(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
2019年10月17日(17.10.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/198566 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/11* (2006.01)
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2019/014625

(22) 国際出願日： 2019年4月2日(02.04.2019)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

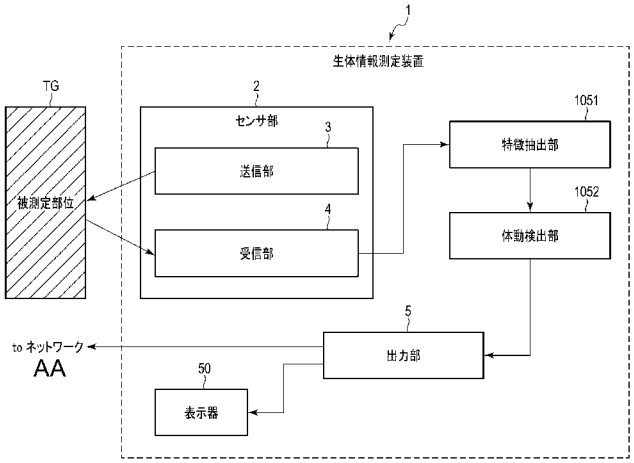
(30) 優先権データ：
特願 2018-077082 2018年4月12日(12.04.2018) JP

(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: 八瀬 哲志 (**YASE, Satoshi**); 〒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). 鎌田 啓吾 (**KAMADA, Keigo**); 〒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). 小澤 尚志 (**OZAWA, Hisashi**); 〒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). 岩出 彩花 (**IWADE, Ayaka**); 〒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). 菅野 真行 (**SUGANO, Masayuki**); 〒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). 齋藤 啓介 (**SAITO, Keisuke**); 〒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). 川端 康大 (**KAWABATA, Yasuhiro**); 〒6170002 京

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

(54) 発明の名称： 生体情報測定装置、方法およびプログラム



1...Biological information measurement device
2...Sensor unit
3...Transmission unit
4...Reception unit
5...Output unit
50...Display device
1051...Feature extraction unit
1052...Body movement detection unit
TG...Measurement site
AA...to network

(57) **Abstract:** Provided is a device for measuring biological information using radio waves, wherein the device detects whether there is movement of the body of a measurement subject that affects measurement. A biological information measurement device (1) according to an aspect of the present disclosure is equipped with: a transmission unit (3) that transmits radio waves toward a measurement site on an organism; a reception unit (4) that receives reflected waves of the radio waves from the measurement site and outputs a waveform signal of the reflected waves; a feature extraction unit (1051) that extracts information representing waveform features from the waveform signal; and a body movement detection unit (1052) that, on the basis of the extracted information representing waveform features, detects whether there is movement of the body of the organism that affects the measurement of biological information.

WO 2019/198566 A1

［続葉有］

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号 セレスティン芝三井ビルディング１１階 鈴榮特許綜合事務所内 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, 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:

— 国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：電波を用いて生体情報を測定する装置において、測定に影響を及ぼす被測定者の体動の発生状態を検出する技術を提供する。本開示の一側面に係る生体情報測定装置（１）は、生体の被測定部位に向けて電波を送信する送信部（３）と、当該電波の被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力する受信部（４）と、波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する特徴抽出部（１０５１）と、抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、生体情報の測定に影響を及ぼす生体の体動の発生状態を検出する体動検出部（１０５２）とを備える。

明　細　書

発明の名称 ： 生体情報測定装置、方法およびプログラム

技術分野

[0001] この発明は、例えば、電波を用いて生体情報を測定する生体情報測定装置、方法、およびプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、電波を用いて生体情報を測定する装置として、被測定部位に対向して配置される送信アンテナと受信アンテナを備え、上記送信アンテナから電波（測定信号）を被測定部位（ターゲットオブジェクト）へ向けて送波し、この送波された電波の上記被測定部位による反射波（反射信号）を上記受信アンテナで受信して、生体情報を測定するものが知られている（例えば、特許文献１参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：日本国特許第５８７９４０７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、生体情報として例えば脈波（または脈波に関する信号）を測定する場合、一般には手首や上腕部が被測定部位になる。例えば、ウェアラブル型の機器を手首に装着して測定を行う場合には、機器の手首装着用ベルトに、送信アンテナと受信アンテナ（適宜、これらを併せて「送受信アンテナ対」と呼ぶ。）を設置し、上記送受信アンテナ対によって脈波信号を測定する態様が想定される。この態様では、生体情報の測定に対する体動の影響が大きく、被測定者（「ユーザ」とも呼ぶ。）が身体を動かしているときには適切な測定を行うことができない。なお、本発明者等は生体情報と共に体動を検出する機能を備える装置を提案しているが、この種の装置は体動を検出するために加速度センサ等の動きセンサを使用するものとなっている。この

ため、装置の大型化や複雑化、高価格化を招いていた。

[0005] この発明は、上記課題を解決するために、その一側面においては、新たなセンサデバイスを追加することなくユーザの体動を検出できるようにした生体情報測定装置、方法およびプログラムを提供しようとするものである。

課題を解決するための手段

[0006] 上記課題を解決するため、この発明の第１の態様に係る生体情報測定装置は、生体の被測定部位に向けて電波を送信する送信部と、上記電波の上記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力する受信部と、上記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する特徴抽出部と、上記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、上記生体情報の測定に影響を及ぼす上記生体の体動の発生状態を検出する体動検出部と、を備えるようにしたものである。

[0007] この発明の第１の態様によれば、被測定部位に対する電波の送受波により得られる波形信号から波形の特徴を表す情報が抽出され、この抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、生体情報の測定に影響を及ぼす上記生体の体動の発生状態が検出される。従って、加速度センサ等のその他のセンシングデバイスを追加することなく、生体情報測定装置が備える既存の構成を用いて、ユーザの体動を検出することが可能となる。その結果、装置の簡単小型化や低価格化を実現できる。

[0008] この発明の第２の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記波形信号の振幅値が予め設定された第１の持続時間よりも長い時間にわたって予め設定された第１の振幅値を上回る場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0009] この発明の第３の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記

波形信号の振幅値が予め設定された第１の持続時間よりも短い時間にわたって予め設定された第１の振幅値を下回る場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0010] この発明の第４の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記波形信号の振幅値が予め設定された第１の持続時間よりも短い時間にわたって予め設定された第１の振幅値を上回る場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0011] この発明の第５の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記波形信号の振幅値が予め設定された第１の持続時間よりも長い時間にわたって予め設定された第１の振幅値を下回る場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0012] この発明の第２乃至第５の態様によれば、波形信号の特徴として当該波形の振幅値が抽出され、この振幅値の変動の持続時間に基づいて体動の発生が判定される。従って、波形信号の振幅とその持続時間の両方に着目することで、体動の発生を精度良く判定することが可能となる。

[0013] この発明の第６の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の繰り返し周期に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の繰り返し周期に係る情報に基づいて、上記波形信号の繰り返し周期が予め設定された時間の範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0014] この発明の第６の態様によれば、波形信号の特徴として当該波形の繰り返し周期が抽出され、この繰り返し周期の変動に基づいて体動の発生が判定される。従って、波形信号の繰り返し周期の変化を監視するだけで、比較的簡単な処理により体動を判定することができる。

[0015] この発明の第７の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記波形信号の振幅値が予め設定された第１の振幅の範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0016] この発明の第８の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として上記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、上記波形信号の振幅値が予め設定された第２の振幅の範囲を超えなかった場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0017] この発明の第７または第８の態様によれば、波形信号の特徴として当該波形の振幅値が抽出され、この振幅値の変動に基づいて体動の発生が判定される。従って、波形信号の特異な振幅変動を監視するだけで、比較的簡単な処理により体動判定を行うことができる。

[0018] この発明の第９の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として、上記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の振幅に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の繰り返し区間ごとの波形の振幅に係る情報に基づいて、第１の繰り返し区間における波形の振幅値と上記第１の繰り返し区間とは異なる第２の繰り返し区間における波形の振幅値との差分が、予め設定された第２の振幅の範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0019] この発明の第９の態様によれば、波形信号の波形の特徴として波形信号の繰り返し区間ごとに波形の振幅値が抽出され、異なる複数の繰り返し区間間における波形の振幅値の差が予め設定された範囲を超えた場合に体動が発生したと判定される。従って、波形信号の繰り返し区間間における波形の振幅値の変化を監視するだけで、体動の発生を判定することができる。

[0020] この発明の第１０の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として、上記波形信号の予め設定された時間区

間ごとに所定の周波数帯域のスペクトル強度に係る情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出されたスペクトル強度に係る情報に基づいて、当該スペクトル強度に係る情報が予め設定された範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0021] この発明の第１０の態様によれば、波形信号の波形の特徴として、波形信号の一定の区間ごとに所定の周波数帯域のスペクトル強度が検出され、このスペクトル強度に基づいて体動の発生が判定される。従って、体動特有の周波数成分のスペクトル強度を監視することで、体動の発生を精度良く判定することが可能となる。

[0022] この発明の第１１の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として、上記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状を表す情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の形状に係る情報に基づいて、上記抽出された波形の形状と予め記憶されている参照波形の形状との相関値が、予め設定された相関値以下の場合に、上記体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0023] この発明の第１１の態様によれば、波形信号の波形の特徴として上記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状が抽出され、上記波形信号の繰り返し区間ごとに上記抽出された波形の形状と参照波形の形状との相関値が求められ、この相関値をもとに体動の発生が判定される。従って、体動により波形信号の波形の形状が参照波形の形状に対し変化することに着目することで、体動の発生を精度良く判定することができる。

[0024] この発明の第１２の態様は、上記第１の態様において、上記特徴抽出部が、上記波形信号の波形の特徴として、上記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状を表す情報を抽出し、上記体動検出部が、上記抽出された波形の形状に係る情報に基づいて、第１の繰り返し区間における波形の形状と上記第１の繰り返し区間とは異なる第２の繰り返し区間における波形の形状との相関値が、予め設定された相関値以下の場合に、体動が発生したと判定するようにしたものである。

[0025] この発明の第１２の態様によれば、波形信号の波形の特徴として上記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状が抽出され、繰り返し区間間における波形形状の相関値をもとに体動の発生が判定される。従って、体動により波形信号の波形の形状が繰り返し区間ごとに変化することに着目することで、体動の発生を精度良く判定することができる。

[0026] この発明の第１３の態様は、上記第１乃至８のいずれかの態様において、上記体動検出部が、上記体動の発生の判定動作を周期的に実行し、上記体動が発生したと判定された後、予め設定された時間連続して上記体動が発生されたと判定されないか、または予め設定された周期の数連続して上記体動が発生したと判定されない場合に、上記体動の発生の判定動作に復帰するようにしたものである。

[0027] この発明の第１３の態様によれば、体動の発生が検出された場合には、所定の時間連続して、又は所定の周期の数だけ連続して、体動の発生が検出されない場合にのみ体動の発生の判定動作に復帰する。このため、体動の発生が一時的に検出されなくなった場合に、即時体動検出動作に戻ることはなく、これにより安定性の高い体動検出動作を行うことが可能となる。

[0028] この発明の第１４の態様は、上記第１乃至第９の態様の何れか１つにおいて、上記体動検出部が、上記体動の発生が検出された場合に、予め設定された時間にわたって、上記送信部、上記受信部、上記特徴抽出部、および上記体動検出部のうちの少なくとも１つへの電源供給を停止する動作制御部をさらに備えるようにしたものである。

[0029] この発明の第１４の態様によれば、体動の発生が検出されると、一定時間、装置の各部への電源供給を停止することにより、体動の影響を無視できない不適切な条件下で測定を継続することに起因する消費電力の無駄を低減することができる。

[0030] この発明の第１５の態様は、上記第９の態様において、上記体動検出部が、上記体動の発生が検出された時点から、上記体動の発生の判定動作に復帰する時点まで、上記送信部、上記受信部、上記特徴抽出部、および前記体動

検出部のうちの少なくとも１つへの電源供給を停止する動作制御部をさらに備えるようにしたものである。

[0031] この発明の第１５の態様によれば、体動の発生が検出されてから体動の発生が非検出となるまで、装置の各部への電源供給が停止される。このため、体動が検出されている期間に限り電源供給を停止することができる。

[0032] この発明の第１６の態様は、上記第１乃至第９の態様のいずれかにおいて、上記生体情報測定装置が、上記体動検出部による検出結果を出力する出力部をさらに備えるようにしたものである。

[0033] この発明の第１６の態様によれば、体動の発生状態の検出結果が出力される。このため、体動の発生状態の検出結果を、例えば、生体情報の測定動作に反映させたり、ユーザに提示したり、または記憶部に記憶させたり外部装置へ送信することが可能となり、上記体動の発生状態の検出結果を活用して種々の対応を行うことが可能となる。例えば、体動が発生した期間における生体情報の測定結果を不確かな情報として破棄又は不使用とすることができる。また、体動の発生状態の検出結果をユーザに提示することにより、ユーザに測定中の体動を静止するように促すことができる。さらに、体動の発生状態を記憶部に記憶させたり外部装置に送信することにより、ユーザが自身の健康管理の把握に役立て、または遠隔にいる医療関係者がユーザの健康状態をモニタリングすることもできる。

発明の効果

[0034] すなわちこの発明の各態様によれば、新たなセンサデバイスを追加することなくユーザの体動を検出できるようにした生体情報測定装置、方法およ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

[0035] [図1]図１は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の１つの適用例を説明するためのブロック図である。

[図2]図２は、図１に示した生体情報測定装置に係る一実施形態の手首式血圧計の外観を示す斜視図である。

[図3]図３は、図２に示した血圧計が左手首に装着された状態での第１および第２の脈波センサの平面レイアウトの一例を示す図である。

[図4]図４は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の構成の概要を示すブロック図である。

[図5]図５は、図４に示した生体情報測定装置の詳細な機能構成を示すブロック図である。

[図6]図６は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の一例を示す図である。

[図7]図７は、図６に示した体動の発生状態の検出手法を用いた、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図8]図８は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の他の一例を示す図である。

[図9]図９は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の他の一例を示す図である。

[図10]図１０は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の他の一例を示す図である。

[図11]図１１は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の他の一例を示す図である。

[図12]図１２は、この開示の一実施形態に係る体動の発生状態の検出手法の他の一例を示す図である。

[図13]図１３は、この開示の他の実施形態に係る生体情報測定装置の機能構成を示すブロック図である。

[図14]図１４は、図２に示した血圧計を備えるシステムの一例の概略図である。

発明を実施するための形態

[0036] 以下、本発明の一側面に係る実施の形態（以下、「本実施形態」とも表記する）を、図面に基づいて説明する。

[0037] ［適用例］

（構成）

まず、本発明が適用される場面の一例について説明する。

図１は、この発明の実施形態に係る生体情報測定装置の一適用例を模式的に示したものである。

[0038] 図１の例では、生体情報測定装置１は、センサ部２と、特徴抽出部１０５１と、体動検出部１０５２と、出力部５と、表示器５０とを備えている。生体情報測定装置１は、生体の被測定部位ＴＧにセンサ部２が対向するように配置される。

[0039] 被測定部位ＴＧは、例えば、ヒトの手首の橈骨動脈を含む部分である。生体情報測定装置１は、例えば腕時計型のウェアラブル端末であり、装着時にセンサ部２が手首の掌側面に対向するように配置され、生体情報として、例えば脈波（または脈波に関する信号）が測定される。なお、被測定部位ＴＧは、上肢（手首、上腕など）、または下肢（足首など）のような棒状の部位のほか、体幹であってもよい。

[0040] センサ部２は、例えばユーザの橈骨動脈における脈波を計測する脈波センサであり、送信部３と受信部４とを備える。

[0041] 送信部３は、送信アンテナ素子と送信回路とを含み、被測定部位ＴＧに向けて測定信号としての電波を送波する。

[0042] 受信部４は、受信アンテナ素子と受信回路とを含み、上記電波の被測定部位ＴＧによる反射波を受信し、その反射波の波形信号を出力する。

[0043] 特徴抽出部１０５１は、受信部４から出力された波形信号を受け取り、当該波形信号をもとに脈波信号を生成したのち、当該脈波信号から波形の特徴を抽出する。

[0044] 体動検出部１０５２は、特徴抽出部１０５１によって抽出された、脈波信号の波形の特徴に基づいて、体動の発生状態を検出する。体動の発生状態は、この例では体動の発生の有無を表すが、他に体動の発生期間や体動の大きさ、方向などを含むものであってもよい。

[0045] 出力部５は、体動検出部１０５２によって検出された体動の発生状態の検出結果を出力する。例えば、出力部５は、体動の発生状態の検出結果に基づいて、例えば体動が発生している旨、または体動の静止を促す旨の表示メッセージを生成し、表示器５０に出力する。

[0046] 表示器５０は、例えば、生体情報測定装置１に設けられたディスプレイまたはスピーカ、あるいはその両方を含むものであり、出力部５から出力された表示メッセージをユーザに対して視覚的または聴覚的に提示する。または、表示器５０は、検出結果を振動によりユーザに報知するものであってもよい。なお、表示器５０は生体情報測定装置１とは別体とすることもでき、または省略することもできる。

