

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6339711号
(P6339711)

(45) 発行日 平成30年6月6日(2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月18日(2018.5.18)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B 5/113	(2006.01)	A 6 1 B 5/113	
A 6 1 B 5/11	(2006.01)	A 6 1 B 5/11	1 0 0
A 6 1 B 5/00	(2006.01)	A 6 1 B 5/00	1 0 2 A
A 6 1 B 5/08	(2006.01)	A 6 1 B 5/08	

請求項の数 8 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2017-22402 (P2017-22402)	(73) 特許権者	000114215
(22) 出願日	平成29年2月9日(2017.2.9)		ミネベアミツミ株式会社
(62) 分割の表示	特願2015-210444 (P2015-210444) の分割		長野県北佐久郡御代田町大字御代田410 6-73
原出願日	平成27年10月27日(2015.10.27)	(73) 特許権者	304021831
(65) 公開番号	特開2017-80560 (P2017-80560A)		国立大学法人千葉大学
(43) 公開日	平成29年5月18日(2017.5.18)		千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号
審査請求日	平成29年2月10日(2017.2.10)	(74) 代理人	100099793
(31) 優先権主張番号	特願2015-191959 (P2015-191959)		弁理士 川北 喜十郎
(32) 優先日	平成27年9月29日(2015.9.29)	(74) 代理人	100154586
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 藤田 正広
		(74) 代理人	100179280
			弁理士 河村 育郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報モニタリングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ベッド上の被験者の生体情報をモニターする生体情報モニタリングシステムであって、
ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の荷重を検出する複数の荷重検出器と、
前記検出された荷重に基づいて被験者の重心位置の時間的変動を求める重心位置算出部と、

前記求められた重心位置の時間的変動に基づいて被験者の体動情報を求める体動情報決定部とを備え、

前記体動情報は、前記被験者の呼吸とは異なる身体の全部または一部の移動に関する情報であり、

前記体動情報は、大きな体動に関する情報と、前記大きな体動よりも前記被験者の所定時間内の重心の移動量が小さい小さな体動に関する情報を有し、前記体動情報決定部は、前記大きな体動に関する情報を決定する第1体動情報決定部と、前記小さな体動に関する情報を決定する第2体動情報決定部とを含み、

前記第1体動情報決定部は、前記重心位置の時間的変動から、所定時間内に移動する重心位置の移動距離に基づいて前記大きな体動を決定し、

前記第2体動情報決定部は、前記第1体動情報決定部により決定された前記大きな体動が除去された前記重心位置の時間的変動から、重心位置の移動方向に基づいて、前記小さな体動を決定する生体情報モニタリングシステム。

【請求項2】

前記求められた被験者の体動情報に基づいて、被験者が睡眠状態であるか覚醒状態であるかを判断する身体状態判定部を更に備える請求項 1 に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 3】

前記検出された荷重に基づいて被験者が前記ベッド上に存在するか否かを判定する離着床判定部を更に備え、

前記身体状態判定部は、被験者が睡眠状態であると判断し、且つ前記離着床判定部が被験者が前記ベッドから離床したと判定した時に被験者がベッドから転落したと判定する請求項 2 に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 4】

前記求められた重心位置の時間的変動に基づいて被験者の心拍数を求める心拍数算出部を更に備える請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 5】

前記求められた被験者の体動情報の時間的変化を、ベッド上での前記重心位置の移動履歴として表示する表示部を更に備える請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 6】

前記求められた被験者の重心位置の時間的変動に基づいて報知を行う報知部を更に備える請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 7】

前記検出された荷重に基づいて被験者の体重を求める体重計測部を更に備える請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の生体情報モニタリングシステム。

【請求項 8】

ベッドと、
請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の生体情報モニタリングシステムとを備えるベッドシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ベッドセンサを用いて生体情報をモニターするモニタリングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

被験者の生体情報は、医療や介護の現場において患者や被介護者の身体状態を知るための重要な情報の一つである。例えば被験者の呼吸数は、睡眠時無呼吸症候群やいびきなどの症状の把握、及びこれらの症状の改善に役立てることができる。また、ベッド上での患者や被介護者の身体の移動の様子を把握することも有益である。

【0003】

被験者の睡眠中の生体情報、例えば呼吸数は、一般に、鼻孔に呼吸センサを取り付け胸部や腹部に加速度センサを取り付けることにより計測されている。また、ベッドの脚部の下に荷重センサを配置して、荷重センサの計測値に基づいて被験者の呼吸数を計測することも提案されている（特許文献 1）。更に、ベッドの脚部の下に荷重検出器を配置してベッド上の被検生体の重心の移動を求め、この重心の移動に基づいて被検生体の呼吸運動と心拍運動とを求めることも提案されている（特許文献 2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特許第 4 8 8 3 3 8 0 号

【特許文献 2】特公昭 6 1 - 2 4 0 1 0 号

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

鼻孔や胸部、腹部にセンサを取り付ける方法では、被験者は計測装置を身体に装着する必要があり、計測装置の存在が被験者に不快感や違和感を与え、被験者の睡眠の妨げ、例えば、トイレへの歩行など夜間の活動制限、入院中のせん妄の原因となることがある。また被験者の寝相によっては、被験者の睡眠中に計測装置が被験者の身体から外れてしまい、計測に失敗してしまうこともある。

【0006】

一方で、ベッドの脚部の下に荷重センサを配置する特許文献1や特許文献2の方法は、計測精度が十分ではない恐れがある。また特許文献1や特許文献2の方法は、被験者の体動情報と呼吸情報の両方を高い精度で求めることはできない。

10

【0007】

そこで本発明は、上記の課題を解決し、被験者に対して非侵襲なセンサとして不快感や違和感を与えることなく、高い精度で被験者の生体情報をモニターするモニタリングシステム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】

【0008】

本発明の第1の態様に従えば、

ベッド上の被験者の生体情報をモニターする生体情報モニタリングシステムであって、
ベッド又はベッドの脚部に設けられ、被験者の荷重を検出する複数の荷重検出器と、

20

前記検出された荷重に基づいて被験者の重心位置の時間的変動を求める重心位置算出部と、

前記求められた重心位置の時間的変動に基づいて被験者の体動情報を求める体動情報決定部とを備え、

前記体動情報は、前記被験者の呼吸とは異なる身体の一部の移動に関する情報であり、

前記体動情報は、大きな体動に関する情報と、前記大きな体動よりも前記被験者の所定時間内の重心の移動量が小さい小さな体動に関する情報を有し、前記体動情報決定部は、前記大きな体動に関する情報を決定する第1体動情報決定部と、前記小さな体動に関する情報を決定する第2体動情報決定部とを含み、

30

前記第1体動情報決定部は、前記重心位置の時間的変動から、所定時間内に移動する重心位置の移動距離に基づいて前記大きな体動を決定し、

前記第2体動情報決定部は、前記第1体動情報決定部により決定された前記大きな体動が除去された前記重心位置の時間的変動から、重心位置の移動方向に基づいて、前記小さな体動を決定する生体情報モニタリングシステムが提供される。

【0009】

第2の態様の生体情報モニタリングシステムに従えば、ベッド上の被験者の生体情報をモニターする生体情報モニタリングシステムであって、

ベッド又はベッドの脚部に設けられ、被験者の荷重を検出する複数の荷重検出器と、

前記検出された荷重に基づいて被験者の重心位置の時間的変動を求める重心位置算出部と、

40

前記求められた重心位置の時間的変動に基づいて被験者の体動情報を求める体動情報決定部とを備え、

前記体動情報は、前記被験者の呼吸とは異なる身体の一部の移動に関する情報であり、

前記重心位置の時間的変動は、前記被験者の体動に起因する変動と前記被験者の呼吸に起因する変動とを含み、

前記呼吸に起因する変動から被験者の体軸を求める手段を更に備える生体情報モニタリングシステムが提供される。

【0010】

50

本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムにおいて、前記求められた被験者の体動情報に基づいて、被験者が睡眠状態であるか覚醒状態であるかを判断する身体状態判定部を更に備え得る。この場合、本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムは、前記検出された荷重に基づいて被験者が前記ベッド上に存在するか否かを判定する離着床判定部を更に備えてよく、前記身体状態判定部は、被験者が睡眠状態であると判断し、且つ前記離着床判定部が被験者が前記ベッドから離床したと判定した時に被験者がベッドから転落したと判定し得る。

【0011】

本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムにおいて、前記求められた重心位置の時間的変動に基づいて被験者の心拍数を求める心拍数算出部を更に備え得る。

10

【0012】

本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムにおいて、前記求められた被験者の体動情報の時間的変化を、ベッド上での前記重心位置の移動履歴として表示する表示部を更に備え得る。

【0013】

本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムにおいて、前記求められた被験者の重心位置の時間的変動に基づいて報知を行う報知部を更に備え得る。

【0014】

本発明の第1及び第2の態様に従う生体情報モニタリングシステムにおいて、前記検出された荷重に基づいて被験者の体重を求める体重計測部を更に備え得る。

20

【0015】

本発明の第3の態様に従えば、ベッドと、前記生体情報モニタリングシステムとを備えるベッドシステムが提供される。

【発明の効果】

【0016】

本発明のベッドセンサによる生体情報モニタリングシステムは、被験者に対して非侵襲なセンサとして不快感や違和感を与えることなく高精度で被験者の生体情報をモニターすることができるモニタリングシステムを提供できる。さらに、本発明のベッドセンサによる生体情報モニタリングシステムは、荷重センサーの時系列データから、体重、体動、呼吸、いびき、心拍等の生体情報の状態とその時間的変化を、同時に同期して測定することができるため、時系列に変化する被験者の身体状態の判定もそれぞれの時刻に合わせて、前記生体情報と同期して行うことが可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施形態に係る生体情報モニタリングシステムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施形態に係る呼吸状態検知方法を示すフローチャートである。

【図3】図3は、荷重検出器のベッドに対する配置を示す説明図である。

40

【図4】図4は、ベッド上面に画成される4つの荷重検出領域の配置を示す説明図である。

【図5】図5は、荷重検出器からの荷重信号の一例を示す。

【図6】図6は、被験者の重心軌跡の一例を示す。

【図7】図7は、被験者の重心軌跡の他の例を示す。

【図8】図8は、動きベクトルの移動方向を判断する方法を説明する説明図である。

【図9】図9(a)、図9(b)、図9(c)は、図7に示すベッド上での被験者の重心軌跡から、被験者の大きな体動に起因する重心移動の軌跡を取り除いた軌跡を示す。

【図10】図10は、図9(a)の重心軌跡に含まれる複数の動きベクトルを示す。

【図11】図11(a)、図11(b)、図11(c)はそれぞれ、図9(a)、図9(c)

50

b)、図9(c)に示すベッド上での被験者の重心軌跡から、被験者の小さな体動に起因する重心移動の軌跡を取り除いた軌跡を示す。

【図12】図12は、図11(a)に示す重心軌跡GTを、体軸方向がX方向に一致するように回転した様子を示す。

【図13】図13は、変形例の生体情報モニタリングシステムの構成を示すブロック図である。

【図14】図14は、変形例の荷重検出工程で検出される荷重検出器からの荷重信号の一例を示す。

【図15】図15(a)は、被験者の重心軌跡の更に他の例を示し、図15(b)は図15(a)に示す重心軌跡を低いサンプリング周波数に変換することにより得られる重心軌跡を示す。

10

【図16】図16(a)、図16(b)、図16(c)、図16(d)は、図15(a)に示すベッド上での被験者の重心軌跡から、被験者の大きな体動に起因する重心移動の軌跡を取り除いた軌跡を示す。

