

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6495501号
(P6495501)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int.Cl.	F I					
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 1 R			
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B	5/11	1 0 0			
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B	5/16	1 0 0			

請求項の数 11 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2018-57767 (P2018-57767)	(73) 特許権者	514118321
(22) 出願日	平成30年3月26日(2018.3.26)		ヘルスセンシング株式会社
(62) 分割の表示	特願2014-92398 (P2014-92398) の分割		東京都八王子市七国六丁目7番13号
原出願日	平成26年4月28日(2014.4.28)	(74) 代理人	100123858 弁理士 磯田 志郎
(65) 公開番号	特開2018-114317 (P2018-114317A)	(72) 発明者	鐘ヶ江正巳 東京都八王子市七国6丁目7番13号
(43) 公開日	平成30年7月26日(2018.7.26)	(72) 発明者	藤田 努 千葉県茂原市早野500番地4
審査請求日	平成30年3月28日(2018.3.28)	(72) 発明者	池田 修 東京都調布市布田5丁目25番地1 アブ ニール調布503
		審査官	高松 大

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から音声振動性信号を抽出し、前記音声振動性信号によって人の生体情報を検出する生体情報検出装置であって、

人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、

前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、

前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、音声振動性信号を抽出する音声フィルタ手段と、前記音声フィルタ手段で抽出された前記音声振動性信号が入力される判定手段とを有し、

前記判定手段は、前記音声振動性信号の波形と記憶された音声振動サンプルとの相関をとり、前記人の意思を検出することを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項2】

前記音声振動サンプルは、本人の音声をサンプリングしたもの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】

前記音声フィルタ手段は、50Hz～2kHzの間の通過域を有するバンドパスフィルタであ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】

前記信号処理回路は、前記音声フィルタ手段の前に、前記身体振動信号に対して体動振

動を分離し、増幅する前処理手段を有していることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 5】

前記振動センサーと前記音声フィルタ手段との間に、増幅後の身体振動信号の最大振幅が前記音声フィルタ手段の入力信号の電圧範囲内となるような増幅アンプを設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 6】

前記音声フィルタ手段で抽出された前記音声振動性信号を増幅する増幅アンプを設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 7】

前記振動センサーと前記音声フィルタ手段との間に、ドリフト遮断手段を設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 6 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 8】

前記振動センサーの周縁部に前記信号処理回路が一体的に設けられており、前記信号処理回路を覆って設けられたカバーの少なくとも一部を接地させたことを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 9】

前記身体振動信号を前記振動センサーから前記信号処理回路に伝送する伝送路を有し、前記伝送路の少なくとも一部に同軸ケーブルを使用することを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 10】

前記身体振動信号を前記振動センサーから前記信号処理回路に伝送する伝送路を有し、前記伝送路の半分よりも前記振動センサー側にオペアンプまたは FET を設けたことを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【請求項 11】

前記音声フィルタ手段は、減衰域における減衰後の信号の最大強度が、通過域における通過後の信号の最大強度よりも弱くなるまで繰り返し実行し、

前記通過域における信号の最大強度未満の強度の閾値が 1 となるように前記音声フィルタ手段を通過した信号の信号強度を換算し、

換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数 (n は 2 以上の整数) を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 10 の何れか 1 項に記載の生体情報検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、動物、特に人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動、肺呼吸振動または音声振動等を抽出する振動信号抽出装置及び振動信号抽出方法に関する。また、本発明は、抽出した拍動振動、肺呼吸振動または音声振動等によって人の生体情報（存在不在、生死、健康状態、心理状態、感情、意思等）を検出できるようにした人の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】

ベッドで睡眠中の患者の状態を把握することは、介護業務として必要であるが、介護者の負担を軽減するために患者の状態を自動的に監視して、異常があった時、外部に通知するシステムが望まれている。従来、睡眠中の患者の動きを束縛せずに、睡眠状態を把握するために指先に血圧計を取り付けたり、振動計を腰に巻くといった患者の身体に密着した方法を用いていた。これらの方法でも、身体にセンサーを密着させるため、信号が常に得られる点で信頼性が高いが、患者が嫌がること、センサーが外れると状態を把握できないことなどの問題があった。このため、非拘束タイプのシステムが考慮されてきている（特許文献 1）。

【0003】

10

20

30

40

50

特許文献1には、非拘束タイプの振動センサーを用いた人の存在不在を検出する人存在不在検出方法及び人存在不在検出装置が開示されている。特許文献1の方法では、人の身体から発生する振動を振動センサーによって検出して身体振動信号を取得し、取得した身体振動信号を差動信号増幅アンプによって増幅した後、対象とする人に起因する身体振動である心臓の拍動（心拍数換算：30～240回/分、周波数帯域換算：0.5～4Hz）による振動、肺呼吸活動（呼吸数換算：60回/分以下、周波数帯域換算：1Hz以下）による振動、躰に起因する躰振動を分離フィルタ機能を用いて抽出することが開示されている。特許文献1の人存在不在検出方法及び人存在不在検出装置によれば、心臓の拍動に起因する拍動振動、肺呼吸活動に起因する肺呼吸振動または躰振動が有りの状態が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が所定場所に存在していること、及び拍動振動、肺呼吸振動または躰振動が無い状態が所定の不在継続時間以上を超えることで、人が所定場所に不在であると判定している。

10

【0004】

特許文献1の人存在不在検出装置では、1個の振動センサーを用いて身体振動信号を取得し、身体振動信号をフィルタにより分離して呼吸、心拍、躰、体動の4つの信号を得ていた。フィルタは、コンデンサや抵抗及びオペアンプ等で構成されたローパスフィルタ（LPF）やハイパスフィルタ（HPF）のアナログフィルタ、又は身体振動信号をA/Dコンバータでデジタル信号に変換し数値化されたデータをもとにCPU（中央処理装置）の演算処理にてフィルタリングを行なうデジタルフィルタの何れか一方又は双方で構成することが開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-210367号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、特許文献1の人存在不在検出装置を実際に使用し、振動センサーを人体に隣接して配置した場合に生じた新たな幾つもの問題点のうち、少なくともその一部の問題を解決することを目的とするものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記した課題を解決するために、本発明の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、少なくとも人の腰部または臀部から第1の身体振動信号を検出する第1の振動センサーと、少なくとも人の胸部から第2の身体振動信号を検出する第2の振動センサーと、少なくとも前記第1の身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号を抽出する拍動フィルタ手段と、少なくとも前記第2の身体振動信号に基づいて、肺呼吸振動性信号を抽出する肺呼吸フィルタ手段とを有することを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段と、前記フィルタ手段で抽出された信号が入力される判定手段とを含み、前記振動センサーと前記フィルタ手段との間に、増幅後の身体振動信号の最大振幅が前記信号処理回路の入力信号の電圧範囲内となるような増幅アンプを設けたことを特徴とする。

【0009】

50

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段と、前記フィルタ手段で抽出された信号が入力される判定手段とを含み、前記フィルタ手段と前記判定手段との間に増幅アンプを設け、前記フィルタ手段で抽出された信号を増幅させることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段を含み、前記振動センサーと前記フィルタ手段との間に、ドリフト遮断手段を設けたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段と、前記フィルタ手段で抽出された信号が入力される判定手段とを含み、前記振動センサーの周縁部に前記信号処理回路が一体的に設けられており、前記信号処理回路を覆って設けられたカバーの少なくとも一部を接地させたことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を伝送する伝送路と、前記伝送路によって伝送された身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段を含み、前記伝送路の少なくとも一部に同軸ケーブルを使用することを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明の他の振動信号抽出装置は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出する振動信号抽出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を伝送する伝送路と、前記伝送路によって伝送された身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタ手段を含み、前記伝送路の半分よりも前記振動センサー側にオペアンプまたは F E T を設けたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の生体情報検出装置の一つは、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から音声振動性信号を抽出し、前記音声振動性信号によって人の生体情報を検出する生体情報検出装置であって、人が発する身体の振動を検出する振動センサーと、前記振動センサーが検出した身体振動信号を処理する信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記身体振動信号に基づいて、音声振動性信号を抽出する音声

10

20

30

40

50

フィルタ手段と、前記音声フィルタ手段で抽出された前記音声振動性信号が入力される信号処理回路とを有し、前記信号処理回路は、前記音声振動性信号の波形と記憶された音声振動サンプルとの相関をとることを特徴とする。

【0015】

また、本発明のフィルタリング方法の一つは、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号からフィルタ手段によって拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を抽出するフィルタリング方法であって、前記フィルタ手段の減衰域における減衰後の信号の最大強度が、前記フィルタ手段の通過域における通過後の信号の最大強度よりも弱くなるまで前記フィルタ手段を繰り返し実行し、前記通過域における信号の最大強度未満の強度の閾値が1となるように前記フィルタ手段を通過した信号の信号強度を換算し、換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数 (n は2以上の整数) を演算することを特徴とする。

10

【0016】

また、本発明の後処理方法の一つは、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から抽出した拍動振動性信号の後処理方法であって、前記拍動振動性信号の最大振幅強度よりも小さい閾値が1となるように前記拍動振動性信号の信号強度を換算し、換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数 (n は2以上の整数) を演算することを特徴とする。

【0017】

また、本発明の振動信号抽出方法の一つは、妊婦が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から胎児の拍動振動性信号を抽出する振動信号抽出方法であって、妊婦の腰部または臀部から身体振動信号を検出する振動センサーと、前記身体振動信号に対し、胎児用拍動フィルタ手段により、胎児の拍動振動を抽出することを特徴とする。

20

【0018】

また、本発明の振動信号抽出方法の他の一つは、妊婦が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から胎児の拍動振動性信号を抽出する振動信号抽出方法であって、妊婦の腰部または臀部から第1の身体振動信号を検出する第1の振動センサーと、妊婦の胸部から第2の身体振動信号を検出する第2の振動センサーと、を有し、少なくとも前記第1の身体振動信号に基づいて、第1の拍動振動性信号を抽出し、少なくとも前記第2の身体振動信号に基づいて、第2の拍動振動性信号を抽出し、前記第1の拍動振動性信号から前記第2の拍動振動性信号を除算して、胎児の拍動振動性信号を抽出することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、第1の振動センサーによって人の腰部または臀部から取得した第1の身体振動信号に基づいて拍動振動を抽出し、第2の振動センサーによって人の胸部から取得した第2の身体振動信号に基づいて肺呼吸振動を抽出するので、容易に拍動振動及び肺呼吸振動を抽出することができ、人の心身の状態を把握することができる。さらに、第1の身体振動信号に含まれる拍動振動成分が強く、第2の身体振動信号に含まれる肺呼吸振動成分が強いため、減衰域における減衰量が少なくても、拍動振動及び肺呼吸振動を抽出することができる。つまり、少ないフィルタ次数のフィルタリング手段によっても抽出が可能であり、リアルタイムでの判定が可能である。

40

【0020】

また、本発明のフィルタリング方法を採用した場合には、フィルタリング手段の減衰域における信号の強度に応じてフィルタリング処理を終えることができ、従来の一律なフィルタリング処理に比べると、信頼性向上と短時間化の両方を実現することができる。本発明のフィルタリング方法によれば、上記のような複数の振動センサーを使用しなくても、ある程度の時間で拍動振動及び肺呼吸振動を抽出することも可能である。

【0021】

50

また、本発明の後処理方法では、身体振動信号から抽出した拍動振動性信号に対して後処理を行うことにより、心電図波形に似た波形とすることができ、拍動振動性信号波形の各拍動間の期間の推移などから、心理状態、疲労度などを検出するために応用することも可能となる。

【0022】

また、本発明の他の一つでは、振動センサーから増幅アンプまでの間にドリフト遮断手段を設けることにより、振動センサー内の温度変化によって発生する焦電効果によるドリフト成分を身体振動信号から除去することができ、安定して、信頼性のある信号抽出が可能となる。その他の効果については、発明を実施するための形態において述べる。

