

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4129866号
(P4129866)

(45) 発行日 平成20年8月6日(2008.8.6)

(24) 登録日 平成20年5月30日(2008.5.30)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 M	1/34	(2006.01)	A 6 1 M	1/34	5 0 7
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 1 0
B 0 1 D	61/28	(2006.01)	B 0 1 D	61/28	
B 0 1 D	61/32	(2006.01)	B 0 1 D	61/32	

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-132110 (P2003-132110)
 (22) 出願日 平成15年5月9日(2003.5.9)
 (65) 公開番号 特開2004-97781 (P2004-97781A)
 (43) 公開日 平成16年4月2日(2004.4.2)
 審査請求日 平成17年9月12日(2005.9.12)
 (31) 優先権主張番号 特願2002-209331 (P2002-209331)
 (32) 優先日 平成14年7月18日(2002.7.18)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

前置審査

(73) 特許権者 000226242
 日機装株式会社
 東京都渋谷区恵比寿3丁目4番2号
 (74) 代理人 100095614
 弁理士 越川 隆夫
 (72) 発明者 大石 貴行
 静岡県榛原郡榛原町静谷498-1
 日機装株式会社 静岡製

作所内
 (72) 発明者 森 義博
 静岡県榛原郡榛原町静谷498-1
 日機装株式会社 静岡製
 作所内

審査官 土田 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

採取した患者の血液に対し所定の処理を施す処理手段と、
 当該患者の血液の状態を示す血液パラメータを測定する測定手段と、
 該測定手段によって測定された血液パラメータに基づき処理条件を制御する制御手段と

を具備した血液処理装置において、

特定の患者において理想とされる処理時間に対する固有の血液パラメータ曲線を記憶する記憶手段と、

該記憶手段で記憶された理想の血液パラメータ曲線と前記測定手段で測定された血液パラメータとを比較し、当該測定された血液パラメータが理想の血液パラメータ曲線に近似するよう前記制御手段による制御の変更を指示する指示手段と、

を備え、前記特定の患者に前記処理手段による所定の処理を施すものであり、

前記血液パラメータ曲線は、前もって行われた血液処理で取得されたデータに基づき、
 $BV = at^2 + bt + c$ (但し、 t は処理時間、 a 、 b 、 c は0を含む変数とする)、
 $BV = b \times \{1 - a^{(t/T)}\}$ (但し、 T は処理の予定時間、 t は処理時間、 a 、 b は変数とする)、又は $BV = a \times \ln(t)^2 + b \times \ln(t) + c$ (但し、 t は処理時間、 a 、 b 、 c は0を含む変数)なる近似式にて求められ、患者個々の理想のパラメータ曲線とされることを特徴とする血液処理装置。

【請求項2】

前記血液パラメータは、血液の濃度を示すヘマトクリット値又は該ヘマトクリット値から導き出される循環血液量変化率であることを特徴とする請求項 1 記載の血液処理装置。

【請求項 3】

前記処理手段は、患者の血液を体外循環させつつ浄化する血液浄化装置の駆動手段から成るとともに、前記制御手段の変更される処理条件は、除水速度、血液流量、補液速度、透析液濃度、ナトリウム濃度、血液処理時間、透析液流量、透析液温度、補液量、薬剤注入量及び薬剤注入速度のいずれか、又は 2 つ以上の組み合わせであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 記載の血液処理装置。

【請求項 4】

前記測定手段による測定開始時点における血液パラメータに基づき、前記理想の血液パラメータ曲線を補正することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

10

【請求項 5】

前記指示手段は、理想の血液パラメータ曲線に対する前記測定手段で測定された血液パラメータのずれ量に応じて前記制御手段による制御の変更量を変えることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 4 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

【請求項 6】

前記記憶手段で記憶されるべき理想の血液パラメータ曲線は、前もって行われた血液処理時に取得された理想の血液パラメータ曲線に基づき算出された近似式であることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

20

【請求項 7】

前記測定手段で測定された血液パラメータに急激な変化がある場合、前記指示手段による変更の指示より優先して、その変化を抑制する方向の制御を行うことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

【請求項 8】

前記指示手段による制御手段への変更の指示の際、治療時間がパラメータの一つとされていることを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

【請求項 9】

前記測定手段で測定された血液パラメータに対する絶対値としての設定ラインを設け、該設定ラインを下回ったときに、前記指示手段による変更の指示より優先して、前記処理手段を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか 1 つに記載の血液処理装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、患者の血液を採取して所定の処理を施すための血液処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

一般に、透析治療においては、患者の血液を体外循環させるべく可撓性チューブから主に構成された血液回路を使用する。この血液回路は、患者から血液を採取する動脈側穿刺針が先端に取り付けられた動脈側血液回路と、患者に血液を戻す静脈側穿刺針が先端に取り付けられた静脈側血液回路とから主に成り、これら動脈側血液回路と静脈側血液回路との間にダイアライザを介在させ得るものである。

40

【0003】

また、動脈側血液回路には、しごき型の血液ポンプが配設され、該血液ポンプを駆動させることによって動脈側穿刺針から患者の血液を採取し、動脈側血液回路、ダイアライザ及び静脈側血液回路にて体外循環させ得るようになっている。かかるダイアライザの内部には、複数の中空系が配設されており、それぞれの中空系の内部を血液が流通し得るよう構成されている。

【0004】

50

一方、ダイアライザの筐体には透析液導入ポート及び透析液導出ポートが突出形成されており、これらポートに透析装置が接続され得るようになっている。そして、透析装置から透析液導入ポートを介して所定濃度の透析液が供給されるとともに、該透析液が中空系の外部（即ち、中空系の外周面と筐体の内周面との間）を通過した後、透析液導出ポートを介して排出されるよう構成されている。

【0005】

然るに、中空系の壁面には、微少な孔（ポア）が形成されて血液浄化膜を成しており、中空系内部を通過する血液の老廃物等が血液浄化膜を透過して透析液内に排出されるとともに、老廃物等が排出されて清浄化された血液が患者の体内に戻るようになっている。ところで、透析装置内には、患者の血液から水分を取り除くための除水ポンプが配設されており、透析治療時に除水が行われるように構成されている。

10

【0006】

かかる除水時において除去すべき水分量（除水速度）は、除水ポンプの駆動を制御することにより行われるのであるが、急激或いは過度の除水を行うと、患者の循環血液量を過剰に減少させ、それによって血圧低下やショック等を引き起こす虞がある一方、除水速度が遅いと、治療時間全体が延びてしまい却って患者に負担を強いる虞があった。

【0007】

そこで、従来より、例えば特許文献1及び特許文献2で開示されているように、患者の血液状態を監視しながら除水速度を制御する血液処理装置が提案されている。これら従来の血液処理装置における患者の血液の状態を示す血液パラメータとして、ヘマトクリット値等が用いられている。該ヘマトクリット値とは、血液の濃度を示す指標であり、具体的には、全血に占める赤血球の容積率で表されるものである。

