

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 3 月 6 日(06.03.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/034412 A1

- (51) 国際特許分類:
A61M 1/00 (2006.01) A61M 1/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/071625
- (22) 国際出願日: 2013 年 8 月 9 日(09.08.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-192286 2012 年 8 月 31 日(31.08.2012) JP
- (71) 出願人: 京セラメディカル株式会社(KYOCERA MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原 3 丁目 3-3-1 Osaka (JP). 株式会社ジェイ・エム・エス(JMS CO., LTD.) [JP/JP]; 〒7308652 広島県広島市中区加古町 1 2 番 1 7 号 Hiroshima (JP).
- (72) 発明者: 金尾実行(KANEO, Miyuki); 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原 3 丁目 3-3-1 京セラメディカル株式会社内 Osaka (JP). 飯島知希(IIJIMA, Tomoki); 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原 3 丁目 3-3-1 京セラメディカル株式会社内 Osaka (JP). 横川道博(YOKOKAWA, Michihiro); 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原 3 丁目 3-3-1 京セラメディカル株式会社内 Osaka (JP). 前田裕之

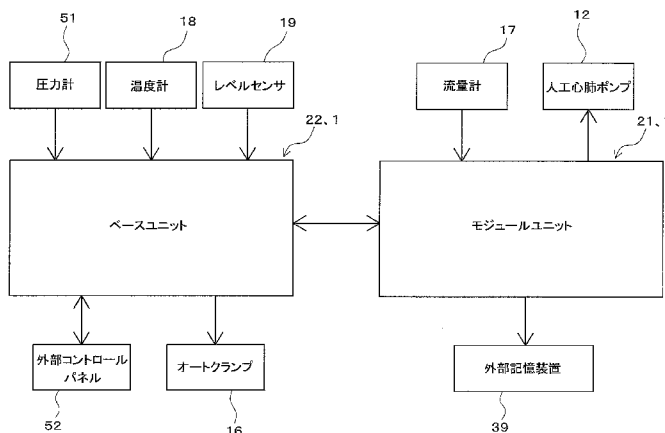
(MAEDA, Hiroyuki); 〒7308652 広島県広島市中区加古町 1 2 番 1 7 号株式会社ジェイ・エム・エス内 Hiroshima (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人ワンディー・IP パートナーズ(ONEDEE IP PARTNERS); 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原 4 丁目 1 番 4 号新大阪センタービル Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, IS, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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,

[続葉有]

(54) Title: DEVICE FOR DRIVING ARTIFICIAL CARDIOPULMONARY PUMP

(54) 発明の名称: 人工心肺ポンプ用駆動装置



- 12 ARTIFICIAL CARDIOPULMONARY PUMP
16 AUTOCLAMP
17 FLOW METER
18 THERMOMETER
19 LEVEL SENSOR
21 MODULE UNIT
22 BASE UNIT
39 EXTERNAL STORAGE DEVICE
51 PRESSURE GAUGE
52 EXTERNAL CONTROL PANEL

(57) Abstract: Provided is a device for driving an artificial cardiopulmonary pump, the device being easy to handle, capable of use in the operating room, capable of implementation in a portable structure, and capable of easily handling even situations in which emergency blood circulation support is necessary. The device is provided with a portable module unit (21) that can be carried and a base unit (22), to which the module unit (21) is detachably connected. The module unit (21) comprises a motor (25) for driving an artificial cardiopulmonary pump (12), a control unit (27), a flow meter-connecting section (28), a display unit (29) for displaying the blood flow, a base-connecting section (30) that is electrically connected to the base unit (22), and a module-side battery (31). The base unit (22) comprises a switching power supply (42), sensor-connecting sections (43) that are connected to sensors (18, 19) for detecting information relating to the blood, and a module-connecting section (44) that is electrically connected to a module unit (21).

(57) 要約: 取扱いが容易で、手術室での使用が可能であるとともに、可搬型構造も実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置を提供する。持ち運びが可能な可搬型のモジュールユニット 21、モジュールユニット 22 が着脱可能に接続されるベースユニット 22、を備える。モジュールユニット 21 は、人工心肺ポンプ 12 を駆動するモータ 25、制御部 27、流量計接続部 28、血液の流量を表示する表示部 29、ベースユニット 22 に電氣的に接続されるベース接続部 30、モジュール側バッテリー 31 を含む。ベースユニット 22 は、スイッチング電源 42、血液に関する情報を検知するセンサ (18、19) に接続されるセンサ接続部 43、モジュールユニット 21 に電氣的に接続されるモジュール接続部 44 を含む。

WO 2014/034412 A1

WO 2014/034412 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：人工心肺ポンプ用駆動装置

技術分野

[0001] 本発明は、人工心肺システムに用いられ、人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する、人工心肺ポンプ用駆動装置に関する。

背景技術

[0002] 従来より、人工心肺システムにおいては、人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する人工心肺ポンプ用駆動装置が用いられている。特許文献1乃至特許文献3においては、人工心肺システム或いは人工心肺システムに用いられる人工心肺ポンプ用駆動装置が開示されている。

[0003] 特許文献1においては、完全携帯式の人工心肺システムが開示されている。この人工心肺システムは、緊急生命支援装置として病院外の環境で使用するための装置として構成されている。一方、特許文献2又は特許文献3に開示された人工心肺システムは、病院内の手術室にて使用するための装置として構成されている。

[0004] 尚、特許文献2においては、手術室内に配置された人工心肺システムとともに用いられる電子データ監視兼データ評価装置が開示されている。この電子データ監視兼データ評価装置は、人工心肺システムとともに手術室に配置されるデータ監視兼データ記憶部分と、手術室とは異なる他の室に配置されるデータ評価部分とに分割されている。データ評価部分は、アクセスキーボード及び画面を有する一般のパーソナルコンピュータとして構成されている。人工心肺システムの運転中にデータ監視兼データ記憶部分にて取得されたデータは、可動データ記憶部分である記憶カードに記憶される。そして、記憶カードは、データ監視兼データ記憶部分から取り出され、手術室とは別室に配置されたデータ評価部分に接続されて用いられる。

[0005] また、特許文献3においては、人工心肺ポンプであるローラポンプ及び遠心ポンプの共用駆動装置として構成された人工心肺ポンプ用駆動装置が開示されている。この人工心肺ポンプ用駆動装置には、ローラポンプのモータ用プラグと遠心ポンプのモータ用プラグとを択一的に接続するモータ用コンセントと、モータ用コンセントに接続されたローラポンプ又は遠心ポンプのモータを制御するモータ制御部とが設けられている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特表昭62-500006号公報

特許文献2：特開平7-364号公報

特許文献3：特開2000-42097号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 特許文献1に開示された人工心肺システムは、完全携帯式であり、救急車内等の緊急時の血液循環補助が必要な状況で使用する事ができる。しかしながら、特許文献1に開示された人工心肺システムに用いられる人工心肺ポンプ用駆動装置は、制御系がデジタル系ではなく、取扱いに習熟を要する。このため、緊急時の血液循環補助が必要な状況で使用する事ができるとともに、取扱いが容易な人工心肺ポンプ用駆動装置の実現が望まれる。

[0008] 一方、特許文献2に開示された人工心肺システムに用いられる人工心肺ポンプ用駆動装置、及び特許文献3に開示された人工心肺ポンプ用駆動装置は、病院の手術室での使用が前提とされ、可搬型の構成ではない。よって、上記の人工心肺ポンプ用駆動装置は、救急車内等の緊急時の血液循環補助が必要な状況に対応することができない。このため、病院の手術室での使用が可能であるとともに、緊急時の血液循環補助が必要な状況での使用も可能な人工心肺ポンプ用駆動装置の実現が望まれる。

[0009] 尚、特許文献2においては、データ評価装置が手術室の外部に配置可能な

構成が開示されているが、緊急時に人工心肺システム自体を手術室以外で使用することを可能にする構成は開示されていない。また、特許文献3においては、ローラポンプ及び遠心ポンプのいずれも択一的に駆動可能な人工心肺ポンプ用駆動装置が開示されているが、緊急時に人工心肺システム自体を手術室以外で使用することを可能にする構成は開示されていない。

[0010] 本発明は、上記実情に鑑みることにより、取扱いが容易で、手術室での使用が可能であるとともに、可搬型構造も実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 上記目的を達成するための第1発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、人工心肺システムに用いられ、人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する、人工心肺ポンプ用駆動装置に関する。そして、第1発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、持ち運びが可能な可搬型のモジュールユニット、及び、前記モジュールユニットが着脱可能に接続されるベースユニット、を備えていることを特徴とする。更に、前記モジュールユニットは、当該モジュールユニットの本体であるモジュール本体に組み込まれ又は前記モジュール本体に接続されて前記人工心肺ポンプを駆動するモータと、外部からの指令の操作入力に基づいて、前記モータを制御する制御部と、前記人工心肺回路を流動する血液の流量を検知する流量計に対して当該流量計の検知信号を受信可能に接続される流量計接続部と、少なくとも前記流量計で検知された血液の流量を表示可能なディスプレイとして設けられた表示部と、前記ベースユニットに対して電氣的に接続されるベース接続部と、前記モジュール本体に内蔵されるモジュール側バッテリーと、を含むことを特徴とする。更に、前記ベースユニットは、外部電源から供給される電流を当該ベースユニットに設けられる機器及び前記モジュールユニットに供給するために変換する電源回路と、前記人工心肺回路中の血液に関する情報を検知する少なくとも一つのセンサに対して当該センサの検知信号を受信可能

に接続されるセンサ接続部と、前記モジュールユニットに対して前記ベース接続部にて電氣的に接続されるモジュール接続部と、を含むことを特徴とする。更に、前記ベースユニットは、前記センサの検知信号を前記モジュールユニットに対して出力することを特徴とする。

[0012] この構成によると、人工心肺ポンプを駆動するモータの運転条件は、外部からの操作に基づき、CPU等のプロセッサを用いて構成された制御部によって制御される。そして、操作者は、人工心肺回路を流動する血液の流量をディスプレイで確認しながら、モータの運転条件を調整することができる。よって、取り扱いが容易な人工心肺ポンプ用駆動装置が構築されることになる。

[0013] 更に、モジュールユニットは、モジュール側バッテリーが内蔵されている。また、モジュールユニットは、ベース接続部とモジュール接続部との接続が解除されてベースユニットから分離されることで、持ち運びが可能な可搬型のユニットとして構成されている。そして、モジュールユニットは、単体でモータを駆動して人工心肺ポンプを駆動することができる。このため、上記の構成によると、可搬型構造を実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置を構築することができる。

[0014] また、ベースユニットは、電源回路が備えられ、モジュール接続部とベース接続部との電氣的接続を介して、モジュールユニットに接続可能に構成されている。このため、ベースユニットからモジュールユニットに対して給電することができる。これにより、モジュールユニットが接続されたベースユニットを手術室内に設置した状態で、モジュールユニットのモータによって、人工心肺ポンプを駆動することができる。即ち、上記構成の人工心肺ポンプ用駆動装置は、手術室での使用も可能となる。更に、ベースユニットは、人工心肺回路中の血液に関する情報を検知するセンサの検知信号を受信してモジュールユニットに出力する。このため、手術室内で作業を行う操作者は、人工心肺回路中の血液に関する情報を把握することができる。

- [0015] 従って、上記の構成によると、取扱いが容易で、手術室での使用が可能であるとともに、可搬型構造も実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置を提供することができる。
- [0016] 第2発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明の人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記ベースユニットに前記モジュールユニットが搭載された状態で、前記ベース接続部と前記モジュール接続部とが電氣的に接続されることを特徴とする。
- [0017] この構成によると、ベースユニットにモジュールユニットが搭載された状態で、ベース接続部とモジュール接続部とが電氣的に接続される。このため、ベースユニット及びモジュールユニットをコンパクトに組み合わせることができ、手術室内で配置スペースの効率化を図ることができる。
- [0018] 第3発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明又は第2発明の人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記センサとして、前記人工心肺回路中の血液の温度を血液に関する情報として検知する温度センサ、及び、前記人工心肺回路に含まれる貯血タンクの液面レベルを前記人工心肺回路中の血液に関する情報として検知するレベルセンサ、の少なくともいずれかが、前記センサ接続部に接続されることを特徴とする。
- [0019] この構成によると、人工心肺回路中の血液に関する情報として、人工心肺回路中の血液の温度或いは貯血タンクの液面レベルが検知され、その検知信号がモジュールユニットに出力される。このため、手術室内で作業を行う操作者は、人工心肺回路を流動する血液の温度或いは貯血タンクの液面レベルを把握することができる。
- [0020] 第4発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第3発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記モジュールユニットに、外部記憶装置が接続される記憶装置接続部が更に設けられていることを特徴とする。
- [0021] この構成によると、モジュールユニットに外部記憶装置を接続できるため

