(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)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/169993 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/JP2017/011289

(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 2016-069134 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.

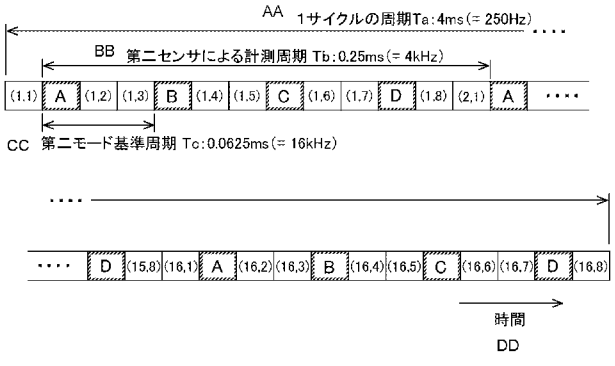
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

[続葉有]

(54) **Title**: BODY PRESSURE DISTRIBUTION AND BIOMETRIC INFORMATION MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称 : 体圧分布及び生体情報の計測装置

[図8]



AA Period of one cycle
BB Measurement period for measurements using second sensor
CC Second mode reference period
DD Time

(57) **Abstract**: Provided is a body pressure distribution and biometric information measuring device capable of detecting a body pressure distribution and a pulse wave simultaneously and accurately. In one cycle, a switching device (50) sequentially executes a first mode in which each of a plurality of pressure sensor cells (10a) is caused to function individually as a first sensor, and also executes a second mode in which two or more pressure sensor cells (10a) are caused to function as a single second sensor. A body pressure distribution calculating device (62) calculates the body pressure distribution of a body facing the pressure sensor cells (10a), on the basis of the detected values from each of the first sensors in the first mode. A biometric information calculating device (63) calculates biometric information of the body on the basis of the detected values of the second sensor in the second mode. Furthermore, the switching device (50) makes the measurement period between measurements performed using the same second sensor shorter than the measurement period between measurements performed using the same first sensor.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/169993 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

体圧分布と脈波を同時に且つ高精度に検出することができる体圧分布及び生体情報の計測装置を提供する。切替装置（５０）は、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。体圧分布演算装置（６２）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。生体情報演算装置（６３）は、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。そして、切替装置（５０）は、同一の第二センサによる計測周期を、第一センサによる計測周期より短くする。

明　細　書

発明の名称 ： 体圧分布及び生体情報の計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、体圧分布及び生体情報の計測装置に関するものである。

背景技術

[0002] 特許第４６３２０８６号公報には、複数の荷重センサにより、静荷重としての人の体重などによる荷重と、動荷重としての人の心拍や呼吸とを検出することが記載されている。すなわち、複数の荷重センサの中から、静荷重に対応する第一の周波数信号が含まれる荷重センサを選択し、選択された荷重センサにより動荷重に対応する第二の周波数信号を検出している。

[0003] また、特開２０１５－１８８６９８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。

[0004] 特許第５８４６１７９号公報には、複数の振動センサに中から、心拍数のＲ波に相当する振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択して、選択された振動センサの出力信号に基づいて心拍数を算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

[0005] 体圧に比べて、心拍や脈波は、微小振動であるため、ノイズの影響を受けやすい。しかし、特許第４６３２０８６号公報、及び特開２０１５－１８８６９８号公報においては、体圧を検出するセンサそのものによって、心拍や脈波の検出を行っている。つまり、体圧を検出するセンサのサイズと、心拍や脈波を検出するセンサのサイズは同一である。これでは、微小振動である心拍や脈波の計測に際して、ノイズの影響により、高精度な計測が困難である。

[0006] また、心拍や脈波の周期は微小であるため、心拍や脈波に伴う荷重を短い周期で検出しなければ、心拍や脈波を計測することはできない。特定の位置におけるセンサにより継続して荷重検出を行うことができれば、心拍や脈波の計測は可能である。しかし、これでは、心拍や脈波計測専用となってしまう。つまり、体圧分布と心拍や脈波などの生体情報を同時に計測することはできない。

[0007] 本発明は、体圧分布と生体情報を同時に且つ高精度に検出することができる体圧分布及び生体情報の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

[0008] 体圧分布及び生体情報の計測装置は、面状に配列される二個以上の圧力センサセルと、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、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体圧分布演算装置と、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、前記身体の生体情報を演算する生体情報演算装置とを備える。そして、前記切替装置は、同一の前記第二センサによる計測周期を、前記第一センサによる計測周期より短くする。

[0009] 体圧分布の演算には、個々の圧力センサセル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。

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] ここで、生体情報の計測のためには、短い周期で、特定位置の圧力変動を検出しなければならない。一方、体圧の計測のためには、生体情報に比べて、長い周期での圧力変動を検出すれば十分である。そこで、切替装置は、同一の第二センサによる計測周期を、第一センサによる計測周期より短くしている。

[0013] このように、体圧計測のための第一センサによる計測と、生体情報計測のための第二センサによる計測とを、適切な周期で切替ながら実行することで、体圧分布と生体情報を同時に計測することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]第一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]生体情報の演算処理により得られるデータを示すグラフである。

[図8]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9]第二実施形態において、切替装置により計測対象とされる第二センサの各種態様を示す図である。

[図10]第三実施形態において、演算装置の処理のフローチャートである。

[図11A]脈波計測用の圧力センサセルについての第一の決定方法による説明図

である。

[図11B]脈波計測用の圧力センサセルについての第二の決定方法による説明図である。

[図11C]脈波計測用の圧力センサセルについての第三の決定方法による説明図である。

発明を実施するための形態

[0015] ＜１．第一実施形態＞

（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、身体の脈波又は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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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、エチレンープロピレン共重合ゴム、天然ゴム、スチレンーブタジエン共重合ゴム、アクリロニトリルー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。

[0019] 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、アクリロニトリルー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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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及び生体情報を演算する。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、生体情報を演算する生体情報演算装置６３とを備える。

