

(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2014-171589

(P2014-171589A)

(43) 公開日 平成26年9月22日(2014.9.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 A	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0205 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 B	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 F	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-45572 (P2013-45572)
 (22) 出願日 平成25年3月7日(2013.3.7)

(71) 出願人 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
 (74) 代理人 110000752
 特許業務法人朝日特許事務所
 (72) 発明者 森田 雅紀
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
 Fターム(参考) 4C017 AA09 AA20 AB03 AC28 BC07
 BC11 BC14 BC16 BC21 BC30
 CC02 CC06 FF15 FF17
 4C027 AA02 CC02 FF02 GG09 GG11
 GG13 HH06 KK03 KK05

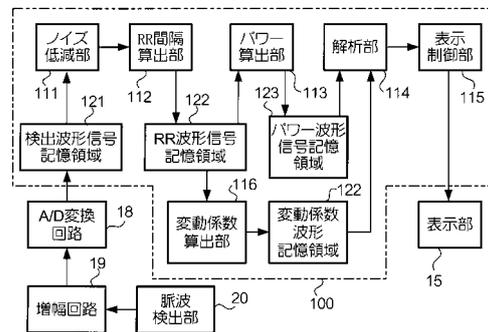
(54) 【発明の名称】 心房細動解析装置およびプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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のできる装置を提供する。

【解決手段】 心房細動解析装置は、心電または脈波の検出結果を示す検出波形信号を取得する取得部としての検出波形信号記憶領域121と、前記取得された検出波形信号に対して4秒より長く16秒以下の単位期間毎に行われる周波数解析により得られる各単位期間のスペクトルに基づいて、単位期間毎に当該単位期間の平均RR間隔に相当するパラメータを算出するRR間隔算出部112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113と、前記パワーが特定の条件を満たすか否かを判定し、該判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力する解析部114とを有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心電または脈波の検出結果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に対して 4 秒より長く 16 秒以下の単位期間毎に行われる周波数解析により得られる各単位期間のスペクトルに基づいて、単位期間毎に当該単位期間の平均 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、
前記パワーが特定の条件を満たすか否かを判定し、該判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力する解析部と
を有する心房細動解析装置。

10

【請求項 2】

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を有し、
前記解析部は、前記パワーおよび前記変動係数の組が前記特定の条件を満たすか判定し、判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力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】

前記解析部は、複数の単位期間において得られた複数組の前記パワーおよび前記変動係数を、相対的に高パワーかつ高変動係数の第 1 クラスタおよび低パワーかつ低変動係数の第 2 クラスタに分け、
前記特定の条件として、変動係数 - パワー空間における前記第 1 クラスタの第 1 重心と前記第 2 クラスタの第 2 重心との位置関係に基づく条件を用い、心房細動の有無を判定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。

20

【請求項 4】

前記特定の条件は、前記第 1 重心と前記第 2 重心とが決められた第 1 しきい値以上離れていたという条件であり、
前記特定の条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第 1 クラスタを心房細動が発症した状態であると判定することを特徴とする請求項 3 に記載の心房細動解析装置。

30

【請求項 5】

前記特定の条件は、前記第 1 重心と前記第 2 重心とが前記第 1 しきい値以上離れていない場合において、前記第 1 重心と前記第 2 重心との平均重心が、決められた第 2 しきい値以上のパワーおよび第 3 しきい値以上の変動係数を有するという条件であり、
前記特定の条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第 1 クラスタおよび前記第 2 クラスタを、心房細動が発症した状態であると判定することを特徴とする請求項 4 に記載の心房細動解析装置。

【請求項 6】

前記特定の条件は、前記第 1 重心と前記第 2 重心とが前記第 1 しきい値以上離れていない場合において、前記第 1 重心と前記第 2 重心との平均重心が、決められた第 2 しきい値以上のパワーおよび第 3 しきい値以上の変動係数の少なくとも一方を有しないという条件であり、
前記特定の条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第 1 クラスタおよび前記第 2 クラスタを、心房細動が発症していない状態であると判定することを特徴とする請求項 5 に記載の心房細動解析装置。

40

【請求項 7】

前記周波数帯域の最低周波数は、前記単位期間の時間の逆数以上であることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか一項に記載の心房細動解析装置。

【請求項 8】

50

前記周波数帯域の最高周波数は、前記周波数解析におけるサンプリング周波数の1/2以下である

ことを特徴とする請求項1ないし7のいずれか一項に記載の心房細動解析装置

【請求項9】

検出対象者の前記心電または前記脈波を検出する検出部と、
前記解析部によって出力された情報に基づいてユーザーに報知する報知部と
を具備し、

前記取得部は、前記検出された結果に応じて得られる検出波形信号を取得することを特徴とする請求項1ないし8のいずれか一項に記載の心房細動解析装置。

【請求項10】

前記取得部は、前記検出波形信号に対して、体動ノイズ成分を低減するフィルター処理を施し、前記検出波形信号として出力するノイズ低減部を備える

ことを特徴とする請求項9に記載の心房細動解析装置。

【請求項11】

コンピュータに、

心電または脈波の検出結果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に対して4秒より長く16秒以下の単位期間毎に行われる周波数解析により得られる各単位期間のスペクトルに基づいて、単位期間毎に当該単位期間の平均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、