[0047] （動作）

生体情報測定装置１は、送信部３により被測定部位ＴＧに向けて測定信号としての電波を一定の周期で送波する。そうすると、上記一定周期で上記電波の被測定部位ＴＧによる反射波が受信部４により受信される。受信部４では、上記反射波の波形信号が生成され、特徴抽出部１０５１に出力される。なお、送信部３によって送波される電波は、連続的に送波されるものであっても、間欠的に送波されるものであってもよい。

[0048] 特徴抽出部１０５１は、上記受信部４から波形信号が入力されると、例えば、先ず当該波形信号をディジタル信号に変換したのち、雑音成分等の不要波成分を除去するためのフィルタリング処理を行って脈波信号を生成する。脈波信号は、上記被測定部位ＴＧを通る橈骨動脈の拍動を表す波形信号である。次に特徴抽出部１０５１は、上記脈波信号から波形の特徴を抽出する。例えば、特徴抽出部１０５１は上記脈波信号の波形からその振幅値を抽出する。なお、波形の特徴としては、振幅値に限るものではなく、他に、波形の周期性、波形の所定の周波数帯域のスペクトル強度、波形の形状等を抽出するようにしてもよい。特徴抽出部１０５１は、上記抽出された波形の特徴を表す情報を体動検出部１０５２へ出力する。

[0049] 体動検出部１０５２は、上記特徴抽出部１０５１から出力された波形の特

徴を表す情報に基づいて、体動の発生状態を検出する。例えば、体動検出部１０５２は、波形の振幅値がしきい値を超える時間が一定時間以上持続するか否かにより、体動の発生を判定する。なお、体動の検出手法は上記手法に限るものではなく、他にも、波形の振幅値が所定のしきい値で示される範囲を超えたか否か、波形の繰り返し区間間の振幅値の差分が所定のしきい値を超えたか否か、波形の繰り返し周期の変化が所定の範囲を超えたか否か、波形に含まれる所定の周波数帯域のスペクトル強度が所定のしきい値で表される範囲を超えたか否か、検出された波形の形状と参照波形の形状との相関値、または各繰り返し区間間の波形の相関値がしきい値を超えたか否か等により、体動の発生を検出するようにしてもよい。

[0050] 出力部５は、上記体動検出部１０５２から通知される、体動の発生状態の検出結果を表す情報に基づいて、体動が発生している旨または体動の静止を促す旨の表示メッセージを生成し、表示器５０に出力して表示させる。また出力部５は、例えば、体動の発生状態の検出結果を表す情報を図示しない記憶部へ出力して記憶させたり、ネットワークを介して外部の装置へ出力することも可能である。

[0051] （効果）

以上述べたように適用例によれば、特徴抽出部１０５１において、被測定部位ＴＧに対する電波の送受波により得られた脈波信号からその波形の特徴、例えば振幅値が抽出され、体動検出部１０５２において、上記抽出された波形の特徴に基づいて体動の発生状態が検出される。このため、例えば加速度センサ等のその他の動きセンサを追加することなく、ユーザの体動を検出することが可能となる。その結果、装置の簡単小型化と低価格化を実現できる。

[0052] また、出力部５において、上記体動の検出結果を表す情報をもとに、例えば体動が発生している旨または体動の静止を促す旨の表示メッセージが生成され、表示器５０に表示される。この結果、ユーザは、上記表示メッセージにより自身の運動状態を確認したり、また生体情報の測定期間において体動

を静止させることができる。

[0053] さらに、出力部により、例えば、体動の発生状態の検出結果が記憶部に記憶されたり、ネットワークを介して外部装置に送信される。その結果、例えば、体動の発生状態の検出結果をユーザ自身が運動量等を把握するために使用したり、または遠隔にいる医療関係者がユーザの動きの状態をモニタリングすることが可能となる。

[0054] さらに、上記記憶部に記憶された体動の発生状態の検出結果を表す情報をもとに、例えば体動が検出されている状態で測定された生体情報を破棄又は不使用にするといった処理を行うことも可能となる。

[0055] ［第１の実施形態］

（構成例）

（１）血圧計の構造

図２は、この発明の第１の実施形態に係る生体情報測定装置１としての手首式血圧計（全体を符号１で示す）の外観を示す斜視図である。図３は、上記血圧計１が被測定部位としての左手首９０に装着された状態（以下「装着状態」と呼ぶ。）での脈波センサのアンテナＴＸ１，ＲＸ１，ＴＸ２，ＲＸ２の配置位置を模式的に示した平面図である。なお、図３において、９０ａは左手首９０の掌側面を、また９１は橈骨動脈９１の位置を例示している。

[0056] 図２および図３に示すように、血圧計１は、大別して、ユーザの左手首９０を取り巻いて装着されるベルト２０と、このベルト２０に一体に取り付けられた本体１０とを備えている。この血圧計１は、全体として、２対（２組）の脈波センサを含む血圧測定装置に対応するものとして構成されている。これらの図では、上流側（上腕側）に配置された送信アンテナＴＸ１と受信アンテナＲＸ１、下流側（手首側）に配置された送信アンテナＴＸ２と受信アンテナＲＸ２が、それぞれ対となって脈波センサを形成している。

[0057] 図２に示すように、ベルト２０は、左手首９０を周方向に沿って取り巻くように細長い帯状の形状を有し、左手首９０に接する内周面２０ａと、この内周面２０ａと反対側の外周面２０ｂとを有している。ベルト２０の幅方向

Ｙの寸法（幅寸法）は、この例では約３０ｍｍに設定されている。

[0058] 本体１０は、ベルト２０のうち、周方向に関して一方の端部２０ｅに、この例では一体成形により一体に設けられている。なお、ベルト２０と本体１０とを別々に形成し、ベルト２０に対して本体１０を係合部材（例えばヒンジなど）を介して一体に取り付けても良い。この例では、本体１０が配置された部位は、装着状態で左手首９０の背側面（手の甲側の面）９０ｂに対応することが予定されている。

[0059] 図２によって分かるように、本体１０は、ベルト２０の外周面２０ｂに対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有している。この本体１０は、ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。この例では、本体１０は、ベルト２０から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有している。

[0060] 本体１０の頂面（被測定部位から最も遠い側の面）１０ａには、表示画面をなす表示器５０が設けられている。表示器５０は、この例では有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなり、図示しない制御部からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、その他の情報を表示する。なお、表示器５０は、有機ＥＬディスプレイに限られるものではなく、例えばＬＣＤ（Liquid Cristal Display）など、他のタイプの表示器からなっていてもよい。

[0061] また、本体１０の側面（図２における左手前側の側面）１０ｆには、ユーザからの指示を入力するための操作部５２が設けられている。操作部５２は、この例ではプッシュ式スイッチからなり、ユーザによる血圧測定開始又は停止の指示に応じた操作信号を入力する。なお、操作部５２は、プッシュ式スイッチに限られるものではなく、例えば感圧式（抵抗式）または近接式（静電容量式）のタッチパネル式スイッチなどであってもよい。また、図示しないマイクロフォンを備えて、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。

[0062] ベルト２０のうち、周方向に関して一方の端部２０ｅと他方の端部２０ｆ

との間の部位に、第１、第２の脈波センサを構成する送受信部４０が設けられている。ベルト２０のうち、送受信部４０が配置された部位の内周面２０ａには、ベルト２０の長手方向Ｘおよび幅方向Ｙに関して互いに離間して配置されたアンテナＴＸ１，ＴＸ２，ＲＸ１，ＲＸ２を含む送受信アンテナ群４０Ｅが搭載されている。この例では、ベルト２０の長手方向Ｘに関して送受信アンテナ群４０Ｅが占める範囲は、装着状態で左手首９０の橈骨動脈９１に対応することが予定されている（図３参照）。

[0063] 図２中に示すように、本体１０の底面（被測定部位に最も近い側の面）１０ｂとベルト２０の端部２０ｆとは、三つ折れバックル２４によって接続されている。このバックル２４は、外周側に配置された第１の板状部材２５と、内周側に配置された第２の板状部材２６とを含んでいる。第１の板状部材２５の一方の端部２５ｅは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２７を介して本体１０に対して回動自在に取り付けられている。第１の板状部材２５の他方の端部２５ｆは、幅方向Ｙに沿って延びる連結棒２８を介して第２の板状部材２６の一方の端部２６ｅに対して回動自在に取り付けられている。第２の板状部材２６の他方の端部２６ｆは、固定部２９によってベルト２０の端部２０ｆ近傍に固定されている。なお、ベルト２０の長手方向Ｘ（装着状態では、左手首９０の周方向に相当する。）に関して固定部２９の取り付け位置は、ユーザの左手首９０の周囲長に合わせて予め可変して設定されている。これにより、この血圧計１（ベルト２０）は、全体として略環状に構成されるとともに、本体１０の底面１０ｂとベルト２０の端部２０ｆとが、バックル２４によって矢印Ｂ方向に開閉可能になっている。

[0064] この血圧計１を左手首９０に装着する際には、バックル２４を開いてベルト２０の環の径を大きくした状態で、図２中に矢印Ａで示す向きに、ユーザがベルト２０に左手を通す。そして、ユーザは、左手首９０の周りのベルト２０の角度位置を調節して、左手首９０を通っている橈骨動脈９１上にベルト２０の送受信部４０を位置させる。これにより、送受信部４０の送受信アンテナ群４０Ｅが左手首９０の掌側面９０ａのうち橈骨動脈９１に対応する

部分９０ａ１に当接する状態になる。この状態で、ユーザが、バックル２４を閉じて固定する。このようにして、ユーザは血圧計１（ベルト２０）を左手首９０に装着する。

[0065] 図３に示すように、装着状態では、送受信部４０の送受信アンテナ群４０Ｅは、左手首９０の橈骨動脈９１に対応して、概ね左手首９０の長手方向（ベルト２０の幅方向Ｙに相当）および左手首９０の周方向（ベルト２０の長手方向Ｘに相当）に沿って互いに離間した状態で並ぶ２つの送信アンテナＴＸ１，ＴＸ２と２つの受信アンテナＲＸ１，ＲＸ２とを含んでいる。

[0066] この例では、送信アンテナまたは受信アンテナは、２４ＧＨｚ帯の周波数の電波を発射または受信し得るように、面方向（図３において紙面の方向を意味する。）に関して、縦横いずれも約３ｍｍの正方形のパターン形状を有している。

[0067] また、各送信アンテナＴＸ１，ＴＸ２は、電波の発射のための導電体層を有している（図示せず）。導電体層のうち左手首９０に対向する面に沿って、誘電体層が取り付けられている（個々の送信アンテナ、受信アンテナにおいて同じ構成になっている。）。装着状態では、左手首９０の掌側面９０ａに導電体層が対向し、誘電体層は、スペーサとして働いて、左手首９０の掌側面９０ａと導電体層との間の距離を一定に保つ。これにより、左手首９０からの生体情報を精度良く測定することを可能にする。

[0068] 導電体層は、例えば金属（銅など）からなる。誘電体層は、例えばポリカーボネートからなり、それにより、誘電体層の比誘電率は、均一にεｒ≒３．０に設定されている。なお、この比誘電率は、送受信に用いられる電波の２４ＧＨｚ帯の周波数での比誘電率を意味している。

[0069] このような送受信アンテナ群４０Ｅは、面方向に沿って偏平に構成され得る。したがって、この血圧計１では、ベルト２０を全体として薄厚に構成できる。

[0070] なお、図２および図３では、２組の脈波センサを備えるものとして血圧計１を示したが、センサの数はこれに限るものではない。例えば、３組以上の

脈波センサを橈骨動脈９１に沿って分散配置し、これらの脈波センサによりそれぞれ橈骨動脈の３箇所以上の位置で脈波を測定するように構成してもよい。このようにすると、脈波信号の測定数を増やすことができるので、例えば脈波伝播時間（Pulse Transit Time；ＰＴＴ）を算出するときの精度を高めることができる。

[0071] （２）血圧計１の機能構成

図４は、この発明の第１の実施形態に係る血圧計１の機能構成を示すブロック図である。

血圧計１は、複数のセンサ部と、処理ユニット１２とを備えている。図４では、図示の簡単のため、センサ部を第１のセンサ部１３０－１と第２～第ｎのセンサ部１３０－２～１３０－ｎとして示している。また図４では、動脈９１は、図の上方に上流側（上腕側）９１Ｕ、図の下方に下流側（手首側）９１Ｄがあるものとして示されている。

[0072] 第１のセンサ部１３０－１は、対をなす送信アンテナＴＸ１および受信アンテナＲＸ１と、これらの送信アンテナＴＸ１および受信アンテナＲＸ１にそれぞれ接続される送信回路ＴＣ１，ＲＣ１とを備えている。送信アンテナＴＸ１および受信アンテナＲＸ１は、いずれも橈骨動脈９１を含む被測定部位の方向に指向性を有する。送信回路ＴＣ１は、一定の周期で測定信号を上記送信アンテナＴＸ１に給電し、これにより送信アンテナＴＸ１から被測定部位に対し測定信号の電波を送波する。受信アンテナＲＸ１は、上記測定信号の電波の橈骨動脈９１による反射波を受波する。受信回路ＲＣ１は、上記受信アンテナＲＸ１により受波された反射波に対応する波形信号を生成し、処理ユニット１２へ出力する。

[0073] なお、第２～第ｎの各センサ部１３０－２～１３０－ｎの構成は、上記第１のセンサ部１３０－１と同一なので説明は省略する。

[0074] 処理ユニット１２は、例えば、中央処理ユニット（Central Processing Unit：ＣＰＵ）等のハードウェアプロセッサと作業用のメモリを備えたもので、一実施形態に係る処理機能部として、脈波検出部１０１－１，１０１－２

，…，１０１－ｎ（１０１－１～１０１－ｎ）と、ＰＴＴ算出部１０３と、血圧推定部１０４と、体動判定部１０５と、出力部５とを有している。これらの処理機能部は、いずれも図示しない記憶ユニットに格納されたプログラムを上記ハードウェアプロセッサに実行させることにより実現される。

[0075] 脈波検出部１０１－１～１０１－ｎは、それぞれ上記各センサ部１３０－１～１３０－ｎから出力された波形信号を取り込んで脈波信号ＰＳ１～ＰＳｎを生成し、ＰＴＴ算出部１０３および体動判定部１０５に出力する。

[0076] ＰＴＴ算出部１０３は、上記脈波検出部１０１－１～１０１－ｎのうち任意の脈波検出部（例えば１０１－１，１０１－２）から出力された脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２間の時間差を脈波伝播時間（ＰＴＴ）として算出する。

[0077] 血圧推定部１０４は、上記ＰＴＴ算出部１０３により算出された脈波伝播時間（ＰＴＴ）と、図示しない記憶ユニットに記憶されている、ＰＴＴと血圧値との関係を表す対応式とに基づいて、上記算出された脈波伝播時間（ＰＴＴ）に対応する血圧値を推定する。

[0078] 体動判定部１０５は、上記脈波検出部１０１－１から出力された脈波信号から、その波形の特徴を抽出する。そして、上記抽出された信号波形の特徴に基づいて、生体情報測定に影響を及ぼす体動の発生状態（例えば、体動の発生の有無、体動の発生期間）を検出する。

[0079] また、体動判定部１０５は、体動が発生したと判定されると、その検出時点から予め設定された一定時間に渡って、あるいは上記検出時点から体動が検出されなくなるまでの期間に、センサ部１３０－１～１３０－ｎへの電源供給を選択的に遮断するように、電源回路を制御する。

[0080] 出力部５は、上記体動判定部１０５による体動の発生状態の検出結果に基づいて、例えば体動が発生している旨または体動の静止を促す旨の表示メッセージを生成し、図示しない表示器に表示させる。

[0081] さらに出力部５は、例えば体動の発生状態の検出結果を表す情報を図示しない記憶部へ出力して記憶させたり、ネットワークを介して外部の装置へ出力することも可能である。この場合出力部５は、上記体動の発生状態の検出

結果を表す情報に、時刻を表す情報や、ユーザもしくは生体情報測定装置１のＩＤ、取得された脈波信号など、他の情報を含めるようにするとよい。

[0082] 図５は、上記図４に示した血圧計１の機能構成をさらに詳しく示したブロック図である。なお、同図において、前記図４と同一部分には同一符号を付して説明は省略する。

血圧計１は、センシングユニット１３と、処理ユニット１２と、記憶ユニット１４と、入出力インタフェース１６と、通信インタフェース１７と、表示器５０と、操作部５２とを備える。このうち、処理ユニット１２、記憶ユニット１４、入出力インタフェース１６、通信インタフェース１７、表示器５０および操作部５２は、本体１０に設けられる。

[0083] 入出力インタフェース１６は、例えば、上記操作部５２を介してユーザが入力した指示を受け取るとともに、処理ユニット１２により生成された表示データを表示器５０に出力する機能を有する。

