(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 2019/198567 A1

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

(21) 国際出願番号： PCT/JP2019/014627

(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

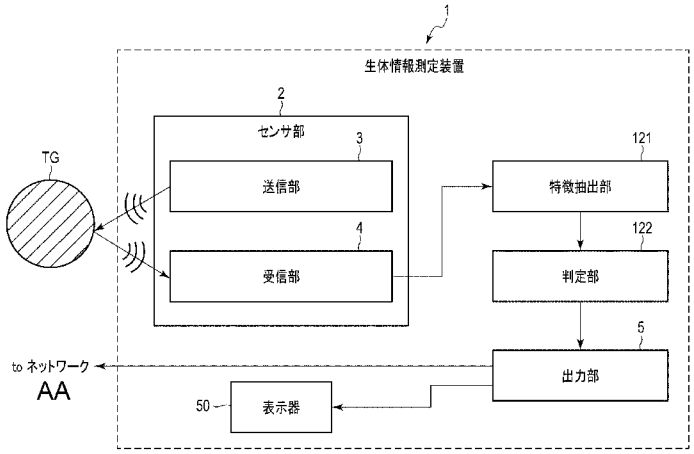
(30) 優先権データ：
特願 2018-076707 2018年4月12日(12.04.2018) JP

(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: 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). 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). 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). 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). 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).

(54) **Title:** BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT DEVICE, 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 unit
121...Characteristics extraction unit
122...Determination unit
AA...To network

(57) **Abstract:** Provided is a technique for acquiring an indicator pertaining to the setting position of a device relative to a measurement site in a device for measuring biological information using radio waves. In one aspect of the present invention, the biological information measurement device (1) comprises: a transmission unit (3) for transmitting radio waves toward the measurement site of an organism; a reception unit (4) for receiving radio waves reflected by the measurement site and outputting a waveform signal of the reflected wave; a characteristics extraction unit (121) for extracting, from the waveform signal, information representing the characteristics of the waveform; a determination unit (122) for determining, on the basis of the extracted information representing the characteristics of the waveform, whether or not the setting position of the biological information measurement device relative to the measurement site fulfills the conditions corresponding to a pre-set reference position; and an output unit (5) outputting information representing the result of the determination by the determination unit.

WO 2019/198567 A1

［続葉有］

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、被測定部位に対する装置の設置位置に関する指標を取得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（１２１）と、抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する判定部（１２２）と、判定部による判定結果を表す情報を出力する出力部（５）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」または単に「アンテナ」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、ウェアラブル機器を身体に装着した際に、送受信アンテナ対が被測定部位に適切に対向するようにする必要がある。しかしながら、従来のこの種の機器には、被測定部位に対する当該機器の装着位置が適切であるか否かを簡易に判断するための指標がなかった。

[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、位置合わせに必要なデバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置に関する指標を取得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の態様は、ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置が、当該ユーザ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、上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する第１の判定部と、当該第１の判定部による判定結果を表す情報を出力する出力部と、を具備す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、この情報に基づいて、生体情報測定装置の被測定部位に対する設置位置が基準位置に対応する所定の条件を満たすか否かが判定され、その結果が出力される。したがって、位置合わせに必要なデバイスを別途設けることなく、被測定部位に対する装置の設置位置に関する指標を得ることができる。このため、装置を簡単な構成でかつ安価に提供することが可能となる。また、ユーザは上記出力された判定結果を表す情報に基づいて設置位置に関する指標を確認することが可能となり、例えばこの指標をもとに被測定部位に対する装置の設置位置を適切に調整することが可能となる。

[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、上記第１の判定部が、上記抽出された波形の振幅に係る情報に基づいて、当

該波形信号の振幅が上記基準位置に対応して予め設定された第１の振幅の範囲内であるか否かを判定するようにしたものである。

[0009] この発明の第２の態様によれば、波形信号の特徴として当該波形信号の振幅に係る情報が抽出され、波形信号の振幅が基準位置に対応する所定の振幅範囲内にあるか否かが判定される。したがって、波形信号の振幅のみに着目した簡易な判定に基づいて、被測定部位に対する装置の設置位置に関する指標を得ることが可能となる。

[0010] 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繰り返し区間ごとの波形の形状に係る情報を抽出し、上記第１の判定部が、上記抽出された波形の形状に係る情報に基づいて、当該抽出された波形の形状と、上記基準位置に対応して予め設定された参照波形の形状との相関値を算出し、当該相関値が予め設定された第１の相関値の範囲内であるか否かを判定するようにしたものである。

[0011] この発明の第３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区間ごとの波形の形状に係る情報が抽出され、この情報に基づいて、抽出された波形の形状と、基準位置に対応する所定の参照波形の形状との相関値が、基準位置に対応する所定の範囲内にあるか否かが判定される。したがって、波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状のみに着目した簡易な判定に基づいて、被測定部位に対する装置の設置位置に関する指標を得ることが可能となる。

[0012] この発明の第４の態様は、上記第１乃至第３のいずれかの態様において、上記生体情報測定装置が、上記送信部、上記受信部、上記特徴抽出部、上記第１の判定部および上記出力部による一連の動作を制御する第１の制御部をさらに具備し、当該第１の制御部が、第１回目の上記一連の動作を実行させ、この第１回目の一連の動作により上記生体情報測定装置の設置位置が上記条件を満たさないと判定された場合に、第２回目の一連の動作を実行させるようにしたものである。

[0013] この発明の第４の態様によれば、電波の送受信、波形の特徴の抽出、設置位置に関する判定、および判定結果の出力を含む一連の動作において、設置位置が所定の条件を満たさないと判定された場合には、上記一連の動作が繰り返し実行される。したがって、被測定部位に対する装置の設置位置が適切でないと判定された場合に直ちに処理を終了するのではなく、一連の動作を繰り返すことにより、判定結果の信頼性を高めることができる。

[0014] この発明の第５の態様は、上記第４の態様において、上記第１の制御部が、上記第１回目の一連の動作により上記生体情報測定装置の設置位置が上記条件を満たさないと判定された場合に、当該判定後からの所定時間の経過と、上記ユーザによる測定指示の入力と、上記生体情報測定装置の設置位置の所定量以上の変化のいずれかに応じて、上記第２回目の一連の動作を実行させるようにしたものである。

[0015] この発明の第５の態様によれば、一連の動作において被測定部位に対する装置の設置位置が適切でないと判定された場合にも、時間の経過、ユーザによる入力、または装置の位置の変化のうちのいずれかが検出されたときに、上記一連の動作が繰り返される。したがって、装置の設置位置が適切でないと判定された場合に直ちに処理を終了するのではなく、一定時間待機してから自動的に、ユーザによる指示の入力に応答して、または装置の位置の変化が検出されたら、装置の設置位置について条件を満たすか否かの判定を再度行うようにすることにより、判定結果の信頼性を高めるとともに、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0016] この発明の第６の態様は、上記第１乃至第３のいずれかの態様において、上記生体情報測定装置が、上記送信部、上記受信部、上記特徴抽出部および上記第１の判定部による一連の動作を制御する第２の制御部をさらに具備し、上記送信部および上記受信部が、上記被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナを有し、これら第１および第２のアンテナによりそれぞれ上記電波の送信および上記反射波の受信を行い、上記第２の制御部が、上記第１のアンテナを選択して第１回目の上記一連の動作を実

行させ、この第１回目の一連の動作により上記生体情報測定装置の設置位置が上記条件を満たさないと判定された場合に、上記第２のアンテナを選択して第２回目の上記一連の動作を実行させるようにしたものである。

[0017] この発明の第６の態様によれば、第１のアンテナが選択された状態で、電波の送受信、波形の特徴の抽出、および設置位置に関する判定を含む一連の動作が実行され、その一連の動作において設置位置が条件を満たさないと判定された場合には、第２のアンテナが選択されて上記一連の動作が繰り返し実行される。したがって、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置が適切でないと判定された場合にも直ちに処理を終了するのではなく、アンテナを切り替えて一連の動作を繰り返すことにより、装置の装着位置を動かさずに、分散配置された異なるアンテナを用いた２回の判定を行うことができ、装置の位置合わせに係る煩雑さを低減することができる。

[0018] この発明の第７の態様は、上記第１乃至第３のいずれかの態様において、上記生体情報測定装置が、上記送信部、上記受信部、上記特徴抽出部および上記第１の判定部による一連の動作を制御する第２の制御部をさらに具備し、上記送信部および上記受信部が、上記被測定部位と対向可能な面に分散配置される、第１の送信アンテナと、第１および第２の受信アンテナとを有し、これら第１の送信アンテナと第１および第２の受信アンテナとによりそれぞれ上記電波の送信および上記反射波の受信を行い、上記第２の制御部が、上記第１の送信アンテナと上記第１の受信アンテナとを選択して第１回目の上記一連の動作を実行させ、この第１回目の上記一連の動作により上記生体情報測定装置の設置位置が上記条件を満たさないと判定された場合に、上記第１の送信アンテナと上記第２の受信アンテナとを選択して第２回目の上記一連の動作を実行させるようにしたものである。

[0019] この発明の第７の態様によれば、第１の送信アンテナと第１の受信アンテナとが選択された状態で、電波の送受信、波形の特徴の抽出、および設置位置に関する判定を含む一連の動作が実行され、その一連の動作において設置位置が条件を満たさないと判定された場合には、第２の受信アンテナが選択

されて上記一連の動作が繰り返し実行される。したがって、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置が適切でないと判定された場合にも直ちに処理を終了するのではなく、少なくとも受信アンテナを切り替えて一連の動作を繰り返すことにより、装置の装着位置を動かさずに、分散配置された異なるアンテナを用いた２回の判定を行うことができ、装置の位置合わせに係る煩雑さを低減することができる。

[0020] この発明の第８の態様は、ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置が、当該ユーザ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、第１回目の上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目の上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、上記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部と、を具備するようにしたものである。

[0021] この発明の第８の態様によれば、被測定部位に対する電波の送受波とそれにより得られる波形信号からの波形の特徴を表す情報の抽出とが２回にわたって実施され、第１回目に抽出された第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目に抽出された第２の波形の特徴を表す情報とを比較することにより、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置を修正すべき方向が判定され、その結果が出力される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、生体情報測定装置を被測定部位に対してどの方向に移動させるべきかの指標を得ることができる。ユーザは、上記出力された判定結果に基づいて装置をどの方向に移動させるべきかを確認した上で被測定部位に対する装置の位置を調整できるので、装置を効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0022] この発明の第９の態様は、上記第８の態様において、上記第２の判定部が、上記第１回目の上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、上記第２回目の上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置の修正量をさらに算出し、上記出力部は、上記判定された修正方向と上記算出された修正量とを表す情報を出力するようにしたものである。

[0023] この発明の第９の態様によれば、上記第１回目に抽出された第１の波形の特徴を表す情報と、上記第２回目に抽出された第２の波形の特徴を表す情報とを比較することにより、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置を修正すべき方向に加えて、修正すべき量が算出され、その結果が出力される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、２回の測定結果に基づいて、生体情報測定装置を被測定部位に対してどの方向にどの程度移動させるべきかの指標を得ることができる。ユーザは、上記出力された判定結果に基づいて装置をどの方向にどの程度移動させるべきかを確認した上で被測定部位に対する装置の位置を調整できるので、装置をより効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性をいっそう向上させることができる。

[0024] この発明の第１０の態様は、ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置が、上記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナを有し、これら第１および第２のアンテナによりそれぞれ上記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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送受信部と、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、上記第１のアンテナによる上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、上記第２のアンテナによる上記電波の送信および上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部に

より抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、上記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部と、を具備するようにしたものである。

[0025] この発明の第１０の態様によれば、被測定部位に対する電波の送受波とそれにより得られる波形信号からの波形の特徴を表す情報の抽出とが、第１および第２のアンテナのそれぞれを用いて実施され、第１のアンテナを用いた場合に抽出された第１の波形の特徴を表す情報と、第２のアンテナを用いた場合に抽出された第２の波形の特徴を表す情報とを比較することにより、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置を修正すべき方向が判定され、その結果が出力される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、装置の設置位置を動かさずに複数のアンテナを用いた測定結果に基づいて、生体情報測定装置を被測定部位に対してどの方向に移動させるべきかの指標を得ることができる。ユーザは、上記出力された判定結果に基づいて装置をどの方向に移動させるべきかを確認した上で被測定部位に対する設置位置を調整できるので、装置を効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0026] この発明の第１１の態様は、ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置が、上記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される、第１の送信アンテナと、第１および第２の受信アンテナとを有し、これら第１の送信アンテナと第１および第２の受信アンテナとによりそれぞれ上記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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送受信部と、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、上記第１の送信アンテナによる上記電波の送信および上記第１の受信アンテナによる上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、上記第１の送信アンテナによる上記電波の送信および上記第２の受信アンテナによる上記反射波の受信動作において上記特徴抽出部により抽出される第

２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、上記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部と、を具備するようにしたものである。

[0027] この発明の第１１の態様によれば、第１の送信アンテナおよび第１の受信アンテナを用いた被測定部位に対する電波の送受波により得られた波形信号の第１の波形の特徴を表す情報と、第１の送信アンテナおよび第２の受信アンテナを用いた場合に得られた波形信号の第２の波形の特徴を表す情報とを比較することによって、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置を修正すべき方向が判定され、その結果が出力される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、装置の設置位置を動かさずに異なる受信アンテナを用いた測定結果に基づいて、生体情報測定装置を被測定部位に対してどの方向に移動させるべきかの指標を得ることができる。やはりユーザは、上記出力された判定結果に基づいて装置をどの方向に移動させるべきかを確認した上で被測定部位に対する設置位置を調整できるので、装置を効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0028] この発明の第１２の態様は、上記第１０または第１１の態様において、上記第２の判定部が、上記第１の波形の特徴を表す情報と、上記第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて上記被測定部位に対する上記生体情報測定装置の設置位置の修正量をさらに算出し、上記出力部は、上記判定された修正方向と上記算出された修正量とを表す情報を出力するようにしたものである。

[0029] この発明の第１２の態様によれば、第１のアンテナ（対）を用いた場合に抽出された第１の波形の特徴を表す情報と、第２のアンテナ（対）を用いた場合に抽出された第２の波形の特徴を表す情報とを比較することにより、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置を修正すべき方向に加えて、修正すべき量が算出され、その結果が出力される。したがって、複雑な評価

デバイスを別途設けることなく、複数のアンテナを用いた測定結果に基づいて、生体情報測定装置を被測定部位に対してどの方向にどの程度移動させるべきかの指標を得ることができる。また、装置の位置を動かさずに、相対位置を予め知ることのできる２つのアンテナを用いた２回の測定結果から修正量を算出できるので、より信頼性の高い判定結果を得ることができる。ユーザは、上記出力された判定結果に基づいて装置をどの方向にどの程度移動させるべきかを確認した上で被測定部位に対する設置位置を調整できるので、装置をより効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性をいっそう向上させることができる。

[0030] この発明の第１３の態様は、上記第９または第１２の態様において、上記第２の判定部が、上記第１の波形の特徴を表す情報と上記第２の波形の特徴を表す情報とに基づく線形近似により上記修正量を算出するようにしたものである。

[0031] この発明の第１３の態様によれば、２回の測定で得られた２つの波形の特徴を表す情報に線形関係があると仮定して近似関数を求めることにより、基準位置までの距離が推定される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、得られた測定結果から簡易な計算により、設置位置を修正すべき量を推定することができる。

[0032] この発明の第１４の態様は、上記第９または第１２の態様において、上記第２の判定部が、上記第１の波形の特徴を表す情報と上記第２の波形の特徴を表す情報とに基づく非線形近似により上記修正量を算出するようにしたものである。

[0033] この発明の第１４の態様によれば、２回の測定で得られた２つの波形の特徴を表す情報に非線形関係があると仮定して近似関数を求めることにより、基準位置までの距離が推定される。したがって、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、得られた測定結果から、設計者の選好に応じた任意の近似曲線を用いて、設置位置を修正すべき量を簡易に推定することができる。

[0034] この発明の第１５の態様は、上記第１乃至第１４の態様のいずれかにおい

て、上記出力部が、上記第１の判定部による判定結果を表す情報、または上記第２の判定部により判定された上記修正方向および修正量を、文字、画像、音声、振動、または光の点灯もしくは点滅のうちの少なくとも１つにより上記ユーザに通知するようにしたものである。

[0035] この発明の第１５の態様によれば、生体情報測定装置の設置位置が適切か否かを表す判定結果、または設置位置を修正すべき方向もしくは修正すべき量が、文字、画像、音声、振動、または光の点灯もしくは点滅のうちの少なくとも１つによりユーザに通知される。このため、ユーザは、装置の位置合わせをする過程において、設置位置が適切であるか否かを簡易に判断しながら設置位置の調整をすることができる。また、多様な通知方法により動作環境またはユーザの多様性に対応しつつ、装置の設置位置が不適切な場合にとるべき動作について、装置の使用に不慣れなユーザにも明確な指示をすることができるので、ユーザの利便性が向上する。

発明の効果

[0036] すなわちこの発明の各態様によれば、位置合わせに必要なデバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、被測定部位に対する生体情報測定装置の設置位置に関する指標を取得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

[0037] [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の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図3]図３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4]図４は、図３に示した血圧計が左手首に装着された状態でのアンテナの平面レイアウトの一例を示す図である。

[図5]図５は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の機能構成の一

例を示すブロック図である。

[図6]図６は、図５に示した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7A]図７Ａは、図６に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図7B]図７Ｂは、図６に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の他の例を示す模式図である。

[図8]図８は、図５に示した生体情報測定装置の処理手順の他の例を示すフローチャートである。

[図9]図９は、図８に示した処理手順で用いることのできる、取得された信号から脈波由来の波形信号を抽出するための手法の一例を示すフローチャートである。

[図10]図１０は、図５に示した生体情報測定装置の処理手順の他の例を示すフローチャートである。

[図11A]図１１Ａは、図１０に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図11B]図１１Ｂは、図１０に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の他の例を示す模式図である。

[図12]図１２は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の機能構成の一例を示すブロック図である。

[図13]図１３は、図１２に示した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14]図１４は、図１３に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図15]図１５は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の機能構成の一例を示すブロック図である。

[図16]図１６は、図１５に示した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17A]図１７Ａは、図１６に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図17B]図１７Ｂは、図１６に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の他の例を示す模式図である。

[図17C]図１７Ｃは、表示器に表示される通知イメージを示す模式図である。

[図18]図１８は、この開示の一実施形態に係る生体情報測定装置の機能構成の一例を示すブロック図である。

[図19]図１９は、図１８に示した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20A]図２０Ａは、図１９に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図20B]図２０Ｂは、表示器に表示される通知イメージを示す模式図である。

[図21]図２１は、図１８に示した生体情報測定装置の処理手順の他の例を示すフローチャートである。

[図22A]図２２Ａは、図２１に示した処理手順で想定される、動脈とアンテナの相対的な位置関係とそれにより得られる脈波信号の一例を示す模式図である。

[図22B]図２２Ｂは、表示器に表示される通知イメージを示す模式図である。

[図23]図２３は、図２１に示した処理のうち、移動すべき方向および量の推定手順の一例を示すフローチャートである。

[図24A]図２４Ａは、図２３に示した推定手順における回帰直線の一例を示す

図である。

[図24B]図２４Ｂは、図２３に示した推定手順における回帰直線の他の例を示す図である。

[図25]図２５は、図２１に示した処理のうち、移動すべき方向および量の推定手順の他の例を示すフローチャートである。

[図26A]図２６Ａは、図２５に示した推定手順における回帰曲線の一例を示す図である。

[図26B]図２６Ｂは、図２５に示した推定手順における回帰曲線の他の例を示す図である。

[図27]図２７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の一部と、動脈とアンテナの相対的な位置関係とを示す模式図である。

[図28]図２８は、図３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

[0038] 以下、本発明の一側面に係る実施の形態を、図面に基づいて説明する。

[0039] ［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。

[0040] 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１２１と、判定部１２２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。

[0041] 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機器であり、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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 特徴抽出部１２１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表す情報を抽出する。

[0046] 判定部１２２は、特徴抽出部１２１によって抽出された、脈波信号の波形の特徴を表す情報に基づいて、被測定部位ＴＧに対する生体情報測定装置１の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する。設置位置（「装着位置」とも言う）とは、この例では、被測定部位ＴＧとしての橈骨動脈に対するセンサ部２の位置、特に、橈骨動脈に対する送受信アンテナ対の相対的な位置を表すが、他に手首表面または橈骨動脈に対する送受信アンテナ対の角度等を含めた設置状態を包括的に指すものであってもよい。基準位置とは、この例では、センサ部２による脈波の取得に適した、橈骨動脈に対する理想的な設置位置を指すが、設計者により適宜設定されることもできる。基準位置に対応する条件とは、この例では、基準位置（理想位置）で取得される理想的な脈波に関する波形の特徴（振幅値、周期性、スペクトル強度、Ｓ／Ｎ比など）を表す。これらの特徴に対して、測定値が許容範囲にあるか否かを判断することによって、装置の設置位置が適切であるか否かを判定することができる。

[0047] 出力部５は、判定部１２２による判定結果を出力する。例えば、出力部５は、生体情報測定装置１の設置位置が予め設定された条件を満たすことを示す情報、すなわち、生体情報測定装置１が被測定部位に対して適切な設置位置にあることを示す情報を出力することができ、それにより、ユーザに測定開始を促すことができる。または、出力部５は、生体情報測定装置１の設置

位置が予め設定された条件を満たさないことを示す情報、すなわち、生体情報測定装置１が被測定部位に対して適切な設置位置にないことを示す情報を出力することができ、それにより、測定開始前に装置の位置の調整が必要であることをユーザに通知することができる。あるいは、出力部５は、装置の設置位置が不適切である旨を警告する、または位置の修正を促すメッセージを生成し、表示器５０に出力することもできる。

[0048] 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、或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。表示器５０は、また、ＬＥＤ（Light-emitting diode）等の光源を用いて、光の点灯または点滅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。

[0049]（動作）

次に、一適用例に係る生体情報測定装置１の動作について説明する。図２は、図１に示した生体情報測定装置１の処理手順の一例を示すフローチャートである。

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１２１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。

[0050] ステップＳ２１において、生体情報測定装置１は、上記受信部４から出力された波形信号を、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取得する。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。

[0051] ステップＳ２２において、生体情報測定装置１は、特徴抽出部１２１の制御の下、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１２１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１２１は、上記抽出された波形の特徴を表す情報を判定部１２２へ出力する。

[0052] 次に、ステップＳ２３において、生体情報測定装置１は、判定部１２２の制御の下、上記特徴抽出部１２１から出力された波形の特徴を表す情報に基づいて、被測定部位ＴＧに対する前記生体情報測定装置１の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する。例えば、判定部１２２は、波形信号の振幅値が上記基準位置に対応して予め設定された第１の振幅の範囲内であるか否かを判定する。これにより、波形信号の振幅値が第１の振幅の範囲内にある場合には、測定に適した位置にセンサ部２が位置合わせされていると判断することができ、波形信号の振幅値が第１の振幅の範囲内にない場合には、測定に適した位置にセンサ部２が位置合わせされていないと判断することができる。

[0053] なお、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する手法は上記手法に限るものではなく、他にも、時区間に分割された波形の形状と参照波形の形状との相関値、波形信号の繰り返し周期、または信号強度の最大値をしきい値と比較することにより判定してもよい。また、判定部１２２は、複数回の測定の結果に基づいて、どの測定結果が最も所定の条件に近いかを判定することにより、設置位置を修正すべき方向を判定するようにしてもよい。さらに、判定部１２２は、複数回の測定の結果に基づいて、基準位置からどの程度離れているか、すなわち設置位置を修正すべき量を推定するようにしてもよい。

[0054] ステップＳ２３において、波形の特徴を表す情報が所定の条件を満たさな

いと判定された場合、ステップＳ２４に移行する。ステップＳ２４において、生体情報測定装置１は、上記判定結果を出力する。例えば、生体情報測定装置１は、被測定部位に対して適切な設置位置にないことを通知するメッセージを生成し、表示器５０に出力することができる。これにより、ユーザは装置１の位置が適切でないことを確認し、装置１の位置合わせをやり直すことができる。ステップＳ２３において、波形の特徴を表す情報が所定の条件を満たすと判定された場合、動作は終了する。ただし、この場合にも、当該装置が適切な設置位置にあることを通知するメッセージを生成し、表示器５０に出力することが可能である。これにより、ユーザは、装置１に設けられた測定開始ボタン（図示せず）を押下するなど、生体情報の測定処理を開始させることができる。

[0055] （効果）

以上述べたように一適用例によれば、特徴抽出部１２１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、判定部１２２において、上記抽出された波形の特徴に基づいて、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かが判定され、それにより、被測定部位ＴＧに対する生体情報測定装置１の設置位置が、予め設定された基準位置に対して許容可能な範囲内にあるか否かが判定される。このため、例えば加速度センサ等の位置検出用デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、装置１の設置位置が適切か否かを判定するための指標を得ることが可能となる。

[0056] また、出力部５において、上記判定の結果をもとに、例えば装置の位置を動かす必要があるか否かを示す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装置の装着が適切でないことを確認し、装置の位置を適切に調整することができる。またユーザは、上記表示メッセージにより測定の準備ができたと判断して、生体情報の測定を開始することができる。

[0057] ［第１の実施形態］

［実施例１－１］

（構成例）

（１）ウェアラブル機器の構造

図３は、この発明の第１の実施形態に係る生体情報測定装置としてのウェアラブル機器（全体を符号１で示す）の外観を示す斜視図である。ウェアラブル機器１として、ここでは特に、電波式脈波センサを備えた手首式の血圧計を例に挙げて説明する。図４は、この血圧計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。）において、脈波センサのアンテナ素子ＴＡ１，ＲＡ１の配置位置を模式的に示した平面図である。なお、図４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。

[0058] 図３および図４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、１対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、橈骨動脈９１をまたぐように離間して配置された送信アンテナ素子ＴＡ１と受信アンテナ素子ＲＡ１が対となって脈波センサを形成している。

[0059] 図３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。

[0060] 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よい。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）に対応することが予定されている。

[0061] 図３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。

[0062] 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。

[0063] 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。

[0064] 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、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、アンテナ素子ＴＡ１，ＲＡ１を含むセンサ部２として送受信アンテナ部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部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４参照）。

