

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6122188号
(P6122188)

(45) 発行日 平成29年4月26日(2017.4.26)

(24) 登録日 平成29年4月7日(2017.4.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 G 7/043 (2006.01)

A 6 1 G 7/043

A 6 1 G 7/05 (2006.01)

A 6 1 G 7/05

A 6 1 B 5/11 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 1 O A

A 6 1 B 5/113 (2006.01)

A 6 1 B 5/10 3 1 5

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 2 C

請求項の数 23 (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2016-138506 (P2016-138506)

(22) 出願日 平成28年7月13日(2016.7.13)

審査請求日 平成28年7月19日(2016.7.19)

(31) 優先権主張番号 特願2015-151220 (P2015-151220)

(32) 優先日 平成27年7月30日(2015.7.30)

(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(31) 優先権主張番号 特願2015-210438 (P2015-210438)

(32) 優先日 平成27年10月27日(2015.10.27)

(33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000114215

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
6-73

(73) 特許権者 304021831

国立大学法人 千葉大学

千葉県千葉市稲毛区弥生町1番33号

(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 身体状況検知装置、身体状況検知方法及びベッドシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知装置であって、

ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出する複数の荷重検出器と、

前記検出された荷重の変化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向及び被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知部とを備え、

前記身体状況検知部は、前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定する体軸方向決定部と、前記検出された荷重の変化に基づいて前記決定された方向における被験者の頭部の配置を決定する頭部配置決定部とを含む身体状況検知装置。

10

【請求項2】

前記頭部配置決定部は、前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定する請求項1に記載の身体状況検知装置。

【請求項3】

前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的変化を求める重心位置算出部を更に備え、

前記体軸方向決定部は、前記被験者の重心位置の時間的変化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向を決定し、且つ/又は前記頭部配置決定部は前記被験者の重心位置の時間的変化に基づいて被験者の頭部の配置を決定する請求項1に記載の身体状況検知装置。

【請求項4】

20

前記頭部配置決定部は、前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定する請求項 3 に記載の身体状況検知装置。

【請求項 5】

ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知装置であって、
ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出する複数の荷重検出器と、

前記検出された荷重の変化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向及び被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知部とを備え、

前記身体状況検知部は、前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知装置。

10

【請求項 6】

前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的変化を求める重心位置算出部を更に備え、

前記身体状況検知部は、前記被験者の重心位置の時間的変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定し、且つ / 又は前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定する請求項 5 に記載の身体状況検知装置。

【請求項 7】

前記検出された荷重の変化を示す波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がり示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がり示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含み、

20

前記被験者の頭部の配置の決定は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて行われる請求項 2 又は 5 に記載の身体状況検知装置。

【請求項 8】

前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて被験者の寝姿を判定する寝姿判定部を更に備える請求項 1、2、5、7 のいずれか一項に記載の身体状況検知装置。

【請求項 9】

前記重心位置の時間的変化を示す波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がり示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がり示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含み、

前記被験者の頭部の配置の決定は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて行われる請求項 4 又は 6 に記載の身体状況検知装置。

30

【請求項 10】

前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて被験者の寝姿を判定する寝姿判定部を更に備える請求項 3、4、6、9 のいずれか一項に記載の身体状況検知装置。

【請求項 11】

ベッドと、

請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の身体状況検知装置とを有するベッドシステム。

【請求項 12】

ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知方法であって、

ベッド又はベッドの脚下に設置した複数の荷重検出器により被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出することと、

40

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び被験者の頭部の配置を決定することを含み、

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定し、次いで前記検出した荷重の変化に基づいて、前記決定された方向における被験者の頭部の配置を決定する方法。

【請求項 13】

被験者の頭部の配置は、前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて決定される請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

50

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的変化を求めることを更に含み、

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することは、前記被験者の重心位置の時間的変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することである請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

被験者の頭部の配置は、前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて決定される請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知方法であって、
ベッド又はベッドの脚下に設置した複数の荷重検出器により被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出することと、
前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び被験者の頭部の配置を決定することを含み、
被験者の頭部の配置は、前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて決定される方法。

【請求項 17】

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的変化を求めることを更に含み、

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することは、前記被験者の重心位置の時間的変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定すること及び／又は前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定することである請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記検出された荷重の変化を示す波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含み、

被験者の頭部の配置は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて決定される請求項 13 又は 16 に記載の方法。

【請求項 19】

前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて被験者の寝姿を判定することを更に含む請求項 12、13、16、18 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 20】

前記重心位置の時間的変化を示す波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含み、

被験者の頭部の配置は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて決定される請求項 15 又は 17 に記載の方法。

【請求項 21】

前記被験者の重心位置の時間的変化を示す波形に基づいて被験者の寝姿を判定することを更に含む請求項 14、15、17、20 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 22】

ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知装置であって、
ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出する複数の荷重検出器と、

前記検出された荷重の変化に基づいて、被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知部とを備える身体状況検知装置。

【請求項 23】

前記身体状況検知部は、前記検出された荷重の変化を示す波形に基づいて被験者の頭部

10

20

30

40

50

の配置を決定する請求項 2 2 に記載の身体状況検知装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、荷重検出器を使用する身体状況検知装置及びこの身体状況検知装置を備えるベッドシステムに関する。また本発明は、荷重検出器を使用する身体状況検知方法に関する。

【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。

【0003】

特許文献 1 は、ベッドの 4 本の脚の下にそれぞれ荷重検出手段を配置し、この荷重検出手段からの出力に基づきベッド上に被験者が存在しているか否かを判定する在床検知方法を開示している。また特許文献 2 は、ベッドの 4 本の脚の下に配置した 4 つの荷重センサからの出力に基づいて、ベッド上の被験者の重心位置を特定する動作検出装置を開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2008 - 264338 号

【特許文献 2】特開 2014 - 180432 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に記載された在床検知方法や特許文献 2 に記載された動作検出装置では、被験者の在床／離床や重心位置を知ることができるが、被験者の身体や頭の向き、姿勢などの身体状況を判断することは困難である。このような身体状況の情報、特に被験者の就寝時の身体状況の情報を録画装置を使うことなく入手することができれば、睡眠時無呼吸症候群やいびきなどの症状を改善する上で極めて有用となる。

【0006】

そこで本発明は、荷重センサによる検出に基づいてベッド上の被験者の身体状況を詳細に検知できる身体状況検知装置、身体状況検知方法及びベッド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】

【0007】

本発明の第 1 の態様に従えば、
ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知装置であって、
ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出する複数の荷重検出器と、

前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知部とを備える身体状況検知装置が提供される。

【0008】

第 1 の態様の身体状況検知装置は、前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的变化を求める重心位置算出部を更に備えてもよく、前記身体状況検知部は、前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定してもよい。

【0009】

第１の態様の身体状況検知装置において、前記身体状況検知部は、前記検出された荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定する体軸方向決定部と、前記検出された荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて前記決定された方向における被験者の頭部の配置を決定する頭部配置決定部とを含んでもよい。

【００１０】

第１の態様の身体状況検知装置において、前記身体状況検知部又は前記頭部配置決定部は、前記検出された荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化を示す波形に基づいて被験者の頭部の配置を決定してもよい。

【００１１】

10

第１の態様の身体状況検知装置において、前記波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含んでもよく、前記身体状況検知部又は前記頭部配置決定部は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて被験者の頭部の配置を決定してもよい。

【００１２】

第１の態様の身体状況検知装置は、前記検出された荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化を示す波形に基づいて被験者の寝姿を判定する寝姿判定部を更に備えてもよい。

【００１３】

20

本発明の第２の態様に従えば、
ベッドと、

第１の態様の身体状況検知装置とを有するベッドシステムが提供される。

【００１４】

本発明の第３の態様に従えば、
ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知方法であって、
ベッド又はベッドの脚下に設置した複数の荷重検出器により被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出することと、

前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することを含む方法が提供される。

30

【００１５】

第３の態様の方法は、前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の重心位置の時間的变化を求めることを更に含んでもよく、前記検出した荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することは、前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定することであってもよい。

【００１６】

第３の態様の身体状況検知方法において、前記検出した荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて被験者の体軸の延びる方向を決定し、次いで前記検出した荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化に基づいて、前記決定された方向における被験者の頭部の配置を決定してもよい。

40

【００１７】

第３の態様の身体状況検知方法において、被験者の頭部の配置は、前記検出された荷重の変化又は前記被験者の重心位置の時間的变化を示す波形に基づいて決定されてもよい。

【００１８】

第３の態様の身体状況検知方法において、前記波形は、被験者の吸気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す吸気期間、被験者の呼気に応じて立ち上がり又は立ち下がりを示す呼気期間、及び吸気期間と呼気期間との間のホールド期間を含んでもよく、被験者の頭部の配置は、吸気期間、呼気期間、ホールド期間の少なくとも一つに基づいて決定されてもよい。

50

【図 16】図 16 は、体軸方向を算出する方法の一例を説明する説明図である。

50

【図 17】図 17 は、体軸方向を算出する方法の別の例を説明する説明図である。

【図 18】図 18 は、重心位置の移動に基づく波形を求める方法を説明する説明図である。

【図 19】図 19 (a) は重心位置の移動に基づく波形の一例であり、図 19 (b) は図 19 (a) の波形を簡略化した波形である。

【図 20】図 20 (a) は、被験者の重心軌跡の一例を示し、図 20 (b) は図 20 (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。

【図 21】図 21 (a)、図 21 (b)、図 21 (c) は、図 20 (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。

10

【図 22】図 22 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 23】図 23 は、図 21 (b) に示す重心軌跡から抽出された呼吸成分を示す。

【図 24】図 24 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。

【発明を実施するための形態】

【0023】

< 第 1 実施形態 >

図 1 ~ 図 19 を参照して、本発明の実施形態について説明する。

20

【0024】

図 1 に示す通り、本実施形態の身体状況検知装置 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。

【0025】

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。

30

【0026】

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。

【0027】

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、及び寝姿判定部 34 が構築されている。

【0028】

記憶部 4 は、身体状況検知装置 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身体状況検知装置 100 の使用者に表示する液晶モニタ等のモニタである。

40

【0029】

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ターフェイスであり、キーボード及びマウスにし得る。

【0030】

このような身体状況検知装置 100 を使用してベッド上の被験者の身体状況を検知する動作について説明する。

【0031】

身体状況検知装置 100 を使用した被験者の身体状況の検知は、図 2 に示す通り、被験

50

者の荷重を検出する荷重検出工程 (S101)、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 (S102)、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 (S103)、体軸方向において被験者の頭部が重心のどちら側に配置されているかを決定する頭部配置決定工程 (S104)、被験者が仰臥、横臥、伏臥のいずれの状態にあるかを判定する寝姿判定工程 (S105)、及び上記の工程で決定された身体状況を表示する表示工程 (S106) を含む。

【0032】

< 荷重検出工程 >

荷重検出工程 S101 を行うために、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 3 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。