[0084] 通信インタフェース１７は、例えば有線または無線インタフェースを有しており、通信ネットワークＮＷを介して、ユーザが所持する端末やクラウド上に配置されたサーバ（図示省略）等との間での情報の送受信を可能にする。この実施形態において、ネットワークＮＷは、インターネットであるが、これに限定されず、病院内ＬＡＮ（Local Area Network）のような他の種類のネットワークであってもよいし、ＵＳＢケーブルなどを用いた１対１の通信であってもよい。通信インタフェース１７は、マイクロＵＳＢコネクタ用のインタフェースであってもよい。

[0085] 記憶ユニット１４は、記憶媒体として例えばＨＤＤ（Hard Disk Drive）またはＳＳＤ（Solid State Drive）等の随時書込および読み出しが可能な不揮発性メモリと、ＲＡＭ等の揮発性メモリとを併用したものであり、この実施形態を実現するために必要な記憶領域として、プログラム記憶部（図示省略）と、対応式記憶部１４１と、測定値記憶部１４２と、体動記憶部１４３とを備える。

[0086] 対応式記憶部１４１には、脈波伝播時間（ＰＴＴ）と血圧値との関係を表

す対応式が予め記憶されている。なお、対応式については後で詳述する。

[0087] 測定値記憶部１４２は、血圧値の測定結果に関するログを記憶するために用いられる。

[0088] 体動記憶部１４３は、体動の発生状態の検出結果を表す情報を記憶するために用いられる。

[0089] なお、測定値記憶部１４２および体動記憶部１４３は、必ずしも生体情報測定装置１に内蔵されたものでなくてもよく、例えばユーザが所持する携帯端末、またはクラウド上に配置されたサーバ等の外部の記憶装置に設けられたものであってもよい。この場合、血圧計１は、通信ネットワークＮＷを介して上記携帯端末またはサーバとの間で通信を行うことで、上記測定値記憶部１４２および体動記憶部１４３にアクセスすることができる。

[0090] センシングユニット１３は、脈波センサとしての複数のセンサ部１３０－１～１３０－ｎ（以下、まとめてセンサ部１３０とも呼ぶ。）を有する。各センサ部１３０は、図４においても述べたように、送信アンテナＴＸ１～ＴＸｎと、それら送信アンテナを通じて電波を送波する送信回路ＴＣ１～ＴＣｎと、受信アンテナＲＸ１～ＲＸｎと、それら受信アンテナを通じて反射波を受信する受信回路ＲＣ１～ＲＣｎとを備える。

[0091] 処理ユニット１２は、図４でも述べたようにＣＰＵ等のハードウェアプロセッサと作業用のメモリを備えたもので、上記センサ部１３０－１～１３０－ｎに対応して設けられた複数の脈波検出部１０１－１～１０１－ｎと、ＰＴＴ算出部１０３と、血圧推定部１０４と、体動判定部１０５と、出力部５とを備える。

[0092] 脈波検出部１０１－１～１０１－ｎは、それぞれ、ＡＤ変換部ＡＤＣ１～ＡＤＣｎと、フィルタ部Ｆ１～Ｆｎとを備える。ＡＤ変換部ＡＤＣ１～ＡＤＣｎは、それぞれ受信回路ＲＣ１～ＲＣｎから出力された波形信号をディジタル信号に変換する。フィルタ部Ｆ１～Ｆｎは、上記ディジタル信号に変換された波形信号に対し例えば雑音成分を除去するためのフィルタリング処理を施し、これにより脈波信号ＰＳ１～ＰＳｎを出力する。脈波信号は、左手

首９０を通る橈骨動脈９１の、上記送受信アンテナの配置位置における拍動を表すものである。

[0093] 体動判定部１０５は、特徴抽出部１０５１と、体動検出部１０５２とを備える。

[0094] 特徴抽出部１０５１は、脈波検出部１０１－１～１０１－ｎのうちの少なくとも１つ（この例では脈波検出部１０１－１）から出力された脈波信号ＰＳ１を受け取り、その脈波信号ＰＳ１から波形の特徴を抽出する。この波形の特徴の抽出処理については、後に詳述する。

[0095] 体動検出部１０５２は、特徴抽出部１０５１によって抽出された波形の特徴を表す情報を受け取り、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。この体動の発生状態の検出処理についても後に詳述する。

[0096]（動作例）

（１）脈波の測定と血圧の推定

次に、この発明の一実施形態に係る血圧計１の動作例について説明する。

血圧計１は、第１のセンサ部１３０－１～１３０－ｎにより、送信回路ＴＣ１～ＴＣｎから送信アンテナＴＸ１～ＴＸｎを介して橈骨動脈９１を含む被測定部位の異なる複数の位置に向けて、一定の周期で測定信号としての電波を送波する。そうすると、上記各電波の上記被測定部位による反射波がそれぞれ受信アンテナＲＸ１～ＲＸｎで受波され、受信回路ＲＣ１～ＲＣｎによりそれぞれ上記反射波に対応する波形信号が生成される。これらの波形信号は処理ユニット１２の脈波検出部１０１－１～１０１－ｎにそれぞれ入力される。

[0097] 処理ユニット１２の脈波検出部１０１－１～１０１－ｎでは、それぞれ上記受信回路ＲＣ１～ＲＣｎから出力された波形信号に対し、ディジタル信号に変換する処理と、雑音成分を除去するためのフィルタリング処理が行われ、これにより脈波信号ＰＳ１～ＰＳｎが得られる。この脈波信号ＰＳ１～ＰＳｎはＰＴＴ算出部１０３に入力される。

[0098] ＰＴＴ算出部１０３では、上記入力された各脈波信号ＰＳ１～ＰＳｎのう

ち、任意の脈波信号（例えばＰＳ１とＰＳ２）間の時間差が、脈波伝播時間（ＰＴＴ）として算出される。例えば、図４の例では、脈波信号ＰＳ１の振幅のピークＡ１と脈波信号ＰＳ２の振幅のピークＡ２との間の時間差Δｔが脈波伝播時間（ＰＴＴ）として算出される。上記脈波伝播時間（ＰＴＴ）の算出結果は血圧推定部１０４に入力される。

[0099] 血圧推定部１０４では、上記ＰＴＴ算出部１０３により算出された脈波伝播時間（ＰＴＴ）と、記憶ユニット１４の対応式記憶部１４１に記憶されている、ＰＴＴと血圧値との関係を表す対応式とに基づいて、上記算出された脈波伝播時間（ＰＴＴ）に対応する血圧値を推定する処理が行われる。

[0100] 例えば、対応式Ｅｑは、それぞれ脈波伝播時間をＤＴ、血圧をＥＢＰと表すとき、

$$EBP = \alpha / DT^2 + \beta \quad \cdots (Eq.\ 1)$$

（ただし、α、βはそれぞれ既知の係数または定数を表す）

で示すような、１／ＤＴ^{2}の項を含む公知の分数関数として提供される。

なお、対応式Ｅｑとしては、

$$EBP = \alpha / DT^2 + \beta / DT + \gamma DT + \delta \quad \cdots (Eq.\ 2)$$

（ただし、α、β、γ、δはそれぞれ既知の係数または定数を表す）

のように、１／ＤＴ^{2}の項に加えて、１／ＤＴの項と、ＤＴの項とを含む式などの、公知の別の対応式を用いてもよい。

[0101] 上記血圧推定部１０４により算出された血圧の推定値は、例えば出力部５を介して測定値記憶部１４２に血圧ログとして記憶される。上記血圧の推定値は、例えば、出力部５により入出力インタフェース１６を介して表示器５０に表示されるようにしてもよいが、参考値にとどめてさらに正確な血圧測定を促すトリガとして使用することができる。

[0102] 例えば、血圧計１が、上記ＰＴＴによる血圧推定機能に加え、オシロメトリック方式を用いた血圧測定機能をさらに備えている場合には、上記ＰＴＴによる血圧推定値がしきい値で示される範囲を超えているか否かを判定し、超えていると判定された場合には上記オシロメトリック方式を用いた血圧測

定機能を起動し、より正確な血圧を測定するようにしてもよい。また、血圧計１が、オシロメトリック方式を用いた血圧測定機能を備えていない場合には、上記ＰＴＴによる血圧推定値がしきい値で示される範囲を超えている旨のメッセージを表示器５０に表示し、別途用意されているオシロメトリック方式の血圧計を用いた血圧測定をするようにユーザを促してもよい。

[0103] （２）体動の発生状態の検出および出力

血圧計１では、上記したＰＴＴの算出および血圧の推定処理と並行して、体動の発生状態の検出および出力処理が以下のように行われる。

[0104] すなわち、血圧計１の体動判定部１０５は、各脈波検出部１０１－１～１０１－ｎのうち任意の１つの脈波検出部（例えば脈波検出部１０１－１）から脈波信号ＰＳ１を取り込む。そして体動判定部１０５は、上記脈波信号ＰＳ１から、その波形の特徴を抽出し、上記抽出された信号波形の特徴に基づいて、生体情報測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。上記脈波信号から波形の特徴を抽出して体動の発生状態を検出する方法には、複数種類の方法が考えられる。これらの方法については後に詳しく説明する。

[0105] 上記体動の発生が検出されると、その検出結果を表す情報が体動判定部１０５から出力部５に渡される。出力部５では、上記検出結果に基づいて、例えば体動が発生している旨または静止を促す旨の表示メッセージが生成され、この表示メッセージが入出力インタフェース１６を介して表示器５０に送られる。従って、表示器５０には上記表示メッセージが表示される。この結果、ユーザは、上記表示メッセージにより自身の運動状態を確認したり、また脈波の測定期間において体動を静止させることが可能となる。

[0106] なお、表示器５０に上記表示メッセージを表示させると同時に、あるいは代わりに、表示器５０に設けられているスピーカから「測定できません。動かないでください。」などの音声メッセージもしくは警告音を出力させることも可能である。その他、警告音の代わりに、光の明滅もしくは振動を用いてもよい。

[0107] また出力部５により、例えば、上記体動の発生状態の検出結果が体動記憶

部１４３に記憶される。この結果、例えば、ユーザの操作に応じて、上記記憶された検出結果の情報を読み出して表示器５０に表示することにより、ユーザ自身が運動の有無や運動量等を把握するために使用することが可能となる。また、夜間の体動の発生状態の検出結果に基づいて、就寝中の体動の程度を評価することにより、睡眠の質の評価に活用することも可能である。

[0108] さらに出力部５により、例えば、上記体動の発生状態の検出結果を表す情報が、ネットワークを介して外部装置へ送信される。この場合、体動の発生状態の検出結果を表す情報には、ユーザまたは血圧計１のＩＤ、測定時刻、測定された脈波の波形、算出された血圧推定値等が内包されて、あるいは付加されて送られる。この結果、遠隔地にいる家族または医療関係者は、ユーザの動きの状態をモニタリングすることが可能となる。これは、例えば高齢者の遠隔監視を行う場合に有効である。

[0109] （３）体動の発生状態の検出

（３－１）第１の検出手法

図６は、体動の第１の検出手法を説明するための波形図である。

第１の検出手法は、受信された脈波信号の波形の特徴として波形の振幅値を抽出し、この抽出された振幅値に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生と、その終了とを検出する。

[0110] 図６に示されるように、脈波信号は時間軸に対する電圧値の変化として検出される。また、一般に、橈骨動脈９１の脈波を測定した場合、周期は約１秒となることが知られている。ただし、図６に示す信号は、実施形態に係る検出手法を説明するために便宜的に例示するものにすぎず、これに限定されるものではない。なお、第２乃至第６の各検出手法を説明するために使用する図８～１２についても同様である。

[0111] 第１の検出手法では、受信された脈波信号の振幅値が予め設定されたしきい値Ｖ_THを超える時間が、予め設定された時間しきい値Ｔ_THよりも長い場合に、体動が発生したと判定する。すなわち、反射波の受信信号強度（電圧など）が予め設定された強度しきい値Ｖ_THを超過する時間が時間しきい値Ｔ

_THを超えたら、体動が発生したと判定する。

[0112] 一方、脈波信号の振幅値がしきい値Ｖ_THを超える時間が、時間しきい値Ｔ_THより短くなった場合に、体動が停止したと判定する。

[0113] 処理ユニット１２の体動判定部１０５は、例えば、体動が発生していると判定されている期間は体動判定フラグをＯＮにし、体動の発生が検出されていない期間は体動判定フラグをＯＦＦにすることによって、体動の発生状態を表す。

[0114] 以上の動作をより詳細に説明する。血圧計１は、はじめに体動の発生の検出動作を行う状態（新たに体動の発生が検出されるかどうかを監視している状態）にある。図６において、ｔ１１の時点で信号強度が強度しきい値Ｖ_THを超えた。しかし、時間しきい値Ｔ_THを経過するよりも前のｔ１２の時点で、脈波信号の信号強度が強度しきい値Ｖ_TH未満に低下した。したがって、このとき測定された脈波に影響を及ぼす体動は発生していないと判定される。

[0115] その後、ｔ１３の時点において脈波信号の信号強度が強度しきい値Ｖ_THを超え、ｔ１４の時点において脈波信号の信号強度が強度しきい値Ｖ_THを超えている時間が時間しきい値Ｔ_THを超過したと判定された（しきい値超過時間＞Ｔ_TH）。これは、体動に起因する雑音成分が脈波信号に重畳していることによるもの（体動の低周波成分が波形に重畳している＝体動有り）と推定される。したがって、脈波の測定に影響を及ぼす体動が発生したと判定され、ｔ１４の時点で体動判定フラグがＯＮにされる。体動判定フラグがＯＮであるので、血圧計１は、体動の発生の検出ではなく、体動の発生の非検出を監視する状態に移行する。

[0116] 続いて、ｔ１５の時点で脈波信号の信号強度が強度しきい値Ｖ_THを下回るが、非検出の判定条件を満たしていないので、体動判定フラグはＯＮのまま維持される。ｔ１６の時点で脈波信号の信号強度が再び強度しきい値Ｖ_THを超過し、ｔ１７の時点で強度しきい値超過時間が再び時間しきい値Ｔ_THを超過する（しきい値超過時間＞Ｔ_TH）。この間、体動は持続していると判定され、体動判定フラグはＯＮのまま維持される。その後、ｔ１８の時点で、脈

波信号の信号強度が強度しきい値Ｖ_THを超過する時間が時間しきい値Ｔ_TH未満（しきい値超過時間＜Ｔ_TH）となった。これは、脈波信号に重畳していた体動に起因する雑音成分が消失（もしくは減少）したことによるもの（体動無し）と判定される。

[0117] しかし、第１の検出手法に関し、図６では、ｔ１８の時点でただちに体動が停止したとは判定せず、ｔ１９の時点で、すなわち、２回連続して強度しきい値の超過時間がＴ_TH未満（しきい値超過時間＜Ｔ_TH）となったと判定されてから、体動判定フラグがＯＦＦにされる。体動判定フラグがＯＦＦにされると、血圧計１は再び、体動の発生の検出動作へと復帰する。すなわち、図６の例では、脈波信号の信号強度と強度しきい値との比較結果が一定時間以上「Ｈｉｇｈ」の時に体動判定フラグがＯＮにされ、停止手法の場合は一定時間後に体動判定フラグがＯＦＦにされる。

[0118] このように、第１の検出手法では、脈波信号の波形の振幅がしきい値Ｖ_THを超過する時間が時間しきい値Ｔ_TH未満となったときに直ちに体動が停止したと判定するのでなく、一定時間安定して同じ状況が検出されることが確認されてから（「しきい値超過時間＜一定値」がＮ_TH回（図６では２回）以上連続した時に）、体動が停止したと判定する。これにより、体動判定フラグＯＮ／ＯＦＦの頻繁な切替えに起因する、表示や電源供給の切替えなどの不要な処理を低減することができる。なお、第１の検出手法では、脈波信号の振幅値が連続してしきい値Ｖ_THを超過する時間が時間しきい値Ｔ_TH未満となる回数を任意に設定することができ、３回や４回など増やすこともでき、１回とすることも可能である。

[0119] 図７は、第１の検出手法を用いた血圧計１の処理手順と処理内容の一例を示すフローチャートである。

血圧計１の処理ユニット１２は、体動検出部１０５２の制御の下、先ずステップＳ２０において脈波信号波形の振幅値が予め設定されたしきい値Ｖ_THを超えるかどうかを判定する。予め設定されたしきい値Ｖ_THを超えない場合は、処理を終了する。

[0120] 上記ステップＳ２０において脈波信号の振幅値がしきい値Ｖ_THを超えると判定された場合、処理ユニット１２は、体動検出部１０５の制御の下、ステップＳ２１において脈波信号の振幅値がしきい値Ｖ_THを超えている時間を計測する。

[0121] 上記ステップＳ２２において、脈波信号の振幅値がしきい値Ｖ_THを超過している時間が、時間しきい値Ｔ_THを超過しているかどうかを判定する。時間しきい値Ｔ_THを超過していると判定された場合、体動検出部１０５２はステップＳ２３に移行する。

[0122] 処理ユニット１２は、次にステップＳ２３において、体動判定部１０５の制御の下、体動判定フラグをＯＮにし、内部カウンタｉを０にし、体動の判定を行う第１のセンサ部１３０－１を除くすべてのセンサ部１３０－２～１３０－ｎの動作を停止させる。なお、このセンサ部１３０－２～１３０－ｎの動作を停止させる処理機能については、後述する第２の実施形態において詳述する。