[0065] 図３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。

[0066] 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の送受信アンテナ部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。

[0067] 図４に示すように、装着状態では、送受信部４０の送受信アンテナ部４０Ｅは、左手首９０の橈骨動脈９１に対応して、送信アンテナ素子ＴＡ１と受信アンテナ素子ＲＡ１とを含んでいる。

[0068] この例では、送信アンテナ素子ＴＡ１または受信アンテナ素子ＲＡ１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。

[0069] また、アンテナ素子ＴＡ１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（受信アンテナ素子ＲＡ１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よく測定することを可能にする。

[0070] 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。

[0071] このような送受信アンテナ部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。

[0072] なお、図３および図４では、脈波センサとして１対のアンテナを備える血圧計１を示したが、アンテナの数はこれに限るものではない。例えば、より多くのアンテナ対を設け、多数の地点で脈波のセンシングを行えるようにしてもよい。また、必ずしも送信アンテナと受信アンテナとを備えたアンテナ対を用いる必要はなく、送受共用のアンテナであってもよい。さらに、送信アンテナと受信アンテナの対が固定である必要はなく、１つの送信アンテナに対して複数の受信アンテナを設け、受波に用いるアンテナを任意に切り替えて電波の送受波を行ってもよく、１つの受信アンテナに対して複数の送信アンテナを設け、送波に用いるアンテナを任意に切り替えて行ってもよい。また、血圧計１の血圧測定手法は、脈波センサを用いる手法であっても、脈波センサを用いない手法であってもよく、例えば、脈波伝播時間（Pulse Transit Time；ＰＴＴ）方式やオシロメトリック方式など多様なものであってよい。

[0073] （２）ウェアラブル機器の機能構成

図５は、この発明の第１の実施形態に係る血圧計１の機能構成の一例を示すブロック図である。

血圧計１は、センサ部２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。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] 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、参照値記憶部１４１とを備える。

[0077] 参照値記憶部１４１には、基準位置（理想位置）に対応する参照波形または参照波形の特徴を表す情報が記憶されている。参照波形とは、血圧計１の脈波センサが基準位置に設置されたときに取得されると予想される、理想的な脈波の波形を表す。参照波形は、実際の測定データから抽出された（例え

ば、所定の期間に取得された実測データから統計処理によって算出された）ユーザ固有の波形であってもよく、または平均的な成人の脈波として算出された波形であってもよい。

[0078] センサ部２は、脈波センサとしてのアンテナ対ＡＴ（以下、単に「アンテナＡＴ」と言う）と、アンテナＡＴに接続された制御回路ＣＣとを備える。アンテナＡＴは、対をなす送信アンテナ素子ＴＡ１および受信アンテナ素子ＲＡ１を備えている。制御回路ＣＣは、送信アンテナ素子ＴＡ１および受信アンテナ素子ＲＡ１にそれぞれ接続された送信回路ＴＣ１および受信回路ＲＣ１を備えている。送信アンテナ素子ＴＡ１および受信アンテナ素子ＲＡ１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素子ＴＡ１に給電し、これにより送信アンテナ素子ＴＡ１から被測定部位に対し測定信号の電波を送波する。受信アンテナ素子ＲＡ１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、上記受信アンテナ素子ＲＡ１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。

[0079] 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と、特徴抽出部１２１と、判定部１２２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。

[0080] 脈波検出部１０１は、例えば、ＡＤ変換部ＡＤＣ１と、フィルタ部Ｆ１とを備える。ＡＤ変換部ＡＤＣ１は、受信回路ＲＣ１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を生成し、特徴抽出部１２１に出力する。脈波信号は、左手首９０を通る橈骨動脈９１の、上記アンテナＡＴの配

置位置における拍動を表すものである。

[0081] 特徴抽出部１２１は、脈波検出部１０１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（例えば、振幅、波形の形状、ピーク電圧など）を抽出する。

[0082] 判定部１２２は、特徴抽出部１２１によって抽出された波形の特徴を表す情報を受け取り、被測定部位である動脈９１に対する血圧計１の設置位置が所定の条件を満たすか否かを判定する。この判定方法については、後に詳述する。

[0083] （動作例）

次に、以上のように構成された血圧計１の動作例について説明する。

図６は、図５に示した血圧計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。

[0084] 血圧計１は、例えば手首周りに装着された後、ユーザが操作部５２により入力した測定開始信号を受信することに応じて、動作を開始する。血圧計１は、センサ部２により、送信回路ＴＣ１から送信アンテナＴＡ１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ＲＡ１で受波され、受信回路ＲＣ１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にそれぞれ入力される。

[0085] ステップＳ６１において、血圧計１は、処理ユニット１２の脈波検出部１０１により、上記受信回路ＲＣから出力された波形信号に対してＡＤ変換およびフィルタリング処理等を行って、脈波信号ＰＳ１を取得する。この脈波信号ＰＳ１は特徴抽出部１２１に入力される。

[0086] ステップＳ６２において、血圧計１は、特徴抽出部１２１により、上記入力された脈波信号ＰＳ１から、その波形の特徴として、一定の繰り返し周期における最大振幅（最大振幅値－最小振幅値）を取得する。最大振幅は、例えば、サンプリング間隔を１ミリ秒（ｍｓｅｃ）とし、１秒周期で算出する

ことができる。

[0087] 図７Ａおよび図７Ｂは、図６に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は想定される橈骨動脈９１に対するアンテナの位置を示し、（ｂ）は得られる脈波信号の一例を示している。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。ただし、図７Ａおよび図７Ｂにおいて（ｂ）に示した脈波信号は、第１の実施形態に係る判定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。以降の図についても同様である。

[0088] 左手首に血圧計１を装着した状態で、図７Ａ（ａ）に示されるように、送信アンテナ素子ＴＡ１および受信アンテナ素子ＲＡ１が橈骨動脈９１の両側において対称となる位置に配置されたとき、センサ部２によって、比較的雑音の少ない、主に動脈の脈動を表す理想的な波形が得られる。このとき、最大振幅ＡＭ７－１は、他の設置位置に対し、最も大きな値をとると考えられる。

[0089] これに対し、図７Ｂ（ａ）に示されるように、センサ部２が橈骨動脈９１から離れた位置に配置されているとき、得られる脈波信号には雑音成分が重畳し、脈動の特定が困難となることがある。雑音成分としては、尺骨動脈からの脈波や他の体組織の動きに由来するものが考えられる。このとき、最大振幅ＡＭ７－２は、上記最大振幅ＡＭ７－１に比べて小さくなると予想される。なお、図７Ａおよび図７Ｂの（ａ）に示した配置位置と、（ｂ）に示した脈波の波形イメージとの関係は、説明のために例示したものにすぎず、図７Ａの（ａ）に示した配置位置が必ずしも基準位置（理想位置）に相当するわけではない。以降の図についても同様である。

[0090] ステップＳ６３において、血圧計１は、判定部１２２の制御の下、取得された最大振幅が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かを判定する。しきい値は、固定の値であっても動的に調整されてもよい。また、しきい値は、過去の測定結果や測定精度等に基づいて任意に設定されることができる。

[0091] ステップＳ６３において、取得された脈波信号の最大振幅がしきい値以下

と判定された場合、血圧計１は、ステップＳ６４に移行し、出力部５により、上記判定結果に基づいて、設置位置が不適切である旨を警告する通知を出力することができる。例えば、出力部５は、装置の位置を動かすようユーザに促すための警告メッセージを生成し、出力することができる。このメッセージは、例えば、入出力インタフェース１６を介して表示器５０に送られる。表示器５０による表示は、例えば数秒程度保持されるものとすることができる。メッセージは、言語、画像、音声、光の明滅、もしくは振動など、任意の形式であってよい。ユーザは、上記メッセージにより、血圧計１の設置位置が適切でないことを認識し、血圧計１を手首の周方向に回動させたり、血圧計１のベルト２０を締め直したりすることができる。

[0092] ステップＳ６３において、取得された脈波信号の最大振幅がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理は終了する。その後、血圧計１は、生体情報の測定など、任意の後続の動作に移行することができる。ただし、この場合にも、設置位置が適切であることをユーザに通知するため、または操作部５２により測定開始指示を入力するようユーザに促すための出力処理を行うことができる。

[0093] ［実施例１－２］

図８は、第１の実施形態に係る血圧計１の処理手順の他の一例を示すフローチャートである。なお、図８において上記図６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。

[0094] 血圧計１は、実施例１－１に関して説明したように、ユーザが操作部５２により入力した測定開始信号を受信することに応じて動作を開始する。はじめに、血圧計１は、ステップＳ６１において脈波信号を取得する。次いで、血圧計１は、ステップＳ８１において、特徴抽出部１２１の制御の下、脈波信号から脈波由来成分を抽出するための信号処理を行う。

[0095] 図９は、ステップＳ８１において採用できる、信号処理の一例を示すフローチャートである。

取得される脈波信号は、多種多様な信号の混合であり、脈波に由来する信

号の特徴を十分に抽出できない場合がある。そこで、例えばウェーブレット変換を用いて特徴を抽出することができる。以下でその一例を簡単に説明する。

[0096] 特徴抽出部１２１は、ステップＳ９１において、脈波信号を時区間（例えば１秒ごとの時間ブロック）に分割する。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。時区間分割は、既知の任意の手法により行うことができる。

[0097] 特徴抽出部１２１は、ステップＳ９２において、分割した脈波信号に対してウェーブレット変換を適用し、ウェーブレット係数を得る。ウェーブレット変換は、小さい波（ウェーブレット）を拡大縮小、平行移動して足し合わせることにより、波形を解析しようとする手法である。マザーウェーブレットと呼ばれる基本参照波

[数1]

$$\psi(t)$$

およびそれを拡大縮小し、平行移動した参照波

[数2]

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{(t-b)}{a}\right)$$

をいくつか用意して、これらとパターンの関係を調べる。ここで、ａは伸張パラメータ（scale）、ｂは移動パラメータ（translation）を表す。ウェーブレット変換は次式で表され、変換によって得られた結果はウェーブレット係数と呼ばれる。

[数3]

$$\boldsymbol{W}_{\psi}(t)(a,b) \stackrel{def}{=} \frac{1}{\sqrt{a}}\int_{-\infty}^{\infty} h(t)\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)dt$$

[0098] 特徴抽出部１２１は、ステップＳ９３において、得られたウェーブレット係数を予め設定された比較波形から得られる係数と比較し、それらの差分を計算する。比較波形は、脈波成分の抽出のために用いられる、予め時区間に

分割可能な周期性を有する任意の波形である。例えば、比較波形として、理想的な脈波に基づいて設定された波形を用いることもでき、正弦波などの単純な波形を用いることも考えられる。この処理により、非脈波成分に起因する周波数帯域が取り除かれる。

[0099] 次いで、ステップＳ９４において、特徴抽出部１２１は、比較波形との相関をとるため、相関係数αを計算する。

[0100] ステップＳ９５において、特徴抽出部１２１は、相関係数αをしきい値βと比較し、相関係数がしきい値に達するまでステップＳ９３からステップＳ９５の処理を繰り返す。相関係数αがしきい値βに達したら、所望の信号が抽出されたと判定され、ステップＳ９６に移行する。特徴抽出部１２１は、ステップＳ９６において波形の特徴を抽出し、処理を終了する。

[0101] 次いで、ステップＳ８２において、血圧計１は、脈波信号との相関をとるための参照波形を参照値記憶部１４１から取得する。この参照波形は、図９で説明した基本参照波または比較波形とは異なるものであってよい。

[0102] 次いで、ステップＳ８３において、血圧計１は、対応する任意の時区間について、脈波信号から抽出された波形と参照波形との相互相関をとり、得られた相関値が予め設定された相関しきい値（例えば、０．７など）よりも大きいか否かを判定する。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。

[0103] ステップＳ８３において、相関値がしきい値よりも大きいと判定された場合、基準位置に対応する条件を満たすと判定され、処理は終了する。ステップＳ８３において、相関値がしきい値以下と判定された場合、基準位置に対応する条件を満たしていないと判定され、ステップＳ６４に移行し、警告を出力する。

[0104] ［実施例１－３］

図１０は、図５に示した血圧計１の処理手順の他の一例を示すフローチャートである。なお、図１０において上記図６と同一部分には同一符号を付し、同一または同様の処理については詳しい説明は省略する。

[0105] 血圧計１は、実施例１－１に関して説明したように、ユーザが操作部５２により入力した測定開始信号を受信することに応じて動作を開始し、ステップＳ１０１において脈波検出部１０１により脈波信号ＰＳ１－１を取得し、ステップＳ１０２において特徴抽出部１２１により脈波信号ＰＳ１－１から最大振幅ＡＭ１－１を抽出する。

[0106] 次いで、ステップＳ１０３において、血圧計１は、判定部１２２の制御の下、抽出された最大振幅ＡＭ１－１が所定の条件を満たすか否か、この例では、最大振幅ＡＭ１－１が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かを判定する。ただし、ステップＳ１０３では、上述した実施例１－２と同様に参照波形との相関をとることにより所定の条件を満たすか否かの判定を行うこともでき、周期やスペクトル強度など、波形の他の特徴に基づく判定を行うこともできる。ステップＳ１０３において、最大振幅ＡＭ１－１がしきい値よりも大きいと判定された場合、血圧計１の設置位置は適切であると判定され、処理は終了する。

[0107] ステップＳ１０３において、最大振幅ＡＭ１－１がしきい値以下と判定された場合、血圧計１はステップＳ６４に移行し、出力部５により、上記判定結果を表す情報を出力する。例えば、出力部５は、設置位置が不適切であることをユーザに通知する警告メッセージを生成し、表示器５０に出力する。

[0108] 図１１Ａおよび図１１Ｂは、図１０に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は橈骨動脈９１に対するアンテナの位置を示し、（ｂ）は得られる脈波信号の一例を示している。例えば、センサ部２が図１１Ａの（ａ）に示す位置にあるときには、アンテナが橈骨動脈９１から離れているので、得られる脈波信号は基準位置に対応する条件を満たさず、血圧計１の設置位置が不適切と判定されて警告が出力される。この実施例では、血圧計１は、警告を出力した後、ただちに動作を終了するのではなく、所定の条件が満たされるまで待機状態に入る。この間に、通知を受けたユーザは、血圧計１を手首の周りで回動させたり、送受信アンテナ部４０Ｅが皮膚に密着するようにベルト２０を締め直すなどして、設置位置を調整することができる。ただ

し、以下の処理は、必ずしもユーザによる位置の調整を開始要件とするものではない。

[0109] 待機状態にある血圧計１は、所定の条件が満たされたら、例えば、一定時間が経過したら、ユーザからの入力操作を受け取ったら、または血圧計１が備える加速度センサ（図示せず）により血圧計１の移動を検知したら、ステップＳ１０４に移行して第２回目の処理を行うことができる。すなわち、ステップＳ１０４において、血圧計１は、再び脈波信号ＰＳ１－２の取得を行い、ステップＳ１０５において最大振幅ＡＭ１－２を抽出し、ステップＳ１０６において最大振幅ＡＭ１－２が所定の条件を満たすか否か、この例では、最大振幅ＡＭ１－２が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かの判定を行う。このとき、センサ部２の位置は、図１１Ａの（ａ）に示す位置のまま変更されていないかもしれないし、図１１Ｂの（ａ）に示す位置に移動されたかもしれないが、この実施例ではその検知は必ずしも必要ではない。

[0110] ステップＳ１０６において、抽出された最大振幅ＡＭ１－２が予め設定されたしきい値よりも大きいと判定された場合、血圧計１の設置位置は適切であると推定され、処理は終了する。一方、ステップＳ１０６において、最大振幅ＡＭ１－２がしきい値以下と判定された場合、ステップＳ６４に移行し、血圧計１は、出力部５により、判定結果として再び警告を出力する。なお、アンテナが図１１Ｂの（ａ）に示す位置にあるときに、基準位置に対応する条件を満たすか否かは、しきい値の設定による。また、図１０では位置合わせの過程において条件を満たすまで少なくとも２回の測定を実施する手法を説明したが、位置合わせの過程において条件を満たすまでさらに多くの回数の測定を行うように設定することもできる。

[0111] なお、上記実施例では、基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定手法として、最大振幅を予め設定されたしきい値と比較する手法を説明したが、実施例１－２と同様に参照波形に対する相関値をしきい値と比較する手法を用いることもでき、周期やスペクトル強度など、波形の他の特徴に基づく判定手法を用いることもできる。また、上記ステップＳ１０４～Ｓ１０６の

動作は、上記ステップＳ１０１～Ｓ１０３と同じものであっても異なるものであってもよい。例えば、ステップＳ１０３で用いられるしきい値と、ステップＳ１０６で用いられるしきい値とは、同じものであっても異なるものであってもよい。また、ステップＳ１０３では最大振幅を比較し、ステップＳ１０６では参照波形との相関をとるなど、ステップＳ１０３とステップＳ１０６とで異なる判定手法を用いることもできる。

[0112] ［実施例１－４］

図１２は、この発明の第１の実施形態に係る血圧計１の機能構成の他の一例を示すブロック図である。なお、図１２において上記図５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。

[0113] 血圧計１は、センサ部２内に、複数のアンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・と、各アンテナにそれぞれ接続された複数の制御回路ＣＣ１，ＣＣ２，・・・とを備える。各アンテナおよび各制御回路は、図５で説明したアンテナＡＴおよび制御回路ＣＣと同じ構成および機能を有する。

[0114] 処理ユニット１２は、複数の脈波検出部１０１－１，１０１－２，・・・を備える。各脈波検出部は、やはり図５で説明した脈波検出部１０１と同様に、複数の制御回路ＣＣ１，ＣＣ２，・・・の各々に接続され、各受信回路ＲＣ１，ＲＣ２，・・・から出力された波形信号から脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２，・・・をそれぞれ生成する。

[0115] 処理ユニット１２は、アンテナ制御部１１１をさらに備える。アンテナ制御部１１１は、上記複数のアンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・のうち、測定に用いる１つまたは複数のアンテナを選択することができる。

[0116] 図１３は、図１２に示した血圧計１の処理手順の一例を示すフローチャートである。なお、図１３において上記図６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。

[0117] 血圧計１は、実施例１－１に関して説明したように、ユーザが操作部５２により入力した測定開始信号を受信することに応じて動作を開始する。はじめに、ステップＳ１３１において、血圧計１は、測定に用いるアンテナとし

てアンテナＡＴ１を選択する。次いで、血圧計１は、実施例１－１と同様に、ステップＳ１３２において脈波検出部１０１により脈波信号ＰＳ１を取得し、ステップＳ１３３において特徴抽出部１２１により脈波信号ＰＳ１から最大振幅ＡＭ１を抽出し、ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かを判定する。ステップＳ１３４において、最大振幅ＡＭ１がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。

[0118] 一方、ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１がしきい値以下と判定された場合、ステップＳ１３５に移行し、血圧計１は、アンテナ制御部１１１の制御の下、測定に用いるアンテナをＡＴ１からＡＴ２へと切り替える。次いで、アンテナＡＴ２を用いて、ステップＳ１３２～Ｓ１３４で説明した処理と同様に、ステップＳ１３６において脈波信号ＰＳ２を取得し、ステップＳ１３７において脈波信号ＰＳ２から最大振幅ＡＭ２を抽出し、ステップＳ１３８において最大振幅ＡＭ２がしきい値よりも大きいか否かを判定する。

[0119] ステップＳ１３８において、最大振幅ＡＭ２がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。一方、ステップＳ１３８において、最大振幅ＡＭ２がしきい値以下と判定された場合、ステップＳ６４に移行し、設置位置が不適切である旨の警告を出力する。

[0120] ステップＳ１３５におけるアンテナの切替えは、アンテナ制御部１１１の制御下で自動的に実施されてもよい。あるいは、ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１がしきい値以下と判定された場合に警告等を出力し、ユーザに操作部５２を介してアンテナ切替えを操作させることもできる。

[0121] 図１４は、図１３に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は橈骨動脈９１に対するアンテナＡＴ１，ＡＴ２の位置を示し、（ｂ），（ｃ）はそれぞれアンテナＡＴ１，ＡＴ２により得られる脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２の一例を示している。

[0122] はじめに、ステップＳ１３１においてアンテナＡＴ１が選択され、ステップＳ１３２～Ｓ１３４の一連の処理が実施される。図１４の（ａ）に示した

位置では、アンテナＡＴ１は橈骨動脈９１から離れているので、ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１がしきい値以下と判定される。この場合に、血圧計１は、直ちに動作を終了するのでなく、アンテナ制御部１１１により自動的にアンテナを切り替え、またはユーザにアンテナ切替え操作を促して、アンテナＡＴ２を用いて再び一連の処理（ステップＳ１３６～Ｓ１３８）を行う。図１４の（ａ）に示した位置では、アンテナＡＴ１に比べてアンテナＡＴ２を用いたときに、より大きな最大振幅の脈波波形が得られると予想される。このように、アンテナＡＴ１，ＡＴ２を切り替えることによって、血圧計１の装着位置を動かさずに適切なアンテナ位置を評価することができ、設置位置の調整がより簡単になる。

[0123] なお、上記実施例では、基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定手法として、最大振幅を予め設定されたしきい値と比較する手法を説明したが、実施例１－２と同様に参照波形に対する相関値をしきい値と比較する手法を用いることもでき、周期やスペクトル強度など、波形の他の特徴に基づく判定手法を用いることもできる。また、上記ステップＳ１３６～Ｓ１３８の動作は、上記ステップＳ１３２～Ｓ１３４と同じものであっても異なるものであってもよい。例えば、ステップＳ１３４で用いられるしきい値と、ステップＳ１３８で用いられるしきい値とは、同じものであっても異なるものであってもよい。また、ステップＳ１３４では最大振幅を比較し、ステップＳ１３４では参照波形との相関をとるなど、ステップＳ１３４とステップＳ１３４とで異なる判定手法を用いることもできる。

[0124] また、上記実施例で説明した手法は、送信アンテナ素子ＴＡ１，ＴＡ２と受信アンテナ素子ＲＡ１，ＲＡ２とが対になっていない場合にも適用可能である。例えば、第１回目の一連の動作（ステップＳ１３２～ステップＳ１３４）では、第１の送信アンテナ素子ＴＡ１と第１の受信アンテナ素子ＲＡ１とを用いて電波の送受波を行い、第２回目の一連の動作（ステップＳ１３６～Ｓ１３８）では、第１の送信アンテナ素子ＴＡ１と第２の受信アンテナ素子ＲＡ２とを用いて電波の送受波を行うことが考えられる。すなわち、ステ

ップＳ１３５において、受信に用いるアンテナ素子のみまたは送信に用いるアンテナ素子のみを切り替えて一連の動作を繰り返してもよい。したがって、送信アンテナ素子の数と受信アンテナ素子の数は、同じである必要はない。

[0125] （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、血圧計１の特徴抽出部１２１において、脈波検出部１０１から出力された脈波信号ＰＳ１から波形の特徴を抽出し、次いで、血圧計１の判定部１２２において、上記抽出された波形の特徴に基づいて、被測定部位である橈骨動脈９１に対するアンテナＡＴの設置位置が予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定するようにしている。

[0126] このため、加速度センサ等の位置検出センサを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、血圧計１の設置位置が適切か否かを判定するための指標を得ることが可能となる。またユーザにとっては、血圧計１の装着位置が適切でないことを確認し、血圧計１の装着位置を適切に調整することができる。

[0127] また第１の実施形態によれば、位置合わせをする過程で取得された脈波信号から最大振幅を抽出して予め設定されたしきい値と比較することにより、または取得された脈波信号と参照波形との相関をとり、その相関値を予め設定されたしきい値と比較することにより、簡潔かつ容易に設置位置が適切か否かを判定することができ、ユーザの利便性が向上する。

[0128] また、血圧計１の設置位置が適切であることが確認されてから測定を開始できるので、測定精度および信頼性の向上も期待できる。さらに、複雑な評価デバイスを必要としないので、センサの設置ロバスト性を高めながら、装置の簡単小型化および低価格化を実現できる。また、位置合わせをする過程において複数回の測定および判定を行うように構成することにより、例えば同じ設置位置で反復処理することで判定の信頼性を高めることができ、あるいは、血圧計１の設置位置をずらしてから、または皮膚との接触面積や角度

の微調整を行ってから再測定するなど、ユーザが自由に調整しながら適不適を判定でき、利便性が大きく向上する。さらに、血圧計１が複数のアンテナを備える場合にアンテナを切り替えて測定を繰り返すように構成することにより、血圧計１の装着位置を動かさずに、単一の装着位置について複数のアンテナ位置の評価を行うことができ、設置位置の調整がさらに簡易になる。

[0129] ［第２の実施形態］

［実施例２－１］

図１５は、この発明の第２の実施形態に係る、１対のアンテナＡＴを備える血圧計１の機能構成を示すブロック図である。なお、同図において上記図５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。

[0130] 処理ユニット１２は、移動方向推定部１２３をさらに備えている。移動方向推定部１２３は、複数の測定結果に基づいて設置位置を移動（修正）すべき方向を推定する。

[0131] 図１６は、図１５に示した血圧計１の処理手順の一例を示すフローチャートである。なお、図１６において上記図１０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。

[0132] 第１の実施形態と同様に、血圧計１は、ユーザが操作部５２により入力した測定開始信号を受信することに応じて、動作を開始する。血圧計１は、第１回目の一連の動作として、ステップＳ１０１において脈波信号ＰＳ１－１を取得し、ステップＳ１０２において脈波信号ＰＳ１－１から最大振幅ＡＭ１－１を抽出し、ステップＳ１０３において最大振幅ＡＭ１－１が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かを判定する。ステップＳ１０３において最大振幅ＡＭ１－１がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。

[0133] 一方、ステップＳ１０３において最大振幅ＡＭ１－１がしきい値以下と判定された場合、血圧計１は、ステップＳ１６０に移行し、橈骨動脈９１に対するアンテナＡＴの位置が不適切であることをユーザに通知し、設置位置の修正を促す。警告を出力した後、血圧計１は待機状態に入る。

