

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3946108号
(P3946108)

(45) 発行日 平成19年7月18日(2007.7.18)

(24) 登録日 平成19年4月20日(2007.4.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/0452 (2006.01) A 6 1 B 5/04 3 1 2 A
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 G

請求項の数 18 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-246635 (P2002-246635)	(73) 特許権者	000005016
(22) 出願日	平成14年8月27日(2002.8.27)		パイオニア株式会社
(65) 公開番号	特開2004-81513 (P2004-81513A)		東京都目黒区目黒1丁目4番1号
(43) 公開日	平成16年3月18日(2004.3.18)	(74) 代理人	100083839
審査請求日	平成17年7月25日(2005.7.25)		弁理士 石川 泰男
		(72) 発明者	安土 光男
			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
			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
		審査官	谷垣 圭二

最終頁に続く

(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) 【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。 10

【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】

被検体から検出された心電図情報により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、 20

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、

前記心拍信号算出工程は、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する心拍変動解析方法。 30

【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、 40

を備えたことを特徴とする心拍変動解析方法。

【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。

【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。

10

【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、

20

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。

【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。

30

【請求項 18】

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】

40

【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 0.3 Hz 正弦波発生器 3 から発生した 0.3 Hz 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 (quadrature) 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 0.15 Hz 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】

50

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 ϕ 、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、0.3 Hz 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】

【数5】

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

これらの式は三角関数の積和公式より

【0013】

【数6】

$$\begin{aligned} \sin(x) \times \sin(y) \\ &= 1/2 \times (\cos(x - y) - \cos(x + y)) \end{aligned}$$

【0014】

【数7】

$$\begin{aligned} \cos(x) \times \sin(y) \\ &= 1/2 \times (\sin(x - y) - \sin(x + y)) \end{aligned}$$

となるので、

【0015】

【数8】

$$\begin{aligned} I &= 1/2 \times A \times (\cos(2\pi \times f_w \times t + \phi - f_r \times 2\pi \times t) \\ &\quad - \cos(2\pi \times f_w \times t + \phi + f_r \times 2\pi \times t)) \end{aligned}$$

【0016】

【数9】

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

10

20

30

40

50

$$- \sin(2 \times f_w \times t + \quad - f_r \times 2 \times t)$$

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 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 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 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 Hz 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 $I X$ 、 $Q X$ 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】

$$A = 2 \times ((I X)^2 + (Q X)^2)^{0.5}$$

である。

【0025】

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 Hz 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 Hz 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。

【0026】

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。

【0027】

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 $0.15 \sim 0.45 \text{ Hz}$ であるので、 0.3 Hz 正弦波発生器3から発生したローカル信号 f_w が 0.3 Hz であることから、信号は $0 \sim 0.15 \text{ Hz}$ の範囲であり、折り返しノイズは $0.45 \sim 0.75 \text{ Hz}$ 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 0.15 Hz であって、遮断帯域が $0.45 \sim 0.75 \text{ Hz}$ である。

【0028】

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(

10

20

30

40

50

A) に示すように、減衰量は遮断帯域 0.45 Hz で -22 dB 程度である。

【0029】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、上述した従来のCDM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 0.15 Hz 、遮断帯域が $0.45 \sim 0.75 \text{ Hz}$ である。すなわち、ローパスフィルタの通過帯域幅が 0.15 Hz と大きいと、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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

【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。

【0034】

上記課題を解決するため、請求項7記載の発明は、被検体から検出された心電図情報により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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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CPU20から構成され、このCPU20はメモリ21との間でデータの授受が実行され、CPU20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。

40

【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S

50

5)。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10Hzでリサンプリングを行う。

【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0.3~0.9Hz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)。

10

【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。

【0049】

20

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 ϕ 、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

【0052】

30

【数15】

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

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。

【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】

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

40

【0055】

【数17】

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

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】

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

【0057】

50

【数19】

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

$2 \times f_w$ は、 $0.3 \sim 0.9 \text{ Hz}$ 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 $0.3 \sim 0.9 \text{ Hz}$ 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】

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

10

【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 0.2 Hz の正弦波を心拍変動とする。図7(A)は入力信号、図7(B)は 0.2 Hz 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。