[0029] 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。

[0030] 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。生体情報演算装置６３は、脈波又は呼吸成分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、脈波又は呼吸成分の影響により受ける力の変化を演算することで、脈波又は呼吸成分を演算する。体圧分布演算装置６２及び生体情報演算装置６３の詳細は、後述する。

[0031] （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１０ａ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１０ａと、生体情報の計測を目的とする場合における圧力センサセル１０ａとは、異なる。

[0032] 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１０ａ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。

[0033] 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１２

８個全ての圧力センサセル１０ａ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１０ａ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。

[0034] 一方、生体情報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、生体情報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、生体情報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。

[0035] 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、生体情報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。

[0036] （１－３．体圧分布と生体情報における計測周期）

次に、第一センサによる体圧分布の計測周期と、第二センサによる生体情報の計測周期について、説明する。

[0037] 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

。

[0038] 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。

[0039] 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、生体情報演算装置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、脈波又は呼吸成分を演算することはできない。

[0040] 従って、第二センサによる生体情報の計測周期は、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。

[0041] （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７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、生体情報演算装置６３を備える。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 生体情報演算装置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、生体情報を演算する（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、生体情報演算装置６３は、検出値に基づいて、生体情報以外のノイズ成分を除去する処理を行い、生体情報を計測できるようにする。このようにして得られたデータは、図７に示すようなグラフとなる。

[0046] ここで、図７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７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。

[0047] ここで、生体情報の演算において、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、生体情報演算装置６３は、４個の第二センサの検出値の中で、脈波又は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、生体情報

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又は呼吸成分の波形の全てを出力するようにしてもよい。

[0048] （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８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。

[0049] 具体的には、図８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、計測の１サイクルの周期Ｔａは、例えば、４ｍｓである。すなわち、計測の１サイクルの周波数は、２５０Ｈｚである。

[0050] 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）→（１，２）→・・・・→（１６，７）→（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Ｔａは、１サイクルの周期Ｔａと同一の４ｍｓとなる。

[0051] 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Ｔｂは、０．２５ｍｓとなる。すなわち、同一の第二センサによる計測周波数は、４ｋＨｚとなる。

[0052] さらに、第二モードは、一定の第二モード基準周期Ｔｃ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Ｔｃ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Ｔｃは、０．０６２５ｍｓとなる。すなわち、第二モードの基準周波数は、１６ｋＨｚとなる。

[0053] ＜２．第二実施形態＞

上記実施形態においては、切替装置５０は、生体情報の計測において、予め決められた「Ａ」～「Ｄ」の第二センサによる第二モードを順次実行した。この他に、切替装置５０は、状況に応じて、「Ａ」～「Ｄ」の第二センサ全てを順次実行する場合、「Ａ」～「Ｄ」の第二センサの中で選択された第二センサのみを順次実行する場合を、切り替えることができる。

[0054] 切替装置５０による切り替え処理について、図９を参照して説明する。図９の（ａ）には、基本として、第一実施形態にて説明したように、「Ａ」～「Ｄ」の第二センサによる計測が順次実行される。つまり、それぞれの第二センサによる計測周期Ｔｂは、０．２５ｍｓとなる。

[0055] ここで、一般に脈波は、１分間に５０～１００回であるため、この範囲に含まれる脈波を計測する場合には、「Ａ」～「Ｄ」の第二センサ全てを用いて、脈波を高精度に且つ安定的に計測する。ただし、脈波が１分間に１００回を超えるような場合には、より短周期での計測とすることで、高精度な脈波を得ることができる。

[0056] そこで、「Ａ」～「Ｄ」の第二センサ全てを用いる場合よりも、より高精度な出力値を得ることが必要と判断されれば、図９の（ｂ）のように、切替装置５０は、高速処理を実行する。すなわち、切替装置５０は、１サイクルにおいて、「Ａ」→「Ｄ」→「Ａ」→「Ｄ」・・・の順に実行する。つまり、基本処理における「Ｂ」の第二センサを、「Ｄ」の第二センサに変更し、且つ、基本処理における「Ｃ」の第二センサを、「Ａ」の第二センサに変更する。この場合、それぞれの第二センサによる計測周期Ｔｂは、０．１２５ｍｓとなる。

[0057] さらに、「Ａ」、「Ｄ」の第二センサを用いる場合よりも、より高精度な

出力値を得ることが必要と判断されれば、図９の（ｃ）のように、切替装置５０は、超高速処理を実行する。すなわち、切替装置５０は、１サイクルにおいて、「Ａ」の第二センサのみを第二モード基準周期Ｔｃにて実行する。この場合、「Ａ」の第二センサによる計測周期Ｔｂは、第二モード基準周期Ｔｃと同一の０．０６２５ｍｓとなる。もちろん、「Ａ」の第二センサに代えて、他の第二センサを用いることもできる。

[0058] ここで、上記においては、切替装置５０は、自動的に、第二モードについて、基本処理、高速処理、超高速処理を切り替えることとした。この他に、使用者による入力に基づいて対象の処理を切り替えることもできる。

[0059] ＜３．第三実施形態＞

上記実施形態においては、第二センサは、予め決められた位置の二個以上の圧力センサセル１０ａにより構成した。この他に、第二センサは、体圧分布演算装置６２により得られた体圧分布に基づいて決定されるようにしてもよい。

[0060] この場合の演算装置６０の処理について、図１０及び図１１Ａ－図１１Ｃを参照して説明する。図１０に示すように、検出値取得部６１が、第一モードによる検出値を取得する（Ｓ１１）。このとき、切替装置５０は、第二センサによる第二モードを実行することなく、第一モードのみにより実行する。

[0061] 続いて、体圧分布演算装置６２が、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（Ｓ１２）。このようにして、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。

[0062] 続いて、生体情報演算装置６３は、体圧分布に基づいて、生体情報の計測用の第二センサを構成する二個以上の圧力センサセル１０ａを選択する。そして、生体情報演算装置６３は、切替装置５０に対して、選択された二個以上の圧力センサセル１０ａが第二センサとして機能するように、切替処理を実行させる。つまり、本実施形態においては、生体情報の計測用の第二セン

