

(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, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約: 脈波測定用電極ユニット(200)は、一对の電流印加用電極および第1の一对の電圧計測用電極を含む複数の電極(41~46)と、被計測者に装着された状態において被計測者の体表面に対向する第1主面(211)側に複数の電極を支持する支持部材(210)と、膨縮可能に構成され、測定に際して膨張することにより複数の電極(41~46)を被計測者の体表面に向けて押圧する流体袋(24)と、を備える。支持部材(210)は、被計測者に装着された状態において周方向となる長さ方向と、長さ方向(L)および厚さ方向に直交する幅方向(W)を有する。複数の電極(41~46)は、幅方向(W)に並んで配置される。互いに隣り合う電極間のそれぞれに、厚さ方向に電極に重なる部分よりも剛性が低い低剛性部が設けられている。

明 細 書

発明の名称： 脈波測定用電極ユニットおよび脈波測定装置

技術分野

[0001] 本開示は、脈波伝播時間を測定するための脈波測定用電極ユニットおよび脈波測定装置に関する。

背景技術

[0002] 従来の脈波測定用電極ユニットが開示された文献として、たとえば、特開 2008-136655 号公報（特許文献 1）が挙げられる。

[0003] 特許文献 1 に開示の脈波測定用電極ユニットは、厚み方向において互いに表裏関係にある第 1 主面および第 2 主面をする平面形状の支持部材を備える。当該支持部材の第 1 主面上には、脈波測定用の複数の電極が形成されており、当該支持部材の第 2 主面側には空気袋が配置されている。脈波を測定する際には、空気袋が膨張することで電極群が手首の表面に押し付けられる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献 1：特開 2008-136655 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献 1 に記載の脈波測定用電極ユニットにあっては、複数の電極は、これら複数の電極が並ぶ方向に沿って、厚み等が変化することなく連続して延在する支持部材によって支持されている。

[0006] このため、脈波測定用電極ユニットを被計測者に装着させる際に、各電極を個別に移動させることはできず、体表面に凹凸がある場合等には、一部の電極を体表面に適切に密着させることが困難となることが懸念される。この場合には、生体情報の検出精度が低下してしまうことが懸念される。

[0007] 本開示は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、本開示の目的は、複数の電極を体表面に適切に密着させることができる脈波測定用電極ユ

ニットおよび脈波測定装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0008] 本開示に基づく脈波測定用電極ユニットは、被計測者の脈波を測定する際に被計測者に巻回されることにより装着されるものであって、一対の電流印加用電極および第1の一対の電圧計測用電極を含み、測定に際して被計測者の体表面に接触する複数の電極と、被計測者に装着された状態において被計測者の体表面に対向する第1主面と、厚さ方向において上記第1主面の反対側の面である第2主面とを有し、上記第1主面側に上記複数の電極を支持する支持部材と、流体を出し入れすることにより膨縮可能に構成され、測定に際して膨張することにより上記複数の電極を被計測者の体表面に向けて押圧する流体袋と、を備える。上記支持部材は、被計測者に装着された状態において周方向となる長さ方向と上記長さ方向に直交する幅方向を有する。上記複数の電極は、上記幅方向に並んで配置される。互いに隣り合う上記電極間のそれぞれに、上記厚さ方向に上記電極に重なる部分よりも剛性が低い低剛性部が設けられている。
- [0009] 上記本開示に基づく脈波測定用電極ユニットにあつては、上記流体袋は、上記幅方向に互いに離間して配置されるとともに、上記複数の電極と上記支持部材の上記第1主面との間にそれぞれ配置される複数の分割袋を有していてもよい。この場合には、上記低剛性部の低い剛性は、互いに隣り合う上記分割袋の間に隙間が設けられていることによってもたらされることが好ましい。
- [0010] 上記本開示に基づく脈波測定用電極ユニットにあつては、上記複数の電極は、上記第1主面上に設けられていてもよく、上記流体袋は、上記第2主面側に配置されていてもよい。この場合には、上記低剛性部の低い剛性は、互いに隣り合う上記電極間のそれぞれに位置する部分の上記支持部材に切欠部または開口部が設けられていることによってもたらされていてもよい。
- [0011] 上記本開示に基づく脈波測定用電極ユニットにあつては、上記流体袋は、上記支持部材に設けられた上記切欠部または上記開口部に対応する部分が、

切欠部または開口部となってもよい。

[0012] 上記本開示に基づく脈波測定用電極ユニットにあつては、上記複数の電極は、第2の一对の電圧計測用電極を含んでいてもよい。この場合には、上記一对の電流印加用電極の間に、上記第1の一对の電圧計測用電極および上記第2の一对の電圧計測用電極が配置されていてもよい。

[0013] 本開示に基づく脈波測定装置は、上記の脈波測定用電極ユニットと、上記脈波測定用電極ユニットを支持し、被計測者の被計測部位に巻回可能に構成されたベルト部材とを備える。

発明の効果

[0014] 本開示によれば、複数の電極を体表面に適切に密着させることができる脈波測定用電極ユニットおよび脈波測定装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]実施の形態1に係る血圧計の外観を示す斜視図である。

[図2]実施の形態1に係る血圧計が左手首に装着された状態での手首の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示す図である。

[図3]実施の形態1に係る血圧計が左手首に装着された状態での、第1脈波センサ、および第2脈波センサを構成するインピーダンス測定用電極の平面レイアウトを示す図である。

[図4]実施の形態1に係る血圧計の制御構成を示すブロック図である。

[図5A]実施の形態1に係る血圧計が左手首に装着された状態での、脈波伝播時間に基づく血圧測定を行なう際の手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。

[図5B]図5Aにおける血圧測定にて、第1脈波センサおよび第2脈波センサがそれぞれ出力する第1脈波信号の波形および第2の脈波信号の波形を示す図である。

[図6]実施の形態1に係る血圧計が左手首に装着された状態でのオシロメトリック法による血圧測定を行なう際の手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。

[図7]実施の形態１に係る血圧計がオシロメトリック法による血圧測定を行なう際の動作フローを示す図である。

[図8]実施の形態１に係る血圧計が脈波伝播時間（P T T）を取得して、当該脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）を行なう際の動作フローを示す図である。

[図9]実施の形態１に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。

[図10]実施の形態２に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。

[図11]実施の形態３に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。

[図12]実施の形態４に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本開示の実施の形態について、図を参照して詳細に説明する。なお、以下に示す実施の形態においては、同一のまたは共通する部分について図中同一の符号を付し、その説明は繰り返さない。

[0017] （実施の形態１）

図１は、実施の形態１に係る血圧計の外観を示す斜視図である。図２は、実施の形態１に係る血圧計が左手首に装着された状態での手首の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示す図である。

[0018] 図１および図２に示すように、脈波測定装置としての血圧計１は、主として、使用者の左手首９０に取り巻いて装着されるベルト２０と、当該ベルト２０に一体に取り付けられた本体１０と、脈波測定用電極ユニット２００を備える。

[0019] ベルト２０は、左手首９０を収容に沿って取り巻くように、細長い帯形状を有する。ベルト２０の幅方向Ｙの寸法（幅寸法）は、たとえば３０ｍｍ程度である。ベルト２０は、外周面２０ｂを構成する帯状体２３と、当該帯状体２３の内周面２３ａに沿って取り付けられ、かつ、左手首９０に接する内周面２０ａを構成する圧迫カフ２１とを含む。圧迫カフ２１は、ベルト２０と同様に、左手首９０の周方向に沿って取り巻くように、細長い帯地形状を有する。

- [0020] 本体10は、ベルト20のうち周方向における一方の端部20eに、たとえば、一体成形により一体に設けられている。なお、ベルト20と本体10とを別体で形成し、ベルト20に対して本体10をヒンジ等の係合部材を用いて一体に取り付けてもよい。
- [0021] 図2に示すように、本体10が配置される部位は、装着状態において左手首90の背側面（手の甲側の面）90bに対応する。橈骨動脈91は、左手首90内で掌側面（手の平側の面）90a近傍を通る。
- [0022] 再び図1に示すように、本体10は、ベルト20の外周面20bに対して垂直な方向に厚さを有する。本体10は、使用者の日常生活の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。本体10は、ベルト20から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有する。
- [0023] 本体10の頂面（被測定部位から最も遠い側の面）10aには、表示画面を有する表示器50が設けられている。また、本体10の側面（図1中、左手前側の側面）10fに沿って、使用者からの指示を入力するための操作部52が設けられている。
- [0024] ベルト20のうち、周方向における一方の端部20eと他方の端部20fとの間の部位であって、ベルト20の内周面20aを構成する圧迫カフ21の内周面20a上には、脈波測定用電極ユニット200が設けられている。ベルト20は、脈波測定用電極ユニット200を支持する。
- [0025] 脈波測定用電極ユニット200は、複数の電極41～46（以下、これら全体を「電極群40E」と称する場合がある）、流体袋としての押圧カフ24、および支持部材210を備える。なお、脈波測定用電極ユニット200の詳細な構成については、図9を用いて後述する。
- [0026] 脈波測定用電極ユニット200は、第1脈波センサ401（図3参照）および第2脈波センサ402（図3参照）を構成するインピーダンス測定部40を有する。
- [0027] ベルト20のうち、インピーダンス測定部40が配置された部位の内周面20aには、ベルト20の幅方向Yにおいて互いに離間した状態で6個の電

極 4 1 ～ 4 6 が配置されている。複数の電極 4 1 ～ 4 6 が配置された部位は、装着状態において左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1（図 2 参照）に対応する。複数の電極 4 1 ～ 4 6 の各々は、板状形状を有する。

[0028] 押圧カフ 2 4 は、ベルト 2 0 の内周面 2 0 a を構成する圧迫カフ 2 1 の内周面 2 0 a 上に配置されている。押圧カフ 2 4 は、ベルト 2 0 の厚さ方向に伸縮する流体袋である。押圧カフ 2 4 は、伸縮可能な 2 枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させて、それらの周縁部を溶着することにより形成される。押圧カフ 2 4 は、流体の供給または排出により加圧状態または非加圧状態となる。

[0029] 図 1 に示すように、本体 1 0 の底面（被測定部位に最も近い側の面）1 0 b とベルト 2 0 の端部 2 0 f とは三つ折れバックル 1 5 によって接続されている。このバックル 1 5 は、外周側に配置された第 1 板状体材 2 5 と、内周側に配置された第 2 板状体材 2 6 とを含む。

[0030] 第 1 板状体材 2 5 の一方の端部 2 5 e は、幅方向 Y に沿って延在する連結棒 2 7 を介して本体 1 0 に対して回動自在に取付けられている。第 1 板状体材 2 5 の他方の端部 2 5 f は、幅方向 Y に沿って延在する連結棒 2 8 を介して第 2 板状体材 2 6 の一方の端部 2 6 e に対して回動自在に取付けられている。第 2 板状体材 2 6 の他方の端部 2 6 f は、固定部 2 9 によってベルト 2 0 の端部 2 0 f 近傍に固定されている。

