は、ガス入口およびガス出口を備え、ガス出口は、呼吸可能ガスを送達するために患者インターフェイスの導管に適合するようになっているとよい。本装置は、圧力治療措置に従って呼吸可能ガスを生成するために、流れ発生器を制御する制御装置も備えているとよい。本装置の入口流れシールは、ガス入口を選択的に開閉するように配置されているとよい。入口流れシールは、ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第 1 の側、およびガス入口の入口チャンバに外側から近接する第 2 の側を有しているとよい。本装置は、入口流れシールの第 2 の側に近接するシール作動チャンバも備えているとよく、シール作動チャンバ内の負圧が、呼吸可能ガスの流れに対するガス入口の開口を可能にするようになっているとよい。

30

【 0 0 2 4 】

本装置のいくつかの実施形態では、圧力伝達導管が、内部入口チャンバおよびシール作動チャンバを圧力伝達するように接続しており、これによって、内部入口チャンバ内の圧力変化が、シール作動チャンバ内の圧力を変化させるようになっている。本装置のさらに他の実施形態では、第 1 の流れ制御弁が、シール作動チャンバに連結されており、制御装置の制御によって圧力伝達導管と大気圧との間で選択的に切り換えるように構成されている。さらに他の実施形態では、本装置の第 2 の流れ制御弁が、第 1 の流れ制御弁に連結されており、(a) ガス入口とガス出口との間の (流れを可能にする) 圧力の均等化、および (b) ガス入口と第 1 の流れ制御弁との間の (流れを可能にする) 圧力の均等化との間で選択的に切り換えるように、構成されていてもよい。このような場合、ガス入口における圧力は、実質的に周囲圧であるとよい。

40

【 0 0 2 5 】

本装置の流れ発生器は、モータ、ポリユート、およびガス入口とガス出口との間に構成されたインペラを備えていてもよい。前述した実施形態と同様、流れを可能にし、流れを停止し、逆流を阻止し、および逆流を可能にするために、1 つまたは複数の弁が、チャンバおよびシール内の圧力を制御するように設定されるようになっているとよい。

【 0 0 2 6 】

50

本技術のいくつかの実施形態では、システムが、呼吸治療装置内の流れ発生器への流れを調整するようになっている。本システムは、流れ発生器に繋がるガス入口であって、該流れ発生器を通して、呼吸可能ガスの流れが引き込まれるようになっている、ガス入口を備えているとよい。本システムは、ガス入口における流れをシールする手段も備えているとよい。このシール手段は、ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第1の側およびガス入口の入口チャンバに外側から近接する第2の側を有しているとよい。本システムは、シール手段の第2の側に近接するチャンバ手段も備えているとよく、チャンバ手段内の負圧によって、ガス入口がシール手段において開放されるようになっているとよい。本システムは、ガス入口内の圧力変化に従ってチャンバ手段に対する圧力を変化させる手段も備えているとよい。さらに、本システムは、ガス入口内の圧力変化を可能にすると共に、チャンバ手段内の圧力変化を選択的に中断させる手段も備えているとよい。

10

【0027】

任意選択的に、前述の実施形態は、ガス入口内に酸素ガスを注入するために、入口に連結された酸素投入ポートを備えていてもよい。

【0028】

本呼吸治療装置技術の付加的な特徴は、以下の詳細な説明、図面、および請求項を検討すれば、明らかになるだろう。

【0029】

添付の図面によって、本技術を例を挙げて説明するが、本技術は、これらに制限されるものではない。なお、同様の参照番号は、同様の要素を指すものとする。

20

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本技術の実施形態における流れ発生器用入口制御装置の構成部品を示す概略図である。

【図1 - A】本技術の例示的实施形態におけるシールと入口開口部との間の面積比を示す図である。

【図2】図1の構成部品の加圧操作を示す概略図である。

【図3】図1の構成部品の減圧操作を示す概略図である。

【図3 - A】図1の構成部品の流れ遮断操作を示す概略図である。

【図3 - B】図1の構成部品の患者逆流操作を示す概略図である。

30

【図4】本技術のアセンブリ用の例示的な入口制御構成部品を示す図である。

【図5】本技術の実施形態における送風機のポリュートハウジングに設置された図4の例示的な入口制御構成部品の側断面図である。

【図5 - A】本技術の他の実施形態用の入口制御構成部品の分解側方斜視図である。

【図6】本技術の入口制御装置を有する呼吸治療装置の例示的な構成部品を示す図である。

【図7】本技術のさらなる呼吸治療装置の実施形態における流れ発生器用入口制御装置の構成部品を示す概略図である。

【図8】初期吸気状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図9】最大吸気流状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図10】呼気状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

40

【図11】非通気呼吸治療装置を用いた場合の吸気状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図12】非通気呼吸治療装置を用いた場合の初期呼気状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図13】非通気呼吸治療装置を用いた場合の呼気状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図14】非通気呼吸治療装置を用いた場合の吸気一時停止状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

【図15】非通気呼吸治療装置を用いた場合の故障状態における図7の実施形態の構成部品の操作を示す概略図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0031】

本技術の例示的な実施形態は、図1の概略図に示されている構成部品を備える、流れ発生器または呼吸治療装置用の呼吸可能ガス入口制御装置102によって実現されることになる。典型的には、サーボ制御送風機104のような流れ発生器は、モータ、ポリユートおよびインペラ105を備えている。インペラ105によって、送風機は、ガス出口106に向かう呼吸可能ガス（例えば、空気）の流れを生じさせることができる。図1は、ラジアル圧縮機としても知られている送風機式の流れ発生器を示しているが、ピストン型圧縮機のような他の流れ発生器が利用されてもよい。呼吸治療装置では、ガス出口106は、典型的には、送達導管または供給導管およびマスクまたは気管切開チューブ（図示せず）のような呼吸治療用の患者インターフェイスに連結されるように、構成されている。

10

【0032】

呼吸可能ガスは、インペラの駆動回転によって、ガス入口108を通過して送風機内に引き込まれるようになっている。インペラ105の回転によって、周囲圧または大気圧に対して、入口に低ガス圧状態および出口に高ガス圧状態が生じる。ガス入口は、入口チャンバ110によって形成されている。入口チャンバ110は、引き込まれたガスの流れをインペラ105内に導く経路として機能する。図1に示されているように、入口チャンバ110の開口部112は、入口流れシール114によって封止されるようになっているとよい。入口流れシール114の制御された運動は、シールの外側にあるガス入口チャンバ110の前部110Aとシールの内側にあるガス入口108の後部110Pとの間のガス移動を阻止または許容することによって、流れを妨げるように働く。

20

【0033】

図1に示されているように、入口流れシール114は、空洞またはシール作動チャンバ116に連結されている。シール作動チャンバ内のガス圧の選択的な制御は、入口流れシール114の運動を制御するように作用する。例えば、入口流れシール114は、柔軟薄膜によって形成されているとよい。この薄膜は、標準的な圧力状態において、例えば、周囲圧状態がシール作動チャンバ114内およびガス入口108内に存在するとき、該薄膜が開口部112を弾性的に閉鎖または封止するように、形成されており、かつ位置決めされているとよい。図1の実施形態に示されているように、このような圧力状態は、送風機104が作動していないときに存在する。さらに、シールの弾性および/またはシール作動チャンバ内の圧力状態にもよるが、シールは、入口チャンバ110の後部110Pから入口チャンバ110の前部110Aに向かうガスの逆流を防ぐことができるようになっている。従って、入口流れシールは、逆止弁としても作用することになる。

30

【0034】

入口流れシール114の断面積（すなわち、シールの表面積）は、図1Aに示されているように、入口開口部112のガス通路の断面積よりも大きくなるように、設計されるとよい。結果的に、入口流れシールに対する開口部の断面積の比は、1:1よりも大きいとよく、好ましくは、約1:1.5から約1:3の間であり、さらに好ましくは、約1:2である。図1-Aの例では、シール114の表面積115は、入口開口部のガス通路112の断面積113の約2倍である（すなわち、面積比 $AR_2 / AR_1 = 1 / 2$ ）。

40

【0035】

図1の実施形態では、シール作動チャンバ116の加圧状態を変化させるために、電気機械弁（例えば、3ポート/2方向弁）のような流れ制御弁118が用いられている。例えば、図示されているように、流れ制御弁118は、シール作動チャンバ116の圧力が種々の圧力と均等になるように、選択的に設定されるようになっている。種々の圧力として、例えば、第1の導管120を通る（図1に矢印「AP」として示されている）周囲圧、または第2の導管、すなわち、圧力伝達導管122を通る入口チャンバ110の他の圧力、例えば、送風機が作動していないときの入口チャンバ110の後部110Pの周囲圧が挙げられる。

【0036】

50

以下、図 1 の装置のいくつかの操作モードについて、図 2 , 3 , 3 - A , 3 - B を参照して説明する。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示されているように、周囲圧に対する負圧または減圧が入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P 内に存在することがある。(図 2 に矢印「DP」として示されている)この負圧は、流れ制御弁 1 1 8 の操作によって、圧力伝達導管 1 2 2 を介してシール作動チャンバ 1 1 6 に伝達されるようにすることができる。例えば、図 2 にさらに示されているように、送風機が作動し、流れがガス出口 1 0 6 に向かって導かれるとき、流れ制御弁 1 1 8 は、シール作動チャンバ 1 1 6 の加圧状態を、例えば、患者の吸入時(すなわち、吸気時)の呼吸可能ガスの内方流れの圧力によって生じる入口チャンバ 1 1 0 の負圧「DP」とするように、設定されるとよい。この圧力は、空圧リンクとして機能する圧力伝達導管 1 2 2 を通って、シール作動チャンバ 1 1 6 に伝達されることになる。重要なことは、シール作動チャンバ 1 1 6 および入口流れシール 1 1 4 は、シール作動チャンバ 1 1 6 内のこの圧力変化の結果として、開口部 1 1 2 を開口させるように、構成されていることである。これに関連して、送風機のインペラの回転は、圧力源として作用するが、(シールを開口させる)入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A に対する後部 1 1 0 P の圧力降下は、単にインペラの回転によるものではなく、むしろ入口チャンバ 1 1 0 を通る流れの結果である。例えば、後部 1 1 0 P を通る流れは、送風機が駆動されているかどうかに関わらず、患者の呼吸サイクルに規制または誘引されることがある。さらに、以下にさらに詳細に説明するように、装置の状態によっては、送風機が駆動(例えば、回転)されても、例えば、送風機の出力が封鎖されているときのように、後部 1 1 0 P を通るどのような流れも存在しない場合がある。にもかかわらず、もし患者流れが存在しているなら、インペラに誘引される圧力が、患者流れに誘引される圧力と連携して、後部内に存在する圧力レベルに寄与する場合がある。

