

(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
2020年10月1日(01.10.2020)



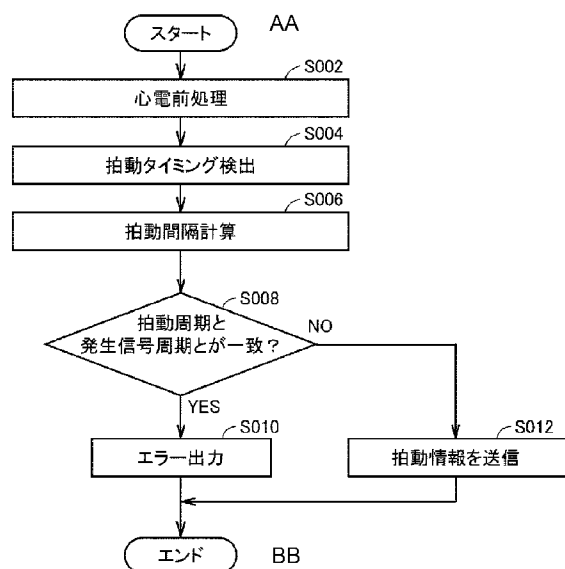
(10) 国際公開番号

WO 2020/195403 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0452 (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/006743
- (22) 国際出願日: 2020年2月20日(20.02.2020)
- (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 2019-056154 2019年3月25日(25.03.2019) JP
- (71) 出願人: シャープ株式会社(SHARP KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒5908522 大阪府堺市堺区匠町1番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 林 哲也 (HAYASHI Tetsuya). 濱本 将 樹 (HAMAMOTO Masaki). 中野 あずさ (NAKANO Azusa).
- (74) 代理人: 山内 聡, 外(YAMAUCHI Satoru et al.); 〒5300001 大阪府大阪市北区梅田二丁目5番6号 桜橋八千代ビル3F りのわ国際特許事務所 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: HARNESS FOR MEASURING BIOMETRIC INFORMATION AND BIOMETRIC INFORMATION PROCESSING SYSTEM

(54) 発明の名称: 生体情報測定用ハーネスおよび生体情報処理システム



S002 Pre-process electrocardiogram
S004 Detect beat timing
S006 Calculate beat interval
S008 Do beat interval and cycle of generated signal match?
S010 Output error
S012 Transmit beat information
AA Start
BB End

(57) Abstract: Provided is a harness (500) for measuring biometric information to be attached to an animal. The harness for measuring biometric information comprises: an electrocardiographic processing circuit (511) which receives an electrocardiographic signal of an animal, amplifies the electrocardiographic signal, and performs filter processing for cutting a predetermined frequency; and a control unit (510) which obtains the amplified electrocardiographic signal and an electrical signal, detects the beat interval of the animal on the basis of the amplified electrocardiographic signal, and determines whether or not the electrocardiographic signal can be normally acquired by determining whether or not the beat interval

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,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

一 国際調査報告（条約第21条(3)）

and the cycle of the electrical signal substantially match.

(57) 要約：動物に装着するための生体情報測定用ハーネス（500）が提供される。生体情報測定用ハーネスは、動物の心電信号を受信し、心電信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路（511）と、増幅された心電信号および電気信号を取得し、増幅された心電信号に基づいて動物の拍動間隔を検出し、拍動間隔と電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって心電信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部（510）と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

生体情報測定用ハーネスおよび生体情報処理システム

技術分野

[0001] 本国際出願は、2019年3月25日に日本国特許庁に出願された日本国特許出願第2019-056154号に基づく優先権を主張するものであり、日本国特許出願第2019-056154号の全内容を参照により本国際出願に援用する。

[0002] 本開示は、生物の精神的状態または肉体的状態を取得するための技術に関する。

背景技術

[0003] 従来から、生物の精神的または肉体的な状態を取得するための技術が知られている。例えば、特開2017-213391号公報（特許文献1）には、心拍や電極の接触が良いかどうかを検出するシステムが開示されている。特許文献1によると、このシステムは、織物に複数の織物電極を設置し、心電図の等電位線図を利用し、人体移動のもたらす干渉を考慮に入れ、分離式電極構造に設定する。このシステムは、電極位置、面積及び導線レイアウトにより心拍を検出し、環境状態の変更によって「ドライ電池または容量結合電極により心電信号を採取するか」を選択する。また、このシステムは、ノイズ、体表インピーダンス、筋肉インピーダンスの測定により、電極と人体の接触が良いかどうかを検出する。また、心電信号波形とノイズにより人体姿勢と動作を推測することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2017-213391号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 本開示の目的は、心電信号が正常に取得できているかを判断するための技術を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示の一態様に従うと、動物に装着するための生体情報測定用ハーネスが提供される。生体情報測定用ハーネスは、動物の心電信号を受信し、心電信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路と、心電処理回路によって増幅された心電信号に基づいて動物の拍動間隔を検出する検出回路と、一定周期の電気信号を発生させる電気信号生成回路と、周期信号発生回路が発生させた電気信号を取得し、拍動間隔と電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって心電信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部と、を備える。

発明の効果

[0007] 以上のように、本開示によれば、心電信号が正常に取得できているかを、判断するための技術が提供される。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]第1の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の全体構成を示す図である。

[図2]第1の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の構成を示す図である。

[図3]第1の実施の形態にかかる信号取得装置500の処理手順を示すフローチャートである。

[図4]第1の実施の形態にかかる通常的心電データを示す図面である。

[図5]第1の実施の形態にかかる拍動タイミングおよび拍動間隔のデータを示す図である。

[図6]第1の実施の形態にかかる正常に心電信号が得られていない状態のデータを示す図面である。

[図7]第1の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の第1の自律神経バランスを算出するための処理手順を示すフローチャートである。

[図8]第1の実施の形態にかかる拍動間隔 $R - R(n)$ とその次の拍動間隔 $R - R(n + 1)$ との拍動間隔テーブルから $Y = X$ 方向とそれに垂直な方向の軸への変換を示すイメージ図である。

[図9]第1の実施の形態にかかる犬の精神的状態または肉体的状態毎の、 $Y = X$ 軸に関する標準偏差と、 $Y = X$ と垂直な軸に関する標準偏差との目安を示す表である。

[図10]第1の実施の形態にかかる犬の興奮状態におけるポアンカレプロット図である。

[図11]第1の実施の形態にかかる犬の通常状態で呼吸が安定している状態におけるポアンカレプロット図である。

[図12]第1の実施の形態にかかる犬の通常状態におけるポアンカレプロット図である。

[図13]第1の実施の形態にかかる犬の安静状態におけるポアンカレプロット図である。

[図14]第1の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の第2の自律神経バランスを算出するための処理手順を示すフローチャートである。

[図15]第1の実施の形態にかかる犬の精神的または肉体的状態毎の、 $Y = X$ 軸に関する標準偏差と、 $Y = X$ と垂直な軸に関する標準偏差と、第2の自律神経バランスとしての標準偏差の積と、標準偏差の比との目安を示す表である。

[図16]第2の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の構成を示す図である。

[図17]第3の実施の形態にかかる生体情報処理システム1の構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、図面を参照しつつ、本開示の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない

。

<第1の実施の形態>

<生体情報処理システムの全体構成>

[0010] まず、図1および図2を参照して、本実施の形態にかかる生体情報処理システム1の全体構成について説明する。図1は、本実施の形態にかかる生体情報処理システム1の全体構成を示す図である。図2は、本実施の形態にかかる生体情報処理システム1の機能構成を示す図である。なお、以下では、生物を代表して、呼吸性の不整脈を有する犬の状態を判断する場合について説明する。

[0011] 本実施の形態にかかる生体情報処理システム1は、主に、犬の胸部に取り付けられる心電取得用の電極401、402、403と、心電信号を処理するための生体情報測定用ハーネスとしての信号取得装置500と、信号取得装置500と通信可能な状態処理装置としての通信端末300とを含む。

[0012] 心電取得用の電極401、402、403は、胸部等において、心臓部を挟むような位置に取り付けることが望ましく、例えば、両前足（または、前足と後ろ足）の肉球部など毛の生えていない場所であってもよい。また、毛を刈った状態であるか、ゲルなどが付着した電極、あるいは、突起状の構造を持ち、毛があっても皮膚と接触する構成であることが望ましい。あるいは、毛がある状態で、非接触で容量性材料を介して心電を誘導する形態が望ましい。それにより、犬等の表皮が毛に覆われた生物であっても心電を取得することが可能となる。本実施の形態においては、3個の電極401、402、403を使用する構成としているが、電極は、2個以上であればよく、さらに、多くの電極を使用する構成としてもよい。

<信号取得装置500の構成>

[0013] 次に、図2および図3を参照して、信号取得装置500の構成と処理とについて説明する。なお、図3は、本実施の形態にかかる信号取得装置500が実行する全体処理を示すフローチャートである。信号取得装置500は、心電前処理部511と拍動タイミング取得部512と記憶部520と周期判

別部 5 1 3 と送信部 5 6 0 などを含む。

[0014] 心電前処理部 5 1 1 は、フィルタや増幅器を含む。心電前処理部 5 1 1 は、電極 4 0 1, 4 0 2, 4 0 3 から送られている信号を、図 4 に示すような心電信号データに変換して、拍動タイミング取得部 5 1 2 に受け渡す（ステップ S 0 0 2）。

[0015] より詳細には、心電前処理部 5 1 1 には、ハイパスフィルタ、ローパスフィルタなどのフィルタ装置、オペアンプなどから構成される増幅装置、心電のアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換装置等が含まれる。尚、フィルタ装置、増幅装置などは、ソフトウェアにより実装される形態であってもよい。また、A/D 変換装置においては、拍動間隔のゆらぎ量の差異が判別できる周期と精度でのサンプリングを行うことが望ましい。すなわち、A/D 変換の周波数が、25 Hz 以上の周波数で取得することが望ましい。例えば、本実施の形態においては、1000 Hz での心電信号のサンプリングを行っている。サンプリングの周波数を高めることにより、拍動間隔の揺らぎ量を正確に把握することが可能となる。

[0016] 拍動タイミング取得部 5 1 2 は、たとえば、CPU (Central Processing Unit) 5 1 0 やメモリを含む制御部によって実現される。より詳細には、CPU 5 1 0 が、メモリに格納されているプログラムを実行することによって、各種の判断方法により、R 波と判断できるピークを特定する（ステップ S 0 0 4）。すなわち、拍動タイミング取得部 5 1 2 は、R 波と判断できるピークに対して拍動タイミングとしての時刻情報を付与して、記憶部 5 2 0 に格納する。なお、心電波形のピークの抽出や拍動タイミングの特定の方法に関しては、特に限定しない。

[0017] 拍動タイミング取得部（拍動間隔を検出する検出回路）5 1 2 は、前回の拍動タイミングから今回の拍動タイミングまでの時間を今回の拍動間隔として計算し、拍動タイミングも記憶部 5 2 0 に格納する（ステップ S 0 0 6）。

