

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7096035号

(P7096035)

(45)発行日 令和4年7月5日(2022.7.5)

(24)登録日 令和4年6月27日(2022.6.27)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/029(2006.01)

A 6 1 B 5/029

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 0 V

A 6 1 B 5/0245(2006.01)

A 6 1 B 5/02 A

A 6 1 B 5/0245 1 0 0 D

請求項の数 18 (全13頁)

(21)出願番号 特願2018-62700(P2018-62700)
 (22)出願日 平成30年3月28日(2018.3.28)
 (65)公開番号 特開2019-170709(P2019-170709
 A)
 (43)公開日 令和1年10月10日(2019.10.10)
 審査請求日 令和3年1月7日(2021.1.7)

(73)特許権者 000230962
 日本光電工業株式会社
 東京都新宿区西落合1丁目3番4号
 (74)代理人 110001416
 特許業務法人 信栄特許事務所
 (72)発明者 須郷 義広
 埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号
 日本光電工業株式会社内
 (72)発明者 坂井 真美
 埼玉県所沢市くすのき台1丁目1番6号
 日本光電工業株式会社内
 審査官 ▲瀬▼戸井 綾菜

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体情報処理装置、生体情報処理方法、プログラム及び記憶媒体

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

- a)被検者の心電図データを取得するステップと、
 b)前記被検者の脈波データを取得するステップと、
 c)前記心電図データに基づいて、心拍数を測定するステップと、
 d)前記心電図データと前記脈波データに基づいて、脈波伝搬時間を測定するステップと、
 e)前記測定された脈波伝搬時間と心拍数に基づいて、心拍出量を演算するステップと、
 f)血管伸展性に関連する血管伸展性パラメータを演算するステップと、
 g)前記血管伸展性パラメータに基づいて、前記演算された心拍出量を補正するステップと、
 を含み、

前記血管伸展性パラメータは、体血管抵抗、動脈弾性率、動的動脈弾性率、又は脈動率である、

コンピュータによって実行される生体情報処理方法。

【請求項2】

前記演算された血管伸展性パラメータが以前に演算された血管伸展性パラメータに関連付けられた所定の条件を満たさない場合に、前記ステップ(g)が実行される、
 請求項1に記載の生体情報処理方法。

【請求項3】

前記所定の条件は、前記演算された血管伸展性パラメータと前記以前に演算された血管伸

展性パラメータとの間の変化量に関連付けられた条件である、請求項 2 に記載の生体情報処理方法。

【請求項 4】

前記所定の条件は、前記演算された血管伸展性パラメータ若しくは前記以前に演算された血管伸展性パラメータに対する前記演算された血管伸展性パラメータと前記以前に演算された血管伸展性パラメータとの間の変化量の比率に関連付けられた条件である、請求項 2 に記載の生体情報処理方法。

【請求項 5】

前記所定の条件は、前記以前に演算された血管伸展性パラメータに基づいて設定された所定の範囲内に関連付けられた条件である、請求項 2 に記載の生体情報処理方法。

10

【請求項 6】

前記以前に演算された血管伸展性パラメータは、直前に演算された血管伸展性パラメータ、最初に演算された血管伸展性パラメータ、又は所定期間前に演算された血管伸展性パラメータである、請求項 2 から 5 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理方法。

【請求項 7】

前記ステップ (e) では、前記心拍出量を $e s C C O$ 、前記脈波伝搬時間を $P W T T$ 、前記心拍数を $H R$ 、 K_0 、 α 、 β をそれぞれ任意の値とした場合に、前記心拍出量は、以下の式に基づいて演算され、

$$e s C C O = K_0 \times (\alpha \times P W T T + \beta) \times H R、$$

前記ステップ (g) は、

20

前記血管伸展性パラメータに基づいて、係数 K_0 を補正するステップと、

前記補正された係数 K_0 に基づいて、前記心拍出量を再度演算するステップと、

を含む、請求項 1 から 6 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理方法。

【請求項 8】

前記ステップ (e) では、前記心拍出量を $e s C C O$ 、前記脈波伝搬時間を $P W T T$ 、前記心拍数を $H R$ 、 K_0 、 α 、 β をそれぞれ任意の値とした場合に、前記心拍出量は、以下の式に基づいて演算され、

$$e s C C O = K_0 \times (\alpha \times P W T T + \beta) \times H R、$$

前記ステップ (g) は、

前記血管伸展性パラメータに基づいて演算された値を前記演算された心拍出量に追加することで前記演算された心拍出量を補正するステップを含む、

30

請求項 1 から 6 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理方法。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のプログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体。

