

(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
2017年10月5日(05.10.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/169996 A1

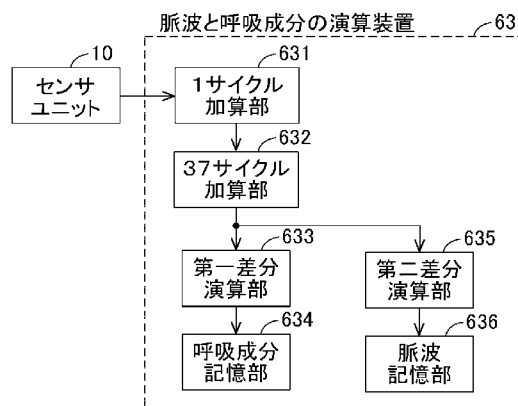
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/113 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01) G01L 1/14 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) G01L 5/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/011294
- (22) 国際出願日: 2017年3月22日(22.03.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-069135 2016年3月30日(30.03.2016) JP
- (71) 出願人: 住友理工株式会社(SUMITOMO RIKO COMPANY LIMITED) [JP/JP]; 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 Aichi (JP).

- (72) 発明者: 柴田 哲好(SHIBATA, Tetsuyoshi); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP). 村山 勝(MURAYAMA, Masaru); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP). 山本 裕和(YAMAMOTO, Hirokazu); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 共立(KYORITSU INTERNATIONAL); 〒4500002 愛知県名古屋市中村区名駅3丁目2番5号 Aichi (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, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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.

[続葉有]

(54) Title: BIOMETRIC INFORMATION MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 生体情報計測装置



- 10 Sensor unit
63 Pulse wave and breathing component calculating device
631 1 cycle adding unit
632 37 cycle adding unit
633 First difference calculating unit
634 Breathing component storage unit
635 Secondary difference calculating unit
636 Pulse wave storage unit

(57) Abstract: Provided is a biometric information measuring device which measures biometric information accurately using a simple configuration. A measuring device (1) is provided with: a pressure sensor cell (10a) formed in a planar shape; and a calculating device (60) which calculates biometric information of a body facing the pressure sensor cell (10a), on the basis of a detected value from the pressure sensor cell (10a). The calculating device (60) acquires the detected value from the pressure sensor cell (10a) as a primary signal (E), with a predetermined sampling period (Tb). The calculating device (60) then calculates a secondary signal (Sum (n)) which is an added value of the primary signal (E) contained in a first duration N, and sequentially executes the calculation of the secondary signal (Sum (n)) while offsetting the calculation by a second time interval a ($a \leq N$) each time. In addition, the calculating device (60) calculates biometric information on the basis of the secondary signal (Sum (n)).

(57) 要約: 簡易な構成で生体情報を高精度に計測する生体情報計測装置を提供する。計測装置(1)は、面状に形成される圧力センサセル(10a)と、圧力センサセル(10a)による検出値に基づいて圧力センサセル(10a)に面する身体の生体情報を演算する演算装置(60)とを備える。演算装置(60)は、所定のサンプリング周期(Tb)で圧力センサセル(10a)による検出値を一次信号(E)として取得する。演算装置(60)は、続いて、第一時間長Nに含まれる一次信号(E)の加算値である二次信号(Sum(n))を演算すると共に、二次信号(Sum(n))の演算を第二時間間隔a($a \leq N$)ずつずらしながら順次実行する。さらに、演算装置(60)は、二次信号(Sum(n))に基づいて生体情報を演算する。

第一時間長Nに含まれる一次信号(E)の加算値である二次信号(Sum(n))を演算すると共に、二次信号(Sum(n))の演算を第二時間間隔a($a \leq N$)ずつずらしながら順次実行する。さらに、演算装置(60)は、二次信号(Sum(n))に基づいて生体情報を演算する。

WO 2017/169996 A1



(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))

明 細 書

発明の名称：生体情報計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体情報計測装置に関するものである。

背景技術

[0002] 特開 2 0 1 5 - 1 8 8 6 9 8 号公報には、体圧分布情報と呼吸周期相当の圧力変動分布情報に基づいて、圧力検出素子群の中から心拍測定用素子を選定し、選定された素子によって心拍周期相当の圧力変動を検出することが記載されている。

[0003] 特許第 4 8 6 4 4 9 7 号公報には、生体のそれぞれ異なる部分で振動を測定し、それぞれ測定された振動の強度を周波数毎に算出し、それぞれ算出された振動の強度を周波数毎に加算し、加算された振動の強度が閾値以上となった各周波数を心拍情報として検出することが記載されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明は、従来とは異なる方法により、簡易な構成で生体情報を高精度に計測する生体情報計測装置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

[0005] 生体情報計測装置は、面状に形成される圧力センサセルと、前記圧力センサセルによる検出値に基づいて、前記圧力センサセルに面する身体が生体情報を演算する演算装置とを備える。前記演算装置は、所定のサンプリング周期 T_b で前記静電容量型センサによる検出値を一次信号として取得し、第一時間長 N に含まれる前記一次信号の加算値である二次信号を演算すると共に、前記二次信号の演算を第二時間間隔 a ($a \leq N$) ずつずらしながら順次実行し、前記二次信号に基づいて前記生体情報を演算する。

[0006] 当該装置は、圧力センサセルの検出値の加算値としての二次信号を演算している。加算値としての二次信号は、一次信号の中の高調波ノイズ成分を除

去した信号に相当する。つまり、一次信号を加算する処理が、実質的に、ローパスフィルタとして機能する。このように、取得対象の生体情報より高調波ノイズ成分が容易に除去される。従って、高精度に生体情報を計測できる。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本実施形態の計測装置の全体構成図である。

[図2]センサユニットの分解斜視図である。

[図3]センサユニットの取り付け位置の説明図である。

[図4]センサユニットを示し、第二センサとしての圧力センサセルを示す図である。

[図5]演算装置の処理のフローチャートである。

[図6]体圧分布を示す図である。

[図7]切替装置により計測対象とされる圧力センサユニットの順序を示す図である。

[図8]演算装置の構成図である。

[図9]二次信号を示す図である。

[図10A]一次信号Eのグラフである。

[図10B]二次信号Sum(n)のグラフである。

[図10C]三次信号Sig3_1のグラフである。

[図10D]三次信号Sig3_2のグラフである。

発明を実施するための形態

[0008] <1. 実施形態>

(1-1. 体圧分布及び生体情報の計測装置1の構成)

体圧分布及び生体情報の生体情報計測装置1(以下、計測装置と称する)の構成について、図1-図3を参照して説明する。計測装置1は、面状に形成されたセンサユニット10の付与された身体の体圧分布及び生体情報を計測する。本実施形態における計測装置1は、生体情報として、脈波及び呼吸成分を計測する。計測装置1は、センサユニット10、電源装置20、入力

側回路 30、出力側回路 40、切替装置 50、及び、演算装置 60 を備える。

- [0009] センサユニット 10 は、可撓性を有し、面状に形成される。センサユニット 10 は、面法線方向に、圧縮変形可能である。例えば、センサユニット 10 は、図 2 に示すように、8 列の第一電極 11 と、16 列の第二電極 12 と、誘電層 13 とを備える。なお、第一電極 11 と第二電極 12 の列数は、適宜変更可能である。
- [0010] 第一電極 11 は、帯状に形成され、相互に平行に配置される。第二電極 12 は、センサユニット 10 の面法線方向に、第一電極 11 に対して距離を隔てて配置される。第二電極 12 は、帯状に形成され、相互に平行に配置される。第二電極 12 の延在方向は、第一電極 11 の延在方向に対して直交する方向である。誘電層 13 は、弾性変形可能な面状に形成され、第一電極 11 と第二電極 12 との間に配置される。
- [0011] 第一電極 11 及び第二電極 12 は、エラストマー中に導電性フィラーを配合させることにより成形される。第一電極 11 及び第二電極 12 は、可撓性を有し、伸縮自在な性質を有する。第一電極 11 及び第二電極 12 を構成するエラストマーには、例えば、シリコーンゴム、エチレン-プロピレン共重合ゴム、天然ゴム、スチレン-ブタジエン共重合ゴム、アクリロニトリル-ブタジエン共重合ゴム、アクリルゴム、エピクロロヒドリンゴム、クロロスルホン化ポリエチレン、塩素化ポリエチレン、ウレタンゴムなどが適用される。また、第一電極 11 及び第二電極 12 に配合される導電性フィラーには、導電性を有する粒子であればよく、例えば、炭素材料や金属等の微粒子が適用される。
- [0012] 誘電層 13 は、エラストマーにより成形され、可撓性を有し且つ伸縮自在な性質を有する。誘電層 13 を構成するエラストマーには、例えば、シリコーンゴム、アクリロニトリル-ブタジエン共重合ゴム、アクリルゴム、エピクロロヒドリンゴム、クロロスルホン化ポリエチレン、塩素化ポリエチレン、ウレタンゴムなどが適用される。