【図面の簡単な説明】

10

【0023】

【図1】(A)は拍動振動性信号波形のシミュレーション結果、(B)は肺呼吸振動性信号のシミュレーション結果、(C)は拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号とを重ねた合成信号波形

【図2】(A)は信号処理回路で検出される波形、(B)は分離後の拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号の波形

【図3】実施形態の一つにおける信号処理装置の概要構成を示すブロック図。

【図4】実施形態の一つにおける信号処理装置の概要構成を示すブロック図。

【図5】(A)は拍動振動性信号波形のシミュレーション結果、(B)は肺呼吸振動性信号のシミュレーション結果、(C)は拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号とを重ねた合成信号波形

20

【図6】(A)は信号処理回路で検出される波形、(B)は分離後の拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号の波形

【図7】非拘束型の第1及び第2の振動センサーの配置例を示す図。

【図8】(A)は第1の身体振動信号の波形、(B)はその拍動振動性信号の波形、(C)はその肺呼吸振動性信号の波形

【図9】(A)は第2の身体振動信号の波形、(B)は肺呼吸振動性信号の波形、(C)はその拍動振動性信号の波形

【図10】(A)は第2の身体振動信号の周波数特性、(B)はHPF通過後の周波数特性、(C)はLPF通過後の周波数特性

30

【図11】(A)拍動振動性信号の波形、(B)は心電図波形

【図12】(A)はドリフトが生じた身体振動信号の信号波形、(B)は信号処理回路で検出される波形、(C)はドリフト成分を除去した身体振動信号の波形

【図13】実施例における信号処理装置の概要構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明は、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、信号処理回路によって、検出した身体振動信号から、心臓の拍動に起因する振動(以下「拍動振動」という)に関する信号(以下「拍動振動性信号」という)、肺呼吸に起因する振動(以下「肺呼吸振動」という)に関する信号(以下「肺呼吸振動性信号」という)または音声に起因する振動(以下「音声振動」という)に関する信号(以下「音声振動性信号」という)を抽出する振動信号抽出方法及び装置に関するものであり、かかる拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号は、人の生体情報(存在不在、生死、健康状態、心理状態、感情、意思等)を検出するために利用されてもよい。つまり、本発明の振動信号抽出方法及び装置は、人の生体情報検出方法及び生体情報検出装置として利用可能であり、各生体情報ごとに特化した方法及び装置としても利用可能である。例えば、人存在不在検出方法及び装置、生死判定方法及び装置、健康状態判定方法及び装置、心理状態判定方法及び装置、感情判定方法及び装置、意思検出方法及び装置等に利用してもよい。

40

【0025】

本発明の身体振動信号とは、振動センサーによって検出された信号またはかかる信号を

50

拍動フィルタ手段、肺呼吸フィルタ手段または音声フィルタ手段に供給する前の前処理をした信号を含む。また、身体振動信号は、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号の少なくとも2つを含む信号である。前処理としては、増幅アンプによる増幅処理、体動信号の分離処理などである。また、拍動フィルタ手段及び肺呼吸フィルタ手段に入力される身体振動信号には、拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を含み、例えば、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号及び音声振動性信号を含む信号から、音声振動性信号を分離した後の拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を含む信号が身体振動信号であってもよい。

【0026】

本発明の拍動振動性信号とは、拍動フィルタ手段によって身体振動信号から分離した人の心臓の拍動に起因する拍動振動を含む信号であり、例えば、拍動フィルタ手段として1 Hz ~ 4 Hzの周波数範囲の通過域を有するバンドパスフィルタ(BPF)を通過させた信号でもよい。また、拍動フィルタ手段の通過域の下限周波数は0.5 Hz以上、0.6 Hz以上、0.7 Hz以上、0.8 Hz以上又は0.9 Hz以上であってもよく、上限周波数は10 Hz以下、8 Hz以下、6 Hz以下、5 Hz以下、3 Hz以下であってもよい。拍動フィルタ手段の下限周波数が、肺呼吸フィルタ手段の上限周波数と同じであってもよいし、肺呼吸フィルタ手段の上限周波数よりも低く、一部範囲が肺呼吸フィルタ手段の通過域と重畳していてもよい。

10

【0027】

本発明の肺呼吸振動性信号とは、肺呼吸フィルタ手段によって身体振動信号から分離した肺呼吸に起因する拍動振動を含む信号であり、例えば、肺呼吸フィルタ手段として1 Hz以下の周波数範囲の通過域を有するローパスフィルタ(LPF)を通過させた信号でもよい。なお、肺呼吸フィルタ手段の遮断周波数は0.7 Hz、0.8 Hz、0.9 Hz、1.1 Hz、1.2 Hzであってもよい。また、拍動フィルタ手段の下限周波数は、肺呼吸フィルタ手段の上限周波数と同じであってもよいし、下限周波数の方が低く範囲が重畳していてもよい。

20

【0028】

本発明の音声振動性信号とは、音声フィルタ手段によって身体振動信号から分離した人の音声に起因する音声振動を含む信号であり、少なくとも声帯の振動を含み、その他の音声器官(肺、気管、喉頭、咽頭、鼻腔、口腔、舌、歯、唇など)における振動を含んでいてもよい。音声振動性信号は、例えば、音声フィルタ手段として50 Hz ~ 2 kHzの周波数範囲の通過域を有するバンドパスフィルタ(BPF)を通過させた信号でもよい。なお、音声フィルタ手段の通過域の下限周波数は4 Hz以上、10 Hz以上、30 Hz以上、70 Hz以上又は100 Hz以上であってもよく、上限周波数は400 Hz以下、800 Hz以下、1 kHz以下、1.5 kHz以下であってもよい。

30

【0029】

本発明の振動センサーは、人の体の近傍に配置され、人が発する身体の振動を検出できれば足りる。振動センサーとしては、 piezoelectric素子が好適に用いられるが、その他のセンサーを用いてもよい。piezoelectric素子の素材としては、例えば、多孔性ポリプロピレンエレクトレットフィルム(Electro Mechanical Film(EMFI))、またはPVDF(ポリフッ化ビニリデンフィルム)、またはポリフッ化ビニリデンと三フッ化エチレン共重合体(P(VDF-TrFE))、又はポリフッ化ビニリデンと四フッ化エチレン共重合体(P(VDF-TFE))を用いてもよい。また、本発明の信号処理回路は、少なくとも各フィルタ手段及び判定手段の一部または全部が含まれる。

40

【0030】

[拍動振動と肺呼吸振動の分離の困難性]

特許文献1においては、1個の振動センサーをベッドのベッドパットまたはマットレスの上部や下部、または敷き布団の上部や下部に配置し、人の身体の振動を取得することが開示されている。しかし、実際に実験を重ねたところ、個人差やばらつきがあるものの、1個の振動センサーを用いて取得された身体振動信号から、拍動振動及び肺呼吸振動の両

50

方又は何れかを抽出できないことがあった。特に、特許文献1の図1に示されているように、人の胸部に振動センサーを配置したところ、胸部から取得した身体振動信号からは、肺呼吸振動を抽出することは比較的容易であったが、拍動振動を抽出することが困難であった。

【0031】

本発明者らは、かかる困難性が、差動信号増幅アンプによる増幅と、拍動振動と肺呼吸振動とが重なって検出されることが原因の一つであることを発見した。さらに、本発明者らは、非拘束タイプの振動センサーにおいて、身体振動信号に含まれる拍動振動成分と肺呼吸振動成分の割合が検出部位（検出対象の人のどの位置から身体振動信号を検出したか）に応じて異なるという知見を見出し、人の胸部に振動センサーを配置したところ、胸部から取得した身体振動信号が、拍動振動成分の最大振幅強度と肺呼吸振動成分の最大振幅強度とがほぼ同程度に検出された。

【0032】

振動センサーから取得した身体振動信号に含まれる拍動振動成分、肺呼吸振動成分及び音声振動成分は、数 μV ～数十 mV と低いうえに電圧強度の範囲も広がった。数 μV という低い電圧の信号も、それより四桁も大きい数十 mV という電圧の信号も読み取るために、身体振動信号は、拍動フィルタ手段及び配信号フィルタ手段などに入力される前に、差動信号増幅アンプによって、拍動振動性信号または肺呼吸振動性信号の最大値（数十 mV ）が、信号処理回路の入力信号の電圧範囲（例えば 5V ）と同程度になるまで増幅させていた。しかし、胸部から取得した身体振動信号は、拍動振動成分も、肺呼吸振動成分も比較的強い強度で検出され、それらの成分が重畳することから、信号処理回路の入力信号の電圧範囲（数 V ）を超える部分が生じ、これによって、特に拍動振動性信号の検出を困難なものにしていたことを本発明者らは解明したのである。

【0033】

かかる原因について、図1及び図2のシミュレーションした信号波形を用いて説明する。図1(A)は拍動振動性信号波形のモデルであり、大きな振幅のピークと小さな振幅のピークとが交互に生じている。図1(B)は肺呼吸振動性信号のモデルであり、単純なサイン波としている。図1(C)は、図1(A)及び(B)の拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号とを重ねた合成信号波形である。図2(A)は、図1(C)のうち、信号処理回路の入力信号の電圧範囲 5V ($\pm 2.5\text{V}$)で検出される波形であり、図1(C)のうち 2.5V を超える部分がカットされてしまい上限値である 2.5V で一定となっている。図2(B)は、図2(A)の合成信号波形をフィルタ手段によって分離した拍動振動性信号（実線）と肺呼吸振動性信号（点線）の波形である。図1及び図2において、横軸は時間であり、縦軸は信号電圧（ボルト）であるが、胸部から取得された身体振動信号では、拍動振動成分も肺呼吸振動成分も比較的強い強度で検出されること、信号処理回路の入力信号の電圧範囲を 5V ($\pm 2.5\text{V}$)に設定したことから、図1(A)及び(B)の最大振幅を $2 \sim 2.5\text{V}$ 程度となるように設定した。

【0034】

図2(B)において、肺呼吸振動性信号はサイン波形であり、図1(B)とほぼ同じ波形に分離できているが、拍動振動性信号は、信号処理回路の入力信号の電圧範囲の上限でカットされたため、信号が変形している。特に、拍動振動性信号は、大きな振幅のピークと小さな振幅のピークとが交互に生じているが、その規則性が乱されており、拍動振動の検出に不具合が生じたものと推定される。なお、図2(B)において、カットされていない領域であれば拍動振動性信号の分離、抽出は可能であったが、継続的に安定して分離、抽出するのは困難であった。

【0035】

また、特許文献1では、拍動振動を分離するためのフィルタとして、身体振動信号の周波数成分について、 1Hz に設定された遮断周波数以上の周波数帯域を通過させる高域通過フィルタ、及び 4Hz に設定された遮断周波数以下の周波数帯域を通過させる低域通過フィルタを通過した $1\text{Hz} \sim 4\text{Hz}$ の範囲の周波数の信号を拍動振動性信号としている。

さらに、肺呼吸振動を分離するためのフィルタとして、身体振動信号の周波数成分について、1 Hz に設定された遮断周波数以下の周波数帯域を通過させる低域通過フィルタを通過した1 Hz 以下の範囲の周波数の信号を肺呼吸振動性信号としている。拍動振動は、例えば、心拍数換算で30～240回/分、周波数帯域換算で0.5～4 Hz の範囲で変動し、肺呼吸振動は、例えば呼吸数換算で60回/分以下、周波数帯域換算で1 Hz 以下の範囲で変動するものであるから、実際には拍動振動と肺呼吸振動との周波数範囲は重なることがある。1 Hz という遮断周波数で分離される拍動振動性信号(1 Hz～4 Hz)と肺呼吸振動性信号(1 Hz以下)とでは、そもそも拍動振動性信号(1 Hz～4 Hz)の周波数範囲にも肺呼吸振動の成分がノイズとして含まれ、肺呼吸振動性信号(1 Hz以下)の周波数範囲にも肺呼吸振動の成分がノイズとして含まれてしまう。