【図17】図17は重心軌跡を呼吸成分と小さな体動の成分とに分解する様子を示す説明図である。

【図18】図18は、図16(b)に示す重心軌跡から抽出された呼吸成分を示す。

【図19】表示部5の表示画面の一例を示す。

【図20】図20は、本発明の実施形態に係るベッドシステムの全体構成を示すブロック図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0018】

<第1実施形態>

図1～図2を参照して、本発明の第1実施形態について説明する。

【0019】

図1に示す通り、本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、ベッド上の被験者の生体状態を把握するために観測や測定を行うもので、荷重検出部1、制御部3、記憶部4、表示部5を主に有する。荷重検出部1と制御部3とは、A/D変換部2を介して接続されている。制御部3には更に、報知部6及び入力部7が接続されている。

【0020】

30

荷重検出部1は、4つの荷重検出器11、12、13、14を備える。荷重検出器11、12、13、14のそれぞれは、例えばビーム形のロードセルを用いて荷重を検出する荷重検出器である。このような荷重検出器は例えば、特許第4829020号や特許第4002905号に記載されている。荷重検出器11、12、13、14はそれぞれ、配線によりA/D変換部2に接続されている。

【0021】

A/D変換部2は、荷重検出部1からのアナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器を備え、荷重検出部1と制御部3にそれぞれ配線で接続されている。

【0022】

制御部3は、専用又は汎用のコンピュータであり、内部に重心位置算出部31、呼吸数算出部32、呼吸換気量算出部33、心拍数算出部34、心拍出量算出部35、身体状態判定部36が構築されている。

40

【0023】

記憶部4は、生体情報モニタリングシステム100において使用されるデータを記憶する記憶装置であり、例えばハードディスク(磁気ディスク)を用いることができる。表示部5は、制御部3から出力される情報を生体情報モニタリングシステム100の使用者に表示する液晶モニター等のモニターである。

【0024】

報知部6は、制御部3からの情報に基づいて所定の報知を視覚的又は聴覚的に行う装置、例えばスピーカを備える。入力部7は、制御部3に対して所定の入力を行うためのイン

50

ターフェイスであり、キーボード及びマウスにし得る。

【 0 0 2 5 】

このような生体情報モニタリングシステム 1 0 0 を使用してベッド上の被験者の呼吸状態を始めとした生体情報を検知しモニターする動作について説明する。

【 0 0 2 6 】

生体情報モニタリングシステム 1 0 0 を使用した被験者の呼吸状態の検知は、図 2 に示す通り、被験者の荷重を検出する荷重検出工程 (S 1 0 1)、検出した荷重に基づいて被験者の重心位置の時間的変動 (重心軌跡) を算出する重心軌跡算出工程 (S 1 0 2)、求めた重心軌跡に基づいて被験者の体動、呼吸状態、呼吸数及びその時間的変化を算出する呼吸数算出工程 (S 1 0 3)、求めた重心軌跡に基づいて被験者の呼吸の換気量を算出する呼吸換気量算出工程 (S 1 0 4)、検出した荷重に基づいて被験者の心拍数を算出する心拍数算出工程 (S 1 0 5)、被験者の心拍出量を算出する心拍出量算出工程 (S 1 0 6)、算出した被験者の呼吸数及び呼吸換気量に基づいて被験者の身体状態を判定する身体状態判定工程 (S 1 0 7) を含み、更に上記の工程で算出した被験者の呼吸数及び呼吸換気量並びに上記の工程で判定した被験者の身体状態を表示する表示工程 (S 1 0 8) を含む。

10

【 0 0 2 7 】

< 荷重検出工程 >

荷重検出工程 S 1 0 1 を行うために、荷重検出部 1 の 4 つの荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 は、被験者が使用するベッドの脚の下に配置される。具体的には荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 は、図 3 に示す通り、ベッド B D の四隅の脚の下端部に取り付けられたキャスター C₁、C₂、C₃、C₄ の下にそれぞれ配置される。

20

【 0 0 2 8 】

荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 を、キャスター C₁、C₂、C₃、C₄ の下にそれぞれ配置することにより、ベッド B D の上面に加えられる荷重は、4 つの荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 に分散して検知される。具体的には、図 4 に示す通りベッド B D の矩形形状の上面は、縦及び横にそれぞれ 2 分割されて 4 つの矩形領域 I ~ I V に均等に分割される。

【 0 0 2 9 】

これにより、ベッド B D 上の中央部で仰臥する (仰向けに寝る) 被験者 S の左下半身が位置する領域 I に加えられる荷重は主に荷重検出器 1 1 により検出され、同状態の被験者 S の右下半身が位置する領域 I I に加えられる荷重は主に荷重検出器 1 2 により検出される。同様に、ベッド B D 上の中央部で仰臥する被験者 S の右上半身が位置する領域 I I I に加えられる荷重は主に荷重検出器 1 3 により検出され、同状態の被験者 S の左上半身が位置する領域 I V に加えられる荷重は主に荷重検出器 1 4 により検出される。なお、ベッド B D 上に被験者 S が乗っていない場合、荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 からの出力の合計はベッド単体の重量を表わし、ベッド B D 上に被験者 S が乗っている場合、荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 からの出力の合計はベッド単体の重量と被験者 S の体重を表わしているため、予め記憶部 4 にベッド単体の重量を記憶しておくことにより、被験者 S が在床した時に被験者 S の体重を測定することが出来る。なお、ベッドの重量が 4 つの領域で均一でない場合には、その相違を荷重検出器に対応するベッド重量として記憶させておく。また、実際の計測中の被験者 S 以外の重量をもたらず状況、例えば、布団や荷物等が置かれたことをベッド重量に反映させるようにすることが望ましい。

30

40

【 0 0 3 0 】

荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 はそれぞれ、荷重 (荷重変化) を検出してアナログ信号として A / D 変換部 2 に出力する。A / D 変換部 2 は、サンプリング周期を例えば 0 . 1 秒として、アナログ信号をデジタル信号に変換し、デジタル信号 (以下「荷重信号」) として制御部 3 に出力する。

【 0 0 3 1 】

荷重信号の一例を図 5 に示す。図 5 は、時刻 t_{1 0} ~ 時刻 t_{1 4} までの間に出力された

50

荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 からの荷重信号 s_1 (実線)、 s_2 (破線)、 s_3 (一点鎖線)、 s_4 (二点鎖線) の様子を示している。被験者 S は、時刻 t_{10} ~ 時刻 t_{11} までの間 (期間 P_{11}) には図 4 に示す通りベッド B D の中央部に仰臥しており、時刻 t_{11} ~ 時刻 t_{12} までの間 (期間 P_{12}) にはベッド B D の領域 I、I V 側に移動しており、時刻 t_{12} ~ 時刻 t_{13} までの間 (期間 P_{13}) には期間 P_{12} と比べてややベッド B D の中央側に移動しており、時刻 t_{13} ~ 時刻 t_{14} までの間 (期間 P_{14}) にはベッド B D の中央部に仰臥していたことが観察されている。

【 0 0 3 2 】

期間 P_{11} には、被験者 S は図 4 に示す通りベッド B D の中央部に仰臥していたので、この期間 P_{11} では、被験者 S の頭側に配置された荷重検出器 1 3、1 4 からの信号 s_3 、 s_4 がほぼ等しく、被験者 S の脚側に配置された荷重検出器 1 1、1 2 からの信号 s_1 、 s_2 がほぼ等しい。

10

【 0 0 3 3 】

期間 P_{12} には、被験者 S はベッド B D の領域 I、I V 側に移動していたので、この期間 P_{12} では、領域 I、I V に配置された荷重検出器 1 1、1 4 からの信号 s_1 、 s_4 が期間 P_{11} に比べて大きな荷重値を示し、領域 I I、I I I に配置された荷重検出器 1 2、1 3 からの信号 s_2 、 s_3 は期間 P_{11} に比べて小さな荷重値を示している。

【 0 0 3 4 】

期間 P_{13} には、被験者 S は、期間 P_{12} と比べてややベッド B D の中央側に移動していたので、この期間 P_{13} では、領域 I、I V に配置された荷重検出器 1 1、1 4 からの信号 s_1 、 s_4 は期間 P_{12} に比べて小さな荷重値を示し、領域 I I、I I I に配置された荷重検出器 1 2、1 3 からの信号 s_2 、 s_3 は期間 P_{12} に比べて大きな荷重値を示している。

20

【 0 0 3 5 】

期間 P_{14} には、被験者 S は、期間 P_{11} と同じくベッド B D の中央部に仰臥していたので、この期間 P_{14} における信号 s_1 ~ s_4 は、期間 P_{11} における信号 s_1 ~ s_4 と同じである。この荷重検出器 1 からの出力より、被験者が在床しているか、離床しているかをモニターすることは可能であるが、後述の重心位置算出部 3 1 や呼吸数算出部 3 2 のデータを用いることで、被験者を正確にモニターすることができる。

【 0 0 3 6 】

30

< 重心軌跡算出工程 >

重心軌跡算出工程 S 1 0 2 では、重心位置算出部 3 1 が、荷重検出器 1 1 ~ 1 4 からの荷重信号 s_1 ~ s_4 に基づいてベッド B D 上の被験者 S の重心 G の位置 $G (X, Y)$ を所定の周期 T (例えば上記のサンプリング周期 0.1 秒に等しい) で算出し、被験者 S の重心 G の位置の時間的変動 (重心軌跡 G T) を求める。ここで、 (X, Y) は、ベッド B D の中心部を原点として長手方向に X を、短手方向に Y を取った X Y 座標面上における座標を示す (図 6)。

【 0 0 3 7 】

重心位置算出部 3 1 による重心 G の位置 $G (X, Y)$ の算出は、次の演算により行われる。すなわち $G (X, Y)$ は、荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 の座標をそれぞれ (X_{11}, Y_{11}) 、 (X_{12}, Y_{12}) 、 (X_{13}, Y_{13}) 、 (X_{14}, Y_{14}) 、荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 の荷重の検出値をそれぞれ W_{11} 、 W_{12} 、 W_{13} 、 W_{14} として、次式により算出される。

40

【 数 1 】

$$X = \frac{X_{11} \times W_{11} + X_{12} \times W_{12} + X_{13} \times W_{13} + X_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

【数 2】

$$Y = \frac{Y_{11} \times W_{11} + Y_{12} \times W_{12} + Y_{13} \times W_{13} + Y_{14} \times W_{14}}{W_{11} + W_{12} + W_{13} + W_{14}}$$

【 0 0 3 8】

重心位置算出部 3 1 は、上記の数式 1、数式 2 に基づいて重心 G の位置 G (X、 Y) を所定のサンプリング周期 T で算出しながら、重心 G の位置 G (X、 Y) の時間的変動、即ち重心軌跡 G T を求め、例えば記憶部 4 に記憶させる。

【 0 0 3 9】

重心位置算出部 3 1 で算出された重心軌跡 G T の一例を図 6 に示す。図 6 は、図 5 の期間 P₁₁、P₁₂、P₁₃ にそれぞれ含まれる時刻 t₁₁₀、t₁₂₀、t₁₃₀ における、ベッド B D 上の被験者 S の重心 G の位置 G (X_{P11}、 Y_{P11})、G (X_{P12}、 Y_{P12})、G (X_{P13}、 Y_{P13}) を示しており、P₁₁、P₁₂、P₁₃ を繋ぐ一点鎖線の矢印は、位置 G (X_{P11}、 Y_{P11}) から G (X_{P13}、 Y_{P13}) まで移動する被験者 S の重心 G の重心軌跡 G T を示している。この重心位置算出部 3 1 で算出された重心軌跡 G T を用いることで、重心軌跡 G T に変化があれば被験者 S がベッド上に在床しており、変化が無ければ離床しているとモニターすることができる。

