

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6175063号
(P6175063)

(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)

(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)

(51) Int.CI.

F 1

A61M 5/145 (2006.01)

A 61 M 5/145 506

A61M 5/168 (2006.01)

A 61 M 5/145 510

A 61 M 5/168 510

請求項の数 17 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2014-521634 (P2014-521634)
 (86) (22) 出願日 平成24年6月26日 (2012.6.26)
 (65) 公表番号 特表2014-525788 (P2014-525788A)
 (43) 公表日 平成26年10月2日 (2014.10.2)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2012/044163
 (87) 國際公開番号 WO2013/012526
 (87) 國際公開日 平成25年1月24日 (2013.1.24)
 審査請求日 平成27年6月23日 (2015.6.23)
 (31) 優先権主張番号 61/508,734
 (32) 優先日 平成23年7月18日 (2011.7.18)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 515168385
 リーベルーフラーシャイム カンパニー
 エルエルシー
 アメリカ合衆国 ミズーリ 63042,
 ヘイゼルウッド, マクドネル ブール
 バード 675
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塙 竹志
 (72) 発明者 ギブソン, チャド エム.
 アメリカ合衆国 オハイオ 43081,
 ウエスタービル, スモーク バード
 ライブ 1279

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】容量感知を有する注入システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

注入システムであって、
 パワー・ヘッドと注射器筐体とを備える注入デバイスであって、前記注射器筐体は、前記パワー・ヘッドから離れる方向に延在している架台を備える、注入デバイスと、
 前記注入デバイスに取り付けられた注射器であって、前記注射器筐体は、前記パワー・ヘッドと前記注射器との間に界面を提供し、前記注入デバイスは、前記注射器から流体を放出するように動作可能であり、前記注射器は、注射筒を備え、前記注射筒は、注射筒縦軸に沿って注射筒長さを有し、前記注射器筐体の前記架台は、前記注射筒に沿って延在しており、前記注射器は、前記架台の上方を延在している、注射器と、

前記注射筒に沿って配置された容量流体検出器であって、前記容量流体検出器は、前記注射器筐体の前記架台が前記容量流体検出器と前記注射器との間に配置されるように、前記注射器筐体の前記架台内に封入され、前記容量流体検出器は、複数の第1のコンデンサを備え、前記複数の第1のコンデンサは、前記注射筒長さに沿って連続的に配列され、前記複数の第1のコンデンサの各々は、前記注射筒縦軸に沿った異なる位置に配置されている、容量流体検出器と、

前記注射筒と同一の広がりをもつ注射筒ゾーンであって、前記注射筒ゾーンは、前記注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを備え、前記注射筒ゾーンは、前記注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を備えている、注射筒ゾーンと、

前記複数の第1のコンデンサの各々からの出力に少なくとも部分的に基づいて、前記注

10

20

射筒ゾーン内の流体のレベルを決定するように動作可能である流体レベル決定論理と
を備え、

前記流体レベル決定論理は、前記複数の第1のコンデンサの各々からの出力が第1のコンデンサレベルまたは第2のコンデンサレベルのいずれであるかを決定し、前記第1のコンデンサレベルは、前記流体の存在に関連付けられており、前記第2のコンデンサレベルは、前記流体の不存在に関連付けられており、

前記流体レベル決定論理は、前記第1のコンデンサレベルまたは前記第2のコンデンサレベルのいずれかである前記複数の第1のコンデンサの各々からの出力の決定を用いて、前記注射器内の前記流体の推定体積を計算する、注入システム。

【請求項2】

10

前記容量流体検出器の出力は、前記注射器内の前記流体の体積についての情報を提供する、請求項1に記載の注入システム。

【請求項3】

前記注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された前記複数の第1のコンデンサは、少なくとも8個の個々の前記第1のコンデンサを備えている、請求項1および2のいずれかに記載の注入システム。

【請求項4】

前記複数の第1のコンデンサの各々は、一対の電極を備え、各対の電極の各電極は、前記各電極が前記電極に垂直な対応するベクトルを有し、かつ、前記各電極が前記電極に交差するように配列されており、前記各電極のベクトルは、前記電極のうちの他のいずれの電極とも交差しない、請求項1～3のいずれかに記載の注入システム。

20

【請求項5】

前記対の電極の各々は、2つの実質的に同一平面上の電極を備えている、請求項4に記載の注入システム。

【請求項6】

前記複数の第1のコンデンサの各々は、集積回路に相互接続され、前記複数の第1のコンデンサの各々について、前記集積回路は、バイモーダル出力を生じるように動作可能であり、前記バイモーダル出力の第1のモードは、前記流体の存在に応答し、前記バイモーダル出力の第2のモードは、前記流体がないことに応答する、請求項1～5のいずれかに記載の注入システム。

30

【請求項7】

前記複数の第1のコンデンサの各々は、前記第1のコンデンサの電界内の流体の量に応答して変化するアナログ出力を生じるように動作可能である、請求項1～6のいずれかに記載の注入システム。

【請求項8】

前記注射筒長さに沿って連続的に配列されている複数のコンデンサグループをさらに備え、前記複数のコンデンサグループの各々は、前記注射筒縦軸に沿った異なる位置に配置され、前記複数のコンデンサグループの各々は、前記注射筒縦軸に沿った共通位置に配置されている複数のコンデンサを備え、各々の前記コンデンサグループは、前記複数の第1のコンデンサの前記第1のコンデンサのうちの1つを含む、請求項1～7のいずれかに記載の注入システム。

40

【請求項9】

前記複数のコンデンサの各コンデンサは、前記注射器の輪郭に従うように成形されている支持体上に取り付けられている、請求項8に記載の注入システム。

【請求項10】

前記容量流体検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能であるユーザ入力決定論理をさらに備えている、請求項1～9のいずれかに記載の注入システム。

【請求項11】

容量ユーザ入力検出器をさらに備え、前記容量ユーザ入力検出器の電界は、前記注射筒

50

ゾーンに沿って延在している第1の領域内において前記注射筒ゾーンに浸透する、請求項1～9のいずれかに記載の注入システム。

【請求項12】

前記容量ユーザ入力検出器の電界は、前記注射筒ゾーンに沿って延在している第2の領域内において前記注射筒ゾーンに浸透し、前記第1の領域は、前記注射筒ゾーン縦軸の第1の側に配置されており、かつ、前記注射筒ゾーンの外側に配置されており、前記第2の領域は、前記注射筒ゾーン縦軸の第2の側に配置されており、かつ、前記注射筒ゾーンの外側に配置されている、請求項11に記載の注入システム。

【請求項13】

前記容量ユーザ入力検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能であるユーザ入力決定論理をさらに備えている、請求項11～12のいずれかに記載の注入システム。 10

【請求項14】

前記注入システムは、前記注射筒ゾーンに隣接するユーザの指の存在を検出するように動作可能である、請求項1～13のいずれかに記載の注入システム。

【請求項15】

前記注入システムは、前記注射筒ゾーンに隣接するユーザの指の移動を検出するように動作可能である、請求項1～14のいずれかに記載の注入システム。

【請求項16】

前記注射器筐体は、前記パワーヘッド上に設置されている面板を備え、前記架台は、前記面板から離れる方向に延在している、請求項1～15のいずれかに記載の注入システム。 20

【請求項17】

前記容量流体検出器は、プリント回路基板（PCB）を備え、前記複数のコンデンサは、前記PCB上に配置されており、前記PCBおよび前記複数のコンデンサは、前記注射器筐体内に密閉されている、請求項1～16のいずれかに記載の注入システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

（関連出願の引用）

本特許出願は、米国仮特許出願第61/508,734号（2011年7月18日出願、名称「INJECTION SYSTEM WITH CAPITIVE SENSING」）を基礎とする優先権を主張する。その全体が参照により本明細書に引用される。

【0002】

（発明の分野）

本発明は、概して、注入システムに関し、より具体的には、注入システムによって使用される注射器内の流体を検出することに関する。

【背景技術】

【0003】

種々の医療手技は、1つ以上の医用流体が、患者に注入されることを要求する。例えば、医療撮像手技は、しばしば、可能性として、生理食塩水および／または他の流体とともに、患者への造影剤の注入を伴う。他の医療処置は、治療目的のために1つ以上の流体を患者に注入することを伴う。このような種類の用途に自動注入器が使用され得る。

【0004】

自動注入器は、概して、一般的にパワーヘッドと称されるものを含む。1つ以上の注射器が、種々の様式で（例えば、取り外し可能に、背面装填、正面装填、側面装填）、パワーヘッドに取り付けられ得る。各注射器は、典型的には、注射器プランジャ、ピストン等として特徴付けられ得るものと含む。各そのような注射器プランジャは、注射器プランジャ駆動体の動作が、注射筒の内側で、およびそれに対して、関連付けられた注射器プラン

40

50

ジャを軸方向に前進させるように、パワー・ヘッドに組み込まれる適切な注射器・プランジャー駆動体と界面接合（例えば、接触および／または一時的に相互接続）するように設計される。1つの典型的な注射器・プランジャー駆動体は、ネジ山付き送りネジまたは駆動ネジ上に取り付けられるラムの形態である。ある回転方向における駆動ネジの回転が、関連付けられたラムをある軸方向に前進させる一方で、反対の回転方向における駆動ネジの回転は、関連付けられたラムを反対の軸方向に前進させる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1から第4の側面は各々、注入システムによって具現化される。注入システムは、注入デバイスと、注射筒ゾーンとを含む。注入システムはさらに、容量流体検出器を備えている。注入デバイスは、注射器の注射筒が注射筒ゾーンと同一の広がりをもつよう、注射器を保持するように動作可能である。注射筒ゾーンはさらに、注射器が注入デバイスによって保持された場合、注射器の注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを含む。注射筒ゾーンはさらに、注射器が注入デバイスによって保持された場合、注射器の注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を含む。

10

【0006】

第1の側面の場合、容量流体検出器が、注入デバイス内に配置される。容量流体検出器の電界が、注射筒ゾーン縦軸に沿った少なくとも第1の位置および第2の位置で注射筒ゾーンに浸透する。第1の位置は、注射筒ゾーン長さの少なくとも半分に等しい第1の距離によって、第2の位置から分離される。

20

【0007】

第2の側面の場合、容量流体検出器が、注入デバイス内に配置され、容量流体検出器の電界が、注射筒ゾーン縦軸に沿った少なくとも第1の位置および第2の位置で注射筒ゾーンに浸透する。第1の位置は、注射筒ゾーン長さの少なくとも半分に等しい第1の距離によって、第2の位置から分離される。第2の側面では、容量流体検出器は、第1のコンデンサを含む。第1のコンデンサは、第1の細長い電極と、第2の細長い電極とを含む。第1のコンデンサの電界が、少なくとも第1の位置および第2の位置で注射筒ゾーンに浸透する。

【0008】

30

第3の側面の場合、容量流体検出器が、注入デバイス内に配置される。容量流体検出器は、第1のコンデンサと、第2のコンデンサとを含む。第1のコンデンサの電界が、注射筒ゾーン縦軸に沿った第1の位置で注射筒ゾーンに浸透する。第2のコンデンサの電界が、注射筒ゾーン縦軸に沿った第1の位置で注射筒ゾーンに浸透する。

【0009】

第4の側面の場合、注入システムは、注入デバイスに取り付けられた注射器を含む。注射器は、注射筒を含む。注射筒は、注射筒縦軸に沿った注射筒長さを有する。容量流体検出器が、注射筒に沿って配置される。容量流体検出器は、注射筒長さに沿って連続的に配列された複数のコンデンサを含む。複数のコンデンサの各々は、注射筒縦軸に沿った異なる位置に配置される。注射筒ゾーンは、注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さと、注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸とを備えている。

40

【0010】

いくつかの特徴精緻化および追加の特徴が、本発明の上記の第1、第2、第3、および第4の側面のそれぞれに適用可能である。これらの特徴精緻化および追加の特徴は、第1、第2、第3、および第4の側面のそれぞれに関連して、個別に、または任意の組み合わせで使用され得る。従って、論議されるであろう、以下の特徴は各々、要求されないが、任意の他の特徴または第1、第2、第3、および第4の側面の特徴の組み合わせとともに使用され得る。以下の論議は、本発明の第5の側面の論議の開始まで、第1、第2、第3、および第4の側面のそれぞれに適用可能である。

【0011】

50

記述されるように、第4の側面は、注射筒長さに沿って連続的に配列される（例えば、注射筒長さに沿って離間される）複数のコンデンサを含む。また、第1および第3の側面は、注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された複数のコンデンサを含み得る。注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された複数のコンデンサを含む、そのような配列では、容量流体検出器は、注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列される、少なくとも8個の個々のコンデンサを含み得る。複数のコンデンサの各々は、一対の電極を含み得、各対の電極のうちの各電極は、電極に垂直であり、かつそれと交差するベクトルが、いかなる他の電極（例えば、対の電極のうちの他方の電極および／または複数のコンデンサのうちの任意の他のコンデンサの任意の電極）とも交差しないように配列される。配列では、複数のコンデンサの一対の電極の各々は、実質的に同一平面上にあり得る。

10

【0012】

注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された複数のコンデンサを含む、配列の中の複数のコンデンサの各々は、集積回路に相互接続され得る。複数のコンデンサの各々について、集積回路は、バイモーダル出力を生じるように動作可能であり得る。バイモーダル出力の第1のモードは、流体の存在に応答し得、バイモーダル出力の第2のモードは、流体がないことに応答し得る。この点に関して、コンデンサは、流体の存在を感知する、流体の非存在を感知する（例えば、空気および／または真空を感知する）、または両方と見なされ得る。別の配列では、複数のコンデンサの各々は、コンデンサの電界内の流体の量に応答して変化するアナログ出力を生じるように動作可能であり得る。注入システムはさらに、複数のコンデンサからの出力に少なくとも部分的に基づいて、注射筒ゾーン内の流体のレベルを決定するように動作可能である流体レベル決定論理を含み得る。

20

【0013】

第2の側面の実施形態では、第1および第2の細長い電極は、第1の細長い電極に垂直であり、かつそれと交差するベクトルが、第2の細長い電極と交差しないように配列され得る。第1の細長い電極は、第2の細長い電極と実質的に同一平面上にあり得る。第1および第2の細長い電極は各々、注射筒ゾーン縦軸に平行な方向に細長くあり得る。第1のコンデンサは、注射筒ゾーン内の流体の存在に応答してアナログ出力を生じるように動作可能であり得る。注射筒ゾーン内の流体の体積は、アナログ出力から推測され得る。実施形態では、第2の側面はさらに、第1のコンデンサの出力に少なくとも部分的に基づいて、注射筒ゾーン内の流体のレベルを決定するように動作可能である流体レベル決定論理を含み得る。

30

【0014】

第1から第4の側面の実施形態では、注入システムはさらに、容量流体検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能であるユーザ入力決定論理を含み得る。従って、容量流体検出器は、注射器内の流体のレベルおよび容量流体検出器によって感知されるユーザ入力の両方を検出するように動作可能であり得る。そのようなユーザ入力は、注入デバイスに取り付けられた注射器に沿ったユーザの指の移動の形態であり得る。

【0015】

注入システムはさらに、容量ユーザ入力検出器を含み得、容量ユーザ入力検出器の電界は、注射筒ゾーンに隣接する第1の領域に浸透する。ユーザの指が第1の領域内に位置付けられたとき、容量ユーザ入力検出器の電界は、変更され得、そのような変更に基づいて、入力決定論理は、ユーザ入力を決定するように動作可能であり得る。配列では、容量ユーザ入力検出器の電界は、注射筒ゾーンに隣接する第2の領域に浸透し得、第2の領域は、第1の領域から注射筒ゾーンの反対側にあり得る。そのような配列では、第1および第2の領域内、ならびに注射筒ゾーンの両側に配置された指が、容量ユーザ入力検出器によって個々に検出され得る。

40

【0016】

第5の側面は、注入システムを動作させる方法によって具現化される。この方法では、注射器が、注入デバイス上に設置され、次いで、注入デバイスのラムが、注射器のプラン

50

ジャの対応する移動を生じるように移動させられる。本方法は、プランジャをラムと接触させるステップを含み得る。移動させるステップは、ラムがプランジャと接触している間に行われる。また、移動させるステップの間に、流体が、複数の時に注射器の注射筒内で容量的に感知される。複数の時の各々に、注射器内の流体の体積が推定される。推定するステップは、容量的に感知するステップに少なくとも部分的に基づく。