[0018] たとえば、CPU 5 1 0 は、ステップ S 0 0 4 やステップ S 0 0 6 におい

て、図5に示すように、所定の時間帯毎に、当該所定の時間帯の基準時刻を示すタイムスタンプと、当該所定の時間帯に含まれる拍動タイミング毎の、所定の時間帯の基準時刻からの詳細な経過時間とを記憶部520に記憶させる。本実施の形態においては、所定の時間帯の長さは1秒間であって、所定の時間帯の基準時刻からの詳細な経過時間はm s e cで示される。なお、記憶部520は、一例として、SDカードやUSBメモリなどの不揮発性の記録媒体と、当該記録媒体にデータを書き込むためのメモリーインターフェイスなどによって実現される。

[0019] 周期信号発生部590は、図6に示すような、一定の周期の電気信号を発生させる回路である。電極が生体に適切に接触していない場合においては、図6に示すような、ベースラインにノイズが少なく、一定周期の電気信号の振幅のみが観測される。ここでは説明のために、周期信号発生部590は、 X (m s) の間隔をあけて、電気信号を発生させるものとする。周期的な信号を能動的に発生させるための構成については特に限定しない。

[0020] 周期判別部513は、たとえば、CPU510やメモリを含む制御部によって実現される。より詳細には、CPU510が、メモリに格納されているプログラムを実行することによって、後述する判断方法により、正常に心電波形を取得出来ているか否かを判断する（ステップS008）。

[0021] 本実施の形態においては、周期判別部513は、心電波形から得られた拍動間隔の、所定時間、たとえば5秒間など、における平均値 Y (m s) や標準偏差 Z (m s)などを計算する。そして、拍動間隔の平均値 Y (m s) が、周期信号発生部590の電気信号の間隔の平均値 X (m s) に近いかなかを判断することによって、得られた心電信信号が周期信号発生部590によって作られた電気信号によるものであるかなかを判断する。

[0022] なお、拍動間隔の平均値 Y (m s) が周期信号発生部590の電気信号の間隔の平均値 X (m s) に近いかなかの判断は、たとえば、拍動間隔の平均値 Y (m s) が電気信号の間隔の平均値 X (m s) から5%以内である、ことを判断することによって実行できる。

- [0023] あるいは、周期判別部513は、拍動間隔の標準偏差 Z (ms) が所定値以下であるか否かを判断してもよい。なお、ここでの所定値とは、たとえば、2msであったり、平均値 Y (ms) の1%あたりするが、特に限定されない。
- [0024] そして、周期判別部513は、心電信号が周期信号発生部590によって作られた電気信号によるものであると判断された場合（ステップS008にてYESである場合）、送信部560を介して、所定のエラー情報を通信端末300やサーバ100に送信する（ステップS010）。これによって、通信端末300が、信号取得装置500が正常に生体に取り付けられていない旨の情報を、ディスプレイ330に表示したり、スピーカに音声出力したりすることができる。
- [0025] ただし、ステップS008においてYESである場合、信号取得装置500のCPU510がスピーカから警告音声を出力したり、ディスプレイから警告メッセージを出力したり、警告用のライトを発光させたりしてもよい。
- [0026] 逆に、周期判別部513は、心電信号が周期信号発生部590によって作られた電気信号によるものであると判断されなかった場合（ステップS008にてNOである場合）、送信部560を介して、正常情報を通信端末300に送信する（ステップS012）。たとえば、送信部560は、所定の時間帯毎に、当該所定の時間帯の基準時刻を示すタイムスタンプと、当該所定の時間帯に含まれる拍動タイミング毎の、所定の時間帯の基準時刻からの詳細な経過時間とを通信端末300に送信する。
- [0027] より詳細には、拍動間隔は、通常、人においても、動物においても、図4に示すように、僅かに揺らいでいる。特に犬においては、この揺らぎが大きいことが知られている（呼吸性不整脈）。つまり、正常に心電信号が得られた場合には、拍動間隔の揺らぎが検知できるはずである。
- [0028] 一方、機械的に発生させた電気信号は、図6に示すように、一定の周期をもつため、機械的な信号が検出された場合には、周期にばらつきが無く、発信した周期と同一になる。つまり、規則正しい心電波形が得られた場合には

、心拍の拍動を示す信号ではなく、回路上で発生した信号となり、生体から正常に心電信号が取れていないことを意味する。すなわち、電極と生体の接触状態が心電計測に適さない状態であることを意味する。心電計測に適さない状態とは、電極と生体に接していない、または電極と生体間の接触抵抗が大きく、適切な通電状態ではない、と言える。例えば、周期判別部513が機械的に発生させた電気信号のみを所定の期間(例えば3秒間)以上連続して取得した場合に、電極と生体の接触状態によって、生体から正常に心電信号を取れていない、と判断してよい。

[0029] 入力する信号の周期は、0.2秒から10秒までの範囲が好ましい。これは、ピーク検出において、検出可能な範囲の短い周期(0.2秒→300bpmに相当)から拍動が無いことをできるだけ早期に検出するためである。

[0030] なお、予め心臓の病気やその治療(ペースメーカーなど)などの原因により、一定の周期をもつ心電信号が得られる可能性が高い場合には、通常的心臓の周期とは異なる周期の電気信号を入力することが好ましい。

[0031] また、ピーク検出のための心電信号の閾値は、周期信号が検出可能な数値とする。周期信号発生部590からの電気信号の振幅は、生体の拍動タイミングの検出の妨げにならない程度の振幅、たとえば正常な心電信号のピークの10%未満程度に設定されることが好ましい。

[0032] また、電極が生体に適切に接触ができている状態では、図4のように心電信号のベースラインにノイズが混入している状態となる。つまり、周期信号発生部590からの電気信号の振幅をノイズレベル以下の振幅となるように設定することで、電極が生体に良好に接触ができている状態では、周期信号を検出できない状態とすることができる。この場合、生体への電極の接触が良好ではない場合には、周期信号が検出される。逆に接触が良好な場合には、拍動の周期が検出される。また、電極と生体の接触が良好であるが、上記のようにノイズに埋もれて、周期信号が検出されない場合には、接触が良好でない状態であることを排除することが可能となり、心臓の活動に何らかの異常があることが判別できるため、異常を早期に見つけることが可能となる

。

＜通信端末３００の構成＞

[0033] 次に、通信端末３００の構成と処理について説明する。なお、図７は、本実施の形態にかかる通信端末３００が実行する処理を示すフローチャートである。図２および図７を参照して、通信端末３００は、受信部３６１、拍動間隔取得部３２１、解析部３１１と、グラフ作成部３１２と、結果出力部３１３と、ディスプレイ３３０と、データ記憶部３２２と、送信部３６２とを含む。

[0034] まず、受信部３６１と送信部３６２は、例えば、アンテナやコネクタなどを含む通信インターフェイス３６０によって実現される。受信部３６１は、信号取得装置５００からの拍動タイミングを示すデータを受信する（ステップＳ１００）。

[0035] 拍動間隔取得部３２１は各種のメモリ３２０などによって構成され、信号取得装置５００から受信したデータを格納する。本実施の形態においては、ＣＰＵ３１０が、通信インターフェイス３６０を介して受信した拍動タイミングに基づいて拍動と拍動の間の時間を計算する（ステップＳ１０２）。ＣＰＵ３１０は、拍動間隔を拍動間隔テーブル（図５参照。）として逐次メモリ３２０に蓄積していく（ステップＳ１０４）。本実施の形態においては、拍動間隔は、例えば、図５に示すようにｍｓｅｃ（ミリセック）の単位で計算される。ただし、これらのデータは、通信端末３００のメモリ３２０に記憶されてもよいし、通信端末３００からアクセス可能な他の装置に記憶されてもよい。なお、図５において拍動時刻１及び２に９が記入されている時刻の行は、もともと拍動が検出されていない時間帯示すものである。これは、拍動が無い時間帯を仮に９の数値を入力して示すものであり、その他の数値や記号であってもよい。

[0036] なお、本実施の形態においては、ＣＰＵ３１０は、何らかの原因によって信号取得装置５００からの拍動タイミングを示すデータが欠損した場合、後述する通り、拍動間隔が計算できない期間に関しては各種のプロットを行わ

ず、当該期間を経過したところから各種のプロットを再開する。より詳細には、欠損データの取り扱い方法として後述する。

[0037] 解析部311と、グラフ作成部312と、結果出力部313とは、例えばCPU310がメモリ320のプログラムを実行することによって実現される。解析部311は、一定時間単位、例えば、1分、10分、1時間など、状態を判定するために必要な時間単位で、拍動間隔取得部321から拍動間隔データを読み出して、拍動間隔 $R-R(n)$ とその次の拍動間隔 $R-R(n+1)$ との拍動間隔テーブルを作成する（ステップS106）。

[0038] 解析部311は、図8に示すように、拍動間隔 $R-R(n)$ とその次の拍動間隔 $R-R(n+1)$ との拍動間隔テーブルから $Y=X$ 方向とそれに垂直な方向の軸への変換を行う（ステップS108）。

[0039] 解析部311は、軸の変換を行った後のそれぞれの軸を構成する数値列に関する標準偏差を算出する（ステップS110）。なお、解析部311は、 $Y=X$ 軸に関する標準偏差だけを算出してもよいし、 $Y=X$ と垂直な軸に関する標準偏差だけを算出してもよいし、両方を算出してもよい。図9は、犬の精神状態または肉体的状態毎の、 $Y=X$ 軸に関する標準偏差と、 $Y=X$ と垂直な軸に関する標準偏差との目安を示す表である。

[0040] なお、解析部311は、主成分分析などの方法により分散が最大になる軸を特定し、当該軸と当該軸に垂直な軸に関する標準偏差を算出してもよい。さらには、解析部311は、軸変換を行わずに、 X 軸と Y 軸に関する標準偏差を算出するものであってもよい。分散の大きい方向が X 軸方向と Y 軸方向である場合には、軸変換を行わなくとも、 X 軸と Y 軸の標準偏差を算出することで、ポアンカレプロットした拍動間隔のばらつき状態を評価できる。この場合、軸変換を行う必要が無いために、計算量を低減することができる。

[0041] 結果出力部313は、例えば、自身の、あるいは外部の、ディスプレイ330やスピーカなどの出力装置に、標準偏差を表示させたり、音声メッセージを出力させたりする（ステップS114）。より詳細には、結果出力部313は、 $Y=X$ 軸に関する標準偏差だけを出力させてもよいし、 $Y=X$ と垂

直な軸に関する標準偏差だけを出力させてもよいし、両方を出力させてもよいし、大きい方だけを出力させてもよいし、小さい方だけを出力させてもよい。

[0042] 標準偏差を計算することにより、拍動間隔 $R - R(n)$ とその次の拍動間隔 $R - R(n + 1)$ とをそれぞれ軸としてポアンカレプロットした拍動間隔のばらつき状態が評価できる。

[0043] なお、本実施の形態にかかる生体情報処理システム 1 は、通信端末 300 が通信可能なサーバを含む形態であってもよい。その場合、結果出力部 313 としての CPU 310 は、標準偏差や関係テーブルなどデータ記憶部 322 に蓄積したり、送信部 362 を利用することによって、インターネットなどを介してサーバに送信したりする。これによって、今回の出力結果を観察対象の短期または長期のストレス状態の把握などに利用することができる。

[0044] 本実施の形態においては、ステップ S108 とは別に、同時にグラフ作成部 312 は、図 5 の拍動間隔テーブルから、標準偏差の計算に使用した範囲の拍動間隔 $R - R(n)$ とその次の拍動間隔 $R - R(n + 1)$ とのデータを取得して、図 10～図 13 に示すようなポアンカレプロット図を作成する。

