

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7689727号
(P7689727)

(45)発行日 令和7年6月9日(2025.6.9)

(24)登録日 令和7年5月30日(2025.5.30)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/145(2006.01) A 6 1 B 5/145

A 6 1 B 5/08 (2006.01) A 6 1 B 5/08

請求項の数 6 (全13頁)

(21)出願番号	特願2021-143690(P2021-143690)	(73)特許権者	000200677
(22)出願日	令和3年9月3日(2021.9.3)		泉工医科工業株式会社
(65)公開番号	特開2023-37132(P2023-37132A)		東京都文京区本郷3丁目2番13号
(43)公開日	令和5年3月15日(2023.3.15)	(74)代理人	100099645
審査請求日	令和6年6月19日(2024.6.19)		弁理士 山本 晃司
		(74)代理人	100161090
			弁理士 小田原 敬一
		(72)発明者	鈴木 利佳
			東京都文京区本郷3丁目2番13号
			泉工医科工業株式会社内
		(72)発明者	鴻池 将義
			東京都文京区本郷3丁目2番13号
			泉工医科工業株式会社内
		審査官	蔵田 真彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 モニタシステムの表示装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の状態を監視するためのモニタシステムの表示装置であって、
前記患者の呼吸に関連する呼吸系データと、前記患者の血液に関連する血液系データとを表示する表示部と、
前記呼吸系データと前記血液系データとが同時に表示されるように、前記表示部を制御する表示制御部とを備え、
前記血液系データは、人工肺の二酸化炭素生産量の経時的な変化を示す人工肺二酸化炭素データを含み、
前記呼吸系データは、生体肺の二酸化炭素生産量の経時的な変化を示す生体肺二酸化炭素データを含み、
前記表示制御部は、前記生体肺二酸化炭素データと前記人工肺二酸化炭素データを、合計生産量に対するそれぞれの割合が面積によって表されるようにグラフィック化して、前記表示部に表示させる、表示装置。

【請求項2】

前記呼吸系データは、前記患者の肺の状態を示すデータを含み、
前記血液系データは、前記患者の血液の状態を示すデータを含む、請求項1に記載の表示装置。

【請求項3】

前記呼吸系データは、呼気終末二酸化炭素分圧の経時的な変化を示すグラフ及び呼吸死

腔量の少なくとも一方を含む、請求項 1 又は 2 に記載の表示装置。

【請求項 4】

前記血液系データは、動脈血の二酸化炭素分圧及び静脈血の二酸化炭素分圧の少なくとも一方を含む、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の表示装置。

【請求項 5】

患者の状態を監視するためのモニタシステムの表示装置であって、
前記患者の呼吸に関連する呼吸系データと、前記患者の血液に関連する血液系データとを
表示する表示部と、
前記呼吸系データと前記血液系データとが同時に表示されるように、前記表示部を制御す
る表示制御部とを備え、

10

前記血液系データは、人工肺の酸素消費量の経時的な変化を示す人工肺酸素データを含み、

前記呼吸系データは、生体肺の酸素消費量の経時的な変化を示す生体肺酸素データを含み、

前記表示制御部は、前記生体肺酸素データと前記人工肺酸素データとを、合計消費量に
対するそれぞれの割合が面積によって表されるようにグラフィック化して、前記表示部に
表示させる、表示装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、酸素化が不足している状態と前記人工肺による酸素化の補助が行われ
ている状態との境界、及び前記補助が行われている状態と前記補助が行われている状態か
ら前記生体肺による酸素化に切り替えられている状態との境界の少なくとも一方が、前記
呼吸系データ及び前記血液系データと同時に表示されるように、前記表示部を制御する、
請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の表示装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血液の体外循環に移行する前、体外循環中、及び体外循環後の患者の状態を監視するモニタシステムの表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、表示装置を備えるモニタシステムが記載されている。この表示装置は、CO₂ガスの排泄量、混合呼気濃度、肺胞換気量、死腔量、及び肺胞気濃度の数値表を表示する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開 2012 - 235943 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

患者の血液の体外循環は、心肺機能の補助及び心肺機能の代行を目的に実施される。そのため、適切且つ安全な体外循環を行うためには、患者の状態を示す様々なパラメータの監視が必要となる。特に、管理が大変な VV - ECMO (Veno-Venous Extra Corporeal Membrane Oxygenation) を実施する際は、患者の生体肺の状態監視と人工肺による血液の酸素化の監視とが必要となる。例えば、血液ガスモニターを使用することによって、血液ガスのパラメータによって示される人工肺による血液の酸素化を監視できる。しかし、血液ガスモニターでは、生体肺の状態を示すパラメータを監視できない。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一態様に係る表示装置は、患者の状態を監視するためのモニタシステムの表示

50

装置であって、前記患者の呼吸に関連する呼吸系データと、前記患者の血液に関連する血液系データとを表示する表示部と、前記呼吸系データと前記血液系データとが同時に表示されるように、前記表示部を制御する表示制御部とを備える。

【発明の効果】

【０００６】

これにより、一つの画面において呼吸系データと血液系データを監視できるので、体外循環が必要な患者の管理が容易となる。

【０００７】

本発明のさらなる特徴は、添付図面を参照して例示的に示した以下の実施例の説明から明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】モニタシステムを説明するための概略図。

【図２】表示装置の概略図であり、Ａは正面図、Ｂは側面図、Ｃは背面図である。

【図３】判断画面の概略図。

【図４】呼吸系画面の概略図。

【図５】血液系画面の概略図。

【図６】画面表示処理のフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

以下、本発明を実施するための例示的な実施形態を、図面を参照して詳細に説明する。ただし、以下の実施形態において説明する寸法、材料、形状及び構成要素の相対的な位置は任意に設定でき、本発明が適用される装置の構成又は様々な条件に応じて変更できる。また、特別な記載がない限り、本発明の範囲は、以下に具体的に記載された実施形態に限定されない。

