

(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 2018/168796 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2018/009567

(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 2017-050616 2017年3月15日(15.03.2017) JP

(71) 出願人: オムロン株式会社 (OMRON CORPORATION) [JP/JP]; 〒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 Kyoto (JP). オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO.,

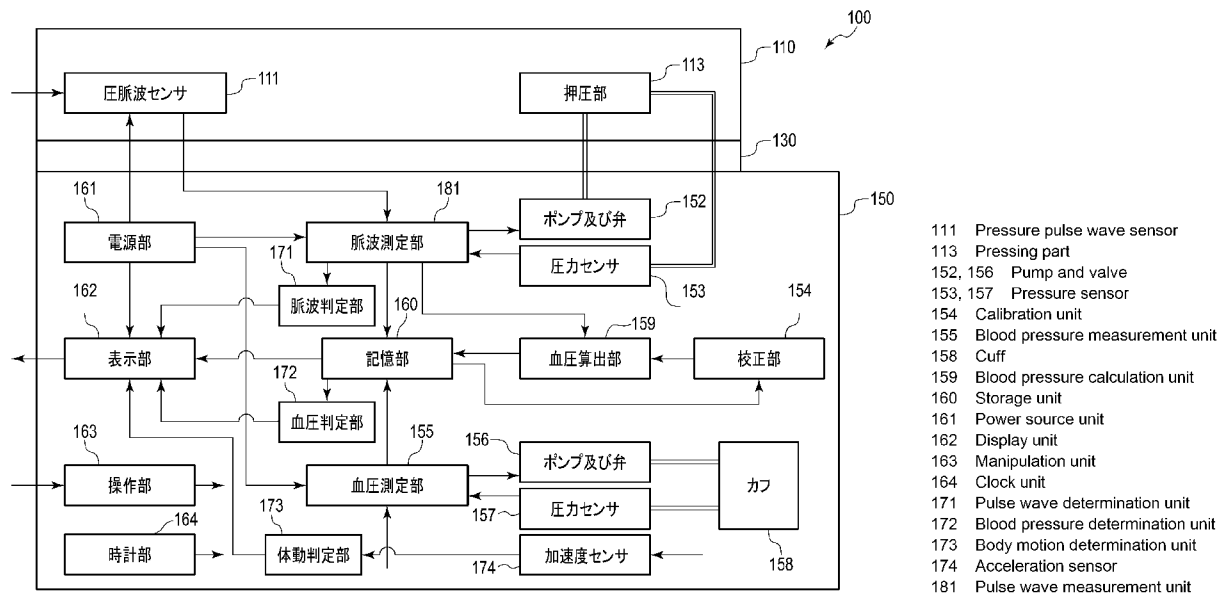
LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 北川 毅 (KITAGAWA, Tsuyoshi); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 山下 新吾(YAMASHITA, Shingo); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 木下 広幸 (KINOSHITA, Hiroyuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 太田 勇輝(OTA, Yuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 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

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT DEVICE AND METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 生体情報測定装置、方法及びプログラム



(57) Abstract: The present invention is worn continuously, and temporally successively acquires accurate information while calibrating biological information. Provided is a biological information measurement device which is equipped with a detection unit for temporally successively detecting pulse waves, a measurement unit for intermittently measuring first biological information, a calculation unit for calculating second biological information from the pulse waves on the basis of the first biological information, and a calibration blood pressure determination unit for determining whether measurement results from the measurement unit are normal. In cases in which the results are not determined to be normal, the measurement unit suspends measurement and restarts measurement after a certain period has passed, while in other



号 セレスティン芝三井ビルディング 1 1 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, 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, JP, 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))

cases the measurement unit continues with measurement.

(57) 要約: 常時装着して時間的に連続して生体情報を校正しつつ正確な情報を取得する。生体情報測定装置であって、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、第1生体情報を間欠的に測定する測定部と、第1生体情報に基づいて脈波から第2生体情報を算出する算出部と、測定部の測定結果が正常であるかを判定する校正血圧判定部と、を備え、正常であると判定されない場合には、測定部は測定を中断し、ある周期経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定部は測定を継続する。

明 細 書

発明の名称： 生体情報測定装置、方法及びプログラム

技術分野

[0001] この発明は、生体情報を連続測定する生体情報測定装置、方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 生体情報を活用して早期に生体の異変を察知して治療に役立てることは、センサ技術の発展に伴い、高性能なセンサが容易に利用できる環境になり医療における重要性も次第に増してきている。

手首の橈骨動脈等の動脈が通る生体部位に圧力センサを直接接触させた状態で、この圧力センサにより検出される情報を用いて脈拍や血圧等の生体情報を測定することのできる生体情報測定装置が知られている（例えば日本国特開２００４－１１３３６８号公報参照）。

[0003] 日本国特開２００４－１１３３６８号公報に記載の血圧測定装置は、圧力センサを接触させる生体部位とは別の部位において、カフを用いて血圧値を算出し、算出した血圧値から校正データを生成する。そして、圧力センサにより検出される圧脈波をこの校正データを用いて校正することで、一拍ごとに血圧値を算出している。

発明の概要

[0004] しかし、日本国特開２００４－１１３３６８号公報に記載の血圧測定装置では、装置が大型で測定の精度を上げることが難しい。また、限定した環境で行う、かつ特定の人が操作することが前提のため、日常の診療や在宅で使用することは困難である。さらに、この血圧測定装置は、チューブや配線が多くわずらわしくて、日常や睡眠中に使用することは現実的ではない。

[0005] また、校正用の血圧装置が正常に測定できているかは確実ではない。例えば、校正中に脈波が不規則になり血圧に影響を与えることがある。

[0006] この発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは

、常時装着して時間的に連続して生体情報を校正しつつ正確な情報を取得することができる生体情報測定装置、方法及びプログラムを提供することにある。

[0007] 上記課題を解決するためにこの発明の第1の態様は、生体情報測定装置であって、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、第1生体情報を間欠的に測定する測定部と、前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出する算出部と、前記測定部の測定結果が正常であることを判定する校正血压判定部と、を備え、正常であると判定されない場合には、前記測定部は測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開するものである。

[0008] この発明の第2の態様は、センサ装置と校正装置とを備える生体情報測定装置であって、前記校正装置は、第1生体情報を間欠的に測定する測定部と、前記第1生体情報を含むデータを前記センサ装置へ送信する送信部と、を備え、前記センサ装置は、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、前記第1生体情報を受信する受信部と、前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出する算出部と、前記測定部の測定結果が正常であることを判定する校正血压判定部と、を備え、正常であると判定されない場合には、前記測定部は測定を一旦停止し、ある期間経過した後に測定を再開するものである。

[0009] この発明の第3の態様は、体動情報を検出する体動検出部をさらに備え、前記算出部は、前記第1生体情報によって前記脈波を校正し、前記校正された脈波から第2生体情報を算出し、前記校正血压判定部は、

前記体動情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第1期間で体動が発生しているかを判定する体動判定部と、前記脈波に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第2期間で脈波が不規則ではないかを判定する脈波判定部と、前記第2生体情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第3期間で血压値に変動がないかを判定する血压判定部と、を備え、前記第1期間で体動が発生しておらず、かつ前記第2期間で脈波が不規則で

はなく、かつ前記第3期間で血压値に変動がないと判定された場合に、前記測定部は測定し続けるものである。

[0010] この発明の第4の態様は、前記算出部は、前記第1生体情報によって前記脈波を校正し、前記校正された脈波から第2生体情報を算出し、前記センサ装置は、前記校正装置の体動情報を検出する体動検出部をさらに備え、前記校正血压判定部は、前記体動情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第1期間で体動が発生しているかを判定する体動判定部と、前記脈波に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第2期間で脈波が不規則ではないかを判定する脈波判定部と、前記第2生体情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第3期間で血压値に変動がないかを判定する血压判定部と、を備え、前記第1期間で体動が発生していないこと、前記第2期間で脈波が不規則ではないこと、及び前記第3期間で血压値に変動がないことのうちの少なくとも1つが判定された場合に、前記測定部は測定し続けるものである。

[0011] この発明の第5の態様は、第1期間で体動が発生していると判定されるか、第2期間で脈波が不規則であると判定されるか、または第3期間で血压値に変動があると判定される場合に、前記測定部は測定を停止し、ある期間を経過した後に前記測定部の測定を開始するものである。

[0012] この発明の第6の態様は、前記体動検出部は加速度センサを含み、前記体動判定部は前記第1期間内で前記加速度センサが示す加速度が第1しきい値よりも大きい場合に体動が発生していると判定し、前記脈波判定部は、前記第2期間内で前記脈波の振幅が第2しきい値よりも小さい期間がある時間より長く続いた場合に、脈波が不規則であると判定し、前記血压判定部は、前記脈波の振幅、収縮期血压、及び拡張期血压のそれぞれの拍単位での増減を測定し、増減が第3しきい値を超えた場合に、血压値が変動していると判定するものである。

[0013] この発明の第7の態様は、前記測定部は、前記検出部から得られる第2生

体情報よりも精度よく第1生体情報を測定するものである。

[0014] この発明の第8の態様は、前記検出部は、前記脈波を一拍ごとに検出し、前記第1生体情報及び前記第2生体情報は血圧であるものである。

[0015] この発明の第1の態様によれば、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、生体情報を間欠的に測定する測定部とにより、生体情報測定装置がコンパクトになっているので、容易に装着して測定することができてユーザにとって利便性が大きい。また、測定部は間欠的に測定するのみなので、測定部がユーザを干渉する時間が少なくなる。さらに、測定結果が正常であるかを判定することによって、測定部が第1生体情報の測定を継続するか測定を一旦中止し、所定後に測定を再開するかを決定する。この結果、脈波の正確な校正ができる。

[0016] この発明の第2の態様によれば、センサ装置は、脈波を時間的に連続して検出する検出部を備えていて、センサ装置が校正装置と分離されているので、センサ装置はコンパクトになっていてより確実に脈波を取得できる位置にセンサを配置しやすくなる。校正装置は、第1生体情報を間欠的に測定し、脈波から精度のよい生体情報を算出することが可能になり、高精度の生体情報をユーザが簡単に得ることが可能になる。また、測定部は間欠的に測定するのみなので、測定部がユーザを干渉する時間が少なくなる。さらに、校正装置も独立しているので、センサ装置の配置に依存することなく、校正しやすい位置に容易に設定することができる。また、測定部の測定結果が正常であるかを判定し、測定部が第1生体情報の測定を継続するか測定を一旦中止し、所定後に測定を再開するかを決定する。この結果、脈波の正確な校正ができる。

