

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4964477号
(P4964477)

(45) 発行日 平成24年6月27日(2012.6.27)

(24) 登録日 平成24年4月6日(2012.4.6)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 L
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 2 A
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O J
	A 6 1 B 5/10 3 1 O A

請求項の数 12 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2006-43933 (P2006-43933)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成18年2月21日(2006.2.21)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-263454 (P2006-263454A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年10月5日(2006.10.5)	(74) 代理人	100067828
審査請求日	平成20年7月11日(2008.7.11)		弁理士 小谷 悦司
(31) 優先権主張番号	特願2005-47376 (P2005-47376)	(74) 代理人	100096150
(32) 優先日	平成17年2月23日(2005.2.23)		弁理士 伊藤 孝夫
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	高橋 達也
			大阪府門真市大字門真1048番地 松下 電工株式会社内
		(72) 発明者	井上 勝裕
			北九州市戸畑区仙水町1番1号 国立大学 法人九州工業大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報検出装置及び該方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

圧力検出センサを備えて成り寝具を介して伝播する生体に起因する圧力を検出するセンサ部と、

検出すべき生体情報に対応する前記生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターンを予め記憶する基準波形記憶部と、

前記センサ部の出力から時間経過に対する前記センサ部の出力変化を示す測定波形を生成し、該生成した測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって生体情報を検出し、該検出した検出結果を出力する生体情報検出部とを備え、

前記基準波形記憶部は、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のそれぞれに対応する複数の基準波形の形状パターンを記憶しており、

前記生体情報検出部は、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうち少なくとも1つを前記生体情報として検出すること

を特徴とする生体情報検出装置。

【請求項2】

前記基準波形の形状パターンは、圧力検出センサを備えて成り寝具を介して伝播する生体に起因する圧力を検出するセンサ部の出力を所定期間で測定することによって時間経過に対する該センサ部の出力変化を示す素波形を生成し、該素波形を複数生成し、該複数生

成した各素波形を平均した波形の形状パターンであること
を特徴とする請求項 1 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 3】

前記生体情報検出部は、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を異なる時点で求め、該求めた複数の基準波形に基づいて体動を前記生体情報として検出すること

を特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 4】

前記生体情報検出部は、求めた前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形と前記測定波形とに基づいて心拍、呼吸及びいびきのうちの少なくとも 1 つを求めること

を特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 5】

前記センサ部の出力に基づいて体動を検出して検出信号を出力する体動検出部をさらに備え、

前記生体情報検出部は、前記体動検出部から検出信号が入力された場合に、測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうちの少なくとも 1 つを前記生体情報として検出すること

を特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 6】

前記体動検出部は、前記センサ部の出力が所定の閾値を越えた場合を体動の検出として前記検出信号を出力すること

を特徴とする請求項 5 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 7】

前記体動検出部は、時間経過に対する前記センサ部の出力変化に基づいて前記体動を検出すること

を特徴とする請求項 5 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 8】

前記体動検出部は、前記センサ部の出力変化が所定の閾値を越え、且つ、所定の継続時間を越えた場合を体動の検出として前記検出信号を出力すること

を特徴とする請求項 7 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 9】

前記基準波形の振幅を前記測定波形で補正する基準波形補正部をさらに備えること
を特徴とする請求項 1 乃至請求項 8 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 10】

前記基準波形補正部は、前記基準波形の形状パターンを前記測定波形で補正すること
を特徴とする請求項 1 乃至請求項 9 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 11】

前記圧力検出センサは、圧電素子を備えて構成されること

を特徴とする請求項 1 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 12】

検出すべき生体情報に対応する生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターンであって、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のそれぞれに対応する複数の基準波形の形状パターンを含む形状パターンを予め記憶することによって前記生体情報を検出する生体情報検出方法において、

圧力検出センサを備えて成るセンサ部で寝具を介して伝播する前記生体に起因する圧力を検出する検出ステップと、

前記センサ部の出力から時間経過に対する前記センサ部の出力変化を示す測定波形を生

10

20

30

40

50

成する生成ステップと、

前記生成ステップで生成した測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって該測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求める比較ステップと、

前記比較ステップで求めた基準波形に基づいて生体情報を検出する検出ステップと、

前記検出ステップで検出した検出結果を出力する出力ステップとを備え、

前記検出ステップは、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうち少なくとも1つを前記生体情報として検出すること

を特徴とする生体情報検出方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心拍、呼吸、いびき、寝姿勢、寝位置及び入離床等の生体情報を検出する生体情報検出装置及び生体情報検出方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、就寝中における生体の各種状態や位置を検出する装置が研究、開発されており、例えば、特許文献1や特許文献2がある。

20

【0003】

この特許文献1には、就寝中の安眠度を検出する就寝状態判定装置が開示されている。この就寝状態判定装置は、寝具上の生体の振動情報を検知する振動検知手段と、前記振動検知手段の出力信号の特徴情報を解析する特徴解析手段と、波形の振幅、心拍、呼吸の各波形成分の全波形に対する占有率、ピーク波形の周波数等の、安静状態の特徴情報を予め記憶した記憶手段と、前記特徴解析手段によって解析された特徴情報と前記記憶手段に記憶された特徴情報とを比較し安静度を判定する判定手段と、前記判定手段の判定結果をもとに報知する報知手段とから構成されている。

【0004】

そして、特許文献2には、就寝中の位置を検出する就寝装置が開示されている。この就寝装置は、寝具の左右両側に設け、就寝者の寝返りや心臓の活動や呼吸活動により発生する体動によって前記寝具上を伝わる振動を検出する圧電素子と、前記圧電素子各々の出力信号を処理する信号変換手段と、前記寝具の中央に人体が位置した時に前記人体の心臓の活動や呼吸活動により発生する体動によって前記寝具上を伝わる振動を前記圧電素子各々により検出した際に、前記圧電素子各々に対応して得られる前記信号変換手段の出力を基準値として記憶する記憶手段と、前記信号変換手段の出力と前記基準値との差を前記圧電素子各々に対応して演算し、前記寝具の右側に設けられた前記圧電素子に対応する差の値から前記寝具の左側に設けられた前記圧電素子に対応する差の値を減算し、その減算値に基づき前記寝具の上の人体の位置を判定する比較判定手段と、前記比較判定手段の判定結果を出力する出力手段とから構成されている。

30

40

【特許文献1】特開平8-317909号公報

【特許文献2】特許第2830661号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、上記特許文献2に開示の就寝装置では、使用者の基準値を予め計測しておく必要がある。そのため、使用者の基準値を測定する手間や時間が必要であるという不都合や、基準値の測定を使用者が行わなければならないため、この基準値の測定方法を取り扱い説明書等で説明したとしても、必ずしも誰でも容易に実行することができるとは限らない。また、上記特許文献1及び特許文献2では、基準値や特徴情報といった予め定めた閾

50

値と、就寝中における現在の数値とを比較して就寝中の位置や安眠度を判定するものであり、圧電素子の出力から得られる時間経過に対する圧電素子の出力変化を示す波形の形状パターンを比較するものではない。

【0006】

本発明は、上述の事情に鑑みて為された発明であり、圧力検出センサの出力から得られる時間経過に対する圧力検出センサの出力変化を示す波形の形状そのものを比較することによって、その比較結果に基づいて心拍、呼吸、いびき、寝姿勢、寝位置（就寝中の位置）及び入離床等の生体情報を検出する生体情報検出装置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】

【0007】

発明者らは、種々の実験を重ね、鋭意研究を重ねた結果、寝姿勢及び寝位置等のある種の生体情報に対応する波形であって、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサを備えて成り寝具を介して伝播する圧力を検出するセンサ部の出力を所定期間で測定することによって得られた時間経過に対するセンサ部の出力変化を示す該波形の形状パターンには個体差がないことを見出した。そこで、このような波形を基準波形に採用して予め装置に組み込み、使用者から得た測定波形の形状パターンをこの基準波形の形状パターンと比較することによって寝姿勢、寝位置及び入離床等のある種の生体情報を検出することができることを見出した。

【0008】

さらに、発明者らは、測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形と該測定波形を用いることによって心拍や呼吸等の生体情報をより精度良く検出することができることを見出した。

【0009】

そこで、本発明の一態様に係る生体情報検出装置は、圧力検出センサを備えて成り寝具を介して伝播する生体に起因する圧力を検出するセンサ部と、検出すべき生体情報に対応する前記生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターンを予め記憶する基準波形記憶部と、前記センサ部の出力から時間経過に対する前記センサ部の出力変化を示す測定波形を生成し、該生成した測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって生体情報を検出し、該検出した検出結果を出力する生体情報検出部とを備え、前記基準波形記憶部は、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のそれぞれに対応する複数の基準波形の形状パターンを記憶しており、前記生体情報検出部は、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうち少なくとも1つを前記生体情報として検出することを特徴とする。

【0010】

そして、上記の生体情報検出装置において、前記基準波形の形状パターンは、圧力検出センサを備えて成り寝具を介して伝播する生体に起因する圧力を検出するセンサ部の出力を所定期間で測定することによって時間経過に対する該センサ部の出力変化を示す素波形を生成し、該素波形を複数生成し、該複数生成した各素波形を平均した波形の形状パターンであることを特徴とする。

【0013】

さらに、これら生体情報検出装置において、前記生体情報検出部は、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を異なる時点で求め、該求めた複数の基準波形に基づいて体動を前記生体情報として検出することを特徴とする。

【0014】

そして、これら生体情報検出装置において、前記生体情報検出部は、求めた前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形と前記測定波形とに基づいて心拍、呼吸及びいびきのうちの少なくとも1つを求めることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【0015】

また、これら生体情報検出装置において、前記センサ部の出力に基づいて体動を検出して検出信号を出力する体動検出部をさらに備え、前記生体情報検出部は、前記体動検出部から検出信号が入力された場合に、測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうちの少なくとも1つを前記生体情報として検出することを特徴とする。

【0016】

さらに、これら生体情報検出装置において、前記体動検出部は、前記センサ部の出力が所定の閾値を越えた場合を体動の検出として前記検出信号を出力することを特徴とする。

10

【0017】

そして、これら生体情報検出装置において、前記体動検出部は、時間経過に対する前記センサ部の出力変化に基づいて前記体動を検出することを特徴とする。

【0018】

また、これら生体情報検出装置において、前記体動検出部は、前記センサ部の出力変化が所定の閾値を越え、且つ、所定の継続時間を越えた場合を体動の検出として前記検出信号を出力することを特徴とする。

