

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7046051号

(P7046051)

(45)発行日 令和4年4月1日(2022.4.1)

(24)登録日 令和4年3月24日(2022.3.24)

(51)国際特許分類

A 6 1 M 5/36 (2006.01)

F I

A 6 1 M 5/36

請求項の数 12 (全43頁)

(21)出願番号	特願2019-503721(P2019-503721)	(73)特許権者	508004797
(86)(22)出願日	平成29年7月25日(2017.7.25)		アイシーユー・メディカル・インコーポ
(65)公表番号	特表2019-525810(P2019-525810		レーテッド
	A)		アメリカ合衆国・カリフォルニア・9 2
(43)公表日	令和1年9月12日(2019.9.12)		6 7 3・サン・クレメンテ・カレ・アマ
(86)国際出願番号	PCT/US2017/043761		ネサー・9 5 1
(87)国際公開番号	WO2018/022640	(74)代理人	100108453
(87)国際公開日	平成30年2月1日(2018.2.1)		弁理士 村山 靖彦
審査請求日	令和2年7月6日(2020.7.6)	(74)代理人	100110364
(31)優先権主張番号	62/366,509		弁理士 実広 信哉
(32)優先日	平成28年7月25日(2016.7.25)	(74)代理人	100133400
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 阿部 達彦
		(72)発明者	トーマス・エフ・ファンゲロウ
			アメリカ合衆国・カリフォルニア・9 2
			6 7 3・サン・クレメンテ・カレ・アマ
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医療用流体移送モジュールおよびシステムの中の空気バブルをトラップするためのシステムおよびコンポーネント

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

医療用流体ラインに流体連通しているように構成されているインラインバブルトラップであって、前記インラインバブルトラップは、前記インラインバブルトラップ及び前記医療用流体ラインをパージするために、かつ、前記インラインバブルトラップ及び前記医療用流体ラインを通して医療用流体を移送する前に空気の量を低減するために、真空にさらされるように構成されており、前記インラインバブルトラップは、  
入口開口部中心軸線を有する、入口部ルアー端部及び入口開口部を含む入口部と、  
出口開口部中心軸線を有する、出口部ルアー端部及び出口開口部を含む出口部と、  
内部体積を有するチャンパーと、

前記チャンパーを少なくとも部分的に画定する弾性ハウジングであって、前記弾性ハウジングは、前記チャンパーの前記内部体積を低減するために真空にさらされるときに、少なくとも部分的に崩壊するように構成されており、前記チャンパーの前記内部体積を増やすために前記真空が除去されるときに、前記弾性ハウジングは膨張するように更に構成されている、弾性ハウジングと、

を含み、

前記入口開口部中心軸線および前記出口開口部中心軸線は、互いに異なっており、前記入口開口部が前記出口開口部とは整合されないようになっており、  
バブルトラップは、前記入口部から前記出口部へのガスのフローを抑制するように構成されている、インラインバブルトラップ。

**【請求項 2】**

前記チャンバーは、前記バブルトラップの中へ流入するガスをトラップするように構成されている、請求項 1 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 3】**

前記出口部は、出口突起部を含む、請求項 1 又は 2 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 4】**

前記出口突起部は、前記出口開口部と、前記出口部に流体連通しているチャンネルとを含む、請求項 3 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 5】**

前記出口突起部は、前記チャンバーの内側表面から離れるように、前記チャンバーの中へ延在しており、

10

前記出口突起部の前記出口開口部は、前記チャンバーの中心の近くまたは前記チャンバーの中心に位置決めされている、請求項 3 または 4 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 6】**

前記入口部は、入口突起部を含む、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 7】**

前記入口突起部は、前記入口開口部と、前記入口部に流体連通しているチャンネルとを含む、請求項 6 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 8】**

20

前記入口突起部は、前記チャンバーの内側表面から離れるように、前記チャンバーの中へ延在しており、かつ、

前記入口開口部は、前記チャンバーの中心の近くまたは前記チャンバーの中心に位置決めされている、請求項 6 または 7 に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 9】**

前記入口部および前記出口部は、前記チャンバーの反対側端部にある、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 10】**

前記入口部ルアー端部は、オス型ルアー端部を備える、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載のインラインバブルトラップ。

30

**【請求項 11】**

前記出口部ルアー端部は、メス型ルアー端部を備える、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載のインラインバブルトラップ。

**【請求項 12】**

医療用流体の移送の間に空気をトラップするように構成されている医療用流体移送システムであって、前記医療用流体移送システムは、

流体供給源から流体デスティネーションへ流体を移送するように構成されている流体移送デバイスと、

請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載のインラインバブルトラップと、

を含み、

40

前記バブルトラップは、前記流体移送デバイス、流体供給源、および流体デスティネーションのうちの少なくとも 1 つに流体連通しているように構成されており、

前記バブルトラップは、前記流体供給源から、前記バブルトラップの前記出口部を通して、前記流体デスティネーションの中への、ガスの移送を抑制するように構成されている、医療用流体移送システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療用流体の移送を制御することに関し、より具体的には、医療用流体の中のガスバブルの伝送を制限することに関する。

50

## 【背景技術】

## 【0002】

多くのタイプの医療用流体が、患者を治療するためにルーチン的に使用されており、それらは、化学療法薬物、抗生物質、免疫抑制薬物、抗ウイルス薬物、水和流体、栄養流体、抗凝固剤、疼痛管理薬物、医療用イメージングのための造影流体などを含む。そして、これらの流体のすべては、さまざまなタイプの病気、病状、怪我、または療法に関して、多くの異なる種類の利点および不利益を伴う。そのうえ、特定の患者は、自身の特定の医学的ニーズに対処するために、最適化された投与量、濃度、および、これらの薬物または他の医療用流体の組み合わせを必要とする。結果として、医療施設は、個々の患者ニーズに応えるために、継続的なベースで、多くの異なるタイプのカスタマイズされた医療用流体を提供することを要求されている。これらのニーズに応える際に、少量の空気が、準備された医療用流体の中に存在することが多い。

10

## 【0003】

本明細書で開示されているシステムおよび方法は、医療用流体移送システム、および、医療用流体の中の空気の状態に関するさまざまな課題に対処する。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【文献】米国特許第8,522,832号明細書

米国特許出願公開第2014/0299221号明細書

PCT国際出願第US2015/040174号明細書

米国特許出願公開第2015/0283322号明細書

米国特許第5,873,862号明細書

米国特許第7,998,134号明細書

米国特許出願公開第2014/0246616号明細書

20

## 【発明の概要】

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

いくつかの実施形態では、医療用流体ラインの中で使用するためのバブルトラップが開示されている。

30

## 【0006】

いくつかの実施形態では、医療用流体バブルトラップシステムが開示されている。システムは、供給源コンテナおよびデスティネーションコンテナのうちの少なくとも1つに流体連通しているように構成されているバブルトラップを含むことが可能である。バブルトラップは、バブルトラップの中へ流入するガスをトラップするように構成され得る。

## 【0007】

いくつかの実施形態では、医療用流体バブルトラップシステムが開示されている。システムは、供給源コンテナと、バブルトラップを含む流体移送モジュールと、デスティネーションコンテナとを含むことが可能である。バブルトラップは、バブルトラップの中へ流入するガスをトラップするように構成され得る。

40

## 【0008】

いくつかの実施形態では、チャンバーの中のガスをトラップするように構成されているバブルトラップを含む医療用流体移送モジュールが開示されている。

## 【0009】

いくつかの実施形態では、チャンバーの中のガスをトラップするように構成されているバブルトラップを含む電子的な医療用流体移送デバイスが開示されている。

## 【0010】

いくつかの実施形態では、インラインバブルトラップデバイスは、医療用流体ラインに流体連通しているように構成されており、入口部から出口部へのガスのフローを抑制する。バブルトラップデバイスは、入口開口部中心軸線を有する入口開口部を含む入口部と、出

50

口開口部中心軸線を有する出口開口部を含む出口部と、チャンバーとを含むことが可能である。入口開口部中心軸線および出口開口部中心軸線は、互いに異なっていることが可能であり、入口開口部が出口開口部とは整合されないようになっている。いくつかの実施形態では、入口開口部が出口開口部とは整合していないことは、入口開口部から出口開口部への流体通路を分裂させる。チャンバーは、バブルトラップの中へ流入するガスをトラップするように構成され得る。チャンバーは、入口部と出口部との間に位置付けされ得る。

【0011】

いくつかの実施形態では、出口部は、出口突起部を含むことが可能である。出口突起部は、出口開口部と、出口部に流体連通しているチャンネルとを含むことが可能である。出口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように、チャンバーの中へ延在することが可能である。出口突起部の出口開口部は、チャンバーの中心の近くまたはチャンバーの中心に位置決めされ得る。出口突起部の出口開口部は、出口突起部の側部に位置決めされ得る。

10

【0012】

いくつかの実施形態では、入口部は、入口突起部を含む。入口突起部は、入口開口部と、入口部に流体連通しているチャンネルとを含むことが可能である。入口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように、チャンバーの中へ延在することが可能である。入口開口部は、チャンバーの中心の近くまたはチャンバーの中心に位置決めされ得る。入口開口部は、入口突起部の側部に位置決めされ得る。

【0013】

いくつかの実施形態では、入口突起部および出口突起部は、互いを越えて延在することが可能であり、入口開口部が、出口開口部よりも、出口部の近くに位置決めされている。

20

【0014】

いくつかの実施形態では、入口開口部から出口開口部へのすべての流路は、ベンドを含む。入口部および出口部は、チャンバーの反対側端部にあることが可能である。

【0015】

いくつかの実施形態では、バブルトラップは、静止体積を有するチャンバーを少なくとも部分的に画定する弾性ハウジングを含むことが可能である。ハウジングは、真空にさらされるとときに少なくとも部分的に崩壊するように構成され得、チャンバーの体積を低減させるようになっており、また、真空が除去されるときに、静止体積に戻るよう構成され得る。

30

【0016】

いくつかの実施形態では、医療用流体移送システムは、医療用流体の移送の間に空気をトラップするように構成されている。医療用流体移送システムは、流体供給源から流体デスティネーションへ流体を移送するように構成されている流体移送デバイスと、本明細書で説明されているようなインラインバブルトラップとを含むことが可能である。インラインバブルトラップは、メス型ルアー端部およびオス型ルアー端部を含むことが可能である。バブルトラップは、流体移送デバイス、流体供給源、および流体デスティネーションのうちの少なくとも1つに流体連通しているように構成され得る。バブルトラップは、流体供給源から、バブルトラップの出口部を通して、流体デスティネーションの中への、ガスの移送を抑制するように構成され得る。バブルトラップは、流体供給源に流体連通していることが可能である。バブルトラップは、流体デスティネーションに流体連通していることが可能である。メス型ルアー端部は、出口部に隣接していることが可能である。オス型ルアー端部は、入口部に隣接していることが可能である。

40

【0017】

いくつかの実施形態では、供給源コンテナからデスティネーションコンテナへ流体を移送する方法は、供給源コンテナからデスティネーションコンテナへのガスの移送を抑制するように構成されている流体移送モジュールを取得するステップを含むことが可能である。流体移送モジュールは、インラインバブルトラップを含むことが可能である。バブルトラップは、チャンバー、入口部中心軸線を有する入口開口部、および、出口部中心軸線を有する出口開口部を含むことが可能であり、出口部中心軸線は、入口部中心軸線とは異なっ

50

ており、入口開口部が出口開口部とは整合されないようになっている。流体を移送する方法は、流体移送モジュールが供給源コンテナおよびデスティネーションコンテナに流体連通していることを確保するステップと、供給源コンテナから、流体移送モジュールを通して、デスティネーションコンテナの中へ流体を移送するステップとをさらに含むことが可能である。方法は、デスティネーションコンテナおよび流体移送モジュールの中に真空を開始させるステップであって、移送するステップを開始させる前に、流体移送モジュールのチャンバーによって画定される体積が低減されるようになっている、ステップをさらに含むことが可能である。入口開口部が出口開口部とは整合されていないということは、入口開口部から出口開口部への流体通路を分裂させることが可能である。流体移送モジュールは、出口開口部と、出口部に流体連通しているチャンネルとを有する出口突起部をさらに含むことが可能である。出口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように、チャンバーの中へ延在することが可能である。出口突起部の出口開口部は、出口突起部の側部に位置決めされ得る。流体移送モジュールは、入口開口部と、入口部に流体連通しているチャンネルとを有する入口突起部をさらに含むことが可能である。入口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように、チャンバーの中へ延在することが可能である。入口開口部は、入口突起部の側部に位置決めされ得る。方法は、供給源コンテナおよびデスティネーションコンテナから流体移送モジュールを切り離すステップをさらに含むことが可能である。

10

**【 0 0 1 8 】**

いくつかの実施形態では、インラインバブルトラップデバイスは、医療用流体ラインに流体連通しているように構成されており、入口部から出口部へのガスのフローを抑制する。バブルトラップデバイスは、内側表面および外側表面を含むチャンバーと、チャンバーの中へ延在する入口突起部を含む入口部であって、入口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように変位させられている入口部チャンネルおよび入口開口部を有する、入口部と、チャンバーの中へ延在する出口突起部を含む出口部であって、出口突起部は、チャンバーの内側表面から離れるように変位させられている出口部チャンネルおよび出口開口部を有する、出口部とを含むことが可能である。入口開口部および出口開口部は、互いから離れるように配向され得、開口部同士の間を移動する流体が間接的な経路を取る必要があるようになっている。入口部チャンネルおよび出口部チャンネルのうちの少なくとも1つは、カーブを含むことが可能であり、カーブは、入口開口部を出口開口部とは整合させず、チャンバーを通る入口開口部から出口開口部への流体通路を分裂させる。チャンバーは、バブルトラップの中へ流入するガスをトラップするように構成され得る。チャンバーは、崩壊可能であり得る。出口突起部の出口開口部は、チャンバーの中心の近くまたはチャンバーの中心に位置決めされ得る。入口開口部は、チャンバーの中心の近くまたはチャンバーの中心に位置決めされ得る。入口突起部および出口突起部は、チャンバーの中で互いを越えて突起することが可能である。

20

30

**【 0 0 1 9 】**

いくつかの実施形態では、患者供給源バッグは、医療用流体注入ポンプと共に使用するためのものである。患者供給源バッグは、チャンバーと、チャンバーに流体連通している出口部領域を含む出口部と、出口部に流体連通している空気収集領域を画定するバリアとを含むことが可能である。バリアは、空気収集領域の中に空気を維持するように構成され得る。バリアは、出口部領域を通るガスの移送を抑制するように構成され得る。空気収集領域は、チャンバーと出口部領域との間の連続的な流体流路の外側に位置付けされ得る。空気収集領域は、出口部から間隔を離して配置され得る。出口部は、チャンバーの上側領域に位置付けされ得る。出口部は、チャンバーの中へのおよびチャンバーからの流体の通過を可能にするように構成され得る。患者供給源バッグは、チャンバーからの空気の除去を可能にするように構成されているポートをさらに含むことが可能である。患者供給源バッグは、少なくとも1つのアクセスポートをさらに含むことが可能である。アクセスポートは、閉止可能なメス型ルアーコネクターであることが可能である。アクセスポートは、閉止可能なオス型ルアーコネクターであることが可能である。患者供給源バッグは、チャン

40

50

バーの外側にあり、チャンバーに流体連通している、バブルトラップをさらに含むことが可能である。

#### 【 0 0 2 0 】

ここで、実施形態が、以下の図面を参照して説明されることとなり、図面は、例として提供されており、限定として提供されてはいない。同様の参照番号は、同一のまたは機能的に同様のエレメントを示している。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 2 1 】

【図 1 A】流体移送デバイスの例の概略図であり、流体移送デバイスが、流体移送システムの他のコンポーネントに除去可能に取り付けられており、および / または、それらと選択的に連通していることを示す図である。

10

【図 1 B】図 1 A の流体移送デバイスを含む、医療用流体を移送するためのシステムの例の概略図である。

【図 2 A i】医療用流体を移送するための電気機械式システムの例の正面斜視図である。

【図 2 B i】流体移送デバイスの例の背面図である。

【図 2 C i】図 2 B i の流体移送デバイスがそれに取り付けられている状態の、図 2 A i の医療用流体を移送するための電気機械式システムの正面斜視図である。

【図 2 D i】ドライバーの例を図示している、図 2 A i の電気機械式システムの拡大された部分的な正面図である。

【図 2 A i i】別の実施形態による、医療用流体を移送するための電気機械式システムの例の正面斜視図である。

20

【図 2 B i i】別の実施形態による流体移送デバイスの例の背面図である。

【図 2 C i i】図 2 B i i の流体移送デバイスがそれに取り付けられている状態の、図 2 A i i の医療用流体を移送するための電気機械式システムの正面斜視図である。

【図 2 D i i】ドライバーの例を図示している、図 2 A i i の電気機械式システムの拡大された部分的な正面図である。

【図 2 E i i】図 2 C i i に示されている電気機械式システムおよび流体移送デバイスの後方斜視断面図である。

【図 3】ユーザー制御デバイスの例の正面平面図である。

【図 4】複数の異なるタイプの医療用流体移送デバイスと電子的に通信するように構成されているユーザーインターフェースの概略図である。

30

【図 5 A】供給源コンテナに流体連通しているバブルトラップを有する流体移送モジュールの概略図である。

【図 5 B】供給源コンテナから切り離されており、患者に流体連通している、図 5 A の流体移送モジュールの概略図である。

【図 5 C】図 1 A の流体移送デバイスに流体連通しているバブルトラップを有する流体移送モジュールの概略図である。

【図 6 A】図 6 A は、いくつかの実施形態によるバブルトラップの概略図であり、図 6 A は、ルアーコネクタを備えた図 6 A のバブルトラップの概略図である。

【図 6 B】いくつかの実施形態によるバブルトラップの別の概略図である。

40

【図 6 C】いくつかの実施形態によるバブルトラップの別の概略図である。

【図 7 A】いくつかの実施形態による、第 1 の位置にある流体フローを有するバブルトラップの概略図である。

【図 7 B】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 A のバブルトラップの概略図である。

【図 7 C】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 B のバブルトラップの概略図である。

【図 7 D】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 C のバブルトラップの概略図である。

【図 7 E】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 D のバブルトラップの概略図で

50

ある。

【図 7 F】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 E のバブルトラップの概略図である。

【図 7 G】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 F のバブルトラップの概略図である。

【図 7 H】反時計回りに 4 5 度回転させられている、図 7 G のバブルトラップの概略図である。

【図 8 A】いくつかの実施形態による、真空が印加されている状態のバブルトラップの概略図である。

【図 8 B】流体によって充填されている、図 8 A のバブルトラップの概略図である。

10

【図 9 A】いくつかの実施形態による、リザーバーを備えたカセットに取り付けられているバブルトラップの概略図である。

【図 9 B】いくつかの実施形態による、リザーバーを備えていないカセットに取り付けられているバブルトラップの概略図である。

【図 9 C】医療用流体によって図 9 A のカセットを充填するための例示的なプロトコルを示す図である。

【図 10 A】いくつかの実施形態による、空気をトラップするように構成されているカセットの概略図である。

【図 10 B】いくつかの実施形態による、空気をトラップするように構成されているカセットの別の概略図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0022】

さまざまなシステム、方法、およびコンポーネントが、本発明の異なる実施形態において使用され得る。いくつかの実施形態は、添付の図に図示されている。しかし、図は、図示の便宜上のためだけに提供されており、示されている特徴の特定の組み合わせに本発明を限定するように解釈されるべきではない。むしろ、本明細書に説明および/または図示されている任意の実施形態の任意の特徴、構造、材料、ステップ、またはコンポーネントは、それ自身によって、あるいは、本明細書に説明および/もしくは図示されている任意の他の実施形態の任意の他の特徴、構造、材料、ステップ、もしくはコンポーネントと共に、または、その代わりに使用され得る。本明細書におけるものはいずれも、本質的または不可欠のものではない。