[0134] 待機状態にある血圧計１は、図１０に関して説明したのと同様に、所定の条件が満たされたら（例えば、一定時間が経過したら）、ステップＳ１０５に移行して第２回目の一連の処理を行うことができる。すなわち、ステップＳ１０４において、血圧計１は、再び脈波信号ＰＳ１－２の取得を行い、ステップＳ１０５において最大振幅ＡＭ１－２を抽出し、ステップＳ１０６において最大振幅ＡＭ１－２が所定の条件を満たすか否か、この例では、最大振幅ＡＭ１－２が予め設定されたしきい値よりも大きいか否かの判定を行う。ステップＳ１０６において最大振幅ＡＭ１－２がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。

[0135] 一方、ステップＳ１０６において最大振幅ＡＭ１－２がしきい値以下と判定された場合、血圧計１は、ステップＳ１６１に移行し、移動方向推定部１２３の制御の下、第１回目に得られた脈波信号ＰＳ１－１と第２回目に得られた脈波信号ＰＳ１－２の波形の特徴を比較して、いずれの脈波信号が基準位置に対応する条件に近いかを判定する。例えば、ステップＳ１０２およびＳ１０５で得られた最大振幅ＡＭ１－１とＡＭ１－２を比較し、最大振幅がより大きい方が基準位置に近い位置で得られた脈波信号であるとみなすことができる。

[0136] なお、上記ステップＳ１６１では、任意の判定手法を用いることができ、例えば、第１回目の処理で取得された脈波信号ＰＳ１－１と、第２回目の処理で取得された脈波信号ＰＳ１－２について、参照波形とのそれぞれの相関値を比較してもよいし、単に信号強度を比較してもよい。

[0137] ステップＳ１６１の比較結果に基づいて、血圧計１は、出力部５の制御下、ステップＳ１６２において、移動すべき方向（以下、「修正方向」とも言う）を表す情報を出力し、表示器５０に表示させる。例えば、第１回目よりも第２回目の測定の方が良い結果が得られたと判定された場合、ステップＳ１６０の後で実際に移動された方向と同じ方向を示すように矢印を表示させることができる。実際に移動された方向は、例えば、センサで回転方向を検出することにより判定することができる。また、ステップＳ１６０における

移動指示として、表示器５０上に任意の方向を示す矢印を表示し、この方向に実際に移動されたものと推定することもできる。成人の橈骨動脈９１の直径が３．０ｍｍ前後であることから、方向の指示に加えて、数ｍｍ程度の調整が好ましいことを指示してもよい。

[0138] 図１７Ａおよび図１７Ｂは、図１６に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は橈骨動脈９１に対するアンテナの位置を示し、（ｂ）は得られる脈波信号の一例を示している。図１７Ｃは、表示器５０に表示される通知イメージの一例を示す。

[0139] 例えば、第１回目の測定において図１７Ａの（ａ）に示す位置で脈波信号ＰＳ１－１が取得され、その後血圧計１を周方向に回して装着位置を図１７Ｂの（ａ）に示す位置に移動させた後に、第２回目の測定が実施されて脈波信号ＰＳ１－２が取得されたとする。

[0140] この場合、例えばいずれも脈波信号の信号レベルが基準位置に対応する条件を満たさなかったが、第２回目の脈波信号ＰＳ１－２の方が大きな振幅値を示したので図１７Ｃに示すように、表示器５０上に、図１７Ａの（ａ）に示す位置から図１７Ｂの（ａ）に示す位置への移動方向と同じ方向に、血圧計１をさらに移動（位置調整）すべきことを示す矢印が表示される。

[0141] なお、調整すべき方向の指示は、光の明滅や音声等、他の任意の形式であってもよい。例えば、表示器５０として複数のＬＥＤを設け、これら複数のＬＥＤが順番に点灯することによって方向を示してもよい。手首９０に装着されたとき、通常、腕時計型の血圧計１の表示器５０は手首９０の背側面に位置し、センサ部２は手首９０の掌側面９０ａに位置することになるが、血圧計１を手首周りで回動させて位置を調整する場合、表示器５０上に示される矢印の向きとセンサ部２の移動方向は対応する。

[0142] 上述のように、基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定手法としては任意の手法を用いることができ、上記ステップＳ１０４～Ｓ１０６の動作は、上記ステップＳ１０１～Ｓ１０３と同じものであっても異なるものであってもよい。

[0143] ［実施例２－２］

図１８は、第２の実施形態に係る血圧計１の機能構成の他の一例を示すブロック図である。図１８において図１２および図１５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。

図１８の血圧計１は、図１２と同様に、複数のアンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・と、複数の制御回路ＣＣ１，ＣＣ２，・・・と、複数の脈波検出部１０１－１，１０１－２，・・・と、アンテナ制御部１１１を備え、さらに、図１５と同様に、移動方向推定部１２３を備える。

[0144] 図１９は、図１８に示した血圧計１の処理手順の一例を示すフローチャートである。なお、図１９において上記図１３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。

[0145] 血圧計１は、ユーザの操作により入力された測定開始指示信号を操作部５２から受信すると、ステップＳ１３１においてアンテナＡＴ１を選択し、先ずアンテナＡＴ１を用いてステップＳ１３２～ステップＳ１３４による一連の処理動作を実行する。例えば、ステップＳ１３２においてアンテナＡＴ１を用いて受信された脈波信号ＰＳ１を取得し、ステップＳ１３３において上記取得された脈波信号ＰＳ１から最大振幅ＡＭ１を抽出する。そして、ステップＳ１３４において、上記脈波信号ＰＳ１の最大振幅ＡＭ１が所定の条件を満たすか否かを判定する。この例では、最大振幅ＡＭ１を予め設定されたしきい値と比較し、最大振幅ＡＭ１がしきい値よりも大きいか否かを判定する。ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。

[0146] 上記判定の結果、最大振幅ＡＭ１がしきい値以下と判定された場合、血圧計１は、ステップＳ１３５に移行する。次いで、血圧計１は、ステップＳ１３５においてアンテナをＡＴ１からＡＴ２に切り替え、ステップＳ１３６～ステップＳ１３８による一連の処理動作を実行する。例えば、ステップＳ１３６において、アンテナＡＴ２を用いて受信された脈波信号ＰＳ２を取得し、ステップＳ１３７において脈波信号ＰＳ２から最大振幅ＡＭ２を抽出する

。そして、ステップＳ１３８において、上記脈波信号ＰＳ２の最大振幅ＡＭ２が所定の条件を満たすか否か、この例では、最大振幅ＡＭ２がしきい値よりも大きいか否かを判定する。ステップＳ１３８において最大振幅ＡＭ２がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。ステップ１３８において最大振幅ＡＭ２がしきい値以下と判定された場合、ステップＳ１９１に移行する。

[0147] ステップＳ１９１において、血圧計１は、移動方向推定部１２３の制御の下、脈波信号ＰＳ１と脈波信号ＰＳ２の波形の特徴を比較して、いずれの脈波信号が基準位置に対応する条件に近いかを判定する。例えば、最大振幅ＡＭ１とＡＭ２とを比較し、振幅値の大きい方が、基準位置に近いアンテナにより得られた脈波信号であるとみなすことができる。

[0148] なお、上記ステップＳ１９１では、任意の判定手法を用いることができ、例えば、最大振幅を比較する代わりに、脈波信号の他の特徴、例えば参照波形との相関値を比較してもよいし、信号のピーク強度を比較してもよい。

[0149] ステップＳ１９１の比較結果に基づいて、血圧計１は、出力部５の制御下、ステップＳ１９２において、移動すべき方向を表す情報を出力し、表示器５０に表示させる。例えば、アンテナＡＴ１よりもアンテナＡＴ２を用いた測定の方が良い結果が得られたと判定された場合、アンテナＡＴ１からアンテナＡＴ２に向かうベクトルと同じ向きを示すように矢印を表示させる。

[0150] 図２０Ａは、図１９に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は橈骨動脈９１に対するアンテナＡＴ１，ＡＴ２の位置を示し、（ｂ），（ｃ）はそれぞれアンテナＡＴ１，ＡＴ２により得られる脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２の一例を示している。図２０Ｂは、表示器５０に表示される通知イメージの一例を示す。

[0151] 図２０Ａの（ａ）に示されるように、センサ部２は２つのアンテナＡＴ１，ＡＴ２を備える。図２０Ａに示した例では、アンテナＡＴ１およびアンテナＡＴ２のいずれも橈骨動脈９１から離れている。このため、ステップＳ１３４およびステップＳ１３８においては脈波信号の最大振幅がしきい値以下

と判定される。したがって、血圧計１は、図１９のステップＳ１３８からステップＳ１９１に移行し、ステップＳ１９１において脈波信号ＰＳ１とＰＳ２の特徴を比較する。

[0152] 例えば、ステップＳ１９１において、アンテナＡＴ２を用いて得られた脈波信号ＰＳ２の最大振幅ＡＭ２の方が大きいと判定されると、血圧計１は、ステップＳ１９２において、ステップＳ１９１の判定（比較）結果を出力部５から出力し、図２０Ｂに示されるように、表示器５０上に、アンテナＡＴ１からアンテナＡＴ２に向かうベクトルと同じ向きにさらに移動すべきことを示す矢印を表示する。

[0153] 上述のように、基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定手法としては任意の手法を用いることができ、上記ステップＳ１３６～Ｓ１３８の動作は、上記ステップＳ１３２～Ｓ１３４と同じものであっても異なるものであってもよい。

[0154] なお、実施例２－２では、２対のアンテナを備える血圧計１の動作について説明したが、より多くのアンテナを備える血圧計１においてアンテナを切り替えて得られる、より多くの測定結果に基づいて修正方向を推定するようにしてもよい。例えば、３対以上のアンテナによって得られたすべての脈波信号のうち、最も悪い結果が得られた（例えば、最も振幅が小さい）脈波信号に対応するアンテナから、最も良い結果が得られた（例えば、最も振幅が大きい）脈波信号に対応するアンテナへと向かうベクトルの向きを導出することができる。あるいは、３対以上のアンテナによって得られたすべての脈波信号の振幅値をアンテナの相対位置に基づいてプロットし、回帰式を求めることにより最適な位置（基準位置）を推定するようにしてもよい。回帰式を用いる推定手法の一例については、後で詳述する。

[0155] なお、上述のように、ステップＳ１３５において、受信に用いるアンテナ素子のみまたは送信に用いるアンテナ素子のみを切り替えて一連の動作を繰り返してもよい。例えば、第１回目の一連の動作（ステップＳ１３２～ステップＳ１３４）では、第１の送信アンテナ素子ＴＡ１と第１の受信アンテナ

素子ＲＡ１とを用いて電波の送受波を行い、第２回目の一連の動作（ステップＳ１３６～Ｓ１３８）では、第１の送信アンテナ素子ＴＡ１と第２の受信アンテナ素子ＲＡ２とを用いて電波の送受波を行うことができる。したがって、送信アンテナ素子の数と受信アンテナ素子の数は、同じである必要はない。

[0156]（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、複数の測定により得られた脈波信号から抽出された特徴を比較することにより、血圧計１の設置位置が適切になるように移動させるべき方向を算出し出力するようにしている。このため、加速度センサ等の位置検出センサを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、血圧計１の設置位置が適切か否かを判定し、適切でない場合にはさらに、複数の測定結果に基づいて、血圧計１をどの方向に移動させるべきかについての指標を得ることが可能となる。

[0157] また、ユーザは、例えば表示器５０上に表示された矢印により調整方向を確認した上で、血圧計１を手首の周方向に回動させて測定に適した位置を探す。このため、手首に対して血圧計１を効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性およびセンサの設置ロバスト性が大きく向上する。

[0158]［第３の実施形態］

［実施例３－１］

図２１は、この発明の第３の実施形態に係る、血圧計１の処理手順の一例を示すフローチャートである。この処理手順は、例えば、複数のアンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・を備える図１８に示した血圧計１によって実施され、移動方向推定部１２３が、移動すべき方向に加えて移動すべき量（以下、「修正量」とも言う）を推定する。なお、図２１において上記図１３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。

[0159] 血圧計１は、ユーザの操作により入力された測定開始指示信号を操作部５２から受信すると、ステップＳ１３１においてアンテナＡＴ１を選択し、先ずアンテナＡＴ１を用いてステップＳ１３２～ステップＳ１３４による一連

の処理動作を実行する。例えば、ステップＳ１３２においてアンテナＡＴ１を用いて受信された脈波信号ＰＳ１を取得し、ステップＳ１３３において上記取得された脈波信号ＰＳ１から最大振幅ＡＭ１を抽出する。そして、ステップＳ１３４において、上記脈波信号ＰＳ１の最大振幅ＡＭ１が所定の条件を満たすか否かを判定する。この例では、最大振幅ＡＭ１を予め設定されたしきい値と比較し、最大振幅ＡＭ１がしきい値よりも大きいか否かを判定する。ステップＳ１３４において最大振幅ＡＭ１がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。

[0160] ステップＳ１３４において、最大振幅ＡＭ１がしきい値以下と判定された場合、血圧計１は、ステップＳ１３５に移行し、ステップＳ１３５においてアンテナをＡＴ１からＡＴ２に切り替え、ステップＳ１３６～ステップＳ１３８による一連の処理動作を実行する。例えば、ステップＳ１３６において、脈波信号ＰＳ２を取得し、ステップＳ１３７において脈波信号ＰＳ２から最大振幅ＡＭ２を抽出する。そして、ステップＳ１３８において、上記脈波信号ＰＳ２の最大振幅ＡＭ２が所定の条件を満たすか否かを判定する。この例では、最大振幅ＡＭ２を上記しきい値と比較し、最大振幅ＡＭ２がしきい値を超えているか否かを判定する。ステップＳ１３８において最大振幅ＡＭ２がしきい値よりも大きいと判定された場合、処理を終了することができる。ステップ１３８において最大振幅ＡＭ２がしきい値以下と判定された場合、ステップＳ２１１に移行する。

[0161] 図２２Ａは、図２１に示した処理動作を説明するためのもので、（ａ）は橈骨動脈９１に対するアンテナＡＴ１，ＡＴ２の位置を示し、（ｂ），（ｃ）はそれぞれアンテナＡＴ１，ＡＴ２により得られる脈波信号ＰＳ１，ＰＳ２の一例を示している。図２２Ｂは、表示器５０に表示される通知イメージの一例を示す。

[0162] 図２２Ａの（ａ）に示されるように、センサ部２は２つのアンテナＡＴ１，ＡＴ２を備える。図２２Ａの（ａ）に示した例では、アンテナＡＴ１およびアンテナＡＴ２のいずれも橈骨動脈９１から離れている。このため、ステ

ップＳ１３４およびステップＳ１３８においては脈波信号が所定の条件を満たさないと判定される。したがって、血圧計１は、図２１のステップＳ１３８からステップＳ２１１に移行する。

[0163] ステップＳ２１１において、血圧計１は、移動方向推定部１２３の制御の下、アンテナＡＴ１を用いて得られた脈波信号ＰＳ１とアンテナＡＴ２を用いて得られた脈波信号ＰＳ２の波形の特徴を比較して、移動すべき方向および移動すべき量（修正方向および修正量）を推定する。

[0164] 図２３は、ステップＳ２１１で採用できる、線形近似を用いて移動すべき方向および量を算出（推定）する処理の手順と処理内容の一例を示すフローチャートである。図２４Ａおよび図２４Ｂは、図２３で用いる線形近似の概要を示す。

[0165] 図２４Ａおよび図２４Ｂでは、得られる脈波信号の波形と参照波形との相関値が基準位置（理想位置）からの距離に応じて線形に変化すると仮定し、１次関数ｆ（ｘ）＝ｙ＝ａｘ＋ｂの式を定義する。すなわち、アンテナＡＴ１とアンテナＡＴ２との間の距離と、各アンテナを用いて得られた脈波信号と参照波形の振幅比とに基づいて、１次の近似式（回帰式）を導出し、得られた近似式に基づいて、参照波形が得られると期待される基準位置までの距離を推定する。

[0166] より具体的には、図２４Ａおよび図２４Ｂでは、基準位置（理想位置）をｘ＝０として、基準位置からの距離をｘ軸、参照波形との相関値（１に近いほど参照波形との相関が高い）をｙ軸にとった１次関数ｙ＝ａｘ＋ｂを定義する（ただし、０≦ｘのときａ＜０、ｘ＜０のときａ＞０）。これにより、関数ｙ＝ｆ（ｘ）は、ｙ軸上（ｘ＝０）で最大の値ｂをとり、切片ｂは、基準位置で取得される脈波信号の波形と参照波形との相関値を表すので、近似的に１とみなすことができる。なお、橈骨動脈９１とセンサ部２との位置関係（例えば、アンテナＡＴ１とアンテナＡＴ２のいずれの方が橈骨動脈９１に近いか）に応じて、図２４Ａまたは図２４Ｂに示すように、ｘ座標が正または負の値をとる。

[0167] 図２３を参照して、修正方向および修正量の算出方法の一例についてより詳細に説明する。

ステップＳ２３１において、移動方向推定部１２３は、参照値記憶部１４１等から参照波形の最大振幅Ｒを取得する。Ｒは、例えば、実際に得られた過去の測定結果から算出されてもよく、任意に設定された値であってもよい。

[0168] ステップＳ２３２において、移動方向推定部１２３は、１次関数ｆ（ｘ）＝ｙ＝ａｘ＋ｂを設定する。切片ｂは、理想位置で得られる脈波信号の最大振幅と参照波形の最大振幅Ｒとの比を表すので、近似的に１とすることができ、上記１次関数は、ｙ＝ａｘ＋１と表される。

[0169] ステップＳ２３３において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ１を用いて取得された脈波信号ＰＳ１について、その波形の特徴として最大振幅$Ａ_{1}$を抽出し、参照波形の最大振幅Ｒとの振幅比$Ａ_{1}$／Ｒを得る。アンテナＡＴ１について得られたデータは、（ｘ，ｙ）＝（$ｘ_{1}$，$ｙ_{1}$）＝（$ｘ_{1}$，$Ａ_{1}$／Ｒ）と表される。

[0170] ステップＳ２３４において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ１の受信アンテナ素子ＲＡ１と、アンテナＡＴ２の受信アンテナ素子ＲＡ２との間の距離Δｘを、図示しない記憶部等から取得する。

[0171] ステップＳ２３５において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ２を用いて取得された脈波信号ＰＳ２について、その波形の特徴として最大振幅$Ａ_{2}$を抽出し、振幅比$Ａ_{2}$／Ｒを得る。脈波信号ＰＳ２により得られたデータは、（ｘ，ｙ）＝（$ｘ_{2}$，$ｙ_{2}$）＝（$ｘ_{1}$＋Δｘ，$Ａ_{2}$／Ｒ）と表される。

[0172] ステップＳ２３６において、移動方向推定部１２３は、１次関数ｆ（ｘ）の傾きａを次式により取得する。

$$ａ＝（Ａ_{2}／Ｒ－Ａ_{1}／Ｒ）／Δｘ$$

[0173] 以上より、ａおよびｂが算出されたので、ステップＳ２３７において、移動方向推定部１２３は、１次関数ｆ（ｘ）の式ｙ＝ａｘ＋ｂを得る。

[0174] ステップＳ２３８において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ２の

振幅比$y_2 = A_2 / R$を式$y = ax + b$に代入してｘ座標（x_2）を得る。これが、アンテナＡＴ２の受信アンテナ素子ＲＡ２から理想位置までの距離（移動すべき量・修正量）となる。

[0175] ステップＳ２３９において、移動方向推定部１２３は、移動すべき方向（修正方向）を取得する。例えば、実施例２－２に関して上述した手法を採用することができる。この後、処理は図２１のステップＳ２１２に戻る。

[0176] ステップＳ２１２において、算出（推定）された修正方向および修正量を表す情報が出力部５により出力され、例えば図２２Ｂのように、表示器５０に表示される。

[0177] ［実施例３－２］

図２５は、ステップＳ２１１で採用できる、非線形近似を用いて移動すべき方向および量を算出（推定）する所定の手順と処理内容の他の例を示すフローチャートである。図２６Ａおよび図２６Ｂは、図２５で用いる非線形近似の概要を示す。

[0178] 図２６Ａおよび図２６Ｂでは、得られる脈波信号の振幅値（この例ではピーク電圧（Ｖ））が基準位置（理想位置）からの距離に応じて曲線的に変化すると仮定し、２次関数ｆ（ｘ）＝$y = ax^2 + b$の式を定義している。すなわち、アンテナＡＴ１とアンテナＡＴ２との間の距離と、各アンテナを用いて得られた脈波信号の振幅値とに基づいて、２次の近似式（回帰式）を導出し、得られた近似式に基づいて、参照波形が得られると期待される基準位置までの距離を推定する。

[0179] より具体的には、図２６Ａおよび図２６Ｂでは、基準位置（理想位置）をｘ＝０として、基準位置からの距離をｘ軸、振幅値（電圧（Ｖ））をｙ軸にとった、単純な２次関数ｆ（ｘ）＝$y = ax^2 + b$（$a < 0$）を定義する。これにより、関数ｙ＝ｆ（ｘ）は、ｙ軸上（ｘ＝０）に頂点をもつ上に凸の曲線となる。切片ｂは、基準位置で取得される脈波信号の振幅値を表すので、参照値記憶部１４１等に記憶されている参照波形の振幅値（Ｖ）として取得することができる。なお、橈骨動脈９１とセンサ部２との位置関係（例えば

、アンテナＡＴ１とアンテナＡＴ２のいずれの方が橈骨動脈９１に近いか）に応じて、図２６Ｂのようにｘ座標が正または負の値をとる。

[0180] 図２５を参照して、修正方向および修正量の算出方法の一例についてより詳細に説明する。

ステップＳ２５１において、移動方向推定部１２３は、参照値記憶部１４１等から参照波形のピーク電圧V_{Rmax}（Ｖ）を取得する。V_{Rmax}（Ｖ）は、例えば、例えば、実際に得られた過去の測定結果から算出されてもよく、任意に設定された値であってもよい。

[0181] ステップＳ２５２において、移動方向推定部１２３は、２次関数ｆ（ｘ）＝ｙ＝ax^2+bを設定する（ａ＜０）。切片ｂは、理想位置で得られる脈波信号のピーク電圧（Ｖ）を表すので、上記２次関数は、$y=ax^2+V_{Rmax}$と表される。

[0182] ステップＳ２５３において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ１を用いて取得された脈波信号ＰＳ１についてピーク電圧V_1（Ｖ）を得る。アンテナＡＴ１について得られたデータは、（ｘ，ｙ）＝（x_1，y_1）＝（x_1，V_1）と表される。

[0183] ステップＳ２５４において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ１の受信アンテナ素子ＲＡ１と、アンテナＡＴ２の受信アンテナ素子ＲＡ２との間の距離Δｘを、図示しない記憶部等から取得する。

[0184] ステップＳ２５５において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ２を用いて取得された脈波信号ＰＳ２についてピーク電圧V_2（Ｖ）を得る。アンテナＡＴ２について得られたデータは、（ｘ，ｙ）＝（x_2，y_2）＝（$x_1+\Delta x$，V_2）と表される。

[0185] ステップＳ２５６において、移動方向推定部１２３は、２次関数ｆ（ｘ）に脈波信号ＰＳ１およびＰＳ２について得られた上記２つのデータを代入し、以下の２式の連立方程式を解くことにより係数ａ（および未知数x_1）が得られる。

$$V_1=ax_1^2+V_{Rmax}$$

$$V_2 = a x_2^2 + V_{Rmax} = a (x_1 + \Delta x)^2 + V_{Rmax}$$

[0186] 以上より、ａおよびｂが算出されたので、ステップＳ２５７において、移動方向推定部１２３は、２次関数ｆ（ｘ）の式ｙ＝ａｘ^2＋ｂを得る。

[0187] ステップＳ２５８において、移動方向推定部１２３は、アンテナＡＴ２について得られたピーク電圧V_2を式ｙ＝ａｘ^2＋ｂに代入してｘ座標（x_2）を得る。これが、アンテナＡＴ２の受信アンテナ素子ＲＡ２から理想位置までの距離（移動すべき量・修正量）となる。なお、より簡潔に、ステップＳ２５６で連立方程式を解くことにより算出されるx_1から、$x_2 = x_1 + \Delta x$として算出してもよい。

[0188] ステップＳ２５９において、移動方向推定部１２３は、移動すべき方向（修正方向）を取得する。例えば、実施例２－２に関して説明した手法を採用することができる。この後、処理は図２１のステップＳ２１２に戻る。なお、図２５では非線形近似として２次関数を用いて説明したが、３次、４次など、任意のｎ次曲線を用いることができる。

[0189] 図２６Ｂに示したように、２次回帰では１つの電圧値について２つのｘ座標が存在し得るので、２対のアンテナＡＴ１およびＡＴ２が基準位置（橈骨動脈９１）をまたいで配置された場合など、正しい修正方向および修正量が算出されないことがある。例えば、実際には図２６Ｂの点P_1とP_2’に対応するにもかかわらず、点P_1とP_2に対応するものとして算出されることがあり得る。しかし、アンテナＡＴ１とＡＴ２との間の距離を適切に設定することによって、このような問題は最低限に抑えられると考えらえる。例えば、２対のアンテナがｙ軸をまたぐように配置された場合、少なくとも一方のアンテナは、理想位置に対応する条件を満たしていて、直ちに測定を実施できる可能性が高い。また、ユーザが血圧計１をゆっくりと動かしながら位置合わせすることが想定されるので、精確な算出よりも、簡易な処理による迅速な概算が好ましい場合が多い。

[0190] 以上、実施例３－１および３－２について、２対のアンテナを備え、アンテナ間の相対距離が既知である血圧計１の動作に関して説明したが、例えば

、実施例２－１で説明したように、ユーザが血圧計１を動かすことによって異なる位置で複数回の測定がなされる場合にも、２地点間の距離（Δｘに相当）がわかれば実施例３－１および３－２の手法を適用可能である。２地点間の距離を得るために、例えば、血圧計１のベルトに１ｍｍ単位の目盛を付しておき、１回目の測定と２回目の測定の間に、ユーザに移動方向と移動量を指示してユーザに移動させるようにしてもよい。ユーザの手作業が追加されるので修正量の算出精度は低下するが、位置合わせの際に大まかな指標を簡易かつ迅速に提供するという目的においては高い精度は要求されない。また、種々のセンサにより移動距離を検出することも考えられる。例えば、加速度センサ、超音波センサ、光電センサ、ドップラーセンサ、ＦＭＣＷ（Frequency Modulated Continuous Wave）レーダの利用が挙げられる。さらに、脈波センサ内のアンテナをそのまま電波センサとして利用することも考えられる。