【0019】

さらに、これら生体情報検出装置において、前記基準波形の振幅を前記測定波形で補正する基準波形補正部をさらに備えることを特徴とする。

20

【0020】

そして、これら生体情報検出装置において、前記基準波形補正部は、前記基準波形の形状パターンを前記測定波形で補正することを特徴とする。

【0021】

また、これら生体情報検出装置において、前記圧力検出センサは、圧電素子を備えて構成されることを特徴とする。

【0022】

そして、本発明の他の一態様に係る、検出すべき生体情報に対応する生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターンであって、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のそれぞれに対応する複数の基準波形の形状パターンを含む形状パターンを予め記憶することによって前記生体情報を検出する生体情報検出方法は、圧力検出センサを備えて成るセンサ部で寝具を介して伝播する前記生体に起因する圧力を検出する検出ステップと、前記センサ部の出力から時間経過に対する前記センサ部の出力変化を示す測定波形を生成する生成ステップと、前記生成ステップで生成した測定波形の形状パターンと前記基準波形の形状パターンとを比較することによって該測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求める比較ステップと、前記比較ステップで求めた基準波形に基づいて生体情報を検出する検出ステップと、前記検出ステップで検出した検出結果を出力する出力ステップとを備え、前記検出ステップは、前記測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、入離床、寝ている前記生体の姿勢、及び、寝ている前記生体における前記寝具上の位置のうちの少なくとも1つを前記生体情報として検出することを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0023】

このような構成の生体情報検出装置及び生体情報検出方法は、基準波形記憶部が、検出すべき生体情報に対応する生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターンを予め記憶するので、生体情報検出装置を購入した使用者は、自己の基準波形を測定することなく、直ちに生体情報検出装置の使用を開始することができる。そのため、使用者の基準波形を測定する手間や時間が必要なく、また誰でも背景技術に較べて容易に取り扱うことができる。

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明に係る実施形態を図面に基づいて説明する。なお、各図において同一の符号を付した構成は、同一の構成であることを示し、その説明を省略する。

(実施形態の構成)

図1は、実施形態に係る生体情報検出装置の構成を示すブロック図である。図2は、センサ部と寝具との配置関係を示す図であり、図2(A)は、側面図を示し、図2(B)は、上面図を示す。

【0025】

本実施形態に係る生体情報検出装置1は、寝姿勢及び寝位置等の生体情報に対応する生体の各個体に対し実質的に共通である基準波形の形状パターン(即ち、生体の各個体における個体差に実質的に依存しない基準波形の形状パターン)を予め記憶し、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサの出力から時間経過に対する圧力検出センサの出力変化を示す測定波形を生成し、この生成した測定波形の形状パターンと基準波形の形状パターンとを比較することによってこの測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、この求めた基準波形に基づいて寝姿勢、寝位置、入離床、心拍、呼吸及びいびき等の生体情報を検出し、この検出した検出結果を出力する装置であり、例えば、図1に示すように、センサ部11と、信号生成回路部12と、記憶部13と、演算処理部14と、入力部15と、出力部16と、バス17とを備えて構成される。

【0026】

センサ部11は、寝具を介して伝播する寝具上にいる生体に起因する圧力を検出する圧力検出センサであって、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサである。以下、この生体に起因する圧力を「生体圧力」と呼称することとする。センサ部11は、例えば、図2に示すように、生体LBが座ったり横たわったりするマットレス等の寝具MLと寝具MLを載置する寝台BTとの間に配置され、このような圧力検出センサの一例である圧電素子を備えて構成される。センサ部11の圧力を検出する検出部分(センシング部分)の面積は、比較的大きな面積のものでも比較的小さな面積のものでもよく、任意である。また、センサ部11の生体に対する配置位置も生体圧力を検出することができれば、任意の場所でもよく、寝具MLにおける圧力の伝播率及びセンサ部11の検出部分の面積等に依存する。寝具MLにおける圧力の伝播率が高く、かつ、センサ部11の検出部分の面積が大きいほど、圧力が伝播され易く、かつ、圧力が検出され易いので、センサ部11は、生体LBから離れた位置に配置することも可能である。本実施形態では、寝具を介して伝播する寝具上にいる生体の生体圧力をより精度よく検出することができるようにする観点から、図2に示すように、生体LBが枕PIを用いて寝具MLの略中央に仰臥している場合に、生体LBの首から胸にかけた生体LBの部分がセンサ部11の検出部分に重なるように配置されている。生体圧力は、例えば、心臓の鼓動(拍動)及び呼吸等の生命維持活動並びに生体LBが身体の一部を動かすこと等によって時間的に変化する。圧電素子は、ニオブ酸リチウム、チタン酸バリウムやチタン酸ジルコン酸鉛等の圧電セラミックス、及び、ポリフッ化ビニリデン等の圧電高分子等の各種材料からなる

【0027】

信号生成回路部12は、センサ部11に接続され、センサ部11で検出したアナログの生体圧力をデジタルの生体圧力に変換し、演算処理部14が処理可能な形式のデータに変換する回路であり、例えば、アナログ信号をデジタル信号へ変換するアナログ/デジタル変換回路(以下、「A/D」と略記する。)123を備えて構成される。ここで、信号生成回路部12は、例えばセンサ部11における検出部分の面積が小さかったり、及

10

20

30

40

50

びノ又は、寝具MLにおける圧力の伝播率が小さかったりするために、センサ部11の出力が小さい場合には、生体圧力の時間的な変化をより精度よく検出することができるようにする観点等から、図1に破線で示すように、センサ部11の出力を所定利得で増幅してA/D123へ出力する増幅回路(以下、「Amp」と略記する。)121をさらに備えてもよい。また、商用電源に起因する所謂ハムノイズを抑制する観点等から、図1に破線で示すように、Amp121の出力から所定周波数より大きい信号成分をカットして所定周波数以下の信号成分をA/D123へ出力するローパスフィルタ回路(以下、「LPF」と略記する。)122をさらに備えてもよい。このLPF122の遮断周波数は、上記観点から例えば30Hzから50Hzの間の所定周波数に設定される。なお、このLPF122に代えてバンドパスフィルタ回路を用いてもよい。

10

【0028】

記憶部13は、機能的に、検出すべき生体情報に対応する基準波形の形状パターンを予め記憶する基準波形記憶部131と、信号生成回路部12の出力から時間経過に対する信号生成回路部12の出力変化(生体圧力の時間的な変化)を示す測定波形を記憶する測定波形記憶部132とを備え、測定波形を生成しこの生成した測定波形の形状パターンと基準波形の形状パターンとを比較することによりこの比較結果に基づいて生体情報を検出しこの検出した検出結果を出力する生体情報検出プログラム等の各種プログラム、及び、各種プログラムの実行に必要なデータやその実行中に生じるデータ等の各種データを記憶する。この基準波形記憶部131に予め記憶される基準波形については、後述する。記憶部13は、例えば、演算処理部14の所謂ワーキングメモリとなるRAM(Random Access Memory)等の揮発性の記憶素子、ROM(Read Only Memory)や書換え可能なEEPROM(Electrically Erasable Programmable Read Only Memory)等の不揮発性の記憶素子等を備えて構成される。

20

【0029】

演算処理部14は、例えば、マイクロプロセッサ及びその周辺回路等を備えて構成され、機能的に、信号生成回路部12の出力から測定波形を生成しこの生成した測定波形の形状パターンと記憶部13に予め記憶されている基準波形の形状パターンとを比較することによってこの測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、この求めた基準波形に基づいて生体情報を検出し、この検出した検出結果を出力する生体情報検出部141を備えると共に、制御プログラムに従って信号生成回路部12、記憶部13、入力部15及び出力部16を当該機能に応じてそれぞれ制御する。

30

【0030】

入力部15は、生体情報検出装置1の電源をオンオフする電源スイッチや、生体情報の検出開始を生体情報検出装置1に指示する測定開始スイッチ等の、生体情報検出装置1に指示を与える各種のスイッチを備えて構成される。出力部16は、基準波形、測定波形及び生体情報等を出力する機器であり、例えばCRTディスプレイ、LCD、有機ELディスプレイ又はプラズマディスプレイ等の表示装置である。

【0031】

そして、これら信号生成回路部12、記憶部13、演算処理部14、入力部15及び出力部16は、データを相互に交換することができるようにバス17でそれぞれ接続される。

40

【0032】

次に、上記の生体情報検出装置1の記憶部13における基準波形記憶部131に予め記憶される基準波形を生成する基準波形生成装置について説明する。

【0033】

図3は、基準波形生成装置の構成を示すブロック図である。本実施形態に係る基準波形生成装置2は、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサの出力を所定期間で測定することによって時間経過に対する圧力検出センサの出力変化を示す素波形を生成し、この素波形を複数生成し、この生成した複数の各素波形を平均した波形を演算することによって基準波形を生成する装置であり、例えば、図3に示すよう

50

に、センサ部 1 1 と、信号生成回路部 1 2 と、記憶部 2 3 と、演算処理部 2 4 と、入力部 2 5 と、出力部 2 6 と、外部記憶部 2 7 と、トリガ生成部 2 8 と、バス 2 9 とを備えて構成される。

【 0 0 3 4 】

センサ部 1 1 及び信号生成回路部 1 2 は、上記生体情報検出装置 1 におけるセンサ部 1 1 及び信号生成回路部 1 2 と同様であるので、その説明を省略する。なお、基準波形生成装置 2 の信号生成回路部 1 2 は、精度よく基準波形を生成する観点等から、本実施形態では、Amp 1 2 1 及びLPF 1 2 2 を備えている。