30

【0023】

図 1 A は、流体移送デバイス 30 の例の概略図であり、流体移送デバイス 30 は、流体移送システムの他のコンポーネントに除去可能に取り付けられており、および/または、それらと選択的に連通している。いくつかの実施形態では、流体移送デバイス 30 は、供給源コンテナ 39、流体移送モジュール 31、電気機械式コントローラー 36、およびデスティネーションコンテナ 44 を含むことが可能である。供給源コンテナ 39 および流体デスティネーションコンテナ 44 は、医療用流体を保持または供給するのに適切な任意のデバイス、たとえば、バイアル、ボトル、バッグ、ホース、チューブ、タンク、キャニスターなどをそれぞれ含むことが可能である。いくつかの実施形態では、流体デスティネーションコンテナ 44 は、とりわけ、容易で便利な貯蔵、または、流体移送ステーションから患者治療場所への輸送に十分に適するようにサイズおよび構造が選択されたコンテナのタイプ、たとえば、静脈注射用流体貯蔵バッグまたは I V バッグなどであり、個々の患者の単回用量供給の医療用流体を提供する。いくつかの実施形態では、供給源コンテナ 39 は、（直列または並列のいずれかによって）複数のデスティネーションコンテナ 44 の中へ移送されることとなる複数の単一の患者用量を提供するのに十分に大きいコンテナのタイプである。流体移送デバイス 30 のいくつかの例は、特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3、および特許文献 4 に図示および説明されており、これらの文献のすべては、その全体が参照により組み込まれており、本明細書の一部をなすものであり、これらのいずれかに説明および/または図示されている任意の実施形態の任意の特徴、構造、材料、ステップ

40

50

、またはコンポーネントは、本明細書の他の場所に説明および／もしくは図示されている任意の実施形態の任意の他の特徴、構造、材料、ステップ、もしくはコンポーネントと共に、または、それらに代えて、使用され得る。

#### 【 0 0 2 4 】

流体移送モジュール 3 1 は、多方向フロー制御弁 4 1 と、中間コンテナもしくはポンピング領域 4 0 と、流体移送モジュール 3 1 のこれらのもしくは任意の他のコンポーネントの間に延在することができる任意のコネクターおよび／もしくは導管、ならびに／または、流体移送モジュール 3 1 および供給源コンテナ 3 9、および／または、デスティネーションコンテナ 4 4 の間に延在することができる任意のコネクターおよび／もしくは導管を含むことが可能である。たとえば、流体移送モジュール 3 1 は、入口流体コネクター 3 2 およびチューピングを含むことが可能であり、入口流体コネクター 3 2 およびチューピングは、多方向フロー制御弁を供給源コンテナ 3 9 に除去可能に取り付けるように構成され得、ならびに／または、流体移送モジュール 3 1 は、出口流体コネクター 4 2 およびチューピングを含むことが可能であり、出口流体コネクター 4 2 およびチューピングは、多方向フロー制御弁をデスティネーションコンテナ 4 4 に除去可能に取り付けるように構成され得る。

#### 【 0 0 2 5 】

図 1 A に示されているように、流体移送モジュール 3 1 は、中間流体コネクター 3 8 を含むことが可能であり、中間流体コネクター 3 8 は、多方向フロー制御弁 4 1 と中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 とを流体接続している。いくつかの実施形態では、中間流体コネクター 3 8 は、多方向フロー制御弁 4 1 と中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 との間に適当な恒久的な流体密封の方法（たとえば、接着剤、結合、超音波溶接など）によって取り付けられている導管および／またはチューブである。中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 は、流体を保持および測定するように構成されており、ならびに／または、流体搬送経路に沿った流体フローのための推進力を提供することを支援するように構成されている、任意の適切なコンテナまたは領域を含むことが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 は、シリンジまたは導管の領域であることが可能であり、それは、蠕動ポンプ、または任意の他の適切な中間デバイスとインターフェース接続するように構成されている。すべての流体移送モジュール 3 1 が、本明細書に図示または説明されているコンポーネントまたは特徴のすべてを含むこととなるわけではなく、むしろ、任意の適切な実施形態において、1 つまたは複数のコンポーネントまたは特徴が省略され得る。

#### 【 0 0 2 6 】

多方向フロー制御弁 4 1 は、電気機械式コントローラー 3 6 に機械的に取り付けられるか、または、それとインターフェース接続するように構成され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、多方向フロー制御弁 4 1 は、ドライビングインターフェース 3 3 を含むことが可能であり、ドライビングインターフェース 3 3 は、電気機械式コントローラー 3 6 の対応する電気機械式ドライバー（たとえば、図 2 A i、図 2 D i、図 2 A i i、図 2 D i i を参照）に取り付けられるか、および／または、それとインターフェース接続するように構成されている。電気機械式コントローラー 3 6 は、流体移送管理システム 7 4（図 1 B を参照）の中のコンピュータプロセッサまたは複数のコンピュータプロセッサによって提供される、1 つまたは複数のアルゴリズムまたはインストラクションの制御の下で、多方向フロー制御弁 4 1 を作動させることが可能であり、流体移送管理システム 7 4 の中のコンピュータプロセッサまたは複数のコンピュータプロセッサは、1 つまたは複数の電子信号を電気機械式コントローラー 3 6 に送信するように構成されており、多方向フロー制御弁 4 1 の上の複数の機能的な位置の間で選択する。しかし、多方向フロー制御弁 4 1 を制御することができる任意の適切なコンピューター処理構成体を使用され得、また、本明細書で想定および企図されている。本明細書における単一のコンピュータプロセッサの任意の開示は、複数のコンピュータプロセッサに適用され、それらと共に使用され得る。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 2 7 】

いくつかの実施形態では、多方向フロー制御弁 4 1 は、複数の機能的な位置を有するストップコックを含むことが可能であり、複数の機能的な位置は、たとえば、第 1 の位置、第 2 の位置、および第 3 の位置などであり、第 1 の位置は、出口流体コネクタ 4 2 と（いくつかの実施形態では、入口流体コネクタ 3 2 ではなく）中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 との間の流体連通を可能にし、第 2 の位置は、入口流体コネクタ 3 2 と（いくつかの実施形態では、出口流体コネクタ 4 2 ではなく）中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 との間の流体連通を可能にし、第 3 の位置は、出口流体コネクタ 4 2 と（いくつかの実施形態では、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 ではなく）入口流体コネクタ 3 2 との間の流体連通を可能にする。たとえば、いくつかの実施形態では、ストップコックが第 1 の位置にあるときに、流体は、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 からデスティネーションコンテナ 4 4 へ流れることが可能であり、または、その逆も同様であり、ストップコックが第 2 の位置にあるときに、流体は、供給源コンテナ 3 9 から中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 へ流れることが可能であり、または、その逆も同様であり、ストップコックが第 3 の位置にあるときに、流体は、供給源コンテナ 3 9 からデスティネーションコンテナ 4 4 へ流れることが可能であり、または、その逆も同様である。さらに、いくつかの実施形態では、ストップコックが第 1 の位置にあるときに、中間流体コネクタ 3 8、ストップコック、および出口流体コネクタ 4 2 は、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 とデスティネーションコンテナ 4 4 との間の流路の少なくとも一部分を構成することが可能であり、ストップコックが第 2 または第 4 の位置にあるときに、入口流体コネクタ 3 2、ストップコック、および中間流体コネクタ 3 8 は、供給源コンテナ 3 9 と中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 との間の流路の少なくとも一部分を構成することが可能であり、ストップコックが第 3 の位置にあるときに、入口流体コネクタ 3 2、ストップコック、および出口流体コネクタ 4 2 は、供給源コンテナ 3 9 とデスティネーションコンテナ 4 4 との間の流路の少なくとも一部分を構成することが可能である。いくつかの実施形態では、第 1 の、第 2 の、第 3 の、および / または第 4 の位置にあるときに、ストップコックは、任意のコネクタ（たとえば、入口流体コネクタ 3 2、中間流体コネクタ 3 8、および / または出口流体コネクタ 4 2）の使用なしに、2 つ以上のコンテナ（たとえば、供給源コンテナ 3 9、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0、および / またはデスティネーションコンテナ 4 4）の間の 1 つまたは複数の流路の少なくとも一部分を構成することが可能である。また、使用され得る他の配置も、本明細書で認識および企図され、他の配置は、たとえば、3 つよりも多いまたは 3 つよりも少ない位置を有するように構成されているストップコック（たとえば、2 つ、4 つ、5 つまたはそれ以上の位置を有するように構成されているストップコック）を含む。

## 【 0 0 2 8 】

いくつかの実施形態では、流体移送モジュール 3 1 は、単回使用のまたは限定使用の使い捨てのデバイスであることが可能であり、それは、たとえば、特定の患者に関する薬剤の単回用量が移送された後、および / または、1 つの特定のタイプの薬剤が流体移送モジュール 3 1 を通過した後（たとえば、薬剤の混合が望ましくないときにそれを回避するために）、流体移送デバイス 3 0 から定期的に除去され、流体移送デバイス 3 0 の中で交換されるように構成されている。

## 【 0 0 2 9 】

図 1 B は、いくつかの実施形態による、図 1 A の流体移送デバイス 3 0 を含む、医療用流体を移送するための流体移送システム 8 6 の概略図である。たとえば、図 1 B に示されているように、1 つまたは複数の流体移送デバイス 3 0 は、流体移送システム 8 6 の一部を形成することが可能であり、流体移送システム 8 6 は、互いの間で電子通信した状態で選択的に位置決めされ得る以下のコンポーネントのうちの 1 つまたは複数を含むことが可能であり、すなわち、1 つまたは複数の電子的な患者および / または薬物情報記憶デバイスまたはネットワーク 7 0 と、1 つもしくは複数の流体移送デバイス 3 0、ユーザーインターフェース 7 8、および / または 1 つもしくは複数のメモリー 8 4 を含む、1 つまたは複

10

20

30

40

50

数の流体移送管理システム 74 とのうちの 1 つまたは複数を含むことが可能である。いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の電子的な患者および / または薬物情報記憶デバイスまたはネットワーク 70 は、流体移送管理システム 74 から物理的に遠隔にあることが可能である。たとえば、診療所または病院において、1 つまたは複数の電子的な患者および / または薬物情報記憶デバイスまたはネットワーク 70 は、データベースを備えた遠隔の患者情報管理システムを含むことが可能であり、データベースは、医療用流体に関する特定の患者のニーズについての情報（たとえば、薬物処方）を提供するようにクエリーを行われ得、その情報は、タイプ、投与量、ロット番号、有効期限、ならびに / または、患者に提供されることとなる 1 つもしくは複数の薬物もしくは他の医療用流体の濃度、ならびに / または、デスティネーションコンテナを処方し、要求し、および / もしくは充填した 1 つもしくは複数のヘルスケア提供者に関する識別情報、ならびに / または、これらの活動のいずれかもしくはすべてに関連付けられる時間および / もしくは日付を含むことが可能である。先述の医療情報のいずれかなどのような、任意の医療情報は、患者情報管理システムにおいて記録および貯蔵するために 1 つまたは複数の流体移送デバイス 30 によって提供され得る。

#### 【0030】

流体移送システム 86 のさまざまなコンポーネントは、図 1 B において識別されているように、任意の適切な様式で、それら自体の間で通信することが可能である。たとえば、図示されているように、1 つまたは複数の患者および / または薬物情報記憶デバイスまたはネットワーク 70 は、電子通信リンク 72 によって、流体移送管理システム 74 またはその任意のコンポーネントと電子的に通信することが可能であり、電子通信リンク 72 は、任意の適切な電子通信デバイス、たとえば、有線接続、ローカルエリアネットワーク、ワイドエリアネットワーク、インターネット、および / もしくは無線接続（たとえば、Wi-Fi、Bluetooth、Ant+、ZigBee、セルラーなどを含む）、または、任意の他の電子通信デバイス（集合的に「電子コミュニケーター」と称される）などによって形成されている。流体移送管理システム 74 は、データを送信および / または受信するように構成されている Wi-Fi ボックスなどのような、無線通信コンソールを含むことが可能であり、データは、患者データ、流体移送に関するデータ、タイプ、投与量、濃度、体積、イメージ、技術者、医師、および / もしくは流体移送の時間に関するデータ、ならびに / または、電子的な流体移送システム 86 を制御するためのデータなどを含む。流体移送デバイス 30 は、線接続などのような任意の適切な電子的な接続によって、または、任意の他の電子コミュニケーターによって、メモリー 84 と通信することが可能である。いくつかの実施形態では、メモリー 84 は、流体移送デバイス 30 の一部であり、その両方を含有または支持するために、共通のハウジングが設けられている。

#### 【0031】

ユーザーインターフェース 78 は、（任意の無線デバイス、または、電子コミュニケーターの任意の他のものを含む）任意の適切な電子通信デバイス 76 によって、1 つもしくは複数の流体移送デバイス 30 と、および / または、1 つもしくは複数の患者および / もしくは薬物情報記憶デバイスもしくはネットワーク 70 と通信することが可能である。複数の流体移送デバイス 30 が存在する流体移送管理システム 74 のいくつかの実施形態では、単一のユーザーインターフェース 78 は、複数の流体移送デバイス 30 と電子的に通信し、概して同時にまたは概して並列に動作する、複数の流体移送を制御および / またはモニタリングすることが可能である。複数の流体移送デバイス 30 が存在する流体移送管理システム 74 のいくつかの実施形態では、1 つまたは複数のユーザーインターフェース 78 は、複数の流体移送デバイス 30 と電子的に通信し、概して同時にまたは概して並列に動作する、複数の流体移送を制御および / またはモニタリングすることが可能である。ユーザーインターフェース 78 は、流体移送デバイス 30 と同様に、有線コネクタ 80 または電子コミュニケーターの任意の他のものによって、メモリー 84 と電子的に通信するか、または、メモリー 84 を含むことが可能である。ユーザーインターフェース 78 のメモリー 84 は、ユーザーインターフェース 78 の一部であることが可能であり、その両方

10

20

30

40

50

を含有または支持するために、共通のハウジングが設けられ得る。図 1 B に示されているような流体移送管理システム 7 4 のコンポーネントのそれぞれ（たとえば、流体移送デバイス 3 0、ユーザーインターフェース 7 8、および、1 つまたは複数のメモリー 8 4）は、単一のハウジングの中に設けられ得、または、別個のコンポーネント、もしくは、コンポーネントの別個の集合として設けられ得る。

#### 【 0 0 3 2 】

図 2 A<sub>i</sub> ~ 図 2 D<sub>i</sub> は、図 1 A に示されている流体移送デバイス 3 0 および流体移送モジュール 3 1、ならびに、図 1 B に示されている流体移送管理システム 7 4 のいくつかの実施形態の中に含まれ得る、さまざまな特徴、コンポーネント、および配置を図示している。より詳細に下記に説明されることとなるように、図 2 A<sub>i</sub> は、電気機械式システム 2 0 0（流体移送ユニット 2 0 0 と同称される）の例を図示しており、図 2 B<sub>i</sub> は、この例における流体ポンプアセンブリ 2 2 4 の形態における流体移送モジュール 3 1 の例を図示しており、図 2 C<sub>i</sub> は、図 2 A<sub>i</sub> の流体移送ユニット 2 0 0 に除去可能に取り付けられている図 2 B<sub>i</sub> の流体ポンプアセンブリ 2 2 4 を図示しており、図 2 D<sub>i</sub> は、この例におけるドライバー 2 1 2 の形態における電子機械式コントローラ 3 6 の一部分の例を図示している。別段の注記がない限り、図 2 A<sub>i</sub> ~ 図 2 D<sub>i</sub> の間の同様の参照番号は、同一の要素、または、機能的におよび / もしくは構造的に同様の要素を示しており、図 1 A および図 1 B の中でラベルを付されている要素に対応する下記の議論の中の参照番号は、図 1 A および図 1 B の要素と同じかまたは概して同様の要素を表している。

#### 【 0 0 3 3 】

図 2 A<sub>i</sub> を見てみると、この図は、遠隔のユーザーインターフェース 7 8 を備えた流体移送管理システム 7 4 の一部分の例を図示している。たとえば、いくつかの実施形態では、図 2 A<sub>i</sub> は、医療用流体を移送するための流体移送ユニット 2 0 0 の正面斜視図を図示している。いくつかの実施形態では、流体移送ユニット 2 0 0 は、図 1 A に示されている流体移送デバイス 3 0、または、図 1 B に示されている流体移送システム 8 6 の一部分の例である。図に示されているように、流体移送管理システム 7 4 は、流体移送ユニット 2 0 0 を含むことが可能であり、流体移送ユニット 2 0 0 は、ハウジング 2 0 2、1 つまたは複数の運搬用ハンドル 2 0 8、1 つまたは複数のベースサポート 2 2 3、デスティネーションコンテナサポート（たとえば、概して垂直方向のポールスタンド 2 0 4、および / または、概して水平方向のサポートアーム 2 4 2）、および、流体移送モジュール 3 1 の少なくとも一部分を受け入れて保持するように構成されている 1 つまたは複数のサポート（たとえば、中間コンテナまたはポンピング領域 4 0）を含む。いくつかの実施形態では、サポートは、1 つもしくは複数の突出したホルダー 2 2 0、1 つもしくは複数の受容部 2 1 8（図示されているように、たとえば、凹部 2 1 8 など）、1 つもしくは複数のセンサー 2 1 5 を含む 1 つもしくは複数のチャネルを備えた 1 つもしくは複数のセンサーデバイス 2 1 4、流体移送モジュール 3 1 の少なくとも一部分を受け入れるための、および / もしくは、流体の移送を促進させるための、1 つもしくは複数の可動プラットフォーム 2 2 2、ならびに / または、多方向フロー制御弁 4 1 に取り付けられるかもしくは多方向フロー制御弁 4 1 を受け入れるための 1 つもしくは複数の取り付け領域 2 1 0 を含むことが可能である。より詳細に下記に説明されることとなるように、流体移送デバイス 3 0 または流体移送ユニット 2 0 0 は、ドライバー 2 1 2 を含むことが可能であり、ドライバー 2 1 2 は、図 1 A の電子機械式コントローラ 3 6 の一部を形成することが可能であり、1 つまたは複数のセンサーデバイス 2 1 4 は、1 つまたは複数のインジケータ 2 1 6 を含むことが可能である。1 つまたは複数のベースサポート 2 2 3 は、ハウジング 2 0 2 に取り付けられ得るか、または、ハウジング 2 0 2 と一体的に形成され得、流体移送ユニット 2 0 0 を安定化させることを助ける（たとえば、それが転倒しないように防止することを助ける）。図 2 A<sub>i</sub> には示されていないが、いくつかの実施形態では、1 つまたは複数のベースサポート 2 2 3 は、ハウジング 2 0 2 の下側を横切って延在することが可能である。

#### 【 0 0 3 4 】

いくつかの実施形態では、ハウジング 202 の少なくとも 1 つのまたは複数の部分、たとえば、1 つまたは複数の受容部 218（たとえば、図 2 A<sub>i</sub> に図示されている凹部 218）などは、透明になっていることが可能であり、ハウジング 202 の内側に位置決めされている 1 つまたは複数の測定器具がハウジングの外側でイメージまたは他のデータをキャプチャすることを可能にする。たとえば、体積センサー（図 2 E<sub>i i</sub> を参照）は、1 つまたは複数のコンテナ（たとえば、供給源コンテナ 39、中間コンテナまたはポンピング領域 40、および / またはデスティネーションコンテナ 44）へ移送される液体の体積を決定することが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、体積センサーは、透明な凹部 218 を通して中間コンテナまたはポンピング領域 40 中の体積をセンシングするように構成され得る。この同じ体積センサーまたは 1 つもしくは複数の他の体積センサーは、たとえば、1 つもしくは複数の透明な受容部 218 を通して、および / または、透明であるハウジング 202 の 1 つもしくは複数の他のセクションを通して、中間コンテナまたはポンピング領域 40（たとえば、なかでも、供給源コンテナ 39 および / またはデスティネーションコンテナ 44）に加えて、または、その代わりに、1 つまたは複数の他のコンテナの体積をセンシングするように構成され得るということが理解されることとなる。体積センサーは、たとえば、コンテナ中の液体の体積についての情報を提供するための任意の適当なセンサーまたはセンサーの組み合わせを含むことが可能であり、たとえば、それは、なかでも、光学センサー（たとえば、カメラまたはブレイクビームセンサー）、赤外線センサー、音響センサー（たとえば、超音波センサー）、および / または、質量もしくは重量センサーなどである。