10

【 0 0 4 0】

<呼吸数算出工程>

呼吸数算出工程 S 1 0 3 では、呼吸数算出部 3 2 が、重心位置算出部 3 1 で算出した重心軌跡 G T に基づいて、被験者 S の単位時間当たりの呼吸数を算出する。

20

【 0 0 4 1】

人間の呼吸は、胸郭及び横隔膜を移動させて、肺を膨張及び収縮させることにより行われる。ここで吸気時、すなわち肺が膨張する時には横隔膜は下方に下がり、内臓も下方に移動する。一方で呼気時、すなわち肺が収縮する時には横隔膜は上方に上がり、内臓も上方に移動する。本発明の発明者は研究により、この内臓移動に伴って重心 G がわずかに移動すること、及び重心 G の移動が背骨の延在方向 (体軸方向) にほぼ沿っていることを見出した。

【 0 0 4 2】

したがって呼吸数算出部 3 2 は、重心位置算出部 3 1 が算出した重心軌跡 G T に含まれる、重心 G の体軸方向の往復動の軌跡に基づいて、被験者 S の単位時間当たりの呼吸数を算出することができる。

30

【 0 0 4 3】

具体的には、呼吸数算出部 3 2 が呼吸数を算出する呼吸数算出工程 S 1 0 3 は、被験者 S の重心軌跡 G T から被験者 S の寝返り等の大きな体動に起因する重心移動の軌跡を決定する大きな体動決定工程 S 1 0 3 1 と、被験者 S の手足の動き等の小さな体動に起因する重心移動の軌跡を決定する小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 と、これらの工程の結果として抽出された被験者 S の呼吸に起因する重心移動の軌跡を用いて被験者 S の呼吸数を算出する算出工程 S 1 0 3 3 とを含む。呼吸数算出工程 S 1 0 3 のより詳しい手順を、1 分間の呼吸数を算出する場合を例として説明する。

40

【 0 0 4 4】

呼吸数算出部 3 2 はまず、計測対象の 1 分間における被験者 S の重心軌跡 G T を記憶部 4 から取り出す。取り出される重心軌跡 G T の一例は図 7 に示す通りである。図 7 に示す重心軌跡 G T は、計測対象の 1 分間の間に、被験者 S が、寝返り等によりベッド上を左右方向に一往復していることを示している。一度目の移動では被験者 S の重心 G は点 A から点 B に移動しており、二度目の移動では被験者 S の重心 G は点 B から点 C に移動している。なお、被験者 S の呼吸に起因する重心移動は、被験者 S の寝返りに起因する重心移動のスケールに比べてはるかに小さいため、図 7 では表れていない。

【 0 0 4 5】

次に、呼吸数算出部 3 2 は、重心軌跡 G T から被験者 S の大きな体動に起因する重心移

50

動の軌跡を大きな体動決定工程 S 1 0 3 1 で決定し取り除く。本発明において「大きな体動」とは、寝返りや、その他の胴体部の移動を伴う離散的な体動を主に含み、苦しい時、若しくは覚醒時などにも生じる。重心の移動という観点で表すと、ある期間内に、ある方向に所定距離 d を超えて重心 G を移動させる体動を意味する。したがって、被験者 S の体動のうちいずれを「大きな体動」とするかは任意であり、所定距離 d の値に基づいて、いずれを「大きな体動」とするかを決定することができる。大きな体動とは、呼吸による重心移動に対して相対的に区別できる程度に（例えば数倍以上）大きい重心の移動と見ることがもできる。

【 0 0 4 6 】

呼吸数算出部 3 2 は、重心 G が略一方向に所定距離 d を超えて移動した場合に大きな体動が生じたと判断し、この期間の重心軌跡 GT を取り除く。重心 G が略一方向に移動しているか否かは、一例として、所定のサンプリング期間における重心 G の動きベクトルと、次のサンプリング期間における重心 G の動きベクトルとの間の角度が所定の角度以下であるか否かに基づいて判断することができる。なお、大きな体動決定工程 S 1 0 3 1 で得た大きな体動は、寝返りや、その他の胴体部の移動を伴う体動を主に含むため、この信号部分について、機械学習等により信号の内容を判断し、寝返りや体位の移動をモニターすることができる。

【 0 0 4 7 】

具体的には例えば、図 8 に示すように、重心 G の動きベクトル $v_2 \sim v_4$ は、その直前のサンプリング期間における動きベクトルに対して、約 5° 以下の角度を有しているが、動きベクトル v_5 は、その直前のサンプリング期間における動きベクトル v_4 に対して 5° 以上の角度を有している。このような場合、重心 G は、動きベクトル $v_1 \sim v_4$ に対応するサンプリング期間においては略一定方向に移動し、動きベクトル v_5 に対応するサンプリング期間においては移動方向が変更されたとみなすことができる。ここで、角度の閾値 (5°) は例示であり、任意の角度に設定することができる。なお、動きベクトルを用いた大きな体動の決定を行う前に、重心軌跡 GT をローパスフィルタでフィルタリングしてもよい。これにより高周波成分 (ノイズ) が除去され、決定の精度を向上させることができる。

【 0 0 4 8 】

図 7 に示す重心軌跡 GT から、大きな体動に起因する重心移動の軌跡を取り除くと図 9 (a) ~ 図 9 (c) に示すような軌跡が得られる。図 9 (a) は、被験者 S が一度目の大きな体動を行う前の期間、即ち被験者 S の重心 G が図 7 の点 A 近傍に位置する期間の被験者 S の重心軌跡 GT を示す。図 9 (b) は、被験者 S が一度目の大きな体動を行った後、二度目の大きな体動を行うまでの期間、即ち被験者 S の重心 G が図 7 の点 B 近傍に位置する期間の被験者 S の重心軌跡 GT を示す。図 9 (c) は、被験者 S が二度目の大きな体動を行った後、即ち被験者 S の重心 G が図 7 の点 C 近傍に位置する期間の被験者 S の重心軌跡 GT を示す。

【 0 0 4 9 】

図 9 (a) ~ 図 9 (c) に示される重心軌跡 GT はいずれも、一方向の往復動を示す軌跡を含んでいる。この軌跡が被験者 S の呼吸に起因する重心移動の軌跡である。図 9 (a) ~ 図 9 (c) に示される重心軌跡 GT は更に、一方向の往復動から逸脱して、任意の方向にやや大きく移動する部分を含んでいる。この部分が、被験者 S の小さな体動に起因する重心移動の軌跡である。本発明において「小さな体動」とは、被験者 S の身体全体が大きく移動するのではなく、身体の一部、即ち手足や顔 (頭) だけが動くような移動であり、重心の移動という観点で表すと、被験者 S の呼吸に起因する重心移動の方向とは異なる方向に、所定距離 d を超えない範囲で重心 G を移動させる体動を意味する。小さな体動とは、大きな体動と区別できる程度に（例えば数分の一以下）小さい重心の移動と見ることがもできる。

【 0 0 5 0 】

次に、呼吸数算出部 3 2 は、重心軌跡 GT から被験者 S の小さな体動に起因する重心移

10

20

30

40

50

動の軌跡を小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 で決定し取り除く。小さな体動に起因する重心移動の軌跡の除去は例えば、外れ値除去の方法に従って行うことができる。

【 0 0 5 1 】

具体的には、図 9 (a) に示す重心軌跡 G T が、図 1 0 のように、 $v_6 \sim v_{46}$ までの 4 1 個の動きベクトルを含んでいるものとする。呼吸数算出部 3 2 はまず、これらの 4 1 個の動きベクトルから最頻値ベクトル v_f の向きを求める。動きベクトル $v_6 \sim v_{46}$ はそれぞれ向きを有するが、図 1 0 に示されるように、動きベクトル $v_6 \sim v_{46}$ のいくつかは、それぞれ互いに同一の向きを有している。最頻値ベクトル v_f の向きは、動きベクトル $v_6 \sim v_{46}$ の向きの内、最も多く表れる向きに等しく、図 1 0 から明らかなように動きベクトル $v_6 \sim v_{37}$ のいずれかの向きに等しい。この最頻値ベクトル v_f の向きは、被験者 S の体軸の延びる方向にもほぼ等しい。従って、最頻値ベクトル v_f の向きを求めることによって被験者 S の体軸の延びる方向を求めることができる。

10

【 0 0 5 2 】

次に、呼吸数算出部 3 2 は、動きベクトル $v_6 \sim v_{46}$ の内、自らの向きと最頻値ベクトル v_f の向き（又は最頻値ベクトル v_f に対して 180° の角度を有する向き）との間の相違が一定の閾値以下の動きベクトルを多数派ベクトルとみなし、自らの向きと最頻値ベクトル v_f の向き（及び最頻値ベクトル v_f に対して 180° の角度を有する向き）との間の相違が一定の閾値よりも大きい動きベクトルを少数派ベクトルとみなす。具体的には、被験者 S の体軸方向にほぼ沿った向きを有する動きベクトル $v_6 \sim v_{37}$ を多数派ベクトルとみなし、その他の動きベクトル $v_{38} \sim v_{46}$ を少数派ベクトルとみなす。そして少数派ベクトルを除去する（多数派ベクトルを抽出する）。これにより呼吸数算出部 3 2 は、被験者 S の体動に起因する重心 G の移動の軌跡、即ち小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 の前半部で得られた重心軌跡 G T の体動成分を除去し、被験者 S の呼吸に起因する重心 G の移動の軌跡、即ち重心軌跡 G T の呼吸成分を抽出する（小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 の後半部）。

20

【 0 0 5 3 】

また呼吸数算出部 3 2 は、上記と同様にして、図 9 (b)、図 9 (c) に示す重心軌跡 G T から、被験者 S の体動に起因する重心 G の移動の軌跡（小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 の前半部で得られた重心軌跡 G T の体動成分）を除去し、被験者 S の呼吸に起因する重心 G の移動の軌跡（重心軌跡 G T の呼吸成分）を抽出する（小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 の後半部）。なお、小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 の前半部で得られた小さな体動成分は、身体の一部、即ち手足や顔（頭）だけが動くような移動であり、この信号部分について、機械学習等により信号の内容を判断し、手指の痙攣であったりしゃっくりなどの発生をモニターしても良い。更に、この小さな体動を用いて、睡眠・覚醒の推定をしても良い。

30

【 0 0 5 4 】

図 9 (a) ~ 図 9 (c) に示される重心軌跡 G T から抽出された呼吸成分を、それぞれ図 1 1 (a) ~ 図 1 1 (c) に示す。図 1 1 (a) ~ 図 1 1 (c) に示される重心軌跡 G T の往復動の合計回数が、1 分間の被験者 S の呼吸数を示している。したがって呼吸数算出部 3 2 は、図 1 1 (a) ~ 図 1 1 (c) に示される重心軌跡 G T に基づいて被験者 S の 1 分間の呼吸数を算出する。

40

【 0 0 5 5 】

具体的には呼吸数算出部 3 2 は、まず被験者 S の重心軌跡 G T の呼吸成分を、最頻値ベクトル v_f の方向が X 軸方向と一致するように回転する（図 1 2）。次に呼吸数算出部 3 2 は、図 1 2 に示す重心軌跡 G T に対して、多段フィルタバンクを用いて複数段のフィルタリングを行う。各段のフィルタリングにおいて高周波成分はノイズとして除去される。一方、各段のフィルタリングにより得られた低周波成分に対しては、次の段のフィルタリングが行われる。フィルタリングを所定の段数行った後、最終段の低周波成分を呼吸回数と算出することができる。また、前述の荷重検出部 1 からの出力と呼吸数算出部 3 2 のデータを用いることで、被験者が在床しているか、離床しているかを正確にモニタリングで

