

(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
2014年3月20日(20.03.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/041913 A1

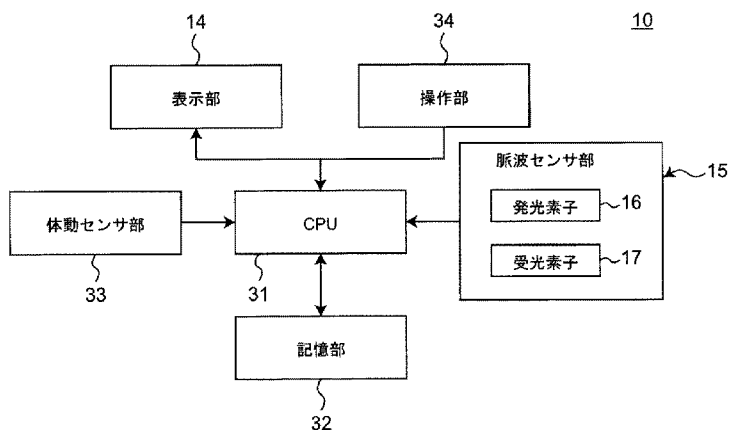
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/070750
- (22) 国際出願日: 2013年7月31日(31.07.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-201910 2012年9月13日(13.09.2012) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 藤井 健司(FUJII, Kenji); 〒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). 小林 達矢(KOBAYASHI, Tatsuya); 〒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). 小椋 敏彦(OGURA, Toshihiko); 〒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). 澤野井 幸哉(SAWANOI, Yukiya); 〒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: 鮫島 睦, 外(SAMEJIMA, Mutsumi et al.); 〒5300017 大阪府大阪市北区角田町8番1号梅田阪急ビルオフィスタワー青山特許事務所 Osaka (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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, 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).

[続葉有]

(54) Title: PULSE MEASUREMENT DEVICE, PULSE MEASUREMENT METHOD, AND PULSE MEASUREMENT PROGRAM

(54) 発明の名称: 脈拍測定装置、ならびに、脈拍測定方法および脈拍測定プログラム



- 14 Display unit
15 Pulse sensor unit
16 Light-emitting element
17 Light-receiving element
31 CPU
32 Recording unit
33 Body motion sensor unit
34 Operation unit

(57) Abstract: One embodiment of this pulse measurement device is provided with: a data acquisition unit (31) that acquires a pulse signal by detecting a pulse by means of a pulse sensor (15); a motion strength acquisition unit (31) that acquires a motion strength signal by detecting a motion by means of a body motion sensor (33); a recording unit (32) that records the pulse signal; a frequency conversion unit (31) that determines the frequency spectrum of the pulse signal by converting the time-region pulse signal into a frequency region; a search range setting unit (31) that sets a search frequency range for searching for a strength peak along the frequency axis; a peak extraction unit (31) that extracts the strength peak in the search frequency range; and a pulse rate calculation unit (31) that determines the pulse rate of the subject in accordance with the frequency of the extracted strength peak. The search range setting unit alters the search frequency range in accordance with the motion strength indicated by the motion strength signal.

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

本発明の一態様による脈拍測定装置は、脈波を脈波センサ（１５）によって検知して脈波信号を取得するデータ取得部（３１）と、動きを体動センサ（３３）によって検知して運動強度信号を取得する運動強度取得部（３１）と、脈波信号を記憶する記憶部（３２）と、時間領域の脈波信号を周波数領域に変換し脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換部（３１）と、その周波数軸において強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部（３１）と、探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部（３１）と、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出部（３１）と、を備え、探索範囲設定部は、運動強度信号が示す運動強度に応じて、探索周波数範囲を変更する。

明 細 書

発明の名称：

脈拍測定装置、ならびに、脈拍測定方法および脈拍測定プログラム

技術分野

[0001] この発明は脈拍測定装置に関し、より詳しくは、被測定者の血管の脈動を検知して脈拍数を測定する脈拍測定装置に関する。

[0002] また、この発明は脈拍測定方法、および、脈拍測定プログラムに関し、より詳しくは、被測定者の血管の脈動を検知して脈拍数を測定するための脈拍測定方法、および、脈拍測定プログラムに関する。

背景技術

[0003] 従来、被測定者の脈拍を測定するための装置としては、心電センサが取り付けられたベルトを被測定者の胸部に巻き回して被測定者の心臓の拍動を心電的に測定することにより、被測定者の脈拍数（心拍数）を測定する装置がある。

[0004] また、上述の装置が被測定者の心拍を心電的に検知するのに対し、被測定者の血管の脈動を非心電的に検知することにより脈拍数を測定する装置もある。

[0005] 後者の装置としては、たとえば、光電センサによって被測定者の皮下の血管の脈動を光電的に検知することにより、被測定者の脈拍数を測定する装置がある（たとえば、特許文献１（特開平１０－２３４６８４号公報）を参照）。

[0006] そのような後者の装置においては、被測定者の皮下の血管の脈動を表す信号（脈波信号）を取得し、該脈波信号の時間変動の周期性にもとづいて脈拍数を測定している。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献１：特開平１０－２３４６８４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0008] しかしながら、非心電的に、たとえば光電的に、被測定者の皮下の血管の脈動を検知することにより被測定者の脈拍数を測定する手法を採る装置では、被測定者が例えば運動しているとき、被測定者の脈拍数を正しく測定することに困難が伴う。
- [0009] その理由は、測定時に被測定者が運動を行うと、運動により血管に加速度が生じ、それによって血流に乱れが生じるからである。乱れは、脈波信号に外乱成分として重畳される。そのために、脈波信号から脈動に起因した時間変動の周期を抽出することが困難になる。
- [0010] また、被測定者が運動を行うことにより、被測定者の身体部位に取り付けられたセンサ手段にも加速度が生じ、センサ手段が、身体部位に対して位置ずれを起こしたり、一時的にはあっても、センサ手段が身体部位から乖離したりするような事象が発生する。これら事象もまた、脈波信号に外乱成分として重畳されてしまう。そのような事象も、脈波信号から脈動に起因した時間変動の周期を抽出することを困難にする一因である。
- [0011] 脈波信号において、血管の脈動に起因した信号強度の変動と、上述のような外乱成分に起因した信号強度の変動とを正しく区別することは極めて困難である。そのため、非心電的に、たとえば光電的に被測定者の皮下の血管の脈動を検知することにより被測定者の脈拍数を測定する手法を採る場合、脈波信号に上述の外乱成分が重畳されることを避けるため、被測定者は、測定の間、安静状態を保つ必要があった。
- [0012] このことは脈拍測定装置の利便性や、測定条件、測定環境の多様性を制限する要因であった。
- [0013] そこで、この発明の課題は、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定装置を提供することにある。
- [0014] また、この発明の課題は、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定方法を提供すること、および、そのよ

うな脈拍測定方法をコンピュータに実行させることができる脈拍測定プログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0015] 上記課題を解決するため、この発明の一態様による脈拍測定装置は、
被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得部と、
前記被測定者の動きを体動センサによって検知して前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得部と、
前記脈波信号を記憶する記憶部と、
前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換部と、
前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部と、
前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部と、
抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出部と、
を備え、
前記探索範囲設定部は、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更することを特徴とする。
- [0016] なお、本明細書で、データ取得部は、脈波センサから脈波信号を直接取得してもよいし、それに代えて、脈波センサから脈波信号をサーバ（記憶部を有する）等に一旦記憶させ、そのサーバ等から取得（間接的取得）してもよい。また、運動強度取得部は、体動センサから運動強度信号を直接取得してもよいし、それに代えて、体動センサから運動強度信号をサーバ（記憶部を有する）等に一旦記憶させ、そのサーバ等から取得（間接的取得）してもよい。
- [0017] また、「脈拍数」とは、単位時間当たりの脈拍の数（例えば、毎分当たり

の脈拍の数であるビート・パー・ミニッツ（BPM）を指す。

[0018] この発明の一態様による脈拍測定装置では、データ取得部は、被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得する。運動強度取得部は、被測定者の動きを体動センサによって検知して被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する。記憶部は、脈波信号を記憶する。周波数変換部は、記憶部に記憶された時間領域の脈波信号を周波数領域に変換して、脈波信号の周波数スペクトルを求める。探索範囲設定部は、上記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する。ピーク抽出部は、周波数スペクトルの設定された上記探索周波数範囲において強度ピークを抽出する。脈拍数算出部は、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の脈拍数を求める。そして、探索範囲設定部は、上記の運動強度信号が示す運動強度に応じて、探索周波数範囲を変更する。

[0019] ここで、探索範囲設定部が、周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定することは、被測定者がする運動に由来する周波数成分、高調波成分を、ピーク抽出部による強度ピーク抽出の周波数範囲から除外する、という意味がある。また、被測定者がする運動により、自身の脈拍にも影響が及ぶ。たとえば、被測定者が強い運動を行えば、その脈拍数は増加する傾向を示す。また、被測定者の運動の強度が低下すれば、その脈拍数は減少する傾向を示す。よって、運動強度信号が示す運動強度に応じて脈拍数の変動の傾向を予測し探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号のうち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

[0020] 一実施形態の脈拍測定装置では、前記周波数変換部、前記運動強度取得部、前記探索範囲設定部、前記ピーク抽出部、および、前記脈拍数算出部は、予め定められた周期で処理を繰り返し、第1の周期において前記脈拍数算出

部が前記被測定者の脈拍数として第１の値を算出した場合には、前記探索範囲設定部は、前記第１の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を、前記第１の周期に続く第２の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする。

[0021] この形態の脈拍測定装置では、第１の周期において被測定者の脈拍数として第１の値を算出した場合、第１の周期に続く第２の周期のための探索周波数範囲として、第１の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を設定する。よって、第２の周期においても、探索周波数範囲に被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることがより確実になる。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

[0022] 一実施形態の脈拍測定装置では、前記運動強度取得部が第３の周期に続く第４の周期において取得した運動強度が前記第３の周期において取得した運動強度よりも大きい場合には、前記探索範囲設定部は、前記第３の周期のための前記探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲を前記第４の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする。

