

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-522043

(P2016-522043A)

(43) 公表日 平成28年7月28日(2016.7.28)

(51) Int.Cl.		F I				テーマコード (参考)
A 6 1 F	7/00	(2006.01)	A 6 1 F	7/00	3 0 0	4 C 0 9 9
A 6 1 F	7/10	(2006.01)	A 6 1 F	7/10	3 2 1	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2016-515022 (P2016-515022)
 (86) (22) 出願日 平成26年5月20日 (2014. 5. 20)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年1月12日 (2016. 1. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/038801
 (87) 国際公開番号 W02014/189941
 (87) 国際公開日 平成26年11月27日 (2014. 11. 27)
 (31) 優先権主張番号 61/825, 225
 (32) 優先日 平成25年5月20日 (2013. 5. 20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595148888
 ストライカー コーポレイション
 STRYKER CORPORATION
 アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ
 ラマズー, エアヴェー・ブルヴァード
 2825
 (74) 代理人 100110423
 弁理士 曾我 道治
 (74) 代理人 100111648
 弁理士 梶並 順
 (74) 代理人 100147500
 弁理士 田口 雅啓
 (74) 代理人 100166235
 弁理士 大井 一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱制御システム

(57) 【要約】

温度被制御流体を患者に接触する1つ又は複数の患者治療装置(例えば、パッド、毛布等)に送達する熱制御ユニットが開示される。熱制御ユニットでは、複数の患者治療装置を熱制御ユニットに流体連結することができ、患者治療装置の温度、流量、及び/又は接続/切断を個々にモニタリングすることを可能にする。ユーザーインターフェースは、治療装置への流出口をアクティブ又は非アクティブとしてユーザーが指定できるようにし、及び制御ユニットは、任意のアクティブポートが望ましくない状況を受ける場合又は患者治療装置が非アクティブポートに接続される場合、指示をユーザーに提供する。ユーザーインターフェースは更に、ユーザーが複数の患者体温プローブの1つを主プローブとして指定できるようにする。主プローブは、制御ユニットを通して循環する流体の温度を制御するために使用される。

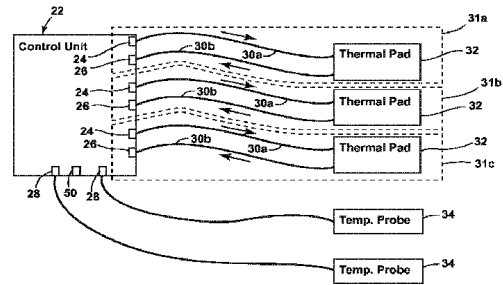


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

熱制御ユニットであって、

第 1 の流体供給線に流体連結するように構成される第 1 の流出口と、

第 2 の流体供給線に流体連結するように構成される第 2 の流出口と、

第 1 の流体戻り線に流体連結するように構成される第 1 の流入口と、

第 2 の流体戻り線に流体連結するように構成される第 2 の流入口と、

熱交換機と、

前記第 1 の流入口及び前記第 2 の流入口から前記熱交換機を通して前記第 1 の流出口及び前記第 2 の流出口に流体を循環させるポンプと、

10

前記第 1 の流出口が前記第 1 の流体供給線から切断される場合及び前記第 2 の流出口が前記第 2 の流体供給線から切断される場合を検出するように構成される検知サブシステムと、

前記ポンプ、前記熱交換機、及び前記検知サブシステムと通信するコントローラーであって、前記第 1 の流出口が前記第 1 の流体供給線から切断される場合又は前記第 2 の流出口が前記第 2 の流体供給線から切断される場合に、ユーザーに指示を提供するように構成される、コントローラーと、

を備える、熱制御ユニット。

【請求項 2】

前記第 1 の流体供給線及び前記第 1 の流体戻り線が第 1 の患者熱治療装置に結合され、前記第 2 の流体供給線及び前記第 2 の流体戻り線が第 2 の患者熱治療装置に結合されている、請求項 1 に記載の熱制御ユニット。

20

【請求項 3】

前記検知サブシステムは、

前記第 1 の流出口を通る前記流体の第 1 の流量を測定するように構成される第 1 の流量計と、

前記第 2 の流出口を通る前記流体の第 2 の流量を測定するように構成される第 2 の流量計と、

を備え、

前記コントローラーは、前記第 1 の流量計及び前記第 2 の流量計と電気通信し、前記第 1 の流量計によって測定される前記第 1 の流量が閾値未満に下がる場合又は前記第 2 の流量計によって測定される前記第 2 の流量が前記閾値未満に下がる場合に、前記指示を提供するように構成される、請求項 2 に記載の熱制御ユニット。

30

【請求項 4】

第 3 の流体供給線に流体連結するように構成される第 3 の流出口と、

第 3 の流体戻り線に流体連結するように構成される第 3 の流入口と、

を更に備え、

前記検知サブシステムは、前記第 3 の流出口が前記第 3 の流体供給線から切断される場合を検出するように更に構成され、

前記コントローラーは、前記第 3 の流出口が前記第 3 の流体供給線から切断される場合に、前記ユーザーに前記指示を提供するように更に構成される、請求項 2 に記載の熱制御ユニット。

40

【請求項 5】

前記コントローラーと電気通信するユーザーインターフェースを更に備え、

前記ユーザーインターフェースは、

前記第 1 の流量が前記閾値を超える場合に第 1 の色で照明されるとともに、前記第 1 の流量が前記閾値未満である場合に第 2 の色で照明される第 1 のグラフィックと、

前記第 2 の流量が前記閾値を超える場合に前記第 1 の色で照明されるとともに、前記第 2 の流量が前記閾値未満である場合に前記第 2 の色で照明される第 2 のグラフィックと、を備える、請求項 3 に記載の熱制御ユニット。

50

【請求項 6】

前記ユーザーインターフェースは、ユーザーが前記第 1 の流出口をアクティブ又は非アクティブの何れかとして指定するとともに、前記第 2 の流出口をアクティブ又は非アクティブの何れかとして指定できるように更に構成される、請求項 5 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 7】

前記第 1 のグラフィックは前記第 1 の流出口が非アクティブとして指定される場合に照明されず、前記第 2 のグラフィックは前記第 2 の流出口が非アクティブとして指定される場合に照明されない、請求項 6 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 8】

前記第 1 のグラフィックは前記第 1 の流出口が非アクティブとして指定される場合に非可視であり、前記第 2 のグラフィックは前記第 2 の流出口が非アクティブとして指定される場合に非可視である、請求項 7 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 9】

前記第 1 の色は緑であり、及び前記第 2 の色は黄色である、請求項 5 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 10】

前記第 1 の流入口に戻る流体の第 1 の温度を測定するように位置決めされる第 1 の温度センサと、前記第 2 の流入口に戻る流体の第 2 の温度を測定するように位置決めされる第 2 の温度センサとを更に備え、

前記コントローラーは、前記第 1 の温度及び前記第 2 の温度をユーザーインターフェースに表示するように構成される、請求項 1 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 11】

前記コントローラーは、ユーザーによって選択可能な複数のモードで動作するように構成され、

前記複数のモードのうちの第 1 のモードでは、前記コントローラーは、ユーザー指定の流体目標温度に基づいて、前記第 1 の流出口及び前記第 2 の流出口にポンピングされる前記流体の温度を制御し、

前記複数のモードのうちの第 2 のモードでは、前記コントローラーは、ユーザー指定の患者目標温度に基づいて、前記第 1 の流出口及び前記第 2 の流出口にポンピングされる前記流体の前記温度を制御する、請求項 1 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 12】

患者の第 1 の体温を測定する第 1 の患者体温プローブを受けるように構成される第 1 の患者体温プローブポートと、

前記患者の第 2 の体温を測定する第 2 の患者体温プローブを受けるように構成される第 2 の患者体温プローブポートと、

前記第 1 の流出口及び前記第 2 の流出口にポンピングされる前記流体の温度を制御するに当たり、前記コントローラーによって使用される前記第 1 の患者体温プローブポート又は前記第 2 の患者体温プローブポートをユーザーが選ぶことができるように構成されるユーザーインターフェースと、
を更に備える、請求項 1 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 13】

前記制御ユニットから持ち上げられるように構成される取り外し可能なリザーバを更に備える、請求項 1 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 14】

前記取り外し可能なリザーバが前記制御ユニットから持ち上げられるとき、前記ポンプが前記第 1 の流出口及び前記第 2 の流出口に前記流体をポンピングし続け、前記コントローラーが前記熱交換機の動作を制御し続ける、請求項 13 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 15】

前記取り外し可能なリザーバの有無を検出するように構成されるリザーバセンサを更に

10

20

30

40

50

備え、

前記リザーバセンサは、前記コントローラーと電気通信し、

前記コントローラーは、前記リザーバセンサが前記取り外し可能なりザーバの不在を検出する場合に、アラートを発するように構成される、請求項 13 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 16】

前記取り外し可能なりザーバは、前記取り外し可能なりザーバの下壁に一体化された弁を含み、

前記弁は、前記取り外し可能なりザーバが前記制御ユニットに挿入されるときに自動的に開くように構成されるとともに、前記取り外し可能なりザーバが前記制御ユニットから持ち上げられるときに自動的に閉じるように構成される、請求項 15 に記載の熱制御ユニット。

10

【請求項 17】

前記熱制御ユニットは、前記熱制御ユニットから流体を排出する排出管を含み、

前記排出管は、前記取り外し可能なりザーバが前記熱制御ユニットに結合されるときに前記取り外し可能なりザーバが前記排出管を自動的に閉鎖するように、前記制御ユニットに位置決めされる、請求項 15 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 18】

前記コントローラーは、前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサと電気通信し、前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサからの出力の数学的結合に基づいて、前記熱交換機を制御するように構成される、請求項 10 に記載の熱制御ユニット。

20

【請求項 19】

前記数学的結合は、前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサの前記出力の平均である、請求項 18 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 20】

前記第 1 の流出口を通る前記流体の第 1 の流量を測定するように構成される第 1 の流量計と、

前記第 2 の流出口を通る前記流体の第 2 の流量を測定するように構成される第 2 の流量計と、

を更に備え、

30

前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサの前記出力の前記平均は、前記第 1 の流量及び前記第 2 の流量に基づいて加重される、請求項 19 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 21】

熱制御ユニットであって、

熱交換機と、

前記熱交換機を通して流体を循環させるポンプと、

全て前記ポンプと流体連通する第 1 の流出口、第 2 の流出口、第 1 の流入口、及び第 2 の流入口と、

前記第 1 の流入口と流体連通するように位置決めされる第 1 の温度センサと、

前記第 2 の流入口と流体連通するように位置決めされる第 2 の温度センサと、

40

前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサと電気通信するコントローラーであって、前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサからの出力の数学的結合に基づいて、前記熱交換機を制御するように構成される、コントローラーと、

を備える、熱制御ユニット。

【請求項 22】

前記数学的結合は、前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサの前記出力の平均である、請求項 21 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 23】

前記第 1 の流出口を通る前記流体の第 1 の流量を測定するように構成される第 1 の流量計と、

50

前記第 2 の流出口を通る前記流体の第 2 の流量を測定するように構成される第 2 の流量計と、

を更に備え、

前記第 1 の温度センサ及び前記第 2 の温度センサの前記出力の前記平均は、前記第 1 の流量及び前記第 2 の流量に基づいて加重される、請求項 2 2 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 2 4】

前記第 1 の流出口を通る前記流体の第 1 の流量を測定するように構成される第 1 の流量計と、

前記第 2 の流出口を通る前記流体の第 2 の流量を測定するように構成される第 2 の流量計と、

を更に備え、

前記コントローラーは、前記第 1 の流量又は前記第 2 の流量が閾値未満に下がる場合に、介護者に指示を提供するように構成される、請求項 2 1 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 2 5】

前記指示は、前記第 1 の流量及び前記第 2 の流量の少なくとも一方を前記閾値未満に下げることがユーザーが意図したか否かを問うプロンプトを含む、請求項 2 4 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 2 6】

熱制御ユニットであって、

熱交換機と、

前記熱交換機を通して流体を循環させるポンプと、

両方とも前記ポンプと流体連通する流入口及び流出口と、

第 1 の患者体温プローブポートと、

第 2 の患者体温プローブポートと、

前記第 1 の患者体温プローブポート又は前記第 2 の患者体温プローブポートを主ポートとしてユーザーが指定できるように構成されるユーザーインターフェースと、

前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートと電気通信するコントローラーであって、前記指定された主ポートからの体温読み取り値に基づいて、前記熱制御ユニット内の前記流体の温度を制御するように構成される、コントローラーと、

を備える、熱制御ユニット。

【請求項 2 7】

前記コントローラーは、前記熱制御ユニット内の前記流体の前記温度を制御するとき、前記ユーザーによって前記主ポートとして指定されなかった前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートのうち的一方からの体温読み取り値を使用しない、請求項 2 6 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 2 8】

前記熱制御ユニットから持ち上げられるように構成される取り外し可能なりザーバと、

前記取り外し可能なりザーバの有無を検出するように構成されるりザーバセンサであって、前記りザーバセンサが前記取り外し可能なりザーバの不在を検出する場合に、前記コントローラーがアラートを発するように前記コントローラーと電気通信する、りザーバセンサと、

前記取り外し可能なりザーバの下壁に一体化される弁であって、前記取り外し可能なりザーバが前記制御ユニットに挿入されるときに自動的に開くように構成される、弁と、

を更に備える、請求項 2 7 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 2 9】

前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートの何れが前記主ポートとして指定されたかを示すアイコンを表示するように構成されるディスプレイを更に備える、請求項 2 7 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 3 0】

10

20

30

40

50

前記コントローラーと通信する温度流出ポートを更に備え、

前記コントローラーは、前記指定された主ポートからの前記体温読み取り値に対応する電気特性を前記温度流出ポートにおいて生成するように構成される、請求項 27 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 31】

前記コントローラーは、

前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートからの第 1 の電気抵抗値及び第 2 の電気抵抗値のそれぞれを検出するように構成されるとともに、

前記指定された主ポートにおいて検出される前記第 1 の抵抗値及び前記第 2 の抵抗値の一方を前記温度流出ポートにおいて再生成するように構成される、請求項 30 に記載の熱制御ユニット。

10

【請求項 32】

前記コントローラーは、

前記第 1 の抵抗値及び前記第 2 の抵抗値を検出し、前記指定された主ポートにおいて検出される前記第 1 の抵抗値及び前記第 2 の抵抗値の一方を前記温度流出ポートにおいて再生成するように構成され、前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートから電氣的に絶縁されない、第 1 のマイクロコントローラーと、

前記第 1 のマイクロコントローラーと通信し、前記第 1 のマイクロコントローラーから電氣的に絶縁され、前記指定された主ポートからの体温読み取り値に基づいて、前記熱制御ユニット内の前記流体の前記温度を制御するように構成される、第 2 のマイクロコントローラーと、

20

を備える、請求項 31 に記載の熱制御ユニット。

【請求項 33】

前記ユーザーインターフェースは、前記第 1 の患者体温プローブポート及び前記第 2 の患者体温プローブポートの両方を主ポートとして前記ユーザーが指定できるように更に構成され、

前記コントローラーは、前記指定された主ポートの両方からの体温読み取り値に基づいて、前記熱制御ユニット内の前記流体の前記温度を制御するように構成される、請求項 26 に記載の熱制御ユニット。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本願は、出願人 Christopher Hopper らにより 2013 年 5 月 20 日に出願された THERMAL CONTROL SYSTEM という名称の米国仮特許出願第 61/825,225 号明細書の優先権を主張するものであり、この仮特許出願の開示全体が参照により本明細書に援用される。

【0002】

本発明は、患者に接触して位置決めされる 1 つ又は複数の熱パッドに送達される循環流体の温度を制御する熱制御ユニット及びシステムに関する。

40

【背景技術】

【0003】

患者に接触するか又は隣接して位置決めされる 1 つ又は複数のパッド、毛布、又は同様の構造体に温度被制御流体を供給することにより、患者の体温を制御する熱制御システムが、当技術分野において知られている。

流体の温度は、パッド又は毛布に流体を提供する熱ユニットによって制御される。パッド又は毛布を通った後、流体は制御ユニットに戻り、制御ユニットにおいて、戻った流体の温度への任意の必要な調整が行われ、その後、パッド又は毛布にポンピングされて戻る。

流体の温度は、場合によっては目標温度に制御され、他の場合では患者の体温の変更又

50

は定常な体温を達成するように制御される。

患者の体温を制御する場合、制御ユニットが必要な温度調整を行うことができるように、患者体温読み取り値をフィードバックとして制御ユニットに提供するために、患者体温プローブを制御ユニットに取り付けることがある。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、熱制御システムに様々な改善された態様を提供する。

一実施形態では、本発明は、調整流体を所望の温度にするのにかかる時間がより短い熱制御ユニットを含む。

他の実施形態では、温度が制御されている流体の略全てが循環中であるようにタンクがない熱制御ユニットが提供される。

更に他の実施形態では、熱制御ユニットには、ユニットを使用する便宜性を改善する取り外し可能なりザーバ及び/又はシステムを制御する直観的グラフィカルユーザーインターフェースを提供するより小型のLCD画面を有する大型タッチスクリーン制御パネルが設けられる。