【請求項 11】

プロセッサと、

コンピュータ可読命令を記憶するメモリと、を備えた生体情報処理装置であって、

40

前記コンピュータ可読命令が前記プロセッサにより実行されると、前記生体情報処理装置は、

被検者の心電図データを取得し、

前記被検者の脈波データを取得し、

前記心電図データに基づいて、心拍数を測定し、

前記心電図データと前記脈波データに基づいて、脈波伝搬時間を測定し、

前記測定された脈波伝搬時間と心拍数に基づいて、心拍出量を演算し、

血管伸展性に関連する血管伸展性パラメータを演算し、

前記血管伸展性パラメータに基づいて、前記演算された心拍出量を補正し、

前記血管伸展性パラメータは、体血管抵抗、動脈弾性率、動的動脈弾性率、又は脈動率

50

である、

生体情報処理装置。

【請求項 1 2】

前記演算された血管伸展性パラメータが以前に演算された血管伸展性パラメータに関連付けられた所定の条件を満たさない場合に、前記生体情報処理装置は、前記血管伸展性パラメータに基づいて前記演算された心拍出量を補正する、

請求項 1 1 に記載の生体情報処理装置。

【請求項 1 3】

前記所定の条件は、前記演算された血管伸展性パラメータと前記以前に演算された血管伸展性パラメータとの間の変化量に関連付けられた条件である、請求項 1 2 に記載の生体情報処理装置。

10

【請求項 1 4】

前記所定の条件は、前記演算された血管伸展性パラメータ若しくは前記以前に演算された血管伸展性パラメータに対する前記演算された血管伸展性パラメータと前記以前に演算された血管伸展性パラメータとの間の変化量の比率に関連付けられた条件である、請求項 1 2 に記載の生体情報処理装置。

【請求項 1 5】

前記所定の条件は、前記以前に演算された血管伸展性パラメータに基づいて設定された所定の範囲内に関連付けられた条件である、請求項 1 2 に記載の生体情報処理装置。

【請求項 1 6】

前記以前に演算された血管伸展性パラメータは、直前に演算された血管伸展性パラメータ、最初に演算された血管伸展性パラメータ、又は所定期間前に演算された血管伸展性パラメータである、請求項 1 2 から 1 5 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理装置。

20

【請求項 1 7】

前記心拍出量を $e s C C O$ 、前記脈波伝搬時間を $P W T T$ 、前記心拍数を $H R$ 、 K_0 、 α 、 β をそれぞれ任意の値とした場合に、前記生体情報処理装置は、以下の式に基づいて前記心拍出量を演算するように構成され、

$$e s C C O = K_0 \times (\alpha \times P W T T + \beta) \times H R、$$

前記生体情報処理装置は、

前記血管伸展性パラメータに基づいて係数 K_0 を補正した後に、前記補正された係数 K_0 に基づいて前記心拍出量を再度演算することで、前記演算された心拍出量を補正するように構成されている、

30

請求項 1 1 から 1 6 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理装置。

【請求項 1 8】

前記心拍出量を $e s C C O$ 、前記脈波伝搬時間を $P W T T$ 、前記心拍数を $H R$ 、 K_0 、 α 、 β をそれぞれ任意の値とした場合に、前記生体情報処理装置は、以下の式に基づいて前記心拍出量を演算するように構成され、

$$e s C C O = K_0 \times (\alpha \times P W T T + \beta) \times H R、$$

前記生体情報処理装置は、

前記血管伸展性パラメータに基づいて演算された値を前記演算された心拍出量に追加することで前記演算された心拍出量を補正するように構成されている、

40

請求項 1 1 から 1 6 のうちいずれか一項に記載の生体情報処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体情報処理装置及び生体情報処理方法に関する。さらに、本開示は、当該生体情報処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

50

特許文献 1 では、患者の 1 以上の生理学特性の測定結果に基づいて患者の心拍出量の測定値を非侵襲的に決定する方法が開示されている。特に、特許文献 1 は、患者の心拍数、患者の収縮期血圧、患者の拡張期血圧を含む生理学特性の測定結果を取得した上で、患者の心拍出量の測定値を決定することを開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特許第 5779299 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

ところで、患者の心拍出量は、体血管抵抗等の血管伸展性に関連するパラメータ（以下、「血管伸展性パラメータ」という。）に応じて変化することが最近報告されている。このため、患者の血管伸展性パラメータを考慮した上で、患者の心拍出量を演算することが望まれている。この点において、患者の血管伸展性パラメータを考慮しないで患者の心拍出量が演算された場合、心拍出量センサで侵襲的に測定された心拍出量の実測値と患者の心拍数や脈波伝搬時間（以下、PWT T という。）を用いて演算された心拍出量の演算値との間に大きな乖離が生じてしまう虞がある。このように、血管伸展性パラメータに応じて心拍出量に変化する点（つまり、血管伸展性パラメータの依存性）に着目することで、心拍出量の演算精度をさらに向上させる余地がある。

20

【0005】

本開示は、患者の心拍出量の演算精度をさらに向上させることが可能な生体情報処理方法及び生体情報処理装置を提供することを目的とする。また、本開示は、当該生体情報処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体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】

