

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5778277号
(P5778277)

(45) 発行日 平成27年9月16日(2015.9.16)

(24) 登録日 平成27年7月17日(2015.7.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 61 B 17/00	(2006.01)	A 61 B	17/00	3 1 O
A 61 M 27/00	(2006.01)	A 61 M	27/00	
A 61 M 1/00	(2006.01)	A 61 M	1/00	5 1 O
A 61 F 13/00	(2006.01)	A 61 F	13/00	3 0 1 Z

請求項の数 17 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-521771 (P2013-521771)
(86) (22) 出願日	平成23年4月14日 (2011.4.14)
(65) 公表番号	特表2014-511109 (P2014-511109A)
(43) 公表日	平成26年5月8日 (2014.5.8)
(86) 國際出願番号	PCT/US2011/032547
(87) 國際公開番号	W02011/130549
(87) 國際公開日	平成23年10月20日 (2011.10.20)
審査請求日	平成26年4月8日 (2014.4.8)
(31) 優先権主張番号	61/359, 205
(32) 優先日	平成22年6月28日 (2010.6.28)
(33) 優先権主張国	米国 (US)
(31) 優先権主張番号	61/359, 181
(32) 優先日	平成22年6月28日 (2010.6.28)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(73) 特許権者	508268713 ケーシーアイ ライセンシング インコーポレイテッド アメリカ合衆国 テキサス州 78265 -9508, サンアントニオ, ピー. オー. . ボックス 659508, リーガルデパートメント-インテレクチュアルプロパティ
(74) 代理人	110001302 特許業務法人北青山インターナショナル
(72) 発明者	ロック、クリストファー ブライアン イギリス国 BH9 35D ドーセット ボーンマス ボスワース ミューズ 6

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】蒸発体液容器と方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

減圧で患者の組織部位を治療する治療システムであつて、前記治療システムは、前記組織部位の近くに設置する治療マニホールドと；前記治療マニホールド上に流体シールを形成して密封治療空間を形成する密封部材と；減圧を提供する減圧源と；前記減圧源と前記密封治療空間とに流動自在に連結される容器とを有し、

前記容器は、

内部空間と、

前記密封治療空間および前記内部空間に流動自在に連結される流体入口と、前記減圧源および前記内部空間に流動自在に連結される減圧流入口と、液体を保持して減圧を維持しながらも、前記内部空間からの水蒸気を外に出すことができるよう構成された親水性ポリマーを有する窓とを備える、治療システム。

【請求項 2】

前記治療システムはさらに、前記親水性ポリマーの外部に付随した強制通気装置を有する、

請求項 1 記載の治療システム。

【請求項 3】

10

20

前記強制通気装置は送風機、静電装置、および圧電ポンプのうちの1つを有する、
請求項2記載の治療システム。

【請求項4】

前記容器はさらに、通路、通路流入口、および通路流出口を形成する内壁と外壁とを有し、

前記強制通気装置は、前記通路流入口内に強制空気を送達するように構成される、
請求項2記載の治療システム。

【請求項5】

前記容器はさらに、通路、通路流入口、および通路流出口を形成する内壁と外壁とを有し、

10

前記強制通気装置は、前記通路流入口内に強制空気を送達するように構成され、
前記容器はさらに、前記親水性ポリマの内側に連結されるウィッキング層を有する、
請求項2記載の治療システム。

【請求項6】

前記容器はさらに、通路、通路流入口、および通路流出口を形成する内壁と外壁とを有し、

前記強制通気装置は、前記通路流入口内に強制空気を送達するように構成され、

前記容器はさらに、

前記親水性ポリマの内側に連結されるウィッキング層と；

前記ウィッキング層の内側に連結されるフィルタ層と

20

を有する、請求項2記載の治療システム。

【請求項7】

前記親水性ポリマは、波形である、

請求項1～6何れか一項記載の治療システム。

【請求項8】

前記親水性ポリマは、外面上にフロック加工される、

請求項1～7何れか一項記載の治療システム。

【請求項9】

前記治療システムはさらに、前記容器の前記内部空間内にエネルギーを加える内部エネルギー装置を有する、

30

請求項1～8何れか一項記載の治療システム。

【請求項10】

前記容器はさらに、容器フレームと、複数のワッフルポケットを形成する複数のバッフルとを有し、

前記ワッフルポケットは、前記親水性ポリマによって覆われる、

請求項2、3、および7～9何れか一項記載の治療システム。

【請求項11】

前記内部空間は、浸透圧膜によって互いに分離される創傷液部分と浸透圧液部分とを有し、

前記浸透圧液部分は、前記親水性ポリマに流体連通する、

40

請求項2～10何れか一項記載の治療システム。

【請求項12】

前記容器はさらに、第1材料から形成されるとともに複数の窓穴が形成されるハウジングを有し、

前記親水性ポリマは、前記複数の窓穴を覆う、

請求項2～9、および11何れか一項記載の治療システム。

【請求項13】

前記容器はさらに、前記親水性ポリマから形成された可撓性ポーチを有する、

請求項2、3、および7～9何れか一項記載の治療システム。

【請求項14】

50

前記治療システムはさらに、前記内部空間内に配置された加熱素子を有する、
請求項 1 ~ 13 何れか一項記載の治療システム。

【請求項 15】

前記内部空間は第1体積 V_c を有し、
 経過治療時間 t にわたって前記容器は、流体の第2体積 V_f を処理するように機能し、
 $V_f > 105\% V_c$ である、
請求項 1 ~ 14 何れか一項記載の治療システム。

【請求項 16】

前記治療システムはさらに、前記内部空間に付随して凝集剤を有する、
請求項 1 ~ 15 何れか一項記載の治療システム。

10

【請求項 17】

体液を受容する容器の製造方法であって、前記製造方法は、

内部空間を有する容器を形成するステップと；

前記内部空間に流動自在に連結される流体入口を、前記容器に形成するステップと；

前記内部空間に流動自在に連結される減圧流入口を形成するステップと；

窓を形成するステップと；

親水性ポリマで前記窓を覆うステップであって、前記親水性ポリマが、液体を保持して減圧を維持しながらも、前記内部空間からの水蒸気を外に出すことができるよう構成されたものである、ステップとを有する、

製造方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、主として医療システムに関する。より詳細には限定としてではないが蒸発体液容器、システム、包帯、および方法に関する。蒸発体液容器、システム、包帯、および方法は、減圧処理システムで用いられ得る。

【背景技術】

【0002】

臨床試験および診療は、組織部位の近くで減圧を提供することが、組織部位での新組織の成長を増強および加速することを示している。このような現象の適用は、数多くあるが、減圧の適用は、特に創傷の治療で成功している。この治療（医学会において「陰圧創傷閉鎖法」、「減圧療法」、または「真空療法」と称されることが多い）は、より迅速な治癒および肉芽組織形成の増加を含み得るいくつかの利益を提供する。通常、減圧は、多孔性パッドか他のマニホールド装置を通じて組織に適用される。多孔性パッドは、減圧を組織に分配できるとともに組織から引き抜かれた流体を導くことができるセルまたは孔を含有する。減圧が適用されると、体液、たとえば滲出液は、貯蔵器内に受容され、通常、包含される。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】 米国特許出願公開第 2009 / 221990 号明細書

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

新規な構成の減圧で患者の組織部位を治療するシステムが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一例示的実施形態にしたがって患者の組織部位を治療するシステムは、組織部位の近くに設置する治療マニホールドと；治療マニホールドと患者の表皮とのうちの一部を覆う流体シールを形成する密封部材とを有する。密封部材は、組織部位を覆う密封治療空間の形

50

成用である。密封治療空間は、流体を受取る。システムはさらに、減圧を提供する減圧源と、減圧源および流体を受取る密封治療空間に流動自在に連結される容器とを有する。容器は、流体を受取る内部空間を有する容器ハウジングと、容器ハウジングを通る流体流入口とを有する。流体流入口は、容器ハウジングの内部空間内に流体を受容するためである。容器ハウジングのうちの少なくとも一部は、流体からの蒸発液の放出を可能にする液体不透過性・蒸気透過性材を有する。

【0006】

別の例示的実施形態にしたがって体液（主として液体）を受容および処理する容器は、体液を受容する内部空間を有する容器ハウジングと、容器ハウジングを通る体液流入口とを有する。体液流入口は、容器ハウジングの内部空間内に体液を受容するためである。容器ハウジングのうちの少なくとも一部は、液体不透過性・蒸気透過性材を有する。