10

【0036】

フィルタの遮断周波数は、入力と出力の比である利得(ゲイン)が通常値よりも3 dB 低下した周波数と定義されており、遮断周波数を境界として、信号を通過させる周波数帯域(通過域)と信号を阻止する周波数帯域(減衰域)とが区分される。フィルタは、通過域では信号を完全に通過し、減衰域では信号を完全に遮断することが理想であるが、現実のフィルタでは、通過域から徐々に信号が減衰していき、減衰域においても信号の一部が通過してしまう。このように、フィルタでも遮断できない減衰域の信号もノイズとして存在することも、拍動振動又は肺呼吸振動の抽出をより困難なものとする原因であった。例えば、胸部から取得した身体振動信号の場合、1 Hz～4 Hz の拍動振動性信号を分離しても、1 Hz の遮断周波数の高域通過フィルタによって減衰させているが、1 Hz 以下の周波数の信号も一部含まれてしまうところ、肺呼吸振動の成分が強い場合には、減衰しても1 Hz 以下の周波数の信号のほうが、1 Hz～4 Hz の拍動振動性信号よりも強くなることもあった。

20

【0037】

減衰域における信号の減衰量は、フィルタ次数Nによって決定され、次数Nが多くなれば減衰量が多くなる。フィルタを繰り返し行うことで次数Nを増やすことができ、次数Nを無限大とすれば、理論上は、遮断周波数において信号を完全に遮断できる理想的な状態となる。しかし、現実的には、次数Nは有限の数となる。従来では、減衰域の信号を十分に低減させるため次数Nを多く設定すると、信号処理に時間を必要とするので、リアルタイム性が失われてしまうという問題があった。また、リアルタイム性を優先するとノイズが多くなり、拍動振動又は肺呼吸振動の抽出が難しくなってしまう問題があった。

30

【0038】

これらの問題の少なくとも一部を解決するため、本発明者らは、複数の併用可能な解決手段を発明した。その一つは、振動センサーと拍動フィルタ手段または肺呼吸フィルタ手段との間に、増幅アンプによる増幅後の身体振動信号(拍動振動及び肺呼吸振動を含む)の最大振幅が信号処理回路の入力信号の電圧範囲内となるような増幅アンプを設けたことを特徴とする。また、他の一つは、身体振動信号(拍動振動及び肺呼吸振動を含む)を拍動フィルタ手段または肺呼吸フィルタ手段によって拍動振動性信号または肺呼吸振動性信号を抽出した後に増幅アンプによって増幅させることを特徴とする。さらに他の一つは、少なくとも人の腰部または臀部から検出した身体振動信号から拍動振動性信号を抽出することを特徴とする。また、他の一つは、複数の振動センサーによって、人が発する身体の振動を身体の複数の部位から、それぞれ身体振動信号を検出し、前記複数の振動センサーによって検出された複数の身体振動信号の中から選択された第1の身体振動信号を少なくとも用いて拍動振動に関する信号を抽出し、前記複数の身体振動信号の中から選択された第2の身体振動信号を少なくとも用いて、肺呼吸振動に関する信号を抽出することを特徴とする。また、本発明の他の一つでは、周波数フィルタによる処理を最適化することで拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を抽出することを可能とした。

40

【0039】

[増幅アンプの増幅率変更]

図3は、本実施形態における信号処理装置16の構成の概要を示すブロック図である。

50

図3においては1つの振動センサー10を信号処理装置16に接続した構成であるが、複数の振動センサーを接続してもよい。信号処理装置16は、増幅アンプ110、拍動フィルタ手段120、肺呼吸フィルタ手段121、音声フィルタ手段122、判定手段140、記憶装置261を含んでいる。

【0040】

振動センサー10は、少なくとも人の付近に配置され、人から身体振動信号102を検出する。振動センサー10は、信号処理装置16の増幅アンプ110に接続されており、振動センサー10で検出された身体振動信号102が増幅アンプ110によって増幅される。増幅アンプ110の出力は、拍動フィルタ手段120、肺呼吸フィルタ手段121または/及び音声フィルタ手段122に接続されており、増幅された身体振動信号104が各フィルタ手段120、121、122に入力される。拍動フィルタ手段120は、増幅された身体振動信号104に基づいて、人の心臓の拍動に起因する拍動振動性信号123を抽出する。肺呼吸フィルタ手段121は、増幅された身体振動信号104に基づいて、人の肺呼吸に起因する肺呼吸振動性信号124を抽出する。音声フィルタ手段122は、増幅された身体振動信号104に基づいて、音声に起因する音声振動性信号126を抽出する。これらの拍動振動性信号123、肺呼吸振動性信号124及び音声振動性信号126は、判定手段140に入力され、拍動振動により、または、肺呼吸振動により、または拍動振動と他の振動により、人の生体情報（存在不在、生死、健康状態、心理状態、感情、意思等）を検出するために利用される。

【0041】

本実施の形態において、増幅アンプ110は、振動センサーと拍動フィルタ手段、肺呼吸フィルタ手段または音声フィルタ手段122との間に設けられ、増幅後の身体振動信号（拍動振動、肺呼吸振動及び音声振動の少なくとも2つを含む）の最大振幅が信号処理回路の入力信号の電圧範囲内となるように設定されている。例えば、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号の最大値（数十mV）が、信号処理回路の入力信号の電圧範囲（例えば5V：±2.5V）の50%（1.25V）～10%（250mV）となるように設計する。拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号の最大値（数十mV）については、使用する振動センサーの感度、使用環境（人との間の遮蔽物の素材、距離など）で変動するので、予め所定の環境の下で実験して確認することができる。

【0042】

本実施の形態においては、増幅された身体振動信号104から抽出された拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号の最大値は、信号処理回路の入力信号の電圧範囲の半分以下しかないので、各フィルタ手段120、121、122と判定手段140との間に、第2の増幅アンプを設け、2倍～10倍に増幅し、信号処理回路の入力信号の電圧範囲を有効に利用し、SN比を高めることが好ましい。

【0043】

拍動フィルタ手段120は、少なくとも身体振動信号102に基づいて、人の心臓の拍動に起因する拍動振動性信号123を抽出する。身体振動信号102に基づいて抽出するとは、身体振動信号102に予め前処理（ドリフト成分除去、増幅又は体動振動信号除去）を行った後に、拍動フィルタ手段120によって抽出することを含む。拍動フィルタ手段120は、コンデンサや抵抗及びオペアンプ等で構成されたローパスフィルタ（LPF）やハイパスフィルタ（HPF）のアナログフィルタ、又は身体振動信号102であるアナログ信号をA/Dコンバータでデジタル信号に変換し数値化されたデータをもとにCPU（中央処理装置）の演算処理にてフィルタリングを行なうデジタルフィルタの何れか一方又は双方で構成することができる。なお、デジタルフィルタにあっては、フィルタ処理部専用のA/Dコンバータ及びCPUで構成することも可能であるが、判定手段140のA/Dコンバータ及びCPUで処理することもできる。

【0044】

具体的な拍動フィルタ手段120としては、例えば、1Hz～4Hzの周波数範囲の通

10

20

30

40

50

過域を有するバンドパスフィルタ (B P F) を利用することができる。また、拍動フィルタ手段の通過域の下限周波数は 0 . 5 H z 以上、 0 . 6 H z 以上、 0 . 7 H z 以上、 0 . 8 H z 以上又は 0 . 9 H z 以上であってもよく、上限周波数は 1 0 H z 以下、 8 H z 以下、 6 H z 以下、 5 H z 以下、 3 H z 以下であってもよい。また、拍動フィルタ手段 1 2 0 として、後述する本発明のフィルタリング処理方法を実施するものでもよい。

【 0 0 4 5 】

肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 は、身体振動信号 1 0 2 に基づいて、人の肺呼吸に起因する肺呼吸振動性信号 1 2 4 を抽出する。身体振動信号 1 0 2 に基づいて抽出するとは、身体振動信号 1 0 2 に予め前処理 (ドリフト成分除去、増幅又は体動振動信号除去) を行った後に、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 によって抽出することを含む。肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 は、コンデンサや抵抗及びオペアンプ等で構成されたローパスフィルタ (L P F) のアナログフィルタ、又は身体振動信号 1 0 2 であるアナログ信号を A / D コンバータでデジタル信号に変換し数値化されたデータをもとに C P U (中央処理装置) の演算処理にてフィルタリングを行なうデジタルフィルタの何れか一方又は双方で構成することができる。なお、デジタルフィルタにあっては、フィルタ処理部専用の A / D コンバータ及び C P U で構成することも可能であるが、判定手段 1 4 0 の A / D コンバータ及び C P U で処理することもできる。

10

【 0 0 4 6 】

具体的な肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 としては、例えば、 1 H z 以下の周波数範囲の通過域 (1 H z の遮断周波数) を有するローパスフィルタ (L P F) を利用することができる。また、肺呼吸フィルタ手段 (L P F) の遮断周波数は 0 . 7 H z 、 0 . 8 H z 、 0 . 9 H z 、 1 . 1 H z 、 1 . 2 H z であってもよい。

20

【 0 0 4 7 】

音声フィルタ手段 1 2 2 は、身体振動信号 1 0 2 に基づいて、音声に起因する音声振動性信号 1 2 6 を抽出する。身体振動信号 1 0 2 に基づいて抽出するとは、身体振動信号 1 0 2 に予め前処理 (ドリフト成分除去、増幅又は体動振動信号除去) を行った後に、音声フィルタ手段 1 2 2 によって抽出することを含む。音声フィルタ手段 1 2 2 は、コンデンサや抵抗及びオペアンプ等で構成されたローパスフィルタ (L P F) やハイパスフィルタ (H P F) のアナログフィルタ、又は身体振動信号 1 0 2 であるアナログ信号を A / D コンバータでデジタル信号に変換し数値化されたデータをもとに C P U (中央処理装置) の演算処理にてフィルタリングを行なうデジタルフィルタの何れか一方又は双方で構成することができる。なお、デジタルフィルタにあっては、フィルタ処理部専用の A / D コンバータ及び C P U で構成することも可能であるが、判定手段 1 4 0 の A / D コンバータ及び C P U で処理することもできる。

30

【 0 0 4 8 】

具体的な音声フィルタ手段 1 2 2 としては、例えば、 5 0 H z ~ 2 k H z の間の通過域をもつ B P F を利用することができる。音声フィルタ手段の通過域の下限周波数は 4 H z 以上、 1 0 H z 以上、 3 0 H z 以上、 7 0 H z 以上又は 1 0 0 H z 以上であってもよく、上限周波数は 4 0 0 H z 以下、 8 0 0 H z 以下、 1 k H z 以下、 1 . 5 k H z 以下であってもよい。

40

【 0 0 4 9 】

判定手段 1 4 0 は、拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号及び / または音声振動性信号に基づいて、人の生体情報 (生死、健康状態、心理状態、感情) を検出、判定するものであり、C P U (信号処理回路) によって構成される。また、入力される信号がアナログ信号だった場合には、A / D コンバータが含まれていてもよい。さらに、判定手段 1 4 0 は、例えば半導体記憶装置やハードディスク装置 (H D D) 等の記憶装置 2 6 1 と接続されている。判定手段 1 4 0 では、C P U が、抽出された拍動振動性信号 1 2 3、肺呼吸振動性信号 1 2 4 または音声振動性信号 1 2 6 と、記憶装置 2 6 1 に記憶された人の生体情報 (生死、健康状態、心理状態、感情) の比較判定の基準となる閾値やサンプル波形を比較して、人の生体情報 (生死、健康状態、心理状態、感情) を判断する。

