

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年9月20日(20.09.2018)



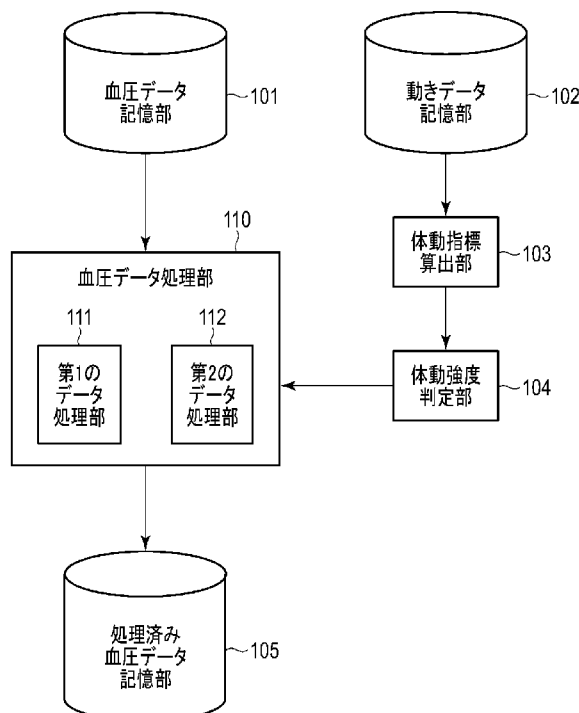
(10) 国際公開番号

WO 2018/168812 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/009585
- (22) 国際出願日: 2018年3月12日(12.03.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-048932 2017年3月14日(14.03.2017) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 関 絵里子(KAN, Eriko); 〒6008530 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 Kyoto (JP). 和田 洋貴(WADA, Hirotaka); 〒6008530 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 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外(KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目23番1号 セレスティン芝三井ビルディング11階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,

(54) **Title:** BLOOD PRESSURE DATA PROCESSING DEVICE, BLOOD PRESSURE DATA PROCESSING METHOD, AND BLOOD PRESSURE DATA PROCESSING PROGRAM

(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血圧データ処理プログラム



- 101 Blood pressure data storage unit
102 Movement data storage unit
103 Body movement index calculation unit
104 Body movement intensity determination unit
105 Processed blood pressure data storage unit
110 Blood pressure data processing unit
111 First data processing unit
112 Second data processing unit

(57) **Abstract:** According to one embodiment of the present invention, a blood pressure data processing device includes a body movement index calculation unit, a body movement intensity determination unit, and a blood pressure data processing unit. The body movement index calculation unit calculates a body movement index that is a statistical value, for a unit time period, for movement data obtained from a movement sensor that is mounted on a user or for pressure sensor data



BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告(条約第21条(3))

obtained from a pressure sensor array that is included in a blood pressure sensor. On the basis of the body movement index, the body movement intensity determination unit determines whether the intensity of the body movement of the user during the unit time period corresponds to a first level or a second level. If the body movement intensity is determined to be at the first level, the blood pressure data processing unit performs first data processing on blood pressure data obtained from the user during the unit time period. If the body movement intensity is determined to be at the second level, the blood pressure data processing unit performs second data processing on the blood pressure data.

(57) 要約: 本発明の第1の態様によれば、血圧データ処理装置は、体動指標算出部と、体動強度判定部と、血圧データ処理部とを含む。体動指標算出部は、ユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータの単位期間における統計値である体動指標を算出する。体動強度判定部は、体動指標に基づいて単位期間におけるユーザの体動強度が第1のレベルおよび第2のレベルを含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定する。血圧データ処理部は、体動強度が第1のレベルと判定されれば単位期間においてユーザから得られた血圧データに対して第1のデータ処理を施し、体動強度が第2のレベルと判定されれば血圧データに対して第2のデータ処理を施す。

明 細 書

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血圧データ処理プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、血圧データの処理に関する。

背景技術

[0002] 血圧異常（典型的には高血圧）の患者は、日常的に血圧管理をすることが望まれる。従来の据え置き型の血圧測定装置は持ち運びに適しておらず、職場や外出先などの家庭外で血圧を測定することはユーザにとって大きな負担となる。また、1日に数回程度血圧を測定するだけでは、脳・心血管疾患の発症リスクとなり得る急峻な血圧変動を捉えることは極めて困難である。

[0003] 近年、センサ技術の発展に伴い、例えばユーザの手首に装着するだけでユーザの血圧を測定可能なユーザ端末が実現されている。このようなユーザ端末によれば、ユーザに大きな負担を掛けることなく血圧を適時に測定することが可能となる。係るユーザ端末には、例えばトノメトリ法などの技法を用いて、1拍毎に連続測定できるものもある。

[0004] ユーザに体動があった場合に、体動などの影響によりノイズが生じて血圧の測定精度が低下することがある。特に、ユーザの血圧を連続測定する場合には、ユーザは常に安静状態にあるとは限らないため、信頼性の高い血圧データと信頼性の低い血圧データとが混在して得られる可能性がある。このため、かかる血圧データを分析した場合に、前述の急峻な血圧変動の発生を見落とししたり、或いは逆に誤検出したりする可能性がある。

発明の概要

[0005] 体動等によるノイズを含む血圧データへの対策として、これを一律に破棄することが想定される。しかしながら、ノイズの血圧データに対する影響は、体動強度が強いほど大きくなる。換言すれば、体動強度がそれほど強くな

ければ、ノイズの血压データに対する影響も同様にそれほど大きくなる。故に、かかる対策によると、ノイズの影響のそれほど大きくない血压データまでも破棄されて分析に用いることができなくなる。また、他の対策として、血压データからノイズの生じる可能性のある周波数成分を抑圧することも想定される。しかしながら特に連続測定によって得られる血压データでは体動ノイズが広い周波数帯に亘って分布し得るので、かかる対策によると必要な情報（生体反応による血压変動）までも損なわれるかもしれない。

[0006] 本発明は、血压データに含まれているノイズを効果的に低減することを目指す。

[0007] 本発明の第1の態様によれば、血压データ処理装置は、体動指標算出部と、体動強度判定部と、血压データ処理部とを含む。体動指標算出部は、ユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたはユーザに装着された血压センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータの単位期間における統計値である体動指標を算出する。体動強度判定部は、体動指標に基づいて単位期間におけるユーザの体動強度が第1のレベルおよび第2のレベルを含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定する。血压データ処理部は、体動強度が第1のレベルと判定されれば単位期間においてユーザから得られた血压データに対して第1のデータ処理を施し、体動強度が第2のレベルと判定されれば血压データに対して第2のデータ処理を施す。故に、血压データに含まれるノイズに適したデータ処理を施して、ノイズを効果的に低減することができる。

[0008] 本発明の第2の態様によれば、体動強度判定部は、体動指標が第1の閾値以上であって第1の閾値よりも大きな第2の閾値未満であれば体動強度が第1のレベルであると判定し、体動指標が第2の閾値以上であれば体動強度が第2のレベルであると判定する。故に、血压データに含まれるノイズの強度に適したデータ処理を施して、ノイズを効果的に低減することができる。