[0017] この発明の第3の態様によれば、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、生体情報を間欠的に測定する測定部とにより、生体情報測定装置がコンパクトになっているので、容易に装着して測定することができてユーザにとって利便性が大きい。また、測定部は間欠的に測定するのみなので、測定部がユーザを干渉する時間が少なくなる。さらに、第1生体情報の測定中の第

1 期間で体動が発生しているかを判定し、第 1 生体情報の測定中の第 2 期間で脈波が不規則ではないかを判定し、第 2 生体情報に基づいて、前記第 1 生体情報の測定中の第 3 期間で血压値に変動がないかを判定することによって、測定部が第 1 生体情報の測定を継続するか中止するかを決定する。この結果、脈波の正確な校正ができる。

[0018] この発明の第 4 の態様によれば、センサ装置は、脈波を時間的に連続して検出する検出部と、前記脈波を含むデータを校正装置へ送信する送信部と、を備えていて、センサ装置が校正装置と分離されているので、センサ装置はコンパクトになっていてより確実に脈波を取得できる位置にセンサを配置しやすくなる。校正装置は、第 1 生体情報を間欠的に測定し、センサ装置からデータを受信し、第 1 生体情報によって脈波を校正し、校正された脈波から第 2 生体情報を算出し、測定部が測定した生体情報に基づいて脈波を校正するので、脈波から精度のよい生体情報を算出することが可能になり、高精度の生体情報をユーザが簡単に得ることが可能になる。また、測定部は間欠的に測定するのみなので、測定部がユーザを干渉する時間が少なくなる。さらに、校正装置も独立しているので、センサ装置の配置に依存することなく、校正しやすい位置に容易に設定することができる。また、第 1 生体情報の測定中の第 1 期間で体動が発生しているかを判定し、第 1 生体情報の測定中の第 2 期間で脈波が不規則ではないかを判定し、第 2 生体情報に基づいて、前記第 1 生体情報の測定中の第 3 期間で血压値に変動がないかを判定することによって、測定部が第 1 生体情報の測定を継続するか中止するかを決定する。この結果、脈波の正確な校正ができる。

[0019] この発明の第 5 の態様によれば、体動が発生していると判定されるか、脈波が不規則であると判定されるか、または血压値に変動がないと判定されるかのいずれかが判定されると、校正には不適格な状態であると判定して測定部は測定を停止し、脈波の精度の悪い校正をすることを回避することができる。さらに停止しある期間を経過した後に測定部が測定を開始して校正を開始して、適正な校正ができるまで測定部の停止と時間経過後の校正を繰り返

すので、正確な校正に到達することができる。

[0020] この発明の第6の態様によれば、加速度センサが示す加速度が第1しきい値よりも大きい場合に体動が発生していると判定し、脈波の振幅が第2しきい値よりも小さい期間がある時間より長く続いた場合に、脈波が不規則であると判定し、脈波の振幅、収縮期血圧、及び拡張期血圧のそれぞれの拍単位での増減を測定し、増減が第3しきい値を超えた場合に、血圧値が変動していると判定することにより、校正動作を続けるか停止してある時間経過後に再開するかを判定するための正確な判定ができる。この結果、正確な校正に到達することができる。

[0021] この発明の第7の態様によれば、検出部から得られる第2生体情報よりも精度よく第1生体情報を測定することにより、精度の良い生体情報を測定部から得て校正することにより、検出部からの脈波を基にして得られる生体情報の精度が確保できるので、時間的に連続して精度良く生体情報を算出することが可能になる。

[0022] この発明の第8の態様によれば、検出部は前記脈波を一拍ごとに検出し、第1生体情報及び第2生体情報は血圧であるので、生体情報測定装置は脈波一拍ごとに血圧を時間的に連続して測定することができる。

[0023] すなわちこの発明の各態様によれば、常時装着して時間的に連続して生体情報を校正しつつ正確な情報を取得することができる生体情報測定装置、方法及びプログラムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]図1は、実施形態に係る一体型の血圧測定装置を示すブロック図である。

[図2]図2は、図1の血圧測定装置を手首に装着した一例を示す図である。

[図3]図3は、図1の血圧測定装置を手首に装着した別例を示す図である。

[図4]図4は、オシロメトリック法でのカフ圧及び脈波信号の時間経過を示す図である。

[図5]図5は、一拍ごとの脈圧の時間変化とそのうちの1つの脈波を示す図で

ある。

[図6]図6は、第1の校正手法を示すフローチャートである。

[図7]図7は、実施形態に係る分離型の血圧測定装置を示すブロック図である。

[図8]図8は、図1または図7の血圧測定装置の校正のための血圧測定を継続するかを判定するフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、図面を参照してこの発明に係る実施形態の生体情報測定装置、方法及びプログラムを説明する。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。

(一体型)

本実施形態に係る生体情報測定装置の一例である血圧測定装置100について図1、図2、及び図3を参照して説明する。図1は、血圧測定装置100の機能ブロック図であり、脈波検出部110と血圧校正部150との詳細を示している。図2は、血圧測定装置100を手首に装着した一例を示す図であり、手のひらの上方から見た概略透視図である。圧脈波センサ111は、脈波検出部110の手首側に配置されている。図3は、血圧測定装置100が装着されるイメージ図であり、手のひらを横（手を広げた場合の指が並ぶ方向）からみた概略透視図である。図3は、圧脈波センサ111が橈骨動脈に直交して配置されている一例を示している。図3は血圧測定装置100が腕の手のひら側の腕に載せられているだけのように見えるが、実際は血圧測定装置100は腕に巻き付いている。

[0026] 血圧測定装置100は、脈波検出部110、接続部130、及び血圧校正部150を含んでいる。脈波検出部110は、圧脈波センサ111、及び押圧部113を含む。血圧校正部150は、脈波測定部181、ポンプ及び弁152、圧力センサ153、校正部154、血圧測定部155、ポンプ及び弁156、圧力センサ157、カフ158、血圧算出部159、記憶部160、電源部161、表示部162、操作部163、時計部164、脈波判定

部 1 7 1、血圧判定部 1 7 2、体動判定部 1 7 3、及び加速度センサ 1 7 4 を含む。なお、脈波判定部 1 7 1、血圧判定部 1 7 2、及び体動判定部 1 7 3 は、まとめて校正血圧判定部と称することがある。

[0027] 血圧測定装置 1 0 0 は環状になっていて、手首等にブレスレットのように巻き付き血圧を測定する。脈波検出部 1 1 0 は、図 2 及び図 3 に示すように、血圧校正部 1 5 0 よりも手首の手のひらに近い側に配置される。換言すれば、脈波検出部 1 1 0 は血圧校正部 1 5 0 よりもひじから遠い位置に配置される。本実施形態では、圧脈波センサ 1 1 1 が橈骨動脈上に位置するように脈波検出部 1 1 0 が配置され、この配置に伴い脈波検出部 1 1 0 よりもひじに近い側に血圧校正部 1 5 0 が配置される。接続部 1 3 0 は、脈波検出部 1 1 0 と血圧校正部 1 5 0 とを物理的に接続していて、互いの測定を干渉しないように、例えば衝撃吸収材でできている。

[0028] 脈波検出部 1 1 0 の腕の延伸方向の長さ L_1 は、血圧校正部 1 5 0 の延伸方向の長さ L_2 よりも小さく設定される。脈波検出部 1 1 0 の腕の延伸方向の長さ L_1 は、40 mm 以下に設定され、より理想的には 15 ~ 25 mm である。また、脈波検出部 1 1 0 の腕の延伸方向に垂直な方向の長さ W_1 は 4 ~ 5 cm に設定され、血圧校正部 1 5 0 の延伸方向に垂直な方向の長さ W_2 は 6 ~ 7 cm に設定される。また、長さ W_1 と長さ W_2 は、 0 （または 0.5 ） $\text{cm} < W_2 - W_1 < 2 \text{ cm}$ の関係にある。この関係により W_2 が長過ぎないように設定され、周囲と干渉しにくくなる。脈波検出部 1 1 0 がこの程度の幅に収まることにより、血圧校正部 1 5 0 がより手のひら側に配置され、脈波を検知しやすくなり、測定精度を保つことができる。

[0029] 圧脈波センサ 1 1 1 は、圧脈波を時間的に連続して検出する。例えば、圧脈波センサ 1 1 1 は一拍ごとに圧脈波を検出する。圧脈波センサ 1 1 1 は、図 2 のように手のひら側に配置され、通常は図 3 のように腕の延伸方向に平行して配置され、腕の延伸方向に直交して複数のセンサが配置されている。圧脈波センサ 1 1 1 によって、心拍に連動して変化する血圧値（血圧波形）の時系列データを得ることができる。なお、脈波測定部 1 8 1 が圧脈波セン

サ 1 1 1 から圧脈波を受け取った時刻を時計部 1 6 4 から取得することで、圧脈波センサ 1 1 1 が圧脈波を検出した時刻を推定することができる。

[0030] 押圧部 1 1 3 は、空気袋であり圧脈波センサ 1 1 1 のセンサ部分を手首に押圧してセンサの感度を上げることができる。

[0031] 脈波測定部 1 8 1 は、圧脈波センサ 1 1 1 から時刻と共に圧脈波のデータを受け取り、このデータを記憶部 1 6 0 及び血压算出部 1 5 9 へ渡す。また、脈波測定部 1 8 1 は、ポンプ及び弁 1 5 2 と圧力センサ 1 5 3 とを駆動及び制御して押圧部 1 1 3 を加圧または減圧して、圧脈波センサ 1 1 1 を手首の橈骨動脈を押しつけるように調整する。

[0032] ポンプ及び弁 1 5 2 は、脈波測定部 1 8 1 からの指示で押圧部 1 1 3 を加圧または減圧する。圧力センサ 1 5 3 は、押圧部 1 1 3 の圧力をモニタして押圧部 1 1 3 の圧力値を脈波測定部 1 8 1 に知らせる。ここでは、ポンプ及び弁 1 5 2、及び圧力センサ 1 5 3 は血压校正部 1 5 0 のみに設置されているが、脈波検出部 1 1 0 にこれらの駆動及び制御する部と共に設置してもよい。この場合は、気体を通して圧力を調整するための管を脈波検出部 1 1 0 と血压校正部 1 5 0 との間に通す必要がなくなる。

[0033] 血压測定部 1 5 5 は、生体情報である血压を、圧脈波センサ 1 1 1 よりも高精度で測定する。血压測定部 1 5 5 は、例えば、時間的に連続ではなく間欠的に血压を測定しその値を、記憶部 1 6 0 を介して校正部 1 5 4 に渡す。血压測定部 1 5 5 は例えば、オシロメトリック法を使用して血压を測定する。また、血压測定部 1 5 5 は、ポンプ及び弁 1 5 6 と圧力センサ 1 5 7 とを制御し、カフ 1 5 8 を加圧または減圧して血压を測定する。血压測定部 1 5 5 は、収縮期血压を測定した時刻と共に収縮期血压と、拡張期血压を測定した時刻と共に拡張期血压と、を記憶部 1 6 0 へ渡す。なお、収縮期血压は S B P (systolic blood pressure)、拡張期血压は D B P (diastolic blood pressure) とも称する。

