

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4322227号
(P4322227)

(45) 発行日 平成21年8月26日(2009.8.26)

(24) 登録日 平成21年6月12日(2009.6.12)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/0295 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 4 O C
A 6 1 B 5/026 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 4 O Z

請求項の数 18 外国語出願 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2005-143563 (P2005-143563) (22) 出願日 平成17年5月17日 (2005.5.17) (65) 公開番号 特開2005-329237 (P2005-329237A) (43) 公開日 平成17年12月2日 (2005.12.2) 審査請求日 平成17年5月17日 (2005.5.17) (31) 優先権主張番号 102004024334.4 (32) 優先日 平成16年5月17日 (2004.5.17) (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)</p>	<p>(73) 特許権者 598122429 ブルシオン メディカル システムズ ーゲー PULSION Verwaltungs GmbH & Co. Medical Systems KG ドイツ国 D-81829 ミュンヘン, スタルグルベンリング 28 Kirchenstrasse 88, D-81675 Munchen, Ge rmany (74) 代理人 100109726 弁理士 園田 吉隆 (74) 代理人 100101199 弁理士 小林 義教</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液力学パラメータの測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈波形状解析によって患者の血液力学パラメータを測定するための装置であって、時間の経過に伴って変化し、且つ患者の大動脈圧又は大動脈に近位の動脈圧に少なくともほぼ対応する圧力信号を、時間の関数 $p(t)$ として読み込むための入力チャンネル(1)、及び

関数 $p(t)$ 及び患者の体血管抵抗 SVR を使用して、血液力学パラメータを計算するための評価ユニット

を備え、前記評価ユニットが、関数 $p(t)$ を使用して、患者の体血管抵抗 SVR を繰り返して再計算する機能を有し、当該繰り返される体血管抵抗の再計算の間に、熱希釈による校正測定を行わない装置であって、前記体血管抵抗 SVR の再計算が、拡張期のほぼ指数関数的な圧力低下の時定数 τ を決定することを含む装置。

【請求項 2】

少なくとも脈拍周期にわたり、時間の関数 $p(t)$ として読み込まれた圧力信号を一時的に保存するためのメモリ手段(RAM)を備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

体血管抵抗の再計算は、 $SVR_{ca1} \cdot (\tau / \tau_{ca1})^a \cdot (Pd / Pd_{ca1})^b$ によって行い、ここで、

SVR_{ca1} は体血管抵抗の較正值であり、

τ_{ca1} は時定数 τ の較正值であり、

P_d は拡張期大動脈圧であり、
 $P_{d_{ca1}}$ は拡張期動脈圧の較正值であり、
 a 、 b は、経験的に決定されるか又は推定される指数である、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記較正值 SVR_{ca1} 、 c_{ca1} 及び $P_{d_{ca1}}$ が、熱希釈により較正測定 of 範囲内で決定される、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

$0.15 < a < 0.6$ 、好ましくは $a = 0.3$ である、請求項 3 又は 4 に記載の装置。

【請求項 6】

$0.5 < b < 2$ 、好ましくは $b = 1$ である、請求項 3 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 7】

各体血管抵抗 SVR の再計算は、体血管抵抗の直前の計算を考慮に入れながら、
 $SVR_k = SVR_{k-1} \cdot f$
を有する計算式によって行い、ここで、

SVR_k は、再計算された体血管抵抗であり、

SVR_{k-1} は、直前の計算から得られた体血管抵抗であり、

f は補正関数である、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 8】

前記評価ユニットが、関数 $p(t)$ を使用したコンプライアンス関数 $C(p)$ のパラメータの定期的な再計算機能をさらに備える、請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

前記コンプライアンス関数 $C(p)$ の再計算は、計算式
 $C(p) = (MAP - CVP)_k / [SVR \cdot \langle dp/dt \rangle_k] \cdot f(p)$
によって行い、ここで、

$(MAP - CVP)_k$ は、現在の脈拍周期の拡張期における平均動脈圧と中央静脈圧との差であり、

$\langle dp/dt \rangle_k$ は、現在の脈拍周期の拡張期における動脈圧曲線の平均勾配であり、

$f(p)$ は、補正関数である、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記補正関数が、式

$$f(p) = 1 / [k_1 \cdot p / MAP - k_2 - k_3 \cdot (p / MAP)^2]$$

を有し、式中、 k_1 、 k_2 、 k_3 は、経験的に決定されたか又は推定された係数である、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