[0009] 本発明の第3の態様によれば、第1のデータ処理は、血压データを平滑化する処理である。第2のデータ処理は、血压データを単位期間の前後の血压

データに基づいて補間生成した血圧データによって置換する処理である。故に、第1のデータ処理は、血圧データの基本的な変動成分を維持しながら血圧に影響の小さい（高周波）ノイズを抑制することができ、第2のデータ処理は、信頼性の低い血圧データを破棄して、血圧データの時間的相関を利用して生成した血圧データを利用することができる。

[0010] 本発明の第4の態様によれば、第1の閾値および第2の閾値は、ユーザまたは他のユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータに基づいて算出された体動指標の分布に基づいて定められる。故に、体動強度を高精度に判定することができる。

[0011] 本発明の第5の態様によれば、第2の閾値は、分布から統計的に算出される正常値の上限以上となるように定められる。故に、分布において他の値から大きく外れた高値（外れ値）に該当する体動指標が得られた場合に、体動強度を第2のレベルと判定することができる。

[0012] 本発明の第6の態様によれば、第1の閾値および第2の閾値は、ユーザの属性または血圧の測定環境の属性に基づいて定められる。故に、ユーザの属性や血圧の測定環境の属性による影響を考慮して、体動強度を高精度に判定することができる。

[0013] 本発明の第7の態様によれば、体動強度判定部は、体動強度が第2のレベルであると判定する場合には、体動強度が第2のレベルと判定されている継続時間が第3の閾値より長いかな否かをさらに判定する。血圧データ処理部は、体動強度が第2のレベルと判定され、かつ、継続時間が第3の閾値以下と判定されれば血圧データに対して第2のデータ処理を施し、体動強度が第2のレベルと判定され、かつ、継続時間が第3の閾値より長いと判定されれば血圧データに対して第3のデータ処理を施す。故に、単位期間におけるユーザの体動強度に加えてその体動強度が判定されている継続時間にも着目してより適切なデータ処理を決定することができる。

[0014] 本発明の第8の態様によれば、第2のデータ処理は、血圧データを単位期

間の前後の血圧データに基づいて補間生成したデータによって置換する処理である。第3のデータ処理は、継続時間に亘る血圧データを破棄する処理である。故に、第2のデータ処理は、信頼性の低い血圧データを破棄して、血圧データの時間的相関を利用して生成した血圧データを利用することができ、第3のデータ処理は、第2のデータ処理による血圧データの生成に不向きな、長時間に亘る信頼性の低い血圧データを破棄することができる。

[0015] 本発明の第9の態様によれば、単位期間は、拍動の1周期または複数周期に略一致するように定められる。故に、拍動単位でノイズ低減のためのデータ処理を施すことができる。

[0016] 本発明の第10の態様によれば、血圧センサは、トノメトリ方式の血圧センサである。故に、トノグラムデータに基づく体動指標を得ることができる。

[0017] 本発明の第11の態様によれば、体動指標算出部は、複数の体動指標を算出する。体動強度判定部は、複数の体動指標に基づいて単位期間におけるユーザの体動強度が複数のレベルのいずれに相当するかを判定する。故に、体動強度を高精度に判定することができる。

[0018] 本発明によれば、血圧データに含まれているノイズを効果的に低減することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]図1は、第1の実施形態に係る血圧データ処理装置を例示するブロック図である。

[図2]図2は、図1の血圧データ処理装置の動作を例示するフローチャートである。

[図3]図3は、図1の第1のデータ処理部によって行われる第1のデータ処理の説明図である。

[図4]図4は、図1の第1のデータ処理部によって行われる第1のデータ処理の説明図である。

[図5]図5は、図1の第2のデータ処理部によって行われる第2のデータ処理

の説明図である。

[図6]図6は、図1の第2のデータ処理部によって行われる第2のデータ処理の説明図である。

[図7]図7は、第2の実施形態に係る血圧データ処理装置を例示するブロック図である。

[図8]図8は、図7の血圧データ処理装置の動作を例示するフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、図面を参照しながら実施形態の説明を述べる。なお、以降、説明済みの要素と同一または類似の要素には同一または類似の符号を付し、重複する説明については基本的に省略する。

[0021] (第1の実施形態)

図1に例示されるように、第1の実施形態に係る血圧データ処理装置は、血圧データ記憶部101と、動きデータ記憶部102と、体動指標算出部103と、体動強度判定部104と、処理済み血圧データ記憶部105と、血圧データ処理部110とを含む。

[0022] 血圧データ記憶部101は、ユーザに装着された血圧センサによって血圧を測定（例えば連続測定）することで得られた血圧データを格納する。血圧データ記憶部101に格納された血圧データは、血圧データ処理部110によって必要に応じて読み出される。

[0023] 血圧データは、例えば、一拍ごとの収縮期血圧および拡張期血圧の値を含み得るが、これに限られない。各血圧データは、測定時刻に関連付けられ得る。

[0024] ユーザに装着される血圧センサは、ユーザの血圧を1拍毎に連続測定可能な血圧センサ（以降、連続型の血圧センサと称する）を含むことができる。連続型の血圧センサは、脈波伝播時間（PTT; Pulse Transit Time）からユーザの血圧を連続測定してもよいし、トノメトリ法または他の技法により連続測定を実現してもよい。

- [0025] 血圧センサは、連続型の血圧センサに加えて、連続測定不可能な血圧センサ（以降、非連続型の血圧センサと称する）を含むこともできる。非連続型の血圧センサは、例えば、カフを圧力センサとして用いてユーザの血圧を測定する（オシロメトリック法）。
- [0026] 非連続型の血圧センサ（特に、オシロメトリック法の血圧センサ）は、連続型の血圧センサに比べて、測定精度が高い傾向にある。故に、血圧センサは、例えば、何らかの条件が満足する（例えば、連続型の血圧センサによって測定されたユーザの血圧データが所定の高リスク状態を示唆した）ことをトリガとして、連続型の血圧センサに代えて非連続型の血圧センサを作動させることにより、血圧データをより高い精度で測定してもよい。
- [0027] 動きデータ記憶部 102 は、ユーザに装着された動きセンサによって動きを測定することで得られた動きデータを格納する。動きデータ記憶部 102 に格納された動きデータは、体動指標算出部 103 によって必要に応じて読み出される。
- [0028] 動きデータは、例えば、1 軸または複数軸の加速度または角速度の値を含み得るが、これに限られない。各血圧データは、測定時刻に関連付けられ得る。動きセンサは、例えば加速度センサまたは角速度センサであってよい。一例として、動きセンサは、3 軸の加速度センサであってよい。
- [0029] 体動指標算出部 103 は、動きデータ記憶部 102 から動きデータを読み出す。体動指標算出部 103 は、動きデータの単位期間における統計値を算出する。この統計値は、後述される体動強度の判定に用いられることから、体動指標と呼ぶこととする。体動指標算出部 103 は、体動指標を体動強度判定部 104 へと出力する。
- [0030] 単位期間とは、例えば、連続する拍動間の間隔、すなわち、拍動の 1 周期（例えば始点から終点までの間隔）であってよい。或いは、これを複数連結したもの、すなわち、拍動の複数周期であってもよい。これにより、拍動単位でノイズ低減のためのデータ処理を施すことができる。
- [0031] かかる体動指標は、例えば、（a）単位期間の加速度データの任意の 1 軸

