(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3548767号
(P3548767)
(45)発行日　平成16年7月28日(2004.7.28)　(24)登録日　平成16年4月30日(2004.4.30)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61M 16/10　A61M 16/10　B

請求項の数 39　(全 19 頁)

(21)出願番号　特願平10-28166
(22)出願日　平成10年2月10日(1998.2.10)
(65)公開番号　特開平10-225518
(43)公開日　平成10年8月25日(1998.8.25)
審査請求日　平成12年3月10日(2000.3.10)
(31)優先権主張番号　08/797828
(32)優先日　平成9年2月10日(1997.2.10)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　304013755
カーレトン　ライフ　サポート　システムズ，インコーポレーテッド
Ｃａｒｌｅｔｏｎｎ　Ｌｉｆｅ　Ｓｕｐｐｏｒｔ　Ｓｙｓｔｅｍｓ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国，５２８０４　アイオワ，ディヴンポート，ヒッコリー　グローヴ　ロード　２７３４
(74)代理人　100064447
弁理士　岡部　正夫
(74)代理人　100085176
弁理士　加藤　伸晃
(74)代理人　100106703
弁理士　産形　和央

最終頁に続く

(54)【発明の名称】酸素濃縮装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
酸素濃度の濃い空気を供給する装置であって、
吸入空気の酸素濃度を高くするために、低圧の高酸素濃度気体を供給するシステムを含み、該気体を供給するシステムは、第１の圧力で第１の出口に酸素濃度の高い空気を同時に供給することが可能であり、概ね該第１の圧力で第２の出口に酸素濃度の高い空気を同時に供給することが可能であり、該装置は、さらに、
該酸素濃度の高い空気を加圧して、第２の圧力で高圧シリンダに該酸素濃度の高い空気を供給すると共に、該第２の出口に接続されている圧力増大装置を備え、
該気体を供給するシステムは、該第１の出口と該第２の出口とに同時に酸素濃度の高い空気を連続的に供給することが可能であり、それによって、該圧力増大装置が、該第２の圧力まで該酸素濃度の高い空気を加圧している間に、該第１の出口に酸素濃度の高い空気の流れを連続的に供給することが可能であり、該第２の圧力で酸素濃度の高い空気を該高圧シリンダ内に充填している間に、該第１の圧力で該第１の出口から低圧の酸素濃度の高い空気を利用することを可能とする装置。
【請求項２】
請求項１に記載の装置において、該気体供給システムに、圧縮空気を供給することができるコンプレッサをさらに備える装置。
【請求項３】
請求項１または請求項２に記載の装置において、圧力増大装置に圧縮空気を供給すること

ができるコンプレッサをさらに備える装置。
【請求項４】
請求項１乃至請求項３の何れか１項に記載の装置において、第１の圧力が流量計に供給され、患者の呼吸に適していて、第２の圧力が高圧シリンダまたは貯蔵空間を充填するのに適している装置。
【請求項５】
請求項１乃至請求項４の何れか１項に記載の装置において、第１の圧力が約１０ｐｓｉ以下であり、第２の圧力が約３００ｐｓｉ以下である装置。
【請求項６】
請求項２に記載の装置において、気体供給システムおよび圧力増大装置が相互に接続していて、協力してサイクルを実行することができる装置。
【請求項７】
請求項１乃至請求項６の何れか１項に記載の装置において、圧力増大装置の出口が、固定機構を使用して、移動用圧力容器を収容することができる装置。
【請求項８】
請求項１乃至請求項７の何れか１項に記載の装置において、酸素濃度の濃い空気の酸素濃度が予め定めた数値以下の場合には、圧力増大装置のサイクルの実行を防止するために、酸素濃度監視システムをさらに備える装置。
【請求項９】
請求項１乃至請求項８の何れか１項に記載の装置において、第１の出口への酸素濃度の濃い空気の流速を、圧力増大装置とは独立して調整することができる装置。
【請求項１０】
請求項１乃至請求項９の何れか１項に記載の装置おいて、圧力が予め定めた数値を超えるのを防止するために、圧力増大装置内にラプチャー・ディスクをさらに含む装置。
【請求項１１】
請求項２に記載の装置において、該コンプレッサへの吸入ノイズおよび該気体供給システムからの排出ノイズを抑制するための音響抑制システムを備える装置。
【請求項１２】
請求項１１に記載の装置において、音響抑制システムが、該コンプレッサのベース内に位置していて、該音響抑制システムが、該ベース内に一体に形成されている吸入および排出空気サイレンサ・チューブを備え、該チューブが、コンプレッサへの空気の取入れ、および酸素濃縮装置からの空気の排出に関連するノイズを、最低限度まで小さくするために調整が行われる装置。
【請求項１３】
請求項１２に記載の装置において、該チューブが、変化させることができる直径および長さを持ち、該チューブが直径および長さを変化させることによって、該ノイズを抑制するように調整される装置。
【請求項１４】
請求項１乃至請求項１３の何れか１項に記載の装置において、該低圧の高酸素濃度気体を供給するシステムが、酸素発生装置である装置。
【請求項１５】
請求項１４に記載の装置において、該酸素発生装置が、圧力スイング吸着システムである装置。
【請求項１６】
請求項１乃至請求項１３の何れか１項に記載の装置において、該気体供給システムが、蒸留装置、空気分離装置および薄膜分離装置の中の一つである装置。
【請求項１７】
請求項１乃至請求項１３の何れか１項に記載の装置において、該圧力増大装置が、第一段シリンダと、第二段シリンダと、その間に設置されている駆動空気シリンダとを含む装置。

【請求項１８】
第１の圧力と、該第１の圧力よりも大きな第２の圧力とで酸素濃度の高い空気を供給する方法であって、
気体供給システムに空気を供給するステップと、
該気体供給システムから第１の出口に酸素濃度の高い空気を該第１の圧力で供給し、圧力増大装置に接続されている第２の出口に酸素濃度の高い空気を概ね該第１の圧力で同時に供給するステップと、
該圧力増大装置を使用して、該酸素濃度の高い空気の圧力を該第２の圧力に増加させるステップとを含み、
該気体供給システムは、該第１の出口と該第２の出口とに同時に酸素濃度の高い空気を供給することが可能であり、それによって、該圧力増大装置が、該第２の圧力まで酸素濃度の高い空気を加圧している間に、該第１の出口に該酸素濃度の高い空気の流れを連続的に供給することが可能であり、該第２の圧力で酸素濃度の高い空気を高圧シリンダ内に充填している間に、該第１の圧力で該第１の出口から低圧の酸素濃度の高い空気を利用することを可能とする方法。
【請求項１９】
請求項１８に記載の方法において、該気体供給システムと該圧力増大装置のサイクルが、協調して行われるように、該気体供給システムおよび該圧力増大装置が相互に接続している方法。
【請求項２０】
請求項１８または請求項１９に記載の方法において、酸素濃度の濃い空気が、少なくとも９０容積％の酸素濃度を持つ方法。
【請求項２１】
請求項１８乃至請求項２０の何れか１項に記載の方法において、該低圧の高酸素濃度気体を供給するシステムが、酸素発生装置である方法。
【請求項２２】
請求項２１に記載の方法において、該酸素発生装置が、圧力スイング吸着システムである方法。
【請求項２３】
酸素濃度の高い空気を供給する装置であって、
エア・コンプレッサと、低圧の高酸素濃度気体を供給するシステムと、圧力増大装置とを備え、
該エア・コンプレッサは、該高酸素濃度の気体を供給するシステムに圧縮空気を供給することが可能であり、
該高酸素濃度の気体を供給するシステムは、第１の圧力で第１の出口に酸素濃度の高い空気を供給し、該第１の圧力で該圧力増大装置に酸素濃度の高い空気を同時に供給することが可能であり、該圧力増大装置は、該第２の圧力で酸素濃度の高い空気を供給することが可能であり、
該第１の出口は、コントローラを備えることにより、該第１の出口で酸素濃度の高い空気の流れを制御し、
該気体を供給するシステムは、該第１の出口と該第２の出口とに同時に酸素濃度の高い空気を供給することが可能であり、それによって、該圧力増大装置が、該第２の圧力まで酸素濃度の高い空気を加圧している間に、該第１の出口に該酸素濃度の高い空気の流れを連続的に供給することが可能であり、該第２の圧力で酸素濃度の高い空気を高圧シリンダ内に充填している間に、該第１の圧力で該第１の出口から低圧の酸素濃度の高い空気を利用することが可能である装置。
【請求項２４】
請求項２３に記載の装置において、該気体供給システムと該圧力増大装置のサイクルが、協調して行われるように、該気体供給システムおよび該圧力増大装置が相互に接続している装置。

