

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-42363

(P2015-42363A)

(43) 公開日 平成27年3月5日(2015.3.5)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 M 1/14 (2006.01) A 6 1 M 1/14 5 7 0 4 C 0 7 7

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2014-245991 (P2014-245991)
 (22) 出願日 平成26年12月4日 (2014.12.4)
 (62) 分割の表示 特願2012-523670 (P2012-523670)
 の分割
 原出願日 平成22年7月30日 (2010.7.30)
 (31) 優先権主張番号 61/231, 220
 (32) 優先日 平成21年8月4日 (2009.8.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 508180910
 フレセニウス メディカル ケア ホール
 ディングス インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O
 2 4 5 1 ウォルサム ウィンター スト
 リート 9 2 0
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳
 (72) 発明者 ベイリガー、マイケル ジェームズ
 アメリカ合衆国 1 5 2 3 9 ペンシルバ
 ニア州 ピッツバーグ キャリッジ ブル
 バード 2 4 1

最終頁に続く

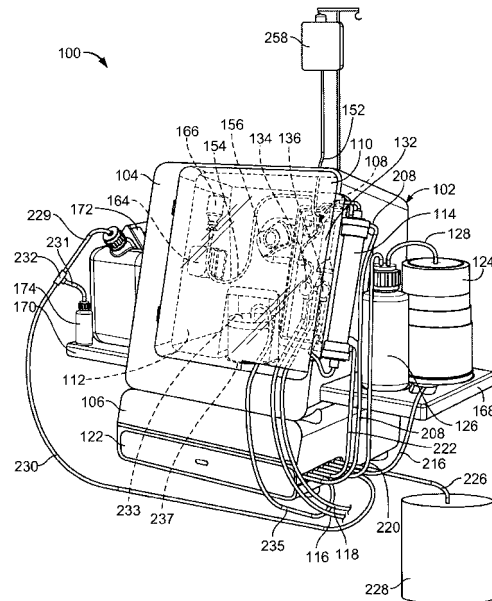
(54) 【発明の名称】 透析システム

(57) 【要約】

【課題】 新規な透析システムを提供する。

【解決手段】 第1モジュールは血液ポンプを含む。血液ライン血液源に流体連通する。血液ポンプが血液ラインに血液を送り込めるように、血液ラインは血液ポンプに動作可能に接続される。透析器は血液ラインに流動可能に接続される。第2モジュールは第1モジュールから切離されつつ、透析液ポンプを含む。透析液ラインは透析液源に流体連通する。透析液ポンプが透析液を透析液ラインに送り込めるように、透析液ラインは透析液ポンプに動作可能に接続されるように透析器に流動可能に接続される。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血液ポンプを含む第 1 モジュールと；

血液源に流体連通する血液ラインであって、前記血液ポンプが前記血液ラインに血液を送り込めるように、前記血液ラインは前記血液ポンプに動作可能に接続される、前記血液ラインと；

前記血液ラインに流動可能に接続される透析器と；

前記第 1 モジュールから切離され、透析液ポンプを含む第 2 モジュールと；

透析液源に流体連通する透析液ラインであって、前記透析液ポンプが透析液を前記透析液ラインに送り込めるように、前記透析液ラインは前記透析液ポンプに動作可能に接続されるように前記透析器に流動可能に接続される、前記透析液ラインとを含む、透析システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 モジュールと前記第 2 モジュールとは、互いに取外可能に固定される、請求項 1 記載の透析システム。

【請求項 3】

前記第 1 モジュールは、前記第 2 モジュールの上部に位置付けられる、請求項 1 記載の透析システム。

【請求項 4】

前記第 1 モジュールは、少なくとも 1 つの重量計を含む、請求項 1 記載の透析システム。

20

【請求項 5】

前記重量計は、前記第 1 モジュールに形成された空洞内に貯蔵されるように構成される

、請求項 4 記載の透析システム。

【請求項 6】

前記重量計は、前記第 1 モジュールの側面に旋回可能に接続される、請求項 4 記載の透析システム。

【請求項 7】

前記透析システムはさらに、前記透析液ラインが固定される透析液構成要素キャリアを含む、

30

請求項 1 記載の透析システム。

【請求項 8】

前記透析液ラインは、前記透析液構成要素キャリアによって形成された開口にまたがる

、請求項 7 記載の透析システム。

【請求項 9】

前記開口は、前記第 2 モジュールのポンプを受容するように構成される、請求項 8 記載の透析システム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本開示は、透析システムに関する。

【背景技術】

【0002】

透析は、腎機能不全患者のサポートに用いられる処置である。2つの主要な透析方法は、血液透析と腹膜透析である。

血液透析（HD）中、患者の血液が、透析装置の透析器に通されると同時に、透析溶液または透析液も透析器に通す。透析器内の半透膜は、透析器内の透析液から血液を分離するとともに、透析液と血流との間で拡散と浸透交換が生じ得るようにする。膜全体にわた

50

るこれらの交換によって、尿素およびクレアチンのような溶質を含む老廃物が血液から除去される。これらの交換は、血液中のたとえばナトリウムおよび水などの他の物質の濃度も調節する。このように、透析装置は、血液を洗浄する人工腎臓の機能を果たす。

【0003】

腹膜透析（PD）中、患者の腹腔は、腹膜透析溶液または透析液と称される滅菌水溶液が周期的に注入される。患者の腹膜の内層は、溶液と血流との間で拡散交換と浸透交換が生じ得るようにする天然の半透膜の機能を果たす。患者の腹膜全体にわたるこれらの交換によって、尿素およびクレアチンのような溶質を含む老廃物が血液から除去されるとともに、血液中のたとえばナトリウムと水などの他の物質の濃度を調節する。

【0004】

多くの腹膜透析装置は、患者の腹腔に出入りする透析液を自動的に注入、滞留、および排出するように設計される。処置は、一般的に数時間続き、腹腔から使用または使用済み透析液を取出して空にすべく初期排出サイクルから始まることが多い。次にシーケンスは、次々に生じる一連の注入相、滞留相、および排出相をたどる。各々の相は、サイクルと呼ばれる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2007/0106198号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2009/0071911号明細書

【特許文献3】米国特許第5,614,677号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第2009/0101566号明細書

【特許文献5】米国特許第6,878,283号明細書

【特許文献6】米国特許第7,033,498号明細書

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】「ソルベント・ダイアリシス・プライマ（Sor bent Dialy sis Primer）」、COBEリーナルケア社（COBE Renal Care、Inc.）、Sep. 4 1993年9月4日版。

【非特許文献2】「カスタム透析のRxガイド（Rx Guid to Custom Dialy sis）」、COBEリーナルケア社（COBE Renal Care Inc.）、1993年9月改訂版。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

新規な透析システムが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の1特徴において、透析システムは、ハウジングと、ハウジング内に配置された透析液ポンプを含む。透析液ポンプは、ハウジングによって区画された空洞の上方に位置付けられる。透析システムはまた、ハウジングの空洞内に少なくとも部分的に配置されたスライド可能な引出しを含む。引出しは、引出しが、空洞内で閉鎖位置に移行されると、引出しの部材が空洞の上方に位置付けられた透析液ポンプに向かって引き上げられるような方法で、ハウジングに連結される。透析システムは、透析液ラインが透析液源に流体連通すると、透析液ポンプが透析液を透析液ラインに送り込めるように、引出しが閉鎖位置に移行されるとともに、引出しの部材が引き上げられる場合、引出しの部材に接続されるとともに、透析液ポンプに動作可能に接続されるように構成される透析液ラインをさらに含む。

【0009】

本発明の別の特徴において、透析システムは、吸着装置と、吸着装置に流動可能に接続

10

20

30

40

50

されるとともに吸着装置を出た透析液を収集するように配置された透析液貯蔵器と、吸着装置に流体連通する第1ポンプと、透析液貯蔵装置に流体連通する第2ポンプとを含む。第1ポンプは、吸着装置の上流に位置付けられるとともに吸着装置内に透析液を導くように構成される。第2ポンプは、吸着装置の下流に位置付けられるとともに透析液貯蔵器から透析液を取出すように構成される。

【0010】

本発明のさらに別の特徴において、血液透析システムは、血液ポンプを含む第1モジュールと、血液ラインが血液源に流体連通すると、血液ポンプは、血液を血液ラインに送り込めるように血液ポンプに動作可能に接続された血液ラインと、血液ラインに流動可能に接続された透析器と、第1モジュールと別個であるとともに透析液ポンプを含む第2モジュールと、透析液ラインが透析液源に流体連通すると、透析液ポンプが透析液を透析液ラインに送り込めるように透析液ポンプに動作可能に接続された透析液ラインとを含む。透析液ラインは、透析器に流動可能に接続される。

10

【0011】

実施例は、以下の特徴のうちの1あるいは複数を含むことが可能である。

特定の実施例において、透析液ラインは、引出しの部材に接続される透析液構成要素キャリアに固定される。

【0012】

いくつかの実施例において透析液構成要素キャリアは、引出しに嵌込む。

特定の実施例において、透析液ラインは、透析液構成要素キャリアによって形成された開口全体に広がる。

20

【0013】

実施例によっては、開口は、第2モジュールのポンプを受容するように構成される。

特定の実施例において、透析液構成要素キャリアは、透析液ラインの上に位置する開口を区画する。

【0014】

いくつかの実施例において透析システムはさらに、ヒータから放出された熱が透析液ラインを通過する透析液を温めるように開口に整列するように配列されるヒータを含む。

特定の実施例において、引出しは、引出しの部材に動作可能に固定された機械的引上げ機構を含む。

30

【0015】

実施例によっては、透析システムはさらに、血液ポンプが血液を血液ラインに送り込めるように血液ポンプに動作可能に接続される血液ラインを含む。

特定の実施例において、透析システムはさらに、透析液ラインと血液ラインが流動可能に接続される透析器を含む。

【0016】

いくつかの実施例において透析システムは、血液透析システムである。

特定の実施例において、吸着装置は、吸収性である。

実施例によっては、透析液貯蔵器は、大気に通気される。

【0017】

特定の実施例において、第2ポンプは、第1ポンプが透析液を吸着装置内に導入する速度と実質的に同じ速度で透析液貯蔵器から流体を取出すように構成される。

いくつかの実施例において透析システムはさらに、透析液貯蔵器に吸着装置を流動可能に接続するコネクタラインを含む。

40

【0018】

特定の実施例において、コネクタラインの一方の端は、吸着装置の上部領域に接続され、コネクタラインの別の端は、透析液貯蔵器の上部領域に接続される。

実施例によっては、吸着装置と透析液貯蔵器は、重量計の上に位置する。

【0019】

特定の実施例において、透析システムはさらに、重量計および第1ポンプと第2ポンプ

50

に接続されたマイクロプロセッサを含む。

いくつかの実施例においてマイクロプロセッサは、重量計で実質的に一定な重量を維持する方法で第1ポンプと第2ポンプを制御するように構成される。

【0020】

特定の実施例において、第1モジュールと第2モジュールとは、互いに取外可能に固定される。

いくつかの実施例において第1モジュールは、第2モジュールの上部に位置付けられる。

【0021】

特定の実施例において、第1モジュールは、少なくとも1つの重量計を含む。

10

いくつかの実施例において少なくとも一つの重量計は、第1モジュール内に形成された空洞内に貯蔵されるように構成される。

【0022】

特定の実施例において、少なくとも1つの重量計は、第1モジュールの側面に旋回可能に接続される。

いくつかの実施例において透析システムはさらに、透析液ラインが固定される透析液構成要素キャリアを含む。

【0023】

特定の実施例において、透析液ラインは、透析液構成要素キャリアによって形成された開口にまたがる。

20

実施例によっては、開口は、第2モジュールのポンプを受容するように構成される。

【0024】

実施例は、以下の利点のうちの1あるいは複数を含むことが可能である。

いくつかの実施例において透析液構成要素キャリアは、透析装置のポンプと弁の下方に位置付けられる。結果的に透析液構成要素キャリアに固定された構成要素のうちのいずれかで漏れが生じた場合、透析液が、透析装置のポンプおよび弁に接触しないようにする。同様に、特定の実施例において、透析液構成要素キャリアは、漏れが生じた場合、透析液がその区画内に含まれ得るように透析装置の区画（たとえば引出し）内に含まれる。

【0025】

特定の実施例において、透析液構成要素キャリアが配置される引出しは、引出しが閉じられるとき、透析液構成要素キャリアを自動的に引き上げるように構成される。結果的に透析液構成要素キャリアに固定された構成要素は、ユーザによって採用された透析装置の対応機器（たとえばポンプ、センサ、その他）と単一操作で係合することが可能である（たとえば引出しを閉めることによって）。

30

【0026】

いくつかの実施例において透析システムは、吸着装置の下流に位置付けられるとともに、吸着装置に流体連通する透析液貯蔵器を含む。透析液貯蔵器は、透析装置の要求量を満たす十分な容量の透析液を含有する。たとえばある場合には、吸着装置は、透析液流入ラインを介して吸着装置内に導入される透析液のうちの一部を吸収する。結果的に吸着装置から出る透析液の量は、吸着装置に入る透析液の量よりも少ない。吸着装置から直接よりはむしろ透析液貯蔵器から透析液流出ラインに透析液を取出すことによって、実質的に一定な体積流量が、透析液流入ラインと流出ラインにおいて得られることが可能である。同様に、吸着装置によって吸収された透析液は、吸着装置から出る透析液の量が透析装置の要求量を超えるように放出され、さらに透析液回路内に再び導かれるなら、過剰の透析液は、透析液貯蔵器内に保持されることが可能である。回路から過剰の透析液を取出し、さらに透析液貯蔵器内に貯蔵することによって、実質的に一定な体積流量が透析液流入ラインと流出ラインにおいて維持されることが可能である。

40

【0027】

他の態様、特徴、および利点は、説明と図面から、および特許請求の範囲から明らかになるだろう。

50

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】携帯血液透析システムの斜視図。

【図2】血液構成要素キャリアを露出すべくドアが開き、透析液構成要素キャリアを露出すべく引出しが開いた図1の携帯血液透析システムの斜視図。

【図3】図1の携帯血液透析システムの血液構成要素キャリアの正面図。

【図4】図1の携帯血液透析システムの血液構成要素キャリアの背面図。

【図5】ドアが開き、血液構成要素キャリアが取出された図1の携帯血液透析システムの斜視図。

【図6】格納式重量計を含むシステムのうちの一部の切欠き図。 10

【図7】格納式重量計を含むシステムのうちの一部の切欠き図。

【図8】図1の携帯血液透析システムの透析液構成要素キャリアの斜視図。

【図9】図1の携帯血液透析の透析液構成要素キャリアの平面図。

【図10】引出しが開き、血液透析システムの様々な内部構成要素が露出された図1の携帯血液透析システムのうちの一部の切欠き図。

【図11A】セットアップ中に図1の携帯血液透析システムを流れる流体の結線図。

【図11B】セットアップ中に図1の携帯血液透析システムを流れる流体の結線図。

【図12A】血液透析中に図1の携帯血液透析システムを流れる流体の結線図。

【図12B】血液透析中に図1の携帯血液透析システムを流れる流体の結線図。

【図13】輸送用に構成された図1の携帯血液透析システムの斜視図。 20

【図14】図1の携帯血液透析システムにおいて用いられ得る別の様式の血液構成要素キャリアの斜視図。

【図15】血液透析装置のキャリア区分内に完全に含まれる血液構成要素キャリアを有する血液透析システムの斜視図。折畳み式重量計は、血液透析装置の反対側から延びる。

【図16】輸送または貯蔵用構成の図15の血液透析システムの右斜視図。

【図17】輸送または貯蔵用構成の図15の血液透析システムの左斜視図。

【図18】引出しのシザー機構が下方位置に位置するようにモジュールの引出しが完全に開いた図1の携帯血液透析システムの下部モジュールの略側面図。

【図19】引出しのシザー機構が隆起位置に位置するようにモジュールの引出しが完全に閉じた図1の携帯血液透析システムの下部モジュールの略側面図。 30

【図20】部分的閉鎖位置に位置する図1の携帯血液透析システムの下部モジュールの引出しの略平面図。

【図21】完全閉鎖位置に位置する図1の携帯血液透析システムの下部モジュールの引出しの略平面図。

【図22】その前面で露出されるグラフィカルユーザインタフェースとして用いられ得るディスプレイを備えた血液透析装置を含む携帯血液透析システムの斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図1を参照すると、携帯血液透析システム100は、下部モジュール106上に位置する上部モジュール104を有する血液透析装置102を含む。血液構成要素キャリア108は、上部モジュール104のドア110と前面112との間に固定される。様々な血液ラインと透析器114を含む他の血液構成要素は、血液構成要素キャリア108に固定される。使用中、動脈および静脈の患者ライン116, 118は、血液構成要素キャリア108に接続された様々な血液ライン、透析器114、および様々な他の構成要素によって形成された血液回路に血液を流せるように、患者に接続される。透析液構成要素キャリア120(図2において示される)は、下部モジュール106の引出し122内に含まれる。様々な透析液ラインと他の透析液構成要素は、透析液構成要素キャリア120に接続される。透析液ラインは、中でも透析器114、吸着装置124、および透析液貯蔵器126に接続される。吸着装置124と透析液貯蔵器126は、コネクタライン128によって相互に接続される。使用中、透析液は、透析液ライン、透析器114、吸着装置124