50

【 0 0 5 0 】

例えば、判定手段 1 4 0 は、身体振動から心臓の拍動に起因する拍動振動を抽出して拍動振動が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が振動センサーの検出範囲内に存在していること、及び拍動振動が無い状態が所定の不在継続時間以上を超えることで、人が不在であると判断してもよい。また、身体振動から肺呼吸に起因する肺呼吸振動を抽出して肺呼吸振動が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が振動センサーの検出範囲内に存在していること、及び肺呼吸振動が無い状態が所定の不在継続時間以上を超えることで、人が不在であると判断してもよい。また、身体振動から心臓の拍動に起因する拍動振動と肺呼吸に起因する肺呼吸振動が共に有りの状態が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が振動センサーの検出範囲内に存在していること、及び拍動振動と肺呼吸振動が共に無い状態が所定の不在継続時間以上を超えることで、人が不在であると判断してもよい。また、身体振動から音声振動を抽出して音声振動が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が振動センサーの検出範囲内に存在していると判断してもよいし、音声振動の信号波形と予め記憶されている音声振動サンプルとの相関値が一定以上の場合に人からなんらかの意思表示がなされていると判定してもよい。

10

【 0 0 5 1 】

通報手段 2 7 0 では、判定手段 1 4 0 からの判定結果 1 2 5 をもとに表示装置に表示したり、LED の点灯やブザーを鳴らしたり、又はナースコール装置への通報や通信回線を通して外部に通報する。

【 0 0 5 2 】

[抽出後に増幅アンプ]

図 4 は、本実施形態における信号処理装置 1 6 の構成の概要を示すブロック図である。図 4 においては 1 つの振動センサー 1 0 を信号処理装置 1 6 に接続した構成であるが、複数の振動センサーを接続してもよい。信号処理装置 1 6 は、拍動フィルタ手段 1 2 0、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1、拍動振動用増幅アンプ 1 1 2 A、肺呼吸振動用増幅アンプ 1 1 2 B、判定手段 1 4 0、記憶装置 2 6 1 を含んでいる。

20

【 0 0 5 3 】

本実施の形態では、振動センサー 1 0 は、拍動フィルタ手段 1 2 0 または / 及び肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 に接続されており、振動センサー 1 0 で検出された身体振動信号 1 0 2 が拍動フィルタ手段 1 2 0 または / 及び肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 に入力される。拍動フィルタ手段 1 2 0 は、身体振動信号 1 0 2 に基づいて、人の心臓の拍動に起因する拍動振動性信号 1 2 3 を抽出し、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 は、身体振動信号 1 0 2 に基づいて、人の肺呼吸に起因する肺呼吸振動性信号 1 2 4 を抽出する。そして、拍動フィルタ手段 1 2 0 と判定手段 1 4 0 との間に拍動振動用増幅アンプ 1 1 2 A が設けられており、拍動フィルタ手段 1 2 0 で抽出された拍動振動性信号 1 2 3 は拍動振動用増幅アンプ 1 1 2 A によって増幅され、判定手段 1 4 0 に入力される。また、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 と判定手段 1 4 0 との間に肺呼吸振動用増幅アンプ 1 1 2 B が設けられており、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 で抽出された肺呼吸振動性信号 1 2 4 は肺呼吸振動用増幅アンプ 1 1 2 B によって増幅され、判定手段 1 4 0 に入力される。

30

【 0 0 5 4 】

拍動振動用増幅アンプ 1 1 2 A 及び肺呼吸振動用増幅アンプ 1 1 2 B は、それぞれ拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号の最大値 (数十 m V) が信号処理回路の入力信号の電圧範囲内 (数 V) となるように増幅する。なお、振動センサー 1 0 で検出された身体振動信号 1 0 2 は数 μ V という微小な信号も含まれているので、図 3 に示すように、振動センサーと拍動フィルタ手段または肺呼吸フィルタ手段との間に増幅アンプ 1 1 0 を設け、少し増幅したうえで、拍動フィルタ手段または肺呼吸フィルタ手段で抽出してもよい。

40

【 0 0 5 5 】

また、図 4 においては、音声フィルタ手段については省略しているが、振動センサー 1 0 で検出された身体振動信号 1 0 2 が入力されるように音声フィルタ手段を設け、音声フィルタ手段と判定手段 1 4 0 との間に音声振動用増幅アンプを設けてもよい。

50

【 0 0 5 6 】

[振動センサーの配置]

本発明者らは、非拘束タイプの振動センサーにおいて、身体振動信号に含まれる拍動振動成分と肺呼吸振動成分の割合（各成分における最大強度の比較）が、振動センサーを配置する人の部位（検出部位）に応じて異なるという知見を見出した。人の胸部から取得した身体振動信号には、拍動振動成分も、肺呼吸振動成分も比較的強い強度で検出され、拍動振動成分と肺呼吸振動成分とが同程度または肺呼吸振動成分が強く検出される。しかし、本発明者らは、人の腰部または臀部から取得した身体振動信号には、拍動振動成分は強いが、比較的、肺呼吸振動成分が弱く検出される傾向を示すことを発見した。そして、人の腰部または臀部から取得した身体振動信号からは拍動振動性信号が比較的容易に抽出できたのである。

10

【 0 0 5 7 】

これについて、図5、図6のシミュレーションした信号波形を用いて説明する。図5（A）は拍動振動性信号波形のモデルであり、図1（A）と同じものである。図5（B）は肺呼吸振動性信号のモデルであり、単純なサイン波としているが、図1（B）と比べると強度が5分の1程度（最大強度が0.5V程度）と弱く、図5（A）の拍動振動性信号波形に比べて強度が弱くなっている。図5（C）は、図5（A）及び（B）の拍動振動性信号と肺呼吸振動性信号とを重ねた合成信号波形である。図6（A）は、図5（C）のうち、信号処理回路の入力信号の電圧範囲5V（±2.5V）で検出される波形である。図5（C）の波形から明らかのように、合成された信号波形は、2.5Vをほとんど超えておらず、超えている部分も心拍振動性信号波形の大きなピークの頂点付近だけである。図6（B）は、図6（A）の合成信号波形をフィルタ手段によって分離した拍動振動性信号（実線）と肺呼吸振動性信号（点線）の波形である。図5及び図6において、横軸は時間であり、縦軸は信号電圧（ボルト）である。

20

【 0 0 5 8 】

図6（B）に示すように、拍動振動成分に比べて、肺呼吸振動成分が弱い場合は、サイン波形の肺呼吸振動性信号も、大きなピークと小さなピークとが交互に検出される拍動振動性信号も、いずれも増幅された身体振動信号から分離抽出することができる。人の腰部または臀部から取得した身体振動信号は、拍動振動成分は強いが、比較的、肺呼吸振動成分が弱く検出される傾向を示すので、腰部または臀部の近傍に振動センサーを配置し、腰部または臀部から取得した身体振動信号を用いて拍動振動性信号を抽出することが容易になる。さらに、肺呼吸振動性信号は比較的容易に抽出できるので、腰部または臀部から取得した身体振動信号を用いて肺呼吸振動性信号を抽出してもよい。

30

【 0 0 5 9 】

[複数の振動センサーによる検出]

本発明の一つは、複数の振動センサーによって、人が発する身体の振動を身体の複数の部位から、それぞれ身体振動信号を検出し、前記複数の振動センサーによって検出された複数の身体振動信号の中から、拍動振動性信号を抽出するための第1の身体振動信号を選択し、少なくとも第1の身体振動信号に基づいて、拍動振動性信号を抽出し、前記複数の身体振動信号の中から、肺呼吸振動性信号を抽出するための第2の身体振動信号を選択し、少なくとも前記第2の身体振動信号に基づいて、肺呼吸振動に関する信号を抽出する。

40

【 0 0 6 0 】

第1の身体振動信号は、拍動振動成分に比べて肺呼吸振動成分が弱い信号であり、予め決められた部位（例えば、腰部または臀部）からの身体振動信号を第1の身体振動信号としてもよいし、検出した複数の身体振動信号を比較して、拍動振動成分が比較的強く検出された身体振動信号を第1の身体振動信号としてもよい。また、第1の身体振動信号は、一つの振動センサーから検出された身体振動信号でもよいし、複数の振動センサーから検出された複数の身体振動信号でもよい。

【 0 0 6 1 】

第2の身体振動信号は、第1の身体振動信号に比べて拍動振動成分が強い信号であり、

50

予め決められた部位（例えば、胸部）からの身体振動信号を第2の身体振動信号としてもよいし、検出した複数の身体振動信号を比較して、拍動振動成分が比較的強く検出された身体振動信号を第2の身体振動信号としてもよい。また、第2の身体振動信号は、一つの振動センサーから検出された身体振動信号でもよいし、複数の振動センサーから検出された複数の身体振動信号でもよい。

【0062】

例えば、本実施形態の装置としては、人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を抽出する際に、第1の振動センサーによって、少なくとも人の腰部または臀部から第1の身体振動信号を検出し、第2の振動センサーによって、少なくとも人の胸部から第2の身体振動信号を検出し、少なくとも前記第1の身体振動信号を用いて、拍動振動性信号を抽出し、少なくとも前記第2の身体振動信号を用いて、肺呼吸振動性信号を抽出するように構成されている。

10

【0063】

第1の振動センサーは、少なくとも人の腰部または臀部付近に配置され、腰部または臀部から第1の身体振動信号を検出する。第1の振動センサーの配置は、腰部付近であってもよいし、臀部付近であってもよいし、少し大きめの幅を持たせ、腰部及び臀部の両方にわたって配置してもよいし、さらに腰部または臀部に加えて腹部や大腿部におよんでいてもよい。また、独立した複数の振動センサーを並列に配置し、少なくとも人の腰部または臀部に位置した振動センサーを第1の振動センサーとしてもよい。第1の振動センサーは、人を拘束しない非拘束型であることが好ましく、人が横になった時の腰部または臀部付近に直接またはシーツ、毛布、マットなどを介して配置したり、人が座った時の腰部または臀部付近に直接または座布団、クッションなどを介して配置したりしてもよい。さらに、第1の振動センサーを身に着けるウェアラブルな形態で使用してもよく、例えば、ズボンのポケット等に保持したり、服に縫い付けたりしてもよい。また、振動センサーは信号処理装置と有線または無線で接続されている。なお、第1の振動センサーとして、拘束式のものをを用いてもよく、例えば、ベルト等により腰の位置にセンサーを固定してもよく、拘束式のセンサーから有線または無線で信号処理装置と接続してもよい。

20

【0064】

第2の振動センサーは、少なくとも人の胸部付近に配置され、胸部から第2の身体振動信号を検出する。第2の振動センサーの配置は、胸部付近であってもよいし、少し大きめの幅を持たせ、胸部から腹部または頸部におよんでいてもよい。また、独立した複数の振動センサーを並列に配置し、少なくとも人の胸部に位置した振動センサーを第2の振動センサーとしてもよい。第2の振動センサーは、非拘束型であることが好ましく、人が横になった時の胸部付近に直接またはシーツ、毛布、マットなどを介して配置したり、人が座った時の胸部付近に直接またはクッションなどを介して配置したりしてもよい。さらに、第2の振動センサーを身に着けるウェアラブルな形態で使用してもよく、例えば、服の胸ポケット等に保持したり、服に縫い付けたりしてもよい。また、振動センサーは信号処理装置と有線または無線で接続されている。なお、第2の振動センサーとして、拘束式のものをを用いた場合は、ベルト等により胸の位置にセンサーを固定してもよく、拘束式のセンサーから有線または無線で信号処理装置と接続してもよい。