サは、予め決められているのではなく、体圧分布に基づいて決定される。

[0063] ここでは、第二センサの決定方法として、三種類の中の何れかを用いる。第一の決定方法は、図１１Ａを参照して説明する。図１１のハッチングにて示す圧力センサセル１０ａが、体圧分布計測用の第一センサとしての検出値が所定圧力以上であるとする。ただし、連続した圧力センサセル１０ａが選択されるようにする。この場合、ハッチングで示す所定圧力以上となる全ての圧力センサセル１０ａが、第二センサを構成する。つまり、切替装置５０は、第一センサの検出値が所定圧力以上となる場合に、当該第一センサに対応する圧力センサセル１０ａを第二センサとする。

[0064] 第二の決定方法は、図１１Ｂを参照して説明する。生体情報演算装置６３は、全ての第一センサの中で、最大値を検出する圧力センサセル１０ａを抽出する。最大値を検出する圧力センサセル１０ａは、図１１Ｂのハッチングで示す位置とする。この場合に、当該圧力センサセル１０ａと、当該圧力センサセル１０ａの周囲に位置する圧力センサセル１０ａとが、第二センサを構成する。つまり、切替装置５０は、第一センサの中で最大値を検出する圧力センサセル１０ａと、その周囲に位置する圧力センサセル１０ａとを、第二センサとする。つまり、図１１Ｂにおいて、縁のみのハッチングにより示す領域が、第二センサを構成する。

[0065] 第三の決定方法は、図１１Ｃを参照して説明する。第二の決定方法と同様に、全ての第一センサの中で、最大値を検出する圧力センサセル１０ａを抽出する。最大値を検出する圧力センサセル１０ａは、図１１Ｃのハッチングで示す位置とする。この場合に、当該圧力センサセル１０ａを含むようにすると共に、二個以上の圧力センサセル１０ａが身体の姿勢及び身体の接触部位に基づいて設定された方向に位置するように、第二センサが決定される。

[0066] 例えば、二個以上の圧力センサセル１０ａが、大腿動脈に沿った方向となるように決定される。図３に示すように、シート７０の座面７１にセンサユニット１０が配置される場合には、シート７０の着座者の大腿部の方向は前後方向となる。つまり、大腿動脈に沿った方向とは、シート７０の前後方向

となる。そこで、最大値を検出する圧力センサセル１０ａを基準として、前後方向に位置する圧力センサセル１０ａが、第二センサを構成するものとする。

[0067] ここで決定される第二センサの数は、１個でもよいし、二個以上でもよい。例えば、切替装置５０は、第二センサが１個の場合には図９の（ｃ）のように実行し、第二センサが２個の場合には図９の（ｂ）のように実行し、第二センサが４個の場合には図９の（ａ）のように実行する。

[0068] このようにして第二センサが決定された後は、図１０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（Ｓ１４）。続いて、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、センサユニット１０における体圧分布を得る（Ｓ１５）。続いて、生体情報演算装置６３は、決定された第二センサによる検出値に基づいて生体情報を演算する（Ｓ１６）。

[0069] 続いて、生体情報演算装置６３は、体圧分布演算装置６２により得られた体圧分布が、先に得られた体圧分布に対して変更されたか否かを判定する（Ｓ１７）。ここでの体圧分布の変更は、第一センサのそれぞれの変化量が閾値を超えたか否かにより判定できる。

[0070] そして、体圧分布が変更されていない場合には（Ｓ１７：Ｎｏ）、Ｓ１４に戻り、処理が繰り返される。つまり、同一の第二センサでの検出が継続される。一方、体圧分布が変更された場合には（Ｓ１７：Ｙｅｓ）、Ｓ１３に戻り、処理が繰り返される。つまり、第二センサを構成する圧力センサセル１０ａを再び決定する。その後、変更された第二センサにより検出が行われる。

[0071] ＜４．その他＞

上記実施形態の計測装置１は、生体情報として脈波のみを計測してもよいし、呼吸成分のみを計測してもよいし、脈波及び呼吸成分を計測してもよい。

[0072] ＜５．実施形態の効果＞

第一実施形態から第三実施形態における計測装置１は、面状に配列される二個以上の圧力センサセル１０ａと、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、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体圧分布演算装置６２と、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生体情報演算装置６３とを備える。そして、切替装置５０は、同一の第二センサによる計測周期を、第一センサによる計測周期より短くする。

[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] ここで、生体情報の計測のためには、短い周期で、特定位置の圧力変動を検出しなければならない。一方、体圧の計測のためには、生体情報に比べて、長い周期での圧力変動を検出すれば十分である。そこで、切替装置５０は、同一の第二センサによる計測周期を、第一センサによる計測周期より短く

している。

[0077] このように、体圧計測のための第一センサによる計測と、生体情報の計測のための第二センサによる計測とを、適切な周期で切替ながら実行することで、体圧分布と生体情報を同時に計測することが可能となる。

[0078] また、切替装置５０は、１サイクルにおいて、個々の第一センサによる第一モードを一回ずつ実行し、第二センサによる第二モードを二回以上実行する。上記実施形態においては、１サイクルにおいて、個々の第二センサによる第二モードは、１６回、３２回、又は、６４回実行される（図９参照）。これにより、確実に、切替装置５０は、同一の第二センサによる計測周期を、第一センサによる計測周期より短くできる。

[0079] また、第一実施形態において、第二センサは、二種以上設定され、それぞれの第二センサは、異なる組み合わせの二個以上の圧力センサセルにより構成される。具体的には、第一実施形態では、「Ａ」～「Ｄ」の４種類の第二センサが設定されている例を示した。このとき、切替装置５０は、１サイクルにおいてそれぞれの第二センサによる第二モードを順次実行すると共に、第二モードにおいてそれぞれの第二センサによる計測周期Ｔｂを同一とした。具体的には、「Ａ」～「Ｄ」のそれぞれの第二センサによる計測周期は、０．２５ｍｓとした（図８参照）。

