

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5080461号
(P5080461)

(45) 発行日 平成24年11月21日 (2012.11.21)

(24) 登録日 平成24年9月7日 (2012.9.7)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 F 9/00 (2006.01)	A 6 1 F 9/00 5 6 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 13 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2008-518130 (P2008-518130)	(73) 特許権者	501449322
(86) (22) 出願日	平成18年2月21日 (2006.2.21)		アルコン、インコーポレイティド
(65) 公表番号	特表2008-543488 (P2008-543488A)		スイス国、フネンベルク、ボシュ 69
(43) 公表日	平成20年12月4日 (2008.12.4)	(74) 代理人	100099759
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/005957		弁理士 青木 篤
(87) 国際公開番号	W02007/001503	(74) 代理人	100092624
(87) 国際公開日	平成19年1月4日 (2007.1.4)		弁理士 鶴田 準一
審査請求日	平成20年11月27日 (2008.11.27)	(74) 代理人	100102819
(31) 優先権主張番号	11/158,238		弁理士 島田 哲郎
(32) 優先日	平成17年6月21日 (2005.6.21)	(74) 代理人	100110489
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 篠崎 正海
		(74) 代理人	100145425
			弁理士 大平 和由
		(74) 代理人	100153084
			弁理士 大橋 康史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 吸引制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

小型外科手術システムの吸引制御装置において、

加圧された気体源と、

前記気体源に流体的に連結している真空発生器と、

前記気体源と前記真空発生器に流体的に連結している吸引チャンバーと、

前記気体源と前記真空発生器の間に流体的に連結している真空比例弁と、

前記気体源と前記吸引チャンバーの間に流体的に連結している圧力比例弁と、

前記吸引チャンバーに流体的に連結している圧力変換機と、

比例制御機と、

前記真空比例弁、前記圧力比例弁、前記圧力変換機、および、前記比例制御機に電氣的に結合するコンピュータを備え、

前記比例制御機を用いて所望する前記吸引チャンバーの吸引圧力を選択した時、前記圧力変換機は、前記吸引チャンバーの実際の吸引圧力を測定し、測定した該吸引圧力に応じた信号を前記コンピュータに送り、

前記コンピュータは、前記真空比例弁と前記圧力比例弁に信号を送って、前記実際の吸引圧力を前記所望する吸引圧力近傍に維持することを特徴とする小型外科手術システムの吸引制御装置。

【請求項 2】

さらに、前記吸引チャンバーに流体的に連結して、組織を吸引する、外科手術装置を備

えることを特徴とする、請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記真空発生器が、真空ユニットであることを特徴とする、請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】

前記真空発生器が、ベンチュリユニットであることを特徴とする、請求項 1 記載の装置

。

【請求項 5】

前記小型外科手術システムが、眼病用の小型外科手術システムであることを特徴とする、請求項 1 記載の装置。

【請求項 6】

小型外科手術システムの吸引を制御する装置において、

加圧された気体源と、

前記気体源に流体的に連結されている真空発生器と、

前記気体源と前記真空発生器に流体的に連結されている吸引チャンバーと、

前記気体源と前記真空発生器の間に流体的に連結されている真空比例弁と、

前記気体源と前記吸引チャンバーの間に流体的に連結されている圧力比例弁と、

前記吸引チャンバーに作動可能に結合されている流体レベルセンサと、

前記吸引チャンバーに流体的に連結されているポンプと、

比例制御器と、

前記真空比例弁、前記圧力比例弁、前記流体レベルセンサ、前記ポンプ、および
、前記比例制御器に電氣的に結合されているコンピュータを備え、

前記流体レベルセンサは、前記比例制御器によって所望の前記吸引チャンバーの
吸引流量を選択した時、前記吸引チャンバーの実際の流体レベルを測定し、前記測定した
流体レベルに対応した信号を前記コンピュータに送り、