- [0013] 従って、第一電極 11 と第二電極 12 との交差位置がマトリックス状に位置する。センサユニット 10 は、マトリックス状の電極交差位置において、静電容量型センサとして機能する圧力センサセル 10a を備える。本実施形態においては、センサユニット 10 は、横 16 列、縦 8 列に配列された 128 個の圧力センサセル 10a を備える。そして、128 個の圧力センサセル 10a が、面状に配列されている。
- [0014] そして、センサユニット 10 が面法線方向に圧縮する力を受けた場合には、誘電層 13 が圧縮変形することにより、第一電極 11 と第二電極 12 の離間距離が短くなる。つまり、第一電極 11 と第二電極 12 との間の静電容量が大きくなる。
- [0015] ここで、センサユニット 10 は、図 3 に示すように、例えば、シート 70 の座面 71 前方の内部に配置される。詳細には、センサユニット 10 は、座面 71 前方の表皮の裏面側に配置される。本実施形態においては、センサユニット 10 は、第二電極 12 の延在方向がシート 70 の前後方向に一致するように、座面 71 に配置される。また、センサユニット 10 は、左右の大腿部に相当する範囲に配置される。つまり、センサユニット 10 は、着座する人の左右の大腿部によって、体圧を受ける。そして、第二電極 12 の延在方向は、大腿部の延在方向、さらには、大腿動脈の延在方向に一致する。つまり、センサユニット 10 は、大腿動脈の脈波や呼吸成分の影響を受ける。
- [0016] なお、センサユニット 10 は、シート 70 の座面 71 前方の他に、座面 71 後方、背面 72 やヘッドレスト 73 に配置してもよい。センサユニット 10 が座面後方に配置される場合は、センサユニット 10 は、人の背部により体圧を受け、人の臀部における動脈の脈波や呼吸成分の影響を受ける。また、背面 72 に配置される場合には、センサユニット 10 は、人の背部により体圧を受け、人の背部における動脈の脈波や呼吸成分の影響を受ける。また、センサユニット 10 がヘッドレスト 73 に配置される場合には、センサユニット 10 は、人の頭部により体圧を受け、例えば首部における動脈の脈波や呼吸成分の影響を受ける。

- [0017] 電源装置 20 は、所定の電圧を発生し、センサユニット 10 の第一電極 11 に対して所定電圧を印加する。
- [0018] 入力側回路 30 は、複数のスイッチにより構成される。各スイッチの一端は、電源装置 20 に接続されており、各スイッチの他端は、対応する第一電極 11 に接続される。図 1 においては、前側から 3 列目から 6 列目までの第一電極 11 に対応するスイッチが ON され、他は OFF されている。この状態では、前側から 3 列目から 6 列目までの第一電極 11 に、所定電圧が印加される。
- [0019] 出力側回路 40 は、複数のスイッチにより構成される。各スイッチの一端は、対応する第二電極 12 に接続され、各スイッチの他端は、後述する演算装置 60 に接続される。図 1 においては、左側から 6 列目の第二電極 12 に対応するスイッチが ON され、他は OFF されている。
- [0020] 切替装置 50 は、入力側回路 30 及び出力側回路 40 の各スイッチの ON / OFF の切替を実行する。そして、切替装置 50 は、計測対象とする圧力センサセル 10a を、電源装置 20 及び演算装置 60 に接続させる。なお、切替装置 50 による実行処理の詳細は、後述する。
- [0021] 演算装置 60 は、計測対象の圧力センサセル 10a による検出値を取得して、当該検出値に基づいて圧力センサセル 10a に面する身体の体圧分布、脈波及び呼吸成分を演算する。演算装置 60 は、検出値取得部 61 と、体圧分布を演算する体圧分布演算装置 62 と、脈波と呼吸成分を演算する脈波と呼吸成分の演算装置 63 とを備える。
- [0022] 検出値取得部 61 は、切替装置 50 による実行処理の情報を取得すると共に、各実行状態におけるセンサユニット 10 による検出値を取得する。つまり、検出値取得部 61 は、計測対象の圧力センサセル 10a の静電容量の変化を取得する。
- [0023] 体圧分布演算装置 62 は、体圧分布の計測対象の圧力センサセル 10a の静電容量の変化を取得して、個々の圧力センサセル 10a の位置における外力を演算することで、体圧分布を演算する。脈波と呼吸成分の演算装置 63

は、脈波と呼吸成分の計測対象の圧力センサセル 10 a の静電容量の変化を取得して、脈波の影響により受ける力の変化を演算することで、脈波を演算する。さらに、脈波と呼吸成分の演算装置 63 は、当該圧力センサセル 10 a の静電容量の変化を取得して、呼吸の影響により受ける力の変化を演算することで、呼吸成分を演算する。体圧分布演算装置 62 及び脈波と呼吸成分の演算装置 63 の詳細は、後述する。

[0024] (1-2. 切替装置 50 の実行処理)

切替装置 50 の実行処理について、図 4 を参照して説明する。切替装置 50 は、入力側回路 30 及び出力側回路 40 の切り替えを実行する。ここで、マトリックス状に位置する 128 個の圧力センサセル 10 a の中で、体圧分布計測を目的とする場合における圧力センサセル 10 a と、脈波及び呼吸成分の計測を目的とする場合における圧力センサセル 10 a とは、異なる。

[0025] 図 4 には、面状且つマトリックス状に配列される 128 個の圧力センサセル 10 a が示される。図 4 において、X 方向及び Y 方向には、各軸の座標値が示されており、以下において、(16, 8) と記載した場合には、図 4 の右下の位置、すなわち X 座標が 16 であり、Y 座標が 8 である位置を意味する。

[0026] 体圧分布計測を目的とする場合において、マトリックス状に位置する 128 個全ての圧力センサセル 10 a のそれぞれが計測対象となる。つまり、体圧分布計測を目的とする場合において、切替装置 50 は、128 個の圧力センサセル 10 a それぞれを個々のセンサ（第一センサ）として機能させるように、入力側回路 30 及び出力側回路 40 を切り替える。以下において、体圧分布計測を目的とする場合に機能する個々のセンサを、第一センサと称する。つまり、本実施形態において、体圧分布計測を目的とする場合において、センサユニット 10 は、128 個の第一センサを有することになる。また、切替装置 50 により第一センサとして機能させるモードを、第一モードと称する。

[0027] 一方、脈波及び呼吸成分の計測を目的とする場合において、マトリックス

状に位置する全ての圧力センサセル 10a が計測対象でなく、一部の圧力センサセル 10a のみが計測対象となる。そして、脈波及び呼吸成分の計測を目的とする場合において、二個以上の圧力センサセル 10a を一個のセンサ（第二センサ）として機能させるように、入力側回路 30 及び出力側回路 40 を切り替える。以下において、脈波及び呼吸成分の計測を目的とする場合に機能する個々のセンサを、第二センサと称する。

