

(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
2013 年 8 月 8 日(08.08.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/114596 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0456 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/052302
- (22) 国際出願日: 2012 年 2 月 1 日(01.02.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士通株式会社(FUJITSU LIMITED) [JP/JP]; 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中 4 丁目 1 番 1 号 Kanagawa (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 中田 康之 (NAKATA, Yasuyuki) [JP/JP]; 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中 4 丁目 1 番 1 号 富士通株式会社内 Kanagawa (JP). 猪又 明大 (INOMATA, Akihiro) [JP/JP]; 〒2118588 神奈川県川崎市中原区上小田中 4 丁目 1 番 1 号 富士通株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目 2 番 5 号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 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, 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, JP, KE, KG, KM, 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, 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, MD, 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, 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: INFORMATION PROCESSING DEVICE, METHOD FOR GENERATING REPRESENTATIVE WAVEFORM, AND PROGRAM FOR GENERATING REPRESENTATIVE WAVEFORM

(54) 発明の名称: 情報処理装置、代表波形生成方法および代表波形生成プログラム

[図1]

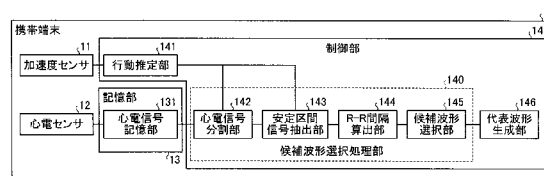


FIG. 1:
1 Mobile terminal
11 Acceleration sensor
12 Electrocardiographic sensor
13 Storage unit
14 Control unit
141 Motion estimation unit
142 Electrocardiographic signal splitter
143 Stable interval signal extraction unit
144 R-R interval calculation unit
145 Candidate waveform selection unit
146 Representative waveform generation unit

(57) Abstract: Provided is a mobile terminal (1) including: an electrocardiographic signal splitter (142) for splitting a biological signal into fixed-interval waveforms; an R-R interval calculation unit (144) for calculating a plurality of R-R intervals indicative of the interval between neighboring R waves for every fixed-interval waveform split by the electrocardiographic signal splitter, and also calculating the mean value of the plurality of calculated R-R intervals; and a candidate waveform selection unit (145) for selecting, by using the mean value of the R-R intervals calculated for every fixed-interval waveform by the R-R interval calculation unit, a plurality of fixed-interval waveforms that correspond to the mean value of the neighboring area where the frequency of the mean value of the R-R intervals is at a maximum; and thus able to generate very precise representative waveform data.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/114596 A1



携帯端末（１）は、生体信号を一定間隔の波形に分割する心電信号分割部（１４２）と、心電信号分割部によって分割された一定間隔の波形毎に、隣り合うＲ波とＲ波との間の間隔を示すＲ－Ｒ間隔を複数算出し、算出した複数のＲ－Ｒ間隔の平均値を算出するＲ－Ｒ間隔算出部（１４４）と、Ｒ－Ｒ間隔算出部によって一定間隔の波形毎に算出されたＲ－Ｒ間隔の平均値を用いて平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する一定間隔の波形を複数選択する候補波形選択部（１４５）とを有することとしたので、精度の良い代表波形データを生成できる。

明 細 書

発明の名称：

情報処理装置、代表波形生成方法および代表波形生成プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、情報処理装置などに関する。

背景技術

[0002] 近年、身体に装着可能な簡易センサで、常時、生体信号をモニタする仕組みが提案されている。ところが、かかる仕組みは、身体に装着する電極数が少なかったり、信号処理回路が簡易化されていたりするなどの理由で、ノイズの影響を受けやすいものとなっている。そこで、ノイズの影響を低減し、精度の高い生体信号を取得するための手法が求められている。

[0003] 例えば、1つの手法として、周期的な変動を示す心電図波形データから1心拍と推定される区間毎に、R波を検出するとともに、各R波から次のR波までの間隔を示すR-R間隔を算出する。そして、各R-R間隔に基づいて波形データを重ね合わせて加重平均化された1心拍の波形データを生成し、生成した波形データにハニング窓などの窓関数を掛け合わせて代表波形データを生成する。そして、生成した代表波形データと心電図形波形データとの相互相関処理を行い、相互相関処理されたデータからR-R間隔を算出し、R-R間隔に基づいて心拍数を算出できる技術が開示されている。

[0004] また、別の手法として、ユーザの心拍による生体情報を取得し、ユーザの体動が終了した後、生体情報に基づいてテンプレートとして用いる心拍一拍分の波形データを生成する。ここでは、複数の心拍一拍分の波形データのうち最初の波形データを比較対象として選択し、他の波形データに対して類似度を算出し、類似度が高い波形同士で加算平均を取った波形データをテンプレートとして生成する。そして、生成したテンプレートと、生体情報の波形データの相関係数を算出し、相関係数から心拍一拍分の時間毎のピークを特定して、ピークの時間間隔に基づいて心拍数を算出できる技術が開示されて

いる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2004-89314号公報

特許文献2：特開2005-27944号公報

特許文献3：特開2006-271731号公報

特許文献4：特開2006-262973号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、従来の技術では、精度の良い代表波形データを生成できないという問題がある。すなわち、1つの手法では、各波形データを加重平均化して代表波形データを生成しているが、加重平均で使用する各波形データはランダムに選択されている。この結果、1つの手法では、精度の良い代表波形データを生成できない。また、別の手法でも、類似度が高い波形同士で加算平均を取って代表波形データに相当するテンプレートを生成しているが、加算平均で使用する各波形データはランダムに選択されている。この結果、別の手法であっても、精度の良い代表波形データを生成できない。

[0007] 開示の技術は、精度の良い代表波形データを生成できることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本願の開示する装置は、一つの態様において、生体信号を一定間隔の波形に分割する信号分割部と、前記信号分割部によって分割された一定間隔の波形毎に、隣り合う波形同士の間隔を示す波形間隔を複数算出し、算出した複数の波形間隔の平均値を算出する算出部と、前記算出部によって一定間隔の波形毎に算出された波形間隔の平均値を用いて平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する一定間隔の波形を複数選択する波形選択部とを有する。

発明の効果

[0009] 本願の開示する情報処理装置の一つの態様によれば、精度の良い代表波形データを生成できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、実施例1に係る携帯端末の構成を示す機能ブロック図である。

[図2]図2は、心拍波形を1分間隔で分割した例を示す図である。

[図3A]図3Aは、歩行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。

[図3B]図3Bは、走行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。

[図3C]図3Cは、歩行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。

[図4]図4は、心電信信号をデジタル・ハイパスフィルタで処理した後の波形の一例を示す図である。

[図5A]図5Aは、行動が睡眠である場合のR-R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[図5B]図5Bは、行動が着席である場合のR-R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[図5C]図5Cは、行動が歩行である場合のR-R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[図6]図6は、1周期単位の波形の切り出し例を示す図である。

[図7A]図7Aは、走行後に着席した場合のR-R間隔の遷移を示す図である。

[図7B]図7Bは、1分間心拍波形を過渡区間から抽出した場合のR-R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[図7C]図7Cは、1分間心拍波形を安定区間から抽出した場合のR-R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[図8]図8は、候補波形をランダムに選択した場合を示す図である。

[図9]図9は、候補波形選択処理部140の処理によって候補波形を選択した場合を示す図である。

[図10]図10は、実施例1に係る代表波形生成処理のフローチャートを示す図である。

[図11]図11は、実施例2に係る携帯端末の構成を示す機能ブロック図である。

[図12]図12は、複数の1分間心拍波形に独立成分分析を適用した場合の概念を示す図である。

[図13]図13は、ICA適用後の心拍波形に高速フーリエ変換を適用した場合の結果例を示す図である。

[図14]図14は、代表波形生成プログラムを実行するコンピュータの一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下に、本願の開示する情報処理装置、代表波形生成方法および代表波形生成プログラムの実施例を図面に基づいて詳細に説明する。なお、本実施例によりこの発明が限定されるものではない。そして、各実施例は、処理内容を矛盾させない範囲で適宜組み合わせることが可能である。以下では、生体信号を心電信号とし、情報処理装置を携帯端末として本発明を適用した場合について説明する。

実施例 1

[0012] [実施例1に係る携帯端末の構成]

図1は、実施例1に係る携帯端末の構成を示す機能ブロック図である。図1に示すように、携帯端末1は、加速度センサ11と、心電センサ12と、記憶部13と、制御部14とを有する。携帯端末1は、身体に装着可能な装置であり、例えばモバイルコンピュータや携帯電話などを一例とする。

[0013] 加速度センサ11は、直交する3軸方向の加速度を検出するセンサである。加速度センサ11は、例えば携帯端末1を装着したユーザの行動を分析するために用いられる。なお、ユーザの行動をより詳細に分析するために、加

速度センサ 11 だけに限定せず、加速度センサ 11 以外に、角速度を検出するジャイロセンサ、地磁気を検出する地磁気センサ、ユーザの現在位置（緯度、経度）を検出する GPS センサを組み合わせても良い。

[0014] 心電センサ 12 は、心電信号を検出するセンサである。心電センサ 12 は、心電信号として心起電力を検出する。心起電力は、電圧が数ミリボルト（mV）、周波数 0.1～200 ヘルツ（Hz）、インピーダンス 1～20 キロオーム（kΩ）の生体電気現象である。心起電力は、通常、体の表面に配置された電極間の電位差を電気回路を用いて増幅して検出される。したがって、心電センサ 12 は、2 極以上の電極、電位差の検出と電位差の増幅を行う電気回路、アナログ信号をデジタル信号に変換し適当なサンプリング間隔で記録するデジタル信号回路などを有する。そして、心電センサ 12 は、心電信号のデジタル値を出力する。

[0015] 記憶部 13 は、例えばフラッシュメモリ（Flash Memory）や FRAM（登録商標）（Ferroelectric Random Access Memory）などの不揮発性の半導体メモリ素子などの記憶装置に対応する。そして、記憶部 13 は、心電信号記憶部 131 を有する。

[0016] 心電信号記憶部 131 は、心電信号のデータを記憶する。例えば、心電信号記憶部 131 は、心電信号のデジタル値を心電データとして計測時刻に対応付けて記憶する。なお、心電信号のデータは、例えば 24 時間分記憶されるが、これに限定されない。

[0017] 制御部 14 は、各種の処理手順を規定したプログラムや制御データを格納するための内部メモリを有し、これらによって種々の処理を実行する。そして、制御部 14 は、例えば、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）や FPGA（Field Programmable Gate Array）などの集積回路または CPU（Central Processing Unit）や MPU（Micro Processing Unit）などの電子回路に対応する。さらに、制御部 14 は、候補波形選択処理部 140 と行動推定部 141 と代表波形生成部 146 とを有する。候補波形選択処理部 140 は、心電信号分割部 142 と安定区間信号抽出部 14

3とR-R間隔算出部144と候補波形選択部145とを有する。

[0018] 行動推定部141は、例えば加速度センサ11で検出された加速度から携帯端末1を装着したユーザの行動を推定する。また、行動推定部141は、推定した行動を意味する行動情報、該行動の開始時刻および該行動の終了時刻を出力する。

