(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5779324号
(P5779324)

(45)発行日　平成27年9月16日(2015.9.16)　(24)登録日　平成27年7月17日(2015.7.17)

(51)Int.Cl.　　F I
F04B 49/08 (2006.01)　　F04B 49/08 321
F04B 43/06 (2006.01)　　F04B 43/06 A

請求項の数 4　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願2010-153823(P2010-153823)
(22)出願日　平成22年7月6日(2010.7.6)
(65)公開番号　特開2012-17658(P2012-17658A)
(43)公開日　平成24年1月26日(2012.1.26)
審査請求日　平成25年1月24日(2013.1.24)
審判番号　不服2014-15396(P2014-15396/J1)
審判請求日　平成26年8月5日(2014.8.5)

(73)特許権者　000106760
ＣＫＤ株式会社
愛知県小牧市応時二丁目２５０番地
(74)代理人　100121821
弁理士　山田　強
(74)代理人　100125575
弁理士　松田　洋
(72)発明者　坂井　厚之
愛知県小牧市応時二丁目２５０番地　シーケーディ株式会社内
(72)発明者　吉田　匡輝
愛知県小牧市応時二丁目２５０番地　シーケーディ株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】薬液供給システム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
薬液吸引口と薬液吐出口とに連通する内部空間が形成されているポンプ本体と、前記内部空間に連通する作動気体供給口と、前記薬液吸引口と前記薬液吐出口とに連通する側のポンプ室と前記作動気体供給口に連通する側の作動室とに仕切る変動部材と、を有する薬液供給用ポンプと、
前記薬液吸引口を開閉する吸引側バルブと、
前記薬液吐出口を開閉する吐出側バルブと、
前記作動気体供給口へ前記作動気体を供給して前記変動部材を駆動するポンプ駆動部と、
前記ポンプ駆動部を操作して前記薬液の吸引と吐出とを行う制御部と、
前記作動気体供給口へ供給される作動気体の流量を計測する気体流量計測部と、
前記計測された作動気体の流量である計測流量に基づいて前記薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方を算出する薬液流量算出部と、
を備え、
前記ポンプ駆動部は、前記作動気体の正圧と負圧とを前記作動気体供給口に印加し、前記負圧の印加によって前記薬液供給用ポンプへの薬液の供給と、前記正圧の印加によって前記薬液供給用ポンプからの薬液の吐出を行い、
前記薬液供給用ポンプへの薬液の供給後に前記吸引側バルブを開状態から閉状態にし、前記薬液供給用ポンプからの薬液の吐出に際して前記計測流量がゼロとなった時に前記吐

出側バルブを閉状態から開状態にする薬液供給システム。
【請求項２】
前記薬液供給システムは、さらに、
前記ポンプ駆動部と前記作動気体供給口とを接続し、前記作動気体が流れる作動気体流路と、
前記作動気体流路において前記作動気体の圧力を計測する圧力計測部と、
を備え、
前記薬液流量算出部は、前記計測された圧力である計測圧力に基づいて前記作動室における前記作動気体の圧力変化に起因する作動気体の流量である圧縮流量を算出し、前記計測流量から前記圧縮流量を減算することによって前記計測流量を補正する請求項１に記載の薬液供給システム。
【請求項３】
前記変動部材は、可撓性の膜を有するダイアフラムである請求項１又は２に記載の薬液供給システム。
【請求項４】
前記制御部は、前記算出された薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方をフィードバック量として使用して制御を行う請求項１乃至３のいずれか一項に記載の薬液供給システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、ポンプによって薬液を供給する薬液供給システムに関し、特に薬液の吸引流量や吐出流量を監視可能なシステムに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
半導体製造装置の薬液使用工程においては、薬液供給システムから供給されたフォトレジスト液等の種々の薬液が半導体ウェハに所定量だけ塗布される。薬液供給システムには、たとえば駆動部分のシールが不要で、さらに薬液の滞留に起因する薬液の劣化の少ないダイアフラムポンプの使用も提案されている。ダイアフラムポンプには、たとえば薬液が吐出される吐出圧と、ダイアフラムを加圧する作動圧との相関性が高い複動式のポンプも提案されている（特許文献１，２）。複動式のダイアフラムポンプは、付勢バネが不要なのでコンパクトな構成を実現することができるという利点をも有している。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】
【特許文献１】特開２００６－０６３８１５号公報
【特許文献２】特開２００６－１２５３３８号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかし、ダイアフラムポンプは、ポンプ室の容積変化による吐出を行う容積型ポンプではあるが、ダイアフラムの変形形状が予測できないので、ダイアフラムの動きに基づく吐出量の計測ができなかった。このため、薬液の流量は、薬液流路での計測を余儀なくされていた。さらに、このような問題は、たとえばベローズを使用するポンプにおいても高精度の計測という観点では、共通する課題であった。
【０００５】
本発明は、上述の従来の課題の少なくとも一部を解決するために創作されたものであり、ダイアフラムポンプの流量を計測する技術を提供することを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【０００６】

以下、上記課題を解決するのに有効な手段等につき、必要に応じて効果等を示しつつ説明する。

【０００７】

手段１．薬液吸引口と薬液吐出口とに連通する内部空間が形成されているポンプ本体と、前記内部空間に連通する作動気体供給口と、前記薬液吸引口と前記薬液吐出口とに連通する側のポンプ室と前記作動気体供給口に連通する側の作動室とに仕切る変動部材と、を有する薬液供給用ポンプと、

前記作動気体供給口へ前記作動気体を供給して前記変動部材を駆動するポンプ駆動部と、

前記ポンプ駆動部を操作して前記薬液の吸引と吐出とを行う制御部と、

前記作動気体供給口へ供給される作動気体の流量を計測する気体流量計測部と、

前記計測された作動気体の流量である計測流量に基づいて前記薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方を算出する薬液流量算出部と、

を備える薬液供給システム。

【０００８】

手段１では、ダイアフラムの変形形状ではなく、作動室に供給される作動気体の流量に基づいて薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方を算出することができるので、ダイアフラムの変形形状に拘わらず容積型ポンプの特徴を活かして薬液の吸引量や吐出量を算出することができる。この算出は、ポンプ本体の内部空間の容積が固定値であるが故に、作動室の容積の変動量がポンプ室の容量の変動量と一致しているという点を利用して実現されている。手段１によれば、薬液流路に流量計を設ける必要が無くなるという利点がある。薬液流路への流量計の装備は、薬液の液溜まりの問題を生じさせ、薬液の品質劣化の問題を引き起こす可能性があるので、薬液流路からの流量計の排除は、プロセスの信頼性を高めることができるという顕著な効果を奏することができる。