[0191] なお、上述のように、基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定手法としては任意の手法を用いることができ、上記ステップＳ１３６～Ｓ１３８の動作は、上記ステップＳ１３２～Ｓ１３４と同じものであっても異なるものであってもよい。また、上述のように、ステップＳ１３５において、受信に用いるアンテナ素子のみまたは送信に用いるアンテナ素子のみを切り替えて一連の動作を繰り返してもよい。

[0192] （第３の実施形態の作用効果）

以上詳述したように、第３の実施形態では、複数の測定により得られた脈波信号から抽出された特徴に基づいて、移動すべき方向および量を算出し出力するようにしている。このため、複雑な評価デバイスを別途設けることなく、簡単かつ安価な構成で、血圧計１の設置位置が適切か否かを判定し、適切でない場合にはさらに、複数の測定結果に基づいて、血圧計１をどの方向にどの程度移動させるべきかについての指標を得ることが可能となる。

[0193] また、ユーザは、例えば表示器５０上に表示された矢印が示す方向と基準位置までの推定距離を確認した上で、血圧計１を手首の周方向に回動させて

測定に適した位置を探す。このため、手首に対する血圧計１の設置位置をより効率的に位置合わせすることができ、ユーザの利便性およびセンサの設置ロバスト性が大きく向上する。また、橈骨動脈９１の精確な位置がわからなくても、少なくとも脈波信号が取得された２地点間の距離が既知であれば、比較的簡易な関数を用いた近似計算により移動すべき量を推定することができる。これにより、プロセッサに過剰な負荷をかけることなく、算出処理を組み込むことができる。また、ユーザは、自身の橈骨動脈９１の大まかな位置を把握でき、その後の装着が容易になることも期待される。

[0194] ［変形例］

（１）マトリクス状に配置されたアンテナを備える例

図２７は、複数のアンテナがマトリクス状に配置されたセンサ部２を備える血圧計１の機能構成の一部と、橈骨動脈９１とアンテナとの相対的な位置関係を例示する。

図２７では、センサ部２内に６対のアンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・，ＡＴ６がマトリクス状に配置されている。各アンテナＡＴ１，ＡＴ２，・・・，ＡＴ６を用いて受波された反射波は、それぞれ受信回路ＲＣ１，ＲＣ２，・・・，ＲＣ６に送られて波形信号が生成され、脈波検出部１０１－１，１０１－２，・・・，１０１－６によりＡＤ変換およびフィルタリング処理等が施されたのち、脈波信号として特徴抽出部１２１に入力される。上記各反射波に対する処理は、同時並行して実施されてもよく、順次に実施されてもよい。また、１つのアンテナを用いて脈波の測定と基準位置に対応する条件を満たすか否かの判定とを行ってから、次のアンテナを用いた測定および判定動作に移行してもよく、すべてのアンテナについて脈波信号の取得を行ったのち、判定動作に進んでもよい。

[0195] 少なくとも１つのアンテナについて条件を満たす脈波信号が確認されたら、条件を満たしたアンテナのうち任意の１つまたは複数のアンテナを用いて生体情報の測定を開始することができる。このとき、血圧計１の設置位置が適切であることを示すメッセージを表示器５０に出力してユーザに通知して

もよいし、どのアンテナが測定に用いられるかを示す情報（例えば、アンテナの位置や識別番号など）を表示器５０または他の外部装置に出力してもよい。

[0196] 一方、いずれのアンテナについても条件を満たす脈波信号が取得されなかった場合、最も良い結果が得られたアンテナと最も悪い結果が得られたアンテナとを判定し、その判定結果に基づいて、移動すべき方向を推定し出力することができる。これにより、動脈の走行方向に直交する方向だけでなく、動脈に平行な方向についても、より適した設置位置への移動調整を提示することができ、その後の測定がより信頼性の高いものとなる。

[0197] 図２７に示した変形例についても、上述した実施形態および実施例を組み合わせることにより、修正方向に加えて修正量を算出して通知することが可能である。また、上述のように、基準位置に対応する条件との対比についても、最大振幅に限定されるものではなく、脈波信号の種々の特徴を用いることができる。なお、図２７に示したアンテナの配置は例示的なものにすぎず、任意の数のアンテナを任意のパターンに配置した変形例にも上記手法を適用可能である。

[0198] （２）血圧計１を含むシステムの例

図２８は、第１乃至第３の実施形態で説明した血圧計１を備える生体情報管理システムの概略的な構成の一例を示す図である。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２８のシステムでは、血圧計１は無線ＬＡＮまたはBluetooth（登録商標）等の小電力無線データ通信規格を採用した無線インタフェース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。

[0199] このような構成であれば、例えば、被測定部位に対する血圧計１の装着位置に関する判定を血圧計１内で実行し、その判定結果を血圧計１から携帯端型端末１０Ｂに転送してその表示部１５８に表示させることができる。また別の例としては、血圧計１から携帯型端末１０Ｂへ波形信号もしくは脈波信

号を伝送し、携帯型端末１０Ｂにおいて血圧計１の装着位置に関する判定を実行し、その判定結果に基づいて血圧計１の装着位置を調整させるための表示情報を携帯型端末１０Ｂの表示部１５８に表示するようにしてもよい。以上のようにすると、血圧計１における処理負荷を軽減することができ、しかも表示情報を血圧計１の表示器よりサイズの大きい携帯型端末１０Ｂの表示部１５８に表示することができる。

[0200] また、血圧の測定データと関連付けて、測定時の装着状態の判定結果をサーバ３０へ伝送すれば、サーバ３０において血圧の測定データを評価する際の信頼度を判定することが可能となる。

[0201] したがって、血圧計１の処理ユニット１２が実行するものとして上述した処理の一部またはすべては、携帯型端末１０Ｂ上で動作するモバイルアプリケーション等のプログラムにより、携帯型端末１０Ｂのプロセッサに実行させることもできる。

[0202] （３）さらに、取得された脈波や算出された血圧値等に加えて、血圧計１の出力部５により、血圧計１の設置位置が適切であるか不適切であるかを示すメッセージを作成して出力し、血圧計１の表示器５０に表示してもよく、または携帯型端末１０Ｂに送信し、その表示部１５８に表示させるようにしてもよい。これにより、ユーザは、携帯型端末１０Ｂ上で動作するアプリケーションプログラム等を通じて、より明りょうな表示をより大きな画面で視認することができる。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。

[0203] （４）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、足首、大腿、体幹など、他の部位において脈波を測定するようにしてもよい。

[0204] （５）また、上記処理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。

[0205] （６）上記各実施形態で説明したアンテナ対は、送受共用のアンテナに置

き換えることも可能である。したがって、単に「アンテナ」と言うとき、送信アンテナと受信アンテナとを備えたアンテナ対だけでなく、送受共用のアンテナも含まれる。

[0206] （７）なお、信号の極性が変われば、上記の詳細な条件は反転し得る。したがって、以上で述べた詳細な判定条件や回帰式は、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、上記で示した実施例だけに限定されない。

[0207] 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。

[0208] ［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。

[0209] （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、

ユーザ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、前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定するように構成される、

生体情報測定装置。

[0210] （付記２）

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、

ユーザ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、

第１回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定するように構成される、

生体情報測定装置。

[0211] （付記３）

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、

ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナにより、それぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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、

前記第１のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し

、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定するように構成される、

生体情報測定装置。

[0212] （付記４）

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、

ユーザ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、前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する過程と

を具備する生体情報測定方法。

[0213] （付記５）

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、

ユーザ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、第１回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作に

おいて前記抽出する過程により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する過程と

を具備する生体情報測定方法。

[0214] （付記６）

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、

ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナにより、それぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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、前記第１のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する過程と

を具備する生体情報測定方法。

[0215] （付記７）

ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置（１）であって、

前記ユーザ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（１２１）と、

前記抽出された波形の特徴を表す情報に基づいて、前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する第１の判定部（１２２）と、

前記第１の判定部による判定結果を表す情報を出力する出力部（５）と、

を具備する生体情報測定装置（１）。

符号の説明

[0216] １…生体情報測定装置、ウェアラブル機器、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

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

１１１…アンテナ制御部

１２１…特徴抽出部

１２２…判定部

１２３…移動方向推定部

１４１…参照値記憶部

１５８…表示部

１０Ｂ…携帯型端末

９００…ネットワーク

請求の範囲

[請求項1] ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記ユーザ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、前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する第１の判定部と、

前記第１の判定部による判定結果を表す情報を出力する出力部と、

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、

前記第１の判定部は、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が前記基準位置に対応して予め設定された第１の振幅の範囲内であるか否かを判定する、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、前記波形信号の繰り返し区間ごとの波形の形状に係る情報を抽出し、

前記第１の判定部は、

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、前記基準位置に対応して予め設定された参照波形の形状との相関値を算出し、当該相関値が予め設定された第１の相関値の範囲内であるか否かを判定する、請求項１に記載の生体情報測定装置。

[請求項4] 前記送信部、前記受信部、前記特徴抽出部、前記第１の判定部および前記出力部による一連の動作を制御する第１の制御部を、さらに具備し、

前記第１の制御部は、第１回目の前記一連の動作を実行させ、この第１回目の前記一連の動作により前記生体情報測定装置の設置位置が前記条件を満たさないと判定された場合に、第２回目の前記一連の動作を実行させる、請求項１乃至３のいずれかに記載の生体情報測定装置。

[請求項5] 前記第１の制御部は、前記第１回目の前記一連の動作により前記生体情報測定装置の設置位置が前記条件を満たさないと判定された場合に、当該判定後からの所定時間の経過と、前記ユーザによる測定指示の入力と、前記生体情報測定装置の設置位置の所定量以上の変化のいずれかに応じて、前記第２回目の前記一連の動作を実行させる、請求項４に記載の生体情報測定装置。

[請求項6] 前記送信部、前記受信部、前記特徴抽出部および前記第１の判定部による一連の動作を制御する第２の制御部を、さらに具備し、

前記送信部および前記受信部は、前記被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナを有し、これら第１および第２のアンテナによりそれぞれ前記電波の送信および前記反射波の受信を行い、

前記第２の制御部は、前記第１のアンテナを選択して第１回目の前記一連の動作を実行させ、この第１回目の前記一連の動作により前記生体情報測定装置の設置位置が前記条件を満たさないと判定された場合に、前記第２のアンテナを選択して第２回目の前記一連の動作を実行させる、請求項１乃至３のいずれかに記載の生体情報測定装置。

[請求項7] 前記送信部、前記受信部、前記特徴抽出部および前記第１の判定部による一連の動作を制御する第２の制御部を、さらに具備し、

前記送信部および前記受信部は、前記被測定部位と対向可能な面に分散配置される、第１の送信アンテナと、第１および第２の受信アンテナとを有し、これら第１の送信アンテナと第１および第２の受信アンテナとによりそれぞれ前記電波の送信および前記反射波の受信を行

い、

前記第２の制御部は、前記第１の送信アンテナと前記第１の受信アンテナとを選択して第１回目の前記一連の動作を実行させ、この第１回目の前記一連の動作により前記生体情報測定装置の設置位置が前記条件を満たさないと判定された場合に、前記第１の送信アンテナと前記第２の受信アンテナとを選択して第２回目の前記一連の動作を実行させる、請求項１乃至３のいずれかに記載の生体情報測定装置。

[請求項8] ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記ユーザ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、

第１回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、

前記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部とを具備する生体情報測定装置。

[請求項9] 前記第２の判定部は、前記第１回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正量をさらに算出し、

前記出力部は、前記判定された修正方向と前記算出された修正量とを表す情報を出力する、請求項８に記載の生体情報測定装置。

[請求項10] ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナを有し、これら第１および第２のアンテナによりそれぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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送受信部と、

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、

前記第１のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、

前記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部とを具備する生体情報測定装置。

[請求項11] ユーザの生体情報を測定する生体情報測定装置であって、

前記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される、第１の送信アンテナと、第１および第２の受信アンテナとを有し、これら第１の送信アンテナと第１および第２の受信アンテナとによりそれぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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送受信部と、

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、

前記第１の送信アンテナによる前記電波の送信および前記第１の受信アンテナによる前記反射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第１の送信アンテナによる前記電波の送信および前記第２の受信アンテナによる前記反

射波の受信動作において前記特徴抽出部により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する第２の判定部と、

前記判定された修正方向を表す情報を出力する出力部とを具備する生体情報測定装置。

[請求項12] 前記第２の判定部は、前記第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正量をさらに算出し、

前記出力部は、前記判定された修正方向と前記算出された修正量とを表す情報を出力する、請求項１０または１１に記載の生体情報測定装置。

[請求項13] 前記第２の判定部は、前記第１の波形の特徴を表す情報と前記第２の波形の特徴を表す情報とに基づく線形近似により前記修正量を算出する、請求項９または１２に記載の生体情報測定装置。

[請求項14] 前記第２の判定部は、前記第１の波形の特徴を表す情報と前記第２の波形の特徴を表す情報とに基づく非線形近似により前記修正量を算出する、請求項９または１２に記載の生体情報測定装置。

[請求項15] 前記出力部は、前記第１の判定部による判定結果を表す情報、または前記第２の判定部により判定された前記修正方向および修正量を、文字、画像、音声、振動、または光の点灯もしくは点滅のうちの少なくとも１つにより前記ユーザに通知する、請求項１乃至１４のいずれか一項に記載の生体情報測定装置。

[請求項16] ユーザの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、

前記ユーザ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、前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置が、予め設定された基準位置に対応する条件を満たすか否かを判定する判定過程と、

前記判定過程による判定結果を表す情報を出力する過程と、を具備する生体情報測定方法。

[請求項17] ユーザの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、

前記ユーザ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、

第１回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、第２回目の前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する過程と、

前記判定された修正方向を表す情報を出力する過程とを具備する生体情報測定方法。

[請求項18] ユーザの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、

前記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１および第２のアンテナにより、それぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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、

前記第１のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第２のアンテナによる前記電波の送信および前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する過程と、

前記判定された修正方向を表す情報を出力する過程とを具備する生体情報測定方法。

[請求項19] ユーザの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、

前記ユーザの被測定部位と対向可能な面に分散配置される第１の送信アンテナと第１および第２の受信アンテナとにより、それぞれ前記被測定部位に向けて電波を送信すると共に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、

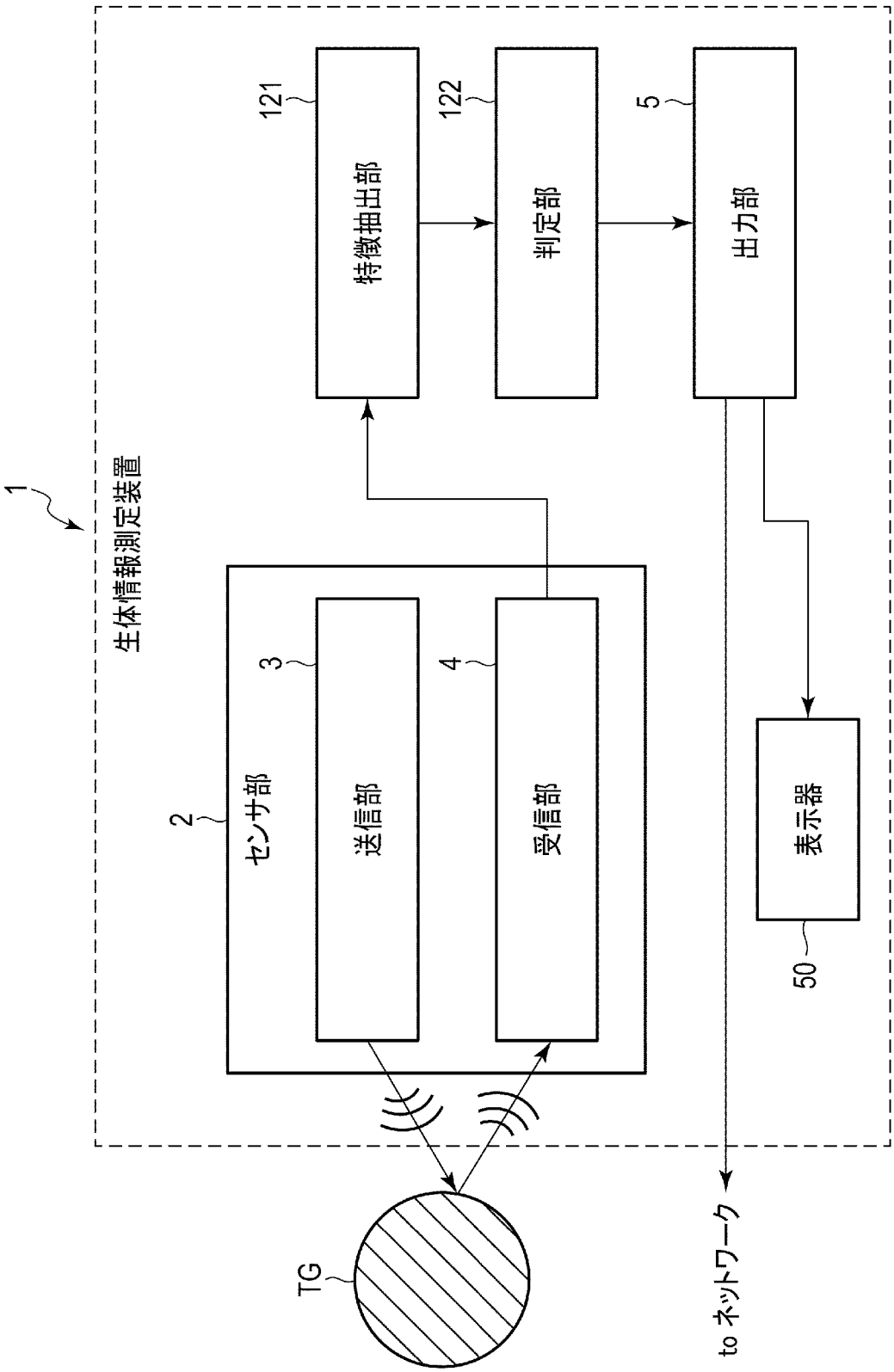
前記波形信号から波形の特徴を表す情報を抽出する過程と、

前記第１の送信アンテナによる前記電波の送信および前記第１の受信アンテナによる前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第１の波形の特徴を表す情報と、前記第１の送信アンテナによる前記電波の送信および前記第２の受信アンテナによる前記反射波の受信動作において前記抽出する過程により抽出される第２の波形の特徴を表す情報とを比較し、その比較結果に基づいて前記被測定部位に対する前記生体情報測定装置の設置位置の修正方向を判定する過程と、

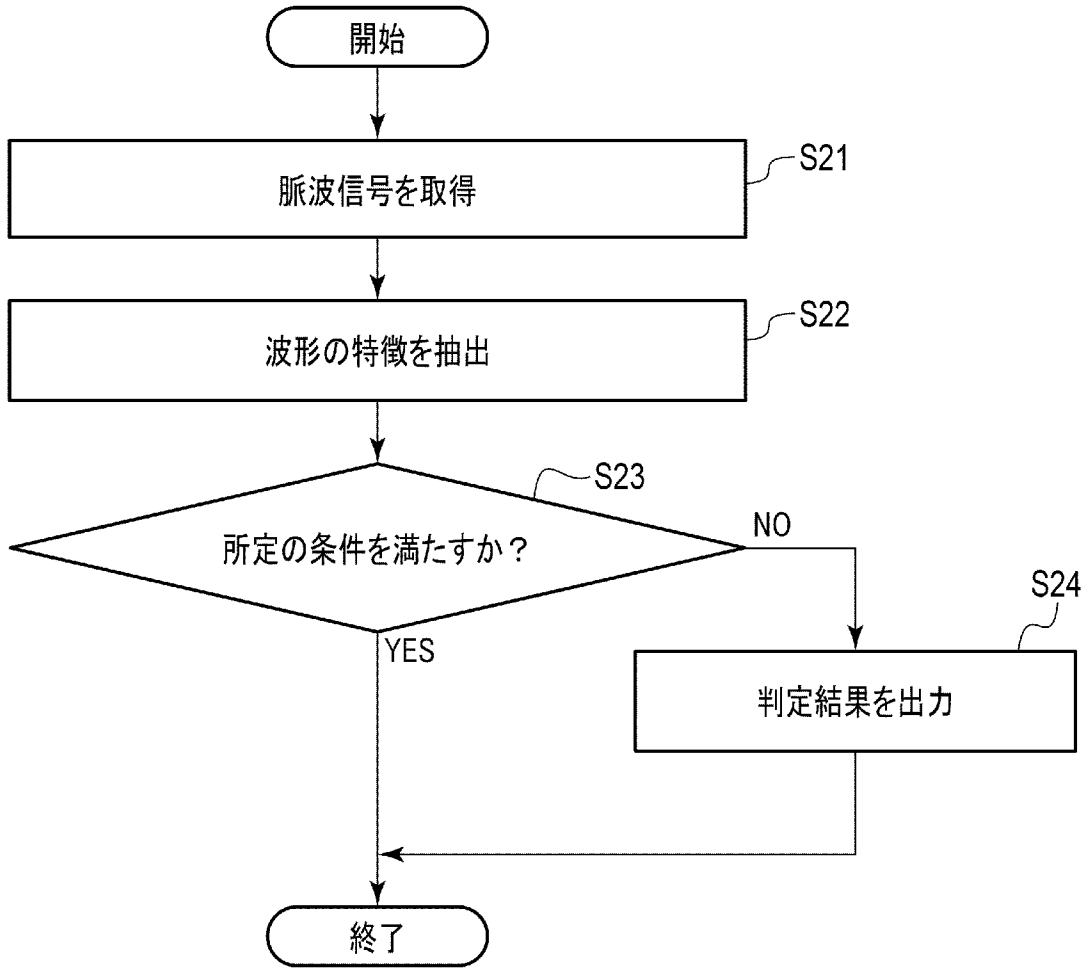
前記判定された修正方向を表す情報を出力する過程とを具備する生体情報測定方法。

[請求項20] 請求項１乃至請求項１５のいずれか一項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。

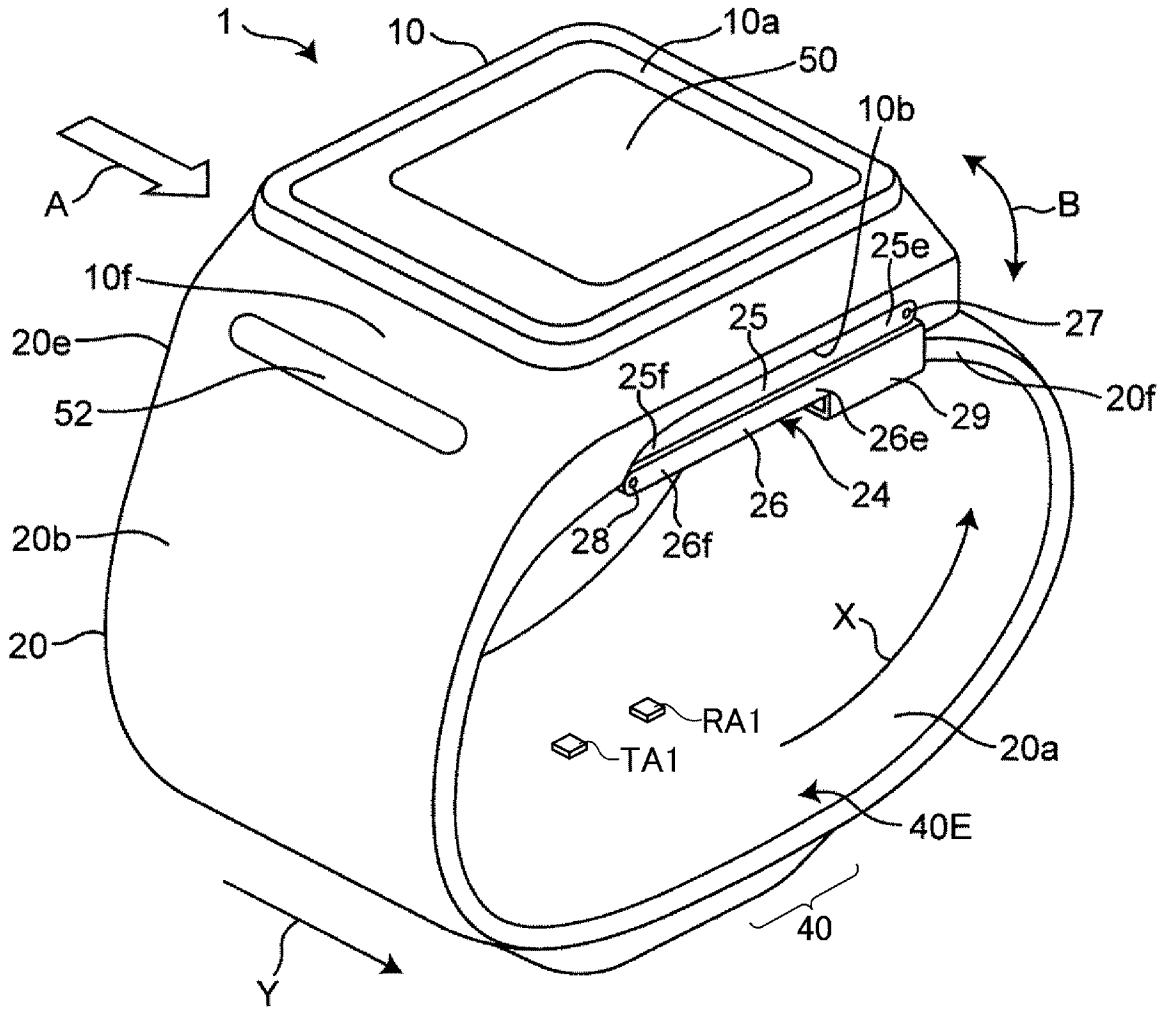
[図1]