【請求項２５】
請求項２３または請求項２４に記載の装置において、該コンプレッサが、該圧力増大装置に、圧縮空気を供給することができる装置。
【請求項２６】
請求項２３乃至請求項２５の何れか１項に記載の装置において、第１の圧力が流量計に供給され、患者の呼吸に適していて、第２の圧力が高圧シリンダまたは貯蔵空間を充填するのに適している装置。
【請求項２７】
請求項２３乃至請求項２６の何れか１項に記載の装置において、第１の圧力が約１０ｐｓｉ以下であり、第２の圧力が約３００ｐｓｉ以下である装置。
【請求項２８】
請求項２３乃至請求項２７の何れか１項に記載の装置において、固定機構を使用して、該第２の出口に移動用圧力容器を収容することができる装置。
【請求項２９】
請求項２３乃至請求項２８の何れか１項に記載の装置において、酸素濃度の濃い空気の酸素濃度が予め定めた数値以下の場合には、圧力増大装置のサイクルの実行を防止するために、酸素濃度監視システムを備える装置。
【請求項３０】
請求項２３乃至請求項２９の何れか１項に記載の装置において、第１の出口への酸素濃度の濃い空気の流速が、圧力増大装置とは独立して調整することができる装置。
【請求項３１】
請求項２３乃至請求項３０の何れか１項に記載の装置おいて、圧力が予め定めた数値を超えるのを防止するために、圧力増大装置にラプチャー・ディスクをさらに含む装置。
【請求項３２】
請求項２３乃至請求項３１の何れか１項に記載の装置において、該エア・コンプレッサへの吸入ノイズおよび該酸素濃縮装置からの排出ノイズを抑制するための音響抑制システムを備える装置。
【請求項３３】
請求項３２に記載の装置において、音響抑制システムが、該コンプレッサのベース内に位置していて、該音響抑制システムが、該ベース内に一体に形成されている吸入および排出空気サイレンサ・チューブを備え、該チューブが、コンプレッサへの空気の取入れおよび気体供給システムからの空気の排出に関連するノイズを、最低限度まで小さくするために調整が行われる装置。
【請求項３４】
請求項３３に記載の装置において、該チューブが、変化させることができる直径および長さを持ち、該チューブが直径および長さを変化させることによって該ノイズを抑制するように調整される装置。
【請求項３５】
請求項２８に記載の装置において、該第２の出口が該移動用圧力容器から切り離されたとき、該第２の出口を介する酸素濃度の濃い空気の流れを防止することができるオン／オフ流れコントローラをさらに備える装置。
【請求項３６】
請求項２３乃至請求項３５の何れか１項に記載の装置において、該低圧の高酸素濃度の気体を供給するシステムが、酸素発生装置である装置。
【請求項３７】
請求項３６に記載の装置において、該酸素発生装置が、圧力スイング吸着システムである装置。
【請求項３８】
請求項２３乃至請求項３５の何れか１項に記載の装置において、該気体供給システムが、蒸留装置、空気分離装置および薄膜分離装置の中の一つである装置。

【請求項３９】
請求項２３乃至請求項３５の何れか１項に記載の装置において、該圧力増大装置が、第一段シリンダと、第二段シリンダと、その間に設置されている駆動空気シリンダとを含む装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、酸素濃縮装置およびシリンダ再充填装置に関し、特に低圧および高圧で、酸素濃度の濃い空気を、同時または別々に供給することができる、家庭医療酸素濃縮装置およびシリンダ再充填装置を提供する。二つの異なる気圧で、酸素濃度の濃い空気を供給することができるので、本発明の装置は、シリンダに再充填するのに適した圧力で、酸素濃度の濃い空気を供給すると同時に、患者が使用するのに適した圧力で、酸素濃度の濃い空気を供給するための使用することができ、それにより、患者は自由に動き回ることができる。
【０００２】
【従来の技術、及び、発明が解決しようとする課題】
場合によっては、単に酸素と呼ばれる酸素濃度の濃い空気を、低圧で供給しなければならないケースは頻繁に起こる。上記の低圧で酸素濃度の濃い空気を必要とする、一つの特定の状況としては、種々の施設内の医療分野と患者の家庭内での医療分野との両方がある。このような状況の場合には、移動中の患者に、低圧で酸素濃度の濃い空気の流れを、継続的に供給する必要がある。上記患者は、酸素濃度の濃い空気の供給が行われなくても、短時間なら耐えることができるかもしれないが、多くの場合、長時間にわたって、重症な健康障害を起こさずに、酸素濃度の濃い空気の供給が行われない状態に、耐えることができない。特に、上記患者は、通常、酸素濃度の濃い空気なしでは、あちこち場所を移動することができない。
【０００３】
低圧で酸素濃度の濃い空気を供給するためのシステムは、蒸留プロセス、吸収分離プロセスおよび薄膜分離プロセスを含む。上記プロセスの一つは、装置に例えば、圧縮空気のような適当な供給ガスを供給した後で、短い時間の間、酸素濃度の濃い空気を供給することができるという利点を持つ、いわゆる圧力スイング吸着（ＰＳＡ）である。１９９０年８月１４日発行のＹ．野口の米国特許第４，９４８，３９１号が、圧力スイング吸着プロセスの一例を開示している。
【０００４】
酸素濃度の濃い空気の供給に使用される、通常の圧力スイング吸着プロセスは、下記のステップを含むことができる。すなわち、
（ａ）選択的に、窒素を吸着する吸着剤の吸着カラムを持つシリンダ内へ、圧力下で空気を導入するステップ；
（ｂ）吸着ガス（窒素）のゾーンが、シリンダを通って前方に送られるように、シリンダ内に空気を継続的に導入するステップ；
（ｃ）上記シリンダからの必要な気体（酸素）を収集するステップ；
（ｄ）シリンダへの、空気の導入を終了するステップ；
（ｅ）シリンダからの、酸素の収集を終了するステップ；
（ｆ）シリンダ内に残っている、圧力下の気体の一部を放出するステップ；
（ｇ）吸着剤に吸着した気体（窒素）を放出し、シリンダから放出された気体（窒素）を除去するため、反対方向にカラムを通して流すために、シリンダ内に酸素の一部を送り返すステップである。
【０００５】
ステップ（ａ）－（ｅ）においては、酸素濃度の濃い空気を供給するために、空気からの窒素の分離が行われ、ステップ（ｆ）－（ｇ）においては、上記プロセス中に使用したカラムの再生が行われる。そうすることにより、酸素濃度の濃い空気を供給するために、圧