[0034] 記憶部 1 6 0 は、脈波測定部 1 8 1 から検出時刻と共に圧脈波のデータを順次取得して記憶し、血压測定部 1 5 5 からはこの測定部が動作した際に取

得した、S B P の測定時刻と共に S B P と、D B P の測定時刻と共に D B P と、を取得し記憶する。

[0035] 校正部 1 5 4 は、血压測定部 1 5 5 が測定時刻と共に測定した S B P 及び D B P と、脈波測定部 1 8 1 が測定時刻と共に測定した圧脈波のデータとを記憶部 1 6 0 から取得する。校正部 1 5 4 は、血压測定部 1 5 5 からの血压値によって、脈波測定部 1 8 1 からの圧脈波を校正する。校正部 1 5 4 が行う校正の手法はいくつか考えられるが、校正の手法について詳細を後に図 6 を参照して説明する。

[0036] 血压算出部 1 5 9 は、校正部 1 5 4 からの校正手法を受け取り、脈波測定部 1 8 1 からの圧脈波データを校正して圧脈波データから得られた血压データを測定時刻と共に記憶部 1 6 0 に記憶させる。

[0037] 電源部 1 6 1 は、脈波検出部 1 1 0 及び血压校正部 1 5 0 の各部へ電源を供給する。

表示部 1 6 2 は、血压測定結果を表示したり、各種の情報をユーザに表示する。表示部 1 6 2 は例えば、記憶部 1 6 0 からのデータを受け取りデータの内容を表示する。例えば、表示部 1 6 2 は圧脈波データを測定時刻と共に表示する。ここでは、表示部 1 6 2 は血压校正部 1 5 0 のみに設置されているが、脈波検出部 1 1 0 に表示部 1 6 2 が設置されてもよい。この場合は例えば、脈波検出部 1 1 0 では測定した血压値をリアルタイムに表示し、血压校正部 1 5 0 は前回の校正時の血压値を表示したり現在の電源の容量を表示する。この結果、ユーザは多くの情報を表示部から得ることが可能になる。

操作部 1 6 3 はユーザからの操作を受け付ける。操作部 1 6 3 には例えば、血压測定部 1 5 5 に測定を開始させるための操作ボタン、校正を行うための操作ボタンがある。ここでは、操作部 1 6 3 は血压校正部 1 5 0 のみに設置されているが、脈波検出部 1 1 0 に操作部 1 6 3 が設置されてもよい。

時計部 1 6 4 は時刻を生成し必要とする部に供給する。例えば、記憶部 1 6 0 は記憶するデータと共に時刻も記録する。

[0038] 校正血压判定部は、校正用の血压校正部 1 5 0 の測定結果が正常であるか

を判定する。また、校正血圧判定部は、脈波判定部 171、血圧判定部 172、体動判定部 173 のうちの少なくともいずれか 1 つを含んでもよい。

脈波判定部 171 は、脈波測定部 181 から脈波を受け取り、ある期間 (P_2) に脈波が不規則であるかを判定する。脈波が不規則とは、脈波が規則的ではないことであり、具体的には脈波の物理量が時間に関して規則的ではないことである。本実施形態では例えば、期間中に脈波が抜けることが起きた場合に、脈波が不規則であるとする。より具体的には、脈波の振幅がゼロもしくはゼロに近い値になった時間がある期間続く場合に、脈波が不規則である、とする。実際の装置では、期間中に脈波の振幅があるしきい値よりも小さくなった場合で、かつ、このしきい値が振幅よりも著しく低い値であり、かつ、振幅があるしきい値よりも小さい期間がある時間より長く続いた条件を満たした場合に、脈波が不規則である、とする。このしきい値は例えば、振幅の半分もしくは振幅の $1/3$ に設定する。

[0039] 血圧判定部 172 は、記憶部 160 から校正された脈波から得られる血圧値を一拍ごとに受け取り、ある期間 (P_3) に血圧値が変動しているかを判定する。血圧値が変動しているとは、ある期間中に血圧値がある範囲内に収まっていないことである。本実施形態では例えば、脈波の振幅、SBP、及びDBPの期間中のそれぞれの前回の拍からの増減を観測し、その増減がしきい値を超えた場合に、血圧値が変動している、とする。他の定義としては、例えば、脈波が不規則かを脈波判定部 171 が判定する以前の、脈波の振幅、SBP、及びDBPのそれぞれの平均値を求めておき、脈波判定部 171 が判定する期間中で脈波の振幅、SBP、及びDBPが予め求めてある平均値から著しく増減した場合に、血圧値が変動している、とする。

[0040] 加速度センサ 174 は、血圧校正部 150 の加速度を測定し、時刻とその時刻での加速度とを出力する（すなわち、加速度の時系列データを出力）。加速度センサ 174 は例えば、3 軸に関して加速度を測定し加速度の時系列データを得る。

体動判定部 173 は、加速度センサ 174 からの加速度の時系列データを

受け取り、ある期間（ P_1 ）で体動が発生しているかを判定する。本実施形態では、体動が発生しているとは、ある期間中に加速度があるしきい値よりも大きいことであるとする。本実施形態では例えば、加速度センサ 174 の 3 軸の加速度の時系列データを取得して、加速度センサ 174 の 1 つ以上の軸での加速度がしきい値よりも大きい場合に、体動が発生しているとする。

[0041] 脈波判定部 171、血压判定部 172、及び体動判定部 173 の出力は、表示部 162 に表示してもよい。また、脈波判定部 171、血压判定部 172、及び体動判定部 173 の判定は、後に図 8 に示すような校正動作の制御に使用される。

[0042] なお、ここで説明した脈波測定部 181、校正部 154、血压算出部 159、血压測定部 155、脈波判定部 171、血压判定部 172、及び体動判定部 173 は、実装の際には例えば、それぞれの部に含まれる 2 次記憶装置に上述した動作を実行するためのプログラムを記憶しておき、そのプログラムを中央演算装置（CPU）が読み込み演算を実行する。なお、2 次記憶装置は、例えばハードディスクであるが記憶できる装置であれば何でもよく、半導体メモリ、磁気記憶装置、光学記憶装置、光磁気ディスク、及び相変化記録技術を応用した記憶装置がある。

[0043] 次に、校正部 154 が校正する前に脈波測定部 181 及び血压測定部 155 が行う内容について図 4、図 5 を参照して説明する。図 4 は、オシロメトリック法での血压測定でのカフ圧の時間変化と脈波信号の大きさの時間変化を示す。図 4 は、カフの圧力の時間変化と脈波信号の時間変化とを示している、時間と共にカフ圧が上がり、そのカフ圧上昇に伴い脈波信号の大きさが徐々に上昇し最大値になって徐々に減少していること示している。図 5 は、一拍ごとの脈圧を測定した際に脈圧の時系列データを示している。また、図 5 はそのうちの 1 つの圧脈波の波形を示している。

[0044] まず、図 4 を参照して血压測定部 155 がオシロメトリック法により血压測定を行うときの動作について簡単に説明する。なお、血压値の算出は、加圧過程に限らず、減圧過程において行われてもよいが、ここでは加圧過程の

み示す。

[0045] ユーザが血压校正部 150 に設けられた操作部 163 によってオシロメトリック法による血压測定を指示すると、血压測定部 155 は動作を開始して、処理用メモリ領域を初期化する。また、血压測定部 155 は、ポンプ及び弁 156 のポンプをオフし弁を開いて、カフ 158 内の空気を排気する。続いて、圧力センサ 157 の現時点の出力値を大気圧に相当する値として設定する制御を行う（0 mmHg 調整）。

[0046] 続いて、血压測定部 155 は、圧力制御部として働いて、ポンプ及び弁 156 の弁を閉鎖し、その後ポンプを駆動して、カフ 158 に空気を送る制御を行う。これにより、カフ 158 を膨張させると共にカフ圧（図 4 の P_c ）を徐々に増大させ加圧していく。この加圧過程で、血压測定部 155 は、血压値を算出するために、圧力センサ 157 によって、カフ圧 P_c をモニタし、被測定部位の手首の橈骨動脈で発生する動脈容積の変動成分を、図 4 に示すような脈波信号 P_m として取得する。

[0047] 次に、血压測定部 155 は、この時点で取得されている脈波信号 P_m に基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血压値（SBP と DBP）の算出を試みる。また、この時点でデータ不足のために未だ血压値を算出できない場合は、カフ圧 P_c が上限圧力（安全のために、例えば 300 mmHg というように予め定められている（正確にはこの値は加圧値））に達していない限り、上記と同様の加圧処理を繰り返す。

このようにして血压値の算出ができたなら、血压測定部 155 は、ポンプ及び弁 156 のポンプを停止し弁を開いて、カフ 158 内の空気を排気する制御を行う。そして最後に、血压値の測定結果を校正部に渡す。

[0048] 次に、脈波測定部 181 が一拍ごとの脈波を測定することについて図 5 を参照して説明する。脈波測定部 181 は例えば、トノメトリ法によって脈波を測定する。

脈波測定部 181 は、圧脈波センサ 111 が最適な測定を実現するために予め決めておいた最適押圧力となるようにポンプ及び弁 152 と圧力センサ

153とを制御し、押圧部113の内圧を最適押圧力まで増加させて保持する。次に脈波測定部181は、圧脈波センサ111により圧脈波が検出されると、脈波測定部181はこの圧脈波を取得する。

[0049] 圧脈波は、図5に示すような波形として一拍ごとに検出され、それぞれの圧脈波が連続して検出される。図5の圧脈波500が一拍の圧脈波であり、501の圧力値がSBPに対応し502の圧力値がDBPに対応する。図5の圧脈波の時系列に示されるように通常、圧脈波ごとにSBP503及びDBP504は変動している。

[0050] 次に、校正部154の動作について図6を参照して説明する。

校正部154は、血压測定部155が測定した血压値を利用して、脈波測定部181が検出した圧脈波を校正する。すなわち、校正部154によって、脈波測定部181が検出した圧脈波の最大値501及び最小値502の血压値を決定する。

[0051] (校正手法)

脈波測定部181が圧脈波の圧脈波データの記録を開始し、順次この圧脈波データを記憶部160に記憶してゆく(ステップS601)。その後、例えば、ユーザが操作部163を使用して血压測定部155を起動させオシロメトリック法による測定を開始させる(ステップS602)。血压測定部155が脈波信号P_mに基づいて、オシロメトリック法によりSBP及びDBPを検出したSBPデータ及びDBPデータをそれぞれ記録し、これらのSBPデータ及びDBPデータを記憶部160に記憶する(ステップS603)。

