

(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2020-39855
(P2020-39855A)

(43) 公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 5/0456 (2006.01)	A61B 5/04 312R	4C017
A61B 5/0452 (2006.01)	A61B 5/04 312C	4C038
A61B 5/02 (2006.01)	A61B 5/02 310A	4C127
A61B 5/113 (2006.01)	A61B 5/02 310Z	
A61B 5/11 (2006.01)	A61B 5/113	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2019-91106 (P2019-91106)	(71) 出願人	504133110 国立大学法人電気通信大学
(22) 出願日	令和1年5月14日(2019.5.14)		東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1
(31) 優先権主張番号	特願2018-168053 (P2018-168053)	(74) 代理人	110000925 特許業務法人信友国際特許事務所
(32) 優先日	平成30年9月7日(2018.9.7)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)	(72) 発明者	孫 光績 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		(72) 発明者	小林 茉以 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内
		(72) 発明者	桐本 哲郎 東京都調布市調布ヶ丘一丁目5番地1 国立大学法人電気通信大学内

最終頁に続く

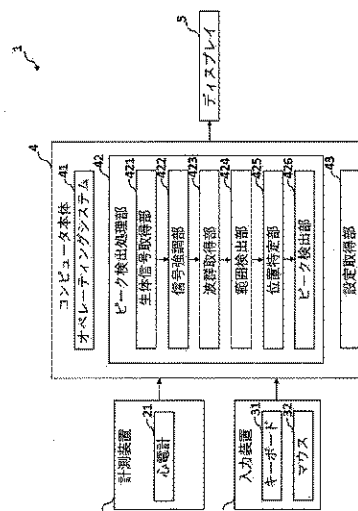
(54) 【発明の名称】 生体信号成分検出装置、生体信号成分検出方法および記録媒体

(57) 【要約】

【課題】心拍成分の検出を精度良く安定的に行えるようにする。

【解決手段】生体信号を取得する生体信号取得部421と、生体信号取得部が取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得部423と、波群取得部で得た波群の範囲を、生体信号から検出する範囲検出部424と、範囲検出部が検出した波群の特定位置の最大値を特定の波形成分として検出するピーク検出部426とを備える。ピーク検出部426は、心電図波形のR波やT波などを検出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体信号を取得する生体信号取得部と、
 前記生体信号取得部が取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得部と、
 前記波群取得部で得た波群の範囲を、前記生体信号から検出する範囲検出部と、
 前記範囲検出部が検出した波群の特定位置の最大値を前記特定の波形成分として検出するピーク検出部と、
 を備えることを特徴とする
 生体信号成分検出装置。

10

【請求項 2】

前記生体信号取得部が取得する生体信号は、心電波形の生体信号であり、
 前記波群取得部が取得する波群は、前記生体信号の積分により得られる台形形状の波群であり、
 前記ピーク検出部が検出する波群の特定位置の最大値は、前記台形の波群の前半の最大値と、前記台形の波群の前半の最大値であり、
 前記台形の波群の前半の最大値を、心電波形の R 波とし、
 前記台形の波群の後半の最大値を、心電波形の T 波とすることを特徴とする
 請求項 1 に記載の生体信号成分検出装置。

20

【請求項 3】

前記生体信号取得部が取得する生体信号は、脈波の波形の生体信号であり、
 前記波群取得部が取得する波群は、前記生体信号の積分により得られる台形形状の波群であり、
 前記ピーク検出部が検出する波群の特定位置の極大値は、前記台形形状の波群の前半の最大値と、前記台形の波群の前半の最大値であり、
 前記台形の波群の前半の最大値を、速度脈波の第 1 波とし、
 前記台形の波群の後半の最大値を、速度脈波の第 2 波とすることを特徴とする
 請求項 1 に記載の生体信号成分検出装置。

【請求項 4】

前記生体信号取得部が取得する生体信号は、非接触でドップラーレーダーが被計測者に照射した電波の反射波の生体信号であり、
 前記ピーク検出部が検出する波群の特定位置の最大値は、前記波群の特定位置の最大値であり、
 前記ピーク検出部が検出した最大値を、前記被計測者の呼気または吸気のピーク成分とすることを特徴とする
 請求項 1 に記載の生体信号成分検出装置。

30

【請求項 5】

生体信号を取得する生体信号取得処理と、
 前記生体信号取得処理により取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得処理と、
 前記波群取得処理により得た波群の範囲を、前記生体信号から検出する範囲検出処理と、
 前記範囲検出処理により検出した波群の特定位置の最大値を前記特定の波形成分として検出するピーク検出処理と、
 を含むことを特徴とする
 生体信号成分検出方法。

40

【請求項 6】

生体信号を取得する生体信号取得処理と、
 前記生体信号取得処理により取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得処理と、

50

前記波群取得処理により得た波群の範囲を、前記生体信号から検出する範囲検出処理と、
前記範囲検出処理により検出した波群の特定位置の最大値を前記特定の波形成分として検出するピーク検出処理とを、
コンピュータに実行させるためのプログラムを記録した記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体信号から特定の信号成分を検出する生体信号成分検出装置、生体信号成分検出方法および記録媒体に関し、特に心電図計や脈波センサなどから得た心拍に伴って検出される生体信号から、特定の成分を検出する技術に関する。

10

【背景技術】

【0002】

従来より、心拍信号を解析することにより被計測者の健康状態をモニタリングする技術が知られている。例えば、被計測者の緊張度を客観的に評価する指標として心拍変動があるが、この指標の算出には心拍の時間間隔の取得が必要である。そのため、精度良く心拍動の時間を検出する技術が求められていた。

心拍信号から心拍動を検出するための技術として、心拍信号に含まれるR波を検出するアルゴリズム(例えば非特許文献1参照)が提案されている。これは過去の心拍信号を用いてR波のみを検出するための閾値を調節する手法であり、これによってロバストな心拍動の自動検出が可能となる。特許文献1にも、R波を検出するための閾値を取得して、R波を検出する手法が記載されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2016-22165号公報

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】J.Pan and W.J.Tompkins, " A real time QRS detection algorithm, " I
EEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME 32,pp.230 236,Mar.1985

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非特許文献1に記載される手法のように、閾値を用いて信号のピークの取捨選択を行う技術では、目的とするもの以外の波が高い場合に対応できないという問題がある。特に、心拍信号に含まれるT波は通常R波より低い振幅であるが、血液中のカリウム濃度や、被計測者が起立した場合などの状態変化、心電計の誘導法等の理由によってT波の振幅が増大する場合がある。その場合には閾値との比較によって安定的にR波のみを検出するのは難しくなり、T波を誤検出する可能性が高くなる。