[0023] この形態の脈拍測定装置では、第４の周期において取得した運動強度が第３の周期において取得した運動強度よりも大きい場合、第３の周期のための探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲が第４の周期のための探索周波数範囲に設定される。そうすることで、第４の周期においても、探索周波数範囲に被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることがより確実になる。したがって、被測定者の運動強度が変化した場合にも、その脈拍数を正しく算出することができるようになる。

[0024] 一実施形態の脈拍測定装置では、前記探索範囲設定部は、前記第３の周期のための前記探索周波数範囲の周波数幅と同じ幅を有するように、前記第４の周期のための前記探索周波数範囲を設定することを特徴とする。

[0025] なお、本明細書で「探索周波数範囲の周波数幅」とは、探索周波数範囲の

上限にあたる周波数と、下限にあたる周波数との差の絶対値を指す。ここで
の周波数の単位は、BPM等でよい。

[0026] この形態の脈拍測定装置では、装置がする処理の負荷が軽減される。

[0027] この発明の別の一態様による脈拍数の測定方法は、
脈拍測定装置がする被測定者の脈拍数の測定方法であって、
脈波センサによって、前記被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデー
タ取得ステップと、
前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、
前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、
前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、
体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強
度信号を取得する運動強度取得ステップと、
前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための
探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、
前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピー
クを抽出するピーク抽出ステップと、
抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求め
る脈拍数算出ステップと、を有し、
前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて
、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする。

[0028] この発明の別の一態様による脈拍数の測定方法によれば、運動強度信号が
示す運動強度に応じて探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号の
うち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（基本周波数成分）が探索
周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態
になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるように
なる。

[0029] この発明のさらに別の一態様による脈拍数測定用コンピュータ・プログラ
ムは、上述の脈拍数の測定方法をコンピュータに実行させるためのプログラ

ムである。

[0030] この発明のさらに別の一態様による脈拍数測定用コンピュータ・プログラムによれば、コンピュータに上述の脈拍測定方法を実行させることができる。

発明の効果

[0031] 以上より明らかなように、この発明の各態様による脈拍測定装置および脈拍数の測定方法によれば、運動強度信号が示す運動強度に応じて探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号のうち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

[0032] また、この発明の一態様による脈拍数測定用コンピュータ・プログラムによれば、コンピュータに上述の脈拍数の測定方法を実行させることができる。

図面の簡単な説明

[0033] [図1A]この発明の一実施形態の脈拍測定装置の外観の模式的な斜視図である。

[図1B]この発明の一実施形態の脈拍測定装置の模式的な断面図である。

[図2]前記脈拍測定装置の機能的な構成を示すブロック図である。

[図3]前記脈拍測定装置の、脈波信号を測定するための脈波センサ部の回路構成を例示する図である。

[図4]前記脈拍測定装置の動作フローを示す図である。

[図5A]脈波信号（時間領域）の一例を示す図である。

[図5B]脈波信号（時間領域）のA C成分の一例を示す図である。

[図6]脈波信号A C成分（周波数領域）の一例を示す図である。

[図7]（a）被測定者の運動強度の時間変化の例を示す図である。（b）脈拍数算出タイミングと、各タイミングにおいて脈拍数算出に用いられる脈波信号A C成分の時間範囲との関係を示す図である。

[図8]運動強度に応じて変更される探索周波数範囲の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0034] 以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0035] 図1 Aおよび図1 Bは、一実施形態の脈拍測定装置の構成を模式的に示している。図1 Aは、一実施形態の脈拍測定装置の外観の模式的な斜視図であり、図1 Bは、同脈拍測定装置の模式的な断面図である。なお、説明の都合上、図示しない被測定部位の側を本体10の「下面側」、被測定部位の反対側を本体10の「上面側」としている。

[0036] この脈拍測定装置1は、本体10と、バンド20と、を含む。図1 Aおよび図1 Bに示すように、脈拍測定装置1は、腕時計のように、バンド20を被測定者の被測定部位3（たとえば、手首）に巻き回すことにより、本体を被測定者の手首に固定することができる。

[0037] 脈拍測定装置1の本体10は、被測定者の被測定部位3に対して密着して配置されて被測定部位との接触面を形成する下面13と、当該下面13の反対側に位置する上面11と、を有する。本体10は、下面13に沿った面方向に関して、そのサイズが小さく構成されたくびれ形状wを有する（図1 B）。

[0038] 脈拍測定装置1の本体10は、下面13の側に配置されて被測定者の脈拍を測定する脈波センサとしての測定部15と、上面11の側に配置されて測定部15によって測定された脈拍に関する情報を表示する表示部14と、を備える。下面13の側に配置された測定部15は、測定光（例えば赤外光又は近赤外光）を発光する発光ダイオードのような発光素子16と、フォトダイオード又はフォトトランジスタのような受光素子17と、を備える光学式センサである。発光素子16は、被測定部位に向けて或る発光強度で光を照射する発光部として働く。また、受光素子17は、被測定部位からの反射光又は透過光を受光する受光部として働く。

[0039] 本体10が被測定部位3に密着して配置された状態で、発光素子16から発せられた測定光（例えば赤外光又は近赤外光）を被測定部位の皮下にある

血管（たとえば、動脈）に照射すると、動脈を流れる赤血球によって照射光が反射され、この反射光が受光素子 17 で受光される。受光素子 17 で受光される反射光の光量は、動脈の脈動に応じて変化する。したがって、当該測定部 15 により、脈波情報を検出して脈拍数を計測することができる。なお、図 1 B では、測定部 15 が下面 13 に接するように配置されているが、測定部 15 が本体 10 の内部に配置されるとともに、本体 10 の内部に配置された測定部 15 と本体 10 の下面 13 と連通する空間部を備える構成であってもよい。また、図 1 A および図 1 B に示した脈拍測定装置 1 は、測定部 15 が発光素子 16 と発光素子 16 の近傍に配置された受光素子 17 とから構成されて、被測定部位 3 からの反射光を検出するタイプのものを例示しているが、測定部 15 が発光素子 16 と発光素子 16 に対して対向配置された受光素子 17 とから構成されて、被測定部位 3 を透過した透過光を検出するタイプとすることもできる。

[0040] この脈拍測定装置 1 では、脈波センサとして光電式センサからなる測定部 15 を備えているので、簡単な構成で、脈拍を含む脈波情報を精度よく検知することができる。

[0041] 表示部 14 が、本体 10 の上面 11 の側すなわち頭部に配置されている。表示部 14 は、表示画面（例えば、LCD（Liquid Crystal Display）または EL（Electroluminescence）ディスプレイなど）を含む。表示部 14 は、被測定者の脈拍に関する情報（例えば、脈拍数）等を表示画面に表示する。当該表示画面の制御は、表示制御部として機能する制御部 31（CPU）（後述）によって行われる。

[0042] 本体 10 を被測定者の被測定部位 3 に取り付けるためのバンド 20 は、本体 10 を密着保持するための本体保持部 21 と、被測定部位を取り巻くための取り巻き部 25 と、を有する。

[0043] 本体保持部 21 には、本体 10 のくびれ形状 w の外形サイズと略一致するように開口部が形成され、これにより、くびれ形状 w の部分にて、本体 10 とバンド 20 とが係合している。

[0044] 本体保持部 21 の一端部には、略矩形形状に屈折されたバックル部材 22 が取り付けられている。バックル部材 22 の穴 23 を通して、取り巻き部 25 の端部 24 が被測定部位 3 から外向きに挿通され、折り返されている。

[0045] 取り巻き部 25 のうち端部 24 以外の部分には、外側面（被測定部位 3 に接する内側面と反対の面）に長手方向に延びる長めの雌側面ファスナーが設けられており、雌側面ファスナーは、端部 24 に取り付けられた雄側面ファスナー 26 と着脱自在に係合している。

[0046] このようにして、バンド 20 によって、本体 10 が被測定部位 3 に対して密着して保持されている。

[0047] 図 2 は、脈拍測定装置 1 の機能的なブロック構成を示している。この脈拍測定装置 1 の本体 10 は、制御部（CPU）31 と、記憶部 32 と、表示部 14 と、操作部 34 と、脈波センサ部 15 と、体動センサ部 33 と、を含む。脈拍測定装置 1 は、さらに、図示しない通信部を含んでもよい。その場合、脈拍測定装置 1 は、図示しない外部の装置との間で、データ通信を行うことができる。

[0048] 制御部 31 は、CPU（Central Processing Unit；中央演算処理装置）およびその補助回路を含み、脈拍測定装置 1 を構成する各部を制御し、記憶部 32 に記憶されたプログラムおよびデータに従って各種の処理を実行する。すなわち、制御部（CPU）31 は、操作部 34、脈波センサ部 15、体動センサ部 33、および、図示しない通信部から入力されたデータを処理し、処理したデータを、記憶部 32 に記憶させたり、表示部 14 で表示させたり、通信部から出力させたりする。

[0049] 記憶部 32 は、制御部（CPU）31 でプログラムを実行するために必要な作業領域として用いられる RAM（Random Access Memory）と、制御部（CPU）31 で実行するための基本的なプログラムを記憶するための ROM（Read Only Memory）と、を含む。また、記憶部 32 の記憶領域を補助するための補助記憶装置の記憶媒体として、半導体メモリ（メモリカード、SSD（Solid State Drive））などを用いることができる。この記憶部 32 は、

被測定者毎に、脈波センサ部 15 によって検知された被測定者の脈拍を表す脈波信号（特にその A C 成分）を時系列で格納することができる。

[0050] 操作部 34 は、例えば、脈拍測定装置 1 の電源を O N 又は O F F するために操作される電源スイッチと、被測定者毎の測定結果を記憶部 32 に保存するためにいずれの被測定者であるか、あるいは、どのような測定を行うか、を選択するために操作される操作スイッチと、を備える。なお、操作部 34 は、本体 10 の上面 11（図 1 A）の側あるいは側面 12（図 1 A）に設置することができる。