前記コンピュータは、前記測定した流体レベルに基づき吸引流量を計算し、前記
真空比例弁と前記圧力比例弁に信号を送って、前記所望する吸引流量近傍に計算された前
記吸引流量を維持することを特徴とする小型外科手術システムの吸引を制御する装置。

【請求項 7】

さらに、前記吸引チャンバーに流体的に連結した、組織を吸引する、外科手術装置を備
えることを特徴とする、請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記真空発生器が、真空ユニットであることを特徴とする、請求項 6 記載の装置。

【請求項 9】

前記真空発生器が、ベンチュリユニットであることを特徴とする、請求項 6 記載の装置

。

【請求項 10】

前記小型外科手術システムが、眼科用の小型外科手術システムであることを特徴とする
、請求項 6 記載の装置。

【請求項 11】

前記ポンプが、蠕動ポンプであることを特徴とする、請求項 6 記載の装置。

【請求項 12】

小型外科手術システムの吸引制御方法において、

前記小型外科手術システムは、

加圧された気体源と、

前記気体源に流体的に連結している真空発生器と、

前記気体源と前記真空発生器に流体的に連結している吸引チャンバーと、

前記気体源と前記真空発生器の間に流体的に連結している真空比例弁と、

前記気体源と前記吸引チャンバーの間に流体的に連結している圧力比例弁と、

前記吸引チャンバーに流体的に連結している圧力変換機と、

前記真空比例弁、前記圧力比例弁、および、前記圧力変換機に電氣的に結合する

10

20

30

40

50

コンピュータを備え

当該吸引制御方法は、

前記加圧された気体源と前記真空発生器が所望の前記吸引チャンバー内の吸引圧力を生成する工程と、

前記吸引チャンバー内の実際の吸引圧力を前記圧力変換器が測定する工程と、

前記測定工程の前記実際の吸引圧力に応じて、前記気体源及び前記圧力比例弁が発生させた圧力と前記真空発生器及び前記真空比例弁が発生させた真空とを前記コンピュータが変更して前記実際の吸引圧力を前記所望の吸引圧力近傍に維持する工程とを含む、吸引制御方法。

【請求項 13】

小型外科手術システムの吸引制御方法において、

前記小型外科手術システムは、

加圧された気体源と、

前記気体源に流体的に連結されている真空発生器と、

前記気体源と前記真空発生器に流体的に連結されている吸引チャンバーと、

前記気体源と前記真空発生器の間に流体的に連結されている真空比例弁と、

前記気体源と前記吸引チャンバーの間に流体的に連結されている圧力比例弁と、

前記吸引チャンバーに作動可能に結合されている流体レベルセンサと、

前記吸引チャンバーに流体的に連結されているポンプと、

前記真空比例弁、前記圧力比例弁、前記流体レベルセンサ、および、前記ポンプに電氣的に結合されているコンピュータを備え、

当該吸引制御方法は、

前記加圧された気体源、前記真空発生器、及び前記ポンプが所望の前記吸引チャンバー内の吸引流量を作る工程と、

前記吸引チャンバー内の実際の流体レベルを前記流体レベルセンサが測定する工程と、

前記測定工程の前記実際の流体レベルに応じて、前記コンピュータが吸引流量を計算する工程と、

前記気体源及び前記圧力比例弁が発生させた圧力と前記真空発生器及び前記真空比例弁が発生させた真空とを前記コンピュータが変更して前記吸引流量を前記所望の吸引流量近傍に維持する工程とを含む、吸引制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、小型外科手術システムにおける吸引制御に関し、特に、眼科用の小型外科手術システム吸引制御に関する。

【背景技術】

【0002】

外科手術で小さな切開をする際に、特に、目の外科手術を行う場合、切開手術する部位に小さいプローブ（探針）を入れて、切開し、取除き、あるいは、組織を操作する。このような外科手術を行う際、典型的には、目に流体を注入し、患部より注入された液体と組織が吸引される。本発明以前に使用されていた吸引システムの型式は、一般に、システムで使用されているポンプの型式に依存する、流量制御、あるいは、真空制御として特徴づけられる。各々の型式は特定の利点を持っている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