【0006】

本開示の一態様に係る生体情報処理方法は、コンピュータによって実行され、

- a) 被検者の心電図データを取得するステップと、
- b) 前記被検者の脈波データを取得するステップと、
- c) 前記心電図データに基づいて、心拍数を測定するステップと、
- d) 前記心電図データと前記脈波データに基づいて、脈波伝搬時間を測定するステップと、
- e) 前記測定された脈波伝搬時間と心拍数に基づいて、心拍出量を演算するステップと、
- f) 血管伸展性に関連する血管伸展性パラメータを演算するステップと、
- g) 前記血管伸展性パラメータに基づいて、前記演算された心拍出量を補正するステップと、を含む。

30

【0007】

また、前記生体情報処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体が提供される。

【0008】

40

本開示の一態様に係る生体情報処理装置は、

プロセッサと、

コンピュータ可読命令を記憶するメモリと、を備える。

前記コンピュータ可読命令が前記プロセッサにより実行されると、前記生体情報処理装置は、

被検者の心電図データを取得し、

前記被検者の脈波データを取得し、

前記心電図データに基づいて、心拍数を測定し、

前記心電図データと前記脈波データに基づいて、脈波伝搬時間を測定し、

前記測定された脈波伝搬時間と心拍数に基づいて、心拍出量を演算し、

50

血管伸展性に関連する血管伸展性パラメータを演算し、
前記血管伸展性パラメータに基づいて、前記演算された心拍出量を補正する。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本開示によれば、患者の心拍出量の演算精度をさらに向上させることが可能な生体情報処理方法及び生体情報処理装置を提供することができる。また、当該生体情報処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラム及び当該プログラムが記憶されたコンピュータ読取可能な記憶媒体を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】本発明の実施形態に係る生体情報処理装置のハードウェア構成の一例を示す図である。

【図 2】本発明の実施形態に係る生体情報処理方法の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 3】本発明の実施形態の変形例に係る生体情報処理方法の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 4】(a) は、補正前の心拍出量の演算値と心拍出量の実測値との間の関係を示す図である。(b) は、補正後の心拍出量の演算値と心拍出量の実測値との間の関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、本実施形態について図面を参照しながら説明する。最初に、図 1 を参照して本発明の実施形態（以下、単に本実施形態という。）に係る生体情報処理装置 1 のハードウェア構成について以下に説明する。

【 0 0 1 2 】

図 1 は、本実施形態に係る生体情報処理装置 1 のハードウェア構成の一例を示す図である。図 1 に示すように、生体情報処理装置 1（以下、単に処理装置 1 という。）は、制御部 2 と、記憶装置 3 と、ネットワークインターフェース 4 と、表示部 5 と、入力操作部 6 と、センサインターフェース 7 とを備える。これらはバス 8 を介して互いに通信可能に接続されている。

【 0 0 1 3 】

処理装置 1 は、被検者 P のバイタルサインのトレンドグラフを表示するための専用装置（生体情報モニタ等）であってもよいし、例えば、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、スマートフォン、タブレット、医療従事者 U の身体（例えば、腕や頭等）に装着されるウェアラブルデバイス（例えば、スマートウォッチや AR グラス等）であってもよい。

【 0 0 1 4 】

制御部 2 は、メモリとプロセッサを備えている。メモリは、コンピュータ可読命令（プログラム）を記憶するように構成されている。例えば、メモリは、各種プログラム等が格納された ROM（Read Only Memory）やプロセッサにより実行される各種プログラム等が格納される複数ワークエリアを有する RAM（Random Access Memory）等から構成されてもよい。また、メモリは、フラッシュメモリ等によって構成されてもよい。プロセッサは、例えば、CPU（Central Processing Unit）、MPU（Micro Processing Unit）及び／又は GPU（Graphics Processing Unit）である。CPU は、複数の CPU コアによって構成されてもよい。GPU は、複数の GPU コアによって構成されてもよい。プロセッサは、記憶装置 3 又は ROM に組み込まれた各種プログラムから指定されたプログラムを RAM 上に展開し、RAM との協働で各種処理を実行するように構成されてもよい。

【 0 0 1 5 】

プロセッサが後述する生体情報処理プログラムをRAM上に展開し、RAMとの協働で当該プログラムを実行することで、制御部2は、処理装置1の各種動作を制御してもよい。生体情報処理プログラムの詳細については後述する。

【0016】

記憶装置3は、例えば、HDD(Hard Disk Drive)、SSD(Solid State Drive)、フラッシュメモリ等の記憶装置(ストレージ)であって、プログラムや各種データを格納するように構成されている。記憶装置3には、生体情報処理プログラムが組み込まれてもよい。また、記憶装置3には、被検者Pの心電図データ、血圧データ、脈波データ等の生体情報データが保存されてもよい。例えば、心電図センサ20によって取得された心電図データは、センサインターフェース7を介して記憶装置3に保存されてもよい。

