

(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2006-320734  
(P2006-320734A)

(43) 公開日 平成18年11月30日(2006.11.30)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/11 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 0 1 R	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-182694 (P2006-182694)	(71) 出願人	000005832 松下電工株式会社
(22) 出願日	平成18年6月30日 (2006.6.30)		大阪府門真市大字門真1048番地
(62) 分割の表示	特願2005-145076 (P2005-145076) の分割	(74) 代理人	100067828 弁理士 小谷 悦司
原出願日	平成17年5月18日 (2005.5.18)	(74) 代理人	100096150 弁理士 伊藤 孝夫
		(74) 代理人	100099955 弁理士 樋口 次郎
		(72) 発明者	山本 松樹 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	福島 省吾 大阪府門真市大字門真1048番地 松下 電工株式会社内

最終頁に続く

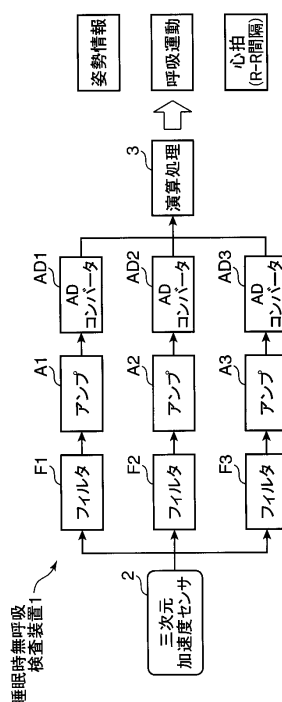
(54) 【発明の名称】 睡眠検査装置および睡眠時無呼吸検査装置

(57) 【要約】

【課題】 1台の加速度センサから、睡眠検査や睡眠時無呼吸検査に必要な情報を得るようにする。

【解決手段】 x軸方向を患者の左右方向とし、y軸方向を患者の身長方向とし、z軸方向を患者の体厚方向とするとき、三次元の加速度センサ2から得られるx、zの各DC成分DCx、DCzを用いて、 $(DCx / (DCx^2 + DCz^2)^{1/2})$ 、 $DCz / (DCx^2 + DCz^2)^{1/2}$ から患者の寝姿勢を検出することができ、前記zのAC成分ACzを10~15Hz程度のバンドパスフィルタでフィルタリングし、増幅した出力のピーク周期の逆数からは患者の心拍数を検出することができる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサから得られる DC 成分から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる AC 成分から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする睡眠検査装置。

## 【請求項 2】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、  
前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、  
x 軸方向を患者の左右方向とし、y 軸方向を患者の身長方向とし、z 軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られる x, z の各 DC 成分  $DC_x$ ,  $DC_z$  から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる z の AC 成分  $AC_z$  を前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする睡眠検査装置。

10

## 【請求項 3】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、  
前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、  
x 軸方向を患者の左右方向とし、y 軸方向を患者の身長方向とし、z 軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られる x, z の各 DC 成分  $DC_x$ ,  $DC_z$  を用いて、 $(DC_x / (DC_x^2 + DC_z^2))^{1/2}$ ,  $DC_z / (DC_x^2 + DC_z^2)^{1/2}$  から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる z の AC 成分  $AC_z$  を前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力のピーク周期の逆数から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする睡眠検査装置。

20

## 【請求項 4】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサから得られる DC 成分から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる AC 成分から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする睡眠時無呼吸検査装置。

30

## 【請求項 5】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、  
前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、  
x 軸方向を患者の左右方向とし、y 軸方向を患者の身長方向とし、z 軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られる x, z の各 DC 成分  $DC_x$ ,  $DC_z$  から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる z の AC 成分  $AC_z$  を前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする睡眠時無呼吸検査装置。

40

## 【請求項 6】

三次元の加速度センサと、  
前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、  
前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、  
x 軸方向を患者の左右方向とし、y 軸方向を患者の身長方向とし、z 軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られる x, z の各 DC 成分  $DC_x$ ,  $DC_z$  を用いて、 $(DC_x / (DC_x^2 + DC_z^2))^{1/2}$ ,  $DC_z / (DC_x^2 + DC_z^2)^{1/2}$  から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られる z の AC 成分  $AC_z$  を

50

前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力のピーク周期の逆数から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むこと

を特徴とする睡眠時無呼吸検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、睡眠検査または睡眠時無呼吸症候群（SAS：Sleep apnea syndrome）の診断のために使用される装置に関し、特にセンサ部分の改良に関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠検査または睡眠時無呼吸検査に用いられる生体センサとしては、鼻口などの呼吸を検知するための気流センサ、いびきを検知するための気管音センサ、呼吸運動を計測するための呼吸センサ、心拍を計測するための心拍センサなど様々なセンサが、各々の目的に応じて使用される。特に、睡眠時無呼吸検査では、呼吸運動を計測するために、胸や腹にバンド状の歪ゲージを巻付け、胸と腹との動きの位相差や運動の大きさを計測し、上気道の狭窄による、いわゆる閉塞型であるのか、鼻および口からの換気が停止するのと同時に、胸部と腹部の呼吸も停止する、いわゆる中枢型であるのかなどの診断を行う。またその際、寝姿勢を計測する為の体位センサなどを併用して用いている。

【0003】

したがって、睡眠検査および睡眠時無呼吸検査では、多種多様な生体センサが用いられ、それが患者への負担を大きくさせている。特に、患者が自宅へ検査装置を持ち帰って自らセンサを装着する場合、できるだけ生体センサの種類を少なくし、より多くの情報を得るセンサシステムが強く期待される。

