

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4958366号
(P4958366)

(45) 発行日 平成24年6月20日(2012.6.20)

(24) 登録日 平成24年3月30日(2012.3.30)

(51) Int.Cl.

F I

B O 1 D 53/04 (2006.01)
C O 1 B 13/02 (2006.01)B O 1 D 53/04 B
C O 1 B 13/02 A

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2001-581959 (P2001-581959)	(73) 特許権者	303012504
(86) (22) 出願日	平成13年5月10日 (2001.5.10)		エアーセップ・コーポレーション
(65) 公表番号	特表2003-532519 (P2003-532519A)		アメリカ合衆国ニューヨーク州14228
(43) 公表日	平成15年11月5日 (2003.11.5)		-2070, バッファロー, クリークサイ
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/015053		ド・ドライブ 401
(87) 国際公開番号	W02001/085309	(74) 代理人	100089705
(87) 国際公開日	平成13年11月15日 (2001.11.15)		弁理士 社本 一夫
審査請求日	平成20年5月9日 (2008.5.9)	(74) 代理人	100076691
(31) 優先権主張番号	60/202,898		弁理士 増井 忠武
(32) 優先日	平成12年5月10日 (2000.5.10)	(74) 代理人	100075270
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小林 泰
		(74) 代理人	100080137
			弁理士 千葉 昭男
		(74) 代理人	100096013
			弁理士 富田 博行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多数床圧カスイング吸着方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つの成分気体を供給気体混合体から吸着し得るように3つ吸着器床(C, B, A)を備え、供給気体混合体を交互に且つ順次に吸着器床の各々を通して同一流れ方向に供給して成分気体の少なくとも実質的な部分を吸着すると共に、反対流れ方向に供給される加圧された気体によって吸着された成分気体をパージすることにより、装置の出口(100)に運ばれる使用可能な製品気体がサイクル状に製造される、圧カスイング吸着装置内にて濃縮した製品気体を供給気体混合体から製造する方法において、

前記製品気体は、

(a) 第1の吸着器床(C)に吸着された成分気体をパージする工程の完了後に、第2の吸着器床(B)からの加圧された製品気体を用いて第1の吸着器床(C)を中間的に加圧しながら、第3の吸着器床(A)から使用可能な製品気体の出口への供給を続け(工程3)、

(b) 第3の吸着器床(A)によって使用可能な製品気体を製造しながら、第3の吸着器床(A)からの加圧された製品気体を用いて第1の吸着器床(C)の中間的加圧を継続し(工程4)、

(c) 第3の吸着器床(A)がもはや製品気体を出口に提供しなくなった後には、第3の吸着器床(A)からの気体で第1の吸着器床(C)の加圧を継続する(工程5)、

各工程を含むサイクルで製造する、方法。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 に記載の方法において、吸着器床の各々の 1 つについて、吸着器床を最低圧から最高圧まで再加圧する工程において、吸着器床が最低圧と最高圧の間の中間レベルに加圧された後のみに製品気体の出口への提供を開始する連続的サイクル（工程 6 , 10 , 2）を含んでいる、方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、工程 4 における再加圧は、第 3 の吸着器床が最高圧に達した場合に第 3 の吸着器床から第 1 の吸着器床への使用可能な製品気体の一部を分配する工程を含み、工程 5 における再加圧は、供給気体の第 3 の吸着器床への供給と第 3 の吸着器床から出口への使用可能な製品気体の供給の両方を停止し、同時に第 3 の吸着器床における少なくとも残った製品気体を第 1 の吸着器床に提供する工程を含む、方法。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法において、第 2 の吸着器床を再加圧するために、第 1 の吸着器床が中間的圧力に達した後に、第 3 の吸着器床からの製品気体を第 2 の吸着器床に再分配する工程をさらに含む、方法。

【請求項 5】

周囲空気から酸素濃縮気体を製造するための請求項 1 に記載の方法であって、吸着器床は窒素吸着材を含み、酸素濃縮気体を装置の出口へ送り出すものであり、各サイクルは 12 の工程を含んでおり、それらは、

（a）周囲空気内の窒素の少なくとも大部分を吸着するために周囲空気を第 1 の吸着器床（C）を通して同一流れ方向に供給し、第 1 の吸着器床を通過した気体を酸素濃縮製品気体として装置の出口へ送り出し、それと同時に第 1 の吸着器床（C）の気体圧力を上昇した作動圧力まで高め、それとほぼ同時に第 2 の吸着器床（B）を加圧するプロセスを開始するために第 2 の吸着器床（B）を通して反対流れ方向に供給されるべき第 3 の吸着器床（A）からの加圧された製品ガスを第 2 吸着器床（B）に向け、それと同時に第 3 の吸着器床（A）が減圧されると共に、第 2 の吸着器床（B）から吸着された窒素をパージする工程を完了させ（工程 6）、

20

（b）第 2 の吸着器床から吸着された窒素をパージする工程の終了後に、第 3 の吸着器床からの製品気体によって第 2 の吸着器床を再加圧するプロセスを継続し、（工程 7）、

（c）第 1 の吸着器床を、上昇した作動圧力から減圧を開始するようにすると共に、第 1 の吸着器床からの製品気体を装置の出口に送り出すが、第 2 の吸着器床の再加圧を継続するために第 1 の吸着器床からの製品気体の一部を第 2 の吸着器床に供給し、それと略同時に第 3 の吸着器床に吸着された窒素を排出させながら第 3 の吸着器床の減圧を継続し（工程 8）、