10

20

【 0 0 3 8 】

開口部 1 1 2 およびシール 1 1 4 のそれぞれの寸法ならびにシールの可撓性は、チャンバ内の圧力低下がシールの 1 つまたは複数の部分をシール作動チャンバ 1 1 6 内に後退させるように、選択されているとよい。この後退によって、シール 1 1 4 がシール作動チャンバ 1 1 6 内に引き込まれ、入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A と入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 B との間には間隙がもたらされることになる。従って、シールのこの後退によって、ガス流れが、シールと開口部との間を通して、前部 1 1 0 A から後部 1 1 0 P、次いで、インペラに向かうことが可能になる。

30

【 0 0 3 9 】

シールの柔軟性にもよるが、シールの運動の程度は、患者によって生じる可変流れに応じさせることができる。従って、送風機作動中に開口部および柔軟シールによって形成される開口の大きさは、図 2 の点線によって示されているように、誘引流れに比例することになる。例えば、入口チャンバの後部 1 1 0 P 内の内向き流れが大きいほど、開口部 1 1 2 の開口が大きくなり、より大きい流れが送風機内に向かうことになる。同様に、入口チャンバの後部 1 1 0 P 内の内向き流れが小さいほど、開口部 1 1 2 の開口が小さくなり、より小さい流れが送風機内に向かうことになる。この比例的な開口によって、送風機によって引き込まれる望ましい流れを可能にするのに十分な必要最小限度の開口の大きさを形成することができる。より大きい開口は、ガスの流れが該開口を通過するときに、より大きい騒音をもたらす可能性がある。従って、このような比例的な流れ開口の潜在的な利益として、騒音低下が挙げられる。このような特徴は、睡眠中の患者の治療用に設計された呼吸治療装置にとって、重要である。

40

【 0 0 4 0 】

従って、いくつかの実施形態では、入口制御装置は、患者に必要とされる吸気中に供給されるべき種々の流れのレベルを可能にする可変入口開口とともに実現されるとよい。吸気中、シールは、可変開口をもたらすために開口部 1 1 2 のリムからの距離を調整する受動的比例弁として作用する。従って、開口の大きさは、患者流れのレベルに関連すること

50

になる。特定の例示的实施形態では、単純な受動的空圧（流れ）サーボ制御は、以下のよ
うに、すなわち、

（ a ）流れが 0 の場合、弁は、完全に閉鎖され、

（ b ）流れが毎分略 0 L と 70 L の間の前方流れの場合、弁開口の大きさは、流れに連
動し、

（ c ）流れが毎分略 70 L を超える場合、弁は、一定の開口の大きさと完全に開放され
る、

ように、実施されるとよい。

【 0041 】

しかし、他の流れ範囲が、設定されてもよい。固定された入口開口を有する装置と比較
して、このような可変開口は、送風機の作動条件を最適化することができ、および / また
はシステムから放出される騒音を低減することができる。

10

【 0042 】

図 3 においてさらに示されているように、送風機が作動されているとき、流れ制御弁 1
18 は、駆動されているインペラの回転を必ずしも停止または低下させることなく、シー
ル作動チャンバ 116 の加圧状態を軽減または中断させるように、設定されるとよい。例
えば、流れ制御弁 118 は、第 1 の導管 120 または空圧リンクを介して、周囲圧をシー
ル作動チャンバ 116 に伝達させるように、設定されるとよい。その結果として得られる
シーล作動チャンバ 116 内の圧力の均等化によって、入口流れシール 114 を開口部 1
12 に隣接したその標準形態に戻し、これによって、開口部 112 を封止することができ
る。さらに、シール弾性に加えて、もし図 3 に示されているように、送風機がさらに回転
している場合（すなわち、インペラがさらに回転している場合）または患者がさらに吸入
している場合、入口チャンバ 110 の前部 110A またはシール作動チャンバ 116 のい
ずれかにおける高周囲圧状態に対する入口チャンバ 110 の後部 110P 内の減圧状態が
、開口部 112 に対するシールの閉鎖をさらに強める吸引力としてさらに作用すること
になる。

20

【 0043 】

従って、シールは、送風機の手速を必ずしも変更することなく、または送風機のモー
タのブレーキ作動に必ずしも頼ることなく、送風機内へのガスの流れを阻止する（すなわ
ち、入口供給を遮断する）効率的かつ迅速な手段として役立つことになる。ブレーキ作動
の回避によって、熱を低下させ、送風機をより低温に保つことができる。また、ブレーキ作
動の回避または軽減は、システムのエネルギー必要量を低減させるのにも役立つ。何故な
ら、送風機の手速の低下を制御するために流れ発生器に電流を供給する場合と比較して、
入口流れ制御装置の弁の操作は、わずかな電流しか必要としないからである。

30

【 0044 】

従って、いくつかの例示的な実施形態では、入口制御は、モータ手速のブレーキ作動の
有無に関わらず、呼気中に送風機によって送達される圧力を低減させるべく実施されるこ
とができる。入口制御は、送風機からの流れの発生をより迅速に停止かつ開始するため
に行われてもよい。例えば、流れの迅速な停止および開始は、この装置を用いる制御装置
によって制御可能であり、これによって、分泌物除去を起こすのに適した患者の震動モード
呼吸（例えば、患者の咳）を誘引させることができる。

40

【 0045 】

従って、入口制御装置 102 の閉鎖は、供給される治療ガスの制御調整を行う制御手
順の一部として機能することになる。例えば、入口開口部の大きさのこの縮小（例えば、閉
鎖）は、送風機の手速な減速に頼ることなく、吸気圧から呼気圧に移行させるために、行
われてもよい。これに関連して、送風機は、流れを遮断することによって（例えば、入口
制御装置 102 を閉鎖することによって）、無負荷になる。これは、送風機がより迅速に
減速し、入口を通る流れをなおも受けている送風機をブレーキ作動するとき一般的に必
要な高レベルの誘導電流を必要としないことを意味している。換言すれば、送風機は、入
口を介して空気を引き込むことができないときには、どのような負荷も有していないこと

50

になる。従って、流れを、この送風機の無負荷に起因して、迅速な応答時間で遮断することができる。流れを迅速に制御するこの能力によって、流れ発生器によって生じる呼吸治療波形の形状をさらにきめ細かく調整することができる。もしシャープな圧力波形 / 応答が必要な場合、入口制御装置の開口部を迅速に閉鎖することができる。

【 0 0 4 6 】

本技術を有していないいくつかの他の形式の装置では、吸気から呼気への移行は、送風機を減速するのに必要な時間に起因して、呼気の開始時に流れスパイク (spike) をもたらすことになる。この流れスパイクは、本技術の実施形態では、入口制御装置の閉鎖、従って、入口流れの遮断によって、回避することができる。

【 0 0 4 7 】

従って、いくつかの実施形態では、制御装置は、センサー (例えば、流れセンサーからの測定値) から呼気関連状態 (例えば、呼気の始端、吸気の終端、など) を検出し、入口開口部を閉鎖することによって流れ発生器への流れを遮断するように、入口制御装置の弁を設定することができる。任意選択的に、制御装置は、同時にまたは同時期に、例えば、流れ発生器の速度を呼気に適する圧力 (例えば、呼気圧レベル) を生成するのに適する設定値に減少させるために、流れ発生器の設定を変化させてもよい (例えば、電流を低減させてもよい)。このような制御装置の変化として、呼気終端陽圧レベル (PEEP) を生成するのに用いられる流れ発生器の設定が挙げられる。従って、入口流れ装置および任意選択的に流れ発生器の制御は、生じる呼吸治療圧力波形の望ましい形状をもたらすのを助けることもできる。

【 0 0 4 8 】

図 3 - A に示されているように、シール作動チャンバ 1 1 6 の圧力と入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P の圧力とを均等にするように流れ制御弁 1 1 8 が設定されている間、送風機が作動されてもよい。さらに、(例えば、患者インターフェイスのいくつかの問題に起因して、または患者が吸入または吐出のいずれもできない場合に)、送風機に誘引される流れが送風機の出口 1 0 6 から流出するのを阻止するべく、送風機の出力が、出口 1 0 6 またはその前方において封鎖されてもよい。この操作中、患者流れが存在しないので、シール 1 1 4 は、シールの形態およびシール作動チャンバ 1 1 6 の圧力と入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P の圧力 (ここでは、入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A の圧力と略同じとなる) との間の均等化に起因して、開口部 1 1 2 を閉鎖する位置に保持されている。

【 0 0 4 9 】

また、流れの遮断によって、他の利益、例えば、非通気マスクシステムを用いた場合に逆流を防ぐことができるという利益が得られることになる。例えば、図 3 - B に示されているように、シール作動チャンバ 1 1 6 の圧力と入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P の圧力を均等にするように流れ制御弁 1 1 8 が設定されている間、送風機が作動されてもよい。このような状態において、患者は、逆流 B F 状態を出口 1 0 6 内にもたらずように息を吐き、これによって、入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P 内に、周囲圧に対して (図 3 - B に「HP」として示されている) 陽圧を生じることになる。しかし、このような場合、シール 1 1 4 は、開口部 1 1 2 を閉鎖する位置に保持されており、仮に後部 1 1 0 P の陽圧が入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A 内の周囲圧を超えた場合であっても、シールの形態およびシール作動チャンバ 1 1 6 と入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P との圧力の均等化に起因して、逆流を阻止することができる。