10

20

30

40

50

、透析液貯蔵器 126、および透析液構成要素キャリア 120 のうちの様々な他の構成要素によって形成された透析液回路を通して循環される。結果的に透析液は、血液とともに透析器 114 を通過する。透析器 114 を通過する血液と透析液は、透過性構造（たとえば透過膜と透過マイクロチューブのうちの少なくとも一方）によってお互いから分離される。この配置の結果として、血液と透析液が透析器 114 を通過するとき、毒素が、血液から除去されるとともに、透析液中に集められる。透析器 114 を出た濾過血液は、患者に戻される。透析器 114 を出た透析液は、血液から除去された毒素を含み、一般に「使用済み透析液」と称される。使用済み透析液は、透析器 114 から吸着装置 124 に送られ、そこで尿素を含む毒素が、使用済み透析液から取去られる。その結果生じる吸着装置 124 を出た液体（本明細書において「再利用透析液」と称される）は、次に再び透析液回路を通して循環され、そして患者の血液を濾過すべく再利用される。

10

【0030】

図 2 は、上部モジュール 104 のドア 110 と下部モジュール 106 の引出し 122 が血液構成要素キャリア 108 と透析液構成要素キャリア 120 を露出すべく開いた血液透析システム 100 を例示する。血液構成要素キャリア 108 は、様々な取付け技術のうちのいずれかを用いて上部モジュール 104 の前面 112 に固定されることが可能である。いくつかの実施例において血液構成要素キャリア 108 は、血液透析装置 102 の上部モジュール内に形成された嵌合い凹部に血液構成要素キャリア 108 の本体（体部）130 の後面から延びる突起を挿入することによって、上部モジュール 104 の前面 112 に固定される。代替的または追加的に血液構成要素キャリア 108 は、他の様式の機械的コネクタ（たとえばクリップ、クランプ、スクリュ、その他）を用いることによって、上部モジュール 104 の前面 112 に固定されることが可能である。さらにドア 110 は、ドア 110 と上部モジュール 104 の前面 112 との間に血液構成要素キャリア 108 とその構成要素を押し込むべく、ドア 110 を閉じた後に膨張する可膨張式パッドを含む。透析液構成要素キャリア 120 は、引出し 122 によって形成された凹部に位置する。下記のように、引出し 122 が閉じられると、透析液構成要素キャリア 120 とその成分は、上部モジュール 104 の水平面を支える機器に対して透析液構成要素キャリア 120 とその構成要素を押し付けるべく、機械的に引き上げられる。下方でより詳細に記載されるように、上部モジュール 104 と下部モジュール 106 の面に対してそれぞれ血液構成要素キャリア 108 と透析液構成要素キャリア 120 を押し付けることによって、キャリア 108

20

30

【0031】

図 3 と 4 に示されるように、血液構成要素キャリア 108 は、様々な異なる血液構成要素を保持する。血液構成要素キャリア 108 の成形本体 130 は、様々な血液ラインと構成要素を捕捉および保持する一連の開口と凹部を形成する。本体 130 は、凹部分（図 3 の左側と図 4 の右側に示される）および平面部分（図 3 の右側と図 4 の左側に示される）を含む。凹部分は、血液構成要素のうちの大部分を保持するように構成されるが、平面部分は、透析器 114 を保持するように構成される。

40

【0032】

さらに図 3 と 4 を参照すると、排気チャンバ 132 は、キャリア 108 の本体 130 に形成された開口に嵌め込まれる。いくつかの実施例において本体 130 からの突起は、排気チャンバ 132 の周りをおよびある程度延びることによって、排気チャンバ 132 をキャリア内にしっかりと保持する。排気チャンバ 132 は、血液回路中の血液から空気などのガスをチャンバの上部に位置付けられた通気口を通じて外へ逃がす。適切な排気チャンバの実施例は、特許文献 1 と特許文献 2 において記載されており、それらは本明細書において参考文献によって盛り込まれている。

【0033】

圧力センサカプセル 134 , 136 は、同じようにキャリア 108 の本体 130 に形成された開口内に位置付けられる。適切なカプセルは、片側（すなわち使用中、上部モジュ

50

ール104の前面112と向かい合う側に)に薄膜を含むことが可能である。薄膜を通るカプセル内の圧力は、使用中に上部モジュール104の前面112上に位置する圧力センサ(たとえば圧力変換器)によって測定されることが可能である。キャリア108は、薄膜が使用中に上部モジュール104の前面112上に位置する圧力センサのすぐ近くか、圧力センサに接触して設置され得るように配置されることが可能である。適切なカプセルは、特許文献3においてさらに記載され、本明細書において参考文献において盛り込まれている。

【0034】

動脈患者ライン116は、血液構成要素キャリア108の本体130に形成された凹部内に含有される。動脈患者ライン116の一方の端は、処置中に患者の動脈に流動可能に接続される。動脈患者ライン116はまた、カプセル134に流動可能に接続される。カプセル134は、処置中の血液透析装置102の上部モジュール104の前面112上に位置する圧力センサを嵌め込むことによって、動脈患者ライン116内の圧力を検知できるようにする。動脈患者ライン116は、凹部に沿って第1ポンプラインアダプタ138にまで及ぶ。アダプタは、動脈患者ライン116をU字形血液ポンプライン140の一方の端に接続する。U字形血液ポンプライン140のもう一方の端は、第2ポンプラインアダプタ142に接続され、透析器流入ライン144に流体連通する。透析器流入ライン144は、透析器114の血液流入ポート146にチューブアダプタを介して接続される。透析器114の血液流出ポート148は、透析器114を透析器流出ライン150に接続する別のチューブアダプタに接続される。カプセル136は、排気チャンバ132の上流に透析器流出ライン150に沿って位置付けられる。排気チャンバ132は、その底面に沿って流入ポートと流出ポートの両方を含む。カプセル136は、流入ポートに流動可能に接続される。静脈患者ライン118は、排気チャンバ132から延び、処置中の患者の静脈に流動可能に接続される。

10

20

【0035】

図3と4をさらに参照すると、上記の主要血液回路を形成する血液ラインに加えて、生理食塩水などのプライミング液、およびヘパリンなどの薬剤を血液回路内に導入するためのプライミングライン152と薬剤ライン154が、血液回路に接続される。プライミングライン152は、第1ポンプラインアダプタ138に接続され、薬剤ライン154は、第2ポンプラインアダプタ142に接続される。

30

【0036】

様々な血液ライン、プライミングライン152、および薬剤ライン154は、様々な異なる医療グレード物質のうちのいずれかから形成され得る。そのような物質の例には、PVC、ポリエチレン、ポリプロピレン、シリコン、ポリウレタン、高密度ポリエチレン、ナイロン、ABS、アクリル、イソプラスト、ポリイソブレン、およびポリカーボネートが含まれる。実施例によっては、血液構成要素キャリア本体130は、PVC、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、および高密度ポリエチレンのうちの少なくとも1つから形成される。様々な血液ライン、プライミングライン152、および薬剤ライン154は、一般的にキャリア本体130に形成された凹型チャンネル内に保持される。凹型チャンネルは、ラインがくさび嵌合いによってチャンネル内に保持されるようにラインと同じ径か僅かに小さな径を有し得る。代替的または追加的に、様々な他の技術のうちのいずれかを用いることによって、ラインをキャリア本体130に固定することが可能である。たとえば機械的取付け装置(たとえばクリップかクランプ)は、キャリア本体130に取付けられ、ラインの保持に用いられることが可能である。別の例として、ラインは、キャリア本体130に接着または、熱結合されることが可能である。

40

【0037】

適切な血液構成要素キャリアとそれらの関連構成要素は、特許文献4においてより詳細に記載され、本明細書において参考文献によって盛り込まれている。

図5は、血液構成要素キャリア108とその血液ラインおよび構成要素が上部モジュール104から除去された血液透析システム100の斜視図である。図5において示される

50

ように、血液ポンプ156は、上部モジュール104の前面112から延びる。血液ポンプ156は、蠕動ポンプであり、血液構成要素キャリア108が上部モジュール104の前面に固定されると、血液構成要素キャリア108から横方向に延びるU字形血液ポンプライン140が、蠕動ポンプの周囲に位置付けられ得るように配置される。上部モジュール104は、血液構成要素キャリア108が上部モジュール104の前面112に固定されるとき、血液構成要素キャリア108の圧力センサカプセル134, 136に整列する圧力センサ(たとえば圧力変換器)158, 160も含む。圧力センサ158, 160は、カプセル134, 136を流れる血液の圧力を測定するように構成される。さらに上部モジュール104は、血液構成要素キャリア108が上部モジュール104の前面112に固定されると、排気チャンバ132に整列するレベル検出器162を含む。レベル検出器162は、排気チャンバ132内の血液レベルを検出するように構成される。レベル検出器は、たとえば排気チャンバ132内の血液レベルを測定する超音波送信器/受信器を含むことが可能である。薬剤ポンプ164も、上部モジュール104の前面112から延びる。薬剤ポンプ164は、外部ハウジングを備えた蠕動ポンプである。使用中、血液構成要素キャリア108から延びる薬剤ライン154は、ヘパリンバイアル166(図1と2において示される)に接続されるとともに、薬剤ポンプ164のローリング部材が薬剤ライン154に動作可能に係合するような方法で薬剤ポンプ164のハウジング内に動作可能に配置されることが可能である。薬剤ポンプ164は、次に血液構成要素キャリア108の血液ライン(すなわちU字形血液ポンプライン140)を通る血液内にヘパリンを注入すべく稼働され得る。

10

20

【0038】

再び図1を参照すると、重量計(ロードセル計量器)168, 170は、上部モジュール104対向側面から延びる。吸着装置124と透析液貯蔵器126は、モジュール104の一方の側面から延びる重量計168上に置かれ、希釈水容器172と塩化ナトリウム液容器174は、上部モジュール104の反対側面から延びる重量計170上に置かれる。下方でより詳細に記載されるように、吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174は、透析液ラインと下部モジュール106の引出し122内の透析液構成要素キャリア120の構成要素に流動可能に接続される。使用中、吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174の含有物は、透析液ラインと透析液構成要素キャリア120に固定された様々な他の構成要素に送達され、さらにこれらを通過する。吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174内の液体容量が、変化するとき、重量計(ロードセル計量器)168, 170に適用される負荷量も変化するので、重量計168, 170をわずかに移動させる。重量計(ロードセル計量器)168, 170は、重量計168, 170のわずかな移動を検出できる歪みゲージを含む。したがって液体の容量変化が、歪みゲージを用いることによって測定されることが可能である。吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174中に含有される液体の容量を監視することは、それらの液体の所望量を透析液回路内の透析液に確実に送達するのに役立つ。

30

40

【0039】

図6と7は、吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174が重量計168, 170から除去された上部モジュール104の切欠き図である。図6と7において示されるように、重量計168, 170は、未使用時、上部モジュール104によって形成された空洞内に押込まれることが可能である。重量計168, 170は、スライド可能なトラック176, 178を介して上部モジュール104の底面に固定される。この配置は、使用時に重量計168, 170が上部モジュール104の側面から引き伸ばされ得るようにし、貯蔵時には上部モジュール104に形成された空洞内に押込まれ得るようにする。貯蔵時に重量計168, 170を空洞内に押込むことによって、システム100の設置面積全体を軽減できるので、システム100の輸送をより容易にする。

50

【0040】

さらに図6と7を参照すると、重量計168, 170は、吸着装置124、透析液貯蔵器126、希釈水容器172、および塩化ナトリウム液容器174を保持するサイズおよび形状にされた凹部領域を含む。吸着装置124を保持する凹部179はまた、透析液構成要素キャリア120から延びる透析液ラインが、吸着装置124の底部の流体継手に流体ラインを接続するように配置され得る窪み181を含む。

【0041】

図8は、透析液構成要素キャリア120の斜視図であり、図9は、透析液構成要素キャリア120の平面図である。図2, 8、および9において示されるように、透析液構成要素キャリア120は、様々な異なる透析液構成要素を保持する。キャリアは、様々な透析液ラインと構成要素を捕捉および保持する開口と凹部を含む成形体180を有する。

10

【0042】

5つのポンプライン(すなわち透析器吸込みポンプライン182、透析器吐出ポンプライン184、限外濾過ポンプライン186、希釈水/塩化ナトリウム液ポンプライン188、および注入剤ポンプライン189)は、キャリア本体180に形成された開口190, 192, 194, 195内に位置付けられる。ポンプライン182, 184, 186, 188, 189のうちの各々の両端に取付けられるコネクタ196は、キャリア本体180に固定される。特に、コネクタ196は、キャリア本体180に形成された結合凹部に嵌まれる。凹部は、コネクタ196が凹部に嵌め込まれる場合、コネクタ196をしっかりと保持するようなサイズにされる。代替的または追加的に、クリッピング、クランピング、接着、および熱結合のうちの少なくとも1つの他の取付け技術を用いることによって、コネクタ196をキャリア本体180に固定することが可能である。ポンプライン182, 184, 186, 188, 189が延びる開口190, 192, 194, 195は、下記のように使用中に血液透析装置102の下部モジュール106内に位置付けられたポンプを受容するサイズおよび形状にされる。それらのポンプが、開口190, 192, 194, 195内に受容されると、ポンプライン182, 184, 186, 188, 189は、ポンプに係合するとともに、ポンプの表面に沿う。

20

【0043】

開口190, 192, 194, 195に加えて、キャリア本体180は、下方でより詳細に記載され得るように、血液透析装置の下部モジュール106内のそれぞれ導電率計、血液漏れ検出器、温度センサ、およびヒータがそれらの開口の下に位置する流体ラインにアクセスできるように配置された開口198, 199, 200、および202を含む。

30

【0044】

圧力センサカプセル204は、キャリア120の本体180に形成された開口内に配置される。適切なカプセルは、使用中にカプセル204内の圧力が下部モジュール内の圧力センサ(たとえば圧力変換器)によって測定し得る薄膜を片側に備えることが可能である。透析液構成要素キャリアは、たとえば薄膜が下部モジュール106内の圧力センサのすぐ近くか圧力センサに接触して設置され得るように配置されることが可能である。適切なカプセルは、特許文献3においてさらに記載される。

