

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4284418号  
(P4284418)

(45) 発行日 平成21年6月24日(2009.6.24)

(24) 登録日 平成21年4月3日(2009.4.3)

(51) Int.Cl. F 1  
G 0 9 B 9/00 (2006.01) G 0 9 B 9/00 Z

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-335851 (P2005-335851)	(73) 特許権者	504136568
(22) 出願日	平成17年11月21日(2005.11.21)		国立大学法人広島大学
(65) 公開番号	特開2007-140268 (P2007-140268A)		広島県東広島市鏡山1丁目3番2号
(43) 公開日	平成19年6月7日(2007.6.7)	(74) 代理人	100072051
審査請求日	平成17年11月21日(2005.11.21)		弁理士 杉村 興作
		(74) 代理人	100101096
			弁理士 徳永 博
		(74) 代理人	100107227
			弁理士 藤谷 史朗
		(74) 代理人	100114292
			弁理士 来間 清志
		(74) 代理人	100119530
			弁理士 富田 和幸
		(72) 発明者	未田 泰二郎
			広島県広島市南区段原1-4-17
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法およびそのプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者情報を入力する入力手段と、初期パラメータ算出手段と、血行動態情報算出手段と、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態模擬回路とを備える、体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法であって、

前記入力手段が、前記体外循環装置用訓練装置による訓練を開始する前に、想定患者の身長、体重、および心係数を含む患者情報の入力を受け付けるステップと、

前記初期パラメータ算出手段が、前記患者情報に基づき所定の演算式または相関マップを使って、前記想定患者に対応した、循環血液量を含む初期パラメータを求める初期パラメータ算出ステップと、

前記血行動態情報算出手段が、1次の関係を示す相関マップまたは演算式を使って、前記初期パラメータの循環血液量から前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を算出し、前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を用いて、前記患者側血行動態模擬回路の回路パラメータを設定し、前記患者側血行動態模擬回路によって前記想定患者に対応した血行動態情報を求める血行動態情報算出ステップと、を含む体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法。

【請求項2】

請求項1に記載の体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法において、

前記患者情報が、性別情報および年齢情報をさらに含む、ことを特徴とする体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法。

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法において、  
前記患者側血行動態模擬回路は、  
心臓として作用する可変コンプライアンスと、血管抵抗として作用する少なくとも 1 つの抵抗と、動脈として作用するインダクタンス及び抵抗と、静脈として作用するコンプライアンス及び抵抗とを含む、ことを特徴とする体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法。

## 【請求項 4】

患者情報を入力する入力手段と、初期パラメータ算出手段と、血行動態情報算出手段と、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態模擬回路とを備える、体外循環装置用訓練装置として構成されるコンピュータに、

前記入力手段が、前記体外循環装置用訓練装置による訓練を開始する前に、想定患者の身長、体重、および心係数を含む患者情報の入力を受け付けるステップと、

前記初期パラメータ算出手段が、前記患者情報に基づき所定の演算式または相関マップを使って、前記想定患者に対応した、循環血液量を含む初期パラメータを求める初期パラメータ算出ステップと、

前記血行動態情報算出手段が、1 次の関係を示す相関マップまたは演算式を使って、前記初期パラメータの循環血液量から前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を算出し、前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を用いて、前記患者側血行動態模擬回路の回路パラメータを設定し、前記患者側血行動態模擬回路によって前記想定患者に対応した血行動態情報を求める血行動態情報算出ステップと、  
を実行させるためのプログラム。

## 【請求項 5】

請求項 4 に記載のプログラムにおいて、

前記患者情報が、性別情報および年齢情報をさらに含む、ことを特徴とするプログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法およびそのプログラムに関するものであり、より詳細には、想定患者情報に基づき想定患者により適合した患者血行動態を算出する方法およびそのプログラムに関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

重症心疾患の開心術治療において体外循環装置の信頼性は大変重要であり、臨床の実際に則した体外循環技術教育の重要性が増している。このような体外循環装置は多数実用化されており、本願発明者も体外循環装置に関連する人工肺装置（特許文献 1 を参照されたい。）を開発している。