10

【0007】

別の例示的実施形態にしたがって患者の体液を除去および処理する方法は、患者の体液を除去することと、体液を容器内に侵入させることとを有する。容器は、体液を受取る内部空間を有する容器ハウジングと、容器ハウジングを通る体液流入口とを有する。体液流入口は、容器ハウジングの内部空間内に体液を受容するためである。容器ハウジングのうちの少なくとも一部は、液体不透過性・蒸気透過性材を有する。方法はさらに、液体不透過性・蒸気透過性材を用いることで体液のうちの少なくとも一部を蒸発および除去させることを有する。

【0008】

20

別の例示的実施形態にしたがって患者の創傷を治療する創傷包帯は、第1面と、患者に面する第2面とを有する吸収性層を有する。吸収性層は、創傷に流体連通する。創傷包帯は、吸収性層と創傷とを覆う液体不透過性・蒸気透過性層も有する。液体不透過性・気体透過性層は、吸収性層の体液が蒸発でき、さらに液体不透過性・蒸気透過性層から出て行けるよう機能する。

【0009】

別の例示的実施形態にしたがって体液を受容する容器を製造する方法は、体液を受容する内部空間を有する容器ハウジングを形成することと；容器ハウジング上に体液流入口を形成することとを有する。体液流入口は、容器ハウジングの内部空間内に体液を受容するためである。容器ハウジングのうちの少なくとも一部は、蒸発体液（蒸気）が内部空間から出て行けるようにする液体不透過性・蒸気透過性材を有する。

30

【0010】

例示的実施形態の他の特徴と利点は、以下の図面と詳細な説明を参照すると明らかになり得る。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態を有する例示的な非限定的医療システムの略斜視図。

【図2】図1の体液を受容および処理する例示的容器の略断面図。

【図3】体液を受容および処理する例示的容器のうちの組立分解部分を有する略斜視図。

40

【図4】動作中の図3の容器のうちの一部の略断面図。

【図5】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略正面図。

【図6】図5の容器の略断面図。

【図7】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【図8】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略斜視図。

【図9】患者の創傷を治療する創傷包帯の例示的実施形態の略断面図。

【図10】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【図11】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【図12】体液を受容および処理する容器または包帯で用いる液体不透過性・蒸気透過性材のうちの一部の略断面図。

50

【図13】体液を受容および処理する容器または包帯で用いる液体不透過性・蒸気透過性材のうちの一部の略断面図。

【図14】体液を受容および処理する容器または包帯で用いる液体不透過性・蒸気透過性材のうちの一部の略断面図。

【図15】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【図16】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【図17】体液を受容および処理する容器の例示的実施形態の略断面図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

例示的実施形態の以下の詳細な説明においてその一部を形成する添付図面を参照する。
これらの実施形態は、当業者が本発明を実行できるように十分詳細に記載されており、当然ながら、他の実施形態が用いられるとともに、本発明の趣旨または範囲を逸脱することなく論理的な構造的、機械的、電気的、および化学的変更を行い得る。本明細書において記載される実施形態を当業者が実行できるようにするために必要な詳細を回避すべく、説明は、当業者にとって公知の特定の情報を省略し得る。以下の詳細な説明は、限定的な意味で捉えられるべきではなく、例示的実施形態の範囲は、添付の特許請求の範囲によってのみ定義される。

【0013】

図面、主として図1と図2を参照すると、たとえば減圧治療システム102の医療システム100の例示的実施形態が、提示される。減圧治療システム102は、患者103由来の体液（主に液体）を受容および処理する容器104の例示的実施形態を有する。容器104は、容器104が物理的に一度に保有できるよりも多くの液体を時間とともに処理するよう機能する。

【0014】

減圧治療システム102は、たとえば創傷108の組織部位106の近くに設置される治療マニホールド105を有し得る。患者の表皮110を通過する創傷108が、示される。組織部位106は、骨組織、脂肪組織、筋肉組織、皮膚組織、血管組織、結合組織、軟骨、腱、靭帯、あるいは他の組織を有する、任意のヒト、動物、あるいは他の有機体の体組織であり得る。

【0015】

治療マニホールド105および患者の表皮110のうちの一部は、密封治療空間116を形成すべく、密封部材112によって覆われ得る。密封部材112は、流体シールを提供する任意の材料であり得る。密封部材112は、たとえば不透過性または半透過性のエラストマ材料かもしれない。「エラストマ性」は、エラストマの特性を有することを意味する。エラストマ性は、一般的にゴム状弾性を有するポリマ材料を指す。より具体的には、大部分のエラストマは、100%より大きな極限伸びおよび有意量の回復力を有する。材料の回復力は、弾性変形から回復する材料の能力を指す。エラストマの例には、限定ではないが、天然ゴム、ポリイソブレン、スチレンブタジエンゴム、クロロブレンゴム、ポリブタジエン、ニトリルゴム、ブチルゴム、エチレンプロピレンゴム、エチレンプロピレンジエン単量体、クロロスルホン酸化ポリエチレン、ポリスルフィドゴム、ポリウレタン（P.U.），EVAフィルム、コポリエステル、およびシリコーンが含まれ得る。密封部材112のさらに特殊な例には、シリコーン覆布、スリーエム（3M）Tegaderm（登録商標）覆布、たとえばCalifornia, Pasadenaのエイブリィ・デニソン社（Avery Dennison Corporation）から入手可能な1つのPU覆布が、含まれる。

【0016】

取付デバイス114は、創傷108および治療マニホールド105を覆う流体シールを形成すべく密封部材112で用いられ得る。取付デバイス114は、数多くの形態をとり得る。たとえば取付デバイス114は、密封部材112の周縁部周囲に広がる医学許容性感圧接着剤または親水コロイド材であり得る。密封部材112は、治療マニホールド10

10

20

30

40

50

5が配置される密封治療空間116を形成する。減圧は、密封治療空間116に供給され、体液130が、よって密封治療空間116から除去される。

【0017】

減圧インターフェース118は、第1減圧送達導管120を密封治療空間116に流動自在に連結されるように用いられ得る。一例示的実施形態において減圧インターフェース118は、San Antonio, Texasのケー・シー・アイ(KCI)から入手可能なT.R.A.C.(登録商標)PadまたはSensa T.R.A.C.(登録商標)Padである。密封治療空間116に減圧が送達されるならば、他のデバイスが、減圧インターフェース118に用いられ得る。

【0018】

第1減圧送達導管120は、容器104に流動自在に連結され、体液130を容器104に送達する。容器104は、第2減圧送達導管124を介して減圧源122から減圧を受取る。減圧源122は、たとえば真空ポンプ、壁面吸込み、あるいは他の供給源の減圧を供給する任意のデバイスであり得る。組織部位に適用される減圧の量と性質は通常、適用にしたがって変化することになるが、減圧は、典型的には-5mmHg(-667Pa)~-500mmHg(-66.7kPa)、より典型的には-75mmHg(-9.9kPa)~-300mmHg(-39.9kPa)になり得る。たとえば限定としてではなく、圧力は、-12,-12.5,-13,-14,-14.5,-15,-15.5,-16,-16.5,-17,-17.5,-18,-18.5,-19,-19.5,-20,-20.5,-21,-21.5,-22,-22.5,-23,-23.5,-24,-24.5,-25,-25.5,-26,-26.5kPaまたは別の圧力であり得る。

10

【0019】

容器104は、体液130を受取る。体液130は、減圧治療システム102によって身体から除去される。たとえば滲出液、腹水、または他の体液は通常、除去され、容器104内に置かれる。多くの体液、たとえば滲出液は、実質的に水性である。添加剤無添加の流体貯蔵器中の滲出液は、一般に状態を固体またはゲルに変化させることはないが、本実施形態においては、水が液体不透過性・蒸気透過性材136を通じて除去されると、ゲル状態に変化し得る。