[0123] 一方、上記ステップＳ２２において、脈波信号の振幅値がしきい値Ｖ_THを超過している時間が、時間しきい値Ｔ_THを超過していないと判定された場合、処理ユニット１２はステップＳ２４に移行する。

[0124] ステップＳ２４において、処理ユニット１２は、現在の体動判定フラグがＯＮであるかどうかを判定する。現在の体動判定がＯＦＦの場合、処理は終了する。現在の体動判定がＯＮの場合、処理ユニット１２は、ステップＳ２５において内部カウンタｉをカウントアップし、ステップＳ２６に移行する。処理ユニット１２はステップＳ２６において、内部カウンタｉの値が回数しきい値Ｎ_THよりも大きいか否かを判定する。内部カウンタｉの値が回数しきい値Ｎ_THよりも小さい場合、処理は終了する。内部カウンタｉの値が回数しきい値Ｎ_TH以上の場合、ステップＳ２７に移行する。

[0125] 処理ユニット１２は、ステップＳ２７において、体動判定部１０５の制御の下、体動判定フラグをＯＦＦにし、動作停止状態にあったセンサ部への電源供給を再開し、動作を再開させる。血圧計１は、再び体動の発生の検出動

作を行う状態に戻る。

[0126] このように、脈波信号の波形の振幅値を評価するという比較的簡易な手法で、加速度センサなどの追加のセンサデバイスを設けることなく、体動の発生状態を検出することができる。

[0127] なお、上記体動の検出に用いられる各しきい値としては予め固定的に初期設定した値を用いてもよいし、脈波が正常に取得できているときの平均値から自動算出してもよい。例えば、キャリブレーションモード実行時に、一定時間波形に変化がないときのデータを自動抽出してもよく、ＰＴＴ値と血圧の相関が高いデータを自動抽出してもよい。

[0128] 第１の検出手法について、脈波信号の波形の振幅値がしきい値Ｖ_THを超える時間に着目する手法を説明したが、図６および図７において、脈波信号の波形の振幅値がしきい値Ｖ_TH以下となる時間に着目してもよい。すなわち、振幅値が連続してＶ_TH以下となる時間が予め設定された第２の時間しきい値Ｔ’_THよりも短い場合に、体動が発生したと判定することもできる。ここで、第２の時間しきい値Ｔ’_THは、時間しきい値Ｔ_THとは別個に設定されてもよく、周期（約１秒）から時間しきい値Ｔ_THを減じた値として得てもよい。また、上記判定条件は、信号の極性を反転させることにより、逆転し得る。すなわち、図６および図７において着目した、振幅値がしきい値Ｖ_THを超える時間は、極性が反転された場合、振幅値がしきい値Ｖ_TH以下となる時間と言い換えることもできる。このとき、振幅値が連続してしきい値Ｖ_TH以下となる時間が、予め設定された時間しきい値Ｔ_THよりも長い場合に、体動が発生したと判定されることができる。同様に、極性が反転された場合、振幅値が連続してしきい値Ｖ_THを上回る時間が予め設定された第２の時間しきい値Ｔ’_THよりも短い場合に、体動が発生したと判定されることもできる。

[0129] （３－２）第２の検出手法

図８は、体動の第２の検出手法を説明するための波形図である。

第２の検出手法は、受信された脈波信号の繰返し周期に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。

[0130] 例えば、第２の検出手法では、受信された脈波信号の繰り返し周期が予め設定された時間の範囲を超えた場合に、すなわち、波形間隔が予め定められた範囲外になった場合に、体動が発生したと判定する。また、波形間隔が予め設定された範囲内になった場合に、体動が停止したと判定する。波形の繰返し周期の決定には、例えば、脈波の振幅値が予め設定されたしきい値Ｖ_THを超える時点を基準点とすることができる。

[0131] 図８では、ｔ２１の時点で信号強度が強度しきい値Ｖ_THを超えた。その後、ｔ２２の時点で信号強度がＶ_THを下回った。次にｔ２３において再び信号強度がＶ_THを超えた。この例では、波形のピークの立ち上がりに対応する時点ｔ２１と、その次の立ち上がりに対応する時点ｔ２３との間の時間間隔を波形の繰返し周期としている。ｔ２３の時点では、繰返し周期は、予め設定された範囲、つまり最小しきい値Ｔ_TH_MINよりも大きく、最大しきい値Ｔ_TH_MAXよりも小さい範囲内にあり（Ｔ_TH_MIN＜Ｔ＜Ｔ_TH_MAX）、したがって、脈波の測定に影響を及ぼしている体動はない（許容可能なほど小さい）ものと判定される。

[0132] 引き続き波形の繰返し周期を見ていくと、ｔ２４とｔ２５との間隔は、最小しきい値Ｔ_TH_MINよりも小さいものとなった（Ｔ＜Ｔ_TH_MIN）。したがって、ｔ２５において、体動に起因する雑音が重畳しているもの（体動の低周波成分が波形に重畳している＝体動有り）と判定され、体動判定フラグがＯＮにセットされる。続いて、ｔ２５とｔ２６との間隔は最大しきい値Ｔ_TH_MAXよりも大きい（Ｔ＞Ｔ_TH_MAX）ので、ｔ２６では依然として雑音が重畳しているものと判定され、体動判定フラグはＯＮに維持される。ｔ２６とｔ２７の間隔はＴ_TH_MINよりも小さい（Ｔ＜Ｔ_TH_MIN）ので、体動判定フラグはＯＮのままである。次いで、ｔ２８において、ｔ２７とｔ２８との間隔が予め設定された範囲内となった（Ｔ_TH_MIN＜Ｔ＜Ｔ_TH_MAX）ので、体動が許容可能なレベルまで消失した（体動無し）と判定され、体動判定フラグがＯＦＦにリセットされる。

[0133] 図８の例では、第２の検出手法による体動停止の判定は、波形間隔が所定

の範囲内にあると判定されたらただちに体動判定フラグをＯＦＦにするものとして説明したが、第１の検出手法と同様に、複数回連続して波形間隔が所定の範囲内となったときに体動判定フラグをＯＮからＯＦＦにリセットするようにすることもできる。

[0134] （３－３）第３の検出手法

図９は、体動を検出するための第３の手法を説明するための波形図である。

第３の検出手法は、受信された脈波信号の振幅値のみに基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。

[0135] 第３の検出手法では、受信された脈波信号の振幅値が、予め設定された振幅値の範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定する。また、第３の検出手法では、一定時間連続して振幅値の範囲が所定の範囲内にある場合に、体動が停止したと判定する。

[0136] 第３の検出手法に関し、図９では、ｔ３１の時点で信号強度が強度しきい値Ｖ_THを下回る値となった。これにより、体動に起因する雑音成分が脈波信号に重畳しているもの（体動の低周波成分が波形に重畳している＝体動有り）と推定され、脈波の測定に影響を及ぼす体動が発生したと判定されて、体動判定フラグがＯＮにセットされる。

[0137] ｔ３２の時点で脈波信号の信号強度は強度しきい値Ｖ_THを上回り、信号強度が許容可能な範囲内となったが、この例では、ただちに体動判定フラグをＯＦＦにリセットするのではなく、一定時間連続して脈波信号の信号強度が許容可能な範囲内にある（一定時間判定結果に変化なし）と判定された後、ｔ３３の時点において体動判定フラグがＯＦＦにリセットされる。

[0138] 以上では、脈波信号の波形の振幅値が予め設定された振幅値の範囲を超えるときに体動が発生していると判定する手法を説明したが、予め設定された第２の振幅値の範囲を超えないときに体動が発生したと判定してもよい。すなわち、取得された脈波信号に十分な振れ幅がないと判定された場合に、体動に起因する雑音成分が重畳しているものと推定することもできる。なお、

上述のように、信号の極性が反転すれば、詳細な判定条件は逆転し得る。

[0139] （３－４）第４の検出手法

図１０は、体動を検出するための第４の検出手法を説明するための波形図である。

第４の検出手法は、繰り返し区間ごとの波形の振幅値の差分に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。

[0140] 第４の検出手法では、第１の繰り返し区間における波形の振幅値と第２の繰り返し区間における波形の振幅値との差分が、予め設定された範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定する。また、第４の検出手法では、上記繰り返し区間の間における振幅値の差分が予め設定された範囲内にある場合に、体動が停止したと判定する。なお、繰り返し区間の設定は、例えば、第２の検出手法に関して図８に示したように、波のピークの立ち上がりを基準とすることもでき、一般的に知られている脈波の周期に基づいて設定してもよい。

[0141] 第４の検出手法に関し、図１０では、区間Ｔ２において、区間Ｔ２と、例えば時間的に１区間前の区間Ｔ１との間で、振幅値の差としてピーク値の差が評価される。区間Ｔ１と区間Ｔ２との間のピーク値の差は許容可能な範囲内にあり、体動の発生はないものと判定される。区間Ｔ２と区間Ｔ３との間も同様である。しかし、区間Ｔ４において、脈波信号の信号強度が大きく低下したことにより、前の区間Ｔ３とのピーク値の差が無視できないほど大きくなった。これにより、脈波に対する体動の影響が大きいと判定され、体動判定フラグがＯＮにセットされる。区間Ｔ５および区間Ｔ６では、前の区間とのピーク値の差に基づいて体動判定フラグはＯＮのまま維持される。区間Ｔ７においてピーク値の差がなくなったことから、Ｔ７の終わりに体動判定フラグがＯＦＦにリセットされる。

[0142] （３－５）第５の検出手法

図１１は、体動を検出するための第５の検出手法を説明するための波形図である。

第５の検出手法は、受信された脈波信号の予め設定された時間区間ごとの所定の周波数帯域のスペクトル強度に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。

[0143] 第５の検出手法では、例えば１秒間隔で切り出した受信波形に対して高速フーリエ変換（ＦＦＴ）等のスペクトル解析を行い、脈波の周波数が含まれる帯域（脈波は通常０．５～１０Ｈｚ）の周波数スペクトル強度を計算する。上記周波数帯域のスペクトル強度もしくは強度の平均値が所定の範囲を超えた場合に、体動が発生したと判定する。また、第５の検出手法では、スペクトル強度もしくは強度平均値がＮ回連続で所定の範囲内にある場合に、体動が停止したと判定する。

[0144] 第５の検出手法に関し、図１１では、区間Ｔ３において０．５～１０Ｈｚの周波数帯におけるスペクトル強度が低下し、区間Ｔ４～Ｔ５ではスペクトル強度が非常に小さい値となった。これは、体動に起因する低周波成分が脈波に重畳し、体動の影響が無視できないレベルになったことによるものと推定される。一例では、区間Ｔ４～Ｔ５において、体動判定フラグをＯＮにセットする。

[0145] （３－６）第６の検出手法

図１２は、体動を検出するための第６の検出手法を説明するための波形図である。

第６の検出手法は、受信された脈波信号の繰り返し区間ごとの波形の形状に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出する。

[0146] 第６の検出手法では、ある繰り返し区間における脈波信号の波形の形状と、予め記憶しておいた参照波形との相関値を求め、この相関値が予め設定された相関値以下の場合に、体動が発生したと判定する。別の検出手法としては、ある繰り返し区間における脈波信号の波形の形状と、他の繰り返し区間（例えば、体動が発生していないことがわかっている区間）における脈波信号の波形の形状との相関値、つまり自己相関を求め、この相関値が予め設定された相関値以下の場合に、体動が発生したと判定する。

[0147] また、第６の検出手法では、任意の区間における波形の形状と参照波形の形状との相関値、あるいは異なる２つの区間間における波形の形状の自己相関値が、予め設定された相関値を上回れば、体動が停止したと判定する。なお、繰り返し区間の設定は、例えば第２の検出手法に関して図８に示したように、波形のピークの立ち上がりを基準とすることもでき、一般的に知られている脈波の周期に基づいて設定してもよい。相関値の求め方は一般に知られているのでここでは詳細には説明しない。

[0148] 第６の検出手法に関し、例えば図１２では、区間Ｔ３において相関値が小さくなり、区間Ｔ４～Ｔ５では相関値が非常に小さい値となった。これは、体動に起因する雑音成分（低周波成分）が脈波に重畳し、その影響が無視できないレベルになったことによるものと推定される。一例では、区間Ｔ４～Ｔ５において、体動判定フラグをＯＮにセットする。

[0149] 以上述べた第１乃至第６の各検出手法は、必ずしも全て用意する必要はなく、何れか１つの手法を用意すればよい。また、上記第１乃至第６の各検出手法は、それぞれの体動の検出手法と、体動停止の検出手法とを任意に選択して組み合わせて使用するようにしてもよい。

[0150] （第１の実施形態の作用効果）

以上詳述したように、第１の実施形態では、特徴抽出部１０５１において、脈波検出部１０１－１から出力された脈波信号ＰＳ１から波形の特徴を抽出し、体動検出部１０５２において、上記抽出された波形の特徴に基づいて、脈波の測定に影響を及ぼす体動の発生状態を検出するようにしている。このため、例えば加速度センサ等のその他の動きセンサを追加することなく、既存のセンサを用いてユーザの体動を検出することが可能となる。その結果、装置の簡単小型化と低価格化を実現できる。

[0151] また、出力部５において、上記体動の検出結果を表す情報をもとに、例えば体動が発生している旨または体動の静止を促す旨の表示メッセージを生成して表示器５０に表示するようにしている。この結果、ユーザは、上記表示メッセージにより自身の運動状態を確認したり、また生体情報の測定期間に

おいて体動を静止させることができる。

[0152] さらに、出力部により、例えば、体動の発生状態の検出結果を示すログ情報を記憶ユニット１４内の体動記憶部１４３に記憶させると共に、ネットワークを介して外部装置に送信するようにしている。このため、例えば、体動の発生状態の検出結果をユーザ自身が運動量等を把握するために使用したり、または遠隔にいる家族や医療関係者がユーザの動きの状態をモニタリングすることが可能となる。

[0153] さらに、上記体動記憶部１４３に記憶された体動の発生状態の検出結果を表すログ情報をもとに、例えば体動が検出されている状態で測定された血圧値を破棄又は不使用にするといった処理を行うことも可能となる。

[0154] ［第２の実施形態］

図１３は、この発明の第２の実施形態に係る血圧計１の機能構成を示すブロック図である。なお、同図において前記図４と同一部分には同一符号を付して詳しい説明は省略する。

[0155] 処理ユニット１２には、動作制御部１０５３が設けられている。動作制御部１０５３は、体動判定部１０５による体動の発生の検出結果に基づいて、体動が検出されている期間を検出する。そして、当該検出期間に、第１のセンサ部１３０－１を除いたその他の各センサ部１３０－２～１３０－ｎに対する電源供給を遮断するように図示しない電源回路を制御する。また動作制御部１０５３は、上記電源供給の遮断対象としたセンサ部１３０－２～１３０－ｎに対応する脈波検出部１０１－２～１０１－ｎと、ＰＴＴ算出部１０３の各処理動作を停止させる。

[0156] このようにすることで、体動の発生が検出されている期間には、第１のセンサ部１３０－１を除いた各センサ部１３０－２～１３０－ｎによる電力消費と、脈波検出部１０１－２～１０１－ｎおよびＰＴＴ算出部１０３の処理動作による電力消費を零にすることができ、これによりバッテリの消費を抑えてバッテリ寿命を延長することが可能となる。

[0157] なお、上記処理動作に限らず、動作制御部１０５３において、例えば、体

動の発生が検出された場合に、その検出時点から予め設定した長さの動作停止期間を設定し、当該動作停止期間に、センシングユニット１３内の全てのセンサ部１３０－１～１３０－ｎに対する電源供給を遮断すると共に、処理ユニット１２内のＰＴＴ算出部１０３および全ての脈波検出部１０１－１～１０１－ｎの動作を停止させるようにしてもよい。このようにすると、さらに効果的にバッテリセービングを行うことができる。動作制御部１０５３によって電力供給が制御された動作モードを、以下、まとめて「省電力モード」とも呼ぶ。

[0158] また、上記動作停止期間に関するログを記憶ユニット１４内のログ記憶部に記憶するようにしてもよい。このようにすると、計測期間中の合計体動時間を算出することが可能となる。

[0159] （第２の実施形態の作用効果）

以上詳述したように、第２の実施形態では、動作制御部１０５３において、体動判定部１０５によって検出された体動の発生状態に基づき、血圧計１の所定の機能部の動作を制御する。例えば、動作制御部１０５３は、脈波の測定に影響を及ぼす体動が発生したと判定されると、予め設定された一定時間に渡って、処理ユニット１２を除く血圧計１内の他の各部への電源供給を遮断するように、図示しない電源回路を制御するようにしている。また、例えば動作制御部１０５３は、体動の発生が検出されてから体動の発生が検出されなくなるまでの期間に、第１のセンサ部１３０－１を除くすべてのセンサ部への電源供給を遮断するように、電源回路を制御するようにしている。このため、体動が発生していて測定が適切に行えない期間にもセンサ部を動作させることに起因する無駄な電力消費を低減することができる。