10

【0033】

荷重検出器 11、12、13、14 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 BD の上面に加えられる荷重は、4 つの荷重検出器 11、12、13、14 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 BD 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 ~ IV に均等に分割される。

【0034】

これにより、ベッド BD 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 11 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 II に加えられる荷重は主に荷重検出器 12 により検出される。同様に、ベッド BD 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 III に加えられる荷重は主に荷重検出器 13 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 IV に加えられる荷重は主に荷重検出器 14 により検出される。

20

【0035】

荷重検出器 11、12、13、14 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。

30

【0036】

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 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。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 BD 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 BD の領域 I、IV 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 BD 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 BD の中央部に仰臥していたことが観察されている。

【0037】

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。

40

【0038】

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。

【0039】

50

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。

【0040】

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。

【0041】

10

< 重心位置算出工程 >

重心位置算出工程 $S102$ では、重心位置算出部 31 が荷重検出器 $11 \sim 14$ からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ に基づいて、時刻 t におけるベッド 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 0.1 秒に等しい) で算出する。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)。

【0042】

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。

20

【数 1】

(数式 1)

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

【数 2】

30

(数式 2)

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

【0043】

重心位置算出部 31 で算出された重心 G の位置 $G(X, Y)$ の一例を、図 6 に示す。図 6 は、図 5 の期間 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} 、 P_{14} にそれぞれ含まれる時刻 t_{110} 、 t_{120} 、 t_{130} 、 t_{140} における、ベッド BD 上の被験者 S の重心 G の位置 $G(X_{p11}, Y_{p11})$ 、 $G(X_{p12}, Y_{p12})$ 、 $G(X_{p13}, Y_{p13})$ 、 $G(X_{p14}, Y_{p14})$ を示している。重心位置算出部 31 は、このようにして求めた各時刻 t における重心 G の位置 $G(X, Y)$ を、例えば記憶部 4 に記憶させる。

40

【0044】

< 体軸方向決定工程 >

体軸方向決定工程 $S103$ では、体軸方向決定部 32 が、以下のような原理により、重心位置算出工程 $S102$ において算出された重心 G の位置 $G(X, Y)$ を使って被験者 S の体軸 SA が延びる方向を決定する。

【0045】

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

50

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。

【0046】

したがって体軸方向決定部32は、重心位置算出部31が算出した重心Gの微小移動の方向を求めることにより、被験者Sの体軸SAが延びる方向を決定することができる。

【0047】

具体的には例えば、体軸方向決定部32はまず、重心位置算出工程S102で記憶部4に記憶された、時刻 t_{20} における被験者Sの重心Gの位置 $G(X_{t_{20}}, Y_{t_{20}})$ （図7(a)）と、時刻 t_{20} からわずかに時間が経過した時刻 t_{21} （例えば時刻 t_{20} の1秒後）における被験者Sの重心Gの位置 $G(X_{t_{21}}, Y_{t_{21}})$ （図7(b)）と、時刻 t_{21} からわずかに時間が経過した時刻 t_{22} （例えば時刻 t_{21} の1秒後）における被験者Sの重心Gの位置 $G(X_{t_{22}}, Y_{t_{22}})$ （図7(c)）とを取り出し、これらを通る直線を求めることにより体軸SAの延びる方向を決定する（図7(d)）。

【0048】

被験者Sの重心Gは、上述の通り、被験者Sの呼吸に応じて、被験者Sの体軸SAの延びる方向に沿って移動する。したがって、体軸方向決定部32は、上記のように、一回の呼吸の周期（約3～5秒）よりも小さいサンプリング周期を用いて得られる複数の重心位置 $G(X, Y)$ 、換言すれば一回の呼吸に対応する時間に含まれる複数の重心Gの位置 $G(X, Y)$ に基づいて、体軸SAの延びる方向を決定することができる。

【0049】

< 頭部配置決定工程 >

頭部配置決定工程S104では、頭部配置決定部33が、以下のような原理により、体軸方向決定工程S103において決定された体軸SAの延びる方向及び荷重検出部1からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ を使って被験者Sの頭部の配置を求める。

【0050】

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（図4に示す状況においては荷重検出器13、14に相当する）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（図4に示す状況においては荷重検出器11、12に相当する）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。

【0051】

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_{30} は被験者Sが吸気を開始する時刻、時刻 t_{31} は被験者Sが吸気を終了する時刻、時刻 t_{32} は被験者Sが呼気を開始する時刻、時刻 t_{33} は被験者Sが呼気を終了する時刻、時刻 t_{34} は被験者Sが次の吸気を開始する時刻である。

【0052】

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_{30} から時刻 t_{31} の間（吸気期間 P_{31} ）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の重心位置Gが脚側に移動するためである。

【0053】

被験者Sが呼気を行っている時刻 t_{32} から時刻 t_{33} の間（呼気期間 P_{33} ）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が頭側に移動するためである。

【0054】

発明者の知見によれば、図8(a)、(b)に示す頭側波形HW及び脚側波形LWは次の特徴を有している。

【0055】

まず、頭側波形HW及び脚側波形LWともに、被験者Sが吸気を行っている吸気期間 P_{31} は、被験者Sが呼気を行っている呼気期間 P_{33} よりも長い。すなわち、頭側波形HWにおいては、吸気期間 P_{31} における波形の立下りの傾斜が呼気期間 P_{33} における波形の立ち上がりの傾斜よりも小さく、脚側波形LWにおいては、吸気期間 P_{31} における波形の立ち上がりの傾斜が呼気期間 P_{33} における波形の立下りの傾斜よりも小さい。

10

【0056】

また、頭側波形HW及び脚側波形LWともに、被験者Sが時刻 t_{31} に吸気を終了してから時刻 t_{32} に呼気を開始するまでの吸気後ホールド期間 P_{32} 、及び被験者Sが時刻 t_{33} に呼気を終了してから時刻 t_{34} に吸気を開始するまでの呼気後ホールド期間 P_{34} が存在し、それらのホールド期間 P_{32} 、 P_{34} において、波形の頂点近傍に略平坦な部分が現れる。そして、吸気後ホールド期間 P_{32} の長さは、呼気後ホールド期間 P_{34} の長さよりも長い。

【0057】

頭側波形HWと脚側波形LWとは、それぞれ上記の特徴を有し、吸気期間 P_{31} 、吸気後ホールド期間 P_{32} 、呼気期間 P_{33} を表す山形波形又は谷形波形が、時間軸方向において吸気後ホールド期間 P_{32} の中央に対して(中央の前後で)非対称な波形である。また、頭側波形HWと脚側波形LWとを比較すると、波形が立ち上がる部分においては、立ち上がりの傾斜は頭側波形HWの方が脚側波形LWよりも大きく、波形が立ち上がった後の略平坦部の長さは頭側波形HWの方が脚側波形LWよりも短く、波形が立ち下がる部分においては、立ち下がる傾斜は頭側波形HWの方が脚側波形LWよりも小さく、波形が立ち下がった後の略平坦部の長さは頭側波形HWの方が脚側波形LWよりも長い。

20

【0058】

したがって頭部配置決定部33は、荷重検出部1からの荷重信号を分析して吸気期間 P_{31} 、吸気後ホールド期間 P_{32} 、呼気期間 P_{33} 、呼気後ホールド期間 P_{34} の少なくとも一つに基づいて、該荷重信号が頭側波形HWであるか脚側波形LWであるかを判定することができる。そして頭部配置決定部33は、この判定に基づいて、その荷重信号に対応するベッドBD上の位置に被験者Sの頭部が配置されているか脚部が配置されているかを決定することができる。

30

【0059】

また、本発明の発明者が、複数の被験者の頭側波形と脚側波形の形状について更に調査したところ、被験者によっては、上記の頭側波形HW及び脚側波形LWとは異なる特徴を有する頭側波形及び脚側波形を呈することが発見された。このような被験者Sの呈する頭側波形HWm(図9(a))及び脚側波形LWm(図9(b))の特徴は次の通りである。

【0060】

まず、頭側波形HWm及び脚側波形LWmともに、被験者Sが吸気を行っている吸気期間 P_{31} は、被験者Sが呼気を行っている呼気期間 P_{33} よりも短い。すなわち、頭側波形HWmにおいては、吸気期間 P_{31} における波形の立下りの傾斜が呼気期間 P_{33} における波形の立ち上がりの傾斜よりも大きく、脚側波形LWmにおいては、吸気期間 P_{31} における波形の立ち上がりの傾斜が呼気期間 P_{33} における波形の立下りの傾斜よりも大きい。

40

【0061】

また、頭側波形HWm及び脚側波形LWmともに、被験者Sが時刻 t_{31} に吸気を終了してから時刻 t_{32} に呼気を開始するまでの吸気後ホールド期間 P_{32} 、及び被験者Sが時刻 t_{33} に呼気を終了してから時刻 t_{34} に吸気を開始するまでの呼気後ホールド期間

50

P_{34} が存在し、それらのホールド期間 P_{32} 、 P_{34} において、波形の頂点近傍に略平坦な部分が現れる。そして、吸気後ホールド期間 P_{32} の長さは、呼気後ホールド期間 P_{34} の長さよりも短い。

【0062】

頭側波形 HWm と脚側波形 LWm とは、それぞれ上記の特徴を有し、吸気期間 P_{31} 、吸気後ホールド期間 P_{32} 、呼気期間 P_{33} を表す山形波形又は谷形波形が、時間軸方向において吸気後ホールド期間 P_{32} の中央（時刻 t_{31} と時刻 t_{32} の中間地点）に対して非対称な波形である。また、頭側波形 HWm と脚側波形 LWm とを比較すると、波形が立ち上がる部分においては、立ち上がりの傾斜は頭側波形 HWm の方が脚側波形 LWm よりも小さく、波形が立ち上がった後の略平坦部の長さは頭側波形 HWm の方が脚側波形 LWm よりも長く、波形が立ち下がる部分においては、立ち下がるの傾斜は頭側波形 HWm の方が脚側波形 LWm よりも大きく、波形が立ち下がった後の略平坦部の長さは頭側波形 HWm の方が脚側波形 LWm よりも短い。

【0063】

被験者 S がこのような頭側波形 HWm 、脚側波形 LWm を呈する場合も、頭部配置決定部 33 は、荷重検出部 1 からの荷重信号を分析して吸気期間 P_{31} 、吸気後ホールド期間 P_{32} 、呼気期間 P_{33} 、呼気後ホールド期間 P_{34} の少なくとも一つに基づいて、該荷重信号が頭側波形 HWm であるか脚側波形 LWm であるかを判定することができる。そして頭部配置決定部 33 は、この判定に基づいて、その荷重信号に対応するベッド BD 上の位置に被験者 S の頭部が配置されているか脚部が配置されているかを決定することができる。なお、被験者 S が頭側波形 HW 及び脚側波形 LW を呈するののか、頭側波形 HWm 及び客側波形 LWm を呈するののかは、例えば予め記憶部 4 に記憶させておくといよい。

