

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

**特許第4183760号
(P4183760)**

(45) 発行日 平成20年11月19日 (2008.11.19)

(24) 登録日 平成20年9月12日 (2008.9.12)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 M 16/10 (2006.01)	A 6 1 M 16/10 A
B 0 1 D 8/00 (2006.01)	A 6 1 M 16/10 Z
C 0 1 B 13/00 (2006.01)	B 0 1 D 8/00 Z
C 0 1 B 13/02 (2006.01)	C 0 1 B 13/00
F 1 7 C 9/02 (2006.01)	C 0 1 B 13/02 Z

請求項の数 8 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願平11-504454	(73) 特許権者	500053333
(86) (22) 出願日	平成10年6月3日 (1998.6.3)		レスピロニクス・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2002-510226 (P2002-510226A)		アメリカ合衆国15668ペンシルベニア
(43) 公表日	平成14年4月2日 (2002.4.2)		州マリーズビル、マリー・リッジ・レーン
(86) 国際出願番号	PCT/US1998/011154		1010
(87) 国際公開番号	W01998/058219	(73) 特許権者	000003001
(87) 国際公開日	平成10年12月23日 (1998.12.23)		帝人株式会社
審査請求日	平成17年5月31日 (2005.5.31)		大阪府大阪市中央区南本町1丁目6番7号
(31) 優先権主張番号	08/876,970	(74) 代理人	100101454
(32) 優先日	平成9年6月16日 (1997.6.16)		弁理士 山田 卓二
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100081422
			弁理士 田中 光雄

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 酸素濃縮装置から携帯用液体酸素を生成する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 空気から酸素ガスを分離することができる酸素濃縮装置 (11) と、
 (b) 分離された酸素を酸素濃縮装置 (11) から送る第1の出力手段 (50) と、
 (c) 上記第1の出力手段 (50) から気体状態の酸素のすべて又は一部を液化のために分離する手段 (19) と、

(d) 気体状態の酸素を気体から液体に相変化させることができる凝縮器 (13) と、
 (e) 上記第1の出力手段 (50) から凝縮器 (13) へ酸素の流れを導くための手段 (51、57) と、

(f) 冷凍冷却器 (12) を使用して上記凝縮器 (13) における上記酸素の流れを液化するための手段と、

(g) 第1デューワ瓶 (14) を使用して、凝縮された液体酸素を収集するための手段とを含み、ここにおいて、上記第1デューワ瓶 (14) は、第1デューワ瓶 (14) からある程度の量の液体酸素を保管するための第2デューワ瓶 (23) へ、液体酸素の移送を実施するために使用するヒータを含み、そこから少量の液体酸素が可動酸素治療のために移送されることを特徴とする移動型家庭用酸素濃縮液化システム。

【請求項 2】

酸素濃縮装置 (11) が、圧力変動吸着 (“PSA”) タイプの酸素濃縮装置である請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

10

20

上記凝縮器へ導かれる気体状態の酸素の単位時間当たり流量が、凝縮器（１３）の処理能力を越えるように選択される請求項１に記載のシステム。

【請求項４】

凝縮器（１３）に導かれる気体状態の酸素の２０％から９０％が、液体のアルゴンと窒素と微量ガスを最小にするために凝縮される請求項１に記載のシステム。

【請求項５】

凝縮器の温度がほぼ６９．２から１０９．７ｋまでの範囲において変化し、凝縮器の絶対圧力がほぼ３４４７３Ｎ／ｍ^２から４４８１６０Ｎ／ｍ^２まで変化し、凝縮器（１３）へ供給されるガスの濃度が、

酸素：８０から１００％

窒素：０から２０％

アルゴン：０から７％

に大体変化するよう、コントローラ（１６）がシステムを制御する請求項１に記載のシステム。

【請求項６】

第１デューワ瓶（１４）からの排気ガスは回収され、凝縮器（１３）へ供給されるガスを予冷するために使用される請求項１に記載のシステム。

【請求項７】

酸素濃縮装置（１１）と凝縮器（１３）との間の調節を行う回収熱交換器（１５）をさらに含む請求項１に記載のシステム。

【請求項８】

第１デューワ瓶（１４）における圧力を検知し、それに応じて上記ヒータ（２１）を制御するコントローラをさらに含む請求項１に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

本発明の技術分野は、呼吸器に疾患のある歩行可能な患者のための携帯用の補助酸素供給源を生成する酸素濃縮装置を用いる方法に関し、これにより、患者は通常の生産的な生活を送れるようになる。つまり、一般の主供給源はあまりにも大きく携帯できず、操作に要する電力があまりにも大きいのである。

家庭用および携帯用酸素の需要が急に高まってきた。例えば、肺の繊維症やサルコイド症、職業性の肺の病気など、肺に疾患のある患者にとって、補助酸素は不可欠のものである。こういった患者にとって、酸素治療はその有効性が増し、生命を与える治療となっている。肺疾患が治療されないとき、補助酸素により、血中に酸素供給することができ、血中酸素減少症を緩和する。この治療を施すことで、長期間の酸素欠乏により臓器系、特に、心臓、脳、および腎臓に生じる悪影響を防止することができる。米国では２５００万人が患っている慢性閉鎖性肺疾患（ＣＯＰＤ：Chronic Obstructive Pulmonary Disease）や、呼吸器系が衰弱するその他の疾患、例えば心臓病及びエイズにも酸素治療が施されている。喘息及び肺気腫にも補助酸素治療が施されている。

ＣＯＰＤ患者に対する一般的な治療では、鼻腔カニューレまたはマスクを介して１日２４時間、補助酸素供給を受ける必要がある。平均的な患者の治療において、患者が吸い込む酸素濃度を通常の２１％から４０％まで上げるために、高濃度酸素を１分あたり２リットル与える。平均的な酸素供給量は、１分あたり２リットルであるが、平均的な酸素濃縮装置は、１分あたり４ないし６リットル供給する能力を備えている。通常、（歩行可能な患者のように）家庭から離れられず、携帯用の酸素供給源を必要としないが、より深刻な病状となった場合に、この過剰な供給能力が必要となる。

現在、医療用補助酸素を用いる３つの治療方法がある。つまり、高圧ガスシリンダ、真空隔離された容器または一般に「デューワ」と呼ばれる断熱瓶（貯蔵容器）の中に収容された極低温貯蔵を要する液体、および酸素濃縮装置を用いる治療方法である。ある患者は家庭用酸素だけを必要とし、別の患者はその治療内容により家庭用酸素および携帯用の酸素を必要とする。酸素濃縮装置は、デューワを充填したり空になったシリンダを充填された

10

20

30

40

50

ものと交換したりする必要がないので好適であるが、これらすべての使用法は家庭用として用いられる。

外出用として（家庭外で）携帯して用いるのに十分なものは、小型の高圧ガス瓶と液体デュワーだけである。いずれかの治療方法を家庭用および携帯用として用いてもよいし、あるいは家庭用の酸素濃縮装置と組み合わせて用いてもよい。

後述するように、上述の現在ある方法および装置は煩雑で取り扱いにくいことが知られており、携帯用または歩行に適した酸素を提供する改善された供給手段が長い間待ち望まれていた。

酸素吸入を必要としながら、例えば固定式の酸素システム（携帯可能なシステムであっても簡単には持ち運べないものを含む）のような酸素生成または酸素貯蔵する供給源から離れて生活する必要のある人々にとって、一般に利用可能な２つの治療方法があって、それは（a）通常、車輪付台車に載せた小型シリンダを運搬する方法と、（b）通常、肩紐でつるした携帯用容器を携行する方法とがある。これらの気体酸素および液体酸素による方法には本質的な問題点がある。しかし医療的見地からすると、これらの治療方法により患者の生産的な生活が向上する。

10

気体酸素による方法の主な問題は、気体酸素を含む小型シリンダでは、ほんの短い時間しか酸素供給できないことである。酸素が吸入されているときだけ供給する酸素節約装置を使うこともある。しかし、節約装置はコストを吊り上げ、健康保険が適用されないという理由から、プロバイダは取り付けることを好ましく思わない。確かに、医療用酸素治療に対して保険が適用されにくくなっているようだ。

20

気体酸素による治療方法の別の問題は、シリンダ内の酸素を使い切ったらすぐに、酸素を充填する必要があることである。これらの小型ガスシリンダは、特別の設備のあるホームケア・プロバイダで入手し、また充填する必要がある。そのため、プロバイダは定期的に患者の家庭を訪問する必要があるし、また数多くの小型シリンダを家庭および補充するプロバイダに確保する必要があるため、相当な投資を必要とする。大気から酸素を抽出する商業的に利用可能な酸素濃縮装置を用いて、患者の家庭でこれらシリンダを充填することは技術的には可能であるが、この作業を行うには一般に、目の前にある酸素圧縮器の出力圧力を高く上げて、シリンダを充填する必要がある。さらに、家庭で加圧容器に酸素を圧入することは、特に訓練を受けていない人にとっては危険である。このアプローチでは、当然に、家庭用としての安全上の問題がいくつかある。例えば、このガスを携帯用容器に十分圧入するためには、このガスを一般に高圧（2000 p s i）に加圧する必要がある。酸素を5 p s i（酸素濃縮装置の通常の出力圧力値）から2000 p s iまで加圧すると、相当大量の熱が生じる（この熱は、3つの断熱圧縮過程および冷却過程で、過程毎に温度を165 引き上げるのに相当する）。この熱と、高圧でより反応性の高くなった酸素とにより、患者の家庭内の圧縮器が発火する危険性が生じる。つまり、患者の家庭で高圧ガスシステムを使用し貯蔵することは、危険であり実用的な方法ではない。

