

(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2004-81513

(P2004-81513A)

(43) 公開日 平成16年3月18日(2004.3.18)

|                            |                      |             |
|----------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. <sup>7</sup> | F I                  | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 5/0452             | A 6 1 B 5/04 3 1 2 A | 4 C 0 2 7   |
| A 6 1 B 5/00               | A 6 1 B 5/00 G       |             |

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 14 頁)

|           |                              |          |  |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2002-246635 (P2002-246635) | (71) 出願人 | 000005016<br>パイオニア株式会社<br>東京都目黒区目黒1丁目4番1号  |
| (22) 出願日  | 平成14年8月27日(2002.8.27)        | (74) 代理人 | 100083839<br>弁理士 石川 泰男                     |
|           |                              | (72) 発明者 | 安土 光男<br>埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番1号 パイオニア株式会社総合研究所内 |
|           |                              | (72) 発明者 | 柳平 雅俊<br>埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番1号 パイオニア株式会社総合研究所内 |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C027 AA02 CC01 GG10                       |

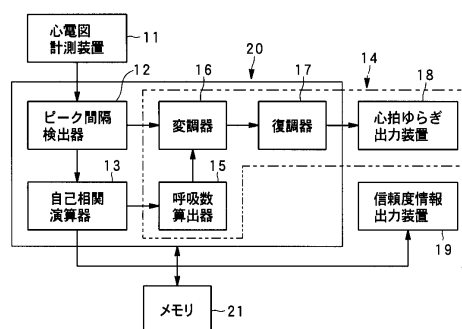
(54) 【発明の名称】 心拍変動解析装置、心拍変動解析方法、および心拍変動解析用プログラム

(57) 【要約】

【課題】ローパスフィルタの設計が容易で、ノイズの混入が少なく高精度に心拍ゆらぎを計測する。

【解決手段】心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を心拍信号算出手段12で算出し、この心拍信号から被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を呼吸信号演算手段13により演算する。これら心拍信号と呼吸信号とに基づいて被検体の呼吸状態を反映させた被検体の心拍のゆらぎ情報を心拍ゆらぎ情報提供手段14から提供する。

【選択図】 図5



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出手段と、  
前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出手段と、  
前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算手段と、  
前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供手段と、  
を備えたことを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の心拍変動解析装置において、  
前記心拍信号算出手段は、前記心電図情報を表す心電図波形のピーク間隔データを算出する手段であることを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の心拍変動解析装置において、  
前記ピーク間隔データは、前記心電図情報の R 波相互間の間隔データであることを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 記載の心拍変動解析装置において、  
前記心拍ゆらぎ情報提供手段は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値から前記被検体の呼吸数を算出する呼吸数算出手段と、  
前記ピーク間隔データを、前記呼吸数に基づいて周波数を変えた変調信号で直交変更する変調手段と、  
前記変調手段により変調された変調信号を復調する復調手段と、  
前記復調手段による復調結果を心拍ゆらぎ情報として出力する心拍ゆらぎ情報出力手段と、  
を備えたことを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 記載の心拍変動解析装置において、  
前記呼吸信号演算手段は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値を演算する自己相関値演算手段であることを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 6】

請求項 5 記載の心拍変動解析装置において、  
前記自己相関値を、前記被検体の呼吸状態の信頼度を表す情報として出力する信頼度情報出力手段を備えることを特徴とする心拍変動解析装置。

## 【請求項 7】

被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出工程と、  
前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出工程と、  
前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算工程と、  
前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供工程と、  
を備えたことを特徴とする心拍変動解析方法。

## 【請求項 8】

請求項 7 記載の心拍変動解析方法において、  
前記心拍信号算出方法は、前記心電図情報を表す心電図波形のピーク間隔データを算出する工程であることを特徴とする心拍変動解析方法。

## 【請求項 9】

請求項 8 記載の心拍変動解析方法において、  
前記ピーク間隔データは、前記心電図情報の R 波相互間の間隔データであることを特徴と

10

20

30

40

50

する心拍変動解析方法。

【請求項 10】

請求項 7 記載の心拍変動解析方法において、  
前記心拍ゆらぎ情報提供工程は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値から前記被検体の呼吸数を算出する呼吸数算出工程と、  
前記ピーク間隔データを、前記呼吸数に基づいて周波数を変えた変調信号で直交変更する変調工程と、  
前記変調手段により変調された変調信号を復調する復調工程と、  
前記復調手段による復調結果を心拍ゆらぎ情報として出力する心拍ゆらぎ情報出力工程と、  
を備えたことを特徴とする心拍変動解析方法。

10

【請求項 11】

請求項 7 記載の心拍変動解析方法において、  
前記呼吸信号演算工程は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値を演算する自己相関値演算工程であることを特徴とする心拍変動解析方法。

【請求項 12】

請求項 11 記載の心拍変動解析方法において、  
前記自己相関値を、前記被検体の呼吸状態の信頼度を表す情報として出力する信頼度情報出力工程を備えることを特徴とする心拍変動解析方法。

【請求項 13】

心拍変動解析装置に含まれるコンピュータを、  
被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出手段、  
前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出手段、  
前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算手段、  
前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供手段、  
として機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

20

【請求項 14】

請求項 13 記載の心拍変動解析用プログラムにおいて、  
前記心拍信号算出手段は、前記心電図情報を表す心電図波形のピーク間隔データを算出する手段として機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