[0031] なお、ベルト 2 0 の周方向における固定部 2 9 の取り付け位置は、使用者の左手首 9 0 の周囲長に合わせて予め可変して設定されている。これにより、血圧計 1（ベルト 2 0）は、全体として略環状に構成されるとともに、本体 1 0 の底面 1 0 b とベルト 2 0 の端部 2 0 f とが、バックル 1 5 によって矢印 B 方向に開閉可能になっている。

[0032] 血圧計 1 を左手首 9 0 に装着する際には、バックル 1 5 を開いてベルト 2 0 の環径を大きくした状態で、図 1 中に示す矢印 A 方向に、使用者がベルト 2 0 に左手を通す。続いて、図 2 に示すように、使用者は、左手首 9 0 の周りにベルト 2 0 角度位置を調節して、左手首 9 0 を通っている橈骨動脈 9 1

上にベルト20のインピーダンス測定部40を位置させる。これにより、インピーダンス測定部40の電極群40Eが左手首90の掌側面90aのうち橈骨動脈91に対応する部分90a1に当接する。このようにして、使用者は、血圧計1（ベルト20）を左手首90に装着する。

[0033] 図2に示すように、帯状体23は、たとえば、厚さ方向に可撓性を有し、かつ、周方向（長手方向）に実質的に非伸縮性のプラスチック材料によって構成される。圧迫カフ21は、たとえば、伸縮可能な2枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させて、それらの周縁部を溶着することで形成される。ベルト20の内周面20aのうち、左手首90の橈骨動脈91に対応する部位には、インピーダンス測定部40の電極群40Eが配置されている。

[0034] 図3は、実施の形態1に係る血圧計が左手首に装着された状態での、第1脈波センサ、および第2脈波センサを構成するインピーダンス測定用電極の平面レイアウトを示す図である。

[0035] 図3に示すように、装着状態では、インピーダンス測定部40の電極群40Eは、左手首90の橈骨動脈91に対応して、手首の長手方向（ベルト20の幅方向Yに相当）に沿って並ぶ。電極群40Eは、幅方向Yにおける両側に配置された通電用の電流電極対41，46（一对の電流印加用電極）と、第1脈波センサ401を構成する第1検出電極対42，43（一对の電圧計測用電極）および、第2脈波センサ402を構成する第2検出電極対44，45（他の一对の電圧計測用電極）とを含む。

[0036] 第1脈波センサ401および第2脈波センサ402は、電流電極対41，46の間に配置されている。第1検出電極対42，43および第2検出電極対44，45のそれぞれは、電圧計測用の電極である。

[0037] 第2検出電極対44，45は、第1検出電極対42，43に対して、橈骨動脈91の血流方向における下流側に配置されている。幅方向Yにおいて、第1検出電極対42，43の中央と第2検出電極対44，45の中央との間の距離D（図5A参照）は、たとえば20mm程度である。この距離Dは、第1脈波センサ401と第2脈波センサ402との間の実質的な間隔に相当

する。また、幅方向Yにおいて、第1検出電極対42, 43間の間隔、および第2検出電極対44, 45間の間隔は、たとえば、いずれも2mm程度である。

[0038] このような電極群40Eは、扁平に構成することができる。このため、血圧計1では、ベルト20を全体として薄厚に構成できる。また、電極群40Eは、柔軟性を持つように構成することができる。このため、電極群40Eは、圧迫カフ21による左手首90の圧迫を妨げず、後述のオシロメトリック法による血圧測定の精度を損なうことがない。

[0039] 図4は、実施の形態1に係る血圧計の制御構成を示すブロック図である。図4を参照して、血圧計1の制御構成について説明する。

[0040] 図4に示すように、血圧計1の本体10には、上述の表示器50、操作部52に加えて、制御部としてのCPU100、記憶部としてのメモリ51、および通信部59が搭載されている。また、本体10には、第1圧力センサ31、流体供給源としてのポンプ32、弁33、および第2圧力センサ34が搭載されている。さらに、本体10には、第1圧力センサ31および第2圧力センサ34のそれぞれからの出力を周波数に変換する発振回路310および発振回路340、ならびに、ポンプ32を駆動するポンプ駆動回路320が搭載されている。また、インピーダンス測定部40には、上述の電極群40Eに加えて、通電および電圧検出回路49が搭載されている。また、ポンプ32および弁33の接続先を、圧迫カフ21または押圧カフ24に切り替える切替弁35が搭載されている。

[0041] 表示器50は、たとえば有機ELディスプレイから構成されている。表示器50は、CPU100からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、およびその他の情報を表示する。なお、表示器50は、有機ELディスプレイに限定されず、たとえば、液晶ディスプレイ等の他のタイプの表示器によって構成されていてもよい。

[0042] 操作部52は、たとえばプッシュ式スイッチによって構成されており、使用者による血圧測定開始または停止の指示に応じた操作信号をCPU100

に入力する。なお、操作部 5 2 は、プッシュ式スイッチに限定されず、たとえば感圧式（抵抗式）または近接式（静電容量式）のタッチパネル式スイッチ等であってもよい。また、図示しないマクロフォンを備えて、使用者の音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。

[0043] メモリ 5 1 は、血圧計 1 を制御するためのプログラムのデータ、血圧計 1 を制御するために用いられるデータ、血圧計 1 の各種機能を設定するための設定データ、血圧値の測定結果のデータ等を非一時的に記憶する。また、メモリ 5 1 は、プログラムが実行されるときにのワークメモリなどとして用いられる。

[0044] CPU 1 0 0 は、メモリ 5 1 に記憶された血圧計 1 を制御するためのプログラムに従って、制御部として各種機能を実行する。たとえば、オシロメトリック法による血圧測定を実行する場合は、CPU 1 0 0 は、操作部 5 2 からの血圧測定開始の指示に応じて、第 1 圧力センサ 3 1 からの信号に基づいて、ポンプ 3 2（および弁 3 3）を駆動する。また、CPU 1 0 0 は、たとえば第 1 圧力センサ 3 1 からの信号に基づいて、血圧値を算出する。

[0045] CPU 1 0 0 は、脈波伝播時間に基づく血圧測定（推定）を実行する場合には、操作部 5 2 からの血圧測定開始の指示に応じて、圧迫カフ 2 1 内の空気を排出させるために弁 3 3 を駆動する。また、CPU 1 0 0 は、切替弁 3 5 を駆動して、ポンプ 3 2（および弁 3 3）の接続先を押圧カフ 2 4 に切り替える。さらに、CPU 1 0 0 は、第 2 圧力センサ 3 4 からの信号に基づいて、血圧値を算出する。

[0046] 通信部 5 9 は、CPU 1 0 0 によって制御されて所定の情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して外部の装置に送信したり、外部の装置からの情報を、ネットワーク 9 0 0 を介して受信して CPU 1 0 0 に受け渡したりする。このネットワーク 9 0 0 を介して通信は、無線、有線のいずれでもよい。この実施形態において、ネットワーク 9 0 0 は、インターネット（登録商標）であるが、これに限定されず、病院内 LAN のような他のネットワークであってもよいし、USB ケーブルなどを用いた 1 対 1 の通信であってもよい。この

通信部 59 は、USB コネクトを含んでもよい。

- [0047] ポンプ 32 および弁 33 は、切替弁 35、エア配管 39a、39b を介して、圧迫カフ 21 および押圧カフ 24 に接続されている。また、第 1 圧力センサ 31 は、エア配管 38a を介して、圧迫カフ 21 に接続されている。第 1 圧力センサ 31 は、圧迫カフ 21 内の圧力を検出する。第 2 圧力センサ 34 は、エア配管 38b を介して押圧カフ 24 に接続されている。第 2 圧力センサ 34 は、押圧カフ 24 内の圧力を検出する。
- [0048] 切替弁 35 は、CPU 100 から与えられる制御信号に基づいて駆動し、ポンプ 32 および弁 33 の接続先を圧迫カフ 21 または押圧カフ 24 に切り替える。ポンプ 32 は、たとえば圧電ポンプによって構成される。
- [0049] 切替弁 35 によりポンプ 32 および弁 33 の接続先が圧迫カフ 21 に切り替えられている場合には、ポンプ 32 は、エア配管 39a を通して圧迫カフ 21 内に加圧用流体としての空気を供給する。これにより、圧迫カフ 21 内が加圧される。
- [0050] 切替弁 35 によりポンプ 32 および弁 33 の接続先が押圧カフ 24 に切り替えられている場合には、ポンプ 32 は、エア配管 39b を通して押圧カフ 24 内に加圧用流体としての空気を供給する。これにより、押圧カフ 24 内が加圧される。
- [0051] 弁 33 は、ポンプ 32 に搭載され、ポンプ 32 のオン／オフに伴って開閉が制御されるように構成されている。
- [0052] 切替弁 35 により、ポンプ 32 および弁 33 の接続先が圧迫カフ 21 に切り替えられている場合には、弁 33 はポンプ 32 がオンされると閉じる。これにより、圧迫カフ 21 内に空気が供給される。一方で、弁 33 はポンプ 32 がオフされると開く。これにより、圧迫カフ 21 内の空気がエア配管 39a を通して大気中へ排出される。
- [0053] 切替弁 35 により、ポンプ 32 および弁 33 の接続先が押圧カフ 24 に切り替えられている場合には、弁 33 はポンプ 32 がオンされると閉じる。これにより、押圧カフ 24 内に空気が供給される。一方で、弁 33 はポンプ 3

2がオフされると開く。これにより、押圧カフ24内の空気がエア配管39bを通して大気中へ排出される。

[0054] なお、弁33は、逆止弁の機能を有し、排出されるエアが逆流することはない。ポンプ駆動回路320は、ポンプ32をCPU100から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

[0055] 第1圧力センサ31としては、たとえばピエゾ抵抗式圧力センサを採用することができる。第1圧力センサ31は、エア配管38aを介して、ポンプ32、弁33および圧迫カフ21に接続されている。第1圧力センサ31は、エア配管38aを介して、ベルト20（圧迫カフ21）の圧力を検出して時系列の信号として出力する。なお、圧力は、大気圧を基準（ゼロ）として検出される。

[0056] 発振回路310は、第1圧力センサ31からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振する。これにより、発振回路310は、第1圧力センサ31の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をCPU100に出力する。たとえば、第1圧力センサ31の出力は、圧迫カフ21の圧力を制御するため、および、オシロメトリック法によって血圧値（収縮期血圧と拡張期血圧とを含む）を算出するために用いられる。

[0057] 一般的なオシロメトリック法に従って血圧を測定する場合、概ね、次のような動作が行なわれる。被験者の被測定部位（腕など）に予めカフを巻き付けておき、測定時には、CPU100は、ポンプ32および弁33を制御して、カフ圧を最高血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく。この減圧する過程において、カフ圧を圧力センサで検出し、被測定部位の動脈で発生する動脈容積の変動を脈波信号として取り出す。その時のカフ圧の変化に伴う脈波信号の振幅の変化（おもに立ち上がりと立と下がり）に基づいて、最高血圧（収縮期血圧）と最低血圧（拡張期血圧）とを算出する。

