

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6790936号  
(P6790936)

(45) 発行日 令和2年11月25日(2020.11.25)

(24) 登録日 令和2年11月9日(2020.11.9)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/022 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/022 4 0 0 L  
 A 6 1 B 5/022 5 0 0 A

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2017-48946 (P2017-48946)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成29年3月14日 (2017. 3. 14)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2018-149183 (P2018-149183A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
(43) 公開日	平成30年9月27日 (2018. 9. 27)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	令和2年1月27日 (2020. 1. 27)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鶴飼 健
		(74) 代理人	100199565
			弁理士 飯野 茂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧データ処理装置、血圧データ処理方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

連続的な血圧値の時系列データを取得する取得部と、  
 前記時系列データに時間軸に沿って移動された複数のピーク検出区間を設定し、当該複数のピーク検出区間の各々について収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく最大値を含む特徴量を算出する算出部と、  
 前記複数のピーク検出区間の各々について算出された前記特徴量に判定基準を適用することにより、前記ピーク検出区間ごとのピーク候補を抽出する抽出部と、  
 前記ピーク候補の最大値が得られる時点と同一時点において一定の数以上の前記ピーク候補が得られることに基づいて、第1ピークを特定する特定部と、  
 を具備する血圧データ処理装置。

【請求項 2】

前記特徴量は、前記ピーク検出区間における前記最大値と、当該ピーク検出区間における当該最大値よりも前の時点の前記収縮期血圧、前記拡張期血圧、前記脈圧のいずれかの最小値との差を含む、請求項 1 に記載の血圧データ処理装置。

【請求項 3】

前記特定部は、前記時系列データの波形形状、時間情報、周波数情報の少なくとも1つに基づき別の特徴量によって前記第1ピークの絞り込みを行う、請求項 1 または 2 に記載の血圧データ処理装置。

【請求項 4】

前記別の特徴量は、血圧サージの上昇時間、下降時間、面積、相関係数を含む、請求項 3 に記載の血圧データ処理装置。

【請求項 5】

前記時系列データとともに前記第 1 ピークを表示する表示部をさらに具備する、請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の血圧データ処理装置。

【請求項 6】

前記第 1 ピークを含む探索範囲の前後少なくともいずれかの時点における前記時系列データの極大値を探索することにより、少なくとも 1 つの第 2 ピークを検出する探索部をさらに具備する、請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の血圧データ処理装置。

【請求項 7】

前記時系列データとともに前記第 1 ピークおよび前記第 2 ピークを表示する表示部と、前記第 1 ピークと前記第 2 ピークとを区別して表示するように前記表示部を制御する表示制御部とをさらに具備する、請求項 6 に記載の血圧データ処理装置。

【請求項 8】

連続的な血圧値の時系列データを取得することと、  
前記時系列データに時間軸に沿って移動された複数のピーク検出区間を設定し、当該複数のピーク検出区間の各々について収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく最大値を含む特徴量を算出することと、  
前記複数のピーク検出区間の各々について算出された前記特徴量に判定基準を適用することにより、前記ピーク検出区間ごとのピーク候補を抽出することと、  
前記ピーク候補の最大値が得られる時点と同一時点において一定の数以上の前記ピーク候補が得られることに基づいて、第 1 ピークを特定することと、  
を具備する血圧データ処理方法。

【請求項 9】

コンピュータを、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の血圧データ処理装置として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被測定者の血圧を測定する血圧測定装置において得られた血圧データを処理する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠時無呼吸症候群 (SAS; Sleep Apnea Syndrome) を罹患している患者においては、無呼吸後の呼吸再開時に血圧が急激に上昇し、その後下降することが知られている。以下では、このような急激な血圧変動を「血圧サージ」(または単に「サージ」と呼ぶ。患者に発生したサージに関連する血圧情報(例えば、単位時間当たりのサージの発生回数、血圧の変動量等の統計量)は、SAS の診断や治療に役立つと考えられる。

【0003】

24 時間自由行動下血圧測定 (ABPM; Ambulatory Blood Pressure Monitoring) は、24 時間にわたって血圧を測定するものであって、1 時間あたりに数点の血圧値を測定するものである。このような ABPM では、短時間に発生する血圧変動を捉えることができず、急激な血圧変動であるサージを検出することも困難である。

【0004】

下記特許文献 1 には、血圧測定値の日内変動や週内変動を捉えることを目的として、従来の血圧測定装置を用いて複数日時に測定された血圧値データを統合することが記載されている。

【0005】

下記特許文献 2 には、低酸素状態で測定される血圧と血中酸素飽和度との関係から被検者の心血管リスクを評価することについて記載され、低酸素下で測定された血圧と、非低

10

20

30

40

50

酸素下で測定された血圧との差分を求めること（血圧の上昇量）について記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2007-282668号公報

【特許文献2】特開2012-239807号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、血圧測定装置において得られた血圧値データからサージを検出する技術は確立していない。したがって、サージに関連する血圧情報を得るには、医師などの人による作業を必要とする。睡眠中の患者について得られる血圧値の時系列データ量は膨大である。例えば、一晩の睡眠時間を8時間として約3万拍の血圧値の時系列データが得られる。このような血圧データからサージを人手で探し出すのは困難である。

【0008】

本発明は、上記の事情に着目してなされたものであり、その目的は、血圧値の時系列データから血圧サージを検出することができる血圧データ処理装置、血圧データ処理方法、およびプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成するために、本発明は、以下の態様を採用する。

【0010】

第1の態様では、血圧データ処理装置は、血圧値の時系列データを取得する取得部と、前記時系列データに1つ以上のピーク検出区間を設定し、当該ピーク検出区間ごとの収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく特徴量を算出する算出部と、前記ピーク検出区間ごとの特徴量から少なくとも1つの第1ピークを特定する特定部と、を備える。

【0011】

第1の態様によれば、血圧値の時系列データにおけるピーク検出区間ごとの収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく特徴量から第1ピークを特定することができる。したがって、第1ピークとして血圧サージを検出することができる。前記時系列データを拍単位の血圧値とすれば、高精度に血圧サージを検出することができる。また、一定周期では現れない血圧サージや、様々なパターンをもつ血圧サージをロバストに検出することができる。

【0012】

第2の態様では、前記特徴量を、前記収縮期血圧、前記拡張期血圧、前記脈圧のいずれかの最大値としてもよい。

【0013】

第3の態様では、前記特徴量を、前記ピーク検出区間における前記収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかの最大値と、当該ピーク検出区間における当該最大値よりも前の時点の前記収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかの最小値との差としてもよい。第3の態様によれば、ピーク検出区間における収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかの変動量に基づいて、血圧値が急激に上昇する血圧サージを検出することができる。

【0014】

第4の態様では、前記特徴量に判定基準を適用することにより、前記ピーク検出区間ごとのピーク候補を抽出する抽出部をさらに備えてもよい。

【0015】

第5の態様において、前記ピーク候補は、前記判定基準を満たす前記最大値が得られた時点を含んでもよく、前記特定部は、同一時点における一定の数以上の前記ピーク候補に基づいて、前記第1ピークを特定してもよい。第5の態様によれば、判定基準を満たす前

10

20

30

40

50

記最大値が得られた時点によって表されるピーク候補を統合することで血圧サージを検出することができる。

【0016】

第6の態様において、前記特定部は、前記時系列データの波形形状、時間情報、周波数情報の少なくとも1つに基づく別の特徴量によって前記第1ピークの絞り込みを行ってもよい。第6の態様によれば、ピークデータの増大を防ぐことができ、サージらしい事例を適切に検出することができる。

【0017】

第7の態様では、前記別の特徴量を、血圧サージの上昇時間、下降時間、面積、相関係数としてもよい。

【0018】

第8の態様は、第1乃至第7の態様の血圧データ処理装置において、前記時系列データとともに前記第1ピークを表示する表示部をさらに備えるようにしたものである。

【0019】

第9の態様では、前記第1ピークを含む探索範囲の前後少なくともいずれかの時点における前記時系列データの極大値を探索することにより、少なくとも1つの第2ピークを検出する探索部を備えてもよい。

【0020】

第9の態様によれば、前記時系列データの極大値の探索が行われることにより、第1ピークのみを特定する場合に比べて、より多くのピークを検出することが可能となる。また第5の態様によれば、第1ピークよりも前の時点の第2ピークや、第1ピークよりも後の時点の第2ピークとして血圧サージを検出することが可能になる。

