

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5242802号
(P5242802)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月12日 (2013. 4. 12)

(51) Int. Cl.	F 1
F 1 6 K 7/06 (2006. 01)	F 1 6 K 7/06 B
A 6 1 M 39/02 (2006. 01)	A 6 1 M 5/14 4 5 9 N
F 1 6 K 31/10 (2006. 01)	F 1 6 K 31/10

請求項の数 16 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2011-534719 (P2011-534719)	(73) 特許権者	508286762
(86) (22) 出願日	平成21年10月28日 (2009. 10. 28)		アシスト・メディカル・システムズ, イン
(65) 公表番号	特表2012-512993 (P2012-512993A)		コーポレイテッド
(43) 公表日	平成24年6月7日 (2012. 6. 7)		アメリカ合衆国ミネソタ州55344、エ
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/062396		デン・プレイリー、フラー・ロード 79
(87) 国際公開番号	W02010/051315		05
(87) 国際公開日	平成22年5月6日 (2010. 5. 6)	(74) 代理人	100101454
審査請求日	平成23年6月29日 (2011. 6. 29)		弁理士 山田 卓二
(31) 優先権主張番号	12/261, 786	(74) 代理人	100081422
(32) 優先日	平成20年10月30日 (2008. 10. 30)		弁理士 田中 光雄
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	アラン・エバンズ
			アメリカ合衆国55301ミネソタ州オト
			セゴ、セブンティシックス・レイン・ノ
			ースイスト11149番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用流体注入装置用のピンチバルブ機構

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

注入器ヘッドと、

前記注入器ヘッドに連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構であって、当該少なくとも1つのピンチバルブ機構は、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み領域と、前記往復動アームの一端に結合されると共に前記プランジャのスロット部の内部で回転するように構成された双方向性のローラと、を備え、

前記注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、前記往復動アームに前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘ませるように構成されている、ピンチバルブ機構と、

を備えている、ことを特徴とする動力付き医療用流体注入装置。

【請求項 2】

前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、前記注入器ヘッドによって作動させられた場合には、前記流体配管チューブ内の通路を開いて、医療用流体が当該流体配管チューブの通路内を流れることを許容する、ように構成されており、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構が前記注入器ヘッドによって作動させられると、前記プランジャが前記往復動アームを駆動して前記通路を開く、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、所定の大きさの力でもって前記プランジャに負荷を掛けるように構成されたアーバと、当該アーバに負荷を掛けるように構成された

バネと、を更に備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は支持ブッシングを更に備えており、前記往復動アームは、前記支持ブッシングを中心にして回転するように構成されている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記双方向性のローラは、前記プランジャが前方へ移動するときには、当該プランジャのスロット部内で第 1 の方向に回転し、プランジャが後方へ移動するときには、前記双方向性のローラは、プランジャの前記スロット部内で反対方向の第 2 の方向に回転する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 6】

前記プランジャは、当該プランジャを前記往復動アームに結合し、前記双方向性のローラが前記プランジャのスロット部の内部で回転できるようにする、整列シャフトを備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記往復動アームは、前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構のピンを関節係合させるスロット部を備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、前記プランジャに結合された 1 つ若しくはそれ以上のポロンパッドを更に備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、前記往復動アームに連結されると共に、前記チューブ摘み領域を通して延びる前記流体配管チューブを摘むように構成された、ピンチアームを更に備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

加圧ユニットを収容するように構成されたスリーブを更に備え、前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、前記注入器ヘッドによって作動させられた場合には、前記加圧ユニットに又は前記加圧ユニットから医療用流体を供給する流体配管チューブ内の通路を開くように構成されている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

30

第 1 の加圧ユニットを収容するように構成された第 1 のスリーブと、

第 2 の加圧ユニットを収容するように構成された第 2 のスリーブと、を更に備え、

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、前記第 1 の加圧ユニット内への第 1 の配管チューブに連結されるように構成された第 1 のピンチバルブ機構と、前記第 1 の加圧ユニットからの第 2 の配管チューブに連結されるように構成された第 2 のピンチバルブ機構と、前記第 2 の加圧ユニット内への第 3 の配管チューブに連結されるように構成された第 3 のピンチバルブ機構と、前記第 2 の加圧ユニットからの第 4 の配管チューブに連結されるように構成された第 4 のピンチバルブ機構と、を備えている、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

40

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、前記チューブ摘み領域の状況に関して、注入器ヘッドに情報を送るよう構成されたケーブルを更に備え、前記チューブ摘み領域の状況は、当該チューブ摘み領域が開いているか、摘まれて閉じているか、或いは完全に閉じられているか、を示すものである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 13】

前記注入器ヘッドは、前記チューブ摘み領域の状況に基づいて作動状態を判断するように構成されており、前記作動状態は、流体充填作動または流体注入作動に関連した状態で成る、ことを特徴とする請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

前記注入器ヘッドは、前記チューブ摘み領域の状況に基づいて、前記少なくとも 1 つの

50

ピンチバルブ機構を不作動とするように構成されている、ことを特徴とする請求項12に記載の装置。

【請求項15】

プランジャと、

該プランジャによって駆動される往復動アームと、

チューブ摘み領域と、

前記往復動アームの一端に結合されると共に前記プランジャのスロット部の内部で回転するように構成された双方向性のローラと、を備え、

不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる配管チューブを摘むように構成されている、

ことを特徴とするピンチバルブ機構。

【請求項16】

動力付き医療用流体注入装置のスリーブ内に加圧ユニットを受け容れるステップと、

前記流体配管チューブを通る前記加圧ユニット内への或いは前記加圧ユニットからの医療用流体の流れを、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構によって制御するステップであって、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、前記往復動アームの一端に結合されると共に前記プランジャのスロット部の内部で回転するように構成された双方向性のローラと、チューブ摘み領域と、を備え、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる配管チューブを摘むように構成されている、ステップと、

を備える、ことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この開示は、概して言えば、動力付きの医療用流体注入装置内でのピンチバルブ (pinch valve) の使用に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用流体注入装置は、典型的には、患者に医療用流体を注入するのに用いられる。多くの場合、かかる装置には、医療用流体を保持するための1つ若しくはそれ以上の貯留容器と、医療用流体を患者に注入するための1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットと、が備えられる。例えば、動力付き造影剤注入装置には、造影剤を収容した貯留容器と、造影剤を患者内に注入するのに用いられる注射器 (シリンジ: syringe) と、が備えられるかも知れない。造影剤注入装置は、例えば血管造影検査やコンピュータ断層撮影 (CT) 処置などの、或る種の医療処置中に使用され得るものである。

【0003】

多くの医療用流体注入装置には、流体を注入するために、1つ若しくはそれ以上の注射器が備えられている。注射器は、流体を保持するための室 (チャンバ: chamber) と、チャンバ内で移動可能なプランジャ (plunger) と、を有している。流体は、プランジャが第1の方向に移動するときに、典型的には、流体貯留容器からチャンバ内へ引き込まれる。その後、流体は、プランジャが第2の反対方向に移動するときに、チャンバから放出され、カテーテル (catheter) を介して患者内に注入される。流体は、プランジャの移動速度によって決定され得る一定の速度で送給される。

【0004】

貯留容器から注射器へ或いは注射器から患者ライン (line) へ、医療用流体を供給するために、多くの場合、高圧チューブ (例えば高圧用編組チューブなど) が用いられている。注射器が装填されている注入装置は、高圧配管チューブを介して、注射器への及び／又は注射器からの流体の流れを制御する必要がある。例えば、注入装置は、1つ若しくはそれ以上のピンチバルブ機構を制御して、高圧配管チューブを制御可能に開き又は閉塞し、

10

20

30

40

50

それにより、配管チューブを介して流体の流れを制御することができる。典型的には、高圧用の配管チューブを摘んで（ピンチして）閉塞するには、より低圧用の或いは編み上げられていない柔らかい配管チューブに比べて、より大きな力が必要である。

【発明の概要】

【0005】

この開示は、概して言えば、例えば血管造影検査やコンピュータ断層撮影（CT）処置中に造影剤および／または生理食塩水を供給する注入器などの動力付き医療用流体注入装置から、医療用流体を供給するのに用いることができる高圧用の流体配管チューブ（例えば、編組チューブ）を閉塞する、つまり摘む（ピンチング（pinching）する）ための技術に関するものである。幾つかの場合においては、1つ若しくはそれ以上の低摩擦の電磁（ソレノイド：solenoid）式のピンチバルブ機構を用いることができる。また、幾つかの場合には、低摩擦のソレノイド式ピンチバルブ機構は、以下により詳しく説明するように、例えば、長寿命である、パッケージ寸法が小型である、応答時間が速い、また比較的低コストである等の利点をもたらすことができる。

10

【0006】

或る実施形態では、動力付きの医療用流体注入装置は、注入器ヘッドと、当該注入器ヘッドに連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構と、を備えている。この少なくとも1つのピンチバルブ機構は、プランジャ（plunger）と、該プランジャによって駆動される往復動アーム（arm）と、チューブ摘み（ピンチング：pinching）領域と、を備えている。また、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、前記往復動アームに前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘ませるように、構成されている。

20

【0007】

また、或る実施形態では、方法は、動力付き医療用流体注入装置のスリーブ内に加圧ユニットを受容するステップと、流体配管チューブを通して加圧ユニット内に入る又は加圧ユニットから出て行く医療用流体の流れを、少なくとも1つのピンチバルブ機構によって制御するステップと、を備え、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み領域と、を備えており、また、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、前記往復動アームにチューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘ませるように、構成されている。

30

【0008】

或る実施形態では、ピンチバルブ機構は、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み領域と、を備えている。前記ピンチバルブ機構は、不作動とされている場合には、チューブ摘み領域を通して延びる配管チューブを摘むように、構成されている。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1A】 1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置の一実施形態の概略斜視図である。

40

【図1B】 流体貯留容器および配管チューブを含む様々の部品に接続された、図1Aの動力付きの医療用流体注入装置の一実施形態の概略斜視図である。

【図2A】 1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置の別の実施形態の様々な概略斜視図の一つである。

【図2B】 1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置の別の実施形態の様々な概略斜視図の一つである。

【図2C】 1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は1つ若しくはそれ以上の

50

加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置の別の実施形態の様々な概略斜視図の一つである。

【図 2 D】1 つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は 1 つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置の別の実施形態の様々な概略斜視図の一つである。

【図 3】本発明の一実施形態に係る動力付きの医療用流体注入装置と共に用いることができる例示的な注射器の概略斜視図である。

【図 4】本発明の一実施形態に係る動力付きの医療用流体注入装置と共に用いることができる患者ライン (patient line) の概略斜視図である。

【図 5】本発明の一実施形態に係る、図 2 D に示された注入器ヘッドの一部の底面の概略斜視図である。

10

【図 6 A】図 5 に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の様々な眺めの一つを示す概略斜視図である。

【図 6 B】図 5 に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の様々な眺めの一つを示す概略斜視図である。

【図 6 C】図 5 に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の様々な眺めの一つを示す概略斜視図である。

【図 7】図 6 B に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の A-A 線に沿った断面を示す断面図である。

【図 8】図 6 C に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の B-B 線に沿った断面を示す断面図である。

20

【図 9】図 6 A ~ 6 C に示された本発明の一実施形態に係るピンチバルブ機構の一部の概略斜視図である。

【図 10】例えば図 1 A ~ 1 B に示された装置および／または図 2 A ~ 2 D に示された装置など、本発明の一実施形態に係る動力付きの医療用流体注入装置によって実行され得る方法を示す流れ (フロー: flow) 図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

図 1 A は、例えばスリーブ (sleeve) 108 内に収容されている加圧ユニットなどの、1 つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は 1 つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる動力付きの医療用流体注入装置 100 の一実施形態の概略斜視図である。図 1 A の実施形態では、スリーブ 108 内の加圧ユニットは注射器である。別の実施形態では、他の形式の容積型ポンプを含む、別の形態の加圧ユニットが用いられるかも知れない。幾つかの実施形態では、装置 100 は、例えば血管造影検査やコンピュータ断層撮影 (CT) 処置などの医療処置中に、例えば造影剤や生理食塩水などの医療用流体を、患者内に注入するのに用いられる。

30

装置 100 には、制御パネル 102, 注入器ヘッド 104, 加圧ユニットを保持するためのスリーブ 108, 貯留容器の保持具 (ホルダ: holder) 110, モジュール (module) 112, 患者用マニホールドセンサ (manifold sensor) 114 及び空気 (エアー: air) 検出器 116 が、備えられている。