[0045] そして、結果出力部 313 は、作成されたポアンカレプロット図を、自身の、または外部の、ディスプレイなどの出力装置に表示させる。なお、グラフ作成部 312 は、ステップ S108 の結果を利用して、軸変換後のポアンカレプロット図を作成して出力してもよい。

[0046] ここで、ポアンカレプロット図に関して説明する。図 10 は、本実施の形態にかかる犬の興奮状態におけるポアンカレプロット図である。図 11 は、本実施の形態にかかる犬の通常状態で呼吸が安定している状態におけるポアンカレプロット図である。図 12 は、本実施の形態にかかる犬の通常状態におけるポアンカレプロット図である。図 13 は、本実施の形態にかかる犬の安静状態におけるポアンカレプロット図である。

[0047] まず、例えば犬などの呼吸性の不整脈を有する生物の場合、図 10 のような興奮状態においては、心拍数が上昇し（拍動間隔は短くなる）、拍動間隔

の揺らぎは小さくなり、プロットの点が一定の場所に集まるような状態になる。

[0048] そして、図 1 1 のような呼吸が安定している通常の状態においては、心拍数が安静状態ほどは少なくない（プロットの点の広がりや安静状態ほど大きくない）が、プロット点の分布の中心にプロットが少ない（穴の空白）領域が存在する。このような形状になるのは、犬の心拍が呼吸の影響を大きく受けるため、拍動変動が周期的に変化することが原因と考えられる（呼吸性不整脈）。そのため、リラックスした緩やかな拍動ではないが、呼吸が安定して行われているため、空白の存在する状態になると考えられる。

[0049] そして、図 1 2 のような通常状態においては、拍動に揺らぎがみられ、ばらつきは大きくなる（プロット点の広がる）が、プロット点の散乱している状態となる。

[0050] そして、図 1 3 の安静状態においては、犬がリラックスしているために拍動の間隔が大きくなり、さらに呼吸性不整脈の影響を大きく受けるために、プロット点の広がりが大きくなると共に、円形や四角形に近い形状や、三角形に近い形状となる。そのいずれの形状においても、安静状態ではポアンカレプロットのプロット点の分布の中心部に空白部分が見られる形状となる。

[0051] このように、本実施の形態においては、算出結果に基づいて間接的に、ポアンカレプロットのプロット点の分布の広がりや形状、中心部にプロットが多くみられるか少なくみられるかを予想することができ、その結果、生物の精神的状態または肉体的状態を予想することができる。そして、上述した通り、解析部 3 1 1 は、自律神経バランスを示す数値として、ポアンカレプロットのバラツキ具合すなわち拍動間隔の標準偏差を算出するものである。

＜自律神経バランスの数値に関する別の形態＞

[0052] 上記の実施の形態においては、通信端末 3 0 0 が、ポアンカレプロットの $Y = X$ の軸に沿った標準偏差または $Y = X$ と垂直な軸に沿った標準偏差を出力するものであった。しかしながら、自律神経バランスを示す数値として、

それら2つの標準偏差の積を算出してもよい。以下では、図14を参照して、本実施の形態にかかる生体情報処理システム1の処理手順について説明する。

[0053] 図14は、本実施の形態にかかる生体情報処理システム1の処理手順を示すフローチャートである。ステップS100～ステップS108は、図7のものと同様であるため、ここでは説明を繰り返さない。

[0054] 解析部311としてのCPU310は、軸の変換を行った後のそれぞれの軸に関する標準偏差を算出する（ステップS110）。なお、解析部311は、分散が最大になる軸を特定し、当該軸と当該軸に垂直な軸に関する標準偏差を算出してもよい。

[0055] そして、解析部311は、自律神経バランスを示す数値として、それらの2つの標準偏差の積や積の平方根などを計算する（ステップS112）。

[0056] 結果出力部313は、例えば、通信端末300の、または外部の、ディスプレイやスピーカなどの出力装置に、標準偏差の積や積の平方根などを表示させたり、音声メッセージを出力させたりする（ステップS114）。より詳細には、結果出力部313は、 $Y=X$ 軸に関する標準偏差と、 $Y=-X$ の軸に関する標準偏差と、両者の積や積の平方根などを出力させてもよい。

[0057] 図15は、犬の精神状態または肉体的状態毎の、 $Y=X$ 軸に関する標準偏差と、 $Y=X$ と垂直な軸に関する標準偏差と、自律神経バランスを示す数値としての標準偏差の積や積の平方根などと、標準偏差の比との目安を示す表である。

[0058] 標準偏差の積を計算することにより、拍動間隔 $R-R(n)$ とその次の拍動間隔 $R-R(n+1)$ とをそれぞれ軸としてポアンカレプロットした拍動間隔の分布の広がりや大きさや形状、一様に分散している、中心に空白がある等のばらつき状態が評価できる。また、縦横比が同じで大きさのみ変化している状態や分布の広がり面積が同じで中心部のばらつき状態が異なる場合などに有効にばらつき状態を評価できる。

[0059] この場合も、結果出力部313は、標準偏差や標準偏差の積や積の平方根

や拍動間隔テーブルなどをデータ記憶部 3 2 2 に蓄積したり、送信部 3 6 2 を利用することによって、インターネットなどを介してサーバ 1 0 0 に送信したりする。これによって、今回の出力結果を観察対象の短期または長期のストレス状態の把握などに利用することができる。

[0060] 解析部 3 1 1 は、2つの軸の標準偏差の積や積の平方根などを計算するものであるが、3つ以上の軸の標準偏差の積やその累乗根などを計算するものであってもよい。

[0061] CPU 3 1 0 は、所定の期間たとえば数分間毎に上記の計算を行い、当該計算結果を後述する診断グラフ作成のためにメモリ 3 2 0 のデータベースに蓄積していく。

<第2の実施の形態>

[0062] 上記の実施の形態においては、信号取得装置 5 0 0 が、周期信号発生部 5 9 0 を搭載するものであった。しかしながら、周期的に信号を発するものであれば、他の構成であってもよい。たとえば、図 1 6 に示すように、記憶部 5 2 0 や送信部 5 6 0 から発生する信号を利用してもよい。

[0063] たとえば、記憶部 5 2 0 が、一定の周期で、拍動タイミングや拍動間隔をSDカードに記録してもよい。例えば、CPU 5 1 0 は、拍動タイミングや拍動間隔を計算した際に、RAM上に一時的に記憶しておき、一定の周期、たとえば1秒など、でSDカードスロット 5 2 2 などのメモリインターフェイスを介してSDカードに、図 5 の1行分の拍動タイミングや拍動間隔の情報を書き込んでいってもよい。これによって、自然に一定の周期で電気信号が発生するようになる。つまり、記憶部 5 2 0 が一定の周期で電気信号を発信させる周期信号生成回路を含んでいてもよい。

[0064] あるいは、送信部 5 6 0 が、一定の周期で、拍動タイミングや拍動間隔を通信端末 3 0 0 に送信してもよい。例えば、CPU 5 1 0 は、拍動タイミングや拍動間隔を計算した際に、RAM上に一時的に記憶しておき、一定の周期、たとえば1秒など、でアンテナやコネクタなどの通信インターフェイスを介して、図 5 の1行分の拍動タイミングや拍動間隔の情報を通信端末 3 0

0やサーバ100に送信してもよい。これによって、自然に一定の周期で信号が発生するようになる。

[0065] また、周期信号発生部590が発生する信号は、拍動タイミング取得部512において、拍動と同時に検出されないが、周期信号としては、検出されるものとしてもよい。具体的には、拍動を検出する拍動閾値と周期信号を検出する周期信号閾値を設け、周期信号は、周期信号拍動閾値では検出されるが、拍動閾値では検出されない振幅とする。生体と電極の接触状態が良好な場合、拍動は、周期信号閾値でも検出されてしまうが、検出された周期は、周期信号とは異なるものとなる。

[0066] そして、周期判別部513は、心電信号から得られた拍動間隔が、記憶部520による書き込み周期や、送信部560による送信周期に近いかな否か、に基づいて、心電信号が正常に取得できているかな否かを判断する。

<第3の実施の形態>

[0067] あるいは、信号取得装置500が周期信号発生部590を搭載しつつ、当該周期信号発生部590が、記憶部520によって信号が発生するタイミングや送信部560によって信号が発生するタイミングに合わせて、周期的に信号が発生するように構成されてもよい。

[0068] そして、周期判別部513は、心電信号から得られた拍動間隔が、周期信号発生部590による信号の発生周期に近いかな否か、に基づいて、心電信号が正常に取得できているかな否かを判断する。本実施の形態においては、周期信号発生部590の信号の発生タイミングが、記憶部520によって信号が発生するタイミングや送信部560によって信号が発生するタイミングと同じであるため、記憶部520から発生する信号や送信部560から発生する信号が、ステップS008の判断の妨げになりにくくなる。

<第4の実施の形態>

[0069] 上記の実施の形態にかかる生体情報処理システム1は、電極401, 402, 403からの心電信号に基づいて信号取得装置500が拍動タイミングや拍動間隔を取得し、通信端末300が拍動間隔から生物の状態を判断する

ための情報または生物の状態の判定結果の情報を算出して出力するものであった。しかしながら、それらの1つの装置の全部または一部の役割が、別の装置によって担われてもよいし、複数の装置によって分担されてもよい。逆に、それら複数の装置の全部または一部の役割を、1つの装置が担ってもよいし、別の装置が担ってもよい。

[0070] 例えば、通信端末300の役割をサーバ100が担ってもよい。具体的には、通信端末300が信号取得装置500からの拍動タイミングや拍動間隔などの必要な情報をルータやキャリア網やインターネットなどを介してサーバ100に送信する。そして、サーバ100が生物の状態を判断するための情報または生物の状態の判定結果を示す情報を算出し、当該情報を通信端末300に送信し、通信端末300が最終的な結果の情報をディスプレイやスピーカに出力する。

[0071] あるいは、信号取得装置500の機能を通信端末300やサーバ100が実現しても良い。たとえば、通信端末300やサーバ100が、信号取得装置500から心電信号を受信して、拍動タイミングを特定したり、拍動間隔を計算したり、拍動間隔と周期的な電気信号の発生周期とに基づいて心電信号が正常に取得できているか否かを判断したりしてもよい。

<まとめ>

[0072] 上記の実施の形態においては、動物に装着するための生体情報測定用ハーネスが提供される。生体情報測定用ハーネスは、動物の心電信号を受信し、心電信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路と、心電処理回路によって増幅された心電信号に基づいて動物の拍動間隔を検出する検出回路と、一定周期の電気信号を発生させる電気信号生成回路と、周期信号発生回路が発生させた電気信号を取得し、拍動間隔と電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって心電信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部と、を備える。

[0073] 好ましくは、生体情報測定用ハーネスは、通信インターフェイスまたはメモリインターフェイスをさらに備える。電気信号発生回路が通信インターフ

ェイスまたはメモリインターフェイスに含まれる。電気信号生成回路は、通信インターフェイスによる拍動間隔データの送受信のタイミングまたはメモリインターフェイスによる拍動間隔データの記録媒体への書き込みのタイミングに合わせて、電気信号を発生させる。

