

(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 2014/041939 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/071814
- (22) 国際出願日: 2013年8月12日(12.08.2013)
- (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 2012-201912 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). 亀川 繁巳(KAMEGAWA, Shigemi); 〒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 オムロンソフトウェア株式会社内 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).

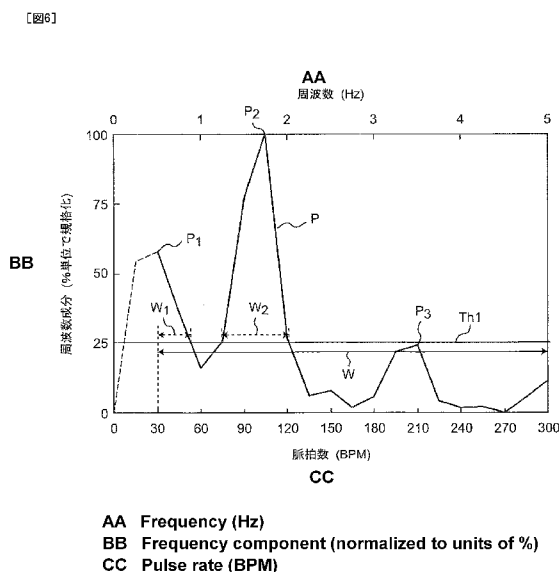
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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))

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

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



(57) Abstract: In the present invention, the pulse of a subject is detected by a pulse sensor, and a pulse signal representing the pulse is acquired (S11). The pulse signal is recorded at a recording unit. The pulse signal at a time region recorded at the recording unit is converted to a frequency region, and the frequency spectrum of the pulse signal is determined (S12). In a predetermined all-frequency range at which a human pulse can be acquired, the frequency range at which the strength of a frequency component of the frequency spectrum exceeds a first threshold is determined, and in accordance with whether or not the fraction of the frequency range in the all-frequency range is less than a second threshold, whether or not the subject is in a resting state is determined (S13). The pulse rate at the point in time at which it is determined that the subject is in a resting state is determined to be the pulse rate of the subject in a resting state (S14).

(57) 要約: 本発明では、被測定者の脈拍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(S11)。脈波信号を記憶部に記憶させる。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(S12)。

ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、被測定者が安静状態にあるか否かを判断する(S13)。被測定者が安静状態にあると判断された時点の脈拍数を、被測定者の安静状態での脈拍数として求める(S14)。

明 細 書

発明の名称：

脈拍測定装置、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および脈拍測定方法に関し、より詳しくは、被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定装置および脈拍測定方法に関する。

[0002] また、この発明は、そのような脈拍測定方法をコンピュータに実行させる脈拍測定プログラムに関する。

背景技術

[0003] 従来、この種の装置としては、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] 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、まず、被測定者が安静状態にあるときの脈拍数を取得し、その安静状態の脈拍数を基準として、被測定者が運動しているときの脈拍数を追跡して求めるのが望ましい。

[0012] そこで、この発明の課題は、被測定者が安静状態にあるか否かを判断して、その安静状態での被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定装置および脈拍測定方法を提供することにある。

[0013] また、この発明の課題は、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

[0014] 上記課題を解決するため、この発明の脈拍測定装置は、
被測定者の脈拍を脈波センサによって検知して前記脈拍を表す脈波信号を

取得するデータ取得部と、

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て、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、

ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、前記全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、前記被測定者が安静状態にあるか否かを判断する安静状態判定部と、

前記被測定者が安静状態にあると判断された時点の脈拍数を、前記被測定者の安静状態での脈拍数として求める脈拍数取得部と、
を備える。

[0015] 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良いし、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）しても良い。

[0016] また、「ヒト」は、「被測定者」と同一人であっても良い。「ヒト」は、複数人であっても良く、その場合は「被測定者」を含んでいても良い。

[0017] また、全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲が複数ある場合は、それらの周波数範囲を合計して、前記全周波数範囲内でそれらの周波数範囲が占めている割合を算出するものとする。

[0018] 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。或る「時点」の脈拍数とは、その時点を測定期間の終点とする脈拍数を指す。

[0019] この発明の脈拍測定装置では、データ取得部は、被測定者の脈拍を脈波センサによって検知して前記脈拍を表す脈波信号を取得する。記憶部は、前記脈波信号を記憶する。周波数変換部は、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て、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める。安静状態判定部は、ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、前記全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、前記被測定者が安静状態にあるか否かを判断する。

[0020] ここで、ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求めるということは、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち主なもののみに注目し、小さな強度の成分（例えば、被測定者の比較的軽い運動に由来する周波数成分、高調波成分など）を排除する、という意味がある。また、前記全周波数範囲内でその周波数範囲（前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲）が占めている割合が第2の閾値未満であれば、前記全周波数範囲内に、前記被測定者の安静状態にあるときの基本的な強度ピークのみが存在し、前記被測定者の比較的強い運動に由来する他の強度ピーク（基本的な強度ピークとは異なる）が存在しない状態であると考えられる。したがって、安静状態判定部は、前記被測定者が安静状態にあるか否かを正しく判断できる。

[0021] そして、脈拍数取得部は、前記被測定者が安静状態にあると判断された時点の脈拍数を、前記被測定者の安静状態での脈拍数として求める。したがって、この脈拍測定装置によれば、前記被測定者の安静状態での脈拍数を正しく測定することができる。この結果、その安静状態の脈拍数を基準として、被測定者が運動しているときの脈拍数を追跡して求めることができる。

[0022] 一実施形態の脈拍測定装置では、前記脈波センサは、或る発光強度で発光して前記被測定部位に向けて光を照射する発光部と、前記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、を有する光電式センサであることを特徴とする。

[0023] この一実施形態の脈拍測定装置では、前記脈波センサとして光電式センサ

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。

[0024] 一実施形態の脈拍測定装置では、前記脈拍数取得部は、前記被測定者が安静状態にあると判断されたとき、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークが示す周波数を、前記被測定者の前記安静状態での脈拍数として求めることを特徴とする。

[0025] この一実施形態の脈拍測定装置では、前記周波数変換部による周波数変換の結果を用いて、簡単に、前記被測定者の安静状態での脈拍数を求めることができる。

[0026] 一実施形態の脈拍測定装置では、
前記第 1 の閾値は、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークの強度に対する比率として設定されていることを特徴とする。

[0027] この一実施形態の脈拍測定装置では、前記第 1 の閾値は、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークの強度に対する比率として設定されている。つまり、前記周波数変換部による周波数変換の結果、前記周波数スペクトルに含まれた最大の強度ピークの強度（生データ）が変化したとき、それに応じて、小さな強度の成分（つまり、被測定者の比較的軽い運動に由来する周波数成分などのノイズ）を排除するように、前記第 1 の閾値が可変して適切に設定される。

[0028] 一実施形態の脈拍測定装置では、
前記周波数変換部は、前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を予め定められた或る長さの期間に区分して、周期的に前記脈波信号を周波数領域に変換して、前記脈波信号の周波数スペクトルを求め、

前記安静状態判定部は、前記周期的に求められた前記脈波信号の周波数スペクトルについて、それぞれ前記割合が前記第 2 の閾値未満であるか否かを判断し、複数回連続して前記割合が前記第 2 の閾値未満であるとき、前記被測定者が安静状態にあると判断することを特徴とする。

[0029] この一実施形態の脈拍測定装置では、前記周波数変換部は、前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を予め定められた或る長さの期間に区分して、周期的に前記脈波信号を周波数領域に変換して、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める。前記安静状態判定部は、前記周期的に求められた前記脈波信号の周波数スペクトルについて、それぞれ前記割合が前記第2の閾値未満であるか否かを判断し、複数回連続して前記割合が前記第2の閾値未満であるとき、前記被測定者が安静状態にあると判断する。したがって、前記被測定者が安静状態にあるか否かをさらに正しく判断することができる。