【 0 0 3 5 】

記憶部 2 3 は、機能的に、信号生成回路部 1 2 の出力を所定期間で測定することによって生成した時間経過に対する信号生成回路部 1 2 の出力変化を示す素波形を記憶する素波形記憶部 2 3 2 と、素波形を複数生成してこの生成した複数の各素波形から求めた基準波形を記憶する生成基準波形記憶部 2 3 1 とを備え、信号生成回路部 1 2 の出力を所定期間で測定することによって素波形を生成しこの素波形を複数生成してこの生成した複数の各素波形を平均した基準波形を生成する基準波形生成プログラム等の各種プログラム、及び、各種プログラムの実行に必要なデータやその実行中に生じるデータ等の各種データを記憶する。記憶部 2 3 は、例えば、演算処理部 2 4 の所謂ワーキングメモリとなるRAM等の揮発性の記憶素子、ROMや書換え可能なEEPROM等の不揮発性の記憶素子、及び、比較的容量の大きいデータを記憶するハードディスク等を備えて構成される。

【 0 0 3 6 】

トリガ生成部 2 8 は、素波形を生成する際にその素波形の起点(トリガ、測定開始点)を生成するためのデータを生成する回路である。例えば、本実施形態では、心拍に基づいて素波形の起点を決定していることから、トリガ生成部 2 8 は、心電計である。

【 0 0 3 7 】

演算処理部 2 4 は、例えば、マイクロプロセッサ及びその周辺回路等を備えて構成され、機能的に、トリガ生成部 2 8 の出力に基づいて検出した素波形の起点から信号生成回路部 1 2 の出力を所定期間で測定することによって素波形を生成しこの素波形を複数生成してこれら生成した複数の各素波形を平均した基準波形を生成する基準波形生成部 2 4 1 を備えると共に、制御プログラムに従って信号生成回路部 1 2、記憶部 2 3、入力部 2 5、出力部 2 6 及び外部記憶部 2 7 を当該機能に応じてそれぞれ制御する。

【 0 0 3 8 】

入力部 2 5 は、基準波形の生成開始を指示する開始コマンド等の各種コマンドや素波形の起点を決める情報や所定期間の値等の基準波形生成プログラムの実行に必要なデータ等の各種データを基準波形生成装置 2 に入力する機器であり、例えば、キーボードやマウス等である。出力部 2 6 は、入力部 2 5 から入力されたコマンドやデータ、及び、測定した素波形や演算した基準波形等を出力する機器であり、例えばCRTディスプレイ、LCD、有機ELディスプレイ又はプラズマディスプレイ等の表示装置やプリンタ等の印字装置等である。外部記憶部 2 7 は、例えば、フレキシブルディスク、CD-R (Compact Disc Recordable) 及びDVD-R (Digital Versatile Disc Recordable) 等の記録媒体との間でデータを読み込み及び/又は書き込みを行う装置であり、例えば、フレキシブルディスクドライブ、CD-Rドライブ及びDVD-Rドライブ等である。

【 0 0 3 9 】

そして、これら信号生成回路部 1 2、記憶部 2 3、演算処理部 2 4、入力部 2 5、出力部 2 6、外部記憶部 2 7 及びトリガ生成部 2 8 は、データを相互に交換することができるようにバス 2 9 でそれぞれ接続される。

【 0 0 4 0 】

このような構成の基準波形生成装置 2 は、次のように動作することによって基準波形を生成する。図 4 は、基準波形生成装置における基準波形を生成する基準波形生成動作を示すフローチャートである。図 5 は、素波形の測定を説明するための図である。図 5 (A) は、時間経過に対する信号生成回路部 1 2 の出力変化を示し、その横軸は、時間であり、

10

20

30

40

50

縦軸は、信号生成回路部 1 2 の出力レベルである。図 5 (B) は、心電図を示し、その横軸は、時間であり、縦軸は、心臓の活動電位レベルである。

【 0 0 4 1 】

例えば、基準波形を生成するための被験者が図 2 に示す生体 L B のように寝具 M L 上に寝、電源がオンされ、基準波形生成装置 2 の基準波形の生成開始を指示する開始コマンドが入力部 2 5 から入力されると、被験者の生体圧力が寝具 M L を介してセンサ部 1 1 で検出される。

【 0 0 4 2 】

センサ部 1 1 は、この検出した生体圧力を信号生成回路部 1 2 へ出力する。信号生成回路部 1 2 は、このセンサ部 1 1 の出力に対し所定の信号処理を行ってバス 2 9 に出力する。

10

【 0 0 4 3 】

図 3 において、演算処理部 2 4 の基準波形生成部 2 4 1 は、1 ~ 2 m s の間に設定された所定のサンプリング間隔 (5 0 0 H z ~ 1 k H z の間に設定された所定のサンプリング周波数) で信号生成回路部 1 2 の出力をサンプリングし、そして、トリガ生成部 2 8 の出力から素波形の起点 (測定開始点) を検出し、この検出した起点から所定期間で区切ることによって素波形を測定し、記憶部 2 3 の素波形記憶部 2 3 2 に記憶すると共に出力部 2 6 に出力する (S 1 1) 。

【 0 0 4 4 】

例えば、被験者が安静にしている場合には、信号生成回路部 1 2 の出力は、時間経過に従って変化する図 5 (A) に示す如き波形となる。被験者が安静にしている場合には、生体圧力の時間的な変化は、主に心臓の鼓動 (心拍、拍動) 及び呼吸によって生じるので、信号生成回路部 1 2 の出力は、複数のピークを有し、主に心拍の間隔に応じて繰り返す周期的な波形を呈する。本実施形態では、心電の R 波を素波形の起点としている。所定期間は任意であるが、R 波が生じた後の測定波形の圧力変化の特徴を捉える時間長が必要であるため、ここでは例えば所定期間を 8 5 0 m s に設定している。8 5 0 m s の所定期間で信号生成回路部 1 2 の出力を区切って、生体圧力をより精度よく検出することができるようにセンサ部 1 1 を配置して測定した素波形は、図 5 (A) 及び (B) から分かるように、R 波が生じた後に最大の振幅を有し、徐々に振幅が小さくなる複数のピークを有したものとなる。

20

30

【 0 0 4 5 】

なお、図 5 (A) では、検出し易さ等から素波形の起点 (測定開始点) を心電における R 波のピークが生じた時点としたが、心電の他の特徴点 (例えば Q 点のピークや S 点のピーク等) を素波形の起点としてもよく、また、信号生成回路部 1 2 の出力における時間変化は、周期性を有するので、任意の時点を開始点としてよい。

【 0 0 4 6 】

図 4 に戻って、次に、基準波形生成部 2 4 1 は、誤差を少なくする観点から、この素波形を所定回数だけ繰り返し測定し、これら繰り返し測定した各素波形を、各素波形における測定開始点を一致させて足し合わせた波形を生成する (S 1 2) 。この各素波形を加算した波形を加算波形と呼称することとする。所定期間は、各素波形における雑音による乱れが実質的に無視し得る回数であり、例えば、1 0 回、5 0 回、1 0 0 回、1 5 0 回、2 0 0 回等である。なお、各素波形における雑音による乱れが実質的に無視し得るのであれば、所定期間は、1 回でもよい。

40

【 0 0 4 7 】

次に、基準波形生成部 2 4 1 は、この生成した加算波形を上記所定期間で割り算することによって基準波形を生成し (S 1 3) 、この生成した基準波形を記憶部 2 3 の生成基準波形記憶部 2 3 1 に記憶すると共に出力部 2 6 に出力する (S 1 4) 。

【 0 0 4 8 】

このように動作することによって、基準波形生成装置 2 は、例えば、図 5 (C) に示す被験者の基準波形を生成し、記憶部 2 3 に記憶することができる。

50

【 0 0 4 9 】

このように求められた各寝姿勢における基準波形の一例を図 6 に示す。また、比較例として、センサ部 1 1 を構成する圧電素子をエアバックに代え、図 4 に示す上記処理によって得た比較波形の一例を図 7 に示す。

【 0 0 5 0 】

図 6 は、実施形態に係る基準波形の一例を示す図である。図 7 は、比較波形を示す図である。図 6 及び図 7 の横軸は、時間であり、縦軸は、信号生成回路部 1 2 の出力レベルである。図 6 (A) 及び図 7 (A) は、伏臥の寝姿勢における複数の素波形及び基準波形並びに分散を示し、図 6 (B) 及び図 7 (B) は、横臥の寝姿勢における複数の素波形及び基準波形並びに分散を示し、そして、図 6 (C) 及び図 7 (C) は、仰臥の寝姿勢における複数の素波形及び基準波形並びに分散を示す。図 6 (A) ~ (C) 及び図 7 (A) ~ (C) の各図において、左から体重小 (4 5 k g)、体重中 (5 4 k g) 及び体重大 (8 2 k g) の各体重別に複数の素波形及び基準波形並びに分散がそれぞれ示されている。そして、各図において、素波形及び基準波形を上段に示し、分散を下段に示す。各図の上段の図において、素波形は、黒の実線で示し、基準波形は、白の実線で示す。なお、体重小の 4 5 k g、体重中の 5 4 k g 及び体重大の 8 2 k g の体重の具体的な数値は、比較波形に対し基準波形が体重に依存しないことを示す目的に採用された体重の大中小の一例であり、目安に過ぎない。

10

【 0 0 5 1 】

図 6 と図 7 とを比較すると分かるように、図 6 の各図における下段に示す分散は、図 6 の体重中の場合では被験者が身体を動かしてしまったので分散が大きくなっているけれども、図 7 の各図における下段に示す分散よりそれぞれ小さい。図 6 の体重中の場合でも、被験者が身体を動かした際の素波形 (図 6 でランダムな波形) を除けば、各素波形 (図 6 で基準波形と同様な形状パターンの波形) は、略同一であり、その分散が小さくなることが予想される。そして、エアバックによって得られた比較波形の場合は、被験者の体重に依存してその波形の形状パターンは、変化しているが、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサの一例である圧電素子によって得られた基準波形は、被験者の体重に依存することなくその波形の形状パターンは、略同一である。さらに、基準波形の形状パターンは、被験者の寝姿勢に依存している。なお、図示しないが、実験を重ねた結果、このような基準波形は、被験者が変わっても略同一であった。

20

30

【 0 0 5 2 】

以上の実験事実から、基準波形は、生体の個体差に実質的に依存することなく生体の全ての個体に対し実質的に共通すると共に、寝姿勢に応じた形状パターンとなるので、本発明のように生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサを有するセンサ部 1 1 によって生体圧力を検出することによって基準波形を生成すると共に測定波形を生成し、測定波形を基準波形と比較することにより生体情報として寝姿勢を判別することができる。

