

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-129996

(P2019-129996A)

(43) 公開日 令和1年8月8日(2019.8.8)

|                                 |                    |             |
|---------------------------------|--------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                    | F I                | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 5/11 (2006.01)   | A 6 1 B 5/11 1 1 0 | 4 C 0 1 7   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/0245 (2006.01) | A 6 1 B 5/0245 Z   | 4 C 0 3 8   |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

|  |  |
|--|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2018-14373 (P2018-14373)</p> <p>(22) 出願日 平成30年1月31日 (2018.1.31)</p> <p>新規性喪失の例外適用申請有り</p> <p>(出願人による申告) 平成29年度、国立研究開発法人科学技術振興機構、研究成果展開事業「センター・オブ・イノベーション (COI) プログラム、COI拠点「真の社会イノベーションを実現する革新的「健やか力」創造拠点」委託事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p> | <p>(71) 出願人 899000079<br/>学校法人慶應義塾<br/>東京都港区三田2丁目15番45号</p> <p>(74) 代理人 100107766<br/>弁理士 伊東 忠重</p> <p>(74) 代理人 100070150<br/>弁理士 伊東 忠彦</p> <p>(72) 発明者 大槻 知明<br/>神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内</p> <p>(72) 発明者 葉 臣<br/>神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内</p> <p>Fターム(参考) 4C017 AA10 AB04 AC40 BC11 BC16<br/>CC02 FF15<br/>4C038 VA04 VB32</p> |
|--|--|

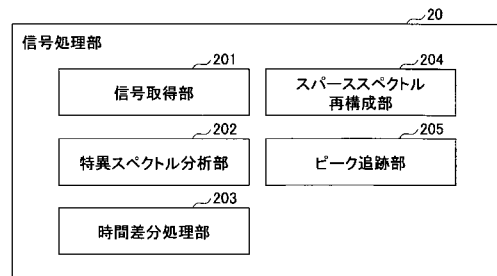
(54) 【発明の名称】 心拍検出システム、心拍検出方法

(57) 【要約】

【課題】 心拍検出精度を向上すること。

【解決手段】 本心拍検出システムは、被験者からの反射波を受信して時間領域のI信号及びQ信号を取得するドップラーセンサと、時間領域の前記I信号及び前記Q信号を周波数領域のI信号及びQ信号に変換するスパーススペクトル再構成部と、を有し、前記スパーススペクトル再構成部は、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムを用いて心拍のスパーススペクトルを再構成する。

【選択図】 図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被験者からの反射波を受信して時間領域の I 信号及び Q 信号を取得するドップラーセンサと、

時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号を周波数領域の I 信号及び Q 信号に変換するスパーススペクトル再構成部と、を有し、

前記スパーススペクトル再構成部は、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムを用いて心拍のスパーススペクトルを再構成する心拍検出システム。

## 【請求項 2】

前記スパーススペクトルのピークを追跡し、心拍数を推定するピーク追跡部を有し、

前記ピーク追跡部は、2つの隣接する心拍数を推定する際に、前回の推定値を中心とした所定の探索範囲内で今回の推定値を選択し、推定値の変化が所定の閾値を超える場合は、前回の推定値を出力する請求項 1 に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 3】

時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号に含まれる心拍に対する雑音主成分を除去し、心拍成分を抽出する特異スペクトル分析部を有し、

前記スパーススペクトル再構成部は、前記特異スペクトル分析部により雑音主成分を除去された時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号を周波数領域の I 信号及び前記 Q 信号に変換する請求項 1 又は 2 に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 4】

時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号に含まれる心拍に対する非周期雑音を抑える時間差分処理部を有し、

前記スパーススペクトル再構成部は、前記特異スペクトル分析部により雑音主成分を除去され、前記時間差分処理部により非周期雑音を抑えられた時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号を周波数領域の I 信号及び前記 Q 信号に変換する請求項 3 に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 5】

前記確率的勾配降下法に属するアルゴリズムは、Z A - S L M S アルゴリズムである請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 6】

前記確率的勾配降下法に属するアルゴリズムは、Z A - L M S アルゴリズムである請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 7】

前記確率的勾配降下法に属するアルゴリズムは、F O C U S S アルゴリズムである請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の心拍検出システム。

## 【請求項 8】

ドップラーセンサで被験者からの反射波を受信して時間領域の I 信号及び Q 信号を取得する信号取得ステップと、

時間領域の前記 I 信号及び前記 Q 信号を周波数領域の I 信号及び前記 Q 信号に変換するスパーススペクトル再構成ステップと、を有し、

前記スパーススペクトル再構成ステップでは、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムを用いて心拍のスパーススペクトルを再構成する心拍検出方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、心拍検出システム、心拍検出方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、被験者の健康状態や精神状態を把握するために、例えばドップラーセンサを用いて非接触で心拍数や心拍間隔を検出する心拍検出システムが検討されている。ドップラー

10

20

30

40

50

センサを用いた心拍検出システムにおいて、心拍検出精度を向上することは重要な課題であり、そのために様々な提案がなされている。

【0003】

様々な提案のうちの一つとして、例えば、スペクトログラム法が挙げられる。スペクトログラム法は、スペクトログラム上の心拍に反応していると考えられる周波数から心拍成分を含む周波数帯域を決定し、周波数帯域内の心拍による周波数の振幅を積分し、積分値の時間変化から心拍を検出する手法である。

【0004】

スペクトログラム法では、被験者が着座静止時には優れた心拍検出精度が得られるが、タイピング時や運転時等の様々な体動を伴う動作時には、十分な心拍検出精度が得られなかった。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】茂木，大槻，"スペクトログラムを用いたドップラーレーダによる心拍検出"，電子情報通信学会ASN研究会2017．

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記の点に鑑みてなされたものであり、心拍検出精度を向上することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本心拍検出システムは、被験者からの反射波を受信して時間領域のI信号及びQ信号を取得するドップラーセンサと、時間領域の前記I信号及び前記Q信号を周波数領域のI信号及びQ信号に変換するスパースペクトル再構成部と、を有し、前記スパースペクトル再構成部は、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムを用いて心拍のスパースペクトルを再構成することを要件とする。

【発明の効果】

【0008】

開示の技術によれば、心拍検出精度を向上することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1の実施の形態に係る心拍検出システムの概略構成を例示する図である。