40

【0006】

図18は、従来の閾値を用いた方法によるR波の検出例を示す。例えば、図18(a)に示すように、T波振幅がR波振幅より高い心電図波形の場合、閾値でR波を検出したとき、図18(b)に示すように、T波をR波と誤検出してしまい、正しい検出ができなくなってしまう。

【0007】

なお、ここまでの説明では、心電計を使って得た心電波形からR波やT波を検出する場合の問題について述べたが、心電計以外の計測機器を使って、被計測者の心拍などをモニタリングする技術も各種開発されている。例えば被計測者の指などに装着する脈波計で被計測者の心拍を検出したり、ドップラーレーダーを使って非接触で被計測者の心拍を検出

50

したりする技術が開発されている。しかしながら、これらの計測機器を使って検出する場合にも、心拍に含まれる成分を誤検出することがあり、検出精度の向上が求められている。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、心拍成分の検出を精度良く安定的に行うことができる生体信号成分検出装置、生体信号成分検出方法および記録媒体を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の生体信号成分検出装置は、生体信号を取得する生体信号取得部と、生体信号取得部が取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得部と、波群取得部で得た波群の範囲を、生体信号から検出する範囲検出部と、範囲検出部が検出した波群の特定位置の最大値を特定の波形成分として検出するピーク検出部とを備える。

10

【 0 0 1 0 】

本発明の生体信号成分検出方法は、生体信号を取得する生体信号取得処理と、生体信号取得処理により取得した生体信号の波形から、その波形に周期的に含まれる特定の波形成分を抽出するための波群の幅および形状を取得する波群取得処理と、波群取得処理により得た波群の範囲を、生体信号から検出する範囲検出処理と、範囲検出処理により検出した波群の特定位置の最大値を特定の波形成分として検出するピーク検出処理とを含む。

20

【 0 0 1 1 】

また、本発明の記録媒体は、本発明の生体信号成分検出方法に関する処理をコンピュータに実行させるためのプログラムを記録した記録媒体である。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、心拍成分の検出を精度良く安定的に行うことができる。例えば、心電計から取得した心電波形を生体信号とすることで、T波の振幅に関係なく、安定的にR波を検出することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図1】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号成分検出装置の全体構成を示すブロック図である。

30

【図2】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理のうち特に信号の位置特定処理の流れを示したフローチャートである。

【図4】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理工程（R波などの強調）を示す波形図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理工程（R波とT波の間の位置検出：その1）を示す波形図である。

40

【図6】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理工程（二次最小二乗近似による台形検出：その2）を示す波形図である。

【図7】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理工程（二次最小二乗近似による台形検出）を示す波形図である。

【図8】本発明の第1の実施の形態となる心拍信号処理工程（心電図成分の検出）を示す波形図である。

【図9】本発明の第1の実施の形態となるR波の検出例とT波の検出例を示す波形図である。

【図10】本発明の第1の実施の形態となる信号の前処理工程を示す波形図である。

【図11】本発明の第2の実施の形態となる心拍信号成分検出装置の全体構成を示すブロ

50

ック図である。

【図 1 2】本発明の第 2 の実施の形態となる心拍信号処理の流れを示したフローチャートである。

【図 1 3】本発明の第 2 の実施の形態となる信号処理工程（平行移動および積分）を示す波形図である。

【図 1 4】本発明の第 2 の実施の形態となる信号処理工程（最大値の特定処理）を示す波形図である。

【図 1 5】本発明の第 2 の実施の形態となる速度脈波からの第 1 波および第 2 波の検出処理例を示す波形図である。

【図 1 6】本発明の第 3 の実施の形態となる心拍信号成分検出装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 1 7】本発明の第 3 の実施の形態となるレーダーピークの検出例を示す波形図である。

【図 1 8】従来の検出方法を示した波形図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

[第 1 の実施の形態例]

以下、本発明の第 1 の実施の形態例を、図 1 ~ 図 1 0 を参照して説明する。

図 1 は、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 の全体構成を示すブロック図である。

本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 は、計測装置 2 と、入力装置 3 と、信号処理装置 4 と、表示装置 5 で構成される。信号処理装置 4 には、入力手段として計測装置 2 と入力装置 3 が接続され、出力手段としては表示装置 5 が接続されている。計測装置 2 は心電計 2 1 を備える。入力装置 3 は、例えばキーボード 3 1 やマウス 3 2 を備える。表示装置 5 は、液晶ディスプレイなどの出力結果を表示できるものであればよいが、必ずしもディスプレイに限定されるものではない。

【0015】

信号処理装置 4 は、例えばコンピュータ本体で構成され、内部にオペレーティングシステム 4 1 と、ピーク検出処理部 4 2 と、設定取得部 4 3 とを備えている。ここでピーク検出処理部 4 2 は、例えばプログラムを実行することにより構成される処理部であり、生体信号取得部 4 2 1、信号強調部 4 2 2、波群取得部 4 2 3、範囲検出部 4 2 4、位置特定部 4 2 5、およびピーク検出部 4 2 6 を備えている。

【0016】

オペレーティングシステム 4 1 は、システム内の各機能部を制御する機能を有しており、例えば、予め記憶部（図示せず）に記憶されているプログラムを読み込んでシステム内の各機能部に実行させる機能を有する。また、各機能部でプログラムを実行した結果としての生体データ（生体信号）の検出結果などを出力して、表示装置 5 に表示する。

ピーク検出処理部 4 2 は、計測装置 2 を介して取得した生体データから、特定の心拍成分を抽出するデータ処理部である。本実施の形態例の場合には、ピーク検出処理部 4 2 が、心電（図）波形に含まれる R 波と T 波を抽出する。

【0017】

ピーク検出処理部 4 2 の詳細について説明すると、生体信号取得部 4 2 1 は、計測装置 2 から得られた生体データである心拍信号をデジタル波形として出力する生体信号取得処理を行う。この生体信号取得部 4 2 1 が取得する生体データは、心電計 2 1 に接続された電極（不図示）を、被測定者に装着して取得するものである。生体信号取得部 4 2 1 は、心電計 2 1 で得られた生体データ（心拍信号）を、デジタル波形として取り込み、信号強調部 4 2 2 に供給する。

【0018】

信号強調部 4 2 2 は、心拍信号を微分し二乗することによって、心拍信号に含まれる急峻な突起（急峻な波形の傾斜）を強調する。信号強調部 4 2 2 で強調された心拍信号は、

10

20

30

40

50

波群取得部 4 2 3 に供給される。

波群取得部 4 2 3 は、図 5 で後述するように、心電計 2 1 で得られた心拍信号波形に含まれる QRS 波と T 波が入る幅とほぼ同じ長さの幅の信号を加算（積分）することによって、QRS 波と T 波を含んだ波形の群である波群の幅や形を表す積分波形を取得する。この処理が波群取得処理である。