[0028] 本実施形態においては、図 4 において、「A」「B」「C」「D」で示されるそれぞれが、脈波及び呼吸成分の計測を目的とする第二センサとして機能する部位である。つまり、センサユニット 10 は、4 個の第二センサを有することになる。また、切替装置 50 により第二センサとして機能させるモードを、第二モードと称する。

[0029] （1－3．体圧分布、脈波、呼吸成分における計測周期）

次に、第一センサによる体圧分布の計測周期と、第二センサによる脈波及び呼吸成分の計測周期について、説明する。

[0030] 体圧分布計測を目的とする場合には、体圧を受けていない状態の第一センサの検出値と、体圧を受けた状態の第一センサの検出値とを取得すれば足りる。従って、体圧分布演算装置 62 は、体圧を受けた状態において、個々の第一センサの 1 回の検出値を取得すれば、体圧分布を演算することができる。

[0031] ここで、体圧分布演算装置 62 は、個々の第一センサの複数回の検出値を取得することで、体圧分布の変化を把握することができる。つまり、体圧分布計測に要求される計測周期は、それほど高いものではない。従って、128 個の第一センサについて、それほど高い周期でない計測を行ったとしても、十分に体圧分布の変化を把握できる。

[0032] 一方、脈波は、一般に 1 分間に 50～100 回であり、多い場合には 1 分間に 100 回以上となる。そして、脈波を計測するためには、脈波の周期に比べて格段に短い周期での第二センサの検出値を取得する必要がある。また、呼吸数は、一般に、1 分間に 10 数回～20 数回である。つまり、脈波と

呼吸成分の演算装置 63 は、非常に短い周期での第二センサの検出値を取得しなければ、脈波及び呼吸成分を演算することはできない。

[0033] 従って、第二センサによる脈波及び呼吸成分の計測周期は、第一センサによる体圧分布の計測周期より極めて短くしなければならない。図 4 において、切替装置 50 は、例えば、(1, 1) の圧力センサセル 10a を第一センサとして機能させる場合の周期より、「A」で示す二個以上の圧力センサセル 10a を第二センサとして機能させる場合の周期を短くするように制御する。

[0034] (1-4. 演算装置 60 の処理)

演算装置 60 の処理について、図 5-図 6 を参照して説明する。演算装置 60 は、上述したように、検出値取得部 61、体圧分布演算装置 62、脈波と呼吸成分の演算装置 63 を備える。

[0035] 図 5 に示すように、検出値取得部 61 が、切り替えながら実行される第一モード及び第二モードによる検出値を取得する (S1)。つまり、切替装置 50 が、128 個の圧力センサセル 10a それぞれを個々の第一センサとして機能させる第一モードと、「A」~「D」の圧力センサセル 10a それぞれを第二センサとして機能させる第二モードとを切り替えながら実行する場合に、検出値取得部 61 が、それぞれの検出値を取得する。

[0036] 体圧分布演算装置 62 は、第一モードにおける検出値に基づいて、128 個の圧力センサセル 10a のそれぞれの位置における体圧を演算する (S2)。つまり、体圧分布演算装置 62 は、128 個の圧力センサセル 10a のそれぞれの静電容量を演算して、各位置における体圧を演算する。そして、体圧分布演算装置 62 は、センサユニット 10 における体圧分布を得る。

[0037] 体圧分布演算装置 62 により得られる体圧分布は、図 6 にて、ハッチングにて示す。例えば、図 6 には、体圧が閾値以上となる位置に、ハッチングを付している。また、閾値を複数段階設定することで、体圧の強弱度合の分布を表すこともできる。そして、再び、同一位置の第一センサについての検出値を取得すると、当該位置における体圧を更新する。つまり、体圧分布の計

測周期に応じて、体圧分布が更新される。

[0038] 脈波と呼吸成分の演算装置 63 は、第二モードにおける「A」～「D」のそれぞれの検出値に基づいて、脈波及び呼吸成分を演算する（S3）。ただし、脈波は、非常に小さな振動であるため、脈波の影響により変化する静電容量も小さい。また、呼吸による体圧変動量も非常に小さいため、呼吸の影響により変化する静電容量も小さい。なお、脈波による静電容量の変化は、呼吸による静電容量の変化よりもさらに小さい。そこで、脈波と呼吸成分の演算装置 63 は、検出値に基づいて、脈波及び呼吸以外の成分を除去する処理を行い、脈波及び呼吸成分を計測できるようにする。この処理の詳細は、後述する。

[0039] ここで、脈波及び呼吸の演算において、4 個の第二センサの検出値を用いるが、1 個の第二センサの検出値を用いるようにしてもよい。例えば、脈波と呼吸成分の演算装置 63 は、4 個の第二センサの検出値の中で、脈波及び呼吸成分を最も検出できる第二センサの検出値を選択することもできる。また、脈波と呼吸成分の演算装置 63 は、4 個の第二センサの検出値による得られる脈波及び呼吸成分の波形の全てを出力するようにしてもよい。

[0040] （1－5．切替装置 50 による詳細処理）

次に、切替装置 50 による詳細処理について、図 7 を参照して説明する。上述したように、センサユニット 10 は、第一モードにおける 128 個の第一センサと、第二モードにおける 4 個の第二センサとを有する。計測の 1 サイクルにおいて、128 個の第一センサのそれぞれによる 1 回ずつの計測と、4 個の第二センサのそれぞれによる複数回の計測を行う。

[0041] 具体的には、図 7 に示すように、切替装置 50 は、入力側回路 30 及び出力側回路 40 を切り替えて、計測対象の圧力センサセル 10a を切り替える。ここで、1 サイクルの周期 T_a は、例えば、4 ms である。すなわち、計測の 1 サイクルの周波数は、250 Hz である。

[0042] 切替装置 50 は、1 サイクルにおいて、個々の第一センサとして機能させる第一モードを 1 回ずつ順次実行させる。切替装置 50 は、1 サイクルにお

いて、第一モードとして、 $(1, 1) \rightarrow (1, 2) \rightarrow \dots \rightarrow (16, 7) \rightarrow (16, 8)$ を順次実行する。つまり、同一の第一センサによる計測周期 T_a は、1 サイクルの周期 T_a と同一の 4 ms となる。

[0043] 一方、切替装置 50 は、1 サイクルにおいて、「A」～「D」の第二センサとして機能させる第二モードを順次実行させる。より詳細には、切替装置 50 は、1 サイクルにおいて、個々の第二センサとして機能させる第二モードを、所定周期で複数回ずつ順次実行させる。切替装置 50 は、1 サイクルにおいて、「A」→「B」→「C」→「D」の順に実行すると共に、その処理を二回以上繰り返す。本実施形態においては、切替装置 50 は、「A」→「B」→「C」→「D」の処理を、16 回実行する。従って、同一の第二センサによる計測周期 T_b は、 0.25 ms となる。すなわち、同一の第二センサによる計測周波数は、 4 kHz となる。

[0044] さらに、第二モードは、一定の第二モード基準周期 T_c で実行される。つまり、第二センサ「A」、「B」の計測間隔、第二センサ「B」、「C」の計測間隔、第二センサ「C」、「D」の計測間隔、第二センサ「D」、「A」の計測間隔は、同一の第二モード基準周期 T_c となる。第二センサが、4 種類であるため、第二モード基準周期 T_c は、 0.0625 ms となる。すなわち、第二モードの基準周波数は、 16 kHz となる。

[0045] ここで、ノイズの影響を確実に除去するために、第二センサによる計測周期 T_b は、所定のノイズの周期の 2 分の 1 以下に設定されている。ここでのノイズは、例えば、電源に由来する高次の高調波ノイズであり、 60 Hz 電源では 20 次で 1.2 kHz 程度の高調波ノイズを含む。最大で 2 kHz 程度のノイズを想定した場合、当該周期は、 0.5 ms である。そこで、第二センサによる計測周期 T_b は、 0.25 ms としている。