【 0 0 5 0 】

また、逆流の阻止は、酸素を利用するシステムに対して利益を有することができる。例えば、以下にさらに詳細に説明するように、酸素が送風機の後方または下流に注入される場合、呼気中に弁を閉鎖することによる流れの遮断は、酸素が装置の圧力側に保持されること (例えば、酸素が装置の外側に全く漏出しないこと) を意味している。また、この構成は、酸素へのモータの露出を低減させることができる。何故なら、送風機を通る酸素の逆流は、全くまたは殆ど存在しないからである。

【 0 0 5 1 】

10

20

30

40

50

例示的な入口制御アセンブリの構成部品が、図 4 に示されている。入口流れシール 1 1 4 は、シール面 4 4 2 を有する柔軟材料から形成されている。シール面 4 4 2 は、前述したように、入口開口部（図示せず）に重なる薄膜として作用することになる。柔軟ブロング 4 4 6 を有するクランプリング 4 4 4 は、入口流れシール 1 1 4 の外周リップ 4 4 7 をチャンバ本体 4 4 8 にクランプするように構成されており、これによって、チャンバ本体と入口流れシールとの間にシール作動チャンバ 1 1 6 が形成されることになる。チャンバ本体 4 4 8 は、シール作動チャンバ 1 1 6 の周辺の外側に、入口空気がチャンバ本体 4 4 8 を通ることを可能にする孔 4 5 0 を備えている。孔のいくつかは、ブロングが孔にスナップ嵌合または係合されるとき、クランプリング 4 4 4 の柔軟ブロング 4 4 6 を受け入れるように、互いに離間され、かつ寸法決めされているとよい。チャンバ本体 4 4 8 は、（図 4 に示されていない）1 つまたは複数の流れ制御弁 1 1 8 からの選択された圧力を伝達するための圧力ポート 4 5 2 を備えている。

10

【 0 0 5 2 】

図 5 は、送風機 1 0 4 または流れ発生器に連結された例示的な入口制御アセンブリの構成部品の断面図である。図示されている送風機 1 0 4 は、モータ 5 5 0、およびポリュート 5 5 2 に連結されたインペラ 1 0 5 を備えている。ポリュート 5 5 2 は、流れ発生器のインペラ 1 0 5 用のハウジングとして機能するものである。この実施形態では、ポリュートが、流れ入口 1 0 8 を備えている。組み込まれると、入口流れシール 1 1 4 のシール面 4 4 2 は、流れ入口 1 0 8 のリムの周囲に重ねられることになる。前述の操作中、入口 1 0 8 のリムおよびシール面 4 4 2 の後退によって、開口部 1 1 2 に開口が形成されることになる。この実施形態では、入口 1 0 8 として機能するポリュートの壁は、圧力ポートを備えている。入口 1 0 8 のこの圧力ポート 5 5 4 は、（図 5 に示されていない）導管および（図 5 に示されていない）流れ制御弁 1 1 8 を介して、入口チャンバの後部 1 1 0 P とシール作動チャンバ 1 1 6 との間の圧力の変換を可能にするものである。

20

【 0 0 5 3 】

図 5 に示されているように、この実施形態の特定の構造は、小型化の可能性を有している。すなわち、そのコンパクトな設計によって、呼吸治療装置のハウジングの大きさを縮小することができる。これに関連して、入口において送風機の近くにシールおよびシール作動チャンバを配置することによって、空間を縮小することができる。これに関連して、入口制御装置の構成部品の一部は、送風機用のポリュートと一体化されていてもよい。しかし、代替的な実施形態では、装置または送風機とは別の場所にシール作動チャンバおよびシールを配置することも可能である。例えば、シール作動チャンバおよびシールは、チューブまたは他の導管（図示せず）を介して、送風機または送風機ハウジングに取り付け可能および / 取外し可能になっていてもよい。

30

【 0 0 5 4 】

入口制御アセンブリの他の実施形態が、図 5 - A に示されている。この実施形態では、入口流れシール 1 1 4 は、取付けリング 5 5 5 とチャンバ本体 4 4 8 との間にクランプされている。取付けリング 5 5 5 は、入口チャンバ 1 1 0 の壁に取外し可能に設置することができる。例えば、取付けリング 5 5 5 のサイドクリップまたはネジ部（図示せず）が、入口チャンバ 1 1 0 の壁の受け溝（図示せず）に嵌合するようになっているとよい。適所にスナップ嵌合または回転されると、取付けリングは、入口制御アセンブリを送風機ポリュート 5 5 2 に固定することになる。入口制御アセンブリのこの実施例では、取付けリング 5 5 5 は、柔軟ブロング 4 4 6 を備えている。柔軟ブロング 4 4 6 は、入口流れシール 1 1 4 の外周リップ 4 4 7 をチャンバ本体 4 4 8 にクランプするように構成されており、これによって、チャンバ本体と入口流れシールとの間にシール作動チャンバ 1 1 6 が形成されることになる。チャンバ本体 4 4 8 は、シール作動チャンバ 1 1 6 の周囲の外側に、入口空気がチャンバ本体 4 4 8 を通ることを可能にする孔 4 5 0 を備えている。孔のいくつかは、ブロングが孔にスナップ嵌合または係合したとき、取付けリング 5 5 5 の柔軟ブロング 4 4 6 を受けるように、互いに離間されており、かつ寸法決めされているとよい。チャンバ本体 4 4 8 は、（図 4 には示されていない）1 つまたは複数の流れ制御弁 1 1

40

50

8 から選択された圧力を伝達するための圧力ポート 4 5 2 を備えている。入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P に繋がっている他の圧力ポート 5 5 4 が、ポリユートの入口チャンバの壁内に一体化されている。

【 0 0 5 5 】

図 5 , 5 A の実施形態では、入口制御装置の構成部品を送風機のハウジングまたは送風機の入口に連結するための種々の構成が示されている。しかし、送風機に接続されるようになっていく付加的な構成が用いられてもよい。例えば、入口制御装置の構成部品のいくつかまたは全てが、取外し可能なユニットまたはモジュールとして構成されていてもよい。このユニットまたはモジュールは、送風機の入口または送風機のハウジングの一部に取外し可能に連結されるようになっていくとよい。例えば、このユニットまたはモジュールは、バイオネット接続部またはバイオネットカプラーを有するように構成されていてもよい。同様に、このユニットまたはモジュールは、締め嵌めによって送風機の入口に嵌合するように、送風機の入口に連結されるようになっていくとよい。他の連結構成、例えば、スナップ嵌合構成が用いられてもよい。

【 0 0 5 6 】

[例示的な呼吸治療装置の操作]

前述したように、呼吸可能ガス入口制御装置 1 0 2 は、図 6 に示されている呼吸治療装置 6 0 0、例えば、人工呼吸器または持続気道陽圧装置の流れ発生器と共に用いられるとよい。このような装置は、1 つまたは複数のマイクロコントローラまたはプロセッサを含む制御装置 6 6 4 を備えている。従って、呼吸治療装置 6 0 0 は、任意選択的な 1 つまたは複数の圧力センサーおよび / または流れセンサーからの信号に合わせて圧力発生器または送風機によって送達される圧力を設定するための 1 つまたは複数の治療措置に用いられるとよい。従って、制御装置は、患者治療中に送風機の手数を調整し、これによって、検出された疾患（例えば、流れ制限、不十分な換気、無呼吸、など）を治療し、および / または検出された患者の呼吸中の圧力変化に同期し、これによって、呼吸をシミュレーションまたは支援するようになっていくとよい。加えて、制御装置 6 6 4 は、1 つまたは複数の流れ制御弁 1 1 8 の制御によって、シール作動チャンバ 1 1 6 の圧力を選択的に設定し、入口流れ制御装置 6 6 6 によって、送風機へのガス（例えば、空気または酸素および空気）の流れを可能にし、および / または送風機からのガスの逆流を防ぐように、構成されているとよい。この場合、入口流れ制御装置 6 6 6 は、入口流れシール 1 1 4 を制御することになる。

【 0 0 5 7 】

従って、制御装置 6 6 4 または入口流れ制御装置 6 6 6 は、典型的には、特定の制御手法、例えば、以下にさらに詳細に説明するアルゴリズムを実施するように構成された 1 つまたは複数のプロセッサを備えている。この目的のために、制御装置は、集積チップ、メモリーおよび / または他の制御指令、データまたは情報記憶媒体を含んでいるとよい。例えば、このような制御手順を含むプログラム化された指令は、装置のメモリー内の集積チップにコード化されているとよい。このような指令は、代替的に、適切なデータ記憶媒体を用いて、ソフトウェアまたはファームウェアとして読み込まれてもよい。制御装置は、典型的には、流れ制御弁および装置の他の構成部品（例えば、送風機モータ）を設定するためのバスまたはエレクトロニックインターフェイスを備えていてもよい。

【 0 0 5 8 】

呼吸治療装置の操作中、所望の用法に依存して、入口流れ制御装置 6 6 6 は、システムの種々の状態の検出に基づき、ガス入口制御装置 1 0 2 を設定するようになっていく。例えば、圧力データおよび流れデータの解析から、制御装置は、患者の呼吸サイクルの種々の状態の検出に基づいて、ガス制御装置 1 0 2 を設定するようになっていくとよく、または、これらの状態、例えば、吸気、呼気、吸気の開始、呼気の開始、吸気ピーク流れ、吸気一時停止等を実行するようになっていくとよい。圧力データおよび / または流れデータからこれらの状態を検出するための周知の方法またはそれらを実行するための方法（例えば、定時バックアップ呼吸率を実行するための方法）が、制御装置のプログラミングまた

10

20

30

40

50

は回路によって行われるとよい。種々のシステム構成および種々の呼吸状態における制御装置によるガス入口制御装置 102 の設定の種々の実施例が、図 7 - 15 に示されている。