【 0 0 5 3 】

このようにして基準波形生成装置 2 によって生成した基準波形における各サンプリング点の値を基準波形の形状パターンとして生体情報検出装置 1 における記憶部 1 3 の基準波形記憶部 1 3 1 に製造段階や出荷段階等の販売前に予め記憶しておく。なお、基準波形記憶部 1 3 1 に記憶する波形は、上記のように、所定期間全体に亘って記憶してもよく、また、所定期間の一部分だけを記憶してもよい。例えば、8 5 0 m s の全体に亘る波形を基準波形として基準波形記憶部 1 3 1 に記憶してもよく、8 5 0 m s の全体のうちの一部分、例えば、測定開始点から 5 0 0 m s の部分や 3 0 0 m s の部分や測定開始点から 1 0 0 m s 経過後の 5 0 0 m s の部分や 3 0 0 m s の部分等の波形を基準波形として記憶してもよい。

40

【 0 0 5 4 】

また、同様の実験事実から同様に、基準波形は、生体の個体差に実質的に依存することなく生体の全ての個体に対し実質的に共通すると共に、寝位置及び入離床のそれぞれに応

50

じた各形状パターンとなるので、本発明のように生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサを有するセンサ部 1 1 によって生体圧力を検出することによって基準波形を生成すると共に測定波形を生成し、測定波形を基準波形と比較することにより生体情報として寝位置及び入離床も判別することができる。

【 0 0 5 5 】

つまり、寝姿勢、寝位置及び入離床のそれぞれに対応する複数の基準波形の形状パターンを生体情報検出装置 1 における記憶部 1 3 の基準波形記憶部 1 3 1 に販売前に予め記憶しておくことによって、生体情報として寝姿勢、寝位置及び入離床を判別し、また、検出することができる。

【 0 0 5 6 】

次に、本実施形態の動作について説明する。

(実施形態の動作)

図 8 は、実施形態に係る生体情報検出装置における生体情報を検出する生体情報検出動作を示すフローチャートである。

【 0 0 5 7 】

例えば、生体情報検出装置 1 の入力部 1 5 における電源スイッチがオンされ、測定開始スイッチがオンされると、測定が開始され、そして、図 2 に示すように使用者(生体 L B)が寝具 M L 上に寝ると、寝具 M L を介して使用者の生体圧力がセンサ部 1 1 によって検出される。センサ部 1 1 は、この検出した生体圧力を信号生成回路部 1 2 へ出力する。信号生成回路部 1 2 は、このセンサ部 1 1 の出力に対し所定の信号処理を行ってバス 1 7 に出力する。

【 0 0 5 8 】

図 8 において、演算処理部 1 4 の生体情報検出部 1 4 1 は、所定のサンプリング間隔で信号生成回路部 1 2 の出力をサンプリングし、そして、所定期間で区切ることによって測定波形としての素波形を測定し、記憶部 2 3 の測定波形記憶部 1 3 2 に記憶する(S 2 1)。ここで、上記所定期間で区切られた区間を「ページ」と呼称することとする。

【 0 0 5 9 】

次に、生体情報検出部 1 4 1 は、この生成した測定波形(素波形)の形状パターンと記憶部 1 3 の基準波形記憶部 1 3 1 に予め記憶されている各基準波形の形状パターンとを比較する(S 2 2)。

【 0 0 6 0 】

例えば、寝姿勢が伏臥である場合の基準波形(伏臥基準波形)、寝姿勢が横臥である場合の基準波形(横臥基準波形)及び寝姿勢が仰臥である場合の基準波形(仰臥基準波形)の各基準波形が基準波形記憶部 1 3 1 に予め記憶されている場合には、生体情報検出部 1 4 1 は、伏臥基準波形、横臥基準波形及び仰臥基準波形の各基準波形と測定波形とをそれぞれ比較する。この比較は、例えば、測定波形と基準波形との相互相関関数 F c を演算することによって行われる。相互相関関数 F c は、式 1 によって演算される。

【 0 0 6 1 】

【数 1】

$$F_c(p) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_{Ti} \cdot X_{i+p} \quad \dots (式1)$$

【 0 0 6 2 】

また例えば、この比較は、測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗 F e を演算することによって行われる。この測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗は、式 2 によって演算される。

【 0 0 6 3 】

10

20

30

40

【数 2】

$$Fe(p) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_{i+p} - X_{Ti})^2 \quad \dots (式2)$$

【0064】

ここで、式 1 及び式 2 において、 X_{Ti} は、基準波形における i 番目のサンプリング時点の値であり、 X_{i+p} は、測定波形における $i+p$ 番目のサンプリング時点の値であり、 n は、基準波形におけるサンプリングの総数である。 p は、0 以上の整数値である。

【0065】

次に、生体情報検出部 141 は、処理 S22 の比較によってこの測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、この求めた基準波形に対応する寝姿勢を判定する (S23)。この判定は、処理 S22 における比較が相互相関関数 F_c を求めることによって行われる場合には相互相関関数 F_c の値が大きいほど測定波形の形状パターンと基準波形の形状パターンとがよく一致していることを示すから、相互相関関数 F_c の値が最も大きい基準波形を求めることによって行われ、測定波形に対応する生体情報は、相互相関関数 F_c の値が最も大きい基準波形の寝姿勢であると判定される。また、この判定は、処理 S22 における比較が測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗 F_e を求めることによって行われる場合には測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗 F_e の値が小さいほど測定波形の形状パターンと基準波形の形状パターンとがよく一致していることを示すから、測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗 F_e の値が最も小さい基準波形を求めることによって行われ、測定波形に対応する生体情報は、測定波形と基準波形との差の平均の 2 乗 F_e の値が最も小さい基準波形の寝姿勢であると判定される。このような比較の結果、例えば、測定波形の形状パターンと仰臥基準波形の形状パターンとが最も一致するとされた場合には、生体情報検出部 141 は、使用者の寝姿勢が仰臥であると判定する。

【0066】

次に、生体情報検出部 141 は、判定結果の寝姿勢を生体情報として出力部 16 に出力する (S24)。

【0067】

次に、生体情報検出部 141 は、測定波形の形状と、処理 23 で求めたこの測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形の形状との相互相関関数又は差の平均の 2 乗を演算することで求まる演算波形が所定の閾値を越える時点を判定する。この判定された時点が、心電の R 波ピークに対応する。そして、生体情報検出部 141 は、各測定波形の R 波ピークに対応する時点を求めることによって心拍を検出する。そして、生体情報検出部 141 は、各測定波形の R 波の時点を求めることによって心拍を検出する (S25)。次に、生体情報検出部 141 は、この検出した心拍を生体情報として出力部 16 に出力する (S26)。

【0068】

次に、生体情報検出部 141 は、入力部 15 の測定開始スイッチがオフされたか否かによって、生体情報検出動作が終了であるか否かを判断する (S27)。判断の結果、終了である場合 (Yes) には、生体情報検出部 141 は、上記生体情報検出動作を終了し、一方、判断の結果、終了ではない場合 (No) には、生体情報検出部 141 は、処理を処理 S21 に戻して、生体情報検出動作を継続する。

【0069】

このように動作することによって生体情報検出装置 1 は、記憶部 13 の基準波形記憶部 131 に基準波形の形状パターンを製造段階や出荷段階等の販売前に予め記憶するので、生体情報検出装置 1 を購入した使用者は、自己の基準波形を測定することなく、直ちに生体情報検出装置 1 の使用を開始することができる。そのため、使用者の基準波形を測定する手間や時間が必要なく、また誰でも背景技術に較べて容易に取り扱うことができる。また、この生体情報検出装置 1 は、測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形

10

20

30

40

50

とこの測定波形を用いることによって、測定波形のR波に対応する最大振幅が不明瞭な場合においても、R波に対応するピークをより精度良く検出することができる。さらに、このような生体情報検出装置1は、使用者を拘束することなく、また無侵襲で生体情報を検出することができるので、使用者に負担をかけることなく、睡眠を阻害することもない。

【0070】

なお、上述の実施形態では、生体情報検出装置1は、各寝姿勢に対応する各基準波形を予め記憶し、測定波形が最もよく一致する基準波形を判定することによって寝具ML上の使用者の寝姿勢を検出すると共に、この判定した基準波形と測定波形とから心拍を検出したが、生体情報検出装置1をこの判定した基準波形と測定波形とから呼吸を検出するように構成してもよい。このように構成することによって使用者の呼吸をより精度よく検出することができる。また、いびきの基準波形を記憶部13の基準波形記憶部131に予め記憶しておき、いびきの有無を判定するように生体情報検出装置1を構成してもよい。いびきは、軟口蓋等が呼吸に伴って振動することによって発生するが、この振動には、固有周波数がある。この固有周波数は、心拍の周波数よりも高く（心拍の周期よりも短い周期）、いびきが発生している場合には、この固有周波数が測定波形に重畳する。従って、この固有周波数が含まれる基準波形（いびきの基準波形）を基準波形生成装置2によって生成し、この生成したいびきの基準波形を生体情報検出装置1の記憶部13に予め記憶することによって生体情報としていびきを判定するように生体情報検出装置1を構成することができる。判定方法は、この基準波形パターンと測定波形パターンとが一致するか否かを比較することによって行う方法や、測定波形の周波数を解析し、いびきの固有周波数がこの解析結果に含まれているか否かによって行う方法がある。さらに、生体情報検出装置1を測定波形の有無に応じて使用者の入離床を検出するように構成してもよい。このように構成することによって使用者の入離床を検出することができる。そして、測定波形の形状に最もよく一致する形状を持つ基準波形を異なる時点で求めこの求めた複数の基準波形に基づいて体動を生体情報として検出するべく、所定の時間間隔で寝姿勢を検出しその時間変化を求めることによって体動の有無及び寝姿勢の変化を検出するように生体情報検出装置1を構成してもよい。このように構成することによって寝姿勢の変化の体動を検出することができる。