40

注入器ヘッド 104 には、ポンプ 106 があり、また、装置 100 の、注入器ヘッド 104, 制御パネル 102, スリーブ 108 内の加圧ユニット, 患者用マニホールドセンサ 114 及びエアー検出器 116 を、制御および／または監視 (モニタ: monitor) するために、1 つ若しくはそれ以上の処理装置 (プロセッサ: processor) も備えられている。

貯留容器ホルダ 110 は、装置 100 の作動中に注射器内に引き込まれるべき量の流体を収容する流体貯留容器を保持することができる。例えば、貯留容器ホルダ 110 は、造影剤あるいは希釈剤の貯留容器を保持するかも知れない。第 2 の貯留容器ホルダ (不図示) が、ポンプ 106 での使用のための希釈剤 (例えば生理食塩水) の貯留容器を保持するかも知れない。

図 3 は、一実施形態に従った、スリーブ 108 内で使用することができる注射器の例を

50

示している。患者用マニホールドセンサ 114 は、幾つかの場合では、図 1 B を参照して説明されるように、患者用マニホールドに接続することができる。

【0011】

例えば臨床医などの装置 100 の操作者（オペレータ）は、制御パネル 102 を用いて、所定の注入処置に用いるために、様々なパラメータ（parameter）及び／又はプロトコル（protocol）を設定（セットアップ：set up）することができる。例えば、オペレータは、流量、最大注入量、最高注入圧力、立ち上がり時間のためのパラメータ、或いは他のパラメータを入力するために、制御パネル 102 とやり取りすることができる。或る実施形態では、制御パネル 102 には、タッチスクリーン（touch-screen）のパネルが備えられている。

10

【0012】

ポンプ 106 は、流体を汲み上げることができる。或る実施形態では、ポンプ 106 は蠕動ポンプである。この実施形態では、配管チューブおよび流体貯留容器（不図示）は、ポンプ 106 に、また、ポンプ 106 を介して、接続されている。ポンプ 106 は、配管チューブを通じて、流体貯留容器からモジュール 112 に向かって流体を汲み上げる。図 1 A の例では、ポンプ 106 もスリーブ 108 内に収容された注射器も、装置 100 からカテーテル内へ流体を供給することができる。ポンプ 106 は、ポンプ 106 の一部であるモータによって駆動され、注射器内のプランジャは、注入器ヘッド 104 の一部である、アクチュエータを含むモータ・アセンブリによって駆動される。

【0013】

或る実施形態では、貯留容器ホルダ 110 は、流入流体配管チューブに接続された流体貯留容器を保持している。前記流入流体配管チューブは注射器に接続されており、注射器内のプランジャがモータによって第 1 の方向に移動させられると、流体が貯留容器から注射器内へ引き込まれる。スリーブ 108 内の注射器は、更に、流出配管チューブに接続されている。注射器内のプランジャが逆向きの第 2 の方向に移動させられると、流体は注射器から流出配管チューブ内へ放出される。

20

或る実施形態では、注射器はデュアルポート（dual-port）注射器であり、流入配管チューブが注射器の一つの開口部（ポート：port）に接続され、流出配管チューブは注射器の今一つのポートに接続されている。図 3 は、かかるデュアルポート型の注射器の一例を示しており、以下により詳しく説明されよう。

30

【0014】

患者用マニホールドセンサ 114 は、或る実施形態に従えば、マニホールドバルブ（不図示）に接続される。このマニホールドバルブ（manifold valve）は、スリーブ 108 内の注射器あるいはポンプ 106 に接続された配管チューブからの流体の流れを制御するものである。或る実施形態では、マニホールドバルブは、注射器からの流出配管チューブに接続されると共に、ポンプ 106 を通って延びる配管チューブにも接続されている。

マニホールドバルブとエアー検出器 116 との間にも、配管チューブが接続されている。エアー検出器 116 を通った後、配管チューブは、患者ラインつまりカテーテル（不図示）に接続されており、流体は、装置 100 から最終的に患者に供給されることができる。

40

【0015】

患者用マニホールドセンサ 114 によって保持されたマニホールドバルブは、注射器およびポンプ 106 から外部のカテーテルへの流体の流れを制御することができる。或る実施形態では、マニホールドバルブには、注射器からカテーテルへ供給されるべき流体のみを許容する第 1 の位置がある。また、マニホールドバルブには、ポンプ 106 からカテーテルへ供給されるべき流体のみを許容する第 2 の位置がある。

或る実施形態では、マニホールドバルブは、バネ付勢されたスプール弁（spool valve）で成っているかも知れないが、別の実施形態では、逆止弁（チェックバルブ：check valve）を含む他のタイプのバルブが使用されてもよい。患者用マニホールドセンサ 114 は、安全目的のために、マニホールドバルブの位置を検出し、この位置を注入器ヘッド 1

50

04に報知することができる。

【0016】

また、装置100には、エアー検出器116がある。装置100から外部のカテーテルへ延びる管は、管内の気泡や気柱を検出することができるエアー検出器116を通る。エアー検出器116は、測定可能な、或いは、そうでなければかなりの量のエアーを、配管チューブ内に検出した場合には、注入器ヘッド104に対して警報信号を生成することが可能である。このような場合、警告または警報のメッセージ(message)は、エアーが検出されたことを示す制御パネル102上で、オペレータに対して表示されることができる。更に、或る実施形態では、エアー検出器116が配管チューブ内にエアーを検出した場合には、エアーがカテーテルに供給されることがないように、装置100は、流体注入工程を中断または終了する。

10

【0017】

或る実施形態では、動力付き医療用流体注入装置を構成し得る装置100は、注入器ヘッド104に連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構を備えている。この少なくとも1つのピンチバルブ機構は、以下により詳しく説明されるものであるが、プランジャ(plunger)と、該プランジャによって駆動される往復動アーム(arm)と、チューブ摘み(pinching: pinching)領域と、を備えている。前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘むように、構成されることができる。

幾つかの例では、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、スリーブ108内に保持された加圧ユニットから患者ラインへ流体を送給する高圧配管チューブを制御可能に開き又は閉塞するのに、用いることができる。このような様式で、ピンチバルブ機構は、高圧配管チューブを通る患者ラインへの流体の流れを制御することができる。ピンチバルブ機構は、チューブ摘み領域を通して延びる高圧配管チューブの一部を開き又は閉塞することができる。

20

【0018】

図1Bは、流体貯留容器および配管チューブを含む様々の部品に接続された、図1Aの動力付きの医療用流体注入装置100の一実施形態の概略斜視図である。例えば、図1Bは、第1流体貯留容器132及び第2流体貯留容器138を示している。第1流体貯留容器132は、例えば造影剤のような第1の流体を収容している。オペレータは、第1流体貯留容器132を貯留容器ホルダ110に吊り下げることができる。幾つかの場合には、第1流体貯留容器132は、ガラス製の貯留容器であるかも知れず、一方、別の場合には、プラスチック(plastic)製の貯留容器であってもよい。

30

第1流体貯留容器132内に収容されている流体は、作動中に、配管チューブを通じて、スリーブ108内に挿入されている加圧ユニット130(例えば注射器)内へ引き出されることができる。自動的な補給動作中、装置100は、第1流体貯留容器132から、或る量の流体を加圧ユニット130内へ自動的に供給することができる。

【0019】

第2流体貯留容器138は、例えば生理食塩水のような第2の流体を収容している。オペレータは、第2流体貯留容器138を留め金(フック:hook)137に吊り下げることができる。幾つかの場合には、第2流体貯留容器138は、例えば袋体(バッグ:bag)のようなプラスチック製の貯留容器であるかも知れない。第2流体貯留容器138内に収容されている流体は、ポンプ106を介して、配管チューブ128を通じて引き出されることができる。

40

【0020】

図1Bは、手動制御装置136が、接続具(コネクタ:connector)134を介して制御パネル102に結合されていることも示している。或る実施形態では、手動制御装置136は、制御パネル102以外にも、装置100の別の構成部品にも接続されているかも知れない。図1Bに示されるように、手動制御装置136は、当該手動制御装置136をコネクタ134に接続する、配管チューブ、配線ケーブル或いは配線ワイヤに結合されて

50

いる。コネクタ134は、制御パネル102に接続することができるし、または制御パネル102から接続解除することもできる。

オペレータは、手動制御装置136を操作して、装置100からの流体の注入を制御することができる。例えば、オペレータは、装置100からの流体の流れ（例えば、加圧ユニット130からの流体の流れ）の流量を可変制御する可変流量制御装置として、手動制御装置136を用いることができる。或る実施形態では、手動制御装置136は電気機器を備えているかも知れない。また、或る実施形態では、手動制御装置136は、空圧機器を備えているかも知れない。

【0021】

配管チューブ128は、圧力変換器（pressure transducer）126に結合されている。圧力変換器126は、また、コネクタ120を介して患者ラインに接続することができる高圧配管チューブ122にも、出力するために結合されている。高圧配管チューブ122が（患者内の）患者ラインに接続されている場合には、圧力変換器126は、患者のための血行動態モニタとして機能することができる。圧力変換器126は、検出された圧力を、装置100若しくは別の監視（モニタ：monitor）装置によってモニタされるか或いはそうでなければ用いられる、電気信号に変換する。また、高圧配管チューブ122は、エアー検出器116を通して延びている。エアー検出器116は、高圧配管チューブ122を通して流れることができる流体内のエアー（例えば、気泡または気柱）の存在を検出することができる。

【0022】

また、図1Bは、マニホールドバルブ124も示している。このマニホールドバルブ124は、高圧配管チューブ122にも患者用マニホールドセンサ114にも接続されている。マニホールドバルブ124は、加圧ユニット130から高圧配管チューブ122への流体の流れ、及び／又はポンプ106を通過しての高圧配管チューブ122への流体の流れを、制御することができる。

例えば、或る実施形態では、マニホールドバルブ124が第1の位置にある場合には、加圧ユニット130から高圧配管チューブ122へ流体が流れる。しかしながら、マニホールドバルブ124が第2の位置にある場合には、流体は、ポンプ106を通り、配管チューブ128を介して、高圧配管チューブ122へ流れる。或る実施形態では、マニホールドバルブ124は、加圧ユニット130か或いはポンプ106の一方のみから、高圧配管チューブ122への流体の流れを一度に許容する。

【0023】

或る実施形態では、前述のように、装置には、注入器ヘッドに連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構が備えられることができる。この少なくとも1つのピンチバルブ機構は、以下により詳しく説明されるものであるが、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み領域と、を備えることができる。前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる、例えば高圧配管チューブ122のような流体配管チューブを摘むように、構成されることができる。また、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、例えばマニホールドバルブ124の直ぐ隣など、注入器ヘッドに連結された任意の箇所位置して、高圧配管チューブ122を通る流体の流れ制御することができる。

【0024】

前述のように、動力付き注入装置には、注入器ヘッドに連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構が備えられることができる。この少なくとも1つのピンチバルブ機構は、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み領域と、を備えることができる。前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッドによって不作動とされた場合には、例えば高圧配管チューブ122の一部など、前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘むように、構成されることができる。

幾つかの例では、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、加圧ユニット130から患者ラインへ流体を送給する高圧配管チューブ122を制御可能に開き又は閉塞するのに

10

20

30

40

50

、用いることができる。このような様式で、ピンチバルブ機構は、高圧配管チューブを通る患者ラインへの流体の流れを制御することができる。

【0025】

図2Aは、様々の機能を果たすのに用いることができ、また、動作可能な場合には、1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットへの及び／又は1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットからの流体の流れを制御するのに用いることができる、動力付きの注入装置200の別の実施形態の概略斜視図である。図2Aにおいては、装置200には、第1の主貯留容器ホルダ202A、第2の主貯留容器ホルダ202B、電氣的接続インタフェース部206、第1の補助的貯留容器ホルダ208A、第2の補助的貯留容器ホルダ208B、制御パネル212、第1の注射器ロッド214A、第2の注射器ロッド214B、第1の注射器スリーブ216A、第2の注射器スリーブ216B、第1の前端部アセンブリ218A、第2の前端部アセンブリ218B、及び患者用接続案内ロッド220が、備えられている。

10

図2Aの実施形態では、医療用流体を供給するのに用いられる加圧ユニットは、それぞれスリーブ216A及び216B内に収容された注射器である。注入器ヘッド201には、貯留容器ホルダ202A、貯留容器ホルダ202B、接続インタフェース部206、貯留容器ホルダ208A、貯留容器ホルダ208B、及び制御パネル212が備えられている。注入器ヘッド201には、更に、当該注入器ヘッド201の構成部品および装置200の他の構成部品を制御および／またはモニタするのに用いられる、一つ若しくはそれ以上の処理装置（プロセッサ）がある。