1
生体情報測定装置
121
特徴抽出部
122
判定部
5
出力部
2
センサ部
3
送信部
4
受信部
50
表示器
TG
to ネットワーク

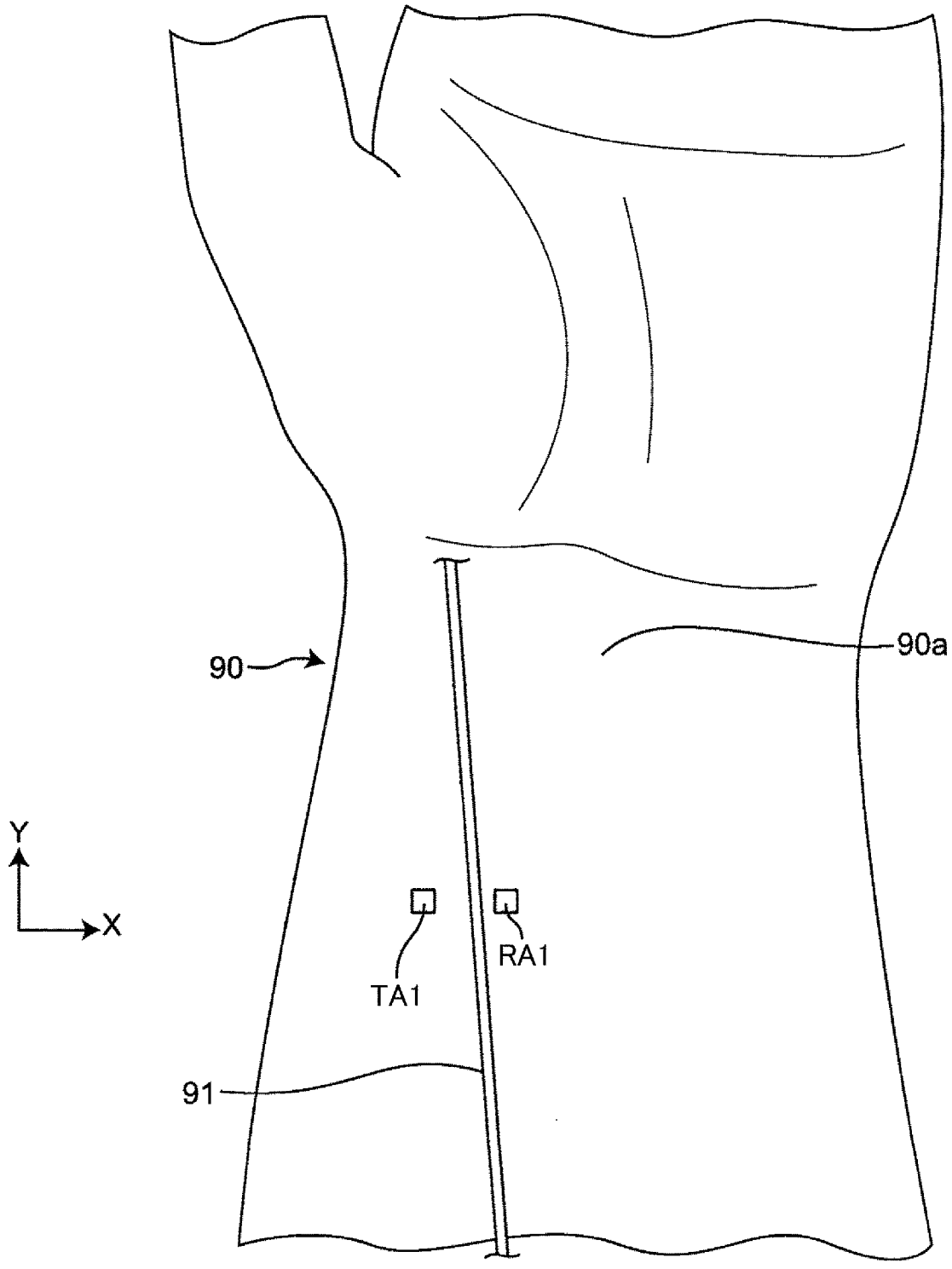
[図2]


開始
脈波信号を取得
S21
波形の特徴を抽出
S22
所定の条件を満たすか？
S23
NO
YES
判定結果を出力
S24
終了

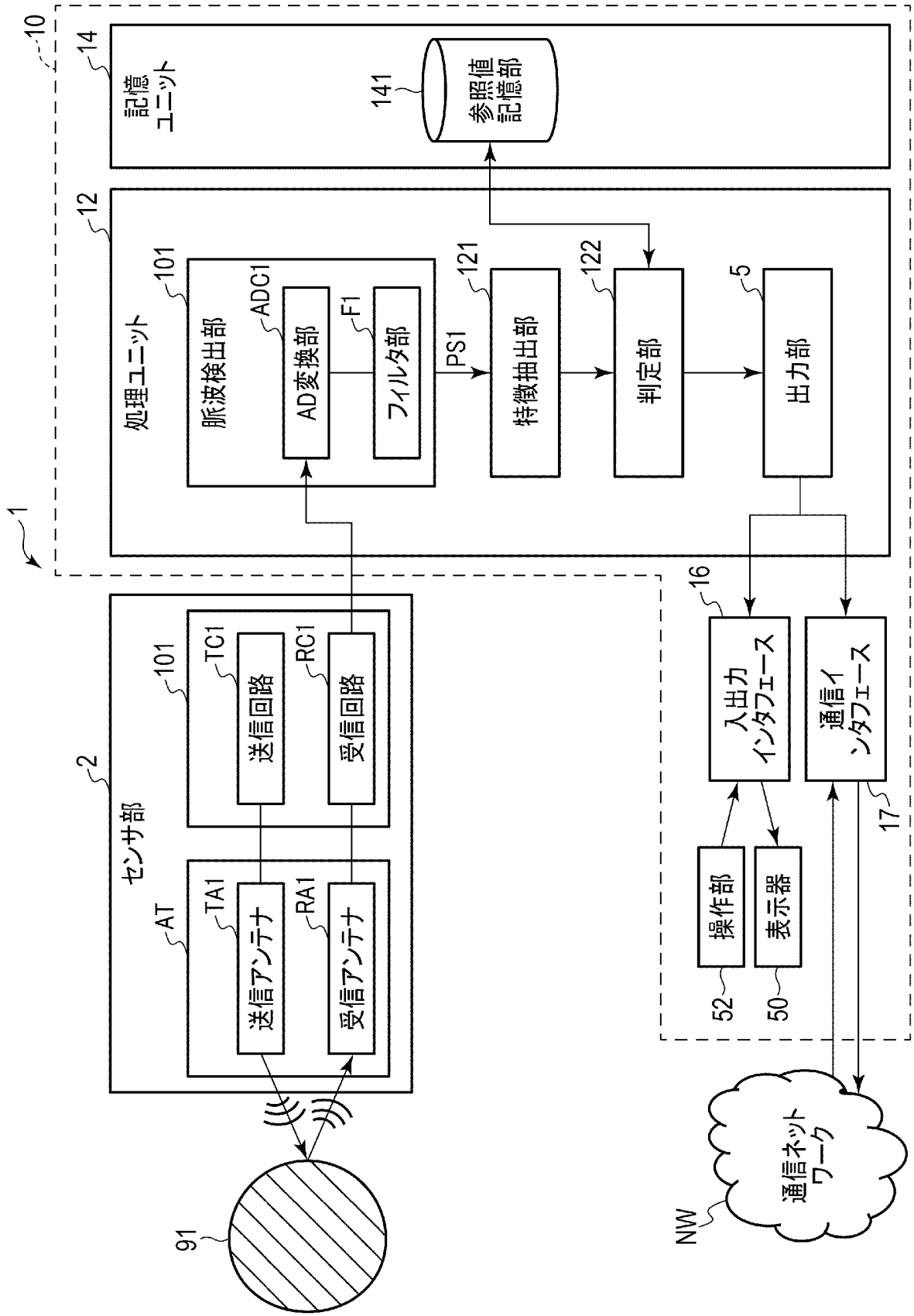
[図3]


1
10
10a
50
10b
A
B
10f
25e
27
20e
25
52
25f
20f
29
26e
24
26
28
26f
20b
20
X
RA1
TA1
20a
40E
40
Y

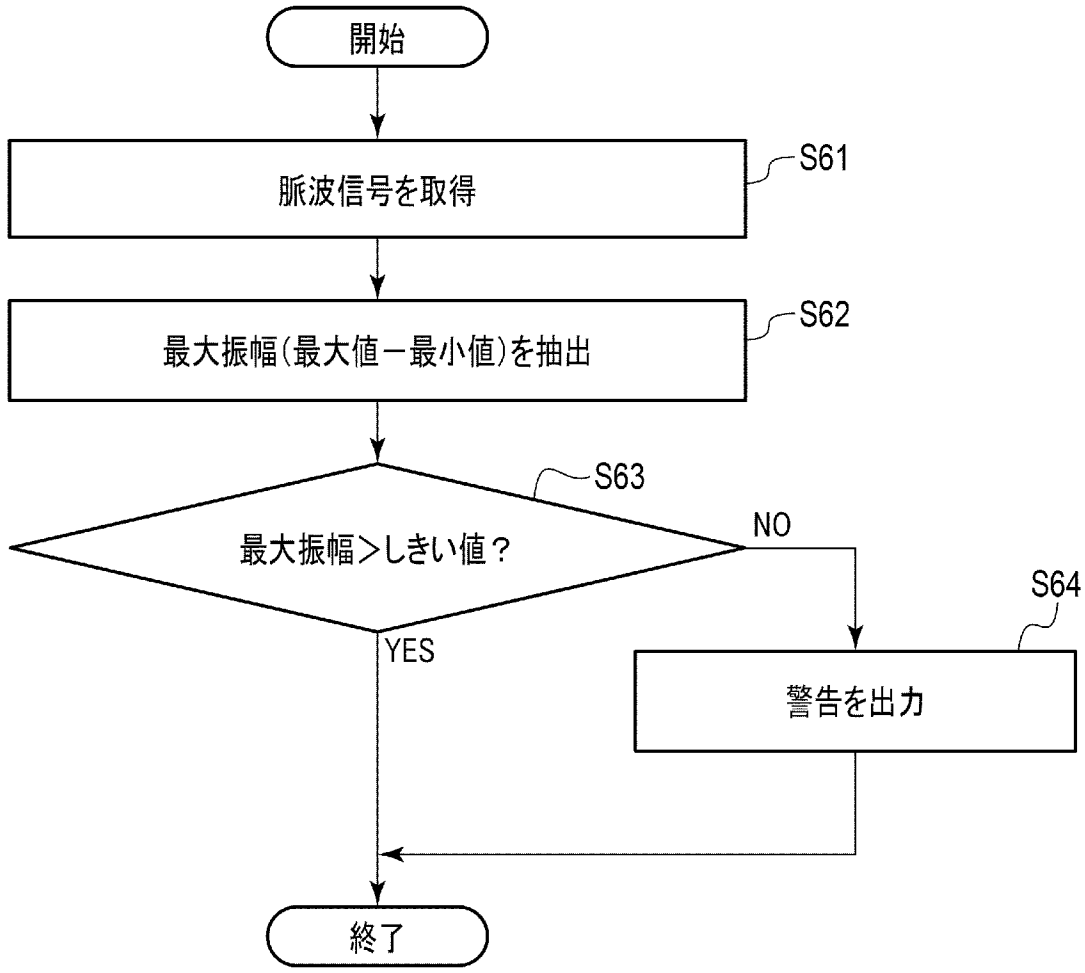
[図4]



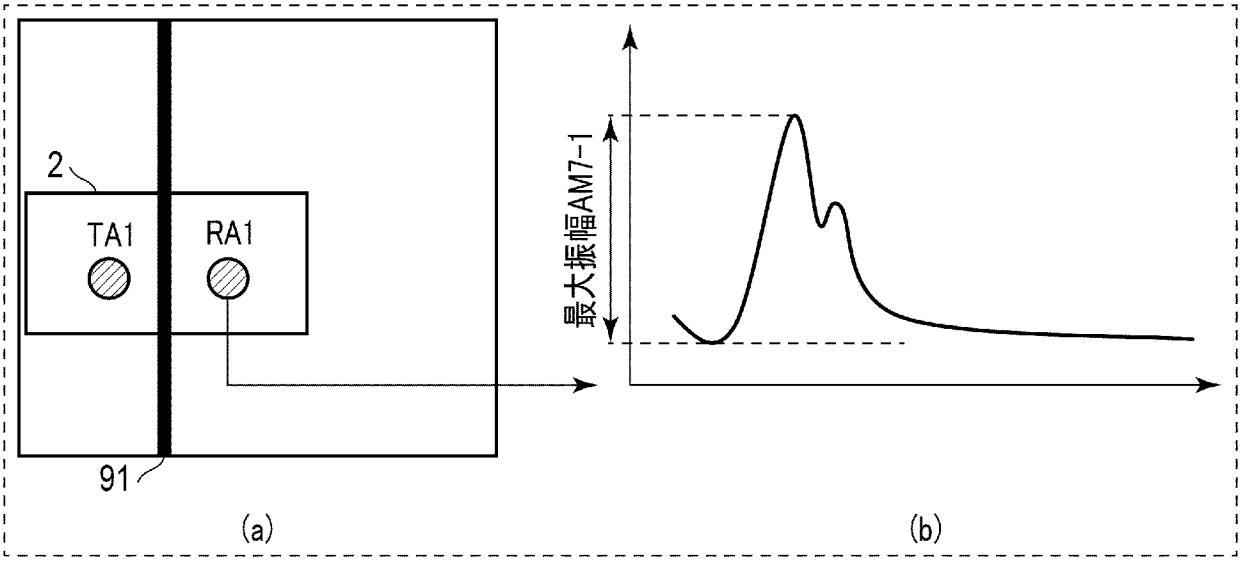
[図5]


1
10
14
記憶ユニット
141
参照値記憶部
12
処理ユニット
101
脈波検出部
ADC1
AD変換部
F1
フィルタ部
PS1
121
特徴抽出部
122
判定部
5
出力部
16
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
2
センサ部
101
TC1
送信回路
RC1
受信回路
AT
TA1
送信アンテナ
RA1
受信アンテナ
91
NW
通信ネットワーク

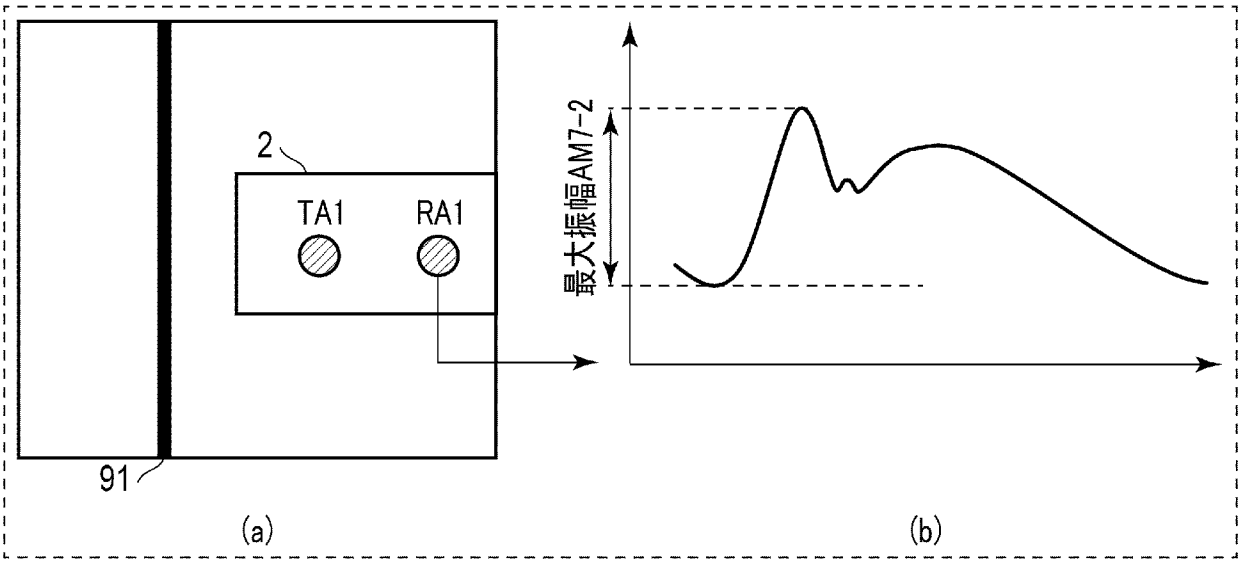
[図6]


開始
脈波信号を取得
S61
最大振幅(最大値－最小値)を抽出
S62
最大振幅＞しきい値？
S63
NO
YES
警告を出力
S64
終了

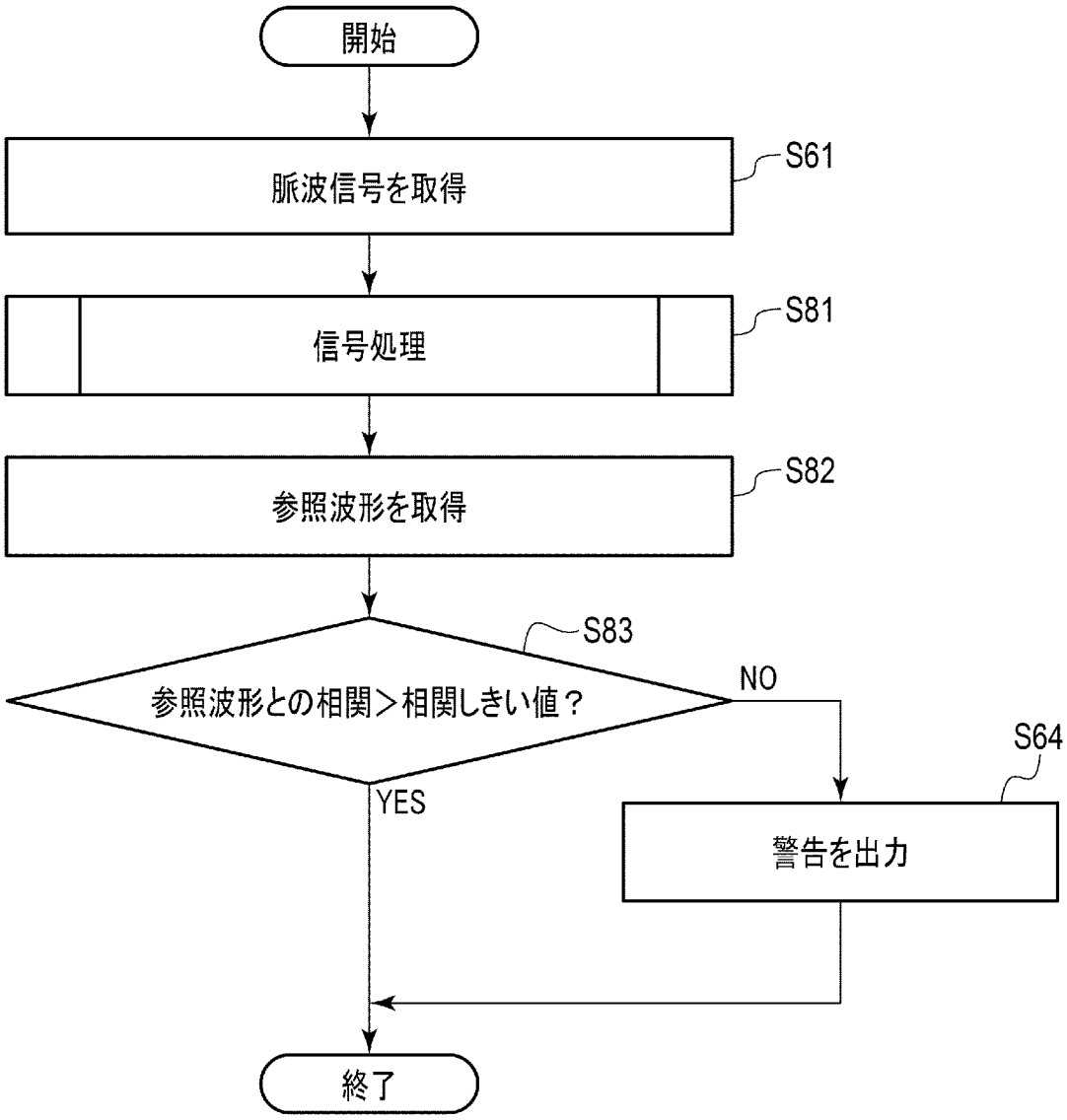
[図7A]



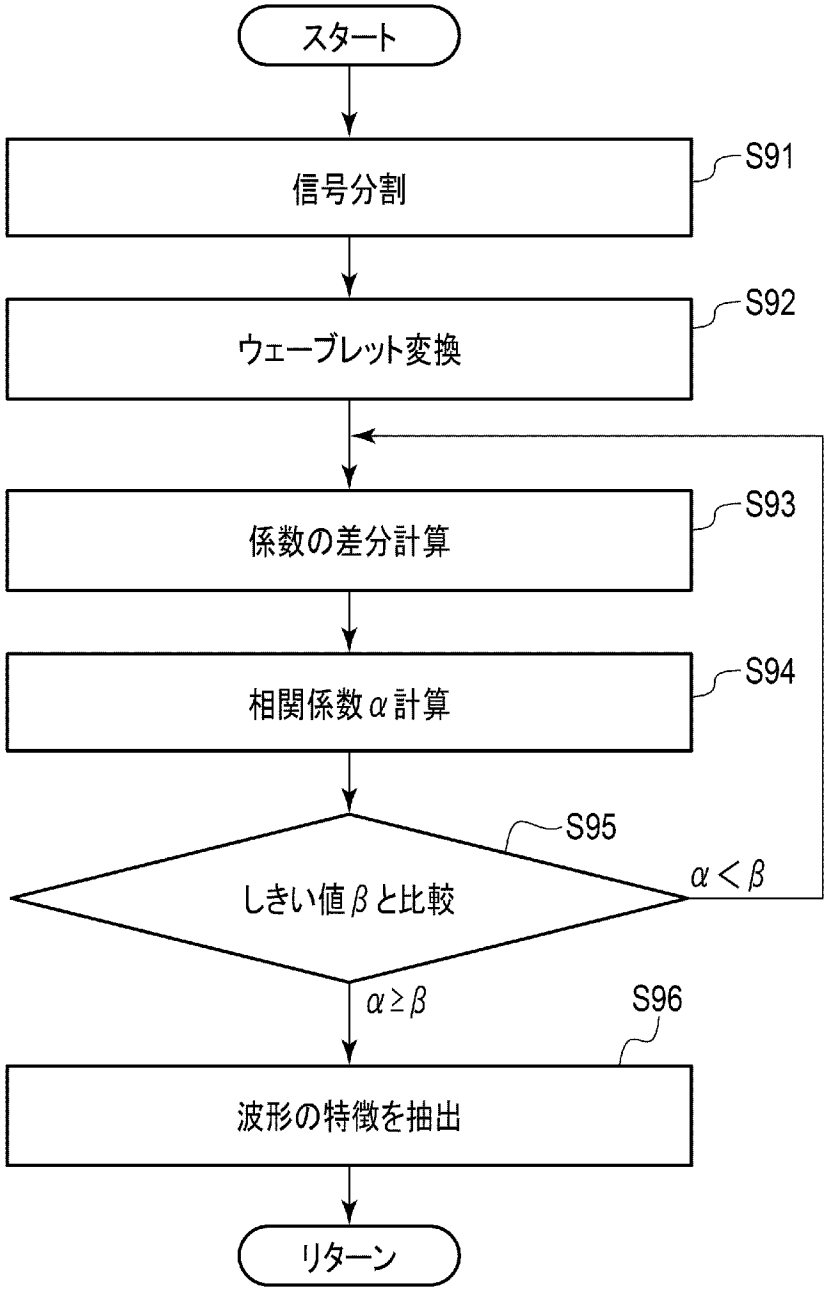
[図7B]



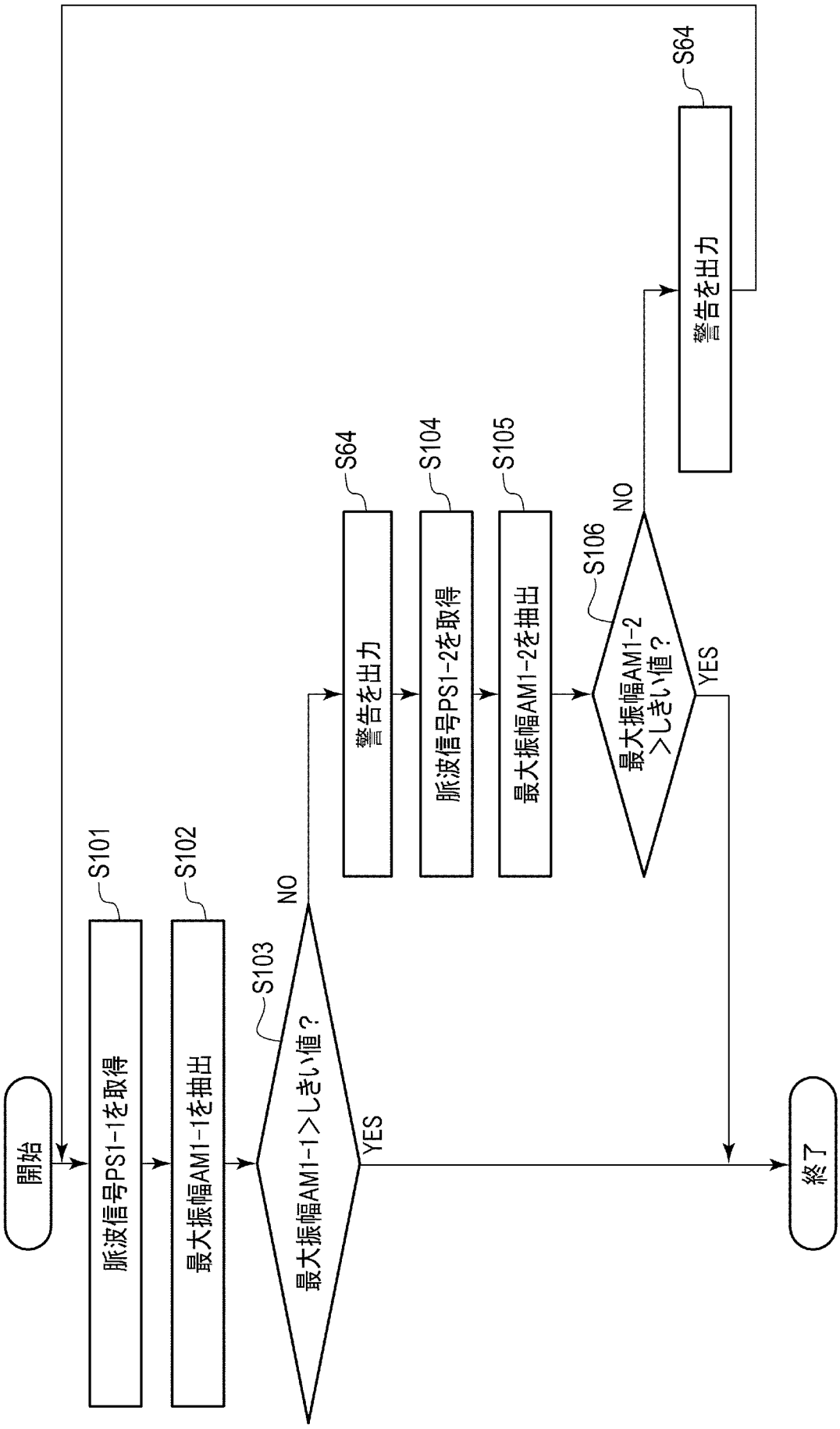
[図8]


