

(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2017-205409
(P2017-205409A)

(43) 公開日 平成29年11月24日(2017.11.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C	4 C 0 4 0
A 6 1 G 7/05 (2006.01)	A 6 1 G 7/05	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-101354 (P2016-101354)	(71) 出願人	000114215
(22) 出願日	平成28年5月20日 (2016. 5. 20)		ミネベアミツミ株式会社
			長野県北佐久郡御代田町大字御代田 4 1 0 6 - 7 3
		(74) 代理人	100099793
			弁理士 川北 喜十郎
		(74) 代理人	100154586
			弁理士 藤田 正広
		(74) 代理人	100179280
			弁理士 河村 育郎
		(74) 代理人	100182051
			弁理士 松川 直宏
		(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 ミネベア株式会社内

最終頁に続く

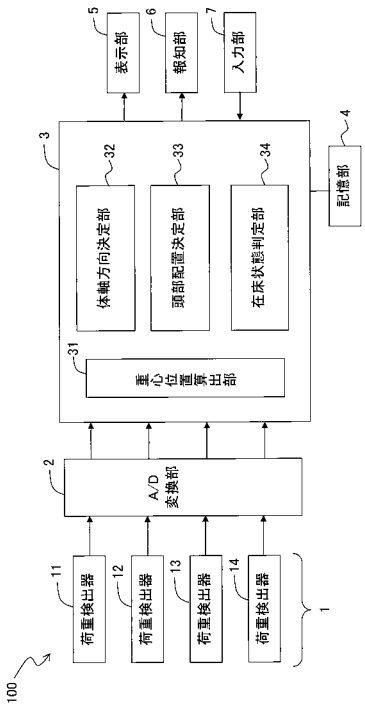
(54) 【発明の名称】 在床状態モニタリングシステム

(57) 【要約】

【課題】被験者の転落可能性の有無を、より確実に判定することのできる在床状態モニタリングシステムを提供する。

【解決手段】ベッド上の被験者の在床状態をモニターする在床状態モニタリングシステムは、ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者による荷重を検出する複数の荷重検出器と、前記被験者による荷重に基づき被験者の重心の位置を求める重心位置算出部と、前記被験者による荷重の被験者の呼吸及び／又は心拍に応じた変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を求める体軸方向決定部と、前記被験者の重心の位置及び前記被験者の体軸の延びる方向に基づいて、被験者の前記ベッド上での状態を判定する在床状態判定部とを備える。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ベッド上の被験者の在床状態をモニターする在床状態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、被験者による荷重を検出する複数の荷重検出器と

、
前記被験者による荷重に基づき被験者の重心の位置を求める重心位置算出部と、

前記被験者による荷重の被験者の呼吸及び / 又は心拍に応じた変化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向を求める体軸方向決定部と、

前記被験者の重心の位置及び前記被験者の体軸の延びる方向に基づいて、被験者の前記ベッド上での状態を判定する在床状態判定部とを備える在床状態モニタリングシステム。

10

【請求項 2】

前記被験者による荷重の被験者の呼吸に応じた変化に基づいて被験者の頭部の配置を決定する頭部配置決定部を更に備え、

前記在床状態判定部は、更に前記被験者の頭部の配置に基づいて被験者の在床状態を判定する請求項 1 に記載の在床状態モニタリングシステム。

【請求項 3】

前記被験者による荷重から被験者の呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する荷重成分を分離する第 1 荷重分離部を更に備え、

前記重心位置算出部は、分離された呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する荷重成分に基づき被験者の重心の位置を求める請求項 1 又は 2 に記載の在床状態モニタリングシステム

20

【請求項 4】

前記被験者は複数の被験者であり、

前記検出された被験者による荷重を、複数の被験者間の呼吸及び / 又は心拍の周波数の相違に基づいて複数の被験者の各々の荷重成分に分離する第 2 荷重分離部を更に備える請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の在床状態モニタリングシステム。

【請求項 5】

前記在床状態判定部が前記ベッド上の被験者が前記ベッドから転落し得る状態にあると判定したことに基づいて所定の報知を行う報知部を更に備える請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の在床状態モニタリングシステム。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、荷重検出器を用いてベッド上の被験者の在床状態をモニターする在床状態モニタリングシステムに関する。

【背景技術】**【0002】**

ベッド上の患者や被介護者を遠隔地から管理するためのシステムが、病院や介護施設等で活用されている。例えば病院において患者の在床 / 離床を検知するシステムを使用すれば、ナースステーションの看護師は、患者が病室のベッド上にいるか否かを病室を訪れることなく確認することができる。また、患者や被介護者がベッドから転落する可能性のある場合に報知がなされれば、転落事故の防止につなげることができる。

40

【0003】

特許文献 1 は、被験者の重心位置に基づいて被験者の転落の可能性の有無を判定する在床状態判定装置を開示している。特許文献 1 の在床状態判定装置は、被験者の重心位置がベッドの寝床部の端から所定距離以内である場合に、寝床部上の人が転落等する可能性が高いと判定する。

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特許第 5 5 9 3 6 9 2 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