[0051] このように、脈拍測定装置 1 は、単独の装置として構成することが可能である。だが、図示しない通信部を備えることによって、ネットワーク上でも使用可能である。

[0052] その通信部は、有線又は無線のネットワークを介して、制御部（C P U）31 によって生成されたデータや記憶部 32 に格納されていたデータをサーバへ送信したり、サーバの制御部（図示しない）によって生成されたデータやサーバの記憶部（図示しない）に格納されていたデータを受信したりするために用いられる。ここで、サーバとあるのは、通常のサーバに加えて、例えば、パーソナルコンピュータのような据え置き型端末、あるいは、携帯電話やスマートフォンや P D A（パーソナル・デジタル・アシスタント）やタブレット（tablet）、および、テレビ等の A V 機器のリモートコントローラのような携帯型端末、ならびに、テレビ等の A V 機器に内蔵されたコンピュータを含む広い概念を意味している。

[0053] なお、脈拍測定装置 1 の各部へ、図示しない電源から、操作部 34 の電源スイッチに対するユーザの操作に応じて電力が供給される。

[0054] 図 3 は、この脈拍測定装置 1 の脈波センサ部 15 の回路構成を例示している。この脈波センサ部 15 は、C P U 31 の制御の下で動作することにより脈波センサ部 15 の動作を制御する脈波センサコントローラ 41 を備える。

[0055] 脈波センサコントローラ 41 は、パルス駆動回路 42 を制御して発光素子 16 をパルス駆動させる。つまり、パルス駆動回路 42 は、脈波センサコン

トローラ 41 から供給された駆動パルスに応じて npn 形のトランジスタがスイッチングされることにより、発光素子 16 の発光状態（周波数とデューティ）を制御する。

[0056] また、脈波センサコントローラ 41 は、発光強度制御回路 43 を制御して発光素子 16 の発光強度（すなわち駆動電流）を制御する。つまり、発光強度制御回路 43 は、CPU 31 に制御された脈波センサコントローラ 41 からの発光強度制御信号に応じて可変抵抗の抵抗値が変更されることにより該抵抗値によって規定される駆動電流で発光素子 16 を駆動して、発光素子 16 の発光強度を制御する。すなわち、発光素子 16 を流れる駆動電流が大きくなるほど、発光素子 16 の発光強度（すなわち発光光量）が大きくなる。

[0057] 受光素子 17 は、受光した光の強さに応じた光電出力を出力する。脈波センサコントローラ 41 は上述のようにして発光素子 16 を制御するとともに、受光感度調整回路 44 を制御して受光素子 17 の受光感度（すなわち光電出力のゲイン）を制御する。受光感度調整回路 44 は、CPU 31 に制御された脈波センサコントローラ 41 からの光電出力制御信号に応じて、その可変抵抗の抵抗値を増減させることで、受光素子 17 からの光電出力（図 5 A における脈波 DC 成分 P_{DC} ）の大きさを調整する。

[0058] なお、ここでは、受光素子 17 からの光電出力を、脈波 DC 成分 P_{DC} と呼んでいる。実際には、受光素子 17 から出力される光電出力は一定レベル（DC 成分）に AC 成分が重畳された脈流であるが、その脈動の大きさは光電出力の大きさに較べて極めて小さいため、ここでは、受光素子 17 からの光電出力を、脈波 DC 成分 P_{DC} と呼ぶこととする。

[0059] 受光素子 17 からの光電出力（図 5 A における脈波 DC 成分 P_{DC} ）は、二手に分岐されて、一方がバンドパスフィルタ（BPF）45 に入力され、他方が A/D 変換回路（DC 成分用 ADC）47D に入力される。

[0060] BPF 45 は、受光素子 17 からの光電出力 P_{DC} から AC 成分を取り出す作用を有し、増幅器 46 は、BPF 45 からの出力を増幅する作用を有する。BPF 45 の通過帯域は、ヒトの一般的な脈拍数の範囲（30 BPM～3

00BPM)に対応した周波数帯域(0.5Hz~5Hz)を含めばよい。増幅器46からは、光電出力 P_{DC} のAC成分(図5Bにおける脈波AC成分 $PS(t)$)が出力され、該出力は、A/D変換回路(AC成分用ADC)47Aに入力される。

[0061] 受光素子17から出力された光電信号 P_{DC} は、A/D変換器47Dを経て、アナログ信号からデジタル信号に変換され、ADC47Aの出力からは脈波AC成分 $PS(t)$ のデジタル信号がCPU31に入力される。脈波AC成分 $PS(t)$ のデジタル信号は、後述するように、被測定者の脈拍数の算出に用いられる。ADC47Dの出力からは、光電信号(脈波DC成分 P_{DC})がCPU31に入力されて、発光強度を制御するためのパラメータ等の演算処理に用いられる。

[0062] なお、本例では、ADC47A(AC成分用ADC)およびADC変換回路47D(DC成分用ADC)から出力されるデジタル信号がCPU31へ入力されるが、ADC47A、47Dは、CPU31に内蔵された態様であってもよい。

[0063] 体動センサ部33は、加速度センサ48を備える。加速度センサ48は、被測定部位に作用する加速度の大きさを測定し、測定結果を増幅器49へ出力する。増幅器49の出力は、A/D変換回路(ADC)50へ入力され、ADC50からは、加速度の情報を含んだデジタル信号がCPU31へ入力される。ここでは、加速度センサ48に作用する加速度の大きさは、被測定者が行う運動の強度とよく対応していると考え、加速度センサ48の出力を、被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号として利用する。

[0064] この脈拍測定装置1は、全体として、図4に示す脈拍測定方法のフローに従って動作する。

[0065] 概略的には、脈拍測定装置1は、まず、測定開始時に、安静状態にある被測定者の脈拍数(安静時脈拍数)を算出する。そして、脈拍測定装置1は、次の測定周期においては、安静時脈拍数にもとづいて、周波数領域で表された脈波信号(より具体的には、脈波AC成分)におけるスペクトル強度の

ピークを探索すべき周波数範囲（探索周波数範囲）を決定し、探索周波数範囲に存在するスペクトル強度のピークを抽出し、抽出された強度ピークの周波数にもとづいて被測定者の脈拍数を算出する。それ以降の測定周期では、脈拍測定装置 1 は、体動センサ部 33 から出力される被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号に応じて探索周波数範囲を前回の測定で用いた探索周波数範囲からずらして当該範囲内でスペクトル強度のピークを抽出することにより、前回の測定周期において算出された脈拍数からの脈拍数の変化を追跡するようにして今回の測定周期における脈拍数を算出する。

[0066] i) まず、ステップ S 1 に示すように、安静状態での脈拍数を測定するため、CPU 31 は、体動センサ部 33 から出力される運動強度信号に基づいて被測定者が安静状態にあるか否か、を判断する。CPU 31 が、被測定者が安静状態にあると判断した場合（ステップ S 1 における「YES」）、処理は、ステップ S 2 に進む。そうでない場合、CPU 31 は、ステップ S 1 を予め設定された周期で繰り返す。なお、ステップ S 1 においては、CPU 31 は、脈波センサ部から取得した脈波信号（脈波 AC 成分 $PS(t)$ ）の周波数スペクトルを求め、スペクトル強度分布の形状から被測定者が安静状態にあるか否かを判断してもよい。

[0067] ii) 次に、ステップ S 2 に示すように、CPU 31 は、脈波センサ部 15 から被測定者の脈拍を表す安静時の脈波信号（脈波 AC 成分 $PS(t)$ ）を取得するデータ取得部として動作する。より具体的には、データ取得部として動作する CPU 31 は、光電信号 P_{DC} に含まれる AC 成分 $PS(t)$ を取得する。（図 5 A および図 5 B 参照。）

[0068] 図 5 A は、受光素子 17 から出力される光電信号（脈波 DC 成分 P_{DC} ）の一例を示す図である。図 5 A では、横軸が時間（秒）を表し、縦軸が脈波 DC 成分 P_{DC} の強度（単位は任意）を表す。光電信号（脈波 DC 成分 P_{DC} ）は、上述のように、微小な AC 成分を含んだ脈流である。すなわち、脈波 DC 成分 P_{DC} は、組織や滞留している血液などに吸収及び散乱された光に起因する、周期的に変動しない一定レベルの成分（直流成分）に、生体の脈動（す

なわち血液の脈波)を反映して周期的に変動する成分(交流成分) $PS(t)$ が重畳された脈流として出力される。なお、通常は、一定レベルの成分(直流成分)の大きさに比して、周期的に変動する脈波AC成分 $PS(t)$ の大きさ(振幅)は2桁程度小さい。このため、光電信号(脈波DC成分 P_{DC})から脈波AC成分 $PS(t)$ を取り出して、データとして取り扱えるように増幅するのが望ましい。本例では、増幅器46はオペアンプを含み、CPU31の制御の下、入力抵抗と帰還抵抗との抵抗比を調整することによって、脈波AC成分の増幅ゲインを制御する。増幅器46から出力された脈波AC成分 $PS(t)$ は、ADC47Aを経て、デジタル信号の脈波AC成分 $PS(t)$ となってCPU31に入力される。

[0069] 図5Bは、CPU31に入力される脈波AC成分 $PS(t)$ の波形を例示している。なお、図5Bでは、横軸が時間(秒)を表し、縦軸が脈波AC成分 $PS(t)$ の強度(単位は任意)を表す。脈波AC成分 $PS(t)$ は、生体の脈動(すなわち血液の脈波)に応じて周期的に変化している。つまり、脈波AC成分 $PS(t)$ は、被測定者の脈拍を表す脈波信号である。この脈波AC成分 $PS(t)$ は、図2中に示した記憶部32に、時系列で記憶される。

