

(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2017-213063

(P2017-213063A)

(43) 公開日 平成29年12月7日(2017.12.7)

(51) Int.Cl.	F 1				テーマコード (参考)
A61B 5/113 (2006.01)	A 61 B	5/10	3 1 5		4 C 0 3 8
A61B 5/00 (2006.01)	A 61 B	5/00	C		4 C 1 1 7
A61B 5/08 (2006.01)	A 61 B	5/08			

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-107405 (P2016-107405)	(71) 出願人	000004260 株式会社デンソー 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
(22) 出願日	平成28年5月30日 (2016.5.30)	(71) 出願人	502324066 株式会社デンソーアイティーラボラトリ 東京都渋谷区渋谷2-15-1 渋谷クロ スター28F
		(74) 代理人	110000578 名古屋国際特許業務法人
		(72) 発明者	本多 良和 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内
		(72) 発明者	窪田 茂男 愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地 株式会 社デンソー内

最終頁に続く

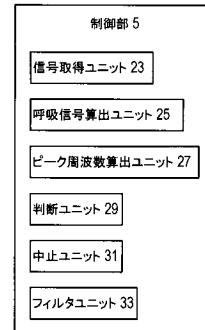
(54) 【発明の名称】呼吸モニタ装置

(57) 【要約】

【課題】センサユニット上に二人以上の利用者が存在する場合でも、不正確な呼吸信号を算出してしまうことを抑制できる呼吸モニタ装置を提供すること。

【解決手段】呼吸モニタ装置1は、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、信号を取得する信号取得ユニット23と、信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニット25とを備える。呼吸モニタ装置は、さらに、ピーク周波数算出ユニット27と、判断ユニット29と、中止ユニット31とを備える。ピーク周波数算出ユニットは、センサごとに、ピーク周波数を算出する。判断ユニットは、ピーク周波数の分布が2以上の極大値を有するか否かを判断する。中止ユニットは、2以上の極大値を有すると判断した場合、呼吸信号の算出を中止する。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、
前記センサユニットから前記信号を取得する信号取得ユニットと、
前記信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、
前記センサごとに、前記信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、
前記ピーク周波数算出ユニットにより算出した前記ピーク周波数の分布が 2 以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、
2 以上の前記極大値を有すると前記判断ユニットが判断した場合、前記呼吸信号算出ユニットによる前記呼吸信号の算出を中止する中止ユニットと、
を備える呼吸モニタ装置。10

【請求項 2】

荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、
前記センサユニットから前記信号を取得する信号取得ユニットと、
前記信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、
前記センサごとに、前記信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、
前記ピーク周波数算出ユニットにより算出した前記ピーク周波数の分布が 2 以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、
2 以上の前記極大値を有すると前記判断ユニットが判断した場合、前記呼吸信号算出ユニットが前記呼吸信号の算出に用いる前記信号を、前記ピーク周波数の分布における、1 つの前記極大値を中心とするピークに対応する前記信号に限定する信号限定ユニットと、
を備える呼吸モニタ装置。20

【請求項 3】

荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、
前記センサユニットから前記信号を取得する信号取得ユニットと、
前記信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、
前記センサごとに、前記信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、
前記ピーク周波数算出ユニットにより算出した前記ピーク周波数の分布が 2 以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、
前記複数のセンサに加わる総荷重の変化、又は、前記複数のセンサにおける圧力分布の変化を検出する状態検出ユニットと、
2 以上の前記極大値を有すると前記判断ユニットが判断し、且つ、前記総荷重の変化又は前記圧力分布の変化を前記状態検出ユニットが検出した場合、前記呼吸信号算出ユニットによる前記呼吸信号の算出を中止する中止ユニットと、
を備える呼吸モニタ装置。30

【請求項 4】

荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、
前記センサユニットから前記信号を取得する信号取得ユニットと、
前記信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、
前記センサごとに、前記信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、
前記ピーク周波数算出ユニットにより算出した前記ピーク周波数の分布が 2 以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、
前記複数のセンサに加わる総荷重の変化、又は、前記複数のセンサにおける圧力分布の変化を検出する状態検出ユニットと、
2 以上の前記極大値を有すると前記判断ユニットが判断し、且つ、前記総荷重の変化又は前記圧力分布の変化を前記状態検出ユニットが検出した場合、前記呼吸信号算出ユニットによる前記呼吸信号の算出を中止する中止ユニットと、
を備える呼吸モニタ装置。40

2 以上の前記極大値を有すると前記判断ユニットが判断し、且つ、前記総荷重の変化又は前記圧力分布の変化を前記状態検出ユニットが検出した場合、前記呼吸信号算出ユニットによる前記呼吸信号の算出を中止する中止ユニットと、50

トが前記呼吸信号の算出に用いる前記信号を、前記ピーク周波数の分布における、1つの前記極大値を中心とするピークに対応する前記信号に限定する信号限定ユニットと、を備える呼吸モニタ装置。

【請求項5】

請求項1～4のいずれか1項に記載の呼吸モニタ装置であって、前記信号に対し、呼吸の周波数を含む周波数帯を選択的に透過させるフィルタ処理を行うフィルタユニットをさらに備え、前記ピーク周波数算出ユニットは、前記フィルタ処理後の前記信号を用いて前記ピーク周波数を算出する呼吸モニタ装置。