30

圧縮酸素によるこのアプローチの問題点は、便利性と安全性の点だけではない。別の問題点は、圧縮器またはまた圧力ブースタが高圧酸素を取り扱うために必要な特別の注意と材料を必要とするので高価なものとなることである。例えば、カリフォルニア州ベニシアにあるリックス・インダストリーズの1/3 hpユニットは約10,000ドルで、カリフォルニア州バーバンクにあるハスケル・インターナショナルの大気駆動ブースタ早く2,200ドルで、加えてこれを駆動するための加圧空気供給器が必要となる。リットン・インダストリーズまたはその他の会社も酸素加圧ブースタを製造している。

40

ここで液体酸素を貯蔵して治療する方法について説明すると、その主な問題点は、標準的なピア樽程度の大きさをもつ固定式貯蔵ベースユニットであるベース貯蔵器を必要とする点で、この著臓器は週に1度再充填する必要がある。すると液体酸素はこのベースユニットから得られて、歩行可能な患者が利用できる携帯用デュワーに詰め替えることができる。また、液体酸素を用いた方法では、携帯用容器に詰め替える際、および蒸発により相当の無駄が生じる。詰め替え時および通常の蒸発により、2週間でベースシリンダの全容量の20%が失われていると推定される。つまりこのユニットから酸素を全く供給しなくて

50

も、通常30日から60日で干上がってしまう。

その他にも問題がある。一般に、在宅看護提供者（ホームケア・プロバイダ）が保険会社または医療看護者（メディケア）からその治療方法によらず一定の金額を受領した見返りとして、補助酸素はプロバイダから患者に提供される。家庭で用いる酸素濃縮装置は、好適であり、ホームケア・プロバイダにとっても最も安価である。しかし家庭の外で使用する場合、外出用として携帯できるのは、小型の高圧ガス瓶および液体デューワだけである。これらの2つの治療方法の一方が、家庭用および外出用の両方として用いてもよく、あるいは家庭用の酸素濃縮装置と組み合わせても良い。いずれにしても、ホームケア・プロバイダ酸素を補充するために、費用が掛かるが、患者の家庭を毎週または隔週訪問する必要がある。本発明の1つの目的は、この費用の掛かる「牛乳配達」をしなくても済むようにすることにある。

10

患者に酸素ガスを提供するための携帯酸素濃縮装置が商業的に利用可能である。これらの装置が「携帯可能」とであるという意味は、単に、自動車や飛行機を用いて別の場所に運搬できるということである。現在のところ、液体酸素を提供する家庭酸素濃縮装置は商業的に利用可能となっていない。医療酸素濃縮装置の1つとして、大気を取り込み、圧力変動吸収（pressure swing adsorption、PSA）サイクル上で分子選別フィルタを通過させ、ほとんどの窒素を除去して酸素90%以下の供給を生成するものがあり、例えば米国特許第4,826,510号および第4,971,609号に開示されている（これらは、一体のものとしてここに統合される）。一方、情報開示手続文書（IDS）で説明したように、軍部がジェット飛行機内で用いるための複雑な酸素液化システム、および大規模な商業プラントが開示されているが、各患者個人を支援し、一般の人々の利益に供するような手法が、この技術を用いて実現された訳ではない。必要とされる電力があまりにも大き過ぎて、軽量の電池パックでは供給されないの、本当の意味での携帯酸素濃縮装置は、まだ実現されておらず、少なくとも近い将来においてもまずあり得ない。

20

液体酸素は周期的に配達する必要がある、液体酸素を生成する家庭酸素濃縮装置は市販されていないので、大気から酸素を濃縮して、液化し、家庭内環境で携帯用デューワに充填できる装置および方法、並びに、後に利用するために圧縮または液化して貯蔵し、濃縮装置から過剰な供給量を提供できる家庭酸素濃縮装置ユニットが長い間待ち望まれていた。

発明の概要

本発明は、極めてより安全でより安価にして、固定装置に拘束されて、現在ある酸素技術により縛られることを望まない患者に携帯酸素を供給する方法を提供する。1つの好適な実施の形態において、本発明は、PSAまたは比較的安定したベース積載量を有するメンブレンガス濃縮装置からの余剰ガス供給能力を分ける。およそ1分当たり1リットル（1 LPM）のこの余剰ガス供給能力を少量だけ、液化して貯蔵する。貯蔵されたガスは、ガス濃縮装置から離れた場所で、携帯用供給源として用いられる。患者が必要とする毎分2リットル6時間分の供給量を24時間未満の間毎分1リットルを液化することにより貯蔵することができる。したがって、必要ならば日々の活動に必要な全部の酸素量を生成することができる。

30

多くの代表的な実施例の1つについて、気体酸素の一部が液体酸素に濃縮して、携帯用酸素源を提供する携帯用の家庭用液体酸素システムを要約して開示する。この携帯型家庭用液体酸素システムは、（a）周辺大気から酸素ガスを分離する酸素濃縮装置と、（b）患者が利用するために、酸素濃縮装置からの酸素ガスの流れを変える出口フローラインと、（c）酸素生成器により生成された酸素ガスのフローの一部を分離するための、出口フローライン内に設置されたバルブと、（d）酸素ガスフローの分離された一部を受容して液化するための、一般に鉛直方向に配置して重力を利用する濃縮装置と、（e）濃縮装置に設置された冷凍冷却器と、（f）濃縮装置により液化された酸素を貯蔵するための、濃縮装置と液体連通する第1の貯蔵デューワと、この第1の貯蔵デューワは、少なくとも一つのより小型の第2の貯蔵デューワおよび液体通路に、選択的に接続して液体連通し、第1デューワから第2デューワに液体酸素を供給し、（g）第1の貯蔵デューワを加熱するための加熱器と、（h）1 濃縮装置からの酸素ガスフローの酸素濃度と、2 第1デ

40

50

ューワ内にある液体酸素量とをモニタして、液体酸素の生成および第1貯蔵デューワからの転送を制御するための制御装置と、を備えている。

別の代表的な実施例は、濃縮装置に対する流速を能力以上に選択することを特徴とする。濃縮装置に入るフローの20%ないし90%だけを濃縮せず、アルゴン、窒素、および希ガスが液化されるのを最小限に抑える。

さらに制御装置は、濃縮装置の温度がおよそ69.2 Kから109.7 K、濃縮装置の絶対圧力が5ないし65 psi (344.73 N/m²から4481.60 N/m²)、濃縮装置に入るガス濃度が酸素80ないし90%、窒素0ないし20%、アルゴン0ないし7%の範囲内に入るように、濃縮装置のパラメータを制御するようにしてもよい。

酸素を液化するために用いる冷凍冷却器と熱接触する、新規な濃縮装置の仕様を説明すると、この濃縮装置は、(a) 酸素を受容する入口導管と、(b) 出口部と、(c) 入口部と、(d) 出口部と入口部との間にある通路と、(e) 通路に至る放射状スロットを有する入口部と、(f) 濃縮装置ないし酸素を循環させる手段と、を備えている。

また、酸素濃縮装置を有する家庭携帯用液体酸素システムを制御するための代表的な方法を説明すると、マイクロプロセッサを有する制御装置と、濃縮装置と、冷凍冷却器と、貯蔵デューワとを有し、酸素フローの一部または全部を気化するために用いられ、この方法は、(a) データベースと制御機能を有するマイクロプロセッサを用意するステップと、(b) 酸素ガスの濃度と供給源と、デューワ内の液体酸素量と、濃縮装置の圧力とに関するパラメータを検出するステップと、(c) これらのパラメータをマイクロプロセッサに与え、最適条件を計算させるステップと、(d) 最適条件がこの計算機能として実現されるように、サーボ機構をシステム管理させるように制御するステップと、を備えている。液体デューワは、周期的に煮沸乾燥させて、ガス濃縮装置に入り込む微量の水分または炭化水素を排除することを特徴とする。