50

きる。これは、例えばベッド上に荷物等が置かれた場合でも、荷重検出部 1 の出力は変化するが、この出力に基づいて呼吸数算出部 3 2 において呼吸数が算出されれば、ベッド上に存在するのは荷物等ではなく被験者であると判断できる。また、呼吸が検出できていた荷重が存在し、呼吸成分が検出できなくなれば呼吸停止と考えられる。心拍変動も認めなければ、心停止を意味する。つまり、いつの時点で死亡に至ったのかも判断でき、その前の体動、呼吸、心拍の分析などで、死亡に至った状況も推測できる。これは、医療事故調査などでも非常に重要である。

【 0 0 5 6 】

<呼吸換気量算出工程>

呼吸換気量算出工程 S 1 0 4 では、呼吸換気量算出部 3 3 が、呼吸数算出部 3 2 が抽出した呼吸に基づく重心移動の軌跡 (図 1 2) に基づいて、被験者 S の 1 回の換気量を推定する。なお、呼吸換気量とは、呼吸の深さに相当する物理量である。

【 0 0 5 7 】

図 1 2 の振幅 1 回分が呼吸の 1 回に相当する。大きく深い呼吸の時、吸気時に肺が膨張する時には横隔膜は通常の吸気よりも大きく移動して下方に下がり、内臓も大きく下方に移動する。一方で呼気時、すなわち肺が収縮する時には横隔膜は通常の呼気より大きく移動して上方に上がり、内臓も大きく上方に移動する。その反対に小さく浅い呼吸の時は、内臓の動きは通常状態より小さくなる。本発明の発明者は研究により、呼吸の大きさに応じて、この内臓移動に伴う重心 G のわずかな移動に更に変化が現れることを見出した。具体的には、大きく深い呼吸の時は、振幅が通常時より大きくなり、小さく浅い呼吸の時は、振幅が通常時より小さくなる。1 回の換気量は、この振幅と相関付けを行うことで、推定できる。例えば、あらかじめ被験者がベッドで仰向けの状態で、大きく深い呼吸を行い、その時の換気量と振幅を記録しておく。また、小さく浅い呼吸を行い、その時の換気量と振幅を記録しておく。取得した呼吸に基づく重心軌跡に基づいて、振幅より呼吸換気量を算出する。一回の換気量を推定することで、1 分間の分時換気量を推定することも可能になる。1 分間の呼吸回数と分時換気量が解ることで、被験者 S の呼吸状態が総合的に良い状態にあるのか悪い状態にあるのかをモニターすることができる。

【 0 0 5 8 】

<心拍数算出工程>

心拍数算出工程 S 1 0 5 においては、心拍数算出部 3 4 が、荷重検出部 1 からの荷重信号より心拍成分を取り出す。具体的には次の方法を用いる。心拍成分は、0.5 Hz ~ 2.5 Hz の帯域にある信号成分であるため、心拍数算出部 3 4 は 4 つの荷重検出器 1 1 ~ 1 4 の出力値より、この周波数帯域の信号成分を取り出す。心拍数算出部 3 4 は次いで重心軌跡算出工程 S 1 0 2 と同様の方法により心拍成分での重心軌跡を算出し、算出された重心軌跡より被験者 S の単位時間当たりの心拍数を算出する。

【 0 0 5 9 】

<心拍出量算出工程>

心拍出量算出工程 S 1 0 6 は、心拍出量算出部 3 5 が、心拍数算出部 3 4 が抽出した心拍に基づく重心軌跡に基づいて、被験者 S の 1 回の心拍出量を推定する。呼吸換気量算出工程 S 1 0 4 と同様に振幅 1 回分が心拍 1 回に相当するため、1 回の心拍出量は、この振幅と相関付けを行うことで、推定できる。例えば、あらかじめ被験者がベッドで仰向けの状態で、その時の心拍出量と振幅を記録しておく。取得した心拍に基づく重心軌跡に基づいて、振幅より心拍出量を算出する。心拍数と心拍出量より被験者 S の血圧状態が総合的に良い状態にあるのか悪い状態にあるのかをモニターすることができる。また、前述の 1 分間の呼吸回数と分時換気量を組み合わせることで、被験者 S の健康状態が総合的に良い状態にあるのか悪い状態にあるのかをモニターすることができる。

【 0 0 6 0 】

<身体状態判定工程>

身体状態判定工程 S 1 0 7 では、身体状態判定部 3 6 が、呼吸数算出部 3 2 が決定した被験者 S の呼吸数及び呼吸換気量算出部 3 3 が算出した被験者 S の呼吸換気量を、記憶部

10

20

30

40

50

4に記憶された参照データと比較して、被験者Sの身体状態を判定する。

【0061】

身体状態判定部36は、算出された被験者Sの呼吸数及び呼吸換気量の値を、記憶部4に記憶された参照データの値と比較し、例えば被験者Sが睡眠状態にあるか、覚醒状態にあるかをモニターすることができる。身体状態判定部36はまた、被験者Sがいびきをかいているか否かや、無呼吸状態であるか否かをモニターすることができる。身体状態判定部36はまた、被験者Sが頻呼吸、徐呼吸、過呼吸、不規則な呼吸などの異常呼吸状態に陥っていないか否かをモニターすることができる。その他身体状態判定部36により判定し得る身体状態の他の例として、呼吸回数だけでなく、呼吸が止まっている時間、呼吸している時間などもモニターすることができる。また、体軸の方向が解っているので、大きな体動より被験者の寝返りの方向などもモニターすることができる。

10

【0062】

<表示工程>

表示工程S108では、呼吸数算出部32が算出した被験者Sの呼吸数、呼吸換気量算出部33が算出した被験者Sの呼吸換気量、心拍数算出部34が算出した被験者Sの心拍数、心拍出量算出部35が算出した被験者Sの心拍出量、及び身体状態判定部36が判定した被験者Sの身体状態をモニターに表示する。使用者は、モニターを目視することで、被験者Sの呼吸数、呼吸換気量、心拍数、心拍出量、身体状態をモニターすることができる。

【0063】

生体情報モニタリングシステム100の使用者は、被験者Sが所定の状態に至ったら報知部6により報知がなされるよう設定することもできる。例えば使用者は、入力部7を用いて被験者Sが無呼吸状態となったときに報知がなされるよう設定することができる。

20

【0064】

本実施形態の生体情報モニタリングシステム100の効果を以下にまとめる。

【0065】

本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、ベッドBDの脚の下に配置した荷重検出器11~14を用いて被験者Sの呼吸数を算出している。したがって、被験者Sの身体に計測装置を取り付ける必要がなく、被験者Sに不快感や違和感を与えることがない。

30

【0066】

本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、被験者Sの重心Gの位置の軌跡(重心Gの位置の時間的変化)に基づいて被験者Sの呼吸数を算出している。被験者Sの重心Gの位置の軌跡に含まれる被験者Sの呼吸に関する情報は、荷重センサ11~14のそれぞれからの出力値に含まれる被験者Sの呼吸に関する情報とは異なり、被験者Sがベッド上のどの位置にいても、その出力強度が変化することがなく安定している。したがって本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、被験者Sがベッド上のどの位置にいても正確に被験者Sの呼吸数を算出することができる。

【0067】

本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、被験者Sの重心軌跡GTから、被験者Sの体動に起因する重心Gの移動の軌跡を除去し、被験者Sの呼吸に起因する重心Gの移動の軌跡のみを抽出して被験者Sの呼吸数を算出しているため、算出された呼吸数の精度が高い。また、被験者Sの呼吸の換気量も求めることができる。

40

【0068】

特に、本実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、被験者Sの重心軌跡GTから、重心Gの移動量に基づいて大きな体動に起因する重心Gの移動の軌跡を除去し、次いで重心Gの移動方向に基づいて小さな体動に起因する重心Gの移動の軌跡を除去している。小さな体動のうち、呼吸と同程度の大きさ又は周期で重心位置が変動するものがある。それゆえ、単に周波数フィルタを用いるだけではこれらを分離することは容易ではない。しかし上記実施形態では重心Gの移動方向に基づいて小さな体動に起因する重心Gの移

50

動の軌跡を除去しているため、重心軌跡GTから被験者Sの呼吸に起因する重心Gの移動の軌跡のみを低ノイズで抽出することができ、被験者Sの呼吸数Sを高精度に算出することができる。

【0069】

<変形例>

図13～図19を参照して、変形例の生体情報モニタリングシステム200(図13)を用いて被験者の呼吸状態等の検知する方法の変形例を説明する。変形例の生体情報モニタリングシステム200は、制御部3が更に体動情報決定部37を備える点を除いては上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100と同一である。変形例の方法は、荷重検出工程S201(図2)、呼吸数算出工程S203(図2)の処理内容が上記実施形態の方法とは異なっている。

10

【0070】

<荷重検出工程>

変形例の荷重検出工程S201では、被験者SのベッドBDへの着床、及び被験者SのベッドBDからの離床も検出する。また被験者Sの体重の計測も行う。

【0071】

荷重検出工程S201において検出される荷重信号の一例を図14(b)に示す。図14(b)は、時刻 t_{20} ～時刻 t_{26} までの間に出力された荷重検出器11、12、13、14からの荷重信号 s_1 (実線)、 s_2 (破線)、 s_3 (一点鎖線)、 s_4 (二点鎖線)の様子を示している。荷重検出器11～14は、上記実施形態と同様に、各々図4に示す領域I～IVに設けられている。被験者Sは、時刻 t_{20} ～ t_{21} までの間(期間 P_{21})にはベッドBD上に存在しておらず、時刻 t_{21} にベッドBDの領域II、III側に腰掛けた後、時刻 t_{22} にベッドBDの中央で仰臥した姿勢となったことが観察されている。また被験者Sは、時刻 t_{23} から時刻 t_{24} までの間(期間 P_{24})は任意の体位を取り、その後、時刻 t_{24} に再びベッドBDの領域II、III側に腰掛けた後、時刻 t_{25} にベッドBDから離れたことが観察されている。

20

【0072】

期間 P_{21} には、被験者SはベッドBD上に存在していない。そのため期間 P_{21} では、荷重検出器11～14からの信号 s_1 ～ s_4 はいずれも等しく、ベッドBDの重さの約1/4に相当する荷重値をそれぞれ示している。

30

【0073】

被験者SがベッドBDの領域II、IIIに着座した時刻 t_{21} において、荷重検出器11～14からの信号 s_1 ～ s_4 は大きく変化している。具体的には、信号 s_1 ～ s_4 はいずれも時刻 t_{21} において増加しており、領域II、IIIに対応する荷重検出器12、13からの信号 s_2 、 s_3 の荷重値の増加量が、領域I、IVに対応する荷重検出器11、14からの信号 s_1 、 s_4 の荷重値の増加量よりも大きい。なお、ここでは、説明の便宜上ベッドBD上に着座した被験者Sは脚を床から離しており、被験者Sの全体重がベッドBD上に掛かっているものとする。

【0074】

荷重検出工程S201においては、時刻 t_{21} において生じるような信号 s_1 ～ s_4 の荷重値の合計値の大きな増加を重心位置算出部31(離着床判定部)により検知し、この検知に基づいて被験者SがベッドBD上に着床したと判定する。判定結果は、表示部5に表示されてもよい。

40

【0075】

重心位置算出部31による被験者SのベッドBDへの着床の判定は、例えば荷重検出器11～14からの信号 s_1 ～ s_4 が示す荷重値の合計値の増加が所定の値(例えば、40kg、55kg、70kg等であり入力部7等を用いて任意に設定することができる)を超えたか否かによって行うことができる。