[0030] この発明の脈拍測定方法は、

被測定者の脈拍を脈波センサによって検知して前記脈拍を表す脈波信号を取得して、前記脈波信号を記憶部に記憶するステップと、

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て、前記脈波信号の周波数スペクトルを求めるステップと、

ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、前記全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、前記被測定者が安静状態にあるか否かを判断するステップと、

前記被測定者が安静状態にあると判断されたとき、前記周波数スペクトルの強度ピークのうち最大の強度ピークが示す周波数を、前記被測定者の安静状態での脈拍数として求めるステップと、
を備える。

[0031] この発明の脈拍測定方法によれば、前記被測定者の安静状態での脈拍数を正しく測定することができる。この結果、その安静状態の脈拍数を基準として、被測定者が運動しているときの脈拍数を追跡して求めることができる。

[0032] この発明の脈拍測定プログラムは、上述の脈拍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。

[0033] この発明の脈拍測定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

[0034] 以上より明らかなように、この発明の脈拍測定装置および脈拍測定方法によれば、被測定者が安静状態にあるか否かを判断して、その安静状態での被測定者の脈拍数を正しく測定できる。

[0035] また、この発明の脈拍測定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。

図面の簡単な説明

[0036] [図1]この発明の一実施形態の脈拍測定装置の外観を模式的に示す断面図である。

[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測定部の回路構成を例示する図である。

[図4]脈波信号の波形を例示する図である。

[図5]脈波信号のA C成分の波形を例示する図である。

[図6]被測定者が安静状態にあるか否かを判断する仕方を説明する図である。

[図7]安静時の脈波信号の周波数スペクトルを例示する図である。

[図8]運動時の脈波信号の周波数スペクトルを例示する図である。

[図9]前記脈拍測定装置の動作フローを示す図である。

[図10]周波数変換のタイミングの一例を示す図である。

[図11]周波数変換のタイミングの別の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0037] 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。

[0038] 図1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。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。

[0039] この脈拍測定装置1は、本体10と、バンド20と、を含む。

[0040] 脈拍測定装置1の本体10は、下面15から上面16にかけて、基部11

と首部 1 2 と頭部 1 3 とが、順次積層された積層構造をしている。首部 1 2 は、基部 1 1 と頭部 1 3 との間に位置する。本体 1 0 は、被測定者の被測定部位（図示しない）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 1 5 と、当該下面 1 5 の反対側に位置する上面 1 6 と、を有する。本体 1 0 は、下面 1 5 に沿った面方向に関して、頭部 1 3 のサイズが基部 1 1 のサイズよりも小さく、首部 1 2 のサイズが頭部 1 3 のサイズよりも小さく構成された段差構造をしている。すなわち、本体 1 0 の首部 1 2 が、くびれた形状をしている。

[0041] 脈拍測定装置 1 の本体 1 0 は、下面 1 5 の側に配置されて被測定者の脈拍を測定する脈拍センサとしての測定部 5 0 と、上面 1 6 の側に配置されて測定部 5 0 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 1 1 4 と、を備える。下面 1 5 の側に配置された測定部 5 0 は、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 5 4 と、フォトダイオード又はフォトランジスタのような受光素子 5 6 と、を備える光学式センサである。発光素子 5 4 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 5 6 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。

[0042] 本体 1 0 が被測定部位に密着して配置された状態で、発光素子 5 4 から発せられた測定光（例えば赤外光又は近赤外光）を被測定部位にある動脈に照射すると、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 5 6 で受光される。受光素子 5 6 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 5 0 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 では、測定部 5 0 が下面 1 5 に接するように配置されているが、測定部 5 0 が本体 1 0 の内部に配置されるとともに、本体 1 0 の内部に配置された測定部 5 0 と本体 1 0 の下面 1 5 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 に示した脈拍測定装置 1 は、測定部 5 0 が発光素子 5 4 と発光素子 5 4 の近傍に配置された受光素子 5 6 とから構成されて、被測定部位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 50 が発光素子 54 と発光素子 54 に対して対向配置された受光素子 56 とから構成されて、被測定部位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。

[0043] この脈拍測定装置 1 では、脈拍センサとして光電式センサからなる測定部 50 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。

[0044] 表示部 114 が、本体 10 の上面 16 の側すなわち頭部 13 に配置されている。表示部 114 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 114 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 111（後述）によって行われる。

[0045] 本体 10 を被測定者の被測定部位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 23 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。

[0046] 本体保持部 23 に形成された開口部 24 の開口サイズは、くびれた首部 12 の外形サイズに略一致するように構成されている。これにより、首部 12 の外形部分と略矩形の開口部 24 とが係合している。

[0047] 本体保持部 23 の左側端部 29 には、略矩形形状に屈折されたバックル部材 30 が取り付けられている。バックル部材 30 の穴 32 を通して、取り巻き部 25 の端部 27 が被測定部位から外向きに挿通され、折り返されている。

[0048] 取り巻き部 25 のうち端部 27 以外の部分には、外周面 22a（被測定部位に接する内周面 22b とは反対側の面）に長手方向に延びる長めの雌側面ファスナー 26 が設けられている。端部 27 には、折り返されて裏側となる部分に長手方向に延びる短めの雄側面ファスナー 28 が取り付けられている。これらの雌側面ファスナー 26 と雄側面ファスナー 28 とが互いに着脱自在に係合している。

[0049] このようにして、バンド２０によって、本体１０が被測定部位に対して密着して保持されている。

[0050] 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１１１と、記憶部１１２と、電源１１３と、表示部１１４と、操作部１１５と、測定部５０と、通信部１２２と、を含む。

[0051] 制御部１１１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１１２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１１１は、操作部１１５、および、通信部１２２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１１２に記憶させたり、表示部１１４で表示させたり、通信部１２２から出力させたりする。

[0052] 記憶部１１２は、制御部１１１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１１１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１１２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１１２は、被測定者毎に、測定部５０によって検知された被測定者の脈拍を表す脈拍信号（特にそのＡＣ成分）を時系列で格納することができる。

[0053] 操作部１１５は、例えば、脈拍測定装置１の電源１１３をＯＮ又はＯＦＦ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１１２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１１５は、本体１０の上面１６の側あるいは側面に設置することができる。

[0054] 通信部１２２は、有線又は無線のネットワークを介して、制御部１１１によって生成されたデータや記憶部１１２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PDA（パーソナル・デジタル・アシスタント）やタブレット（tablet）のような携帯型端末を含む広い概念を意味している。

[0055] なお、この脈拍測定装置1は、この通信部122を備えることによって、ネットワーク上でも使用可能な構成として例示されている。しかしながら、通信部122を省略して、この脈拍測定装置1を単独の装置として構成することもできる。

[0056] 電源113は、この例では乾電池からなり、操作部115の電源スイッチに対するユーザの操作に応じて、この脈拍測定装置1の各部へ電源を供給する。

[0057] 図3は、この脈拍測定装置1の測定部50の回路構成を例示している。この測定部50は、発光素子54のパルス駆動を制御するパルス駆動回路47と、発光素子54の発光強度（すなわち駆動電流）を制御する発光強度制御回路45と、受光素子56の受光感度（すなわち光電出力の増幅ゲイン）を制御して脈拍を表す脈波信号 S_P を出力する脈波信号増幅回路46と、脈波信号 S_P をA/D変換するA/D変換回路44と、脈波信号 S_P からAC成分を取り出すとともにAC成分を増幅してAC成分 S_{AC} として出力するAC成分増幅回路40と、AC成分用のA/D変換回路43と、を備えている。なお、A/D変換回路43、44は、CPU111に内蔵された態様であってもよい。