20

【0008】

上記従来の血液処理装置によれば、除水時にリアルタイムで患者のヘマトクリット値を測定し、該ヘマトクリット値に基づいて、除水速度を制御することにより、患者の循環血液量が過剰に減少することにより生じる血圧低下やショック等を抑制することができる。より具体的には、予めヘマトクリット値に対するゾーンを複数設定しておき、測定されたヘマトクリット値が属するゾーンに従って除水速度が制御されている。

【0009】

【特許文献1】

特開平11-221275号公報

【特許文献2】

特開2001-540号公報

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の血液処理装置においては、ヘマトクリット値に対するゾーンを複数設定して、測定されたヘマトクリット値が属するゾーンに従って除水速度が制御されているものの、当該ゾーン設定が個々の患者に必ずしも対応している訳ではなく、患者によっては不具合を生じる可能性があった。

【0011】

即ち、ヘマトクリット値がどの位上昇すると具合が悪くなったりするかは、個々の患者によってまちまちであり、一概に設定できるものではないので、ある患者にとっては好適な除水制御であっても、他の患者にとっては具合が悪くなって適切な除水速度ではないことがある。尚、上記従来技術においては、除水速度の制御の他、補液量の制御等他の血液処理をも行っているが、個々の患者全てに適切ではない事情は同様である。

40

【0012】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、個々の患者にとってそれぞれ最も適切な血液処理を行うことができるとともに、処理時間を抑制することができる血液処理装置を提供することにある。

【0013】

50

【課題を解決するための手段】

請求項1記載の発明は、採取した患者の血液に対し所定の処理を施す処理手段と、当該患者の血液の状態を示す血液パラメータを測定する測定手段と、該測定手段によって測定された血液パラメータに基づき処理条件を制御する制御手段とを具備した血液処理装置において、特定の患者において理想とされる処理時間に対する固有の血液パラメータ曲線を記憶する記憶手段と、該記憶手段で記憶された理想の血液パラメータ曲線と前記測定手段で測定された血液パラメータとを比較し、当該測定された血液パラメータが理想の血液パラメータ曲線に近似するよう前記制御手段による制御の変更を指示する指示手段とを備え、前記特定の患者に前記処理手段による所定の処理を施すものであり、前記血液パラメータ曲線は、前もって行われた血液処理で取得されたデータに基づき、 $BV = at^2 + bt + c$ (但し、 t は処理時間、 a 、 b 、 c は0を含む変数とする)、 $BV = b \times \{1 - a^{(t/T)}\}$ (但し、 T は処理の予定時間、 t は処理時間、 a 、 b は変数とする)、又は $BV = a \times \ln(t)^2 + b \times \ln(t) + c$ (但し、 t は処理時間、 a 、 b 、 c は0を含む変数)なる近似式にて求められ、患者個々の理想のパラメータ曲線とされることを特徴とする。

10

【0014】

請求項2記載の発明は、請求項1記載の血液処理装置において、前記血液パラメータは、血液の濃度を示すヘマトクリット値又は該ヘマトクリット値から導き出される循環血液量変化率であることを特徴とする。

【0015】

20

請求項3記載の発明は、請求項1又は請求項2記載の血液処理装置において、前記処理手段は、患者の血液を体外循環させつつ浄化する血液浄化装置の駆動手段から成るとともに、前記制御手段の変更される処理条件は、除水速度、血液流量、補液速度、透析液濃度、ナトリウム濃度、血液処理時間、透析液流量、透析液温度、補液量、薬剤注入量及び薬剤注入速度のいずれか、又は2つ以上の組み合わせであることを特徴とする。

【0016】

請求項4記載の発明は、請求項1～請求項3のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記測定手段による測定開始時点における血液パラメータに基づき、前記理想の血液パラメータ曲線を補正することを特徴とする。

【0017】

30

請求項5記載の発明は、請求項1～請求項4のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記指示手段は、理想の血液パラメータ曲線に対する前記測定手段で測定された血液パラメータのずれ量に応じて前記制御手段による制御の変更量を変えることを特徴とする。

【0018】

請求項6記載の発明は、請求項1～請求項5のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記記憶手段で記憶されるべき理想の血液パラメータ曲線は、前もって行われた血液処理時に取得された理想の血液パラメータ曲線に基づき算出された近似式であることを特徴とする。

【0019】

40

請求項7記載の発明は、請求項1～請求項6のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記測定手段で測定された血液パラメータに急激な変化がある場合、前記指示手段による変更の指示より優先して、その変化を抑制する方向の制御を行うことを特徴とする。

【0020】

請求項8記載の発明は、請求項1～請求項7のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記指示手段による制御手段への変更の指示の際、治療時間がパラメータの一つとされていることを特徴とする。

【0021】

請求項9記載の発明は、請求項1～請求項8のいずれか1つに記載の血液処理装置において、前記測定手段で測定された血液パラメータに対する絶対値としての設定ラインを設け

50

、該設定ラインを下回ったときに、前記指示手段による変更の指示より優先して、前記処理手段を制御することを特徴とする。

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら具体的に説明する。

第1の実施形態に係る血液処理装置は、患者の血液を体外循環させつつ浄化する血液浄化装置から成り、該血液浄化装置は、血液浄化器としてのダイアライザが接続された血液回路、及びダイアライザに透析液を供給する透析用監視装置、透析液を調製する透析液供給装置から主に構成されている。

【0032】

本血液浄化装置には、図1に示すように、採取した患者の血液に対し所定の処理を施す処理手段11と、患者の血液の状態を示す血液パラメータとしてのヘマトクリット値を測定するための測定手段12と、該測定手段12によって測定されたヘマトクリット値に基づき処理条件を制御する制御手段13と、記憶手段15と、指示手段14とから主に構成されている。

【0033】

血液回路1は、図2に示すように、可撓性チューブから成る動脈側血液回路1a及び静脈側血液回路1bから主に構成されており、これら動脈側血液回路1aと静脈側血液回路1bの間には、血液浄化器としてのダイアライザ2が接続されている。

【0034】

動脈側血液回路1aには、その先端に動脈側穿刺針aが接続されているとともに、途中にしごき型の血液ポンプ3が配設されている。一方、静脈側血液回路1bには、その先端に静脈側穿刺針bが接続されているとともに、途中にドリップチャンバ4が接続されている。

【0035】

そして、動脈側穿刺針a及び静脈側穿刺針bを患者に穿刺した状態で、血液ポンプ3を駆動させると、患者の血液は、動脈側血液回路1aを通過してダイアライザ2に至った後、該ダイアライザ2によって血液浄化が施され、ドリップチャンバ4で除泡がなされつつ静脈側血液回路1bを通過して患者の体内に戻る。即ち、患者の血液を血液回路1にて体外循環させつつダイアライザ2にて浄化するのである。