30

（d）周囲空気および第 1 の吸着器床からの製品気体の両方によって第 2 の吸着器床の再加圧を継続するために、第 2 の吸着器床へ製品気体に加えて周囲空気を供給し（工程 9）

、
（e）周囲空気内の窒素の少なくとも大部分を吸着するために同一流れ方向で第 2 の吸着器床への周囲空気の供給を継続し、第 2 の吸着器床を通過した気体を酸素濃縮製品気体として装置の出口に送り出し、それと同時に第 2 の吸着器床の気体圧力を上昇した作動圧力まで高め、それとほぼ同時に第 1 の吸着器床が減圧され第 3 の吸着器床からの吸着された窒素のパージが完了すると共に、第 3 の吸着器床の再加圧プロセスを開始するために第 1 の吸着器床からの加圧された製品気体を反対流れ方向で第 3 の吸着器床へ供給されるように向けて（工程 10）、

40

（f）第 3 の吸着器床からの吸着された窒素のパージ工程が完了した後に、第 1 の吸着器床からの製品気体で第 3 の吸着器床を再加圧するプロセスを継続し（工程 11）、

（g）第 2 の吸着器床から装置出口へ製品気体の供給を継続するが、第 3 の吸着器床の再加圧を継続するために、第 2 の吸着器床からの製品気体の一部を第 3 の吸着器床に分配しながら、第 2 の吸着器床が上昇した作動圧力から減圧を開始するのを許容し、それとほぼ同時に第 1 の吸着器床に吸着された窒素を排出しながら第 1 の吸着器床の減圧を継続し（工程 12）、

50

(h) 周囲空気および第2の吸着器床からの製品気体の両方によって第3の吸着器床の再加圧を継続するために、第3の吸着器床へ製品気体に加えて周囲空気を供給し(工程1)

、
(i) 周囲空気内の窒素の少なくとも大部分を吸着するために同一流れ方向で第3の吸着器床への周囲空気の供給を継続し、第3の吸着器床を通過した気体を酸素濃縮製品気体として装置の出口に送り出し、それと同時に第3の吸着器床の気体圧力を上昇した作動圧力まで高め、それとほぼ同時に第2の吸着器床が減圧され第1の吸着器床からの吸着された窒素のパージが完了すると共に、第1の吸着器床の再加圧プロセスを開始するために第2の吸着器床からの加圧された製品気体を反対流れ方向で第1の吸着器床へ供給されるように向けて(工程2)、

(j) 第1の吸着器床からの吸着された窒素のパージ工程が終了した後に、第2の吸着器床からの製品気体で第1の吸着器床を再加圧するプロセスを継続し、(工程3)、

(k) 第3の吸着器床から装置出口へ製品気体の供給を継続するが、第1の吸着器床の再加圧を継続するために、第3の吸着器床からの製品気体の一部を第1の吸着器床に分配しながら、第3の吸着器床が上昇した作動圧力から減圧を開始するのを許容し、それとほぼ同時に第2の吸着器床に吸着された窒素を排出させながら第2の吸着器床の減圧を継続し(工程4)、

(l) 周囲空気および第3の吸着器床からの製品気体の両方によって第1の吸着器床の再加圧を継続するために、第1の吸着器床へ製品気体に加えて周囲空気を供給する(工程5)、各ステップを含み、

(m) 装置の出口への酸素濃縮気体の供給継続の要求に応じて、ステップ(a)~(l)を繰り返す、方法。

【請求項6】

請求項5の方法において、

前記12個の工程は作動弁によって制御されるものであり、

工程(a)、(e)および(i)のそれぞれは1つの吸着器床に周囲空気を供給するために各吸着器床の一つに開いている供給弁(116)と、残りの2つの吸着器床のうちの一方を残りの吸着器床の他方によって再加圧するために残りの2つの吸着器床の間に開いている平衡弁(136)と、残りの2つの吸着器床のうちの一方に開いている廃棄弁(120)とを用い、

工程(b)、(f)および(j)のそれぞれは、1つの吸着器床に開いている供給弁と、残りの2つの吸着器床の間に開いている平衡弁とを用い、

工程(c)、(g)および(k)のそれぞれは、1つの吸着器床に開いている周囲空気供給弁と、残りの2つの吸着器床のうちの1つを再加圧するための1つの吸着器床と残りの2つの吸着器床のうちの一方との間に開いている平衡弁と、残りの2つの吸着器床のうちの他方に開いている廃棄弁とを用い、

工程(d)、(h)および(l)のそれぞれは、残りの2つの吸着器床のうちの1つに開いている周囲空気供給弁と、残りの2つの吸着器床の一方の圧力を高めるために1つの吸着器床と残りの2つの吸着器床のうちの一方との間および出口に開いている平衡弁と、開いたままの残りの2つの吸着器床の他方に開いている排気弁とを用いる、

方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【関連出願の相互参照】

本発明は、全体として、圧力スイング吸着法(「PSA」)により気体混合体を分離する気体濃縮装置、より具体的には、各種の工業用、商業用及び(又は)医療用目的のため、酸素を効率的に且つ静粛に製造する装置に関する。2000年5月10日付けで出願された出願係属中の仮特許出願第60/202,898号の優先権を主張するものである。