30

【請求項 15】

請求項 14 記載の心拍変動解析用プログラムにおいて、  
前記ピーク間隔データは、前記心電図情報の R 波相互間の間隔データとして機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

【請求項 16】

請求項 13 記載の心拍変動解析用プログラムにおいて、  
前記心拍ゆらぎ情報提供手段は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値から前記被検体の呼吸数を算出する呼吸数算出手段、  
前記ピーク間隔データを、前記呼吸数に基づいて周波数を変えた変調信号で直交変更する変調手段、  
前記変調手段により変調された変調信号を復調する復調手段、  
前記復調手段による復調結果を心拍ゆらぎ情報として出力する心拍ゆらぎ情報出力手段、  
として機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

40

【請求項 17】

請求項 13 記載の心拍変動解析用プログラムにおいて、  
前記呼吸信号演算手段は、前記心電図波形のピーク間隔データの自己相関値を演算する自己相関値演算手段として機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

【請求項 18】

50

請求項 17 記載の心拍変動解析用プログラムにおいて、  
前記自己相関値を、前記被検体の呼吸状態の信頼度を表す情報として出力する信頼度情報  
出力手段として機能させることを特徴とする心拍変動解析用プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、心電図情報から心拍のゆらぎ成分を求めるための心拍変動解析装置、心拍変動  
解析方法、および心拍変動解析用プログラムに関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、この種の心拍変動解析方法には、CDM (Complex Demodulation) 法がある。このCDM法は、図1に示すように心電図計測装置1により計測した被  
検体の心電図情報のピーク間隔をピーク間隔検出器2により検出してR-R間隔データを  
算出し、このR-R間隔データに0.3Hz正弦波発生器3から発生した0.3Hzの正  
弦波を変調器4で乗算し、直交した中間周波数成分I (in Phase)、Q (qua  
drature) 信号を生成する。

【0003】

これらI、Q信号から復調器5において帯域幅0.15Hzのローパスフィルタにより復  
調し、心拍ゆらぎ出力装置6から心拍のゆらぎ情報を出力している。

【0004】

ここで、心拍のゆらぎは心拍変動であり、この心拍変動とは心周期のゆらぎのうち、洞結  
節に対する自律神経入力ゆらぎを原因とする心周期の変動であり、心拍変動を解析する  
には、心電図の1拍ごとのピーク間隔(以下、R-R間隔ともいう。)を計測するのが一  
般的である。

【0005】

次に、CDM法により心拍ゆらぎの呼吸成分の大きさを求めるための数学的手法について  
説明する。

【0006】

まず、呼吸周波数を $f_r$ 、位相を $\phi$ 、中間周波数を $f_w$ とする。そして、心拍ゆらぎを含  
むR-R間隔の信号を

【0007】

【数1】

$$y = A \times \sin(2\pi \times f_r \times t + \phi)$$

とする。ここで、Aは心拍ゆらぎの呼吸性成分の大きさ、 $f_r$ は呼吸の周波数、tは時間  
である。

【0008】

そして、0.3Hz正弦波発生器3から発生したローカル信号は、

【0009】

【数2】

$$\sin(2\pi \times f_w \times t)$$

【0010】

【数3】

$$\cos(2\pi \times f_w \times t)$$

また、中間周波数信号I、Qは、それぞれR-R間隔の信号と上記ローカル信号とを変調  
器4において乗算すると、

【0011】

【数4】

$$\begin{aligned} I &= y \times \sin(2\pi \times f_w \times t) \\ &= \sin(2\pi \times f_r \times t + \phi) \times A \times \sin(2\pi \times f_w \times t) \end{aligned}$$

【0012】

10

20

30

40

50

【数5】

$$Q = y \times \cos(2 \times f_w \times t) \\ = \sin(2 \times f_r \times t + \quad) \times A \times \cos(2 \times f_w \times t)$$

これらの式は三角関数の積和公式より

【0013】

【数6】

$$\sin(x) \times \sin(y) \\ = 1/2 \times (\cos(x-y) - \cos(x+y))$$

【0014】

【数7】

$$\cos(x) \times \sin(y) \\ = 1/2 \times (\sin(x-y) - \sin(x+y))$$

となるので、

【0015】

【数8】

$$I = 1/2 \times A \times (\cos(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t) \\ - \cos(2 \times f_w \times t + \quad + f_r \times 2 \times t))$$

【0016】

【数9】

$$Q = 1/2 \times A \times (\sin(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t) \\ - \sin(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t))$$

となる。

【0017】

ここで、呼吸の周波数  $f_r$  は  $0.15 \sim 0.45 \text{ Hz}$  であるので、 $0.3 \text{ Hz}$  正弦波発生器3から発生したローカル信号  $f_w$  を  $0.3 \text{ Hz}$  とすると、 $f_w - f_r$  は  $-0.15 \text{ Hz} \sim +0.15 \text{ Hz}$ 、 $f_w + f_r$  は  $0.45 \sim 0.75 \text{ Hz}$  である。すなわち、復調器5において通過帯域  $0.15 \text{ Hz}$ 、遮断帯域  $0.45 \sim 0.75 \text{ Hz}$  のローパスフィルタを用いればよいことになる。