【0004】

一方、特許文献1では、体動を加速度センサで検知して、中途覚醒を判定する中途覚醒の判定システムが提案されている。また、特許文献2では、加速度センサからの出力を周波数分離してそれぞれ解析することで、被検者の日常生活における姿勢や動作を計測するようにした体動解析装置が提案されている。

【特許文献1】特開2002-34955号公報

【特許文献2】特開平7-178073号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、上述のように加速度センサを用いて、睡眠検査および睡眠時無呼吸検査に用いる各生体情報を得ることも考えられる。しかしながら、特許文献1の加速度センサは、体動を検出しているだけで、心拍や脈拍は、別の検出手段で検出しており、上述の問題が残る。一方、特許文献2では、体動を1台の加速度センサで検出しているが、日常生活の立ったり座ったりを検出しており、睡眠時無呼吸検査で測定するような僅かで変化が少ない体動を検出することはできない。特に、心拍に比べて呼吸は、遅く、信号成分を分離するのにノウハウが必要である。

【0006】

本発明の目的は、1台の加速度センサから、睡眠検査および睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができる睡眠検査装置および睡眠時無呼吸検査装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る睡眠検査装置又は睡眠時無呼吸検査装置の少なくとも一方の機能を実現する構成は、三次元の加速度センサと、前記加速度センサから得られるDC成分から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られるAC成分から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【0008】

この構成によれば、1台の三次元の加速度センサによって患者の寝姿勢および心拍数を検出することができ、睡眠検査又は睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができる。そして、患者からセンサの装着や計測の負担を低減することができるとともに、データ取得エラーの低減化に期待することができる。

## 【0009】

また、本発明に係る睡眠検査装置又は睡眠時無呼吸検査装置の少なくとも一方の機能を実現する構成は、三次元の加速度センサと、前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、x軸方向を患者の左右方向とし、y軸方向を患者の身長方向とし、z軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られるx、zの各DC成分DCx、DCzから患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られるzのAC成分ACzを前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする。

10

## 【0010】

この構成によれば、1台の三次元の加速度センサによって患者の寝姿勢および心拍数を検出することができ、睡眠検査又は睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができる。そして、患者からセンサの装着や計測の負担を低減することができるとともに、データ取得エラーの低減化に期待することができる。

## 【0011】

さらに、本発明に係る睡眠検査装置又は睡眠時無呼吸検査装置の少なくとも一方の機能を実現する構成は、三次元の加速度センサと、前記加速度センサの出力をフィルタリングするフィルタと、前記加速度センサの出力を所望とするゲインで増幅するアンプと、x軸方向を患者の左右方向とし、y軸方向を患者の身長方向とし、z軸方向を患者の体厚方向とするとき、前記加速度センサから得られるx、zの各DC成分DCx、DCzを用いて、 $(DCx / (DCx^2 + DCz^2))^{1/2}$ 、 $DCz / (DCx^2 + DCz^2)^{1/2}$ から患者の寝姿勢を検出し、前記加速度センサから得られるzのAC成分ACzを前記フィルタでフィルタリングし、さらに前記アンプで増幅した出力のピーク周期の逆数から患者の心拍数を検出する信号処理手段とを含むことを特徴とする。

20

## 【0012】

上記の構成によれば、x軸方向を患者の左右方向とし、y軸方向を患者の身長方向とし、z軸方向を患者の体厚方向とするとき、三次元の加速度センサから得られるx、zの各DC成分DCx、DCzを用いて、 $(DCx / (DCx^2 + DCz^2))^{1/2}$ 、 $DCz / (DCx^2 + DCz^2)^{1/2}$ から患者の寝姿勢(脚側から見た患者の身長軸(y軸)回りの回転)を検出することができ、前記zのAC成分ACzを10~15Hz程度のバンドパスフィルタでフィルタリングし、増幅した出力のピーク周期の逆数からは、患者の心拍数を検出することができる。

30

## 【0013】

したがって、1台の加速度センサから、睡眠検査又は睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができ、患者からセンサの装着や計測の負担を低減することができるとともに、データ取得エラーの低減化に期待することができる。

40

## 【発明の効果】

## 【0014】

本発明の睡眠検査装置および睡眠時無呼吸検査装置は、以上のように、三次元の加速度センサから得られるx、zの各DC成分から患者の寝姿勢を検出し、前記zのAC成分ACzから患者の心拍数を検出する。

## 【0015】

それゆえ、1台の加速度センサから、睡眠検査や睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができ、患者からセンサの装着や計測の負担を低減することができるとともに、データ取得エラーの低減化に期待することができる。

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0016】

## [実施の形態1]

図1は、本発明の実施の一形態に係る睡眠時無呼吸検査装置1の電気的構成を示すブロック図である。この睡眠時無呼吸検査装置1は、患者の心拍数、呼吸数および寝姿勢を検出するために患者に装着するセンサとしては、三次元の加速度センサ2のみを用いる。前記加速度センサ2の出力の各 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 成分は、フィルタ $F1 \sim F3$ に共通に入力される。前記各フィルタ $F1 \sim F3$ の出力は、それぞれアンプ $A1 \sim A3$ において所望とするゲインで増幅され、アナログ/デジタル変換器 $AD1 \sim AD3$ においてデジタル値に変換された後、マイクロコンピュータおよびその周辺回路などを備えて構成される演算処理回路3へ入力される。前記アナログ/デジタル変換器 $AD1 \sim AD3$ および演算処理回路3は、前記センサ、アンプおよびフィルタの各出力を後述するようにして解析し、睡眠時無呼吸検査に用いられるデータを作成する信号処理手段を構成する。