、モジュールユニットにて取得された情報を外部記憶装置に記憶させて保存することができる。

[0022] 第5発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第4発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記モジュールユニットに、前記表示部とは異なるディスプレイとして設けられたバックアップ用表示部が更に設けられていることを特徴とする。

[0023] この構成によると、モジュールユニットにバックアップ用表示部が更に設けられるため、メインディスプレイとしての表示部の故障が発生した場合であっても、操作者は、バックアップ用表示部を介して必要な情報を把握することができる。

[0024] 第6発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第5発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記ベースユニットに、当該ベースユニットの本体であるベース本体に内蔵されるベース側バッテリーが更に設けられていることを特徴とする。

[0025] この構成によると、ベースユニットにベース側バッテリーが内蔵されるため、手術室の停電が生じた場合であっても、ベース側バッテリーに蓄電した電気エネルギーをベースユニットからモジュールユニットのモータに給電することができる。

[0026] 第7発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第6発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記ベースユニットに、指令の入力操作が行われる外部の入力操作装置が接続される操作装置接続部が更に設けられていることを特徴とする。

[0027] この構成によると、ベースユニットに外部の入力操作装置を接続することができるため、手術室で使用される際に、モジュールユニットを介してではなく、外部の入力操作装置を介して、操作することができる。このため、より手術室内での操作に適した入力操作装置を用いて人工心肺ポンプ用駆動装置を操作することができる。

[0028] 第8発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第7発明のい

いずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記ベースユニットに、前記人工心肺回路に含まれるチューブをクランプして血液の流動を規制可能なクランプ機構に対して当該クランプ機構の作動を制御する制御信号を出力可能に接続されるクランプ接続部が更に設けられ、前記流量計の検知結果に基づいて前記チューブを流動する血液に気泡が混入したことが検知されたときに、前記モジュールユニットの前記制御部が、前記制御信号を生成するとともに前記ベースユニットを介して前記クランプ機構を制御して血液の流動が規制されることを特徴とする。

[0029] この構成によると、ベースユニットに接続されたクランプ機構をモジュールユニットの制御部の制御によって作動させることができる。そして、流量計の検知結果に基づいてチューブを流動する血液に気泡が混入したことが検知されたときにクランプ機構を作動させ、チューブ中の気泡が患者の体内に侵入してしまうことを防止することができる。このため、患者の体内への気泡の侵入を防止するための別個のシステムを構築する必要がない。即ち、流量計の検知結果に基づいてクランプ機構の作動を制御するための制御装置を備え、人工心肺ポンプ用駆動装置とは別個に構成されるシステムを新たに構築する必要がない。よって、患者の体内への気泡の侵入を防止するための構成を、人工心肺ポンプ用駆動装置を利用して構築でき、より簡素な構成で実現することができる。

[0030] 第9発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第8発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記ベースユニットに、前記人工心肺回路に含まれるチューブをクランプして血液の流動を規制可能なクランプ機構に対して当該クランプ機構の作動を制御する制御信号を出力可能に接続されるクランプ接続部が更に設けられ、前記レベルセンサの検知結果に基づいて前記貯血タンクの液面レベルが所定のレベルよりも低下したことが検知されたときに、前記モジュールユニットの前記制御部が、前記制御信号を生成するとともに前記ベースユニットを介して前記クランプ機構を制御し、血液の流動が規制されることを特徴とする。

[0031] この構成によると、ベースユニットに接続されたクランプ機構をモジュールユニットの制御部の制御によって作動させることができる。そして、レベルセンサの検知結果に基づいて貯血タンクの液面レベルの低下が検知されたときにクランプ機構を作動させ、液面低下に伴って露出したチューブから気泡が吸い込まれて患者の体内に侵入してしまうことを防止することができる。このため、患者の体内への気泡の侵入を防止するための別個のシステムを構築する必要がない。即ち、レベルセンサの検知結果に基づいてクランプ機構の作動を制御するための制御装置を備え、人工心肺ポンプ用駆動装置とは別個に構成されるシステムを新たに構築する必要がない。よって、患者の体内への気泡の侵入を防止するための構成を、人工心肺ポンプ用駆動装置を利用して構築でき、より簡素な構成で実現することができる。

[0032] 第10発明に係る人工心肺ポンプ用駆動装置は、第1発明乃至第9発明のいずれかの人工心肺ポンプ用駆動装置において、前記モジュールユニットと前記ベースユニットとが接続された状態で、前記モジュールユニット及び前記ベースユニットの一方に対して他方をロックして一体化するロック機構が更に設けられていることを特徴とする。

[0033] この構成によると、モジュールユニットとベースユニットとが接続された状態で、ロック機構により、モジュールユニット及びベースユニットの一方に他方が一体化されるようにロックされる。このため、ベースユニット及びモジュールユニットが電氣的に接続された状態で、それらのより強固な機械的結合も実現できる。

発明の効果

[0034] 本発明によると、取扱いが容易で、手術室での使用が可能であるとともに、可搬型構造も実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0035] [図1]本発明の一実施の形態に係る人工心肺ポンプ用駆動装置が適用される人工心肺システムの概略を示すブロック図である。

[図2]図 1 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置を模式的に示す正面図である。

[図3]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置におけるモジュールユニットとベースユニットとが分離した状態を模式的に示す正面図である。

[図4]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置のベースユニットの平面図である。

[図5]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置のモジュールユニットの底面図である。

[図6]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置の背面図である。

[図7]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置と、人工心肺ポンプ用駆動装置に接続される機器とを示すブロック図である。

[図8]図 7 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置のモジュールユニットの構成を示すブロック図である。

[図9]図 2 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置のモジュールユニットを示す正面図であって、ディスプレイに画面が表示された状態を模式的に示す図である。

[図10]図 7 に示す人工心肺ポンプ用駆動装置のベースユニットの構成を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0036] 以下、本発明を実施するための形態について図面を参照しつつ説明する。

尚、本発明は、人工心肺システムに用いられて人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する人工心肺ポンプ用駆動装置として広く適用することができる。

[0037] [人工心肺システム概略]

図 1 は、本発明の一実施の形態に係る人工心肺ポンプ用駆動装置 1 が適用される人工心肺システム 10 の概略を示すブロック図である。本実施形態の人工心肺ポンプ用駆動装置 1 は、人工心肺システム 10 に用いられ、人工肺 13 を含む人工心肺回路 11 に血液を循環させる人工心肺ポンプ 12 を駆動する装置として構成される。

- [0038] 人工心肺システム 10 は、本実施形態の人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によって駆動される人工心肺ポンプ 12、人工肺 13、貯血タンク 14、オートクランプ 16、流量計 17、温度計（温度センサ） 18、レベルセンサ 19、等を含んで構成されている。
- [0039] 人工心肺回路 11 は、チューブ（15 a、15 b、15 c、15 d）を含み、患者 100 と人工心肺システム 10 との間で血液を循環する血液循環回路として構成されている。そして、人工心肺回路 11 は、患者 100、貯血タンク 14、人工心肺ポンプ 12、及び人工肺 13 が、閉ループを形成するようにチューブ（15 a、15 b、15 c、15 d）で接続されることで構成されている。
- [0040] チューブ（15 a、15 b、15 c、15 d）は、可撓性を有する透明又は半透明な樹脂製のチューブとして設けられている。そして、チューブ 15 a は、患者 100 と貯血タンク 14 とを接続するように設置される。尚、チューブ 15 a は、患者 100 に対して、例えば、一方の大腿部の静脈側で接続される。チューブ 15 b は、貯血タンク 14 と人工心肺ポンプ 12 とを接続するように設置される。チューブ 15 c は、人工心肺ポンプ 12 と人工肺 13 とを接続するように設置される。チューブ 15 d は、人工肺 13 と患者 100 とを接続するように設置される。尚、チューブ 15 d は、患者 100 に対して、例えば、他方の大腿部の動脈側で接続される。また、図 1 において、チューブ（15 a、15 b、15 c、15 d）の矢印は、血液が人工心肺回路 11 を流動する方向を示している。
- [0041] 貯血タンク 14 は、患者 100 の静脈側から流出した血液を貯留するタンクとして設けられている。貯血タンク 14 内には、貯血タンク 14 内に貯留されている血液の液面レベルを検知するレベルセンサ 19 が設置されている。レベルセンサ 19 は、人工心肺回路 11 中の血液に関する情報を検知する本実施形態のセンサのうちの 1 つとして設けられている。そして、レベルセンサ 19 は、貯血タンク 14 の液面レベルを人工心肺回路 11 中の血液に関する情報として検知する。

[0042] レベルセンサ 19 は、例えば、所定の液面レベル以上であるか所定の液面レベル未満であるかを検知して、その検知信号をオンオフ信号として出力するセンサとして構成されている。例えば、レベルセンサ 19 は、貯血タンク 14 の液面レベルが所定の液面レベル未満であるときに検知信号としてのオン信号を出力し、貯血タンク 14 の液面レベルが所定の液面レベル以上であるときに検知信号としてのオフ信号を出力する。また、レベルセンサ 19 は、後述する人工心肺ポンプ用駆動装置 1 に対して、上記の検知信号を出力可能に接続されている。

[0043] 人工心肺ポンプ 12 は、後述する人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によって駆動される遠心血液ポンプとして構成されている。そして、チューブ 15 b に接続される入口ポート及びチューブ 15 c に接続される出口ポートを備えたハウジング（図示省略）と、ハウジング内で回転自在に支持されたインペラ（図示省略）とを備えて構成されている。インペラは、従動磁石を有し、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 における後述するモータ 25 に取り付けられた駆動磁石との磁気結合により、モータ 25 の回転が伝達されるように構成されている。インペラが回転することで、人工心肺回路 11 を血液が循環することになる。

[0044] 流量計 17 は、人工心肺回路 11 を流動する血液の流量を検知する流量計として設けられている。そして、本実施形態では、流量計 17 が、人工肺 13 と患者 100 とを接続するチューブ 15 d を流動する血液の流量を検知するように設置された形態が例示されている。流量計 17 は、例えば、チューブ 15 d に取り付けられてチューブ 15 d の外部からチューブ 15 d 内を流動する血液の流量を検知する超音波式流量計として構成されている。流量計 17 は、後述する人工心肺ポンプ用駆動装置 1 に対して、流量計 17 の検知信号を出力可能に接続されている。

[0045] また、流量計 17 は、チューブ 15 d を流動する血液の流量を検知することに加え、チューブ 15 d 内で超音波が散乱されたときに気泡の混入も検知するように構成されている。そして、流量計 17 は、人工心肺ポンプ用駆動

装置 1 に対して、血液の流量が検知されているときにはその流量に関する検知信号を出力し、気泡の混入が検知されたときには、気泡検知信号を出力するように構成されている。

[0046] 温度計 18 は、人工心肺回路 11 を流動する血液の温度を検知する温度センサとして設けられている。また、温度計 18 は、人工心肺回路 11 中の血液に関する情報を検知する本実施形態のセンサのうちの 1 つとして設けられている。そして、温度計 18 は、人工心肺回路 11 中の血液の温度を血液に関する情報として検知する。また、本実施形態では、温度計 18 が、チューブ 15 c を流動する血液の温度を検知するように設置された形態が例示されている。温度計 18 は、チューブ 15 c に対して分岐部 20 を介して接続され、チューブ 15 c を流動する血液の温度を検知可能に構成されている。温度計 18 は、後述する人工心肺ポンプ用駆動装置 1 に対して、温度計 18 の検知信号を出力可能に接続されている。

[0047] オートクランプ 16 は、人工心肺回路 11 のチューブをクランプして血液の流動を規制可能なクランプ機構として設けられている。即ち、オートクランプ 16 は、チューブを挟み込むように締め付けることで、チューブを流れる血液の流動を規制して阻止することが可能な機構として設けられている。そして、本実施形態では、オートクランプ 16 が、チューブ 15 d をクランプ可能なように設置された形態が例示されている。また、オートクランプ 16 は、チューブ 15 d に対して、流量計 17 による流量検知位置よりも血液流動方向における下流側に設置されている。

[0048] また、オートクランプ 16 は、例えば、互いに接近及び離間可能なようにスライド移動自在に支持された一対のクランプ部（16 a、16 b）、バネ、ソレノイド機構、等を備えて構成されている。そして、オートクランプ 16 は、例えば、バネによって互いに離間する方向に付勢されている一対のクランプ部（16 a、16 b）を、ソレノイド機構が励磁されることで、互いに接近させるように移動させる。これにより、オートクランプ 16 は、チューブをクランプするように構成されている。また、オートクランプ 16 は、