【０００９】

さらに、塗布する薬液の種類を変更する際には、流量計の設定の変更や流量計自体の変更を必要とすることが通例であるが、手段１では、作動気体の流量に基づいて計測しているので、設定等の変更が不要であるという利点も有している。一方、薬液流路に液用流量計を設けると薬液流路における液溜まりの問題を生じさせる可能性があるが、手段１は、薬液流路側に液用流量計を設けることを必要としないので、薬液溜まりに起因する薬液の品質劣化を抑制して高い品質のプロセスを実現することができる。さらに、液用流量計は、高価で容積が大きいという問題をも有している。加えて、気体の流量測定は、作動気体の供給装置の装備配置の設計自由路度が薬液流路よりも高く、薬液の流量測定よりも簡素なので、実装が容易であるという利点をも有している。

【００１０】

なお、作動気体の流量に基づく算出は、作動気体の流量が作動室の容積変化と一致し、作動室の容積変化がポンプ室の容積変化と正負が逆で一致するという点を利用して実現されている。また、作動気体の供給は、広い意味を有し、作動室に作動気体を流し込む場合だけで無く、作動室から作動気体が流れ出る負圧の供給をも含んでいる。

【００１１】

手段２．前記薬液供給システムは、さらに、

前記ポンプ駆動部と前記作動気体供給口とを接続し、前記作動気体が流れる作動気体流路と、

前記作動気体流路において前記作動気体の圧力を計測する圧力計測部と、

を備え、

前記薬液流量算出部は、前記計測された圧力である計測圧力に基づいて前記作動室における前記作動気体の圧力変化に起因する作動気体の流量である圧縮流量を算出し、前記計測流量から前記圧縮流量を減算することによって前記計測流量を補正する手段１に記載の薬液供給システム。

【００１２】

手段２では、作動室における作動気体の圧力変化に起因する作動気体の流量である圧縮流量を使用することができるので、作動室における作動気体の圧縮に起因する誤差を抑制する補正が可能である。この誤差は、作動室に供給された作動気体の流量の中において、作動室内の圧縮で吸収され、ポンプ室の容積変化に寄与しない成分として含まれているからである。手段２は、作動室内の圧縮で吸収される作動気体の流量である圧縮流量を使用できるので、上述の誤差を抑制して薬液の流量測定の精度を向上させることができる。

【００１３】

なお、圧縮流量は、作動室における作動気体の圧力変化に起因する作動気体の流量だけでなく、圧力計測部による圧力計測位置と作動室までの流路における圧力変化を考慮するようにしてもよい。こうすれば、圧力計測部から作動室までの流路の容積が大きい場合にも高い精度で計測することができる。

【００１４】

手段３．前記気体流量計測部は、所定の時間間隔で前記計測流量を取得し、

前記圧力計測部は、前記所定の時間間隔で前記計測圧力を取得し、

前記薬液供給システムは、予め設定されている初期状態の作動室の容積である初期容積を初期値として、前記所定の時間間隔で計測された計測流量を順次加算することによって作動室の容積を推定し、

前記圧縮流量は、前記推定された容積における前記作動気体の圧力変化と作動気体の流量の関係に基づいて、前記作動気体の圧力変化に起因する作動気体の流量として算出され、

前記作動気体の圧力変化は、前記所定の時間間隔で連続して計測された計測圧力に基づいて計測され、

前記初期状態の作動室の容積は、前記薬液の吸引量の算出においては前記吸引の開始時の容積であり、前記薬液の吐出量の算出においては前記吐出の開始時の容積である手段２に記載の薬液供給システム。

【００１５】

手段３によれば、薬液の吐出時あるいは吸引時における作動室の容積変化を考慮して圧縮に起因する作動流量を計測することができるので、さらに高い精度で流量計測を実現することができる。特に、吐出や吸引の各行程の過渡応答状態を監視したい場合、あるいは圧力を変化させつつ徐々に吸引を行う場合といった多様な目的に沿った運用においても高精度の計測を可能とすることができる。

【００１６】

手段４．前記ポンプ駆動部は、前記作動気体の正圧と負圧とを前記作動気体供給口に印加し、前記負圧の印加によって前記薬液供給用ポンプへの薬液の供給と、前記正圧の印加によって前記薬液供給用ポンプからの薬液の吐出を行う手段１乃至手段３のいずれか一つの薬液供給システム。

【００１７】

手段４では、薬液の吸引過程は作動室内の作動気体の温度が低下する膨張過程（圧力低下）となる一方、薬液の吐出過程は作動室内の作動気体の温度が上昇する圧縮過程（圧力上昇）となるので、作動室内では温度の上昇と低下とが繰り返されることになる。これにより、薬液の吸引過程が付勢力で行われ、作動気体の膨張過程が無い単動式のダイアフラムポンプよりも温度上昇を低減させることができる。この結果、流路からの流量計の除去と相まって、薬液の品質劣化を抑制してプロセスの品質を向上させることができる。

【００１８】

手段５．前記変動部材は、可撓性の膜を有するダイアフラムである手段１乃至手段４のいずれか一つの薬液供給システム。

【００１９】

ダイアフラムが有する可撓性の膜は、ポンプ室の容積の変化に伴う変形形状の特定が困難なので、可撓性の膜の変形や変位に基づく薬液の流量の計測が事実上不可能である。手段５によれば、従来は液用流量形を使用しなければ流量の測定が事実上不可能であったダ

イアフラムポンプにおいて、液用流量形を使用することなく薬液の流量の計測を実現しているという点で顕著な効果を奏する。

【００２０】

手段６．前記制御部は、前記算出された前記薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方をフィードバック量として使用して制御を行う手段１乃至手段５のいずれか一つの薬液供給システム。

【００２１】

手段６では、算出された薬液の吸引量と吐出量の少なくとも一方をフィードバック量として使用して制御を行うことができるので、薬液流路に流量計を装備することなく薬液の流量を制御することができる。さらに、作動流体の流量を使用して算出されているので、薬液が変更されて、その特性が変わっても流量測定の設定を変更する必要は無い。

【００２２】

なお、本発明は、薬液供給システムだけでなく、たとえば薬液供給システムの制御機能を具現化するコンピュータプログラム、そのプログラムを格納するプログラム媒体といった形で具現化することもできる。