(X軸、Y軸またはZ軸)の成分値の平均値、標準偏差(SD: Standard Deviation)、2乗平均平方根(RMS: root-mean square)、レンジまたは当該成分値に基づく単回帰直線の傾きであってもよいし、(b)単位期間の加速度データの3軸合成値と基準1Gとの差分絶対値の最大値、平均値、レンジ、SDまたは合計値であってもよいし、(c)単位期間の加速度データの3軸合成値の平均値、SD、RMS、レンジまたは当該3軸合成値に基づく単回帰直線の傾きであってもよいし、(d)単位期間の加速度データの各軸(X軸、Y軸およびZ軸)の成分値のレンジの最大値、平均値、レンジ、RMS、SDまたは合計値であってもよいし、(e)単位期間の加速度データの各軸(X軸、Y軸およびZ軸)の成分値に基づく単回帰直線の傾きの最大値、平均値、レンジ、RMS、SDまたは合計値であってもよいし、(f)単位期間の加速度データの各軸(X軸、Y軸およびZ軸)の成分値の平均値の最大値、平均値、レンジ、RMS、SDまたは合計値であってもよいし、(g)単位期間の加速度データの各軸(X軸、Y軸およびZ軸)の成分値のRMSの最大値、平均値、レンジ、RMS、SDまたは合計値であってもよいし、(h)単位期間の加速度データの各軸(X軸、Y軸およびZ軸)の成分値のSDの合計値、最大値、平均値、レンジ、RMSまたはSDであってもよいが、これらに限られない。なお、体動指標算出部103は、加速度データの代わりに角速度データについて同様の統計値を体動指標として算出してもよい。

[0032] なお、ユーザの血圧がトノメトリ方式の血圧センサによって測定されている場合には、当該血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られたトノグラムデータが動きデータの代わりに用いられてもよい。体動により圧力センサの押圧力が変化するので、かかる変化から体動を見積もることができる。この場合には、動きデータ記憶部102に代えて若しくは追加して、トノグラムデータ記憶部が設けられ得る。なお、トノグラムデータに代えて、圧力センサアレイを含む他の方式の血圧センサから得られた圧力センサデータが適宜用いられてもよい。

- [0033] 体動指標算出部 103 は、トノグラムデータ記憶部からトノグラムデータを読み出す。体動指標算出部 103 は、トノグラムデータの単位期間における統計値を体動指標として算出する。
- [0034] かかる体動指標は、例えば、(i) 単位期間の始点 ($= t$) と終点 ($= t + \Delta t$ 、 Δt は 1 拍または複数拍の周期に定められ得る) との間におけるアクティブ・センサ（複数の圧力センサのうち血圧算出のために選択されたセンサ）の出力値の変化量であってもよいし、(j) 単位期間の始点における全圧力センサの出力値と終点における全圧力センサの出力値との相関係数または正規化相互相関係数の二乗値であってもよいし、(k) 単位期間の始点における各圧力センサの出力値と終点における各圧力センサの出力値との変化量の総和であってもよいし、(l) ピーク・センサ（圧力値が最大のセンサ）から左右に所定数離れた圧力センサの出力値の差であってもよいが、これらに限られない。
- [0035] 体動強度判定部 104 は、体動指標算出部 103 から体動指標を受け取る。体動強度判定部 104 は、体動指標に基づいて、単位期間におけるユーザの体動強度が第 1 のレベル（値「1」）および第 2 のレベル（値「2」）を含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定する。なお、体動強度判定部 104 によって判定可能なレベル数は 2 に限られず、3 以上であってもよい。体動強度判定部 104 は、判定した体動強度を血圧データ処理部 110 に通知する。
- [0036] 例えば、体動強度判定部 104 は、体動指標が第 1 の閾値 ($Th1$) 以上であって第 2 の閾値 ($Th2 > Th1$) 未満であれば体動強度が第 1 のレベル（値「1」）であると判定する。体動強度判定部 104 は、体動指標が第 2 の閾値 ($Th2$) 以上であれば体動強度が第 2 のレベル（値「2」）であると判定する。
- [0037] 第 1 の閾値 ($Th1$) および第 2 の閾値 ($Th2$) は、体動指標の分布に基づいて定められ得る。この分布は、例えば、ユーザ（体動強度の判定対象となるユーザに限らず他のユーザを含み得る）に装着された動きセンサから

得られた動きデータまたはトノメトリ方式の血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られたトノグラムデータに基づいて体動指標を算出することで得られる。分布は、ユーザの安静時（例えば睡眠中）に得られた動きデータまたはトノグラムデータを使用してもよい。かかる分布を用いて定められた第1の閾値（ $Th1$ ）および第2の閾値（ $Th2$ ）を用いれば、所与の体動指標が、安静時における体動指標に比べて有意に大きいかな否かを判定することができる。

[0038] 体動指標の分布は、ユーザの属性（例えば、年齢、性別、疾患、睡眠状態、活動状態など）または動きデータ若しくはトノグラムデータの得られた環境の属性（例えば、季節、月、曜日、時刻、場所、温度、湿度など）毎に用意されてもよい。これにより、ユーザの属性／血圧の測定環境の属性に応じて第1の閾値（ $Th1$ ）および第2の閾値（ $Th2$ ）を定めることができる。このように、体動強度の判定閾値を可変にすることで、体動強度の判定精度を高めることができるので、血圧データに対してより適切なデータ処理を施すことができる。すなわち、高品質な（ノイズが少なく、かつ、生体反応による血圧変動が維持された）処理済み血圧データが得られる。他方、体動強度の判定閾値を固定にして、処理を簡単化することも可能である。

[0039] 第2の閾値（ $Th2$ ）は、この分布において他の値から大きく外れた値（外れ値）を判定するために用いられ得る。一例として、第2の閾値（ $Th2$ ）は、分布から統計的に算出される正常値の上限以上となるように定められてよい。正常値の上限は、例えば外れ値に対して頑健である第3四分位数に基づいて定められてよい。具体的には、第2の閾値（ $Th2$ ）は、第3四分位数 $+1.5 \times IQR$ （interquartile range）に略一致するように定められてよい。また、第1の閾値（ $Th1$ ）は、第2の閾値（ $Th2$ ）の半分に略一致するように定められ得る。

[0040] なお、体動指標算出部103が複数の体動指標を算出する場合には、体動強度判定部104は、基準値以上であった体動指標の数または割合に基づいて体動強度を判定してもよい。基準は体動指標毎に定められてもよいし、体

動指標を正規化すれば共通の基準値を用いることもできる。

[0041] 血圧データ処理部 110 は、血圧データ記憶部 101 から単位期間に亘る血圧データを読み出す。血圧データ処理部 110 は、この単位期間に対して判定された体動強度に基づいて、この血圧データに適用するデータ処理を決定する。血圧データ処理部 110 は、決定したデータ処理を血圧データに施し、処理済みの血圧データを生成し、これを処理済み血圧データ記憶部 105 に保存する。なお、体動強度が第 1 のレベルにも満たないと判定された（例えば、体動指標が第 1 の閾値（ $Th1$ ）未満である）ならば、血圧データに何も処理を施さなくてもよい（パススルー）。

[0042] 具体的には、血圧データ処理部 110 は、体動強度が第 1 のレベル（値「1」）または第 2 のレベル（値「2」）であるならば、血圧データにそれぞれ第 1 のデータ処理または第 2 のデータ処理を施す。第 2 のデータ処理は、第 1 のデータ処理に比べてノイズ抑圧効果の強いものが採用される。

