

(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)



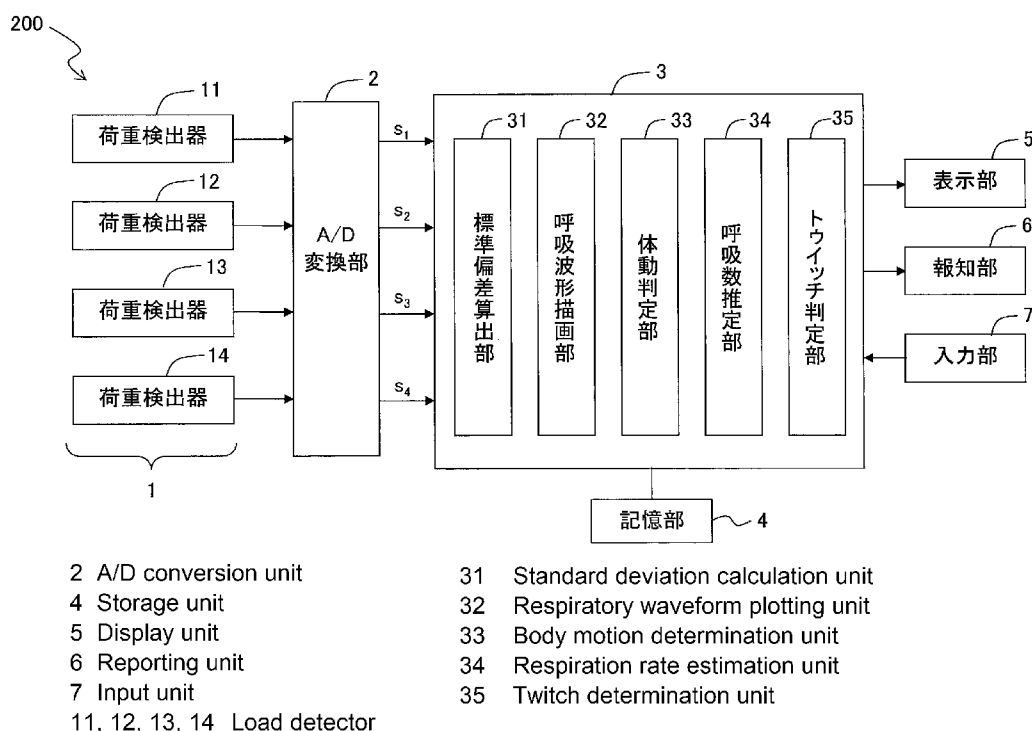
(10) 国際公開番号

WO 2019/208547 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/JP2019/017162
- (22) 国際出願日: 2019年4月23日(23.04.2019)
- (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 2018-085690 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 4 1 0 6 - 7 3 Nagano (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 4 1 0 6 - 7 3 ミネベアミツミ株式会社内 Nagano (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



(57) Abstract: A biological state monitoring system (100, 200) monitors the biological state of a subject on a bed (BD) and comprises: at least one load detector (11, 12, 13, 14) that detects the load of the subject on the bed; a body motion determination unit (33) that determines whether a body motion is occurring in the subject, on the basis of a temporal change in the detected values of the load detectors; a respiration rate estimation unit (34) that successively derives an estimated value of the respiration rate of the subject, on the basis of the temporal change in the detected values of the load

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:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

detector, and outputs the derived values; and a twitch determination unit (35) that determines whether the body motion is a twitch on the basis of the duration of the body motion of the subject. If the twitch determination unit determines that the body motion is not a twitch, the respiration rate estimation unit stops outputting the respiration rate estimated value, or outputs a first estimated value derived last of all in the period which immediately preceded the body motion and in which the body motion determination unit determined that a body motion had not occurred in the subject. If the twitch determination unit determines that the body motion is a twitch, the respiration rate estimation unit successively outputs newly derived respiration rate estimated values.

(57) 要約: ベッド (B D) 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 (1 0 0, 2 0 0) 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 (1 1、1 2、1 3、1 4) と、前記荷重検出器の検出値の時間的変動に基づいて、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部 (3 3) 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 (3 4) と、被験者の体動の持続時間に基づいて、該体動がトゥイッチであるか否かを判定するトゥイッチ判定部 (3 5) とを備える。前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチではないと判定した場合には、前記呼吸数推定部は、前記呼吸数の推定値の出力を停止し、又は前記体動の直前の、前記体動判定部が被験者に体動が生じていないと判定した期間において最後に求めた第1推定値を出力する。前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチであると判定した場合には、前記呼吸数推定部は、新たに求める呼吸数の推定値を順次出力する。

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、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部と、

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、

被験者の体動の持続時間に基づいて、該体動がトゥイッチであるか否かを判定するトゥイッチ判定部とを備え、

前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチではないと判定した場合には、前記呼吸数推定部は、前記呼吸数の推定値の出力を停止し、又は前記体動の直前の、前記体動判定部が被験者に体動が生じていないと判定した期間において最後に求めた第1推定値を出力し、前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチであると判定した場合には、前記呼吸数推定部は、新たに求める呼吸数の推定値を順次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において、前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチではないと判定した場合には、前記呼吸数推定部は第1推定値を出力してもよい。

[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、前記トゥイッチ判定部は、前記体動判定部の判定結果が体動有りである期間の長さと所定の閾値との比較に基づいて、被験者の体動がトゥイッチであるか否かを判定してもよい。

[0009] 本発明の第2の態様に従えば、

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、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部と、

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、

前記体動判定部が被験者に体動が生じていると判定する期間中は、前記呼吸数推定部は、前記呼吸数の推定値の出力を停止し、又は前記期間の直前の、前記体動判定部が被験者に体動が生じていないと判定した期間において最後に求めた第1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。

[0010] 第2の態様の生体状態モニタリングシステムにおいて、前記体動判定部が被験者に体動が生じていると判定する期間中は、前記呼吸数推定部は第1推定値を出力してもよい。

[0011] 第1の態様又は第2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。

[0012] 本発明の第3の態様に従えば、

ベッドと、

第1の態様又は第2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

[0013] 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

[0014] [図1]図1は、本発明の第1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、本発明の第1実施形態の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、本発明の第2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10]図10は、本発明の第2実施形態の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11]図11は、第2実施形態の呼吸数推定工程中の、被験者の体動がトゥイッチか否かに基づいて出力する推定値の内容を異ならせる工程を示すフローチャートである。

[図12]図12（a）、図12（b）は、呼吸数推定部がトゥイッチ判定部の判定結果を参照して出力する呼吸数の推定値の調整を行う工程について説明するための説明図である。

[図13]図13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

[0015] <第1実施形態>

本発明の第1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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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 BL₁、BL₂、BL₃、BL₄ 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] [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BL₁～BL₄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。

[0028] 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。

[0029] [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、例えば過去5秒間をサンプリング期間として常時行

われ得る。

[0030] 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 $s_1 \sim s_4$ の変動の量が小さい期間PER1においては標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $s_1 \sim s_4$ の変動の量が大きい期間PER2においては標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ も大きくなる。

[0031] 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の値が大きくなる。

[0032] 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 $s_1 \sim s_4$ 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。

[0033] 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 $s_1 \sim s_4$ 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。

[0034] [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 $s_1 \sim s_4$ に基づいて被験者 S の呼吸波形を描画する。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 呼吸波形描画部 32 は、まず、荷重検出部 1 からの荷重信号 $s_1 \sim s_4$ 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。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] [体動判定工程]

体動判定工程 S 1 4 では、体動判定部 3 3 が、標準偏差算出工程 S 1 2 で算出した標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ と、呼吸波形描画工程 S 1 3 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。

[0042] 判定は、具体的には例えば、次のように行う。

[0043] 体動判定部 3 3 は、まず、呼吸波形描画工程 S 1 3 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} 、 $\dots$ 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。

[0044] なお、振幅 A_n 、 A_{n-1} 、 A_{n-2} 、 $\dots$ 、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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の単純平均値 σ_{AV} 、或いは標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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）。

[0045] 次に、体動判定部 3 3 は、下記の式 (1) により、規格化標準偏差 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ を求める。

[数1]

(式 1)

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

- [0046] そして、算出した規格化標準偏差 $\sigma s_1 \sim \sigma s_4$ 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。
- [0047] 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の値とを用いて、（式 1）により、逐次、規格化標準偏差 $\sigma s_1 \sim \sigma s_4$ を算出し、単純平均値 σs_{AV} を算出する。
- [0048] 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。
- [0049] 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。
- [0050] 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。