[0019] ここで、人の行動を推定する手法は、既に、各種提案されている。例えば、「HSAC Challenge2010：人間行動理解のための装着型加速度センサデータコーパスの構築」における文献では、静止、歩行、ジョギング、スキップ、階段を上がる、階段を下りる、の全6種類の行動の識別が実現されている。また、「ウェアラブルセンサを用いた行動認識技術の現状と課題」における文献では、歩行、自動車乗車、静止（立ち止まる）を加速度センサによって識別される例が紹介されている。なお、行動推定部141によって推定される行動の種別や、行動推定部141によって行動が推定される手法は、特に限定しないものとする。

[0020] 心電信号分割部142は、心電信号を一定の時間間隔の波形に分割する。例えば、心電信号分割部142は、心電信号記憶部131に記憶されている心電データを用いて、心電信号の心拍波形を適当な時間間隔で分割する。一定の時間間隔は、例えば1分間隔であるが、2分間隔であっても3分間隔であっても良い。以降では、一定の時間間隔を1分間隔として説明する。

[0021] ここで、心拍波形を一定の時間間隔で分割した例について、図2を参照して説明する。図2は、心拍波形を1分間隔で分割した例を示す図である。図2に示すように、心電信号の心拍波形がグラフに表されている。心電信号分割部142は、心拍波形を1分間隔で分割する。グラフの鋭いピークはR波である。R波は、心臓が収縮するときに生ずる波であり、電気が流れる力が強いことを示している。そして、ピークを示すR波から次のピークを示すR波までの間隔（R-R間隔）が、心拍の1周期に相当する。なお、以降では、1分間隔で分割された波形を「1分間心拍波形」と呼ぶものとし、一定の時間間隔で分割された波形の一例とする。

[0022] 図 1 に戻って、心電信信号分割部 1 4 2 は、各 1 分間心拍波形を行動に対応付ける。例えば、心電信信号分割部 1 4 2 は、行動推定部 1 4 1 によって得られた、各行動の開始時刻および終了時刻に基づいて、各 1 分間心拍波形に行動情報を対応付ける。

[0023] 安定区間信号抽出部 1 4 3 は、行動毎に複数の 1 分間心拍波形を抽出する。所定の行動の 1 分間心拍波形を抽出する際、安定区間信号抽出部 1 4 3 は、所定の行動へ変化した時点から波形が安定するまでの期間（「時定数」という。）を経過した後の安定区間から 1 分間心拍波形を抽出する。これは、所定の行動について、心拍数が安定してから 1 分間心拍波形を抽出するためである。例えば、走行後に着席した場合、心拍波形の形状は、心拍数が安定するまで変化するので、行動が着席である場合の均一な波形を抽出できない。そこで、安定区間信号抽出部 1 4 3 は、時定数経過後の安定区間から 1 分間心拍波形を抽出する。時定数は、前後の行動の組み合わせからあらかじめ定められる。なお、時定数の算出方法については、後述する。

[0024] ここで、時定数と安定区間との関係について、図 3 A、図 3 B、図 3 C を参照して説明する。図 3 A は、歩行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。図 3 B は、走行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。図 3 C は、歩行後に着席した場合の時定数と安定区間との関係を説明する図である。

[0025] 図 3 A に示すように、歩行後に着席した場合の心拍波形が表されている。着席を開始してから心拍波形が安定するまでの時定数は、前の行動が歩行である場合と走行である場合を比較すると、歩行である場合の方が短い。そこで、安定区間信号抽出部 1 4 3 は、前行動が歩行であり後行動が着席である場合の時定数を用いて、歩行から着席へ変化した時点から時定数を経過した後の安定区間に含まれる 1 分間心拍波形を抽出する。

[0026] 図 3 B に示すように、走行後に着席した場合の心拍波形が表されている。着席を開始してから心拍波形が安定するまでの時定数は、前の行動が歩行である場合と走行である場合を比較すると、走行である場合の方が長い。そこ

で、安定区間信号抽出部 143 は、前行動が走行であり後行動が着席である場合の時定数を用いて、走行から着席へ変化した時点から時定数を経過した後の安定区間に含まれる 1 分間心拍波形を抽出する。

[0027] なお、時定数は、着目している行動（ここでは着席）と 1 つ前の行動の組み合わせから定められると説明した。しかしながら、時定数は、これに限定されず、着目している行動と 1 つ前の行動とさらにその前の行動の組み合わせから定められても良い。図 3 C では、時定数は、着目している行動を示す着席と 1 つ前の行動を示す歩行とさらにその前の行動を示す走行から定められる。そして、安定区間信号抽出部 143 は、定められた時定数を用いて、歩行から着席へ変化した時点から時定数を経過した後の安定区間に含まれる 1 分間心拍波形を抽出する。

[0028] R-R 間隔算出部 144 は、安定区間信号抽出部 143 によって安定区間で抽出された複数の 1 分間心拍波形毎に、R-R 間隔を複数算出する。例えば、R-R 間隔算出部 144 は、抽出された 1 分間心拍波形を、所定の周波数より高い高域の周波数のみ通過させるハイパスフィルタの信号処理を適用して R 波を検出する。そして、R-R 間隔算出部 144 は、検出した R 波について、隣り合う 2 つの R 波の間隔、すなわち R-R 間隔を算出する。

[0029] 図 4 は、心電信号をデジタル・ハイパスフィルタで処理した後の波形の一例を示す図である。図 4 に示すように、心電信号の波形のグラフは、X 軸を時間とし、Y 軸を振幅とする。心電信号 g1 をデジタル・ハイパスフィルタで処理した後の波形 g2 は、R 波の位置で「-20」以下となっている。したがって、R-R 間隔算出部 144 は、ここでは閾値を「-20」として、ハイパスフィルタ適用後の信号が「-20」以下となる時刻、すなわち R 波の時刻を検出する。そして、R-R 間隔算出部 144 は、検出した R 波の時刻を用いて、R-R 間隔を算出する。

[0030] 図 1 に戻って、R-R 間隔算出部 144 は、1 分間心拍波形毎に算出した複数の R-R 間隔を用いて、1 分間心拍波形毎に R-R 間隔の平均値を算出する。また、R-R 間隔算出部 144 は、さらに、1 分間心拍波形毎に算出

した複数の R-R 間隔および平均値を用いて、1 分間心拍波形毎に標準偏差を算出する。

[0031] 候補波形選択部 145 は、1 分間心拍波形毎に算出された R-R 間隔の平均値の頻度が極大値を示す付近の 1 分間心拍波形であって、且つ標準偏差が小さい値を示す 1 分間心拍波形を複数選択する。すなわち、候補波形選択部 145 は、後述する代表波形生成部 146 によって代表波形が生成される際に用いられる候補波形を生成する。なお、代表波形とは、典型的な 1 周期分、すなわち 1 心拍分の波形であり、行動毎に生成される。

[0032] 例えば、候補波形選択部 145 は、R-R 間隔算出部 144 によって用いられた 1 分間心拍波形を、行動毎に分類する。すなわち、候補波形選択部 145 は、安定区間信号抽出部 143 によって行動毎の安定区間から抽出された 1 分間心拍波形を、行動毎に分類する。そして、候補波形選択部 145 は、行動毎に分類された 1 分間心拍波形を対象に、横軸を R-R 間隔の平均値、縦軸を頻度とする行動別の R-R 間隔のヒストグラムを生成する。行動別の R-R 間隔のヒストグラムを生成するのは、行動の種類によって通常心拍数が異なることから、ヒストグラムの頻度が極大値を示す位置（R-R 間隔の平均値）も行動の種類によって異なるからである。そして、候補波形選択部 145 は、頻度が極大値付近を示す、R-R 間隔の平均値に対応する 1 分間心拍波形を、行動毎に適当数選択する。すなわち、候補波形選択部 145 は、行動毎の候補波形を生成する。

[0033] 一例として、極大値の R-R 間隔を t_{max} 、第 i 番目の 1 分間心拍波形の R-R 間隔を t_i とすると、候補波形選択部 145 は、以下の式 (1) に示すように、R-R 間隔の差の絶対値が予め定められた閾値 t_{TH} 以下となる 1 分間心拍波形を選択する。

$$|t_i - t_{max}| \leq t_{TH} \cdots \text{式 (1)}$$

さらに、候補波形選択部 145 は、選択した 1 分間心拍波形の中から R-R 間隔の標準偏差が最も小さい順に適当数選択する。これにより、候補波形選択部 145 は、R-R 間隔の平均値がほぼ一致し、心拍 1 周期分の R-R 間

隔の変動が少ない波形を選択するので、均一な心拍波形の候補を行動別に選択できる。

[0034] ここで、行動毎に対応したR－R間隔のヒストグラムの例を、図5 A、図5 B、図5 Cを参照して説明する。図5 Aは、行動が睡眠である場合のR－R間隔のヒストグラムの例を示す図である。図5 Bは、行動が着席である場合のR－R間隔のヒストグラムの例を示す図である。図5 Cは、行動が歩行である場合のR－R間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[0035] 図5 Aに示すように、行動が睡眠である場合、頻度が極大値を示す位置（R－R間隔の平均値）は、図5 Bで示す行動が着席および図5 Cで示す行動が歩行である場合と比較して大きい。睡眠しているときは、通常、着席しているときや歩行しているときより心拍数が小さくなるからである。

[0036] 図5 Bに示すように、行動が着席である場合、頻度が極大値を示す位置（R－R間隔の平均値）は、図5 Aで示す行動が睡眠である場合と比較して小さく、図5 Cで示す行動が歩行である場合と比較して大きい。着席しているときは、通常、睡眠しているときより心拍数が大きくなり、歩行しているときより心拍数が小さくなるからである。

[0037] 図5 Cに示すように、行動が歩行である場合、頻度が極大値を示す位置（R－R間隔の平均値）は、図5 Aで示す行動が睡眠および図5 Bで示す行動が着席である場合と比較して小さい。歩行しているときは、通常、睡眠しているときや着席しているときより心拍数が大きくなるからである。

[0038] そこで、候補波形選択部145は、頻度が極大値付近p1、p2、p3のR－R間隔の平均値に対応する1分間心拍波形を、各行動の代表的な心拍信号に対応しているとみなす。そして、候補波形選択部145は、頻度が極大値付近の1分間心拍波形を行動毎に適当数選択し、行動毎の候補波形とする。

[0039] 図1に戻って、代表波形生成部146は、1周期単位の代表波形を、行動別に生成する。

[0040] 例えば、代表波形生成部146は、候補波形選択部145によって行動別

に得られた1分間心拍波形について、R波の位置を用いて、1周期単位の波形を切り出す。このとき、代表波形生成部146は、切り出す端点として、1分間心拍波形の傾きが小さい箇所を選択する。一例として、代表波形生成部146は、R波のピーク位置を基準に4対6に分割するように、切り出す端点を選択する。

[0041] ここで、1周期単位の波形の切り出しについて、図6を参照して説明する。図6は、1周期単位の波形の切り出し例を示す図である。図6に示すように、代表波形生成部146は、1分間心拍波形のR波のピーク位置を基準に、前半を40%、後半を60%に分割するように、1周期単位の波形を切り出している。なお、切り出す端点を、R波のピーク位置を基準に4対6に分割するように切り出すと説明したが、これに限定されない。切り出す端点を、R波のピーク位置を基準に3対7に分割するように切り出しても良いし、5対5に分割するように切り出しても良く、R波のピーク位置を基準に同じ比率で分割するように切り出せば良い。