10

【0017】

ネットワークインターフェース4は、処理装置1を通信ネットワークに接続するように構成されている。具体的には、ネットワークインターフェース4は、通信ネットワークを介してサーバ等の外部装置と通信するための各種有線接続端子を含んでもよい。また、ネットワークインターフェース4は、アクセスポイントと無線通信するための各種処理回路及びアンテナ等を含んでもよい。アクセスポイントと処理装置1との間の無線通信規格は、例えば、Wi-Fi(登録商標)、Bluetooth(登録商標)、ZigBee(登録商標)、LPWA又は第5世代移動通信システム(5G)である。通信ネットワークは、LAN(Local Area Network)、WAN(Wide Area Network)又はインターネット等である。例えば、生体情報処理プログラムや生体情報データは、通信ネットワーク上に配置されたサーバからネットワークインターフェース4を介して取得されてもよい。

20

【0018】

表示部5は、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ等の表示装置であってもよいし、操作者の頭に装着される透過型又は非透過型のヘッドマウントディスプレイ等の表示装置であってもよい。さらに、表示部5は、画像をスクリーン上に投影するプロジェクター装置であってもよい。

【0019】

入力操作部6は、処理装置1を操作する医療従事者Uの入力操作を受付けると共に、当該入力操作に応じた指示信号を生成するように構成されている。入力操作部6は、例えば、表示部5上に重ねて配置されたタッチパネル、筐体に取り付けられた操作ボタン、マウス及び/又はキーボード等である。入力操作部6によって生成された指示信号がバス8を介して制御部2に送信された後、制御部2は、指示信号に応じて所定の動作を実行する。

30

【0020】

センサインターフェース7は、心電図センサ20、血圧センサ21、脈波センサ22等のバイタルセンサを処理装置1に通信可能に接続するためのインターフェースである。センサインターフェース7は、これらのバイタルセンサから出力される生体情報データが入力される入力端子を含んでもよい。入力端子は、バイタルセンサのコネクタと物理的に接続されてもよい。また、センサインターフェース7は、これらのバイタルセンサと無線通信するための各種処理回路及びアンテナ等を含んでもよい。

40

【0021】

心電図センサ20は、被検者Pの心電図波形を示す心電図データを取得するように構成されている。脈波センサ22は、被検者Pの脈波を示す脈波データを取得するように構成されている。血圧センサ21は、被検者Pの血圧(特に、動脈圧及び/又は静脈圧)の時間的変化を示す血圧データを取得するように構成されている。この点において、血圧センサ21は、複数の血圧センサによって構成されてもよい。血圧センサ21は、観血的に被検者Pの血圧データを取得してもよいし、非観血的に被検者Pの血圧データを取得してもよい。心拍出量センサ23は、被検者Pの心拍出量の時間的変化を示す心拍出量データを取得するように構成されている。

50

【 0 0 2 2 】

次に、図 2 を参照して本実施形態に係る生体情報処理方法について以下に説明する。図 2 は、本実施形態に係る生体情報処理方法の一例を説明するためのフローチャートである。図 2 に示すように、最初に、制御部 2 は、心電図センサ 20 から心電図データを取得すると共に、脈波センサ 22 から脈波データを取得する。次に、制御部 2 は、取得された心電図データに基づいて、被検者 P の心拍数を測定する（ステップ S 1）。具体的には、制御部 2 は、心電図データから、所定期間内における隣接 R 波間の時間間隔を示す複数の R R 間隔を特定する。その後、制御部 2 は、所定期間内の複数の R R 間隔の平均値を示す平均 R R 間隔を演算した上で、「心拍数 = 60 / 平均 R R 間隔」の関係式に基づいて、平均 R R 間隔から被検者 P の心拍数（bpm）を測定する。制御部 2 は、心拍数を所定期間毎（例えば、1 秒毎）に演算してもよい。

10

【 0 0 2 3 】

次に、ステップ S 2 において、制御部 2 は、心電図データと脈波データに基づいて、脈波伝搬時間（以下、P W T T という。）を測定する。ここで、P W T T とは、心電図の所定の R 波のピーク点から当該所定の R 波の次に出現する所定の脈波波形の立ち上がり点までの時間間隔である。この点において、制御部 2 は、心電図データから所定の R 波のピーク点の時刻を特定すると共に、脈波データから当該所定の R 波の次に出現する所定の脈波波形の立ち上がり点の時刻を特定する。次に、制御部 2 は、所定の脈波波形の立ち上がり点の時刻と所定の R 波のピーク点の時刻との間の時間間隔を演算することで P W T T を測定する。制御部 2 は、P W T T を所定期間毎（例えば、1 秒毎）に演算してもよい。

20

【 0 0 2 4 】

次に、制御部 2 は、測定された P W T T と心拍数に基づいて、被検者 P の心拍出量を演算する（ステップ S 3）。この点において、制御部 2 は、以下の関係式（1）に基づいて、P W T T と心拍数から心拍出量を演算する。ここで、e s C C O（e s t i m a t e d C o n t i n u o u s C a r d i a c O u t p u t）は演算された心拍出量を示し、H R は心拍数を示す。さらに、K、 α 、 β は被検者毎に設定される固有の係数である。係数 K₀、 α 、 β の導出方法の具体例については、例えば、特許第 4742644 号を参照されたい。また、制御部 2 は、心拍出量を所定期間毎（例えば、1 秒毎）に演算してもよい。