【0019】

QRS 波と T 波は、心電計 2 1 で得られた心拍信号に周期的に得られる成分である。QRS 波は心室の興奮（収縮）時の波形であり、T 波は心室興奮の消退（拡張）時の波形である。なお、波群の具体的な例については、図 4 ~ 図 10 を参照して後述する。

【0020】

範囲検出部 4 2 4 は、図 6、図 7 で後述するように、波群取得部 4 2 3 で得られた積分波形に含まれている一つの波群の幅を表す台形部分の範囲を、二次最小二乗近似によって検出する。この処理が範囲検出処理である。

位置特定部 4 2 5 は、範囲検出部 4 2 4 で検出された各台形範囲内において Q 波と T 波それぞれの最大値を求め、この最大値が得られる時間の間の位置を、R 波と T 波の間の位置とする。

【0021】

ピーク検出部 4 2 6 は、図 8 で後述するように、位置特定部 4 2 5 で得られた R 波と T 波の間の位置を基準とし、指定の範囲内において極大値の中の最大値を求めることで、心拍信号に含まれる R 波と T 波を区別して検出する。

設定取得部 4 3 は、波群取得部 4 2 3 における波形加算時間や、ピーク検出部 4 2 6 において極大値を求める時間範囲の設定を行う。この設定取得部 4 3 での波形加算時間や極大値を求める時間範囲の設定は、入力装置 3 によって入力された情報に基づいて行われる。

【0022】

図 2 および図 3 は、ピーク検出処理部 4 2 が行う心拍信号処理の例を示すフローチャートである。ここでは、図 4 ~ 図 9 を参照して、信号検出部 4 2 2 からピーク検出部 4 2 6 までの各処理工程における心拍信号の処理例を説明する。

なお、以下の説明では、処理例として心電計 2 1 で得られた心電図波形を用いているため「心拍信号」を「心電図波形」と表現する。また、心電図波形の成分として「QRS 波」「R 波」といった表現を用いるが、「QRS 波」という場合は、波の「幅」を含めた表現であり、「R 波」という場合は、QRS 波の頂点を示す表現である。

【0023】

まず、図 2 のフローチャートに示すように、ピーク検出処理部 4 2 は、心電計 2 1 を介して生体信号としての心電図波形を取得する（ステップ S 1）。図 4（a）は実際に被験者から取得した心電図波形である。ここで横軸は時間、縦軸は電圧である。正常心電図の場合、図 4（a）に示されている通り、心臓の心室興奮を表す急峻で振幅の高い QRS 波の後に、心室興奮の消退を表す比較的緩やかな T 波が現れる。

【0024】

次に、ピーク検出処理部 4 2 は、ステップ S 1 で取得した心電図波形を微分する（処理 1）と共に、二乗する（処理 2）ことによって、QRS 波のような急峻な突起（急峻な傾斜）を強調する（ステップ S 2）。

図 4（b）は、図 4（a）に示す心電図波形を微分した波形である。また、図 4（c）は、図 4（b）に示す微分した波形にさらに二乗した波形である。図 4（b）に示すように心電図波形を微分することで、図 4（a）に示す心電図波形の変動（トレンド）が除去され、R 波と T 波の特徴の差を大きくする処理が行われる。また、図 4（c）に示すように心電図波形を二乗することで、正の信号になり、R 波が更に強調される。

【0025】

次に、ピーク検出処理部 4 2 は、ステップ S 2 で処理された心電図波形より、R 波と T 波の間の位置を特定する処理（処理 3、処理 4、処理 5）を行う（ステップ S 3）。

10

20

30

40

50

最初に、ステップ S 3 の処理について、図 3 のフローチャートを参照して詳しく説明する。

【 0 0 2 6 】

まず、ピーク検出処理部 4 2 の波群取得部 4 2 3 は、ステップ S 2 において、信号強調部 4 2 2 で処理された強調後の心電図波形を取得する（ステップ S 3 1）。そして、波群取得部 4 2 3 は、QRS 波と T 波がちょうど入る幅と同じ長さの波形を時間加算（積分）していくことで積分波形を取得する（処理 3：ステップ S 3 2）。ここで、QRS 波の始まりから T 波の終わりまでの時間を表す QT 時間は、正常心電図の場合 0.36 秒から 0.44 秒程度である。

【 0 0 2 7 】

ここでは、図 5 (a) に示す波形の加算時間を 0.4 秒として、QT 時間内に R 波の成分と T 波の成分の双方が含まれるようにする。ここで、加算時間を 0.4 秒とするのは一例であり、この値に限定されるものではない。但し、波形の加算時間は、R 波の成分と T 波の成分の双方が含まれ、かつ直前の周期の T 波や直後の周期の R 波が含まれないようにする必要があるので、0.4 秒から大きく変動するものではない。

【 0 0 2 8 】

図 5 は、ステップ S 3 2 での処理で、積分波形が得られる状態を示す。

図 5 (a) に示す二乗した波形（これは図 4 (c) に示す波形と同じ）を、QRS 波と T 波がちょうど入る幅と同じ長さの幅を有する波形を時間加算（積分）することで、図 5 (b) に示す心電図波形の積分後の波形が得られる。

この図 5 (b) に示す積分後の波形は、QRS 波と T 波を含めた波群の形や幅を表す台形形状が周期的に繰り返すようになる。台形形状の立ち上がりは、QRS 波が波形の加算範囲に入る瞬間を示しており、また台形の上底にある小さな突起は、R 波と T 波の間の位置を示している。台形形状の立ち下がり、QRS 波が波形の加算範囲外になることを表している。

【 0 0 2 9 】

次に、ピーク検出処理部 4 2 の範囲検出部 4 2 4 は、ステップ S 3 2 で得られた積分波形に含まれている各台形部分の時間範囲を検出することで、QRS 波と T 波を含めた各波群の幅を検出する（処理 4：ステップ S 3 3）。

【 0 0 3 0 】

図 6 および図 7 は、ステップ S 3 3 における処理 4 の内容を示している。

図 6 に示すように、台形部分と同じ幅である 0.5 秒のデータを抽出する。ここでは、抽出したデータを二次の多項式に近似し、近似された波形が極大値を持つとき、抽出したデータ内に 1 つの台形部分があるとみなす。