[0074] 好ましくは、生体情報測定用ハーネスは、通信インターフェイスまたはメモリインターフェイスをさらに備える。電気信号発生回路が通信インターフェイスまたはメモリインターフェイスに含まれる。通信インターフェイスによる拍動間隔データの送受信のタイミングまたメモリインターフェイスによる拍動間隔データの記録媒体への書き込み時に、電気信号が発生する。

[0075] 好ましくは、生体情報測定用ハーネスは、さらに、心電信信号を取得する電極と、制御部の判定結果を通知する通知部と、を備える。制御部は、検出回路が検出した2つの拍動の間に、3秒間以上連続して電気信号のみを取得した場合、電極と動物の接触不良を判定し、判定結果を通知部に送信する。

[0076] 上記の実施の形態においては、動物に装着するための生体情報測定用ハーネスと、生体情報測定用ハーネスと通信可能なコンピュータとを備える生体情報測定システムが提供される。生体情報測定用ハーネスは、動物の心電信信号を受信し、心電信信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路と、電気信号および心電処理部で増幅された心電信信号を取得し、心電処理部で増幅された心電信信号に基づいて動物の拍動間隔を検出する制御部とを含む。コンピュータは、拍動間隔と電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって心電信信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部を含む。

[0077] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本開示の範囲は、上記した説明ではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0078] 1 : 生体情報処理システム

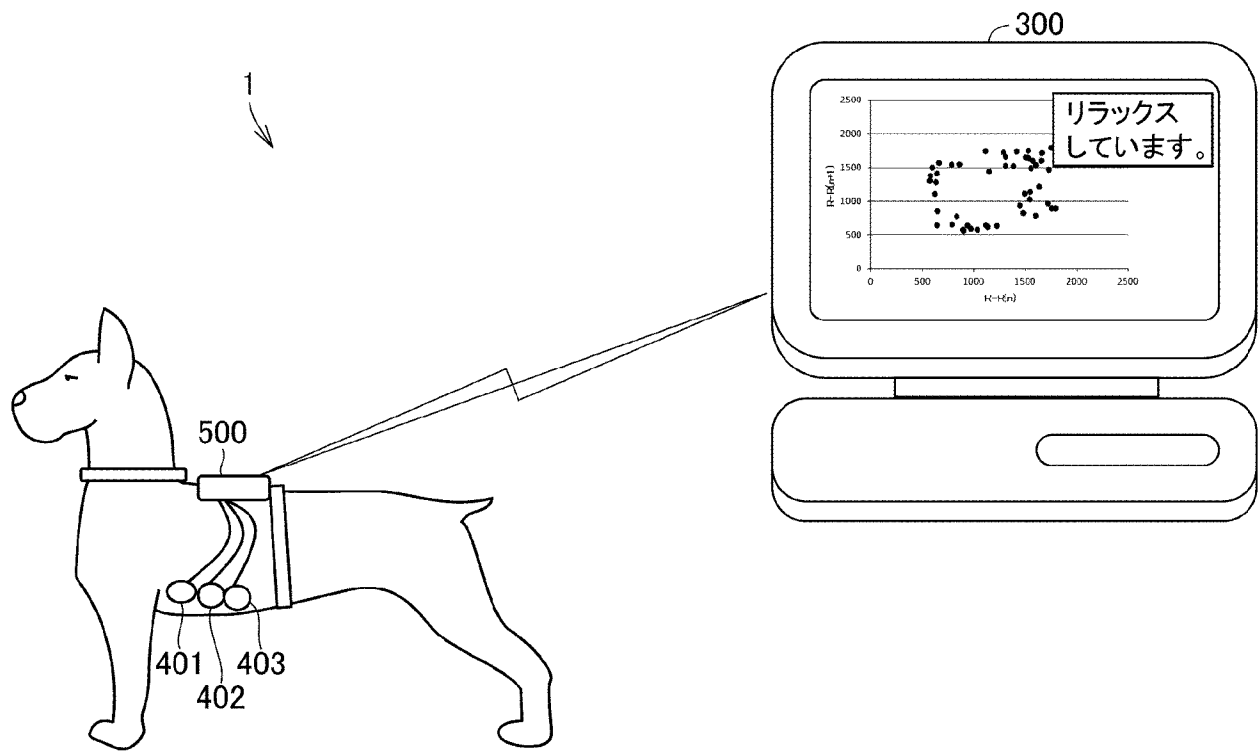
1 0 0	: サーバ
3 0 0	: 通信端末
3 1 0	: C P U
3 1 1	: 解析部
3 1 2	: グラフ作成部
3 1 3	: 結果出力部
3 2 0	: メモリ
3 2 1	: 拍動間隔取得部
3 2 2	: データ記憶部
3 3 0	: ディスプレイ
3 6 0	: 通信インターフェイス
3 6 1	: 受信部
3 6 2	: 送信部
4 0 1	: 電極
4 0 2	: 電極
4 0 3	: 電極
5 0 0	: 信号取得装置
5 1 0	: C P U
5 1 1	: 心電前処理部
5 1 2	: 拍動タイミング取得部
5 1 3	: 周期判別部
5 2 0	: 記憶部
5 2 2	: S D カードスロット
5 6 0	: 送信部
5 9 0	: 周期信号発生部
X	: 周期的な信号の発生間隔の平均値
Y	: 拍動間隔の平均値
Z	: 拍動間隔の標準偏差

請求の範囲

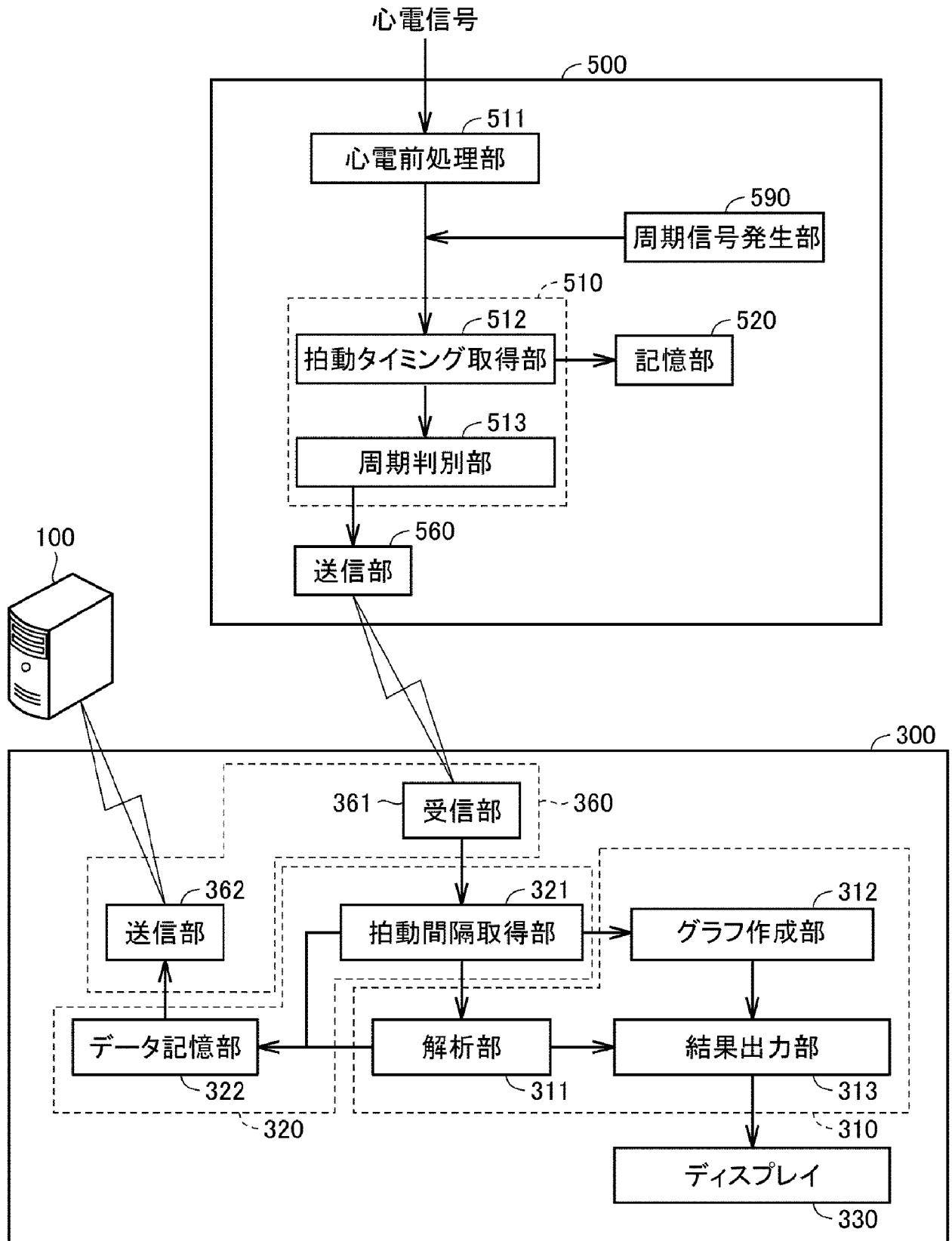
- [請求項1] 動物に装着するための生体情報測定用ハーネスであって、
動物の心電信号を受信し、前記心電信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路と、
前記心電処理回路によって増幅された心電信号に基づいて前記動物の拍動間隔を検出する検出回路と、
一定周期の電気信号を発生させる電気信号生成回路と、
前記周期信号発生回路が発生させた前記電気信号を取得し、前記拍動間隔と前記電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって前記心電信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部と、を備える生体情報測定用ハーネス。
- [請求項2] 通信インターフェイスまたはメモリーインターフェイスをさらに備え、
前記電気信号発生回路が前記通信インターフェイスまたはメモリーインターフェイスに含まれ、
前記電気信号生成回路は、前記通信インターフェイスによる前記拍動間隔データの送受信のタイミングまたは前記メモリーインターフェイスによる前記拍動間隔データの記録媒体への書き込みのタイミングに合わせて、前記電気信号を発生させる、請求項1に記載の生体情報測定用ハーネス。
- [請求項3] 通信インターフェイスまたはメモリーインターフェイスをさらに備え、
前記電気信号発生回路が前記通信インターフェイスまたはメモリーインターフェイスに含まれ、
前記通信インターフェイスによる前記拍動間隔データの送受信のタイミングまたは前記メモリーインターフェイスによる前記拍動間隔データの記録媒体への書き込み時に、前記電気信号が発生する、請求項1に記載の生体情報測定用ハーネス。

- [請求項4] さらに、心電信号を取得する電極と、
前記制御部の判定結果を通知する通知部と、を備え、
前記制御部は、前記検出回路が検出した2つの拍動の間に、3秒間以上連続して前記電気信号のみを取得した場合、前記電極と動物の接触不良を判定し、判定結果を通知部に送信する、請求項1から3いずれかに記載の生体用測定用ハーネス。
- [請求項5] 動物に装着するための生体情報測定用ハーネスと、前記生体情報測定用ハーネスと通信可能なコンピュータとを備え、
前記生体情報測定用ハーネスは、
動物の心電信号を受信し、前記心電信号を増幅し、かつ、所定の周波数をカットするフィルタ処理を行う心電処理回路と、
電気信号および前記心電処理部で増幅された心電信号を取得し、前記心電処理部で増幅された心電信号に基づいて前記動物の拍動間隔を検出する制御部とを含み、
前記コンピュータは、前記拍動間隔と前記電気信号の周期とが略一致するかどうかを判定することによって前記心電信号が正常に取得できているか否かを判定するための制御部を含む、生体情報測定システム。

