

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-103750

(P2019-103750A)

(43) 公開日 令和1年6月27日(2019.6.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 A	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 G	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/0255 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 3 0 R	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2017-239752 (P2017-239752)
 (22) 出願日 平成29年12月14日 (2017.12.14)

(71) 出願人 000005049
 シャープ株式会社
 大阪府堺市堺区匠町 1 番地
 (74) 代理人 100148275
 弁理士 山内 聡
 (74) 代理人 100136319
 弁理士 北原 宏修
 (74) 代理人 100142745
 弁理士 伊藤 世子
 (72) 発明者 中野 あずさ
 大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式
 会社内
 (72) 発明者 昌谷 洋
 大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式
 会社内

最終頁に続く

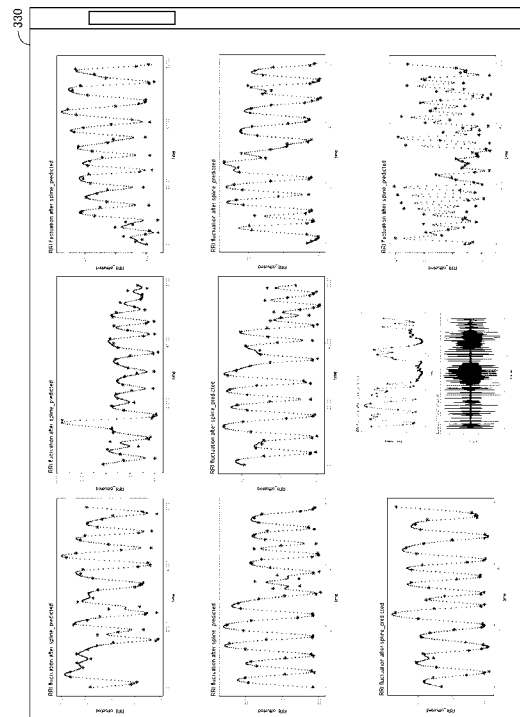
(54) 【発明の名称】 情報処理装置、情報処理プログラム、サーバ、および情報処理方法

(57) 【要約】

【課題】生物の精神的状態または肉体的状態を従来よりも正確に把握したり、あるいは従来よりも効率的に把握したりすることができる情報処理装置、プログラム、サーバ、または情報処理方法を提供する。

【解決手段】ディスプレイ 330 と、生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔または脈拍間隔に関する第 1 のグラフを順にディスプレイ 330 に表示させるためのプロセッサ 310 とを備える情報処理装置 300 が提供される。プロセッサ 310 は、生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされる場合に第 1 のグラフと第 1 のグラフとは異種の第 2 のグラフとをディスプレイ 330 に同時に表示させ、第 1 の条件が満たされない場合に第 1 のグラフをディスプレイ 330 に表示させる。

【選択図】図 2 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ディスプレイと、

生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔、脈拍間隔または拍動時刻に関する第 1 のグラフを順に前記ディスプレイに表示させるためのプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、前記生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされる場合に第 1 のグラフと前記第 1 のグラフとは異種であって、前記生物個体毎または前記タイミング毎の前記生物個体のバイタルデータまたは前記生物個体の拍動または脈拍を測定している環境における環境のデータを示す第 2 のグラフとを前記ディスプレイに同時に表示させ、前記第 1 の条件が満たされない場合に第 1 のグラフを前記ディスプレイに表示させる、情報処理装置。

10

【請求項 2】

前記プロセッサは、前記生物個体毎またはタイミング毎に、前記第 1 の条件が満たされる場合であって、かつ第 2 の条件が満たされる場合には、前記第 1 および第 2 のグラフの表示をスキップする、請求項 1 に記載の情報処理装置。

【請求項 3】

前記プロセッサは、前記生物個体毎またはタイミング毎に、前記第 1 の条件が満たされる場合に、当該第 1 の条件を満たす箇所の表示態様が当該第 1 の条件を満たさない箇所の表示態様と異なるように、前記第 1 のグラフまたは前記第 2 のグラフを前記ディスプレイに表示させる、請求項 1 または 2 に記載の情報処理装置。

20

【請求項 4】

ディスプレイと、

生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔または脈拍間隔に関する第 1 のグラフを順に前記ディスプレイに表示させるためのプロセッサとを備え、

前記プロセッサは、前記生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件を満たす箇所の表示態様が当該第 1 の条件を満たさない箇所の表示態様と異なるように、前記第 1 のグラフを前記ディスプレイに表示させる、情報処理装置。

【請求項 5】

前記第 1 のグラフは、生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔または脈拍間隔をスプライン補間したグラフであって、

30

前記第 2 のグラフは、生物個体毎またはタイミング毎の心電のピーク信号を示すグラフである、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の情報処理装置。

【請求項 6】

生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされるか否かを判断するステップと、

前記第 1 の条件が満たされる場合に、第 1 のグラフと前記第 1 のグラフとは異種の第 2 のグラフとをディスプレイに同時に表示させるステップと、

前記第 1 の条件が満たされない場合に、前記第 1 のグラフを前記ディスプレイに表示させるステップと、をプロセッサに実行させる情報処理プログラム。

【請求項 7】

40

出力装置と通信するための通信インターフェイスと、

前記通信インターフェイスを介して生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔または脈拍間隔を取得して、前記生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされる場合に前記通信インターフェイスを介して第 1 のグラフと前記第 1 のグラフとは異種の第 2 のグラフとを出力装置に同時に表示させ、前記第 1 の条件が満たされない場合に前記通信インターフェイスを介して第 1 のグラフを前記出力装置に表示させるためのプロセッサとを備えるサーバ。

【請求項 8】

サーバにおける情報処理方法であって、

プロセッサが、通信インターフェイスを介して生物個体毎またはタイミング毎の拍動間

50

隔または脈拍間隔を取得するステップと、

前記プロセッサが、前記生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされるかを判断するステップと、

前記プロセッサが、前記第 1 の条件が満たされる場合に、前記通信インターフェイスを介して第 1 のグラフと前記第 1 のグラフとは異種の第 2 のグラフとを出力装置に同時に表示させるステップと、

前記プロセッサが、前記第 1 の条件が満たされない場合に、前記通信インターフェイスを介して第 1 のグラフを前記出力装置に表示させるステップとを備える情報処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

以下の開示は、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】

【0002】

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 2010-155166 号公報（特許文献 1）には、脈波診断装置及び脈波診断装置制御方法が開示されている。特許文献 1 によると、脈波診断装置及び脈波診断装置制御方法は、光電センサを用いて脈波を検出し、検出した脈波から脈波の変動を算出することを特徴とする。具体的には、本発明に係る脈波診断装置制御方法は、動脈を透過した透過光又は動脈で散乱された散乱光を受光して脈波を検出する光電脈波検出部と、前記光電脈波検出部の検出する脈波の 1 拍ごとの脈波振幅を算出し、連続して算出された 2 つの前記脈波振幅同士で形成される直交座標平面上での前記脈波振幅の点をポアンカレ座標として 1 拍ごとに算出する脈波振幅ポアンカレ算出部と、を備えることを特徴とする。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010-155166 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

本開示の目的は、生物の精神的状態または肉体的状態を従来よりも正確に把握したり、あるいは従来よりも効率的に把握したりすることができる情報処理装置、状態取得プログラム、サーバ、および情報処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

この発明のある態様に従うと、ディスプレイと、生物個体毎またはタイミング毎の拍動間隔または脈拍間隔に関する第 1 のグラフを順にディスプレイに表示させるためのプロセッサとを備える情報処理装置が提供される。プロセッサは、生物個体毎またはタイミング毎に、第 1 の条件が満たされる場合に第 1 のグラフと第 1 のグラフとは異種の第 2 のグラフとをディスプレイに同時に表示させ、第 1 の条件が満たされない場合に第 1 のグラフをディスプレイに表示させる。

40

【発明の効果】

【0006】

以上のように、本開示によれば、生物の精神的状態または肉体的状態を従来よりも正確に把握したり、あるいは従来よりも効率的に把握したりすることができる情報処理装置、状態取得プログラム、サーバ、および情報処理方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる情報処理システム 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情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。

50

【図 3】第 1 の実施の形態にかかる情報処理システム 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 4】第 1 の実施の形態にかかる心電データと拍動間隔との例である。

【図 5】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 $R - R(n + 1)$ との対応関係テーブルを示す図である。

【図 6】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 $R - R(n + 1)$ との対応関係テーブル 3 2 1 A 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 7】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、第 1 の自律神経バランスとしての、 $Y = X$ 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 8】第 1 の実施の形態にかかる犬の興奮状態におけるボアンカレプロット図である。

【図 9】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ボアンカレプロット図である。

【図 10】第 1 の実施の形態にかかる犬の通常状態におけるボ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安静状態におけるボ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 13】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 14】第 1 の実施の形態にかかる情報処理システム 1 の呼吸数を算出するための第 1 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拍動検出タイミングと拍動間隔との関係の例である。

【図 16】第 1 の実施の形態にかかるパワースペクトル分布の例である。

【図 17】第 1 の実施の形態にかかる犬の安静時におけるスプライン補間後の $RR I$ 変動とパワースペクトル分布との例である。

【図 18】第 1 の実施の形態にかかる犬の興奮時におけるスプライン補間後の $RR I$ 変動とパワースペクトル分布との例である。

【図 19】第 1 の実施の形態による呼吸数の取得方法の効果の例である。

【図 20】第 1 の実施の形態にかかる情報処理システム 1 の呼吸数の第 2 の処理手順を示すフローチャートである。

【図 21】第 1 の実施の形態にかかる入力される心電の電圧値を示すイメージ図である。

【図 22】第 1 の実施の形態にかかる正常な状態を示す診断グラフの表示画面を示すイメージ図である。

【図 23】第 1 の実施の形態にかかる正常でない状態を示す診断グラフの表示画面を示すイメージ図である。

【図 24】第 1 の実施の形態にかかる診断端末 300 の表示画面の一例を示すイメージ図である。

【図 25】第 1 の実施の形態にかかる呼吸に関する判定処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図 26】第 1 の実施の形態にかかるフラット判定の処理手順を示すフローチャートである。