【 0 0 3 1 】

ここでは、図 7 に記載した計算式、すなわち

$$[\text{台形部分の幅} = 2 \cdot (\text{R 波の幅}) + (\text{加算データ時間}) - (\text{R 波の幅})]$$

の計算式により求められた時間（この例では 0.5 秒前後）の積分波形を抽出し、それを二次の多項式に近似する。近似された波形が極大値を持つとき、抽出したデータ内に一つの台形、つまり波群があるとみなす。

【 0 0 3 2 】

続いて、ピーク検出処理部 4 2 の位置特定部 4 2 5 およびピーク検出部 4 2 6 は、ステップ S 3 3 で検出した波群の各範囲において、それぞれ最大値を検出する（処理 5：ステップ S 3 4）。

図 8 (a) は、ステップ S 3 4 における処理 5 の例を表している。ここで算出された積分して得た台形部分が最大値になる時間（タイミング）を、R 波と T 波の間の位置とみなす。なお、台形部分の R 波と T 波の間の位置を検出する例は、この処理に限定されない。その他の処理により求めることも可能である。すなわち、単純に台形部分を前半と後半に 2 分割して、その分割位置を、R 波と T 波の間の位置としてもよい。

【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

積分して得た台形部分が最大値になる箇所は、台形部分の中でT波の積分を開始した箇所に対応し、図8(b)に示す心電図波形では、R波とT波の間の位置を検出したことになる。このようにして行われる心電図波形のR波とT波の間の位置を検出する処理が、ピーク検出処理部42の位置特定部425で行われる。

【0034】

再び図2のフローチャートに戻り、説明する。ピーク検出処理部42のピーク検出部426は、ステップS34(図3)で特定したR波とT波の間の位置を基準とし、特定した位置より前0.3秒、後ろ0.3秒の範囲において、それぞれ心電図波形から極大値である最大値を求める(ステップS4)。

図8(b)は、このときの処理内容を表している。図8(b)に示すように、心電図波形の基準位置より前の0.3秒間の極大値がR波として検出され、基準位置より後の0.3秒間の極大値がT波として検出される。

【0035】

すなわち、ピーク検出部426は、ステップS4において、特定した位置(基準位置)より前の範囲か否かが判断され、特定した位置より前のとき(ステップS4のYES)、特定した位置より前の0.3秒の範囲から極大値をR波として検出する(ステップS5)。

一方、特定した位置より前の範囲でない場合(即ち特定した位置の後である場合)は(ステップS4のNO)、特定した位置より後の0.3秒の範囲から極大値をT波として検出する(ステップS6)。

このステップS5およびステップS6において、R波およびT波を検出する処理、すなわち図8(b)に示す処理6が行われる。

【0036】

図9は、ピーク検出処理部42によって心電図波形からR波とT波を検出する例を示す。図9(a)および(b)は、心電図波形からR波を検出する例を示す。それぞれの波形図において、で示す箇所が、R波を検出した箇所である。

図9(a)の心電図波形は、R波の後のT波の振幅が、R波よりも高い状態を示す。このような異常を示す心電図波形の場合でも、本発明の第1の実施形態例によれば、正確にR波を検出することができる。

また、図9(b)の心電図波形は、心電図波形にノイズが大きく含まれ、変動が大きい状態を示している。このようなノイズが大きい心電図波形の場合にも、本発明の第1の実施形態例によれば、正確にR波を検出することができる。

【0037】

図9(c)は、心電図波形からT波を検出した例を示す。図9(c)においても、で示す箇所が、T波を検出した箇所である。

この図9(c)の心電図波形は、R波の後のT波の振幅が、R波よりも高い場合を示しているが、このような異常な心電図波形の場合でも、本発明の第1の実施形態例によれば、正確にT波を検出することができる。

【0038】

なお、心拍信号に含まれるノイズの程度によっては、バンドパスフィルタによる前処理を行うようにしてもよい。

図10は、ピーク検出処理部42において、ステップS1(図2)で取得した心電図波形にバンドパスフィルタを通過させて、前処理を行った例を示す。ここでは、心電図波形を通過させるバンドパスフィルタとして、0.1Hzから15Hzの周波数帯域を通過させる特性とし、前処理により、図10の左側に示す心電図波形を図10の右側に示す心電図波形とすることができる。なお、前処理として用いるバンドパスフィルタの通過帯域(0.1Hzから15Hz)は、元の波形の形を保てる範囲の帯域として選んだものである。

【0039】

[第2の実施の形態例]

10

20

30

40

50

次に、本発明の第 2 の実施の形態例を、図 1 1 ~ 図 1 5 を参照して説明する。

図 1 1 は、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 の全体構成を示すブロック図である。

本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 は、計測装置 2 が脈波センサ 2 2 を備える点が、第 1 の実施の形態例と異なる。すなわち、第 1 の実施の形態例では、計測装置 2 が心電計 2 1 を備えて、ピーク検出処理部 4 2 が、心電図波形から R 波と T 波を検出するようにした。これに対して、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 は、ピーク検出処理部 4 2 が、脈波センサ 2 2 が検出した速度脈波波形（心拍信号）から、特定の成分（第 1 波および第 2 波）を検出するようにした。脈波センサ 2 2 は、例えば被計測者の指に装着して、動脈血酸素飽和度と脈拍数を測定するものであり、脈波センサ 2 2 に組み込まれた受光部が、拍動する動脈の血流を脈波として検知し、光の吸収値から動脈血酸素飽和度を検知する。

10

【 0 0 4 0 】

心拍信号成分検出装置 1 の構成については、第 1 の実施の形態例で説明した心拍信号成分検出装置 1 とほぼ同じであるが、信号の強調や波群の取得などの信号処理の詳細は一部異なっている。なお、図 1 1 に示す本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 は、信号変換部 4 2 2 を備える点が、信号強調部 4 2 2 を備える図 1 例（第 1 の実施の形態例）の心拍信号成分検出装置 1 とは相違する。

【 0 0 4 1 】

図 1 2 は、ピーク検出処理部 4 2 が行う心拍信号処理例を示すフローチャートである。

20

まず、ピーク検出処理部 4 2 は、脈波センサ 2 2 を介して脈波（生体信号）を取得する（ステップ S 1 1）。次に、ピーク検出処理部 4 2 の信号変換部 4 2 2 は、ステップ S 1 1 で取得した脈波の変換処理を行う（ステップ S 1 2）。変換処理の具体例については後述する。

【 0 0 4 2 】

次に、ピーク検出処理部 4 2 は、ステップ S 1 2 で処理された脈波の波形より、波群の要素間の位置を特定する処理を行う（ステップ S 1 3）。その後、ピーク検出処理部 4 2 は、特定した位置より前の範囲か否かを判断し（ステップ S 1 4）、特定した位置より前の範囲の場合に（ステップ S 1 4 の Y E S）、その特定した位置より前の範囲の脈波の波形から脈波の第 1 波を検出する（ステップ S 1 5）。また、特定した位置より前の範囲でない場合（後の範囲である場合）に（ステップ S 1 4 の N O）、その特定した位置より後の範囲の脈波の波形から、脈波の第 2 波を検出する（ステップ S 1 6）。