【0064】

次に、頭部配置決定部 33 が被験者 S の頭部の配置を決定する具体的な手順の一例を、体軸方向決定工程 $S103$ において、体軸 SA が領域 II と領域 IV との間に渡って延びてしていると決定された場合（図 7（d））を例として説明する。ここでは、被験者 S は頭側波形 HW （図 8（a））及び脚側波形（図 8（b））を呈するものとする。

【0065】

この場合は、被験者 S の頭部は領域 II と領域 IV のどちらかに配置されていると考えられる。したがって頭部配置決定部 33 は、領域 II に加えられる荷重を主に計測する荷重検出器 12 からの荷重信号 s_2 、又は領域 IV に加えられる荷重を主に計測する荷重検出器 14 からの荷重信号 s_4 に基づいて頭部配置の決定を行う。どちらを用いても工程は実質的に同じであるため頭部配置決定部 33 は任意に選択を行ってよく、両方を用いてもよいが、ここでは荷重検出器 14 からの荷重信号 s_4 を用いるものとする。

【0066】

荷重信号 s_4 を選択した頭部配置決定部 33 は、次いで荷重信号 s_4 から、呼吸による重心移動に起因する微小な検出値の振動（呼吸信号、又は呼吸波形）を取り出す。荷重信号 s_4 には、被験者 S の体重による静的な荷重と、被験者 S の呼吸による重心移動に起因する荷重信号が含まれているからである。人の呼吸は 1 分間におよそ 12 ～ 20 回程度であることが知られている。これを周期に換算すると 3 秒 ～ 5 秒程度であり、周波数に換算すると 0.2 Hz ～ 0.33 Hz 程度である。したがって、頭部配置決定部 33 は、荷重検出器 14 からの荷重信号 s_4 に対して例えばフーリエ変換、周波数フィルタ処理、逆フーリエ変換を行い、周波数が約 0.2 Hz ～ 約 0.33 Hz の範囲の呼吸波形を取り出す。

【0067】

図 10（a）に、期間 P_{21} における荷重検出器 14 からの荷重信号 s_4 を、図 10（b）に、図 10（a）の荷重信号 s_4 から取り出された呼吸波形（呼吸信号） BW を示す。図 10（a）に示される期間 P_{21} は図 7 に示した時刻 t_{20} ～ 時刻 t_{22} を含む期間である。この期間においては、上述の通り、被験者 S は体軸 SA を領域 II と領域 IV との間に渡って延ばした仰臥状態でほぼ静止している。なお、呼吸による重心 G の移動に伴

って生じる荷重値の変動は、被験者Sの体重による静的な荷重のスケールに比べてはるかに小さいため、図10(a)においては呼吸波形BWは表れていない。

【0068】

図10(b)は、期間 P_{21} のうち任意の10秒間に相当する期間における呼吸波形BWを示す。図10(b)においては、呼吸による重心Gの移動に伴って生じる荷重値の変動のみを取り出しているため、重心Gの移動に伴う荷重値の微小変動が明瞭に表れている。

【0069】

頭部配置決定部33は、次いで取り出した呼吸波形BWを分析して、吸気期間 P_{31} が呼気期間 P_{33} よりも長いという関係に基づいて、吸気期間 P_{31} に相当する位置を特定する。そして特定した位置において呼吸波形BWが立ち下がっていればその呼吸波形BWは頭側波形HWであり、領域IVに被験者Sの頭部が存在すると決定する。反対に、特定した位置において呼吸波形BWが立ち上がっていればその呼吸波形BWは脚側波形HWであり、領域IIに被験者Sの頭部が存在すると決定する。

【0070】

なお、被験者Sが頭側波形HWm(図9(a))及び脚側波形LWm(図9(b))を呈する場合も、上記と同様の手順により被験者Sの頭部の配置を決定することができる。

【0071】

<寝姿判定工程>

寝姿判定工程S105では、寝姿判定部34が、以下の原理に従って荷重検出部1からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ を使って被験者Sが仰臥、横臥、伏臥のいずれの寝姿であるかを判定する。

【0072】

本発明の発明者が、ベッドBD上の被験者Sの呼吸を表す荷重検出部1の荷重信号を被験者Sの種々の寝姿で観察したところ、仰臥、横臥、伏臥のように異なる寝姿では荷重信号が図11、図12に示す通り相違することが分かった。

【0073】

図11(a)~(c)、図12(a)~(c)はいずれも被験者Sの頭側波形を示しており、図11(a)、図12(a)に示される波形HWs、HWmsは被験者Sが仰臥している時の頭側波形を、図11(b)、図12(b)に示される波形HWr、HWmrは被験者Sが横臥している時の頭側波形を、図11(c)、図12(c)に示される波形HWp、HWmpは被験者Sが伏臥している時の頭側波形をそれぞれ示す。

【0074】

それらの波形分析によれば、図11、図12に示す波形は、それぞれ次の特徴を有している。被験者Sが仰臥している時の波形HWs(図11(a))、HWms(図12(a))は、それぞれ図8(a)、図9(a)に示す頭側波形HW、HWmと同一の波形であり、図8(a)、図9(a)との関係で説明した特徴を有している。

【0075】

被験者Sが伏臥している時の波形HWp(図11(c))、波形HWmp(図12(c))においては、吸気期間 P_{31} が波形HWs、HWmsの吸気期間 P_{31} よりも長く、吸気後ホールド期間 P_{32} が波形HWs、HWmsの吸気後ホールド期間 P_{32} よりも短く、呼気期間 P_{33} が波形HWs、HWmsの呼気期間 P_{33} よりも短い。換言すれば、波形HWp、HWmpは波形HWs、HWmsに比べて谷側の頂点が時間軸の正の方向にシフトした形状を有している。よって波形HWp、HWmpにおける吸気期間 P_{31} における立ち下がりの傾斜は、波形HWs、HWmsにおける吸気期間 P_{31} における立ち下がりの傾斜よりも小さく、波形HWp、HWmpにおける呼気期間 P_{33} における立ち上がりの傾斜は、波形HWs、HWmsにおける呼気期間 P_{33} における立ち上がりの傾斜よりも大きい。このような波形の変化は、被験者Sが伏臥している状態においては、胸郭が自重によりベッド面に押し付けられているため、吸気のための動作に負荷がかかり吸気の速度が遅くなることに起因すると解される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

被験者 S が横臥している時の波形 HW r (図 1 1 (b))、波形 HW m r (図 1 2 (b)) はそれぞれ、上記した波形 HW s と波形 HW p の中間的な形状、上記した波形 HW m s と波形 HW m p の中間的な形状を有している。すなわち、吸気期間 P_{31} は、波形 HW s、HW m s の吸気期間 P_{31} よりも長く波形 HW p、HW m p の吸気期間 P_{31} よりも短い。また吸気後ホールド期間 P_{32} は、波形 HW s、HW m s の吸気後ホールド期間 P_{32} よりも短く波形 HW p、HW m p の吸気後ホールド期間 P_{32} よりも長い。また呼気期間 P_{33} は、波形 HW s、HW m s の呼気期間 P_{33} よりも短く波形 HW p、HW m p の呼気期間 P_{33} よりも長い。

【 0 0 7 7 】

なお、仰臥時の波形 HW s においても、横臥時の波形 HW r においても、伏臥時の波形 HW p においても呼気後ホールド期間 P_{34} の長さは、吸気後ホールド期間 P_{32} の長さよりも短い。一方で、仰臥時の波形 HW m s においても、横臥時の波形 HW m r においても、伏臥時の波形 HW m p においても呼気後ホールド期間 P_{34} の長さは、吸気後ホールド期間 P_{32} の長さよりも長い。また、上記した波形の変化は、脚側波形 LW、LW m についても同様に生じている。

【 0 0 7 8 】

このような寝姿の波形の特異性に基づいて、寝姿判定部 3 4 は、荷重検出器 1 からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ に含まれる呼吸波形 BW を分析して、吸気期間 P_{31} の長さ、吸気後ホールド期間 P_{32} の長さ、呼気期間 P_{33} の長さ等から被験者 S の寝姿を判定することができる。

【 0 0 7 9 】

次に、寝姿判定部 3 4 が被験者 S の寝姿を判定する具体的な手順を説明する。

【 0 0 8 0 】

寝姿判定部 3 4 は、頭部配置決定部 3 3 によって求められた呼吸波形 BW (図 1 0 (b)) を受け取り、これを更に分析して、吸気期間 P_{31} の長さを求める。そして吸気期間 P_{31} の長さが予め記憶した所定値よりも短かければ被験者 S は仰臥状態であると判定し、吸気期間 P_{31} の長さが予め記憶した所定値に略同等であれば被験者 S は横臥状態であると判定し、吸気期間 P_{31} の長さが予め記憶した所定値よりも長ければ被験者 S は伏臥状態であると判定する。

【 0 0 8 1 】

< 表示工程 >

制御部 3 内の図示しない画像処理部は、体軸方向決定部 3 2、頭部配置決定部 3 3、及び寝姿判定部 3 4 で得られた情報を画像形成信号に変換して表示部 5 に送出する。表示部 5 は、制御部 3 (画像処理部) から受け取ったそれらの身体状況情報を視覚的に表示する (S 1 0 6)。

【 0 0 8 2 】

表示部 5 のモニタ上には、図 1 3 に示す通り、被験者 S の体位が画像で表示される。したがって使用者は、表示部 5 を見るだけで被験者 S の身体状況を直観的に把握することができる。また使用者は、記憶部 4 を通じて、被験者 S の身体状況の画像の時間的変化を録画することもできる。

【 0 0 8 3 】

睡眠時無呼吸症候群 (SAS) の診断においては、医療機関に宿泊して睡眠時の身体状況 (身体位置、体位) を一晚録画することも行われているが、寝相や寝顔を録画されることに對して抵抗感を示す患者も多い。本発明の表示部 5 を使用すれば寝顔は録画されることなく、また寝相も匿名性の高いシルエットとして記録されるため、より多くの患者に診断の機会を与えることが可能となる。また、SAS の治療のため伏臥寝が推奨されているが、被験者は就寝中、どの程度の時間だけ伏臥寝を維持できているか把握できない。本発明を用いることで就寝中の寝姿を可視化できるため、伏臥寝訓練を維持する動機付けとなる。

【 0 0 8 4 】

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、被験者 S が一定時間を超えて伏臥状態を継続したときに報知がなされるよう設定することができる。

【 0 0 8 5 】

本実施形態の身体状況検知装置 1 0 0 及び身体状況検知方法の効果を次にまとめる。

【 0 0 8 6 】

本実施形態の身体状況検知装置 1 0 0 及び身体状況検知方法は、重心 G の微小な移動に基づいて被験者 S の体軸 S A の方向を決定している。また本実施形態の身体状況検知装置 1 0 0 及び身体状況検知方法は、重心 G の微小な移動に起因する荷重信号の変動（呼吸波形、呼吸信号）に基づいて被験者 S の頭部の配置を決定し寝姿（仰臥、横臥、又は伏臥）を判定している。したがって本実施形態の身体状況検知装置 1 0 0 及び身体状況検知方法は、撮像装置や、呼吸検出装置などを用いることなく、荷重検出部 1 による荷重検出のみに基づいて、被験者 S に負担をかけることなく、被験者 S の身体状況を良好に検知することができる。