[0058] 第2圧力センサ34としては、たとえばピエゾ抵抗式圧力センサを採用することができる。第2圧力センサ34は、エア配管38bを介して、ポンプ32、弁33および押圧カフ24に接続されている。第2圧力センサ34は

、エア配管 38b を介して、押圧カフ 24 の圧力を検出して時系列の信号として出力する。なお、圧力は、大気圧を基準（ゼロ）として検出される。

[0059] 発振回路 340 は、第 2 圧力センサ 34 からの piezo 抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振する。これにより、発振回路 340 は、第 2 圧力センサ 34 の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号を CPU 100 に出力する。たとえば、第 2 圧力センサ 34 の出力は、押圧カフ 24 の圧力を制御するため、および、脈波伝播時間に基づく血圧を算出するために用いられる。脈波伝播時間に基づく血圧測定のために押圧カフ 24 の圧力を制御する場合には、CPU 100 は、ポンプ 32 および弁 33 を制御して、種々の条件に応じてカフ圧の加圧と減圧を行なう。

[0060] 電池 53 は、本体 10 に搭載された要素、本実施の形態においては、CPU 100、第 1 圧力センサ 31、ポンプ 32、弁 33、表示器 50、メモリ 51、通信部 59、発振回路 310、ポンプ駆動回路 320 の各要素へ電力を供給する。また、電池 53 は、配線 71 を通して、インピーダンス測定部 40 の通電および電圧検出回路 49 へも電力を供給する。配線 71 は、信号用の配線 72 とともに、ベルト 20 の帯状体 23 と圧迫カフ 21 との間に挟まれた状態で、ベルト 20 の周方向に沿って本体 10 とインピーダンス測定部 40 との間に延在して設けられている。

[0061] 図 5A は、実施の形態 1 に係る血圧計が左手首に装着された状態での、脈波伝播時間に基づく血圧測定を行なう際の手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。図 5B は、図 5A における血圧測定にて、第 1 脈波センサおよび第 2 脈波センサがそれぞれ出力する第 1 脈波信号の波形および第 2 脈波信号の波形を示す図である。

[0062] インピーダンス測定部 40 の通電および電圧検出回路 49 は、CPU 100 によって制御される。動作時には、CPU 100 は、図 5A に示すように、手首の長手方向（ベルト 20 の幅方向 Y）における両側に配置された電流電極対 41、46 間に高周波定電流 i を流す。たとえば、高周波定電流 i は、周波数 50 kHz、電流値 1 mA の電流である。電流電極対 41、46 間

に高周波定電流 i が流れている状態で、通電および電圧検出回路 49 は、第 1 脈波センサ 401 を構成する第 1 検出電極対 42, 43 間の電圧信号 v_1 と、第 2 脈波センサ 402 を構成する第 2 検出電極対 44, 45 間の電圧信号 v_2 とを検出する。

[0063] これらの電圧信号 v_1 , v_2 は、それぞれ、左手首 90 の掌側面 90a のうち第 1 脈波センサ 401 および第 2 脈波センサ 402 が対向する部分における橈骨動脈 91 の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す（インピーダンス方式）。通電および電圧検出回路 49 は、これらの電圧 v_1 , v_2 を整流、増幅および濾波して、図 5 B 中に示すような山状の波形を有する第 1 脈波信号 PS_1 および第 2 脈波信号 PS_2 を時系列で出力する。本実施の形態においては、電圧信号 v_1 , v_2 は、約 1 mV 程度になっている。また、第 1 脈波信号 PS_1 および第 2 脈波信号 PS_2 のそれぞれのピーク A_1 , A_2 は、たとえば 1 V になっている。

[0064] なお、橈骨動脈 91 の血流の脈波伝播速度（PWV）が $100\text{ cm/s} \sim 2000\text{ cm/s}$ の範囲であるとする、第 1 脈波センサ 401 と第 2 脈波センサ 402 との間の実質的な間隔 D_1 が 20 mm であることから、第 1 脈波信号 SP_1 および第 2 脈波信号 SP_2 間の時間差 Δt は $1.0\text{ ms} \sim 2.0\text{ ms}$ の範囲となる。

[0065] 図 5 A に示すように、押圧カフ 24 は加圧状態となっており、圧迫カフ 21 は内部の空気が排出されて非加圧状態となっている。押圧カフ 24 は、ベルト 20 の厚さ方向において、第 1 脈波センサ 401、第 2 脈波センサ 402、および電流電極対 41, 46 に重なるように配置されている。

[0066] したがって、押圧カフ 24 は、ポンプ 32 により加圧されると、第 1 脈波センサ 401、第 2 脈波センサ 402、および電流電極対 41, 46 を左手首 90 の掌側面 90a に押圧する。

[0067] なお、左手首 90 の掌側面 90a に対する、電流電極対 41, 46、第 1 脈波センサ 401、第 2 脈波センサ 402 のそれぞれの押圧力は、適宜設定することができる。

[0068] 本実施の形態においては、押圧カフ 24 を用いているので、ポンプ 32 および弁 33 を圧迫カフ 21 と共通に使用することができ、構成の簡略化を図ることができる。また、後述するように、第 1 脈波センサ 401、第 2 脈波センサ 402、および電流電極対 41、46 を適切に体表面に密着させることができるため、被測定部位に対する押圧力が略均一になる。これにより、精度よく脈波伝播時間に基づく血圧測定を行なうことができる。

[0069] 図 6 は、実施の形態 1 に係る血圧計が左手首に装着された状態での、オシロメトリック法による血圧測定を行なう際の手首の長手方向に沿った断面を模式的に示す図である。この場合には、押圧カフ 24 は内部の空気が排出されて非加圧状態となっており、圧迫カフ 21 は空気が供給された状態となっている。圧迫カフ 21 は左手首 90 の周方向に延在しており、ポンプ 32 により加圧されると、左手首 90 の周方向を一様に圧迫する。ここで、圧迫カフ 21 の内周面 21a と、左手首 90 との間には、扁平な脈波測定用電極ユニット 200 しか存在していない。このため、圧迫カフ 21 による圧迫が他の部材により阻害されることがなく、血管を十分に閉じることができる。したがって、オシロメトリック法による血圧測定を精度よく行なうことができる。

[0070] 図 7 は、実施の形態 1 に係る血圧計がオシロメトリック法による血圧測定を行なう際の動作フローを示す図ある。

[0071] オシロメトリック法による血圧測定を行なう際には、使用者が本体 10 に設けられた操作部 52 としてのプッシュ式スイッチによってオシロメトリック法による血圧測定を指示すると（ステップ S1）、CPU 100 は動作を開始して、処理用メモリ領域を初期化する（ステップ S2）。また、CPU 100 は、ポンプ駆動回路 320 を介してポンプ 32 をオフし、弁 33 を開いて、圧迫カフ 21 内の空気を排出する。続いて、第 1 圧力センサ 31 の現時点の出力値を大気圧に相当する値として設定する（0 mmHg 調整）。

[0072] 続いて、CPU 100 は、弁 33 を閉鎖し、その後、ポンプ駆動回路 320 によってポンプ 32 を駆動して、圧迫カフ 21 に空気を供給する。これに

より、圧迫カフ21を膨張させるとともにカフ圧を徐々に加圧していく（ステップS3）。

[0073] この加圧過程で、CPU100は、血压値を算出するために、第1圧力センサ31によって、カフ圧をモニタし、これにより被測定部位としての左手首90の橈骨動脈91で発生する動脈容積の変動成分を脈波信号として取得する。

[0074] 次に、CPU100は、第2血压算出部として機能し、この時点で取得されている上記脈波信号に基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血压値（収縮期血压と拡張期血压）の算出を試みる。

[0075] この時点で、データ不足のために未だ血压値を算出できない場合（ステップS5：NO）は、カフ圧が上限圧力に達していない限り、ステップS3～S5の処理を繰り返す。なお、上限圧力は、安全のために、たとえば、300mmHgというように予め決定されている。

[0076] このようにして血压値が算出できた場合（ステップS5：YES）には、CPU100は、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32を停止し、弁33を開いて、圧迫カフ21内の空気を排出する（ステップS6）。そして最後に、血压値の測定結果を表示器50に表示するとともに、メモリ51に記録する（ステップS7）。

[0077] なお、血压値の算出は、上述のように加圧過程に限定されず、減圧過程において行なわれてもよい。

[0078] 図8は、実施の形態1に係る血压計が脈波伝播時間を取得して、当該脈波伝播時間（PTT）に基づく血压測定（推定）を行なう際の動作フローを示す図である。

[0079] 図8に示すように、脈波伝播時間に基づく血压測定（推定）を行なう際には、使用者が本体10に設けられた操作部52としてのプッシュ式スイッチによって、PTTに基づく血压測定を指示すると（ステップS10）、CPU100は、切替弁35を駆動して、ポンプ32および弁33の接続先を押圧カフ24に切り替える（ステップS11）。次に、CPU100は、弁3

3を閉鎖するとともに、ポンプ駆動回路320によってポンプ32を駆動して、押圧カフ24に空気を供給する。これにより、押圧カフ24を膨張させるとともに、カフ圧を徐々に加圧していく（ステップS12）。たとえば、カフ圧を5 mmHg / s程度の一定速度で連続的に高くしていく。なお、後述する相互相関係数 r を算出するための時間を容易に確保できるように、カフ圧を段階的に高くしてもよい。

[0080] この加圧過程で、CPU100は、相互相関係数算出部として機能し、第1脈波センサ401、第2脈波センサ402がそれぞれ時系列で出力する第1脈波信号PS1および第2脈波信号PS2を取得して、これら第1脈波信号PS1および第2脈波信号PS2の波形間の相互相関係数 r をリアルタイムで算出する（ステップS13）。

[0081] また、CPU100は、押圧力設定部として機能し、算出した相互相関係数 r が予め決定された閾値 T_h を超えているか否かを判断する（ステップ14）。たとえば、閾値 T_h は、0.99である。

[0082] ここで、相互相関係数 r が閾値 T_h 以下である場合（ステップS14：NO）、相互相関係数 r が閾値 T_h を超えるまでステップS12～S14の処理を繰り返す。一方、相互相関係数 r が閾値 T_h を超える場合（ステップS14：YES）には、CPU100は、ポンプ32を停止して（ステップS15）、カフ圧をその時点、すなわち、相互相関係数 r が閾値 T_h を超えた時点の値に設定する。

[0083] この状態で、CPU100は、第1脈波信号PS1および第2脈波信号PS2の間の時間差 Δt （図5B参照）を脈波伝播時間PTTとして取得する（ステップS16）。具体的には、図5Bにおける第1脈波信号PS1のピークA1と第2脈波信号PS2のピークA2との間の時間差 Δt を脈波伝播時間として取得する。