【0017】

いくつかの特徴の改良および追加の特徴が、本発明の上記の第5の側面に適用可能である。これらの特徴の改良および追加の特徴は、第5の側面に関連して、個々に、または任意の組み合わせで使用され得る。従って、論議されるであろう、以下の特徴のうちの各々は、任意の他の特徴または第5の側面の特徴の組み合わせとともに使用され得るが、そのように要求されるものではない。以下の論議は、本発明の第6の側面の論議の開始まで、第5の側面に適用可能である。10

【0018】

移動させるステップは、プランジャを後退および／または前進させるステップを含み得る。複数の時の各々に、ラムは、一意的な場所に配置され得る。構成において、容量的に感知する、および推定するステップは、移動させるステップの間に連続的に行われ得る。方法はさらに、移動させるステップの間に流体を注射器に引き込むステップと、複数の時の各々で推定された流体の体積が、注射器のノズルとプランジャとの間の注射器の容積に対応することを検証するステップとを含み得る。方法はまた、患者に流体を注入するようにプランジャを前進させるステップをさらに含み得る。20

【0019】

方法はさらに、注射器の注射筒に近接するユーザの指を容量的に感知するステップと、注入システムによって、注入システムへのユーザ入力として容量感知を解釈するステップとを含み得る。変形例では、方法は、注射筒の対向する側に沿って移動するユーザの2本の指を容量的に感知するステップを含み得る。そのような容量感知は、注射筒を一掃する入力コマンドとして、注入システムによって解釈され得る。

【0020】

第6の側面は、注入システムを動作させる方法によって具現化される。この方法では、注射器が、注入デバイス上に設置され、次いで、流体が、注射器の注射筒内で感知される。感知は、第1、第2、および第3の容量センサを用いて行われる。感知している間に、感知するステップの間に取得される第1、第2、および第3の容量センサからの出力を比較することに少なくとも部分的に基づいて、誤った測定値が識別される。第6の側面の実施形態では、感知する、および識別するステップに基づいて、注射器内の流体の全体積が推定され得る。30

【0021】

第7の側面は、注入システムを動作させる方法によって具現化される。この方法では、注射器が注入デバイス上に設置され、次いで、設置された注射器内の流体の存在が、複数の容量センサのうちの第1の部分を用いて感知される。

【0022】

いくつかの特徴の改良および追加の特徴が、本発明の上記の第7の側面に適用可能である。これらの特徴の改良および追加の特徴は、第7の側面に関連して、個々に、または任意の組み合わせで使用され得る。従って、論議されるであろう、以下の特徴のうちの各々は、任意の他の特徴または第7の側面の特徴の組み合わせとともに使用され得るが、そのように要求されるものではない。以下の論議は、本発明の第8の側面の論議の開始まで、第7の側面に適用可能である。40

【0023】

方法はさらに、複数の容量センサのうちの第2の部分を用いて、設置された注射器内の流体の非存在を感知するステップと、感知するステップのうちの少なくとも1つに基づいて、注射器内の流体の全体積を推定するステップと（例えば、流体の存在を感知するステップおよび／または流体の非存在を感知するステップ）を含み得る。推定するステップは50

、第1の部分における容量センサの数および／または第2の部分における容量センサの数のうちの少なくとも1つに基づいて、注射器の充填率を計算するステップを含み得る。配列では、推定するステップは、参照テーブルにおいて、流体の全体積を調べるステップを含み得る。そのような配列では、参照テーブルは、第1および／または第2の部分に含まれる容量センサの数に対応する、流体の全体積の値を含み得る。

【0024】

注射器は、設置するステップの間、流体の全体積を含み得、感知するステップのうちの少なくとも1つは、注射器から患者に任意の流体を注入する前に行われ得る。この点に関して、注射器は、予充填された注射器であり得る。また、方法はさらに、流体の全体積に対応する値を注入システムに入力するステップと、推定された流体の全体積が、入力された値に対応することを検証するステップとを含み得る。入力するステップは、流体の全体積に対応する値を手動で入力するステップ、注射器に対応する機械読み取り可能なラベルを走査するステップ、および／または流体の全体積に対応する無線周波数識別（R F I D）タグを読み取るステップを含み得る。

10

【0025】

第8の側面は、注入システムを動作させる方法によって具現化される。この方法では、注射器が、注入デバイス上に設置され、ユーザの指が、注射器に近接して容量的に感知される。次いで、容量感知は、注入システムへのユーザ入力として注入システムによって解釈される。

【0026】

20

第9の側面は、注入システムによって具現化される。注入システムは、注入デバイスと、注射筒ゾーンとを含む。注入システムはさらに、容量検出器と、ユーザ入力決定論理とを含む。注入システムは、注射器の注射筒が注射筒ゾーンと同一の広がりをもつように、注射器を保持するように動作可能である。注射筒ゾーンはさらに、注射器が注入デバイスによって保持された場合、注射器の注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを含む。注射筒ゾーンはさらに、注射器が注入デバイスによって保持された場合、注射器の注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を含む。注入デバイスは、容量流体検出器を含む。容量流体検出器の電界が、注射筒ゾーンに隣接する第1の領域に浸透する。ユーザ入力決定論理は、容量検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能である。

30

【0027】

いくつかの特徴の改良および追加の特徴が、本発明の上記の第9の側面に適用可能である。これらの特徴の改良および追加の特徴は、第9の側面に関連して、個々に、または任意の組み合わせで使用され得る。従って、論議されるであろう、以下の特徴は各々、要求されないが、任意の他の特徴または第9の側面の特徴の組み合わせとともに使用され得る。以下の論議は、「流動的に相互接続される」という用語の論議の開始まで、第9の側面に適用可能である。

【0028】

容量流体検出器の電界が、注射筒ゾーンに隣接し、かつ第1の領域から注射筒ゾーンの反対側にある、第2の領域に浸透し得る。そのような配列では、ユーザ入力決定論理は、第1の領域内のユーザ入力を第2の領域内のユーザ入力と区別するように動作可能であり得、例えば、ユーザ入力決定論理は、注射筒ゾーンのどちら側にユーザの指が置かれているかを区別するように動作可能であり得る。第1および第2の領域は、実質的に注射筒ゾーン長さ全体に沿って延在し得、ユーザ入力決定論理は、注射筒ゾーン長さに沿って第1および第2の領域中で移動するユーザの指を検出するように動作可能であり得る。

40

【0029】

本明細書で使用される場合、「流動的に相互接続される」という用語は、流体がその間の所定の流路の中を（例えば、一方向に、または双方向に）流れることができるような方式で（直接または間接的に）接続されている、2つ以上の構成要素または実体を指す。例えば、「患者に流動的に相互接続される注入デバイス」は、流体が、注入デバイスから任

50

意の相互接続デバイス（例えば、管類、コネクタ）を通って患者の中へ（例えば、患者の血管系の中へ）流れることができる、構成を表す。

【0030】

本明細書で使用される場合、「取り外し可能に連結される」という用語および同等物は、構成要素が相互接続されるが、取り外し後に、構成要素のうちの少なくとも1つが使用可能な状態のままである、相互から取り外される能力を保持する、構成要素間の関係を表す。例えば、「カセットおよびバルク流体コンテナホルダモジュールが取り外し可能に相互接続される」とは、カセットがバルク流体コンテナホルダモジュールから取り外されることを可能にする方式で、カセットがバルク流体コンテナホルダモジュールに現在相互接続されている状態を表す。さらに、そのような取り外し後、バルク流体コンテナホルダモジュールおよびカセットのうちの少なくとも1つは、別の構成要素と（例えば、取り外し可能に）相互接続される能力を保持する。10

【0031】

いくつかの特徴の改良および追加の特徴が、本発明の上記の第1、第2、第3、第4、第5、第6、第7、第8、および第9の側面のそれぞれに別々に適用可能である。これらの特徴の改良および追加の特徴は、上記の第1、第2、第3、第4、第5、第6、第7、第8、および第9の側面のそれぞれに關して、個々に、または任意の組み合わせで使用され得る。「単数形」文脈または同等物に限定されることが意図される、本発明の任意の他の種々の側面の任意の特徴は、「only（唯一の）」、「single（单一の）」、「limited to（限定される）」等の用語によって、本明細書に明確に記載されるであろう。単に、一般に受け入れられている先行詞の慣例に従う、特徴の導入は、対応する特徴を単数形に限定するものではない（例えば、自動注入器が、「注射器」単独を含むことを示すことは、自動注入器が、单一の注射器のみを含むことを意味するものではない）。さらに、「at least one（少なくとも1つ）」等の語句の任意の不使用もまた、対応する特徴を単数形に限定するものではない（例えば、自動注入器が、「注射器」単独を含むことを示すことは、自動注入器が、单一の注射器のみを含むことを意味するものではない）。最後に、特定の特徴と関連した語句「at least generally（少なくとも概して）」または同等物の使用は、対応する特性および実体のないその変形例を包含する（例えば、注射筒が、少なくとも概して、円筒形であることを示すことは、円筒形である注射筒を包含する）。2030

【0032】

本発明の種々の側面のいずれかによって利用され得る、任意の「論理」は、限定ではないが、任意の適切なソフトウェア、ファームウェア、またはハードウェアにおいて、1つ以上のプラットフォームを使用して、1つ以上のプロセッサを使用して、任意の適切なタイプのメモリを使用して、任意の適切なタイプの任意の単一のコンピュータまたは任意の適切なタイプの複数のコンピュータを使用して等、任意の適切な様式で実装され、任意の適切な様式で相互接続され、またはそれらの任意の組み合わせであり得る。この論理は、任意の適切な様式で相互接続される（例えば、任意のタイプのネットワークを介して）、任意の単一の場所または複数の場所に実装され得る。40

【0033】

流体放出を提供するために利用され得る、任意の自動注入器は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプであり得る。任意のそのような自動注入器は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプの1つ以上の注射器プランジャ駆動体を利用し得、その場合、各そのような注射器プランジャ駆動体は、少なくとも双方向移動が可能であって（例えば、流体を放出するための第1の方向における移動、流体の充填および／または引き込みに適応するための、および／または後続流体放出動作のための位置に戻るような第2の方向における移動）、各そのような注射器プランジャ駆動体は、注射器プランジャを少なくとも1つの方向に前進させることができるように（例えば、流体を放出するため）任意の適切な様式でその対応する注射器プランジャと相互作用し得る（例えば、機械的接触によって、適切な連結によって（機械的または別様に））。各注射50

器プランジャ駆動体は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプの1つ以上の駆動源を利用し得る。複数の駆動源出力は、単一の注射器プランジャを所与の時に前進させるように、任意の適切な様式で組み合わせられ得る。1つ以上の駆動源は、単一の注射器プランジャ駆動体に専用であり得、1つ以上の駆動源は、複数の注射器プランジャ駆動体に関連付けられ得（例えば、1つの注射器プランジャから別の注射器プランジャに出力を変更するようなソートの伝送を組み込む）、またはそれらの組み合わせであり得る。代表的な駆動源形態は、ブラシ付きまたはブラシレス電気モータ、油圧モータ、空気圧モータ、圧電モータ、またはステッピングモータを含む。

【0034】

任意のそのような自動注入器は、限定ではないが、任意の適切な医療用途（例えば、コンピュータ断層撮影またはCT撮像、磁気共鳴画像診断またはMRI、単一光子放射コンピュータ断層撮影またはSPECT撮像、陽電子放射断層撮影またはPET撮像、X線撮像、血管造影撮像、光学撮像、超音波撮像）を含む、1つ以上の医用流体の送達が所望される、任意の適切な用途のために使用され得る。任意のそのような自動注入器は、適切な撮像システム（例えば、CTスキャナ）等の任意の構成要素または構成要素の組み合わせと併せて、使用され得る。例えば、情報（例えば、走査遅延情報、注入開始信号、注入速度）を、任意のそのような自動注入器と1つ以上の他の構成要素との間で伝達することができる。

【0035】

任意の適切な数の注射器が、任意の適切な様式で（例えば、取り外し可能に、正面装填、背面装填、側面装填）任意のそのような自動注入器とともに使用され得、任意の適切な医用流体が、任意のそのような自動注入器の所与の注射器から放出され得（例えば、造影剤、放射性医薬品、生理食塩水、およびそれらの任意の組み合わせ）、任意の適切な流体が、任意の適切な様式で（例えば、連続して、同時に）、複数の注射器自動注入器構成から放出され得、またはそれらの任意の組み合わせであり得る。一実施形態では、自動注入器の動作によって注射器から放出される流体は、導管（例えば、医療管類セット）の中へ向けられ、その場合、この導管は、任意の適切な様式で注射器と流動的に相互接続され、流体を所望の場所に（例えば、注入のために患者に挿入されるカテーテルに）向ける。複数の注射器が、（例えば、単一の注入部位への提供のために）共通導管内に放出し得、または1つの注射器が、（例えば、1つの注入部位への提供のために）1つの導管内に放出し得る一方で、別の注射器は、（例えば、異なる注入部位への提供のために）異なる導管内に放出し得る。一実施形態では、各注射器は、注射筒と、注射筒内に配置され、および注射筒に対して移動可能である、プランジャとを含む。本プランジャは、注射器プランジャ駆動アセンブリが、少なくとも1つの方向、および可能性として、2つの異なる反対方向に、プランジャを前進させることができるように、自動注入器の注射器プランジャ駆動アセンブリと界面接合し得る。

本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

(項目1)

注入システムであって、
注入デバイスと、
注射筒ゾーンと
を備え、
前記注入デバイスは、注射器の注射筒が前記注射筒ゾーンと同一の広がりをもつよう
、前記注射器を保持するように動作可能であり、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記
注入デバイスによって保持された場合、前記注射器の注射筒長さと一致する注射筒ゾーン
長さを備え、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記注入デバイスによって保持された場
合、前記注射器の注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を備え、

前記注入デバイスは、容量流体検出器を備え、前記容量流体検出器の電界は、前記注射
筒ゾーン縦軸に沿った少なくとも第1の位置および第2の位置で前記注射筒ゾーンに浸透
し、前記第1の位置は、第1の距離によって前記第2の位置から分離され、前記第1の距

10

20

30

40

50

離は、前記注射筒ゾーン長さの少なくとも半分に等しい、注入システム。

(項目2)

前記容量流体検出器は、第1のコンデンサを備え、前記第1のコンデンサは、第1の細長い電極と、第2の細長い電極とを備え、前記第1のコンデンサの電界は、少なくとも前記第1の位置および前記第2の位置で前記注射筒ゾーンに浸透する、項目1に記載の注入システム。

(項目3)

注入システムであって、

注入デバイスと、

注射筒ゾーンと

を備え、

10

前記注入デバイスは、注射器の注射筒が前記注射筒ゾーンと同一の広がりをもつように、前記注射器を保持するように動作可能であり、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記注入デバイスによって保持された場合、前記注射器の注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを備え、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記注入デバイスによって保持された場合、前記注射器の注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を備え、

前記注入デバイスは、容量流体検出器を備え、前記容量流体検出器は、第1のコンデンサと、第2のコンデンサとを備え、前記第1のコンデンサの電界は、前記注射筒ゾーン縦軸に沿った第1の位置で前記注射筒ゾーンに浸透し、前記第2のコンデンサの電界は、前記注射筒ゾーン縦軸に沿った前記第1の位置で前記注射筒ゾーンに浸透する、注入システム。

20

(項目4)

注入システムであって、

注入デバイスと、

前記注入デバイスに取り付けられた注射器であって、前記注射器は、注射筒を備え、前記注射筒は、注射筒縦軸に沿って注射筒長さを有する、注射器と、

前記注射筒に沿って配置された容量流体検出器であって、前記容量流体検出器は、複数のコンデンサを備え、前記複数のコンデンサは、前記注射筒長さに沿って連続的に配列され、前記複数のコンデンサの各々は、前記注射筒縦軸に沿った異なる位置に配置されている、容量流体検出器と、

30

前記注射筒と同一の広がりをもつ注射筒ゾーンであって、前記注射筒ゾーンは、前記注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを備え、前記注射筒ゾーンは、前記注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を備えている、注射筒ゾーンと

を備えている、注入システム。

(項目5)

前記容量流体検出器は、前記注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された複数のコンデンサを備えている、項目1および3のいずれかに記載の注入システム。

(項目6)

前記注射筒ゾーン長さに沿って連続的に配列された前記複数のコンデンサは、少なくとも8個の個々のコンデンサを備えている、項目4および5のいずれかに記載の注入システム。

40

(項目7)

前記複数のコンデンサの各々は、一対の電極を備え、各対の電極のうちの各電極は、前記電極に垂直であり、かつそれと交差するベクトルが、いかなる他の電極とも交差しないように配列されている、項目4～6のいずれかに記載の注入システム。