## 【0003】

さらに、このような人工心肺装置の運転は複雑な循環動態に対して瞬時の対応が必要で、一歩間違えると重大な医療事故に繋がる。そこで、本願発明者らは、「人体模擬循環回路に接続した人工心肺装置をパソコンで制御してシミュレーション操作訓練のできる装置」を開発した（特許文献 2 を参照されたい。）。

## 【0004】

【特許文献 1】特開平 06-000219 号公報（段落 0008-0011、図 1）

【特許文献 2】特開 2005-114764 号公報（段落 0005-0006、図 1）

## 【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

従来の訓練装置でも、体重や身長などの患者データを保持する場合もあったが、単に患

10

20

30

40

50

者データとして表示するのみであり、シミュレーション生体情報（血行動態情報）に対するパラメータとして利用されてはいなかった。即ち、従来の訓練装置では、擬似的に血行動態情報（生体シミュレーション情報）を算出する機構が設けられていたが、ある標準的な体格の成人男性を想定して構成していたため、小児、女性、または肥満者など体格が異なるケースに対応した訓練を行うことができなかった。しかしながら、臨床の際には、様々な患者が存在し、このような多様な患者に対して医療従事者が体外循環装置を使用することになるが、従来の訓練装置では、様々な患者に対応できるような訓練が十分にできていなかった。例えば、実際の体外循環では、体外循環開始前の循環血液量の初期値（主として患者の体格に依存する）によって体外循環操作に対する血圧変動などの血行動態の応答が著しく異なるため、その状況に応じた微妙かつ臨機応変な操作が必要とされる。さらに、臨床において循環血液量の少ない小児の体外循環は、血行動態の変動が顕著であり、循環装置の操作も成人のそれとは大きく異なり、著しく難易度が高いため、高度な熟練者を擁する限定された施設でのみ実施されているのが現状であった。そのため、熟練者の養成・訓練が緊急の課題であった。

10

## 【0006】

体外循環装置用訓練装置に、患者の体格に依存した血行動態を適切につくりだし、その状況を臨床と同様に訓練できる機能が付加されることには大きな意義がある。

そこで、本発明は、体外循環装置用訓練装置の運用に際して、患者側基本情報の入力によって、初期パラメータを算出し、より適正な血行動態情報を算出する方法およびそのプログラムを提供することを目的とする。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

上述した諸課題を解決すべく、第1の発明による、患者情報を入力する入力手段と、初期パラメータ算出手段と、血行動態情報算出手段と、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態模擬回路とを備える、体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法は、

前記入力手段が、前記体外循環装置用訓練装置による訓練を開始する前に、想定患者の身長、体重、および心係数を含む患者情報の入力を受け付けるステップと、

前記初期パラメータ算出手段が、前記患者情報に基づき所定の演算式または相関マップを使って、前記想定患者に対応した、適正灌流量(L/min)、および、循環血液量(L)を含む前記初期パラメータを求める初期パラメータ算出ステップと、

30

前記血行動態情報算出手段が、1次の関係を示す相関マップまたは演算式を使って、前記初期パラメータの循環血液量から前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を算出し、前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を用いて、前記患者側血行動態模擬回路の回路パラメータを設定し、前記患者側血行動態模擬回路によって前記想定患者に対応した血行動態情報を求める血行動態情報算出ステップと、  
を含むものである。

本発明によれば、想定患者の身長、体重、および心係数などの簡単な情報を入力するだけで、特定の患者を想定した体外循環装置の訓練を実行することが可能となる。特に、小児などの個々の想定患者に対応した患者側血行動態を非常にリアルに再現することができる。即ち、求めた初期パラメータを補正パラメータとして、訓練装置に設けてある血行動態等価回路（患者側の血液が流れる流路や器官などを回路であると考えたとき標準的な患者側血行動態を擬似的に再現する等価回路）に設定すれば、補正後の血行動態等価回路は、想定患者に対応した患者側血行動態を非常に精度良く再現することとなり、ユーザに非常に現実感の高いシミュレーション生体情報を伴った訓練を提供することが可能となる。