[0051] この工程の具体例を、図6を用いて説明する。

[0052] 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 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ 、及び単純平均値 σ_{sAV} （ここでは、 $\sigma_{sAV}(A_{AV1})$ と記載する）を算出し、単純平均値 $\sigma_{sAV}(A_{AV1})$ と閾値 σ_{sTH} との比較に基づき、被験者Sの体動の有無を判定する。

[0053] 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 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ 、及び単純平均値 σ_{sAV} （ここでは、 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ と記載する）を算出し、単純平均値 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ と閾値 σ_{sTH} との比較に基づき、被験者Sの体動の有無を判定する。

[0054] 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 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ が閾値 σ_{sTH} 以上となることに基いて、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 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ が閾値 σ_{sTH} 以上である期間については、単純平均値 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ を用いた体動判定を継続する。

[0055] 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 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ が閾値 σ_{sTH} 未満となることに基いて、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 $\sigma_{sAV}(A_{AV2})$ を用いた体動判定を継続する。

[0056] 体動判定部33が、呼吸波形の振幅 A_n （平均振幅 A_{AVn} ）を用いて標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の値の規格化を行うのは次の理由による。

[0057] 上述した通り、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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。

[0058] しかしながら、本発明の発明者の知見によれば、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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。

[0059] 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。

[0060] 即ち、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ 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。

[0061] [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。

[0062] 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。

[0063] 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つのピーク間の距離（以下、ピーク間距離 t と呼ぶ）をそれぞれ求める。

[0064] 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 $p_1 \sim p_6$ 、及びピーク $p_1 \sim p_6$ の間のピーク間距離 $t_1 \sim t_5$ を示す。

[0065] 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2]

(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。

[0066] 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3]

(式3)

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

[0067] 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。

[0068] 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B

W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。

[0069] 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。

[0070] 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（第1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。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 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。

[0074] この工程の具体例を、図 8 を用いて説明する。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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 $t_8 \sim t_{11}$ 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] [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。

[0088] 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。

[0089] 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。

[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、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。

[0091] 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 BL₁～BL₄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。

[0092] <第 2 実施形態>

次に、本発明の第 2 実施形態の生体状態モニタリングシステム 200 について説明する。

[0093] 上記の第 1 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、呼吸数推定部 34 は、被験者 S の体動により呼吸波形に乱れが生じている体動期間等において、出力する被験者 S の呼吸数の推定値を、体動期間の直前に算出された推定値（第 1 推定値）に固定する。生体状態モニタリングシステム 100 は、こうすることにより、呼吸波形の乱れの影響で呼吸数の推定

値の信頼性が低下することを防止している。

[0094] ここで、レム睡眠中の人間には、トゥイッチ（t w i t c h）と呼ばれる筋肉の攣縮運動（ピクツとした動き）が生じることが知られている。トゥイッチも、体動の一種である。本発明の発明者は、トゥイッチが生体状態のモニタリングに与える影響を研究し、被験者にトゥイッチが生じても、トゥイッチにより呼吸波形に大きな乱れが生じることはないとの知見を得た。これは、持続時間（継続時間）の短い体動であるトゥイッチの影響が、呼吸波形を取得するための計算処理やフィルタリング処理において除去又は軽減されるためであると考えられる。一方で、本発明の発明者の知見によれば、体動がトゥイッチである場合でも、体動判定部は体動が生じたとの判定を行う。

[0095] 第2実施形態の生体状態モニタリングシステム200は、本発明の発明者の上記知見に基づくものであり、体動判定部が被験者に体動が生じたと判定した場合であっても、当該体動がトゥイッチである場合には、第1実施形態の生体状態モニタリングシステム100の呼吸数推定部34が行う推定値の固定を行わないように構成されている。これにより、第2実施形態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より一層高い信頼性をもって出力することができる。

[0096] 第2実施形態の生体状態モニタリングシステム200（図9）は、被験者の体動がトゥイッチであるか否かを判定するトゥイッチ判定部35を備える点を除いては、第1実施形態の生体状態モニタリングシステム100と同一の構成を有する。第1、第2実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200において共通する構成については説明を省略する。トゥイッチ判定部35の動作については後述する。

[0097] 生体状態モニタリングシステム200を使用した被験者の呼吸数の推定は、図10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S21、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S22、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S23、標準偏差算出工程S22で求めた標準偏差及び呼吸波

形描画工程 S 2 3 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 S 2 4、被験者 S の体動がトゥイッチであるか否かを判定するトゥイッチ判定工程 S 2 5、呼吸波形描画工程 S 2 3 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 S 2 6、及び出力された呼吸数を表示する表示工程 S 2 7 を含む。

[0098] 荷重検出工程 S 2 1、標準偏差算出工程 S 2 2、呼吸波形描画工程 S 2 3、体動判定工程 S 2 4、表示工程 S 2 7 は、それぞれ、第 1 実施形態の生体状態モニタリングシステム 1 0 0 が実行する荷重検出工程 S 1 1、標準偏差算出工程 S 1 2、呼吸波形描画工程 S 1 3、体動判定工程 S 1 4、表示工程 S 1 6 と実質的に同一であるため説明を省略する。

[0099] [トゥイッチ判定工程、呼吸数推定工程]

トゥイッチ判定工程 S 2 5 においては、トゥイッチ判定部 3 5 が、体動判定部 3 3 の判定結果に基づいて、被験者 S に生じている体動がトゥイッチであるか否かを判定する。判定は、具体的には次の方法により行われる。

[0100] トゥイッチ判定部 3 5 は、体動判定部 3 3 から体動判定の結果を受け取り、判定結果が体動無しから体動有りに変化した時点で、時間計測を開始する。そして、体動判定部 3 3 の判定結果が体動無しから体動有りに変化した時点の後、判定結果が再び体動無しに戻るまでの長さ（持続時間）を計測により求め、求めた持続時間を所定の閾値 D_{th} と比較する。

[0101] 比較の結果、ある体動の持続時間が閾値 D_{th} よりも短い場合には、当該体動は、持続時間の短いトゥイッチであると判定する。一方で、ある体動の持続時間が閾値 D_{th} よりも長い場合には、当該体動は持続時間の長い体動であり、トゥイッチではないと判定する。

[0102] 判定に用いる閾値 D_{th} は、トゥイッチの一般的な持続時間に基づいて適宜決定し得る。また、トゥイッチの影響によりベッド等に生じる振動が収束するまでの時間も考慮して閾値 D_{th} の決定を行っても良く、システムを実装する上でのその他の要因を考慮して閾値 D_{th} の決定を行っても良い。閾値 D_{th} は、具体的には例えば、0.5 秒～6 秒程度とし得る。

- [0103] 本明細書及び本発明においては、持続時間が所定時間よりも短い体動、換言すれば、その発生が体動判定に影響を及ぼす期間が所定期間（一例として0.5秒～6秒）よりも短い体動をトゥイッチとみなす。
- [0104] 呼吸数推定工程S26においては、呼吸数推定部34が、呼吸波形描画部32が描画する呼吸波形BW、体動判定部33の判定結果、及びトゥイッチ判定部35の判定結果に基づいて、被験者Sの呼吸数の推定値を算出し、出力する。
- [0105] 呼吸数推定部34は、呼吸波形描画部32から呼吸波形BW、体動判定部33から体動判定の結果を受け取り、これらを所定時間Xだけ遅延させて用いる。このような遅延を行う理由は後述する。
- [0106] 図11のフローチャートに示す通り、呼吸数推定部34は、まず、体動判定部33の判定結果に基づいて、被験者Sに体動が生じているか否かを判定する（図11。S261）。そして、被験者Sに体動が生じていない場合（S261：No）は、式2、式3を用いて逐次新たに算出する推定値Rを、推定した呼吸数として順次表示部5に出力する（図11。S263）。
- [0107] 呼吸数推定部34は、被験者Sに体動が生じている場合（S261：Yes）には、第1実施形態の呼吸数推定工程S15とは異なり、次の処理を行う。
- [0108] 呼吸数推定部34は、体動判定部33の判定結果が体動無しから体動有りに変化した時点で、まず、トゥイッチ判定部35の判定結果に基づいて、当該体動がトゥイッチであるか否かを判定する（図11。S262）。
- [0109] そして、当該体動がトゥイッチではない場合（S262：No）には、第1実施形態の呼吸数推定工程S15において被験者Sに体動が生じた場合と同様に、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移行する直前に算出した推定値（第1推定値）Rを、推定した呼吸数として表示部5に出力する（図11。S264）。続いて、体動期間から安静期間に移行した後の処理も、第1実施形態の呼吸数推定工程S15と同様である。