(項目8)

前記対の電極の各々は、2つの実質的に同一平面上の電極を備えている、項目7に記載の注入システム。

(項目9)

前記複数のコンデンサの各々は、集積回路に相互接続され、前記複数のコンデンサの各

50

々について、前記集積回路は、バイモーダル出力を生じるように動作可能であり、前記バイモーダル出力の第1のモードは、流体の存在に応答し、前記バイモーダル出力の第2のモードは、流体がないことに応答する、項目4～8のいずれかに記載の注入システム。

(項目10)

前記複数のコンデンサの各々は、前記コンデンサの電界内の流体の量に応答して変化するアナログ出力を生じるように動作可能である、項目4～9のいずれかに記載の注入システム。

(項目11)

前記複数のコンデンサからの出力に少なくとも部分的に基づいて、前記注射筒ゾーン内の流体のレベルを決定するように動作可能である流体レベル決定論理をさらに備えている、項目4～10のいずれかに記載の注入システム。

10

(項目12)

前記第1の細長い電極に垂直であり、かつそれと交差するベクトルは、前記第2の細長い電極と交差しない、項目2に記載の注入システム。

(項目13)

前記第1の細長い電極は、前記第2の細長い電極と実質的に同一平面上にある、項目2および12のいずれかに記載の注入システム。

(項目14)

前記第1および第2の細長い電極は各々、前記注射筒ゾーン縦軸に平行な方向に細長い、項目2および12～13のいずれかに記載の注入システム。

20

(項目15)

前記第1のコンデンサは、前記注射筒ゾーン内の流体の存在に応答してアナログ出力を生じるように動作可能である、項目2および12～14のいずれかに記載の注入システム。

(項目16)

前記第1のコンデンサの出力に少なくとも部分的に基づいて、前記注射筒ゾーン内の流体のレベルを決定するように動作可能である流体レベル決定論理をさらに備えている、項目2および12～15のいずれかに記載の注入システム。

(項目17)

前記容量流体検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能であるユーザ入力決定論理をさらに備えている、項目1～16のいずれかに記載の注入システム。

30

(項目18)

容量ユーザ入力検出器をさらに備え、前記容量ユーザ入力検出器の電界は、前記注射筒ゾーンに隣接する第1の領域に浸透する、項目1～16のいずれかに記載の注入システム。

(項目19)

前記容量ユーザ入力検出器の電界は、前記注射筒ゾーンに隣接する第2の領域に浸透し、前記第2の領域は、前記第1の領域から前記注射筒ゾーンの反対側にある、項目18に記載の注入システム。

40

(項目20)

前記容量ユーザ入力検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するように動作可能であるユーザ入力決定論理をさらに備えている、項目18～19のいずれかに記載の注入システム。

(項目21)

前記注入システムは、前記注射筒ゾーンに隣接するユーザの指の存在を検出するように動作可能である、項目1～20のいずれかに記載の注入システム。

(項目22)

前記注入システムは、前記注射筒ゾーンに隣接するユーザの指の移動を検出するように動作可能である、項目1～21のいずれかに記載の注入システム。

50

(項目 2 3)

注入システムを動作させる方法であって、前記方法は、
注入デバイス上に注射器を設置することと、
前記注射器のプランジャを前記注入デバイスのラムと接触させることと、
前記設置するステップの後、かつ前記ラムが前記プランジャと接触している間に、前記注入デバイスの前記ラムを移動させることであって、前記移動させるステップは、前記プランジャの対応する移動をもたらすことと、
前記移動させるステップの間の複数の時に、前記注射器の注射筒内の流体を容量的に感知することと、
前記複数の時の各々に、前記注射器内の流体の体積を推定することであって、前記推定するステップは、前記容量的に感知するステップに少なくとも部分的に基づくこととを含む、方法。

10

(項目 2 4)

前記移動させるステップは、前記プランジャを後退させることを含む、項目 2 3 に記載の方法。

(項目 2 5)

前記方法は、
前記移動させるステップの間に流体を前記注射器に引き込むことと、
前記複数の時の各々について、前記推定された流体の体積が、前記注射器のノズルと前記プランジャとの間の前記注射器の容積に対応することを検証することと、
前記プランジャを前進させることにより、患者内に流体を注入することとをさらに含む、項目 2 3 ~ 2 4 のいずれかに記載の方法。

20

(項目 2 6)

前記ラムは、前記複数の時の各々に特有の場所に配置される、項目 2 3 ~ 2 5 のいずれかに記載の方法。

(項目 2 7)

前記容量的に感知するステップ、および前記推定するステップは、前記移動させるステップの間に連続的に行われる、項目 2 3 ~ 2 6 のいずれかに記載の方法。

30

(項目 2 8)

注入システムを動作させる方法であって、前記方法は、
注入デバイス上に注射器を設置することと、
第 1 の容量センサ、第 2 の容量センサ、および第 3 の容量センサを用いて、前記設置するステップの後に前記注射器の注射筒内の流体を感知することと、
前記感知するステップの間に取得される前記第 1 、第 2 、および第 3 の容量センサからの出力を比較することに少なくとも部分的に基づいて、誤った測定値を識別することとを含む、方法。

(項目 2 9)

前記感知するステップ、および前記識別するステップに基づいて、前記注射器内の流体の全体積を推定することをさらに含む、項目 2 8 に記載の方法。

40

(項目 3 0)

注入システムを動作させる方法であって、前記方法は、
注入デバイス上に注射器を設置することと、
複数の容量センサのうちの第 1 の部分を用いて、前記設置された注射器内の流体の存在を感じることとを含む、方法。

(項目 3 1)

複数の容量センサのうちの第 2 の部分を用いて、前記設置された注射器内の流体の非存在を感じることと、
前記感知するステップのうちの少なくとも 1 つに基づいて、前記注射器内の流体の全体積を推定することと

50

をさらに含む、項目 3 0 に記載の方法。

(項目 3 2)

前記推定するステップは、前記第 1 の部分における容量センサの数および前記第 2 の部分における容量センサの数のうちの少なくとも 1 つに基づいて、前記注射器の充填率を計算することを含む、項目 3 1 に記載の方法。

(項目 3 3)

前記推定するステップは、参照テーブルにおいて、前記流体の全体積を調べることを含み、前記参照テーブルにおいて、前記流体の全体積は、前記複数の容量センサのうちの前記第 1 および第 2 の部分のうちの少なくとも 1 つに対応する、項目 3 1 に記載の方法。

(項目 3 4)

前記注射器は、前記設置するステップの間、前記流体の全体積を含み、前記感知するステップのうちの少なくとも 1 つは、前記注射器から患者に任意の流体を注入する前に行われ、前記方法は、

前記流体の全体積に対応する値を前記注入システムに入力することと、

前記推定するステップからの前記流体の全体積が、前記入力するステップからの前記値に対応することを検証することと

をさらに含む、項目 3 1 ~ 3 3 のいずれかに記載の方法。

(項目 3 5)

前記入力するステップは、

前記流体の全体積に対応する前記値を手動で入力することと、

前記注射器に対応する機械読み取り可能なラベルを走査することと、

前記流体の全体積に対応する R F I D タグを読み取ることと

のうちの少なくとも 1 つを含む、項目 3 4 に記載の方法。

(項目 3 6)

前記方法は、

前記注射器の前記注射筒に非常に近い、ユーザの少なくとも 1 本の指を容量的に感知することと、

前記注入システムによって、前記注入システムへのユーザ入力として前記容量感知を解釈することと

をさらに含む、項目 2 3 ~ 3 5 のいずれかに記載の方法。

(項目 3 7)

前記容量的に感知するステップは、前記注射筒の対向する側に沿って移動するユーザの 2 本の指を容量的に感知することを含み、前記解釈するステップは、前記注射筒を一掃する入力コマンドとして前記容量感知を解釈することを含む、項目 3 6 に記載の方法。

(項目 3 8)

注入システムを動作させる方法であって、前記方法は、

注入デバイス上に注射器を設置することと、

前記注射器に非常に近い、ユーザの指を容量的に感知することと、

前記注入システムによって、前記注入システムへのユーザ入力として前記容量感知を解釈することと

を含む、方法。

(項目 3 9)

注入システムであって、

注入デバイスと、

注射筒ゾーンであって、前記注入デバイスは、注射器の注射筒が前記注射筒ゾーンと同一の広がりをもつように、前記注射器を保持するように動作可能であり、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記注入デバイスによって保持された場合、前記注射器の注射筒長さと一致する注射筒ゾーン長さを備え、前記注射筒ゾーンは、前記注射器が前記注入デバイスによって保持された場合、前記注射器の注射筒縦軸と一致する注射筒ゾーン縦軸を備え、前記注入デバイスは、容量流体検出器を備え、前記容量流体検出器の電界は、前記注射

筒ゾーンに隣接する第1の領域に浸透する、注射筒ゾーンと、
前記容量検出器からの出力に少なくとも部分的に基づいて、ユーザ入力を決定するよう
に動作可能であるユーザ入力決定論理と
を備えている、注入システム。

(項目40)

前記容量流体検出器の電界は、前記注射筒ゾーンに隣接する第2の領域に浸透し、前記
第2の領域は、前記第1の領域から前記注射筒ゾーンの反対側にある、項目39に記載の
注入システム。

(項目41)

前記ユーザ入力決定論理は、前記第1の領域内のユーザ入力を前記第2の領域内のユー
ザ入力と区別するように動作可能である、項目40に記載の注入システム。

10

(項目42)

前記第1および第2の領域は、実質的に前記射筒ゾーン長さ全体に沿って延在する、項
目40～41のいずれかに記載の注入システム。

(項目43)

前記ユーザ入力決定論理は、前記注射筒ゾーン長さに沿って前記第1および第2の領域
中で移動するユーザの指を検出するように動作可能である、項目42に記載の注入システ
ム。

【図面の簡単な説明】

【0036】

20

【図1】図1は、自動注入器の一実施形態の概略図である。

【図2A】図2Aは、携帯用スタンド取付式二重ヘッド自動注入器の一実施形態の斜視図である。

【図2B】図2Bは、図2Aの自動注入器によって使用されるパワー・ヘッドの拡大部分分解斜視図である。

【図2C】図2Cは、図2Aの自動注入器によって使用される注射器プランジャ駆動アセンブリの一実施形態の概略図である。

【図3A】図3Aは、容量流体検出器を組み込む注射器筐体の概略図である。

【図3B】図3Bは、図3Aの注射器筐体および注射器の断面概略図(端面図)である。

【図3C】図3Cは、その上に異なる注射器が設置された、図3Aの注射器筐体および容量流体検出器の概略図(側面図)である。

30

【図4A】図4Aは、容量流体検出器を含む注射器筐体に取り付けられた注射器の概略図(上面図)である。

【図4B】図4Bは、図4Aの注射器筐体および注射器の断面概略図(端面図)である。

【図5A】図5Aおよび5Bは、容量流体検出器を含む、注射器および注射器筐体の代替実施形態の断面概略図(端面図)である。

【図5B】図5Aおよび5Bは、容量流体検出器を含む、注射器および注射器筐体の代替実施形態の断面概略図(端面図)である。

【図6】図6は、容量流体検出器のコンデンサ上の雑音事象を図示するグラフである。

【図7】図7は、注射器内の流体の体積が変化している期間中の測定された静電容量対時間を図示するグラフである。

40

【図8】図8は、注射器の筒に沿って2本の指をスライドさせるユーザを描写する概略図である。

【図9】図9は、容量ユーザ入力検出器の概略図である。

【図10】図10は、ユーザが図8に示される指の移動を行うときに起こり得る、一群の信号応答を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0037】

図1は、パワー・ヘッド12を有する、自動注入器10の一実施形態の概略図を表す。1つ以上のグラフィカルユーザインターフェースまたはG U I 11は、パワー・ヘッド12

50

に関連付けられ得る。各 G U I 1 1 は、1) 任意の適切なサイズ、形状、構成、および / またはタイプであり得、2) 任意の適切な様式でパワー・ヘッド 1 2 と動作可能に相互接続され得、3) 任意の適切な場所に配置され得、4) 以下の機能：自動注入器 1 0 の動作の1つ以上の側面を制御すること、自動注入器 1 0 の動作に関連付けられた1つ以上のパラメータを入力 / 編集すること、および適切な情報（例えば、自動注入器 1 0 の動作に関連付けられた）を表示すること、または、5) 前述の任意の組み合わせのうちの任意のものを提供するように構成され得る。任意の適切な数の G U I 1 1 が、利用され得る。一実施形態では、自動注入器 1 0 は、パワー・ヘッド 1 2 と別個であるが、それと通信するコンソールによって組み込まれる G U I 1 1 を含む。別の実施形態では、自動注入器 1 0 は、パワー・ヘッド 1 2 の一部である G U I 1 1 を含む。さらに別の実施形態では、自動注入器 1 0 は、パワー・ヘッド 1 2 と通信する別個のコンソール上の1つの G U I 1 1 を利用し、また、パワー・ヘッド 1 2 上にある別の G U I 1 1 も利用する。各 G U I 1 1 は、同一の機能性または一式の機能性を提供することができるか、あるいは、G U I 1 1 は、それらのそれぞれの機能性に関連して、少なくともいくつかの点で異なり得る。
10

【 0 0 3 8 】

注射器 2 8 は、パワー・ヘッド 1 2 上に配置され得、設置されると、自動注入器 1 0 の一部と見なされ得る。いくつかの注入手技は、比較的高い圧力を注射器 2 8 内で生成させ得る。この点において、圧力ジャケット 2 6 内に注射器 2 8 を配置することが望ましくあり得る。圧力ジャケット 2 6 は、典型的には、注射器 2 8 をパワー・ヘッド 1 2 上に設置するステップの一部として、またはその後、注射器 2 8 がその中に配置されることを可能にする様式でパワー・ヘッド 1 2 に関連付けられる。種々の注射器 2 8 が、複数の注入手技のために、圧力ジャケット 2 6 内に位置付けられ、そこから除去される場合、同じ圧力ジャケット 2 6 が、典型的には、パワー・ヘッド 1 2 に関連付けられたままであろう。自動注入器 1 0 は、自動注入器 1 0 が、低圧力注入のために構成 / 利用される場合、および / または自動注入器 1 0 とともに使用される注射器 2 8 が、圧力ジャケット 2 6 によって提供される追加の支持を伴わずに、高圧力注入に耐えるために十分な耐久性がある場合、圧力ジャケット 2 6 を排除し得る。いずれの場合も、注射器 2 8 から放出される流体は、任意の適切な様式で注射器 2 8 と流動的に相互接続され、任意の適切な場所に（例えば、患者に）流体を向け得る、任意の適切なサイズ、形状、構成、および / またはタイプの導管 3 8 内に向けられ得る。
20
30

【 0 0 3 9 】

パワー・ヘッド 1 2 は、注射 2 8 から流体を放出するために、注射器 2 8 （例えば、そのプランジャ 3 2 ）と相互作用（例えば、界面接合）する注射器プランジャ駆動アセンブリまたは注射器プランジャ駆動体 1 4 を含む。この注射器プランジャ駆動アセンブリ 1 4 は、駆動出力 1 8 （例えば、回転可能駆動ネジ）にパワーを供給する、駆動源 1 6 （例えば、任意の適切なサイズ、形状、構成、および / またはタイプのモータ、随意の伝動装置等）を含む。ラム 2 0 は、駆動出力 1 8 によって、適切な経路（例えば、軸方向）に沿って、前進され得る。ラム 2 0 は、上記で議論されたような様式で、注射器 2 8 の対応する部分と相互作用または界面接合する連結器 2 2 を含み得る。
40

【 0 0 4 0 】

注射器 2 8 は、注射筒 3 0 内に移動可能に配置される、プランジャまたはピストン 3 2 を含む（例えば、両矢印 B と合致する軸に沿った軸方向往復運動のため）。プランジャ 3 2 は、連結器 3 4 を含み得る。この注射器プランジャ連結器 3 4 は、ラム連結器 2 2 と相互作用または界面接合し、注射器プランジャ駆動アセンブリ 1 4 が、注射筒 3 0 内で注射器プランジャ 3 2 を後退させることを可能にし得る。注射器プランジャ連結器 3 4 は、注射器プランジャ 3 2 の本体から延在するシャフト 3 6 a の形態であり、ヘッドまたはボタン 3 6 b と一緒に得る。しかしながら、注射器プランジャ連結器 3 4 は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および / またはタイプであり得る。
50