[0043] 血圧データ処理部 110 は、第 1 のデータ処理を行うための第 1 のデータ処理部 111 および第 2 のデータ処理を行うための第 2 のデータ処理部 112 を含む。

[0044] 第 1 のデータ処理部 111 は、体動強度が第 1 のレベル（値「1」）と判定された単位期間の血圧データに対して第 1 のデータ処理を施す。なお、第 1 のデータ処理は、かかる単位期間の周辺（例えば $\pm n$ 拍、 n は任意の数値）の血圧データも含めて第 1 のデータ処理を施してよい。第 1 のデータ処理を施す期間は可変であってよい。第 1 のデータ処理は、例えば、対象の血圧データを平滑化する処理である。平滑化には、例えば移動平均などの平滑化法が用いられてよい。かかる第 1 のデータ処理によれば、血圧データの基本的な変動成分を維持しながら血圧に影響の小さい（高周波）ノイズを抑制することができる。

[0045] 図 3 に、加速度データおよび血圧データを例示する。図 3 の期間 11 および期間 12 における体動強度が第 1 のレベル（値「1」）と判定されたとする。この場合に、第 1 のデータ処理部 111 は、期間 11 および期間 12 に

おける血圧データに対してそれぞれ平滑化を行って、図4に例示される処理済みの血圧データを生成し得る。

[0046] 第2のデータ処理部112は、体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定された単位期間の血圧データに対して第2のデータ処理を施す。第2のデータ処理は、例えば、対象の血圧データを前後の血圧データに基づいて補間生成した血圧データによって置換する処理である。補間生成には、例えば線形補間またはスプライン補間などの補間法が用いられてよい。かかる第2のデータ処理によれば、信頼性の低い血圧データを破棄して、血圧データの時間的相関を利用して生成した血圧データを利用することができる。第2のデータ処理を施す期間は単位期間に一致してもよいし、単位期間を延長したものであってもよい。また、かかる期間は、可変であってよい。なお、体動強度が強いほど、血圧が正常状態に復帰するまで長時間を要する。故に、かかる期間の長さは、例えば、体動指標が高いほど長くなるように調整されてよい。

[0047] 図5に、加速度データおよび血圧データを例示する。図5の期間21および期間22における体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定されたとする。この場合に、第2のデータ処理部112は、期間21および期間22における血圧データをそれぞれその前後の血圧データに基づいて補間生成した血圧データによって置換し、図6に例示される処理済みの血圧データを生成し得る。

[0048] 処理済み血圧データ記憶部105は、処理済みの血圧データを格納する。この処理済みの血圧データは、例えば急峻な血圧変動の検出のために図示されない血圧データ処理のための機能部または装置によって必要に応じて読み出されてよい。

[0049] 急峻な血圧変動は、例えば、睡眠時無効吸症候群（Sleep Apnea Syndrome）の発作時に低酸素状態をトリガとして生じることがある急峻な血圧変動を指す。従って、急峻な血圧変動の回数をモニタリングすることは、ユーザのSASの症状の軽重を把握するのに役立つ。

[0050] 図1の血圧データ処理装置は、図2に例示されるように動作する。図2の動作は、例えば単位期間毎に周期的に実施されてもよいし、複数の単位期間に対してまとめて行われてもよい。

ステップS201において、体動指標算出部103は、動きデータを動きデータ記憶部102から読み出し、その単位期間における統計値である体動指標を算出する。なお、ステップS201において、体動指標算出部103は、動きデータに代えてトノグラムデータを用いて体動指標を算出してもよい。

[0051] 体動強度判定部104は、ステップS201において算出された体動指標を複数の閾値と比較して、単位期間における体動強度を3段階以上（図2の例では3段階）で判定する（ステップS203）。

[0052] 体動強度が第1のレベル（値「1」）と判定されれば（ステップS203）、処理はステップS204へと進む。体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定されれば（ステップS203）、処理はステップS205へと進む。

[0053] ステップS204において、第1のデータ処理部111は、単位期間の血圧データに対して前述の第1のデータ処理を施す。ステップS205において、単位期間の血圧データに対して前述の第2のデータ処理を施す。

[0054] 以上説明したように、第1の実施形態に係る血圧データ処理装置は、単位期間におけるユーザの体動強度を少なくとも3段階で判定し、判定された体動強度に関連付けられたデータ処理を当該単位期間におけるユーザの血圧データに対して施す。具体的には、この血圧データ処理装置は、体動強度が大きい時に測定された血圧データと、体動強度が中程度の時に測定された血圧データとに対して異なるデータ処理を施す。故に、血圧データに含まれるノイズ（強度）に適したデータ処理を施して、ノイズを効果的に低減することができる。

[0055] （第2の実施形態）

前述の第1の実施形態に係る血圧データ処理装置は、単位期間の血圧デー

タに対するデータ処理を、当該単位期間におけるユーザの体動強度によって決定している。しかしながら、例えば、複数の連続する単位期間に亘って前述の第2のレベル（値「2」）が判定され続けると、当該連続する単位期間の前後から血圧データを補間生成することになる。この連続する単位期間が長くなるほど、補間生成された血圧データの妥当性は低下する。故に、第2の実施形態にかかる血圧データ処理装置は、単位期間におけるユーザの体動強度に加えてその体動強度が判定されている継続時間にも着目してより適切なデータ処理を決定することとする。

[0056] 図7に例示されるように、第2の実施形態に係る血圧データ処理装置は、血圧データ記憶部101と、動きデータ記憶部102と、体動指標算出部103と、体動強度判定部304と、処理済み血圧データ記憶部105と、体動強度記憶部306と、血圧データ処理部310とを含む。

[0057] 体動強度判定部304は、体動指標算出部103から体動指標を受け取る。体動強度判定部304は、体動指標に基づいて、単位期間におけるユーザの体動強度が第1のレベル（値「1」）および第2のレベル（値「2」）を含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定する。なお、体動強度判定部304によって判定可能なレベル数は3に限られず、4以上であってもよい。

[0058] 体動強度判定部304は、判定した体動強度を体動強度記憶部306に格納する。体動強度判定部304は、判定した体動強度が特定のレベル（例えば第2のレベル（値「2」））であった場合に限って、体動強度記憶部306に格納してもよい。体動強度判定部304は、単位期間におけるユーザの体動強度が第2のレベル（値「2」）であったならば、体動強度記憶部306を参照して、体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定されている継続時間を導出する。そして、体動強度判定部304は、この継続時間を第3の閾値より長いかな否かをさらに判定する。体動強度判定部304は、判定した体動強度と、この体動強度が第2のレベル（値「2」）である場合にはその継続時間が第3の閾値より長いかな否かの判定結果とを血圧データ処理部31

0に通知する。

[0059] 血圧データ処理部310は、血圧データ記憶部101から単位期間に亘る血圧データを読み出す。血圧データ処理部310は、この単位期間に対して判定された体動強度と、この体動強度が第2のレベル（値「2」）である場合にはその継続時間が第3の閾値より長いかな否かの判定結果とに基づいて、この血圧データに適用するデータ処理を決定する。血圧データ処理部310は、決定したデータ処理を血圧データに施し、処理済みの血圧データを生成し、これを処理済み血圧データ記憶部105に保存する。