[0110] 一方、当該体動がトゥイッチである場合（S 2 6 2 : Y e s）には、呼吸数推定部 3 4 は、安静期間と同様に、式 2、式 3 を用いて新たに算出される推定値 R を、推定した呼吸数として逐次表示部 5 に出力する（図 1 1。S 2 6 3）。すなわち、呼吸数推定部 3 4 は、体動判定部 3 3 が被験者 S に体動が生じていると判定した場合であっても、トゥイッチ判定部 3 5 により当該体動がトゥイッチであると判定された場合には、当該体動が生じている期間を体動期間とはみなさず、安静期間と同様の処理を行うように構成されている。

[0111] なお、呼吸数推定部 3 4 は、上記の通り、呼吸波形描画部 3 2 から受け取った呼吸波形 BW 、及び体動判定部 3 3 から受け取った体動判定の結果を、所定時間 X だけ遅延させて用いている。したがって、所定時間 X を閾値 D_{th} よりも大きな値とすれば、呼吸数推定部 3 4 における処理上で体動判定部 3 3 の判定結果が体動無しから体動有りに変化する時点においては、トゥイッチ判定部 3 5 は、既に、当該体動がトゥイッチであるか否かの判定を完了していることになる。したがって、呼吸数推定部 3 4 は、上記の通り、体動判定部 3 3 の判定結果が体動無しから体動有りに変化した時点で、当該体動がトゥイッチであるか否かを判定（確認）することができる。

[0112] この工程の具体例を、図 1 2（a）、図 1 2（b）を用いて説明する。なお、図 1 2（a）の下側のグラフ、及び図 1 2（b）において、縦軸の「1」は体動有りを、「0」は体動無しを意味する。

[0113] 図 1 2（b）に示すように、体動判定部 3 3 が、時刻 T_{13} に、被験者 S に体動が生じたと判定した場合、トゥイッチ判定部 3 5 は、当該時点から、体動判定部 3 3 の判定結果が再び体動無しに戻る時刻 T_{14} までの持続時間（継続時間）を計測し、求めた持続時間を閾値 D_{th} と比較する。ここでは、閾値 D_{th} が 3 秒、時刻 T_{13} から時刻 T_{14} までの持続時間が 2 秒であり、トゥイッチ判定部 3 5 は、時刻 T_{13} から時刻 T_{14} の間に生じた体動は、トゥイッチであると判定したものとする。

[0114] その後、図 1 2（a）の下側のグラフに示すように、時刻 T_{13} から所定時

間 X （呼吸数推定部34におけるデータ遅延時間。一例として約5秒）だけ経過した後の時刻 $T_{13} + X$ に、呼吸数推定部34は、被験者 S に体動が生じたとの体動判定部33の判定結果に基づき、トゥイッチ判定部35の判定結果を参照して、その後の処理内容を決定する。

[0115] ここでは、トゥイッチ判定部35は、時刻 T_{13} から時刻 T_{14} の間に生じた体動はトゥイッチであると判定しているため、呼吸数推定部34は、時刻 $T_{13} + X$ の後、式2、式3を用いて新たに算出される推定値 R を、推定した呼吸数として逐次表示部5に出力する。推定値は、時刻 T_{13} 頃の被験者 S の状態を表わす値であるが、所定時間 X だけ遅延して時刻 $T_{13} + X$ 以降に出力される。

[0116] なお、図12(a)の上側のグラフに示すように、被験者 S にトゥイッチが生じている期間においても、被験者 S の呼吸波形に大きな乱れは生じない。そのため、推定用サンプリング期間にトゥイッチが生じている期間が含まれている場合であっても、式2、式3を用いて新たに算出される推定値 R の信頼性は高い。

[0117] 次に、体動判定部33が、時刻 T_{15} に、被験者 S に体動が生じたと判定した場合、トゥイッチ判定部35は、再度、当該時点から時間計測を開始する。そして、トゥイッチ判定部35は、体動判定部33の判定結果が体動有りである期間が閾値 D_{th} （ここでは3秒）を越えた時点で、当該体動はトゥイッチではないと判定する。ここでは、時刻 $T_{15} + X$ よりも前に、体動判定部33が、時刻 T_{15} から継続して生じている体動はトゥイッチではないと判定したものとする。

[0118] その後、時刻 T_{15} から所定時間 X だけ経過した後の時刻 $T_{15} + X$ に、呼吸数推定部34は、被験者 S に体動が生じたとの体動判定部33の判定結果に基づき、トゥイッチ判定部35の判定結果を再度参照して、その後の処理内容を決定する。

[0119] ここでは、トゥイッチ判定部35は、時刻 T_{15} から継続して生じている体動はトゥイッチではないと判定しているため、呼吸数推定部34は、時刻 $T_{15} + X$ 以降に出力される。

$t_5 + X$ の後、時刻 $T_{15} + X$ の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。推定値は、時刻 T_{15} 以降の被験者 S の状態を表わす値であるが、所定時間 X だけ遅延して、時刻 $T_{15} + X$ 以降に出力される。

[0120] 第2実施形態の生体状態モニタリングシステム 200 は、第1実施形態の生体状態モニタリングシステム 100 が奏する効果に加えて、次の効果を奏する。

[0121] 第2実施形態の生体状態モニタリングシステム 200 はトゥイッチ判定部 35 を備え、被験者 S に体動が生じている場合であっても、当該体動が呼吸数の推定値の算出への影響が小さいトゥイッチである場合には、呼吸数推定部 34 に、新たに算出される推定値 R の出力を続けさせる。このように、第2実施形態の生体状態モニタリングシステム 200 は、体動がトゥイッチであるか否かを判定することにより、過去の安静期間に算出した推定値を代替的に出力する期間を必要最小限とすることができる。そのため、被験者の呼吸数の推定値をより一層高い信頼性をもって出力することができる。

[0122] なお、上記の第2実施形態の生体状態モニタリングシステム 200 の呼吸数推定部 34 は、呼吸波形描画部 32 から受け取った呼吸波形 BW 、及び体動判定部 33 から受け取った体動判定の結果を、所定時間 X だけ遅延させて処理を行っていたが、これには限られない。例えば、システムにおける処理内容によっては、呼吸波形 BW の描画が、体動判定部 33 における体動判定よりも、所定時間だけ遅れる場合もある。この場合は、呼吸数推定部 34 において改めて遅延を行わなくても、トゥイッチ判定部 35 における判定を、呼吸数推定部 34 における処理よりも前に完了することが出来る。

[0123] [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、200 において、次の変形態様を採用することもできる。

[0124] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム 100、200 の呼吸数推定部 34 は、被験者 S に体動が生じたと判定された後、体動期間内のみ、出力する呼吸数の推定値を、体動期間の直前に算出された推定値 R に維持する

ように構成されていてもよい。体動期間は、被験者Sに体動が生じている限り継続し得るため長期にわたり得る。一方で、体動終了後の所定期間は、長くても推定用サンプリング期間程度であり、上記第1、第2実施形態では25秒程度である。したがって、この変形例のように、呼吸数推定部34が出力する推定値の調整を体動期間においてのみ行う構成としても、被験者Sの体動の影響を相当程度抑制して、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。

[0125] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200は、被験者Sに体動が生じたと判定された後、体動期間、及び／又は体動期間直後の安静期間初期の所定期間において、被験者Sの呼吸数の推定値の出力を停止してもよい。この場合、生体状態モニタリングシステム100、200の使用者は、例えば最後に出力された呼吸数の推定値（即ち、体動期間の直前に算出された推定値R）を記憶することにより、被験者の現在の呼吸数の推定値を推測できる。この変形例の構成によっても、被験者Sの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。

[0126] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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。

[0127] 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 $s_1 \sim s_4$ 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。

[0128] 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 $s_1 \sim s_4$ 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。

[0129] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200において、体動判定部33は、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の規格化を行ってもよい。

[0130] なお、呼吸波形BWの振幅を用いて標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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。

[0131] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200において、体動判定部33は、規格化標準偏差 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ の単純平均値 σ_{sAV} を閾値 σ_{sTH} と比較して体動判定を行っていたが、規格化標準偏差 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ の少なくとも1つと閾値との比較、規格化標準偏差 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ 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 $\sigma_{s1} \sim \sigma_{s4}$ 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。

[0132] また、上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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。

[0133] 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 $\sigma_{s_{AV}}$ 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 $\sigma_{s_{AV}}$ 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 $\sigma_{s_{AV}}$ 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。

[0134] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200において、体動判定部33は、規格化標準偏差 $\sigma_{s_1} \sim \sigma_{s_4}$ を求めることなく、所定の閾値と、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ の少なくとも1つ、又は標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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。

[0135] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200において、体動判定部33は、標準偏差 $\sigma_1 \sim \sigma_4$ 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。

[0136] 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。

[0137] 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。

[0138] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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するように、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。

[0139] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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と第1、第2実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200とからなるベッドシステムBDSを構成してもよい（図13）。

[0140] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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。