[0070] i i i) 次に、図4のステップS3に示すように、CPU31は、記憶部32に記憶された時間領域の安静時の脈波信号(脈波AC成分 $PS(t)$)を周波数領域に変換し、脈波信号(脈波AC成分 $PS(t)$)の周波数スペクトル($PS(f)$)を求める周波数変換部として動作する。より具体的には、周波数変換部として動作するCPU31は、記憶部32に記憶された時間領域の安静時の脈波信号(脈波AC成分 $PS(t)$)を周波数領域に変換して、安静時の脈波AC成分の周波数スペクトル $PS(f)$ を求める。この例では、CPU31は、周波数変換部として動作することにより、安静時の脈波信号(脈波AC成分 $PS(t)$)について高速フーリエ変換(FFT)を行う。CPU31は、図7(b)に例示するように、時系列で記憶部32に記憶された安静時の脈波AC成分 $PS(t)$ の予め定められた或る長さ

の期間 T_d （たとえば、16秒間、8秒間、4秒間等）に含まれる安静時のAC成分 $PS(t)$ の周波数スペクトル $PS(f)$ を求める。

[0071] 図6は、周波数領域に変換された安静時の脈波AC成分 $PS(f)$ の一例を示す図である。図6では、横軸が脈拍数（単位は、BPM（30BPMが、0.5Hzに相当する。））を表し、縦軸がスペクトル強度（単位は任意）を表す。この例では、周波数領域に変換された安静時のAC成分 $PS(f)$ には、およそ60BPMに大きなピークが見られる。およそ120BPM、およそ180BPMには、その高調波成分が現れている。

[0072] i v) 次に、図4のステップS4に示すように、CPU31は、周波数スペクトルの設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部として動作する。測定開始時には（安静状態にある被測定者の脈拍数（安静時脈拍数）を求める場合には）、探索周波数範囲は、全周波数範囲（たとえば、30BPM～300BPM、すなわち、0.5Hz～5Hz）としてよい。図6の例では、CPU31は、およそ60BPMにおいて周波数スペクトル $PS(f)$ の強度ピークを抽出する。CPU31は、およそ120BPM、およそ180BPMにおける比較的小さな強度ピークについては、およそ60BPMに現れた強度ピークの高調波成分であるとみなして捨てる。次に、CPU31は、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の安静時の脈拍数を求める脈拍数算出部として動作することにより、抽出された強度ピークの周波数（図6の場合は、1Hz）に応じて被測定者の安静時脈拍数はおよそ60BPMであると判断する。

[0073] v) 次に、図4のステップS5に示すように、CPU31は、前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部として動作する。具体的には、探索範囲設定部として動作するCPU31は、前回の測定において算出された脈拍数（ここでは、安静時の脈拍数（およそ60BPM））に対し予め定められた比率範囲（たとえば、プラスマイナス20%以内）に含まれる値を、次回の測定周期のための前記探索周波数範囲に設定する。たとえば、CPU31は、前

回の測定周期において算出された脈拍数（安静時脈拍数）に対してプラスマイナス20%以内にある値の範囲を次回の測定周期のための探索周波数範囲に設定する。図6のように前回の測定周期において算出された脈拍数が60BPMであれば、48BPM～72BPMの範囲が次回の測定周期のための探索周波数範囲として設定される。

[0074] 以降、図4のステップS6～ステップS13にわたる処理ループは、測定開始時から数えて2回目以降の脈拍数測定にかかる処理フローである。ステップS6からステップS13に至る一連の処理が、1回の脈拍数測定で実施される。この一連の処理は、測定終了まで、所定の測定周期で（たとえば、5秒間隔（図7における時間間隔Ts））で実施される。脈拍測定装置1は、測定開始時から数えて2回目以降の脈拍数測定においては、体動センサ部33から出力される運動強度信号にもとづいて、必要に応じて探索周波数範囲を前回の探索周波数範囲からずらすように変化させ、当該探索周波数範囲においてスペクトル強度のピークを抽出し、脈拍数を算出する。

[0075] vi) 図4のステップS6に示すように、CPU31は、運動強度取得部として動作し、体動センサ部33から被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する。

[0076] vii) 次に、ステップS7に示すように、探索範囲設定部として動作するCPU31は、前回の測定周期における被測定者の運動強度と今回の測定周期における被測定者の運動強度とを、運動強度信号に基づいて比較し、今回の測定周期における運動強度が前回の測定周期における運動強度よりも増大したか、変化しなかったか、または、低減したか、を判断する。

[0077] 図7(a)は、運動強度の時間変化例（3例）と、測定周期との関係を示す図である。横軸は、時刻であり、縦軸は、運動強度信号に基づいて決定された、被測定者の運動の強度である。なお、ここでの運動強度は、体動センサ部33（加速度センサ48）の出力する加速度の各時刻における値でよい。あるいは、運動強度は、加速度センサ48の出力を予め定めた時間間隔にわたって積分することによって得られる値であってもよいし、その他の予め

定める計算方法によって体動センサ部33が出力する運動強度信号を処理して得られる値でもよい。たとえば、体動センサ部33（加速度センサ48）の出力から被測定者の歩行ピッチ（走行ピッチ）を求め、該ピッチを運動強度としてもよい。

[0078] 第1の運動強度時間変化例WL aは、前回の測定周期における運動強度よりも今回の測定周期の運動強度が増大した場合を示す例である。第1の運動強度時間変化例WL aでは、前回の測定周期（時刻 t_1 ）において運動強度は I_{a1} であったのに対し、今回の測定周期（時刻 t_2 ）において運動強度は I_{a2} （ $I_{a2} : I_{a2} > I_{a1}$ ）である。このような場合、CPU31は、図4のステップS7において、今周期の運動強度は直前周期の運動強度から増大するように変化した、と判断する（ステップS7における「YES」）。したがって、処理は、ステップS8へ進む。

[0079] 第2の運動強度時間変化例WL bは、前回の測定周期における運動強度と今回の測定周期の運動強度との間で変化がなかった場合を示す例である。第2の運動強度時間変化例WL bでは、前回の測定周期（時刻 t_1 ）において運動強度は I_{b1} であり、今回の測定周期（時刻 t_2 ）においても運動強度は I_{b2} （ $I_{b2} : I_{b2} = I_{b1}$ ）である。このような場合、CPU31は、図4のステップS7において、今周期の運動強度は直前周期の運動強度から変化しなかった、と判断する（ステップS7における「NO」）。したがって、処理は、ステップS9へ進む。

[0080] 第3の運動強度時間変化例WL cは、前回の測定周期における運動強度よりも今回の測定周期の運動強度が低減した場合を示す例である。第3の運動強度時間変化例WL cでは、前回の測定周期（時刻 t_1 ）において運動強度は I_{c1} であったのに対し、今回の測定周期（時刻 t_2 ）において運動強度は I_{c2} （ $I_{c2} : I_{c2} < I_{c1}$ ）である。このような場合、CPU31は、図4のステップS7において、今周期の運動強度は直前周期の運動強度から低減するように変化した、と判断する（ステップS7における「YES」）。したがって、処理は、ステップS8へ進む。

- [0081] v i i i) 図4のステップS8に示すように、CPU31は、探索範囲設定部として動作して、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも大きい場合（図7（a）の運動強度WL aのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲よりも高周波数側（高BPM側）にずらす（シフトさせる）。
- [0082] 逆に、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも小さい場合（図7（a）の運動強度WL cのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲よりも低周波数側（低BPM側）にずらす（シフトさせる）。
- [0083] ステップS9に示すように、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度から変化していない場合（図7（a）の運動強度WL bのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲から変化させない。
- [0084] 図8は、図4のステップS8およびステップS9による探索周波数範囲の変更（維持）の様子を表す図である。横軸は、脈拍数（BPM）を表し、縦軸は、スペクトル強度（単位は任意）を表す。図7（b）に示す時間領域の脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）のうち、 $t = t_2 - T_d$ から $t = t_2$ までの脈波信号 $PS(t)$ を周波数領域に変換したものが、図8における周波数スペクトル $PS(f)$ である。
- [0085] 図8の例では、前回の測定周期の探索周波数範囲は、周波数範囲SR1である。周波数範囲SR1は、下限周波数 f_{L1} および上限周波数 f_{H1} で規定される周波数幅（ $f_{H1} - f_{L1}$ ）の周波数範囲であって、前回の脈拍測定では当該範囲において強度ピークの抽出が行われたものとする。
- [0086] 図4のステップS8において、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも大きい場合（図7（a）の運動強度WL aのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲SR1よりも高周波数側（高BPM側）の周波数範囲SR2 aにずらす（シフトさせる）。これにより、今回の測定周期における探索周波数範囲は、

下限周波数 f_{L2a} ($f_{L2a} = f_{L1} + dPb$) および上限周波数 f_{H2a} ($f_{H2a} = f_{H1} + dPt$) で規定される周波数幅 ($f_{H2a} - f_{L2a}$) の周波数範囲となる。ここで、 $dPb = dPt$ としてよく、その場合、今回の探索周波数範囲の周波数幅は、前回の探索周波数範囲の周波数幅と同一となる。また、CPU31は、今回の測定周期における運動強度と前回の測定周期における運動強度との差 (図7(a)における運動強度の差 ($I_{a2} - I_{a1}$)) が大きければ大きいほどに、探索周波数範囲のシフト量 (図8における dPt および dPb) を大きくしてもよい。そうすることで、運動負荷の増大に伴って増加であろう脈拍数をより確実に追跡することが可能となる。

[0087] 逆に、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも小さい場合 (図7(a)の運動強度 WLc のような場合)、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲 $SR1$ よりも低周波数側 (低BPM側) の周波数範囲 $SR2c$ にずらす (シフトさせる)。これにより、今回の測定周期における探索周波数範囲は、下限周波数 f_{L2c} ($f_{L2c} = f_{L1} - dMb$) および上限周波数 f_{H2c} ($f_{H2c} = f_{H1} - dMt$) で規定される周波数幅 ($f_{H2c} - f_{L2c}$) の周波数範囲となる。ここでも、 $dMb = dMt$ としてよく、その場合、今回の探索周波数範囲の周波数幅は、前回の探索周波数範囲の周波数幅と同一となる。また、CPU31は、今回の測定周期における運動強度と前回の測定周期における運動強度との差 (図7(a)における運動強度の差 ($I_{c1} - I_{c2}$)) が大きければ大きいほどに、探索周波数範囲のシフト量 (図8における dMt および dMb) を大きくしてもよい。そうすることで、運動負荷の減少に伴って低下するであろう脈拍数をより確実に追跡することが可能となる。