[0060] 具体的には、血圧データ処理部310は、体動強度が第1のレベル（値「1」）であるならば、血圧データに前述の第1のデータ処理を施す。血圧データ処理部310は、体動強度が第2のレベル（値「2」）である場合には、その継続時間が第3の閾値以下であれば血圧データに前述の第2のデータ処理を施し、その継続時間が第3の閾値より長ければ血圧データに第3のデータ処理を施す。なお、体動強度が第1のレベルにも満たないと判定された（例えば、体動指標が第1の閾値（Th1）未満である）ならば、血圧データに何も処理を施さなくてもよい（パススルー）。

[0061] 血圧データ処理部310は、第1のデータ処理を行うための第1のデータ処理部111と、第2のデータ処理を行うための第2のデータ処理部112と、第3のデータ処理を行うための第3のデータ処理部313とを含む。

[0062] 第3のデータ処理部313は、体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定されている継続時間に亘る血圧データに対して第3のデータ処理を施す。第3のデータ処理は、例えば、対象の血圧データを破棄する処理である。かかる第3のデータ処理によれば、第2のデータ処理による血圧データの生成に不向きな、長時間に亘る信頼性の低い血圧データを破棄することができる。

[0063] 図7の血圧データ処理装置は、図8に例示されるように動作する。図8の動作は、例えば単位期間毎に周期的に実施されてもよいし、複数の単位期間に対してまとめて行われてもよい。図8の動作は、ステップS201乃至ス

トップS 205で行われる処理の点では図2の動作と同様である。ただし、図8のステップS 203では、体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定された場合に、処理はステップS 205ではなくステップS 406へと進む。

[0064] ステップS 406において、体動強度判定部304は、体動強度が第2のレベル（値「2」）と判定されている継続時間が第3の閾値よりも長いかなかを判定する。継続時間が第3の閾値よりも長ければ処理はステップS 407へと進み、そうでなければ処理はステップS 205へと進む。ステップS 407では、第3のデータ処理部113は、継続時間に亘る血压データに対して前述の第3のデータ処理を施す。

[0065] 以上説明したように、第2の実施形態に係る血压データ処理装置は、体動強度が特定のレベルと判定されている継続時間の長さをさらに評価し、かかる継続時間が長い場合と短い場合とで異なるデータ処理を行う。具体的には、この血压データ処理装置は、継続時間が短い場合には補間生成を行うが、継続時間が長く補間生成によるデータの補充が妥当でない場合には血压データを破棄する。故に、血压データに含まれるノイズの強度および継続時間に適したデータ処理を施して、ノイズを効果的に低減することができる。

[0066] 上述の実施形態は、本発明の概念の理解を助けるための具体例を示しているに過ぎず、本発明の範囲を限定することを意図されていない。実施形態は、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、様々な構成要素の付加、削除または転換をすることができる。

[0067] 上記各実施形態において説明された種々の機能部は、回路を用いることで実現されてもよい。回路は、特定の機能を実現する専用回路であってもよいし、プロセッサのような汎用回路であってもよい。

[0068] 上記各実施形態の処理の少なくとも一部は、汎用のコンピュータを基本ハードウェアとして用いることでも実現可能である。上記処理を実現するプログラムは、コンピュータで読み取り可能な記録媒体に格納して提供されてもよい。プログラムは、インストール可能な形式のファイルまたは実行可能な

形式のファイルとして記録媒体に記憶される。記録媒体としては、磁気ディスク、光ディスク（CD-ROM、CD-R、DVD等）、光磁気ディスク（MO等）、半導体メモリなどである。記録媒体は、プログラムを記憶でき、かつ、コンピュータが読み取り可能であれば、何れであってもよい。また、上記処理を実現するプログラムを、インターネットなどのネットワークに接続されたコンピュータ（サーバ）上に格納し、ネットワーク経由でコンピュータ（クライアント）にダウンロードさせてもよい。

[0069] 上記各実施形態の一部または全部は、特許請求の範囲のほか以下の付記に示すように記載することも可能であるが、これに限られない。

（付記1）

メモリと、
前記メモリに接続されたプロセッサと
を具備し、
前記プロセッサは、

（a）ユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは前記ユーザに装着された血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータの単位期間における統計値である体動指標を算出し、

（b）前記体動指標に基づいて前記単位期間における前記ユーザの体動強度が第1のレベルおよび第2のレベルを含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定し、

（c）前記体動強度が前記第1のレベルと判定されれば前記単位期間において前記ユーザから得られた血圧データに対して第1のデータ処理を施し、前記体動強度が前記第2のレベルと判定されれば前記血圧データに対して第2のデータ処理を施す

ように構成される、血圧データ処理装置。

請求の範囲

- [請求項1] ユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは前記ユーザに装着された血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータの単位期間における統計値である体動指標を算出する体動指標算出部と、
- 前記体動指標に基づいて前記単位期間における前記ユーザの体動強度が第1のレベルおよび第2のレベルを含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定する体動強度判定部と、
- 前記体動強度が前記第1のレベルと判定されれば前記単位期間において前記ユーザから得られた血圧データに対して第1のデータ処理を施し、前記体動強度が前記第2のレベルと判定されれば前記血圧データに対して第2のデータ処理を施す血圧データ処理部と
- を具備する、血圧データ処理装置。
- [請求項2] 前記体動強度判定部は、前記体動指標が第1の閾値以上であって前記第1の閾値よりも大きな第2の閾値未満であれば前記体動強度が前記第1のレベルであると判定し、前記体動指標が前記第2の閾値以上であれば前記体動強度が前記第2のレベルであると判定する、請求項1に記載の血圧データ処理装置。
- [請求項3] 前記第1のデータ処理は、前記単位期間を包含する第1の期間の血圧データを平滑化する処理であり、
- 前記第2のデータ処理は、前記単位期間を包含する第2の期間の血圧データを前記第2の期間の前後の血圧データに基づいて補間生成した血圧データによって置換する処理である、
- 請求項2に記載の血圧データ処理装置。
- [請求項4] 前記第1の閾値および前記第2の閾値は、前記ユーザまたは他のユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは血圧センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータに基づいて算出された体動指標の分布に基づいて定められる、請求項2に記載

載の血圧データ処理装置。

[請求項5] 前記第2の閾値は、前記分布から統計的に算出される正常値の上限以上となるように定められる、請求項4に記載の血圧データ処理装置。

[請求項6] 前記第1の閾値および前記第2の閾値は、前記ユーザの属性または血圧の測定環境の属性に基づいて定められる、請求項2に記載の血圧データ処理装置。

[請求項7] 前記体動強度判定部は、前記体動強度が前記第2のレベルであると判定する場合には、前記体動強度が前記第2のレベルと判定されている継続時間が第3の閾値より長いかな否かをさらに判定し、

前記血圧データ処理部は、前記体動強度が前記第2のレベルと判定され、かつ、前記継続時間が前記第3の閾値以下と判定されれば前記血圧データに対して前記第2のデータ処理を施し、前記体動強度が前記第2のレベルと判定され、かつ、前記継続時間が前記第3の閾値より長いと判定されれば前記血圧データに対して第3のデータ処理を施す、