更に他の実施形態では、更に他の特徴及び/又は利点が提供される。

【0005】

一実施形態によれば、温度被制御流体を患者に送達するように構成される熱制御ユニットが提供される。

熱制御ユニットは、複数の患者治療装置に流体的に接続されるように構成された複数の流出口を含む。複数の患者治療装置は、1つ又は複数の熱パッド、毛布、ベスト、ブーツ、靴下、帽子等であるが、これらに限定されない。

流出口は、患者治療装置が接続されているときに、患者治療装置に温度被制御流体を送達するように構成される。

熱制御ユニットは、流出口の接続状態及び/又は制御ユニットと患者治療装置との間に画定される流体回路の利用をモニタリングする検知サブシステムを含む。

熱制御ユニットは、制御ユニットが温度被制御流体を患者に送達している間に、患者治療装置が流出口の任意の1つ又は複数に追加されるか又は取りはずされる場合、指示(インジケーション)をユーザーに提供するように構成されるインジケータを更に含む。

【0006】

別の実施形態によれば、第1及び第2の流出口と、第1及び第2の流入口と、熱交換機と、ポンプと、検知サブシステムと、コントローラーとを含む熱制御ユニットが提供される。

第1及び第2の流出口は、第1及び第2の流体供給線にそれぞれ流体連結されるように構成される。

第1及び第2の流入口は、第1及び第2の流体戻り線にそれぞれ流体連結されるように構成される。

ポンプは、第1及び第2の流入口から熱交換機を通り第1及び第2の流出口に流体を循環させる。

検知サブシステムは、第1の流出口が第1の流体供給線に接続されるか、第1の流体供給線から切断されるか、若しくは第1の流体供給線に再接続される場合、又は第1の流体供給線での流れの状態が変化する場合を検出するように構成される。

検知サブシステムは、第2の流出口が第2の流体供給線に接続されるか、第2の流体供給線から切断されるか、若しくは第2の流体供給線に再接続される場合、又は第2の流体供給線での流れの状態が変化する場合を検出するようにも構成される。

コントローラーは、ポンプ、熱交換機、及び検知サブシステムと通信し、第1の流出口が第1の流体供給線から切断される場合又は第2の流出口が第2の流体供給線から切断される場合、ユーザーに指示を提供するように構成される。

【0007】

10

20

30

40

50

別の実施形態では、検知サブシステムは、様々なタイプの供給線及び/又は個々の供給線を区別するように構成される。

【0008】

別の実施形態では、熱交換機と、ポンプと、第1及び第2の流量計と、コントローラーとを含む熱制御ユニットが提供される。

ポンプは、流体を第1及び第2の流出口から熱交換機を通り第1及び第2の流出口に循環させる。

第1及び第2の流出口は、温度被制御流体を患者治療装置に供給するように構成され、第1及び第2の流入口は、流体が患者治療装置を通った後、流体を再び受け取るように構成される。

第1の流量計は、第1の流出口又は第1の流入口の何れかを通る流体の第1の流量を測定するように構成される。

第2の流量計は、第2の流出口又は第2の流入口の何れかを通る流体の第2の流量を測定するように構成される。

コントローラーは、第1及び第2の流量計と電気通信するとともに、第1の流量計によって測定される第1の流量が第1の閾値未満である場合に第1のアラートを生成し、且つ第2の流量計によって測定される第2の流量が第2の閾値未満である場合に第2のアラートを生成するように構成される。

【0009】

他の態様によれば、第1及び第2の閾値は同じであり得る。制御ユニットは、コントローラーと電気通信するユーザーインターフェースを含むことができ、ユーザーインターフェースは、第1のアラートを示す第1のインジケータと、第2のアラートを示す第2のインジケータとを含む。

【0010】

熱制御ユニットは、マニフォールド内の第3の流入口及び第3の流出口と、第3の流出口又は第3の流入口の何れかを通る流体の第3の流量を測定するように構成される第3の流量計とを含むこともできる。第3の流量計が含まれる場合、コントローラーは、第3の流量計によって測定される第3の流量が第3の閾値未満である場合に第3のアラートを生成するように構成される。

【0011】

熱制御ユニットは、コントローラーと電気通信するグラフィカルユーザーインターフェースを含み、ユーザーインターフェースは、第1の流量が第1の閾値を超える場合に第1の色で照明されるとともに、第1の流量が第1の閾値未満である場合に第2の色で照明される第1のグラフィックを含む。

ユーザーインターフェースは、第2の流量が第2の閾値を超える場合に第1の色で照明されるとともに、第2の流量が第2の閾値未満である場合に第2の色で照明される第2のグラフィックを更に含むことができる。

更に、第1のグラフィックは、第1の流量がゼロである場合に照明されなくてよく、第2のグラフィックは、第2の流量がゼロである場合に照明されなくてよい。第1の色は緑とすることができ、第2の色は黄色とすることができ、

【0012】

第1の流入口に戻る流体の第1の温度を測定するように位置決めされる第1の温度センサが含まれることができ、第2の流入口に戻る流体の第2の温度を測定するように位置決めされる第2の温度センサが含まれることができる。コントローラーは、第1及び第2の温度をユーザーインターフェースに表示するように構成される。

【0013】

コントローラーは、ユーザーによって選択可能な複数のモードで動作するように構成することができ、複数のモードのうちの第1のモードでは、コントローラーは、第1及び第2の流出口に送達される流体の一定温度を維持しようとし、複数のモードのうちの第2のモードでは、コントローラーは、患者の体温を制御しようとする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

熱制御ユニットは、第1の患者体温プローブポート及び第2の患者体温プローブポートを含むこともでき、第1及び第2の患者体温プローブポートのそれぞれは、患者の体温を測定する患者体温プローブを受けるように構成される。

コントローラーは、第1の患者体温プローブポート又は第2の患者体温プローブポートの何れかを通して受信される体温情報に基づいて、第1及び第2の流出口に送達される流体の温度を制御するように構成することができる。

更に、ユーザーインターフェースは、第1及び第2の流出口に送達される流体の温度を制御するに当たり、コントローラーによって使用されるプローブポートを、第1の患者体温プローブポートか、第2の患者体温プローブポートか、又は第1及び第2の患者体温プローブポートの両方かでユーザーが選ぶことができるように構成することができる。

10

【 0 0 1 5 】

熱制御ユニットは、制御ユニットから持ち上げられるように構成される取り外し可能なリザーバを含むことができる。取り外し可能なリザーバの有無を検出するリザーバセンサを熱制御ユニットに含ませることができ、リザーバセンサはコントローラーと電気通信する。

コントローラーは、取り外し可能なリザーバの不在をリザーバセンサが検出する場合にアラートを発する。

取り外し可能なリザーバの下壁に弁を一体化することができ、弁は、取り外し可能なリザーバが制御ユニット内に挿入されるときに、自動的に開くように構成される。

20

取り外し可能なリザーバが熱制御ユニットに取り付けられる場合、取り外し可能なリザーバ内に残る任意の流体は、熱制御ユニットの熱交換機を通して流れる流体から熱的に略分離され、それにより、熱制御ユニットの比熱負荷への追加を回避し、循環する流体の温度を変更する熱制御ユニットの能力を加速化させる。

【 0 0 1 6 】

熱制御ユニットは、熱制御ユニットから流体を排出する排出管を含むこともでき、排出管は、取り外し可能なリザーバが熱制御ユニットに結合される場合、取り外し可能なリザーバが排出管を自動的に閉鎖するように、制御ユニットに配置され、それにより、熱制御ユニットの排出管内外へのリザーバ流体の偶発的な排出を回避する。

【 0 0 1 7 】

別の実施形態によれば、熱交換機と、ポンプと、第1の流量計と、第2の流量計と、ユーザーインターフェースと、コントローラーとを含む熱制御ユニットが提供される。

ポンプは、流体を第1及び第2の流入口から熱交換機を通り第1及び第2の流出口に循環させる。

30

第1及び第2の流出口は、温度被制御流体を患者治療装置に供給するように構成され、第1及び第2の流入口は、流体が患者治療装置を通った後、流体を受け取るように構成される。

第1の流量計は、第1の流出口又は第1の流入口の何れかを通る流体の第1の流量を測定するように構成され、第2の流量計は、第2の流出口又は第2の流入口の何れかを通る第2の流量を測定するように構成される。

40

コントローラーは、第1及び第2の流量計と電気通信し、コントローラーは、第1の流量計又は第2の流量計が、閾値未満の流量への流体流の低減を検出する場合、ユーザーインターフェースにより、確認を介護者に促すように構成される。

【 0 0 1 8 】

幾つかの実施形態では、閾値は、約0.5リットル/分とすることができる。

確認を介護者に促すことは、ユーザーが流体流を閾値未満の流量に低減することを意図するか否かをユーザーに問い合わせることができる。ユーザーインターフェースは、ユーザーが確認プロンプトに応答するまで、確認を介護者に促し続けるように構成することができる。

【 0 0 1 9 】

50

更に別の実施形態によれば、熱交換機と、ポンプと、第1及び第2の患者体温プローブポートと、ユーザーインターフェースと、コントローラーとを含む熱制御ユニットが提供される。

ポンプは、熱交換機を通して制御ユニットの流出口と流入口との間で流体を循環させ、流出口及び流入口はそれぞれ、温度被制御流体を患者治療装置に供給し、流体が患者治療装置を通った後、流体を再び受け取るように構成される。

ユーザーインターフェースは、ユーザーが、第1及び第2の患者体温プローブポートの何れが主ポートであるかを指定できるように構成される。

コントローラーは、第1及び第2の患者体温プローブポートと電気通信し、コントローラーは、ユーザーによって主ポートとして指定されている第1及び第2の患者体温プローブポートのうち的一方を通して供給される体温読み取り値に基づいて、熱制御ユニット内の流体の温度を制御するように構成される。

【0020】

代替の実施形態では、ユーザーインターフェースは、ユーザーが、第1及び第2の患者体温プローブポートの両方を主ポートとして指定でき、それにより、制御ユニットに、循環している流体の温度を制御するに当たり、体温プローブポートの両方からの読み取り値を使用させるように更に構成される。

【0021】

幾つかの実施形態では、コントローラーは、熱制御ユニット内の流体の温度を制御する場合、ユーザーによって主ポートとして指定されていない第1及び第2の患者体温プローブポートのうち一方からの体温読み取り値を使用しない。

【0022】

更に別の実施形態によれば、熱交換機と、ポンプと、マニフォールドと、空気圧センサと、チャンネルと、コントローラーとを含む熱制御ユニットが提供される。

ポンプは、熱交換機を通して液体を循環させ、マニフォールドはポンプと液体連通する。

チャンネルは第1及び第2の端部を有し、第1の端部がマニフォールドと液体連通される一方で、第2の端部が空気圧センサと気体連通する。コントローラーは、空気圧センサと電気通信し、空気圧センサからの信号を使用して、熱制御ユニット内の液体のレベルを特定する。

【0023】

幾つかの実施形態では、チャンネルは管とすることができる。チャンネルが管であるか否かに関係なく、チャンネルは、第2の端部が空気圧センサから切断される場合、第2の端部を自動的にハーメチックシール(hermetically seal)するように構成される弁を第2の端部に含むこともできる。

【0024】

更に他の実施形態では、コントローラーは、異なる目標流体温度及び/又は異なる目標流量を有する複数の供給線への流体の温度制御及び送達を監督するように構成される。目標温度及び流量は、ユーザー指定であってもよく、又は患者体温読み取り値及び1つ若しくは複数のユーザー指定の目標患者体温に基づいてコントローラーによって自動的に生成されてもよい。

【0025】

本発明の実施形態を詳細に説明する前に、本発明が、以下の説明に記載されるか、又は図面に示される動作の詳細又は構成要素の構造及び構成の詳細に限定されないことを理解されたい。

本発明は、様々な他の実施形態で実施することができ、本明細書に明示的に開示されていない代替の方法で実施可能又は実行可能である。

また、本明細書で使用される語句及び用語が、説明のためのものであり、限定として見なされるべきではないことを理解されたい。「含む」及び「備える」及びそれらの変形の使用は、その後列挙される項目及びそれらの均等物並びに追加の項目及びそれらの均等物の包含を意味する。

10

20

30

40

50

更に、様々な実施形態の説明において、列挙を使用することができる。

別段のことが明らかに述べられる場合を除き、列挙の使用は、本発明を任意の特手の順序又は任意の特定の数の構成要素に限定するものとして解釈されるべきではない。

また、列挙の使用は、本発明の範囲から、列挙されたステップ若しくは構成要素と結合することができるか、又は列挙されたステップ若しくは構成要素に結合することができる任意の追加のステップ又は構成要素を除外するものとして解釈されるべきでもない。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一態様による熱制御システムのブロック図である。

【図2】図1の熱制御システムで使用することができる熱制御ユニットの一実施形態の斜視図である。 10

【図3】流体リザーバが取り外された状態で示される図2の熱制御ユニットの斜視図である。

【図4】緩衝装置及びフロントカバーパネルが取り外された状態で示される図2の熱制御ユニットの斜視図である。

【図5】本明細書に開示される任意の熱制御ユニットで使用することができる例示的な流体循環構成の図である。

【図6】熱制御ユニットのフレームに取り付けられた温度制御組立体及び制御パネルを示す、図2の熱制御ユニットの部分的に分解された斜視図である。

【図7】熱制御ユニットフレームから外された図6の温度制御組立体の斜視図である。 20

【図8】図6及び図7の温度制御組立体の部分分解図である。

【図9】図2の熱制御ユニットの制御パネルの部分分解図である。

【図10】図2の熱制御ユニットの流体組立体の斜視図である。

【図11】図10の流体組立体のベース部の斜視分解図である。

【図12】図2の熱制御ユニットの制御ボックスの斜視図である。

【図13】逆側から見た図12の制御ボックスの部分分解斜視図である。

【図14】図12の制御ボックス内の流入マニフォルド及び流出マニフォルドの斜視図である。

【図15】図2の熱制御ユニットの制御パネルの分解斜視図である。

【図16】LCDエリア及び固定アイコンエリアを示す制御パネルのタッチスクリーン表面の平面図である。 30

【図17】熱制御ユニットへの3本の流体線の接続を示す制御パネルの第1の例示的な画面例である。

【図18】主患者体温プローブをユーザーが選択する一方法を示す制御パネルの第2の例示的な画面例である。

【図19】ユーザーがアクティブフローポート及び非アクティブフローポートを指定することができる一方法を示す制御パネルの第3の例示的な画面例である。

【図20】図2の熱制御ユニット内の冷蔵ユニットの図である。

【図21】熱制御システムの代替の実施形態のブロック図である。

【図22】一緒に結合されて示される流体リザーバ及び熱制御ユニットの断面立面背面図である。 40

【図23】本明細書に開示される任意の熱制御ユニットと併用することができる代替の流体レベルセンサの図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

本発明の一実施形態による熱制御システム20は、図1においてブロック図の形態で示される。

熱制御システム20は熱制御ユニット22を含んでいる。熱制御ユニット22は、複数の流出口24と、複数の流入口26と、複数の患者体温プローブポート28とを有する。

流出口24は、制御ユニット22からの流出を画定し、各流出口24は、対応する流体 50

供給線又はホース30aに流体連結するように構成されている。流体供給線又はホース30aは、熱流体を熱制御ユニット22から接続された患者熱治療装置32に輸送する。患者熱治療装置は、パッド、毛布、ベスト、又は他の構造体とすることができる。

以下に記載される説明では、患者熱治療装置32は熱パッド32を指す。しかしながら、熱パッド32がパッドに限定されず、任意の他の患者熱治療装置を含むことが当業者に理解されよう。

流入口26は、制御ユニット22への流入を画定し、それぞれ、対応する流体戻り線又はホース30bに流体連結するように構成されている。流体戻り線又はホース30bは、熱流体を熱パッド32から制御ユニット22に戻す。

したがって、制御ユニット22から開始され、供給線30aを通過して熱パッド32に続き、戻り線30bによって制御ユニット22に戻る回路で、制御ユニット22内部の流体が制御ユニット22によってポンピングされる。

【0028】

より詳細には、図1の制御ユニット22は、3つの流体回路31a、31b、及び31cを通して流体を循環させる。各流体回路31a、31b、及び31cは、制御ユニット22と、接続された熱パッド32の1つと、対応する熱供給線30a及び戻り線30bの対によって画定される。

図1に示される実施形態では、各戻り線30bから制御ユニット22に戻る流体は、共通マニフォールド(後述)内で混合され、その混合流体の温度は、熱交換機58(後述)を通ることにより、1つの所望の温度(さらに後に説明するように、可変であってよい)に制御される。

流出口24に送達される流体の温度が同じであるように、温度被制御流体が流出口24毎にポンピングされて各供給線30aに送られる。

この実施形態では、各流体回路31a、31b、及び31cには、同じ温度の流体が流出口24において供給される。

代替の実施形態では、制御ユニット22は、異なる温度の流体を制御ユニット22から流出口24及び熱パッド32に送達することができるように、流体回路31a、31b、及び/又は31cのうちの1つ又は複数間で温度分離を維持することが可能なように構成される。

【0029】

図1に示される熱制御ユニット22では、3つの流入口26及び3つの流出口24がある。供給線30aをこれらの3つの流出口24のそれぞれに結合するとともに、戻り線30bをこれらの3つの戻り口26のそれぞれに結合することにより、温度被制御流体を制御ユニット22から3つの異なる熱パッド32に送達することができる。