[0052] 校正部154がSBPデータ及びDBPデータに対応する圧脈波を圧脈波データから取得する(ステップS604)。校正部154が、SBPに対応する圧脈波の最大値501と、DBPに対応する圧脈波の最小値502とに基づき校正式を求める(ステップS605)。

[0053] (分離型)

本実施形態に係る生体情報測定装置の一例である血压測定装置700につ

いて図 7、図 2、及び図 3 を参照して説明する。図 7 は、センサ装置 710 と校正装置 750 とが分離した血压測定装置 700 の機能ブロック図であり、センサ装置 710 と校正装置 750 との詳細を示している。図 2 は、血压測定装置 100 を手首に装着した一例を示す図であり、手のひらの上方から見た概略透視図であるが、図 2 及び図 3 の接続部 130 を除けば血压測定装置 700 でも同様である。圧脈波センサ 111 は、センサ装置 710 の手首側に配置されている。図 3 は、血压測定装置 100 が装着されるイメージ図であり、手のひらを横（手を広げた場合の指が並ぶ方向）から見た概略透視図であるが、図 2 及び図 3 の接続部 130 を除けば血压測定装置 700 でも同様である。図 3 は、圧脈波センサ 111 が橈骨動脈に直交して配置されている一例を示している。図 3 は血压測定装置 700 が腕の手のひら側の腕に載せられているだけのように見えるが、実際は血压測定装置 700 は腕に巻き付いている。図 2 及び図 3 は一体型と同様である。

[0054] 血压測定装置 700 は、センサ装置 710、及び校正装置 750 を含んでいる。センサ装置 710 は、圧脈波センサ 111、時計部 112、押圧部 113、脈波測定部 114、ポンプ及び弁 115、圧力センサ 116、通信部 117、操作部 118、表示部 119、電源部 120、血压算出部 121、校正部 122、記憶部 123、体動判定部 711、加速度センサ 712、血压判定部 713、及び脈波判定部 714 を含む。校正装置 750 は、電源部 165、血压測定部 155、ポンプ及び弁 156、圧力センサ 157、カフ 158、表示部 162、操作部 163、時計部 164、通信部 151、及び加速度センサ 751 を含む。

[0055] 血压測定装置 700 は環状になっていて、手首等にブレスレットのように巻き付き、生体情報から血压を測定する。センサ装置 710 は、図 2 及び図 3 に示すように、校正装置 750 よりも手首の手のひらに近い側に配置される。換言すれば、センサ装置 710 は校正装置 750 よりもひじから遠い位置に配置される。本実施形態では、圧脈波センサ 111 が橈骨動脈上に位置するようにセンサ装置 710 が配置され、この配置に伴いセンサ装置 710

よりもひじに近い側に校正装置 750 が配置される。また、センサ装置 710 と校正装置 750 は異なる腕に装着することも可能である。センサ装置 710 と校正装置 750 とは通常同一の高さに配置することが好ましい。さらに、センサ装置 710 と校正装置 750 とは心臓の高さに合わせて配置することが好ましい。

[0056] センサ装置 710 の腕の延伸方向の長さ L_1 は、校正装置 750 の延伸方向の長さ L_2 よりも小さく設定される。センサ装置 710 の腕の延伸方向の長さ L_1 は、40 mm 以下に設定され、より望ましくは 15 ~ 25 mm である。また、脈波検出部 110 の腕の延伸方向に垂直な方向の長さ W_1 は 4 ~ 5 cm に設定され、校正装置 750 の延伸方向に垂直な方向の長さ W_2 は 6 ~ 7 cm に設定される。また、長さ W_1 と長さ W_2 は、 0 (または 0.5) cm $< W_2 - W_1 < 2$ cm の関係にある。この関係により W_2 が長過ぎないように設定され、周囲と干渉しにくくなる。センサ装置 710 がこの程度の幅に収まることにより、校正装置 750 がより手のひら側に配置され、脈波を検知しやすくなり、測定精度を保つことができる。しかし、校正装置 750 は上腕に配置して測定してもよい。

[0057] 圧脈波センサ 111、時計部 112、及び押圧部 113 は、図 1 の一体型の脈波検出部 110 と同様である。また、分離型のセンサ装置 710 は、校正装置 750 と分離されているので、押圧部 113 を動作させるポンプ及び弁 115 及び圧力センサ 116 がセンサ装置 710 内に必要になる。さらにポンプ及び弁 115 及び圧力センサ 116 を制御する脈波測定部 114 もセンサ装置 710 内に必要になる。さらに、電源部 120 もセンサ装置 710 内に必要になる。また、操作部 118 及び表示部 119 もセンサ装置 710 に設置されていてもよい。

[0058] また表示部 119 も、血圧測定結果を表示したり、各種の情報をユーザに表示する。表示部 119 は例えば、脈波測定部 114 からのデータを受け取りデータの内容を表示する。例えば、表示部 119 は圧脈波データを測定時刻と共に表示する。

- [0059] 通信部 117 及び通信部 151 は、近距離で互いにデータをやり取りできる通信方式で通信する。これらの通信部は例えば、近距離無線通信方式を使用し、具体的にはブルートゥース（登録商標）、トランスファージェット（登録商標）、ジグビー（登録商標）、アイアールディーエイ（登録商標）などの通信方式がある。
- [0060] ポンプ及び弁 115 は、脈波測定部 114 からの指示で押圧部 113 を加圧または減圧する。圧力センサ 116 は、押圧部 113 の圧力をモニタして押圧部 113 の圧力値を脈波測定部 114 に知らせる。
- [0061] 電源部 120 は、センサ装置 710 の各部へ電源を供給する。
- 加速度センサ 712 は、センサ装置 710 の加速度を測定し、時刻とその時刻での加速度を出力する。加速度センサ 712 は加速度センサ 751 と同様に例えば、3つの空間軸である x、y、z 軸に関して加速度を測定し加速度の時系列データを得る。
- [0062] また、操作部 118 はユーザからの操作を受け付ける。操作部 118 には例えば、脈波測定部 114 に測定を開始させるための操作ボタン、通信を開始または停止するための操作ボタンがある。
- [0063] 記憶部 123 は、センサ装置 710 の脈波測定部 114 から検出時刻と共に圧脈波のデータを順次取得して記憶し、血圧測定部 155 からはこの測定部が動作した際に取得した、SBP の測定時刻と共に SBP と、DBP の測定時刻と共に DBP と、を取得し記憶する。また、記憶部 123 は、測定した生体情報（連続血圧）算出に使用した校正用の第 1 生体情報（血圧測定部 155 が測定）の測定器である校正装置の型式情報および（または）固有識別情報を、測定した生体情報と関連付けて記録してゆく。この結果、測定した生体情報から、どの血圧計（型式や機器固有の番号）で校正したものか知ることが可能になる。
- [0064] 血圧算出部 121 は、校正部 122 からの校正手法を受け取り、脈波測定部 114 からの圧脈波データを校正して圧脈波データから得られた血圧データを測定時刻と共に記憶部 123 に記憶させる。

[0065] 電源部 165 は、校正装置 750 の各部へ電源を供給する。

操作部 163 はユーザからの操作を受け付ける。操作部 163 には例えば、血圧測定部 155 に測定を開始させるための操作ボタン、校正を行うための操作ボタン、通信を開始または停止するための操作ボタンがある。

時計部 164 は時刻を生成し必要とする部に供給する。

[0066] 脈波判定部 714 は、脈波測定部 114 から脈波を受け取る。その他は一体型での脈波判定部 171 と同様である。

血圧判定部 713 は、一体型の血圧判定部 172 と同様である。

加速度センサ 751 は、校正装置 750 の加速度を測定し、時刻とその時刻での加速度とを出力する（すなわち、加速度の時系列データを出力）。加速度センサ 751 も加速度センサ 712 と同様に 3 軸に関して加速度を測定し加速度の時系列データを取得する。

体動判定部 711 は、加速度センサ 751 と加速度センサ 712 からの加速度の時系列データを受け取り、ある期間（ P_1 ）で体動が発生しているかを判定する。本実施形態では、体動が発生しているとは、ある期間で加速度があるしきい値よりも大きいことであるとする。本実施形態では例えば、加速度センサ 751 及び加速度センサ 712 のそれぞれの 3 軸の加速度の時系列データを取得して、加速度センサ 751 及び加速度センサ 712 の 1 つ以上の軸での加速度がしきい値よりも大きい場合に、体動が発生しているとする。ここで、しきい値よりも加速度が大きくなる軸は、加速度センサ 751 と加速度センサ 712 とで異なってもよい。また、加速度センサ 751 及び加速度センサ 712 の値を採用するのではなく、どちらかの加速度センサの値のみを採用してもよい。この場合は、加速度センサ 751 または加速度センサ 712 の加速度センサの値を採用しない方は設置しなくてもよい。

[0067] なお、ここで説明した脈波測定部 114、校正部 122、血圧算出部 121、及び血圧測定部 155 は、実装の際には例えば、それぞれの部に含まれる 2 次記憶装置に上述した動作を実行するためのプログラムを記憶しておき、そのプログラムを中央演算装置（CPU）が読み込み演算を実行する。な

お、２次記憶装置は、例えばハードディスクであるが記憶できる装置であれば何でもよく、半導体メモリ、磁気記憶装置、光学記憶装置、光磁気ディスク、及び相変化記録技術を応用した記憶装置がある。

また、脈波測定部１１４、校正部１２２、血圧算出部１２１、血圧測定部１５５、体動判定部７１１、血圧判定部７１３、及び脈波判定部７１４が行う動作を実行するためのプログラムが、センサ装置及び校正装置とは別のサーバ等に記憶されて、そこでプログラムが実行されてもよい。この場合は、センサ装置が測定した脈波データと、校正装置が測定した生体情報である血圧データとをサーバに送信してサーバで校正して、サーバで脈波から血圧を得ることができる。この場合にはサーバで処理を行うため、処理速度が上がる可能性がある。さらに、脈波測定部１１４、校正部１２２、血圧算出部１２１、及び血圧測定部１５５の装置部分がセンサ装置と校正装置から除去されるので、それぞれの大きさが小さくなりセンサを正確に測定できる位置に容易に配置することができる。この結果、ユーザへの負担が下がり、簡易に正確な血圧測定を行うことにつながる。