[0160] 一般に、体動の静止時であるか体動発生時であるかを問わず測定動作を常時行っていると、体動時の測定時間分の消費電力が無駄に発生するおそれがある。特に、上記血圧計のようなウェアラブル機器では、バッテリ寿命が重要な設計課題のひとつである。これに対し第２の実施形態では、体動の発生状態に応じて各センサ部等への電源供給を制御できるので、効果的な省電力

動作が可能となり、バッテリ寿命を延長させることができる。

[0161] また、ＰＴＴ算出部１０３および血圧推定部１０４では、ＰＴＴの算出および血圧値の推定処理が行われないので、体動の影響を受けた不正確な血圧推定値が測定値記憶部１４２に記憶されることがない。このため、血圧推定値の測定精度を向上させることもできる。

[0162] ［変形例］

（１）血圧計１を含むシステムの例

図１４は、第１および第２の実施形態で説明した血圧計１を備えるシステムの概略的な構成を示す図である。血圧計１は、外部の情報処理装置であるサーバ３０または携帯型端末１０Ｂと、ネットワーク９００を介し通信する。図１４のシステムでは、血圧計１はＬＡＮを介して携帯型端末１０Ｂと通信し、携帯型端末１０Ｂはインターネットを介してサーバ３０と通信する。これにより、血圧計１は携帯型端末１０Ｂを経由してサーバ３０と通信することができる。なお、血圧計１は、携帯型端末１０Ｂを経由せずに、サーバ３０と通信してもよい。

[0163] 例えば、装着中における体動の有無を表す表示またはアラーム等を血圧計１の表示器５０に表示してもよく、体動の有無の検出結果または省電力モードへの移行状態等を携帯型端末１０Ｂに送信し、表示部１５８に表示させるようにしてもよい。これにより、血圧計１は、携帯型端末１０Ｂの表示部１５８の表示から、体動の発生の状態を出力することができる。さらに、血圧計１の表示器５０と表示部１５８の両方に表示させることもできる。また、携帯型端末１０Ｂは、体動の発生の有無または血圧計１の動作モードを表す情報を、携帯型端末１０Ｂの振動、または音声を含む他の出力態様で報知してもよい。また、算出された血圧および体動ログの格納先は、血圧計１の測定値記憶部１４２および体動記憶部１４３だけに限定されず、携帯型端末１０Ｂの記憶部、またはサーバ３０の記憶部３２Ａであってもよい。あるいはこれらの記憶部のうちの２つ以上に格納されてもよい。

[0164] （２）上記各実施形態では、少なくとも２対の脈波センサ１３０を用いて

、脈波伝播速度ＰＴＴから血圧を推定する血圧計を用いて説明したが、この開示の諸実施形態は、１対の脈波センサ（すなわち、１つの送信アンテナと１つの受信アンテナ）だけを備えた脈波測定装置とすることもできる。

[0165] （３）また、上記各実施形態では、電波を用いた脈波センサ１３０を用いて説明したが、光電法や圧電法など、他の原理を用いた脈波センサとすることも考えられる。

[0166] （４）また、上記各実施形態では、手首の橈骨動脈９１において脈波を測定する場合を例にとって説明したが、上腕部や足首、大腿部などの他の部位において脈波を測定するようにしてもよい。

[0167] （５）さらに、血圧計１を被測定部位から取り外す動作を体動判定部１０５で検出することによって、取外し動作により自動的に省電力モードに移行する、または装置１の電源をＯＦＦにすることも考えられる。

[0168] （６）さらに、体動の発生状態を検出する手法として、脈波信号の波形の特徴と予め設定されたしきい値とを比較する例をいくつか説明したが、上述のように、信号の極性に応じて詳細な判定条件が逆転し得る。また、以上で説明した波形の特徴は、他の等価の特徴または相補性を有する特徴に置き換えることも可能である。このように、以上で例示した詳細な判定条件は、回路設計や動作環境等に応じて多様な変形が可能であり、上記の実施例だけに限定されない。

[0169] 以上、本発明の実施の形態を詳細に説明してきたが、前述までの説明はあらゆる点において本発明の例示に過ぎない。本発明の範囲を逸脱することなく種々の改良や変形を行うことができることは言うまでもない。例えば、以下のような変更が可能である。なお、以下では、上記実施形態と同様の構成要素に関しては同様の符号を用い、上記実施形態と同様の点については、適宜説明を省略した。以下の変形例は適宜組み合わせ可能である。

[0170] ［付記］

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）

ハードウェアプロセッサとメモリとを有する生体情報測定装置であって、

生体の被測定部位に向けて電波を送信し、

前記電波の前記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力し、

前記ハードウェアプロセッサが、前記メモリに記憶されたプログラムを実行することにより、

前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出し、

前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記生体情報の測定に影響を及ぼす前記生体の体動の発生状態を検出するように構成される、

生体情報測定装置。

[0171] （付記２）

ハードウェアプロセッサと当該ハードウェアプロセッサを実行させるプログラムを格納したメモリとを有する装置が実行する生体情報測定方法であって、

生体の被測定部位に向けて電波を送信する過程と、

前記電波の前記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力する過程と、

前記ハードウェアプロセッサが、前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する過程と、

前記ハードウェアプロセッサが、前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記生体情報の測定に影響を及ぼす前記生体の体動の発生状態を検出する過程と

を具備する生体情報測定方法。

[0172] （付記３）

生体情報を測定する生体情報測定装置（１）であって、

生体の被測定部位に向けて電波を送信する送信部（３）と、

前記電波の前記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号

を出力する受信部（４）と、

前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する特徴抽出部（１０５１）と、

前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記生体情報の測定に影響を及ぼす前記生体の体動の発生状態を検出する体動検出部（１０５２）と

を具備する生体情報測定装置（１）。

符号の説明

[0173] １…生体情報測定装置（血圧計）

２…センサ部

３…送信部

４…受信部

５…出力部

１０…本体

１２…処理ユニット

１３…センシングユニット

１４…記憶ユニット

１６…入出力インタフェース

１７…通信インタフェース

２０…ベルト

３０…サーバ

４０…送受信部

５０…表示器

５２…操作部

９０…手首

９１…橈骨動脈

１０１…脈波検出部

１０３…ＰＴＴ算出部

１０４…血圧推定部

１０５…体動判定部

１３０…センサ部

１４１…対応式記憶部

１４２…測定値記憶部

１４３…体動記憶部

１５８…表示部

９００…ネットワーク

１０５１…特徴抽出部

１０５２…体動検出部

１０５３…動作制御部

請求の範囲

[請求項1] 生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

生体の被測定部位に向けて電波を送信する送信部と、

前記電波の前記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力する受信部と、

前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する特徴抽出部と、

前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記生体情報の測定に影響を及ぼす前記生体の体動の発生状態を検出する体動検出部とを具備する生体情報測定装置。

[請求項2] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が、予め設定された第１の持続時間よりも長い時間にわたって、予め設定された第１の振幅値を上回る場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項3] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が、予め設定された第１の持続時間よりも短い時間にわたって、予め設定された第１の振幅値を下回る場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項4] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が、予め設定された第１の持続時間よりも短い時間にわたっ

て、予め設定された第１の振幅値を上回る場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項5] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が、予め設定された第１の持続時間よりも長い時間にわたって、予め設定された第１の振幅値を下回る場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項6] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の繰り返し周期に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の繰り返し周期に係る情報に基づいて、前記波形信号の繰り返し周期が予め設定された時間の範囲を超えた場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項7] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が予め設定された第１の振幅の範囲を超えた場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項8] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、前記波形信号の振幅値が予め設定された第２の振幅の範囲を超えなかった場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置

。

[請求項9] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の振幅に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の繰り返し区間ごとの波形の振幅に係る情報に基づいて、第１の繰り返し区間における波形の振幅値と前記第１の繰り返し区間とは異なる第２の繰り返し区間における波形の振幅値との差分が、予め設定された第２の振幅の範囲を超えた場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項10] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の予め設定された時間区間ごとに所定の周波数帯域のスペクトル強度に係る情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出されたスペクトル強度に係る情報に基づいて、当該スペクトル強度に係る情報が予め設定された範囲を超えた場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項11] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状を表す情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の形状に係る情報に基づいて、前記抽出された波形の形状と予め記憶されている参照波形の形状との相関値が、予め設定された相関値以下の場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項12] 前記特徴抽出部は、前記波形信号の波形の特徴として、前記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状を表す情報を抽出し、

前記体動検出部は、

前記抽出された波形の形状に係る情報に基づいて、第１の繰り返し区間における波形の形状と前記第１の繰り返し区間とは異なる第２

の繰り返し区間における波形の形状との相関値が、予め設定された相関値以下の場合に、前記体動が発生したと判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項13] 前記体動検出部は、前記体動の発生の判定動作を周期的に実行し、前記体動が発生したと判定された後、予め設定された時間連続して前記体動が発生したと判定されないか、または予め設定された周期の数連続して前記体動が発生したと判定されない場合に、前記体動の発生の判定動作に復帰する、請求項１乃至１２のいずれか一項に記載の生体情報測定装置。

[請求項14] 前記体動検出部は、前記体動の発生が検出された場合に、予め設定された時間にわたって、前記送信部、前記受信部、前記特徴抽出部、および前記体動検出部のうちの少なくとも１つへの電源供給を停止する動作制御部をさらに備える、請求項１乃至１３のいずれか一項に記載の生体情報測定装置。

[請求項15] 前記体動検出部は、前記体動の発生が検出された時点から、前記体動の発生の判定動作に復帰する時点まで、前記送信部、前記受信部、前記特徴抽出部、および前記体動検出部のうちの少なくとも１つへの電源供給を停止する動作制御部をさらに備える、請求項１３に記載の生体情報測定装置。

[請求項16] 前記体動検出部による検出結果を出力する出力部をさらに具備する、請求項１乃至１３のいずれか一項に記載の生体情報測定装置。

[請求項17] 生体情報を測定する生体情報測定装置が実行する、生体情報測定方法であって、

生体の被測定部位に向けて電波を送信する過程と、

前記電波の前記被測定部位による反射波を受信し、当該反射波の波形信号を出力する過程と、

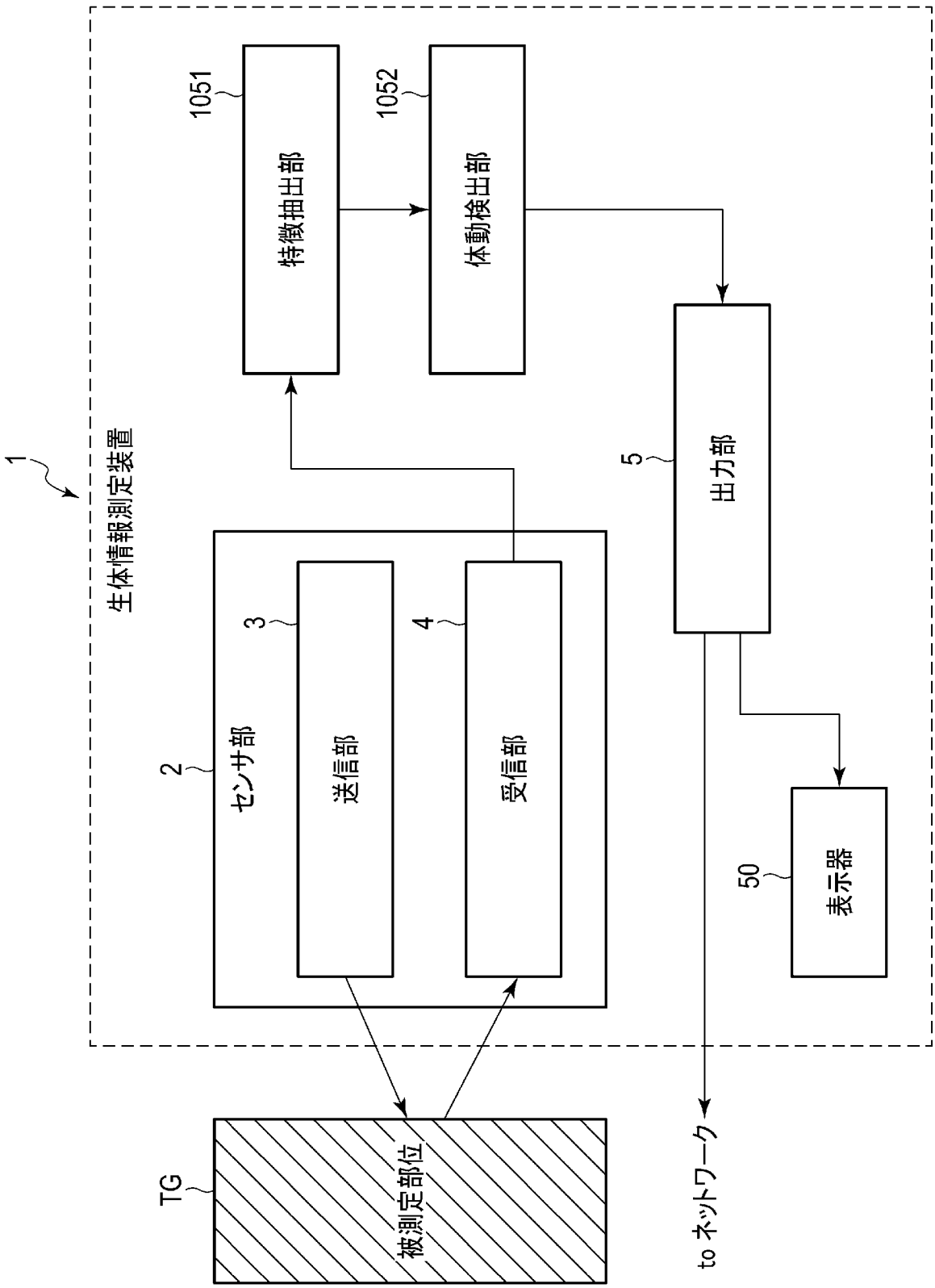
前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する過程と、

前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記生体情報の

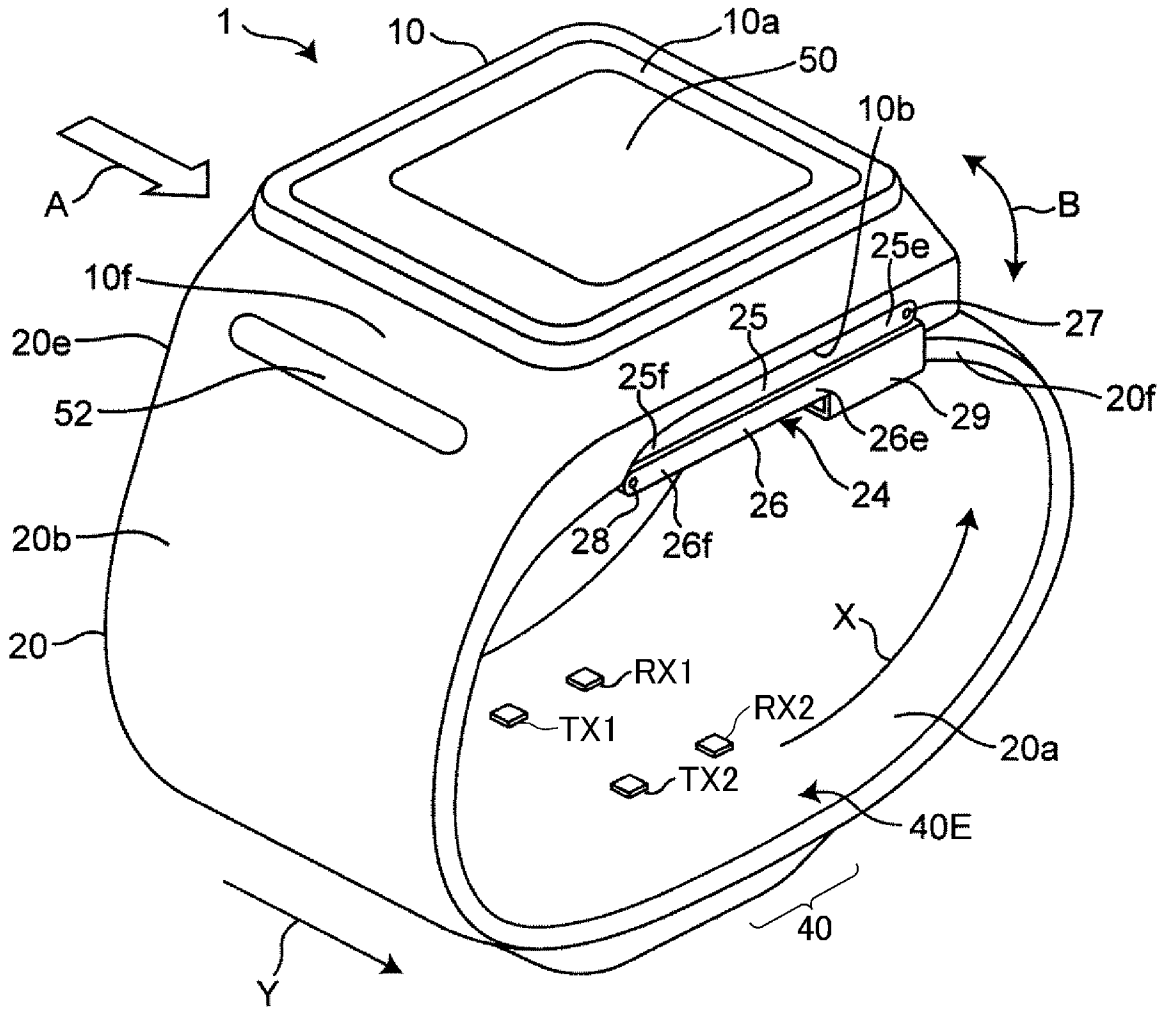
測定に影響を及ぼす前記生体の体動の発生状態を検出する過程とを具備する生体情報測定方法。