【0045】

アンモニウムセンサカプセル206も、キャリア本体180に形成された開口内に固定される。アンモニウムセンサカプセル206は、下部モジュール106内に位置するアンモニウムセンサと連携するように配置される。

40

【0046】

さらに図2, 8、および9を参照すると、透析器流出ライン208の一方の端は、使用中の透析器114の透析液流出ポート210(図4において示される)に接続される。透析器流出ライン208の反対端は、T字形コネクタ212に接続される。T字形コネクタ212は、透析器吐出ポンプライン184に至るラインに接続された1つのポートを含む。透析器吐出ポンプライン184に至るラインは、透析器吐出ポンプライン184の一方の端でコネクタ196に接続される。透析器吐出ポンプライン184の反対端に位置する

50

コネクタ 196 は、別の T 字形コネクタに至るラインに接続される。T 字形コネクタ 214 のポートのうちの 1 つは、吸着装置流入ライン 216 に接続される。吸着装置流入ライン 216 は、使用中の吸着装置 124 の底部で流体継手に流動可能に接続される。上記のように、吸着装置 124 は、透析液が処置中に吸着装置 124 から透析液貯蔵器 126 に流動できるように、コネクタライン 128 によって透析液貯蔵器 126 に流動可能に接続される。透析液貯蔵器流出ライン 220 の一方の端は、使用中、透析液貯蔵器 126 に流体連通する。透析液貯蔵器流出ライン 220 の反対端は、透析器吸込みポンプライン 182 のコネクタ 196 のうちの 1 つに接続され、透析器流入ライン 222 は、透析器吸込みポンプライン 182 の反対端でコネクタ 196 に接続される。透析器流入ライン 222 は、圧力センサカプセル 204 とアンモニウムセンサカプセル 206 に流動可能に接続され、再び透析器 114 に通じる。そこで透析器流入ライン 222 は、透析器 114 の透析液流入ポート 224 (図 4 において示される) に接続される。

10

【0047】

主要透析液回路を形成する上記の透析液ラインに加えて、さらなる流体ラインが、キャリア本体 180 に固定され、流体を主要透析液回路に加えるとともに主要透析液回路から除去できるようにすべく、主要透析液回路に流動可能に接続される。さらに図 2, 8、および 9 を参照すると、注/排ライン 226 の一方の端は、注/排容器 228 に接続される。注/排ライン 226 の他方端は、限外濾過液ポンプライン 186 のコネクタ 196 のうちの 1 つに接続される。限外濾過液ポンプライン 186 の反対端のコネクタ 196 は、T 字形コネクタ 212 に戻るラインに接続される。下記のように、注/排ライン 226 は、注入動作期中に透析液を注/排容器 228 から移動できるようにし、排水動作期中に流体を主要透析液回路から取出すと同時に、注/排容器 228 に移動できるようにする。

20

【0048】

希釈水/塩化ナトリウム液流出ライン 230 の一方の端は、使用中に三方弁 232 を介して希釈水容器 172 内の希釈水流出ライン 229 および塩化ナトリウム液容器 174 内の塩化ナトリウム液流出ライン 231 に流動可能に接続される。希釈水/塩化ナトリウム液流出ライン 230 の反対端は、希釈水/塩化ナトリウム液ポンプライン 188 のコネクタのうちの 1 つに接続される。希釈水/塩化ナトリウム液注入ライン 234 は、ポンプライン 188 の反対端でコネクタ 196 に接続される。希釈水/塩化ナトリウム液注入ライン 234 は、吸着装置流入ライン 216 に沿って配置された T 字形コネクタ 214 にその反対端で接続される。この配置は、処置中に希釈水と塩化ナトリウム液が吸着装置流入ライン 216 を流れる透析液内に注入できるようにする。

30

【0049】

さらに図 2, 8、および 9 を参照すると、注入剤ジャー 233 は、注入剤注入ライン 235 を介して透析液回路に流動可能に接続される。注入剤注入ライン 235 の一方の端は、注入剤ジャー 233 内に挿入され、注入剤注入ライン 235 の他方端は、注入剤ポンプライン 189 のコネクタ 196 のうちの 1 つに接続される。注入剤コネクタライン 239 は、注入剤ポンプライン 189 の他のコネクタ 196 に接続される。注入剤コネクタライン 239 は、透析器流入ライン 222 に沿って位置付けられる T 字形コネクタ 241 にその反対端で接続される。この配置の結果として、注入剤コネクタライン 239 は、注入剤ポンプライン 189 と透析器流入ライン 222 との間に流体連通を提供する。

40

【0050】

図 2 において示されるような注入剤ジャー 233 は、血液透析装置 102 の上部モジュール 104 の前面 112 に接続される重量計 (ロードセル計量器) 237 上に位置する。重量計 (ロードセル計量器) 237 は、注入剤ジャー 233 内の注入剤液の容量変化から生じる質量変化を検出するように構成される。

【0051】

上記のように、ポンプライン 182, 184, 186, 188, 189 が位置付けられる開口 190, 192, 194, 195 に加えて、キャリア本体 180 は、それぞれ透析器流入ライン 222、透析器流出ライン 208、および吸着装置流入ライン 216 の部分

50

の上に位置する開口 198, 199, 200 を含む。これらの開口 198, 199, 200 は、キャリア 120 の上面からライン 222, 208, 216 を暴露する。下記のように、この配置は、血液透析装置 102 の下部モジュール 106 内に位置付けられたセンサが、処置中のラインにアクセスできるようにする。大きな開口 202 は、各々の透析器流出ライン 208、透析器流入ライン 222、および希釈水/塩化ナトリウム液注入ライン 234 のうちの部分をキャリア 120 の上面から暴露する。下記のように、この開口 202 は、そこを通過する流体を許容温度範囲内に維持するため、処置中の血液透析装置 102 の下部モジュール 106 内に位置付けられたヒータからそれらのラインに熱を適用できるようにする。

【0052】

10

上記の透析液ラインは、様々な異なる医療グレードの物質のうちのいずれかから形成されることが可能である。そのような物質の例には、PVC, ポリエチレン、ポリプロピレン、シリコン、ポリウレタン、高密度ポリエチレン、ナイロン、ABS, アクリル、イソプラスト、ポリイソブレン、およびポリカーボネートが含まれる。いくつかの実施例において透析液キャリア本体 180 は、PVC, ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン、および高密度ポリエチレンのうちの少なくとも 1 つから形成される。様々な透析液ラインと上記の構成要素は、血液構成要素キャリア本体 130 に血液ラインと構成要素を固定する上記の技術のうちのいずれかを用いることによって、透析液キャリア本体 180 に固定されることが可能である。

【0053】

20

図 2 において示されるように、透析液構成要素キャリア 120 は、引出し 122 の凹部内に位置する。透析液構成要素キャリア 120 は、引出し 122 が下部モジュール 106 の引出しの空洞内に完全に押込まれるとともに、係合されると、ポンプライン 182, 184, 186, 188, 189 が下部モジュール 106 内の関連ポンプに整列するような方法で引出し 122 に固定される。引出し 122 は、引出し 122 に対して所望位置に透析液構成要素キャリア 120 を維持すべく透析液構成要素キャリア本体 180 に形成されたスロット 236 (図 8 と 9 において示される) と連携する位置決めピンを含む。特に、位置決めピンは、スロット 236 を形成するキャリア本体 180 の後端に係合するが、キャリア本体 180 の前端は、引出し 122 の前壁に係合する。結果的に位置決めピンは、引出し 122 内での透析液構成要素キャリア 120 の動きを制限するので、透析液構成要素キャリア 120 のポンプライン 182, 184, 186, 188, 189、センサカプセル 204, 206、および開口 198, 199, 200, 202 が、処置中に血液透析装置 102 の下部モジュール 106 内のそれらの関連機器と確実に整列するのに役立つ。

30

【0054】

図 10 は、下部モジュール 106 の引出しの空洞の上方に位置付けられた透析器吐出ポンプ 238、透析器吸込みポンプ 240、限外濾過液ポンプ 242、希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ 244、注入剤ポンプ 245、導電率計 246、アンモニウムセンサ 248、血液漏れ検出器 250、圧力センサ 252、温度センサ 254、およびヒータ 256 を示す、下部モジュール 106 の切欠き図である。各々のポンプ 238, 240, 242, 244 は、回転フレームの円周付近に位置付けられる多数のローリング部材を含む蠕動ポンプである。ポンプライン 182, 184, 186, 188, 189 が、ポンプ 238, 240, 242, 244, 245 のローリング部材に押付けられると、ポンプライン 182, 184, 186, 188, 189 は、引出し 122 の底面に沿って形成された凹部 (または管路) 257 内に撓む。ポンプフレームが、回転すると、ローリング部材は、関連ポンプラインに圧力をかけ、流体をポンプラインに押しやる。

40

【0055】

導電率計 246、アンモニウムセンサ 248、血液漏れ検出器 250、圧力センサ 252、および温度センサ 254 は、それらの機器に関連するラインを通る流体のそれぞれ導電率、アンモニウム濃度、血液、圧力、および温度を検出できる様々な装置のうちのいずれかであることが可能である。

50

【 0 0 5 6 】

ヒータ 2 5 6 は、透析器流出ライン 2 0 8、透析器流入ライン 2 2 2、および希釈水 / 塩化ナトリウム液注入ライン 2 3 4 を流れる流体の温度を所望の温度（たとえばおおよそ体温）に上げ、さらに流動液を許容温度範囲内に維持することができる。透析装置の下部モジュール 1 0 6 内に適合する十分コンパクトな様々な異なる様式のヒータのうちのいずれかを用いることが可能である。いくつかの実施例においてヒータは、抵抗ヒータである。特定の実施例において、ヒータは、インダクタンスヒータである。様々な他の様式のヒータのうちのいずれかが、代替的または追加的に用いられ得る。

【 0 0 5 7 】

血液透析装置 1 0 2 は、ポンプ 2 3 8 , 2 4 0 , 2 4 2 , 2 4 4 , 2 4 5 , 三方弁 2 3 2、重量計 1 6 8 , 1 7 0 , 2 3 7、センサ 2 4 8 , 2 5 0 , 2 5 2 , 2 5 4、およびヒータ 2 5 6 が接続されるマイクロプロセッサも含む。これらの機器は、機器からマイクロプロセッサへの信号の送信およびその逆も可能にするいずれかの方法でマイクロプロセッサに接続されることが可能である。実施例によっては、マイクロプロセッサを機器に接続すべく電気配線が、用いられる。無線接続は、代替的または追加的に用いられることが可能である。下記のように、マイクロプロセッサは、重量計 1 6 8 , 1 7 0 , 2 3 7 とセンサ 2 4 6 , 2 4 8 , 2 5 0 , 2 5 2 , 2 5 4 から受信された情報に基づいてポンプ 2 3 8 , 2 4 0 , 2 4 2 , 2 4 4 , 2 4 5 , 弁 2 3 2、およびヒータ 2 5 6 を制御することが可能である。

【 0 0 5 8 】

それぞれ完全開放位置と完全閉鎖位置に位置する下部モジュール 1 0 6 の引出し 1 2 2 を示す図 1 8 と 1 9 を参照すると、引出し 1 2 2 は、プラテン 5 0 4 が据えられたシザー機構（機械的引上げ機構）5 0 2 を含む。透析液構成要素キャリア 1 2 0 は、プラテン 5 0 4 の上部に位置する。引出し 1 2 2 が、下部モジュール 1 0 6 の空洞内に押込まれると、プラテン 5 0 4 と透析液構成要素キャリア 1 2 0 は、キャリア 1 2 0 の透析液構成要素と透析液ラインが透析装置内部の関連機器に係合するように、シザー機構 5 0 2 によって自動的に隆起する。図 1 8 と 1 9 は、引出し 1 2 2 の左シザー機構 5 0 2 のみを示すが、当然ながら引出し 1 2 2 は、右シザー機構も含む。左右のシザー機構の構造と機能性は、実質的に同じなので、左シザー機構 5 0 2 のみが、下方で詳細に説明されることになる。

【 0 0 5 9 】

シザー機構 5 0 2 は、2 つの細長部材 5 0 6 , 5 0 8 を含む。前記細長部材 5 0 6 , 5 0 8 は、互いに回転できるように各々の細長部材の中央領域とともにピンで固定される。細長部材 5 0 6 の後端領域（すなわち図 1 8 と 1 9 の左側の細長部材 5 0 6 の末端領域）は、引出し 1 2 2 の基部 5 1 0 にピンで固定され、細長部材 5 0 8 の後端領域（すなわち図 1 8 と 1 9 の左側の細長部材 5 0 8 の末端領域）は、透析液構成要素キャリア 1 2 0 が置かれる引出し 1 2 2 のプラテン 5 0 4 にピンで固定される。この配置により、細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の後端領域は、基部 5 1 0 とプラテン 5 0 4 に対して旋回できるが、細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の後端領域は、基部 5 1 0 とプラテン 5 0 4 に対して並進運動できない（すなわち開放および閉鎖時の引出しの移動方向）。細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の前端領域（すなわち図 1 8 と 1 9 における右側の細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の末端領域）も、基部 5 1 0 とプラテン 5 0 4 にそれぞれピンで固定される。細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の前端領域がピンで固定される基部 5 1 0 とプラテン 5 0 4 の部分は、ピンが並進運動できるスロット 5 1 2 , 5 1 4（図 1 9 において示される）を区画する。細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の前端領域が、図 1 8 において示されるようにスロット 5 1 2 , 5 1 4 の前端に位置付けられる場合、シザー機構 5 0 2 は、下降位置に位置する。細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の前端領域が、図 1 9 において示されるようにスロット 5 1 2 , 5 1 4 の後端に位置付けられる場合、シザー機構 5 0 2 は、隆起位置に位置する。引出し 1 2 2 の基部 5 1 0 は、垂直方向に自由に移動できないが、プラテン 5 0 4 は、垂直方向に自由に動けるので、プラテン 5 0 4 は、シザー機構 5 0 2 が隆起および下降すると、隆起および下降する。したがって細長部材 5 0 6 , 5 0 8 の前端領域の並進運動位置を制御することによって、透析液構成要

素キャリア 120 におけるプラテン 504 の高さを制御することが可能である。

【0060】

プルプレート 516 は、スロット 512 内に位置するピンに固定される。ピンは、引出し 122 の基部 510 に細長部材 508 を固定する。プルプレート 516 は、同様に引出しの基部の右手側に形成されたスロット内に位置するピンに固定され、前記ピンは、引出しの基部に右シザー機構の細長部材を固定する。プルプレート 516 は、引出し 122 の後端に向かって後方に延び、プルプレート 516 の後端領域は、そこから延びる軸受けピン 518 を含む。軸受けピン 518 は、透析液引出し 122 の後方に位置し、引出しが閉鎖されると、透析装置の背面付近に位置付けられたカム 520 に係合するように構成される。カム 520 は、カム駆動（たとえばウォーム駆動）522 に固定される。カム駆動 522 は、カム 520 を回転させるように構成される。プルプレート 516 の軸受けピン 518 が、カム 520 と係合し、カム 520 が、カム駆動 522 の作用で回転すると、カム 520 の回転は、プルプレート 516 を並進方向に動かす。カム 520 の回転方向に依存して、プルプレート 516 は、後方または前方の方向に移動することが可能である。