40

初期パラメータとして求めた適正灌流量(L/min)、および、循環血液量(L)は、他の血行動態要素に大きく影響を及ぼすものであり、他の血行動態に影響を及ぼす要素の標準的なデフォルト値および既知の演算式や相関マップなどを使って、血圧などの他の血行動態要素を従来よりも高い精度で求めることができる。

## 【0008】

本発明によれば、個々の想定患者に対応した、静脈コンプライアンスおよび末梢血管抵

50

抗を含む前記患者側血行動態をユーザに提供できるようになる。特に、小児などの個々の想定患者に対応した静脈コンプライアンスおよび末梢血管抵抗を非常にリアルに再現することができ、ユーザに非常に現実感のある訓練を提供することが可能となる。

【0009】

また、第2の発明による体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法は、前記患者情報が、性別情報（男性または女性）および年齢情報をさらに含む、ことを特徴とする。

性別によって適正灌流量および循環血液量などが異なるため、本発明によれば、性別で補正された、想定患者に、より適正に対応した灌流量、および、循環血液量などを求めることができるため、ひいては想定患者により適切に対応した患者側血行動態を求めることが可能となる。

10

【0010】

また、第3の発明による体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法は、前記患者側血行動態模擬回路は、

心臓として作用する可変コンプライアンス（即ち、可変コンデンサ）と、血管抵抗として作用する少なくとも1つの抵抗と、動脈として作用するインダクタンス及び抵抗と、静脈として作用するコンプライアンス（即ちコンデンサ）及び抵抗と（さらには弁として作用する少なくとも1つのダイオード）を含む、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態シミュレーションによって実行される、ことを特徴とする。

20

本発明によれば、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態シミュレーションを使うことによって、簡易、高精度、かつリアルタイムで患者側血行動態を算出しながらユーザに訓練を提供することが可能となる。

【0011】

上述したように本発明の解決手段を方法として説明してきたが、本発明はこれらに実質的に相当する装置、プログラム、プログラムを記録した記憶媒体としても実現し得るものであり、本発明の範囲にはこれらも包含されるものと理解されたい。

例えば、第4の発明による、患者情報を入力する入力手段と、初期パラメータ算出手段と、血行動態情報算出手段と、患者側血行動態を模擬する患者側血行動態模擬回路とを備える、体外循環装置用訓練装置として構成されるコンピュータに、

30

前記入力手段が、前記体外循環装置用訓練装置による訓練を開始する前に、想定患者の身長、体重、および心係数を含む患者情報の入力を受け付けるステップと、

前記初期パラメータ算出手段が、前記患者情報に基づき所定の演算式または相関マップを使って、前記想定患者に対応した、適正灌流量、および、循環血液量を含む前記初期パラメータを求める初期パラメータ算出ステップと、

前記血行動態情報算出手段が、1次の関係を示す相関マップまたは演算式を使って、前記初期パラメータの循環血液量から前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を算出し、前記静脈コンプライアンス及び前記末梢血管抵抗を用いて、前記患者側血行動態模擬回路の回路パラメータを設定し、前記患者側血行動態模擬回路によって前記想定患者に対応した血行動態情報を求める血行動態情報算出ステップと、  
を実行させるためのプログラム。

40

【0013】

また、第5の発明によるプログラムは、前記患者情報が、性別情報（男性または女性）、年齢情報をさらに含む、ことを特徴とする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以降、諸図面を参照しつつ、本発明の実施態様を詳細に説明する。

図1は、本発明による体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法の処理ステップの一例を示すフローチャートである。ステップS1では、体外循環装置用訓練装置に、想定患者