【図2】ドップラーセンサで得た信号波形の一例である。

【図3】第1の実施の形態に係る信号処理部のハードウェアブロックを例示する図である。

【図4】第1の実施の形態に係る信号処理部の機能ブロックを例示する図である。

【図5】第1の実施の形態に係る心拍検出システムの動作を示すフローチャートの一例である。

40

【図6】所定のステップで得た信号波形の一例である。

【図7】SSRに用いる適応フィルタについて説明する図である。

【図8】SSR問題について説明する図である。

【図9】ZALSアルゴリズムについて説明する図である。

【図10】実施例の代表的な測定結果を示す図(その1)である。

【図11】実施例の代表的な測定結果を示す図(その2)である。

【図12】実施例の代表的な測定結果を示す図(その3)である。

【図13】実施例の代表的な測定結果を示す図(その4)である。

【図14】5人の被験者について着座静止している場合の心拍数の評価結果をまとめた図である。

50

【図15】5人の被験者について着座静止している場合の心拍間隔の評価結果をまとめた図である。

【図16】5人の被験者についてタイピングしている場合の心拍数の評価結果をまとめた図である。

【図17】5人の被験者についてタイピングしている場合の心拍間隔の評価結果をまとめた図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して、実施の形態の説明を行う。なお、各図面において、同一構成部分には同一符号を付し、重複した説明を省略する場合がある。

10

【0011】

図1は、第1の実施の形態に係る心拍検出システムの概略構成を例示する図である。図1に示すように、心拍検出システム1は、主要な構成要素として、ドップラーセンサ10と、信号処理部20とを有している。

【0012】

ドップラーセンサ10は、ドップラー効果による送信信号と受信信号の周波数シフトを観測することで、観測対象（被験者）の動きを検出するセンサである。本実施の形態では、一例として、送信波として無変調連続波（CW：Continuous Wave）を用いる。

【0013】

ドップラーセンサ10は被験者の近傍に配置され、被験者の心臓又はその近傍で反射された信号（反射波）を受信し、観測対象の動きにより発生した信号を得ることができる。被験者としては、例えば、PCでタイピングする作業員、車両の運転者等が挙げられる。

20

【0014】

図2は、ドップラーセンサで得た信号波形の一例である。図2に示す信号は、送信信号と受信信号の間の周波数シフトを表わす信号を時間の関数として取得したものであり、送信信号と同相（In-phase）成分であるI信号、及び直交位相（Quadrature）成分であるQ信号で構成される。

【0015】

心拍や呼吸、瞬き、体動（身体による動作）等の身体の表面の動きはドップラーセンサ10により観測できる。心拍検出を行う際には、ハイパスフィルタやバンドパスフィルタ等を用いて適宜ノイズ除去を行うことが好ましい。

30

【0016】

図1に戻り、信号処理部20は、ドップラーセンサ10の出力信号に基づいて、被験者の心拍数や心拍間隔を検出する。信号処理部20は、適宜、ドップラーセンサ10で受信した信号のI信号及びQ信号をそのまま利用したり、I信号及びQ信号に基づいて各種信号（振幅、位相、それらの積分値等）を生成したりすることができる。

【0017】

図3は、第1の実施の形態に係る信号処理部のハードウェアブロックを例示する図である。図3を参照するに、信号処理部20は、CPU21と、ROM22と、RAM23と、I/F24と、バスライン25とを有している。CPU21、ROM22、RAM23及びI/F24は、バスライン25を介して相互に接続されている。

40

【0018】

CPU21は、信号処理部20の各機能を制御する。記憶手段であるROM22は、CPU21が信号処理部20の各機能を制御するために実行するプログラムや、各種情報を記憶している。記憶手段であるRAM23は、CPU21のワークエリア等として使用される。又、RAM23は、所定の情報を一時的に記憶することができる。I/F24は、心拍検出システム1を他の機器等と接続するためのインターフェイスである。心拍検出システム1は、I/F24を介して、外部ネットワーク等と接続されてもよい。

【0019】

但し、信号処理部20の一部又は全部は、ハードウェアのみにより実現されてもよい。

50

ハードウェアの一例としては、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、DSP (Digital Signal Processor)、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等が挙げられる。又、信号処理部 20 は、物理的に複数の装置等により構成されてもよい。

【0020】

図4は、第1の実施の形態に係る信号処理部の機能ブロックを例示する図である。図4を参照するに、信号処理部20は、機能ブロックとして、信号取得部201と、特異スペクトル分析部202と、時間差分処理部203と、スパーススペクトル再構成部204と、ピーク追跡部205とを有している。各機能ブロックの具体的な機能については、図5等の説明の中で後述する。

【0021】

図5は、第1の実施の形態に係る心拍検出システムの動作を示すフローチャートの一例である。図5を中心にして適宜他の図も参照しながら、第1の実施の形態に係る心拍検出方法について説明する。

【0022】

まず、ステップS11では、信号取得部201は、ドップラーセンサ10で被験者からの反射波を受信して信号を取得する(信号取得ステップ)。ここで取得する信号は、例えば、図2に示すようなI信号及びQ信号で構成されている。図2に示すI信号及びQ信号はサンプリングされた信号であり、サンプリングレートは、例えば、1000Hzである。

【0023】

次に、ステップS12では、信号取得部201は、ステップS11で受信したI信号及びQ信号のダウンサンプリングを行う。ダウンサンプリングのサンプリングレートは、平常時の心拍(1~1.6Hz程度)の2倍(3.2Hz)よりも十分に高ければ任意の値としてよく、例えば、125Hz程度とすることができる。

【0024】

例えば、ステップS11で取得するドップラーセンサ10のサンプリングレートが1000Hzであり、I信号及びQ信号を取得するタイムウィンドウ(観測時間)が8秒であるとする、サンプリング数は8000となる。これを125Hzのサンプリングレート(周波数帯域:0~125Hz)でダウンサンプリングすることにより、サンプリング数は1000となり、信号処理における計算量を大幅に低減することができる。

【0025】

次に、ステップS13では、ステップS12でダウンサンプリングを行ったI信号及びQ信号のノイズ成分の除去を行う。ノイズ成分の除去は、例えば、バンドパスフィルタを用いてハードウェア的に行うことができる。又、信号処理部20内においてデジタル信号処理(デジタルフィルタ等)により行ってもよい。一般に、平常時の心拍は1~1.6Hz程度の範囲で変化するので、バンドパスフィルタの通過帯域は、例えば、0.4Hz~5Hz程度とすることができる。

【0026】

図6(a)に信号波形の一例を示す。図6(a)に示す信号波形は、タイムウィンドウを8秒とした場合に、ステップS12でサンプリングレート1000HzのI信号及びQ信号を125Hzでダウンサンプリングし、ステップS13でノイズ成分の除去を行ったドップラー信号である(つまり、図6(a)は8秒間のデータである)。