20

【0026】

貯留容器ホルダ202Aは、医療用流体の第1貯留容器を保持することができ、一方、貯留容器ホルダ202Bは、医療用流体の第2貯留容器を保持することができる。或る実施形態では、貯留容器ホルダ202Aは、例えば造影剤などの第1のタイプの流体の貯留容器を保持し、一方、貯留容器ホルダ202Bは、例えば希釈剤（例えば生理食塩水）などタイプが異なる第2の流体の貯留容器を保持する。異なる形態の貯留容器（例えば、ボトル、袋体）が、貯留容器ホルダ202A及び202Bと共に用いられることができる。

装置200は、患者の複合的な治療にわたって医療用流体を注入するのに用いることができるので、ホルダ202A及び202Bにそれぞれ保持されている貯留容器は、時間と共に取り換えられる必要があるかも知れない。典型的には、装置200のオペレータは、ホルダ202A及び202Bの貯留容器をそれぞれ手作業で取り換える。オペレータの便宜のため、装置200には、補助的ホルダ208A及び208Bが更に備えられている。オペレータは、補助的流体貯留容器をホルダ208A及び208Bに用意しておくことができる。主ホルダ202A又は202Bの貯留容器が空になり交換されることが必要になった場合、オペレータは、補助的ホルダ208A又は208Bの1つから新しい流体貯留容器に迅速かつ容易にアクセス（access）し、主ホルダ202A又は202Bへ取り付けることができる。

30

【0027】

装置200には、当該装置200を例えば医用画像装置などの外部の医療用装置へ直接もしくは間接的に結合する、電氣的接続インタフェース部206が備えられている。典型的には、装置200は、造影剤注入装置として用いられる場合には、医用画像装置に接続した状態で働く。例えば、装置200は、血管造影検査やCT処置中には、医用画像装置に接続した状態で作動することができる。

40

接続インタフェース部206は、装置200を、直接もしくは間接的にかかる画像装置に接続するのに用いられる。或る実施形態では、装置200は、インタフェース部206を介して、注入および／または制御の情報を外部の画像装置に伝達することができ、また同様に、インタフェース部206を介して、撮像および／または制御の情報を外部の画像装置から受け取ることができる。

【0028】

図2Aは、装置200が制御パネル212も包含していることも示している。制御パネ

50

ル 2 1 2 は、例示的な装置 2 0 0 の上部側に位置している。オペレータは、注入処置のために用いることができる様々な注入処置用のパラメータ及び／又はプロトコルをプログラムに組み込むために、制御パネル 2 1 2 とやり取りすることができる。また、オペレータは、使用のために装置 2 0 0 をセットアップし、処置を開始し休止し再開し或いは終了するために、若しくは、様々な注入関連情報（例えば、流量、容量、圧力、立ち上がり時間、処置のタイプ、流体の情報、及び／又は患者の情報など）を視認するために、制御パネル 2 1 2 を用いることができる。図 2 A は、制御パネル 2 1 2 の側面上にある様々なユーザ始動のボタン（button）を示している。しかしながら、或る実施形態では、制御パネル 2 1 2 はタッチ始動の画面（touch-activated screen）を有しているかも知れない。

【0029】

10

或る実施形態では、別体のより大きな制御パネル（不図示）が、装置 2 0 0 と通信可能であるかも知れない。この実施形態では、より大きな制御パネルは、前記制御パネル 2 1 2 によって与えられるのと同様のオペレータ機能性をもたらしものである。しかしながら、このより大きな制御パネルは、患者が横たわっているベッドの手すり（レール：rail）に取り付けることができ、或いは、装置 2 0 0 から離れた他の装置に取り付けることもできる。或る実施形態では、前記より大きな制御パネルは、図 1 A に示される制御パネル 1 0 2 と外観が似ている。

【0030】

装置 2 0 0 は、スリーブ 2 1 6 A 及び 2 1 6 B にそれぞれ収容された 2 つの注射器を有する複式の注射器（デュアルシリンジ）装置である。両注射器は共に、医療用流体を患者に供給することができる。

20

【0031】

或る実施形態では、スリーブ 2 1 6 A 内の注射器は、ホルダ 2 0 2 A に結合された流体貯留容器から流体を吸い出すことができ、また、スリーブ 2 1 6 B 内の注射器は、ホルダ 2 0 2 B に結合された流体貯留容器から流体を吸い出すことができる。例えば、これらの注射器は、流体補給操作中、流体を吸い込むことができる。

各注射器は、二つの方向のうちの一方にプランジャを駆動するモータ／アクチュエータ・アセンブリ（不図示）に結合されている。流体補給サイクル中、装置 2 0 0 のモータ／アクチュエータ・アセンブリは、例えば、スリーブ 2 1 6 A の注射器内のプランジャを一方向へ駆動し、ホルダ 2 0 2 A に結合された貯留容器から注射器内へ流体を吸い出すことができる。注入サイクル中、装置 2 0 0 のモータ／アクチュエータ・アセンブリは、この注射器内のプランジャを逆の方向へ駆動し、流体を吐出することができる。

30

或る実施形態では、装置 2 0 0 は、2 つの異なるモータ／アクチュエータ・アセンブリを収容しており、一方のアセンブリは、スリーブ 2 1 6 A 内の注射器を駆動し、他方のアセンブリは、スリーブ 2 1 6 B 内の注射器を駆動する。これらのモータ／アクチュエータ・アセンブリは、注入器ヘッド 2 0 1 の一部であり、当該注入器ヘッド 2 0 1 内に包含される一つ若しくはそれ以上の処理装置（プロセッサ）によって、個別に制御され或いはモニタされることができる。

【0032】

流体流入チューブは、或る実施形態によれば、スリーブ 2 1 6 A 及び 2 1 6 B 内の注射器を、流体貯留容器および流出ラインに結合している。或る実施形態では、各々の注射器は、デュアルポート注射器（例えば、図 3 に示されているようなデュアルポート注射器）である。或る実施形態では、一方の注射器ポートは、流体貯留容器に結合された流入配管チューブ用に使用され、第 2 のポートは、アセンブリ 2 1 8 A 又は 2 1 8 B を通じて流出（患者）ラインに動作可能なように結合された流出配管チューブ用に用いられる。

40

【0033】

前端部アセンブリ 2 1 8 A はスリーブ 2 1 6 A に繋がれ、前端部アセンブリ 2 1 8 B はスリーブ 2 1 6 B に繋がれている。スリーブ 2 1 6 A 内の注射器からの流出配管チューブは、アセンブリ 2 1 8 A を通って患者ラインに向かって延びる一方、スリーブ 2 1 6 B 内の注射器からの流出配管チューブは、アセンブリ 2 1 8 B を通って患者ラインに

50

各アッセンブリ 218A 及び 218B は、オペレータによって開閉される扉（ドア）又は覆い（カバー）を有している。例えば、オペレータは、チューブを装着するときにドアを開け、装着するとドアを閉じることができる。或る実施形態では、各ドアは、透明もしくは半透明の材料で製作され、たとえドアが閉じられていても、オペレータはアッセンブリ 218A 又は 218B の中身を視認することができる。

或る実施形態では、各前端部アッセンブリ 218A 及び 218B は、エア−検出器および弁（バルブ）要素（不図示）を有している。エア−検出器は、用いられる流体配管チューブ内の気泡または気柱を検出するのに用いられる。バルブ要素は、流体が配管チューブを流れることを許容または制限する。例えば、ピンチバルブ（pinch valve）が用いられる場合、バルブは、或る状態では流体配管チューブを絞って流体の流れを制限するが、別の状態では配管チューブを開いたままにして流体が流れることを許容する。様々な異なった形態のバルブが、アッセンブリ 218A 及び 218B 内で用いられることができる。更に、様々な異なった形態のエア−検出器（例えば、超音波式、光学式のものが、同様に用いられることができる。

或る実施形態では、スリーブ 216A 内の注射器に結合された流入および流出配管チューブは、前端部アッセンブリ 218A を通って延び、スリーブ 216B 内の注射器に結合された流入および流出配管チューブは、前端部アッセンブリ 218B を通って延びている。この実施形態では、各アッセンブリ 218A 及び 218B は、それぞれの注射器用の流入配管チューブに結合された第 1 ピンチバルブ及び第 1 エアー検出器を収容し、更に、それぞれの注射器用の流出配管チューブに結合された第 2 ピンチバルブ及び第 2 エアー検出器を収容している。これらの構成要素は、図 2D においてより明瞭に示されており、以下により詳しく議論されよう。

また、図 2 A は、患者用接続案内ロッド 220 を示している。注射器 216 A 及び 216 B からの流出配管チューブは、それぞれ前端部アッセンブリ 218 A 及び 218 B を通って延び、その後、患者ライン或いはキット (kit: 不図示) に結合されている。患者ラインは、或る実施形態によれば、単一の患者処置に用いられる使い捨てのラインである。各患者ラインは、前端部アッセンブリ 218 A 及び 218 B を通って延びる流出配管チューブに対して接続することができ、また、接続を断つこともできる。

患者ラインは、或る実施形態によれば、接続案内ロッド 220 を介して流出配管チューブに接続されている。患者ラインは、流出配管チューブと結合状態になるために、接続案内ロッド 220 を覆って摺動（スライド：slide）することができる。或る実施形態では、患者ラインに 2 つの管要素（チューブエレメント：tube element）があり、各エレメントは、スリーブ 216 A 又は 216 B 内の注射器の流出チューブエレメントの一つに対応している。或る例示的な患者ラインが、図 4 に示されており、以下により詳しく議論されよう。

或る実施形態では、例えば装置 200 のような医療用流体注入装置は、3 つ若しくはそれ以上の加圧ユニットを含む複数の加圧ユニットを有している。これら加圧ユニットの各々は、作動中、別々のスリーブ内に包含されることができる。

幾つかの実施形態では、複数の加圧ユニットが同じタイプの流体を収容しているかも知れない。例えば、第1の加圧ユニットが造影剤を収容し、第2の加圧ユニットは希釈剤（例えば生理食塩水）を収容し、第3の加圧ユニットは造影剤を収容しているかも知れない。この状況（シナリオ：scenario）では、第3の加圧ユニットは、予備的または2次的な造影剤の供給源を構成しているかも知れない。この例では、第1及び第3の加圧ユニットは共に、例えば、前端部アセンブリ218A又は218Bに類似した前端部アセンブリのような、共通の前端部アセンブリに結合されているかも知れない。

【0038】

図2Bは、図2Aに示された装置200の別の概略斜視図である。図2Bにおいては、前端部アッセンブリ218A及び218Bに沿ったスリーブ216A及び216Bが、より明瞭に見ることができる。図2Bの例では、アッセンブリ218A及び218Bのドアは閉じられているけれども、これらドアは半透明の材料で製作されており、内部のピンチバルブ及びエアー検出器構成要素はより明瞭に見ることができる。

また、図2Bは、接続ポート222及び224も示している。或る実施形態では、（例えば、図4に示されたコネクタ410に結合されたもののような）圧力変換器コネクタが、接続ポート224に接続されることができる。圧力変換器コネクタは、患者ラインの血行動態の信号（シグナル：signal）を計測する圧力変換器に、動作可能なように結合される。圧力変換器を接続ポート224に接続することにより、装置200は、患者ライン内で検出される患者の血行動態圧力信号を利用および処理することができる。

10

【0039】

装置200には、手動制御装置（不図示）に接続されることができる接続ポート222もある。或る実施形態では、手動制御装置は、オペレータによって単一の患者処置用に使われる使い捨ての構成要素である。

手動制御装置は、注射器216A及び216Bの一方または両方の作動を制御することができる。例えば、オペレータは、ボタンを押すか或いはそうでなければ手動制御装置とやり取りをし、モニタ／アクチュエータ・アッセンブリにスリーブ216A内の注射器から流体を注入せしめることができ、また、別のボタンを押すか或いはそうでなければ手動制御装置とやり取りをし、モニタ／アクチュエータ・アッセンブリにスリーブ216B内の注射器から流体を注入せしめることができる。従って、スリーブ216A内の注射器が造影剤を収容し、スリーブ216B内の注射器が希釈剤を収容している場合には、オペレータは、手動制御装置の或る1つのボタンを押して造影剤を患者ラインへ注入することができ、また、別のボタンを押して生理食塩水を注入することができる。