【0076】

時刻 t_{21} においてベッドBDの領域II、IIIに着座した被験者Sは、時刻 t_{22}

50

にベッドBDの中央部で仰臥するように大きく姿勢を変化させている。したがって、荷重検出器11～14からの信号 $s_1 \sim s_4$ も時刻 t_{22} において大きく変化しており、領域II、領域IIIからの信号 s_2 、 s_3 の荷重値が小さくなると共に、領域I、領域IVからの信号 s_1 、 s_4 の荷重値が大きくなっている。

【0077】

期間 P_{23} には、被験者SはベッドBDの中央部に仰臥していたので、この期間 P_{23} では、被験者Sの頭側に配置された荷重検出器13、14からの信号 s_3 、 s_4 がほぼ等しく、被験者Sの脚側に配置された荷重検出器11、12からの信号 s_1 、 s_2 がほぼ等しい。本変形例では、このように被験者SがベッドBD上において安定した体位をとっており、大きな体動が生じていない期間を「安定体位期間」と呼ぶ。

10

【0078】

また、図14(b)内の拡大図に示すように、安定体位期間においても、荷重検出器11～14からの信号 $s_1 \sim s_4$ は、それぞれ被験者Sの呼吸等に起因して常に微小変動しており、且つ被験者Sの小さな体動によって散発的に変動している(図14(b)の拡大図の変動 s_m)。本変形例では、「安定体位期間」の内、呼吸等に起因する信号 $s_1 \sim s_4$ の変動のみが生じており、小さな体動に起因する信号 $s_1 \sim s_4$ の変動が生じていない期間を「安定呼吸期間」と呼ぶ。後述する呼吸、心拍等の算出は、安定呼吸期間において特に良好に行うことができる。

【0079】

被験者Sが、ベッドBDの領域II、IIIに再び腰掛けた期間 P_{25} における信号 $s_1 \sim s_4$ は、期間 P_{22} における信号 $s_1 \sim s_4$ と同じである。

20

【0080】

被験者SがベッドBDの領域II、IIIから離れた時刻 t_{25} において、荷重検出器11～14からの信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値はそれぞれ低下し、その後の期間 P_{26} における信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値は、ベッドBDの重さの約1/4に相当する荷重値のみを示す期間 P_{21} における値に等しくなっている。

【0081】

荷重検出工程S201においては、時刻 t_{25} において生じるような信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値の合計の大きな低下を重心位置算出部31により検知し、この検知に基づいて被験者SがベッドBD上から離床したと判定する。判定結果は表示部5に表示されてもよい。

30

【0082】

重心位置算出部31が、被験者SのベッドBD上への着床を検知してから、被験者SのベッドBDからの離床を検知するまでの期間を、本変形例では「着床期間」と呼ぶ(図14(a))。本変形例においては、着床期間において得られる被験者Sの重心軌跡に各種フィルタリングを施し、被験者Sの呼吸数等の生体情報を取得する。

【0083】

荷重検出工程S201においては、重心位置算出部31(体重計測部)を用いて、着床期間のいずれか単一の又は複数の時点において被験者Sの体重を測定することができる。被験者Sの体重の測定は、信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値の合計値から予め記憶部4に記憶したベッドBDの重量を減じることで求めることができる。

40

【0084】

<呼吸数算出工程>

呼吸数算出工程S203では、大きな体動決定工程S2031の処理内容及び小さな体動決定工程S2032の処理内容が、呼吸数算出工程S103に含まれる大きな体動決定工程S1031の処理内容及び小さな体動決定工程S1032の処理内容とは異なっている。呼吸数算出工程S203の詳しい手順を、1分間の呼吸数を算出する場合を例として説明する。

【0085】

体動情報決定部37はまず、着床期間に含まれる計測対象の1分間における被験者Sの重心軌跡GT2を記憶部4から取り出す。取り出される重心軌跡GT2の一例は図15(

50

a) に示す通りである。図 15 (a) に示す重心軌跡 G T 2 は、被験者 S が大きな体動 (寝返り等) によりベッド上を左右方向に一往復していることを示している。また、大きな体動が生じていない安定体位期間において、被験者 S の重心 G が、領域 D、E、F 内でそれぞれ移動する様子を示している。領域 D、E、F 内での重心 G の移動は、被験者 S の小さな体動及び呼吸等に起因して生じている。

【 0 0 8 6 】

体動情報決定部 3 7 に含まれる大きな体動情報決定部 (第 1 体動情報決定部) 3 7 A は、重心軌跡 G T 2 から被験者 S の大きな体動に起因する重心移動の軌跡を決定して抽出する (大きな体動決定工程 S 2 0 3 1) 。呼吸数算出部 3 2 は、重心 G がある方向に、一定時間内に、一定距離を越えて移動した場合に、例えば、一定時間内に領域間を変位するように移動した場合に、大きな体動が生じたと判断し、この期間の重心軌跡 G T 2 を抽出する。

10

【 0 0 8 7 】

大きな体動決定工程 S 2 0 3 1 においては、重心 G がある方向に、一定時間内に、一定距離を越えて移動したか否かを、次の方法を用いて判断する。まず、図 15 (a) に示す重心軌跡 G T 2 を、より低いサンプリング周波数に変換した重心軌跡 G T 2 1 に変換する (図 15 (b)) 。より低いサンプリング周波数への変換は、サンプリング周期 0 . 1 秒で取得されている重心位置 G のデータを間引いたり、移動平均処理を施すことによって行うことができる。又は重心軌跡 G T 2 を周波数分解してローパスフィルタにより所定の低周波数成分を取り出すことによっても行うことができる。

20

【 0 0 8 8 】

図 15 (b) において、点 D 1 と点 E 1 との間の軌跡は、例えば、右方向に、0 . 5 秒以内に、3 0 c m を超えて移動している。従って呼吸数算出部 3 2 は、この区間における軌跡を大きな体動の軌跡であると判断し、重心軌跡 G T 2 からこの区間における軌跡を除去する。同様に、点 E 2 と点 F 1 との間の軌跡も、例えば、左方向に、0 . 5 秒以内に、3 0 c m を超えて移動している。従って大きな体動情報決定部 3 7 A は、この区間における軌跡を大きな体動の軌跡であると判断し、重心軌跡 G T 2 からこの区間における軌跡を除去する。なお点 D 1 から点 E 1 への移動と点 E 2 から点 F 1 への移動は、いずれも別の領域への移動であり、これをもって大きな体動と捉えてもよい。

【 0 0 8 9 】

図 15 (a) に示す重心軌跡 G T 2 から、大きな体動の軌跡を除去したものを図 1 6 (a) ~ 図 1 6 (c) に示す。図 1 6 (a) は領域 D における重心軌跡 G T 2 、図 1 6 (b) は領域 E における重心軌跡 G T 2 、図 1 6 (c) は領域 F における重心軌跡 G T 2 である。これらは安定体位期間における重心軌跡 G T 2 である。

30

【 0 0 9 0 】

なお、低いサンプリング周波数は、大きい体動を抽出するのに十分な程度に短い周期 (大きい周波数) であり、且つ小さな体動や呼吸等の他の要因による重心の変動の影響を受けない程度に長い周期 (小さい周波数) とすることが望ましい。また、どの程度の時間内にどの程度の距離だけ移動した場合に大きな体動と判断するかは、生体情報モニタリングシステム 2 0 0 の装置の特徴に合わせて最適化することができる。

40

【 0 0 9 1 】

次に、体動情報決定部 3 7 の小さな体動情報決定部 (第 2 体動情報決定部) 3 7 B は、安定体位期間における重心軌跡 G T 2 から被験者 S の小さな体動に起因する重心移動の軌跡を決定して抽出する (小さな体動決定工程 S 2 0 3 2) 。安定体位期間における重心軌跡 G T 2 から被験者 S の小さな体動に起因する重心移動の軌跡を取り除く工程について、領域 E の重心軌跡 G T 2 (図 1 6 (b)) から小さな体動の軌跡と呼吸の軌跡とを分離する手順を例に説明する。

【 0 0 9 2 】

小さな体動決定工程 S 2 0 3 2 においては、過去の測定から呼吸数算出部 3 2 によって算出される、特定の方向に周期的に振動する重心軌跡を呼吸による重心軌跡とみなし、こ

50

のような重心軌跡とは異なる重心軌跡を小さな体動による重心軌跡とみなす。

【 0 0 9 3 】

図 1 6 (b) において、重心軌跡 $G T 2$ は、呼吸による重心 G の移動を表す部分 $g t 1$ 及び $g t 3$ と、小さな体動による重心 G の移動を表す部分 $g t 2$ (呼吸による重心 G の移動分も含まれていると考えている) とを含んでおり、小さな体動による重心 G の移動を表す部分 $g t 2$ は、呼吸による重心 G の移動を表す部分 $g t 1$ 、 $g t 3$ の重心軌跡とは異なり、特定の方向に周期的に振動していない。

【 0 0 9 4 】

したがって、小さな体動による重心移動の軌跡を分離して抽出する一つの方法としては、特定の方向に周期的に振動する重心軌跡 ($g t 1$ 、 $g t 3$) のみを抽出し、これを重心移動の呼吸成分とみなす。そしてその他の部分 ($g t 2$) を小さな体動として分離、抽出する。このような分離・抽出は例えば、呼吸安定期における過去のある期間における重心変動の中から、周期的に繰り返される重心変動をフーリエ解析等の周波数解析で検出し、その周波数成分を持つ重心変化の方向を検出して、これを呼吸による重心変動とみなす。その上で、現在測定されている重心変動と呼吸による重心変動の差分を小さい体動として抽出する。この時、この分析に係わる現在の重心変動について、当該周波数成分が失われたり、振幅が急激に変化している場合は、呼吸が変化したとみなし、呼吸による重心変動の差分は行わない。このような方法

により実施することができる。

【 0 0 9 5 】

他の方法としては、図 1 7 に示す通り、特定の方向に周期的に振動する重心軌跡とはなっていない部分 ($g t 2$) を、特定の方向に周期的に振動する重心軌跡の一部を構成する部分 $g t 2 1$ と、その他の部分 $g t 2 2$ とに分解する。そして、特定の方向に周期的に振動する重心軌跡の一部を構成する部分 $g t 2 1$ のみを部分 $g t 1$ と部分 $g t 3$ との間に戻して図 1 8 に示すような重心軌跡を求め、これを重心移動の呼吸成分とする。一方で部分 $g t 2$ から分解された部分 $g t 2 2$ を小さな体動として分離・抽出する。このような分離・抽出は、上記のような方法で実施することができる。

【 0 0 9 6 】

その後、体動情報決定部 3 7 で抽出された重心移動の呼吸成分は、呼吸数算出部 3 2 に送られ、呼吸数算出部 3 2 において、上記実施形態と同様の手段によって呼吸数の算出を行う。なお、体動情報決定部 3 7 は、大きな体動による重心移動の軌跡、小さな体動による重心移動の軌跡を決定するのみでもよく、必ずしも重心軌跡からこれらの軌跡を分離、抽出しなくてもよい。この場合は、例えば、呼吸数算出部 3 2 に、体動情報決定部 3 7 で決定された大きな体動による重心移動の軌跡、小さな体動による重心移動の軌跡を参照して、重心軌跡から呼吸成分を抽出させてもよい。