【0036】

更に、静脈側血液回路1bにおける静脈側穿刺針bの近傍には、気泡検出器5が配設されている。該気泡検出器5は、静脈側血液回路1b内を流れる血液に空気が混入しているか否かを検出するためのもので、例えば可撓性チューブに向かって超音波を照射することにより検出動作が行われるセンサから成る。

【0037】

ダイアライザ2は、その筐体部に、血液導入ポート2a、血液導出ポート2b、透析液導入ポート2c及び透析液導出ポート2dが形成されており、このうち血液導入ポート2aには動脈側血液回路1aが、血液導出ポート2bには静脈側血液回路1bがそれぞれ接続されている。また、透析液導入ポート2c及び透析液導出ポート2dは、透析用監視装置6から延設された透析液導入ラインL1及び透析液排出ラインL2とそれぞれ接続されている。

【0038】

ダイアライザ2内には、複数の中空系が収容されており、該中空系内部が血液の流路とされるとともに、中空系外周面と筐体部の内周面との間が透析液の流路とされている。中空系には、その外周面と内周面とを貫通した微少な孔(ポア)が多数形成されて中空系膜を形成しており、該膜を介して血液中の不純物等が透析液内に透過し得るよう構成されている。

【0039】

一方、透析用監視装置6は、図3に示すように、透析液導入ラインL1及び透析液排出ラ

10

20

30

40

50

イン L 2 に跨って形成された複式ポンプ P と、透析液排出ライン L 2 において複式ポンプ P を迂回して接続されたバイパスライン L 3 と、該バイパスライン L 3 に接続された除水ポンプ 8 とから主に構成されている。そして、透析液導入ライン L 1 の一端がダイアライザ 2 (透析液導入ポート 2 c) に接続されるとともに、他端が所定濃度の透析液を調製する透析液供給装置 (不図示) に接続されている。

【 0 0 4 0 】

また、透析液排出ライン L 2 の一端は、ダイアライザ 2 (透析液導出ポート 2 d) に接続されるとともに、他端が図示しない廃液手段と接続されており、透析液供給装置から供給された透析液が透析液導入ライン L 1 を通ってダイアライザ 2 に至った後、透析液排出ライン L 2 及びバイパスライン L 3 を通って廃液手段に送られるようになっている。尚、同

10

【 0 0 4 1 】

除水ポンプ 8 は、ダイアライザ 2 中を流れる患者の血液から水分を除去するためのものである。即ち、かかる除水ポンプ 8 を駆動させると、複式ポンプ P が定量型であるため、透析液導入ライン L 1 から導入される透析液量よりも透析液排出ライン L 2 から排出される液体の容量が多くなり、その多い容量分だけ血液中から水分が除去されるのである。

【 0 0 4 2 】

ここで、上記除水ポンプ 8 は、本発明における処理手段 1 1 を構成している。この除水ポンプ 8 (処理手段 1 1) は、図 1 に示すように、制御手段 1 3 と電氣的に接続されており、該制御手段 1 3 によって駆動速度 (除水速度) が制御されるよう構成されている。

20

【 0 0 4 3 】

尚、当該制御手段 1 3 による除水ポンプ 8 の制御は、総除水量を除水時間で割った値を初期値とし、この速度で除水が開始された後、後述する記憶手段 1 5 で記憶された血液パラメータ曲線に基づいて行われるようになっている。因みに、総除水量と除水時間、特に総除水量は透析治療毎に異なることが多いので、上記初期値の設定は透析治療毎に行われる。

【 0 0 4 4 】

測定手段 1 2 は、血液回路 1 における動脈側血液回路 1 a に接続されたヘマトクリットセンサ 7 から成るもので、かかるヘマトクリットセンサ 7 は、例えば LED 等の発光素子及びフォトダイオード等の受光素子を備え、発光素子から血液に光 (例えば、約 805 ± 15 nm の波長の近赤外線) を照射するとともに、その透過した光或いは反射した光を受光素子にて受光することにより、血液回路 1 内を流れる患者の血液の濃度を示すヘマトクリット値を測定するものである。

30

【 0 0 4 5 】

具体的には、受光素子から出力された電気信号に基づき、血液の濃度を示すヘマトクリット値を求める。即ち、血液を構成する赤血球や血漿などの各成分は、それぞれ固有の吸光特性を持っており、この性質を利用してヘマトクリット値を測定するのに必要な赤血球を電子光学的に定量化することにより当該ヘマトクリット値を求めることができるのである。より具体的には、発光素子から照射された近赤外線は、血液に反射する際に、吸収と散乱の影響を受け、受光素子にて受光される。その受光した光の強弱から光の吸収散乱率を解析し、ヘマトクリット値を算出するのである。

40

【 0 0 4 6 】

このように測定されたヘマトクリット値は、従来技術の欄でも説明したように、患者固有の値より高くなると血圧低下やショックが生じる虞があるとされており、除水 (除水に限らず血液処理全般を含む) 中の患者の体調を示す指標として用いることができる。本実施形態においては、かかるヘマトクリット値を用いて演算し、BV (循環血液量変化率) を算出し、これを患者の体調を示す指標として用いている。この BV は、(透析開始時の Ht - 測定時の Ht) / 測定時の Ht × 100 なる演算式にて求めることができる。

【 0 0 4 7 】

50

ここで、本実施形態に係る血液浄化装置は、除水（除水に限らず血液処理全般を含む）中においてヘマトクリット値が患者固有の値より上がるか、 BV が測定開始時点と患者固有のヘマトクリット値から求まる BV 値より下がって、患者の体調が不良とならないよう、図 1 に示すように、ヘマトクリットセンサ 7 から成る測定手段 1 2 が指示手段 1 4 に電氣的に接続されているとともに、該指示手段 1 4 は、記憶手段 1 5 及び制御手段 1 3 とそれぞれ電氣的に接続されている。

【0048】

記憶手段 1 5 は、特定の患者において理想とされる処理時間に対する固有の血液パラメータ曲線を記憶するもので、例えばメモリや記憶媒体（FDやMO等）で構成されたものである。理想のヘマトクリット曲線は、前もってその患者に対して除水をし、ヘマトクリット値をリアルタイムで監視して各時間における BV を逐次得ることによって求められる。

10

【0049】

即ち、前もって行われた除水（除水に限らず血液処理全般を含む）において、ヘマトクリット値をリアルタイムで測定し、除水時間 t を横軸、そのときに測定されたヘマトクリット値から算出された BV を横軸としてプロットしていくと、 BV - 除水時間 t 上に曲線が得られる。好ましくは、かかる曲線を複数得て、患者が気分悪くならず、最も体調が良好であったものの曲線を選択し、その患者固有の血液パラメータ曲線とする。