力スイング吸着プロセスを継続的に、また長期間にわたって使用することができる。
【０００６】
低圧で、酸素濃度の濃い空気を供給するための、周知のプロセスの欠点の一つは、このようなプロセスが、一定の場所に患者を位置させることができ、また酸素濃度の濃い空気の供給を十分行えるような状態で、比較的簡単にその場所から移動することができるというような、柔軟性に欠けていることである。例えば、患者は、トイレのような施設を使用したり、食事の準備をしたり、他の部屋へ行ったり、または他の理由で場所を移動したりするために、ベッドから類似の場所に移動したいと思うことがある。現在のプロセスを使用した場合に、上記のような移動を行おうとすると、患者を低圧で酸素濃度の濃い空気の第一の供給源から切り離し、上記空気の供給を受けるためのもので、例えば、酸素濃度の濃い空気のシリンダのような、移動させることができる第二のシステムに、再度接続しなければならない。患者は十分な酸素濃度の濃い空気の供給を確実に受ける必要があり、その患者が、供給業者または配給業者のところで、移動可能なシリンダ、または移動性のシリンダに再充填しなくても、例えば、一日または週末の間、長期間にわたってどこかへ移動したいような場合には、上記のことは特に重要になってくる。
【０００７】
【課題を解決するための手段】
患者用の低圧で酸素濃度の濃い空気を供給すると同時に、圧力シリンダに充填するための、高圧で酸素濃度の濃い空気も供給することができる装置が、現在開発されている。
【０００８】
従って、ある観点から見た場合、本発明は、下記の装置の組み合わせからなる酸素濃度の濃い空気を供給するための装置である。下記の装置とは、吸入空気の酸素濃度を濃くするために、低圧で酸素濃度の濃い空気を分離するためのシステムであって、第一の圧力で、第一の出口に酸素濃度の濃い空気を供給することができ、ほぼ上記第一の圧力で、第二の出口に酸素濃度の濃い空気を、供給することができるシステムと、上記酸素濃度の濃い空気に圧力を加え、上記酸素濃度の濃い空気を第二の圧力で、自らの出口に供給するために、上記空気分離システムの上記第二の出口に接続している、圧力増大装置とである。
【０００９】
この場合、上記空気分離システムは、上記の酸素濃度の濃い空気に、上記第二の圧力を加えながら、酸素濃度の濃い空気を上記第一の出口に供給することができるように、上記第一の出口および上記第二の出口に、酸素濃度の濃い空気を同時に供給することができる。
【００１０】
他の観点から見た場合、本発明は、第一の圧力および第二の圧力で、酸素濃度の濃い空気を供給するための方法である。この場合、上記第二の圧力は、上記第一の圧力よりも高い。上記方法は、空気分離システムに空気を供給するステップと、上記空気分離システムからの酸素濃度の濃い空気を、第一の圧力で第一の出口に供給し、上記第一の出口で、酸素濃度の濃い空気の流れを、制御するためのステップと、上記空気分離システムからの酸素濃度の濃い空気と、ほぼ上記第一の圧力で、圧力増大装置に供給し、上記酸素濃度の濃い空気の圧力を、上記圧力増大装置を使用して、上記第二の圧力に増大するためのステップとからなる。
【００１１】
この場合、上記空気分離システムは、上記圧力増大装置により、上記酸素濃度の濃い空気の圧力を、上記第二の圧力に増大しながら、酸素濃度の濃い空気の流れを、上記第一の出口に供給することができるように、上記第一の出口および上記第二の出口に、酸素濃度の濃い空気を同時に供給することができる。
【００１２】
さらに他の観点から見た場合、本発明は、エア・コンプレッサ、低圧で酸素濃度の濃い空気を分離するためのシステムおよび圧力増大装置の組み合わせからなる、酸素濃度の濃い空気を供給するための装置である。
【００１３】

上記エア・コンプレッサは、上記空気分離システムに、圧縮空気を供給することができる。

【００１４】

上記空気分離システムは、第一の圧力で、第一の出口に酸素濃度の濃い空気を供給することができ、上記第一の出口は、第一の出口で、酸素濃度の濃い空気の流れを制御するためのコントローラを含む。

【００１５】

上記空気分離システムは、さらに、第一の圧力で、圧力増大装置に酸素濃度の濃い空気を供給する。この場合、上記圧力増大装置は、上記第二の圧力で、酸素濃度の濃い空気を供給することができる。

【００１６】

この場合、上記空気分離システムは、上記圧力増大装置により、上記酸素濃度の濃い空気の圧力を、上記第二の圧力に増大しながら、酸素濃度の濃い空気の流れを、上記第一の出口に供給することができるように、上記第一の出口および上記第二の出口に、酸素濃度の濃い空気を同時に供給することができる。

【００１７】

本発明の装置および方法のいくつかの実施形態の場合には、空気分離システムは、圧力スイング吸着システムであり、圧力スイング吸着システムからの酸素濃度の濃い空気は、同時または別々に上記圧力増大装置に供給される。

【００１８】

他の実施形態の場合には、本発明の装置は、さらに上記圧力スイング吸着システムに空気を供給するためのエア・コンプレッサを備える。上記エア・コンプレッサは、入口排出空気音抑制システムを持つ。

【００１９】

【発明の実施の形態】

低圧で酸素濃度の濃い空気を分離するためのシステムは、酸素発生装置であっても、蒸留装置であっても、空気分離装置または薄膜分離装置であってもよいが、下記の明細書中においては、上記分離システムとして圧力スイング吸着システムを使用する好適な実施形態を参照しながら、本発明を説明する。

【００２０】

図１は、全体を参照番号１００で示す本発明のブロック図である。周囲の空気１０１は、コンプレッサ１０２に吸い込まれる。コンプレッサ１０２の出口１０３は、圧力スイング吸着システム（ＰＳＡ）１０４および圧力増大装置１０９に接続している（図１参照）。圧力スイング吸着装置１０４の出口１０５は、酸素センサ１０７、低圧出口１０６に接続していて、チューブ１０８を通して圧力増大装置１０９に接続している。圧力増大装置１０９は、チューブ１１０により圧力スイング吸着装置１０４に相互に接続しているように、チューブ１１１を通して、高圧出口１１２に接続している。

【００２１】

動作中、周囲の空気は入口１０１に入り、コンプレッサ１０２内でその圧力が増大する。圧力が増大した空気は、圧力スイング吸着装置１０４に送られ、また圧力増大装置１０９にエネルギーが与えられると、圧力増大装置１０９に送られる（図１参照）。圧力スイング吸着装置１０４からの酸素濃度の濃い空気は、酸素センサ１０７により監視され、また低圧出口１０６に送られ、患者がそれを使用する。さらに、酸素濃度の濃い空気は、圧力増大装置１０９に送られる。加圧された酸素濃度の濃い空気は、圧力増大装置１０９から、高圧出口１１２へと送られ、そこで酸素濃度の濃い空気用のシリンダを、再充填するために使用される。

【００２２】

図２は、全体を参照番号２００で示す、本発明の装置の一実施形態のさらに詳細な図面である。装置２００は、分子フィルタ２０１、同調した共鳴装置２０２、およびコンプレッサ２０３の入口に接続している入口１０１を持つ。コンプレッサ２０３は、モータ２０４

により駆動され、解放弁２０５を持つ。コンプレッサ２０３の出口は、全体を参照番号２０６で示す、熱交換部分２０７および冷却ファン２０８を含む熱交換器に接続している。熱交換器２０７の出口チェーブ２０９は、並列に配置されている二つのソレノイド弁２１０および２１１に接続している。

【００２３】

ソレノイド弁２１０および２１１は、同調した共鳴装置２１２に接続している。各ソレノイド弁２１０および２１１は、同じように並列に配置された、篩ベッド２１３および２１４にそれぞれ接続している。篩ベッド２１３および２１４は、分子篩ベッドである。篩ベッド２１３および２１４は、それぞれ阻止弁２１５および２１６に接続している。さらに、篩ベッド２１３および２１４は、オリフィス２１７を通して相互に接続し、この相互接続部は、各篩ベッド２１３および２１４および各阻止弁２１５および２１６の出口の間の位置している。

【００２４】

各阻止弁２１５および２１６の出口は、一緒に接続していて、酸素空間２２０に接続している。酸素空間２２０は、オリフィス２２１を通して、大気に通じている酸素センサ２２２およびフィルタ２２３に接続している。酸素空間２２０は、また低圧スイッチ２３７に接続している。酸素空間２２０の出口は、オリフィス２３２、フィルタ２３３、阻止弁２３４、流量計２３５を通して、患者用出口２３６に接続している。患者用出口２３６は、低圧出口である。すなわち、圧力は、当業者になら分かると思うが、通常、水柱数インチにしか過ぎない。