【 0 0 9 7 】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム 1 0 0 を用いて、本変形例の工程を実施することも可能である。この場合は、体動情報決定部 3 7 において行われる工程は、呼吸数算出部 3 2 において行うことができる。反対に本変形例の生体情報モニタリングシステム 2 0 0 を用いて、上記実施形態の工程を実施することも可能である。この場合は、大きな体動決定工程 S 1 0 3 1 を大きな体動情報決定部 3 7 A に、小さな体動決定工程 S 1 0 3 2 を小さな体動情報決定部 3 7 B に行わせてもよい。

【 0 0 9 8 】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム 1 0 0 において、次の変形態様を採用することも可能である。

【 0 0 9 9 】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム 1 0 0 においては、4つの荷重検出器 1 1 ~ 1 4 の出力値より、心拍成分に対応する $0.5 \text{ Hz} \sim 2.5 \text{ Hz}$ の周波数帯域の信号成分を取り出すことにより心拍数を算出していたがこれには限られない。心拍は複数の重心変動の組み合わせがセットになった特有の周期を有するため、心拍数算出部 3 4 は、過

10

20

30

40

50

去の演算結果に基づいて現在の心拍によると考えられる重心の変位を推定することができる。したがって、推定した重心の変位に基づいて、重心軌跡から心拍に起因する軌跡を取り出し、これに基づいて心拍数を求めることもできる。

【0100】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の身体状態判定部36は被験者Sの呼吸数及び呼吸換気量の値に基づいて被験者Sの睡眠/覚醒を判断していたがこれには限られない。例えば他の覚醒・睡眠の基準となるシステムの結果を教師データにしてもよく、あるいは、カメラや医師の判断に従って、被験者の状態についてラベル付けしたデータを教師データとしてもよい。

【0101】

身体状態判定部36は、各種生体情報(体重、体動、呼吸、心拍等)のデータを複合的に使って、被験者の身体状態を判定する。この際、身体状態を判定する精度を上げるために、教師データを用いた機械学習をおこなってもいい。すなわち、睡眠・覚醒を表わす関数を、多くの生体情報のデータからフィティングにより作成しておき(ラベル付き教師データ)、本実施形態の生体情報モニタリングシステム100から得られる各種の各種生体情報のデータをこの関数に導入することにより、睡眠又は覚醒の身体状態を求めることができる。すなわち、睡眠・覚醒のアルゴリズムは、被験者から採られる覚醒時または睡眠時のラベルの付いた教師データを参照して生体情報モニタリングシステム100から得られる離床、着床、大きな体動、小さな体動、呼吸、無呼吸、いびき、発話、心拍のような各種生体情報とその演算(四則演算、積分、微分、周波数分析等を含む数理的解析)とを用いた機械学習により得ることができる。

【0102】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の身体状態判定部36は、被験者SのベッドBDからの転落を検知することもできる。具体的には、身体情報判定部36は、被験者Sが睡眠状態であり、且つ大きな体動と離床(又は離床のみ)とが発生した場合に被験者SがベッドBDから転落したと判定することができる。また判定結果を表示部5に表示してもよく、報知部6を用いて生体情報モニタリングシステム100の使用者に報知してもよい。なお、身体状態判定部36は、被験者Sが覚醒状態である場合に大きな体動と離床が発生した場合には、被験者Sが自らの意思で離床したと判断してもよい。

【0103】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の身体状態判定部36は、生体情報モニタリングシステム100で求められる各種生体情報に基づいて被験者Sの生死を判定してもよい。具体的には例えば、身体情報判定部36は、被験者Sの体動(重心Gの移動より求められた大きな体動及び小さな体動)、呼吸、及び心拍のすべてがある一定の条件の下で停止した場合に、被験者Sが死亡したと判定することができる。ある一定の条件は、使用者である医師等の判断により設定することができる。

【0104】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の身体状態判定部36は、被験者Sが睡眠時無呼吸症候群の症状である無呼吸状態にあると判定することもできる。睡眠時無呼吸症候群の患者が睡眠中に無呼吸に陥った場合には、ある期間呼吸及び体動が停止し、その後大きく吸気がなされて呼吸及び体動が生じる。その一方で心拍は継続している。したがって身体状態判定部36は、呼吸及び体動が停止し心拍が継続している期間が一定時間以上続いた場合に、無呼吸状態が発生したと検知することができる。

【0105】

身体状態判定部36は、判定結果を表示部5に表示してもよく、報知部6を用いて生体情報モニタリングシステム100の使用者に報知(ナースコール)してもよい。また身体状態判定部36は、測定された各種生体情報を記憶部4に記憶させる時に、無呼吸状態が発生した期間に対応する生体情報にラベル付を行ってもよい。これにより被験者Sの睡眠時無呼吸症候群の症状の事後観察が容易となる。

【0106】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の身体状態判定部36は、被験者Sの発話やいびきを検知することもできる。発話は一般的に呼気と同時に行われる。従って例えば、覚醒時又は睡眠時における呼気期間に高周波成分が生じている場合には、この高周波成分が発話に起因するものであると判定することができる。またいびきは一般的に吸気時に発生する。従って例えば、睡眠時の吸気期間に高周波成分が生じている場合には、この高周波成分がいびきに起因するものであると判定することができる。

【0107】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100の報知部6は、重心軌跡が通常とは異なる動きを示した場合に、これを異常と捉えて報知部6を用いた報知(ナースコール)を行ってもよい。どのような動きを「通常とは異なる動き」とするかは適宜設定することができるが、一例としては、所定の大きな体動又は小さな体動が連続的に一定時間以上継続した場合に「通常とは異なる動き」と判断してナースコールを行うことができる。ナースコール信号を受けてそのベッドの様子を映し出すカメラを作動させてもよい。

10

【0108】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100において、大きな体動決定工程S1031、S2031で抽出した大きな体動、小さな体動決定工程S1032、S2032で抽出した小さな体動を表示部5に表示してもよい。具体的には例えば、図19に示すように、ベッドをイメージした画面領域上に大きな体動の軌跡及び小さな体動の軌跡を表示することができる。大きな体動の履歴を時刻と共に表示することにより、医師等の使用者は、被験者Sの就寝時の挙動の概略を容易に把握することができる。

20

【0109】

上記の実施形態では、大きな体動と大きな体動との間の期間を「安定体位期間」とし、この期間において重心軌跡の呼吸成分、及び小さな体動の成分を抽出していた。しかしながら大きな体動が発生する直前、及び大きな体動が発生した直後は、被験者Sの重心は安定しておらず比較的大きな重心位置の変動が生じていることが観察されている。したがって「安定体位期間」から、更に大きな体動の直前、直後の一定期間を除いた期間の重心軌跡のみを対象として呼吸成分、及び小さな体動の成分を抽出することで、呼吸数等の生体情報の取得をより正確に行うことが可能となる。

【0110】

上記の実施形態では、荷重センサ11~14からの信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値の合計に基づいて被験者Sの離床、着床を判断していたがこれには限られない。図14(b)において、被験者Sがベッド上に存在していない期間 P_{21} においては、荷重センサ11~14にはベッドBDからの荷重が均等に加えられており、換言すれば重心GはベッドBDの中央に位置している。そして時刻 t_{21} において被験者SがベッドBDに着床すると、重心Gは領域II, II側側に大きく移動する。重心位置算出部31は、重心Gのこのような大きな移動に基づいて被験者Sの着床を判断することができる。被験者Sの離床も同様に判断できる。

30

【0111】

上記実施形態では、呼吸数算出部32において最頻値ベクトル v_f の向きを求めることによって被験者Sの体軸の延びる方向を求められたが、呼吸数算出部32とは別の手段又は処理部で求めてもよい。

40

【0112】

上記実施形態では、呼吸数算出部32において大きな体動に関する体動情報(第1情報)、小さな体動に関する体動情報(第2情報)を分離・抽出していたがこれには限られない。大きな体動に関する体動情報の分離・抽出を呼吸数算出部32とは別の手段(一例として大きな体動情報導出部)によって行ってもよく、同様に小さな体動に関する体動情報の分離・抽出を呼吸数算出部32とは別の手段(一例として小さな体動情報導出部)によって行ってもよい。

【0113】

上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100においては、呼吸数算出部32は

50

ウェーブレット変換を用いて被験者Sの呼吸数を算出していたが、その他の方法も可能である。具体的には例えば、まず図12に示す重心軌跡GTから、X軸方向において最も正側に位置する点及びX軸方向において最も負側に位置する点を求め、両点のX座標の中間値 X_m を算出する。この中間値 X_m は、図12に示すように、被験者Sの呼吸に起因する重心軌跡GTの振動中心であるとみなすことができる。次いで呼吸数算出部32は、重心軌跡GTがこの中間値 X_m をまたいでX軸方向に負側から正側へ移動する回数、又は正側から負側へ移動する回数を求めることにより、被験者Sの呼吸に起因する重心軌跡GTの振動数、即ち呼吸数を算出する。

【0114】

なお、上記の実施形態において、荷重検出器11、12、13、14は、ビーム形ロードセルを用いた荷重センサに限られず、例えばフォースセンサを使用することもできる。

10

【0115】

なお、上記の実施形態において、荷重検出器は4つに限られない。ベッドBDに追加の脚を設けて5つ以上の荷重検出器を使用してもよい。又はベッドBDの脚のうち3つのみに荷重検出器を配置してもよい。荷重検出器が3つの場合でも、これを一直線に配置しなければ、ベッドBD面上での被験者Sの重心位置Gを検出できる。

【0116】

なお、上記の実施形態においては、荷重検出器11、12、13、14は、ベッドBDの脚の下端に取り付けられたキャスター C_1 、 C_2 、 C_3 、 C_4 の下にそれぞれ配置されていたがこれには限られない。荷重検出器11、12、13、14はそれぞれ、ベッドBDの4本の脚とベッドBDの床板との間に設けられてもよいし、ベッドBDの4本の脚が上下に分割可能であれば、上部脚と下部脚との間に設けられても良い。また、荷重検出器11、12、13、14をベッドBDと一体型とし、ベッドBDと本実施形態の生体情報モニタリングシステム100とからなるベッドシステムBDSを構成してもよい(図20)。なお、本明細書において「ベッドに設けられた荷重検出器」とは、上述のようにベッドBDの4本の脚とベッドBDの床板との間に設けられた荷重検出器や、上部脚と下部脚との間に設けられた荷重検出器を意味する。

20

【0117】

なお、上記の実施形態において、荷重検出部1とA/D変換部2との間に、荷重検出部1からの荷重信号を増幅する信号増幅部や、荷重信号からノイズを取り除くフィルタリング部を設けても良い。

30

【0118】

なお、上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100において、表示部5は、使用者が視覚的に認識できるようにモニター上に情報を表示するものには限られない。例えば表示部5は、被験者Sの呼吸状態(呼吸数、呼吸換気量)、心拍の状態や身体状況を定期的に印字して出力するプリンタでもよく、又は睡眠状態なら青ランプの点灯、覚醒状態なら黄色ランプの点灯、無呼吸状態なら赤ランプの点灯といった簡易な視覚的表現を用いて表示するものであってもよい。または表示部5は、被験者Sの呼吸状態や身体状態を使用者に音声で伝えるものであってもよい。さらに、生体情報モニタリングシステム100は表示部5を有さなくてもよく、情報を出力する出力端子を有するのみであってよい。表示を行うためのモニター(ディスプレイ装置)等は、当該出力端子を介して生体情報モニタリングシステム100に接続される。

40

【0119】

なお、上記実施形態の報知部6は聴覚的に報知を行っていたが、報知部6は、光の点滅等によって視覚的に報知を行う構成であってよく、振動により報知を行う構成であってよい。また、上記実施形態の生体情報モニタリングシステム100は、報知部6を有さなくても良い。