【 0 0 4 1 】

概して、自動注入器 1 0 の注射器プランジャ駆動アセンブリ 1 4 は、（例えば、対応す

る注射器 28 から流体を放出するため) 少なくとも 1 つの方向に、(注射筒 30 に対して) 注射器プランジャ 32 を移動または前進させることができるように、任意の適切な様式で(例えば、機械的接触によって、適切な連結によって(機械的または別様に))、注射器 28 の注射器プランジャ 32 と相互作用し得る。すなわち、注射器プランジャ駆動アセンブリ 14 は、(例えば、同一駆動源 16 の動作を介して) 双方向運動が可能であり得るが、自動注入器 10 は、注射器プランジャ駆動アセンブリ 14 の動作が、実際には、自動注入器 10 によって使用される各注射器プランジャ 32 を一方向のみに移動させるだけであるように構成され得る。しかしながら、注射器プランジャ駆動アセンブリ 14 は、2 つの異なる方向の各々に(例えば、共通軸方向経路に沿った異なる方向に)、各そのような注射器プランジャ 32 を移動させることができるように、自動注入器 10 によって使用される各注射器プランジャ 32 と相互作用するように構成され得る。10

【0042】

注射器プランジャ 32 の後退は、後続の注入または放出のために、注射筒 30 内への流体の充填に適応するために利用され得るか、後続の注入または放出のために、注射筒 30 内に実際に流体を引き込むために利用され得るか、あるいは任意の他の適切な目的のためにあり得る。ある構成は、注射器プランジャ駆動アセンブリ 14 が、注射器プランジャ 32 を後退させることができることを必要としないことがあり、その場合、ラム連結器 22 および注射器プランジャ連結器 34 は、所望されないであろう。この場合、注射器プランジャ駆動アセンブリ 14 は、(例えば、別の予充填された注射器 28 が設置された後に) 別の流体送達動作を実行する目的で後退させられ得る。ラム連結器 22 および注射器プランジャ連結器 34 が利用されるときでさえも、これらの構成要素は、ラム 20 が、注射器プランジャ 32 を前進させ、注射器 28 から流体を放出させるときに、連結されても、連結されなくてもよいようなものであり得る(例えば、ラム 20 が単に注射器プランジャ連結器 34 を、または注射器プランジャ 32 の近位端を直接、「押し進め」得る)。任意の適切な寸法または寸法の組み合わせにおける、任意の単一の運動あるいは運動の組み合わせが、ラム連結器 22 および注射器プランジャ連結器 34 を連結状態または条件で配置するため、ラム連結器 22 および注射器プランジャ連結器 34 を非連結状態または条件で配置するため、あるいは両方で、利用され得る。20

【0043】

注射器 28 は、任意の適切な方式でパワーヘッド 12 上に設置され得る。例えば、注射器 28 は、パワーヘッド 12 上に直接設置されるように構成されることができる。例証される実施形態では、筐体 24 は、注射器 28 とパワーヘッド 12 との間に界面接合を提供するように、パワーヘッド 12 上に適切に取り付けられる。この筐体 24 は、注射器 28 の 1 つ以上の構成が設置され得るアダプタの形態であり得、その場合、注射器 28 のための少なくとも 1 つの構成は、任意のそのようなアダプタを使用することなく、パワーヘッド 12 上に直接設置することができる。筐体 24 は、注射器 28 の 1 つ以上の構成が設置され得る面板の形態であり得る。この場合、面板は、注射器 28 をパワーヘッド 12 上に設置するために必要とされるようなものであり得、注射器 28 は面板を伴わずにパワーヘッド 12 上に設置されることができない。圧力ジャケット 26 が使用されるとき、それは、注射器 28 と関連して本明細書で論議される種々の様式でパワーヘッド 12 上に設置され得、次いで、注射器 28 が、その後、圧力ジャケット 26 内に設置されるであろう。3040

【0044】

筐体 24 は、注射器 28 を設置するときに、パワーヘッド 12 上に搭載され、それに対して固定位置にとどまり得る。別の選択肢は、筐体 24 およびパワーヘッド 12 を移動可能に相互接続し、注射器 28 の設置に適応することである。例えば、筐体 24 は、両矢印 A を含む平面内を移動し、ラム連結器 22 と注射器プランジャ連結器 34 との間に、連結状態または条件、および非連結状態または条件のうちの 1 つ以上を提供し得る。

【0045】

1 つの特定の自動注入器構成が、図 2A で図示され、参照数字 40 によって識別され、少なくとも概して、図 1 の自動注入器 10 に従う。自動注入器 40 は、携帯用スタンド 4

10

20

30

40

50

8上に取り付けられるパワー・ヘッド50を含む。自動注入器40用の一対の注射器86a、86bが、パワー・ヘッド50上に取り付けられる。流体が、自動注入器40の動作中に注射器86a、86bから放出され得る。

【0046】

携帯用スタンド48は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプであり得る。車輪、ローラ、キャスター等が、スタンド48を携帯用にするために利用され得る。パワー・ヘッド50は、携帯用スタンド48に対して固定位置で維持することができる。しかしながら、少なくとも何らかの様式でパワー・ヘッド50の位置が携帯用スタンド48に対して調整可能であることが望ましくあり得る。例えば、流体を注射器86a、86bのうちの1つ以上の中へ充填するときに、携帯用スタン48に対してある位置でパワー・ヘッド50を有すること、および注入手技の実施のために携帯用スタンド48に対して異なる位置でパワー・ヘッド50を有することが望ましくあり得る。この点において、任意の適切な様式で（例えば、パワー・ヘッド50が、少なくともある可動域を通して旋回させられ、その後、所望の位置で維持され得るように）パワー・ヘッド50は、携帯用スタンド48と移動可能に相互接続され得る。10

【0047】

流体を提供するために、パワー・ヘッド50を任意の適切な様式で支持できることを理解されたい。例えば、携帯用構造上に取り付けられる代わりに、パワー・ヘッド50を支持アセンブリと相互接続することができ、ひいては、支持アセンブリが適切な構造（例えば、天井、壁、床）上に取り付けられる。パワー・ヘッド50用の任意の支持アセンブリは、（例えば、1つ以上の他の支持区画に対して位置付けられ得る1つ以上の支持区画を有することによって）少なくとも何らかの点で位置的に調整可能であり得るか、または固定位置で維持され得る。また、パワー・ヘッド50は、支持アセンブリに対して固定位置で維持されるように、または調整可能であるように、いずれかで、任意のそのような支持アセンブリと一体化され得る。20

【0048】

パワー・ヘッド50は、グラフィカルユーチュイナーフェースまたはGUI52を含む。GUI52は、自動注入器40の動作の1つ以上の側面を制御すること、自動注入器40の動作に関連付けられた1つ以上のパラメータを入力／編集すること、および適切な情報（例えば、自動注入器40の動作に関連付けられた）を表示することといった機能のうちの1つまたは任意の組み合わせを提供するように構成され得る。自動注入器40はまた、テーブル上に配置され得るか、または検査室の電子機器ラック上に、あるいは任意の他の適切な場所に取り付けられ得るか、または両方であり得る、任意の適切な様式で（例えば、1本以上のケーブルを介して）それぞれパワー・ヘッド50と通信し得る、コンソール42およびパワーパック46を含み得る。パワーパック46は、注入器40用の電力供給と、コンソール42とパワー・ヘッド50との間の通信を提供するためのインターフェース回路と、遠隔コンソール、遠隔ハンドまたはフット制御スイッチ、あるいは相手先商標製品製造業者（OEM）の遠隔制御接続等の遠隔ユニットへの自動注入器40の接続を可能にするため（例えば、自動注入器40の動作が撮像システムのX線照射と同期されることを可能にするため）の回路と、任意の他の適切な構成部品とのうちの1つ以上を、任意の適切な組み合わせで含み得る。コンソール42は、タッチスクリーンディスプレイ44を含み得、それがひいては、オペレータが自動注入器40の動作の1つ以上の側面を遠隔制御することを可能にすること、オペレータが自動注入器40の動作に関連付けられた1つ以上のパラメータを入力／編集することを可能にすること、オペレータが自動注入器40の自動動作（オペレータによる開始時に、自動注入器40によって以降で自動的に実行することができる）のためのプログラムを特定して記憶することを可能にすること、および自動注入器40に関連し、その動作の任意の側面を含む任意の適切な情報を表示することといった機能のうちの1つ以上を、任意の適切な組み合わせで提供し得る。30

【0049】

パワー・ヘッド50との注射器86a、86bの一体化に関する種々の詳細が、図2Bで40

提示される。注射器 8 6 a、8 6 b の各々は、同一の一般構成要素を含む。注射器 8 6 a は、注射筒 8 8 a 内で移動可能に配置されるプランジャまたはピストン 9 0 a を含む。パワー・ヘッド 5 0 の動作を介した、軸 1 0 0 a (図 2 A) に沿ったプランジャ 9 0 a の移動は、注射器 8 6 a のノズル 8 9 a を通して注射筒 8 8 a 内から流体を放出するであろう。適切な導管 (図示せず) が、典型的には、流体を所望の場所 (例えば、患者) に向けるように、任意の適切な様式でノズル 8 9 a と流動的に相互接続されるであろう。同様に、注射器 8 6 b は、注射筒 8 8 b 内で移動可能に配置されるプランジャまたはピストン 9 0 b を含む。パワー・ヘッド 5 0 の動作を介した、1 0 0 b (図 2 A) に沿ったプランジャ 9 0 b の移動は、注射器 8 6 b のノズル 8 9 b を通して注射筒 8 8 b 内から流体を放出するであろう。適切な導管 (図示せず) が、典型的には、流体を所望の場所 (例えば、患者) に向けるように、任意の適切な様式でノズル 8 9 b と流動的に相互接続されるであろう。10

【 0 0 5 0 】

注射器 8 6 a は、中間面板 1 0 2 a を介してパワー・ヘッド 5 0 と相互接続される。この面板 1 0 2 a は、注射筒 8 8 a の少なくとも一部を支持し、任意の追加の機能性または機能性の組み合わせを提供し / それらに適応し得る架台 1 0 4 を含む。土台 8 2 a が、面板 1 0 2 a と界面接合するために、パワー・ヘッド 5 0 上に配置され、パワー・ヘッド 5 0 に対して固定される。注射器 8 6 a 用の注射器プランジャ駆動アセンブリまたは注射器プランジャ駆動体 5 6 (図 2 C) の各部品である、ラム 7 4 (図 2 C) のラム連結器 7 6 は、パワー・ヘッド 5 0 上に取り付けられたときに、面板 1 0 2 a に近接して位置付けられる。注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 に関する詳細を、図 2 C に関連して以下でさらに詳細に論議する。概して、ラム連結器 7 6 は、注射器 8 6 a の注射器プランジャ 9 0 a と連結され得、次いで、ラム 7 4 (図 2 C) のラム連結器 7 6 は、軸 1 0 0 a (図 2 A) に沿って注射器プランジャ 9 0 a を移動させるようにパワー・ヘッド 5 0 に対して移動させられ得る。注射器 8 6 a のノズル 8 9 a を通して流体を放出するように注射器プランジャ 9 0 a を移動させるときに、ラム連結器 7 6 が注射器プランジャ 9 0 a と係合させられるが、実際にはそれに連結されないようなものであり得る。20

【 0 0 5 1 】

面板 1 0 2 a は、パワー・ヘッド 5 0 上のその土台 8 2 a 上に面板 1 0 2 a を取り付けること、および、面板 1 0 2 a 上のその土台 8 2 a から面板 1 0 2 a を除去することの両方のために、少なくとも概して、(それぞれ、注射器プランジャ 9 0 a、9 0 b の移動に関連付けられ、図 2 A に図示される) 軸 1 0 0 a、1 0 0 b に対して直角である面内で移動させられ得る。面板 1 0 2 a は、注射器プランジャ 9 0 a をパワー・ヘッド 5 0 上のその対応するラム連結器 7 6 と連結するために使用され得る。この点において、面板 1 0 2 a は、一対のハンドル 1 0 6 a を含む。概して、注射器 8 6 a が最初に面板 1 0 2 a 内に位置付けられる場合、ハンドル 1 0 6 a が、移動させられ、ひいては、少なくとも概して、(それぞれ、注射器プランジャ 9 0 a、9 0 b の移動に関連付けられ、図 2 A に図示される) 軸 1 0 0 a、1 0 0 b に対して直角である面内で注射器 8 6 a を移動 / 平行移動させ得る。ハンドル 1 0 6 a をある位置まで移動させることは、その注射器プランジャ 9 0 a をその対応するラム連結器 7 6 と連結するために、少なくとも概して下向きの方向に (面板 1 0 2 a に対して) 注射器 8 6 a を移動 / 平行移動させる。ハンドル 1 0 6 a を別の位置まで移動させることは、その注射器プランジャ 9 0 a をその対応するラム連結器 7 6 から分断するように、少なくとも概して、上向きの方向に (面板 1 0 2 a に対して) 注射器 8 6 a を移動 / 平行移動させる。3040

【 0 0 5 2 】

注射器 8 6 b は、中間面板 1 0 2 b を介してパワー・ヘッド 5 0 と相互接続される。土台 8 2 b が、面 1 0 2 b と界面接合するために、パワー・ヘッド 5 0 上に配置され、パワー・ヘッド 5 0 に対して固定される。注射器 8 6 b 用の注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 の各部品である、ラム 7 4 (図 2 C) のラム連結器 7 6 は、パワー・ヘッド 5 0 上に取り付けられたときに、面板 1 0 2 b に近接して位置付けられる。注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 に関する詳細を再び図 2 C に関連して以下でさらに詳細に論議する。概して、ラム50

連結器 7 6 は、注射器 8 6 b の注射器プランジャ 9 0 b と連結され得、次いで、ラム連結器 7 6 およびラム 7 4 (図 2 C) は、軸 1 0 0 b (図 2 A) に沿って注射器プランジャ 9 0 b を移動させるようにパワーへッド 5 0 に対して移動させられ得る。注射器 8 6 b のノズル 8 9 b を通して流体を放出するように注射器プランジャ 9 0 b を移動させるときに、ラム連結器 7 6 が注射器プランジャ 9 0 b と係合させられるが、実際には、それに連結されないようなものであり得る。

【 0 0 5 3 】

面板 1 0 2 b は、少なくとも概して、パワーへッド 5 0 上のその土台 8 2 b 上に面板 1 0 2 b を取り付けることと、面板 1 0 2 b 上のその土台 8 2 b から面板 1 0 2 b を除去することとの両方のために、少なくとも概ね、(それぞれ、注射器プランジャ 9 0 a、9 0 b の移動に関連付けられ、図 2 A に図示される) 軸 1 0 0 a、1 0 0 b に対して直角である面内で移動させられ得る。面板 1 0 2 b はまた、注射器プランジャ 9 0 b をパワーへッド 5 0 上のその対応するラム連結器 7 6 と連結するために使用され得る。この点において、面板 1 0 2 b は、ハンドル 1 0 6 b を含み得る。概して、および注射器 8 6 b が最初に面板 1 0 2 b 内に位置付けられる場合、注射器 8 6 b は、その長軸 1 0 0 b (図 2 A) に沿って、面板 1 0 2 b に対して回転させられ得る。この回転は、ハンドル 1 0 6 b を移動させることによって、注射器 8 6 b を把持して旋回させることによって、または両方によつて実現され得る。いずれの場合も、この回転は、少なくとも概して、(それぞれ、注射器プランジャ 9 0 a、9 0 b の移動に関連付けられ、図 2 A に図示される) 軸 1 0 0 a、1 0 0 b に対して直角である面内で注射器 8 6 b および面板 1 0 2 b の両方を移動 / 平行移動させる。ある方向に注射器 8 6 b を回転させることは、その注射器プランジャ 9 0 b をその対応するラム連結器 7 6 と連結するように、少なくとも概して、下向きの方向に注射器 8 6 b および面板 1 0 2 b を移動 / 平行移動させる。反対方向に注射器 8 6 b を回転させることは、その注射器プランジャ 9 0 b をその対応するラム連結器 7 6 から分断するように、少なくとも概して、上向きの方向に注射器 8 6 b および面板 1 0 2 b を移動 / 平行移動させる。