真空制御タイプの吸引システムは、所望の真空レベルを設定して操作され、そのレベルを維持しようとする。流量は、眼球内の圧力、真空レベル、流路の抵抗に依存する。実際

10

20

30

40

50

の流量に関する情報は、入手できない。真空制御タイプの吸引システムは、典型的には、ベンチュリポンプ、あるいは、膜ポンプを使用する。真空制御タイプの吸引システムは、たとえば、空気と流体を交換する過程で、空気を吸引する際、迅速に応答し、真空レベルを下げるのに制御性が良く、および、好ましい流体工学的な挙動を持つという利点を持つ。このようなシステムの欠点は、閉塞検出せずに、水晶体超音波吸引、あるいは、切断している間の流量に関する情報を得られないことがあって、過渡的な強い流れを起こすという結果になる。真空制御タイプの吸引システムは、大きく患部を切開せずにリアルタイムで流量を測定できないという問題点を持っているので、流量を制御するのが困難である。

【0004】

流量制御タイプの吸引システムは、所望の吸引流量を設定され、設定流量を維持する。流量制御タイプの吸引システムは、典型的には、蠕動、スクロール、ペーンポンプを使用する。流量制御タイプの吸引システムは、閉塞下で、流量が安定し、自動的に、真空レベルを上げるといった利点がある。この種のシステムは、比較的応答が遅いことと、伸展性の大きな部品を使用した時に望ましくない閉塞破れを起こすこと、先端が閉塞している間真空がリニアに減少しない。流量制御タイプの吸引システムは、真空を測定する際の時間遅延が、制御ループを不安定にし、迅速な挙動を妨げるので、真空制御モードで操作するのは困難である。

【0005】

現在、入手可能な眼球用外科手術システムのひとつである、シュトルツ・インスツール社のMILLIUMシステムは、真空制御タイプの吸引システム（ベンチュリポンプを使用）と流量制御タイプの吸引システム（スクロールポンプを使用）の両方を備えている。2つのポンプは同時に使用できず、それぞれのポンプには、別々の吸引チューブとカセットが必要である。

【0006】

もうひとつの、現在、入手可能な眼球用外科手術システムである、アルコン研究所社のACCURUS（登録商標）システムは、連続作動する2つのポンプ、すなわち、ベンチュリポンプと蠕動ポンプ、を備えている。ベンチュリポンプは、患部からの物体を小さい収集チャンバーに吸引する。蠕動ポンプは、吸引物を小さい収集チャンバーから大きな収集袋に吸い上げる。蠕動ポンプは、患部に吸引力を供給しない。このように、システムは、真空制御タイプの吸引システムとして動作する。

【0007】

このように、小型外科手術システムでは、依然として、改良された吸引制御方法の需要がある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、真空制御モード、吸引制御モード、あるいは、流量制御モードによって、吸引制御ができる小型外科手術システムを提供する。

【0009】

本発明の吸引制御モードでは、加圧された気体源と真空発生器を用いることによって、吸引チャンバーの中で所望の吸引圧力が発生される。流体は、外科手術装置から吸引チャンバーの中に吸引される。実際の吸引圧力は吸引チャンバーの中で決定される。加圧された気体源によって発生される圧力と真空発生器によって発生される真空は、決定工程の実際の吸引圧力に応じて変更され、実際の吸引圧力は、所望の吸引圧力近傍に維持される。

【0010】

本発明の流量制御モードでは、加圧された気体源、真空発生器、および、ポンプを使用して、所望の流量が吸引チャンバーの中で作られる。流体は、外科手術装置から吸引チャンバーへ吸引される。実際のレベルは吸引チャンバーの中で決定される。決定工程の実際の流体レベルに応じて、吸引流量は計算される。加圧された気体源によって発生される圧力と真空発生器によって発生される真空は、吸引流量を所望の吸引流量近傍に維持するように変更される。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