#### 【0035】

体積センサーは、たとえば、患者へ移送された流体の体積および / またはタイプの記録を制御および / または提供するために使用され得、それは、たとえば、それが患者へ移送される前に、その間に、および / またはその後に、たとえば、コンテナ（たとえば、中間コンテナ、もしくはポンピング領域 40、および / または供給源コンテナ 39、および / またはデスティネーションコンテナ 44）中の液体の体積および / または 1 つもしくは複数の他の特性（たとえば、色、粘度、濃度、ロット番号、有効期限など）をセンシングおよび / または記録することなどによって使用され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、カメラが、中間コンテナまたはポンピング領域 40 のイメージをキャプチャするために使用され、その中の体積を確認または測定することが可能である。次いで、データファイルは、メモリー 84 中で生成および格納され得、メモリー 84 は、1 つまたは複数の情報のアイテム、たとえば、患者識別情報、液体が移送された日付および時間、ならびに / または、液体の体積もしくは他の特性が確認および記録された日付および時間、移送された医療用流体のタイプ（名称、ブランド、および / または濃度など）、移送された医療用流体の体積、ならびに / または、液体を内側に有する中間コンテナもしくはポンピング領域 40 の 1 つもしくは複数のイメージなどを有している。同じまたは同様のデータファイルが、上記に説明されている適切な体積センサーのうちの任意の 1 つに関して生成され得る。いくつかの実施形態では、流体移送ユニット 200、流体移送デバイス 30、および / または流体移送システム 86 は、1 つまたは複数の測定器具、たとえば、1 つまたは複数の体積センサーなどを含むことが可能である。いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の測定器具または体積センサーは、流体移送ユニット 220 の内部および / もしくは外部にあることが可能であり、または、器具もしくはセンサーの一部がハウジング 212 の内側にあり、センサーの一部がハウジング 212 から突出しているときなどは、流体移送ユニット 220 の部分的に外部および部分的に内部にあることが可能である。

#### 【0036】

図 2 B<sub>i</sub> は、マルチストローク流体ポンプアセンブリ 224 などのような、この例における流体ポンプアセンブリ 224 の形態における図 1 A の流体移送モジュール 31 の例の背面図を図示している。図に示されているように、いくつかの実施形態では、流体ポンプアセンブリ 224 は、この例における導管 232 および選択的に開閉可能な流体コネクタ 226 の形態における入口流体コネクタ 32 と、この例における流体ストップコ

10

20

30

40

50

ック 2 3 0 の形態における多方向フロー制御弁 4 1 と、この例における導管 2 3 6 および選択的に開閉可能な流体コネクタ 2 3 4 の形態における出口流体コネクタ 4 2 と、導管 2 3 8 を介して流体ストップcock 2 3 0 に取り付けられている（たとえば、結合されている）、この例におけるシリンジポンプ 2 4 0 の形態における中間コンテナ 4 0 と、を含む。流体ポンプアセンブリ 2 2 4 は、限定使用のまたは単回使用の使い捨てのデバイスであることが可能であり、それは、ルーチン的に除去され、廃棄され、流体移送ユニット 2 0 0 の上の適切な位置において新しい使い捨てのデバイスと交換されるように構成されている。

#### 【 0 0 3 7 】

流体ストップcock 2 3 0 などのような多方向フロー制御弁 4 1 は、流体移送モジュール 3 1 の中の流体経路の方向および / または配向の可変性および制御を可能にすることができるので、いくつかの実施形態では、とりわけ有用である可能性がある。いくつかの実施形態では、フロー制御弁 4 1 は、本明細書の全体を通して図示されているように、複数の別個の設定を選択的に可能にするように構成され得、それぞれの設定は、流体移送モジュール 3 1 の 2 つ以上の異なるコンポーネントの間の、流体移送モジュール 3 1 の流体経路の中の流体接続を可能にし、また、流体移送モジュール 3 1 の流体経路からの 1 つまたは複数の他のコンポーネントの 1 つまたは複数の他の流体接続を閉鎖または隔離する。フロー制御弁 4 1 は、複数の別個の設定の間で変化するように構成され得る。

#### 【 0 0 3 8 】

いくつかの実施形態では、図示されているように、フロー制御弁 4 1 の中の設定または接続のそのような 1 つまたは複数の変化は、電子的に達成され、また、流体移送モジュール 3 1 の中の流体圧力に対する変化から独立して達成され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、流体移送モジュール 3 1 の中の 2 つ以上のパーツまたはコンポーネントの間で、圧力差が生じる可能性があり、それは、流体移送モジュール 3 1 の中の接続の任意の変化を伴わず、および / または、そのような圧力差の前には、互いに以前には流体連通していなかった流体移送モジュール 3 1 の異なる部分の間の流体連通を可能にすることを伴わない。

#### 【 0 0 3 9 】

いくつかの実施形態では、多方向フロー制御弁 4 1 は、一方向弁または一連の一方向弁ではなく、むしろ、多方向フロー制御弁 4 1 は、それぞれの特定の電子的に選択可能な設定において、流体移送モジュール 3 1 の 2 つ以上のコンポーネントの間に完全な 2 方向の流体経路を提供することが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の別個の電子的に選択可能な設定において、フロー制御弁 4 1 は、入口流体コネクタ 2 2 6 と出口流体コネクタ 2 3 4 との間に 2 方向の流体経路を提供することが可能であり、および / または、入口流体コネクタ 2 2 6 と中間コンテナ 4 0 もしくはシリンジポンプ 2 4 0 との間に 2 方向の流体経路を提供することが可能であり、および / または、中間コンテナ 4 0 もしくはシリンジポンプ 2 4 0 と出口流体コネクタ 2 3 4 との間に 2 方向の流体経路を提供することが可能である。いくつかの実施形態では、多方向フロー制御弁 4 1 は、供給源コンテナ 3 9 から引き出される流体が部分的にまたは完全に供給源コンテナ 3 9 へ戻されることを可能にすることができ、それは、いくつかの状況では、たとえば、流体移送モジュール 3 1 のプライミングおよび / またはパージングの間などに、とりわけ有利であることが可能であるが、このタイプの流体フローが企図される他の状況も使用され得る。

#### 【 0 0 4 0 】

いくつかの実施形態では、流体コネクタ 2 2 6、2 3 4 のいずれかまたは両方は、再シール可能で流体密封である業界標準医療用コネクタ（たとえば、ISO 594 または任意の他の業界標準に準拠するルアーコネクタ）であることが可能であり、それは、たとえば、Clave（登録商標）メス型医療用コネクタもしくはSpiros（登録商標）オス型医療用コネクタ、または、Chemolock（登録商標）医療用コネクタシステムのオス型側もしくはメス型側のいずれかなどであり、それらは、すべて ICU

10

20

30

40

50

Medical, Inc. によって販売されている。多くの他のものの中から、流体コネクタ 226、234 として、または、その任意の部分として使用され得る、これらのデバイスおよび他のデバイスの実施形態の例が、特許文献 5、特許文献 6、および特許文献 7 に含まれており、それらのすべては、その全体が参照により本明細書に組み込まれている。先述の特許または公開された出願のいずれかに説明および / または図示されている任意の特徴、構造、材料、ステップ、またはコンポーネントは、本明細書の任意の他の部分に説明および / もしくは図示されている任意の特徴、構造、材料、ステップ、もしくはコンポーネントと共に、または、その代わりに使用され得る。

#### 【0041】

いくつかの実施形態では、流体ストップコック 230 は、ストップコック 230 の中の複数のアパーチャーおよび / またはチャンネルの間の流体連通を選択的に可能にするデバイスを含むことが可能である。たとえば、図 2 B<sub>i</sub> に示されているように、および、上記に説明されているように、流体ストップコック 230 は、入口流体コネクタ 226、出口流体コネクタ 234、および、中間コンテナ 40 またはシリンジポンプ 240 のうちの任意の 2 つの間の流体連通を選択的に可能にすることができる。ストップコック 230 の間の複数のアパーチャーおよび / またはチャンネルの間の選択は、この例における回転可能なアクチュエーター 228 の形態におけるなどの、ストップコック 230 の上のドライビングインターフェース 33 を作動させるために、流体移送ユニット 200 の中の電気機械式コントローラ 36 を利用することなどによって、ストップコック 230 を作動させることによって達成され得る。上記に説明されているように、流体移送デバイス 30 に関連付けられた 1 つまたは複数のコンピュータープロセッサから 1 つの電子信号または一連の電子信号を送信することによって、電気機械式コントローラ 36 は制御され得る。図 2 B<sub>i</sub> に示されているように、回転可能なアクチュエーター 228 は、1 つまたは複数の凹部および / または突出部を含むことが可能であり、それは、流体移送ユニットのドライバー 212 とインターフェース接続するように構成されており、それは、たとえば、アクチュエーター 228 の凹部および / または突出部と相補的であるか、それに概してマッチしているか、または、それに対応する 1 つまたは複数の形状を含む 1 つまたは複数の凹部および / または突出部を含むドライバー 212 とインターフェース接続するように構成されている。ドライバー 212 は、ドライバーモーターおよびドライバーシャフトを介して制御され得る。電気機械式コントローラ 36 は、ドライバー 212 の移動を開始させるため、ならびに / または、ドライバー 212 の移動を継続および / もしくは停止させるため、ドライバーモーターおよびドライバーシャフトを活性化させる信号を送信することが可能である。回転可能なアクチュエーターがドライバー 212 とインターフェース接続しているとき、ドライバー 212 は、電気機械式コントローラがストップコック 230 の中の複数のアパーチャーおよび / またはチャンネルの間から選択することを可能にすることができる。本明細書におけるすべての実施形態と同様に、図 2 E<sub>i i</sub> に関連して図示および / または説明されている任意のコンポーネント、構造、特徴、またはステップ（内部コンポーネントを含む）は、本明細書における任意の他の図もしくは実施形態に関連して図示および / もしくは説明されている任意のコンポーネント、構造、特徴、もしくはステップと共に、またはその代わりに使用され得る。

#### 【0042】

図 2 D<sub>i</sub> は、図 2 A<sub>i</sub> の流体移送ユニット 200 の拡大された部分的な正面図であり、それは、いくつかの実施形態による、取り付け領域 210、ならびに、ドライバー 212 の凹部および / または突出部を図示している。しかし、凹部および / または突出部の多くの異なるタイプおよび / またはパターンが、たとえば、機能的なおよび審美的な好みに応じて使用され得るということが理解されることとなる。いくつかの実施形態では、凹部および / もしくは突出部のタイプおよび / もしくはパターンのうちの 1 つもしくは複数、ならびに / または、材料のタイプのうちの 1 つもしくは複数（たとえば、高い摩擦係数を有する粘着性のまたは摺動抵抗性の材料など）が、作動の間の回転方向の解除または滑りに対する抵抗を提供することが可能である。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 3 】

図 2 B<sub>i</sub>に戻ると、この図は、また、シリンジポンプ 2 4 0 の例を图示している。いくつかの実施形態では、シリンジポンプ 2 4 0 は、作動ステム 2 4 1 などのようなアクチュエーターを含み、作動ステム 2 4 1 は、前後にまたは上下に往復運動させられ、内部プランジャーを移動させることが可能であり、それによって、シリンジポンプ 2 4 0 の内側の流体運搬体積を減少または増加させる。この例におけるシリンジポンプ 2 4 0 の形態におけるマルチストローク流体ポンプアセンブリ 2 2 4 の第 1 のストロークは、シリンジポンプ 2 4 0 の本体部から外へ作動ステム 2 4 1 を少なくとも部分的に引き抜くことによって達成され得、それによって、シリンジポンプ 2 4 0 の中へ流体を引き込み、次いで、シリンジポンプ 2 4 0 の方向を逆転させ、シリンジポンプ 2 4 0 の本体部に向けて作動ステム 2 4 1 を押し戻し、それによって、引き込まれた流体をシリンジポンプ 2 4 0 から外へ排出する。

10

## 【 0 0 4 4 】

いくつかの実施形態では、たとえば、図 2 B<sub>i</sub>に示されているように、マルチストロークポンプアセンブリ 2 2 4 の導管 2 3 8 は、流体ストップコック 2 3 0 と流体コネクター 2 2 6、2 3 5 との間に延在する導管 2 3 2、2 3 6 よりも長くなっていることが可能である。導管 2 3 8 は、一方の端部において流体ストップコック 2 3 0 に、および、他方の端部においてシリンジポンプ 2 4 0 に恒久的に連結され得る。また、他の配置も企図され、使用され得る。

20

## 【 0 0 4 5 】

图示されているように、いくつかの実施形態では、流体移送モジュール 3 1（たとえば、流体ポンプアセンブリ 2 2 4 など）は、クローズドシステムの一部を形成するか、または、クローズドシステムを構成することが可能であり、（i）流体移送モジュール 3 1 の中に含有されているかもしくはシールされている液体、もしくは流体、および/もしくは蒸気は、流体移送モジュール 3 1 から出ていくかもしくは逃げることを防止され、および/または、（i i）流体移送モジュール 3 1 が流体移送デバイス 3 0 の他のコンポーネントから切り離されているときに、液体、もしくは流体、および/もしくは蒸気が出ていくかもしくは逃げることは、臨床的に有意な様式で抵抗され、1 つもしくは複数の臨床的なリスクもしくはマイナスの結果を減らすかもしくは回避する。示されているように、いくつかの実施形態では、流体移送デバイス 3 0 の中の流体経路全体が、クローズドシステムまたはシールシステムを構成することが可能である。本明細書において使用されているように、「クローズドシステム」もしくは「シールされている」という用語、または、任意の同様の用語は、医学的注入の分野における慣習的な意味にしたがって使用されており、これらの用語は、任意の少量の逃げる流体または蒸気が通常の状態または使用の下で任意の重大で有害な臨床的影響を有しないこととなるように、通常の状態または使用の下で、流体が、流体移送モジュール 3 1 または流体移送デバイス 3 0（または、そのコンポーネント）の内側に留まるという要件を含む。いくつかの実施形態では、図 1 A および図 2 B<sub>i</sub>に示されているように、流体移送モジュール 3 1 は、モジュール 3 1 のそれぞれの終端部において（たとえば、入口流体コネクター 3 2 において、中間流体コネクター 3 8 において、および/または、出口流体コネクター 4 2 において）、自動的に閉止可能および再シール可能であり得る。流体移送モジュール 3 1 および/または流体移送デバイス 3 0 のいずれかまたは両方がシールされ、および/または、クローズドシステムの一部を構成するときに、有害物質（たとえば、細菌もしくはウイルス、または他の微生物）が流体経路の中へ侵入するリスクが減らされ、また、有害物質（たとえば、化学療法薬物または免疫抑制薬物）が流体移送デバイス 3 0 または流体移送モジュール 3 1 からヘルスケア施設の周囲環境へ流出するリスクが減らされる。

30

40

## 【 0 0 4 6 】

図 2 C<sub>i</sub>は、図 2 A<sub>i</sub>の流体移送ユニット 2 0 0 に除去可能に取り付けられている流体移送モジュール 3 1 の別のタイプの正面斜視図である。流体移送モジュール 3 1 は、この例では S p i r o s コネクターというよりもむしろ、C h e m o l o c k コネクター 2 3 4

50

a、226aが使用されているという点を除いて、図2B<sub>i</sub>の流体ポンプアッセンブリ224と同一である。コネクタまたはコネクタの組み合わせの任意の適切なタイプが使用され得る。図2C<sub>i</sub>に図示されているように、流体移送モジュール31（マルチストローク流体ポンプアッセンブリ224とも称される）は、たとえば、流体移送ユニット200の上のサポートのうちの1つまたは複数を使用することなどによって、流体移送ユニット200に除去可能に取り付けられ得る。たとえば、図2C<sub>i</sub>に示されているように、作動ステム241の平坦な部分または端部は、可動プラットフォーム222の受け入れ領域の中へ挿入され得るか、または、それと連結され得、シリンジポンプ240の上の1つまたは複数のタブが、突出したホルダー220のうちの1つまたは複数の上に位置決めされ得るか、または、それらの間に挿入され得、シリンジポンプ240の本体部は、受容部218の中に受け入れられ得、導管238は、センサーデバイス214の中にまたはセンサーデバイス214の上に挿入され得、たとえば、1つまたは複数のセンサー215（1つまたは複数のセンシング領域215とも称される）を含むセンサーデバイス214の中のチャンネルの中などに挿入され得、および/あるいは、流体ストップコック230の本体部は、流体移送ユニット200の取り付け領域210の中もしくは上に位置決めされ得、または、その中へ挿入され得る。いくつかの実施形態では、流体移送デバイス30（たとえば、この例におけるマルチストローク流体ポンプアッセンブリ224の形態のものなど）は、サポート220のうちの1つまたは複数を含む流体移送ユニット200の上の面と接触した状態になるように、移送デバイス30を単に前進させることによって、単一の運動で流体移送ユニット200に取り付けられ得る。流体移送デバイス30は、スナップフィ

10

20

#### 【0047】

流体移送モジュール31（たとえば、流体ポンプアッセンブリ224）が流体移送ユニット200に除去可能に取り付けられると、流体移送デバイス30の導管238の上の流体観察領域が、1つもしくは複数のセンサー215に隣接して、または、1つもしくは複数のセンサー215から適当なセンシング距離の中に、位置決めされ得る。図示されている例では、流体移送デバイス30の流体観察領域は、多方向フロー制御弁41（たとえば、流体ストップコック230）および/または中間コンテナもしくはポンピング領域40（たとえば、シリンジポンプ240）の間に位置決めされている導管238の少なくとも一部分である。いくつかの実施形態では、流体移送デバイス30の流体観察領域は、多方向フロー制御弁41（たとえば、流体ストップコック230）および/または中間コンテナもしくはポンピング領域40（たとえば、シリンジポンプ240）の間に位置決めされている導管238の一部分を含むことが可能である。いくつかの実施形態では、流体観察領域は、流体移送デバイス30の上の別の位置に位置決めされ得、または、流体移送デバイス30の上の複数の位置に位置付けされている複数の流体観察領域30が存在することが可能である。

30

#### 【0048】

いくつかの実施形態では、1つまたは複数のセンサー215は、流体移送モジュール31（たとえば、流体ポンプアッセンブリ224）の特定の1つまたは複数の領域の中に、液体、ガス（たとえば、1つまたは複数のバブル）、および/または、真空もしくは部分真空が存在しているかどうかということを決定するように構成され得る。たとえば、図に図示されているように、1つまたは複数のセンサー215は、導管238の少なくとも一部分の中に医療用流体が存在しているかどうか、または、導管238の中にガス（たとえば、大気もしくは空気バブル）または真空もしくは部分真空が存在しているかどうかということ

40

50



は、それに限定されないが、１つまたは複数の音響センサー（たとえば、超音波センサー）、赤外線センサー、レーザーセンサー、可視スペクトル光学センサー、モーションフローセンサー、または任意の他の適切なセンサーを含む、任意の適切なタイプのセンサーであることが可能である。インジケータライトもしくはインジケータスピーカーまたは他のインジケータなどのような、１つまたは複数のインジケータ２１６は、センサーデバイス２１４の上に位置決めされており、たとえば、液体が流体観察設定領域の中に存在しているときなど、センサーデバイス２１４が特定の条件をセンシングしているときを示すことが可能である。