【図 27】第 3 の実施の形態にかかる診断グラフを示すイメージ図である。

【図 28】第 3 の実施の形態にかかる診断端末 300 の第 1 の表示画面の一例を示すイメージ図である。

【図 29】第 3 の実施の形態にかかる診断端末 300 の第 2 の表示画面の一例を示すイメ

10

20

30

40

50

ージ図である。

【図 3 0】第 3 の実施の形態にかかる診断端末 3 0 0 の表示画面の推移の一例を示すイメージ図である。

【図 3 1】第 4 の実施の形態にかかる第 1 の診断グラフを示すイメージ図である。

【図 3 2】第 4 の実施の形態にかかる第 2 の診断グラフを示すイメージ図である。

【図 3 3】第 4 の実施の形態にかかる第 3 の診断グラフを示すイメージ図である。

【図 3 4】第 6 の実施の形態にかかる第 1 の情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。

【図 3 5】第 6 の実施の形態にかかる第 2 の情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。

【図 3 6】第 6 の実施の形態にかかる第 3 の情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。

【図 3 7】第 6 の実施の形態にかかる第 4 の情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 0 8】

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 >

< 情報処理システムの全体構成 >

【0 0 0 9】

まず、図 1 を参照して、本実施の形態にかかる情報処理システム 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情報処理システム 1 の全体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。

【0 0 1 0】

本実施の形態にかかる情報処理システム 1 は、主に、犬の胸部に取り付けられる心電取得用の電極 4 0 1 , 4 0 2 , 4 0 3 と、心電信号を処理するための信号処理装置 5 0 0 と、信号処理装置 5 0 0 と通信可能な診断端末 3 0 0 とを含む。

【0 0 1 1】

心電取得用の電極 4 0 1 , 4 0 2 , 4 0 3 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 4 0 1 , 4 0 2 , 4 0 3 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。

< 情報処理システムの機能構成と処理手順 >

【0 0 1 2】

次に、図 2 および図 3 を参照して、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 の機能構成と処理手順とについて説明する。図 2 は、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 の機能構成を示す図である。図 3 は、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 の処理手順を示すフローチャートである。

【0 0 1 3】

まず、情報処理システム 1 の信号処理装置 5 0 0 の構成について説明する。信号処理装置 5 0 0 は、心電前処理部 5 1 1 と拍動間隔算出部 5 1 2 と送信部 5 6 0 を含む。

【0 0 1 4】

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 から送られている心電信信号を拍動データに変換して、拍動間隔算出部 5 1 2 に受け渡す。

【 0 0 1 5 】

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、少なくとも 2 5 H z 以上の周波数で心電信信号を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、1 0 0 H z での心電信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。

10

【 0 0 1 6 】

拍動間隔算出部 5 1 2 は、例えば C P U (Central Processing Unit) 5 1 0 がメモリのプログラムを実行することによって実現される。拍動間隔算出部 5 1 2 は、拍動データに基づいて、拍動間隔を逐次算出する。より詳細には、拍動間隔算出部 5 1 2 は、閾値検出などの方法により、心電のピーク信号 (R 波) を検出し、各心電のピークの間隔 (時間) を算出する。拍動間隔の算出方法として、上記の他に、自己相関関数を用いた周期の導出や矩形波相関トリガを用いる方法などで行ってもよい。

20

【 0 0 1 7 】

本実施の形態においては、図 4 に示すように、拍動間隔算出部 5 1 2 は、連続して入力される心電信信号に対して連続して拍動間隔の算出を実行する。拍動間隔算出部 5 1 2 は、算出した拍動間隔や拍動データ自体を、送信部 5 6 0 を介して診断端末 3 0 0 に送信する。なお、送信部 5 6 0 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によって実現される。

【 0 0 1 8 】

次に、診断端末 3 0 0 の構成について説明する。診断端末 3 0 0 は、受信部 3 6 1、拍動間隔記憶部 3 2 1、統計処理部 3 1 1 と、グラフ作成部 3 1 2 と、結果出力部 3 1 3 と、ディスプレイ 3 3 0 と、データ記憶部 3 2 2 と、送信部 3 6 2 とを含む。

30

【 0 0 1 9 】

まず、受信部 3 6 1 と送信部 3 6 2 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 3 6 0 によって実現される。受信部 3 6 1 は、信号処理装置 5 0 0 からの拍動間隔を示すデータを受信する (ステップ S 1 0 2) 。

【 0 0 2 0 】

拍動間隔記憶部 3 2 1 は各種のメモリ 3 2 0 などによって構成され、信号処理装置 5 0 0 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、C P U 3 1 0 が、通信インターフェイス 3 6 0 を介して受信した拍動間隔を拍動間隔テーブルとして逐次メモリ 3 2 0 に蓄積していく (ステップ S 1 0 4) 。ただし、これらのデータは、診断端末 3 0 0 のメモリ 3 2 0 に記憶されてもよいし、診断端末 3 0 0 からアクセス可能な他の装置に記憶されてもよい。

40

【 0 0 2 1 】

統計処理部 3 1 1 と、グラフ作成部 3 1 2 と、結果出力部 3 1 3 とは、例えば C P U 3 1 0 がメモリ 3 2 0 のプログラムを実行することによって実現される。統計処理部 3 1 1 は、一定時間単位、例えば、1 分、1 0 分、1 時間など、状態を判定するために必要な時間単位で、拍動間隔記憶部 3 2 1 から拍動間隔データを読み出して、図 5 に示すような、拍動間隔 R - R (n) とその次の拍動間隔 R - R (n + 1) との対応関係テーブル 3 2 1 A を作成する (ステップ S 1 0 6) 。拍動間隔は、例えば、図に示すように m s e c (ミリセック) の単位で計算される。

【 0 0 2 2 】

50

統計処理部 3 1 1 は、図 6 に示すように、拍動間隔 $R - R(n)$ とその次の拍動間隔 $R - R(n + 1)$ との対応関係テーブルから $Y = X$ 方向とそれに垂直な方向の軸への変換を行う (ステップ S 1 0 8)。

【0023】

統計処理部 3 1 1 は、自律神経バランスを示す数値としての、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 S 1 1 0)。なお、統計処理部 3 1 1 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 7 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。

10

【0024】

なお、統計処理部 3 1 1 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、統計処理部 3 1 1 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。

【0025】

結果出力部 3 1 3 は、例えば、診断端末 3 0 0 の、あるいは外部の、ディスプレイ 3 3 0 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 S 1 1 4)。より詳細には、結果出力部 3 1 3 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。

20

【0026】

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。ここでは、拍動間隔のばらつきの程度を自律神経バランスの程度とみなしている。なお、後述するように、自律神経バランスを示す数値は、軸変換後の標準偏差に限られるものではない。

30

【0027】

本実施の形態においては、CPU 3 1 0 は、所定の期間たとえば数分間毎の図 3 に示す計算を行い、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。

【0028】

なお、詳しくは後述するが、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 は、図 2 に示すように診断端末 3 0 0 が通信可能なサーバ 1 0 0 を含む形態であってもよい。その場合、結果出力部 3 1 3 としての CPU 3 1 0 は、標準偏差や関係テーブルなどデータ記憶部 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。

40

【0029】

本実施の形態においては、ステップ S 1 0 8 とは別に、グラフ作成部 3 1 2 は、図 5 の対応関係テーブルから、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 8 ~ 図 1 1 に示すようなポアンカレプロット図を作成する。

【0030】

そして、結果出力部 3 1 3 は、作成されたポアンカレプロット図を、診断端末 3 0 0 のディスプレイ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

50

部 3 1 2 は、ステップ S 1 0 8 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。

【 0 0 3 1 】

ここで、ポアンカレプロット図に関して説明する。図 8 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 9 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 1 0 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 1 1 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。

【 0 0 3 2 】

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 8 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。

10

【 0 0 3 3 】

そして、図 9 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。

【 0 0 3 4 】

20

そして、図 1 0 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（プロット点が広がる）が、プロット点が散乱している状態となる。

【 0 0 3 5 】

そして、図 1 1 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。

【 0 0 3 6 】

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大きさや形状、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、統計処理部 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。

30

< 自律神経バランスの数値に関する別の形態 >

【 0 0 3 7 】

上記の実施の形態においては、診断端末 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 1 2 を参照して、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 の処理手順について説明する。

40

【 0 0 3 8 】

図 1 2 は、本実施の形態にかかる情報処理システム 1 の処理手順を示すフローチャートである。ステップ S 1 0 2 ~ ステップ S 1 0 8 は、図 3 のものと同様であるため、ここでは説明を繰り返さない。

【 0 0 3 9 】

統計処理部 3 1 1 としての CPU 3 1 0 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 S 1 1 0）。なお、統計処理部 3 1 1 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。

50

【 0 0 4 0 】

そして、統計処理部 3 1 1 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 S 1 1 2）。

【 0 0 4 1 】

結果出力部 3 1 3 は、例えば、診断端末 3 0 0 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 S 1 1 4）。より詳細には、結果出力部 3 1 3 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。

【 0 0 4 2 】

図 1 3 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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

この場合も、結果出力部 3 1 3 は、標準偏差や標準偏差の積や積の平方根や対応関係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。

【 0 0 4 5 】

統計処理部 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。

【 0 0 4 6 】

CPU 3 1 0 は、所定の期間たとえば数分間毎の図 1 2 に示す計算を行い、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。

< 呼吸数の計算方法 >

【 0 0 4 7 】

本実施の形態にかかる診断端末 3 0 0 の CPU 3 1 0 は、対象となる生物の自律神経バランスを示す情報に加えて、当該対象となる生物の呼吸数を計算してもよい。図 1 4 を参照して、診断端末 3 0 0 の CPU 3 1 0 は、メモリ 3 2 0 のプログラムを実行することによって、たとえば以下の処理を実行する。

【 0 0 4 8 】

CPU 3 1 0 は、図 4 に示すような拍動間隔を取得する（ステップ S 2 0 4）。CPU 3 1 0 は、図 1 5 に示すように、1 分間の拍動検出時刻と拍動間隔の関係を数学的に補間（例えばスプライン補間）する（ステップ S 2 0 6）。より詳細には、CPU 3 1 0 は、閾値検出などの方法により、心電のピーク信号（R 波）を検出し、各心電のピークの間隔（時間）を算出する。拍動間隔の算出方法として、上記の他に、自己相関関数を用いた周期の導出や矩形波相関トリガを用いる方法などで行ってもよい。