30

【 0 0 4 3 】

次に、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 が、速度脈波波形から、第 1 波および第 2 波を検出する処理の詳細を、図 1 3 ~ 図 1 5 を参照して説明する。なお、心拍信号成分検出装置 1 での基本的な処理は、第 1 の実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 で心電図波形から R 波および T 波を検出する処理とほぼ同じであり、以下の説明では、第 1 の実施の形態例との相違点を中心に示す。

【 0 0 4 4 】

図 1 3 は、ピーク検出処理部 4 2 の信号変換部 4 2 2 が、脈波の波形を変換する処理の例を示す。

40

信号変換部 4 2 2 は、図 1 3 (a) に示すように、脈波の波形を正領域に平行移動する。すなわち、脈波センサ 2 2 が出力する速度脈波は、負（マイナス）となる領域があり、信号変換部 4 2 2 は、速度脈波の平行移動により、全区間が正領域となるようにする。

【 0 0 4 5 】

この平行移動した速度脈波は、波群取得部 4 2 3 で積分処理し、図 1 3 (b) に示す積分波形を得る。この図 1 3 (b) に示す積分波形は、第 1 の実施の形態例と同様に、心拍に連動した台形状が繰り返されるようになる。この台形状の積分波形を使って、元波形から第 1 波と第 2 波を検出する処理が行われる。

50

【 0 0 4 6 】


図 1 4 は、位置特定部 4 2 5 での位置特定と、ピーク検出部 4 2 6 でのピーク検出が行われる状態を示す波形図である。

まず、図 1 4 (a) に示す平行移動後の速度脈波が得られたとき、その速度脈波の積分で、図 1 4 (b) に示す台形形状が繰り返される波形が得られる。台形形状を得るための積分処理は、例えば 0 . 4 秒の幅で行われる。ここで、位置特定部 4 2 5 は、個々の台形形状ごとに、その台形形状の加算窓の中央の位置を判断する。すなわち、位置特定部 4 2 5 は、図 1 4 (b) に示す台形形状を得た加算窓の中央位置 (窓の中央のライン) を判断する。

【 0 0 4 7 】

そして、図 1 4 (c) に示すように、ピーク検出部 4 2 6 が、特定した中央位置より前の 0 . 3 秒の範囲で極大値の最大値を算出して、最大値を第 1 波とする。また、ピーク検出部 4 2 6 が、特定した中央位置より後の 0 . 3 秒の範囲で極大値の最大値を算出して、最大値を第 2 波とする。

【 0 0 4 8 】

図 1 5 は、このような検出処理で、脈波センサ 2 2 が検出した速度脈波から、第 1 波を検出した例 (図 1 5 (a)) と、第 2 波を検出した例 (図 1 5 (b)) を示す。図 1 5 (a) および (b) において、第 1 波または第 2 波を検出した箇所を、 で示す。

この図 1 5 から分かるように、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 によると、速度脈波に含まれる第 1 波と第 2 波を、それぞれのレベルの変動が大きい場合でも、正確に検出することができる。

【 0 0 4 9 】

[第 3 の実施の形態例]

次に、本発明の第 3 の実施の形態例を、図 1 6 ~ 図 1 7 を参照して説明する。

図 1 6 は、本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 の全体構成を示すブロック図である。

本実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 は、計測装置 2 がドップラーレーダー 2 3 を備える点が、第 1 および第 2 の実施の形態例と異なる。また、心拍信号成分検出装置 1 のピーク検出処理部 4 2 は、第 2 の実施の形態例の心拍信号成分検出装置 1 と同様に、信号変換部 4 2 2 を備える。

ドップラーレーダー 2 3 は、被計測者と非接触で電波を照射して、その反射波の生体信号を取得して、心拍信号を得るものである。

【 0 0 5 0 】

図 1 6 に示す心拍信号成分検出装置 1 のその他の構成は、図 1 1 に示す心拍信号成分検出装置 1 と同じであり、重複説明は省略する。

そして、図 1 6 に示す心拍信号成分検出装置 1 で行われる検出処理についても、第 2 の実施の形態例で説明した図 1 2 のフローチャートの処理で行われる。すなわち、信号の変換処理 (または強調処理) と、波群 (台形形状) の取得処理と、その波群の特定位置 (中央位置) の検出処理と、特定位置で分割した上での最大値の検出処理とが行われる。第 2 の実施形態例では、脈波センサ 2 2 で第 1 波および第 2 波の検出を行ったが、これと同様に、第 3 の実施形態例では、ドップラーレーダー 2 3 で得た心拍信号から呼気のピーク成分と吸気のピーク成分を検出する。このドップラーレーダー 2 3 で得た心拍信号から呼気のピーク成分と吸気のピーク成分を検出する処理は、第 2 の実施の形態例で説明した脈波センサ 2 2 で第 1 波および第 2 波を検出する処理と同じである。

【 0 0 5 1 】

図 1 7 は、ドップラーレーダー 2 3 が検出した心拍信号から、呼気または吸気を検出した例を示す。

図 1 7 (a) は、レベル変動が比較的少ない心拍信号から、呼気または吸気のピークを検出した例を示す。

図 1 7 (b) は、レベル変動が大きい心拍信号から、呼気または吸気のピークを検出し

10

20

30

40

50

た例を示す。

いずれの場合でも、本実施の形態例によると、呼気や吸気の成分を正確に検出することができる。

【0052】

[変形例]

なお、第1～第3の実施の形態例で説明した構成や処理は、好適な一例を示すものであり、それぞれの実施の形態例で説明したものに限定されるものではない。

例えば、各実施の形態例で説明した心拍信号成分検出装置1に実装されるプログラムを記録媒体に記録して、そのプログラムを汎用のコンピュータに実装することで、汎用のコンピュータで同様の処理を行って、生体信号から検出処理を行うようにしてもよい。