【0002】

【発明の背景】

本発明が関連する、P S Aすなわち圧力スイング吸着装置の一般的な型式及び作動原理は、その他のもののうち、米国特許第3,564,816号、米国特許第3,636,679号、米国特許第3,717,974号、米国特許第4,802,899号、米国特許第5,531,807号及び米国特許第5,871,564号に記載されている。例えば、圧力スイング吸着装置は、2つ又はより多くの吸着器を備え、該吸着器の各々は供給流からの気体状混合体がある後に吸着器を通じて同一流れ方向に向けられるとき、床内に吸着することにより気体状混合体から少なくとも1つの成分気体を分画すべく吸着材料の固定のふりい床を有している。1つの吸着器が吸着を行う間、別の吸着器は、同時に、第1のすなわち製造吸着器から吸引され且つ他方の吸着器を通じて反対流れ方向に向けられる製品気体の一部にてその吸着した成分気体をパージする。他方の吸着器がパージされたならば、次に、予め設定した時点にて供給流は同一流れ方向に向けて他方の吸着器に向けられ、その他方の吸着器が吸着を行う。次に、第1の吸着器は、同時に又は2つ以上の吸着器がある場合、別の時間設定した順序にてパージされ、これらは全て上記の特許を読むことにより理解されるよう。

10

【0003】

例えば、医療用、工業用又は商業用であるかどうかを問わずに色々な用途にて使用するため、周囲空気から高濃度酸素を製造すべくかかる装置が使用されるとき、装置に入る空気は、典型的に、約78%の窒素、21%の酸素、0.9%のアルゴン、及び可変量の水蒸気を含んでいる。主として、窒素の殆どは装置によって除去され、医療目的のため、例えば、典型的に、少なくとも約80%の酸素を含む気体製品を発生させる。

20

【0004】

【発明の概要】

本発明は、新規で且つ改良された圧力スイング吸着（「P S A」又は「酸素濃縮器」）装置、特に、所望の用途に必要な酸素濃度を実現することができ、しかも、既知の多数床システムよりもより生産的で、よりエネルギー効率的で且つより静粛に作動する装置の作動方法を提供するものである。このことは、少なくとも一部分は、3つの床を超えない本発明の多数床P S A装置により及びそのときは製造作用をする「能動的」床により発生された有用な製品気体ではなくて、そのときは製造作用を行わない床すなわち「非能動的」床により発生された気体にて床がパージされる作動工程を含む作動サイクルにより実現される。

30

【0005】

本発明の上記及びその他の目的、特徴並びに有利な点は、本発明の1つの好ましい実施の形態についての添付図面に関する以下の説明を読むことにより、一層明らかになるであろう。

【0006】

【好ましい実施の形態の詳細な説明】

先ず、図面を参照すると、図1には、本発明に従って、圧力スイング吸着法により全体として周囲空気であるが必ずしもそれには限らない気体状混合体から少なくとも1つの成分、すなわち窒素を分画するのに使用される圧力スイング吸着すなわちP S A装置の1つの実施の形態が全体として参照番号20で図示されている。「AIR」で表示した気体状空気混合体は、吸気共振器58の粒子及び蒸気フィルタ21を通じて装置20に供給されて供給流の吸気の雑音を減少させる。供給流は共振器58からポンプ又はコンプレッサ組立体24により流体管106を流れて流れる。電動コンプレッサ110、熱交換器108及び圧力逃がし弁112を保持するコンプレッサ組立体24は、供給流を流体管107を通じて連続的に移動させ、この流体管は、相応する供給弁116a、116b、116cを順次作動させることにより供給流を3つの入口管114a、114b、114cをそれぞれ通じて交互に且つ順次に送り得るように枝分かれしている。

40

【0007】

例えば、供給弁116aが開いているならば、供給流は、「同一流れ」方向すなわち、図1にて上方向に向けて第1の吸着器Aの入口82aに入る。吸着器A内に保持されたふる

50

い床 8 3 a を通って流れるとき、供給流は、ふるい床 8 3 a により吸着された供給流中の窒素の実質的な部分により、製品気体の所望の濃度に分画される一方、例えば、約 9 5 % の酸素から成る供給流の残りの部分は第 1 の吸着器 A の出口 8 4 a を通って製品気体として進行する。本明細書にて説明するように、吸着器は、装置のユーザに供給するため、製品気体を製造する一方、該吸着器は「能動的」床と称される一方、他方の床の各々は「非能動的」床と称される。

【 0 0 0 8 】

吸着器 A 内の内部圧力が十分に高レベルであるとき、吸着器 A から出る製品気体の実質的な量は管 1 5 0 a 及び共通の製品供給管 1 5 0 を通じて以下に説明する流れ制御組立体 6 8 に向けられ、ユーザに利用可能な有用な製品気体の一部を構成する。製品気体が制御組立体 6 8 から吸着器 A に逆流するのを防止し得るように逆止弁 1 4 4 a が管 1 5 0 内に配置されている。また、吸着器 B、C 内への逆流を防止するため相応する逆止弁 1 4 4 b、1 4 4 c も設けられている。これらの逆止弁 1 4 4 a、1 4 4 b、1 4 4 c は、また、それぞれの吸着器の排出圧力が管圧に少なくとも等しい程度だけ高圧であり、これにより、吸着器床をより高圧で且つより効率的な圧力にて作動させるまで、そのそれぞれの吸着器から供給管 1 5 0 への製品気体の供給を遅らせるのに役立つ点で重要である。