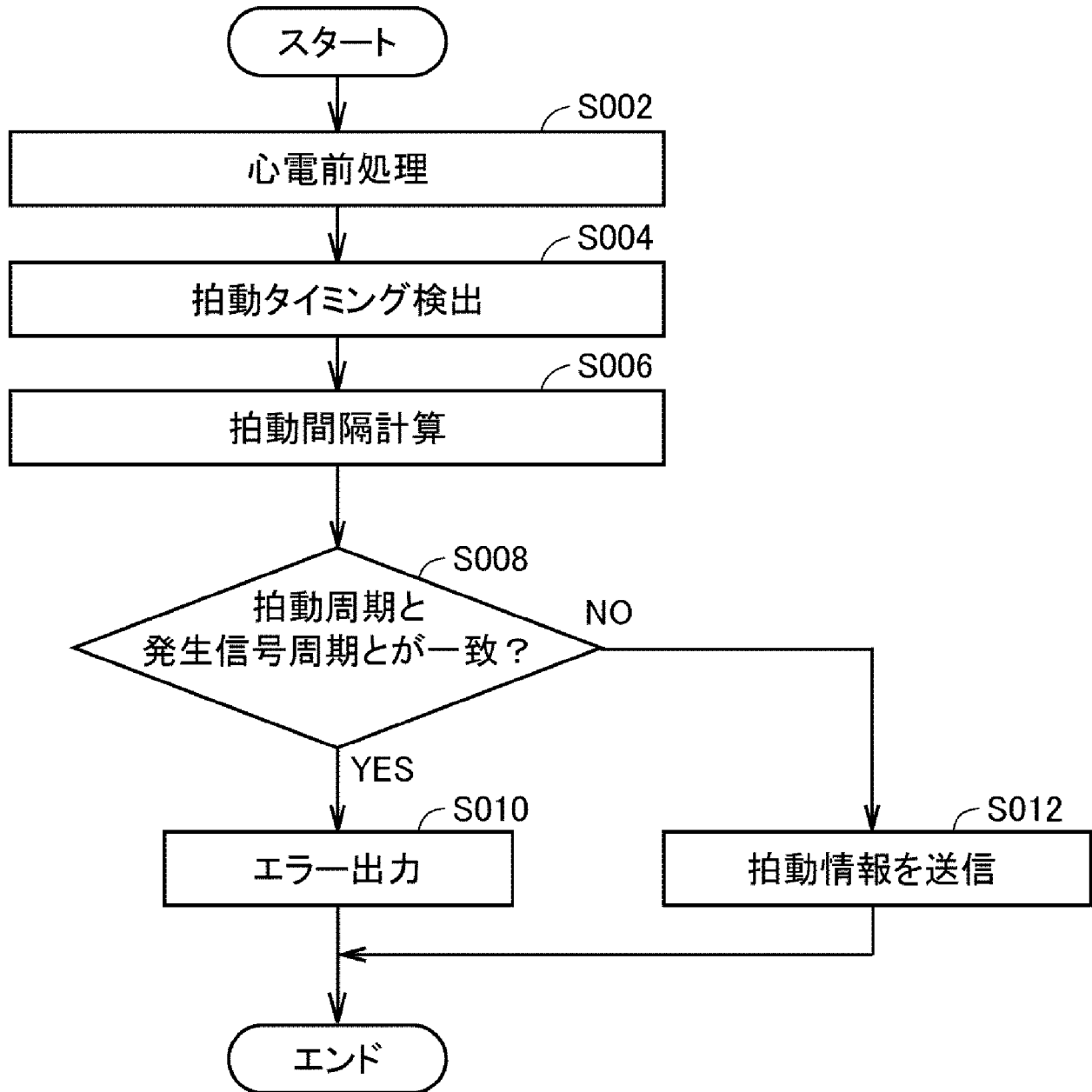
[図1]



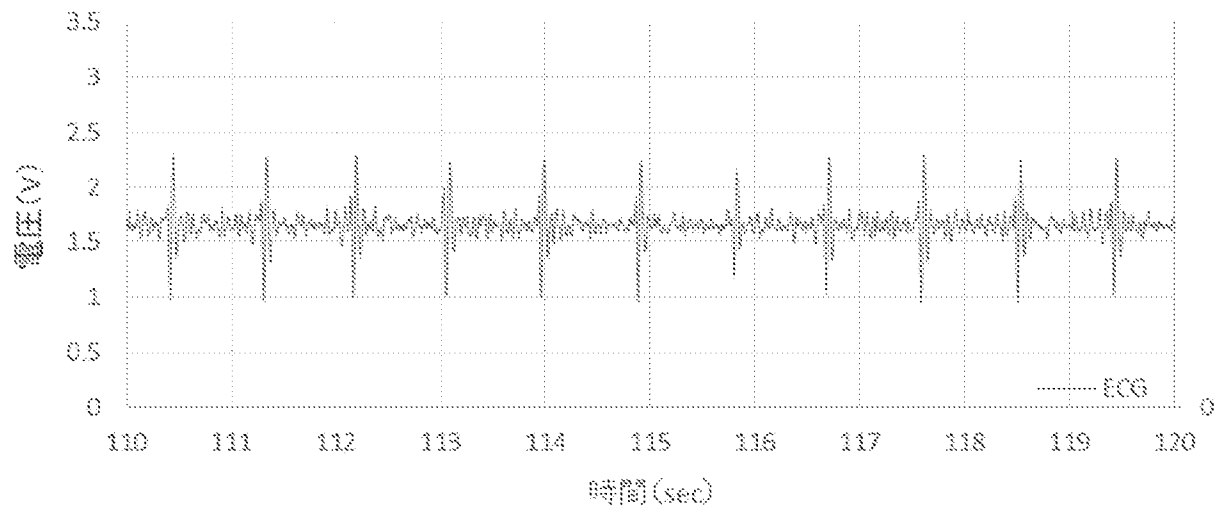
[図2]



[図3]



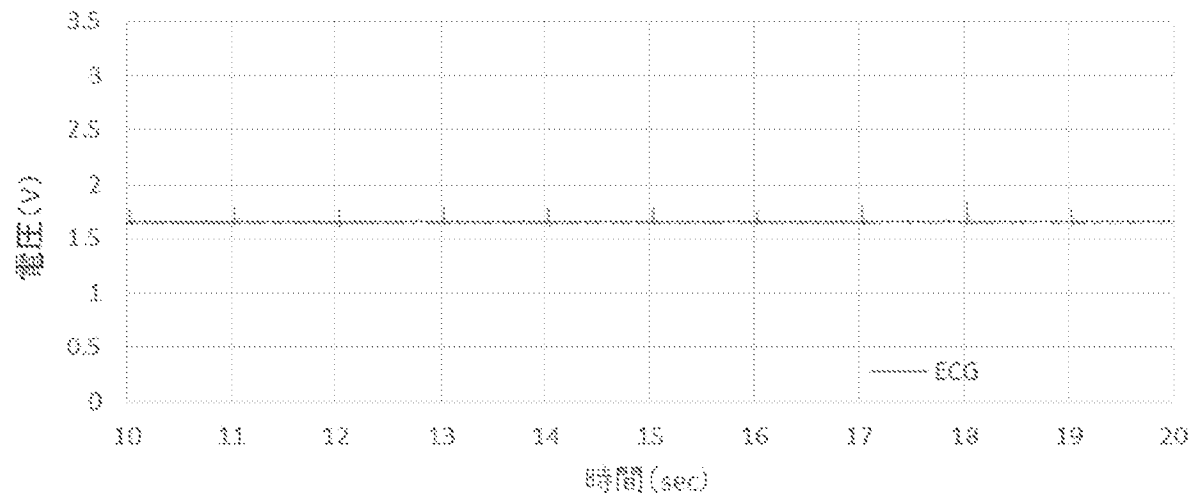
[図4]



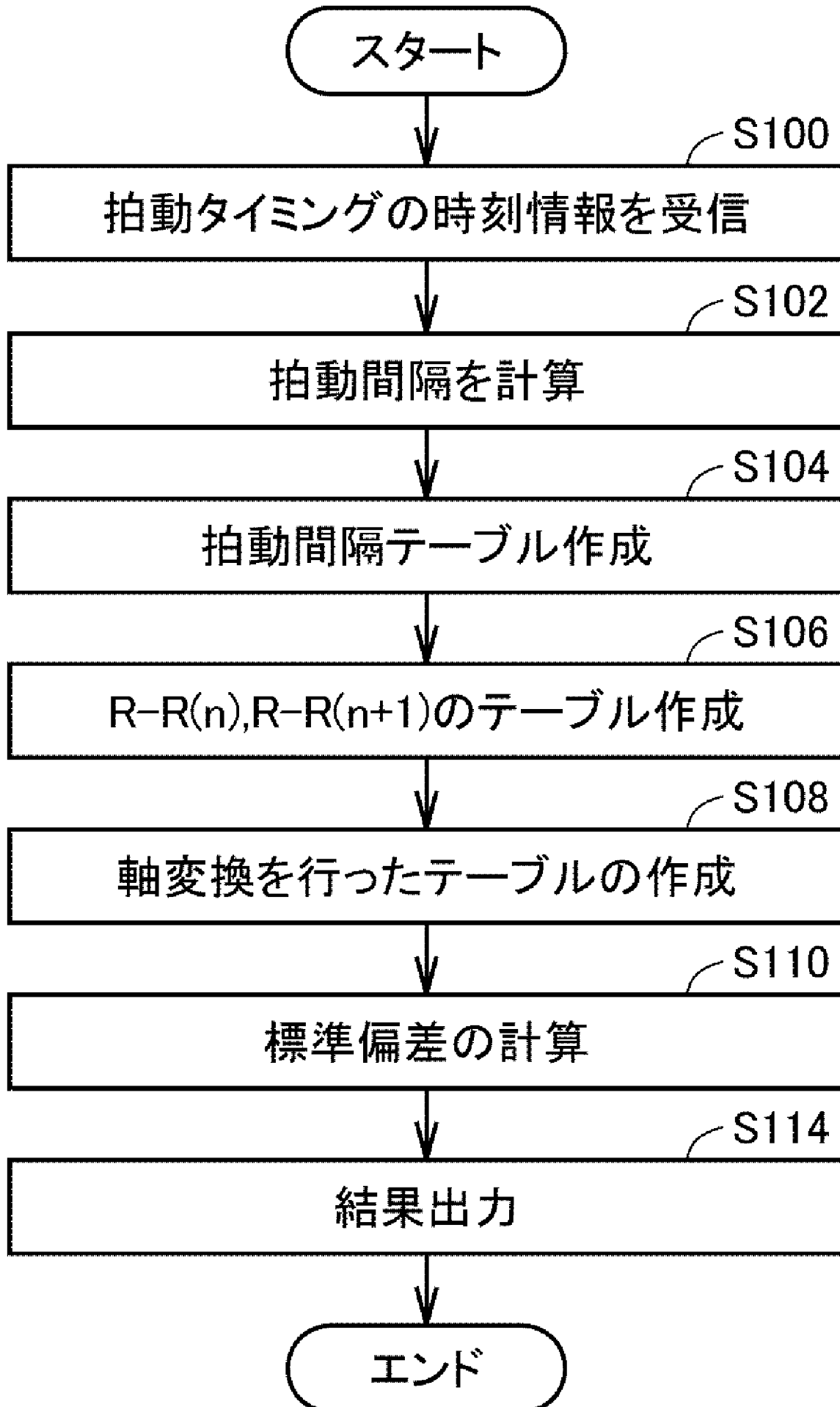
[図5]