【0018】

中間周波数信号  $I$ 、 $Q$  に帯域幅  $0.15 \text{ Hz}$  のローパスフィルタを通すことにより、式の第2項が消去でき、それぞれ  $I_X$ 、 $Q_X$  とすると、

【0019】

【数10】

$$I_X = 1/2 \times A \times (\cos(2 \times (f_w - f_r) \times t + \quad))$$

【0020】

【数11】

$$Q_X = 1/2 \times A \times (\sin(2 \times (f_w - f_r) \times t + \quad))$$

となる。

【0021】

三角関数の公式より

【0022】

【数12】

$$\sin(x) \times \sin(x) + \cos(x) \times \cos(x) = 1$$

であるので、

【0023】

【数13】

$$(I_X)^2 + (Q_X)^2 = (1/2 \times A)^2$$

故に

【0024】

【数14】

10

20

30

40

50

$$A = 2 \times ( ( I X ) ^ 2 + ( Q X ) ^ 2 ) ^ { 0 . 5 }$$

である。

【 0 0 2 5 】

すなわち、図 2 ( A ) ~ 図 2 ( E ) は従来の信号を示す波形図である。入力信号として振幅 1、周波数 0 . 2 H z の正弦波を心拍変動とする。図 2 ( A ) は入力信号、図 2 ( B ) は上述した 0 . 3 H z のローカル信号、図 2 ( C ) は上記入力信号と上記ローカル信号を掛け合わせた中間周波数信号 ( I , Q ) である。

【 0 0 2 6 】

また、図 2 ( D ) は中間周波数 ( I , Q ) にローパスフィルタを通した信号 ( I X , Q X )、図 2 ( E ) はローパスフィルタを通した信号 ( I X , Q X ) より計算した振幅成分である。

10

【 0 0 2 7 】

図 3 は従来の信号と折り返しノイズとの関係を示す説明図である。図 3 に示すように、呼吸の周波数  $f_r$  は 0 . 1 5 ~ 0 . 4 5 H z であるので、0 . 3 H z 正弦波発生器 3 から発生したローカル信号  $f_w$  が 0 . 3 H z であることから、信号は 0 ~ 0 . 1 5 H z の範囲であり、折り返しノイズは 0 . 4 5 ~ 0 . 7 5 H z である。この折り返しノイズを除去するローパスフィルタは、図 3 の破線に示す特性となる。すなわち、従来のローパスフィルタは、通過帯域が 0 . 1 5 H z であって、遮断帯域が 0 . 4 5 ~ 0 . 7 5 H z である。

【 0 0 2 8 】

図 4 ( A ) , ( B ) は実際に用いるローパスフィルタの特性を示す波形図である。図 4 ( A ) に示すように、減衰量は遮断帯域 0 . 4 5 H z で - 2 2 d B 程度である。

20

【 0 0 2 9 】

【 発明が解決しようとする課題 】

ところで、上述した従来の C D M 法を用いた心拍変動解析方法では、図 3 に示すようにローパスフィルタの通過帯域が 0 . 1 5 H z、遮断帯域が 0 . 4 5 ~ 0 . 7 5 H z である。すなわち、ローパスフィルタの通過帯域幅が 0 . 1 5 H z と大きいため、図 2 ( E ) に示すように振幅信号にノイズが重畳し、呼吸以外の周波数成分が混入するという課題が一例として挙げられる。

【 0 0 3 0 】

また、呼吸が乱れた場合、従来の心拍変動解析方法では、非定常性のノイズが混入し、呼吸周波数以外に混入するノイズが大きいという課題もあり、その場合、呼吸の乱れを検出する手段がなかった。そして、算出した心拍変動成分の信頼性が不明であるという課題も一例として挙げられる。

30

【 0 0 3 1 】

さらに、従来の心拍変動解析方法では、図 4 ( A ) , ( B ) に示すようにローパスフィルタが遮断周波数においても十分な減衰量を得ることができないという課題が一例として挙げられる。

【 0 0 3 2 】

本発明が解決しようとする課題としては、ローパスフィルタの設計が容易で、ノイズの混入が少なく高精度に心拍ゆらぎを計測可能な心拍変動解析装置、心拍変動解析方法、および心拍変動解析用プログラムを提供することが一例として挙げられる。

40

【 0 0 3 3 】

【 課題を解決するための手段 】

上記課題を解決するため、請求項 1 記載の発明は、被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出手段と、前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出手段と、前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算手段と、前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供手段と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

50

上記課題を解決するため、請求項 7 記載の発明は、被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出工程と、前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出工程と、前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算工程と、前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供工程と、を備えたことを特徴とする。

【0035】

上記課題を解決するため、請求項 13 記載の発明は、心拍変動解析装置に含まれるコンピュータを、被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出手段、前記心電図情報から前記被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出手段、前記心拍信号から前記被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算手段、前記心拍信号と前記呼吸信号とに基づいて前記被検体の呼吸状態を反映させた前記被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供手段、として機能させることを特徴とする。

10

【0036】

【発明の実施の形態】

以下、本願の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0037】

図 5 は本願に係る心拍変動解析装置の第 1 実施形態の構成を示すブロック図である。なお、本実施形態の心拍変動解析装置は、例えば車両の通信ナビゲーションシステムなどに搭載され、被検体である運転者の心拍ゆらぎを解析し、その解析結果から精神状態や体調に合わせて提供する音楽や走行ルートを選択するために用いられる。この場合、運転者の心電図情報は、ハンドルセンサを通して心電図計測装置により検出される。