【0059】

図 7 - 15 の呼吸装置構成では、入口流れ制御装置 666 の制御下において追加的な流れ制御弁 772 (または圧力解除弁) が追加されている。追加的な流れ制御弁 772 は、(a) 逆流導管 779 を介する送風機 104 の出口 106 と入口チャンバ 110 の前部 110A との間の圧力または流れの均等化、または (b) 第 1 の制御弁 118 に対する第 1 の導管 120 と入口チャンバ 110 の前部 110A との間の圧力または流れの均等化を選択的に可能にするものである。しかし、いくつかの実施形態では、任意選択的な逆流導管 779 は、設けられていなくてもよい。このような場合、任意選択的な逆流導管 779 に対する流れ制御弁 772 のポートは、キャップで覆われているとよい。これによって、流れ制御弁 772 は、入口 108 と第 1 の導管 120 との間にガスを選択的に導くことができる 2 方向弁としてのみ機能することになる。任意選択的に、流れ制御弁 772 は、2 方向弁によって置き換えられてもよい。

10

【0060】

図 7 の実施例では、流れ制御弁 772 は、送風機 104 の出口 106 と入口チャンバ 110 の前部 110A との間の圧力の均等化またはそれらの間の流れを可能にする標準状態で用いられている。送風機 106 の出口から入口チャンバ 110 の前部 110A への流れのこのような再循環は、モータの冷却を促進することができ、低流量での弁のより良好な制御をもたらすことができる。次いで、制御装置 666 による作動によって、流れ制御弁 772 は、第 1 の導管 120 を介する第 1 の制御弁 118 と入口チャンバ 110 の前部 110A との間で圧力を均等化するようにまたはそれらの間の流れを可能にするように、切り換えられてもよい。同様に、流れ制御弁 118 は、入口チャンバ 110 の後部 110P とシール作動チャンバ 116 との間の圧力の均等化またはそれらの間の流れを可能にする標準状態で用いられている。次いで、制御装置 666 による作動によって、流れ制御弁 118 は、第 1 の導管 120 とシール作動チャンバ 116 との間で圧力を均等化するようにまたはそれらの間の流れを可能にするように、切り換えられてもよい。この場合、シール作動チャンバ 116 の圧力は、流れ制御弁 772 の設定にさらに依存することになる。例えば、流れ制御弁 118 がその作動状態にあり、かつ流れ制御弁 772 がその標準状態にあるとき、シール作動チャンバ 116 は、すでに加えられた最後の圧力に効果的に封止されることになる。このような場合、もし流れ制御弁 118 の作動前に負圧状態がシール作動チャンバ 116 内に存在していたなら、シール作動チャンバ 116 は、入口流れシール 114 を開状態に「ロック (lock)」することができる。このような場合、入口流れシールは、送風機の停止時であっても、開いている。

20

30

【0061】

加えて、図 7 - 15 の例示的なシステムでは、患者呼気の終端に陽圧を送達するために、第 2 の送風機または呼気終端陽圧 (PEEP) 送風機 704 が設けられていてもよい。PEEP 送風機 704 が示されているが、PEEP 送風機 704 の完全な操作は、本技術のガス入口制御装置 102 の説明の範囲を超えている。また、図面には、マフラーチャンバ 777 内の安全弁 770 が示されている。一般的に、安全弁は、患者吸気中には開いており、患者呼気中には閉じている。

40

【0062】

以下、図 8 - 10 を参照して、操作について説明する。一般的に、図 8 - 10 は、通気式換気 (すなわち、通気式の患者インターフェイスまたはマスクを有する装置を用いる場合) の操作を示している。なお、これらの図は、能動状態にあるかまたは駆動されている (すなわち、スイッチ ON されている) 制御装置を示している。図 7 は、呼吸治療装置が OFF にあるときのガス入口制御装置 102 の初期設定を示すブロック図である。図 7 に示されている初期設定は、通気マスクまたは非通気マスクのいずれが用いられていても同じである。この状態では、流れ制御弁 772 および流れ制御弁 118 は、作動していない

50

(すなわち、それらの標準状態にある)。

【0063】

また、図7は、制御装置664が換気停止を行っているとき、例えば、該制御装置が患者の呼気が終了して吸気がまだ開始していないことを検出したときのガス入口制御装置102の設定を示している。従って、流れは、存在しないかまたは極めて少ない。制御装置664は、流れ制御装置772または流れ制御弁118のいずれも作動させていない。送風機は、駆動されていてもよいし、または駆動されていなくてもよく、かついずれの場合にも回転していてもよいが、ガス入口制御装置102は、送風機から入口チャンバ110の前部110Aへの逆流を防ぐために、閉じている。

【0064】

図8は、呼吸治療装置がON状態にあり、かつ制御装置664が患者吸気または定時バックアップの開始のいずれかを検出することによって、吸気の始動を行うときのガス入口制御装置102の設定を示すブロック図である。制御装置664は、流れ制御弁772または流制御弁118のいずれも作動させていない。この状態では、送風機が吸気気道陽圧(IPAP)を送達するために駆動されているので、患者の高吸気流が、入口チャンバの後部110P内およびシール作動チャンバ116内に負圧状態または吸引を生じさせている。従って、ガス入口制御装置102が開き、送風機への流れが可能になる。加えて、この構成では、逆流導管779を介する出口106から入口チャンバへの流れが、冷却機能を果たすことになる。逆流導管によって生じる漏流れによって、送風機は、より高速で回転することができる。送風機を通る流れをより大きくすることによって、送風機を冷却する役割を果たすことができる。

【0065】

図9は、呼吸治療装置がON状態にあり、かつ制御装置664が患者吸気の予期されるピーク流れを検出したときのガス入口制御装置102の設定を示すブロック図である。制御装置664は、流れ制御弁772を作動させていないが、流れ制御弁118を作動させている。この状態では、送風機は駆動されており、吸気気道陽圧(IPAP)を送達している。入口チャンバの後部110Pに生じている負圧状態は、流れ制御弁118の作動によって、シール作動チャンバ116内に維持または封止されている。従って、ガス入口制御装置102は、送風機へのさらなる流れを可能にしつつ、(流れ制御弁118の作動時の患者流れの量に依存して)、開状態または少なくとも部分的な開状態に「ロック」されている。

【0066】

図10は、呼吸治療装置がON状態にあり、かつ制御装置664が上記の吸気の後患者呼気を検出したときのガス入口制御装置102の設定を示すブロック図である。制御装置664は、流れ制御弁772を作動させていないが、流れ制御装置118を継続して作動させている。この状態では、送風機は、駆動されており、呼気気道陽圧(EAP)を送達するようになっている。すでに生じている負圧状態がシール作動チャンバ116内において維持または封止されているので、ガス入口制御装置102は、開状態または部分的に開状態で「ロック」されている。これによって、出口106から送風機を通過して入口108の外に向かう逆流が可能になり、患者の呼気流を呼吸治療装置を介して排気させることが可能になる。

【0067】

図11-15は、非通気式換気(すなわち、非通気患者インターフェイスまたはマスクを備える装置を用いる場合)の操作を示している。これに関連して、図11は、呼吸治療装置がON状態にあり、かつ制御装置664が、患者吸気の検出または定時バックアップの開始によって、吸気を開始するときのガス入口制御装置102の設定を示すブロック図である。制御装置664は、流れ制御弁772、流れ制御弁118のいずれも作動させていない。この状態では、送風機が駆動されており、患者の吸気流の結果として閉ループ制御の設定値に基づき、流れまたは圧力を送達しているため、入口チャンバの後部110P内およびシール作動チャンバ116内に負圧状態が生じている。従って、ガス入口制御装

10

20

30

40

50

置 1 0 2 は、開いており、送風機への流れが可能になっている。加えて、この構成では、出口 1 0 6 から逆流導管 7 7 9 を通って入口チャンバに向かう流れが、冷却機能を果たすことになる。

【 0 0 6 8 】

図 1 2 は、呼吸治療装置が ON 状態にあり、かつ制御装置 6 6 4 が、（例えば、ピーク流れ閾値の検出によって）、患者呼気の開始を検出したときのガス入口制御装置 1 0 2 の設定を示すブロック図である。制御装置 6 6 4 は、流れ制御弁 7 7 2 および流れ制御弁 1 1 8 の両方を作動させている。この状態では、制御装置は、送風機の駆動を停止させるとよい。シール作動チャンバ 1 1 6 は、流れ制御弁 7 7 2 および流れ制御弁 1 1 8 の両方を通る流路の結果として、入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A の周囲圧状態を有している。従って、ガス入口制御装置 1 0 2 は、閉鎖されている。入口流れシールの閉鎖および入口流れの停止は、停止した送風機のインペラの自然慣性力をブレーキ作動時におけるように小さくする傾向にある。

10

【 0 0 6 9 】

図 1 3 は、呼吸治療装置が ON 状態にあり、かつ制御装置 6 6 4 が呼気を検出したときのガス入口制御装置 1 0 2 の設定を示すブロック図である。フローバイ (flow-by) 制御が行なわれるとよい。フローバイ制御は、患者インターフェイスにおける漏れ（例えば、1 - 2 リットル）を補償するために、呼気中に、入口を通して極めて低レベルの流れをもたらすシールの制御である。制御装置 6 6 4 は、流れ制御弁 7 7 2、流れ制御弁 1 1 8 のいずれも作動させていない。この状態では、制御装置は、流れ制御ループの流れ設定値に基づいて低レベルの流れを生じさせるために、送風機を最小限度駆動させるとよい。シール作動チャンバ 1 1 6 は、流れ制御弁 1 1 8 を通る流路の結果として、入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P からの負圧状態を有している。従って、ガス入口制御装置 1 0 2 は、部分的に開いている。入口流れシールの部分的な開口によって、低流量の呼吸可能ガスが、送風機を通して出口 1 0 6 に流れることになる。

20

【 0 0 7 0 】

図 1 4 は、呼吸治療装置が ON 状態にあり、かつ制御装置 6 6 4 が吸気停止または停滞を検出したときのガス入口制御装置 1 0 2 の設定を示すブロック図である。これは、自動化呼気終端陽圧 (PEEP) 測定モードに対して行われてもよい。制御装置 6 6 4 は、流れ制御弁 7 7 2 を作動させているが、流れ制御弁 1 1 8 を作動させていない。この状態では、送風機は、最小速度で駆動されている。患者流れが存在しないので、ガス入口制御装置 1 0 2 は、閉鎖されている。さらに、逆流導管 7 7 9 も、流れ制御弁 7 7 2 の設定の結果として、閉鎖している。従って、患者インターフェイスまたはマスクからの呼吸治療装置内への逆流は、阻止されることになる。