後述する人工心肺ポンプ用駆動装置 1 に対して、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 から入力される制御信号に基づいて作動するように、接続されている。

[0049] 人工肺 13 は、患者 100 の呼吸機能を代行するためのガス交換部を備えて構成されている。そして、人工肺 13 は、チューブ 15 c から流入する血液に含まれる二酸化炭素ガスを取り出して外部に排出するとともに外部の酸素ガスを取り込んで血液中のガス交換を行い、この血液をチューブ 15 d から送出する。

[0050] [人工心肺ポンプ用駆動装置]

次に、本実施形態の人工心肺ポンプ用駆動装置 1 について説明する。図 2 は、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を模式的に示す正面図である。図 3 は、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 におけるモジュールユニット 21 とベースユニット 22 とが分離した状態を模式的に示す正面図である。

[0051] 図 2 及び図 3 に示すように、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 は、モジュールユニット 21 とベースユニット 22 とを備えて構成されている。モジュールユニット 21 は、操作者による持ち運びが可能な可搬型の装置として設けられている。ベースユニット 22 は、モジュールユニット 21 が着脱可能に接続される装置として設けられている。図 2 に示す状態では、モジュールユニット 21 とベースユニット 22 とが、電氣的及び機械的に接続されている。そして、図 3 に示す状態では、モジュールユニット 21 とベースユニット 22 との電氣的接続及び機械的接続が解除されている。

[0052] 人工心肺ポンプ用駆動装置 1 は、病院の手術室にて人工心肺システム 10 に用いられて使用される場合は、通常、モジュールユニット 21 とベースユニット 22 とが接続された状態で、使用される。これに対し、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 が救急車内等の緊急時の血液循環補助が必要な状況で使用される場合は、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 は、モジュールユニット 21 単体で使用される。即ち、ベースユニット 22 から分離された可搬型のモジュールユニット 21 が、使用される場所まで持ち運びされ、単体で使用される。尚、モジュールユニット 21 の本体であるモジュール本体 21 a には、持ち

運び用の取っ手 2 1 b が設けられている。

[0053] 図 4 は、ベースユニット 2 2 の平面図である。図 5 は、モジュールユニット 2 1 の底面図である。図 6 は、モジュールユニット 2 1 とベースユニット 2 2 とが接続された状態の人工心肺ポンプ用駆動装置 1 の背面図である。

[0054] 図 4 に示すように、ベースユニット 2 2 には、モジュールユニット 2 1 に対して電氣的に接続されるモジュール接続部 4 4 が設けられている。一方、図 5 に示すように、モジュールユニット 2 1 には、ベースユニット 2 2 に対して電氣的に接続されるベース接続部 3 0 が設けられている。ベースユニット 2 2 のモジュール接続部 4 4 は、モジュールユニット 2 1 に対してベース接続部 3 0 にて電氣的に接続される。そして、モジュールユニット 2 1 のベース接続部 3 0 は、ベースユニット 2 2 に対してモジュール接続部 4 4 にて電氣的に接続される。

[0055] ベースユニット 2 2 のモジュール接続部 4 4 は、ベースユニット 2 2 の本体であるベース本体 2 2 a における筐体の上面側に設けられている。一方、モジュールユニット 2 1 のベース接続部 3 0 は、モジュールユニット 2 1 のモジュール本体 2 1 a における筐体の下面側に設けられている。そして、図 2 及び図 6 に示すようにベースユニット 2 2 にモジュールユニット 2 1 が搭載された状態で、ベース接続部 3 0 とモジュール接続部 4 4 とが電氣的に接続される。尚、モジュールユニット 2 1 のモジュール本体 2 1 a の下面には、複数個所に、ゴム等の弾性部材で形成された平面状のパッド 2 4 が取り付けられている。ベースユニット 2 2 にモジュールユニット 2 1 が搭載される際には、モジュール本体 2 1 a の下面とベース本体 2 2 a の上面との間で、複数のパッド 2 4 によって衝撃が吸収されることになる。

[0056] また、モジュールユニット 2 1 のベース接続部 3 0 とベースユニット 2 2 のモジュール接続部 4 4 とは、いずれも、複数のコネクタを備えて構成されている。ベース接続部 3 0 の各コネクタと、モジュール接続部 4 4 の各コネクタとは、同数設けられ、それぞれ対応して接続されるように構成されている。例えば、対応するベース接続部 3 0 のコネクタとモジュール接続部 4 4

のコネクタとのうちの一方が、プラグ形態のコネクタとして構成され、他方が、ソケット形態のコネクタとして構成される。そして、両コネクタは、互いに嵌合することで、電氣的に接続される。

[0057] また、ベース接続部30の所定のコネクタとモジュール接続部44の所定のコネクタとの接続を介して、モジュールユニット21とベースユニット22との間において、後述する各種信号の送受信が行われる。また、ベース接続部30の所定のコネクタとモジュール接続部44の所定のコネクタとの接続を介して、ベースユニット22からモジュールユニット21への給電が行われる。

[0058] また、図4に示すように、モジュール接続部44は、ベースユニット22の筐体に対して、所定の方向にスライド移動可能に設けられている。尚、図4では、モジュール接続部44が、ベースユニット22の筐体に対して、矢印Aで示す方向であるベースユニット22の前後方向に沿って、即ち、ベースユニット22の正面（図2に示される面）及び背面（図6に示される面）に垂直な方向に沿って、スライド移動可能に支持された形態が例示されている。これにより、人工心肺ポンプ用駆動装置1では、モジュールユニット21がベースユニット22に接続される際に、モジュール接続部44の位置をベースユニット22の前後方向に調整し、容易に接続作業が行われるように構成されている。

[0059] また、人工心肺ポンプ用駆動装置1には、ロック機構23が設けられている。ロック機構23は、モジュールユニット21とベースユニット22とが接続された状態で、モジュールユニット21及びベースユニット22の一方に対して他方をロックして一体化する機構として設けられている。即ち、ロック機構23は、モジュールユニット21とベースユニット22とが電氣的に接続された状態で、モジュールユニット21及びベースユニット22の一方に対して他方を固定して両者を機械的に結合させた状態を維持する機構として設けられている。

[0060] ロック機構23は、モジュールユニット21に設けられたモジュール側口

ック部 23 a と、ベースユニット 22 に設けられたベース側ロック部 23 b とで構成されている。本実施形態では、モジュール側ロック部 23 a とベース側ロック部 23 b とが、それぞれ複数設けられるとともに同数設けられている。尚、図 4 及び図 5 に示すように、本実施形態では、モジュール側ロック部 23 a 及びベース側ロック部 23 b が、それぞれ 4 つ設けられたロック機構 23 を例示している。

[0061] モジュール側ロック部 23 a は、モジュールユニット 21 の筐体の両側面のそれぞれの下端側において前後方向に 1 つずつ設けられている。そして、各モジュール側ロック部 23 a は、モジュールユニット 21 の筐体の両側方に向かって突出するように設けられている。更に、各モジュール側ロック部 23 a の先端側には、各ベース側ロック部 23 b に係合可能な係合凸部が設けられている。

[0062] ベース側ロック部 23 b は、ベースユニット 22 の筐体の上面における両側方の縁部分において前後方向に 1 つずつ設けられている。そして、各ベース側ロック部 23 b には、支持部 23 c と揺動連結部 23 d とが設けられている（図 3 を参照）。支持部 23 c は、ベースユニット 22 の筐体の上面に固定されている。揺動連結部 23 d は、その一端側が支持部 23 c に対して回転方向において揺動自在に支持され、その他端側がモジュール側ロック部 23 a に対して係合して連結されるように構成されている。

[0063] ベース側ロック部 23 b には、例えば、図示が省略された係合部、バネ、及びバネ解除レバーが設けられている。係合部は、支持部 23 c においてスライド移動自在に設けられ、揺動連結部 23 d がモジュール側ロック部 23 a に係合する位置で揺動連結部 23 d を支持部 23 c に対して係合させて固定する部材として設けられている。バネは、揺動連結部 23 d を支持部 23 c に固定させる方向に係合部を付勢する弾性部材として設けられている。バネ解除レバーは、操作者によって操作されることで、揺動連結部 23 d を支持部 23 c に固定させる方向に係合部を付勢するバネの付勢力を解除する操作が可能な操作部として設けられている。

[0064] ベースユニット 2 2 にモジュールユニット 2 1 をロックして固定する場合は、操作者は、揺動連結部 2 3 d を支持部 2 3 c に対して回転方向に揺動させてモジュール側ロック部 2 3 a に係合させる。この状態で、上記のバネによって付勢された上記の係合部が、支持部 2 3 c に対して揺動連結部 2 3 d が揺動不能となるように固定する。この操作が、全てのモジュール側ロック部 2 3 a 及びベース側ロック部 2 3 b に対して行われる。これにより、モジュール側ロック部 2 3 a とベース側ロック部 2 3 b との係合状態が維持され、モジュールユニット 2 1 がベースユニット 2 2 に対してロックされる。

[0065] 一方、ベースユニット 2 2 とモジュールユニット 2 1 とのロックを解除する場合は、操作者は、上記のバネ解除レバーを操作し、係合部を付勢するバネの付勢力を解除した状態で、揺動連結部 2 3 d を支持部 2 3 c に対して回転方向に揺動させる。この結果、モジュール側ロック部 2 3 a とベース側ロック部 2 3 b との係合が解除される。この操作が、全てのモジュール側ロック部 2 3 a 及びベース側ロック部 2 3 b に対して行われる。これにより、モジュールユニット 2 1 とベースユニット 2 2 とのロックが解除され、ベースユニット 2 2 に対してモジュールユニット 2 1 を分離して持ち運びを行うことが可能となる。

[0066] [モジュールユニット]

次に、モジュールユニット 2 1 について、更に詳細に説明する。図 7 は、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 と人工心肺ポンプ用駆動装置 1 に接続される機器とを示すブロック図である。図 8 は、モジュールユニット 2 1 の構成を示すブロック図である。図 2、図 3、図 5～図 8 に示すモジュールユニット 2 1 は、モータ 2 5、モータドライバ 2 6、制御部 2 7、流量計接続部 2 8、メインディスプレイ 2 9、前述のベース接続部 3 0、モジュール側バッテリー 3 1、記憶装置接続部 3 2、サブディスプレイ 3 3、電源基板 3 4、A/D 変換部 3 5、メイン表示用ドライバ 3 6、サブ表示用ドライバ 3 7、等を備えて構成されている。

[0067] モータ 2 5 は、人工心肺ポンプ 1 2 を駆動する電動モータとして構成され

ている。そして、モータ２５は、本実施形態では、モジュール本体２１ａに組み込まれている。尚、モータ２５は、モジュール本体２１ａとは別体に設けられて、モジュール本体２１ａに対してケーブルを介して電氣的に接続されてもよい。また、モータ２５は、直流モータとして構成されてもよく、交流モータとして構成されてもよい。

[0068] モータ２５は、人工心肺ポンプに連結されるジョイント部２５ａがモジュール本体２１ａの背面から露出した状態で、モジュール本体２１ａに組み込まれている（図６を参照）。そして、モータ２５には、ジョイント部２５ａが人工心肺ポンプ１２に連結されることで、人工心肺ポンプ１２に組み込まれた従動磁石に対して磁気結合される駆動磁石（図示省略）が、設けられている。モータ２５は、制御部２７からの指令信号に基づいてモータドライバ２６を介して駆動されることで、上記の磁気結合を介して、人工心肺ポンプ１２を駆動する。

[0069] モータ２５を駆動するための電気エネルギーは、モジュールユニット２１が単体で使用される場合には、モジュール側バッテリー３１から電源基板３４及びモータドライバ２６を介して供給される。一方、モジュールユニット２１がベースユニット２２に接続されて使用される場合には、モータ２５を駆動するための電気エネルギーは、ベースユニット２２からベース接続部３０、電源基板３４及びモータドライバ２６を介して供給される。

[0070] モータドライバ２６は、制御部２７からの指令信号に基づいて、モータ２５を駆動する。例えば、モータドライバ２６は、制御部２７からの指令信号に基づいて、モータ２５の回転速度（回転数）及びトルク電流を制御する。尚、モータ２５が交流モータの場合には、モータドライバ２６には、インバータが設けられる。

[0071] 制御部２７は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）として設けられたプロセッサにより構成されている。そして、制御部２７は、操作者による外部からの指令の操作入力に基づいて、モータドライバ２６を介してモータ２５を制御する。操作者による外部からの指令の操作入力は、操作者がモジュール