[0046] (1-6. 脈波と呼吸成分の演算装置 63 の詳細構成)

脈波と呼吸成分の演算装置 63 の構成について、図 8、図 9 及び図 10A-図 10D を参照して説明する。ここで、図 10A-図 10D において、横軸はサンプリング回数であって時間に相当し、縦軸はデータ数値である。図

8に示すように、脈波と呼吸成分の演算装置63は、1サイクル加算部631、37サイクル加算部632、第一差分演算部633、呼吸成分記憶部634、第二差分演算部635、脈波記憶部636を備える。

[0047] 1サイクル加算部631は、所定のサンプリング周期 T_b で「A」の第二センサによる検出値を一次信号Eとして取得する。ここでは、所定のサンプリング周期 T_b は、0.25msである。つまり、1サイクル加算部631は、0.25ms毎に計測された「A」の第二センサによる検出値を一次信号Eとして記憶する。一次信号Eの挙動は、図10Aに示すデータである。つまり、一次信号Eは、非常に多くのノイズを含んでいる。

[0048] さらに、1サイクル加算部631は、「A」の一次信号Eを、1サイクル分、加算する。ここでは、1サイクルにおいて、「A」の第二センサによる計測は、16回実施される。1サイクルの周期 T_a は、4msである。つまり、1サイクル加算部631は、4msの期間における「A」の第二センサによる16回分の検出値を加算する。

[0049] また、1サイクル加算部631は、「B」～「D」の第二センサについても同様に、それぞれ加算する。そして、1サイクル加算部631は、「A」～「D」のそれぞれの第二センサについて、各サイクルのデータを、記憶しておく。

[0050] 37サイクル加算部632は、1サイクル加算部631により得られた1サイクル分のデータを、連続する37サイクル分、加算する。37サイクル分加算されたデータは、二次信号 $Sum(n)$ として記憶される。つまり、37サイクル加算部632は、148msの期間（第一時間長 N ）に含まれる「A」の第二センサによる592回分の検出値（一次信号E）を加算して、二次信号 $Sum(n)$ を生成する。

[0051] さらに、37サイクル加算部632は、第二時間間隔 a （ $a \leq N$ ）ずつずらしながら、二次信号 $Sum(n)$ の生成を順次実行する。本実施形態においては、第二時間間隔 a は、1サイクル分としている。つまり、第二時間間隔 a は、4msである。従って、図9に示すように、1サイクル分ずつずら

しながら、二次信号 $\text{Sum}(1)$ 、 $\text{Sum}(2)$ 、 $\text{Sum}(3)$ 、 $\dots$ 、 $\text{Sum}(n)$ が生成される。そして、37 サイクル加算部 632 は、「B」～「D」の第二センサについても同様に、それぞれ二次信号 $\text{Sum}(n)$ を生成する。

[0052] なお、第二時間間隔 a は、37 サイクル分に相当する第一時間長 N 以下にする。特に、高精度に脈波及び呼吸成分を計測するためには、第二時間間隔 a は、37 サイクル分に相当する第一時間長 N に比べて十分に短くするとよい。

[0053] 二次信号 $\text{Sum}(n)$ の挙動は、図 10B に示すように、一次信号 E に比べると、ノイズが大幅に低減している。特に、第二センサによる計測周期 T_b の 2 分の 1 以下のノイズ成分は、加算処理によって、除去される。二次信号 $\text{Sum}(n)$ において、短周期に変化する成分が脈波による変化を表しており、長周期の振動が呼吸による変化を表している。つまり、二次信号 $\text{Sum}(n)$ は、脈波及び呼吸成分を表す信号となっている。具体的には、図 10B において、丸印の箇所（下方に凹んでいる箇所）が脈波に対応する箇所であり、矢印の箇所（大きく上に突出している箇所）が呼吸成分に対応する箇所である。つまり、所定時間において、丸印の箇所の数が脈拍数となり、矢印の箇所の数が呼吸数となる。

[0054] 第一差分演算部 633、第二差分演算部 635 は、図略の第三時間間隔 M_1 、 M_2 (M_1 、 $M_2 \geq a$) だけずれた二個の二次信号 $\text{Sum}(n)$ の差分である三次信号 Sig3_1 、 Sig3_2 を演算する。

[0055] 第一差分演算部 633 は、直前の二個の二次信号 $\text{Sum}(m)$ 、 $\text{Sum}(m-1)$ の差分である三次信号 Sig3_1 を演算する。つまり、三次信号 Sig3_1 は、第三時間間隔 M_1 として、1 サイクル分の時間間隔（第二時間間隔 a に等しい）、すなわち 4 ms だけずれた二個の二次信号 $\text{Sum}(m)$ 、 $\text{Sum}(m-1)$ の差分である。

[0056] 第一差分演算部 633 により演算される三次信号 Sig3_1 の挙動は、図 10C に示すように、二次信号 $\text{Sum}(n)$ の挙動とそれほど変わらない

。つまり、三次信号 $Sig3\_1$ には、脈波及び呼吸成分を表す信号である。具体的には、図10Cにおいて、丸印の箇所（下方に凹んでいる箇所）が脈波に対応する箇所であり、矢印の箇所（大きく上に突出している箇所）が呼吸成分に対応する箇所である。ここで、三次信号 $Sig3\_1$ は、二次信号 $Sum(n)$ に比べて、絶対値が小さくなっている。そのため、三次信号 $Sig3\_1$ は、二次信号 $Sum(n)$ よりも、データ容量が小さく、高速処理を行うことができる。

[0057] 第二差分演算部635は、相対的に長い時間だけずれた二個の二次信号 $Sum(m)$ と $Sum(1)$ の差分である三次信号 $Sig3\_2$ を演算する。ここで、第三時間間隔 $M2$ は、第一差分演算部633にて用いる第三時間間隔 $M1$ よりも十分に長い。本実施形態では、第三時間間隔 $M2$ は、250msである。250msとは、一般的な脈波が1Hz程度であるとする、その脈波の4分の1である。つまり、この第三時間間隔 $M2$ は、脈波の最大振幅の半分程度に相当する周期に等しい。従って、第三時間間隔 $M2$ だけずれた二個の二次信号 $Sum(m)$ 、 $Sum(1)$ の差分は、比較的、脈波の影響分を大きく抽出する作用がある。

[0058] 第二差分演算部635により演算される三次信号 $Sig3\_2$ の挙動は、図10Dに示すような挙動となる。図10Dにおいて、丸印の箇所（下方に凹んでいる箇所）が脈波に対応する箇所であり、矢印の箇所（大きく上に突出している箇所）が呼吸成分に対応する箇所である。三次信号 $Sig3\_2$ は、二次信号 $Sum(n)$ と比べると、呼吸の変化に対して脈波による変化が際立っている。さらに、三次信号 $Sig3\_2$ は、二次信号 $Sum(n)$ に比べて、絶対値が小さくなっている。そのため、三次信号 $Sig3\_1$ は、二次信号 $Sum(n)$ よりも、データ容量が小さく、高速処理を行うことができる。

[0059] 呼吸成分記憶部634は、第一差分演算部633により演算された三次信号 $Sig3\_1$ を、呼吸成分を表すデータとして記憶する（図10C）。オペレータは、呼吸成分記憶部634に記憶された三次信号 $Sig3\_1$ にお

ける長周期の振動回数をカウントすることで、呼吸数を得ることができる。

[0060] 脈波記憶部636は、第二差分演算部635により演算された三次信号S i g 3__2を、脈波を表すデータとして記憶する(図10D)。オペレータは、脈波記憶部636に記憶された三次信号S i g 3__2において脈波に対応する箇所の回数をカウントすることで、脈拍数を得ることができる。