【0120】

なお、上記実施形態生体情報モニタリングシステム100において、配線によって接続されている構成同士は、それぞれ無線によって接続されていてもよい。

50

【 0 1 2 1 】

上記実施形態では、体重測定は重心位置算出部 3 1 で行ったが、体重測定部を制御部 3 の中に別途設けてもよい。

【 0 1 2 2 】

本発明の生体情報モニタリングシステムにおいて、第 2 体動情報決定部は、前記第 1 体動情報決定部により決定された大きな体動が除去された前記重心位置の時間的変動から小さな体動を決定していたが、それに加えてまたはそれに代えて重心位置の移動方向や呼吸の影響による周期性に基づいて小さな体動を決定してもよい。

【 0 1 2 3 】

本発明の生体情報モニタリングシステムにおいて、大きな体動情報、小さな体動情報及び呼吸数を同期して求めるだけでなく、それらに加えて、さらに体重、心拍及び身体状態判定部の結果を同期して求めることもできる。

【 0 1 2 4 】

本発明の生体情報モニタリングシステムにおける身体状態判定部は、求められた被験者の体動情報及び / 又は呼吸数に基づいて、被験者が睡眠状態であるか覚醒状態であるかのみならずせん妄状態であるかを判断してもよい。

【 0 1 2 5 】

本発明の生体情報モニタリングシステムにおける離着床判定部は、検出された荷重に基づいて被験者が前記ベッド上に存在するか否かのみならず、その体重や体重変動を判定してもよい。

【 0 1 2 6 】

本発明の生体情報モニタリングシステムにおける表示部は、求められた被験者の体動情報、体軸方向、呼吸、心拍の現在状態と時間的変化を、ベッド上での前記重心位置の移動履歴として表示し得る。

【 0 1 2 7 】

本発明の特徴を維持する限り、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲内で考えられるその他の形態についても、本発明の範囲内に含まれる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 2 8 】

本発明の生体情報モニタリングシステムによれば、重心位置の位置的变化から呼吸数や呼吸の換気量を定量的に測定でき、入院患者の呼吸状態を、無侵襲、非接触で連続的にモニターすることができる。また、本発明の生体情報モニタリングシステムによれば、ベッド下またはベッドに設けた荷重検出器だけで、体動情報、呼吸数等の呼吸情報、ひいては、体重、心拍数、いびき、離着床の有無などを検査項目を同期して検出することができる。従って、各項目ごとに異なるセンサーを被験者に取り付ける必要や、複数のセンサーからの出力の同期をとる必要はない。また、看護記録（バイタル記録）への呼吸状態の自動入力・表示や看護師への呼吸状態悪化の自動送信が可能になるため、看護師の夜間患者チェックの回数を減らし、看護師の仕事を減らし、患者の睡眠の質を改善することが可能となる。さらに、医療者が予期しないベッドからの転落、呼吸停止、心停止や死亡などが発生した場合に、その原因究明にも活用できる。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 9 】

- 1 荷重検出部
- 1 1、1 2、1 3、1 4 荷重検出器
- 2 A / D 変換部
- 3 制御部
- 3 1 重心位置算出部
- 3 2 呼吸数算出部
- 3 3 呼吸換気量算出部

10

20

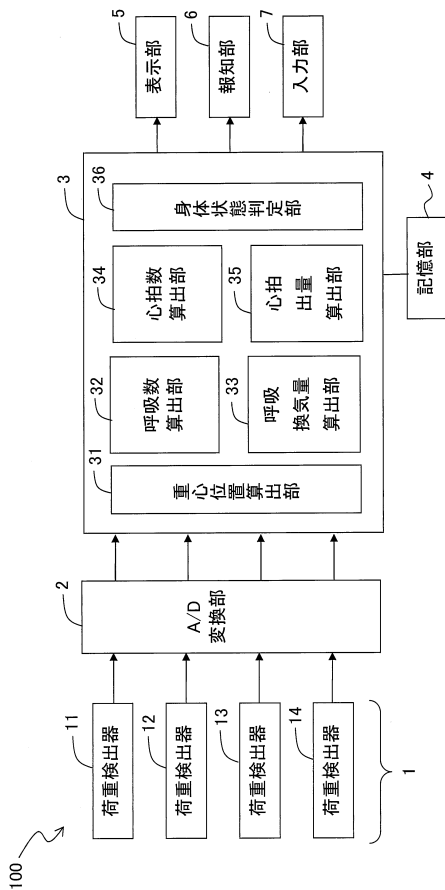
30

40

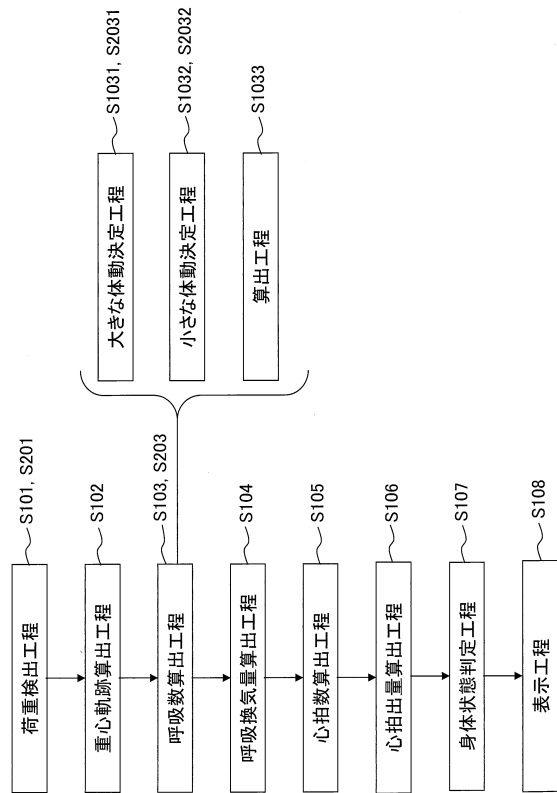
50

- 3 4 心拍数算出部
- 3 5 心拍出量算出部
- 3 6 身体状態判定部
- 3 7 体動情報決定部
- 4 記憶部
- 5 表示部
- 6 報知部
- 7 入力部
- 1 0 0 生体情報モニタリングシステム
- B D ベッド
- B D S ベッドシステム
- G T 重心軌跡
- S 被験者