流出口24及び流入口26の数が、図1に示される3つよりも少数又は多数の数を含むように変更可能なことが当業者には理解されよう。

更に、線30a、30b、及び/又は熱パッド32の接続及び切断に役立つ様々な物理的構成及び組合せの流出口24及び流入口26を提供することができることが当業者には理解されよう。

単なる一例として、図1に示されるように個々に各回路31a、31b、及び31cに別個の流出口24及び流入口26の対を使用する代わりに、制御ユニット22へ及び制御ユニット22からの複数の組の供給線30a及び戻り線30bに同時に結合し切断する1つのマルチ管流出口24及び1つのマルチ管流入口26を含むように、制御ユニット22を変更することが可能である。

更に他の変形も可能である。

【0030】

熱パッド32は、患者(図示せず)に直接接触するか、又は密接に接触するように位置決めされるように構成される任意のパッド、毛布、又は他の構造体とすることができる。

ホース30を通して熱パッド32に流れる流体の温度を制御することにより、患者とパッド32の密接な接触と、結果として生じるそれらの間の伝熱とを介して、患者の体温を

10

20

30

40

50

制御することができる。

従来の一構成では、第1の熱パッド32は患者の胴体に巻かれる一方で、第2及び第3の熱パッド32はそれぞれ、患者の右足及び左足に巻かれる。

他の構成を使用することもでき、述べたように、熱制御ユニット22に含まれる流入口26及び流出口24の数に応じて、異なる数の熱パッド32を熱制御ユニット22と併用することもできる。

更に、熱制御システム20の幾つかの実施形態では、必要に応じて、1つ又は複数の分岐コネクタ(図示せず)を一对の流入口26及び流出口24に結合することができ、それにより、1つの流入口/流出口対を介して、複数の線30及び複数の熱パッド32を供給することができる。

しかし、そのような分岐は、更に詳細に後述するように、各熱パッド32の流れ及び温度を個々にモニタリングする熱制御システム20の能力を低減する。

【0031】

熱制御システム20は、図1に示される実施形態では、患者の熱的に関心がある複数の異なるロケーションに取り付けられる複数の患者体温プローブ34を更に含む。そのような患者体温プローブ34は、プローブのロケーションで患者の体温を検知することが可能な任意の適する患者体温プローブとすることができる。

一実施形態では、患者体温プローブは、オハイオ州イエロースプリングのYSI社によって市販される従来のY.S.I.400プローブ又はYSI400に準拠するプローブとすることができる。

他の実施形態では、異なるタイプのプローブ34が、熱制御ユニット22と併用可能である。

システム20で使用される患者体温プローブ34の特定のタイプに関係なく、各温度プローブ34は、制御ユニット22に位置決めされる患者体温プローブポート28に接続される。患者体温プローブポート28は、少なくとも幾つかの状況では、制御ユニット22及びパッド32を通して循環する流体の温度を制御するに当たり、プローブ34の少なくとも1つによって検知される温度を使用するように構成されるコントローラ72(図5)と電気通信する。

【0032】

熱制御ユニット22は、図示の実施形態では、ユーザーによって制御可能な複数の異なるモードで動作するように構成される。

手動モードとして知られる第1のモードでは、熱制御ユニット22は、ユーザーによって選ばれる目標温度に一致するように、制御ユニット22を通して循環する液体の温度を制御し、それにより熱パッド32に送達される流体の温度を制御する。

このモードでは、制御ユニット22は、患者の体温に関係なく、選ばれた目標温度に液体を維持する。実際には、手動モードでは、制御ユニット22は、任意の患者温度プローブ34なしで使用することができる。

自動モードとして知られる第2のモードでは、熱制御ユニット22は、目標患者体温が達成され且つ/又は維持されるように、制御ユニット22を通して循環する液体の温度を制御する。

この自動モードでは、制御ユニット22が患者の現在の体温を知るように、少なくとも1つの患者体温プローブ34を制御ユニット22に結合しなければならない。自動モードでは、制御ユニット22は、一定温度を維持するのに、必ずしも循環する流体の温度を調整する必要はなく、代わりに、所望の患者体温を達成するために、流体に必要な温度調整を行う。

【0033】

上述したように、熱制御ユニット22が自動モードで使用される場合、少なくとも1つの患者体温プローブ34を制御ユニット22に結合しなければならない。しかし、図1に示されるように、2つ以上の患者体温プローブ34を制御ユニット22に結合することができる。

10

20

30

40

50

図 1 に示される実施形態では、制御ユニット 2 2 は、ユーザーが、所望の患者体温制御を達成するのに、複数の患者体温プローブ 3 4 の何れが制御ユニットによって使用されるかを選択することができるように構成される。

すなわち、ユーザーは、2 つ（又は 3 つ以上）の患者体温読み取り値の何れを制御ユニット 2 2 が制御しなければならないかを制御ユニット 2 2 に教えることができる。選択されない患者体温読み取り値は単に、情報目的で制御ユニット 2 2 によって表示されるが、その他の点では、制御ユニット 2 2 を通って循環している液体の温度の制御には使用されない。

【 0 0 3 4 】

代替の実施形態では、制御ユニット 2 2 は、ユーザーが温度プローブ 3 4 の両方又は全ての温度プローブ 3 4（制御ユニット 2 2 が 3 つ以上の患者体温プローブ 3 4 の受け入れるように構成される場合）を所望の患者体温制御の達成への使用に選択できるようにする。

10

そのような実施形態では、制御ユニット 2 2 は、複数の体温プローブ 3 4 からの温度読み取り値を、数学的に結合することによって利用するように構成される。数学的結合は、複数の体温読み取り値の単純な平均、患者の体でのプローブ 3 4 のロケーション（若しくは何らかの他のファクター）に基づく加重平均、又はユーザー制御可能な何らかの他のタイプの数学的結合とすることができる。

代替的には、制御ユニット 2 2 は、異なる温度の流体を異なる回路 3 1 に出力するように構成される場合、第 1 のプローブ 3 4 の読み取り値を流体回路 3 1 のうちの第 1 の流体回路の制御に使用し、第 2 のプローブ 3 4 からの読み取り値を流体回路 3 1 のうちの第 2 の流体回路の制御に使用するなどであるが、これに限定されない数学的結合なしで、複数のプローブ 3 4 からの体温読み取り値を使用することができる。

20

更に他の変形も可能である。

【 0 0 3 5 】

熱制御ユニット 2 2 の一実施形態が、図 2 ~ 図 4 に斜視図で示される。

熱制御ユニット 2 2 は、取り外し可能なリザーバ 3 8 を着脱することができる主体 3 6 を含む。取り外し可能なリザーバ 3 8 は、制御ユニット 2 2 及び 1 つ又は複数の熱パッド 3 2 を通って循環する流体（通常、水であるが、他の液体を使用することもできる）を保持するように構成される。

30

熱制御ユニット 2 2 から取り外し可能であることにより、リザーバ 3 8 は、シンク又は蛇口に容易に運び、水又は他の流体を充填し、及び又は捨てることができる。これにより、システム 2 0 のユーザーはより容易に、制御ユニット 2 2 を使用前に充填することができるとともに、使用後にユニット 2 2 を空けることができる。

取り外し可能なリザーバ 3 8 は、図示の実施形態では、リザーバ 3 8 内に含まれている流体（又は他の液体）の量の視覚的指示をユーザーに提供する容量段階 3 9 を外部に更を含む。個々の段階 3 9 は、リットル、ガロン、クォート、それらの分数、又は任意の他の流体容量単位等であるが、これらに限定されない流体容量の任意の適切な尺度に対応することができる。

【 0 0 3 6 】

40

制御ユニット 2 2 は、一对の非キャスターホイール 4 0 と、一对のキャスターホイール 4 2 とを更を含む。少なくとも 1 つのキャスターホイールは、一回押し下げることによってアクティブ化され、2 回目に押し下げることによって非アクティブ化するトグルブレーキ 4 3 を含む。制動される場合、制御ユニット 2 2 の移動は制限される。

制御ユニット 2 2 は、主体 3 6 に取り付けられるハンドル 4 4 を更を含む。ハンドル 4 4 は、制御ユニット 2 2 を異なる場所に輸送する場合、ユーザーが掴むのに提供される。

更に、制御ユニット 2 2 は、主体 3 6 の上端部に位置決めされる制御パネル 4 6 を含む。制御パネル 4 6 は、更に詳細に後述するように、制御ユニット 2 2 の様々な側面及び機能を制御するタッチスクリーンを含む。

【 0 0 3 7 】

50

制御ユニット 22 の主体 36 は、複数のポートが位置決めされた（図 4 に示される）ポートパネル 48 を更に含む。より詳細には、ポートパネル 48 は、3 つの流入口 26 と、3 つの流出口 24 と、一对の患者体温プローブポート 28 とを含む。

更に、図 4 に示される実施形態では、患者体温出力ポート 50 が提供される。患者体温出力ポート 50 により、別の医療装置又はモニターからの患者体温プローブを患者体温出力ポート 50 に結合し、制御ユニット 22 が患者体温プローブ 34 から受信しているものと同じ患者体温読み取り値を受信することができる。

制御ユニット 22 が複数の患者体温プローブ 34 に接続される場合、患者体温出力ポート 50 は、制御パネル 46 を使用してユーザーによって選択されたプローブ 34 の温度を出力する。すなわち、ユーザーは、2 つの患者体温プローブポート 28 の何れを主ポートとみなすべきかを指定することが可能である。

10

主ポートとして指定されたプローブポート 28 に差し込まれるプローブ 34 によって検出される患者体温は、患者体温出力ポート 50 に転送される。したがって、患者体温出力ポート 50 は、他の装置が、患者体温プローブ 34 から収集された体温読み取り値を利用できるようにし、したがって、患者に結合する必要がある患者体温プローブの数が少なくなり、それにより、ケーブルの混雑が低減するとともに、患者の体上の潜在的な空間制限を低減する。

【0038】

図 5 は、熱制御ユニット 22 の内部構造の図を示す。図 5 に見られるように、熱制御ユニット 22 は、循環チャンネル 54 を通して流体を循環させるポンプ 52 を含む。

20

ポンプ 52 は、アクティブ化されているとき、矢印 56 の方向（図 5 では時計回り）に循環チャンネル 54 を通して流体を循環させる。ポンプ 52 から開始して、循環流体はまず、熱交換機 58 を通り、ここで、複数の流出口 24 を有する流出マニフォールド 60 に送られる。

流出マニフォールド 60 及び流入マニフォールド 64 には、バイパス線 62 が流体連結される。バイパス線 62 により、任意の流出口 24 及び流入口 26 に結合されている任意の熱パッド 32 又は線 30 がなくても、循環チャンネル 54 を通して流体を循環させることができる。

図示の実施形態では、バイパス線 62 は、循環流体を濾過するように構成される任意選択的なフィルター 66 を含む。フィルター 66 は、含まれる場合、サイズ閾値を超える循環流体内の粒子を濾過で除去するように構成される粒子フィルターであってもよく、循環流体を浄化若しくは衛生化するように構成される生物フィルターであってもよく、又は両方の組合せであってもよい。

30

【0039】

流入マニフォールド 64 は、接続された 1 つ又は複数の熱パッド 32 から戻ってくる流体を受け取る複数の流入口 26 を含む。

流入口 26 からの流入流体及びバイパス線 62 を通る流体は、ポンプ 52 に向かって戻り空気分離器 68 内に移動する。空気分離器 68 は、上端部において大気圧に開放される概して垂直の管を含む。循環流体内に混入した任意の気泡は自然に、空気分離器 68 を通って上昇し、大気に排気される。

40

空気分離器 68 を通過した後、循環流体は、流体リザーバ 38 の下に位置決めされる弁 70 を通過して流れ、ポンプ 52 に戻る。

【0040】

熱制御ユニット 22 は、コントローラー 72（図 5）を更に含む。コントローラー 72 は、主体 36 内に含まれており、様々な異なるセンサ及び / 又はアクチュエーターと電気通信する。より詳細には、コントローラー 72 は、ポンプ 52、熱交換機 58、及び制御パネル 46 と電気通信する。

図 5 に示されていないが、コントローラー 72 は、第 1、第 2、第 3、及び第 4 の温度センサ 74 a、74 b、74 c、及び 74 b のそれぞれ並びに第 1、第 2、第 3、第 4、及び第 5 の圧力センサ 76 a、76 b、76 c、76 d、及び 76 e のそれぞれ（又は、

50

後述するように、使用される場合にはタービンフローセンサ)と更に通信する。

コントローラ72は、高度検知管82の上端部80と気体連通して位置決めされる空気圧センサ78とも通信する。高度検知管82は、概して垂直であり、流体循環チャネル54と流体連通する下端部84を含む。

【0041】

コントローラ72は、当業者に既知のように、本明細書に記載される機能及びアルゴリズムを実行するのに必要なありとあらゆる電気回路及び構成要素を含む。

一般的に言えば、コントローラ72は、本明細書に記載される機能を実行するようにプログラムされた1つ又は複数のマイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、及び/又は他のプログラブル電子装置を含むことができる。

コントローラ72が、本明細書に記載される機能を実行するようにプログラムされるか、又はマイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、及び/又は他の電子装置をサポートする他の電子構成要素を含んでもよいことが理解されよう。

他の電子構成要素は、当業者に既知のように、1つ又は複数のフィールドプログラマブルゲートアレイ、システムオンチップ、揮発性又は不揮発性メモリ、離散回路、集積回路、特定用途向け集積回路(AASIC)、及び/又は他のハードウェア、ソフトウェア、又はファームウェアを含むが、これらに限定されない。

そのような構成要素は、1つのユニットに結合されるか、それとも複数のユニットにわたって分散するかに関係なく、1つ若しくは複数の回路基板に搭載するか、又は他の方法で配置するなど、任意の適する方法で物理的に構成することができる。

そのような構成要素は、熱制御ユニット22の異なる位置に物理的に分散することができ、又は熱制御ユニット22内の共通ロケーションに存在することができる。

物理的に分散する場合、構成要素は、CAN、LIN、ファイアワイヤ、I²C(I-squared-C)、RS-232、RS-485、ユニバーサルシリアルバス(USB)等であるが、これらに限定されない任意の適する直列又は並列通信プロトコルを使用して通信することができる。

【0042】

図5に示されるように、熱交換機58は、加熱器86及び冷却器88の両方を含む。したがって、熱交換機58は、循環液体の冷却及び循環液体の加熱の両方が可能である。

精密な温度制御が望まれる幾つの場合、そのような加熱及び冷却は同時に行うことができる。すなわち、循環流体は、加熱及び冷却の両方を順次受けることができ、後の加熱又は冷却は、第1の温度調整が意図される目標温度を行き過ぎる場合に行われる。

他の実施形態では、熱交換機58は、所望のタイプの温度制御に応じて、冷却器88のみ又は加熱器86のみを含むことができる。熱交換機58が冷却器88及び加熱器86の両方を含む図示の実施形態では、加熱器86及び冷却器88は両方とも、コントローラ72と通信し、コントローラ72の制御下にある。

【0043】

コントローラ72は、温度センサ74a、74b、74c、及び74dの出力を使用して、循環流体の温度を制御する。すなわち、コントローラ72は、温度センサ74a、74b、74c、及び74dの出力を使用して、そこを通過して循環している流体が熱制御ユニット22のユーザーによって選択された動作モード(手動又は自動)に従って温度調整(又は維持)されるように熱交換機58を制御する。

一実施形態では、コントローラ72は、出力温度値(温度センサ74aによって測定されるような)及び戻り温度値(センサ74b、74c、及び/又は74dからの読み取り値の数学的結合から特定されるような)の両方を使用することにより、循環流体の温度を制御する。

より詳細には、コントローラ72は、センサ74b、74c、及び74d(又は3つ全て未満の数の戻りポート26が利用されている場合、これら3つのセンサのサブセット)からの温度読み取り値の平均を計算して、戻り温度値を生成する。

コントローラ72は、循環流体温度を制御する閉ループ比例-積分(PI)コントロ

10

20

30

40

50

ーラーを実施するに当たり、戻り温度値を実測変動として使用する。

循環流体の目標温度は、ユーザーにより（手動モード）又は所望の患者体温と現在の患者体温（プローブ34の1つから特定されるように）とに基づいてコントローラー72によって自動的に（自動モードで）供給される。したがって、コントローラー72は、測定された戻り温度値を目標温度と比較し、異なる場合、対応する温度調整を行い（熱交換機58を介して）、現在の温度を目標温度に変更する。

PIコントローラーを使用してこの制御を実行する場合、コントローラー72は、一実施形態において、温度センサ74aからの出力温度値を使用して、PIコントローラーの積分の極限を調整する。

他の実施形態では、循環流体の温度を調整するのに、他のタイプのコントローラーが使用可能である。

【0044】

コントローラー72は、温度センサ74b、74c、及び74dによって検知される各温度を表示するように更に構成される。すなわち、コントローラー72は、各流入口26に戻る流体に関連付けられた個々の温度読み取り値をユーザーに表示するように構成される。

各流入口26は異なる熱パッド32に取り付けることができ、異なる熱パッド32は患者の体の異なるロケーションに位置決めされる傾向があるため、各熱パッド32からの戻り流体は異なる温度であることがある。