【 0 0 4 9 】

そして、CPU 3 1 0 は、図 1 6 に示すように得られた関数の周波数解析を行う（ステップ S 2 0 8）。

【 0 0 5 0 】

CPU 3 1 0 は、周波数解析で得られた図 1 6 のようなパワースペクトル分布のなかで、任意の周波数範囲（例えば 0 . 0 5 ~ 0 . 5 H z の間）においてパワースペクトルの最大のピークを特定する（ステップ S 2 1 0）。ここでは一例として、CPU 3 1 0 は、2

10

20

30

40

50

番目に大きいピークに比べた最大のピークの割合が、任意の閾値以上の大きさ(例えば3倍)を有する場合には、「測定可能状態」と判別する。

【0051】

より詳細には、例えば、屋内の静かな部屋でリラックスしている状態の犬のスプライン補間後のRR変動は、図17(a)に示すようなものとなる。この場合のパワースペクトル分布は、図17(b)に示すようなものとなり、2番目に大きいピークに比べた最大のピークの割合が、任意の閾値以上の大きさ(例えば3倍)を有するため、CPU310は、「測定可能状態」と判別する。

【0052】

逆に、例えば、屋外の騒がしい環境で落ち着きがない状態の犬のスプライン補間後のRR変動は、図18(a)に示すようなものとなる。この場合のパワースペクトル分布は、図18(b)に示すようなものとなり、2番目に大きいピークに比べた最大のピークの割合が、任意の閾値以上の大きさ(例えば3倍)を有さないため、CPU310は、「測定不可能状態」と判別する。

【0053】

CPU310は、「測定不可能状態」と判別した場合は、別のタイミングに関して、信号処理装置500が既に取得している拍動間隔に基づいて、ステップS106からの処理を繰り返す。

【0054】

CPU310は、「測定可能状態」と判別した場合に、各種のバイタルデータを検出する。たとえば、CPU310は、周波数解析における任意の周波数範囲(例えば0.05~0.5Hzの範囲)における最大ピークを呼吸の周波数として、逆数を計算することによって呼吸数を算出する。

【0055】

CPU310は、ディスプレイ330、スピーカ370、外部へデータを送信するための通信インターフェイス360などを介して、単位時間当たりの呼吸数を表示したり、音声出力したりする。また、CPU310は、所定の期間たとえば数分間毎の図14に示す計算を行い、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320のデータベースに蓄積していく。

【0056】

本実施の形態においては、CPU310は、周波数解析における最大ピークの周波数を呼吸の周波数として、当該周波数の逆数を計算することによって呼吸数を算出する。図19は60分間の呼吸数測定の結果である。状態判別をしなかった場合には、図19(a)のように測定結果が毎分出力可能であるが、様々な状態での測定結果を含み、また、精度を担保することが困難である。一方、「測定不可能状態」と判別した時間のデータは算出しないことにより、図19(b)に示すような呼吸数を算出することが可能になり、適切な状態下における呼吸数のみを得ることができる。

【0057】

より詳細には、バイタルデータを蓄積することは医学的に重要な意義を持つが、一定の環境下(例えば安静時)において測定されたデータを比較・解析することが必要である。特に、長期的にデータを比較する場合や、被測定者(例えば犬)が自ら一定の状態を維持することができない場合には、信頼性をもってバイタルデータを記録するためには、測定時の被測定者の状態を判別することが必要である。特に呼吸数は、随意的に変動するため被測定者が意識的に測定可能な状態を作り出すことが困難であり、現在では、自動的に測定可能かどうかを判別する手段が確立されていない。

【0058】

しかしながら、測定データ(例えば心電信号)を解析することで被測定者の状態判別を行い、状態の判別結果に基づいて、バイタルデータ(例えば、心電信号から導かれる呼吸数など)を算出し、記録しておくことができる。特に、状態判別の手段としては、「測定中の一定時間(例えば1分間)にわたって、適切な状態を保っていたかどうか」の判別を

10

20

30

40

50

行う。そして、「適切な状態を保っていたかどうか」の判別基準は、例えば、心拍変動解析を用いて、呼吸による変動周期から定義する。犬などの動物は、動作が見られない場合にも心拍や呼吸数の変化があり、本判別基準は加速度センサ等を用いて動作を解析するよりも高精度に適切な状態を判別できる。また、状態判定とバイタルデータ検出の両方を、心電信号等の単一の測定データから行うことによって、測定装置を小型かつ簡便にすることができる。そして、装置やシステムを小型化することにより、測定者側へのストレスや負荷を減らし、より自然な状態での測定が可能となる。

【0059】

なお、図14のステップS110において、CPU310は、周波数解析で得られたパワースペクトル分布のなかで、任意の周波数範囲（例えば0.05Hz～0.5Hzの間）において、パワースペクトルの最大ピークを探し、当該ピークからその半値幅までのパワースペクトルの積分値の、全体に占める割合が設定された閾値以上の場合に、呼吸数の測定可能状態と判別してもよい。より詳細には、パワースペクトル分布のなかで、任意の周波数範囲（例えば0.05～0.5Hzの間）における最大のピークが、他のパワースペクトルと比較して突出しているか否かを判別できればよく、CPU310は、他の方法によって「測定可能状態」と判別してもよい。

【0060】

あるいは、図20に示すように、CPU310は、拍動間隔のポアンカレプロットに基づいて、標準偏差や標準偏差の積やその平方根などが所定値よりも大きい場合に対象の生物が安静状態にあると判断してもよい（ステップS302～312）。そして、CPU310は、「測定可能状態」と判別された場合に、図15に示すように、拍動間隔の時系列変化における極大（または極小）点の数を呼吸数として算出してもよい。CPU310は、所定の期間たとえば数分間毎の図20に示す計算を行い、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320のデータベースに蓄積していく。

< 結果の出力方法 >

【0061】

上記の通り、本実施の形態においては、信号処理装置500が取得した図21に示すような信号に基づいて、診断端末300のCPU310は、各種のグラフをディスプレイ330に表示させる。たとえば、図22に示すように、CPU310は、個体毎に、拍動間隔をスプライン補間した第1のグラフや、心電ピーク信号自体を示す第2のグラフや、拍動間隔のポアンカレプロットを示す補間第3のグラフや、第1のグラフを周波数解析した第4のグラフなどをディスプレイ330に表示する。なお、図22は、正常にリラックスした状態の個体に関する、拍動間隔をスプライン補間した第1のグラフや、心電ピーク信号自体を示す第2のグラフや、拍動間隔のポアンカレプロットを示す補間第3のグラフや、第1のグラフを周波数解析した第4のグラフを示すものである。一方、図23は、心電ピーク信号を正しく取得できなかった場合の信号自体を示す第1のグラフや、拍動間隔のポアンカレプロットを示す第2のグラフや、拍動間隔をスプライン補間した第3のグラフや、第3のグラフを周波数解析した第4のグラフを示すものである。なお、図23では、右下の心電ピーク信号自体を示す第2のグラフには、正しく取得できなかった時間帯に「不採用」と付している。「不採用」期間とは、R波を正しく検出できない或いは正しく検出できない可能性が高いと判定された期間を指すものとする。当該判定方法の例については後述する。本実施形態の第2のグラフは、心電ピーク信号自体を示すグラフの代わりに生物個体毎またはタイミング毎の生物個体の拍動または脈拍を測定している環境の環境データの推移を示しても良い。環境データとは、例えば、温度、湿度、騒音などの推移が考えられる。

【0062】

本実施の形態においては、図24に示すように、CPU310は、複数の個体のそれぞれに関するいずれかの種類のグラフを並べてディスプレイ330に表示するモードが選択できる。そして特に、本実施の形態においては、CPU310は、正常でない可能性が高いと判断される測定に関するグラフの表示態様を、正常と判断される測定に関するグラフ

の表示態様と異ならせる。たとえば、CPU310は、ディスプレイ330に、複数の個体の第2のグラフを並べて表示させつつ、正常でないと判断される測定に関しては、第2のグラフとともに元の第1のグラフも並べて同時に表示するものである。ここで、第2のグラフと第1のグラフは、所定の期間同時に表示していればよい。例えば、第2のグラフが表示された後、しばらく経ってから第1のグラフが表示されてもよく、第1のグラフおよび第2のグラフを同時所定の期間同時に表示すれば、第1のグラフおよび第2のグラフのどちらかを先にディスプレイに表示させなくしてもよい。

【0063】

これによって、獣医などのユーザは、正常でないグラフを診断などに採用したり考慮したりすべきであるか否かを判断しやすくなる。

10

【0064】

図24に示すように、第1のグラフと第2のグラフの横軸はともに測定時間を示す。第1のグラフおよび第2のグラフの横軸の測定間隔、長さ、尺度については揃えられていることが好ましい。さらに、第1のグラフの横軸と第2のグラフの横軸は、互いに平行に配置されていることが好ましい。この第1のグラフおよび第2のグラフの横軸を揃えることによって、目視によって両グラフを見比べる際に、両グラフに含まれるデータ同士の対応関係を確認することが容易となる。

【0065】

なお、正常と判断される測定に関するグラフの配置される位置が変化しないように、第2のグラフとともに元の第1のグラフを、正常と判断される測定に関するグラフよりも小さく表示させる。

20

【0066】

以下では、診断端末300における、取得した各種のデータが正常であるか否かを判断するための処理について説明する。一例として、図25は、得られた心電データがR波を検出するに足りるデータかどうか、つまり、R波を正しく検出できない或いは正しく検出できない可能性が高いかどうかを判定するためのフローチャートである。

【0067】

図25を参照して、CPU310は、まず直近 t 秒（例えば $t=1$ ）の心電の電圧値 E_t を取得する。電圧取得のサンプリング周波数を100Hzとすると、 E_t は100個の数値で構成される（ステップS402）。CPU110は、 E_t の最大値 E_m を決定する（ステップS404）。

30

【0068】

本実施の形態においては、判定は2段階に分けている。1段階目はR波の振幅が足りているか否かに応じて判定する段階であって、2段階目はR波同等もしくはそれ以上にノイズが多いか否かに応じて判定する段階である。以下では、1段階目をフラット判定（ステップS410）と呼び、2段階目を多ノイズ判定と呼ぶ。