[0141] 上記実施形態の生体状態モニタリングシステム100、200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。

[0142] 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

[0143] 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

[0144] 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、35 トウイッチ判定部、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、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部と、
- 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、
- 被験者の体動の持続時間に基づいて、該体動がトゥイッチであるか否かを判定するトゥイッチ判定部とを備え、
- 前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチではないと判定した場合には、前記呼吸数推定部は、前記呼吸数の推定値の出力を停止し、又は前記体動の直前の、前記体動判定部が被験者に体動が生じていないと判定した期間において最後に求めた第1推定値を出力し、前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチであると判定した場合には、前記呼吸数推定部は、新たに求める呼吸数の推定値を順次出力する生体状態モニタリングシステム。
- [請求項2] 前記トゥイッチ判定部が前記体動がトゥイッチではないと判定した場合には、前記呼吸数推定部は第1推定値を出力する請求項1に記載の生体状態モニタリングシステム。
- [請求項3] 前記トゥイッチ判定部は、前記体動判定部の判定結果が体動有りである期間の長さと所定の閾値との比較に基づいて、被験者の体動がトゥイッチであるか否かを判定する請求項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] 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、被験者に体動が生じているか否かを判定する体動判定部と、

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、

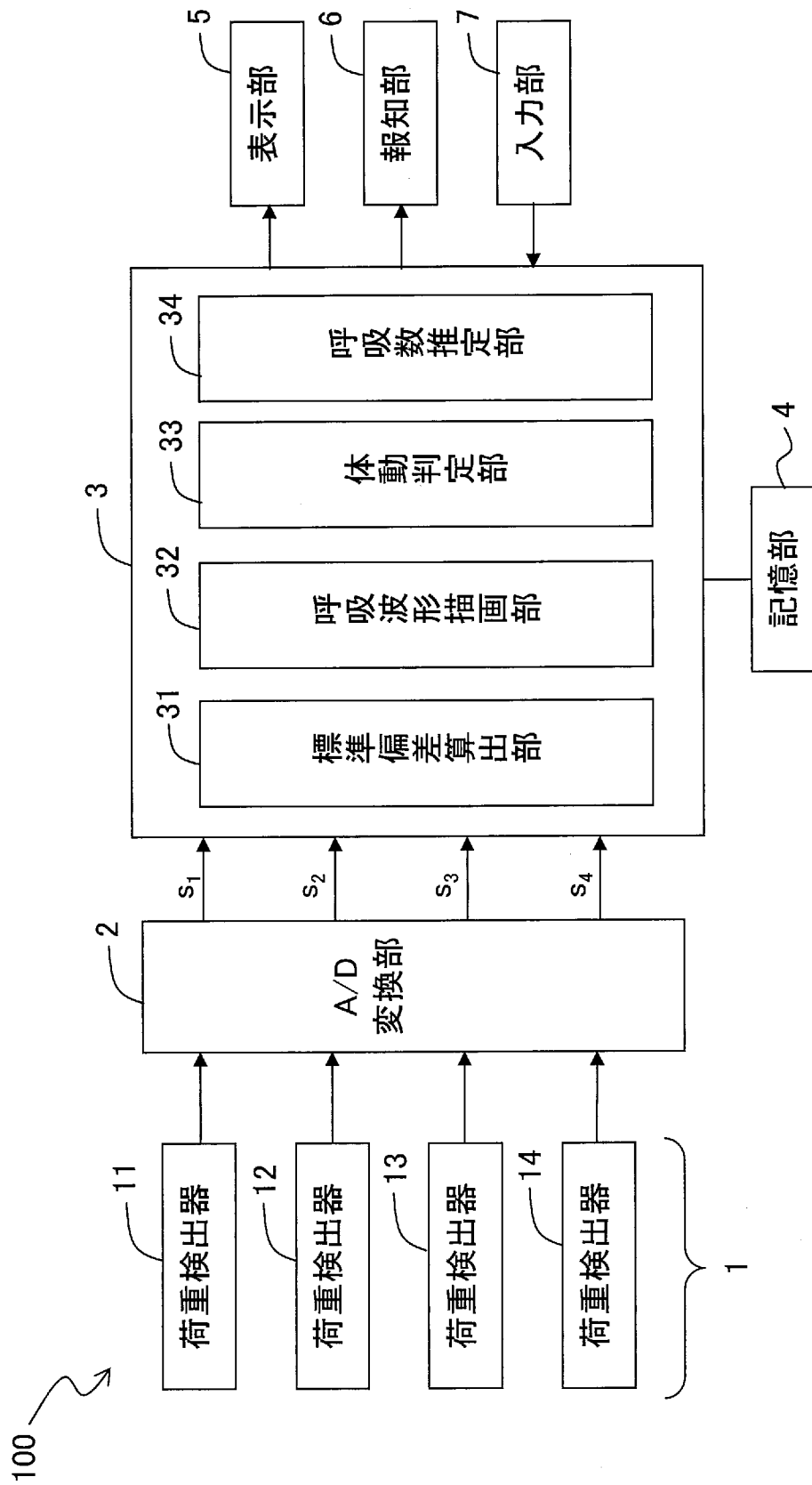
前記体動判定部が被験者に体動が生じていると判定する期間中は、前記呼吸数推定部は、前記呼吸数の推定値の出力を停止し、又は前記期間の直前の、前記体動判定部が被験者に体動が生じていないと判定した期間において最後に求めた第1推定値を出力する生体状態モニタリングシステム。

[請求項5] 前記体動判定部が被験者に体動が生じていると判定する期間中は、前記呼吸数推定部は第1推定値を出力する請求項4に記載の生体状態モニタリングシステム。

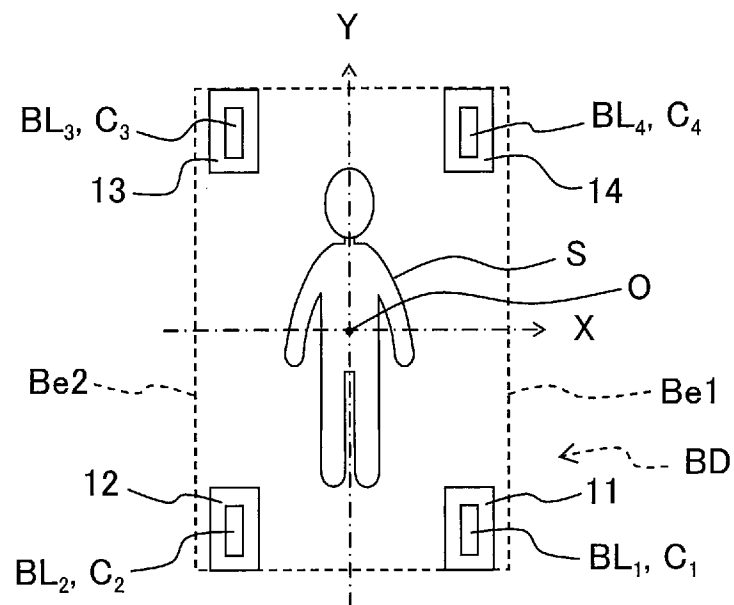
[請求項6] 更に、前記呼吸数推定部が出力した前記被験者の呼吸数の推定値を表示する表示部を備える請求項1～5のいずれか一項に記載の生体状態モニタリングシステム。

[請求項7] ベッドと、
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とを備えるベッドシステム。

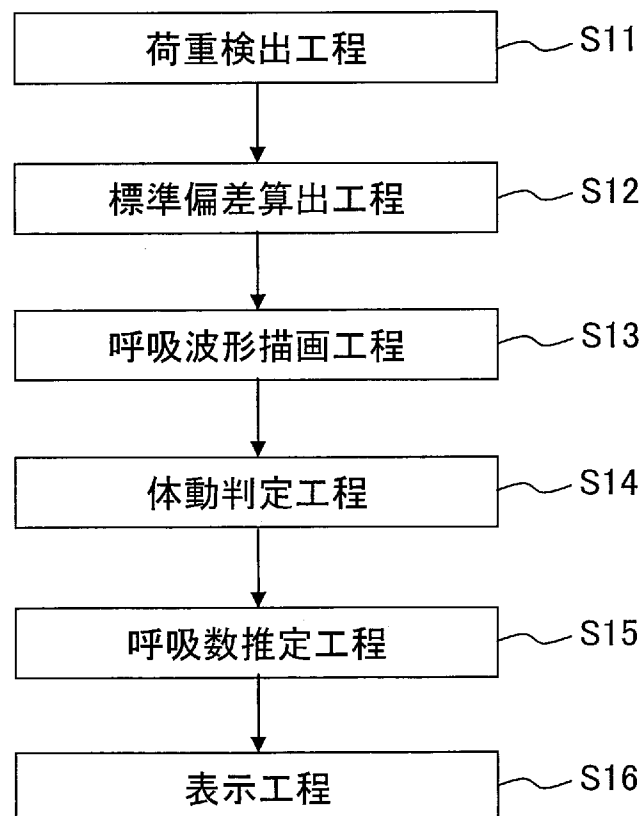
[図1]