[0084] このように脈波伝播時間を取得することにより、脈波伝播時間の測定精度を高めることができる。また、カフ圧を相互相関係数 r が閾値 T_h を超えた時点の値に設定するため、カフ圧を無用に大きくすることなく、脈波伝播時

間を取得できる。これにより、使用者の身体的負担を軽減することができる。

[0085] 次に、CPU 100は、第1の血压算出部として機能し、脈波伝播時間と血压との間の予め決定された対応式を用いて、ステップS 16で取得された脈波伝播時間に基づいて、血压を算出（推定）する（ステップS 17）。

[0086] 以上のようにして血压を算出（推定）する場合には、上述のように脈波伝播時間の測定精度を高めているため、血压測定精度を高めることができる。なお、血压値の測定結果は、表示器50に表示されるとともに、メモリ51に記録される。

[0087] 本実施の形態においては、ステップS 18において、操作部52によって測定停止が指示されていない場合（ステップS 18：NO）には、脈波伝播時間の算出（ステップS 16）と、血压の算出（ステップS 17）とを、脈波に応じて第1脈波信号PS 1および第2脈波信号PS 2が入力されるごとに周期的に繰り返す。CPU 100は、血压値の測定結果を、表示器50に更新して表示するとともに、メモリ51に蓄積して記録する。そして、ステップS 18において測定停止が指示された場合（ステップS 18：YES）には、測定動作が終了する。

[0088] この血压計1によれば、脈波伝播時間に基づく血压測定によって、使用者の身体的負担が軽い状態で、血压を長期間に亘って連続的に測定することができる。

[0089] また、この血压計1によれば、脈波伝播時間に基づく血压測定（推定）と、オシロメトリック法による血压測定とを一体の装置で行なうことができる。これにより、使用者の利便性を高めることができる。

[0090] 図9は、実施の形態1に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。図9を参照して、実施の形態1に係る脈波測定用電極ユニット200の詳細な構成について説明する。

[0091] 図9に示すように、脈波測定用電極ユニット200は、複数の電極41～46と、支持部材210と、押圧カフ24と、を備える。

- [0092] 複数の電極 4 1 ～ 4 6 は、測定に際して被計測者の体表面に接触する。複数の電極 4 1 ～ 4 6 は、板状形状を有する。複数の電極 4 1 ～ 4 6 は、後述する支持部材 2 1 0 の幅方向 W に沿って並んで配置されている。複数の電極 4 1 ～ 4 6 のそれぞれは、後述する分割袋 2 4 1 ～ 2 4 6 の表面に設けられている。複数の電極 4 1 ～ 4 6 は、印刷等によって形成される。
- [0093] 複数の電極 4 1 ～ 4 6 のうち、電極 4 1, 4 6 は、一对の電流印加用電極に相当する。複数の電極 4 1 ～ 4 6 のうち、電極 4 2, 4 3 は、第 1 の一对の電圧計測用電極に相当する。複数の電極 4 1 ～ 4 6 のうち、電極 4 4, 4 5 は、第 2 の一对の電圧計測用電極に相当する。上記、第 1 の一对の電圧計測用電極および第 2 の一对の電圧計測用電極は、上記一对の電流印加用電極の間に配置されている。
- [0094] 支持部材 2 1 0 は、シート状形状を有する。支持部材 2 1 0 は、厚さ方向に対向する第 1 主面 2 1 1 および第 2 主面 2 1 2 を有する。第 1 主面 2 1 1 は、血圧計 1（脈波測定用電極ユニット）が被計測者に装着された装着状態において被計測者の体表面に対向する。第 2 主面 2 1 2 は、支持部材 2 1 0 の厚さ方向において第 1 主面 2 1 1 の反対側の面である。
- [0095] 支持部材 2 1 0 は、上記装着状態において、周方向となる長さ方向 L と、当該長さ方向 L および上記厚さ方向に直交する幅方向 W とを有する。支持部材 2 1 0 は、たとえば、絶縁性の樹脂部材によって構成される。支持部材 2 1 0 は、可撓性を有するものの、圧迫カフ 2 1 等によって押圧された場合に塑性変形しないように構成されることが好ましい。
- [0096] 押圧カフ 2 4 は、上述のように、流体を出し入れすることにより膨縮可能に構成され、測定に際して膨張することにより、複数の電極 4 1 ～ 4 6 を被計測者の体表面に向けて押圧する。
- [0097] 押圧カフ 2 4 は、第 1 主面 2 1 1 上に設けられている。押圧カフ 2 4 は、複数の分割袋 2 4 1 ～ 2 4 6 を有する。複数の分割袋 2 4 1 ～ 2 4 6 のそれぞれは、複数の電極 4 1 ～ 4 6 と支持部材 2 1 0 の第 1 主面 2 1 1 との間に配置されている。複数の分割袋 2 4 1 ～ 2 4 6 は、支持部材 2 1 0 の幅方向

Wに沿って並んで配置されている。

[0098] 複数の分割袋 241～246 は、エア配管 39a によってポンプ 32 に接続されている。エア配管 39a の一端側は、ポンプ 32 に接続され、エア配管 39a の他端側は、分岐して複数の分割袋 241～246 に接続される。

[0099] 切替弁 35（図 4 参照）によって、ポンプ 32 および弁 33（図 4 参照）の接続先を押圧カフ 24 に切り替え、弁 33 を閉鎖した状態でポンプ 32 を駆動させることにより、複数の分割袋 241～246 のそれぞれに流体が供給される。これにより、複数の分割袋 241～246 のそれぞれが膨張する。ポンプ 32 を停止した状態で、弁 33 を開くことにより、複数の分割袋 241～246 内の空気が外部に排出される。

[0100] 脈波測定用電極ユニット 200 においては、互いに隣り合う電極間のそれぞれに、厚さ方向に電極に重なる部分 R1 よりも剛性が低い低剛性部 R2 が設けられている。低剛性部 R2 の低い剛性は、互いに隣り合う分割袋の間に隙間が構成されることによってもたらされている。

[0101] 厚さ方向に電極 41～46 の各々に重なる部分 R1 では、当該厚さ方向に支持部材 210、分割袋 241～246 が積層されている。一方、互いに隣り合う分割袋の間には、隙間が形成されており、当該部分では、支持部材 210 のみが配置されている。これにより、脈波測定用電極ユニット 200 のうち互いに隣り合う電極間のそれぞれに位置する部分においては、厚さ方向に電極に重なる部分 R1 よりも剛性が低くなる。

[0102] このように、互いに隣り合う電極間のそれぞれに低剛性部が設けられることにより、脈波測定用電極ユニット 200 を被計測者に装着させる際に、各電極 41～46 の移動の自由度が高くなる。これにより、体表面に凹凸がある場合であっても、各電極 41～46 を体表面に適切に密着させることができる。この結果、生体情報の検出精度が向上させることができる。

[0103] （実施の形態 2）

図 10 は、実施の形態 2 に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。図 10 を参照して、実施の形態 2 に係る脈波測定用電極ユニット 200

Aについて説明する。

[0104] 図10に示すように、実施の形態2に係る脈波測定用電極ユニット200 Aは、実施の形態1に係る脈波測定用電極ユニット200と比較した場合に、支持部材210 Aおよび押圧カフ24 Aの構成が相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。

[0105] 支持部材210 Aは、実施の形態1に係る支持部材210と比較した場合に、複数の開口部213 a～213 eが設けられている点において相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。

[0106] 複数の開口部213 a～213 eは、互いに隣り合う電極間のそれぞれに設けられている。開口部213 aは、電極41と電極42との間に設けられている。開口部213 bは、電極42と電極43との間に設けられている。開口部213 cは、電極43と電極44との間に設けられている。開口部213 dは、電極44と電極45との間に設けられている。開口部213 eは、電極45と電極46との間に設けられている。

[0107] 電極41～電極46は、支持部材210 Aの第1主面211上に設けられている。電極41～電極46は、印刷法、蒸着法、およびフォトリソグラフィ法等によって第1主面211上に形成される。

[0108] 押圧カフ24 Aは、支持部材210 Aの第2主面212側に配置される。押圧カフ24 Aは、支持部材210 Aと押圧カフ24 Aとが並ぶ方向に沿って見た場合に、支持部材210 Aの全体に重なるように配置されている。第1主面211側から支持部材210 Aと押圧カフ24 Aとが並ぶ方向に沿って脈波測定用電極ユニット200 Aを見た場合に、押圧カフ24 Aは、開口部213 a～213 eから露出する。

[0109] 脈波測定用電極ユニット200においては、互いに隣り合う電極間のそれぞれに、厚さ方向に電極に重なる部分R1よりも剛性が低い低剛性部R2が設けられている。低剛性部R2の低い剛性は、互いに隣り合う電極間のそれぞれに位置する部分の支持部材210 Aに開口部213 a～213 eが設けられていることによってもたらされる。

[0110] 厚さ方向に電極４１～４６の各々に重なる部分Ｒ１では、当該厚さ方向に支持部材２１０Ａ、押圧カフ２４Ａが積層されている。一方、互いに隣り合う電極間においては、支持部材２１０Ａに開口部が形成されており、当該部分では、押圧カフ２４Ａのみが配置されている。これにより、脈波測定用電極ユニット２００Ａのうち互いに隣り合う電極間のそれぞれに位置する部分においては、厚さ方向に電極に重なる部分Ｒ１よりも剛性が低くなる。

[0111] また、開口部２１３ａ～２１３ｅが設けられることにより、開口部２１３ａ～２１３ｅが設けられていない場合と比較して、互いに隣り合う電極間であって、開口部２１３ａ～２１３ｅの周囲に位置する部分の支持部材２１０Ａの剛性も低下する。

[0112] このように構成される場合であっても、実施の形態２に係る脈波測定用電極ユニット２００Ａは、実施の形態１に係る脈波測定用電極ユニット２００とほぼ同様の効果が得られる。

[0113] （実施の形態３）

図１１は、実施の形態３に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。図１１を参照して、実施の形態３に係る脈波測定用電極ユニット２００Ｂについて説明する。

[0114] 図１１に示すように、実施の形態３に係る脈波測定用電極ユニット２００Ｂは、実施の形態２に係る脈波測定用電極ユニット２００Ａと比較した場合に、押圧カフ２４Ｂの構成が相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。

[0115] 押圧カフ２４Ｂは、支持部材２１０Ａに設けられた開口部２１３ａ～２１３ｅに対応する部分が、開口部２４１Ｂ～２４５Ｂとなっている。

[0116] 実施の形態３においては、開口部２１３ａ～２１３ｅおよび開口部２４１Ｂ～２４５Ｂの周囲に位置する部分の脈波測定用電極ユニット２００Ｂが低剛性部Ｒ２となる。この低剛性部Ｒ２の低い剛性は、開口部２１３ａ～２１３ｅおよび開口部２４１Ｂ～２４５Ｂが設けられることによってもたらされる。

