(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年10月31日(31.10.2019)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2019/208300 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/113 (2006.01)　*A61B 5/11* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2019/016128

(22) 国際出願日：　2019年4月15日(15.04.2019)

(25) 国際出願の言語：　日本語

(26) 国際公開の言語：　日本語

(30) 優先権データ：
特願 2018-085684　2018年4月26日(26.04.2018)　JP

(71) 出願人：ミネベアミツミ株式会社(**MINEBEA MITSUMI INC.**) [JP/JP]；〒3890293 長野県北佐久郡御代田町大字御代田４１０６－７３ Nagano (JP). 国立大学法人 千葉大学(**NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION CHIBA UNIVERSITY**) [JP/JP]；〒2638522 千葉県千葉市稲毛区弥生町１番３３号 Chiba (JP).

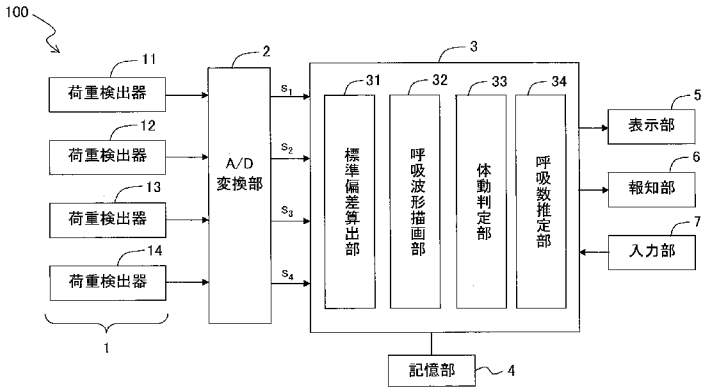
(72) 発明者：轟　真佑 (**TODOROKI Shinsuke**)；〒3890293 長野県北佐久郡御代田町大字御代田４１０６－７３ ミネベアミツミ株式会社内 Nagano (JP). 磯野 史朗(**ISONO Shiroh**)；〒2608670 千葉県千葉市中央区亥鼻１丁目８番１号 国立大学法人千葉大学 大学院医学研究院内 Chiba (JP).

(74) 代理人：川北 喜十郎，外(**KAWAKITA, Kijuro** et al.)；〒1600022 東京都新宿区新宿一丁目５番４号 ＹＫＢマイクガーデン Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,

(54) **Title:** BIOLOGICAL STATE MONITORING SYSTEM

(54) 発明の名称： 生体状態モニタリングシステム



2　A/D conversion unit
4　Storage unit
5　Display unit
6　Reporting unit
7　Input unit
11, 12, 13, 14　Load detector
31　Standard deviation calculation unit
32　Respiratory waveform plotting unit
33　Body motion determination unit
34　Respiration rate estimation unit

(57) **Abstract:** A biological state monitoring system (100) monitors the biological state of a subject on a bed (BD) over a prescribed monitoring period, and comprises: at least one load detector (11, 12, 13, 14) that detects the load of the subject on the bed; and a respiration rate estimation unit (34) that successively derives an estimated value of the respiration rate of the subject, on the basis of a temporal change in the detected values of the load detector, and outputs the derived values. The monitoring period includes a body motion period in which a body motion occurs in the subject, and a resting period in which the subject is only breathing. If the monitoring period changes from a first resting period to a body motion period and then changes to a second resting period, the respiration rate estimation unit outputs, during the body motion period and until a prescribed period has elapsed after the change from the body motion period to the second resting period, the estimated value derived last in the first resting period.

WO 2019/208300 A1

[続葉有]

DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一　国際調査報告（条約第21条(3)）

(57) 要約：ベッド（ＢＤ）上の被験者の生体状態を所定のモニタリング期間にわたってモニタする生体状態モニタリングシステム（１００）は、前記ベッド上の被験者の荷重を検出する少なくとも１つの荷重検出器（１１、１２、１３、１４）と、前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者の呼吸数の推定値を逐次求めて出力する呼吸数推定部（３４）とを備える。前記モニタリング期間は、被験者に体動が生じている体動期間と、被験者が呼吸のみを行っている安静期間とを含む。前記呼吸数推定部は、前記モニタリング期間が第１の安静期間から体動期間に変移し、次いで第２の安静期間に変移する場合、体動期間内、及び体動期間から第２の安静期間への変移後、所定期間が経過するまでは、第１の安静期間において最後に求めた推定値を出力する。

明　細　書

発明の名称 ： 生体状態モニタリングシステム

技術分野

[0001] 本発明は、荷重検出器の検出値に基づいてベッド上の被験者の生体状態をモニタする生体状態モニタリングシステムに関する。

背景技術

[0002] 医療や介護の分野において、荷重検出器を介してベッド上の被験者の荷重を検出し、検出した荷重に基づいて被験者の生体状態をモニタすることが提案されている。具体的には例えば、検出した荷重に基づいて被験者の呼吸数を推定することが提案されている。

[0003] 特許文献１は、ベッドの脚部の下に配置した荷重センサの計測値を周波数解析して、被験者の呼吸数を検出することを開示している。特許文献２は、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を開示している。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第４８８３３８０号

特許文献2：特公昭６１－２４０１０号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 本発明は、被験者の呼吸数の推定値を、高い信頼性をもって出力することのできる生体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

[0006] 本発明の第１の態様に従えば、

ベッド上の被験者の生体状態を所定のモニタリング期間にわたってモニタする生体状態モニタリングシステムであって、

前記ベッド上の被験者の荷重を検出する少なくとも１つの荷重検出器と、

前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者の呼吸数の推定値を逐次求めて出力する呼吸数推定部とを備え、

前記モニタリング期間は、被験者に体動が生じている体動期間と、被験者が呼吸のみを行っている安静期間とを含み、

前記呼吸数推定部は、前記モニタリング期間が第１の安静期間から体動期間に変移し、次いで第２の安静期間に変移する場合、体動期間内、及び体動期間から第２の安静期間への変移後、所定期間が経過するまでは、第１の安静期間において最後に求めた推定値を出力する生体状態モニタリングシステムが提供される。

[0007] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムは、更に、前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部を備えてもよい。

[0008] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムにおいて、前記少なくとも１つの荷重検出器は、各々が前記ベッド上の被験者の荷重を検出する複数の荷重検出器であってよい。また、第１の態様の生体状態モニタリングシステムは、更に、前記複数の荷重検出器の各々の検出値の時間的変動に基づいて前記被験者の呼吸波形を求める呼吸波形取得部を備えてもよく、前記呼吸数推定部は、前記呼吸波形に基づいて前記被験者の呼吸数の推定値を求めてもよい。

[0009] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムにおいて、前記呼吸数推定部は、所定のサンプリング期間内に求められた前記被験者の呼吸波形について、隣接する２つのピークの間の距離であるピーク間距離の平均値を求め、該平均値をt_{AV}、被験者の呼吸数の推定値をＲとして、次式により被験者の呼吸数の推定値を求めてもよい。

[数1]

$$R = 60 / t_{AV}$$

[0010] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムにおいて、前記呼吸数推定部は、第２の安静期間の前記所定期間が経過した後、第２の安静期間内に求められた前記被験者の呼吸波形の１つ目のピークと２つ目のピークとの間のピーク間距離を求め、該ピーク間距離をｔ、被験者の呼吸数の推定値をＲとして、次式により被験者の呼吸数の推定値を求めて出力してもよい。

[数2]

$$R = 60 / t$$

[0011] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムにおいて、第２の安静期間の前記所定期間の長さと、前記所定のサンプリング期間の長さとが略等しくてもよい。

[0012] 第１の態様の生体状態モニタリングシステムは、更に、前記呼吸数推定部が出力した前記被験者の呼吸数の推定値を表示する表示部を備えてもよい。

[0013] 本発明の第２の態様に従えば、

ベッドと、

第１の態様の生体状態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

[0014] 本発明の生体状態モニタリングシステムは、被験者の呼吸数の推定値を、高い信頼性をもって出力することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図１は、本発明の実施形態に係る生体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、生体状態モニタリングシステムを用いた呼吸数の推定方法を示すフローチャートである。

[図4]図４は、荷重検出器により検出された荷重値の変動の様子を、被験者が呼吸のみを行っている安静期間と、被験者が体動を行っている体動期間の両

方について示す概略的なグラフである。

[図5]図５（ａ）は、被験者の重心が、被験者の呼吸に応じて被験者の体軸方向に振動する様子を概念的に示す説明図である。図５（ｂ）は、被験者の呼吸に応じた被験者の重心の振動に基づいて描画される呼吸波形の一例を示すグラフである。

[図6]図６は、体動判定部における体動判定の具体的方法の一例を説明するための説明図である。

[図7]図７は、被験者の呼吸数を呼吸波形に基づいて推定する方法の一例を説明するための説明図である。

[図8]図８は、呼吸数推定部により行われる呼吸数推定工程の具体例を説明するための説明図である。

[図9]図９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

[0016] 本発明の実施形態の生体状態モニタリングシステム１００（図１）について、これをベッドＢＤ（図２）と共に使用して、ベッドＢＤ上の被験者Ｓの呼吸数を推定（決定）する場合を例として説明する。

[0017] 図１に示す通り、本実施形態の生体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には更に表示部５、報知部６、入力部７が接続されている。

[0018] 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、配線又は無線によりＡ／Ｄ変換部２に接続されている。

[0019] 図２に示す通り、荷重検出部１の４つの荷重検出器１１～１４は、被験者

Ｓが使用するベッドＢＤの四隅の脚$ＢＬ_1$、$ＢＬ_2$、$ＢＬ_3$、$ＢＬ_4$の下端部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る。

[0020] 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にそれぞれ配線又は無線で接続されている。

[0021] 制御部３は、専用又は汎用のコンピュータであり、内部に標準偏差算出部３１、呼吸波形描画部（呼吸波形算出部、呼吸波形取得部）３２、体動判定部３３、呼吸数推定部（呼吸数決定部、呼吸数算出部）３４が構築されている。