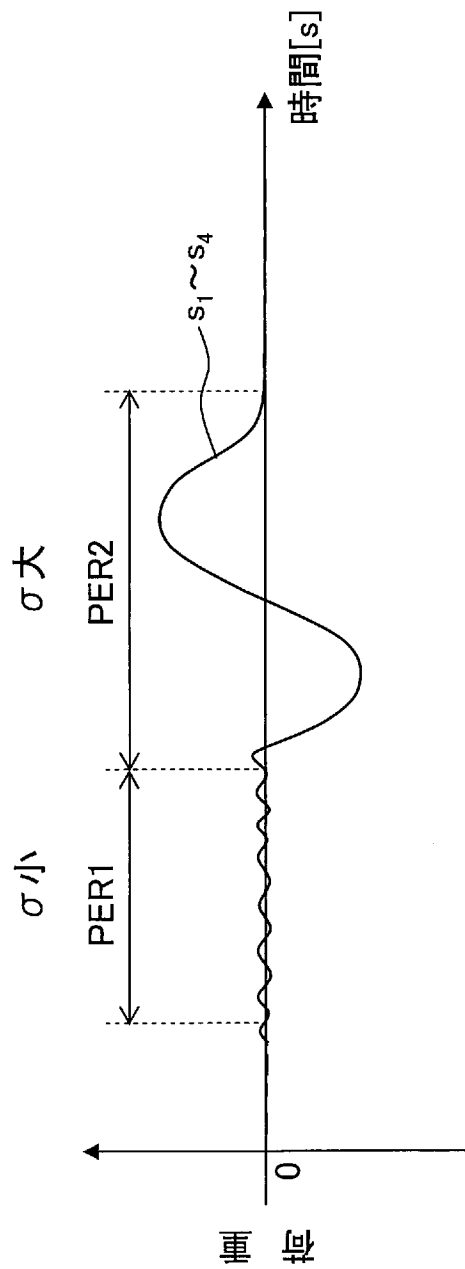
[図2]



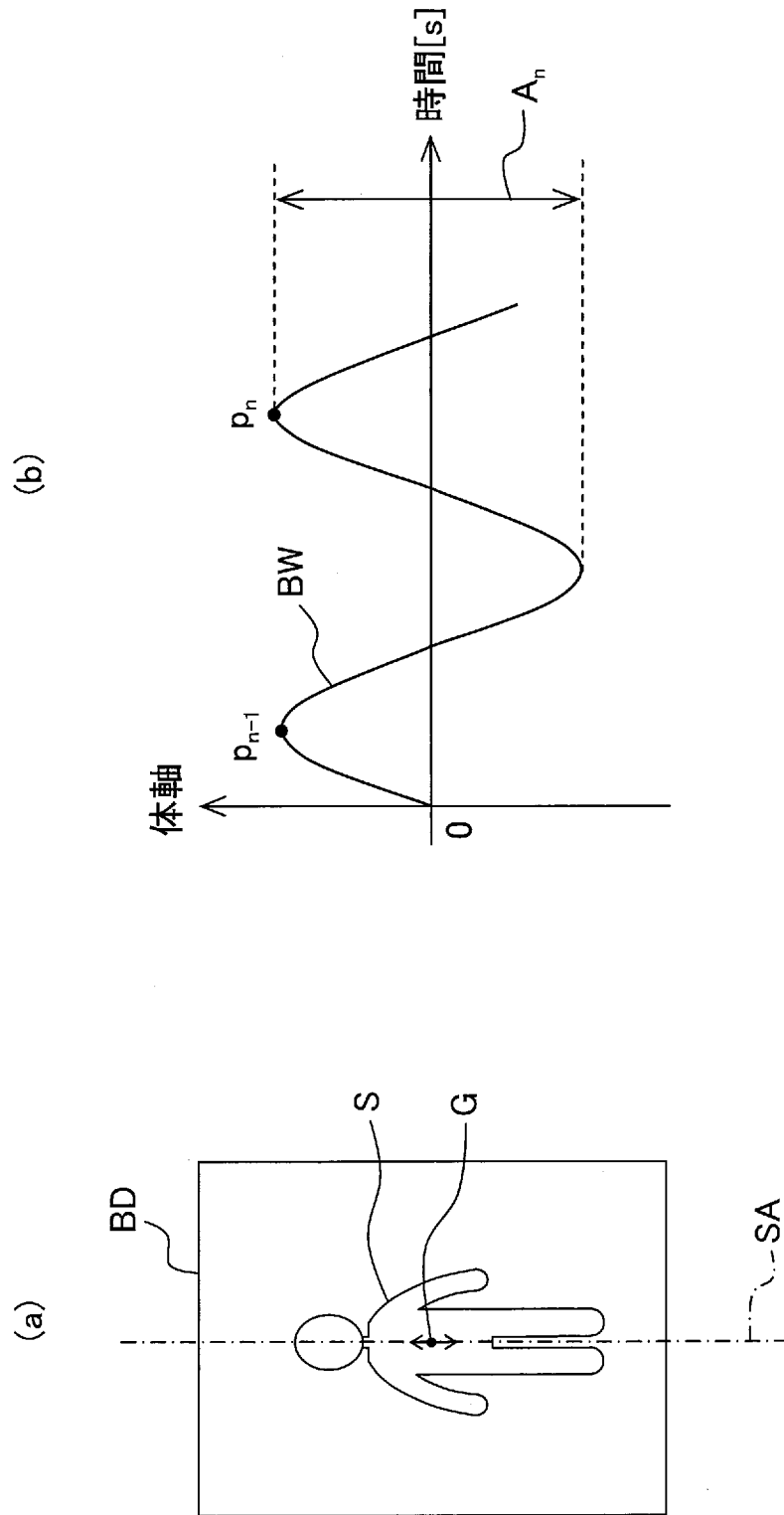
[図3]



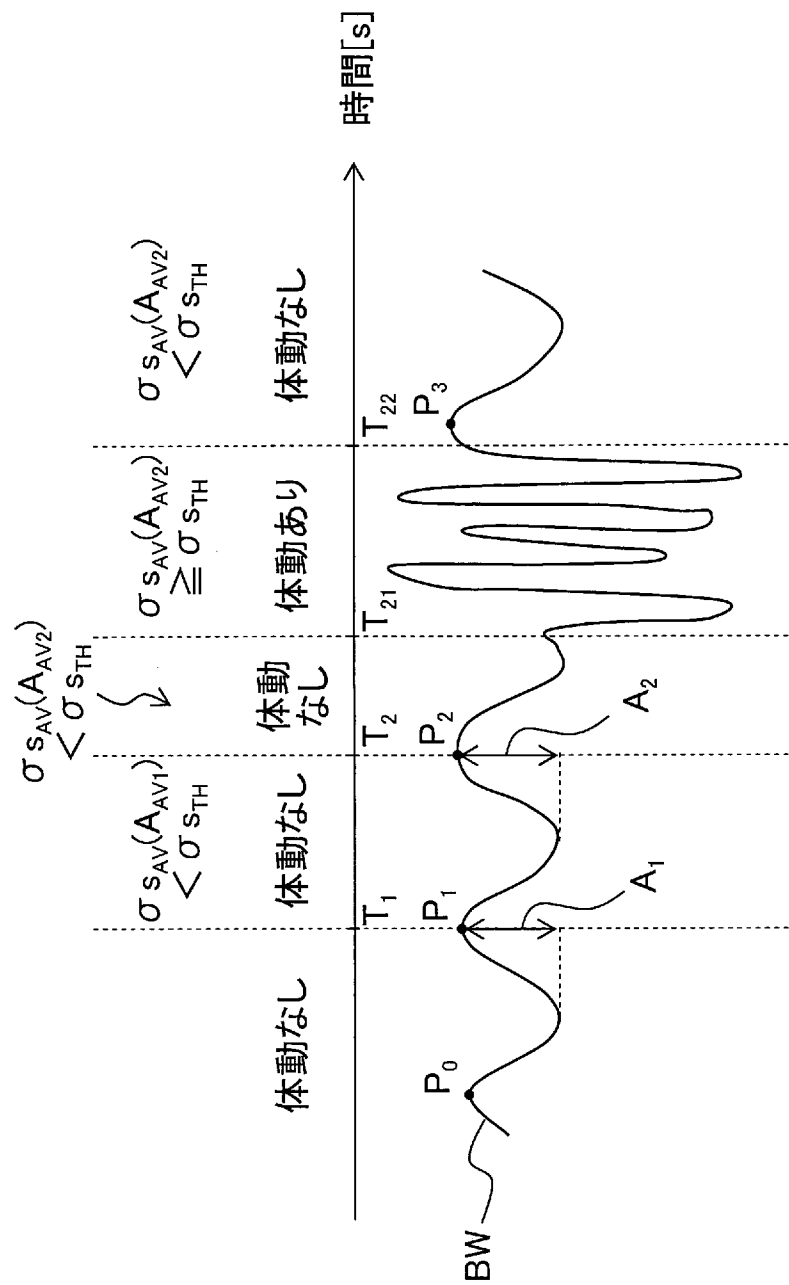
[図4]