10

## 【0017】

図2および図3は、前記加速度センサ2の取付け状態を示す図である。前記加速度センサ2は、図2において参照符号2aで示すように患者4の胸に、好ましくは、図3で示すように患者4のみぞおち付近に、テープなどで貼付けられる。また好ましくは、図2において参照符号2bで示すように患者4の腹にも設けられることで、胸と腹との動きの位相差を計測することができる。取付け方向は、 $x$ 軸方向を患者4の左右方向、 $y$ 軸方向を患者4の身長方向、 $z$ 軸方向を患者4の体厚方向となっている。

20

## 【0018】

図4は、前記フィルタ $F1 \sim F3$ およびアンプ $A1 \sim A3$ の具体的構成を示すブロック図である。前記三次元の加速度センサ2からは、各成分の出力 $x$ 、 $y$ 、 $z$ に、参照用の出力 $ref$ が出力される。各出力 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 、 $ref$ の出力端は、MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) センサから成る加速度センサ2のバイアス用の高周波信号を除去するコンデンサ $Cx1$ 、 $Cy1$ 、 $Cz1$ 、 $Cr1$ を介して接地されている。たとえば、 $Cx1$ 、 $Cy1$ 、 $Cz1$ 、 $Cr1 = 0.01 \mu F$ である。

## 【0019】

前記出力 $x$ 、 $z$ は、抵抗 $Rx1$ 、 $Rz1$ を介して姿勢情報 $x$ 、 $z$ として出力され、前記アナログ/デジタル変換器 $AD1$ に入力される。したがって、前記フィルタ $F1$ は、スルーフィルタであり、アンプ $A1$ のゲインは、1であり、前記加速度センサ2の出力の殆どを占めるDC成分がそのまま出力されることになる。たとえば、 $Rx1$ 、 $Rz1 = 1k$ である。

30

## 【0020】

また、前記各出力 $x$ 、 $y$ 、 $z$ は、前記フィルタ $F2$ を構成する結合コンデンサ $Cx2$ 、 $Cy2$ 、 $Cz2$ および入力抵抗 $Rx2$ 、 $Ry2$ 、 $Rz2$ を介して、前記アンプ $A2$ を構成するオペアンプ $OPx$ 、 $OPy$ 、 $OPz$ の反転入力端にそれぞれ入力される。このオペアンプ $OPx$ 、 $OPy$ 、 $OPz$ の非反転入力端には、前記出力 $ref$ が、入力抵抗 $Rx3$ 、 $Ry3$ 、 $Rz3$ および平滑コンデンサ $Cx3$ 、 $Cy3$ 、 $Cz3$ を介して入力されている。またこのオペアンプ $OPx$ 、 $OPy$ 、 $OPz$ の反転入力端には、それぞれの出力が、相互に並列の帰還抵抗 $Rx4$ 、 $Ry4$ 、 $Rz4$ および帰還コンデンサ $Cx4$ 、 $Cy4$ 、 $Cz4$ を介して負帰還されている。オペアンプ $OPx$ 、 $OPy$ 、 $OPz$ の出力は、抵抗 $Rx5$ 、 $Ry5$ 、 $Rz5$ を介して、呼吸情報 $x$ 、 $y$ 、 $z$ として出力され、前記アナログ/デジタル変換器 $AD2$ に入力される。たとえば、 $Cx2$ 、 $Cy2$ 、 $Cz2 = 100 \mu F$ であり、 $Rx2$ 、 $Ry2$ 、 $Rz2 = 1k$ であり、 $Rx3$ 、 $Ry3$ 、 $Rz3 = 10k$ であり、 $Cx3$ 、 $Cy3$ 、 $Cz3 = 0.1 \mu F$ であり、 $Rx4$ 、 $Ry4$ 、 $Rz4 = 300k$ であり、 $Cx4$ 、 $Cy4$ 、 $Cz4 = 0.1 \mu F$ であり、 $Rx5$ 、 $Ry5$ 、 $Rz5 = 1k$ である。したがって、加速度センサ2の各出力 $x$ 、 $y$ 、 $z$ の内、前記DC成分に重畳する微小なAC成分の $0.3Hz$ 以下の成分が、 $300$ 倍に増幅されて出力されることになり、前記フィルタ $F2$ は、ローパスフィルタとなる。

40

50

## 【0021】

さらにまた、前記出力 $Z$ は、前記フィルタ $F3$ を構成する結合コンデンサ $Cz20$ および入力抵抗 $Rz20$ を介して、前記アンプ $A3$ を構成するオペアンプ $OPz0$ の反転入力端に入力される。このオペアンプ $OPz0$ の非反転入力端には、前記出力 $ref$ が、入力抵抗 $Rz30$ および平滑コンデンサ $Cz30$ を介して入力されている。またこのオペアンプ $OPz0$ の反転入力端には、それぞれの出力が、相互に並列の帰還抵抗 $Rz40$ および帰還コンデンサ $Cz40$ を介して負帰還されている。オペアンプ $OPz0$ の出力は、抵抗 $Rz50$ を介して、心拍情報として出力され、前記アナログ/デジタル変換器 $AD3$ に入力される。たとえば、 $Cz20 = 10 \mu F$ であり、 $Rz20 = 1 k$ であり、 $Rz30 = 10 k$ であり、 $Cz30 = 0.1 \mu F$ であり、 $Rz40 = 400 k$ であり、 $Cz40 = 0.001 \mu F$ であり、 $Rz50 = 1 k$ である。したがって、加速度センサ2の出力 $z$ の内、前記DC成分に重畳する微小なAC成分の $10 \sim 15 Hz$ の成分が、400倍に増幅されて出力されることになり、前記フィルタ $F3$ は、バンドパスフィルタとなる。