【0050】

このように、特定の患者固有における理想の血液パラメータ曲線は、患者の体調が良好であった除水時の状態を示すものとされているが、その曲線以外にも例えば医師等が判断した血液パラメータ曲線をも含むものとする。即ち、理想の血液パラメータ曲線とは、個々の患者にとってそれぞれ最も適切と判断された曲線をいうものである。

20

【0051】

かかる特定の患者における理想の血液パラメータ曲線は、例えば図 4 の符号 A に示すようなものとなる。同図における曲線が右下がりとなっているのは、通常、除水を進めていくと、体内の血液濃度が上がって循環血液の容量が下がるからであるが、ショックなどを生じる BV 値に至らないように BV を低下させれば体調が良好のまま除水を行うことができるのである。尚、患者によっては他の曲線（ほぼ水平状態の曲線等）となることもあり、本実施形態においては、患者個々の理想の血液パラメータ曲線を得ることとなる。

30

【0052】

上記理想の血液パラメータ曲線 A の記憶手段 1 5 への記憶は、前もって行われた除水で取得されたデータに基づいて近似式化（近似曲線化）処理し、得られた近似式を記憶するのが好ましい。具体的には、前もって行われた除水時に取得された理想の血液パラメータ曲線に基づき、図示しない演算手段で演算して近似式を得るとともに、かかる近似式を記憶手段 1 5 にて記憶する。

【0053】

近似式は、例えば、 $BV = at^2 + bt + c$ （但し、 t は除水時間、 a 、 b 、 c は 0 を含む変数とする）、 $BV = b \times \{1 - a^{(t/T)}\}$ （但し、 T は除水の予定時間、 t は除水時間、 a 、 b は変数とする）、又は $BV = a \times \ln(t)^2 + b \times \ln(t) + c$ （但し、 t は除水時間、 a 、 b 、 c は 0 を含む変数）などとすることができる。尚、かかる近似式は、上記演算にて求められたものをそのまま用いても、医師等が手動で変更したものをを用いてもよい。

40

【0054】

このようにすれば、記憶手段 1 5 で保持すべきデータ容量を小さくできるとともに、除水時に行われる指示手段 1 4 による比較演算処理をスムーズに且つ素早く行わせることができる。また、理想の血液パラメータ曲線 A の補正を容易に行うことができ、患者の日々の体調に合致した除水速度とすることもできる。近似式の例としては、後で説明する。

【0055】

50

指示手段 14 は、記憶手段 15 で記憶された理想の血液パラメータ曲線 A (図 4 参照) と測定手段 12 で測定された血液パラメータとしての BV (より具体的には、ヘマトクリットセンサ 7 で測定されたヘマトクリット値から導き出された BV) とを比較し、当該測定された BV が理想の血液パラメータ曲線 A に近似するよう制御手段 13 による制御の変更を指示するものである。

【0056】

具体的には、理想の血液パラメータ A を基準に所定値だけ上下にずれた下限値の曲線 (以下、下限曲線 B という。) と上限値の曲線 (以下、上限曲線 C という。) とを設定しておき、ヘマトクリットセンサ 7 で測定されたヘマトクリット値に基づき導き出された BV が、その時刻における下限曲線 B に達した場合には、制御手段 13 による制御の変更を指示して、本実施形態の処理手段 11 である除水ポンプ 8 による除水速度 (既述の如く初期状態では等速で制御されている) を低減するか、若しくは停止させる。

10

【0057】

反対に、ヘマトクリットセンサ 7 で測定されたヘマトクリット値に基づき導き出された BV が、その時刻における上限曲線 C に達した場合には、制御手段 13 による制御の変更を指示して、処理手段 11 としての除水ポンプ 8 による除水速度を速めるようにする。上記の如き制御により、除水中の BV は、常時下限曲線 B と上限曲線 C との間で推移することとなり、除水速度が速すぎることによる患者の体調の悪化を抑制するとともに、除水速度が遅すぎることによる除水時間の延長を抑制することができる。

【0058】

上記下限曲線 B 及び上限曲線 C における、理想の血液パラメータ曲線 A に対する上下へのずれ量は、医師等が経験上知り得た値とすることができ、その場合、一般的な患者に適用し得るずれ量を一義的に設定するようにしても、除水毎に医師等が設定し直すようにしてもよい。特に、理想の血液パラメータ A を取得する際に、当該理想の血液パラメータ A から下方向にどの程度ずれると患者の体調が悪化してしまうのかも、予めデータとして取得し、記憶手段 15 に記憶するようにするのが好ましい。かかる下方向へのずれ量を下限曲線 B として設定すれば、その患者固有の下限曲線 B とすることができ、更に特定の患者に最適な除水とすることができ。

20

【0059】

更に、上記実施形態においては、ヘマトクリットセンサ 7 で測定されたヘマトクリット値に基づき導き出された BV が、その時刻における下限曲線 B 又は上限曲線 C に達することをトリガーとして除水速度の変更を行っているが、それに代えて、理想の血液パラメータ曲線 A に対するヘマトクリットセンサ 7 で測定された血液パラメータ (BV) のずれ量に応じて制御手段 13 による制御の変更量を変えるようにしてもよい。

30

【0060】

即ち、実測値の BV が理想の BV からどの程度ずれているかを指示手段 14 が認識し得るようにし、そのずれ量に応じて除水ポンプ 8 における制御の変更量を変えるのである。これにより、理想の BV から上下にずれたトリガーにより除水速度が制御されるものに比べ、特定の患者に最も適した、よりきめの細かい制御を行うことができる。

【0061】

ここで、本実施形態においては、ヘマトクリットセンサ 7 が動脈側血液回路 1a 側に設けられているが、静脈側血液回路 1b 側に設けるようにしてもよい。この場合、測定される静脈側のヘマトクリット値 (Htv) から動脈側のヘマトクリット値 (Hta) を予測する必要があり、例えば以下の如き演算を必要とする。

40

【0062】

即ち、動脈側と静脈側とでは、 $H_{tv} = Q_b / (Q_b - Q_u) \cdot H_{ta}$ なる関係式が成り立つことより、 $H_{ta} = (Q_b - Q_u) / Q_b \cdot H_{tv}$ なる演算式が求められる。このうち、動脈側血液回路 1a の血液流速 Q_b 及び除水速度 Q_u が既知であるとともに、静脈側のヘマトクリット値 H_{tv} が測定されるので、動脈側のヘマトクリット値 H_{ta} を算出することができるのである。かかるヘマトクリット値 H_{ta} から BV を導きだし、理想の

50

血液パラメータ曲線 A を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

上記構成の血液処理装置によれば、予め、特定の患者において理想とされる処理時間に対する固有の血液パラメータ曲線 A を取得しておき、処理手段 1 1 によって当該特定の患者に所定の処理（除水）を施す際、測定手段 1 2 によって測定された血液パラメータ（ B V ）が理想の血液パラメータ曲線 A に近似するよう制御手段 1 3 による制御の変更を行うので、その特定の患者に最も適した除水速度にて治療を行うことができる。