10

【0061】

多数の突起 524 と位置合せピン 526 は、引出し空洞を形成する下部モジュール 106 の上面から下方に延び、引出しの空洞を形成する。突起 524 は、図 19 に示されるように、シザー機構 502 が隆起すると、透析液構成要素キャリア 120 を下部モジュール 106 の上面から所望距離放して維持するように構成される。突起 524 は、たとえばシザー機構 502 によってプラテン 504 が隆起するとき、プラテン 504 の上面に係合することが可能である。代替的または追加的に、突起 524 は、下部モジュール 106 の上面から所望距離放して透析液構成要素キャリア 120 を維持すべく、透析液構成要素キャリア自体に係合することが可能である。

20

【0062】

位置合せピン 526 は、円錐形に成形されるとともに、プラテン 504 と透析液構成要素キャリア 120 が、隆起すると、プラテン 504 の上面に形成された凹部と嵌合うように構成される。位置合せピン 526 は、透析液構成要素キャリア 120 の様々な透析液構成要素と透析液ラインが、下部モジュール 106 の上面のそれらの対応機器に整列および係合し得るように、透析液構成要素キャリア 120 が、確実に下部モジュール 106 の上面に対して適切に整列するのに役立つ。プラテン 504 の上面に形成された凹部との嵌合いの代替または追加として、位置合せピン 526 は、透析液構成要素キャリア自体に形成された凹部と嵌合うことが可能である。

30

【0063】

下部モジュール 106 は、引出し 122 が閉じられるとき、プラテン 504 の上面にそって走る車輪 528 をさらに含む。プラテン 504 の上面にそって走ることによって、車輪 528 は、シザー機構 502 が事前に広がらないようにする。プラテン 504 の前端が車輪 528 を追い越してしまうように、引出し 122 が、十分量閉じられると、車輪 528 は、もうシザー機構 502 が広がらないようにできない。

【0064】

図 20 と 21 は、それぞれ部分的閉鎖位置と完全閉鎖位置に位置する引出し 122 の略平面図である。図 20 において示されるように、使用中、引出しは、プラテン 504 の軸受けピン 518 がカム 520 に係合するまで、閉じられる。カム 520 は、軸受けピン 518 が受容される螺旋スロット 530 を形成する。軸受けピン 518 が、螺旋スロット 530 に入るとき、カム駆動 522 が、作動され、カム 520 を時計回りの方向に回転させる。下部モジュール 106 は、たとえば軸受けピン 518 をスロット 530 に入らせるように引出し 122 が、十分に閉じられると、カム駆動 522 を作動するように構成される光遮断器を含むことが可能である。代替的または追加的に、軸受けピン 518 自体は、軸受けピン 518 がスロット 530 に入ると、カム駆動 522 を作動させるスイッチを含むことが可能である。このスイッチは、たとえばカム 520 に接触することによってスイッチが作動されるように、軸受けピン 518 の背面上に位置付けられることが可能である。

40

50

【0065】

図21を参照すると、カム駆動522が、カム520を時計回りの方向に回転させるとき、スロット530の螺旋形は、軸受けピン518を引っ張るので、プルプレート516を後方方向に引き寄せる。カム駆動522の螺旋スロット530は、たとえば軸受けピン518とプルプレート516を後方方向に約25.4mm(1インチ)以下の距離を引き寄せるように構成される。プルプレート516が、後方方向に移動するとき、左右のシザー機構の細長部材506, 508の前端領域は、後方に移動し、シザー機構にプラテン504とプラテン504上の透析液構成要素キャリア120を持ち上げさせる。透析液構成要素キャリア120が、上昇するとき、ポンプライン182, 184, 186, 188, 189は、下部モジュール106内に位置付けられるそれらの関連ポンプ238, 240, 242, 244, 245に接触し、ポンプライン182, 184, 186, 188, 189は、引出し122の底面によって形成された凹部257内に撓む。したがってポンプ238, 240, 242, 244, 245を作動することによって、流体は、透析液構成要素キャリア120に接続された様々な流体ラインに押しやられ得る。さらに透析液構成要素キャリア120の上昇は、開口198, 199, 200によって露出された流体ラインのうちの部分をそれらの関連センサ246, 250, 254の近傍に持ってくるとともに、圧力センサカプセル204とアンモニウムセンサカプセル206を圧力センサ248とアンモニウムセンサ252の近傍に持ってくる。この配置は、それらの流体ラインを流れる流体の様々な異なる特性に関連する正確な測定を可能にする。開口22の下に位置する流体ラインのうちの部分は同様に、それらのラインを通過する流体をヒータ256が所望温度に温め、その後それらの流体を所望温度範囲内に維持できるようにヒータ256の近傍に持ってこられる。

10

20

【0066】

処置後に引出しを開けるため、ユーザは、血液透析装置の制御パネル(たとえばタッチスクリーン)上のボタンを押すことによって、カム駆動522にカム520を反時計回りの方向に回転させ、それによって軸受けピン518とプルプレート516を装置の前面に向かって移動させることが可能である。このカム520の回転は、引出し122を僅かに開放位置に移動させる。次にユーザは、引出し122を完全開放位置に手動で開けることができる。実施例によっては、下部モジュール106は、装置の電力損失が発生した場合にユーザがカム520を手動で回転させる得る手回しクランクを装備する。手回しクランクは、たとえば装置の後面から延びることが可能である。

30

【0067】

特定の実施例において、引出し122は、シザー機構の下降を支援する1あるいは複数のスプリングを含む。引出し122は、たとえばプルプレート516に前方力をかけるべくプルプレート516の前方領域と引出し122の前面に固定される1あるいは複数のスプリングを含むことが可能である。代替的または追加的に、引出し122は、プラテン504に下向き力をかけるべく、一方の端が引出し122の基部に固定され、他方の端がプラテン504に固定された1あるいは複数のスプリングを含むことが可能である。

【0068】

再び図1と2を参照すると、吸着装置124は、尿毒症毒素を除去できる吸着カートリッジを含有するハウジングを含む。実施例によっては、カートリッジは、使い捨てである。カートリッジは、たとえば使用後に廃棄し、ハウジングから除去できるように構築されることが可能である。その後、続いてシステム100で使用すべく交換カートリッジが、同様のカートリッジと交換され得る。カートリッジは、過剰量の陽イオン(たとえばカルシウム、マグネシウム、ナトリウム、カリウム)または必須イオンを除去または吸着することなく、溶液から重金属(たとえば鉛、水銀、ヒ素、カドニウム、クロムおよびタリウム)、酸化剤(たとえば塩素とクロラミン)、尿素、リン酸塩および他の尿毒症性老廃物代謝物(たとえばクレアチニンと尿酸)を除去できる一連の層を使用することによって、水を精製するとともに使用済み透析溶液を再生することが可能である。

40

【0069】

50

いくつかの実施例において前述の機能を実行するカートリッジの成分は、活性炭素を含む精製層；重合リン酸塩結合剤かイオン交換吸着剤を含むイオン交換層；および強酸陽イオン交換樹脂と塩基性樹脂または尿素分解酵素とイオン交換吸着剤を陽イオン拒否組成物（たとえばさらに本明細書において記載される平膜／中空繊維、イオン交換膜、または尿素除去成分を囲む被包）とともに含む尿素除去層を備える精製層を含む。

【0070】

特定の実施例において、カートリッジは、以下の層と物質：炭酸ジルコニウムナトリウムか他のアルカリ金属 - 第IV族金属 - 炭酸塩；リン酸ジルコニウムか他のアンモニア吸着剤；アルミナか他の類似物質；アルミナ支持ウレアゼか他の固定化酵素層または珪藻土か酸化ジルコニウムのような尿素をアンモニアに変換する他の物質；および炭などの粒状活性炭素、または他の吸着剤を含む。炭酸ジルコニウムナトリウム成分は、リン酸塩吸着剤として働き得る。酸化ジルコニウムは、リン酸塩を除去すべく、カウンタイオンまたはイオン交換体として働き得るとともに、含水酸化ジルコニウム型（たとえば酢酸塩を含有する含水酸化ジルコニウム）であることが可能である。酸化ジルコニウムは、カートリッジ内に位置する場合、炭酸ジルコニウムナトリウムと配合されることも可能である。

10

【0071】

吸着剤カートリッジのいずれかの実施例で用いられ得る尿素分解酵素の非限定例には、天然に生じる（たとえばタチナタマメ、他の種子または細菌由来のウレアゼ）酵素、組換え技術によって（たとえば尿素分解酵素の発現と分泌のうちの少なくとも一方を行う細菌、真菌、昆虫または哺乳類の細胞において）生成される酵素または合成的に生成される（たとえば合成された）酵素が含まれる。実施例によっては、酵素は、ウレアゼである。

20

【0072】

特定の実施例において、吸着剤カートリッジは、中空繊維をさらに含む。中空繊維は、正荷電イオンを拒絶できるとともに、カートリッジの容量を増やすことが可能である。中空繊維は、イオン拒絶物質で被覆されることが可能である。前記イオン拒絶物質は、水浄化様機構によって尿素を通すが、たとえばカルシウムとマグネシウムなどの正荷電イオンを拒絶する。中空繊維を被覆する物質は、カルシウムとマグネシウムを効果的に拒絶できるので、透析溶液中にイオンを保持できる当業者にとって公知のそのようないずれかの物質（たとえば脂肪酸かポリマ鎖様ポリスルホン）であり得る。一般的に、この効果を有すべく、物質自体は、正に荷電され得る。いくつかの実施例においてたとえば中空繊維の被覆に用いられる物質は、酢酸セルロース（たとえば三酢酸セルロース）である。被覆されるべき中空繊維は、市販され（たとえばフレセニウス・メディカル・ケア・ノース・アメリカ（Fresenius Medical Care North America））、当業者にとって入手可能ないずれかの所望イオン拒絶物質で被覆されることが可能である。

30

【0073】

別に、中空繊維は、イオン選択性ナノ濾過膜を含むことが可能である。そのような膜は、いくつかの供給元（たとえば（アメリカ、コッホ、GE、ヘキストおよびダイアライザ・アウトレット・ケミカル）Amerida, Koch, GE, HoechstとDialyzer Outlet Chemical）から市販されている。これらの膜は、イオン物質が膜を通して拡散しないようにする細孔径を有する。たとえば1つ以上の負電荷を有するイオン（たとえば硫酸塩とリン酸塩）を拒絶する能力を有する一方で単一荷電イオンを通過させるナノ濾過膜があり、その逆もある。いずれにしても、中空繊維装置は、様々な大きさのものが手に入るが、在宅システムで使用する大きさであり得る交換可能なカートリッジに納まるくらいの小型であればよい。

40

【0074】

特定の実施例において、吸着剤カートリッジは、上記のように正荷電物質で覆われる平膜をさらに含む。さらに膜は、正荷電イオンの移行を制限するイオン交換（たとえば陰イオン）膜であり得る（たとえばAstrom（登録商標）Neosepta（登録商標）

50

A F X 陰イオン交換膜、ピーシーエー社 (P C A G m b H) P C - S A 陰イオン交換膜)。有利なことに、このイオン交換膜は、リン酸塩を吸着する能力も有する。

【 0 0 7 5 】

カートリッジとその成分が層のうちの少なくとも一方は、必要とあれば（たとえば飽和、損傷、枯渇）、再使用するため、交換（たとえば膜、尿素分解酵素）、再生（たとえば樹脂、吸着剤）および滅菌のうちの少なくとも1つが行われることが可能である。さらに吸着装置全体は、交換可能であるため、カートリッジの再生効率の低下（たとえば層飽和によって）があるか、カートリッジが、たとえば摩耗するか損傷を受けた場合に、透析システムから除去されることが可能である。

【 0 0 7 6 】

吸着装置のさらに別の例は、特許文献 5、特許文献 6 および S o r b ' s R E D Y カートリッジ（たとえば非特許文献 1、非特許文献 2 参照）において記載され、それらの全体はすべて本明細書において参考文献によって盛り込まれている。

【 0 0 7 7 】

一般的に、血液透析装置 1 0 2 は、再生可能な装置であるが、血液構成要素キャリア 1 0 8 と透析液構成要素キャリア 1 2 0 およびそれらの関連構成要素はすべて使い捨てである（すなわち使い捨て用に構築される）。再び図 1 と 2 を参照すると、処置のためシステム 1 0 0 を準備すべく、重量計 1 6 8 , 1 7 0 が、図 1 と 2 において示されるように上部モジュール 1 0 4 から引き伸ばされる。次に吸着装置 1 2 4 と透析液貯蔵器 1 2 6 が、これらの重量計 1 6 8 上に置かれる。この時点で吸着装置 1 2 4 と透析液貯蔵器 1 2 6 は、乾燥している（すなわち液体で満たされていない）。次に希釈水容器 1 7 2 に水道水が満たされ、さらに塩化ナトリウム液容器 1 7 4 に塩化ナトリウム液が満たされる。塩化ナトリウム液は、たとえば容器内で塩化ナトリウム粉末を水道水と混合することによって、作られ得る。希釈水容器 1 7 2 と塩化ナトリウム液容器 1 7 4 を満たした後、これらの容器は、他方の重量計 1 7 0 上に置かれる。

【 0 0 7 8 】

吸着装置 1 2 4、透析液貯蔵器 1 2 6、希釈水容器 1 7 2、および塩化ナトリウム液容器 1 7 4 をそれらのそれぞれの重量計 1 6 8 , 1 7 0 上に置いた後、血液構成要素キャリア 1 0 8 は、上部モジュール 1 0 4 に固定される。血液構成要素キャリア 1 0 8 は通常、密閉した滅菌バッグでユーザに供給される。したがってユーザは、血液構成要素キャリア 1 0 8 をその滅菌バッグから取出した後上部モジュール 1 0 4 に血液構成要素キャリアを固定する。U 字形血液ポンプライン 1 4 0 は、血液ポンプ 1 5 6 の周囲に U 字形血液ポンプライン 1 4 0 を巻き付けることによって、血液ポンプ 1 5 6 と動作可能に係合される。血液回路から通じる薬剤ライン 1 5 4 は、次にヘパリンバイアル 1 6 6 に接続され、バイアルの下流に位置する薬剤ライン 1 5 4 のうちの一部は、薬剤ポンプ 1 6 4 と動作可能に係合される。特に、薬剤ライン 1 5 4 は、薬剤ライン 1 5 4 が、蠕動薬剤ポンプ 1 6 4 のローリング部材に対して圧縮されるように、薬剤ポンプ 1 6 4 のハウジングによって形成されたスロット内に位置付けられる。

【 0 0 7 9 】

上部モジュール 1 0 4 に固定された血液構成要素キャリア 1 0 8 とそれらの関連装置に取付けられた様々な血液ラインとともに、上部モジュール 1 0 4 のドア 1 1 0 が、閉じられ、ドア 1 1 0 内の拡張パッドが、拡張される。これによって、上部モジュール 1 0 4 内の圧力センサ 1 5 8 , 1 6 0（図 5 において示される）が、血液構成要素キャリア 1 0 8 に固定された圧力センサカプセル 1 3 4 , 1 3 6 の近傍に持ってこられ、レベル検出器 1 6 2（図 5 に示される）が、血液構成要素キャリア 1 0 8 に固定された排気チャンバ 1 3 2 の近傍に持ってこられるように、上部モジュール 1 0 4 のドア 1 1 0 と前面 1 1 2 との間に血液構成要素キャリア 1 0 8 とその構成要素が押付けられる。

【 0 0 8 0 】

次に、下部モジュール 1 0 6 の引出し 1 2 2 が、開けられ、透析液構成要素キャリア 1 2 0 が、引出し 1 2 2 内に挿入される。血液構成要素キャリア 1 0 8 と同様に、透析液構

