

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得する取得部と、
前記取得された検出波形信号を記憶する波形記憶部と、
前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均 R R 間隔に相当するパラメータを算出する R R 間隔算出部と、
前記 R R 間隔算出部により算出された平均 R R 間隔の時間変化を示す R R 波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するパワー算出部と、
前記 R R 波形信号における前記平均 R R 間隔の変動係数を算出する変動係数算出部と、
前記パワーおよび前記変動係数の組に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに判定する解析部と、
利用者の活動量を計測する計測部と、
前記計測部により計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶する第 1 記憶部と
を有する心房細動解析装置。

10

【請求項 2】

前記利用者の行動を示す行動データを、当該行動の時刻ごとに記憶する第 2 記憶部
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の心房細動解析装置。

【請求項 3】

前記利用者の活動量の変動し得る範囲を示す範囲情報を記憶する範囲記憶部と、
前記範囲記憶部により記憶された範囲情報に基づいて、前記計測部により計測された活動量を当該利用者にとっての負荷を示す負荷量に変換する変換部と
を有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の心房細動解析装置。

20

【請求項 4】

前記利用者が自覚した前記心房細動を示す自覚症状データを、当該心房細動が自覚された時刻ごとに記憶する第 3 記憶部
を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の心房細動解析装置。

【請求項 5】

前記利用者に操作される操作部と、
前記計測部により計測された活動量が予め決められた閾値を超えたときに、前記利用者が前記操作部に対する操作を行うように、当該活動量が当該閾値を超えた旨を当該利用者に報知する報知部とを有し、
前記第 2 記憶部は、前記利用者によって前記操作部が操作されたときに前記行動データを記憶する
ことを特徴とする請求項 2 に記載の心房細動解析装置。

30

【請求項 6】

入力装置から前記行動データの入力を受付ける受付部と、
前記計測部により計測された活動量が予め決められた閾値を超えたときに、前記利用者が前記入力装置から前記行動データの入力を行うように、当該活動量が当該閾値を超えた旨を当該利用者に報知する報知部とを有し、
前記第 2 記憶部は、前記受付部によって前記行動データの入力を受け付けられたときに前記行動データを記憶する
ことを特徴とする請求項 2 に記載の心房細動解析装置。

40

【請求項 7】

前記解析部により有ると解析された前記心房細動の発症期間中に前記計測部によって計測された活動量を評価する評価部
を有することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の心房細動解析装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の心房細動解析装置と、

50

前記計測部が計測した活動量を取得し、当該活動量を示すデータを前記解析部による解析の結果に基づいて加工する加工装置と、

前記加工装置により加工されたデータを提示する提示装置と
を有する心房細動解析システム。

【請求項 9】

心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得するステップと、

前記取得された検出波形信号を記憶するステップと、

前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均 R R 間隔に相当するパラメータを算出するステップと、

前記算出された平均 R R 間隔の時間変化を示す R R 波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するステップと、

前記 R R 波形信号における前記平均 R R 間隔の変動係数を算出するステップと、

前記パワーおよび前記変動係数の組に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析するステップと、

利用者の活動量を計測するステップと、

前記計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶するステップと

を有する心房細動解析方法。

【請求項 10】

コンピュータに、

心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得するステップと、

前記取得された検出波形信号を記憶するステップと、

前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均 R R 間隔に相当するパラメータを算出するステップと、

前記算出された平均 R R 間隔の時間変化を示す R R 波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するステップと、

前記 R R 波形信号における前記平均 R R 間隔の変動係数を算出するステップと、

前記パワーおよび前記変動係数の組に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析するステップと、

利用者の活動量を計測するステップと、

前記計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶するステップと

を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心房細動を解析する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓疾患に関する医療分野において、心房細動を解析する技術がある。特許文献 1 には、1 拍毎の心電図から得られる R R 間隔を計測し、その標準偏差と度数分布とに基づいて、心房細動を解析する技術が開示されている。非特許文献 1 には、心房細動は R R 間隔が不規則であり、心房細動の心拍の周波数解析をすると $1/f$ 成分が存在し、そのゆらぎのため白色雑音状になることが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2009 - 89883 号公報

10

20

30

40

50

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】Hayano J, Yamasaki F, Sakata S, Okada A, Mukai S, Fujinami T「Spectral characteristics of ventricular response to atrial fibrillation.」Am. J. Physiol. 1997; 273 : H2811-H2816

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した特許文献1および非特許文献1においては、正確な心房細動の解析には、1拍毎のRR間隔を正確に計測する必要がある。このRR間隔の計測にあたっては、心電を測定して得られる心電図の波形信号から計測することも可能であるが、脈波を測定して得られる脈波信号から計測することも可能である。

10

【0006】

ところが、脈波を測定する場合には、測定中に被験者が自由に動きまわることができる場合が多いことから、体動ノイズの影響が脈波信号に含まれやすい。心電を測定する場合においても、脈波を測定する場合と比べて程度の差はあるものの、体動ノイズの影響が心電図の波形信号に含まれる場合がある。このように体動ノイズの影響を受けた場合には、1拍毎のRR間隔を正確に計測することは非常に困難である。

そのため、特許文献1および非特許文献1に開示された技術のように、1拍毎の正確なRR間隔を計測することを前提としている場合には、体動ノイズの影響が含まれる信号を用いて心房細動の解析を行うことはできなかった。また、心房細動の発症は患者の活動量にも影響を受ける場合があることが分かっているが、活動量と心房細動との関係は個人差もあり十分に把握されていなかった。

20

【0007】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであり、その目的の一つは、脈波信号および心電図の波形信号などのRR間隔が計測可能な信号において体動ノイズの影響が含まれていても、その信号から心房細動を解析することにある。また、本発明の目的の一つは、そのようにして解析された心房細動と患者の活動量とを比較することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

30

上述の課題を解決するため、本発明は、心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得する取得部と、前記取得された検出波形信号を記憶する波形記憶部と、前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均RR間隔に相当するパラメータを算出するRR間隔算出部と、前記RR間隔算出部により算出された平均RR間隔の時間変化を示すRR波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するパワー算出部と、前記RR波形信号における前記平均RR間隔の変動係数を算出する変動係数算出部と、前記パワーおよび前記変動係数の組に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析する解析部と、利用者の活動量を計測する計測部と、前記計測部により計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶する第1記憶部とを有する心房細動解析装置を提供する。

40

この心房細動解析装置によれば、脈波信号および心電図の波形信号などの平均RR間隔が計測可能な信号において体動ノイズの影響が含まれていても、その信号から心房細動を解析することができ、心房細動と利用者の活動量とを比較することができる。

【0009】

好ましい態様において、前記利用者の行動を示す行動データを、当該行動の時刻ごとに記憶する第2記憶部を有してもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の発症時刻と利用者の行動の時刻とを比較することができる。

また、好ましい態様において、前記利用者の活動量の変動し得る範囲を示す範囲情報を

50

記憶する範囲記憶部と、前記範囲記憶部により記憶された範囲情報に基づいて、前記計測部により計測された活動量を当該利用者にとっての負荷を示す負荷量に変換する変換部とを有してもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動と利用者の活動量とを比較するに当たって、利用者の個人差を反映させることができる。

また、好ましい態様において、前記利用者が自覚した前記心房細動を示す自覚症状データを、当該心房細動が自覚された時刻ごとに記憶する第3記憶部を有してもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の発症時刻と利用者が症状を自覚した時刻とを比較することができる。

また、好ましい態様において、前記利用者に操作される操作部と、前記計測部により計測された活動量が予め決められた閾値を超えたときに、前記利用者が前記操作部に対する操作を行うように、当該活動量が当該閾値を超えた旨を当該利用者に報知する報知部とを有し、前記第2記憶部は、前記利用者によって前記操作部が操作されたときに前記行動データを記憶してもよい。

この心房細動解析装置によれば、利用者の活動量に応じて、行動データを記憶するための操作をその利用者に促すことができる。

また、好ましい態様において、前記解析部により有ると解析された前記心房細動の発症期間中に前記計測部によって計測された活動量を評価する評価部を有してもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の有無に応じた利用者の活動量の評価をすることができる。

【0010】

また、本発明は、上述の心房細動解析装置と、前記計測部が計測した活動量を取得し、当該活動量を示すデータを前記解析部による解析の結果に基づいて加工する加工装置と、前記加工装置により加工されたデータを提示する提示装置とを有する心房細動解析システムを提供する。

この心房細動解析システムによれば、脈波信号および心電図の波形信号などの平均RR間隔が計測可能な信号において体動ノイズの影響が含まれていても、その信号から心房細動を解析することができ、心房細動と利用者の活動量とを比較することができる。

【0011】

また、本発明は、心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得するステップと、前記取得された検出波形信号を記憶するステップと、前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均RR間隔に相当するパラメータを算出するステップと、前記算出された平均RR間隔の時間変化を示すRR波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するステップと、前記RR波形信号における前記平均RR間隔の変動係数を算出するステップと、前記パワーおよび前記変動係数の組に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析するステップと、利用者の活動量を計測するステップと、前記計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶するステップとを有する心房細動解析方法を提供する。

この心房細動解析方法によれば、脈波信号および心電図の波形信号などの平均RR間隔が計測可能な信号において体動ノイズの影響が含まれていても、その信号から心房細動を解析することができ、心房細動と利用者の活動量とを比較することができる。

【0012】

また、本発明は、コンピューターに、心電または脈波の検出結果の時間変化を示す検出波形信号を取得するステップと、前記取得された検出波形信号を記憶するステップと、前記取得された検出波形信号の周波数解析により得られる各単位時間の周波数スペクトルに基づいて、当該単位時間毎に平均RR間隔に相当するパラメータを算出するステップと、前記算出された平均RR間隔の時間変化を示すRR波形信号の周波数スペクトルにおける予め決められた周波数帯域のパワーを算出するステップと、前記RR波形信号における前記平均RR間隔の変動係数を算出するステップと、前記パワーおよび前記変動係数の組