timestamp	拍動時刻			拍動間隔	
	1	2	3		
2017/1/1 10:10:00	0			1084	
2017/1/1 10:10:01	445			1445	
2017/1/1 10:10:02	9	9			
2017/1/1 10:10:03	108			1663	
2017/1/1 10:10:04	200	808		1092	608
2017/1/1 10:10:05	289			481	
2017/1/1 10:10:06	439			1150	
2017/1/1 10:10:07	911			1472	
2017/1/1 10:10:08	9	9			
2017/1/1 10:10:09	298			1387	
2017/1/1 10:10:10	721			1423	
2017/1/1 10:10:11	834			1113	
2017/1/1 10:10:12	616			782	
2017/1/1 10:10:13	294			678	
2017/1/1 10:10:14	511			1217	
2017/1/1 10:10:15	9	9			
2017/1/1 10:10:16	306			1795	
2017/1/1 10:10:17	206			900	
2017/1/1 10:10:18	254			1048	
2017/1/1 10:10:19	307			1053	
2017/1/1 10:10:20	199	930		892	731

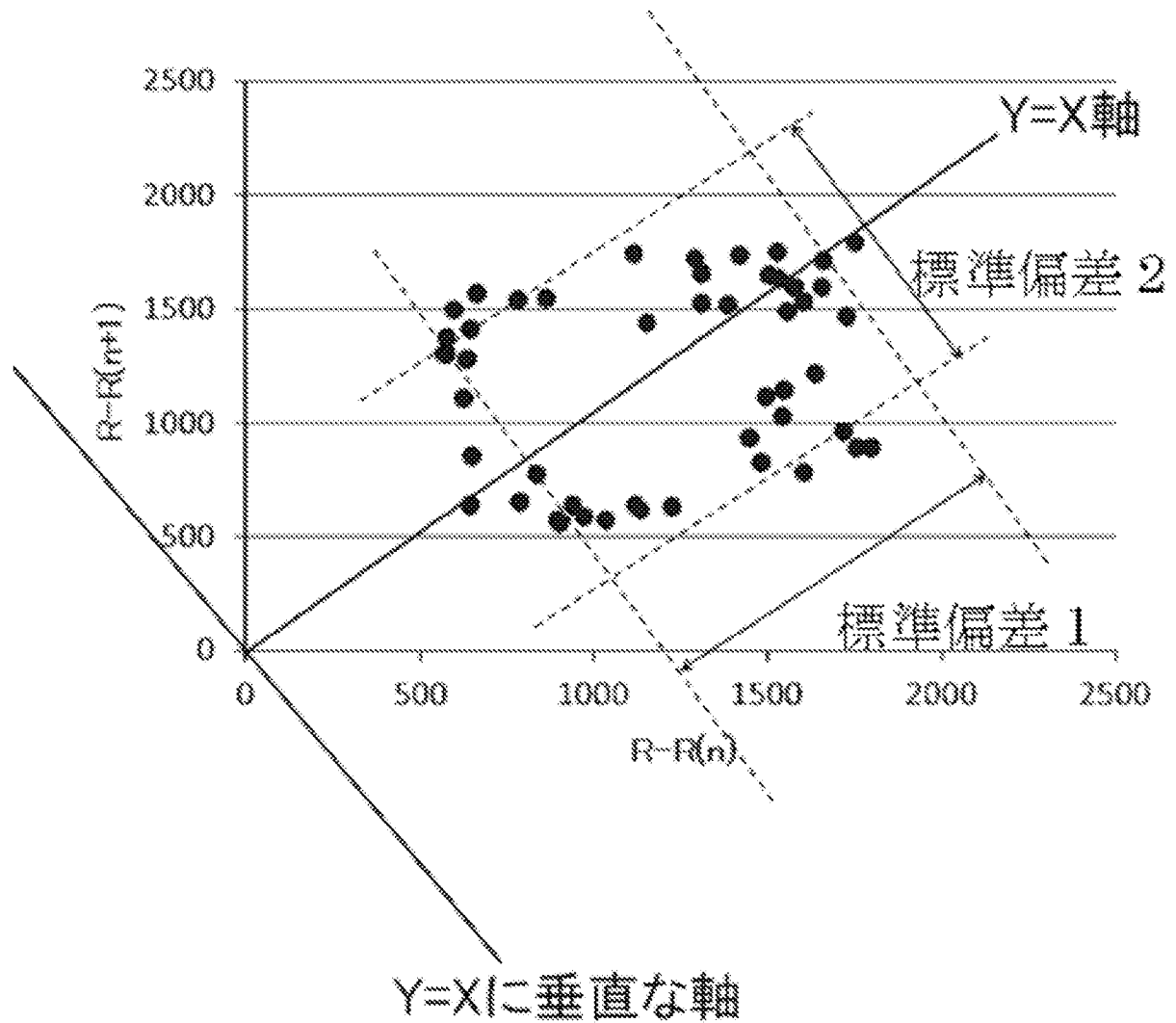
[図6]



[図7]



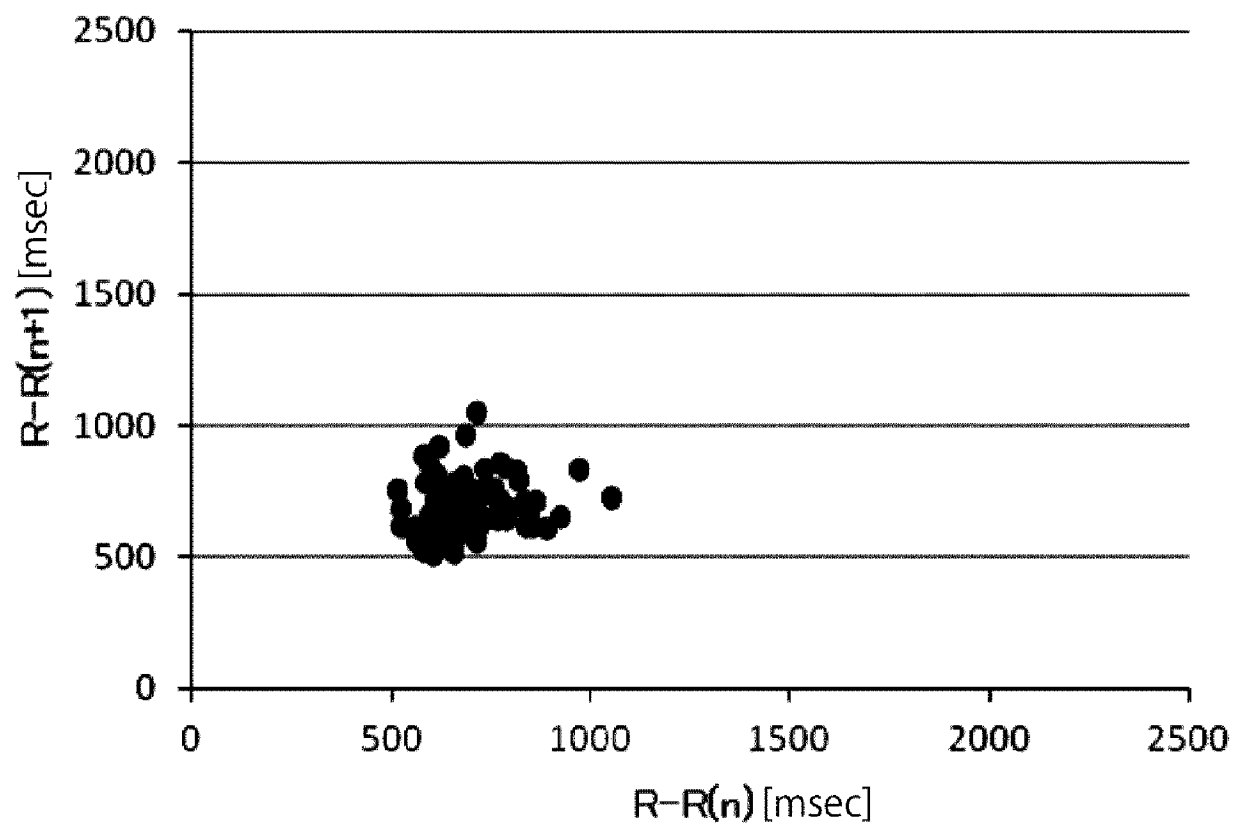
[図8]



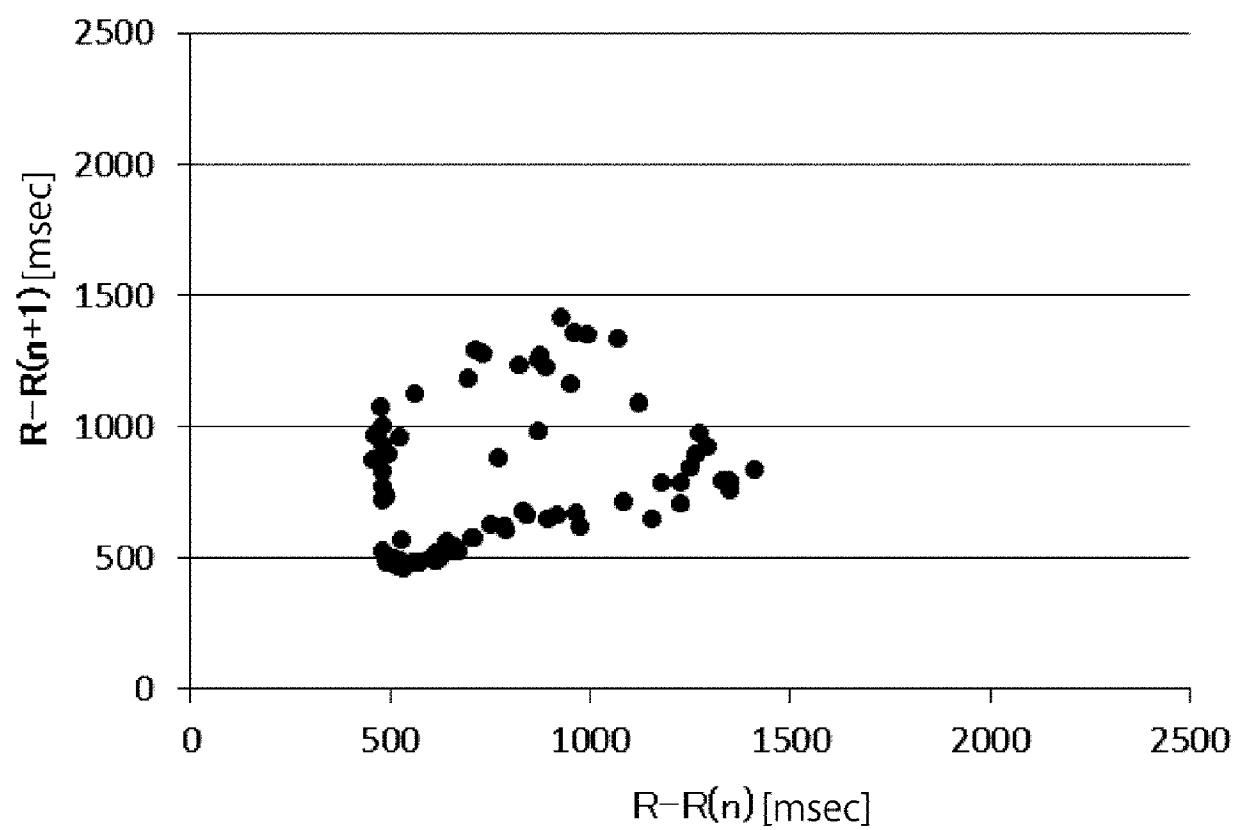
[図9]