20

【0020】

30

容器104は、剛性、半剛性、または可撓性であり得る。容器104は、体液130を受取る内部空間128を有する容器ハウジング126を有する。容器ハウジング126は、体液130を受取るための体液流入口132と減圧を受取るための減圧流入口134を有する。マルチルーメン導管(減圧供給用のルーメンと体液用に1つ)を有するいくつかの実施形態において減圧流入口134は、体液流入口132と同じであり得る。容器ハウジング126のうちの少なくとも一部は、液体不透過性・蒸気透過性材136から形成される。図1~図2の例示的実施形態において液体不透過性・蒸気透過性材136を備えた容器ハウジング126のうちの一部は、窓138であるが、数多くの部位が可能である。窓138は、少なくとも1つの窓穴135を形成し、さらに窓穴を液体不透過性・蒸気透過性材136で覆うことで、形成され得る。容器ハウジング126は、たとえば剛性、可撓性、半剛性、などの任意の堅さで形成され得る。

40

【0021】

液体不透過性・蒸気透過性材136は、容器104全体、または流体貯蔵器を形成し得るか、たとえば壁か窓138の一部のみを形成し得る。通常、液体不透過性・蒸気透過性材136と直接接觸して容器104内に液体を有することで、より高い蒸発が得られることが可能である。

【0022】

液体不透過性・蒸気透過性材136に液体を接觸させることに加えて、体液130に熱エネルギーを加え、液体不透過性・蒸気透過性材136の外面に沿う空気流を増やすか(図10~図11を参照)、でなければ容器内の体液が空気にエネルギーを加えることで、より

50

高い蒸発速度が、達成され得る。熱エネルギーは、減圧治療システムの真空ポンプから体液 130 に熱エネルギーを送ることで加えられ得る。たとえば図 6 において示されるように、圧電ポンプ 354 が用いられる場合、圧電ポンプ 354 は、圧電ポンプ 354 によって生じた任意の熱が、その中の体液 330 に送達され得るように、容器 304 内に配置され得る。別の例示的実施形態においてたとえば抵抗素子の専用の加熱素子（図示省略）が、容器 104 の内部空間 128 に加えられ得る。さらに別の例示的実施形態において蒸発および透過を促進すべく、液体不透過性・蒸気透過性材 136 に対して体液 130 を移動させるように攪拌器（図示省略）が追加され得る。別の例示的実施形態において液体不透過性・蒸気透過性材 136 の外側の空気流は、蒸発速度を上げるために、たとえば送風機または他の換気サブシステムによって増大され得る。別の例示的実施形態において容器 104 は、蒸発の増強を推進すべく、患者 103 由来の熱エネルギーを用いるため患者の表皮 110 に隣接して設置される。別の例示的実施形態において滲出液との混合時に発熱反応を生じさせるべく内部空間 128 に化学薬品が添加され得る。

【0023】

液体不透過性・蒸気透過性材 136 は、液体を保持しながら、矢印 140（図 2）によって示唆されるように水蒸気が抜け出されるか出て行けるようにする。同時に、液体不透過性・蒸気透過性材 136 は、容器 104 内で減圧が維持できるようにする。液体不透過性・蒸気透過性材 136 は、その材料を通じて液体が侵入または退出しないようにする任意の材料を含み、しかも、たとえば体液からの蒸発水の蒸気が材料を出て行けるか材料を透過できるように機能する。液体不透過性・蒸気透過性材 136 の非限定的例示的実施例には、親水性ポリマから形成された高水蒸気透過率（M V T R）フィルムまたは他の構造が、含まれる。例示的材料は、ポリビニルアルコール、ポリビニルアセテート、セルロース性材料（エーテル、エステル、ニトロート、その他）、ポリビニルピロリドン、ポリウレタン、ポリアミド、ポリエステル、ポリアクリレート、およびポリメタクリレート、ポリアクリルアミドが、含まれ得る。液体不透過性・蒸気透過性材 136 の材料は、互いに架橋化、混合、接合、または共重合体化され得る。

【0024】

いくつかの実施形態において液体不透過性・蒸気透過性材を形成する材料は、親水性を強化するように表面処理され得る。表面処理には、化学薬品、プラズマ、光（U V）、コロナ、または他の電離放射線が含まれ得る。実施形態によっては、液体不透過性・蒸気透過性材を形成する材料は、フィルムを形成（キャスティング）し、さらにたとえばグレー、キサンタンおよびアルギネート、またはゼラチンの天然ガムうちのいくつかを架橋化することで形成され得る。液体不透過性・蒸気透過性材に用いられる材料は、一般に細菌バリアとしても働く。本明細書における液体不透過性・蒸気透過性材を形成する材料は、窒素および酸素に対してかなり不透過性であるが、前記材料は、水蒸気に対して透過性である。適切な材料の 1 つの特殊な非限定例は、イー・アイ・ジュポン・ド・ヌムール・アンド・カンパニー（E . I . du Pont de Nemours and Company）、Delaware, U . S . A . の Hy trel APA 60015 の 15 μ シートである。

【0025】

容器 104 に関する実用上の問題、たとえば臭気および凝縮は、いくつかの方法で対処され得る。まず、任意の潜在的な臭気について、木炭フィルタか銀含浸メッシュが、容器 104 を出て行く蒸気の滅菌と匂いに対処すべく、たとえば第 1 減圧送達導管 120 または体液流入口 132 における流路のうちの一部として用いられ得る。容器 104 における凝縮物のリスクは、蒸発速度を管理することと、体液 130 とは異なる温度になり得る蒸発面に隣接する機械的表面が確実に存在しないようにする容器 104 の設計とによって低下し得る。

【0026】

一例示的実施形態にしたがって動作中、治療マニホールド 105 は、組織部位 106 の近くに配置される。密封部材 112 は、密封治療空間 116 を形成すべく、治療マニホー

10

20

30

40

50

ルド 105 と患者の表皮 110 のうちの一部を覆って設置される。すでに組み込まれていない場合、減圧インターフェース 118 が、密封部材 112 上に取付けられ、第 1 減圧送達導管 120 は、減圧インターフェース 118 および容器 104 の体液流入口 132 に流動自在に連結される。第 2 減圧送達導管 124 は、容器 104 および減圧源 122 に流動自在に連結される。

【0027】

減圧源 122 が、作動される。減圧は、組織部位 106 に送達され、体液 130 は、組織部位 106 から除去される。体液 130 は、体液流入口 132 を通じて容器 104 の内部空間 128 内に送達される。体液 130 の含水量は、経過時間にわたって少なくとも部分的に蒸発し、さらに液体不透過性・蒸気透過性材 136 を通じて透過される。

10

【0028】

体液 130 中の液体（通常は水）が、蒸発すると、非水性生成物と、たとえばタンパク質、脂肪、または塩（たとえばナトリウム、カルシウム、および塩化物）の他の物質とを含有する乾燥スラリが容器内で生じる。乾燥スラリは一般に、凝結し、状態を固体かゲルに変化させることになる。したがって乾燥スラリは、イソライザ無しにゲル化し得る。実施形態によっては、それでもなおイソライザが追加され得る。

【0029】

様々な程度の水が、特に、許可時間、温度、および圧力に依存して体液 130 から蒸発し得る。場合によっては、容器 104 中の 5 % よりも多くの水が、蒸発し得る。他の例では、容器 104 中の 10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 % よりも多くか、さらに多くの水が、蒸発し得る。暗黙範囲は、その間の全ての数字を有する。

20

【0030】

容器 104 の実施形態は、容器 104 が、容器 104 の物理的体積 (V_c) よりも多くの流体体積 (V_f) を処理できるので、より小さな流体貯蔵器を可能にする。つまり、動作可能的には $V_f > V_c$ である。実施形態によっては、以下の関係が適用できる： $V_f > 105\% V_c$; $V_f > 110\% V_c$; $V_f > 120\% V_c$; $V_f > 130\% V_c$; $V_f > 150\% V_c$; または $V_f > 200\% V_c$ 。他の割合も、可能である。一例示的非限定例として、容器 104 は、500 ml ($V_c = 500 \text{ ml}$) を保持し得るが、3 日間にわたる使用によって、600 ~ 1000 ml の流体 ($V_f = 600 \sim 1000 \text{ ml}$) が受け入れられ得る。より小さなサイズは、減圧治療システム 102 または体液の収集を必要とする他のシステム用の容器 104 のコストを減らす。より小さな容器が、所定の医療システムで用いられ得るので、必然的によって少量のポリマが使用され、減圧治療システム 102 のコストが、低下し得る。一般に容器 104 が、小さいほど、患者にとっても便利になる。同じサイズの容器が用いられる場合、そうではない場合よりも交換を必要とする頻度が、少なくなるだろう。交換頻度の低下は、患者の介護に関する経費の節約を示す。