[0088] 図4のステップS9においては、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度から変化していない場合 (図7(a)の運動強度 WLb のような場合)、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲 $SR1$ から変化させない。

- [0089] i x) 図4のステップS10に示すように、CPU31は、データ取得部として動作することにより、今回の測定周期のための脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の時系列データを記憶部32から取得する。たとえば、CPU31は、図7（b）のような脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の時系列データが記憶部32に記憶されている場合、時刻 $t_2 - T_d$ から今回の測定周期の時刻 t_2 までの脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の時系列データを記憶部32から取得する。
- [0090] x) 次に、図4のステップS11に示すように、CPU31は、周波数変換部として動作することにより、記憶部32に記憶された時間領域の脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）を周波数領域に変換し、脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の周波数スペクトル（ $PS(f)$ ）を求める。たとえば、CPU31は、ステップS10で取得した予め定められた期間 T_d の脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の時系列データについて高速フーリエ変換（FFT）を行い、図8に示すような脈波信号の周波数スペクトル $PS(f)$ を導出する。
- [0091] xi) そして、図4のステップS12に示すように、CPU31は、ピーク抽出部として動作することにより、ステップS8またはステップS9で設定された今回の測定周期の探索周波数範囲（SR2a、SR2b、または、SR2c）において、周波数スペクトルの強度ピーク（極大点）を抽出する。次に、CPU31は、脈拍数算出部として動作することにより、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の安静時脈拍数を算出する。
- [0092] xii) ステップS13において、CPU31は、脈拍測定を終了するか否かを判断し、脈拍測定を継続すると判断した場合には、ステップS6に戻って次回の測定周期のための処理を行う。
- [0093] 以上のように、一実施形態における脈拍測定装置1は、被測定者が行っている運動の強度に基づいて脈拍の変動の傾向を予測し、予測した脈拍変動の方向性を考慮して、前回の探索周波数範囲を高周波数側あるいは低周波数側にずらしたり、前回の探索周波数範囲をそのまま維持したりして、脈拍に起

因したスペクトル強度のピークを周波数領域の脈波信号から抽出する。そうすることで、たとえ被測定者が運動を行うことにより外乱成分が脈波信号に重畳されるような場合であっても、外乱成分に起因したスペクトル強度のピークを脈拍に起因したスペクトル強度のピークであると誤認識することがなくなり（少なくとも、誤認識する頻度が低減され）、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定することが可能となっている。

[0094] 一実施形態における脈拍測定装置 1 は、非心電的に取得された脈波信号の周波数スペクトル強度分布に基づいて被測定者の脈拍数を算出する脈拍測定装置である。非心電的とは、たとえば、光電方式を指すが、これに限定されない。非心電的な方法には、光電方式のほか、圧電方式等が含まれる。

[0095] 一実施形態における脈拍測定装置 1 は、脈波信号として、光電出力 P_{DC} のうち被測定者の脈拍数として想定する範囲（30BPM～300BPM）の周期で変動する成分を取りだして利用している。しかしながら、光電出力 P_D をそのまま脈波信号として利用してもよい。

[0096] また、上述の脈拍測定の方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして構築してもよい。

[0097] また、そのようなプログラム（脈拍測定プログラム）をCD-ROMなどのコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して配布できるようにしても良い。上記脈拍測定プログラムを汎用コンピュータにインストールすることで、汎用コンピュータによって上記脈拍測定方法を実行することが可能である。

[0098] また、記憶部 32 に記憶されているプログラムを、メモリその他の非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体（メモリ、ハードディスクドライブ、光ディスクなど）にエンコードしておき、汎用コンピュータに上述の脈拍測定方法を実行させてもよい。また、プログラムは、インターネット等を通じて配信されてもよい。

[0099] また、上の例では、CPU 31 は、周波数領域への変換として高速フーリ

エ変換（FFT）を行ったが、これに限られるものではない。時間領域の光電信号 P_{DC} を周波数領域に変換できるものであれば、他の変換方式を採用してもよい。

[0100] また、CPU 31として、上記脈拍測定の方法を実行する専用のハードウェアロジック回路を用いてもよい。つまり、データ取得部、運動強度取得部、探索範囲設定部、ピーク抽出部、脈拍数算出部の少なくともいずれか1つは、専用のハードウェア回路によって実現されてもよい。

[0101] また、上の例では、図4のステップS1において被測定者が安静状態にあると判断されたとき、図4のステップS4において、脈波信号の周波数スペクトルに含まれた最大の強度ピークが示す周波数を、被測定者の安静状態の脈拍数として求めた。しかしながら、これに限られるものではない。脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）のピークまたは谷の数をカウントして、脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の変動の繰り返し数から1分あたりの変動回数を求め、それに基づいて被測定者の安静状態の脈拍数を求めてもよい。

[0102] 以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。

符号の説明

- [0103]
- 1 脈拍測定装置
 - 10 本体
 - 15 脈波センサ部
 - 16 発光素子
 - 17 受光素子
 - 31 CPU
 - 32 記憶部
 - 33 体動センサ部
 - 54 発光素子
 - 56 受光素子

請求の範囲

- [請求項1] 被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得部と、
- 前記被測定者の動きを体動センサによって検知して前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得部と、
- 前記脈波信号を記憶する記憶部と、
- 前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換部と、
- 前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部と、
- 前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部と、
- 抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出部と、を有し、
- 前記探索範囲設定部は、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更することを特徴とする、脈拍測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の脈拍測定装置において、
- 前記周波数変換部、前記運動強度取得部、前記探索範囲設定部、前記ピーク抽出部、および、前記脈拍数算出部は、予め定められた周期で処理を繰り返し、
- 第1の周期において前記脈拍数算出部が前記被測定者の脈拍数として第1の値を算出した場合には、前記探索範囲設定部は、前記第1の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を、前記第1の周期に続く第2の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする、脈拍測定装置。
- [請求項3] 請求項1または2に記載の脈拍測定装置において、
- 前記運動強度取得部が第3の周期に続く第4の周期において取得し

た運動強度が前記第3の周期において取得した運動強度よりも大きい場合には、前記探索範囲設定部は、前記第3の周期のための前記探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲を前記第4の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする、脈拍測定装置。

[請求項4] 請求項3に記載の脈拍測定装置において、
前記探索範囲設定部は、前記第3の周期のための前記探索周波数範囲の周波数幅と同じ幅を有するように、前記第4の周期のための前記探索周波数範囲を設定することを特徴とする、脈拍測定装置。

[請求項5] 脈拍測定装置がする被測定者の脈拍数の測定方法であって、
脈波センサによって、前記被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得ステップと、
前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、
前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、
体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得ステップと、
前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、
前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出ステップと、
抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出ステップと、を有し、
前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする、脈拍数の測定方法。

[請求項6] 脈拍測定装置のコンピュータが実行可能な脈拍数測定用コンピュー

タ・プログラムであって、

前記コンピュータに、

脈波センサによって、被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得ステップと、

前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、

体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得ステップと、

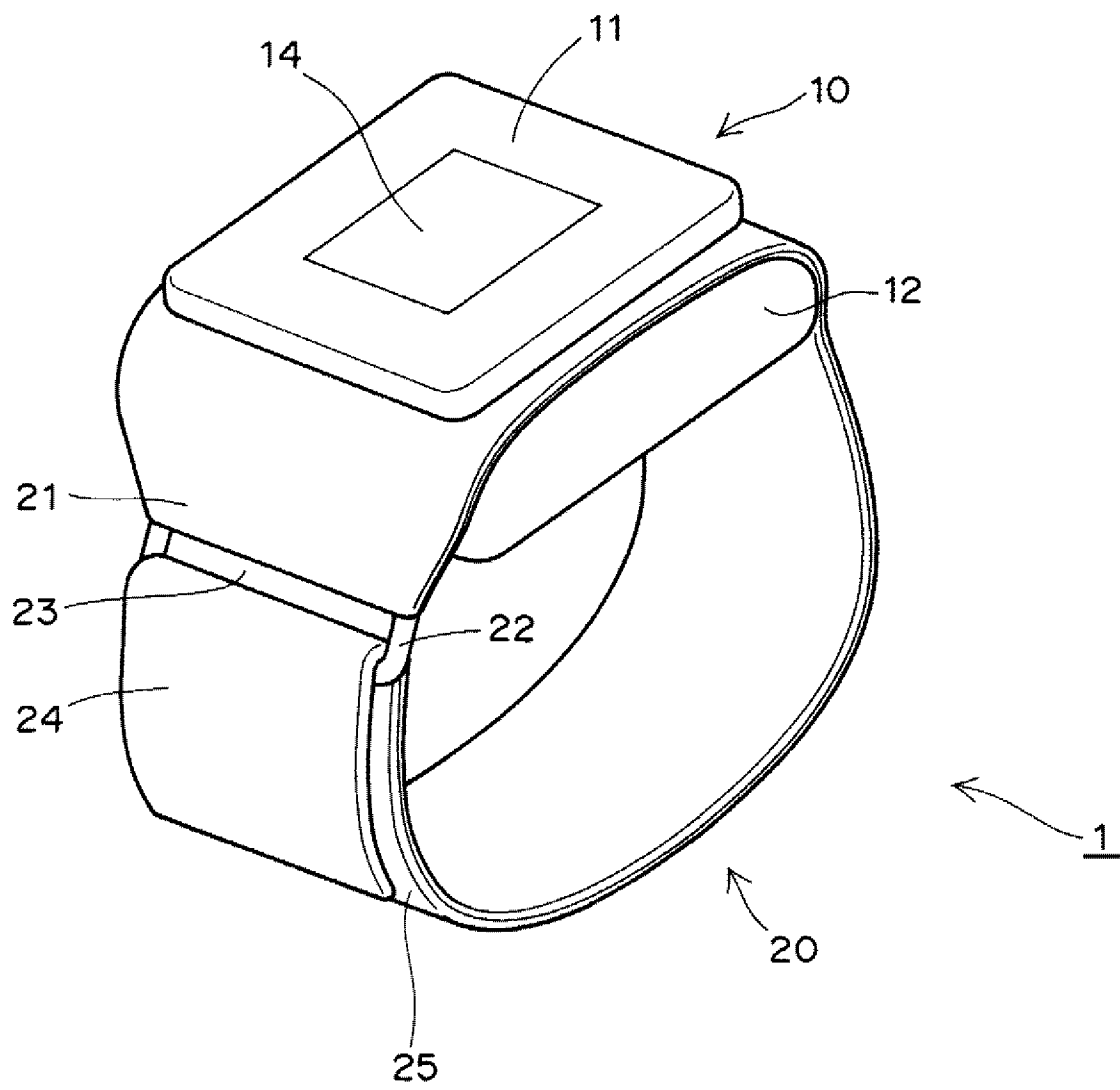
前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出ステップと、