[0058] 制御部としてのCPU111がパルス駆動回路47に接続されており、パルス駆動回路47は、CPU111から供給された駆動パルスでnpn形のトランジスタをスイッチングすることにより、発光素子54の発光状態（周波数とデューティ）を制御する。そして、CPU111が発光強度制御回路45に接続されており、発光強度制御回路45は、CPU111からの発光

強度制御信号に応じて、可変抵抗の抵抗値によって規定される駆動電流で発光素子 5 4 を駆動することにより、発光素子 5 4 の発光強度を制御する。すなわち、発光素子 5 4 を流れる駆動電流が大きくなるほど、発光素子 5 4 の発光強度（すなわち発光光量）が大きくなる。

[0059] 受光素子 5 6 は、受光した光の強さに応じた光電出力を出力する。脈波信号増幅回路 4 6 は、CPU 1 1 1 からの光電出力制御信号に応じて、可変抵抗の抵抗値を増減させることで、受光素子 5 6 からの光電出力を増幅して、脈波信号 S_P として出力する。脈波信号増幅回路 4 6 から出力された A/D 変換器 4 4 を経て、アナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタルの脈波信号 S_P は、CPU 1 1 1 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。

[0060] 図 4 は、受光素子 5 6 から出力される脈波信号 S_P の波形を例示している。なお、図 4 では、横軸が時間（秒）を表し、縦軸が脈波信号 S_P の強度（単位を省略）を表す。脈波信号 S_P 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から生じて周期的に変動しない DC 成分（直流成分） V_{DC} に対して、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 AC 成分（交流成分） S_{AC} が重畳した波形として出力される。なお、通常は、DC 成分 V_{DC} の大きさに比して、AC 成分 S_{AC} の大きさ（振幅）は 2 桁程度小さい。このため、脈波信号 S_P から AC 成分 S_{AC} 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。

[0061] 図 3 中に示す AC 成分増幅回路 4 0 は、脈波信号増幅回路 4 6 から出力された脈波信号 S_P に対して、所定の周波数帯域（この例では、0.5 Hz ~ 5 Hz の帯域）を通過させるバンドパスフィルタ 4 1 で帯域制限を施すことで脈波信号 S_P から AC 成分を取り出した後、演算増幅器（オペアンプ）4 2 で AC 成分を増幅し、AC 成分 S_{AC} として出力する。オペアンプ 4 2 は、CPU 1 1 1 からの AC 成分制御信号に応じて、図示しない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、AC 成分の増幅ゲインを制御する。オペアンプ 4 2 から出力された AC 成分 S_{AC} は、AC 成分用の A/D 変換回路

4 3 を経て、デジタル信号の A C 成分 S_{AC} となる。デジタルの A C 成分 S_{AC} は、C P U 1 1 1 に入力される。

[0062] 図 5 は、C P U 1 1 1 に入力される A C 成分 S_{AC} の波形を例示している。なお、図 5 では、横軸が時間（秒）を表し、縦軸が A C 成分 S_{AC} の強度（単位を省略）を表す。A C 成分 S_{AC} は、生体の脈動（すなわち血液の脈波）に応じて、振幅 V_{AC} で周期的に変化している。この A C 成分 S_{AC} は、図 2 中に示した記憶部 1 1 2 に、時系列で記憶される。

[0063] この脈拍測定装置 1 は、全体として、図 9 に示す脈拍測定方法のフローに従って動作する。

[0064] i) まず、ステップ S 1 1 に示すように、C P U 1 1 1 がデータ取得部として働いて、被測定者の脈拍を測定部 5 0 によって検知して脈拍を表す脈波信号 S_P を取得する。A C 成分増幅回路 4 0 が、脈波信号 S_P から A C 成分を取り出すとともに A C 成分を増幅して A C 成分 S_{AC} として出力する。記憶部 1 1 2 は、A C 成分増幅回路 4 0 が出力した A C 成分 S_{AC} を時系列で記憶する。

[0065] ii) 次に、ステップ S 1 2 に示すように、C P U 1 1 1 が周波数変換部として働いて、記憶部 1 1 2 に記憶された時間領域の A C 成分 S_{AC} を周波数領域に変換して、A C 成分 S_{AC} の周波数スペクトルを求める。

[0066] この例では、周波数変換として高速フーリエ変換（F F T）を行う。このとき、図 1 0 に例示するように、記憶部 1 1 2 に記憶された時間領域の A C 成分 S_{AC} を予め定められた或る長さの期間（この例では 4 秒間）に区分して、それらの期間毎にタイミング t_1 , t_2 , t_3 , ... で周期的に脈波信号 S_P の周波数スペクトルを求める。

[0067] ここで、脈波信号 S_P （A C 成分 S_{AC} ）の周波数スペクトルは、例えば図 6 中に実線 P で示すように表される。なお、図 6 では、横軸が上部に示す周波数（H z）または下部に示す脈拍数（B P M）を表し、縦軸が脈波信号 S_P の周波数成分の強度（単位を、最大の強度ピークを 1 0 0 % として規格化している。後述の図 7、図 8 において同様。）を表す。この図 6 の例では、約 3

0 B P Mに強度ピーク P_1 、約 1 0 5 B P Mに強度ピーク P_2 、約 2 1 0 B P Mに強度ピーク P_3 が現れている。

[0068] iii) 次に、図9のステップS13に示すように、CPU111が安静状態判定部として働いて、被測定者が安静状態にあるか否かを判断する。

[0069] (a) 具体的には、まず、ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲（Wとする。）内で、周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値（ $Th1$ とする。）を超えている周波数範囲を求める。

ここで、ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲W内で、周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値 $Th1$ を超えている周波数範囲を求めるということは、周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち主なもののみに注目し、小さな強度の成分（つまり、被測定者の比較的軽い運動に由来する周波数成分、高調波成分など）を排除する、という意味がある。

[0070] この例では、図6中に示すように、ヒトの脈拍数がとり得る予め想定された全周波数範囲Wが、30 B P Mから300 B P Mの範囲として設定されている。

[0071] また、この例では、第1の閾値 $Th1$ は、周波数スペクトルに含まれた強度ピーク P_1 、 P_2 、 P_3 、…のうち最大の強度ピーク（図6の例では、強度ピーク P_1 ）の強度に対する比率として、25%に設定されている。つまり、時間領域の脈波信号 S_p を周波数領域に変換した結果、周波数スペクトルに含まれた最大の強度ピーク P_1 の強度（生データ）が変化したとき、それに応じて、小さな強度の成分（例えば、被測定者の比較的軽い運動に由来する周波数成分、高調波成分など。図6の例では、強度ピーク P_3 ）を排除するように、第1の閾値 $Th1$ が可変して適切に設定される。

[0072] 上述の図6の例では、全周波数範囲（Wとする。）内で、周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値（ $Th1$ とする。）を超えている周波数範囲として、強度ピーク P_1 による30 B P M～約50 B P Mの周波数範囲 W_1 、強度ピーク P_1 による約75 B P M～約120 B P Mの周波数範囲 W_2 が求

められる。

[0073] (b) 続いて、全周波数範囲W内でその周波数範囲 W_1 , W_2 , ...が占めている割合(OPとする。)が第2の閾値(Th_2 とする。)未満であるか否かに応じて、被測定者が安静状態にあるか否かを判断する。