[0080] この場合において、生体情報演算装置６３は、第二センサのそれぞれの検出値に基づいて生体情報を演算することとした。つまり、二種以上の第二センサにより計測することで、より高精度に生体情報を得ることができる。生体情報は非常に微小な振動であるため、第二センサが対象の動脈に近い位置に位置しなければ計測できない場合がある。そこで、二種以上の第二センサを設定しておくことで、それらの第二センサのいずれかが生体情報を確実に検出できる状態にすることができる。

[0081] また、第二実施形態にて説明したように、切替装置５０は、１サイクルにおいて第二モードを実行する第二モード基準周期Ｔｃを一定とし、１サイクルにおいて二種以上の第二センサによる第二モードを実行する場合（図９の

（ａ）（ｂ）参照）と、１サイクルにおいて一種の第二センサによる第二モードを実行する場合（図９の（ｃ）参照）とを、所定条件に応じて切り替えるようにしてもよい。予め第二モード基準周期Ｔｃを設定しておくことで、対象とする第二センサの数を自由に変更できる。従って、切替装置５０による切替動作の変更設定が、非常に容易にできる。

[0082] 第三実施形態にて説明したように、切替装置５０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、第二モードにおける第二センサを構成する二個以上の圧力センサセル１０ａを選択するようにしてもよい（図１０のＳ１３及び図１１Ａ－図１１Ｃ参照）。つまり、第二センサを構成する圧力センサセル１０ａが、状況に応じて変更されることになる。そのため、第二センサを構成する圧力センサセル１０ａにより、生体情報、特に脈波を確実に計測できる。

[0083] 具体的には、第三実施形態において、図１１Ａに示したように、切替装置５０は、第一センサの検出値が所定圧力以上となる場合に、当該第一センサに対応する圧力センサセル１０ａを第二センサとするとよい。これにより、微小振動である生体情報の影響を大きく検出することが可能となる。

[0084] ただし、Ｘ方向又はＹ方向に連続した圧力センサセル１０ａが選択されるようにするとよく、ここでは、Ｙ方向に連続する２つの第一センサが第二センサとして選択されている。なお、２列の第一センサ群が選択される場合は、圧力センサセル１０ａ数の多い列を選択してもよい。例えば、Ｙ方向に２つの第一センサの列とＹ方向に４つの第一センサの列とが選択される場合には、Ｙ方向に４つの第一センサの列となる方が選択されるようにしてもよい。また、全体として正方形となるように、２列の第一センサ群から４個の圧力センサセル１０ａを選択してもよく、全体として長方形となるように、２列の第一センサ群に周囲の圧力センサセル１０ａも追加してもよい。

[0085] また、第三実施形態において、図１１Ｂに示したように、切替装置５０は、二個以上の第一センサの中で最大値を検出する圧力センサセル１０ａと、その周囲に位置する圧力センサセル１０ａとを、第二センサとしてもよい。

この場合にも、微小振動である脈波の影響を大きく検出することが可能となる。ただし、全体として正方形や長方形となるように圧力センサセル１０ａが選択されるようにするとよく、ここでは、最大値を検出する圧力センサセル１０ａを含む周囲９個の第一センサが一つの第二センサとして選択されている。

[0086] また、第三実施形態において、図１１Ｃに示したように、切替装置５０は、二個以上の圧力センサセルが身体の姿勢及び身体の接触部位に基づいて設定された方向に位置するように、第二センサを選択するようにしてもよい。上記においては、大腿動脈に沿った方向に一致するように、第二センサを構成する圧力センサセル１０ａが選択されている。この場合、同一の動脈の影響を、第二センサを構成する全ての圧力センサセル１０ａが検出できる。従って、高精度な脈波の計測が可能となる。

[0087] また、第一実施形態から第三実施形態において、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との間に配置され身体の体圧又は脈波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

[0088] １：体圧分布及び脈波の計測装置、 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：生体情報演算装置、 ７０：シート、 ７１：座面、 Ｔａ：

１サイクル、　Ｔｂ：第二センサによる計測周期、　Ｔｃ：第二モード基準周期

請求の範囲

[請求項1] 面状に配列される二個以上の圧力センサセルと、

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、

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体圧分布演算装置と、

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、前記身体の生体情報を演算する生体情報演算装置と、

を備え、

前記切替装置は、同一の前記第二センサによる計測周期を、前記第一センサによる計測周期より短くする、体圧分布及び生体情報の計測装置。

[請求項2] 前記切替装置は、１サイクルにおいて、個々の前記第一センサによる前記第一モードを一回ずつ実行し、前記第二センサによる前記第二モードを二回以上実行する、請求項１に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

[請求項3] 前記第二センサは、二種以上設定され、

それぞれの前記第二センサは、異なる組み合わせの二個以上の前記圧力センサセルにより構成され、

前記切替装置は、１サイクルにおいてそれぞれの前記第二センサによる前記第二モードを順次実行すると共に、前記第二モードにおいてそれぞれの前記第二センサによる計測周期を同一とし、

前記生体情報演算装置は、前記第二センサのそれぞれの検出値に基づいて、前記生体情報を演算する、請求項１又は２に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

[請求項4] 前記切替装置は、

１サイクルにおいて前記第二モードを実行する第二モード基準周期を一定とし、

１サイクルにおいて二種以上の前記第二センサによる前記第二モードを実行する場合と、１サイクルにおいて一種の前記第二センサによる前記第二モードを実行する場合とを、所定条件に応じて切り替える、請求項３に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

[請求項5] 前記切替装置は、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、前記第二モードにおける前記第二センサを構成する二個以上の前記圧力センサセルを選択する、請求項１－４の何れか一項に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