上述の要約された装置および方法は、クレームでより詳述されるが、長年待望された要請を満足するものであって、例えば潜在的に危険な高圧酸素容器の必要性なく、患者に安全上のあらたな問題を提起しない。結果的に、患者は馴染みのある装置を用いることができる。例えば患者は現在のように、大型(液体で30ないし50リットル)デューワから、小型(6時間使用可能な0.5ないし1.2リットル)の携帯デューワに液体転送する。本発明は、従来の方法より安価なライフサイクルコストで携帯酸素を供給する手段を提供する。部屋全体を占有するような産業用または軍部用の液化装置とは異なり、クレームされた酸素液化装置(酸素濃縮装置を含まず)は、重量が60ポンド未満で、体積が6フィート立方未満である。現在、米国では70万人の患者が携帯酸素を利用し、その年間平均コストは患者一人あたり1960ドルである。本発明による患者一人あたりの年間コストは、およそ540ドルと推定される。

【図面の簡単な説明】

図1は、医療用酸素に関する本発明の好適な実施の形態を示し、気体酸素が固定式デューワまたは容器に貯蔵するために分離され液化されるブロック図を示す。

図2は、本発明の別の実施の形態である、携帯用LOXデューワを用いた携帯可能な補助酸素を示す。

図3は、通常のデューワ圧力で酸素とアルゴンを混合するための、一般的な温度と組成を示すグラフである。

図4は、通常のデューワ圧力で酸素と窒素を混合するための、一般的な温度と組成を示すグラフである。

図5は、液化する際の濃縮装置に入るガスの流れと、デューワから出るガスの流れと、液体が再蒸発する際のデューワから出るガスの流れの一般的な酸素ガス濃度のテストデータを示す(酸素源は、PSA酸素濃縮装置である)。

図6は、このシステムの制御装置のブロック図である。

図7Aないし7Dは、制御装置ロジックを示すフローチャートである。

図8は、好適な実施例の開始モードにおける制御装置の入力レベルと出力状態を示す。

図9は、好適な実施例の濃縮モードにおける制御装置の入力レベルと出力状態を示す。

図 10 は、好適な実施例の転送モードにおける制御装置の入力レベルと出力状態を示す。
図 11 は、好適な実施例の煮沸乾燥モードにおける制御装置の入力レベルと出力状態を示す。

図 12 は、パルス管冷蔵器の基本的構成部品を示す。

図 13 は、本発明で用いられる冷凍冷却器の別の実施例である。

図 14 は、濃縮装置の好適な実施例の側面断面図である。

図 15 は、図 14 に対応する濃縮装置の好適な実施例の後面断面図である。

図 16 は、濃縮装置の別の好適な実施例の側面断面図である。

図 17 は、図 16 に対応する濃縮装置の好適な実施例の後面断面図である。

図 18 は、図 16 および 17 の濃縮装置の実施例の等角投影図である。

10

発明を実施するための最良の形態

本発明の好適な実施の形態のフローチャートを図 1 に示す。本発明の主要構成要素には、酸素濃縮装置 11、冷凍機 12、コンデンサ（凝縮器）13、及び貯蔵及び回収用の貯蔵容器（真空容器）14 が含まれる。好適な実施形態では、酸素濃縮装置 11 は、圧力変動吸収サイクルごとに動作し、空気から実質的に殆どの窒素の窒素を他の微量要素〔水分（ H_2O ）、二酸化炭素（ CO_2 ）、一酸化炭素（ CO ）、窒素酸化物（ NO_x ）等〕と共に除去する。結果として、高酸素濃度（92%以上）の酸素濃度を有する乾燥ガスの流れが得られ、このガスは流体出口 50 から流れ出る。この流体出口 50 から供給されるガスの一部は、コンデンサ 13 に送られる。冷凍機（又は低音保存冷凍機）12 との協力により、フローライン 51、57 を介して、コンデンサ 13 に送られる。冷凍機はコンデンサ 13 を液化温度まで冷却し、これにより、酸素を該液化温度の媒体に接触させてガス状態（気相）から液体状態（液相）とする。通常、コンデンサ 13 は、環境の熱から隔離されなければならない。また、実際には、貯蔵容器 14 の中に配置してもよい。冷凍機 12 の負荷を減少するために、復熱器（回収熱交換器）15 を用い、冷媒として貯蔵容器からのフローライン 52 を介して流れる流体を利用し、入ってくる流体を事前に冷却してもよい。實際上、復熱器 15 もまた、環境の熱との接触を減らすために、貯蔵容器 14 の中に配置してもよい。

20

コントローラ 16 は、マイクロプロセッサ、適当なメモリ、ソフトウェア、及び補助装置を有する。補助装置は、システムの動作を監視し制御するために利用できるコンピュータを有する。コントローラ 16 には、液体レベルセンサ 17、酸素センサ（酸素検出器）18、圧力変換器 9、及び温度センサ 10 が、ライン 53、59、55 及び 56 を介して、それぞれ接続されている。これらセンサ等の信号は、コントローラ制御バルブ 19、バルブ 25、ヒータ 21、冷凍機 12 を用いて、予め決められたプログラムに従って、コンピュータで検出されて処理される。

30

コントローラはまた、患者に対する複数の出力インジケータ（指示器）を有する。貯蔵容器における液体のレベルは連続的に表示され、酸素濃度が低い場合やシステムから携帯用貯蔵容器に液体を移送する準備が出来たとき、患者に知らされる。通信モデムや無線リンクを設け、在宅看護提供者によって、システムの重要なパラメータや、修理・補修・請求・医療用酸素市場における患者の統計的研究に有益な情報を、遠隔監視できるようにしてある。関心のある重要なシステムのパラメータには、実際に行なわれた液体移送回数、酸素濃度履歴、冷凍機の運転時間、最後に行なわれた沸騰乾燥時間、及び実際に行なわれた沸騰乾燥の回数が含まれる。コントローラには、液化装置に一体的に設けたコンピュータ又はマイクロプロセッサ、又は遠隔場所に設けられているが通信モデム又は電話線若しくは無線インターフェイスを用いて通信可能に接続されたコンピュータ又はマイクロプロセッサを含めてもよい。コンピュータ又はマイクロプロセッサには、データベースを有するメモリを設けてもよいし、ネットワークを用いて遠隔地に接続されたメモリやデータベースに接続してもよい。液化装置の最適操作に関する適正液化スケジュールが図 7 から図 10 に表されており、これはメモリやデータベースを用いてコントローラに格納してもよい。コントローラは、システムの最適なパラメータを検出し、サーボ機構を作動して、液体酸素の液化及び移送を含めて最適に制御できる。

40

50

貯蔵容器 14 には、先端を浸けておくディップチューブ 20 とヒータ 21 が設けてある。ヒータ 21 は、必要なときにディップチューブ 20 から液体を排出すべく該貯蔵容器内の圧力を高めるために利用される。素早く分離できるバルブ 22 又はその他の流量制御手段が、ディップチューブの端部に設けられる。これにより、携帯型 LOX 貯蔵容器（デュウワ）23 が接続でき、過搬式酸素供給装置を必要とする患者が持ち運ぶことができる。

図 2 に示す本システムの他の形態において、貯蔵容器は省略されており、既存の携帯型貯蔵容器を少し変更した携帯型貯蔵容器 23 が代わりに用いられている。この新規な携帯型貯蔵容器は、コンデンサ 13、復熱器 15、及びコントローラ 16 と連結される。本実施形態では、搬送及び沸騰乾燥モードが除かれた好適な実施形態に利用される制御と少し異なる制御が必要とされる。携帯型貯蔵容器 23 では、使用後に、該貯蔵容器から蓄積された水や炭化水素が除去され、そのために該貯蔵容器は再度使用する前に室温まで暖めることができる。

10

動作を説明する。図 1 の好適な実施形態では、圧力変動吸収（PSA）システムが利用されており、空気が酸素濃縮装置 11 に吸入され、オイルフリーコンプレッサで圧縮され、冷却され、圧力変動吸収サイクル上で動作する分子ふるい床を通過する。圧力変動吸収サイクルは、米国特許第 5,366,541 号、第 5,112,367 号、第 5,268,021 号、及び再発行特許第 35,009 号に開示されている。この PSA システムは、毎分 5 ~ 6 リットルのガス（圧力が 3 ~ 7 psig の高酸素濃度ガス）を生成する。このガスの組成は変動するが、一般には、酸素 90 ~ 95 %、アルゴン 5 ~ 6 %、窒素 0 ~ 4 %、15 ppm 以上の水蒸気、及び 1 ppm 以上の炭化水素からなる。PSA サイクルからの排気（窒素 80 ~ 84 %、酸素 15 ~ 19 %、アルゴン 0.6 ~ 0.8 %、微量の水蒸気・二酸化炭素・炭化水素を含む。）は、廃棄ガスとして大気に放出される。好適な実施形態では、流体出口 50 における高濃度酸素は、患者用に毎分 0 ~ 4 リットルが制御バルブ 24 へ、また液化用に毎分 0.5 ~ 1.5 リットルがライン 51 から制御バルブ 19 へと分けられる。酸素センサ 18 は、酸素濃縮装置 11 で生成される酸素濃度を監視する。そして、酸素濃度が 88 % 未満に低下すると、コントローラ 16 はバルブ 19 を閉めて冷凍機 12 を停止する。