[0022] 記憶部４は、生体状態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。

[0023] 表示部５は、制御部３から出力される情報を生体状態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聴覚的に行う装置、例えばスピーカを備える。

[0025] 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。

[0026] このような生体状態モニタリングシステム１００を使用して、ベッド上の被験者の呼吸数を推定（決定）する動作について説明する。

[0027] 生体状態モニタリングシステム１００を使用した被験者の呼吸数の推定は、図３のフローチャートに示す通り、被験者Ｓの荷重を検出する荷重検出工程Ｓ１１と、検出した荷重の変動の程度を示す標準偏差を算出する標準偏差算出工程Ｓ１２と、検出した荷重に基づいて被験者の呼吸波形を描画する呼吸波形描画工程Ｓ１３と、標準偏差算出工程Ｓ１２で求めた標準偏差及び呼吸波形描画工程Ｓ１３で描いた呼吸波形の振幅を用いて被験者の体動判定を行う体動判定工程Ｓ１４と、呼吸波形描画工程Ｓ１３で描いた呼吸波形に基づいて被験者の呼吸数を推定して出力する呼吸数推定工程Ｓ１５と、出力さ

れた呼吸数を表示する表示工程Ｓ１６とを含む。

[0028] ［荷重検出工程］

荷重検出工程Ｓ１１では、荷重検出器１１、１２、１３、１４を用いてベッドＢＤ上の被験者Ｓの荷重を検出する。ベッドＢＤ上の被験者Ｓの荷重は、ベッドＢＤの四隅の脚$ＢＬ_1$～$ＢＬ_4$の下に配置された荷重検出器１１～１４に分散して付与され、これらによって分散して検出される。

[0029] 荷重検出器１１～１４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。以下では、荷重検出器１１、１２、１３、１４から出力されたアナログ信号をＡ／Ｄ変換部２においてデジタル変換して得られる荷重信号を、それぞれ荷重信号$ｓ_1$、$ｓ_2$、$ｓ_3$、$ｓ_4$と呼ぶ。

[0030] ［標準偏差算出工程］

標準偏差算出工程Ｓ１２では、標準偏差算出部３１が、荷重信号$ｓ_1$、$ｓ_2$、$ｓ_3$、$ｓ_4$の各々について、その所定のサンプリング期間（一例として５秒間）に含まれるサンプリング値の標準偏差（移動標準偏差）$σ_1$、$σ_2$、$σ_3$、$σ_4$を算出する。算出は常時行われ得る。

[0031] 標準偏差は、サンプリング値のばらつきの大きさを表わすため、図４に示すように、ベッドＢＤ上の被験者Ｓが安静にしており、荷重信号$ｓ_1$～$ｓ_4$の変動の量が小さい期間ＰＥＲ１においては標準偏差$σ_1$～$σ_4$も小さくなる。一方で被験者Ｓが身体を動かしており（被験者Ｓに体動が生じており）、荷重信号$ｓ_1$～$ｓ_4$の変動の量が大きい期間ＰＥＲ２においては標準偏差$σ_1$～$σ_4$も大きくなる。

[0032] したがって、被験者Ｓに体動が生じている期間においては、被験者Ｓに体動が生じていない期間に比べて標準偏差$σ_1$～$σ_4$の値が大きくなる。

[0033] 本明細書及び本発明において「体動」とは、被験者の頭部、胴部（体幹）、四肢の移動を意味する。呼吸や心拍等に伴う臓器、血管等の移動は体動に

は含まれない。体動は、一例として、被験者Ｓの胴部（体幹）の移動を伴う大きな体動と、被験者の四肢や頭部の移動のみを伴う小さな体動とに分類し得る。大きな体動の一例は、寝返りや起き上がり等であり、小さな体動の一例は、睡眠中の手足や頭部の移動等である。被験者に心拍や呼吸、体動が生じた場合には、これに応じて荷重検出器１１～１４からの荷重信号s_1～s_4が変動する。その変動の量は、被験者Ｓの心拍に応じた変動の量、被験者Ｓの呼吸に応じた変動の量、被験者Ｓの小さな体動に応じた変動の量、被験者Ｓの大きな体動に応じた変動の量の順に大きくなる。

[0034] なお、本明細書及び本発明に記載する被験者の体動判定において、荷重信号s_1～s_4の、被験者Ｓの心拍に応じた変動の量は無視できるほどに小さい。そのため、本明細書及び本発明において、「被験者が呼吸のみを行う」や、荷重値、荷重信号が「呼吸のみに応じて変動する」とは、被験者が体動を行っていないことや、荷重値、荷重信号が体動に応じた変動を示していないことを意味し、被験者に心拍が生じていないことや、荷重値、荷重信号が心拍に応じた変動を含んでいないことを意味するものではない。

[0035] ［呼吸波形描画工程］

呼吸波形描画工程Ｓ１３では、呼吸波形描画部（呼吸波形算出部、呼吸波形取得部）３２が、荷重信号s_1～s_4に基づいて被験者Ｓの呼吸波形を描画する。

[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。本件の出願人に付与された特許第６１０５７０３号の明細書に記載されている通り、この内臓移動に伴って重心Ｇはわずかに移動し、その移動方向は背骨の延在方向（体軸方向）にほぼ沿っている。

[0037] 本発明及び本明細書において「呼吸波形」とは、被験者の呼吸に応じて被験者の体軸方向に振動する被験者の重心の振動の様子を、時間軸に展開して

示す波形を意味する。呼吸波形の１周期は、被験者の１回の呼吸（呼気及び吸気）に対応する。呼吸波形の振幅は、被験者の体格や呼吸の深さの影響を受ける。具体的には例えば、被験者が大柄であったり、被験者が深い呼吸を行った場合には振幅は大きくなり、被験者が小柄であったり、被験者が浅い呼吸を行った場合には振幅は小さくなる。

[0038] 呼吸波形描画部３２は、具体的には次のようにして呼吸波形の描画を行う。

[0039] 呼吸波形描画部３２は、まず、荷重検出部１からの荷重信号s_1～s_4に基づいて、各サンプリング時刻ごとに被験者Ｓの重心Ｇの位置を算出する。被験者Ｓの重心Ｇは、図５（ａ）に示すように、被験者Ｓの呼吸に応じて、被験者Ｓの体軸ＳＡの方向に振動している。

[0040] 呼吸波形描画部３２は、次いで、体軸ＳＡの方向を縦軸、時間軸を横軸として、各時間における重心Ｇの位置を体軸ＳＡに投影した位置と、重心Ｇの呼吸に応じた振動の振動中心との間の距離を縦軸にプロットすることにより、呼吸波形ＢＷ（図５（ｂ））を描画する。

[0041] なお、呼吸波形描画部３２は、必ずしも実際に呼吸波形を描画する必要はなく、呼吸波形を示すデータを求めるのみでもよい。

[0042] ［体動判定工程］

体動判定工程Ｓ１４では、体動判定部３３が、標準偏差算出工程Ｓ１２で算出した標準偏差σ_1～σ_4と、呼吸波形描画工程Ｓ１３で描画した呼吸波形ＢＷの振幅とを用いて、被験者Ｓに体動が生じているか否かの判定を行う。

[0043] 判定は、具体的には例えば、次のように行う。

[0044] 体動判定部３３は、まず、呼吸波形描画工程Ｓ１３において描画された呼吸波形ＢＷについてピーク検出を行い、最新のピークp_nとその１つ前のピークp_{n-1}との間の期間における最小値と、最新のピークp_nとの間の差を、呼吸波形ＢＷの最新の振幅A_n（図５（ｂ））として算出する。そして、振幅A_nと、振幅A_nよりも以前に算出された振幅A_{n-1}、A_{n-2}、・・・の単純平均値である平均振幅A_{AVn}を求める。平均振幅A_{AVn}の算出に用いる振幅A_nの

数は任意であるが、一例として５秒程度のサンプリング期間に得られる数とし得る。

[0045] なお、振幅A_n、A_{n-1}、A_{n-2}、・・・、及び平均振幅A_{AVn}の算出に関わる呼吸波形ＢＷが、安静期間（被験者が体動を生ずることなく呼吸のみを行っている期間）に得られた呼吸波形であることを確認するために（即ち、体動に応じた重心移動に起因する誤差を含んでいないことを確認するために）、標準偏差σ_1～σ_4の単純平均値σ_{AV}、或いは標準偏差σ_1～σ_4のいずれか１つを、閾値σ_0と比較してもよい。閾値σ_0は単純平均値σ_{AV}、或いは標準偏差σ_1～σ_4のいずれか１つがこの値未満であれば確実に被験者Ｓに体動は生じていないと判定し得るほど小さな値とする（反対に、単純平均値σ_{AV}、或いは標準偏差σ_1～σ_4のいずれか１つがこの値以上であっても、被験者Ｓに体動は生じていない場合があり得る）。

[0046] 次に、体動判定部３３は、下記の式（１）により、規格化標準偏差σs_1～σs_4を求める。

[数3]

（式１）

$$\sigma s_m = \sigma_m / A_{AVn} \quad （m＝1、2、3、4）$$

[0047] そして、算出した規格化標準偏差σs_1～σs_4の単純平均値σs_{AV}を求め、単純平均値σs_{AV}と所定の閾値σs_{TH}との比較に基づいて、被験者Ｓに体動が生じているか否かを判定する。具体的には例えば、単純平均値σs_{AV}が所定の閾値σs_{TH}以上であれば被験者Ｓに体動が生じていると判定し、単純平均値σs_{AV}が所定の閾値σs_{TH}未満であれば被験者Ｓに体動が生じていないと判定する。

[0048] 被験者Ｓに体動が生じていないと判定されている期間については、体動判定部３３は、呼吸波形描画部３２において取得される呼吸波形ＢＷに基づいて、呼吸波形ＢＷの１周期ごとに、最新の振幅A_nを算出する。そして、算出した最新の振幅A_nの値を用いて新たに算出した平均振幅A_{AVn}と、各サンプリング時刻ごとに（一例として５ミリ秒ごとに）算出される標準偏差σ_1～σ