前記パワーが特定の条件を満たすか否かの判定をするステップと、

前記判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力するステップと

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、心房細動を判定する技術がある。特許文献1には、1拍毎の心電図から得られるRR間隔を計測し、その標準偏差と度数分布とに基づいて、心房細動を判定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RR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

【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、正確な心房細動の判定には、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

10

20

30

40

50

れる脈波信号から計測することも可能である。

【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判定を行うことはできなかった。

10

【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。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、心電または脈波の検出結果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に対して4秒より長く16秒以下の単位期間毎に行われる周波数解析により得られる各単位期間のスペクトルに基づいて、単位期間毎に当該単位期間の平均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、前記パワーが特定の条件を満たすか否かを判定し、該判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力する解析部とを有する心房細動解析装置を提供する。

20

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判定することができる。

【0009】

この心房細動解析装置は、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を有し、前記解析部は、前記パワーおよび前記変動係数の組が前記特定の条件を満たすか判定し、判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力してもよい。

30

【0010】

前記解析部は、複数の単位期間において得られた複数組の前記パワーおよび前記変動係数を、相対的に高パワーかつ高変動係数の第1クラスターおよび低パワーかつ低変動係数の第2クラスターに分け、前記特定の条件として、変動係数-パワー空間における前記第1クラスターの第1重心と前記第2クラスターの第2重心との位置関係に基づく条件を用い、心房細動の有無を判定してもよい。

この心房細動判定装置によれば、平均RR間隔を用いて心房細動の有無を判定することができる。

40

【0011】

前記特定の条件は、前記第1重心と前記第2重心とが決められた第1しきい値以上離れていたという条件であり、前記特定の条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第1クラスターを心房細動が発症した状態であると判定してもよい。

この心房細動解析装置によれば、クラスタリングの結果を用いて心房細動の有無を判定することができる。

【0012】

前記特定の条件は、前記第1重心と前記第2重心とが前記第1しきい値以上離れていない場合において、前記第1重心と前記第2重心との平均重心が、決められた第2しきい値以上のパワーおよび第3しきい値以上の変動係数を有するという条件であり、前記特定の

50

条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第 1 クラスターおよび前記第 2 クラスターを、心房細動が発症した状態であると判定することができる。

【0013】

前記特定の条件は、前記第 1 重心と前記第 2 重心とが前記第 1 しきい値以上離れていない場合において、前記第 1 重心と前記第 2 重心との平均重心が、決められた第 2 しきい値以上のパワーおよび第 3 しきい値以上の変動係数の少なくとも一方を有しないという条件であり、前記特定の条件が満たされたと判断された場合、前記解析部は、前記第 1 クラスターおよび前記第 2 クラスターを、心房細動が発症していない状態であると判定してもよい。

この心房細動解析装置によれば、第 1 クラスターと第 2 クラスターとが近接している場合においても、心房細動の有無を判定することができる。

【0014】

前記周波数帯域の最低周波数は、前記単位期間の時間の逆数以上であってもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の判定の精度を向上させることができる。

【0015】

前記周波数帯域の最高周波数は、前記周波数解析におけるサンプリング周波数の 1/2 以下であってもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の判定の精度を向上させることができる。

【0016】

この心房細動解析装置は、検出対象者の前記心電または前記脈波を検出する検出部と、前記解析部によって出力された情報に基づいてユーザーに報知する報知部とを具備し、前記取得部は、前記検出された結果に応じて得られる検出波形信号を取得してもよい。

この心房細動解析装置によれば、検出対象者がリアルタイムに心房細動の判定結果を確認することができる。

【0017】

前記取得部は、前記検出波形信号に対して、体動ノイズ成分を低減するフィルター処理を施し、前記検出波形信号として出力するノイズ低減部を備えてもよい。

この心房細動解析装置によれば、心房細動の判定の精度を向上させつつ、検出対象者がリアルタイムに心房細動の判定結果を確認することができる。

【0018】

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に対して 4 秒より長く 16 秒以下の単位期間毎に行われる周波数解析により得られる各単位期間のスペクトルに基づいて、単位期間毎に当該単位期間の平均 RR 間隔に相当するパラメーター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、前記パワーが特定の条件を満たすか否かの判定をするステップと、前記判定結果から心房細動の有無を示す情報を出力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 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判定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図 1】実施形態における脈波測定装置 1 の外観を説明する図。

【図 2】実施形態における脈波測定装置 1 の構成を説明する図。

【図 3】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。

【図 4】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。

【図 5】RR 間隔算出部 112 における周波数特性を説明する図。

【図 6】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。

【図 7】本実施形態による解析結果を示す図。

10

20

30

40

50

【図 8】心房細動解析処理のフローチャート。

【図 9】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 10】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 11】ステップ S 4 1 0 における心房細動解析処理の詳細を示す図。

【図 12】パワー波形信号 P a および変動係数信号 S c を例示する図。

【図 13】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 14】パワーと変動係数との関係を例示する図。