20

【0038】

図 5 に示すように、本実施形態の心拍変動解析装置は、被検体の心電図情報を検出する心電図情報検出手段の一例としての心電図計測装置 11 と、この心電図計測装置 11 の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を算出する心拍信号算出手段の一例としてのピーク間隔検出器 12 と、このピーク間隔検出器 12 により算出された心拍信号から被検体の呼吸状態を反映させた呼吸信号を演算する呼吸信号演算手段の一例としての自己相関演算器 13 と、ピーク間隔検出器 12 により算出された心拍信号と自己相関演算器 13 により演算された呼吸信号とに基づいて被検体の呼吸状態を反映させた被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供手段の一例としての心拍ゆらぎ情報提供装置 14 とから大略構成されている。

30

【0039】

ピーク間隔検出器 12 は、心電図情報を表す心電図波形のピーク間隔データを算出する手段であって、このピーク間隔データは心電図情報の R 波相互間の間隔 (R - R 間隔) データである。

【0040】

自己相関演算器 13 は、心電図波形のピーク間隔データ、すなわち R - R 間隔データの自己相関値を演算するものである。

【0041】

心拍ゆらぎ情報提供装置 14 は、心電図波形のピーク間隔データの自己相関値から被検体の呼吸数を算出する呼吸数算出手段の一例としての呼吸数算出器 15 と、ピーク間隔データを、呼吸数に基づいて周波数を変えた変調信号で直交変更する変調手段の一例としての変調器 16 と、この変調器 16 により変調された変調信号を復調する復調手段の一例としての復調器 17 と、この復調器 17 による復調結果を心拍ゆらぎ情報として出力する心拍ゆらぎ情報出力手段の一例としての心拍ゆらぎ情報出力装置 18 と、を備えて構成されている。

40

【0042】

自己相関演算器 13 により演算された R - R 間隔データの自己相関値は、信頼度情報出力手段の一例としての信頼度情報出力装置 19 に入力され、この信頼度情報出力装置 19 は

50

被検体の呼吸状態の信頼度を表す情報として出力し、自己相関値が閾値 0.4 より大きい場合には、呼吸が安定し信頼度が高いと判断される。

【0043】

上記ピーク間隔検出器 12、自己相関演算器 13、呼吸数算出器 15、変調器 16、および復調器 17 は CPU 20 から構成され、この CPU 20 はメモリ 21 との間でデータの授受が実行され、CPU 20 内の各機器はメモリ 21 に予め記憶されているプログラムに従って動作する。

【0044】

次に、本実施形態の心拍変動解析処理を図 6 のフローチャートに従って説明する。

【0045】

まず、心電図計測装置 11 により計測した心電図情報を読み込み、その心電図情報をメモリ 21 に記憶する (ステップ S1)。次いで、ステップ S2 で心電図波形のピーク間隔データである R-R 間隔データの算出タイミングであるか否かを判断し、R-R 間隔データの算出タイミングである場合 (ステップ S2; YES) にはステップ S3 に進む一方、R-R 間隔データの算出タイミングでない場合 (ステップ S2; NO) にはステップ S1 に戻り、R-R 間隔データの算出タイミングになるまで待機状態となる。

10

【0046】

ステップ S3 では、ピーク間隔検出器 12 により R-R 間隔データを算出するとともに、その R-R 間隔データをメモリ 21 に記憶する。そして、ピーク間隔検出器 12 により算出した R-R 間隔データの自己相関値を自己相関演算器 13 により求めてメモリ 21 に記憶 (ステップ S4) した後、呼吸数算出器 15 により呼吸周波数を算出する (ステップ S5)。ここで、ピーク間隔のデータ (不等間隔データ) をスプライン補間して 10 Hz でリサンプリングを行う。

20

【0047】

さらに、呼吸周波数に応じて変調信号の周波数を変えた後、その変えた周波数を用いて変調器 16 により直交変調処理を実行する (ステップ S6, S7)。すなわち、ステップ S7 では、R-R 間隔データに呼吸周波数の位相の 90 度異なる正弦波を掛け合わせ、周波数変調を行う。次のステップ S8 の復調処理では、周波数変調した 2 つの変調波を掛け合わせ、直流帯域通過、遮断帯域 0.3 ~ 0.9 Hz のローパスフィルタを通して復調する。そして、心拍ゆらぎ成分を取り出して心拍ゆらぎ出力装置 18 から出力する (ステップ S9)。

30

【0048】

次いで、自己相関値を閾値 0.4 と比較し、その比較結果に応じた出力態様で表示する (ステップ S10, S11)。すなわち、ステップ S10, S11 では、自己相関値が閾値 0.4 より大きい場合に呼吸が安定していると判断し、心拍ゆらぎの信頼度が高いと判断し、その旨を信頼度情報出力装置 19 から出力表示する。一方、自己相関値が閾値 0.4 より小さい場合には、呼吸が不安定であると判断し、心拍ゆらぎの信頼度が低いと判断し、その旨を信頼度情報出力装置 19 から出力表示する。つまり、信頼度情報出力装置 19 では、心拍ゆらぎの信頼度が高い場合と低い場合とで異なるように画像や音声にて出力表示する。