30

【0031】

容器 104 内の蒸発プロセスは、減圧 자체を生成し得る。したがって容器 104 が、減圧治療システム 102 のうちの一部として用いられる場合、蒸発プロセスから結果的に生じる減圧は、減圧源 122 によって供給される減圧を増強するか、減圧源 122 を不要にする可能性があり得る。さらに本例示的実施形態において容器 104 内に受容された体液 130 は、イソライザを必要としないように密度を十分に増加させ得る。また、比較的削減された量のイソライザが、用いられ得る。

40

【0032】

図 3 と図 4 を参照すると、体液 230 を受容および処理する容器 204 の別の例示的実施形態が、提示される。容器 204 は、たとえば図 1 のシステム 100 の医療システムのうちの一部として用いられ得る。容器 204 は、体液 230 を受け入れる内部空間 228 を有する容器ハウジング 226 を有する。容器ハウジング 226 は、容器フレーム 242 と複数のバッフル 244 から形成され得る。バッフル 244 は、バッフル 244 の穴（図示省略）によって相互接続される小さなコンパートメントである複数のワッフルポケット

50

246の形成を助ける（別の実施形態においてワッフルポケットは、たとえばワッフルポケットの上（重力の方向に對して）の開口空間の共通領域によって流動自在に連結され得る）。液体不透過性・蒸気透過性材236は、たとえばフレーム部材、または容器フレーム242のうちのフランジ部分248上の溶着250によって、容器フレーム242に連結される。液体不透過性・蒸気透過性材236は、いくつかの実施形態においてワッフルポケット246間のバッフル244の末端にも連結され得る。バッフル244は、図示されるように均一であり得るか、液体不透過性・蒸気透過性材236によって大きな表面積をもたらすべく様々な寸法であり得る。

【0033】

体液流入口232は、容器ハウジング226上に形成され得る。体液流入口232は、体液230を容器ハウジング226の内部空間228内に受け入れるためである。減圧流入口234も、内部空間228内の減圧を可能にすべく、容器ハウジング226に形成され得る。別の例示的実施形態において減圧は除外され、体液は、陽圧で送達され得る。そのような実施形態において通気孔（図示省略）が、追加され得る。

10

【0034】

図4において示されるように、ワッフルポケット246は、体液230が接触する液体不透過性・蒸気透過性材236の表面積の増加に役立つ。表面積の増加は、体液230由來の液体の蒸発と蒸気透過を増強し得る。容器204から出る蒸気は、矢印240によって示唆される。

【0035】

図5と図6を参照すると、体液330を受容および処理する容器304の別の例示的実施形態が、提示される。容器304は、たとえば図1のシステムの医療システムのうちの一部として用いられ得る。容器304は、体液330を受取る内部空間328を有する容器ハウジング326を有する。

20

【0036】

容器ハウジング326は、たとえば剛性ポリマなどの第1材料から形成されるとともに複数の穴352で形成されるハウジング350を有する。穴352は、たとえば細長いスリット、正方形、三角形の任意の形状をとり得るが、環状開口として図示される。液体不透過性・蒸気透過性材336は、複数の穴352にわたってハウジング350のうちの内部に連結され得る。また、液体不透過性・蒸気透過性材336は、複数の開口部352にわたってハウジング350のうちの外部に連結され得る。ウィッキング部材337は、移動速度を増強すべく液体不透過性・蒸気透過性材336に付随する。ウィッキング部材337は、液体不透過性・蒸気透過性材336に連結されるか、その近くに配置され得る。液体不透過性・蒸気透過性材336は、任意の技法またはデバイスを用いて溶着、結合、また連結され得る。

30

【0037】

内部空間328と外部とを互いに分離する液体不透過性・蒸気透過性材336を有する複数の窓338が、形成される。窓338は、複数の窓穴335を形成し、さらにそれらを液体不透過性・蒸気透過性材336（単一部品か複数の部品）で覆うことで形成され得る。液体不透過性・蒸気透過性材336は、限定ではなく、溶着（たとえば超音波またはRF溶着）、結合形成、接着剤、セメント、または他の連結デバイスを有する、任意の公知の技法を用いて容器ハウジング126に連結され得る。矢印340によって示唆されるように、体液330中の液体（通常は水）は、蒸発し、窓338を通って出て行く。図5と図6の例示的実施形態の容器304は、ハウジング350の構造強度を提供するとともに体液330由來の液体を蒸発および透過させるための表面積を窓に提供する。

40

【0038】

体液330は、体液流入口332を通って内部空間328に入る。この例示的実施形態において減圧323を提供する減圧源322は、内部空間328内に配置される。たとえば減圧源322は、圧電ポンプ354であり得る。減圧源322は、通気孔356を通じてその陽圧を排気し得る。一つあるいは複数の電気リード358は、減圧源322に電力

50

と制御を提供し得る。減圧源 322 は、発熱真空ポンプかデバイスであるため、減圧源 322 は、内部空間 328 内に正味熱エネルギーを提供するので、体液 330 を加熱するのに役立つ。体液 330 の温度の上昇は、蒸発速度を増加させる。このため、たとえば患者の皮膚に容器を適用し、局所電気ヒータ用の電力をもたらすべく滲出液のうちの糖、または他の技術を用いることで、容器内で発熱反応を生じさせる、体液の温度を上昇させる他の方法または液体不透過性・蒸気透過性材 336 が、用いられ得る。

【0039】

別の例示的実施形態は、最初に浸透圧ポンプを用いて体液のうちの他の成分から特定の液体を単離することを伴う。したがってたとえば主として図 7 を参照すると、主に液体である体液 430 を受容および処理する容器 404 の別の例示的実施形態が、提示され、前記容器は、浸透圧膜 460 を有する。10

【0040】

容器 404 は、体液 430 を受容する内部空間 428 を有する容器ハウジング 426 を有する。内部空間 428 は、浸透圧膜 460 によって互いに分離された創傷液部分 462 と浸透圧液部分 464 とを有する。浸透圧液部分 464 は、塩負荷ウィッキング部材 466 を有し得る。水は、浸透圧膜 460 を通過して、浸透圧液部分 464 内に引き抜かれる。。

【0041】

浸透圧液部分 464 は、液体不透過性・蒸気透過性材 436 に流体連通する。したがって浸透圧液部分 464 中の水は、液体不透過性・蒸気透過性材 436 の中に入り、蒸発と透過が、矢印 440 によって示唆されるように生じる。蒸気は、容器ハウジング 426 中の窓 438 から外に出る。図示されるように、任意の保護カバー 468 は、液体不透過性・蒸気透過性材 436 とハウジングフレーム 450 間に配置され得る。20

【0042】

体液流入口 432 は、容器ハウジング 426 上に形成され得る。体液流入口 432 は、容器ハウジング 426 の内部空間 428、特に創傷液部分 462 内に体液 430 を受入れるためにある。減圧流入口 434 は、内部空間 428 内への減圧の導入を可能にすべく容器ハウジング 426 内に含められ得る。また、減圧源は、内部空間 428 内に包含され得る。

【0043】

図 8 を参照すると、体液 530 を受容および処理する容器 504 の別の例示的実施形態が、提示される。容器 504 は、可撓性ポーチ 568 状の容器ハウジング 526 を有する。可撓性ポーチ 568 は、剛性ハウジング（図示省略）内に包含され得る。30

【0044】

可撓性ポーチ 568 は、実質的に液体不透過性・蒸気透過性材から形成される。容器ハウジング 526 は、体液 530 を受取る内部空間 528 を有する。取付プレート 570 は、容器ハウジング 526 に取付けられ得る。体液流入口 532 および減圧流入口 534 は、取付プレート 570 上に形成され得る。剛性ハウジングが、可撓性ポーチ 568 を包含すべく用いられる場合、体液流入口 532 および減圧流入口 534 が、剛性ハウジング上の開口に連携され得る。発泡体スペーサ、内部ポリマフレーム、あるいは他のスペーサ部材（図示省略）は、可撓性ポーチ 568 が減圧の影響下で萎むので真空封止を防ぐため、体液流入口 532 と減圧流入口 534（あるいは内部空間 528 に付随して）とに連結され得る。40