ベッド上の被験者は、寝返り等により、わずかの間に大きく移動することがある。したがって、特許文献 1 において被験者の転落を確実に防止するためには、注意喚起領域（被験者の重心がこの領域に入ると、転落可能性ありとの判定がなされる領域）をベッド端部沿いの広範囲に設定しなければ、例えば一回の寝返りで被験者の重心が注意喚起領域をまたぎ、転落の危険性を報知する間もなく被験者の転落が生じ得る。一方で、注意喚起領域を広く設定すると、被験者がベッドの中央近傍に安全に位置する場合にも転落可能性ありと誤判定される恐れがある。

10

【 0 0 0 6 】

本発明は、被験者の転落可能性の有無を、より確実に判定することのできる在床状態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】

【 0 0 0 7 】

本発明の第 1 の態様に従えば、

ベッド上の被験者の在床状態をモニターする在床状態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、被験者による荷重を検出する複数の荷重検出器と

20

、
前記被験者による荷重に基づき被験者の重心の位置を求める重心位置算出部と、

前記被験者による荷重の被験者の呼吸及び / 又は心拍に応じた変化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向を求める体軸方向決定部と、

前記被験者の重心の位置及び前記被験者の体軸の延びる方向に基づいて、被験者の前記ベッド上での状態を判定する在床状態判定部とを備える在床状態モニタリングシステムが提供される。なお、本発明において「被験者のベッド上での状態」とは、ベッド上における被験者の身体の配置を意味する。

【 0 0 0 8 】

第 1 の態様の在床状態モニタリングシステムは、前記被験者による荷重の被験者の呼吸に応じた変化に基づいて被験者の頭部の配置を決定する頭部配置決定部を更に備えてもよく、前記在床状態判定部は、更に前記被験者の頭部の配置に基づいて被験者の在床状態を判定してもよい。

30

【 0 0 0 9 】

第 1 の態様の在床状態モニタリングシステムは、前記被験者による荷重から被験者の呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する荷重成分を分離する第 1 荷重分離部を更に備えてもよく、前記重心位置算出部は、分離された呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する荷重成分に基づき被験者の重心の位置を求めてもよい。

【 0 0 1 0 】

第 1 の態様の在床状態モニタリングシステムにおいて前記被験者は複数の被験者であってもよく、第 1 の態様の在床状態モニタリングシステムは、前記検出された被験者による荷重を、複数の被験者間の呼吸及び / 又は心拍の周波数の相違に基づいて複数の被験者の各々の荷重成分に分離する第 2 荷重分離部を更に備えてもよい。

40

【 0 0 1 1 】

第 1 の態様の在床状態モニタリングシステムは、前記在床状態判定部が前記ベッド上の被験者が前記ベッドから転落し得る状態にあると判定したことに基づいて所定の報知を行う報知部を更に備えてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明の在床状態モニタリングシステムは、被験者の転落可能性の有無を高い精度で判

50

定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、本発明の実施形態に係る在床状態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、荷重検出器のベッドに対する配置を示す説明図である。

【図3】図3は、本発明の実施形態に係る在床状態モニタリング方法を示すフローチャートである。

【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、被験者の重心が被験者の呼吸に応じて振動する様子を示す説明図である。

【図8】図8は、荷重検出器からの出力信号が被験者の呼吸に応じて振動する様子を示すグラフであり、図8(a)は被験者の頭側に配置された荷重検出器からの出力信号の振動を示し、図8(b)は被験者の脚側に配置された荷重検出器からの出力信号の振動を示す。

【図9】図9は、被験者の転落可能性の判定のためにベッド面に画成された複数の領域の配置を示す説明図である。

【図10】図10は、被験者の体軸の方向を求める方法を説明するための説明図である。

【図11】図11は、被験者の体軸の方向を求める他の方法を説明するための説明図である。

【図12】図12は、変形例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。

【発明を実施するための形態】

【0014】

<実施形態>

図1～図11を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【0015】

図1に示す通り、本実施形態の在床状態モニタリングシステム100は、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。

【0016】

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。

【0017】

荷重検出部1の4つの荷重検出器11、12、13、14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11、12、13、14は、図2に示す通り、ベッドBD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。

【0018】

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。

【0019】

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、体軸方向決定部32、頭部配置決定部33、在床状態判定部34が構築されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

記憶部 4 は、在床状態モニタリングシステム 1 0 0 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在床状態モニタリングシステム 1 0 0 の使用者に表示する液晶モニター等のモニターである。

【 0 0 2 1 】

報知部 6 は、制御部 3 からの情報に基づいて転落注意報等の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 2 】

在床状態モニタリングシステム 1 0 0 を使用した被験者の在床状態のモニターは、図 3 に示す通り、被験者の荷重を検出する荷重検出工程 S 1、検出した荷重に基づいて被験者の重心位置を算出する重心位置算出工程 S 2、求めた重心位置に基づいて被験者の体軸が延びる方向を決定する体軸方向決定工程 S 3、被験者の頭部が体軸方向のどちら側に位置するかを決定する頭部配置決定工程 S 4、ベッドから被験者が転落する可能性があるか否かを判定する在床状態判定工程 S 5、在床状態判定工程 S 5 の判定に基づき所定の報知を行う報知工程 S 6 を含む。