【００４９】

また、図２Ｃ<sub>i</sub>は、この例における反転されたバイアル２４６の形態における流体供給源コンテナ３９を図示しており、反転されたバイアル２４６は、バイアルアダプター２４８に取り付けられており、そして、バイアルアダプター２４８は、この例における長手方向のロッキングメカニズムを備えたオス型流体コネクター２２６ａの形態における入口部コネクター３２に取り付けられている。いくつかの実施形態では、バイアルアダプター２４８は、フィルター付きの流体入口部および／または出口部２５０と、固定アームとを含み、固定アームは、バイアルをしっかりと受け入れるように構成されている。また、図２Ｃ<sub>i</sub>は、この例におけるＩＶバッグ２４４の形態における流体デスティネーションコンテナ４４を図示しており、ＩＶバッグ２４４は、（この例では、バッグスパイク２５４または他の流体接続ポイントによって）導管またはホース２５２に取り付けられており、そして、導管またはホース２５２は、流体移送モジュール３１の出口部コネクター４２に取り付けられている。図２Ｃ<sub>i</sub>の出口部コネクターは、この例における長手方向のロッキングメカニズムを備えたオス型流体コネクター２３４ａの形態になっている。ＩＶバッグ２４４は、サポートアーム２４２によってポールスタンド２０４から懸架されている。

【００５０】

図２Ａ<sub>i i</sub>～図２Ｄ<sub>i i</sub>は、図１Ａに示されている流体移送デバイス３０および図１Ｂに示されている流体移送システム８６のいくつかの実施形態に含まれ得る、さまざまな特徴、コンポーネント、および配置を図示している。図２Ａ<sub>i</sub>～図２Ｄ<sub>i</sub>と同様に、図２Ａ<sub>i i</sub>は、電気機械式システム２００（流体移送ユニット２００とも称される）の例を図示しており、図２Ｂ<sub>i i</sub>は、この例における流体ポンプアセンブリ２２４の形態における流体移送モジュール３１の例を図示しており、図２Ｃ<sub>i i</sub>は、図２Ａ<sub>i i</sub>の流体移送ユニット２００に除去可能に取り付けられている図２Ｂ<sub>i i</sub>の流体ポンプアセンブリ２２４を図示しており、図２Ｄ<sub>i i</sub>は、ドライバー２１２の例を図示している。別段の注記がない限り、図２Ａ<sub>i i</sub>～図２Ｄ<sub>i i</sub>の中の参照番号は、図１Ａ～図２Ｄ<sub>i</sub>のコンポーネントと同じであるかまたはそれと概して同様のエレメントを表している。たとえば、図２Ａ<sub>i i</sub>の流体移送ユニット２００は、１つまたは複数のベースサポート２２３がベースサポート領域２２３ａにおいてハウジング２０２の下側を横切って延在しているという点を除いて、図２Ａ<sub>i</sub>に示されている流体移送ユニット２００と概して同様である。また、図２Ａ<sub>i i</sub>は、１つまたは複数のトレイ２８０を図示しており、１つまたは複数のトレイ２８０は、本明細書で説明および企図される１つまたは複数のコンテナおよび／または導管を支持するように構成されたハウジング２０２に取り付けられている。１つまたは複数のトレイ２８０は、コンテナおよび／または導管を支持するためのさまざまな構造のうちのいずれか１つを含むことが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、１つまたは複数のトレイ２８０は、バイアルを保持することができる１つまたは複数のスロットを備えた１つまたは複数のラックを含むことが可能である。いくつかの実施形態では、１つまたは複数のトレイ２８０は、供給源バッグおよび／またはＩＶバッグ、たとえば、生理食塩水もしくは希釈剤バッグおよび／または治療用液体もしくは医療用液体を含有するバッグなどを支持するように構成され得る。１つまたは複数のトレイ２８０は、ハウジング２０２に除去可能に取り付けられ得る。いくつかの実施形態では、１つのトレイ２８０は、生理食塩水または希釈剤供給源コンテナを支持するように構成され得、別のトレイ２８０は、治療用液体または医療用液体を備えた供給源コンテナを支持するように構成され得る。他の

10

20

30

40

50

構造的な違いの中でも、図 2 A<sub>i i</sub> のサポート 2 2 0 は、図 2 A<sub>i</sub> に示されているものとは異なって形状決めされているが、それらの機能は同じであるかまたは同様である。本明細書のすべての実施形態と同様に、図 2 A<sub>i</sub> ~ 図 2 D<sub>i</sub> に関連して説明および / または図示されている任意の実施形態の任意の特徴、構造、材料、ステップ、またはコンポーネントは、それ自体によって、または、図 2 A<sub>i i</sub> ~ 図 2 E<sub>i i</sub> に関連して説明および / もしくは図示されている任意の他の実施形態の任意の他の特徴、構造、材料、ステップ、もしくはコンポーネントと共に、もしくはそれらの代わりに使用され得る。

#### 【 0 0 5 1 】

別の例として、図 2 B<sub>i i</sub> および図 2 C<sub>i i</sub> は、また、ストップコックハンドル 2 4 5 の例を図示している。とりわけ、図 2 B<sub>i i</sub> は、流体ポンプアセンブリ 2 2 4 に取り付けられているストップコックハンドル 2 4 5 の背面図を図示しており、図 2 C<sub>i i</sub> は、流体ポンプアセンブリ 2 2 4 に取り付けられ、流体移送ユニット 2 0 0 に除去可能に取り付けられているストップコックハンドル 2 4 5 の正面斜視図を図示している。いくつかの実施形態では、ストップコックハンドル 2 4 5 は、流体ポンプアセンブリを把持するための、および / または、流体移送ユニット 2 0 0 に対して流体ポンプアセンブリ 2 2 4 を位置決めするための、補助具を含む。たとえば、いくつかの実施形態では、ストップコックハンドル 2 4 5 は、流体移送ユニット 2 0 0 の 1 つまたは複数の特徴へのおよび / またはそれからの、流体ポンプアセンブリ 2 2 4 の位置決め（たとえば、取り付ける、係合させる、除去する、および / または解除する）を助けるように構成され得る。任意の他の適切な使用の中でも、ストップコックハンドル 2 4 5 は、たとえば、回転可能なアクチュエーター 2 2 8 をドライバー 2 1 2 に係合させるか、もしくは回転可能なアクチュエーター 2 2 8 をドライバー 2 1 2 から解除することを助けることが可能であり、センサーデバイス 2 1 4 の中もしくは上へ導管 2 3 8 を押し込むことを助けることが可能であり、導管 2 3 8 をセンサーデバイス 2 1 4 から除去することを助けることが可能であり、可動プラットフォーム 2 2 2 の受け入れ領域に作動ステム 2 4 6 を取り付けるか、もしくは可動プラットフォーム 2 2 2 の受け入れ領域から作動ステム 2 4 6 を除去することを助けることが可能であり、シリンジポンプ 2 4 0 の上の 1 つもしくは複数のタブを、突出したホルダー 2 2 0 の 1 つもしくは複数の上もしくは間に位置決めすることを助けることが可能であり、シリンジポンプ 2 4 0 の本体部を 1 つもしくは複数の受容部 2 1 8 の中へ位置決めすることを助けることが可能であり、および / または、ストップコック 2 3 0 の本体部を取り付け領域 2 1 0 の中もしくは上へ位置決めすることを助けることが可能である。

#### 【 0 0 5 2 】

いくつかの実施形態では、ストップコックハンドル 2 4 5 は、ストップコック 2 3 0 に除去可能に取り付けられ得る。いくつかの実施形態では、ハンドルは、たとえば、図 1 A を参照して上記に説明されているさまざまな位置へストップコックを手動で作動させるために、操作される（たとえば、回転させられる、スライドさせられる、押される、および / または引かれる）ように構成されている。ストップコックハンドル 2 4 5 は、たとえば、図 1 A、図 1 B、および図 2 A<sub>i</sub> ~ 図 2 D<sub>i</sub> に示されている実施形態を含む、本明細書で図示および企図される任意の実施形態において利用され得るということが理解されることとなる。

#### 【 0 0 5 3 】

図 2 E<sub>i i</sub> は、図 2 C<sub>i i</sub> に示されている流体移送ユニット 2 0 0 および流体ポンプアセンブリ 2 2 4 の後方斜視断面図であり、さまざまな内部および外部の機能的なコンポーネントを図示している。たとえば、図 2 E<sub>i i</sub> に示されているように、いくつかの実施形態では、センサー 2 2 5（たとえば、カメラ）などのような測定器具が、ハウジング 2 0 2 の中に位置決めされており、（たとえば、流体移送モジュール 3 1 または流体ポンプアセンブリ 2 2 4 のイメージをキャプチャすることによって）中間コンテナまたはポンピング領域 4 0 の中の流体の体積、またはタイプ、または濃度、または色、および / または粘度などのような、流体移送モジュール 3 1 または流体ポンプアセンブリ 2 2 4 の内容物の 1 つまたは複数の特徴を決定し、上記に説明されているようなデータファイルを提

供することが可能である。いくつかの実施形態では、シュラウド 2 5 5 が、1 つまたは複数の透明な受容部 2 1 8 に隣接して、またはその近くに、または概してその周りに位置決めされており、有利には、センサー 2 2 5 の精度を高めるために、異常な供給源からの望ましくないライトの進入に抵抗することが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、シュラウド 2 5 5 は、1 つまたは複数の透明な受容部 2 1 8 を通過する光をセンサー 2 2 5 に向けて方向付けするように構成されており、それによって、センサー 2 2 5 に利用可能な光の量を増加させることが可能である。センサー 2 2 5 がカメラであるとき、シュラウド 2 5 5 は、イメージをより正確にし、流体移送ユニット 2 0 0 のプロセッサによってより容易におよびより高速に処理できるようにすることを助けることが可能である。

【 0 0 5 4 】

10

流体移送ユニット 2 0 0 は、1 つまたは複数のコンピュータプロセッサ 2 9 7、2 9 8 を含むことが可能であり、1 つまたは複数のコンピュータプロセッサ 2 9 7、2 9 8 は、図 1 A の電子機械式コントローラ 3 6、センサー 2 1 4、体積センサー 2 2 5、ストップコックモーター 2 9 0、および/もしくはプラットフォームモーター 2 9 6 などのうちのいずれかもしくはすべての一部を形成するか、または、それらと電子通信していることが可能である。いくつかの実施形態では、1 つまたは複数のコンピュータプロセッサ 2 9 7、2 9 8 は、p i b o x および/または制御ボードを含むことが可能である。流体移送ユニット 2 0 0 は、電源 2 9 5 を含有するかまたは支持することが可能であり、電源 2 9 5 は、流体移送ユニット 2 0 0 の 1 つまたは複数のコンポーネントに電力を提供するように構成されている。ハウジング 2 0 2 は、シール 2 9 3 を含むことが可能であり、シール 2 9 3 は、ハウジング 2 0 2 の中への進入、および/または、ハウジング 2 0 2 から流体が逃げることに抵抗するかまたは防止するように構成されている。

20

【 0 0 5 5 】

いくつかの実施形態では、流体移送ユニット 2 0 0 は、1 つまたは複数の存在センサー 2 9 4 a、2 9 4 b、2 9 4 c を含むことが可能である。1 つまたは複数のセンサー 2 9 4 a、2 9 4 b、2 9 4 c は、ハウジング 2 0 2 の中および/または上に位置決めされ得、1 つまたは複数の構造の存在または不存在を決定することが可能である。いくつかの実施形態では、センサー 2 9 4 a、2 9 4 b、2 9 4 c のうちの 1 つまたは複数のは、赤外線センサーまたは任意の他の適切なセンサーであることが可能である。センサー 2 9 4 a、2 9 4 b のうちの 1 つまたは複数のは、流体供給源コンテナ 3 9 (たとえば、バイアル 2 4 6 など)、供給源アダプター 2 5 0、および/または供給源流体コネクタが、存在しているか、および/または流体移送ユニット 2 0 0 に接続されているかどうかを決定することが可能である。いくつかの実施形態では、センサー 2 9 4 a は、供給源コンテナ 2 4 6 コネクタ(たとえば、C h e m o l o c k (登録商標)医療用コネクタシステムのオス側またはメス側など)が、C h e m o l o c k (登録商標)コネクタ 2 2 6 a などのような流体移送ユニット 2 0 0 の上の対応するコネクタと適正に係合されているかどうかということを決定することが可能である。センサー 2 9 4 b は、中間コンテナ 4 0、たとえば、流体ポンプアセンブリ 2 2 4 など、および/または、コネクタ 2 2 6 a、たとえば、C h e m o l o c k (登録商標)コネクタのオス側またはメス側などが、存在しているか、ならびに/または、ハウジング 2 0 2 および/もしくは供給源コンテナ 2 4 6 の上の対応するコネクタと適正に係合されているかどうかということを決定することが可能である。センサー 2 9 4 c は、デスティネーションコンテナ 4 4、たとえば、I V バッグ 2 4 4 など、および/または、デスティネーション流体コネクタが、存在しているか、および/または、流体移送ユニット 2 0 0 に接続されているかどうかということを決定することが可能である。いくつかの実施形態では、センサー 2 9 4 c は、デスティネーションコンテナ 4 4 コネクタ、たとえば、C h e m o l o c k (登録商標)医療用コネクタシステムのオス側またはメス側などが、C h e m o l o c k (登録商標)コネクタ 2 3 4 a などのような、流体移送ユニット 2 0 0 の上の対応するコネクタと適正に係合されているかどうかということを決定することが可能である。いくつかの実施形態では、センサー 2 9 4 a、2 9 4 b、2 9 4 c のいずれかが、流体移送ユニット 2 0 0 のコン

30

40

50

ポーネントが存在していないということを決定する場合には、センサー 294 a、294 b、294 c は、コントローラ 36 に信号を送信し、流体移送プロセスの開始を防止し、および/または、進行中の流体移送を終了させることが可能である。センサー 294 a、294 b、294 c は、すべてのコンポーネントが存在しているわけではない、または流体移送ユニット 200 と適正に係合されているわけではないということをユーザーに信号で伝えるインジケータをトリガーすることが可能である。

【0056】

図 2 A i、図 2 A i i、および図 2 C i i に示されているように、いくつかの実施形態では、ハウジングの中の 1 つまたは複数のアパーチャは、存在センサー 294 a、294 b、294 c のうちの 1 つまたは複数が、ハウジングの中から本質的にまたは完全に妨げられずに、ハウジングの外側の領域に通信することを許容することが可能である。図示されているように、存在センサー 294 a、294 b、294 c のうちの 1 つまたは複数は、互いに実質的に同一線上の様式で位置決めされ得、および/または、流体移送モジュール 31 の主長手方向軸線と実質的に同一線上の様式で位置決めされ得（たとえば、存在センサー 294 a、294 b）、および/あるいは、存在センサー 294 a、294 b、294 c のうちの 1 つまたは複数の他のものは、非同一線上の様式で、または、流体移送モジュール 31 の主長手方向軸線に対して所定の角度でもしくは垂直に、位置決めされ得（たとえば、存在センサー 294 c）。いくつかの実施形態では、示されているように、センサーのうちの 1 つもしくは複数またはすべては、電子的な流体移送システムのハウジングの内側に位置決めされ、および/または凹んでおり、パネル（センサーは、パネルを通してアイテムを検出するように構成されている）が、本質的に、実質的に、または完全に平面的になっている。図示されているように、センサーのうちの 1 つまたは複数は、電子的な流体移送システムのハウジングの外側の任意の外部ワイヤーを含まず、および/または、それによって取り付けられていない。

【0057】

いくつかの実施形態では、センサー 294 a、294 b、294 c のうちの 1 つまたは複数は、流体移送デバイスの上のコネクタなどのような、電子的な流体移送デバイスに取り付けられている流体移送モジュールの少なくとも一部分の存在または不存在を検出するように構成され得る。いくつかの実施形態では、センサーのうちの 1 つまたは複数（たとえば、294 a、294 b）は、追加的にまたは代替的に、流体供給源システムの一部を形成するかまたはそれに接続されている、コネクタ、バイアルアダプター、バイアル、バッグ、または導管などのような、流体供給源システムの少なくとも一部分の存在もしくは不存在、または、流体供給源システムの少なくとも一部分との接続を検出するように構成され得る。いくつかの実施形態では、センサーのうちの 1 つまたは複数（たとえば、294 c）は、追加的にまたは代替的に、流体デスティネーションシステムの一部を形成するかまたはそれに接続されている、コネクタ、バッグ、または導管などのような、流体デスティネーションシステムの少なくとも一部分の存在もしくは不存在、または、流体デスティネーションシステムの少なくとも一部分との接続を検出するように構成され得る。いくつかの実施形態では、流体移送モジュール 31 の 1 つもしくは複数の検出、流体供給源システムへの接続の検出、および/または、流体デスティネーションシステムへの接続の検出は、コンピュータープロセッサまたは電子機械式コントローラの他のコンポーネントに関する、流体移送が開始または継続することを可能にするためのゲーティングステップまたは必要なステップであることが可能である。

【0058】

図 3 は、ユーザーインターフェース 78 を図示しており、ユーザーインターフェース 78 は、この例における遠隔タブレットの形態における流体移送ユニット 200 と共に使用され得る。ユーザーインターフェース 78 は、再充電可能な内部バッテリー、スクリーンによるユーザー選択および入力を可能にするタッチセンサー式のスクリーン、ならびに、1 つまたは複数の追加的なまたは代替的なユーザー入力 256、たとえば、（示されているような）ボタン、ノブ、スライダー、もしくはロッキングスイッチ、または、ローリング

10

20

30

40

50

ダイアル、または任意の他のユーザー入力などを含むことが可能である。ユーザーインターフェース 78 は、任意の適切な電子的なプロトコルまたは電子コミュニケーターを利用して、1 つまたは複数の流体移送ユニット 200 と、ならびに / または、1 つもしくは複数の患者および / もしくは薬物情報記憶デバイスもしくはネットワーク 70 と電子的に通信することが可能である。いくつかの実施形態では、ユーザーインターフェース 78 は、流体移送ユニット 200 に固定されており、たとえば、流体移送ユニット 200 のハウジングの中に取り付けられているか、または、流体移送ユニット 200 のハウジングの中に少なくとも部分的に含有されている。

#### 【0059】

ユーザーインターフェース 78 は、ユーザーと電子的な記憶媒体との間で、情報のさまざまなアイテムを表示もしくは搬送することが可能であり、および / または、1 つもしくは複数の実行可能なインストラクションを、流体移送ユニット 200 の中のコンピュータプロセッサへ、もしくは、流体移送ユニット 200 の中の電気機械式ハードウェアへ搬送し、流体移送に関する 1 つもしくは複数のアクションを実施することが可能である。たとえば、ユーザーインターフェース 78 は、（たとえば、ユーザー入力または電子的な伝送によって、）流体移送を実施している薬剤師もしくは技術者の身元、患者の身元、医療用流体の名称、移送されることとなる医療用流体の体積、ロット番号、医療用流体の有効期限、ならびに / または、流体移送が実施された日付および時間などを受け入れ、および / または記憶することが可能である。また、他の例として、ユーザーインターフェース 78 は、ユーザーインターフェース 78 を介してユーザーからのコマンドを受信および搬送することによって、ならびに / または、流体移送の進行および / もしくは状態に関する流体移送ユニット 200 からのメッセージを表示することによって、流体移送を制御することを支援することが可能であり、それは、たとえば、流体移送を開始させるコマンド、および / あるいは、流体移送を中止するコマンド、および / あるいは、任意の所与の瞬間に移送される流体の量を示す 1 つまたは複数のメッセージ、あるいは、特定の期間にわたる特定の患者または薬剤師に関する流体移送の履歴、あるいは、流体移送が完了しなかったということ、または、流体供給源コンテナ 39 が接続されてないかもしくは空であるということ、または、流体デステーションコンテナ 44 が接続されてないかもしくは満杯であるということを示す、1 つまたは複数のエラーメッセージ、あるいは、任意の他の有用なメッセージなどである。