【００１０】

〔第１実施形態〕

図１に示すモニタシステム３００は、体外循環に移行する前、体外循環中、及び体外循環後の患者の状態を監視するために用いられる。モニタシステム３００は、表示装置３０と、患者Ｐの血液の体外循環を行う体外循環システム１００と、呼吸補助システム２００とを備えている。例えば、呼吸補助システム２００は、人工呼吸器又は吸入麻酔システム等であり、図１の例では人工呼吸器が設けられている。ただし、モニタシステム３００は、体外循環システム１００及び呼吸補助システム２００の少なくとも一方から表示装置３０に表示させるデータを取得してもよい。この場合、モニタシステム３００は、体外循環システム１００及び呼吸補助システム２００を備えていなくともよい。さらに、モニタシステム３００は、外部の医療用装置から表示装置３０に表示させるデータを取得してもよい。

【００１１】

〔体外循環システム１００〕

例えば、体外循環システム１００は、患者Ｐの血液の循環動作と、血液に対する酸素の付加及び二酸化炭素の除去とを行う。そのために、体外循環システム１００は、脱血回路の一例である脱血ライン１１２と、血液を移送する送血回路の一例である送血ライン１１３とを備えている。また、体外循環システム１００は、送血ライン１１３を介して送血側血液を患者Ｐの体内へ送血する送血ポンプ１１４を備えている。さらに、体外循環システム１００は、血液中の二酸化炭素を排出して血液に酸素を付加する人工肺１１５を備えている。

【００１２】

脱血ライン１１２には、患者の血液に関連する血液系データを検出する脱血側センサＳ１が設けられている。例えば、血液系データは、血液の体外循環の過程で得られるデータであり、酸素分圧及び二酸化炭素分圧等が含まれる。また、送血ライン１１３には、血液

10

20

30

40

50

系データを検出する送血側センサＳ２が設けられている。さらに、体外循環システム１００は、不図示の循環制御装置を備えており、循環制御装置は体外循環システム１００の全体を制御する。そして、体外循環システム１００を構成する各部から血液系データ（例えば、スイープガスの圧力等）が、循環制御装置によって取得される。例えば、脱血側センサＳ１は、脱血ライン１１２を流れる脱血側血液から検出した血液系データを循環制御装置へ送信する。また、送血側センサＳ２は、送血ライン１１３を流れる送血側血液から検出した血液系データを循環制御装置へ送信する。

【００１３】

なお、体外循環システム１００は、患者Ｐから血液系データを検出する他の検出装置をさらに備えていてもよい。一例として、当該他の検出装置はパルスオキシメータであり、経皮的動脈血酸素飽和度を検出する。制御部３２は、不図示の記憶部を備えており、生体肺の酸素消費量及び二酸化炭素生産量と、人工肺１１５の酸素消費量及び二酸化炭素生産量とを、検出又は算出した時刻と関連付けて記憶する。なお、それぞれの時刻は、同一の時間軸で表示できるように同期されている。

10

【００１４】

脱血ライン１１２には、脱血流量調整部（不図示）が設けられている。この脱血流量調整部は、送血ポンプ１１４のモータの回転数によって脱血流量を調整する。具体的には、モータの回転数が上がると脱血流量が増加し、モータの回転数が下がると脱血流量が減少する。代替的に、脱血流量調整部は、クランプ部材及びその駆動部を有していてもよい。手動により又はモータ等の駆動部の駆動力により、脱血流量調整部のクランプ量（挟込量）を調整できる。これにより、脱血ライン１１２の断面積を変化させて、脱血ライン１１２を流れる脱血流量を調整できる。また、送血ライン１１３に送血流量調整部が設けられていてもよい。この送血流量調整部は、一例としてクランプ部材であり、手動により、又はクランプ部材に接続されたモータからの駆動力により、クランプ量を調整できる。これにより、送血ライン１１３の断面積を変化させて、送血ライン１１３を流れる送血流量を調整できる。

20

【００１５】

送血ポンプ１１４は、モータによりインペラ羽根を回転させて、人工肺１１５に送血する遠心ポンプである。また、送血ポンプ１１４のモータは、循環制御装置から出力される制御信号によって回転数が制御される。そして、送血ポンプ１１４は、増減される回転数に応じた流量の血液を送血する。代替的に、送血ポンプ１１４は、回転ローラがチューブを押し潰しながら回転移動することにより、チューブ内の血液を吸引及び押し出すローラポンプであってもよい。

30

【００１６】

人工肺１１５は、例えば、気体透過性に優れた中空糸膜又は平膜等を備えており、血液中の二酸化炭素を排出して酸素を付加する。また、人工肺１１５は、血液の温度を調整するための熱交換部を有している。具体的に、患者Ｐの体外に脱血又は誘導された酸素付加前の静脈血は、人工肺１１５へ送血される。そして、人工肺１１５は、静脈血から熱交換部の外周に配置されたフィルタによって、気泡を分離する。その後、人工肺１１５は、熱交換部によって静脈血を温調する。さらに、人工肺１１５は、ガス交換部によって、ガス交換エレメントを介して静脈血を動脈血化する。すなわち、人工肺１１５は、酸素を付加し且つ二酸化炭素を除去する。そして、人工肺１１５は、ガス交換部の内周に配置されたフィルタによって、酸素付加後の動脈血から凝固塊を分離する。その後、動脈血は、送血ライン１１３を通して患者Ｐへと送血される。なお、体外循環システム１００には、体外循環される血液中の気泡、異物及び白血球を除去するためのラインフィルタが設けられてもよい。