本体 2 1 a の正面側に設けられたモータ操作ダイヤル 3 8 を回転操作することで行われる。

[0072] 例えば、操作者によってモータ操作ダイヤル 3 8 が所定の方向に回されることで、モータ 2 5 の回転速度が増速されるように変化し、人工心肺回路 1 1 のチューブ 1 5 c に送り出される血液の流量が増加することになる。一方、操作者によってモータ操作ダイヤル 3 8 が上記の所定の方向と反対方向に回されることで、モータ 2 5 の回転速度が減速されるように変化し、チューブ 1 5 c に送り出される血液の流量が減少することになる。

[0073] また、制御部 2 7 は、メインディスプレイ 2 9 及びサブディスプレイ 3 3 の表示の制御、オートクランプ 1 6 の作動の制御、等も行うように構成されている。

[0074] 流量計接続部 2 8 は、流量計 1 7 に対して流量計 1 7 の検知信号を受信可能に接続される通信ポートとして構成されている。流量計 1 7 にて検知された血液の流量に関する検知信号は、アナログ信号として流量計接続部 2 8 に入力される。そして、このアナログ信号としての検知信号が、A/D変換部（アナログデジタル変換部）3 5 にてデジタル信号に変換される。A/D変換部 3 5 にてデジタル信号に変換された流量計 1 7 の検知信号は、制御部 2 7 に入力される。

[0075] メインディスプレイ 2 9 は、少なくとも流量計 1 7 で検知された血液の流量を表示可能なディスプレイとして設けられ、本実施形態の表示部を構成している。メインディスプレイ 2 9 は、制御部 2 7 からの指令信号に基づいて作動するメイン表示用ドライバ 3 6 によって、血液の流量等を表示する画面を表示するように制御される。操作者は、メインディスプレイ 2 9 に表示された血液の流量を確認することで、人工心肺回路 1 1 を循環する血液の流量を把握することができる。そして、操作者は、メインディスプレイ 2 9 の表示を確認しながら、モータ操作ダイヤル 3 8 を操作し、人工心肺回路 1 1 を循環する血液の流量が所望の流量となるように調整する。

[0076] サブディスプレイ 3 3 は、メインディスプレイ 2 9 とは異なるディスプレ

イとして設けられ、本実施形態のバックアップ用表示部を構成している。即ち、サブディスプレイ 33 は、メインディスプレイ 29 に故障が発生した場合のバックアップ用のディスプレイとして設けられている。また、サブディスプレイ 33 は、メインディスプレイ 29 が正常に作動している場合も、画面を表示する。そして、サブディスプレイ 33 は、例えば、モジュール側バッテリー 31 に蓄電されている電気エネルギーの残量であるバッテリー残量を表示する。また、サブディスプレイ 33 は、制御部 27 からの指令信号に基づいて作動するサブ表示用ドライバ 37 によって、バッテリー残量等を表示する画面を表示するように制御される。

[0077] 図 9 は、モジュールユニット 21 を示す正面図であって、メインディスプレイ 29 及びサブディスプレイ 33 に画面が表示された状態を模式的に例示する図である。図 9 に示すメインディスプレイ 29 では、血液の流量として「4.3 L/min」が表示され、その血液の流量に対応するイメージ表示としてのバー状のレベル表示が表示された形態が例示されている。また、図 9 に示すサブディスプレイ 33 では、バッテリー残量として「90%」が表示された形態が例示されている。尚、モジュールユニット 21 には、図示が省略されたタイマが内蔵されており、このタイマで計測される時間に基づいて、制御部 27 の制御によって、メインディスプレイ 29 或いはサブディスプレイ 33 に、時刻或いは作業開始からの時間が表示されてもよい。

[0078] また、メインディスプレイ 29 は、例えば、ディスプレイ上での押圧操作が可能なタッチパネルとして構成されている。そして、モジュールユニット 21 は、タッチパネルとしてのメインディスプレイ 29 に対して操作者による入力操作が行われた場合に、制御部 27 及びメイン表示用ドライバ 36 の制御に基づいて、メインディスプレイ 29 に表示させる画面の切り替え等が行われるように構成されている。これにより、操作者は、メインディスプレイ 29 に血液の流量を表示する画面以外の画面を表示させることができる。例えば、操作者は、メインディスプレイ 29 に表示される画面を切り替える操作を行うことで、モータ 25 の運転状態、モジュール側バッテリー 31 の状

態、流量計 17 の検知信号、等に基づいて制御部 27 にて検知されたアラーム信号を表示させるための画面、或いは、モジュールユニット 21 の各種設定を変更するための画面、等を確認することができる。

[0079] モジュール側バッテリー 31 は、モジュール本体 21a に内蔵され、例えば、リチウムイオン電池として構成されている。モジュールユニット 21 がベースユニット 22 に接続された状態で、ベースユニット 22 からベース接続部 30 に給電された電気エネルギーが、電源基板 34 によって制御され、モジュール側バッテリー 31 に蓄電される。そして、モジュール側バッテリー 31 に蓄電された電気エネルギーは、電源基板 34 によって、モータドライバ 26、制御部 27、A/D 変換部 35、メインディスプレイ 29、サブディスプレイ 33、メイン表示用ドライバ 36、サブ表示用ドライバ 37、等に対して供給される。尚、図 8 では、電源基板 34 から上記の各機器（26、27、29、33、35、36、37）への電気エネルギーの供給経路の図示が省略されている。

[0080] 記憶装置接続部 32 は、外部記憶装置 39 が接続される通信ポートとして構成され、例えば、USB (Universal Serial Bus) ポートとして設けられている。本実施形態では、USB ポートとしての記憶装置接続部 32 が複数設けられたモジュールユニット 21 が例示されている（図 2、図 3、図 9 を参照）。また、外部記憶装置 39 は、例えば、USB メモリ等の半導体メモリとして構成されている。例えば、流量計 17 で検知された血液の流量に関するデータは、メインディスプレイ 29 での操作者によるタッチパネル操作に基づく制御部 27 の制御によって、記憶装置接続部 32 に接続された外部記憶装置 39 に記憶される。

[0081] [ベースユニット]

次に、ベースユニット 22 について更に説明する。図 10 は、ベースユニット 22 の構成を示すブロック図である。図 2～図 4、図 6、図 7、図 10 に示すベースユニット 22 は、電源基板 41、スイッチング電源 42、センサ接続部 43、前述のモジュール接続部 44、ベース側バッテリー 45、操作

装置接続部 46、クランプ接続部 47、A/D変換部 48、ディスプレイ 49、表示用ドライバ 50、等を備えて構成されている。

[0082] スイッチング電源 42 及び電源基板 41 は、外部電源である交流電源 40 から供給される電流をベースユニット 22 に設けられる機器及びモジュールユニット 21 に供給するために変換する本実施形態の電源回路を構成している。そして、本実施形態では、スイッチング電源 42 は、交流の電流を直流の電流に変換する電源回路として設けられている。一方、電源基板 41 は、ベースユニット 22 に設けられる各機器及びモジュールユニット 21 にて必要となる電圧で流れる電流を生成する電源回路として設けられている。尚、交流電源 40 は、手術室に設けられた電源として構成されている。ベースユニット 22 にモジュールユニット 21 が接続された状態では、スイッチング電源 42 によって電流及び電圧が交流から直流に変換された電気エネルギーは、電源基板 41 の制御によって、モジュール接続部 44 を介してモジュールユニット 21 に供給される。

[0083] また、交流電源 40 から供給されてスイッチング電源 42 にて交流から直流に変換された電気エネルギーは、電源基板 41 によって、A/D変換部 48、ディスプレイ 49、表示用ドライバ 50、等のベースユニット 22 に設けられる機器に対して供給される。尚、図 10 では、電源基板 41 から上記の各機器（48、49、50）への電気エネルギーの供給経路の図示が省略されている。

[0084] また、交流電源 40 から供給されてスイッチング電源 42 にて交流から直流に変換された電気エネルギーは、電源基板 41 の制御によって、ベース側バッテリー 45 に対しても給電され、ベース側バッテリー 45 に蓄電される。ベースユニット 22 に設けられるベース側バッテリー 45 は、ベース本体 22a に内蔵されている。ベース側バッテリー 45 は、例えば、鉛蓄電池として構成されている。このベース側バッテリー 45 は、手術室の停電が生じて交流電源 45 の機能が停止した場合に対応するためのバックアップ電源として設けられている。交流電源 45 の機能停止が発生した場合には、ベース側バッテリー 4

5に蓄電された電気エネルギーが、モジュールユニット21及びベースユニット22の各機器に対して供給される。

[0085] センサ接続部43は、本実施形態では、温度計18、レベルセンサ19、圧力計（圧力センサ）51に対して、温度計18、レベルセンサ19、圧力計の検知信号を受信可能に接続される通信ポートとして構成されている。尚、図1に示す人工心肺システム10においては、圧力計51の図示が省略されているが、図7に示すように、圧力計51が人工心肺ポンプ用駆動装置1に接続される形態が実施されてもよい。圧力計51は、人工心肺回路11を流動する血液の圧力を検知する圧力センサとして設けられている。そして、圧力計51は、例えば、チューブ15cに対して分岐部20を介して接続され、チューブ15cを流動する血液の圧力を検知可能に構成されている。尚、本実施形態では、温度計18及びレベルセンサ19に加え、圧力計51も、人工心肺回路11中の血液に関する情報を検知する本実施形態のセンサのうちの1つとして設けられている。そして、圧力計51は、人工心肺回路11中の血液の圧力を血液に関する情報として検知する。

[0086] センサ接続部43としては、温度計用センサ接続部43a、圧力計用センサ接続部43b、レベルセンサ用センサ接続部43cが設けられている。温度計用センサ接続部43aは、複数設けられ、図6では、5チャンネル設けられた形態が例示されている。よって、この形態の場合、5つの温度計をベースユニット22に接続することができる。そして、温度計18が温度計用センサ接続部43aに接続されることで、温度計18で検知された血液の温度に関する検知信号が、ベースユニット22に入力される。

[0087] 圧力計用センサ接続部43bは、複数設けられ、図6では、5チャンネル設けられた形態が例示されている。よって、この形態の場合、5つの圧力計をベースユニット22に接続することができる。そして、圧力計51が圧力計用センサ接続部43bに接続されることで、圧力計51で検知された血液の圧力に関する検知信号が、ベースユニット22に入力される。

[0088] 尚、温度計用センサ接続部43aから入力される検知信号、及び圧力計用

センサ接続部 4 3 b から入力される検知信号は、アナログ信号として入力される。そして、これらのアナログ信号としての検知信号は、A/D変換部（アナログデジタル変換部）4 8 にてデジタル信号に変換される。A/D変換部 4 8 にてデジタル信号に変換された温度計 1 8 の検知信号及び圧力計 5 1 の検知信号は、互いに接続されたモジュール接続部 4 4 及びベース接続部 3 0 を介して、モジュールユニット 2 1 の制御部 2 7 に入力される。即ち、ベースユニット 2 2 は、温度計 1 8 の検知信号及び圧力計 5 1 の検知信号をモジュールユニット 2 1 に対して出力するように構成されている。尚、モジュールユニット 2 1 は、入力された温度計 1 8 及び圧力計 5 1 の検知信号に基づいて、メインディスプレイ 2 9 に温度計 1 8 で検知された血液の温度及び圧力計 5 1 で検知された血液の圧力を表示可能にも構成されている。

[0089] レベルセンサ用接続部 4 3 c は、複数設けられ、図 6 では、2 チャンネル設けられた形態が例示されている。よって、この形態の場合、2 つのレベルセンサをベースユニット 2 2 に接続することができる。そして、レベルセンサ 1 9 で検知されたオンオフ信号としての貯血タンク 1 4 の液面レベルに関する検知信号が、ベースユニット 2 2 に入力される。そして、レベルセンサ 1 9 の検知信号は、互いに接続されたモジュール接続部 4 4 及びベース接続部 3 0 を介して、モジュールユニット 2 1 の制御部 2 7 に入力される。即ち、ベースユニット 2 2 は、レベルセンサ 1 9 の検知信号をモジュールユニット 2 1 に対して出力するように構成されている。尚、モジュールユニット 2 1 は、入力されたレベルセンサ 1 9 の検知信号に基づいて、貯血タンク 1 4 の液面レベルが所定の液面レベル未満となる液面レベル低下異常の有無をメインディスプレイ 2 9 に表示可能にも構成されている。

[0090] 操作装置接続部 4 6 は、指令の入力操作が行われる外部の入力操作装置である外部コントロールパネル 5 2 が接続される通信ポートとして構成されている。外部コントロールパネル 5 2 は、種々の形態の入力操作装置として構成されていてもよい。例えば、外部コントロールパネル 5 2 は、タッチパネルを有する入力操作装置として構成されていてもよい。また、外部コントロ