【請求項6】

請求項5に記載の呼吸モニタ装置であって、前記周波数帯は、0.15～0.6Hzを含む周波数帯である呼吸モニタ装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は呼吸モニタ装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来、以下のような呼吸モニタ装置が知られている。呼吸モニタ装置は、センサユニットと、制御部とを有する。センサユニットには、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されている。

【0003】

センサユニットはシート状の形状を有している。使用者はセンサユニット上に横臥する。各センサは、使用者の荷重又は信号に対応する信号を出力する。制御部は、出力された信号を用いて呼吸信号を算出する。このような技術は特許文献1に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献1】特開2005-198781号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

センサユニット上に二人以上の使用者が横臥する場合がある。例えば、小児と保護者の二人がセンサユニット上に横臥する場合がある。この場合、センサユニットが出力する信号は、二人以上の使用者の呼吸を反映した信号となるので、センサユニットが出力する信号をそのまま用いると、不正確な呼吸信号を算出してしまう。

【0006】

本開示は、こうした問題に鑑みてなされたものであり、センサユニット上に二人以上の利用者が存在する場合でも、不正確な呼吸信号を算出してしまうことを抑制できる呼吸モニタ装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の一態様は、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、センサユニットから信号を取得する信号取得ユニットと、信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、センサごとに、信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、ピーク周波数算出ユニットにより算出したピーク周波数の分布が2以上の極大値を有するか否かを判断する

40

50

判断ユニットと、2以上の極大値を有すると判断ユニットが判断した場合、呼吸信号算出ユニットによる呼吸信号の算出を中止する中止ユニットとを備える呼吸モニタ装置である。

【0008】

本開示の呼吸モニタ装置によれば、センサユニット上に二人以上の使用者がいる場合に、不正確な呼吸信号を算出してしまうことを抑制できる。

本開示の一態様は、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、センサユニットから信号を取得する信号取得ユニットと、信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、センサごとに、信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、ピーク周波数算出ユニットにより算出したピーク周波数の分布が2以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、2以上の極大値を有すると判断ユニットが判断した場合、呼吸信号算出ユニットが呼吸信号の算出に用いる信号を、前記ピーク周波数の分布における、1つの前記極大値を中心とするピークに対応する前記信号に限定する信号限定ユニットと、を備える呼吸モニタ装置である。

10

【0009】

本開示の呼吸モニタ装置によれば、センサユニット上に二人以上の使用者がいる場合でも、そのうちの一人について正確な呼吸信号を算出することができる。

本開示の一態様は、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、センサユニットから信号を取得する信号取得ユニットと、信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、センサごとに、信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、ピーク周波数算出ユニットにより算出したピーク周波数の分布が2以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、複数のセンサに加わる総荷重の変化、又は、複数のセンサにおける圧力分布の変化を検出する状態検出ユニットと、2以上の極大値を有すると判断ユニットが判断し、且つ、総荷重の変化又は圧力分布の変化を状態検出ユニットが検出した場合、呼吸信号算出ユニットによる呼吸信号の算出を中止する中止ユニットと、を備える呼吸モニタ装置である。

20

【0010】

本開示の呼吸モニタ装置によれば、センサユニット上に二人以上の使用者がいる場合に、不正確な呼吸信号を算出してしまうことを抑制できる。また、センサユニット上に二人以上の使用者がいるか否かを一層正確に判断できる。

30

【0011】

本開示の一態様は、荷重又は振動に対応する信号を出力するセンサが複数配列されたセンサユニットと、センサユニットから信号を取得する信号取得ユニットと、信号に基づいて呼吸信号を算出する呼吸信号算出ユニットと、センサごとに、信号の周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出するピーク周波数算出ユニットと、ピーク周波数算出ユニットにより算出したピーク周波数の分布が2以上の極大値を有するか否かを判断する判断ユニットと、複数のセンサに加わる総荷重の変化、又は、複数のセンサにおける圧力分布の変化を検出する状態検出ユニットと、2以上の極大値を有すると判断ユニットが判断し、且つ、総荷重の変化又は圧力分布の変化を状態検出ユニットが検出した場合、呼吸信号算出ユニットが呼吸信号の算出に用いる信号を、前記ピーク周波数の分布における、1つの前記極大値を中心とするピークに対応する前記信号に限定する信号限定ユニットと、を備える呼吸モニタ装置である。

40

【0012】

本開示の呼吸モニタ装置によれば、センサユニット上に二人以上の使用者がいる場合でも、そのうちの一人について正確な呼吸信号を算出することができる。また、センサユニット上に二人以上の使用者がいるか否かを一層正確に判断できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

50

- 【図1】呼吸モニタ装置1の構成を表す平面図である。
- 【図2】センサユニット3と、ベッド35との構成を表す斜視図である。
- 【図3】呼吸モニタ装置1の構成を表すブロック図である。
- 【図4】呼吸モニタ装置1の機能的構成を表すブロック図である。
- 【図5】呼吸モニタ装置1が実行する処理を表すフローチャートである。
- 【図6】ピーク周波数の分布の例を表す説明図である。
- 【図7】センサユニット3上に二人の使用者43、45が存在する状態を表す説明図である。
- 【図8】呼吸モニタ装置1の機能的構成を表すブロック図である。
- 【図9】呼吸モニタ装置1が実行する処理を表すフローチャートである。
- 【図10】呼吸モニタ装置1の機能的構成を表すブロック図である。
- 【図11】呼吸モニタ装置1が実行する処理を表すフローチャートである。
- 【図12】それまでセンサユニット3上に一人の使用者があり、さらに一人の使用者がセンサユニット3上に乗ったときにおける総荷重の変化を表す説明図である。
- 【図13】それまでセンサユニット3上に一人の使用者があり、さらに一人の使用者がセンサユニット3上に乗ったときにおける圧力分布の変化を表す説明図である。
- 【図14】呼吸モニタ装置1の機能的構成を表すブロック図である。
- 【図15】呼吸モニタ装置1が実行する処理を表すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本開示の実施形態を図面に基づき説明する。