[0117] 支持部材 210A に開口部 213a～213e が設けられることにより、開口部 213a～213e が設けられていない場合と比較して、互いに隣り合う電極間であって、開口部 213a～213e の周囲に位置する部分の支持部材 210A の剛性が低下する。

[0118] 加えて、開口部 241B～245B が設けられることにより、開口部 241B～245B が設けられていない場合と比較して、互いに隣り合う電極間であって、開口部 241B～245B の周囲に位置する部分の押圧カフ 24B の剛性も低下する。

[0119] このように構成される場合であっても、実施の形態 3 に係る脈波測定用電極ユニット 200B は、実施の形態 2 に係る脈波測定用電極ユニット 200 とほぼ同様の効果が得られる。

[0120] (実施の形態 4)

図 12 は、実施の形態 4 に係る脈波測定用電極ユニットを示す斜視図である。図 12 を参照して、実施の形態 4 に係る脈波測定用電極ユニット 200C について説明する。

[0121] 図 12 に示すように、実施の形態 4 に係る脈波測定用電極ユニット 200C は、実施の形態 3 に係る脈波測定用電極ユニット 200B と比較した場合に、支持部材 210C および押圧カフ 24C の構成が相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。

[0122] 支持部材 210C は、実施の形態 3 に係る支持部材 210A と比較した場合に、複数の開口部 213a～213e に代えて、複数の切欠部 214a～214e が設けられている点において相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。

[0123] 複数の切欠部 214a～214e は、互いに隣り合う電極間のそれぞれに設けられている。複数の切欠部 214a～214e は、支持部材 210A の長さ方向 L における一端側に開口するように設けられている。

[0124] なお、複数の切欠部 214a～214e は、支持部材 210A の長さ方向 L における他端側に開口するように設けられていてもよいし、支持部材 21

０Ａの長さ方向Ｌにおける一端側および他端側に交互に開口するように設けられていてもよい。

[0125] 押圧カフ２４Ｂは、支持部材２１０Ａに設けられた切欠部２１４ａ～２１４ｅに対応する部分が、切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃとなっている。

[0126] 実施の形態３においては、切欠部２１４ａ～２１４ｅおよび切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃの周囲に位置する部分の脈波測定用電極ユニット２００Ｃが低剛性部Ｒ２となる。この低剛性部Ｒ２の低い剛性は、切欠部２１４ａ～２１４ｅおよび切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃが設けられることによってもたらされる。

[0127] 支持部材２１０Ｃに切欠部２１４ａ～２１４ｅが設けられることにより、切欠部２１４ａ～２１４ｅが設けられていない場合と比較して、互いに隣り合う電極間であって、切欠部２１４ａ～２１４ｅの周囲に位置する部分の支持部材２１０Ｃの剛性が低下する。

[0128] 加えて、切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃが設けられることにより、切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃが設けられていない場合と比較して、互いに隣り合う電極間であって、切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃの周囲に位置する部分の押圧カフ２４Ｃの剛性も低下する。

[0129] このように構成される場合であっても、実施の形態４に係る脈波測定用電極ユニット２００Ｃは、実施の形態３に係る脈波測定用電極ユニット２００Ｂとほぼ同様の効果が得られる。

[0130] なお、実施の形態３においては、押圧カフ２４Ｂに切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃが設けられる場合を例示して説明したが、これに限定されず、切欠部２４１Ｃ～２４５Ｃが設けられていなくてもよい。この場合には、互いに隣り合う電極間のそれぞれに設けられた低剛性部Ｒ２の低い剛性は、互いに隣り合う電極間のそれぞれに位置する部分の支持部材２１０Ａに切欠部２１４ａ～２１４ｅが設けられていることによってもたらされる。

[0131] 上述の実施の形態として例示した構成は、本開示の構成の一例であり、別の公知の技術と組み合わせることも可能であるし、本開示の要旨を逸脱しな

い範囲で、一部を省略する等、変更して構成することも可能である。

[0132] 上述した実施の形態 1 から 4 においては、脈波測定用電極ユニットが、被計測者の手首に装着可能に構成された手首式血圧計に搭載される場合を例示して説明したが、これに限定されない。たとえば、手首以外の部分に装着される血圧計に搭載されてもよい。上記血圧計 1 から圧迫カフ 21 が省略されたベルト 20 に脈波測定用電極ユニットが組み込まれてもよい。この場合には、脈波測定装置は、血圧測定機能を有さず、検出された脈波情報から血圧を推定する血圧推定装置として機能する。

[0133] 実施の形態 2 から 4 においては、脈波測定用電極ユニットの押圧カフが血圧計 1 の圧迫カフから独立して設けられている場合を例示して説明したが、これに限定されず、押圧カフが圧迫カフと共通のカフで構成され、圧迫カフの一部として用いられてもよい。この場合には、圧迫カフが流体袋として機能する。

[0134] 以上、今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではない。本開示の範囲は請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれる。

符号の説明

[0135] 1 血圧計、10 本体、10b 底面、15 バックル、20 ベルト、20a 内周面、20b 外周面、20e, 20f 端部、21 圧迫カフ、21a 内周面、23 帯状体、23a 内周面、24, 24A, 24B, 24C 押圧カフ、25 第1板状体材、25e, 25f 端部、26 第2板状体材、26e, 26f 端部、27, 28 連結棒、29 固定部、31 第1圧力センサ、32 ポンプ、33 弁、34 第2圧力センサ、35 切替弁、38a, 38b, 39a, 39b エア配管、40 インピーダンス測定部、40E 電極群、41, 42, 43, 44, 45, 46 電極、49 通電および電圧検出回路、50 表示器、51 メモリ、52 操作部、53 電池、59 通信部、71, 72 配線、90 左手首、90a 掌側面、91 橈骨動脈、200, 200A, 200B, 20

0 C 脈波測定用電極ユニット、210、210A、210C 支持部材、
211 第1主面、212 第2主面、213a、213b、213c、2
13d、213e 開口部、214a、214e、241、242、243
, 245、246 分割袋、241B、242B、243B、244B、2
45B 開口部、241C、242C、243C、244C、245C 切
欠部、310、340 発振回路、320 ポンプ駆動回路、401 第1
脈波センサ、402 第2脈波センサ、900 ネットワーク。

請求の範囲

- [請求項1] 被計測者の脈波を測定する際に被計測者に巻回されることにより装着される脈波測定用電極ユニットであって、
- 一対の電流印加用電極および第1の一対の電圧計測用電極を含み、測定に際して被計測者の体表面に接触する複数の電極と、
- 被計測者に装着された状態において被計測者の体表面に対向する第1主面と、厚さ方向において前記第1主面の反対側の面である第2主面とを有し、前記第1主面側に前記複数の電極を支持する支持部材と、
- 流体を出し入れすることにより膨縮可能に構成され、測定に際して膨張することにより前記複数の電極を被計測者の体表面に向けて押圧する流体袋と、を備え、
- 前記支持部材は、被計測者に装着された状態において周方向となる長さ方向と、前記長さ方向および前記厚さ方向に直交する幅方向とを有し、
- 前記複数の電極は、前記幅方向に並んで配置され、
- 互いに隣り合う前記電極間のそれぞれに、前記厚さ方向に前記電極に重なる部分よりも剛性が低い低剛性部が設けられている、脈波測定用電極ユニット。
- [請求項2] 前記流体袋は、前記幅方向に互いに離間して配置されるとともに、前記複数の電極と前記支持部材の前記第1主面との間にそれぞれ配置される複数の分割袋を有し、
- 前記低剛性部の低い剛性は、互いに隣り合う前記分割袋の間に隙間が設けられていることによってもたらされる、請求項1に記載の脈波測定用電極ユニット。
- [請求項3] 前記複数の電極は、前記第1主面上に設けられ、
- 前記流体袋は、前記第2主面側に配置され、
- 前記低剛性部の低い剛性は、互いに隣り合う前記電極間のそれぞれ

に位置する部分の前記支持部材に切欠部または開口部が設けられていることによってもたらされる、請求項 1 に記載の脈波測定用電極ユニット。

[請求項4] 前記流体袋は、前記支持部材に設けられた前記切欠部または前記開口部に対応する部分が、切欠部または開口部となっている、請求項 3 に記載の脈波測定用電極ユニット。

[請求項5] 前記複数の電極は、第 2 の一対の電圧計測用電極を含み、
前記一対の電流印加用電極の間に、前記第 1 の一対の電圧計測用電極および前記第 2 の一対の電圧計測用電極が配置されている、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の脈波測定用電極ユニット。

[請求項6] 請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の脈波測定用電極ユニットと、
前記脈波測定用電極ユニットを支持し、被計測者の被計測部位に巻回可能に構成されたベルト部材と、を備えた脈波測定装置。

[図2]