更に、複数の熱パッド32の何れが流出流体の温度に対して最大又は最小の温度変化、ひいては患者への最大量又は最小量の伝熱に関与しているかを介護者が知ることが有用であることがある。

したがって、熱制御ユニット22は、複数の流入口のそれぞれについての個別化温度情報をユーザーに提供する。

更に、コントローラー72は、流出流体温度センサ74aによって検知されるように、流出流体温度も制御パネル46に表示するように構成される。

【0045】

コントローラー72は、流体圧力センサ76a、76b、76c、76d、及び76eからのデータ出力を利用して、フローボリュームの流量又は量を特定する。

当業者には既知のように、フローボリュームは、圧力センサ76aと出力圧センサ76b、76c、及び76d（及び/又はバイパス圧センサ76e）のそれぞれとの圧力差と、流出口24（及び/又はバイパス線62）の既知のオリフィスサイズとに基づいて計算することができる。

より詳細には、コントローラー72は、3つの流出口24のそれぞれから出る流体の流量と、バイパス線62を通る流体の流量とを個々に計算するように構成される。

コントローラー72は、圧力センサ76aと76bとの圧力差（及びオリフィスサイズ等の他のデータ）を使用することにより、第1の流出口24を通る流量を計算する。

コントローラー72は、圧力センサ76aと76cとの圧力差（及び他のデータ）を使用することにより、第2の流出口24を通る流量を計算する。

そして、コントローラー72は、圧力センサ76aと76dとの圧力差（及び他のデータ）を使用することにより、第3の流出口24を通る流量を計算する。

更に、コントローラー72は、圧力センサ76aと76eとの圧力差（及び他のデータ）を使用することにより、バイパス線62を通る流量を計算する。

コントローラー72は、個々の各流出口フローボリュームを制御パネル46に表示するようにも構成され、それにより、制御ユニット22のユーザーは、個々の各熱パッド32に流れる流体量を知ることになる。

幾つかの実施形態では、コントローラー72は、バイパス線62を流れる流体量も同様に表示するようにも構成される。

【0046】

コントローラー72は、熱交換機58の閉ループフィードバック制御でフローデータを

10

20

30

40

50

使用する。

一実施形態では、コントローラー 7 2 は、比例 - 積分制御ループ (P I 制御) を使用する。

他の実施形態では、コントローラー 7 2 は、比例 - 積分 - 微分制御ループ (P I D 制御) を使用するように構成することができる。

更に他の実施形態では、コントローラー 7 2 は単純に、積分項又は微分項がない比例制御を使用することができる。

使用される制御ループの特定のタイプに関係なく、コントローラー 7 2 は、熱交換機 5 8 に発行される制御コマンドを決定するに当たり、圧力センサ 7 6 a ~ 7 6 e 及び温度センサ 7 4 a ~ 7 4 d からの情報を使用する。

【 0 0 4 7 】

他の実施形態では、圧力センサ 7 6 a、7 6 b、7 6 c、7 6 d、及び / 又は 7 6 e は、流量を直接測定するタービンセンサで置換される。

更に、他の実施形態では、圧力センサ 7 6 a、7 6 b、7 6 c、7 6 d、及び / 又は 7 6 e (又は使用される場合にはタービフロースенса) の位置は、図 5 に示される位置から変更される。

例えば、一実施形態では、流出マニフォールド圧力センサ 7 6 a は、ポンプ 5 2 のすぐ下流に位置決めされるタービフロースенсаで置換される。

更に別の実施形態では、圧力センサ 7 6 b、7 6 c、及び 7 6 d は (圧力センサとして実施されるか、それともタービフロースенсаとして実施されるかに関係なく)、流出口 2 4 ではなく流入口 2 6 に位置決めされる。

更に他の変形も可能である。更に別の実施形態では、圧力センサ 7 6 及びタービフロースенсаは両方とも、流体流量の測定に使用される。

【 0 0 4 8 】

取り外し可能なリザーバ 3 8 は、リザーバ 3 8 が図 2 及び図 2 2 に示される位置に挿入される場合、制御ユニット 2 2 内の弁 7 0 と自動的に協働する弁 7 1 (図 2 2) を底に含む。

より詳細には、弁 7 1 は、リザーバ 3 8 が制御ユニット 2 2 から外されるときに、リザーバ 3 8 内に含まれるか又はリザーバ 3 8 に追加される任意の流体がリザーバ 3 8 から漏れないように、自動的に閉じる。

同様に、弁 7 0 は、リザーバ 3 8 が制御ユニット 2 2 から持ち上げられるときに、制御ユニット 2 2 内の任意の流体が制御ユニット 2 2 から漏れないように、自動的に閉じる。

取り外し可能なリザーバ 3 8 が制御ユニット 2 2 内に挿入されているとき、弁 7 0 及び弁 7 1 の両方が互いに協働して、両方とも開く。この自動開により、制御ユニット 2 2 内に既に存在している流体がもしあれば何であるか、及びリザーバ 3 8 内に含まれる任意の流体と比較したその流体の相対圧に応じて、流体は制御ユニット 2 2 内外に流れることができる。

弁 7 0 及び 7 1 は、ミネソタ州セントポールの C o l d e r P r o d u c t s 社又は他の供給業者から入手可能な弁等の市販の弁とすることができる。

【 0 0 4 9 】

制御ユニット 2 2 は、熱治療が患者に届けられている間、その熱治療へのいかなる中断もなく、取り外し可能なリザーバ 3 8 を取り外すことができるように構成される。すなわち、コントローラー 7 2 は、リザーバ 3 8 がユニット 2 2 から取り外される場合であっても、1つ又は複数の熱パッド 3 2 への温度被制御流体の送達を引き続き制御する。

コントローラー 7 2 は、リザーバ 3 8 が取り外されたことを示す指示をユーザーに提供する (後述するセンサを介して) 。しかしながら、これは、パッド 3 2 を介しての患者への温度被制御流体の送達を妨げない。

このようにして、リザーバ 3 8 を取り外すことができ、患者への熱治療の送達と同時に、シンク又は他のロケーションに運び、水又は他の流体の排出又はリザーバ 3 8 への追加を行うことができる。

10

20

30

40

50

この患者への熱治療の送達中にリザーバ38が制御ユニット22に再び挿入される場合、リザーバ弁及び弁70は自動的に開き、リザーバ38内に流体がある場合、その流体が何であれ、制御ユニット22を通過して循環する流体と流体連通する。

【0050】

リザーバ38が最初に充填され、制御ユニット22が最初に使用される場合、制御ユニット22へのリザーバ38の結合により、述べたように、リザーバ弁及び弁70は両方とも開き、それにより、リザーバ38内の流体を循環チャンネル54の一部分内外に流す。

より詳細には、流体は、ポンプ52、高度検知管82(level sensing tube 82)の一部分、そして空気分離器68の一部分に流れる。

図示の実施形態では、流体は、流出マニフォルド60又は流入マニフォルド64の何れにも流入しない。その理由は、流出マニフォルド60又は流入マニフォルド64が、制御ユニット22内の流体リザーバ38よりも高く位置決めされるためである。

ポンプ52がアクティブ化されている場合のみ、流体はこれらのマニフォルド60及び64にポンピングされることになる。

【0051】

ポンプ52は、アクティブ化されているとき、循環チャンネル54及び任意の接続された熱パッド32を通して流体をポンピングする。

それまでは空気で占められていた循環チャンネル54及び熱パッド32内の空間を埋めるために必要な流体が、リザーバ38から引き出される。

システム全体(循環チャンネル54、マニフォルド60及び64、並びに任意の接続されたパッド32)が、リザーバ38から引き出された流体で充填されると、リザーバ38内の任意の残留流体は、リザーバ38内に留まり、実質的に流体の循環ループ外にある。

すなわち、リザーバ38内の流体は、循環流体に対して行われた温度変更がリザーバ38内の流体の温度に影響しないか、又は影響がわずかであるように、循環流体から実質的に分離される。

このようにして、この方法を用いない場合にはリザーバ38内の流体ボリュームを所望の温度にするために必要な追加の時間及びエネルギーを費やす必要がない。

代わりに、流体に対して行われた任意の温度調整は、流体の循環している部分に対してのみ行われ、それにより、熱パッドに循環していない流体の加熱又は冷却へのエネルギー及び時間の不必要な消費を回避する。

このようにして、熱制御ユニット22は、多くの従来技術による熱制御ユニットよりも高速の応答時間を有するタンクレス熱制御ユニットとして動作する。

すなわち、熱制御ユニット22は、タンクを含み、熱被制御回路内の流体量がより大きい熱制御ユニットよりも素早く、且つ/又は少ないエネルギーで循環流体を所望の温度にすることが可能である。

【0052】

ポンプ52が、アクティブ化された後に非アクティブ化されるとき、循環チャンネル54内の流体は、重力に起因して循環チャンネル54の下部領域に向けて下方に引かれるとともに、取り付けられた場合、リザーバ38内に部分的に戻る。

熱パッド32内の任意の流体も、重力が流体をパッド32から出て流入口26を通して下に引っ張ることができるように、パッド32が流入口26の高さよりも高くに位置決めされる場合、循環チャンネル54の下部領域に戻る。

したがって、ポンプ52の非アクティブ化は、循環流体の別の部分を循環チャンネル54の底エリアに残しながら、循環流体の一部をリザーバ38に戻す。

流体を循環チャンネル54からより完全に除去するために、必要に応じて、更に後述するように、排出管92(図6)を開いて、制御ユニット22から流体を更に排出することができる。

【0053】

熱制御ユニット22は、リザーバ38の有無を電氣的に検出するように構成されるリザーバセンサ90(図6)と更に電気通信する。リザーバセンサ90は、リザーバ38の有

10

20

30

40

50

無を検出する任意の適するセンサとすることができる。

図示の実施形態では、リザーバセンサ 90 は、センサ 90 と位置合わせされる（リザーバ 38 がユニット 22 に結合されている場合）ロケーションでリザーバ 38 の底部に一体化される磁石（図示せず）の有無を検出するように構成されるリードスイッチである。

リザーバセンサ 90 は、リザーバ 38 の有無をコントローラ 72 に通信し、コントローラ 72 は、その情報を制御パネル 46 に表示するとともに、ユーザーが、リザーバ 38 の存在に依存する機能を実施しようとしており、センサ 90 がリザーバ 38 の不在を検出している場合、アラート又は警告を発するように構成される。

【0054】

図 6 ~ 図 9 により詳細に示されるように、熱制御ユニット 22 は、主体 36 内に温度制御組立体 96 を含む。図 7 により詳細に示されるように、温度制御組立体 96 は、熱制御ユニット 22 内のフレーム 98 から取り外し可能である。

温度制御組立体 96 は、制御ボックス組立体 100 及び熱交換組立体 102（図 8）で構成される。制御ボックス組立体 100 は、より詳細に後述するように、コントローラ 72 と、様々な他の構成要素とを含む。熱交換組立体 102 は熱交換機 58 を含む。

【0055】

図 10 は、熱制御ユニット 22 の主体 36 の底部を示す。

この底部は、取り外し可能なリザーバ 38 と相互作用する弁 70 と、リザーバ 38 の有無を検出するリザーバセンサとを含む。

加えて、この底部は、自動排出プラグ 104 と、空気分離器 68 と、高度検知管 82 と、ポンプ流入管 106 と、ポンプ流出管 108 と、下部流体チャンバ 110 とを含む。

ポンプ流入管 106 及びポンプ流出管 108 は、図 5 にも示され、それぞれ、循環チャネル 54 の一部を画定する。

ポンプ流入管 106 は、熱パッド 32 から流入マニフォルド 64 に戻る流体と、バイパス線 62 を通って流れる流体とを受け取る。

ポンプ流出管 108 は、熱交換機 58 に接続され、熱交換機 58 に流体を送り、熱交換機 58 は熱交換組立体 102 内に収容される。

【0056】

下部流体チャンバ 110 は、図 11 により詳細に示され、中央本体部 112 と、ポンプポート 114 と、充填ポート 116 と、排出ポート 118 とを含む。

ポンプポート 114 は、流体をポンプ 52 に送る接続パイプ 120 によってポンプ 52 に流体接続される（流体は矢印 56 の方向に移動する）。

充填ポート 116 は、充填パイプ 122 によって弁 70 及びリザーバ 38 の内容物に流体接続される（制御ユニット 22 に結合される場合）。

排出ポート 118 は排出パイプ 124 に流体接続され、排出パイプ 124 は排出管 92 に流体接続される。排出パイプ 124 は、排出パイプ 124 を高度検知管 82 の下端部 84 に流体接続するコネクタ 126 を含む。

【0057】

リザーバ 38 が最初に熱制御ユニット 22 に結合される場合、流体はリザーバ 38 から出て下部流体チャンバ 110 及び排出パイプ 124 に流れる。更に、リザーバ 38 が推奨量の流体を含む場合、流体は、コネクタ 126 を通って移動し、高度検知管 82 の下端部 84 を部分的に充填する。

高度検知管 82 の上端部 80 がハーメチックシールされるとともに制御ボックス組立体 100 内に含まれる空気圧センサ 78 と気体連通されているので、るため、高度検知管 82 内部の空気は、高度検知管 82 の下部の部分充填により圧縮される。

そして、これは内部に含まれる空気に圧力を増大させる。リザーバ 38 から排出されて熱制御ユニット 22 に入る流体の量が多いほど、高度検知管 82 の下端部 84 内の流体の高度は上がり、高度検知管 82 の上端部 80 内部の空気圧を更に上げる。

これらの圧力変化は、コントローラ 72 と電気通信する空気圧センサ 78 によって検出される。コントローラ 72 は、空気圧変化を制御ユニット 22 内の流体量の指示に変

10

20

30

40

50

換し、この情報を制御パネル４６に出力する。

【００５８】

高度検知管８２の上端部８０は弁１３０を含み、弁１３０は、空気圧センサ７８から切断された場合でも、検知管８２の上端部８０を自動的にハームチックシールするように構成される。

既に述べたように、空気圧センサ７８は、制御ボックス組立体１００の内部に（制御ボックス組立体１００内部に含まれる回路基板上に）位置決めされる一方で、図１０及び図１１に示される要素（空気圧センサ７８以外）は、制御ボックス組立体１００外のフレーム９８の下部に取り付けられる。

このようにして、流体線（存在する場合）よりも上の高度検知管８２内に含まれる空気量は、同じままである（しかし、その容積は、ユニット２２内の流体の合計量の増減に起因して変化する）。

【００５９】

図４、図１０、及び図１１に更に詳細に見ることができるよう、熱制御ユニット２２は、弁７０及びリザーバセンサ９０に隣接して位置決めされる自動排出プラグ１０４を有する。したがって、自動排出プラグ１０４は、リザーバ３８が熱制御ユニット２２に結合されるときは常に、押し下げられる。

取り外し可能な内部プランジャを含む自動排出プラグ１０４の構造に起因して、自動排出プラグの下方移動は自動的に、排出管９２を（それが開く範囲まで）自動的に閉じる。

したがって、排出管９２が開かれている間、ユーザーが、リザーバ３８を熱制御ユニット２２に結合することが自動的に回避される。これは、リザーバ３８が制御ユニット２２に挿入されるとき、流体が、リザーバ３８から床又は制御ユニット２２の下にある他の表面に偶発的に排出されることを回避する。

【００６０】

図１２～図１４は、制御ボックス組立体１００の幾つかの態様を更に詳細に示す。

制御ボックス組立体１００は、流出マニフォルド６０、流入マニフォルド６４、流出口２４、及び流入口２６を含む。

更に、制御ボックス組立体１００は、患者体温プローブポート２８、患者体温出力ポート５０、及び回路基板１３２（図１３）を含む。回路基板１３２上には、コントローラー７２を構成する構成要素の全て又は幾つかが搭載される。

バイパス線６２は図１２～図１４に示されておいて、マニフォルド６０及び６４のそれぞれに画定されるバイパスポート間に接続されるホースを含むことができる。フィルター６６がバイパス線６２内に含まれる場合、ホースをまずフィルターに接続し、次に、流入マニフォルド６４に接続することができる。

ポンプ５２からの流体は、供給口１３４を通して流出マニフォルド６０に入る。流体は、出口１３６を通して流入マニフォルド６４から流出し、流出する流体はポンプ流入管１０６に送られる。

【００６１】

図１５は、制御パネル４６の一構成の構造を更に詳細に示す。

図１５に示されるように、制御パネル４６は、ガスケット１４０と、概して平らなガラスシート１４２と、インジウム錫酸化物又はITO層１４４と、支持ブラケット１４６と、LCDガスケット１４８と、LCD（液晶ディスプレイ）パネル１５０と、回路基板１５２とを含む。

図１５に見ることができるよう、支持ブラケット１４６は、固定アイコンが熱制御ユニット２２のユーザーに選択的に表示されるロケーションに画定される複数の固定アイコンアパーチャ１５４を含む。

これらの固定アイコンの表示は、回路基板１５２上に含まれる電子装置によって選択的に制御され、電子装置は、固定アイコンアパーチャ１５４のそれぞれの背後に位置決めされる、発光ダイオード（LED）等の複数のライトを含む。