	Y=X方向 標準偏差[msec]	Y=Xの垂直方向 標準偏差[msec]
興奮(h)	111.6	92.8
通常1(i)	313.6	233.5
通常2(j)	390	311.5
安静(k)	453.8	361.6

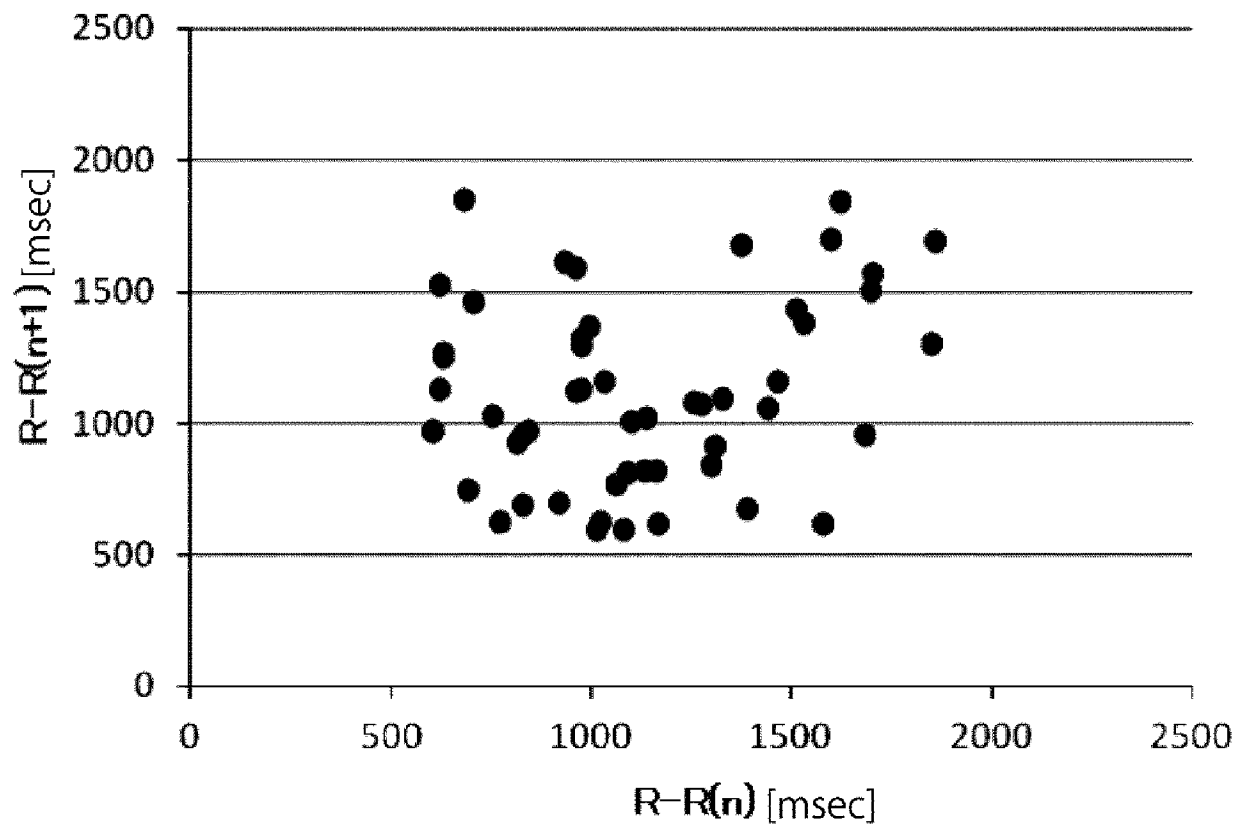
[図10]



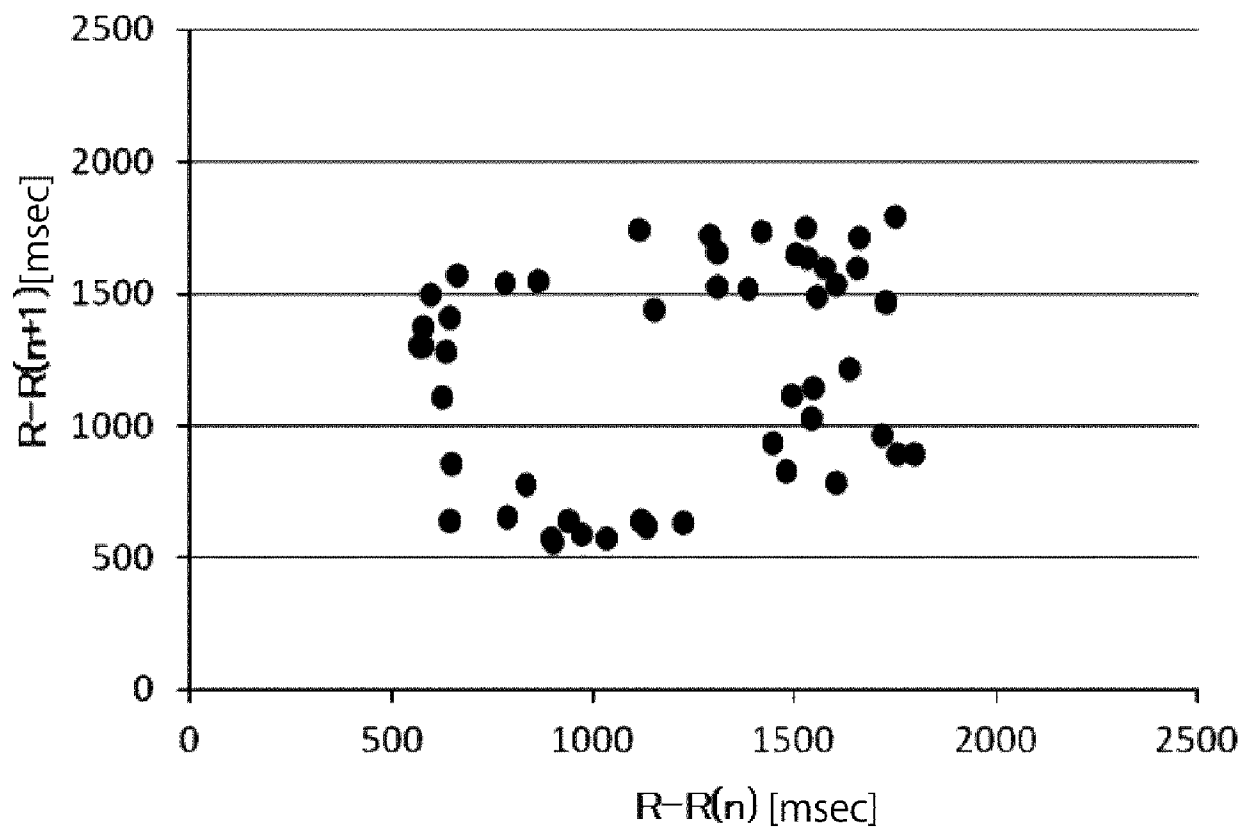
[図11]



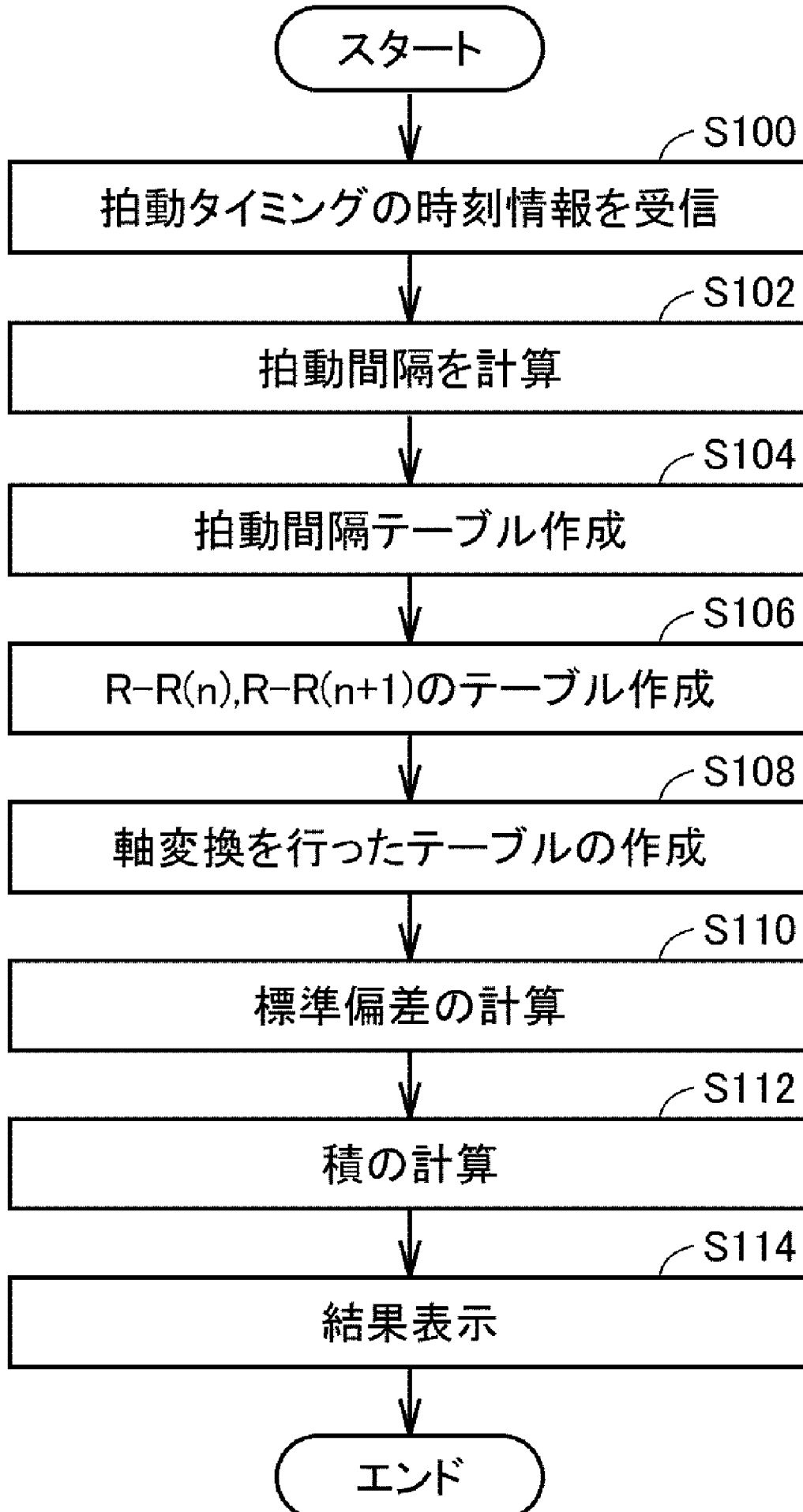
[図12]