[0061] <2. 実施形態の変形態様>

上記実施形態においては、脈波記憶部636は、第二差分演算部635により演算された三次信号S i g 3__2を、脈波を表すデータとして記憶した。ここで、上述したように、第一差分演算部633により演算された三次信号S i g 3__1には、呼吸による変化のみならず、脈波による変化も表されている。そこで、呼吸成分記憶部634が、呼吸成分と脈波とを表すデータを記憶することとしてもよい。この場合、脈波と呼吸成分の演算装置63は、第二差分演算部635及び脈波記憶部636の存在しない構成となる。

[0062] また、呼吸成分記憶部634は、単に三次信号S i g 3__1を記憶するだけであるが、この他に、三次信号S i g 3__1に基づいて呼吸数をカウントする機能を付加することもできる。つまり、呼吸成分記憶部634は、三次信号S i g 3__1における長周期の振動回数をカウントすることにより、呼吸数を得ることができる。

[0063] また、脈波記憶部636は、単に三次信号S i g 3__2を記憶するだけであるが、この他に、三次信号S i g 3__2に基づいて脈拍数をカウントする機能を付加することもできる。つまり、脈波記憶部636は、三次信号S i g 3__2における脈波に対応する箇所の回数をカウントすることにより、脈拍数を得ることができる。なお、脈波記憶部636は、第一差分演算部633により演算された三次信号S i g 3__1に基づいて、脈拍数をカウントするようにしてもよい。

[0064] また、脈波記憶部636及び呼吸成分記憶部634は、二次信号S u m (n)を脈波及び呼吸成分を表すデータとして記憶してもよく、二次信号S u m (n)に基づいて脈拍数及び呼吸数をカウントしてもよい。ただし、上述

したように、二次信号 $S_{um}(n)$ は、データ容量が大きいと、容量に応じた記憶装置や処理装置が必要となる。

[0065] <3. 実施形態の効果>

上記実施形態における計測装置 1 は、面状に形成される圧力センサセル 10a と、圧力センサセル 10a による検出値に基づいて圧力センサセル 10a に面する身体の生体情報を演算する演算装置 60 とを備える。演算装置 60 は、第二センサによる計測周期（所定のサンプリング周期） T_b で圧力センサセル 10a による検出値を一次信号 E として取得する。演算装置 60 は、続いて、第一時間長 N （37 サイクル分の時間長）に含まれる一次信号 E の加算値である二次信号 $S_{um}(n)$ を演算すると共に、二次信号 $S_{um}(n)$ の演算を第二時間間隔 a （ $a \leq N$ ）ずつずらしながら順次実行する。さらに、演算装置 60 は、二次信号 $S_{um}(n)$ に基づいて生体情報を演算する。

[0066] 計測装置 1 は、圧力センサセル 10a の検出値の加算値としての二次信号 $S_{um}(n)$ を演算している。加算値としての二次信号 $S_{um}(n)$ は、一次信号 E の中の高調波ノイズ成分を除去した信号に相当する。つまり、一次信号 E を加算する処理が、実質的に、ローパスフィルタとして機能する。このように、取得対象の生体情報より高調波ノイズ成分が容易に除去される。従って、高精度に生体情報を計測できる。

[0067] さらに、演算装置 60 は、第三時間間隔 M （ $M \geq a$ ）だけずれた二個の二次信号 $S_{um}(n)$ の差分である三次信号 S_{ig3} を演算し、三次信号 S_{ig3} に基づいて生体情報を演算している。このように、二個の二次信号 $S_{um}(n)$ の差分である三次信号 S_{ig3} は、二次信号 $S_{um}(n)$ に比べると、絶対値が小さくなっている。そのため、三次信号 S_{ig3} は、二次信号 $S_{um}(n)$ よりも、データ容量が小さく、高速処理を行うことができる。

[0068] そして、第一差分演算部 633 で演算される三次信号 S_{ig3_1} は、第三時間間隔 M を、二次信号 $S_{um}(n)$ を生成するためのずらし時間である第二時間間隔 a に等しくしたときの信号である。つまり、直前の二次信号 S

$um(n)$ との差分が、三次信号 $Sig3\_1$ となる。これにより、三次信号 $Sig3\_1$ は、二次信号 $Sum(n)$ に比べると、絶対値が小さくなっている。

[0069] また、第二差分演算部 635 で演算される三次信号 $Sig3\_2$ は、第三時間間隔 M を、二次信号 $Sum(n)$ の加算時間である第一時間長 N より長い時間としたときの信号である。これにより、目的外の信号成分を除去することができ、目的の生体情報の成分を大きくすることができる。従って、目的の生体情報を確実に得ることができる。

[0070] また、演算装置 60 は、生体情報として脈波及び呼吸成分を演算することができる。つまり、第一差分演算部 633 により、確実に、呼吸成分を演算することができる。一方、第二差分演算部 635 により、確実に、脈波を演算することができる。また、第一差分演算部 633 により、脈波を演算することもできる。呼吸成分も脈波も、非常に微小な振動であるが、上記の演算処理により確実に得ることができる。なお、演算装置 60 は、生体情報として脈波のみを演算するようにしてもよいし、呼吸成分のみを演算するようにしてもよい。

[0071] 第二センサによる計測周期 Tb (サンプリング周期) は、所定のノイズ周期の 2 分の 1 以下に設定される。例えば、所定のノイズとは、電源に由来する高次の高調波ノイズなどである。第二センサによる計測周期 Tb を、所定のノイズ周期の 2 分の 1 以下に設定することで、第二センサによる検出値には、確実に、所定のノイズの影響分が含まれ、ノイズの影響分と、計測目的の成分とを区別することができる。従って、確実に、生体情報を得ることができる。

[0072] また、計測装置 1 は、面状に配列される二個以上の圧力センサセル 10a と、サンプリング周期 Tb よりも長い周期 Ta である 1 サイクルにおいて、それぞれの圧力センサセル 10a を個々の第一センサとして機能させる第一モードを順次実行すると共に、二個以上の圧力センサセル 10a を一個の第二センサとして機能させる第二モードをさらに実行する切替装置 50 とを備

える。そして、演算装置 60 は、第一モードにおける第一センサのそれぞれの検出値に基づいて、圧力センサセル 10a に面する身体の体圧分布を演算すると共に、第二モードにおける第二センサの検出値に基づいて、身体の生体情報を演算する。

[0073] 体圧分布の演算には、個々の圧力センサセル 10a による検出値が用いられる。一方、生体情報の演算には、二個以上の圧力センサセル 10a を一個のセンサとして機能させた場合の検出値が用いられる。

[0074] 体圧の振幅は、生体情報の振幅に比べて大きい。そのため、体圧による圧力変動を検出するためには、圧力センサセル 10a 一個であっても十分である。そこで、体圧計測の時には、個々の圧力センサセル 10a の検出値を用いることで、体圧分布を高分解能で計測することができる。

[0075] 一方、生体情報による圧力変動を検出するためには、圧力センサセル 10a 一個のような小さな領域では、十分ではない。そこで、生体情報による圧力変動を検出する際には、二個以上の圧力センサセル 10a を一個の第二センサとして機能させたときの検出値を用いている。つまり、生体情報の計測の時には、第二センサによる検出領域を大きくすることにより、微小振動である生体情報の影響を受けやすい状態としている。これにより、微小振動である生体情報を、高精度に計測できる。

[0076] また、圧力センサセル 10a は、第一電極 11 と、第一電極 11 に対向する第二電極 12 と、第一電極 11 と第二電極 12 との間に配置され生体情報の変動に伴って弾性変形する誘電層 13 とを備える静電容量型センサとした。これにより、圧力センサセル 10a は、体圧及び生体情報の変動を検出することができる。さらに、電極間の静電容量は、対向する電極面積に比例する。そのため、対向する電極面積が小さいと、検出される静電容量が小さくなる。つまり、生体情報の計測のための第二センサが、二個以上の圧力センサセル 10a により構成されることにより、大きな静電容量を検出できる。その結果、上述したように、第二センサにより、生体情報を高精度に計測できるようになる。