【0069】

図26に示すように、CPU310は、フラット判定として、 E_t の平均 E_{t_ave} を取得し（ステップS412）、 E_t の最大値 E_m との差を求める（ステップS414）。CPU310は、この差が所定閾値 J_{flat} （例えば30）を超える場合は、フラット判定結果はFALSE（ステップS416）、超えない場合はTRUEとする（ステップS416）。CPU310は、フラット判定にてTRUEとなった場合は、この区間 E_t は採用できないとする（ステップS452）。

40

【0070】

図25に戻って、CPU310は、 E_t に加え、直近 ref 秒（例えば $ref=15$ ）の電圧値 E_{ref} も取得する（ステップS426）。CPU310は、 E_t 、 E_{ref} それぞれの分散値 D_t 、 D_{ref} を求める（ステップS434）。CPU310は、 D_t が D_{ref} を超えた場合は、ノイズが多すぎるためにこの区間 E_t を採用しないとする（ステップS446）。逆に D_t が D_{ref} を下回る場合は、CPU310は、 E_t は採用できるとする（ステップS442）。

【0071】

50

なお、本実施の形態においては、この多ノイズ判定において、ノイズの大小に配慮するため、EtおよびEref取得時において所定閾値EMAX（例えば150）を超えるか否かに応じて、それぞれの最大値にて正規化するようにしてもよい（ステップS 4 2 2、ステップS 4 2 4、ステップS 4 3 0、ステップS 4 3 2）。

【0072】

また、自律神経バランスを示す数値に関しても、ポアンカレプロットの標準偏差や標準偏差の積に限らず、ポアンカレプロットの連続する2つのプロット間の距離の平均を利用したり、その他のポアンカレプロットのばらつきを示す数値を利用したり、ポアンカレプロット以外の他の計算方法を利用してもよい。

【0073】

また、上記の実施の形態では、心電取得用の電極401、402、403を用いて拍動間隔を算出しているが、このような形態には限られない。例えば、光電脈波方式の脈波計やパルスオキシメータによって脈波信号を取得し、脈波信号から拍動間隔を算出してもよい。この場合は、脈波の測定部位は、舌、耳などをはじめとした皮膚が露出した部位であることが好ましい。また、電子聴診器などにより心音信号を取得し、心音信号から拍動間隔を算出してもよい。これらこの場合、電極を使用しない方法での測定が可能となる。マイクロ波ドップラーセンサ等の脈波取得センサを利用して、脈波信号を取得し、脈波信号から拍動間隔を算出してもよい。たとえば、マイクロ波発信装置が天井等に設置されており、非接触で犬などの生物からの脈波を取得する形態が考えられる。この場合には、非接触での測定が可能となり、被験体への負荷をより軽減する効果がある。

< 第2の実施の形態 >

【0074】

結果の出力方法は、上記の実施の形態のものには限られない。たとえば、診断端末300のCPU310は、図26に示すフラット判定として、Etの平均Et_aveを取得し（ステップS 4 1 2）、Etの最大値Emとの差を求める（ステップS 4 1 4）。そして、CPU310は、この差が第2の所定閾値Jflat（例えば15）を超えない場合は、このグラフ自体をディスプレイ330には並べないようにしてもよい。

【0075】

また、図25のステップS 4 4 6において、CPU310は、DtがDrefの2倍を超えた場合は、ノイズが多すぎるためにこのグラフ自体をディスプレイ330には並べないようにしてもよい。

【0076】

すなわち、本実施の形態においては、CPU310は、グラフに含まれる一部または全部が第1の所定の条件を満たした場合に、当該グラフ内に正常でない範囲があるものとして、他のグラフと異なる表示で当該グラフをディスプレイ330を表示する。そして、CPU310は、グラフに含まれる一部または全部がさらに第2の所定の条件までもを満たした場合には、当該グラフ自体を表示しないで代わりに次のグラフをディスプレイ330を表示する。

【0077】

これによって、正常でない可能性が高い、たとえば80%以上など、グラフはあらかじめ自動的に排除しつつ、獣医などのユーザは、正常でない可能性がある、たとえば30%以上など、グラフに関して診断などに採用したり考慮したりすべきであるか否かを判断しやすくなる。CPU310は、ボタンやタッチパネルなどの操作部を介して、上記の判断の指標となる、当該可能性の数値自体やその他のしきい値などの設定を受けることが好ましい。

< 第3の実施の形態 >

【0078】

結果の出力方法は、上記の実施の形態のものには限られない。本実施の形態においても、CPU310は、正常でない可能性が高いと判断される測定に関するグラフの表示態様を、正常と判断される測定に関するグラフの表示態様と異ならせる。そしてたとえば、C

10

20

30

40

50

P U 3 1 0 は、ディスプレイ 3 3 0 に、複数の個体の第 2 のグラフを並べて表示させつつ、正常でないと判断される測定結果に関しては、図 2 7 に示すように、画面に、正常でないと判断される測定に関する、第 2 のグラフに元の第 1 のグラフを重ねて表示してもよい。

【 0 0 7 9 】

これによって、獣医などのユーザは、正常でないグラフを診断などに採用したり考慮したりすべきであるか否かを判断しやすくなる。

【 0 0 8 0 】

この場合は、C P U 3 1 0 は、第 1 のグラフの縦方向の主要な範囲と第 2 のグラフの縦方向の主要な範囲とを同程度に合わせることが好ましい。

10

【 0 0 8 1 】

あるいは、図 2 8 に示すように、C P U 3 1 0 は、正常でない可能性が高いと判断される測定に関するグラフの表示態様を、正常と判断される測定に関するグラフの表示態様と異ならせてもよい。すなわち、C P U 3 1 0 は、ディスプレイ 3 3 0 に、複数の個体の第 2 のグラフを並べて表示させつつ、正常でないと判断される測定結果に関しては、第 2 のグラフの周囲に枠を表示させる。あるいは、C P U 3 1 0 は、第 2 のグラフの線の色を変えたり、背面色を変えたり、エクスクラメーションを付したりする。

【 0 0 8 2 】

そして、C P U 3 1 0 は、ボタンやタッチパネルなどの操作部を介して、当該グラフが選択されると、図 2 9 に示すように、画面に、正常でないと判断される測定に関する、第 2 のグラフとともに元の第 1 のグラフも並べて表示するものである。

20

【 0 0 8 3 】

より好ましくは、この際に、図 3 0 に示すように、C P U 3 1 0 は、画面に、当該測定に関するグラフを画面に残す命令や除外する命令を受け付けるための画像やテキストを表示する。そして、C P U 3 1 0 は、操作部を介して入力される「残す命令」に応じて、対象となる測定のグラフの表示態様を通常のグラフと同じものにしたり、操作部を介して入力される「除外命令」に応じて、対象となる測定のグラフを画面から取り除いて、次の別の測定のグラフを前に詰めて表示したりする。

< 第 4 の実施の形態 >

【 0 0 8 4 】

あるいは、正常でない可能性が高いと判断される測定に関するグラフに関して、図 3 1 に示すように、C P U 3 1 0 は、第 2 のグラフとともに元の第 1 のグラフも並べて表示しつつ、当該第 1 および第 2 のグラフのうちの正常でない可能性が高いと判断される箇所を他の部分と異なる表示態様で表示させてもよい。たとえば、C P U 3 1 0 は、当該第 1 および第 2 のグラフのうちの正常でない可能性が高いと判断される箇所を囲う枠線を表示する。

30

【 0 0 8 5 】

あるいは、図 3 2 に示すように、C P U 3 1 0 は、当該第 1 および第 2 のグラフのうちの正常でない可能性が高いと判断される領域の背面色を他の部分と異なるものにする。

【 0 0 8 6 】

あるいは、図 2 7 で正常でない可能性が高いと判断される測定に関するグラフが選択されると、図 3 3 に示すように、C P U 3 1 0 は、画面に、正常でないと判断される測定に関する、3 つ以上のグラフを表示する画面に推移してもよい。この場合も、C P U 3 1 0 は、当該第 1 および第 2 のグラフのうちの正常でない可能性が高いと判断される箇所を他の部分と異なる表示態様で表示させてもよい。

40

< 第 5 の実施の形態 >

【 0 0 8 7 】

結果の出力方法は、上記の実施の形態のように、異なる複数の個体のグラフを並べて表示するものには限られない。たとえば、診断端末 3 0 0 の C P U 3 1 0 は、図 2 4 に示すように、指定された個体に関する、異なる複数のタイミングのそれぞれに関するグラフを

50

並べてディスプレイ 330 に表示してもよい。

< 第 6 の実施の形態 >

【0088】

上記の実施の形態にかかる情報処理システム 1 は、電極 401, 402, 403 からの心電信号に基づいて信号処理装置 500 が拍動間隔を取得し、診断端末 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。

10

【0089】

例えば、図 34 に示すように、診断端末 300 が信号処理装置 500 の全部または一部の機能を搭載するものであってもよい。この場合は、診断端末 300 は、簡易信号処理装置 501 から、電極 401, 402, 403 からの心電信号を無線通信によって取得する。電極からの心電信号は、最低限のフィルタ装置、増幅装置及び A/D 変換装置を含む簡易心電前処理部 570 によりデジタル信号に変換され、送信部 560 から送信される。診断端末 300 は、心電信号から拍動間隔や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する。そして、診断端末 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。

【0090】

20

あるいは、図 35 に示すように、信号処理装置 500 が診断端末 300 の全部または一部の機能を搭載するものであってもよい。この場合は、電極 401, 402, 403 からの心電信号に基づいて、信号処理装置 500 が拍動間隔や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する。そして、信号処理装置 500 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。

【0091】

あるいは、図 36 に示すように、診断端末 300 の役割をサーバ 100 が担ってもよい。この場合は、サーバ 100 が、上記の実施の形態の診断端末 300 の機能を搭載することになる。例えば、診断端末 300 としての通信端末が信号処理装置 500 からの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。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、当該情報を診断端末 300 に送信する。診断端末 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ことが考えられる。

30

【0092】

なお、この場合は、当然に、サーバ 100 の受信部 161 や送信部 162 は、サーバ 100 の通信インターフェイス 160 によって実現される。そして、拍動間隔記憶部 121 やデータ記憶部 122 は、サーバ 100 のメモリ 120 またはサーバ 100 からアクセス可能な他の装置などによって実現される。統計処理部 111 やグラフ作成部 112 や結果出力部 113 は、CPU 110 がメモリ 120 のプログラムを実行することによって実現される。