$k_1 = 9/5$ 、 $k_2 = 17/25$ 、及び $k_3 = 9/2$ である、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記血液力学パラメータが、脈拍数 HR と前記一回拍出量 SV との積として求められる、時間当たりの心臓容積 CO である、請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 13】

前記一回拍出量の計算は、積分

$$\int \{ p(t) / SVR + C(p) \cdot dp/dt \} dt$$

によって行い、ここで SVR は体血管抵抗である、請求項 12 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記評価ユニットが、関数 $p(t)$ から導いた二次導関数 y'' の生成のための微分手段と、脈拍周期の最大関数値と最低関数値との間の決定範囲内における収縮期と拡張期との間の移行位置として、関数 $p(t)$ の最大曲率の位置を決定するための評価手段とを備える、請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 15】

血液力学パラメータの出力のための出力手段 (18) を備えた、請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 16】

圧力測定に適した動脈カテーテル (5) を接続するための接続手段を備えた、請求項 1 ないし 15 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 17】

時間の経過と共に変化し、且つ患者の中央静脈圧に少なくともほぼ相当する圧力信号を読み込むための入力チャンネル (3) を備えた、請求項 1 ないし 16 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 18】

圧力測定に適した中央静脈カテーテル (16) を接続するための接続手段を備えた、請求項 17 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、脈波形状の解析によって患者の血液力学パラメータを測定するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

非線形のエアドームモデル (air dome model) に基づく脈波形状解析によって血液力学パラメータ、特に時間当たりの心臓容積 (心拍出量 CO) を測定することは、特許文献 1 に公知であり、特許文献 1 の引用文献にさらに詳しく記載されている。脈波形状解析の基となる測定変数は、大動脈圧にほぼ相当し、この圧力は、例えば脚部の動脈に配置した動脈カテーテルによって連続的に測定される。本出願人による脈波形状解析システムが、P i C C O という名称で市販されている。

30

【0003】

関数 $p(t)$ 、つまりほぼ大動脈圧に相当する圧力信号の時間経過から得られる、血液力学パラメータの測定において重要な変数は、特に、体血管抵抗 (SVR)、さらにはいわゆるコンプライアンス (C) である。前者は、大きな血液循環系の血管系の流動抵抗であり、後者は、大動脈領域の弾性である。代用概念では、これらの変数は、抵抗及び容量と表すことができる。特に、古い研究ではコンプライアンスは無視されていることがある。

コンプライアンスを測定するための装置及び方法が特許文献 1 に公知である。

【0004】

40

脈波形状解析の従来の実施方法では、較正測定の範囲内で決定され、その後変更されない較正值が体血管抵抗及び (無視されなければ) コンプライアンスの測定に含まれている。この較正測定は、肺内外熱希釈測定によって、時間当たりの心臓容積の較正值を決定することを含む。

【0005】

脈波形状解析によって測定された時間当たりの心臓容積 (脈波形状心拍出量、PCCO) は、以下の数式を用いて脈拍数 (心拍数、HR) と一回拍出量 (SV) の積として算出される。

一回拍出量 (SV) は、数式 1 により、脈拍周期又は収縮期にわたって積分を行うことによって算出する。

50

【数 1】

$$SV \propto \int \left(\frac{p(t)}{SVR} + C(p) \cdot \frac{dp}{dt} \right) dt$$

(時間 t 、圧力 p 、体血管抵抗 SVR 、コンプライアンス C)

【0006】

これに関し、 k は、各脈拍周期 k に対して数値積分を行うことによって評価され、ここでコンプライアンスは、数式 2 の形態で挿入されている。

【数 2】

10

$$C(p) = \frac{CO_{TD}}{\left(\frac{dp}{dt} \right)_{Cal}} \cdot \frac{1}{\frac{3}{MAP_{Cal}} p - 3 - \frac{1}{MAP_{Cal}^2} p^2}$$

(式中、 CO_{TD} は、肺内外熱希釈測定によって決定した時間当たりの心臓容積の較正值であり、 $\left(\frac{dp}{dt} \right)_{Cal}$ は、較正測定中における拡張期の圧力曲線の平均の [負の] 勾配であり、 P_d は、拡張期の圧力であり、 MAP_{Cal} は、較正測定中における平均動脈圧である。)