【００２５】

酸素空間２２０の出口も、また全体を参照番号２４０で示す、圧力増大装置に接続している。圧力増大装置２４０は、第一段シリンダ２４１および第二段シリンダ２４２を含み、駆動空気シリンダ２４３がその間に位置している。駆動シリンダ２４３の対向する側面は、ソレノイド弁２４４および２４５を通して、圧力スイング吸着装置のソレノイド弁２１０、特定の篩ベッド２１３の間のチューブ、およびソレノイド弁２１１および篩ベッド２１４の間のチューブに、それぞれ接続している。阻止弁２４７は、酸素空間２２０および第一段シリンダ２４１の間に位置している。第一段シリンダ２４１は、また阻止弁２４８および２５０を通して、第二段シリンダ２４２に接続している。ラプチャー（ｒａｐｔｕｒｅ）ディスク２４６は、第一段シリンダ２４１に、ラプチャー・ディスク２５１は、第二段シリンダ２４２に取り付けられている。フィルタ２５２および２５３は、それぞれ、第一段シリンダ２４１および第二段シリンダ２４２に接続していて、大気に通じている。

【００２６】

阻止弁２４９は、フィルタ２６０、圧力スイッチ２６１および高圧接続部である圧力接続部２６２に接続している。

【００２７】

図２の実施形態の通常の動作の一例の場合には、空気は、入口１０１、分子フィルタ２０１および同調した共鳴装置２０２を通して、エア・コンプレッサ２０３に入る。同調した共鳴装置２０２は、コンプレッサ２０３の音を抑制するためのものである。空気は、例えば、２０－３０ｐｓｉｇの範囲の動作圧力に圧縮される。得られた圧縮空気は、ファンで冷却されたチューブおよびフィン熱交換器２０６を通して送られる。上記フィン熱交換器２０６は、空気が分子篩ベッド２１３および２１４に入る前に、空気を冷却する。コンプレッサからの空気を冷却し、篩ベッドからの酸素濃度の濃い空気を、それが患者に供給する前に冷却すると、分子篩ベッドの性能が最適化される。上記篩ベッドへの、また上記篩ベッドからの空気の流れは、ソレノイド弁（弁２１０および２１１）により制御され、上記ソレノイド弁により、圧縮空気は、篩ベッドに入ることもできるし、上記ベッドから大気中の放出することもできる。

【００２８】

通常の三段階サイクルは、ｉ）ベッド２１３を充填し、ベッド２１４を排気する第一の充填段階と、ｉｉ）中間重複段階、およびｉｉｉ）ベッド２１４を充填し、ベッド２１３を

排気する第二の充填段階である。

【００２９】

段階ｉ）において、ソレノイド弁２１０により、弁２１１によりベッド２１４からの気体を大気中の放出されている間に、圧縮気体はベッド２１３に入ることができる。ベッド２１３の分子状のふるいは、圧縮空気から水蒸気および窒素を吸収し、酸素とアルゴンは、ふるいを通過することができる。上記気体の一部は、製品ガスとして使用され、低圧で酸素濃度の濃い空気として患者に供給される。残りの酸素濃度の濃い空気は、オリフィス２１７を通り、ソレノイド弁２１１を通して大気中に排出される時に、ベッド２１４から、窒素および水蒸気を除去する。本発明の通常の実施形態の場合には、約８秒間継続するこの段階の最後において、ベッド２１４内の圧力は、通常、約３０ｐｓｉｇであり、ベッド２１４においては、通常ゼロｐｓｉｇより少し高い。この時点において、ベッド２１３は、窒素でほとんど飽和していて、除去作業を行わないでこのベッドを通過する連続した流れにより、窒素が分解し、製品ガス内の純度が低下する。

【００３０】

重畳段階（ｉｉ）においては、約１．６秒の重畳があり、その間に両方のソレノイド弁２１０および２１１の切り替えが行われ、両方の分子状篩ベッド内に流入が行われる。これにより、篩ベッド２１３からの空気は、すでに説明したように、最初の圧力は約３０ｐｓｉｇであり、ソレノイド弁２１０を通して、最初低圧状態であるベッド２１４内に逆流する。コンプレッサからの空気に加えて、この空気の直交流により、ベッド２１４は急速に充填され、それにより、コンプレッサの流れの要件が緩和され、システムの効率が改善される。この重畳段階の終わりにおける、両方のベッド内の圧力は通常約２０ｐｓｉｇである。

【００３１】

上記重畳段階の終わりにおいて、すなわち、段階（ｉｉｉ）において、ソレノイド弁２１０は、吐出位置に切り換わり、ベッド２１３は、圧力がゼロより若干高くなるまで、大気中に放出することができる。ベッドの大気中への放出と、ベッド２１４からの製品ガスによる埋め戻しにより、次のサイクルに対する準備が行われている間に、ベッド２１３から窒素および水蒸気が除去される。同時に、ベッド２１４は、患者に製品ガスを供給し、ベッド２１３を浄化する。この段階の終わりにおいて、全サイクルが反復して行われる。

【００３２】

篩ベッドからの酸素濃度の濃い空気は、阻止弁２１５および２１６を通って、製品貯蔵部（酸素空間２２０）へ送られる。酸素空間２２０から、酸素濃度の濃い空気は、圧力レギュレータ２３１へ送られ、オリフィス２３２、ＨＥＰＡフィルタ２３３および阻止弁２３４を通って、流量計２３５へ行く。レギュレータ２３１は、圧力を、例えば、酸素空間２２０内での３０ｐｓｉｇから、例えば、流量計２３５の入口において、一定の圧力、例えば、６　ｐｓｉｇに下げる。患者は、流量計２３５を調整して、非常に低い圧力で、酸素の指定の流量が供給されるようにすることができる。

【００３３】

例えば、１分当たり通常２５０ｃｃ以下である、酸素空間からの少量のガスは、酸素の純度が予め定めた数値、例えば、９０％以上に必ずなるように、酸素センサにより絶えず監視される。酸素純度が、予め定めた数値または域値以下である場合には、マイクロプロセサは、患者に装置が故障したことを知らせ、圧力増大装置のサイクるの実行を防止するために、警告ランプを点灯する。

【００３４】

圧力増大装置２４０は、駆動空気シリンダおよび第一および第二段階製品ガスシリンダを備えた、標準二段階装置であってもよい。圧力増大装置は、両方とも開いているかまたは両方とも閉じている、ソレノイド弁２４４および２４５を開にすることにより、オンにすることができる。通常の圧力増大装置サイクルは、下記の通りである。

【００３５】

１．サイクルの第一のステップにおいて、駆動空気は、ソレノイド弁２４４を通して駆動

空気シリンダ２４３に入る。この動作は、上記分子状篩ベッドの重畳サイクルのスタート時に開始し、上記重畳サイクルは、ベッド２１３が充填を開始する直前に起こり、ベッド２１３の充填サイクル中継続する。これにより、ピストンが往復運動を行い、製品ガスを、阻止弁２４７を通して、第一段シリンダ２４１内に送り、第二段シリンダ２４２内で酸素濃度の濃い空気を圧縮し、圧縮された空気は阻止弁２４９を通して排出される。

【００３６】

２．駆動空気シリンダ供給は、篩ベッド供給と共通であり、篩ベッド・ソレノイド弁により制御される。それ故、駆動空気シリンダ２４３内の空気も、重畳段階中に篩ベッドの予備充填を助け、それにより、システムの効率はさらに向上する。重畳段階中のこのステップにおいて、駆動空気シリンダ２４３内の空気は、ソレノイド弁２４４を通って逆流し、ソレノイド弁２１０を通って逆流し、ソレノイド弁２１１を通ってベッド２１４に戻る。

【００３７】

３．ベッド・ソレノイド弁がサイクルを実行している場合に、周囲の空気はソレノイド弁２４５を通って、駆動空気シリンダ２４３に入り、ピストンを往復運動させ、酸素濃度の濃い空気を、第一段シリンダ２４１内で圧縮する。その後、このガスは、阻止弁２４８および２５０を通り、第二段シリンダに入る。駆動空気シリンダ２４３のこの側にあるソレノイド弁２４５を通って入る駆動空気は、すでに説明したように、重畳サイクル中にベッド２１３を予備充填するのを助ける。