あるいは、各実施の形態例で説明した心拍信号成分検出装置1は、コンピュータを使用しない専用のハードウェアで構成してもよい。

【符号の説明】

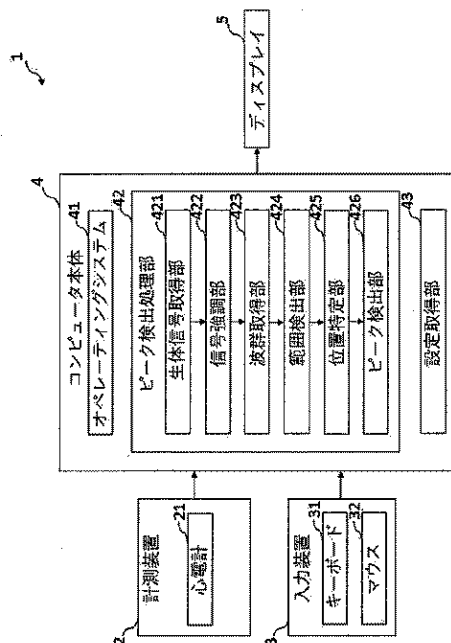
【0053】

1・・・心拍信号成分検出装置、2・・・計測装置、3・・・入力装置、4・・・信号処理装置、5・・・表示装置、21・・・心電計、22・・・脈波センサ、23・・・ドップラーレーダー、31・・・キーボード、32・・・マウス、41・・・オペレーティングシステム、42・・・ピーク検出処理部、43・・・設定取得部、421・・・生体信号取得部、422・・・信号強調部、423・・・波群取得部、424・・・範囲検出部、425・・・位置特定部、426・・・ピーク検出部、43