【図面の簡単な説明】

【００２３】

【図１】本発明の実施形態の薬液供給システム１０を示す回路図。

【図２】ダイアフラムポンプ１３の内部構造を示す断面図。

【図３】ダイアフラムポンプ１３が有するポンプハウジング２２の外形を示す図。

【図４】薬液供給システム１０の作動シーケンスを示すタイムチャート。

【図５】ダイアフラムポンプ１３の作動状態を示す断面図。

【図６】ダイアフラムポンプ１３の作動状態を示す断面図。

【図７】ダイアフラムポンプ１３の流量制御系のブロックダイアグラム。

【図８】操作エアの圧力と流量とを使用してポンプ１３の吐出流量を計算する計算式。

【図９】初期値容積Ｖ（０）を任意のタイミングで計測する計算式。

【図１０】吸入過程と吐出過程とを別のタイミングで行った変形例を示す断面図。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

以下、本発明を具現化した各実施形態について、図面を参照しつつ説明する。本実施の形態では、半導体装置等の製造ラインにて使用される薬液供給システムについて具体化しており、それを図１乃至図３に基づいて説明する。

【００２５】

図１は、本発明の実施形態の薬液供給システム１０を示す回路図である。薬液供給システム１０は、回転板４８上に載置された半導体ウェハＷの中心位置に薬液としてのレジスト液Ｒを先端ノズル４７ｎから供給（滴下）するシステムである。レジスト液Ｒは、半導体ウェハＷの中心位置から遠心力で半導体ウェハＷ上に広げられて塗布されることになる。

【００２６】

薬液供給システム１０は、ダイアフラムポンプ１３と、ポンプ駆動部５９と、薬液供給系統４９と、吐出配管４７と、吐出側バルブ４６と、先端ノズル４７ｎと、流量センサ７１と、圧力センサ７２と、コントローラ７０と、を備えている。ポンプ駆動部５９は、コントローラ７０からの第１指令信号（圧力目標値）に基づいて、ダイアフラムポンプ１３に供給する操作エアの圧力（正圧及び負圧）を操作してダイアフラムポンプ１３を駆動する。第１指令信号（圧力目標値）は、流量センサ７１と圧力センサ７２の計測値に基づいてコントローラ７０によって決定される。ダイアフラムポンプ１３は単にポンプ１３あるいは薬液供給用ポンプとも呼ばれる。コントローラ７０は制御部とも呼ばれる。吐出側バルブ４６は薬液吐出弁とも呼ばれる。

【００２７】

薬液供給系統４９は、レジスト液Ｒを貯留するレジストボトル４２と、レジストボトル

４２からポンプ１３にレジスト液Ｒを供給する吸入配管４１と、吸入配管４１を開閉操作する吸引側バルブ４０と、操作エア供給源４４と、圧力制御弁４５と、切換弁４３と、を備えている。操作エア供給源４４は、加圧された操作エアを圧力制御弁４５と切換弁４３とを介して吸引側バルブ４０に供給する。圧力制御弁４５は、操作エア供給源４４から供給された操作エアを、吸引側バルブ４０を操作するための設定圧力に制御する。切換弁４３は、吸引側バルブ４０への操作エアの供給と大気開放とを相互に切り替える。吸引側バルブ４０は薬液吸引弁とも呼ばれる。

【００２８】

吸引側バルブ４０は、切換弁４３による流路の切替によって薬液流路の開閉操作を行う。切換弁４３による流路の切替は、電磁ソレノイドを有する電磁切換部４３ａの作動によって行われる。流路の切替は、電磁切換部４３ａのＯＦＦ時には付勢力によって大気開放状態に流路が接続され（図１の状態）、電磁切換部４３ａのＯＮ時には電磁ソレノイドによって操作エア側（圧力制御弁４５側）に流路が接続されることによって行われる。電磁切換部４３ａは、コントローラ７０からの第２指令信号によって操作される。

【００２９】

図２及び図３を参照してダイアフラムポンプ１３の内部構造を説明する。図２は、ダイアフラムポンプ１３の内部構造を示す断面図である。図３は、ダイアフラムポンプ１３が有するポンプハウジング２２の外形を示す図である。ダイアフラムポンプ１３は、略正方形の角柱状で薄型な扁平形状をなしており、一対のポンプハウジング２１，２２を有している。各ポンプハウジング２１，２２には、それぞれ対向する面の中央に略円形ドーム状に凹設される凹設部２１ａ，２２ａが形成されている。ポンプハウジング２１，２２は、凹設部２１ａ（図２参照）と凹設部２２ａ（図３参照）の周縁で円形のフッ素樹脂などの可撓性膜よりなるダイアフラム２３の周縁を挟持し、８個のネジ２４がネジ孔２４ｈを貫通することにより相互に固定されている。

【００３０】

ダイアフラム２３は、ポンプハウジング２１，２２の両凹設部２１ａ，２２ａにて形成される内部空間を仕切っている。ダイアフラム２３によって仕切られたポンプハウジング２１側（図２においてダイアフラム２３の左側）の空間は、ポンプ室２５として形成されている。ダイアフラム２３によって仕切られたポンプハウジング２２側（図２においてダイアフラム２３の右側）の空間は、作動室２６として形成されている。ポンプ室２５は、薬液としてのレジスト液Ｒ（図３参照）で満たされる空間である。作動室２６は、ダイアフラム２３を駆動する操作エアで満たされる空間である。

【００３１】

ポンプ室２５側のポンプハウジング２１には、いずれもポンプ室２５に連通して薬液が流れる吸入通路２１ｂと吐出通路２１ｃとが形成されている。吸入通路２１ｂは、ダイアフラム２３の平面と平行な方向に直線状に延びて吸入配管４１に接続されている。吐出通路２１ｃは、ダイアフラム２３の平面と平行な方向に直線状に延びて吐出配管４７に接続されている。ダイアフラム２３の面内方向とは、ダイアフラム２３に薬液や操作エアの圧力が印加されていない状態における平面方向を意味する。吸入通路２１ｂと吐出通路２１ｃとは、それぞれ薬液吸引口と前記薬液吐出口とも呼ばれる。

【００３２】

作動室２６側のポンプハウジング２２には、ダイアフラム２３との間に作動室２６を形成する凹設部２２ａ（図３参照）が設けられている。凹設部２２ａは、周縁部傾斜面２２ｆと、環状角部２２ｇと、中央側平面２２ｃと、十字状の通気溝２２ｅと、を有している。凹設部２２ａは、開口２２ｄにおいて給排通路２２ｂに接続されている。中央側平面２２ｃは、非作動時の中立位置におけるダイアフラム２３の平面と平行な平面を有している。