$_4$の値とを用いて、（式１）により、逐次、規格化標準偏差σｓ$_1$～σｓ$_4$を算出し、単純平均値σｓ$_{AV}$を算出する。

[0049] 被験者Ｓの体動の有無の判定は、このようにして逐次算出される単純平均値σｓ$_{AV}$を、所定の閾値σｓ$_{TH}$と逐次比較することによりなされる。

[0050] 判定の結果、被験者Ｓに体動が生じたと判定された後は、体動判定部３３は、平均振幅Ａ$_{AVn}$の更新を停止し、その時点で算出されている平均振幅Ａ$_{AVn}$を用いた単純平均値σｓ$_{AV}$の算出を続ける。そして算出された単純平均値σｓ$_{AV}$と所定の閾値σｓ$_{TH}$との比較に基づいて、被験者Ｓの体動の有無の判定を続ける。これは、被験者Ｓに体動が生じている期間においては、呼吸波形ＢＷの振幅及び周期が体動の影響により大きく変動し、新たな振幅Ａ$_n$、及び平均振幅Ａ$_{AVn}$を誤差なく算出することが困難となるためである。

[0051] 次に、再度、被験者Ｓに体動がないと判定した場合には、体動判定部３３は、呼吸波形描画部３２において取得される呼吸波形ＢＷに基づいて、最新の振幅Ａ$_n$の値を算出し、これを用いて新たに平均振幅Ａ$_{AVn}$を算出する。そして、最新の平均振幅Ａ$_{AVn}$を用いた単純平均値σｓ$_{AV}$の算出を行い、算出された単純平均値σｓ$_{AV}$と所定の閾値σｓ$_{TH}$との比較に基づいて、被験者Ｓの体動の有無の判定を続ける。

[0052] この工程の具体例を、図６を用いて説明する。

[0053] 図６に示すように、時刻Ｔ$_1$において呼吸波形ＢＷのピークＰ$_1$、最新の振幅Ａ$_1$が得られた場合、体動判定部３３は、時刻Ｔ$_1$以降の期間については、振幅Ａ$_1$とその直前に得られた振幅Ａ$_0$、Ａ$_{-1}$・・・（いずれも不図示）の単純平均値である平均振幅Ａ$_{AV1}$を用いて、逐次規格化標準偏差σｓ$_1$～σｓ$_4$、及び単純平均値σｓ$_{AV}$（ここでは、σｓ$_{AV}$（Ａ$_{AV1}$）と記載する）を算出し、単純平均値σｓ$_{AV}$（Ａ$_{AV1}$）と閾値σｓ$_{TH}$との比較に基づき、被験者Ｓの体動の有無を判定する。

[0054] 次に、時刻Ｔ$_2$において呼吸波形ＢＷのピークＰ$_2$、最新の振幅Ａ$_2$が得られた場合、体動判定部３３は、時刻Ｔ$_2$以降の期間については、振幅Ａ$_2$を用いて算出した平均振幅Ａ$_{AV2}$を用いて、逐次規格化標準偏差σｓ$_1$～σｓ$_4$、及び

単純平均値σs_{AV}（ここでは、σs_{AV}（A_{AV2}）と記載する）を算出し、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）と閾値σs_{TH}との比較に基づき、被験者Ｓの体動の有無を判定する。

[0055] 時刻T_{21}において、被験者Ｓに体動が生じた場合、体動判定部３３は、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）が閾値σs_{TH}以上となることに基づいて、被験者Ｓに体動が生じたと判定する。そしてその後、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）が閾値σs_{TH}以上である期間については、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）を用いた体動判定を継続する。

[0056] 時刻T_{22}において、被験者Ｓの体動が収まった場合、体動判定部３３は、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）が閾値σs_{TH}未満となることに基づいて、被験者Ｓに体動は生じていないと判定する。その後、再び呼吸波形ＢＷの最新の振幅A_nが得られ、最新の平均振幅A_{AVn}が算出されるまで、単純平均値σs_{AV}（A_{AV2}）を用いた体動判定を継続する。

[0057] 体動判定部３３が、呼吸波形の振幅A_n（平均振幅A_{AVn}）用いて標準偏差σ_1～σ_4の値の規格化を行うのは次の理由による。

[0058] 上述した通り、標準偏差σ_1～σ_4の値は、一般に被験者Ｓに体動が生じている期間に大きくなる。そのため、標準偏差σ_1～σ_4の値を所定の閾値と比較することにより被験者Ｓに体動が生じているか否かの判定を行うことが考えられる。

[0059] しかしながら、本発明の発明者の知見によれば、標準偏差σ_1～σ_4の値は、体格の大きい被験者においては、呼吸に応じた臓器の移動量も大きいため、体動を生じることなく呼吸のみを行っている期間においても比較的大きな値となり得る。また、被験者の体格が大きくない場合においても、例えば当該被験者が深呼吸を行った際には、比較的大きな値となり得る。標準偏差σ_1～σ_4の値を所定の閾値と比較することにより体動判定を行えば、このような場合に、被験者に体動が生じていないにもかかわらず、被験者に体動が生じたとの誤判定がなされ得る。

[0060] 一方で、呼吸波形に着目すると、呼吸波形の振幅は、上記の通り、被験者

の体格や呼吸の深さの影響を受け、被験者が大柄であったり、被験者が深い呼吸を行った場合には振幅は大きくなり、被験者が小柄であったり、被験者が浅い呼吸を行った場合には振幅は小さくなる。

[0061] 即ち、標準偏差σ_1～σ_4の値を呼吸波形ＢＷの平均振幅A_{AVn}で除して、規格化を行うことにより、被験者Ｓの体格や呼吸の深さが標準偏差σ_1～σ_4の値に及ぼす影響を軽減（補償、補正）することができる。そして、このような規格化により得られた規格化標準偏差σs_1～σs_4を用いた体動判定を行うことにより、体動判定の精度を高めることができる。

[0062] ［呼吸数推定工程］

呼吸数推定工程Ｓ１５においては、呼吸数推定部（呼吸数決定部）３４が、呼吸波形描画工程Ｓ１３において描画した被験者Ｓの呼吸波形ＢＷに基づいて被験者Ｓの呼吸数を推定（決定）し、推定（決定）した呼吸数を表示部５に出力する。

[0063] 呼吸数推定部３４は、具体的には、次の方法により、呼吸波形ＢＷに基づく呼吸数の推定を行う。

[0064] 呼吸数推定部３４は、呼吸波形描画工程Ｓ１３において描かれた呼吸波形ＢＷに対して、所定の周期でピーク検出を行う。そして新たなピークが検出された場合には、当該ピークが検出された時刻と、そこから所定期間（一例として２５秒間。以下、適宜「推定用サンプリング期間」と呼ぶ）だけ遡った時刻との間に含まれる複数のピークについて、隣接する２つのピークの間の距離（以下、ピーク間距離ｔと呼ぶ）をそれぞれ求める。

[0065] 図７に、２５秒間の推定用サンプリング期間に含まれる呼吸波形ＢＷの一例、この呼吸波形ＢＷが有するピークp_1～p_6、及びピークp_1～p_6の間のピーク間距離t_1～t_5を示す。

[0066] 次に、呼吸数推定部３４は、次の式２により、複数のピーク間距離ｔの平均値t_{AV}を求める。

[数4]

（式２）

$$t_{AV} = \frac{1}{N-1}\sum_{n=1}^{N-1} t_n$$

ここで、Ｎは推定用サンプリング期間に含まれる呼吸波形ＢＷが有するピークの数である。この平均値ｔ$_{AV}$は、推定用サンプリング期間における被験者Ｓの呼吸の周期の平均値にほぼ相当する。

[0067] その後、呼吸数推定部３４は、次の式３により、被験者Ｓの１分間の呼吸数の推定値Ｒを算出する。そして算出した推定値Ｒを、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[数5]

（式３）

$$R = 60 / t_{AV}$$

[0068] また、本実施形態の呼吸数推定部３４は、被験者Ｓの体動の有無に応じて、出力する呼吸数の値を調整する。以下、この調整について説明する。

[0069] 呼吸数推定部３４は、体動判定部３３が被験者Ｓに体動が生じていないと判定している期間（安静期間）、及び体動判定部３３が被験者Ｓに体動が生じていると判定している期間（体動期間）のいずれにおいても、呼吸波形ＢＷのピークが検出される度に、上記の方法に従い、式２、式３を用いて呼吸数の推定値Ｒを逐次算出する。

[0070] そして、安静期間（後述する、体動期間から安静期間に変移した後の所定期間を除く）においては、算出した推定値Ｒを、推定した呼吸数として逐次表示部５に出力する。

[0071] 一方、呼吸数推定部３４は、体動期間においては、上記の方法に従い式２、式３を用いて逐次算出する呼吸数の推定値Ｒに代えて、安静期間から体動期間に変移する直前に算出した推定値Ｒ、即ちその直前の安静期間の最後に算出した推定値Ｒを、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[0072] また、呼吸数推定部３４は、安静期間から体動期間に変移し、その後、再

び安静期間に変移した後も、安静期間への変移時から所定期間が経過するまでは、上記の方法に従い式２、式３を用いて逐次算出する呼吸数の推定値Ｒに代えて、直前の体動期間に出力していた値、即ち安静期間から体動期間に変移する直前に算出した推定値Ｒを、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[0073] その後、安静期間の呼吸波形ＢＷのピークが２つ検出された後に、当該２つのピーク間のピーク間距離ｔを求め、このピーク間距離ｔの値を平均値t_{AV}の値として用いて、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出する。そして体動期間及びその後の所定期間において固定的に出力していた値、即ち安静期間から体動期間に変移する直前に算出した推定値Ｒに代えて、新たに算出した推定値Ｒを、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[0074] 同様に、呼吸数推定部３４は、呼吸波形ＢＷのピークが３つ、４つと検出された時点で、当該３つ、４つのピークの内の隣り合う２つのピーク間のピーク間距離ｔをそれぞれ求め、これらのピーク間距離ｔの単純平均値を平均値t_{AV}の値として用いて、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出する。そして算出した値を、推定した呼吸数として表示部５に出力する。その後、体動期間から安静期間に変化してから推定用サンプリング期間（ここでは２５秒間）が経過した後は、上記の式２を用いた平均値t_{AV}の算出を再開し、算出した平均値t_{AV}を上記の式３に適用して推定値Ｒを算出し、算出した値を、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[0075] この工程の具体例を、図８を用いて説明する。