【0045】

図 9 を参照すると、患者上の組織部位 606、たとえば創傷 608 を治療する創傷包帯 672 の例示的実施形態が、提示される。創傷 608 は、患者の表皮 610 を通って広がり得る。創傷包帯 672 は、組織部位 606 の近くに設置される治療マニホールド 603 を有し得る。吸収性層 674 は、そこから体液を受取るべく、組織部位 606 に流体連通するように設置される。吸収性層 674 は第 1 面 676 と、患者に面する第 2 面 678 とを有する。50

【0046】

創傷包帯 672 は、吸収性層 674 の患者に面する第2面 678 の近くに配置され得る第1ウィッキング層 680 も有し得る。創傷包帯 672 はまた、吸収性層 674 の第1面 676 と、液体不透過性・蒸気透過性層 636との近くに配置される第2ウィッキング層 682 を有する。液体不透過性・蒸気透過性層 636 は、吸収性層 674 と組織部位 606 を覆い、外被または覆布として機能する。液体不透過性・蒸気透過性層 636 は、取付デバイス 614 によって患者の表皮 610 に保持され得る。より少ない層が、含まれ得るか、より多い層が、追加され得るが、層の順番は、変化し得る。マイクロポンプ（図示省略）は、減圧を提供すべく、液体不透過性・蒸気透過性層 636 の下方に含まれ得る。

【0047】

本明細書において提示される他の実施形態に類似して、液体不透過性・蒸気透過性層 636 は、体液中の液体が蒸発し、矢印 640 によって示唆されるように液体不透過性・蒸気透過性層 636 から出て行けるよう機能する。このように吸収性層 674 は、さもなければ吸収性層 674 が保持し得るよりも多くの体液を経過時間にわたって受取ることができる。

10

【0048】

本明細書における実施形態のうちのいずれかにおいて凝集剤が、容器の内部空間に添加され得る。したがってたとえば別の例示的実施形態によれば、組織部位由来の液状の体液は、たとえば図 1 における第1減圧導管 120 の減圧送達導管を通って容器、たとえば図 1 の容器 104 の容器に送られる。容器内において蒸発は、本明細書における様々な実施形態において提示されるように促進されるが、さらに体液は、凝集する。

20

【0049】

凝集は、細かな粒子を綿状の塊内にともに凝集させるプロセスである。綿状の塊は、液体の上部に浮遊するか、液体の底部に沈殿するか、液体から濾過されることが多い。残存する液体、または浄化液は、より純度が高い。浄化液は、次にイオン交換材（たとえば強陽イオンと陰イオンを有するポリマ）に暴露されることで、塩を除去し、結果として得られる浄化液を生成し得る。

【0050】

凝集プロセスを行うには、容器は、容器の内部に別個の部分を含有し得るか、凝集剤を含有する。凝集剤は、凝集させるため、体液を保持する容器のうちの一部内に導入される。また、凝集剤は、フィルタまたは不織布材で支持され得る。以下の：ポリ電解質、硫酸アルミニウム、アルミニウム、鉄、カルシウムまたはマグネシウムを有する任意の適切な凝集剤が、用いられ得る。

30

【0051】

結果的に得られる浄化液は、たとえば図 1 の液体不透過性・蒸気透過性材 136 の液体不透過性・蒸気透過性材に暴露され、残存液のうちの少なくとも一部は、蒸発し、液体不透過性・蒸気透過性材から出て行く。たとえば図 1 のシステムに凝集剤を添加することは、液体不透過性・蒸気透過性材の付着物または付着物の可能性を減らす有利な方法であり得る。さらに浄化液は、より効率的に蒸発し、さらに液体不透過性・蒸気透過性材から出て行き得る。

40

【0052】

図 10 を参照すると、患者由来の体液（主として液体）を受容および処理する容器 704 の例示的実施形態が、提示される。容器 704 は、容器 704 が物理的に一度に保持できるよりも多い液体を時間とともに処理するよう機能する。容器 704 は、先に提示された容器に類似しているが、強制換気装置 755 が、水蒸気輸送速度を高めるべく追加されている。

【0053】

容器 704 は、体液 730 を受取る内部空間 728 を有する容器ハウジング 726 を有する。容器ハウジング 726 は、導管 720 から体液 730 を受取るための流体流入口、または体液流入口 732 を有する。容器ハウジング 726 は、導管 724 から減圧源（図

50

示省略)由来の減圧を受取る減圧流入口734を有する。容器ハウジング726のうちの少なくとも一部は、液体不透過性・蒸気透過性材736を有する。液体不透過性・蒸気透過性材736は、容器104全体を形成し得るか、たとえば壁または窓138の一部のみを形成し得る。

【0054】

この例示的実施形態において蒸発と液体不透過性・蒸気透過性材736からの退出(矢印740を参照)は、強制換気装置755で空気757を押し出し液体不透過性・蒸気透過性材736に沿わせることで増強され得る。強制通気装置755は、空気を液体不透過性・蒸気透過性材736に沿わせるように方向付ける送風機かバッフルとダクトを備えた送風機であり得る。強制通気装置755は、たとえば空気を移動させるための静電装置の送風機無しのデバイスか空気を移動させるバッフルを備えた圧電ポンプであり得る。強制通気装置755はまた、内部空間728に入る前に、減圧が、液体不透過性・蒸気透過性材736に沿ってダクトから空気を引き抜けるようにする容器704内の複数のダクトかバッフルおよび意図的な漏れ口であり得る。液体不透過性・蒸気透過性材736に沿う空気の移動は、水蒸気輸送の速度を増加させる。理論に制限されるものではないが、液体不透過性・蒸気透過性材736の水分較差が、創傷液730から水を引き抜き得る。

10

【0055】

図11を参照すると、患者由来の体液(主として液体)を受容および処理する容器804の例示的実施形態が、提示される。容器804は、容器804が物理的に一度に保持できるよりも多い液体を時間とともに処理するように機能する。容器804は、先に提示された容器、特に図10の容器704に大部分の点で類似している。

20

【0056】

容器804は、内部空間828を形成する容器ハウジング826を有する。内部空間828は、体液流入口832に流動自在に連結される送達導管820を通じて体液830(主に液体)を受取る。減圧は、減圧源から送達導管824を通って減圧流入口834に送達され得る。

【0057】

一つあるいは複数の窓838は、容器ハウジング826上に形成される。一つあるいは複数の窓838は、一つあるいは複数の窓穴835を形成し、さらに窓穴835を液体不透過性・蒸気透過性材836で覆うことで(内部、外部、またはシール上で)、形成され得る。液体不透過性・蒸気透過性材836は、限定ではなく溶着(たとえば超音波かRF溶着)、結合形成、接着剤、セメント、または他の連結デバイスを有する、任意の公知の技法を用いることで、容器ハウジング826に連結され得る。

30

【0058】

強制通気装置855は、水蒸気輸送速度を増加させるべく、液体不透過性・蒸気透過性材836に沿って強制空気を提供するように位置付けられる。この例示的実施形態において強制通気装置855は、送風機859である。強制通気装置855は、バッテリまたは外部接続861によって駆動され得る。複数のバッフル壁863は、容器ハウジング826のうちの一部として形成され得るか、容器ハウジング826に連結され得る。強制通気装置855は、複数のバッフル壁863のうちの1バッフル壁に連結され得る。バッフル壁863は、空気流を方向付けるための複数の通気孔865を有し得る。強制通気装置855は、空気を液体不透過性・蒸気透過性材836に衝突させるか、液体不透過性・蒸気透過性材836に沿って移動させる。

40

【0059】

本明細書における他の実施形態に関するように、体液830の蒸発は、エネルギーを内部空間828内に加える内部エネルギー装置によって増強され得る。内部エネルギー装置は、熱エネルギーを加える加熱素子またはデバイス、窓838に対して体液830を移動させる攪拌器、または体液830中に気泡869を生じさせる気泡発生装置867であり得る。気泡発生装置867は、病原性物質の放出を防ぐため小孔径フィルタを有し得る。気泡発生装置867は、動作時に気泡発生装置867から出て行き得る水または液体を包含すべく