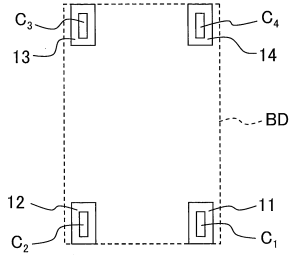
【 図 1 】



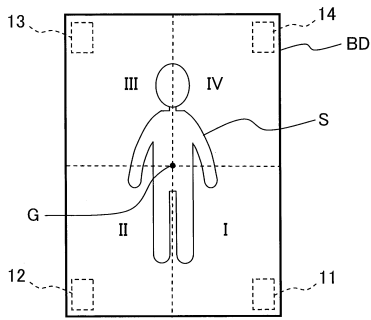
【 図 2 】



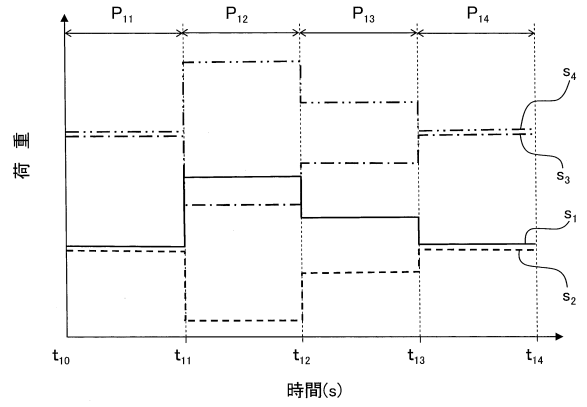
【図3】



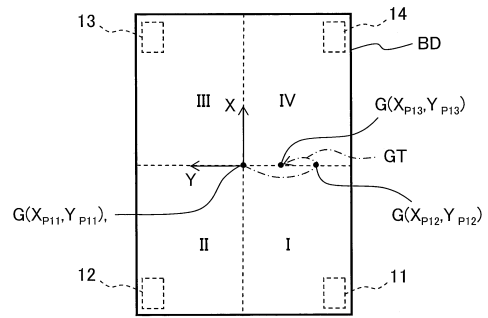
【図4】



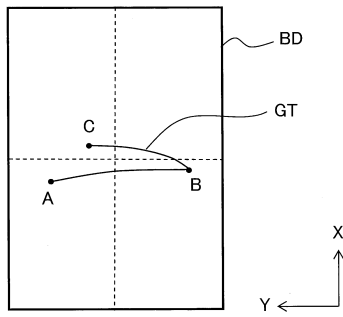
【図5】



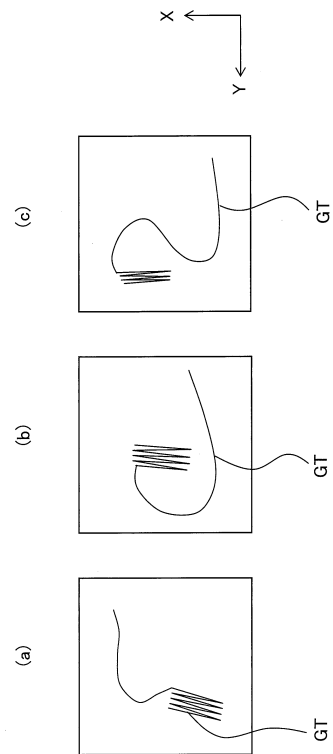
【図6】



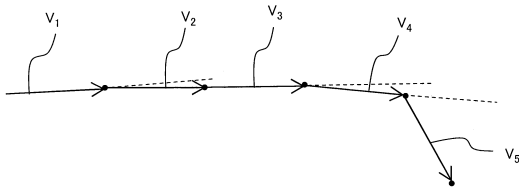
【図7】



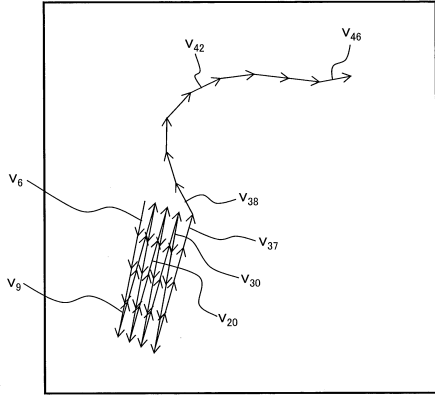
【図9】



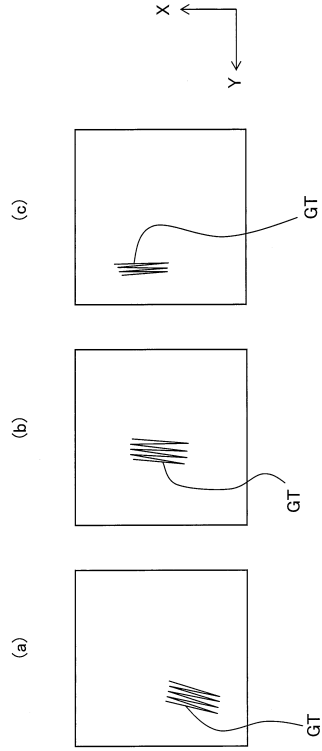
【図8】



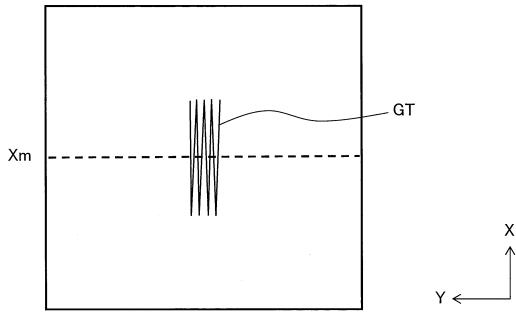
【図10】



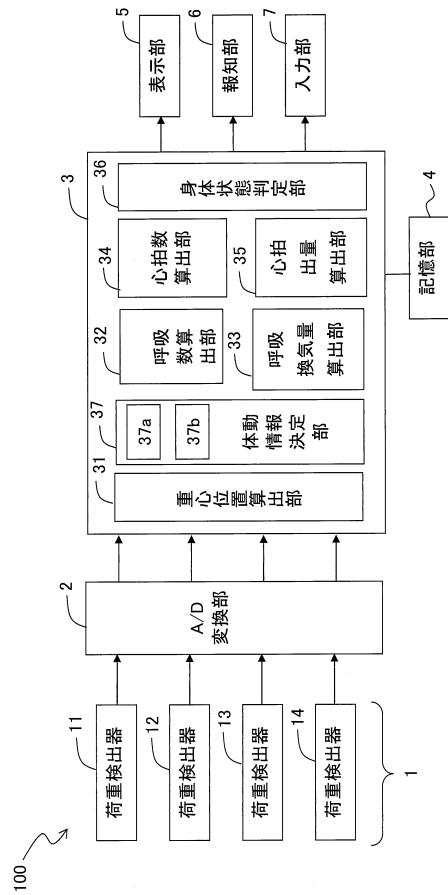
【図11】



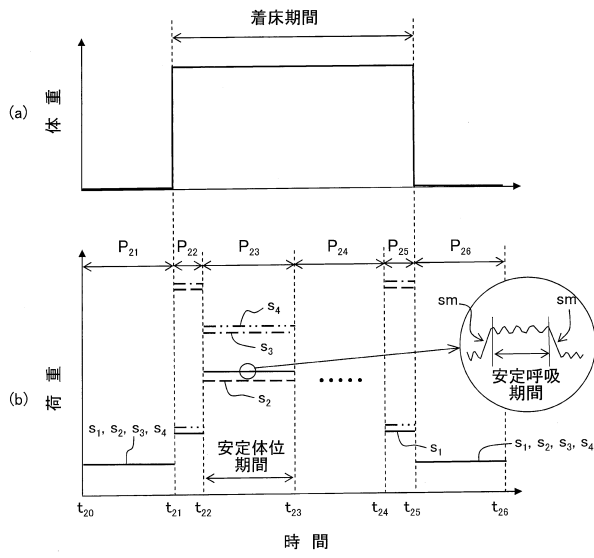
【図12】



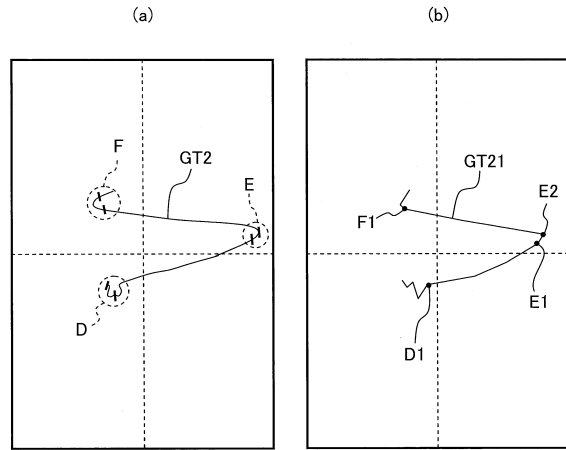
【図13】



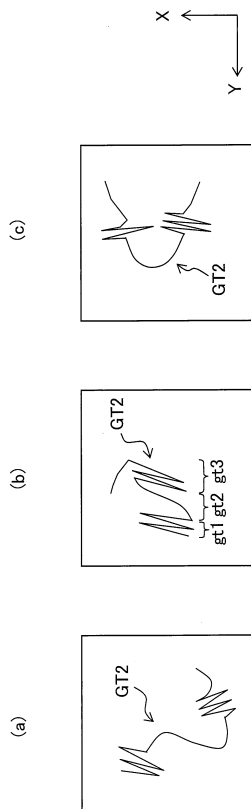
【 図 1 4 】



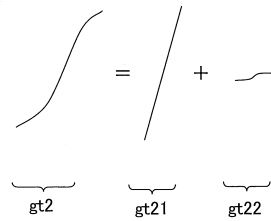
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



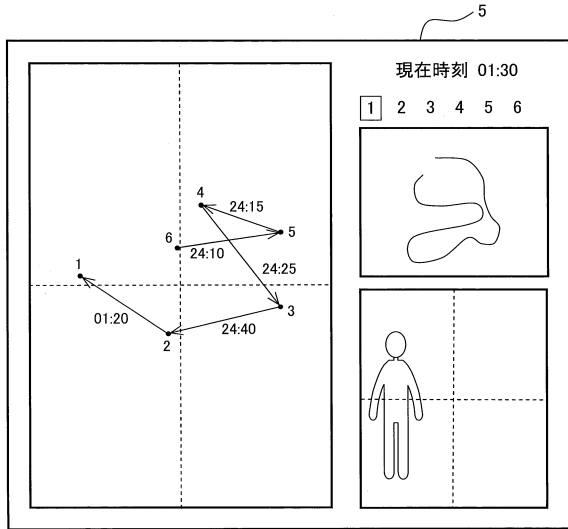
【 図 1 7 】



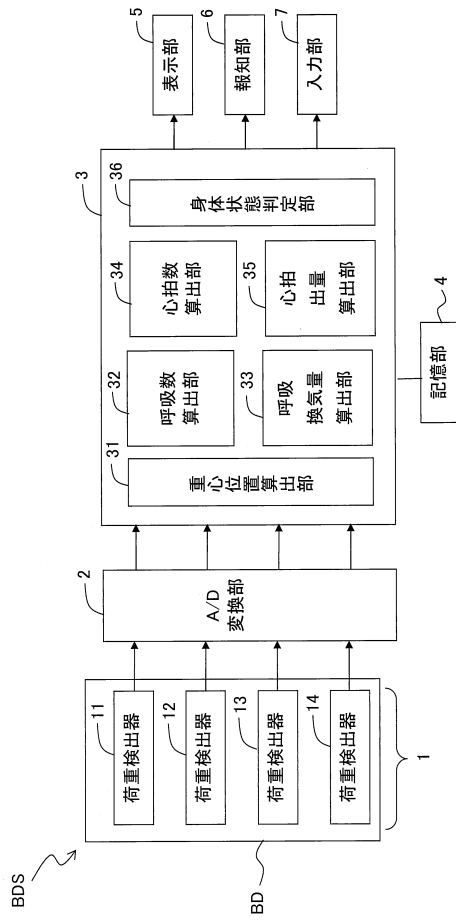
【 図 1 8 】



【図19】



【図20】



フロントページの続き

- (72)発明者 赤津 浩之
長野県北佐久郡御代田町大字御代田 4 1 0 6 - 7 3 ミネベアミツミ株式会社内
- (72)発明者 佐藤 邦彦
長野県北佐久郡御代田町大字御代田 4 1 0 6 - 7 3 ミネベアミツミ株式会社内
- (72)発明者 飯田 徳仁
長野県北佐久郡御代田町大字御代田 4 1 0 6 - 7 3 ミネベアミツミ株式会社内
- (72)発明者 磯野 史朗
千葉県千葉市中央区亥鼻 1 丁目 8 番 1 号 国立大学法人千葉大学 大学院医学研究院内

審査官 松本 隆彦

- (56)参考文献 特開昭 5 3 - 0 9 2 5 7 7 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 1 1 1 7 4 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 4 8 7 0 0 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 3 / 0 0 9 0 3 8 3 (U S , A 1)
特開 2 0 0 0 - 3 1 6 9 1 5 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 0 0 8 9 2 0 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 1 8 0 4 3 2 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 0 6 8 6 7 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 1 1 - 5 / 1 1 3

专利名称(译)	生物信息监测系统		
公开(公告)号	JP6339711B2	公开(公告)日	2018-06-06
申请号	JP2017022402	申请日	2017-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	美蓓亚株式会社		
申请(专利权)人(译)	美蓓亚株式会社三美 国立大学法人千叶		
当前申请(专利权)人(译)	美蓓亚株式会社三美 国立大学法人千叶大学		
[标]发明人	赤津浩之 佐藤邦彦 飯田德仁 磯野史朗		
发明人	赤津 浩之 佐藤 邦彦 飯田 德仁 磯野 史朗		
IPC分类号	A61B5/113 A61B5/11 A61B5/00 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0255 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/1115 A61B5/1121 A61B5/113 A61B5/4809 A61B5/4818 A61B5/6891 A61B5/6892 A61B5/7207 A61B5/7282 A61B2562/0252 A61B2562/046 A61B5/024		
FI分类号	A61B5/113 A61B5/11.100 A61B5/00.102.A A61B5/08 A61B5/10.315		
F-TERM分类号	4C038/SS08 4C038/SV01 4C038/SX07 4C038/VA04 4C038/VB01 4C038/VB15 4C038/VB33 4C038 /VC20 4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE27 4C117/XE43 4C117/XE57 4C117/XJ46 4C117/XJ47 4C117/XJ48		
代理人(译)	川北 喜十郎 藤田昌弘		
优先权	2015191959 2015-09-29 JP		
其他公开文献	JP2017080560A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够高精度测量呼吸率而不会使受试者感到不适或不舒适的生物体信息监测系统。解决方案：用于监测床上受试者的生物信息的生物信息监测系统包括多个负载检测器，其设置在床或床的腿下并检测受试者的负荷，获得对象的重心位置的时间波动的重心位置计算单元和基于计算出的重心位置的时间波动获得对象的身体运动信息的身体运动信息确定单元，包括用于确定关于大身体运动的信息的第一身体运动信息确定单元和用于确定关于小身体运动的信息的第二身体运动信息确定单元。点域1

(45) 発行日 平成30年6月6日 (2018. 6. 6)

(24) 登録日 平成30年5月11日 (2018. 5. 11)

(51) Int. Cl.	F I	
C O 7 C 5/08 (2006. 01)	C O 7 C	5/08
C O 1 B 3/04 (2006. 01)	C O 1 B	3/04 R
C O 1 B 4/00 (2006. 01)	C O 1 B	4/00 Z
B O 1 J 23/26 (2006. 01)	B O 1 J	23/26 Z
B O 1 J 23/44 (2006. 01)	B O 1 J	23/44 Z

請求項の数 9 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-558670 (P2013-558670)	(73) 特許権者	390028509 シオノケミカル株式会社
(86) (22) 出願日	平成25年2月8日 (2013. 2. 8)		東京都中央区八重洲2丁目10番8号
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/053016	(74) 代理人	110000580 特許業務法人 小野国際特許事務所
(87) 国際公開番号	W02013/121997		110000580
(87) 国際公開日	平成25年8月22日 (2013. 8. 22)	(72) 発明者	佐治木 弘尚 岐阜県岐阜市大学西1-25-4 岐阜薬科大学内
審査請求日	平成28年1月21日 (2016. 1. 21)	(72) 発明者	門口 泰也 岐阜県岐阜市大学西1-25-4 岐阜薬科大学内
(31) 優先権主張番号	特願2012-32585 (P2012-32585)	(72) 発明者	澤間 晋成 岐阜県岐阜市大学西1-25-4 岐阜薬科大学内
(32) 優先日	平成24年2月17日 (2012. 2. 17)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 水素化または重水素化有機化合物の製造方法、有機化合物の水素化または重水素化方法、ハロゲンを有する有機化合物の脱ハロゲン化方法