請求項2に記載の血圧データ処理装置。

[請求項8] 前記第2のデータ処理は、前記血圧データを前記単位期間の前後の血圧データに基づいて補間生成したデータによって置換する処理であり、

前記第3のデータ処理は、前記継続時間に亘る血圧データを破棄する処理である、

請求項7に記載の血圧データ処理装置。

[請求項9] 前記単位期間は、拍動の1周期または複数周期に略一致するように定められる、請求項1に記載の血圧データ処理装置。

[請求項10] 前記血圧センサは、トノメトリ方式の血圧センサである、請求項1に記載の血圧データ処理装置。

[請求項11] 前記体動指標算出部は、複数の体動指標を算出し、

前記体動強度判定部は、前記複数の体動指標に基づいて前記単位期間における前記ユーザの体動強度が前記複数のレベルのいずれに相当するかを判定する、

請求項 1 に記載の血压データ処理装置。

[請求項12] ユーザに装着された動きセンサから得られた動きデータまたは前記ユーザに装着された血压センサに含まれる圧力センサアレイから得られた圧力センサデータの単位期間における統計値である体動指標を算出することと、

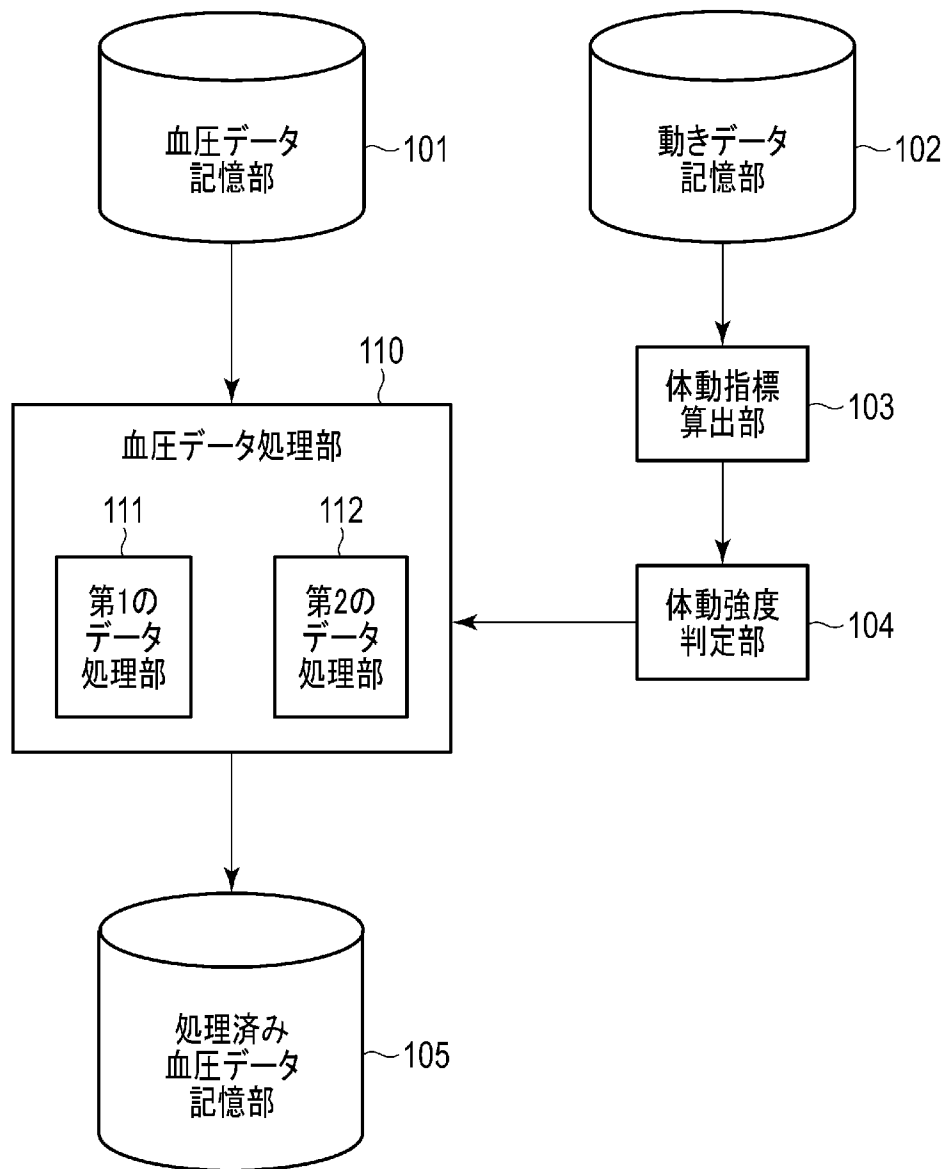
前記体動指標に基づいて前記単位期間における前記ユーザの体動強度が第 1 のレベルおよび第 2 のレベルを含む複数のレベルのいずれに相当するかを判定することと、

前記体動強度が前記第 1 のレベルと判定されれば前記単位期間において前記ユーザから得られた血压データに対して第 1 のデータ処理を施し、前記体動強度が前記第 2 のレベルと判定されれば前記血压データに対して第 2 のデータ処理を施すことと