に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析するステップと、利用者の活動量を計測するステップと、前記計測された活動量と、当該活動量が計測された時刻とをそれぞれ対応付けて記憶するステップとを実行させるためのプログラムを提供する。

このプログラムによれば、脈波信号および心電図の波形信号などの平均 R R 間隔が計測可能な信号において体動ノイズの影響が含まれていても、その信号から心房細動を解析することができ、心房細動と利用者の活動量とを比較することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】実施形態における心房細動解析システムの構成を説明するための図。

【図2】実施形態における脈波測定装置の外観を説明する図。

10

【図3】実施形態における脈波測定装置の構成を説明する図。

【図4】実施形態における心房細動解析装置の機能構成を説明する図。

【図5】検出波形信号の周波数解析を行うときのフレームを説明する図。

【図6】R R 間隔算出部における周波数特性を説明する図。

【図7】R R 波形信号の周波数解析を行うときのフレームを説明する図。

【図8】本実施形態による判定結果を示す図。

【図9】心房細動解析処理のフローチャート。

【図10】心電 R R 間隔を用いた心房細動の解析方法を説明する図。

【図11】平均脈波 R R 間隔を用いた心房細動の解析方法の問題点を説明する図。

【図12】ステップ S 410 における心房細動解析処理の詳細を示す図。

20

【図13】パワー波形信号および変動係数信号を例示する図。

【図14】移動平均処理後のパワーおよび変動係数を例示する図。

【図15】パワーと変動係数との関係を例示する図。

【図16】図15のデータの、クラスタリング後の結果を例示する図。

【図17】変形例における心房細動解析システムの構成を示す図。

【図18】データを対比可能な態様で表現したグラフの一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

< 実施形態 >

[概要]

30

【0015】

従来、心電図から心房細動を解析する際には、1拍毎の R R 間隔（「心電 R R 間隔」という）が用いられていた。これに対し本実施形態においては、脈波から心房細動が解析される。脈波を用いた場合、心電図とは異なり、1拍毎の R R 間隔を正確に特定することが困難なことがある。そのため本実施形態においては、ある単位時間（以下、フレームという）内における R R 間隔の平均を示す値（「平均脈波 R R 間隔」という）が用いられる。ここではまず、心電 R R 間隔を用いた心房細動の解析方法について説明し、次に、平均脈波 R R 間隔を用いた場合の問題点を説明し、最後に、本実施形態における解析方法の概要を説明する。

【0016】

40

図10は、心電 R R 間隔を用いた心房細動の解析方法を説明する図である。図10は、心電 R R 間隔の変動を示す波形信号について、480秒間を1フレームとし、そのフレームにおいて 0.01Hz から 0.2Hz の帯域で周波数解析を行い、ピーク周波数とパワーとを対数変換して表したグラフである。パワーとは、スペクトル密度のことである。図10(a)は、心房細動を発症していないときの心電 R R 間隔を用いた場合を示し、図10(b)は、心房細動を発症しているときの心電 R R 間隔を用いた場合を示している。図中の直線は、プロットされたデータから得られる1次回帰直線を示す。これらのグラフから、1次回帰直線の傾きと相関係数とを算出すると、以下に示す結果となる。

【0017】

図10(a)に示す心房細動を発症していない場合においては、 $\text{傾き} = -0.72$ 、 $\text{相関係数} =$

50

- 1.29となる。また、図10(b)に示す心房細動を発症している場合においては、 $r = -0.07$ 、 $r^2 = -0.13$ となる。このように、心房細動を発症している場合には、相関がなくなって白色雑音状になり、また、傾きが「0」に近づくことがわかる。このように、心電RR間隔を用いた場合、ピーク周波数およびパワーのプロットにおける1次回帰直線の傾きと相関係数とから、心房細動の有無を判定することができる。

【0018】

図11は、平均脈波RR間隔を用いた心房細動の解析方法の問題点を説明する図である。図11は、平均脈波RR間隔の変動を示す波形信号について、480秒間を1フレームとし、そのフレームにおいて0.01Hzから0.2Hzの帯域で周波数解析を行い、ピーク周波数とパワーとを対数変換して表したグラフである。図11(a)は、心房細動を発症していない例を示し、図11(b)は、心房細動を発症している例を示している。図中の直線は、プロットされたデータから得られる1次回帰直線を示す。

10

【0019】

図11(a)に示す心房細動を発症していない場合においては、 $r = -0.68$ 、 $r^2 = -1.40$ となる。また、図11(b)に示す心房細動を発症している場合においては、 $r = -0.41$ 、 $r^2 = -1.02$ となる。このように、平均脈波RR間隔を用いたときには、図11に示すように、心房細動の発症の有無による、 r の有意差がなく、心電RR間隔を用いた場合と同じ方法では心房細動の有無の判定が困難である。

【0020】

ここで、図10(a)および(b)を再び比較してみると、心房細動を発症している場合に、高周波数帯域側においてパワーが増大していることがわかる。例えば図10において、0.2Hz近傍の周波数帯域についてパワーを比較すると、心房細動を発症していないときのパワーが「1.59」、心房細動を発症しているときのパワーが「4.97」である。心房細動を発症しているときには、発症していないときに比べて、この周波数帯域のパワーが数倍に増加して有意差が見られる。

20

【0021】

このパワーの増加は、平均脈波RR間隔を用いた場合にも観測される。図11において、0.2Hz近傍の周波数帯域についてパワーを比較すると、心房細動を発症していないときのパワーが「0.05」、心房細動を発症しているときのパワーが「0.30」である。このように、平均脈波RR間隔を用いても、心房細動を発症しているときには、発症していないときに比べて、この周波数帯域のパワーが数倍に増加して有意差が見られる。本実施形態においては、このパワーの増大を一つの指標として用いて、心房細動の有無が判定される。

30

【0022】

本実施形態においては、心房細動の有無のもう一つの指標として、変動係数が用いられる。変動係数は、平均脈波RR間隔の平均に対するばらつきの度合いを示すパラメーターである。心房細動を発症すると、RR間隔の不整が起こる。すなわち、1拍毎の時間間隔が不規則になる。平均脈波RR間隔についても同様であり、不整状態(平均に対するばらつき)を、心房細動の指標することができる。本実施形態においては、パワーおよび変動係数を指標として、心房細動の有無が判定される。以下、本実施形態の装置構成および動作について詳細に説明する。

40

【0023】

[心房細動解析システム9の構成]

図1は、実施形態における心房細動解析システム9の構成を説明するための図である。患者Aは、心房細動の診察を受ける人物である。医者Bは、患者Aの担当医であり心房細動の診断のために脈波測定装置1を患者Aに貸与する。患者Aは、貸与された脈波測定装置1を装着して、この脈波測定装置1を利用する利用者となる。加工センターCは、患者Aが装着した脈波測定装置1から得られるデータの出力を受け取り、そのデータを決められた手順に従って加工する施設である。医者Bは、加工センターCにおいて加工されたデータの提示を受けて患者Aの心房細動に関する診断を行う。

50

以下に説明する実施形態は、加工センターＣにおける加工機能を脈波測定装置１が有している場合である。

【００２４】

〔脈波測定装置１の構成〕

図２は、実施形態における脈波測定装置１の外観を説明する図である。本発明の実施形態における脈波測定装置１は、図２（ａ）に示すように、利用者である検出対象者の手１０００における手首部分（腕）に腕時計のようにして装着される装置本体１０と、検出部位に装着されて脈波を検出する脈波検出部２０とを有する。装置本体１０と脈波検出部２０とは、ケーブル３０により接続されている。ケーブル３０は、脈波検出部２０から出力される脈波信号（以下、検出波形信号Ｌという）を装置本体１０に供給する一方、装置本体１０からの電力を脈波検出部２０に供給する。

10

【００２５】

装置本体１０には、リストバンド５０が取り付けられている。装置本体１０は、リストバンド５０が利用者の腕に巻き付けられることにより腕に装着される。装置本体１０には、操作部１４および表示部１５が設けられている。操作部１４は、利用者が脈波測定装置１に機能選択の指示などを入力するためのボタンスイッチなどの操作子を有し、これら操作子によって利用者の操作を受付ける。操作部１４は、装置本体１０の側面に左右それぞれ２つずつのボタンスイッチを有している。これらのうち、装置本体１０をリストバンド５０によって利用者の手首部分に装着したときに、小指側に設けられているボタンスイッチが行動ボタン１４１であり、親指側に設けられているボタンスイッチが自覚症状ボタン１４２である。また、これらのうち、利用者の肘（図示せず）側に設けられている２つのボタンは、その他の機能を有する操作ボタン１４０である。操作部１４には、表示部１５上に設けられたタッチセンサーなどが含まれていてもよい。表示部１５は、液晶ディスプレイ、有機ＥＬディスプレイなどの表示デバイスである。

20

【００２６】

図２（ｂ）に示すように、脈波検出部２０が装着される検出部位は、この例においては、手１０００における人差し指の根元から第２指関節までの間の一部であるものとするが、脈波を検出できる部位であればどの部位であってもよい。脈波検出部２０は、固定バンド４０によって固定されることにより、検出部位に装着される。このとき、固定バンド４０は、脈波検出部２０を覆った状態であり、脈波検出部２０の受光部には固定バンド４０の外側からの光が到達しないように遮光する構成である。