[0076] 図８に示すように、安静期間に含まれる時刻T_4において呼吸波形ＢＷのピークP_4が検出された後は、呼吸数推定部３４は、時刻T_4を終端とする２５秒間の推定用サンプリング期間に求められた呼吸波形ＢＷに基づいて、上記の式２、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出し、算出した値を推定した呼吸数として出力する。ここでは呼吸数R_4が出力されたものとする。同様に、時刻T_5、T_6において呼吸波形ＢＷのピークP_5、P_6が検出された後は、呼吸数推定部３４は、時刻T_5、T_6を終端とする推定用サンプリング期間に求めら

れた呼吸波形ＢＷに基づいて、上記の式２、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出し、算出した値を推定した呼吸数として出力する。ここでは呼吸数$Ｒ_{5}$、$Ｒ_{6}$が出力されたものとする。

[0077] 次に、時刻$Ｔ_{61}$において被験者Ｓに体動が生じた場合、呼吸数推定部３４は、体動判定部３３が被験者Ｓに体動が生じたと判定したことに基づいて、出力する呼吸数の推定値を、上記の式２、式３を用いて新たに算出する推定値Ｒから、直前に算出した推定値（呼吸数$Ｒ_{6}$に等しい）に切り換える。そして、体動判定部３３が被験者Ｓに体動が生じていると判定している期間、即ち体動期間においては、推定した呼吸数として、呼吸数$Ｒ_{6}$を出力し続ける。

[0078] また、呼吸数推定部３４は、時刻$Ｔ_{62}$において被験者Ｓの体動が収まり、体動判定部３３が被験者Ｓに体動は生じていないと判定した後（即ち安静期間に戻った後）も、所定期間の間、上記の式２、式３を用いて新たに算出する推定値Ｒではなく、時刻$Ｔ_{61}$の直前に算出した推定値（呼吸数$Ｒ_{6}$に等しい）を、推定した呼吸数として出力し続ける。

[0079] その後、呼吸数推定部３４は、時刻$Ｔ_{8}$において被験者Ｓの体動が収まった後の２つ目のピーク$Ｐ_{8}$が検出された後に、被験者Ｓの体動が収まった後の１つ目のピーク$Ｐ_{7}$とピーク$Ｐ_{8}$との間のピーク間距離$ｔ_{8}$を求める。そして、ピーク間距離$ｔ_{8}$を平均値$ｔ_{AV}$の値として用いて、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出し、時刻$Ｔ_{61}$以降固定的に出力していた値（呼吸数$Ｒ_{6}$）に代えて、新たに算出した推定値Ｒを推定した呼吸数として出力する。ここでは呼吸数$Ｒ_{8}$が出力されたものとする。

[0080] 呼吸数推定部３４は、時刻$Ｔ_{9}$において被験者Ｓの体動が収まった後の３つ目のピーク$Ｐ_{9}$が検出された後に、被験者Ｓの体動が収まった後の２つ目のピーク$Ｐ_{8}$とピーク$Ｐ_{9}$との間のピーク間距離$ｔ_{9}$を求める。そして、ピーク間距離$ｔ_{8}$とピーク間距離$ｔ_{9}$の単純平均値を平均値$ｔ_{AV}$の値として用いて、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出し、算出した値を推定した呼吸数として出力する。ここでは呼吸数$Ｒ_{9}$が出力されたものとする。

[0081] 同様に、呼吸数推定部３４は、時刻$Ｔ_{10}$、$Ｔ_{11}$において被験者Ｓの体動が

収まった後の４つ目のピークＰ$_{10}$、５つ目のピークＰ$_{11}$が検出された後に、ピークＰ$_{9}$とピークＰ$_{10}$との間のピーク間距離ｔ$_{10}$、ピークＰ$_{10}$とピークＰ$_{11}$との間のピーク間距離ｔ$_{11}$を求める。そして、ピーク間距離ｔ$_{8}$～ｔ$_{11}$の内、既に得られているものの単純平均値を平均値ｔ$_{AV}$の値として用いて、式３より呼吸数の推定値Ｒを算出し、算出した値を推定した呼吸数として出力する。ここでは呼吸数Ｒ$_{10}$、Ｒ$_{11}$が出力されたものとする。

[0082] その後、呼吸数推定部３４は、時刻Ｔ$_{62}$から推定用サンプリング期間に相当する２５秒が経過した後は、上記の式２を用いた平均値ｔ$_{AV}$の算出を再開し、算出した平均値ｔ$_{AV}$を上記の式３に適用して呼吸数の推定値Ｒを算出する。そして、算出した値を、推定した呼吸数として表示部５に出力する。

[0083] 呼吸数推定部３４が、体動期間、及びその後の安静期間の初期の所定期間において、当該期間に算出する推定値Ｒに代えて、安静期間から体動期間に変化する直前に算出した呼吸数の推定値Ｒを、被験者Ｓの呼吸数の推定値として出力する理由は次の通りである。

[0084] 図８に示す通り、体動期間においても呼吸波形ＢＷにピークは存在し、これが検出される。しかしながら図８に示される波形から明らかなように、呼吸波形ＢＷは被験者Ｓの体動の影響を受けて乱れており、呼吸波形ＢＷの周期も変化している。そのため、体動期間の呼吸波形ＢＷのピークに基づいて求められたピーク間距離は、呼吸の周期を反映しない値となる。推定用サンプリング期間に体動期間が含まれている場合には、式２で求める平均値ｔ$_{AV}$の値が、このような呼吸の周期を反映しないピーク間距離の影響を受けた値となるため、式３を用いて算出される呼吸数の推定値Ｒも、被験者の実際の呼吸数とは乖離した値となっている可能性が高い。

[0085] そこで、呼吸数推定部３４は、体動期間が推定用サンプリング期間に含まれてしまう体動期間、及び体動期間の後の安静期間の初期の所定期間においては、当該期間の推定値として、新たに算出する推定値Ｒではなく、安静期間から体動期間に変化する直前に算出した推定値Ｒを出力する。これにより、生体状態モニタリングシステム１００の使用者に提示する呼吸数の推定値

の信頼性が維持される。

[0086] なお、呼吸数推定部３４は、体動期間中、及び体動期間から安静期間に変移した後の所定期間中は、呼吸波形ＢＷのピーク検出や、ピーク間距離の算出、式２、式３を用いた推定値Ｒの算出を停止してもよい。

[0087] 本実施形態では、安静期間の呼吸波形ＢＷのピークが２つ検出された時点で、これらのピークの間のピーク間距離を用いた推定値Ｒの算出を行い、算出された値を出力している。この方法によれば、体動期間から安静期間に変移した後、推定用サンプリング期間に相当する時間が経過するのを待つことなく、体動期間における呼吸波形ＢＷの乱れの影響を除いた呼吸数の推定値Ｒの算出及び出力を再開することができる。しかしながら、体動終了後、推定用サンプリング期間に略等しい時間が経過するまで、体動期間に変化する直前に算出された推定値Ｒを出力し続けてもよい。

[0088] ［表示工程］

表示工程Ｓ１６においては、制御部３が、呼吸数推定工程Ｓ１５において出力された被験者Ｓの呼吸数（推定値）を、表示部５に表示する。また表示工程Ｓ１６では、表示部５を用いた表示に加えて、又はこれに代えて、報知部６を用いた報知を行っても良い。この場合は例えば、被験者Ｓの呼吸数が所定の設定値に至った場合に報知音を発し、生体状態モニタリングシステム１００の使用者である看護師や介護士等に報せる。

[0089] 本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００の効果を以下にまとめる。

[0090] 本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００の備える呼吸数推定部３４は、被験者Ｓに体動があった場合に、体動中及び体動終了後の所定期間の間、体動発生直前に算出した推定値を、当該期間の呼吸数の推定値として出力する。したがって、本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００は、被験者Ｓに体動が生じた場合も、体動の影響を抑制して、被験者の呼吸数の推定値を高い信頼性をもって出力することができる。

[0091] 本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００の備える呼吸数推定部

３４は、体動期間から安静期間に変移した後、呼吸波形ＢＷのピークが２つ検出された時点で、これらのピークの間のピーク間距離を用いた呼吸数の推定値の算出を再開する。したがって、本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００は、体動終了後、より早期に、表示部５に表示される呼吸数が体動直前に推定された値に固定された状態を解除することができる。

[0092] 本実施形態の生体状態モニタリングシステム１００は、ベッドＢＤの脚ＢＬ$_1$～ＢＬ$_4$の下に配置した荷重検出器１１～１４を用いて被験者Ｓの体動の有無を判定している。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。

[0093] ［変形例］

上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、次の変形態様を採用することもできる。

[0094] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、呼吸数推定部３４は、呼吸波形ＢＷを用いずに被験者Ｓの呼吸数を推定してもよい。

[0095] 具体的には例えば、所定のサンプリング期間に対応する荷重信号ｓ$_1$～ｓ$_4$の少なくとも一つについてフーリエ解析を行い、呼吸に相当する周波数帯域（人間の呼吸は１分間に約１２～２０回程度行われるため、約０．２Ｈｚ～約０．３３Ｈｚである）に現れるピーク周波数を特定することにより行う。特定したピーク周波数より、その期間における被験者Ｓの呼吸数を算出（推定）できる。