40

【００１７】

人工肺１１５は、ガス供給部（不図示）に接続されており、ガス供給部から医療用ガスが人工肺１１５に供給される。この医療用ガスは、酸素及び空気からなる混合ガスであり、必要に応じて二酸化炭素がさらに加えられる。ガス供給部においては、血液系データと

50

して医療用ガスの流量が検出される。また、人工肺 1 1 5 には温度プローブが設けられており、血液系データとして温度データが循環制御装置に送信される。また、人工肺 1 1 5 に流入及び流出するガスを分析するガス分析器（不図示）が設けられていてもよい。例えば、ガス分析器は、血液系データとして流入ガス及び流出ガスの酸素濃度並びに二酸化炭素濃度を、血液系データとして検出する。そして、ガス分析器は、検出した酸素濃度並びに二酸化炭素濃度を循環制御装置に送信する。

【 0 0 1 8 】

[呼吸補助システム 2 0 0]

呼吸補助システム 2 0 0 は、操作パネル、ガス供給部、ガス混合部、及び圧力調整部等を備える本体部 2 0 1 と、本体部 2 0 1 から患者に酸素及び空気の混合ガスを送気するための呼吸回路 2 0 2 と、混合ガスを加湿するための加湿部 2 0 3 とを備えている。また、本体部 2 0 1 には、不図示の呼吸制御装置を備えており、呼吸制御装置は呼吸補助システム 2 0 0 の全体を制御する。そして、呼吸補助システム 2 0 0 を構成する各部から呼吸系データ（例えば、混合ガス流量等）が、呼吸制御装置によって取得される。

10

【 0 0 1 9 】

さらに、呼吸補助システム 2 0 0 は、呼吸系データの検出装置 2 0 4 を備えている。検出装置 2 0 4 は、生体肺の状態を検出する装置であり、例えば患者の呼気から検出したデータを表示装置 3 0、又は呼吸補助システム 2 0 0 の呼吸制御装置に送信する。一例として検出装置 2 0 4 は、呼気中の二酸化炭素の濃度を測定するカブノグラフィである。

20

【 0 0 2 0 】

[表示装置 3 0]

表示装置 3 0 は、患者の呼吸に関連する呼吸系データと、患者の血液に関連する血液系データとを表示する表示部の一例として、入力表示部 3 1 を備えている。また、表示装置 3 0 は、表示装置 3 0 の全体を制御する制御部 3 2 を備えている。そして、入力表示部 3 1 は、制御部 3 2 に有線又は無線接続されている。一例として、入力表示部 3 1 は、表示を行い且つ入力を受け付けるタッチパネルである。代替的に、表示を行う表示部と入力を受け付ける入力部とが別体であってもよい。例えば、表示部は、液晶ディスプレイ又は有機 E L ディスプレイであり、単体のディスプレイ又は複数のディスプレイである。また、入力部は、キーボード、テンキー又は各種スイッチを含む操作部である。

【 0 0 2 1 】

30

図 2 を参照して説明すると、表示装置 3 0 は、図 2 A に示すように入力表示部 3 1 の一例であるタッチパネルを有する本体部 3 8 を備えている。そして、制御部 3 2 を構成するプロセッサ及びメモリは、本体部 3 8 に内蔵されている。また、図 2 B に示すように、表示装置 3 0 は、入力表示部 3 1 を保持するホルダー 3 6 を備えている。そして、表示装置 3 0 は、ホルダー 3 6 によって患者が横たわるベッド、体外循環システム 1 0 0 の一部、又は呼吸補助システム 2 0 0 の一部に固定される。

【 0 0 2 2 】

さらに、表示装置 3 0 には、図 2 C に示すように複数の拡張カートリッジ 3 9 が取り付け可能である。拡張カートリッジ 3 9 を取り付け又は交換することによって、表示装置 3 0 が表示するデータの種類を追加又は変更できる。この点、表示可能なデータが限定されていると、表示装置 3 0 において、データを集約したグラフの描画を行うことができない。一方、表示装置 3 0 によれば、拡張カートリッジ 3 9 の組合せを変えることによって、様々なデータを組み合わせで検出及び表示できる。そのため、様々なデータを組み合わせで、医学的に新しい指標を得ることができる。さらに、拡張カートリッジ 3 9 には、センサーケーブル（不図示）を接続できる。これにより、体外循環システム 1 0 0 又は呼吸補助システム 2 0 0 が接続されていなくても、呼吸系データ及び血液系データを取得して、患者の状態を監視できる。

40

【 0 0 2 3 】

制御部 3 2 は、不図示のプロセッサを有している。一例として、制御部 3 2 のプロセッサは、C P U（Central Processing Unit）、又は M P U（Micro-Processing Unit）

50

であり、メモリに記憶されたプログラムに基づいて、表示装置 30 の全体を制御すると共に、各種処理についても統括的に制御する。また、制御部 32 は、記憶部の一例として、コンピューター読み取り可能な非一時的記録媒体（不図示）を有している。そして、記憶部は、表示装置 30 の制御プログラムを記憶している。また、記憶部は、プロセッサが動作するためのシステムワークメモリである RAM（Random Access Memory）、並びにプログラム及びシステムソフトウェアを格納する ROM（Read Only Memory）、HDD（Hard Disc Drive）及び SSD（Solid State Drive）等の記憶装置を含む。