開始
脈波信号を取得
S61
信号処理
S81
参照波形を取得
S82
S83
参照波形との相関＞相関しきい値？
NO
YES
S64
警告を出力
終了

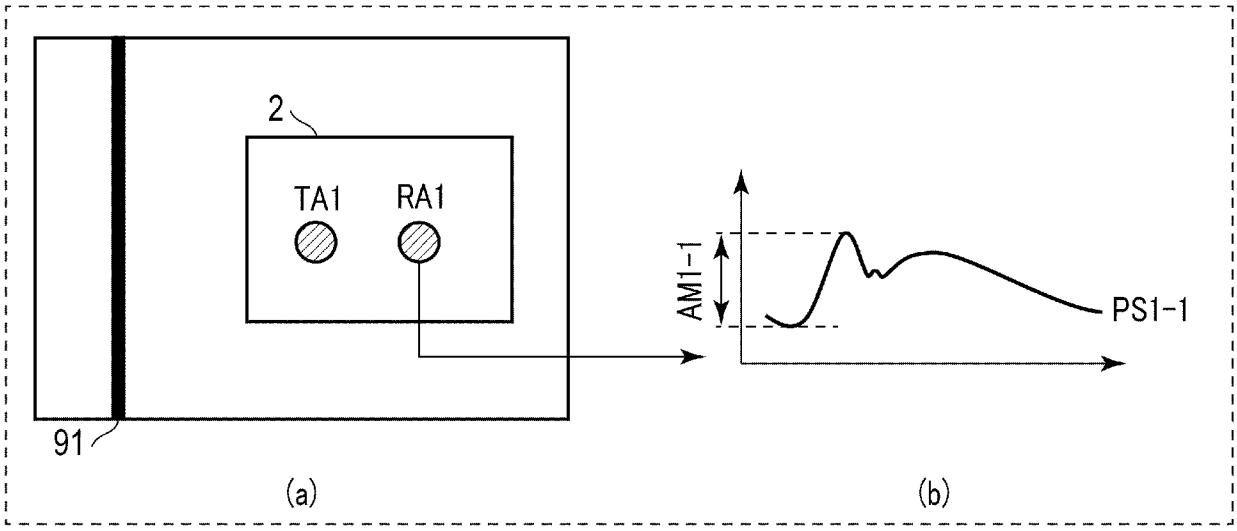
[図9]


スタート
信号分割
S91
ウェーブレット変換
S92
係数の差分計算
S93
相関係数α計算
S94
しきい値βと比較
S95
α＜β
α≧β
S96
波形の特徴を抽出
リターン

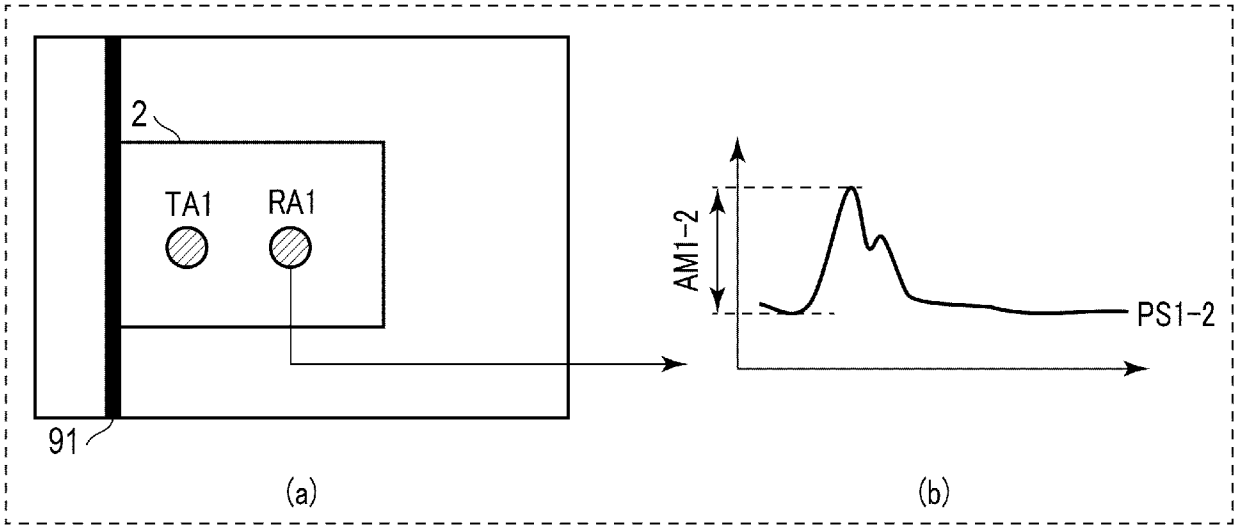
[図10]


開始
脈波信号PS1-1を取得
S101
最大振幅AM1-1を抽出
S102
最大振幅AM1-1＞しきい値？
S103
NO
YES
警告を出力
S64
脈波信号PS1-2を取得
S104
最大振幅AM1-2を抽出
S105
最大振幅AM1-2＞しきい値？
S106
NO
YES
警告を出力
S64
終了

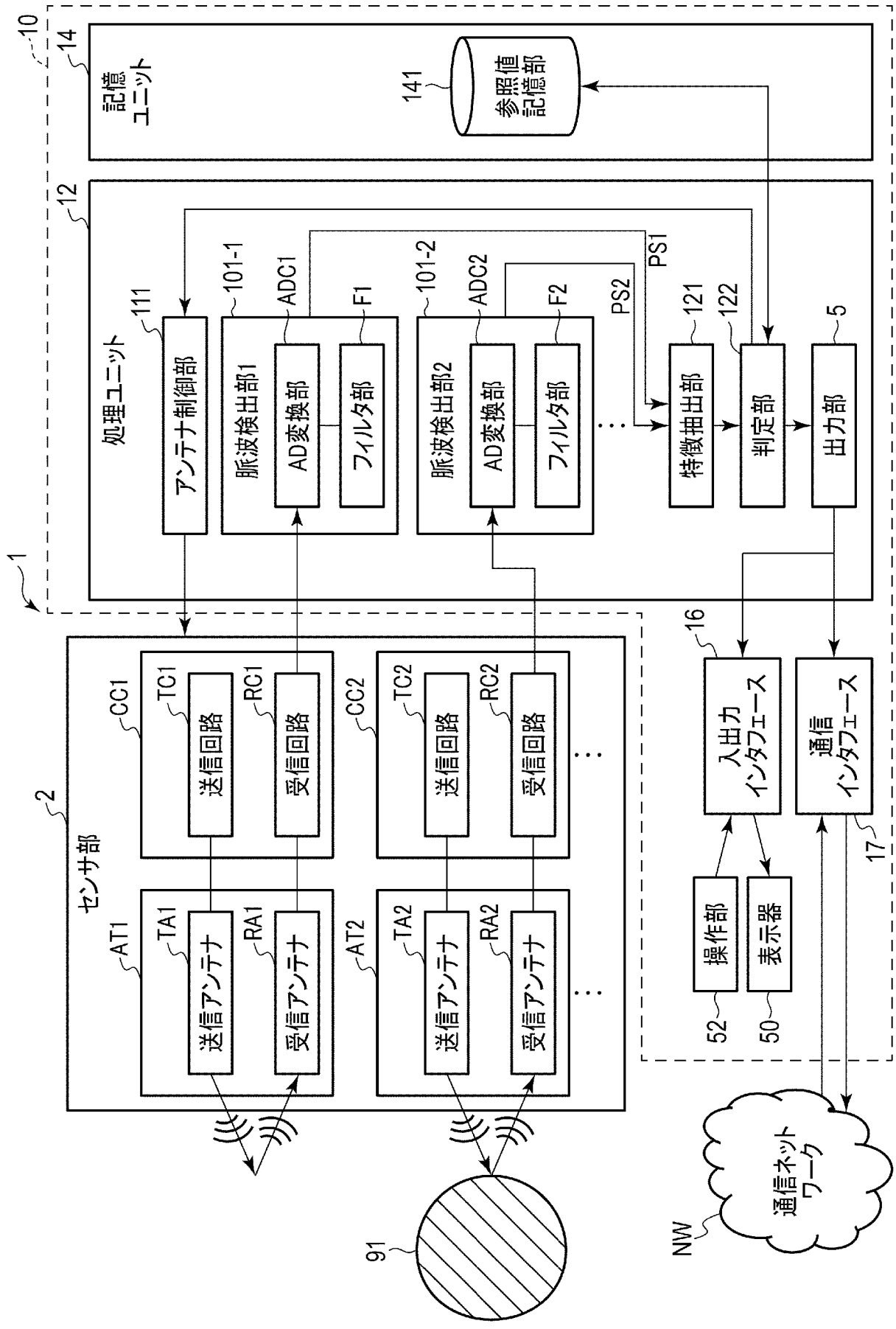
[図11A]



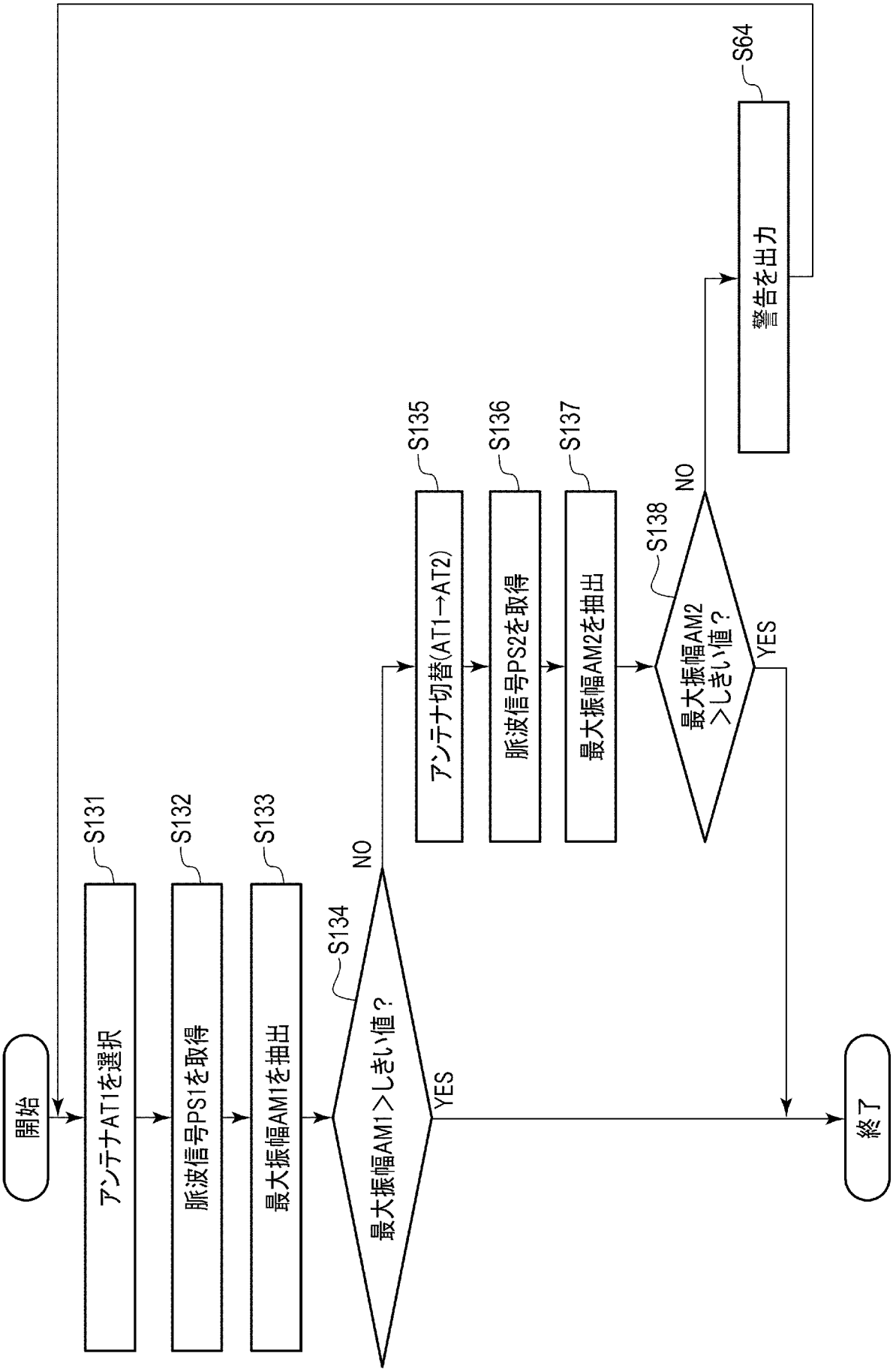
[図11B]



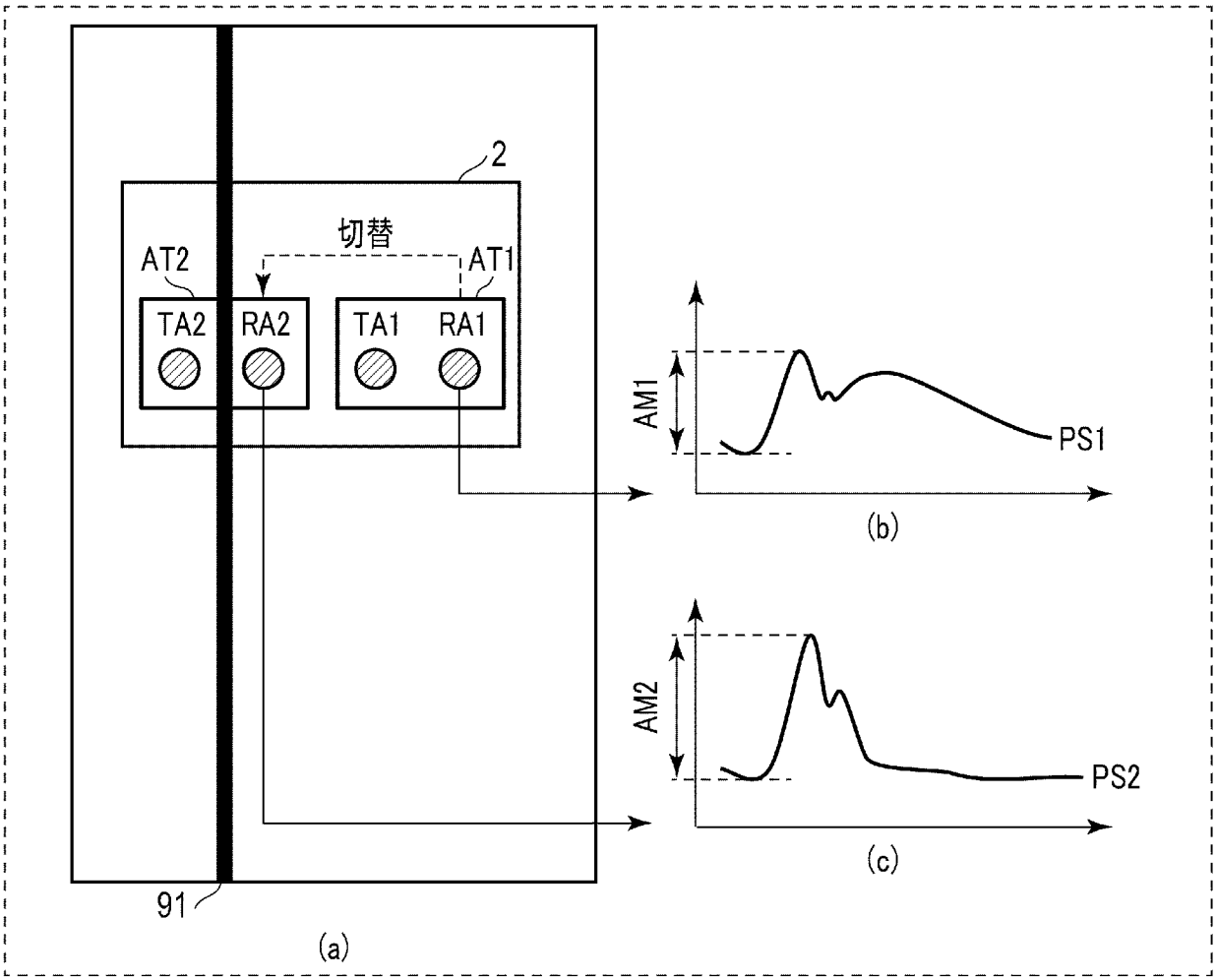
[図12]


10
14
記憶ユニット
141
参照値記憶部
12
処理ユニット
111
アンテナ制御部
101-1
脈波検出部1
ADC1
AD変換部
F1
フィルタ部
101-2
脈波検出部2
ADC2
AD変換部
F2
フィルタ部
PS1
PS2
121
特徴抽出部
122
判定部
5
出力部
1
2
センサ部
CC1
TC1
送信回路
RC1
受信回路
CC2
TC2
送信回路
RC2
受信回路
AT1
TA1
送信アンテナ
RA1
受信アンテナ
AT2
TA2
送信アンテナ
RA2
受信アンテナ
16
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
91
NW
通信ネットワーク

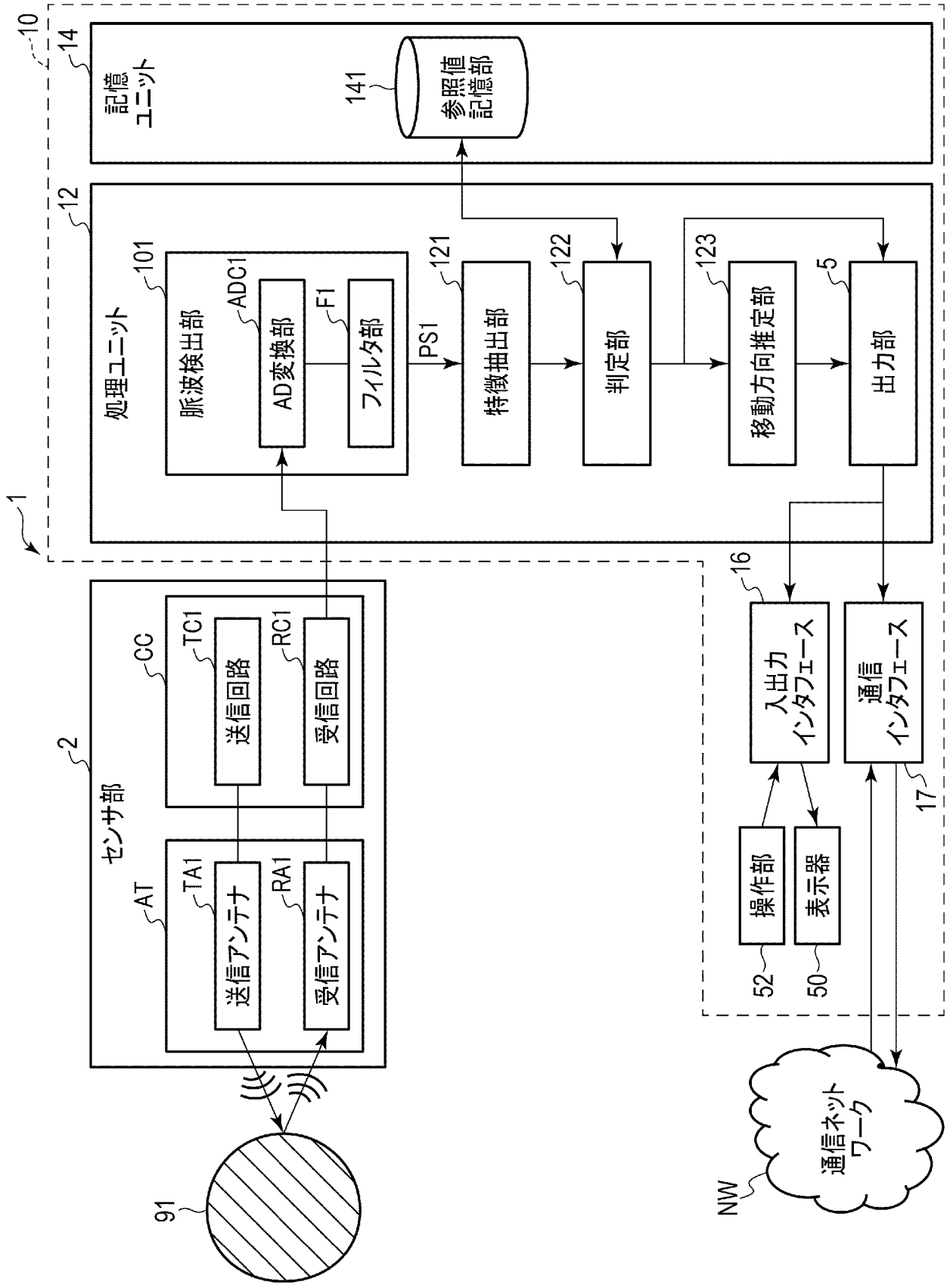
[図13]


開始
アンテナAT1を選択
S131
脈波信号PS1を取得
S132
最大振幅AM1を抽出
S133
最大振幅AM1＞しきい値？
S134
NO
YES
アンテナ切替(AT1→AT2)
S135
脈波信号PS2を取得
S136
最大振幅AM2を抽出
S137
最大振幅AM2＞しきい値？
S138
NO
YES
警告を出力
S64
終了

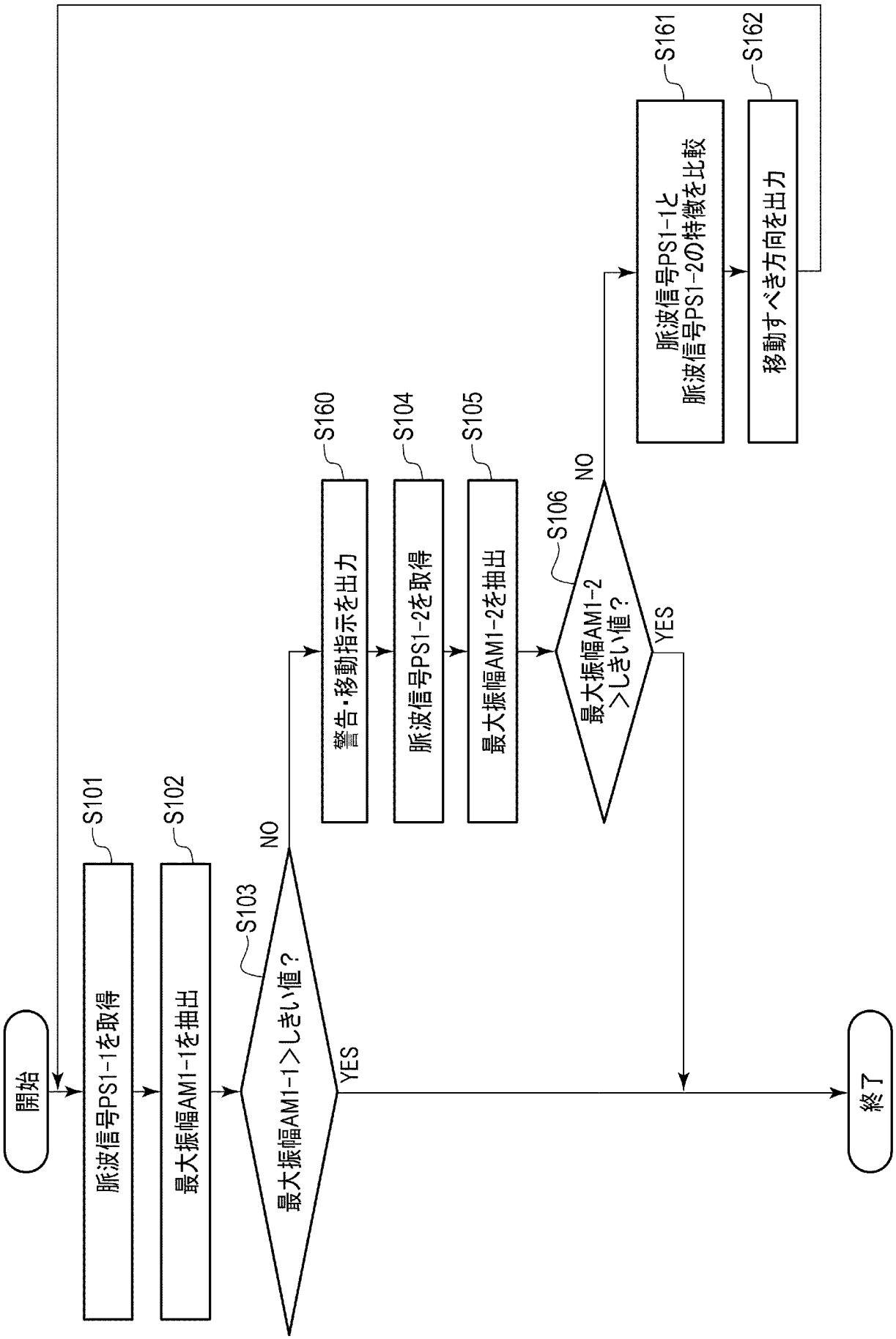
[図14]