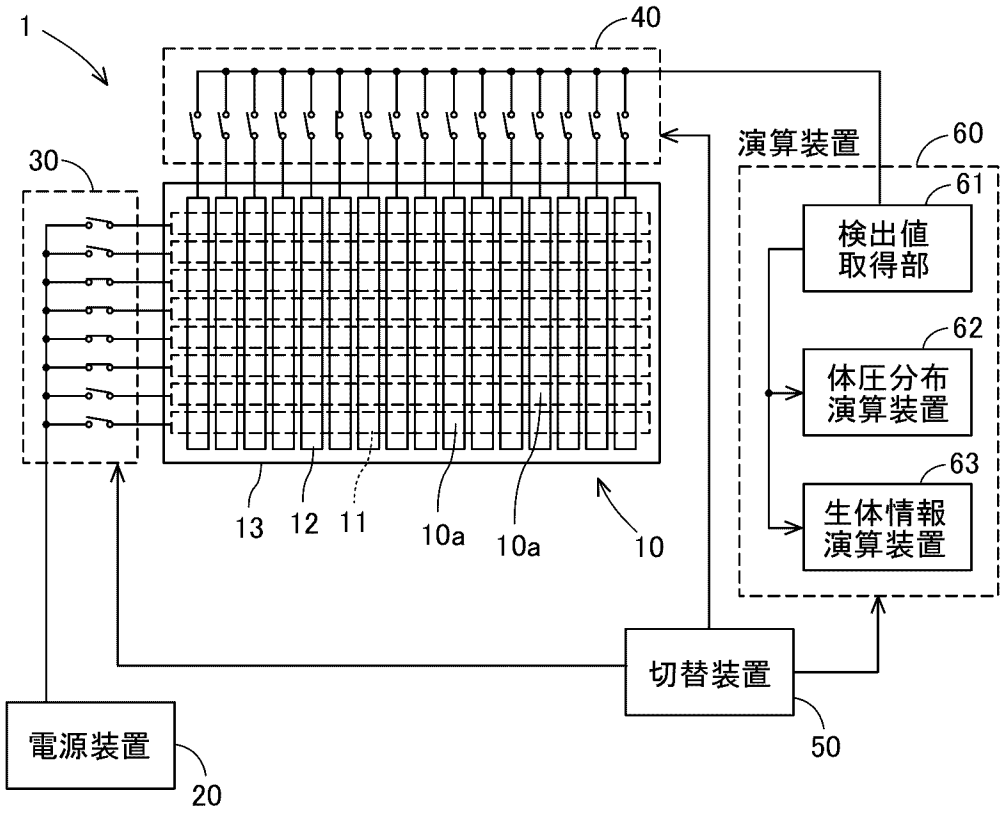
[請求項6] 前記切替装置は、前記第一センサの検出値が所定圧力以上となる場合に、当該第一センサに対応する前記圧力センサセルを前記第二センサとする、請求項５に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

[請求項7] 前記切替装置は、二個以上の前記第一センサの中で最大値を検出する前記圧力センサセルと、その周囲に位置する前記圧力センサセルとを、前記第二センサとする、請求項５に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

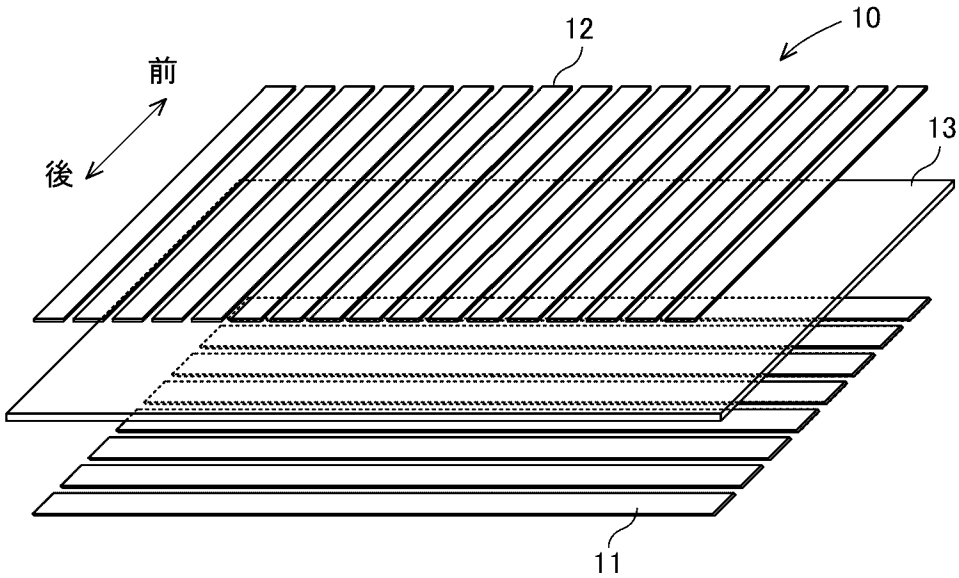
[請求項8] 前記切替装置は、二個以上の前記圧力センサセルが前記身体の姿勢及び前記身体の接触部位に基づいて設定された方向に位置するように、前記第二センサを選択する、請求項５－７の何れか一項に記載の体圧分布及び生体情報の計測装置。

[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身体の体圧又は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体圧分布及び生体情報の計測装置。

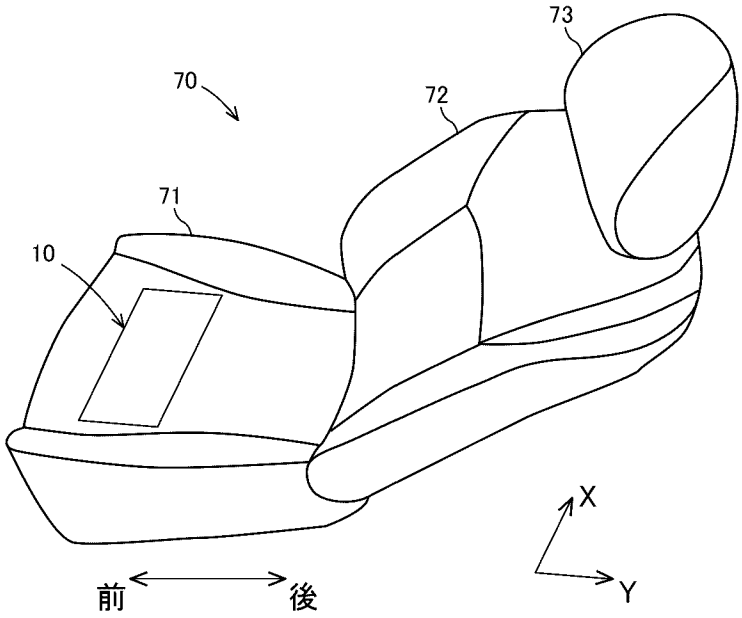
[図1]