【0024】

なお、制御部 32 は、CD（Compact Disc）、DVD（Digital Versatile Disc）、CF（Compact Flash）カード、及び USB（Universal Serial Bus）メモリ等の可搬記録媒体、又はインターネット上のサーバー等の外部記憶媒体に記憶されたプログラムに従って表示装置 30 を制御することもできる。制御プログラムは、コンピューターとしての制御部 32 を、取得部 33、表示制御部 34、及び作成部 35 として機能させる。すなわち、制御部 32 は、コンピューターハードウェアとソフトウェアとの組み合わせによって実現される論理的装置として、取得部 33、表示制御部 34、及び作成部 35 を有している。

10

【0025】

取得部 33 は、呼吸補助システム 200 から呼吸系データを取得し、体外循環システム 100 から血液系データを取得する。例えば、呼吸系データは、患者の肺の状態を示すデータを含み、患者の呼気から検出されるデータ及び当該データに基づいて算出又は推測されるデータ等である。また、血液系データは、患者の血液の状態を示すデータを含み、患者の血液から検出されるデータ及び当該データに基づいて算出又は推測されるデータ等である。さらに、呼吸系データは、呼気終末二酸化炭素分圧の経時的な変化を示すデータ、及び呼吸死腔量の少なくとも一方を含んでもよい。また、血液系データは、動脈血の二酸化炭素分圧及び静脈血の二酸化炭素分圧の少なくとも一方を含んでもよい。さらに、血液系データは、人工肺の酸素消費量の経時的な変化を示す人工肺酸素データと、人工肺の二酸化炭素生産量の経時的な変化を示す人工肺二酸化炭素データとを含んでもよい。また、呼吸系データは、生体肺の酸素消費量の経時的な変化を示す生体肺酸素データと、生体肺の二酸化炭素生産量の経時的な変化を示す生体肺二酸化炭素データとを含んでもよい。

20

30

【0026】

代替的に、取得部 33 は、体外循環システム 100 及び呼吸補助システム 200 を構成しない外部検出装置又は他の医療用装置から、呼吸系データ及び血液系データの少なくとも一方を取得してもよい。なお、取得部 33 が取得して入力表示部 31 が表示する呼吸系データ及び血液系データは、上記のデータには限定されない。

【0027】

また、血液系データは、動脈酸素分圧 PaO_2 、静脈酸素分圧 PvO_2 、動脈二酸化炭素分圧 $PaCO_2$ 、静脈二酸化炭素分圧 $PvCO_2$ 、酸素分圧 PO_2 、二酸化炭素分圧 PCO_2 、血液中の酸とアルカリのバランスを示すペーハー pH、カリウム濃度 K^+ 、ナトリウム濃度 Na^+ 、ラクトート濃度 Lac、動脈血温度 T_a 、静脈血温度 T_v 、血液に占める赤血球の割合であるヘマトクリット値 HCT、血液中に含まれるヘモグロビンの量である血色素量 Hgb、酸素飽和度 SO_2 、動脈酸素飽和度 SaO_2 、静脈酸素飽和度 SvO_2 、血液を体外において循環する流量である血液灌流量 Q 、経皮的動脈血酸素飽和度 SPO_2 、人工肺へ流すスイープガスの流量であるスイープガス流量 SWEEP GAS F、人工肺へ流すスイープガスの圧力であるスイープガス圧 SWEEP GAS P IN、人工肺から流れて出るスイープガスの圧力であるスイープガス圧 SWEEP GAS P OUT、人工肺スイープガス入口の圧力である SWEEP GAS P IN から人工肺スイープガス出口の圧力である SWEEP GAS P OUT を減算して得られる値 $SWEEP GAS \Delta P$ 、スイープガス酸素濃度 $SWEEP GAS FIO_2$ 、血液の温度である温度 Temp、送血圧である圧力 Press、人工肺入口の圧力である入口圧 P IN、人工肺出口の圧力である出口圧 P OUT、人工肺入口圧から人工肺出口圧を減算して得られる値 ΔP 、pH を正常に戻すために増減

40

50

が必要な酸の量であるベースエクセス値BE、血漿中の HCO_3^- 濃度である重炭酸イオン濃度 HCO_3^- 、一分間で消費する酸素の量である酸素消費量 VO_2 、一分間で運搬される酸素の量である酸素運搬量 DO_2 、体表面積当たりの一分間で消費する酸素量である酸素消費量インデックス VO_{2i} 、体表面積当たりの一分間で運搬される酸素量である酸素運搬量インデックス DO_{2i} 、酸素運搬量に対する酸素消費量の割合である酸素摂取率 O_2ER 、二酸化炭素生産量に対する酸素運搬量の割合であるRanucci比率 DO_2/VCO_2 、酸素消費量に対する二酸化炭素生産量の割合である呼吸商RQ、麻酔ガス摂取量VAA、及び安静時エネルギー消費量REEを含んでいてもよい。

【0028】

さらに、血液系データは、人工肺又は患者の生体肺の状態を示すデータを含んでいてもよい。例えば、当該データは、生体肺酸素消費量 $\text{V}'\text{O}_2 \text{ NL}$ 、生体肺二酸化炭素生産量 $\text{V}'\text{CO}_2 \text{ NL}$ 、人工肺と生体肺の酸素消費量の合計である酸素消費量 $\text{V}'\text{O}_2 \text{ TOTAL}$ 、人工肺と生体肺の二酸化炭素生産量の合計である二酸化炭素生産量 $\text{V}'\text{CO}_2 \text{ TOTAL}$ 、生体肺及び人工肺の酸素消費量の合計に対する生体肺酸素消費量の割合である酸素消費量イメージ $\text{V}'\text{O}_2 \text{ image}$ 、生体肺及び人工肺の二酸化炭素生産量の合計に対する生体肺二酸化炭素生産量の割合である二酸化炭素生産量イメージ $\text{V}'\text{CO}_2 \text{ image}$ 、人工肺死腔量 VD ML 、生体肺死腔量 VD NL 、人工肺の PaO_2 と FiO_2 の比であるP/F ML、生体肺の PaO_2 と FiO_2 の比であるP/F NL、人工肺入口二酸化炭素濃度SWEEP GAS FICO_2 、人工肺出口二酸化炭素濃度SWEEP GAS FECO_2 、人工肺入口酸素濃度SWEEP GAS FIO_2 、人工肺出口酸素濃度SWEEP GAS FEO_2 、人工肺出口ガス温度TE、人工肺出口体温T、人工肺入口麻酔ガス濃度FIAA、及び人工肺出口麻酔ガス濃度FEAAを含んでいてもよい。