10

【 0 0 8 7 】

本実施形態の身体状況検知装置 1 0 0 及び身体状況検知方法は、上記の通り荷重検出のみに基づいて被験者 S の身体状況を検知でき、これをグラフィック表示することができ、また身体状況の時間的変化を録画することもできる。したがって、睡眠中の様子を録画されることに抵抗感を示す患者に対しても、抵抗感を与えることなく、適切な診断及び治療の機会を与えることができる。

20

【 0 0 8 8 】

< 変形例 >

被験者 S の身体状況を検知する上記実施形態の変形例を説明する。

【 0 0 8 9 】

変形例の方法を、図 1 4 のフローチャートに示す。この変形例の検知方法も、実施形態の検知方法と同様に重心位置を算出する工程、体軸方向を決定する工程、頭部配置を決定する工程、及び寝姿を判定する工程を備えているが、各工程において上記実施形態と相違する処理を行う。以下、各工程について適宜図 1 4 のフローチャートを参照して説明する。

30

【 0 0 9 0 】

< 重心位置算出工程 >

変形例の重心位置算出工程（S 2 0 1 ~ S 2 0 6、S 2 1 6）は、各時刻 t における重心 G の位置 G（X、Y）に加えて、所定の検出期間 T 1、T 2、・・・、T N ごとの位置 G（X、Y）の平均値も求める点が上記実施形態の重心位置算出工程（S 1 0 2）と異なる。

【 0 0 9 1 】

図 1 5 に、一回の姿勢の変化から次の姿勢の変化までの期間 P_{4 1}、P_{4 2}、P_{4 3} における、荷重検出器 1 1 ~ 1 4 からの荷重信号 s₁ ~ s₄ の一例を示す。図 1 5 において、信号上の微小な波形は、荷重信号 s₁ ~ s₄ に呼吸波形 B W が含まれていることを概念的に示している。なお、上記実施形態の説明においても、図 5 を参照して時刻 t_{1 1}、t_{1 2}、t_{1 3} において被験者が移動している状況について説明したが、このようなベッド上の被験者の移動を、本明細書では、姿勢の変化、あるいは体動と呼ぶ。

40

【 0 0 9 2 】

期間 P_{4 1}、P_{4 2}、P_{4 3} はそれぞれ、被験者 S が略一定の姿勢で静止している期間に対応する。そのため荷重信号 s₁ ~ s₄ は、各期間を通して略一定値を示している。一方で被験者 S は、時刻 t_{4 1}、t_{4 2} において姿勢を変化させている。したがって荷重信号 s₁ ~ s₄ は、時刻 t_{4 1}、t_{4 2} において変動している。

【 0 0 9 3 】

所定の検出期間 T 1、T 2、・・・、T N ごとの平均重心 G 0 の位置 G 0（X 0、Y 0

50

）を求める方法は、一例として次の通りである。

【 0 0 9 4 】

図 1 5 において検出期間 T_1 は、被験者 S が略一定の姿勢で静止している期間 P_{42} に含まれている。したがって検出期間 T_1 の間は、被験者 S の姿勢は一定である。この場合、重心位置算出部 3 1 は、検出期間 T_1 中の時刻 t_{s1} 、 t_{s2} 、 $\dots$ 、 t_{sn} に、それぞれ荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値を検出する。図 1 5 の右上の囲みは、荷重信号 s_1 に基づく荷重値の検出を時刻 t_{s1} 、 t_{s2} 、 $\dots$ 、 t_{sn} において計 n 回行うことを拡大して表している。

【 0 0 9 5 】

重心位置算出部 3 1 は、このようにして検出した時刻毎の荷重値のセットを用いて、時刻毎の重心 G の位置 $G_1 (X_1, Y_1)$ 、 $G_2 (X_2, Y_2)$ 、 $\dots$ 、 $G_n (X_n, Y_n)$ を、上記の数式 1、数式 2 を用いて算出する。検出期間 T_1 における平均重心 G_0 の位置 $G_0 (X_0, Y_0)$ は、時刻毎の重心 G の位置 $G_1 (X_1, Y_1)$ 、 $G_2 (X_2, Y_2)$ 、 $\dots$ 、 $G_n (X_n, Y_n)$ の単純平均として求められる。

【 0 0 9 6 】

他の例として、図 1 5 の時刻 t_{42} の直前に検出期間 T_k が始まった場合を例に説明する。この場合にも、上述した検出期間 T_1 の場合と同様に時刻毎の重心 G の位置 $G_1 (X_1, Y_1)$ 、 $G_2 (X_2, Y_2)$ 、 $\dots$ が算出されるが、検出期間 T_1 の場合とは異なり、平均重心 G_0 の位置 $G_0 (X_0, Y_0)$ を求めるのに十分な数の算出を行う前に時刻 t_{42} となり、被験者 S の姿勢が変化してしまう（荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の値が変化してしまう）。

【 0 0 9 7 】

よってこの場合には、被験者 S の姿勢の変化が生じた時刻 t_{42} と、そこから所定時間だけさかのぼった時刻との間を検出期間 T_E （検出期間 T_1 、 T_2 と同じ長さを有する）として設定し直し、この検出期間 T_E における平均重心 G_0 の位置 $G_0 (X_0, Y_0)$ を、上記した検出期間 T_1 における平均重心 G_0 の位置 $G_0 (X_0, Y_0)$ の算出と同じ方法で算出する。

【 0 0 9 8 】

上述のような、検出期間 T_1 、 T_2 、 $\dots$ 、 T_N における平均重心 G_0 を求める工程を、図 1 4 のフローチャートの工程 $S_{201} \sim S_{206}$ 、 S_{216} に表す。

【 0 0 9 9 】

重心位置算出部 3 1 は、まず工程 S_{201} において、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値の検出回数 k を $k = 0$ にセットする。次いで工程 S_{202} において、被験者 S の体動（姿勢の変化）があったか否かを判定する。具体的には、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ のいずれかが所定の範囲を超えて変化したか否かを判断する。

【 0 1 0 0 】

荷重信号 $s_1 \sim s_4$ に所定の範囲を超える変化がなかった場合（工程 S_{202} の「no」）、重心位置算出部 3 1 は検出回数 k を $k = k + 1$ にセットする（工程 S_{203} ）。そして、荷重信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値を求めて、重心位置 G_{k+1} を算出し、算出した重心位置 G_{k+1} を例えば記憶部 4 に記憶する（工程 S_{204} ）。重心位置算出部 3 1 は、次いで工程 S_{205} において検出回数 k が n 回以下であるか否かを判定し、 n 回以下であれば工程を工程 S_{202} に戻す。その後、検出回数 k が n 回となるか、又は被験者 S の体動があるまで工程 $S_{202} \sim$ 工程 S_{205} を繰り返す。

【 0 1 0 1 】

重心位置算出部 3 1 は、工程 S_{205} において検出回数 k が n 回であると判定したときは、工程を工程 S_{206} に移す。そしてこの時点で記憶されている n 個の重心位置 G_1 、 G_2 、 $\dots$ 、 G_n を用いて平均重心 G_0 の位置 $G_0 (X_0, Y_0)$ を求める（工程 S_{206} ）。

【 0 1 0 2 】

なお、重心位置算出部 3 1 は、工程 S_{202} で被験者 S の体動があったと判定された場

10

20

30

40

50

合には、工程を工程 S 2 1 6 に移す。工程 S 2 1 6 においては、上述した通り、被験者 S の姿勢の変化が生じた時刻と、そこから所定時間だけさかのぼった時刻との間を検出期間 T E として設定し直し、この検出期間 T E における平均重心 G 0 の位置 G 0 (X 0、Y 0) を求める。

【 0 1 0 3 】

< 体軸方向決定工程 >

変形例の体軸方向決定工程 (S 2 0 7) は、上記実施形態の体軸方向決定工程 (S 1 0 3) と異なり、体軸方向決定部 3 3 が、上記工程により算出された平均重心 G 0 の位置 G 0 (X 0、Y 0) を用いて、被験者 S の体軸 S A の延びる方向を算出する。

【 0 1 0 4 】

10

体軸方向決定部 3 3 による体軸 S A の延びる方向の算出は、例えば次の方法により行われる。

【 0 1 0 5 】

一つの例は、平均重心 G 0 (X 0、Y 0) と n 個の重心位置 G 1 (X 1、Y 1)、・・・、G k 1 (X k 1、Y k 1)、・・・G k 2 (X k 2、Y k 2)、・・・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)

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

20

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である。このようにして求められた体軸 S A を図 1 6 に示す。

【 0 1 0 6 】

他の例は、平均重心 G 0 を通り、且つ重心 G 1、・・・、G k 1、・・・、G k 2、・・・、G k 3、・・・G n との直線距離 d h 1、・・・d h k 1、・・・d h k 2、・・・、d h k 3、・・・、d h n 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

30

みなす方法である。線 H a の一例を図 1 7 に示す。

【 0 1 0 7 】

< 頭部配置決定工程 >

変形例の頭部配置決定工程 (S 2 0 8) は、上記実施形態の頭部配置決定工程 (S 1 0 4) と異なり、頭部配置決定部 3 3 が、上記工程により算出された重心位置 G 1 (X 1、Y 1)、・・・、G k 1 (X k 1、Y k 1)、・・・、G k 2 (X k 2、Y k 2)、・・・、G n (X n、Y n)、及び平均重心 G 0 (X 0、Y 0) に基づいて、被験者 S の頭部の配置を決定する。

【 0 1 0 8 】

変形例の頭部配置決定工程 S 2 0 8 において、頭部の配置を決定する方法は次の通りである。

40

【 0 1 0 9 】

最初に、頭部配置決定部 3 3 は、重心 G の時間的変動を波形として算出する。具体的には頭部配置決定部 3 3 は、まず、図 1 8 に示す通り重心 G 1 から体軸 S A に下した垂線の足の座標 D G 1 (D X 1、D Y 1) を求め、この足の位置と平均重心 G 0 の位置 G 0 (X 0、Y 0) との距離 d 1 を

【数 4】

(数式 4)

$$d1 = \sqrt{(DX1 - X0)^2 + (DY1 - Y0)^2}$$

により求める。

【0110】

頭部配置決定部 33 は、次いで重心 G2、・・・、Gn についても、上記と同様の演算を行い距離 d2、・・・、dn を求める。このようにして求められた距離 d の値を、距離 d を縦軸、時間軸を横軸とするグラフに展開して描くと図 19 (a) のようになる。即ち図 19 (a) は、重心 G1 から算出される距離 d1、重心 G2 から算出される距離 d2、・・・、重心 Gk1 から算出される距離 dk1、・・・、重心 Gk2 から算出される距離 dk2、・・・、重心 Gn から算出される距離 dn を、時間軸に沿って左から右にプロットしたものであり、図 18 から理解される通り、重心 G の、平均重心 G0 を中心とし、体軸 SA 方向に沿った時間的変動の様子を示す波形に相当する。なお、図 19 (a) においては、図 18 において平均重心 G0 から X 軸の正側に延びる距離 d が正の値をとり、X 軸の負側に延びる距離 d が負の値をとるものとしている。