【0027】

次に、ステップS14では、特異スペクトル分析部202は、特異スペクトル分析(SSA: Singular Spectrum Analysis)を行う。SSAは、時間領域のI信号及びQ信号を振動的な成分とノイズ成分とに分解し、時間領域のI信号及びQ信号に含まれる呼吸や体動による雑音主成分(心拍に対する雑音主成分)を除去し、心拍成分を抽出するものである。なお、ステップS14では、必要に応じて、1回前の処理値を用いることができる。例えば、1回前の処理値からの範囲を制限して今回の処理値を求めることにより、精度が向上する場合がある。

10

20

30

40

50

## 【0028】

次に、ステップS15では、時間差分処理部203は、時間領域のI信号及びQ信号に含まれる心拍に対する非周期雑音を抑える時間差分処理を行う。具体的には、ステップS14で特異スペクトル分析を行って呼吸や体動による雑音主成分を除去したサンプリング信号 $y = [y_1, y_2, \dots, y_M]$ を求め（例えば、 $M = 1000$ ）、サンプリング信号 $y$ の1次差分 $y' = [y_2 - y_1, y_3 - y_2, \dots, y_M - y_{M-1}]$ を求める。時間差分処理を行うことで、ステップS16で再構成するスペクトルのピークを実際の周期的な心拍のピークに近づかせることができる。

## 【0029】

図6(b)に信号波形の一例を示す。図6(b)に示す信号波形は、図6(a)のI信号及びQ信号に対しステップS14で特異スペクトル分析を行って呼吸や体動による雑音主成分を除去したサンプリング信号 $y$ を求め（ $M = 1000$ ）、サンプリング信号 $y$ の1次差分 $y'$ を求めたものである。

10

## 【0030】

次に、ステップS16では、スパーススペクトル再構成部204は、時間領域のI信号及びQ信号を周波数領域のI信号及びQ信号に変換するスパーススペクトル再構成（SSR：Sparse Spectrum Reconstruction）を行う（スパーススペクトル再構成ステップ）。スパーススペクトル再構成部204は、確率的勾配降下法（SGD：Stochastic Gradient Descent）に属するアルゴリズムを用いて心拍のスパーススペクトルを再構成する。本実施の形態では、一例として、確率的勾配降下法に属するZALMS（Zero Attracting Least Mean Square）アルゴリズムをSSRに適用し、呼吸や体動による雑音を除去する例を示す。

20

## 【0031】

なお、スパーススペクトルとは、単に心拍ピークがあり、ほかの周波数に対応するエネルギーがほとんどゼロという（心拍）スペクトルである。

## 【0032】

図6(c)に信号波形の一例を示す。図6(c)に示す信号波形は、図6(b)のI信号及びQ信号に対しZALMSアルゴリズムによりスパーススペクトル再構成を行った後のI信号である。図6(c)において、GT（Ground Truth：真値）は心電計で測定した心拍数（図6(d)に対応）、EST（Estimation：推定値）はスパーススペクトル再構成を行ったスペクトラムのピーク周波数である。図6(c)ではESTは約1.2Hzであり、即ち心臓が1分間に72回拍動することである（72BPM）。図6(c)の例では、この推定値（72BPM）とGTとのずれ（絶対値誤差）は、0.78BPMである。

30

## 【0033】

なお、図6(d)は、同じ被験者が心電図で測定した実際の心拍信号を参考のために示したものである。図6(d)からGTを求めることができる。

## 【0034】

ここで、ZALMSアルゴリズムについて詳しく説明する。図7は、SSRに用いる適応フィルタについて説明する図である。図7に示すように、未知システム501に入った入力信号 $x(n)$ にインパルス応答 $h_{ori}$ をかけ、内積 $x^T(n)h_{ori}$ を得る。 $x^T(n)h_{ori}$ は、付加的な雑音 $z(n)$ に干渉されて目的信号 $d(n) = x^T(n)h_{ori} + z(n)$ となり、適応フィルタ502に入力される。

40

## 【0035】

目的信号 $d(n)$ から、入力信号 $x(n)$ とフィルタ係数 $h(n)$ との内積 $x^T(n)h(n)$ を減算することで、回帰誤差 $e(n)$ が得られる。適応アルゴリズムを用い、回帰誤差 $e(n)$ を最小化するように確率的勾配降下法に基づいてフィルタ係数 $h(n)$ の回帰更新を行って $h_{ori}$ を推定することができる。

## 【0036】

SSR問題とは、ドップラー信号に対する少数のサンプリング信号 $y$ により、フーリエ

50

観測行列 を用いて高解像度の心拍スペクトルを復元することである。本実施の形態では、SSR問題と適応フィルタ502のパラメータとの対応関係に基づき、図7に示す適応フィルタ502を用い、図8に示すSSR問題への応用を行う。

【0037】

具体的には、図8に示すフーリエ観測ベクトル  $j$  を入力信号  $x(n)$ 、スペクトル未知解  $s(n)$  をフィルタ係数  $h(n)$ 、サンプリング信号の要素  $y_j$  を目的信号  $d(n)$  に対応させる。なお、図8において、503は時間領域のドップラー信号を模式的に示したものであり、504は503をフーリエ変換した周波数領域のドップラー信号を模式的に示したものである。又、HR (Heart Rate) は心拍数に対応するピークを模式的に示したものである。

10

【0038】

Z A - L M S アルゴリズムの場合、インパルス応答  $h_{ori}$  が2変数を含むことを仮定する。回帰毎に一つの入力信号  $x(n)$  を確率的に用い、2次の回帰誤差  $e(n)$  による目的関数の勾配  $f$  を逆方向にし、ステップサイズ  $\mu$  をかけ、係数修正を行う。係数修正により、フィルタ係数  $h(n)$  が  $h_{ori}$  に少しずつ近づいていく。

【0039】

以上がZ A - L M S アルゴリズムの説明であるが、非ガウス雑音環境では、回帰誤差が不安定に更新する可能性が高く、Z A - L M S アルゴリズムでは理想的な復号結果を達成することが困難な場合がある。そこで、インパルス雑音に有効に対応するため、図9に示すように、回帰誤差を一定の範囲内に制限し、突然のインパルス外乱に対しても誤差が急増しないことを実現するZ A - S L M S (Zero Attracting Sign Least Mean Square) アルゴリズムを適用することがより好ましい。

20

【0040】

図9において、破線の円及び実線の矢印は回帰誤差を制限した勾配降下を示し、一点鎖線の矢印はインパルス雑音に干渉された勾配降下を示している。又、 $S(n)$  はスペクトル未知解を、 $S_{ori}$  は心拍スペクトルを示している。このように、Z A - L M S アルゴリズムにスパース制約を導入することにより、スペクトル未知解  $S(n)$  は、より実際のスパースな心拍スペクトル  $S_{ori}$  に近づくことができる。