20

【0007】

パラメータ CO_{TD} 、 MAP_{Cal} 及び $\left(\frac{dp}{dt} \right)_{Cal}$ は、較正測定の範囲のみで決定され、全ての時間当たりの心臓容積の計算のために使用される。

【0008】

また、体血管抵抗 SVR については、数式 3 に基づいて較正值が決定され、その値は較正測定の範囲内で決定され、全ての時間当たりの心臓容積の計算に定数として使用される。

$$SVR_{Cal} = (MAP - CVP)_{Cal} / CO_{TD}$$

(式中、 MAP は平均動脈圧であり、 CVP は中央静脈圧である。)

30

【0009】

脈波形状解析によって測定される血液力学パラメータの質は、(計算測定の開始から計算して)患者のモニタ時間が長くなると低下することがあることが分かっている。言い換えれば、脈波形状解析によって得られる血液力学パラメータが、所定の値を超えて実際の生理学的条件から逸脱する可能性が増大する。

【0010】

これを緩和するために、熱希釈による較正測定をより短い間隔で繰り返すことができる。しかし、これを実施するには、特にボラス注射の投与に関して骨が折れコストもかかり、モニタされる患者のストレスを増大させることになり、また、測定に携わる職員の時間を消費することになる、その職員が別の仕事に従事できる可能性が減少してしまう。

40

【特許文献 1】独国特許出願公開第 19814371 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

上記の全ての内容を背景技術として、本発明は、熱希釈による較正測定の規則的な繰り返しを必要とせず、変わらない品質の測定データ評価を得られる、脈波形状解析による血液力学パラメータを測定するための装置を提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の一態様によれば、この課題は、請求項 1 に記載の、脈波形状解析によって患者

50

の血液力学パラメータを測定する装置によって解決される。

好適な実施形態は、請求項 2 ないし 18 のいずれか 1 項によって構成することができる。

したがって、一方法では、体血管抵抗、好ましくはこれに加えてコンプライアンスの連続的な較正を、連続的に測定された圧力測定データから得られるパラメータを用いて行う。

【0013】

本発明によれば、脈波形状解析による時間当たりの心臓容積 PCCO の測定は、前述のようにその基本的な特性に基づいて行うが、この場合、従来では較正測定の範囲内で決定されて定数として扱われていた 1 つ以上のパラメータを、好ましくは脈拍周期ごとに定期的に関数 $p(t)$ から再計算する。

10

【0014】

そのために、まず体血管抵抗 SVR に対して連続的な再計算を行う。基本的に、SVR の値は、以下の式から誘導することができる。

$$SVR = (MAP - CVP) / CO$$

しかしながら、時間当たりの心臓容積 CO に脈波形状解析によって得られた時間当たり心臓容積 PCCO を単に代入するのでは、循環論的な式となってしまう。これは、基本的に、反復プロセスによって解決することができるが、これは、体血管抵抗 SVR に大きな変化があった場合には不安定化を招き得る。したがって、体血管抵抗 SVR の変化に対して付加的又は選択的な基準を導入すると有利である。

20

【0015】

体血管抵抗 SVR の変化を考慮に入れるために使用できる適切なパラメータを以下に具体的に列挙する。

- 収縮期圧 P_s
- 平均動脈圧 MAP
- 脈圧 $PP = (P_s - P_d)$
- 収縮期から拡張期への移行時の圧と、拡張期圧の差 $(P_n - P_d)$
- 拡張期における圧力曲線の平均勾配 $\langle dp / dt \rangle$

【0016】

脈拍周期の拡張期は、有利には、指数関数的な低下によって次式により近似値を求めることができる。

30

$$p(t) - offset = const. \cdot \exp(-t / \tau)$$

式中、offset は、指数関数的低下の始めの横座標値であり、 $\exp(-t / \tau)$ は、独立関数 $(-t / \tau)$ の指数関数であり、時定数 τ は、次式による圧力曲線から得ることができる。