10

20

30

40

50

成要素キャリア 120 は通常、密閉された滅菌バッグでユーザに供給される。したがってユーザは、透析液構成要素キャリア 120 をその滅菌バッグから取出した後、引出し 122 内に設置する。上記のように、引出し 122 が閉じられると、下部モジュール 106 のポンプ、センサ、およびヒータが、透析液構成要素キャリア 120 のそれらの関連開口および流体ラインに整列するように、引出し 122 の内面から延びる位置決めピンを用いて透析液構成要素キャリアが、引出し 122 内に位置付けられる。引出し 122 内に透析液構成要素キャリア 120 を位置付けた後、引出し 122 が、閉じられ、吸着装置流入ライン 216 と透析液貯蔵器流出ライン 220 は、それぞれ吸着装置 124 および透析液貯蔵器 126 に流動可能に接続される。希釈水ライン 229 と塩化ナトリウム液ライン 231 は、同様にそれぞれ希釈水容器 172 と塩化ナトリウム液容器 174 内に挿入され、さらに三方弁 232 を介して希釈水 / 塩化ナトリウム液流出ライン 230 に接続される。吸着装置流入ライン 216 は、吸着装置 124 の底部で流体継手に接続される。透析液貯蔵器流出ライン 220 は、ライン 220 の開放端が、透析液貯蔵器 126 の底部近くに位置付けられ、そこで透析液中に沈められるように、透析液貯蔵器 126 内に挿入される。さらにコネクタライン 128 は、吸着装置 124 と透析液貯蔵器 126 を互いに流体連通して設置するため、吸着装置 124 と透析液貯蔵器 126 の上部（上部領域）で流体継手に接続される。

10

20

30

40

50

【0081】

上部モジュール 104 に固定された血液構成要素キャリア 108 と下部モジュール 106 の引出し 122 内に含有される透析液構成要素キャリア 120 とともに、ユーザは、水道水と透析液濃縮粉末を注 / 排容器 228 に満たすことによって、透析液を作製する。透析液濃縮粉末が、水と適切に混合できるように、ユーザは、溶液を手動で振り混ぜるか攪拌することが可能である。次に、ユーザは、注 / 排ライン 226 の開放端が、注 / 排容器 228 の底部付近に位置付けられるとともに、透析液内に沈められるように注 / 排ライン 226 を注 / 排容器 228 内に挿入することによって、透析液構成要素キャリア 120 の注 / 排ライン 226 を注 / 排容器 228 に接続する。下記のように、透析液は、下部モジュール 106 内の限外濾過液ポンプ 242 を逆に動作させることによって、注 / 排ライン 226 を介して透析液回路内に引き入れられる。したがって注 / 排容器 228 の底部付近に注 / 排ライン 226 の開放端を位置付けることは、注 / 排ライン 226 の開放端が、セットアッププロセスのプライム相と注入相を通してずっと液面の下方に留まれるようにするので、プライム相と注入相にわたって注 / 排容器 228 から透析液を抜き出せるようにするのに役立つ。これらは、下方でより詳細に記載される。

【0082】

次にユーザは、注入剤ジャー 233 を水道水と粉末濃縮物（すなわちカルシウム、マグネシウム、およびカリウム濃縮物）で満たすことによって、注入剤液を作る。次にユーザは、注入剤注入ライン 235 の開放端が、注入剤ジャー 233 の底部付近に位置付けられるとともに注入剤中に沈められるように、注入剤注入ライン 235 を注入剤ジャー 233 内に挿入することによって、透析液構成要素キャリア 120 の注入剤注入ライン 235 を注入剤ジャー 233 に接続する。

【0083】

注入剤ジャー 233 を注入剤注入ライン 235 に接続後、生理食塩水バッグ 258 は、血液ラインによって形成された血液回路に流動可能に接続されるプライミングライン 152 に接続される。生理食塩水バッグ 258 は、血液透析装置 102 から延びる IV ポールから吊り下げられる。生理食塩水バッグ 258 は、別にシステム 100 に隣接して置かれた別個の IV ポールから吊り下げられることが可能である。

【0084】

処置のためシステム 100 を準備する段階が、特定の順序で実行されるように記載されているが、当然のことながら段階の順序は、処置に影響を及ぼすことなく、様々な異なる方法のうちいずれかで変更されることが可能である。

【0085】

図11Aと11Bは、セットアップ中の透析システム100を通過する流体流動の結線図である。図1, 2, および11Aを参照すると、処置のために注/排容器228内に透析液を準備するため、血液透析装置102の下部モジュール106内の限外濾過液ポンプ242が、逆に作動されることによって、注/排容器228から透析液回路内に透析液を採取し、透析液回路で透析液が加温および循環される。透析液回路内で、透析器吐出ポンプ238と透析器吸込みポンプ240が用いられることによって、吸着装置124、透析器114、およびそれらの間に位置する様々な他の透析液構成要素とラインに透析液を循環させる。透析液が、吸着装置124を通過するとき、たとえばカルシウム、マグネシウム、カリウム、およびナトリウムなどの特定の物質は、透析液から除去される。上記のように、吸着装置124はまた、そこを流れる流体から尿素のような毒素を除去するように構成される。しかし、注/排容器228からの透析液は、ほとんどの場合、患者の血液にまだ暴露されていないので、この時点ではいずれの尿素も含有しないだろう。

10

【0086】

透析液は、吸着装置124の上部から出ると、透析液貯蔵器126内に流れ込む。透析液貯蔵器126は、通気口が付けられているので（すなわち大気に曝されている）、透析液内のガスを確実に放出させるのに役立つ。透析液が、吸着装置124と透析液貯蔵器126の上部で流体継手に接続されるコネクタライン128を介して透析液貯蔵器126内に導入されるとき、透析液はまた、透析液貯蔵器流出ライン220を介して透析器吸込みポンプ240によって透析液貯蔵器126から取出される。プロセスのこの段階で透析器吸込みポンプ240は、透析液貯蔵器126を透析液で所望レベルに満たすため、透析器吐出ポンプ238より低速度で作動され得る。実施例によっては、透析器吸込みポンプ240は、透析液貯蔵器126が、透析液で所望レベルに満たされるまで、作動停止されたままである。血液透析装置102のマイクロプロセッサは、透析液貯蔵器126中に位置すると判断される透析液の容量に基づいてポンプ238, 240を制御する。マイクロプロセッサは、たとえば透析液貯蔵器126が所望容量の透析液を含有することを重量計168が示すまで、透析液貯蔵器126を満たす方法でポンプを作動することが可能である。透析液貯蔵器126が、所望容量の透析液で満たされた後、透析器吸込みポンプ240と透析器吐出ポンプ238は、実質的に同じ速度で作動されることによって透析液回路内で実質的に一定流量の透析液の循環を得る。

20

【0087】

透析液が、透析器吸込みポンプ240によって透析器流入ライン222に送込まれるとき、注入剤ポンプ245を作動することによって、マグネシウム、カルシウム、およびカリウムを含有する所望量の注入剤液が、注入剤ジャー233から透析器流入ライン222内に送り込まれる。マイクロプロセッサは、透析液流量に基づいて注入剤ポンプ245を制御する。注入剤は、たとえば生理学的注入剤濃度を維持すべく、透析液流量の1/342で注入され得る。注入剤ジャー重量計237は、送達された注入剤の量の測定に用いられる。マイクロプロセッサは、注入剤ポンプ245が注入剤ジャー233の重量を監視することによって、所望量の注入剤を送達していることを確認することが可能である。

30

【0088】

次に透析液は、透析液内のアンモニウム濃度を検出するアンモニウムセンサ248を通過する。マイクロプロセッサは、アンモニウムセンサ248に接続され、透析液内のアンモニウム濃度に関するデータを受信する。アンモニウムセンサ248は、吸着装置124の状態の判定に役立ち得る。吸着装置124が、使用済み透析液を再生利用すべく用いられるとき、透析液中のアンモニウム濃度は、増加することになる。最大許容アンモニウム濃度に達すると、処置は、マイクロプロセッサによって停止され得る。別に、最大許容アンモニウム濃度に達すると、マイクロプロセッサは、警戒信号（たとえば音響信号と視覚信号のうち少なくとも一方）を出させる。この信号は、処置を再開する前に、ユーザに使用済み吸着装置を未使用の吸着装置と交換するように警告する。透析液内のアンモニウム濃度が、プロセスのこの初期段階で予測され得るような許容範囲内であれば、ポンプは、透析液回路に透析液を循環させ続ける。

40

50

【0089】

透析液は、アンモニウムセンサ248を通過後、導電率計246を通り過ぎる。導電率計246は、測定導電率に基づいて流体内のナトリウム濃度を推定し得るマイクロプロセッサに測定導電率に関するデータを送信する。次に塩化ナトリウム液容器174と希釈水容器172から通じるライン中の希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ244と三方弁232は、導電率の示度数が所望濃度よりも低い透析液中のナトリウム濃度を示すなら、塩化ナトリウム液容器174から吸着装置流入ライン216内に塩化ナトリウム溶液を導入し、導電率計の示度数が所望濃度よりも高い透析液中のナトリウム濃度を示すなら、希釈水容器172から吸着装置流入ライン216内に希釈水を導入するように、マイクロプロセッサによって作動される。希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ244を作動し、希釈水容器172から流出できるが、塩化ナトリウム液容器174からは流出できないように三方弁232を操作することによって、希釈水が、吸着装置流入ライン216内に計量して供給されることが可能である。同様に、希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ244を作動し、塩化ナトリウム液容器から流出できるが、希釈水容器172からは流出できないように三方弁232を操作することによって、塩化ナトリウム液が、流体ライン内に計量して供給されることが可能である。蠕動ポンプである希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ244の回転数は、所望容量の塩化ナトリウム液または希釈水を透析液回路に送達するように制御されることが可能である。希釈水容器172と塩化ナトリウム液容器174が置かれる重量計170は、所望容量の塩化ナトリウムまたは希釈水が、透析液回路に送達されたことを確認するのに用いられ得る。

10

20

【0090】

透析液回路に達する前に、注入剤液、希釈水、および塩化ナトリウム液は、流体の有無を検出し得る流体検出器（たとえば気泡検出器）を通過する。流体が検出されない場合、その旨の信号が、マイクロプロセッサに送信され、さらにそれに応じて、システム100は、シャットダウンされるか、注入剤ジャー233、希釈水容器172、または塩化ナトリウム液容器174を補充する必要があることをユーザに通知すべく、警報（たとえば音響と視覚警報のうちの少なくとも一方）が作動されるかの少なくとも一方である。

【0091】

導電率計246を通過後、透析液は、圧力センサ252を通過する。圧力センサ252は、透析液回路内の漏れまたは他の異常の検出に用いられ得る。たとえば許容最小値より低い圧力示度は、透析液回路内の漏れを示すことができ、許容上限より高い圧力示度は、捻転ラインがライン内の閉塞を示すことが可能である。許容範囲外の圧力を検出すると、圧力センサ252は、システム100をシャットダウンするか、ユーザに指示（たとえば音響と視覚指示のうちの少なくとも一方）するかのうちの少なくとも一方を行う信号をマイクロプロセッサに送信する。

30

【0092】

圧力センサ252を通り過ぎた後、透析液は、透析器114を通過する。動脈および静脈の患者ライン116, 118は、プロセスのこの段階では患者に接続されないため、血液は、透析器114を流れていない。したがって透析器114から出る透析液の組成は、透析器114に入る透析液と比較して実質的に変わらない。

40

【0093】

透析器114から出た後、透析液は、血液が透析器114を介して透析液内に漏れたかどうかを検出する血液漏れ検出器250を通り過ぎる。

透析液は、血液漏れ検出器250を通過後、透析器流出ライン208を流れるとき、血液透析装置102の下部モジュール106内のヒータ256は、透析液を加熱する。透析液は、ヒータ256下を通過後、透析器吐出ポンプ238によって吸着装置124に向かってポンプで送り戻される。吸着装置124に達する前に、透析液は、透析液の温度を検出するとともに透析液の温度に関する信号をマイクロプロセッサに送信する温度センサ254を通過する。マイクロプロセッサは、温度センサ254からのフィードバックに基づいてヒータ256を制御する。たとえば所望の温度に達すると、ヒータ256によって放

50

出された熱は、ただ単に透析液を所望温度に維持すべく、軽減され得る。

【0094】

限外濾過液ポンプ242は、所望容量の透析液（たとえば約4～6リットルの透析液）が、透析液回路内で循環するまで、注/排容器228から透析液を抜き続ける。注/排容器228から透析液回路に送達された透析液の容量を判定するため、マイクロプロセッサは、限外濾過液ポンプ242の回転数を監視する。特に、限外濾過液ポンプ242は、定量ポンプ（すなわち蠕動ポンプ）であるため、限外濾過液ポンプ242をその容量に対応する回転数回転させることによって、所望容量の透析液が、透析液回路に送達されることが可能である。所望容量の透析液が、透析液回路に送達された後、限外濾過液ポンプ242は、停止され、透析液は、透析器吸込みポンプ240と透析器吐出ポンプ238によって、透析液回路内で循環される。

10

【0095】

ここで図11Bの血液回路側を参照すると、透析液回路内への透析液の取出しに加えて、生理食塩水が、血液構成要素キャリア108の血液ラインと他の血液構成要素によって形成された血液回路内に生理食塩水バッグ258から引き出される。血液回路内へ生理食塩水を取り出すべく引張力を用いる代替としてか追加的に、専用の生理食塩水ポンプを用いることによって、血液回路内に生理食塩水を送り込むことが可能である。そのようなポンプは、所望容量（たとえば200ml, 300ml, 400ml）の生理食塩水を血液回路内に自動的に送達するのに用いられ得る。動脈と静脈の患者ライン116, 118は、患者に接続されないため、生理食塩水は、血液回路を通過し、動脈と静脈の患者ライン116, 118の開口端から出ていく。結果的に血液回路内（すなわち血液構成要素キャリア108に固定された血液ラインと血液成分内）に含有され得る任意の空気が、血液回路から外に押出される。

20

【0096】

図12Aと12Bは、血液透析中に透析システム100を通る流体流動の結線図である。血液回路から空気を追い出し、さらに循環透析液を所望温度に温めた後、動脈と静脈の患者ライン116, 118は、患者に接続され、血液透析が開始される。血液透析中、血液は、血液回路（すなわち血液ライン、様々な血液構成要素、および透析器114）を通して循環される。同時に、透析液は、透析液回路（すなわち透析液ライン、様々な透析液構成要素、および透析器114）を通して循環される。

30

【0097】

まず図12Bにおいて示される血液回路に注目すると、血液透析中、血液ポンプ156が、作動されることによって、血液を血液回路に流動させる。血液は、動脈患者ライン116を介して患者から取出され、圧力センサカプセル134へ流れる。上部モジュール104の前面112に位置する圧力センサ158（図5において示される）は、カプセル134に整列し、動脈側の血液回路を流れる血液の圧力を測定する。次に血液は、血液ポンプ156と動作可能に係合されたU字形血液ポンプライン140を流れる。U字形血液ポンプライン140から、血液は、透析器114へ流れる。透析器114を出た後、血液は、静脈側の血液の圧力が上部モジュール104の前面112に位置する圧力センサ160（図5において示される）によって測定される他の圧力センサカプセル136を流れる。次に、血液は、血液中のたとえば空気などの任意のガスが逃げ得る排気チャンバ132の流入ポートを流れる。排気チャンバ132を去った後、血液は、静脈患者ライン118を通過して移動し、患者に戻る。

40

【0098】

ここで図12Aに示される透析液回路に戻ると、透析液は、患者の血液が透析器114に通されると同時に透析器114を通過する。結果的にたとえば尿素などの毒素は、透析器114の透過構造（たとえば透過膜と透過マイクロチューブのうちの少なくとも一方）を通過して患者の血液から透析液に移行される。特定の処置において、限外濾過プロセスも、患者の血液から過剰流体を除去すべく行われる。限外濾過中、圧力勾配は、限外濾過液ポンプ242を作動させることによって透析器114の透析液側と血液側との間の透過構