[0096] この場合も、サンプリング期間に体動期間が含まれる場合には、体動に起因する荷重信号ｓ$_1$～ｓ$_4$の変動により、算出される被験者Ｓの呼吸数（推定値）の信頼性が低下し得る。したがって、上記実施形態の呼吸数推定部３４と同様の方法により出力する値を調整することで、呼吸数の推定値の信頼性を高めることができる。

[0097] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、体動判定部３３は、標準偏差σ$_1$～σ$_4$を呼吸波形ＢＷの平均振幅Ａ$_{AVn}$で除することにより標準偏差σ$_1$～σ$_4$の規格化を行い、被験者Ｓの体格や呼吸の深さが標準

偏差σ_1～σ_4の値に及ぼす影響を軽減（補償、補正）していたが、呼吸波形ＢＷの振幅を用いた補償（補正）の方法はこれには限られない。具体的には例えば、呼吸波形ＢＷの最新の振幅A_nで除することにより標準偏差σ_1～σ_4の規格化を行ってもよい。

[0098] なお、呼吸波形ＢＷの振幅を用いて標準偏差σ_1～σ_4を補償した後に、補償後の値を閾値と比較する代わりに、呼吸波形ＢＷの振幅を用いて閾値を補償し、標準偏差σ_1～σ_4と補償後の閾値とを比較することもできる。具体的には例えば、上記実施形態においては、標準偏差σ_1～σ_4を平均振幅A_{AVn}で除する代わりに、所定の閾値にA_{AVn}を乗じることにより、所望の補償（補正）を行うことが出来る。このように、両者は実質的に等価であり、比較に用いる標準偏差と閾値のいずれの値を呼吸波形の振幅により補償（補正）するかは適宜選択し得る。本明細書及び本発明においては、「標準偏差を呼吸波形の振幅により補償する」との文言は、閾値を呼吸波形の振幅により補償することも含むものとする。

[0099] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、体動判定部３３は、規格化標準偏差σs_1～σs_4の単純平均値σs_{AV}を閾値σs_{TH}と比較して体動判定を行っていたが、規格化標準偏差σs_1～σs_4の少なくとも１つと閾値との比較、規格化標準偏差σs_1～σs_4の少なくとも２つ以上の単純平均値と閾値との比較、規格化標準偏差σs_1～σs_4の少なくとも２つ以上の合計値と閾値との比較等により体動判定を行うこともできる。

[0100] また、上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、体動判定部３３は、標準偏差に代えて、標準偏差の二乗である分散を用いることもできる。分散を呼吸波形の振幅で規格化する場合には、分散を呼吸波形の振幅の二乗で除してもよい。したがって本明細書及び本発明において、標準偏差は分散も含むものとする。

[0101] 体動判定部３３は、体動判定に用いる閾値にヒステリシスを持たせても良い。具体的には例えば、第１の閾値と、これよりも大きい第２の閾値を設定しておき、被験者Ｓに体動が生じていないと判定されている状況下において

は、単純平均値σs_{AV}が第２の閾値以上となるまで、被験者Ｓに体動が生じたと判定しない。一方で、被験者Ｓに体動が生じていると判定されている状況下においては、単純平均値σs_{AV}が第２の閾値未満となっても被験者Ｓに体動が生じていないとは判定せず、単純平均値σs_{AV}が第１の閾値未満となった時点で、被験者Ｓに体動が生じていないと判定する。

[0102] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、体動判定部３３は、規格化標準偏差σs_1～σs_4を求めることなく、所定の閾値と、標準偏差σ_1～σ_4の少なくとも１つ、又は標準偏差σ_1～σ_4の少なくとも２つ以上の合計値若しくは単純平均値との比較に基づいて、被験者Ｓの体動の有無を判定しても良い。

[0103] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、体動判定部３３は、標準偏差σ_1～σ_4を用いることなく、被験者Ｓの体動の有無を判定することもできる。具体的には例えば、被験者Ｓの重心Ｇの移動に基づいて、被験者Ｓの体動の有無を判定する。

[0104] 前述の通り、被験者Ｓの重心Ｇは、被験者Ｓの呼吸に応じて、被験者Ｓの体軸ＳＡの方向に振動している（図５（ａ））。また、被験者Ｓの重心Ｇは、被験者Ｓに小さな体動や大きな体動が生じた場合には、これに応じて移動する。そして、所定期間における重心Ｇの移動距離は、被験者Ｓが呼吸のみを行っている期間、被験者Ｓが小さな体動を行っている期間、被験者Ｓが大きな体動を行っている期間の順に大きくなる。

[0105] 従って体動判定部３３は、所定期間における重心Ｇの移動距離を、所定の閾値と比較することにより、被験者Ｓに体動が生じているか否かを判定することができる。具体的には例えば、所定期間における重心Ｇの移動距離Ｄが、所定の閾値D_{th}よりも大きい場合に、被験者Ｓに小さな体動が生じていると判定し得る。

[0106] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００は、必ずしも荷重検出器１１～１４の全てを備える必要はなく、このいずれか一つを備えるのみでもよい。例えば荷重検出器が３つの場合には、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。また、荷重検出器は、必ずしもベッドの四隅に配置される必要はなく、ベッド上の被験者の荷重及びその変動を検出しうるように、任意の位置に配置し得る。また、荷重検出器１１～１４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。

[0107] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００においては、荷重検出器１１～１４の各々は、ベッドＢＤの脚の下端に取り付けられたキャスターＣの下に配置されていたがこれには限られない。荷重検出器１１～１４の各々は、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１１～１４をベッドＢＤと一体に又は着脱可能に組み合わせて、ベッドＢＤと本実施形態の生体状態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９）。

[0108] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００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。

[0109] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム１００において、表示部５は、モニターに代えて、又はこれに加えて、生体状態（呼吸数、体動の有無等）を表わす情報を印字して出力するプリンタや、生体状態（呼吸数、体動の有無等）を表示するランプ等の簡易な視覚表示手段を備えてもよい。報知部６はスピーカーに代えて、又はこれに加えて、振動により報知を行う振動発生部を備えてもよい。

[0110] 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

[0111] 本発明の生体状態モニタリングシステムによれば、被験者の体動の影響を抑制して、被験者の呼吸数を高い精度で推定することができる。したがって、本発明の生体状態モニタリングシステムを用いれば、高精度な呼吸数の推定に基づく、質の高い医療、介護を提供することができる。

符号の説明

[0112] １　荷重検出部、１１，１２，１３，１４　荷重検出器、２　Ａ／Ｄ変換部、３　制御部、３１　標準偏差算出部、３２　呼吸波形描画部、３３　体動判定部、３４　呼吸数推定部、４　記憶部、５　表示部、６　報知部、７　入力部、１００　生体状態モニタリングシステム、ＢＤ　ベッド、ＢＤＳ　ベッドシステム、Ｓ　被験者

請求の範囲

[請求項1] ベッド上の被験者の生体状態を所定のモニタリング期間にわたってモニタする生体状態モニタリングシステムであって、

前記ベッド上の被験者の荷重を検出する少なくとも１つの荷重検出器と、

前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者の呼吸数の推定値を逐次求めて出力する呼吸数推定部とを備え、

前記モニタリング期間は、被験者に体動が生じている体動期間と、被験者が呼吸のみを行っている安静期間とを含み、

前記呼吸数推定部は、前記モニタリング期間が第１の安静期間から体動期間に変移し、次いで第２の安静期間に変移する場合、体動期間内、及び体動期間から第２の安静期間への変移後、所定期間が経過するまでは、第１の安静期間において最後に求めた推定値を出力する生体状態モニタリングシステム。

[請求項2] 更に、前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部を備える請求項１に記載の生体状態モニタリングシステム。

[請求項3] 前記少なくとも１つの荷重検出器は、各々が前記ベッド上の被験者の荷重を検出する複数の荷重検出器であり、

更に、前記複数の荷重検出器の各々の検出値の時間的変動に基づいて前記被験者の呼吸波形を求める呼吸波形取得部を備え、

前記呼吸数推定部は、前記呼吸波形に基づいて前記被験者の呼吸数の推定値を求める請求項１又は２に記載の生体状態モニタリングシステム。

[請求項4] 前記呼吸数推定部は、所定のサンプリング期間内に求められた前記被験者の呼吸波形について、隣接する２つのピークの間の距離であるピーク間距離の平均値を求め、該平均値をt_{AV}、被験者の呼吸数の推定値をＲとして、次式により被験者の呼吸数の推定値を求める

[数1]

$$R = 60 / t_{AV}$$

請求項３に記載の生体状態モニタリングシステム。

[請求項5] 前記呼吸数推定部は、第２の安静期間の前記所定期間が経過した後、第２の安静期間内に求められた前記被験者の呼吸波形の１つ目のピークと２つ目のピークとの間のピーク間距離を求め、該ピーク間距離をｔ、被験者の呼吸数の推定値をＲとして、次式により被験者の呼吸数の推定値を求めて出力する