【0041】

Z A - L M S の目的関数は、式(1)で示すことができる。

30

【0042】

【数1】

$$G_{ZA-LMS} = e^2(n) + \lambda \|h(n)\|_1 \quad \dots(1)$$

40

式(1)において、 $e(n) = d(n) - x^T(n)h(n)$  である。目的関数の導関数である式(2)により、Z A - L M S の更新方程式である式(3)が得られる。

【0043】

【数 2】

$$\nabla G_{ZA-LMS} = -e(n)x(n) + \lambda \operatorname{sgn}(h(n)) \quad \dots(2)$$

【0044】

10

【数 3】

$$h(n+1) = h(n) + \mu e(n)x(n) - \gamma \operatorname{sgn}(h(n)) \quad \dots(3)$$

式(3)において、 $\gamma = \mu$  である。ここで、 $\gamma$  はゼロ吸引ファクタ、 $\mu$  はステップサイズ、 $\lambda$  は制御パラメータである。又、 $\operatorname{sgn}$  関数が式(4)のように定義される。

【0045】

【数 4】

$$\operatorname{sgn}(x) = \begin{cases} \frac{x}{|x|}, & \text{if } x \neq 0, \\ 0, & \text{otherwise.} \end{cases} \quad \dots(4)$$

30

Z A - L M S の更新方程式である式(3)において、 $e(n)$  に式(4)に示す  $\operatorname{sgn}$  関数を導入することで、Z A - S L M S の更新方程式である式(5)が得られる。

【0046】

【数 5】

$$h(n+1) = h(n) + \mu \operatorname{sgn}(e(n))x(n) - \gamma \operatorname{sgn}(h(n)) \quad \dots(5)$$

40

図5の説明に戻り、次に、ステップS17では、ピーク追跡部205は、スパーススペクトルのピークを追跡し、心拍数を推定する。例えば、図6(c)の信号波形を例にとると、ピーク追跡部205は、図6(c)の信号波形のピークを追跡し、約1.2 Hz (7.2 BPM) にピークが存在することを認識する。まず、前回の推定値を参照し最大ピークを選び、そして、閾値により今回の推定値を確認する。

【0047】

50



ピーク追跡部 205 は、選択操作及び確認操作を行う。具体的には、ピーク追跡部 205 は、前回の推定値を中心とした所定の探索範囲内（例えば、前後 10 B P M の範囲内）で、スパーススペクトルがピークとなる周波数を今回の推定値として選択する（選択操作）。次に、ピーク追跡部 205 は、隣接する推定値は大きく変化しないため、推定値の変化が所定の閾値（例えば、閾値 = 6 B P M）を超える場合は、前回の推定値を出力する（確認操作）。

【0048】

例えば、図 6 (c) の信号波形を例にとると、前回の推定値が 72 B P M であった場合、ピーク追跡部 205 は、例えば、62 B P M ~ 82 B P M の範囲内で今回の推定値を選択する。そして、例えば、推定値の変化が 6 B P M 以下であれば今回の推定値を出力し、推定値の変化が 6 B P M を超える場合には前回の推定値を出力する。

10

【0049】

以上の各ステップにより、雑音を除去し、心拍検出精度を向上することができる。なお、I 信号のスペクトルピークと Q 信号のスペクトルピークのうち、ピーク値が高い方のデータを採用することができる。

【0050】

このように、心拍検出システム 1 では、非接触センサであるドップラーセンサで取得した I 信号及び Q 信号に対して、スパーススペクトル再構成を行う。この際、スパーススペクトル再構成に、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムを用いることにより、呼吸や体動による雑音を高精度で除去することができる。その結果、着座静止時のみならず、タイピング時や運転時等の様々な体動を伴う動作時においても、心拍検出精度を向上することができる。ここで、心拍検出は、心拍数の検出や心拍間隔 (R R I : R-R Interval) の検出を含むものである。

20

【0051】

なお、確率的勾配降下法に属するアルゴリズムには、雑音に高いロバスト性を持つ Z A - L M S アルゴリズムを用いることが好ましく、雑音に更に高いロバスト性を持つ Z A - S L M S アルゴリズムを用いることがより好ましい。但し、これらには限定されず、以下の第 1 の実施の形態の変形例で示すように、F O C U S S (Focal Underdetermined System Solver) アルゴリズム等を用いても構わない。

【0052】

又、スパーススペクトル再構成を行う前に、特異スペクトル分析を行って呼吸や体動による雑音主成分を除去し、心拍成分を抽出すると、心拍検出精度をより向上することができる。又、特異スペクトル分析の後に、時間差分処理を行って再構成するスペクトルのピークを実際の周期的な心拍のピークに近づかせることで、心拍検出精度を更に向上することができる。

30

【0053】

第 1 の実施の形態の変形例

第 1 の実施の形態の変形例では、図 5 のステップ S 16 のスパーススペクトル再構成に、第 1 の実施の形態とは異なるアルゴリズムを適用する例を示す。なお、第 1 の実施の形態の変形例において、既に説明した実施の形態と同一構成部についての説明は省略する場合がある。

40

【0054】

第 1 の実施の形態の変形例では、図 5 のステップ S 16 のスパーススペクトル再構成に、確率的勾配降下法に属する F O C U S S アルゴリズムを適用し、呼吸や体動による雑音を高精度で除去する。

【0055】

F O C U S S アルゴリズムは、近似凸最適化に属する非凸ノルムアルゴリズムである。ここでは、圧縮センシング (C S) 技術に基づき、 $M \times N$  フーリエ観測行列  $C^{M \times N}$  を用いた S S R アルゴリズムを適用する。は式 (6) で示すことができる。

【0056】

50

【数 6】

$$\Phi_{m,n} = e^{i \frac{2\pi}{N} mn}, m \in \{1, 2, \dots, M\}, n \in \{1, 2, \dots, N\} \quad \dots(6)$$

例えば、図 8 の 5 0 3 中の破線で示す時間領域でのサンプリング数が  $M = 1000$  の場合、 $M$  の半分 (500) の何倍かの周波数ビン (例えば、 $N = 4096 / 2 = 2048$  : 図 8 の 5 0 4 中の座標軸の正半分) に広げ、スパーススペクトル再構成を行う。同時に、スペクトルに雑音成分を含むゼロに近い値を減少し、大きな値の復元を強化する。