50

の身長、体重、心係数、性別、年齢などの患者情報を入力する。ステップS3では、入力された患者情報から所定の計算式（例えば、体表面積  $B S A = 0.007184 \times \text{身長}^{0.725} \times \text{体重}^{0.425}$ ）を用いて体表面積を求める。ステップS5では、入力された患者情報およびこれから算出した体表面積に基づき、所定の演算式または相関マップを使って、前記想定患者に対応した、適正灌流量および循環血液量などを含む前記初期パラメータを求める。ステップS7では、算出した初期パラメータに基づき、既知の演算式や相関マップ、さらには、本発明者らによって新規に求められた演算式や相関マップを用いて、前記想定患者に対応した血行動態情報を求める。

#### 【0015】

本発明で求める血行動態情報（生体情報）は相互に依存関係がある。例えば、血圧は、10  
大まかには、以下の式のように末梢血管抵抗および心拍出量のファクターで決定される。

$$\text{血圧} = \text{係数} \times (\text{心拍出量} \times \text{末梢血管抵抗})$$

逆に、血圧と心拍出量から、末梢血管抵抗をシミュレーションで求めることができる。なお、血圧には、上記以外に循環血液量、中心静脈圧、血液粘度、血管壁弾力性（即ち、血管緊張度の増減によって流路の断面積が変化し、循環血液量などが変化する。）なども関連する。さらに、心拍出量は、以下に示すように、心拍数、1回心拍出量、体表面積（想定体重から換算可能）に依存する。

#### 【0016】

以下に既知の演算式を示すが、本発明はこれらの式や式に相当するマップなどを利用して血行動態情報を算出している。20

$$\text{体表面積 } B S A = 0.007184 \times \text{身長}^{0.725} \times \text{体重}^{0.425}$$

$$\text{心拍出量} = \text{心係数} \times \text{体表面積}$$

$$(\text{心係数} = \text{心拍出量} / \text{体表面積})$$

$$\text{血圧} = \text{係数} \times \text{心拍出量} (\text{心臓が一回に拍出する量}) \times \text{末梢血管抵抗} (\text{細動脈の抵抗})$$

$$\text{末梢血管抵抗 } R = \text{血圧勾配 } P / \text{血液流量 } F$$

（即ち、抵抗  $R$  は圧勾配と血液の粘性、血管の大きさで規定される）

$$\text{平均血圧} = \text{心拍出量} \times \text{末梢血管抵抗}$$

$$\text{平均血圧} = \text{拡張期血圧} + \text{脈圧} / 3$$

$$(\text{脈圧} = \text{収縮期血圧} - \text{拡張期血圧})$$

#### 【0017】

体外循環装置用訓練装置で使用される操作情報には、体外循環開始前には、身長、体重、心係数、性別、年齢、心拍数、血圧、および体温を含み、体外循環開始後には、ポンプ血流量（或いは、ポンプ回転数、リザーバタンク液量、リザーバタンク陰圧など）、脱血量、および目標体温が含まれる。また、体外循環装置用訓練装置が提供する血行動態情報（シミュレーション生体情報）には、静脈コンプライアンス、末梢血管抵抗、動脈圧、中心静脈圧、肺動脈圧、循環血液流量、心拍数、不整脈、心拍出量、体温、および血液ガス情報、ヘマトクリットなどが含まれる。30

#### 【0018】

図2は、本発明による血行動態算出方法の使用に適した体外循環装置用訓練装置の入力パネル画面の一例を示す図である。図に示すように、体外循環装置用訓練装置に患者情報として身長、体重、性別、年齢、心係数を入力すると、体外循環装置用訓練装置に設けられている回路などによって体表面積、および適正灌流量などが初期パラメータとして自動的に算出される。40

#### 【0019】

図3は、本発明による血行動態算出方法の使用に適した体外循環装置用訓練装置に搭載される患者側血行動態（即ち体内の血液流路）を擬似する等価回路である。この等価回路は、集中定数回路による血行動態の等価回路シミュレーション技術を利用したものである。図に示すように、この回路は、送血ポンプと等価である第1の電源DC1、脱血装置と等価である第2の電源DC2を含む。第1の電源DC1（送血ポンプ）からは血圧としての電圧である回路内圧  $P_{IN}$  が印加され、動脈フィルタ  $F$  を通過して送血流量（電流）  $Q_{IN}$  で患者側血50