10

## 【0022】

したがって、上述の図4の構成を模式的に示せば、図5で示すようになる。なお、加速度センサ2の取付け方向は、上述に限らず、後段のフィルタ $F1 \sim F3$ およびアンプ $A1 \sim A3$ に対応していればよい。すなわち、出力 $x$ を結合コンデンサ $Cz2$ 、 $Cz20$ に入力するようになっていれば、患者4の体厚方向を $x$ 方向とすればよい。同様に、左右方向および上下方向も、これに合わせて設定されればよい。

## 【0023】

前記アナログ/デジタル変換器 $AD1 \sim AD3$ においてデジタル値に変換された上記のような入力信号は、演算処理回路3に取込まれ、デジタルフィルタ処理によってSNを上らせて使用される。

20

## 【0024】

演算処理回路3は、フィルタ $F2$ およびアンプ $A2$ を介して入力された $0.3 Hz$ 以下の呼吸情報 $x, y, z$ から、前記デジタルフィルタ処理によって $0.2 Hz$ 近傍の信号を抽出し、得られた呼吸に基づく体動データが、該演算処理回路3内のデータベースに格納されている呼吸中の体動データと、無呼吸中の体動データとに比較され、患者4が呼吸状態が無呼吸状態かのどちらかを推定する。図6には、前記加速度センサ2からの出力 $x, y, z$ をフィルタ $F2$ およびアンプ $A2$ を通過させた信号波形の一例を実線で示し、前記演算処理回路3によるデジタルフィルタ処理後の信号波形の一例を破線で示している。また、各信号を合成した絶対値も示し、その絶対値の信号から演算処理回路3内で求めた呼吸数の変化の一例を図7で示している。

30

## 【0025】

さらに、加速度センサ2を、前記図2で示すように胸郭部と腹部とに配置し、計測した場合、無呼吸状態にある体動データから、以下の手順で、中枢性または閉塞性の判断を可能とする。すなわち、両部位の呼吸による体動データを比較すると、周期性のある動きの場合、動きの位相差は、2階微分値に当たる加速度値間でも維持されるので、直接両者の相互相関関数を計算することが可能である。これにより、動きの位相差の算出が可能となる。位相差が予め定める閾値以上の場合、その無呼吸状態が、前記データベースに格納されている中枢性と閉塞性との位相差のデータとの比較によって、無呼吸のタイプを推定することが可能である（前記図7は胸郭部と腹部とのデータを示しているが、健常者のデータである）。

40

## 【0026】

同様に、演算処理回路3は、フィルタ $F3$ およびアンプ $A3$ を介して入力された $10 \sim 15 Hz$ 付近の心拍情報から、前記デジタルフィルタ処理によって $1 Hz$ 付近の心拍信号を抽出し、得られた心拍信号のピークが分かると、そこからR-R間隔などの情報を得ることが可能となる。図8には、前記加速度センサ2からの出力 $z$ をフィルタ $F3$ およびアンプ $A3$ を通過させた信号波形の一例と、前記演算処理回路3によるデジタルフィルタ処理後のピークホールドした信号波形の一例とを示している。また、その信号から演算処理

50

回路 3 内で求めた心拍数の変化の一例を図 9 で示している。

【 0 0 2 7 】

さらにまた、演算処理回路 3 は、抵抗  $R_x$ 、 $R_z$  を介して入力された DC 成分から、体動データの静的な情報を抽出する。図 10 には、前記抵抗  $R_x$ 、 $R_z$  を介する加速度センサ 2 からの出力  $x$ 、 $z$  の信号波形の一例と、その信号から演算処理回路 3 内で求めた寝姿勢変化の一例を示している。また図 10 には、加速度センサ 2 からの出力  $y$  も示しているが、体軸 ( $y$  軸) 回りの姿勢変化であるので、この出力  $y$  は殆ど変化せず、左右方向の出力  $x$  および前後方向の出力  $z$  が、寝姿勢を変化させる際に変化していることが理解される。このため、前記出力  $y$  は、寝姿勢の変化を検出するために取込んでいない。

【 0 0 2 8 】

以下に、寝姿勢、呼吸数および心拍数の解析方法を具体的に説明する。まず寝姿勢については、前記演算処理回路 3 は、100 msec 毎に、 $x$ 、 $z$  の各 DC 成分  $DC_x$ 、 $DC_z$  を取込み、 $(DC_x / (DC_x^2 + DC_z^2))^{1/2}$ 、 $DC_z / (DC_x^2 + DC_z^2)^{1/2}$  を求め、前記図 10 で示す寝姿勢変化のグラフにおいて、 $x$  軸方向に各サンプリングタイミング  $t$  を取り、 $y$  軸方向に患者 4 の体軸 ( $y$  軸) 回りの姿勢を取り、 $(t, 0)$  を始点として、求めた値  $(DC_x / (DC_x^2 + DC_z^2))^{1/2}$ 、 $DC_z / (DC_x^2 + DC_z^2)^{1/2}$  を終点とするベクトルで表す。