FIG.2

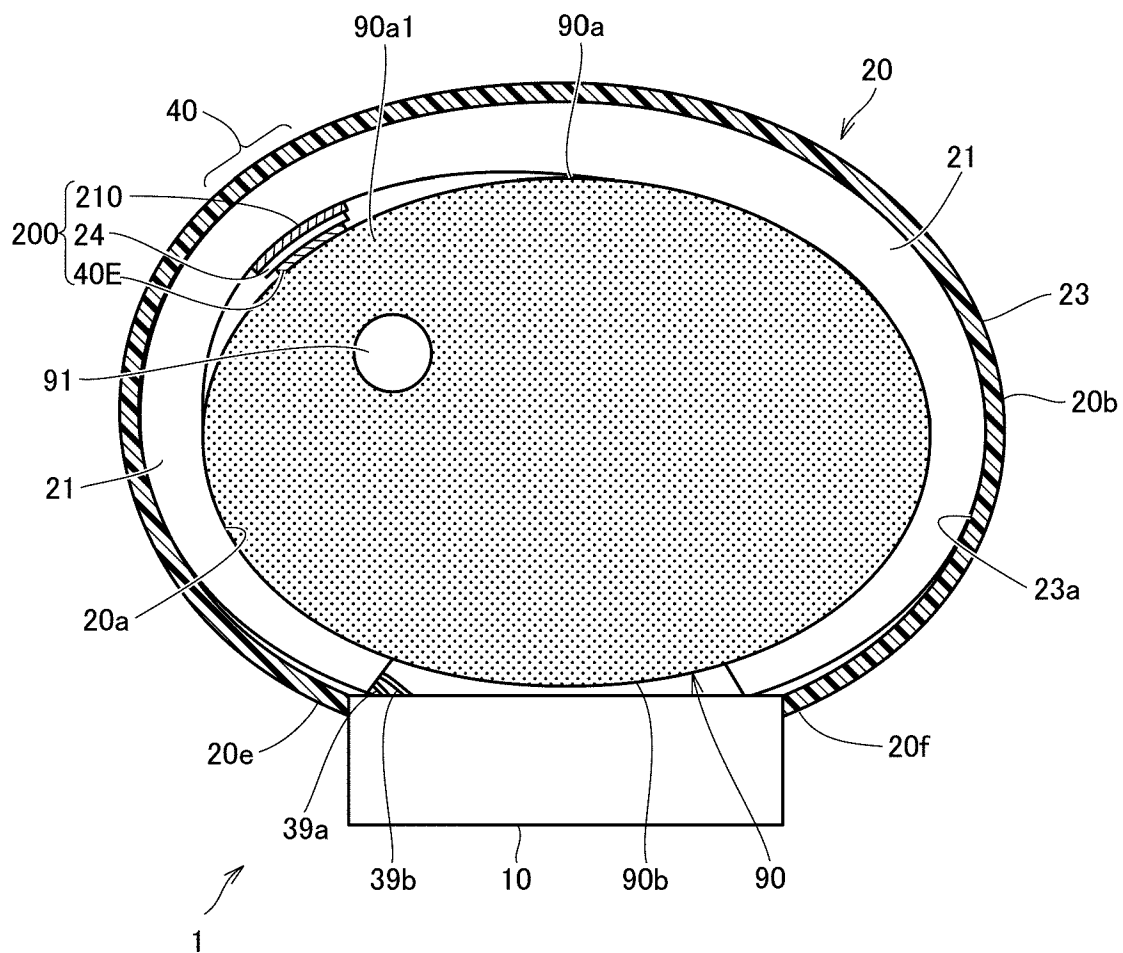
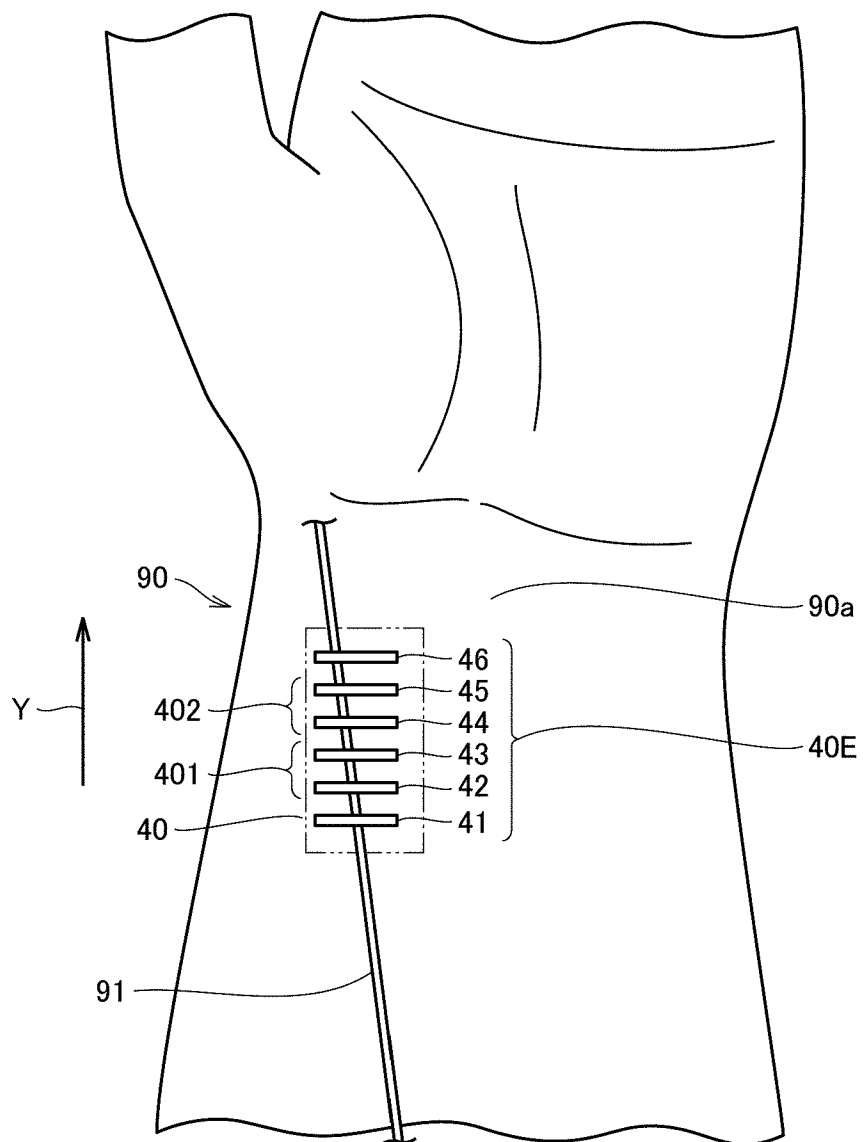


FIG.3



[図4]

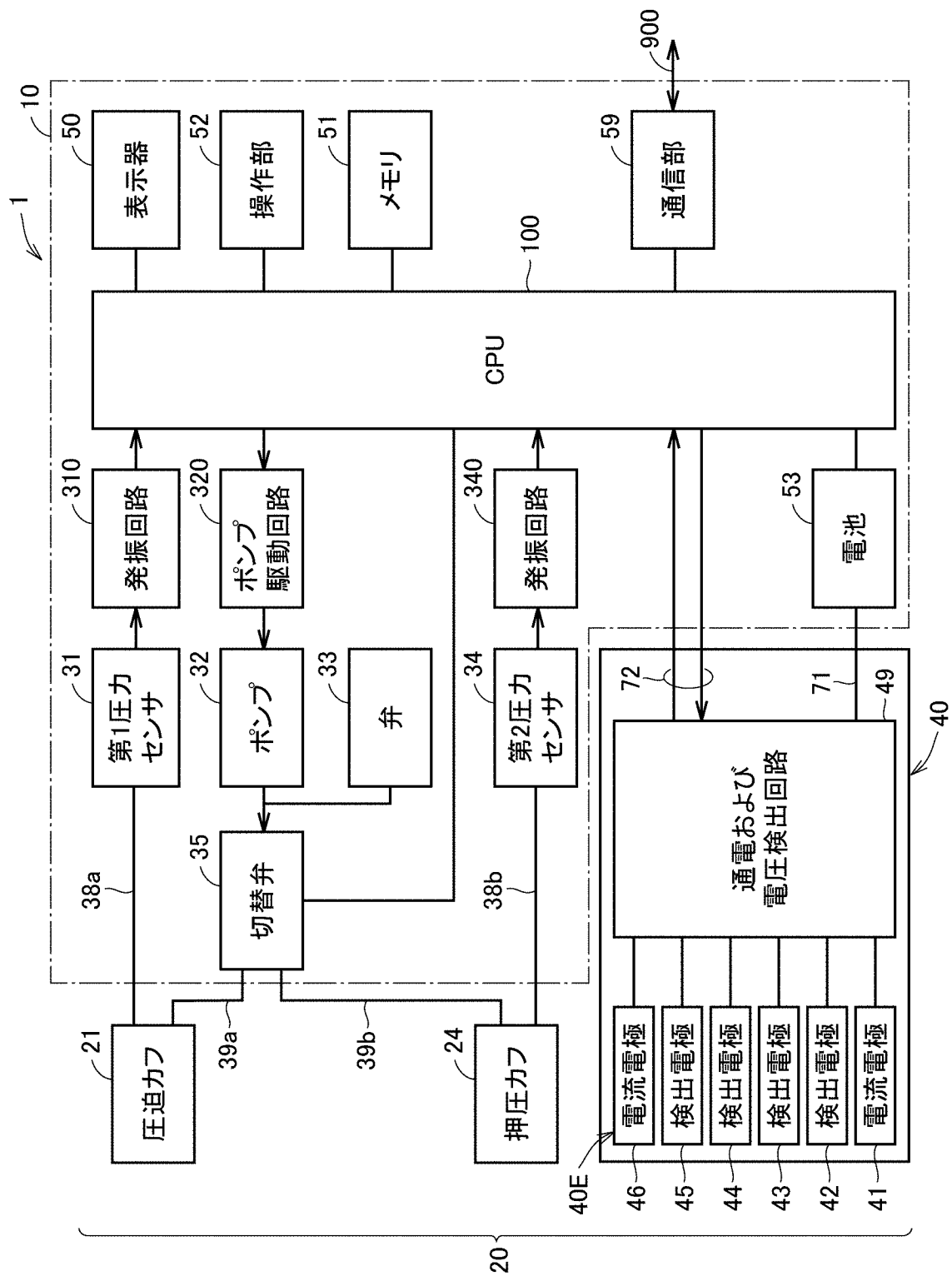
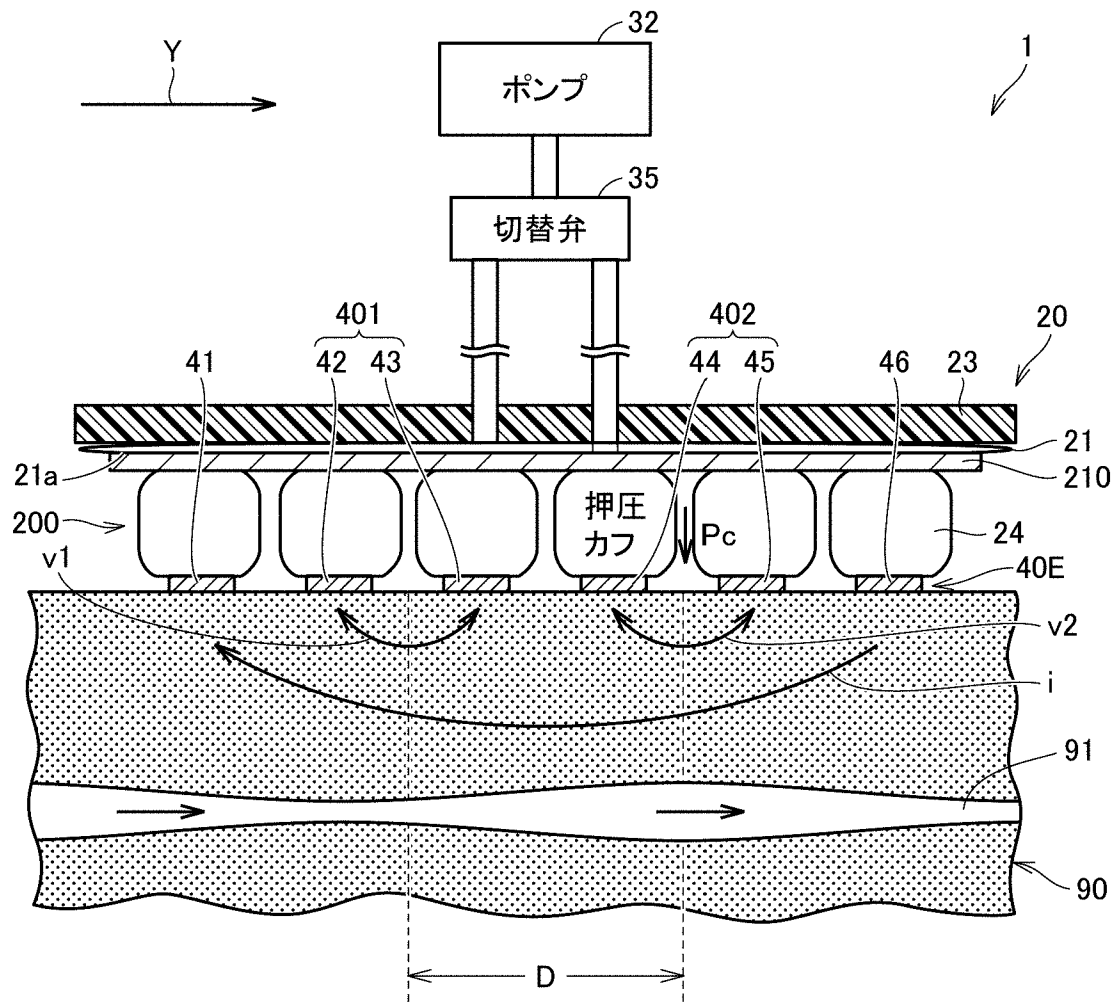