$$e s C C O = K_0 \times (\alpha \times P W T T + \beta) \times H R \cdots (1)$$

【 0 0 2 5 】

次に、ステップ S 4 において、制御部 2 は、被検者 P の体血管抵抗（以下、S V R という。）を演算する。ここで、S V R は、被検者 P の血管伸展性に関連する血管伸展性パラメータの一例である。具体的には、制御部 2 は、血圧センサ 21 から動脈圧の時間的变化を示す血圧データを取得した上で、当該取得された血圧データから被検者 P の平均血圧（M A P）を算出する。また、制御部 2 は、中心静脈圧（C V P）の時間的变化を示す血圧データを血圧センサ 21 から取得する。さらに、制御部 2 は、心拍出量の時間的变化を示す心拍出量データを心拍出量センサ 23 から取得した上で、心拍出量 C O を算出する。その後、制御部 2 は、以下の関係式（2）に基づいて、平均血圧（M A P）、中心静脈圧（C V P）及び心拍出量（C O）から S V R を演算する。

$$S V R = \{ (M A P - C V P) \times 80 \} / C O \cdots (2)$$

また、制御部 2 は、S V R を所定期間毎（例えば、1 秒毎）に演算してもよい。

40

【 0 0 2 6 】

次に、ステップ S 5 において、制御部 2 は、今回演算された S V R が以前に演算された S V R に関連付けられた所定の条件を満たすかどうかを判定する。ここで、以前に演算された S V R は、今回演算された S V R_n（n は 2 以上の整数）の直前に演算された S V R_{n-1}であってもよいし、最初に演算された S V R（つまり、S V R₁）であってもよいし、所定期間前に演算された S V R_m（m は n より小さい整数）であってもよい。

【 0 0 2 7 】

また、「以前に演算された S V R に関連付けられた所定の条件」としては、例えば、以下の 3 つの条件が挙げられる。

50

- 1) 今回演算されたSVRと以前に演算されたSVRとの間の変化量 ΔSVR に関連付けられた条件；
- 2) 今回演算されたSVR若しくは以前に演算されたSVRに対する変化量 ΔSVR の比率に関連付けられた条件；
- 3) 以前に演算されたSVRに基づいて設定された所定の範囲内に関連付けられた条件；
- 上記した条件(1) - (3)について以下に詳しく説明する。また、説明の便宜上、「以前に演算されたSVR」は、直前に演算された SVR_{n-1} とする。

【0028】

条件(1)の場合では、制御部2は、今回演算された SVR_n と直前に演算された SVR_{n-1} との間の変化量 $\Delta SVR = |SVR_n - SVR_{n-1}|$ が所定の値 ΔSVR_{th} 以下であるかどうかを判定する。ここで、所定の値 ΔSVR_{th} は、医療機関側において適宜設定可能である。制御部2は、変化量 ΔSVR が所定の値 ΔSVR_{th} 以下であると判定した場合に(ステップS5でYES)、本処理を終了する。一方、制御部2は、変化量 ΔSVR が所定の値 ΔSVR_{th} より大きいと判定した場合に(ステップS5でNO)、ステップS6の処理を実行する。

10

【0029】

条件(2)の場合では、制御部2は、今回演算された SVR_n (若しくは、直前に演算された SVR_{n-1})に対する変化量 $\Delta SVR = |SVR_n - SVR_{n-1}|$ の比率 R が所定の値 R_{th} 以下であるかどうかを判定する。ここで、 $R = \Delta SVR / SVR_n \times 100\%$ 又は $R = \Delta SVR / SVR_{n-1} \times 100\%$ である。また、所定の値 R_{th} は、医療機関側において適宜設定可能である。制御部2は、比率 R が所定の値 R_{th} 以下であると判定した場合に(ステップS5でYES)、本処理を終了する。一方、制御部2は、比率 R が所定の値 R_{th} より大きいと判定した場合に(ステップS5でNO)、ステップS6の処理を実行する。

20

【0030】

条件(3)の場合では、制御部2は、今回演算された SVR_n が直前に演算された SVR_{n-1} に基づいて設定された所定の範囲S内に含まれると判定した場合には(ステップS5でYES)、本処理を終了する。一方、制御部2は、今回演算された SVR_n が直前に演算された SVR_{n-1} に基づいて設定された所定の範囲S内に含まれないと判定した場合には(ステップS5でNO)、ステップS6の処理を実行する。ここで、所定の範囲Sは、 $SVR_{n-1} \pm \gamma$ によって設定されてもよい(ここで、 γ は所定の値)。例えば、制御部2は、 $SVR_{n-1} - \gamma \leq SVR_n \leq SVR_{n-1} + \gamma$ であると判定した場合(ステップS5でYES)、本処理を終了する。一方、制御部2は、 $SVR_{n-1} - \gamma > SVR_n$ 又は $SVR_{n-1} + \gamma < SVR_n$ でないと判定した場合(ステップS5でNO)、ステップS6の処理を実行する。