[0042] 図1に戻って、代表波形生成部146は、切り出した全ての1周期単位の波形の加算平均を実行し、仮の代表波形を生成する。なお、以下の代表波形生成部146の処理は、行動別に行われるものとする。一例として、ある行動の候補波形（1分間心拍波形）がP個分として選択されたとする。そして、1分間心拍波形の中に1周期単位の波形がN個含まれているものとする。更に、1周期単位の波形が、M個のサンプリング点で与えられるものとする。このような定義の下、第j番目の1周期単位の波形の、第kサンプリング時の値を $S^{(j)}(t_k)$ で表すと、仮の代表波形 $S'(t_k)$ は、次式で表される。

[数1]

$$\begin{aligned} S'(t_1) &= \frac{1}{P \times N} \sum_{j=1}^{P \times N} S^{(j)}(t_1) \\ &\vdots \\ S'(t_k) &= \frac{1}{P \times N} \sum_{j=1}^{P \times N} S^{(j)}(t_k) \\ &\vdots \\ S'(t_p) &= \frac{1}{P \times N} \sum_{j=1}^{P \times N} S^{(j)}(t_p) \end{aligned}$$

[0043] 代表波形生成部 146 は、仮の代表波形と、切り出した全ての 1 周期単位の波形との類似度を算出し、類似度の高い順に、適当数選択する。一例として、波形間の類似度は、次の式 (2) のように、波形間の差分の 2 乗和で表される。

[数2]

$$L^{(j)} = \sum_{k=1}^M \{S^{(j)}(t_k) - S'(t_k)\}^2 \quad \dots \text{式(2)}$$

[0044] 代表波形生成部 146 は、類似度 $L^{(j)}$ が閾値 L_{TH} 以下を満たす 1 周期単位の波形を選択し、選択した 1 周期単位の波形の加算平均から最終的な代表波形を生成する。一例として、代表波形の生成は、次の式 (3) のように表される。なお、式 (3) の j_{SEL} は、 $L^{(j)} \leq L_{TH}$ を満たす j の値を示し、 N_{SEL} は、 $L^{(j)} \leq L_{TH}$ を満たす 1 周期単位の波形の総数を示す。

[数3]

$$S(t_k) = \frac{1}{N_{SEL}} \sum_{j \in j_{SEL}} S^{(j)}(t_k) \quad \dots \text{式(3)}$$

すなわち、 $S(t_k)$ が最終的な代表波形として生成される。

[0045] 次に、安定区間信号抽出部 143 によって用いられる時定数を算出する方法について、図 7A、図 7B、図 7C を参照して説明する。図 7A、図 7B、図 7C では、走行後に着席した場合を一例として説明する。図 7A は、走行後に着席した場合の R-R 間隔の遷移を示す図である。図 7B は、1 分間

心拍波形を過渡区間から抽出した場合の R-R 間隔のヒストグラムの例を示す図である。図 7 C は、1 分間心拍波形を安定区間から抽出した場合の R-R 間隔のヒストグラムの例を示す図である。

[0046] 図 7 A に示すように、R-R 間隔の遷移のグラフは、X 軸を時間とし、Y 軸を R-R 間隔とする。走行後に着席する場合、走行中の R-R 間隔は、着席後よりほぼ小さい。そして、着席後の R-R 間隔は、心拍波形が不安定な期間を示す過渡区間において徐々に大きくなる。さらに、着席後の R-R 間隔は、過渡区間を経て、心拍波形が安定な期間を示す安定区間において、ほぼ安定する値となる。

[0047] 図 7 B、図 7 C に示すように、R-R 間隔のヒストグラムは、X 軸を R-R 間隔の平均値、Y 軸を頻度とする。図 7 B では、過渡区間の中の期間 t 1 から抽出される 1 分間心拍波形における R-R 間隔のヒストグラムである。図 7 C では、安定区間の中の期間 t 2 から抽出される 1 分間心拍波形における R-R 間隔のヒストグラムである。図 7 B のヒストグラムでは、過渡区間の中の期間 t 1 から抽出された 1 分間心拍波形を用いているので、R-R 間隔の値のバラツキが大きく、R-R 間隔の分布は裾野が広い形状となっている。図 7 C のヒストグラムでは、安定区間の中の期間 t 2 から抽出された 1 分間心拍波形を用いているので、R-R 間隔の値のバラツキが小さく、R-R 間隔の分布は裾野が狭い形状となる。すなわち、図 7 B のヒストグラムでは、R-R 間隔の標準偏差が図 7 C のヒストグラムと比較して大きい。他方、図 7 C のヒストグラムでは、R-R 間隔の標準偏差が図 7 B のヒストグラムと比較して小さい。

[0048] そこで、時定数の算出方法は、例えば、過渡区間の標準偏差が閾値以下になったことで安定区間へ遷移したことを検出し、走行から着席に変わったときから検出したときまでの経過時間を時定数として算出する。例えば、時定数の算出方法は、行動推定部 1 4 1 と心電信号分割部 1 4 2 と R-R 間隔算出部 1 4 4 とを用いて得られる 1 分間心拍波形毎の R-R 間隔の標準偏差を取得する。そして、時定数の算出方法は、取得した 1 分間心拍波形毎の R-

R間隔の標準偏差を用いて、走行から着席に変わった時刻から標準偏差が閾値以下になった時刻を検出する。そして、時定数の算出方法は、走行から着席に変わった時刻から検出した時刻までの経過時間を時定数として算出する。

[0049] なお、時定数は、代表波形を生成するために代表波形生成処理が実行される前、例えば時定数を算出するための試用期間に算出されるようにすれば良い。また、ここでは、走行後に着席した場合について説明したが、前後の行動の組み合わせから、着目している行動と1つ前の行動の組み合わせにおける時定数を同様に算出できる。

[0050] ここで、候補波形選択処理部140の処理を、図8および図9を参照して概念的に説明する。図8は、候補波形をランダムに選択した場合を示す図である。図9は、候補波形選択処理部140の処理によって候補波形を選択した場合を示す図である。図8に示すように、候補波形をランダムに選択すると、選択する各候補波形のR-R間隔のバラツキが大きくなるので、加算平均などで算出される代表波形の歪みが大きくなってしまう。

[0051] 他方、図9に示すように、心電信号分割部142は、心電信号を1分間心拍波形に分割し、分割した1分間心拍波形を行動に対応付けることで、候補波形選択部145に対し、行動別にR-R間隔のヒストグラムを生成させられる。そして、安定区間信号抽出部143が、着目している行動別に安定区間から1分間心拍波形を抽出することで、候補波形選択部145に対し、行動別にR-R間隔のバラツキの小さいヒストグラムを生成させられる。さらに、候補波形選択部145は、行動別にR-R間隔のヒストグラムの極大値付近において、標準偏差が小さい1分間心拍波形を選択することで、行動別の均一な1分間心拍波形を選択できる。すなわち、候補波形選択部145は、着目している行動の均一な候補波形を選択できる。これにより、代表波形生成部146は、着目している行動の典型的、且つ均一な1周期単位の代表波形を生成できる。

[0052] [代表波形生成処理の手順]

次に、代表波形生成処理の手順について、図 10 を参照して説明する。図 10 は、実施例 1 に係る代表波形生成処理のフローチャートを示す図である。なお、ユーザが携帯端末 1 を装着し、心電センサ 12 の電極を体表面に配置したものとする。

[0053] まず、携帯端末 1 は、心電センサ 12 で心電信号を取得し（ステップ S 11）、取得した心電信号のデータを心電信号記憶部 131 へ格納する（ステップ S 12）。例えば、携帯端末 1 は、心電信号のデジタル値を計測時刻に対応付けて、心電信号記憶部 131 に格納する。そして、心電信号分割部 142 は、心電信号記憶部 131 に記憶された心電信号のデータを用いて、心電信号を 1 分間隔で分割し、1 分間心拍波形を生成する（ステップ S 13）。

[0054] 心電センサ 12 とは別に、携帯端末 1 は、加速度センサ 11 で加速度に関する信号を取得する（ステップ S 14）。そして、行動推定部 141 は、加速度センサ 11 の時間変化から行動を推定する（ステップ S 15）。

[0055] 続いて、心電信号分割部 142 は、生成した 1 分間心拍波形に行動タグを対応付ける（ステップ S 16）。例えば、心電信号分割部 142 は、1 分間心拍波形の開始計測時刻と終了計測時刻および行動推定部 141 によって推定された行動の開始時刻と終了時刻を用いて、1 分間心拍波形と行動とを対応付け、対応付けた行動の行動タグを 1 分間心拍波形に対応付ける。

[0056] その後、安定区間信号抽出部 143 は、前後の行動から定められる時定数経過後の安定区間から複数の 1 分間心拍波形を抽出する（ステップ S 17）。例えば、安定区間信号抽出部 143 は、行動タグが着席を示す場合、行動タグが着席へ変化した時点から時定数経過後の安定区間から複数の 1 分間心拍波形を抽出する。時定数は、着席の前の行動および着席の組み合わせからあらかじめ定められる。

[0057] そして、R-R 間隔算出部 144 は、抽出された 1 分間心拍波形から複数の R-R 間隔を求め、1 分間の R-R 間隔の平均値と標準偏差を算出する（ステップ S 18）。すなわち、R-R 間隔算出部 144 は、安定区間信号抽

出部 1 4 3 によって行動タグ毎に抽出された 1 分間心拍波形分、それぞれ 1 分間の R-R 間隔の平均値と標準偏差を算出する。

[0058] そして、候補波形選択部 1 4 5 は、行動タグ別に、横軸を 1 分間心拍波形の R-R 間隔の平均値、縦軸を 1 分間心拍波形の頻度とするヒストグラムを生成する（ステップ S 1 9）。そして、候補波形選択部 1 4 5 は、行動タグ別に、頻度が極大値となる R-R 間隔の平均値に対応する 1 分間心拍波形の中から、標準偏差が小さい順に適当数 1 分間心拍波形を選択する（ステップ S 2 0）。すなわち、候補波形選択部 1 4 5 は、行動毎の候補波形を適当数選択する。

[0059] 続いて、代表波形生成部 1 4 6 は、行動タグ別に、以下のように代表波形を生成する。代表波形生成部 1 4 6 は、候補波形選択部 1 4 5 によって選択されたそれぞれの 1 分間心拍波形について、R 波のピークが波形の 4 対 6 に位置するよう、1 周期単位の波形を切り出す（ステップ S 2 1）。そして、代表波形生成部 1 4 6 は、1 周期単位の波形を加算平均し、仮の代表波形を生成する（ステップ S 2 2）。

[0060] 続いて、代表波形生成部 1 4 6 は、全ての 1 周期単位の波形と仮の代表波形との類似度を算出し、類似度の高い順に、適当数の 1 周期単位の波形を選択する（ステップ S 2 3）。例えば、代表波形生成部 1 4 6 は、1 0 個の 1 周期単位の波形を選択する。そして、代表波形生成部 1 4 6 は、選択した適当数の 1 周期単位の波形を加算平均し、代表波形を生成する（ステップ S 2 4）。

[0061] 上述のように行動別に生成された代表波形を、端末内、パソコンやクラウドなどの外部装置内に保存しておき、日常の各行動中に出力される心電波形と比較することで、不整脈などの異常を検出することができる。あるいは、マラソン走者などが長期間の練習を行う際、走行中の心電波形の変化を観察することで、トレーニングの効果を把握することができる。