20

或る実施形態では、手動制御装置は、流量可変機能を有しており、オペレータが、ボタンをより強く押す、つまり構成要素をより強く作動させるほど、スリーブ216A又は216B内の注射器から注入される流体の流量が増大する。

【0040】

図2Cは、装置200の別の概略斜視図である。図2Cは、或る実施形態に従った装置200の上方からの眺めを示している。

30

【0041】

また、図2Cは、前端部アッセンブリ218A及び218Bのドア221A及び221Bをそれぞれ示している。注記したように、或る実施形態では、アッセンブリ218A及び218Bの各々は、それぞれ可動ドア221A及び221Bを有している。ドア221Aはアッセンブリ218Aを覆い、ドア221Bはアッセンブリ218Bを覆っている。図2Cの実施形態においては、ドア221A及び221Bは、透明もしくは半透明の材料で製作されており、オペレータは、（図2Dにより詳しく示されている）アッセンブリ218A及び218Bの中身を視認することができる。

ドア221Aには把手（ハンドル：handle）219Aがあり、ドア221Bには把手219Bがある。オペレータは、ドア221A及び221Bを開閉するのに、把手219A及び219Bをそれぞれ利用することができる。ドア221A及び221Bは、当該ドア221A及び221Bが開閉されることができるようにする一つ若しくはそれ以上の蝶番（ヒンジ：hinge）に結合されている。

40

【0042】

図2Cには、枢支ピン（ピボットピン：pivot pin）229も示されている。或る実施形態によれば、ヒンジ228を通して枢支ピン229が挿通され、ドア221A及び221Bが、オペレータによって自在に開閉されることが確実にできるようにしている。ドア221A及び221Bは、枢支ピン229を通して伸びる軸線を中心にして回転する。

【0043】

50

或る実施形態では、枢支ピン 229 は、その箇所にネジ込まれている。また、枢支ピン 229 は、オペレータによって取り除かれることもできる。例えば、オペレータは、枢支ピン 229 を螺脱して前端部アッセンブリ 218 A 及び 218 B から除去することができる。枢支ピン 229 が除去された後、ドア 221 A 及び 221 B もアッセンブリ 218 A 及び 218 B から除去することができる。例えば、オペレータがドア 221 A 及び 221 B を清掃もしくは取り換えることを望む場合には、ドア 221 A 及び 221 B を取り外すことを選択することができる。

【0044】

図 2 D は、或る実施形態に係る前端部アッセンブリ 218 A 及び 218 B をより詳細に示す斜視図である。図 2 D には、ドア 221 A 及び 221 B は示されていないが、これら 10
ドアは透明もしくは半透明の材料で製作されており、たとえドア 221 A 及び 221 B が閉じられていても、アッセンブリ 218 A 及び 218 B の中身は、オペレータによって、より明瞭に視認されることができる。

【0045】

前端部アッセンブリ 218 A には、第 1 エアー検出器 230 A、第 1 ピンチバルブ 232 A、第 2 ピンチバルブ 234 A 及び第 2 エアー検出器 236 A が備えられている。ホルダ 202 A の貯留容器からの流入配管チューブは、或る実施形態によれば、エアー検出器 230 A 及びピンチバルブ 232 A を通り、第 1 注射器ポートを介して、スリーブ 216 A 内の注射器へ延びている。スリーブ 216 A 内の注射器の第 2 注射器ポートに結合された流出配管チューブは、ピンチバルブ 234 A 及びエアー検出器 236 A を通って延び、 20
その後、（例えば図 4 に示されるもののような）外部の患者ライン若しくはキットに結合される。

エアー検出器 230 A は、流入配管チューブ内の気泡または気柱を検出するのに用いられ、エアー検出器 236 A は、流出配管チューブ内の気泡または気柱を検出するのに用いられる。エアー検出器 230 A 及び 236 A は、音響式、光学式、或いは他の形式のエアー検出器で構成されていてもよい。

【0046】

エアー検出器 230 A 及び 236 A の何れか一方または両方が、流入配管チューブ及び／又は流出配管チューブ内に計測可能な量のエアーを検出した場合には、これら検出器は、装置 200 の注入器ヘッド 201 へ信号を伝播することができる。 30

注入器ヘッド 201 の一つ若しくはそれ以上のプロセッサは、これらの受信された信号を処理することができる。注入器ヘッド 201 は、制御パネル 212 を介して、オペレータに警告メッセージ若しくは警報を与えることができ、オペレータは適切な行動をとることができる。また、或る実施形態では、注入器ヘッド 201 は、流入および／または流出配管チューブ内にエアーが検出された場合には、注射器を駆動するモータ／アクチュエータ・アッセンブリの作動を制御することにより、スリーブ 216 A 内の注射器からの流体の如何なる注入をも、自動的に休止あるいは終了させることができる。

【0047】

ピンチバルブ 232 A は、流入配管チューブからスリーブ 216 A 内の注射器内への流体の流れを制御する。注入器ヘッド 201 は、ピンチバルブ 232 A の作動を制御する。 40
注入器ヘッド 201 がピンチバルブ 232 A を開弁した場合には、ホルダ 202 A に結合された貯留容器から注射器内へ流体が流れることができる。ピンチバルブ 232 A が閉じられている場合には、流入配管チューブ内での如何なる流体の流れも許容されることはない。例えば、注入器ヘッド 201 が注射器に流体を供給しているときには、注入器ヘッド 201 は、ピンチバルブ 232 A を開いて流入配管チューブ内で流体が流れることができるようにするが、ピンチバルブ 234 A は閉じて流出配管チューブ内での如何なる流体の流れをも禁止することができる。

注射器内のプランジャは、流体を注射器に供給するために、（モータ／アクチュエータ・アッセンブリにより）第 1 の方向へ移動させられることができる。流体の注入が生じると、モータ／アクチュエータ・アッセンブリは、注射器内のプランジャを、逆向きの第 2 50

の方向へ移動させることになる。

注入器ヘッド201は、注入処置中は、流入配管チューブ内の流体の流れを禁止するために、ピンチバルブ232Aを閉じることができる。しかしながら、注入器ヘッド201は、かかる処置中に、ピンチバルブ234Aを開いて流出配管チューブ内で流体が流れることができるようにすることができる。注入器ヘッド201は、このようなやり方で、ピンチバルブ232A及び234Aを用いて、様々な操作（例えば、補給操作および注入操作）中、流入および流出配管チューブ内の流体の流れを制御する。

【0048】

或る実施形態では、ピンチバルブ232A及び234Aは、電磁（ソレノイド：solenoid）式のピンチバルブである。別の実施形態では、例えば空圧式バルブなど、他の形式のピンチバルブ232A及び234Aが用いられてもよい。或る実施形態では、ピンチバルブ232A及び234Aは、閉弁位置において不履行（デフォルト：default）状態を有している。従って、装置200が、スリーブ216A内の注射器内への流体の供給も、前記注射器からの注入もしていないときには、ピンチバルブ232A及び234Aは共に閉じられている。その後、ピンチバルブ232A及び／又は234Aにエネルギーが能動的に供給されると、装置200によってピンチバルブ232A及び234Aが開かれることができる。ピンチバルブ232A及び／又は234Aにエネルギーが供給されない場合には、これらバルブはデフォルトの閉弁位置に戻る。従って、装置200に何らかの電源異常がある場合には、バルブ232A及び234Aは閉弁位置に戻るようになる。このことは、装置200の安全性を高めるのに役立つことができる。

【0049】

同様に、前端部アセンブリ218Bには、第1エアー検出器230B、第1ピンチバルブ232B、第2ピンチバルブ234B及び第2エアー検出器236Bが備えられている。ホルダ202Bに接続された貯留容器からの流入配管チューブは、エアー検出器230B及びピンチバルブ232Bを通り、スリーブ216B内の注射器へ延びている。注射器の第2注射器ポートに結合された流出配管チューブは、ピンチバルブ234B及びエアー検出器236Bを通して延び、その後、患者ラインに結合されることができる。装置218B内の構成要素は、或る実施形態によれば、上述のように装置218A内に収容されたものと同様に機能する。

【0050】

或る実施形態では、動力付き医療用流体注入装置を構成し得る装置200は、注入器ヘッド201に連結された少なくとも1つのピンチバルブ機構を備えることができる。この少なくとも1つのピンチバルブ機構は、以下により詳しく説明されるものであるが、プランジャと、該プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み（ピンチング）領域と、を備えている。前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、注入器ヘッド201によって不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘むように、構成されることができる。

以下に説明されるように、図5は、4つのかかるピンチバルブ機構500A、500B、502A及び502Bの例を示している。これらピンチバルブ機構500A、500B、502A及び502Bは、各々対応するチューブ摘み領域を備えたピンチバルブ232A、232B、234A及び234Bに連結されることができるか、そうでなければ、これらピンチバルブを包含することができる。

【0051】

或る実施形態では、1つ若しくはそれ以上のピンチバルブ機構は、ソレノイド式のピンチバルブ機構で構成されるかも知れない。幾つかの例では、前記少なくとも1つのピンチバルブ機構は、例えば充填動作中などでは、注入器ヘッド201によって作動させられると、スリーブ216A内および／またはスリーブ216B内に収容されている1つ若しくはそれ以上の加圧ユニット（例えば注射器）に医療用流体を送給する流体配管チューブ内の通路を開くように、構成されることができる。これらの例では、注入器ヘッド201は、少なくとも1つのピンチバルブ機構を作動させて、加圧ユニットが流体貯留容器からの

流体で満たされることができるようにする。

【0052】

幾つかの例では、1つ若しくはそれ以上のピンチバルブ機構は、例えば注入処置中などでは、注入器ヘッド201によって作動させられると、スリーブ216A内および／またはスリーブ216B内に收容されている1つ若しくはそれ以上の加圧ユニットから外部の患者ラインへ医療用流体を送給する流体配管チューブ内の通路を開くように、構成されることができる。これらの例では、注入器ヘッド201は、1つ若しくはそれ以上のピンチバルブ機構を作動させて、加圧ユニット内の流体が患者ラインへ注入されることができるようにする。

【0053】

先に注記したように、様々なピンチバルブ機構（例えば、図5に示されたものなど）が、図2Dに示されたピンチバルブ232A、232B、234A及び234Bに連結されることができる。前述のように、ピンチバルブ232A、232B、234A及び234Bは、スリーブ216A内またはスリーブ216B内の加圧ユニット内へ延びる、或いはかかる加圧ユニットから延びる、流体配管チューブを通る流体の流れを制御することができる。

幾つかの例では、第1のピンチバルブ機構は、第1の加圧ユニット内へ延びる第1の流体配管チューブに連結されることができ、第2のピンチバルブ機構は、第1の加圧ユニットから延びる第2の流体配管チューブに連結されることができる。第1の加圧ユニットは、例えば、スリーブ216A内に收容されていてもよい。注入器ヘッド201は、第1の流体配管チューブを通る流体の流れを（例えば流体貯留容器から）第1の加圧ユニット内へ通すか、或いは封止するように、第1のピンチバルブ機構を制御することができる。

例えば、注入器ヘッドは、第1のピンチバルブ機構を作動させて、第1の流体配管チューブ内の通路を開くことができ、医療用流体が、第1の流体配管チューブの通路内を流れて第1の加圧ユニット内に入ることができるようにする。同様に、注入器ヘッド201は、第2の流体配管チューブを通り、第1の加圧ユニットから例えば患者ラインへの流体の流れを、通すか、或いは封止するように、第2のピンチバルブ機構を制御することができる。

【0054】

第3のピンチバルブ機構は、第2の別物の加圧ユニット内への第3の流体配管チューブに連結されることができ、第4のピンチバルブ機構は、前記第2の加圧ユニットからの第4の流体配管チューブに連結されることができる。第2の加圧ユニットは、例えば、スリーブ216B内に收容されていてもよい。

注入器ヘッド201は、第3の流体配管チューブを通る流体の流れを（例えば流体貯留容器から）第2の加圧ユニット内へ通すか、或いは封止するように、第3のピンチバルブ機構を制御することができる。同様に、注入器ヘッド201は、第4の流体配管チューブを通り、第2の加圧ユニットから例えば患者ラインへの流体の流れを、通すか、或いは封止するように、第4のピンチバルブ機構を制御することができる。

【0055】

図3は、或る実施形態に係る装置200と共に用いることができる例示的な注射器301の概略斜視図である。この注射器301は、スリーブ216A又は216Bの何れか内に装着されることができる。注射器301がスリーブ216A内に装着される場合には、当該注射器は、ホルダ202A（図2A参照）に接続された流体貯留容器に結合され、更に、患者ライン（図4参照）に結合されることができる。