40

【0049】

これら一連の処理が終了したら、全体の処理を終了するかを判断し、終了の場合 (ステップ S12; YES) には、全体の処理を終了する一方、終了しない場合 (ステップ S2; NO) にはステップ S1 に戻り、上記一連の処理を再度実行する。

【0050】

次に、本実施形態により心拍ゆらぎの呼吸成分の大きさを求めるための数学的手法について説明する。

【0051】

まず、呼吸周波数を  $f_r$ 、位相を  $\phi$ 、中間周波数を  $f_w$  とする。そして、心拍ゆらぎを含む R-R 間隔の信号を

50

【0052】

【数15】

$$y = A \times \sin(2 \times f_r \times t + \quad)$$

とする。ここで、Aは心拍ゆらぎの呼吸性成分の大きさ、 $f_r$ は呼吸の周波数、 $t$ は時間である。

【0053】

また、中間周波数信号I、Qは、それぞれR-R間隔の信号とローカル信号とを変調器16において乗算すると、

【0054】

【数16】

$$I = 1/2 \times A \times (\cos(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t) - \cos(2 \times f_w \times t + \quad + f_r \times 2 \times t))$$

10

【0055】

【数17】

$$Q = 1/2 \times A \times (\sin(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t) - \sin(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t))$$

呼吸の周波数 $f_r$ はローカル信号 $f_w$ と等しいので、

【0056】

【数18】

$$I = 1/2 \times A \times (\quad) - \cos(2 \times 2 \times f_w \times t + \quad)$$

20

【0057】

【数19】

$$Q = 1/2 \times A \times (\quad) - \sin(2 \times 2 \times f_w \times t + \quad)$$

$2 \times f_w$ は、0.3~0.9Hzである。したがって、本実施形態では、直流成分が通過し、遮断帯域0.3~0.9Hzのローパスフィルタを用いればよいことになる。

【0058】

中間周波数信号I、Qに直流帯域通過のローパスフィルタを通すことにより式の第2項が除去でき、それぞれIX、QXとすると、

【0059】

【数20】

$$IX = 1/2 \times A \times (\cos(2 \times (f_w - f_r) \times t + \quad))$$

30

【0060】

【数21】

$$QX = 1/2 \times A \times (\sin(2 \times (f_w - f_r) \times t + \quad))$$

三角関数の公式より

【0061】

【数22】

$$\sin(x) \times \sin(x) + \cos(x) \times \cos(x) = 1$$

であるので、

【0062】

【数23】

$$(IX)^2 + (QX)^2 = (1/2 \times A)^2$$

故に

【0063】

【数24】

$$A = 2 \times ((IX)^2 + (QX)^2)^{0.5}$$

である。

【0064】

すなわち、図7(A)~図7(E)は本実施形態の信号を示す波形図である。入力信号として振幅1、周波数0.2Hzの正弦波を心拍変動とする。図7(A)は入力信号、図7

50

(B)は0.2Hzのローカル信号、図7(C)は上記入力信号と上記ローカル信号を掛け合わせた中間周波数信号(I, Q)である。

【0065】

また、図7(D)は中間周波数信号(I, Q)をローパスフィルタに通した信号(IX, QX)、図7(E)はローパスフィルタに通した信号(IX, QX)より計算した振幅成分である。したがって、本実施形態では、図7(E)に示すように計算した振幅成分にノイズが重畳していないことが判る。

【0066】

図8は本実施形態の信号と折り返しノイズとの関係を示す説明図である。図8に示すように、直流信号成分は0~0.05Hzの範囲であり、折り返しノイズは0.3~0.9Hzの範囲である。この折り返しノイズを除去する復調器17のローパスフィルタは、図8の破線に示す特性となる。これにより、本実施形態では、通過帯域幅が0.05Hzと狭く、設計の容易なローパスフィルタを用いることができる。

10

【0067】

図9(A), (B)は本実施形態で用いるローパスフィルタの特性を示す波形図である。本実施形態では、図9(A)に示すように遮断周波数においても十分な減衰効果が得られる。

【0068】

次に、自己相関による呼吸数と相関値の算出方法を説明する。図10は心拍変動の信号を示す波形図である。図10は、10Hzサンプリングで67ポイントのデータである。この入力信号の自己相関係数を調べると図11になる。図11に示すように遅延時間31ポイントで自己相関係数が0.45である。すなわち、呼吸の周期3.1秒、周波数は $1/3.1 = 0.32$ Hzであり、自己相関係数が閾値0.4より大きいので、呼吸が安定していることになる。

20

【0069】

このように本実施形態によれば、被検体の心電図情報を検出する心電図計測装置11と、この心電図計測装置11の心電図情報から被検体の心拍を表す心拍信号を算出するピーク間隔検出器12と、このピーク間隔検出器12により算出された心拍信号と呼吸信号とに基づいて被検体の呼吸状態を反映させた被検体の心拍のゆらぎ情報を提供する心拍ゆらぎ情報提供装置14とを備えたことにより、ローパスフィルタの設計が容易で、ノイズの混入が少なく、呼吸の計測が不要で、高精度に心拍ゆらぎを計測することができる。

30

【0070】

また、本実施形態によれば、ピーク間隔検出器12は、心電図情報を表す心電図波形のピーク間隔データを算出する手段であって、このピーク間隔データは心電図情報のR波相互間の間隔(R-R間隔)データであることにより、高精度に心拍ゆらぎを計測することができる。