[0068] 次に、血圧校正部１５０及び校正装置７５０の血圧測定部１５５が作動して校正のための血圧測定（ここでは、オシロメトリック法を使用したもの）を行う際に、校正動作の継続、中止及び再開を判定する動作について図８を参照して説明する。なお、ここで校正動作とは、血圧測定部１５５が校正のために血圧を測定する動作のことを示す。また、図８は、図１の血圧校正部１５０に設置される脈波判定部１７１、血圧判定部１７２、及び体動判定部１７３が行う動作であり、また、センサ装置７１０に設置される体動判定部７１１、血圧判定部７１３、及び脈波判定部７１４が行う動作である。この判定部はセンサ装置７１０または校正装置７５０にあってもよいし、血圧測定装置７００の外にあるサーバ装置に必要な情報を入力し、図８に示す手順を行うプログラムを実行させてもよい。

[0069] まず血圧測定部１５５が校正のための血圧測定を開始したことを検出すると、加速度センサ７５１及び加速度センサ７１２（または加速度センサ１７

4、以下括弧内は第1の実施形態に対応する部位を示す)が加速度を検出し、体動判定部711(または体動判定部173)へ加速度を渡す(ステップS801)。体動判定部711(または体動判定部173)は、ある決まった期間(P_1)中に加速度がしきい値(TH_1)よりも小さいかを判定する(ステップS802)。

[0070] 加速度が TH_1 よりも小さいと判定された場合には、引き続き校正動作を続け、脈波判定部714(脈波判定部171)が脈波を検出する(ステップS803)。脈波判定部714(脈波判定部171)は、ある決まった期間(P_2)中に脈波が不規則でないかを判定する(ステップS804)。脈波判定部714(脈波判定部171)が脈波が不規則ではないと判定した場合には、引き続き校正動作を続け、血压判定部713(血压判定部172)が記憶部123(記憶部160)から脈波に基づく血压値を一拍ごとに受け取る(ステップS805)。血压判定部713(血压判定部172)は、ある決まった期間(P_3)中に血压値の変動がないかを判定する(ステップS806)。血压判定部713(血压判定部172)が血压値の変動がないと判定した場合には、引き続き校正動作を継続する(ステップS807)。

[0071] 一方、ステップS802で加速度がある期間 P_1 でしきい値 TH_1 よりも大きくなり体動が発生していると判定された場合、または、ステップS804で脈波がある期間 P_2 で不規則であると判定された場合、または、ステップS806である期間 P_3 で血压値に変動があると判定された場合には、ステップS809に進み校正動作を一旦中止する(ステップS809)。そして、ある期間(P_0)後に校正動作を再開し(ステップS810)、ステップS801に戻る。ステップS808で校正動作が終了したと判定されない場合にはステップS801に戻り、校正動作が終了したと判定された場合にはこの動作は終了する。

[0072] ここでは、ステップS802、S804、及びS806は時間的に前後しているが、例えば、これらのステップは同一の期間でステップS801、S803、及びS805を行い、ほぼ同時にステップS802、S804、及

びS806の判定を行ってもよい。

[0073] なお、このフローチャートは一例に過ぎず、例えば、ステップS802、ステップS804、及びステップS806のうちのいずれか1つがYESの場合にステップS807に進む、という動作でもよい。

[0074] また、血圧測定部155で測定開始する前に、図8のステップで測定してよいかどうかの判定をして、「OK」と判定した場合（ステップS807）には測定を開始し、ステップS802、S804、S806のいずれかでNOと判定した場合には測定を開始せず（または中断）し、ある時間経過後に再度リトライするとしてもよい。

他に、血圧測定部155の測定結果が出たときに、測定中の血圧測定部155の圧脈波情報および加速度信号、場合によっては脈波の変動情報のうち少なくともどれか一つの情報により、校正值として「NG」と判断した場合（ステップS802、S804、S806のいずれかでNOと判定した場合）には、校正值として採用せず、ある時間経過後に再度リトライするとしてもよい。

[0075] 以上の実施形態によれば、一体型では、脈波を時間的に連続して検出する脈波検出部と、生体情報（第1生体情報）を間欠的に測定する血圧測定部と、脈波検出部と血圧測定部とを物理的に接続して一体化する接続部により、生体情報測定装置がコンパクトになっているので、容易に測定することができてユーザにとって利便性が大きい。さらに、校正装置は、血圧測定部が測定した生体情報に基づいて脈波を校正するので、脈波から精度のよい生体情報を算出することが可能になり、高精度の生体情報をユーザが簡単に得ることが可能になる。また、血圧測定部は間欠的に測定するのみなので、血圧測定部がユーザを干渉する時間が少なくなる。

[0076] 一方、分離型では、センサ装置と校正装置とが分離しているので、校正装置の位置合わせを考慮する必要が少なくなり、センサ装置の圧脈波センサを最適な位置に合わせて配置することができる。校正装置が測定した第1血圧値によって脈波を校正し、脈波から第2血圧値を算出するので、脈波から精

度のよい生体情報を算出することが可能になり、高精度の生体情報をユーザが簡単に得ることが可能になる。さらに、校正装置も独立しているので、センサ装置の配置に依存することなく、校正しやすい位置に容易に設定することができる。センサ装置及び校正装置のどちらにも加速度センサと気圧センサとを備えてその時間履歴を比較することにより、センサ装置と校正装置の動きの履歴と高さの履歴が分かるので、センサ装置と校正装置との位置関係を推定することができる。その結果、センサ装置と校正装置とが正しく装着されているかどうかを判定することができる。

[0077] さらに、本実施形態の校正動作中の判定により、体動、不規則な脈波、及び変動する血圧の血圧を校正する上でノイズとなる要素をできるだけ排除することが可能になる。この結果、正しく望ましい血圧の校正を実現することができる。

[0078] 上述の実施形態では、圧脈波センサ 111 は例えば、被測定部位（例えば、左手首）を通る橈骨動脈の圧脈波を検出する（トノメトリ方式）。しかしながら、これに限られるものではない。圧脈波センサ 111 は、被測定部位（例えば、左手首）を通る橈骨動脈の脈波をインピーダンスの変化として検出してもよい（インピーダンス方式）。圧脈波センサ 111 は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光（または透過光）を受光する受光素子とを備えて、動脈の脈波を容積の変化として検出してもよい（光電方式）。また、圧脈波センサ 111 は、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化として検出してもよい（圧電方式）。さらに、圧脈波センサ 111 は、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波（送信波）を送る送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出してもよい（電波照射方式）。なお、血圧を算出することができる物理量を観測することができれば、これらの以外の方式を適用してもよい。

[0079] また、上述の実施形態では、血圧測定装置 100 は、被測定部位として左手首に装着されることが想定されているが、これに限られるものではなく例えば、右手首でもよい。被測定部位は、動脈が通っていればよく、手首以外の上腕などの上肢であってもよいし、足首、大腿などの下肢であってもよい。

[0080] 本発明の装置は、コンピュータとプログラムによっても実現でき、プログラムを記録媒体に記録することも、ネットワークを通して提供することも可能である。

また、以上の各装置及びそれらの装置部分は、それぞれハードウェア構成、またはハードウェア資源とソフトウェアとの組み合わせ構成のいずれでも実施可能となっている。組み合わせ構成のソフトウェアとしては、予めネットワークまたはコンピュータ読み取り可能な記録媒体からコンピュータにインストールされ、当該コンピュータのプロセッサに実行されることにより、各装置の機能を当該コンピュータに実現させるためのプログラムが用いられる。

[0081] なお、この発明は、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。

[0082] 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るが、以下には限られない。

[0083] (付記 1)

第 1 ハードウェアプロセッサとメモリとを備える生体情報測定装置であって、

脈波を時間的に連続して検出し、

第 1 生体情報を間欠的に測定し、

前記第 1 生体情報に基づいて前記脈波から第 2 生体情報を算出し、

前記第 1 生体情報の測定結果が正常であることを判定することを備え、
正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続するように構成され、
前記メモリは、
前記第 2 生体情報を記憶する記憶部と、を備える生体情報測定装置。

[0084] (付記 2)

第 1 ハードウェアプロセッサを備えるセンサ装置と、第 2 ハードウェアプロセッサとメモリとを備える校正装置とを備える生体情報測定装置であって、

前記第 1 ハードウェアプロセッサは、
第 1 生体情報を間欠的に測定し、
前記第 1 生体情報を含むデータを前記センサ装置へ送信するように構成され、

前記第 2 ハードウェアプロセッサは、
脈波を時間的に連続して検出し、
前記第 1 生体情報を受信し、
前記第 1 生体情報に基づいて前記脈波から第 2 生体情報を算出し、
前記第 1 生体情報の測定結果が正常であることを判定することを備え、
正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続するように構成され、
前記メモリは、
前記第 2 生体情報を記憶する記憶部と、を備える生体情報測定装置。

[0085] (付記 3)

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、脈波を時間的に連続して検出し、

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、第 1 生体情報を間欠的に測定し、

少なくとも 1 つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第 1 生体情報に

基づいて前記脈波から第2生体情報を算出し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第1生体情報の測定結果が正常であることを判定することを備え、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続する生体情報測定方法。

[0086] (付記4)

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、第1生体情報を間欠的に測定し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第1生体情報を含むデータを前記センサ装置へ送信し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、脈波を時間的に連続して検出し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第1生体情報を受信し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、前記第1生体情報の測定結果が正常であることを判定し、

少なくとも1つのハードウェアプロセッサを用いて、正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続する生体情報測定方法。

請求の範囲

- [請求項1] 脈波を時間的に連続して検出する検出部と、
第1生体情報を間欠的に測定する測定部と、
前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出する算出部と、
前記測定部の測定結果が正常であるかを判定する校正血圧判定部と、
、
を備え、
正常であると判定されない場合には、前記測定部は測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には前記測定部は測定を継続する生体情報測定装置。
- [請求項2] センサ装置と校正装置とを備える生体情報測定装置であって、
前記校正装置は、
第1生体情報を間欠的に測定する測定部と、
前記第1生体情報を含むデータを前記センサ装置へ送信する送信部と、を備え、
前記センサ装置は、
脈波を時間的に連続して検出する検出部と、
前記第1生体情報を受信する受信部と、
前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出する算出部と、
前記測定部の測定結果が正常であるかを判定する校正血圧判定部と、を備え、
正常であると判定されない場合には、前記測定部は測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には前記測定部は測定を継続する生体情報測定装置。
- [請求項3] 体動情報を検出する体動検出部をさらに備え、
前記算出部は、前記第1生体情報によって前記脈波を校正し、前記

校正された脈波から第2生体情報を算出し、

前記校正血压判定部は、

前記体動情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第1期間で体動が発生しているかを判定する体動判定部と、

前記脈波に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第2期間で脈波が不規則ではないかを判定する脈波判定部と、

前記第2生体情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第3期間で血压値に変動がないかを判定する血压判定部と、

を備え、

前記第1期間で体動が発生しておらず、かつ前記第2期間で脈波が不規則ではなく、かつ前記第3期間で血压値に変動がないと判定された場合に、前記測定部は測定を継続する請求項1に記載の生体情報測定装置。