10

【0111】

図 19 (b) は、図 19 (a) の波形 GW を概略的に示したものである。図 19 (b) において、時刻 t₅₀ は被験者 S が吸気を開始する時刻、時刻 t₅₁ は被験者 S が吸気を終了する時刻、時刻 t₅₂ は被験者 S が呼気を開始する時刻、時刻 t₅₃ は被験者 S が呼気を終了する時刻、時刻 t₅₄ は被験者 S が次の吸気を開示する時刻である。

20

【0112】

本発明の発明者は、種々の条件にて図 19 の波形 GW を観察したところ、次の共通的な特徴があることが分かった。

【0113】

すなわち、波形 GW においても、上述した頭側波形 HW、脚側波形 LW と同様に、被験者 S が吸気を行っている吸気期間 P₅₁ は、被験者 S が呼気を行っている呼気期間 P₅₃ よりも長い。

30

【0114】

また、波形 GW においても、上述した頭側波形 HW、脚側波形 LW と同様に、被験者 S が時刻 t₅₁ に吸気を終了してから時刻 t₅₂ に呼気を開始するまでの吸気後ホールド期間 P₅₂、及び被験者 S が時刻 t₅₃ に呼気を終了してから時刻 t₅₄ に吸気を開始するまでの呼気後ホールド期間 P₅₄ において、波形の頂点近傍に略平坦な部分が現れる。そして、吸気後ホールド期間 P₅₂ の長さは、呼気後ホールド期間 P₅₄ の長さよりも長い。

【0115】

なお、被験者 S が頭側波形 HWm 又は脚側波形 LWm を呈する場合には、波形 GW も、頭側波形 HWm 又は脚側波形 LWm と同様の特徴を有する。

40

【0116】

波形 GW は、上記の特徴を有し、吸気期間 P₅₁、吸気後ホールド期間 P₅₂、呼気期間 P₅₃ を表す山形波形又は谷形波形が、時間軸方向において吸気後ホールド期間 P₅₂ の中央に対して（中央の前後で）非対称な波形である。これは、波形 GW も、頭側波形 HW、HWm、脚側波形 LW、LWm と同様に被験者 S の呼吸による重心移動に基づく波動だからである。したがって頭部配置決定部 33 は、波形 GW を分析して吸気期間 P₅₁、吸気後ホールド期間 P₅₂、呼気期間 P₅₃、呼気後ホールド期間 P₅₄ の少なくとも一つに基づいて、被験者 S の頭部の配置を決定することができる。

【0117】

具体的には例えば、頭部配置決定部 33 は、図 19 (b) に示す波形 GW を分析して、

50

吸気後ホールド期間 P_{52} が正側に現れることを求めることができる。吸気後ホールド期間 P_{52} が正側に現れるということは、吸気後には重心 G が正側に移動していることを意味する。よって頭部配置決定部 33 は、吸気後に重心が移動してくる図 18 における X 軸の正側に被験者 S の脚側が置かれており、その反対側である負側に被験者 S の頭部が置かれていると決定することができる。

【0118】

< 寝姿判定工程 >

変形例の寝姿判定工程 (S209) は、上記実施形態の寝姿判定工程 (S105) とは異なり、寝姿判定部 34 が、上記工程により算出された波形 GW に基づいて、被験者 S の寝姿を判定する。

10

【0119】

発明者の知見によると、波形 GW も、被験者 S の寝姿が仰臥、横臥、伏臥と変化すると、図 11、図 12 に示した頭側波形 HW 、 HWm と同様の波形の変化を示す。したがって寝姿判定部 34 は、例えば波形 GW を分析して期間 P_{51} の長さを求め、この長さが所定値よりも小さければ被験者 S は仰臥しており、この長さが所定値と略同等であれば被験者 S は横臥しており、この長さが所定値よりも大きければ被験者 S は伏臥していると判定することができる。

【0120】

変形例の工程は、最後に工程 S210 (図 14) において測定終了か否かを判断する。測定が終了していなければ、工程は工程 S201 に戻される。

20

【0121】

ここで、変形例においては重心位置の時間的变化に基づいて、被験者の体軸の延びる方向や頭部の配置、さらには寝姿を決定しているが、重心位置は複数の荷重検出器により検出された荷重に基づいて算出されている。したがって、重心位置の時間的变化に基づく被験者の体軸の延びる方向、頭部の配置、寝姿の決定も、荷重検出器により検出された荷重の変化に基づく被験者の体軸の延びる方向、頭部の配置、寝姿の決定に含まれる。

【0122】

なお、上記の実施形態においては、頭部配置決定部 33 は、吸気期間 P_{31} が呼気期間 P_{33} よりも長い (又は短い) という関係に基づいて、吸気期間 P_{31} に相当する位置を特定していたが、吸気期間 P_{31} の位置を特定する方法はこれには限られない。本発明の発明者の研究により、被験者 S がいびきをかいている時には、吸気期間 P_{31} に、呼吸の周期 (約 3 ~ 5 秒) よりもはるかに短い周期で、呼吸波形 BW が微少に振動することが分かった。したがって、呼吸波形 BW を分析していびきに起因する短周期 (高周波数) の微小振動の生じる位置が特定できた場合には、これに基づいて吸気期間 P_{31} の位置を特定できる。

30

【0123】

なお、上記の実施形態においては、頭部配置決定部 33 は、呼吸波形 BW の吸気期間 P_{31} に相当する位置を特定することにより呼吸波形 BW が頭側波形 HW であるか脚側波形 LW であるかを判別していたがこれには限られない。例えば、上述の通り、頭側波形 HW と脚側波形 LW はともに吸気後ホールド期間 P_{32} が呼気後ホールド期間 P_{34} よりも長いという特徴を有するが、これらが山側に現れるか谷側に現れるかが相違する。同様に、頭側波形 HWm と脚側波形 LWm はともに吸気後ホールド期間 P_{32} が呼気後ホールド期間 P_{34} よりも短いという特徴を有するが、これらが山側に現れるか谷側に現れるかが相違する。したがって頭部配置決定部 33 は、期間の長さの長短に基づいて吸気後ホールド期間 P_{32} と呼気後ホールド期間 P_{34} とを見分け、これらが波形の山側に現れるか谷側に現れるかを特定することにより呼吸波形 BW が頭側波形 HW 、 HWm であるか脚側波形 LW 、 LWm であるかを判別してもよい。

40

【0124】

また、別の例として、記憶部 4 に、頭側波形 HW 、 HWm 、脚側波形 LW 、 LWm に対応する参照用波形を記憶し、頭部配置決定部 33 は、呼吸波形 BW の形状を分析すること

50

なく、記憶部 4 に記憶した参照用波形と呼吸波形 BW との比較に基づいて、呼吸波形 BW が頭側波形 HW、HWm であるか脚側波形 LW、LWm であるかを判定してもよい。

【0125】

上記の実施形態においては、寝姿判定部 34 は、呼吸波形 BW を分析して吸気期間 P_{31} の長さを所定値と比較することにより被験者 S の寝姿を判定していた。しかしながら寝姿判定部 34 により被験者 S の寝姿を判定する方法はこれには限られない。例えば、記憶部 4 に、仰臥状態、横臥状態、伏臥状態に対応する参照用波形を記憶し、寝姿判定部 34 は、記憶部 4 に記憶した参照用波形と呼吸波形 BW との比較に基づいて被験者 S の寝姿を判定してもよい。

【0126】

上記の実施形態においては、頭部配置決定部 33 は、体軸方向決定部 32 が被験者 S の体軸 SA の延びる方向を決定した後に被験者 S の頭部の配置を決定していたが、これには限らない。頭部配置決定部 33 は、被験者 S の体軸 SA の延びる方向を決定することなく、被験者 S の頭部の配置を決定することもできる。

【0127】

具体的には、頭部配置決定部 33 は、荷重検出部 1 からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ を分析し、それぞれに含まれる呼吸波形 BW が頭側波形 HW、HWm であるか、脚側波形 LW、LWm であるかを判定する。そして、頭側波形 HW、HWm であると判定された呼吸波形 BW の送信元である荷重検出器に対応する領域に被験者 S の頭部が配置されており、脚部波形 LW、LWm であると判定された呼吸波形 BW の送信元である荷重検出器に対応する領域に被験者 S の脚部が配置されていると決定する。

【0128】

上記の実施形態においては、寝姿判定部 34 は、被験者 S の頭部の位置が決定された後に被験者 S の寝姿を判定していたが、これには限られない。寝姿判定部 34 は、被験者 S の体軸 SA の延びる方向及び / 又は被験者 S の頭部の位置を決定することなく、被験者 S の寝姿を判定してもよい。前述のように寝姿の相違は荷重波形に特徴的な違いを表すので荷重信号のみからも判別可能な場合もある。この場合には、荷重信号からの呼吸波形 BW の取り出しは、頭部配置決定部 33 ではなく寝姿判定部 34 において行ってもよい。

【0129】

上記の実施形態の身体状況検知装置 100 は、体軸方向決定部 32、頭部配置決定部 33、寝姿判定部 34 のすべてを備えているが、身体状況検知装置 100 は、これらのうちいずれか 1 つ又は 2 つのみを備える構成であってもよい。体軸方向決定部 32、頭部配置決定部 33、寝姿判定部 34 はそれぞれ、本発明の身体状況検知部の具体例である。

【0130】

上記実施形態の身体状況検知装置 100 の重心位置算出部 31 は、算出した各時刻 t における重心 G の位置を用いて、重心 G の移動の軌跡（重心軌跡）を求めても良い。求めた重心軌跡は、記憶部 4 に記憶されてもよい。

【0131】

上記実施形態の身体状況検知装置 100 の制御部 3 には、被験者 S の呼吸数を求める呼吸数算出部（不図示）が構築されていてもよい。呼吸数算出部は例えば、重心位置算出部 31 により求められる重心軌跡から、呼吸により生じる重心移動の軌跡を抽出し、この軌跡の振動数を分析することにより被験者 S の呼吸数を求めることができる。呼吸により生じる重心移動の軌跡の抽出は、一例として、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、このような重心軌跡を抽出することにより行うことができる。

【0132】

呼吸により生じる重心移動の軌跡の抽出は、一例として次の方法により行うことができる。

【0133】

まず、制御部 3 に構築された体動情報決定部（不図示）を用いて、例えば 1 分間におけ

10

20

30

40

50

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20(a)に示す通りである。図20(a)に示す重心軌跡GT2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。なお、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もできる。