【 0 0 6 4 】

次に、本発明に係る第 2 の実施形態について説明する。

本実施形態に係る血液処理装置は、第 1 の実施形態と同様、処理手段 1 1 としての除水ポンプ 8 と、測定手段 1 2 としてのヘマトクリットセンサ 7 と、制御手段 1 3 と、指示手段 1 4 と、記憶手段 1 5 とを図 1 の如く電氣的に接続したのから成るものであり、ヘマトクリットセンサ 7 による測定開始時点と予め設定した目標ヘマトクリット値から目標 B V を導き出し、記憶手段 1 5 で記憶された理想の血液パラメータ曲線を補正するものである。

10

【 0 0 6 5 】

例えば、理想の血液パラメータ曲線を近似式（既述の如き近似式化したもの）として記憶手段 1 5 に記憶させ、測定開始時点のヘマトクリット値に基づき変数を変更することにより補正する。これにより、特定の患者の日々変化する体調にも素早く対応させることができ、常時良好な血液処理を行うことができる。

20

【 0 0 6 6 】

ところで、血液処理開始時点の患者のヘマトクリット値は、前回の透析から当該血液処理時までの間にどの程度飲食したか、或いは発汗したか等により異なり様ではない。このため、例えばショックを起こすと予想されるヘマトクリット値よりやや小さな値を目標値として血液浄化装置に予め設定しておき、測定開始時点に測定されたヘマトクリット値から透析中に変化すべき B V （目標 B V ）を演算し、これと予め基準として記憶している理想の血液パラメータ曲線の近似式における B V の透析終了時点の予定変化率を比較して補正することができる。

【 0 0 6 7 】

例えば、目標 B V = { (測定開始時のヘマトクリット値) / (設定されたヘマトクリット値) - 1 } × 1 0 0 なる演算式にて演算することができる。また、補正の方法として、演算により求められた B V が記憶されている理想の血液パラメータ曲線の予定 B V の x 倍であれば、当該理想の血液パラメータ曲線を縦軸方向に x 倍することが考えられる。

30

【 0 0 6 8 】

要するに、測定開始時点において、目標となるべき測定終了時点の B V を設定することにより、 B V - 除水時間 t グラフ上の始点と終点とを決定するので、理想の血液パラメータ曲線に係る近似式の補正を自動的に行うことができるのである。また、補正の方法は、本実施形態に限定されず、他の補正方法により測定開始時点の B V に基づき理想の血液パラメータ曲線を補正するようによい。

【 0 0 6 9 】

次に、本発明に係る第 3 の実施形態について説明する。

本実施形態に係る血液処理装置は、第 1 の実施形態と同様、処理手段 1 1 としての除水ポンプ 8 と、測定手段 1 2 としてのヘマトクリットセンサ 7 と、制御手段 1 3 と、指示手段 1 4 と、記憶手段 1 5 とを図 1 の如く電氣的に接続したのから成るものであり、ヘマトクリットセンサ 7 による検出値から B V を導き出して監視し、その B V を記憶手段 1 5 にて記憶された患者固有の理想の血液パラメータ曲線に近似させるものである。

40

【 0 0 7 0 】

即ち、治療時間を横軸、 B V を縦軸とした場合の理想の血液パラメータ曲線を予め取得しておき、かかる理想の血液パラメータ曲線に対しヘマトクリットセンサ 7 から導き出された B V を近似させるよう指示手段 1 4 が制御手段 1 3 に指示し、除水ポンプ 8 による

50

除水量を制御するのであるが、ここで、本実施形態においては、図5に示すように、治療時間 BV グラフで示される測定 BV の曲線（これを測定曲線 D という）を監視し、その測定曲線 D の各時刻における傾き（ $(BV)/t$ ）をリアルタイムで求めるよう構成されている。尚、かかる傾きは、測定曲線 D の変化率として認識される。

【0071】

然るに、上記測定曲線 D の変化率が急激に低下（同図における範囲 K の如き低下）或いは上昇した場合、予め設定された上限曲線或いは下限曲線を短時間で超えてしまって、除水ポンプ8による制御が追従できない虞がある。そこで、本実施形態においては、予め測定曲線 D の変化率に対する許容範囲（限界変化率）を定めておき、かかる限界変化率を測定曲線 D の変化率が超えた場合、警報等を出して医師等に患者の容態に変化があることを報知するとともに、除水ポンプ8を強制的に停止させるように構成されている。

10

【0072】

かかる制御により、指示手段14を介しては処理手段11（除水ポンプ8）の制御が追いつかないような、測定曲線 D の急激な変化に対しても対応でき、患者に対する安全性を更に向上させることができるとともに、これにより、医師等による測定曲線 D の監視作業を軽減させることができる。尚、本実施形態においては、処理手段11が除水ポンプ8である場合を示しているが、測定曲線 D が急激に変化した場合、補液手段からの補液を行うなど、患者の低血圧症状を極力回避する制御を行うようにしてもよい。即ち、ヘマトクリットセンサ7で測定された血液パラメータに急激な変化がある場合、指示手段14による変更の指示（測定されたヘマトクリット値が理想の血液パラメータ曲線に近似するよう制御手段13による制御の変更の指示）より優先して、その変化を抑制する方向の制御を行えば足りるのである。

20

【0073】

次に、本発明に係る第4の実施形態について説明する。

本実施形態に係る血液処理装置は、第1の実施形態と同様、処理手段11としての除水ポンプ8と、測定手段12としてのヘマトクリットセンサ7と、制御手段13と、指示手段14と、記憶手段15とを図1の如く電氣的に接続したものであり、ヘマトクリットセンサ7による検出値から BV を導き出して監視し、その BV を記憶手段15にて記憶された患者固有の理想の血液パラメータ曲線に近似させるものである。

【0074】

ここで、本実施形態においては、上記の如く測定値としての BV を理想の血液パラメータ曲線に近似させる制御に加え、治療時間（透析時間又は除水時間）をも考慮するよう構成されている。具体的には、患者に応じて設定される除水速度の上限値を A 、測定値 BV と基準値 BV （理想の血液パラメータ曲線上の値）とのずれ量を C 、該 C において患者に応じて設定される除水を停止すべき値を $C0$ とおくとともに、 C が $(1 - A) \times C0$ 未満のときは A 、 $(1 - A) \times C0$ 以上 $C0$ 以下のときは $-(C/C0) + 1$ 、 $C0$ を超えている場合は 0 とされる B を設定する。

30

【0075】

そして、横軸を C 及び縦軸を B としたグラフに示すと、図6で示すような B の推移が得られる。また、上記パラメータにより、治療（透析又は除水）終了時間を T として、所定の治療（透析又は除水）時刻 t での除水速度 V は、残りの治療時間 $(T - t)$ 、及び残りの除水量 U を考慮して、 $V = B \times Vf$ （但し、 $Vf = U / (T - t)$ ）とされるようにする。