[請求項4]

前記算出部は、前記第1生体情報によって前記脈波を校正し、前記校正された脈波から第2生体情報を算出し、

前記センサ装置は、

前記校正装置の体動情報を検出する体動検出部をさらに備え、

前記校正血压判定部は、

前記体動情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第1期間で体動が発生しているかを判定する体動判定部と、

前記脈波に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前記第1生体情報の測定中の第2期間で脈波が不規則ではないかを判定する脈波判定部と、

前記第2生体情報に基づいて、前記脈波を校正するより前に、前

記第 1 生体情報の測定中の第 3 期間で血压値に変動がないかを判定する血压判定部と、

を備え、

前記第 1 期間で体動が発生していないこと、前記第 2 期間で脈波が不規則ではないこと、及び前記第 3 期間で血压値に変動がないことのうちの少なくとも 1 つが判定された場合に、前記測定部は測定を継続する請求項 2 に記載の生体情報測定装置。

[請求項 5] 前記第 1 期間で体動が発生していると判定されるか、前記第 2 期間で脈波が不規則であると判定されるか、または前記第 3 期間で血压値に変動があると判定される場合に、前記測定部は測定を停止し、ある期間を経過した後に前記測定部の測定を開始する請求項 3 または 4 に記載の生体情報測定装置。

[請求項 6] 前記体動検出部は加速度センサを含み、前記体動判定部は前記第 1 期間内で前記加速度センサが示す加速度が第 1 しきい値よりも大きい場合に体動が発生していると判定し、

前記脈波判定部は、前記第 2 期間内で前記脈波の振幅が第 2 しきい値よりも小さい期間がある時間より長く続いた場合に、脈波が不規則であると判定し、

前記血压判定部は、前記脈波の振幅、収縮期血压、及び拡張期血压のそれぞれの拍単位での増減を測定し、増減が第 3 しきい値を超えた場合に、血压値が変動していると判定する請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

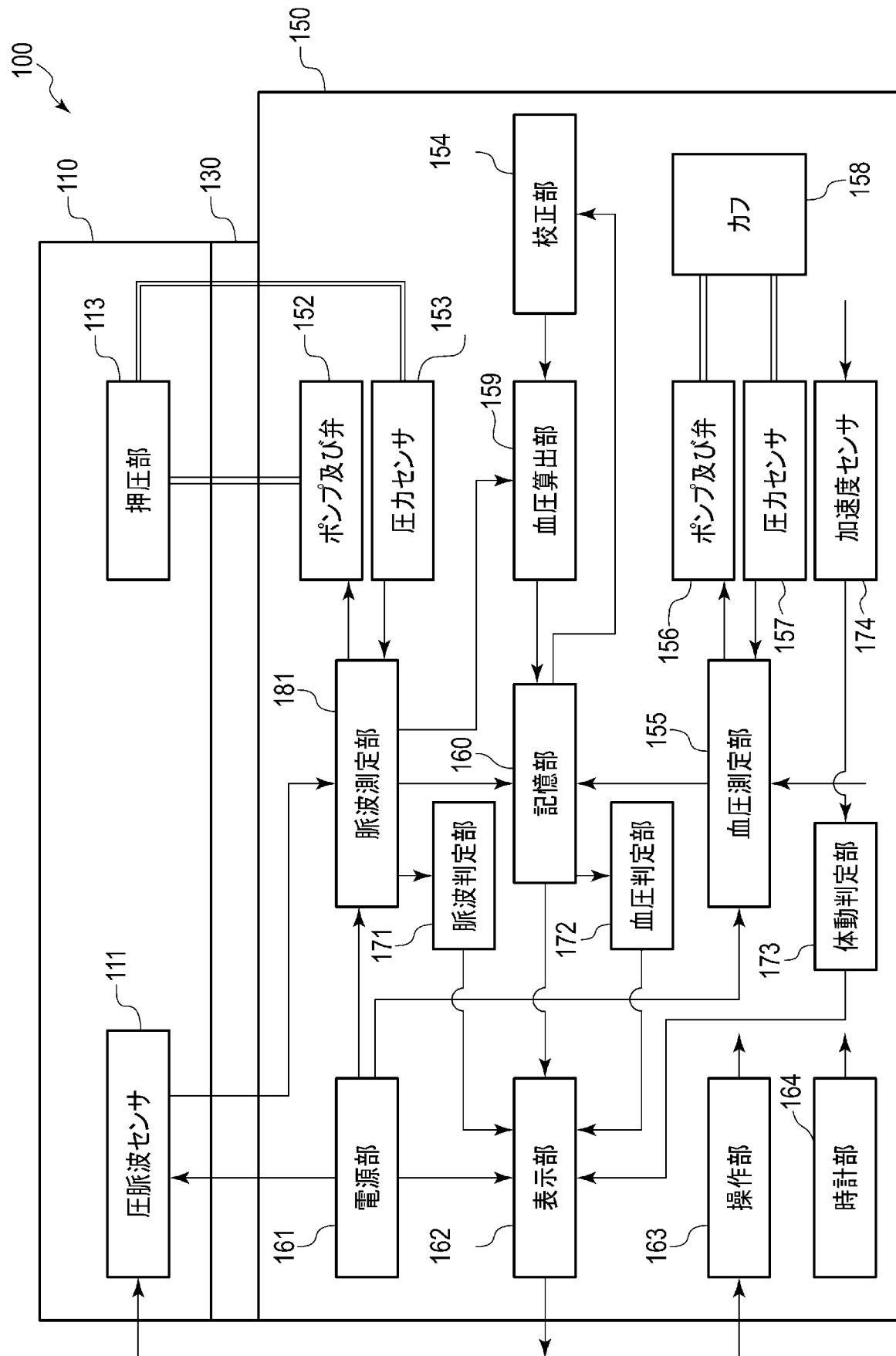
[請求項 7] 前記測定部は、前記検出部から得られる第 2 生体情報よりも精度よく第 1 生体情報を測定する請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

[請求項 8] 前記検出部は、前記脈波を一拍ごとに検出し、

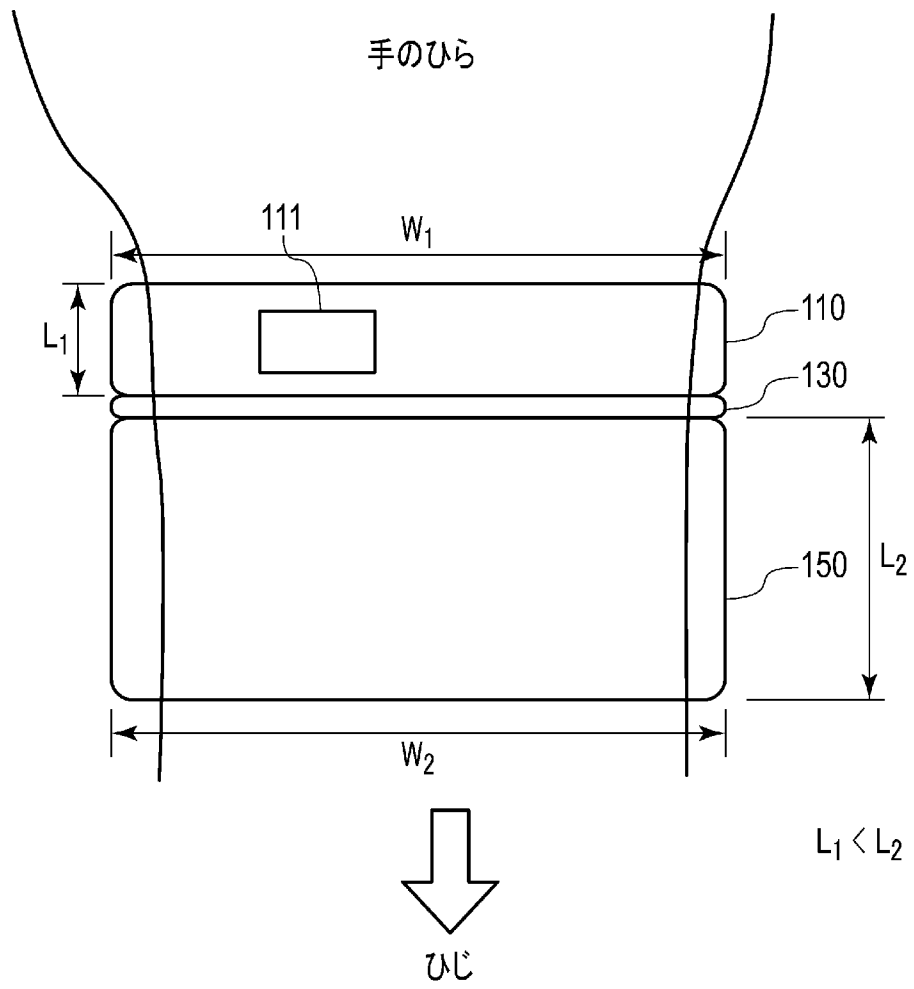
前記第 1 生体情報及び前記第 2 生体情報は血压である請求項 3 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

- [請求項9] 脈波を時間的に連続して検出し、
 第1生体情報を間欠的に測定し、
 前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出し、
 前記第1生体情報の測定結果が正常であることを判定することを備え、
 、
 正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続する生体情報測定方法。
- [請求項10] センサ装置と校正装置とを備える生体情報測定装置での生体情報測定方法であって、
 前記校正装置では、
 第1生体情報を間欠的に測定し、
 前記第1生体情報を含むデータを前記センサ装置へ送信することを備え、
 前記センサ装置では、
 脈波を時間的に連続して検出し、
 前記第1生体情報を受信し、
 前記第1生体情報に基づいて前記脈波から第2生体情報を算出し、
 、
 前記第1生体情報の測定結果が正常であることを判定することを備え、
 、
 正常であると判定されない場合には、測定を一旦中止し、ある期間経過した後に測定を再開し、それ以外の場合には測定を継続する生体情報測定方法。
- [請求項11] コンピュータを、請求項1乃至8のいずれか1項に記載の生体情報測定装置として機能させるためのプログラム。