30

【００２７】

脈波検出部２０は、以下のようにして脈波を検出し、検出結果を示す検出波形信号Ｌを出力する。脈波検出部２０は、発光部（例えば、緑色ＬＥＤ（Light Emitting Diode））と受光部とを有する。脈波検出部２０は、装置本体１０からケーブル３０を介して供給された電力に応じた光を発光部から照射する。脈波検出部２０は、発光部からの光のうち、毛細血管中のヘモグロビンによって反射した光を受光部により受光し、受光レベルに応じた信号を、検出波形信号Ｌとして、ケーブル３０を介して装置本体１０に供給する。

【００２８】

図３は、実施形態における脈波測定装置１の構成を説明する図である。脈波測定装置１は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）１１、ＲＡＭ（Random Access Memory）１２、ＲＯＭ（Read Only Memory）１３、操作部１４、表示部１５、計測部１６、計時回路１７、Ａ／Ｄ変換回路１８、増幅回路１９を有する装置本体１０と、脈波検出部２０とを有する。増幅回路１９および脈波検出部２０を除く各構成は、バスを介して接続されている。

40

【００２９】

ＣＰＵ１１は、ＲＯＭ１３に記憶されている制御プログラムにしたがって、各部の制御およびデータの転送などを行う。ＲＡＭ１２は、検出波形信号Ｌなどの生体情報、およびＣＰＵ１１における制御プログラムの実行中に発生する各種データを一時記憶する。ＣＰＵ１１は制御プログラムを実行することにより、心房細動解析機能を実現し、脈波測定装置１を心房細動解析装置として機能させる。なお、ＣＰＵ１１は、制御プログラムを実行

50

することにより、心房細動解析機能以外の様々な機能を実現するようにしてもよい。これらの機能は、例えば、利用者が操作部 14 を操作することにより実現されるようにすればよい。

【0030】

操作部 14 は、上述したように、利用者の指示を脈波測定装置 1 に入力するためのボタンスイッチなどを有する。操作部 14 は、利用者によって操作されると、CPU 11 に対して、操作内容を示す操作信号を出力する。操作部 14 が有するボタンスイッチのうち、行動ボタン 141 は、利用者が予め決められた行動をするときに押すための操作子である。また、自覚症状ボタン 142 は、利用者が心房細動の自覚症状を得たときに押すための操作子である。

10

表示部 15 は、上述したように、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイなどの表示デバイスを有し、CPU 11 によって表示内容が制御される。この表示内容は、例えば、時刻表示、各種メニュー画面、脈波測定結果、心房細動の解析結果などを示す各種画像である。

計測部 16 は、装置本体 10 の筐体内部に取り付けられてその装着部位（本実施形態において手首）の動作である体動を検出し検出結果に応じた信号を出力するセンサーである。この信号は、体動の程度を表しているもので、この信号に基づいて利用者の活動量が求められる。すなわち計測部 16 は、利用者の活動量を計測する計測部に相当する。なお、活動量とは、生体の活動の程度を示す量であり、例えば、その生体の活動に伴って消費される熱量などである。

20

具体的には、計測部 16 は、静電容量型加速度センサーや圧電抵抗型加速度センサー等を備えており、3 軸方向の加速度をそれぞれ検出する。そして、計測部 16 は、例えば検出した上記 3 軸方向の加速度に基づいて上記装着部位の加速度の絶対値や利用者の活動量を算出して CPU 11 に出力する。

計時回路 17 は、発振回路 171 を備える。発振回路 171 は、制御の基礎となるクロック信号を CPU 11 に供給する。計時回路 17 は、CPU 11 の制御により、時間を計測する。

CPU 11 は、行動ボタン 141 や自覚症状ボタン 142 が押されたときに、計時回路 17 により計測された時間を参照して、それらのタイミングをそれぞれ RAM 12 に記憶する。

30

【0031】

増幅回路 19 は、脈波検出部 20 からケーブル 30 を介して供給された検出波形信号 L を増幅する。増幅時のゲインは、CPU 11 の制御により設定される。

A/D 変換回路 18 は、増幅回路 19 において増幅されたアナログ信号の検出波形信号 L を、デジタル信号に変換する。この例においては、サンプリング周波数は 100 Hz であり、脈波から得られる RR 間隔に比べて十分高い周波数となっている。また、この例においては、量子化は 10 ビットで行われる。なお、サンプリング周波数、量子化ビットについては、必要とする精度に応じて異なる値に決められていてもよい。

続いて、CPU 11 によって実現される心房細動解析装置の機能構成（心房細動解析機能および記憶機能）について説明する。

40

【0032】

[機能構成]

図 4 は、実施形態における心房細動解析装置 100 の機能構成を説明する図である。心房細動解析装置 100 は、ノイズ低減部 111、RR 間隔算出部 112、パワー算出部 113、解析部 114、表示制御部 115、変動係数算出部 116、変換部 117、評価部 118、報知部 119 を有するとともに、各種データの記憶領域となる検出波形信号記憶領域 121、RR 波形信号記憶領域 122、パワー波形信号記憶領域 123、変動係数波形記憶領域 124、活動量記憶領域 125、行動データ記憶領域 126、自覚症状データ記憶領域 127、範囲記憶領域 128、および閾値記憶領域 129 の各機能構成により実現される。

50

【0033】

検出波形信号記憶領域121は、A/D変換回路18によってデジタル信号に変換された検出波形信号Lが記憶されるRAM12上に設けられた領域である。

ノイズ低減部111は、検出波形信号記憶領域121に記憶された検出波形信号Lから、RR間隔に相当する周波数帯域以外の体動ノイズ成分を低減するフィルター処理を施して出力する。フィルター処理としては、例えば、ハイパスフィルター、バンドパスフィルター、適応フィルターなどによる処理である。ノイズ低減部111において体動ノイズ成分が低減された検出波形信号Lについては、一旦、RAM12において記憶されるようにしてもよい。検出波形信号記憶領域121およびノイズ低減部111は、RR間隔算出部112において周波数解析に用いられる検出波形信号Lを取得する取得部として機能する。

10

【0034】

なお、この処理においては体動ノイズ成分が低減され、その影響が検出波形信号Lから減少することにはなるが、背景技術として示した技術（特許文献1、非特許文献1）において精密な心房細動の解析ができるほど、正確なRR間隔を計測することができない。

【0035】

RR間隔算出部112は、ノイズ低減部111において体動ノイズ成分が低減された検出波形信号Lについて、サンプリング毎にフレームを切り出し、短時間での周波数解析（STFT（Short-Time Fourier transform）解析）により周波数スペクトルを算出する。そして、RR間隔算出部112は、算出した周波数スペクトルに基づいて、フレーム毎にRR間隔に相当するパラメータを算出し、このパラメータの時間変化を示すRR波形信号FRRを、RAM12上に設けられた領域のRR波形信号記憶領域122に記憶する。なお、RR波形信号FRRは、このパラメータの経時変化を示すデータの集合である。

20

【0036】

算出されるパラメータは、この例においては、フレーム内におけるRR間隔の平均を示す値（平均脈波RR間隔）であり、例えば、周波数スペクトルの最大ピークとなる周波数である。したがって、RR波形信号FRRは、平均脈波RR間隔の時間変化を示すことになる。RR間隔算出部112における処理により、ノイズ低減部111において体動ノイズが完全に除去されなくても、RR波形信号FRRに含まれる体動ノイズの影響を大幅に低減することができる。

30

【0037】

図5は、検出波形信号Lの周波数解析を行うときのフレームを説明する図である。図5に示す波形は検出波形信号Lの波形の例である。図5に示すように、各フレームの時間は、この例においては4秒であり、1秒毎にサンプリングされ周波数解析が行われる。すなわち、各フレームは1秒ずつずれて設定され、次のフレームと3秒間オーバーラップしている。このように、サンプリングタイミング、フレームが設定されているため、平均脈波RR間隔はRR間隔の4秒間における平均値であり、RR波形信号FRRは1秒毎の平均脈波RR間隔の変化を示すものとなる。

【0038】

図6は、RR間隔算出部112における周波数特性を説明する図である。RR間隔算出部112において、上述のように設定したフレームで周波数解析を行うことは、移動平均処理における周波数特性が重畳することと同等である。図6に示す周波数特性は、フレームの時間の4秒に相当する0.25Hzおよびその整数倍の周波数において谷が生じ、山の頂点を結ぶような全体的な傾向として、高周波数になるほどレベルが低くなる、すなわち、マイナスの傾きを持つ周波数特性となっている。フレームの時間が長くなるほど、この傾きは急になる。一方、フレームの時間が短くなると、傾きが「0」に近づくことになるが、検出波形信号Lにおける体動ノイズ成分の残存が多くなってしまう。そのため、フレーム時間は1秒以上5秒以下、望ましくは2秒以上4秒以下とするとよい。

【0039】

40

50

パワー算出部 113 は、RR 波形信号記憶領域 122 に記憶された RR 波形信号 FRR について、短時間での周波数解析 (STFT 解析) を行い、得られる周波数スペクトルに基づいて、一部の周波数帯域 (以下、算出周波数帯域という) のパワー (以下、帯域パワーという) を算出する。パワー算出部 113 は、算出した帯域パワーの時間変化を示すパワー波形信号 Pa を、RAM 12 上に設けられた領域のパワー波形信号記憶領域 123 に記憶する。なお、パワー波形信号 Pa は、帯域パワーの経時変化を示すデータの集合である。

【0040】

図 7 は、RR 波形信号 FRR の周波数解析を行うときのフレームを説明する図である。図 7 に示す波形は RR 波形信号 FRR の波形の例である。図 7 に示すように、各フレームの時間は、この例においては 120 秒であり、60 秒毎にサンプリングされ周波数解析が行われる。すなわち、各フレームは 60 秒ずつずれて設定され、次のフレームと 60 秒間オーバーラップしている。