[0062] [実施例 1 の効果]

上記実施例 1 によれば、携帯端末 1 は、生体信号を 1 分間心拍波形に分割

する。そして、携帯端末 1 は、分割した 1 分間心拍波形毎に、R-R 間隔を複数算出し、R-R 間隔の平均値を算出する。さらに、携帯端末 1 は、1 分間心拍波形毎に算出した R-R 間隔の各平均値を用いて、平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する 1 分間心拍波形を複数選択する。かかる構成によれば、携帯端末 1 は、R-R 間隔の平均値の頻度が極大値付近の平均値に対応する 1 分間心拍波形を選択するので、R-R 間隔が均一な 1 分間心拍波形を選択することが可能となる。この結果、携帯端末 1 は、選択した 1 分間心拍波形を用いて 1 周期分の代表波形を精度良く生成できる。

[0063] また、上記実施例 1 によれば、携帯端末 1 は、1 分間心拍波形を行動推定部 141 によって推定された行動に対応付ける。そして、携帯端末 1 は、一の行動に対応した 1 分間心拍波形を複数選択する。かかる構成によれば、携帯端末 1 は、行動の種類によって R-R 間隔が異なるので、行動に対応した 1 分間心拍波形を選択することで、さらに均一な 1 分間心拍波形を選択することが可能となる。

[0064] また、上記実施例 1 によれば、携帯端末 1 は、前の行動から後の行動へ変化した時点から安定するまでの期間（時定数）を経過した後の安定区間から、後の行動に対応した 1 分間心拍波形を抽出する。そして、携帯端末 1 は、抽出した後の行動に対応した 1 分間心拍波形毎に、R-R 間隔を複数算出し、R-R 間隔の平均値を算出する。さらに、携帯端末 1 は、1 分間心拍波形毎に算出した R-R 間隔の各平均値を用いて、平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する 1 分間心拍波形を複数選択する。かかる構成によれば、携帯端末 1 は、後の行動の安定区間から後の行動に対応した 1 分間心拍波形を抽出するので、R-R 間隔のバラツキの小さい 1 分間心拍波形を選択することが可能となる。

[0065] また、上記実施例 1 によれば、携帯端末 1 は、さらに、1 分間心拍波形毎に算出した複数の R-R 間隔から 1 分間心拍波形毎に R-R 間隔の標準偏差を算出する。そして、携帯端末 1 は、平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する 1 分間心拍波形であって、且つ算出された各標準偏差の中で

小さい値の標準偏差に対応する 1 分間心拍波形を複数選択する。かかる構成によれば、携帯端末 1 は、R-R 間隔のバラツキが小さい 1 分間心拍波形を選択することとなるので、さらに、均一な 1 分間心拍波形を選択することが可能となる。この結果、携帯端末 1 は、選択した 1 分間心拍波形を用いて歪みが小さい代表波形を生成できる。

[0066] また、上記実施例 1 によれば、携帯端末 1 は、前の行動から後の行動へ変化した時点からの 1 分間心拍波形の R-R 間隔の標準偏差を用いて、当該時点から標準偏差が閾値以下になった時点までの期間を時定数として算出する。かかる構成によれば、携帯端末 1 は、R-R 間隔の標準偏差を用いて時定数を算出するので、R-R 間隔のバラツキが小さい期間（安定区間）に至る期間を時定数として確実に算出できる。

[実施例 2]

[0067] ところで、実施例 1 に係る携帯端末 1 では、行動別に抽出された 1 分間心拍波形の中から R-R 間隔の平均値の頻度が極大値付近を示す、行動別の 1 分間心拍波形を選択する場合を説明した。しかしながら、携帯端末 1 は、これに限定されず、ノイズを低減するために、さらに、選択した行動別の 1 分間心拍波形に対して独立成分分析を実施するようにしても良い。

[0068] そこで、実施例 2 では、さらに、選択した行動別の 1 分間心拍波形に対して独立成分分析を実施する携帯端末 1 A について説明する。

[0069] [実施例 2 に係る携帯端末の構成]

図 11 は、実施例 2 に係る携帯端末の構成を示す機能ブロック図である。なお、図 1 に示す携帯端末 1 と同一の構成については同一符号を示すことで、その重複する構成および動作の説明については省略する。実施例 1 と実施例 2 とが異なるところは、制御部 14 A の候補波形選択処理部 140 を候補波形選択処理部 140 A に変更した点にある。実施例 1 と実施例 2 とが異なるところは、候補波形選択処理部 140 A に独立成分分析部 151 とスペクトル分析部 152 とを追加した点にある。

[0070] 独立成分分析部 151 は、1 分間心拍波形毎に算出された R-R 間隔の平

均値の頻度が極大値を示す付近の 1 分間心拍波形を行動別に選択する。そして、独立成分分析部 151 は、行動別に選択した 1 分間心拍波形に対して独立成分分析を実施する。

[0071] 例えば、独立成分分析部 151 は、候補波形選択部 145 と同様に、R-R 間隔の平均値のヒストグラムを用いて、頻度の極大値付近を示す、R-R 間隔の平均値に対応する 1 分間心拍波形を、各行動別に適当数選択する。一例として、独立成分分析部 151 は、前述した式 (1) に示したように、R-R 間隔の差の絶対値が予め定められた閾値 t_{TH} 以下となる 1 分間心拍波形を選択する。独立成分分析部 151 は、選択した 1 分間心拍波形に対して独立成分分析を実施する。かかる独立成分分析 (ICA: Independent Component Analysis) は、多変量解析の一手法であり、情報源となる信号が独立であると仮定し、複数の観測値の信号から信号源を独立な成分に分離して抽出する計算手法である。すなわち、独立成分分析部 151 は、観測値として選択した複数の 1 分間心拍波形を用い、複数の 1 分間心拍波形から信号源である心拍波形を推定する。

[0072] ここで、複数の 1 分間心拍波形に独立成分分析を適用した場合の概念を、図 12 を参照して説明する。図 12 は、複数の 1 分間心拍波形に独立成分分析を適用した場合の概念を示す図である。図 12 に示すように、独立成分分析部 151 は、観測値として選択した複数の 1 分間心拍波形に対して ICA を適用し、信号源である心拍波形を生成する。

[0073] スペクトル分析部 152 は、独立成分分析を適用後の心拍波形にスペクトル分析を適用し、心拍のピークレベルが大きい順に心拍波形を、行動毎に適当数選択する。すなわち、スペクトル分析部 152 は、行動毎の候補波形を生成する。なお、スペクトル分析には、例えば高速フーリエ変換が用いられる。

[0074] ここで、ICA 適用後の心拍波形に高速フーリエ変換を適用した場合の結果例を、図 13 を参照して説明する。図 13 は、ICA 適用後の心拍波形に高速フーリエ変換を適用した場合の結果例を示す図である。図 13 に示すよ

うに、ICA適用後の心拍波形に高速フーリエ変換を適用した結果である心拍波形が表されている。心拍波形のピークが、心拍を表す周波数である。心拍波形に含まれるノイズが少ないと、ピークの値が大きくなる。そこで、スペクトル分析部152は、ピークの値が大きい順に適当数選択する。

[0075] [実施例2の効果]

上記実施例2によれば、スペクトル分析部152は、行動に対応した複数の1分間心拍波形に対して独立成分分析を実施する。これにより、スペクトル分析部152は、ノイズが低減された均一な心拍波形の候補を行動別を選択できる。この結果、代表波形生成部146は、着目している行動の典型的、且つ均一な1周期単位の代表波形を精度良く生成できる。

[0076] [プログラム等]

なお、実施例では、生体信号を心電信信号として説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、脳波信号としても良く、脈拍信号としても良く、周期的な生体に関わる信号であれば良い。ここで、生体信号を脳波信号とする場合、心電センサ12に代えて脳波センサとすれば良い。また、生体信号を脈拍信号とする場合、心電センサ12に代えて脈拍センサとすれば良い。

[0077] また、実施例では、行動推定部141は、加速度センサ11で検出された加速度からユーザの行動を推定した。そして、時定数の算出は、前後の行動の組み合わせから安定区間を規定する時定数を算出するようにした。しかしながら、これに限定されず、行動を生活活動強度に代えても良い。かかる場合、行動推定部141は、加速度センサ11で検出された加速度からユーザの生活活動強度を取得すれば良い。そして、時定数の算出は、前後の生活活動強度の組み合わせから安定区間を規定する時定数を算出すれば良い。例えば、時定数の算出は、生活活動強度指数が1.7（適度）から1.3（低い）へ変化したときからのR-R間隔の標準偏差が閾値以下になったことで安定区間に遷移したことを検出し、該変化したときから検出したときまでの経過時間を時定数とすれば良い。

- [0078] また、携帯端末 1、1 A は、既知のモバイルコンピュータや携帯電話などの装置に、上記した加速度センサ 1 1 と、心電センサ 1 2 と、記憶部 1 3 と、制御部 1 4 などの各機能を搭載することによって実現することができる。
- [0079] また、携帯端末 1、1 A に加速度センサ 1 1 および心電センサ 1 2 を含む構成としたが、加速度センサ 1 1 および心電センサ 1 2 のいずれか一方または両方を携帯端末 1、1 A の外部装置としても良い。外部装置のセンサは、携帯端末 1、1 A と無線接続し、所定の信号をセンサ上に搭載された無線送信機から携帯端末 1、1 A 上に搭載された受信機へ送信する。
- [0080] また、加速度センサ 1 1 および心電センサ 1 2 のいずれか一方または両方を携帯端末 1、1 A の外部装置とする場合、携帯端末 1、1 A をサーバとしても良い。サーバは、既知のパーソナルコンピュータ、ワークステーションなどの情報処理装置であれば良い。これにより、センサだけをユーザの身体に装着すれば良いので、ユーザの行動が制限されないという利点がある。
- [0081] また、加速度センサ 1 1 および心電センサ 1 2 のいずれか一方または両方を携帯端末 1、1 A の外部装置とする場合、携帯端末 1、1 A をクラウド上のデータセンタ内のサーバとしても良い。サーバは、既知のパーソナルコンピュータ、ワークステーションなどの情報処理装置であれば良い。これにより、多人数の心電信号などを蓄積し、蓄積した心電信号などから生成された代表波形をデータベース化することが可能となる。
- [0082] また、図示した装置の各構成要素は、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、装置の分散・統合の具体的態様は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、安定区間信号抽出部 1 4 3 と R-R 間隔算出部 1 4 4 とを 1 個の部として統合しても良い。一方、候補波形選択部 1 4 5 を、R-R 間隔の平均値の頻度が極大値を示す付近の 1 分間心拍波形を選択する第 1 の選択部と、選択した 1 分間心拍波形の中から標準偏差が小さい値のものを選択する第 2 の選択部とに分散しても良い。また、心電信号記憶部 1 3 1 などの記憶

部 1 3 を制御部 1 4 の外部装置としてネットワーク経由で接続するようにしても良い。

[0083] また、上記実施例で説明した各種の処理は、あらかじめ用意されたプログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。そこで、以下では、図 1 に示した携帯端末 1 と同様の機能を実現する代表波形生成プログラムを実行するコンピュータの一例を説明する。図 1 4 は、代表波形生成プログラムを実行するコンピュータの一例を示す図である。