【0029】

また、呼吸系データは、人工肺酸素消費量 $\text{V}'\text{O}_2 \text{ ML}$ 、人工肺二酸化炭素生産量 $\text{V}'\text{CO}_2 \text{ ML}$ 、一回の吸気量である吸気量 VI 、一回の呼気量である呼気量 VE 、ガス交換がない無効な換気量である呼吸死腔量 VD_{resp} 、ガス交換があり有効な換気量である肺胞換気量 VA 、混合呼気二酸化炭素濃度 FECO_2 、一分間で生産した二酸化炭素の量である二酸化炭素生産量 VCO_2 、呼気終末二酸化炭素分圧 ETCO_2 、気道死腔量 VD_{aw} 、肺胞気二酸化炭素濃度 FA CO_2 、一分間の呼吸数である呼吸数RR、気道にかかる内圧である気道内圧 Paw 、食道にかかる内圧である食道内圧 Pes 、気道内圧から食道内圧を引いた値である経肺圧 PL 、 PaO_2 と FiO_2 の比であるP/F、肺の膨らみやすさを表す指標である肺コンプライアンスCL、呼気終末陽圧PEEP、デスフルレン摂取量DES、セボフルレン摂取量SEV、及びイソフルレン摂取量ISOを含んでいてもよい。

【0030】

表示制御部34は、取得部33が取得した呼吸系データと血液系データとが同時に表示されるように、入力表示部31を制御する。また、表示制御部34は、生体肺酸素データと人工肺酸素データとが並んで表示されるように、入力表示部31を制御してもよい。さらに、表示制御部34は、生体肺二酸化炭素データと人工肺二酸化炭素データとが並んで表示されるように、入力表示部31を制御してもよい。

【0031】

一例として図3に示すECMO用の判断画面では、呼吸系データを表示する呼吸系データ領域DA1と、血液系データを表示するその他の領域とが含まれており、入力表示部31によって同時に表示されている。その他の領域には、グラフィックデータ領域DA2、グラフデータ領域DA3、動脈血データ領域DA4、静脈血データ領域DA5、電解質データ領域DA6、ガス/圧力データ領域DA7、及び肺データ領域DA8が含まれている。なお、図3の各領域においては略号で示されているが、実際の画面では各領域に数値が表示されている。代替的に、表示制御部34は、略号で示されている部分を医療従事者がタッチ操作することによって、各略号に対応するデータの数値を画面に表示させてもよい。

【0032】

グラフィックデータ領域DA2には、人工肺酸素データの一例である時系列毎の人工肺酸素消費量 $\text{V}'\text{O}_2 \text{ ML}$ と、生体肺酸素データの一例である時系列毎の生体肺酸素消費量 $\text{V}'\text{O}_2$

10

20

30

40

50

NLとを、それぞれの割合が面積によって表されるようにグラフィック化した酸素消費量画像が表示されている。これにより、入力表示部31は、生体肺酸素データと人工肺酸素データとを並べて表示している。また、グラフィックデータ領域DA2には、人工肺二酸化炭素データの一例である時系列毎の人工肺二酸化炭素生産量 $V'\text{CO}_2$ MLと、人工肺二酸化炭素データの一例である時系列毎の生体肺二酸化炭素生産量 $V'\text{CO}_2$ NLとを、それぞれの割合が面積によって表されるようにグラフィック化した二酸化炭素生産量画像が表示されている。これにより、入力表示部31は、生体肺二酸化炭素データと人工肺二酸化炭素データとを並べて表示している。なお、「NL」は生体肺を示す略号であり、「ML」は人工肺を示す略号である。

【0033】

グラフデータ領域DA3には、時系列毎の人工肺死腔量VD ML及び時系列毎の生体肺死腔量VD NLとが表示されている。なお、グラフィックデータ領域DA2及びグラフデータ領域DA3の横軸は日数(day)であるが、時間(hour)であってもよい。

【0034】

図3に示す判断画面は、患者からECMOを外すか否かを判断するためのデータを医療従事者に提供する。すなわち、判断画面では、生体肺のガス交換に関する血液系データと呼吸系データとを一画面に表示する。これにより、判断画面は、血液ガスの検出による血液系データの監視に加えて、患者の生体肺の状態を示す呼吸系データを監視する機能を持つ。そのため、医療従事者は、生体のガス交換状況の変化を連続してモニターできる。そして、医療従事者は、生体肺及び人工肺の変化を容易に監視できるので、安全な体外循環を実施できる。