40

【0093】

あるいは、図 37 に示すように、信号処理装置 500 が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。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の情報を算出して、当該情報をインターネットやキャリア網やルータなどを介して診断端末 300 としての通信端末に送信する。診断端末 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。この場合は、信号処理装置 500 と診断端末 300 とは無線 LAN または有線 LAN で接続されていなくてもよい。

【0094】

なお、この場合も、当然に、サーバ 100 の受信部 161 や送信部 162 は、サーバ 1

50

00の通信インターフェイス160によって実現される。そして、拍動間隔記憶部121やデータ記憶部122は、サーバ100のメモリ120またはサーバ100からアクセス可能な他の装置などによって実現される。統計処理部111やグラフ作成部112や結果出力部113は、CPU110がメモリ120のプログラムを実行することによって実現される。

【0095】

上記の実施の形態の説明においては、「ポアンカレプロット」を行う処理や「ポアンカレプロット処理後の軸変換」を行う処理について述べられているが、当該処理は、診断端末300・サーバ100・信号処理装置500のCPUが実際に紙媒体やディスプレイにポアンカレプロットの画像を印刷したり表示したりすることに限定されるべきではない。当該処理は、たとえば、CPUが、メモリに、実質的にポアンカレプロットを示すデータを格納したり展開したりする処理をも含む概念である。

<その他の応用例>

【0096】

本開示は、システム或いは装置にプログラムを供給することによって達成される場合にも適用できることはいうまでもない。そして、本開示を達成するためのソフトウェアによって表されるプログラムを格納した記憶媒体（あるいはメモリ）を、システム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（又はCPUやMPU）が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することによっても、本開示の効果を享受することが可能となる。

【0097】

この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施の形態の機能を実現することになり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体は本開示を構成することになる。

【0098】

また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、前述した実施の形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼動しているOS（オペレーティングシステム）などが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施の形態の機能が実現される場合も含まれることはいうまでもない。

【0099】

さらに、記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張ユニットに備わる他の記憶媒体に書き込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づき、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施の形態の機能が実現される場合も含まれることはいうまでもない。

【符号の説明】

【0100】

1	: 情報処理システム
100	: サーバ
110	: CPU
111	: 統計処理部
112	: グラフ作成部
113	: 結果出力部
120	: メモリ
121	: 拍動間隔記憶部
122	: データ記憶部
160	: 通信インターフェイス
161	: 受信部
162	: 送信部

10

20

30

40

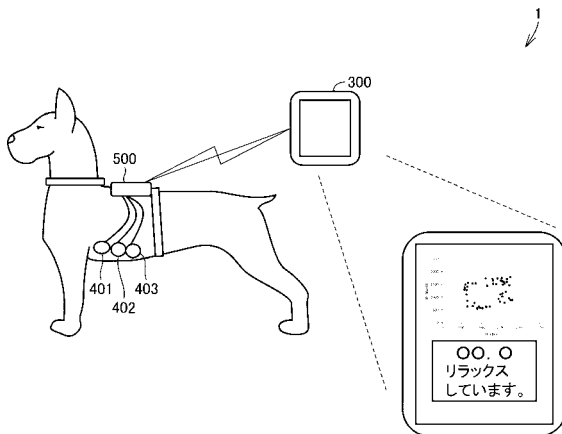
50

3 0 0	: 診断端末 (情報処理装置)
3 1 0	: C P U
3 1 1	: 統計処理部
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	: 拍動間隔記憶部
3 2 1 A	: 対応関係テーブル
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
3 7 0	: スピーカ
4 0 1	: 電極
4 0 2	: 電極
4 0 3	: 電極
5 0 0	: 信号処理装置
5 0 1	: 簡易信号処理装置
5 1 1	: 心電前処理部
5 1 2	: 拍動間隔算出部
5 6 0	: 送信部
5 7 0	: 簡易心電前処理部

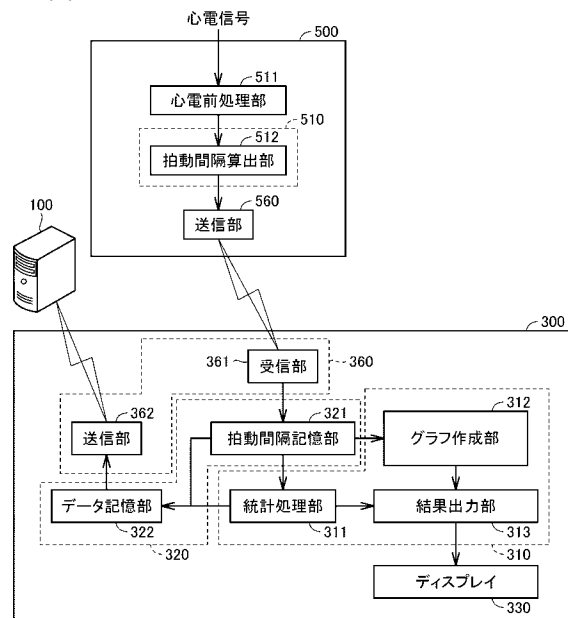
10

20

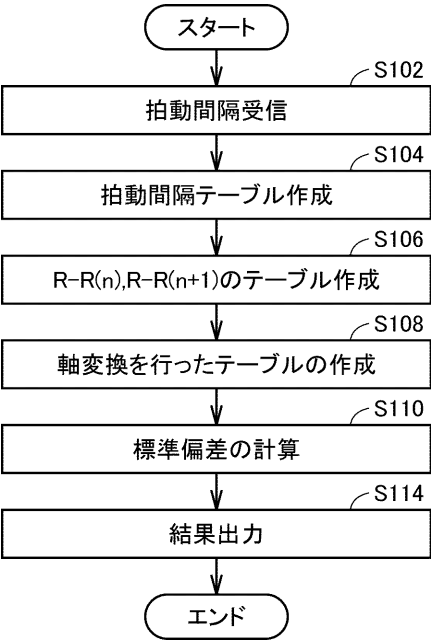
【 図 1 】



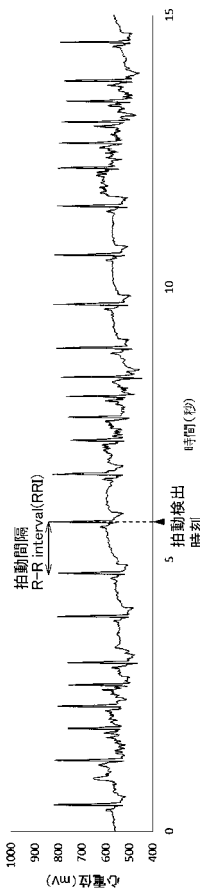
【 図 2 】



【 図 3 】



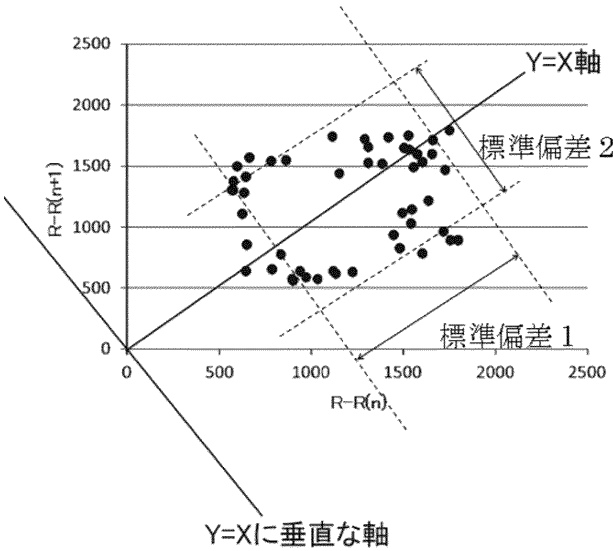
【 図 4 】



【 図 5 】

321A	
R-R(n)[msec]	R-R(n+1)[msec]
1127	622
622	1108
1108	1744
1744	1792
1792	896
896	563
563	1302
1302	1655
1655	1713
1713	965
965	590
590	1499
1499	1650
1650	1600
1600	783
783	657
...	...

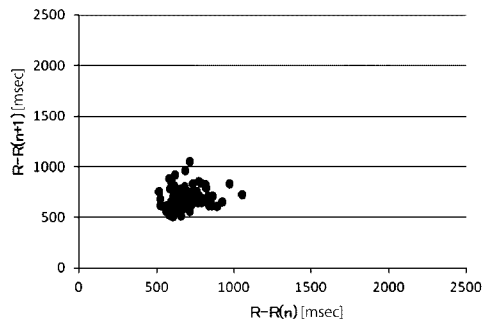
【 図 6 】



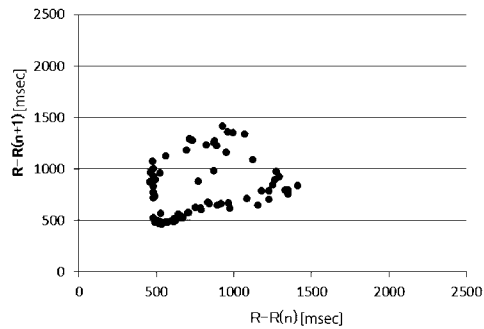
【 図 7 】

	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

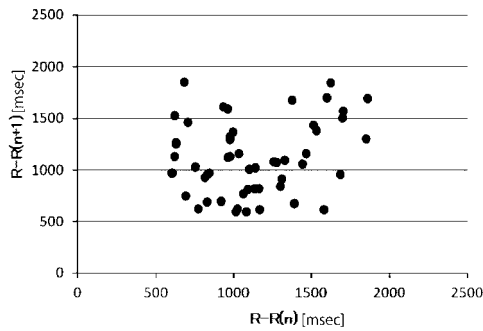
【 図 8 】



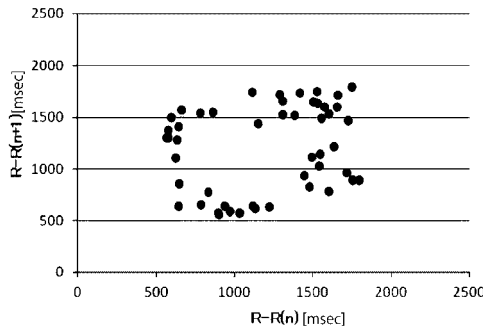
【 図 9 】



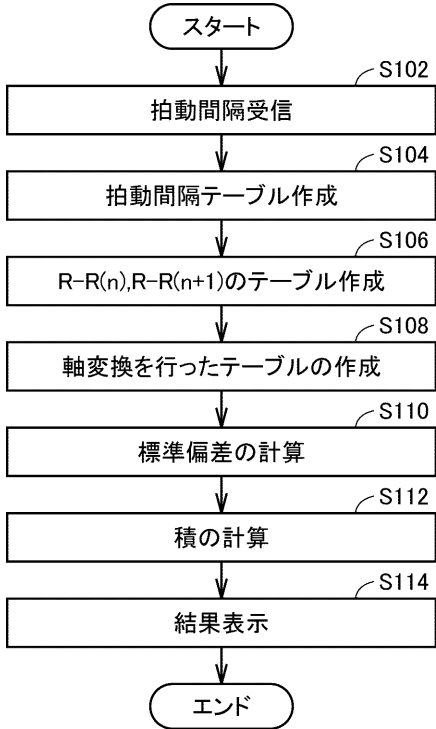
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