【 0 0 2 9 】

次に、呼吸数については、図 11 で示すように、前記演算処理回路 3 は、先ずステップ S1 で、タイミングを表す変数  $i$  を 1 に初期化し、以降 100 msec 毎に、ステップ S2 で、 $x$ 、 $y$ 、 $z$  の各 AC 成分  $AC_x$ 、 $AC_y$ 、 $AC_z$  を取込み、 $(AC_x^2 + AC_y^2 + AC_z^2)^{1/2}$  を求める。これを絶対値  $B_i$  とする。

【 0 0 3 0 】

続いてステップ S3 では、予め定める以前のサンプリング数のデータに亘る移動平均値  $B_{mean}$  が更新され、ステップ S4 では、その平均値  $B_{mean}$  が前記絶対値  $B_i$  から減算されてゼロ点シフトが行われる。これを補正值  $B_{0i}$  とする。ステップ S5 では、前記補正值  $B_{0i}$  に対して 0.3 Hz のローパスフィルタ処理が行われ、これをフィルタリング値  $B_{Fi}$  とする。

【 0 0 3 1 】

上述のようにステップ S2 ~ S5 でフィルタリング処理が行われると、ステップ S11 では、予め定める以前のサンプリング数のデータに亘る標準偏差  $B$  が更新され、ステップ S12 では、その標準偏差  $B$  が予め定める閾値  $T_h$  に加算されて閾値  $B_{Th}$  が求められる。

【 0 0 3 2 】

ステップ S13 では、今回のフィルタリング値  $B_{Fi}$  が前記閾値  $B_{Th}$  を超えているか否かが判断され、超えている場合にはさらにステップ S14 で、前回のフィルタリング値  $B_{Fi-1}$  と比較され、超えている場合にはステップ S15 で、ピーク値  $B_P$  が今回のフィルタリング値  $B_{Fi}$  に更新され、さらにステップ S16 でピーク値  $B_P$  が存在することを表すフラグ  $F$  が 1 にセットされる。前記ステップ S13 において今回のフィルタリング値  $B_{Fi}$  が前記閾値  $B_{Th}$  以下である場合および前記ステップ S16 からはステップ S17 に移り、前記変数  $i$  に 1 が加算されて前記ステップ S2 に戻り、次の加速度の計測値が取込まれる。

【 0 0 3 3 】

一方、前記ステップ S14 において今回のフィルタリング値  $B_{Fi}$  が前回のフィルタリング値  $B_{Fi-1}$  以下である場合にはステップ S18 に移り、前記フラグ  $F$  が 1 にセットされているか否かが判断され、セットされていない場合には単調に加速度が減少しているものと判断して前記ステップ S17 からステップ S2 に戻り、次の加速度の計測値が取込まれる。

【 0 0 3 4 】

これに対して、前記ステップ S18 において前記フラグ  $F$  が 1 にセットされている場合

10

20

30

40

50

には、既に加速度のピークが検出された後減少しているものと判断し、ステップS19では、前記ピーク値BPが検出されたタイミングB(k)が取込まれ、ステップS20では、前回のピーク値BPが検出されたタイミングB(k-1)からの周期BT(k)が求められる。さらにステップS21で前記周期BT(k)の逆数を求めることで、今回の1分間当りの呼吸数Bf(k)が求められた後、前記ステップS1に戻って次のピーク検出が行われる。

【0035】

また、図12は、心拍数の解析方法を説明するためのフローチャートである。この図12の解析方法は、前述の図11で示す呼吸数の解析方法に類似し、対応する部分には同一のステップ番号に添字aを付して示す。前記演算処理回路3は、先ずステップS1aで、

10

【0036】

ステップS3aでは、予め定める以前のサンプリング数のデータに亘る移動平均値Hmeanが更新され、ステップS4aでは、その平均値Hmeanが前記値Hiから減算されてゼロ点シフトが行われる。これを補正值H0iとする。ステップS5aでは、前記補正值H0iに対して10Hzのローパスフィルタ処理が行われ、これをフィルタリング値HF iとする。

【0037】

この図12で示す心拍数の解析では、さらにステップS6で、前記値Hiからフィルタリング値HF iが減算されて、結果として10Hz以上のハイパスフィルタ処理されたフィルタリング値HF i'が求められる。ステップS7aでは、前記フィルタリング値HF i'に対して15Hzのローパスフィルタ処理が行われ、こうしてバンドパスフィルタ処理された結果をフィルタリング値HF i''とする。

20

【0038】

上述のようにステップS2a~S7でフィルタリング処理が行われると、ステップS11aでは、予め定める以前のサンプリング数のデータに亘る標準偏差Hが更新され、ステップS12aでは、その標準偏差Hが予め定める閾値Thに加算されて閾値HThが求められる。

【0039】

ステップS13aでは、今回のフィルタリング値HF i''が前記閾値HThを超えているか否かが判断され、超えている場合にはさらにステップS14aで、前回のフィルタリング値HF i-1''と比較され、超えている場合にはステップS15aで、ピーク値HPが今回のフィルタリング値HF i''に更新され、さらにステップS16aでピーク値HPが存在することを表すフラグFが1にセットされる。前記ステップS13aにおいて今回のフィルタリング値HF i''が前記閾値HTh以下である場合および前記ステップS16aからはステップS17aに移り、前記変数iに1が加算されて前記ステップS2aに戻り、次の加速度の計測値が取込まれる。

30

【0040】

一方、前記ステップS14aにおいて今回のフィルタリング値HF i''が前回のフィルタリング値HF i-1''以下である場合にはステップS18aに移り、前記フラグFが1にセットされているか否かが判断され、セットされていない場合には単調に加速度が減少しているものと判断して前記ステップS17aからステップS2aに戻り、次の加速度の計測値が取込まれる。