【００３８】

圧力増大装置を出た後で、ガスは、圧力容器（図示せず）に入る前に、フィルタ２６０および高圧カップリング２６２を通過する。圧力増大装置は、コントローラにソレノイド弁２４４および２４５を閉めるように信号を送る、製品ライン内の圧力スイッチ２６１を動作させるのに、十分なだけの高い圧力になるまで動作を継続する。

【００３９】

１９９５年４月４日付のＲ．Ｆ．ハート他の米国特許第５，４０２，６６５号は、ガス状の酸素濃度を監視するための装置の一例を開示している。１９９４年１０月１１日付のＫ．Ｍ．コフィールドの米国特許第５，３５４，３６１号は、空気駆動ブースタ・コンプレッサを持つ、圧力スイング吸着システムの一例を開示している。

【００４０】

本発明のいくつかの実施形態の場合、第一の圧力の範囲は５乃至１０ｐｓｉであり、第二の圧力の範囲は３０００ｐｓｉまでである。本発明の装置は、特に第一の圧力および第二の圧力の両方を同時に供給することができるようになっている。

酸素濃度の濃い空気内の酸素の量は、広い範囲にわたって変動するが、好適には、少なくとも８５容積％であることが好ましい。好適ないくつかの実施形態の場合には、酸素の濃度は、９０容積％であり、特に９２乃至９４容積％の範囲内である。

【００４１】

本明細書に記載した酸素濃縮装置は、酸素濃度の濃い空気の一部の圧力を、移動する患者が使用できるように、例えば、シリンダのような圧力容器内に貯蔵するための適当な圧力、例えば、２０００ｐｓｉｇに増大させるために、圧力増大装置を使用する。シリンダが空である場合には、圧力増大装置は、例えば、３０ｐｓｉｇのような酸素空間内の圧力に近い比較的低い圧力で、酸素濃度の濃い空気を供給するが、この圧力は、シリンダが、例えば、上記２０００ｐｓｉｇの圧力まで充填されると、上昇する。

【００４２】

酸素濃縮装置は、例えば、９３％の濃度の酸素を含む酸素濃度の濃い空気を作るために作動することもでき、それにより、患者用の酸素濃度の濃い空気の供給に関するある種の規定を満たすが、上記の酸素濃度の濃い空気は、医学レベルの酸素についての仕様に適合することはできない。それ故、医学レベルの酸素についての規定に適合するアダプタを備えたシリンダを、上記酸素濃縮装置と一緒に使用することはできない。しかし、酸素濃縮装置から、例えば、患者が、９３％の酸素濃度の酸素濃度の濃い空気で、自分のシリンダを、容易に安全に充填することができるような、独自の内蔵高圧装置および流れコントロー

ラを使用することが好ましい。図３乃至図１１に、そのような高圧装置および流れコントローラを示す。

【００４３】

図３は、全体を参照番号３００で示す、充填ポート・アダプタ本体の斜視図である。充填ポート・アダプタ本体３００は、内蔵クレードル３０２、ハンドル３０３、固定クリップ３０４およびアダプタ・ハウジング３０５を備える。ハウジング３０１のクレードル３０２は、以下に説明する流れコントローラ本体を収容することができる。クレードル３０２は、充填ポート・アダプタ３０６をその内部に持つ。図５にも、この充填ポート・アダプタを示す。充填ポート・アダプタ３０６は、ハンドル３０３に接続していて、ハンドル３０３により、クレードル３０２内に移動することができる。アダプタ３０７は、ハウジング３０１から延びていて、その対向する側面から充填ポート・アダプタ３０６に延び、図５に示すように、それと相互に接続している。

【００４４】

固定クリップ３０４は、以下に説明するように、クレードル３０２内に流れコントローラ本体を保持している。流れコントローラ本体のクレードル３０２へのラッチによる固定は、シリンダの流れコントローラ本体がクレードル内に設置された時、自動的に行われる。しかし、オペレータは、シリンダを取り外すために、固定クリップ３０４を解放位置に手動で移動させなければならない。同様に、ハンドル３０３は、充填ポート・アダプタ３０６に損傷を与える危険を少なくするために、シリンダの流れコントローラ本体をクレードル３０２内に設置する前か、そこから取り外す前に、移動しなければならない。

【００４５】

アダプタ・ハウジング３０５は、図に示すように、その上面が開き、対向側面にハウジング・ウインドウ３０８を持つ。クレードル３０２に対向するアダプタ・ハウジング３０５の端部は、その内部にハウジング・スロットを持つ。

【００４６】

図４は、充填ポート・アダプタ・ポート３００の平面図である。ハンドル３０３は、ハウジング３０１上に位置していて、クレードル３０２に隣接する。固定クリップ３０４は、クレードル３０２内に延びている。クレードル３０２は、そこから延び、整合関係にあるアダプタ・ハウジング３０５を持つ。アダプタ・ハウジング３０５は、その内部にハウジング・ウインドウ３０８を持ち、ハウジング・スロット３０９をその端部に持つ。図４は、アダプタ３０７が、ハウジング３０１内に延びるギア・ラックに接続している様子を示す。

【００４７】

図５は、Ａ－Ａ線に沿って切断した充填ポート・アダプタ本体３００の断面図である。固定クリップ３０４は、固定クリップ・ピボット５０１を中心にして回転することができる。ハウジング３０１内に位置している固定クリップ・スプリング５０４は、固定クリップの基部５０３を外側の方向にバイアスしていて、そのため、固定クリップのリップ５０２は、流れコントローラ本体をその内部に固定するために、クレードル３０２内にバイアスしている。

【００４８】

図５に全体を参照番号５０５で示す、充填ポート・アダプタは、固定クリップ３０４へのクレードル３０２の対向する側面上に位置している。

【００４９】

充填ポート・アダプタは、アダプタ３０７からアダプタ・ピン５１１へ延びている。アダプタ３０７は、アダプタ・チャンネル５０６に接続し、そのアダプタ・チャンネル５０６は、アダプタ・チャンネル・ハウジング５０７内に位置していて、そのアダプタ・チャンネル・ハウジング５０７は、アダプタ・ハウジング５１２内に位置している。図４および図６に示すギア・ラック４０１は、アダプタ・ハウジング５１２内に機械工作されている。本明細書に記載するように、アダプタ・ハウジング５１２は、ハウジング３０１に対して移動することができる。アダプタ・チャンネル５０６は、スプリング室５１３に接続し

ていて、そのスプリング室５１３内には、アダプタ・スプリング５０８および阻止弁５０９が位置している。阻止弁基部５０９は、阻止弁の弁座５１０を通って、アダプタ・ピン５１１のところまで延びている。図５に示すように、引っ込んだ位置にある場合には、アダプタ・ピン５１１は、ハウジング３０１内に位置しているが、係合位置にある場合には、アダプタ・ピンはクレードル３０２内に延びる。

【００５０】

図６は、図４のアダプタ本体のＤ－Ｄ線に沿って切断した断面図である。ハンドル３０３はハウジング３０１上に位置している。シャフト６０５は、ハンドル３０３から下に向かって延びていて、ハンドル３０３をピニオン６０１に接続している。図７にピニオン６０１をもっとハッキリと示す。このピニオン６０１は、ネジ６０４によりシャフト６０５に取り付けらている。ハンドル３０３が回転すると、ピニオン６０１が回転する。ハンドル３０３は、その下面にハウジング３０１内の凹部内に、位置しているハンドル突起６０８を持つ。凹部６０９および図示していない類似の凹部は、予め定めた場所にハンドル３０３を位置させ、保持する働きをする。