【0021】

第10の態様では、前記第1ピークおよび前記第2ピークを表示する表示部と、前記第1ピークと前記第2ピークとを区別して表示するように前記表示部を制御する表示制御部とを備えてもよい。第10の態様によれば、ユーザが、比較的長い時間を要して発生したピークの検出結果、つまり比較的長い血圧サージを確認したい意図と、同ユーザが、ピークの詳細な検出結果、すなわち長い血圧サージの前後に発生し、上記探索によって検出された血圧サージを確認したい意図の両方に応えることが可能となる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、血圧値の時系列データから血圧サージを検出することができる技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】第1の実施形態に係る血圧データ処理装置を示すブロック図。

【図2】図1に示した血圧測定装置の一例を示すブロック図。

【図3】図2に示した血圧測定部を示す側面図。

【図4】図2に示した血圧測定部を示す断面図。

【図5】図2に示した血圧測定部を示す平面図。

【図6】図5に示した各圧力センサによって測定される圧力の波形を示す図。

【図7】スライド窓の一例を示す図。

【図8】第1ピークのデータを出力する処理手順の一例を示すフローチャート。

【図9】スパイクノイズ除去の例を示す図。

【図10】大変動ノイズ除去の例を示す図。

【図11】図8に示した繰り返し処理を詳細に示すフローチャート。

【図12】第1の実施形態に係る血圧データ処理装置による血圧サージの検出結果を示す図。

【図13】第2の実施形態に係る血圧データ処理装置を示すブロック図。

【図14】第2ピークのデータを出力する処理手順の一例を示したフローチャート。

10

20

30

40

50

【図15】(a)は比較的短い時間をかけて発生するサージを示す図、(b)は比較的長い時間をかけて発生するサージの例を示す図。

【図16】サージの検出漏れの例を示す図。

【図17】(a)は、サージ点の前の時点における最大の極大値の探索を示す図、(b)は、サージ点の後の時点における最大の極大値の探索を示す図。

【図18】第3の実施形態に係る血压データ処理装置を示すブロック図。

【図19】可視化部による表示例を示す図。

【図20】可視化部から出力される可視化ファイルの例を示す図。

【図21】血压データ処理装置のハードウェア構成例を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

10

【0024】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。なお、以下の実施形態では、同一の番号を付した部分については同様の動作を行うものとして、重ねての説明を省略する。

【0025】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態に係る血压データ処理装置10を概略的に示している。図1に示すように、血压データ処理装置10は、被測定者の血压を測定する血压測定装置20において得られた血压値の時系列データ11を処理するものである。血压データ処理装置10は、例えば、パーソナルコンピュータまたはサーバなどのコンピュータ上に実装されることができる。

20

【0026】

まず、図2から図6を参照して血压測定装置20について説明する。第1の実施形態では、血压測定装置20は、被測定者の手首に装着されるウェアラブル装置であり、トノメトリ法により被測定者の橈骨動脈の圧脈波を測定する。ここで、トノメトリ法とは、皮膚の上から動脈を適切な圧力で押圧して動脈に扁平部を形成し、動脈内部と外部とのバランスがとれた状態で圧力センサにより非侵襲的に圧脈波を計測する方法をいう。トノメトリ法によれば、一心拍ごとの血压値を得ることができる。

【0027】

図2は、第1の実施形態に係る血压測定装置20を概略的に示している。図2に示すように、血压測定装置20は、血压測定部21、加速度センサ24、記憶部25、入力部26、出力部27、および制御部28を備える。制御部28は、血压測定装置20の各部を制御する。制御部28の機能は、CPU(Central Processing Unit)などのプロセッサがROM(Read-Only Memory)などのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に記憶されている制御プログラムを実行することにより実現されることができる。

30

【0028】

血压測定部21は、被測定者の圧脈波を測定し、圧脈波の測定結果を含む血压データを生成する。図3は、血压測定部21が図示しないベルトによって被測定者の手首Wrに装着された状態を示す側面図であり、図4は、血压測定部21の構造を概略的に示す断面図である。図3および図4に示すように、血压測定部21は、センサ部22および押圧機構23を備える。センサ部22は、橈骨動脈RAが内部に存在する部位(この例では手首Wr)に接触するように配置される。押圧機構23は、センサ部22を手首Wrに対して押圧する。

40

【0029】

図5は、センサ部22の手首Wrと接触する側の面を示している。図5に示すように、センサ部22は、1以上の(この例では2つの)圧力センサアレイ221を備え、圧力センサアレイ221の各々は、方向Bに沿って配列された複数の(例えば46個の)圧力センサ222を有する。方向Bは、血压測定装置20が被測定者に装着された状態において橈骨動脈の伸びる方向Aと交差する方向である。圧力センサ222には、チャンネル番号が付与されている。圧力センサ222の配置は図5に示す例に限定されない。

50

## 【 0 0 3 0 】

各圧力センサ 2 2 2 は、圧力を測定して圧力データを生成する。圧力センサとしては、圧力を電気信号に変換する圧電素子を用いることができる。サンプリング周波数は、例えば、1 2 5 H z である。図 6 に示すような圧力波形が圧力データとして得られる。圧脈波の測定結果は、圧力センサ 2 2 2 の中から適応的に選択された 1 つの圧力センサ（アクティブチャンネル）2 2 2 から出力された圧力データに基づいて生成される。一心拍分の圧脈波の波形における最大値は収縮期血圧（S B P ; Systolic Blood Pressure）に対応し、一心拍分の圧脈波の波形における最小値は拡張期血圧（D B P ; Diastolic Blood Pressure）に対応する。血圧データは、圧脈波の測定結果とともに、圧力センサ 2 2 2 それぞれから出力される圧力データを含むことができる。なお、圧脈波の測定結果は、血圧測定装置 2 0 において生成されずに、血圧データ処理装置 1 0 によって圧力データに基づいて生成されてもよい。

10

## 【 0 0 3 1 】

押圧機構 2 3 は、例えば、空気袋と空気袋の内圧を調整するポンプとを含む。ポンプが空気袋の内圧を高めるように制御部 2 8 によって駆動されると、空気袋の膨張により圧力センサ 2 2 2 が手首 W r に押し当てられる。なお、押圧機構 2 3 は、空気袋を用いた構造に限定されず、圧力センサ 2 2 2 を手首 W r に押し当てる力を調整できるいかなる構造により実現されてもよい。

## 【 0 0 3 2 】

加速度センサ 2 4 は、血圧測定装置 2 0 に作用する加速度を検出して加速度データを生成する。加速度センサ 2 4 としては、例えば、三軸加速度センサを用いることができる。加速度の検出は、血圧測定と並行して実行される。

20

## 【 0 0 3 3 】

記憶部 2 5 は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体を含む。例えば、記憶部 2 5 は、R O M、R A M（Random Access Memory）、および補助記憶装置を含む。R O Mは、上述した制御プログラムを記憶する。R A MはC P Uによってワークメモリとして使用される。補助記憶装置は、血圧測定部 2 1 によって生成された血圧データおよび加速度センサ 2 4 によって生成された加速度データを含む各種データを記憶する。補助記憶装置は、例えば、フラッシュメモリを含む。補助記憶装置は、血圧測定装置 2 0 に内蔵された記憶媒体、メモリーカードなどのリムーバブルメディア、またはこれら両方を含む。

30

## 【 0 0 3 4 】

入力部 2 6 は、被測定者からの指示を受け付ける。入力部 2 6 は、例えば、操作ボタン、タッチパネルなどを含む。出力部 2 7 は、血圧測定結果などの情報を出力する。出力部 2 7 は、例えば、液晶表示装置などの表示装置を含む。

## 【 0 0 3 5 】

上述した構成を有する血圧測定装置 2 0 は、血圧データと加速度データとを含む測定データを出力する。

## 【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態に係る血圧データ処理装置 1 0 による血圧サージ検出について説明する。

40

## 【 0 0 3 7 】

第 1 の実施形態において、血圧データ処理装置 1 0 は、血圧測定装置 2 0 から取得した測定データに基づく血圧値の時系列データ 1 1 を処理することによって、血圧サージに関する第 1 ピークのデータ 1 8 を出力する。時系列データ 1 1 として本実施形態では収縮期血圧（S B P）の値を用いることとするが、これに限定されない。血圧値の時系列データ 1 1 として、血圧サージを捉えることが可能な他の値を用いてもよい。例えば拡張期血圧（D B P）や、脈圧（P P ; Pulse Pressure）を用いてもよい。