$$\tau = [p(t) - offset] / (dp / dt)$$

【0017】

容量 (コンプライアンス) 及び抵抗 (体血管抵抗) の並列回路の単純な代用概念には次式が適用される。

$$= SVR \cdot C(p) \cdot$$

40

上述の複数の式で基本的に十分であったとしても、上記のパラメータの関数として経験式、特に好適には次式を使用することによって結果を向上させることができる。

$$SVR = SVR_{ca1} \cdot (P_d / P_{d_{ca1}})^a \cdot (P_d / P_{d_{ca1}})^b$$

式中、 SVR_{ca1} は体血管抵抗の較正值であり、 P_d は拡張期動脈圧であり、 $P_{d_{ca1}}$ は、拡張期動脈圧の較正值であり、 a 、 b は、経験的に定めたか、又は推測した指数である。較正值 SVR_{ca1} 、 $P_{d_{ca1}}$ 、 $P_{d_{ca1}}$ は、熱希釈測定を含めた較正測定の範囲内で決定することができる。パラメータに $a = 0.3$ 、 $b = 1$ を選択すると良好に適合するが、条件によっては、これらのパラメータをわずかに変化させることによってさらに良好な適合を達成することができる。

【0018】

50

好ましくは、拡張期（動脈）圧 P_d 、ならびに収縮期と拡張期の移行時の圧 P_n を、血液力学パラメータのさらなる計算のために必要とされるまで定期的に再決定する。これに関連して、収縮期と拡張期の移行を決定するための経路、いわゆる「通時間ノッチ」、並びに拡張期圧を決定するための経路を改善すると、特に有利である。

【0019】

関数 $p(t)$ の一次導関数 ($y' = dp/dt$) 及び二次導関数 ($y'' = d^2p/dt^2$) を、適切な平滑化アルゴリズムを用いて決定する。さらにそこから指示関数を算出し、これが、関数 $p(t)$ の局所的曲率の尺度となる。以下の曲率関数が特に適している。

$$K = y'' / (1 + y'^2)^{3/2}$$

10

これは、局所的曲率半径の逆数値であるといえる。好ましくは、経験的に収集されたデータから得られる、収縮期から拡張期への移行における動脈圧関数の典型的な経過がほぼ弓形の形状を有するように、関数 $p(t)$ に対して軸調整を行う。

【0020】

曲率関数 K の最大値の位置が関数 $p(t)$ の範囲内で決定され、その際、この関数には、現在の脈拍周期内の最大値の 90 ~ 10 %、好ましくは 75 ~ 10 % の値を仮定する。必要であれば、測定の設定内の遅延素子、例えばフィルタを考慮に入れて、対応する時間上の位置を補正する。（必要に応じてこの補正が行われた後、）曲率関数 K の最大値が、現在の脈拍周期の長さ（又は現在の脈拍周期が終わる前にリアルタイムで計算が行われている場合は直前の脈拍周期の長さ）の 70 % 以内である場合、（必要に応じて補正された）曲率関数 K の最大値の位置は、収縮期と拡張期の間の移行期の時点と考えられる。もしくは、収縮期と拡張期の間の移行が、現在の脈拍周期（又は現在の脈拍周期が終わる前にリアルタイムで計算が行われていれば直前の脈拍周期）の 70 % で確立される。場合によっては、脈拍時間、駆出時間等を考慮に入れて、付加的な妥当性チェックを行うこともできる。

20

【0021】

別の実施形態では、曲率関数の決定を行う必要が無く、曲率関数 K の最大値に代えて、必要に応じて相応の補正を行った後に、関数 $p(t)$ の二次導関数 y'' の最大値を、収縮期及び拡張期の間の移行時点と解釈することができる。

【0022】

30

前述のように、一回拍出量を決定する際、収縮期の圧力値によってのみ積分を頻繁に行う。従って、一回拍出量の決定の精度を上げるためにも、上記の収縮期と拡張期の間の移行の決定に関する精度も改善することが好ましい。

【0023】

拡張期圧 P_d の決定において、以下の方法が特に有利であることが分かった。この方法では、限定された測定頻度、つまり動脈圧を決定する圧力測定システムが応答する（従ってローパスフィルタとして機能する）頻度の影響を考慮に入れる。

【0024】

測定された最低圧から始めて、適切な長さの線形回帰を行う。適切な長さとして約 100 ミリ秒又はその 2 倍の測定頻度の逆数値を仮定すると有利である。拡張期の長さが、この長さの 2 倍よりも短い場合には、仮定した最低圧を拡張期圧 P_d と仮定する。或いは、回帰の始めを、収縮ピークの方角に向かって適切な長さ、好ましくは回帰の長さの半分に置き換え、反対の方角に外挿する。最大勾配の領域において外挿された圧曲線の線形回帰と外挿の交差する点によって、拡張期圧が得られる。好ましくは、脈幅（脈拍周期での最大圧 - 最低圧）の 20 ~ 80 % 以内のデータ点のみを、最大勾配の範囲を決定する際に考慮する。