[請求項18] 請求項１乃至請求項１６の何れかに記載の装置の各部による処理をプロセッサに実行させるプログラム。

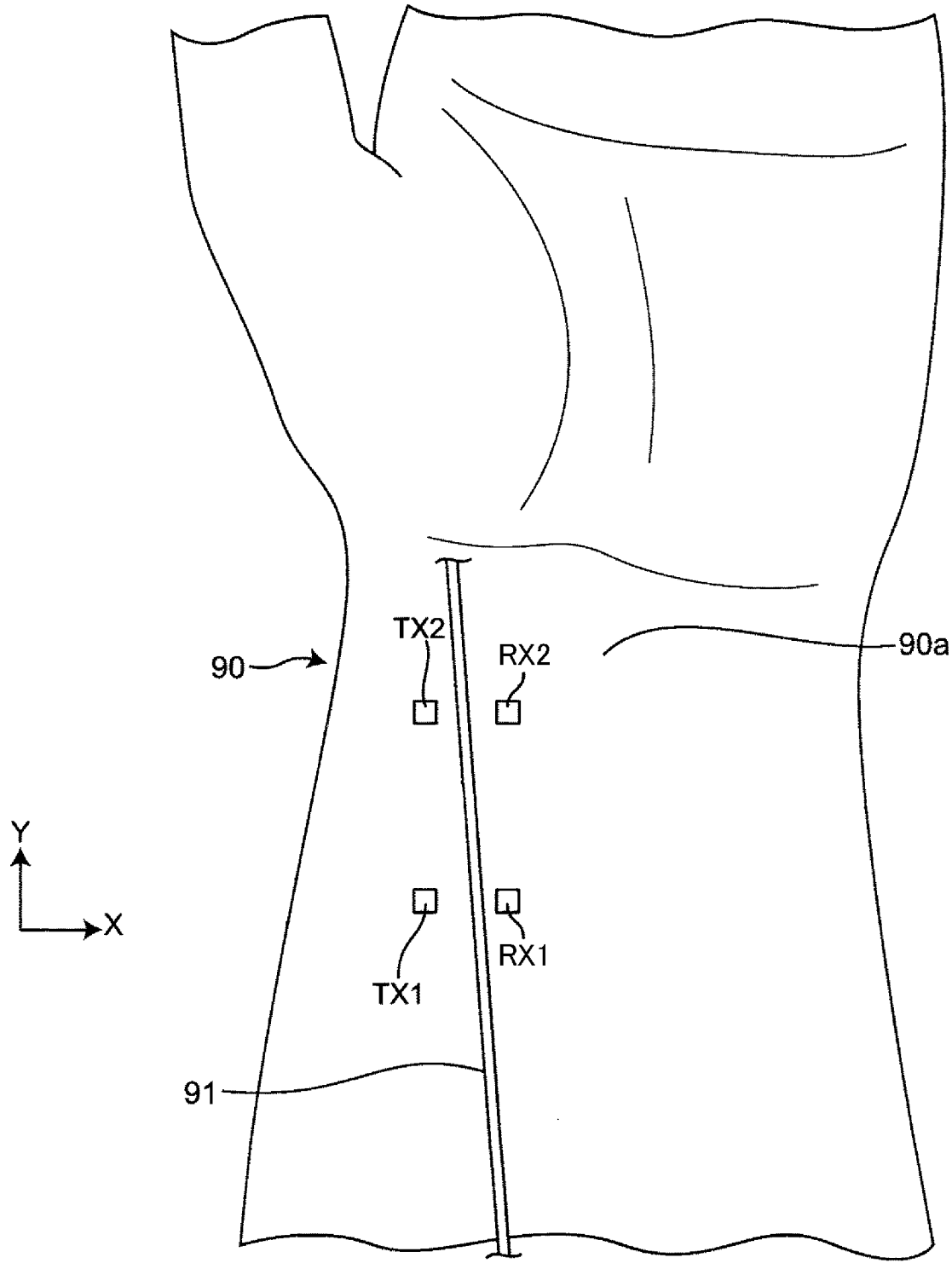
[図1]


1
生体情報測定装置
1051
特徴抽出部
1052
体動検出部
5
出力部
2
センサ部
3
送信部
4
受信部
50
表示器
TG
被測定部位
to ネットワーク

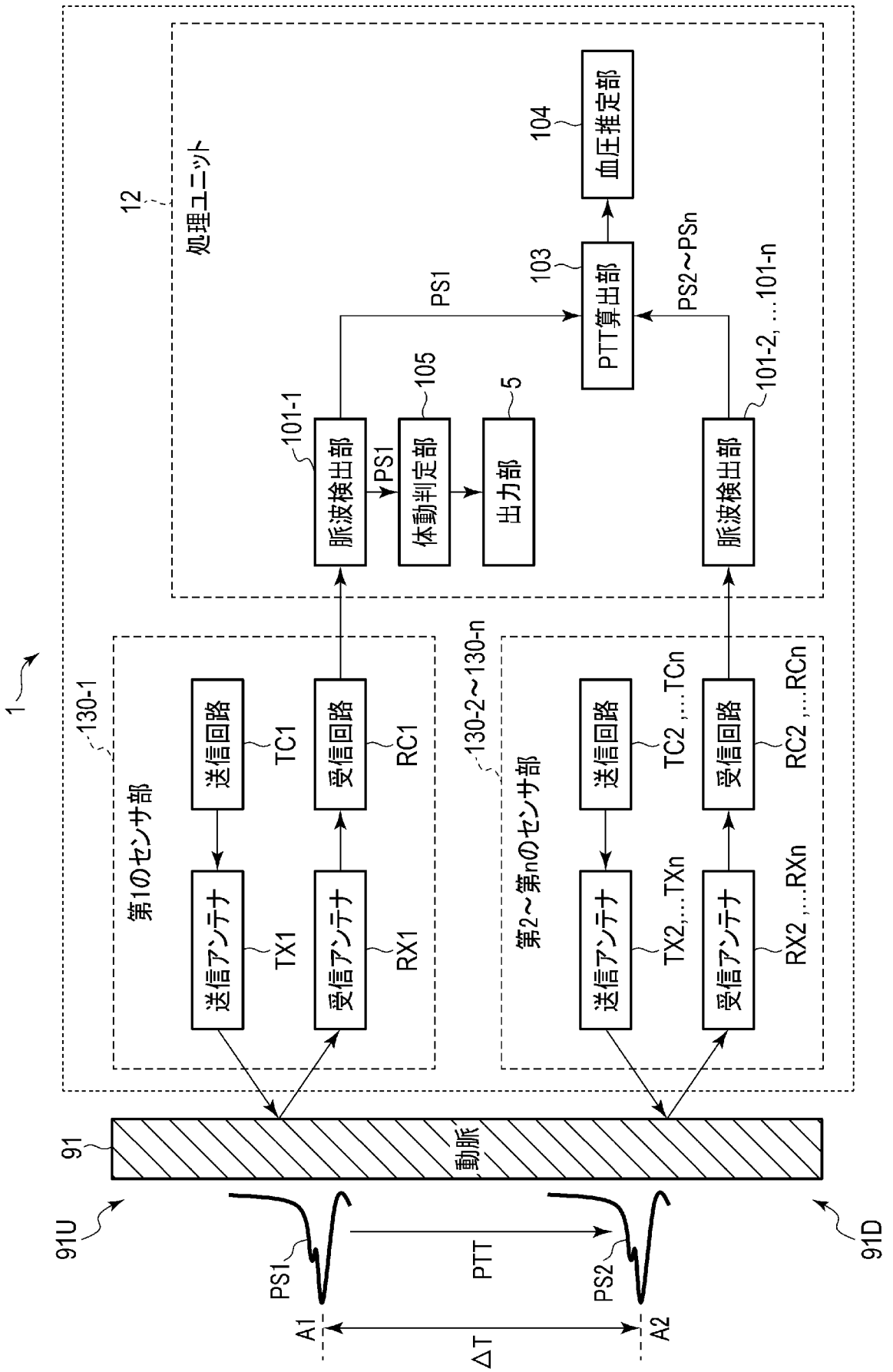
[図2]


1
10
10a
50
10b
A
B
10f
25e
27
20e
25
52
25f
20f
29
26e
26
24
28
26f
20b
X
20
RX1
TX1
RX2
20a
TX2
40E
40
Y

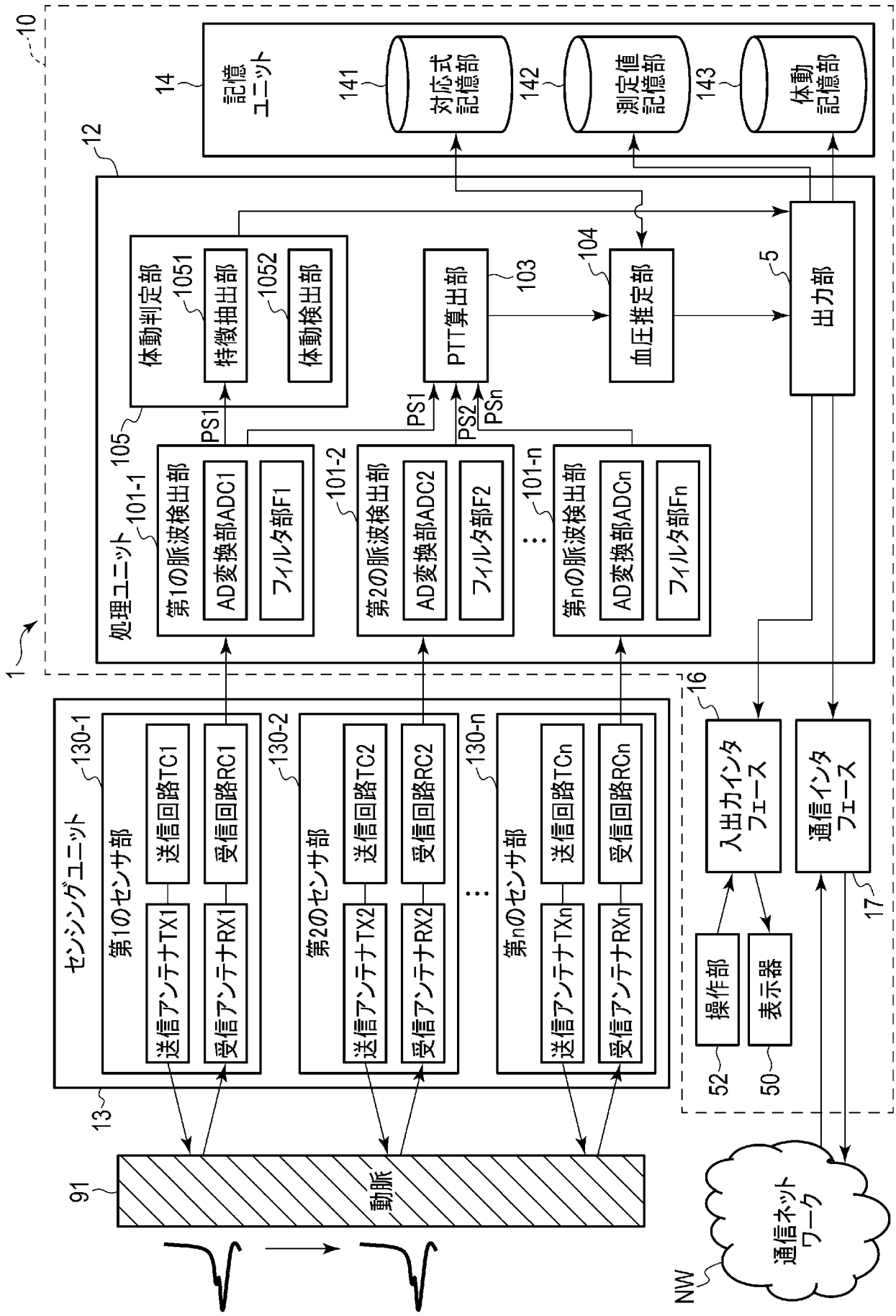
[図3]



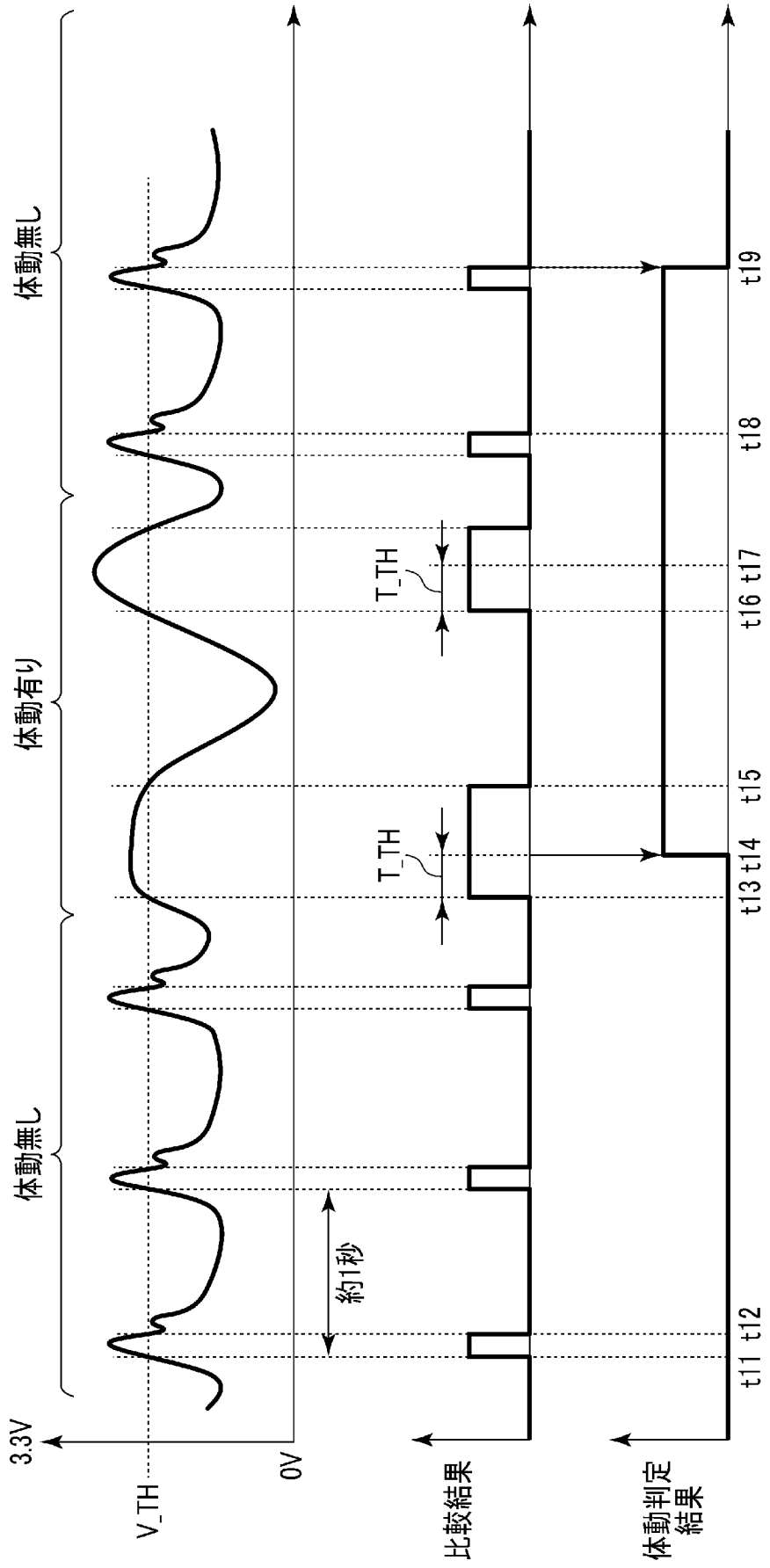
[図4]


1
12
処理ユニット
104
血圧推定部
103
PTT算出部
PS1
PS2～PSn
101-1
脈波検出部
PS1
105
体動判定部
5
出力部
101-2, ...101-n
脈波検出部
130-1
第1のセンサ部
送信回路
TC1
受信回路
RC1
送信アンテナ
TX1
受信アンテナ
RX1
130-2～130-n
第2～第nのセンサ部
送信回路
TC2 ,...TCn
受信回路
RC2 ,...RCn
送信アンテナ
TX2,...TXn
受信アンテナ
RX2 ,...RXn
91
動脈
91U
91D
PS1
PTT
PS2
A1
A2
ΔT