## 【 0 0 3 8 】

本実施形態に係る血圧データ処理装置 1 0 は、拍単位の血圧値の時系列データ 1 1 に対し、スライド窓（Sliding Window）を適用して血圧サージのピークを同定する。なお、時

50

系列データ11は、厳密に拍単位の血圧値データである必要はない。また、以下の説明では「スライド窓」のことを「窓枠」とも称するが、これらの語は同じ意味で用いる。

【0039】

第1の実施形態に係る血圧データ処理装置10から出力される血圧サージのピークのことを「第1ピーク」と称し、後述する第2の実施形態に係る血圧データ処理装置10から出力される血圧サージのピークのことを「第2ピーク」と称する。第1ピークと第2ピークの相違点については第2の実施形態において説明する。

【0040】

図7は、血圧値の時系列データ11に適用されるスライド窓の一例を示している。同図に示すスライド窓SWは、時間軸に沿って拍単位で移動（滑走）する。その時間軸上の移動幅は、例えば1拍に相当する。またスライド窓SWは、時間軸に沿って一定の窓幅Wsを持つ。窓幅Wsは、例えば15拍の長さに相当する。窓幅Wsは、移動するスライド窓SWごとに血圧値のピーク候補を抽出するときの、ピーク検出区間の長さに対応する。図7は、ある時点のスライド窓SWに含まれる血圧値の時系列データ11の波形を示している。スライド窓SWに対し、その時系列データ11の部分が血圧サージであるか否かを、血圧値の特徴量に基づいて判定する。

10

【0041】

特徴量は、例えば、スライド窓SW内のSBPの最大値を与える点P（「最大点」とも称する）と、この点Pよりもスライド窓SWにおける前の時点においてSBPの最小値を与える点B（「最小点」とも称する）との差Fとする。このような差Fは、スライド窓SWにおけるSBPの変動量に相当する。なお、特徴量はSBPの変動量のみ限定されない。スライド窓SWについて特徴量が算出されると、この特徴量が判定基準を満たすかどうか判定される。

20

【0042】

判定基準として、上述したSBPの差Fと比較可能な値が用いられる。例えば、判定基準は20 [mmHg]である。判定基準値はこの値に限定されない。例えば判定基準を15 [mmHg]としてもよい。判定基準を満たす場合、少なくとも点Pの時刻（すなわちサージのピーク時刻）を判定結果として保持する。判定結果は、ピーク時刻のみならず、サージの開始時刻、サージの終了時刻、ピーク時のSBP、その他特徴量を含んでもよい。

30

【0043】

各スライド窓SWについての判定結果は、ピーク検出区間ごとのピーク候補としてメモリに記憶される。時間軸方向に移動するスライド窓SWの各時点の判定結果、すなわちピーク検出区間ごとのピーク候補は統合され、少なくとも1つの第1ピークが特定される。具体的には、同一時刻において一定の数以上のピーク候補が得られているならば、その時刻を第1ピークの時刻とする。ピーク周辺において、各スライド窓SWは同一のピークを出力すると考えられる。

【0044】

ここで、一定の数は例えば「5」である。拍単位の時系列データを用い、スライド窓SWが1拍単位で移動する本実施形態において、この一定の数のことを「統合拍」と称する。なお、統合拍は5に限定されず、ピークの検出精度と処理速度を勘案して適宜定められる。

40

【0045】

なお、スライド窓SWを用いた上記の処理は、次のように変形してもよい。

例えば、SBPの最大点をピーク候補とする。この場合、スライド窓SWの滑走にともなう各処理において、SBPの変動量を判定基準と照合する処理を行うことなく、SBPの最大点をそのままピーク候補とする。最終的に、スライド窓SWごとのSBPの最大点を統合拍数で統合することにより、第1ピークを特定する。

【0046】

以下、第1の実施形態に係る血圧データ処理装置10の構成について説明する。

50

## 【 0 0 4 7 】

図 1 に示すように、血圧データ処理装置 1 0 は、前処理部 1 2、ピーク検出区間設定部 1 3、特徴量算出部 1 4、ピーク候補抽出部 1 5、第 1 ピーク特定部 1 6、およびデータ出力部 1 7 を備える。なお、上記変形例のように判定基準との照合を行わず S B P の最大点をそのままピーク候補とする場合には、ピーク候補抽出部 1 5 を構成要素から省くことができる。すなわち、特徴量算出部 1 4 からピーク候補が出力されることになる。

## 【 0 0 4 8 】

血圧データ処理装置 1 0 は、血圧測定装置 2 0 において得られた測定データに基づく血圧値の時系列データ 1 1 を保持する。血圧値の時系列データ 1 1 は、リムーバブルメディアによって血圧測定装置 2 0 から血圧データ処理装置 1 0 へ提供されてもよい。あるいは、通信（有線通信または無線通信）によって血圧測定装置 2 0 から血圧データ処理装置 1 0 へ血圧値の時系列データ 1 1 が提供されてもよい。

## 【 0 0 4 9 】

前処理部 1 2 は、血圧測定装置 2 0 から取得した血圧値の時系列データ 1 1 に移動平均などを用いた平滑化、ノイズ除去、ローパスフィルタを用いた高周波成分除去等の前処理を施す。

## 【 0 0 5 0 】

ピーク検出区間設定部 1 3 は、前処理部 1 2 によって前処理が施された時系列データ 1 1 においてピーク検出区間を設定する。

## 【 0 0 5 1 】

特徴量算出部 1 4 は、ピーク検出区間設定部 1 3 により設定されたピーク検出区間における収縮期血圧（S B P）、拡張期血圧（D B P）、脈圧（P P）のいずれかに基づく特徴量を算出する。特徴量算出部 1 4 は、例えば、スライド窓 S W 内の S B P の最大値を与える点 P と、この点 P よりもスライド窓 S W における前の時点において S B P の最小値を与える点 B との差 F を特徴量として算出する。

## 【 0 0 5 2 】

ピーク候補抽出部 1 5 は、特徴量算出部 1 4 によって算出された特徴量に判定基準を適用することにより、ピーク検出区間ごとのピーク候補を抽出する。なお、上記変形例のように特徴量（変動量）と判定基準との照合を行わない場合に、ピーク候補抽出部 1 5 が何も処理を行わないようにしてもよい。

## 【 0 0 5 3 】

ピーク候補抽出部 1 5 によりピーク検出区間ごとのピーク候補が抽出されると、第 1 ピーク特定部 1 6 は、当該ピーク候補から少なくとも 1 つの第 1 ピークを特定する。第 1 ピーク特定部 1 6 は、同一時刻に例えば 5 以上のピーク候補が得られているならば、その時刻を第 1 ピークの時刻とする。

## 【 0 0 5 4 】

データ出力部 1 7 は、第 1 ピーク特定部 1 6 によって特定された第 1 ピークのデータ 1 8 を出力する。第 1 ピークのデータ 1 8 は、第 1 ピークの時刻と、その時刻における第 1 ピークの血圧値（本実施形態では S B P の値）を含む。

## 【 0 0 5 5 】

次に、第 1 の実施形態に係る血圧データ処理装置 1 0 の動作について説明する。図 8 は、第 1 ピークのデータを出力する処理手順の一例を示したフローチャートである。

## 【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 において、前処理部 1 2 は、血圧測定装置 2 0 から取得した血圧値の時系列データ 1 1 に移動平均などを用いた平滑化、ノイズ除去、ローパスフィルタを用いた高周波成分除去等の前処理を施す。

## 【 0 0 5 7 】

図 9 に、ノイズ除去の一種であるスパイクノイズ除去の例を示す。血圧値の時系列データ 1 1 にはスパイクノイズが含まれることがある。スパイクノイズ除去では、スパイクの高さ  $h_s$  が大きく、スパイク端点の差  $d_s$  が小さい血圧値を除去する。例えば、 $h_s$  1

10

20

30

40

50

3 [ mm H g ] でかつ  $d_s$  7 [ mm H g ] を満たす血圧値を時系列データ 1 1 から除去する。図 9 の左側の例において、白丸は除去対象の血圧値である 1 点スパイクノイズを示している。図 9 の右側の例において、白丸は除去対象の血圧値である 2 点スパイクノイズを示している。なお、図 9 に示したスパイクノイズの波形を上下反転したものをスパイクノイズとして除去対象としてもよい。血圧値が除去されたデータ点には、その前後のデータ点の血圧値に基づいて算出された補間値が与えられてもよい。