20

88 % 濃度の酸素は酸素補給療法にとって十分なものであるが、これを液化すると、以下の説明するように、混合物を構成する成分の沸点が接近しているために、初期に再気化されたガスが低酸素濃度である。復熱器 15 に入る分割ガスの温度はほぼ室温に等しい。このガスは、貯蔵容器から、フローライン 52 を介して復熱器の反対側を流れて流れる排気ガスによって、約 270 K 又は更に低い温度まで冷却される。復熱器 15 は、その冷たい排ガスを介してコンデンサ 13 に流れ込む高濃度酸素のガスを予備的に冷却することで、冷凍機の負荷を低減する。高濃度酸素が復熱器 15 からライン 57 を介してコンデンサ 13 に流れ、これは冷凍機 12 で約 90 K まで冷却される。

30

コンデンサ 13 は、その低温表面において上記高濃度酸素を冷却して凝縮する。なお、コンデンサ 13 を通過するガスは、酸素、アルゴン、及び窒素の混合物である。これらの成分の標準沸点は、それぞれ 90.18 K、87.28 K、77.36 K である。これらの混合物の沸点が接近しているため、すべての窒素とアルゴンが酸素と共に凝縮されるものと思われていた。仮に、このことが実際に起こるとすれば、液体混合部が再気化されると、低沸点成分（窒素、アルゴン）が最初に沸騰して除かれる。そのために、コンデンサに供給されるガスよりも高濃度の窒素とアルゴンと低濃度の酸素を含むガスを生じ、そのために酸素を取り扱うプロセスを無効化し得る。

40

この問題について図 3 と図 4 を用いて説明する。なお、図 3 と図 4 は、酸素とアルゴン及び酸素と窒素の組み合わせに関する温度組成図である。これらの図は、K. D. Timmerhaus と T. M. Flynn、低温処理工学、Plenum Press、1989 年、296 ~ 297 頁から引用したもので、任意の圧力における上の曲線が露点を示し、下の曲線が泡立ち点を示す。図 4 において、圧力が 0.101 MPa の場合、10 モルパーセントの窒素を含む混合ガス（ポイント 1）では、ガスが露点曲線まで冷却されたときに凝縮が開始され、そのときの温度は約 89.5 K である。酸素は窒素よりも沸点が高いので、形成される最初の液体（ボ

50

イント 2 f) は、僅か 7.4 モルパーセントの窒素しか含まない。温度がポイント 3 よりも低い場合、液体はポイント 3 f の組成を有し、残る蒸気がポイント 3 g の組成を有する。温度がポイント 4 f 以下に低下すると、すべての混合物が液化し、その組成はポイント 1 と同様に 10 モルパーセントの窒素である。この液体が加熱されると、沸点の低い窒素が最初に気化する。そのため、最初に形成される蒸気の組成は、ポイント 4 g 又は約 30 モルパーセントの蒸気である。残りの液体が沸騰すると、蒸気の窒素モルパーセントは、ポイント 2 g に到達した時点で、10 モルパーセントまで低下する。組成が変化すると、酸素・アルゴン・窒素からなる 3 成分混合物は、2 成分混合物に関する図 3 と図 4 に示すものよりも更に複雑である。都合の良いことに、コンデンサに供給されるガスの僅か 20 ~ 90 % だけが実際に凝縮されるようにシステムが設定されている場合や、コンデンサが 10 上述のように複数のパラメータに従って制御される場合、そのような問題はない。これは、過剰なガスによってシステムから高不純物濃度の蒸気が排気され、上述の問題が解消されるものと思われる。代わりに、高濃度の酸素が液化され、携帯型装置で説明したように高濃度の酸素が液化されて貯蔵される結果となる。

図 5 は、好適な実施形態における酸素濃縮装置 11 から送り出される生成物の凝縮及び再気化に関する酸素濃縮試験データを示す。システムが起動してから最初の 120 分間、貯蔵容器 14 に液体を蓄積していない状態でシステムが冷却される。この時点から約 500 分経過時点まで、濃縮処理が液体の蓄積と共に継続される。この段階では、コンデンサ 13 への流入ガスは、95 % の酸素濃度を有し、フローライン 52 を流れる排気は 92 ~ 93 % の酸素濃度を有するに過ぎない。500 分経過後、ガスの流入とコンデンサの冷却が 20 終了する。最初に沸騰する低沸点成分 (アルゴンと窒素) により液体が沸騰するに従って、再気化された液体の酸素濃度が上昇する。酸素濃度は約 85 % 以上であるので、この酸素濃度の変化は医療用の移動使用に対して問題とならない。

上述した混合物の問題のために、液体におけるアルゴンと窒素の量が過剰に多くしないことが重要である。すなわち、液体を再気化したときに、酸素濃度が酸素補給療法で従来から用いられていた値 (85 % 以上) よりも大幅に低くならないようにすることが重要である。このことは、適正な凝縮温度を選択することにより達成できる。なお、凝縮温度は圧力の関数で表され、すべての流入ガスを凝縮することで行われるものでない。流入ガスの一部 (20 ~ 90 %) が液化されると、残りの流入ガスが高濃度不純物を含む蒸気をシステムから排出する。圧力 17 p s i a の条件で凝縮温度を約 90 K とすると、酸素生成量を 30 過度に少なくすることなく、液化されるアルゴンと窒素の量を最小化される。また、コンデンサから流出するものには、液体と蒸気の両方が存在する。液体は貯蔵容器 14 に落下して回収される。凝縮されなかった蒸気は、フローライン 52 と復熱器 15 を介して大気に排出される。

液化量は、冷凍機の冷却能力に対する流量を設定することにより制御される。コンデンサや復熱器のパラメータはコントローラ (コンピュータ) に格納され、格納されたパラメータや検出されたパラメータに応じて、該コンピュータが流入量を制御する。流量が復熱器とコンデンサとの冷却能力を超えると、流入するガスがすべて液化できない。流量は、入口バルブ 19 と流量制御バルブ 25 の間の流量制御装置で制御される。そのため、復熱器、コンデンサ、その他の連結配管と同様に、バルブで流量ロスが生じる。 40

貯蔵容器 14 内の圧力は、冷凍機がバルブ 25 によって動作している間、大気圧よりも僅かに大きな値に維持される。コンデンサ内の圧力はできるだけ高く維持するのが好ましい。その理由は、図 3 と図 4 に示すように、該圧力によって凝縮温度が上昇し、それにより冷凍機に必要とされる条件が緩和されるからである。また、この圧力は、コントローラやコンピュータ、マイクロプロセッサ、及び記憶装置によって制御される。

ソレノイドでオン・オフするバルブ 25 の圧力調整は、圧力変換器 9 とコントローラ 16 で行なわれる。代替的に、動的に制御されるソレノイドに代わり、Tescom BB-3 シリーズ等の背圧制御弁又は適当なサーボ機構を利用してもよい。貯蔵容器が液体で満杯になったことの信号を液体レベルセンサ 17 がコントローラに送信するまで、又は酸素濃縮装置 11 の液体酸素濃度が過度に低くなったことを示す信号が酸素センサ 18 から送信されるま 50

で、液体は貯蔵容器 14 に貯蔵され続ける。

本発明の最良の形態において、コンデンサ用システムを最適動作するための動作パラメータは、コンデンサの表面温度が $69.2 \sim 109.7$ K の範囲、また圧力が $5 \sim 65$ p s i a の範囲となるようにすべきである。医療用途のコンデンサに入るガス濃度は、酸素が $80 \sim 100$ %、窒素が $0 \sim 20$ %、アルゴンが $0 \sim 7$ % とすべきである。

貯蔵容器 14 から液体を移送するために、すなわち、携帯型 L O X 貯蔵容器 23 を充填するために、貯蔵容器 14 内の圧力は、液体がディップチューブ 20 に押し上げられるように上昇しなければならない。図 1 に示すように、その目的からヒータ 21 が使用される。ヒータ 21 は液体酸素に浸漬するか、内側容器の外表面に取り付ける。コントローラ 16 は、ヒータ 21 が起動する前に、冷凍機 12 が停止し、バルブ 25 が閉鎖されることを保証する。ヒータ 21 は、圧力変換器 9 で測定される圧力が約 22 p s i a に到達するまで、オン状態に保たれる。

酸素濃縮装置から微量だけ供給され得る固形水や炭化水素の蓄積を防止するために、貯蔵容器 14 は周期的（好ましくは、約 30 個の携帯型貯蔵容器に充填後、又は 2 ヶ月毎）に室温まで加温される。この処理は極めて経済的に行なわれ、貯蔵容器における液体残量が少なくなったとき（例えば、液体が移送されて、携帯型の貯蔵容器が充填された後）に行なわれる。この沸騰乾燥モードでは、バルブ 19 が閉鎖され、冷凍機 12 がオフされ、バルブ 25 が開放され、ヒータ 21 が起動される。ヒータは貯蔵容器中の残留液を完全に沸騰すると共に、液体酸素中又は冷却面上で凝縮及び固化している微量の水や炭化水素も完全に除去する。ヒータ 21 は、温度センサ 10 で測定される貯蔵温度が約 300 K まで加温されるまで、オン状態を維持する。その後の冷却段階で、すべての残留水蒸気が酸素ガスで除去される。