【0056】

図3の例では、注射器301は、デュアルポート（dual-port）注射器である。流入ポート300は流入配管チューブ308に結合され、流出ポート302は流出配管チューブ304に結合されている。流入配管チューブはコネクタ310に結合されており、このコネクタは、注射器301がスリーブ216A内に装着されていると仮定すれば、ホルダ202A内の流体貯留容器に接続されることができる。例えば、コネクタ300が先の尖っ

10

20

30

40

50

たスパイク (spike) 状のものである場合には、当該スパイクは、ホルダ 202A に接続された医療用流体の容器 (ボトル: bottle) 内に挿入されることができる。流出配管チューブ 304 は、当該流出配管チューブ 304 を別物の患者ラインに結合するコネクタ 306 に結合されている。或る実施形態では、コネクタ 306 は、ルアー型 (Luer-type) のコネクタである。

【0057】

流体は、流入配管チューブ 308 を介して、流体貯留容器から注射器 301 のポート 300 内に吸引される。また、流体は、注射器 301 のポート 302 から流出配管チューブ 304 内に吐出される。流入配管チューブ 308 は、先により詳しく説明されている、前端部アッセンブリ 218A のエア検出器 230A 及びピンチバルブ 232A (図 2D 参照) を通って延び、一方、流出配管チューブ 304 は、ピンチバルブ 234A 及びエア検出器 236A を通って延びることができる。

10

或る実施形態では、流入配管チューブ 308 と並んだ注射器 301, コネクタ 310, 流出配管チューブ 304 及びコネクタ 306 は、使い捨てで多重用途の部品である。すなわち、これらの部品は、装置 200 から接続が外され処分される前に、多重の用途または患者の処置にわたって装置 200 内で使用されることができる。別の実施形態では、これらの部品は、使い捨てで単一用途の部品であり、このことは、単一の患者の処置の後に、処分されることを意味している。

【0058】

或る実施形態では、注射器 301 は、また、装置 100 (図 1A 参照) 内でも用いることができる。装置 100 内で用いられる場合には、コネクタ 310 はホルダ 110 の流体貯留容器に接続され、流出配管チューブ 304 は患者用マニホールドセンサ 114 を通って延びることになる。

20

【0059】

図 4 は、図 2A ~ 2C に示された本発明の一実施形態に係る注入装置 200 と共に用いることができる患者ライン 400 の概略斜視図である。患者ライン 400 には、組立体 (アッセンブリ) 401, 弁 (バルブ) 416, 停止栓 (ストップコック: stopcock) 418 及びコネクタ 420 が、備えられている。患者ライン 400 は、医療用流体を患者に供給するのに用いられるカテーテルに、装置 200 を結合するのに使用されるものである。

【0060】

30

アッセンブリ 401 には、第 1 コネクタ 402 と第 2 コネクタ 404 とがある。アッセンブリ 401 が装置 200 に結合される場合、コネクタ 402 は、スリーブ 216A 又は 216B 内の注射器の一方に結合されている流出配管チューブ用のコネクタに接続され、一方、コネクタ 404 は、他方の注射器に結合されている流出配管チューブ用のコネクタに接続される。例えば、コネクタ 402 は、スリーブ 216A 内の注射器用の流出配管チューブ 304 に結合されているコネクタ 306 (図 3 参照) に接続されることができる。

患者ライン 400 は、或る実施形態では、使い捨てのキット (kit) であり、コネクタ 402 及び 404 は、オペレータにより、例えばコネクタ 306 のような配管チューブコネクタに接続され、また配管チューブコネクタから取り外されることができる。或る実施形態では、患者ライン 400 は、単一用途の使い捨てキットであり、或る患者用の装置 200 に接続され、その後、引き続いて接続が外され廃棄される。

40

【0061】

コネクタ 402 は操作可能に配管チューブ 406 に接続され、コネクタ 404 は操作可能に配管チューブ 408 に接続される。或る実施形態では、コネクタ 402 は、造影剤を収容したスリーブ 216A 内の注射器に結合され、一方、コネクタ 404 は、例えば生理食塩水などの希釈剤を収容したスリーブ 216B 内の注射器に結合されている。従って、この実施形態では、造影剤は患者ライン 400 の配管チューブ 406 内に注入され、一方、希釈剤は配管チューブ 408 内へ注入される。

配管チューブ 406 及び 408 はバルブ 416 に接続されており、或る実施形態では、当該バルブは、配管チューブ 406 及び 408 の一方のみから流出配管チューブ 417 へ

50

流体が流れることを許容する弾性（エラストマー型の：elastomeric-type）バルブを構成している。或る実施形態では、バルブ４１６は、流出配管チューブ４１７に向かう方向のみに流体の流れを許容する一方弁を構成している。或る場合には、案内ロッド２２０は、これらのコネクタを整列させることにより、挿入中に、非滅菌状態の物品に接触することを防止し、コネクタ４０２及び４０４の滅菌性を維持するのに役立つことができる。

【００６２】

図４に示されるように、配管チューブ４０８は、逆止弁（チェックバルブ：check valve）４１２及び変換器（トランスデューサ：transducer）４１４に結合されている。或る実施形態では、逆止弁４１２は、二方向性の逆止弁で構成されている。変換器４１４は、或る実施形態では、患者内に挿入されているカテーテルに患者ライン４００が結合されている場合に患者の血行動態の信号を計測することができる、圧力変換器で構成されている。変換器コネクタ４１０は、例えばポート２２４（図２Ｂ参照）などによって、装置２００に結合されることができる。接続された場合、変換器４１４により生成された血行動態信号は、装置２００内のプロセッサによって処理されることができる。

10

【００６３】

流出配管チューブ４１７は、停止栓４１８に結合され、図４に示されているコネクタ４２０に結合されている。停止栓４１８は、流体の流れを制御するために、オペレータによって手動で操作されることができ、また、例えば注射器などの他の外部装置にも接続されることができる。コネクタ４２０は、患者ライン４００を、患者に流体を供給することができる外部のカテーテルに接続するのに用いられる。或る実施形態では、コネクタ４２０は、ルアータイプ（Luer-type）のコネクタで構成されている。

20

【００６４】

或る実施形態では、患者ライン４００は、図１Ａに示された装置１００と共に用いられることもできる。装置１００と共に用いられる場合には、変換器コネクタ４１０は、装置１００のプロセッサが血行動態信号を処理できるように、装置１００内の嵌め合いポート（不図示）に結合される。アセンブリ４０１も、この実施形態では、装置１００に結合されることができる。

患者ライン４００は、患者用マニホールドセンサ１１４に結合されたマニホールドバルブに結合されることができ、接続ポート４０２は注射器からの配管チューブに結合されることができ一方、接続ポート４０４は、ポンプ１０６を通して延びる配管チューブに接続されることができる。この実施形態では、配管チューブ４１７は、装置１００のエアー検出器１１６に結合されるか、若しくはエアー検出器を通して延びることができる。

30

【００６５】

図５は、或る実施形態に係る、図２Ｄに示された注入器ヘッドの一部の底面の概略斜視図である。この底面の図５に示された概略斜視図は、注入器ヘッド２０１の下面側にある数多くの異なるピンチバルブ機構５００Ａ、５００Ｂ、５０２Ａ及び５０２Ｂを示している。ピンチバルブ機構５００Ａ及び５０２Ａは前端部アセンブリ２１８Ａの真下に位置する一方、ピンチバルブ機構５００Ｂ及び５０２Ｂは前端部アセンブリ２１８Ｂの真下に位置している。図６Ａ～６Ｃは、例えば１つ若しくはそれ以上のピンチバルブ機構５００Ａ、５００Ｂ、５０２Ａ及び５０２Ｂなど、個々のピンチバルブ機構の例の概略斜視図を示している。

40

【００６６】

或る実施形態では、ピンチバルブ機構５００Ａ、５００Ｂ、５０２Ａ及び５０２Ｂは、各々、図２Ｄの注入器ヘッド２０１の上面側に示されたピンチバルブ２３２Ａ、２３２Ｂ、２３４Ａ或いは２３４Ｂの１つを備えている。例えば、ピンチバルブ機構５００Ａ、５００Ｂ、５０２Ａ及び５０２Ｂは、各々、ピンチバルブ２３２Ａ、２３２Ｂ、２３４Ａ或いは２３４Ｂの１つに対応したチューブ摘み領域を備えることができる。

【００６７】

或る実施形態では、注入器ヘッド２０１に連結されたピンチバルブ機構５００Ａ、５００Ｂ、５０２Ａ及び５０２Ｂは、以下により詳しく説明されるように、プランジャと、該

50

プランジャによって駆動される往復動アームと、チューブ摘み（ピンチング領域と、を備えることができる。ピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、注入器ヘッド 201 によって不作動とされた場合には、前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘んで閉じる、つまり閉塞する。

その結果、この実施形態では、各ピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、閉じられた不履行（デフォルト：default）状態を有することができ、そこでは、ピンチバルブ機構が、チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを封止し、当該配管チューブを通る流体の如何なる流れをも閉塞する。各ピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、例えば、ピンチバルブ機構に何らの原動力（パワー：power）も供給されていないときなど、注入器ヘッド 201 によって不作動とされているときには、このデフォルト状態となることができる。

10

【0068】

1つの代替的な実施形態では、各ピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、開かれた不履行（デフォルト）状態を有することができ、そこでは、ピンチバルブ機構が、チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブの通路を開いている。この実施形態では、ピンチバルブ機構に何らの原動力（パワー）も供給されていないときには、流体配管チューブを通る流体通路内を流体が流れることができる。

【0069】

図5から見て取れるように、注入器ヘッド 201 内に包含されるものとしてのピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、小型（コンパクト：compact）及び／又は比較的簡素なデザイン（design）をもたらすことができる。

20

幾つかの例では、ピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 及び 502B は、電磁式（ソレノイド式）の機構を備えていてもよい。これらの機構は、空圧式のピンチバルブに比してより少数の駆動部品を有して、注入器ヘッド 201 の設計空間内に実装することができ、また、それだけでなく、可能性としてより低コストで設けることもできる。

更に、ソレノイド式の機構は、比較的低出力で電圧が加えられたときでも、その機構のソレノイドコイルによって発生する強力な電磁場のおかげで、駆動時に非常に迅速な応答時間をもたらすことができる。また、ソレノイド式の機構は、例えばスリーブ 216A 内および／またはスリーブ 216B 内に収容されているもののような加圧ユニットに結合された高圧配管チューブを閉塞するために、（例えば不作動時に）強い摘み力（ピンチングフォース：pinching force）を与えることもできる。

30

【0070】

図6A～図6Cは、図5に示された実施形態に係るピンチバルブ機構 500A, 500B, 502A 又は 502B の一つの様々な眺めを示す概略斜視図である。図説のみの目的で、図6A～図6Cに示されたピンチバルブ機構は、機構 500A であると想定されているが、残りのピンチバルブ機構 500B, 502A 及び／又は 502B の何れもが、同様の構造および機能性を有することができる。

【0071】

ピンチバルブ機構 500A は、ソレノイド式の機構を備えていてもよい。図6Aに示されるように、ピンチバルブ機構 500A は、ソレノイドコイル 600 と、チューブ摘み領域 602 と、心軸（アーバ：arbor）612 と、配線ケーブル（wiring cable）604 と、配線ケーブル 610 と、接続具（コネクタ：connector）606 と、コネクタ 608 と、を備えることができる。配線ケーブル 604 は、注入器ヘッド 201 からソレノイドコイル 600 へ電力を供給するもので、コネクタ 606 に結合されている。このコネクタ 606 は、注入器ヘッド 201 の電力供給構成要素に繋がる。配線ケーブル 610 は、注入器ヘッド 201 に接続されるコネクタ 608 に結合されている。

40

【0072】

配線ケーブル 610 は、チューブ摘み領域 602 及び／又は関連したピンチバルブの状況に関して、注入器ヘッド 201 に情報を送信するのに適応している。例えば、幾つかの場合には、配線ケーブル 610 は、チューブ摘み領域 602 及び／又は関連したピンチバ

50

ルブが、(a)開いている、(b)完全に閉じている（つまり、チューブ摘み領域602に配管チューブは無い）、或いは(c)摘まれて閉じている（つまり、チューブ摘み領域602に摘まれた配管チューブがある）、ことを示す信号を注入器ヘッド201に送信することができる。或る種の状態情報は、例えば安全に関連したフィードバック(feedback)を注入器ヘッド201に与えるなど、様々の事例において有用であり得る。