【0035】

通常人間は、組織を維持するために年齢、性別、及び体格に応じた酸素需要量を、自身が呼吸することにより酸素を取り込むと共に、二酸化炭素の排泄を行っている。この生体肺によるガス交換機能に、ウィルス性肺炎等によって重度な障害が生じることがある。この場合、生体肺機能を補助する人工呼吸器を使用する。肺炎がさらに悪化すると、人工呼吸器だけでは適切なガス交換が維持出来なくなる。そのため、ECMOを使用してガス交換を維持する。ECMOは、主に呼吸と循環の2つの補助を行うVA-ECMOと、呼吸補助のみを実施するVV-ECMOとが有る。そして、患者の状態に応じてVA-ECMOかVV-ECMOが選択される。ここで、ウィルス性肺炎のように、肺のみが重症化した症例においては、生体肺を休ませること(ラングレスト)を目的としたVV-ECMOが選択される。

【0036】

VV-ECMOでは、静脈脱血及び静脈送血が行われ、送血及び脱血の場所が必然的に近傍となる。これにより、酸素化した血液と酸素化していない血液が混ざるリサキュレーションが生じるため、人工肺によるガス交換効率が低下する。また、生体肺の肺胞を膨らませた状態を維持するため、生体肺によるガス交換も最低限維持される。したがって、VV-ECMOを実施するときのガス交換は、人工肺及び生体肺で行われることになる。そのため、患者にとって最適なガス交換状態を維持するためには、人工肺と生体肺の両方の状態を監視して管理することが必要になる。この点、判断画面では、血液系データと呼吸系データとを一画面に表示する。これにより、一つの表示装置30において両データを監視できるので、体外循環が必要な患者の管理が容易となる。

【0037】

特に、判断画面では、ECMOによる処置を開始する開始タイミング、ECMOによる処置を終了する終了タイミング、及び患者の状態の変化タイミングを一画面において判断できる。具体的に、図3を参照して、開始タイミング、終了タイミング、及び変化タイミングについて説明する。なお、説明の便宜上、図3においては、グラフィックデータ領域DA2に、第1状態TR1、第2状態TR2、及び第3状態TR3を矢印付き直線で示している。

【0038】

10

20

30

40

50

患者の状態は、生体肺が悪化して酸素化が不足していく第1状態TR1から、人工肺による酸素化の補助が行われる第2状態TR2へと移行する。さらに、患者の状態は、第2状態TR2から、生体肺が回復して生体肺による酸素化に切り替える第3状態TR3へと移行する。第1状態TR1及び第3状態TR3では、人工呼吸器による補助が行われる。そして、第2状態TR2では、人工呼吸器に加えて、ECMOによる補助が行われる。そして、グラフィックデータ領域DA2においては、第1状態TR1と第2状態TR2との境界が変化タイミングであり且つ開始タイミングである。また、第2状態TR2と第3状態TR3との境界が変化タイミングであり且つ終了タイミングである。そのため、医療従事者は、判断画面を見ながら、ECMOによる処置の開始と終了を判断できる。

【0039】

10

例えば、表示装置30は、呼吸系データとして、呼気終末二酸化炭素分圧ETCO₂の経時的な変化を示すグラフ、及び呼吸死腔量VDrespの少なくとも一方と、血液系データとして、動脈血の二酸化炭素分圧PaCO₂及び静脈血の二酸化炭素分圧PvCO₂の少なくとも一方とを同時に表示する。呼吸死腔量が分かることによって、CT撮影しなくとも肺炎又は炎症の程度、すなわち生体肺の状態を把握できる。これにより、呼吸系データと血液系データとを一画面に表示して、ECMOの開始タイミング又は終了タイミングを判断できる。また、医療従事者は、呼吸系データと血液系データとの相関を視覚的に把握できる。なお、血液系データも、数値だけではなく、例えばグラフ等によって経時的な変化を示してもよい。

【0040】

20

一方、血液系データを監視するモニターと、呼吸系データを監視するモニターとが別であると、医療従事者は、それぞれのモニターを監視することになる。この場合、医療従事者は、血液系データと呼吸系データとのそれぞれを総合的に考慮する必要がある。その上で、医療従事者は、ECMOの開始タイミング及び終了タイミングを判断し、体外循環が適切に行われている否かを判断する。そのため、血液系データと呼吸系データの比較が困難となる。また、血液系データと呼吸系データを連続してみることができず、医療従事者の経験と技術によって体外循環を管理することになる。

【0041】

図3に示す判断画面には、ボタン領域BTが設けられている。そして、ボタン領域BTには、「ONLY Respiration」と表示されている呼吸系画面ボタンと、「Pressure Blood Gas」と表示されている血液系画面ボタンと、「ECMO Judgment」と表示されている判断画面ボタンとが表示されている。医療従事者が判断画面ボタンをタッチ操作すると、判断画面が表示される。また、医療従事者が呼吸系画面ボタンをタッチ操作すると、図4に示す呼吸系画面が表示される。

30

【0042】

図4に示すように、呼吸系画面には、判断画面のグラフィックデータ領域DA2及びグラフデータ領域DA3に代えて、呼吸グラフ領域RA1及びRA2が設けられている。呼吸グラフ領域RA1には、気道内圧Paw、食道内圧Pes、及び経肺圧PLの経時的な変化を示すグラフが表示されている。また、呼吸グラフ領域RA2には、呼気終末二酸化炭素分圧ETCO₂の経時的な変化を示すグラフが表示されている。

40

【0043】

また、医療従事者が血液系画面ボタンをタッチ操作すると、図5に示す血液系画面が表示される。血液系画面には、判断画面のグラフィックデータ領域DA2及びグラフデータ領域DA3に代えて、送血流量等の数値が表示される数値領域RA3が設けられている。なお、図5の数値領域RA3においては略号で示されているが、実際の画面では各領域に数値が表示されている。代替的に、表示制御部34は、略号で示されている部分を医療従事者がタッチ操作することによって、各略号に対応するデータの数値を画面に表示させてもよい。