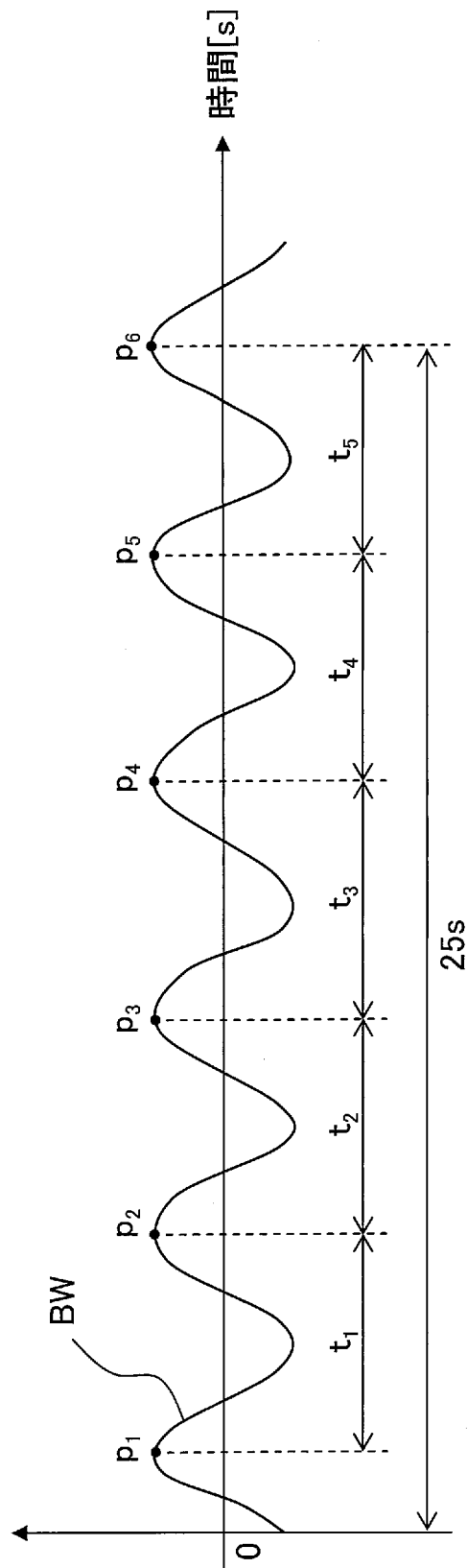
[図5]



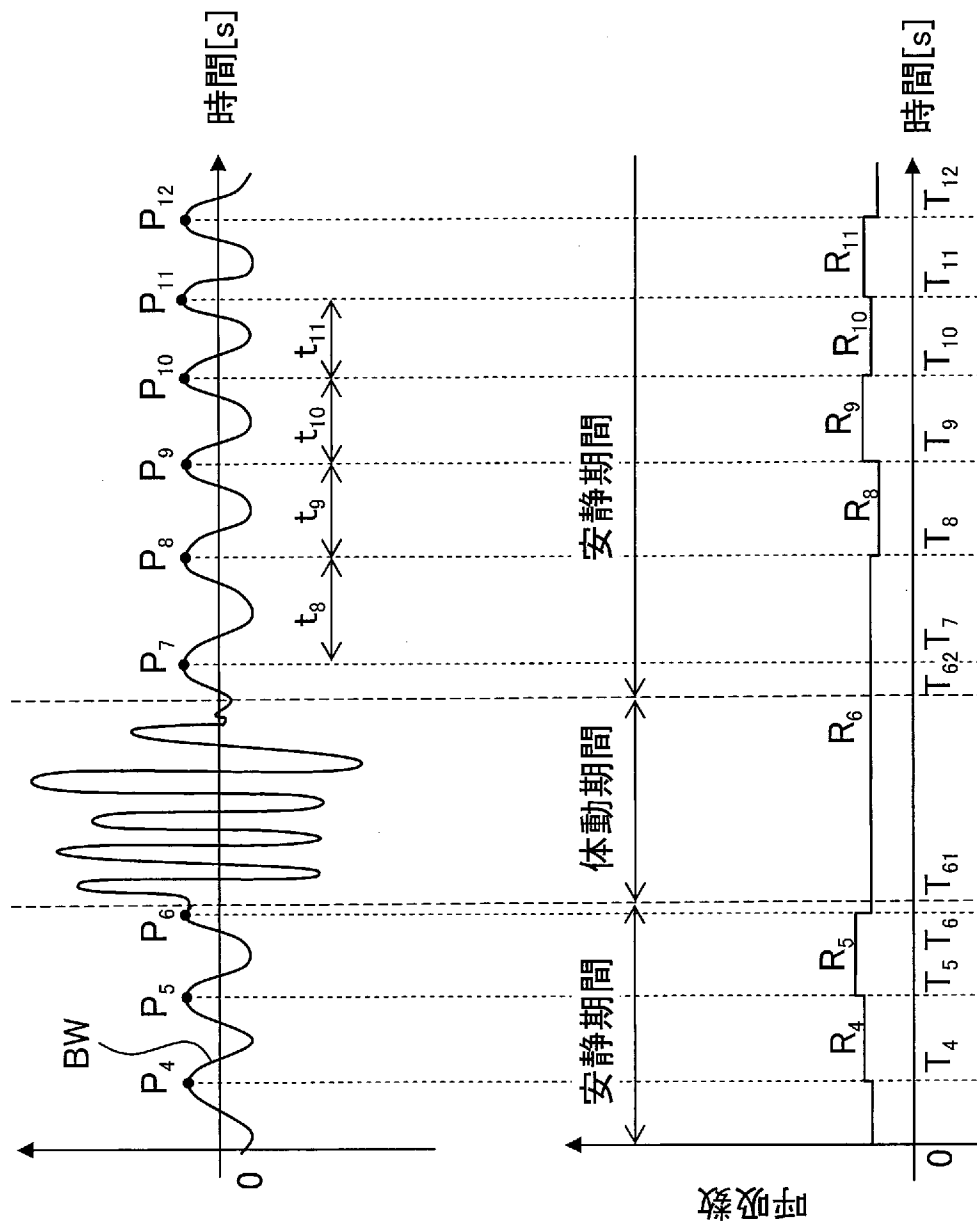
[図6]