30

【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 $0 \sim 0.05 \text{ Hz}$ の範囲であり、折り返しノイズは $0.3 \sim 0.9 \text{ Hz}$ 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 0.05 Hz 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。

40

【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、 10 Hz 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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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】

図12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。

30

【0074】

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FFT(高速フーリエ変換)22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。

【0075】

このように、FFT22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、FFT22に代えてMEM(最大エントロピー法)、AR(自己回帰)モデルを用いてスペクトルを分析すれば、FFT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。

40

【0076】

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。

【0077】

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CPU20として機能させることも可能である。

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】従来の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) は従来の信号を示す波形図である。

【図 3】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 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 実施形態の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 実施形態の信号を示す波形図である。

【図 8】第 1 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 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。 10

【図 10】第 1 実施形態の心拍変動の信号を示す波形図である。

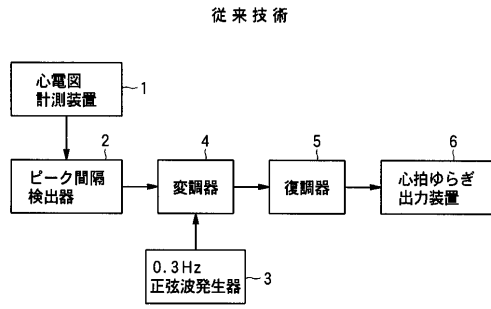
【図 11】第 1 実施形態の入力信号の自己相関係数を示す波形図である。

【図 12】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。

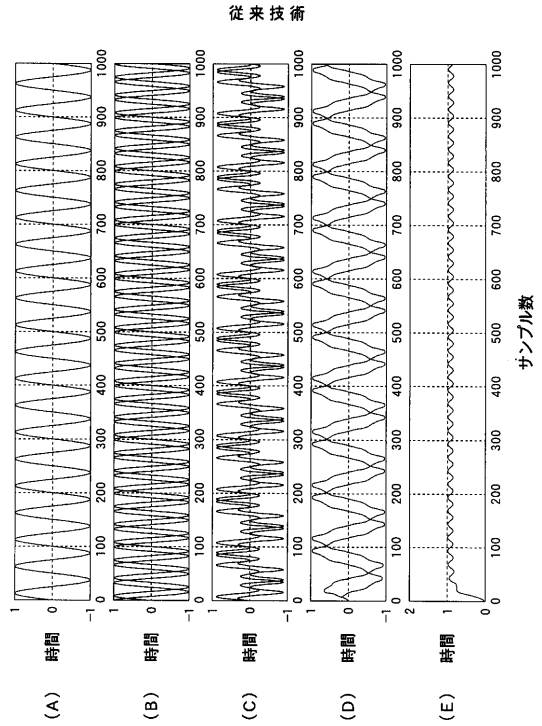
【符号の説明】

- 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

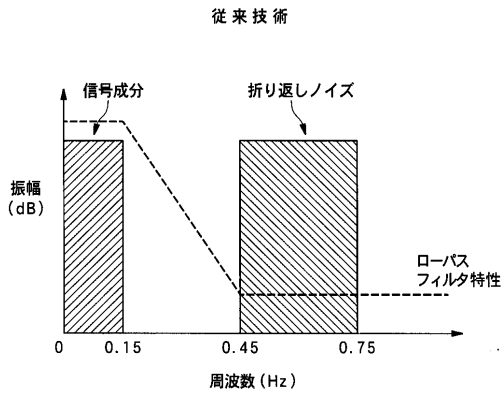
【 図 1 】



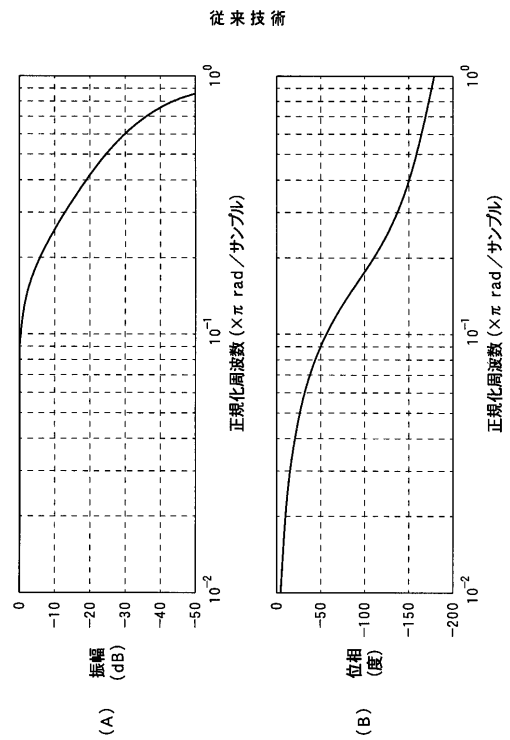
【 図 2 】



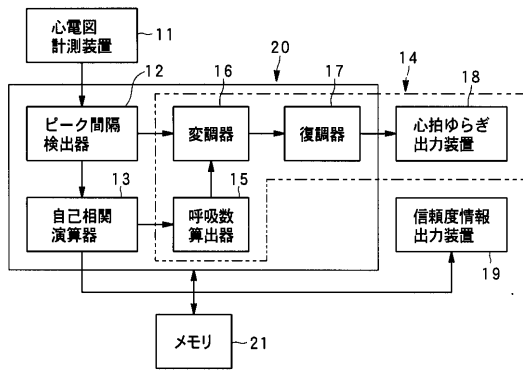
【 図 3 】



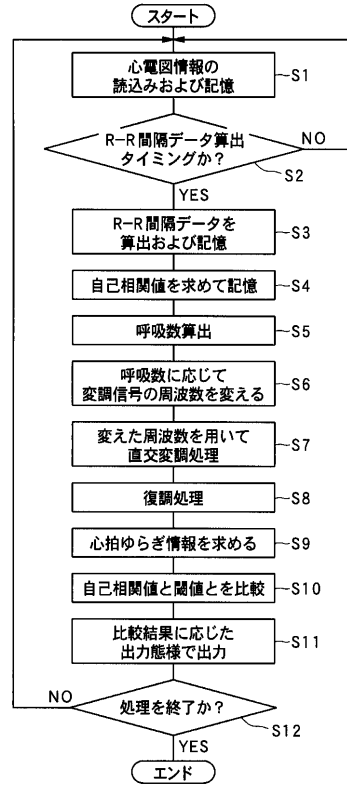
【 図 4 】



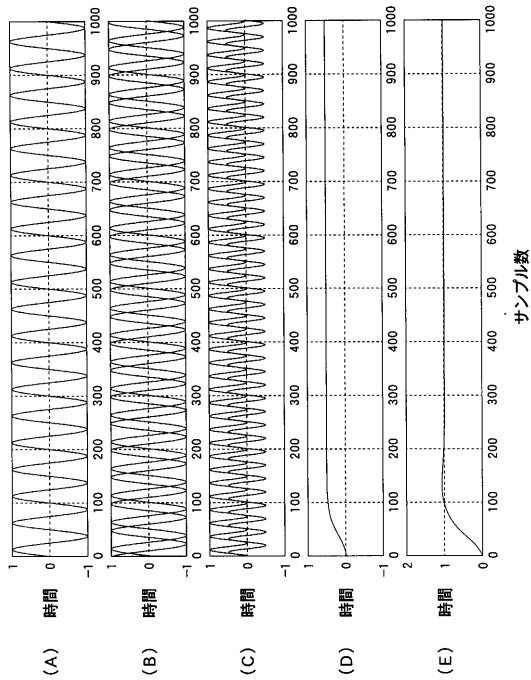
【 図 5 】



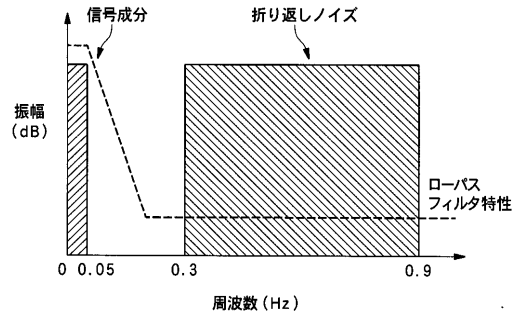
【 図 6 】



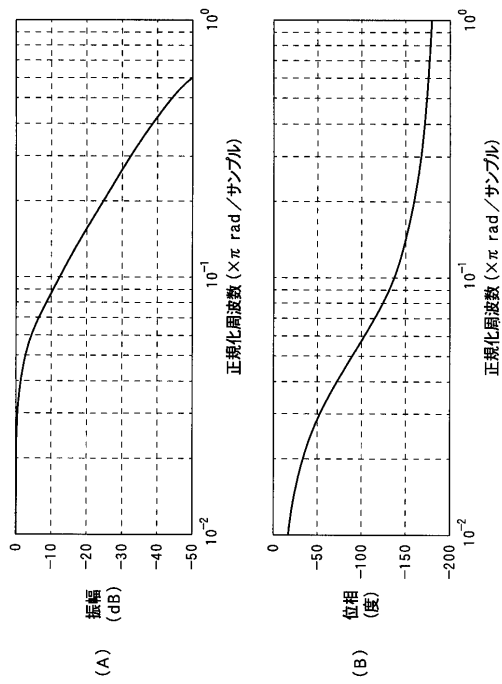