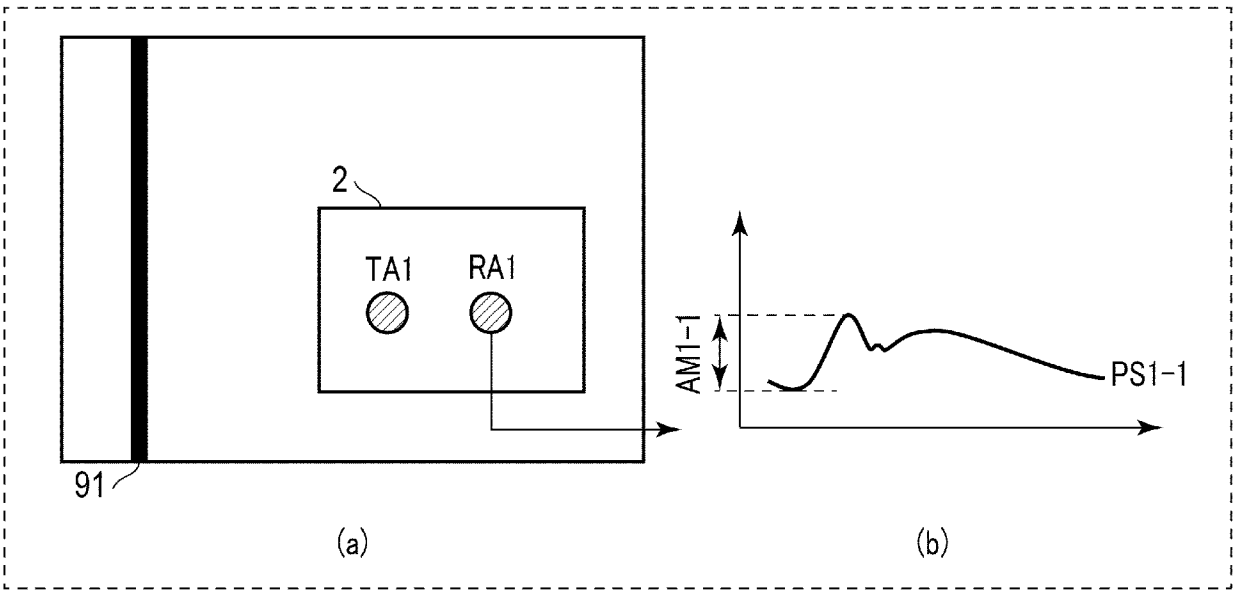
[図15]


10
14
記憶ユニット
141
参照値記憶部
12
処理ユニット
101
脈波検出部
ADC1
AD変換部
F1
フィルタ部
PS1
121
特徴抽出部
122
判定部
123
移動方向推定部
5
出力部
1
16
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
2
センサ部
CC
TC1
送信回路
RC1
受信回路
AT
TA1
送信アンテナ
RA1
受信アンテナ
91
NW
通信ネットワーク

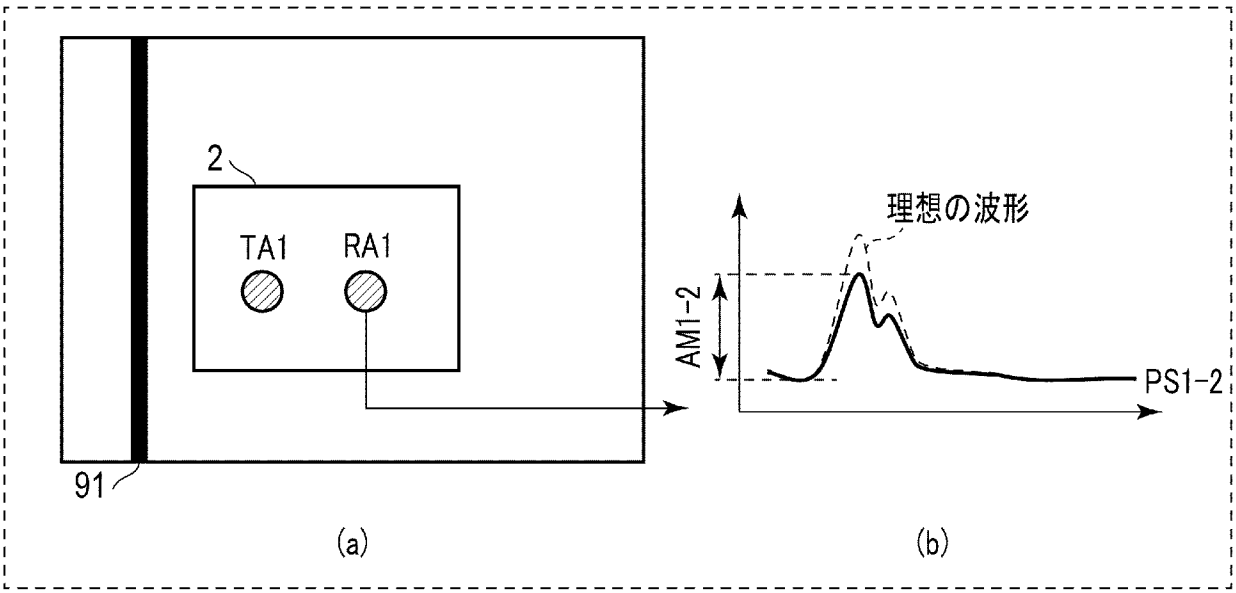
[図16]


開始
S101
脈波信号PS1-1を取得
S102
最大振幅AM1-1を抽出
S103
最大振幅AM1-1＞しきい値？
NO
YES
S160
警告・移動指示を出力
S104
脈波信号PS1-2を取得
S105
最大振幅AM1-2を抽出
S106
最大振幅AM1-2＞しきい値？
NO
YES
S161
脈波信号PS1-1と脈波信号PS1-2の特徴を比較
S162
移動すべき方向を出力
終了

[図17A]



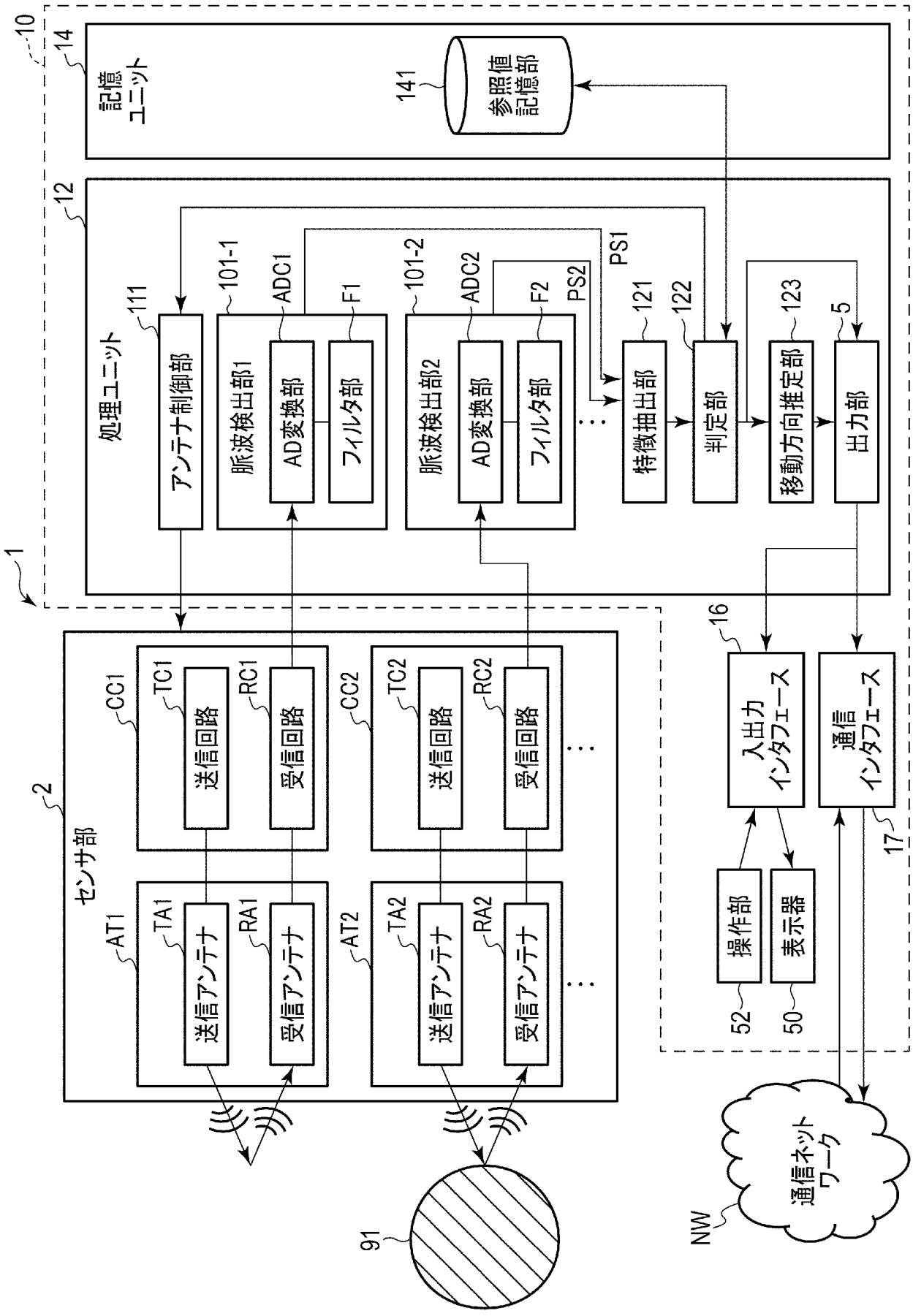
[図17B]



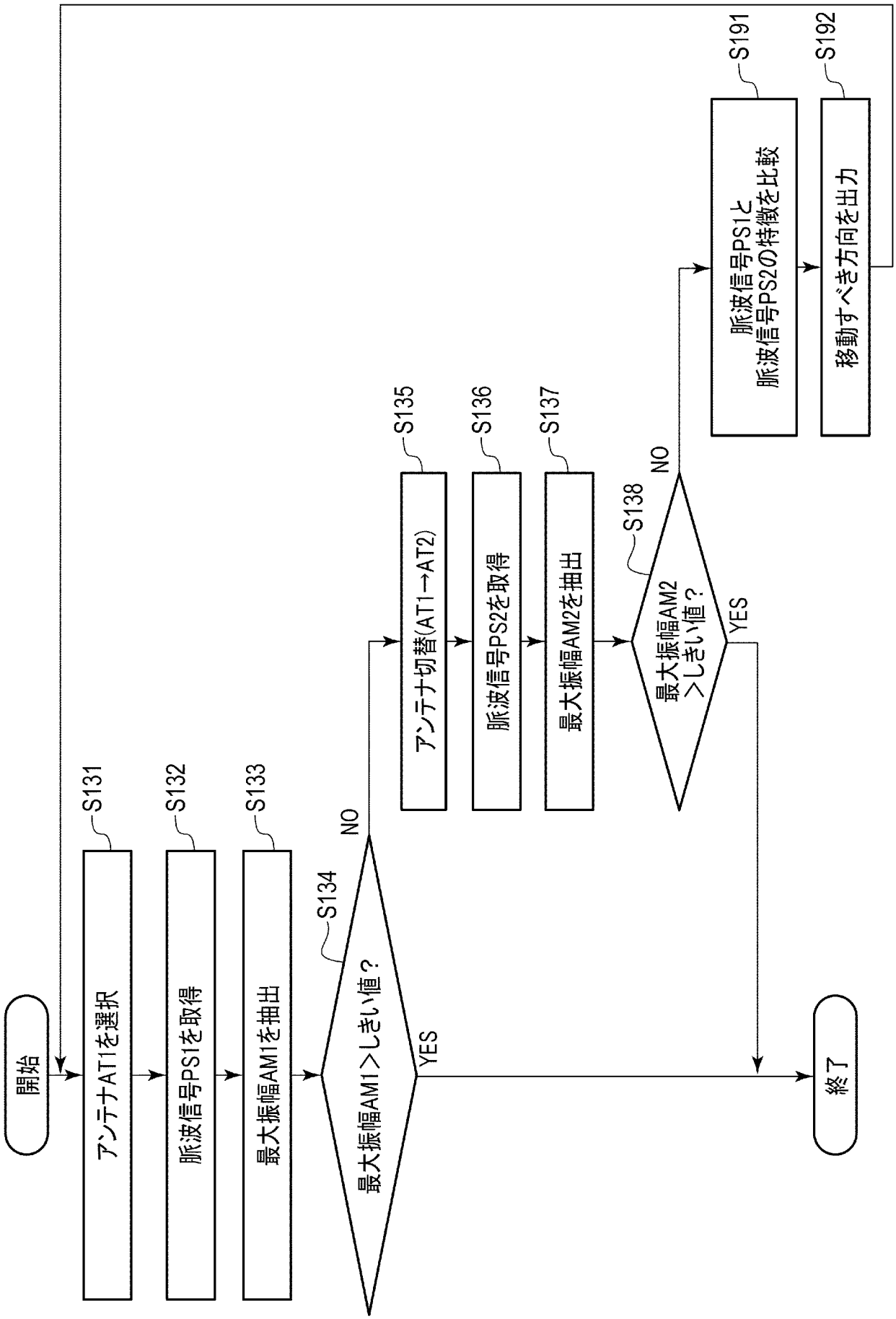
[図17C]



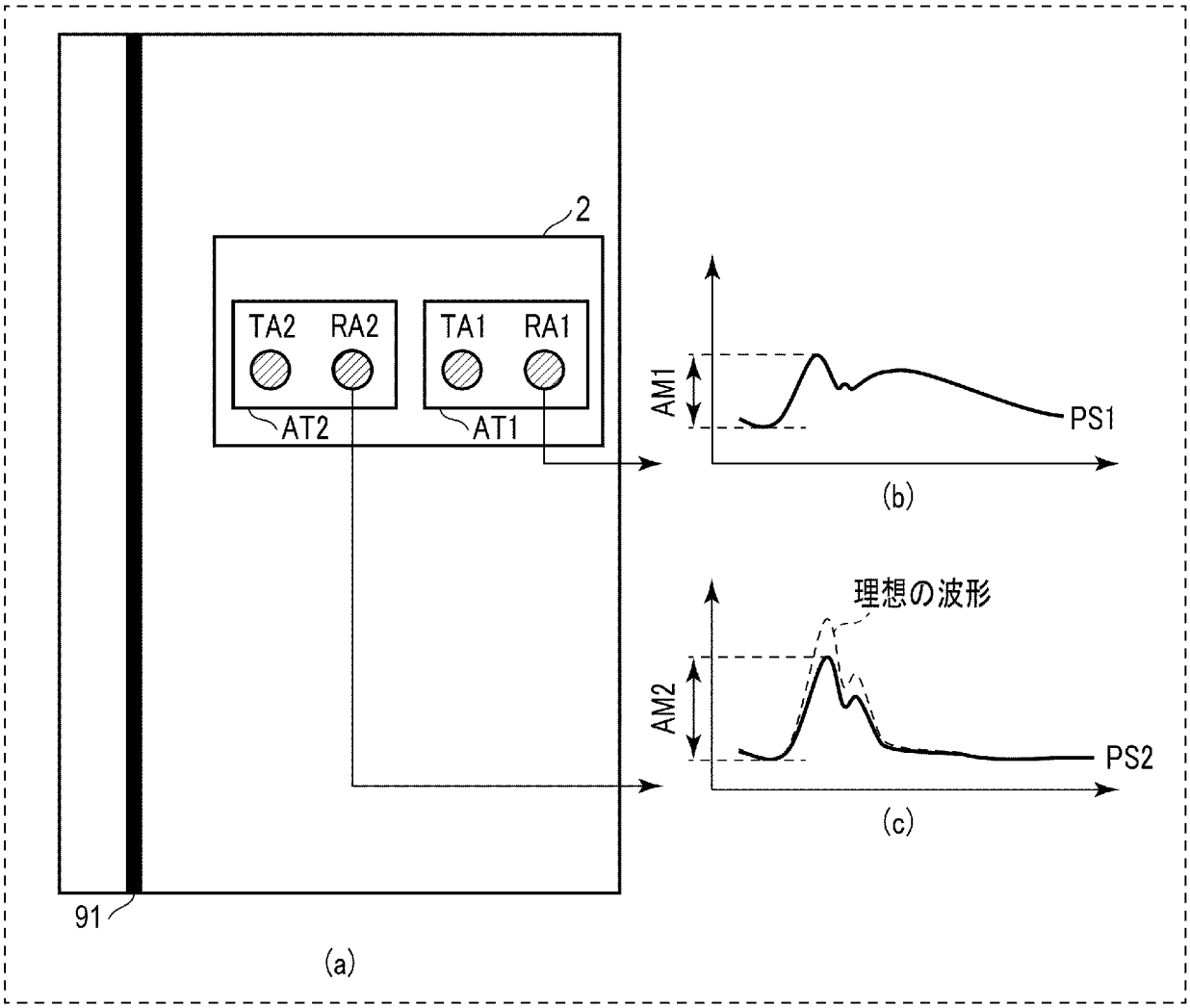
[図18]


10
14
記憶ユニット
141
参照値記憶部
12
処理ユニット
111
アンテナ制御部
101-1
脈波検出部1
ADC1
AD変換部
F1
フィルタ部
101-2
脈波検出部2
ADC2
AD変換部
F2
フィルタ部
PS1
PS2
121
特徴抽出部
122
判定部
123
移動方向推定部
5
出力部
1
2
センサ部
CC1
TC1
送信回路
RC1
受信回路
CC2
TC2
送信回路
RC2
受信回路
AT1
TA1
送信アンテナ
RA1
受信アンテナ
AT2
TA2
送信アンテナ
RA2
受信アンテナ
91
16
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
通信ネットワーク
NW

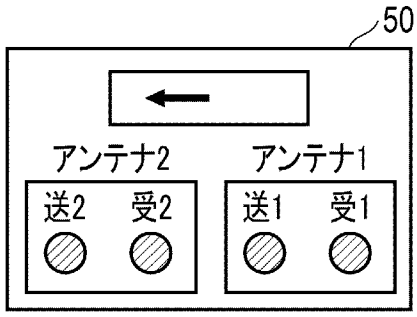
[図19]


開始
S131
アンテナAT1を選択
S132
脈波信号PS1を取得
S133
最大振幅AM1を抽出
S134
最大振幅AM1＞しきい値？
NO
YES
S135
アンテナ切替(AT1→AT2)
S136
脈波信号PS2を取得
S137
最大振幅AM2を抽出
S138
最大振幅AM2＞しきい値？
NO
YES
S191
脈波信号PS1と脈波信号PS2の特徴を比較
S192
移動すべき方向を出力
終了

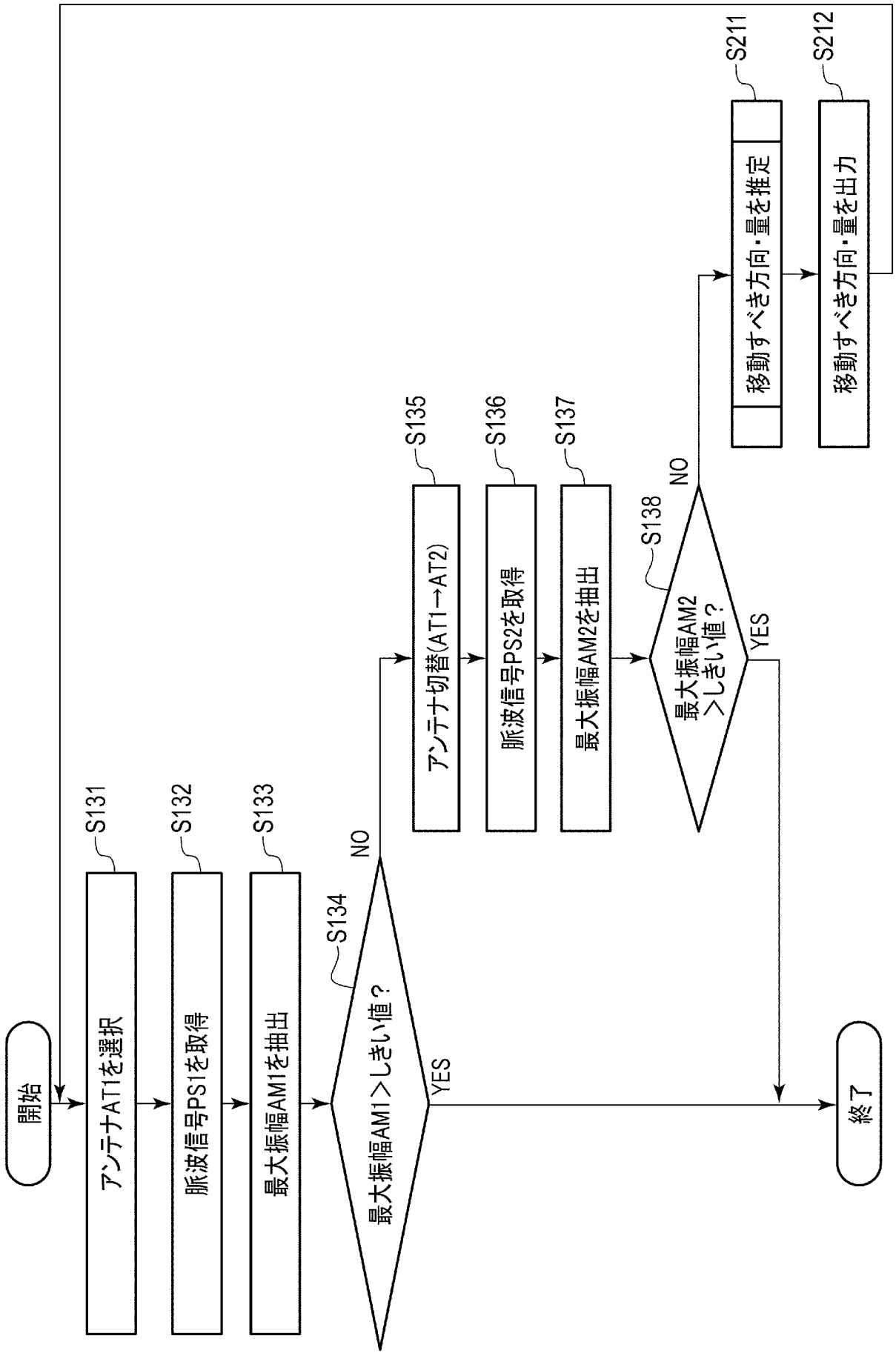
[図20A]


2
TA2
RA2
TA1
RA1
AT2
AT1
91
(a)
AM1
PS1
(b)
理想の波形
AM2
PS2
(c)

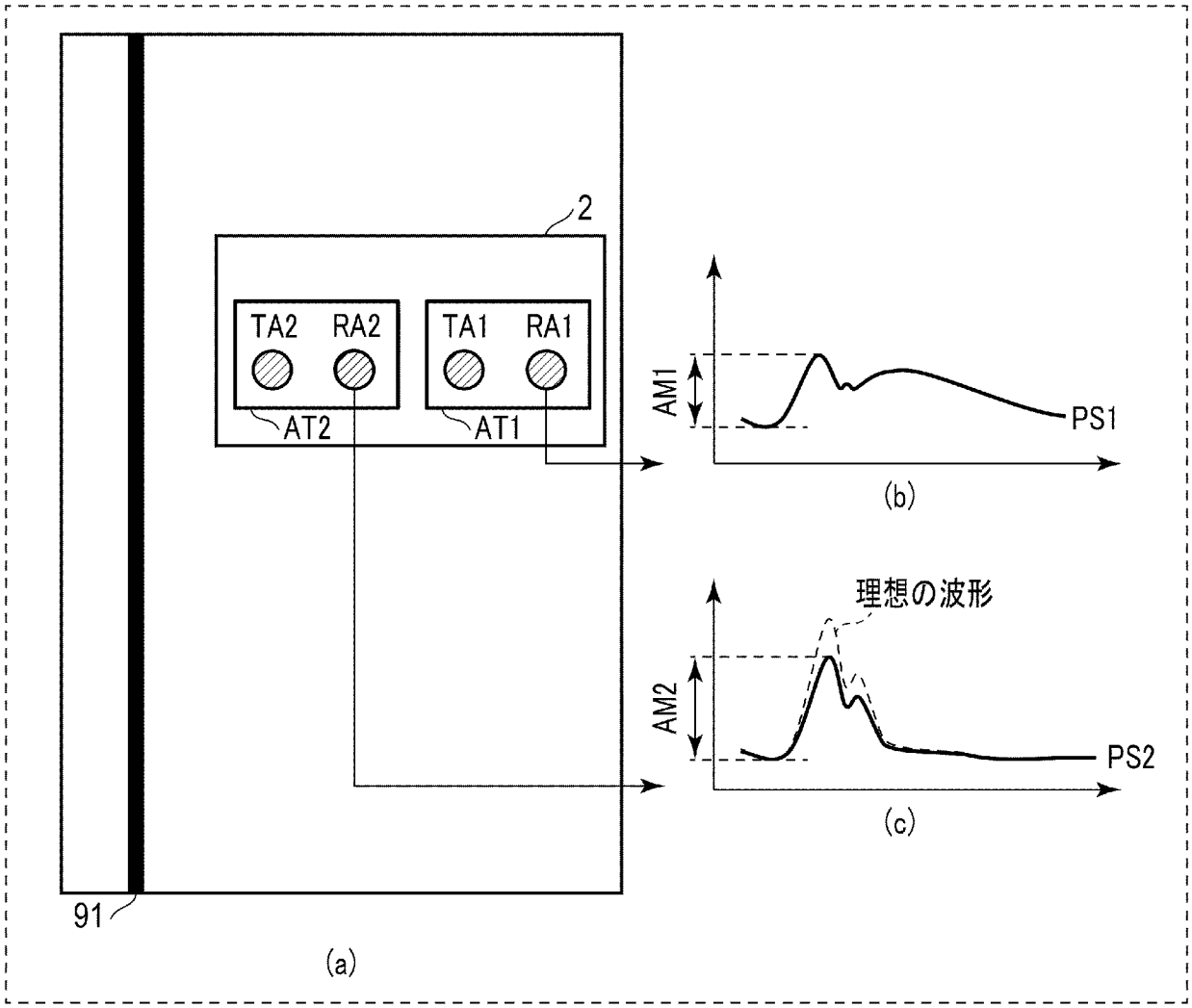
[図20B]