最初の起動時、又は周期的な沸騰乾燥工程の後、貯蔵容器、コンデンサ、復熱器、及びすべての関連する機器は室温状態とされ、冷却される必要がある。これは、スタートアップモードで行なわれ、その際、バルブ 19（図 1 参照）が開放され、ヒータがオフされ、冷凍機がオンされ、バルブ 25 が圧力と流量を制御すべく調整される。流量を維持しながら、ガスの圧力と密度を出来るだけ高く保つことが望まれる。

貯蔵容器の壁やこれに関連する機器により、ガスが高密度であるほど、伝熱が良好に行なわれる。流量が高くなれば、対流による伝熱が良くなるが、冷却能力を上回ることがある。室温と 90 K との間での冷凍機の冷凍特性により、冷却時間が最小化されるように流量を変更できる。

貯蔵容器 14 には、安全のために、少なくとも一つのレリーフバルブ（安全弁）26 が設けられる。復熱器 15 に入る前に、別のレリーフバルブ 29 が設けられ、流入ガスの流れ 51 と流体接続される。これはレリーフバルブ 26 のバックアップとして機能するだけでなく、バルブ 25 が閉鎖されている場合に、冷凍機 12 が停止している間に復熱器 15 から蓄積された水を除去するための手段として機能する。故障の際に酸素濃縮装置における背圧（バックプレッシャ）を防止するために、チェックバルブ 27 が設けてある。

図 6 は、コントローラ 16 による制御システムのブロック図と、信号入力値の範囲と出力状態とを示す。この図はまた、インジケータに対するインターフェイス、通信モデム又は無線インターフェイスを示す。携帯型貯蔵容器への液体移送を準備することをシステムに要求するために、モードスイッチ 28 がユーザによって利用される。インジケータは、システムが貯蔵容器に圧力を加える視覚信号を提供する。圧力が所定の値に達すると、視覚信号及び / 又は音響信号が与えられ、システムが液体を移送する準備が出来ていることを患者に報知する。コントローラは、独自に液体移送を行なうようにプログラムしてもよい。モデム、電話線、又は無線インターフェイスによる接続はオプション的な機器であり、これらは在宅看護提供者（例えば、維持や修理を補助するための者）又は保険会社又は健康管理提供者（管理者）（支払い金額が正当なものであることを証明するために十分な救急酸素を利用しているか否かを評価するための者）によってシステムの遠隔監視が出来るように、コントローラに負荷できる。

図 7 A から図 7 D は、通常処理モード用のコントローラの論理フローチャートを示す。こ

10

20

30

40

50

れは、入力／出力制御スケジュールともいう。修理技術者又は工場技術者が、プログラムをチェックリセットする手段（方法）として利用されるキャリブレーションモードにコントローラを設定するために、該技術者によってモードスイッチ２８が利用される。図６に示すように、インジケータは読み取った液面レベル、移送要求の状態、及び低酸素濃度情報を患者に提供する。コントローラに最新の情報を提供するために、すべてのセンサは連続的に動作する。図８から図１１は、最適液化動作スケジュールと呼ばれる通常動作モード（スタートアップ、濃縮、移送、及び沸騰乾燥）用の入力値の関数として、詳細な出力状態を示す。

例えば、図８はスタートアップモード（システムが最初に起動されるか、沸騰乾燥乾燥後のモード）に関する。図６から図８、及び図１に示すように、スタートアップモード時、液体センサ１７は貯蔵容器中の液体体積がゼロであることを示し、酸素センサ１８が８８％以上の酸素濃度を示すと、バルブ１９が開放され、ヒータ２１がオフされ、冷凍機１２がオンされ、インジケータやコントローラが冷却状態を示す。バルブ２５が圧力を制御するように調整される。

システムが十分な冷却温度に達すると、安定状態又は通常動作の凝縮モードが使用される。図９に示すように、酸素センサが８８％以上の酸素濃度を示し、図９の左欄の他の基準が達成されると、コントローラ１６への入力がそのようになり、チャートの右欄に記載された出力状態が達成される。例えば、貯蔵容器のレベルが満杯状態を検出したものであれば、液体レベルセンサは約１００％のレベルを示し、これによりバルブ１９と２５を閉じ、ヒータをオフし、復熱器をオフし、貯蔵器が満杯であることを示す信号をインジケータに提供する。

図１０の移送モードは、人が携帯可能な保温ボトル又は貯蔵容器２３に主貯蔵容器１４から充填する段階である。例えば、図１０の最上部には、コントローラの読取値が示してあり、液体センサが２０％未満の液面を示す場合、図示するように主貯蔵容器から携帯型貯蔵容器に十分な気体が移送されていないという結果が計算される。携帯型容器に液体酸素を送るためにオペレータが貯蔵容器の圧力を上げたい場合、ヒータが起動され、図１０の左欄の最後の行に示すように、圧力センサによって圧力が２２ p s i aを超えたことが表示されると、ヒータ２１がオフされて、コントローラの読取値又はインジケータが、携帯型容器への液体酸素の移送が出来ることを示す。最後に、図１１は、蒸気を逃がすためにバルブ２５を開放した沸騰乾燥モードと、それに関連する種々のパラメータを示す。

図１２は、図１における冷凍機１２の好適な実施形態であるパルスチューブ式冷凍機の概要を示す。コンデンサにおける冷却負荷は小さい（７～１５ W）ので、移動用酸素システムには、一つの移動部（圧力振動子）しか備えていないパルスチューブ式冷凍機が好適に利用される。パルスチューブ式冷凍機は、米国特許第５，４８８，８３０号、第５，４１２，９５２号、第５，２９５，３５５号に記載されている。図１１は、ダブルインレット型のパルスチューブ式冷凍機を示す。その他の形式のパルスチューブ式冷凍機（PTR）、例えば、基本的なPTR又はインナーチューブ式PTR（Zhu等、第９回国際冷凍機会議、NH、１９９６年６月）を利用してもよい。

図１２に示すダブルインレット型パルスチューブ式冷凍機は、圧力振動部３０、主ヒータリジェクタ３１、リジェネレータ３２、ヒートアクセプタ３３、パルスチューブ３４、オリフィスリジェクタ３５、バイパスオリフィス３６、主オリフィス３７、及び貯蔵空間３８を有する。閉鎖されたPTRと加圧回路における好適な冷凍ガスはヘリウムであるが、その他の種々のガス（例えば、ネオン、水素）も利用できる。動作時、PTRは、ヒートアクセプタ３３における低温の熱をオリフィスヒートリジェクタ３５に圧送し、そこでは大気温度で排気される。図１２はＵ型チューブの形態のPTRを示すが、インライン（直線配置）構造、同軸配置構造でもよい。そこに記載されているものは、ピストン型の圧力振動器であるが、その他の形式（例えば、ダイヤフラム又はベローズを用いた物）も利用可能である。

図３は、冷凍機の他の形態の概要を示す。これは、蒸気圧縮式サイクル型冷凍機であり、米国特許第５，５７９，６５４号、フデレー及びアンドリアによる１９６９年ドイツ特許

10

20

30

40

50

、米国特許第 1, 3 3 6, 8 9 2 号に示すような、混合ガス式冷凍機を用いている。小型・便利・低価格という条件に合致する限り、その他の冷凍機であってもよい。図 1 3 において、冷媒は、コンプレッサで高圧まで圧縮される。次に、冷媒は、アフタークーラで冷却され、ヒート G h が環境に廃棄される。オイルセパレータにおいて、オイルが分離される。オイルは、流れを規制するものによって、コンプレッサの入口まで戻される。冷凍ガスは熱交換器に流れ、そこで返送冷却流によって冷却される。混合物の成分は、本プロセスにおいて凝縮される。液体とガスの冷凍混合物は、スロットルバルブを介して流れ、該バルブで減圧され、その温度が低下される。この冷媒は、蒸発器に入り、そこで熱負荷 Q_c が吸収されて、一部の液体が沸騰して蒸気となる。この蒸気は、流入する流体から熱を吸収する熱交換器の冷却側に流れる。次に、蒸気はコンプレッサに流れる。熱 Q_c は、低温 T_c で受け入れられる。これは、コンデンサが冷凍機に連結される場所である。この種の冷凍機において、 T_c よりも高温で、酸素から熱を奪うことができる。