コントローラー７２は、回路基板１５２と通信し、これらのLEDを照明するとき、そ

10

20

30

40

50

れにより、固定アイコンアパーチャ 154 に対応する固定アイコン（ユーザーから離れるほうに面するガラス層 142 の側に画定される）を出現させるときを決定する。

更に、アイコンの少なくとも幾つかでは、異なる色を発する複数の LED が、回路基板 152 上の固定アイコンアパーチャ 154 の背後に位置決めされ、それにより、アイコンの色も、コントローラ 72 の制御下で回路基板 152 によって選択的に制御することができる。

【0062】

支持ブラケット 146 は、LCD パネル 150 に表示される情報が、ブラケット 146 を通して見られるように、LCD パネル 150 と位置合わせされるロケーションに画定される LCD アパーチャ 156 を更に含む。

固定アイコンアパーチャ 154 とは異なり、LCD アパーチャ 156 は、LCD パネル 150 が異なるグラフィックス及びイメージを表示することができるため、変わる内容を熱制御ユニット 22 のユーザーに見せることができる。

一実施形態では、LCD パネル 150 はカラー LCD パネルである。

【0063】

ITO 層は、従来のように動作して、LCD パネル 150 及び各固定アイコンアパーチャ 154 と位置合わせされたアイコンのそれぞれの両方にわたり大面積容量性タッチスクリーンを生成する。ユーザーが LCD パネル 150 にわたって位置決めされる任意のアイコン又は任意の特定のエリアに触れると、コントローラ 72（回路基板 152 を含み、且つ / 又は監督する）はそれに従って反応する。

【0064】

制御パネル 46 は、回路基板 152 が特定のアイコンの背後に位置決めされた LED を照明しないときは常に、その特定のアイコンがユーザーから略見えないように設計される。

この不可視性は、アイコンの背後に位置決めされる LED からのいかなる照明もないことによるのみならず、実質的に周囲光を下ガラス層 142 に入れず反射させないことに起因しても生み出される。そうでなければ、そのような反射光は、アイコンに幾らかのバックライトを提供し、アイコンを可視化するおそれがある。しかし、アイコン背後のエリアは黒色であるため、任意のそのような周囲光は略吸収される。

隣接する LED が照明される場合のみ、ガラス層 142 上のアイコンを通り、アイコンをユーザーに見えるようにする光が提供される。この光がない場合、アイコンが位置決めされるエリアは、ユーザーには黒色背景等の均一背景として見える。

【0065】

アイコンのこの選択的可視性の一例は、図 17 と図 18 との比較によって見られる。図 17 では、LED は、アイコン 160 r、160 s、160 t、160 u、及び 160 v（機能については後述）の背後で照明されており、それにより、これらのアイコンをユーザーから見えるようにしている。

これとは対照的に、図 18 では、アイコン 160 r、160 s、及び 160 t の背後に位置決めされた LED は照明されておらず、アイコン 160 r、160 s、及び 160 t が、照明されていたなら制御パネル 46 上に表示されるエリアは、ユーザーには黒く見える。

この選択的可視性は、LCD パネル 150 のエリアのみならず、LCD パネル 150 外のエリアでも、ユーザーに表示されるグラフィカル情報を変更する能力を制御パネル 46 に与える。

更に、この選択的可視性により、1 つ又は複数のアイコンの表示が必要ないときに、制御パネル 46 上のアイコンを片付けることができる。

どの制御選択肢が現在、利用可能であるか、及び / 又はどの情報が現在、関連しているかについての指示もユーザーに提供し、それにより、ユーザーが任意の所与の瞬間にどの行動をとることができるか（例えば、1 つ又は複数のアイコン 160 を押下することにより）について、ユーザーを支援する。

10

20

30

40

50

したがって、コントローラー 72 は、制御ユニット 22 の現在状態に従ってアイコン 160 を選択的に可視及び非可視にし、それにより、制御ユニット 22 の現在状態に合わせられた情報及び / 又は制御選択肢をユーザーに選択的に提供する。

【0066】

図 16 は、制御パネル 46 に選択的に表示可能な固定アイコンの例示的な配置を含め、制御パネル 46 のレイアウトを実施することができる一方法を示す。図に見ることができるよう、制御パネル 46 は、LCD 画面 150 の至る所に位置決めされる複数の固定アイコン 160 を含む。

これらのアイコン 160 が図 16 で示される方法は、これらのアイコンがユーザーによって実際に見られる方法の代表ではない。すなわち、図 16 は、白色背景にプリントされた暗いイメージであるものとしてアイコン 160 を示す。これは単に、アイコン 160 の位置及び形状を示すことを目的としている。

ユーザーが実際にこれらのアイコン 160 を見る方法は、図 17 ~ 図 19 に示されている。図 17 ~ 図 19 では、アイコン 160 は、黒色背景に選択的に表示され、更に詳細に上述したように、照明されない場合には見えない。したがって、制御パネル 46 は、一実施形態では、黒色背景に表示されるユーザーへの照明グラフィックスを提示する。

【0067】

アイコン 160 は治療一時停止アイコン 160 a を含み、このアイコンが押下されると、熱制御ユニット 22 (図 16) によって実行中の治療が一時停止される。治療を再開するには、ユーザーは、治療一時停止アイコン 160 a を押下し、押下した状態を保つ。

選択アイコン 160 b は、ユーザーが、アイコン 160 b を押下することにより、華氏単位の温度表示と摂氏単位の温度表示とを切り替えられるようにし、2つの異なる単位の測定値のトグルスイッチとして機能する。

電源アイコン 160 c は、押下されると、熱制御ユニット 22 の電源をオンオフする。

ユーザーが最初にロックアイコン 160 d を押下すると、画面はロックされ、画面の任意のエリアを押下しても、あらゆる設定は変更されず、ロックされていないならば、画面の任意のエリアの押下は、押下に対して熱制御ユニット 22 を反応させる。タッチスクリーンをアンロックするには、ユーザーは、ロックアイコン 160 d を押下し、少なくとも 2 秒間、押下した状態を保つ。

オーディオ一時停止アイコン 160 e は、押下されると、10分等の所定の時間期間にわたり、あらゆる可聴アラームを無音化させる。あらゆるアラームはそれでもなお、制御パネル 46 上にアラームの視覚的表示を生成するが、オーディオ一時停止が実行中である間、あらゆる可聴指示は生成されない。

【0068】

制御パネル 46 は、3つの治療モードアイコン 160 f、160 g、及び 160 h を更に含む。

モードアイコン 160 f を押下することにより、熱制御ユニット 22 を自動モード (上述) で動作させる。

モードアイコン 160 g を押下することにより、熱制御ユニット 22 を手動モード (これも上述) で動作させる。

モードアイコン 160 h を押下することにより、熱制御ユニット 22 をモニターモード (上述せず) で動作させる。モニターモードでは、熱制御ユニット 22 は、流体を循環させないか、又は流体の温度を統制せず、代わりに、患者体温プローブポート 28 を介して熱制御ユニット 22 に入力される温度を単にモニタリングし、任意のユーザー定義閾値を超えて温度が変化する場合、任意のアラームを発する。

【0069】

戻るアイコン 160 i は、コントローラー 72 に、LCD 画面 150 に表示されているものを、戻るアイコン 160 i の押下の直前に表示されていたものに変更させる。

編集アイコン 160 j は、押下された場合、LCD 画面 150 に表示されている情報のコンテキストに応じて、ユーザーが現在の設定の編集、終了、又はキャンセルを行えるよ

10

20

30

40

50

うにする。

確認アイコン 160k は、押下されると、ユーザーが、LCD 画面 150 に表示されている情報のユーザーによって行われた選択を確認できるようにする。

進むアイコン 160l は、押下されると、LCD 画面 150 に表示されているものを次の順番の画面にシフトする。

【0070】

アイコン 160o は設定アイコンであり、押下されると、熱制御ユニット 22 の現在設定の概要を表示する。

グラフィックアイコン 160p を押下すると、測定された患者体温、記録された患者体温、目標温度、流体温度、及び作業能力をグラフィカルに表示する。

ヘルプアイコン 160q は、治療、ナビゲーション、及びボタン使用についての項目ヘルプ画面を表示する。

【0071】

最後に、アイコン 160m 及び 160n は、ユーザーが、LCD 画面 150 に表示されているもののコンテキストに応じて、患者体温又は流体温度を増減できるようにする。

【0072】

図 16 に示されていないが、制御パネル 46 は、幾つかの追加の固定アイコンを更に含み、それらのうちの幾つかは図 17 及び図 18 に表示されている。例えば、図 17 では、制御パネル 46 は、ポート 1 アイコン 160r、ポート 2 アイコン 160s、及びポート 3 アイコン 160t を表示して示される。これらのアイコン 160r、160s、及び 160t は、3 つの流出口 24 のうちの 1 つ又は複数にホースが結合されたことを熱制御ユニット 22 が検出する場合に表示される。

3 つの流出口 24 のうちの 1 つ又は複数へのホースの結合は、圧力センサ 76b、76c、及び 76d (又は、使用される場合にはタービンフローセンサ) によって検出され、圧力センサ 76b、76c、及び 76d は一緒になって、供給線 30a 及び戻り線 30b の有無を検出する検知サブシステムを形成する。すなわち、コントローラ 72 は、圧力センサ 76b、76c、及び 76d (又は使用される場合にはタービンフローセンサ) の出力をモニタリングして、各流出口 24 の個々の流量を計算する。

特定のポートで流量が検出されない場合、コントローラ 72 は、対応するポートアイコン 160r、160s、又は 160t を照明しない。特定のポートの正常範囲内の流量が検出される場合、コントローラ 72 は、対応するポートアイコン 160r、160s、又は 160t を緑色で照明する。特定の流出口 24 のフローがコントローラ 72 によって検出されるが、流量が、抑制フローを示す可能性が高い閾値未満であるか、又は他の望ましくない状況の場合、コントローラ 72 は、対応するポートアイコン 160r、160s、又は 160t を黄色で照明する。一実施形態では、閾値は、0.5 リットル/分未満の流量に設定される。それにより、制御パネル 46 は、どのポートが適切な作業順序であるかの視覚的フィードバック及び指示をユーザーに提供する。

各ポートを通る流れのこの個々のモニタリングは、熱パッドが流体を部分的に遮らないことの保証に役立ち、これは、個々のモニタリングを用いない場合、ユーザーによって手動で、及び視覚的に検出することが困難であることがある。この流体流を検出する検知サブシステムは、直接フロー測定センサ又は他のタイプのセンサ等であるが、これらに限定されない、圧力センサ 76b、76c、及び 76d とは異なる形態で行うことも可能である。

【0073】

図 17 は、制御パネル 46 上のアイコン 160u 及び 160v も示す。

アイコン 160u は、緑色で照明することができ、第 1 の患者体温プローブ 34 が患者体温プローブポート 28 に接続されており、患者体温プローブ 34 がアクティブであることを示す。

アイコン 160v は、第 2 の患者体温プローブポート 28 に接続することができる第 2 の患者体温プローブ 34 についての同じ情報を示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

図 1 8 は、ユーザーが、複数の患者体温プローブ 3 4 の何れかを主患者体温プローブ（すなわち、熱制御ユニット 2 2 が制御しようとしている体温出力を提供するプローブ）であるものとして選択できるようにする、制御パネル 4 6 の LCD 画面 1 5 0 に表示することができる例示的な画面を示す。

アイコン 1 6 0 w を押下することにより、ユーザーは、患者体温プローブ A を主患者体温プローブとして選択することができる。代替的には、ユーザーは、アイコン 1 6 0 x を押下することにより、患者体温プローブ B を主患者体温プローブ 3 4 として選択することができる。

プローブ A 及び B は、制御ユニット 2 2 の 2 つの患者体温プローブポート 2 8 のそれぞれに結合される。上述されなかったが、主プローブとしてのプローブ A 又は B の選択により、温度制御ユニット 2 2 が患者体温出力ポート 5 0 において何を出力するかも決まる。言い換えれば、主プローブとして選択されたプローブは、体温読み取り値を患者体温出力ポート 5 0 に転送させるとともに、コントローラー 7 2 に使用させて、循環流体の温度を制御する（ユニット 2 2 が自動モードで動作している場合）。

10

【 0 0 7 5 】

代替の実施形態では、制御パネル 4 6 は、図 1 8 の画面と同様の画面を表示するように変更されるが、主体温プローブとして 2 つ以上の体温プローブ 3 4 をユーザーが選択できるように変更される。この変更された画面は、1 つ又は複数の追加の制御メッセージ、印、情報、及び / 又は制御ユニット 2 2 が複数の体温プローブ 3 4 からの読み取り値を使用

20

する方法をユーザーが選択できるようにするセレクションを更に含むことができる。上述したように、プローブ 3 4 からの体温読み取り値を使用する方法は、プローブ 3 4 からの体温の様々な数学的結合（平均、加重平均等）を含むことができるが、これらに限定されない。

【 0 0 7 6 】

図 1 9 は、流出口 2 4 及び流入口 2 6 の何れが「アクティブ」であると見なすべきであるか、及び何れを「非アクティブ」と見なすべきであることをユーザーが選択可能なように構成される制御パネル 4 6 の例示的な構成を示す。

コントローラー 7 2 は、フローセンサ 7 6 b、7 6 c、及び 7 6 d（検知サブシステムを形成する）の出力をモニタリングして、任意の流体が流出口 2 4 を通って流れているかを判断する。流体流が検出されるポートの場合、コントローラー 7 2 は、それらのポートがユーザーによってアクティブであることが意図されると予備的に判断する。流体流が検出されないポートの場合、コントローラー 7 2 は、それらのポートがユーザーによって非アクティブであることが意図されると予備的に判断する。

30

次に、コントローラー 7 2 は、図 1 9 に示される構成を制御パネル 4 6 に表示させ、この構成は、ユーザーが、コントローラー 7 2 によってなされたアクティブポート及び非アクティブポートの予備的な判断を確認するか、又はキャンセルするように要求する。

図 1 9 に示される例では、コントローラー 7 2 は、流出口 2 及び 3 において流れを検出し、流出口 1 において流れを検出しなかった。したがって、コントローラー 7 2 は、アイコン 1 6 0 s 及び 1 6 0 t（流出口 2 及び 3 に対応する）を第 1 の色（緑等であるが、これに限定されない）で照明し、アイコン 1 6 0 r（流出口 1 に対応する）を第 2 の色（黄色等であるが、これに限定されな）で照明する。

40

コントローラー 7 2 は、ポート 2 及び 3 がアクティブポートであり、ポート 1 が非アクティブであることをユーザーが確認又は拒絶するように求める質問又はプロンプトを LCD パネル 1 5 0 に更に表示させる。ユーザーは、図 1 6 に示されるように、「確認」ボタン又は「キャンセル」ボタンを押下することによりそれぞれ、確認又は拒絶する。

【 0 0 7 7 】

1 つ又は複数の流出口 2 4 を非アクティブと見なすべきであることをユーザーが確認する場合、コントローラー 7 2 は、その特定のポートに対応するアイコンの表示を止める。したがって、例えば、図 1 9 に示される構成では、仮にユーザーが確認ボタンを押下して

50

、ポート 1 が非アクティブであるべきことを確認した場合、コントローラ 7 2 はその後、アイコン 1 6 0 r の照明を止め、アイコン 1 6 0 r をユーザーから見えないようにする。

しかし、アクティブポートに対応するアイコン 1 6 0 s 及び 1 6 0 t は、引き続き照明され、コントローラ 7 2 は、これらのポートの現在状態に基づいてこの照明の色を変更する。例えば、上述したように、仮にこれらのポートの何れかの流体流が閾値未満に下がった場合、コントローラ 7 2 は、対応するアイコン 1 6 0 s 又は 1 6 0 t の表示を緑から黄色に、又は何らかの他の色に変更して、その流体ポートに潜在的に望ましくない状況が存在することを示す。

【 0 0 7 8 】

どのポートがアクティブであるか、及びもしあれば、どのポートが非アクティブであるかをユーザーが指定すると、コントローラ 7 2 は、温度センサ 7 4 b、7 4 c、及び 7 4 d によって測定される、アクティブである流入口 2 6 の温度データを提供する。

コントローラ 7 2 は、アクティブポートに関連付けられたセンサ 7 4 b、7 4 c、及び / 又は 7 4 d によって検知される温度が、許容可能範囲外の温度を検出する場合、ユーザーに指示を更に提供する。

更に、コントローラ 7 2 は、任意の変化が検出されるときは常に、どのポートがアクティブであり、どのポートが非アクティブであるかの潜在的な変更を示す指示をユーザーに提供する。言い換えれば、任意の供給線 3 0 a 若しくは任意の戻り線 3 0 b が、1 組のアクティブポート 2 4、2 6 から切断される場合、又は任意の供給線 3 0 a 若しくは任意の戻り線 3 0 b が 1 組の非アクティブポート 2 4、2 6 に接続される場合、コントローラ 7 2 は、圧力センサ 7 6、b、c、及び / 又は d (又は使用される場合にはタービンフロセンサ) を介してこれらの変更を検知し、これらの変更をユーザーに警告する情報を制御パネル 7 2 に提示する。アラートは、検出された接続又は切断が意図されたものであることのユーザーからの確認を更に要求する。

【 0 0 7 9 】

図 2 0 は、冷蔵流路 1 6 4 を含む冷却器 8 8 の内部レイアウトの図を示す。冷却器 8 8 は、コンプレッサ 1 6 6 と、DC 制御ファン 1 7 0 によって選択的に冷却されるコンデンサ 1 6 8 と、膨張弁 1 7 2 と、同軸熱交換機 1 7 4 と、圧力制御弁 1 7 6 とを含む。