【００３３】

中央側平面２２ｃには、環状の角部である環状角部２２ｇを介して中央側平面２２ｃの周囲に形成されている周縁部傾斜面２２ｆに接続されている。周縁部傾斜面２２ｆは、ダ

イアフラム２３の平面に対して傾斜して形成されている。中央側平面２２ｃには、給排通路２２ｂに連通する開口２２ｄと、環状角部２２ｇから開口２２ｄにつながる十字状の通気溝２２ｅとが形成されている。給排通路２２ｂには、作動室２６に操作エアを給排するエア配管５０が接続されている（図１参照）。エア配管５０は、作動気体流路とも呼ばれる。給排通路２２ｂは、作動気体供給口とも呼ばれる。

【００３４】

ポンプ駆動部５９は、図１に示されるようにエア配管５０を介してポンプ１３に操作エアを供給する。ポンプ駆動部５９は、正圧の操作エアを供給する供給源５３と、負圧を発生させる真空発生源６１と、電空レギュレータ５１と、供給源５３から電空レギュレータ５１に操作エアを導く供給配管５２と、真空発生源６１から電空レギュレータ５１に負圧を導く排気配管６０と、を備えている。電空レギュレータ５１は電空制御弁とも呼ばれる。

【００３５】

ポンプ駆動部５９は、コントローラ７０からの第１指令信号に応じて負圧から正圧までの範囲で任意に設定された圧力の操作エアをポンプ１３に供給することができる。設定圧力の調整は、たとえばパルス幅変調によって真空発生源６１（負圧発生時）あるいは供給源５３（正圧発生時）への開度のデューティ値を変化させることによって行われる。デューティ値とは、単位時間当たりの実質的な開時間を意味する。これにより、ポンプ１３は、負圧の使用による薬液の吸引と、正圧の使用による薬液の吐出とを実行することができる。

【００３６】

図１及び図４乃至図６を参照して薬液供給システム１０の作動シーケンスを説明する。

【００３７】

図４は、薬液供給システム１０の作動シーケンスを示すタイムチャートである。図５は、吐出期間におけるダイアフラムポンプ１３の作動状態を示す断面図である。図６は、吸引期間におけるダイアフラムポンプ１３の作動状態を示す断面図である。薬液供給システム１０は、ダイアフラムポンプ１３の吐出と吸引とを含むサイクルを繰り返すことによって作動する。

【００３８】

時刻ｔ１（図４参照）では、コントローラ７０（図１参照）は、吐出側バルブ４６を閉としたままの状態において、吸引側バルブ４０に対して第２指令信号を送信し、吸引側バルブ４０も閉状態とする。コントローラ７０は、吸引側バルブ４０を閉状態とした後に、電空レギュレータ５１に対して第１指令信号を送信して設定圧力を設定圧（正圧）に切り替える。この状態では、吸引側バルブ４０と吐出側バルブ４６の双方が閉状態なので、ポンプ室２５は、ダイアフラム２３を介して作動室２６側から設定圧（正圧）が印加された状態（静止状態）となっている。設定圧は、所定の設定圧力となるように電空レギュレータ５１による定圧力制御によって維持される。制御内容の詳細については後述する。

【００３９】

ダイアフラムポンプ１３は、時刻ｔ１では、図５（ａ）に示されるように凹設部２１ａ，２２ａで形成されている内部空間一杯までポンプ室２５が拡張した状態である。ポンプ室２５の拡張は、作動室２６側の設定圧を時刻ｔ１以前（前のサイクルの時刻ｔ６～ｔ７）において十分な時間だけ負圧とすることによって実現されている。

【００４０】

コントローラ７０は、圧力センサ７２によって設定圧をリアルタイムで計測する。コントローラ７０は、さらに電空レギュレータ５１から作動室２６に流れ込む操作エアの流量を流量センサ７１によってリアルタイムで計測する。この状態は、時刻ｔ２まで継続される。時刻ｔ２は、たとえば流量センサ７１で計測される流量がゼロとなるまでの時間、あるいは圧力センサ７２によって計測される圧力が安定するまでの時間として設定することができる。圧力センサ７２は、圧力計測部とも呼ばれる。流量センサ７１は、気体流量計測部とも呼ばれる。

【００４１】
時刻ｔ２では、コントローラ７０は、吐出側バルブ４６に対して第３指令信号（図１参照）を送信し、吐出側バルブ４６を開状態とする。これにより、吐出側バルブ４６を介してポンプ室２５から薬液の吐出が可能となるので、作動室２６側からの操作エアによるダイアフラム２３の駆動に応じてポンプ室２５からの薬液の吐出が開始されることになる。
【００４２】
ダイアフラムポンプ１３は、時刻ｔ２～ｔ３において、図５（ｂ）に示されるように凹設部２１ａ，２２ａで形成されている内部空間一杯まで作動室２６が拡張した状態となる。このような作動室２６の拡張は、作動室２６側の設定圧を十分な時間だけ正圧で維持することによって実現されている。これにより、ダイアフラムポンプ１３からの薬液の吐出が終了する。この状態は、時刻ｔ３まで継続される。時刻ｔ３は、たとえば作動室２６が十分に拡張するまでの時間として設定することができる。
【００４３】
時刻ｔ３では、コントローラ７０は、吐出側バルブ４６に対して第３指令信号を送信し、吐出側バルブ４６を閉状態として吐出側バルブ４６と吸引側バルブ４０の双方を閉状態とする。時刻ｔ４では、コントローラ７０は、切換弁４３に対して第３指令信号を送信し、吸引側バルブ４０を開状態とする。
【００４４】
時刻ｔ４では、コントローラ７０は、操作エアの設定圧を急激に変化させるのではなく、一定の変化率（単位時間当たりの圧力変化）で正圧から負圧に変化させる。これにより、ポンプ室２５内における発泡現象を抑制することができる。発泡現象とは、薬液に溶け込んでいた不活性ガスが気泡となって薬液中に発生する現象、あるいは発泡性を有する薬液が薬液中に気泡を生じさせる現象である。この気泡は、滴下対象への薬液塗布に影響を及ぼし、薬液の塗布を不均一にすることが一般的に知られている。本実施形態は、作動室２６内の気体圧力を徐々に低下させることができるので、ポンプ室２５や吐出配管４７の内部での薬液の急激な圧力低下を抑制して気泡の発生を低減させることができる。
【００４５】
時刻ｔ４～ｔ６では、ダイアフラム２３は、操作エアの設定圧の低下（負圧化）に伴って作動室２６側からその膜部が吸引され、ポンプ室２５の容積を徐々に拡張させる。これにより、薬液に気泡を生じさせること無くレジストボトル４２からの薬液の吸引が開始される。この際には、作動室２６の容積は、作動室２６からの操作エアの排出によって小さくなる。
【００４６】
時刻ｔ５では、ダイアフラム２３は、図６（ａ）に示されるように、その膜部の中央部が中央側平面２２ｃの中央部に形成されている給排通路２２ｂの開口２２ｄの近傍に変位し、開口２２ｄを塞ぐことになる。ただし、開口２２ｄがダイアフラム２３の膜部によって塞がれた後においては、環状角部２２ｇから開口２２ｄまで延びている十字状の通気溝２２ｅを経由して開口２２ｄに操作エアを流すことができる（図６（ａ）中の矢印参照）。
【００４７】
一方、環状角部２２ｇは、作動室２６の収縮時においては、周縁部傾斜面２２ｆのダイアフラム２３の平面に対する傾斜によって、作動室２６の内部の操作エアが無くなるまで環状の空隙を残存させることができる。これにより、ダイアフラム２３は、凹設部２２ａの形状に沿って、図６（ｂ）に示されるように、その全体が押し付けられるまで操作エアを殆ど残すことなく排気することができる。
【００４８】
このように、ダイアフラムポンプ１３は、凹設部２１ａと凹設部２２ａとによって形成されている空間を有効に利用して、正圧と負圧の操作エアの供給によるダイアフラム２３の往復駆動を行うことができる。これにより、ダイアフラムポンプ１３は、両凹設部２１ａ，２２ａにて形成される内部空間を有効利用して円滑に薬液の吸引と吐出とを行うこと