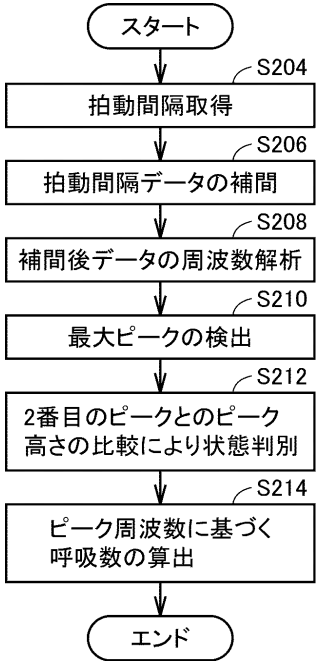
【 図 1 2 】



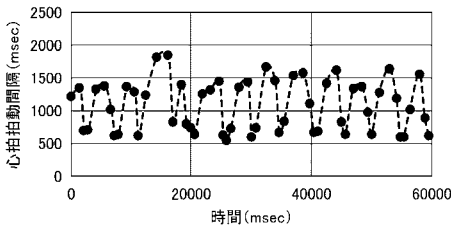
【 図 1 3 】

	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}

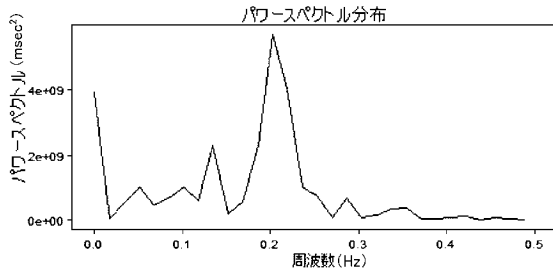
【 図 1 4 】



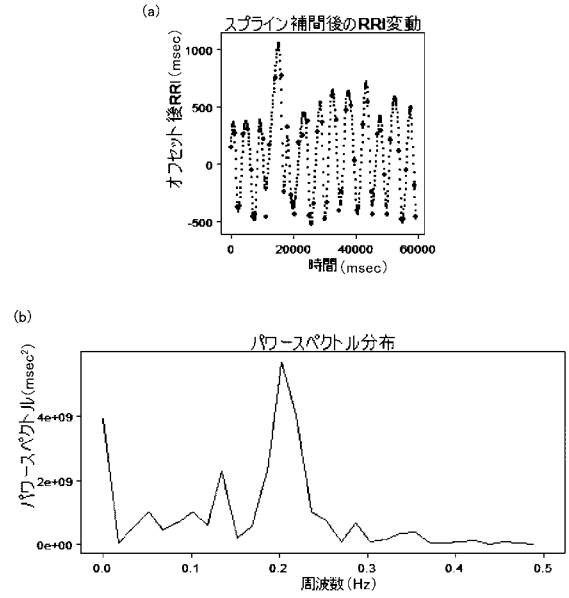
【 図 1 5 】



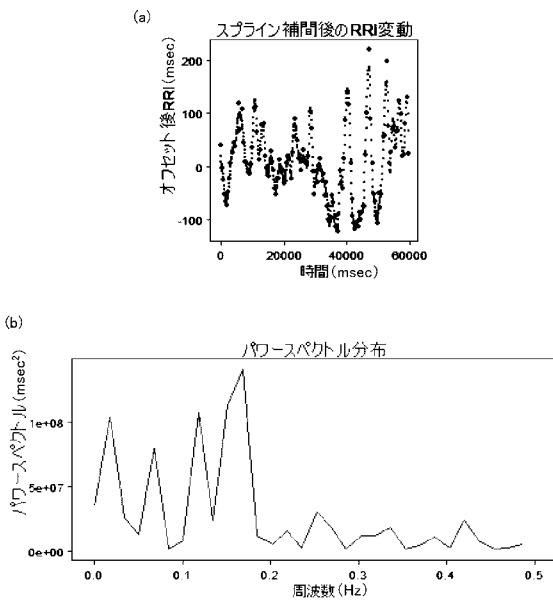
【図 16】



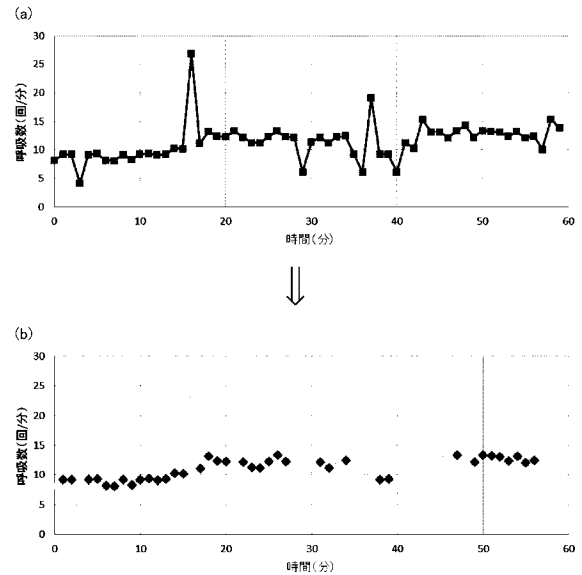
【図 17】



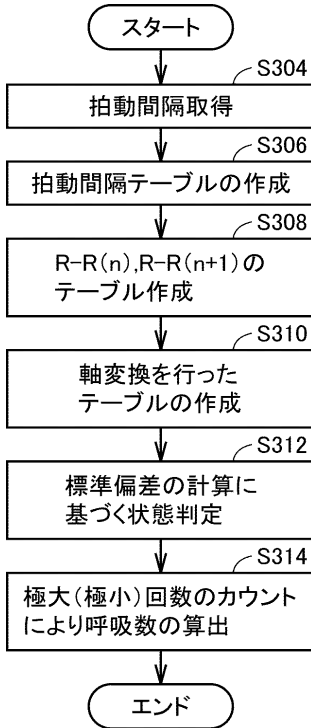
【図 18】



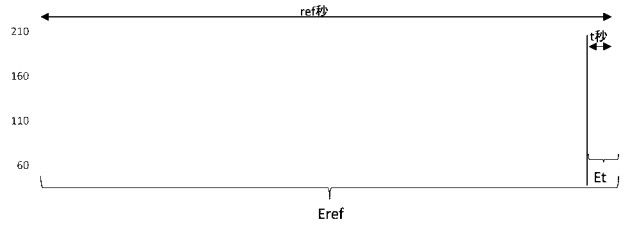
【図 19】



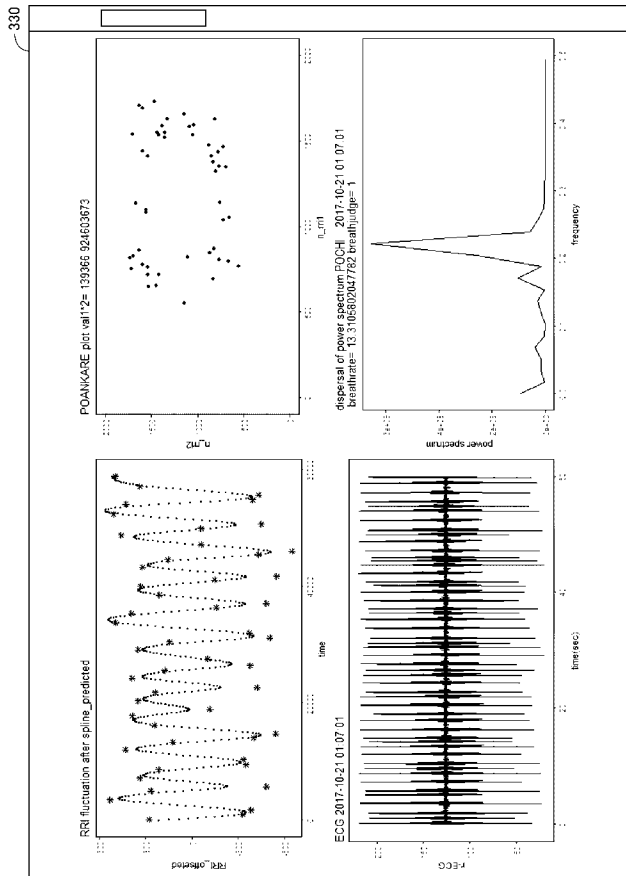
【図 20】



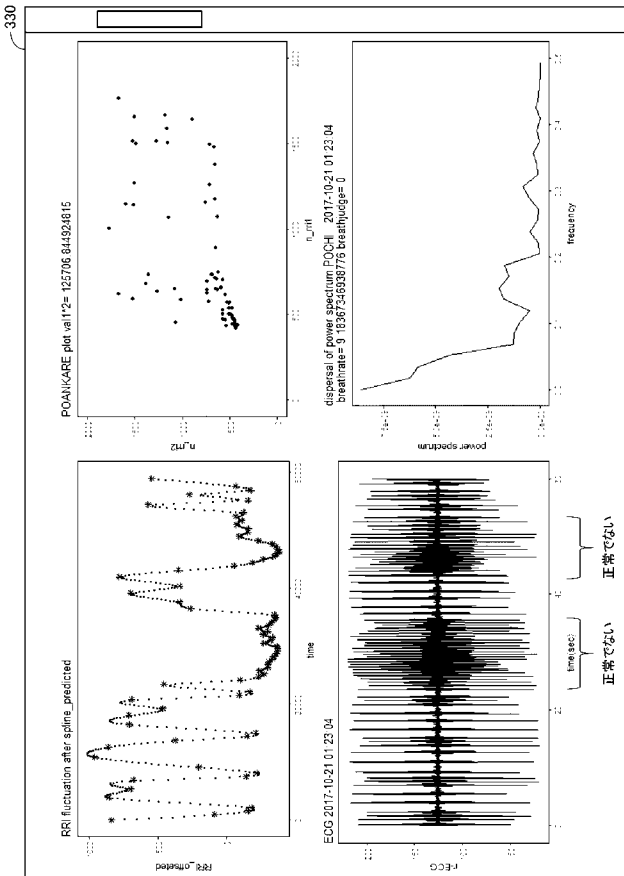
【図 21】



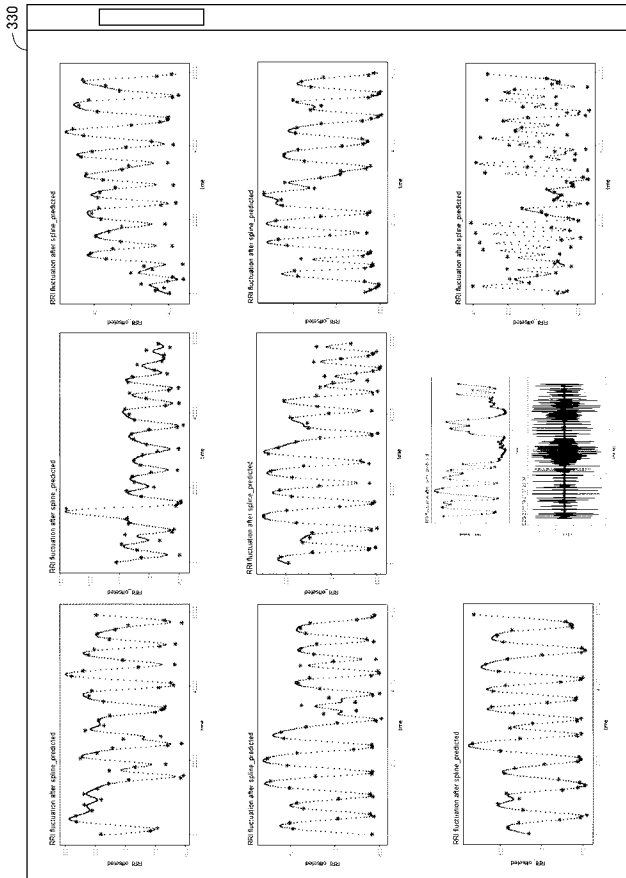
【図 22】



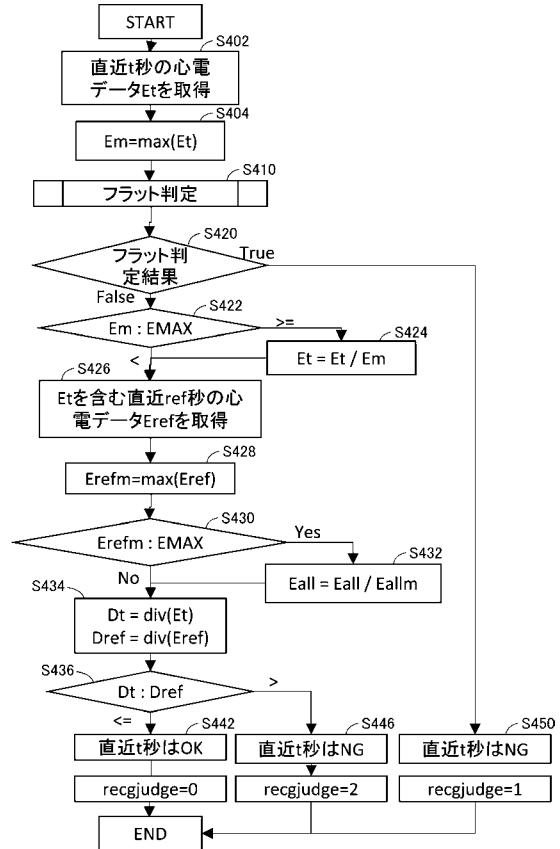
【図 23】



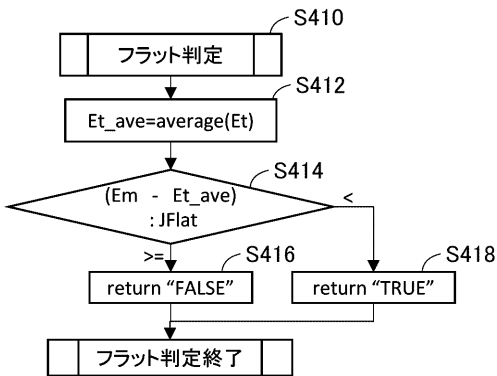
【図 24】



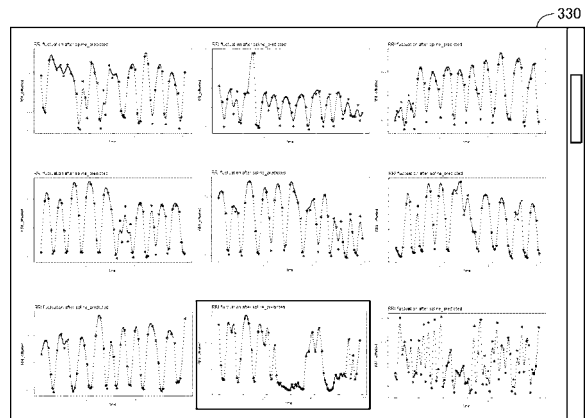
【図 25】



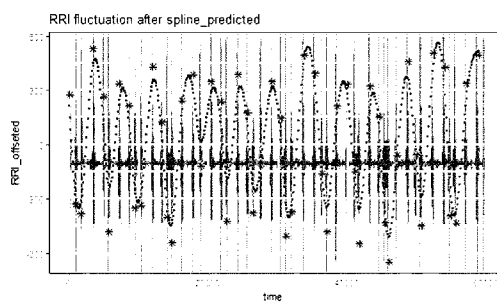
【図 26】



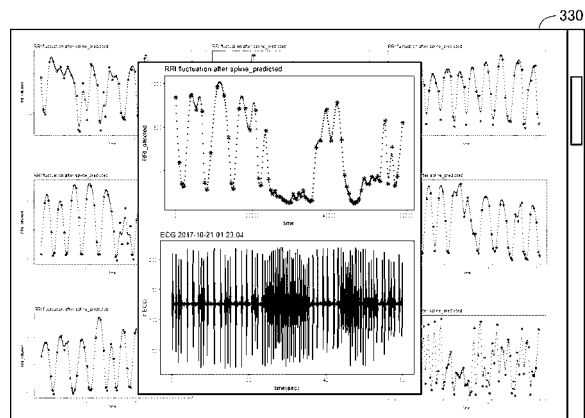
【図 28】