50

、気泡発生装置 8 6 7 に付随して水収集装置を有し得る。水収集装置は、気泡発生装置 8 6 7 の下に位置する容器であり得る。

【 0 0 6 0 】

一例示的実施形態にしたがう動作において容器 8 0 4 は、送達導管 8 2 0 によって体液源に流動自在に連結される。容器 8 0 4 はまた、導管 8 2 4 によって減圧源に連結される。（別の実施形態において減圧源は、容器 8 0 4 内にあり得る）。減圧源が、作動され、さらに体液 8 3 0 が、内部空間 8 2 8 内に送られる。強制通気装置 8 5 5 、たとえば送風機 8 5 9 が、作動されると、空気 8 5 7 を窓 8 3 8 上の液体不透過性・蒸気透過性材 8 3 6 に強制的に衝突させるか液体不透過性・蒸気透過性材 8 3 6 にわたって押付けさせる。蒸気は、増大した速度で液体不透過性・蒸気透過性材 8 3 6 （矢印 8 4 0 を参照）を通つて出て行く。10

【 0 0 6 1 】

他の特徴は、蒸発を強化すべく、容器 1 0 4 、 2 0 4 、 3 0 4 、 4 0 4 、 5 0 4 、 6 0 4 、 7 0 4 および 8 0 4 の特徴として含まれ得る。たとえばここで図 1 2 を参照すると、波形の液体不透過性・蒸気透過性材 9 3 6 が、用いられ得る。液体不透過性・蒸気透過性材 9 3 6 は、液体不透過性・蒸気透過性材 1 3 6 、 2 3 6 、 3 3 6 、 4 3 6 、 5 3 6 、 6 3 6 、 7 3 6 、 8 3 6 、 1 2 3 6 、または 1 3 3 6 として本明細書における実施形態のうちのいずれかに用いられ得る。空気 9 5 7 が、液体不透過性・蒸気透過性材 9 3 6 にわたって押付けられるとき、より大きな表面積が、空気と相互に作用し得る。加えて、または代替として、テクスチャード加工の液体不透過性・蒸気透過性材 1 0 3 6 は、図 1 3 において示されるように用いられ得る。図 1 4 において示されるように、液体不透過性・蒸気透過性材 1 1 3 6 は、液体不透過性・蒸気透過性材 1 1 3 6 の外部上に追加領域を提供するフロック加工 1 1 7 3 または細纖維を有し得る。フロック 1 1 7 3 または細纖維に加えて、親水性に表面処理された、たとえば親水性オープンセル発泡体（たとえばポリウレタン、ポリビニルアルコール、セルロース）；または焼結ポリマ（たとえばポリオレフィン、ポリアミド、ポリエステル、アクリル）の他の多孔性外科ガーゼ芯が、用いられ得る。20

【 0 0 6 2 】

図 1 5 を参照すると、患者の体液（主に液体）を受容および処理する容器 1 2 0 4 の例示的実施形態が、提示される。容器 1 2 0 4 は、容器 1 2 0 4 が物理的に一度に保持できるよりも多くの液体を時間とともに処理するよう機能する。容器 1 2 0 4 は、先に提示された容器に類似しているが、内部エネルギー装置が、異なる。内部エネルギー装置は、内部空間 1 2 2 8 内のエネルギーを増加させるべく追加されている導管 1 2 6 9 および弁 1 2 7 1 である。内部エネルギー装置は、内部空間 1 2 2 8 内で液体を移動させる導管 1 2 6 9 である。30

【 0 0 6 3 】

容器 1 2 0 4 は、体液 1 2 3 0 を受容する内部空間 1 2 2 8 を有する容器ハウジング 1 2 2 6 を有する。容器ハウジング 1 2 2 6 は、導管 1 2 2 0 から体液 1 2 3 0 を受取るための流体流入口 1 2 3 2 を有する。容器ハウジング 1 2 2 6 は、導管 1 2 2 4 から減圧源（図示省略）由来の減圧を受取る減圧流入口 1 2 3 4 を有する。容器ハウジング 1 2 2 6 のうちの少なくとも一部は、液体不透過性・蒸気透過性材 1 2 3 6 を有する。液体不透過性・蒸気透過性材 1 2 3 6 は、容器 1 2 0 4 全体を形成し得るか、たとえば壁か窓 1 2 3 8 の一部のみを形成し得る。容器 1 2 0 4 の外側に連結される液体不透過性・蒸気透過性材 1 2 3 6 が、示されるが、同様に内側または容器 1 2 0 4 と同一面にあり得る。40

【 0 0 6 4 】

弁 1 2 7 1 と導管 1 2 6 9 は、気泡状で内部空間 1 2 2 8 内にエネルギーを提供する。弁 1 2 7 1 は、密封空間 1 2 2 8 に入る空気の制御を提供する。弁は、導管 1 2 6 9 中の流体運動を制限または遮断し得る。よって、導管内の運動を制御し得る。弁 1 2 7 1 は、手動で操作され得るか、制御装置に連結されたソレノイドか他の制御装置を有し得る。導管 1 2 6 9 を通る空気の運動は、制御され得る。前記運動は、一定であるか断続的であり得る。50

【0065】

図16を参照すると、患者由来の体液（主に液体）を受容および処理する容器1204の別の例示的実施形態が、提示される。容器は、図15の容器に類似しているので、同じ参考番号が、用いられる。図15と図16の実施形態間の主な違いは、導管1269と弁1271が、縦気泡発生装置1267状の内部エネルギー装置と交換されていることである。縦気泡発生装置1267は、弁1273に流動自在に連結される。

【0066】

縦気泡発生装置1267は、気泡状でさらに別のエネルギーを内部空間1228内に送達する。縦気泡発生装置1267は、内部空間1228内に気泡を分配する任意のデバイスであり得る。たとえば縦気泡発生装置1267は、たとえば焼結ポリマ膜、PTFE、または他の適切な材料の多孔性気体透過性・水不透過性の疎水性部材であり得る。弁1271のように、弁1273は、連続的または断続的に空気を送達し得る。10

【0067】

図17を参照すると、患者由来の体液（主に液体）を受容および処理する容器1304の例示的実施形態が、提示される。容器1304は、容器1304が物理的に一度に保持できるよりも多くの液体を時間とともに処理するよう機能する。容器1304は、先に提示された容器に多くの点で類似している。

【0068】

容器1304は、内部空間1328を形成する容器ハウジング1326を有する。内部空間1328は、体液流入口1332に流動自在に連結された送達導管1320から体液1330（主に液体）を受取る。減圧は、送達導管1324を通じて減圧源から減圧流入口1334に送達され得る。20

【0069】

容器ハウジング1326は、内壁1373と外壁1375、または外部構造を有する。内壁1373と外壁1375間の空間は、通路1377を形成する。一つあるいは複数の間隔をあけた支持部材1379は、互いに対する相対位置において内壁1373と外壁1375を保持するように用いられ得る。間隔をあけた支持部材1379の代替として、またはそれに加えて、内壁1373と外壁1375間の空間、すなわち通路1377は、多孔性の連続性または実質的に連続性の支持体で満たされ得る。

【0070】

一つあるいは複数の窓1338は、容器ハウジング1326上に形成される。一つあるいは複数の窓1338は、一つあるいは複数の窓穴1335を形成し、さらに窓穴1335を液体不透過性・蒸気透過性材1336で覆うことで形成され得る。液体不透過性・蒸気透過性材1336は、限定ではないが溶着（たとえば超音波またはRF溶着）、結合形成、接着剤、セメント、または他の連結デバイスを有する任意の公知の技法を用いることで、容器ハウジング1326に連結され得る。他の実施形態のように、液体不透過性・蒸気透過性材1336は、図示されるように窓穴1335内に取付けられ得るか容器ハウジング1326の内側か外側にあり得る。30

【0071】

通路流入口1381は、通路1377への流体アクセスを可能にすべく容器ハウジング1326内に形成される。強制通気装置1355は、通路流入口1381内に強制空気を送達するように位置付けられる。強制空気1378は、通路1377を進み、液体不透過性・蒸気透過性材1336に沿って移動する。通路出口1380は、強制空気と蒸気が通路1377から出て行けるようにすべく容器ハウジング1326内に形成される。別の実施形態において強制通気装置1355は、通路1377内に位置付けられ得る。40

【0072】

ウィッキング層1382は、内壁1373の内部に連結され得る。ウィッキング層1382は、液体を内部空間1328中に分散させ、より多くの液体を液体不透過性・蒸気透過性材1336に接触させる。ウィッキング層1382は、液体不透過性・蒸気透過性材1336のみを覆い得るか、内壁1373の内部全体を覆い得る。フィルタ層1383は50