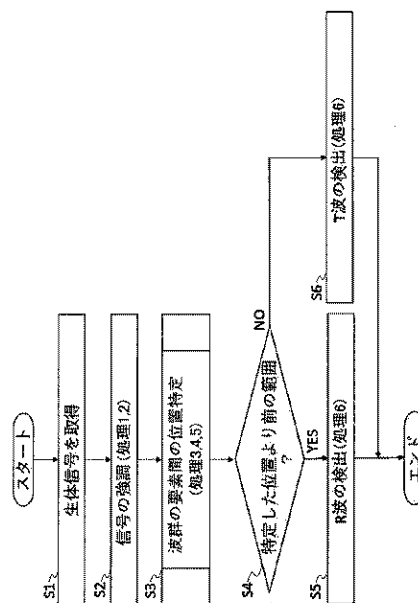
10

20

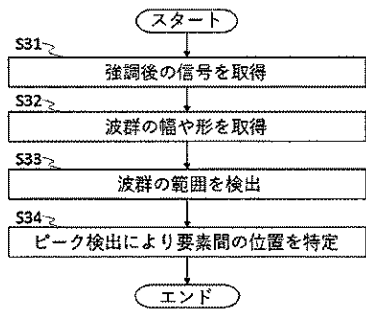
【図1】



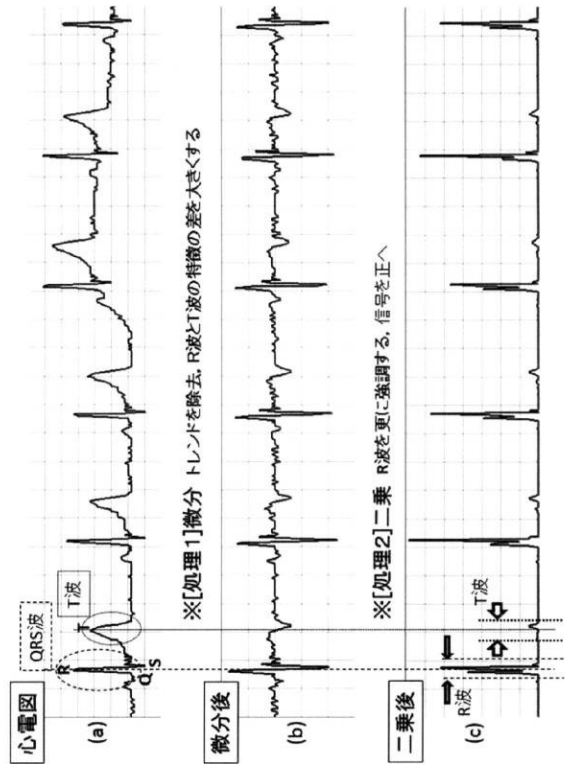
【図2】



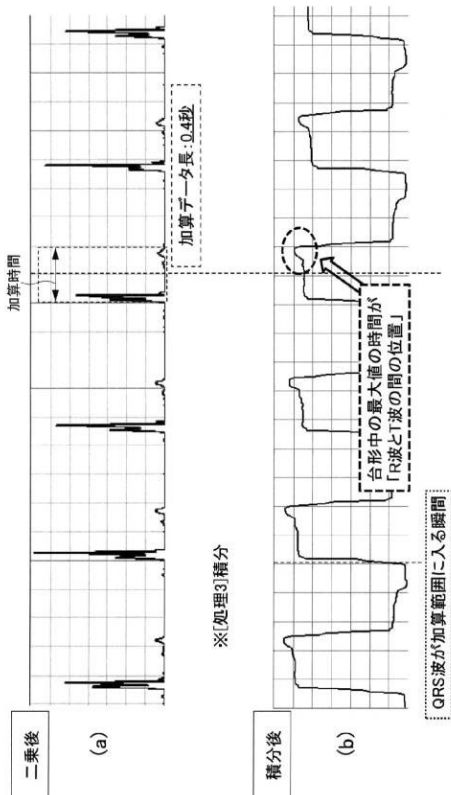
【 図 3 】



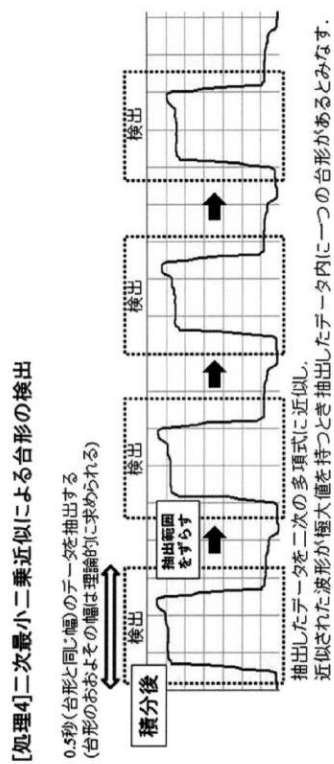
【 図 4 】



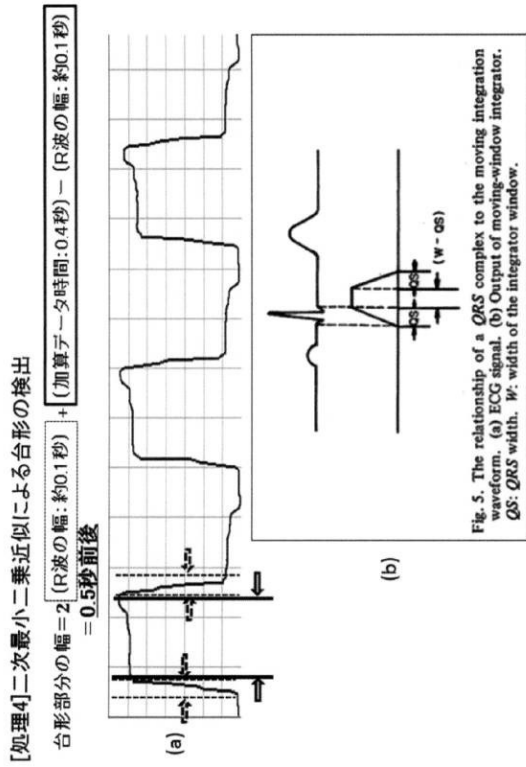
【 図 5 】



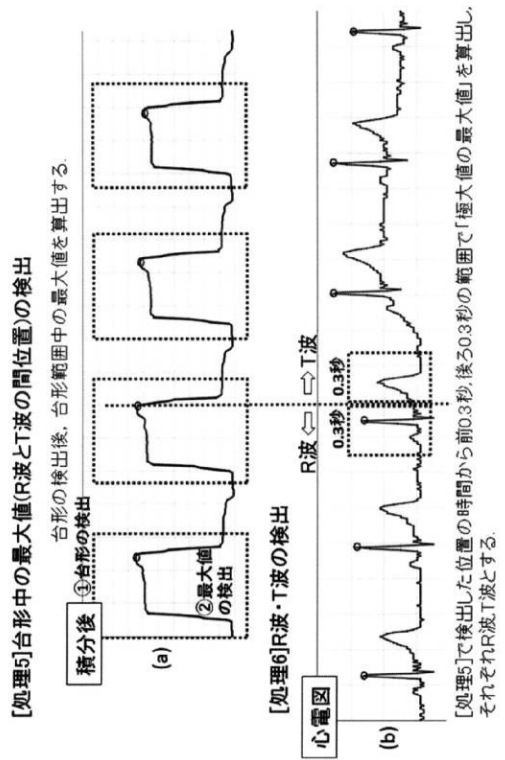
【 図 6 】



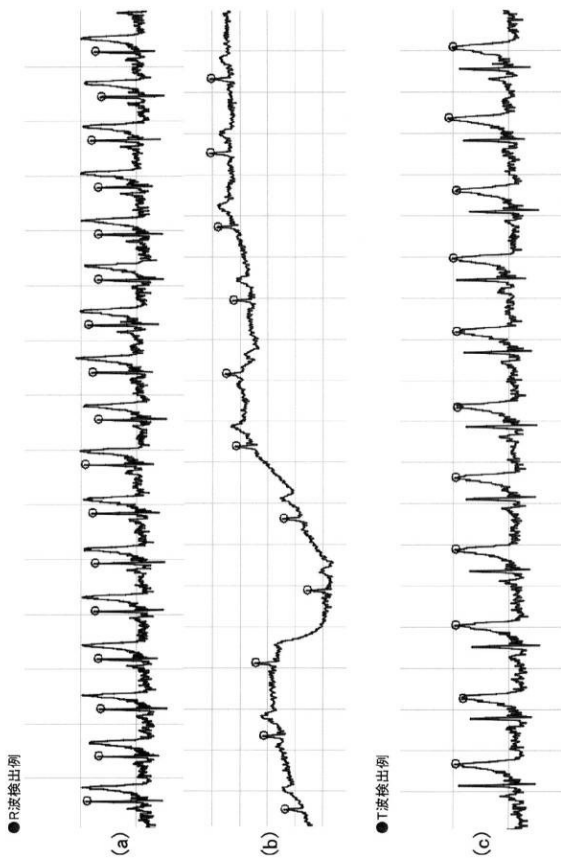
【図 7】



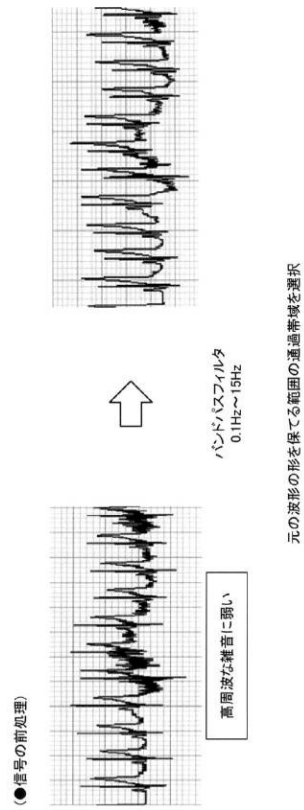
【図 8】



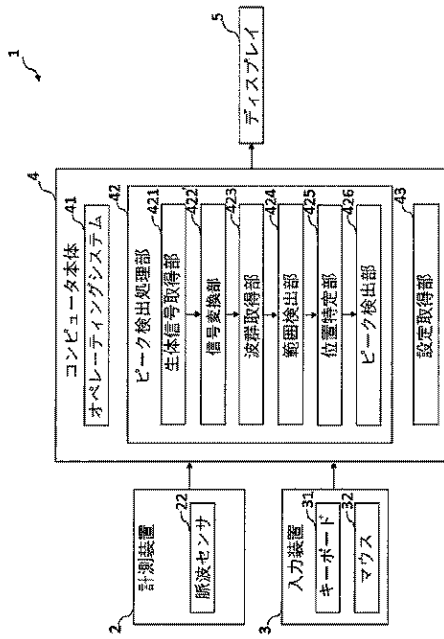
【図 9】



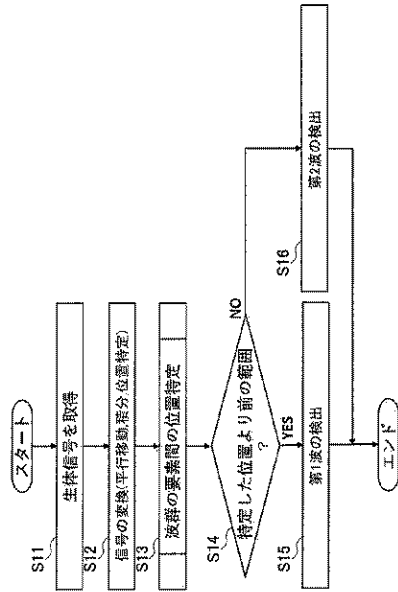