【 0 0 2 3 】

[荷重検出工程]

荷重検出工程 S 1 では、荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 を用いてベッド B D 上の被験者 S の荷重を検出する。荷重検出器 1 1、1 2、1 3、1 4 は、上記の通りキャスター C₁、C₂、C₃、C₄ の下にそれぞれ配置されているため、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 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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 5 ミリ秒として、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 2 6 】

荷重信号の一例を図 5 に示す。図 5 は、時刻 t_{10} ~ 時刻 t_{14} までの間に出力された荷重検出器 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。被検者 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

10

20

30

40

50

ッドBDの中央部に仰臥していたことが観察されている。

【0027】

期間 P_{11} には、被験者Sは図4に示す通りベッドBD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。

【0028】

期間 P_{12} には、被験者SはベッドBDの領域I、IV側に移動していたので、この期間 P_{12} では、領域I、IVに配置された荷重検出器11、14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II、IIIに配置された荷重検出器12、13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。

10

【0029】

期間 P_{13} には、被験者Sは、期間 P_{12} と比べてややベッドBDの中央側に移動していたので、この期間 P_{13} では、領域I、IVに配置された荷重検出器11、14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II、IIIに配置された荷重検出器12、13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。

【0030】

期間 P_{14} には、被験者Sは、期間 P_{11} と同じくベッドBD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 $s_1 \sim s_4$ は、期間 P_{11} における信号 $s_1 \sim s_4$ と同じである。

20

【0031】

[重心位置算出工程]

重心位置算出工程S2では、重心位置算出部31が、荷重検出器11～14からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ に基づいてベッドBD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5ミリ秒に等しい)で算出し、被験者Sの重心Gの位置、及びその時間的変動(重心軌跡GT)を求める。ここで、 (X, Y) は、ベッドBD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XY座標面上における座標を示す(図6)。

【0032】

30

重心位置算出部31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11、12、13、14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11、12、13、14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。

【数1】

(数式1)

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

40

【数2】

(数式2)

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

【0033】

50

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 GT を求め、例えば記憶部 4 に記憶させる。

【0034】

重心位置算出部 3 1 で算出された重心軌跡 GT の一例を図 6 に示す。図 6 は、図 5 の期間 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 内の任意の時刻 t_{110} 、 t_{120} 、 t_{130} における、ベッド BD 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、これら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 GT を示している。

10

【0035】

[体軸方向決定工程]

体軸方向決定工程 S 3 では、体軸方向決定部 3 2 が、重心位置算出工程 S 2 において算出された重心軌跡 GT を使って、被験者 S の体軸 SA (図 4) の方向を決定する。

【0036】

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 SA の方向) にほぼ沿った振動であることを見出した。被験者 S の呼吸に応じて生じる重心 G の体軸 SA 方向の振動を、以下、「呼吸振動」と呼ぶ。

20

【0037】

重心 G の呼吸振動の軌跡の一例を図 7 に示す。なお、呼吸振動は被験者 S の体軸 SA 沿いに生じるため、呼吸振動の軌跡は実際には略一軸上に現れるが、図 7 においては、振動の様子を示すため体軸 SA に直交する方向に展開して描いている。

【0038】

体軸方向決定部 3 2 は、被験者 S の重心軌跡 GT を記憶部 4 から取り出し、重心軌跡 GT に含まれる呼吸振動の軌跡から、1つの極値点 (例えば、図 7 の点 EP1) と、当該極値点の直前又は直後に現れる他の極値点 (例えば、図 7 の点 EP2) とを特定し、両点を結ぶ軸の方向を被験者 S の体軸 SA の方向と決定する。

30

【0039】

[頭部配置決定工程]

頭部配置決定工程 S 4 では、頭部配置決定部 3 3 が、以下のような原理により、体軸 SA 方向のどちら側が頭側であるかを決定する。

【0040】

本発明の発明者が、ベッド BD 上の被験者 S の呼吸が荷重検出器からの荷重信号に与える影響について研究したところ、被験者 S の頭側に位置する荷重検出器からの荷重信号と、被験者 S の脚側に位置する荷重検出器からの荷重信号が、それぞれ図 8 (a)、図 8 (b) に示す波形を有して変動することがわかった。

40

【0041】

図 8 (a) は被験者 S の頭側に位置する荷重検出器からの荷重信号の波形 (以下、「頭側波形 HW」と呼ぶ) を示し、図 8 (b) は被験者 S の脚側に位置する荷重検出器からの荷重信号の波形 (以下、「脚側波形 LW」と呼ぶ) を示す。時刻 t_{20} は被験者 S が吸気を開始する時刻、時刻 t_{21} は被験者 S が吸気を終了する時刻、時刻 t_{22} は被験者 S が呼気を開始する時刻、時刻 t_{23} は被験者 S が呼気を終了する時刻、時刻 t_{24} は被験者 S が次の吸気を開始する時刻である。

【0042】

図 8 (a)、(b) に示される通り、被験者 S が吸気を行っている時刻 t_{20} から時刻 t_{21} の間 (吸気期間 P_{21}) においては、被験者 S の頭側に配置された荷重検出器の検