【0071】

さらに、本実施形態によれば、心拍ゆらぎ情報提供装置14は、心電図波形のピーク間隔データの自己相関値から被検体の呼吸数を算出する呼吸数算出器15と、ピーク間隔データを、呼吸数に基づいて周波数を変えた変調信号で直交変更する変調器16と、この変調器16により変調された変調信号を復調する復調器17と、この復調器17による復調結果を心拍ゆらぎ情報として出力する心拍ゆらぎ情報出力装置18とを備えたことにより、復調器17に用いるローパスフィルタの設計が容易で、ノイズの混入が少なく、呼吸の計測が不要で、高精度に心拍ゆらぎを計測することができる。

40

【0072】

さらにまた、本実施形態によれば、自己相関演算器13は、心電図波形のピーク間隔データ、すなわちR-R間隔データの自己相関値を演算し、この自己相関値は、信頼度情報出力装置19に入力され、この信頼度情報出力装置19は被検体の呼吸状態の信頼度を表す情報として出力することにより、計測した心拍ゆらぎの信頼度を計測することができる。

【0073】

50

図 1 2 は本願に係る心拍変動解析装置の第 2 実施形態の構成を示すブロック図である。なお、前記第 1 実施形態と同一の部分には、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

前記第 1 実施形態は、自己相関関数を用いて呼吸周波数および相関値を算出したが、本実施形態は、他の周波数解析方法である F F T (高速フーリエ変換) 2 2 にてスペクトルを調べて、ピーク周波数を算出して中間周波数としている。

【 0 0 7 5 】

このように、F F T 2 2 にてスペクトルを分析し、ピーク周波数を算出して中間周波数としても前記第 1 実施形態と同様の作用および効果が得られる。なお、F F T 2 2 に代えて M E M (最大エントロピー法), A R (自己回帰) モデルを用いてスペクトルを分析すれば、F F T よりも短いデータから分解能の高いスムーズなスペクトルが得られるなどの効果を奏する。

【 0 0 7 6 】

なお、上記各実施形態は、本発明を車両の通信ナビゲーションシステムなどに搭載して被検体である運転者の心拍ゆらぎを解析するために用いたが、これに限らず、例えばスポーツジムにおける各種運動器具に搭載して心拍ゆらぎを解析するようにしてもよい。

【 0 0 7 7 】

また、図 6 に示したフローチャートに対応するプログラムを、フレキシブルディスクまたはハードディスクなどの情報記録媒体に記憶させておき、これを汎用のマイクロコンピュータなどに読み出して実行させることで、当該マイクロコンピュータを上記実施形態に係る C P U 2 0 として機能させることも可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 従来 of 心拍変動解析装置の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 ( A ) ~ ( E ) は従来 of 信号を示す波形図である。

【 図 3 】 従来 of 信号と折り返しノイズとの関係を示す説明図である。

【 図 4 】 ( A ) , ( B ) は従来例で用いるローパスフィルタの特性を示す波形図である。

【 図 5 】 本願に係る心拍変動解析装置の第 1 実施形態の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 第 1 実施形態 of 心拍変動解析処理を示すフローチャートである。

【 図 7 】 ( A ) ~ ( E ) は第 1 実施形態 of 信号を示す波形図である。

【 図 8 】 第 1 実施形態 of 信号と折り返しノイズとの関係を示す説明図である。

【 図 9 】 ( A ) , ( B ) は第 1 実施形態で用いるローパスフィルタの特性を示す波形図である。

【 図 1 0 】 第 1 実施形態 of 心拍変動 of 信号を示す波形図である。

【 図 1 1 】 第 1 実施形態 of 入力信号 of 自己相関係数を示す波形図である。

【 図 1 2 】 本願に係る心拍変動解析装置の第 2 実施形態の構成を示すブロック図である。

【 符号 of 説明 】

- 1 1 心電図計測装置
- 1 2 ピーク間隔検出器
- 1 3 自己相関演算器
- 1 4 心拍ゆらぎ情報提供装置
- 1 5 呼吸数算出器
- 1 6 変調器
- 1 7 復調器
- 1 8 心拍ゆらぎ情報出力装置
- 1 9 信頼度情報出力装置
- 2 0 C P U
- 2 1 メモリ
- 2 2 F F T