【0044】

図1に戻り、作成部35は、気道内圧Paw、食道内圧Pes、及び経肺圧PLの経時的な変

50

化を示すグラフと、呼気終末二酸化炭素分圧の経時的な変化を示すグラフを作成する。また、作成部 35 は、酸素消費量画像と二酸化炭素生産量画像とを作成する。さらに、作成部 35 は、呼吸系データ又は血液系データに基づいて、経時的な変化を示すグラフ若しくは画像を作成してもよい。

【0045】

〔画面表示処理〕

図 6 を参照して、画面表示処理について説明する。まず、表示制御部 34 は、判断画面（図 3）を入力表示部 31 に表示させる（S101）。そして、医療従事者が呼吸系画面ボタンをタッチ操作すると（S102 で YES）、表示制御部 34 は呼吸系画面（図 4）を入力表示部 31 に表示させる（S103）。一方、医療従事者が呼吸系画面ボタンをタッチ操作せず（S102 で NO）、血液系画面ボタンをタッチ操作すると（S104 で YES）、表示制御部 34 は血液系画面（図 5）を入力表示部 31 に表示させる（S105）。さらに、医療従事者が判断画面ボタンをタッチ操作すると（S106 で YES）、表示制御部 34 は、判断画面を入力表示部 31 に表示させる（S101）。医療従事者が判断画面ボタンをタッチ操作しない場合（S106 で NO）、画面の表示は変更されず、画面表示処理が終了する。

【0046】

以上説明した表示装置 30 によれば、一つの画面において呼吸系データと血液系データ監視できるので、体外循環が必要な患者の管理が容易となる。また、各実施形態を参照して本発明について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではない。本発明に反しない範囲で変更された発明、及び本発明と均等な発明も本発明に含まれる。また、各実施形態及び各変形形態は、本発明に反しない範囲で適宜組み合わせることができる。

【0047】

例えば、呼吸系データの表示は COPD（Chronic Obstructive Pulmonary Disease）又は ARDS（Acute Respiratory Distress Syndrome）の診療を行う際にも使用できる。