50

造全体を介して生じる。結果的に流体は、透析器 1 1 4 の透過構造を介して血液から透析液に取出される。患者から取出された毒素と過剰流体を含む使用済み透析液は、透析器 1 1 4 から出ていく。

【 0 0 9 9 】

透析器 1 1 4 から出る使用済み透析液は、血液漏れ検出器 2 5 0 を通過する。前記検出器は、非許容容量の血液が、透析器 1 1 4 の透過構造を通して透析液内に漏れなかったことを保証すべく、チェックする。次に使用済み透析液は、所望温度内に透析液の温度を維持するオンラインヒータ 2 5 6 を通過する。

【 0 1 0 0 】

使用済み透析液のうちの一部は、使用済み透析液が透析器流出ライン 2 0 8 を通して押しやられるとき、限外濾過液ポンプ 2 4 2 を作動することによって、注 / 排容器 2 2 8 に送られることが可能である。たとえば限外濾過の結果として患者から除去された流体の容量および透析液に添加された注入剤、ナトリウム、および希釈水の全容量に匹敵する使用済み透析液の容量が、限外濾過液ポンプ 2 4 2 によって注 / 排容器 2 2 8 に送り込まれることが可能である。これは、実質的に一定容量の流体が、処置の間中、透析液回路を循環できるようにするのに役立ち得る。

10

【 0 1 0 1 】

透析器吐出ポンプ 2 3 8 は、透析器吐出ポンプ 2 3 8 を通して注 / 排容器 2 2 8 に送られない使用済み透析液の容量を吸着装置 1 2 4 に押出す。使用済み透析液が、吸着装置 1 2 4 を通過するとき、尿素が、使用済み透析液から除去される。カルシウム、マグネシウム、およびカリウムも、吸着装置 1 2 4 によって使用済み透析液から取除かれる。

20

【 0 1 0 2 】

吸着装置 1 2 4 は、いくらか吸収性であり、結果的に吸着装置 1 2 4 を出る流体の容積流量は、吸着装置 1 2 4 に入る流体の容積流量よりもわずかに少なくなり得る。吸着装置 1 2 4 の流体を吸収する傾向は、一般的に吸着装置 1 2 4 を通る流体の流速が増加するにつれて増加する。吸着装置 1 2 4 を通る流体の流量を低下させると、吸着装置 1 2 4 によって以前に吸収された流体が、放出され得る。このような例において、吸着装置 1 2 4 を出る流体の容積流量は、吸着装置 1 2 4 に入る流体の容積流量よりわずかに大きくなり得る。

【 0 1 0 3 】

再利用透析液は、吸着装置 1 2 4 を出ると、コネクタライン 1 2 8 を通って透析液貯蔵器 1 2 6 内に移行する。吸着装置 1 2 4 内での化学反応の結果として生成され得る任意のガスおよび再利用透析液内に捕捉され得る任意の空気は、再利用透析液から除去され、その通気口を介して透析液貯蔵器 1 2 6 から出ていく。

30

【 0 1 0 4 】

透析器吸込みポンプ 2 4 0 のポンプ作用によって、透析液貯蔵器 1 2 6 から透析液貯蔵器流出ライン 2 2 0 に所望の容積流量で再利用透析液が、取出される。一般に、再利用透析液は、使用済み透析液が吸着装置 1 2 4 に入る同じ容積流量で透析液貯蔵器 1 2 6 から除去される。したがって吸着装置 1 2 4 を出る再利用透析液の容積流量が、吸着装置 1 2 4 内に導入された使用済み透析液の容積流量と異なる場合であっても、残りの透析液回路を通る容積流量は、実質的に一定のままである。

40

【 0 1 0 5 】

上記のように、再利用透析液が、透析液貯蔵器 1 2 6 を出た後、注入剤液が、再利用透析液内に導入される。次に再利用透析液は、アンモニウムセンサ 2 4 8 を通って流れる。アンモニウムセンサ 2 4 8 は、吸着装置 1 2 4 の状態の判定に役立ち得る。たとえば吸着装置 1 2 4 が用いられるとき、透析液中のアンモニウム濃度は、増加することになる。許容アンモニウム濃度を超えると、処置は、停止され得る。別に、許容アンモニウム濃度を超えると、吸着装置 1 2 4 は、未使用吸着装置と交換され、処置が再び始まり得る。

【 0 1 0 6 】

アンモニウムセンサ 2 4 8 を出た後、再利用透析液は、再利用透析液の導電率が測定さ

50

れる導電率計 2 4 6 を通過する。導電率計 2 4 6 での導電率示度数に基づいて、塩化ナトリウム液か希釈水が、吸着装置流入ライン 2 1 6 を通って流れる透析液に添加されることが可能である。処置の初期段階において、再利用透析液中のナトリウム濃度は、そこを通過する流体からナトリウムを取除く吸着装置 1 2 4 の傾向のため、所望濃度よりも低くなる傾向がある。結果的に処置の初期段階において、塩化ナトリウム液は、一般に再利用透析液中のナトリウム濃度を高めるべく、流体ライン内に注入されることになる。しかし、処置の後期において、吸着装置 1 2 4 は、高濃度のナトリウムを含有し得るので、吸着装置 1 2 4 を通過するとき、使用済み透析液中にナトリウムを放出し始める。これは、結果として透析液貯蔵器流出ラインを通過する再利用透析液中の所望ナトリウム濃度よりも高レベルに導き得るので、再利用透析液への希釈水の注入が生じる。

10

【 0 1 0 7 】

次に再利用透析液は、再利用透析液の圧力を測定する圧力センサ 2 5 2 を通過する。上記のように、測定圧力は、マイクロプロセッサに送信され、システム 1 0 0 は、検出圧が許容圧範囲外に位置する場合、シャットダウンされるか、警告信号（たとえば音響信号と視覚信号のうちの少なくとも一方）が出されるかの少なくとも一方が行われる。

【 0 1 0 8 】

次に再利用透析液は、毒素が患者の血液から透析液に移行される透析器 1 1 4 を通過する。このプロセスは、血液透析処置が完了するまで、繰り返される。

患者の処置の完了後、透析液回路内の透析液は、注 / 排容器 2 2 8 にポンプで戻される。これを行うため、限外濾過液ポンプ 2 4 2 は、透析器吸込みポンプ 2 4 0 と透析器吐出ポンプ 2 3 8 よりも速い速度で作動され得る。希釈水 / 塩化ナトリウム液ポンプ 2 4 4 は一般にこの排水相中に停止され得る。

20

【 0 1 0 9 】

透析液回路を排水後、透析液構成要素キャリア 1 2 0 とその構成要素および様々な他の透析液構成要素（たとえば吸着装置 1 2 4、注入剤ジャー 2 3 3、塩化ナトリウム液容器 1 7 4、注 / 排容器 2 2 8、およびそれらの関連流体ライン）は、血液透析装置 1 0 2 から切り離され、廃棄される。同様に、血液構成要素キャリア 1 0 8 とその構成要素は、血液透析装置 1 0 2 から切り離され、廃棄される。使用中に血液と透析液に接触する構成要素はすべて使い捨てであるため、一般に使用後にシステム 1 0 0 の広範な洗浄操作を実行する必要はない。

30

【 0 1 1 0 】

システム 1 0 0 は、図 1 3 に示されるように貯蔵または輸送用に再構成されることが可能である。この構成において、重量計 1 6 8 , 1 7 0 は、上部モジュール 1 0 4 の空洞内に押込まれ、ドア 1 1 0 と引出し 1 2 2 が、閉じられるが、透析液 / 血液構成要素キャリアは、装置 1 0 2 に接続されない。さらに上部モジュール 1 0 4 は、下部モジュール 1 0 6 から除去されることが可能である。この構成において、システム 1 0 0 は、1 つの場所から別の場所へと容易に輸送されることが可能である。たとえばこの構成におけるシステム 1 0 0 の総サイズと重量は、輸送のためにユーザがたいい車のトランクまたは類似の空間にシステム 1 0 0 を置けるようにする。

【 0 1 1 1 】

40

特定の実施例が記載されているが、他の実施例が可能である。

血液ポンプ 1 5 6 は、蠕動ポンプとして記載されているが、他の様式のポンプが代替的または追加的に使用されることが可能である。実施例によっては、油圧または空気ポンプが用いられる。図 1 4 は、そのようなポンプで用いられ得る血液構成要素キャリア 3 0 8 を例示する。血液構成要素キャリア 3 0 8 は、それらに固定された 2 つの隣接するダイヤフラムポンプ 3 4 0 A , 3 4 0 B を含む。各々のダイヤフラムポンプは、膜が配置されたチャンバを形成するハウジングを含む。膜は、チャンバを第 1 と第 2 のサブチャンバに分離する。血液構成要素キャリア 3 0 8 が、装置の上部モジュールの前面 1 1 2 上に位置付けられる場合、加圧された流体源は、流体源が各々のポンプのサブチャンバに流動可能に接続されるような方法でダイヤフラムポンプに結合する。流体源は、サブチャンバ内に加

50

圧流体を送達するとともにサブチャンバから加圧流体を除去すべく作動されることが可能である。ポンプのサブチャンバが、加圧流体で満たされるとき、他方のサブチャンバ内の血液は、サブチャンバから押出され、キャリアに接続された血液ラインに押しやられる。加圧流体が、サブチャンバから除去されるとき（たとえば真空によって）、血液が、サブチャンバ内に引き込まれる。一般にポンプは、一方のポンプがそのチャンバ内に血液を引き込むと、他方のポンプはそのチャンバから血液を放出するように交互に作動されるが、逆もしかりである。これは、血液構成要素キャリア308に固定された血液ラインによって形成される血液回路を通る一定の血液循環を確保するのに役立つ。別にポンプは、単針アクセスを成し遂げるべく、同時に作動されることが可能である。上記の様式の血液ポンプの実施例は、リーナル・ソリューションズ・インコーポレーテッド（Renal Solutions, Inc.）（ワレンダール、ペンシルベニア州（Warrendale, PA））から入手可能なパルサ血液移動システム（Pulsar Blood Movement System）である。

10

【0112】

重量計168, 170は、モジュールから引伸ばされるとともにモジュールの空洞内に貯蔵できるようにするスライド可能なトラックを介して上部モジュール104の底面に固定されると記載されているが、重量計168, 170がモジュールから引伸ばされるとともにモジュールの空洞内に貯蔵できるようにする様々な他の機構のうちのいずれかが、用いられることが可能である。さらにスライド可能なトラックは、上部モジュール104の底面に取付けられると記載されているが、重量計の移動を可能にするスライド可能なトラックまたは他の機構が、代替的または追加的に上部モジュール104の他の面に固定されることが可能である。

20

【0113】

重量計168, 170は、上部モジュール104のうちの一部として記載されているが、重量計168, 170は別に、下部モジュール106のうちの一部であり得る。

重量計168, 170は、歪みゲージを用いるロードセル重量計として記載されているが、様々な他の様式の重量計のうちのいずれかが、用いられることが可能である。用いられ得る他の様式の重量計には、圧縮ロードセル、トルクロードセル、せん断ビームとダブルビームのロードセル、力検出レジスタ、圧力変換器、および力センサが含まれる。

30

【0114】

透析器114は、血液透析装置102の側面を越えて延びるように例示されているが、特定の実施例において、透析器は、血液透析装置の区画内に完全に含有される。さらに重量計168, 170は、貯蔵および輸送のため血液透析装置02の上部モジュール104に形成された空洞内にスライド可能であると記載されているが、重量計は別に、貯蔵および輸送のため血液透析装置の側面に対して折り重ねるように構成されることが可能である。たとえば図15~17を参照すると、血液透析システム400は、上部モジュール404が下部モジュール106の上に位置する血液透析装置402を含む。上部モジュール404は、血液構成要素キャリア108を完全に格納する透析液構成要素キャリア区画を形成すべく、前面412と連動するドア410を含む。上部モジュール404は、その反対側壁に取付けられた折畳み可能な重量計468, 470を含む。図16と17に示される貯蔵構成において、重量計468, 470は、輸送にはシステム400の設置面積を減らすべく上部モジュール404の側壁に対して上方に折り畳まれる。システム400は、上記のシステム100と実質的に同じように機能する。

40

【0115】

血液透析システムの様々な他の構成要素は、必要に応じて、上記の実施例における構成と異なって構成されることも可能である。たとえば図22において示されるように、血液透析システム600は、上部モジュール604が下部モジュール106上に位置するとともに上記の血液透析装置102の上部モジュール104と同じ構成要素のうちの多くが装備される血液透析装置602を含む。しかし、それらの構成要素のうちのいくつかは、血液透析装置602の前面612で露出されるディスプレイ（たとえばタッチスクリーン）

50

603を提供すべく異なる構成で配置される。たとえば注入剤ジャー233、薬剤バイアル166、および薬剤ポンプ164は、ディスプレイ603のすぐ下の凹部605内に並んで置かれる。血液透析システム600の様々な異なる構成要素の接続に用いられる流体ラインのうちの多くは、簡単にするため図22には示されていない。

【0116】

ディスプレイ603は、様々な目的に用いられることが可能である。たとえばセットアッププロセスを通して患者を歩かせるとともに処置に関する情報をユーザに提供するのにディスプレイが用いられ得る。ディスプレイは、患者がデータおよび情報を血液透析装置602に入力できるように用いられることも可能である。いくつかの実施例において血液透析装置602は、ウェブブラウザを備えているとともに、患者がディスプレイ603を介してオンライン記録と他の情報にアクセスできるように、インターネットに接続される。特定の実施例において、ディスプレイ603は、血液透析装置602に関する複雑な事態を解決するため、医師または看護師と患者が通信できるようにするインタフェースとして働く。ディスプレイ603の付加機能は別として、血液透析システム600は、一般的に上記の血液透析システム100と同じように機能する。

10

【0117】

血液透析装置602のディスプレイ603は、患者が情報を見て入力する両方を可能にするタッチスクリーンとして記載されているが、ディスプレイ603は別に表示目的のみに用いられる従来式のディスプレイであることが可能である。そのような場合、血液透析装置602の前面612は、ディスプレイ603上に表示されるスクリーンを通して患者をナビゲートし、さらに患者がデータおよびコマンドを血液透析装置602に入力できるようにするさらなるボタン（たとえばハードキー、フェザータッチボタン、その他）を備える。

20

【0118】

引出し122は、透析液構成要素キャリア120が引出し122内の所望位置に留まれるように位置決めピンを含むように記載されているが、他の機構が代替的または追加的に用いられることが可能である。たとえばいくつかの実施例において引出し122は、透析液構成要素容器を保持するクリップまたはクランプを含む。透析液構成要素キャリア120の固定に接着剤も使用され得る。