【００５１】

好適な実施形態の場合には、凹部６０９は、その内部に調整可能なネジ（図示せず）を持ち、このネジはテーパ状になっていて、その上に肩部を持つ。突起６０８は、上記のテーパ部分または肩部上で、調整可能ネジと接触している。上記ネジの位置を調整すると、テーパ部分または肩部の位置が変化する。それ故、ハンドル３０３が位置し、固定されている位置が半径方向に移動する。それにより、充填ポート・アダプタの位置を正確に調整することができる。

【００５２】

図７は、全体を参照番号６００で示す、ラックおよびピニオンを示す。ラックおよびピニオン６００は、複数のピニオン・コグ６０２を持つピニオン６０１を持つ。ピニオン６０１は、ピニオン・シャフト６０３を中心にして回転するが、すでに説明したように、上記ピニオン・シャフトは、ハンドル３０３から下に向かって延び、その一部を形成している。ピニオン６０１は、ハウジング３０１の一部であるピニオン・ハウジング６０６内に位置している。ピニオン・コグ６０２は、ラチェット４０１のラチェット・スロット６０７と相互に係合している。ラチェット４０１は、図５のアダプタ・チャンネル・ハウジング５０７の一部を形成している。

【００５３】

図８は、全体を参照番号７００で示す、流れコントローラ本体である。流れコントローラ本体７００は、圧力計７０６、ラプチャー・ディスク・ハウジング７０９、出口装置７０６、および流れ制限装置７０４を持つ。出口装置７０６は、柔軟なホースを収容することができる。本体は、ネジ山を持つポート７０５により、高圧シリンダ上にネジ込むことができる。流れ制限装置７０４は、ネジ山を持つポート７０５内に位置している。流れコントローラ本体７００は、クレードル３０２内に正確に適合するような形と寸法を持つ、内蔵クレードル・ハウジング７０２を持つ（図３参照）。機械的整合／インターロック・バー７０８付きの、流れコントローラ（オン／オフ）ノブ７０３は、流れコントローラ本体７００の、ネジ山付きポート７０５の対向端部に取り付けられている。充填ポート・アダプタ入口７０７は、内蔵クレードル・ハウジング７０２内に位置している。

【００５４】

図９は、流れコントローラ本体７００の端面図である。流れコントローラ本体７００は、その端面内に流れ制限装置７０４を持つ。この図は、ある角度から見た圧力計７０１および出口ポート７０６を示す。

【００５５】

図１０は、流れコントローラ本体７００を、図９のＡ－Ａ線に沿って切断した断面図である。アダプタ入口７０７は、入口弁８００を持つ。入口弁８００は、入口弁室８０２内に位置している入口弁ステム８０１を持つが、図に示すように、入口弁ステム８０１は、入口弁室８０２の端部まで完全に延びていないことに留意されたい。入口弁ステム８０１は

、弁座８０５の方向に弁端部にバイアスを掛けている、入口弁スプリング８０３を持ち、それにより、弁は閉位置にバイアスされる。

【００５６】

動作中、流れコントローラ本体７００は、ネジ山付きシリンダ・ポート７０５を通して、図示していないシリンダに取り付けられている。流れコントローラ本体７００は、通常は、シリンダ上に位置していて、その上に設置されているが、必要な場合には、取り外すことができる。その上に流れコントローラ本体７００を持つシリンダは、酸素濃縮装置の一部を形成している、充填ポート・アダプタ本体３００内に位置している。クレードル・ハウジング７０２は、充填ポート・アダプタ本体３００のクレードル３０２内に取り付けることができる。流れコントローラ本体７００上の整合／インターロック・バー７０８は、アダプタ・ハウジング３０５上の、ハウジング・スロット内に取り付けられる。流れコントローラ・ノブ７０３は、整合／インターロック・バー７０８を、ハウジング・スロット３０９に挿入するために、オフ位置にセットしなければならない。それにより、ラプチャー・ディスクを、ハウジング窓３０８に対向する位置に、位置させることができ、また入口弁８００を、充填ポート・アダプタ３０６に対向する位置に、位置させることができる。流れコントローラ本体７００を、クレードル３０２内に挿入するために、固定クリップ３０４を、充填ポート・アダプタ３００から遠ざかる方向に、移動させる必要があるが、流れコントローラ本体７００が、クレードル３０２内に挿入された後では、固定クリップ３０４は、充填ポート・アダプタ本体７００を正しい位置にバイアスし、固定する。

【００５７】

その後、ハンドル３０３が斜めになり、回転し、正しい位置に固定される。この場合、ハンドル３０３のハンドル突起６０８は、ハウジング３０１内の凹部６０９と係合し、その時点で、アダプタ３０６は、クレードル３０２内に内側に移動する。そうしている間に、充填ポート・アダプタ３０６が、アダプタ入口７０７内に挿入され、アダプタ・ピン５１１が、弁端部８０４と接触する。それにより、弁端部８０４は、弁座８０５から遠ざかる方向に移動し、弁が開く。しかし、弁端部８０４の移動する距離は制限され、それにより阻止弁５０９が開く。これにより、充填ポート・アダプタ本体３００、流れコントローラ本体７００を通る、シリンダ・ポート７０４から、シリンダ内への酸素濃縮装置からの酸素濃度の濃い空気の流れに対するチャンネルが形成される。ハンドル３０３を動かさないと、シリンダを取り外すことができないので、充填ポート・アダプタ３０６が引っ込む。それにより、充填ポート・アダプタが切り離され、その結果、酸素濃縮装置とシリンダとの接続が切り離され、そこからの気体の流出または漏洩を防止するために、シリンダと酸素濃縮装置の阻止弁８０４および５０９の両方が閉じられる。特に、充填ポート・アダプタ５０９内の阻止弁は、圧力増大装置が動作していない場合、圧力増大装置内の阻止弁２４７－２５０を通して、酸素空間２２０から気体が、大気中に放出するのを防止する。ハンドル３０３を一回作動すると、シリンダへの高圧空気を流すための複数のチャンネルが開閉する。

【００５８】

流れコントローラ本体を使用すれば、本明細書に記載した酸素濃縮装置より、種々の大きさのシリンダを使用することができる。

【００５９】

酸素濃度の濃い空気を患者にだけ供給するモードで、本明細書に記載した酸素濃縮装置を作動させることができることを理解されたい。別な方法としては、酸素濃縮装置を、酸素濃度の濃い空気をシリンダに再充填、すなわち、満たすためだけに供給するモードで動作させることもできる。しかし、酸素濃縮装置は、また二重モード、すなわち、患者に酸素濃度の濃い空気を供給すると同時に、シリンダへ酸素濃度の濃い空気を再充填、すなわち、満たすというモードで運転することもできる。

【００６０】

図１１Ａは、全体を参照番号８２０で示すコンプレッサ・システムである。コンプレッサ・システム８２０は、ベース８２２上に装着されたコンプレッサ８２１を持つ。ベース８

２２は、また、コンプレッサに吸引される空気、および酸素濃縮装置から排出される空気の両方からのノイズを抑制するための、内蔵音響抑制装置８２３を持つ。内蔵音響抑制装置により、コンプレッサ・システムのサイズを小さくすることができ、構造を簡単にすることができ、内蔵音響抑制装置をベース内に設置することができ、酸素濃縮装置の製造に必要な製造ステップが少なくなる。図１１ＢのＢ－Ｂ線に沿って切断した断面に、内蔵音響抑制装置８２３をさらにハッキリと示す。

【００６１】

図１１Ｂは、全体を参照番号９００で示すエア・コンプレッサノイズ抑制装置である。ノイズ抑制装置９００は、エア・コンプレッサの自然の輪郭を使用して、二つの外側サイレンサ・チューブ９０２および９０３が成型されている、コンプレッサ・ベース９０１を持つ。内側サイレンサ・チューブ９０６および９０７に沿って設置されている、端部キャップ９０４および９０５は、コンプレッサ・ベース・サイレンサ・チューブ９０２および９０３の各端部に取り付けられている。コンプレッサ・ポート９１０は、エア・コンプレッサに接続することができる。