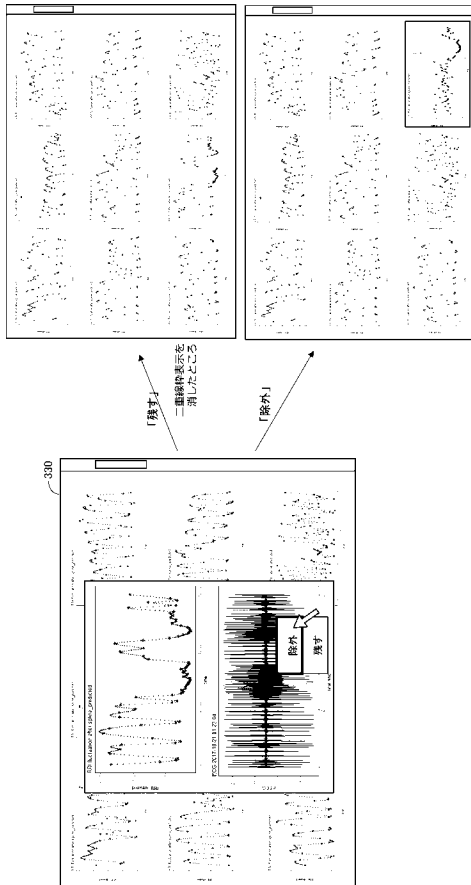
【図 27】



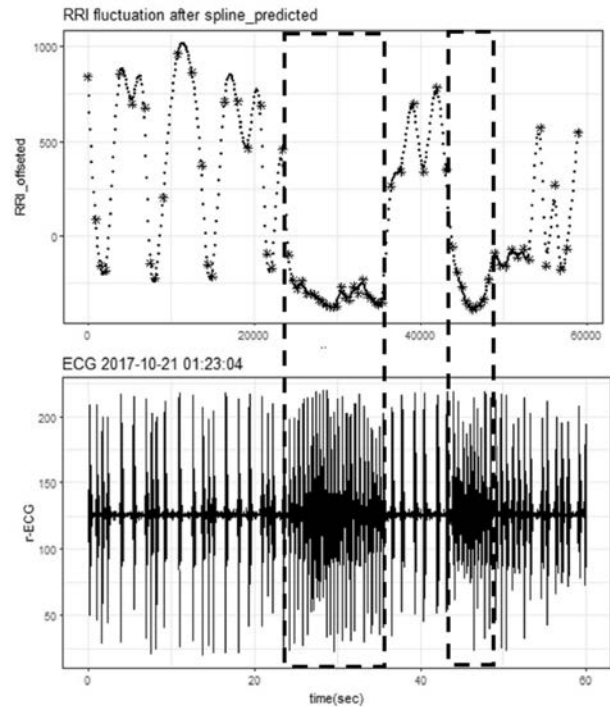
【図 29】



【図 30】

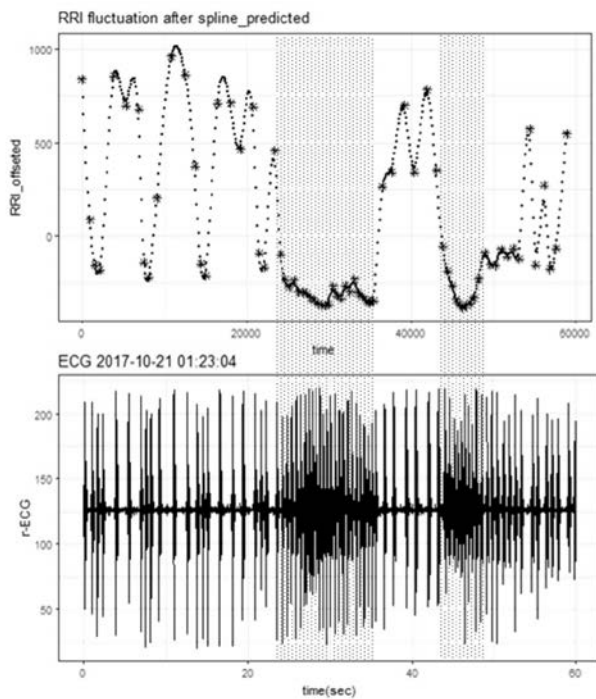


【図 31】



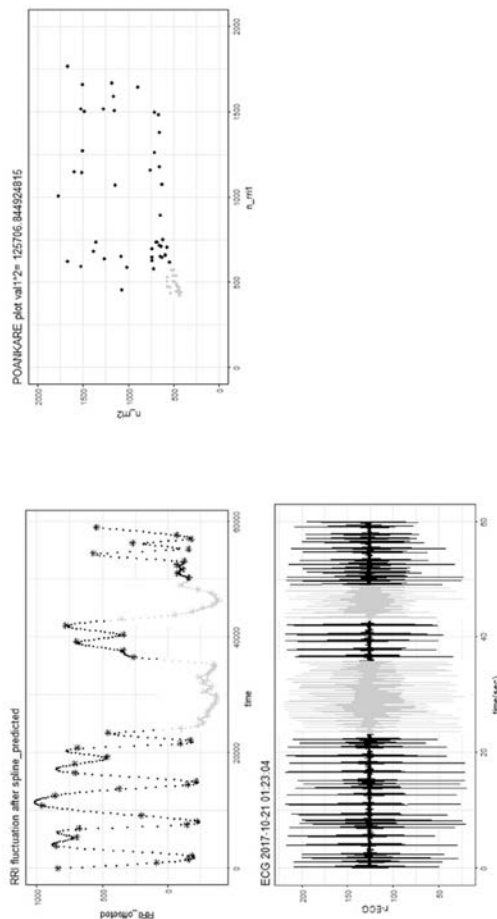
問題がある部分を破線の枠で示す例

【図 32】

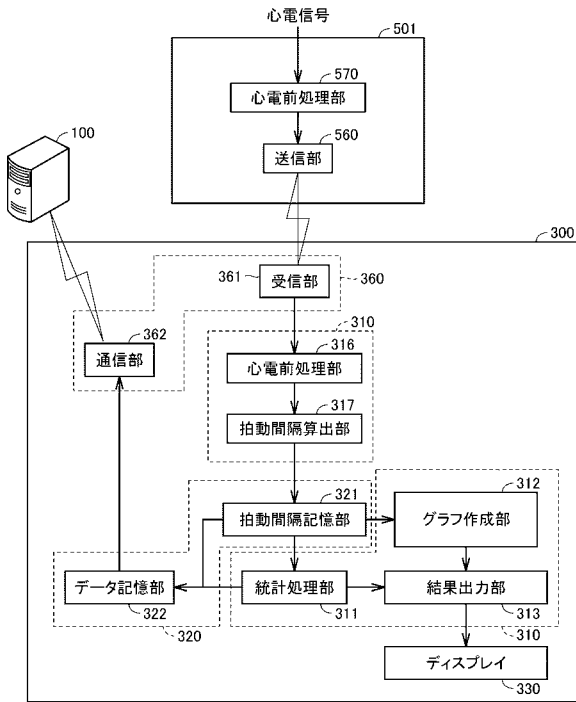


問題がある部分に網掛表示する例

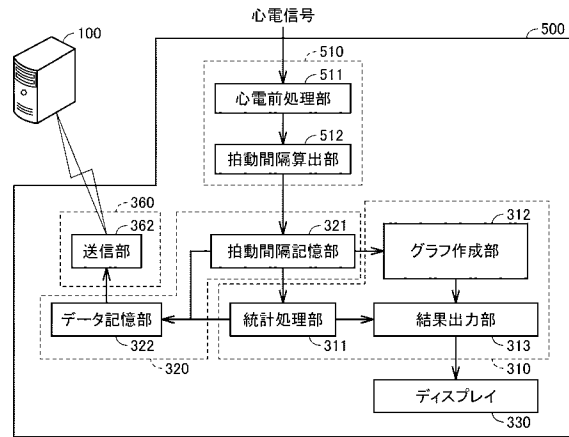
【図 33】



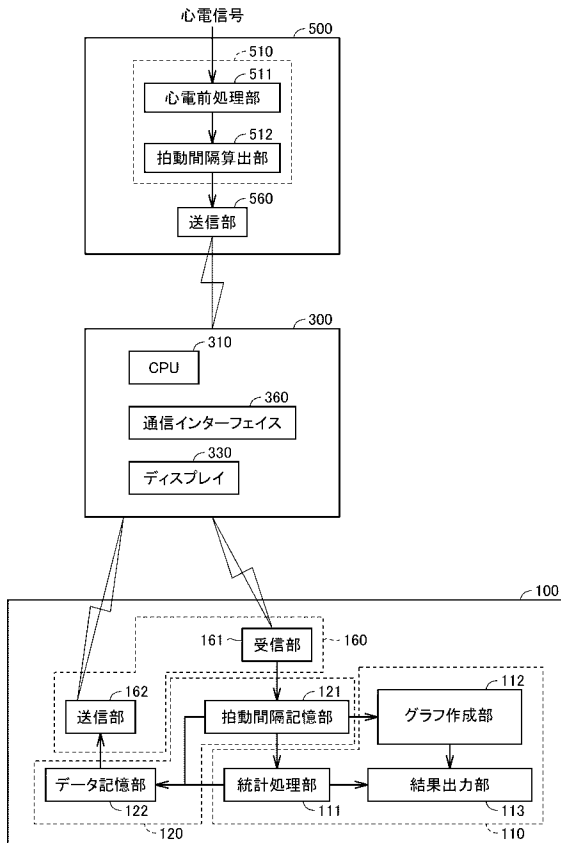
【図 3 4】



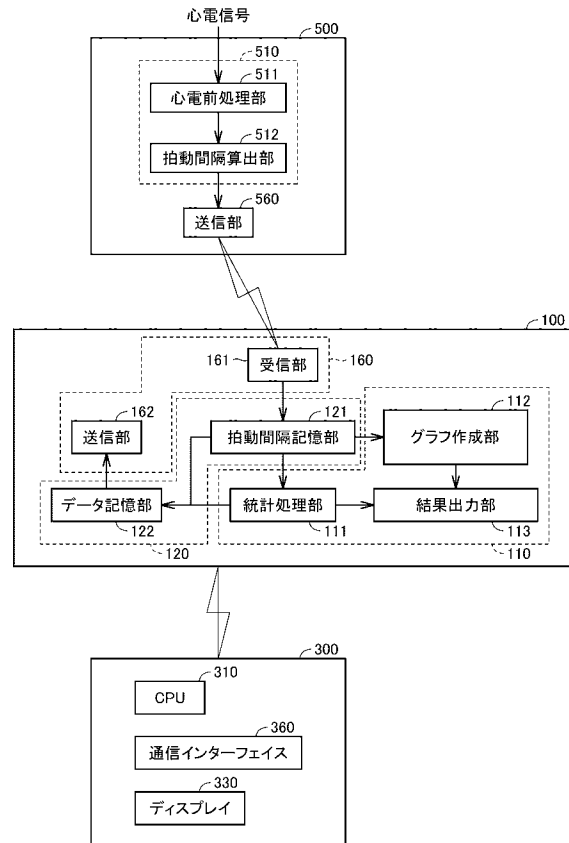
【図 3 5】



【図 3 6】



【図 3 7】



フロントページの続き

(72)発明者 林 哲也

大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式会社内

(72)発明者 濱本 将樹

大阪府堺市堺区匠町 1 番地 シャープ株式会社内

F ターム(参考) 4C017 AA10 AA19 AB04 AC16 BC20 CC02 FF17

4C038 PP03

4C117 XC15 XC19 XE13 XE17 XE24 XE60 XG33 XG38 XL01 XL10

4C127 AA02 GG05 GG15 LL01

专利名称(译)	信息处理设备，信息处理程序，服务器和信息处理方法		
公开(公告)号	JP2019103750A	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2017239752	申请日	2017-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	夏普株式会社		