#### 【 0 0 5 8 】

図 1 0 に、大変動ノイズ除去の例を示す。血圧値の時系列データ 1 1 には、血圧サージ以外の何らかの理由により、血圧値が大きく変動するノイズが含まれることがある。大変動ノイズ除去では、拍の前後における血圧値の差  $h_L$  が一定値以上となる場合に、その血圧値を時系列データ 1 1 から除去する。例えば、変動量が  $h_L$  2 0 [ mm H g ] の条件を満たす血圧値を大変動ノイズとして時系列データ 1 1 から除去する。図 1 0 の左側の例において、白丸は血圧値が下降傾向にある場合の除去対象を示しており、図 1 0 の右側の例において、白丸は血圧値が上昇傾向にある場合の除去対象を示している。血圧値が除去されたデータ点には、その前後のデータ点の血圧値に基づいて算出された補間値が与えられてもよい。

#### 【 0 0 5 9 】

次に、窓枠ごとの繰り返し処理が実行される。窓枠は、時間軸に沿って拍単位で移動する。ステップ S 2 において、窓枠内の変動量が判定基準を超える時刻を保持する。具体的には、ピーク検出区間設定部 1 3 により設定されたピーク検出区間における収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく特徴量を特徴量算出部 1 4 が算出する。ピーク候補抽出部 1 5 は、この特徴量が判定基準（ここでは 2 0 [ mm H g ] ）を超える場合に最大点の時刻をピーク候補として保持する。時間軸に沿って窓枠を移動しながら、ステップ S 2 の実行が繰り返される。窓枠の移動（スライド）に伴い、ピーク検出区間設定部 1 3 は、拍の位置を次の拍の位置にずらすことによりピーク検出区間を設定する。時系列データ 1 1 において最後の拍の位置までステップ S 2 の処理が繰り返され、最終的に窓枠結果データが出力される（ステップ S 3 ）。

#### 【 0 0 6 0 】

次に、第 1 ピークを特定するために、ステップ S 3 によって出力された窓枠結果データを対象とする繰り返し処理が実行される。ステップ S 4 において、第 1 ピーク特定部 1 6 は、窓枠結果データにおいて同一時刻に例えば 5 以上のピーク候補が得られているならば、その時刻を第 1 ピークの時刻として保持する。すべての窓枠結果データについてステップ S 4 が実行される。最終的に、同一時刻が統合拍以上続くときのすべての時刻（すなわち第 1 ピーク）が特定される。

#### 【 0 0 6 1 】

次に、ステップ S 5 においてサージ判定が行われる。ここでは、第 1 ピーク検出結果の絞り込みを行う。第 1 ピーク特定部 1 6 は、時系列データ 1 1 の波形形状、時間情報、周波数情報の少なくとも 1 つに基づく別の特徴量によって第 1 ピーク検出結果の絞り込みを行う。別の特徴量は、血圧サージの上昇時間、下降時間、面積、相関係数を含む。

#### 【 0 0 6 2 】

例えば近接する 2 つの第 1 ピークが検出されており、両者の S B P の値がほぼ同じである場合に、S B P が大きい方の第 1 ピークを採用し、他方の第 1 ピークを不採用とすることで絞り込みを行ってもよい。また、特徴量算出部 1 4 が特徴量（変動量）を算出する際に用いる最小点（サージ開始点）の条件を強めてもよい。具体的には、S B P の最小値に代えて、血圧値が安定している点をサージ開始点としてもよい。この場合、よりサージらしい事例を抽出することができる。さらに、サージ開始点から最大点までの上昇傾向を示す相関係数を算出し、算出した相関係数に基づいて第 1 ピーク検出結果の絞り込みを行ってもよい。具体的には、サージ開始点から最大点までの時間と S B P との関係性を相関係数として算出し、相関係数が所定の閾値を超える場合に第 1 ピークをサージと判定し、相関係数が所定の閾値を下回る場合に第 1 ピークを非サージと判定することができる。この

10

20

30

40

50

ようなサージ判定は、その他得られるSBPやDBPの特徴量、圧脈波（例えば125Hz単位で記録されたデータ）の特徴量を用いて行われてもよい。

【0063】

そしてステップS6においては、血圧サージの検出結果として第1ピークのデータ18がデータ出力部17から出力される。

【0064】

なお、図8に示した処理は、窓枠内変動量を判定基準と照合するステップS2の繰り返し処理を行ったのち、同一時刻のピーク候補を統合するステップS4の繰り返し処理を行ってサージを判定するものとして説明したが（バッチ処理）、これら2つの繰り返し処理をほぼ同時に実行するリアルタイム処理によってサージを判定してもよい。

10

【0065】

図11は、図8に示した繰り返し処理を詳細に示すフローチャートである。ステップS21～ステップS28において、窓枠ごとの繰り返し処理が実行される。この処理は、図8のステップS2をより詳細に示したものである。まず、今回の繰り返し処理の対象となる窓枠、すなわちピーク検出区間が設定される（ステップS21）。本実施形態において、ピーク検出区間の長さは窓枠の幅である15拍に等しい。次に、血圧値の時系列データ11について、処理対象の窓枠内でSBPの最大値を与える最大点が特定される（ステップS22）。続いて、ピーク検出区間においてこの最大点よりも前の時点でデータが存在するか否かが判定される（ステップS23）。最大点前の時点のデータが存在すると判定されたならばステップS24に進み、存在しないと判定されたならばステップS29に進む。

20

【0066】

最大点前の時点のデータが存在する場合、今回の処理対象のピーク検出区間内に最小点の算出区間を設定し（ステップS24）、同区間内のSBPの最小点を特定する（ステップS25）。ステップS22において特定されたSBPの最大点と、ステップS25において特定されたSBPの最小点とに基づいて、処理対象の窓枠におけるSBPの変動量が算出される（ステップS26）。変動量は、例えば $SBP(max\_time) - SBP(min\_time)$ で表される。このSBPの変動量は、血圧値の時系列データ11において処理対象である窓枠内の変動量である。

【0067】

次に、ステップS26において算出された変動量が判定基準である20[mmHg]を超えているかどうかを判定する（ステップS27）。変動量が20[mmHg]を超える場合にはステップS28に進み、変動量が20[mmHg]を超えていない場合にはステップS29に進む。ステップS28においてSBPの最大点の時刻を第1ピーク点候補としてメモリに保持したのち、ステップS21に戻る。ステップS21では、処理対象の窓枠を更新し、すなわちピーク検出区間を次の拍位置にずらし、ステップS22以降の処理を実行する。

30

【0068】

なお、上述した判定基準との照合を行わずSBPの最大点をそのままピーク候補とする変形例を採用する場合には、ステップS23～ステップS27をスキップする。もしくは、ステップS23～ステップS26により変動量の算出までを実行し、ステップS27において判定基準を便宜的な値0[mmHg]に設定することで強制的にステップS28に進んでもよい。

40

【0069】

ステップS29においては、時刻を欠損と設定する。つまり、第1ピーク点の候補は得られないと判定し、処理対象の窓枠を次の窓枠に更新する。

【0070】

最後の窓枠まで処理が完了したら、窓枠結果データを出力する（ステップS30）。窓枠結果データは、第1ピーク点候補のSBPの値と、当該第1ピーク点候補の時刻とを含む。

50

## 【0071】

続いて、ステップS31～ステップS33において、窓枠結果データごとの繰り返し処理が実行される。この処理は、図8に示したステップS4をより詳細に示したものである。ここでは、同一時刻の第1ピーク点候補が統合拍以上継続しているか否かが判定される(ステップS31)。統合拍は、本実施形態では5としている。統合拍以上継続していると判定されたならば、当該第1ピーク点候補を第1ピーク点とする(ステップS32)。ステップS31において、同一時刻の第1ピーク点候補が統合拍以上継続していないと判定されたならば、ステップS32をスキップし、次の窓枠結果データについて同様の処理を繰り返す。最後の窓枠結果データまで処理が完了すると、第1ピーク点データを出力する(ステップS33)。第1ピーク点のデータは、図1に示した第1ピークのデータ18のことであり、第1ピーク点のSBPの値と、当該第1ピーク点の時刻とを含む。

10

## 【0072】

図12は、第1の実施形態に係る血压データ処理装置10による血压サージの検出結果を示す図である。同図には、血压値の時系列データ11の波形とともに第1の実施形態に係る血压データ処理装置10によって検出された複数の第1ピーク点P1～P7が血压サージとして検出された場合が示される。