30

【 0 0 7 1 】

図 1 5 は、呼吸治療装置が ON 状態にあり、かつ患者インターフェイスまたはマスクの通気に関連する呼気弁が塞がれて呼気中の患者の吐出が妨げられていることを制御装置 6 6 4 が検出したときの故障モードに対するガス入口制御装置 1 0 2 の設定を示すブロック図である。この状態を検出したとき、制御装置 6 6 4 は、流れ制御弁 7 7 2 および流れ制御弁 1 1 8 の両方を作動させるようになっている。この状態では、シール作動チャンバ 1 1 6 と入口チャンバ 1 1 0 の前部 1 1 0 A との間の圧力の均等化が可能になる。送風機は、最小速度で駆動されている。次いで、患者の呼気流は、入口チャンバ 1 1 0 の後部 1 1 0 P 内に生じた陽圧の結果として入口流れシール 1 1 4 を強制的に開くのに十分である。従って、ガス入口制御装置 1 0 2 は、開放される。従って、患者インターフェイスまたはマスクからの呼吸治療装置内への逆流が可能になる。

40

【 0 0 7 2 】

いくつかの実施形態では、酸素の供給分が空気供給分と混合され、出口において混合呼吸可能ガスを形成するようになっていてもよい。酸素は、送風機の下流または上流のいずれかにおける流路に注入されるとよい。例えば、いくつかの実施形態では、図 7 - 1 5 の酸素供給若しくは酸素入口ポート 7 8 0 によって示されているように、酸素は、出口 1 0

50

6における流路に供給または注入されるとよい。例えば、酸素を注入するのに、大流量弁が用いられるとよい。送風機および弁の後方から酸素を注入することによって、酸素がシステムを通過して大気に漏出するのを阻止する助けとなる。これによって、酸素の浪費も軽減される。さらに、送風機の後方から酸素を注入することによって、可燃性酸素への送風機およびモータの露出が阻止または制限され、装置がより安全になる。装置の代替的態様では、酸素は、入口108または入口チャンバ110内に導入または注入されてもよい。これは、任意選択的に、前部110Aまたは後部110Pのいずれかに注入されてもよい。従って、周囲空気と酸素との混合物は、送風機内に流れ、出口106において送風機によって加圧されることになる。これは、入口110の壁内にガス入口ポートを設けることによって、行われるとよい。この選択枝は、代替的な酸素供給（または酸素入口）ポート780Aとして図7-15に示されている。従って、酸素は、ガス入口ポートにおいて、弁によって調整されるとよい。例えば、この弁は、周囲空気とともに低流量の酸素を調整するようになっているとよい。本装置は、出口の近くに酸素ポート780を備えていてもよく、あるいは入口の近くに酸素ポート780Aを備えていてもよく、またはいずれの酸素ポートを用いるかを選択できるように、両方の酸素ポート780, 780Aを備えていてもよい。しかし、一般的には、使用時に、酸素ポート780または780Aの1つのみが用いられるようになっている。

【0073】

前述の説明および添付の図面では、本技術の完全な理解をもたらすために、特定の専門用語、方程式、および図面記号が用いられている。いくつかの例では、専門用語および記号が、本技術を実施するのに必要でない特定の細部を示唆している場合もある。さらに、本明細書において、本技術を特定の実施形態を参照して説明してきたが、これらの実施形態は、本技術の原理および応用の単なる例示にすぎないことを理解されたい。従って、例示的な実施形態に対して多くの修正がなされてもよいこと、および本技術の精神および範囲から逸脱することなく、他の構成が考案されてもよいことを理解されたい。

【0074】

例えば、本明細書において検討した柔軟シールによって得られる可変開口の代替例として、他の構成部品が、可変開口として用いられてもよいし、またシステムから放出される騒音レベルを低下させるために用いられてもよい。これに関連して、本技術のいくつかの実施形態は、入口における開口の大きさを変化させるために、電気制御システムまたは電磁気制御システムを用いてもよい。このような制御システム（例えば、信号をもたらすために一緒に連結されたプロセッサ、センサー、および電磁弁）は、流れを測定し、該流れを必要な吸気流れとリンクさせ、または関連付け、これによって、種々の大きさの弁の開閉の大きさを設定するための信号を制御することになる。従って、このような実施形態では、送風機に供給される入口ガスは、弁を通過することになるが、このガスが通過する弁の開口部は、機械的に設定/制御される種々の大きさを有することになる。任意選択的に、このような代替的な可変入口制御システムの弁は、ソレノイド弁、または可変開口を形成するために移動可能な機械的に制御されるディスクまたは機械的に制御されるプランジャーとして、実施されてもよい。有利には、このような実施形態では、弁の開閉は、呼気中に、制御され、すなわち、その開閉の程度が決められるようになっているとよく、これによって、呼吸波形の形状をさらに正確に制御する比例制御逆止弁をもたらすことができる。例えば、弁の制御装置によって呼気の状態を検出したとき、弁の開口の大きさは、検出された呼気流に応じて設定されるとよい。しかし、このようなシステムは、前述した柔軟シールの態様と比較して、より高価であり、呼吸治療装置内により大きな空間を占める可能性がある。

以下に、新たな出願（分割出願）を行う際の便宜のために、本願の出願当初の請求項1～52の内容を記載する。

（請求項1）

呼吸可能ガスの流れを患者にもたすべく構成された呼吸治療装置において、
閉状態と完全開状態との間で調整可能な可変開口部を有するガス入口と、

10

20

30

40

50

ガス出口と、

加圧された呼吸可能ガスの前記ガス入口から前記ガス出口への供給をもたらす流れ発生器と、

前記流れ発生器によって生じる圧力のレベルを制御する制御装置とを備えており、

前記可変開口部は、前記ガス出口に隣接する箇所にもたらされる呼吸可能ガスの流れのレベルに応じて、開口の大きさを変化させるようになっていることを特徴とする呼吸治療装置。

(請求項 2)

前記可変開口部は、柔軟シールを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

(請求項 3)

前記可変開口部は、流れ値のある範囲にわたって比例的に開くよう構成されており、前記流れの範囲は、第 1 の流れ値と第 2 の流れ値との間にあることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

(請求項 4)

前記第 1 の流れ値は、毎分略 0 リットルであり、前記第 2 の流れ値は、毎分略 70 リットルであることを特徴とする請求項 3 に記載の装置。

(請求項 5)

前記可変開口部は、前記流れの範囲を超える流れ値に対して、開口の大きさが固定されるよう構成されていることを特徴とする請求項 3 に記載の装置。

(請求項 6)

前記可変開口部は、前記流れの範囲の前記第 1 の流れ値で閉じるよう構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の装置。

(請求項 7)

前記可変開口部は、シール作動チャンバをさらに備えていることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

(請求項 8)

前記シール作動チャンバの圧力は、少なくとも 1 つの電気機械弁の制御によって設定されるようになっていることを特徴とする請求項 7 に記載の装置。

(請求項 9)

前記制御装置は、呼吸可能ガスの流れのレベルの測定に応じて、前記少なくとも 1 つの電気機械弁を設定するよう構成されていることを特徴とする請求項 8 に記載の装置。

(請求項 10)

前記開口部は電気機械弁を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

(請求項 11)

前記制御装置は、呼吸可能ガスの流れのレベルの測定に応じて、前記電気機械弁の開口の大きさを設定するよう構成されていることを特徴とする請求項 10 に記載の装置。

(請求項 12)

連続的な呼吸サイクルにおいて加圧された呼吸可能ガスの供給を患者にもたらしべく構成された呼吸治療装置であって、各サイクルは吸気相および呼気相を含んでいる呼吸治療装置において、

ガス入口と、

ガス出口と、

前記ガス入口からの呼吸可能ガスの入口流れを受け、前記ガス出口に送達する前に前記呼吸可能ガスを加圧する流れ発生器と、

吸気圧および呼気圧をもたらすために、前記流れ発生器によって生じた圧力のレベルを制御する制御装置と

を備えており、

前記吸気圧から前記呼気圧への圧力の低下を容易にするために、前記呼気相の少なくとも一部において、前記流れ発生器への前記入口流れが遮断されるようになっていることを

10

20

30

40

50

特徴とする呼吸治療装置。

(請求項 1 3)

前記入口流れの遮断によって、前記流れ発生器の送風機が無負荷となることを特徴とする請求項 1 2 に記載の装置。

(請求項 1 4)

前記制御装置は、1 つまたは複数の電気機械弁を設定することによって、前記入口流れを遮断するように構成されていることを特徴とする請求項 1 2 に記載の装置。

(請求項 1 5)

前記入口の流路内の柔軟シールと、前記柔軟シールに近接するシール作動チャンバをさらに備え、前記電気機械弁の前記設定によって、前記シール作動チャンバの圧力レベルが制御されるようになっていないことを特徴とする請求項 1 4 に記載の装置。

10

(請求項 1 6)

呼吸治療装置用流れ発生器であって、

モータと、

前記モータに連結されたインペラと、

ポリュート、ガス入口、およびガス出口を備える前記インペラ用ハウジングであって、前記ガス出口は、呼吸可能ガスを呼吸治療として送達するために、患者インターフェイスの導管となっているハウジングと、

前記ガス入口を選択的に開閉するために配置された入口流れシールであって、前記ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第 1 の側と、前記ガス入口の前記入口チャンバに外側から近接する第 2 の側とを有している入口流れシールと、

20

前記入口流れシールの前記第 2 の側に近接して構成されたシール作動チャンバであって、前記シール作動チャンバ内の負圧により前記ガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して開放することができるシール作動チャンバと

を備えていることを特徴とする流れ発生器。

(請求項 1 7)

前記ハウジングは、

第 1 および第 2 のポートと、

前記入口チャンバと前記シール作動チャンバを圧力伝達するように接続する圧力伝達導管とをさらに備えており、

30

これによって、前記入口チャンバ内の圧力変化が、前記シール作動チャンバ内の圧力を変化させるようになっていないことを特徴とする請求項 1 6 に記載の流れ発生器。

(請求項 1 8)