1
40
30
演算装置
60
61
検出値
取得部
62
体圧分布
演算装置
63
生体情報
演算装置
13
12
11
10a
10a
10
切替装置
50
電源装置
20

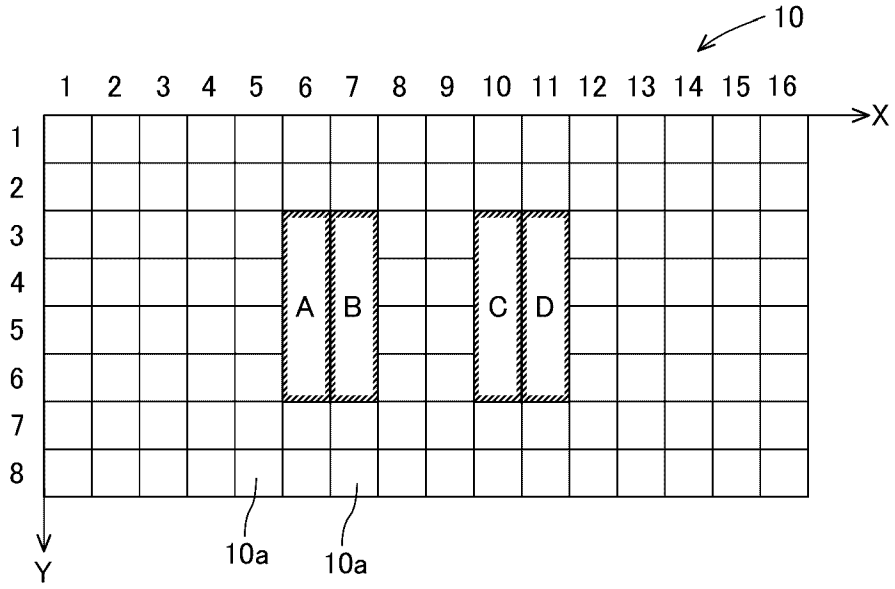
[図2]


12
10
前
後
13
11

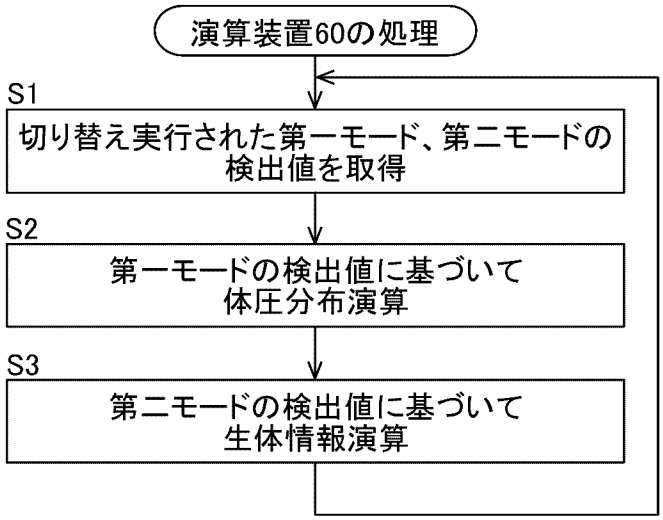
[図3]


73
70
72
71
10
X
前
後
Y

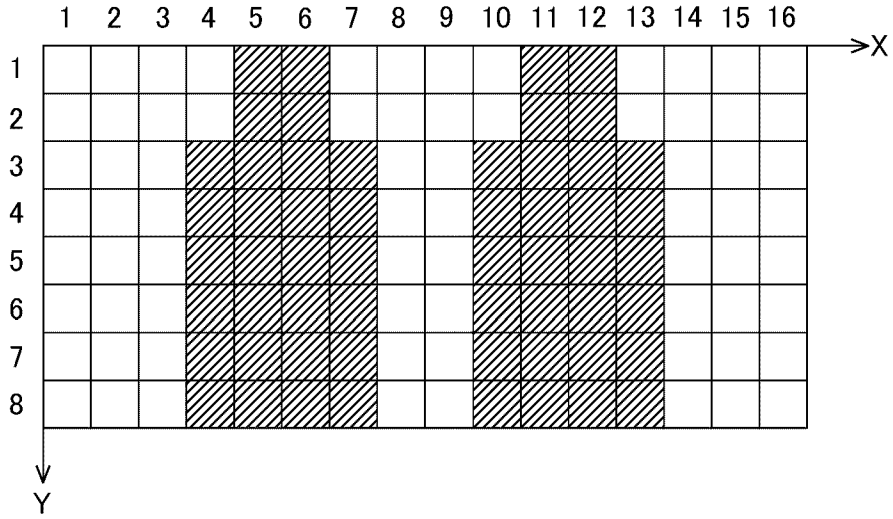
[図4]


10
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16
X
1
2
3
4
5
6
7
8
A
B
C
D
Y
10a
10a

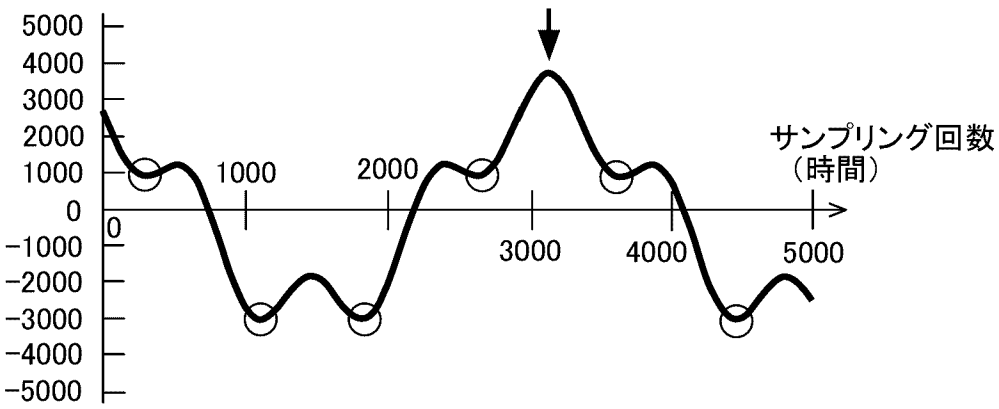
[図5]