【 0 0 5 4 】

図 2 B に図示されるように、注射器プランジャ 9 0 b は、プランジャ本体 9 2 および注射器プランジャ連結器 9 4 を含む。この注射器プランジャ連結器 9 4 は、プランジャ本体 9 2 から離間されるヘッド 9 6 とともに、プランジャ本体 9 2 から延在するシャフト 9 8 を含む。ラム連結器 7 6 の各々は、ラム連結器 7 6 の面上のより小さいスロットの後ろに位置付けられる、より大きいスロットを含む。注射器プランジャ 9 0 b およびその対応するラム連結器 7 6 が連結状態または条件であるときに、注射器プランジャ連結器 9 4 のヘッド 9 6 は、ラム連結器 7 6 のより大きいスロット内に位置付けられ、注射器プランジャ連結器 9 4 のシャフト 9 8 は、ラム連結器 7 6 の面上のより小さいスロットを通って延在し得る。注射器プランジャ 9 0 a は、その対応するラム連結器 7 6 と界面接合するための類似する注射器プランジャ連結器 9 4 を含み得る。

【 0 0 5 5 】

パワーへッド 5 0 は、自動注入器 4 0 の場合、注射器 8 6 a、8 6 b から流体を放出するため利用される。つまり、パワーへッド 5 0 は、注射器 8 6 a、8 6 b の各々から流体を放出するように原動力を提供する。注射器プランジャ駆動アセンブリまたは注射器プランジャ駆動体として特徴付けられ得るものの一実施形態が、図 2 C に図示され、参照数字 5 6 によって識別され、注射器 8 6 a、8 6 b の各々から流体を放出するためにパワーへッド 5 0 によって利用され得る。別個の注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 が、注射器 8 6 a、8 6 b の各々のためにパワーへッド 5 0 に組み込まれ得る。この点において、図 2 A - B を再び参照すると、パワーへッド 5 0 は、注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 のそれぞれを別個に制御する際に使用するための、手動ノブ 8 0 a および 8 0 b を含み得る。

【 0 0 5 6 】

最初に、図 2 C の注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 に関連して、その個々の構成要

10

20

30

40

50

素の各々は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプであり得る。注射器プランジャ駆動アセンブリ 5 6 は、出力シャフト 6 0 を有するモータ 5 8 を含む。駆動歯車 6 2 が、モータ 5 8 の出力シャフト 6 0 上に取り付けられ、それとともに回転する。駆動歯車 6 2 は、被駆動歯車 6 4 と係合させられ、または少なくともそれと係合可能である。この被駆動歯車 6 4 は、駆動ネジまたはシャフト 6 6 上に取り付けられ、それとともに回転する。周囲で駆動ネジ 6 6 が回転する軸は、参照数字 6 8 によって識別される。1つ以上の軸受 7 2 が、駆動ネジ 6 6 を適切に支持する。

【 0 0 5 7 】

キャリッジまたはラム 7 4 は、駆動ネジ 6 6 上に移動可能に取り付けられる。概して、ある方向への駆動ネジ 6 6 の回転が、対応する注射器 8 6 a / b の方向へ駆動ネジ 6 6 に沿って（それにより、軸 6 8 に沿って）ラム 7 4 を軸方向に前進させる一方で、反対方向への駆動ネジ 6 6 の回転は、対応する注射器 8 6 a / b から離れるほうへ駆動ネジ 6 6 に沿って（それにより、軸 6 8 に沿って）ラム 7 4 を軸方向に前進させる。この点において、駆動ネジ 6 6 の少なくとも一部の周囲は、ラム 7 4 の少なくとも一部と界面接合するらせんネジ山 7 0 を含む。ラム 7 4 はまた、駆動ネジ 6 6 の回転中にラム 7 4 が回転することを可能にしない、適切なブッシング 7 8 内に移動可能に取り付けられる。したがって、駆動ネジ 6 6 の回転は、駆動ネジ 6 6 の回転方向によって決定される方向へのラム 7 4 の軸方向移動を提供する。

【 0 0 5 8 】

ラム 7 4 は、対応する注射器 8 6 a / b の注射器プランジャ 9 0 a / b の注射器プランジャ連結器 9 4 と取り外し可能に連結され得る連結器 7 6 を含む。ラム連結器 7 6 および注射器プランジャ連結器 9 4 が適切に連結されたとき、注射器プランジャ 9 0 a / b は、ラム 7 4 とともに移動する。図 2 C は、ラム 7 4 に連結されることなく、注射器 8 6 a / b がその対応する軸 1 0 0 a / b に沿って移動させられ得る、構成を図示する。その注射器プランジャ 9 0 a / b のヘッド 9 6 がラム連結器 7 6 と整合させられるが、依然として軸 6 8 が図 2 C のオフセット構成であるように、注射器 8 6 a / b が、その対応する軸 1 0 0 a / b に沿って移動させられた場合、注射器 8 6 a / b は、それに沿ってラム 7 4 が移動する、軸 6 8 に対して直角である面内で平行移動させられ得る。これは、上記の様式でラム連結器 7 6 と注射器プランジャ連結器 9 6 との間の連結係合を確立する。

【 0 0 5 9 】

図 1 および 2 A - C の自動注入器 1 0 、 4 0 は、限定ではないが、流体が対象（例えば、患者）に注入される、医療撮像用途を含む、任意の適切な用途のために使用され得る。自動注入器 1 0 、 4 0 のための代表的医療撮像用途は、限定ではないが、コンピュータ断層撮影または CT 撮像、磁気共鳴画像診断または MRI 、単光子放出コンピュータ断層撮影法または SPECT 撮像、陽電子放出コンピュータ断層撮影法または PET 撮像、X 線撮像、血管造影撮像、光学撮像、および超音波撮像を含む。自動注入器 1 0 、 4 0 は各々、単独で、または 1 つ以上の他の構成要素と組み合わせて、使用することができる。自動注入器 1 0 、 4 0 は各々、例えば、情報（例えば、走査遅延情報、注入開始信号、注入速度）が、自動注入器 1 0 、 4 0 と 1 つ以上の他の構成要素との間で伝達され得るように、1 つ以上の構成要素と動作可能に相互接続され得る。

【 0 0 6 0 】

任意の数の注射器が、限定ではないが、单一ヘッド構成（单一の注射器の場合）および二重ヘッド構成（2つの注射器の場合）を含む、自動注入器 1 0 、 4 0 の各々によって利用され得る。複数注射器構成の場合、各自動注入器 1 0 、 4 0 は、任意の適切な様式でかつ任意のタイミングシーケンス（例えば、2つ以上の注射器からの逐次放出、2つ以上の注射器からの同時放出、またはそれらの任意の組み合わせ）に従って、種々の注射器から流体を出し得る。複数の注射器が、共通導管内に放し得（例えば、单一の注入部位への提供のため）、または、1つの注射器が1つの導管内に放し得る（例えば、1つの注入部位への提供のため）一方で、別の注射器が、異なる導管内に放し得る（例えば、異なる注入部位への提供のため）。自動注入器 1 0 、 4 0 の各々によって利用される各その

10

20

30

40

50

のような注射器は、任意の適切な流体（例えば、医用流体）、例えば、造影剤、放射性医薬品、生理食塩水、およびそれらの任意の組み合わせを含み得る。自動注入器 10、40 の各々によって利用される各そのような注射器は、任意の適切な様式で設置され得る（例えば、背面装填構成が利用され得る、正面装填構成が利用され得る、側面装填構成が利用され得る）。

【0061】

図 3A は、図 2C のパワー・ヘッド 50 に相互接続された注射器筐体 110 の概略図である。注射器筐体 110 は、容量流体検出器 112 を含む。注射器筐体 110 は、注射器 116 を支持するように動作可能であり得る、および／または注射器 116 に沿って位置付けられ得る、注射器支持部分または架台 114 を含み得る。図示した実施形態では、容量流体検出器 112 は、注射器支持部分 114 の内部 113 に配置される（例えば、容量流体検出器 112 は、注射器筐体 110 内に包まれ、または封入され得る）。

10

【0062】

注射器筐体 110 は、任意の適切なサイズ、形状、構成、および／またはタイプであり得る。図示した実施形態では、注射器筐体 110 は、注射器 116 とパワー・ヘッド 50 との間に界面を提供するように、パワー・ヘッド 50 上に適切に取り付けられ、または別様にそれと一体化される。注射器筐体 110 は、パワー・ヘッド 50 に永久的に取り付けられるか、または組み込まれるか、あるいは少なくとも適正な工具を用いてその上に設置され得る。注射器筐体 110 はまた、注射器 116 の異なる構成がパワー・ヘッド 50 上に設置されることを可能にするアダプタの形態であり得る（例えば、アダプタが、パワー・ヘッド上の注射器界面構造上に設置され得るため、異なる注射器が使用され得、1つの注射器が、パワー・ヘッドの注射器界面構造とともに使用され得、別の注射器は、適切なアダプタがパワー・ヘッド上に設置されたときに使用され得る）。注射器筐体 110 はまた、注射器 116 の1つ以上の構成が設置され得、かつ、いかなる工具も用いることなく（例えば、単純に手動で）パワー・ヘッド 50 上に設置され得る面板の形態であり得る。この場合、パワー・ヘッド 50 上にどんな注射器 116 を設置するためにも、面板が必要とされるようなものであり得、この場合、面板がないと注射器 116 をパワー・ヘッド 50 上に設置することができない。

20

【0063】

容量流体検出器 112 は、概して、プリント回路基板（PCB）130、個々のコンデンサ 118a から 118h、およびセンサ電子機器 132 を含む。コンデンサ 118a - 118h は、PCB 130 上に配置され得る。各コンデンサ 118a - 118h の個々のプレートは、周知の PCB 製造プロセス（例えば、エッチング、フォトリソグラフィ）を使用して、PCB 130 の1つまたは複数の導電層から形成され得る。代替として、コンデンサ 118a - 118h のプレートは、PCB 130 に相互接続される（例えば、別々に取り付けられる）個別の構成要素であり得る。センサ電子機器 132 も、PCB 130 上に取り付けられ得る。センサ電子機器 132 は、信号をコンデンサ 118a - 118h に出力して、それらのそれぞれの電界を生成するように動作可能である構成要素、および／または、各個々のコンデンサ 118a - 118h の静電容量を決定するように動作可能である構成要素を含み得る。センサ電子機器 132 は、例えば、相互接続されたコンデンサ 118a - 118h への静電容量変化を検出することが可能な集積回路を含み得る。1 つのそのような集積回路は、Quantum Research Group, Pittsburgh, PA によって生産されている QT1080 8 Key QTouch (TM) Sensor IC である。

30

40

【0064】

PCB 130 およびそれに相互接続されたデバイスは、注射器筐体 110 の内部 113 に取り付けられ、かつその内側に密閉され得る。この点に関して、PCB 130 は、潜在的な流体漏出および／または直接接触による損傷から保護され得る。注射器筐体 110 は、ケーブル 134 を介して、パワー・ヘッド 50 および／または自動注入器 40 の他の構成要素に通信可能に相互接続され得る。注射器筐体 110 をパワー・ヘッド 50 および／また

50

は自動注入器 40 の他の構成要素に通信可能に相互接続する他の方法が、ケーブル 134 と併せて、またはその代わりに利用され得る。例えば、注射器筐体 110 は、自動注入器 40 と無線で通信し得る。別の実施例では、注射器筐体 110 は、注射器筐体 110 がパワー・ヘッド 50 上に設置されたときに、パワー・ヘッド 50 上の対応する部材と導電的に嵌合する導電部材を含み得る。

【0065】

容量流体検出器 112 は、概して、注射筒ゾーン 124（以下で論議される）内に配置される流体の体積を決定、推測、および／または推定するために使用され得る。この点に関して、設置時の予充填された注射器内の流体の体積が、容量流体検出器 112 によって決定され得る。さらに、注射器内の流体の体積は、注射器が注射器筐体 110 に取り付けられている間の任意の適切な時に（例えば、注入手技の前および／または間に）容量流体検出器 112 によって決定され得る。本明細書で使用される場合、「流体」とは、懸濁液およびコロイド（例えば、乳液）等の、比較的高い粘度を有し得るが、患者に注入するために好適であり、複数の構成物質を有し得る材料を含む流体を指す。10

【0066】

容量流体検出器 112 は、注射器筐体 110 上に設置された注射器 116 の縦軸 120 と平行に配列され、かつそれに沿って離間される、8 個の個々のコンデンサ 118a から 118h を含む。任意の適切な数のコンデンサが利用され得る。追加のコンデンサが、注射器 116 のノズル 122 に取り付けられた管類（図示せず）に沿って位置付けられ得る。コンデンサ 118a - 118h は、各個々のコンデンサ 118a - 118h が注射筒ゾーン 124 の所定の部分の中の流体を検出し得るように、配列され得る。注射筒ゾーン 124 は、その注射器が注射器筐体 110 に取り付けられたときに任意の適切な注射器の筒（例えば、注射器 116 の筒 117）によって占有され得る、注射器筐体 110 に対して位置付けられた空間の最大容積として規定される。注射筒ゾーン 124 は、注射器 116 が注射器筐体 110 上に設置されたときに注射筒 117 の長さと一致する注射筒ゾーン長さを含み得る。注射筒ゾーン 124 は、注射器 116 が注射器筐体上に設置されたときに注射筒縦軸 120 と一致する注射筒ゾーン縦軸を含み得る。図 3A に示されるように、容量流体検出器 112 の第 1 のコンデンサ 118a は、（図 3A に示されるように）プランジャ本体 92 が注射筒 117 内の完全後退位置にあるときにプランジャ本体 92 が位置する場所で、またはその付近で、注射筒ゾーン 124 内の流体を検出するように位置付けられ得る。また、最後のコンデンサ 118h は、注射器 116 のノズル 122 の端部で、またはその付近で、流体を検出するように位置付けられ得る。残りのコンデンサ 118b から 118g は、例えば、最初および最後のコンデンサ 118a、118h の間で等距離に離間され得る。この点に関して、コンデンサは、注射筒ゾーン 124 の全長に沿って離間され得る。流体の検出に関して本明細書で論議される（例えば、あるレベルを下回る静電容量が、流体が存在することを示す）が、本明細書で説明されるコンデンサは、空気、真空、または流体がないことを検出するともいえる（例えば、あるレベルを上回る静電容量が、空気が存在することを示す）。2030

【0067】

図 3C で図示されるようなある場合、注射器 116 は、注射器筐体 110 上に設置され得、その場合、注射器 116 が注射筒ゾーン 124 よりも小さい流体の体積を含む。したがって、注射器 116 は、プランジャ本体 92 とノズル 122 との間の注射器 116 内の容積が、その中に含まれた流体の体積に実質的に等しい（例えば、プランジャ本体 92 とノズル 122 との間の容積内に空気がない）ように、最初にそのプランジャ本体 92 を図 3C に示されるように位置付けさせ得る（注射器 116 のプランジャ 92 が、その完全後退状態で示され得る）。結果的に、注射器 116 は、注射器 116 と同様に、ボタン 36b を同一の初期位置に位置付けるように長さが選択される、対応するシャフト 36a を有し得る。この点に関して、ボタン 36b をラム連結器 76 に相互接続することを含む、最初に注射器筐体 110 上に注射器 116 を設置するプロセスは、最初に注射器筐体 110 上に注射器 116 を設置するプロセスに類似し得る。同様に、異なる初4050

期流体体積を含む他の注射器、および対応する異なるシャフトが、注射器筐体 110 上に設置され得る。

【0068】

代替配列では、容量流体検出器 112 は、任意の適切な数のコンデンサを含み得る。そのようなコンデンサは、注射筒ゾーン 124 に沿って任意の適切なパターンで配置され得る。例えば、そのようなコンデンサは、均等に離間され得、または不均一に配置され得る。コンデンサは、容量流体検出器 112 が、最初に異なる流体の体積を含む設置された注射器を区別することを可能にするように、不均一に離間され得る。コンデンサは、注射筒ゾーン 124 の全長よりも小さい注射筒ゾーン 124 の一部分に沿って配置され得る。

【0069】

容量流体検出器 112 のコンデンサ 118a - 118h の各々は、並んで配列された 2 つのプレートの形態であり得る。各個々のコンデンサ 118a - 118h のプレートは、実質的に同一平面上にあり得る。図 3B は、線 3b に沿った図 3A の注射筒ゾーン 124 および注射器筐体 110 の断面概略図である。断面は、コンデンサ 118d を通って切断する。コンデンサ 118d は、並んで配列された 2 つの実質的に同一平面上にあるプレート 126a、126b を含み得、コンデンサ 118d が通電させられたとき、電界 128 が、上方に、およびプレート 126a、126b の間に延在する、略円弧状の体積 128 で形成され得る。電界 128 の一部分は、注射筒ゾーン 124 の一部分と一致し得る。