ールパネル 5 2 は、入力機器としてのキーボード、ポインティングデバイス、等が設けられたパーソナルコンピュータとして構成されていてもよい。

[0091] また、外部コントロールパネル 5 2 からベースユニット 2 2 に入力された指令は、互いに接続されたモジュール接続部 4 4 及びベース接続部 3 0 を介して、モジュールユニット 2 1 の制御部 2 7 に入力される。そして、モジュールユニット 2 1 では、制御部 2 7 の制御によって、外部コントロールパネル 5 2 から入力された指令に基づいた操作が実行される。このように、外部コントロールパネル 5 2 が操作装置接続部 4 6 に接続されている状態では、操作者は、メインディスプレイ 2 9 による操作に加えて、外部コントロールパネル 5 2 による操作も行うことができる。尚、外部コントロールパネル 5 2 が操作装置接続部 4 6 に接続されている状態では、メインディスプレイ 2 9 による操作よりも外部コントロールパネル 5 2 による操作が優先されるように構成されていてもよい。

[0092] クランプ接続部 4 7 は、ベースユニット 2 2 からオートクランプ 1 6 にこのオートクランプ 1 6 の作動を制御する制御信号を出力可能にオートクランプ 1 6 に対して接続される通信ポートとして構成されている。そして、クランプ接続部 4 7 にオートクランプ 1 6 が接続された状態では、制御部 2 7 は、流量計 1 7 の検知結果に基づいてチューブ 1 5 d を流動する血液に気泡が混入したことが検知されたときに、オートクランプ 1 6 を作動させる上記の制御信号を生成する。

[0093] より詳細には、モジュールユニット 2 1 にて流量計 1 7 からの気泡検知信号が受信されたときには、制御部 2 7 は、ベースユニット 2 2 を介して、人工心肺回路 1 1 において流量計 1 7 よりも下流側に配置されたオートクランプ 1 6 がクランプ動作を行うように、オートクランプ 1 6 を制御する。即ち、制御部 2 7 は、ベース接続部 3 0、モジュール接続部 4 4 及びクランプ接続部 4 7 を介して、オートクランプ 1 6 に対して、オートクランプ 1 6 のソレノイド機構を励磁させる制御信号を出力する。

[0094] 上記により、チューブ 1 5 d がオートクランプ 1 6 によってクランプされ

、チューブ１５ｄを流動する血液の流動が規制される。この結果、チューブ１５ｄを流動する血液に混入した気泡が患者１００に送られてしまうことが防止される。

[0095] また、制御部２７は、レベルセンサ１９の検知結果に基づいて貯血タンク１４の液面レベルが所定のレベルよりも低下したことが検知されたときにも、オートクランプ１６を作動させる上記の制御信号を生成する。

[0096] より詳細には、レベルセンサ１９から、貯血タンク１４の液面レベルが所定の液面レベル未満であることを検知する検知信号としてのオン信号が、ベースユニット２２に出力されたときには、この信号が、モジュール接続部４４及びベース接続部３０を介して、制御部２７に入力される。そして、制御部２７は、ベースユニット２２を介して、人工心肺回路１１において貯血タンク１４よりも下流側に配置されたオートクランプ１６がクランプ動作を行うように、オートクランプ１６を制御する。即ち、制御部２７は、ベース接続部３０、モジュール接続部４４及びクランプ接続部４７を介して、オートクランプ１６に対して、オートクランプ１６のソレノイド機構を励磁させる制御信号を出力する。

[0097] 上記により、チューブ１５ｄがオートクランプ１６によってクランプされ、チューブ１５ｄを流動する血液の流動が規制される。この結果、貯血タンク１４の液面レベルの低下に伴ってチューブ１５ｂに気泡が吸い込まれてしまった場合であっても、その気泡が患者１００に送られてしまうことが防止される。

[0098] ディスプレイ４９は、ベースユニット２２に接続された機器の状態を表示するディスプレイとして設けられている。例えば、温度計１８、圧力計５１、レベルセンサ１９によって検知された検知結果が、表示用ドライバ５０の制御によって、ディスプレイ４９に表示される。

[0099] [人工心肺ポンプ用駆動装置の作用効果]

以上説明したように、本実施形態によると、人工心肺ポンプ１２を駆動するモータ２５の運転条件は、外部からの操作に基づき、ＣＰＵとして設けら

れたプロセッサを用いて構成された制御部 27 によってモータドライバ 26 を介して制御される。そして、操作者は、人工心肺回路 11 を流動する血液の流量をメインディスプレイ 29 で確認しながら、モータ 25 の運転条件を調整することができる。よって、取り扱いが容易な人工心肺ポンプ用駆動装置 1 が構築されることになる。

[0100] 更に、モジュールユニット 21 は、モジュール側バッテリー 31 が内蔵されている。また、モジュールユニット 21 は、ベース接続部 30 とモジュール接続部 44 との接続が解除されてベースユニット 22 から分離されることで、持ち運びが可能な可搬型のユニットとして構成されている。そして、モジュールユニット 21 は、単体でモータ 25 を駆動して人工心肺ポンプ 12 を駆動することができる。このため、本実施形態によると、可搬型構造を実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を構築することができる。

[0101] また、ベースユニット 22 は、スイッチング電源 42 が備えられ、モジュール接続部 44 とベース接続部 30 との電氣的接続を介して、モジュールユニット 21 に接続可能に構成されている。このため、ベースユニット 22 からモジュールユニット 21 に対して給電することができる。これにより、モジュールユニット 21 が接続されたベースユニット 22 を手術室内に設置した状態で、モジュールユニット 21 のモータ 25 によって、人工心肺ポンプ 12 を駆動することができる。即ち、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 は、手術室での使用も可能となる。更に、ベースユニット 22 は、人工心肺回路 11 中の血液に関する情報を検知するセンサ（温度計 18、レベルセンサ 19、圧力計 51）の検知信号を受信してモジュールユニット 21 に出力する。このため、手術室内で作業を行う操作者は、人工心肺回路 11 中の血液に関する情報を把握することができる。

[0102] 従って、本実施形態によると、取扱いが容易で、手術室での使用が可能であるとともに、可搬型構造も実現でき、緊急時の血液循環補助が必要な状況でも容易に対応することが可能な人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を提供するこ

とができる。

[0103] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ベースユニット 2 2 にモジュールユニット 2 1 が搭載された状態で、ベース接続部 3 0 とモジュール接続部 4 4 とが電氣的に接続される。このため、ベースユニット 2 2 及びモジュールユニット 2 1 をコンパクトに組み合わせることができ、手術室内で配置スペースの効率化を図ることができる。

[0104] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、人工心肺回路 1 1 中の血液に関する情報として、人工心肺回路 1 1 中の血液の温度或いは貯血タンク 1 4 の液面レベルが検知され、その検知信号がモジュールユニット 2 1 に出力される。このため、手術室内で作業を行う操作者は、人工心肺回路 1 1 を流動する血液の温度或いは貯血タンク 1 4 の液面レベルを把握することができる。

[0105] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ベースユニット 2 2 にモジュールユニット 2 1 が搭載された状態で、ベースユニット 2 2 の上面側のモジュール接続部 4 4 とモジュールユニット 2 1 の下面側のベース接続部 3 0 とが電氣的に接続される。このため、ベースユニット 2 2 とモジュールユニット 2 1 とが機械的に組み合わされた状態でそれらの電氣的接続も完成することができる。即ち、ベースユニット 2 2 及びモジュールユニット 2 1 の機械的接続と電氣的接続とを 1 回の又は一連の接続動作で両立することができる作業効率の優れた形態を実現することができる。また、ベースユニット 2 2 とモジュールユニット 2 1 とを電氣的に接続するための配線を省略することができる。これにより、配線接続作業の削減を図ることができる。更に、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 の近傍に配置される配線の削減を図ることができ、配線が作業の妨げとなり或いは配線が作業の不能な領域であるデッドスペースを形成してしまうことを抑制することができる。

[0106] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、モジュールユニット 2 1 に外部記憶装置 3 9 を接続できるため、モジュールユニット 2 1 にて取得された情報を外部記憶装置 3 9 に記憶させて保存することができる。

- [0107] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、モジュールユニット 2 1 にサブディスプレイ 3 3 が更に設けられるため、メインディスプレイ 2 9 の故障が発生した場合であっても、操作者は、サブディスプレイ 3 3 を介して必要な情報を把握することができる。
- [0108] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ベースユニット 2 2 にベース側バッテリー 4 5 が内蔵されるため、手術室の停電が生じた場合であっても、ベース側バッテリー 4 5 に蓄電した電気エネルギーをベースユニット 2 2 からモジュールユニット 2 1 のモータ 2 5 に給電することができる。
- [0109] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ベースユニット 2 2 に外部の入力操作装置である外部コントロールパネル 5 2 を接続することができるため、手術室で使用される際に、モジュールユニット 2 1 を介してではなく、外部コントロールパネル 5 2 を介して、操作することができる。このため、より手術室内での操作に適した入力操作装置を用いて人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を操作することができる。
- [0110] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ベースユニット 2 2 に接続されたオートクランプ 1 6 をモジュールユニット 2 1 の制御部 2 7 の制御によって作動させることができる。そして、流量計 1 7 の検知結果に基づいてチューブ 1 5 d を流動する血液に気泡が混入したことが検知されたときにオートクランプ 1 6 を作動させ、チューブ 1 5 d 中の気泡が患者 1 0 0 の体内に侵入してしまうことを防止することができる。このため、患者 1 0 0 の体内への気泡の侵入を防止するための別個のシステムを構築する必要がない。即ち、流量計 1 7 の検知結果に基づいてオートクランプ 1 6 の作動を制御するための制御装置を備え、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 とは別個に構成されるシステムを新たに構築する必要がない。よって、患者 1 0 0 の体内への気泡の侵入を防止するための構成を、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を利用して構築でき、より簡素な構成で実現することができる。
- [0111] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、レベルセンサ 1 9 の検知結果に基づいて貯血タンク 1 4 の液面レベルの低下が検知されたときに、モジ

ジュールユニット 21 の制御部 27 の制御によってオートクランプ 16 を作動させることができる。これにより、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、液面低下に伴って貯血タンク 14 内で液面の上部に露出したチューブ 15 b から気泡が吸い込まれて患者 100 の体内に侵入してしまうことを防止することができる。このため、患者 100 の体内への気泡の侵入を防止するための別個のシステムを構築する必要がない。即ち、レベルセンサ 19 の検知結果に基づいてオートクランプ 16 の作動を制御するための制御装置を備え、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 とは別個に構成されるシステムを新たに構築する必要がない。よって、患者 100 の体内への気泡の侵入を防止するための構成を、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 を利用して構築でき、より簡素な構成で実現することができる。

[0112] また、人工心肺ポンプ用駆動装置 1 によると、ジュールユニット 21 とベースユニット 22 とが接続された状態で、ロック機構 23 により、ジュールユニット 21 及びベースユニット 22 の一方に他方が一体化されるようにロックされる。このため、ベースユニット 22 及びジュールユニット 21 が電氣的に接続された状態で、それらのより強固な機械的結合も実現できる。

[0113] [変形例]

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述の実施の形態に限られるものではなく、請求の範囲に記載した限りにおいて様々な変更が可能である。例えば、次のように変更して実施してもよい。

[0114] (1) 前述の実施形態では、人工心肺ポンプ用駆動装置が適用される人工心肺回路において、流量計、温度センサ、レベルセンサが 1 つずつ設けられた形態を例にとって説明したが、この通りでなくてもよい。人工心肺ポンプ用駆動装置が適用される人工心肺回路において、流量計、温度センサ、レベルセンサが複数設けられた形態が実施されてもよい。また、温度センサ及びレベルセンサのうちのいずれか一方が設けられていない人工心肺回路に対して適用される人工心肺ポンプ用駆動装置が実施されてもよい。また、人工心肺

回路中の血液に関する情報を検知するセンサとして、温度センサ及びレベルセンサ以外のセンサが設けられ、温度センサ及びレベルセンサが設けられていない人工心肺回路に対して適用される人工心肺ポンプ用駆動装置が実施されてもよい。

[0115] (2) 前述の実施形態では、ベースユニットにモジュールユニットが搭載された状態で、ベース接続部とモジュール接続部とが電氣的に接続される形態を例にとって説明したが、この通りでなくてもよい。例えば、ベースユニットとモジュールユニットとが、上下方向ではなく水平方向において並んで組み合わされることで、即ち、前後又は左右方向において並んで組み合わされることで、ベース接続部とモジュール接続部とが電氣的に接続される形態が実施されてもよい。