符号の説明

[0077] 1 : 体圧分布及び生体情報の計測装置、 10 : センサユニット、 10a : 圧力センサセル、 11 : 第一電極、 12 : 第二電極、 13 : 誘電層、 20 : 電源装置、 30 : 入力側回路、 40 : 出力側回路、 50 : 切替装置、 60 : 演算装置、 61 : 検出値取得部、 62 : 体圧分布演算装置、 63 : 脈波と呼吸成分の演算装置、 70 : シート、 71 : 座面、 72 : 背面、 73 : ヘッドレスト、 631 : 1サイクル加算部、 632 : 37サイクル加算部、 633 : 第一差分演算部、 634 : 呼吸成分記憶部、 635 : 第二差分演算部、 636 : 脈波記憶部、 E : 一次信号、 Sum (n) : 二次信号、 Sig 3 : 三次信号、 Sig 3__1 : 第一差分演算部による三次信号、 Sig 3__2 : 第二差分演算部による三次信号、 a : 第二時間間隔、 M : 第三時間間隔、 M1 : 第一差分演算部の処理における第三時間間隔、 M2 : 第二差分演算部の処理における第三時間間隔、 N : 第一時間長、 Ta : 第一センサによる計測周期（1サイクルの周期）、 Tb : 第二センサによる計測周期（サンプリング周期）、

Tc : 第二モード基準周期

請求の範囲

- [請求項1] 面状に形成される圧力センサセルと、
前記圧力センサセルによる検出値に基づいて、前記圧力センサセルに面する身体の生体情報を演算する演算装置と、
を備える生体情報計測装置であって、
前記演算装置は、
所定のサンプリング周期 T_b で前記圧力センサセルによる検出値を一次信号として取得し、
第一時間長 N に含まれる前記一次信号の加算値である二次信号を演算すると共に、前記二次信号の演算を第二時間間隔 a ($a \leq N$) ずつずらしながら順次実行し、
前記二次信号に基づいて前記生体情報を演算する、生体情報計測装置。
- [請求項2] 前記演算装置は、
第三時間間隔 M ($M \geq a$) だけずれた二個の前記二次信号の差分である三次信号を演算し、
前記三次信号に基づいて前記生体情報を演算する、請求項1に記載の生体情報計測装置。
- [請求項3] 前記第三時間間隔 M は、前記第二時間間隔 a に等しい、請求項2に記載の生体情報計測装置。
- [請求項4] 前記第三時間間隔 M は、前記第一時間長 N より長い時間である、請求項2に記載の生体情報計測装置。
- [請求項5] 前記演算装置は、前記生体情報として脈波を演算する、請求項1－4の何れか一項に記載の生体情報計測装置。
- [請求項6] 前記演算装置は、前記生体情報として脈波及び呼吸成分を演算する、請求項1－3の何れか一項に記載の生体情報計測装置。
- [請求項7] 前記サンプリング周期 T_b は、所定のノイズ周期の2分の1以下に設定される、請求項1－6の何れか一項に記載の生体情報計測装置。

[請求項8]

前記生体情報計測装置は、

面状に配列される二個以上の前記圧力センサセルと、

前記サンプリング周期 T_b よりも長い周期 T_a である 1 サイクルにおいて、それぞれの前記圧力センサセルを個々の第一センサとして機能させる第一モードを順次実行すると共に、二個以上の前記圧力センサセルを一個の第二センサとして機能させる第二モードをさらに実行する切替装置と、

を備え、

前記演算装置は、

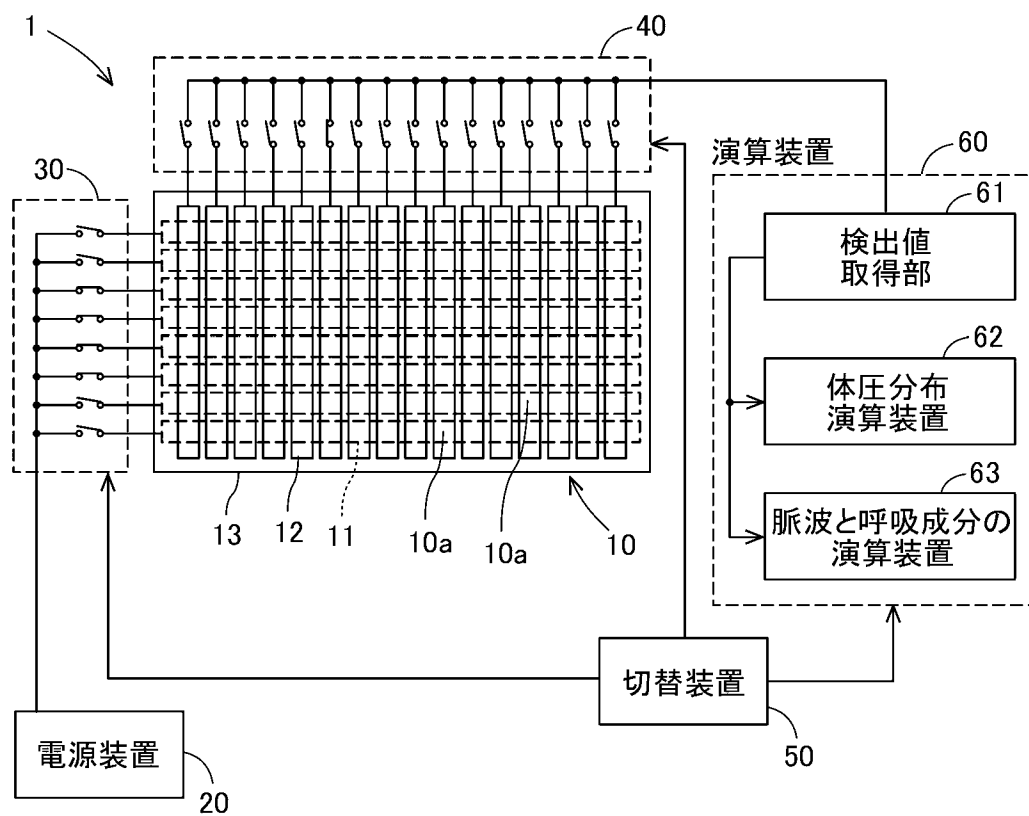
前記第一モードにおける前記第一センサのそれぞれの検出値に基づいて、前記圧力センサセルに面する身体の体圧分布を演算すると共に、

前記第二モードにおける前記第二センサの検出値に基づいて、前記身体 of 生体情報を演算する、請求項 1 - 7 の何れか一項に記載の生体情報計測装置。

[請求項9]

前記圧力センサセルは、第一電極と、前記第一電極に対向する第二電極と、前記第一電極と前記第二電極との間に配置され前記生体情報の変動に伴って弾性変形する誘電層とを備える静電容量型センサである、請求項 1 - 8 の何れか一項に記載の生体情報計測装置。

[図1]



[図2]