【0070】

図 3B で描写される電界 128 のサイズおよび形状は、例示的な目的のためである。コンデンサ 118d によって生成される電界 128 の実際のサイズおよび形状は、限定されないが、コンデンサプレート 126a、126b のサイズおよび形状、互に対するコンデンサプレート 126a、126b の位置付け、およびプレート 126a、126b の電圧レベルを含む、いくつかの要因に依存し得る。さらに、センサ電子機器 132 の感度が、電界 128 の使用可能サイズに影響を及ぼし得る。例えば、より優れた静電容量感度を伴うセンサ電子機器 132 が、電界 128 の周辺における物体に起因する静電容量変化を検出することができる一方で、より低い感度を伴うセンサ電子機器 132 は、そのような静電容量変化を検出することができないことがある。したがって、電界 128 のサイズおよび形状は、図 3B で描写されるものから大幅に変化し得る。例えば、配列では、コンデンサ 118d の電界 128 は、図 3B で描写されるものよりも小さいことも大きいこともある。例えば、実施例では、コンデンサ 118d の電界 128 は、コンデンサ 118d に近接する注射筒ゾーン 124 の断面積の全体を包含し得る。

【0071】

電界 128 の障害（例えば、電界の強度の低減、または電界の完全妨害）は、プレート 126a、126b の間の感知された静電容量に変化を引き起こし得る。例えば、注射器 116 が、電界 128 と一致する、注射筒ゾーン 124 の領域において空気で充填されている場合、プレート 126a、126b の間の静電容量は、第 1 の値にあり得る。同様に、注射器 116 が、電界 128 と一致する、注射筒ゾーン 124 の領域において流体（例えば、造影剤）で充填されている場合、プレート 126a、126b の間の静電容量は、第 2 の値にあり得る。異なる値は、空気の誘電特性と流体の誘電特性との間の差異によるものであり得る。さらに、異なるタイプの流体が、異なる誘電特性を有し得る。コンデンサ 118d の静電容量が第 1 のレベルにあるか、または第 2 のレベルにあるかどうかを決定し、感知されている流体の誘電特性を考慮することによって、空気または流体が、電界 128 と一致する、注射筒ゾーン 124 の領域において存在するかどうかに関する決定が、行われ得る。流体または空気が存在するかどうかを決定する別の方法では、第 1 のレベルと第 2 のレベルとの間の閾値が生成され得、測定された静電容量が閾値以上であるか、または以下であるかどうかに基づいて、空気または流体が、注射筒ゾーン 124 の領域において存在するかどうかに関する決定が、行われ得る。

【0072】

真空が注射筒ゾーン 124 内で形成されることが可能であり得る。例えば、これは、注

10

20

30

40

50

射筒ゾーン 124 の中への流体の流速よりも速い速度で、プランジャ本体 92 を後退させることの結果として起こり、したがって、キャビテーションをもたらし得る。そのような場合において、空気の検出に関して本明細書で説明されるのと同一の装置および方法を用いて、真空が検出され得る。したがって、空気の検出が本明細書で説明される場合、そのような論議はまた、真空の検出に適用され得る。

【0073】

流体または空気が存在するかどうかという決定は、流体レベル決定論理 39（図 1）によって行われ得る。流体レベル決定論理 39 は、コンデンサ 118a - 118h および／または他のソース（例えば、パワー・ヘッド 50 用の角度検出器、注射器内の流体のタイプを識別する注射器 116 上の R F I D タグ）からの信号を解釈し、注射器 116 内の流体の体積を推定し、および／または注射器 116 内の空気を検出するように動作可能であり得る。注射器内の流体の体積の推定はまた、既知のパラメータ（例えば、内径、筒長さ、全体積）に基づき得る。そのような既知の注射器パラメータは、コンデンサ 118a - 118h および／または他のソースからの信号とともに、注射器 116 内の流体の推定体積を計算するために使用され得る。流体の推定体積は、任意の適切なディスプレイ（例えば、ディスプレイ、G U I 52）によって表示され得る。流体レベル決定論理 39 は、任意の適切な場所、または適切な場所の組み合わせで配置され得る。例えば、図 1 に示されるように、流体レベル決定論理 39 は、パワー・ヘッド 12 内に配置され得る。別の実施例では、流体レベル決定論理 39 は、センサ電子機器 132 内に配置され得る。

【0074】

図 3B のコンデンサ 118d に関して図示されるように、容量流体検出器 112 のコンデンサ 118a - 118h の各々は、並んで配列された 2 つの実質的に同一平面上にあるプレートの形態であり得る。他の適切なコンデンサプレート構成が利用され得る。例えば、コンデンサプレートは、それらが互に対して角度を成し、かつ注射器の中心に対面している場合等、非同一平面上にあり得る。コンデンサ 118a - 118h のコンデンサプレートの相対位置は、コンデンサプレートのうちの一方から垂直に延在するベクトルが他方と交差しないものであり得る。

【0075】

例示的な目的でコンデンサ 118d を使用し続けると、コンデンサ 118d に関する容量流体検出器 112 の出力は、デジタルであり得、所定の感知静電容量を下回ると、コンデンサ 118d に関する容量流体検出器 112 の出力は、第 1 のレベル（例えば、0 ボルト）にあり得、所定の感知静電容量を上回ると、コンデンサ 118d に関する容量流体検出器 112 の出力は、第 2 のレベル（例えば、5 ボルト）にあり得る。この点に関して、第 1 のレベル出力は、コンデンサ 118d の電界 128 と交差する射筒ゾーン 124 内に空気がある状態に対応し得、第 2 のレベル出力は、電界 128 と交差する射筒ゾーン 124 内に流体がある状態に対応し得る。したがって、容量流体検出器 112 の出力は、電界 128 と交差する射筒ゾーン 124 内の流体の存在または非存在を示すために使用され得る。同様に、射筒ゾーン 124 が他のコンデンサ 118a - 118c、118e - 118h の電界と交差する射筒ゾーン 124 内の流体の存在または非存在を決定するために、他のコンデンサ 118a - 118c、118e - 118h が同様に使用され得る。

【0076】

図 3A で図示される配列では、コンデンサ 118a - 118h は、射筒ゾーン 124 の縦軸 120 に沿って配列される。第 1 のコンデンサ 118a は、射筒ゾーン 124 の第 1 の端部に配置され得る。最後のコンデンサ 118h は、射筒ゾーン 124 の第 1 の端部から反対側の注射器 116 のノズル 122 の端部に配置され得る。残りの 6 個のコンデンサ 118b から 118g は、2 つの末端コンデンサ 118a、118h の間に規則的な間隔で配置され得る。したがって、コンデンサ 118a - 118g は各々、射筒ゾーン 124 の全長の約 14% に等しい距離によって分離され得る。したがって、容量流体検出器 112 は、デジタルモードで動作する個々のコンデンサ 118a - 118h を用いて

10

20

30

40

50

、注射筒ゾーン 124 内の流体の実際のレベルの 14 %以内まで、注射筒ゾーン 124 内の流体のレベルを決定するように動作可能であり得る。例えば、流体がコンデンサ 118 a から 118 f で感知され、いかなる流体もコンデンサ 118 g および 118 h で感知されないと、コンデンサ 118 a から 118 f が流体を感知しているので、注射筒ゾーン 124 が少なくとも 71 %満杯であると推測することができる。さらに、コンデンサ 118 g および 118 h がいかなる流体も感知していないので、注射筒ゾーン 124 が最大限でも 85 %満杯であると推測することができる。したがって、注射器内の流体の体積が注射筒ゾーン 124 の 71 %から 85 %の間であると推測することができる。いかなる流体も、注射器 116 のノズル 122 の端部に向かったコンデンサ（例えば、コンデンサ 118 a - 118 h）で感知されない一方で、残りのコンデンサ（例えば、コンデンサ 118 a - 118 f）が流体を感知する場合、そのような状況は、注射器 116 のノズル 122 の端部に配置された空気ポケットを示し得る。全てのコンデンサ 118 a - 118 h が流体を感知するとき、注射器 116 が実質的に 100 %満杯であると推測され得、コンデンサ 118 a - 118 h のうちのいずれも流体を感知しないとき、注射器 116 が実質的に空であるか、または注射器筐体 110 上に設置されていないと推測され得ることが理解されるであろう。10

【0077】

容量流体検出器 112 は、注射器筐体 110 上への注射器 116 の最初の設置時に、注射器 116 内の流体の体積を確認および／または決定するために使用され得る。例えば、注射筒ゾーン 124 が 125 ml であり、可能な注射器 116 の初期体積（例えば、注射器筐体 110 上への設置時の注射器 116 の中の流体の量）が 125 ml、100 ml、50 ml、および 0 ml である場合、容量流体検出器 112 は、どの初期充填体積の注射器 116 が注射器筐体 110 上に設置されているかを区別するように動作可能であり得る。20

【0078】

さらに、ある実施形態では、個々のコンデンサ 118 a - 118 h が、不均一に注射筒ゾーン 124 の長さに沿って分配され得る。不均一な分配は、種々の既知の初期充填体積を区別するために使用され得るように、個々のコンデンサ 118 a - 118 h が位置付けられることを可能にし得る。例えば、前の実施例を使用すると、均一に分配された個々のコンデンサ 118 a - 118 h は、75 %満杯である注射器 116 を 80 %満杯である注射器 116 と区別することができないことがある。しかしながら、例えば、78 %満杯に対応する注射器の領域中に個々のコンデンサ 118 a - 118 h のうちの 1 つのコンデンサを計画的に配置することによって、（そのコンデンサがいかなる流体も感知しないであろう）75 %満杯の注射器と（そのコンデンサが流体を感知するであろう）80 %満杯の注射器とを区別するために、そのコンデンサを使用することができるであろう。30

【0079】

パワー・ヘッド 50 が、他の手段（例えば、駆動ネジ 66 に相互接続されたエンコーダ）を通してプランジャ本体 92 の位置を決定し得るので、上記の容量感知は、注射器 116 内に流体の期待体積が存在することを確認するために使用され得る。感知された流体の体積が期待体積と一致しない場合において、本システムは、アラームを生成すること、および／または任意の現在の注入プロセスを中止することを行い得る。そのような不一致は、注射筒ゾーン 124 内に予想外に存在する空気または真空の指示、および／または流体の誤った体積を伴う注射器 116 の設置（例えば、注射器 116 が設置されているが注射器 116 が期待されていた）の指示であり得る。40

【0080】

容量流体検出器 112 は、図 3 A で図示される 8 個のコンデンサ 118 a - 118 h よりも多いかまたは少ないコンデンサを含む、任意の適切な数のコンデンサを含み得る。コンデンサの数量および分配は、容量流体検出器 112 の所望の機能に依存し得る。例えば、容量流体検出器 112 が注射器 116 と注射器 116 とを区別するように動作可能であることが所望される場合、容量流体検出器 112 は、コンデンサ 118 b およびコンデ50

ンサ 118 g 等の 2 つのコンデンサのみを含み得る。そのような構成では、注射器 116 、 116 の両方が、初期設置時にコンデンサ 118 g の電界内に流体を位置付けるであろうため、コンデンサ 118 g が、注射器 116 または注射器 116 のいずれかの一方の存在を検出するために使用され得る。次いで、注射器 116 が設置された場合、流体がコンデンサ 118 b の電界内に位置付けられるであろうが、注射器 116 が設置された場合、いなかる流体もコンデンサ 118 b の電界内に位置付けられないであろうため、どちらのタイプの注射器（注射器 116 または注射器 116 ）が設置されているかを検出するためにはコンデンサ 118 b を使用することができる。したがって、本明細書で説明される実施形態の独特の特徴は、容量流体検出器 112 によって生じさせられる電界が、縦軸 120 に沿った個別の距離（例えば、注射筒ゾーン 124 の長さの半分よりも大きい、コンデンサ 118 b とコンデンサ 118 g との間の距離等）によって分離される、（例えば、コンデンサ 118 b およびコンデンサ 118 g に近接する）複数の個別の場所で注射筒ゾーン 124 と交差し得ることであり得る。

【 0081 】

コンデンサ 118 a - 118 h に関する容量流体検出器 112 の出力は、アナログであり得る。例えば、コンデンサ 118 d に関して、感知される静電容量は、コンデンサ 118 d の電界 128 内の流体の体積に関係し得る。例えば、感知される静電容量は、流体が空気よりも低い誘電率を有し得るので、電界 128 内の流体のレベルが増加するにつれて減少し得る。したがって、注射筒ゾーン 124 内の流体のレベルが、流体が電界 128 の一部分を占有するようなものであるとき、（コンデンサ 118 a - 118 h がデジタルモードで使用されるときと比較して）注射筒ゾーン 124 内の流体の全体積のより正確な決定が行われ得る。さらに、コンデンサ 118 d の電界は、縦軸 120 に沿ったコンデンサ 118 d の長さに対応する縦軸 120 に沿った長さを有し得る。従って、注射筒ゾーン 124 内の流体のレベルが、流体が電界 128 の一部分（例えば、全体未満）を占有するようなものであるとき、コンデンサ 118 d の静電容量は、注射筒ゾーン 124 内の流体の全体積を推定するために使用され得る。そのような状況では、本システムは、他のコンデンサ 118 a - 118 c および 118 e - 118 h が、コンデンサ 118 d からの静電容量値を使用した体積推定と一致する静電容量値を有することを検証し得る。例えば、コンデンサ 118 e - 118 h が、いかなる流体も示さないが、コンデンサ 118 a - 118 c が、流体の存在を示し、したがって、注射筒ゾーン 124 がコンデンサ 118 d に近接する領域とノズル 122 から反対側にある注射器 116 の端部との間で充填されていることを示す。

【 0082 】

図 4 A は、容量流体検出器 135 を含む注射器筐体 110 に取り付けられた注射器 116 の概略図である。図 4 B は、図 4 A の注射器 116 および注射器筐体 110 の断面概略図である。容量流体検出器 135 は、注射器 116 の縦軸 120 に沿った長さが注射筒ゾーン 124 の長さに対応する、単一のコンデンサ 136 を含む。図 3 A を参照して上記で説明されるアナログ構成に類似して、コンデンサ 136 の静電容量は、注射筒ゾーン 124 内の流体の体積が変化するにつれて変化し得る。したがって、注射筒の初期流体ライン 124 以内の流体のレベルが、コンデンサ 136 の測定された静電容量値から推測され得る。

【 0083 】

図 4 B のコンデンサ 136 に関して図示されるように、コンデンサ 136 は、並んで配列された 2 つの実質的に同一平面上にあるプレート 137 a 、 137 b の形態であり得る。他の適切なコンデンサプレート構成が、利用され得る。例えば、コンデンサプレートは、それらが互に対し角度を成し、かつ注射器の中心に對面している場合等に、非同一平面上にあり得る。コンデンサ 136 のコンデンサプレート 137 a 、 137 b の相対位置は、コンデンサプレートのうちの一方から垂直に延在するベクトルが他方と交差しないようなものであり得る。

【 0084 】

10

20

30

40

50

縦軸 120 に沿ったコンデンサ 136 の長さは、注射筒ゾーン 124 の長さより小さく、それに等しく、またはそれより大きくてよい。例えば、コンデンサ 136 の長さは、コンデンサ 136 の電界 138 が注射筒ゾーン 124 の全長に沿って注射筒ゾーン 124 に浸透するように選択され得る。別の実施例では、コンデンサ 136 の長さは、コンデンサ 136 の電界 138 が、注射筒ゾーン 124 の全長の少なくとも半分に等しい注射筒ゾーン 124 の一部分に沿って注射筒ゾーン 124 に浸透するように選択され得る。そのような構成では、コンデンサ 136 は、異なる初期流体体積を区別するためにコンデンサ 136 が使用され得るように、注射筒ゾーン 124 の一部分に対応し得る。別の構成では、コンデンサ 136 の長さは、空（流体が存在しない）から満杯の間の任意の量について、注射筒ゾーン 124 内の流体の体積を決定するためにコンデンサ 136 が使用され得るよう 10 に、注射筒ゾーン 124 の全長に対応し得る。

【0085】

図 5A は、注射器 116 が、冗長コンデンサ 142a - 142c を含む容量流体検出器 140 を含む、注射器筐体（図示せず）に取り付けられる、代替実施形態の断面概略図である。コンデンサ 142a - 142c は各々、図 4A のコンデンサ 136 と同様に構成され得る。代替として、コンデンサ 142a - 142c は、図 3A から 3C のコンデンサ 118a - 118h に類似する一連の個別のコンデンサであり得る。コンデンサ 142a - 142c は、各々が注射器 116 の長さに沿った同一の部分と一致するように配列され得る。この点に関して、コンデンサ 142a - 142c の各々は、注射器 116 内の流体を検出することが可能である電界を生成するように動作可能であり得る。したがって、パワー・ヘッド 50 が、真っ直ぐに上または真っ直ぐに下を指す注射器 116 を伴って配向される場合、コンデンサ 142a - 142c の各々は、注射器 116 内の同一の流体レベルを独立して測定するように配置され得る。 20