ができる。

【００４９】

図７を参照してダイアフラムポンプ１３の制御内容を説明する。図７は、ダイアフラムポンプ１３の流量制御系のブロックダイアグラムである。

【００５０】

本制御系は、マスターループとスレーブループとを有する二重ループ構造を有している。マスターループは、吐出流量の観測値（算出値）をフィードバックするフィードバックループである。吐出流量の観測値は、吐出流量観測部７８によって流量センサ７１の計測値（計測流量）と圧力センサ７２の計測値（計測圧力）とを使用して取得される。コントローラ７０が有するサブコントローラ７７は、予め設定されている目標流量値と吐出流量の観測値の差である流量偏差δｆを算出し、その算出値に基づいて操作エアの目標圧力（第１指令信号の内容）を決定する。吐出流量の観測値は、後述の計算式を使用して行うことができる。吐出流量観測部７８は、薬液流量算出部とも呼ばれる。

【００５１】

サブコントローラ７７は、時刻ｔ１～ｔ４までの間の正圧として予め設定されている設定薬液流量を実現させる値として目標圧力値を設定する。時刻ｔ２～ｔ４においては、上述の方法で流量偏差δｆに基づいて設定することができる。吐出圧は、付勢バネを使用しない複動式のダイアフラムポンプ１３では、操作エアの圧力にほぼ一致するので、吐出圧を目標圧力値とすることもできる。

【００５２】

ただし、サブコントローラ７７は、初回起動時の時刻ｔ１～ｔ２においては、吐出流量の観測値としてのフィードバック量が得られないので、たとえば吐出通路２１ｃから先端ノズル４７ｎまでの圧力損失係数（管摩擦係数）と設定薬液流量から圧力損失を算出し、その圧力損失に応じた吐出圧を発生させるための圧力として設定することができる。

【００５３】

サブコントローラ７７は、吐出通路２１ｃと先端ノズル４７ｎとの間に高低差がある場合には、不揮発メモリ７９に格納されている吐出側水頭圧を利用して補償する。吐出側水頭圧は、薬液供給システム１０の実装時に吐出通路２１ｃと先端ノズル４７ｎとの間の高低差を計測し、その計測結果をコントローラ７０に入力することによって薬液の比重と高低差とに基づいて算出され、不揮発メモリ７９に格納される。

【００５４】

サブコントローラ７７は、薬液供給システム１０の２回目以降のサイクルにおいては、初回（あるいは前回）のサイクルでの時刻ｔ１～ｔ２での設定圧力として不揮発メモリ７９に格納された圧力目標値を使用するようにしても良い。こうすれば、薬液供給システム１０の吐出流量を正確且つ安定して制御することができる。

【００５５】

サブコントローラ７７は、時刻ｔ４～ｔ６までの間の圧力変化を不揮発メモリ７９から読み出された吸引時許容圧力変化量に基づいて設定する。吸引時許容圧力変化量は、薬液や温度環境によって変化する値であり、薬液の種類をコントローラ７０に入力することによって温度計（図示省略）で計測された温度と薬液の種類に基づいて算出され、不揮発メモリ７９に格納されている。この際には、スレーブループは、目標値が一定の勾配で変動する追値制御として機能することになる。

【００５６】

サブコントローラ７７は、時刻ｔ６～ｔ７までの間の負圧を、薬液内に気泡を発生させること無く吸引できる圧力として設定する。この設定は、レジストボトル４２と吸入通路２１ｂとの間に高低差がある場合には、不揮発メモリ７９に格納されている吸引側水頭圧を利用して補償する。吸引側水頭圧は、薬液供給システム１０の実装時にレジストボトル４２と吸入通路２１ｂとの間の高低差を計測し、その計測結果をコントローラ７０に入力することによって薬液の比重と高低差とに基づいて算出され、不揮発メモリ７９に格納される。