図 1 4 と図 1 5 には、垂直型の重力式コンデンサ 1 3 の一例が示してある。酸素濃縮装置からのガスは、導管 5 7 からチャンバ 5 8 に流れ、さらに外側チューブ 4 1 と内側チューブ 4 2 との間の環状通路 5 9 を介して分配される。内側ロッド 4 2 は、酸素コンデンサ 1 3 と冷凍機 1 2 の表面間の温度勾配を最小化するために、高い熱伝導率を有する材料（例えば無酸素高伝導率 O F H C (Oxygen Free High Conductivity) の銅）からなる。冷凍機の冷却側端部が、交差ハッチングされた部材 6 1 で示してある。表面張力により、軸方向のスロット又は溝 4 3 が、液体を凝縮しながら吸引する。これにより、凝縮面の全体に液体薄膜が形成されるのを防止し、流入ガスからの伝熱を促進する。凝縮された液体は、ロッドの底部から滴下し、凝縮されていないガスが環状部 6 0 の端部から流出する。冷凍機が十分な冷凍能力と温度性能を有する場合には、コンデンサに流入するガスをすべて液化することができる。しかし、凝縮される窒素とアルゴンの量を最小化するために、好適な実施形態では流入するガスを 2 0 ~ 9 0 % を凝縮している。流入量は、制御バルブ 1 9 と該バルブの下流側の流量規制部の大きさを設定することによって決定できる。上述のように、流入ガスの一部だけを液化するように、流量はコンデンサと冷凍機の冷却能力を超えて選択される。また、コンデンサの圧力は、所望の流量を維持するように、出来るだけ高く維持される。圧力が高くなると、凝縮温度が上昇し、その結果、冷凍機に必要な要件が少なくなる。

図 1 6 と図 1 7 は、混合ガス冷媒を用いた冷凍機に容器に一体化できるコンデンサの他の形態を示す。この構成によれば、コンデンサの中央から貯蔵容器の液体にアクセスできる。冷凍機 4 5 の冷却側端部は、外側チューブ 4 6 と内側チューブ 4 7 に熱的に接触しており、これらのチューブは高い熱伝導性材料（例えば、O F H C 銅）からなり、冷凍機との接続にフランジ 6 2 と 6 4 を利用している。内側チューブは、表面積を大きくし、凝縮された液体を保有するために、該表面に切り込まれた軸方向のスロット又は溝 4 8（図 1 7 参照）を備えており、これにより該表面の全体に液体の薄膜が形成されるのを防止している。ガスは、ポート 6 3 を介してコンデンサに入る。液体と蒸気は、環状通路 4 9 を介して流れる。本実施形態の斜視図が図 1 8 に示してある。

このように、改良された携帯型家庭用液体酸素システムが開示されている。本発明のいくつかの実施形態と適用例を説明すると共に、発明時点で最適な実施形態を説明したが、大型の産業機器を含め、本発明の概念から逸脱することなく、多数の変更が可能であることは当業者にとって明らかである。物と方法の発明が含まれており、方法の発明において、発明のシーケンスは本発明の範囲で変更可能である。したがって、本発明は拡張することが可能であり、特許請求の範囲の構成及びその均等物以外によって制限されるものでない。

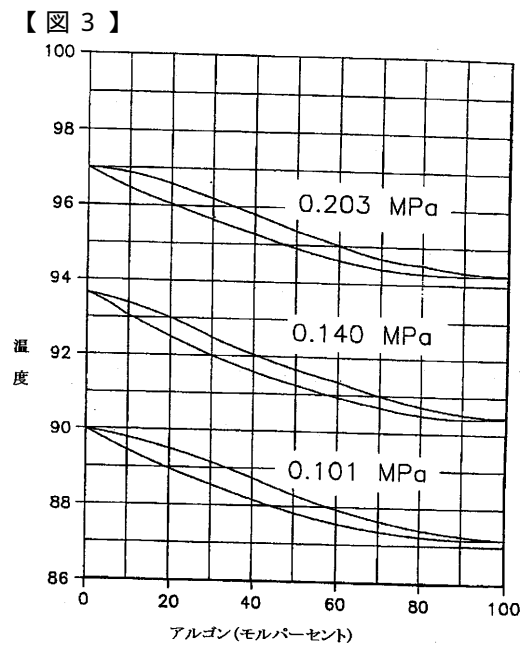
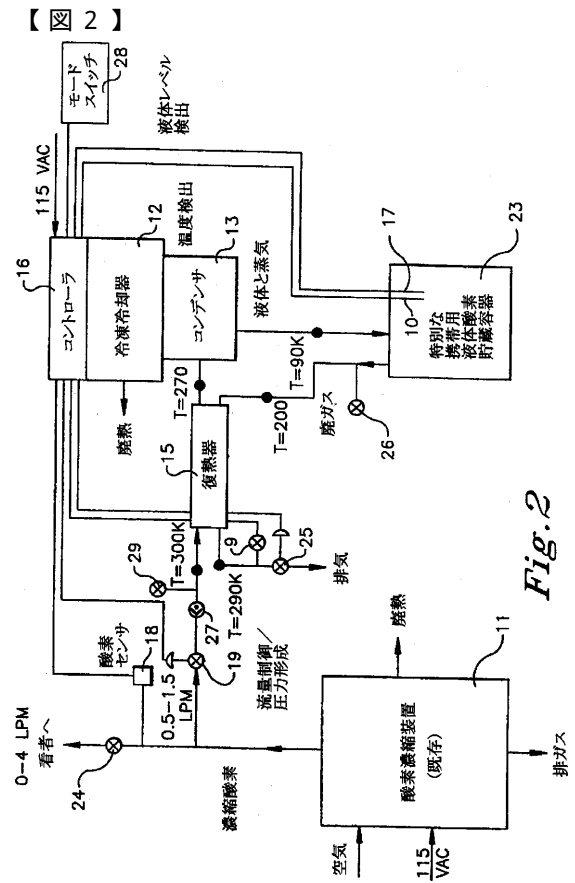
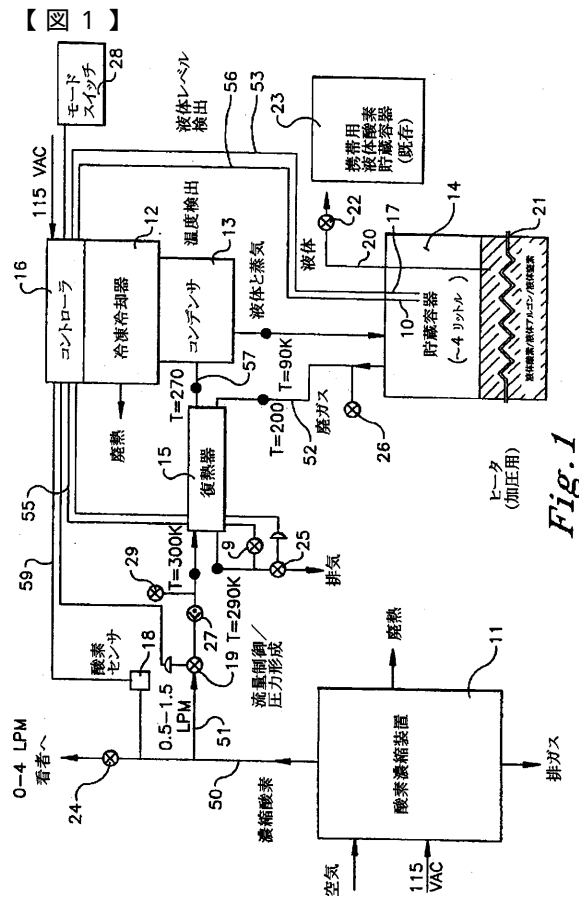