30

【0031】

このように、今回演算された SVR_n が直前に演算された SVR_{n-1} に対して大きく変動した場合には、ステップS5の判定結果がNOとなる一方、今回演算された SVR_n が直前に演算された SVR_{n-1} に対して大きく変動しない場合には、ステップS5の判定結果がYESとなる。このように、ステップS5で規定された所定の条件が満たされる場合に(換言すれば、 SVR_n が SVR_{n-1} に対して大きく変動しない場合に)、ステップS6及びS7の処理は実行されないので、制御部2(プロセッサ)の演算負荷を減らすことが可能となる。

40

【0032】

次に、ステップS6において、制御部2は、今回演算された SVR_n に基づいて関係式(1)で用いられた係数 K_0 を補正する。例えば、制御部2は、以下の関係式(3)に基づいて、 SVR_n から補正後の係数 K_0 を演算することができる。

$$\text{補正後の係数 } K_0 = K_0 + \Delta K_n = K_0 + c \times SVR_n + d \cdots (3)$$

ここで、傾き c と切片 d のそれぞれは、 $\Delta K_i = K_i - K_0$ (i は1以上の整数)と SVR_i との間の相関関係を線形近似することで決定される値である。つまり、複数の ΔK_i

50

と、各々が複数の ΔK_i のうちの対応する一つに関連付けられた複数の SVR_i とから構成されたデータに基づいて、 ΔK_i と SVR_i との間の相関関係を1次関数($\Delta K_i = c \times SVR_i + d$)として表すことができる。このように、傾き c と切片 d を決定することが可能となる。尚、傾き c と切片 d の値は、医療機関側において適宜設定されてもよい。

【0033】

次に、ステップS7において、制御部2は、補正後の係数 K_0 に基づいて心拍出量を再度演算することで、ステップS3において演算された心拍出量($esCCO$)を補正する。具体的には、制御部2は、以下の関係式(4)に基づいて心拍出量を再度演算する。

$$\begin{aligned} \text{補正後の } esCCO &= \text{補正後の係数 } K_0 \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR \\ &= (K_0 + c \times SVR_n + d) \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR \cdots (4) \end{aligned}$$

10

【0034】

このように、本実施形態によれば、今回演算された SVR_n に基づいて係数 K_0 が補正された上で、補正された係数 K_0 に基づいて心拍出量が再度演算される。このように、血管伸展性パラメータの一例である SVR を考慮した上で演算された心拍出量が補正されるので、被検者の心拍出量の演算精度をさらに向上させることが可能な処理装置1を提供することができる。

【0035】

尚、図2に示す処理(特に、ステップS3からS7に示す各処理)は、所定期間毎(例えば、1秒毎)に繰り返し実行されてもよい。例えば、制御部2は、 n 番目における $esCCO_n$ 又は補正後の $esCCO_n$ を取得したときから所定期間経過後に、 $(n+1)$ 番目における $esCCO_{n+1}$ 又は補正後の $esCCO_{n+1}$ を取得する。また、図2に示す各処理の順番は特に限定されるものではない。例えば、ステップS2の処理の後にステップS1の処理が実行されてもよい。さらに、ステップS4の処理は、ステップS1の処理の前にステップS4の処理が実行されてもよい。

20

【0036】

(本実施形態の変形例)

次に、図3を参照して本実施形態の変形例(以下、単に変形例という。)に係る生体情報処理方法について以下に説明する。図3は、変形例に係る生体情報処理方法の一例を説明するためのフローチャートである。変形例に係る生体情報処理方法は、心拍出量の演算値の補正方法の点で本実施形態に係る生体情報処理方法とは相違する。従って、図3に示すステップS10~S14の処理は、図2に示すステップS1~S5の処理と同一であるため、以下ではステップS15の処理についてのみ説明する。

30

【0037】

図3に示すように、制御部2は、ステップS15において、今回演算された SVR_n に基づいて演算された値をステップS12において演算された心拍出量に追加することで、ステップS12において演算された心拍出量を補正する。具体的には、制御部2は、以下の関係式(5)に基づいて心拍出量を補正する。

$$\text{補正後の } esCCO = K_0 \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR + \Delta esCCO = K_0 \times (\alpha \times PWTT + \beta) \times HR + e \times SVR_n + f \cdots (5)$$

ここで、傾き e と切片 f のそれぞれは、 $\Delta esCCO_i = esCCO_i - esCCO_0$ (i は以上の整数)と SVR_i との間の相関関係を線形近似することで決定される値である。 $esCCO_0$ は、 $PWTT = PWTT_0$ 及び $HR = HR_0$ の際に決定される所定の心拍出量である。例えば、 $PWTT_0$ は、被検者の安定状態における $PWTT$ の値であると共に、 HR_0 は、被検者の安定状態における HR の値である。

40

【0038】

つまり、複数の $\Delta esCCO_i$ と、各々が複数の $\Delta esCCO_i$ のうちの対応する一つに関連付けられた複数の SVR_i とから構成されたデータに基づいて、 $\Delta esCCO_i$ と SVR_i との間の相関関係を1次関数($\Delta esCCO_i = e \times SVR_i + f$)として表すことができる。このように、傾き e と切片 f を決定することが可能となる。尚、傾き e と切片 f の値は、医療機関側において適宜設定されてもよい。