[0074] ここで、全周波数範囲W内でその周波数範囲(周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲)が占めている割合が第2の閾値 Th_2 未満であれば、全周波数範囲W内に、被測定者の安静状態にあるときの基本的な強度ピークのみが存在し、被測定者の比較的強い運動に由来する他の強度ピーク(基本的な強度ピークとは異なる)が存在しない状態であると考えられる。したがって、安静状態判定部は、被測定者が安静状態にあるか否かを正しく判断できる。

[0075] 上述の図6の例のように、全周波数範囲W内で、周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値 Th_1 を超えている周波数範囲が複数(図6の例では、 W_1 , W_2)ある場合は、それらの周波数範囲を合計して、全周波数範囲W内でそれらの周波数範囲が占めている割合OPを算出するものとする。

すなわち、この割合OPは、

$$OP = (W_1 + W_2 + \dots) / W$$

として規定される。

[0076] また、この例では、第2の閾値 Th_2 は、12.5%に設定されている。

[0077] 例えば、図7(安静時)の例では、全周波数範囲W内で、強度ピーク P_1 のみが第1の閾値 Th_1 を超えており、それが第1の閾値 Th_1 を超えている周波数範囲 W_1 は約55BPM~約65BPMの範囲である。この場合、全周波数範囲W内でそれらの周波数範囲が占めている割合OPは、

$$OP = W_1 / W \doteq 10 \text{ BPM} / 270 \text{ BPM} < Th_2$$

となる。したがって、この例では、被測定者が安静状態にあると判断される。

[0078] 一方、図8(運動時)の例では、全周波数範囲W内で、強度ピーク P_1 , P_2 , P_3 が第1の閾値 Th_1 を超えており、それぞれが第1の閾値 Th_1 を超

えている周波数範囲 W_1 , W_2 , W_3 は約70BPM～約90BPM、約130BPM～約140BPM、約160BPM～約170BPMの範囲である。

この場合、全周波数範囲 W 内でそれらの周波数範囲が占めている割合 OP は

、

$$OP = (W_1 + W_2 + W_3) / W \doteq 40 \text{ BPM} / 270 \text{ BPM} > Th2$$

となる。したがって、この例では、被測定者が運動状態にあると判断される。

。

[0079] このようにして、被測定者が安静状態にあるか否かが判断される。

[0080] iv) そして、図9のステップS14に示すように、CPU111が脈拍数取得部として働いて、被測定者が安静状態にあると判断された時点の脈拍数を、被測定者の安静状態での脈拍数として求める。

[0081] ここで、CPU111は、この例では、周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークが示す周波数を、被測定者の安静状態での脈拍数として求める。

[0082] 例えば、図7（安静時）の例では、最大の強度ピーク P_1 が示す周波数60Hzを、被測定者の安静状態での脈拍数として求める。

[0083] これにより、上記周波数変換の結果を用いて、簡単に、被測定者の安静状態での脈拍数を求めることができる。

[0084] この結果、この脈拍測定装置1によれば、被測定者の安静状態での脈拍数を正しく測定することができる。

[0085] v) この後、図9のステップS15に示すように、CPU111は、その安静状態の脈拍数を基準として、被測定者が運動しているときの脈拍数を追跡して求める。

[0086] これにより、被測定者が運動しているときの脈拍数を正しく測定することができる。

[0087] 上の例では、図9のステップS13において、図10に例示したように、或る長さの期間（この例では4秒間）毎に周期的に脈波信号 S_p （AC成分 S

A_C) の周波数スペクトルを求め、その周波数スペクトル毎に、すなわち、その期間毎に、被測定者が安静状態にあるか否かを判断した。しかしながら、これに限られるものではない。各周波数スペクトルについてそれぞれ割合 OP が第2の閾値 Th_2 未満であるか否かを判断し、複数回（例えば、タイミング t_1 と t_2 との2回）連続して割合 OP が第2の閾値 Th_2 未満であるとき、被測定者が安静状態にあると判断しても良い。これにより、被測定者が安静状態にあるか否かをさらに正しく判断することができる。

[0088] または、図11に例示するように、記憶部112から、或る長さの期間（この例では16秒間）遡ったAC成分のデータを、5秒間周期のタイミング t_1 , t_2 , t_3 , ... で周期的に取り出して周波数変換し、得られた周波数スペクトル毎に、すなわち、その期間毎に、各周波数スペクトルについてそれぞれ割合 OP が第2の閾値 Th_2 未満であるか否かを判断し、被測定者が安静状態にあるか否かを判断しても良い。この場合、周波数変換する対象期間が長くなるので、被測定者が安静状態にあるか否かをさらに正しく判断することができる。また、この図11のタイミングで周波数変換を行う場合も、同様に、複数回（例えば、タイミング t_1 と t_2 との2回）連続して割合 OP が第2の閾値 Th_2 未満であるとき、被測定者が安静状態にあると判断しても良い。これにより、被測定者が安静状態にあるか否かをさらに正しく判断することができる。

[0089] また、上の例では、図9のステップS13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9のステップS14において、その判断の根拠となった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で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 S_P のAC成分 S_{AC} のピークまたは谷の数をカウントして、AC成分 S_{AC} の繰り返し数 (BPM) に基づいて被測定者の安静状態での脈拍数を求めても良い。

[0090] 上述の脈拍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として構築しても良い。

- [0091] 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。
- [0092] また、記憶部１１２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良い。
- [0093] また、上の例では、ＣＰＵ１１１は、周波数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。時間領域の脈波信号 S_p 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良い。
- [0094] 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

- [0095] １０ 本体
 ５０ 測定部
 ５４ 発光素子
 ５６ 受光素子
 １１１ ＣＰＵ

請求の範囲

- [請求項1] 被測定者の脈拍を脈波センサによって検知して前記脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得部と、
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て、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、
ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、前記全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、前記被測定者が安静状態にあるか否かを判断する安静状態判定部と、
前記被測定者が安静状態にあると判断された時点の脈拍数を、前記被測定者の安静状態での脈拍数として求める脈拍数取得部と、
を備えた脈拍測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の脈拍測定装置において、
前記脈波センサは、或る発光強度で発光して前記被測定部位に向けて光を照射する発光部と、前記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、を有する光電式センサであ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、
前記脈拍数取得部は、前記被測定者が安静状態にあると判断されたとき、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークが示す周波数を、前記被測定者の前記安静状態での脈拍数として求めることを特徴とする脈拍測定装置。
- [請求項4] 請求項1から3までのいずれか一つに記載の脈拍測定装置において、
前記第1の閾値は、前記周波数スペクトルに含まれた強度ピークのうち最大の強度ピークの強度に対する比率として設定されていること

を特徴とする脈拍測定装置。

[請求項5]

請求項1に記載の脈拍測定装置において、

前記周波数変換部は、前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を予め定められた或る長さの期間に区分して、周期的に前記脈波信号を周波数領域に変換して、前記脈波信号の周波数スペクトルを求め、

前記安静状態判定部は、前記周期的に求められた前記脈波信号の周波数スペクトルについて、それぞれ前記割合が前記第2の閾値未満であるか否かを判断し、複数回連続して前記割合が前記第2の閾値未満であるとき、前記被測定者が安静状態にあると判断することを特徴とする脈拍測定装置。

[請求項6]