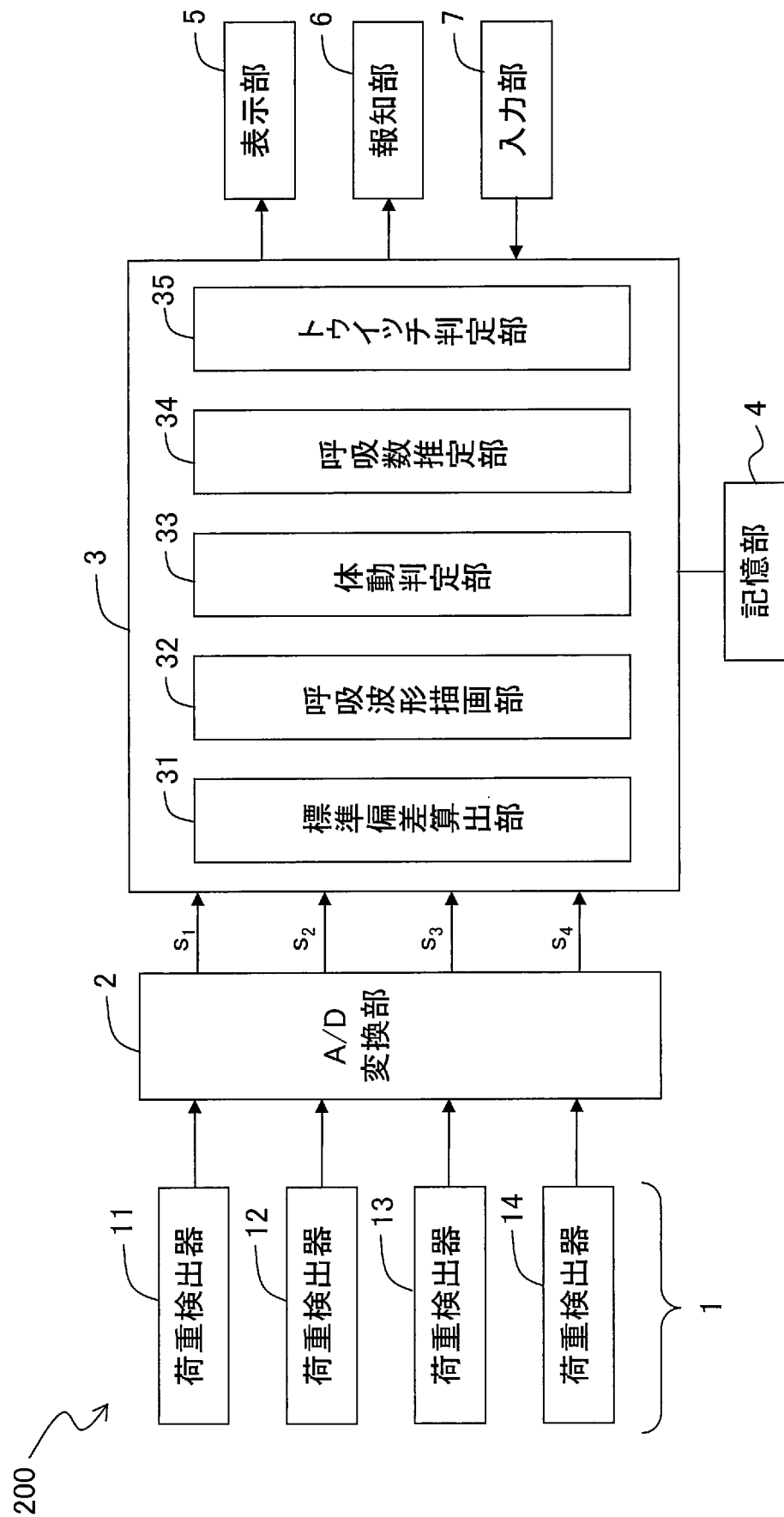
[図7]



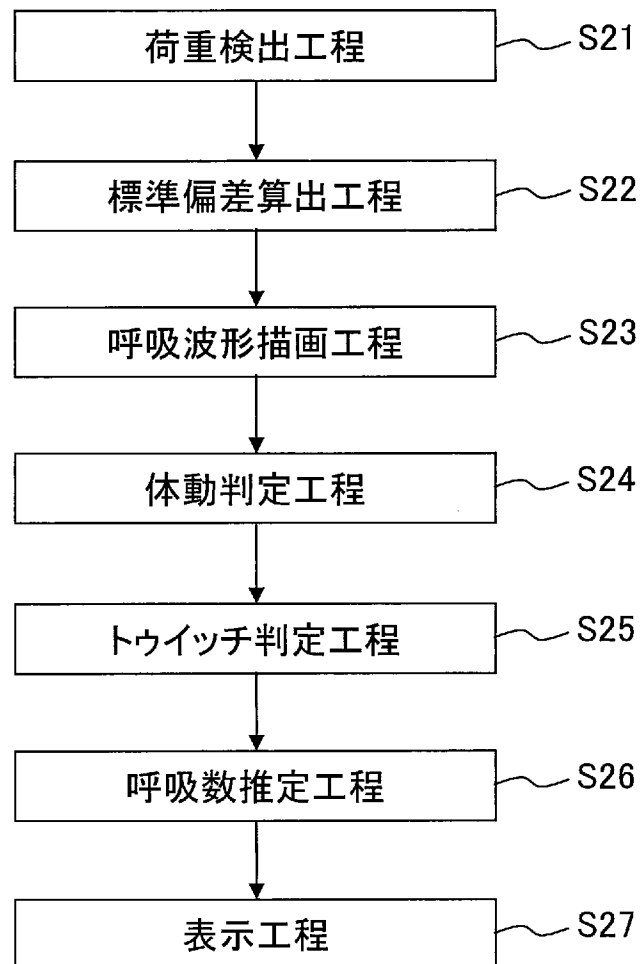
[図8]



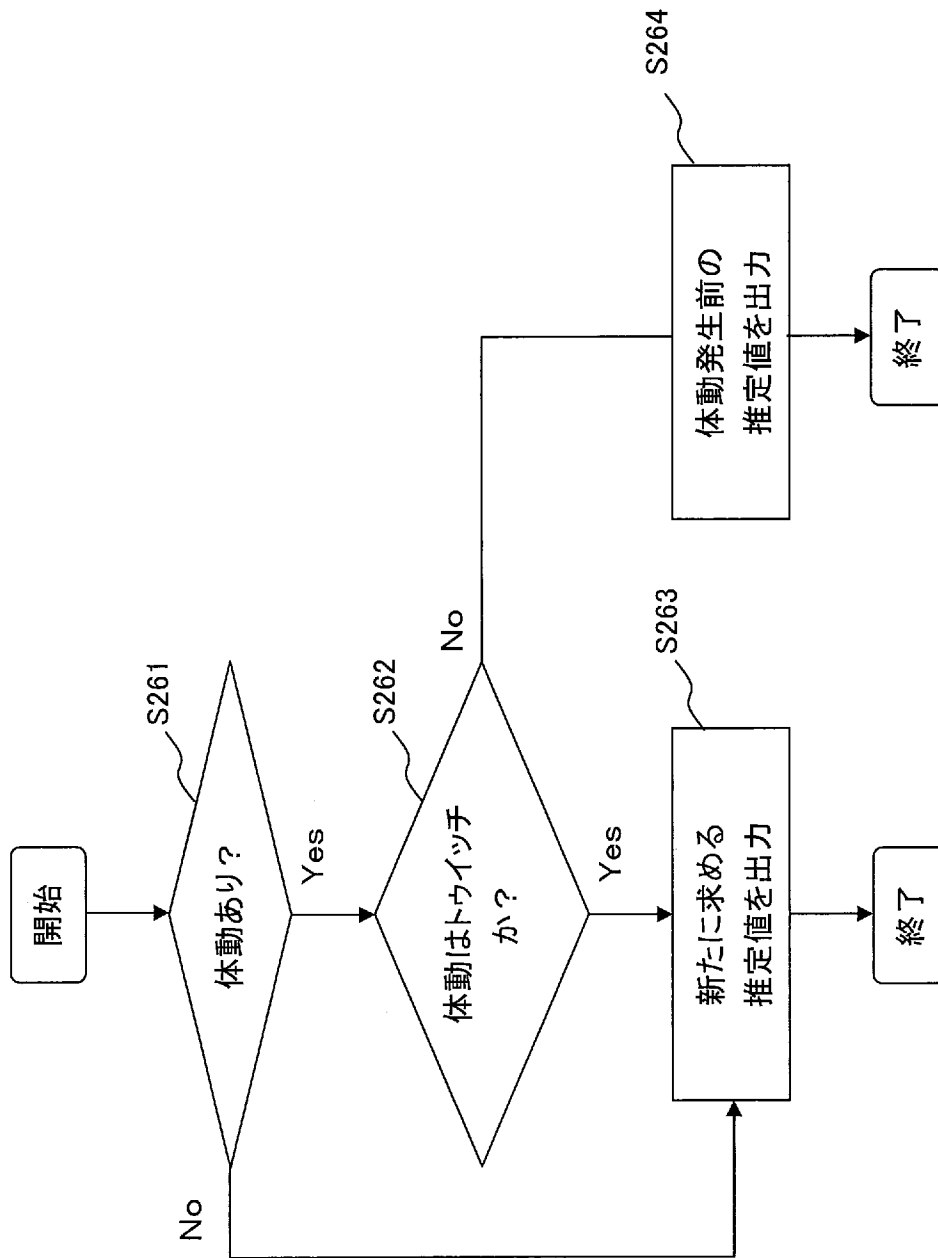
[図9]