【0057】

SSR 問題は式 (7) の方程式で表示できる。

【0058】

【数 7】

$$\mathbf{y}'_{\text{rec}} = \Phi \mathbf{x} \quad \dots(7)$$

式 (7) において、 $\mathbf{x}$  は  $N$  次元の未知ベクトルである。この問題では、 $\mathbf{y}'_{\text{rec}}$  により用いて  $\mathbf{x}$  を求める。 $\|\mathbf{x}\|$  を最小にすることによって、式 (8) に示すようにアフィン尺度変換 (AST) 法を通して方程式の解  $\mathbf{x}$  (最小ノルム解) を求める。

【0059】

【数 8】

$$\mathbf{x}(\mathbf{a}) = \Phi^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots(8)$$

式 (8) において、擬似逆行列が  $\Phi^+ = (\Phi^T \Phi)^{-1} \Phi^T$  と定義され、 $\mathbf{x}(\mathbf{a})$  が復元結果を表す。

【0060】

次に、加重最小ノルム解を求める。最小ノルム解と同じ原理に基づき、 $\|\mathbf{q}\|$  ( $\mathbf{q} = \mathbf{W}^+ \mathbf{x}$ 、 $\mathbf{W}$  は  $N \times N$  正方行列) を最適化目標として最小にし、式 (9) を再定義する。

【0061】

10

20

30

40

【数 9】

$$\mathbf{y}'_{\text{rec}} = \Phi \mathbf{W} \mathbf{q} \quad \dots(9)$$

そして、式(10)、式(11)により方程式の解  $\mathbf{x}(\mathbf{a})$  を求める。  $\mathbf{q}(\mathbf{a})$  は復元した最適化目標である。 10

【0062】

【数10】

$$\mathbf{q}(\mathbf{a}) = (\Phi \mathbf{W})^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots(10)$$

20

【0063】

【数11】

$$\mathbf{x}(\mathbf{a}) = \mathbf{W} \mathbf{q}(\mathbf{a}) = \mathbf{W} (\Phi \mathbf{W})^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots(11)$$

30

ここで、基本的な FOCUS S では、式(12)～式(14)で表されるが、式(15)～式(17)で表される拡張版の M - FOCUS S や、式(18)～式(20)で表される改良型の RM - FOCUS S を用いても良い。

【0064】

【数12】

$$\mathbf{W}_n = \text{diag}(\mathbf{x}_{n-1}) \quad \dots(12) \quad 40$$

【0065】

【数 1 3】

$$\mathbf{q}_n = (\Phi \mathbf{W}_n)^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots (13)$$

【0 0 6 6】

10

【数 1 4】

$$\mathbf{x}_n = \mathbf{W}_n \mathbf{q}_n \quad \dots (14)$$

式 ( 1 2 ) ~ 式 ( 1 4 ) において、 $n$  は回帰数である。

20

【0 0 6 7】

【数 1 5】

$$\mathbf{W}_n = \text{diag} \left( |\mathbf{x}_{n-1}|^{1-p/2} \right), p \in [0,1] \quad \dots (15)$$

30

式 ( 1 5 ) において、 $p$  は  $\mathbf{x}_n$  のスパース性を高めるパラメータである。 $p$  は、例えば、0.8 程度とすることができる。

【0 0 6 8】

【数 1 6】

$$\mathbf{q}_n = (\Phi \mathbf{W}_n)^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} = \Phi_n^+ \mathbf{y}'_{\text{rec}} = \Phi_n^T (\Phi_n \Phi_n^T)^{-1} \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots (16)$$

40

【0 0 6 9】

【数 17】

$$\mathbf{x}_n = \mathbf{W}_n \mathbf{q}_n \quad \dots(17)$$

【0070】

10

【数 18】

$$\mathbf{W}_n = \text{diag}\left(|\mathbf{x}_{n-1}|^{1-p/2}\right), p \in [0,2] \quad \dots(18)$$

【0071】

20

【数 19】

$$\mathbf{q}_n = \Phi_n^T \left( \Phi_n \Phi_n^T + \lambda_{\text{RMF}} \mathbf{I} \right)^{-1} \mathbf{y}'_{\text{rec}} \quad \dots(19)$$

【0072】

30

【数 20】

$$\mathbf{x}_n = \mathbf{W}_n \mathbf{q}_n \quad \dots(20)$$

式(19)において、 $\mathbf{I} = \text{diag}(1, 1, \dots, 1)$ は単位行列である。又、 $\lambda_{\text{RMF}}$ はスパース性の比重を調整するパラメータである。 $\lambda_{\text{RMF}}$ は、例えば、0.1程度とすることができる。なお、 $\lambda_{\text{RMF}} = 0$ の場合がM-FOCUSである。

【0073】

このように、スパーススペクトル再構成に用いる確率的勾配降下法に属するアルゴリズムとして、ZA-LMSアルゴリズムやZA-SLMSアルゴリズムに代えて、FOCUSアルゴリズムを用いても、呼吸や体動による雑音を高精度で除去することができる。

【0074】

但し、FOCUSアルゴリズムは、復元結果が雑音の影響を受けやすいため、雑音に高いロバスト性を持つZA-LMSアルゴリズムやZA-SLMSアルゴリズムを用いる方が、呼吸や体動による雑音をより高精度で除去することができる。

50

## 【 0 0 7 5 】

## 〔 実施例 〕

実施例では、心拍検出システム 1 を用いて心拍検出の実験を行った。実験の諸元を表 1 に示す。

## 【 0 0 7 6 】

## 【 表 1 】

| 変調方式      | 無変調連続波   |
|-----------|----------|
| 搬送波周波数    | 24 GHz   |
| サンプリング周波数 | 1 kHz    |
| 送信電力      | 1 mW     |
| 測定距離      | 約 1 m    |
| レーダ設置高    | 被験者の心臓位置 |
| 被験者数      | 5 人      |
| 被験者の行動    | 1.着席静止   |
|           | 2.タイピング  |
| 観測時間      | 2 分間     |

10

20

30

40

50

具体的には、心拍検出システム 1 において、図 5 のステップ S 1 6 のスパーススペクトル再構成に、RM - FOCUS アルゴリズムを用いた場合、ZA - LMS アルゴリズムを用いた場合、ZA - S LMS アルゴリズムを用いた場合について、心拍数及び心拍間隔 ( R R I ) の評価を行った。又、基準値として、心電計で心拍数及び心拍間隔の測定を行った。又、比較例として、スペクトログラム法を用いた場合について、実施例と同一条件で評価した。なお、スペクトログラム法とは、前述のように、スペクトログラム上の心拍に反応していると考えられる周波数から心拍成分を含む周波数帯域を決定し、周波数帯域内の心拍による周波数の振幅を積分し、積分値の時間変化から心拍を検出する手法である。