【符号の説明】

【0048】

- 30 : 表示装置
- 31 : 入力表示部（表示部）
- 34 : 表示制御部
- 300 : モニタシステム

10

20

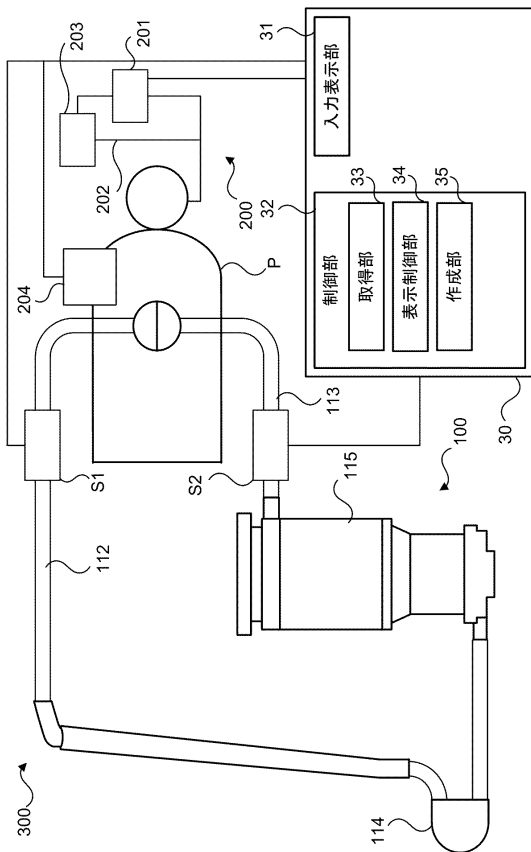
30

40

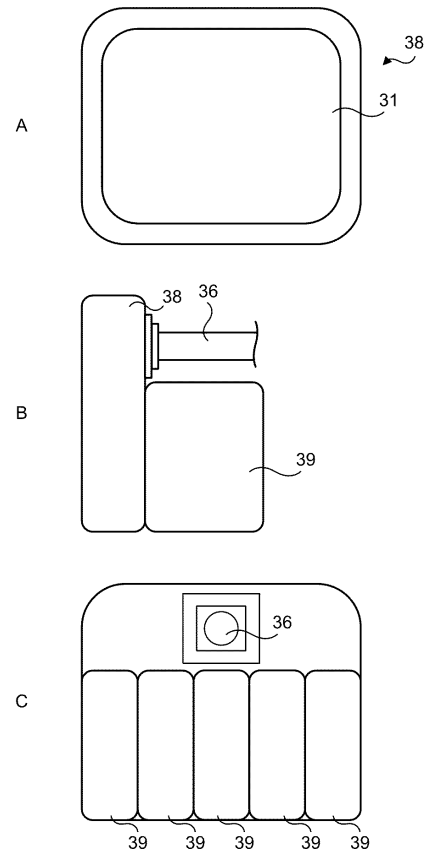
50

【図面】

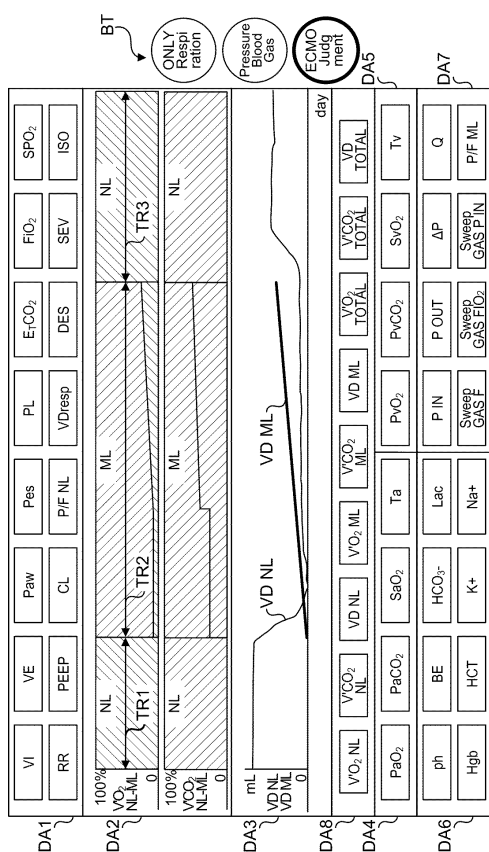
【 図 1 】



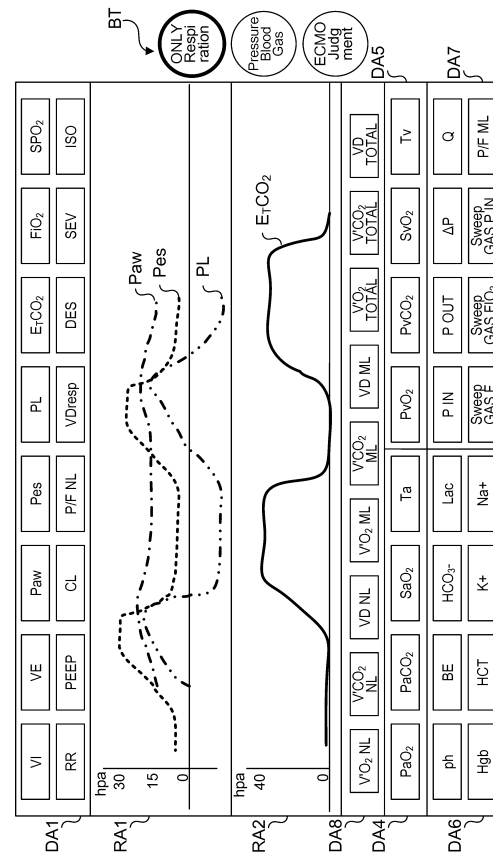
【 図 2 】



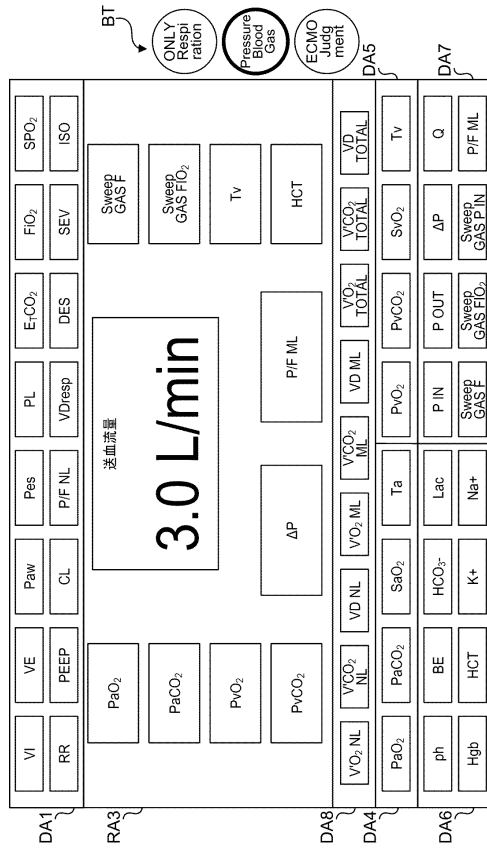
【 図 3 】



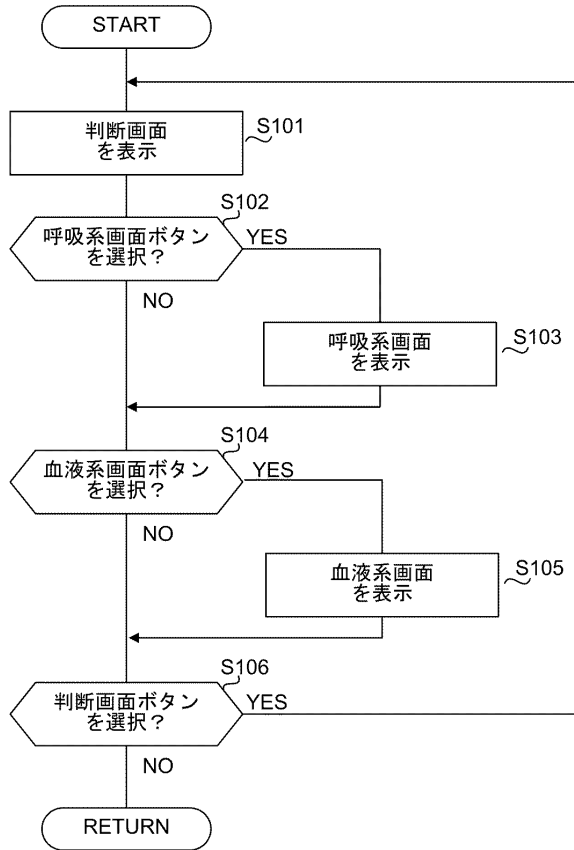
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 2 1 / 0 7 8 9 6 6 (W O , A 1)
 特表 2 0 2 1 - 5 1 2 6 6 0 (J P , A)
 特表 2 0 1 7 - 5 1 8 1 0 6 (J P , A)
 米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 3 4 0 8 2 (U S , A 1)
 米国特許出願公開第 2 0 2 0 / 0 1 2 1 1 9 9 (U S , A 1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 0 1、5 / 0 6 - 5 / 2 2