【 図 7 】



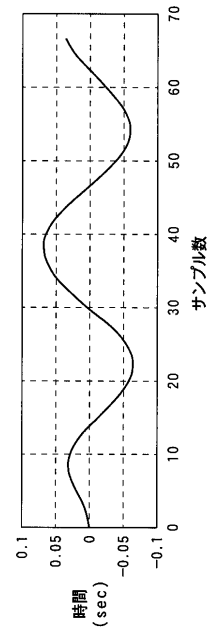
【 図 8 】



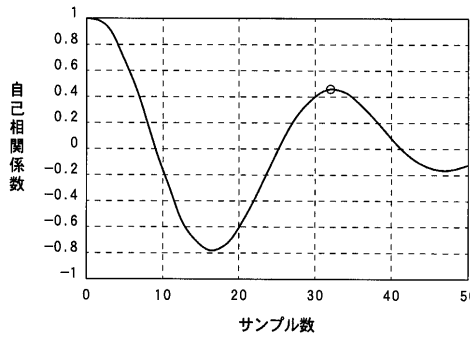
【 図 9 】



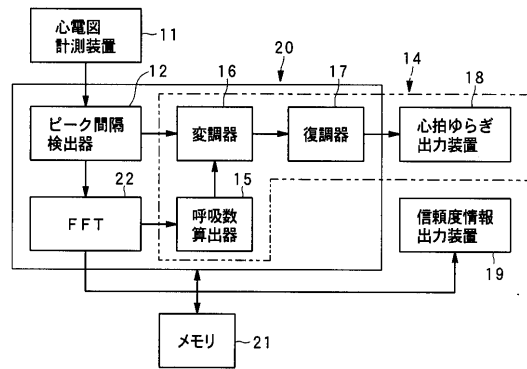
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07 - 284482 (JP, A)

特開2002 - 224051 (JP, A)

岡田暁宜, 心拍変動 - CDMとoverlapping法 - , 医学のあゆみ, 1996年, Vol.177, No.9, 581-585

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0452

A61B 5/00

医中誌WEB

JMEDPlus(JDream2)

JST7580(JDream2)

JSTPlus(JDream2)

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	JP3946108B2	公开(公告)日	2007-07-18
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		
当前申请(专利权)人(译)	先锋公司		
[标]发明人	安士光男 柳平雅俊		
发明人	安士 光男 柳平 雅俊		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/00 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	JP2004081513A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过最小化噪声混合，更容易设计低通滤波器，以更高的精度测量心跳的波动。解决方案：由心搏信号计算装置12根据心电图信息计算指示受试者心跳的心跳信号，并且通过来自心脏的呼吸信号计算装置13计算反映受试者的呼吸状况的呼吸信号。击败信号。基于心跳信号和呼吸信号，由心跳信息提供装置14提供关于反映受试者的呼吸状况的受试者的心跳波动的信息。Z

【 図 3 】