## 【 0 0 7 7 】

図 1 0 ~ 図 1 3 に、代表的な測定結果を示す。図 1 0 は、5 人の被験者のうち被験者 3 が着座静止している場合の心拍数の評価結果である。図 1 1 は、5 人の被験者のうち被験者 2 がタイピングしている場合の心拍数の評価結果である。図 1 2 は、5 人の被験者のうち被験者 3 が着座静止している場合の心拍間隔の評価結果である。図 1 3 は、5 人の被験者のうち被験者 2 がタイピングしている場合の心拍間隔の評価結果である。

## 【 0 0 7 8 】

なお、図 1 0 及び図 1 1 において、RM - FOCUS アルゴリズム、ZA - LMS アルゴリズム、及び ZA - S LMS アルゴリズムを用いて測定した各データは、タイムウィンドウを 8 秒、ずらし時間を 2 秒として、図 6 ( a ) ~ 図 6 ( c ) を参照して説明した方法によりスパーススペクトル再構成を行ったスペクトラムのピークの周波数 ( E S T ) から推定した心拍数をタイムウィンドウごとにプロットしたものである。又、図 1 0 ( 着席静止時 ) 及び図 1 1 ( タイピング時 ) に示したデータに基づいて心拍数、図 1 2 ( 着席静

止時)及び図13(タイピング時)に示したデータに基づいて心拍間隔をプロットしたものである。

【0079】

図14は、5人の被験者について着座静止している場合の心拍数の評価結果をまとめた図であり、基準値に対する絶対値誤差を比較している(単位はBPM)。図14に示すように、各アルゴリズムについて、着座静止している場合の心拍数の基準値に対する絶対値誤差の平均値を比較すると、比較例であるスペクトログラム法に比べて、実施例である3つのアルゴリズムは、絶対値誤差の平均値が大幅に低減されており、心拍検出精度を向上できることが確認された。中でも、ZA-SLMSアルゴリズムを用いた場合に、絶対値誤差の平均値が最も小さくなっており、ZA-SLMSアルゴリズムは心拍検出精度を向上するための好適なアルゴリズムであることが確認された。

10

【0080】

図15は、5人の被験者について着座静止している場合の心拍間隔の評価結果をまとめた図であり、RMSE(Root Mean Square Error)を比較している(単位はms)。図15に示すように、各アルゴリズムについて、着座静止している場合の心拍間隔のRMSEの平均値を比較すると、比較例であるスペクトログラム法に比べて、実施例である3つのアルゴリズムは、RMSEの平均値が大幅に低減されており、心拍検出精度を向上できることが確認された。中でも、ZA-LMS及びZA-SLMSアルゴリズムを用いた場合に、RMSEの平均値が最も小さくなっており、ZA-LMS及びZA-SLMSアルゴリズムは心拍検出精度を向上するための好適なアルゴリズムであることが確認された。

20

【0081】

図16は、5人の被験者についてタイピングしている場合の心拍数の評価結果をまとめた図であり、基準値に対する絶対値誤差を比較している(単位はBPM)。図16に示すように、各アルゴリズムについて、タイピングしている場合の心拍数の基準値に対する絶対値誤差の平均値を比較すると、比較例であるスペクトログラム法に比べて、実施例である3つのアルゴリズムは、絶対値誤差の平均値が大幅に低減されており、心拍検出精度を向上できることが確認された。中でも、ZA-SLMSアルゴリズムを用いた場合に、絶対値誤差の平均値が最も小さくなっており、ZA-SLMSアルゴリズムは心拍検出精度を向上するための好適なアルゴリズムであることが確認された。

30

【0082】

図17は、5人の被験者についてタイピングしている場合の心拍間隔の評価結果をまとめた図であり、RMSEを比較している(単位はms)。図17に示すように、各アルゴリズムについて、タイピングしている場合の心拍間隔のRMSEの平均値を比較すると、比較例であるスペクトログラム法に比べて、実施例である3つのアルゴリズムは、RMSEの平均値が大幅に低減されており、心拍検出精度を向上できることが確認された。中でも、ZA-SLMSアルゴリズムを用いた場合に、RMSEの平均値が最も小さくなっており、ZA-SLMSアルゴリズムは心拍検出精度を向上するための好適なアルゴリズムであることが確認された。

40

【0083】

以上、好ましい実施の形態等について詳説したが、上述した実施の形態等に制限されることはなく、特許請求の範囲に記載された範囲を逸脱することなく、上述した実施の形態等に種々の変形及び置換を加えることができる。

【符号の説明】

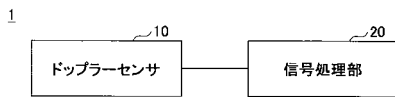
【0084】

- 1 心拍検出システム
- 10 ドップラーセンサ
- 20 信号処理部
- 21 CPU
- 22 ROM

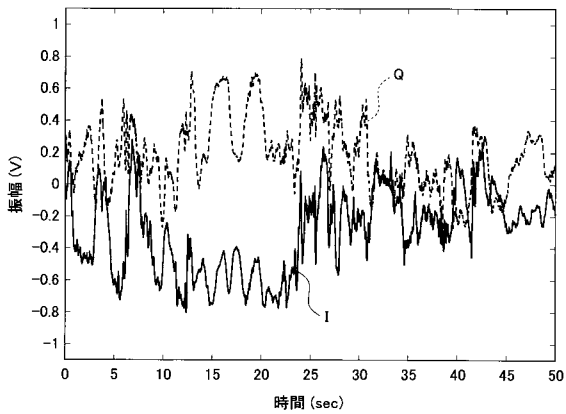
50

- 2 3 R A M
- 2 4 I / F
- 2 5 バスライン
- 2 0 1 信号取得部
- 2 0 2 特異スペクトル分析部
- 2 0 3 時間差分処理部
- 2 0 4 スパーススペクトル再構成部
- 2 0 5 ピーク追跡部