【0119】

透析器吸込みポンプ240、透析器吐出ポンプ238、限外濾過液ポンプ242、および希釈水/塩化ナトリウム液ポンプ244は、蠕動ポンプとして記載されているが、他の様式のポンプを代替的または付加的に用いることが可能である。実施例によっては、油圧ポンプまたは空気ポンプが、用いられる。油圧または空気ポンプが用いられる特定の実施例において、透析液構成要素キャリアは、上記の血液構成要素キャリア308に類似したポンプ配列を有し、2つの隣接するダイヤフラムポンプは、キャリア本体に固定される。各々のダイヤフラムポンプは、膜が配置されるチャンバを形成するハウジングを含む。膜は、チャンバを第1と第2のサブチャンバに分離する。透析液構成要素キャリアが、引出しの空洞内に位置付けられ、そして引出しが閉じられると、加圧流体源は、流体源が各々のポンプのサブチャンバに流動可能に接続されるような方法でダイヤフラムポンプに結合する。流体源は、作動されることによって、加圧流体をサブチャンバ内に送達するとともにサブチャンバから加圧流体を除去することが可能である。ポンプのサブチャンバが、加圧流体で満たされるとき、他方のサブチャンバ内の透析液は、サブチャンバから押出され、キャリアに接続された流体ラインに押しやる。加圧流体が、サブチャンバから除去されるとき（たとえば真空によって）、透析液は、サブチャンバ内に引き込まれる。ポンプは、一般に一方のポンプが、透析液をそのチャンバ内に引き込むとき、他方のポンプは、そのチャンバから透析液を放出するように交互に作動されるが、その逆もしかりである。これは、透析液構成要素キャリアに固定されるラインによって形成された透析液回路を通る透析液の一定循環を確保するのに役立つ。ポンプは別に、同時に作動されることが可能である。

30

40

50

【0120】

上記の血液透析システムは、2つのポンプ、つまり透析器吸込みポンプと透析器吐出ポンプを用いることによって、血液透析装置を通る透析液の流動を制御するが、透析液の流動を制御する他の技術を使用することが可能である。特定の実施例において、たとえば血液透析システムの透析液構成要素キャリアは、システムを通る透析液の流動を制御すべく、1あるいは複数の平衡チャンバを備えることが可能である。いくつかの実施例においてシステムは、透析器吐出ポンプ、透析器を透析器吐出ポンプに接続する流体通路に沿って位置付けられた平衡チャンバ、および吸着装置を透析器に接続する流体通路に沿って位置付けられた平衡チャンバを含む。そのような実施例において、透析器吐出ポンプの動作は、システムに透析液を送り込むのに必要な力を提供し、平衡チャンバは、所定時間にシステムを流れる透析液の容量を制御する。

10

【0121】

上記の血液透析システムは、透析液中のナトリウム濃度を調整または制御するため、透析液回路内に塩化ナトリウム液と希釈水のうちの少なくとも一方を注入するように構成されているが、他のナトリウム管理技術を用いることが可能である。特定の実施例において、血液透析システムは、システムを循環する流体からナトリウムを除去するのに用いられ得る強酸/強塩基樹脂の組合せを含有する脱イオン化カラムを含む。カラムは、交換可能なカラムから形成されることが可能である。別に、カラムは、脱イオン処理ポリリッシャから形成されることが可能である。強酸/強塩基樹脂の組合せは、透析溶液からナトリウムを除去するとともにpHを制御することが可能である。システムを循環する流体内の過剰ナトリウム濃度を検出すると、水と引き換えにナトリウムを除去すべく、三方弁を用いることによって、カラム中の強酸/強塩基イオン交換樹脂混合物に透析液を迂回させることが可能である。次に、透析液は、透析液回路に戻される。有利なことにこの方法は、システムを循環する流体に水を添加することなく、ナトリウム濃度を調整できる。したがって希釈を補うさらなる貯蔵器容積は必要ない。しかし、交換プログラムは、脱イオン処理ポリリッシャの再生に用いられ得る。希釈かイオン交換システムのいずれかの制御方法は、血液透析装置、個別の導電率プローブ、または時系列からの電子的フィードバックを介し得る。

20

【0122】

上記の血液透析システムのうちのいくつかは、血液透析装置のドアと血液構成要素キャリアとの間に位置付けられた拡張パッドを含むが、血液透析装置の前面に対して血液構成要素キャリアを押付けるために、他の技術が、代替的または追加的に用いられることが可能である。いくつかの実施例においてたとえば血液透析装置のドアは、血液透析装置の前面に対してそれらの血液構成要素と血液ラインのうちの少なくとも一方を押付けるべく、血液構成要素キャリアの血液構成要素と血液ラインのうちの少なくとも一方に結合する機械的機構（たとえば突起、スプリング、その他）を含む。

30

【0123】

レベル検出器162は、超音波装置として記載されているが、排気装置中の液体レベルを測定できる様々な他の様式の装置のうちのいずれかが、使用されることが可能である。

薬剤ポンプ164は、蠕動ポンプであると記載されているが、血流に薬剤を注入できる様々な他の様式のポンプのうちのいずれかが、用いられることが可能である。いくつかの実施例においてたとえば薬剤ポンプは、血流に薬剤を注入すべく軸方向に移動するシリンジのプランジャ内にシリンジを受容するように構成されるシリンジポンプである。そのような実施例において、シリンジポンプは、プランジャを駆動するため、ステッピングモータを含むことが可能である。

40

【0124】

上記の特定の方法は、水と透析液濃縮混合物を手動で振り混ぜるか攪拌すると記載しているが、様々な他の適切な混合技術のうちのいずれかを用いることが可能である。実施例によっては注/排容器228は、水と透析液混合物を混合する動力機構を含む。

【0125】

50

透析液濃縮物は、粉末型であると記載されているが、代替的または追加的に液体濃縮物が用いられることが可能である。同様に、透析液は、水道水と濃縮物を混合することによって作られると記載されているが、代替的または追加的に包装済み透析液容器を用いることが可能である。

【0126】

特定の実施例において、上記のシステムは、インターネットに接続するように構成される。そのような場合、マイクロプロセッサは、インターネットから患者情報と他のデータを検索するとともに、所望の処置パラメータを得るべくその情報とデータを用いることが可能である。様々なポンプは、たとえば処置される特定の患者に応じて、所望速度で所望流体量を送達するように制御されることが可能である。

10

【0127】

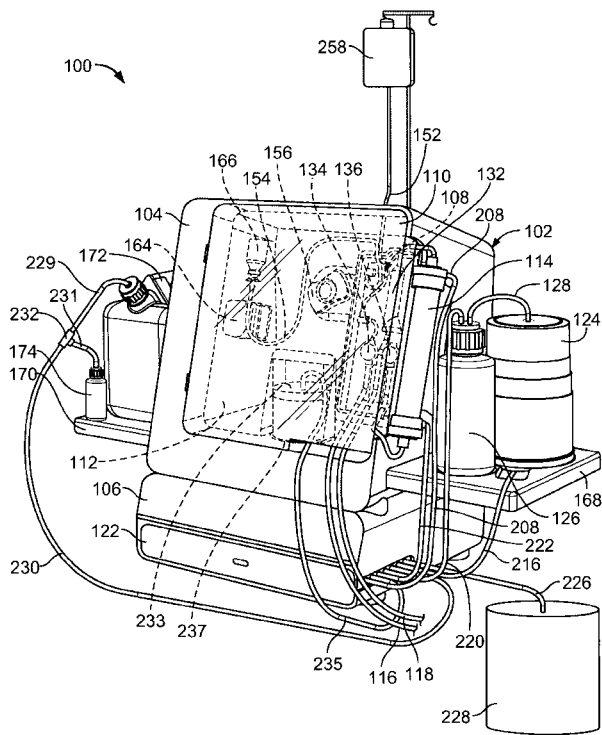
上記のシステムは、血液透析システムとして記載されているが、同様の配置が、たとえば腹膜透析などの他の種類の医療処置に用いられ得る。腹膜透析に上記に類似のシステムを使用するため、血液回路に血液を送り込む代わりに、透析液が、第2透析液回路に送り込まれ得る。第2透析液回路は、患者の腹部に接続され得るが、他の透析液回路は、上記の透析液回路と実質的に変わりがないだろう。透析液は、患者の腹部内に導入され、次いで第2透析液回路を通して除去および循環され得る。患者から出た透析液の毒素は、透析器内で除去され、他の透析液回路を循環する透析液に移送され得る。洗浄された透析液（すなわち毒素が除去された透析液）は、次に患者に送り戻され得る。