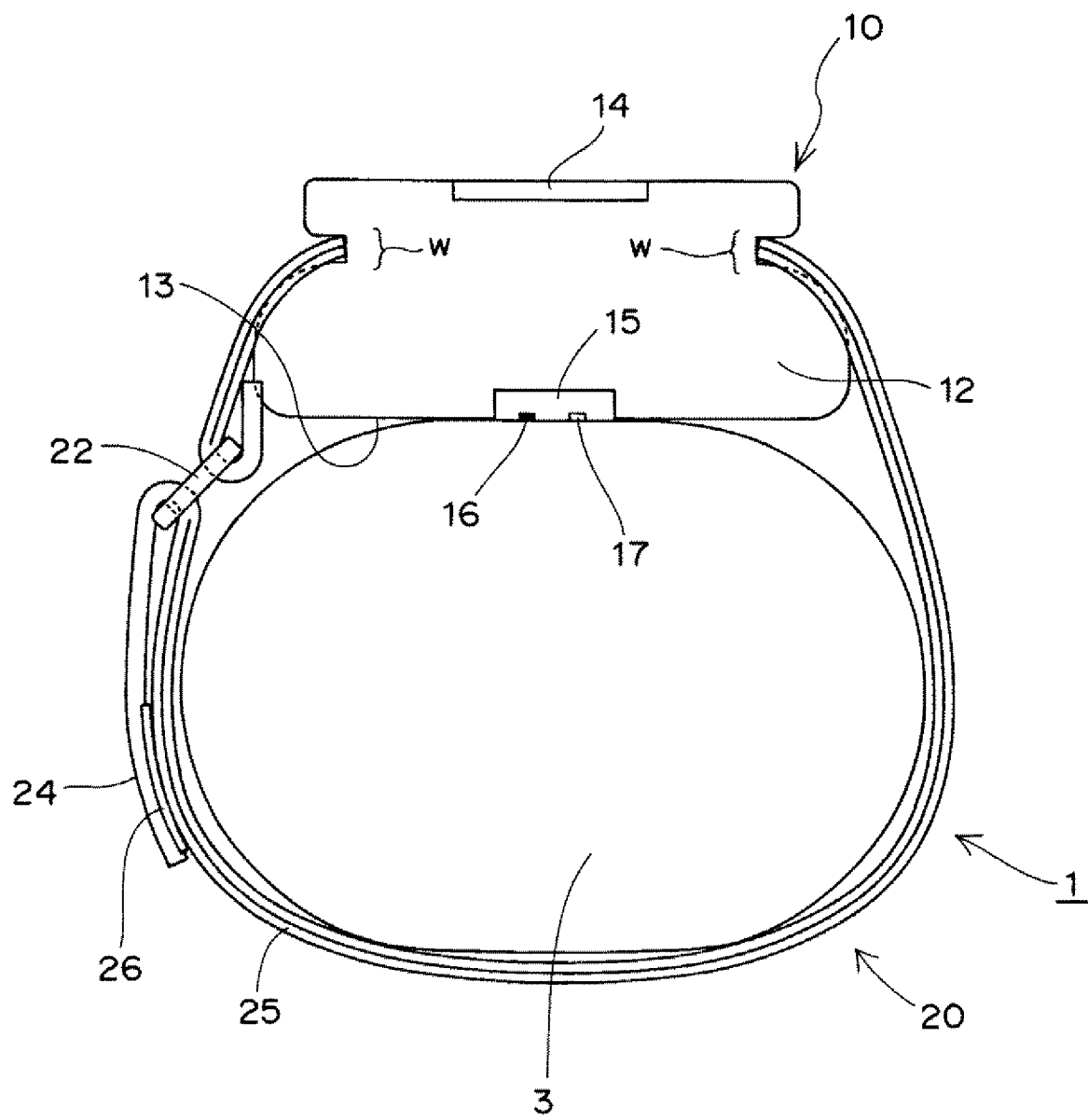
抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出ステップと、を実行させる脈拍測定プログラムであって、

前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする、脈拍数測定用コンピュータ・プログラム。

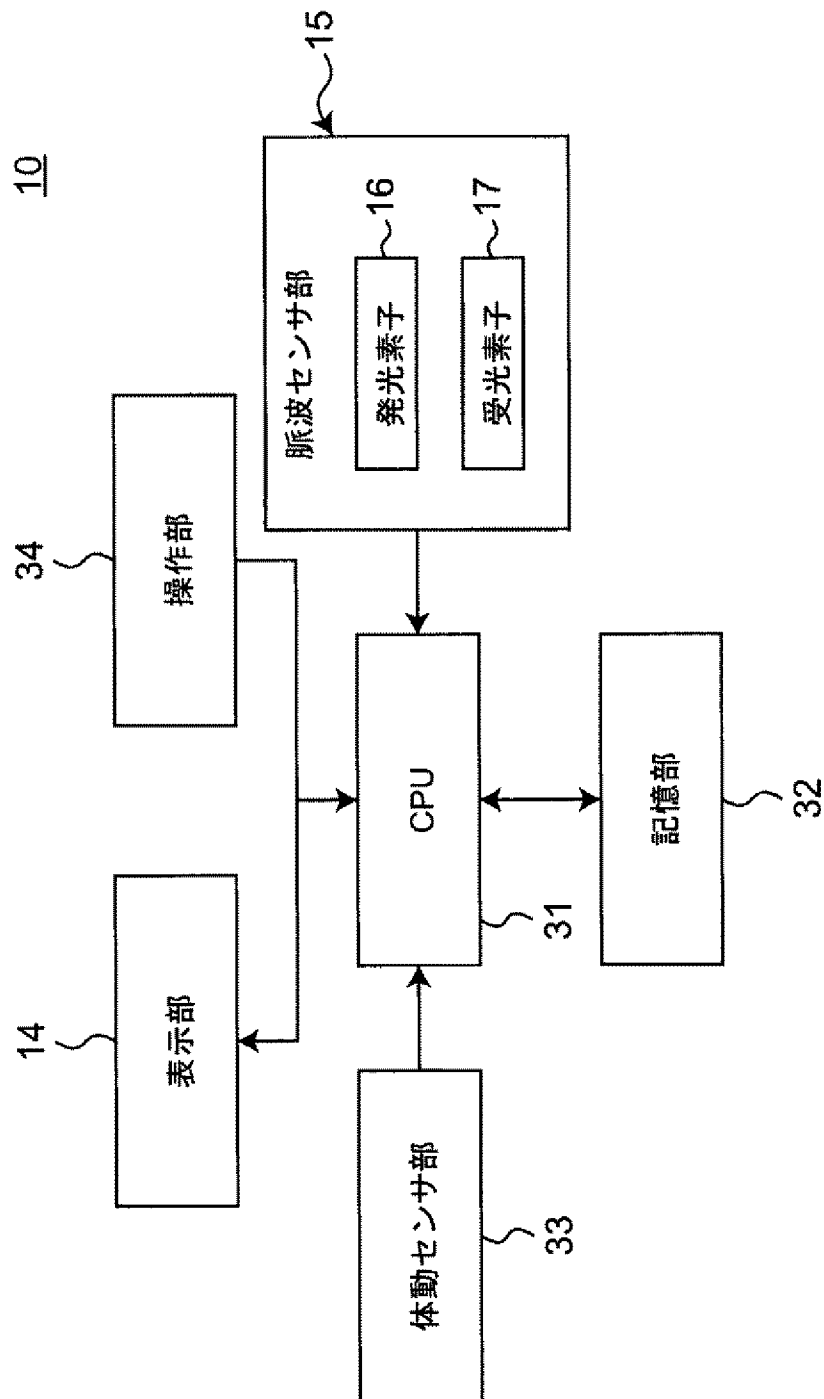
[図1A]