【0041】

また、パワー算出部 113 において帯域パワーが算出される上述の算出周波数帯域は、予め決められ、この例においては、0.25 Hz から 0.5 Hz までの帯域であるものとする。これは、図 6 に示す周波数特性の 2 つの谷 (0.25 Hz、0.5 Hz の谷) の間として決められている。これは、谷の部分におけるパワーは抑えられてしまうことから心房細動の有無の判定にはほとんど寄与しないため、心房細動の有無の判定に寄与する部分を中心に算出周波数帯域が決められている。すなわち、0.3 Hz から 0.45 Hz までの帯域といったように、算出周波数帯域は、さらに、周波数特性の谷の部分が除かれて、山の部分だけが含まれるように、その範囲が狭くなるように設定されていてもよい。

【0042】

ここで、算出周波数帯域の最低周波数 (下限) と最高周波数 (上限) とは、この例においては、RR 間隔算出部 112 における周波数特性、すなわち RR 間隔算出部 112 における周波数解析で用いるフレームの時間に応じて決められていた。一方で、上下限の周波数のいずれか一方、または双方の周波数は、必ずしもフレームの時間に応じて決められていなくてもよい。

【0043】

算出周波数帯域の最低周波数は、図 10、図 11 に示すように、パワーの変化が明確となる 0.1 Hz 以上、望ましくは 0.2 Hz 以上であるとよい。このとき、最低周波数は、上述したように、RR 間隔算出部 112 における周波数解析で用いるフレームの時間の逆数以上であることがさらに望ましい。

また、算出周波数帯域の最高周波数は、ナイキスト周波数による影響を考え、RR 間隔算出部 112 における周波数解析のサンプリング周波数の 1/2 以下であることが望ましい。このとき、最高周波数は、上述したように、RR 間隔算出部 112 における周波数解析で用いるフレームの時間の逆数の 2 倍以下であることがさらに望ましい。

【0044】

図 4 に戻って説明を続ける。変動係数算出部 116 は、RR 波形信号記憶領域 122 に記憶されている RR 波形信号 FRR (平均脈波 RR 間隔) から、次式 (1) に従って変動係数 CVRR を算出する。

$$CVRR = RR / aveRR \quad \dots (1)$$

なお、RR および aveRR は、それぞれ、1 フレームの期間における平均脈波 RR 間隔の標準偏差および平均値を示す。すなわち、変動係数 CVRR は、平均に対するばらつきの度合いを示すパラメータである。変動係数算出部 116 は、算出した変動係数 CVRR を、変動係数波形記憶領域 124 に記憶する。変動係数 CVRR はフレーム毎に算出されるので、変動係数波形記憶領域 124 には、変動係数 CVRR の時間変化を示す信号 (「変動係数信号 Sc」という) が記憶される。なお、変動係数信号 Sc は、変動係数 CVRR の経時変化を示すデータの集合である。

【0045】

10

20

30

40

50

解析部 114 は、パワー波形信号記憶領域 123 に記憶されたパワー波形信号 P a および変動係数波形記憶領域 124 に記憶された変動係数信号 S c に基づいて心房細動の有無を時刻ごとに解析する。具体的には、これらの信号について、特定の判定条件を満たすか否かを判定し、判定結果に応じた情報を出力する。特定の判定条件については後述する。

【0046】

解析部 114 は、心房細動であると判定すると、その判定結果を示す情報を表示制御部 115 に出力する。解析部 114 から出力される情報は、例えば、心房細動であることの判定を示す情報など、心房細動の有無に関する情報であればよい。表示制御部 115 は、解析部 114 から出力された情報に基づいて、表示部 15 の表示内容を制御し、心房細動であると判定されたことを示す画像を表示させる。利用者は、この表示内容を見ることにより、心房細動であるか否かを確認することができる。なお、この表示内容は、リアルタイムに心房細動の判定結果を示す表示であってもよいし、心房細動であると判定された期間を示す表示であってもよい。

10

以上が、心房細動解析装置 100 の機能構成の説明である。続いて、心房細動解析装置 100 の解析動作（心房細動解析処理）について、図 9 を用いて説明する。

【0047】

[心房細動解析処理]

図 9 は、実施形態における心房細動解析処理を説明するフローチャートである。まず利用者が操作部 14 を操作し、心房細動の解析処理を開始する指示が入力されると、CPU 11 は、図 9 に示すフローを開始する。CPU 11 は、利用者が操作部 14 を操作して、解析処理を終了する指示が入力されているか否かを判定する（ステップ S110）。CPU 11 は、解析処理を終了する指示が入力されている場合（ステップ S110；Yes）には、心房細動の解析処理を終了する。

20

【0048】

CPU 11 は、解析処理を終了する指示が入力されていない場合（ステップ S110；No）には、脈波検出部 20 において脈波を検出させて検出波形信号 L を測定し（ステップ S120）、ノイズ低減部 111 により体動ノイズ低減処理を行う（ステップ S130）。このとき、CPU 11 は、検出波形信号 L を RAM 12 の検出波形信号記憶領域 121 に記憶するが、体動ノイズ低減処理を行った検出波形信号 L を記憶するようにしてもよい。

30

【0049】

CPU 11 は、体動ノイズ低減処理を行った波形信号が RAM 12 に 1 フレーム蓄積されたか否かを判定する（ステップ S140）。CPU 11 は、1 フレームの蓄積がされていない場合（ステップ S140；No）には、ステップ S110 に戻って処理を続ける。一方、1 フレームの蓄積がされた場合（ステップ S140；Yes）には、CPU 11 は、RR 間隔算出部 112 により平均脈波 RR 間隔を算出する（ステップ S210）。

【0050】

CPU 11 は、RR 間隔算出部 112 により算出した平均脈波 RR 間隔を RR 波形信号記憶領域 122 に記憶する（ステップ S220）。この記憶領域に記憶された平均脈波 RR 間隔の時間変化は RR 波形信号 FRR となる。

40

CPU 11 は、RR 波形信号記憶領域 122 に記憶された RR 波形信号 FRR が 1 フレーム蓄積されたか否かを判定する（ステップ S230）。CPU 11 は、1 フレームの蓄積がされていない場合（ステップ S230；No）には、ステップ S110 に戻って処理を続ける。一方、1 フレームの蓄積がされた場合（ステップ S230；Yes）には、CPU 11 は、パワー算出部 113 により帯域パワーを算出する（ステップ S310）。

【0051】

CPU 11 は、パワー算出部 113 により算出した帯域パワーをパワー波形信号記憶領域 123 に記憶する（ステップ S320）。この記憶領域に記憶された帯域パワーの時間変化はパワー波形信号 P a となる。

【0052】

50

CPU 11は、変動係数算出部116により変動係数を算出する(ステップS330)。CPU 11は、変動係数算出部116により算出した変動係数を変動係数波形記憶領域124に記憶する(ステップS340)。

【0053】

CPU 11は、記憶されているパワー波形信号Paおよび変動係数信号Scを参照し、解析部114により、パワー波形信号Paおよび変動係数信号Scが所定の判定条件を満たすか否かを判定する(ステップS410)。

【0054】

図12は、ステップS410における心房細動解析処理の詳細を示す図である。ステップS500において、CPU 11は、パワー波形信号Paおよび変動係数信号Scを、RAM 12から読み出す。

10

【0055】

図13は、パワー波形信号Paおよび変動係数信号Scを例示する図である。図13には、ある患者について24時間に渡って計測された脈波信号から得られたパワー波形信号Pa[msec²]および変動係数信号Sc[%]を示している。なお、この患者は、測定期間中に心房細動を発症している。

【0056】

再び図12を参照する。ステップS501において、CPU 11は、パワー波形信号Paおよび変動係数信号Scについて、移動平均処理を行う。移動平均処理は、パワーおよび変動係数CVRのそれぞれについて、細かい変動(短い時間における変動)を均すために行われる。この例では、20点のデータ(すなわち脈波の20分の測定から得られるデータ)を用いて移動平均処理が行われる。

20

【0057】

図14は、移動平均処理後のパワー波形信号Paおよび変動係数信号Scを例示する図である。移動平均処理により細かい変動が均されている。以下、移動平均処理後のデータは、ある時刻におけるパワーと変動係数とを示すデータとして扱われる。測定は60秒毎に行われるので、24時間の測定で1440点のデータが得られる。

【0058】

再び図12を参照する。ステップS502において、CPU 11は、所定のアルゴリズム(例えば、クラスタリングの手法として広く知られているk-means法)により、これらのデータを2つのクラスターにクラスタリングする。

30

【0059】

図15は、パワーと変動係数との関係を例示する図である。縦軸はパワー[msec²]を、横軸は変動係数CVR[%]を示す。既に説明したように、心房細動発症時には、平常時と比べるとパワーおよび変動係数が相対的に高い値を示す。したがって、図15の右上付近のプロットは、心房細動が発症している時に測定されたデータに対応すると考えられる。本実施形態においては、クラスタリング手法によりデータを2つのクラスターに分け、これら2つのクラスターの変動係数-パワー空間における位置関係に基づいて、心房細動の有無が解析される。

【0060】

40

図16は、図15のデータの、クラスタリング後の結果を例示する図である。このように、クラスタリング手法(この例ではk-means法)により、データは2つのクラスターに分割される。これら2つのクラスターを、それぞれ、クラスターC0およびクラスターC1という。クラスターC0は、相対的に高変動係数かつ高パワーのデータ群であり、クラスターC1は、低変動係数かつ低パワーのデータ群である。クラスターC0のデータは丸()で、クラスターC1は三角()で表されている。また、k-means法によれば、変動係数-パワー空間における各クラスターの重心の座標が計算される。図16には、クラスターC0およびC1の重心の位置が併せて図示されている。