#### 【0060】

図 4 に示されているように、いくつかの実施形態では、ユーザーインターフェース 78 は、複数の異なる流体移送デバイス 30、および、流体移送デバイス 30 の複数の異なるタイプと広く互換性があることが可能である。たとえば、単一のユーザーインターフェース 78 は、同じタイプの複数の異なる流体移送デバイス 30、または、異なるタイプの複数の異なる流体移送デバイス 30 と、（たとえば、それらへおよび / またはそれらからデータを移送することによって）電子的に通信するように構成され得、それらは、たとえば、複数の異なる治療用流体によって、および / または、複数の異なる患者に関して、デステーションコンテナを充填することなど、別々の流体移送動作を実施している。ユーザーインターフェース 78 は、そのような動作のうちのいずれかまたは複数またはすべてからの情報を同時にまたは概して同時に制御および / または記録するように構成され得る。ユーザーインターフェース 78 は、複数の異なる電子コミュニケーター、および / または、そのような電子コミュニケーターのいずれかと共に使用するための複数の異なる通信プロトコルを含む、複数の異なる通信能力を含むことが可能である。ユーザーインターフェース 78 は、電子的に更新され得、もともとはユーザーインターフェースの上で使用されていないかまたはインストールされていないプロトコルを使用して、それが電子的に通信することを可能にし、それは、電子通信システムの基本コンポーネントの交換を必要とすることなく、ユーザーインターフェース 78 が将来のまたは異なるタイプの流体移送デバイス 30 と互換性を持つようになることを可能にすることができる。

#### 【0061】

10

20

30

40

50

図 5 A ~ 図 5 C は、いくつかの実施形態による、流体移送モジュール 4 5 のさまざまな概略図である。図 5 A は、供給源コンテナ 3 9 に流体連通しているバブルトラップ 1 5 を有する流体移送モジュール 4 5 の概略図である。図 5 B は、供給源コンテナ 3 9 から切り離されており、患者 7 0 に流体連通している、図 5 A の流体移送モジュール 4 5 の概略図である。図 5 C は、図 1 A の流体移送モジュール 3 1 に流体連通しているバブルトラップ 1 5 を有する流体移送モジュール 4 5 の概略図である。別段の注記がない限り、図 5 A ~ 図 5 C の中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じまたは概して同様のコンポーネントを表している。

#### 【 0 0 6 2 】

図 5 A に示されているように、流体移送モジュール 4 5 は、バブルトラップ 1 5 と、供給源コンテナ 3 9 に流体連通しているデスティネーションコンテナ 4 4 とを含むことが可能である。デスティネーションおよび供給源コンテナ 4 4、3 9 は、図 1 A を参照して上記に説明されているような任意の適切なコンテナを含むことが可能である。たとえば、いくつかの実施形態では、供給源コンテナ 3 9 は、バイアルまたはシリンジであることが可能であり、デスティネーションコンテナ 4 4 は、I V バッグまたはカセットリザーバー（たとえば、C A D D（登録商標）カセットリザーバー）であることが可能である。図 5 A に示されていないが、バブルトラップ 1 5 は、任意の適切なコネクタまたはコネクタの配置によって、デスティネーションおよび供給源コンテナ 4 4、3 9 に接続され得る。たとえば、バブルトラップ 1 5 の入口部は、ニードルレスコネクタ（たとえば、N E U T R O N C L A V E（登録商標）コネクタ、M I C R O C L A V E（登録商標）N e u t r a l D i s p l a c e m e n t コネクタなど）に取り付けるように構成され得、ニードルレスコネクタの反対側端部は、たとえば、シリンジに取り付けるように構成され得る。別の例として、バブルトラップ 1 5 の出口部は、たとえば、C A D D（登録商標）カセットの流体ラインの端部において、オープンメス型ハブに取り付けるように構成され得る。オープンメス型ハブは、なかでも、たとえば、C L A V E（登録商標）コネクタを含む、任意のクローズドコネクタ（ルアーであるかまたはルアーでない）であることが可能であるということが認識されることとなる。

#### 【 0 0 6 3 】

いくつかの実施形態では、バブルトラップ 1 5 は、コンテナ（たとえば、デスティネーションおよび供給源コンテナ 4 4、3 9）に連結されることとなるアダプターとして提供され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 1 5 は、コンテナとのパッケージにおいて提供され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 1 5 は、シリンジ、カセット、流体バッグ、流体ラインなどとのパッケージにおいて提供され得る。パッケージは、組み立てられているかまたは分解されている、より多くのまたはより少ないコンポーネントを含むことが可能であるということが認識されることとなる。

#### 【 0 0 6 4 】

図 5 A をさらに参照すると、医療用流体は、供給源コンテナ 3 9 から、バブルトラップ 1 5 を通して、デスティネーションコンテナ 4 4 の中へ移送され得る。供給源コンテナ 3 9 および流体モジュール 4 5 のさまざまなコンポーネント（たとえば、コネクタおよび流体ライン）は、ガス（たとえば、空気）を含有することが多いので、医療用流体が供給源コンテナ 3 9 から移送されるときに、供給源コンテナ 3 9、または、さまざまなコンポーネントのうちの 1 つのいずれかから、経路に沿って、ガスも同様に移送されることが多い。しかし、ガスの存在は、デスティネーションコンテナ 4 4 の中で望ましくない。その理由は、それが、患者の血液ストリームに進入した場合に、患者にリスクをもたらすからである（たとえば、空気塞栓症は、不快感から死に至るまでの範囲の医学的合併症を引き起こす可能性がある）。結果として、典型的に、デスティネーションコンテナ 4 4 が患者に流体接続される前に、デスティネーションコンテナ 4 4 からガスのすべてを手動で除去することに、かなりの労力が費やされる。有利には、図 5 A のバブルトラップ 1 5 は、デスティネーションコンテナ 4 4 の中へのガスのフローを防止するかまたはそうでなければ抑制するように構成され得る。より詳細に下記に説明されることとなるように、バブルトラ

10

20

30

40

50

ップ１５は、ガスをキャプチャーすること、および、液体がその中を通して流れることを可能にするための両方を行うように構成され得る。

【００６５】

いくつかの実施形態では、デスティネーションコンテナ４４が流体によって充填されると、流体移送モジュール４５は、流体供給源３９から切り離され、次いで、患者に接続され得る。たとえば、図５Ｂは、供給源コンテナ３９から切り離されており、患者７０に流体連通している、図５Ａの流体移送モジュール４５の例示的な概略図である。供給源コンテナ３９は、流体移送モジュール４５から切り離されて示されている。図５Ｂのデスティネーションコンテナ４４は、供給源コンテナとして作用しているということ、ならびに、その名称は、これを反映するように調節されてはならず、流体移送モジュール４５のモジュール性が強調および図示され得るようになっていくということが認識されることとなる。図５Ｂでは、バブルトラップ１５は、患者に到達する前にデスティネーションコンテナ４４または流体ラインから排出される空気をトラップする（キャプチャーするとも称される）ように構成され得る。図５Ｂに示されていないが、いくつかの実施形態では、空気検出システムが、バブルトラップ１５と患者７０との間に位置決めされており、それがガスまたはバブルを検出する場合には、アラームを鳴らし、および／または、流体の移送を停止させることが可能である。

10

【００６６】

図５Ｃは、図１Ａの流体移送モジュール３１に流体連通しているバブルトラップ１５を有する流体移送モジュール４５の概略図である。いくつかの実施形態では、流体移送モジュール４５は、流体移送モジュール３１に除去可能に取り付けられ得、流体移送モジュール４５が、たとえば、図５Ｂに示されているように、患者に接続され得るようになっていく。

20

【００６７】

図６Ａ～図６Ｃは、いくつかの実施形態によるバブルトラップ１５のさまざまな概略図である。図６Ａは、細長いチャンバー１７および出口突起部１８を有するバブルトラップ１５の概略図である。図６Ａ'は、入口部ルアーコネクタ２０aおよび出口部ルアーコネクタ２０bを備えた図６Ａのバブルトラップ１５の概略図である。図６Ｂは、湾曲したチャンバー１７および出口突起部１８を有するバブルトラップ１５の概略図である。図６Ｃは、湾曲したチャンバー１７ならびに入口突起部１２および出口突起部１８を有するバブルトラップ１５の概略図である。別段の注記がない限り、図６Ａ～図６Ｃの中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じであるかまたは概して同様のコンポーネントを表している。

30

【００６８】

図６Ａに示されているように、バブルトラップ１５は、入口部１６a、出口部１６b、およびチャンバー１７を含むことが可能である。チャンバー１７は、入口部１６aと出口部１６bとの間に１つまたは複数の流路を含むことが可能である。いくつかの実施形態では、入口部１６aおよび出口部１６bは、チャンバー１７の反対側端部に位置決めされ得るが、任意の適切な配置も認識される（たとえば、同じ側など）。いくつかの実施形態では、チャンバー１７は、入口部１６aから流入するガス（たとえば、空気）をトラップするように構成され得る。チャンバー１７に流入する空気をトラップすることを助けるために、入口部１６aおよび／または出口部１６bは、チャンバー１７の中へ延在する１つまたは複数の突起部を含むことが可能である。これは、有利には、流れる間にバブルが典型的に静止および／または蓄積するようになるチャンバーの壁部から離れるように、入口部１６Aおよび／または出口部１６bの開口部を位置決めすることが可能である。このように、バブルトラップ１５は、チャンバー１７の周辺領域に空気を閉じ込めることによって、空気をトラップするように構成され得る。

40

【００６９】

図６Ａに示されているように、トラップ１５は、出口突起部１８を含むことが可能であり、出口突起部１８は、たとえば、出口部１６bに流体連通している出口突起部チャネル１９を含む。そのような実施形態では、バブルトラップ１５は、流路を画定していることが

50

可能であり、流体が出口部 16 b に到達し、出口部 16 b を越えて流れる前に、流体がチャンバー 17 および出口突起部チャンネル 19 を通ってその流路の中を流れることを強制され得る。いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の突起部（たとえば、突起部 18）は、バブルが入口部 16 a から出口部 16 b へ直接的に流れることを抑制するように構成され得る。空気が液体の中にあるときに重力に逆らって上向きに移動しようとするので、バブルが、流れる間のバブルトラップの配向にかかわらず、チャンバー 17 の周囲に向けて移動しようとする。有利には、出口部 16 b が、たとえば、出口突起部 18などを介して、チャンバー 17 の周辺から離れるように位置決めされているときに、バブルトラップ 15 は、全方向性のトラップになることが可能であり、流体フローまたは規準系（たとえば、中立位置）に対するその配向にかかわらず、それがチャンバー 17 の中の空気をトラップするように構成されるようになっている。突起部チャンネルが、本明細書で議論されており、出口部 16 a に流体連通しているものとして図示されているが、本明細書で議論されている任意の突起部チャンネルが、入口部 16 a に流体連通している入口突起部チャンネルとなり得るということが理解されることとなる。

#### 【0070】

いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の突起部は、チャンバー 17 の空気トラップ能力および/または容量を最大化するように構成され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の突起部（たとえば、突起部 18）は、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c がチャンバー 17 の中心の近くにまたは中心にあるように位置決めされ得る。これは、有利には、空気がチャンバー 17 の周辺に沿ってどこかに静止した後に、空気（たとえば、1 つまたは複数の空気バブル）が出口部 16 b に進入する可能性を最小化することが可能である。いくつかの実施形態では、図面に示されているように、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c は、出口部中心軸線を有することが可能であり、出口部中心軸線は、入口部 16 a の入口部中心軸線とは整合されておらず、および/または、それからオフセットされている。たとえば、図面に示されているように、開口部 16 c は、開口部 16 c によって画定される平面に対して概して垂直の中心軸線を有することが可能である。いくつかの実施形態では、開口部 16 c の中心軸線は、入口部 16 a の中心軸線および出口部 16 b の中心軸線のうちの少なくとも 1 つからオフセットされ得る。開口部 16 c が入口部 16 a および出口部 16 b のうちの 1 つまたは複数とは整合されていないということは、入口部 16 a から出口部 16 b への流体経路を分裂させ、それによって、任意の空気バブルがチャンバー 17 の周辺に沿って静止することを引き起こす。これは、バブルトラップ 15 の中の空気の収集を促進させることが可能である。図 6 A に示されているように、いくつかの実施形態では、出口突起部チャンネル 19 は、出口突起部 18 の先端部の近くに、湾曲した領域を有することが可能であり、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c が出口突起部 18 の側部にあるようになっている。これは、出口突起部チャンネル 19 の入口部 16 a から開口部 16 c への直接的な経路のすべてまたは大部分を除去することによって、空気が出口突起部チャンネル 19 に進入する可能性をさらに低減させることが可能であり、その経路は、たとえば、出口突起部チャンネル 19 がその代わりに真っ直ぐになっており、入口部 16 a に面する出口突起部 18 の先端部の上に開口されているとした場合に、図 6 A の中の入口部 16 a から出口部 16 b へ（たとえば、真っ直ぐに）存在することとなる経路を含む。出口突起部チャンネル 19 は、出口突起部 18 の中へ任意の適切な距離だけ延在することが可能であるということ、および、湾曲した領域は、その任意の適切な部分に沿って位置決めされ得るということが認識されることとなる。

#### 【0071】

いくつかの実施形態では、図面に示されているように、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c は、バブルトラップ 15 の入口部 16 a に対して、より小さくなっていることが可能である。開口部 16 c のより小さいサイズは、有利には、出口突起部チャンネル 19 を通して移送される空気のその量を最小化することが可能である。開口部 16 c のサイズは、出口突起部チャンネル 19 の中へおよび/またはそれを通して流体を押し込むために必要とされる力を増加させることが可能である。バブルトラップ 15 は、本明細書で説明されて

10

20

30

40

50



いるように、自動コンパウンダー（compounder）と共に使用され、バブルトラップ15の開口部16cを通して流体を駆動することが可能である。しかし、バブルトラップ15の開口部16cは、任意の適切なサイズおよび/または形状を含むことが可能であり、出口突起部チャネル19の中へのおよび/またはそれを通した流体の移送を可能にするということが理解されることとなる。たとえば、出口突起部チャネル19の開口部16cは、手動コンパウンダー（たとえば、シリンジ）の使用によって、流体の移送を可能にするように構成され得る。また、1つまたは複数の突起部（たとえば、突起部18）の先端部が、出口突起部18に衝突するかまたはそうでなければ出口突起部18の直ぐ近くに来るバブルを偏向させるように構成され得るということが認識されることとなる。1つまたは複数の突起部の形状は、たとえば、真っ直ぐな、湾曲した、円筒形状の、テーパ付きの、円錐形状の（たとえば、突起部18）などのような、任意の適切な形状を有することが可能であるということがさらに認識されることとなる。チャンバー17を通る流体およびガスのフローは、図7A～図7Hを参照して下記により詳細に説明されることとなる。

#### 【0072】

バブルトラップ15は、任意の適切な流体容量、または内部体積を有することが可能であり、それは、なかでも、約1ccから約2cc、約1ccから約5cc、約1ccから約10cc、約1ccよりも大きい、約2ccよりも大きい、および/または、約20ccよりも小さい（たとえば、約3ccから約4cc、約5ccから約10ccなど）ものを含む。この流体容量の任意の適切な部分は、たとえば、容量の10%以下、容量の20%以下、容量の30%以下、容量の40%以下、容量の50%以下、容量の60%以下、または、容量の70%以下などのような、空気をトラップするように使用され得る。また、他のパーセンテージ（より多いかまたはより少ない）および範囲（より狭いかまたはより広い）が認識される。いくつかの実施形態では、バブルトラップ15のトラップ容量は、バブルトラップ15の位置に関係なく一定であることが可能である。他の実施形態では、バブルトラップ15のトラップ容量は、チャンバー17のサイズおよび形状、1つまたは複数の突起部の長さ、および、それらの開口部の場所、ならびに/または、流体フローおよび重力に対するバブルトラップ15の配向などのような、数え切れないほどの要因に依存する可能性がある。たとえば、図6Aに示されている配向にあるときに、バブルトラップ15は、トラップ領域を有するように構成され得、トラップ領域は、チャンバー17の上部表面から出口突起部チャネル19の開口部16cへ下向きに延在している。いくつかの実施形態では、このトラップ領域は、なかでも、上述の容量のうちの1つに対応することが可能である。図6Aに図示されているバブルトラップ15は、たとえば、それが任意の軸線もしくは組み合わせ軸線に沿って90度回転させられるときに、および/または、それが軸線（たとえば、1つの、2つの、および/または3つの軸線）の任意の組み合わせに沿って任意の数の度数だけ回転させられるときに、同じまたはほぼ同じ容量を有することが可能である。そして、他の実施形態では、図6Aに図示されているバブルトラップ15は、たとえば、それが任意の軸線もしくは組み合わせ軸線に沿って90度回転させられるときに、および/または、それが軸線（たとえば、1つの、2つの、および/または3つの軸線）の任意の組み合わせに沿って任意の数の度数だけ回転させられるときに、1つまたは複数の異なる容量を有することが可能である。さまざまなトラップ容量が、バブルトラップの配向の関数として、図7A～図7Hに図示されており、下記に説明されることとなる。

#### 【0073】

先述の特徴のうちのいくつかまたはすべての結果として、バブルトラップ15は、供給源コンテナ（たとえば、供給源コンテナ39）、デスティネーションコンテナ（たとえば、デスティネーションコンテナ44）、および/または、流体ラインに接続されているコンポーネントから放出されたバブルをトラップすることが可能である。図6Aに示されているように、チャンバー17は、バブルが収集するための、および、液体がそれを通して流れるためのスペースを提供する。このトラップ容量の結果として、バブルトラップ15は

10

20

30

40

50

、有利には、空気塞栓症のリスクを低減させるために使用され得、または、最小でも、それらが起こる頻度を低減させるために使用され得る。液体のフローを許容しながらバブルのフローを抑制することによって、バブルトラップ 15 は、空気フィルターとして作用し、流路から外へ空気を濾過することが可能である。

【0074】

図 6 A' は、入口部ルアーコネクタ 20 a および出口部ルアーコネクタ 20 b を備えた図 6 A のバブルトラップ 15 の概略図である。オス型ルアーコネクタ 20 a は、任意の適切なオス型ルアーであることが可能であり、メス型ルアーコネクタ 20 b は、任意の適切なメス型ルアーであることが可能である。また、いくつかの実施形態では、オス型ルアーコネクタ 20 a およびメス型ルアーコネクタ 20 b の任意の適切な配置が認識され、ということも理解されることとなる。たとえば、バブルトラップ 15 は、入口部 16 a および出口部 16 b のうちの少なくとも 1 つに位置付けされているオス型ルアーコネクタと、入口部 16 a および出口部 16 b のうちの少なくとも 1 つに位置付けされているメス型ルアーコネクタとを含むことが可能である。上記に説明されているように、図 6 B は、出口突起部 18 と、細長いとは対照的に湾曲したチャンバー 17 とを有する、バブルトラップ 15 の概略図である。図 6 B では、入口部 16 a および出口部 16 b は、ハウジング 17 の同じ側に位置決めされており、または、そうでなければ、互いに直ぐ近くに位置決めされており、入口部 16 a および出口部 16 b が互いに面しておらず、互いの方を向いていないようになっている。そのような実施形態では、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c は、空気をトラップするためのバブルトラップ 15 の能力を損なうことなく、出口突起部 18 の端部に位置決めされ得る。いくつかの実施形態では、入口部導管 14 a は、入口部 16 a に接続され得（たとえば、取り付けられている、結合されている、接着されている、溶接されている、スナップされている、摩擦嵌めされている、除去可能に取り付けられているなど）、出口部導管 14 b は、出口部 16 b に接続され得る。