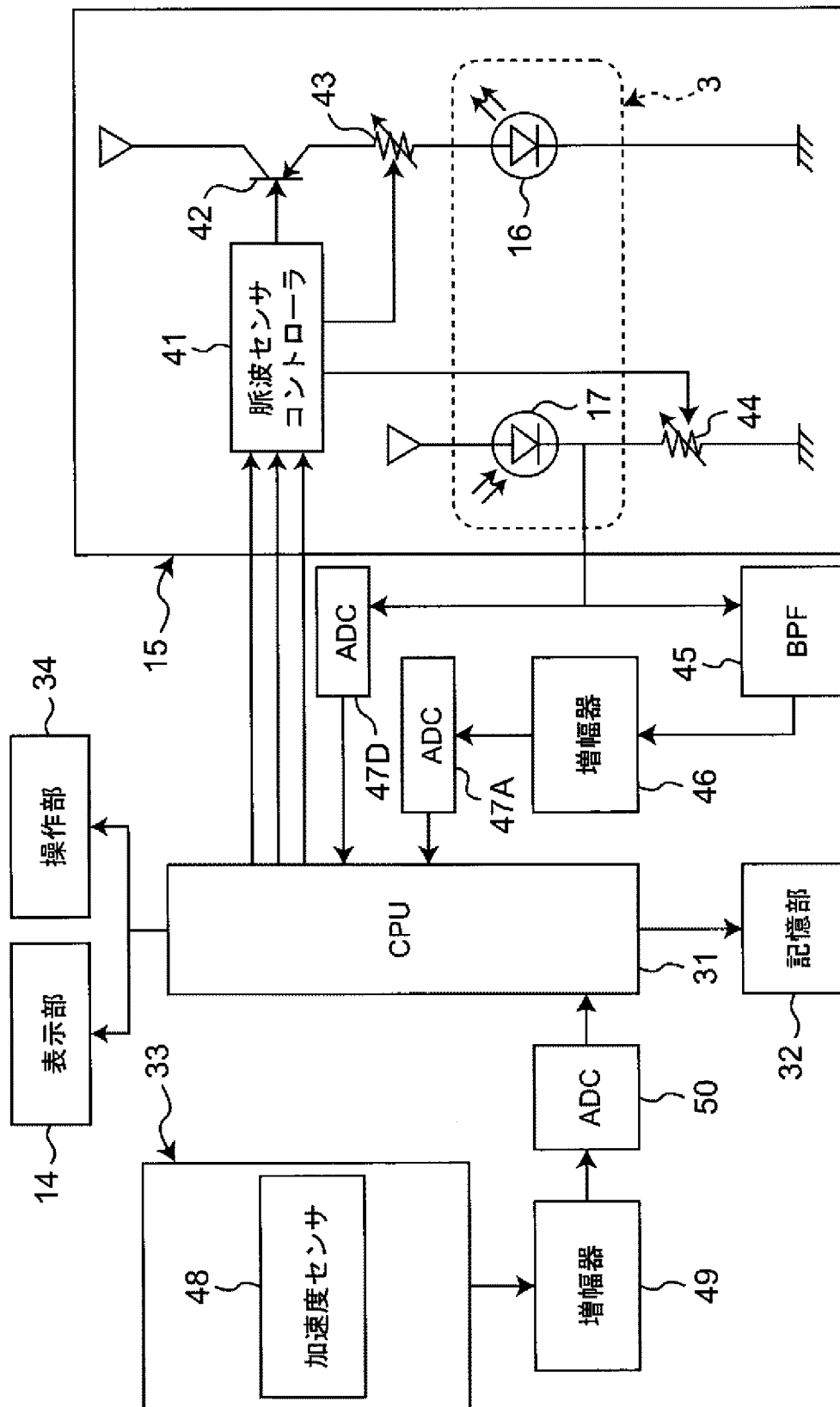
[図1B]



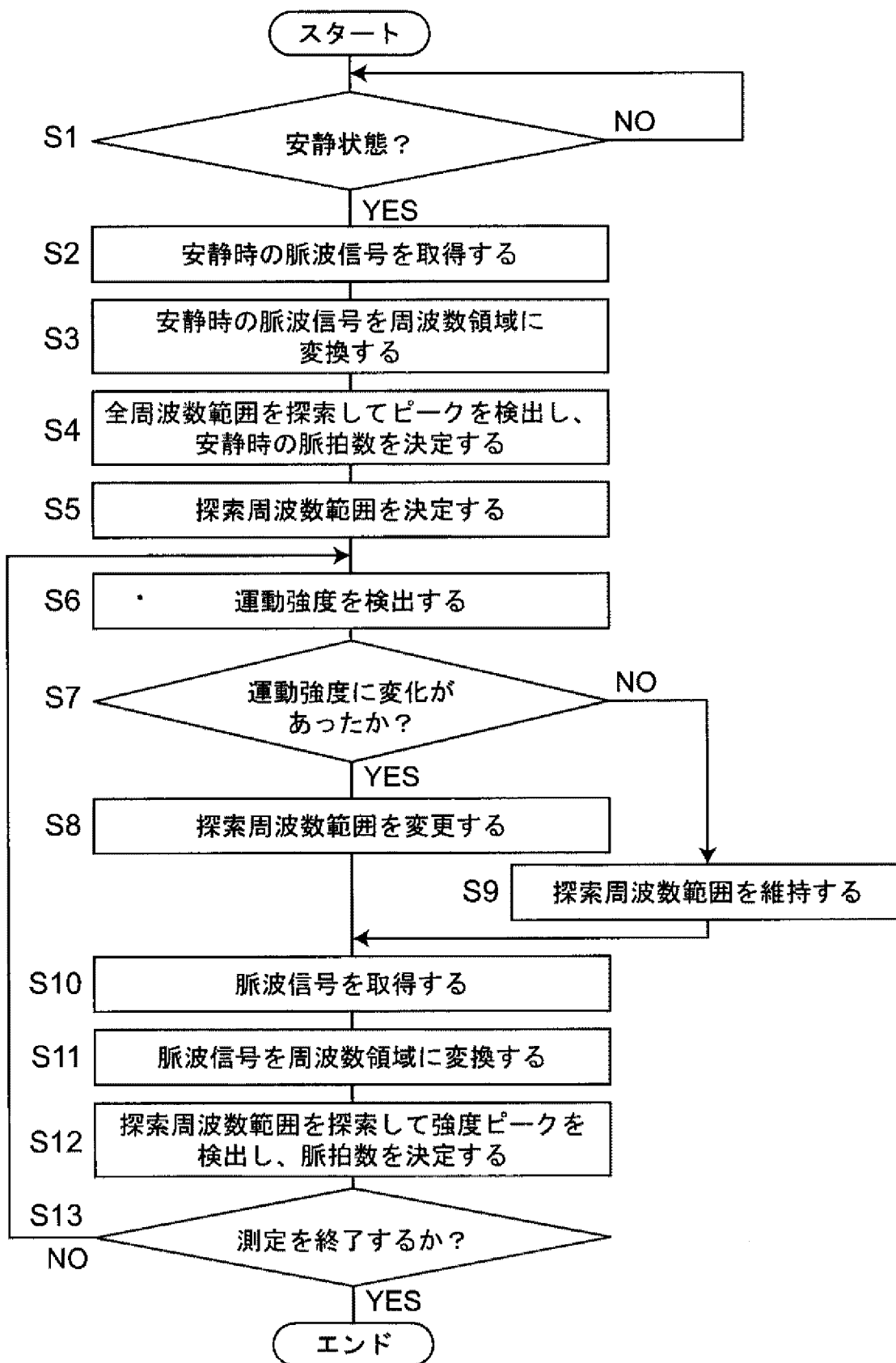
[図2]



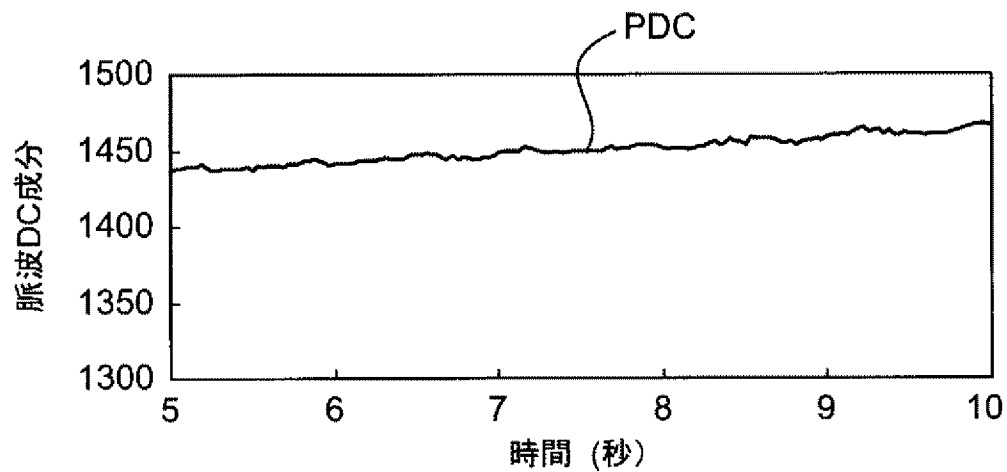
[図3]



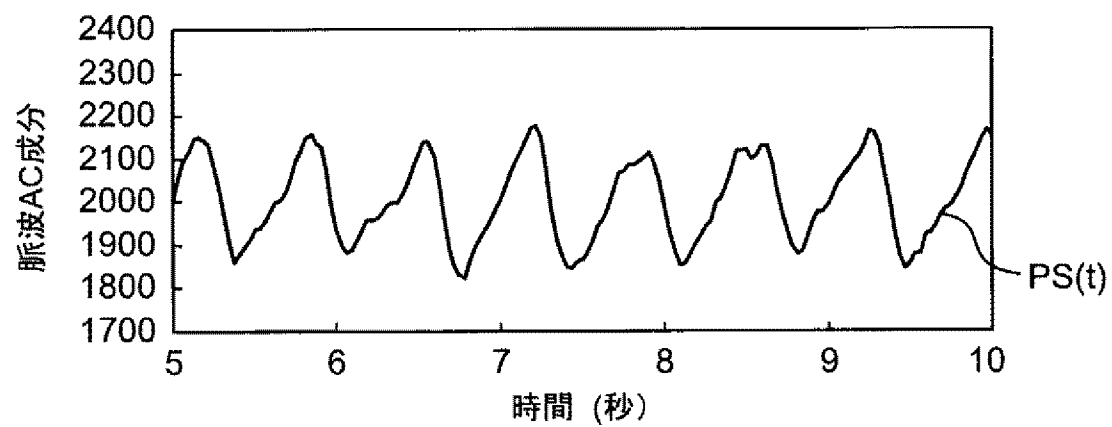
[図4]