<第1実施形態>

1. 呼吸モニタ装置1の構成

呼吸モニタ装置1の構成を図1～図4に基づき説明する。図1に示すように、呼吸モニタ装置1は、センサユニット3と、制御部5とを備える。センサユニット3は、2枚のシート保護部材7と、3枚のセンサシート9と、センサ選択部11とを備える。3枚のセンサシート9及びセンサ選択部11は、2枚のシート保護部材7の間に挟まれている。センサ選択部11は、センサシート9ごとに設けられている。

【0015】

センサシート9は、シート状部材である。センサシート9は、複数のセンサ13を備えている。複数のセンサ13は、センサシート9において等間隔に配置されている。センサ13の個数は、3枚のセンサシート9における合計で162個である。

【0016】

センサ13は、メンブレンスイッチの電極に感圧素子を使用した構造を有する。センサ13に加わる荷重に応じて、センサ13の電気抵抗は減少する。センサ13は、上記の構造により、センサ13に加わる荷重に対応する信号を出力する。センサ選択部11は、制御部5に信号を出力するセンサ13を切り替えることができる。

【0017】

図3に示すように、制御部5は、A/D変換部15、マイコン17、メモリ19、及び表示部21を備える。A/D変換部15は、センサユニット3が出力するアナログ信号をデジタル信号に変換する。

【0018】

制御部5の各種機能は、マイコン17が非遷移的実体的記録媒体に格納されたプログラムを実行することにより実現される。この例では、メモリ19が、プログラムを格納した非遷移的実体的記録媒体に該当する。また、このプログラムの実行により、プログラムに応じて実行される。なお、制御部5を構成するマイコン17の数は1つでも複数でもよい。メモリ19は、RAM、ROM、フラッシュメモリ等の半導体メモリである。表示部21は、LEDや液晶装置等から成るディスプレイである。

【0019】

制御部5は、マイコン17がプログラムを実行することで実現される機能の構成として

10

20

30

40

50

、図4に示すように、信号取得ユニット23と、呼吸信号算出ユニット25と、ピーク周波数算出ユニット27と、判断ユニット29と、中止ユニット31と、フィルタユニット33と、を備える。制御部5を構成するこれらの要素を実現する手法はソフトウェアに限るものではなく、その一部又は全部の要素を、論理回路やアナログ回路等を組み合わせたハードウェアを用いて実現してもよい。

【0020】

呼吸モニタ装置1は、図2に示すベッド35において使用される。ベッド35は、載置部37と、背板部39とを備える。載置部37には、敷布団等の寝具41が載置される。センサユニット3は、載置部37上であって、寝具41の下に配置される。上方から見たときのセンサユニット3の位置は、その少なくとも一部が、ベッド35上に横臥した使用者の胸部及び腹部と重複する位置である。センサ13の少なくとも一部は、ベッド35上に横臥した使用者の下に位置する。

10

【0021】

2. 呼吸モニタ装置1が実行する処理

呼吸モニタ装置1（特に制御部5）が実行する処理を図5～図7に基づき説明する。図5に示す処理は、呼吸モニタ装置1における図示しない操作部が操作されたときに開始される。

【0022】

図5のステップ1では、信号取得ユニット23が、センサユニット3から1つの区間ににおける信号を取得する。取得する信号は、複数のセンサ13それぞれの信号である。

20

1つの区間とは以下のものである。信号取得ユニット23は、10Hzのサンプリング周波数で、センサユニット3から周期的に信号を取得する。信号取得ユニット23が、センサユニット3から信号を取得する周期を1サイクルとする。1つの区間は、256サイクルである。

【0023】

ステップ2では、フィルタユニット33が、前記ステップ1で取得した信号に対し、呼吸の周波数を含む周波数帯を選択的に透過させるフィルタ処理を行う。呼吸の周波数を含む周波数帯は、0.15～0.6Hzの周波数帯である。フィルタ処理は、センサ13ごとに行う。フィルタ処理により、前記ステップ1で取得した信号のうち、呼吸の周波数帯よりも高周波の成分、及び低周波の成分を低減できる。

30

【0024】

ステップ3では、ピーク周波数算出ユニット27が、高速フーリエ変換を用いて、前記ステップ2でフィルタ処理を行った後の信号における周波数パワースペクトルを算出する。さらに、ピーク周波数算出ユニット27は、周波数パワースペクトルにおけるピーク周波数を算出する。ピーク周波数の算出は、センサ13ごとに行う。

40

【0025】

ステップ4では、判断ユニット29が、まず、図6に示すような、ピーク周波数の分布を表すヒストグラムを作成する。このヒストグラムの横軸は、前記ステップ3で算出したピーク周波数であり、縦軸はピーク周波数の度数である。このヒストグラムにおける1つのデータは、1つのセンサ13から算出されたピーク周波数である。

【0026】

次に、判断ユニット29は、作成したヒストグラムが、2以上の極大値を有するか否かを判断する。図6に示すヒストグラムは、2つの極大値A、Bを有する例である。ヒストグラムが2以上の極大値を有する場合はステップ5に進み、1のみの極大値を有する場合はステップ7に進む。