[0084] 図 1 4 に示すように、コンピュータ 2 0 0 は、各種演算処理を実行する CPU 2 0 1 と、ユーザからのデータの入力を受け付ける入力装置 2 0 2 と、ディスプレイ 2 0 3 を有する。また、コンピュータ 2 0 0 は、記憶媒体からプログラム等を読み取る読み取り装置 2 0 4 と、ネットワーク 5 を介して他のコンピュータとの間でデータの授受を行うインタフェース装置 2 0 5 とを有する。また、コンピュータ 2 0 0 は、各種情報を一時記憶する RAM 2 0 6 と、ハードディスク装置 2 0 7 を有する。そして、各装置 2 0 1 ~ 2 0 7 は、バス 2 0 8 に接続される。

[0085] ハードディスク装置 2 0 7 は、代表波形生成プログラム 2 0 7 a および代表波形生成関連情報 2 0 7 b を記憶する。CPU 2 0 1 は、代表波形生成プログラム 2 0 7 a を読み出して、RAM 2 0 6 に展開する。代表波形生成プログラム 2 0 7 a は、代表波形生成プロセス 2 0 6 a として機能する。

[0086] 例えば、代表波形生成プロセス 2 0 6 a は、行動推定部 1 4 1、心電信号分割部 1 4 2、安定区間信号抽出部 1 4 3、R-R 間隔算出部 1 4 4、候補波形選択部 1 4 5、代表波形生成部 1 4 6 に対応する。代表波形生成関連情報 2 0 7 b は、心電信号記憶部 1 3 1 に対応する。

[0087] なお、代表波形生成プログラム 2 0 7 a については、必ずしも最初からハードディスク装置 2 0 7 に記憶させておかなくても良い。例えば、コンピュータ 2 0 0 に挿入されるフレキシブルディスク (FD)、CD-ROM、DVD ディスク、光磁気ディスク、IC カード等の「可搬用の物理媒体」に当

該プログラムを記憶させておく。そして、コンピュータ 200 がこれらから代表波形生成プログラム 207 a を読み出して実行するようにしても良い。

符号の説明

- [0088] 1、1 A 携帯端末
- 1 1 加速度センサ
- 1 2 心電センサ
- 1 3 記憶部
- 1 4、1 4 A 制御部
- 1 3 1 心電信号記憶部
- 1 4 0、1 4 0 A 候補波形選択処理部
- 1 4 1 行動推定部
- 1 4 2 心電信号分割部
- 1 4 3 安定区間信号抽出部
- 1 4 4 R－R 間隔算出部
- 1 4 5 候補波形選択部
- 1 4 6 代表波形生成部
- 1 5 1 独立成分分析部
- 1 5 2 スペクトル分析部

請求の範囲

[請求項1]

生体信号を一定間隔の波形に分割する信号分割部と、
前記信号分割部によって分割された一定間隔の波形毎に、隣り合う波形同士の間隔を示す波形間隔を複数算出し、算出した複数の波形間隔の平均値を算出する算出部と、
前記算出部によって一定間隔の波形毎に算出された波形間隔の平均値を用いて平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する一定間隔の波形を複数選択する波形選択部と
を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項2]

前記生体信号の主体の行動を推定する行動推定部を有し、
前記信号分割部は、さらに、分割した一定間隔の波形を前記行動推定部によって推定された行動に対応付け、
前記波形選択部は、一の行動に対応付けられた一定間隔の波形を複数選択する
ことを特徴とする請求項1に記載の情報処理装置。

[請求項3]

前記信号分割部によって分割された一定間隔の波形の中から、前の行動から後の行動へ変化した時点から波形が安定するまでの期間を示す時定数を用いて、当該時点から前記時定数で示される期間を経過した後から、後の行動に対応付けられた一定間隔の波形を抽出する波形抽出部をさらに有し、
前記波形選択部は、前記波形抽出部によって抽出された、後の行動に対応付けられた一定間隔の波形を複数選択する
ことを特徴とする請求項2に記載の情報処理装置。

[請求項4]

前記算出部は、さらに、前記一定間隔の波形毎に算出された複数の波形間隔から前記一定間隔の波形毎に波形間隔の標準偏差を算出し、
前記波形選択部は、前記平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する前記一定間隔の波形であって、且つ前記算出部によって算出された各標準偏差の中で小さい値の標準偏差に対応する前記一定間

隔の波形を複数選択する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の情報処理装置。

[請求項5] 前記算出部によって算出された結果、前の行動から後の行動へ変化した時点からの前記一定間隔の波形の波形間隔の標準偏差を用いて、当該時点から前記標準偏差が閾値以下になった時点までの期間を前記時定数として算出する時定数算出部をさらに有する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の情報処理装置。

[請求項6] 前記波形選択部は、さらに、選択した複数の一定間隔の波形に対して独立成分分析を実施する

ことを特徴とする請求項 3 に記載の情報処理装置。

[請求項7] コンピュータが、
生体信号を一定間隔の波形に分割し、
前記分割する処理によって分割された一定間隔の波形毎に、隣り合う R 波と R 波との間の間隔を示す波形間隔を複数算出し、算出した複数の波形間隔の平均値を算出し、

前記算出する処理によって一定間隔の波形毎に算出された波形間隔の平均値を用いて平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する一定間隔の波形を複数選択する

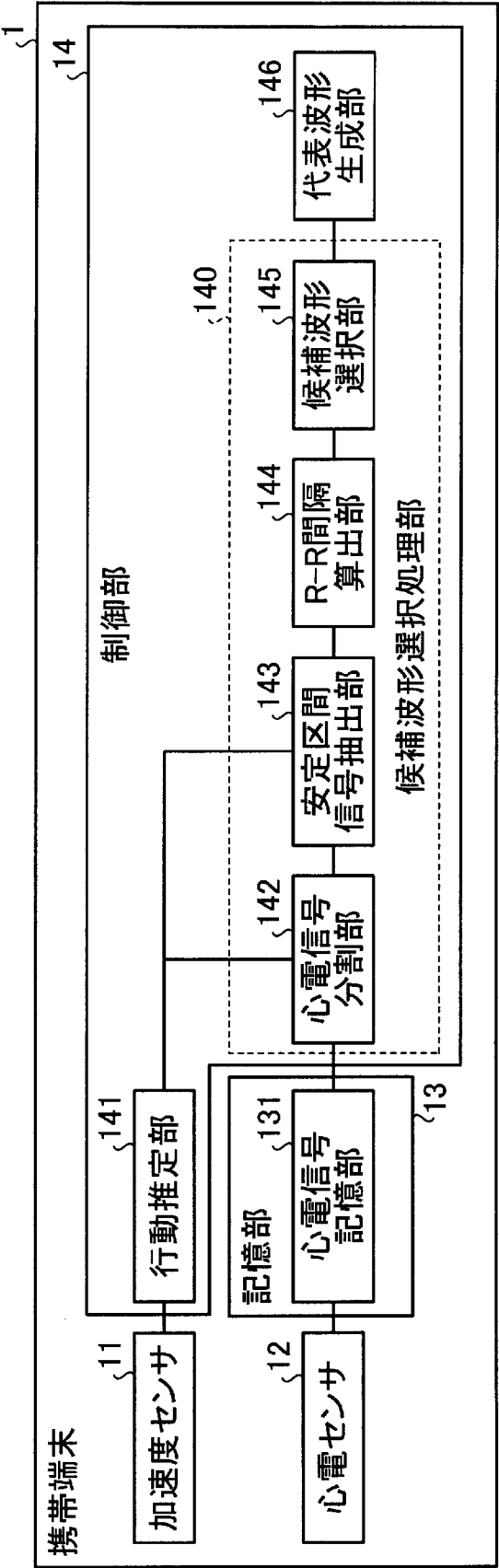
各処理を実行することを特徴とする代表波形生成方法。

[請求項8] コンピュータに、
生体信号を一定間隔の波形に分割し、
前記分割する処理によって分割された一定間隔の波形毎に、隣り合う R 波と R 波との間の間隔を示す波形間隔を複数算出し、算出した複数の波形間隔の平均値を算出し、

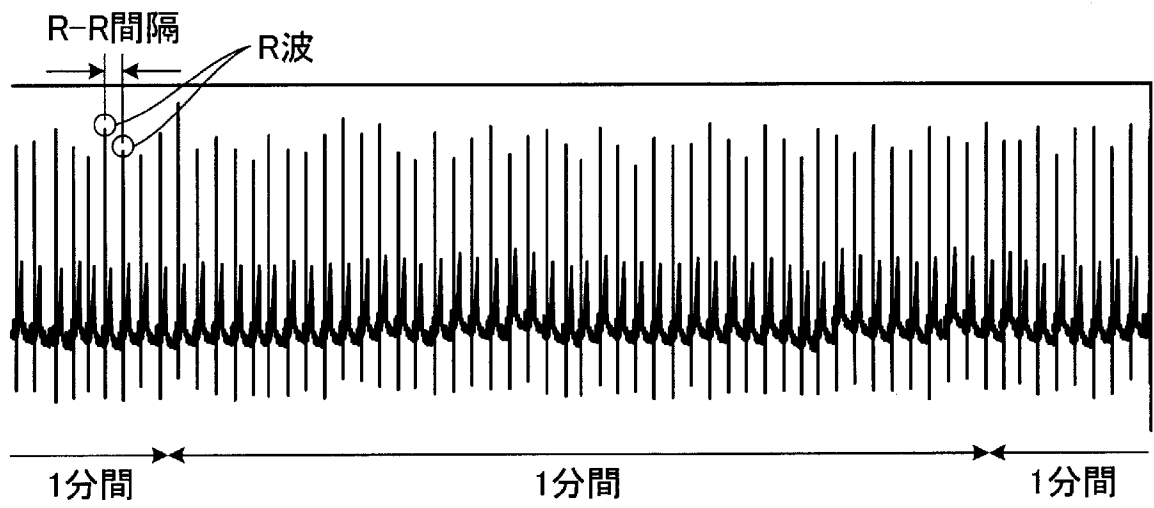
前記算出する処理によって一定間隔の波形毎に算出された波形間隔の平均値を用いて平均値の頻度が極大値を示す付近の平均値に対応する一定間隔の波形を複数選択する

処理を実行させることを特徴とする代表波形生成プログラム。

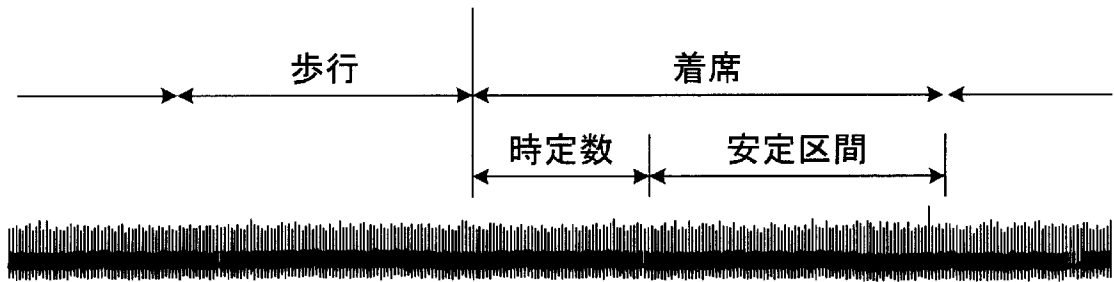
[図1]