【図 15】図 14 のデータの、クラスタリング後の結果を例示する図。

【図 16】R R 間隔の周波数特性を例示する図。

【図 17】不整脈の検出率を例示する図。

10

【発明を実施するための形態】

【0020】

<実施形態>

[概要]

【0021】

従来、心電図から心房細動を判定（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判定される。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、ある単位期間（フレーム）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

20

【0022】

図 9 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 9 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 0.01 Hz から 0.2 Hz 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 9 (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 9 (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

30

【0023】

図 9 (a) に示す心房細動を発症していない場合においては、 $r = -0.72$ 、 $r^2 = 1.29$ となる。また、図 9 (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 r が「0」に近づくことがわかる。このように、心電 R R 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 r と相関係数 r^2 とから、心房細動の有無を判定することができる。

【0024】

図 10 は、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である。図 10 は、平均脈波 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 0.01 Hz から 0.2 Hz 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 10 (a) は、心房細動を発症していない例を示し、図 10 (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。

40

【0025】

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、 $r = -0.68$ 、 $r^2 = 1.40$ 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、 $r = -0.41$ 、 $r^2 = -1.02$ となる。このように、平均脈波 R R 間隔を用いたときに

50

は、図10に示すように、心房細動の発症の有無による、 ΔP 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。

【0026】

ここで、図9(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9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。

【0027】

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「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。

【0028】

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を度合いを示すパラメータである。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。

【0029】

[脈波測定装置1の構成]

図1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1(a)に示すように、ユーザー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。

【0030】

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がユーザー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、ユーザーが脈波測定装置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。

【0031】

図1(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。

【0032】

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

10

20

30

40

50

出力する。脈波検出部 20 は、発光部（例えば、緑色 L E D（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。

【0033】

図 2 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、C P U（Central Processing Unit）11、R A M（Random Access Memory）12、R O M（Read Only Memory）13、操作部 14、表示部 15、発振回路 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。

10

【0034】

C P U 11 は、R O M 13 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。R A M 12 は、検出波形信号 L などの生体情報、および C P U 11 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。C P U 11 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、C P U 11 は、制御プログラムを実行することにより、心房細動判定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、ユーザーが操作部 14 を操作することにより実現されるようにすればよい。

20

【0035】

操作部 14 は、上述したように、ユーザー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、ユーザーによって操作されると、C P U 11 に対して、操作内容を示す操作信号を出力する。

表示部 15 は、上述したように、液晶ディスプレイ、有機 E L ディスプレイなどの表示デバイスを有し、C P U 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、心房細動の判定結果などを示す各種画像である。

発振回路 16 は、制御の基礎となるクロック信号を C P U 11 に供給する。

30

計時回路 17 は、C P U 11 の制御により、時間を計測する。

【0036】

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、C P U 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 H z であり、脈波から得られる R R 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、C P U 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）について説明する。

40

【0037】

[機能構成]

図 3 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、R R 間隔算出部 112、パワー算出部 113、判定部 114、表示制御部 115、および変動係数算出部 116 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、R R 波形信号記憶領域 122、パワー波形信号記憶領域 123、および変動係数波形記憶領域 124 の各機能構成により実現される。

【0038】

50

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 RAM 12 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 RAM 12 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。

【0039】

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判定ができるほど、正確な RR 間隔を計測することができるまでには至らない。

【0040】

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、RAM 12 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。

【0041】

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。

【0042】

図 4 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 4 に示す波形は検出波形信号 L の波形の例である。図 4 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。

【0043】

図 5 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 5 に示す周波数特性は、フレームの時間の 4 秒に相当する 0.25 Hz 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ふ。そのため、フレーム時間は 1 秒以上 1.6 秒以下であることが望ましく、4 秒より長く 1.6 秒以下であることがより望ましく、4 秒より長く 8 秒以下であることがさらに望ましい。

【0044】

この点についてより詳細に説明する。心房細動が発生すると RR 間隔（脈波信号のピーク

10

20

30

40

50

間隔に相当)に変動が生じる。1拍ごとのRR間隔を時系列な変化として捉えると、心房細動発生時にはRR間隔が乱高下する様子が見られる。この時の心房細動に起因するRR間隔変動の周波数成分は0.2~1.0Hzの帯域に現れる。

【0045】

図16は、RR間隔の周波数特性を例示する図である。決められた長さのフレームを単位として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様である。図16は、フレームの時間長を変化させた場合における、周波数-振幅特性を示している。心房細動によるRR間隔変動帯域に対応する振幅は、フレーム時間を長くするほど低くなる。すなわち、フレーム時間が長くなるにつれ、心房細動によるRR間隔変動を捉えることが相対的に難しくなることがわかる。

10

【0046】

図17は、不整脈の検出率を例示する図である。図17は、心房細動を含む不整脈を持つ病とする被験者に対して、本実施形態に係る方法において、フレームの時間長を種々の値に変えて、不整脈の検出を試みた結果を示している。図17において、横軸はフレームの時間長を、縦軸は不整脈の検出率を示している。被験者の脈波データにおいて、図16に示したRR間隔変動帯域のパワーの積分値を求め、しきい値以上の変動パワーが得られた場合に不整脈を検出できたと判断した。上で説明したように、フレーム時間が長くなるとRR間隔の変動を捉えることができず、検出率が悪くなることがわかる。