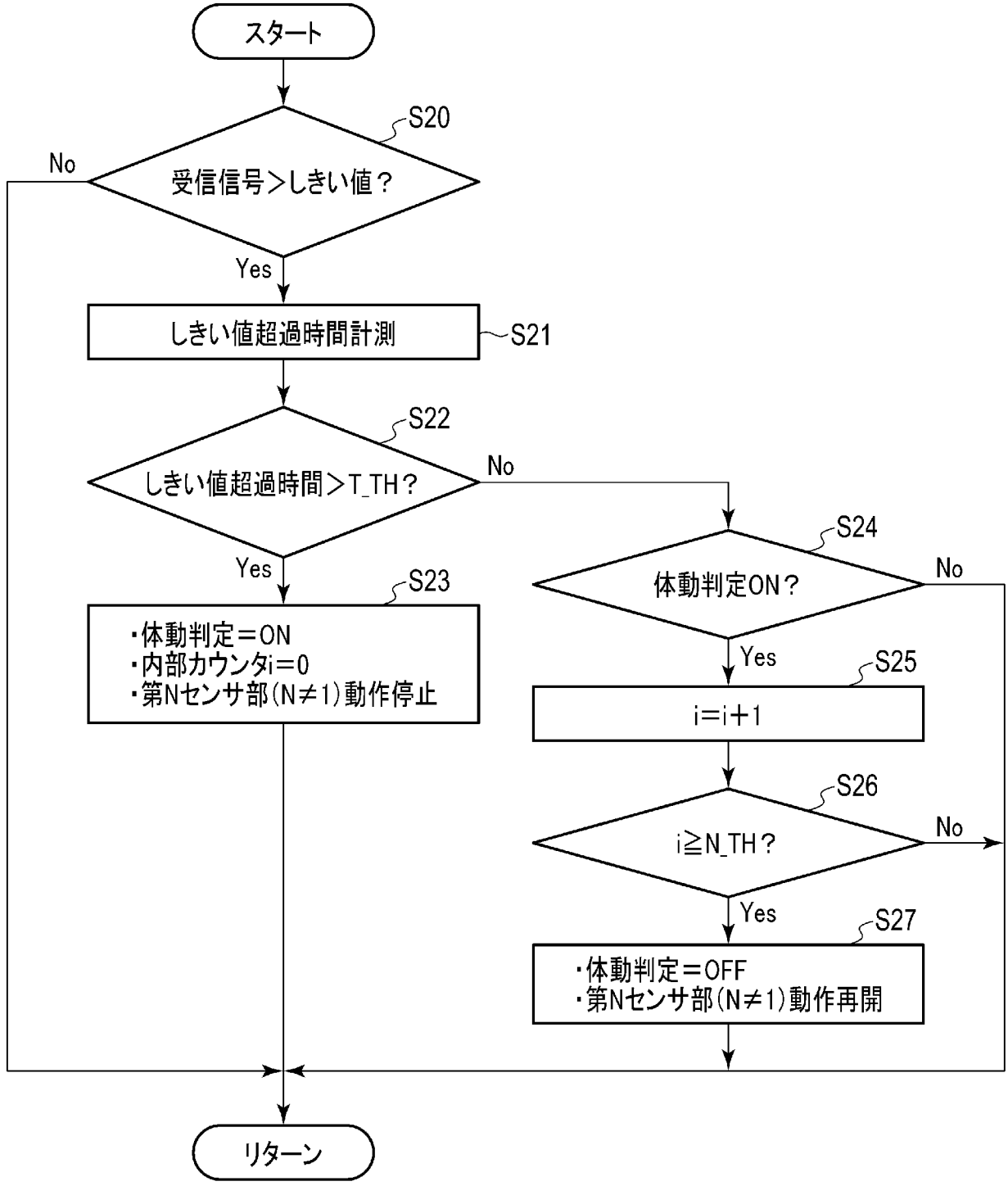
[図5]


10
14
記憶ユニット
141
対応式記憶部
142
測定値記憶部
143
体動記憶部
12
体動判定部
1051
特徴抽出部
1052
体動検出部
105
PTT算出部
103
104
血圧推定部
5
出力部
PS1
PS2
PSn
処理ユニット
101-1
第1の脈波検出部
AD変換部ADC1
フィルタ部F1
101-2
第2の脈波検出部
AD変換部ADC2
フィルタ部F2
101-n
第nの脈波検出部
AD変換部ADCn
フィルタ部Fn
1
16
センシングユニット
130-1
第1のセンサ部
送信回路TC1
受信回路RC1
送信アンテナTX1
受信アンテナRX1
130-2
第2のセンサ部
送信回路TC2
受信回路RC2
送信アンテナTX2
受信アンテナRX2
130-n
第nのセンサ部
送信回路TCn
受信回路RCn
送信アンテナTXn
受信アンテナRXn
入出力インタフェース
通信インタフェース
17
操作部
52
表示器
50
13
91
動脈
NW
通信ネットワーク

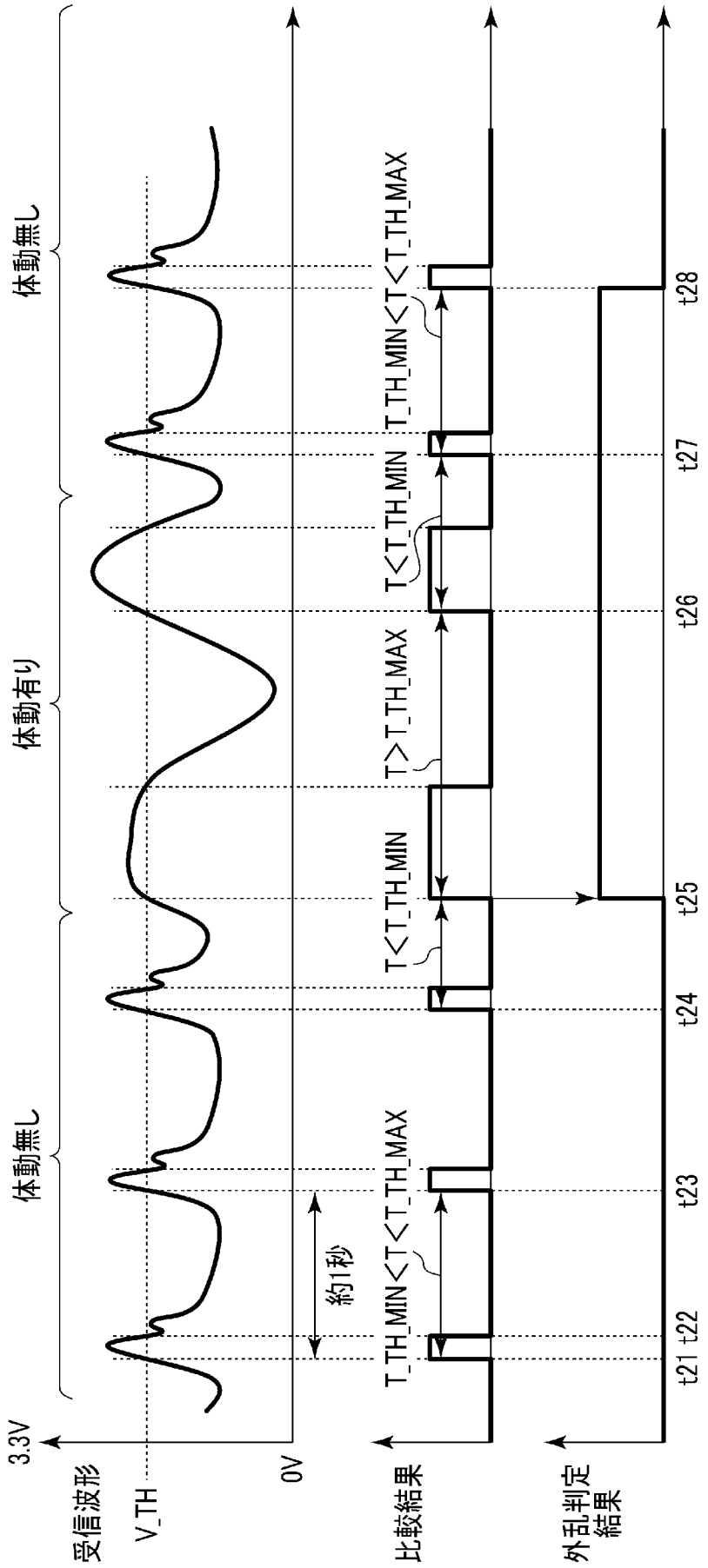
[図6]


体動無し
体動有り
体動無し
3.3V
0V
V_TH
約1秒
T_TH
T_TH
t11 t12
t13 t14
t15
t16 t17
t18
t19
比較結果
体動判定結果

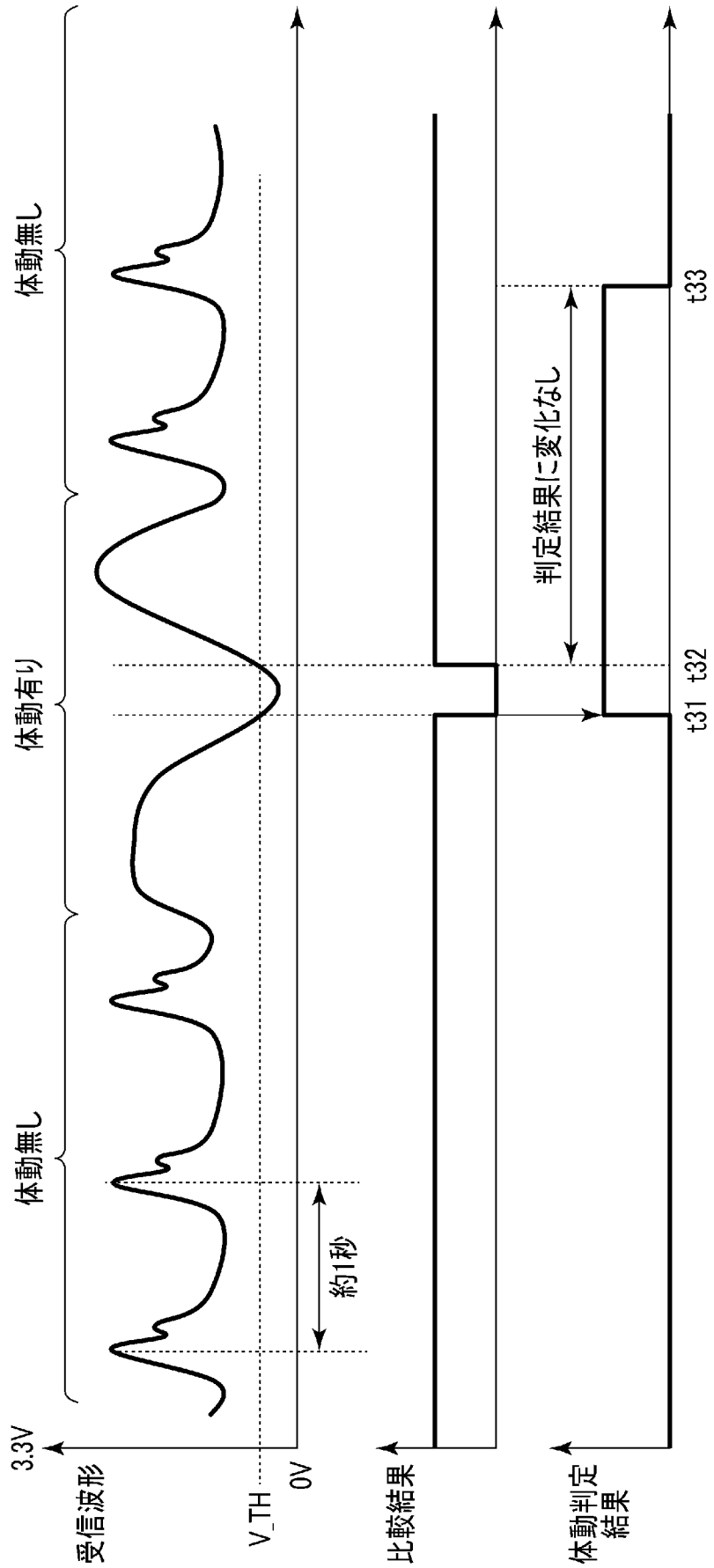
[図7]


スタート
S20
受信信号＞しきい値？
No
Yes
しきい値超過時間計測
S21
S22
しきい値超過時間＞T_TH？
No
Yes
S23
・体動判定＝ON
・内部カウンタi＝0
・第Nセンサ部(N≠1)動作停止
S24
体動判定ON？
No
Yes
S25
i=i+1
S26
i≧N_TH？
No
Yes
S27
・体動判定＝OFF
・第Nセンサ部(N≠1)動作再開
リターン

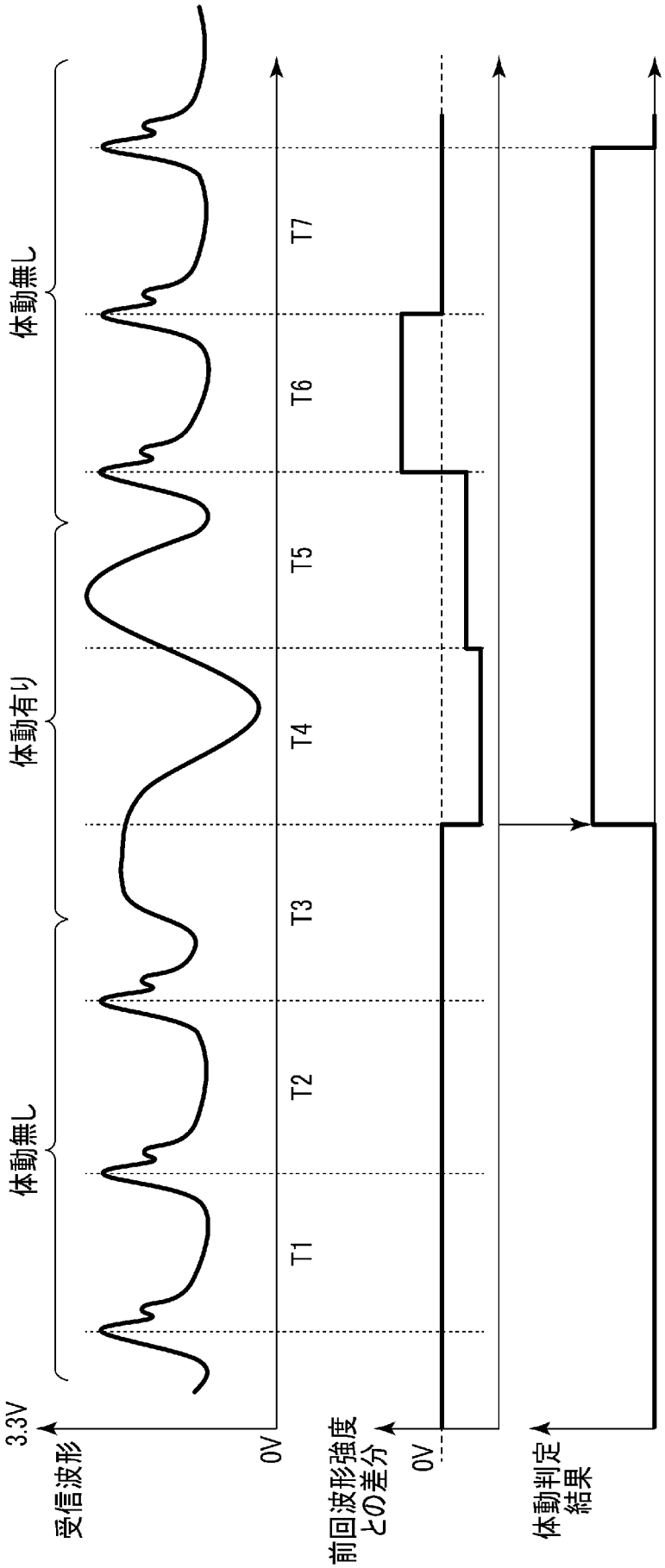
[図8]


体動無し
体動有り
体動無し
3.3V
0V
V_TH
受信波形
約1秒
T_TH_MIN<T<T_TH_MAX
T<T_TH_MIN
T>T_TH_MAX
T<T_TH_MIN
T_TH_MIN<T<T_TH_MAX
比較結果
外乱判定結果
t21
t22
t23
t24
t25
t26
t27
t28