同軸熱交換機 1 7 4 は、循環チャンネル 5 4 を通って流れる流体と熱的に連通する。すなわち、循環チャンネル 5 4 を通って流れる流体は、同軸熱交換機 1 7 4 を通る間に温度を選択的に冷却させる。同軸熱交換機 1 7 4 を通って流体が流れる間、流体は、流路 1 6 4 内に含まれ、流路 1 6 4 を通って流れる冷媒から物理的分離された状態を保つ。

【 0 0 8 0 】

コントローラ 7 2 は、冷却器 8 8 の動作を監督する。同軸熱交換機 1 7 4 に供給される冷媒の温度をより正確に制御するために、コントローラ 7 2 は、圧力制御弁 1 7 6 を選択的に開閉することにより、コンデンサ 1 6 8 を通って流れる冷媒の量を制御する。

圧力制御弁 1 7 6 は同軸熱交換機 1 7 4 のコンデンサーの下流に配置されるため、熱交換機 1 7 4 内で蒸発する冷媒量のより精密で細かい制御が達成され、それにより、コントローラ 7 2 に、熱交換機 1 7 4 内の冷媒の温度を精密に制御するよりよい能力を与える。

このよりよい及び / 又はより精密な温度制御は、チャンネル 1 5 4 内の熱交換機 1 7 4 を通って流れる流体が、より精密に制御される温度を有することができ、それにより、タンクの必要性をやはりなくしながら、行き過ぎに伴う潜在的な問題を低減することを意味する。

【 0 0 8 1 】

幾つかの他の実施形態では、冷却器 8 8 は周囲空気センサと更に通信する。周囲空気センサは、制御ユニット 2 2 の近傍の周囲空気の温度を検出する。

コントローラ 7 2 は、ファン 1 7 0 を動作させる速さを決定するに当たり、この周囲空気温度を使用し得る。これにより、コントローラ 7 2 は、冷媒温度をより精密に制御

10

20

30

40

50

することができ、それにより、制御ユニット 2 2 は流体温度をより精密に制御することもできる。

【 0 0 8 2 】

図 2 1 は、制御ユニット 2 2 2 の別の実施形態の主要構成要素の概略図を示す。制御ユニット 2 2 と共通し、制御ユニット 2 2 と同様に動作する制御ユニット 2 2 2 の構成要素は、同じ参照符号が記されている。

制御ユニット 2 2 2 は、4 つの別個のマイクロコントローラ 1 8 0 a、1 8 0 b、1 8 0 c、及び 1 8 0 d を備えるコントローラ 7 2 を含む。

この実施形態では、マイクロコントローラ 1 8 0 a、1 8 0 b、1 8 0 c、及び 1 8 0 d は、市販の既製の従来通りのマイクロコントローラである。マイクロコントローラ 1 8 0 a、1 8 0 b、及び 1 8 0 c は、国際標準化機構 (I S O) 1 1 8 9 8 規格に従って動作するコントローラエリアネットワーク (C A N) バス 1 8 2 を介して互いに通信する。

この規格は、物理層及びデータリンク層 (I S O / O S I モデルのレベル 1 及び 2) を定義する。C A N O p e n 等であるが、これに限定されない C A N 物理層及びデータリンク層を使用する追加のより上位の層が、マイクロコントローラ 1 8 0 a、1 8 0 b、及び / 又は 1 8 0 c と併用することができる。

これらのマイクロコントローラ 1 8 0 a、1 8 0 b、及び 1 8 0 c が互いに通信するのに使用する C A N バス 1 8 2 は、メッセージフレームに 1 1 ビット識別子を利用する標準フレームフォーマット (C A N 2 . 0 A) 又はメッセージフレームに 2 9 ビット識別子を利用する拡張フレームフォーマット (C A N 2 . 0 B) の何れかを利用することができる。

【 0 0 8 3 】

マイクロコントローラ 1 8 0 a は、制御ユニット 2 2 の動作を監督する主マイクロコントローラである。マイクロコントローラ 1 8 0 b は、制御パネル 4 6 を監督して管理し、必要に応じてユーザー入力を主マイクロコントローラ 1 8 0 a に通信し、制御パネル 4 6 に表示するために主マイクロコントローラ 1 8 0 a から情報を受信する。

マイクロコントローラ 1 8 0 c は、熱交換機 5 8 を監督し、この実施形態では、熱交換機 5 8 は加熱器 8 6 及び冷却器 8 8 の両方を含む。

マイクロコントローラ 1 8 0 d は、患者体温プローブポート 2 8 a 及び 2 8 b の一方又は両方から入力される体温情報を読み出し、この体温情報を主マイクロコントローラ 1 8 0 a に通信する。マイクロコントローラ 1 8 0 d は、患者体温出力ポート 5 0 において出力される情報も制御する。

【 0 0 8 4 】

より詳細には、マイクロコントローラ 1 8 0 d は、各患者体温プローブポート 2 8 a 及び 2 8 b での電気抵抗の現在量 (これらのポート 2 8 a、2 8 b に挿入されている患者体温プローブ 3 4 のそれぞれによって検知されている現在体温に対応する) を特定する。

マイクロコントローラ 1 8 0 d は、第 2 のスイッチ 1 8 4 b が開いている間、第 1 のスイッチ 1 8 4 a を閉じることにより、ポート A での抵抗を読み出す。ポート A で検知された抵抗は、第 1 のアナログ / デジタル (A / D) 変換器 1 8 6 a によってデジタル値に変換され、A / D 変換器 1 8 6 a は、直列周辺機器インターフェース (S P I) バス 1 8 8 を介してデジタル値をマイクロコントローラ 1 8 0 d に転送する。

患者体温プローブポート 2 8 b での電気抵抗を読み取るために、マイクロコントローラ 1 8 0 d はスイッチ 1 8 4 b を閉じ、スイッチ 1 8 4 a を開き、S P I バス 1 8 8 を介して第 2 の A / D 変換器 1 8 6 b からデジタル抵抗値を受信する。

【 0 0 8 5 】

ポート 2 8 a 及び 2 8 b として電気抵抗を読み取った後、マイクロコントローラ 1 8 0 d は、プローブ抵抗と温度との既知の関係を用いて、これらの電気抵抗を温度値に変換する。

次に、マイクロコントローラ 1 8 0 d は、1 つ又は複数の光結合器 1 9 2 を通る直列

10

20

30

40

50

線 190 を介して、これらの体温読み取り値を主マイクロコントローラ 180 a に転送する。光結合器 192 は、マイクロコントローラ 180 d と主マイクロコントローラ 180 a との電気絶縁を提供する。

主マイクロコントローラ 180 a は、これらの体温読み取り値をマイクロコントローラ 180 b に転送し、制御パネル 46 に表示する。更に、主マイクロコントローラ 180 a は、ユーザーによって主ポートとして指定されているポート 28 a 又は 28 b に対応するこれらの 2 つの体温読み取り値のうちの少なくとも一方をマイクロコントローラ 180 c に転送する。

マイクロコントローラ 180 c は、主ポート (28 a 又は 28 b) からの患者体温読み取り値を使用して、制御ユニット 222 が自動モードで動作している場合、循環流体の温度を制御する。

【0086】

マイクロコントローラ 180 d は、ユーザーが主ポートとして指定したポート 28 a 及び 28 b のうちの一方が何れであれ、そこからマイクロコントローラ 180 d が現在測定している抵抗と同じ又は略同じ電気抵抗を有するように、可変抵抗装置 194 の電気抵抗も制御し、変更する。

言い換えれば、マイクロコントローラ 180 d は、装置 194 を用いて、ポート 28 a 又は 28 b (何れであれ、主ポートであるほう) で現在読み取られている電気抵抗を再生成する。

したがって、別個の医療装置又はモニターが、患者体温プローブを患者体温出力ポート 50 に挿入し、可変抵抗装置 194 の抵抗を読み取り、主患者体温プローブ 34 によって検知されている患者の体温を特定することができる。

【0087】

可変抵抗装置 194 において所望の電気抵抗を正確に生成するために、マイクロコントローラ 180 d はフィードバック回路 196 を利用する。フィードバック回路 196 は、可変抵抗装置 194 の電気抵抗を測定し、それを A/D 変換器 186 c に送信し、A/D 変換器 186 c は、抵抗測定値の対応するデジタル値をマイクロコントローラ 180 d に転送する。

マイクロコントローラ 180 d は、この測定抵抗を、装置 194 で生成しようとしている抵抗 (目標抵抗) と比較する。任意の差が存在する限りでは、マイクロコントローラ 180 d は、装置 194 の実際の抵抗が目標抵抗に略等しくなるように必要な調整を行う。このようにして、マイクロコントローラ 180 d は、閉ループフィードバックを使用して、装置 194 において精密な抵抗値を生成する。

【0088】

一実施形態では、フィードバック回路 196 は、一定の電流を装置 194 に与え、装置 194 の対応する電圧降下を測定することにより、可変抵抗装置 194 の実際の抵抗を読み出す。この電圧降下は、抵抗の値に正比例する。マイクロコントローラ 180 d は、電圧読み取り値を抵抗値に変換する。

フィードバック回路 196 によって行われる抵抗と外部プローブ (ポート 50 に接続される) によって行われる抵抗との干渉を回避するために、制御ユニット 222 は、プローブがポート 50 に接続されているか否かを検出する出力センサ 198 を含む。

プローブが接続されている場合、そのプローブは、それ自体の定電流を可変抵抗装置 194 に供給して、装置 194 の電気抵抗を測定する。したがって、プローブ及びフィードバック回路 196 の両方が定電流を可変抵抗装置 194 に同時に適用することを回避するために、マイクロコントローラ 180 d は、センサ 198 によって検出されるように、プローブがポート 50 に結合されるときは常に、フィードバック回路 196 内の定電流源を自動的にシャットダウンする。

それらの状況では、フィードバック回路 196 は、ポート 50 を通して供給される定電流を利用して、可変抵抗装置 194 の抵抗を測定する。しかし、プローブがポート 50 に接続されていない場合、センサ 198 はこのことを検知し、マイクロコントローラ 180

10

20

30

40

50

dに通信し、マイクロコントローラ180dは、それ自体の内部定電流源をオンにして、装置194の実際の抵抗を測定可能にするようにフィードバック回路196に指示する。

【0089】

制御ユニット222はポンプ電流センサ200を更に含み、このセンサは、アクティブ化されている場合、ポンプ52によって消費されている電流量を測定するように構成される。マイクロコントローラ180aは、この測定値を使用して、十分な流体がシステム20に存在するか否かを判断する。

マイクロコントローラ180aは、ポンプ52によって消費されている電流量を、制御ユニット222の前の使用から経験的に導出された事前記憶値と比較することにより、この判断を行う。すなわち、事前記憶値は、不十分な量の流体が存在する状況を含め、様々な量の流体がシステム20内に存在する場合、ポンプ52の電流使用の読み取り値をとることによって決定される。

不十分な流体が存在する状況では、ポンプ52によって使用される電流は、十分な流体供給が存在する状況よりも、測定可能なほどに低くなる。したがって、マイクロコントローラ180aは、センサ198の出力をモニタリングし、それをマイクロコントローラ180aがアクセス可能なメモリ(ラベルなし)に記憶される事前記憶値と比較することにより、十分な流体が存在するか否かを判断する。

【0090】

マイクロコントローラ180aは、一実施形態では、電流センサ200の出力を他のセンサの出力と併せて分析し、それから、ポンプ52をシャットダウンすべきか否かを判断する。例えば、一実施形態では、マイクロコントローラ180aは、フローセンサ76b、76c、76d、及び76e(圧力センサとして実施されるか、それともタービンフローセンサとして実施されるかに関係なく)からの出力も分析する。

マイクロコントローラ180aは、不十分な流れが存在し、センサ76b、76c、76d、及び76eの何れも十分な流体ボリュームを示す流量を検出していない場合、電流センサ200が示す場合、ポンプ52を自動的にシャットダウンする。しかし、不十分な流れが存在することを電流センサ200が示すが、センサ76b、76c、76d、又は76eのうちの1つ又は複数が十分な流体流を示す場合、コントローラ72は、この状況をユーザーにエラーの可能性として警告するが、ポンプ52に電力を供給し続け、治療を患者に提供し続ける。

【0091】

更に他の実施形態では、制御ユニット222は、電流センサ200に加えて、上述した空気圧センサ78又はより詳細に後述する流体高度センサ202等の流体高度センサを含むこともできる。

流体高度センサ及び電流レベルセンサ200の両方(及び必要に応じて、圧力センサとして実施されるか、それともタービンセンサとして実施されるかに関係なく、センサ76b、76c、76d、及び/又は76eも)を使用することにより、流体高度の検出に冗長性が提供される。この冗長性により、冗長センサの1つのみが不十分な流体流を示す場合であっても、治療を継続することができる。

【0092】

図23は、上述した空気圧センサ78及び高度検知管82の代わりに使用することができる流体高度センサ202のブロック図を示す。流体高度センサ202は、上述したポンプ電流センサ200の代わりに、又はポンプ電流センサ200と組み合わせて使用することもできる。流体高度センサ202は、取り外し可能なリザーバ38と流体連通する垂直流体高度管204の内部に位置決めされる。

この流体連通は、流体高度管204内の流体が、取り外し可能なリザーバ38内部の流体と同じ高さに上昇することを保証する。

一実施形態では、流体高度管204は、高度検知管82と同じロケーションに位置決めされるが、高度検知管82とは異なり、空気圧センサ78と流体連通するのではなく、上

10

20

30

40

50

端部において大気に通気される。

【0093】

上部フロート206a及び下部フロート206bが、流体高度検知管82内部に位置決めされる。上部フロート206a及び下部フロート206bのそれぞれは、磁石を担持する。

上部リードスイッチ208a及び下部リードスイッチ208bは、管204の内部又は管204の外部に隣接して位置決めされる。取り外し可能なリザーバ38が制御ユニット22と流体接続されると、流体は、リザーバ38と同じ高さまで管204を充填する。

流体が管204を充填するにつれて、下部フロート206bは、機械的ストップ（図示せず）によりそれ以上の上方以上が妨げられる下部リードスイッチ208bに隣接して配置される位置に達するまで、流体高度の上昇と共に上昇する。下部フロート206bが下部リードスイッチ208bに達すると、下部フロート206上の磁石は、下部リードスイッチ208bを閉じ、これはコントローラ72によって検知される。

管204内部の流体高度が更に上昇し続けるにつれて、最終的に上部フロート206aに達することができる。十分な流体が存在する場合、フロート206aは、上部リードスイッチ208aに隣接して位置決めされるまで持ち上げられ、上部リードスイッチ208aに隣接して位置決めされたポイントで、磁石は上部リードスイッチ208aを閉じる。上部リードスイッチ208aが閉じられたことは、コントローラ72によって検知される。

したがって、コントローラ72には、リードスイッチ208a及び208bからの出力が提示され、コントローラ72は、十分な流体が存在するか否か、流体が存在していないかどうか、又は幾らかの流体が存在するが、更に追加する必要があるか否かを知る。図23の表Aに示される場合、これらの3つの状態を判断する論理。

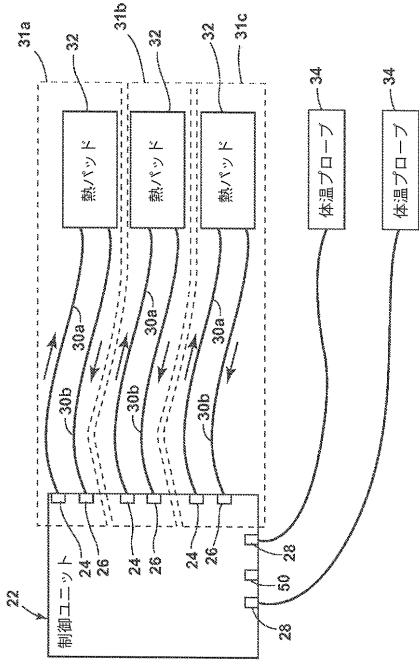
【0094】

より詳細には、リードスイッチ208a及び208bの両方が開かれている場合、「流体なし」アラートがアクティブ化される。下部リードスイッチ208bが閉じられているが、上部リードスイッチ208aが開かれている場合、下部フロート206bがリードスイッチ208bまでフロートさせるのには十分であるが、上部フロート206aを上部リードスイッチ208aまでフロートさせるのに十分ではない流体が存在する。したがって、この状況では、コントローラ72は、「流体追加」アラートを発する。最後に、リードスイッチ208a及び208bの両方が閉じられている場合、十分な水が存在し、コントローラ72はいかなる流体高度アラートも発しない。