## 【0073】

血压サージは、必ずしも周期的に発生せず、血压値の上昇量や上昇時間も様々であるという特徴があるが、本実施形態によれば、このような血压サージを検出することができる。

20

## 【0074】

以上説明した第1の実施形態によれば、血压値の時系列データ11において判定基準を満たす複数のピーク候補を統合して血压値の第1ピークを特定することができる。したがって、第1ピークとして血压サージを検出することができる。また第1の実施形態によれば、拍単位の血压値の時系列データ11に基づいて、高精度に血压サージを検出することができ、一定周期では現れない血压サージや、様々なパターンをもつ血压サージをロバストに検出することができる。サージ検出に用いる特徴量を、ピーク検出区間におけるSBPの最大値と、当該ピーク検出区間における当該最大値よりも前の時点のSBPの最小値との差とすることにより、ピーク検出区間におけるSBPの最大値の変動量に基づいて血压値が急激に上昇する血压サージを検出することができる。

30

## 【0075】

(第2の実施形態)

図13は、第2の実施形態に係る血压データ処理装置を示すブロック図である。第2の実施形態に係る血压データ処理装置10は、第1の実施形態に係る血压データ処理装置10の構成要素に探索部30を付加したものである。探索部30は、第1ピーク前のピーク検出部31と、第1ピーク後のピーク検出部32と、血压サージ判定部33と、データ出力部34とを含む。

## 【0076】

探索部30は、第1ピークを表す時系列データ11に対し、血压サージに相当する第2ピークの探索を行う。探索処理の結果、第2ピークのデータ35が出力される。

40

## 【0077】

第1の実施形態は、血压値の時系列データ11から第1ピークのデータ18を出力するものであった。具体的には、時系列データ11に対してスライド窓を用い、窓枠ごとにSBPの変動量を算出してこれを血压サージの判定基準と照合し、窓枠ごとの第1ピークの候補を含む複数の判定結果を統合することによって第1ピークを特定し、少なくとも1つの第1ピークのデータ18を出力するものであった。

## 【0078】

一方、第2の実施形態では、探索部30が血压値の時系列データ11において第1ピークを含む探索範囲の前後少なくともいずれかの時点における血压値データの極大値を探索することにより、少なくとも1つの第2ピークを検出するように構成されている。このよ

50

うな第2の実施形態によれば、極大値の探索が行われることにより、第1ピークのみを特定する場合に比べて、より多くのピークをさらに検出することが可能であって、第1ピークよりも前の時点の第2ピークや、第1ピークよりも後の時点の第2ピークとして血圧サージを検出することが可能になる。

【0079】

第2の実施形態に係る血圧データ処理装置10の動作について説明する。図14は、第2ピークのデータを出力する処理手順の一例を示したフローチャートである。

【0080】

ステップS100において、探索部30は第1ピークの検出結果であるデータ18を取得する。第1ピークの検出に用いる窓枠の幅は、様々なタイプのサージを検出することができるように十分に大きく設定することが望ましい。血圧サージは、図15(a)に示すように比較的短い時間T1(例えば10秒)をかけて発生するものや、図15(b)に示すように比較的長い時間T2(例えば25秒)をかけて発生するものがあり、サージのパターンは様々であることから、検出のためのテンプレートを定めることが困難である。長い血圧サージを検出するために窓枠の幅を大きくすることは、図16に示すようなサージP1、P2が比較的短い時間間隔で発生している場合、一方のみが検出されることとなる。第2の実施形態は、第1ピークの検出に用いる窓枠の幅を十分に大きくしても、第1ピークの前後の極大値探索により第2ピークを検出することができる。

【0081】

次に、探索部30は、第1ピークの検出結果ごとの繰り返し処理L1を実行する。繰り返し処理L1において、まずステップS101において、探索部30は、今回の繰り返し処理L1における処理対象の第1ピークすなわちサージ検出点について、第2ピークを探索する範囲を設定する。次に、第1ピーク前のピーク検出部31は、繰り返し処理L2を実行する。ここでは、処理対象のサージ検出点から、ステップS101において設定された探索範囲の開始点まで遡ることで極大値を探索する。具体的には、まずステップS102において、サージ点の前の時点で最大の極大値が存在するか否かを判定する。図17(a)に、サージ点の前の時点における最大の極大値の探索を示す。サージ点S1の前の極大値S2が探索される。最大の極大値が存在しない場合には、繰り返し処理L2を抜ける。ステップS102において最大の極大値が存在すると判定されたならば、ステップS103において当該極大値の前の時点における極小値を算出する。次に、ステップS104では、ステップS102において探索された極大値とステップS103において算出された極小値との差が閾値Thを超えるか否かを血圧サージ判定部33が判定する。閾値Thを超える場合には、血圧サージ判定部33は極大値の時刻をサージ時刻(第2ピーク)として保持する(ステップS105)。閾値Thを超えない場合には、ステップS105をスキップして繰り返し処理L2を継続する。

【0082】

繰り返し処理L2が完了すると、第1ピーク後のピーク検出部32が繰り返し処理L3を実行する。ここでは、処理対象のサージ検出点から、ステップS101において設定された探索範囲の終了点まで時間軸に沿って進むことで極大値を探索する。図17(b)に、サージ点の後の時点における最大の極大値の探索を示す。サージ点S1の後の極大値S2が探索される。

【0083】

具体的には、まずステップS106において、サージ点の後の時点で最小の極小値が存在するか否かを判定する。最小の極小値が存在しない場合には、繰り返し処理L3を抜ける。ステップS106において最小の極小値が存在すると判定されたならば、ステップS107において当該極小値の後の時点における極大値を算出する。次に、ステップS108では、ステップS107において探索された極大値とステップS106において算出された極小値との差が閾値Thを超えるか否かを血圧サージ判定部33が判定する。閾値Thを超える場合には、血圧サージ判定部33は極大値の時刻をサージ時刻(第2ピーク)として保持する(ステップS109)。閾値Thを超えない場合には、ステップS109

10

20

30

40

50

をスキップして繰り返し処理 L 3 を継続する。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 1 1 0 において、データ出力部 3 4 は、血圧サージ判定部 3 3 によって判定されたサージ時刻として第 2 ピークのデータ 3 5 を出力する。したがって、第 2 ピークのデータ 3 5 が第 1 ピークのデータ 1 8 (ステップ S 1 0 0 の検出結果) に追加出力されることになる。なお、第 2 ピークのデータ 3 5 は、ピーク時刻のみならず、サージの開始時刻、サージの終了時刻、ピーク時の S B P、その他特徴量を含んでもよい。

【 0 0 8 5 】

以上説明したように、第 2 の実施形態によれば、極大値の探索が行われることにより、第 1 ピークのみを特定する場合に比べて、より多くのピークをさらに検出することが可能であって、第 1 ピークよりも前の時点の第 2 ピークや、第 1 ピークよりも後の時点の第 2 ピークとして血圧サージを検出することが可能になる。言い換えると、窓枠の幅に対して短い時間間隔で続けて発生するサージを検出することが可能になる。

【 0 0 8 6 】

(第 3 の実施形態)

図 1 8 は、第 3 の実施形態に係る血圧データ処理装置を示すブロック図である。第 3 の実施形態は、第 2 の実施形態に係る血圧データ処理装置 1 0 の構成に対し、血圧サージの検出結果である可視化ファイル 4 0 を出力する可視化部 4 1 を追加したものである。可視化部 4 1 は、時系列データ 1 1 において第 1 ピークとして検出された血圧サージと、第 2 の実施形態の探索部 3 0 によって第 2 ピークとして検出された血圧サージとを区別して表示する。

【 0 0 8 7 】

第 1 の実施形態に係る血圧データ処理装置 1 0 の構成に可視化部 4 1 を追加してもよい。第 1 の実施形態では第 2 ピークの検出を行わないので、可視化部 4 1 は第 1 ピークと第 2 ピークの区別表示を行い得ないが、通常表示において、可視化部 4 1 は血圧サージとして検出された第 1 ピークを時系列データ 1 1 上に表示する。

【 0 0 8 8 】

通常表示に関して、第 3 の実施形態の可視化部 4 1 は、血圧サージとして検出された第 1 ピークのみ、第 2 ピークのみ、または第 1 ピークおよび第 2 ピークの両方を区別しないで時系列データ 1 1 上に表示する。