被測定者の脈拍を脈波センサによって検知して前記脈拍を表す脈波信号を取得して、前記脈波信号を記憶部に記憶するステップと、

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て、前記脈波信号の周波数スペクトルを求めるステップと、

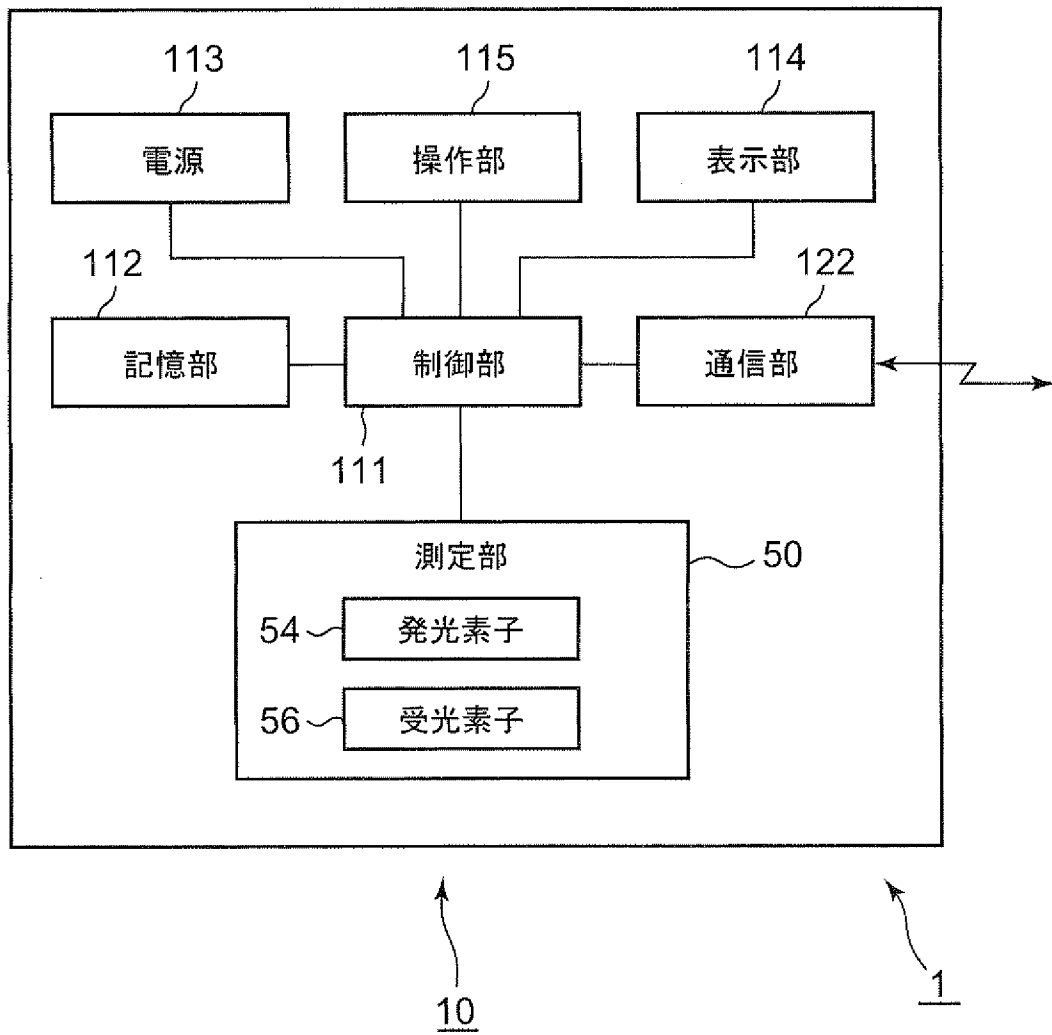
ヒトの脈拍数がとり得る予め定められた全周波数範囲内で、前記周波数スペクトルの周波数成分の強度が第1の閾値を超えている周波数範囲を求め、前記全周波数範囲内でその周波数範囲が占めている割合が第2の閾値未満であるか否かに応じて、前記被測定者が安静状態にあるか否かを判断するステップと、

前記被測定者が安静状態にあると判断されたとき、前記周波数スペクトルの強度ピークのうち最大の強度ピークが示す周波数を、前記被測定者の安静状態での脈拍数として求めるステップと、
を備えた脈拍測定方法。

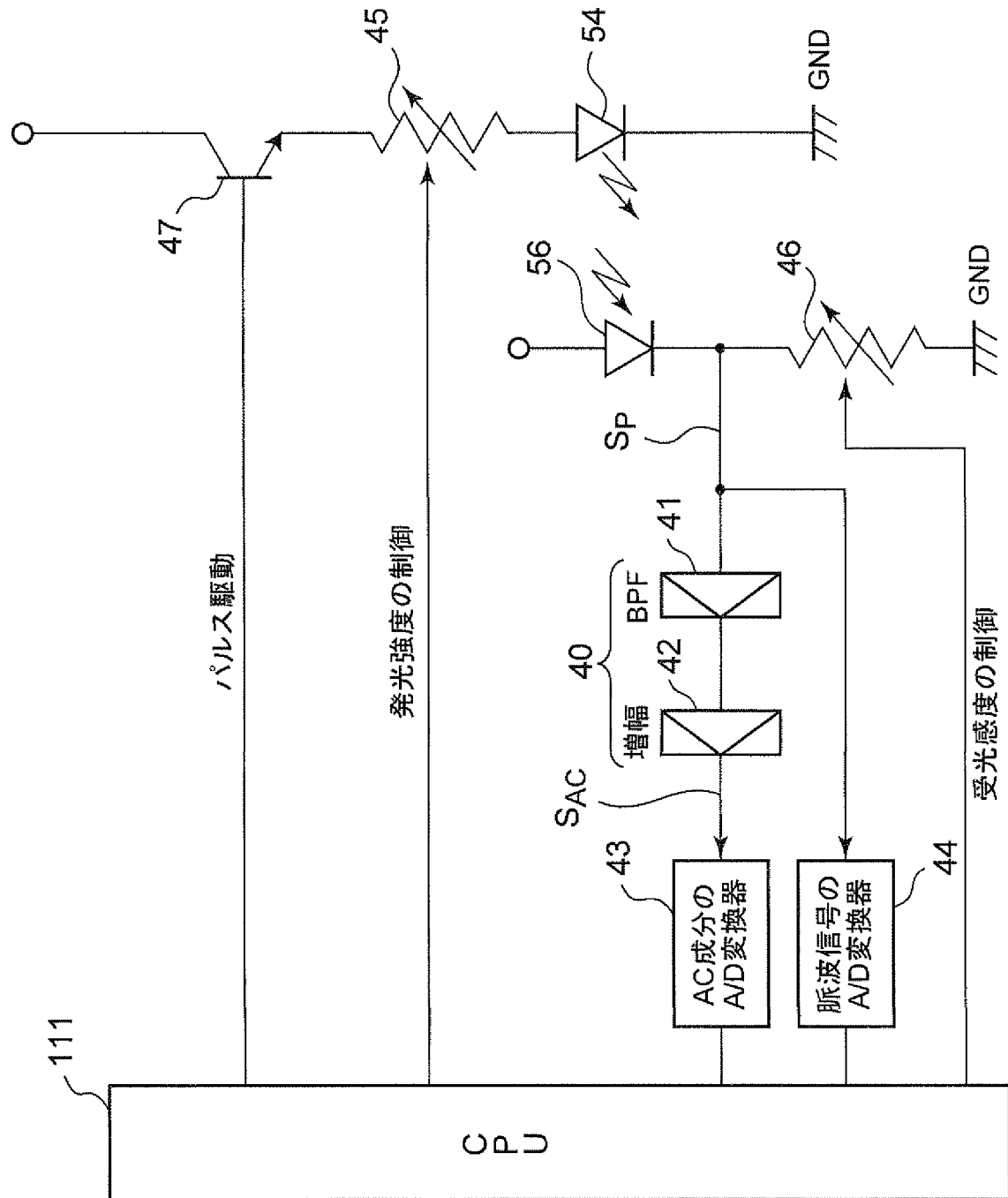
[請求項7]