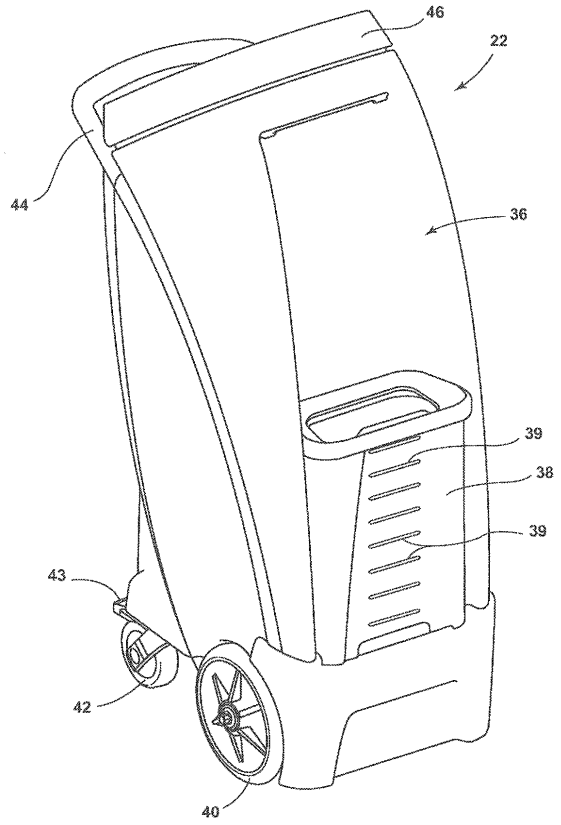
【0095】

添付の特許請求の範囲において規定される本発明の趣旨及びより広い態様から逸脱せずに、上記実施形態に対する様々な改変形態及び変更形態をなすことができ、添付の特許請求の範囲は、均等物の原則を含む特許法の原理に従って解釈されるべきである。本開示は、例示を目的として提示され、本発明の全ての実施形態の網羅的な説明として解釈されるべきではなく、又は特許請求の範囲をこれらの実施形態に関連して示されるか、又は説明される特定の要素に限定するものとして解釈されるべきではない。限定ではなく例として、記載される発明の任意の個々の要素は、略同様の機能を提供するか、又は別の方法で適切な動作を提供する代替の要素で置換することができる。これは、例えば、当業者に現在既知であることができる要素等の現在既知の代替要素と、当業者が、開発されると代替として認識することができる要素等の将来に開発されることができる代替要素とを含む。更に、開示される実施形態は、同時に説明され、協働して一群の利点を提供することができる複数の特徴を含む。本発明は、発行される特許請求の範囲に明示的に記載される場合を除き、これらの特徴の全てを含む実施形態又は述べられた利点の全てを提供する実施形態のみに限定されない。例えば、冠詞「1つの(a)」、「1つの(an)」、「前記(the)」、又は「前記(said)」を使用する単数形での請求項要素の任意の言及は、要素を単数に限定するものとして解釈されるべきではない。