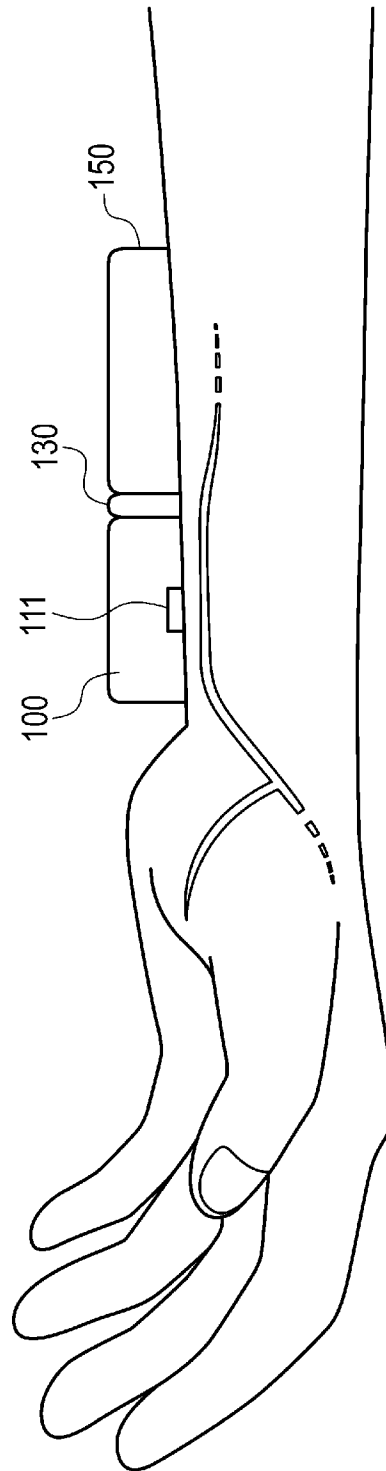
[図1]



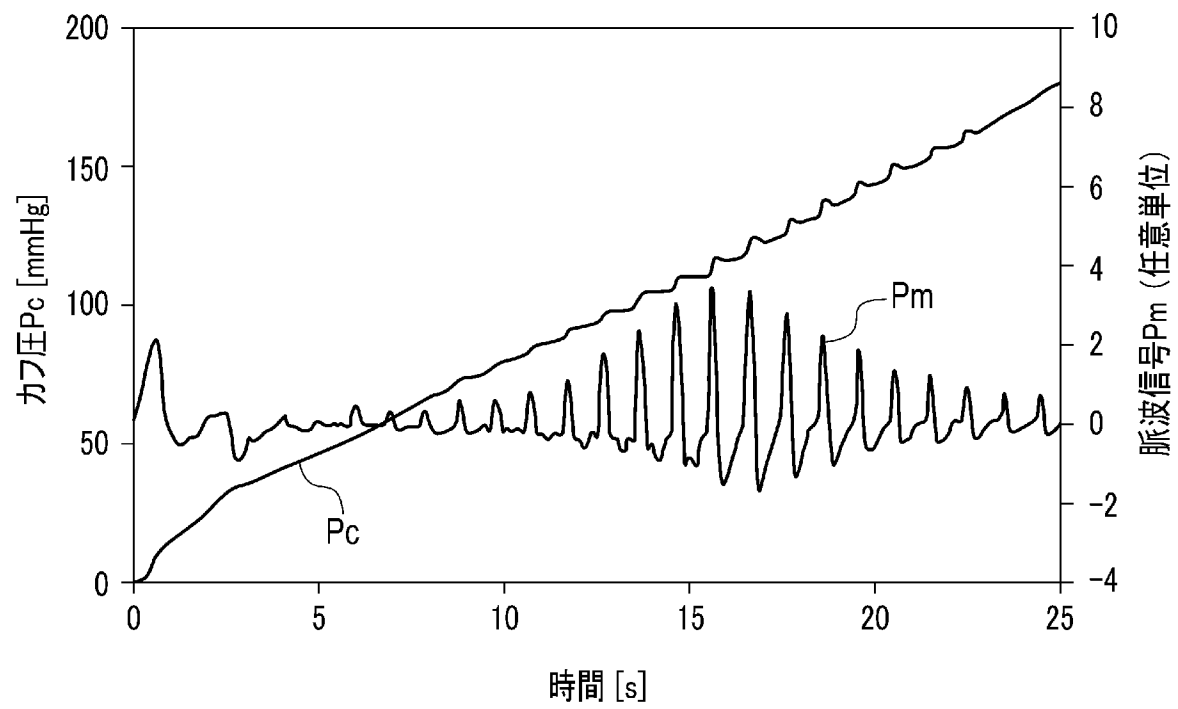
[図2]



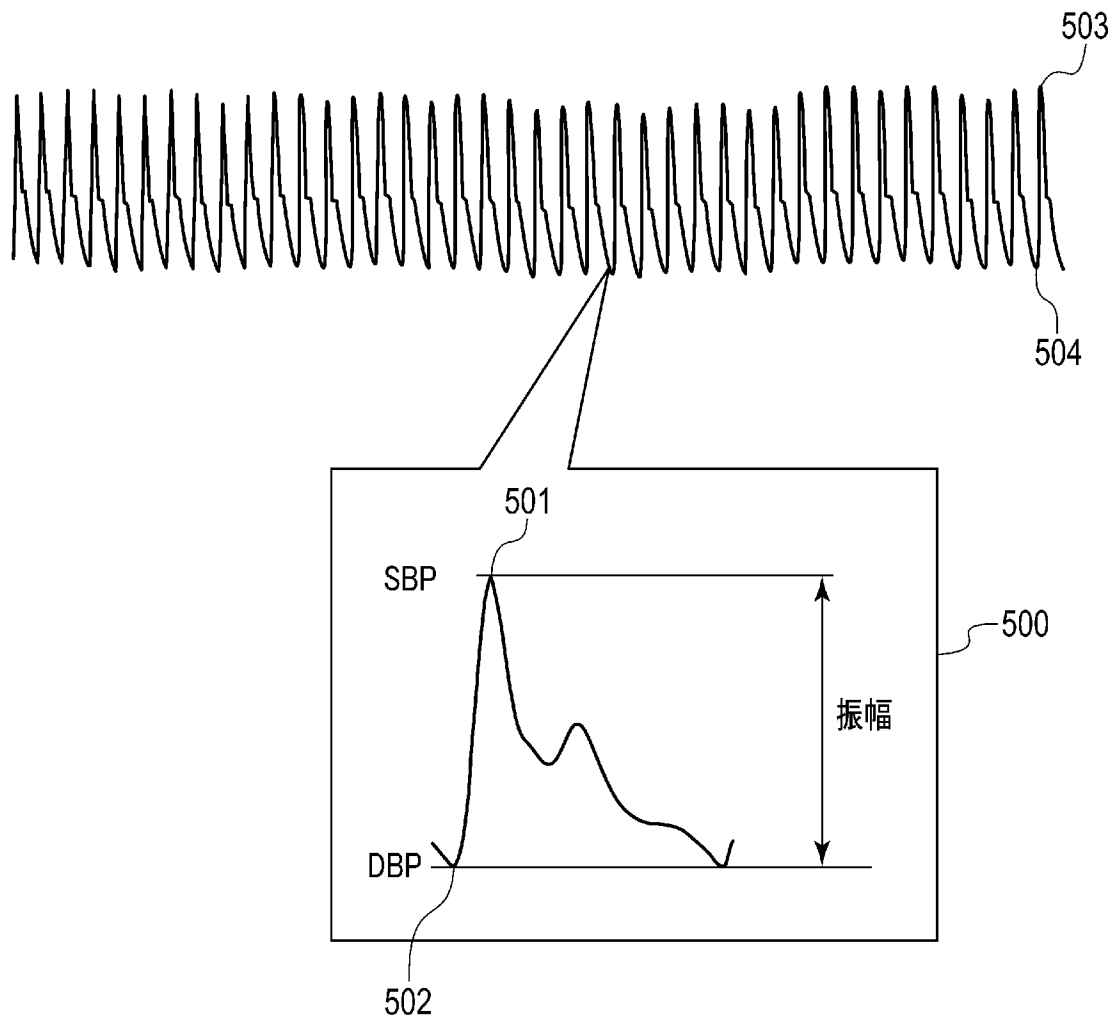
[図3]



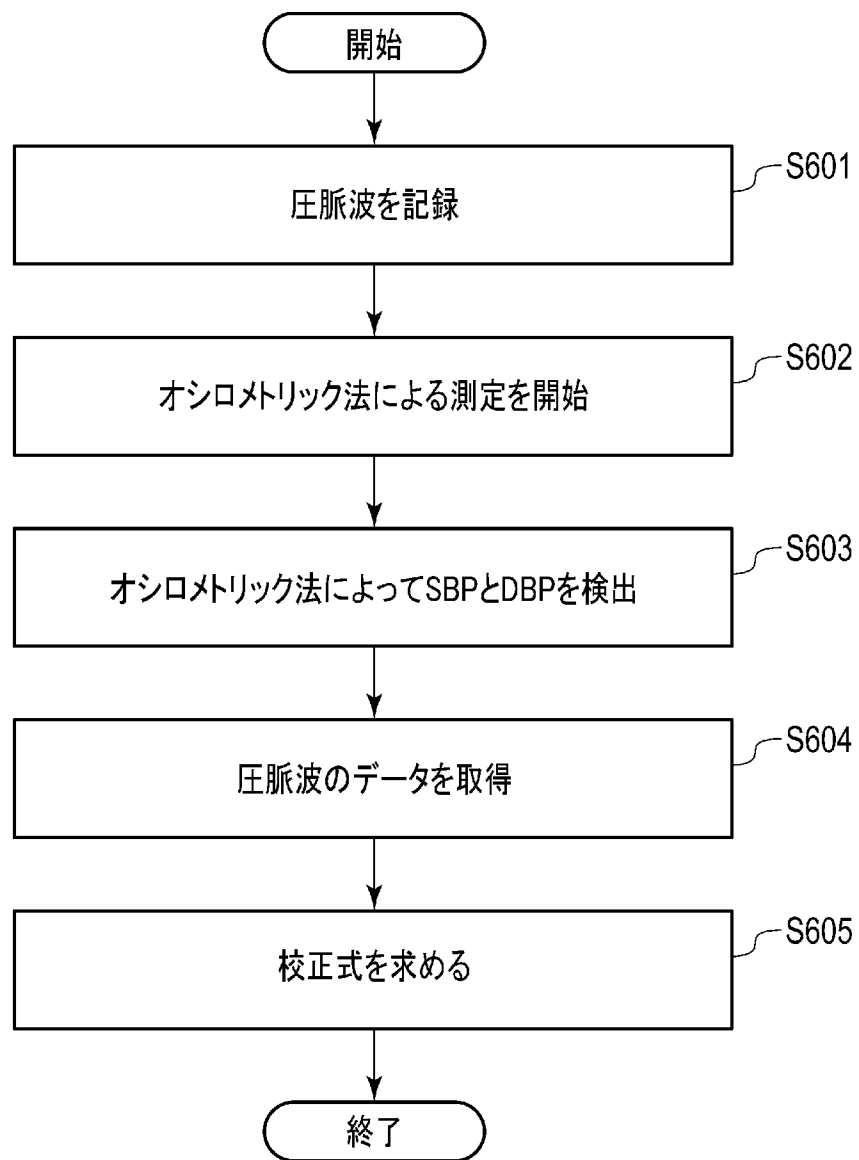
[図4]