40

【0025】

冒頭に示したコンプライアンスの計算式では、値 COT_D は、以下の項に置き換えることができる。

$$(MAP - CVP) / SVR$$

50

ここで、平均動脈圧MAPと中央静脈圧CVPとの差は、定期的に再決定する。この場合、現在又は直前の脈拍周期の値を使用するか、又は複数(例えば10~50)の前の脈拍周期の平均値、又はある程度の時間(例えば約30秒)にわたる平均値を使用することができる。収縮期での圧曲線の平均勾配 $\langle dp/dt \rangle$ も、好ましくは定期的に再決定する。

【0026】

好ましくは、経験的に決定された係数又は推定係数である k_1 、 k_2 、 k_3 を含む以下の補正関数により、コンプライアンスの決定結果が向上する。

$$f(p) = 1 / [k_1 \cdot p / \text{MAP} - k_2 - k_3 \cdot (p / \text{MAP})^2]$$

係数 $k_1 = 9/5$ 、 $k_2 = 17/25$ 、 $k_3 = 9/2$ を選択することによって、適切な適合が行われる。別の適切な適合もあり得る。

したがって、この好ましい実施形態では、コンプライアンスについて、以下の式は正しい。

$$C(p) = (\text{MAP} - \text{CVP}) / (\text{SVR} \cdot \langle dp/dt \rangle) \cdot f(\text{MAP}, p)$$

ここで

$$f(\text{MAP}, p) = 1 / [1.8 \cdot p / \text{MAP} - 0.68 - 4.5 \cdot (p / \text{MAP})^2]$$

このとき、パラメータMAP、SVR及び $\langle dp/dt \rangle$ 、並びに必要に応じてCVPを定期的に再決定する。

【0027】

しかし、コンプライアンスの関数のパラメータが定期的に再計算されないか、又はコンプライアンスが無視される実施形態も、好ましくはないが、基本的には本発明の範囲に含まれる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下に、添付図面を用いて本発明の特に好ましい実施形態を詳細に説明する。この図面は、単なる概略図であると理解されたい。

【0029】

図1の装置は、3つの入力チャンネル1、2、3を備えた入力/出力サブシステム(I/O)を有している。

【0030】

患者の大動脈圧に少なくともほぼ対応している圧力信号が、第1の入力チャンネル1を通して連続的に読み込まれる。この信号は、アナログ式のセンサ信号であって、アナログ/デジタル変換器によってデジタル化されるか、又は外部圧力測定変換器4から既にデジタル化された信号が読み込まれてもよい。

【0031】

使用の際は、動脈カテーテル5を介し、好ましくは大動脈にできるだけ近位で測定した動脈圧を、ほぼ大動脈圧に相当する圧力とする。脚部の動脈6を測定箇所とし、これを心臓7、大動脈弓8、肺循環系9及び体循環系10を含む血管系の概略部分図に示す。

【0032】

動脈カテーテル5は、さらに温度センサ11を備え、この温度センサ11は較正のための熱希釈測定に使用することができる。関連温度測定変換器12のデジタル測定信号は、第2の入力チャンネル2を通して読み込まれる。しかし、もちろんこの温度信号も、アナログ信号として読み込み、アナログ/デジタル変換器によってデジタル化できる。

【0033】

患者の中央静脈圧CVPに少なくともほぼ対応する圧力信号が、第3の入力チャンネル3を通して読み込まれる。この信号も、アナログ信号として、又は別の圧力測定変換器13を通してデジタル信号として読み込むことができる。適切な測定箇所は、患者の大静脈上部15である。しかし、別の態様では患者の中央静脈圧CVPは推定してもよく、条件によっては一定値でも十分に機能する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

挿入された中央静脈カテーテル 1 6 は別の管 1 7 を有し、この管 1 7 を通して冷却したボラスを注射し、これにより肺内外熱希釈測定を行うことができる。系の抵抗、時定数及び収縮期動脈圧に対する較正值 SVR_{ca1} 、 c_{a1} 及び Pd_{ca1} は、前述のように較正の範囲内で決定される。