50

【0039】

このように、変形例によれば、今回演算された SVR_n に基づいて演算された値 $\Delta e s C C O = e \times SVR_n + f$ をステップS12で演算された心拍出量に追加することで心拍出量の演算値が補正される。このように、血管伸展性パラメータの一例である SVR を考慮した上で心拍出量の演算値が補正されるので被検者の心拍出量の演算精度をさらに向上させることが可能な処理装置1を提供することができる。

【0040】

この点において、図4を参照して心拍出量の演算精度がどの程度向上するかについて以下に説明する。図4(a)は、補正前の心拍出量の演算値 $e s C C O$ (縦軸)と心拍出量の実測値 $I C O$ (横軸)との間の関係を示す図である。図4(b)は、補正後の心拍出量の演算値 $e s C C O$ (縦軸)と心拍出量の実測値 $I C O$ (横軸)との間の関係を示す図である。ここで、図4(a)に示す補正前の心拍出量の演算値 $e s C C O$ は、図3のステップS12で演算された心拍出量に対応する。一方、図4(b)に示す補正後の心拍出量の演算値は、図3のステップS15で補正された心拍出量に対応する。心拍出量の演算値の精度が高い場合には、心拍出量の演算値と実測値から構成される複数のプロット点の各々は、 $e s C C O = I C O$ で示される直線上又はその近傍に位置すると考えられる。この観点より、図4(a)に示す各プロット点と図4(b)に示す各プロット点を比較すると、図4(b)に示された各プロット点は、図4(a)に示された各プロット点と比較して $e s C C O = I C O$ を表す直線により近いことが確認される。このように、 SVR に基づいて心拍出量の演算値を補正することで心拍出量の演算値の精度が向上することが理解される。

【0041】

尚、図3に示す処理(特に、ステップS12からS15に示す各処理)は、所定期間毎(例えば、1秒毎)に繰り返し実行されてもよい。例えば、制御部2は、 n 番目における $e s C C O_n$ 又は補正後の $e s C C O_n$ を取得したときから所定期間経過後に、 $(n+1)$ 番目における $e s C C O_{n+1}$ 又は補正後の $e s C C O_{n+1}$ を取得する。

【0042】

また、本実施形態及び変形例の説明では、血管伸展性パラメータの一例として SVR を挙げているが、血管伸展性パラメータは SVR に限定されるものではない。例えば、 SVR に代えて動脈弾性率、動的動脈弾性率又は脈動率を血管伸展性パラメータの一例として用いてもよい。この場合も同様に、動脈弾性率、動的動脈弾性率又は脈動率を考慮した上で心拍出量の演算値が補正されるので被検者の心拍出量の演算精度をさらに向上させることが可能な処理装置1を提供することができる。

【0043】

また、本実施形態に係る処理装置1をソフトウェアによって実現するためには、生体情報処理プログラムが記憶装置3又はROMに予め組み込まれていてもよい。または、生体情報処理プログラムは、磁気ディスク(例えば、HDD、フロッピーディスク)、光ディスク(例えば、CD-ROM、DVD-ROM、Blu-ray(登録商標)ディスク)、光磁気ディスク(例えば、MO)、フラッシュメモリ(例えば、SDカード、USBメモリ、SSD)等のコンピュータ読取可能な記憶媒体に格納されていてもよい。この場合、記憶媒体に格納された生体情報処理プログラムが記憶装置3に組み込まれてもよい。さらに、記憶装置3に組み込まれた当該プログラムがRAM上にロードされた上で、プロセッサがRAM上にロードされた当該プログラムを実行してもよい。このように、本実施形態に係る生体情報処理方法が処理装置1によって実行される。

【0044】

また、生体情報処理プログラムは、通信ネットワーク上のコンピュータからネットワークインターフェース4を介してダウンロードされてもよい。この場合も同様に、ダウンロードされた当該プログラムが記憶装置3に組み込まれてもよい。

【0045】

以上、本発明の実施形態について説明をしたが、本発明の技術的範囲が本実施形態の説明によって限定的に解釈されるべきではない。本実施形態は一例であって、特許請求の範囲

10

20

30

40

50

に記載された発明の範囲内において、様々な実施形態の変更が可能であることが当業者によって理解されるところである。本発明の技術的範囲は特許請求の範囲に記載された発明の範囲及びその均等の範囲に基づいて定められるべきである。

【符号の説明】

【 0 0 4 6 】

- 1：生体情報処理装置（処理装置）
- 2：制御部
- 3：記憶装置
- 4：ネットワークインターフェース
- 5：表示部
- 6：入力操作部
- 7：センサインターフェース
- 8：バス
- 20：心電図センサ
- 21：血圧センサ
- 22：脈波センサ
- 23：心拍出量センサ