【0075】

図 6 C は、湾曲したチャンバー 17 および出口部、ならびに、入口部ルアーコネクタ 20 a および出口部ルアーコネクタ 20 b を有する、バブルトラップ 15 の概略図である。図 6 C に示されているように、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、入口突起部チャンネル 13 を有する入口突起部 12 と、出口突起部チャンネル 19 を有する出口突起部 18 を含むことが可能である。入口突起部 12 および出口突起部 18 は、出口部 16 b の中へのおよび / またはそれを超えるバブルのフローを抑制する任意の適切な形状および / または構成を有することが可能である。たとえば、図 6 C に示されているように、入口突起部 12 および出口突起部 18 は、それぞれがその中心に向けて延在する状態で、チャンバー 17 の反対側端部に位置決めされ得る。そのような実施形態では、入口突起部 12 および出口突起部 18 の両方は、チャンバー 17 の中心を越えて延在するように構成され得、直接的な流路が入口部 16 a と出口部 16 b との間に存在しないようになっている。しかし、図 6 A を参照して上記に説明されているように、図 6 C に示されている 1 つまたは複数の入口突起部および出口突起部は、任意の適切な形態をとる。たとえば、示されていないが、いくつかの実施形態では、入口突起部チャンネル 13 および出口突起部チャンネル 19 のいずれかまたは両方は、それらのそれぞれの入口突起部 12 または出口突起部 18 の先端部の近くにカーブを有することが可能である。いくつかの実施形態では、入口突起部チャンネル 18 は、有利には、チャンバー 17 の周辺から離れるように入口部 16 a を位置決めすることによって、入口部 16 a の近くに形成された可能性のある任意のバブルを、入口部 16 a がかき乱すことを抑制することが可能である。入口突起部 12 がいない場合には、入口部 16 a は、たとえば、チャンバーの周辺から離れるように（たとえば、出口突起部チャンネル 19 の開口部 16 c に向けて）バブルを押し出すことによって、大きいバブルをより小さいバブルへと分割することによって、および、チャンバー 17 を通してバブルを分散させることなどによって、その他の方法でバブルをかき乱す傾向があり得る。

【0076】

図 7 A ~ 図 7 H は、45 度のインクリメントで、いくつかの実施形態による、流体フロー

の間のバブルをトラップするバブルトラップ 15 (たとえば、図 6 A' に示されているバブルトラップ 15) の簡略図を図示している。別段の注記がない限り、図 7 A ~ 図 7 H の中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じであるかまたは概して同様のコンポーネントを表している。それぞれの図 7 A ~ 図 7 H は、入口部 16 a、チャンバー 17、出口突起部 18、出口突起部チャンネル 19、および出口部 16 b を図示している。また、より多くのまたはより少ない特徴が認識される。流体フローの方向は、矢印によって示されており、空気バブルは、小さい円形によって表されている。これらの図のそれぞれの中のバブルトラップ 15 の空気トラップ容量が、たとえば、「C」のラベルを付されている点線の上方に存在するチャンバー 17 のエリアによって示されている。図 7 A ~ 図 7 H に示されているように、いくつかの実施形態では、ライン C の上方のエリアは、任意の所与の配向において、チャンバー 17 の合計流体容量の約 50 % を表すことが可能であり、有利には、図 7 A ~ 図 7 H の中のバブルトラップ 15 が全方向性であるだけでなく、実質的に均一に全方向性であるということを示している。バブルトラップ 15 は、いくつかの実施形態では、2 つ以上の異なる配向に対応する複数の異なるトラップ容量を有することが可能であるということが認識されることとなる。本明細書で開示されているいくつかの実施形態による全方向性のバブルトラップは、バブルトラップ 15 がすべての配向においてガスに関して最小容量を有しているということを意味しているということが理解されるべきである。いくつかの実施形態では、その最小は、約 0.5 cc、約 1 cc、約 2 cc、約 3 cc、またはそれ以上である。上記に説明されているように、トラップ容量は、チャンバー 17 のサイズおよび形状、出口突起部 18 および / もしくは入口突起部 12 (図示せず) の長さおよび配置、流体フローおよび重力に対するバブルトラップ 15 の配向、ならびに / または、流体フローのレートを含む、複数の要因に依存し得る。たとえば、いくつかの実施形態では、フローレートが閾値レートを超過して増加した場合には、トラップ容量は、ライン C の上方の空気をかき乱す可能性があるチャンバー 17 を通る乱流の結果として、減少する可能性がある。しかし、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、任意の配向において、任意の適切なフローレートに関してその最大容量をトラップするように構成され得る。たとえば、図 7 A ~ 図 7 H に示されているように、点線「C」の上方のエリアは、空気が出口突起部チャンネル 19 を通って、および、出口部 16 b を越えて流体ラインの中へ流れ始める前に、バブルトラップ 15 がトラップすることができる空気の最大量を概略的に表している。いくつかの実施形態では、チャンバー 17 が空気によって充填するにつれて、デッドスペースの量が等しく低減され得る。いくつかの実施形態では、センサーは、バブルチャンバー 15 の中の空気の量をモニタリングおよび / または決定し、また、バブルトラップ 15 がそのトラップ容量に接近しているときを (たとえば、聴覚的に、視覚的に、など) 示すように構成され得る。

#### 【0077】

図 8 A および図 8 B は、真空が印加された状態および真空が印加されていない状態のバブルトラップ 15 の 2 つの概略図である。図 8 A は、真空が印加された状態のバブルトラップの概略図であり、図 8 B は、流体によって充填された図 8 A のバブルトラップの概略図である。別段の注記がない限り、図 8 A および図 8 B の中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じであるかまたは概して同様のコンポーネントを表している。いくつかの実施形態では、供給源コンテナ 39 および / またはデスティネーションコンテナ 45 を流体によって充填する前に、ガスのバブルトラップ 15 (たとえば、流体移送モジュール 45) を有する流体ラインをパージすることが有利である可能性がある。パージの間に、真空圧力は、バブルトラップ 15 に印加され得る。パージの間にバブルトラップ 15 から除去され得る空気の量を最適化するために、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、リジッドのおよび / またはセミリジッドの外側ハウジングを含むことが可能であり、リジッドのおよび / またはセミリジッドの外側ハウジングは、真空がチャンバー 17 に印加されるときに、屈曲する (たとえば、収縮する、崩壊するなど) ように構成されている。このように、空気は、パージの間にチャンバー 17 から抜かれ得る (引き出されるとも称される)。これは、有利には、供給源コンテナ 39 から患者へ流体を送達すると

10

20

30

40

50

きに、および／または、デスティネーションコンテナ 44 を充填するときに、バブルトラップ 15 によってトラップされることを必要とする空気の量を低減させることが可能である。たとえば、真空がチャンバー 17 に印加されるときに、リジッドのおよび／またはセミリジッドの外側ハウジングは、真空が増加するにつれてチャンバー 17 のサイズが減少するので、形状を変化させ収縮するように構成され得る。いくつかの実施形態では、リジッドのおよび／またはセミリジッドの外側ハウジングは、真空の印加によって崩壊させられた後に、膨張した状態（たとえば、真空が印加された前のそのオリジナルの状態）に戻るよう構成され得る。いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 の形状復元メカニズムは、材料（たとえば、リジッドのおよび／またはセミリジッドの外側ハウジングの材料）の記憶、バブルトラップ 15 の中へのおよび／もしくはバブルトラップ 15 を通る流体のその後のフロー、ならびに／または、1 つもしくは複数の別々の形状復元構造に対応することが可能である。いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 全体は、真空が印加すると崩壊するように構成されているリジッドのおよび／またはセミリジッドの材料を含むことが可能である。いくつかの実施形態では、リジッドのおよび／またはセミリジッドの材料は、たとえば、ポリ塩化ビニル（PVC）を含むことが可能であるが、任意の適切な材料も認識される。いくつかの実施形態では、壁部は、真空の下で崩壊せず、印加される真空は、所望の量のガスをシステムから除去するのに十分である。

#### 【0078】

いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、任意の適切なポンプおよび／または流体移送デバイス（たとえば、流体移送デバイス 30、流体移送ユニット 200、および／または流体ポンプアセンブリ 224 など）と共に使用するために、流体ラインに取り付けられ得る。たとえば、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、コンピュータ化された歩行可能な薬物送達を提供するように構成されている注入ポンプを含む、歩行用注入ポンプと共に使用されるように、および／または、歩行用注入ポンプに流体接続されるように構成され得る。バブルトラップ 15 は、流体移送ポンプと共に使用することに関して本明細書で議論されているが、流体移送は、バブルトラップ 15 と共に使用される必要はないということが当業者によって理解されることとなる。たとえば、バブルトラップ 15 は、手でデスティネーションコンテナを手動で充填するために使用され得る。

#### 【0079】

いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、SMITHS MEDICAL（登録商標）によって製造されているCADD（登録商標）ポンプと共に使用され、および／または、それに流体接続されるように構成され得る。図 9A および図 9B は、カセットに接続されている流体移送モジュールとインラインになったバブルトラップ 15 の概略図である。図 9A は、リザーバーを備えたカセットに流体連通しているバブルトラップ 15 の概略図であり、図 9B は、いくつかの実施形態による、リザーバーなしのカセットに流体連通しているバブルトラップ 15 の概略図である。図 9C は、図 9A のカセットを医療用流体によって充填するための例示的な流体移送プロトコルである。別段の注記がない限り、図 9A ～ 図 9C の中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じであるかまたは概して同様のコンポーネントを表している。

#### 【0080】

図 9A に示されているように、ポンプ 22 は、リザーバー 25（たとえば、供給源コンテナ 39 および／またはデスティネーションコンテナ 44）を備えた除去可能に取り付けられたカセット 24、ならびに、空気検出センサー 26 を含むことが可能である。空気検出センサー 26 は、たとえば、リザーバー 25 から排出される流体ラインの中のガス（たとえば、空気）の存在を（たとえば、聴覚的におよび／または視覚的に）示すように構成され得る。いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、カセットの中のリザーバー 25 に接続されている流体ラインに接続され得る。図 9A では、バブルトラップ 15、カセット 24、および、それらの間の流体ラインは、流体移送モジュール（たとえば、流体移送モジュール 45）を含むことが可能であるが、より多くのまたはより少ないコンポーネントおよび／または特徴も認識される。たとえば、いくつかの実施形態では、オス型 - オ

10

20

30

40

50

ス型間の導管 28 の一方の端部は、バブルトラップ 15 の出力 16 b に取り付けられ得、オス型 - オス型間の導管 28 の他方の端部は、患者および / または流体デスティネーションコンテナ 44 に流体連通しているように構成され得る。オス型 - オス型間の導管 28 の一部分は、空気検出センサー 26 の中に位置決めされ得る。オス型 - オス型間の導管 28 は、たとえば、メス型 - メス型、メス型 - オス型、オス型 - メス型、および / またはオス型 - オス型を含む、任意のジェンダーコネクター組み合わせを有することが可能であるということが認識されることとなる。

#### 【0081】

上記に説明されているように、カセット 24 a と空気検出センサー 26 との間のバブルトラップ 15 の位置は、有利には、空気がバブルトラップ 15 の出口部 16 b 通ってオス型 - オス型間の導管 28 の中へ入ることを許容される前に、空気をトラップすることによって、空気検出アラーム（たとえば、インディケーション）の数を低減させることが可能である。結果として、バブルトラップ 15 の使用は、有利には、より少ない治療中断につながるということが可能であり、したがって、ポンプ 22 がより一貫したおよび連続的な治療を患者に提供することを可能にする。これは、空気塞栓症のリスクを低減させるバブルトラップ 15 の能力と組み合わせ、ポンプ 22 への患者の信頼を増加させることが可能である。空気をトラップすることによって、バブルトラップ 15 は、軽度の空気塞栓症を低減および / または排除することによって、患者の快適性を強化することが可能であり、軽度の空気塞栓症は、命に関わるものではないが、それにもかかわらず、痛みを伴うかまたは不快なものである可能性がある。また、バブルトラップ 15 は、深刻な空気塞栓症を防止することが可能であり、深刻な空気塞栓症は、潜在的に命に関わるものであり、または、そうでなければ、患者の中へ注入されることが防止されない場合には、医学的介入を必要とすることとなる。図 9 C を参照してより詳細に下記に説明されることとなるように、バブルトラップ 15、リザーバー 25、および、それらの間の流体ラインを含む、図 9 A の流体移送モジュール 45 は、所望の量の流体をリザーバー 25 に追加するように手動または自動的に複合され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、流体移送モジュール 45 は、流体移送デバイス（たとえば、流体移送デバイス 30、流体移送ユニット 200、および / または流体ポンプアセンブリ 224 など）に流体接続され得る。

#### 【0082】

図 9 B は、カセット 24 がリザーバー 25 を含まないという点を除いて、図 9 A と同様である。図 9 B の流体モジュール 45 は、代わりに、外部供給源コンテナ 39 および / またはデスティネーションコンテナ 44、たとえば、IV バッグなどを含み、IV バッグとバブルトラップ 15 との間の導管の一部分がカセット 24 の中に位置決めされている状態になっている。

#### 【0083】

図 9 C は、図 9 A のカセットを医療用流体によって充填するための例示的な流体移送プロトコルである。図 9 C に関連して図示および / または説明されているステップのそれぞれは、たとえば、シリンジを使用して実施され得、または、たとえば、全体的にもしくは部分的に、手動で（たとえば、人）もしくは自動的に（たとえば、ポンプ 22 のコンピュータプロセッサによって、および / もしくは、流体移送管理システム 74 の中にもしくはそれに関連付けられて位置決めされているコンピュータプロセッサによって）、制御もしくは作動させられ得る。この流体移送プロトコル 900 のいくつかの実施形態の利点は、リザーバー 25 が流体によって充填されるまでに、それがカセット 24 のリザーバー 25 からの空気の実質的にすべてを除去することが可能であるということである。充填プロセスの間のデスティネーションコンテナ 44（たとえば、カセット 24、リザーバー 25、コンテナ 44 など）の中の空気の最小化は、デスティネーションコンテナが充填されたときに上部からアクセスされるように構成されているときに、とりわけ有利である可能性がある。空気バブルがデスティネーションコンテナの上部へ上昇するので、それらは、コンテナから引き抜かれやすく、患者に向けて伝送されやすくなっている。バブルトラップ 15 は、上記に説明されているように、フローが患者に到達する前に、リザーバー 2

5 とインラインになったどこかに位置決めされることによって、リザーバー 25 の中に残っている残留空気を捕まえるように構成され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、この流体移送プロトコル 900 のいくつかの実施形態の利点は、リザーバー 25 が流体によって充填される前に、それがカセット 24 のリザーバー 25 からの空気の約 98% を除去することができるということである。バブルトラップ 15 は、上記に説明されているように、フローが患者に到達する前に、リザーバー 25 とインラインになったどこかに位置決めされることによって、リザーバー 25 の中に残っている残留空気の 2% を捕まえるように構成され得る。また、他のパーセンテージも認識される。本明細書の中のすべての実施形態と同様に、流体移送プロトコル 900 のステップの 1 つまたは複数は、単独で、1 つもしくは複数のグループで、または、図 9C に図示されているものおよび / もしくは本明細書で説明されているものとは異なる順序で、実施され得る。たとえば、いくつかの実施形態では、任意の他の流体移送システムのなかでも、図 1A に示されている流体移送デバイス 30、図 1B に図示されている流体移送システム 86、ならびに / または、図 2A<sub>i</sub> および図 2A<sub>i</sub><sub>i</sub> に示されている流体移送ユニット 200 (たとえば、たとえば、図 2C<sub>i</sub> および図 2C<sub>i</sub><sub>i</sub> に示されている) に取り付けられている流体移送モジュール 45 から空気を除去するために、それに続くステップが修正および / または並べ替えられ得る。同様に、いくつかの実施形態では、バブルトラップ 15 は、充填プロセスの間に使用され、デスティネーションコンテナの中の空気を制限することが可能であり、デスティネーションコンテナから患者への流体の投与の間に使用される必要はない。「の前に」、「の後に」、「始める」、「開始」、もしくは「終了」などのような時系列的な用語、または、任意の同様の用語は、単に例として提供されており、すべての実施形態において必要とされるわけではない。これらのステップのいずれも、本質的または不可欠のものではない。

#### 【0084】

流体移送プロトコル 900 は、開始ブロック 902 において始まる。プロトコル 900 は、ブロック 904 において、パッケージからカセット 24 を除去することによって継続する。いくつかの実施形態では、カセット 24 は、リザーバー 25 を含むことが可能である。ブロック 906 において、プロトコルは、バブルトラップ 15 (たとえば、全方向性のバブルトラップ) を、カセット 24、供給源コンテナ 39、および / またはデスティネーションコンテナ 44 に取り付けることによって継続する。ブロック 908 において、バブルトラップ 15 およびカセット 24 は、自動または手動コンパウンダー (または、その両方を行うことができるコンパウンダー) に流体接続されており、たとえば、流体移送デバイス (たとえば、カセット 24 に流体を手動で送達するように構成されている流体移送デバイス 30 またはシリンジ) などに流体接続されている。910 において、プロトコルは、コンパウンダーによってバブルトラップ 15 およびカセット 24 に真空を印加し、それぞれの内側の空気を除去し、供給源コンテナ (たとえば、供給源コンテナ 39 および / またはデスティネーションコンテナ 44) の中へそれを押し込むことによって継続する。いくつかの実施形態では、コンパウンダー (または、任意の適切な流体移送デバイス) は、バブルトラップ 15 および / またはカセット 24 の中に (たとえば、カセット 24 のリザーバー 25 の中に) 真空を発生させることができる。たとえば、いくつかの実施形態では、真空は、大気圧力の上方または下方にあることが可能である。上記に説明されているように、印加される真空は、たとえば、バブルトラップ 15 のチャンバー 17 を崩壊させることなどによって、バブルトラップ 15 の体積を低減させるのに十分であることが可能である。バブルトラップ 15 の可撓性の (たとえば、崩壊可能な) リジッドのおよび / またはセミリジッドの材料は、有利には、材料が可撓性のリジッドのおよび / またはセミリジッドの材料を含まなかった場合に、バブルトラップ 15 から同等の量のガスを除去するために必要とされることとなる真空に対して、より低い真空圧力において、ガスがバブルトラップ 15 から除去されることを可能にすることができる。ブロック 912 において、プロトコルは、コンパウンダーによって、カセット 24 のリザーバー 25 の中へ医療用流体を押し込むことによって継続する。いくつかの実施形態では、1 つまたは複数の流体は、コンパウンダーによって、リザーバー 25 の中へ押し込まれ得る。プロトコルのブロック

10

20

30

40

50

9 1 4 および 9 1 6 は、バブルトラップ 1 5 およびカセット 2 4 を流体移送デバイスから取り外し、次いで、それぞれ、バブルトラップ 1 5 およびカセット 2 4 をポンプ 2 2 に取り付けることによって継続する。ブロック 9 1 8 において、プロセスは、カセット 2 4 のリザーバー 2 5 の中の流体を、バブルトラップ 1 5 を越えて患者の中へポンプ送りすることによって終了する。しかし、いくつかの実施形態では、プロセスは、バブルトラップ 1 5 を越えて供給源コンテナ 3 9 および / またはデスティネーションコンテナ 4 4 の中へ流体をポンプ送りすることによって終了することが可能であるということが理解されることとなる。そこから、いくつかの実施形態では、流体は、バブルトラップ 1 5 の使用なしに、供給源コンテナ 3 9 から患者へポンプ送りされ得る。同様に、いくつかの実施形態では、流体は、バブルトラップ 1 5 の使用なしに、デスティネーションコンテナ 4 4 から患者へポンプ送りされ得る。

10

#### 【 0 0 8 5 】

図 9 A および図 9 B に図示されているポンプ 2 2 などのような注入ポンプを引き続き参照すると、図 1 0 A および図 1 0 B は、カセット 2 4 が空気をトラップおよび / または除去するように修正され得る、概略図の例を図示している。これは、図 9 A および図 9 B とは対照的であり、図 9 A および図 9 B は、たとえば、バブルトラップ 1 5 の追加などによって、流体ラインが空気をトラップおよび / または除去するように修正され得る、概略図の例を図示している。たとえば、図 1 0 A は、バリア 1 0 1 と共に構成されているカセットの概略図である。別の例として、図 1 0 B は、ポート 1 0 4 によって空気をトラップおよび / または除去するように構成されているカセットの概略図である。さまざまな実施形態では、なかでも、たとえば、図 9 A、図 9 B、図 1 0 A、および / または図 1 0 B に示されている実施形態（たとえば、図 1 ~ 図 8 B および図 9 C を含む、本明細書で企図される開示）を含む、本明細書で説明されている特徴および / または実施形態のいずれかが組み合わせられ得るということが認識されることとなる。別段の注記がない限り、図 1 0 A および図 1 0 B の中の参照番号は、先行する図の中のコンポーネントと同じであるかまたは概して同様のコンポーネントを表している。