【 0 0 3 5 】

入力 / 出力サブシステム (I / O) は、周辺機器等との相互作用に機能する 1 つ以上の出力部又は制御チャンネル 1 4 を有することができる。

【 0 0 3 6 】

信号処理に機能する装置の構成要素は、セントラルバス (BUS) により互いに接続されている。

10

【 0 0 3 7 】

読み込まれた圧力信号は、時間の関数 $p(t)$ として一時的に作業メモリ (RAM) に保存される。関数 $p(t)$ は中央処理装置 (CPU) によって処理され、よって時間当たりの心臓容積 $PCCO$ 、それによりさらに他の血液力学パラメータが算出される。対応する計算ステップを処理装置 (CPU) に実行させる対応制御プログラムは、固定メモリ (ROM) に収容されている。

【 0 0 3 8 】

この場合、処理は以下のステップを含む。

収縮期と拡張期の間の移行を、前述のように圧力曲線の最大曲率の位置と定義する。

20

圧力曲線から時定数 を決定し、以下の式により現在の k^{th} 脈拍周期について体血管抵抗 SVR_k を算出する。

$$SVR_k = SVR_{ca1} \cdot \left(\frac{P}{P_{ca1}} \right)^a \cdot \left(Pd / Pd_{ca1} \right)^b$$

【 0 0 3 9 】

現在の脈拍周期の一回拍出量 SV_k は、脈拍周期の圧力値、つまり脈拍周期の収縮期の圧力値から、次の式 (計数変数 i) に基づき数値的に決定される。

【 数 3 】

$$SV_k \propto \sum \left(\frac{p_i(t)}{SVR_k} + C_k(p_i) \frac{dp_i}{dt} \right)$$

30

ここで、

$$C_k(p) = (MAP - CVP)_k / [SVR_k \cdot \langle dp / dt \rangle_k] \cdot f(MAP, p_i)$$

を挿入する。平均動脈圧 MAP と中央静脈圧 CVP との差、及び拡張期の圧力曲線の平均勾配 $\langle dp / dt \rangle$ を、現在の脈拍周期に対して再決定する。補正関数 $f(MAP, p_i)$ は、前述のように計算される。

【 0 0 4 0 】

これにより、現在の (k^{th}) 脈拍周期で算出された時間当たりの心臓容積が以下の式で求められる。

40

$$PCCO_k = SV_k \cdot HR$$

【 0 0 4 1 】

当然ながら、固定メモリ (ROM) の制御プログラムは装置に付加的な機能を付与する付加的なルーチンを含むことができる。

【 0 0 4 2 】

関数 $p(t)$ は、ディスプレイサブシステム 1 8 により表示することができ、時間当たりの心臓容積 $PCCO$ 及び他の血液力学パラメータを出力することが可能である。

【 0 0 4 3 】

当然ながら、本発明の装置には、当業者に実際公知の別の構成要素、例えば生データ及

50

び / 又は計算された血液力学パラメータのためのマスメモリ媒体を設けることもできる。処理装置（CPU）は、1つ以上の従来のマイクロプロセッサを備えることもでき、必要に応じて浮動小数点操作の速度を上げるためのコプロセッサで補助することもでき、またいわゆるデジタル信号処理装置（DSP）を備えることもできる。相応の解決法、ならびに上記以外のハードウェア実装に関する詳細は、当技術分野の最新技術による一般的な波形状分析装置と同様に実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図1】本発明による装置の概略線図と、患者の血管系の部分概略図である。