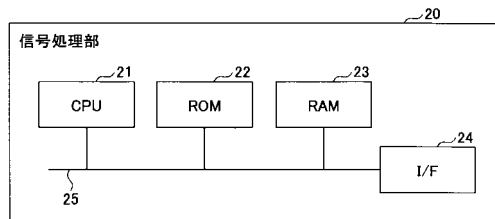
【 図 1 】



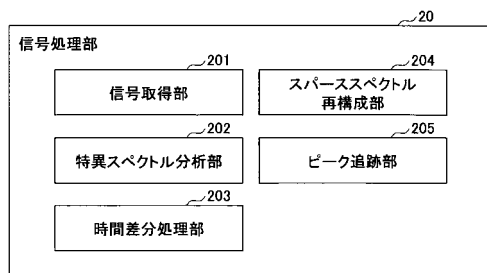
【 図 2 】



【 図 3 】

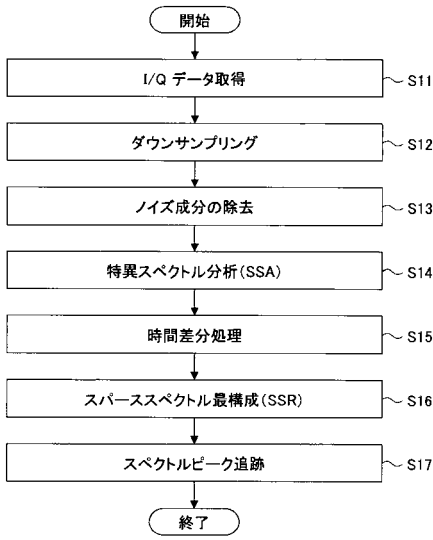


【 図 4 】

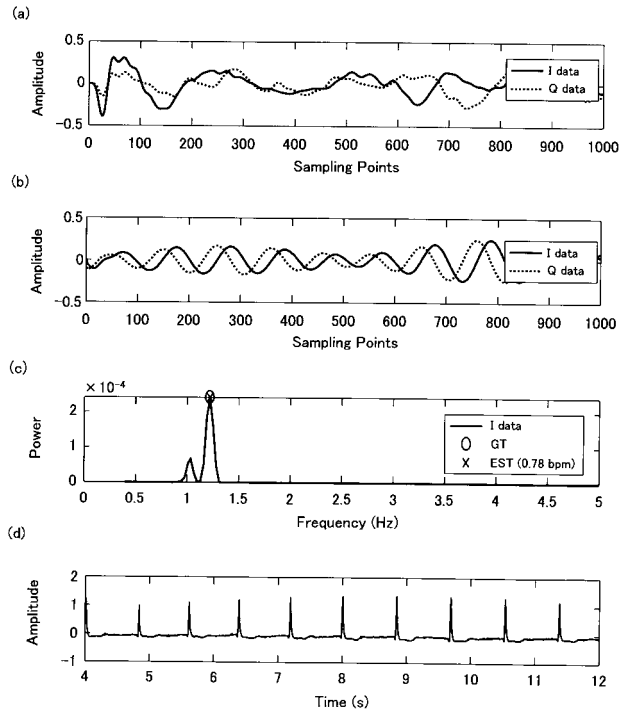




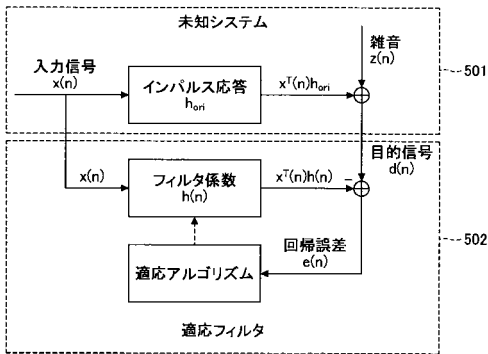
【 図 5 】



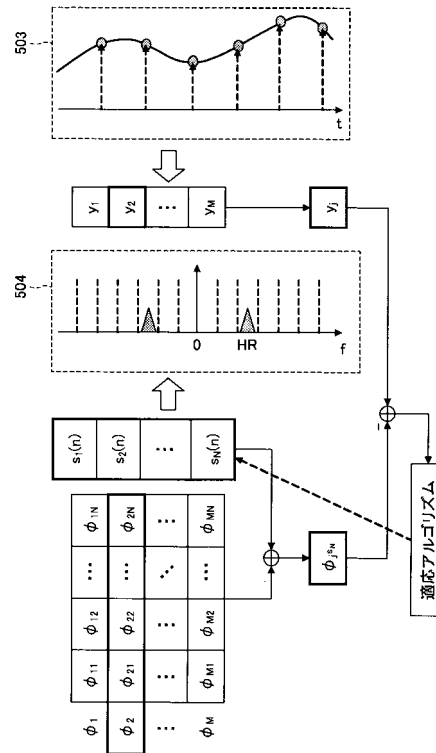
【 図 6 】



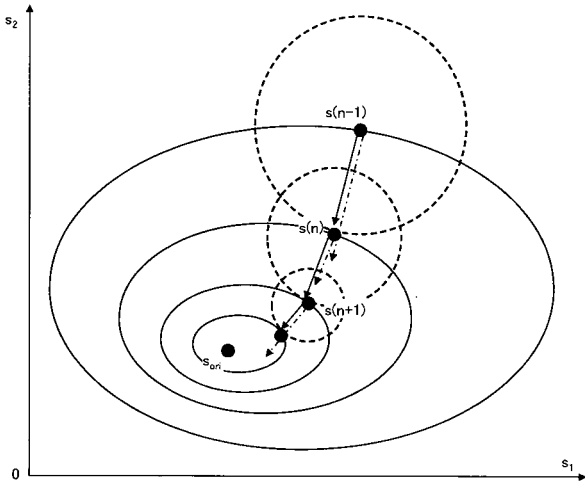
【 図 7 】



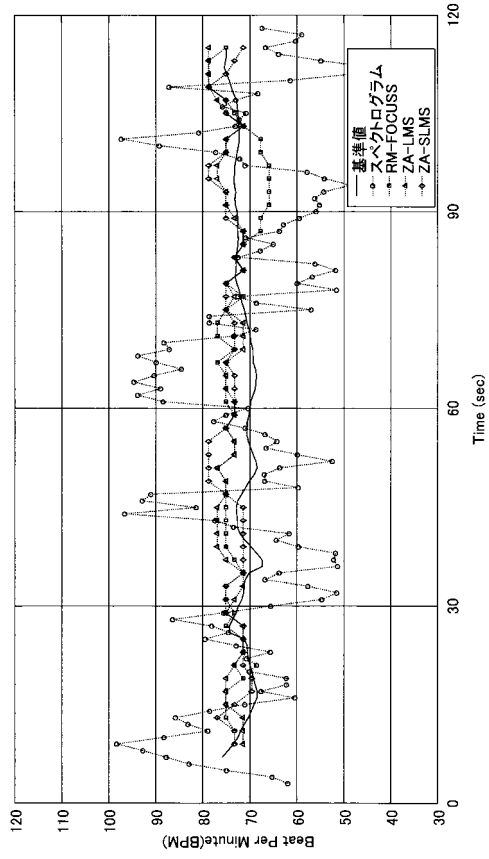
【 図 8 】



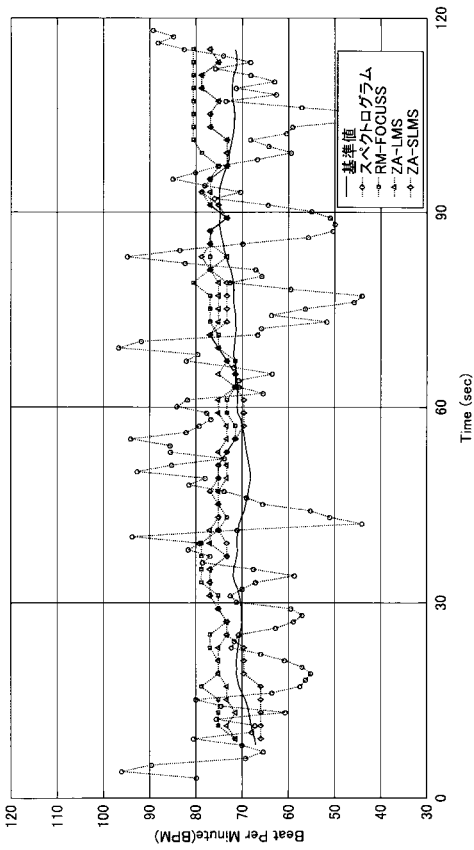
【 図 9 】



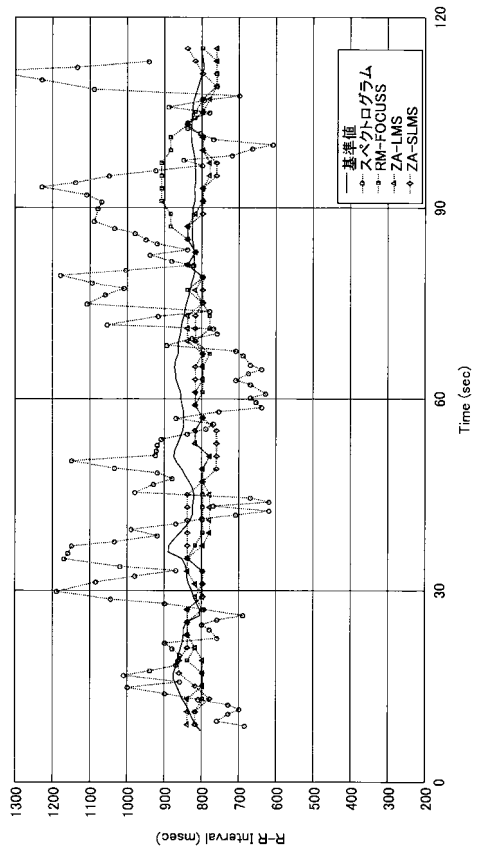
【 図 10 】



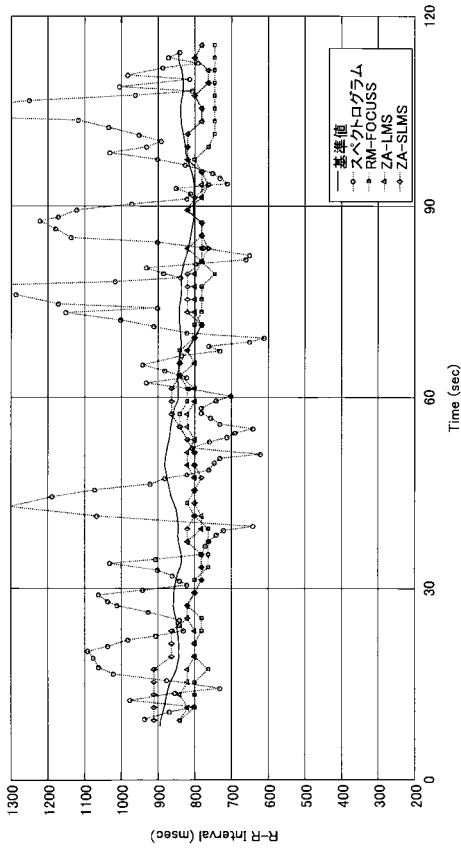
【 図 11 】



【 図 12 】



【図 1 3】



【図 1 4】

|           | 被験者1 | 被験者2 | 被験者3  | 被験者4 | 被験者5  | 平均値  |
|-----------|------|------|-------|------|-------|------|
| スペクトログラム  | 4.34 | 9.38 | 10.38 | 6.99 | 12.61 | 8.74 |
| RM-FOCUSS | 5.14 | 3.79 | 3.72  | 3.22 | 5.07  | 4.18 |
| ZA-LMS    | 3.11 | 4.54 | 3.19  | 2.88 | 4.68  | 3.68 |
| ZA-SLMS   | 3.21 | 3.63 | 3.09  | 2.98 | 4.94  | 3.57 |

【図 1 5】

|           | 被験者1 | 被験者2 | 被験者3 | 被験者4 | 被験者5 | 平均値   |