【００５７】
スレーブループは、与えられた目標値でエア配管５０に操作エアを供給することを制御の目的とするフィードバックループである。本フィードバックループでは、電空レギュレータ５１（電空制御弁）は、エア配管５０の圧力計測点７２ｐにおける圧力センサ７２による計測圧力をフィードバック量として使用し、目標値圧力値（第１指令信号）との圧力偏差がゼロとなるような制御を実行する。圧力計測点７２ｐは、流量センサ７１の圧損を排除して、作動室２６の圧力を正確に計測できるようにポンプ１３と流量センサ７１との間に配置されている。
【００５８】
なお、電空レギュレータ５１が圧力センサ（図示せず）を有し、その圧力センサの計測で十分な精度の作動室２６の圧力計測が可能な場合には、その圧力センサを圧力センサ７２の代わりに使用するようにしてもよい。このような構成は、要求される流量の精度の観点から、エア配管５０の圧損が十分に小さい場合に可能な構成である。
【００５９】
図８を参照してポンプ１３の吐出流量の計算方法を説明する。図８中の式Ｆ１乃至Ｆ４は、作動室２６の圧力と容積の双方が変化する状態において、操作エアの圧縮性を考慮し、ポンプ１３に供給される操作エアの圧力と流量とを使用してポンプ１３の吐出流量を計算するための計算式である。
【００６０】
式Ｆ１は、ポンプ１３の吐出量を作動室２６の容積変化として算出する計算式である。ポンプ室２５の容積変化は、作動室２６の容積変化と符号が逆で大きさが等しいからである。式Ｆ１は、所定のサンプリング時間Δｔ毎の作動室の容積変化$Q_{v(n+1)}\cdot\Delta t$を積算（加算）し、作動室の容積$V_{(n+1)}$を算出する計算式である。容積$V_{(0)}$は、吐出過程や吸引過程の開始時の容積の初期値である。サンプリング時間Δｔは所定の時間間隔とも呼ばれる。
【００６１】
式Ｆ２は、作動室２６の内部圧力下における容積変化$Q_{v(n+1)}$を、基準圧力Ｐ０における流量$Q_{M(n+1)}$から算出する計算式である。これにより、たとえば質量流量計その他の流量計によって相違する基準圧力を想定して計測された計測流量を換算して利用することができる。
【００６２】
式Ｆ３は、計測流量$Q_{A(n+1)}$を使用して容積変化$Q_{M(n+1)}$を算出するための計算式である。計測流量$Q_{A(n+1)}$は、流量センサ７１によって計測されたエア配管５０を流れる操作エアの流量実測値である。容積変化$Q_{M(n+1)}$は、計測流量$Q_{A(n+1)}$から圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$を減算して算出されている。圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$は作動室２６の圧力変化に寄与し、容積変化には寄与しない流量だからである。圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$は、圧縮流量とも呼ばれる。
【００６３】
式Ｆ４は、圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$を算出するための計算式である。圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$は、操作エアの供給流量のうち作動室２６の圧力変化にのみ寄与する流量である。圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$は、作動室２６の内部圧力が上昇中には正の値となり、作動室２６の内部圧力が下降中には負の値となる。圧力変化（$P_{(n+1)}-P_{(n)}$）は、圧力センサ７２による計測値のサンプリング時間Δｔ毎の変化である。圧力変化（$P_{(n+1)}-P_{(n)}$）は、実測値をそのまま利用しても良いし、あるいはたとえば一定の時間幅で平滑化された値を使用するようにしてもよい。圧力変化分流量$Q_{P(n+1)}$の算出値は、作動室２６の容積に依存する値なので、初期値としての容積$V_{(0)}$が重要な意味を有することになる。
【００６４】
吸引過程（時刻ｔ４～ｔ７）の初期値容積$V_{(0)}$は、ダイアフラムポンプ１３の構造に関する既知の値として得ることができる。初期値容積$V_{(0)}$は、作動室２６の内容積

が既知の値である２つの凹設部２１ａ、２２ａによって形成される内部空間の容積とほぼ一致するので、その内部空間の容積とエア配管５０の容積の和として算出できるからである（図５（ｂ））。エア配管５０の内容積は、電空レギュレータ５１からダイアフラム２３までの流路の内容積である。上述の内部空間とエア配管５０の容積は、既知の固定値なので、コントローラ７０は、これを利用して積算計算を実行することができる。

【００６５】

特に、吸引過程の前工程（時刻ｔ２～ｔ４）では、ダイアフラム２３は、その中央部分が凹設部２１ａの中心部分に押し当てられるとともに、吸入通路２１ｂと吐出通路２１ｃとが連通する周辺部分に広がるといった作動を行うので、円滑且つ確実にポンプ室２５の内部の薬液を吐出することができる。これにより、上述の既知の容積$V_{(0)}$を初期値として利用することができる。

【００６６】

一方、吐出過程（時刻ｔ２～ｔ３）の初期値容積$V_{(0)}$は、図５（ａ）に示されるように、作動室２６の内容積が殆どゼロなので、給排通路２２ｂとエア配管５０の内容積となる。特に、吐出過程（時刻ｔ２～ｔ３）の前工程（時刻ｔ４～ｔ７）では、図６（ｂ）に示されるように、十字状の通気溝２２ｅを介して操作エアが円滑に排出されるので、ダイアフラム２３が凹設部２２ａの形状に沿って押し付けられるまで操作エアを殆ど残すことなく排気することができる。これにより、既知の給排通路２２ｂとエア配管５０の内容を初期値容積$V_{(0)}$として利用することができる。

【００６７】

ただし、薬液供給システム１０は、図９に示される計算式を使用して初期値容積$V_{(0)}$を任意のタイミングで計測することができる。この計測方法は、ボイルの法則を利用するものである。この計測方法では、コントローラ７０は、吸引側バルブ４０及び吐出側バルブ４６の双方を閉状態として作動室２６の容積が変更できない状態とするとともに、設定圧力を変化させてその際の流量$QP_{(n+1)}$を計測して初期値容積$V_{(0)}$を算出することができる。ここで、$\Delta P_{(n+1)}$は、圧力変化（$P_{(n+1)}-P_{(n)}$）を意味する。

【００６８】

図１０は、吸入過程と吐出過程とを別のタイミングで行った変形例を示している。変形例では、図１０（ａ）の状態が吐出過程の初期状態であり、図１０（ｂ）の状態が吸入過程の初期状態である。この例では、図１０（ａ）や図１０（ｂ）の状態において、吸引側バルブ４０及び吐出側バルブ４６の双方を閉状態として初期値容積$V_{(0)}$を算出することができる。このように、吸入過程と吐出過程とは任意のタイミングで実施することが可能である。

【００６９】

なお、実施の形態は上記した内容に限定されず、例えば次のように実施してもよい。

（１）上記の実施形態では、電空レギュレータ５１が操作エアの圧力を正圧から負圧の設定圧となるまで一定の変化率で徐々に低下させるように制御したが、圧力低下の方法は、これに限定されるものではない。例えば、ポンプ駆動部５９の排気配管６０に絞りを装備するようにしても良い。

（２）上記実施の形態では、薬液としてレジスト液Ｒを半導体ウェハＷに塗布する例が示されているが、薬液やプロセスの種類はこれに限られず、薬液の供給が行われるシステムに適用することができる。

（３）上記実施の形態では、作動室に給排される操作エア（空気）を例に挙げて説明したが、空気以外にも窒素等の他の作動気体を用いても良い。

（４）上記実施の形態では、電空レギュレータ５１には真空発生源６１を接続したが、たとえばエゼクタのように真空でなくても負圧が発生できれば良い。

（５）上記実施の形態では、吐出流量の観測値（算出値）をフィードバックするフィードバック制御が行われているが、必ずしも吐出流量の観測値をフィードバック量として利用する必要は無く、吐出流量の観測値を監視できるように構成しても良い。こうすれば、吸