【0027】

なお、図7に示すように、センサユニット3上に、二人の使用者43、45がいる場合、ヒストグラムは2つの極大値を有することが多い。その理由は以下のとおりである。センサユニット3のうち、領域47には、使用者43の荷重がかかり、領域49には、使用者45の荷重がかかる。領域47にあるセンサ13は、使用者43の荷重に対応する信号

50

を出力する。その信号は、使用者 4 3 の呼吸に応じて周期的に変動する。よって、領域 4 7 にあるセンサ 1 3 が出力する信号におけるピーク周波数は、使用者 4 3 の呼吸における周期に対応する。

【0 0 2 8】

一方、領域 4 9 にあるセンサ 1 3 が出力する信号におけるピーク周波数は、使用者 4 5 の呼吸における周期に対応する。その結果、センサユニット 3 上に、二人の使用者 4 3 、 4 5 がいる場合、ヒストグラムは、使用者 4 3 の呼吸における周期に対応したピーク周波数による極大値と、使用者 4 5 の呼吸における周期に対応したピーク周波数による極大値とを有する。使用者 4 3 、 4 5 は、例えば、小児とその保護者である。

【0 0 2 9】

ステップ 5 では、中止ユニット 3 1 が、直前の前記ステップ 1 で信号を取得した区間ににおける呼吸信号の算出を中止する。

ステップ 6 では、全区間の計測が終了したか否かを判断ユニット 2 9 が判断する。なお、計測すべき区間数は予め決められている。全区間の計測が終了した場合は本処理を終了し、未だ終了していない場合はステップ 1 に戻り、次の区間の信号を取得する。

【0 0 3 0】

前記ステップ 4 で否定判断した場合はステップ 7 に進む。ステップ 7 では、呼吸信号算出ユニット 2 5 が、前記ステップ 2 でフィルタ処理を行った後の信号を用いて呼吸信号を算出する。呼吸信号を算出する方法は、特開 2005-198781 号公報に開示された方法である。

【0 0 3 1】

その方法では、まず、前記ステップ 3 で算出した、センサ 1 3 ごとのピーク周波数を、複数の周波数帯に分類する。複数の周波数帯は、例えば、0.2 ~ 0.5 Hz の間を、0.03 Hz 刻みで分けた周波数帯の集まりである。

【0 0 3 2】

次に、各周波数帯と、その周波数帯に属するピーク周波数の信号を出力するセンサ 1 3 とを対応付ける。さらに、各周波数帯に対応付けられたセンサ 1 3 の数を数え上げる。

次に、最も多くのセンサ 1 3 が対応付けられた周波数帯に対応付けられたセンサ 1 3 の群をセンサ群 S G m とする。センサ群 S G m を構成する各センサ 1 3 の出力信号に基づいて、センサ群 S G m を構成する各センサ 1 3 を、1/5 の位相幅を有する位相グループ P G 1 ~ 1 0 にグループ分けする。

【0 0 3 3】

次に、位相グループ P G 1 ~ 1 0 のうち、属するセンサ 1 3 の数が最も多いグループを P G m a x とする。P G m a x に属するセンサ 1 3 を、S m 1 、S m 2 、S m 3 、…とする。位相グループ P G 1 ~ 1 0 のうち、P G m a x と位相がずれているグループに属するセンサを S n 1 、S n 2 、S n 3 、…とする。

【0 0 3 4】

次に、数式 1 を用いて呼吸信号を算出する。

【0 0 3 5】

【数 1】

$$(呼吸信号) = \frac{Sm1 + Sm2 + \dots + (-1) \cdot (Sn1 + Sn2 + \dots)}{N} \quad \dots \text{ (数式1)}$$

※ (N はセンサ13の数)

【0 0 3 6】

ステップ 7 の終了後、ステップ 6 に進む。

3. 呼吸モニタ装置 1 が奏する効果

(1 A) 上述したように、ピーク周波数の分布において 2 以上の極大値がある場合とは

10

20

30

40

50

、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる可能性が高い場合である。センサユニット3上に二人以上の使用者がいると、そのままでは、呼吸信号を正確に算出することは困難である。

【0037】

呼吸モニタ装置1は、ピーク周波数の分布において2以上の極大値がある場合、その区間での呼吸信号の算出を中止する。そのことにより、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる場合に、不正確な呼吸信号を算出してしまうことを抑制できる。

【0038】

(1B) 呼吸モニタ装置1は、センサ13が出力する信号に対し、呼吸の周波数を含む周波数帯を選択的に透過させるフィルタ処理を行う。そのことにより、呼吸信号を一層正確に算出できる。

<第2実施形態>

1. 第1実施形態との相違点

第2実施形態は、基本的な構成は第1実施形態と同様であるため、共通する構成については説明を省略し、相違点を中心に説明する。なお、第1実施形態と同じ符号は、同一の構成を示すものであって、先行する説明を参照する。

【0039】

前述した第1実施形態では、制御部5は、マイコン17がプログラムを実行することで実現される機能の1つとして、図4に示すように、中止ユニット31を備えている。これに対し、第2実施形態では、図8に示すように、中止ユニット31に代えて、信号限定ユニット51を備える点で、第1実施形態と相違する。