【 0 0 0 9 】

吸着器 A が能動的床として機能する間、吸着器 B は非能動的床であるが、吸着器 A の前に能動的床であった状態から依然として加圧される。本発明によれば、パージ制御弁 1 3 6 b c は開いて非能動的吸着器 B の加圧された気体を解放し、相応する偏向器の管 1 3 2 b c を通って流れ且つ非能動的吸着器床 C の出口 8 4 c を通じて反対流れ方向に流れてパージングを完了し且つ吸着器 C の再加圧を開始し、該吸着器のパージングは、吸着器 A が能動的吸着器となる直前に開始している。

【 0 0 1 0 】

吸着器 A が能動的床である作動サイクルの部分の終了時、吸着器 A によって発生された製品気体の一部分は、またパージ制御弁 1 3 6 a c を開けることにより偏向器の管 1 3 2 a c を通じて非能動的吸着器 C に向けられ、吸着器 C の加圧を続行する。同一の時間順序にて、パージ制限弁 1 3 6 b c が閉じられ、排出弁 1 2 0 b が開放して吸着器 B 内に残る圧力を入口 8 2 b から出ることによりその吸着した窒素を放出し、図 1 に図示するように、適宜な音マフラー又は消音器 1 2 6 を通じて排気として管 9 0 b を通じて、雰囲気中に排出される。

【 0 0 1 1 】

同様に、適宜なマイクロコントローラ（図示せず）により制御される弁の開放順序に依存して、管 1 1 4 c、1 1 4 b 内のそれぞれ相応する供給弁 1 1 6 c、1 1 6 b を順次に関くことにより、吸着器床 C、B は順次に能動的床となり、ふるい床 8 3 c、8 3 b 内に製品気体を発生させ、この過程は、以下に説明するように順次に且つサイクルに対して繰り返される。

【 0 0 1 2 】

管 1 3 2 を通って流れる偏向された製品気体の量を制御するため、吸着器を通じて反対流れ方向に製品気体の所望の量及び流れを一定にし得るように寸法を調節することのできる開口部を有する相応するパージオリフィス 1 4 0 a b、1 4 0 a c、1 4 0 b c が設けられている。図 5 の第 2 実施形態にて図示するように、偏向器の管 1 3 2 a b、1 3 2 a c、1 3 2 b c の各々と平行に管 1 5 2 a b、1 5 2 b c、1 5 2 a c 内に別個に時間制御された双方向弁 1 5 6 a b、1 5 6 a c、1 5 6 b c を追加することにより、吸着器の間の圧力均衡率を調節することも可能である。この第 2 実施形態において、弁 1 3 6 の各々は、その相応する吸着器がパージされるとき、選択的に開放するが、パージが完了し、吸着器が再加圧されるとき、閉じられ、また、相応するオリフィス 1 5 3 a b、1 5 3 a c、1 5 3 b c が適宜な圧力均衡化工程を最適にし得る寸法である状態で相応する弁 1 5 6 は開放する。これと代替的に、第 2 実施形態における平行な偏向器の管 1 5 2 a b、1 5 2 b c、1 5 2 a c は、特定の P S A 能力の場合、偏向器の管 1 3 2 a b、1 3 2 b c、

10

20

30

40

50

1 3 2 a c を補助するために使用することができ、この場合、弁 1 3 6 は均衡化工程の間、閉じられず、オリフィス 1 5 3 a b、1 5 3 a c、1 5 3 b c は、P S A 設計に対してより多量の流量を必要とするパージ又は均衡化工程に対し適宜な量の追加的な流れを追加することによりパージオリフィス 1 4 0 a b、1 4 0 a c、1 4 0 b c を通る流れを補充し得るような寸法とされている。

【0013】

3つの吸着器 A、B、C により発生された製品気体の使用可能な部分を受け入れる流れ制御組立体 6 8 は、混合タンク 1 5 4 と、試験ブロック構成要素 1 6 9 と、圧力調整器 1 7 0 と、従来の流れ制御弁 9 2 と、逆止弁 1 9 0 a と、従来の細菌フィルタ 1 9 8 と、出口コネクタ 1 0 0 とを備えることができる。混合タンク 1 5 4 は、製品気体を所望の濃度に平均化するために使用することができる。混合タンク 1 5 4 を通ったならば、製品気体は、圧力を加えた状態で管 1 6 7 を通って向けられ且つ流れ制御弁 9 2 に達するまで、圧力調整器 1 7 0 によって監視される。次に、製品気体の流量は、流れ制御弁 9 2 により独立的に制御され、管 1 7 2 及び逆止弁 1 9 2 a を通って出口コネクタ 1 0 0 まで進む。また、代替的な又は補充的な気体供給源又は圧力を加えたメディキャストを装置に取り付けることができる逆止弁 1 9 0 b も図示されている。