【0071】

そして、上述の実施形態では、仰臥、横臥及び伏臥の各寝姿勢に対応する各基準波形を基準波形生成装置2によって生成し、この生成した各基準波形を生体情報検出装置1の記憶部13に記憶することによって生体情報として寝姿勢を判定したが、これに限定されるものではない。例えば、各寝位置の各基準波形を基準波形生成装置2によって生成し、この生成した各基準波形を生体情報検出装置1の記憶部13に記憶することによって生体情報として寝姿勢、寝位置、心拍、呼吸、いびき及び入離床等を判定するように生体情報検出装置1を構成してもよい。

【0072】

図9は、寝具上における使用者の寝位置を説明するための図である。例えば、図9に示すように、寝具MLを上面から見て、中央区画AR1、左側区画AR2、右側区画AR3、下側区画AR4、左下側区画AR5及び右下側区画AR6の6個の区画に分け、各区画AR1～AR6における仰臥、横臥及び伏臥の各寝姿勢に対応する基準波形を基準波形生成装置2によってそれぞれ生成し、この生成した各基準波形を生体情報検出装置1の記憶部13に記憶する。そして、測定波形に最もよく一致する基準波形を判定することによって使用者の寝姿勢及び寝位置を検出するように生体情報検出装置1を構成してもよい。このように構成することによって使用者の寝姿勢及び寝位置を検出することができる。そして、この判定した基準波形と測定波形とから心拍及び/又は呼吸を検出するように生体情報検出装置1を構成してもよい。このように構成することによって使用者の心拍及び/又は呼吸をより精度よく検出することができる。また、生体情報検出装置1を測定波形の有無に応じて使用者の入離床を検出するように構成してもよい。このように構成すること

10

20

30

40

50

よって使用者の入離床を検出することができる。さらに、所定の時間間隔で寝姿勢及び寝位置を検出しその時間変化を求めることによって体動の有無を検出するように生体情報検出装置 1 を構成してもよい。このように構成することによって寝姿勢及び / 又は寝位置の変化の体動を検出することができる。

【 0 0 7 3 】

図 1 0 は、実施形態に係る生体情報検出装置における体動を検出した場合に生体情報を検出する生体情報検出動作を示すフローチャートである。図 1 1 は、実施形態に係る生体情報検出装置における生体情報を検出する検出タイミングを説明するための図である。図 1 1 (A) は、図 8 に示すフローチャートに従って生体情報を検出する場合の検出タイミングを示し、図 1 1 (B) は、図 1 0 に示すフローチャートに従って生体情報を検出する場合の検出タイミングを示す。図 1 1 の横軸は、時間経過を表す時間軸であり、「 J P 」は、生体情報を検出する検出タイミングを示し、そして、「 B M 」は、体動があった時点を示す。

10

【 0 0 7 4 】

上述の実施形態では、図 8 を参照しながら説明したように、処理 S 2 1 でページごとに素波形を測定波形として測定し、処理 S 2 2 でこの測定波形の形状パターンと基準波形の形状パターンとを比較し、処理 S 2 3 で比較結果に基づいて寝姿勢を判定するように生体情報検出装置 1 を構成しているが、寝姿勢の変化等により体動が検出された場合に、寝姿勢を判定するように生体情報検出装置 1 を構成してもよい。

【 0 0 7 5 】

このような構成の生体情報検出装置 1 は、図 1 に破線で示すように、センサ部 1 1 の出力に基づいて体動を検出して検出信号を演算処理部 1 4 に出力する体動検出部 1 8 をさらに備え、演算処理部 1 4 の生体情報検出部 1 4 1 が、体動検出部 1 8 から検出信号が入力された場合に、信号生成回路部 1 2 の出力から素波形を測定波形として生成しこの生成した測定波形の形状パターンと記憶部 1 3 の基準波形記憶部 1 3 1 に予め記憶されている基準波形の形状パターンとを比較することによってこの測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、この求めた基準波形に基づいて生体情報を検出し、この検出した検出結果を出力するように構成される。

20

【 0 0 7 6 】

上述では、所定の時間間隔で寝姿勢を検出しその時間変化を求めることによって寝姿勢及び / 又は寝位置の変化の体動が検出されたが、センサ部 1 1 は、体動が生じるとその出力が大きく乱れるので、これによって体動を検出することができる。このため、体動検出部 1 8 は、センサ部 1 1 の出力に基づいて体動を検出として検出信号を出力するように構成され得る。

30

【 0 0 7 7 】

以下に、このような構成の生体情報検出装置 1 の動作について説明する。例えば、生体情報検出装置 1 の入力部 1 5 における電源スイッチがオンされ、測定開始スイッチがオンされると、測定が開始され、そして、図 2 に示すように使用者 (生体 L B) が寝具 M L 上に寝ると、寝具 M L を介して使用者の生体圧力がセンサ部 1 1 によって検出される。センサ部 1 1 は、この検出した生体圧力を信号生成回路部 1 2 へ出力する。信号生成回路部 1 2 は、このセンサ部 1 1 の出力に対し所定の信号処理を行ってバス 1 7 に出力する。

40

【 0 0 7 8 】

図 1 1 において、演算処理部 1 4 の生体情報検出部 1 4 1 は、初期の寝姿勢を判断すべく、図 8 を参照しながら説明した上述の処理 S 2 1 乃至処理 S 2 4 のそれぞれと同様に、処理 S 3 1 で素波形 (測定波形) の測定及び記憶を実行し、処理 S 3 2 で素波形 (測定波形) と基準波形との比較を実行し、処理 S 3 3 で素波形に対応する寝姿勢の判定を実行し、処理 S 3 4 で寝姿勢の出力を実行する。

【 0 0 7 9 】

次に、生体情報検出部 1 4 1 は、体動検出部 1 8 から検出信号が出力されているか否かを判断することによって体動を検出し (S 3 5)、体動の有無を判断する (S 3 6)。体

50

動検出部 18 から検出信号が出力されている場合には体動が有ったと判断され、一方、体動検出部 18 から検出信号が出力されていない場合には体動が無かったと判断される。

【0080】

処理 S36 における判断の結果、生体情報検出部 141 は、体動が無かった場合 (Yes) には処理 S37 を実行し、一方、体動が有った場合 (No) には処理 S41 乃至処理 S43 を実行した後に、処理 S37 を実行する。

【0081】

処理 S37 において、生体情報検出部 141 は、上述の処理 S25 と同様に心拍の検出を実行する。次に、生体情報検出部 141 は、上述の処理 S26 と同様に心拍の出力を実行し (S38)、次に、上述の処理 S27 と同様に生体情報検出動作が終了であるか否かを判断する (S39)。判断の結果、終了である場合 (Yes) には、生体情報検出部 141 は、生体情報検出動作を終了し、一方、判断の結果、終了ではない場合 (No) には、生体情報検出部 141 は、生体情報検出動作を継続すべく、上述の処理 S21 や処理 S31 と同様に素波形 (測定波形) の測定及び記憶を実行した後に (S40)、処理を処理 S35 に戻る。

【0082】

一方、処理 S41 において、生体情報検出部 141 は、上述の処理 S22 や処理 S32 と同様に素波形 (測定波形) と基準波形との比較を実行する。次に、生体情報検出部 141 は、上述の処理 S23 や処理 S33 と同様に素波形に対応する寝姿勢の判定を実行し (S42)、そして、上述の処理 S24 や処理 S34 と同様に寝姿勢の出力を実行する。

【0083】

このように動作することによって、この生体情報検出装置 1 は、処理 S40 でページごとに素波形 (測定波形) の測定及び記憶を実行しているけれども、図 8 を参照しながら説明した上述の実施形態のようにページごと寝姿勢を判定するのではなく、寝姿勢の変化等により体動が検出された場合に寝姿勢を判定する。従って、この生体情報検出装置 1 は、記憶部 13 の基準波形記憶部 131 に記憶されている複数の基準波形と測定波形とをページごとに比較する必要がなく、演算処理部 14 の情報処理量が軽減され得る。また、この生体情報検出装置 1 は、体動が検出されない限り、処理 S33 や処理 S42 で判定された測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を使用して心拍の検出を実行するので、心拍を精度良く検出することができる。

【0084】

一例として、生体情報検出装置 1 が 1 ページを 20 秒としている場合であって、使用者 (生体 LB) が最初に仰臥しており第 5 ページ P5 の間に側臥に寝姿勢を変えた場合について生体情報検出装置 1 の動作をより具体的に以下に説明する。

【0085】

図 8 に示す動作を実行する生体情報検出装置 1 では、図 11 (A) に示すように、ページ P1、P2、P3、・・・ごとに各検出タイミング JP1、JP2、JP3、・・・例えば伏臥基準波形、横臥基準波形及び仰臥基準波形等の複数の基準波形と測定波形との比較を行って寝姿勢が判定され、この判定結果による基準波形を用いて心拍が検出される。このため、この例では、寝姿勢に変化がない第 2 ページ P2 乃至第 4 ページ P4 や第 6 ページでも寝姿勢が判定され、この判定結果による基準波形を用いて心拍が検出されている。

【0086】

一方、図 10 に示す動作を実行する生体情報検出装置 1 では、最初の第 1 ページ P1 の検出タイミング JP1 で上記複数の基準波形と測定波形との比較を行って寝姿勢が判定され、この判定結果による基準波形を用いて心拍が検出される。その後、この例では、第 2 ページ P2 乃至第 4 ページ P4 では寝姿勢に変化が無く体動が検出されないため寝姿勢が判定されず、第 1 ページ P1 で判定された基準波形を使用して心拍が検出される。そして、第 5 ページ P5 の間で体動 BM が有り検出されるので、第 5 ページ P5 の検出タイミング JP5 で上記複数の基準波形と測定波形との比較を行って寝姿勢が判定され、この判定

10

20

30

40

50

結果による基準波形を用いて心拍が検出される。このように、体動の検出があった場合に、心拍を検出する基準波形が切り替わる。その後、この例では、第6ページP6では寝姿勢に変化が無く体動が検出されないため寝姿勢が判定されず、この第5ページP5で判定された基準波形を使用して心拍が検出される。

【0087】

図12は、安定状態、細体動状態及び粗体動状態のそれぞれにおけるセンサ部の出力の一例を示す波形図である。図12(A)は、安定状態におけるセンサ部11の出力波形を示し、図12(B)は、細体動があった場合におけるセンサ部11の出力波形を示し、図12(C)は、粗体動があった場合におけるセンサ部11の出力波形を示す。図13は、実施形態に係る体動検出部の動作を説明するための図である。図14は、実施形態に係る体動検出部の他の動作を説明するための図である。図13及び図14の横軸は、時間であり、それらの縦軸は、平均二乗値である。