【符号の説明】

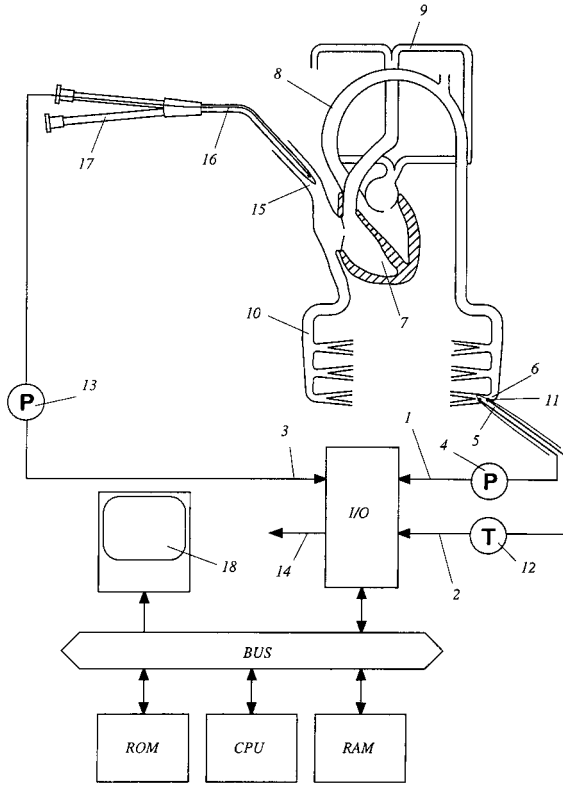
10

【0045】

- 1 第1の入力チャンネル
- 2 第2の入力チャンネル
- 3 第3の入力チャンネル
- 4 血圧測定変換器
- 5 動脈カテーテル
- 6 脚部の動脈
- 7 心臓
- 8 大動脈弓
- 9 肺循環系
- 10 体循環系
- 11 温度センサ
- 12 関連温度測定変換器
- 13 血圧測定変換器
- 14 コントロールチャンネル
- 15 大静脈
- 16 中央静脈カテーテル
- 17 管
- 18 ディスプレイサブシステム

20

【図1】



フロントページの続き

- (72)発明者 ウルリッヒ ジェイ. ファイファー
ドイツ連邦共和国 81667 ミュンヘン, メッツシュトラッセ 34エイ
- (72)発明者 ラインホルト クノル
ドイツ連邦共和国 81543 ミュンヘン, コルンブスシュトラッセ 32
- (72)発明者 シュテファン レグ
ドイツ連邦共和国 81673 ミュンヘン, ヨセフスブルクシュトラッセ 7

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開昭62-231619(JP,A)
欧州特許出願公開第01236435(EP,A1)
特開平11-318833(JP,A)
国際公開第2004/066817(WO,A1)
国際公開第2005/055825(WO,A1)
欧州特許出願公開第1598005(EP,A1)
米国特許出願公開第2005/267379(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03

专利名称(译)	血液动力学参数测量装置		
公开(公告)号	JP432227B2	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	JP2005143563	申请日	2005-05-17
申请(专利权)人(译)	Purushion医疗系统公司		
当前申请(专利权)人(译)	Purushion医疗系统公司		
[标]发明人	ウルリッヒジェイファイファー ラインホルトクノル シュテファンレグ		
发明人	ウルリッヒ ジェイ. ファイファー ラインホルト クノル シュテファン レグ		
IPC分类号	A61B5/0295 A61B5/026 A61B5/00 A61B5/0215 A61B5/028 A61B5/029		
CPC分类号	A61B5/029 A61B5/02028 A61B5/02108 A61B5/0215 A61B5/028		
FI分类号	A61B5/02.340.C A61B5/02.340.Z A61B5/00.M A61B5/02.800.C A61B5/02.800.Z A61B5/02.815 A61B5/02.850 A61B5/026.110 A61B5/026.140 A61B5/027 A61B5/029		
F-TERM分类号	4C017/AA03 4C017/AA10 4C017/AA16 4C017/AB04 4C017/AC03 4C017/AC11 4C017/BC01 4C017/BC11 4C017/CC01 4C017/EE01 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC19 4C117/XD24 4C117/XE16 4C117/XE23 4C117/XE27 4C117/XF03 4C117/XG02 4C117/XH03 4C117/XJ05		
优先权	102004024334 2004-05-17 DE		
其他公开文献	JP2005329237A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种通过脉冲轮廓分析测量血液动力学参数的仪器。ZSOLUTION：通过第一个输入通道（1），连续读入动态测量的压力信号。读入的压力信号暂时存储在存储器中，即工作存储器（RAM）中。函数p（t）由中央处理单元（CPU）处理，以便从中计算心脏/时间体积PCCO和其他血液动力学参数。Z

$$C(p) = \frac{CO_{TD}}{\left(\frac{dp}{dt}\right)_{Cal}} \cdot \frac{1}{\frac{3}{MAP_{Cal}} p - 3 - \frac{1}{MAP_{Cal}^2} p^2}$$