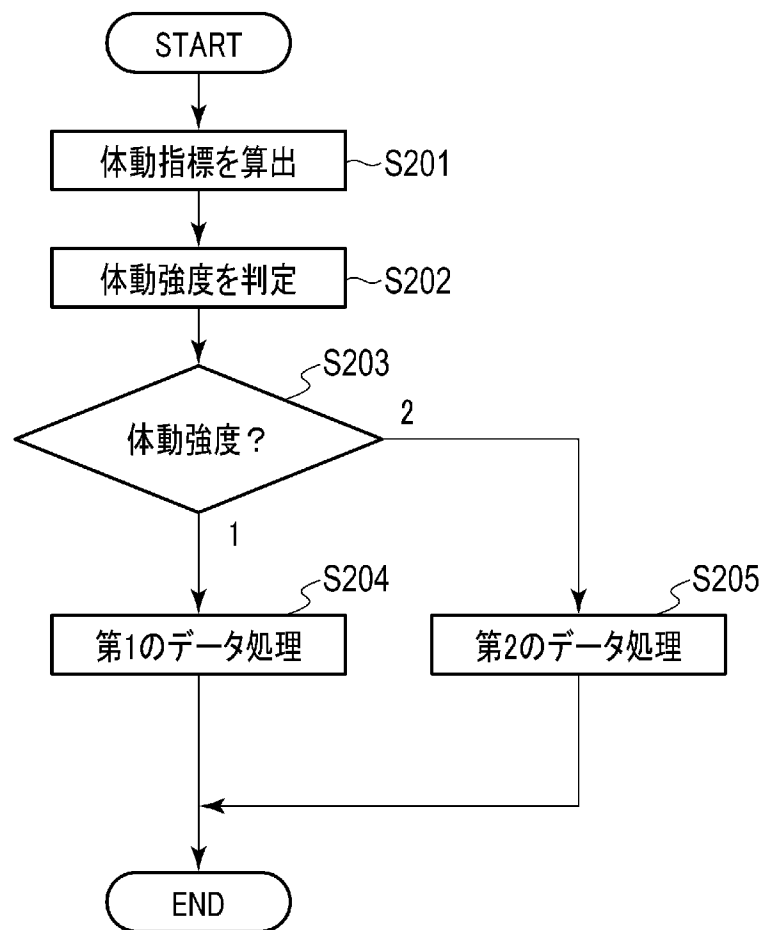
を具備する、血压データ処理方法。

[請求項13] コンピュータを請求項 1 に記載の血压データ処理装置として機能させるための血压データ処理プログラム。

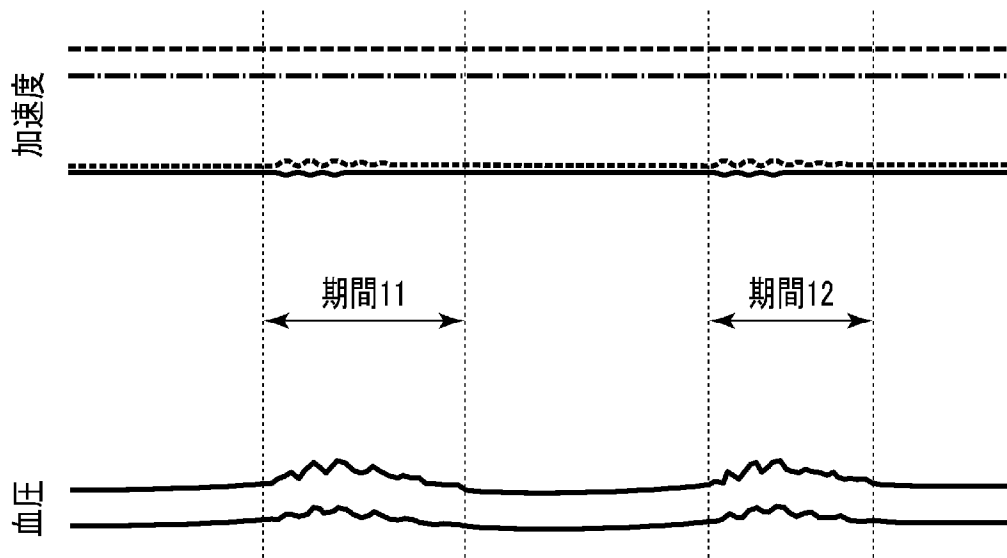
[図1]



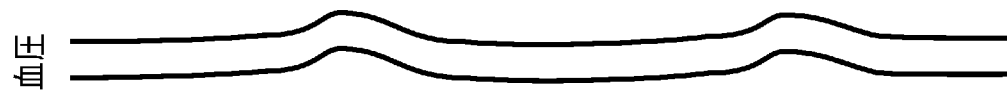
[図2]



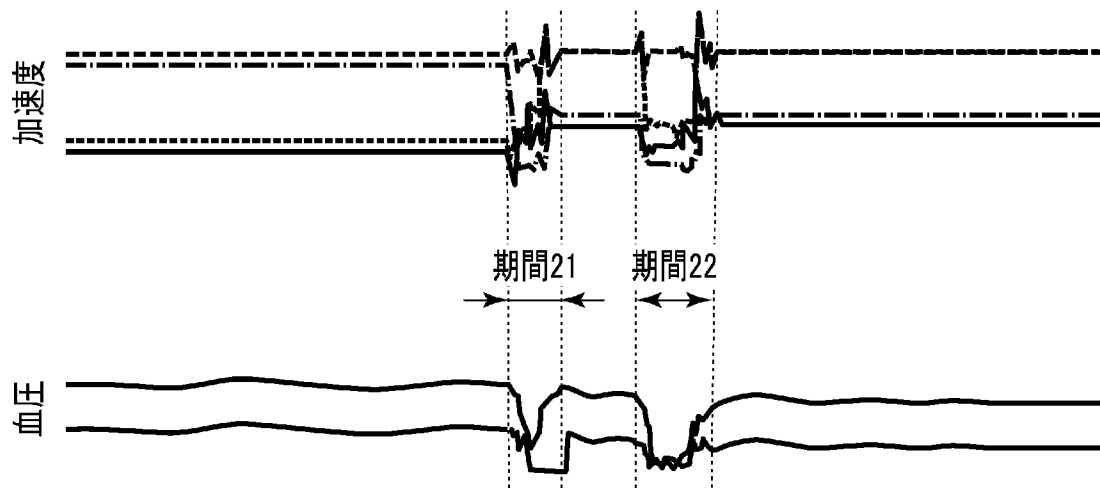
[図3]



[図4]



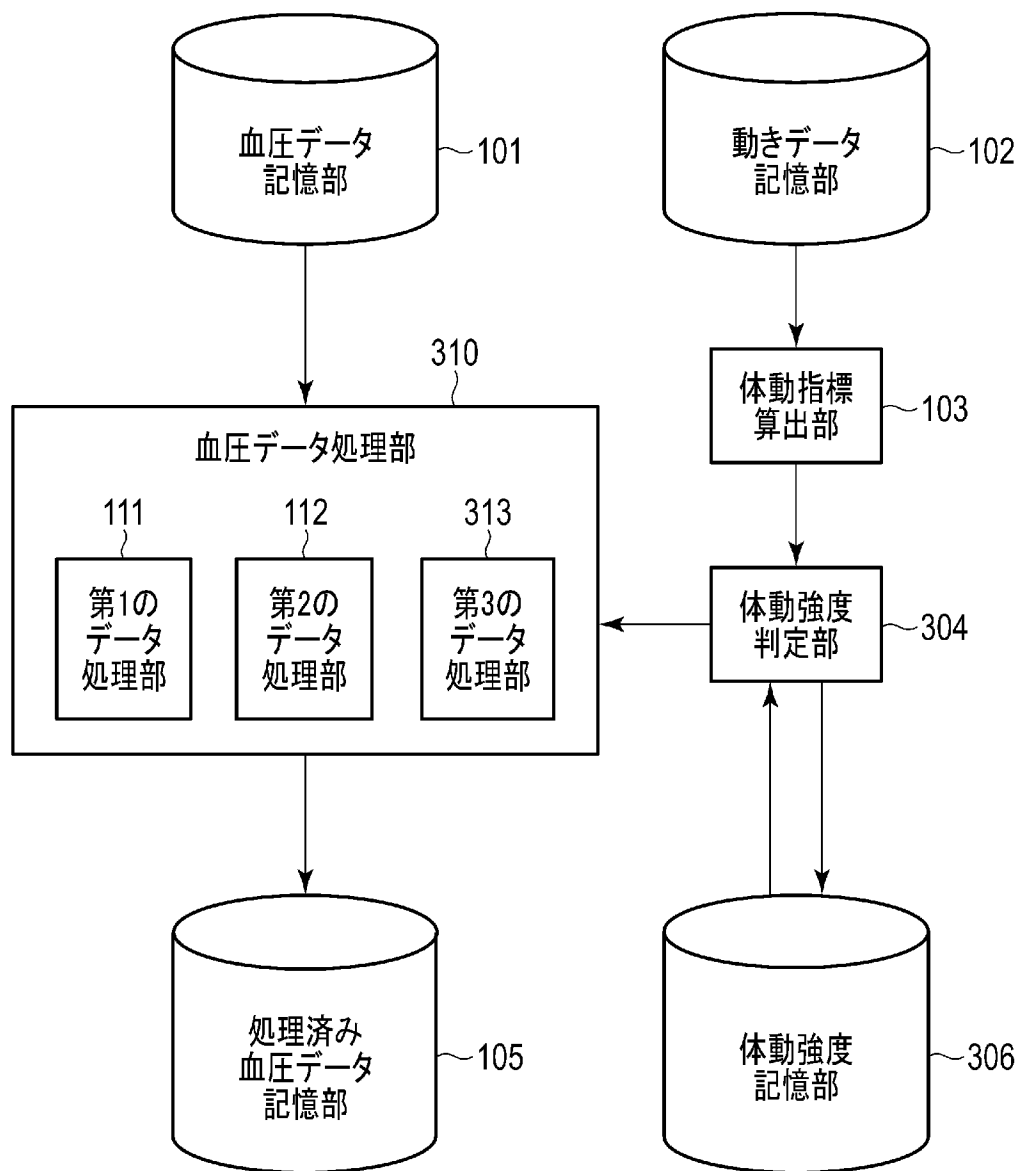
[図5]