【0047】

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、RAM12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。

20

【0048】

図6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6に示す波形はRR波形信号FRRの波形の例である。図6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。

30

【0049】

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、0.25Hzから0.5Hzまでの帯域であるものとする。これは、図5に示す周波数特性の2つの谷(0.25Hz、0.5Hz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、0.3Hzから0.45Hz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もよい。

40

【0050】

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が一方、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。

【0051】

算出周波数帯域の最低周波数は、図9、図10に示すように、パワーの変化が明確となる0.1Hz以上、望ましくは0.2Hz以上であるとよい。このとき、最低周波数は、

50

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。

【0052】

図3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。

$$CVRR = R R / a v e R R \quad \dots (1)$$

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具合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。

【0053】

判定部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Pa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Sc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。

【0054】

判定部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。判定部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。情報表示制御部115は、判定部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。ユーザーは、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。

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の動作(心房細動判定処理)について、図8を用いて説明する。

【0055】

[心房細動判定処理]

図8は、実施形態における心房細動判定処理を説明するフローチャートである。まずユーザーが操作部14を操作し、心房細動の判定処理を開始する指示が入力されると、CPU11は、図8に示すフローを開始する。CPU11は、ユーザーが操作部14を操作して、判定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)。CPU11は、判定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、心房細動の判定処理を終了する。

【0056】

CPU11は、判定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、CPU11は、検出波形信号LをRAM12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。

【0057】

10

20

30

40

50

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S 140)。CPU 110は、1フレームの蓄積がされていない場合(ステップS 140; NO)には、ステップS 110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S 140; 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S 210)。

【0058】

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S 220)。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。

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S 230)。CPU 110は、1フレームの蓄積がされていない場合(ステップS 230; NO)には、ステップS 110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S 230; 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S 310)。

【0059】

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S 320)。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Paとなる。

【0060】

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S 330)。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S 340)。

【0061】

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、判定部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S 410)。

【0062】

図11は、ステップS 410における心房細動判定処理の詳細を示す図である。ステップS 500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。

【0063】

図12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12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。

【0064】

再び図11を参照する。ステップS 501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CVRR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。

【0065】

図13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。

【0066】

再び図11を参照する。ステップS 502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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

図 1 4 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 [$m s e c^2$] を、横軸は変動係数 $C V R R [\%]$ 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 1 4 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、心房細動の有無が判定される。

【 0 0 6 8 】

図 1 5 は、図 1 4 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 $k - m e a n s$ 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 $C 0$ およびクラスター $C 1$ という。クラスター $C 0$ 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 $C 1$ 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 $C 0$ のデータは丸 (\circ) で、クラスター $C 1$ は三角 (\triangle) で表されている。また、 $k - m e a n s$ 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 1 5 には、クラスター $C 0$ および $C 1$ の重心の位置が併せて図示されている。

10

【 0 0 6 9 】

再び図 1 1 を参照する。ステップ $S 5 0 3$ において、 $C P U 1 1$ は、クラスター $C 0$ の重心の位置が、クラスター $C 1$ の重心の位置を基準として所定の範囲、例えば $\pm 3 0 \%$ の範囲内にあるか判定する。クラスター $C 0$ の重心の位置がクラスター $C 1$ の重心の位置から $\pm 3 0 \%$ の範囲の外にあると判定された場合（ステップ $S 5 0 3 ; N O$ ）、 $C P U 1 1$ は、処理をステップ $S 5 0 4$ に移行する。クラスター $C 0$ の重心の位置がクラスター $C 1$ の重心の位置から $\pm 3 0 \%$ の範囲内にあると判定された場合（ステップ $S 5 0 3 ; Y E S$ ）、 $C P U 1 1$ は、処理をステップ $S 5 0 5$ に移行する。

20

【 0 0 7 0 】

ステップ $S 5 0 4$ において、 $C P U 1 1$ は、クラスター $C 0$ は、心房細動発症時のデータであると判定する。

【 0 0 7 1 】

クラスター $C 0$ の重心の位置がクラスター $C 1$ の重心の位置から $\pm 3 0 \%$ 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、心房細動の有無が判定される。ステップ $S 5 0 5$ 以降において、このための処理が行われる。

30

【 0 0 7 2 】

ステップ $S 5 0 5$ において、 $C P U 1 1$ は、クラスター $C 0$ の重心とクラスター $C 1$ 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 $C 0$ の重心とクラスター $C 1$ の重心との単純平均（すなわち、クラスター $C 0$ の重心とクラスター $C 1$ の重心との中点）である。あるいは、平均重心は、クラスター $C 0$ の重心とクラスター $C 1$ 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。

40

【 0 0 7 3 】

ステップ $S 5 0 6$ において、 $C P U 1 1$ は、平均重心座標が、所定の範囲（例えば、変動係数 $1 0 . 0$ 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（ステップ $S 5 0 6 ; Y E S$ ）、 $C P U 1 1$ 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 $S 5 0 7$ ）。平均重心座標が所定の範囲にないとして判定された場合（ステップ $S 5 0 6 ; N O$ ）、 $C P U 1 1$ 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 $S 5 0 8$ ）。