40

【0041】

これに対して、前記ステップS18aにおいて前記フラグFが1にセットされている場合には、既に加速度のピークが検出された後減少しているものと判断し、ステップS19aでは、前記ピーク値HPが検出されたタイミングH(k)が取込まれ、ステップS20aでは、前回のピーク値HPが検出されたタイミングH(k-1)からの周期HT(k)が求められる。さらにステップS21aで前記周期HT(k)の逆数を求めることで

50

、今回の1分間当りの心拍数  $H_f(k)$  が求められた後、前記ステップ S 1 a に戻って次のピーク検出が行われる。

【0042】

このように加速度センサ2において2軸以上の加速度値をセンシングすることで、重力加速度成分から寝姿勢の判定が可能となり、さらに3軸に次元を増やし、フィルタリングおよび適宜増幅することで、呼吸データおよび心拍データを得てそれらの相関付けが可能となり、1台の加速度センサ2から、睡眠時無呼吸検査に必要な生体の情報を得ることができ、患者4から加速度センサ2の装着や計測の負担を低減することができるのと同時に、データ取得エラーの低減化に期待することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0043】

【図1】本発明の実施の一形態に係る睡眠時無呼吸検査装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】加速度センサの取付け状態を示す模式的な側面図である。

【図3】加速度センサの取付け状態を示す模式的な斜視図である。

【図4】図1で示す睡眠時無呼吸検査装置におけるフィルタおよびアンプの具体的構成を示すブロック図である。

【図5】図4の構成を模式的に示すブロック図である。

【図6】加速度センサからの出力をローパスフィルタおよびアンプを通過させた信号波形ならびにそれをデジタルフィルタ処理した信号波形の一例を示す波形図である。

20

【図7】図6で示す波形から求めた呼吸数の変化の一例を示す波形図である。

【図8】加速度センサからの出力をバンドパスフィルタおよびアンプを通過させた信号波形およびそれをデジタルフィルタ処理した信号波形の一例を示す波形図である。