演算装置60の処理
S1
切り替え実行された第一モード、第二モードの検出値を取得
S2
第一モードの検出値に基づいて体圧分布演算
S3
第二モードの検出値に基づいて生体情報演算

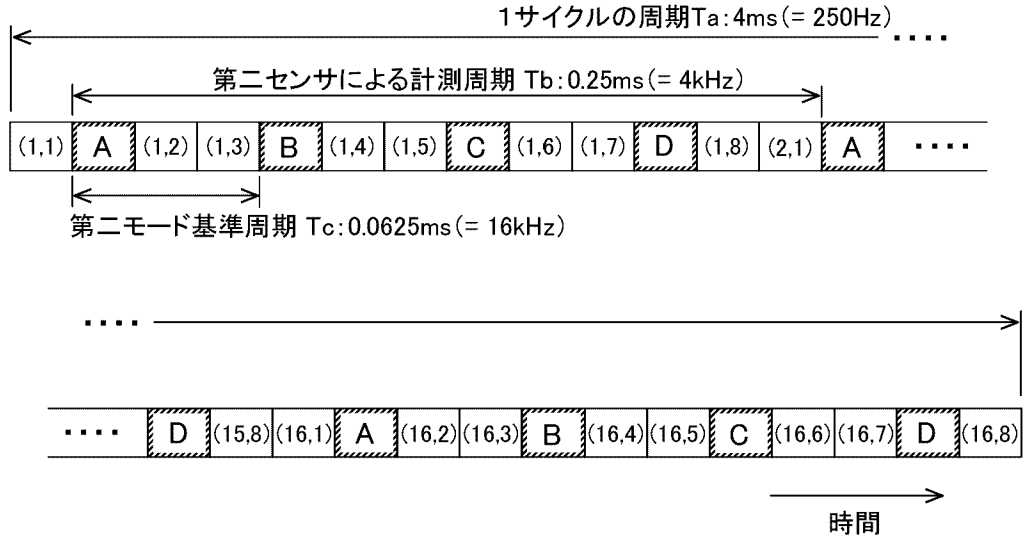
[図6]


1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16
X
1 2 3 4 5 6 7 8
Y

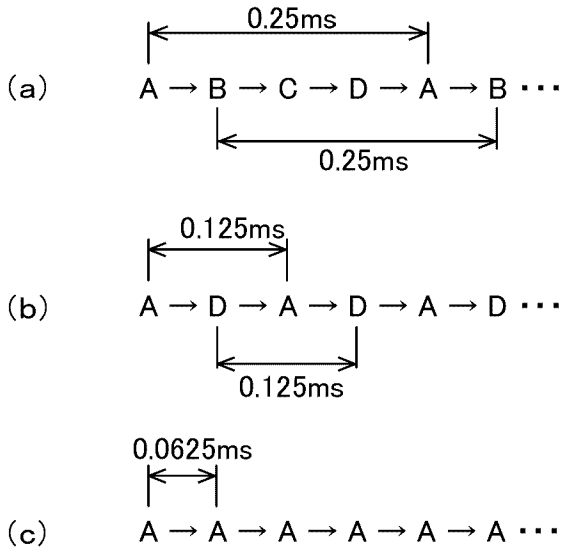
[図7]


5000
4000
3000
2000
1000
0
−1000
−2000
−3000
−4000
−5000
1000
2000
0
3000
4000
5000
サンプリング回数
（時間）

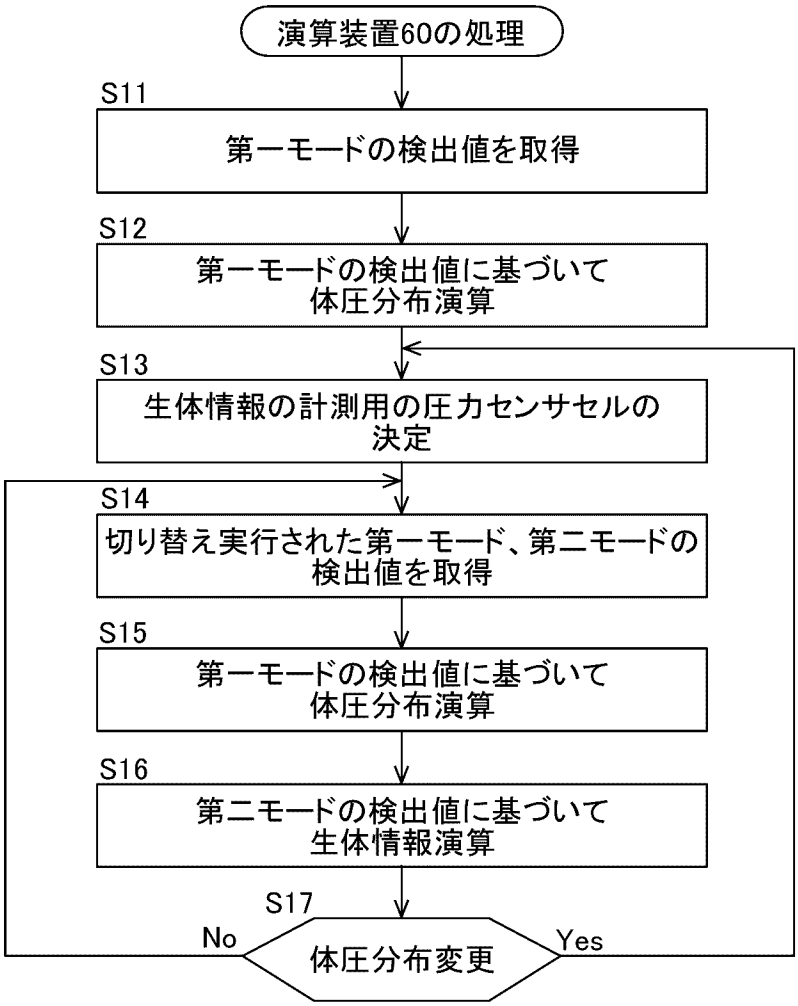
[図8]