、 ウィッキング層 1382 の内側に連結され得る。フィルタ層 1383 は、 ウィッキング層 1382 に達するとともに場合によっては付着する流体性粒子の量を減らすべく用いられ得る。

【 0073 】

本明細書における実施形態のうちのいずれかに付加され得る主に強制通気装置 755, 855, 1355 に関して、 強制空気流は、 断続的（たとえばパルス）か連続的であり得る。しかも、 空気流は、 反対方向に逆流し得る。湿度または水分センサは、 関連する液体不透過性・蒸気透過性材の下流に設置され得る。湿度または水分センサは、 制御装置に連結され得るか、 でなければ検出された水分レベルが、 一定時間にわたって最小閾値を下回る場合、 強制通気装置 755, 855, 1355 のスイッチを切るように構成され得る。別の実施形態において湿度または水分センサは、 容器の内部空間内に設置され得る。その場合、 水分が内部空間で検出される場合のみ、 強制通気装置が作動され得る。

10

【 0074 】

本発明およびその利点を特定の例示的、 非限定実施形態に関連して開示してきたが、 当然のことながら、 添付の特許請求の範囲によって定義された本発明の範囲から逸脱することなく、 種々の変更、 置換、 並び替え、 および修正を行うことが可能である。非限定例として、 図7の浸透圧膜 460 が、 図11の容器 804 の内部空間 828 内に含められ得ることを理解すべきである。別の非限定例として、 図4のワッフルポケット 246 は、 本明細書における他の実施形態に付加され得る。別の非限定例として、 図7の保護カバー 468 は、 本明細書における他の実施形態に追加され得る。さらに別の非限定例として、 図11の気泡発生装置 867 または強制通気装置 855 は、 本明細書におけるいずれかの実施形態に付加され得る。

20

【 0075 】

当然のことながら、 上記の利益と利点は、 一実施形態に関し得るか、 いくつかの実施形態に関し得る。さらに当然のことながら、「an」の品目への言及は、 一つあるいは複数のそれらの品目を指す。

【 0076 】

本明細書において記載された方法の段階は、 任意の適切な順番で、 あるいは適当な場合には同時に実行され得る。

30

適切な場合には、 上記の実施形態のうちのいずれかの特徴は、 匹敵するか異なる特性を有するとともに同じか異なる問題に対処するさらに別の実施形態を形成すべく記載された他の実施形態のうちのいずれかの特徴と組み合わせられ得る。

【 0077 】

当然のことながら、 好適実施形態の上記の説明は、 当業者によって様々な改変が行われ得る例としてのみ与えられる。上記の明細書、 実施例およびデータは、 本発明の模範的実施形態の構造と用途の完全な説明を提供する。本発明の様々な実施形態が、 ある程度の具体性で、 または一つあるいは複数の個々の実施形態を参照して上記されているが、 当業者は、 特許請求の範囲の範囲から逸脱せずに開示実施形態に多くの修正を行い得る。

【図1】

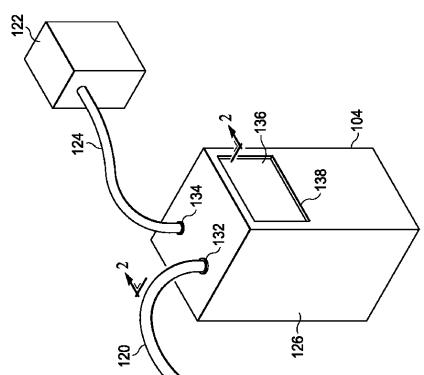
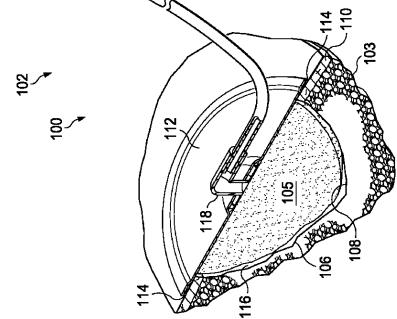