【図9】図6で示す波形から求めた心拍数の変化の一例を示す波形図である。

【図10】加速度センサからのDC成分出力の信号波形の一例と、その信号から求めた寝姿勢変化の一例を示す波形図である。

【図11】呼吸数の解析方法を説明するためのフローチャートである。

【図12】心拍数の解析方法を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

【0044】

30

1 睡眠時無呼吸検査

2 加速度センサ

3 演算処理回路

4 患者

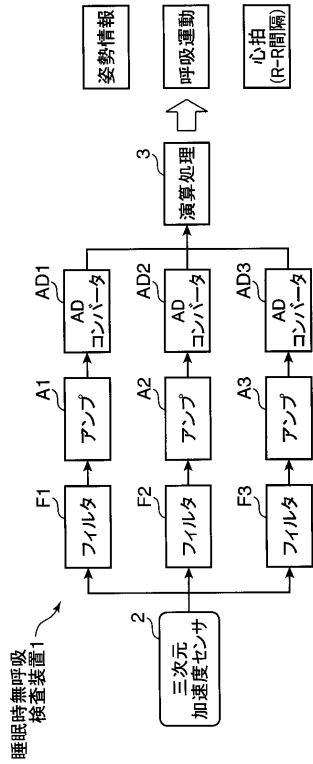
A 1 ~ A 3 アンプ

A D 1 ~ A D 3 アナログ/デジタル変換器

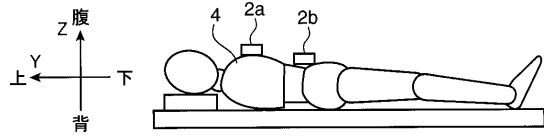
F 1 ~ F 3 フィルタ

O P x , O P y , O P z , O P z 0 オペアンプ

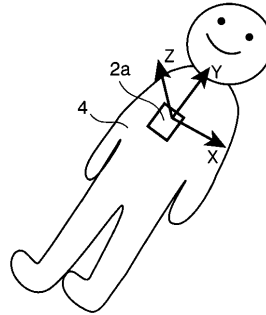
【 図 1 】



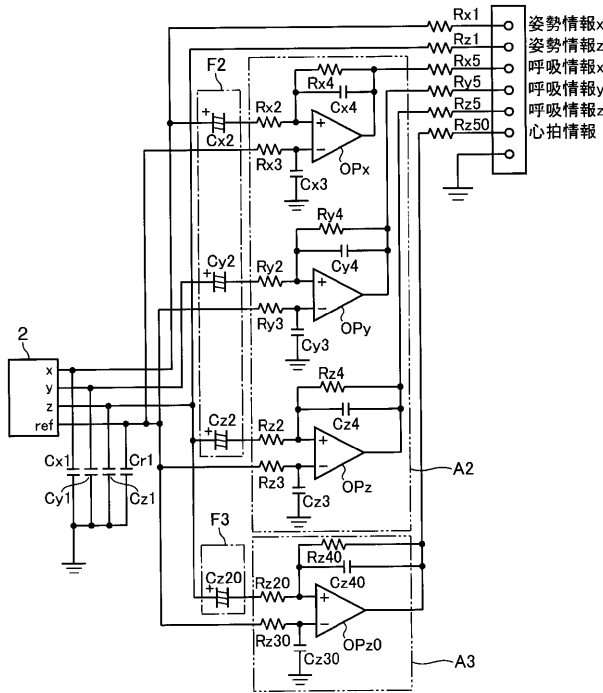
【 図 2 】



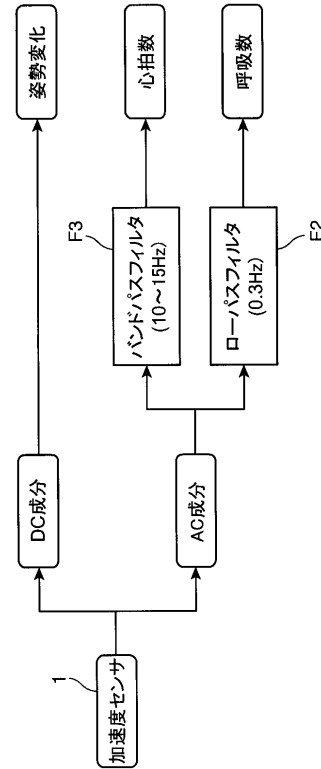
【 図 3 】



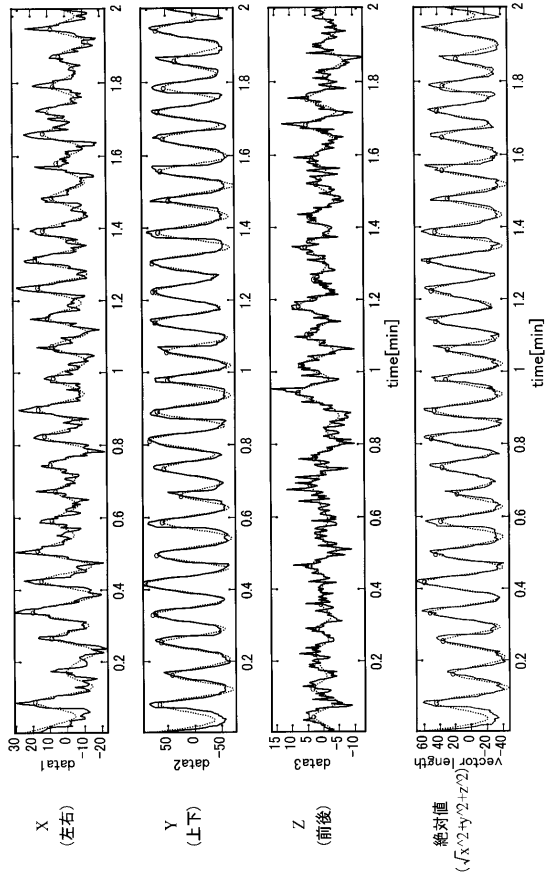
【 図 4 】



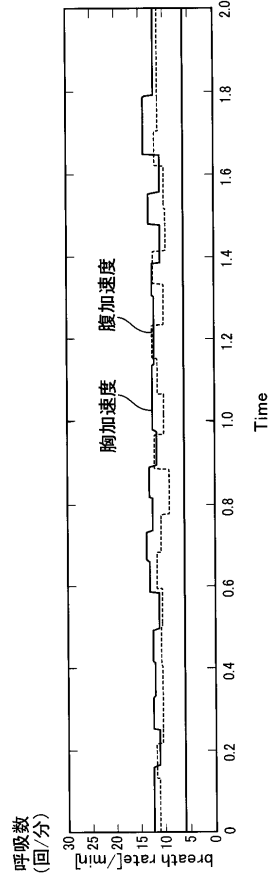
【 図 5 】



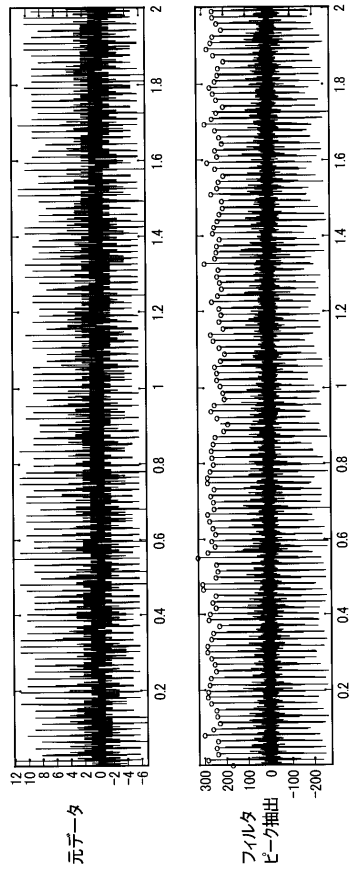
【 図 6 】



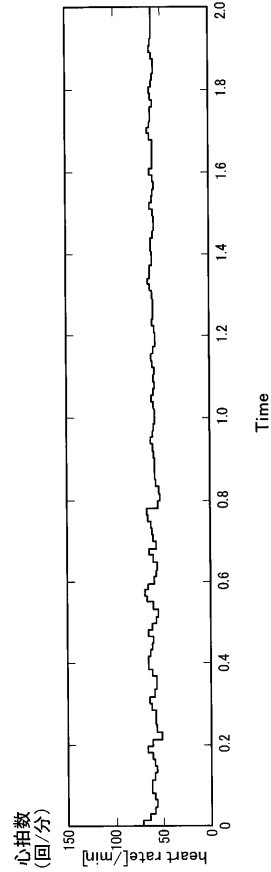
【 図 7 】



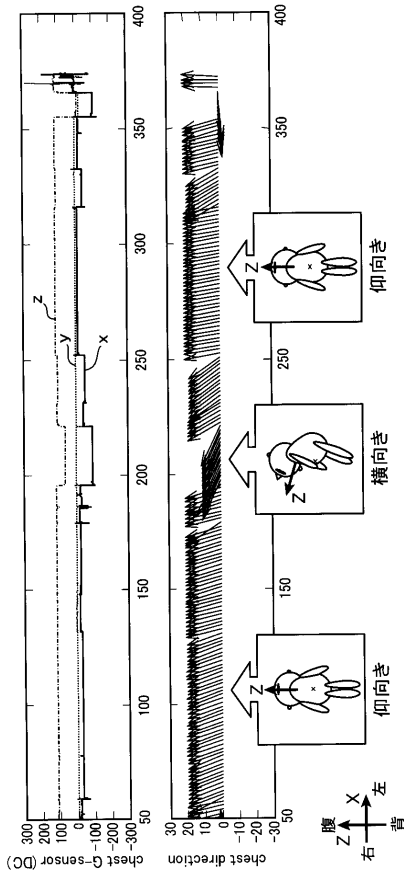
【 図 8 】



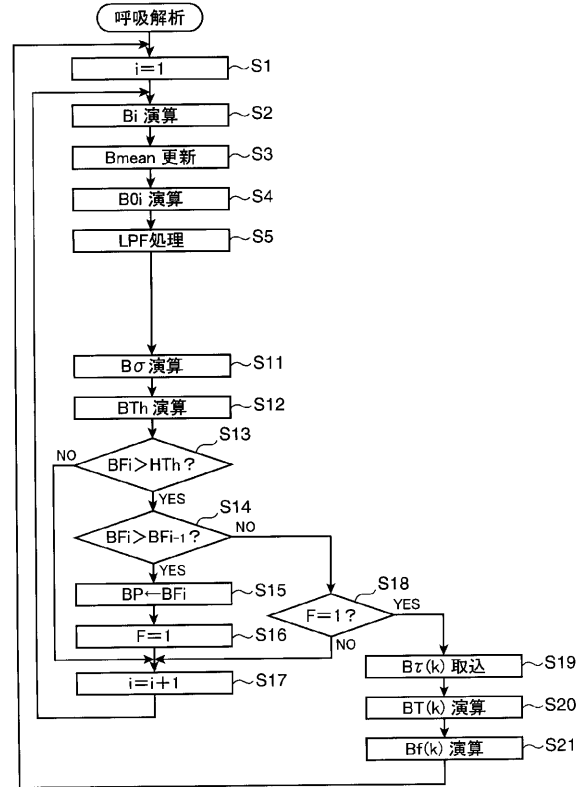
【 図 9 】



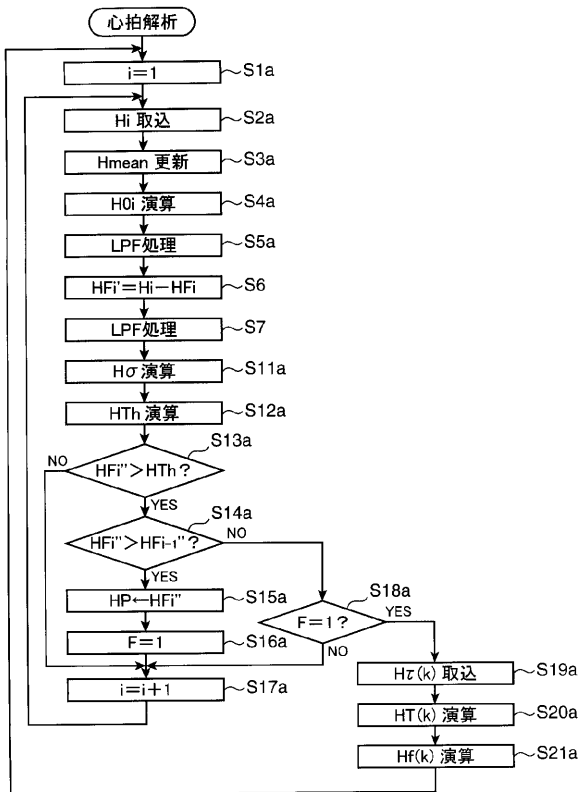
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C038 VA04 VA15 VB01 VB28 VB31 VB33 VC20  