20

#### 【 0 0 8 6 】

図 1 0 A に示されているように、バリア 1 0 1 は、カセット 2 4 のリザーバー 2 5 に追加され、リザーバー 2 5 の中にパーティションを生成させることが可能である。いくつかの実施形態では、バリアは、たとえば、ヒートシールされたバリアであることが可能であるが、任意の適切なバリアも認識される。いくつかの実施形態では、リザーバー 2 5 は、1 つまたは複数のバリアを含むことが可能である。バリア 1 0 1 は、有利には、リザーバー 2 5 の出口部から間隔を離して配置されているバブル収集領域 1 0 2（サブリザーバーまたはサブチャンバーとも称される）、および、出口部領域 1 0 3（出口部チャンバーとも称される）を生成させることが可能である。バリア 1 0 1 は、リザーバー 2 5 に関して特定の形状およびサイズを有するものとして、図 1 0 A に図示されているが、バリア 1 0 1 は、バブル収集領域 1 0 2 を生成させることができる任意の形状またはサイズを含むことが可能であるということが当業者によって理解されることとなる。いくつかの実施形態では、バリア 1 0 1 は、リザーバー 2 5 の中の空気のいくらかまたはすべてをバブル収集領域 1 0 2 の中にトラップすることによって、それがリザーバー 2 5 からポンプ送りされることを防止することが可能である。

30

40

#### 【 0 0 8 7 】

いくつかの実施形態では、出口部領域 1 0 3 は、リザーバー 2 5 の底部部分に位置付けされ得る。空気バブルはリザーバー 2 5 の上部へ上昇するので、底部部分の上の出口部領域 1 0 3 の場所は、出口部領域 1 0 3 および 1 つまたは複数のコネクタ 1 0 5、1 0 6 を通過させられる空気バブルの量を低減させることが可能である。結果として、出口部領域 1 0 3 の場所は、有利には、空気検出アラームの数を低減させることが可能であり、より少ない治療中断につながるということが可能であり、したがって、ポンプ 2 2 がより一貫したおよび連続的な治療を患者に提供することが可能である。これは、空気塞栓症のリスクを低減させるバブルトラップ 1 5 の能力と組み合わせ、ポンプ 2 2 への患者の信頼を増加さ

50

せることが可能である。

【 0 0 8 8 】

図 1 0 B に図示されているように、ポート 1 0 4 は、たとえば、アダプターであることが可能であり、アダプターは、流体移送デバイス（たとえば、流体移送デバイス 3 0、シリンジなど）に取り付けるように構成されており、流体移送デバイスは、リザーバー 2 5 が流体によって充填される前に、リザーバー 2 5 に真空を印加するように構成されている。いくつかの実施形態では、ポート 1 0 4 は、ポンプ 2 2 が流体によってリザーバー 2 5 を充填した後に、リザーバー 2 5 の中に存在する空気バブルを除去するように構成され得る。ポート 1 0 4 は、図 1 0 B に示されているように、リザーバー 2 5 の上部部分に位置付けされており、リザーバー 2 5 の上部へ上昇する空気バブルの除去を促進させることが可能である。上記に説明されているように、これは、有利には、リザーバー 2 5 の中の空気の量を低減させることが可能であり、それによって、空気塞栓症を患者に与える可能性を低減させることが可能である。また、それは、有利には、空気検出センサー 2 6 がラインの中の空気の存在を示す頻度を低減させることが可能である。いくつかの実施形態では、ポート 1 0 4 は、ガスがリザーバー 2 5 から抜かれることを可能にすることができ、ならびに / または、必要とされるときにリザーバー 2 5 の中への薬物の注入および / もしくは挿入を可能にすることができる。図 1 0 A ~ 図 1 0 B に図示されているように、いくつかの実施形態では、カセットは、1 つまたは複数のコネクター 1 0 5、1 0 6 に流体連通していることが可能である。コネクター 1 0 5、1 0 6 は、1 つまたは複数のルアーコネクター、たとえば、ルアーフィッティングを有するメス型またはオス型の医療用コネクターを含むことが可能である。

10

20

【 0 0 8 9 】

本出願において説明されている任意のシステム、方法、およびデバイスは、その後の段落において説明されている特徴および組み合わせを含む、本明細書で説明されている他の特徴および組み合わせのなかでも、この段落および他の段落において説明されている先行する特徴の任意の組み合わせを含むことが可能である。

【 0 0 9 0 】

本発明は、特定の実施形態および例の文脈において開示されてきたが、本発明は、具体的に開示されている実施形態を超えて、他の代替的な実施形態まで、ならびに / または、本発明の使用、および、自明の修正例およびその均等物まで及ぶということが当業者によって理解されることとなる。それに加えて、本発明のいくつかの変形例が詳細に示されて説明されてきたが、本発明の範囲内にある他の修正例が、この開示に基づいて当業者に容易に明らかになることとなる。また、実施形態の特定の特徴および態様のさまざまな組み合わせまたはサブコンビネーションが行われ得、依然として本発明の範囲内に入ることが企図される。開示されている実施形態のさまざまな特徴および態様は、開示されている発明のさまざまなモードを形成するために、互いに組み合わせられ、または、互いに置き換えられ得るということが理解されるべきである。したがって、本明細書に開示されている本発明の範囲は、上記に説明されている特定の開示されている実施形態によって限定されるべきではなく、以下に続く特許請求の範囲を公正に読むことによってのみ決定されるべきであるということが意図されている。そのうえ、「最大で」、「少なくとも」、「よりも多い」、「よりも少ない」、「の間」などのような語句は、記載されている数を含む。本明細書で使用されているような「おおよそ」、「約」、「および「実質的に」などのような用語が先行している数は、記載されている数（たとえば、約 1 0 % = 1 0 %）を含み、また、依然として所望の機能を果たしたまたは所望の結果を実現する、記述されている量の近くの量も表している。たとえば、「おおよそ」、「約」、「および「実質的に」という用語は、記述されている量の 1 0 % よりも少ない範囲内、5 % よりも少ない範囲内、1 % よりも少ない範囲内、0 . 1 % よりも少ない範囲内、および、0 . 0 1 % よりも少ない範囲内の量を表すことが可能である。

30

40

【 符号の説明 】

【 0 0 9 1 】

50



1 2	入口突起部	
1 3	入口突起部チャネル	
1 4 a	入口部導管	
1 4 b	出口部導管	
1 5	バブルトラップ	
1 6 a	入口部	
1 6 b	出口部	
1 6 c	開口部	
1 7	チャンバー	
1 8	出口突起部	10
1 9	出口突起部チャネル	
2 0 a	入口部ルアーコネクタ、オス型ルアーコネクタ	
2 0 b	出口部ルアーコネクタ、メス型ルアーコネクタ	
2 2	ポンプ	
2 4	カセット	
2 4 a	カセット	
2 5	リザーバー	
2 6	空気検出センサー	
2 8	導管	
3 0	流体移送デバイス	20
3 1	流体移送モジュール	
3 2	入口流体コネクタ	
3 3	ドライビングインターフェース	
3 6	電気機械式コントローラ	
3 8	中間流体コネクタ	
3 9	供給源コンテナ	
4 0	中間コンテナまたはポンピング領域	
4 2	出口流体コネクタ	
4 1	多方向フロー制御弁	
4 4	デスティネーションコンテナ	30
4 5	流体移送モジュール	
7 0	患者、患者および／もしくは薬物情報記憶デバイスまたはネットワーク	
7 2	電子通信リンク	
7 4	流体移送管理システム	
7 6	電子通信デバイス	
7 8	ユーザーインターフェース	
8 0	有線コネクタ	
8 4	メモリー	
8 6	流体移送システム	
1 0 1	バリア	40
1 0 2	バブル収集領域	
1 0 3	出口部領域	
1 0 4	ポート	
1 0 5	コネクタ	
1 0 6	コネクタ	
2 0 0	電気機械式システム	
2 0 2	ハウジング	
2 0 4	ボールスタンド	
2 0 8	運搬用ハンドル	
2 1 0	取り付け領域	50

- 2 1 2    ドライバー
- 2 1 4    センサーデバイス
- 2 1 5    センサー
- 2 1 6    インジケーター
- 2 1 8    受容部
- 2 2 0    突出したホルダー
- 2 2 2    可動プラットフォーム
- 2 2 3    ベースサポート
- 2 2 3 a   ベースサポート領域
- 2 2 4    流体ポンプアセンブリ
- 2 2 5    センサー
- 2 2 6    入口流体コネクタ
- 2 2 6 a   オス型流体コネクタ、Chemolock（登録商標）コネクタ
- 2 2 8    回転可能なアクチュエーター
- 2 3 0    ストップコック
- 2 3 2    導管
- 2 3 4    出口流体コネクタ
- 2 3 4 a   オス型流体コネクタ、Chemolock（登録商標）コネクタ
- 2 3 8    導管
- 2 4 0    シリンジポンプ
- 2 4 2    サポートアーム
- 2 4 4    I V バッグ
- 2 4 5    ストップコックハンドル
- 2 4 6    作動ステム
- 2 4 8    バイアルアダプター
- 2 5 0    供給源アダプター
- 2 5 2    導管またはホース
- 2 5 4    バグスパイク
- 2 5 5    シュラウド
- 2 5 6    ユーザー入力
- 2 8 0    トレイ

10

20

30

【図面】

【図 1 A】

【図 1 B】

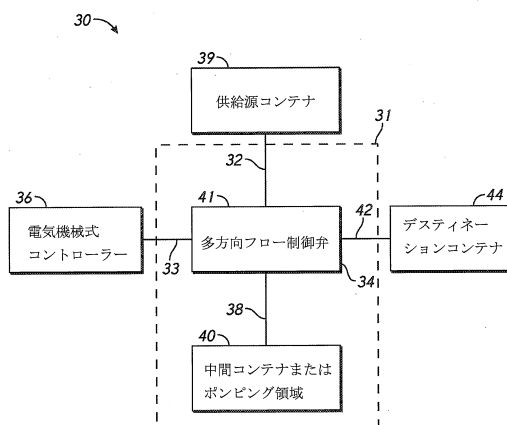


FIG. 1A

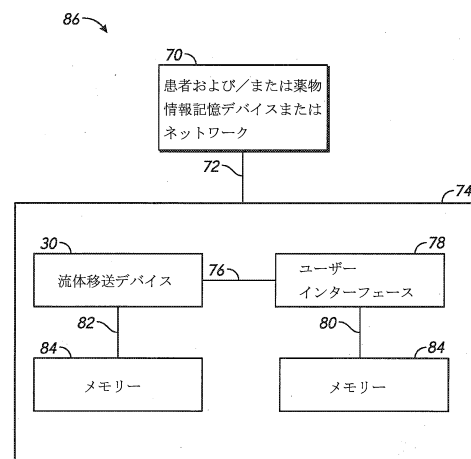


FIG. 1B

40

50

【図 2 A i】

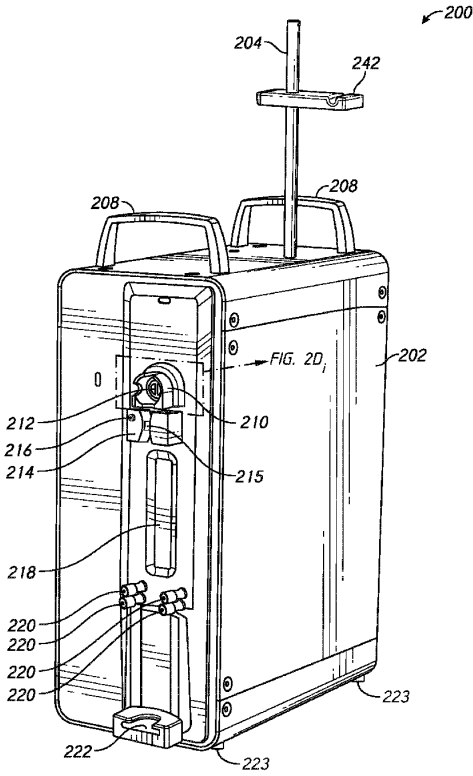


FIG. 2A<sub>i</sub>

【図 2 A ii】

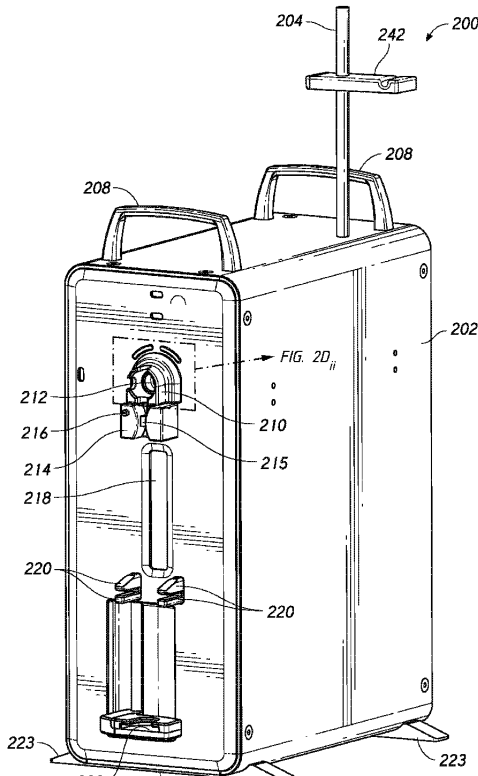


FIG. 2A<sub>ii</sub>

【図 2 B i】

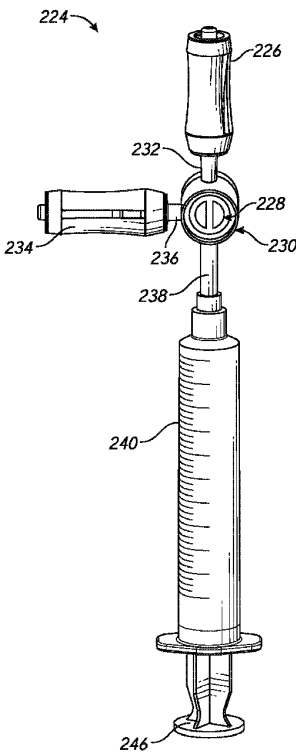


FIG. 2B<sub>i</sub>

【図 2 B ii】

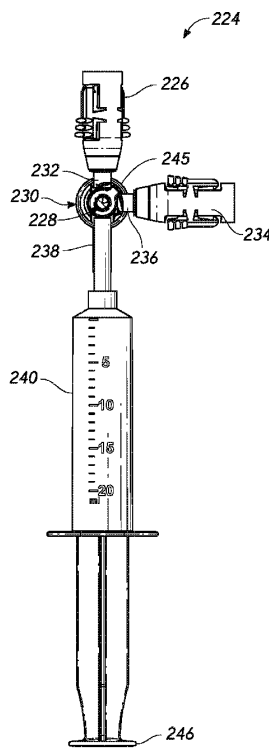


FIG. 2B<sub>ii</sub>

10

20

30

40

50

【図 2 C i】

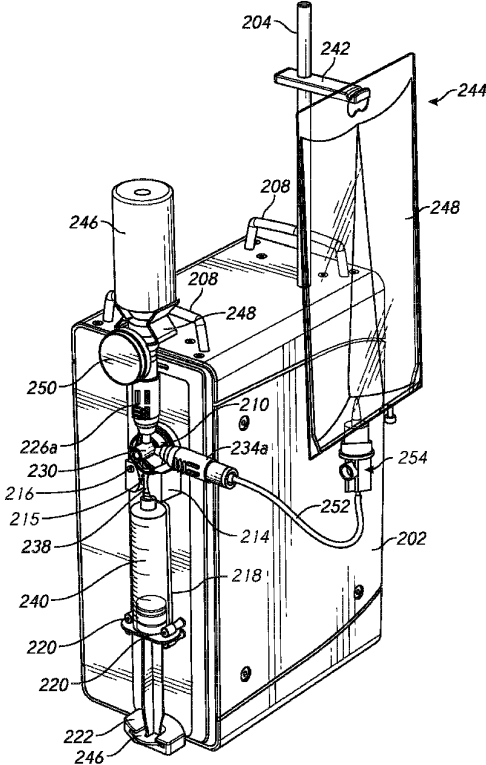


FIG. 2C<sub>i</sub>

【図 2 C i i】

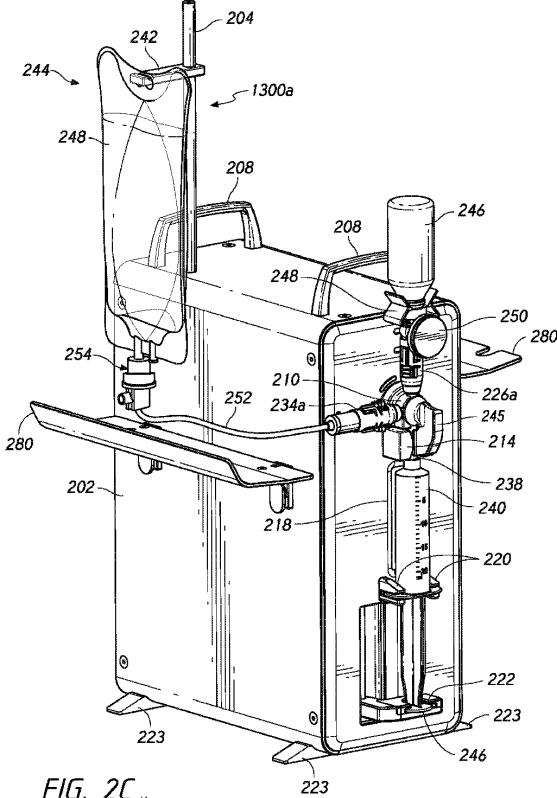


FIG. 2C<sub>ii</sub>

【図 2 D i】

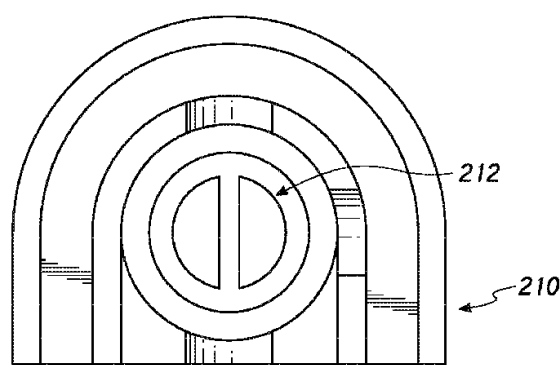


FIG. 2D<sub>i</sub>

【図 2 D i i】

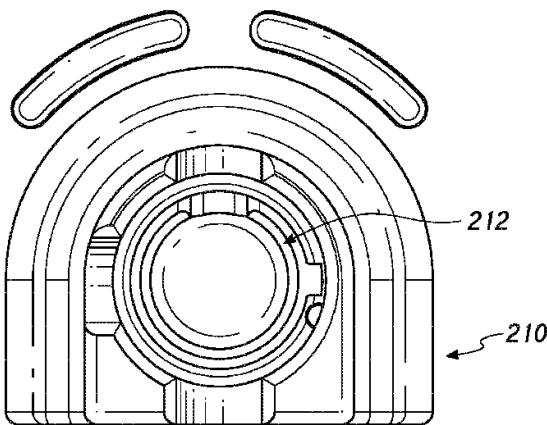


FIG. 2D<sub>ii</sub>

10

20

30

40

50

【図 2 E i i】

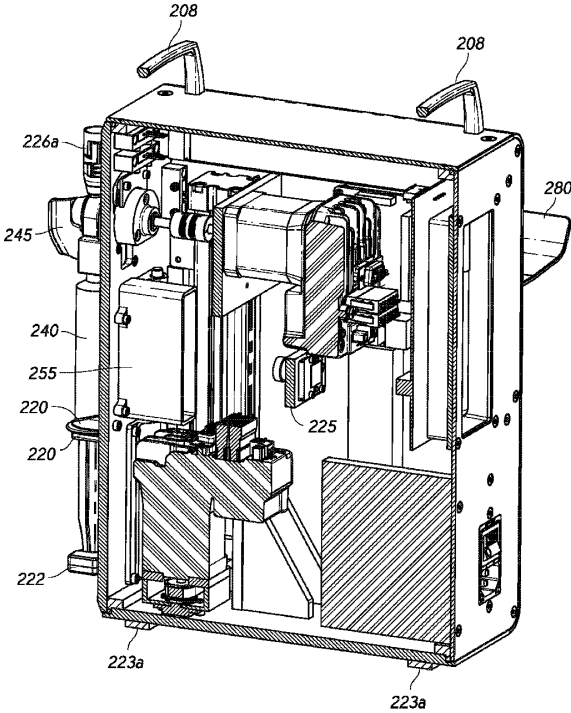


FIG. 2E ii

【図 3】

FIG. 3 shows a user interface screen with a header bar 256. The screen is divided into sections for Pharmacist, John Tag, and Scan or Enter Order. The Pharmacist section includes fields for NDC (2), Lot Number (1), Lot Exp Date (02/08/2015), and a Verified checkbox. The John Tag section includes fields for Order Number (2), Drug Name (doconexent and icosapent), Volume (18), Lot Exp Date (28/2015), Prepared Date (28/2015), Prepared Time (1:00pm), and a Verified By field with a QR code. The Scan or Enter Order section includes fields for Order Number (2), Drug Name (le. doconexent and icosapent), and Volume (18mL). Navigation buttons for Admin, New Order, Logout, and Repeat? are also present.