[0116] (3) 前述の実施形態では、ベースユニットの上面側にモジュール接続部が設けられ、モジュールユニットの下面側にベース接続部が設けられた形態を例にとって説明したが、この通りでなくてもよい。例えば、ベースユニットの側面にモジュール接続部が設けられ、モジュールユニットの側面にベース接続部が設けられた形態が実施されてもよい。

産業上の利用可能性

[0117] 本発明は、人工心肺システムに用いられ、人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する、人工心肺ポンプ用駆動装置として、広く適用することができる。

符号の説明

[0118] 1	人工心肺ポンプ用駆動装置
1 0	人工心肺システム
1 1	人工心肺回路
1 2	人工心肺ポンプ
1 4	貯血タンク
1 5 a、1 5 b、1 5 c、1 5 d	チューブ
1 7	流量計

1 8	温度計
1 9	レベルセンサ
2 1	モジュールユニット
2 2	ベースユニット
2 5	モータ
2 6	モータドライバ
2 7	制御部
2 8	流量計接続部
2 9	メインディスプレイ（表示部）
3 0	ベース接続部
3 1	モジュール側バッテリー
4 2	スイッチング電源
4 3	センサ接続部
4 4	モジュール接続部

請求の範囲

[請求項1]

人工心肺システムに用いられ、人工肺を含む人工心肺回路に血液を循環させる人工心肺ポンプを駆動する、人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

持ち運びが可能な可搬型のモジュールユニット、及び、前記モジュールユニットが着脱可能に接続されるベースユニット、を備え、

前記モジュールユニットは、

当該モジュールユニットの本体であるモジュール本体に組み込まれ又は前記モジュール本体に接続されて前記人工心肺ポンプを駆動するモータと、

外部からの指令の操作入力に基づいて、前記モータを制御する制御部と、

前記人工心肺回路を流動する血液の流量を検知する流量計に対して当該流量計の検知信号を受信可能に接続される流量計接続部と、

少なくとも前記流量計で検知された血液の流量を表示可能なディスプレイとして設けられた表示部と、

前記ベースユニットに対して電氣的に接続されるベース接続部と、

前記モジュール本体に内蔵されるモジュール側バッテリーと、

を含み、

前記ベースユニットは、

外部電源から供給される電流を当該ベースユニットに設けられる機器及び前記モジュールユニットに供給するために変換する電源回路と、

前記人工心肺回路中の血液に関する情報を検知する少なくとも一つのセンサに対して当該センサの検知信号を受信可能に接続されるセンサ接続部と、

前記モジュールユニットに対して前記ベース接続部にて電氣的に接続されるモジュール接続部と、

を含み、

前記ベースユニットは、前記センサの検知信号を前記モジュールユニットに対して出力することを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項2] 請求項1に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、
前記ベースユニットに前記モジュールユニットが搭載された状態で、前記ベース接続部と前記モジュール接続部とが電氣的に接続されることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項3] 請求項1又は請求項2に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、
前記センサとして、前記人工心肺回路中の血液の温度を血液に関する情報として検知する温度センサ、及び、前記人工心肺回路に含まれる貯血タンクの液面レベルを前記人工心肺回路中の血液に関する情報として検知するレベルセンサ、の少なくともいずれかが、前記センサ接続部に接続されることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項4] 請求項1乃至請求項3のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、
前記モジュールユニットに、外部記憶装置が接続される記憶装置接続部が更に設けられていることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項5] 請求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、
前記モジュールユニットに、前記表示部とは異なるディスプレイとして設けられたバックアップ用表示部が更に設けられていることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項6] 請求項1乃至請求項5のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

前記ベースユニットに、当該ベースユニットの本体であるベース本

体に内蔵されるベース側バッテリーが更に設けられていることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項7] 請求項1乃至請求項6のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

前記ベースユニットに、指令の入力操作が行われる外部の入力操作装置が接続される操作装置接続部が更に設けられていることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項8] 請求項1乃至請求項7のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

前記ベースユニットに、前記人工心肺回路に含まれるチューブをクランプして血液の流動を規制可能なクランプ機構に対して当該クランプ機構の作動を制御する制御信号を出力可能に接続されるクランプ接続部が更に設けられ、

前記流量計の検知結果に基づいて前記チューブを流動する血液に気泡が混入したことが検知されたときに、前記モジュールユニットの前記制御部が、前記制御信号を生成するとともに前記ベースユニットを介して前記クランプ機構を制御し、血液の流動が規制されることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

[請求項9] 請求項1乃至請求項8のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

前記ベースユニットに、前記人工心肺回路に含まれるチューブをクランプして血液の流動を規制可能なクランプ機構に対して当該クランプ機構の作動を制御する制御信号を出力可能に接続されるクランプ接続部が更に設けられ、

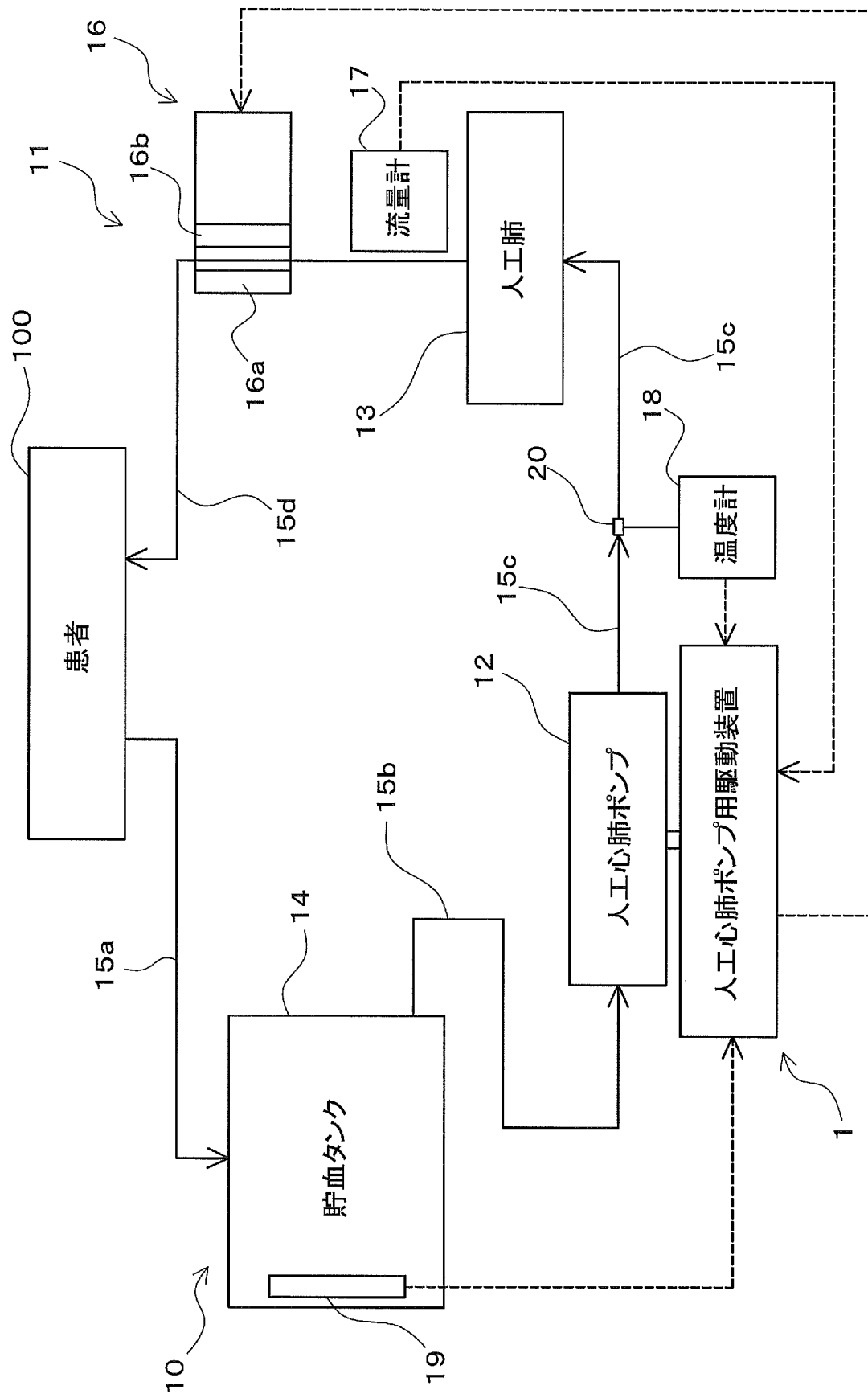
前記レベルセンサの検知結果に基づいて前記貯血タンクの液面レベルが所定のレベルよりも低下したことが検知されたときに、前記モジュールユニットの前記制御部が、前記制御信号を生成するとともに前記ベースユニットを介して前記クランプ機構を制御し、血液の流動が

規制されることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

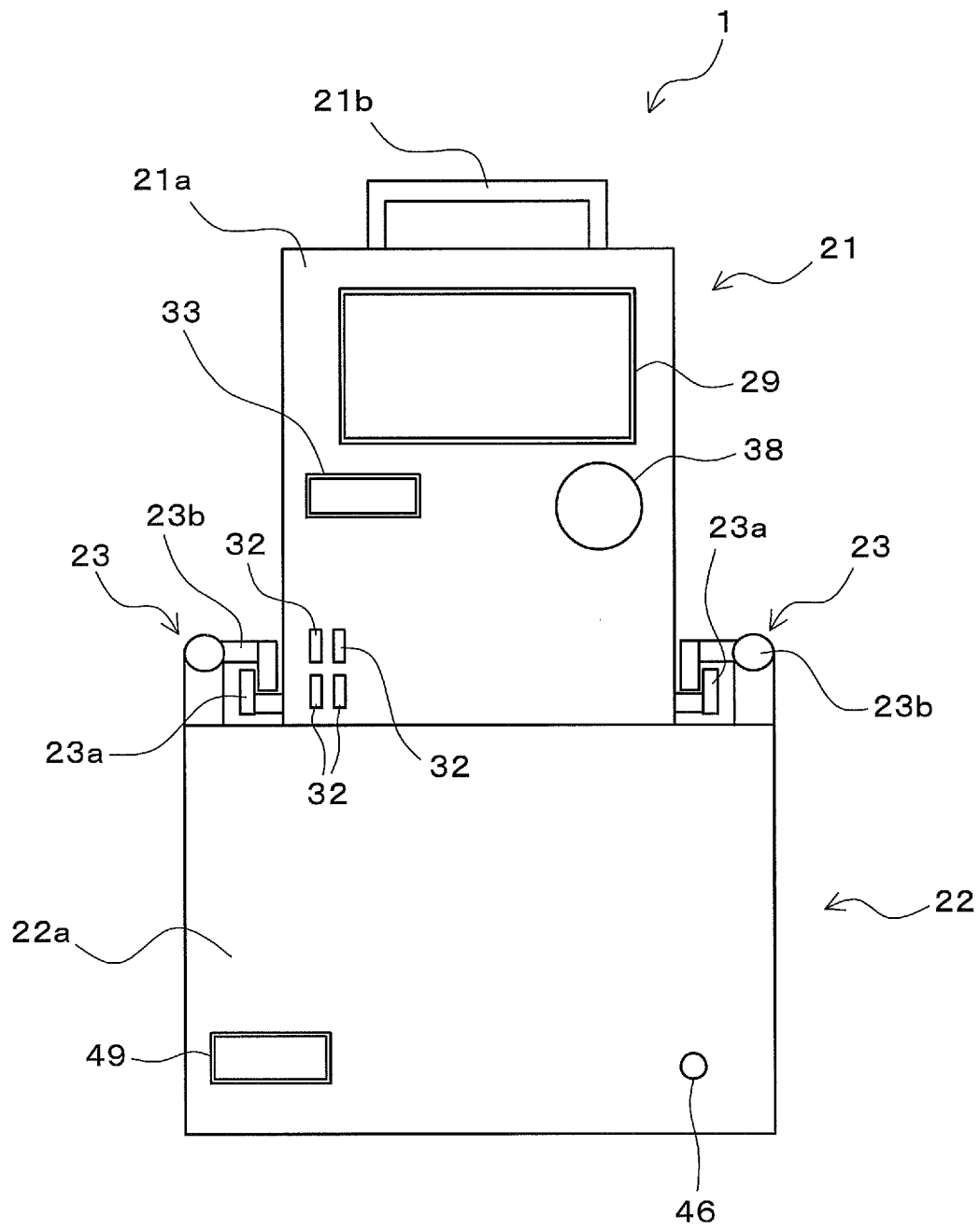
[請求項10] 請求項1乃至請求項9のいずれか1項に記載の人工心肺ポンプ用駆動装置であって、

前記モジュールユニットと前記ベースユニットとが接続された状態で、前記モジュールユニット及び前記ベースユニットの一方に対して他方をロックして一体化するロック機構が更に設けられていることを特徴とする、人工心肺ポンプ用駆動装置。