10

【0134】

体動情報決定部(不図示)に含まれる大きな体動情報決定部(不図示)は、重心軌跡GT2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)。呼吸数算出部は、重心Gがある方向に、一定時間内に、一定距離を超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GT2を抽出する。

【0135】

20

大きな体動決定工程においては、重心Gがある方向に、一定時間内に、一定距離を超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20(a)に示す重心軌跡GT2を、より低いサンプリング周波数に変換した重心軌跡GT21に変換する(図20(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GT2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。

【0136】

図20(b)において、点D1と点E1との間の軌跡は、例えば、右方向に、0.5秒以内に、30cmを超えて移動している。従って呼吸数算出部は、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GT2からこの区間における軌跡を除去する。同様に、点E2と点F1との間の軌跡も、例えば、左方向に、0.5秒以内に、30cmを超えて移動している。従って大きな体動情報決定部は、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GT2からこの区間における軌跡を除去する。なお点D1から点E1への移動と点E2から点F1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。

30

【0137】

図20(a)に示す重心軌跡GT2から、大きな体動の軌跡を除去したものを図21(a)~図21(c)に示す。図21(a)は領域Dにおける重心軌跡GT2、図21(b)は領域Eにおける重心軌跡GT2、図21(c)は領域Fにおける重心軌跡GT2である。これらは安定体位期間(大きな体動が生じていない期間)における重心軌跡GT2である。

40

【0138】

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100の装置の特徴に合わせて最適化することができる。

【0139】

次に、体動情報決定部の小さな体動情報決定部は、安定体位期間における重心軌跡GT

50

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）。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 2 1（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。なお、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もできる。

【 0 1 4 0 】

10

小さな体動決定工程においては、過去の測定から呼吸数算出部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 1 4 1 】

図 2 1（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 1 4 2 】

20

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。

30

【 0 1 4 3 】

他の方法としては、図 2 2 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 2 3 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 1 4 4 】

40

その後、体動情報決定部で抽出された重心移動の呼吸成分は、呼吸数算出部に送られ、呼吸数算出部において、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、呼吸数算出部に、体動情報決定部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 1 4 5 】

呼吸数算出部はまた、荷重検出器 1 1 ~ 1 4 からの信号 $s_1 \sim s_4$ から取り出した呼吸波形 B W（図 1 0）や、重心 G の移動に基づいて算出される波形 G W（図 1 9）の振動数に基づいて単位時間当たりの被験者 S の呼吸数を求めることができる。これらの波形は被

50

験者Sの呼吸に起因して生じているため、これらの波形を分析することで被験者Sの呼吸数を求めることができる。

【0146】

波形の分析は、例えば次のようにして行う。

【0147】

図21(a)～図21(c)に示される重心軌跡GT2から抽出された呼吸成分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は、呼吸成分の往復動に基づいて被験者Sの1分間の呼吸数を算出する。

【0148】

具体的には呼吸数算出部は、まず被験者Sの重心軌跡GT2の呼吸成分を、振動方向がX軸方向と一致するように回転する。次に呼吸数算出部は、回転した呼吸成分に対して、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。

【0149】

その他の方法も可能である。具体的には例えば、まずX軸方向に振動する重心軌跡GT2の呼吸成分から、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Xmを算出する。この中間値Xmは、被験者Sの呼吸に起因する重心軌跡GT2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は、重心軌跡GT2がこの中間値Xm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GT2の振動数、即ち呼吸数を算出する。

【0150】

上記実施形態の身体状況検知装置100の制御部3には、被験者Sの呼吸換気量を算出する呼吸換気量算出部（不図示）が構築されていてもよい。呼吸換気量算出部は、呼吸数算出部が抽出した呼吸により生じる重心移動の軌跡に基づいて、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。

【0151】

呼吸により生じる重心移動の軌跡の振幅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も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。

【0152】

上記実施形態の身体状況検知装置 100 の制御部 3 には、被験者の心拍数を求める心拍数算出部（不図示）が構築されていてもよい。心拍数算出部による心拍数の算出は、例えば重心位置算出部 31 により求められる重心軌跡から求めることができる。心拍は複数の重心変動の組合せがセットになった特有の周期性を有するため、心拍数算出部は、過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。

【0153】

心拍数算出部はまた、荷重検出器 11 ~ 14 からの信号 $s_1 \sim s_4$ （図 5）から、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することもできる。

10

【0154】

上記実施形態の身体状況検知装置 100 の制御部 3 には、被験者 S の睡眠 / 覚醒を判定する身体状態判定部（不図示）が構築されていてもよい。身体状態判定部は、一例として、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 / 覚醒を判定することができる。

【0155】

身体状態判定部は、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してもよい。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よい。

20

【0156】

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。

【0157】

30

身体状態判定部は、荷重検出器 11 ~ 14 からの信号 $s_1 \sim s_4$ の荷重値の変化に基づいて、被験者 S のベッド BD への着床、及びベッド BD からの離床を検知することもできる。身体状態判定部による被験者 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 $s_1 \sim s_4$ が示す荷重値の合計値の増加が所定の値（例えば、 40 kg 、 55 kg 、 70 kg 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。被験者 S のベッド BD からの離床の判定も同様に、例えば荷重検出器 11 ~ 14 からの信号 $s_1 \sim s_4$ が示す荷重値の合計値の減少が所定の値を超えたか否かによって行うことができる。

【0158】

40

身体状態判定部は、重心軌跡に基づいて被験者 S のベッド BD への着床、及びベッド BD からの離床を検知することもできる。被験者 S がベッド BD 上に存在していない期間においては、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。そして被験者 S がベッド BD に着床すると、重心 G は被験者 S が着床した位置に向かって大きく移動する。身体状態判定部は、重心 G のこのような大きな移動に基づいて被験者 S の着床を検知することができる。被験者 S の離床も同様に判断できる。

【0159】

身体状態判定部は、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、身体状態判定部は、被験者 S が睡眠状態であり、且つ離床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

50

てもよく、報知部 6 を用いて身体状態検知装置 100 の使用者に報知してもよい。なお、身体状態判定部は、被験者 S が覚醒状態である時に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。

【0160】

身体状態判定部は、身体状態検知装置 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、身体情報判定部は、被験者 S の体動（重心移動）、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。

【0161】

身体状態判定部は、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。

【0162】

身体状態判定部は、判定結果を表示部 5 に表示してもよく、報知部 6 を用いて身体状態検知装置 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。

【0163】

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。

【0164】

上記実施形態の身体状態検知装置 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、所定の体動（重心移動）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。

【0165】

重心位置算出部 31 を用いて、被験者 S の体重を測定することもできる。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。なお、ベッドの重量が 4 つの領域 I ~ IV 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す状況、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。

【0166】

上記実施形態では、体重測定は重心位置算出部 31 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。

【0167】

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。

【0168】

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。あるいは、被験者の体動が拘束される状況の下では頭側と脚側の2つの荷重検出器だけでも頭の配置や寝姿を検知することが可能である。また寝姿のみを検知する場合には荷重検出器は1つであってもよい。

【0169】

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C₁、C₂、C₃、C₄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と本実施形態の身体状況検知装置とからなるベッドシステムBDSを構成してもよい(図24)。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。

【0170】

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。

【0171】

なお、上記実施形態の身体状況検知装置100において、表示部は、使用者が視覚的に認識できるようにモニタ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、又は仰臥状態なら青ランプの点灯、横臥状態なら黄色ランプの点灯、伏臥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の身体状況を使用者に音声で伝えるものであってもよい。さらに、身体状況検知装置100は表示部5を有さなくてもよく、映像信号等の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(ディスプレイ装置)等は、当該出力端子を介して身体状況検知装置100に接続される。

【0172】

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、上記実施形態の身体状況検知装置100は、報知部6を有さなくても良い。

【0173】

なお、上記実施形態の身体状況検知装置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。

【0174】

上記実施形態及び変形例の身体状況検知装置100は、荷重検出器11~14によって検出された荷重の変化に基づいて被験者Sの体軸の延びる方向及び/又は被験者Sの頭部の配置を決定している。よって身体状況検知装置100、200によれば、被験者Sの身体状況を詳細に検知することができる。

【0175】

上記実施形態及び変形例の身体状況検知装置100によれば、頭部配置決定部33は体軸方向決定部32により決定された被験者Sの体軸の方向に基づいて、被験者Sの頭部の配置をより詳細に決定することができる。また、寝姿判定部34を備えるため、被験者Sの身体状況をより詳細に検知することができる。

【 0 1 7 6 】

上記実施形態及び変形例の身体状況検知方法は、荷重検出器 11 ~ 14 によって検出された荷重の変化に基づいて被験者 S の体軸の延びる方向及び / 又は被験者 S の頭部の配置を決定している。よって本発明の身体状況検知方法によれば、被験者 S の身体状況を詳細に検知することができる。

【 0 1 7 7 】

上記実施形態及び変形例の身体状況検知方法によれば、被験者 S の体軸の延びる方向を決定した後に被験者 S の頭部の配置を決定するため、被験者 S の頭部の配置の決定をより詳細に決定することができる。また検出された荷重の変化に基づいて被験者の寝姿を判定することを更に含むため、被験者 S の身体状況をより詳細に検知することができる。

10

【 0 1 7 8 】

上記実施形態のベッドセンサによる身体状況検知装置は、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变化を、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。

【 0 1 7 9 】

上記の身体状況検知装置において、小さな体動情報決定部は、大きな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。

20

【 0 1 8 0 】

上記の身体状況検知装置において、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 8 1 】

上記の身体状況検知装置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 8 2 】

上記の身体状況検知装置において身体状態判定部には、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を判定する離着床判定部を設けてもよい。離着床判定部は、離着床のみならず、被験者の体重や体重変動を判定してもよい。

30

【 0 1 8 3 】

本発明の身体状況検知装置における表示部は、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变化を、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 8 4 】

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。

40

【産業上の利用可能性】

【 0 1 8 5 】

本発明の身体状況検知装置によれば、荷重検出器による検出のみに基づいて、被験者の身体状況を詳細に検知することができる。したがって安価に、且つ被験者に負担をかけることなく被験者の状態を把握することができ、医療及び介護の質の向上に資することができる。また、本発明の身体状況検知装置によれば、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

50

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、看護師の仕事量を減らし、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 8 6 】

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	10
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	寝姿判定部	
4	記憶部	
5	表示部	
6	報知部	
7	入力部	
1 0 0	身体状況検知装置	
B D	ベッド	20
B D S	ベッドシステム	
S	被験者	