【0014】

吸着器の各々が窒素にて飽和されたとき、弁は、順次に作動して、最初にそのそれぞれの供給弁 1 1 6 を閉じて、発生された製品気体の残りが該吸着器から出るとき、吸着器内の圧力を降下させる、すなわち減圧させる。部分的に減圧されたならば、その吸着器用の廃物弁すなわち出口弁 1 2 0 を開いて、別の非能動的吸着器内で再加圧状態で発生された製品気体の部分を適宜な弁順序により反対流れ方向に向けて流れるようにし第 1 の吸着器をパージし、第 1 の吸着器を再調節し、次の作動サイクルにて酸素濃縮した製品気体を適宜な順序で製造する。

【0015】

当該技術分野の当業者に明らかであるように、吸着器 A、B、C の各々は、適宜な支持構造体に取り付けられたほぼ細長い容器を備え、該容器は、貫通して供給される空気から窒素を吸収し得るようにされた吸着材料床でほぼ充填された内部キャビティを有している。更に、吸着器の各々の入口 8 2 a、8 2 b、8 2 c 及び出口 8 4 a、8 4 b、8 4 c は、吸着材料床を通じて互いに流れ連通している。従って、同一流れ方向に向けて吸着器の入口 8 2 の各々内に向けられた空気の供給流れは、吸着材料に露呈され、これにより、空気中の窒素が吸着され、吸着器を再生するため、反対流れ方向（図 1 に示すように下方）に向けて流れる、偏向した製品気体によって、吸着された窒素は、吸着材料により解放され且つその廃物弁 1 2 0 a、1 2 0 b、1 2 0 c が開いたとき、そのそれぞれの入口 8 2 及び相応する排出管 9 0 a、9 0 b、9 0 c を通じて相応する吸着器から雰囲気中に排出される。

【0016】

吸着器 A、B、C の吸着器床は、例えば、20 / 40 メッシュの床寸法を有するアルミナケイ酸ナトリウムとして既知の分子ふるい材料のような多数の適宜な吸着材料の任意のものから成るものとして行うことができる。特徴的に、吸着材料の型式及び量は、所望の濃度の製品酸素気体を発生させ得るように相応する吸着器 A、B、C 内にて処理された空気から適宜な量の窒素を吸収し得るように選ばれる。

【0017】

図示した実施の形態において、医療用途用の吸着器床の各々は、長さ約 25 . 4 cm（約 10 . 0 インチ）及び直径 7 . 62 cm（3 . 0 インチ）であり、ふるい材料の重量は各々 649 g である。好ましくは、床は、床がその減圧又は圧力均衡化段階にあるとき、「流動化」しないようにばね偏倚させる。空気の供給流は約 1 . 071 s c f m にて提供され、パージ管のオリフィス開口部は約 1 . 321 mm（約 0 . 052）インチに設定される。理解し得るように、それぞれのパージ制御弁 1 3 6 a b、1 3 6 a c、1 3 6 b c が開いたとき、「パワーパージ」相が開始されて吸着器 A、B 又は C は吸着器の別のもの

から排出気体を受け取り、オリフィスの寸法は、開放したパージ弁の影響を受ける床の圧力均衡化の程度を決定する。これと代替的に、パージ弁及びパージオリフィスの双方として機能し得るように、パージ弁 136 の座部を適宜に寸法設定し、また、図 5 の実施の形態の場合、オリフィス 153 を不要にし得るように弁 156 を適宜に寸法決めすることも可能である。

【0018】

上述したように、2つの吸着器床を有するPSA装置を医療用途用に使用することも既知であり、この場合、吸着器の一方のみが任意の時点にて吸着を行う一方、他方の吸着器は再生を行う。医療用途用のかかる装置は、多くの状況にてかなり大型であるか、又は十分に静粛でないため、第3の吸着器床を導入することにより、及び図2及び図3に図示するように、これらより小さい寸法の床の使用を可能にし得るように最小の作動弁及び制御オリフィスの正確な順序及びタイミングを案出することにより、我々はこの問題点を解決した。

【0019】

図2に図示するように、本発明による3つの床PSA装置は、12の順次的な工程の各々の作動サイクルにて約93%酸素濃度の気体を分当たり約3リットル提供し得るように作動する。かかるサイクルの各々において、工程1（図示するように）は、吸着器Bから反対流れ方向に供給される高圧の偏向製品気体及び管114aからの同一流れ方向の供給流れの双方により、約62.053kPa（約9psi）から約96.527kPa（約14psi）まで再加圧される。これと同時に、供給弁116bが閉じられ、閉じた弁116bから吸着器Bに更なる供給流れ空気が提供されない状態にて、吸着器Bは、約155.132kPa（約22.5psi）から約137.895kPa（約20psi）まで減圧される過程にある。これと同時に且つ廃物弁120Cが開いた状態で吸着器C（それ以前のサイクルから製品気体を供給した後、早期にその減圧を開始している）は、約17.237kPa（約2.5psi）から約10.342kPa（約1.5psi）までのその減圧を完了する過程にある。

【0020】

次の工程2において、弁116a、136bc、120cは、約1.20秒の時間且つ本発明に従って開いている。この弁の作動順序により能動的吸着器Aは、約148.237kPa（約21.5psi）まで再加圧を続行する一方、該吸着器は製品気体を管150に供給し始め、ほぼこれと同時に、非能動的吸着器Bは、吸着器Cを通じて減圧され、この吸着器C内にて吸着器Bからの残りの製品気体は弁136bcを通じて吸着器Cに向けられ、吸着器Cを通して反対流れ方向に流れて、吸着器C内にそれ以前に吸着された窒素をパージし且つ排出する。この工程2から、より高圧が実現されるまで、製品気体の供給が遅延し、その結果、製品気体の純度が一層より均一になることが理解できる。