【0061】

再び図12を参照する。ステップS503において、CPU 11は、クラスターC0の

50

重心の位置が、クラスターC1の重心の位置を基準として所定の範囲、例えば $\pm 30\%$ の範囲内にあるか判定する。クラスターC0の重心の位置がクラスターC1の重心の位置から $\pm 30\%$ の範囲の外にあると判定された場合(S503; NO)、CPU11は、処理をステップS504に移行する。クラスターC0の重心の位置がクラスターC1の重心の位置から $\pm 30\%$ の範囲内にあると判定された場合(S503; YES)、CPU11は、処理をステップS505に移行する。

【0062】

ステップS504において、CPU11は、クラスターC0は、心房細動発症時のデータであると判定する。

【0063】

クラスターC0の重心の位置がクラスターC1の重心の位置から $\pm 30\%$ の範囲内にある場合、データが2つのクラスターに分離できないと判定する。この場合、可能性としては、全測定期間において心房細動を発症していない場合と、全測定期間において心房細動を発症し続けている場合が考えられる。この場合は、パワーおよび変動係数の値により、心房細動の有無が解析される。ステップS505以降において、このための処理が行われる。

【0064】

ステップS505において、CPU11は、クラスターC0の重心とクラスターC1の重心との平均位置(以下「平均重心」という)の座標(以下、「平均重心座標」という)を計算する。平均重心は、例えば、クラスターC0の重心とクラスターC1の重心との単純平均(すなわち、クラスターC0の重心とクラスターC1の重心との中点)である。あるいは、平均重心は、クラスターC0の重心とクラスターC1の重心とのデータ点数による重みつき重心(すなわち、全測定点の重心)であってもよい。

【0065】

ステップS506において、CPU11は、平均重心座標が、所定の範囲(例えば、変動係数10.0以上かつパワー0.5以上)にあるか判定する。平均重心座標が所定の範囲にあると判定された場合(S506; YES)、CPU11は、全測定期間において、心房細動が発症していたと判定する(ステップS507)。平均重心座標が所定の範囲内ないと判定された場合(S506; NO)、CPU11は、全測定期間において、心房細動が発症していなかったと判定する(ステップS508)。

【0066】

再び図9を参照する。心房細動を発症していないと判定した場合(ステップS410; No)、CPU11は、ステップS110に戻って処理を続ける。一方、心房細動を発症していると判定した場合(ステップS410; Yes)には、CPU11は、表示制御部115により心房細動であることの判定結果を表示部15に表示させ(ステップS420)、ステップS110に戻って処理を続ける。

【0067】

なお、CPU11は、ステップS110からステップS140の処理をステップS140の判定にかかわらず繰り返し実行してもよい。この場合、CPU11は、ステップS140においてYesとなる度に、ステップS110からステップS140の処理と並行して、ステップS210以降の処理を実行するようにしてもよい。このとき、ステップS230におけるNoの場合、または、ステップS410におけるNoの場合には、並行して実行したステップS210以降の処理を終了するようにすればよい。

以上が、心房細動解析処理の説明である。

【0068】

図8は、本実施形態による解析結果を示す図である。比較のため、ホルター心電計による心電図解析によって心房細動が発症していると解析された期間を併せて図示している。図中、太線で示した部分が本実施形態によって心房細動が発症していると解析された期間であり、ハッチング部分がホルター心電計による心電図解析によって心房細動が発症していると解析された期間である。ホルター心電計により心房細動が発症していると解析され

10

20

30

40

50

た期間については、本実施形態においても、ほぼ漏れなく、心房細動が発症していると解析されている。本実施形態においては、一部ノイズが心房細動として検出されているが、例えば、所定のしきい値より短い期間において心房細動と解析された場合は、その解析結果を棄却する（すなわち、しきい値より長い時間、連続して心房細動と解析され続けた場合に、心房細動であるという解析結果を採用する）ようにしてもよい。

【0069】

このように、本発明の実施形態における脈波測定装置1においては、1拍毎の脈波RR間隔の代わりに平均脈波RR間隔を計測することにより体動ノイズの影響を低減しつつ、心房細動の解析を行うことができる。

【0070】

10

[記憶処理]

次に、心房細動解析装置100による各種データの記憶処理について説明する。

図4に示す通り、計測部16は、心房細動解析装置100に利用者の活動量を示す情報を出力する。この出力は、周期的に行われていてもよいし、心房細動解析装置100からの要求に応じて行われてもよい。また、この出力は、計測部16が計測した活動量が、例えば決められた閾値を超えたときなど、所定の条件を満たしたときに行われてもよい。計測部16から出力された活動量は、計時回路17が計測した時間を参照することで、その活動量が計測された時刻とともに活動量記憶領域125に記憶される。

【0071】

範囲記憶領域128には、利用者の活動量の変動し得る範囲を示す範囲情報が記憶されている。利用者の活動量は、その利用者の年齢や体質、生活習慣など様々な要因によって個人差がある。範囲記憶領域128が記憶する範囲情報は、脈波測定装置1を装着した利用者の活動量の上限および下限を示す情報である。活動量の下限は、例えば利用者が安静にしているときの活動量であり、活動量の上限は、例えば利用者が体を動かすことで耐え難い負荷を感じる際の活動量である。

20

【0072】

利用者が操作部14の操作ボタン140などを操作すると、CPU11はこの操作に応じて利用者の範囲情報を範囲記憶領域128に記憶させる。なお、範囲記憶領域128には、予め複数の利用者の範囲情報が各利用者の識別情報ごとに対応付けられて記憶されていてもよい。この場合、例えばCPU11は、利用者の操作を操作部14により受付けて認証処理を行い、その利用者を識別して、その利用者に対応する範囲情報を範囲記憶領域128から抽出してもよい。

30

【0073】

変換部117は、範囲記憶領域128に記憶された範囲情報に基づいて、活動量記憶領域125に記憶された活動量を、利用者にとっての負荷を示す負荷量に変換する。負荷量は、例えば、範囲情報で示される活動量の範囲を複数段階で区切った数値で表されてもよいし、その活動によって消費された消費熱量で表されてもよい。消費熱量は、例えば、範囲情報で示される活動量の範囲と、利用者ごとに設定された基礎代謝などの値から推算されてもよい。

【0074】

40

閾値記憶領域129には、利用者の活動量または負荷量と比較される閾値が記憶されている。ここでは、閾値記憶領域129は、利用者の負荷量と比較される閾値を記憶する。報知部119は、変換部117が変換して得られた利用者の負荷量と閾値記憶領域129に記憶されたその利用者の閾値とを比較し、利用者の負荷量が閾値を超えたときに、利用者が操作部14に対する操作を行うように、利用者にもその旨を報知する。具体的に、報知部119は、利用者の負荷量が上記の閾値を超えたと判断すると、表示制御部115に決められた信号を出力する。表示制御部115は、この信号を受け取ると、例えば利用者に行動ボタン141を押すように促す画面を表示部15に表示させる。

【0075】

操作部14が有する行動ボタン141は、利用者によって押されると行動ボタン141

50

に割り当てられた固有の信号を心房細動解析装置 100 に出力する。心房細動解析装置 100 は、この信号を受け取ると、その信号を「行動データ」として、行動データ記憶領域 126 に記憶する。行動データは、計時回路 17 により計測された時間を心房細動解析装置 100 が参照して、行動ボタン 141 が押された時刻ごとに行動データ記憶領域 126 に記憶される。

【0076】

操作部 14 が有する自覚症状ボタン 142 は、利用者によって押されると自覚症状ボタン 142 に割り当てられた固有の信号を心房細動解析装置 100 に出力する。心房細動解析装置 100 は、この信号を受け取ると、その信号を「自覚症状データ」として、自覚症状データ記憶領域 127 に記憶する。自覚症状データは、計時回路 17 により計測された時間を心房細動解析装置 100 が参照して、自覚症状ボタン 142 が押された時刻ごとに自覚症状データ記憶領域 127 に記憶される。

【0077】

評価部 118 は、変換部 117 によって変換された負荷量を、その負荷量に対応する活動量が計測部 16 によって計測された時刻ごとに取得する。また、評価部 118 は、解析部 114 によって解析された心房細動の有無を示す情報を、その心房細動が生じた時刻、または消えた時刻ごとに取得する。そして、評価部 118 は、解析部 114 により心房細動が有る（発症している）と解析された期間（発症期間）中に計測部 16 によって計測された活動量またはその活動量から変換された負荷量を評価する。この評価とは、例えば、全期間にわたる負荷量の平均値と、心房細動が有ると解析された期間中に計測された活動量から変換された負荷量の平均値との比較に基づいたものなどであり、心房細動が有ると解析された期間中の負荷量は全ての負荷量に比較して何%増加したかなどを算出して提示することで行われる。また、この評価は、心房細動が有ると解析された期間における、負荷量のグラフを、それ以外の期間における負荷量のグラフの色とは異なる色で表示することで行われてもよい。つまり、この評価部 118 が行う評価によって、心房細動の有無に応じて、計測された活動量またはその活動量に対応する負荷量が区別されるように情報が加工されればよい。

【0078】

なお、評価部 118 は、行動データ記憶領域 126 から行動データを読み出してもよいし、自覚症状データ記憶領域 127 から自覚症状データを読み出してもよい。そして、評価部 118 は、計測部 16 により計測された活動量またはその活動量に対応する負荷量を時系列に沿って配列し、行動ボタン 141 が押された時刻や、自覚症状ボタン 142 が押された時刻などに対比可能な態様で表現してもよい。