【 0 0 7 4 】

50

再び図 8 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 S 4 1 0 ; N O ）、C P U 1 1 は、ステップ 1 1 0 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 S 4 1 0 ; Y E S ）には、C P U 1 1 は、表示制御部 1 1 5 により心房細動であることの判定結果を表示部 1 5 に表示させ（ステップ S 4 2 0 ）、ステップ S 1 1 0 に戻って処理を続ける。

【 0 0 7 5 】

なお、C P U 1 1 は、ステップ S 1 1 0 からステップ S 1 4 0 の処理をステップ S 1 4 0 の判定にかかわらず繰り返し実行してもよい。この場合、C P U 1 1 は、ステップ S 1 4 0 において Y E S となる度に、ステップ S 1 1 0 からステップ S 1 4 0 の処理と並行して、ステップ S 2 1 0 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 S 2 3 0 における N O の場合、または、ステップ S 4 1 0 における N O の場合には、並行して実行したステップ S 2 1 0 以降の処理を終了するようにすればよい。

10

以上が、心房細動判定処理の説明である。

【 0 0 7 6 】

図 7 は、本実施形態による判定結果を示す図である。図 7 は、図 1 2 に示した信号を解析した結果を示している。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判定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判定された期間であり、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判定された期間である。ホルター心電計により心房細動が発症していると判定された期間については、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判定されている。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判定された場合は、その判定結果を棄却する（すなわち、しきい値より長い時間、連続して心房細動と判定され続けた場合に、心房細動であるという判定結果を採用する）ようにしてもよい。

20

【 0 0 7 7 】

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 R R 間隔の代わりに平均脈波 R R 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、心房細動の判定を行うことができる。

【 0 0 7 8 】

< 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。

30

[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 2 0 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、R R 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。

【 0 0 7 9 】

[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 1 0 0 の機能構成としてノイズ低減部 1 1 1 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、R R 間隔算出部 1 1 2 は、検出波形信号記憶領域 1 2 1 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。

40

【 0 0 8 0 】

[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ー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 を心房細動判定処理により解析して、心房細動の有無

50

を判定すればよい。

【 0 0 8 1 】

[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よい。

【 0 0 8 2 】

[変形例 5]

上述した実施形態においては、心房細動の判定結果が表示部 1 5 に表示され、ユーザー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、音でユーザーに報知する場合には、スピーカー、および判定部 1 1 4 からの情報に基づいて、スピーカーの放音内容を制御する音制御部を設ければよい。また、振動でユーザーに報知する場合には、振動アクチュエーター、および判定部 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、心房細動の判定結果に応じてユーザーに報知する報知部として概念することもできる。

【 0 0 8 3 】

[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 ($\pm 3 0$ %)、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判定方法は、図 1 1 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 1 で説明した以外の方法により、心房細動の有無が判定されてもよい。

【 0 0 8 4 】

[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。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 5 】

1 ... 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 5 ... 表示部、 1 6 ... 発振回路、 1 7 ... 計時回路、 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 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 ... 判定部、 1 1 5 ... 表示制御部、 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、 1 0 0 0 ... 手