【 0 0 8 9 】

図 1 9 は、可視化部 4 1 による区別表示の例を示している。血圧値の時系列データ 1 1 の波形表示において、血圧サージ S 1、S 3、S 4 は第 1 ピークとして検出されたものであり、血圧サージ S 2 は第 2 ピークとして探索部 3 0 による探索処理によって検出されたものであることが区別して表示される。第 2 の実施形態において説明したように、第 1 ピークの検出に適用される窓枠の幅は、長いサージを検出できるように大きく設定されたものである。

【 0 0 9 0 】

図 2 0 は、可視化部 4 1 から出力される可視化ファイル 4 0 の例を示したものである。可視化ファイル 4 0 は、列項目として、サージ No.、ピーク時刻、開始時刻、終了時刻、ピーク S B P、その他特徴量を含んでおり、探索によって検出されたものであるか否かを真偽値 ( T ( r u e ) / F ( a l s e ) ) によって表す列項目 ( 詳細探索 ) を含んでいる。例えば、可視化ファイル 4 0 の「詳細探索」において、「 T 」を選択してフィルタ処理すれば、探索によって検出されたサージだけを抽出することができる。

【 0 0 9 1 】

このような第 3 の実施形態では、観察者であるユーザが、比較的長い時間を要して発生した第 1 ピークの検出結果、つまり比較的長い血圧サージを確認したい意図と、同ユーザが、ピークの詳細な検出結果、すなわち長い血圧サージの前後に発生し、上記探索によって第 2 ピークとして検出された血圧サージを確認したい意図の両方に応えることが可能となる。なお、図 2 0 の例は血圧サージ S 1 ~ S 4 を同時に表示するものとしたが、探索処

10

20

30

40

50

理による血圧サージ S 2 を非表示としたり、逆に、血圧サージ S 2 のみを表示させるなどの表示切替が可能な構成としてもよい。

【 0 0 9 2 】

次に、図 2 1 を参照して血圧データ処理装置 1 0 のハードウェア構成例について説明する。

【 0 0 9 3 】

血圧データ処理装置 1 0 は、CPU 1 9 1、ROM 1 9 2、RAM 1 9 3、補助記憶装置 1 9 4、入力装置 1 9 5、出力装置 1 9 6、および送受信器 1 9 7 を備え、これらがバスシステム 1 9 8 を介して互いに接続されている。血圧データ処理装置 1 0 の上述した機能は、CPU 1 9 1 がコンピュータ読み取り可能な記録媒体 (ROM 1 9 2 および / または補助記憶装置 1 9 4) に記憶されたプログラムを読み出し実行することにより実現されることができ、RAM 1 9 3 は、CPU 1 9 1 によってワークメモリとして使用される。補助記憶装置 1 9 4 は、例えば、ハードディスクドライブ (HDD) またはソリッドステートドライブ (SSD) を含む。補助記憶装置 1 9 4 は、図 1 等に示した時系列データ 1 1 を記憶する記憶部として使用される。入力装置は、例えば、キーボード、マウス、およびマイクロフォンを含む。出力装置は、例えば、液晶表示装置などの表示装置およびスピーカを含む。送受信器 1 9 7 は、他のコンピュータとの間で信号の送受信を行う。例えば、送受信器 1 9 7 は、血圧測定装置 2 0 から測定データを受信する。

10

【 0 0 9 4 】

(他の実施形態)

第 1 の実施形態では、血圧データ処理装置は血圧測定装置とは別に設けられている。他の実施形態では、血圧データ処理装置の構成要素の一部または全部が血圧測定装置に設けられていてもよい。

20

【 0 0 9 5 】

血圧測定装置は、トノメトリ法による血圧測定装置に限らず、血圧を連続的に測定できる任意のタイプの血圧測定装置であってもよい。例えば、動脈を伝播する脈波の伝播時間である脈波伝播時間 (P T T ; Pulse Transit Time) を非侵襲的に測定し、測定した脈波伝播時間に基づいて血圧値 (例えば収縮期血圧) を推定する血圧測定装置を用いてもよい。また、容積脈波を光学的に測定する血圧測定装置を用いてもよい。また、超音波を用いて非侵襲的に血圧を測定する血圧測定装置を用いてもよい。

30

【 0 0 9 6 】

血圧測定装置 2 0 は、ウェアラブル装置に限らず、被測定者の上腕を固定台に載置した状態で血圧測定を行うような据え置き型装置であってもよい。ウェアラブルの血圧測定装置は被測定者の動きを拘束しないが、センサ部 2 2 が測定に適した配置から逸脱しやすい。

【 0 0 9 7 】

ピーク検出区間設定部 1 3 は、時系列データ 1 1 におけるピーク検出区間の設定に加速度データを用いてもよい。例えば、加速度データに基づいて被測定者の体動を検出する処理を行い、ピーク検出区間設定部 1 3 は、体動が検出された時間区間をピーク検出区間から除外してもよい。

40

【 0 0 9 8 】

本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 0 0 9 9 】

また、上記の実施形態の一部又は全部は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

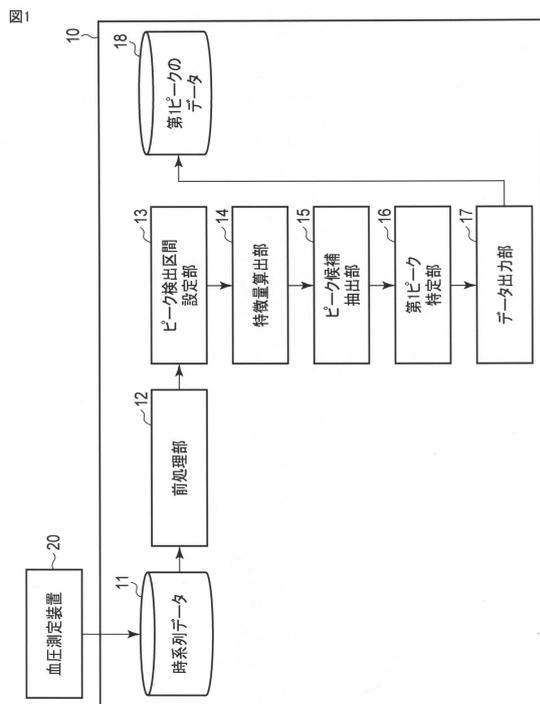
【 0 1 0 0 】

50

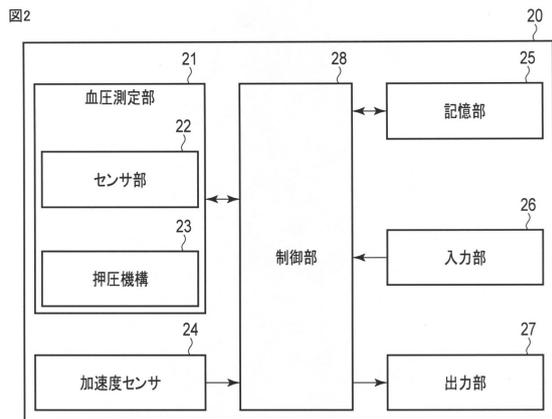
( 付記 1 ) プロセッサと、 プロセッサに結合されたメモリと、 を具備し、 前記プロセッサは、 血圧値の時系列データを取得し、 前記時系列データに1つ以上のピーク検出区間を設定し、当該ピーク検出区間ごとの収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく特徴量を算出し、 前記ピーク検出区間ごとの特徴量から少なくとも1つの第1ピークを特定する、 ように構成された、血圧データ処理装置。	10
【 0 1 0 1 】 ( 付記 2 ) 少なくとも1つのプロセッサを用いて、血圧値の時系列データを取得することと、 少なくとも1つのプロセッサを用いて、前記時系列データに1つ以上のピーク検出区間を設定し、当該ピーク検出区間ごとの収縮期血圧、拡張期血圧、脈圧のいずれかに基づく特徴量を算出することと、 少なくとも1つのプロセッサを用いて、前記ピーク検出区間ごとの特徴量から少なくとも1つの第1ピークを特定することと、 を具備する血圧データ処理方法。	20
【 符号の説明 】	20
【 0 1 0 2 】 1 0 ... 血圧データ処理装置 1 1 ... 時系列データ 1 2 ... 前処理部 1 3 ... ピーク検出区間設定部 1 4 ... 特徴量算出部 1 5 ... ピーク候補抽出部 1 6 ... ピーク特定部 1 7 ... データ出力部 1 8 ... 第1ピークのデータ	30
2 0 ... 血圧測定装置 2 1 ... 血圧測定部 2 2 ... センサ部 2 3 ... 押圧機構 2 4 ... 加速度センサ 2 5 ... 記憶部 2 6 ... 入力部 2 7 ... 出力部 2 8 ... 制御部	
3 0 ... 探索部 3 1 ... 第1ピーク前のピーク検出部 3 2 ... 第1ピーク後のピーク検出部 3 3 ... 血圧サージ判定部 3 4 ... データ出力部 3 5 ... 第2ピークのデータ	40
4 0 ... 可視化ファイル 4 1 ... 可視化部 1 9 1 ... C P U 1 9 2 ... R O M 1 9 3 ... R A M	50