請求項6に記載の脈拍測定方法をコンピュータに実行させるための脈拍測定プログラム。

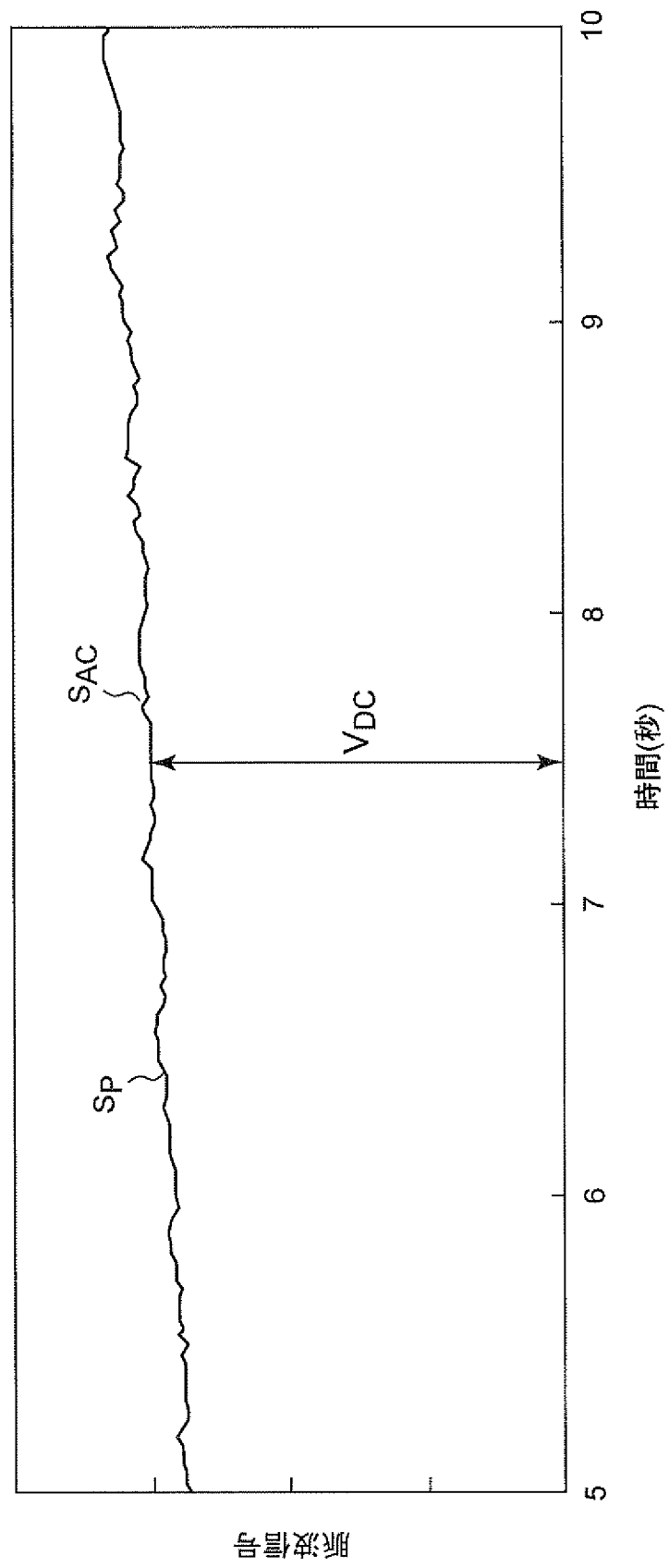
[図2]



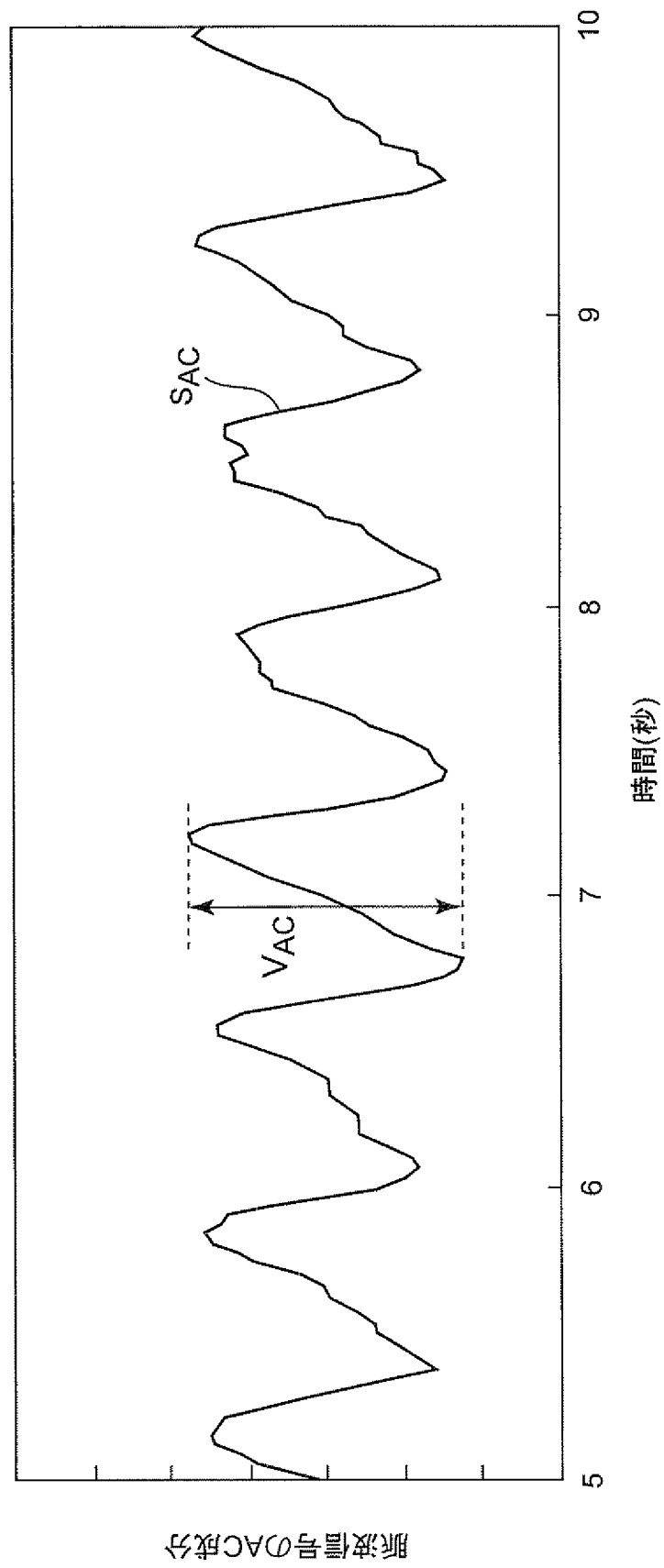
[図3]