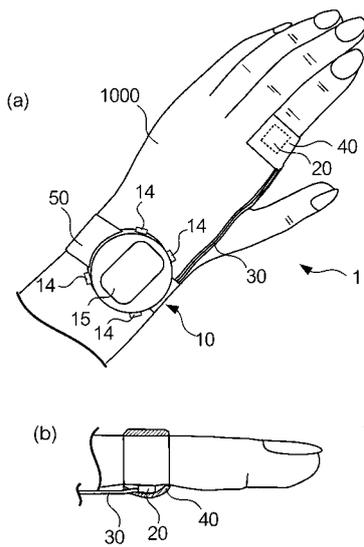
10

20

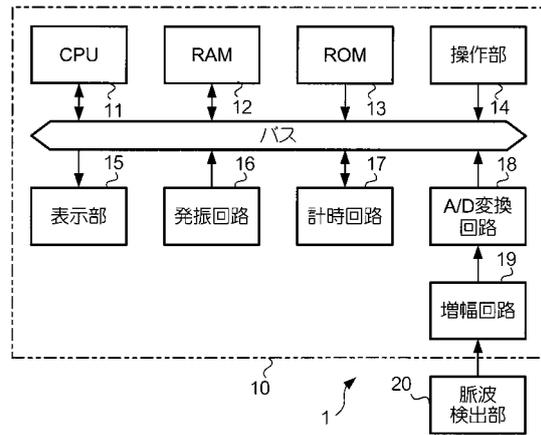
30

40

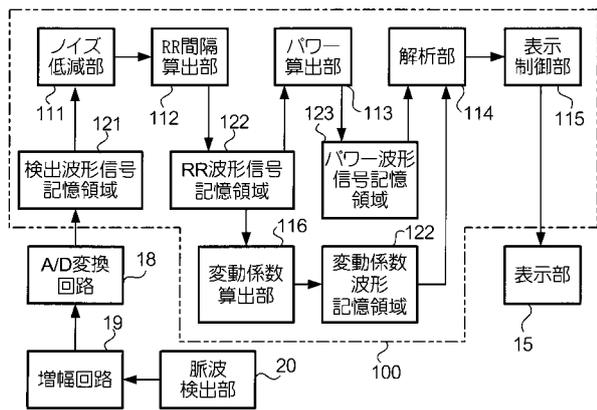
【 図 1 】



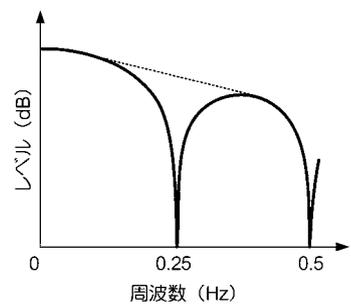
【 図 2 】



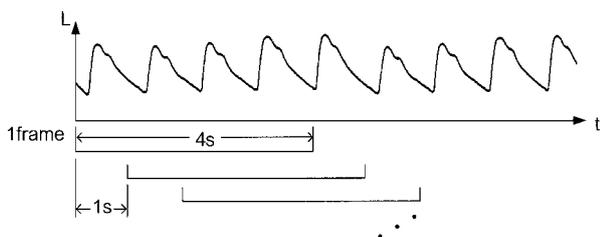
【 図 3 】



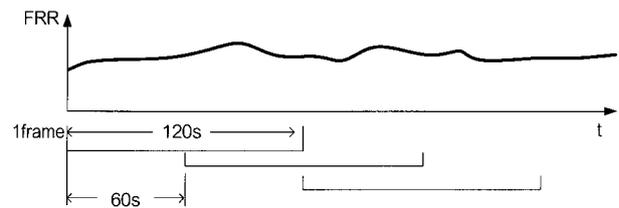