[図13]



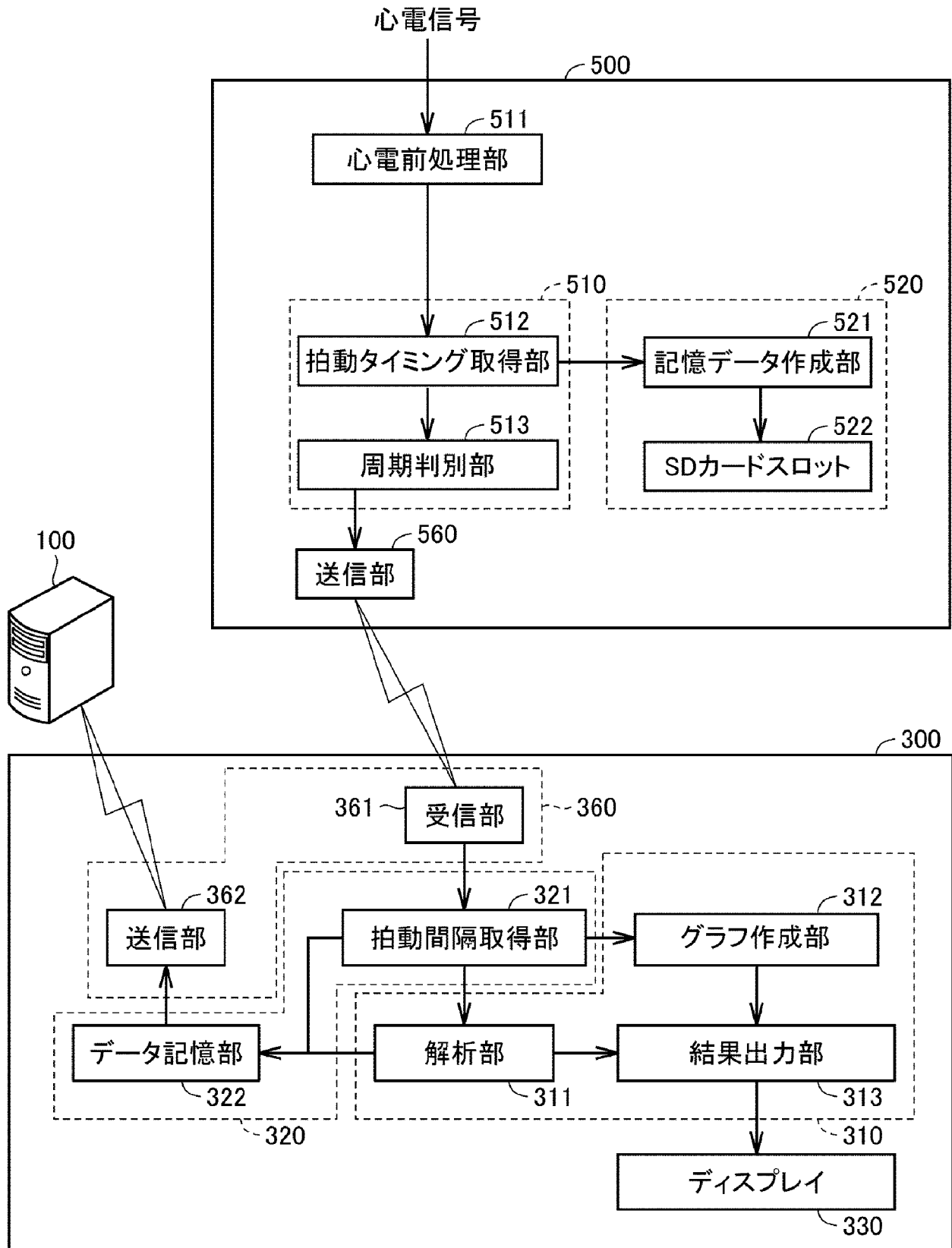
[図14]



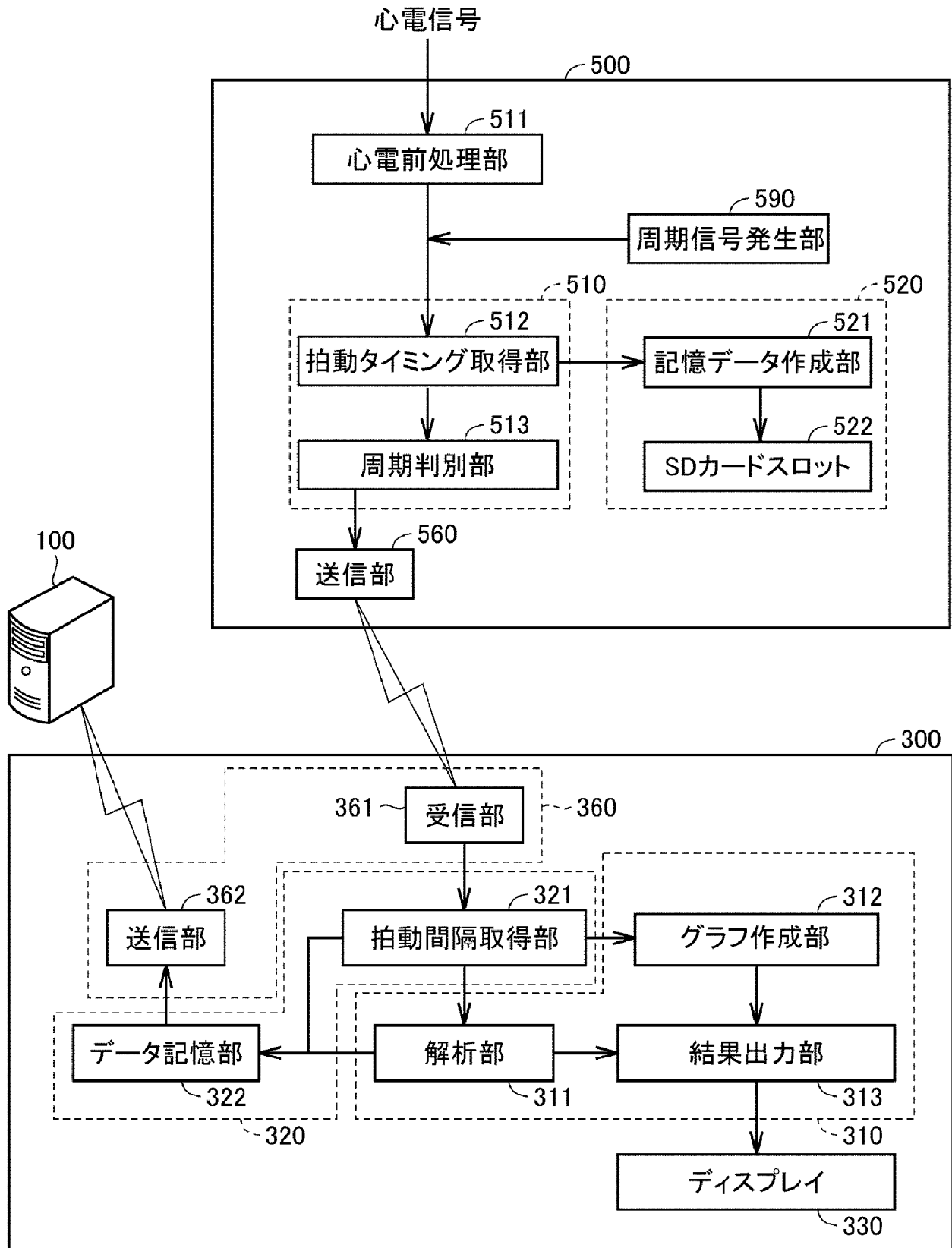
[図15]

	Y=X方向 標準偏差[msec]	Y=Xの垂直方向 標準偏差[msec]	標準偏差の積	標準偏差の比
興奮(h)	111.6	92.8	1.0×10^4	8.3×10^{-1}
通常1(i)	313.6	233.5	7.3×10^4	7.4×10^{-1}
通常2(j)	390	311.5	1.2×10^5	8.0×10^{-1}
安静(k)	453.8	361.6	1.6×10^5	8.0×10^{-1}

[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/006743

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(2006.01)i, A61B5/0452(2006.01)i
FI: A61B5/04312A, A61B5/04300M

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/04-A61B5/053

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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 2016-538022 A (BRAIN SENTINEL, INC.) 08.12.2016 (2016-12-08), entire text, all drawings	1-5
A	JP 2010-538775 A (MEDOTECH A/S) 16.12.2010 (2010-12-16), entire text, all drawings	1-5
A	JP 10-28680 A (SIEMENS ELEMA AB) 03.02.1998 (1998-02-03), entire text, all drawings	1-5
A	JP 2018-38889 A (BRAIN SENTINEL, INC.) 15.03.2018 (2018-03-15), entire text, all drawings	1-5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
06.04.2020

Date of mailing of the international search report
21.04.2020

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/006743

JP 2016-538022 A	08.12.2016	US 2016/0242668 A1 whole document
JP 2010-538775 A	16.12.2010	US 2011/0105941 A1 whole document
JP 10-28680 A	03.02.1998	US 5792063 A whole document EP 0800787 A1
JP 2018-38889 A	15.03.2018	US 2016/0242668 A1 whole document

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/0408(2006.01)i; A61B 5/0478(2006.01)i; A61B 5/0452(2006.01)i FI: A61B5/04 312A; A61B5/04 300M														
B. 調査を行った分野														
調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/04-A61B5/053														
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020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 2016-538022 A（ブレイン センティネル インコーポレイテッド）08.12.2016 （2016 - 12 - 08） 全文、全図	1-5												
A	JP 2010-538775 A（メドテック エイ／エス）16.12.2010（2010 - 12 - 16） 全文、全図	1-5												
A	JP 10-28680 A（シーメンスーエレマ アクチボラゲット）03.02.1998（1998 - 02 - 03） 全文、全図	1-5												
A	JP 2018-38889 A（ブレイン センティネル インコーポレイテッド）15.03.2018 （2018 - 03 - 15） 全文、全図	1-5												
☐ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“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	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“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	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 06.04.2020	国際調査報告の発送日 21.04.2020													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 福田 千尋 2Q 7859 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/006743

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2016-538022	A	08.12.2016	US	2016/0242668	A1	
				Whole document			
JP	2010-538775	A	16.12.2010	US	2011/0105941	A1	
				Whole document			
JP	10-28680	A	03.02.1998	US	5792063	A	
				Whole document			
				EP	0800787	A1	
JP	2018-38889	A	15.03.2018	US	2016/0242668	A1	
				Whole document			