30

40

【0065】

図7に、非拘束型の第1及び第2の振動センサーの配置の一例を示す。図7(A)では、寝具11の上であって、人15が横になった状態の腰部及び臀部付近に第1の振動センサー10Aを配置し、胸部付近に第2の振動センサー10Bを配置している。第1の振動センサー10A及び第2の振動センサー10Bは、いずれも信号処理装置16に接続されており、検出された身体振動信号を信号処理装置16に出力する。図7(B)では、寝具11の上に6つ振動センサー10C~10Hを並列に配置している。6つ振動センサー10C~10Hは、いずれも信号処理装置16に接続されており、検出された身体振動信号を信号処理装置16に出力する。図7(B)においては、寝具の上に横になる人の腰部または臀部に位置する振動センサーが第1の振動センサーとなり、胸部に位置する振動セン

50

サーが第2の振動センサーとなる。この場合、人の体格、寝相に合わせて第1の振動センサー及び第2の振動センサーを変更することができる。なお、図7(B)においては、信号処理装置16内、または各振動センサーと信号処理装置との間に、信号の入力をオン/オフさせる選択スイッチを有していてもよい。図7(C)では、椅子12の座板13と背もたれ14の下部(座板側)に第1の振動センサー10Aを配置し、椅子12の背もたれ14に第2の振動センサー10Bを配置している。図1(C)の第1の振動センサー10A及び第2の振動センサー10Bは、いずれも信号処理装置16に接続されており、検出された身体振動信号を信号処理装置16に出力する。図7(C)において、第1の振動センサー10Aは座板13にのみ配置されていてもよい。

【0066】

拍動振動性信号は、第1の振動センサーによって腰部または臀部から検出された第1の身体振動信号のみを用いて求めてもよいし、第1の身体振動信号とその他の身体振動信号又はその他の身体振動信号から抽出された信号を用いて求めてもよい。肺呼吸振動性信号は、第2の振動センサーによって腰部または臀部から検出された第2の身体振動信号のみを用いて求めてもよいし、第2の身体振動信号とその他の身体振動信号又はその他の身体振動信号から抽出された信号を用いて求めてもよい。

【0067】

図8(A)は、第1の振動センサーによって人の腰部から検出した第1の身体振動信号の波形であり、図9(A)は、第2の振動センサーによって人の胸部から検出した第2の身体振動信号の波形である。図8(B)は、第1の身体振動信号に対して、拍動フィルタ手段として遮断周波数1HzのHPFを使用したフィルタリング処理によって抽出した拍動振動性信号の波形である。図8(B)に示すように、第1の身体振動信号から比較的きれいな波形の拍動振動性信号を抽出することができた。図9(B)は、第2の身体振動信号に対して、肺呼吸フィルタ手段として遮断周波数1HzのLPFを使用したフィルタリング処理によって抽出した肺呼吸振動性信号の波形である。図9(B)に示すように、第2の身体振動信号から比較的きれいな波形の肺呼吸振動性信号を抽出することができた。図8及び図9は、いずれも、横軸は時間であり、縦軸は信号電圧(ボルト)である。

【0068】

図8(C)は、第1の身体振動信号に対して、肺呼吸フィルタ手段として遮断周波数1HzのLPFを使用したフィルタリング処理によって抽出した肺呼吸振動性信号の波形である。少し変形してはいるが、肺呼吸振動が存在することが確認できる。図9(C)は、胸部から検出した第2の身体振動信号に対して、増幅度が従来の半分程度の第1の増幅アンプによって増幅し、拍動フィルタ手段として遮断周波数1HzのHPFを使用したフィルタリング処理によって抽出し、第2の増幅アンプによって2倍に増幅した拍動振動性信号の波形である。図9(C)に示すように、増幅アンプの増幅率を変更し、さらに分離後に増幅することで拍動振動性信号を抽出することができた。

【0069】

このように、第1の身体振動信号を用いることにより、拍動振動性信号を抽出することが容易になり、第2の身体振動信号を用いることにより、肺呼吸振動性信号を抽出することが容易になる。さらに、第1及び第2の身体振動信号における拍動振動成分と肺呼吸振動成分との差が多ければ、周波数フィルタ(LP F、HP F)を使用しなくても、強い成分だけが残るように振幅強度に閾値を設けるだけで両者を簡単に分離することもできる。また、周波数フィルタを使用する場合であっても、第1の身体振動信号には、ノイズとなる肺呼吸振動成分が弱く、第2の身体振動信号には、ノイズとなる拍動振動成分が弱いいため、フィルタ次数Nが少なくても、抽出に影響のない程度までノイズを減衰でき、拍動振動性信号及び肺呼吸振動性信号を抽出することができる。

【0070】

[フィルタリング処理方法]

また、本発明の他の一つでは、周波数フィルタによる処理を最適化することで拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号の抽出を容易にした。本発明のフィルタ

10

20

30

40

50

リング処理方法は、減衰域における減衰後の信号の最大強度が、通過域における信号の最大強度よりも弱くなるまで周波数フィルタを繰り返し実行した後、通過域における信号の最大強度未満の強度の閾値（フィルタリング用閾値）が1となるようにフィルタリング後の信号強度を換算し、さらに、換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数（ n は2以上の整数）を演算することにより得られた信号波形を抽出する。かかる変換により、フィルタリング用閾値よりも大きい強度の信号については指数的に強度が増加し、閾値よりも小さい強度の信号については0に近づき、通過域における信号を強調することができる。フィルタリング用閾値は、通過域における信号の最大強度未満の強度範囲内であればよいが、減衰域における減衰後の信号の最大強度よりも大きいことが好ましい。つまり、減衰域における最大強度<フィルタリング用閾値<通過域における最大強度とすることが好ましい。フィルタリング用閾値は、フィルタリング後に設定されることが好ましいが、予め設定された数値を使用することもできる。

10

【0071】

例えば、腰部から取得した身体振動信号から拍動振動を抽出するのは困難であるが、本発明のフィルタリング処理方法を実行することにより、拍動振動用に別の振動センサーを使用しなくても、拍動振動を抽出することが可能である。図10(A)は、第1の振動センサーによって人の腰部から検出した第1の身体振動信号の周波数特性を示す図であり、横軸は周波数、縦軸はスペクトラル強度である。CPUは、図10(A)の身体振動信号に対し、拍動フィルタ手段として、遮断周波数1HzのLPFを実行する度に、フィルタリング後の信号の1Hz未満の減衰域における最大強度と通過域における信号の最大強度とを比較し、減衰域における信号の最大強度の方が大きい場合は、再びフィルタリング後の信号に対し、LPFを1回又は複数回実行する処理を行う。図10(B)は、遮断周波数1HzのLPFを拍動フィルタ手段として使用した後の周波数特性を示す図である。図10(B)に示すように、フィルタリング後の信号では、減衰域である1Hz以上の信号強度が1Hz未満の通過域における信号の最大強度よりも小さくなっている。また、図10(C)は、遮断周波数1HzのHPFを肺呼吸フィルタ手段として使用した後の周波数特性を示す図である。図10(C)に示すように、フィルタリング後の信号では、減衰域である1Hz未満の信号強度が1Hz以上の通過域における信号の最大強度よりも小さくなっている。

20

【0072】

その後、閾値を設定し、閾値の強度が1となるようにフィルタリング後の信号強度を換算し、換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数（ n は3）を演算することにより、胸部から取得した身体振動信号からも拍動振動を抽出することができた。

30

【0073】

かかるフィルタリング処理方法によれば、画一的にフィルタを行うのではなく、減衰域における信号の強度に応じて、フィルタの実行数を増減させるため、最適な処理時間でフィルタリング処理を行うことができ、また、減衰域における信号の強度は0に近くなり、通過域における信号の確認が容易となる。ただし、通過域の信号についても閾値より強度が小さい信号については0に近づいてしまうので、特徴的な信号しか検出できない。なお、フィルタの実行数は、減衰域における減衰後の信号の最大強度が、通過域における信号の最大強度よりも弱くなれば足りるが、更に弱くするまで実行してもよい。例えば、通過域における信号の最大強度の90%、80%、70%、60%、50%又は40%まで弱くなるまで実行させてもよい。また、複数の振動センサーから取得した身体振動信号に対し、それぞれ本フィルタリング処理方法を実行してもよい。

40

【0074】

[抽出後の拍動振動波形の後処理]

また、身体振動信号を拍動振動用フィルタで処理した拍動振動性信号は、図11(A)に示すような波形（横軸：時間、縦軸：信号電圧（ボルト））であり、大きな振幅の鋭いピークRが周期的に検出されるが、その大きなピークRの間に半分程度の小さな振幅の鋭いピークが多数検出されることが判明した。一般に、医療機関において患者の状態を監視

50

するために心電図が用いられている。図 1 1 (B) は、正常状態の心電図波形を示すものである。図 1 1 (B) に示すように、心電図波形では、1 つの大きな鋭いピークが検出され、その前後に緩やかなピークが検出される。このように、拍動振動性信号の波形は、心電図波形に比べて鋭いピークが多く心電図波形に慣れた医療従事者、介護従事者等から分かりにくいとの声があった。また、心電図波形で蓄積された知見を拍動振動性信号の波形においても利用可能とするために、拍動振動性信号の波形を心電図波形に類似させたいとの要望もあった。

【 0 0 7 5 】

そこで、本発明においては、抽出後の拍動振動波形に対して、心電図波形に類似するような波形とする後処理を行ってもよい。図 1 1 (A) に示すように、大きな振幅の鋭いピーク R の強度未満の閾値（後処理用閾値）T が 1 となるようにフィルタリング後の信号強度を換算し、さらに、換算後の信号強度 x について、 $f(x) = x^n$ の関数（n は 2 以上の整数）を演算する。かかる変換により、後処理用閾値よりも大きい強度の信号（ピーク R）については指数的に強度が増加し、閾値よりも小さい強度の信号については 0 に近づき、一回の鼓動に対して、一つの大きなピークの信号波形を得ることができる。後処理用閾値 T は、ピーク R の強度未満の範囲内であればよいが、ピーク R の強度も、鼓動毎にばらつきがあるので、例えば、ピーク R の最大値の 5 0 % 以上 ~ 9 5 % の強度範囲内に後処理用閾値を設定してもよい。また、かかる強度範囲の下限は、ピーク R の 6 0 % 以上、7 0 % 以上であってもよく、上限はピーク R の 9 0 % 以下、8 5 % 以下であってもよい。後処理用閾値 T は、フィルタリング後に設定されることが好ましいが、予め設定された数値を使用することもできる。

【 0 0 7 6 】

かかる後処理を施すことにより、各拍動間の具体的な周期、期間を特定し易くなり、一見して、心拍の様子を確認することができる。さらに、この信号波形の各拍動間の期間の推移などから、心理状態、疲労度などを検出するために応用することも可能となる。

【 0 0 7 7 】

[振動センサーの温度変化対策]

実際に人の存在不在を検出する人存在不在検出装置として振動センサーを使用したところ、振動センサーの面内において人体と接している部分の温度が上昇し、焦電効果によって振動センサー内で分極が生じ、これが身体振動信号として検出されてしまう問題が発生した。このような焦電効果によって発生した電圧は、身体振動信号に直流成分として合成され、全体的に身体振動信号がドリフトしてしまう。このため、身体振動信号を増幅アンプで増幅させると信号処理回路の入力信号の電圧範囲を超えてしまい拍動振動性信号、肺呼吸振動性信号または音声振動性信号を確認できなくなることがあった。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 (A) は、ドリフトが生じた身体振動信号の増幅後の信号波形（横軸：時間、縦軸：信号電圧（ボルト））を模式的に示したものである。図 1 2 (A) に示すように、焦電効果によって 1 . 5 V（増幅後）のドリフトが生じており、身体振動信号全体が 1 . 5 V 分上に移動している。図 1 2 (B) は、図 1 2 (A) のうち、信号処理回路の入力信号の電圧範囲 5 V（± 2 . 5 V）で検出される波形であり、図 1 2 (A) のうち 2 . 5 V を超える部分がカットされてしまい上限値である 2 . 5 V で一定となっている。このように、焦電効果によって身体振動信号から拍動振動性信号や肺呼吸振動性信号を抽出するのが困難になっていた。