50

出値は徐々に減少し、一方で被験者 S の脚側に配置された荷重検出器の検出値は徐々に増加している。これは、吸気時には被験者 S の重心 G が脚側に向かって移動するためである。

【 0 0 4 3 】

被験者 S が呼気を行っている時刻 t_{22} から時刻 t_{23} の間（呼気期間 P_{23} ）においては、被験者 S の頭側に配置された荷重検出器の検出値は徐々に増加し、一方で被験者 S の脚側に配置された荷重検出器の検出値は徐々に減少している。これは、呼気時には被験者 S の重心位置 G が頭側に向かって移動するためである。

【 0 0 4 4 】

発明者の知見によれば、図 8 (a)、(b) に示す頭側波形 H W 及び脚側波形 L W は次の特徴を有するそれぞれ非対称な波形である。すなわち、頭側波形 H W においては、立上りが立下りより急峻であり、且つ立上り後に現れる上側ピークの幅が立下り後に現れる下側ピークの幅よりも狭い。反対に、脚側波形 L W においては、立上りが立下りよりなだらかなり、且つ立上り後に現れる上側ピークの幅が立下り後に現れる下側ピークの幅よりも広い。このような非対称性は、吸気よりも呼気を素早く行う、呼気後はすぐに次の吸気を行うが吸気後は少し間をおいてから呼気を開始するという人間の呼吸の特性による。

【 0 0 4 5 】

頭部位置決定部 3 3 は、このような波形の非対称性に基づいて体軸 S A のどちら側が被験者 S の頭部側であるかを判定する。具体的には、まず、体軸方向決定工程 S 3 で決定された体軸方向の任意の一方側を選択して、荷重検出器 1 1 ~ 1 4 のうち、選択した側に位置する荷重検出器を特定する。そして、特定した荷重検出器の出力信号をフーリエ解析して、呼吸に相当する周波数（約 0 . 2 H z ~ 約 0 . 3 3 H z ）の振動成分を取り出す。取り出された振動成分の波形が、頭側波形 H W の特徴を有していれば選択した側に頭部があると判定し、取り出された振動成分の波形が脚側波形 L W の特徴を有していれば選択した側の反対側に頭部があると判定する。なお、頭部位置が決定されたときは、常に脚部位置も決定される。

【 0 0 4 6 】

[在床状態判定工程]

在床状態判定工程 S 5 では、在床状態判定部 3 4 が、重心位置算出工程 S 2 で求められた被験者 S の重心 G の位置、体軸方向決定工程 S 3 で決定された被験者 S の体軸 S A の方向、及び頭部位置決定工程 S 4 で決定された被験者 S の頭部（及び / 又は脚部）の位置に基づいて、被験者 S がベッド B D から転落し得る状態であるか否かを判定する。具体的には例えば、次のように行う。

【 0 0 4 7 】

図 9 に示す通り、在床状態判定部 3 4 は、ベッド B D の上面の幅方向中央部に安全領域 R 1 を設定し、安全領域 R 1 の幅方向両側に注意領域 R 2 を設定し、注意領域 R 2 の幅方向両側に危険領域 R 3 を設定する。

【 0 0 4 8 】

在床状態判定部 3 4 は、被験者 S の重心 G が安全領域 R 1 にある場合には、被験者 S はベッド B D から転落し得る状態にはないと判定する。反対に、被験者 S の重心 G が危険領域 R 3 にある場合には、被験者 S はベッド B D から転落し得る状態にあると判定する。

【 0 0 4 9 】

在床状態判定部 3 4 は、被験者 S の重心 G が注意領域 R 2 にある場合には、次の判断を行う。まず、被験者 S の体軸 S A がベッド B D の長手方向に対して略平行である場合は、被験者 S は、ベッド B D の端部寄りには位置しているもののベッド B D の長手方向に沿った安全な位置におり、ベッド B D から転落し得る状態にはないと判定する。

【 0 0 5 0 】

一方、被験者 S の体軸 S A がベッド B D の長手方向に対して所定の角度（例えば約 1 0 ° 以上）を有している時は、在床状態判定部 3 4 は、次いで、体軸 S A の延在方向において、重心 G よりもベッド B D の端部に近い側に、被験者 S の頭部が位置するか、脚部が位

10

20

30

40

50

置するかを確認する。そして、頭部が位置すると確認された場合（即ち、被験者 S がベッド B D の長手方向に対して傾いて在床しており、頭部がベッドの端部に、脚部がベッドの中央にある場合）には、被験者 S はベッド B D から転落し得る状態にはないと判定する。これは、頭部がベッドの端部からはみ出すと人間は目を覚ますため、頭部から転落する可能性は小さいとの観察結果に基づくものである。

【 0 0 5 1 】

反対に、体軸 S A の延在方向において、重心 G よりもベッド B D の端部に近い側に被験者 S の脚部が位置すると確認された場合（即ち、被験者 S がベッド B D の長手方向に対して傾いて在床しており、脚部がベッドの端部に、頭部がベッドの中央にある場合）には、被験者 S はベッド B D から転落し得る状態にあると判定する。