Fig. 3

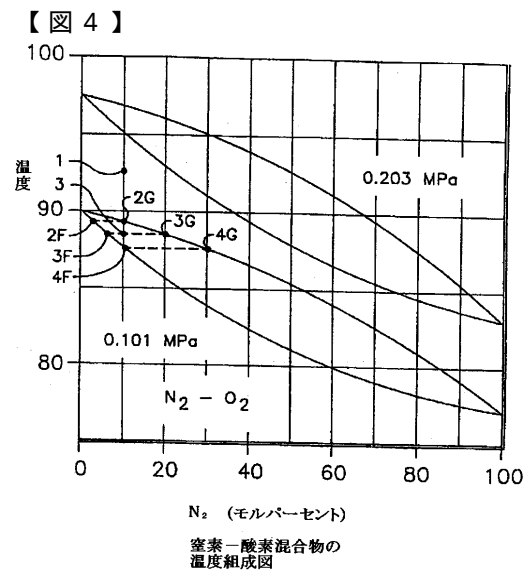


Fig. 4

【図 5】

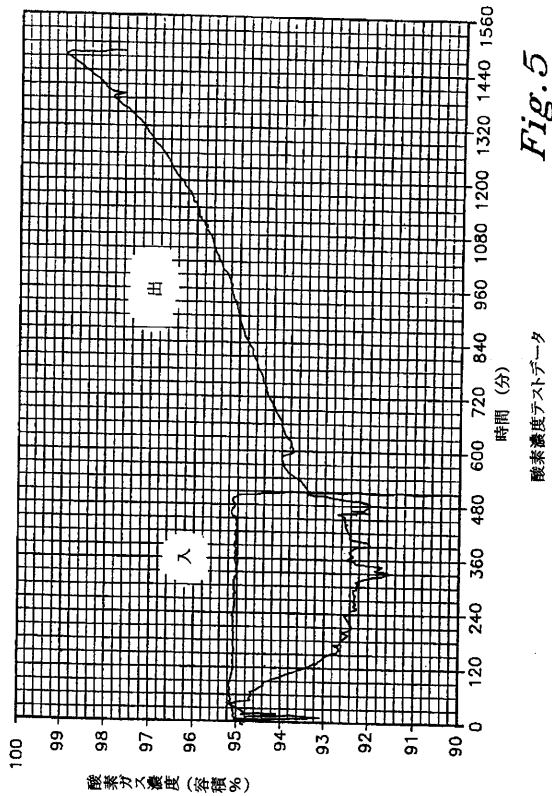
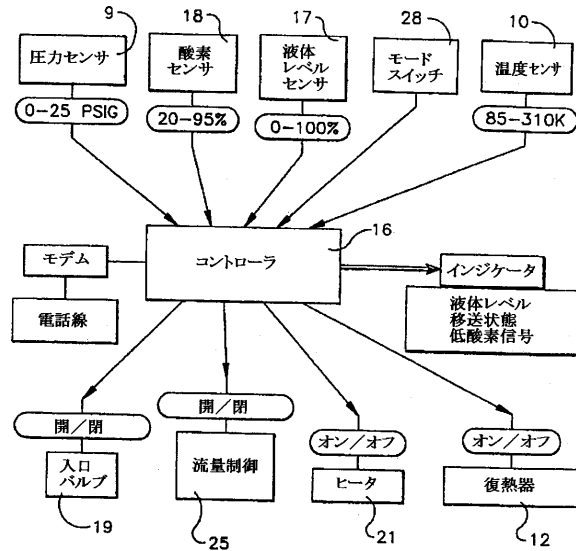


Fig. 5

【図 6】

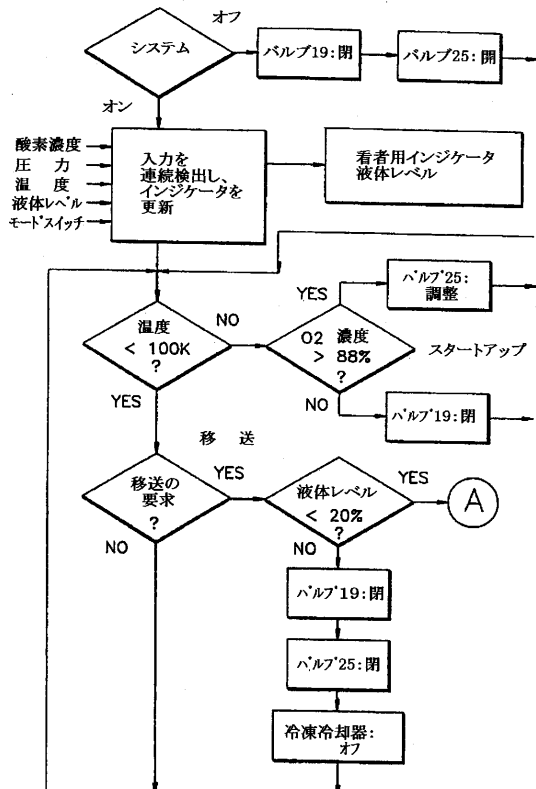


制御ブロック図

Fig. 6

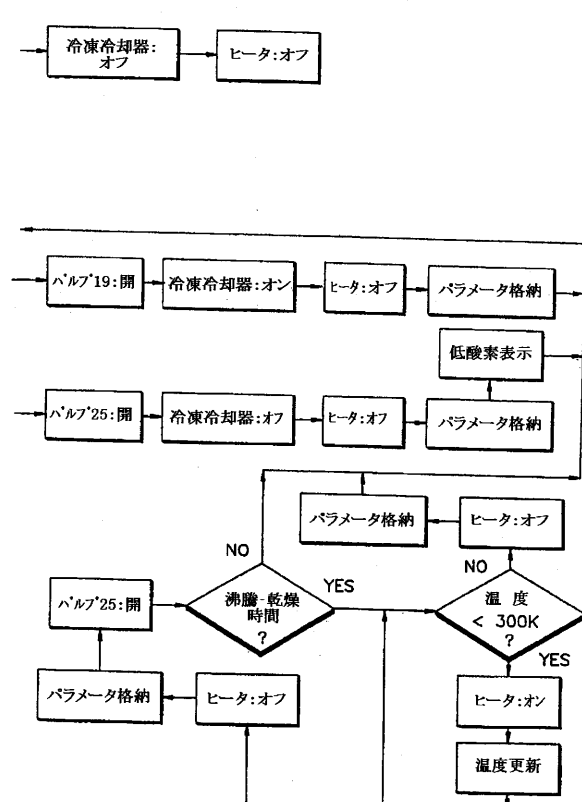
【図 7 A】

Fig. 7A



【図 7 B】

Fig. 7B



【図 7 C】

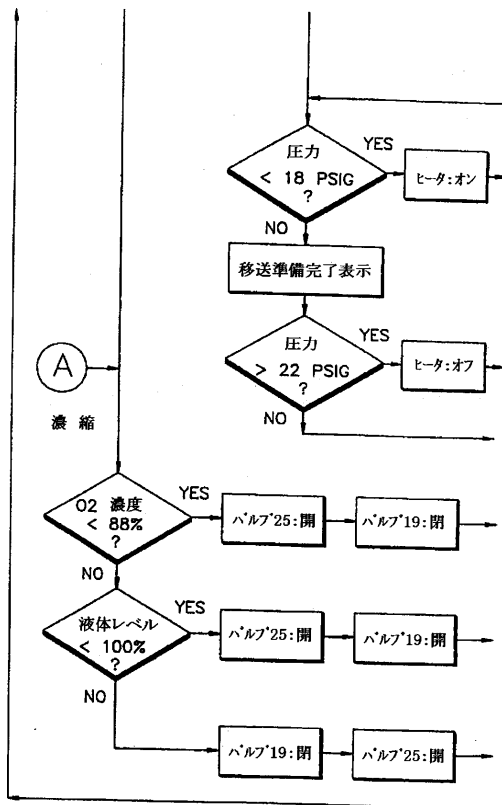


Fig. 7 C

【図 7 D】

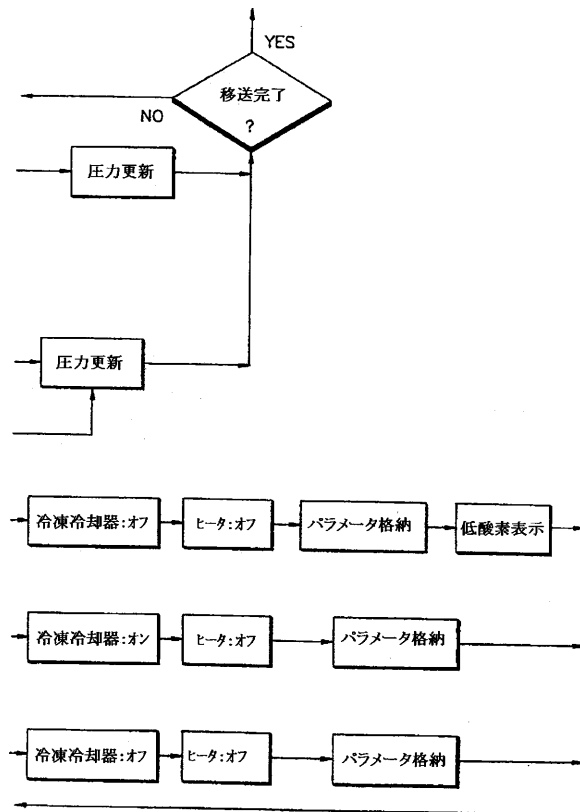


Fig. 7 D

【図 8】

Fig. 8

スタートアップモード
入力レベル及び出力状態

入 力	レベル	出 力	状 態
酸素センサ	>88%	バルブ 19	開
液体レベルセンサ	0%	バルブ 25	開/閉*
		ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オン
		インジケータ	冷却

*圧力制御用に調整

【図 9】

Fig. 9

濃縮モード
入力レベル及び出力状態

入 力	レベル	出 力	状 態
酸素センサ	>88%	バルブ 19	開
液体レベルセンサ	<100%	バルブ 25	開
		ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オン
		インジケータ	濃縮
酸素センサ	≤88%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	<100%	バルブ 25	開
		ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	低酸素
酸素センサ	>88%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	≥100%	バルブ 25	開
		ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	満杯

【図 10】

Fig. 10

移送モード
入力レベル及び出力状態

入 力	レベル	出 力	状 態
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	<20%	バルブ 25	開
		ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	液体:低
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	≥20%	バルブ 25	閉
圧力センサ	<18 PSIG	ヒータ	オン
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	待機
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	≥20%	バルブ 25	閉
圧力センサ	>18 PSIG	ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	移送
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	≥20%	バルブ 25	閉
圧力センサ	>22 PSIG	ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	移送