【0079】

このように、本発明の実施形態における脈波測定装置 1 は、心房細動の発症と、活動量との関係を表示することができるので、例えばこの表示を見た医者 B は、脈波測定装置 1 を貸与された患者 A の症状を活動量と関係付けて診断することができる。

【0080】

< 変形例 >

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は以下のように、さまざまな態様で実施可能である。

[変形例 1]

上述した実施形態においては、検出波形信号 L は、脈波検出部 20 において脈波を検出した結果を示す信号であったが、心電を検出した結果として得られる波形信号であってもよい。すなわち、RR 間隔に相当するパラメーターが取得可能な波形信号であればよい。

【0081】

[変形例 2]

上述した実施形態においては、心房細動解析装置 100 の機能構成としてノイズ低減部 111 が設けられていたが、必ずしも設けられていなくてもよい。この場合には、RR 間隔算出部 112 は、検出波形信号記憶領域 121 から周波数解析を行う検出波形信号 L を

取得すればよい。

【 0 0 8 2 】

[変形例 3]

上述した実施形態においては、心房細動解析装置 1 0 0 は、脈波測定装置 1 において実現されていたが、パーソナルコンピュータなどの情報処理装置において実現されるようにしてもよい。この場合には、情報処理装置は、予め測定された検出波形信号 L を外部装置から取得して、検出波形信号記憶領域 1 2 1 に記憶するようにすればよい。そして、情報処理装置は、この検出波形信号 L を心房細動解析処理により解析して、心房細動の有無を解析すればよい。

【 0 0 8 3 】

10

[変形例 4]

上述した実施形態においては、装置本体 1 0 と脈波検出部 2 0 とは、ケーブル 3 0 により有線で接続されていたが、無線により接続されていてもよい。この場合には、装置本体 1 0 と脈波検出部 2 0 とは、脈波検出部 2 0 の制御に必要な制御信号および脈波検出部 2 0 において生成される検出波形信号 L などの各種信号を無線通信によりやり取りすればよい。また、装置本体 1 0 および脈波検出部 2 0 のそれぞれにおいて電力を供給可能な電池などの構成を有するようにすればよい。

【 0 0 8 4 】

[変形例 5]

上述した実施形態においては、心房細動の解析結果が表示部 1 5 に表示され、利用者に報知されていたが、音、振動などにより報知されるようにしてもよい。例えば、音で利用者に報知する場合には、スピーカ、および解析部 1 1 4 からの情報に基づいて、スピーカの放音内容を制御する音制御部を設ければよい。また、振動で利用者に報知する場合には、振動アクチュエーター、および解析部 1 1 4 からの情報に基づいて、振動アクチュエーターの振動内容を制御する振動制御部を設ければよい。このように、実施形態における表示制御部 1 1 5 および表示部 1 5 は、心房細動の解析結果に応じて利用者に報知する報知部として概念することもできる。

20

【 0 0 8 5 】

[変形例 6]

実施形態で説明した種々のパラメーター、例えば、クラスター分離のしきい値 ($\pm 30\%$)、平均重心座標に対する所定の範囲 (変動係数 1 0 . 0 以上かつパワー 0 . 5 以上)、移動平均処理のデータ点数 (2 0 点)、およびフレーム期間 (1 2 0 秒) は一例であり、これらのパラメーターの値はこれに限定されない。また、クラスタリングのアルゴリズムは、k - m e a n s 法に限定されない。k - m e a n s 法以外のアルゴリズムにより、データ群が 2 つのクラスターに分離されてもよい。また、心房細動の有無の具体的解析方法は、図 1 2 で説明したものに限定されない。例えば、パワーおよび変動係数の少なくとも一方をしきい値と比較する等、図 1 2 で説明した以外の方法により、心房細動の有無が解析されてもよい。

30

【 0 0 8 6 】

[変形例 7]

上述した実施形態における制御プログラムは、磁気記録媒体 (磁気テープ、磁気ディスクなど)、光記録媒体 (光ディスクなど)、光磁気記録媒体、半導体メモリなどのコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記憶した状態で提供し得る。また、脈波測定装置 1 は、各プログラムをネットワーク経由でダウンロードしてもよい。

40

【 0 0 8 7 】

[変形例 8]

上述した実施形態において、心房細動解析システム 9 の加工センター C における加工機能は、脈波測定装置 1 に含まれていたが、心房細動解析システムは、脈波測定装置 1 と別に加工センター C を利用してもよい。図 1 7 は、変形例における心房細動解析システム 9 a の構成を示す図である。心房細動解析システム 9 a は、脈波測定装置 1 a と、加工装置

50

6 と、提示装置 7 とを有する。加工装置 6 および提示装置 7 は、いずれもパーソナルコンピュータなどで構成されている。

【0088】

病院 D は、脈波測定装置 1 a を所有しており、例えば 10 日間など、決められた期間にわたって患者 A にこの脈波測定装置 1 a を貸与する。脈波測定装置 1 a を貸与された患者 A は、その脈波測定装置 1 a を図 2 で示したように自身の手首に装着して脈波の測定および心房細動の解析を行わせる。上述した期間が経過した後、脈波測定装置 1 a が記憶した各種データは加工センター C が所有する加工装置 6 へデータを送信する。データの送信は、専用回線で行われても公衆回線で行われてもよく、有線で行われても無線で行われてもよい。この場合、脈波測定装置 1 a は、図 3 に破線で示した通信部 101 を備えており、この通信部 101 を介してデータの送信を行う。通信部 101 は、脈波測定装置 1 a と加工装置 6 との間で情報を通信するインターフェースであり、例えば各種のモデムや無線通信回路、あるいは、シリアルインターフェースなどである。また、加工センター C の職員が、患者 A から郵送された脈波測定装置 1 a を加工装置 6 に接続して上記データをこの加工装置 6 に読み込ませてもよい。

10

【0089】

加工装置 6 は、上述した実施形態における脈波測定装置 1 の評価部 118 と同様な機能を有しており、脈波測定装置 1 a から取得したデータを加工する。なお、この場合、脈波測定装置 1 a は、脈波測定装置 1 の評価部 118 を有していなくてもよい。脈波測定装置 1 a は、変換部 117 によって変換された負荷量の時系列データと、解析部 114 によって解析された心房細動の有無を示す情報の時系列データとを加工装置 6 へ送信する。加工装置 6 は、受け取った負荷量のうち、解析部 114 により心房細動があると解析された期間中に計測部 16 によって計測された活動量から変換された負荷量を評価する。そして、加工装置 6 は、負荷量の評価結果に基づいて、時刻ごとの負荷量（またはその負荷量に対応する活動量）が心房細動の有無に応じて区別されるようにデータを加工する。

20

【0090】

加工装置 6 によって加工されたデータは、提示装置 7 に送信される。提示装置 7 は、液晶などの表示画面を有しており、例えば、加工装置 6 から送信されたデータに応じた画像を表示画面に表示することで、その加工されたデータを医者 B に提示する。

【0091】

このように心房細動解析システム 9 a は、心房細動の発症と、活動量との関係を提示することができるので、これを利用する医者 B は、患者 A の心房細動の発症を活動量と関係付けて診断することができる。具体的に、医者 B は、心房細動解析システム 9 a を利用することで、患者 A の症状が、夜間などの活動量の低いときに心房細動を発症しやすいタイプなのか、激しい運動などをして活動量が高いときに心房細動を発症しやすいタイプなのかを診断することができる。

30

【0092】

なお、加工装置 6 は、脈波測定装置 1 a から行動データを取得してもよいし、自覚症状データを取得してもよい。そして、加工装置 6 は、計測部 16 により計測された活動量またはその活動量に対応する負荷量を時系列に沿って配列し、行動ボタン 141 が押された時刻や、自覚症状ボタン 142 が押された時刻など対比可能な態様で表現してもよい。図 18 は、これらのデータを対比可能な態様で表現したグラフの一例を示す図である。この図に示すグラフは、横軸により経過時間を示しており、心房細動の解析結果、活動量、行動データ、および自覚症状データが時系列に沿って対比可能な態様で配列されている。このように加工されたデータを提示された医者 B は、例えば、活動量の上昇した期間と心房細動が発症したと解析される期間とが一致する度合いを確認し、患者 A の症状のタイプを診断する。また、医者 B は、行動ボタン 141 が押された時刻や自覚症状ボタン 142 が押された時刻と、心房細動が発症したと解析される時刻とを比較して、患者 A がどの行動をするときに発症を注意すべきかを診断したり、また、患者 A の症状に対する自覚の感度を診断したりすることができる。

40

50

【 0 0 9 3 】

[変形例 9]

上述した実施形態または変形例において、脈波測定装置 1 の評価部 1 1 8 や加工装置 6 は、変換部 1 1 7 によって変換された負荷量のデータを取得して、その負荷量を評価していたが、変換される前の活動量のデータを取得して、活動量を評価してもよい。この場合、脈波測定装置 1 は、変換部 1 1 7 を有していなくてもよい。

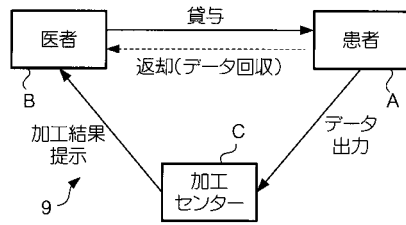
また、上述した実施形態または変形例において、脈波測定装置 1 の操作部 1 4 は、操作されたときに心房細動解析装置 1 0 0 に「行動データ」を記憶させるための信号を出力する行動ボタン 1 4 1 を有していたが、行動ボタン 1 4 1 を有していなくてもよい。この場合、利用者は外部に設けられた入力装置を操作して、脈波測定装置 1 へ行動データの入力を行えばよく、脈波測定装置 1 は、利用者に操作されたこの入力装置から行動データの入力を上述した通信部 1 0 1 を介して受け付けばよい。この通信部 1 0 1 は、入力装置から行動データの入力を受付ける受付部として機能する。なお、この場合であっても、報知部 1 1 9 は、変換部 1 1 7 が変換して得られた利用者の負荷量と閾値記憶領域 1 2 9 に記憶されたその利用者の閾値とを比較し、利用者の負荷量が閾値を超えたときに、利用者が入力装置に対する操作を行うように、利用者にその旨を報知する。