10

【0088】

ここで、寝ている使用者(生体LB)の状態は、体動が無く使用者が略静止している安定状態、頭部や四肢のみが動いて寝姿勢や寝位置に変化のない細体動状態、及び、例えば寝返り等で体幹部の向きや位置が変わることによって寝姿勢や寝位置が変化する粗体動状態に大別することができる。これらに応じてセンサ部11の出力波形は、図12(A)に示すように、安定状態に対応する、振幅の殆どない安定した波形、図12(B)に示すように、細体動状態に対応する、振幅が比較的小さく変化する波形、及び、図12(C)に示すように、粗体動状態に対応する、振幅が比較的大きく変化する波形となる。

20

【0089】

上記図10に示す動作を実行する生体情報検出装置1では、粗体動状態を検出した場合のみ上記複数の基準波形と測定波形との比較を行って寝姿勢を判定し、心拍の検出に用いられる基準波形の切り替えが行われることが好ましい。そのため、体動検出部18は、センサ部11の出力レベルが予め設定した所定の閾値を越えた場合を体動の検出として検出信号を検出するように構成されることが好ましい。この所定の閾値は、例えば、複数の被験者に対して細体動及び粗体動のセンサ部11の出力を実測し、統計的に求めればよい。

【0090】

例えば、体動検出部18は、センサ部11の出力に対し0.5秒毎にその平均二乗値を求め、所定の閾値、例えば2000(図中の破線)を越えた場合を体動の検出として検出信号を検出するように構成される。この閾値の2000は、センサ部11の出力に対する0.5秒毎の平均二乗値がセンサ部11における出力のゲインや、体動検出部18における出力のゲインや、サンプリング間隔等によって異なる値であり、閾値は、これに限定されるものではない。

30

【0091】

図13は、上述と同様に、生体情報検出装置1が1ページを20秒としている場合であって、使用者(生体LB)が最初に仰臥しており第5ページP5の間に側臥に寝姿勢を変えた場合において、センサ部11の出力に対し0.5秒毎にその平均二乗値を求めたものである。第1ページP1乃至第4ページP4及び第6ページP6でもセンサ部11の出力の平均二乗値が測定されるが、閾値2000未満であり、体動検出部18は、細体動と判定し、検出信号を出力しない。一方、第5ページP5では、センサ部11の出力の平均二乗値が閾値2000を越え、体動検出部18は、粗体動と判定し、検出信号を出力する。

40

【0092】

図14は、図13と同様に、生体情報検出装置1が1ページを20秒としている場合であって、使用者(生体LB)が最初に仰臥しており第5ページP5の間に側臥に寝姿勢を変えた場合において、センサ部11の出力に対し0.5秒毎にその平均二乗値を求めたものであるが、第3ページP3でセンサ部11の出力の平均二乗値が閾値2000を越えている場合CSがある。これは、寝姿勢や寝位置に変化はないが頭部や四肢が大きく動いた場合である。このようにセンサ部11の出力と閾値との大小の比較だけでは細体動と粗体動とを判別することができない場合もあり得る。粗体動は、体幹部の向きや位置が変わる

50

ことによって検出されるものであるため、粗体動によりセンサ部 11 の出力の平均二乗値が閾値を越えている時間 T_{LM} は、細体動によりセンサ部 11 の出力の平均二乗値が閾値を越えている時間 T_{SM} に比べて長時間であると考えられる。そのため、体動検出部 18 は、時間経過に対するセンサ部 11 の出力変化に基づいて体動を検出するように構成されてもよい。より具体的には、体動検出部 18 は、センサ部 11 の出力変化が所定の閾値を越え、且つ、所定の継続時間を越えた場合を体動の検出として検出信号を出力するように構成されてもよい。このように体動検出部 18 を構成することにより、よりの確に細体動と粗体動とを判別することができ、より正確に粗体動を判定することができる。

【0093】

所定の継続時間は、例えば、複数の被験者に対して細体動及び粗体動のセンサ部 11 の出力を実測し、統計的に求めればよい。例えば、所定の継続時間は、2秒である。これは、センサ部 11 の出力波形が大きく乱れる時間が2秒以上継続していれば、寝返り等で体幹部の向きや位置が変わることによって寝姿勢及び寝位置が変化する場合を特定でき、頭部や四肢のみが動いて寝姿勢や寝位置は変化しないような場合と区別する目安とすることができるためである。なお、この継続時間も2秒に限定されるものではない。

【0094】

また、仮に、実際には寝姿勢に変化がなかったにも関わらず体動検出部 18 が体動の検出と判断し、検出信号を出力したとしても、図10を参照しながら上述したように、処理 S41で素波形（測定波形）と基準波形との比較が実行され、処理 S42で素波形に対応する寝姿勢が判定されるだけなので、引き続きそれまでの寝姿勢に対応する基準波形が選択され、体動検出部 18 が検出信号を出力する前の寝姿勢と同一の寝姿勢に判定される。つまり、体動検出部 18 は、単に処理 S41乃至処理 S43の素波形（測定波形）と基準波形との比較を行って素波形（測定波形）に対応する寝姿勢の判定を行うトリガ（基準波形を選択する選択タイミング）であり、判定結果を左右するものではなく、測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形が切り替わるものではない。

【0095】

なお、上述の図10に示す動作を実行する生体情報検出装置1は、判定した基準波形と測定波形とから心拍を検出する場合について説明したが、上述の図8に示す動作を実行する生体情報検出装置1の場合と同様に、生体情報検出装置1をこの判定した基準波形と測定波形とから呼吸を検出するように構成してもよい。また、いびきの基準波形を記憶部13の基準波形記憶部131に予め記憶しておき、いびきの有無を判定するように生体情報検出装置1を構成してもよい。さらに、生体情報検出装置1を測定波形の有無に応じて使用者の入離床を検出するように構成してもよい。そして、測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を異なる時点で求めこの求めた複数の基準波形に基づいて体動を生体情報として検出するべく、所定の時間間隔で寝姿勢を検出しその時間変化を求めることによって体動の有無及び寝姿勢の変化を検出するように生体情報検出装置1を構成してもよい。仮に体動検出部18が細体動を粗体動と判定したとしても、このように構成することによって寝姿勢の変化の体動を的確に検出することができる。

【0096】

さらに、上述の実施形態において、図1に破線で示すように、基準波形を測定波形で補正する基準波形補正部142をさらに備えてもよい。この基準波形補正部142は、生体情報検出部141によって測定された記憶部13の測定波形記憶部132に記憶されている測定波形を用いて基準波形記憶部131に予め記憶されている基準波形を補正する。

【0097】

この補正は、基準波形の形状パターンと測定波形の形状パターンとの比較によってより精度よく生体情報を検出することができるようにする観点から、基準波形の振幅を測定波形に基づいて補正するものである。図15は、基準波形の振幅の補正方法を説明するための図である。より具体的に説明すると、この補正方法は、まず、図15(A)に示すように、基準波形をその振幅の最大値が1となるように正規化する。そして、生体情報検出部141による基準波形の形状パターンと測定波形の形状パターンとの比較が所定の期間を

10

20

30

40

50

1 単位にこの単位でその比較を行う場合、この 1 単位をさらに複数の期間に分割し、この分割された各期間における測定波形の振幅の最大値をそれぞれ算出する。次に、この算出した各最大値における中央の値を当該単位におけるノルム（標準）として、基準波形のデータに乘算し、測定波形の形状パターンとの比較に使用する新たな基準波形とする。例えば、図 15 (B) に示すように、20 秒を 1 ページとしてページ単位にその比較を行う場合、この 1 ページを例えば 2 秒間ずつの 10 の期間 P1 ~ P10 に分割し、この分割された各期間における測定波形の振幅の最大値をそれぞれ算出する。次に、この算出した各最大値における中央の値、即ち、6 番目に大きい最大値を当該単位におけるノルム（標準）として、基準波形のデータに乘算し、測定波形の形状パターンとの比較に使用する新たな基準波形とする。生体情報検出部 141 は、この所定の期間（上記例では 1 ページ）単位

10

で、この新たな基準波形の形状パターンと測定波形の形状パターンとの比較を行って、この測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形を求め、この求めた基準波形に基づいて生体情報を検出し、この検出した検出結果を出力する。このように構成することによって、より正確に測定波形の形状に最も良く一致する形状を持つ基準波形が選択され得る。

【0098】

あるいは、この補正は、使用者にカスタマイズするために、使用者に対し複数の素波形を測定することによって、まず、使用者の基準波形を求め、この使用者の基準波形と、基準波形記憶部 131 に予め記憶されている基準波形との算術平均を求めることによって行われる。この素波形の測定は、例えば、就寝しようとする場合に、まず使用者を仰臥姿勢

20

で寝させ、予め基準波形記憶部 131 に記憶されている仰臥姿勢に対応する基準波形と測定波形とに基づいて心拍を検出する。これによって測定波形における心拍の R 波ピークに対応する時点を求め、この時点素波形の起点とすることによって測定波形から素波形が生成される。ここで、より精度よく素波形を求める観点から、体動がなく波形が安定している測定波形の区間を用いることが好ましい。また、寝姿勢、寝位置及び入離床のそれぞれに対応する複数の基準波形が基準波形記憶部 131 に予め記憶されている場合には、使用者に対応する態様で寝させ、これら複数の基準波形に対し同様に補正される。

【0099】

なお、生体情報検出装置 1 を購入時点の状態に戻すことができるようにするために、補正前の基準波形と補正後の基準波形とを記憶部 13 に記憶するように構成してもよい。

30

【0100】

そして、上述の実施形態では、生体に起因する圧力が伝播するときの時間遅れが一定である圧力検出センサの一例として圧電素子を用いたが、これに限定されるものではない。圧力検出センサは、圧電素子と略同レベルの応答特性を有し、被験者の体重に依存して基準波形の形状パターンが異なることなく、生体に起因する圧力を検出することができるセンサであればよい。例えば、このような圧力検出センサの他の一例として光ファイバを用いた圧力検出センサを挙げることができる。この光ファイバ圧力センサは、例えば、特開平 8 - 584 号公報に開示されている。この公報の光ファイバ圧力センサは、光を発光する発光部と、該光が入射され荷重のかかる方向において所要の曲率を持つ状態で屈曲させた光ファイバと、該光ファイバを透過した発光部からの光を受光して受光光量に応じた電