- 1 9 4 ... 補助記憶装置
- 1 9 5 ... 入力装置
- 1 9 6 ... 出力装置
- 1 9 7 ... 送受信器
- 1 9 8 ... バスシステム
- 2 2 1 ... 圧力センサアレイ
- 2 2 2 ... 圧力センサ

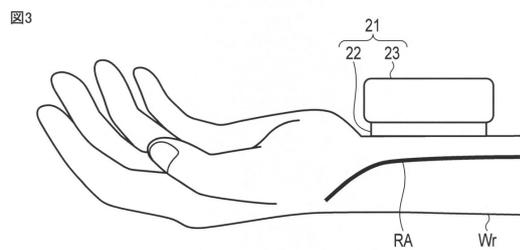
【 図 1 】



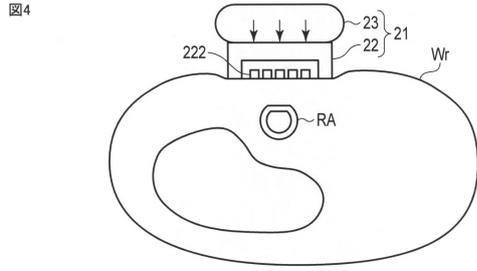
【 図 2 】



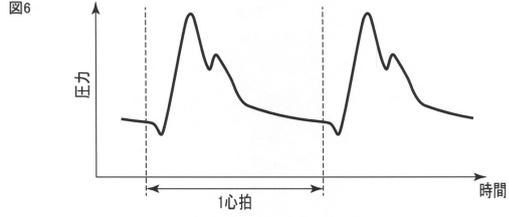
【 図 3 】



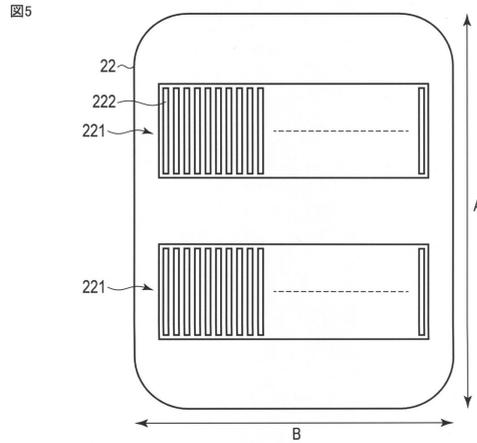
【図4】



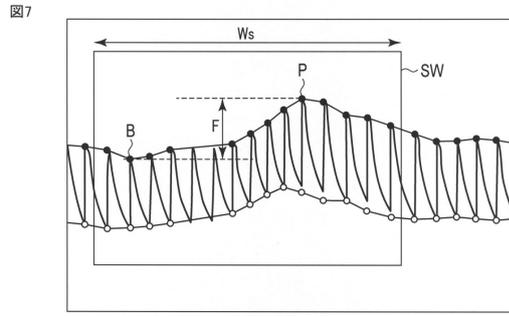
【図6】



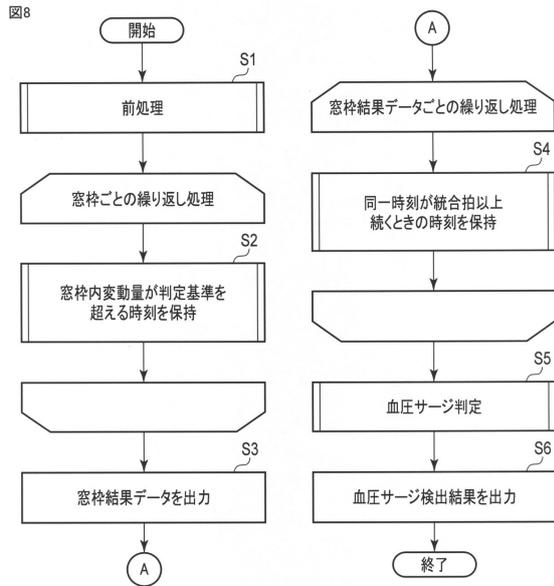
【図5】



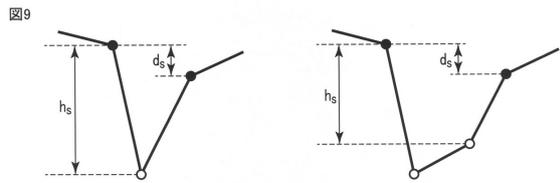
【図7】



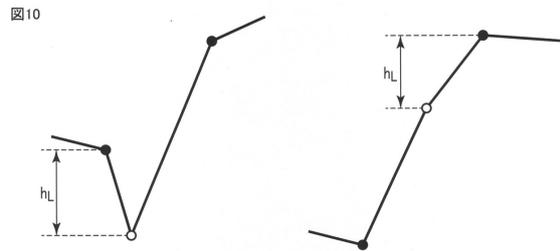
【図8】



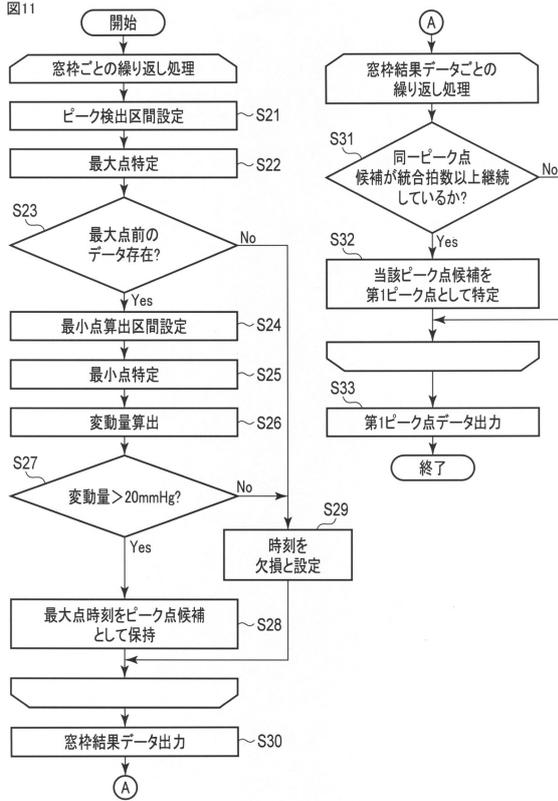
【図9】



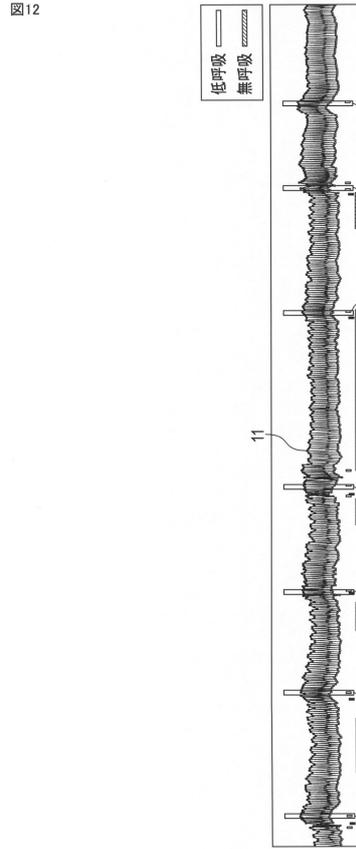
【図10】



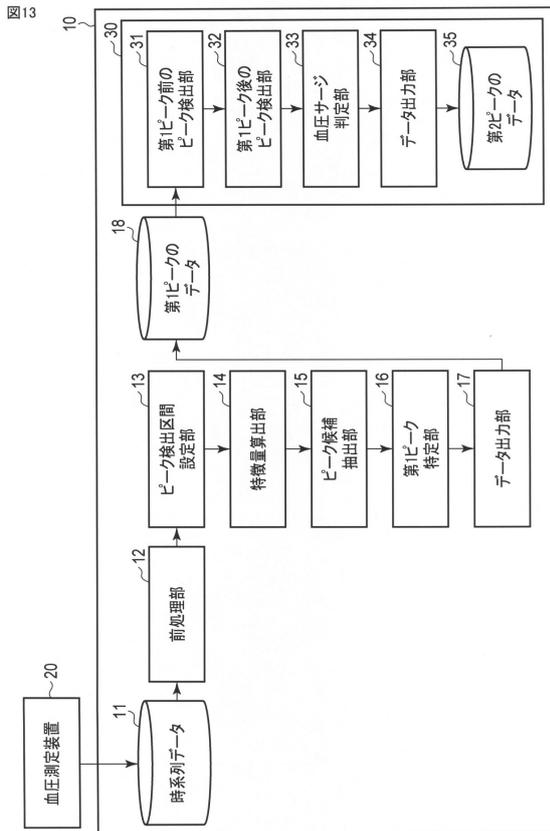
【図11】



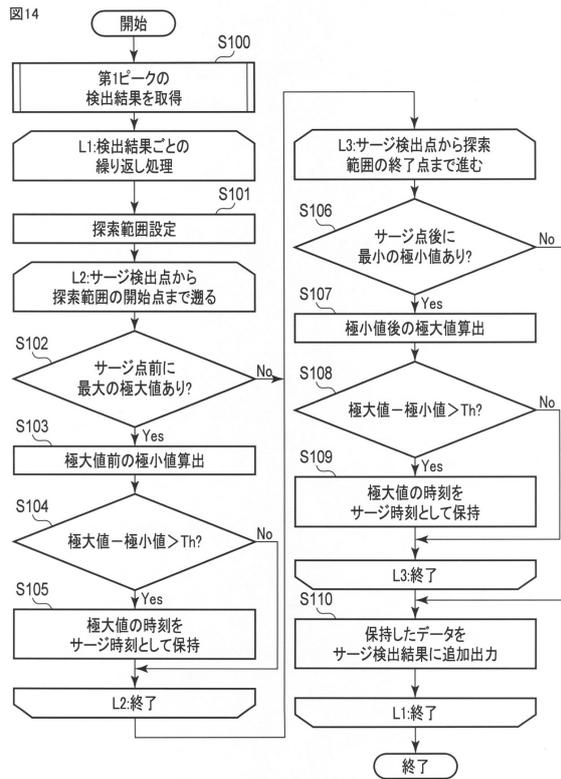
【図12】



【図13】

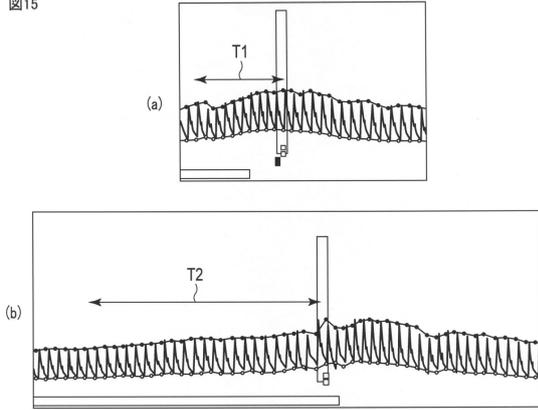


【図14】



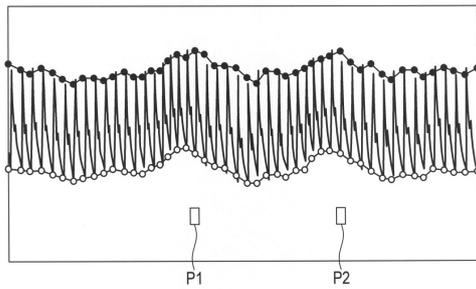
【図15】

図15



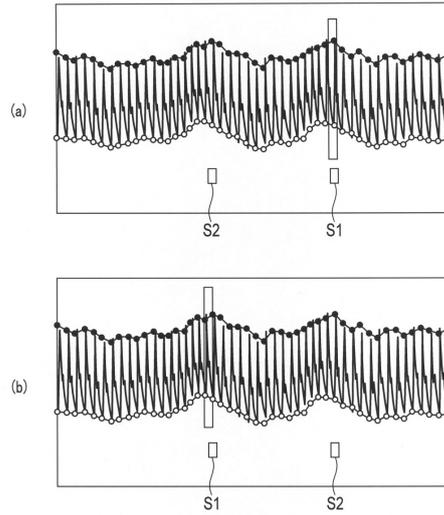
【図16】

図16



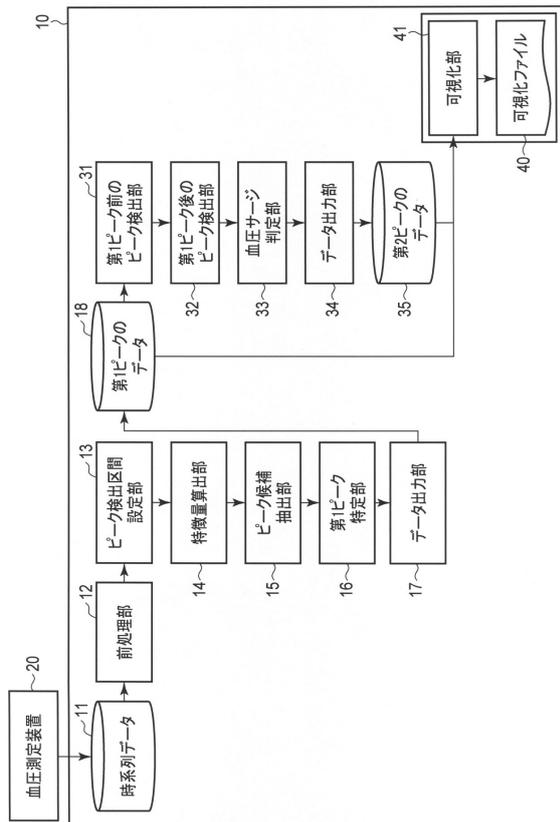
【図17】

図17



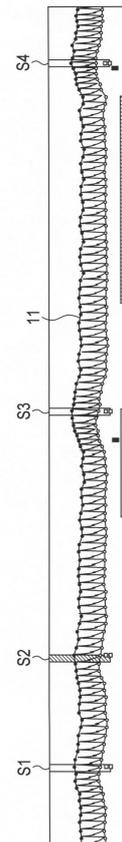
【図18】

図18



【図19】

図19



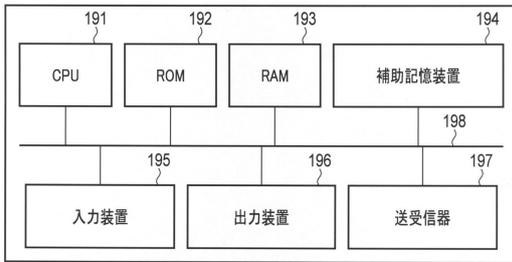