液回路内に血液が流れる。回路内のP1 - P10は接続点（血管分岐点）、Q1 - 17は回路（血管）内の各所での流量（電流値）を示す。D8、D11、D12、D14は、それぞれ大動脈弁、三尖弁、肺動脈弁、僧坊弁として機能するダイオードであり、1つの方向へのみ血液が流れることを可能にする。

#### 【0020】

VR1、VR2は、大動脈クランプ、脱血クランプとして機能する可変抵抗であり、血液を止めたり、流したりすることを可能にする。R10、R13、R15、R16は、各血管の血管抵抗として作用する抵抗であり、L9、L17はある容量を持った容器かつ抵抗（血管）として機能するインダクタンスである。可変コンプライアンスC1は左心室、C5は右心室、C2、C3、C4、C6は、ある容量を持った容器（血管）として機能するコンデンサ（一部に可変コンデンサを含む）である。なお、第2の電源DC2（脱血ポンプ）によって、引圧 $P_{OUT}$ が発生しており、脱血クランプVR2を経て流量 $Q_{OUT}$ で脱血装置へ血液が導かれる。本発明は、患者側基本情報の入力によって、このような血行動態を模擬する回路に求めた初期パラメータを設定して、血行動態を算出することができる。また、この患者側血行動態回路は、複数の要素（弁、静脈、動脈など）から構成される複数の要素伝達関数、またはこれを1つにまとめた伝達関数で表すことができる。従って、このような患者側血行動態回路は、循環境界条件を満足する閉回路の連立微分方程式の数値求解法として作用する1つのソフトウェアモジュールとしても構成することができる。即ち、この患者側血行動態回路は、プログラムとして構成することも可能であり、本発明による血行動態算出プログラムと組み合わせることもできる。本発明による方法やプログラムを前記患者側血行動態回路に適用する場合には、この患者側血行動態回路を構成する各要素伝達関数の係数や定数などのパラメータを想定患者の患者情報に適合したパラメータに変更する。このように想定患者の患者情報に適合したパラメータが設定された回路は、当該患者によく合った血行動態情報を出力することが可能となり、ユーザに様々な想定患者を対象とした訓練を施すことを可能にする。

#### 【0021】

実際の訓練装置における患者情報に基づく循環血液量の変更は、以下の手順で実施される。

- (1) 患者情報に基づき既知の推定式によって循環血液量を計算する。
- (2) 模擬循環回路内血液タンクのゼロ点を校正する。
- (3) ゼロ点校正後、循環血液量の充填量を表示する。
- (4) 充填終了により訓練開始可能となる。

ここで、循環血液量の変化を患者側血行動態に正確に反映させるには、図3に示す患者側循環回路の血管抵抗および血管コンプライアンス等の回路パラメータが適切に設定されなければならない。本発明らは、血行動態の等価回路シミュレータを用いた検証により、末梢血管抵抗と静脈コンプライアンスが循環血液量に相関することを見いだした。即ち、このような相関マップまたは簡易推定式によって血行動態である末梢血管抵抗と静脈コンプライアンスをより精度良く計算することができることを実験によって見いだしたものである。ここで、末梢血管抵抗と静脈コンプライアンスなどの血行動態情報は、前述したように他の血行動態情報の要素である血圧などにも関連するものであり、結果として、末梢血管抵抗と静脈コンプライアンス以外の血行動態情報も、想定患者により適合した数値で得ることが可能となる。

#### 【0022】

図4は、本発明で使用する静脈コンプライアンスと循環血液量との関係を示す相関マップ（簡易推定曲線）である。血行動態の等価回路シミュレータにより、循環血液量の変化に対する血圧と流量が正常値を示す関係を調べた結果、循環血液量と静脈コンプライアンスとは相関関係があり、循環血液量の変化に対して、静脈コンプライアンスは1次式で近似できることが明らかになった。末梢血管抵抗についても同様の関係が見いだされた。図5に、本発明で使用する血管抵抗と循環血液量との関係を示す相関マップ（簡易推定曲線）を示す。これらのマップ上の簡易推定曲線から得られる推定式により、前述したよう