【0086】

そのような独立した測定は、ある異常を除外するために使用することができる。この点に関して、自動注入器 40 は、3 つのコンデンサ 142a - 142c の決定された静電容量を比較し、異常な測定値を除外するように動作可能であり得る。例えば、オペレータの手または電子デバイス等の外部物体が、コンデンサ 142b に誤った測定値を生じさせる一方で、他の 2 つのコンデンサ 142a、142c が、外部物体による影響を受けない場合、自動注入器 40 は、コンデンサ 142b の誤った測定値を無視するように動作可能であり得る。自動注入器 40 は、コンデンサ 142a - 142c の各々からの測定値を比較し、2 つのコンデンサ 142a、142c が、流体のあるレベルを示す静電容量を有する一方で、コンデンサ 142b が、（外部物体の存在により）流体の異なるレベルを示すことを決定し得る。そのような状況では、自動注入器 40 は、コンデンサ 142b の測定値を無視し、流体の体積が 2 つの一致するコンデンサ 142a、142c の静電容量によって示されると見なし得る。そのような状況は、図 6 でグラフによって図示される。 30

【0087】

図 6 のグラフ 600 は、垂直軸 602 上で測定された静電容量 (C)、および水平軸 604 上で時間 (t) を表示する。グラフ 600 は、t0 から t3 までの定常状態（例えば、プランジャ移動がない）期間中の動作を描写する。t0 から t3 までの期間中に、コンデンサ 142a からの信号 642a およびコンデンサ 142c からの信号 642c が一定である一方で、コンデンサ 142b からの信号 642b は、t1 から t2 の間の時間中に値の減少を示す。対応する値の低減が、コンデンサ 142a および 142c からの信号 642a および 642c にそれぞれ存在しないので、自動注入器 40（または自動注入器 40 の任意の適切な部分）は、時間 t1 から t2 の間のコンデンサ 142b からの信号 642b が誤っていると仮定し、時間 t1 から t2 の間の時間中に信号 642b を無視または軽視し得る。時間 t1 から t2 の間の時間にわたって、自動注入器 40 は、注射器 116 内の流体体積を推定するために、コンデンサ 142a および 142c からの信号 642a、642c に優先的に（例えば、独占的に）依存し得る。例えば、時間 t0 から t1 の間の時間中の信号 642a - 642c は各々、それらの異なる静電容量値にかかわらず、注 40 50

射器 116 内の流体の体積の同一値を表し得ることが理解されるであろう。値は、コンデンサ構成および / または測定されている流体の体積に対するそれらの位置により、異なり得る。別の構成では、コンデンサ 142a - 142c は、注射器 116 内に存在する流体の任意の所与の体積について、互に同様の測定値を生じるように、選択、配列、および / または較正され得る。冗長センサが使用されるときに測定値を決定するために使用される、当業者に公知である他の適切なフィルタリング方法が、自動注入器 40 に組み込まれ得る。

【 0088 】

グラフ 600 のように、図 7 のグラフ 700 は、垂直軸 702 上で測定された静電容量 (C)、および水平軸 704 上で時間 (t) を表示する。グラフ 700 は、注射器 116 内の流体の体積が変化しており、それぞれ、コンデンサ 142a、142b、および 142c からの信号 742a、742b、および 742c が体積の変化を追跡する、状態を図示する。他の信号とは異なる速度で変化している信号が 1 つもないため、自動注入器 40 は、任意の所与の時間にわたって、各信号（または信号の組み合わせ）が注射器 116 内の流体の体積を正確に表していることを解釈し得る。グラフ 600 のように、信号 742a - 742c の値は、コンデンサ構成および / または測定されている流体の体積に対するそれらの位置により、異なり得る。

【 0089 】

図 5A を参照すると、コンデンサ 142a - 142c は、注射器 116 の輪郭に従うように成形され得る支持材 144 に沿って取り付けられ得る。そのような構成は、個々のコンデンサ 142a - 142c が注射器 116 にごく接近して配置され得るので、有利であり得る。支持材 144 および個々のコンデンサ 142a - 142c は、フレキシブル PCB 製造技法を使用して、および / または湾曲支持材 144 上にコンデンサ 142a - 142c のプレートを取り付けることによって構築され得る。図 5A の湾曲支持材 144 およびコンデンサ 142a - 142c を作成するために作成され得る、任意の他の適切な構築方法が組み込まれ得る。

【 0090 】

図 5B は、容量流体検出器 146 が、略平坦な支持材 150a、150b 上に配列された個々のコンデンサ 148a - 148d を備えている、代替構成を図示する。支持材 150a、150b の平坦な構成、およびその上に配置された個々のコンデンサ 148a - 148d により、容量流体検出器 146 は、標準 PCB 製造技法または任意の他の適切な技法を使用して製造され得る。

【 0091 】

容量流体検出器 140 および容量流体検出器 146 の両方が、図 3A - 3C を参照して説明される注射器筐体 110 内の容量流体検出器 112 と同様に、対応する注射器筐体（図示せず）内に配置（例えば、封入）され得る。任意の適切な数の冗長コンデンサが使用され得る。

【 0092 】

ここで、図 3A から 5B を参照して上記で説明されるもの等の容量流体検出器を伴う注射器筐体を含む、注入システムを動作させる方法を説明する。そのような方法における第 1 のステップは、注入システムの注入デバイス上に注射器 116 を設置することであり得る。注入システムは、例えば、説明される自動注入器 40 であり得る。注入デバイスは、例えば、上記で説明されるパワー・ヘッド 50 であり得る。注入デバイス上に注射器 116 を設置することは、注射器 116 が注射器筐体内の容量流体検出器（例えば、容量流体検出器 112、容量流体検出器 135、容量流体検出器 140、または容量流体検出器 146）に近接するように、注射器筐体（例えば、注射器筐体 110 または注射器筐体 110）上に注射器 116 を配置することを含み得る。注射器筐体上に注射器 116 を設置することは、注入デバイスのラム 74 を注射器 116 のプランジャ本体 92 に連結することを含み得る。この点に関して、注入デバイスのラム 74 は、注射器 116 のプランジャ本体 92 を拡張および / または後退させるように動作可能であり得る。

10

20

30

40

50

【0093】

注入デバイス上への注射器 116 の設置は、注射器 116 内の流体の体積および / または種類を識別することを含み得る。この識別ステップは、容量流体検出器を用いて注射器 116 内の流体を感知することとは別個であり得る。この識別ステップは、任意の適切な手段を使用して、注射器 116 内の流体の体積および / または種類を自動注入器 40 (またはその構成要素) に伝達することを含み得る。例えば、オペレータが、注射器 116 内の流体の体積および / または種類を自動注入器 40 のユーザインターフェース 11 に手動で入力し得る。さらなる実施例について、自動注入器 40 は、注射器 116 の属性を読み取って、注射器 116 内の流体の体積および / または種類を決定するように動作可能であり得る。属性は、バーコードまたは他のラベル等の視覚的指標であり得、および / または属性は、注射器 116 に関連付けられる R F I D タグの形態であり得る。

10

【0094】

注入デバイス上への注射器 116 の設置の後には、設置された注射器 116 内の流体の存在を容量的に感知することが続き得る。容量的に感知することは、パワー・ヘッド 50 が上または下を指している間に行われ得る。そのような配向 (例えば、上または下を指す) において、注射器 116 内の任意の流体は、縦軸と垂直な任意の断面が均一であり得るよう 10 に分配され得る (例えば、全て流体または全て空気である) 。そのような配向は、注射器 116 内の空気の検出を単純化し得る。加えて、容量的に感知することは、プランジャー本体 92 とノズル 122 との間で注射器 116 内に空気がある場合、注射器 116 内の流体と空気との間の界面が、パワー・ヘッド 50 の角度に対応する角度にあり得ることを考慮して、パワー・ヘッド 50 が (例えば、上または下を指すことに対して) 注入システムと角度を成している間に行われ得る。

20

【0095】

図 3 A の容量流体検出器 112 等の複数の個別のコンデンサを含む容量流体検出器の場合、容量的に感知することは、複数の容量センサ 118 a - 118 h の第 1 の部分を用いて、設置された注射器 116 内の流体の存在を感知することと、複数のコンデンサセンサ 118 a - 118 h の第 2 の部分を用いて、設置された注射器 116 内に流体がないことを感知することとを含み得る。そのような容量感知は、患者に注射器 116 内の流体のうちのいくらかを注入する前に行われ得る。流体の容量感知の後には、容量感知に基づいて 30 注射器 116 内の流体の全体積を推定することが続き得る。そのような推定は、例えば、注射器 116 の充填率の推定に到達するように、流体の存在を感知した容量センサの数を、容量流体検出器 112 の容量センサの総数で除算することを含み得る。また、そのような推定は、例えば、参照テーブルにおいて、流体の存在を感知した容量センサの数に対応する注射器 116 内の流体の全体積を調べることを含み得る。

30

【0096】

図 4 A および 4 B の容量流体検出器 135 等の単一の細長いコンデンサを含む、容量流体検出器の場合、容量的に感知することは、コンデンサ 136 の個々のプレートの間の静電容量値を検出することを含み得る。次いで、検出された静電容量値は、注射器 116 内の流体の体積を推定するために注入システムによって使用され得る。この推定は、計算を通して、および / または参照テーブルの中の静電容量値を調べることを通じ得る。

40

【0097】

注射器 116 内の流体の全体積が容量感知に基づいて推定された後、注入システムは、注射器 116 内の流体の推定された全体積が、識別ステップで決定される (例えば、手動で入力される、自動的に入力される) 流体体積に対応することを検証し得る。

【0098】

容量感知に基づく流体の全体積の推定はまた、限定数の異なる初期注射器流体体積があり得るということを織り込み得る。例えば、注射器筐体 110 上に設置されるように動作可能である、限定数の流体の個別の初期体積のみが注射器 116 の中にあり得る。例えば、注射器筐体 110 上に設置されるように動作可能である注射器は、125 ml 、 100 ml 、 50 ml 、および 0 ml の (例えば、空の) 初期充填体積サイズでしか提供されな

50

いことがある。そのような動作環境で、容量流体検出器 112 は、前述の異なる初期体積を最初に区別することのみを必要とされ得る。

【0099】

容量流体検出器を含む注入システムを動作させる方法における別のステップは、注射器 116 のプランジャ本体 92 を移動させるようにパワー・ヘッド 50 のラム 74 を移動させることであり得る。プランジャ本体 92 が移動している間に、容量流体検出器は、複数回、注射筒ゾーン 124 内の流体を容量的に感知し得る。さらに、注入システムは、注射筒ゾーン 124 内の流体が容量的に感知された、複数回の各々で、注射器 116 内の流体の体積を推定し得る。この点に関して、プランジャ本体 92 が移動している間に、注射器 116 内の流体のレベルが把握され得る。容量感知および全体積推定は、プランジャ本体 92 が移動している間に連続的に行われ得る。プランジャ本体 92 の移動は、(例えば、流体を注射筒ゾーン 124 に引き込むための) プランジャ本体 92 の後退であり得、または(例えば、注射筒ゾーン 124 から流体を射出するための) プランジャ本体 92 の拡張であり得る。10

【0100】

プランジャ本体 92 が後退させられるにつれて流体レベルを容量的に感知することによって、注入システムは、プランジャ本体 92 の後退が流体を注射筒ゾーン 124 に引き込んでいることを確認するように動作可能であり得る。例えば、注入システムは、(例えば、駆動ネジ 66 に相互接続されたエンコーダを通して) プランジャ本体 92 の位置を把握し、したがって、プランジャ本体 92 の位置に関連付けられる注射筒ゾーン 124 内の流体の期待体積を計算することができ得る。注射筒ゾーン 124 内の流体の容量感知によって決定される流体の体積が、プランジャ本体 92 の位置に基づく期待体積と一致しない場合、注入システムは、アラームを鳴らすこと、および/またはプランジャ本体 92 の移動を停止させることを行い得る。そのような状態は、空気が、プランジャ本体 92 と注射器 116 のノズル 122 との間の容積内で注射筒ゾーン 124 に進入したという指示であり得る。これは、注入システム内の漏出および/または空の流体源によるものであり得る。20

【0101】

流体が容量的に感知される上記のステップのうちの任意のものにおいて、容量的に感知することはさらに、冗長構成で配列された第 1、第 2、および第 3 の容量センサを用いて、注射筒ゾーン 124 内の流体を感知することを含み得る。この点に関して、方法はさらに、第 1、第 2、および第 3 の容量センサからの出力を比較することに少なくとも部分的に基づいて、誤った測定値を識別することを含み得る。30

【0102】

流体レベル決定論理 39 は、任意の適切なソフトウェア、ファームウェア、もしくはハードウェアにおいて、1つ以上のプラットフォームの使用、1つ以上のプロセッサの使用、任意の適切な種類のメモリの使用、任意の適切な種類の任意の単一のコンピュータまたは任意の適切な種類の複数のコンピュータの使用、および任意の適切な方式での相互接続、あるいはそれらの任意の組合せを制限なく含む、任意の適切な方式で実装され得る。流体レベル決定論理 39 は、任意の単一の場所で、または適切な方式で(例えば任意の種類のネットワークを介して) 相互接続される複数の場所で実装され得る。40

【0103】

注射筒ゾーン 124 に非常に近い人的相互作用によって引き起こされる容量信号変化が、入力を自動注入器 40 の中へ提供するために使用され得る。自動注入器 40 への入力としての機能を果たし得る、人的相互作用の種類の一実施例が、自動注入器 40 (図 8 では示されていない) 上に位置付けられた注射器 800 を概略的に示す、図 8 で図示されている。ユーザが、その中の任意の流体を注射器 800 から一掃するようにラム 20 (図 8 では示されていない) を前方に移動させることを伴うであろう、一掃動作を行うように自動注入器 40 に命令することを希望し得る。一掃を行うように自動注入器 40 に命令するために、ユーザは、ノズル 804 から反対側にある注射器 800 の端部 802 の付近で、注射器 800 の両側に片手の親指および人差し指を置き得る。この指位置は、注射器 800 50

に隣接する円 8 0 6 および 8 0 8 によって図示されている。次いで、ユーザは、円 8 1 4 および 8 1 6 によって図示される指位置まで、矢印 8 1 0 および 8 1 2 によって図示されるように、ノズル 8 0 4 に向かって注射器に沿って親指および人差し指をスイープし得る。この運動は、一掃動作中にラム 2 0 の作用を刺激し、したがって、直観的であり得、ユーザによって容易に覚えられ得る。

【0104】

図 9 は、図 8 で図示されるユーザ入力を検出するために使用され得る、コンデンサ 9 0 0 の例示的配列の形態で容量ユーザ入力検出器を図示する。配列 9 0 0 は、注射器 8 0 0 (図 9 において想像線で示されている) が自動注入器 4 0 に取り付けられ得る配向と平行に配列されたコンデンサ 9 0 2 を含む。中央コンデンサ 9 0 2 は、図 4 B の実質的に同一平面上プレート 1 3 7 a、1 3 7 b と同様に並んで配列された 2 つの実質的に同一平面上プレート 9 0 2 a、9 0 2 b を含み得る。コンデンサ 9 0 0 の配列はさらに、中央コンデンサ 9 0 2 の両側に配置された複数の周辺コンデンサ (コンデンサ 9 0 4、9 0 6、9 0 8、9 1 0、9 1 2、9 1 4、9 1 6、および 9 1 8) を含む。周辺コンデンサは、ユーザの指 (本明細書で使用される場合、親指が指と見なされる) が注射器 8 0 0 の側面に沿って配置、および / または移動されたときに、ユーザの指の配置および / または指の運動を検出するように配列され得る。周辺コンデンサの各々は、並んで配列された一対の実質的に同一平面上プレート (それぞれ図 9 で a または b と標識される) を含み得る。周辺コンデンサは、自動注入器 4 0 が、注射器 8 0 0 のどちらの側面に沿って指が置かれているかを区別するように動作可能であるよう、配列および構成され得る。したがって、周辺コンデンサ 9 0 4 に近接して注射器 8 0 0 の右側に沿って (図 8 および 9 で配向されるように) 置かれた指が、注射器 8 0 0 の右側に沿っているとして検出され得る一方で、周辺コンデンサ 9 0 6 に近接して注射器 8 0 0 の左側に沿って置かれた指は、注射器 8 0 0 の左側に沿っているとして検出され得る。図 9 の構成の変化例では、より多いまたは少ない周辺コンデンサが使用され得る。加えて、各コンデンサが、任意の適切な場所に位置付けられ得る。また、配列 9 0 0 の変形例は、中央コンデンサ 9 0 2 を含まなくてもよい。