図1を参照することによって、本発明の好適な実施形態と効果を最もよく理解することが出来る。小型外科手術システム10は、加圧された気体源12、隔離弁14、真空比例弁16、オプション（随意選択）の第二の真空比例弁18、圧力比例弁20、真空発生器22、圧力変換機24、吸引チャンバー26、流体レベルセンサ28、ポンプ30、収集袋32、吸引ポート（吸引口）34、外科手術装置36、コンピュータ、あるいは、マイクロプロセッサ38、および、比例制御装置40を備えている。システム10の部品は、流体的に、配管44、46、48、50、52、54、56、および、58を介して結合されている。システム10の部品は、電氣的に、インターフェイス60、62、64、66、68、70、72、74および、76を介して接続されている。弁14は、“ON/OFF”ソレノイド弁であることが望ましい。弁16-20は、“比例（可変）”ソレノイド弁であることが好ましい。真空発生器22は、真空を発生する適当な装置であればよいが、遮断弁14と真空比例弁16（、あるいは、および、18）が開き、加圧された気体源12からの気体が真空発生器22を通過した場合に真空を発生する、真空ユニット、あるいは、ベンチュリユニットであることが望ましい。圧力変換機24は、直接的、あるいは、間接的に圧力と真空度を測定できる適当な装置であればよい。流体レベルセンサ28は、吸引チャンバ26の中の流体42のレベル（レベル）を測定できる適当な装置であればよいが、このレベルを連続的に測定できることが望ましい。ポンプ30は、真空を発生できる適当な装置であればよいが、蠕動ポンプ、スクロールポンプ、ベーンポンプであることが望ましい。マイクロプロセッサ38は、フィードバック制御、好適には、PID制御を実装できることが望ましい。比例制御器40は、システム10、および／あるいは、外科手術装置36を比例制御できる適当な装置であればよいが、好適には、フットコントローラが望ましい。

【0012】

好適には、システム10は、吸引を制御する、明確に区別される3つのモード、すなわち、真空制御、吸引制御、および、流量制御を使用するのが望ましい。

真空制御モードでは、マイクロプロセッサ38は、インターフェイス66を介して遮断弁14を作動せしめ、インターフェイス70を介して圧力弁20を閉じる。比例制御器40とマイクロプロセッサ38は、真空比例弁16（、および、高真空を得るためのオプションの第二の真空比例弁18）を、インターフェイス60、64、68を介して、比例開閉するのに使われる。外科医は、最大真空レベルをマイクロプロセッサ38に入力する。そして、外科医は、比例制御器40を使って、真空発生器22を経由して、外科手術装置36と吸引チャンバー26に供給される所望するゼロと前述の入力した最大真空レベルの間を比例的に変える。外科手術装置36によって吸引された流体42で、吸引チャンバー26が満たされると、圧力変換機24は、吸引チャンバー26内の実際の真空度を測定し、これに対応する信号を、インターフェイス72を経由して、マイクロプロセッサ38に送る。比例制御器40が指示する所望の真空レベルを維持するため、マイクロプロセッサ38は、インターフェイス64、68を経由して、真空比例弁16、18に、フィードバック信号を送る。

【0013】

吸引制御モードでは、マイクロプロセッサ38は、隔離弁14、16、18、および、20を作動せしめる。システム10は、小さな正の値の圧力値から大きな負の圧力値の吸引範囲を外科手術装置36と吸引チャンバー26に供給するように構成されている。この範囲は、好適には、略+150mmHGから略-650mmHGである。比例制御装置40を使用して、外科医は、外科手術装置36と吸引チャンバー26に、加圧された気体源12と真空発生器22を介して、この範囲で、所望の吸引を比例的にさせることができる。所望の吸引に応じた信号が、インターフェイス60を介して、マイクロプロセッサ38に送られる。圧力変換機24は、吸引チャンバー26内の実際の吸引圧力に応じた信号を、インターフェイス72を介して、マイクロプロセッサ38に送る。これを受け、マイク