10

【 0 0 5 2 】

なお、安全領域 R 1、注意領域 R 2、危険領域 R 3 の幅は、被験者 S の想定される身長に基づいて適宜設定され得る。又は特定の被験者 S の身長を用いて、当該被験者 S についてカスタマイズされた設定としてもよい。なお、ここで述べた判定方法は一例にすぎず、在床状態判定部 3 4 は、被験者 S の重心 G の位置、体軸 S A の方向、頭部（及び / 又は脚部）の位置を複合的に考慮して、被験者 S がベッド B D から転落し得る状態にあるか否かを判定することができる。他の一例としては、ベッド B D 上に危険領域 R 3 のみを設定し、被験者 S の重心 G の位置、体軸 S A の方向、及び想定される被験者 S の身長から、被験者 S の頭部又は脚部が危険領域 R 3 にある場合に被験者 S はベッド B D から転落し得る状態にあると判定することもできる。

20

【 0 0 5 3 】

[報知工程]

在床状態判定部 3 4 が、被験者 S がベッド B D から転落し得る状態にあると判定した時は、制御部 3 は、表示部 5 に転落注意報を表示し、及び / 又は報知部 6 により転落注意報を発する。

【 0 0 5 4 】

本実施形態の在床状態モニタリングシステム 1 0 0 は、被験者 S の重心 G の位置のみでなく、被験者 S の体軸 S A の方向、及び被験者 S A の頭部の位置にも基づいて、被験者 S がベッド B D から転落し得る状態にあるか否かを判定している。したがって、本実施形態の在床状態モニタリングシステム 1 0 0 によれば、被験者の転落可能性の有無を、より確実に判定することができ、誤報知を減らすことができる。

30

【 0 0 5 5 】

< 変形例 >

上記実施形態の在床状態モニタリングシステム 1 0 0 においては、荷重検出器 1 1 ~ 1 4 からの出力信号 $s_1 \sim s_4$ をそのまま用いて重心位置算出部 3 1 により重心 G の位置を算出していたが、これには限られない。例えば、出力信号 $s_1 \sim s_4$ から被験者 S の呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する成分のみを分離し、分離した成分を用いて重心 G の位置を算出することもできる。

【 0 0 5 6 】

具体的には例えば、制御部 3 に構築する信号分離部（第 1 荷重分離部、第 2 荷重分離部。不図示）により、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の少なくとも一つについてフーリエ解析を行い、呼吸及び / 又は心拍に相当する周波数帯域の周波数スペクトルを求める。この周波数スペクトルにおいては、被験者 S の呼吸及び / 又は心拍の周波数に対応する位置にピーク周波数が現れ、被験者 S の呼吸の周波数 s_1 及び / 又は心拍の周波数 s_2 が特定される。

40

【 0 0 5 7 】

次いで、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ のそれぞれから、特定した周波数 s_1 及び / 又は s_2 に対応する荷重成分を分離して取り出す。これらの荷重成分は、例えば、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の各々に対するバンドパスフィルタ処理によって取り出すことができる。そして、信号分離部は、取り出した 4 つの荷重成分を重心位置算出部 3 1 に出力する。

【 0 0 5 8 】

50

重心位置算出部 3 1 は、信号分離部から入力された 4 つの荷重成分に基づいて、重心位置及び重心軌跡を、重心軌跡算出工程 S 2 と同様に算出する。算出される重心位置及び重心軌跡は、周波数 s_1 及び / 又は周波数 s_2 で変動する荷重成分（すなわち被験者 S に由来する荷重成分）のみに基づいているため、被験者 S の重心 G 及び重心軌跡 G T に等しい。

【 0 0 5 9 】

このようにして求められた重心 G は、被験者 S の呼吸及び / 又は心拍の周波数で振動する荷重成分のみに基づいているため、例えば、被験者 S とは異なる周波数の呼吸及び / 又は心拍を有する第 3 者（見舞客等）による荷重や、呼吸や心拍を有さない無生物（カバン等）による荷重がベッド B D 上加えられた場合には移動せず、被験者 S が移動した場合にのみ移動する。したがって、これらの重心 G を用いれば、被験者 S の重心 G の位置を、外部要因による誤差を抑制してより正確に特定することができる。

【 0 0 6 0 】

また、被験者 S の呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する成分のみを用いて重心 G の位置を求める場合には、各被験者 S の呼吸の周波数又は心拍の周波数が異なる限り、各被験者 S の重心 G を、複数同時に求めることができる。具体的には、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の少なくとも一つについてフーリエ解析を行い、呼吸及び心拍に相当する周波数帯域の周波数スペクトルを求めると、呼吸に相当する周波数帯域の周波数スペクトルに被験者 S の数だけピーク周波数が現れ、心拍に相当する周波数帯域の周波数スペクトルにも被験者 S の数だけピーク周波数が現れる。

【 0 0 6 1 】

このように、呼吸に相当する周波数帯域の周波数スペクトルから複数の被験者 S の各々の呼吸の周波数を特定でき、心拍に相当する周波数帯域の周波数スペクトルから複数の被験者 S の各々の心拍の周波数スペクトルを特定できるため、複数の被験者 S の各々について、被験者 S が単数の場合と同様に、呼吸及び / 又は心拍に応じて振動する荷重成分を用いた重心 G の算出を行うことができる。