【0021】

工程3において、排出弁120cは、約1.0秒間、閉じられている。吸着器Bが約62.053kPa（約9.0psi）へのその減圧を続行し且つ吸着器Cへの製品気体の供給を続け、吸着器Cを約34.474kPa（約5.0psi）に再加圧する間、吸着器Aは製品気体の供給を続ける。

【0022】

工程4において、約0.8秒の間、弁116a、136ac、120bが開いた状態で、吸着器Aは管150aへの製品気体の供給を続行する一方、その気体の一部は吸着器Cの再加圧を続行し得るように吸着器Cに向けられる。弁120bのみが吸着器Bに対して開いた状態にて、吸着器B内に残る気体の一部は弁120bを通じて排出され、その内部圧力を約17.237kPa（約2.5psi）に減圧させる。

【0023】

理解し得るように、作動サイクルにおける最初の4つの工程間、吸着器Aは主として製品気体を供給すべく能動的吸着器であり、非能動的吸着器Bは、主として窒素を非能動的吸着器Cからパージし且つ該吸着器Cを再加圧するために使用される一方、吸着器Cは、そ

10

20

30

40

50

のパージサイクルを完了し且つ再加圧を開始する。

【 0 0 2 4 】

同様に、工程 5 から 8 までにおいて、また、時間設定した工程及び相応する弁開放の同一の順序にて、吸着器 C は、主として製品気体を排出管 1 5 0 へ供給する能動的吸着器である一方、加圧され且つこのときは非能動的である吸着器 A 内の残りの製品気体は吸着器 B に向けられて、吸着器 B からその吸着した窒素をパージし且つこの吸着器の再加圧を開始する。

【 0 0 2 5 】

最終工程 9 から 1 2 までにおいて、再度、同様の時間及び相応する弁順序にて、吸着器 B は、このときは能動的吸着器であり、非能動的吸着器 C からの加圧された気体は反対流れ方向に向けられて非能動的吸着器 A をパージし且つ該吸着器 A の再加圧を開始する。

【 0 0 2 6 】

次に、装置の連続的な作動サイクルを通じて 1 2 の工程が繰り返される。

図 3 は、本発明に従って 3 床 P S A 装置を制御するために使用される色々な弁の時間設定した弁の開放順序（黒で図示）を示す別の図である。一方、図 4 には、1 2 の工程サイクルの間、吸着器 A、B、C の各々における圧力の変化が示され、また、試験時点 1 2 4 における供給流れ供給管 1 0 7 内の作用可能な圧力及び調整器 1 7 0 の前方の試験箇所 1 6 9 における流れ制御装置 6 8 内の製品気体圧力の変化が示されている。

【 0 0 2 7 】

図 2 及び図 4 から理解し得るように、好ましい実施の形態の結果、約 3 リットル / 分 (1 p m) にて作動しているとき、約 9 3 % の酸素濃度の製品気体が 3 つの吸着器から供給されて少なくとも約 1 3 1 . 0 0 0 k P a (約 1 9 p s i) 及び約 1 6 5 . 4 7 4 k P a (約 2 4 p s i) の高圧にて組立体 6 8 を制御する。従って、雰囲気空気供給流中酸素の少なくとも 4 3 から 4 5 % が製品気体に対して回収できる一方、典型的な 2 床酸素濃縮器は、空気から供給された酸素の約 3 0 から 3 5 % しか回収しない。この効率の増加は、一部分、当該 3 床システム内の吸着器が約 6 2 . 0 5 3 k P a (約 9 p s i) だけ減圧することができる一方、典型的な 2 床システムは少なくとも約 1 2 4 . 1 0 6 k P a (約 1 8 p s i) だけ減圧することを必要とするためである。より低い減圧圧力であれば、より小型の消音器のみがあればよいから、エネルギー効率は更に向上する。更に、典型的な 2 床システムは僅か約 8 9 . 6 3 2 k P a (約 1 3 p s i) 又は当該 3 床システムよりも約 6 8 . 9 4 8 k P a (約 1 0 p s i) 低い製品気体を供給する。

【 0 0 2 8 】

本発明による酸素濃縮器内のより多量又はより少量の公称製品流量を提供するため、吸着器床の物理的寸法、すなわちその直径及び長さを変更し、また、空気供給流量及びパージョリフィスの寸法を調節することが可能である。作動サイクルにおける 1 2 の工程の各々に対する作動時間は、それに応じて、増加又は短縮するが、各サイクルの工程数及び各工程の機能は不変である。床寸法を決定する 1 つの関連する判断基準は、床の全長に互って約 6 . 8 9 5 k P a (約 1 p s i) 圧力降下を維持することにある。このように、本発明による酸素濃縮器は、例えば、手術室及び麻酔並びに人工呼吸装置に使用される約 3 4 4 . 7 3 8 k P a (約 5 0 p s i) の製品供給圧力のような、より多量の製造量の構造とすることが可能である。