【0040】

2. 呼吸モニタ装置1が実行する処理

第2実施形態の呼吸モニタ装置1が、第1実施形態の処理(図5)に代えて実行する処理について、図9のフローチャートを用いて説明する。なお、図9におけるS11~14、16、17の処理は、図5におけるS1~4、6、7の処理と同様である。

【0041】

ステップ15では、信号限定ユニット51が、ヒストグラムでのピーク周波数の分布における2以上の極大値のうち、1つの極大値を選択する。選択する基準は適宜設定することができる。例えば、センサユニット3のうち、予め決められた基準位置に近いセンサ13に対応する極大値を選択することができる。また、ピーク周波数の度数が最も大きい極大値を選択してもよい。

【0042】

次に、信号限定ユニット51は、ピーク周波数の分布において、上記のように選択した1つの極大値を中心とするピークPを特定する。例えば、図6に示すピーク周波数の分布の例において、極大値Aを選択した場合、極大値Aを中心とするピークPを特定する。ピークPは、極大値Aを中心とする、ピーク周波数における一定の範囲である。

【0043】

次に、信号限定ユニット51は、センサ13の信号のうち、ピーク周波数が、上記のように特定したピークPに属する信号を選択する。選択された信号は、ピークPに対応する信号である。

【0044】

次に、信号限定ユニット51は、上記のように選択した信号を用いて、呼吸信号を算出する。呼吸信号の算出方法は、基本的には第1実施形態におけるステップ7と同じであるが、呼吸信号の算出に用いる信号が、上記のように選択した信号に限定される。

【0045】

3. 呼吸モニタ装置1が奏する効果

以上詳述した第2実施形態によれば、前述した第1実施形態の効果(1B)に加え、以下の効果が得られる。

【0046】

10

20

30

40

50

(2A) 上述したように、ピーク周波数の分布において2以上の極大値がある場合とは、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる可能性が高い場合である。センサユニット3上に二人以上の使用者がいると、そのままでは、呼吸信号を正確に算出することは困難である。

【0047】

呼吸モニタ装置1は、ピーク周波数の分布において2以上の極大値がある場合、2以上の極大値のうち、1つの極大値を中心とするピークPに対応する信号に限定して、呼吸信号を算出する。1つの極大値を中心とするピークPに対応する信号は、一人の使用者に対応する信号である。そのことにより、呼吸モニタ装置1は、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる場合でも、そのうちの一人について正確な呼吸信号を算出することができる。

10

<第3実施形態>

1. 第1実施形態との相違点

第3実施形態は、基本的な構成は第1実施形態と同様であるため、共通する構成については説明を省略し、相違点を中心に説明する。なお、第1実施形態と同じ符号は、同一の構成を示すものであって、先行する説明を参照する。

【0048】

第3実施形態では、マイコン17がプログラムを実行することで実現される機能の1つとして、図10に示すように、第1実施形態における各機能に加えて、状態検出ユニット53をさらに備える点で、第1実施形態と相違する。

20

【0049】

2. 呼吸モニタ装置1が実行する処理

第3実施形態の呼吸モニタ装置1が、第1実施形態の処理(図5)に代えて実行する処理について、図11のフローチャートを用いて説明する。

【0050】

図11のステップ21では、状態検出ユニット53が、初期の状態Cを検出する。状態Cとは、センサユニット3に加わる総荷重と、センサユニット3における圧力分布とを意味する。総荷重は、複数のセンサ13がそれぞれ検出する荷重の総和である。圧力分布は、センサユニット3のうち、センサ13に所定の閾値以上の荷重が加わっている場所の分布の態様である。

30

【0051】

ステップ22～24は、第1実施形態におけるステップ1～3と同じである。

ステップ25では、状態検出ユニット53が、再び状態Cを検出する。

ステップ26では、まず、状態検出ユニット53が、前記ステップ21で検出した初期の状態Cから、直前の前記ステップ25で検出した状態Cへの変化量(以下では状態Cの変化量とする)を算出する。状態Cの変化量とは、センサユニット3に加わる総荷重の変化量と、センサユニット3における圧力分布の変化量である。

【0052】

次に、状態検出ユニット53が、総荷重の変化量と、圧力分布の変化量とが、それぞれ、予め設定された閾値より大きいか否かを判断する。総荷重の変化量と、圧力分布の変化量とのうち、一方でも閾値より大きい場合はステップ27に進み、それ以外の場合はステップ30に進む。

40

【0053】

なお、総荷重の変化量が閾値より大きい場合、及び、圧力分布の変化量が閾値より大きい場合とは、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる状態に特有の場合である。例えば、それまでセンサユニット3上に一人の使用者があり、時刻tにおいて、さらに一人の使用者がセンサユニット3上に乗り、合計二人の使用者がセンサユニット3上に存在することになった場合、図12に示すように、時刻tにおいて総荷重が大きく増加する。

【0054】

また、それまでセンサユニット3上に一人の使用者があり、さらに一人の使用者がセン

50

サユニット3上に乗り、合計二人の使用者がセンサユニット3上に存在することになった場合、図13に示すように、新たな使用者に起因する圧力が加わった範囲55が、時間の経過とともに移動し、センサユニット3における圧力分布が大きく変化する。なお、57は、当初からセンサユニット3上に存在した使用者に起因する圧力が加わった範囲である。

【0055】

ステップ27～30は、第1実施形態におけるステップ4～7と同じである。

3. 呼吸モニタ装置1が奏する効果

以上詳述した第3実施形態によれば、前述した第1実施形態の効果に加え、以下の効果が得られる。

10

【0056】

(3A) 上述したように、総荷重の変化量が閾値より大きい場合、及び、圧力分布の変化量が閾値より大きい場合とは、センサユニット3上に二人以上の使用者がいる状態に特有の場合である。