【 0 0 6 2 】

重心位置算出工程 S 2 において、複数の被験者 S の各々の重心 G を並列に求めた場合には、その後の体軸方向決定工程 S 3、頭部配置決定工程 S 4、在床状態判定工程 S 5、報知工程 S 6 も、複数の被験者 S の各々について並列に実行することができる。

【 0 0 6 3 】

上記実施形態の在床状態モニタリングシステム 1 0 0 においては、体軸方向決定部 3 2 は、重心軌跡 G T に含まれる呼吸振動の軌跡において、連続する 2 つの極値点 E P 1、E P 2 を特定することにより体軸 S A の方向を決定していたが、これには限られない。体軸方向決定部 3 2 は、例えば次の方法により体軸 S A の方向を決定することもできる。

【 0 0 6 4 】

一例として、体軸 S A の方向は、あるサンプリング期間に含まれる n 個の重心位置 $G_1 \sim G_n$ （図 1 0）の平均値から平均重心 G_0 （ X_0 、 Y_0 ）と n 個の重心位置 G_1 （ X_1 、 Y_1 ）、 \dots 、 G_{k1} （ X_{k1} 、 Y_{k1} ）、 \dots 、 G_{k2} （ X_{k2} 、 Y_{k2} ）、 \dots 、 G_n （ X_n 、 Y_n ）のそれぞれとを結ぶ線分と、X 軸との間の角度の平均傾き角度 a を、

【数 3】

（数式 3）

$$a = \frac{\sum_{k=1}^n \arctan\left(\frac{Y_k}{X_k}\right)}{n}$$

により求め、平均重心 G_0 （ X_0 、 Y_0 ）を通り、X 軸に対して角度 a を有して延びる線分が体軸 S A の位置を示すとみなす方法によっても求め得る。このようにして求められた

10

20

30

40

50

体軸 $S A$ を図 10 に示す。

【0065】

他の例として、平均重心 G_0 を通り、且つ重心 G_1 、 \dots 、 G_{k1} 、 \dots 、 G_{k2} 、 \dots 、 G_{k3} 、 \dots 、 G_n との直線距離 d_{h1} 、 \dots 、 d_{hk1} 、 \dots 、 d_{hk2} 、 \dots 、 d_{hk3} 、 \dots 、 d_{hn} の標準偏差が最小となる線 $H a$ が体軸 $S A$ の位置を示すとみなす方法を用い得る。線 $H a$ の一例を図 11 に示す。

【0066】

本発明の発明者が、荷重検出器 11 ~ 14 からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ のうち、被験者 S の心拍に応じて変動する荷重成分のみを用いて求められた重心 G (以下、「心拍成分による重心 G_h 」と呼ぶ) の位置を観察したところ、心拍成分による重心 G_h が、被験者 S の体軸 $S A$ を反時計まわりにある程度の角度回転させた方向に沿ってわずかに振動していることが見出された。この振動 (以下、「心拍振動」と呼ぶ) は、心臓の鼓動に起因すると考えられる。したがって、心拍成分による重心 G_h を求めて心拍振動の方向を特定し、当該方向から被験者 S の体軸 $S A$ の延びる方向を求めることもできる。また、被験者 S の体軸 $S A$ の延びる方向と心拍振動の方向とに基づいて、体軸 $S A$ のどちら側に被験者 S の頭部が位置するかを決定することもできる。

【0067】

上記実施形態の在床状態モニタリングシステム 100 においては、在床状態判定部 34 は、被験者 S にベッド $B D$ からの転落の可能性があるか否かのみを判定していたが、これには限られない。在床状態判定部 34 は、被験者 S の重心 G の位置、体軸 $S A$ の方向、頭部及び脚部の位置に基づいて、ベッド $B D$ 上での被験者 S の身体の配置を把握し、これに基づき、転落可能性の判定の他、睡眠中の身体移動履歴のモニタリング等を行うことができる。

【0068】

上記実施形態の在床状態モニタリングシステム 100 においては、被験者 S がベッド $B D$ から転落し得る状態にあるか否かを、重心 G の位置と、体軸 $S A$ の方向のみに基づいて判定してもよい。

【0069】

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。

【0070】

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 $B D$ 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 $B D$ 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 $B D$ 面上での被験者 S の重心位置 G を検出できる。

【0071】

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 $B D$ 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 $B D$ の 4 本の脚とベッド $B D$ の床板との間に設けられてもよいし、ベッド $B D$ 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 $B D$ と一体型とし、ベッド $B D$ 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 $B D S$ を構成してもよい (図 12)。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 $B D$ の 4 本の脚とベッド $B D$ 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。

【0072】

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。

【 0 0 7 3 】

なお、上記実施形態の在床状態モニタリングシステム 1 0 0 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、在床状態を印字して出力するプリンタでもよく、又は被験者 S の重心 G が安全領域 R 1 にあれば青ランプの点灯、注意領域 R 2 にあれば黄色ランプの点灯、危険領域 R 3 にあれば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、在床状態を音声で伝えるものであってもよい。さらに、在床状態モニタリングシステム 1 0 0 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もよい。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在床状態モニタリングシステム 1 0 0 に接続される。