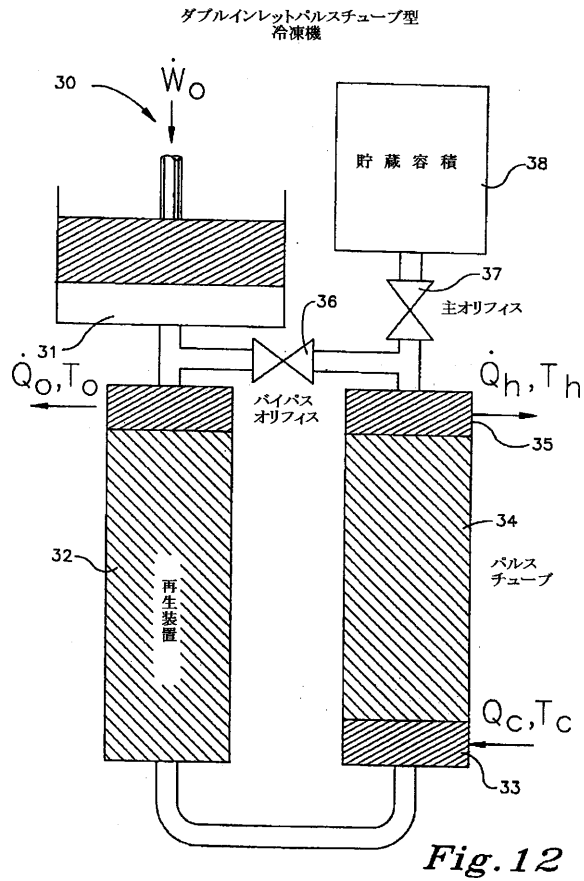
【図 11】

Fig. 11

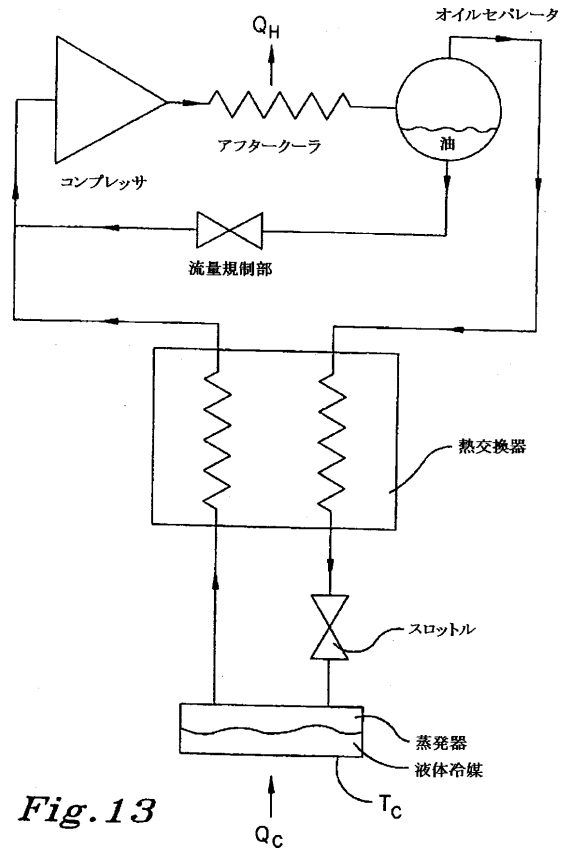
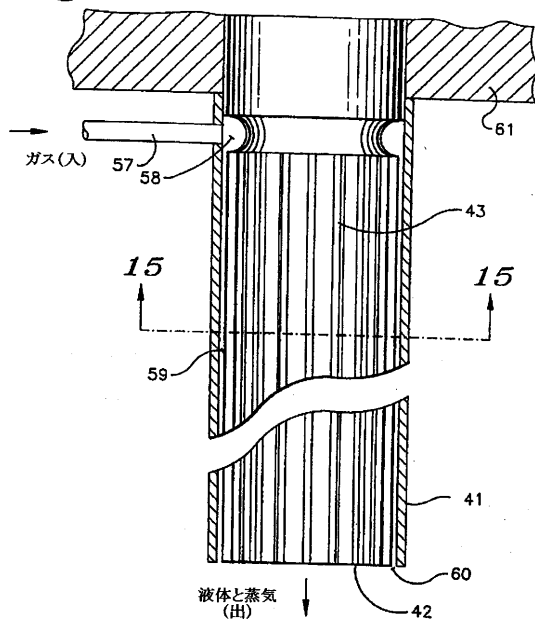
沸騰-乾燥モード
入力レベル及び出力状態

入 力	レベル	出 力	状 態
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	<100%	バルブ 25	開
温度センサ	<300K	ヒータ	オン
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	沸騰-乾燥
酸素センサ	20-95%	バルブ 19	閉
液体レベルセンサ	0-100%	バルブ 25	開
温度センサ	≥300K	ヒータ	オフ
		冷凍冷却器	オフ
		インジケータ	加温

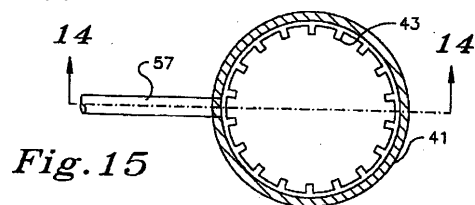
【図12】



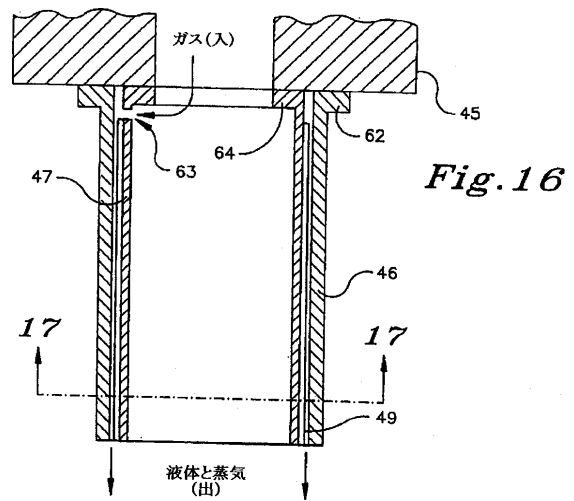
【図13】

【図14】
Fig.14

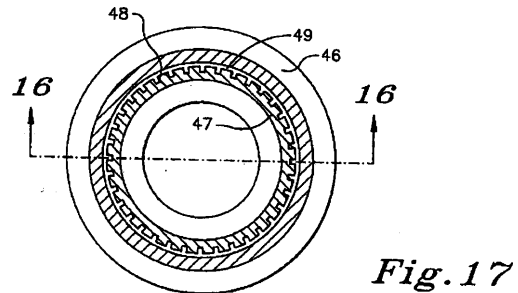
【図15】



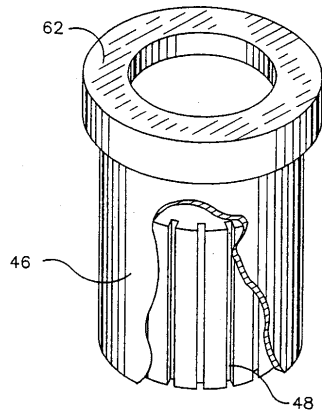
【図16】



【図17】



【図 18】

*Fig. 18*

フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I	
F 1 7 C	13/00	(2006.01)	F 1 7 C 9/02
F 1 7 C	13/02	(2006.01)	F 1 7 C 13/00 3 0 2 A
F 2 5 J	3/06	(2006.01)	F 1 7 C 13/02 3 0 2
F 2 8 D	7/10	(2006.01)	F 2 5 J 3/06
			F 2 8 D 7/10 A

- (72)発明者 ホンコネン, スコット・シー
アメリカ合衆国 9 2 1 2 4 カリフォルニア州サンディエゴ、アウトルック・ポイント 5 3 3 9 番
- (72)発明者 ヒル, セオドア・ビー
アメリカ合衆国 9 2 1 2 6 カリフォルニア州サンディエゴ、レイブン・リッジ・ポイント 7 4 1 6 番
- (72)発明者 ヒル, チャールズ・シー
アメリカ合衆国 9 2 0 1 4 カリフォルニア州デル・マル、ピア・メラノ 2 5 1 8 番
- (72)発明者 ウォーカー, グラハム
カナダ、ブイ 9 アール・6 エム 6、プリティッシュ・コロンビア、ナナイモ、プロメナード・ドライブ 1 0 5 1 5 0 番

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 米国特許第 0 4 8 7 0 9 6 0 (U S , A)
特開平 0 1 - 1 8 3 4 0 2 (J P , A)
特開昭 6 2 - 1 4 8 3 0 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 16/10 - 16/18
B01D 8/00
B01D 53/02 - 53/12
C01B 13/00 - 13/11
F17C 9/02 - 9/04
F17C 13/00 - 13/12
F25J 3/06
F28D 7/10 - 7/14