【図 10】



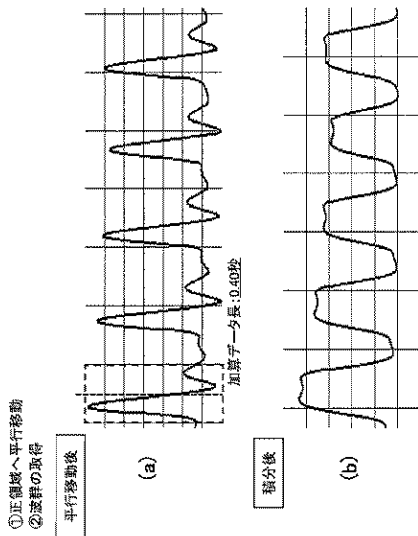
【図 1 1】



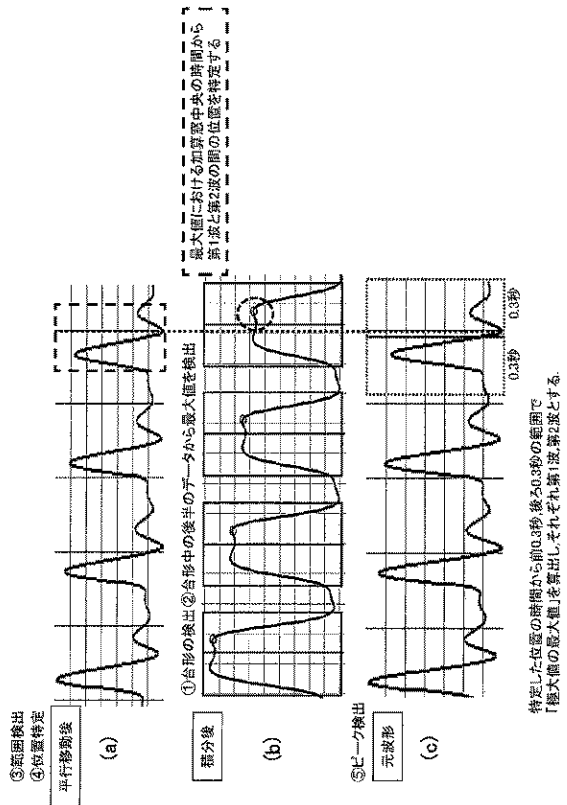
【図 1 2】



【図 1 3】

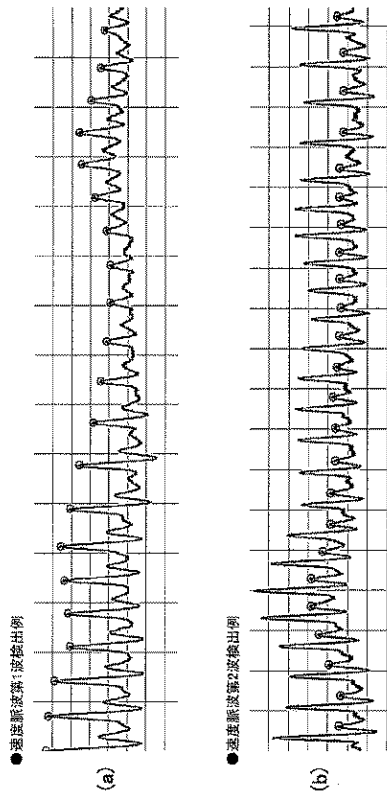


【図 1 4】

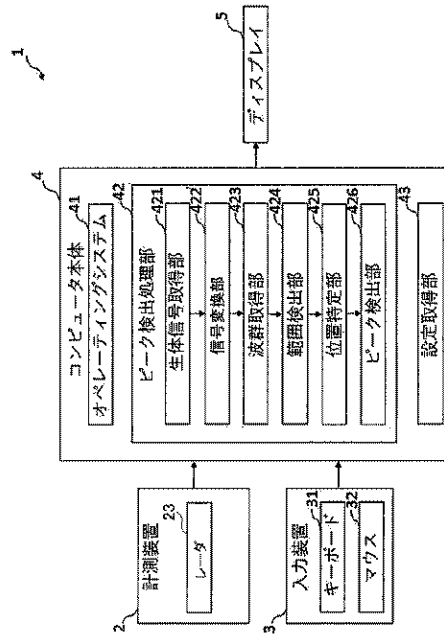


特定した位置の時間から前0.3秒、後0.3秒の範囲で「最大値の最大値」を算出し、それぞれ第1波、第2波とする。

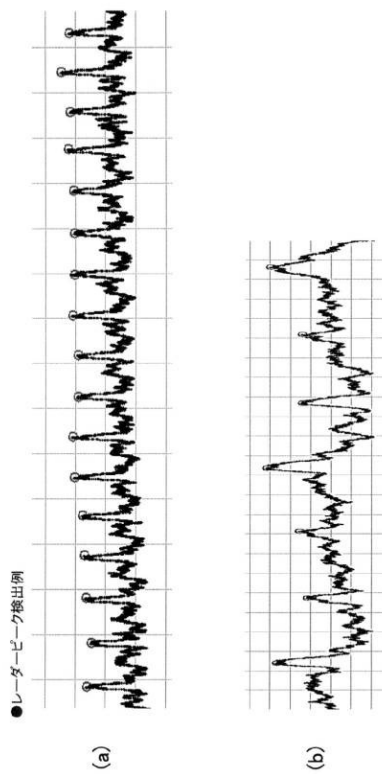
【図15】



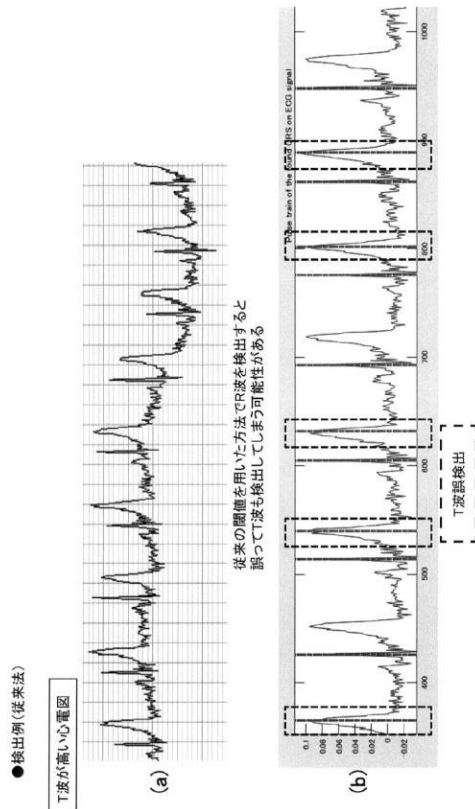
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 5/11 1 1 0

F ターム(参考) 4C017 AA09 AA12 AB03 AC26 BC01 BC17 FF05
4C038 VA04 VB01 VB33 VC20
4C127 AA02 FF03 FF05 GG02 GG07 KK03