【 符号の説明 】

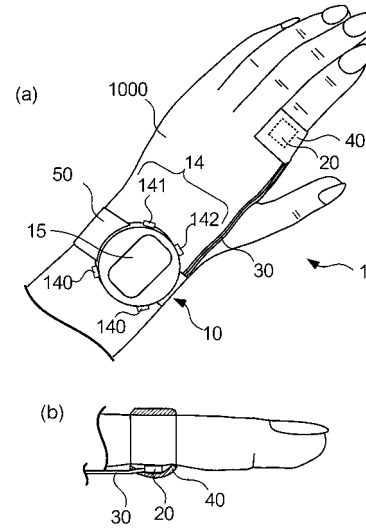
【 0 0 9 4 】

1 , 1 a ... 脈波測定装置、 1 0 ... 装置本体、 1 1 ... C P U、 1 2 ... R A M、 1 3 ... R O M、 1 4 ... 操作部、 1 4 0 ... 操作ボタン、 1 4 1 ... 行動ボタン、 1 4 2 ... 自覚症状ボタン、 1 5 ... 表示部、 1 6 ... 計測部、 1 7 ... 計時回路、 1 7 1 ... 発振回路、 1 8 ... A / D 変換回路、 1 9 ... 増幅回路、 2 0 ... 脈波検出部、 3 0 ... ケーブル、 4 0 ... 固定バンド、 5 0 ... リストバンド、 1 0 0 ... 心房細動解析装置、 1 0 1 ... 通信部、 1 1 1 ... ノイズ低減部、 1 1 2 ... R R 間隔算出部、 1 1 3 ... パワー算出部、 1 1 4 ... 解析部、 1 1 5 ... 表示制御部、 1 1 6 ... 変動係数算出部、 1 1 7 ... 変換部、 1 1 8 ... 評価部、 1 1 9 ... 報知部、 1 2 1 ... 検出波形信号記憶領域、 1 2 2 ... R R 波形信号記憶領域、 1 2 3 ... パワー波形信号記憶領域、 6 ... 加工装置、 7 ... 提示装置、 9 , 9 a ... 心房細動解析システム、 A ... 患者、 B ... 医者、 C ... 加工センター、 1 0 0 0 ... 手。