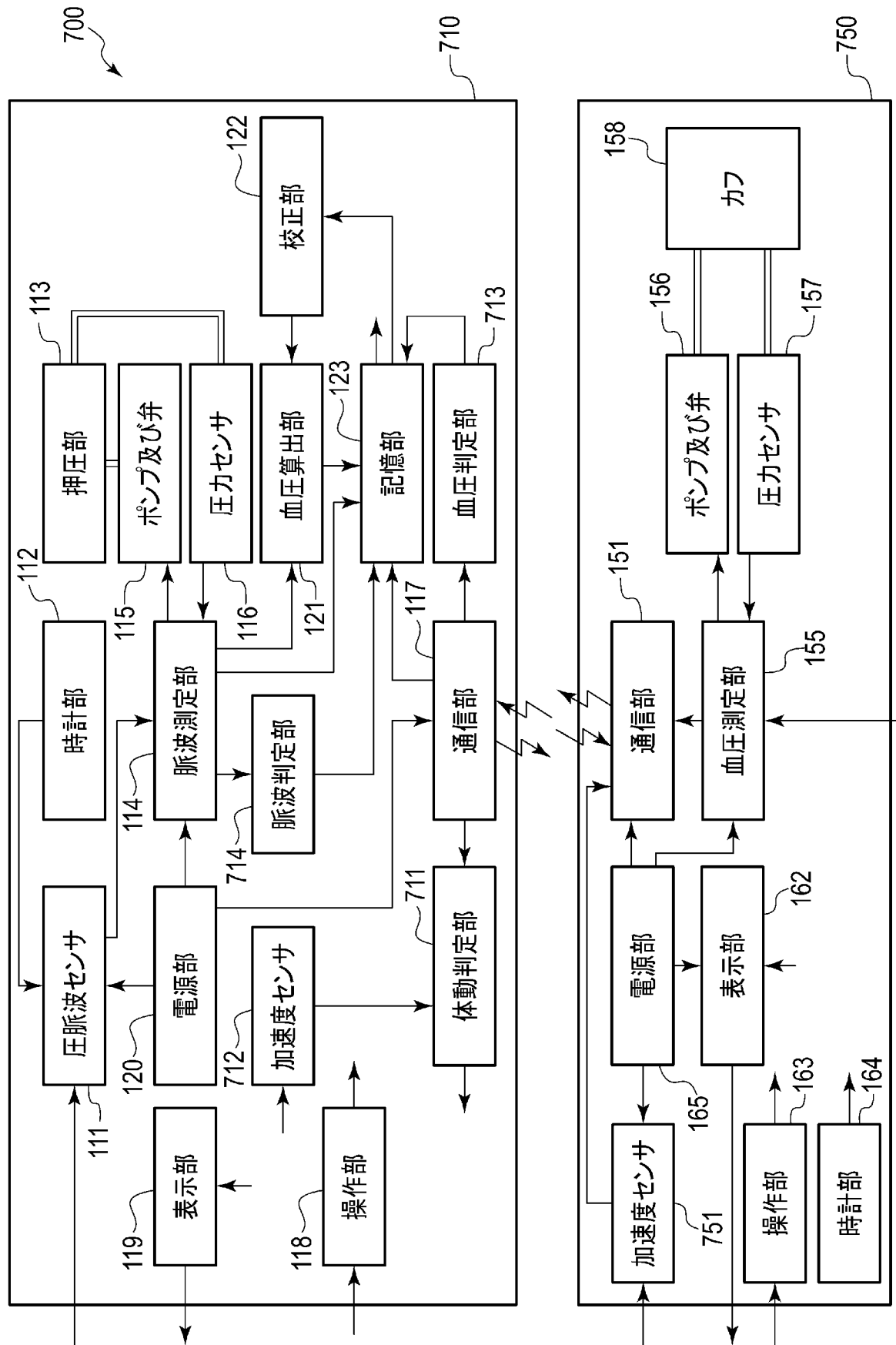
[図5]



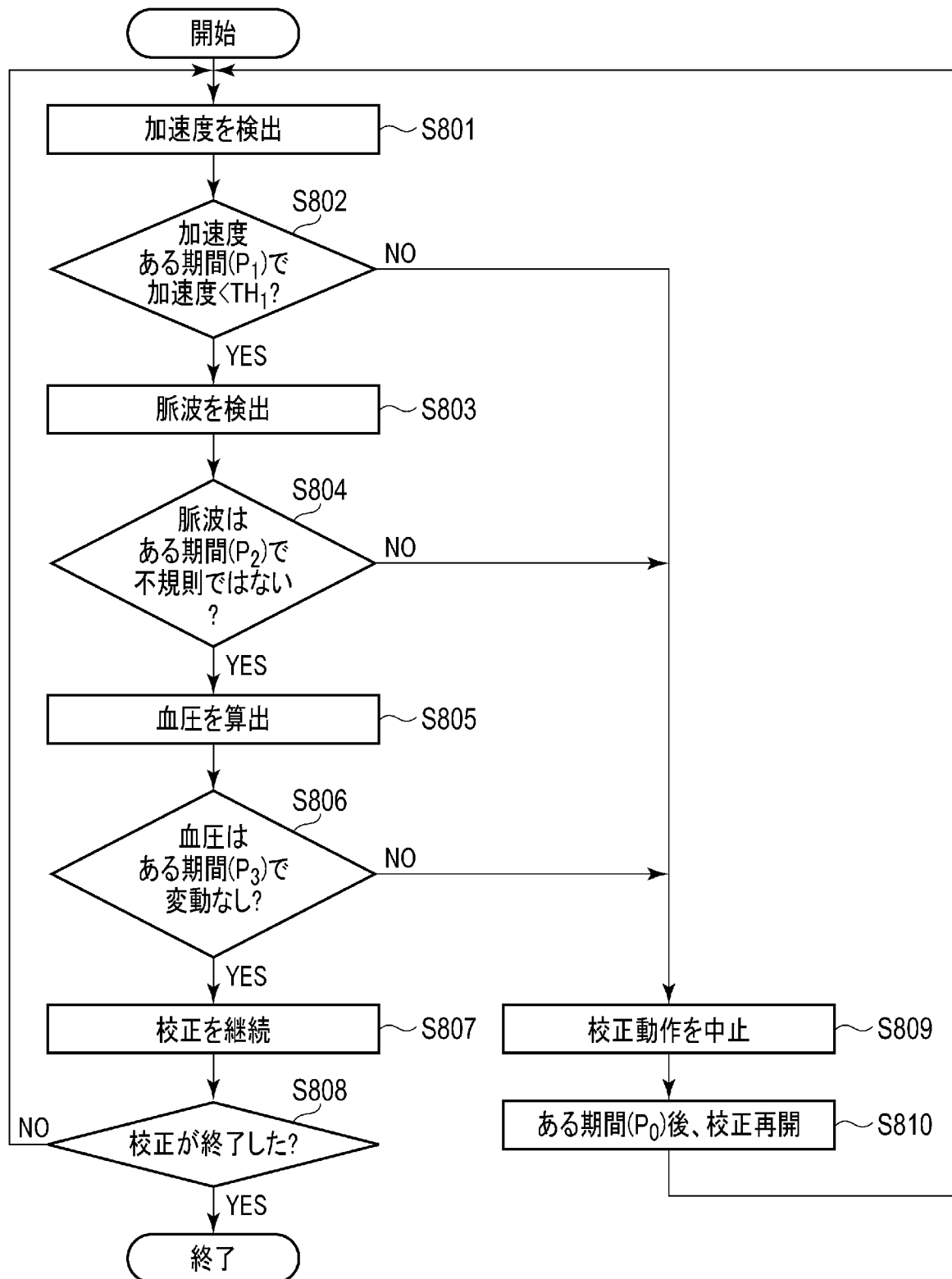
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/009567

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (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. A61B5/02-5/03

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.
Y A	JP 1-242031 A (COLIN ELECTRONICS CO., LTD.) 27 September 1989, page 2, lower left column, line 10 to lower right column, line 6, page 2, lower right column, line 20 to page 3, upper left column, line 18, page 3, upper right column, lines 10-11, fig. 1 & US 5033471 A, column 2, line 30 to column 3, line 37, column 6, lines 56-58, fig. 1 & EP 334652 A2 & DE 68922874 T2	1, 2, 4, 5, 7-11 3, 6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

"I" 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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

09 April 2018 (09.04.2018)

Date of mailing of the international search report

17 April 2018 (17.04.2018)

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/JP2018/009567

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2015-213686 A (PANASONIC IP MANAGEMENT CO., LTD.) 13 December 2015, paragraphs [0028], [0031], [0034], [0068], [0073], fig. 1, 2 & US 2016/0360972 A1, paragraphs [0033], [0036], [0037], [0040], [0099], [0104], fig. 1, 2	1, 2, 4, 5, 7-11
Y	JP 2008-12230 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 24 January 2008, paragraphs [0027], [0028], [0033], [0089], fig. 3, 4 & WO 2008/007549 A1 & TW 200810732 A	2, 4, 5, 10
Y	JP 2012-200512 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD.) 22 October 2012, paragraphs [0001], [0015], [0016], [0023], [0024], fig. 1, 2 (Family: none)	4, 5

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

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. A61B5/02-5/03

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
Y A	JP 1-242031 A（コーリン電子株式会社）1989.09.27, 第2頁左下欄第10行～右下欄第6行, 第2頁右下欄第20行～第3頁左上欄第18行, 第3頁右上欄第10～11行, 第1図 & US 5033471 A, 第2欄第30行～第3欄第37行, 第6欄第56～58行, 第1図 & EP 334652 A2 & DE 68922874 T2	1, 2, 4, 5, 7-11 3, 6

☒ 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

09.04.2018

国際調査報告の発送日

17.04.2018

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）

伊知地 和之

2 Q

9 2 9 1

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y	JP 2015-213686 A (パナソニック I P マネジメント株式会社) 2015. 12. 03, 段落[0028], [0031], [0034], [0068], [0073], 図 1, 2 & US 2016/0360972 A1, 段落[0033], [0036], [0037], [0040], [0099], [0104], 図 1, 2	1, 2, 4, 5, 7-11
Y	JP 2008-12230 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2008. 01. 24, 段落[0027], [0028], [0033], [0089], 図 3, 4 & WO 2008/007549 A1 & TW 200810732 A	2, 4, 5, 10
Y	JP 2012-200512 A (シチズンホールディングス株式会社) 2012. 10. 22, 段落[0001], [0015], [0016], [0023], [0024], 図 1, 2 (ファミリーなし)	4, 5