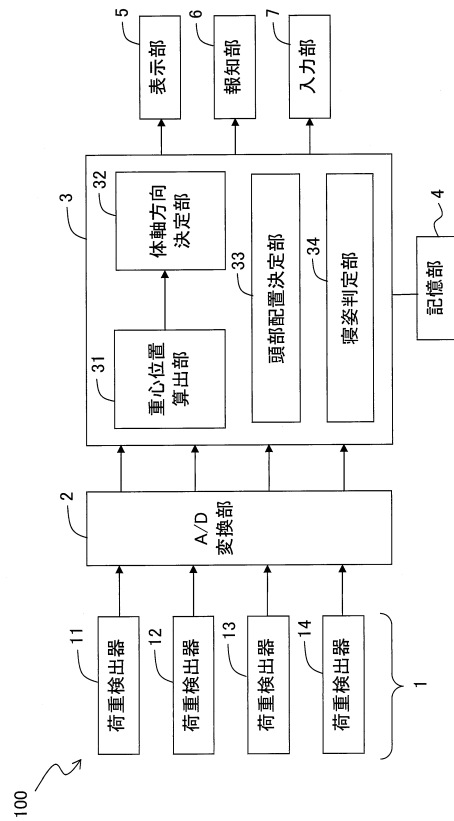
【要約】

【課題】荷重センサによる検出に基づいてベッド上の被験者の身体状況を詳細に検知できる身体状況検知装置を提供する。

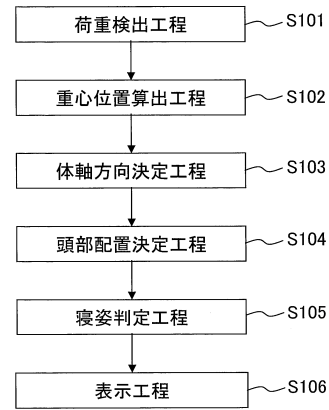
【解決手段】ベッド上の被験者の身体状況を検知する身体状況検知装置は、ベッド又はベッドの脚下に設けられ、被験者の呼吸に応じた荷重の変化を検出する複数の荷重検出器と、前記検出された荷重の変化に基づいて被験者の体軸の延びる方向及び／又は被験者の頭部の配置を決定する身体状況検知部とを備える。