【 0 0 2 9 】

本発明による方法を使用すれば、P S A 装置は、多岐に互る目的、多岐に互る作動パラメータ及び作動雰囲気にあった構造とすることができ、その効率及び静粛な作動のため、この装置は医療用の用途にて特に有用である。作動範囲は、6 8 . 9 4 8 k P a (1 0 p s i) 以下の最小値から 6 8 9 . 4 7 6 k P a (1 0 0 p s i) の最大値までの作動圧力とすることができ、サイクル時間は約 3 秒から約 3 分の範囲とし、約 3 8 % から約 9 6 % の酸素濃度の製品気体を製造する。本発明は、また該装置をより高圧力にて作動することも可能にし、このことは、吸着器床を一層より効率的なものにする。

【 0 0 3 0 】

本発明による方法を使用するとき、２つの床のみを使用することも可能であり、この場合、パージ気体は非能動的吸着器ではなくて供給タンクによって提供され、供給タンクは余剰な製品気体にて充填される。しかし、３つの床を有する多数床システムは４０％以上、より効率的であり、また、図４に図示するように、製品気体を作動サイクルの全体に互ってより均一な酸素濃度にて供給し、これにより、濃度を平均化する混合タンクを不要にすることもできる設計を実現する。

【００３１】

本発明による装置は概略図的にのみ図示されているが、当該技術分野の当業者は、本明細書に記載した本発明の説明から、従来の流体、電気及び電子構成要素及び当該技術分野にて周知の制御装置を使用して多数床ＰＳＡ装置を製造することが可能であろう。更に、当該技術分野の当業者は、監視及び（又は）非監視状態の医療目的に使用されるとき、かかる装置に一般的である、視覚的表示計及び安全機能を含むことも可能であろう。製品気体中の酸素濃度を可変に制御することも望ましいならば、図示しないが、米国特許第５，８７１，５６４号に記載された、管１３２ａｂ、１３２ａｃ、１３２ｂｃと平行に、一組みの第２の可調節型パージループを本発明に組み込むことが可能である。

【００３２】

酸素濃縮器２０の作動は、図２及び図３に図示したように、濃縮器２０の弁手段の作動順序を見直すことにより理解することができる。装置の始動時、弁１１６、１２０、１３６の全ては開いて、全ての背圧を解消し、次に、図３に図示した順序にて、例えば、プログラマブル回路（図示せず）内に印刷された従来のスイッチ及びリレースイッチのタイミング機構を通じて開放し又は閉じたままにすることができる。供給弁、廃物弁及び均等化弁の各々は、弁への動力の供給開始又は遮断に応答可能なソレノイド型弁であることが好ましい。従って、供給弁、廃物弁及び均等化弁の各々が開き且つ閉じられる時間の長さを自動的に制御することにより、製品の製造及び再生作動は濃縮器２０内で自動的に制御される。

【００３３】

弁の制御に使用されるタイミング機構は、当該技術分野の当業者に既知の従来の回路及びスイッチを使用して設計することができ、コンプレッサ、スイッチ及び弁への動力は適宜な電氣的接続により提供され、非常時は、補助電池装置により提供される。

【００３４】

以下の説明から明らかであるように、装置２０は、高酸素濃度の流れを発生させ得るように空気を分画するための圧力スイング吸着法の適用例に関して特に説明し且つ図示した。従って、装置２０に対して使用される供給流は、圧縮した雰囲気空気である。本説明は所望の濃度の酸素製品気体を製造することに限定したが、当業者は、この圧力スイング吸着装置をその他の製品気体の製造に使用できることが明らかである。

【００３５】

本発明の精神から逸脱せずに、説明した実施の形態に関し色々な改変及び置換を為すことが可能であることが理解されよう。例えば、吸着器の各々から管１５０への製品気体のタイミング及び供給を制御するため、逆止弁１４４ａ、１４４ｂ、１４４ｃに代えて又はこれら逆止弁に加えて、タイミング設定したソレノイド弁を管１５０ａ、１５０ｂ、１５０ｃ内に含めることが可能である。従って、説明した実施の形態は説明することを目的とするものであり、限定的なものであることを意図するものではない。