[数2]

$$R = 60 / t$$

請求項３又は４に記載の生体状態モニタリングシステム。

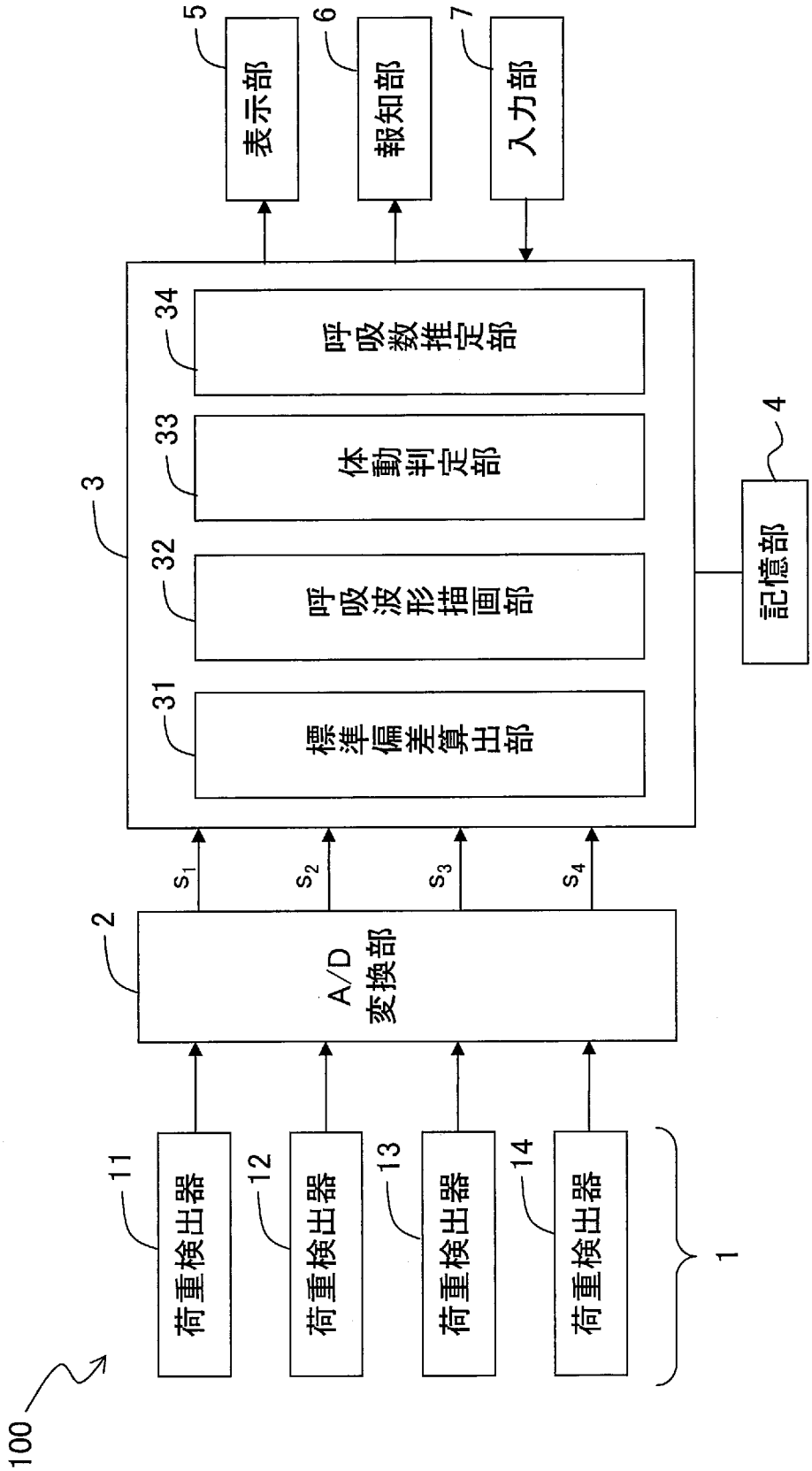
[請求項6] 第２の安静期間の前記所定期間の長さと、前記所定のサンプリング期間の長さとが略等しい請求項４に記載の生体状態モニタリングシステム。

[請求項7] 更に、前記呼吸数推定部が出力した前記被験者の呼吸数の推定値を表示する表示部を備える請求項１～６のいずれか一項に記載の生体状態モニタリングシステム。

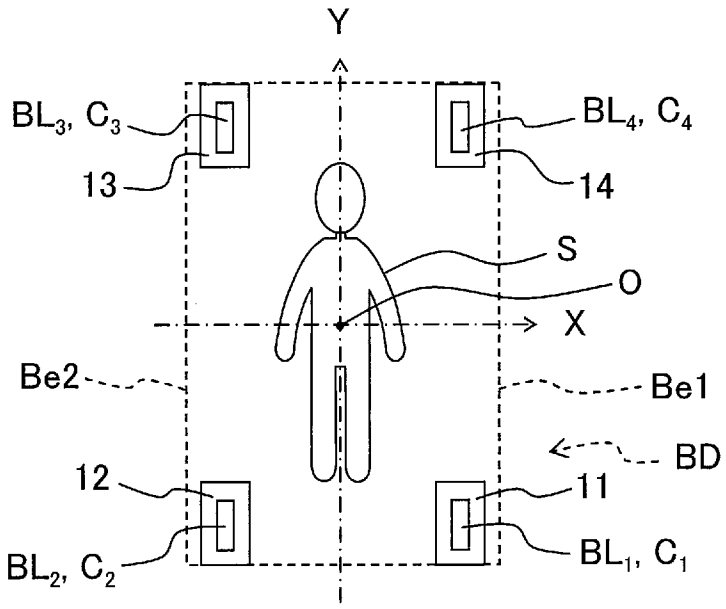
[請求項8] ベッドと、

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

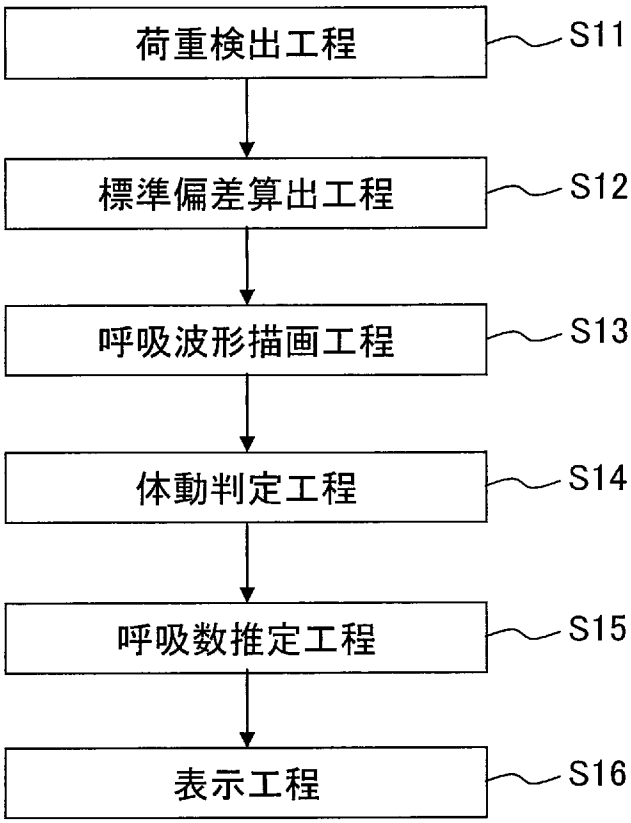
[図1]


100
荷重検出器
荷重検出器
荷重検出器
荷重検出器
11
12
13
14
1
A/D
変換部
2
s1
s2
s3
s4
3
標準偏差算出部
呼吸波形描画部
体動判定部
呼吸数推定部
31
32
33
34
4
記憶部
表示部
報知部
入力部
5
6
7

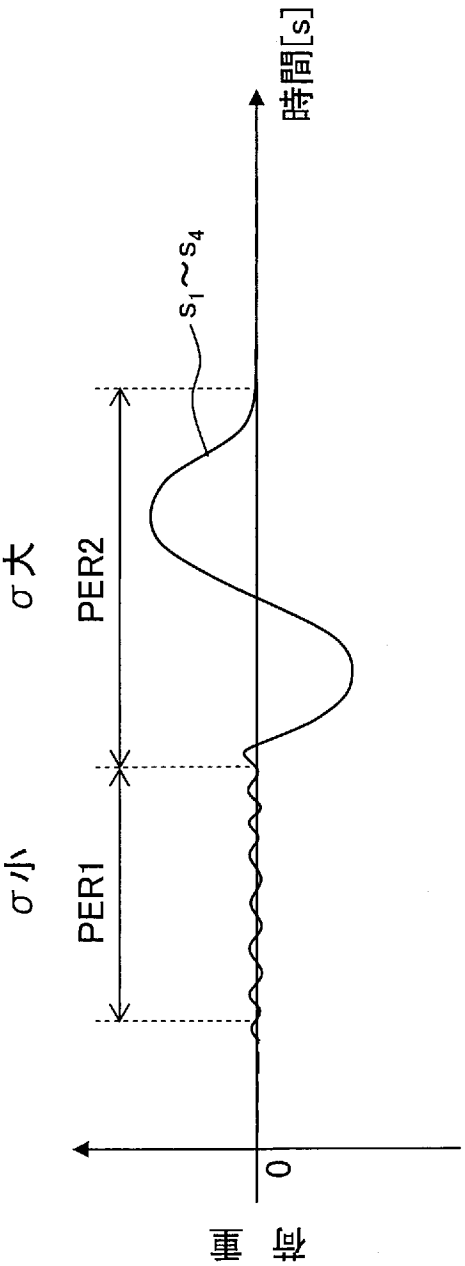
[図2]