ロプロセッサ 38 は、外科手術装置 36 と吸引チャンバー 26 内の吸引を所望の値に維持するように、それぞれインターフェイス 64、68、および、70 を介して、弁 16、18、および、20 の任意の組み合わせに、フィードバック信号を送る。この吸引制御モードによって、目から外科手術装置 36 と吸引チャンバー 26 の中への流れが発生しないようにするために、マイクロプロセッサ 38 が、吸引チャンバー 26 内に目の中の圧力に等しい圧力を作り出すように、弁 16、18 を閉じ、弁 20 を開くことができることは、当業者にとって明らかである。

【0014】

流量制御モードでは、マイクロプロセッサ 38 は、遮断弁 14、16、18、および、20 を作動せしめる。システム 10 は、流量ゼロから流量の最大値までの流量範囲を外科手術装置 36 と吸引チャンバー 26 に供給するように構成されている。比例制御装置 40 を使用して、外科医は、外科手術装置 36 と吸引チャンバー 26 の流量を、この範囲で、所望の吸引を比例的にさせることができる。流量は、以下の計算式で計算する事ができる。

$$Q_{s u c t i o n} = Q_{p u m p} (N, P) + A \quad d Z / d t$$

ここで、

$Q_{s u c t i o n}$: 吸引流量

$Q_{p u m p}$: ポンプの流量

N : ポンプ 30 の回転速度

P : 圧力変換機 24 で測定された吸引圧力

A : 吸引チャンバー 26 の断面積

Z : 流体レベルセンサ 28 で測定された吸引チャンバー 26 の中の流体 42 のレベルである。

所望する $Q_{s u c t i o n}$ に応じた信号は、インターフェイス 60 を経由して、マイクロプロセッサ 38 に供給される。マイクロプロセッサ 38 は、インターフェイス 74 を経由して、ポンプ 30 に、所望する $Q_{s u c t i o n}$ に応じたポンプ回転速度 N に対応する信号を送る。流体レベルセンサ 28 は、マイクロプロセッサ 38 に、インターフェイス 76 を経由して、吸引チャンバー 26 内の流体の実際のレベルに対応する信号を送る。

上述したように、マイクロプロセッサ 38 は、 $Q_{s u c t i o n}$ を所望の値に維持するために、吸引制御モードを使用する。具体的には、マイクロプロセッサ 38 は、吸引チャンバー 26 内の流体の実際のレベルに応じて $Q_{s u c t i o n}$ を計算し、 $Q_{s u c t i o n}$ を所望の値に維持するように、それぞれインターフェイス 64、68、および、70 を介して、弁 16、18、および、20 の任意の組み合わせに、フィードバック信号を送る。吸引制御モードの一部として、圧力変換機 24 は、吸引チャンバー 26 内の実際の吸引圧力に応じた信号を、インターフェイス 72 を経由して、マイクロプロセッサ 38 に送る。流量制御モードによって、マイクロプロセッサ 38 が、流量を制御することで、吸引チャンバー 26 内の流体 42 のレベルを一定値に維持 ($d Z / d t = 0$) できることは、当業者にとって明らかである。

【0015】

以上の記載により、本発明の動作と構成は、明らかである。ここに記載された装置と方法は、好適な実施例であって、如何なる設計変更も変形例も、請求項で定義される本発明の範囲から逸脱せず、その範囲に入るものである。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図 1】 小型外科手術システムの吸引制御を示した概略図である。

フロントページの続き

- (72)発明者 ホプキンス, マーク アラン
アメリカ合衆国, カリフォルニア 92691, ミッション ビエホ, サン ゴンザロ 2669
1
(72)発明者 ガオ, シャウン エックス.
アメリカ合衆国, カリフォルニア 92620, アーバイン, フォート サムター 2

審査官 石田 宏之

- (56)参考文献 国際公開第93/018802 (WO, A1)
特開平02-224663 (JP, A)
米国特許第06251113 (US, B1)
米国特許第05697898 (US, A)
米国特許第04935005 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61F 9/007
A61B 19/00