前記圧力伝達導管に連結された第 1 の流れ制御弁をさらに備えており、前記第 1 の流れ制御弁は、前記シール作動チャンバを大気圧に対して選択的に開閉するように構成されていることを特徴とする請求項 1 7 に記載の流れ発生器。

(請求項 1 9)

前記圧力変化は、前記ガス入口から前記ガス出口に向かう、患者によって誘引された呼吸可能ガスに関連する減圧である、ことを特徴とする請求項 1 8 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 0)

40

前記第 1 の流れ制御弁が前記シール作動チャンバを大気圧に対して開放するように設定されたとき、前記シール作動チャンバ内の減圧は中断されるようになっており、前記減圧の中断によって、前記ガス入口の呼吸可能ガスの流れに対する閉鎖が可能になることを特徴とする請求項 1 9 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 1)

前記第 1 の流れ制御弁が前記シール作動チャンバと前記ガス入口チャンバとの間の均等化を可能にするように設定されたとき、前記ガス出口から前記ガス入口への逆流は、前記入口チャンバ内および前記シール作動チャンバ内の圧力を増大させ、前記増圧によって、前記ガス入口の閉鎖が可能になり、これによって、前記逆流が停止されるようになっていないことを特徴とする請求項 1 8 に記載の流れ発生器。

50

(請求項 2 2)

前記入口流れシールは柔軟薄膜を備えることを特徴とする請求項 1 8 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 3)

前記ガス入口は、前記入口流れシールによって封止可能な開口部を備えており、前記入口流れシールの表面積は、前記開口部の開口面積よりも大きくなっていることを特徴とする請求項 2 2 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 4)

前記第 1 の流れ制御弁に連結された第 2 の流れ制御弁をさらに備えており、前記第 2 の流れ制御弁は、前記ガス入口を前記ガス出口の圧力に対して選択的に開閉するように構成されていることを特徴とする請求項 1 8 に記載の流れ発生器。

10

(請求項 2 5)

前記第 1 および第 2 の流れ制御弁は、前記シール作動チャンバが前記ガス入口チャンバの圧力と周囲圧との均等化を中断するべく、前記シール作動チャンバ内の圧力レベルを選択的に封止するように構成されていることを特徴とする請求項 2 4 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 6)

前記第 2 の流れ制御弁は、前記ガス入口の周囲圧と均等化するために前記第 1 の流れ制御弁を選択的に開閉するように構成されており、前記第 1 の流れ制御弁は、前記シール作動チャンバを前記第 1 の流れ制御弁に対して選択的に開閉するように構成されていることを特徴とする請求項 2 5 に記載の流れ発生器。

20

(請求項 2 7)

吸気流れが前記ガス入口を開くことを可能にするべく、前記シール作動チャンバの圧力と前記ガス入口チャンバの圧力との均等化を可能にするために、吸気の状態の検出に応じて前記第 1 の流れ制御弁を設定するように構成された制御装置をさらに備えていることを特徴とする請求項 2 5 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 8)

前記制御装置は、前記ガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して閉鎖するために前記シール作動チャンバ内の減圧を中断するように、呼気の状態の検出に応じて前記第 1 の流れ制御弁を設定するように構成されていることを特徴とする請求項 2 7 に記載の流れ発生器。

(請求項 2 9)

呼吸可能ガスの逆流を可能にするべく、前記シール作動チャンバ内の圧力を封止し、前記ガス入口の開状態をロックするために、吸気の状態の検出に応じて前記第 1 の流れ制御弁および前記第 2 の流れ制御弁を設定するように構成された制御装置をさらに備えていることを特徴とする請求項 2 8 に記載の流れ発生器。

30

(請求項 3 0)

前記入口への酸素ガスの注入を可能にするために、前記入口に連結された酸素入口ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 1 8 に記載の流れ発生器。

(請求項 3 1)

呼吸可能ガスの流れへの酸素ガスの注入を可能にするために、前記ガス出口に連結された酸素投入ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の流れ発生器。

40

(請求項 3 2)

圧力治療措置用の大気圧を超える圧力の呼吸可能ガスを生成する流れ発生器であって、前記流れ発生器は、ガス入口およびガス出口を備えており、前記ガス出口は、前記呼吸可能ガスを送達するために患者インターフェイスの導管である流れ発生器と、

圧力治療措置に従って前記呼吸可能ガスを生成するために前記流れ発生器を制御する制御装置と、

前記ガス入口を選択的に開閉するために配置された入口流れシールであって、前記ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第 1 の側、および前記ガス入口の前記入口チャンバに外側から近接する第 2 の側を有している入口流れシールと、

前記入口流れシールの前記第 2 の側に近接するシール作動チャンバであって、前記シール

50

ル作動チャンバ内の負圧が、呼吸可能ガスの流れに対する前記ガス入口の開口を可能にするようになっているシール作動チャンバと
を備えていることを特徴とする呼吸治療装置。

(請求項 3 3)

前記入口チャンバおよび前記シール作動チャンバを圧力伝達するように接続する圧力伝達導管をさらに備えており、これによって、前記入口チャンバ内の圧力変化が、前記シール作動チャンバ内の圧力を変化させるようになっていることを特徴とする請求項 3 2 に記載の流れ発生器。

(請求項 3 4)

前記圧力伝達導管に連結されていると共に、前記制御装置の制御によって前記シール作動チャンバを大気圧に対して選択的に開閉するように構成されている第 1 の流れ制御弁をさらに備えていることを特徴とする請求項 3 3 に記載の装置。

10

(請求項 3 5)

前記流れ発生器は、モータ、ポリユート、および前記ガス入口と前記ガス出口との間に構成されたインペラを備えていることを特徴とする請求項 3 4 に記載の装置。

(請求項 3 6)

前記第 1 の流れ制御弁が前記シール作動チャンバを大気圧に対して開放するように設定されたとき、前記シール作動チャンバ内の負圧が中断されるようになっており、前記中断された負圧は、呼吸可能ガスの流れに対する前記ガス入口の閉鎖を可能にするようになっていることを特徴とする請求項 3 5 に記載の装置。

20

(請求項 3 7)

前記第 1 の流れ制御弁が前記シール作動チャンバと前記ガス入口チャンバとの間の均等化を可能にするように設定されたとき、前記ガス出口から前記ガス入口への逆流は、前記入口チャンバ内および前記シール作動チャンバ内の圧力を増大させ、前記増圧により前記ガス入口の閉鎖が可能になり、これによって前記逆流が停止されるようになっていることを特徴とする請求項 3 3 に記載の装置。

(請求項 3 8)

前記入口流れシールは柔軟な薄膜を備えていることを特徴とする請求項 3 6 に記載の装置。

(請求項 3 9)

前記ガス入口は、前記入口流れシールによって封止可能な開口部を備えており、前記入口流れシールの表面積は、前記開口部の開口面積よりも大きくなっていることを特徴とする請求項 3 8 に記載の装置。

30

(請求項 4 0)

前記第 1 の流れ制御弁に連結されていると共に、前記ガス入口を前記ガス出口の圧力に対して選択的に開閉するように構成されている第 2 の流れ制御弁をさらに備えていることを特徴とする請求項 3 4 に記載の装置。

(請求項 4 1)

前記第 1 および第 2 の制御弁は、前記シール作動チャンバが前記ガス入口チャンバの圧力と周囲圧との均等化を中断するべく前記シール作動チャンバ内の圧力レベルを選択的に封止するように構成されており、前記封止された圧力レベルによって、前記入口流れシールが開位置にロックされるようになっていることを特徴とする請求項 4 0 に記載の装置。

40

(請求項 4 2)

前記第 2 の流れ制御弁は、前記ガス入口の周囲圧と均等化するように前記第 1 の流れ制御弁を選択的に開閉するように構成されており、前記第 1 の制御弁は、前記シール作動チャンバを前記第 1 の流れ制御弁に対して選択的に開閉するように構成されていることを特徴とする請求項 4 1 に記載の装置。

(請求項 4 3)

前記制御装置は、前記ガス入口を呼吸可能なガスの流れに開放するために前記シール作動チャンバ内の減圧を可能にするべく、吸気の状態の検出に応じて前記第 1 の流れ制御弁

50

を設定するように、さらに構成されていることを特徴とする請求項 3 4 に記載の装置。
(請求項 4 4)

前記制御装置は、前記ガス入口を呼吸可能ガスの流れに対して閉鎖するために前記シール作動チャンバ内の減圧を中断するべく、呼気の状態の検出に応じて前記第 1 の流れ制御弁を設定するように構成されていることを特徴とする請求項 4 3 に記載の装置。

(請求項 4 5)

前記入口内への酸素の注入を可能にするために、前記入口に連結された酸素投入ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 3 2 に記載の装置。

(請求項 4 6)

呼吸可能ガスの流れ内への酸素ガスの注入を可能にするために、前記ガス出口に連結された酸素投入ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 3 2 に記載の装置。

10

(請求項 4 7)

呼吸治療装置内の流れ発生器への流れを調整するためのシステムであって、流れ発生器に繋がるガス入口であって、該流れ発生器を通して、呼吸可能ガスの流れが吸入されるようになっているガス入口と、

前記ガス入口における前記流れをシールする手段であって、前記ガス入口の入口チャンバに内側から近接する第 1 の側および前記ガス入口の前記入口チャンバに外側から近接する第 2 の側を備えている流れをシールする手段と、

前記シール手段の前記第 2 の側に近接するチャンバ手段であって、前記チャンバ手段内の負圧によって、前記シール手段における前記ガス入口の開口が可能になっているチャンバ手段と、

20

前記ガス入口内の圧力変化に従って前記チャンバ手段に対する圧力を変化させるための手段と、

前記ガス入口内の圧力変化を可能にすると共に、前記チャンバ手段内の圧力変化を選択的に中断させるための手段と、
を備えている、ことを特徴とするシステム。

(請求項 4 8)

前記ガス入口内への酸素ガスの注入を可能にするために、前記入口に連結された酸素投入ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 4 7 に記載のシステム。