【0057】

呼吸モニタ装置1は、呼吸信号の算出を中止する条件の1つとして、総荷重の変化量が閾値より大きいこと、又は、圧力分布の変化量が閾値より大きいこと、という条件を有する。そのことにより、センサユニット3上に二人以上の使用者がいるか否かを一層正確に判断できる。

20

<第4実施形態>

1. 第3実施形態との相違点

第4実施形態は、基本的な構成は第3実施形態と同様であるため、共通する構成については説明を省略し、相違点を中心に説明する。なお、第3実施形態と同じ符号は、同一の構成を示すものであって、先行する説明を参照する。

【0058】

前述した第3実施形態では、制御部5は、マイコン17がプログラムを実行することで実現される機能の1つとして、図10に示すように、中止ユニット31を備えている。これに対し、第4実施形態では、図14に示すように、中止ユニット31に代えて、信号限定ユニット51を備える点で、第3実施形態と相違する。

30

【0059】

2. 呼吸モニタ装置1が実行する処理

第4実施形態の呼吸モニタ装置1が、第3実施形態の処理(図11)に代えて実行する処理について、図15のフローチャートを用いて説明する。なお、図15におけるS31～37、39、40の処理は、図11におけるS21～27、29、30の処理と同様である。

40

【0060】

ステップ38では、信号限定ユニット51が、第2実施形態におけるステップ15の処理と同様に、限定した信号を用いて、呼吸信号を算出する。

3. 呼吸モニタ装置1が奏する効果

以上詳述した第4実施形態によれば、前述した第1実施形態の(1B)の効果、第2実施形態の(2A)の効果、及び第3実施形態の(3A)の効果が得られる。

<他の実施形態>

以上、本開示を実施するための形態について説明したが、本開示は上述の実施形態に限定されることなく、種々変形して実施することができる。

【0061】

(1) センサ13は、振動に対応する信号を出力するものであってもよい。

(2) 第3、第4実施形態において、状態Cは、総荷重、及び圧力分布のうちの一方であってもよい。そして、第3実施形態のステップ26、第4実施形態のステップ36では、その一方の変化量が閾値より大きいか否かを判断してもよい。

50

【0062】

(3) 上記実施形態における1つの構成要素が有する複数の機能を、複数の構成要素によって実現したり、1つの構成要素が有する1つの機能を、複数の構成要素によって実現したりしてもよい。また、複数の構成要素が有する複数の機能を、1つの構成要素によって実現したり、複数の構成要素によって実現される1つの機能を、1つの構成要素によって実現したりしてもよい。また、上記実施形態の構成の少なくとも一部を、他の上記実施形態の構成に対して付加又は置換してもよい。なお、特許請求の範囲に記載した文言のみによって特定される技術思想に含まれるあらゆる態様が本開示の実施形態である。

【0063】

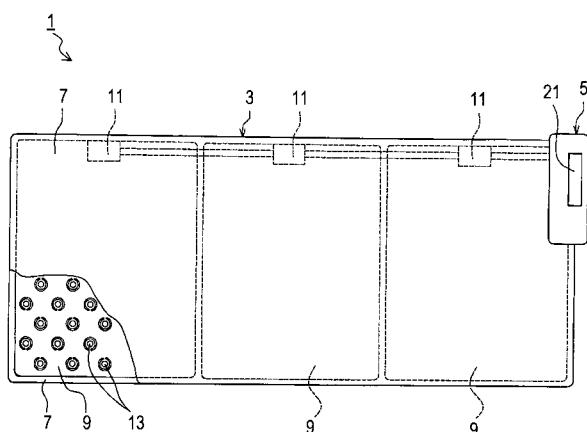
(4) 上述した呼吸モニタ装置の他、当該呼吸モニタ装置を構成要素とするシステム、当該呼吸モニタ装置におけるマイコン17としてコンピュータを機能させるためのプログラム、このプログラムを記録した半導体メモリ等の非遷移的実態的記録媒体、呼吸モニタ方法等、種々の形態で本開示を実現することもできる。 10

【符号の説明】

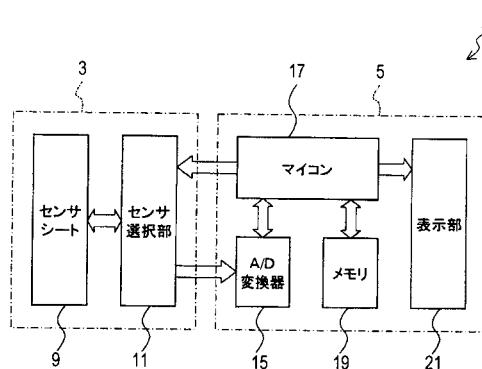
【0064】

1 … 呼吸モニタ装置、3 … センサユニット、5 … 制御部、7 … シート保護部材、9 … センサシート、11 … センサ選択部、13 … センサ、15 … A / D 変換部、17 … マイコン、19 … メモリ、21 … 表示部、23 … 信号取得ユニット、25 … 呼吸信号算出ユニット、27 … ピーク周波数算出ユニット、29 … 判断ユニット、31 … 中止ユニット、33 … フィルタユニット、35 … ベッド、37 … 載置部、39 … 背板部、41 … 寝具、43、45 … 使用者、47、49 … 領域、51 … 信号限定ユニット、53 … 状態検出ユニット 20