にシミュレーションプログラム内の回路パラメータを変更することで、簡便に血行動態を擬似することが可能となる。

【0023】

上記の本発明による方法を実装したプログラムで実際に適用して患者情報から循環血液量・静脈コンプライアンスを推定した。下記の表のように患者情報によって精度よく循環血液量・静脈コンプライアンスなどを求めることが可能になることが分った。

【0024】

【表1】

患者情報に基づく循環血液量・静脈コンプライアンスの推定例

	患者情報	体表面積 [cm <sup>2</sup> ]	適正灌流量 [l/min]	循環血液量 [l]	静脈コンプライアンス [ml/mmHg]
想定患者 A 成人男子 標準	身長= 1.7 m 体重=64 kg 心係数=2.2 性別= 男	1.742	3.833	4.469	44.699
想定患者 B 成人女子 標準	身長= 1.6 m 体重= 56 kg 心係数= 2.2 性別= 女	1.575	3.465	3.890	40.066
想定患者 C 成人男子 30%肥満	身長= 1.7 m 体重= 83 kg 心係数= 2.2 性別= 男	1.945	4.280	5.795	55.300
想定患者 D 小児男子 標準	身長= 1.3 m 体重= 37 kg 心係数= 2.2 性別= 男	1.136	2.499	2.663	30.256
想定患者 E 小児女子 標準	身長= 1.2 m 体重= 33 kg 心係数= 2.2 性別= 女	1.021	2.247	1.848	23.747

【0025】

体外循環装置用訓練装置に本方法を適用することにより、従来はできなかった小児を想定患者とする体外循環の訓練が可能となる。また、患者の体格の違いによる操作の違いを予め体感することにより、術前の安全確保のためのシミュレータ訓練が可能となり、体外循環の安全確保に大きく資することが期待される。

【0026】

本発明を諸図面や実施例に基づき説明してきたが、当業者であれば本開示に基づき種々の変形や修正を行うことが容易であることに注意されたい。従って、これらの変形や修正は本発明の範囲に含まれることに留意されたい。例えば、各部材、各手段、各ステップなどに含まれる機能などは論理的に矛盾しないように再配置可能であり、複数の手段やステップなどを1つに組み合わせたり、或いは分割したりすることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明による体外循環装置用訓練装置の血行動態算出方法の処理ステップの一例を示すフローチャートである。