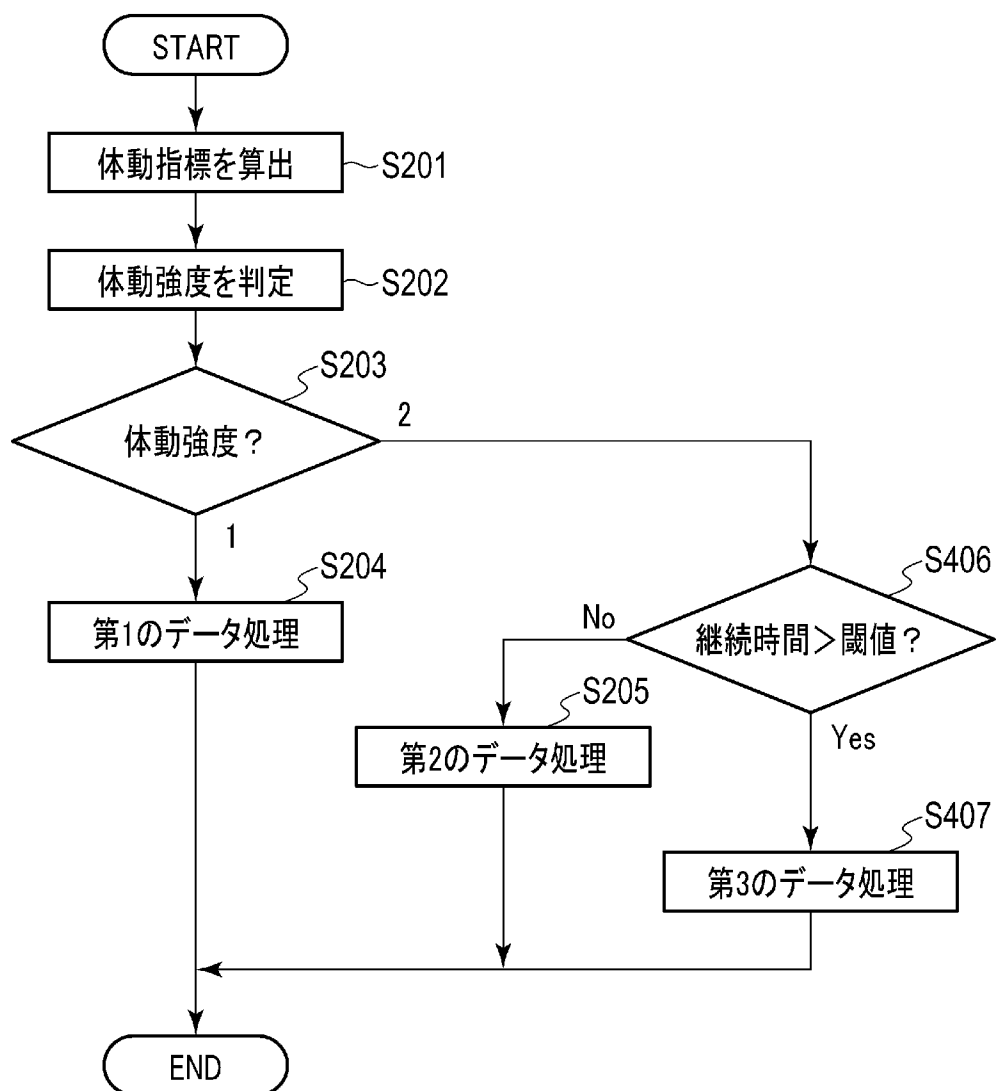
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009585

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (2006.01)i, A61B5/02 (2006.01)i, A61B5/11 (2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/022, A61B5/02, A61B5/11

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2013-517908 A (EDWARDS LIFESCIENCES CORPORATION) 20 May 2013, abstract, paragraphs [0038]-[0039], [0049], [0062], [0081], [0084], claims 59-60 & US 2013/0053664 A1, abstract, paragraphs [0040]-[0041], [0051], [0055], [0073], [0076], claims 59-60 & WO 2011/094487 A2 & CN 102834047 A	1-5, 9-13 6-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
21 May 2018 (21.05.2018)

Date of mailing of the international search report
05 June 2018 (05.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009585

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2017-35453 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 16 February 2017, abstract, paragraphs [0023], [0034]-[0035] & US 2017/0042433 A1, abstract, paragraphs [0049], [0060] & EP 3130280 A1 & KR 10-2017-0019189 A & CN 106419878 A	1-2, 6, 9-13 7
Y	JP 2016-123473 A (CASIO COMPUTER CO., LTD.) 11 July 2016, abstract, paragraphs [0026]-[0027], [0029], fig. 2-4 & US 2016/0183880 A1, abstract, paragraphs [0064]-[0074], [0075]-[0086], fig. 2-4 & CN 105726004 A	7
A	WO 1999/026529 A1 (SEIKO EPSON CORP.) 03 June 1999, page 23, line 4 to page 72, line 27, fig. 1-64 & US 6293915 B1, column 18, line 1 to column 5, line 28 & EP 968681 A1 & CN 1251027 A	1-13
A	WO 2016/171140 A1 (SHINANO KENSHI CO., LTD.) 27 October 2016, paragraphs [0021]-[0047], fig. 1-10 (Family: none)	1-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022, A61B5/02, A61B5/11

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2013-517908 A（エドワーズ ライフサイエンシーズ コーポレイション）2013.05.20, 要約, 段落[0038]-[0039], [0049], [0062], [0081], [0084], 請求項 59-60 & US 2013/0053664 A1, 要約, 段落[0040]-[0041], [0051], [0055], [0073], [0076], 請求項 59-60 & WO 2011/094487 A2 & CN 102834047 A	1-5, 9-13 6-8

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21.05.2018

国際調査報告の発送日

05.06.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

▲高▼原 悠佑

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

8358

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 2017-35453 A (三星電子株式会社) 2017. 02. 16, 要約, 段落[0023], [0034]-[0035] & US 2017/0042433 A1, 要約, 段落[0049], [0060] & EP 3130280 A1 & KR 10-2017-0019189 A & CN 106419878 A	1-2, 6, 9-13 7
Y	JP 2016-123473 A (カシオ計算機株式会社) 2016. 07. 11, 要約, 段落[0026]-[0027], [0029], 図 2-4 & US 2016/0183880 A1, 要約, 段落[0064]-[0074], [0075]-[0086], 図 2-4 & CN 105726004 A	7
A	WO 1999/026529 A1 (セイコーエプソン株式会社) 1999. 06. 03, 第 23 頁第 4 行-第 72 頁第 27 行, 図 1-64 & US 6293915 B1, 第 18 欄第 1 行-第 55 欄第 28 行 & EP 968681 A1 & CN 1251027 A	1-13
A	WO 2016/171140 A1 (シナノケンシ株式会社) 2016. 10. 27, 段落[0021]-[0047], 図 1-10 (ファミリーなし)	1-13