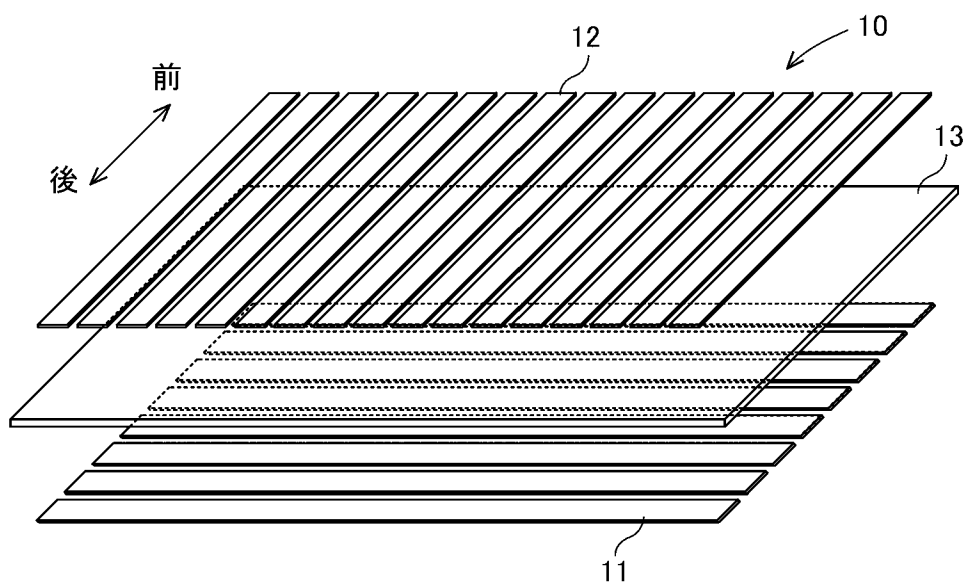
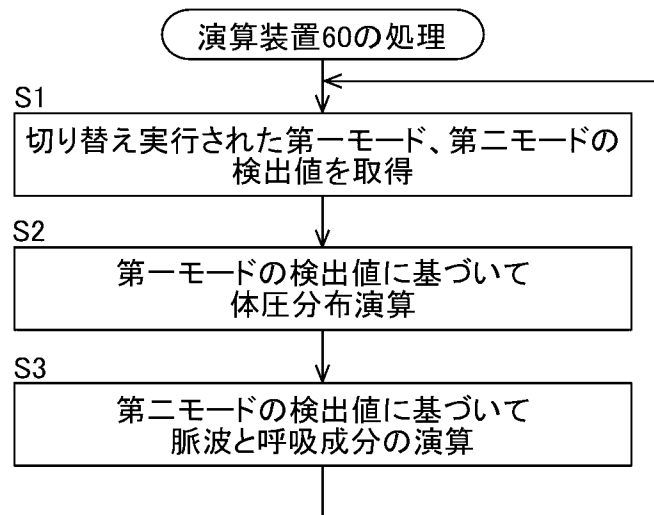
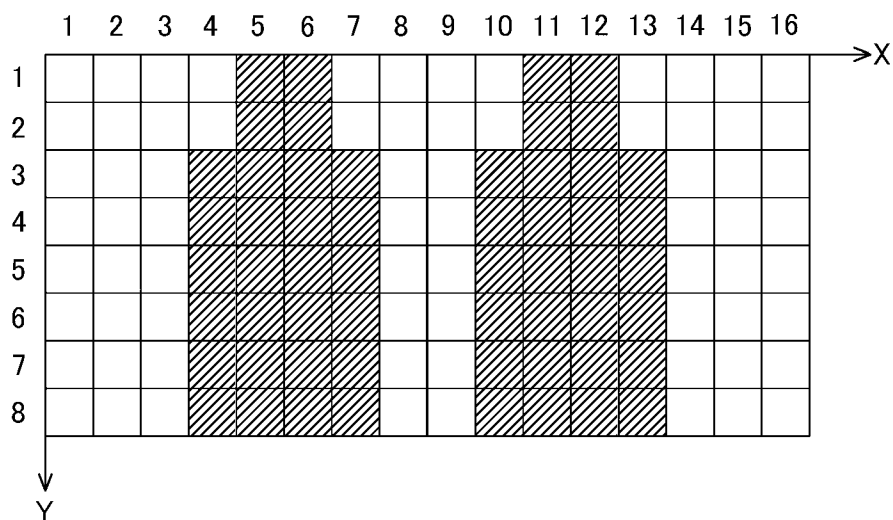


Figure 1 is a perspective view of a seat 10. The seat includes a seat back 71 and a seat cushion 72. A rectangular panel 73 is mounted on the seat back 71. A coordinate system is shown with X and Y axes. A double-headed arrow indicates the front (前) and rear (後) directions.

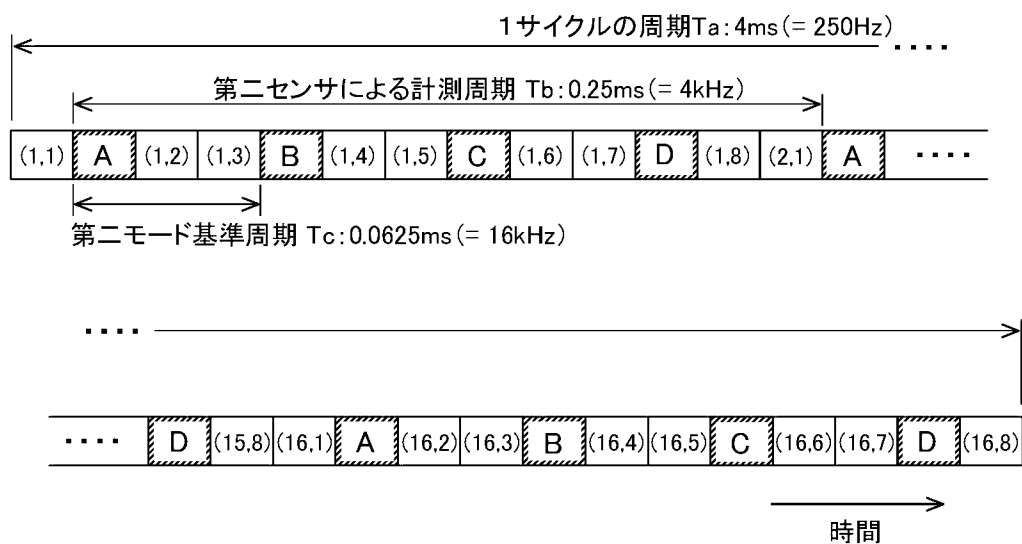
[図5]



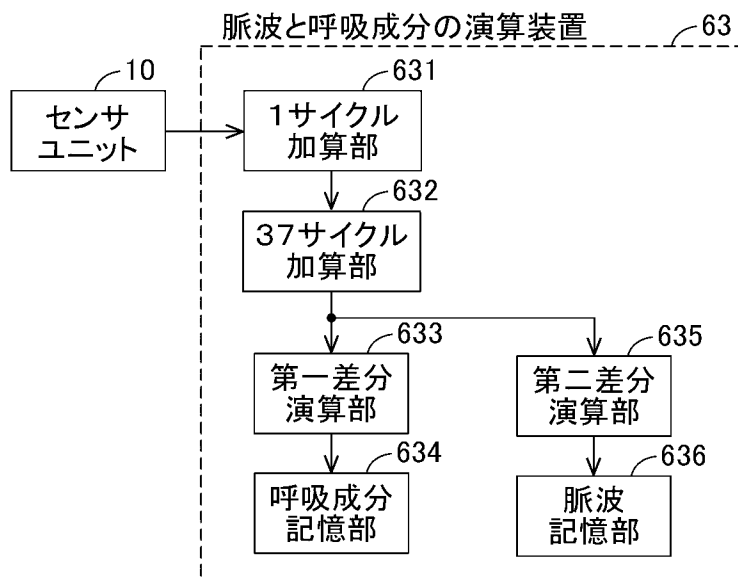
[図6]



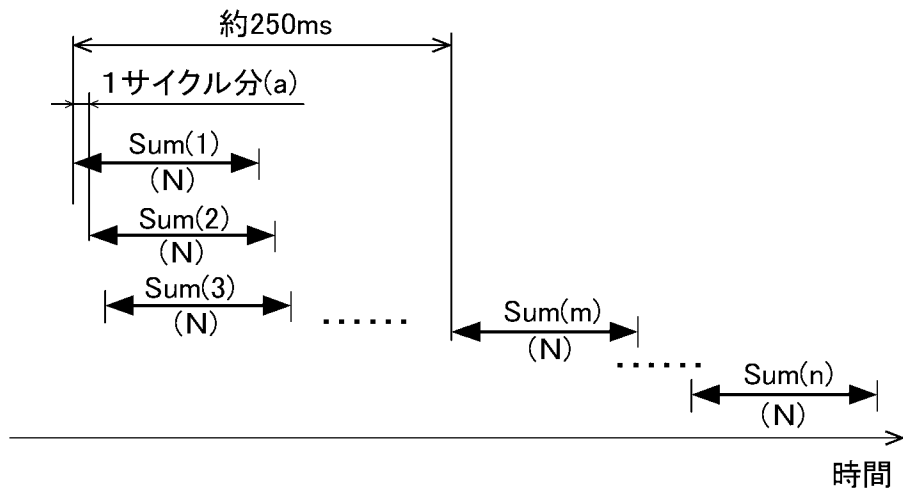
[図7]