【 図 5 】



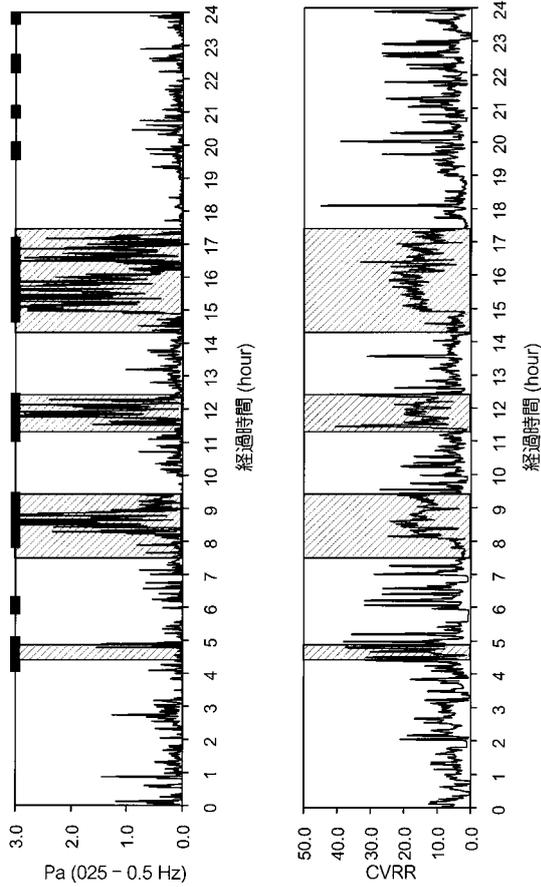
【 図 4 】



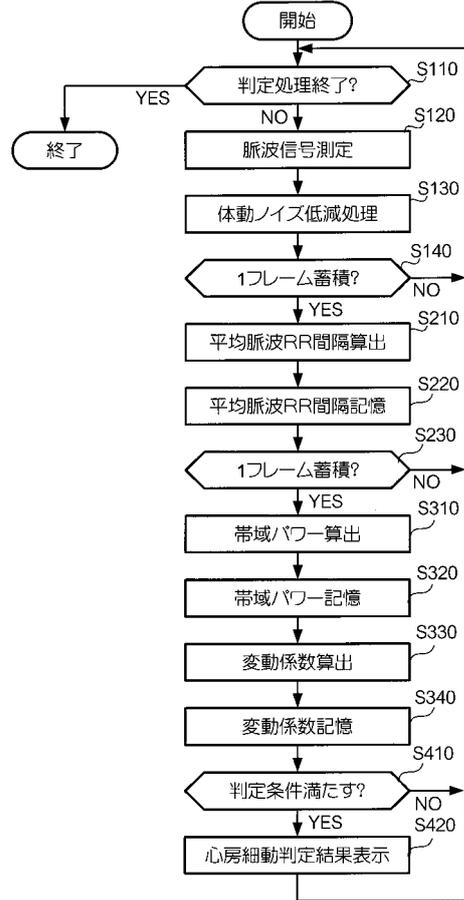
【 図 6 】



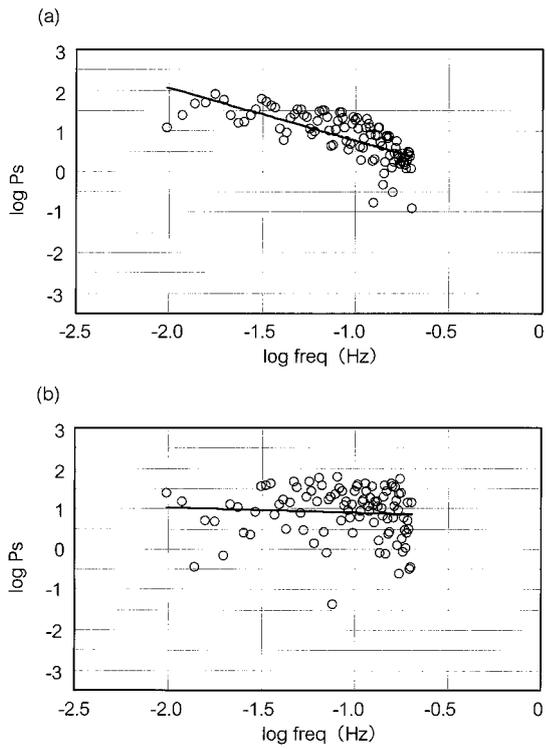
【 図 7 】



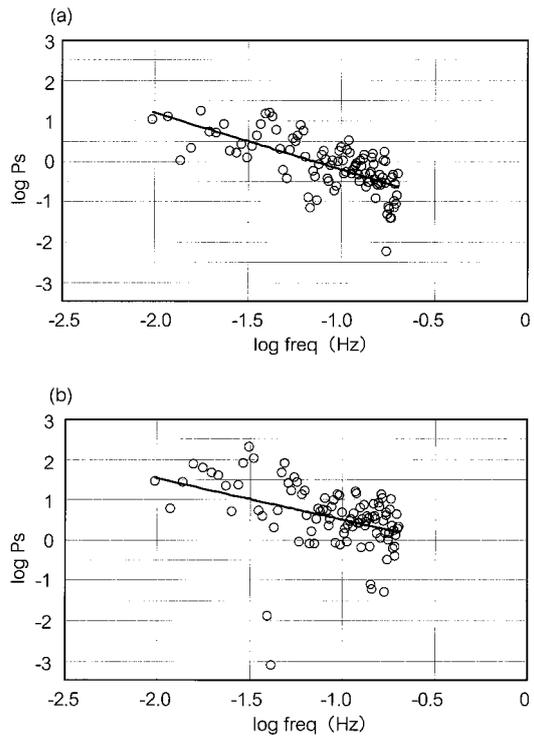
【 図 8 】



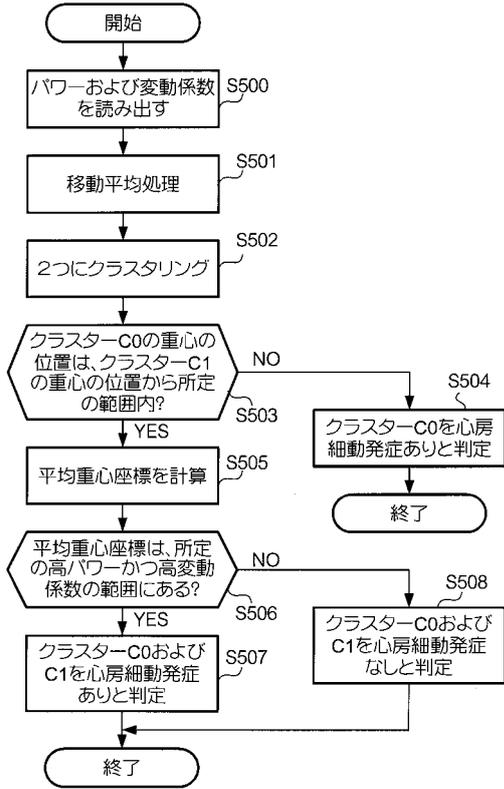
【 図 9 】