【００６２】

ノイズ抑制装置の動作について以下に説明する。

エア・コンプレッサ内に空気が吸い込まれる時、弁ノイズおよび空気ノイズが発生する。もっと分かりやすく説明すると、圧縮空気が任意の空気圧装置により大気中に排出されると、ノイズが発生する。

【００６３】

エア・コンプレッサ・ノイズ抑制装置９００の内部において、コンプレッサ・ポート９１０は、エア・コンプレッサに接続していて、空気は端部キャップ９０４内の入口ポート９１１を通して、コンプレッサ・ベース９０１内に成型により形成されている、サイレンサ・チューブ室９０８内に吸い込まれる。空気は、内側サイレンサ・チューブ９０６を通して、入口サイレンサ室９０８へ送られる。エア・コンプレッサからのノイズは小さくなる。何故なら、ノイズが、エア・コンプレッサからコンプレッサ・ポート９１０へ伝わると、そのノイズは、出口９１１を通して排出される前に、外側サイレンサ・チューブ９０２、および内側サイレンサ・チューブ９０６により、サイレンサ室９０９を通る間に吸収され、偏向させられるからである。外側サイレンサ・チューブ９０２、および内側サイレンサ・チューブ９０６の直径および長さを変化させることにより、ノイズ抑制装置９００をコンプレッサからに不必要なノイズを最低限度まで少なくなるように調整することができる。

【００６４】

酸素濃縮装置の排気サイレンサは、排出空気ノイズを最低限度に減らすことを除いて、入口サイレンサと類似の方法で動作する。空気は、端部キャップ９０５内の排出入口９１３および９０５を通して、サイレンサ・チューブ９０３に入る。排出空気からのノイズは、小さくなる。何故なら、空気が入口排出入口９１３を通して送られるとき、排出空気ノイズが、出口９１２を通して排出される前に、内側サイレンサ・チューブ９０７および外側サイレンサ・チューブ９０３により、吸収され、偏向させられるからである。外側サイレンサ・チューブ９０３、および内側サイレンサ・チューブ９０７の直径および長さを変化させることにより、音響抑制装置９００をコンプレッサからの不必要なノイズを、最低限度まで少なくなるように調整することができる。

【００６５】

エア・コンプレッサとしては、機械駆動または電気駆動コンプレッサ、または装置の酸素濃度の濃い空気内に導入するために、空気を圧縮する任意の他の機構を使用することができることを理解されたい。

【００６６】

本明細書に記載する装置は、そうでない場合には、充填ポートに取り付けられない定置シリンダを充填するためのアダプタの使用も含めて、酸素充填ポート・アダプタへ、適当なアダプタを取り付けることによって、種々の異なるサイズおよび形状のシリンダを充填す

るために使用することができることを理解されたい。例えば、流れコントローラ本体を、充填ポート・アダプタ３００に取り付け、高圧ホースを通して、それ自身充填ポート・アダプタと一緒に内蔵されていない、シリンダ上の流れコントローラ本体７００に接続することもできる。酸素濃縮装置からの気体を、そうでない場合には充填ポート・アダプタ本体３００内には取り付けない、大型の（例えば、定置型）シリンダを再充填するために、酸素濃縮装置を使用することができるように、代わりの流れコントローラ本体を、流れコントローラ本体の機能を別な方法により、真似するために使用することができる。最後に、出口ポート７０６を、チューブ（図示せず）を通して、流れコントローラ本体が取り付けられているシリンダを、患者の接続するために使用することができ、それにより、流れコントローラ・ノブ７０３により、酸素濃度の濃い空気の流量を調節することにより、シリンダ内に含まれる酸素濃度の濃い空気を呼吸することができる。患者は圧力計を使用して、シリンダ内の気体の残量を監視することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の装置の簡単なブロック図である。

【図２】図１の装置の略図である。

【図３】充填ポート・アダプタ本体の略図である。

【図４】上記充填ポート・アダプタ本体の簡単な平面図である。

【図５】図４の上記充填ポート・アダプタ本体を、Ａ－Ａ線に沿って切断した断面の略図である。

【図６】図４の記充填ポート・アダプタ本体を、Ｄ－Ｄ線に沿って切断した断面の略図である。

【図７】

図６の上記充填ポート・アダプタの一部を、Ｂ－Ｂ線に沿って切断した断面の略図である。

【図８】

流れコントローラ本体の簡単な斜視図である。

【図９】

図８の流れコントローラ本体の簡単な端面図である。

【図１０】

図９の流れコントローラ本体を、Ａ－Ａ線に沿って切断した断面の略図である。

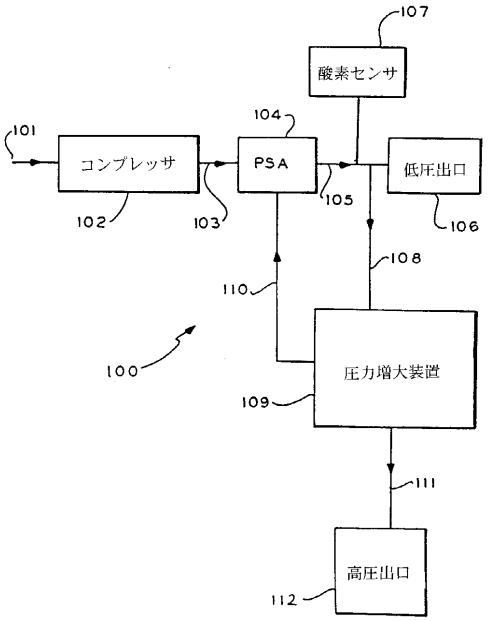
【図１１Ａ】

コンプレッサ・システムの略図である。

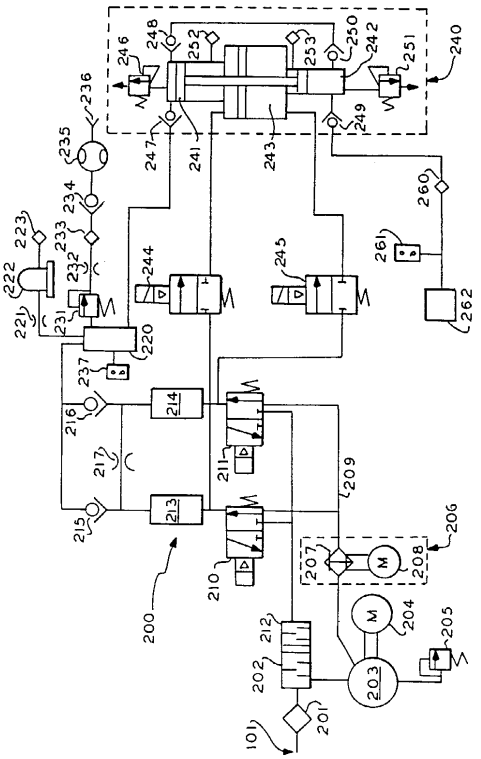
【図１１Ｂ】

コンプレッサ音抑制システムを、図１１ＡのＢ－Ｂ線に沿って切断した断面の略図である。

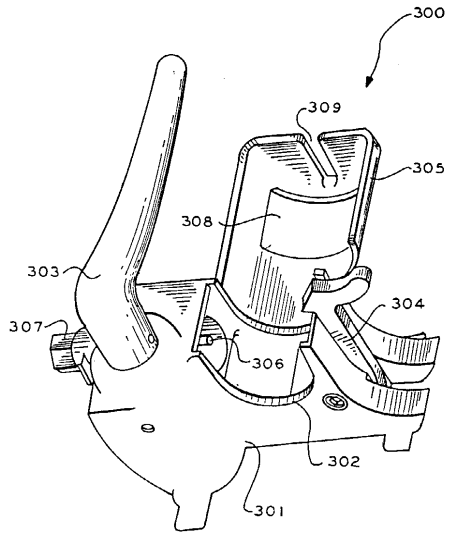
【図１】


酸素センサ
コンプレッサ
PSA
低圧出口
圧力増大装置
高圧出口
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112