4C117 XA01 XB01 XB18 XC11 XD22 XD26 XE13 XE24 XE26 XE30

专利名称(译)	睡眠检查装置和睡眠呼吸暂停检查装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006320734A</a>	公开(公告)日	2006-11-30
申请号	JP2006182694	申请日	2006-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	松下电工株式会社		
申请(专利权)人(译)	松下电工株式会社		
[标]发明人	山本松樹 福島省吾		
发明人	山本 松樹 福島 省吾		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.101.R A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VA15 4C038/VB01 4C038/VB28 4C038/VB31 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB18 4C117/XC11 4C117/XD22 4C117/XD26 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE30		
代理人(译)	伊藤隆夫 樋口二郎		
其他公开文献	JP4518048B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：从一个加速度传感器获得睡眠测试和睡眠呼吸暂停测试所需的信息。 解决方案：当x轴方向为患者的左右方向，y轴方向为患者的身高方向，z轴方向为患者的体厚方向时，从三维加速度传感器2获得的x和z值 使用每个DC分量DCx，DCz， $(DCx / (DCx^2 + DCz^2))^{1/2}$ ， $DCz / (DCx^2 + DCz^2)^{1/2}$  z的AC分量ACz可以通过大约10到15 Hz的带通滤波器进行检测，并且可以从放大输出的峰值周期的倒数中检测出患者的心率。 [选型图]图1