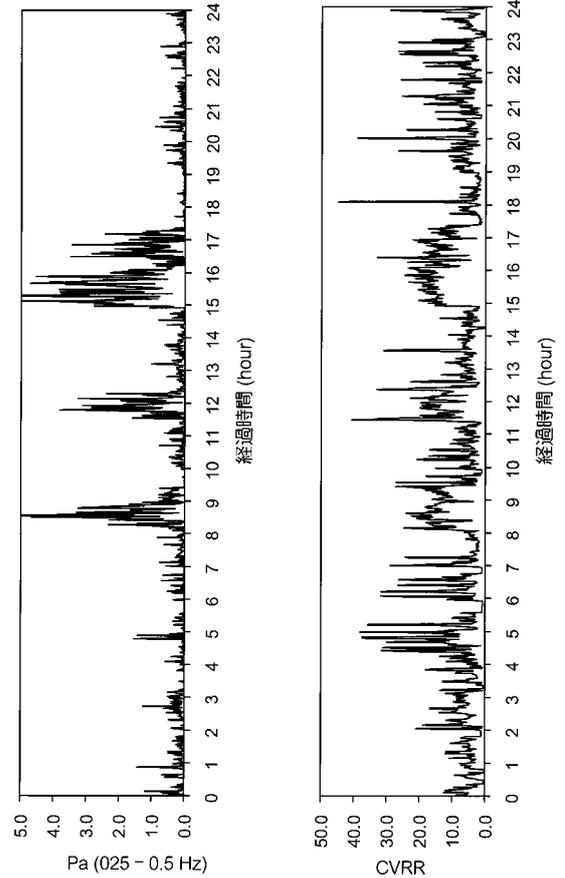
【 図 10 】



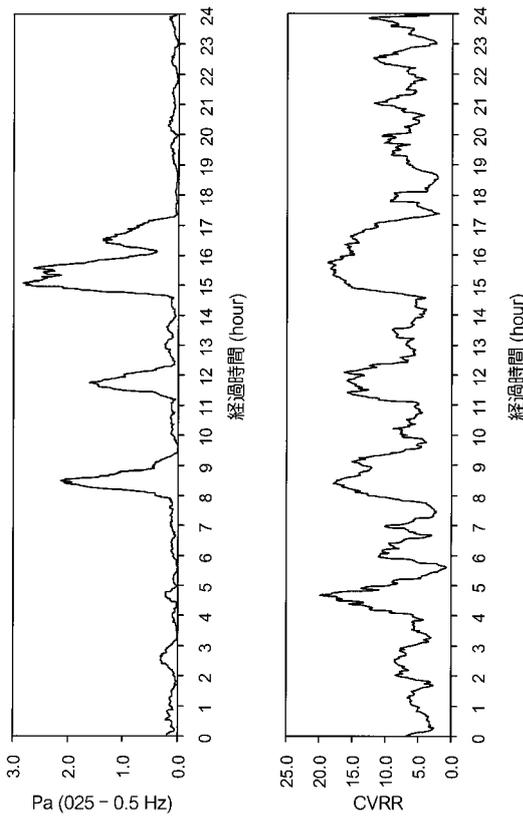
【 図 1 1 】



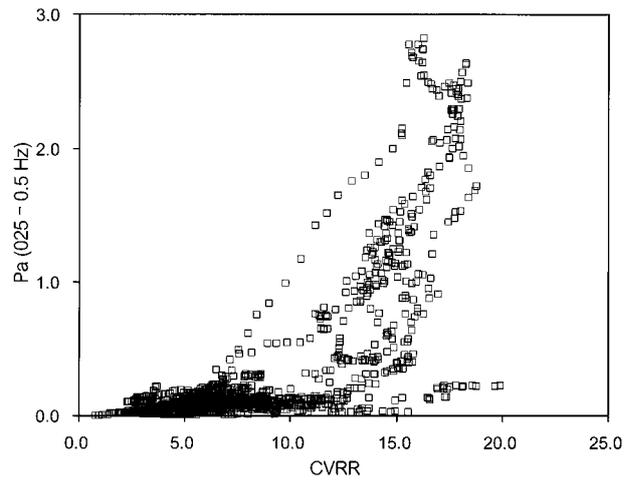
【 図 1 2 】



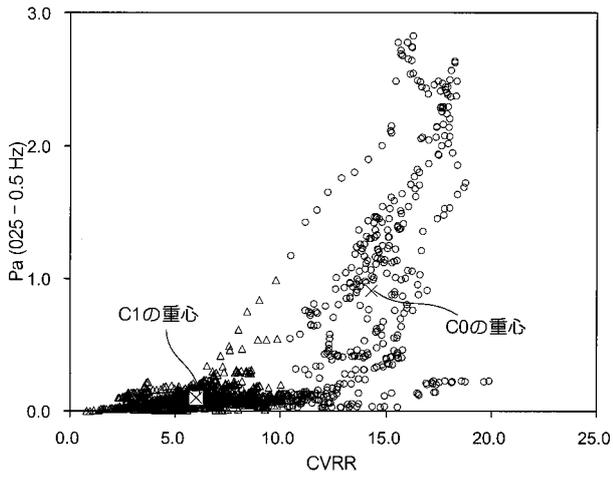
【 図 1 3 】



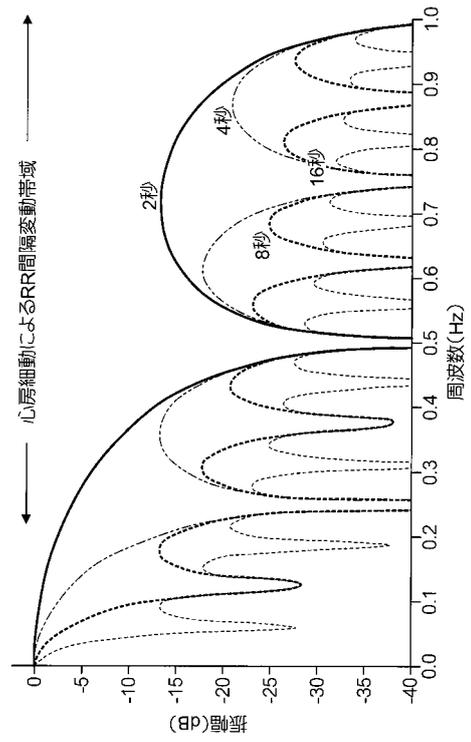
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】