1サイクルの周期Ta：4ms（= 250Hz）
第二センサによる計測周期 Tb：0.25ms（= 4kHz）
(1,1) A (1,2) (1,3) B (1,4) (1,5) C (1,6) (1,7) D (1,8) (2,1) A
第二モード基準周期 Tc：0.0625ms（= 16kHz）
D (15,8) (16,1) A (16,2) (16,3) B (16,4) (16,5) C (16,6) (16,7) D (16,8)
時間

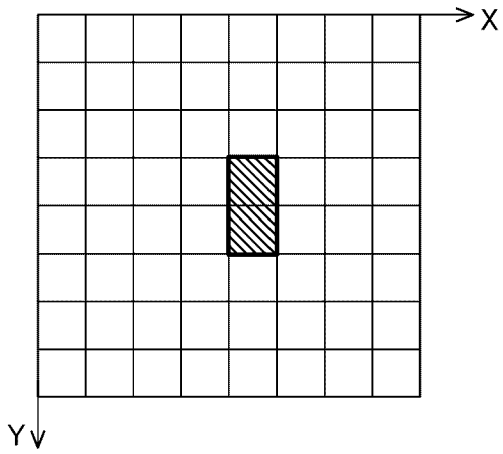
[図9]


0.25ms
(a) A → B → C → D → A → B ・・・
0.25ms
0.125ms
(b) A → D → A → D → A → D ・・・
0.125ms
0.0625ms
(c) A → A → A → A → A → A ・・・

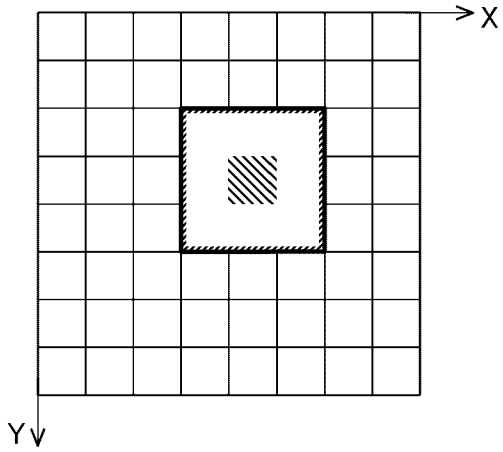
[図10]


演算装置60の処理
S11
第一モードの検出値を取得
S12
第一モードの検出値に基づいて
体圧分布演算
S13
生体情報の計測用の圧力センサセルの
決定
S14
切り替え実行された第一モード、第二モードの
検出値を取得
S15
第一モードの検出値に基づいて
体圧分布演算
S16
第二モードの検出値に基づいて
生体情報演算
S17
No
体圧分布変更
Yes

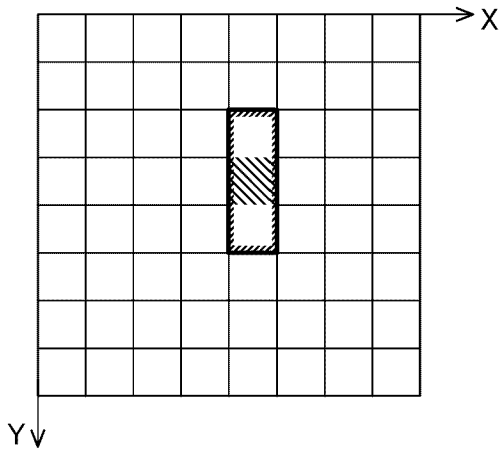
[図11A]


X
Y

[図11B]



[図11C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/011289

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.
X Y A	JP 2015-188698 A (Sumitomo Riko Co., Ltd.), 02 November 2015 (02.11.2015), paragraphs [0034] to [0084]; fig. 1 to 3, 8 to 11 (Family: none)	1-3,5,9 6-8 4
Y	JP 2001-37742 A (Denso Corp.), 13 February 2001 (13.02.2001), paragraphs [0038] to [0048]; fig. 3, 6 (Family: none)	6-8
A	JP 2015-6210 A (Sumitomo Riko Co., Ltd.), 15 January 2015 (15.01.2015), 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	Date of mailing of the international search report
01 May 2017 (01.05.17)	16 May 2017 (16.05.17)
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/JP2017/011289

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 4632086 B2 (Aisin Seiki Co., Ltd.), 16 February 2011 (16.02.2011), entire text; all drawings & US 2010/0018327 A1	1-9
A	WO 2014-126038 A1 (Tokai Rubber Industries, Ltd.), 21 August 2014 (21.08.2014), entire text; all drawings & US 2015/0361694 A1	1-9

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／０１１２８９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

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（ＩＰＣ））

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７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
X	JP 2015-188698 A (住友理工株式会社) 2015.11.02, 段落[００３４]－[００８４]、図１－３、８－１１（ファミリーなし）	1-3, 5, 9
Y		6-8
A		4
Y	JP 2001-37742 A (株式会社デンソー) 2001.02.13, 段落[００３８]－[００４８]、図３、６（ファミリーなし）	6-8
A	JP 2015-6210 A (住友理工株式会社) 2015.01.15, 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	国際調査報告の発送日
０１．０５．２０１７	１６．０５．２０１７

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　３７０１
遠藤　直恵
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
A	JP 4632086 B2（アイシン精機株式会社）2011.02.16，全文、全図 & US 2010/0018327 A1	1-9
A	WO 2014/126038 A1（東海ゴム工業株式会社）2014.08.21，全文、全図 & US 2015/0351694 A1	1-9