40

【0076】

これにより、時刻 t のとき測定値 $BV =$ 基準値 BV （即ち、図7において測定値 BV が q であるとき）であれば、 $V = Vf = U / (T - t)$ となるため（即ち、図6において $C = 0$ であるため、 $B = 1$ である）、理想の血液パラメータ曲線に沿って測定値が推移すれば、治療時間が終了するとともに予定除水量に達することができる。

【0077】

一方、時刻 t のとき測定値 $BV >$ 基準値 BV （即ち、図7において測定値 BV が p であるとき）であれば、 $V > Vf$ となるため、測定値 BV は理想の血液パラメータ曲線

50

の基準値 BV に近似する方向へ推移する。逆に、測定値 $BV < \text{基準値 } BV$ (即ち、図7において測定値 BV が r であるとき) であれば、 $V < V_f$ となるため、この場合であっても、測定値 BV は理想の血液パラメータ曲線の基準値に近似する方向へ推移する。

【0078】

従って、測定値 BV が理想の血液パラメータ曲線の基準値 BV に近似する方向へ推移する程、除水速度 V が V_f に近づくため、予定除水量に達する時間も治療時間 T に近づくこととなる。但し、除水速度 V は、 0 以上 ($A \times V_f$) 以下であるという制限があるため、測定値 BV が理想の血液パラメータ曲線上の基準値 BV に至らない場合もある。この場合は、残りの治療時間 $T - t$ が TR となったときに理想の血液パラメータ曲線へ近似させる制御を停止し、それ以降は $V = UR / TR$ (但し、その時点での残り除水量を UR とする) の等速度除水とし、強制的に治療終了時に予定除水量に到達させるようにしてもよい。尚、 TR は、患者に応じて設定できるようにしてある。

10

【0079】

また、図6で示すグラフにおいて、 C が $(1 - A) \times C_0$ 以上 C_0 以下である場合に1本の直線(傾きが同一)を成しているが、例えば図8で示すように、 C が 0 を超えたときの傾きが $(1 - A) \times C_0$ 以上 0 以下の範囲の傾きより大きくなるよう設定してもよい。これにより、測定値 BV が基準値 BV を下回ったときの除水速度の低下を早めることができる。

【0080】

また更に、 C が 0 以下の範囲内において、図9に示すように傾きを変えることもできる。この場合、測定値 BV が理想の血液パラメータ曲線から大きく上回っているときに、除水速度の上昇を抑えることができ、患者への負担を軽減することができる。尚、同図中の点線の如く、 C が 0 以下の範囲内において、曲線としてもよく、3段階以上に傾きを変化させて折れ線化(図示はしていないが)するようにしてもよい。

20

【0081】

一方、 $V = B \times V_f$ (但し、 $V_f = U / (T - t)$) なる演算式(通常演算式という)に対して変数 α を適用し、 $V = B \times V_f \times \alpha$ なる演算式から除水速度を求めるようにしてもよい。かかる変数 α は、時間又は除水達成率に基づくもので、通常は 1 として通常演算式とする一方、除水速度を上げてよい時間帯(例えば、治療開始後しばらくの間など)や除水達成率が低い場合に、 α を 1 より大きな値として除水速度を速めるようにしてもよい。

30

【0082】

即ち、変数 α を通常演算式に適用することで、時間や除水達成率に依存するような関数とすることができるのである。尚、変数 α を適用した上記演算式における除水速度 V の上限値については、 $\alpha = 1$ のときの $B = A$ で求まる値は超えないようにする、或いは別途新たに設定するようにしてもよい。

【0083】

本実施形態によれば、血液パラメータの測定値と基準値との差だけではなく、治療時間と残り除水量とを考慮することができるので、血液浄化治療終了時間と除水完了時間とを略同じ時間とすることができる。また、治療時間が延長されることによる医師等への負担や医療コストを抑制し、除水時間が治療時間より早く終了してしまうことによって逆瀉過等が生じてしまうことを回避できる。

40

【0084】

次に、本発明に係る第5の実施形態について説明する。

本実施形態に係る血液処理装置は、第1の実施形態と同様、処理手段11としての除水ポンプ8と、測定手段12としてのヘマトクリットセンサ7と、制御手段13と、指示手段14と、記憶手段15とを図1の如く電気的に接続したものであり、ヘマトクリットセンサ7による検出値から BV を導き出して監視し、その BV を記憶手段15にて記憶された患者固有の理想の血液パラメータ曲線に近似させるものである。

50

【 0 0 8 5 】

ここで、本実施形態においては、図 10 に示すように、 $t - BV$ グラフにおける下限曲線 B 及び上限曲線 C に加えて、 BV に対する設定ライン ($BV1$ 、 $BV2$ 及び $BV3$) を設けている。これら設定ラインは、時間軸 t に平行して設けられており、測定値 BV を理想の血液パラメータ曲線上の基準値 BV に近似させる制御より優先させて除水速度の制御を行わせるもので、測定値 BV が特定の設定ラインを下回ると、その設定ラインに応じた除水速度の制御が行われる。

【 0 0 8 6 】

これにより、患者の体調やその他の理由により、急激に測定値 BV が低下して下限曲線 B を下回った場合、さらに設定ラインを下回ることにより除水速度を変更 (通常は、除水速度を低下させる、或いは停止させる方向に設定) する。従って、急激な測定値 BV の低下によって制御手段による除水速度の制御が追従し得ない場合であっても、優先的に除水条件を変更することができ、安全性を向上させることができる。

10

【 0 0 8 7 】

尚、本実施形態においては、設定ラインを 3 本 ($BV1$ 、 $BV2$ 及び $BV3$) 設けているが、これに限定されず、1 又は 2 本、或いは 4 本以上の設定ラインを設けるようにしてもよい。また、設定ライン $BV1$ が下限曲線 B を横切って設けられているが、下限曲線 B を横切らないで設定してもよく、逆に上限曲線 C を横切るよう設定してもよい。

【 0 0 8 8 】

更に、測定値 BV が何れかの設定ラインに達した際に、予め設定された除水制御を行うとともに、警報を発したり、或いは医師等に警告する表示手段を設けたりしてもよい。勿論、測定値 BV が何れかの設定ラインに達した際において、除水制御等を行わず、単に警報や医師等に対する警告表示を行わせるものとしてもよい。

20

【 0 0 8 9 】

また更に、測定値 BV が何れかの設定ラインを下回って除水速度が変更された場合、患者の容態回復などにより測定値 BV が上昇して、その設定ラインより上昇したときは、自動で本来の除水速度に戻したり、或いは戻ったことを医師等に報知することにより、当該医師等が容態の回復を確認した上で、手動で本来の除水速度に戻すようにしてもよい。