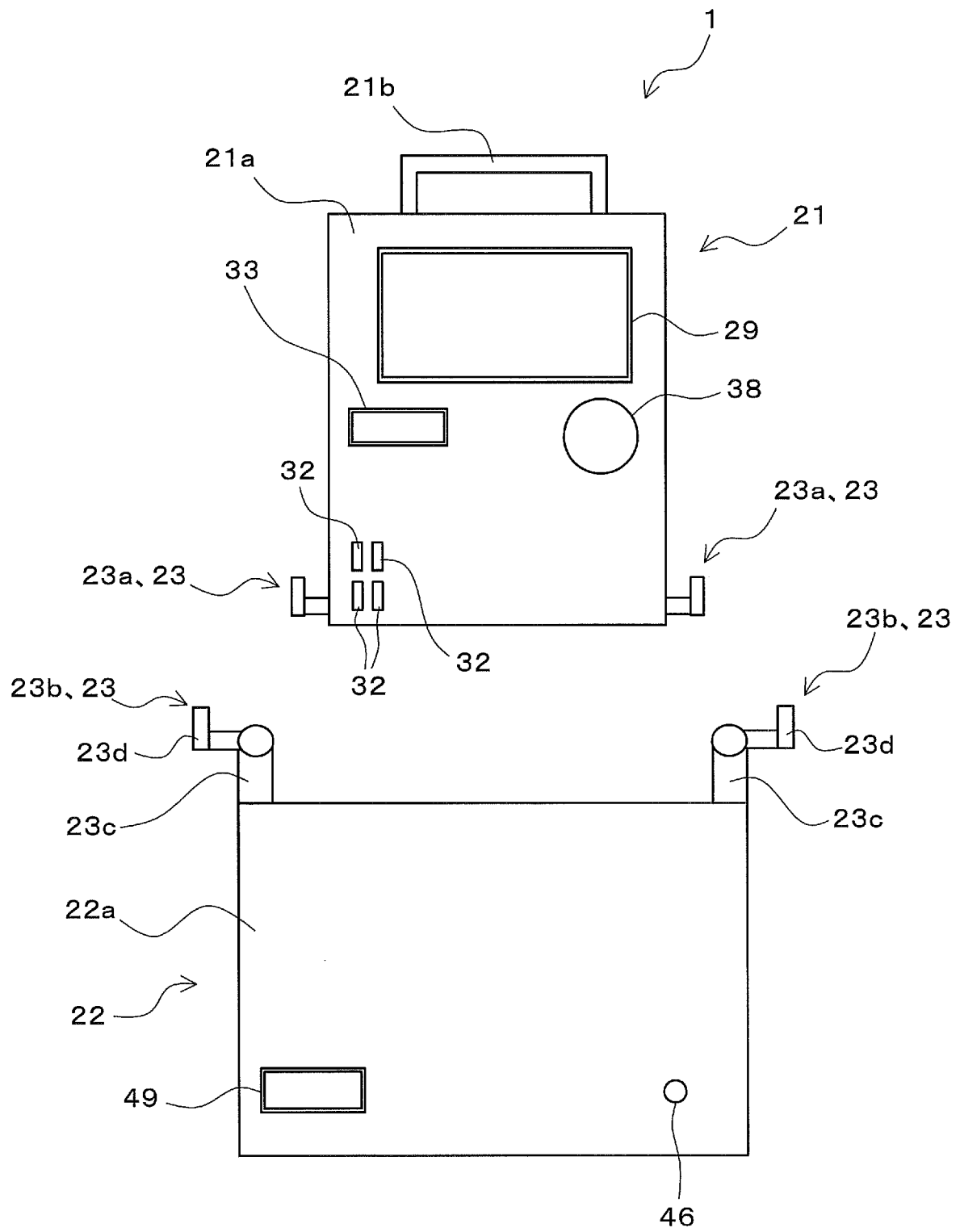
[図1]



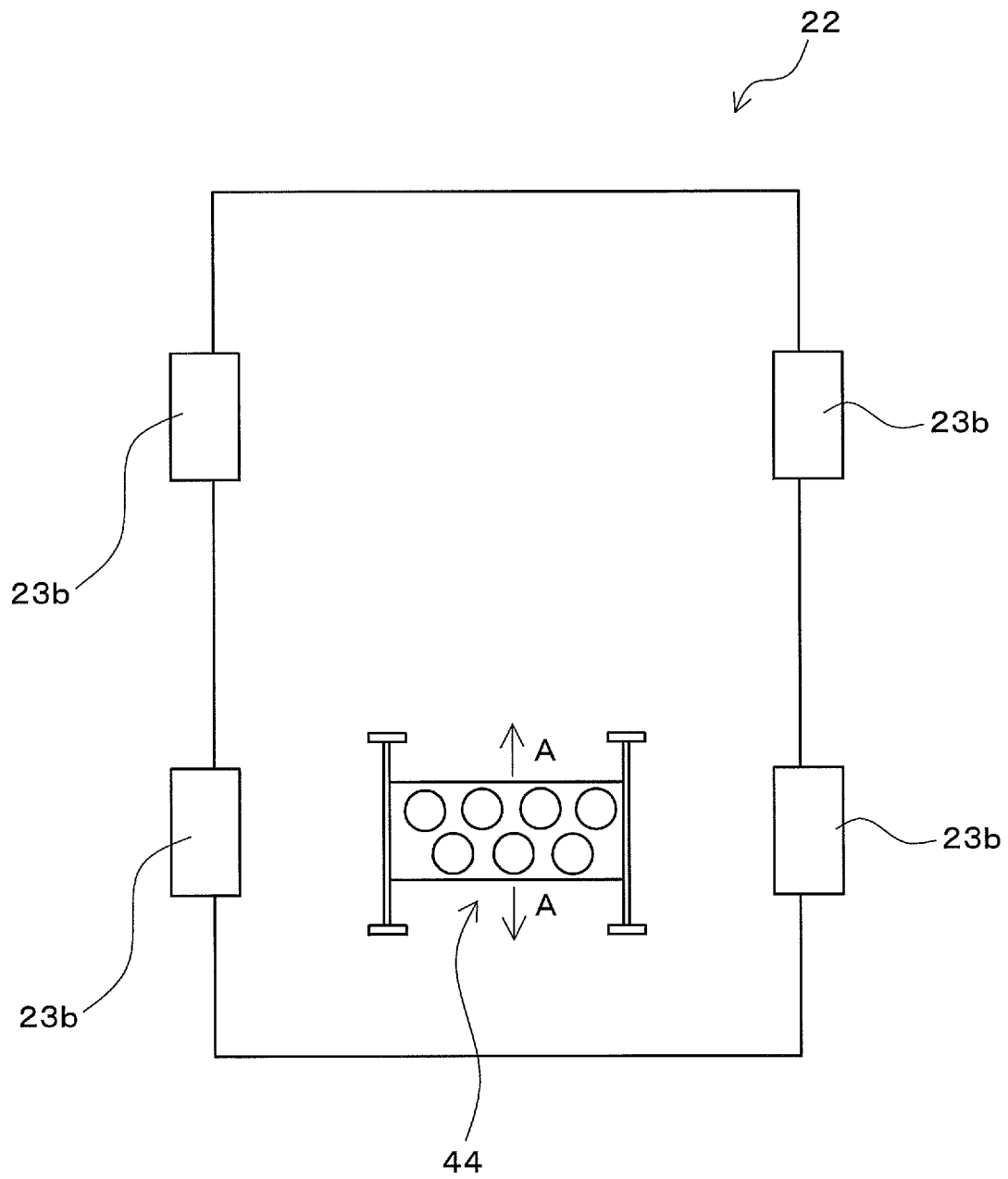
[図2]



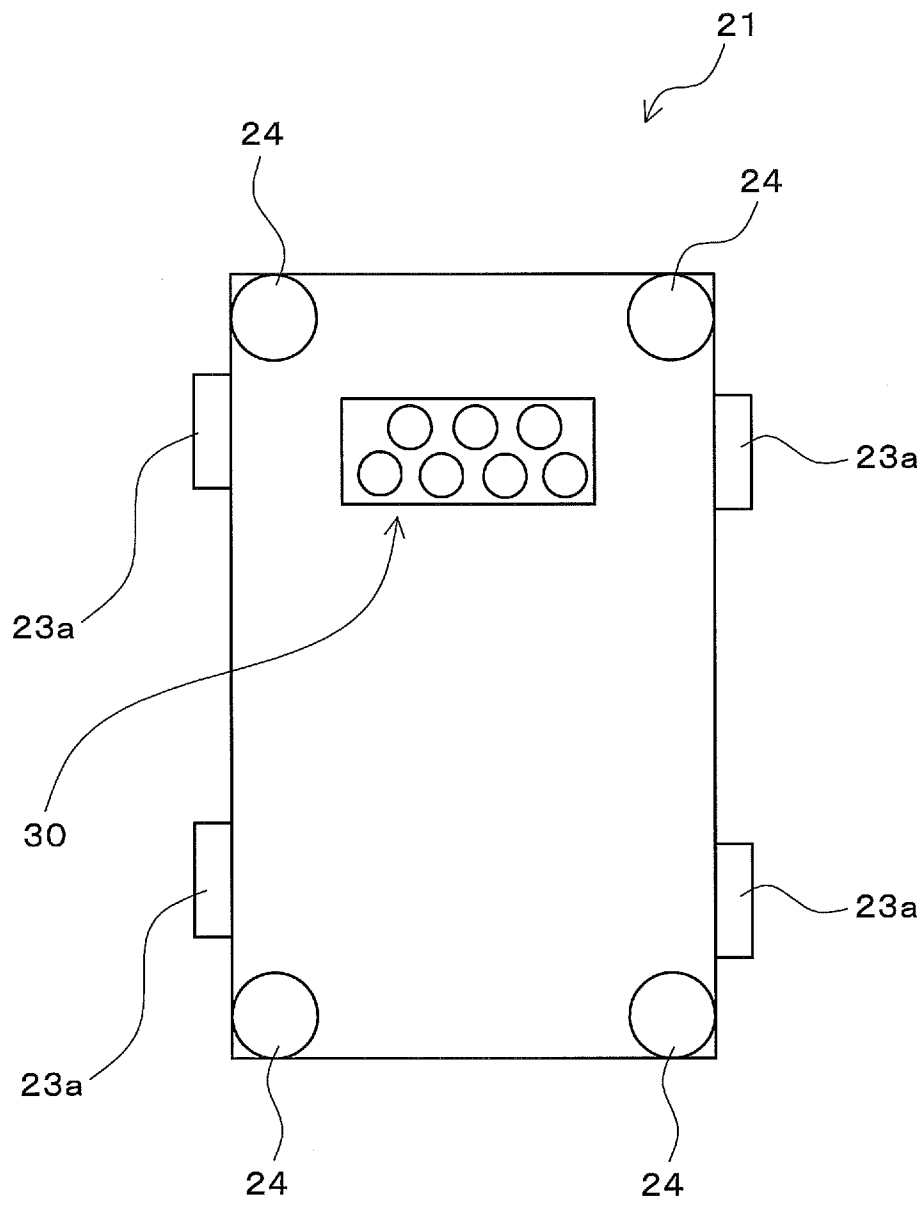
[図3]