【図面の簡単な説明】

【図１】 本発明によるＰＳＡ装置の概略図である。

【図２】 本発明によるＰＳＡ装置の作動工程の順序及びタイミングを示すチャートである。

２Ａは、本発明によるＰＳＡ装置の作動工程の順序及びタイミングを示すチャートである。

２Ｂは、本発明によるＰＳＡ装置の作動工程の順序及びタイミングを示すチャートである。

10

20

30

40

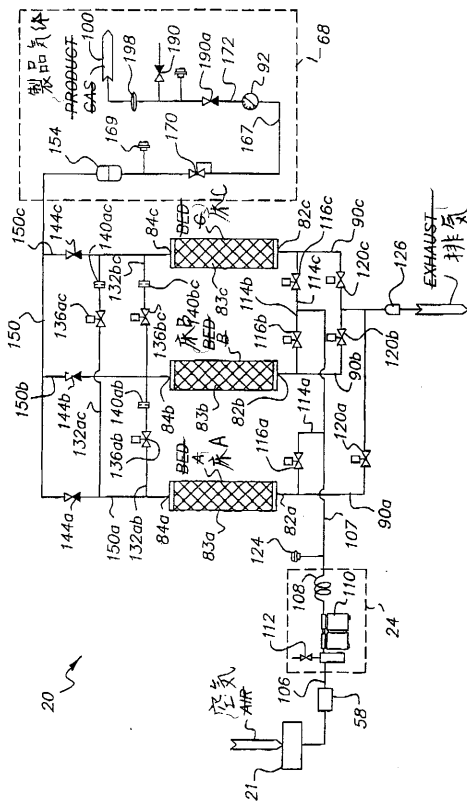
50

【図 3】 本発明による P S A 装置の作動を制御するために使用される弁のタイミングを示すチャートである。

【図 4】 図 1 の装置の作動サイクル中の関連する圧力変化を示すグラフである。

【図 5】 パージ及び圧力均衡化機能の双方を最適化し得るように選択的な製品気体偏向器の管を含む本発明の第 2 実施形態の概略図である。

【 図 1 】



【圖 2】

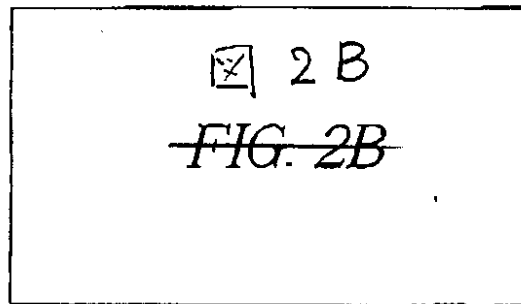
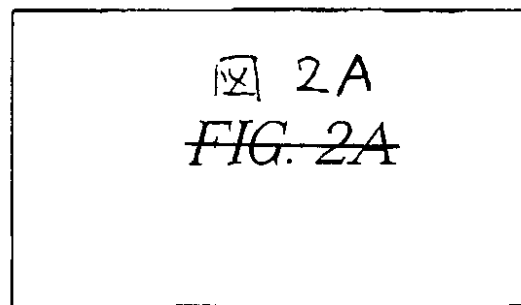
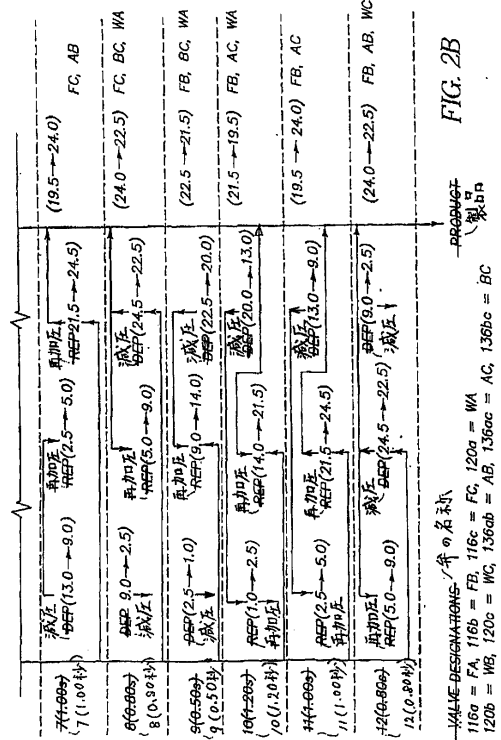
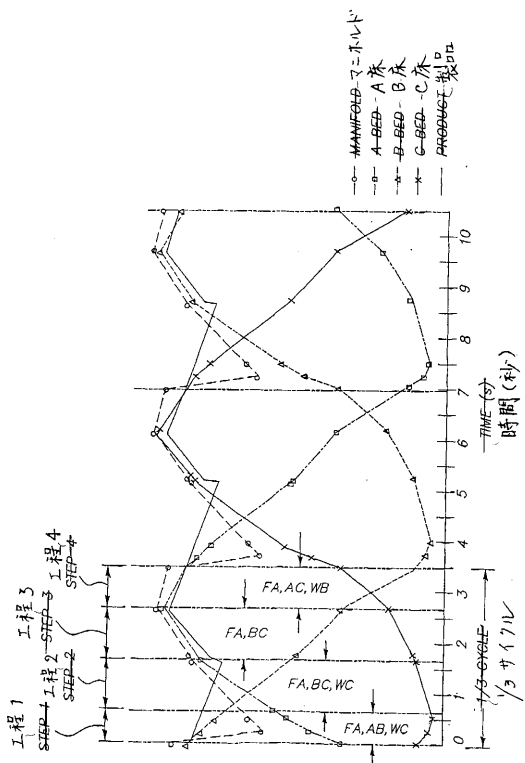


FIG. 2

【 図 2 B 】



【圖 4】



VALVE DESIGNATIONS 弁の名称、

116a	=	FA
116b	=	FB
116c	=	FC
120a	=	WA
120b	=	WB
120c	=	WC
136ab	=	AB
136ac	=	AC
136bc	=	BC

フロントページの続き

(72)発明者 マクコウムス, ノーマン・アール

アメリカ合衆国ニューヨーク州14150, トナワンダ, ミルウッド・ドライブ 109

(72)発明者 ケイシー, ロバート・イー

アメリカ合衆国ニューヨーク州14222, バッファロー, ウェスト・フェリー・ストリート 649

審査官 神田 和輝

(56)参考文献 特開昭54-016375(JP, A)

特開昭60-022919(JP, A)

特開昭63-166702(JP, A)

特開昭64-051120(JP, A)

特開平02-063522(JP, A)

特開平05-192527(JP, A)

特公昭51-040550(JP, B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

B01D 53/02-53-12

C01B 13/02