10

【 0 0 7 4 】

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もよく、振動により報知を行う構成であってもよい。また、上記実施形態の点滴状態モニタリングシステム 1 0 0 は、報知部 6 を有さなくても良い。

【 0 0 7 5 】

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。

20

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 7 6 】

本発明の在床状態モニタリングシステムは、誤報知が抑制されているため、被験者 S に転落の可能性が生じた際に対応を求められる看護師や介護士等の負担を軽減することができる。

【 符号の説明 】

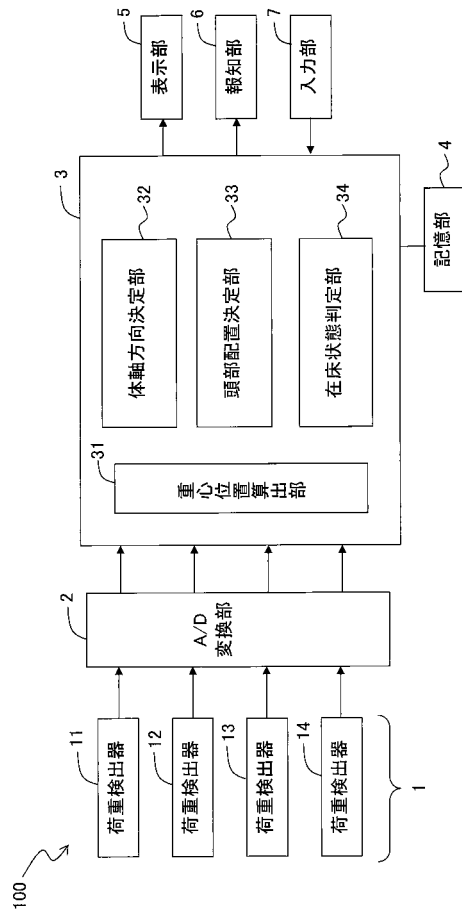
【 0 0 7 7 】

- 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 体軸方向決定部
- 3 3 頭部配置決定部
- 3 4 在床状態判定部
- 4 記憶部
- 5 表示部
- 6 報知部
- 7 入力部
- 1 0 0 在床状態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