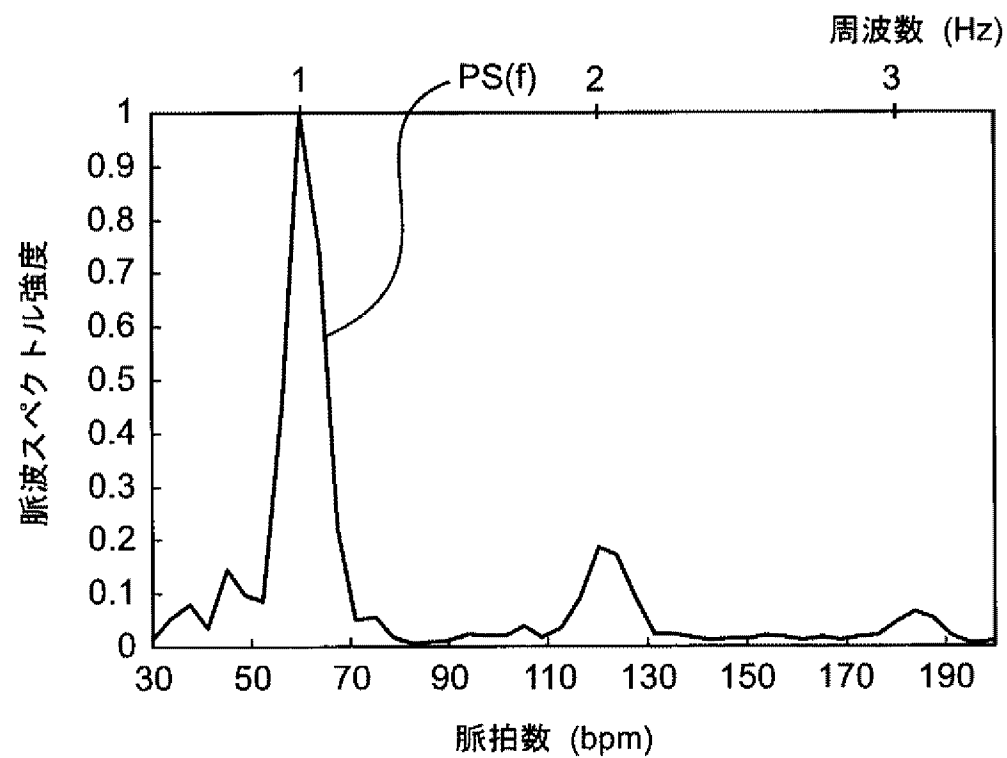
[図5A]



[図5B]

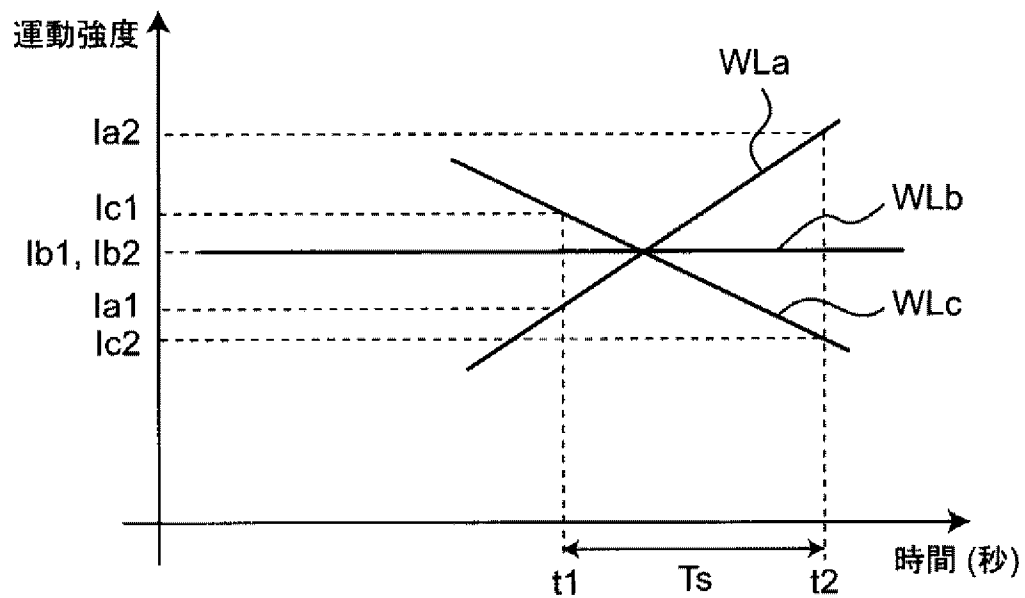


[図6]

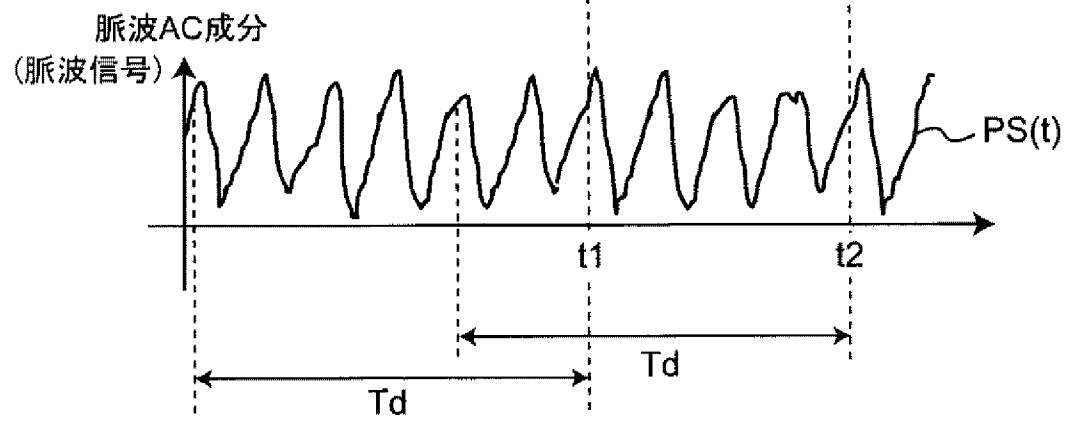


[図7]

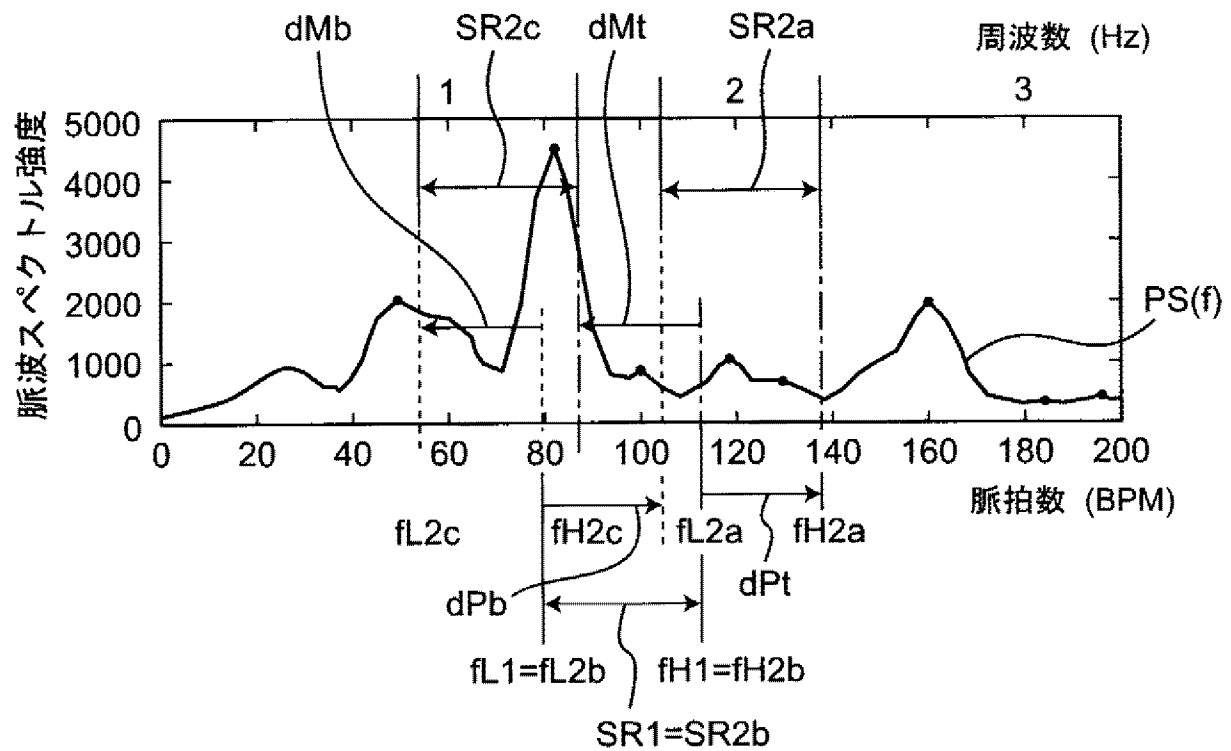
(a)



(b)



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/070750

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245(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)

A61B5/02-5/03

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-160640 A (Denso Corp.), 23 June 2005 (23.06.2005), entire text; all drawings & US 2005/0075553 A1	1-6
A	JP 8-289876 A (Seiko Epson Corp.), 05 November 1996 (05.11.1996), entire text; all drawings & US 5776070 A & EP 729726 A2 & DE 69632285 D	1-6
A	JP 2007-330431 A (Mitsuba Corp.), 27 December 2007 (27.12.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

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

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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
23 October, 2013 (23.10.13)

Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/070750

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 2012-170701 A (Seiko Epson Corp.), 10 September 2012 (10.09.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245 (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（I P C））

Int.Cl. A61B5/02 - 5/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

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
A	JP 2005-160640 A（株式会社デンソー）2005.06.23, 全文全図 & US 2005/0075553 A1	1-6
A	JP 8-289876 A（セイコーエプソン株式会社）1996.11.05, 全文全図 & US 5776070 A & EP 729726 A2 & DE 69632285 D	1-6

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 3 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

渡▲辺▼ 純也

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 6 0 6

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 2007-330431 A (株式会社ミツバ) 2007. 12. 27, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2012-170701 A (セイコーエプソン株式会社) 2012. 09. 10, 全文全図 (ファミリーなし)	1-6