【 0 0 9 0 】

以上、本実施形態について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば適用される透析装置及び血液回路が他の構成のものであってもよい。即ち、本実施形態で適用される透析装置は、透析液供給装置と透析用監視装置とが別体で構成された所謂セントラルシステムであるが、これらを一体としたもの (所謂個人用の透析装置) にも適用することができる。

30

【 0 0 9 1 】

また、本実施形態においては、透析用監視装置 6 内の複式ポンプ P にてダイアライザ 2 に透析液を供給しているが、当該複式ポンプ P 等を有さない所謂チャンバ方式のものであってもよい。また更に、血液回路には、動脈側穿刺針 a 及び静脈側穿刺針 b を有したダブルニードル型のものが使用されているが、穿刺針を 1 本有したシングルニードル型のものであってもよい。

40

【 0 0 9 2 】

更に、本発明のヘマトクリットセンサは、透析治療時に使用されるものに限定されず、血液を体外循環させる種々血液浄化装置に適用することができる。その場合、血液流路は可撓性チューブに限らず、血液を流動し得る種々の流路とすることができる。また、本実施形態においては、血液パラメータとしてヘマトクリット値から導き出される BV を用いているが、ヘマトクリット値そのものを用いてもよいし、患者の体調の指標となり得る他の血液パラメータを用いるようにしてもよい。

【 0 0 9 3 】

また更に、本実施形態においては、処理手段 11 を除水ポンプ 8 として、除水速度を制御するものとしているが、本発明はこれに限定されず、処理手段 11 を血液回路 1、透析用

50

監視装置 6 及び透析液供給装置における各種駆動手段とし、その駆動手段の制御を行うものを制御手段 1 3 としてもよい。例えば、処理手段 1 1 を血液回路 1 に配設された血液ポンプ 3 とすれば、実測値 BV が理想の血液パラメータ曲線に近似するよう血液ポンプ 3 による血液流量の制御の変更を行うようにしてもよい。

【0094】

上記の如く実測値 BV を理想の血液パラメータ曲線に近似させる制御の対象とすべき除水速度、及び血液流量に加え、補液速度、透析液濃度、ナトリウム濃度、血液処理時間、透析液流量、透析液温度、補液量、薬剤注入量及び薬剤注入速度のいずれか、又は 2 つ以上の組み合わせであってもよい。即ち、補液速度、透析液濃度、ナトリウム濃度、血液処理時間、透析液流量、透析液温度、補液量、薬剤注入量及び薬剤注入速度の各制御手段における予め定められた制御を指示手段 1 4 の指示に基づいて変更するように構成してもよいのである。

【0095】

【発明の効果】

請求項 1 の発明によれば、特定の患者における理想の血液パラメータ曲線を取得しておき、その患者に所定の血液処理を行う際に、測定手段で測定された血液パラメータが理想の血液パラメータ曲線に近似するよう制御手段による制御を変更するので、個々の患者にとってそれぞれ最も適切な血液処理を行うことができるとともに、処理時間を抑制することができる。

【0096】

請求項 2 の発明によれば、血液パラメータが血液の濃度を示すヘマトクリット値又は該ヘマトクリット値から導き出される循環血液量変化率であるので、より確実に患者の状態を把握することができ、個々の患者にとって最も適切な血液処理を行うことができる。

【0097】

請求項 3 の発明によれば、処理手段が患者の血液を体外循環させつつ浄化する血液浄化装置から成るとともに、制御手段の変更される処理条件は、除水速度、血液流量、補液速度、透析液濃度、ナトリウム濃度、血液処理時間、透析液流量、透析液温度、補液量、薬剤注入量及び薬剤注入速度のいずれか、又は 2 つ以上の組み合わせであるので、より効果的に、特定の患者にとって理想の血液パラメータ曲線に近似させることができる。

【0098】

請求項 4 の発明によれば、測定手段による測定開始時点における血液パラメータに基づき、理想の血液パラメータ曲線を補正するので、特定の患者の日々変化する体調にも素早く対応させることができ、常時良好な血液処理を行うことができる。

【0099】

請求項 5 の発明によれば、理想の血液パラメータ曲線に対する前記測定手段で測定された血液パラメータのずれ量に応じて制御手段による制御の変更量を変えるので、特定の患者に最も適した、よりきめの細かい制御を行うことができる。

【0100】

請求項 6 の発明によれば、理想の血液パラメータ曲線が近似式とされているため、実測値としての血液パラメータと理想の血液パラメータ曲線との比較演算をスムーズに且つ素早く行わせることができる。

【0101】

請求項 7 の発明によれば、測定手段で測定された血液パラメータに急激な変化がある場合、理想の血液パラメータ曲線に近似させる制御より優先して、その変化を抑制する方向の制御を行うので、処理手段の制御が追いつかないような、測定された血液パラメータの急激な変化に対しても対応でき、患者に対する安全性を更に向上させることができるとともに、これにより、医師等による血液パラメータの監視作業を軽減させることができる。

【0102】

請求項 8 の発明によれば、理想の血液パラメータ曲線に近似させる制御は、治療時間がパラメータの一つとされているので、血液パラメータの測定値と基準値との差だけではな

10

20

30

40

50

く、治療時間と残り除水量とを考慮することができ、血液浄化治療終了時間と除水完了時間とを略同じ時間とすることができる。また、治療時間が延長されることによる医師等への負担や医療コストを抑制し、除水時間が治療時間より早く終了してしまうことによって逆濾過等が生じてしまうことを回避できる。

【 0 1 0 3 】

請求項 9 の発明によれば、測定手段で測定された血液パラメータに対する絶対値としての設定ラインを設け、該設定ラインを下回ったときに、理想の血液パラメータ曲線に近似させる制御より優先して、処理手段を制御するので、急激な血液パラメータの測定値の低下によって制御手段による制御が追従し得ない場合であっても、優先的に制御条件を変更することができ、安全性を向上させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る血液処理装置を示すブロック図

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る血液処理装置が適用される血液回路及び透析用監視装置を示す模式図

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る血液処理装置が適用される血液回路に接続された透析用監視装置を示す模式図

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る血液処理装置における記憶手段が記憶する理想の血液パラメータ曲線 A、下限曲線 B 及び上限曲線 C を示すべく縦軸 BV - 横軸除水時間 t のグラフ