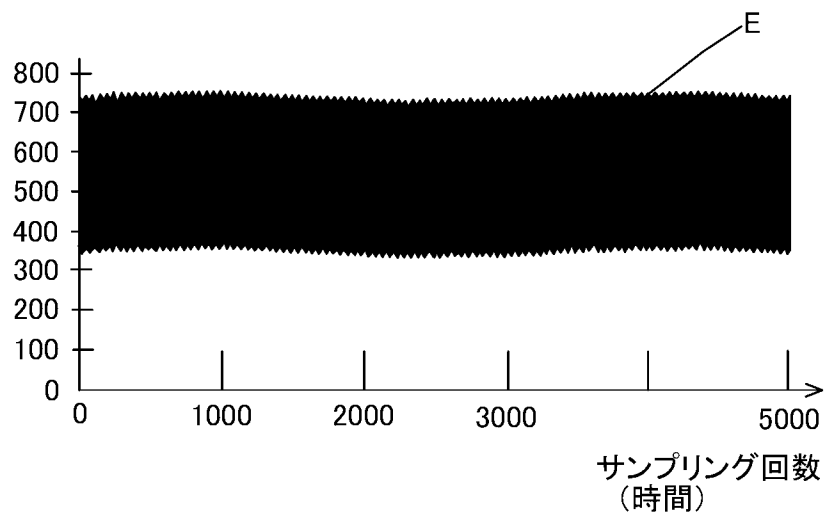
[図8]



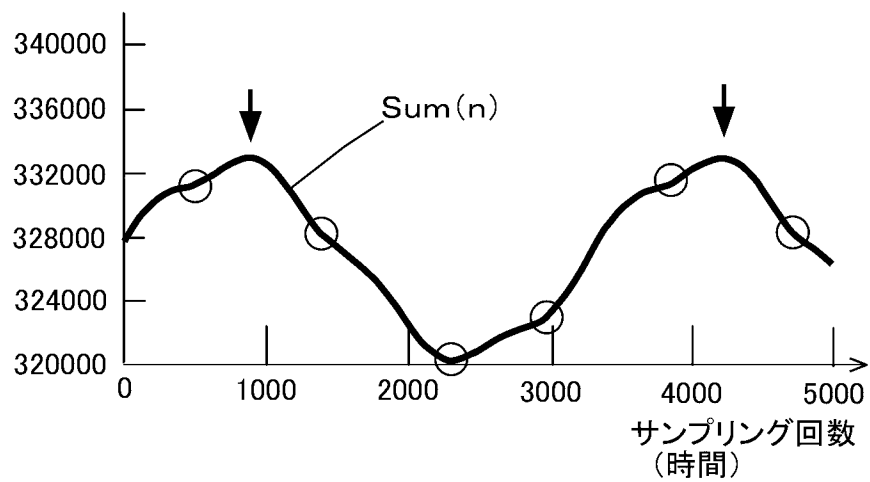
[図9]



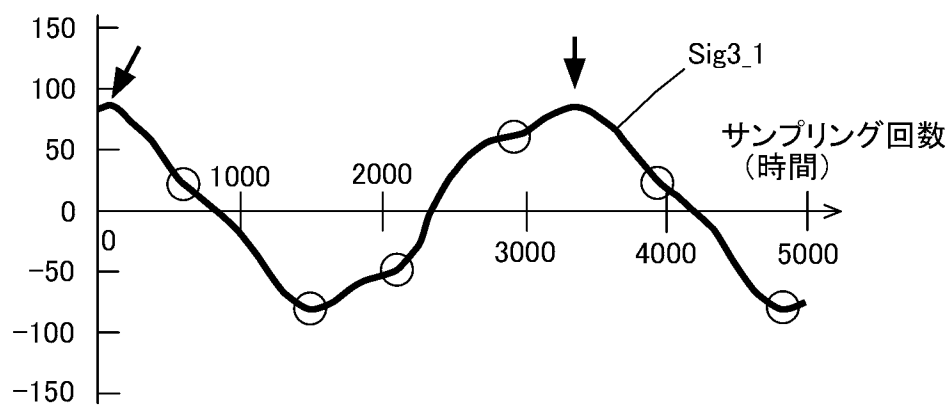
[図10A]



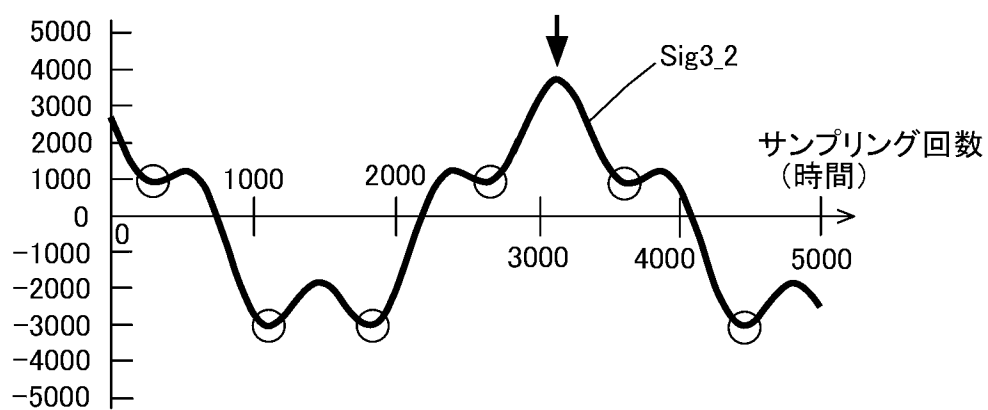
[図10B]



[図10C]



[図10D]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/011294

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/08(2006.01)i, A61B5/113(2006.01)i, G01L1/14(2006.01)i, G01L5/00(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)

A61B5/02, A61B5/00, A61B5/08, A61B5/113, G01L1/14, G01L5/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
A	JP 4864497 B2 (Panasonic Corp.), 01 February 2012 (01.02.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2015-188698 A (Sumitomo Riko Co., Ltd.), 02 November 2015 (02.11.2015), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 63-242227 A (Century Medical Co.), 07 October 1988 (07.10.1988), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

☒ 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
23 May 2017 (23.05.17)

Date of mailing of the international search report
06 June 2017 (06.06.17)

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/JP2017/011294

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-37742 A (Denso Corp.), 13 February 2001 (13.02.2001), entire text; all drawings & US 6450957 B1	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/08(2006.01)i, A61B5/113(2006.01)i, G01L1/14(2006.01)i, G01L5/00(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/02, A61B5/00, A61B5/08, A61B5/113, G01L1/14, G01L5/00

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 7 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 7 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 7 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
A	JP 4864497 B2 (パナソニック株式会社) 2012. 02. 01, 全文、全図（ファミリーなし）	1-9
A	JP 2015-188698 A (住友理工株式会社) 2015. 11. 02, 全文、全図（ファミリーなし）	1-9
A	JP 63-242227 A (センチュリーメディカル株式会社) 1988. 10. 07, 全文、全図（ファミリーなし）	1-9

☑ 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

2 3 . 0 5 . 2 0 1 7

国際調査報告の発送日

0 6 . 0 6 . 2 0 1 7

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

遠藤 直恵

2 Q

3 7 0 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
A	JP 2001-37742 A (株式会社デンソー) 2001.02.13, 全文、全図 & US 6450957 B1	1-9