【図2】本発明による血行動態算出方法の使用に適した体外循環装置用訓練装置の入力パネル画面の一例を示す図である。

【図3】本発明による血行動態算出方法の使用に適した体外循環装置用訓練装置に搭載される患者側血行動態（即ち体内の血液流路）を擬似する等価回路である。

【図4】本発明で使用する静脈コンプライアンスと循環血液量との関係を示す相関マップ（簡易推定曲線）である。

【図5】本発明で使用する血管抵抗と循環血液量との関係を示す相関マップ（簡易推定曲線）である。

【符号の説明】

【0028】

DC1 第1の電源（送血ポンプ）

DC2 第2の電源（脱血ポンプ）

F 動脈フィルタ

動脈フィルタFを通過して

P1 - P10 接続点（血管分岐点）

Q1 - 17 流量（電流値）

D8、D11、D12、D14 ダイオード（大動脈弁、三尖弁、肺動脈弁、僧坊弁）

VR1、VR2 可変抵抗（大動脈クランプ、脱血クランプ）

R10、R13、R15、R16 抵抗（血管抵抗）

L9、L17 インダクタンス

C1 - C7 コンデンサ（可変コンデンサを含む）

P<sub>IN</sub> 回路内圧

P<sub>OUT</sub> 引圧

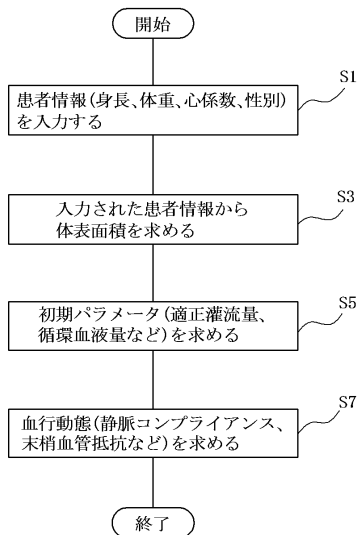
Q<sub>OUT</sub> 流量

10

20

【図1】

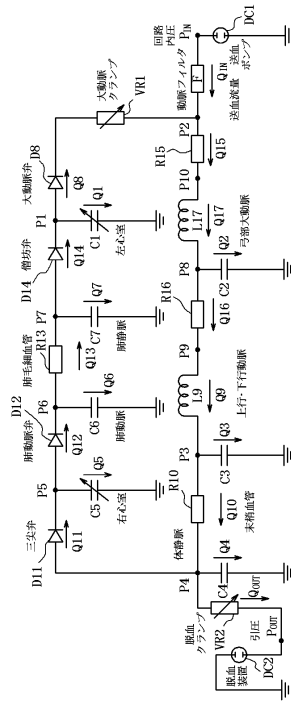
【図2】



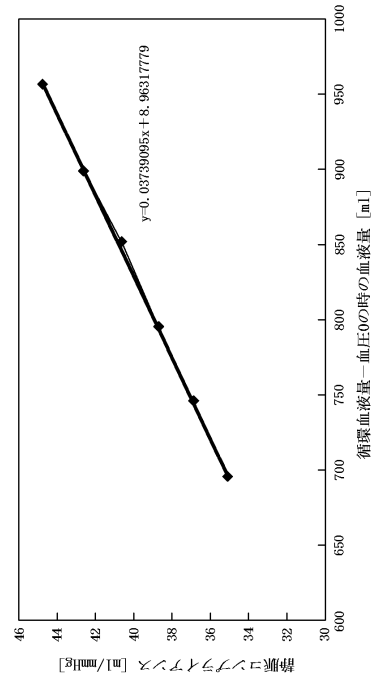
患者情報		心係数	2.2	補液:	0
身長(m)	1.70	体表面積	1.81	ECM:	0
体重(kg)	70	適正灌流量	3.98	[ml]	
年齢	30	男◎女○	決定	実行	
体外循環装置操作情報表示					
送血圧	<input type="text"/>	[mmHg]	表示切替	0点校正	
送血流量	<input type="text"/>	[L/min]	回路をプライミングしてタンクの水位にあわせて、0点校正してください		
脱血流量	<input type="text"/>	[L/min]	タンク水位		
ベント流量	<input type="text"/>	[L/min]	0 ml		



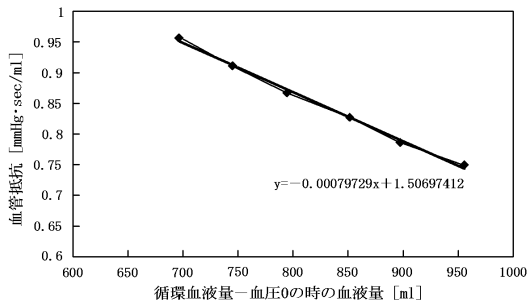
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 黒崎 達也

広島県広島市西区高須台5丁目12-19

(72)発明者 二宮 伸治

広島県東広島市黒瀬檜原1676-1、2-102

審査官 古川 直樹

(56)参考文献 特開2005-114764(JP,A)

実開平04-080545(JP,U)

特開2005-233681(JP,A)

特開2005-143813(JP,A)

体外循環装置訓練用シミュレータ,日本,独立行政法人科学技術振興機構,2005年11月

1日,インターネット<URL: <http://jstore.jst.go.jp/image/techeye/LH-2005-010.pdf>>

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

G09B 1/00 - 9/56

G09B 17/00 - 19/26

G09B 23/00 - 29/14