【図 5】本発明の第 3 の実施形態に係る血液処理装置における測定曲線 D を示すグラフ

20

【図 6】本発明の第 4 の実施形態に係る血液処理装置における C - B 関係を示すグラフ

【図 7】治療時間 t における BV の値を示すグラフ

【図 8】本発明の第 4 の実施形態に係る血液処理装置における他の C - B 関係を示すグラフ

【図 9】本発明の第 4 の実施形態に係る血液処理装置における更に他の C - B 関係を示すグラフ

【図 10】本発明の第 5 の実施形態に係る血液処理装置において、理想の血液パラメータ曲線、下限曲線及び上限曲線に設定ラインを付加したグラフ

【符号の説明】

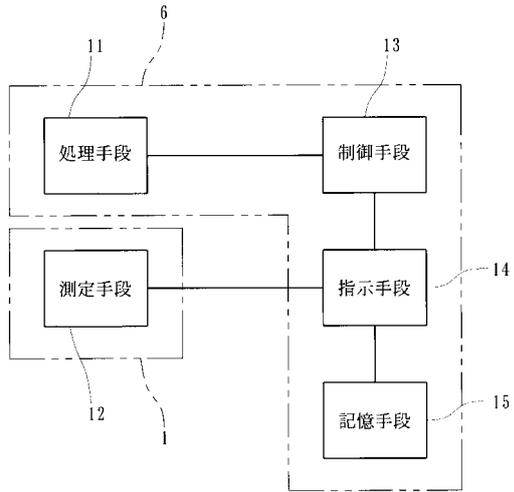
- 1 ... 血液回路
- 1 a ... 動脈側血液回路
- 1 b ... 静脈側血液回路
- 2 ... ダイアライザ (血液浄化器)
- 3 ... 血液ポンプ
- 4 ... ドリップチャンバ
- 5 ... 気泡検出器
- 6 ... 透析用監視装置
- 7 ... ヘマトクリットセンサ
- 8 ... 除水ポンプ
- 9 ... 加温器
- 1 0 ... 脱気手段
- 1 1 ... 処理手段
- 1 2 ... 測定手段
- 1 3 ... 制御手段
- 1 4 ... 指示手段
- 1 5 ... 記憶手段
- A ... 理想の血液パラメータ曲線
- B ... 下限曲線
- C ... 上限曲線
- D ... 測定曲線

30

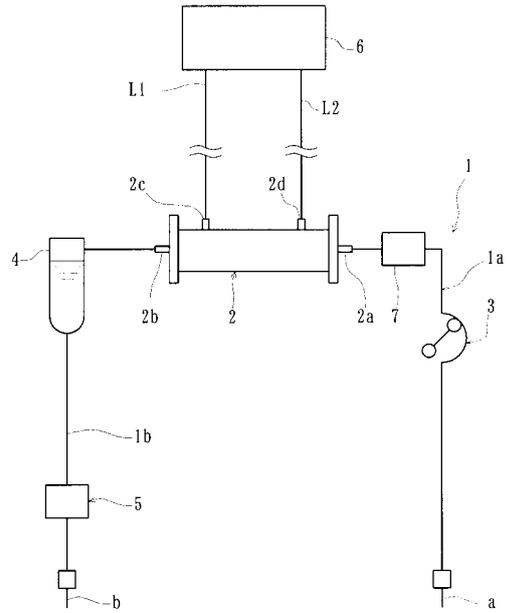
40

50

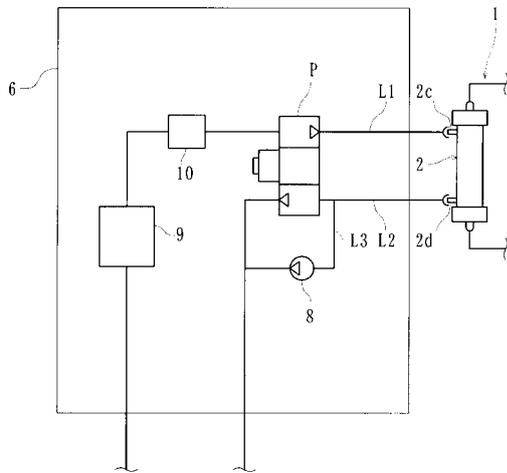
【図1】



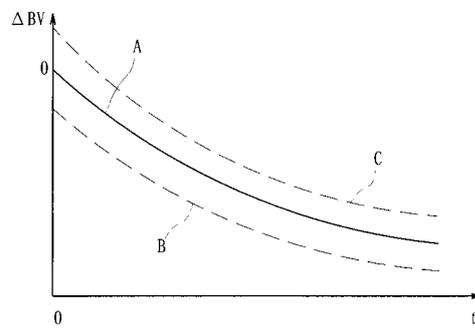
【図2】



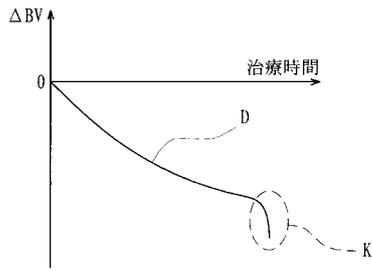
【図3】



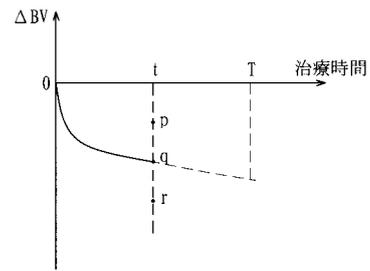
【図4】



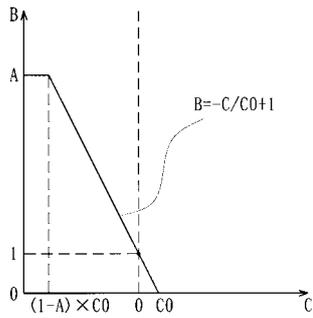
【 図 5 】



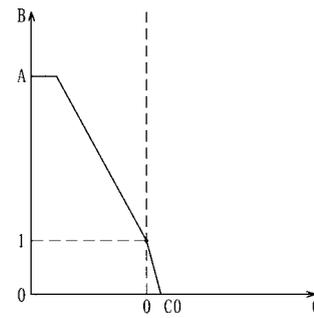
【 図 7 】



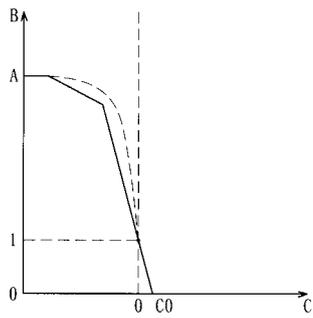
【 図 6 】



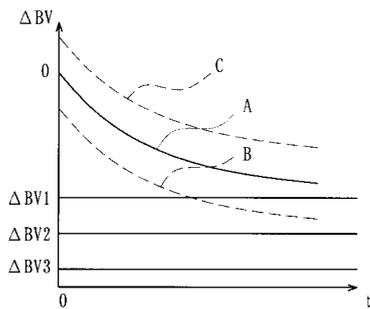
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 2 2 1 2 7 5 (J P , A)
特開平 0 5 - 1 1 5 5 4 6 (J P , A)
特開平 0 5 - 2 2 0 2 2 1 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 3 2 1 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 8 6 6 6 6 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 0 0 5 4 0 (J P , A)
実開平 0 5 - 0 7 6 4 4 5 (J P , U)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 1/34
A61B 5/145
B01D 61/28
B01D 61/32