50
アンテナ2
アンテナ1
送2
受2
送1
受1

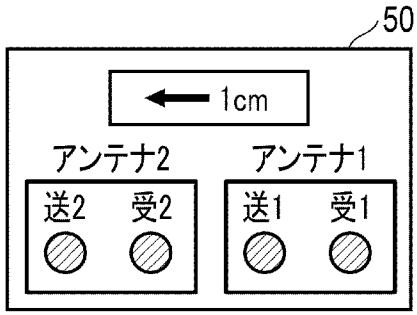
[図21]


開始
アンテナAT1を選択
S131
脈波信号PS1を取得
S132
最大振幅AM1を抽出
S133
最大振幅AM1＞しきい値？
S134
NO
YES
アンテナ切替(AT1→AT2)
S135
脈波信号PS2を取得
S136
最大振幅AM2を抽出
S137
最大振幅AM2＞しきい値？
S138
NO
YES
移動すべき方向・量を推定
S211
移動すべき方向・量を出力
S212
終了

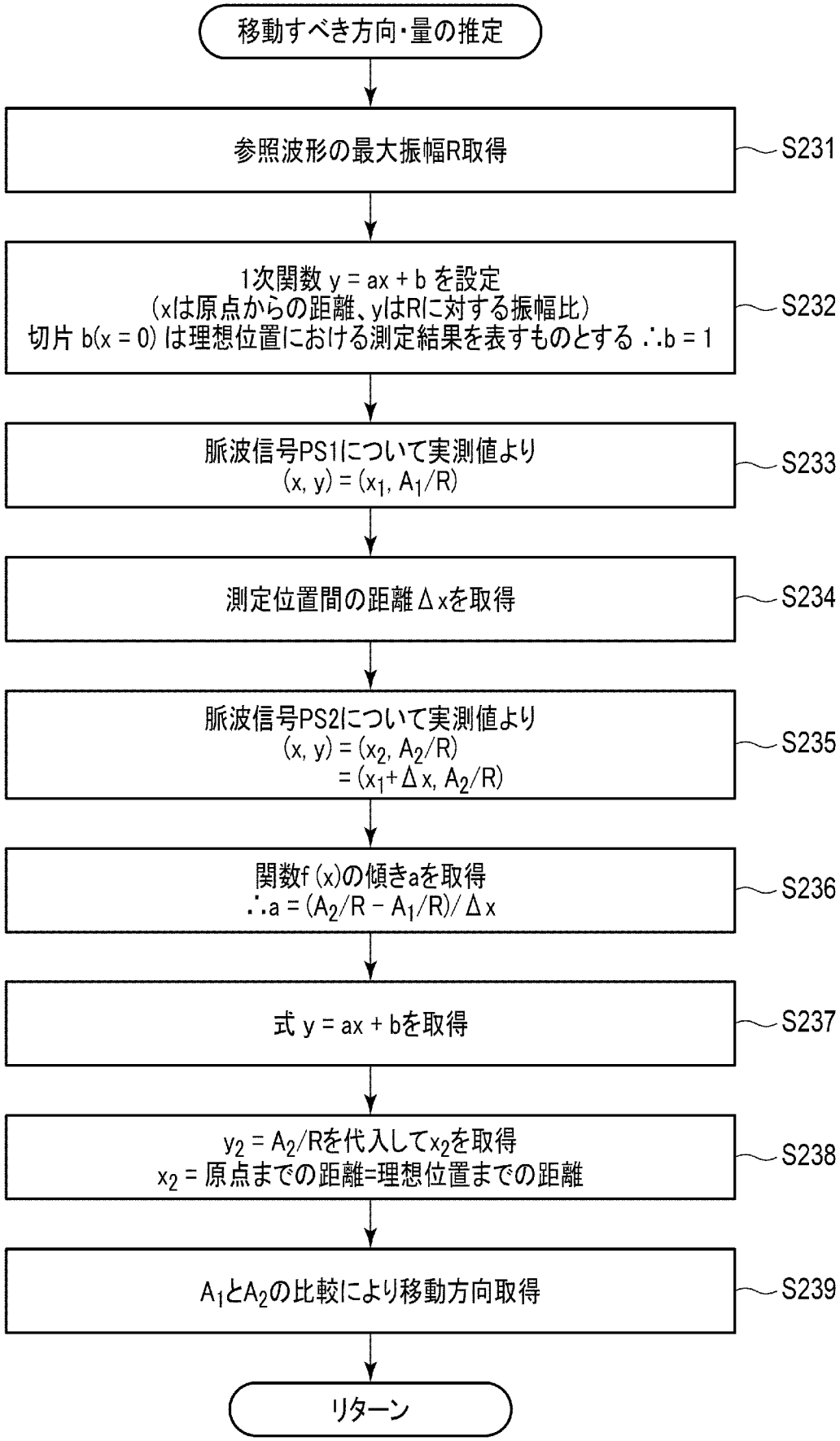
[図22A]


2
TA2
RA2
TA1
RA1
AT2
AT1
91
(a)
AM1
PS1
(b)
理想の波形
AM2
PS2
(c)

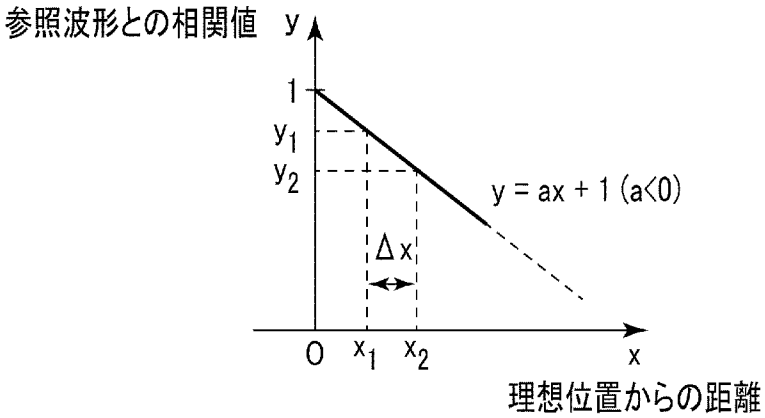
[図22B]


50
1cm
アンテナ2
アンテナ1
送2
受2
送1
受1

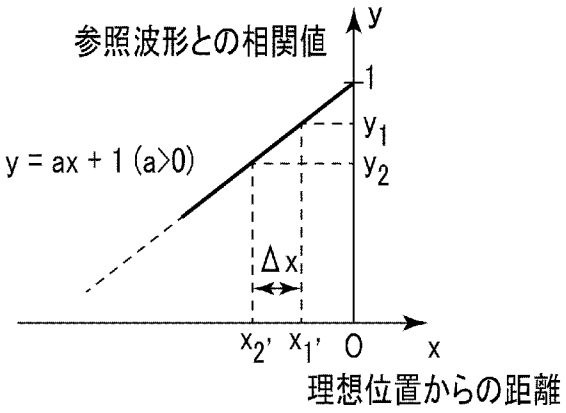
[図23]


移動すべき方向・量の推定
参照波形の最大振幅R取得
S231
1次関数 y = ax + b を設定
(xは原点からの距離、yはRに対する振幅比)
切片 b(x = 0) は理想位置における測定結果を表すものとする ∴b = 1
S232
脈波信号PS1について実測値より
(x, y) = (x1, A1/R)
S233
測定位置間の距離Δxを取得
S234
脈波信号PS2について実測値より
(x, y) = (x2, A2/R)
= (x1+Δx, A2/R)
S235
関数f (x)の傾きaを取得
∴a = (A2/R − A1/R)/Δx
S236
式 y = ax + bを取得
S237
y2 = A2/Rを代入してx2を取得
x2 = 原点までの距離=理想位置までの距離
S238
A1とA2の比較により移動方向取得
S239
リターン

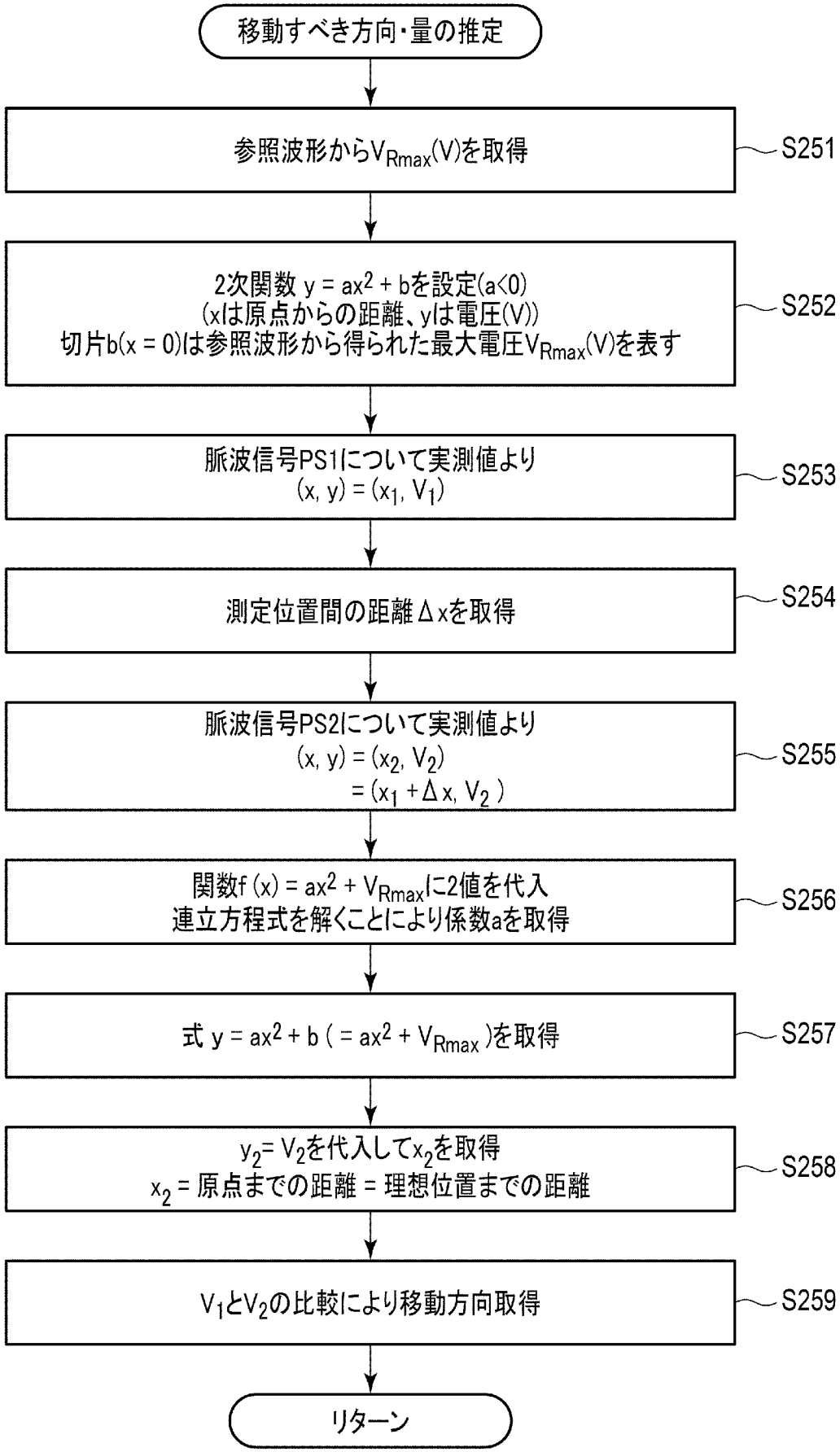
[図24A]


参照波形との相関値 y
1
y1
y2
y = ax + 1 (a<0)
Δx
0
x1
x2
x
理想位置からの距離

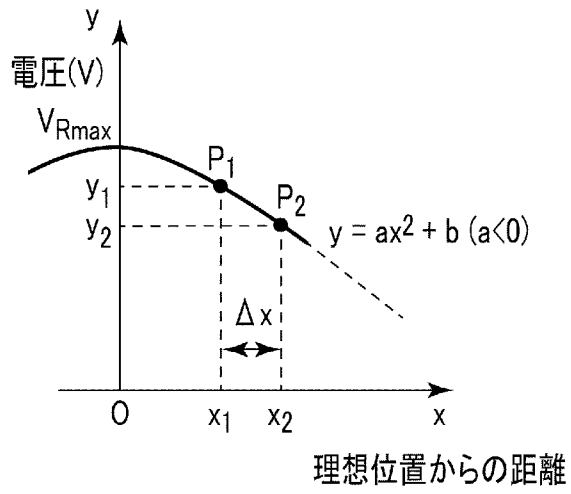
[図24B]


y
参照波形との相関値
1
y1
y = ax + 1 (a>0)
y2
Δx
x2'
x1'
0
x
理想位置からの距離

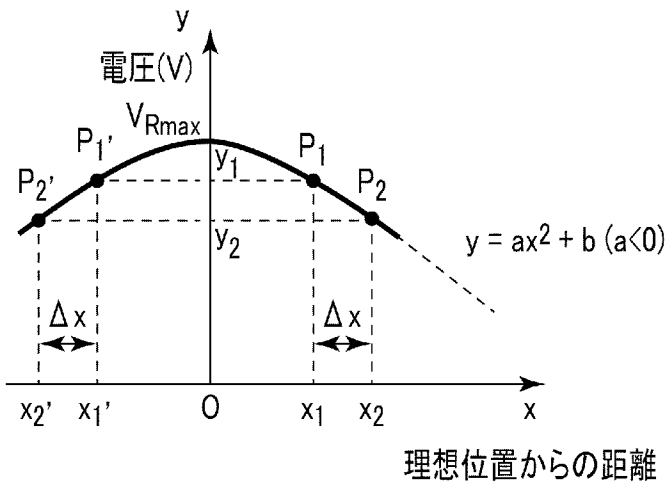
[図25]


移動すべき方向・量の推定
参照波形からV_{Rmax}(V)を取得
S251
2次関数 $y = ax^2 + b$を設定($a<0$)
(xは原点からの距離、yは電圧(V))
切片b($x = 0$)は参照波形から得られた最大電圧V_{Rmax}(V)を表す
S252
脈波信号PS1について実測値より
$(x, y) = (x_1, V_1)$
S253
測定位置間の距離Δxを取得
S254
脈波信号PS2について実測値より
$(x, y) = (x_2, V_2)$
$= (x_1 + \Delta x, V_2)$
S255
関数$f(x) = ax^2 + V_{Rmax}$に2値を代入
連立方程式を解くことにより係数aを取得
S256
式 $y = ax^2 + b$ ($= ax^2 + V_{Rmax}$)を取得
S257
$y_2 = V_2$を代入してx_2を取得
x_2 = 原点までの距離 = 理想位置までの距離
S258
V_1とV_2の比較により移動方向取得
S259
リターン

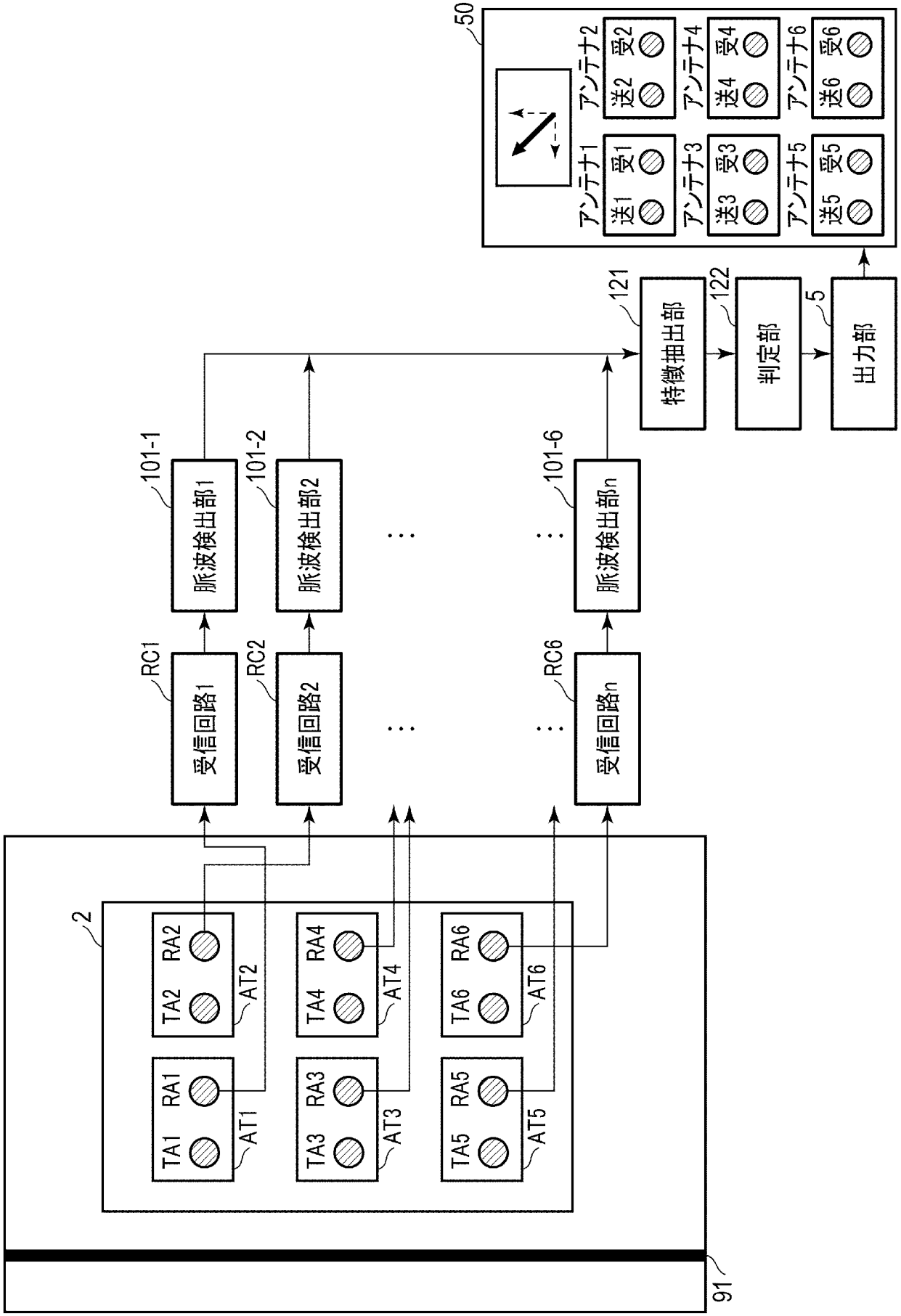
[図26A]


y
電圧(V)
V_{Rmax}
P_1
y_1
P_2
y_2
$y = ax^2 + b$ (a<0)
Δx
0
x_1
x_2
x
理想位置からの距離

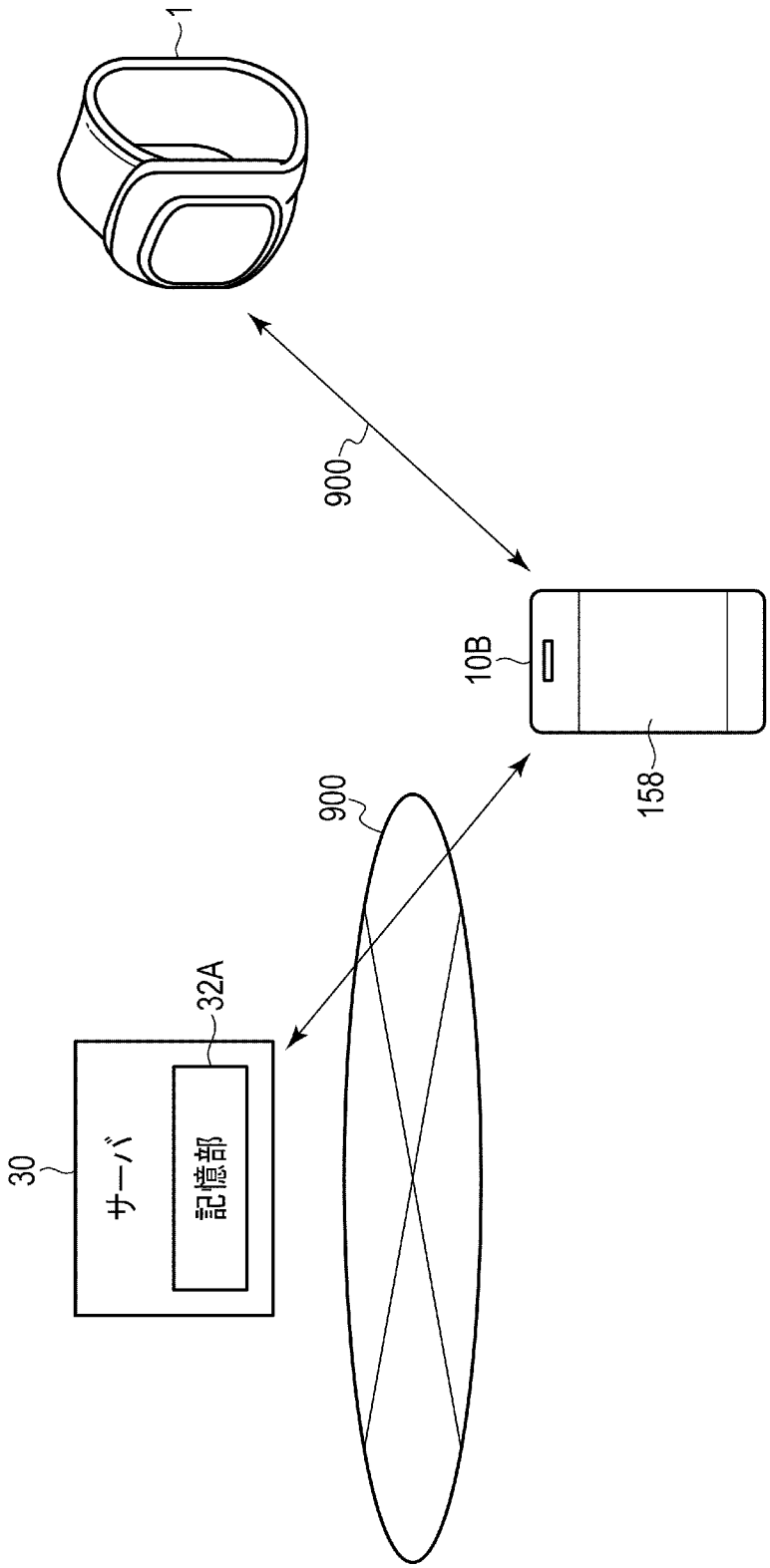
[図26B]


y
電圧(V)
V_{Rmax}
P_1'
P_2'
y_1
P_1
P_2
y_2
$y = ax^2 + b$ (a<0)
Δx
Δx
x_2'
x_1'
0
x_1
x_2
x
理想位置からの距離

[図27]


50
アンテナ1
送1
受1
アンテナ2
送2
受2
アンテナ3
送3
受3
アンテナ4
送4
受4
アンテナ5
送5
受5
アンテナ6
送6
受6
121
特徴抽出部
122
判定部
5
出力部
101-1
脈波検出部1
101-2
脈波検出部2
101-6
脈波検出部n
RC1
受信回路1
RC2
受信回路2
RC6
受信回路n
2
TA1
RA1
AT1
TA2
RA2
AT2
TA3
RA3
AT3
TA4
RA4
AT4
TA5
RA5
AT5
TA6
RA6
AT6
91

[図28]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/014627

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, 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, A61B5/022

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 A	WO 2012/033232 A1 (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD., CITIZEN SYSTEMS JAPAN CO., LTD.) 15 March 2012, page 13, line 4 to page 32, line 25 & US 2013/0165800 A1 (paragraphs [0067]-[0166]) & CN 103079463 A	1-5, 8-9, 13-17, 20 6-7, 10-12, 18-19
A	JP 2013-000177 A (YUPITERU CORPORATION) 07 January 2013, entire text, all drawings (Family: none)	1-20

☒ 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 21 June 2019 (21.06.2019)	Date of mailing of the international search report 02 July 2019 (02.07.2019)
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/JP2019/014627

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-077395 A (INDUSTRIAL TECHNOLOGY RESEARCH INSTITUTE) 23 April 2015, entire text, all drawings & US 2014/0152491 A1 (whole document) & US 2014/0343393 A1 & EP 2862508 A1 & CN 104545859 A	1-20
A	JP 2013-042840 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD., CITIZEN SYSTEMS JAPAN CO., LTD.) 04 March 2013, entire text, all drawings & CN 102949186 A	1-20
A	JP 2012-157 435 A (CITIZEN HOLDINGS CO., LTD., CITIZEN SYSTEMS JAPAN CO., LTD.) 23 August 2012, entire text, all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2011-507583 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 10 March 2011, entire text, all drawings & US 2010/0305460 A1 (whole document) & WO 2009/081331 A1 & CN 101902951 A	1-20

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１９／０１４６２７

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

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

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	WO 2012/033232 A1 (シチズンホールディングス株式会社、シチズン・システムズ株式会社) 2012.03.15, 第１３頁第４行－第３２頁第２５行 & US 2013/0165800 A1(pars.[0067]-[0166]) & CN 103079463 A	1-5,8-9,13-17,20 6-7,10-12,18-19
A	JP 2013-000177 A (株式会社ユピテル) 2013.01.07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20

☑　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
２１．０６．２０１９	０２．０７．２０１９

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　４７４６
亀澤　智博
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
A	JP 2015-077395 A (財團法人工業技術研究院) 2015.04.23, 全文、全図 & US 2014/0152491 A1(Whole Document) & US 2014/0343393 A1 & EP 2862508 A1 & CN 104545859 A	1-20
A	JP 2013-042840 A (シチズンホールディングス株式会社、シチズン・システムズ株式会社) 2013.03.04, 全文、全図 & CN 102949186 A	1-20
A	JP 2012-157435 A (シチズンホールディングス株式会社、シチズン・システムズ株式会社) 2012.08.23, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20
A	JP 2011-507583 A (コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ) 2011.03.10, 全文、全図 & US 2010/0305460 A1(Whole Document) & WO 2009/081331 A1 & CN 101902951 A	1-20