(請求項 4 9)

呼吸可能ガスの流れへの酸素ガスの注入を可能にするために、前記ガス出口に連結された酸素投入ポートをさらに備えていることを特徴とする請求項 4 7 に記載のシステム。

30

(請求項 5 0)

前記チャンバ手段と前記第 1 の側における前記ガス入口との間の均等化された圧力状態に従って、逆流が阻止されるようになっていることを特徴とする請求項 4 7 に記載のシステム。

(請求項 5 1)

前記チャンバ手段と周囲圧との間の均等化された圧力状態に従って、前方流れが阻止されるようになっていることを特徴とする請求項 4 7 に記載のシステム。

(請求項 5 2)

前記流れをシールする手段を開状態でロックする前記チャンバ手段のシールされた圧力状態に従って逆流が可能になっていることを特徴とする請求項 4 7 に記載のシステム。

40

【図面】
【図 1】

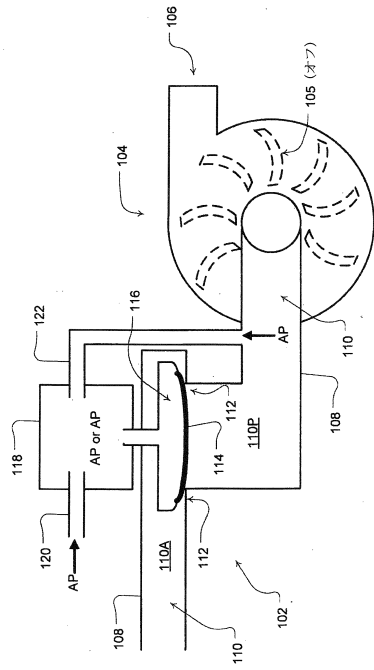


FIG. 1

【図 1 - A】

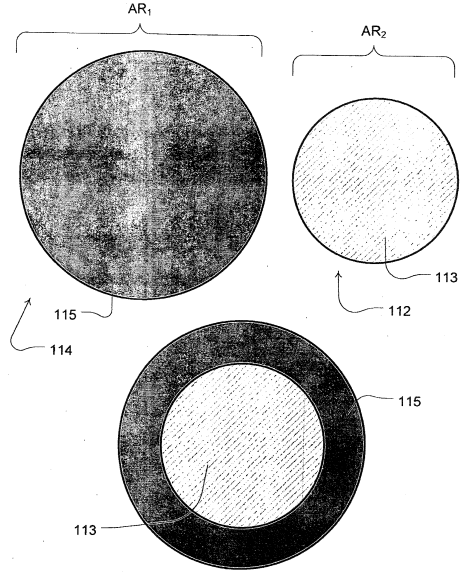


FIG. 1-A

10

20

【図 2】

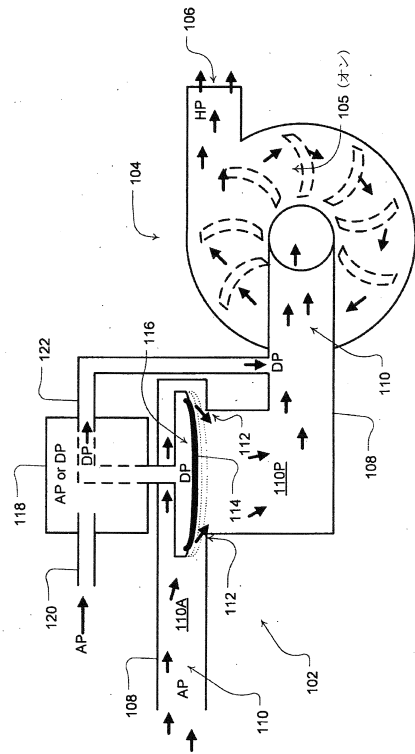


FIG. 2

【図 3】

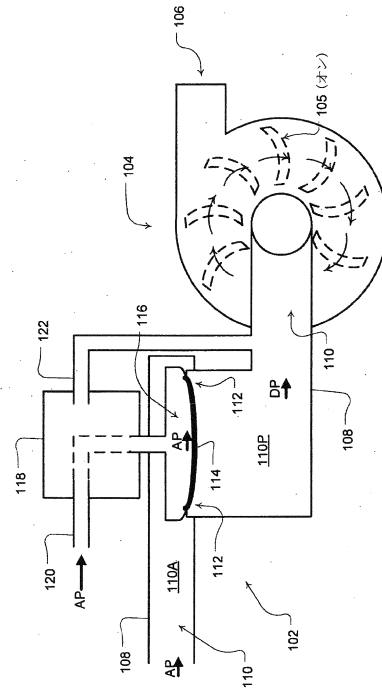


FIG. 3

30

40

50

【図 3 - A】

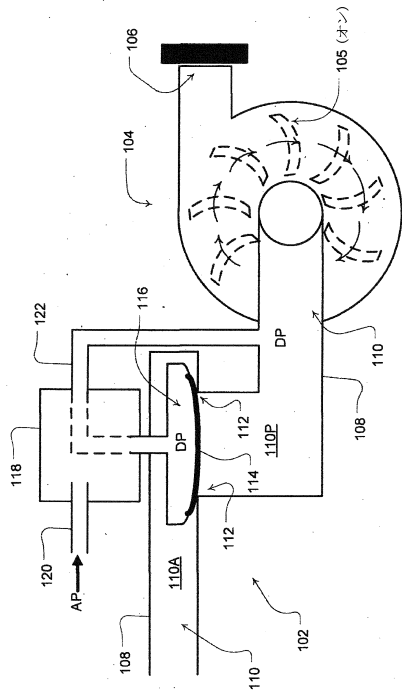


FIG. 3-A

【図 3 - B】

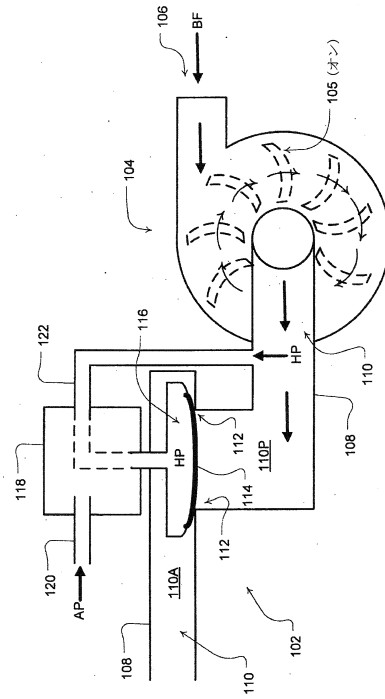


FIG. 3-B

【図 4】

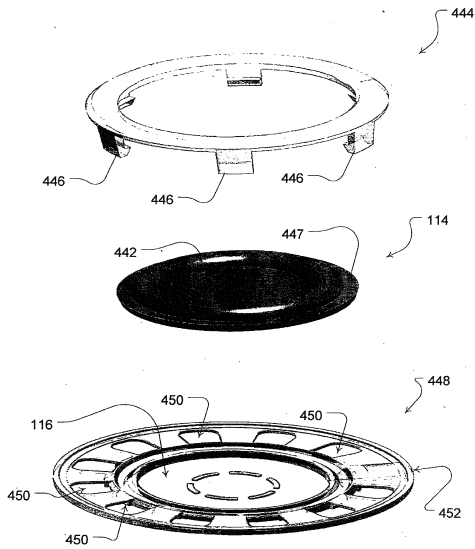


FIG. 4

【図 5】

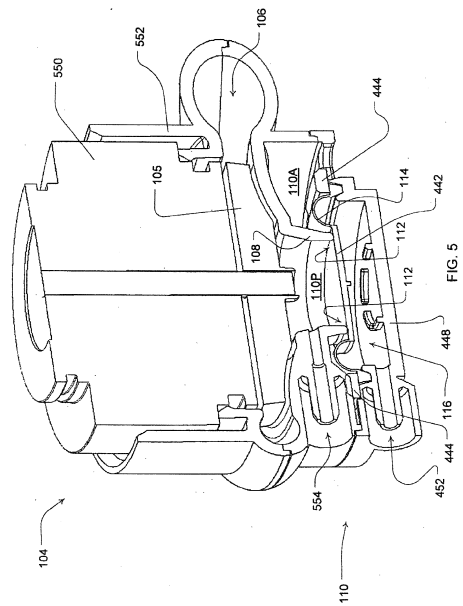


FIG. 5

10

20

30

40

50

【図5-A】

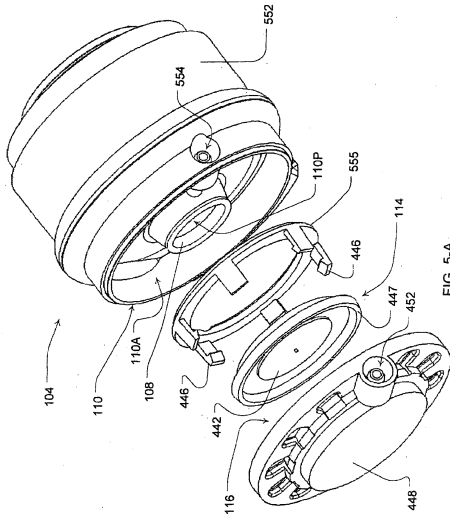


FIG. 5-A

【図6】

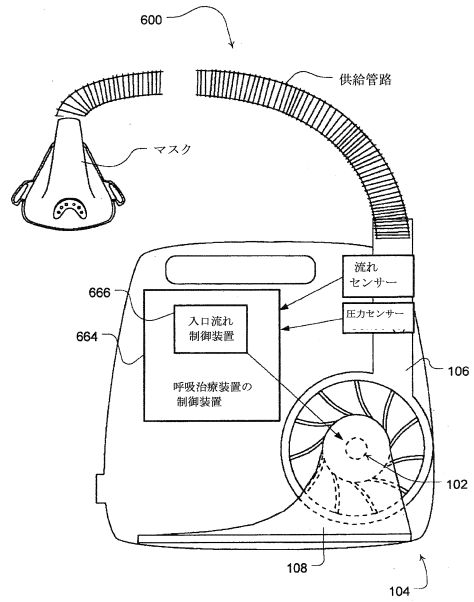


Fig. 6

【図7】

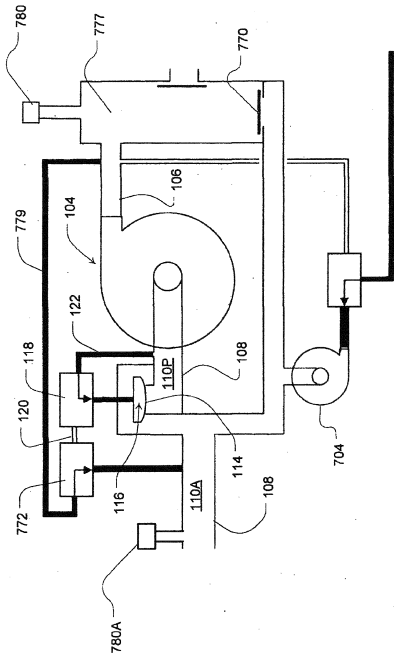


FIG. 7