FIG. 1



【 四 2 】

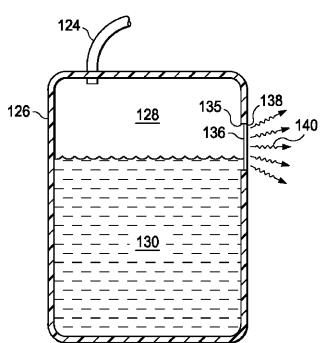


FIG. 2

【図3】

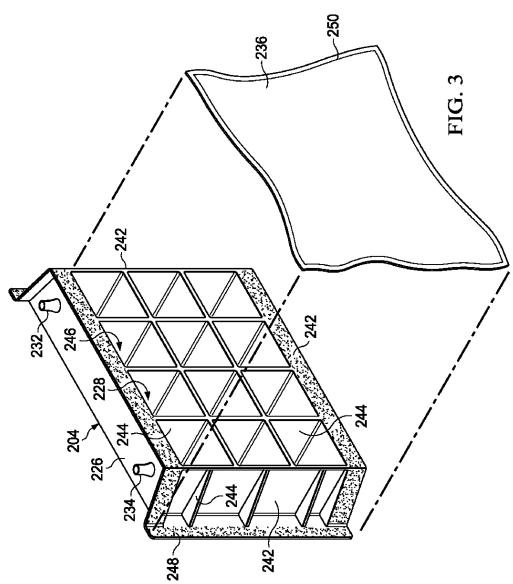


FIG. 3

【図4】

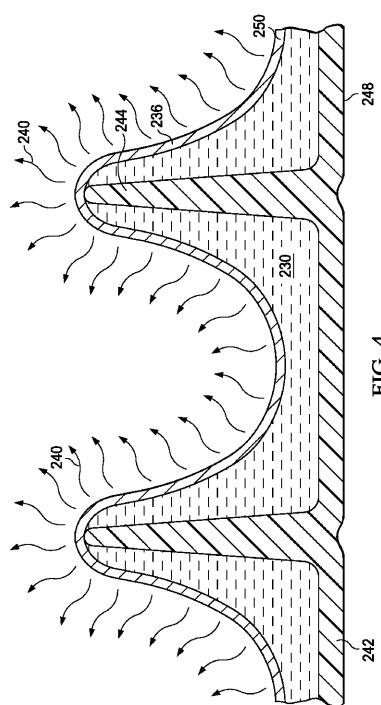


FIG. 4

【図 5】

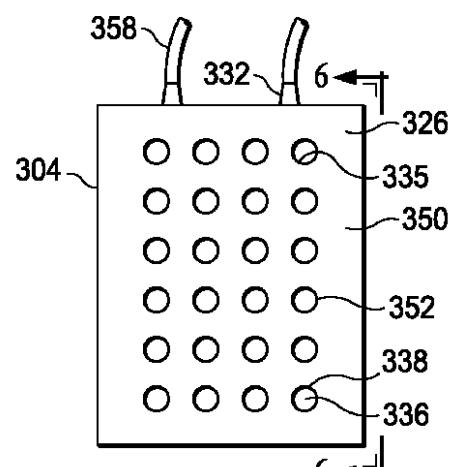


FIG. 5

【図 6】

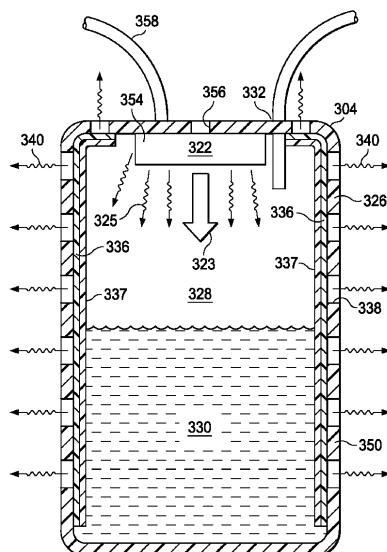


FIG. 6

【図 7】

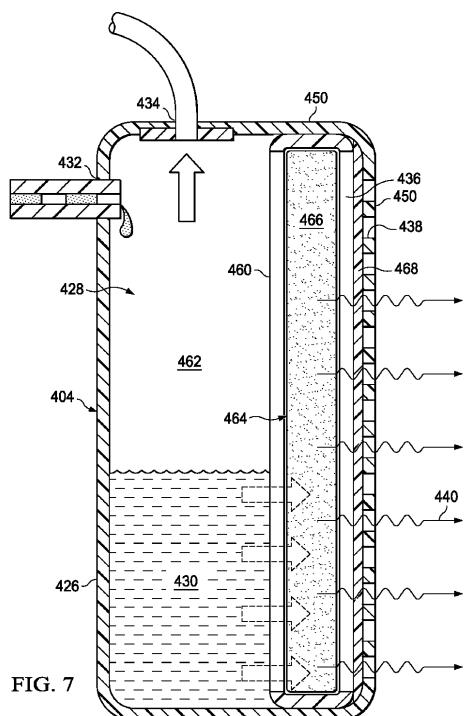


FIG. 7

【図 8】

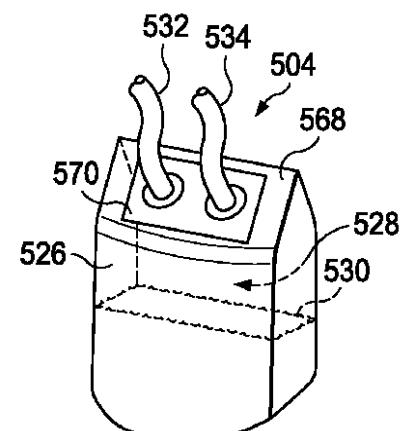


FIG. 8

【図 9】

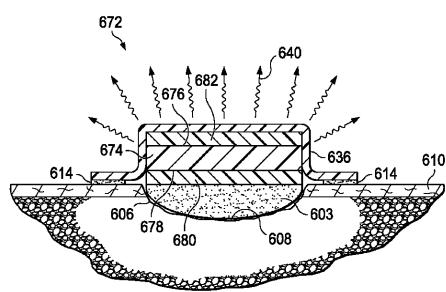


FIG. 9

【図 10】

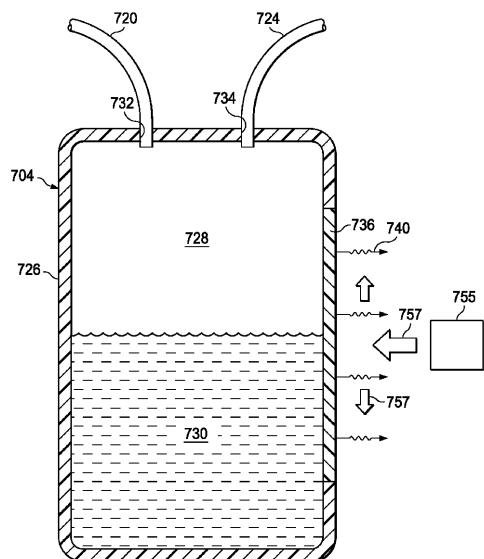


FIG. 10

【図 11】

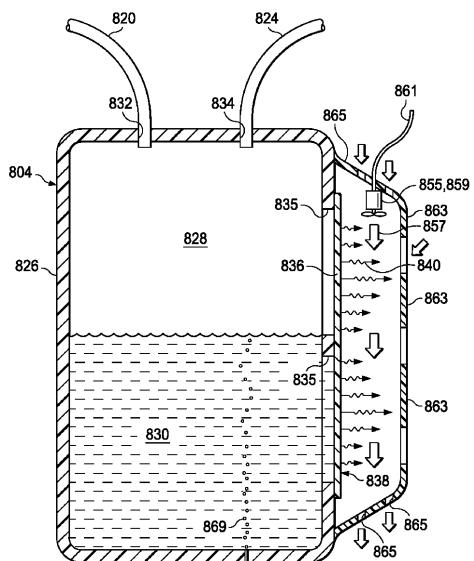
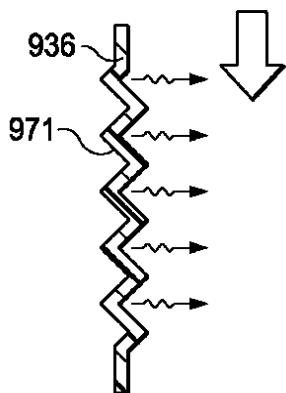


FIG. 11

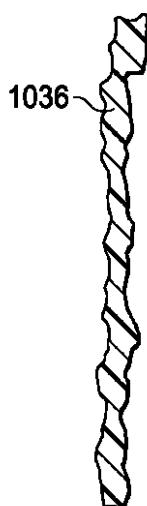
【図 12】

FIG. 12



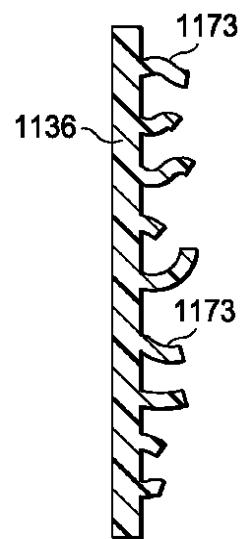
【図 13】

FIG. 13



【図14】

FIG. 14



【図15】

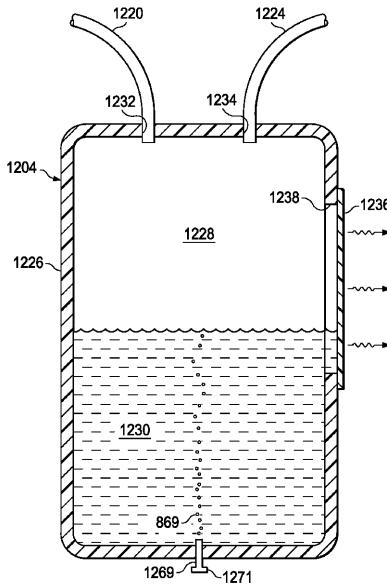


FIG. 15

【図16】

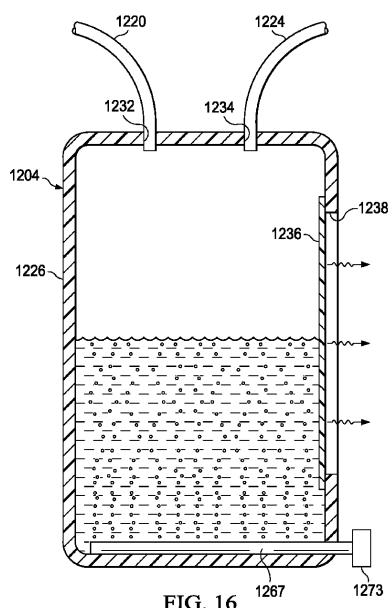


FIG. 16

【図17】

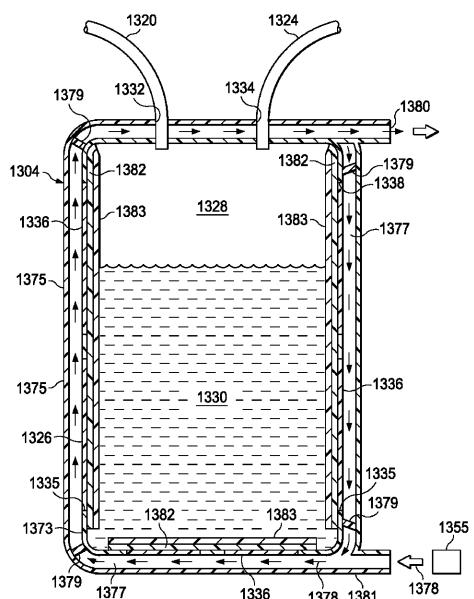


FIG. 17

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 61/325,115
(32)優先日 平成22年4月16日(2010.4.16)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 13/084,758
(32)優先日 平成23年4月12日(2011.4.12)
(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 タウト、エイダン マーカス
イギリス国 S P 5 2 B T ウィルトシャー ノーマンズランド ヨーク ドローブ シェハリ
オン
(72)発明者 ロビンソン、ティモシー マーク
イギリス国 R G 2 3 8 H H ハンプシャー ベージングストーク ウェリントン テラス 2
7

審査官 堀川 泰宏

(56)参考文献 特開2005-144211(JP,A)
米国特許出願公開第2009/0292263(US,A1)
米国特許出願公開第2010/0063463(US,A1)
米国特許出願公開第2009/0221990(US,A1)
国際公開第2009/004370(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 17 / 0 0
A 6 1 F 13 / 0 0
A 6 1 M 1 / 0 0
A 6 1 M 27 / 0 0