FIG.4

[図5A]

FIG.5A



[図5B]

FIG.5B

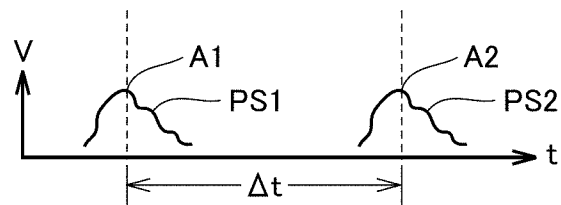
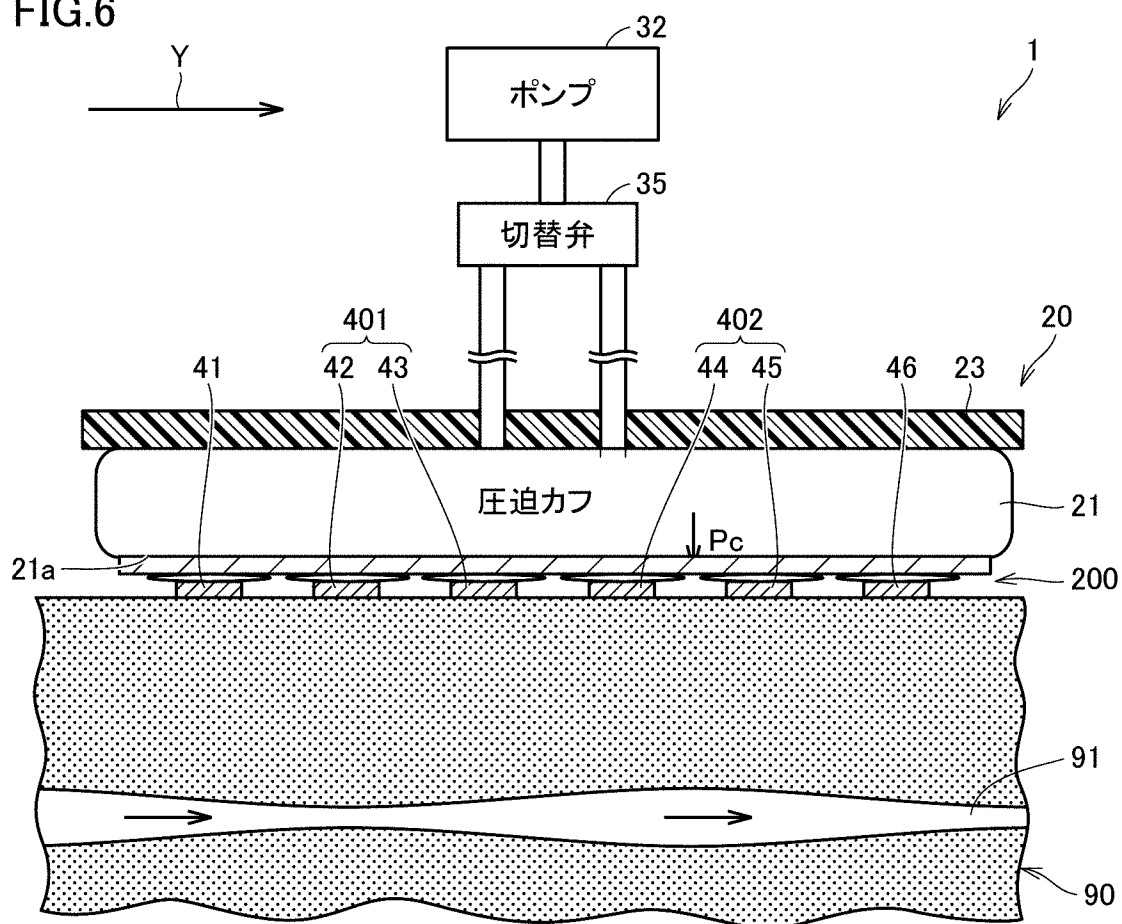
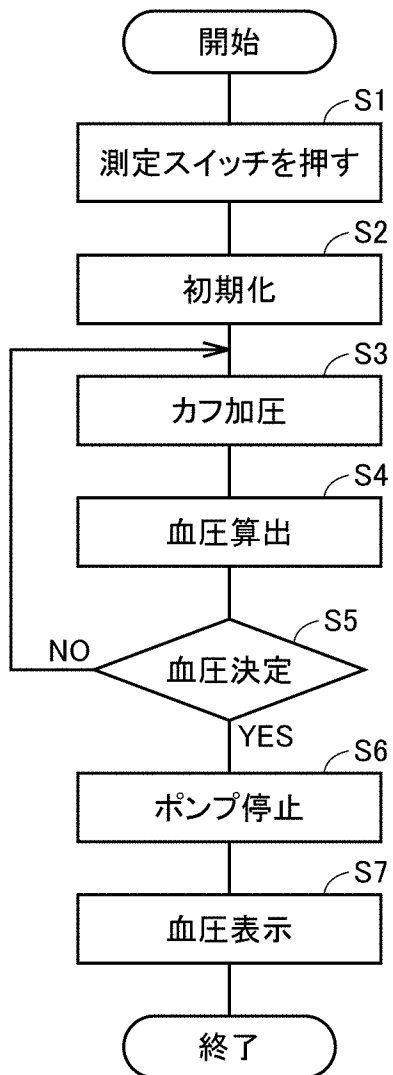


FIG.6



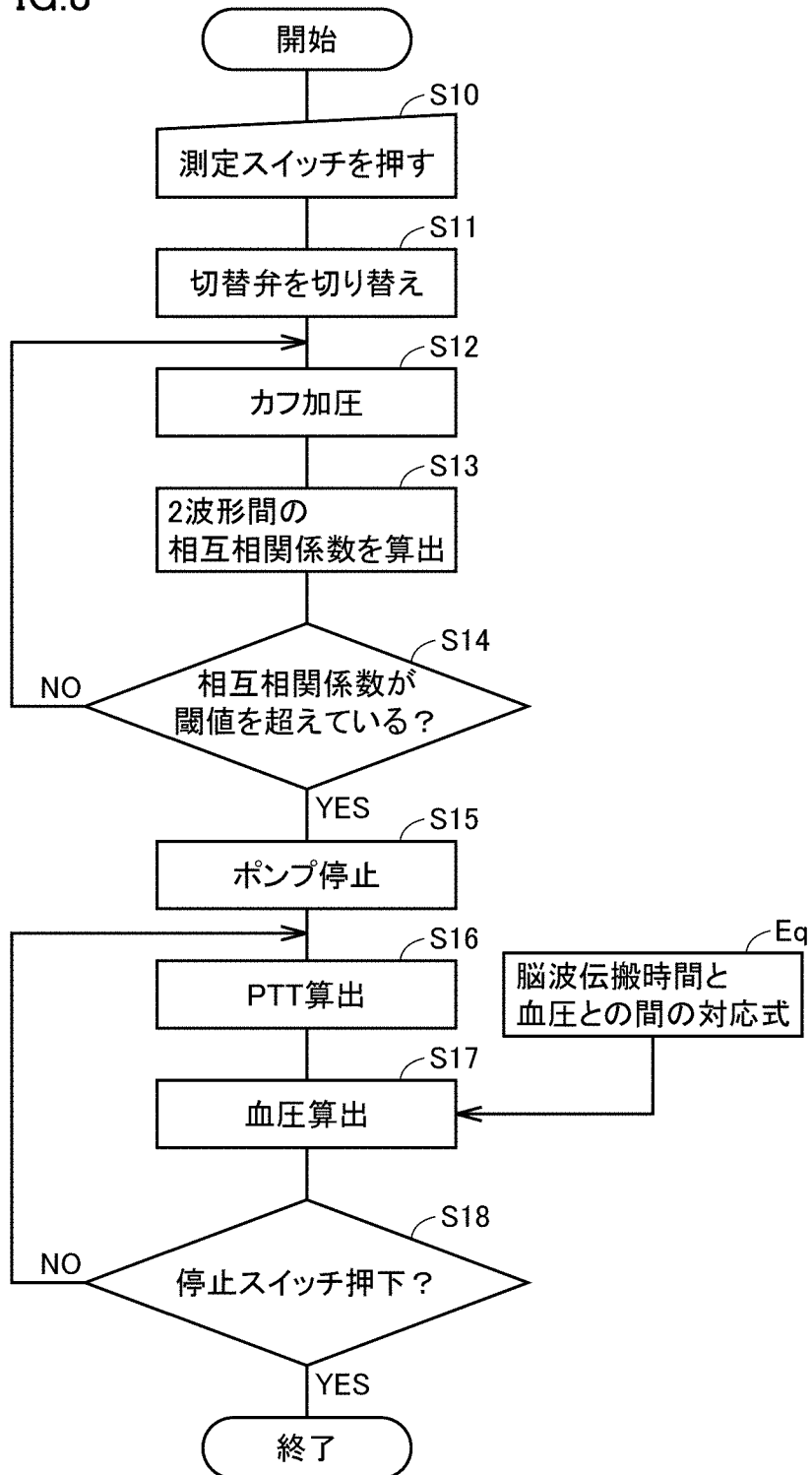
[図7]