【0073】

例えば、注入器ヘッド201が、スリーブ216A又は216B内に収容された加圧ユニット内への医療用流体の充填を実行する（若しくは、充填するかどうかを判断する）ように設定されている場合には、注入器ヘッド201は、貯留容器から加圧ユニット内への流体の流れを制御するピンチバルブ機構500Aについて、チューブ摘み領域602及び／又は関連したピンチバルブの状況に関し、配線ケーブル610により与えられた状態情報を、吟味することができる。注入器ヘッド201は、典型的な例では、チューブ摘み領域602が開いていると予期し、その結果、貯留容器から加圧ユニット内へ流体が流れることができる。

10

【0074】

しかしながら、状態情報が、チューブ摘み領域602は摘まれて閉じていることを示している場合には、注入器ヘッド201は、ユーザに対し、安全に関連した誤作動（エラー：error）警報、或いは充填作動中にピンチバルブが誤って閉じていることを示すユーザに対する表示、を発生させることができる。幾つかの場合には、注入器ヘッド201は、状況が解消されるまでは充填動作を停止することさえできる。

20

状態情報が、チューブ摘み領域602は完全に閉じていることを示している場合には、注入器ヘッド201は、やはり誤作動警報または表示を発生させることができ、或いは、充填動作を停止することさえできる。この状況（シナリオ）では、配管チューブが、ピンチバルブ機構500Aのチューブ摘み領域602を通して延びるように、適正に設置されていないかも知れない。例えばユーザが配管チューブを適正に構成することによって、状況が解消された後、注入器ヘッド201は、エラーを除去する、つまり動作を再開することができる。

このような様式で、注入器ヘッド201は、例えば流体の充填（或いは流体の注入）動作に関連した状況など、チューブ摘み領域602の状況に基づいた作動状態を判断することができる。幾つかの例では、注入器ヘッド201は、配線ケーブル610によって与えられた状態情報が予期しないものであると判断した場合には、ピンチバルブ機構500Aを不作動とすることができる。

30

【0075】

注入器ヘッド201は、注入作動を実行するとき（或いは実行するかどうかを判断するとき）、配線ケーブル610によって与えられた状態情報を分析するに際して、同様の手法（アプローチ：approach）を用いることができる。注入器ヘッド201は、ピンチバルブ機構500Aが加圧ユニットから患者ライン（例えば患者ライン400）内への流体の流れを制御する場合、チューブ摘み領域602及び／又は関連したピンチバルブの状況に関する状態情報を吟味することができる。

【0076】

幾つかの例では、ピンチバルブ機構500Aが加圧ユニットから患者ライン400内への流体の流れを制御する場合、注入器ヘッド201は、当該ピンチバルブ機構500Aについての状態情報の吟味結果に基づいて、加圧ユニットに対する充填動作を実行するかどうかを判断することができる。患者ラインから加圧ユニット内への起こり得る流体の引き戻しを回避するために、注入器ヘッド201は、チューブ摘み領域602が摘まれて閉じることを予期することができる。

40

しかしながら、状態情報が、チューブ摘み領域602が開いているか或いは完全に閉じている（配管チューブは存在しないことを示す）ことを示している場合には、注入器ヘッド201は、警報もしくは警告メッセージを発することができ、また、状況が解消するまで充填動作を延期するか若しくはピンチバルブ機構500Aを不作動とするように、決定

50

することができる。

【0077】

同様に、幾つかの例では、ピンチバルブ機構500Aが貯留容器から加圧ユニット内への流体の流れを制御する場合、注入器ヘッド201は、当該ピンチバルブ機構500Aについての状態情報の吟味結果に基づいて、加圧ユニットに対する注入動作を実行するかどうかを判断することができる。注入流体の貯留容器内への起こり得る逆流を回避するために、注入器ヘッド201は、チューブ摘み領域602が摘まれて閉じることを予期することができる。

しかしながら、状態情報が、チューブ摘み領域602が開いているか或いは完全に閉じている（配管チューブは存在しないことを示す）ことを示している場合には、注入器ヘッド201は、警報もしくは警告メッセージを発することができ、また、状況が解消するまで注入動作を延期するか若しくはピンチバルブ機構500Aを不作動とするように、決定することができる。

10

【0078】

ピンチバルブ機構500Aが不作動とされた場合には（つまり、ピンチバルブ機構が原動力を有しない場合には）、ピンチバルブ機構500A内部のバネ（不図示）はアーバ612に予圧を加えることができ、そのことは、次に、ソレノイドコイル600に連結されたソレノイド・プランジャ（不図示）に、所定の摘み力を伴って、予圧を加えることができる。ソレノイド・プランジャは、次いで、往復動アーム（不図示）を駆動し、以下により詳しく説明するように、例えばピンチバルブ232A、232B、234A又は234Bの1つのようなピンチバルブ機構に、チューブ摘み領域602を通して延びる流体配管チューブを、摘んで閉塞させる。図8は、例えば、バネ、ソレノイド・プランジャ及び往復動アームなど、図6Aには示されていない幾つかの構成要素の例を示している。

20

【0079】

注入器ヘッド201によってピンチバルブ機構500Aが作動させられると、当該ピンチバルブ機構500Aがチューブ摘み領域602を通して延びる流体配管チューブ内の通路を開くように設定されており、医療用流体は流体配管チューブの通路内を流れることができるようになる。ピンチバルブ機構500Aの前記プランジャは、注入器ヘッド201によってピンチバルブ機構500Aが作動させられると、前記通路を開くように往復動アームを駆動することができる。流体配管チューブは、幾つかの例では、高圧で流体を輸送するのに用いられる高圧配管チューブで構成されている。例えば、前記流体配管チューブは、高圧用編組チューブで構成されてもよい。

30

【0080】

図6Bは、ピンチバルブ機構500Aの側方からの概略斜視図を示している。この側面図は、ピンチバルブ機構500Aの背面閉塞ブラケット（bracket）614も示している。背面閉塞ブラケット614は、注入器ヘッド201内部にピンチバルブ機構500Aを固定するのに用いることができる。ピンチバルブ機構500AのA-A線に沿った断面図の一例が図7に示されており、この図7を参照して、以下により詳しく説明される。

【0081】

図6Cは、ピンチバルブ機構500Aの別の概略斜視図を示している。或る詳細部分（例えば、チューブ摘み領域602の詳細部分）が、この図6Cの概略斜視図により明瞭に見て取れる。ピンチバルブ機構500AのB-B線に沿った断面図の一例が図8に示されており、この図8を参照して、以下により詳しく説明される。

40

【0082】

図7は、図6Bに示された一実施形態に係るピンチバルブ機構500AのA-A線に沿った断面を示す断面図である。再び、図説のみの目的で、図7はピンチバルブ機構500Aの断面図を示している。しかしながら、例えばピンチバルブ機構500B、502A及び／又は502Bなど、図5に示された残りのピンチバルブ機構の1つ若しくはそれ以上のものも、同様の構造および機能性を有することができる。

【0083】

50

図7の例に示されるように、ピンチバルブ機構500Aは、アーバ612（図6A～6C参照）と、バネ702と、ころ（ローラ：roller）700と、チューブ摘み領域602と、長溝（スロット：slot）部704と、往復動アーム706と、ソレノイド・プランジャ708と、パッド（pad）710と、パッド712と、背面閉塞ブラケット614とを備えており、これらは全てピンチバルブ機構500Aの一部である。

パッド710及び712の1つ若しくはそれ以上は、ソレノイド・プランジャ708に連結されることができる。バネ702はアーバ612に予圧を加えることができ、そのことは、次いで、所定の大きさの力をもって、ソレノイド・プランジャ708に予圧を加えることができる。次に、ソレノイド・プランジャ708は、やはりピンチバルブ機構500Aの一部である（図8にも示される）支持套管（支持ブッシング：bushing）800を

10

中心にして回転することができる往復動アーム706を、駆動することができる。ソレノイド・プランジャ708の力は、ローラ700を介して往復動アーム706に伝達されることができる。幾つかの場合には、ローラ700は、往復動アーム706の一端にピン留めされ、ソレノイド・プランジャ708の（図9にも示される）長溝（スロット：slot）部902内で回転することができる。

【0084】

ローラ700は、ソレノイド・プランジャ708が前方および後方へ移動するときに、一体軸受（solid bearing）のように回転することができることを意味する、双方向性（bi-directional）のローラであってもよい。例えば、ローラ700は、ソレノイド・プランジャ708が前方へ移動するときには、当該ソレノイド・プランジャ708のスロット部（例えば、図9に示されているスロット部902）内で、第1の方向に回転することができる。また、ローラ700は、ソレノイド・プランジャ708が後方へ移動するときには、当該ソレノイド・プランジャ708のスロット部内で、反対の第2の方向に回転することができる。ソレノイド・プランジャ708の動作の方向は、注入器ヘッド201によりソレノイドコイル600の作動および／または不作動によって制御することができる。

20

【0085】

ソレノイド・プランジャ708から往復動アーム706への力の伝達は、幾つかの場合には、ローラ700の転動動作のおかげで、低摩擦で行われることができる。ソレノイド・プランジャ708の軸（シャフト：shaft）側部の荷重も、幾つかの場合には、ソレノイドコイル600の作動中は最小限に止められることができる。

30

【0086】

ピンチバルブ機構500A内の様々な可動部品間の摩擦は、他の要因によっても低減されることができる。例えば、往復動アーム706内の（上下方向のスロットを成すことができる）スロット部704は、ピンチバルブ機構500Aのピン707が当該スロット部704内で関節係合できるようにし、最小限の接触表面領域において現れるかも知れない摩擦結合を低減する。

【0087】

或る実施形態では、摘み（ピンチ）アーム705は、ピンチバルブ機構500Aがデフォルト（エネルギーが印加されていない）状態にあるときには、チューブ摘み領域602を通して延びるあらゆる流体配管チューブを、摘む若しくは閉塞することができる。バネ702はアーバ612に予圧を加えることができ、そのことは、次いで、所定の大きさの力をもって、ソレノイド・プランジャ708に予圧を加えることができる。次に、ソレノイド・プランジャ708は、支持ブッシング800を中心にして回転することができる往復動アーム706を、ローラ700を介して駆動することができる。ピン707がスロット部704内で関節係合し、ピンチアーム705を（例えば、図7における右方へ）移動させ、チューブ摘み領域602に在る配管チューブを摘むことになる。

40

【0088】

また、或る実施形態では、注入器ヘッド201は、チューブ摘み領域602を通して延びる配管チューブ内の流体通路を開くために、ピンチバルブ機構500Aにパワーを供給して電圧を印加し、その結果、流体が、前記流体通路を通して流れることができるように

50

なる。ソレノイドコイル600が作動すると、ソレノイド・プランジャ708が、ピン707がスロット部704内で関節係合するように、ローラ700を介して往復動アーム706を駆動し、ピンチアーム705を（例えば、図7における右方へ）移動させて、チューブ摘み領域602を通して延びる配管チューブ内の流体通路を開く。

【0089】

図7は、また、ピンチバルブ機構500Aのパッド710及び712も示している。或る実施形態では、パッド710及び712は、ポロン（poron）材料で製作されたパッド、つまりポロンパッドで構成されてもよい。幾つかの場合には、ポロンパッドは、ポロン座金（ワッシャ：washer）で構成されてもよい。

パッド710及び712は、ピンチバルブ機構500Aによって生じる全体的な騒音（ノイズ：noise）を低減するのに役立つことができる。パッド710及び712は、ソレノイド・プランジャ708の高速動作を緩衝し減速するのに役立つことができる。ピンチバルブ機構500Aによって生じる騒音は、幾つかの例では、プランジャ緩衝率に比例している。

【0090】

或る実施形態では、往復動アーム706に用いられる材料は、ローラ700に用いられる材料とは、種類（タイプ：type）及び／又は等級（グレード：grade）が異なってもよい。例えば、同類の材料が互いにかじり（galling）及び／又は焼き付く（seizing）ことを防止するために、往復動アーム706は、ローラ700とは、異なる種類および／または等級の鋼（スチール：steel）で製作されてもよい。ステンレス鋼を用いない場合には、腐食防止に役立つように、メッキ（プレーティング：plating）及び／又はコーティング（coating）が行われてもよい。