FIG. 3

78

【図 4】

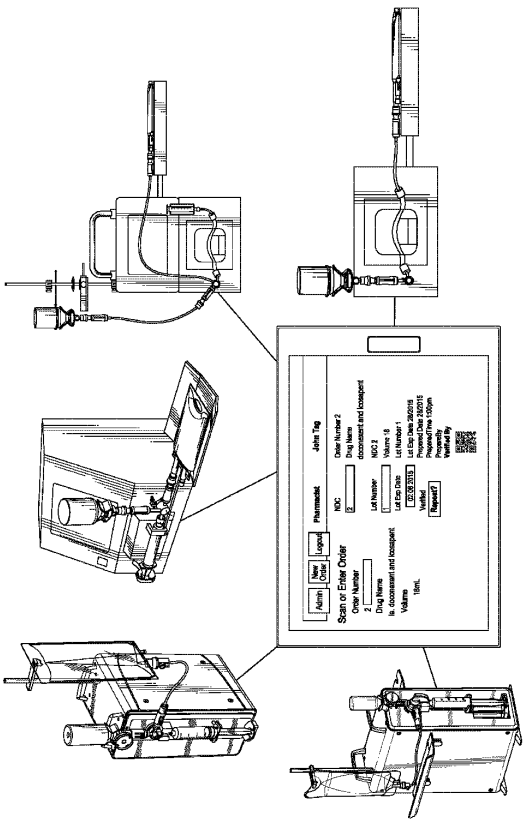


FIG. 4

【図 5 A】

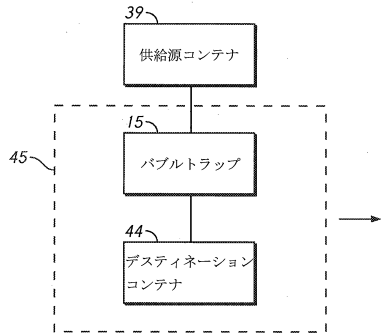


FIG. 5A

10

20

30

40

50

【図 5 B】

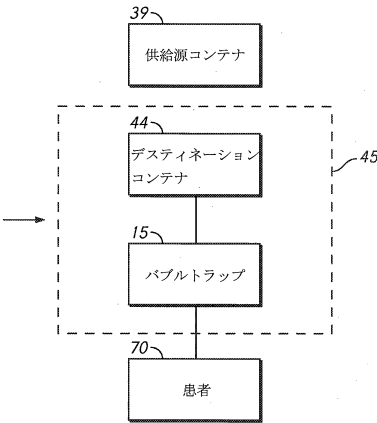


FIG. 5B

【図 5 C】

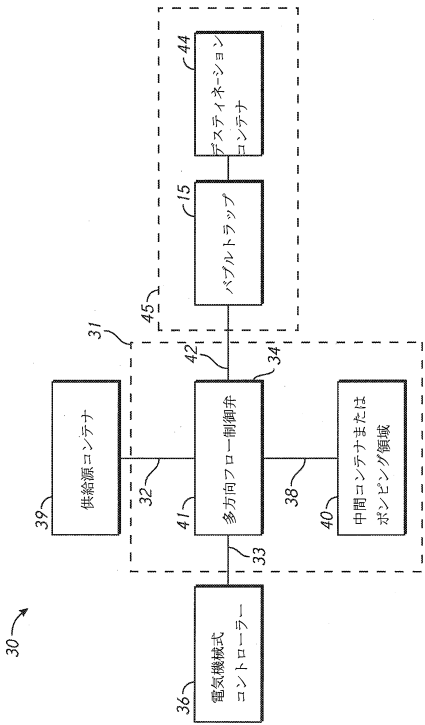


FIG. 5C

【図 6 A】

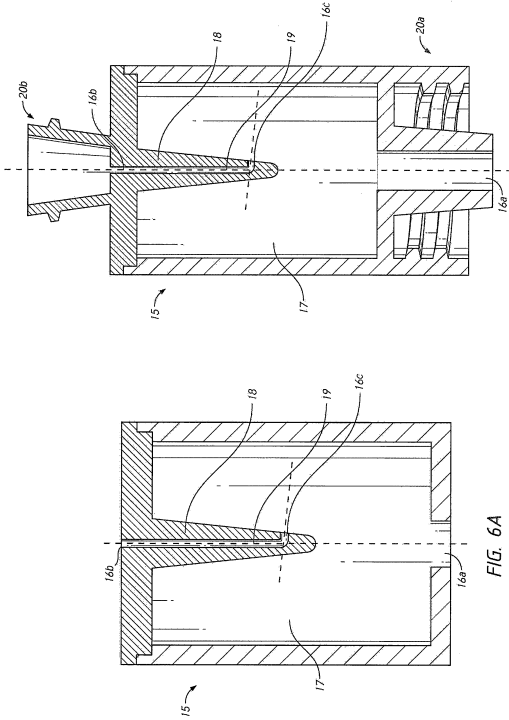


FIG. 6A'

FIG. 6A

【図 6 B】

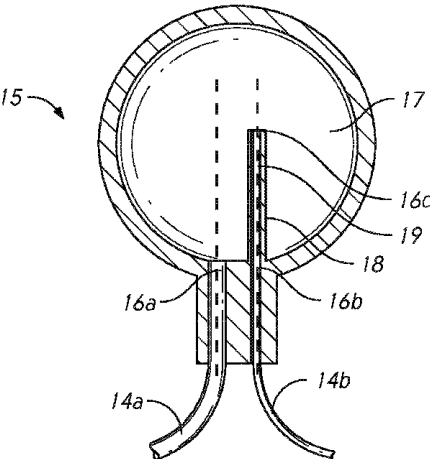


FIG. 6B

【図 6 C】

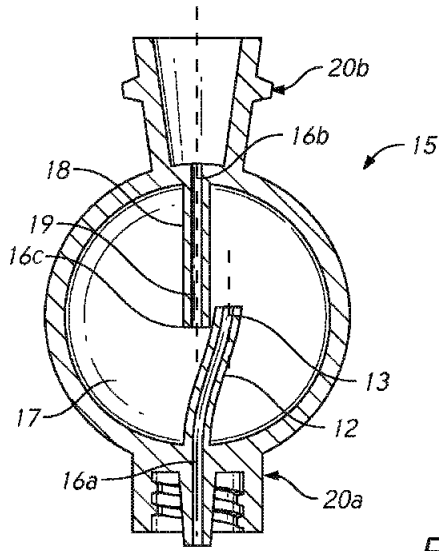


FIG. 6C

【図 7 A】

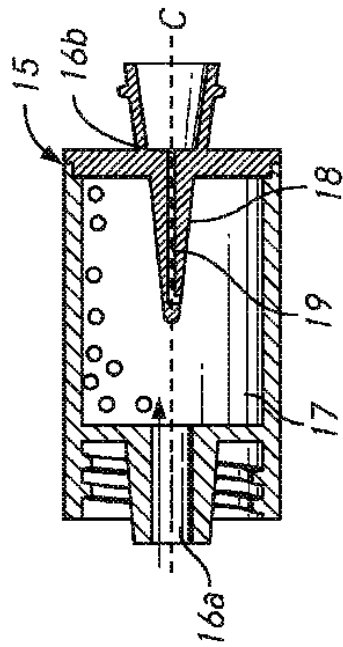


FIG. 7A

【図 7 B】

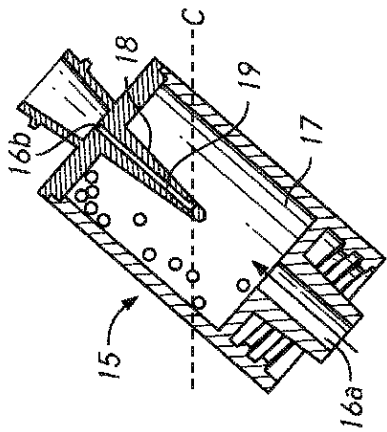


FIG. 7B

【図 7 C】

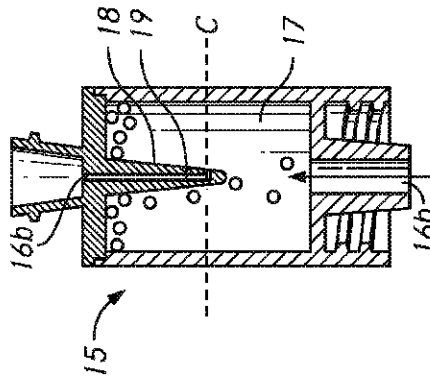


FIG. 7C

10

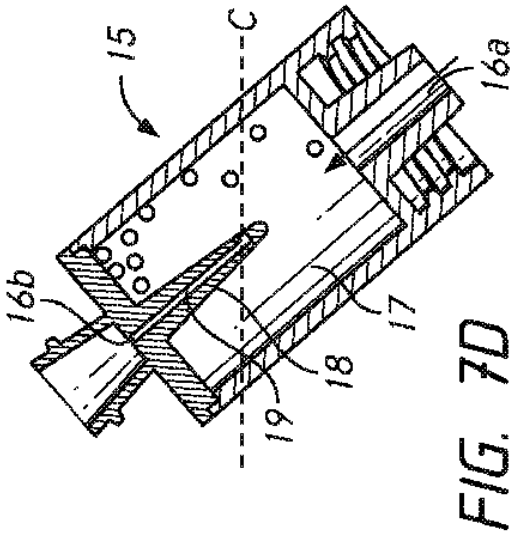
20

30

40

50

【図 7 D】



【図 7 E】

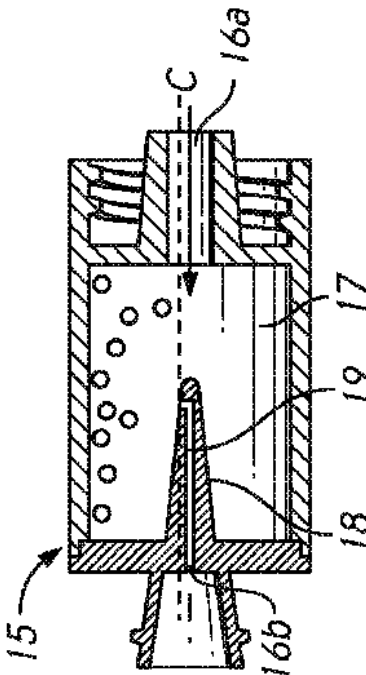
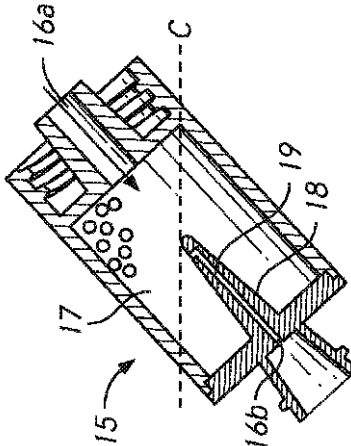


FIG. 7E

【図 7 F】



【図 7 G】

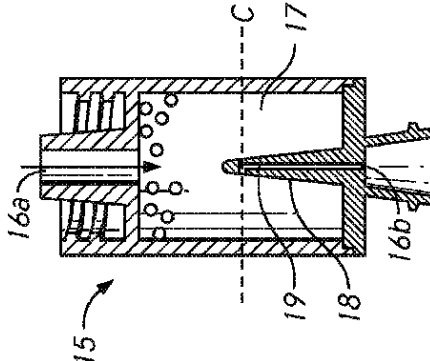


FIG. 7G

10

20

30

40

50



【図 7 H】

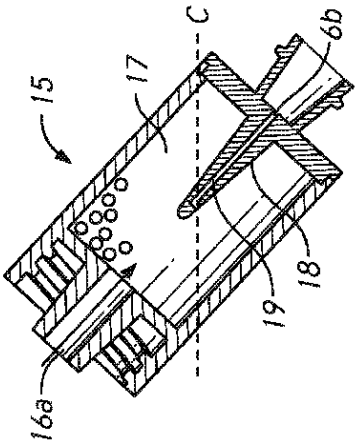


FIG. 7H

【図 8 A - 8 B】

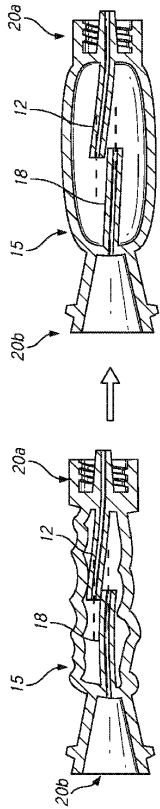


FIG. 8B

FIG. 8A

【図 9 A】

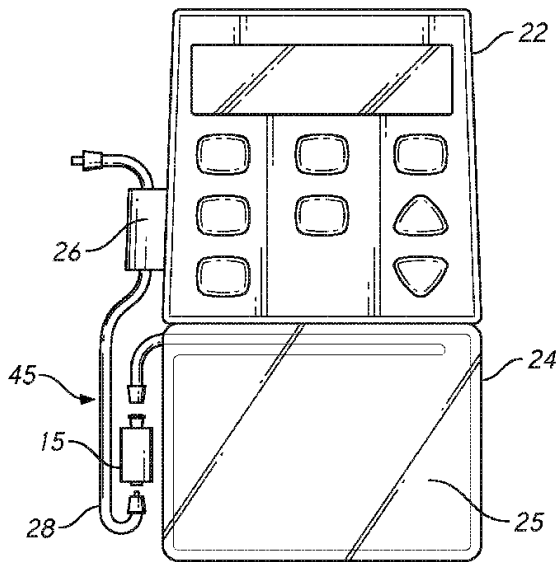


FIG. 9A

【図 9 B】

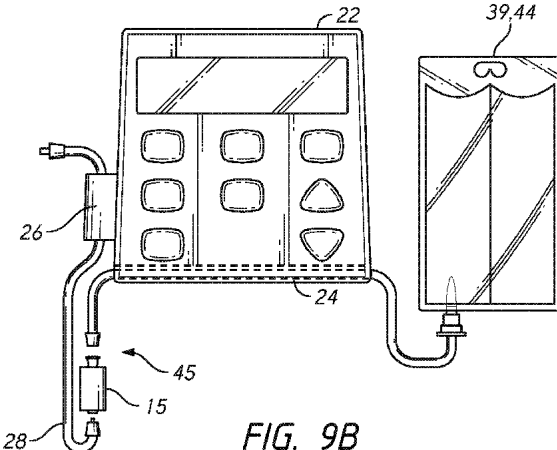


FIG. 9B

10

20

30

40

50

【図 9 C】

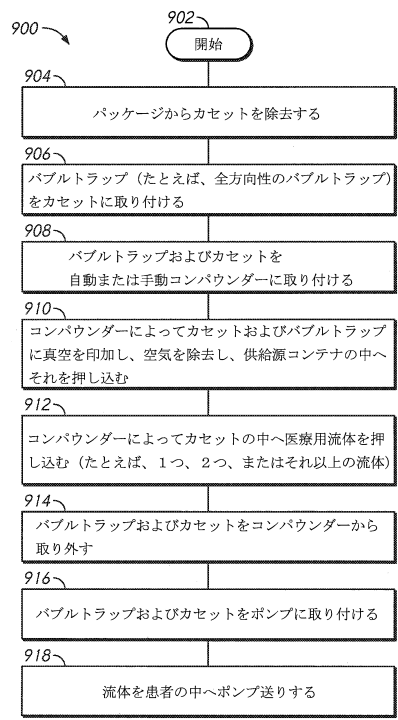


FIG. 9C

【図 1 0 A】

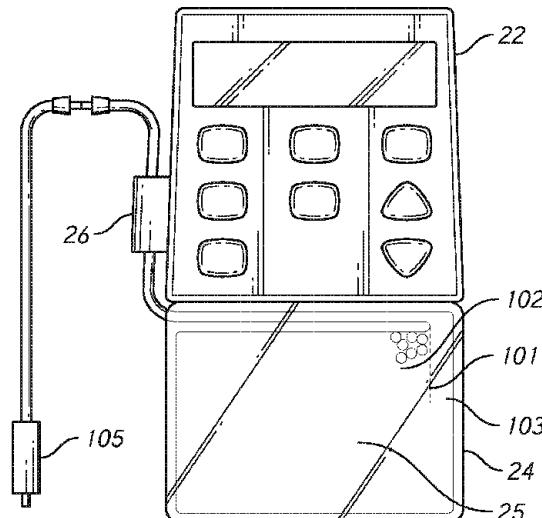


FIG. 10A

【図 1 0 B】

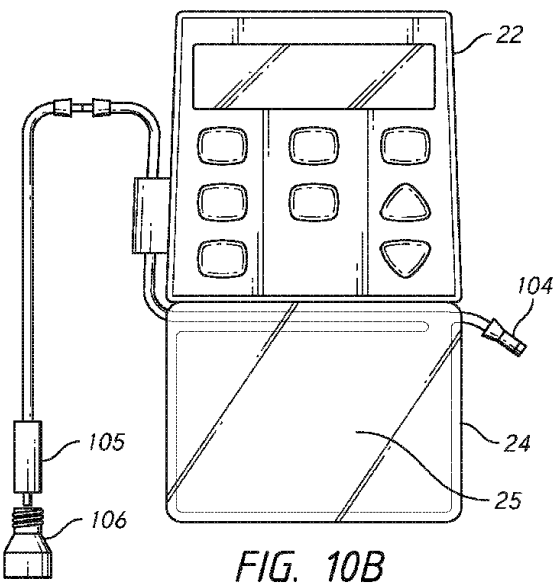


FIG. 10B

10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

ネサー・９５１

(72)発明者 ジェイ・ハチエイ

アメリカ合衆国・カリフォルニア・９２６７３・サン・クレメンテ・カレ・アマネサー・９５１

審査官 竹下 晋司

(56)参考文献 米国特許第０５８３０１８５（ＵＳ，Ａ）

国際公開第９９／０１９０１２（ＷＯ，Ａ１）

国際公開第２０１５／１２２９２１（ＷＯ，Ａ１）

特表２００４－５０５７３２（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野 (Int.Cl.，ＤＢ名)

Ａ６１Ｍ ５／３６