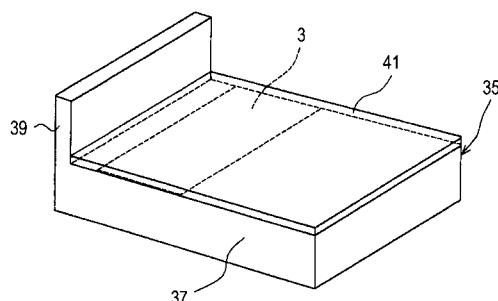
【図1】



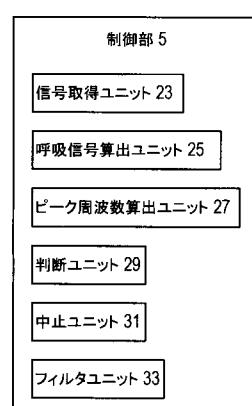
【図3】



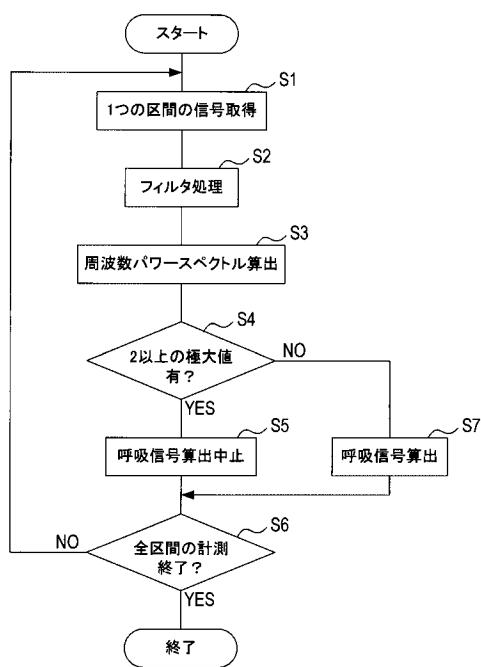
【図2】



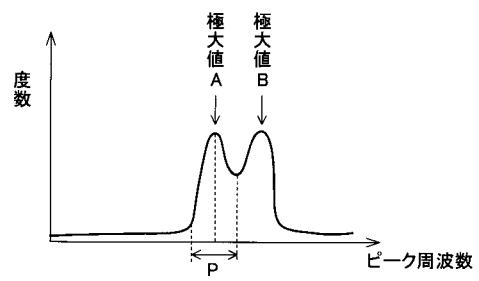
【図4】



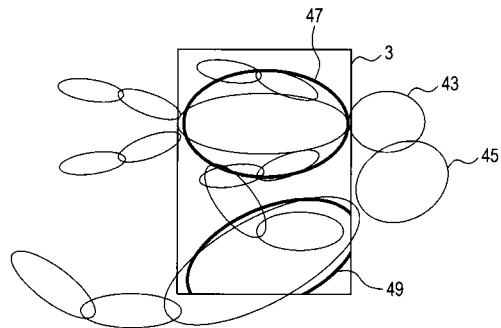
【図5】



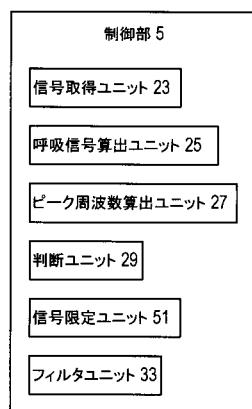
【図6】



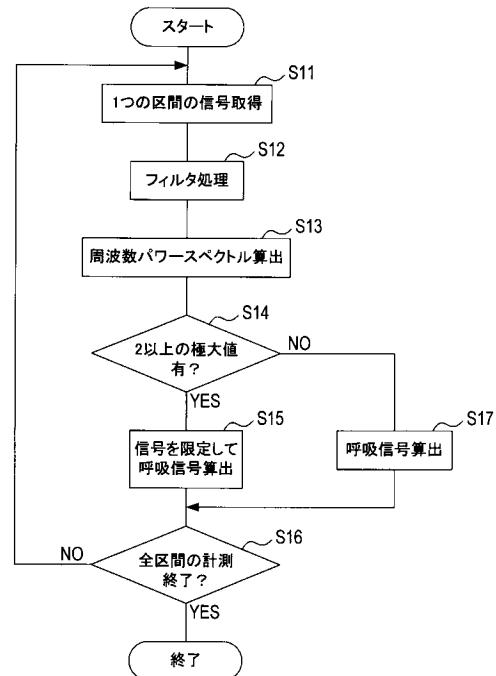
【図7】



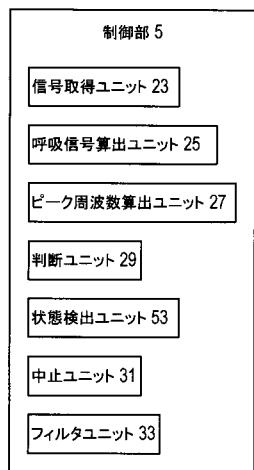
【図8】



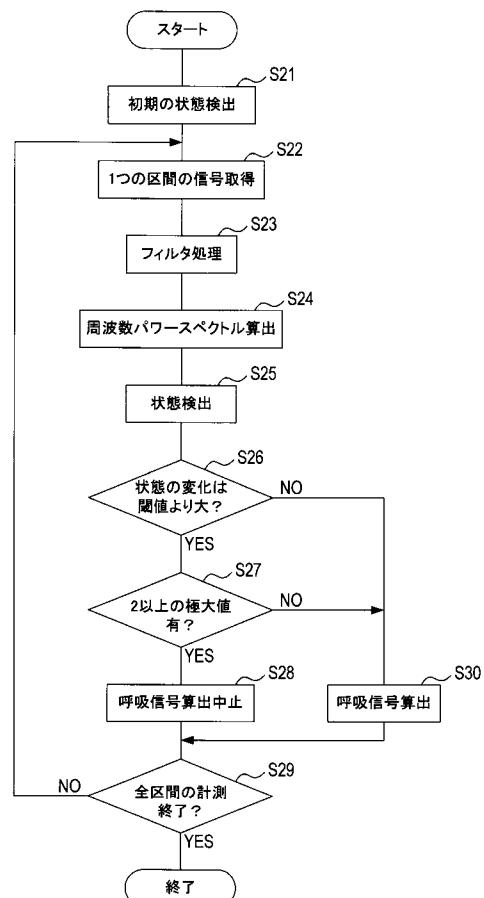
【図9】



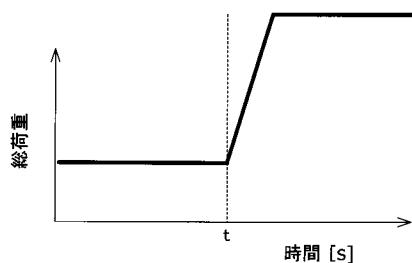
【図10】



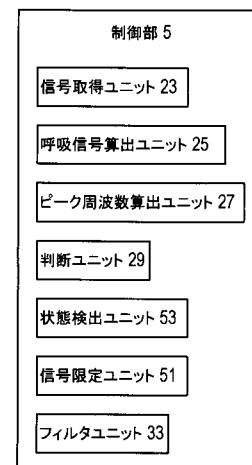
【図11】



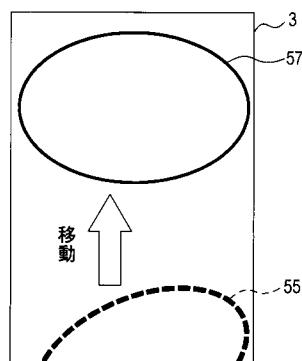
【図12】



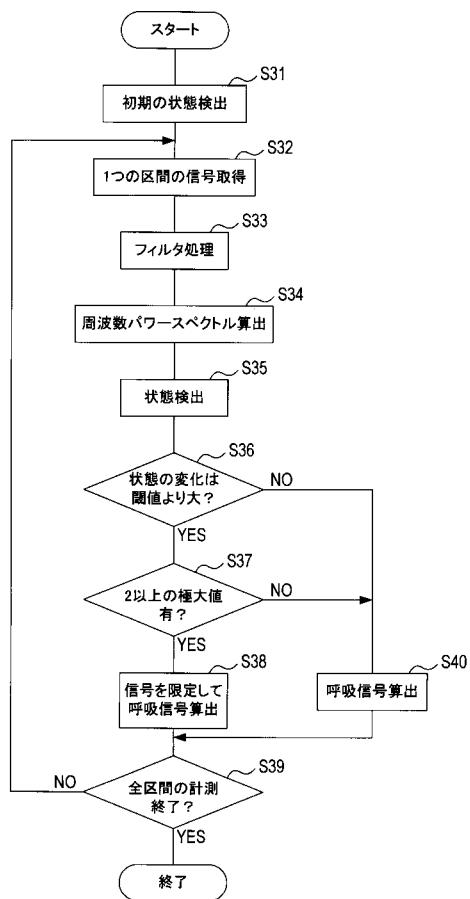
【図14】



【図13】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 山野 千晴

東京都渋谷区渋谷二丁目15番1号 株式会社デンソーアイティーラボラトリ内

F ターム(参考) 4C038 SV01 SX07 SX09 VA04 VB33 VC20