引側あるいは吐出側の流路のフィルタの仕様範囲内のろ過流量となっていることをリアルタイムで監視することもできる。

（６）上記実施の形態では、操作エアの圧力と流量とを計測しているが、たとえばポンプ内部の温度を計測して、その計測値を利用するようにしてもよい。

（７）上記実施の形態では、本発明は、吸引側バルブと吐出側バルブとをコントローラで制御して吸引と吐出とを行っているが、たとえばチェックバルブを使用して吸引と吐出とを実現するように構成しても良い。本発明は、一般に薬液吸引口と薬液吐出口とに連通するポンプ室を作動気体の供給で駆動するポンプに適用することができる。

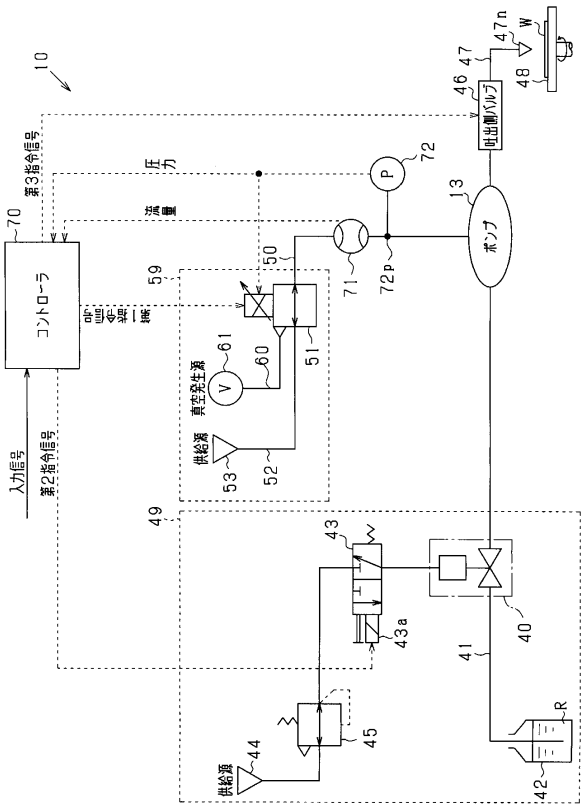
（８）上記実施の形態では、本発明は、ダイアフラムポンプを適用されているが、たとえばベローズポンプにも適用可能である。本発明は、一般にポンプ室と作動室とに仕切る変動部材（変形部材やピストンのような移動部材）を作動気体の供給で駆動するポンプに適用することができる。

【符号の説明】

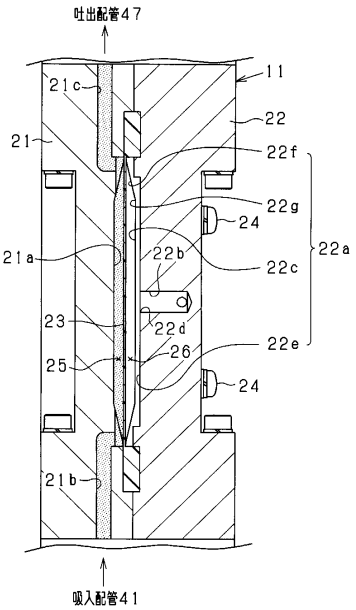
【００７０】

１０…薬液供給システム、１３…ダイアフラムポンプ、２１，２２…ポンプハウジング、２３…ダイアフラム、２５…ポンプ室、２６…作動室、４０…吸引側バルブ、４１…供給配管、４２…レジストボトル、４３…切換弁、４３ａ…電磁切換部、４４…操作エア供給源、４５…圧力制御弁、４６…吐出側バルブ、４７…吐出配管、４７ｎ…先端ノズル、４８…回転板、４９…薬液供給系統、５０…エア配管、５１…電空レギュレータ。