10

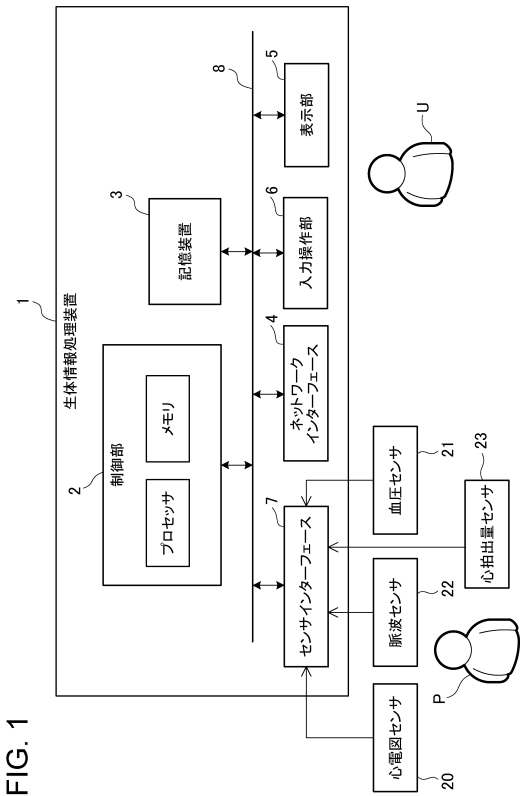
20

30

40

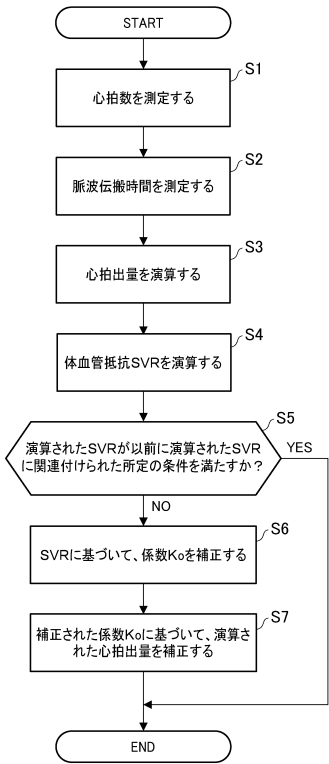
50

【図面】
【図 1】



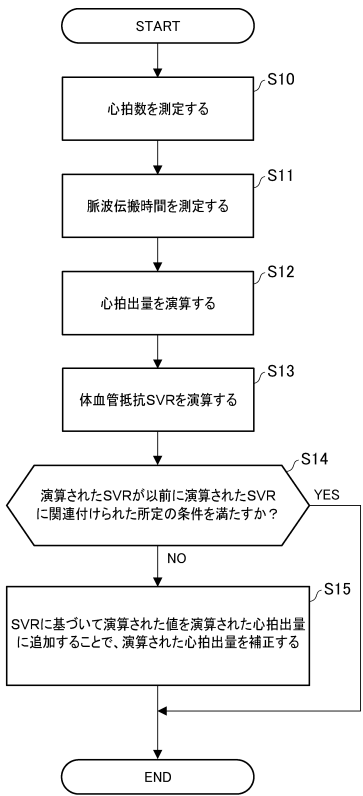
【図 2】

FIG. 2



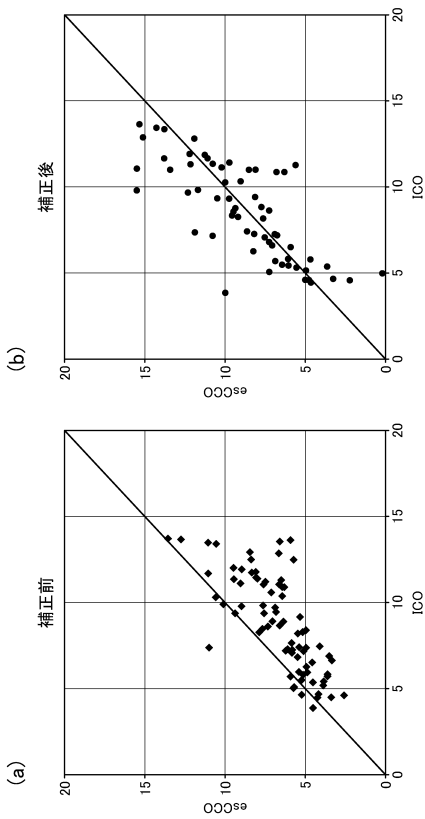
【図 3】

FIG. 3



【図 4】

FIG. 4



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 2 4 6 8 0 1 (J P , A)
 特開 2 0 1 4 - 8 7 4 8 4 (J P , A)
 特表 2 0 1 5 - 5 1 9 9 4 0 (J P , A)
 G. Rodig et al. , Continuous cardiac output measurement: pulse contour analysis vs thermo
 dilution technique in cardiac surgical patients , British Journal of Anaesthesia , 1999年 , 8
 2(4) , pp.525-530
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 5 3 8
 A 6 1 B 5 / 2 4 - 5 / 3 9 8