40

流を生成する受光部と、受光部の出力に基づいて圧力を判定する判定部とを備えて構成される。このような構成の光ファイバ圧力センサでは、荷重によって光ファイバの曲率が変化することで受光部に至る光量が変化して圧力が検出される。

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図 1】実施形態に係る生体情報検出装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、センサ部と寝具との配置関係を示す図である。

【図 3】基準波形生成装置の構成を示すブロック図である。

【図 4】基準波形生成装置における基準波形を生成する基準波形生成動作を示すフローチャートである。

40

【図 5】素波形の測定を説明するための図である。

【図 6】実施形態に係る基準波形の一例を示す図である。

【図 7】比較波形を示す図である。

【図 8】実施形態に係る生体情報検出装置における生体情報を検出する生体情報検出動作を示すフローチャートである。

【図 9】寝具上における使用者の寝位置を説明するための図である。

【図 10】実施形態に係る生体情報検出装置における体動を検出した場合に生体情報を検出する生体情報検出動作を示すフローチャートである。

【図 11】実施形態に係る生体情報検出装置における生体情報を検出する検出タイミングを説明するための図である。

【図 12】安定状態、細体動状態及び粗体動状態のそれぞれにおけるセンサ部の出力の一例を示す波形図である。

【図 13】実施形態に係る体動検出部の動作を説明するための図である。

【図 14】実施形態に係る体動検出部の他の動作を説明するための図である。

【図 15】実施形態に係る基準波形の補正方法を説明するための図である。

【符号の説明】

【 0 1 0 2 】

1 生体情報検出装置

2 基準波形生成装置

1 1 センサ部

1 2 信号生成回路部

1 3、2 3 記憶部

1 4、2 4 演算処理部

1 5、2 5 入力部

1 6、2 6 出力部

1 7、2 8 バス

1 8 体動検出部

2 7 外部記憶部

1 3 1 基準波形記憶部

1 3 2 測定波形記憶部

1 4 1 生体情報検出部

1 4 2 基準波形補正部

2 3 1 生成基準波形記憶部

2 3 2 素波形記憶部

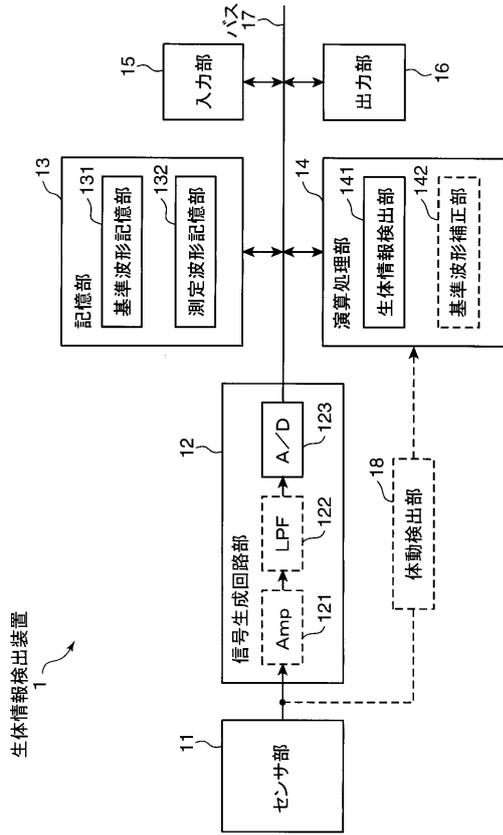
2 4 1 基準波形生成部

10

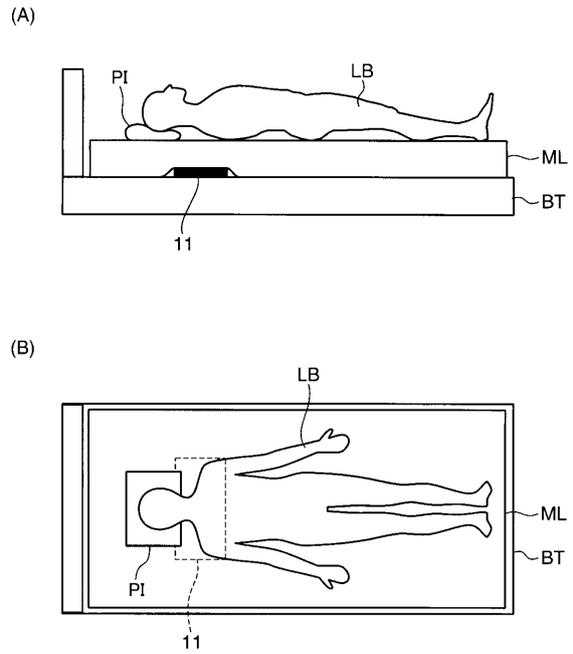
20

30

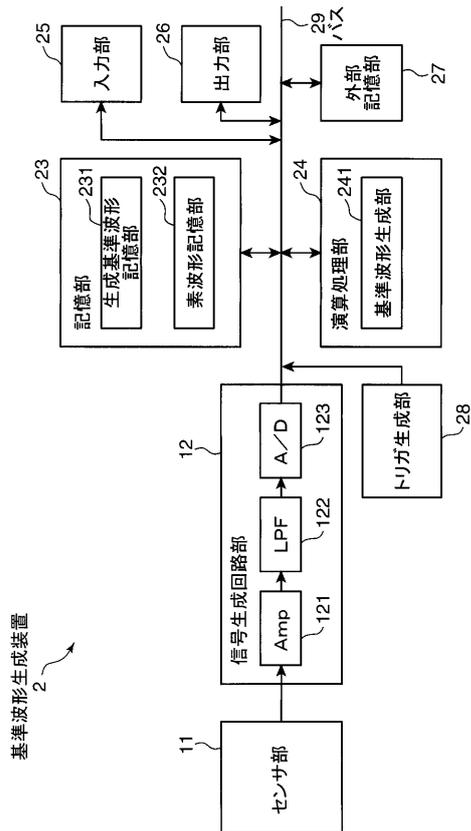
【図1】



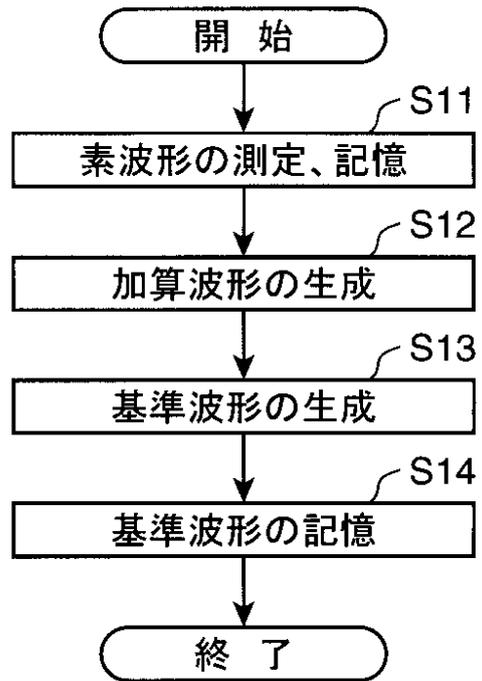