【 0 0 7 9 】

そこで、本発明では、振動センサーから増幅アンプまでの間にドリフト遮断手段を設け、身体振動信号から焦電効果によるドリフト成分を除去することを特徴とする。ドリフト遮断手段は、直流成分を遮断するハイパスフィルタ（HPF）によって実現できる。ドリフト遮断手段として、肺呼吸振動の情報が必要で拍動信号が必要な場合であれば、遮断周波数が $0 < x < 1$ Hz の範囲内のハイパスフィルタを利用することができ、肺呼吸振動も拍動信号も必要な場合であれば、遮断周波数が $0 < x < 0 . 0 1$ Hz の範囲内のハイパス

10

20

30

40

50

フィルタを利用することができる。

【 0 0 8 0 】

図 1 2 (C) は、振動センサーと増幅アンプの間に 0.01 Hz の H P F を配置して、図 1 2 (A) の身体振動信号のドリフト成分を除去した後の身体振動信号の波形である。ドリフト遮断手段である H P F によってドリフト成分が除去されている。

【 0 0 8 1 】

[信号処理装置の構造]

図 1 3 は、信号処理装置 1 6 の構成の概要を示すブロック図の一例である。図 1 3 においては、図 7 (A) と同様に、2つの振動センサー 1 0 A、1 0 B が信号処理装置 1 6 に接続されている。信号処理装置 1 6 は、第 1 のドリフト遮断手段 1 3 1 A、第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 B、第 1 の増幅アンプ 1 1 0 A、第 2 の増幅アンプ 1 1 0 B、拍動フィルタ手段 1 2 0、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1、判定手段 1 4 0、記憶装置 2 6 1 を含んでいる。

【 0 0 8 2 】

第 1 の振動センサー 1 0 A は、少なくとも人の腰部または臀部付近に配置され、腰部または臀部から第 1 の身体振動信号 1 0 2 A を検出する。第 1 の振動センサー 1 0 A は、信号処理装置 1 6 の第 1 のドリフト遮断手段 1 3 1 A に接続されており、第 1 の振動センサー 1 0 A で検出された第 1 の身体振動信号 1 0 2 A が第 1 のドリフト遮断手段 1 3 1 A に入力され、ドリフト成分が除去される。第 1 のドリフト遮断手段 1 3 1 A は第 1 の増幅アンプ 1 1 0 A に接続されており、ドリフト成分が除去された身体振動信号 1 0 3 A が第 1 の増幅アンプ 1 1 0 A によって増幅される。増幅アンプ 1 1 0 A の出力は、少なくとも拍動フィルタ手段 1 2 0 に接続されており、増幅された身体振動信号 1 0 4 A が拍動フィルタ手段 1 2 0 に入力され、拍動フィルタ手段 1 2 0 によって拍動振動性信号 1 2 3 が抽出される。増幅アンプ 1 1 0 A の出力は、他のフィルタ手段 (例えば、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1) に接続され、他の信号の抽出に利用されてもよい。拍動フィルタ手段 1 2 0 で抽出された拍動振動性信号 1 2 3 は、判定手段 1 4 0 に入力され、拍動振動により、または拍動振動と他の振動により、人の存在、不在の判定や、人の心身の状態の判定が行われる。その判定結果 1 2 5 は、記憶装置 2 6 1 に記憶されてもよいし、通報手段 2 7 0 に送信されてもよい。

【 0 0 8 3 】

第 2 の振動センサー 1 0 B は、少なくとも人の胸部付近に配置され、胸部から第 2 の身体振動信号 1 0 2 B を検出する。第 2 の振動センサー 1 0 B は、信号処理装置 1 6 の第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 B に接続されており、第 2 の振動センサー 1 0 B で検出された第 2 の身体振動信号 1 0 2 B が第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 B に入力され、ドリフト成分が除去される。第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 B は第 2 の増幅アンプ 1 1 0 B に接続されており、ドリフト成分が除去された身体振動信号 1 0 3 B が第 2 の増幅アンプ 1 1 0 B によって増幅される。増幅アンプ 1 1 0 B の出力は、少なくとも肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 に接続されており、増幅された身体振動信号 1 0 4 B が肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 に入力され、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 によって肺呼吸振動性信号 1 2 4 が抽出される。増幅アンプ 1 1 0 B の出力は、他のフィルタ手段 (例えば、拍動フィルタ手段 1 2 0) に接続され、他の信号の抽出に利用されてもよい。肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 で抽出された肺呼吸振動性信号 1 2 4 は、判定手段 1 4 0 に入力され、肺呼吸振動により、または、肺呼吸振動と他の振動により、人の存在、不在の判定や、人の心身の状態の判定が行われる。その判定結果 1 2 5 は、記憶装置 2 6 1 に記憶されてもよいし、通報手段 2 7 0 に送信されてもよい。

【 0 0 8 4 】

第 1 及び第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 A、1 3 1 B は、振動センサーの温度変化によるドリフト成分が問題視される場合に設けることが好ましい。第 1 及び第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 A、1 3 1 B として、遮断周波数が $0 < x < 0.01 \text{ Hz}$ の範囲内のハイパスフィルタを利用することができる。第 1 の身体振動信号 1 0 2 A が肺呼吸振動信号の抽

10

20

30

40

50

出に使用されない場合（肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 に入力されない場合）は、第 1 のドリフト遮断手段 1 3 1 A として、遮断周波数が第 2 のドリフト遮断手段 1 3 1 B に比べて比較的高周波数（ $0 < x < 1 \text{ Hz}$ の範囲内）のハイパスフィルタを利用することができ、例えば、拍動フィルタ手段の遮断周波数と同じ周波数にすれば、予め減衰域における信号を減衰することができる。

【 0 0 8 5 】

第 1 及び第 2 の増幅アンプ 1 1 0 A、1 1 0 B は、例えば、差動振動増幅アンプで構成されており、差分信号の出力が V オータとなるまで増幅する。このようにして増幅された第 1 及び第 2 の身体振動信号 1 0 4 A、1 0 4 B は、各フィルタ手段に入力されて分離される。また、第 1 及び第 2 の増幅アンプ 1 1 0 A、1 1 0 B は、体動振動を除去するために使用されてもよい。体動振動とは、人が寢床から起き上がったたり、寢床に寝たりする動作に起因するものであり、拍動等の信号を検出する場合に比較して、検出信号の振幅が非常に大きい。例えば、拍動振動性信号がせいぜい数 10 mV であるのに対して、100 ~ 1000 倍の数ボルト（V）の桁である。体動振動を除去するためには、第 1 及び第 2 の増幅アンプ 1 1 0 A、1 1 0 B の負入力に別途測定又は設定した体動振動を入力することで、第 1 及び第 2 の増幅アンプ 1 1 0 A、1 1 0 B の正入力に入力された第 1 及び第 2 の身体振動信号 1 0 4 A、1 0 4 B から体動振動を除去することができる。

【 0 0 8 6 】

拍動フィルタ手段 1 2 0、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1、判定手段 1 4 0、通報手段 2 7 0 等については、図 3 において説明したとおりである。なお、拍動フィルタ手段 1 2 0 は、第 1 の身体振動信号 1 0 2 A だけではなく、更に他の信号を利用して拍動振動性信号 1 2 3 を抽出してもよい。また、肺呼吸フィルタ手段 1 2 1 は、第 2 の身体振動信号 1 0 2 B だけではなく、更に他の信号を利用して肺呼吸振動性信号 1 2 4 を抽出してもよい。

【 0 0 8 7 】

信号処理装置 1 6 は、拍動振動、肺呼吸振動以外にも、音声振動、体動振動等も検出してもよい。音声振動は、人の音声に起因するものであり、身体振動信号に対して、50 Hz ~ 2 kHz の通過域のバンドパスフィルタを用いて分離することができる。

【 0 0 8 8 】

[静電対策]

従来の振動センサーは、その外装として絶縁性の合成樹脂が使用されており、その外装と他の誘電体との間の摩擦によって、静電気が発生する場合があった。振動センサーの周縁の一部に判定手段や通信回路（通報手段の一部）を一体的に設けた場合、判定手段や通信回路を保護するために硬質のカバーで覆われている。コスト的にも、通信回路によって外部と無線通信するためにも、通常、カバーはプラスチック製の絶縁体であった。しかし、このような絶縁体のカバーで覆われていると、静電気によって判定手段の回路や通信回路にノイズが発生したり、回路が破壊されたりする可能性があった。

【 0 0 8 9 】

そこで、本発明では、振動センサーと一体的に判定手段が設けられた装置において、判定手段を覆って設けられたカバーの少なくとも一部を接地させたことを特徴とする。例えば、カバー全体を導電性のものとしてもよいし、カバーの一部を導電性のものとしてもよい。カバー内に通信回路も内蔵している場合には、カバーの外側に延びるアンテナを設けることが好ましい。

【 0 0 9 0 】

[ノイズ対策]

従来、振動センサーの信号を判定手段に伝送する伝送路として、シールド線が用いられていた。シールド線は、外部からのノイズを防ぐことができ、外部からの影響で身体振動信号にノイズが発生するのを防止していた。しかし、本発明者は、センサーの出力インピーダンスが高い場合、このシールド線が揺れたり、動いたりすることにより、シールド線内部のインピーダンスが変化して振動センサーから伝送される身体振動信号にノイズが発生すること、即ち、シールド線自体がノイズ発生の原因であったことを発見した。特に、

振動センサーと判定手段との間の距離が離れると、シールド線が長くなり、シールド線が風や周囲の振動によって動きノイズも大きくなる。例えば、センサー付近を人が歩いたり、外を車が走ったりするだけでもシールド線が振動し、信号にノイズが発生することがあった。

【0091】

そこで、かかるノイズの発生を抑えるために、本発明の装置は、振動センサーと判定手段との間の伝送路の少なくとも一部に同軸ケーブルを使用することを特徴とする。同軸ケーブルは、たとえ揺れても、インピーダンス変化が少なく信号に生じるノイズを低減することができた。また、他の解決手段として、本発明の装置は、振動センサーと判定手段との間の伝送路の半分よりも振動センサー側にオペアンプまたはFETを設けたことを特徴とする。オペアンプまたはFETを設けることにより、センサーの出力インピーダンスを低減させることができ、従来のオペアンプまたはFETを具備していない装置に比べて伝送路内のインピーダンス変化によるノイズを低減することができた。

【0092】

[音声振動]

従来、病院や介護保険施設などにおいて、患者や要介護者が看護師等と連絡をとるために、押しボタン式のナースコールが用いられていた。しかし、患者や要介護者は緊急時において、ボタンを押す力がない場合や、ボタンが手の届かない所にある場合には、連絡を取ることができなかった。また、安否確認のために画像や音声で遠方から確認できるモニター（例えばベビーモニターなど）も市販されているが、常時監視するのは現実的ではなく、異常事態を自動で検知できる方法が求められていた。特許文献1においては、身体振動信号から鼾振動を抽出し、鼾振動が有りの状態が所定の存在継続時間以上を超えることで、人が所定場所に存在していることを判定していたが、単に人が存在することを確認しただけである。また、特許文献1では、具体的に、鼾、咳、寝言、歯ぎしり等を挙げており、無意識で発せられる音声を想定しており、人からの意識的に発せられる呼出し等の意思を検出するものではなかった。