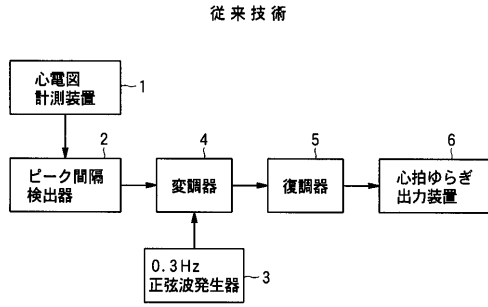
10

20

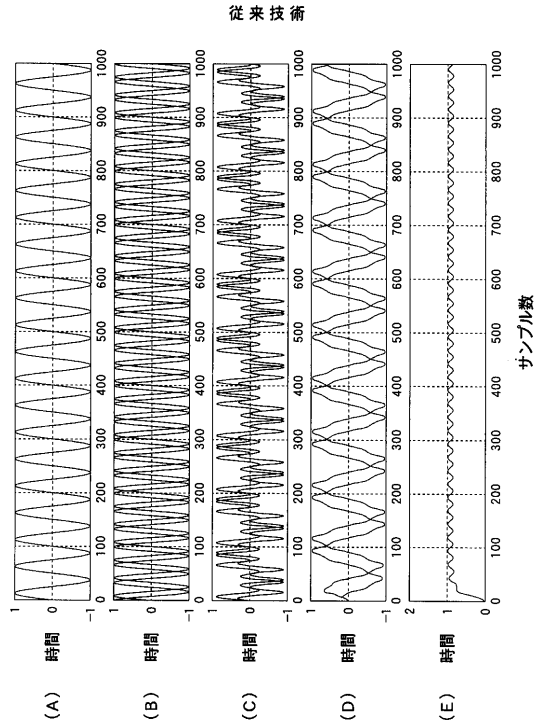
30

40

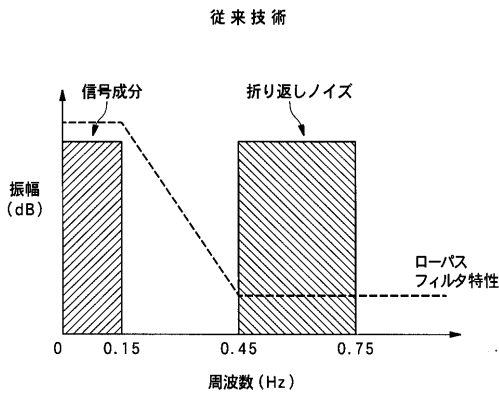
【 図 1 】



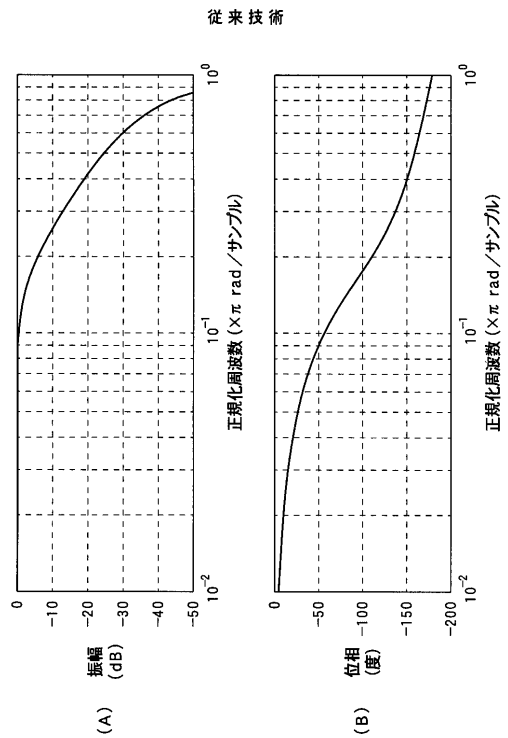
【 図 2 】



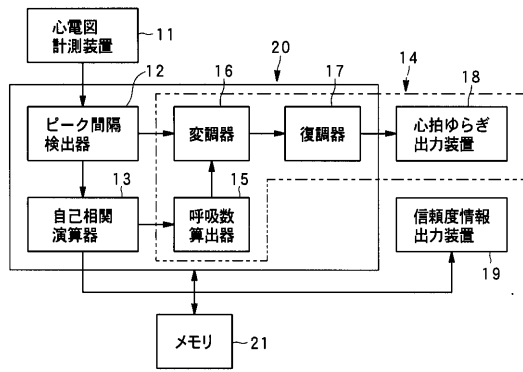
【 図 3 】



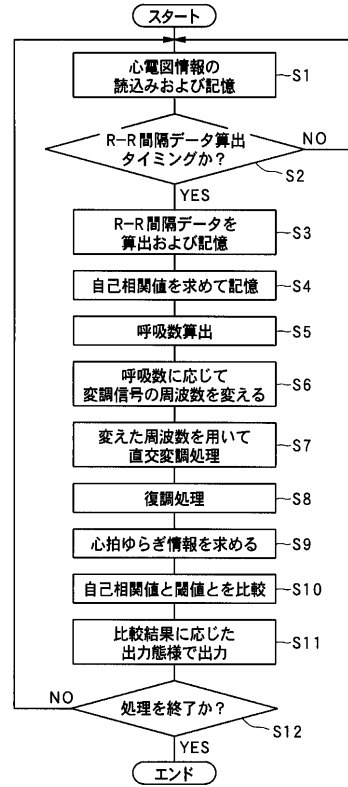
【 図 4 】



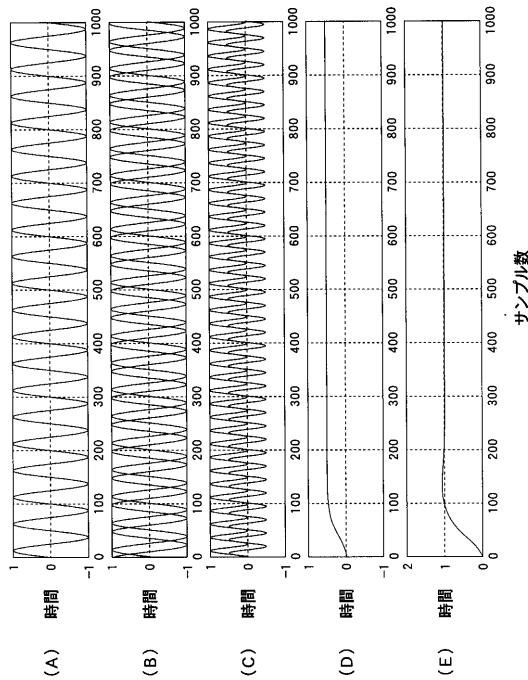
【 図 5 】



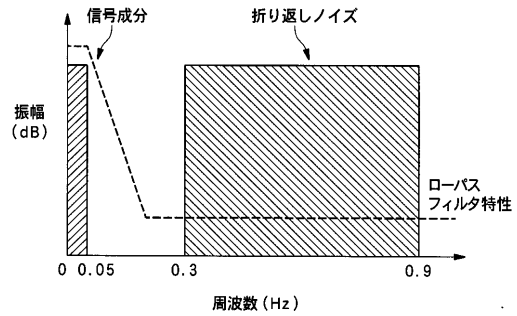
【 図 6 】



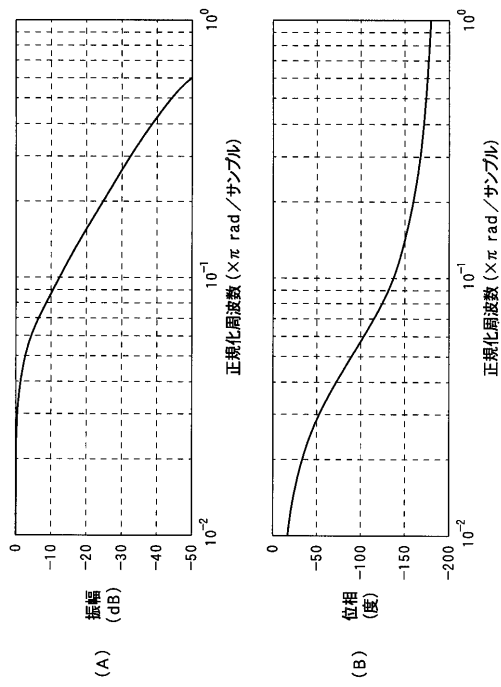
【 図 7 】



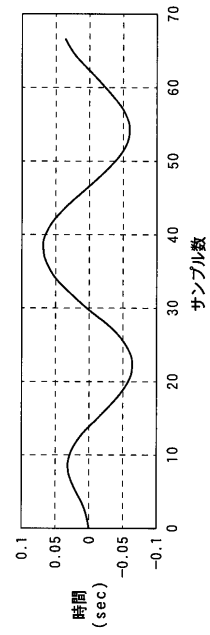
【 図 8 】



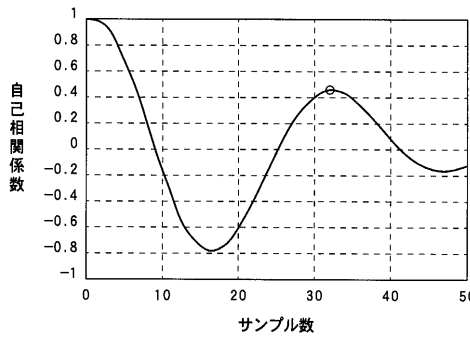
【図 9】



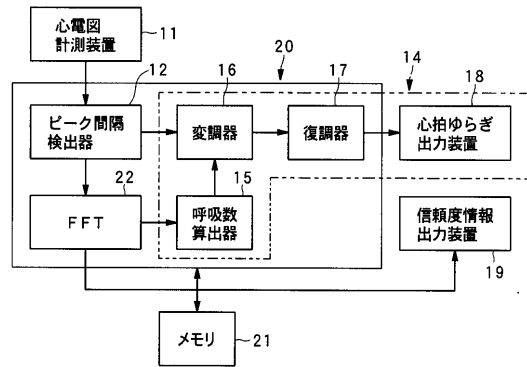
【図 10】



【図 11】



【図 12】



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 心率变异性分析装置，心率变异性分析方法和心率变异性分析程序   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2004081513A</a>   | 公开(公告)日 | 2004-03-18 |
| 申请号            | JP2002246635  | 申请日     | 2002-08-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日本先锋公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 先锋公司  |         |            |
| [标]发明人         | 安士光男<br>柳平雅俊  |         |            |
| 发明人            | 安士 光男<br>柳平 雅俊  |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/0452 G06F17/00   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0456 A61B5/02405  |         |            |
| FI分类号          | A61B5/04.312.A A61B5/00.G   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C027/AA02 4C027/CC01 4C027/GG10 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XB18 4C117/XC06 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE24 4C117/XF03 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XR03 4C117/XR12 4C127/AA02 4C127/CC01 4C127/GG10 |         |            |
| 代理人(译)         | 石川康夫  |         |            |
| 其他公开文献         | JP3946108B2   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：通过轻松设计噪声较小的低通滤波器来轻松测量心跳波动。通过心跳信号计算装置从心电图信息中计算出表示对象的心跳的心跳信号，并且由呼吸信号计算装置根据该心跳信号来计算反映对象的呼吸状态的呼吸信号。心跳波动信息提供装置(14)基于心跳信号和呼吸信号提供反映对象的呼吸状态的对象的的心跳波动信息。[选择图]图5