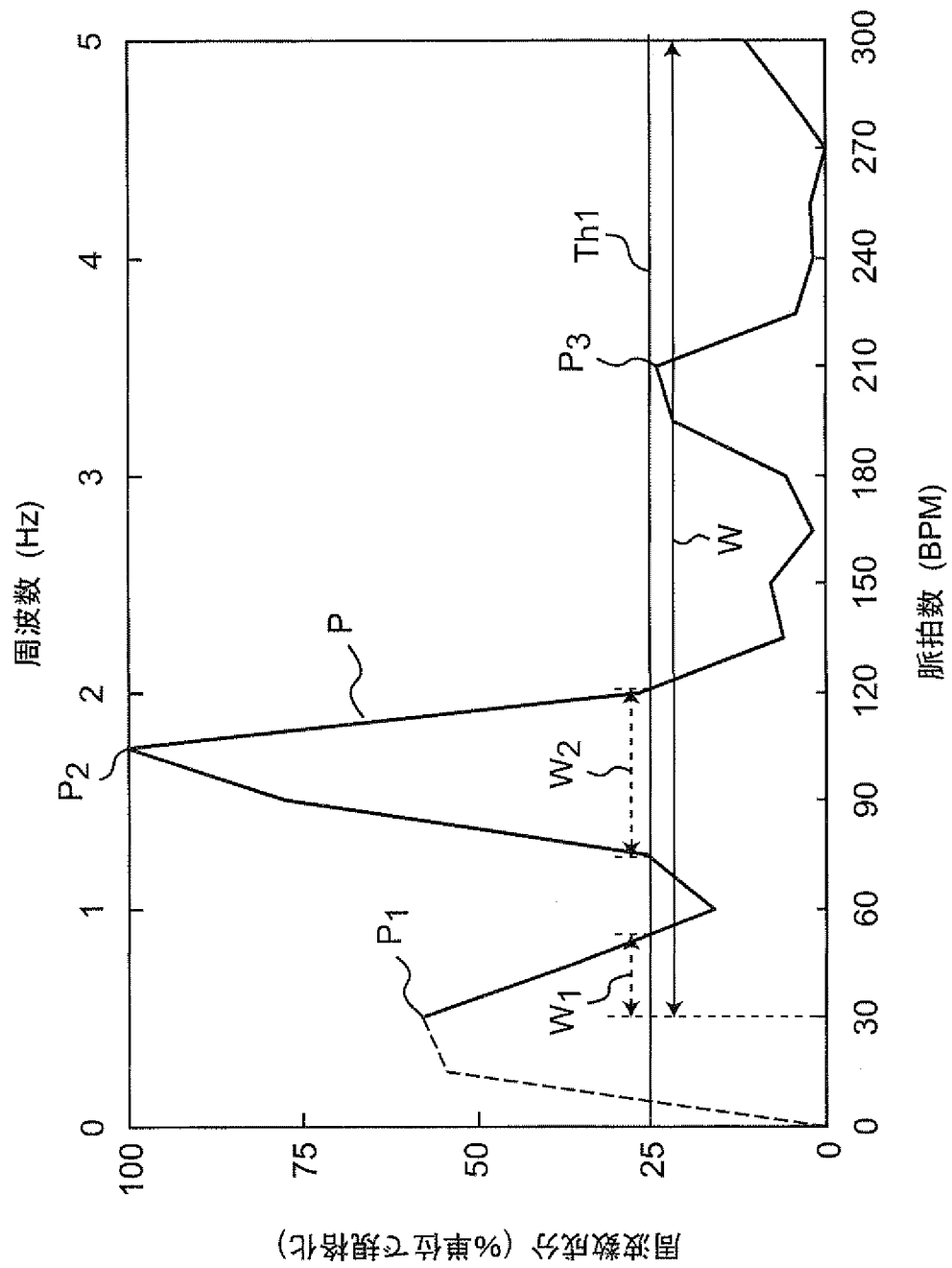
[図4]



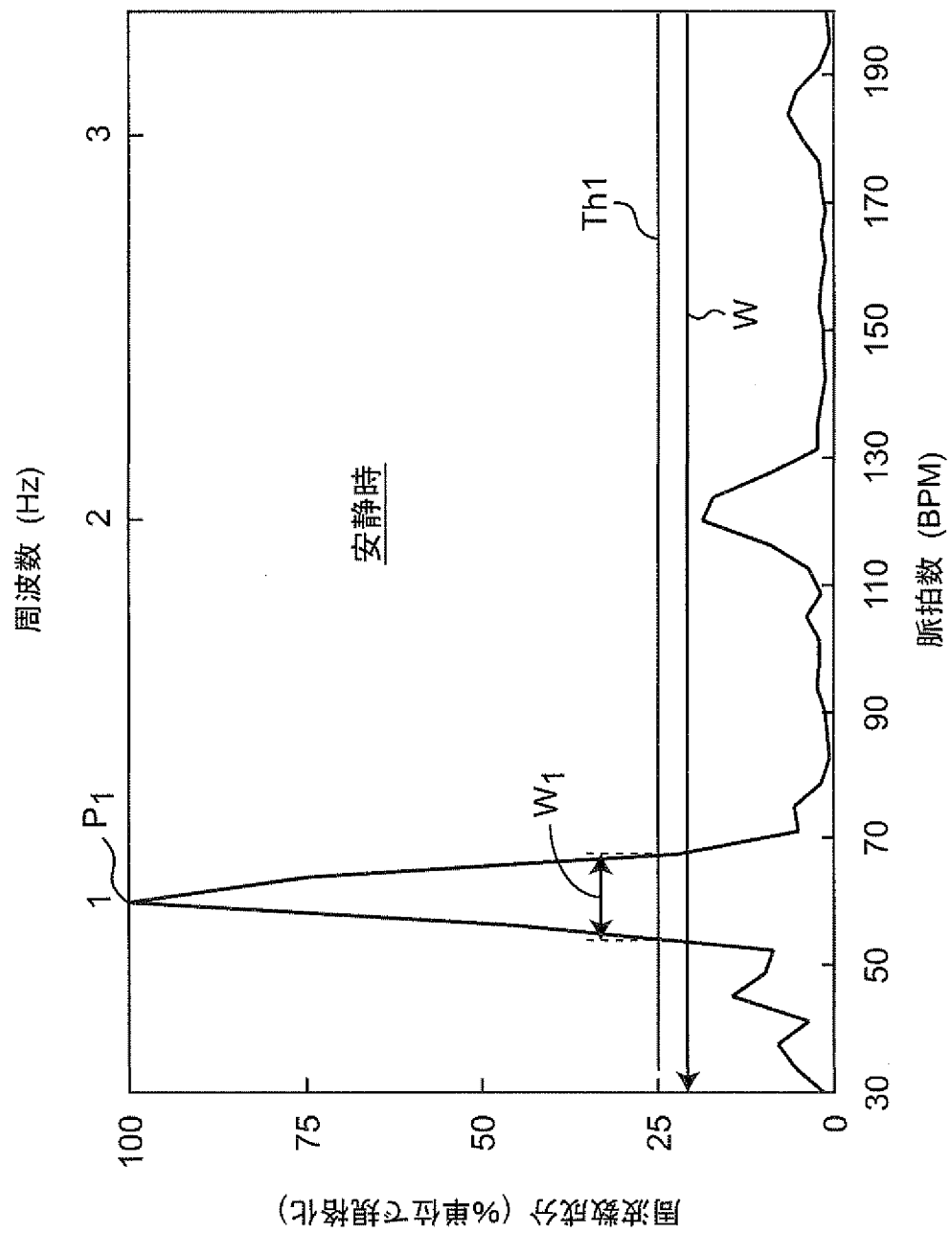
[図5]