【図2】



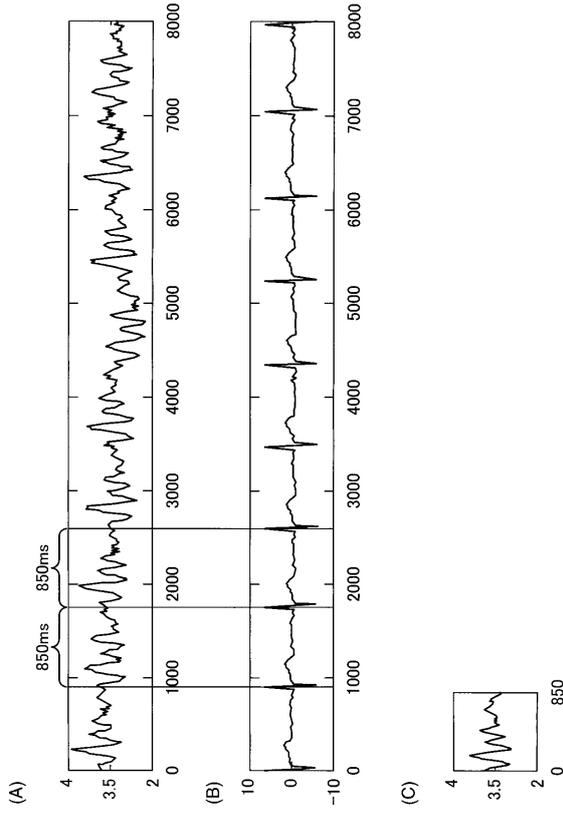
【図3】



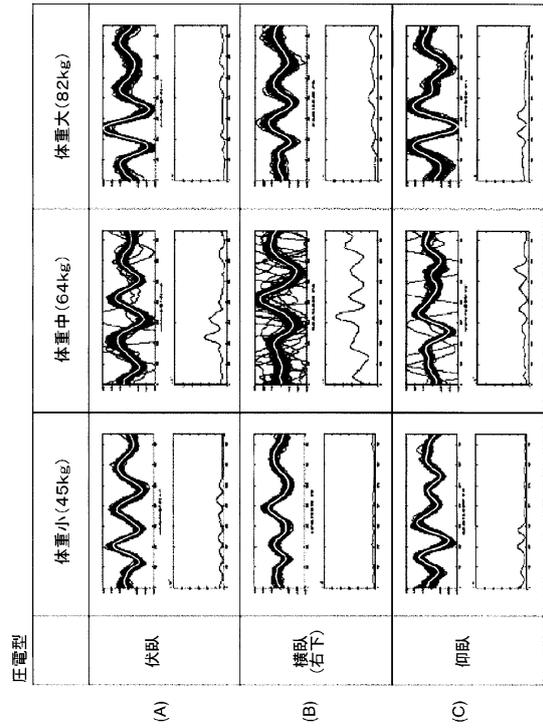
【図4】



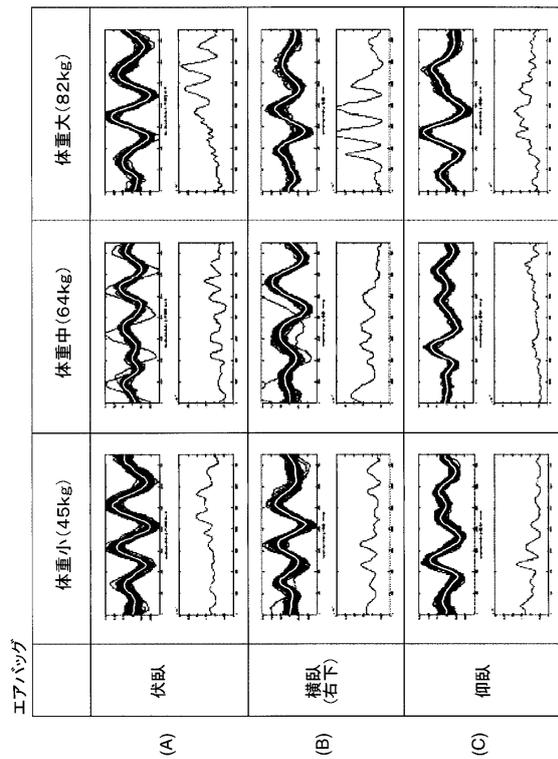
【図5】



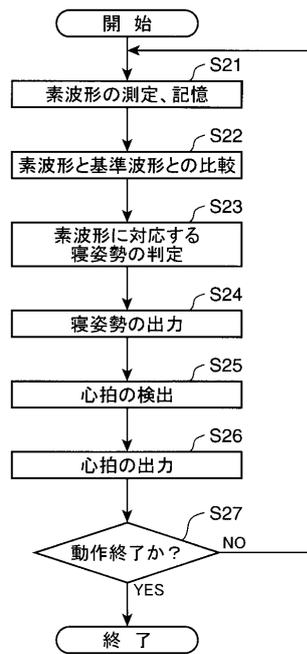
【図6】



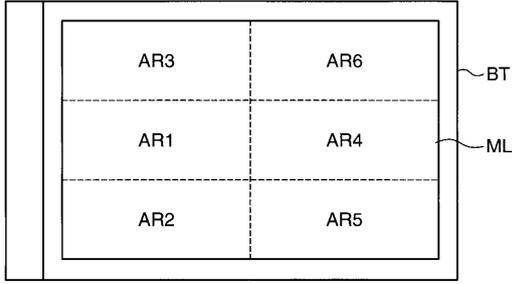
【図7】



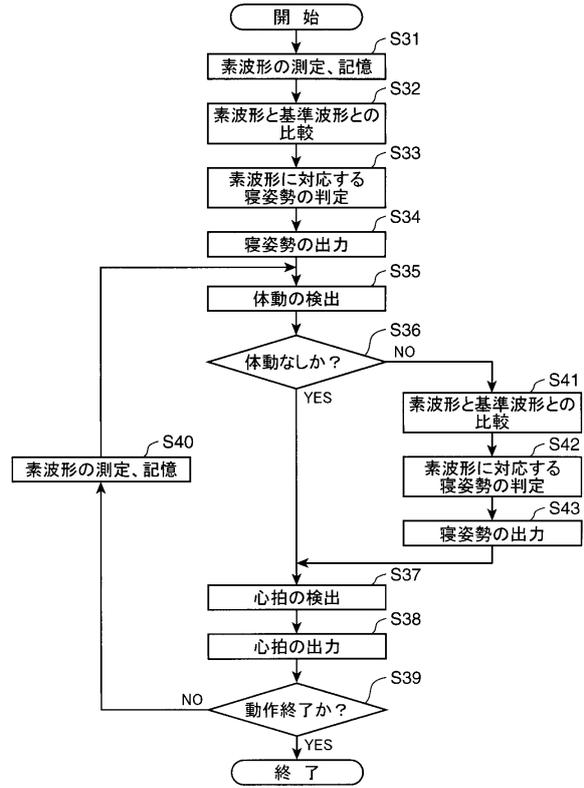
【図8】



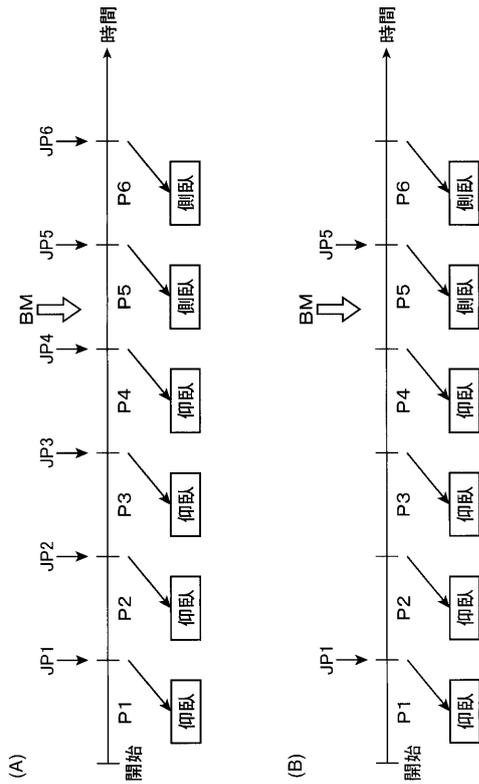
【図9】



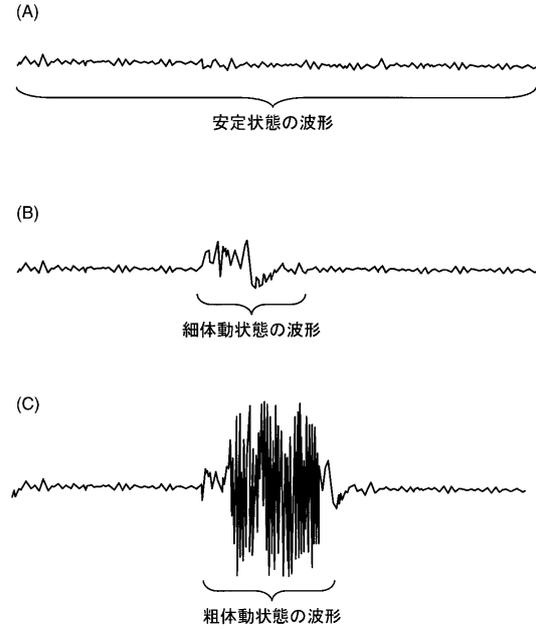
【図10】



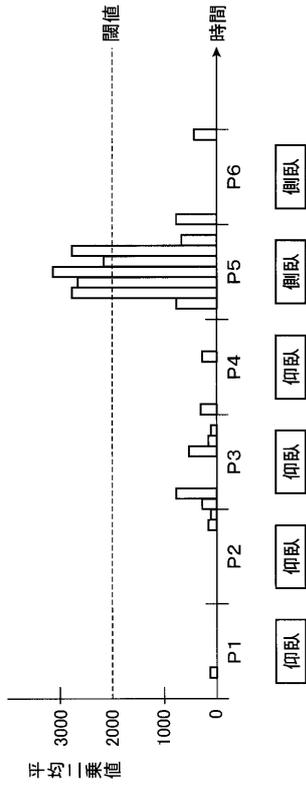
【図11】



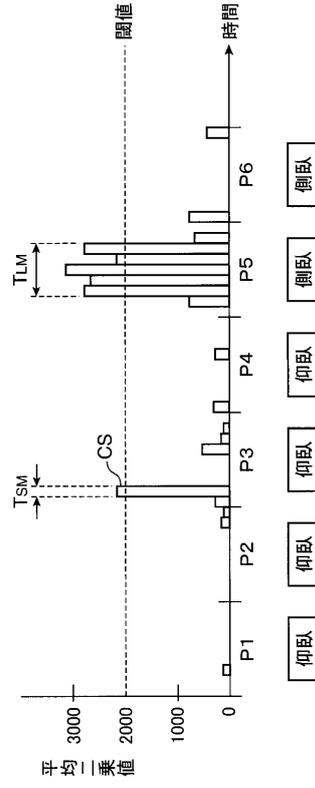
【図12】



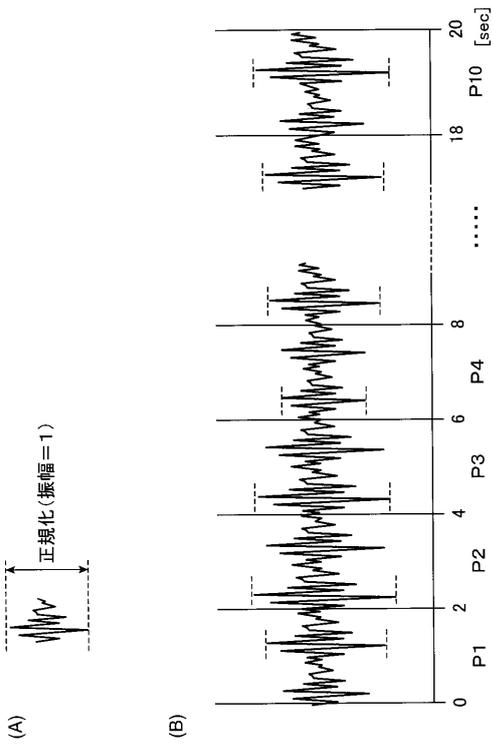
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 北堂 真子
大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
- (72)発明者 西村 良周
大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
- (72)発明者 山田 和喜男
大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
- (72)発明者 寺澤 章
大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
- (72)発明者 未藤 卓也
大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開平8 - 317909 (JP, A)
特開2000 - 287943 (JP, A)
特開2002 - 52009 (JP, A)
特許第3321942 (JP, B2)
特許第3303426 (JP, B2)
特開2004 - 81519 (JP, A)
特開2003 - 396 (JP, A)
特許第2830661 (JP, B2)
特開2002 - 65640 (JP, A)
特開2001 - 344352 (JP, A)
特許第3098997 (JP, B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)