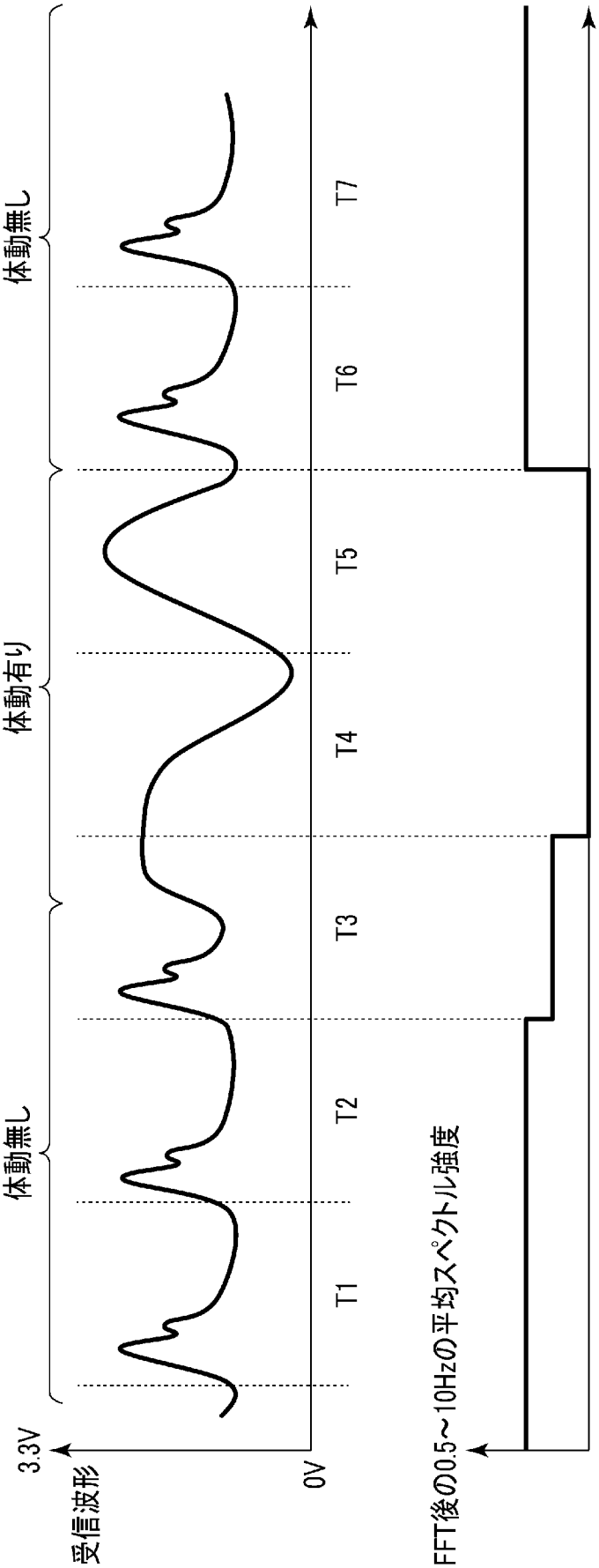
[図9]


体動無し
体動有り
体動無し
3.3V
0V
V_TH
約1秒
判定結果に変化なし
t31
t32
t33
受信波形
比較結果
体動判定結果

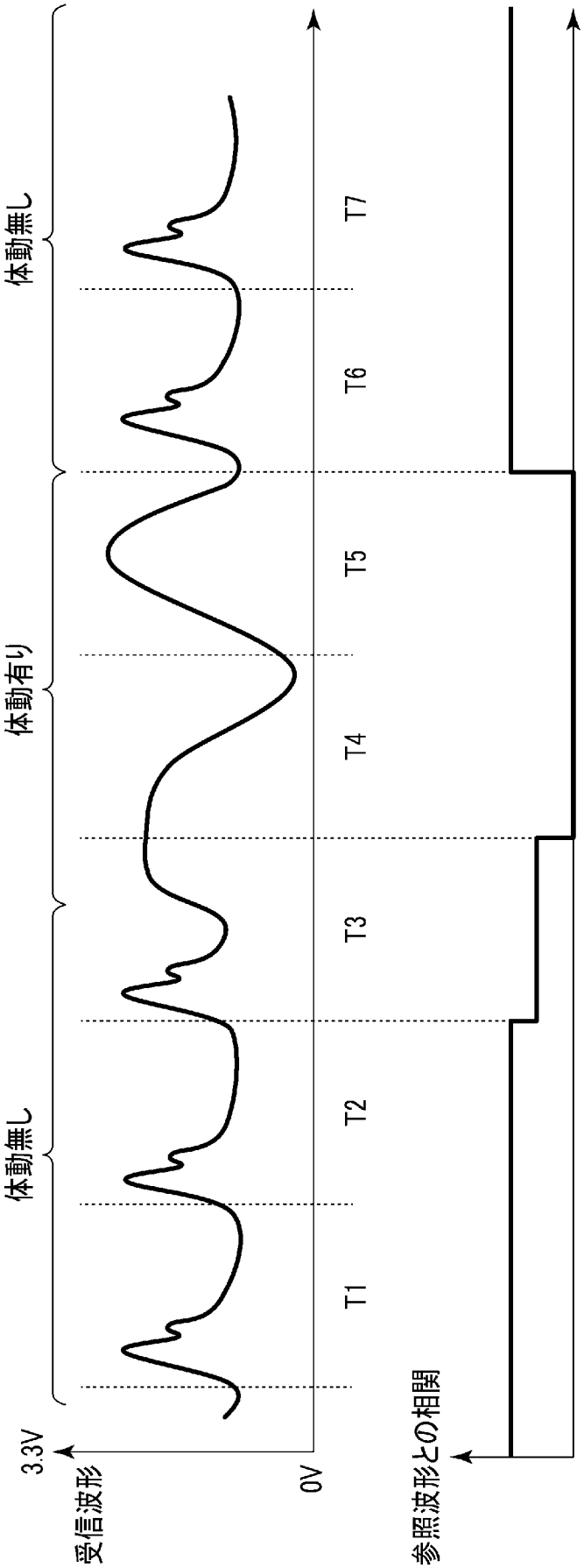
[図10]


体動無し
体動有り
体動無し
T1
T2
T3
T4
T5
T6
T7
3.3V
0V
受信波形
0V
前回波形強度との差分
体動判定結果

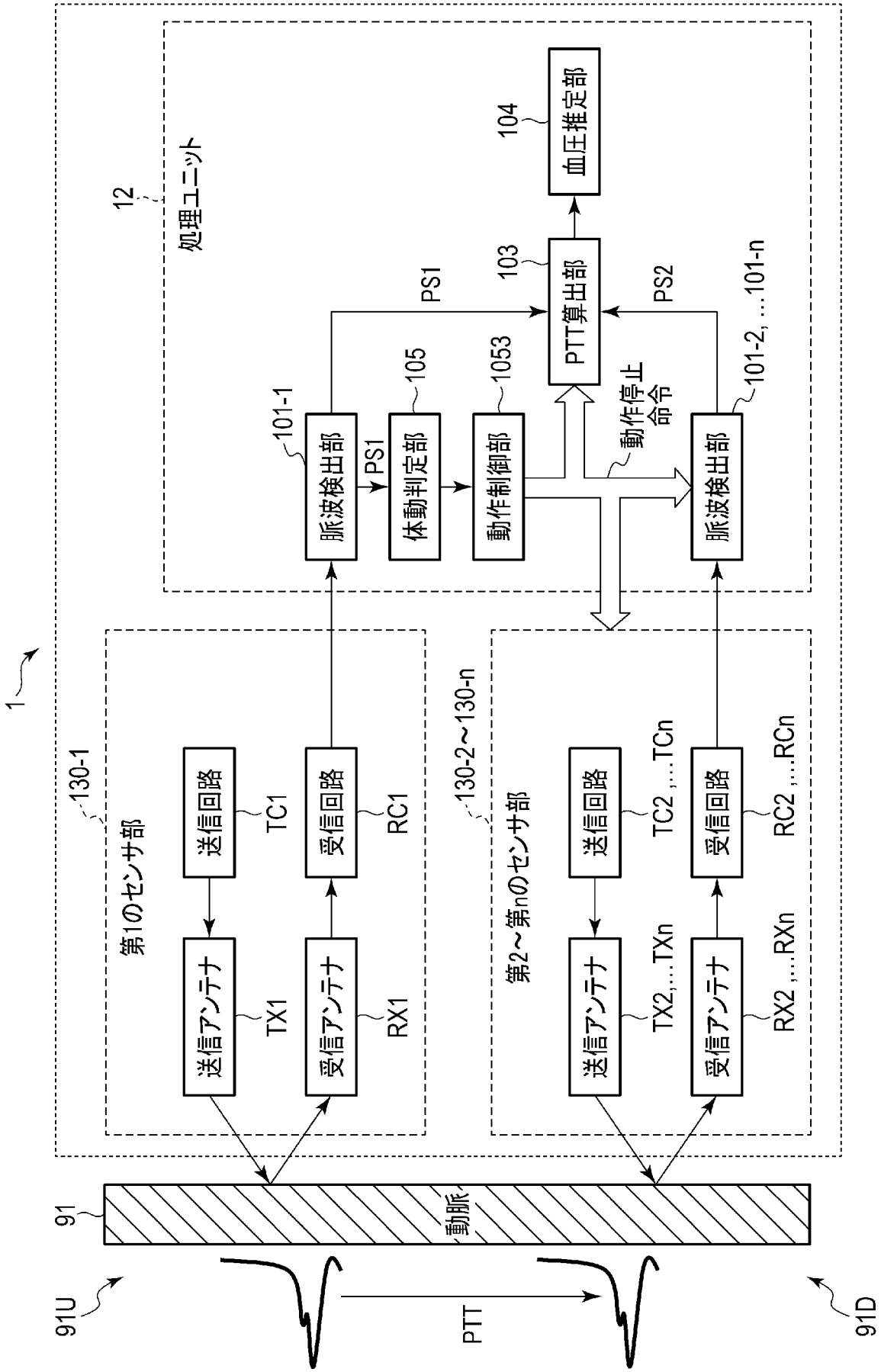
[図11]


体動無し
体動有り
体動無し
T1
T2
T3
T4
T5
T6
T7
3.3V
0V
受信波形
FFT後の0.5～10Hzの平均スペクトル強度

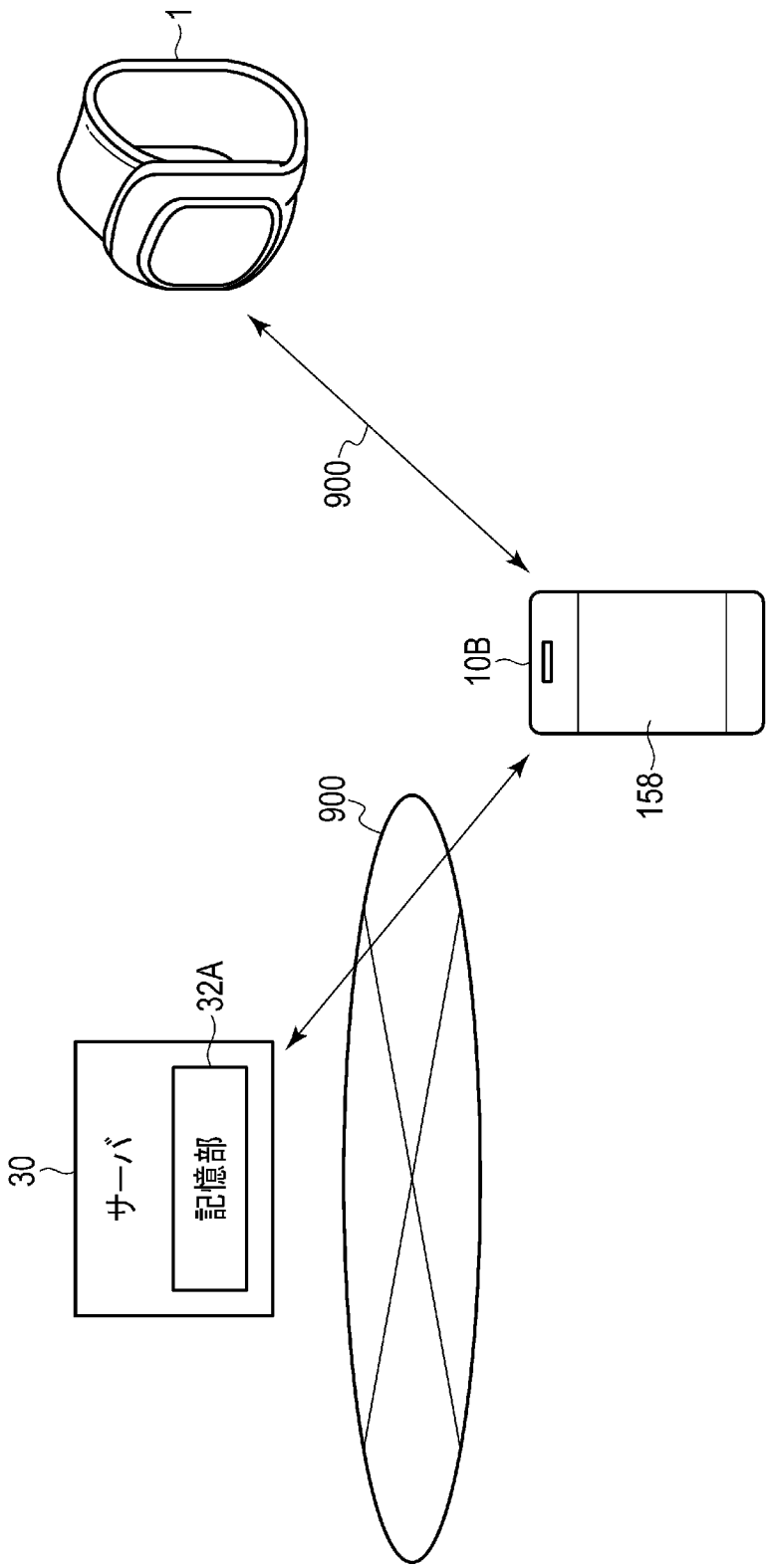
[図12]



[図13]


1
12
処理ユニット
104
血圧推定部
103
PTT算出部
PS1
PS2
101-1
脈波検出部
105
体動判定部
1053
動作制御部
動作停止
命令
101-2, ...101-n
脈波検出部
130-1
第1のセンサ部
送信回路
TC1
受信回路
RC1
送信アンテナ
TX1
受信アンテナ
RX1
130-2～130-n
第2～第nのセンサ部
送信回路
TC2 ,....TCn
受信回路
RC2 ,....RCn
送信アンテナ
TX2,....TXn
受信アンテナ
RX2 ,....RXn
91
動脈
91U
PTT
91D

[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/014625

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int. Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(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. A61B5/02, A61B5/022, 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 1971-2019
Registered utility model specifications of Japan 1996-2019
Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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 Y	JP 2017-176340 A (CITIZEN WATCH CO., LTD.) 05 October 2017, paragraphs [0084]-[0091], fig. 16, 17 (Family: none)	1, 7, 17-18 2-6, 8-16
Y	JP 2012-165979 A (UNIVERSITY TOKYO METROPOLITAN) 06 September 2012, paragraphs [0043]-[0053], fig. 5-7 (Family: none)	2-5, 13-16
Y	JP 2007-98002 A (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 19 April 2007, paragraphs [0041]-[0083], fig. 1-6 (Family: none)	6, 9, 13-16
Y	JP 2017-104360 A (UNIVERSITY TOKYO METROPOLITAN) 15 June 2017, paragraphs [0041]-[0050], fig. 7-10 (Family: none)	8-9, 13-16

☒ 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
"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
"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	Date of mailing of the international search report
03.06.2019	18.06.2019
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/JP2019/014625

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 2002-17694 A (DENSO CORP.) 22 January 2002, paragraphs [0015]-[0033], [0036], fig. 1-5 (Family: none)	10, 13-16
Y	JP 59-189830 A (NIHON KOORIN KK) 27 October 1984, page 3, lower right column, line 1 to page 8, lower left column, line 2, fig. 3 (Family: none)	11-16
Y	JP 2016-123473 A (CASIO COMPUTER CO., LTD.) 11 July 2016, paragraph [0034] & US 2016/0183880 A1, paragraph [0099] & CN 105726004 A	14-16

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１９／０１４６２５

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/02(2006.01)i, A61B5/022(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.　A61B5/02, A61B5/022, 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	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９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 Y	JP 2017-176340 A（シチズン時計株式会社） 2017.10.05,　【００８４】～【００９１】、図１６～１７ （ファミリーなし）	1,7,17-18 2-6,8-16
Y	JP 2012-165979 A（公立大学法人首都大学東京） 2012.09.06,　【００４３】～【００５３】、図５～７ （ファミリーなし）	2-5,13-16

☑　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	国際調査報告の発送日
０３．０６．２０１９	１８．０６．２０１９

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　２９１３
山口　裕之
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 2007-98002 A（日本電信電話株式会社） 2007.04.19,　【００４１】～【００８３】、図１～６ （ファミリーなし）	6,9,13-16
Y	JP 2017-104360 A（公立大学法人首都大学東京） 2017.06.15,　【００４１】～【００５０】、図７～１０ （ファミリーなし）	8-9,13-16
Y	JP 2002-17694 A（株式会社デンソー） 2002.01.22,　【００１５】～【００３３】、【００３６】、図１～５ （ファミリーなし）	10,13-16
Y	JP 59-189830 A（株式会社日本コーリン） 1984.10.27,　第３頁右下欄第１行～第８頁左下欄第２行、第３図 （ファミリーなし）	11-16
Y	JP 2016-123473 A（カシオ計算機株式会社） 2016.07.11,　【００３４】 & US 2016/0183880 A1 [0099] & CN 105726004 A	14-16