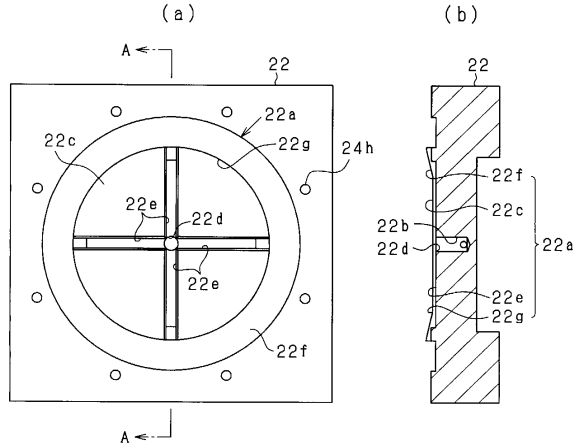
【図１】



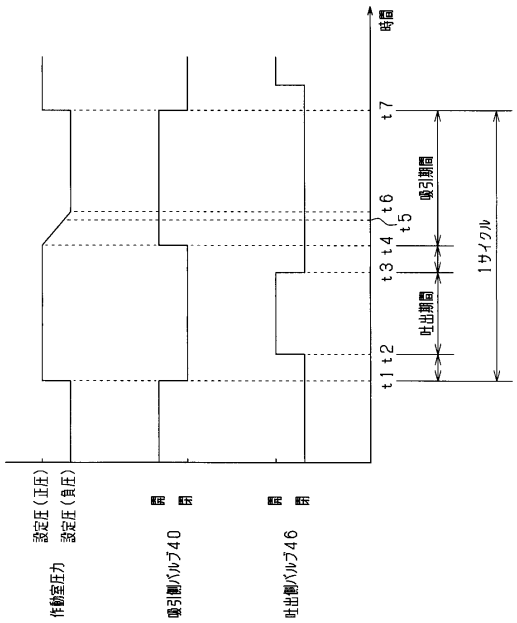
【図２】



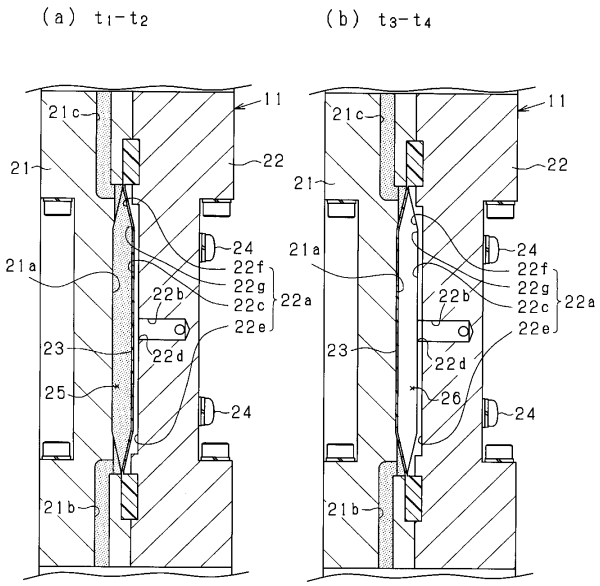
【図３】


(a)
(b)
A
22
22a
22c
22g
24h
22e
22d
22f
22b
22d

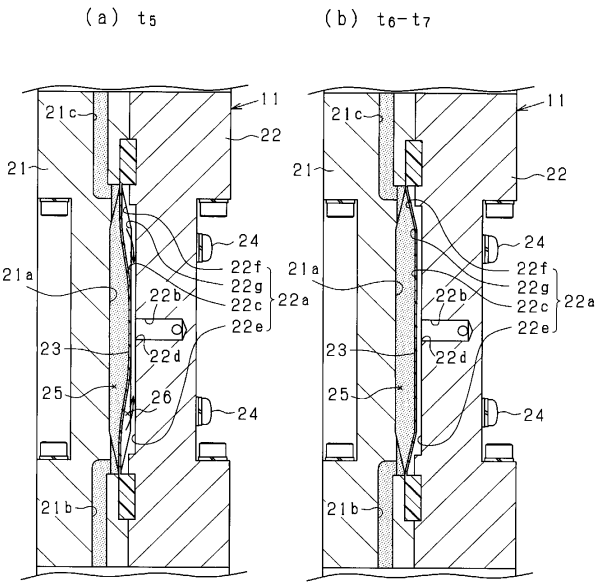
【図４】


時間
t7
t6
t5
t4
t3
t2
t1
吸引期間
吐出期間
1サイクル
設定圧（正圧）
設定圧（負圧）
作動室圧力
吸引側バルブ40
吐出側バルブ46
開
閉

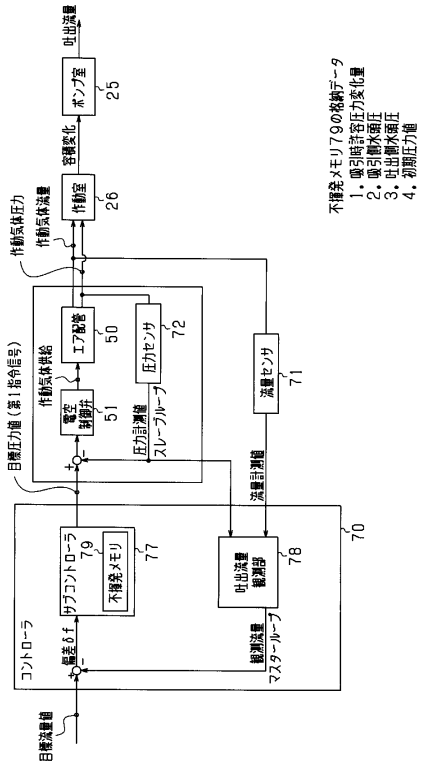
【図５】


(a) t1-t2
(b) t3-t4
11
21c
21
22
21a
24
22f
22g
22c
22a
22b
22e
23
22d
25
26
21b

【図６】


(a) t5
(b) t6-t7
11
21c
21
22
21a
24
22f
22g
22c
22a
22b
22e
23
22d
25
26
21b

【図７】



【図８】

（ａ）吐出量（作動室容量）積算式

$$V_{(n+1)} = V_{(n)} + Q_{v(n+1)} \cdot \Delta t$$

$$= V_{(0)} + \sum_{k=1}^{n+1} Q_{v(k)} \cdot \Delta t \quad \cdots F1$$

$V_{(0)}$：初期容積

（ｂ）単位時間当たりの容積変化（作動室圧力）

$$Q_{V(n+1)} = \frac{P0}{P_{(n+1)}} \cdot Q_{M(n+1)} \quad \cdots F2$$

P0 ：基準圧力
$P_{(n+1)}$：圧力計測値

（ｃ）単位時間当たりの容積変化（基準圧力）

$$Q_{M(n+1)} = Q_{A(n+1)} - Q_{P(n+1)} \quad \cdots F3$$

$Q_{A(n+1)}$：流量計測値

（ｄ）圧力変化分流量

$$Q_{P(n+1)} = V_{(n)} \cdot \frac{P_{(n+1)} - P_{(n)}}{P0} \cdot \frac{1}{\Delta t} \quad \cdots F4$$

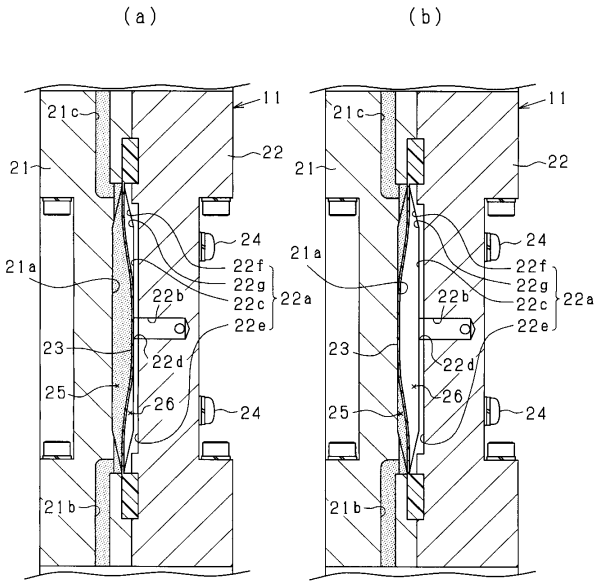
$V_{(n)}$：操作室内容積（＋配管容積）

【図９】

$$V = Q_{A(n+1)} \cdot \frac{P0}{\Delta P_{(n+1)}} \cdot \frac{\Delta t}{1}$$

V：操作室内容積（＋配管容積）
$Q_{A(n+1)}$：流量計測値

【図１０】



フロントページの続き

(72)発明者　豊田　哲也
愛知県小牧市応時二丁目２５０番地　シーケーディ株式会社内

合議体
審判長　藤井　昇
審判官　新海　岳
審判官　松永　謙一

(56)参考文献　特開２００３－２９３９６０（ＪＰ，Ａ）
特開昭５９－７７８６１（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－３１６７１１（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－１９８２７２（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－４７２３４（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－１２８１７８（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－５１５６３（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－４６２８４（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
F04B 49/00-51/00
F04B 9/00-15/08
F04B 43/00-47/14