Y
BL3, C3
BL4, C4
13
14
S
O
X
Be2
Be1
BD
12
11
BL2, C2
BL1, C1

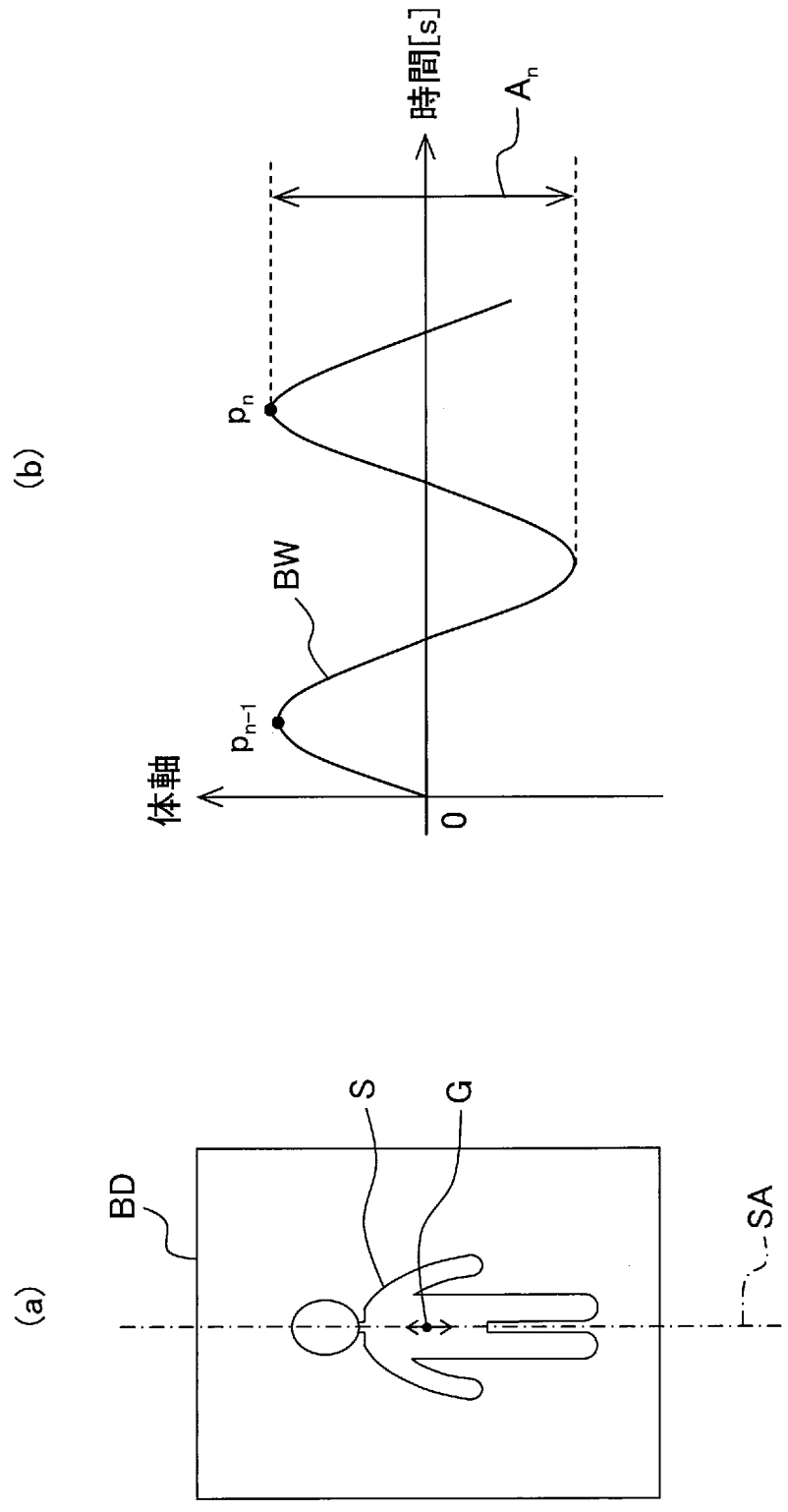
[図3]


荷重検出工程
S11
標準偏差算出工程
S12
呼吸波形描画工程
S13
体動判定工程
S14
呼吸数推定工程
S15
表示工程
S16

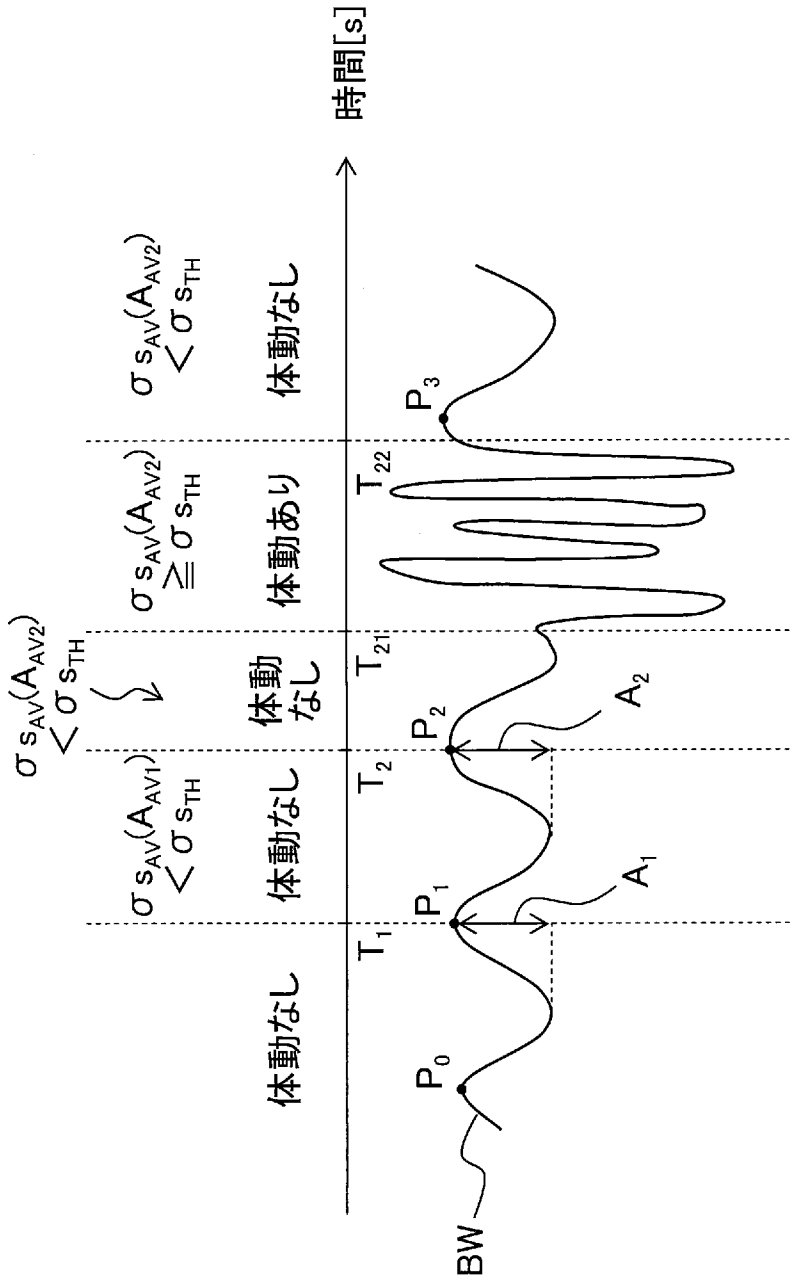
[図4]



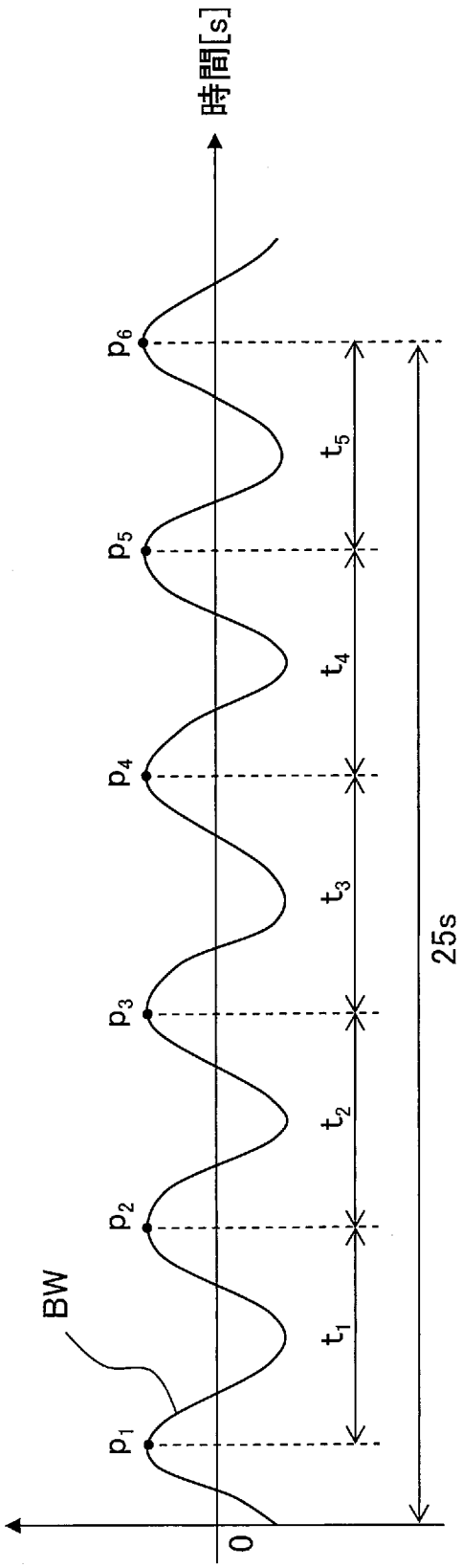
[図5]