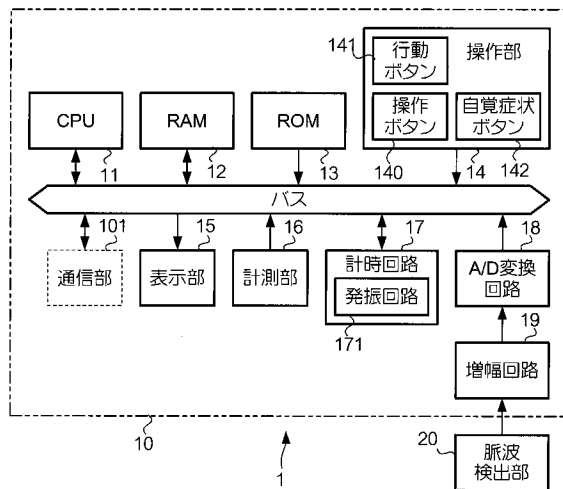
【 図 1 】



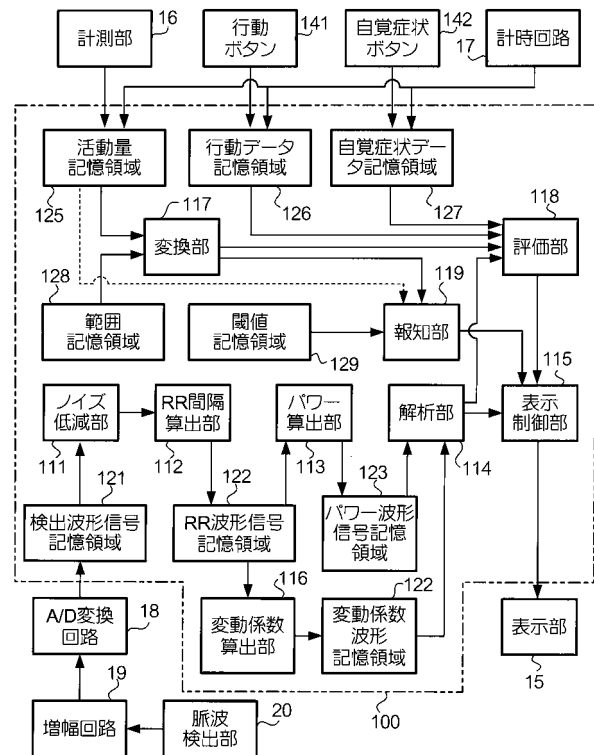
【 図 2 】



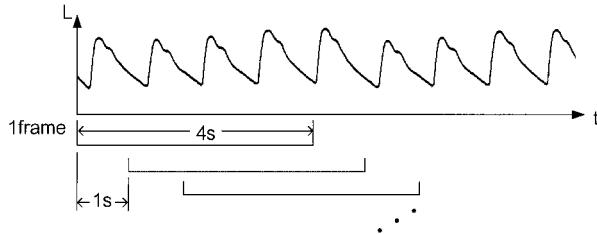
【 図 3 】



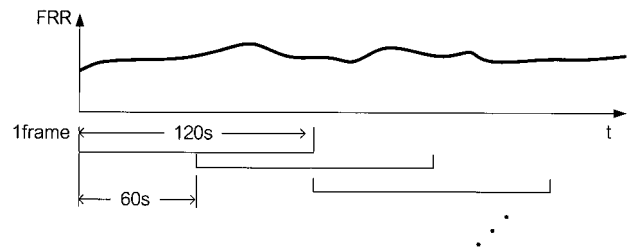
【 図 4 】



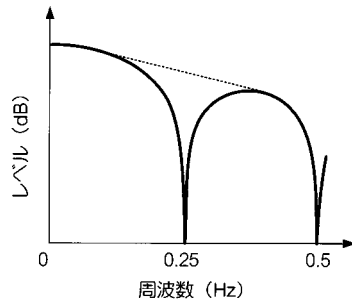
【図 5】



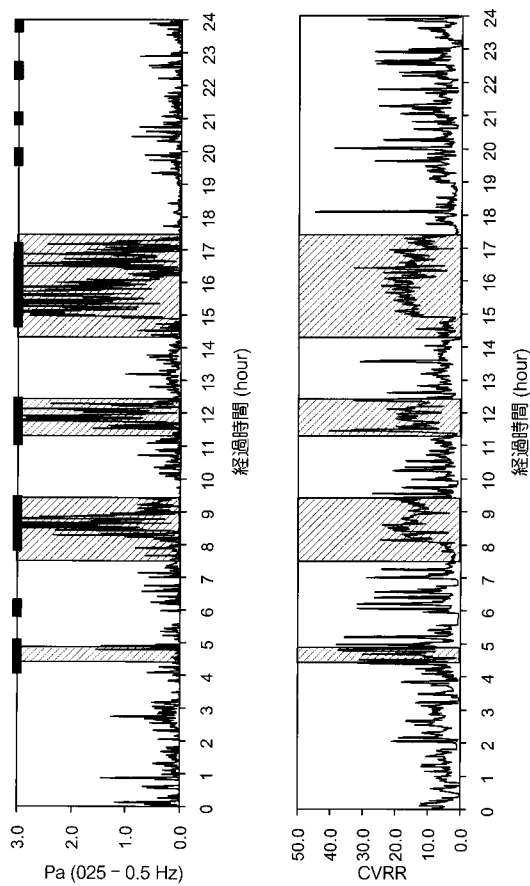
【図 7】



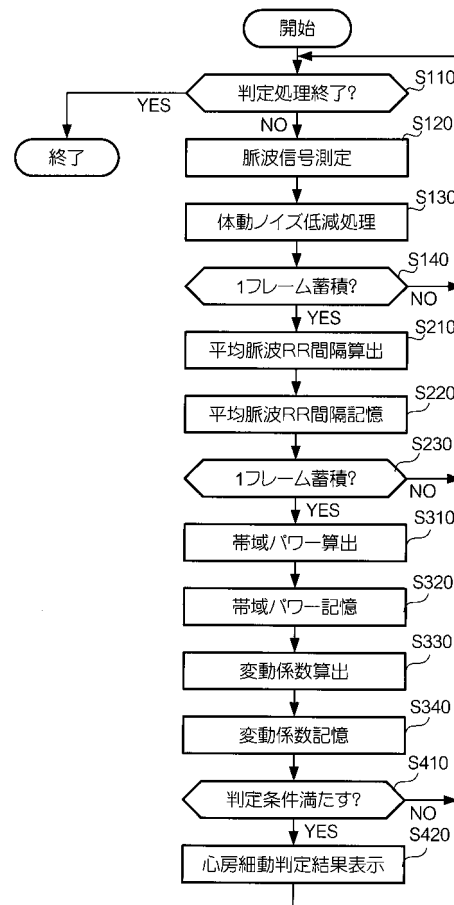
【図 6】



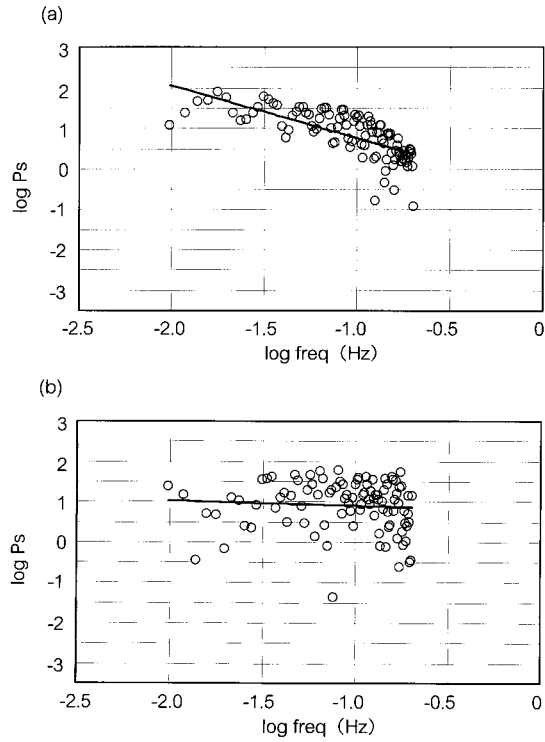
【図 8】



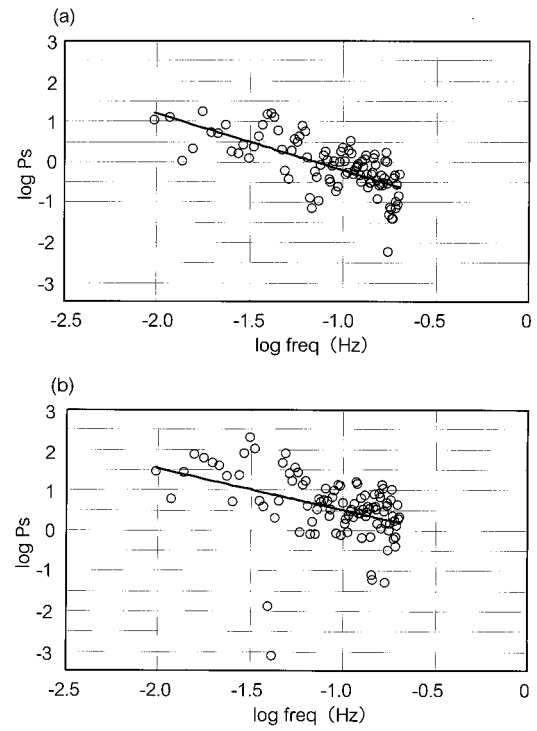
【図 9】



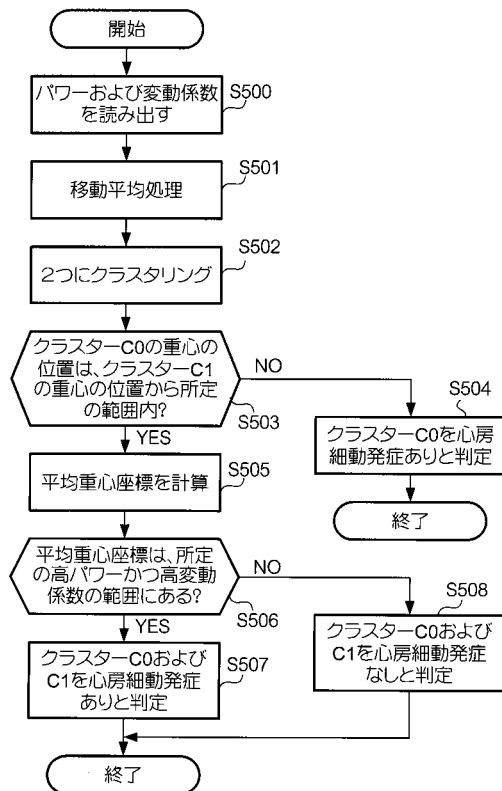
【図 10】



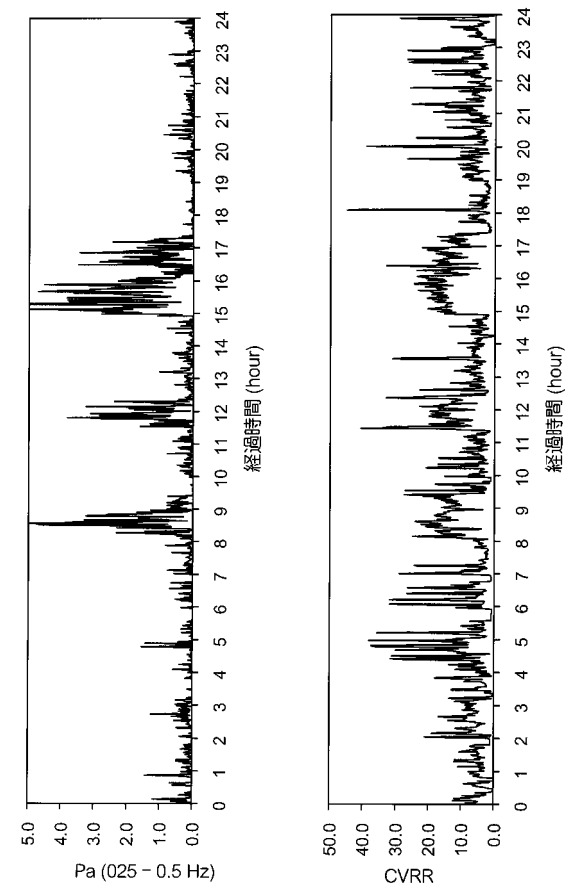
【図 11】



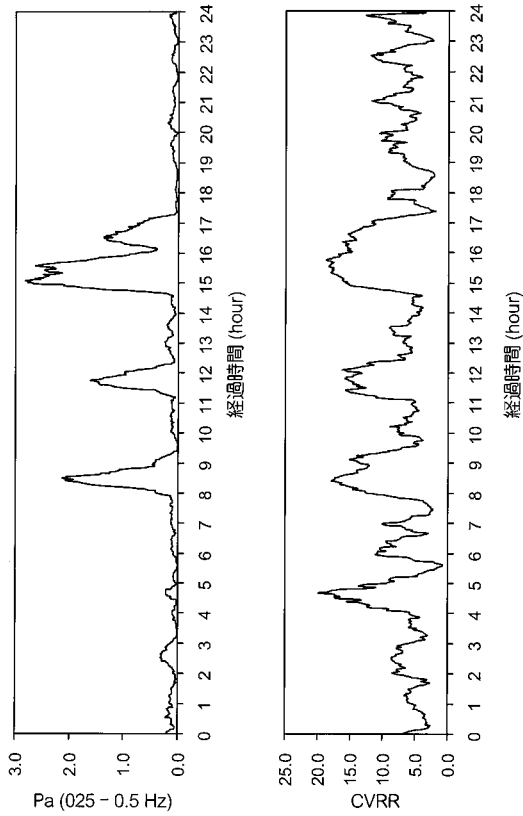
【図 12】



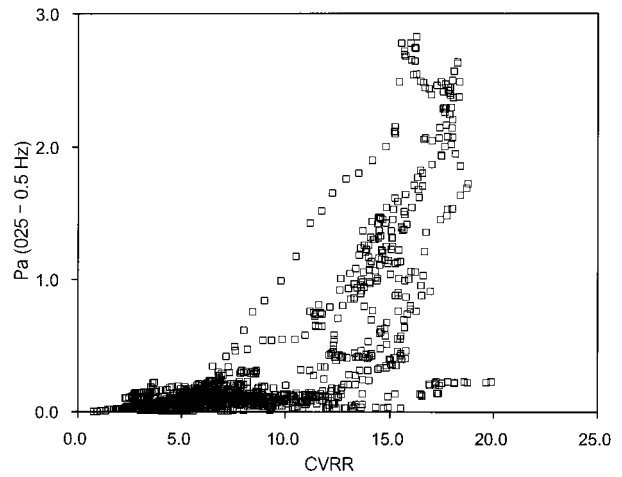
【図 13】



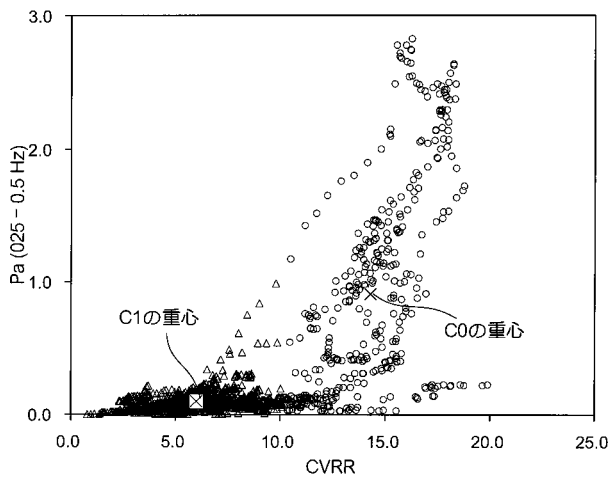
【図 14】



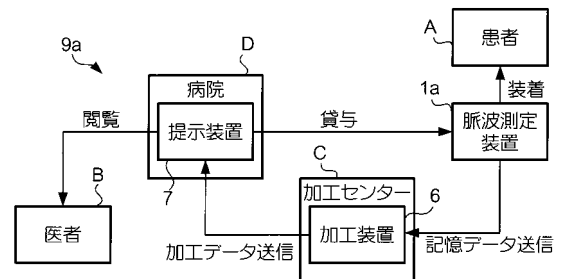
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【 図 1 8 】