申请(专利权)人(译)	夏普公司		
[标]发明人	中野あずさ 昌谷洋 林哲也 濱本将樹		
发明人	中野 あずさ 昌谷 洋 林 哲也 濱本 将樹		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/16 A61B5/044 A61B5/0255		
FI分类号	A61B5/04.310.A A61B5/00.102.C A61B5/16 A61B5/04.314.G A61B5/02.730.R A61B5/0255.R		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AA19 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/BC20 4C017/CC02 4C017/FF17 4C038/PP03 4C117/XC15 4C117/XC19 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE24 4C117/XE60 4C117/XG33 4C117/XG38 4C117/XL01 4C117/XL10 4C127/AA02 4C127/GG05 4C127/GG15 4C127/LL01		
代理人(译)	山内溥聡		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种信息处理设备，程序，服务器或信息处理方法，能够比以前更有效地掌握生物体的精神状态或身体状态，或者比以前更有效地掌握生物体的精神状态或物理状态。到。提供了一种信息处理设备300，其包括显示器330和处理器310，用于在显示器330上显示与每个生物体或每个时间的脉冲间隔或脉冲间隔有关的第一图表。当满足第一条件时，处理器310使显示器330同时显示与第一图表不同的第一图表和第二图表，对于每个生物体或每个时间，如果不满足条件，则在显示器330上显示第一图表。[选定图]图24