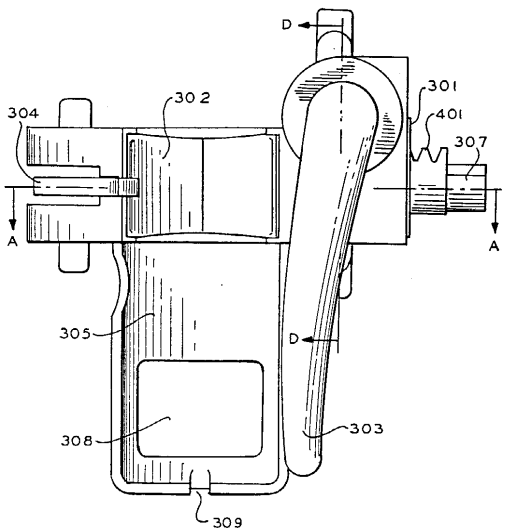
【図２】


200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
220
221
222
223
231
232
233
234
235
236
237
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
260
261
262

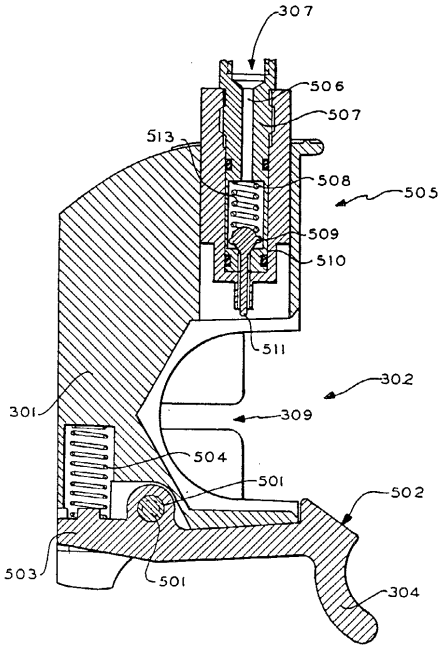
【図３】


300
301
302
303
304
305
306
307
308
309

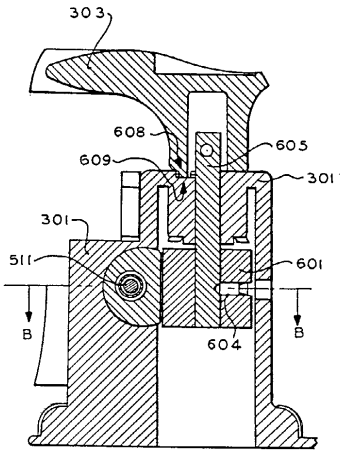
【図４】


301
302
303
304
305
306
307
308
309
401
A
D

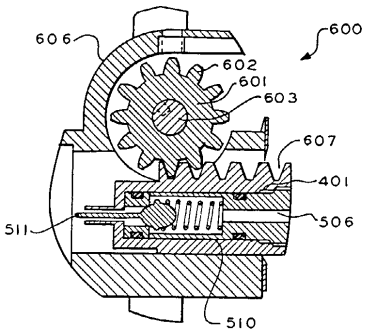
【図５】


307
506
507
513
508
505
509
510
511
302
309
301
504
501
502
503
501
304

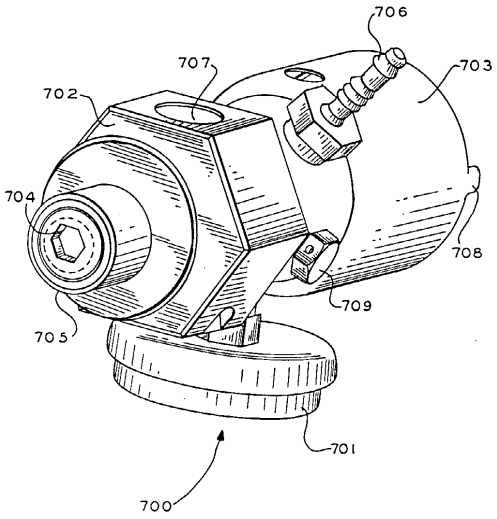
【図６】


303
608
605
609
301
301
511
601
B
604
B

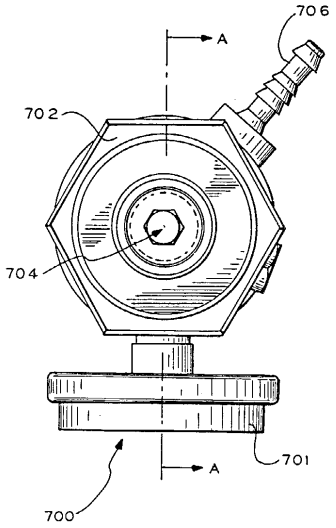
【図７】


606
600
602
601
603
607
401
511
506
510

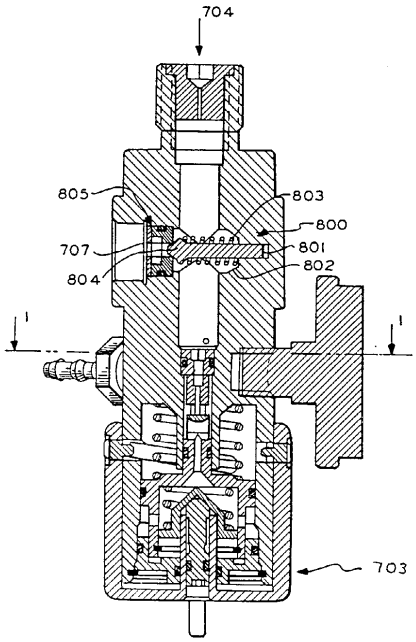
【図８】


706
707
703
702
704
708
709
705
701
700

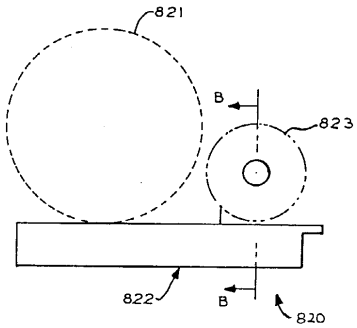
【図９】



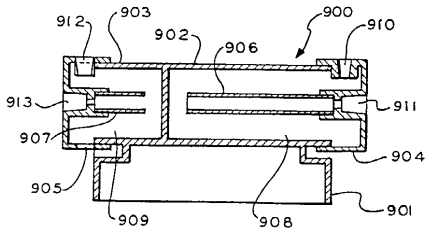
【図１０】



【図１１Ａ】



【図１１Ｂ】



フロントページの続き

(74)代理人 100096943
弁理士 臼井 伸一
(74)代理人 100091889
弁理士 藤野 育男
(74)代理人 100101498
弁理士 越智 隆夫
(74)代理人 100096688
弁理士 本宮 照久
(74)代理人 100102808
弁理士 高梨 憲通
(74)代理人 100104352
弁理士 朝日 伸光
(74)代理人 100107401
弁理士 高橋 誠一郎
(74)代理人 100106183
弁理士 吉澤 弘司
(74)代理人 100120064
弁理士 松井 孝夫
(72)発明者 ケヴィン ジーン マククロー
アメリカ合衆国, ５２８０６ アイオワ, デイヴンポート, ノース ハンコック アヴェニュー ４３１０
(72)発明者 デイル ルイス セルホスト
アメリカ合衆国, ６１２６５ イリノイズ, モリン, トゥエンティエイス アヴェニュー ３２３
(72)発明者 ジョン ダヴリュ. ヘンネマン
アメリカ合衆国, ６１２０１ イリノイズ, ロック アイランド, サーティナインス アヴェニュー ４４１６
(72)発明者 ケリー エム. コッフィールド
アメリカ合衆国, ５２８０６ アイオワ, デイヴンポート, エヌ. ソーンウッド アヴェニュー ４４０３

審査官 山口 直

(56)参考文献 特開昭６２－２９０４７０（ＪＰ, Ａ）
実開平０６－０１８７９９（ＪＰ, Ｕ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7], ＤＢ名)
A61M 16/00-16/22