【0093】

そこで、本発明では、身体振動信号から音声振動性信号を抽出し、音声振動性信号の波形に基づいて、人の意思を検出することを特徴とする。例えば、音声振動性信号の波形が特定の波形に類似している場合、その人からなんらかの意思表示がなされていると判定する。特定の波形としては、「助けて」、「おーい」、「苦しい」などの単語の振動波形であってもよいし、50音の基本的な音節であってもよい。特定の波形は予め記憶装置に記憶しておく。特に、本人の声をサンプリングして音声振動サンプルとすることが好ましいが、人工的または典型的な波形を音声振動サンプルとしてもよい。

【0094】

音声フィルタ手段は、例えば、50Hz～2kHzの間の通過域をもつBPFを利用することができる。振動センサーで検出された身体振動信号を必要に応じて前処理（体動信号の分離、増幅等）を行ったうえで、音声フィルタ手段に入力し、50Hz～2kHzの音声振動性信号を抽出し、音声振動性信号を判定手段に入力する。判定手段は、抽出された音声振動性信号と音声振動サンプルとの相関をとり、ある一定以上の相関値が検出された場合に、なんらかの意思表示がなされていると判定する。なお、本発明の装置によれば、声帯の振動等を検出するので、声が小さくても検出することが可能である。

【0095】

[胎児の生体情報の検出]

さらに、本発明の振動信号抽出装置及び振動信号抽出方法は、妊婦の胎内における胎児の生体情報の検出にも利用可能である。妊婦と胎児の各振動を比較すると、妊婦の拍動振動や体動振動の強度に比べて、胎児の拍動振動や体動振動の信号強度は非常に弱い。また、心拍数については、通常妊婦の方が少なく、胎児の方が多い。例えば、妊娠33週の妊婦の実例で、実測値としては、妊婦の心拍数は68回/分であり、胎児の心拍数は130回/分であり、胎児のほうが約2倍多かった。また、拍動振動信号の強度については、妊

婦の方が胎児よりも10倍以上強く検出された。また、妊婦の胸部から検出した身体振動信号からは、妊婦の拍動振動及び肺呼吸振動を抽出することは可能であったが、胎児の拍動振動については確認できなかった。一方、妊婦の腰部または臀部から検出した身体振動信号からは、妊婦の拍動振動だけではなく、胎児の拍動振動も確認することができた。さらに、妊婦が安静状態（体動信号がない状態）でも、胎児の体動振動が発生することがあり、胎児の状態を検出できる。これらの振動の相違により、少なくとも一つのセンサーを用いて、妊婦から検出した身体振動信号から、妊婦の生体情報だけではなく、胎児の拍動振動や生体情報をリアルタイム、無拘束状態で抽出することができた。

【0096】

本発明の一つは、心拍数の違いを利用して、妊婦の腰部または臀部から検出した身体振動信号に対し、胎児用拍動フィルタ手段により、胎児の拍動振動または妊婦の拍動振動を抽出することを特徴とする。胎児用拍動フィルタ手段としては、遮断周波数が1~2Hzのフィルタであり、例えば遮断周波数1.5Hzのフィルタを利用することができる。遮断周波数1.5Hzのハイパスフィルタ（HPF）を使用した場合は、比較的周波数の低い妊婦の拍動振動を取り除き、胎児の拍動振動を抽出できる。また、遮断周波数1.5Hzのローパスフィルタ（LPF）を使用した場合は、比較的周波数の高い胎児の拍動振動を取り除き、妊婦の拍動振動を抽出できる。ただし、この方法は、妊婦と胎児の心拍数が近づくと分離が困難になる。

10

【0097】

また、本発明の他の一つは、安静状態の妊婦から取得した身体振動信号から、胎児用体動フィルタ手段により、胎児の体動振動を抽出することを特徴とする。体動振動は、心拍信号よりも、信号強度が桁違いで大きく、周期性がないので、容易に分離抽出することができる。さらに妊婦の体動振動は、胎児の体動振動の強度に比べて大きいので、妊婦の体動振動を分離抽出することも容易である。また、別途振動センサーを設けて、妊婦の体動振動を測定してもよい。例えば、胸部付近に配置した振動センサーから妊婦の体動振動を把握し、腰部または臀部付近に配置した振動センサーから妊婦及び胎児の振動を検出してもよい。妊婦の体動振動が検出されていない状態（安静状態）で検出された身体振動信号から体動振動が抽出されれば、それは胎児の体動を示すものであり、胎児の体動振動によって胎児の生体情報を検出することができる。ただし、この方法は、胎児の体動振動が不定期であり、また胎児の状態にも左右される。例えば、胎児が寝ている間はほとんど検出することができず、定常的に胎児の状態を把握することは困難である。

20

30

【0098】

さらに本発明の他の一つは、妊婦の腰部または臀部から第1の身体振動信号を検出する第1の振動センサーと、妊婦の胸部から第2の身体振動信号を検出する第2の振動センサーと、を有し、少なくとも第1の身体振動信号に基づいて、第1の拍動振動性信号を抽出し、少なくとも第2の身体振動信号に基づいて、第2の拍動振動性信号を抽出し、第1の拍動振動性信号から第2の拍動振動性信号を除算して、胎児の拍動振動性信号を抽出することを特徴とする。第1の身体振動信号には、妊婦の拍動振動成分だけではなく、胎児の拍動振動成分も合成されているため、第1の身体振動信号に基づいて抽出された第1の拍動振動性信号は妊婦と胎児の拍動振動が合成されたものである。一方、第2の身体振動信号からは胎児の拍動振動成分が検出されないため、第2の身体振動信号に基づいて抽出された第2の拍動振動性信号は主に妊婦の拍動振動性信号である。よって、第1の拍動振動性信号（妊婦+胎児）から第2の拍動振動性信号（妊婦）を除算することで、胎児の拍動振動性信号を検出することができる。ただし、この方法は、妊婦と胎児の信号強度が近づくと分離が困難になる。

40

【0099】

上記3つの方法は、状況に応じて適宜選択して使用することが好ましい。さらに、精度を向上させるため、複数の方法を併用することがより好ましい。

【産業上の利用可能性】

【0100】

50

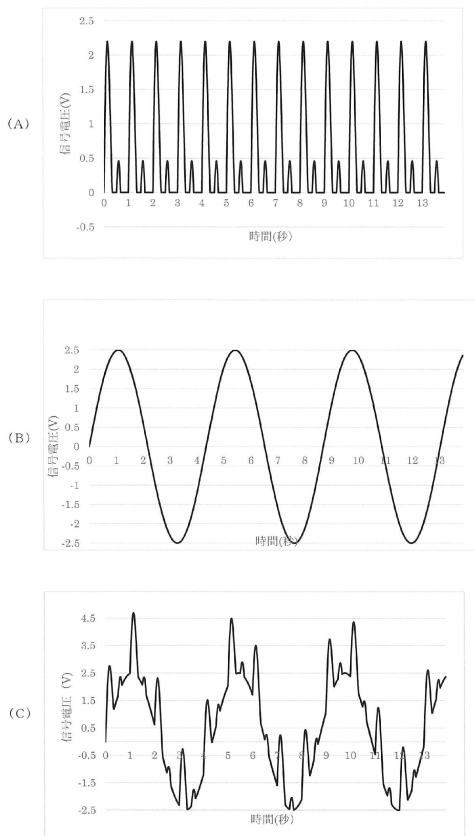
本発明は、動物、特に人が発する身体の振動を振動センサーで検出し、検出した身体振動信号から拍動振動、肺呼吸振動及び音声振動を抽出することができるので、人の生体情報（存在不在、生死、健康状態、心理状態、感情、意思等）を検出、判定することができる。更には、動物のペットにも同様に適用することが可能である。

【符号の説明】

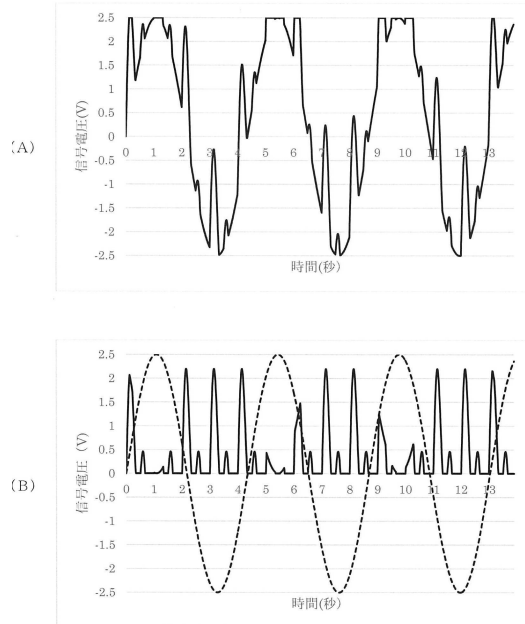
【0101】

- 10A 第1の振動センサー
- 10B 第2の振動センサー
- 16 信号処理装置
- 131A、131B ドリフト遮断手段
- 110A、110B 増幅アンプ
- 120 拍動フィルタ手段
- 121 肺呼吸フィルタ手段
- 140 判定手段