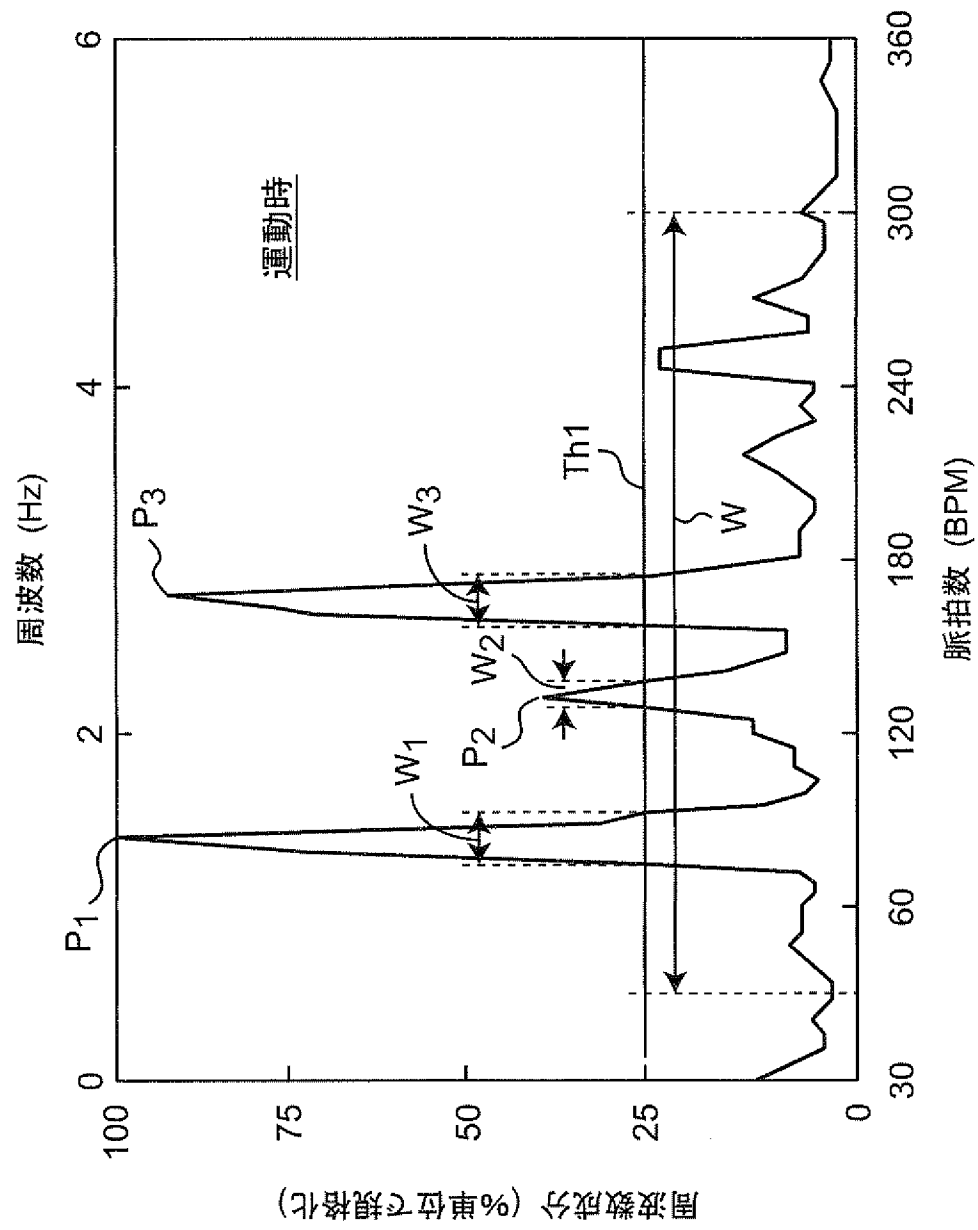
[図6]



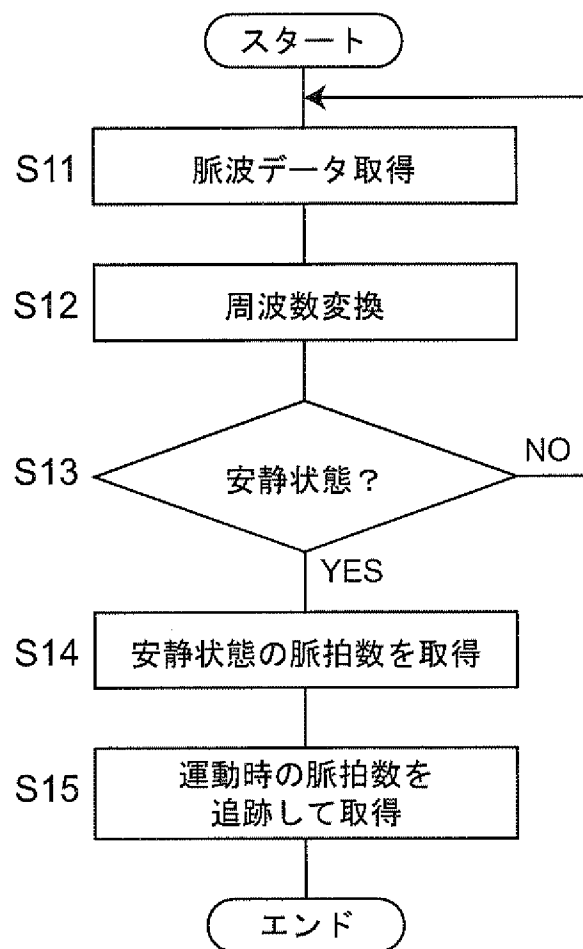
[図7]



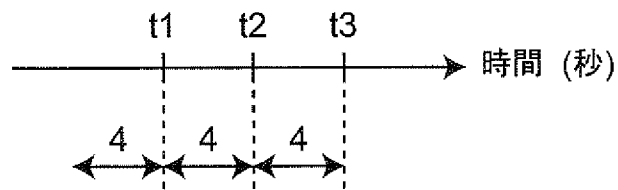
[図8]



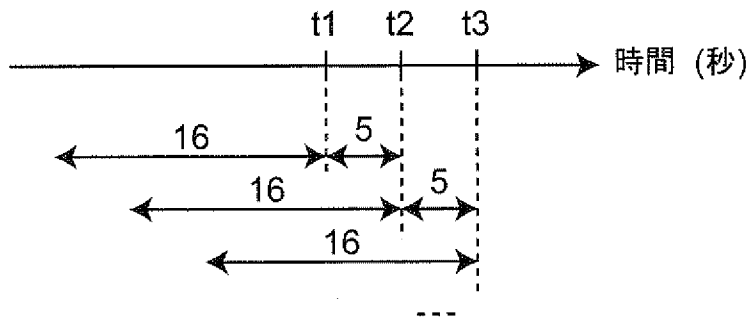
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/071814

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)

A61B5/0245

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-220722 A (Seiko Epson Corp.), 25 September 2008 (25.09.2008), paragraphs [0017] to [0045] (Family: none)	1-7
A	JP 8-289876 A (Seiko Epson Corp.), 05 November 1996 (05.11.1996), paragraphs [0036] to [0045], [0071] to [0082] & US 5776070 A & DE 69632285 D	1-7
A	JP 2007-330431 A (Mitsuba Corp.), 27 December 2007 (27.12.2007), paragraph [0025] (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
06 September, 2013 (06.09.13)

Date of mailing of the international search report
17 September, 2013 (17.09.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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. A61B5/0245

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)

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 2008-220722 A (セイコーエプソン株式会社) 2008.09.25, 段落 [0017] - [0045] (ファミリーなし)	1-7
A	JP 8-289876 A (セイコーエプソン株式会社) 1996.11.05, 段落 [0036] - [0045], [0071] - [0082] & US 5776070 A & DE 69632285 D	1-7
A	JP 2007-330431 A (株式会社ミツバ) 2007.12.27, 段落 [0025] (ファミリーなし)	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

0 6 . 0 9 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 7 . 0 9 . 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)

伊藤 幸仙

2 Q

5 0 6 2

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