【選択図】図 1

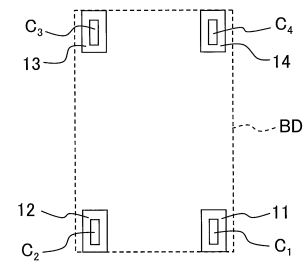
【図 1】



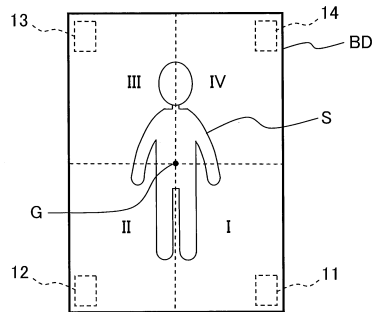
【図 2】



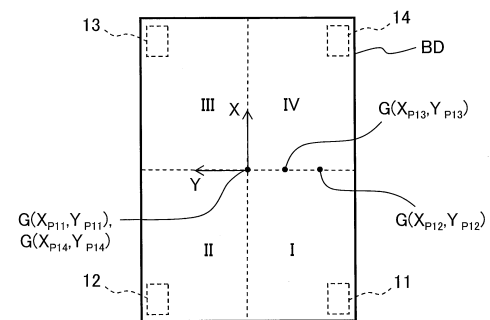
【図 3】



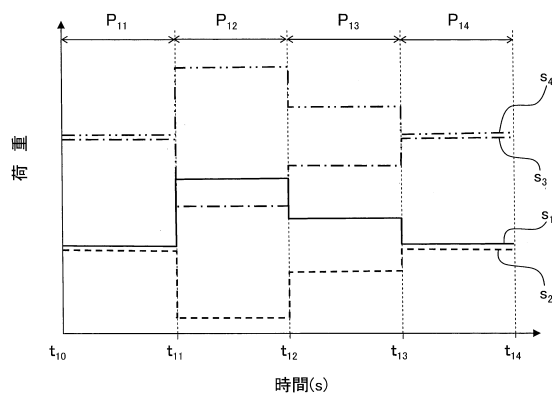
【図 4】



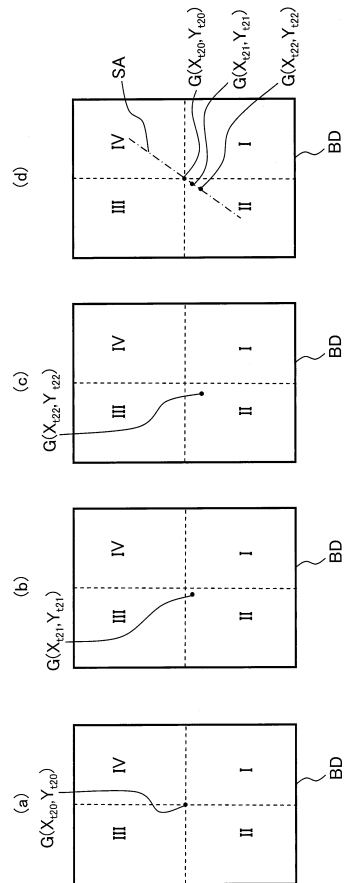
【図 6】



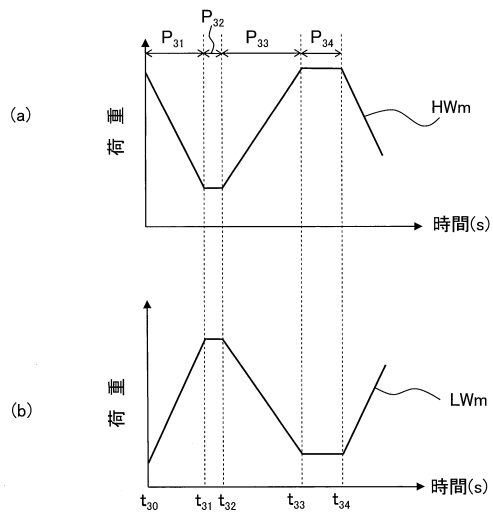
【図 5】



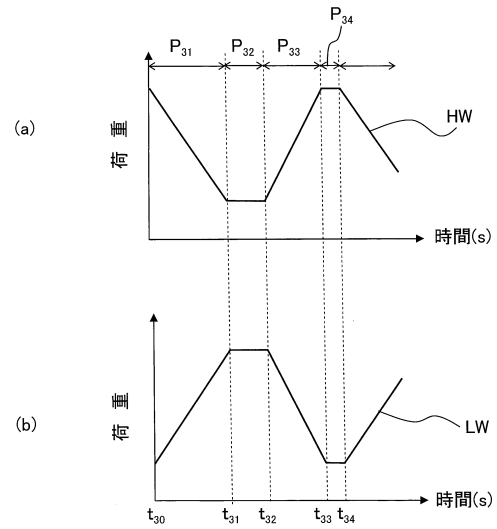
【図 7】



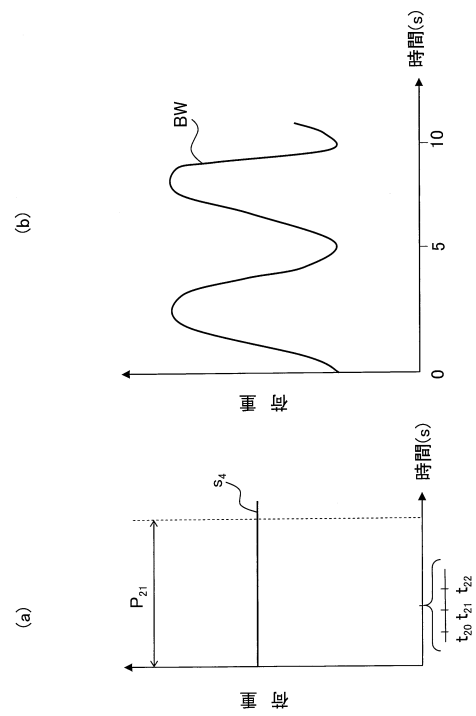
【図 9】



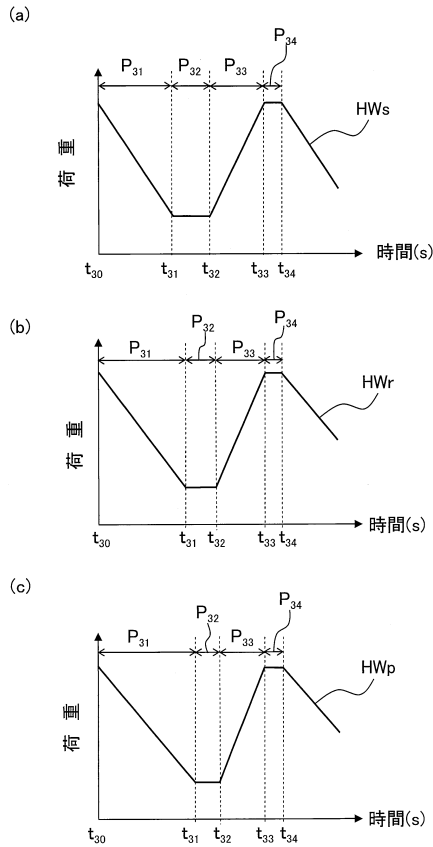
【図 8】



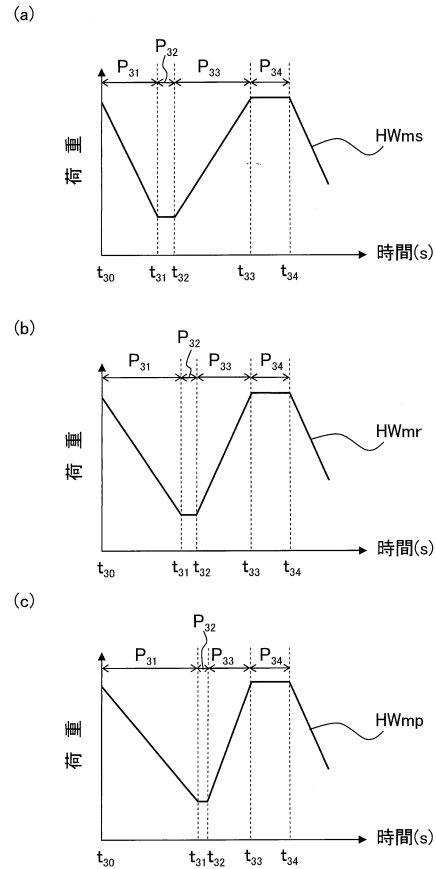
【図 10】



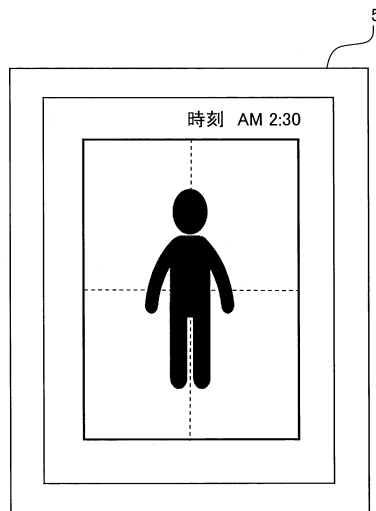
【図 1 1】



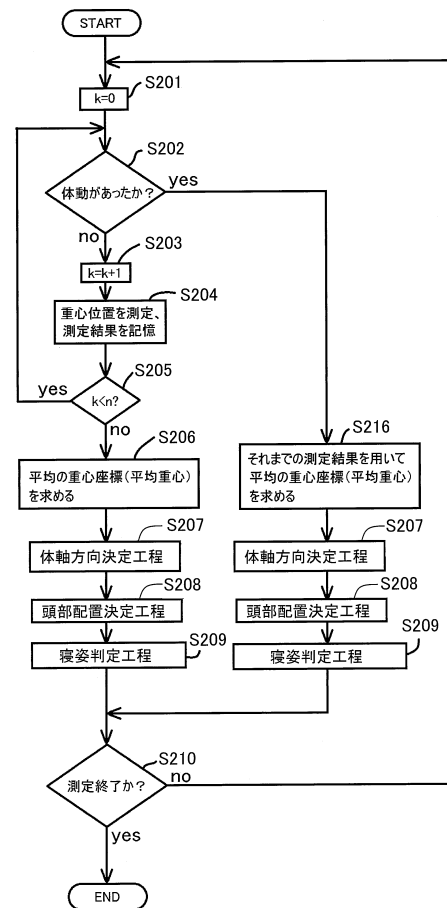
【図 1 2】



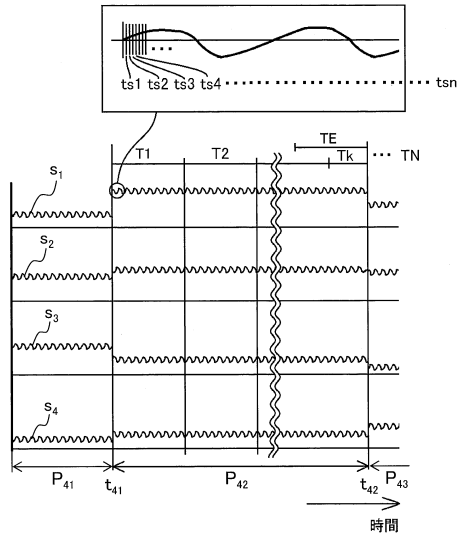
【図 1 3】



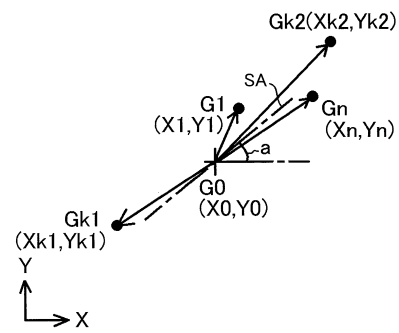
【図 1 4】



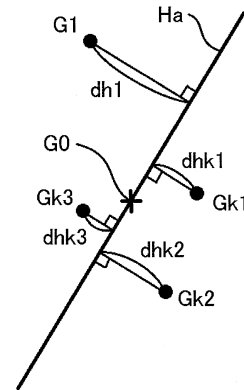
【図 15】



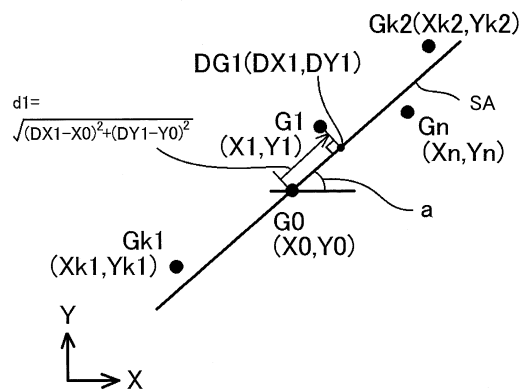
【図 16】



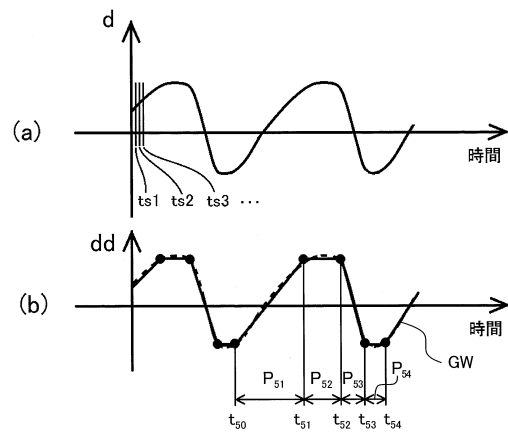
【図 17】



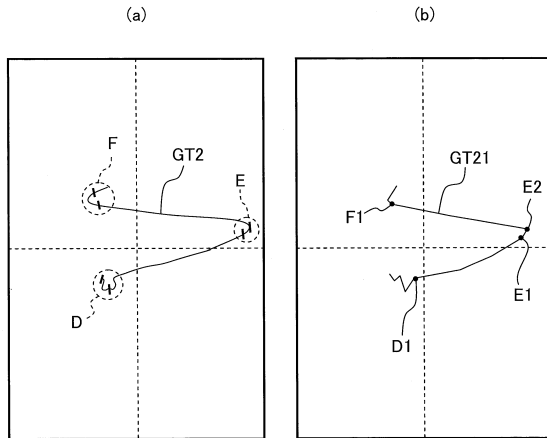
【図 18】



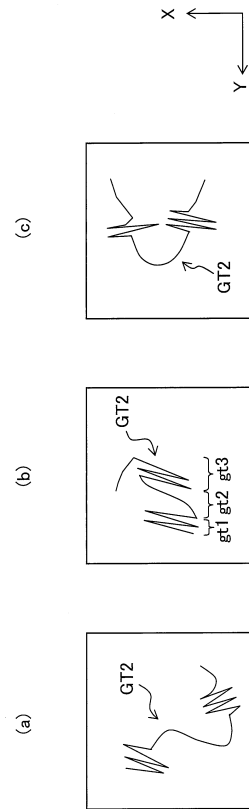
【図 19】



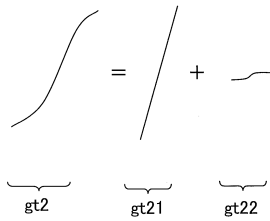
【図20】



【図21】



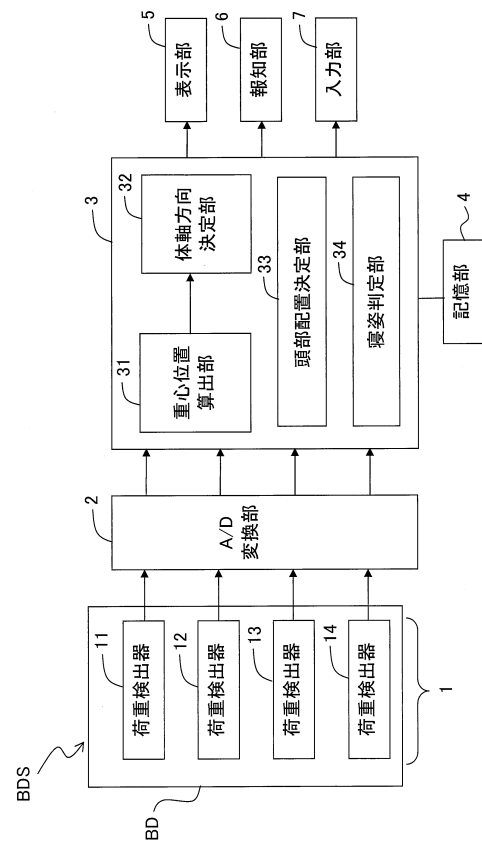
【図22】



【図23】



【図24】



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 中村 泰二郎

- (56)参考文献 特開 2 0 1 4 - 1 8 0 4 3 2 (J P , A)
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 1 - 1 2 0 6 6 7 (J P , A)
特開平 0 7 - 3 2 7 9 3 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 4 4 0 4 2 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 4 0 6 6 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 0 0 5 5 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 G 7 / 0 5 , 7 / 0 4 3
A 6 1 B 5 / 1 1 , 5 / 0 0 , 5 / 1 1 3

专利名称(译)	身体状况检测装置，身体状况检测方法和床系统		
公开(公告)号	JP6122188B1	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	JP2016138506	申请日	2016-07-13
[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		
[标]发明人	赤津浩之 佐藤邦彦 飯田徳仁 磯野史朗		
发明人	赤津 浩之 佐藤 邦彦 飯田 徳仁 磯野 史朗		
IPC分类号	A61G7/043 A61G7/05 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/1036 A61B5/11 A61B5/1116 A61B5/113 A61B5/4818 A61B5/6891 A61B5/7278 A61G7/05 A61G7/0527 A61G2203/20 A61G2203/32 A61G2203/70		
FI分类号	A61G7/043 A61G7/05 A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/00.102.C A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VA15 4C038/VB02 4C038/VB15 4C038/VB33 4C038/VB35 4C038/VC20 4C117 /XA04 4C117/XB04 4C117/XC02 4C117/XD01 4C117/XD21 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XE57 4C117/XE64 4C117/XJ45 4C117/XP11 4C117/XQ20 4C117/XR02		
代理人(译)	川北 喜十郎 藤田昌弘		
审查员(译)	中村YasushiJiro		
优先权	2015151220 2015-07-30 JP 2015210438 2015-10-27 JP		
其他公开文献	JP2017077451A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种物理状态检测装置，其能够基于负荷传感器的检测详细检测床上的对象的身体状况。 解决方案：一种用于检测床上受试者的身体状况的身体状况检测装置，包括设置在床或床的腿下的多个负荷检测器，并根据受试者的呼吸检测负荷的变化，并且身体状况检测单元基于所施加的负荷的变化来确定对象的身体轴线延伸的方向和/或对象的头部的布置。 点域1

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 G 7/043 (2006. 01)	A 6 1 G 7/043
A 6 1 G 7/05 (2006. 01)	A 6 1 G 7/05
A 6 1 B 5/11 (2006. 01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A
A 6 1 B 5/113 (2006. 01)	A 6 1 B 5/10 3 1 5
A 6 1 B 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 23 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2016-138506 (P2016-138506)	(73) 特許権者	000114215
(22) 出願日	平成28年7月13日 (2016. 7. 13)		ミネベアミツミ株式会社
審査請求日	平成28年7月19日 (2016. 7. 19)		長野県北佐久郡御代田町大字御代田 4 1 0
(31) 優先権主張番号	特願2015-151220 (P2015-151220)		6 - 7 3
(32) 優先日	平成27年7月30日 (2015. 7. 30)	(73) 特許権者	304021831
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		国立大学法人 千葉大学
(31) 優先権主張番号	特願2015-210438 (P2015-210438)		千葉県千葉市稲毛区弥生町 1 番 3 3 号
(32) 優先日	平成27年10月27日 (2015. 10. 27)	(74) 代理人	100099793
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 川北 喜十郎
早期審査対象出願		(74) 代理人	100154586
			弁理士 藤田 正広
		(74) 代理人	100178280
			弁理士 河村 育郎
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 身体状況検知装置、身体状況検知方法及びベッドシステム