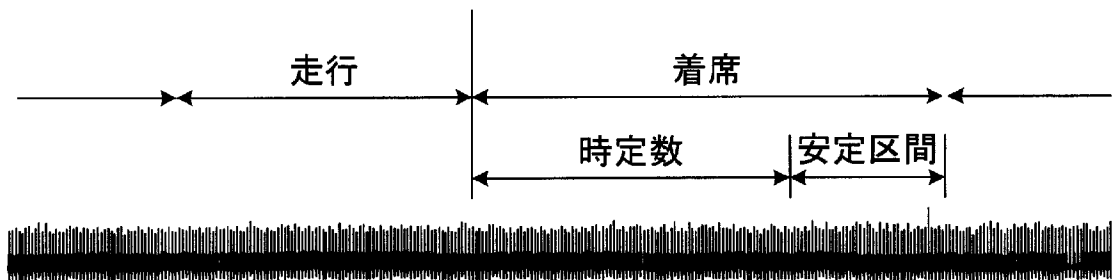
[図2]



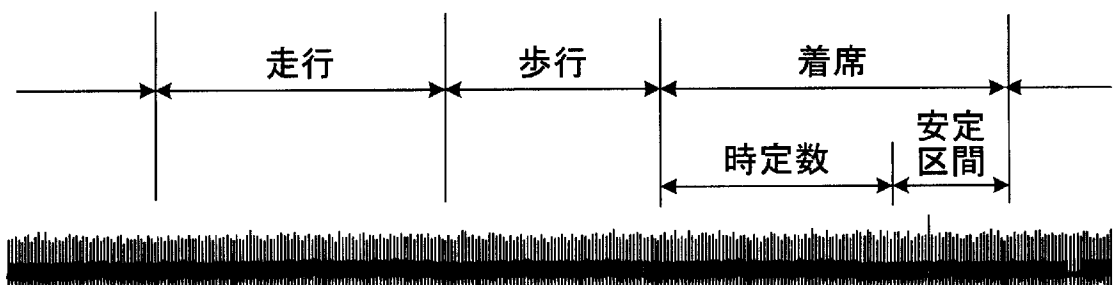
[図3A]



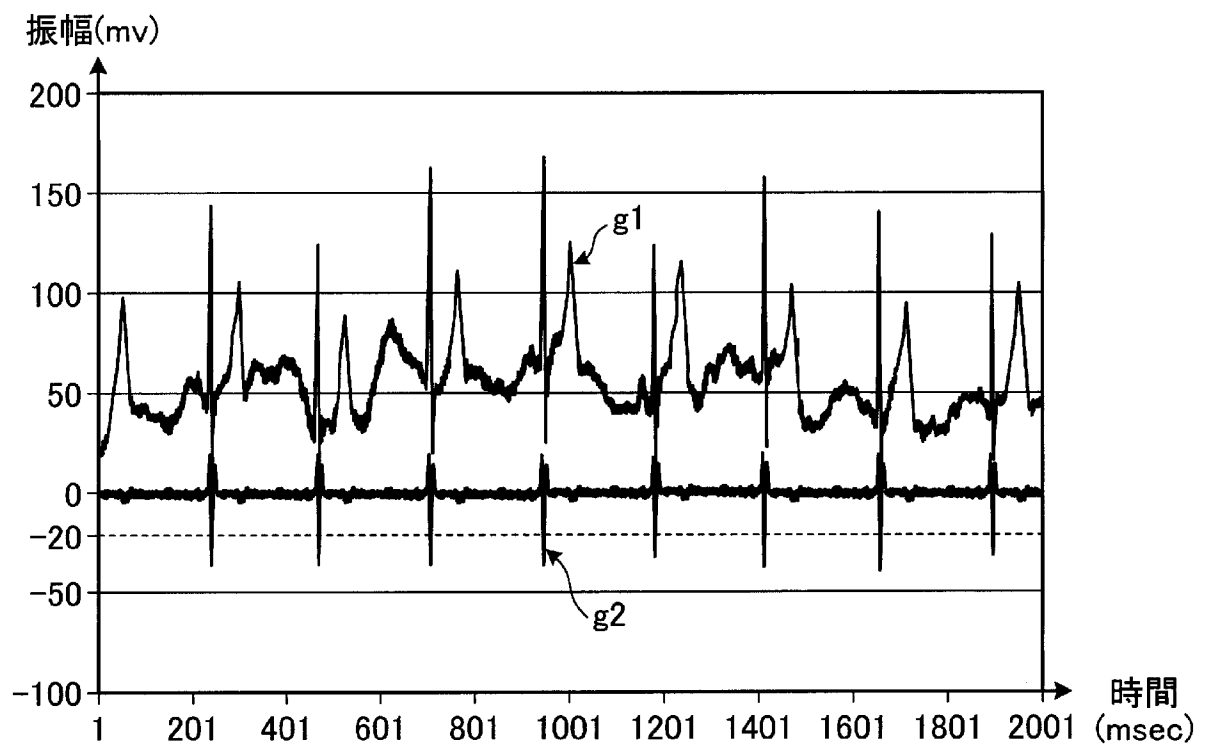
[図3B]



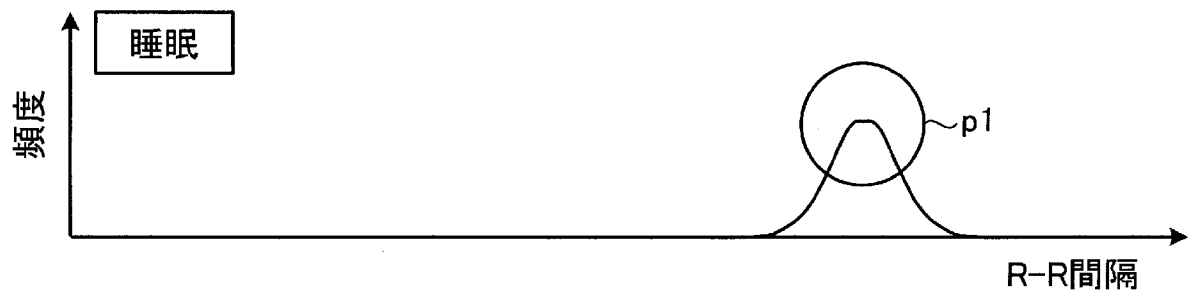
[図3C]



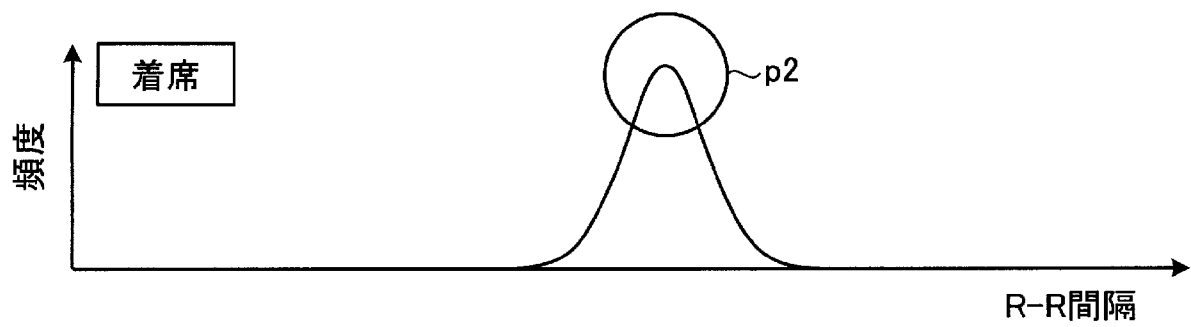
[図4]



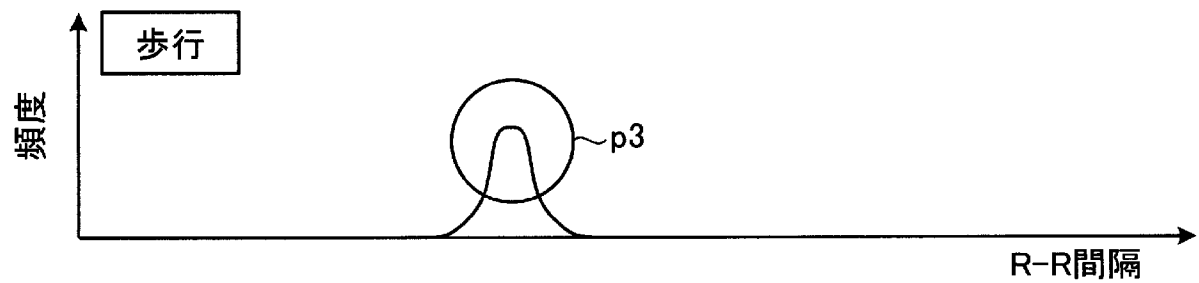
[図5A]



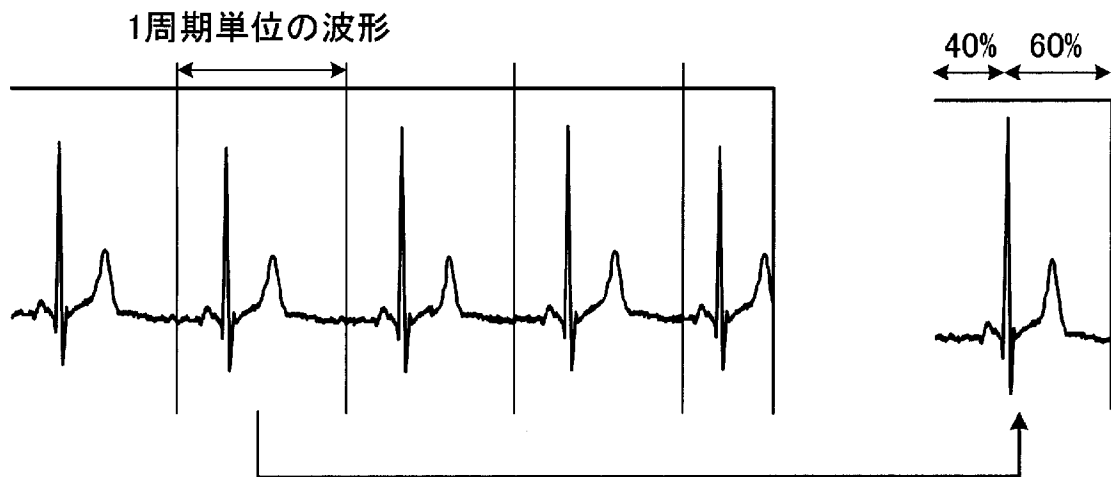
[図5B]