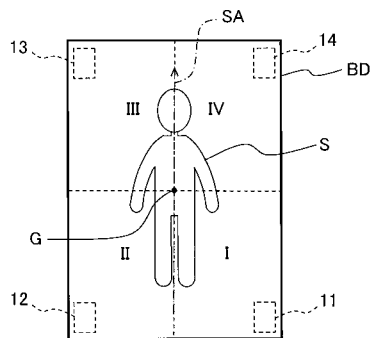
30

40

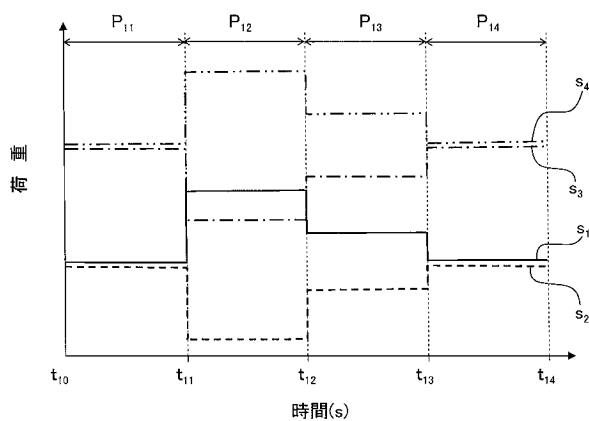
【図 1】



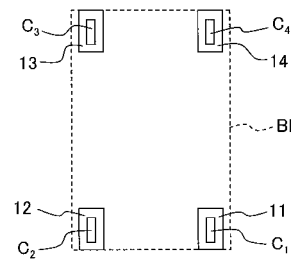
【図 4】



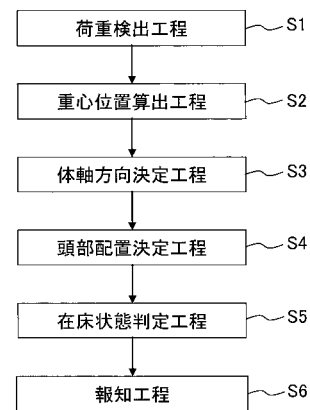
【図 5】



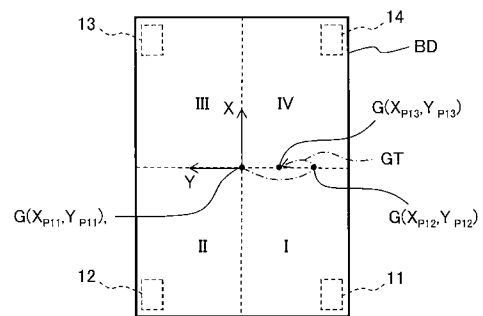
【図 2】



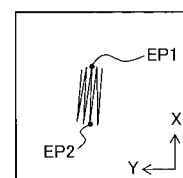
【図 3】



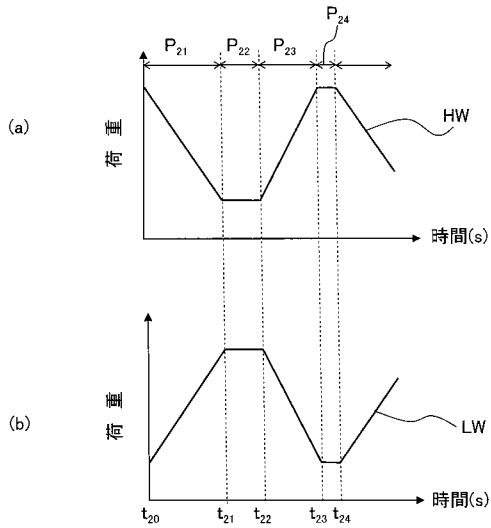
【図 6】



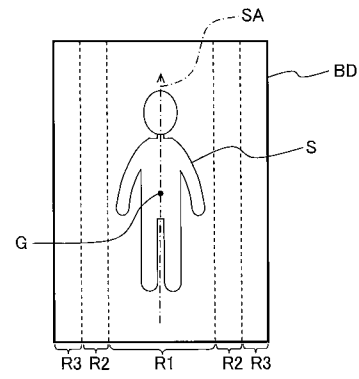
【図 7】



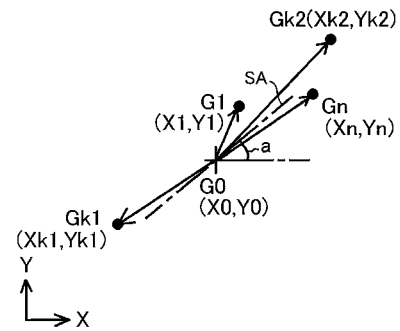
【図 8】



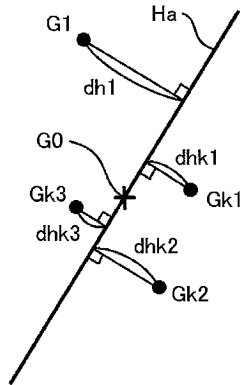
【図 9】



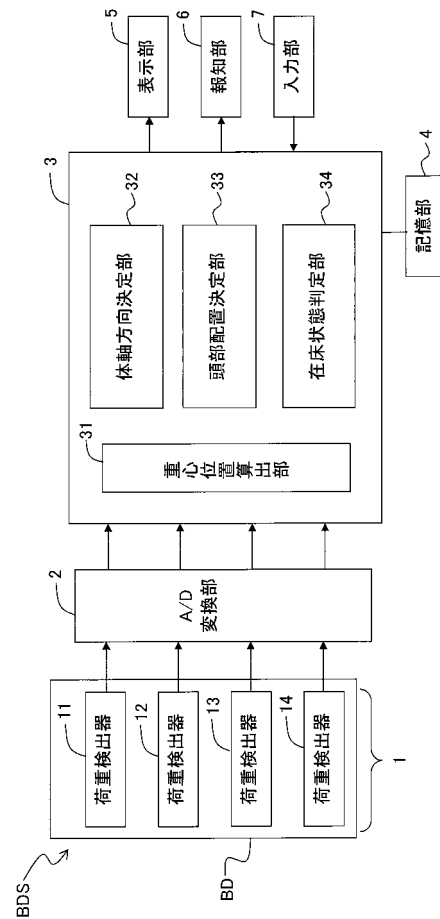
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(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 ミネベア株式会社内

Fターム(参考) 4C038 VA04 VA16 VB31 VB33 VB35 VC20

4C040 AA18 BB02 GG15

4C117 XA04 XB04 XC02 XD23 XD24 XE13 XE24 XE64 XF01 XG01

XJ46 XJ47

专利名称(译)	床内状态监测系统		
公开(公告)号	JP2017205409A	公开(公告)日	2017-11-24
申请号	JP2016101354	申请日	2016-05-20
[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		
[标]发明人	赤津浩之 飯田德仁		
发明人	赤津 浩之 飯田 德仁		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61G7/05		
FI分类号	A61B5/10.310.A A61B5/00.102.C A61G7/05 A61B5/10.315		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VA16 4C038/VB31 4C038/VB33 4C038/VB35 4C038/VC20 4C040/AA18 4C040/BB02 4C040/GG15 4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XC02 4C117/XD23 4C117/XD24 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE64 4C117/XF01 4C117/XG01 4C117/XJ46 4C117/XJ47		
代理人(译)	川北 喜十郎 藤田昌弘		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供床位状态监测系统，能够更可靠地确定受试者是否可能摔倒。解决方案：用于监测床上受试者床位状态的床内状态监测系统包括设置在床或床腿下方并检测受试者负荷的多个负荷检测器，重心位置计算单元，其基于受试者根据受试者的呼吸和/或心跳的负荷变化来计算受试者的重心位置体轴方向确定部分，用于基于对象的重心位置和对象的身体轴线延伸的方向确定对象的身体轴线延伸的方向，用于确定对象在床上的状态的寝具状态确定部分和一个决心单位。