FIG.7



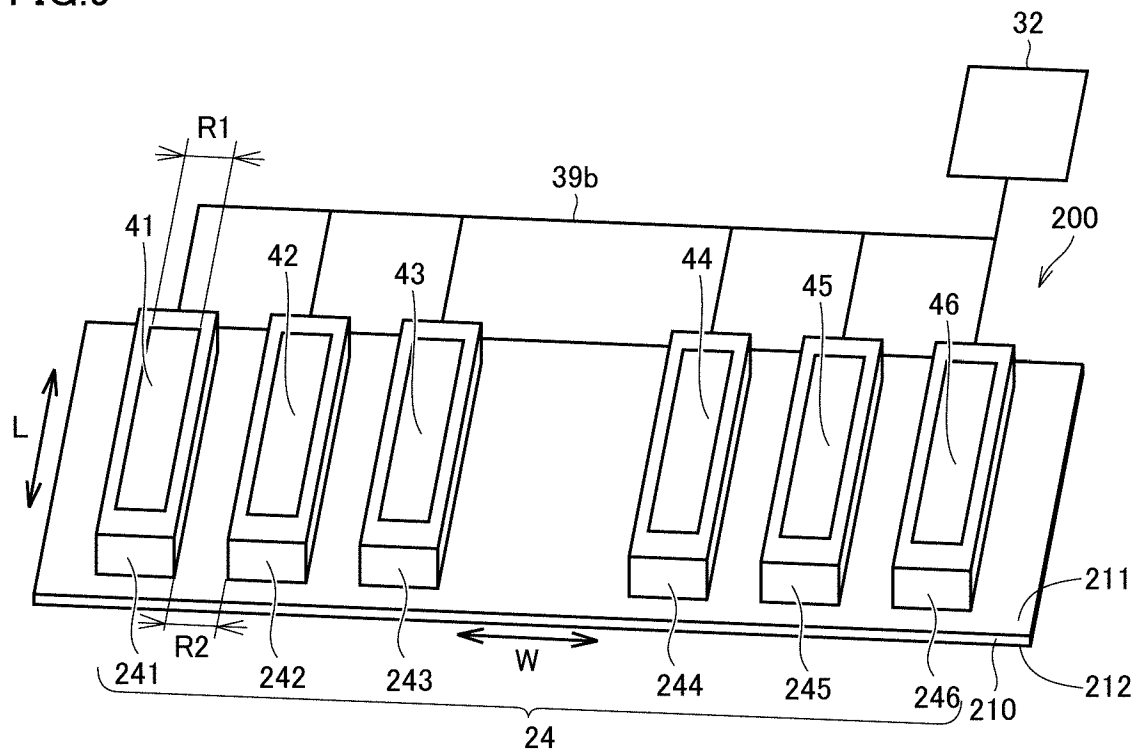
[図8]

FIG.8



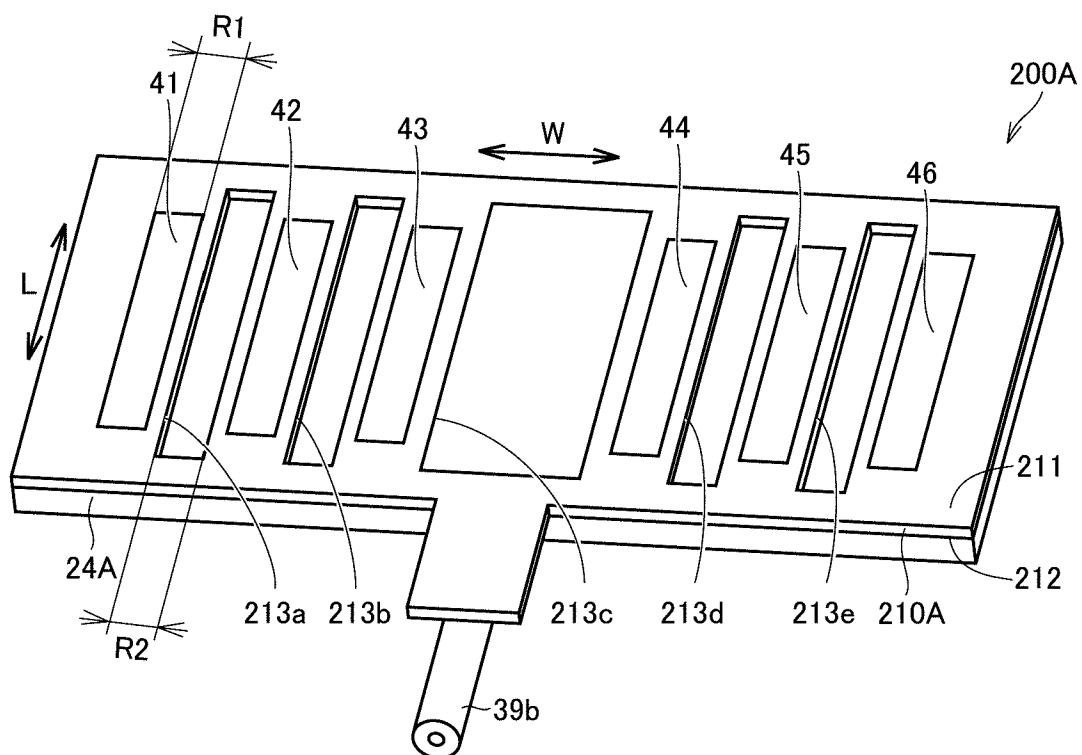
[図9]

FIG.9



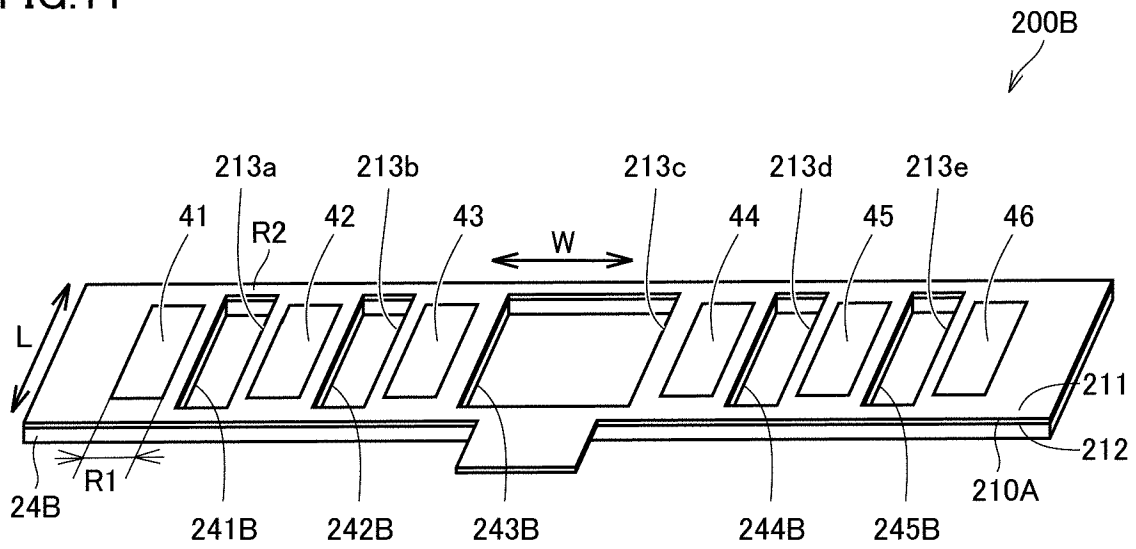
[図10]

FIG.10



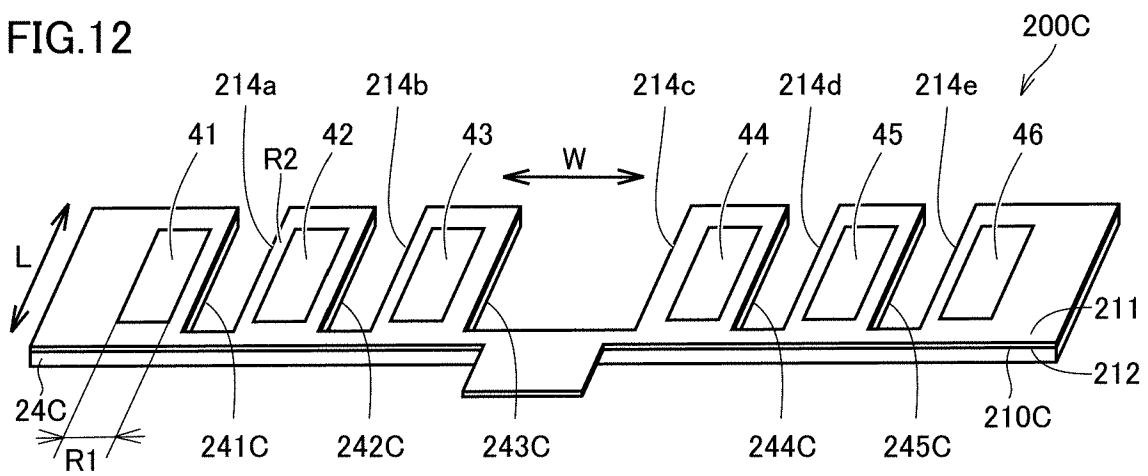
[図11]

FIG.11



[図12]

FIG.12



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/030525

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B5/02 (2006.01) i, A61B5/022 (2006.01) i, A61B5/0408 (2006.01) i, A61B5/05 (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. A61B5/02, A61B5/022, A61B5/0408, A61B5/05

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 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-136655 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 19 June 2008, paragraphs [0027]-[0143], fig. 1-28 & US 2010/0076328 A1, paragraphs [0061]-[0177], fig. 1-28 & WO 2008/065873 A1 & CN 101547634 A & TW 200835464 A	1, 3, 5-6
Y	WO 2007/135895 A1 (OMRON CORP.) 29 November 2007, paragraphs [0042], [0063]-[0069], fig. 7, 8 & US 2009/0151478 A1, paragraphs [0089], [0110]-[0116], fig. 7, 8 & CN 101449138 A & KR 10-2009-0017546 A & TW 200811427 A	1, 3, 5-6



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
26.09.2018

Date of mailing of the international search report
09.10.2018

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/JP2018/030525

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2003-169779 A (FUKUDA DENSHI CO., LTD.) 17 June 2003, paragraphs [0008]-[0021], fig. 1, 3 (Family: none)	5
A	JP 2008-228995 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 02 October 2008, paragraphs [0103]-[0114], fig. 8 & WO 2008/123043 A1	2, 4

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, A61B5/022(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/05(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, A61B5/022, A61B5/0408, A61B5/05

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2008-136655 A（オムロンヘルスケア株式会社） 2008.06.19, 段落 [0027]-[0143], 図 1-28 & US 2010/0076328 A1 段落 [0061]-[0177], 図 1-28 & WO 2008/065873 A1 & CN 101547634 A & TW 200835464 A	1, 3, 5-6
Y	WO 2007/135895 A1（オムロン株式会社） 2007.11.29, 段落 [0042], [0063]-[0069], 図 7-8 & US 2009/0151478 A1 段落 [0089], [0110]-[0116], 図 7-8 & CN 101449138 A & KR 10-2009-0017546 A & TW 200811427 A	1, 3, 5-6

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

26.09.2018

国際調査報告の発送日

09.10.2018

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）

牧尾 尚能

2Q

8357

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2003-169779 A (フクダ電子株式会社) 2003.06.17, 段落 [0008]-[0021], 図 1, 図 3 (ファミリーなし)	5
A	JP 2008-228995 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2008.10.02, 段落 [0103]-[0114], 図 8 & WO 2008/123043 A1	2, 4