【0105】

図 9 のコンデンサ 9 0 0 の配列の実施例に戻って、注射器 8 0 0 の側面に沿ったユーザの指の位置が、流体レベルの検出に関して上記で論議されるのと同様に検出され得る。この点に関して、周辺コンデンサ 9 0 4 のプレート a および b の間の静電容量は、ユーザの指が周辺コンデンサ 9 0 4 の電界の領域中にあるときに第 1 の値に、およびユーザの指が存在しないときに第 2 の値にあり得る。異なる値は、空気およびユーザの指の誘電率の間の差異によるものであり得る。ユーザが、周辺コンデンサ 9 0 4 の近接から周辺コンデンサ 9 0 8 に向かって、注射器 8 0 0 の右側に沿って指をスイープするにつれて、周辺コンデンサ 9 0 4 および周辺コンデンサ 9 0 8 の両方の感知された電界は、(例えば、反対方向に) 变化し得、これらの変化は、注射器 8 0 0 の右側に沿った指の移動として解釈され得る。このようにして、コンデンサ 9 0 0 の配列は、注射器 8 0 0 の側面に沿ったユーザの指の存在および移動を検出するために使用され得る。したがって、図 8 を参照して説明されるユーザの指の移動が、検出され、例えば、一掃動作を開始するために、自動注入器 4 0 への入力コマンドとして使用され得る。

【0106】

自動注入器 4 0 は、ユーザ入力を感知するように、特定の信号応答をチェックし得る。図 1 0 は、一掃動作を行うように自動注入器 4 0 に要求する、ユーザが図 8 に示される指の移動を行うときに起こり得る、一群の信号応答を図示する。図 1 0 の各グラフは、図 9 の、対応して番号が付けられたコンデンサで検出され得る、信号を図示する。したがって、時間 t a では、ユーザは、最初に、円 8 0 6 および 8 0 8 によって図示される位置に親指および人差し指を置き得、コンデンサ 9 0 4 および 9 0 6 は、時間 t a で対応するグラフ c a p 9 0 4 および c a p 9 0 6 における静電容量 (c) の変化によって示されるように、感知された静電容量の変化を受け得る。同様に、中央コンデンサ 9 0 2 によって測定される静電容量は、t a においてグラフ c a p 9 0 2 で図示されるように、親指および人

差し指が存在しているときに変化し得る。ユーザが図8の矢印810および812の方向へ注射筒に沿って指をスライドさせるにつれて、周辺コンデンサにおける感知された静電容量が変化し得る。例えば、時間t_bで、親指および人差し指がコンデンサ904および906から離れて移動し、かつコンデンサ908および910に向かって移動するにつれて、感知された静電容量は、グラフcap904、cap908、cap906、およびcap910で図示されるように、両方の組のコンデンサについて変化するであろう。同様の変化が、t_cおよびt_dで起こり得る。このパターンは、ユーザが円814および816によって図示される位置まで親指および人差し指を移動させるにつれて、cap916およびcap918まで次第に継続するであろう。また、ユーザは、円814および816によって図示される位置にとどまり得、従って、コンデンサ916およびコンデンサ918における感知された静電容量は、他の周辺コンデンサよりも比較的長期間にわたって発生し得る。これは、時間t_dとt_eとの間で、周辺コンデンサについての他のグラフに対して、信号の延長持続時間を示す、グラフcap916およびcap918によって図示される。図示されるように、中央コンデンサ902によって測定される静電容量変化は、ユーザの指が注射器800に沿って位置付けられている持続時間全体にわたって存続し得る。

【0107】

不慮の一掃を最小限化するために、自動注入器40は、適切な時に適切なコンデンサ上での適切な信号応答を必要とし得る。例えば、図10に示される信号のうちのいずれかが、存在しない場合、図10で図示されるのとは異なる順序で存在した場合、または信号の持続時間が所定量だけ所定の長さから逸脱した場合、自動注入器40は、一掃動作を行う命令としてそのような信号を解釈しないであろう。また、他の要因もまた、図10で図示されるような信号を受信した後に自動注入器40が一掃動作を行うべきかどうかを決定するために使用され得る。例えば、自動注入器40は、傾斜センサを含み得、一掃機能は、自動注入器40の中の注射器800が上に傾けられたときにしか行われないであろう。別の実施例は、自動注入器40が現在注入を行っている場合、図10で図示される信号の受信にもかかわらず、自動注入器40が一掃動作を行わないことである。

【0108】

注射筒ゾーン124に非常に近い人的相互作用によって行われる他の入力が、入力を自動注入器40の中へ提供するために使用され得る。注射器の充填、流速の増加または減少、緊急停止、注射器の除去、および/またはRFIDデータ問い合わせ等の機能は、注射器800に沿った1本または複数のユーザの指の移動または配置を介して入力され得る。任意の他の適切な機能が、そのような指の移動または配置を介して入力され得る。一掃を行うように自動注入器40に命令することを目的とした入力として図示されているが、図8で図示される指の運動は、任意の適切な動作を行うように自動注入器40に命令するために入力として使用され得る。例えば、前述の一掃動作の代わりに、図8で図示される指の運動が、注入を開始するように自動注入器40に命令するために使用され得る。別の実施例では、図8で図示される指の運動は、行われる機能が状況依存性である、コマンドを入力するために使用され得る。つまり、注射器800が上を指しているときの一掃機能、および注射器が下を指しているときの別の異なる機能を入力するために使用されている図8で図示される指の運動等の、同一の運動が、異なる状況依存性命令を入力するために使用され得る。

【0109】

コンデンサ900の配列は、上記で論議されるようにユーザ入力を感知するために使用され得る。加えて、コンデンサ900の配列は、本明細書で説明される流体レベル検出機能を果たすために使用され得る。また、流体レベル検出を参照して本明細書で論議される他のコンデンサ構成が、コンデンサ900の配列を参照して論議されるのと同様に、ユーザ入力を感知するために使用され得る。これらの方針に沿って、コンデンサの任意の特定の配列が、適切な場合、流体レベルを感知し、ユーザ入力を感知し、または流体レベルおよびユーザ入力の両方を感知するために採用され得る。

【0110】

上記で論議される人的入力に使用される容量信号の解釈は、注射器内の流体レベルを決定するものと同一の論理（例えば、図1に示される流体レベル決定論理39）によって行われ得る。代替として、人的入力に使用される容量信号の解釈は、ユーザ入力決定論理によって行われ得る。そのようなユーザ入力決定論理は、図1に示される流体レベル決定論理39とは別個であり得る。

【0111】

本発明の前述の説明は、例証および説明の目的のために提示されている。さらに、本説明は、本明細書で開示される形態に本発明を限定するように意図されるものではない。結果として、上記の教示、ならびに関連技術の技能および知識に相応する変形例および修正は、本発明の範囲内である。さらに、上記で説明される実施形態は、本発明を実践する周知の最良の様態を説明し、そのような実施形態または他の実施形態において、本発明の特定の用途または使用によって必要とされる種々の修正とともに、当業者が本発明を利用することを可能にするように意図されている。添付の請求項は、従来技術によって許容される程度に、代替実施形態を含むと解釈されることが意図される。

10

【図1】

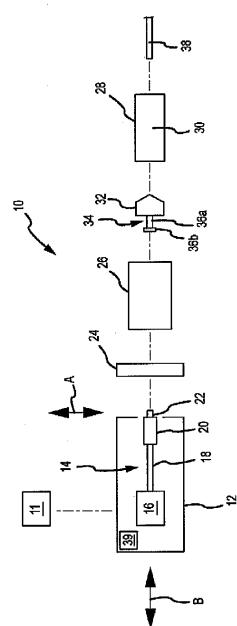


FIG.1

【図2A】

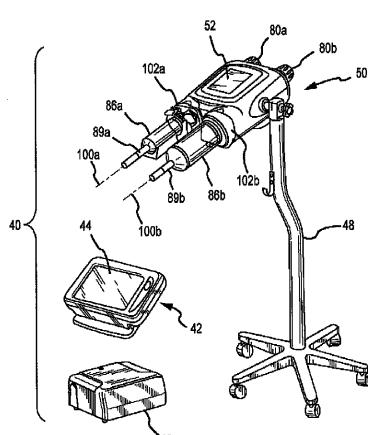


FIG.2A

【図2B】

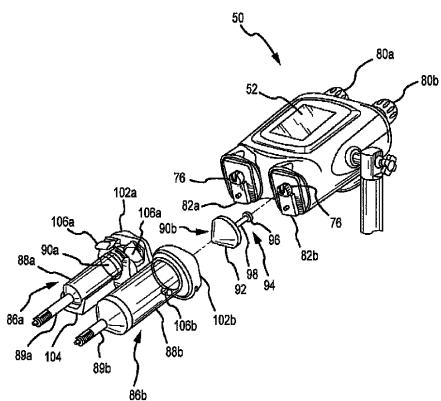


FIG.2B

【図2C】

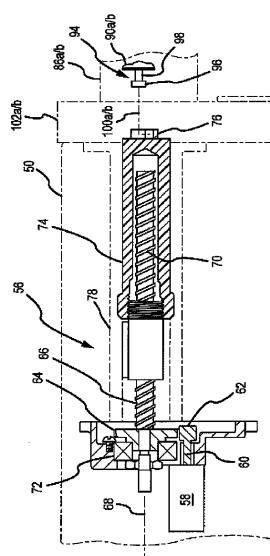


FIG. 2C

【図3A】

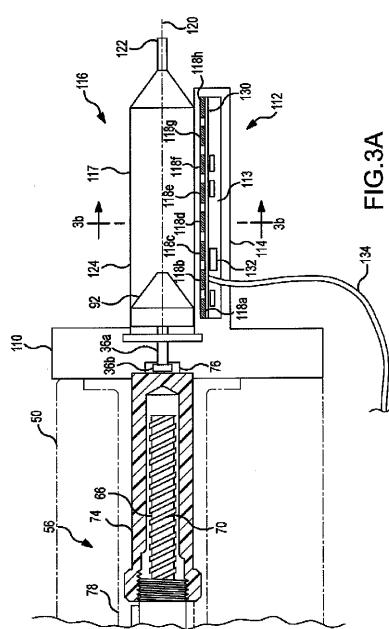


FIG.3A

【図3B】

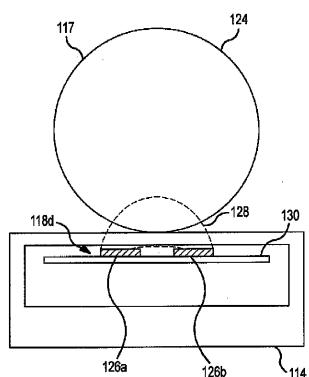
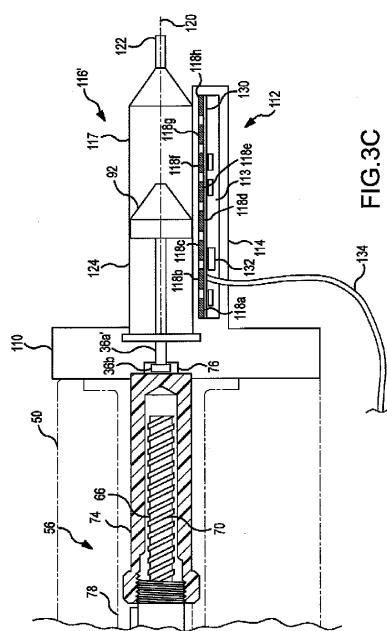


FIG.3B

【図3C】



【図4A】

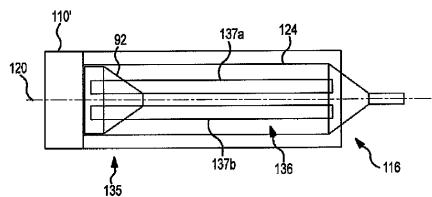


FIG.4A

【図4B】

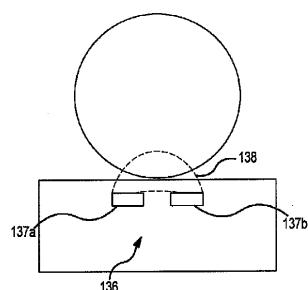


FIG.4B

【図5A】

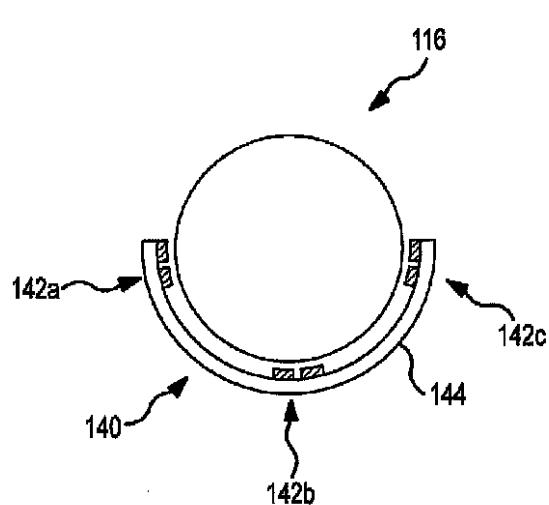


FIG.5A

【図5B】

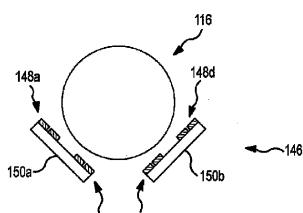
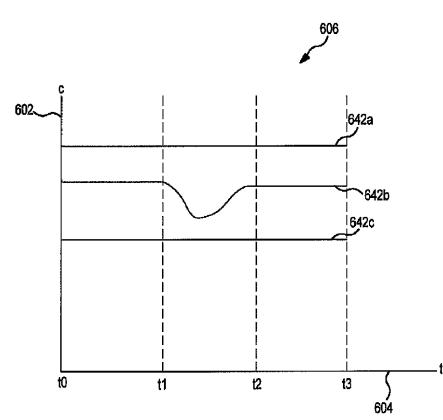
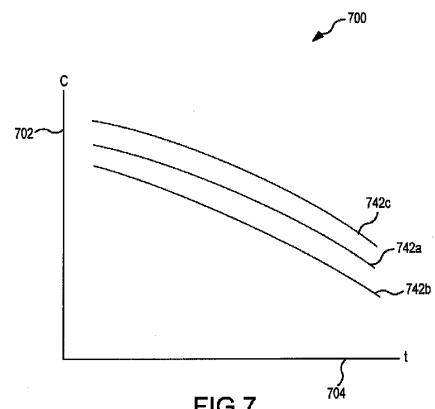


FIG.5B

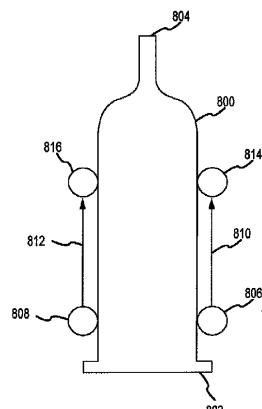
【図 6】



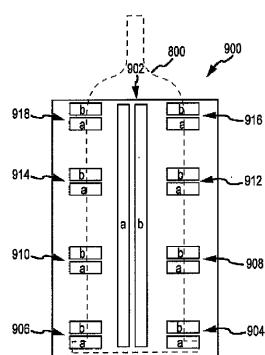
【図7】



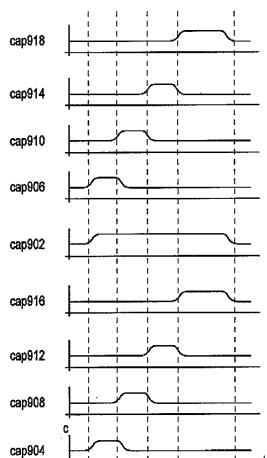
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 ニール, チャールズ エス.
アメリカ合衆国 オハイオ 45202, シンシナティ, イー. セントラル パークウェイ
30 ナンバー 301

審査官 久島 弘太郎

(56)参考文献 特表2008-535569 (JP, A)
国際公開第2006/021295 (WO, A1)
米国特許第06110148 (US, A)
特表2007-522853 (JP, A)
特表2013-501583 (JP, A)
特表2009-529999 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 M 5 / 145
A 61 M 5 / 168