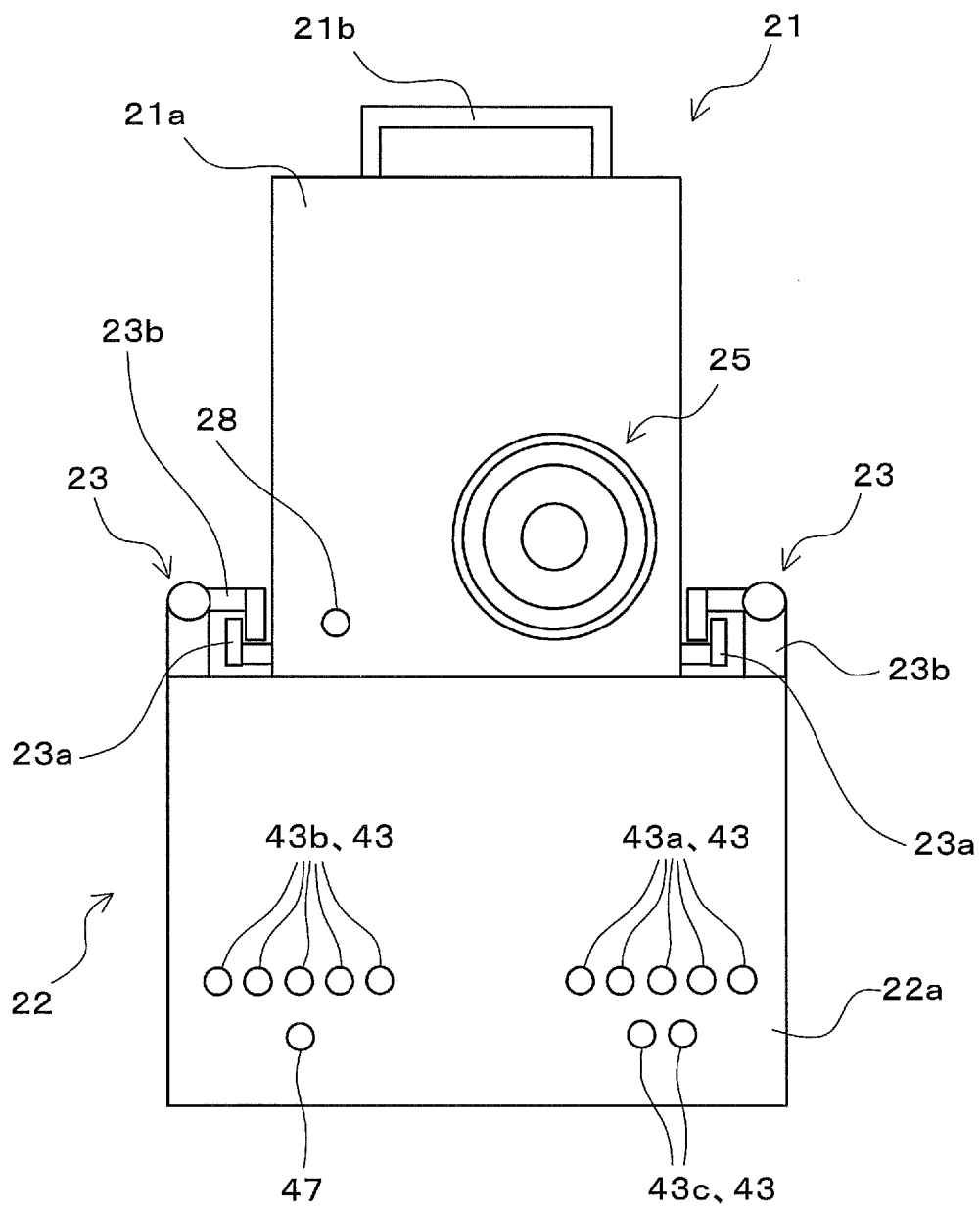
[図4]



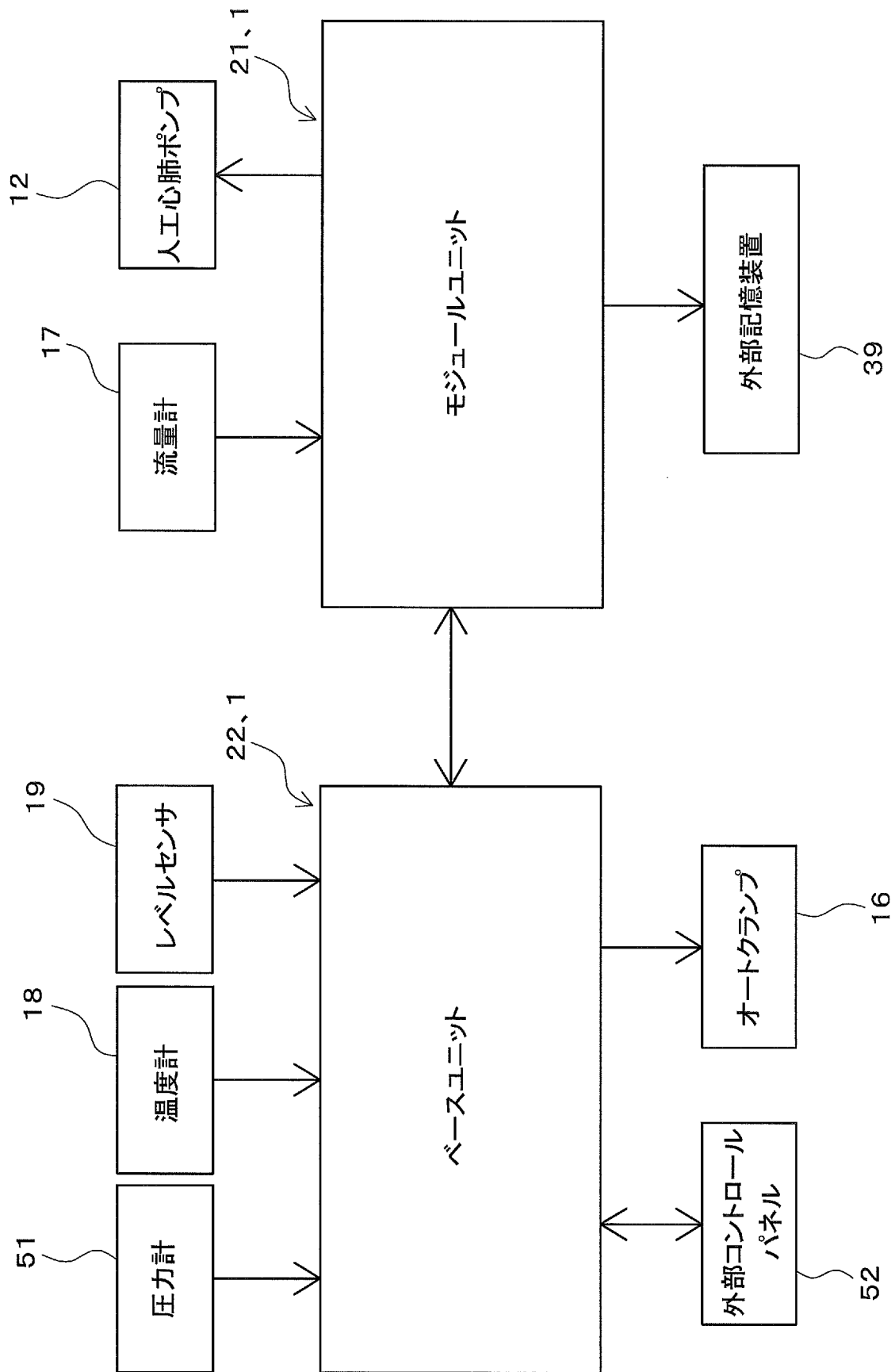
[図5]



[図6]

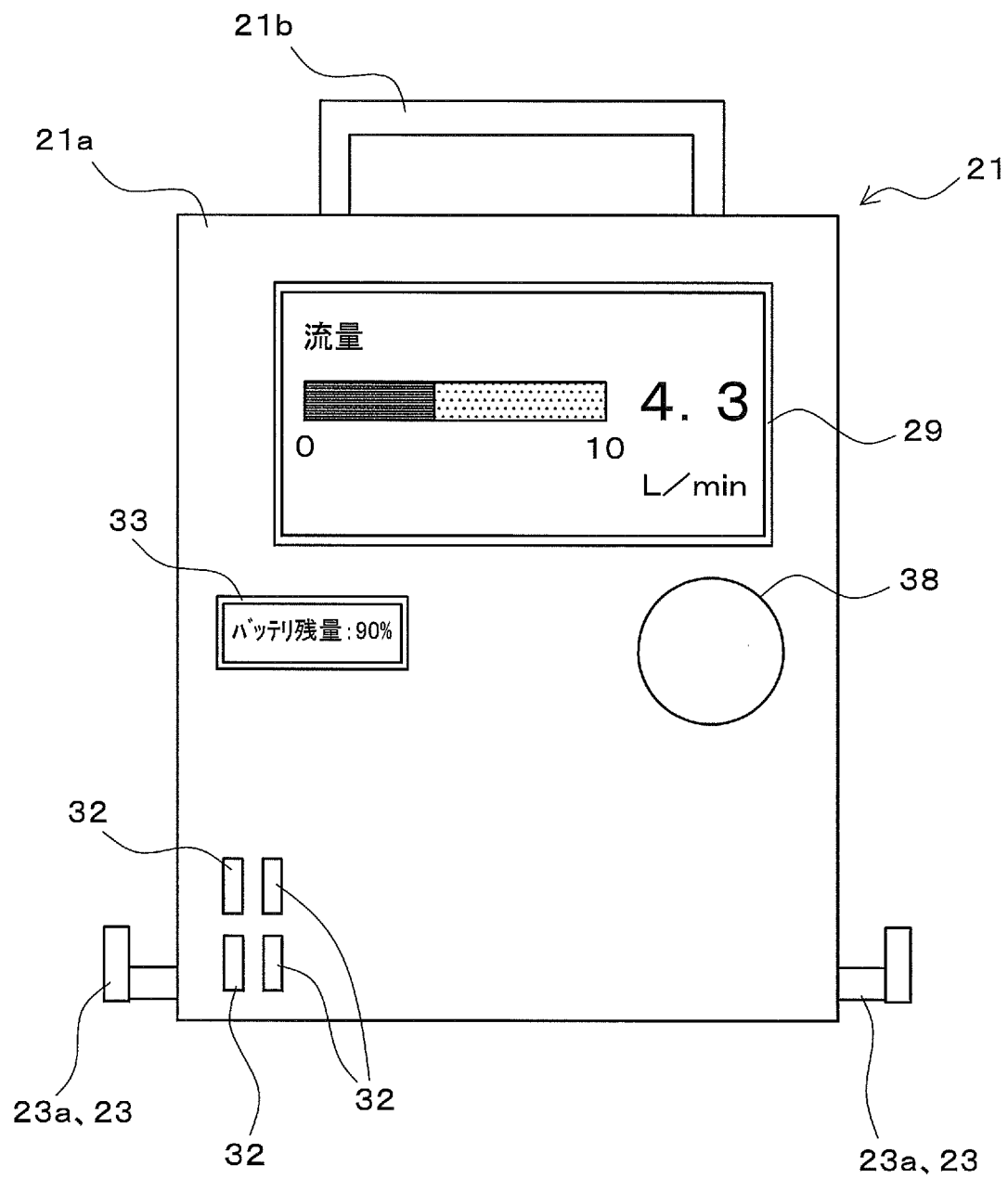


[図7]



The diagram illustrates the internal architecture of a medical device (21). The main body contains several functional blocks: a main display driver (36) connected to a main display (29); a sub display driver (37) connected to a sub display (33); a central control unit (27) that manages the system; a base connection unit (30) for interfacing with an external base unit (22); a power base (34) for power management; a motor driver (26) and motor (25) for mechanical actuation; an A/D converter (35) for signal processing; and a flow meter connection unit (28) for interfacing with a flow meter (17). Additionally, the device includes an artificial heart pump (12), a memory connection unit (32) for interfacing with an external memory device (39), and a module-side battery (31) for power supply. The entire system is designed for integration with an external base unit (22) via the base connection unit (30).

[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/071625

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61M1/00(2006.01) i, A61M1/10(2006.01) n

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)

A61M1/00, A61M1/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-536126 A (Lifebridge Medizintechnik GmbH), 29 October 2002 (29.10.2002), paragraphs [0023] to [0037]; fig. 1 to 6 & US 2005/0027231 A1 & EP 1152782 A1 & WO 2000/047248 A1	1-10
A	JP 2003-210572 A (Terumo Corp.), 29 July 2003 (29.07.2003), paragraphs [0047] to [0049]; fig. 6 & US 2003/0223879 A1 & EP 1331017 A2	1-10
A	JP 2006-142031 A (Lifebridge Medizintechnik GmbH), 08 June 2006 (08.06.2006), paragraphs [0019] to [0042]; fig. 1 to 5 & US 2006/0122551 A1 & EP 1661592 A1	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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
26 August, 2013 (26.08.13)

Date of mailing of the international search report
03 September, 2013 (03.09.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61M1/00(2006.01)i, A61M1/10(2006.01)n

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61M1/00, A61M1/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2002-536126 A (ライフブリッジ メディツィンテックニーク ゲ ゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング) 2002. 10. 29, 段落【0023】 - 【0037】, 第 1-6 図 & US 2005/0027231 A1 & EP 1152782 A1 & WO 2000/047248 A1	1-10
A	JP 2003-210572 A (テルモ株式会社) 2003. 07. 29, 段落【0047】 - 【0049】, 第 6 図 & US 2003/0223879 A1 & EP 1331017 A2	1-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 6 . 0 8 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 3 . 0 9 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

熊谷 健治

3 I

3 8 1 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-142031 A (ライフブリッジ メディツィンテヒニク ゲゼルシャフトミットベシュレンクテルハフツング) 2006.06.08, 段落【0019】 - 【0042】, 第 1-5 図 & US 2006/0122551 A1 & EP 1661592 A1	1-10