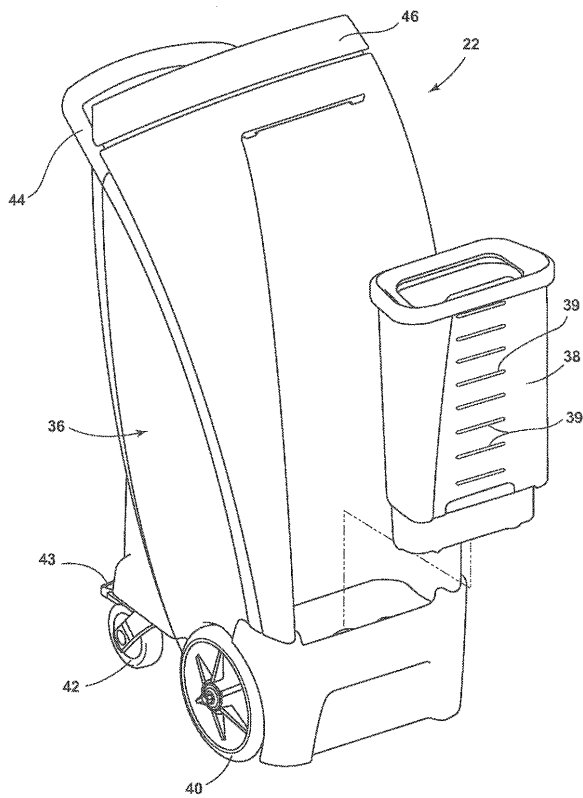
【図1】



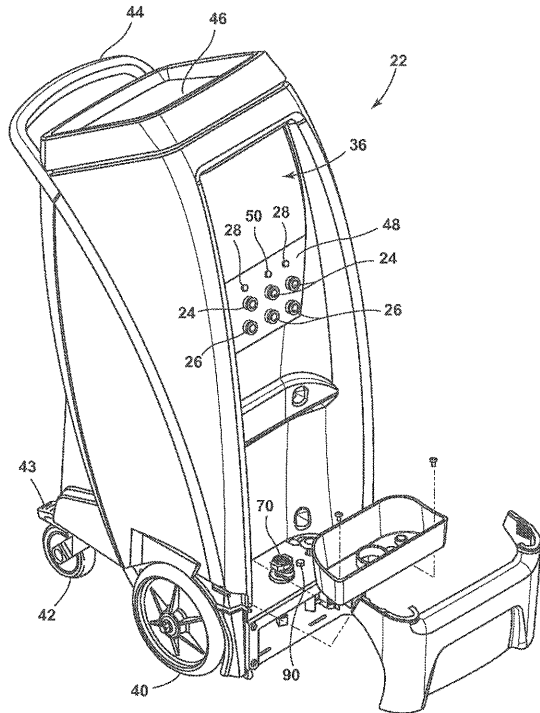
【図2】



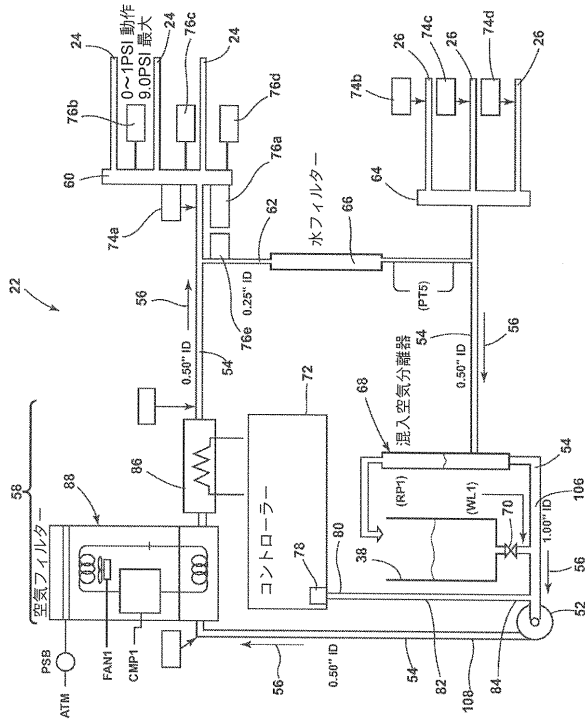
【図3】



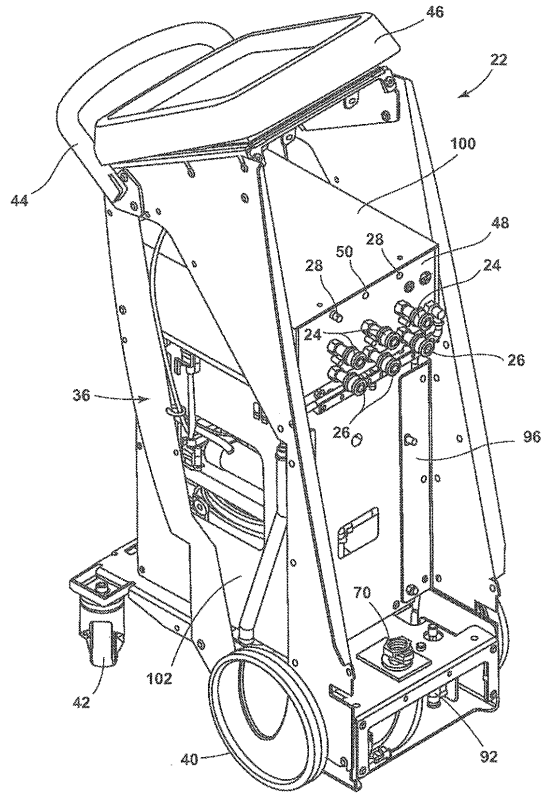
【図4】



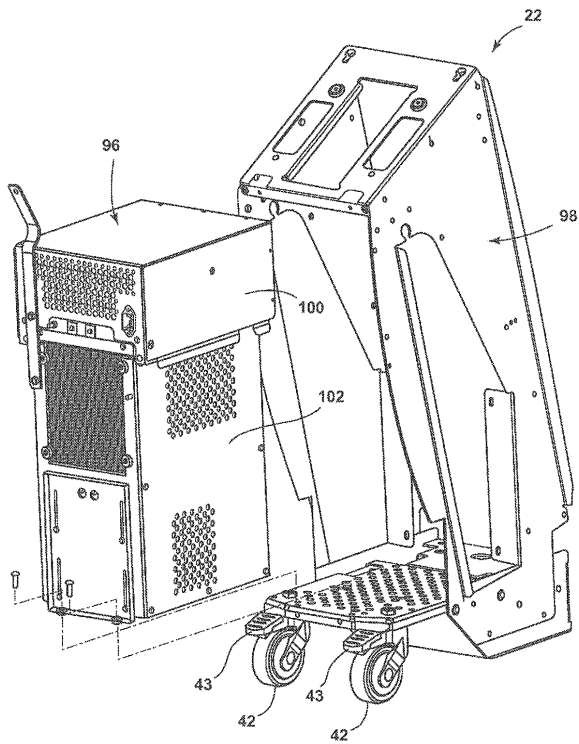
【図5】



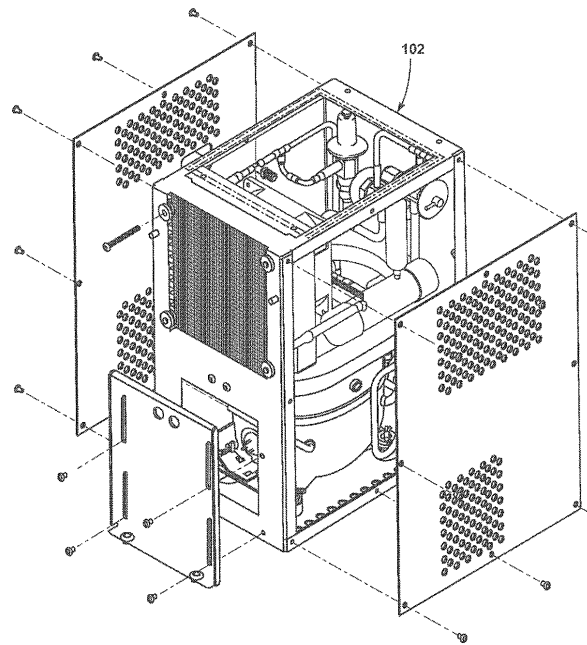
【図6】



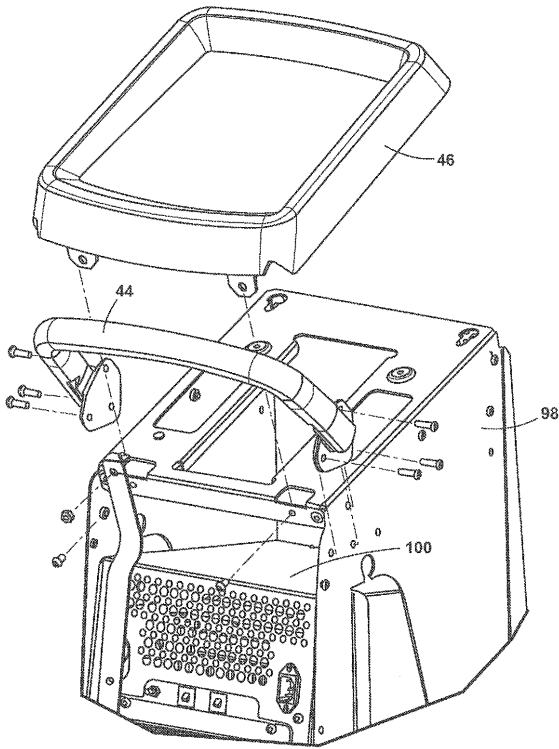
【図7】



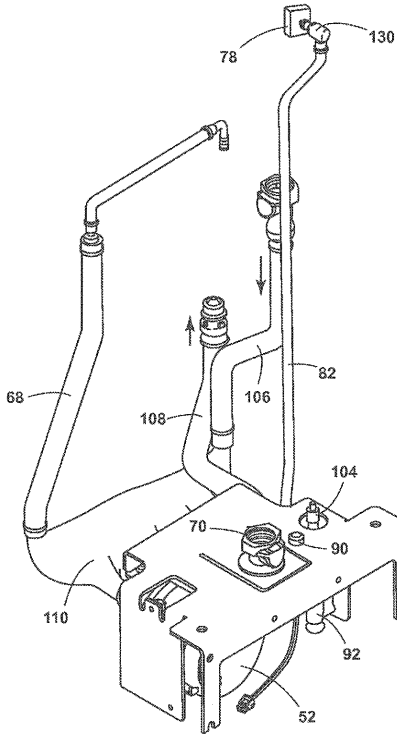
【図8】



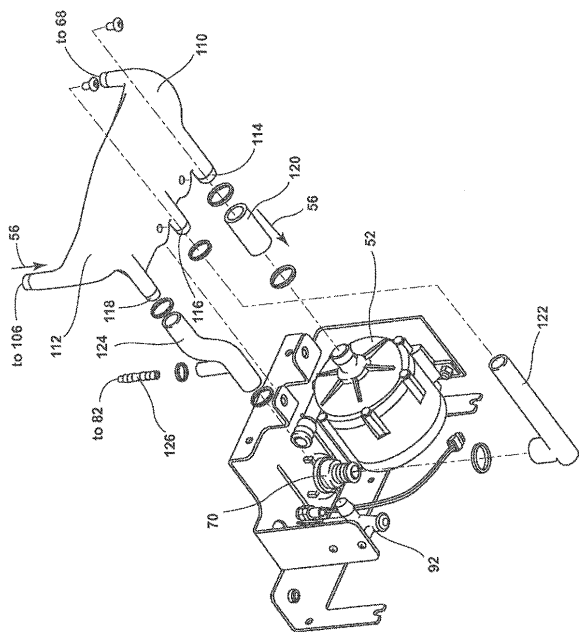
【 図 9 】



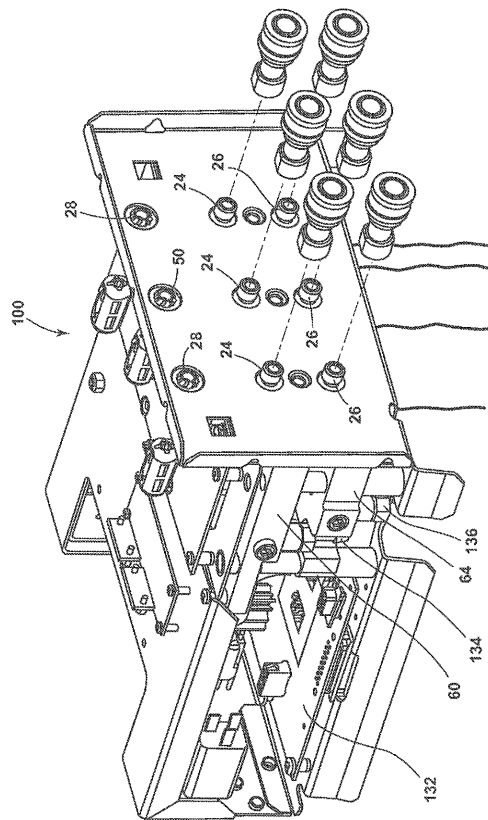
【 図 10 】



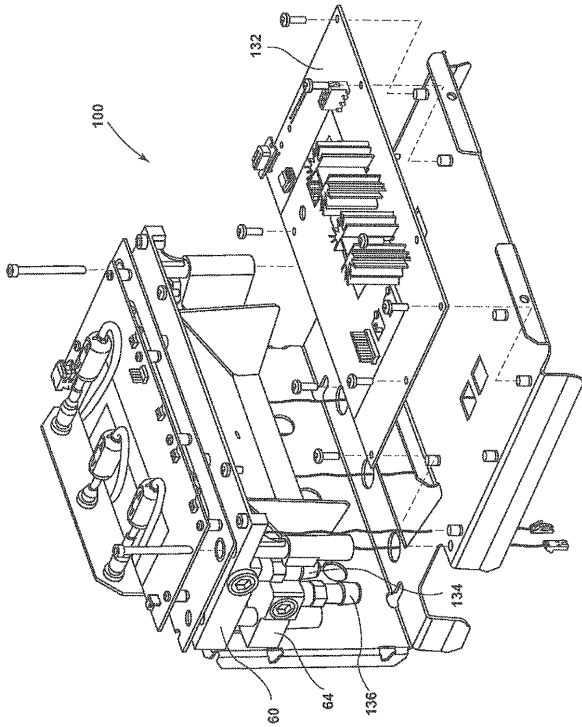
【 図 11 】



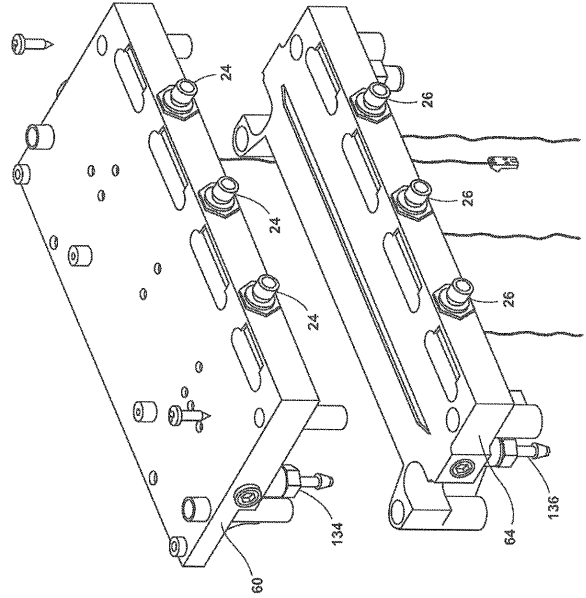
【 図 12 】



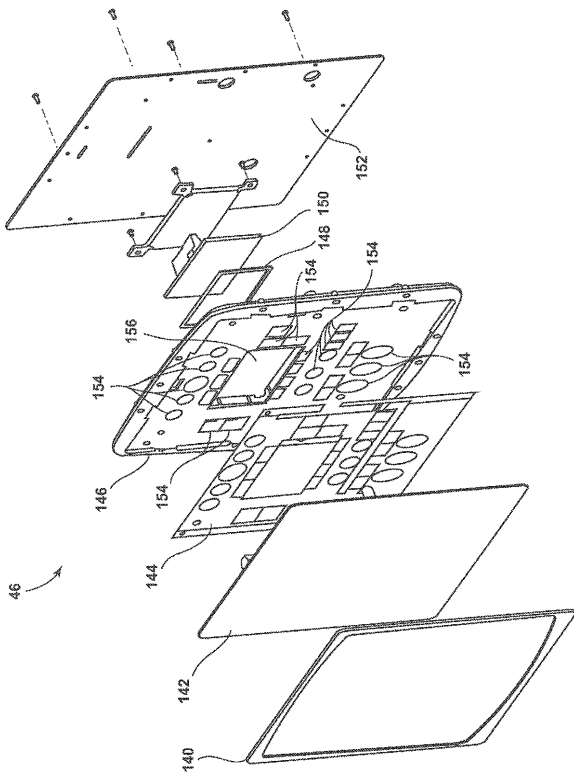
【 図 1 3 】



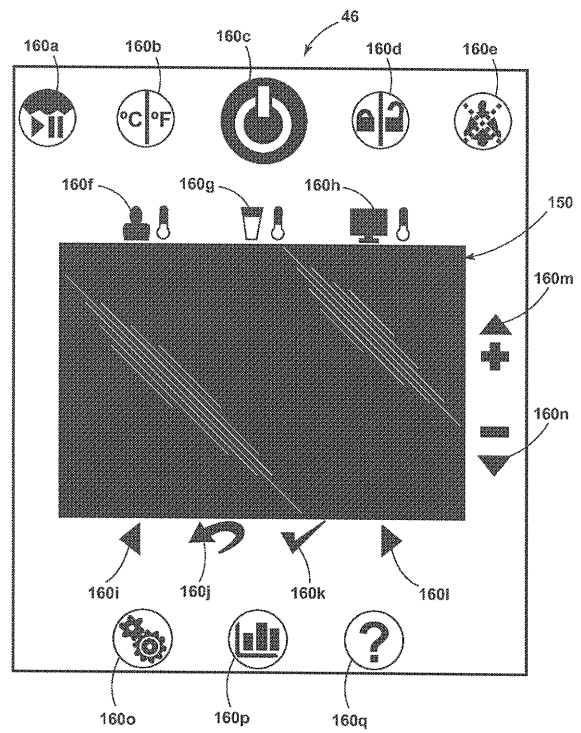
【 図 1 4 】



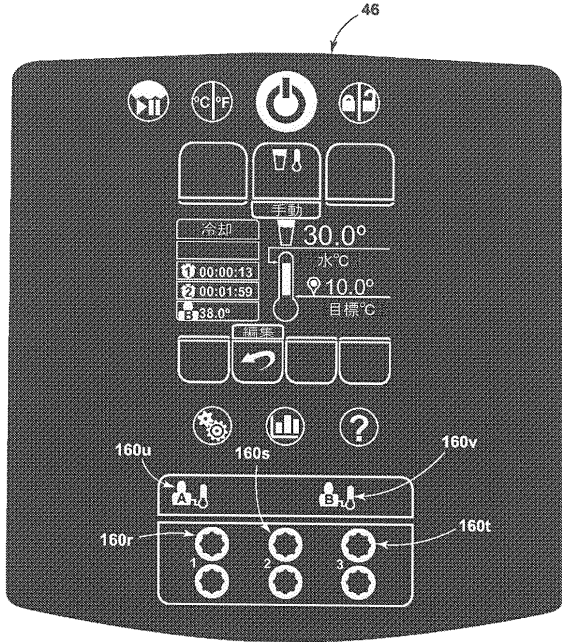
【 図 1 5 】



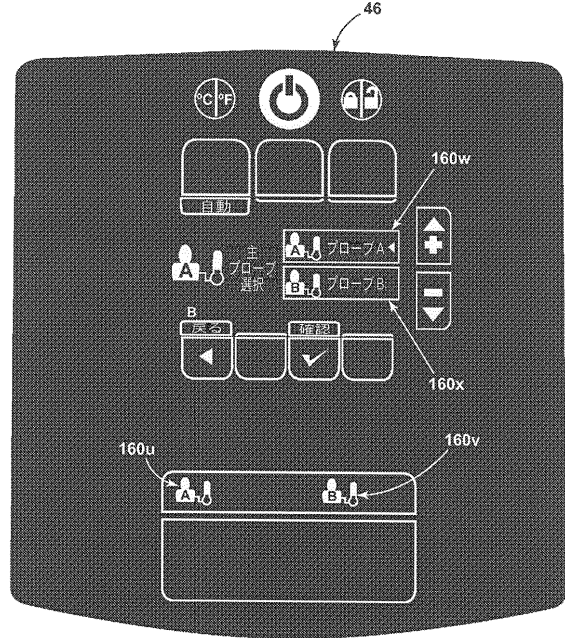
【 図 1 6 】



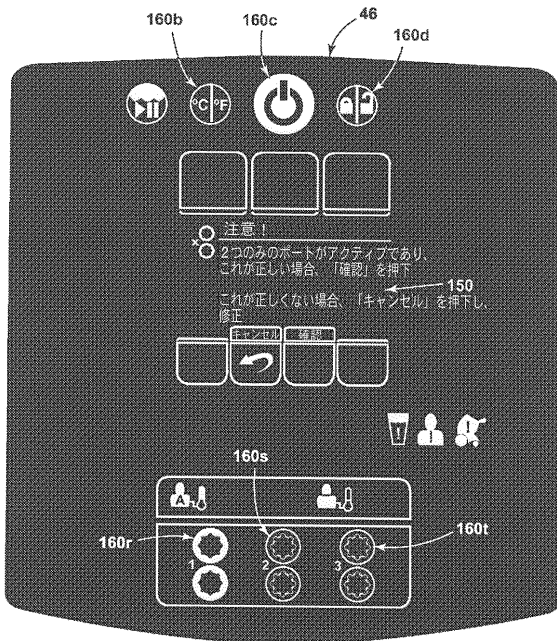
【 図 1 7 】



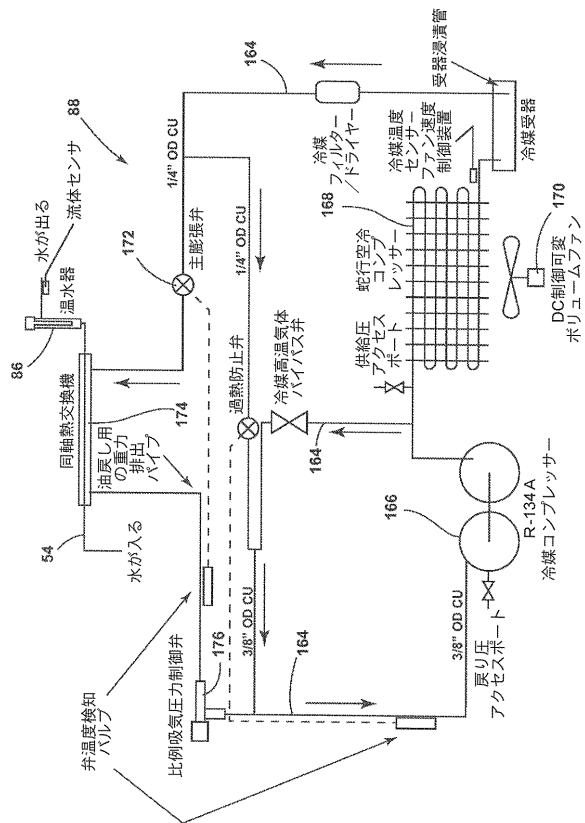
【 図 1 8 】



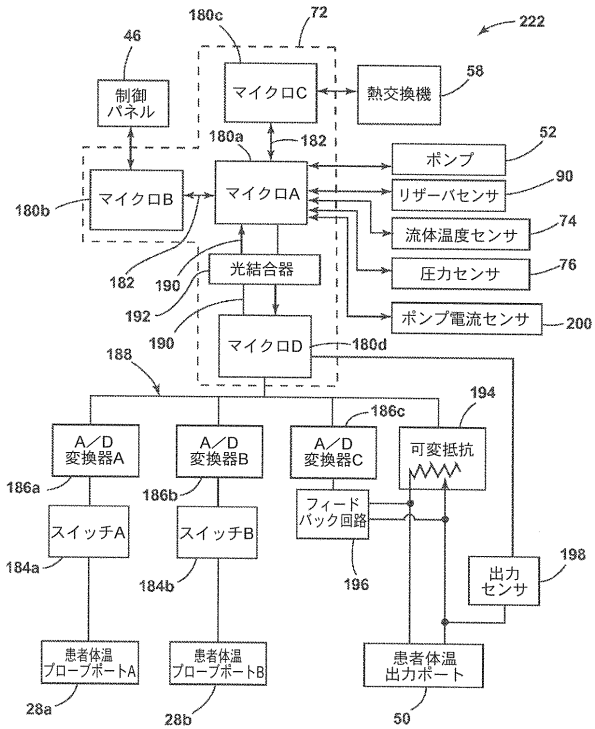
【 図 1 9 】



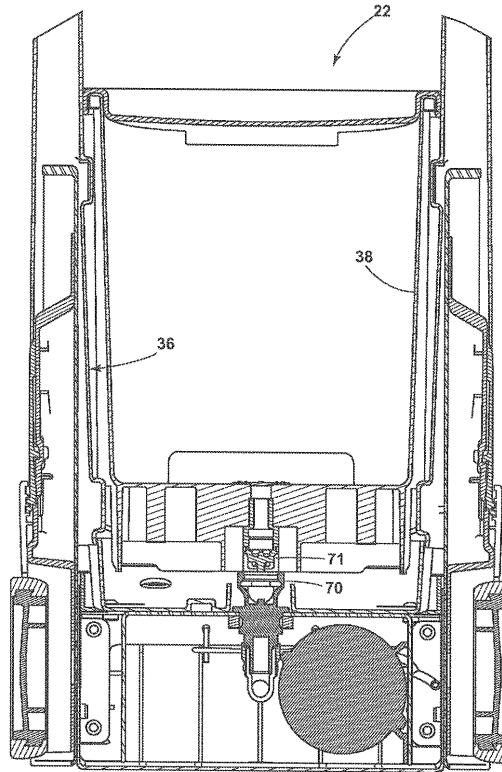
【 図 2 0 】



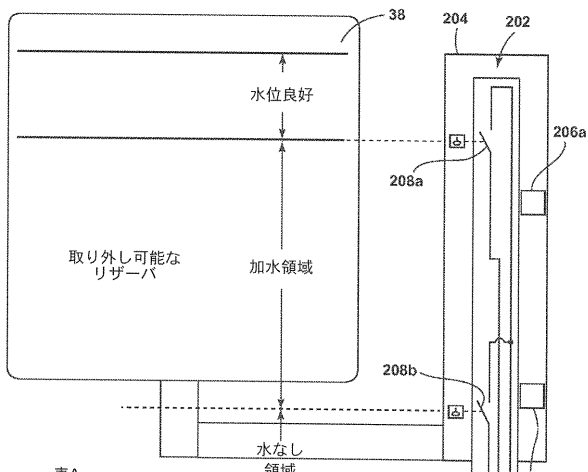
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】





表A

C	D	結果
0	0	水なしアラーム
0	1	加水アラーム
1	0	無効
1	1	水位良好

0=スイッチは閉じられていない
1=スイッチは閉じられている

コントローラ72への信号線

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2014/038801
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61F 7/08(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F 7/08; A61F 7/00; A61B 8/00; A61F 7/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & keywords: thermal, heat exchanger, fluid, sensing, flow meter, pump		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6818012 B2 (ELLINGBOE, B.) 16 November 2004 See abstract; column 5, lines 13-14; column 5, lines 33-35; column 6, lines 32-34; column 8, lines 18-21; column 8, lines 40-60; column 18, lines 21-31; claims 1, 10, 21; figures 1-2, 7, 8a.	1-33
A	WO 2004-006814 A2 (LIFE RECOVERY SYSTEMS HD, LLC) 22 January 2004 See abstract; claims 1, 22, 25-28; and figures 1, 8.	1-33
A	WO 01-54635 A1 (COOLSYSTEMS, INC.) 2 August 2001 See abstract; page 16, lines 2-27; claims 1, 4, 10; and figures 1A, 2.	1-33
A	WO 02-38091 A1 (INNERCOOL THERAPIES, INC.) 16 May 2002 See abstract; claims 1, 38; and figures 1, 3.	1-33
A	US 2003-0149360 A1 (TARDY, F. et al.) 7 August 2003 See abstract; claims 1, 5-6; and figure 1.	1-33
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 05 September 2014 (05.09.2014)		Date of mailing of the international search report 05 September 2014 (05.09.2014)
Name and mailing address of the ISA/KR  International Application Division Korean Intellectual Property Office 189 Cheongsu-ro, Seo-gu, Daejeon Metropolitan City, 302-701, Republic of Korea Facsimile No. +82-42-472-7140		Authorized officer Han, Inho Telephone No. +82-42-481-3362 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2014/038801

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date		
US 6818012 B2	16/11/2004	EP 1158941 A1	05/12/2001		
		EP 1158941 B1	12/10/2005		
		EP 1441676 A1	04/08/2004		
		EP 1441676 B1	07/08/2013		
		EP 1616543 A2	18/01/2006		
		EP 1616543 A3	25/01/2006		
		EP 1616543 B1	03/09/2008		
		JP 2002-534160 A	15/10/2002		
		JP 2005-511122 A	28/04/2005		
		JP 2012-106052 A	07/06/2012		
		US 2003-0074038 A1	17/04/2003		
		US 2003-0078638 A1	24/04/2003		
		US 2003-0078639 A1	24/04/2003		
		US 2003-0078640 A1	24/04/2003		
		US 2003-0114903 A1	19/06/2003		
		US 6197045 B1	06/03/2001		
		US 6375674 B1	23/04/2002		
		US 6620187 B2	16/09/2003		
		US 6645232 B2	11/11/2003		
		US 6660027 B2	09/12/2003		
		US 6699267 B2	02/03/2004		
		WO 2004-006814 A2	22/01/2004	EP 1521559 A2	13/04/2005
				JP 2005-532141 A	27/10/2005
				US 2004-0225341 A1	11/11/2004
				US 2004-0260369 A1	23/12/2004
US 6969399 B2	29/11/2005				
US 7303579 B2	04/12/2007				
WO 2004-006814 A3	22/04/2004				
WO 01-54635 A1	02/08/2001	None			
WO 02-38091 A1	16/05/2002	US 2002-0116041 A1	22/08/2002		
		US 2004-0102825 A1	27/05/2004		
		US 6719779 B2	13/04/2004		
		US 7004960 B2	28/02/2006		
US 2003-0149360 A1	07/08/2003	EP 1276540 A1	22/01/2003		
		EP 1276540 B1	03/03/2004		
		JP 2003-530921A	21/10/2003		
		US 7160259 B2	09/01/2007		
		WO 01-78837 A1	25/10/2001		

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100179914

弁理士 光永 和宏

(74)代理人 100179936

弁理士 金山 明日香

(72)発明者 ホッパー、クリストファー・ジョン

アメリカ合衆国、ミシガン州、カラマズー、ミスティック・トレイル 8 2 5 7

(72)発明者 シュルツ、ブライアン

アメリカ合衆国、ミネソタ州、パイン・アイランド、ノース・ウエスト、セブンティーフス・ストリート 7 5 3 6

(72)発明者 ホルムバーグ、ロイ・イー

アメリカ合衆国、ミシガン州、ポージェ、カーティス・アベニュー 2 2 2 9

(72)発明者 キャンベル、ジョナサン・デーヴィット

アメリカ合衆国、ミシガン州、スコッツ、アローヘッド・ドライブ・ウエスト 9 3 3 7

(72)発明者 コンスタント、マルコ

カナダ国、オンタリオ州、エル2エー・2ダブリュー6、フォート・エリー、エメリック・アベニュー 3 2 7

Fターム(参考) 4C099 AA05 CA19 GA02 GA21 LA13 PA04