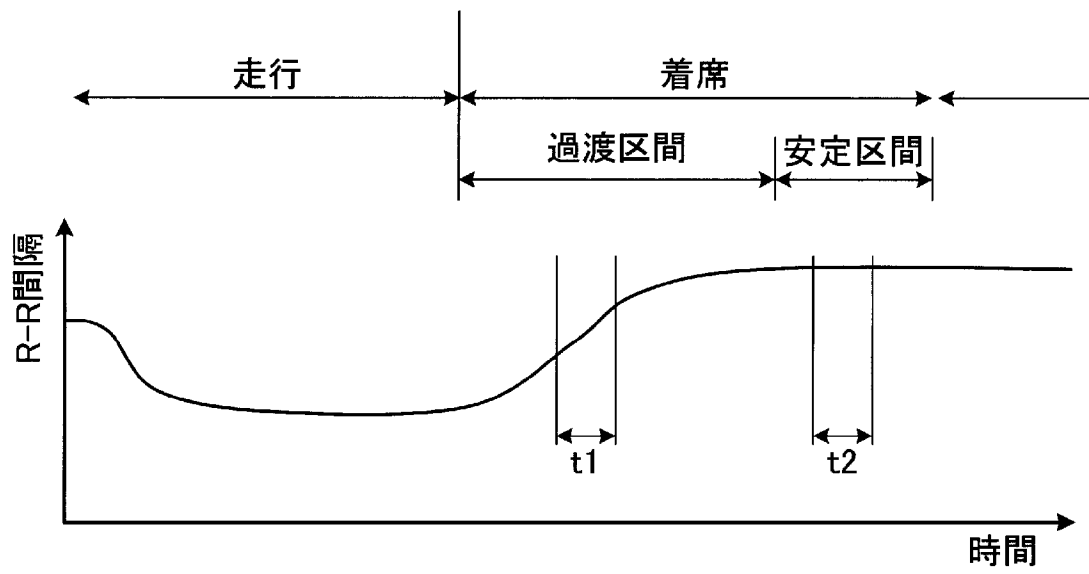
[図5C]



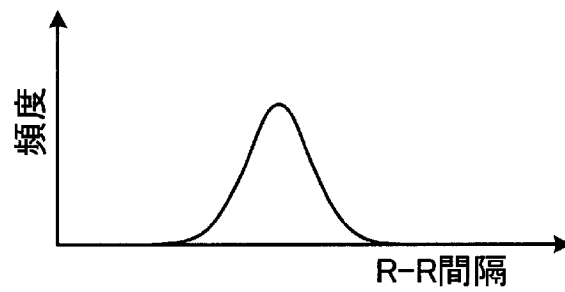
[図6]



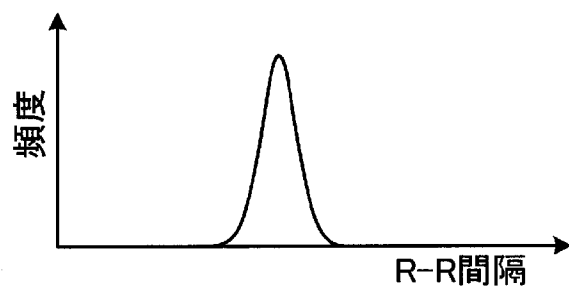
[図7A]



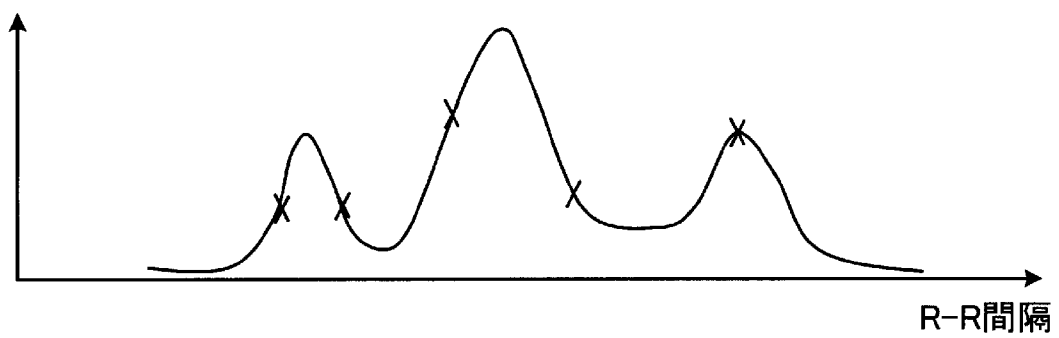
[図7B]



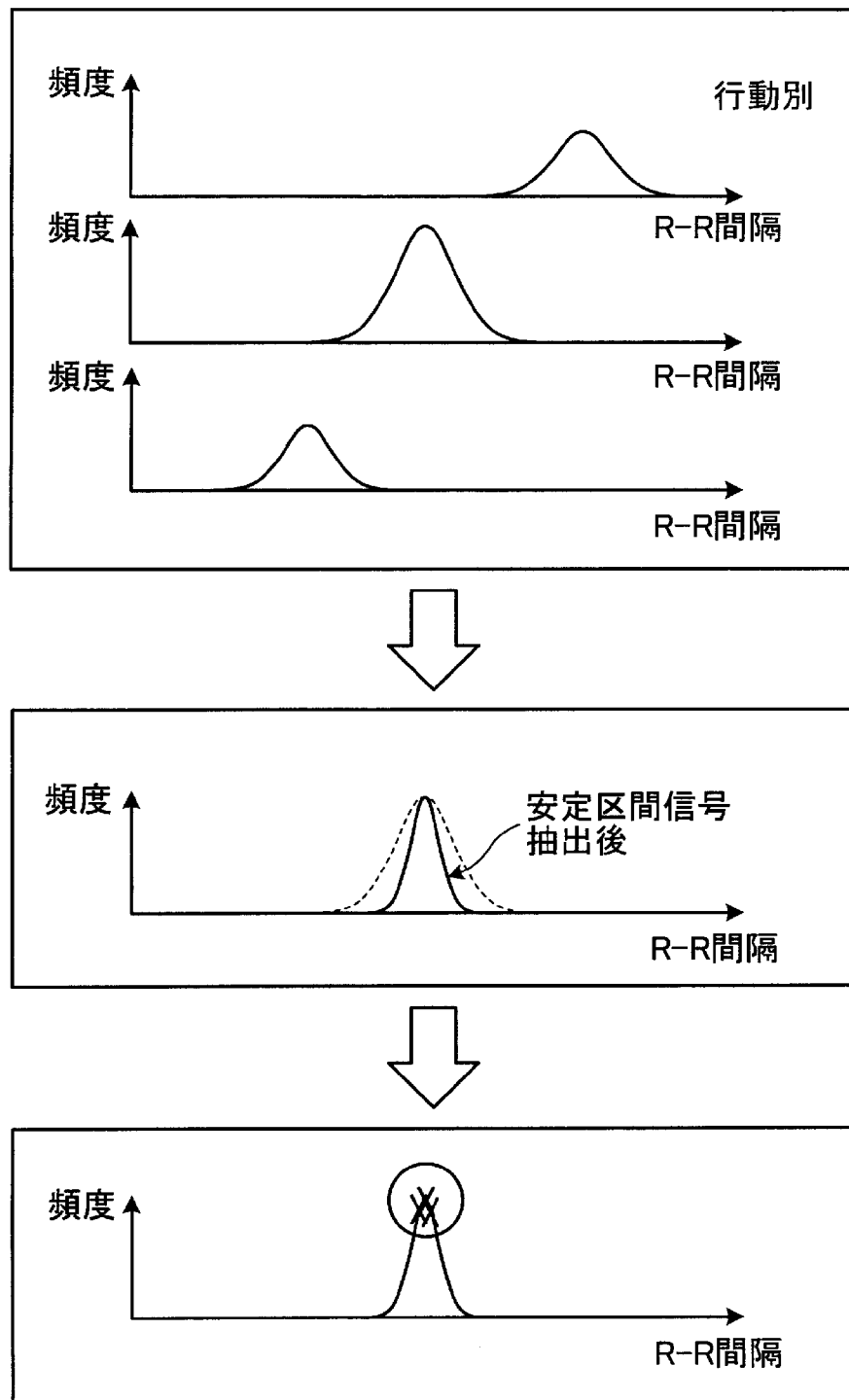
[図7C]



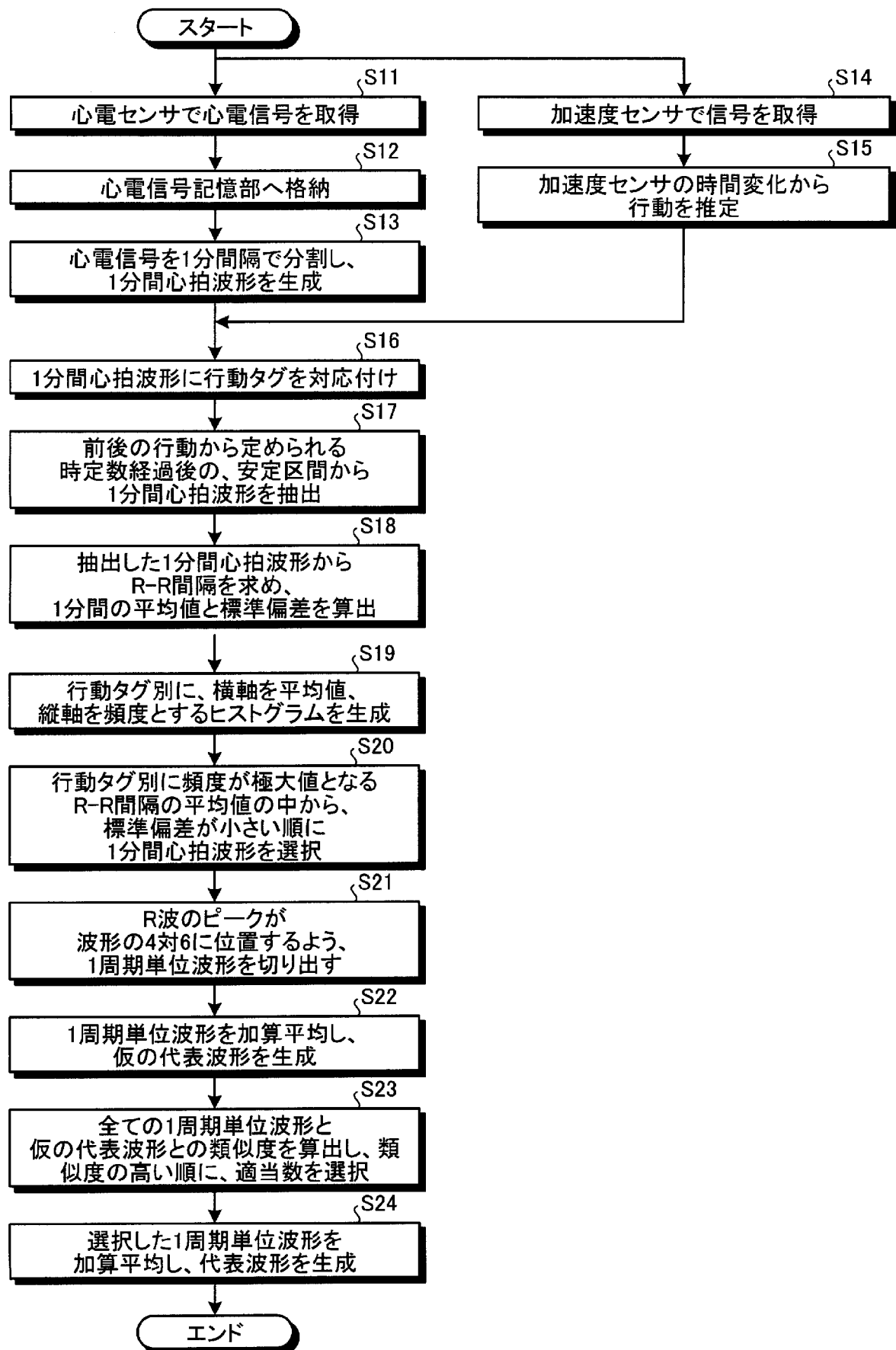
[図8]