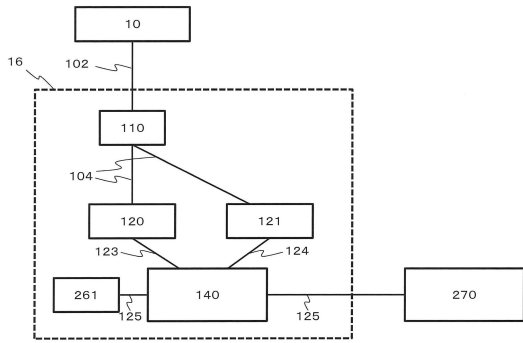
【図1】



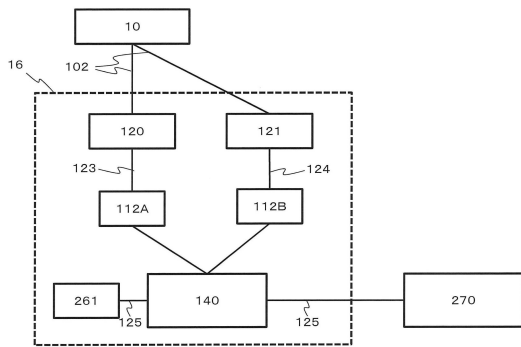
【図2】



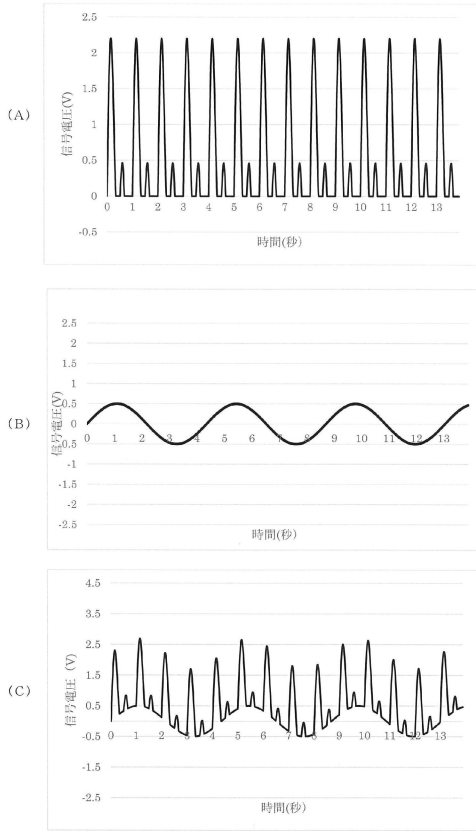
【図3】



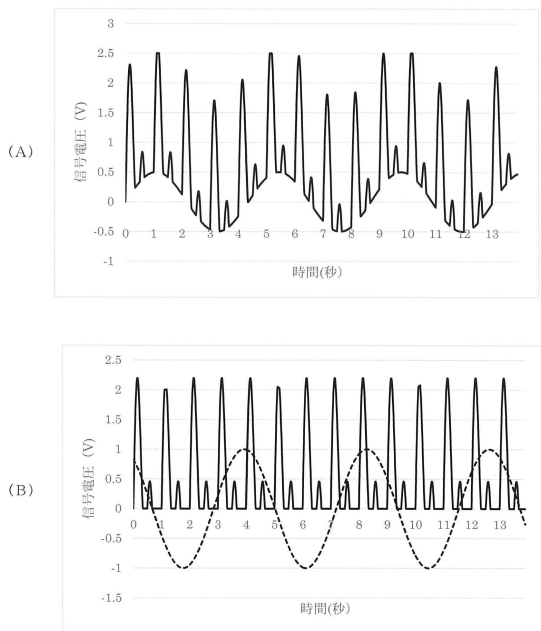
【図4】



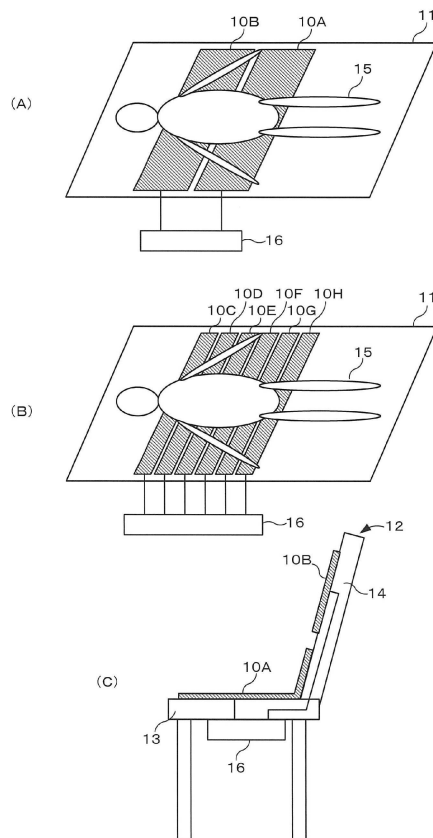
【図5】



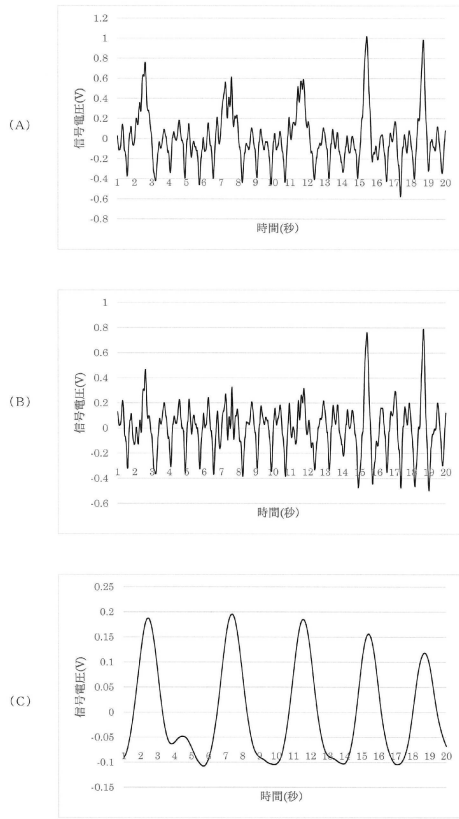
【図6】



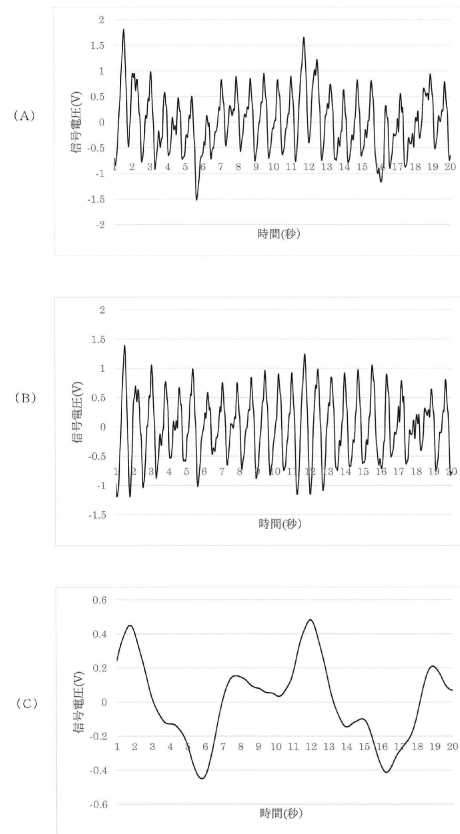
【図7】



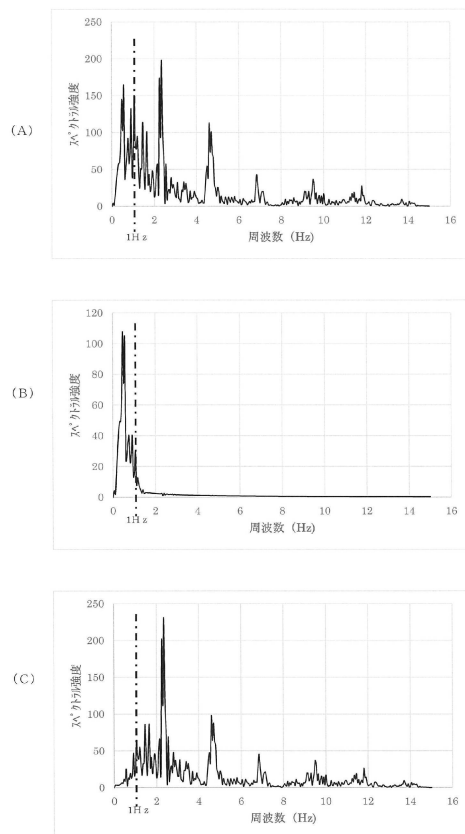
【 図 8 】



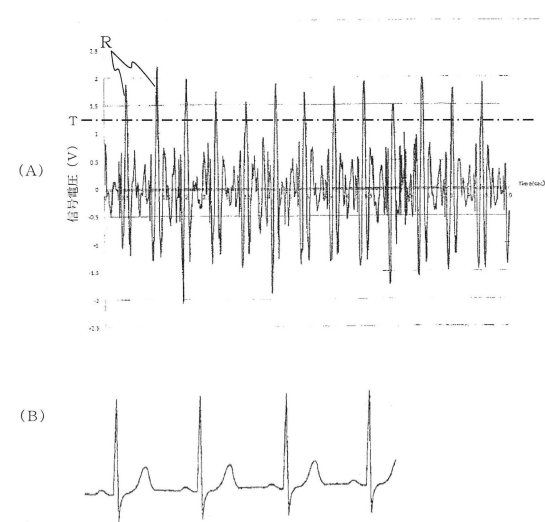
【 図 9 】



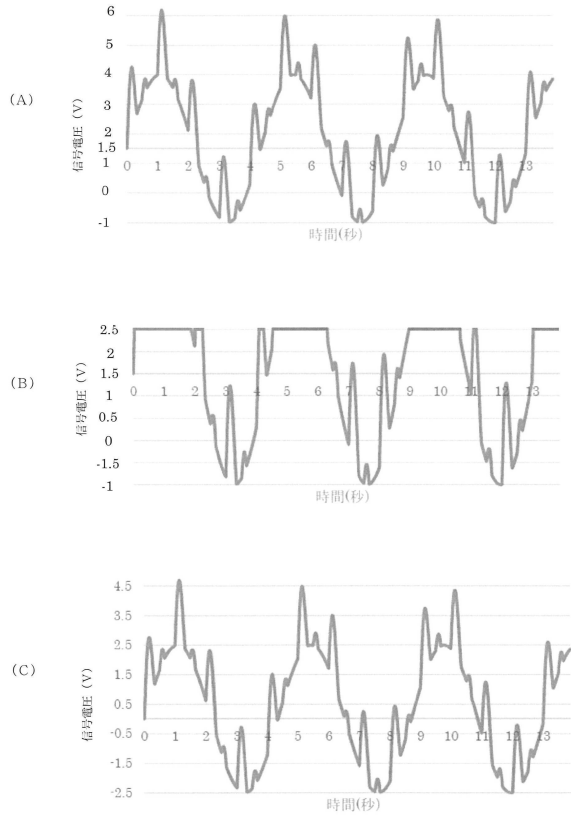
【 図 10 】



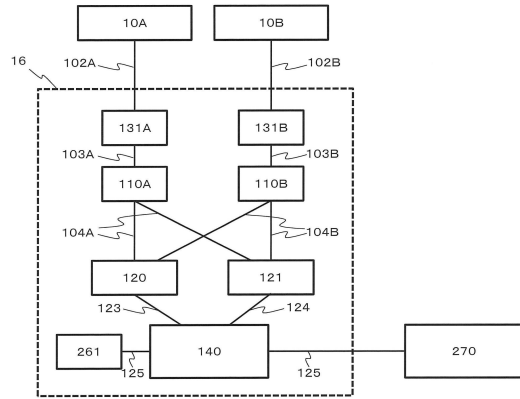
【 図 11 】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-028195(JP,A)
特開2005-066044(JP,A)
特表2004-531309(JP,A)
特表2007-532156(JP,A)
特開2000-271103(JP,A)
特開2011-004814(JP,A)
特表2001-525706(JP,A)
特開2004-015415(JP,A)
特開2002-278582(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0045806(US,A1)
米国特許出願公開第2005/0033198(US,A1)
米国特許出願公開第2007/0282212(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00
A61B 5/11
A61B 5/16

专利名称(译)	生物信息检测装置		
公开(公告)号	JP6495501B2	公开(公告)日	2019-04-03
申请号	JP2018057767	申请日	2018-03-26
申请(专利权)人(译)	健康Sensing公司		
当前申请(专利权)人(译)	健康Sensing公司		
[标]发明人	鐘ヶ江正巳 藤田努 池田修		
发明人	鐘ヶ江正巳 藤田努 池田修		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/16		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/11.100 A61B5/16.100		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB31 4C038/VB33 4C038/VB35 4C038/VC20 4C117/XB01 4C117/XB02 4C117/XB18 4C117/XC02 4C117/XC03 4C117/XC11 4C117/XD22 4C117/XD28 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE28 4C117/XE29 4C117/XE30 4C117/XJ17		
代理人(译)	矾田四郎		
其他公开文献	JP2018114317A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：从振动传感器获得的身体振动信号中提取脉动振动或肺呼吸振动。放轻松。第一振动检测来自至少一个人的腰部或臀部的第一身体振动信号 运动传感器和第二振动传感器，用于检测来自至少一个人胸部的第二身体振动信号 并且，用于至少基于第一体振动信号提取拍频振动信号的差拍信号。基于滤波器装置和至少第二体振荡信号提取肺呼吸振荡信号 和肺呼吸过滤器的意思。[选择图]图13

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6495501号 (P6495501)
(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)	(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/11 1 0 0	
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16 1 0 0	
請求項の数 11 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2018-57767(P2018-57767)	(73) 特許権者 514118321	
(22) 出願日 平成30年3月26日(2018.3.26)	ヘルスセンシング株式会社	
(62) 分割の表示 特願2014-92398(P2014-92398)の分割	東京都八王子市七国六丁目7番13号 100123858	
原出願日 平成28年4月28日(2014.4.28)	(74) 代理人 弁理士 磯田 志郎	
(65) 公開番号 特願2018-114317(P2018-114317A)	(72) 発明者 鐘ヶ江正巳	
(43) 公開日 平成30年7月26日(2018.7.26)	東京都八王子市七国6丁目7番13号	
審査請求日 平成30年3月28日(2018.3.28)	(72) 発明者 藤田 努	
	千葉県茨城県早野500番地4	
	(72) 発明者 池田 修	
	東京都調布市布田5丁目25番地1 アブニール調布503	
	審査官 高松 大	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 生体情報検出装置