【0091】

図8は、図6Cに示された一実施形態に係るピンチバルブ機構500AのB-B線に沿った断面を示す断面図である。図8は、往復動アーム706の一部を断面において示している。また、図8は、ブッシング800も示している。ブッシング800は、両端で往復動アーム706から突出していてもよい。このことは、往復動アーム706との最小の接触表面領域を可能にし、往復動アーム706の残余の部分が他の嵌め合い部品との摩擦接触を招くことがないようにしている。

【0092】

例えばピンチバルブのような、ソレノイド式の装置は、多くの場合、電気的な作動中、限られた行程（ストローク：stroke）つまり直線的な移動距離をもたらす。或る実施形態では、ピンチバルブ機構500Aは、ソレノイド式の作動によって提供される限定されたストロークを保つ。往復動アーム706は、限定されたストロークを保つために、1対1の荷重伝達特性（或いは、1若しくは実質的に1の機械効率）をもって、実装されることができる。

【0093】

図9は、図6A-6Cに示された一実施形態に係るピンチバルブ機構500Aの一部の概略斜視図である。図9は、パッド710と、ソレノイド・プランジャ708と、ソレノイドコイル600と、位置合わせ用孔部900A及び900Bと、プランジャ・スロット部902と、ソレノイド・プランジャ708のためのプランジャ整列軸（シャフト：shaft）904（例えば、上下方向の整列シャフト）と、を示している。整列シャフト904は、ソレノイド・プランジャ708を往復動アーム706に結合し、双方向性のローラ（例えば、図7に示されたローラ700）が、ソレノイド・プランジャ708のプランジャ・スロット部902内で回転することを許容する。位置合わせ用孔部900A及び900Bは、例えばソレノイド・プランジャ708を、適切に位置決めし実装するのに用いることができる。

【0094】

或る実施形態では、ピンチバルブ機構500A内の様々な可動部品間の摩擦は、或る種の要因によって低減されることができる。図9に示されるように、プランジャ整列シャフ

ト 9 0 4 を位置決めすることは、ローラ 7 0 0 がソレノイド・プランジャ 7 0 8 のスロット部 9 0 2 の内部で回転することときに、金属どうしが擦り合うことを防止するのに役立つことができる。

【 0 0 9 5 】

例えばピンチバルブ機構 5 0 0 A, 5 0 0 B, 5 0 2 A 及び／又は 5 0 2 B など、ここに説明されたピンチバルブ機構は、注入器ヘッド 2 0 1 と共に用いられた場合、様々な利点および利益をもたらすことができる。例えば、ピンチバルブ機構 5 0 0 A は、最小限の可動部品を備えて注入器ヘッド 2 0 1 の設計空間内に実装されることができるよう、サイズが小型にすることができる。更に、ピンチバルブ機構 5 0 0 A は、信頼性が高く静粛である。先に述べたように、装置の作動中の騒音レベルを低減するために、ポロンパッドを用いることができる。また、ピンチバルブ機構 5 0 0 A は、低パワーの入力源を用いて、高い力の閉塞機構をもたらすことができる。

10

【 0 0 9 6 】

幾つかの例示的な事例では、起動前、ピンチバルブ機構 5 0 0 A は、3 5 ポンドのバネに抗して閉じることができる。しかしながら、完全に閉じられた場合には（すなわち、ピンチアーム 7 0 5 がチューブ摘み領域 6 0 2 内の配管チューブを摘み取り或いは閉塞した場合には）、ピンチバルブ機構 5 0 0 A は、電流で励起されると、3 5 ポンドの 4 倍から 5 倍の負荷（ロード：load）を保持することができる。これは、ソレノイドコイル 6 0 0 が比較的低い電力で電圧を印加された場合でも、当該ソレノイドコイル 6 0 0 によって発生した強力な磁場によるものである。

20

また、幾つかの例では、ピンチバルブ機構 5 0 0 A が、チューブ摘み領域 6 0 2 を通って延びる任意の配管チューブを閉塞する閉じたデフォルト状態を有しているので、バネ 7 0 2 がピンチアーム 7 0 5 を閉じた状態に保持することができ、そして、ピンチアーム 7 0 5 を開く若しくは開いた状態に保持するのに、注入器ヘッド 2 0 1 によって供給される比較的低いパワー量が必要とされるだけである。

【 0 0 9 7 】

図 1 0 は、例えば図 1 A ～ 1 B に示された装置 1 0 0 及び／又は図 2 A ～ 2 D に示された装置 2 0 0 など、一実施形態に係る動力付き医療用流体注入装置によって実行され得る方法を示す流れ（フロー：flow）図である。図説のみの目的で、以下の説明においては、当該方法は装置 2 0 0 によって実行されるものと想定されている。

30

【 0 0 9 8 】

初めに、装置 2 0 0 は、例えばスリーブ 2 1 6 A 又は 2 1 6 B のようなスリーブ内に、加圧ユニットを受け容れる（ステップ 1 0 0 0）。例えば、装置 2 0 0 は、オペレータつまりユーザによって挿入されると、かかる加圧ユニット（例えば医療用流体を充填した注射器）を、スリーブ 2 1 6 A 又は 2 1 6 B の 1 つに受容することができる。

その後、装置 2 0 0 は、作動中、例えばピンチバルブ機構 5 0 0 A, 5 0 0 B, 5 0 2 A 及び 5 0 2 B の 1 つ若しくはそれ以上など、少なくとも 1 つのピンチバルブ機構により、流体配管チューブを通して、加圧ユニット内へ流入する或いは加圧ユニットから流出する医療用流体の流れを制御することができる（ステップ 1 0 0 2）。

前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、プランジャ（例えば、図 7 に示されたソレノイド・プランジャ 7 0 8）と、該プランジャによって駆動される往復動アーム（例えば往復動アーム 7 0 6）と、チューブ摘み領域（例えばチューブ摘み領域 6 0 2）と、を備えており、前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構は、不作動とされた場合には、前記往復動アームに前記チューブ摘み領域を通して延びる流体配管チューブを摘ませるように、構成されている。

40

装置 2 0 0 は、引き続いて前記少なくとも 1 つのピンチバルブ機構を作動させることができ、作動させると、往復動アームを駆動してプランジャが流体配管チューブ内の通路を開き、医療用流体が流体配管チューブ内の通路を流れることができるようにする。

【 0 0 9 9 】

幾つかの例では、装置 2 0 0 によって実行される方法は、少なくとも 1 つのピンチバル

50

ブ機構の一部であるアーバにより、所定の大きさの力をもってプランジャに負荷を掛けることを、更に含んでいる。前記アーバは、少なくとも1つのピンチバルブ機構内のバネによって負荷が掛けられており、装置200は、往復動アームを少なくとも1つのピンチバルブ機構内の支持ブッシングを中心にして回転させることができる。

また、幾つかの例では、方法は、前記プランジャのスロット部内の双方向性のローラを回転させることを、更に含んでいる。この双方向性のローラは、少なくとも1つのピンチバルブ機構の一部であり、往復動アームの一端に結合されている。例えば、プランジャが前方へ移動するときには、前記双方向性のローラは、プランジャのスロット部内で第1の方向に回転することができる。また、プランジャが後方へ移動するときには、前記双方向性のローラは、プランジャのスロット部内で反対方向の第2の方向に回転することができる。

10

【0100】

幾つかの例では、方法は、少なくとも1つのピンチバルブ機構のピンを往復動アームの上下方向のスロット部内で関節係合させることを、含んでいる。装置200は、プランジャに結合された1つ若しくはそれ以上のポロンパッドの使用を通じて、少なくとも1つのピンチバルブ機構内の騒音を低減することができる。

【0101】

前述のように、装置200は少なくとも1つのピンチバルブ機構を作動させることができる。幾つかの例では、少なくとも1つのピンチバルブ機構は、作動させられると、装置200のスリーブ内に収容された加圧ユニットへ医療用流体を供給する配管チューブ内の通路を開くことができる（例えば、充填処置中）。また、幾つかの例では、少なくとも1つのピンチバルブ機構は、作動させられと、装置200のスリーブ内に収容された加圧ユニットから医療用流体を供給する配管チューブ内の通路を開くことができる（例えば、注入処置中）。

20

【0102】

幾つかの例では、装置200は、第1のピンチバルブ機構（例えばピンチバルブ機構500A）を用いて、加圧ユニット内への医療用流体の流れを制御し、第2のピンチバルブ機構（例えばピンチバルブ機構502A）を用いて、加圧ユニットからの医療用流体の流れを制御することができる。

或る実施形態では、装置200は、当該装置200の第2のスリーブ内に第2の加圧ユニットを受容し、少なくとも1つの追加的なピンチバルブ機構により、第2の加圧ユニット内への若しくは第2の加圧ユニットからの、追加的な流体配管チューブを通る医療用流体の流れを制御することができる。例えば、装置200は、第3のピンチバルブ機構（例えばピンチバルブ機構500B）を用いて、第2の加圧ユニット内への医療用流体の流れを制御し、第4のピンチバルブ機構（例えばピンチバルブ機構502B）を用いて、第2の加圧ユニットからの医療用流体の流れを制御することができる。