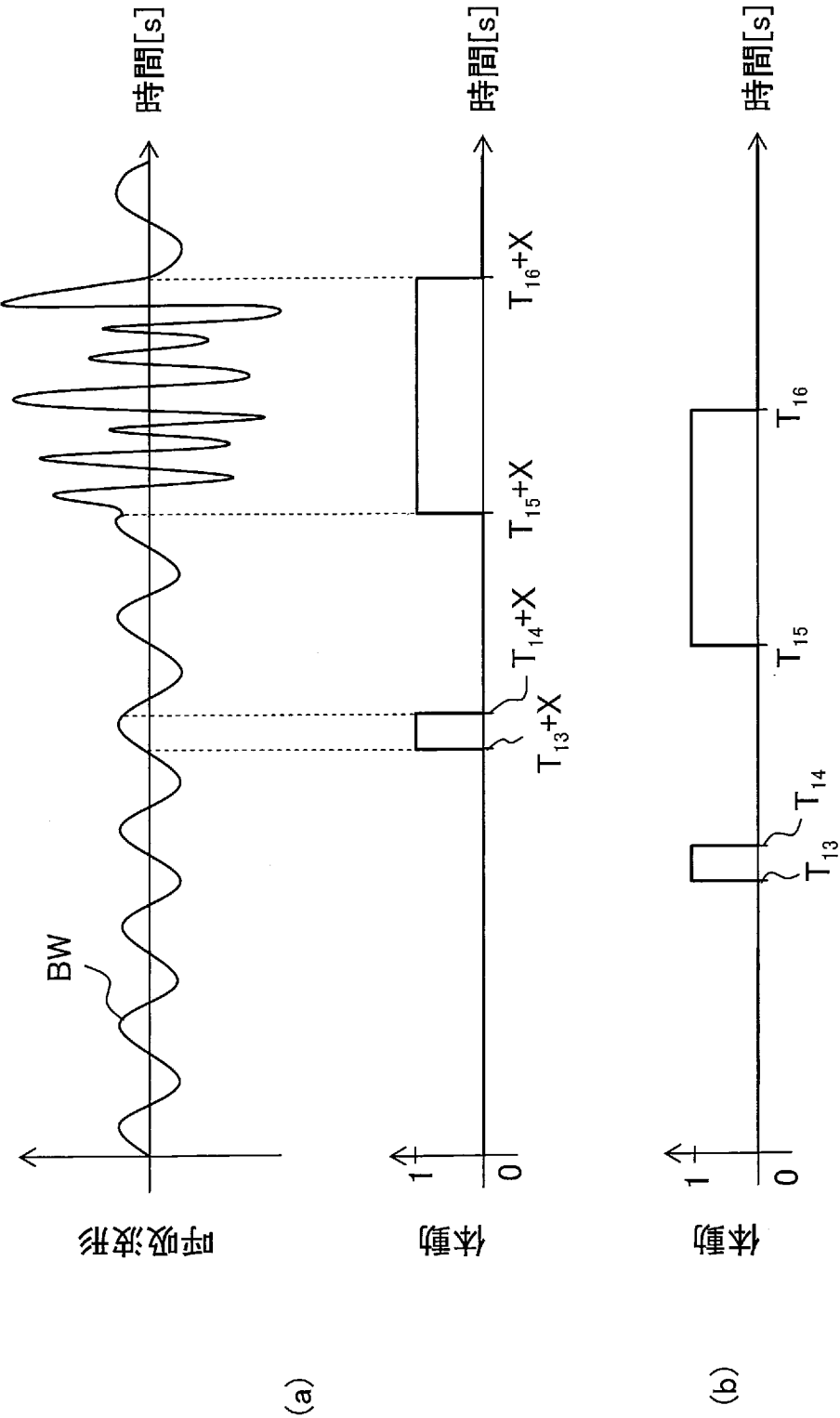
[図10]



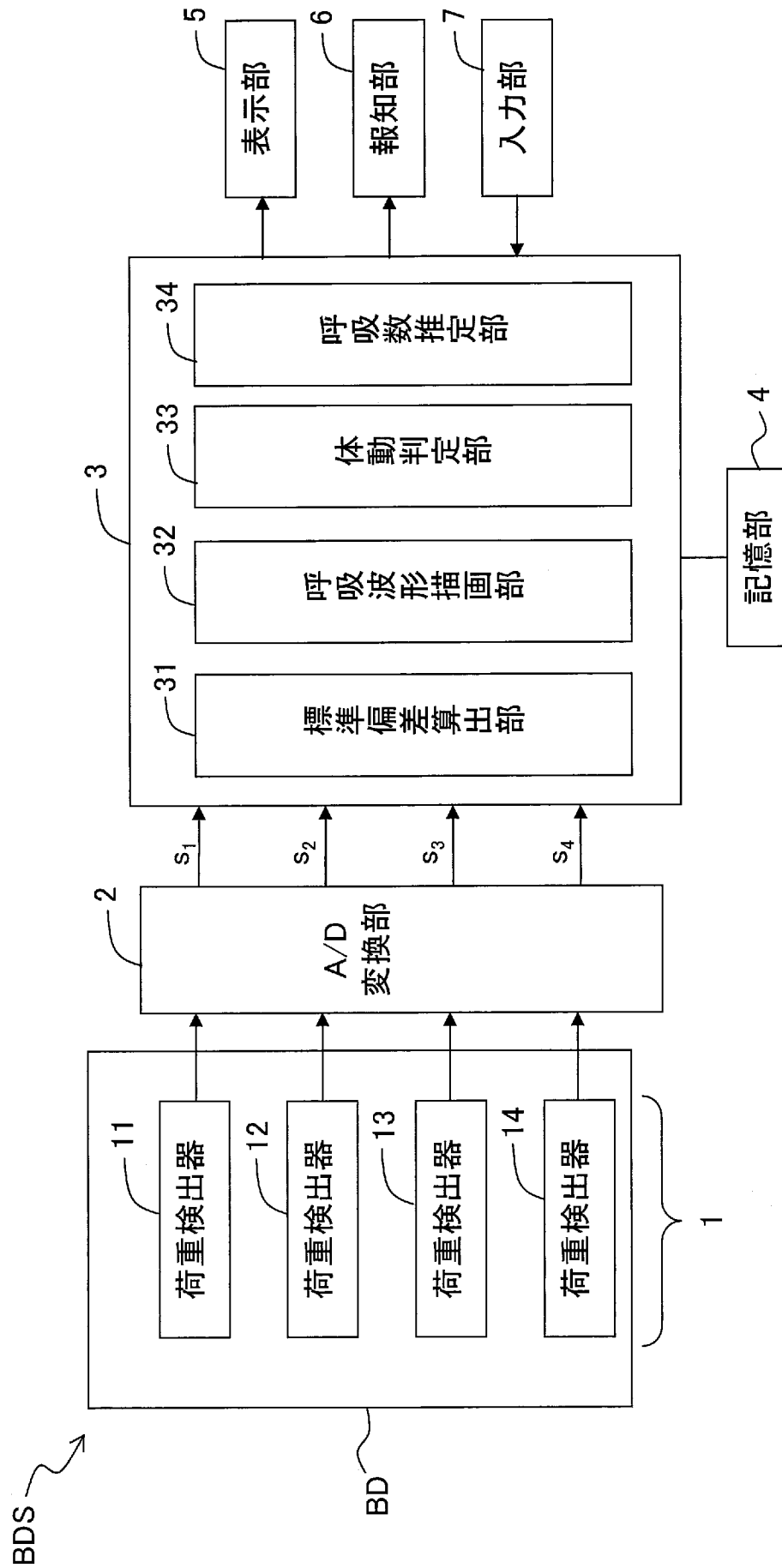
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/017162

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 A	JP 2017-64350 A (MINEBEA MITSUMI 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	4-7 1-3
Y A	JP 2017-77451 A (MINEBEA MITSUMI 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	4-7 1-3



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
12.07.2019

Date of mailing of the international search report
23.07.2019

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/JP2019/017162

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2006-280615 A (SUMITOMO OSAKA CEMENT CO., LTD.) 19 October 2006, paragraphs [0086], [0117] (Family: none)	4-7 1-3
Y A	JP 2012-165979 A (TOKYO METROPOLITAN UNIV) 06 September 2012, paragraphs [0050]-[0053] (Family: none)	4-7 1-3
Y A	JP 2017-104360 A (TOKYO METROPOLITAN UNIV) 15 June 2017, paragraph [0053] (Family: none)	4-7 1-3
A	JP 2014-516681 A (V-WATCH SA) 17 July 2014, paragraphs [0092], [0198] & US 2014/0088378 A1, paragraphs [0103], [0207] & WO 2012/156427 A1 & EP 2524647 A1 & CN 103717125 A & KR 10-2014-0058441 A	1-3

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 A	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	4-7 1-3
Y A	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	4-7 1-3

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

12.07.2019

国際調査報告の発送日

23.07.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

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）

▲高▼ 芳徳

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9813

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 A	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)	4-7 1-3
Y 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)	4-7 1-3
Y A	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)	4-7 1-3
A	JP 2014-516681 A (ヴィーワーウォッチ ソシエテ・アノニム) 2014. 07. 17, 段落[0092], [0198] & US 2014/0088378 A1, 段落[0103], [0207] & WO 2012/156427 A1 & EP 2524647 A1 & CN 103717125 A & KR 10-2014-0058441 A	1-3