【図20】

図20

サージ No.	ピーク時刻	開始時刻	終了時刻	ピーク SBP	その他特徴量	...	詳細探索
1	0:33:00	0:32:55	0:33:10	160			F
2	0:35:10	0:35:02	0:35:18	140			T
3	0:41:00	0:40:51	0:40:13	138			F
4	1:02:30	1:02:20	1:02:44	145			F

【図21】

図21



## フロントページの続き

- (72)発明者 小久保 綾子  
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 和田 洋貴  
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 中嶋 宏  
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町801番地 オムロン株式会社内

審査官 高原 悠佑

- (56)参考文献 特開2005-218492(JP,A)  
特開2012-239808(JP,A)  
特開2004-057362(JP,A)  
特開平08-256998(JP,A)  
米国特許出願公開第2007/0156201(US,A1)  
KUWABARA, M. et al., Development of a Triggered Nocturnal Blood Pressure Monitoring which Detects Nighttime Blood Pressure, Current Hypertension Reviews, 2016年, Vol.12, No.1, p.27-31  
KARIO, K. et al., Morning Surge in Blood Pressure as a Predictor of Silent and Clinical Cerebrovascular Disease in Elderly, Circulation, 2003年 3月 3日, Vol.103, p.1401-1406, published online March 3, 2003

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03  
PubMed