30

【図 1 A】

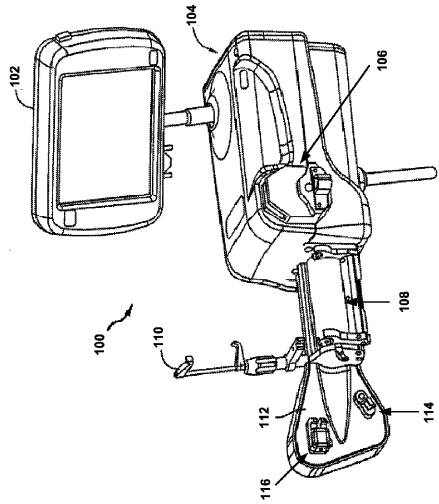


FIG. 1A

【図 1 B】

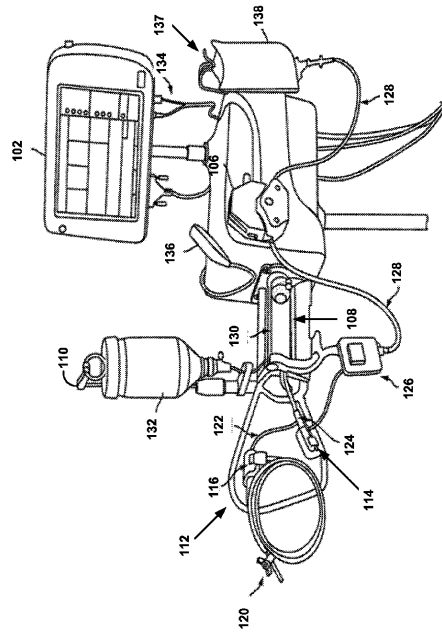


FIG. 1B

【図 2 A】

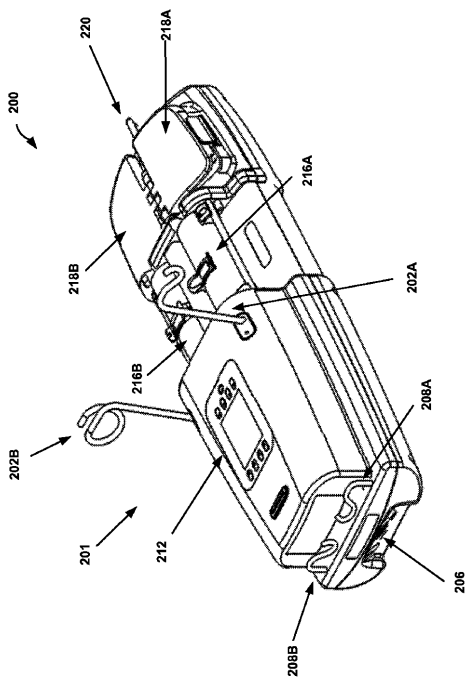


FIG. 2A

【図 2 B】

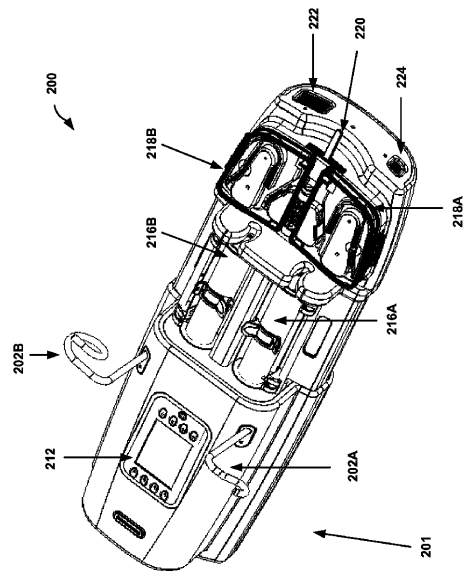


FIG. 2B

【図 2 C】

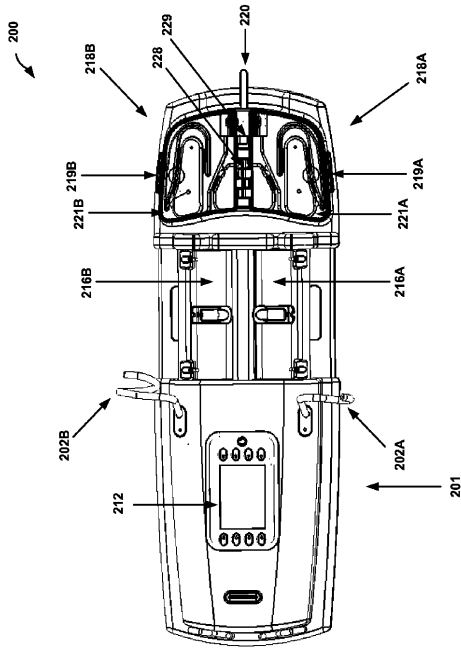


FIG. 2C

【図 2 D】

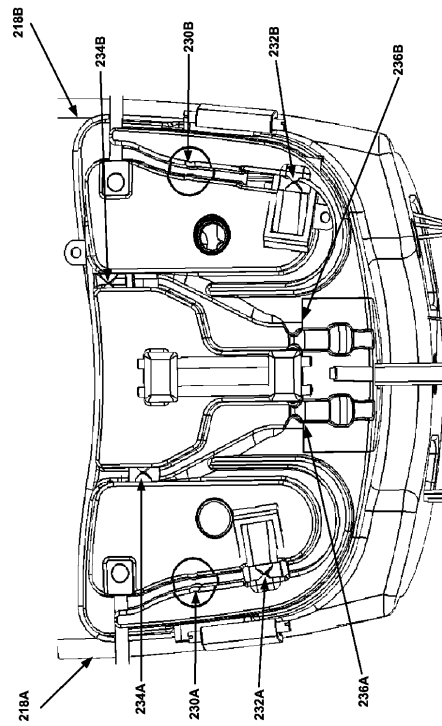


FIG. 2D

【図 3】

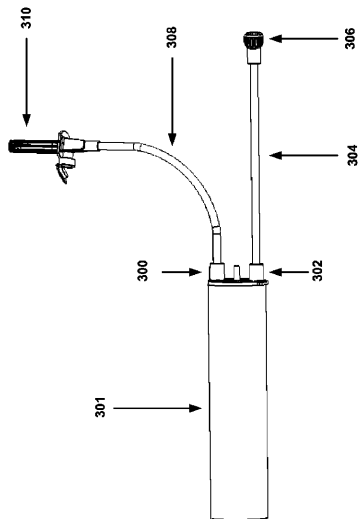


FIG. 3

【図 4】

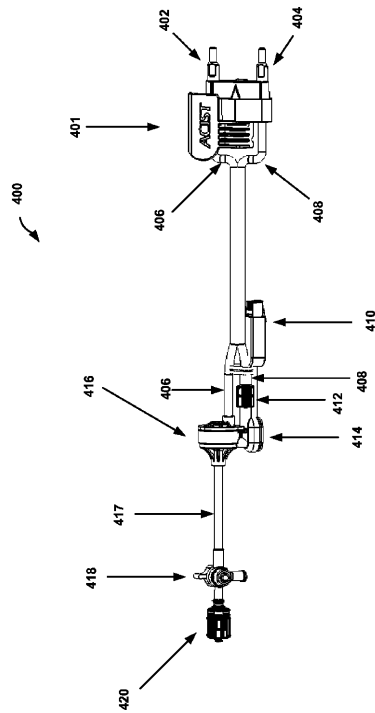


FIG. 4

【図 5】

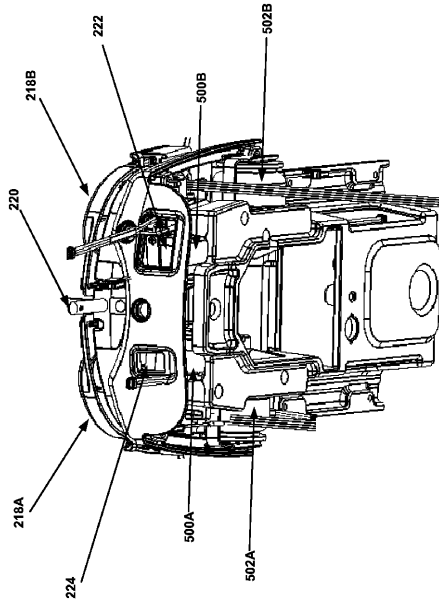


FIG. 5

【図 6 A】

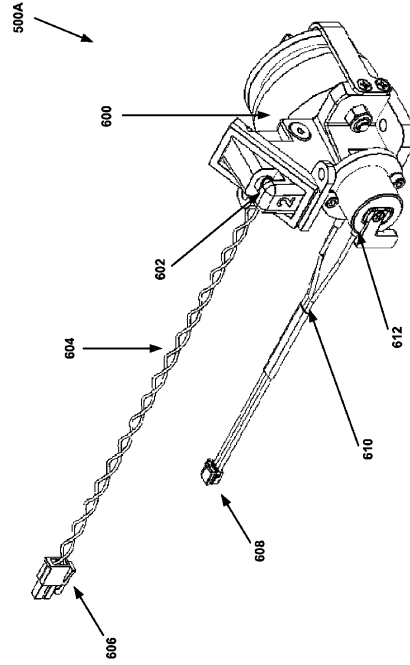


FIG. 6A

【図 6 B】

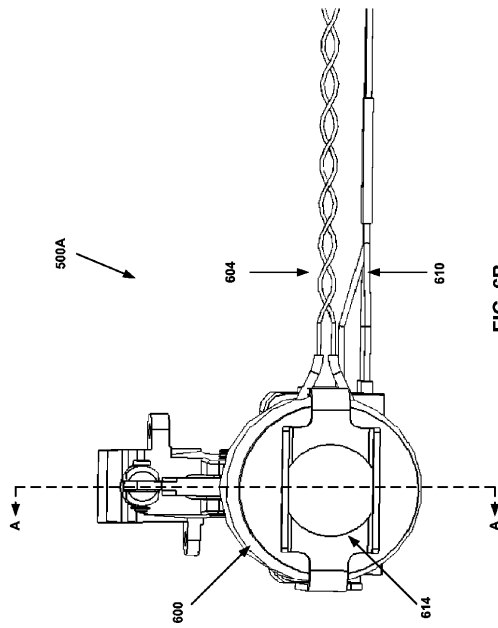


FIG. 6B

【図 6 C】

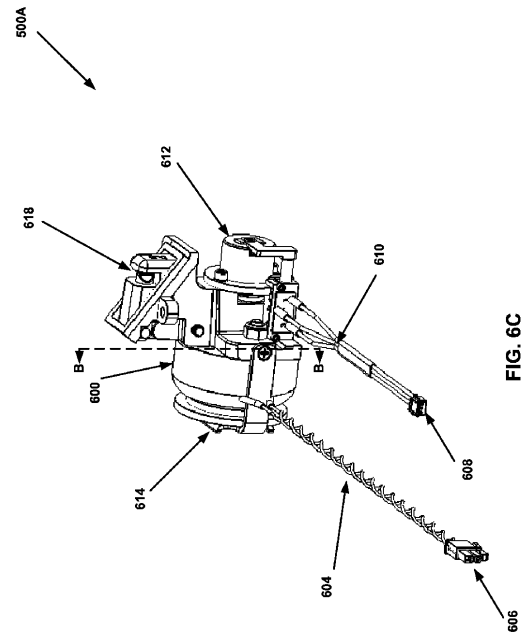


FIG. 6C

【図 7】

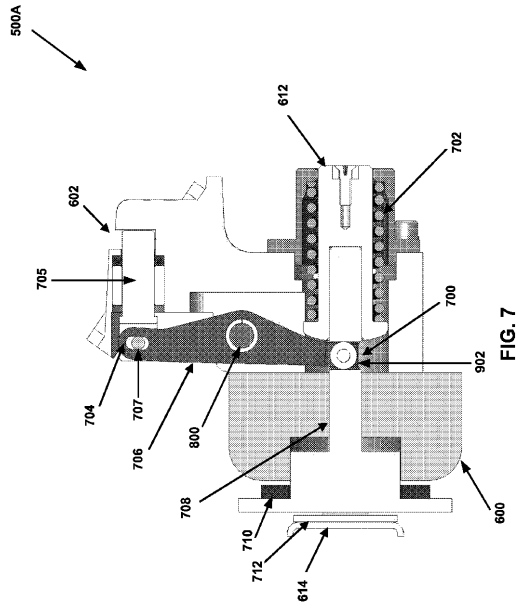


FIG. 7

【図 8】

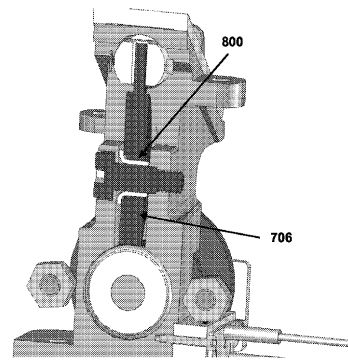


FIG. 8

【図 9】

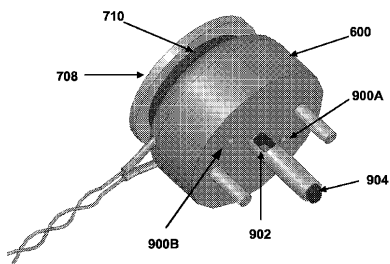
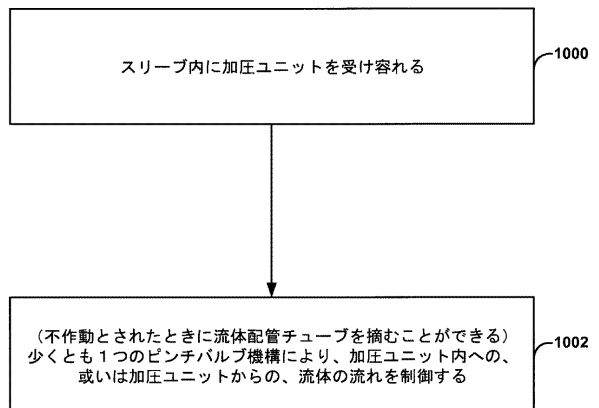


FIG. 9

【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 マーティ・ヒーブ
アメリカ合衆国 5 5 4 1 6 ミネソタ州セント・ルイス・パーク、ケンブリッジ・ストリート 5 8 2
0 番
- (72)発明者 コイ・レ
アメリカ合衆国 5 5 4 4 4 ミネソタ州ブルックリン・パーク、セブンティエイス・アベニュー・ノ
ース 2 6 3 3 番
- (72)発明者 クリス・リンス
アメリカ合衆国 5 5 4 2 8 ミネソタ州クリスタル、ルイジアナ・アベニュー・ノース 5 3 1 2 番
- (72)発明者 スティーブン・ポール・プレーガー
アメリカ合衆国 5 5 3 4 6 ミネソタ州イーデン・プレイリー、ボイド・アベニュー 7 0 2 5 番
- (72)発明者 ビル・ウエスト
アメリカ合衆国 5 5 3 4 7 ミネソタ州イーデン・プレイリー、ガリソン・ウェイ 9 4 8 0 番
- (72)発明者 ダリル・ティ・ロルソン
アメリカ合衆国 5 5 3 8 7 ミネソタ州ワコニア、オークポイント・ドライブ 1 7 5 9 番

審査官 北村 一

- (56)参考文献 特表 2 0 0 5 - 5 3 2 1 4 0 (J P, A)
特表 2 0 0 5 - 5 0 8 6 7 9 (J P, A)
米国特許第 5 0 2 6 0 2 0 (U S, A)
実公昭 3 1 - 0 0 9 4 6 2 (J P, Y 1)
実開昭 5 2 - 0 2 3 7 2 4 (J P, U)
実開平 0 3 - 0 0 4 9 8 0 (J P, U)
特表平 0 6 - 5 0 0 6 1 9 (J P, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|---------|-----------|
| F 1 6 K | 7 / 0 6 |
| F 1 6 K | 3 1 / 1 0 |
| A 6 1 M | 3 9 / 0 2 |