【図8】

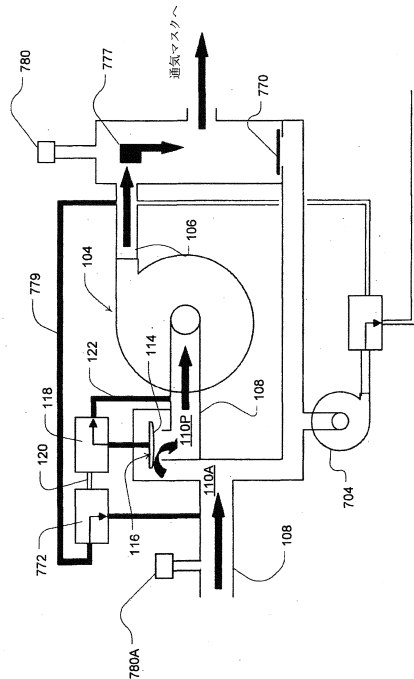


FIG. 8

10

20

30

40

50

【図 9】

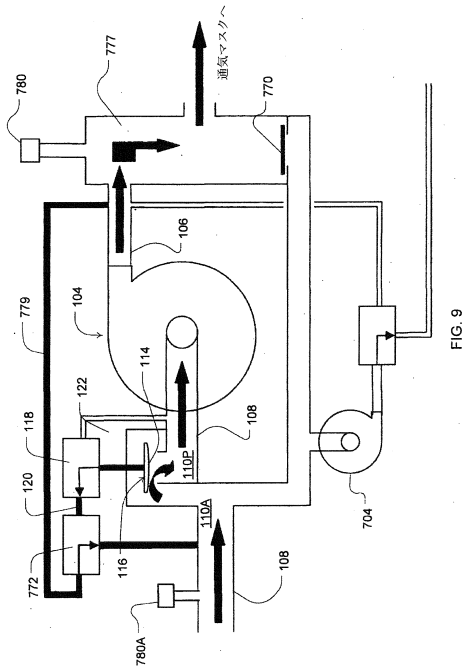


FIG. 9

【図 10】

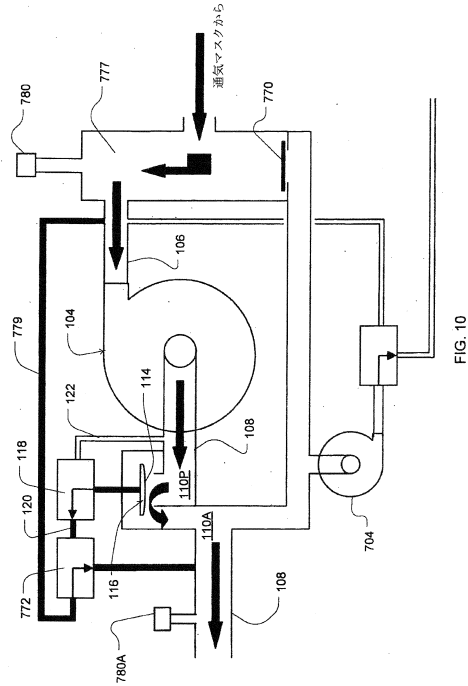


FIG. 10

10

20

【図 11】

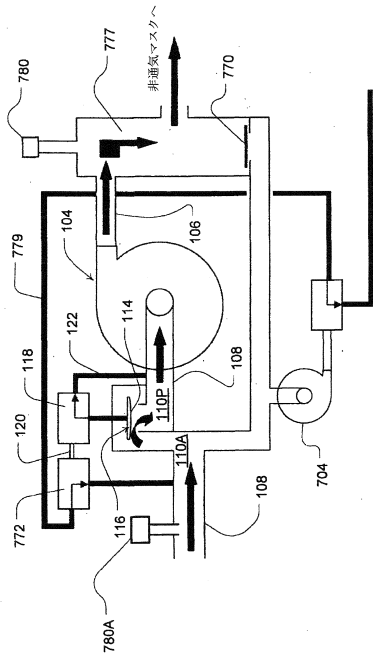


FIG. 11

【図 12】

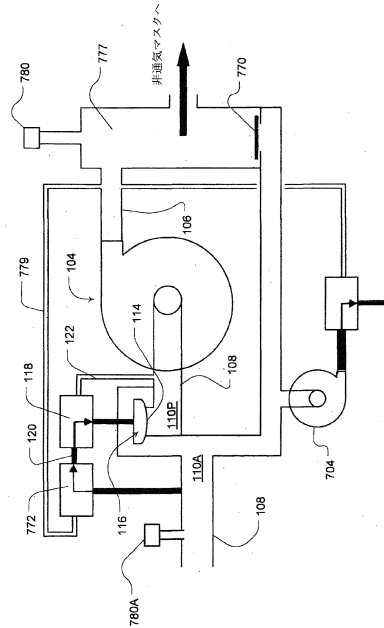


FIG. 12

30

40

50

【 図 1 3 】

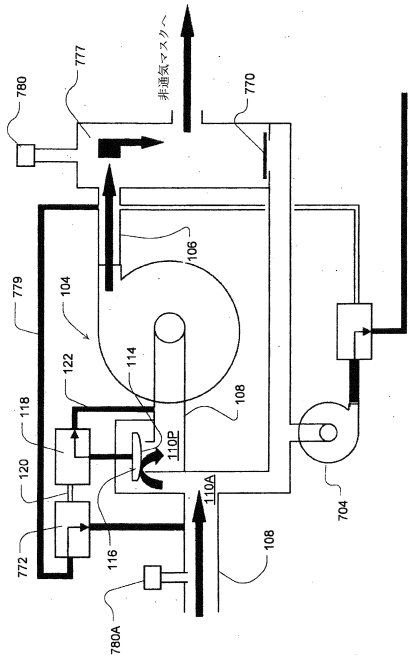


FIG. 13

【 図 1 4 】

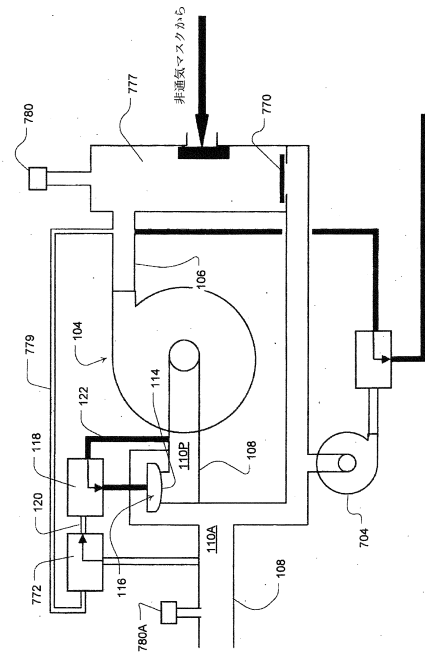


FIG. 14

10

20

【 図 1 5 】

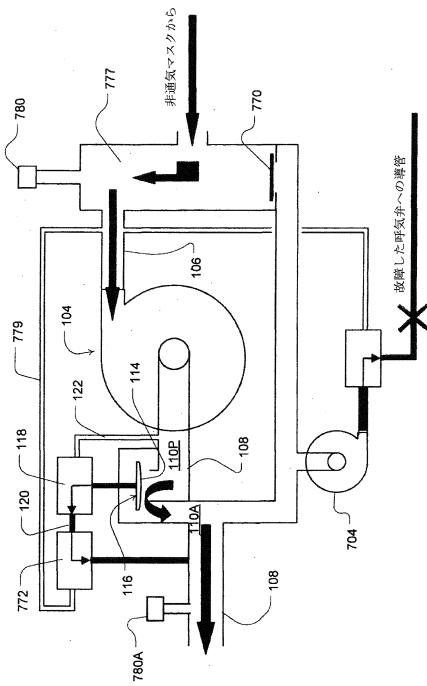


FIG. 15

30

40

50

フロントページの続き

- 松島 鉄男
(74)代理人 100096769
有原 幸一
- (72)発明者 シャルヴィーニャック, フィリップ・オーギュスト
フランス国, 77550 モワシー クラマイエル, リュ・ドゥ・ラ・モット 240, レスメド・
バリ・ソシエテ・パ・アクシオンス・シンプリフィエ気付
- (72)発明者 イー, アーサー・キン ウェイ
オーストラリア国ニューサウスウエールズ州2153, ベラ・ピスタ, エリザベス・マッカーサー
・ドライブ 1, レスメド・リミテッド気付
- (72)発明者 クルーズ, ダヴィド
オーストラリア国ニューサウスウエールズ州2153, ベラ・ピスタ, エリザベス・マッカーサー
・ドライブ 1, レスメド・リミテッド気付
- (72)発明者 ブランピラ, エンリコ
イタリア国, 20127 ミラノ, ヴィア・トレヴィーソ 33
- 合議体
審判長 村上 聡
審判官 倉橋 紀夫
審判官 井上 哲男
- (56)参考文献 米国特許第5906203 (US, A)
特表平11-514259 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61M 16/00