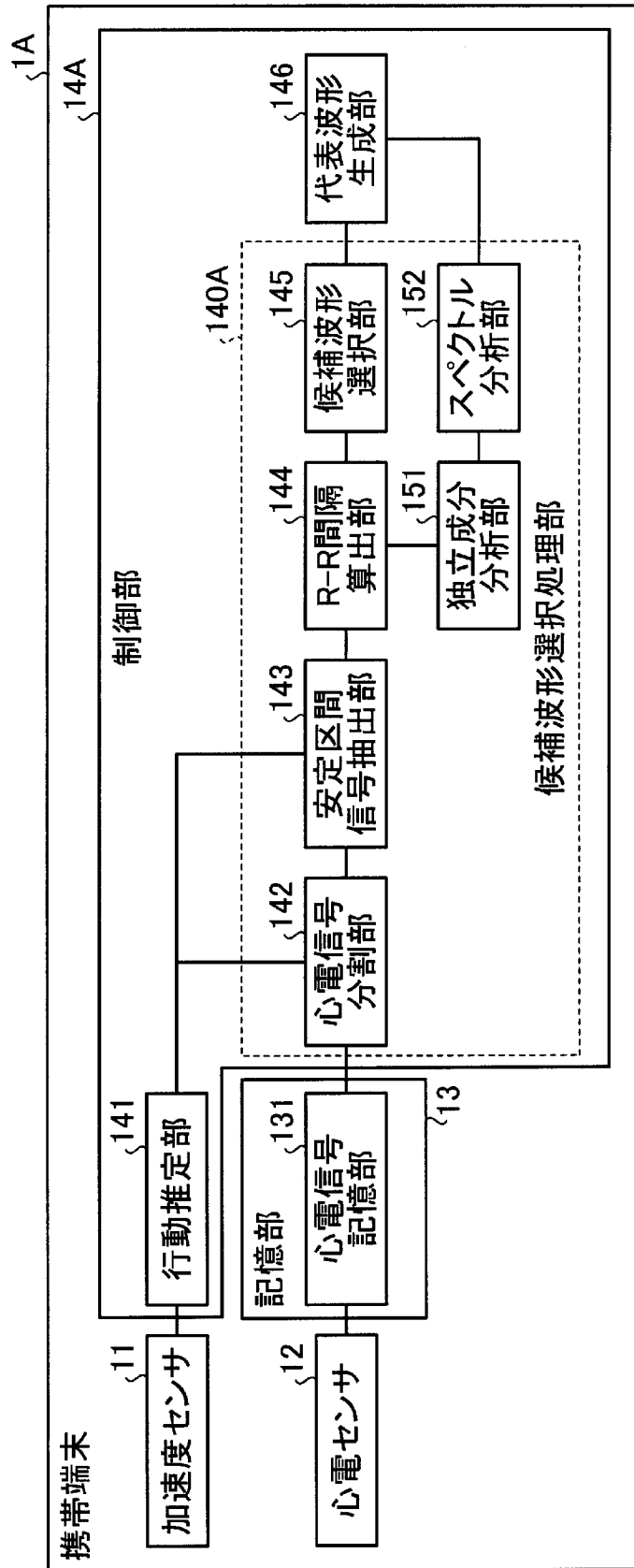
[図9]



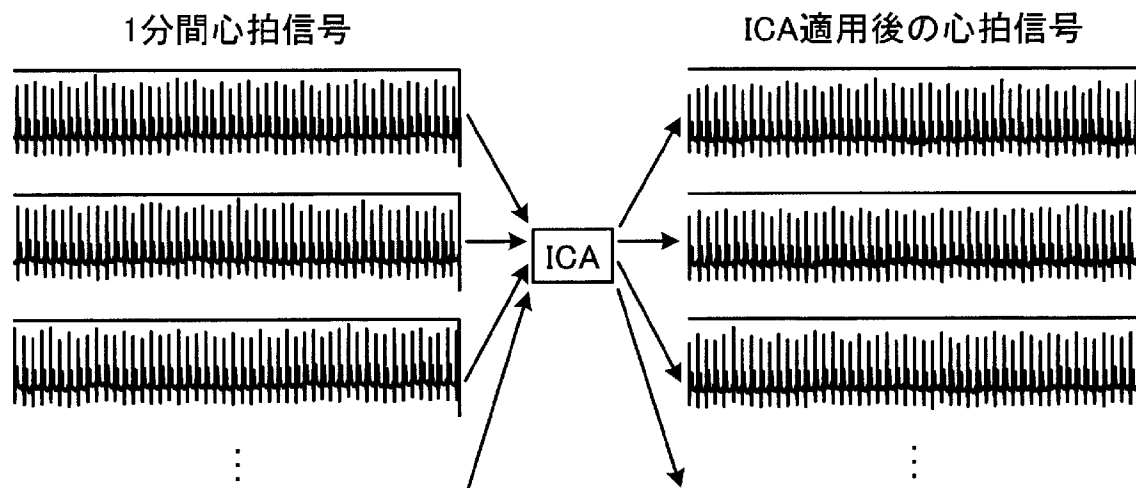
[図10]



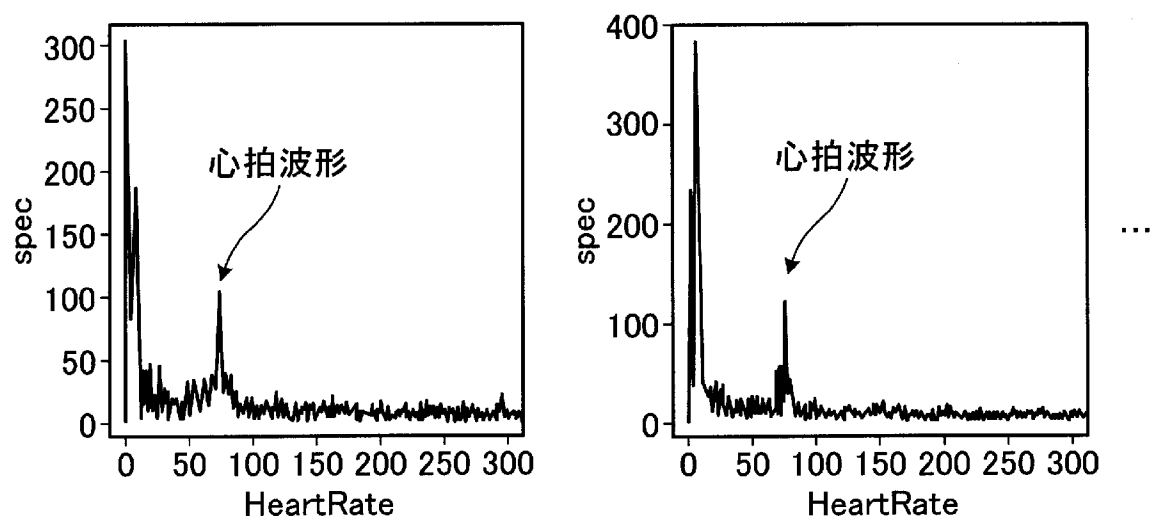
[図11]



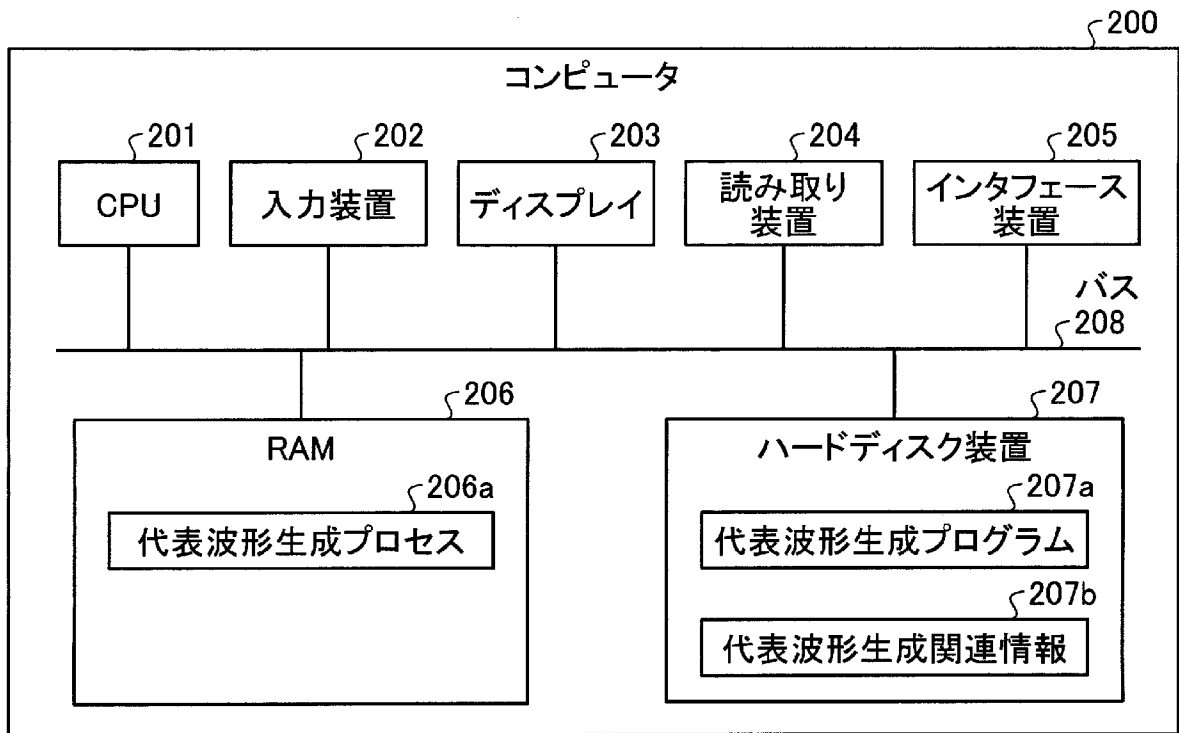
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/052302

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0456(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)

A61B5/0456

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2004-81723 A (Pioneer Corp.), 18 March 2004 (18.03.2004), paragraphs [0015] to [0017] & US 2004/0046666 A1 & EP 1393679 A1 & DE 60304012 D & DE 60304012 T	1-8
A	JP 07-143972 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 06 June 1995 (06.06.1995), paragraphs [0008] to [0017] (Family: none)	1-8

☐ 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
27 April, 2012 (27.04.12)

Date of mailing of the international search report
15 May, 2012 (15.05.12)

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. A61B5/0456 (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. A61B5/0456

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 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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 2004-81723 A（パイオニア株式会社）2004.03.18, [0015]-[0017] & US 2004/0046666 A1 & EP 1393679 A1 & DE 60304012 D & DE 60304012 T	1 - 8
A	JP 07-143972 A（松下電工株式会社）1995.06.06, [0008]-[0017]（フ ァミリーなし）	1 - 8

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 7 . 0 4 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 5 . 0 5 . 2 0 1 2

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）

湯本 照基

2 Q

9 4 0 4

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