4C117 XB01 XC02 XE24 XE27 XF03 XJ17

专利名称(译)	呼吸监测装置		
公开(公告)号	JP2017213063A	公开(公告)日	2017-12-07
申请号	JP2016107405	申请日	2016-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	日本电装株式会社 电装IT研究所		
申请(专利权)人(译)	Denso公司 电装IT实验室		
[标]发明人	本多良和 窪田茂男 山野千晴		
发明人	本多 良和 窪田 茂男 山野 千晴		
IPC分类号	A61B5/113 A61B5/00 A61B5/08		
FI分类号	A61B5/10.315 A61B5/00.C A61B5/08		
F-TERM分类号	4C038/SV01 4C038/SX07 4C038/SX09 4C038/VA04 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XB01 4C117/XC02 4C117/XE24 4C117/XE27 4C117/XF03 4C117/XJ17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种呼吸监视装置，即使在传感器单元有两个以上的用户的情况下，也能够抑制错误的呼吸信号的计算。呼吸监视器装置1包括传感器单元的传感器的排列，用于输出对应于负载或振动，用于获取信号，呼吸的信号的基础上计算呼吸信号的信号获取部23的信号并且信号计算单元25。呼吸监测装置还包括峰值频率计算单元27，确定单元29和停止单元31。峰值频率计算单元计算每个传感器的峰值频率。判断单元判断峰值频率分布是否具有2或更大的局部最大值。当确定停止单元具有两个或更多个局部最大值时，停止呼吸信号的计算。