20

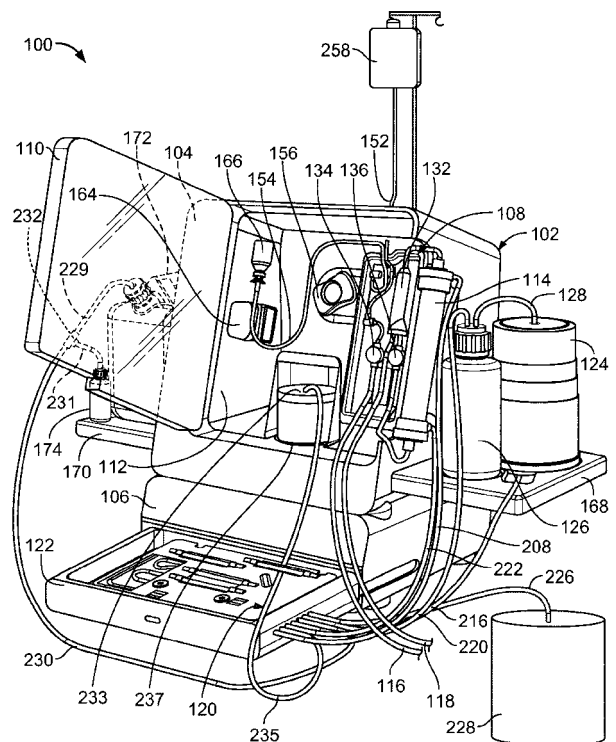
【0128】

他の実施例は、以下の特許請求の範囲内に位置する。

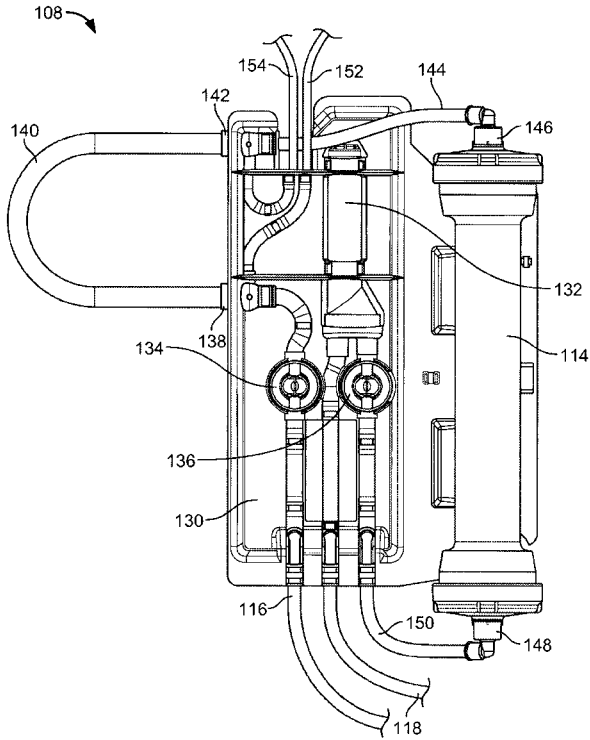
【図1】



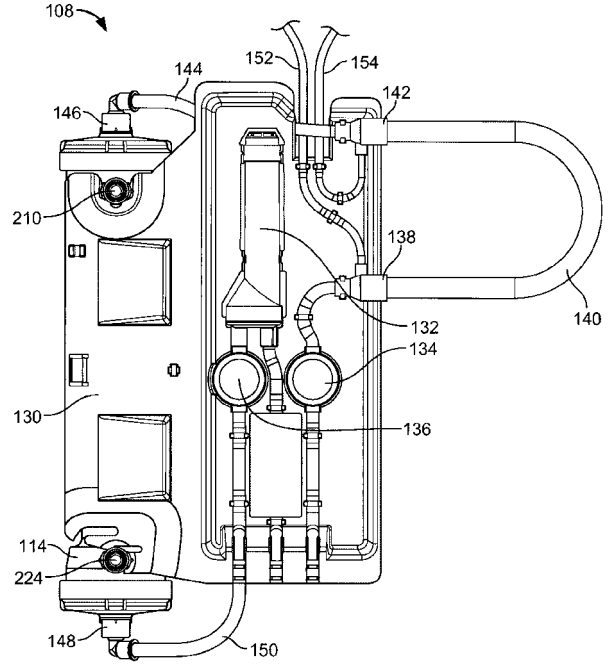
【図2】



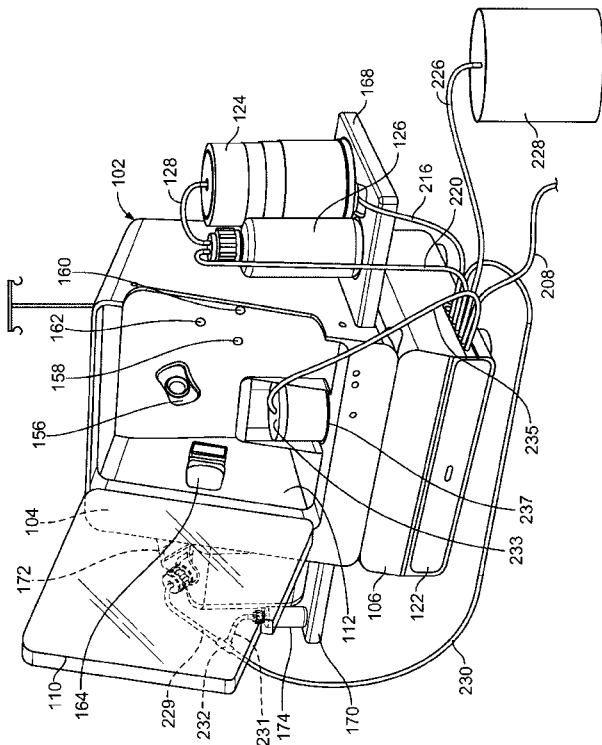
【 図 3 】



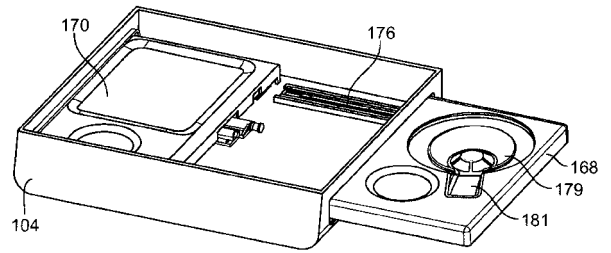
【 図 4 】



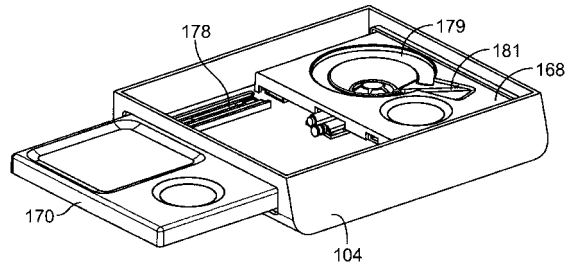
【 図 5 】



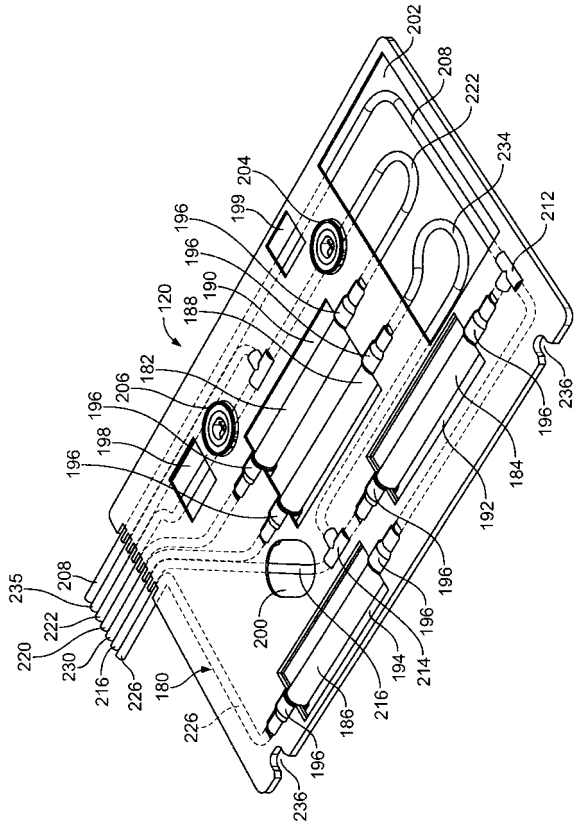
【 図 6 】



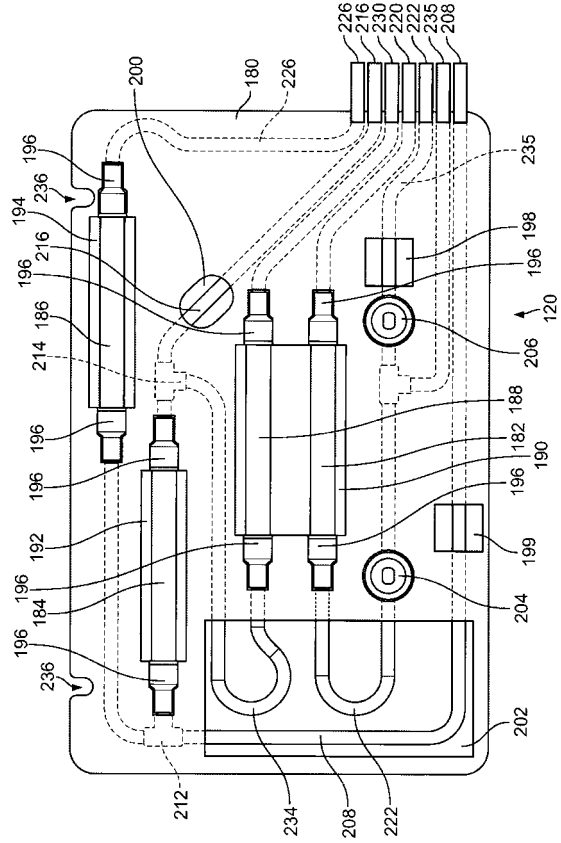
【 図 7 】



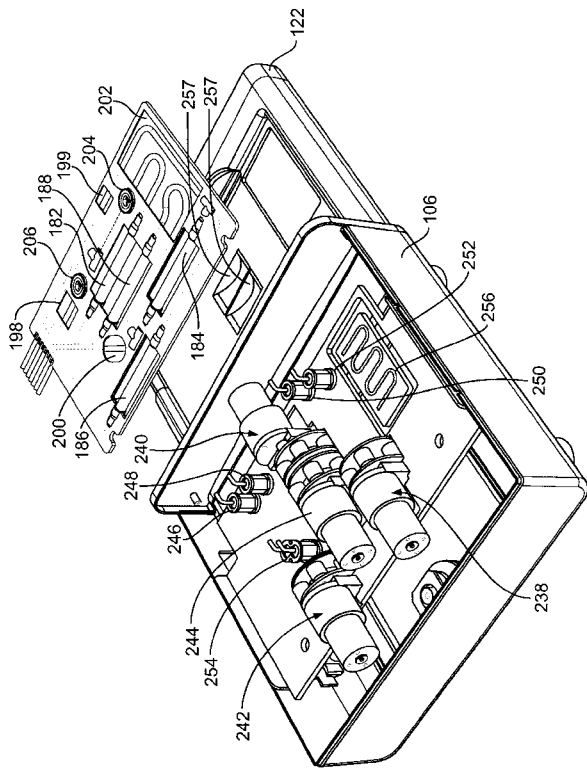
【図 8】



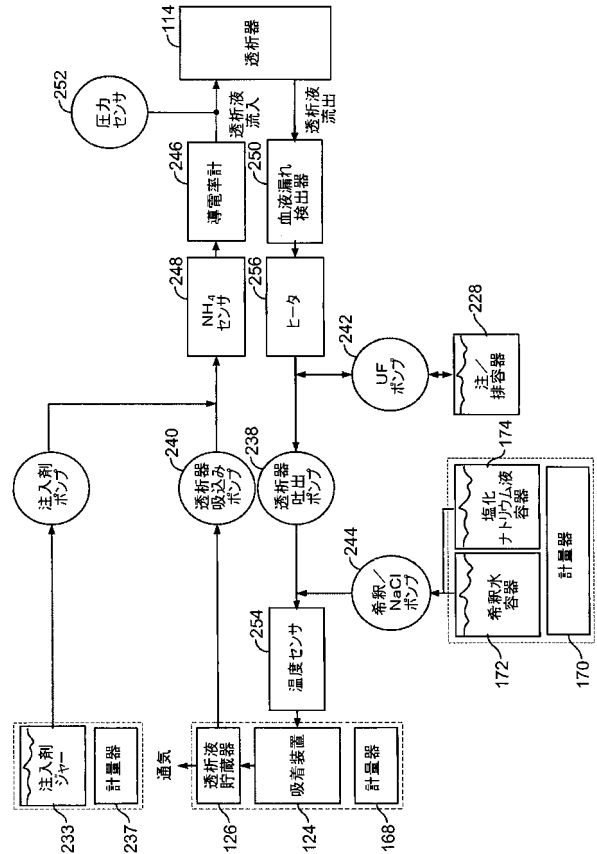
【図 9】



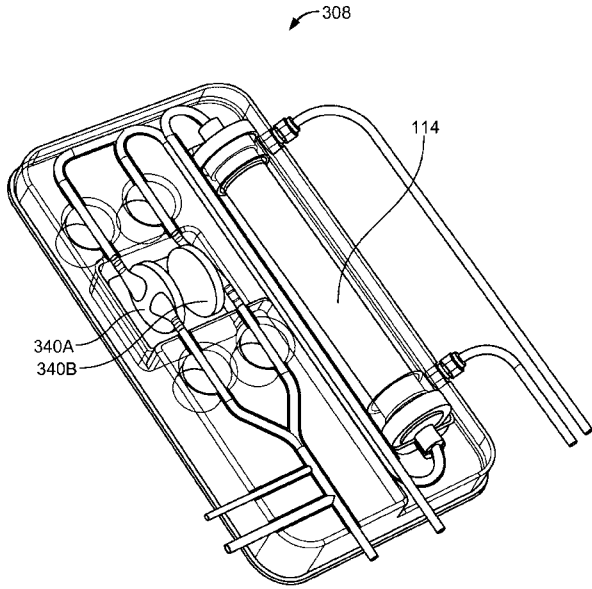
【図 10】



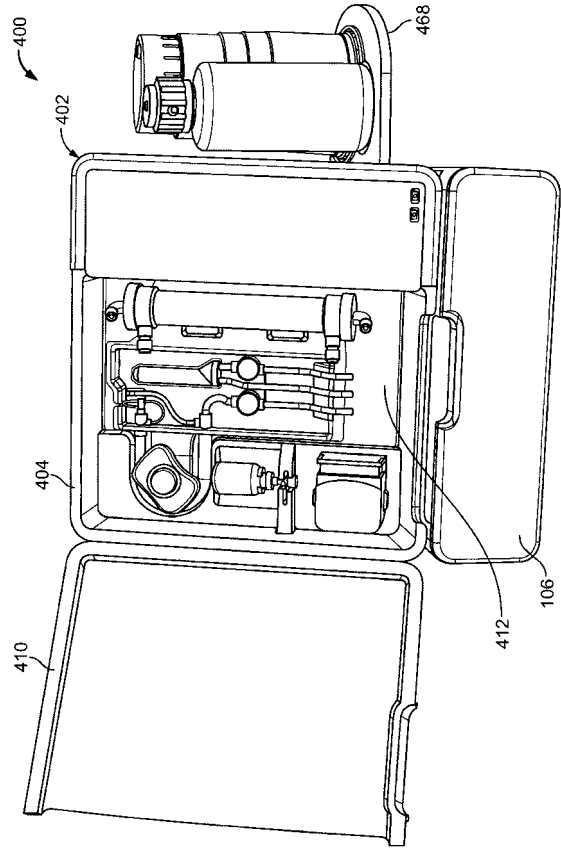
【図 11 A】



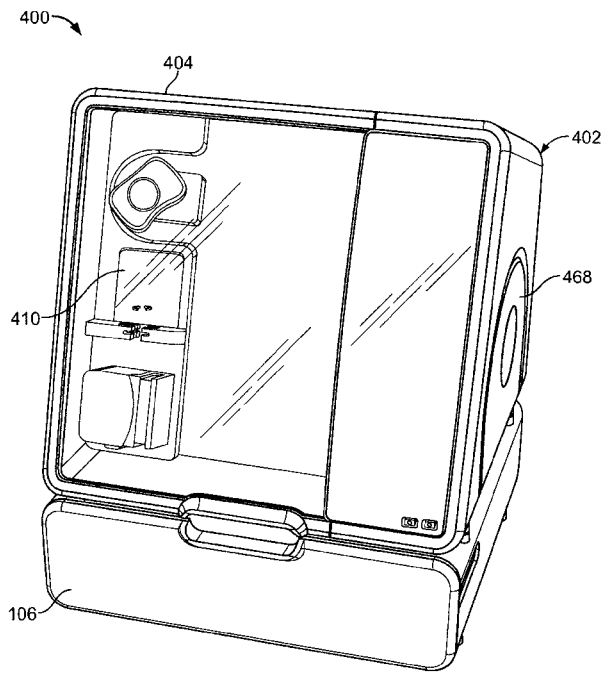
【 図 1 4 】



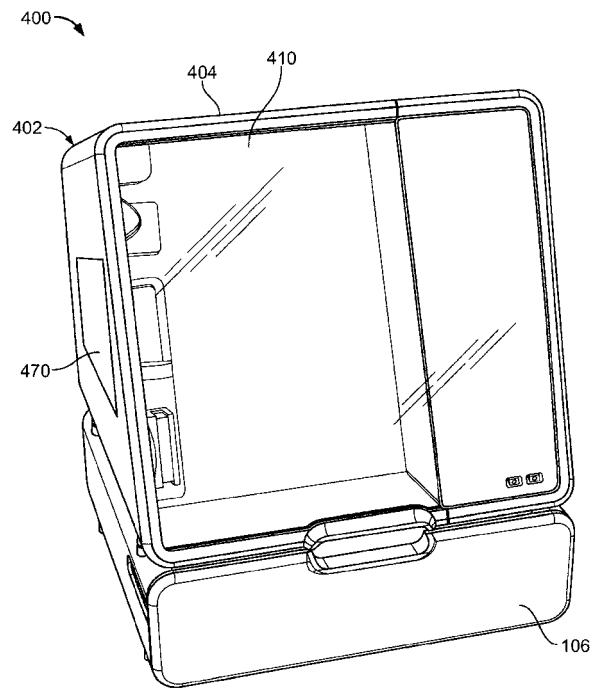
【 図 1 5 】



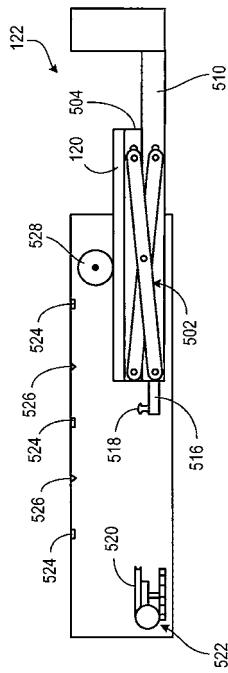
【 図 1 6 】



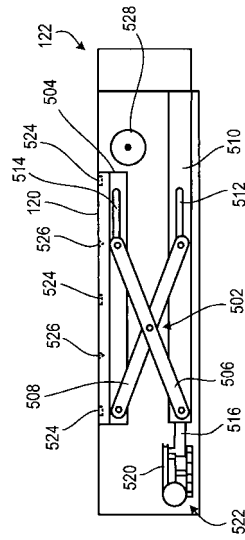
【 図 1 7 】



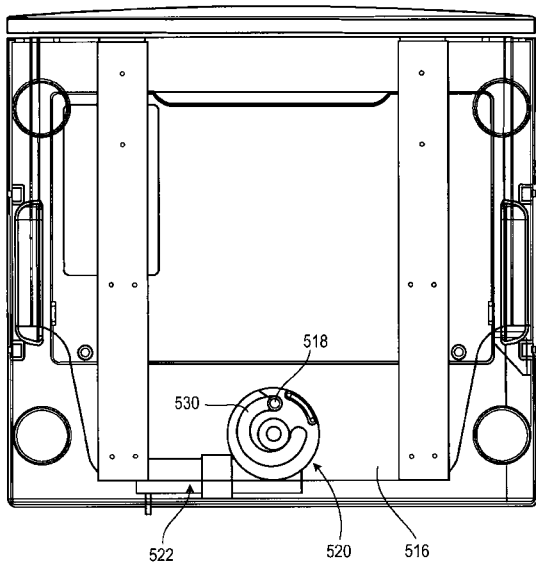
【 図 1 8 】



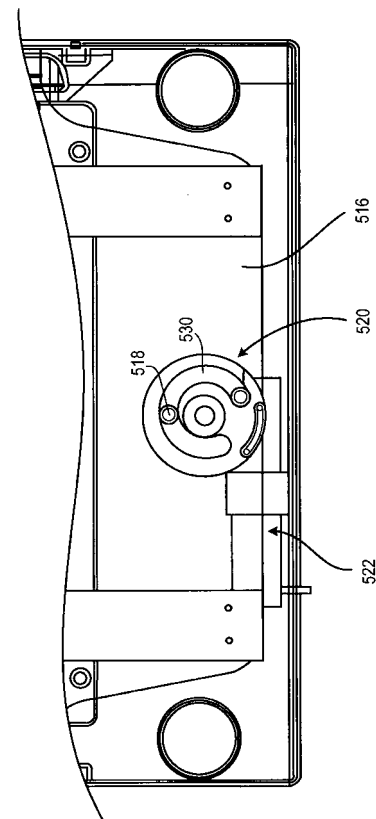
【 図 1 9 】



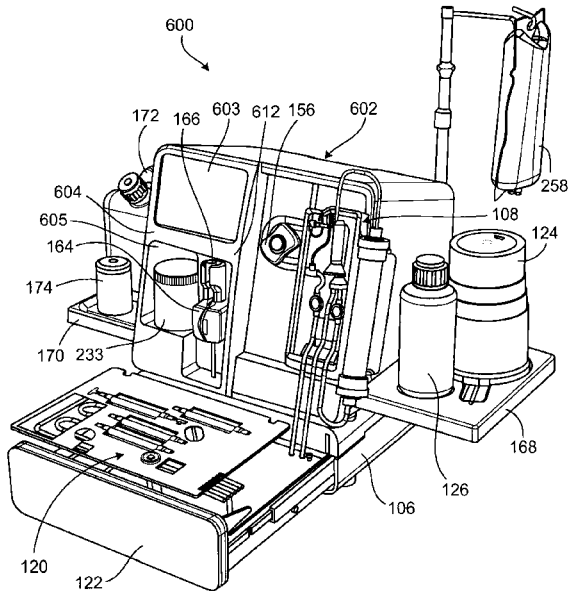
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 パークス、ロバート デール
アメリカ合衆国 1 5 2 0 2 ペンシルバニア州 ピッツバーグ ブライトン ロード 7 1 8 9

(72)発明者 カインツ、ライアン クリストファー
アメリカ合衆国 1 5 1 0 1 ペンシルバニア州 アリソン パーク メイン ドライブ 3 2 8

1

Fターム(参考) 4C077 AA05 BB01 DD01 EE01 EE03 HH02 HH16 JJ02 JJ08 JJ17
JJ19