|-----------|------|------|------|------|------|-------|
| スペクトログラム  | 60   | 163  | 173  | 119  | 167  | 136.4 |
| RM-FOCUSS | 66   | 49   | 51   | 55   | 54   | 54.8  |
| ZA-LMS    | 40   | 56   | 43   | 51   | 47   | 47.4  |
| ZA-SLMS   | 42   | 49   | 43   | 54   | 49   | 47.4  |

【図 1 6】

|           | 被験者1  | 被験者2  | 被験者3 | 被験者4  | 被験者5  | 平均値   |
|-----------|-------|-------|------|-------|-------|-------|
| スペクトログラム  | 12.80 | 10.06 | 8.60 | 12.14 | 13.33 | 11.39 |
| RM-FOCUSS | 3.12  | 5.08  | 2.93 | 7.18  | 4.45  | 4.55  |
| ZA-LMS    | 3.46  | 3.83  | 3.62 | 8.13  | 4.77  | 4.76  |
| ZA-SLMS   | 3.11  | 3.26  | 2.68 | 6.20  | 5.07  | 4.06  |

【 図 17 】

|          | 被験者1 | 被験者2 | 被験者3 | 被験者4 | 被験者5 | 平均値   |
|----------|------|------|------|------|------|-------|
| スペクトログラム | 218  | 188  | 142  | 203  | 183  | 186.8 |
| RM-FOCUS | 39   | 62   | 41   | 82   | 45   | 53.8  |
| ZA-LMS   | 45   | 47   | 45   | 88   | 46   | 54.0  |
| ZA-SLMS  | 42   | 44   | 36   | 68   | 47   | 47.4  |