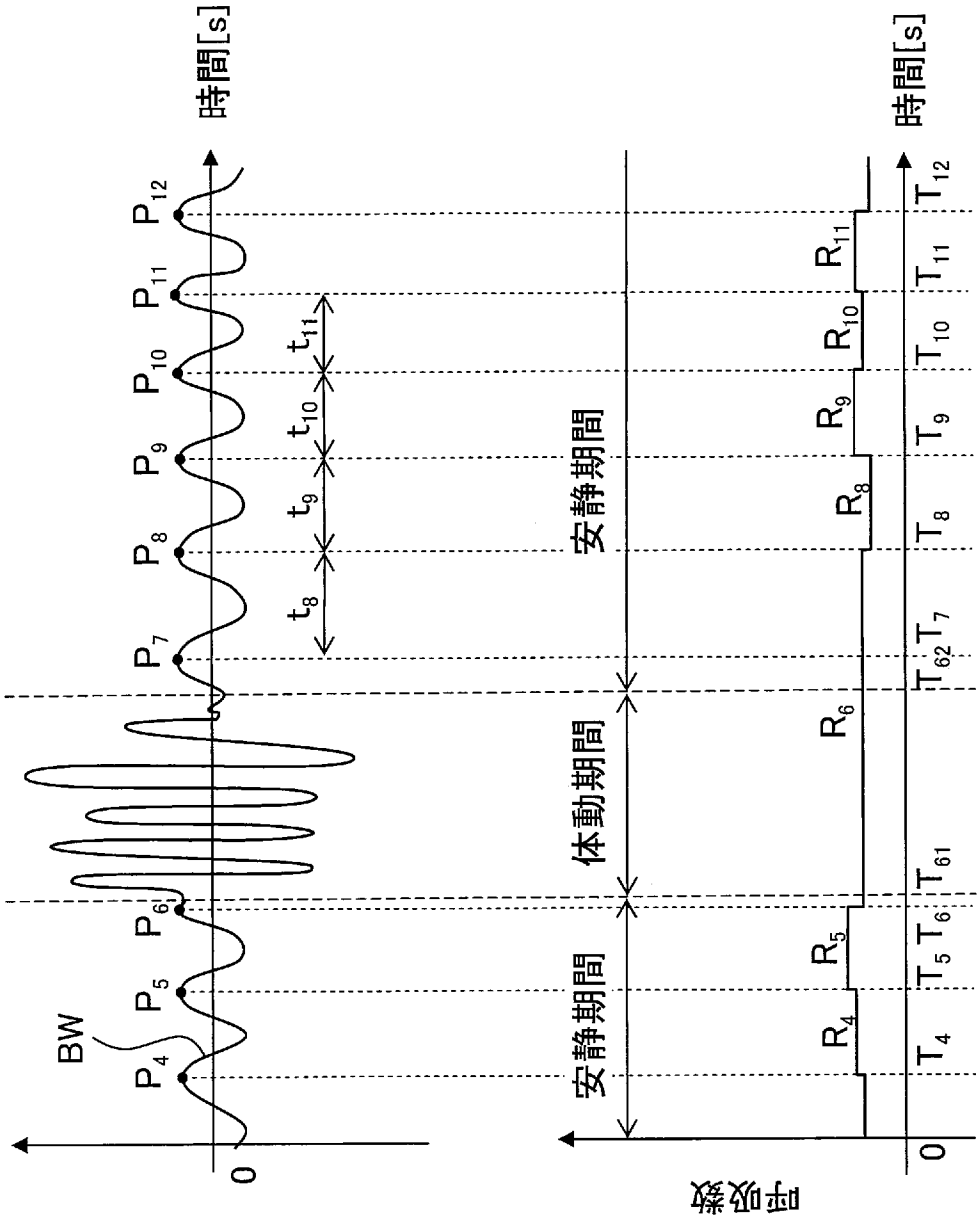
[図6]


時間[s]
BW
P0
P1
P2
P3
A1
A2
T1
T2
T21
T22
体動なし
体動なし
体動
なし
体動あり
体動なし
σsAV(AAV1) < σsTH
σsAV(AAV2) < σsTH
σsAV(AAV2) ≧ σsTH
σsAV(AAV2) < σsTH

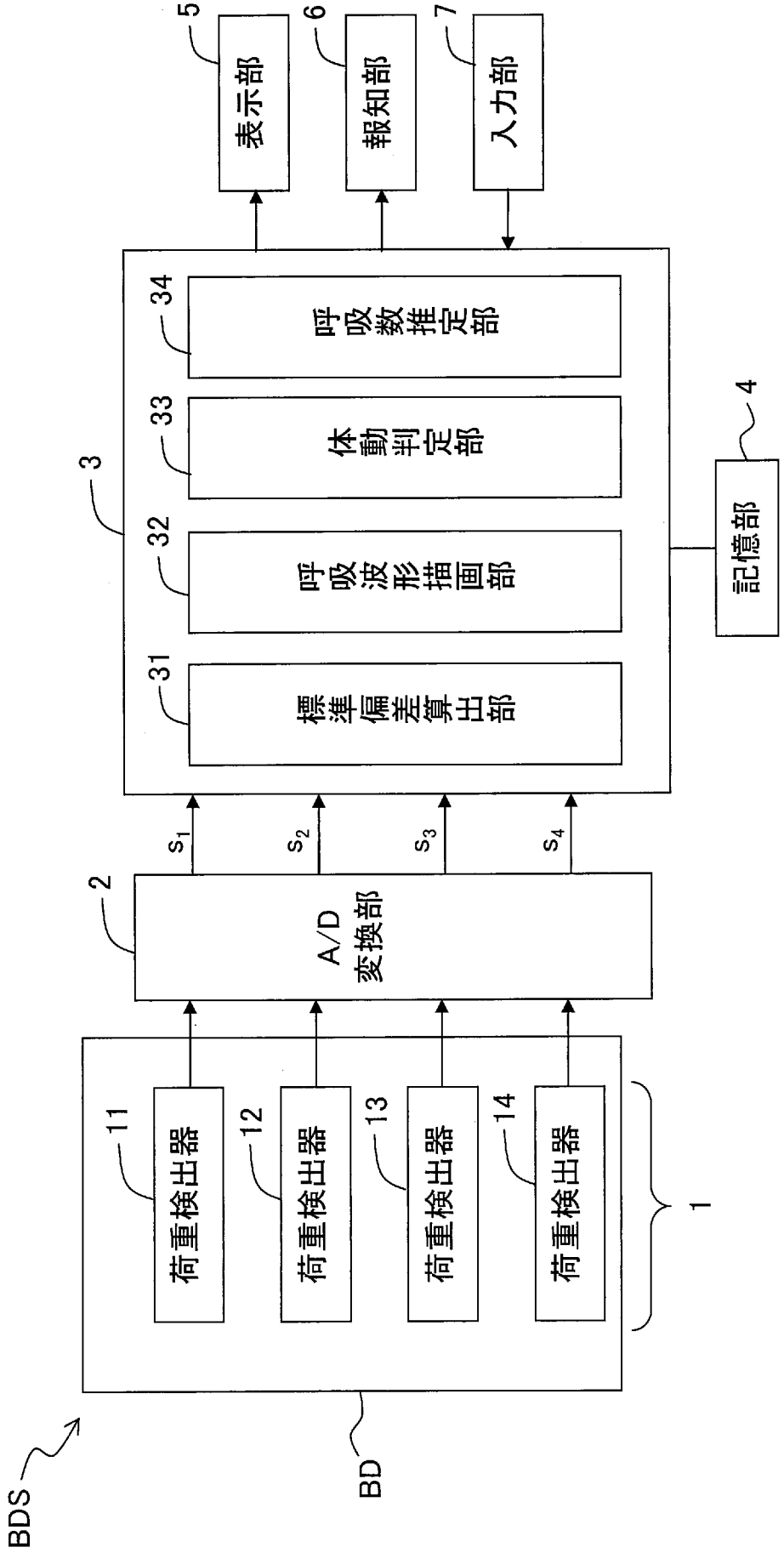
[図7]



[図8]


時間[s]
BW
P4
P5
P6
P7
P8
P9
P10
P11
P12
t8
t9
t10
t11
0
安静期間
体動期間
安静期間
呼吸数
時間[s]
R4
R5
R6
R8
R9
R10
R11
T4
T5
T6
T61
T62
T7
T8
T9
T10
T11
T12
0

[図9]


BDS
BD
1
11
荷重検出器
12
荷重検出器
13
荷重検出器
14
荷重検出器
2
A/D
変換部
s_1
s_2
s_3
s_4
3
31
標準偏差算出部
32
呼吸波形描画部
33
体動判定部
34
呼吸数推定部
4
記憶部
5
表示部
6
報知部
7
入力部

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/016128

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/113(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl. A61B5/11-5/113, A61B5/08-5/097

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-64350 A (MINEBEAMITSUMI INC.) 06 April 2017, paragraphs [0025]-[0123], fig. 1-20 & US 2018/0206793 A1, paragraphs [0049]-[0147], fig. 1-20 & WO 2017/056476 A1 & EP 3355784 A1 & CN 108289639 A	1-8
Y	JP 2017-77451 A (MINEBEAMITSUMI INC.) 27 April 2017, paragraphs [0023]-[0169], fig. 1-24 & US 2018/0146889 A1, paragraphs [0053]-[0209], fig. 1-24 & WO 2017/018506 A1 & EP 3329891 A1 & CN 108289779 A	1-8
Y	JP 2006-280615 A (SUMITOMO OSAKA CEMENT CO., LTD.) 19 October 2006, paragraphs [0086], [0117] (Family: none)	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 26 June 2019 (26.06.2019)	Date of mailing of the international search report 09 July 2019 (09.07.2019)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2019/016128

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2017-104360 A (TOKYO METROPOLITAN UNIV.) 15 June 2017, paragraph [0053] (Family: none)	1-8
A	JP 2012-165979 A (TOKYO METROPOLITAN UNIV.) 06 September 2012, paragraphs [0050]-[0053] (Family: none)	1-8

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１９／０１６１２８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/113(2006.01)i, A61B5/11(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/11-5/113, A61B5/08-5/097

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１９年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2017-64350 A (ミネベアミツミ株式会社) 2017.04.06, 段落[0025]-[0123], 第1-20図 & US 2018/0206793 A1, 段落[0049]-[0147], 第1-20図 & WO 2017/056476 A1 & EP 3355784 A1 & CN 108289639 A	1-8
Y	JP 2017-77451 A (ミネベアミツミ株式会社) 2017.04.27, 段落[0023]-[0169], 第1-24図 & US 2018/0146889 A1, 段落[0053]-[0209], 第1-24図 & WO 2017/018506 A1 & EP 3329891 A1 & CN 108289779 A	1-8

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２６．０６．２０１９	国際調査報告の発送日 ０９．０７．２０１９
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９８１３ ▲高▼　芳徳 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2006-280615 A（住友大阪セメント株式会社）2006.10.19, 段落[0086],[0117]（ファミリーなし）	1-8
Y	JP 2017-104360 A（公立大学法人首都大学東京）2017.06.15, 段落[0053]（ファミリーなし）	1-8
A	JP 2012-165979 A（公立大学法人首都大学東京）2012.09.06, 段落[0050]-[0053]（ファミリーなし）	1-8