

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年3月21日(21.03.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/054118 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/0295* (2006.01)
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/0402* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/030411
- (22) 国際出願日: 2018年8月16日(16.08.2018)
- (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 2017-174919 2017年9月12日(12.09.2017) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3番地 Kyoto (JP). オムロン株式会社(OMRON CORPORATION)

[JP/JP]; 〒6008530 京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町8 0 1番地 Kyoto (JP).

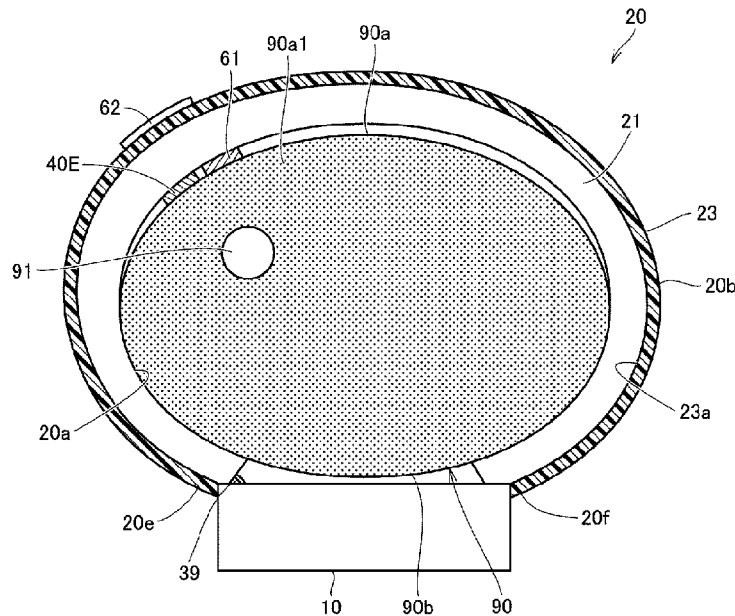
- (72) 発明者: 川端 康大 (KAWABATA, Yasuhiro); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 松村 直美 (MATSUMURA, Naomi); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 松本 直樹 (MATSUMOTO, Naoki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所(FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大

(54) Title: BLOOD PRESSURE ESTIMATION DEVICE

(54) 発明の名称: 血圧推定装置

FIG.2



(57) Abstract: This blood pressure estimation device is provided with a display part (10), a belt part (20), a first contact electrode (61) and a second contact electrode (62) for detecting an electrocardiographic waveform, and a pulse wave sensor. The display part (10) displays the results of blood pressure estimation. The belt part (20) is connected to the display part (10) and surrounds a site to be measured. The pulse wave sensor has a pulse wave detection part (40E) for detecting a pulse wave of an artery (91) passing through the site to be measured. The first contact electrode (61) and the pulse wave



WO 2019/054118 A1

阪市北区中之島三丁目2番4号 中之島フェスティバルタワー・ウエスト Osaka (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, 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))

detection part (40E) are provided on an inner peripheral part (20a) of the belt part (20). The second contact electrode (62) is provided on an outer peripheral part (20b) of the belt part (20). The first contact electrode (61) and the pulse wave detection part (40E) are provided at a position that is pressed by the site to be measured when the second contact electrode (62) is pressed from the outer peripheral side of the belt part (20).

(57) 要約 : 血圧推定装置は、表示部(10)と、ベルト部(20)と、心電波形を検出するための、第1接触電極(61)および第2接触電極(62)と、脈波センサとを備える。表示部(10)は、血圧推定結果を表示する。ベルト部(20)は、表示部(10)に接続され、被測定部位を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈(91)の脈波を検出する脈波検出部(40E)を有する。第1接触電極(61)および脈波検出部(40E)は、ベルト部(20)の内周部(20a)に設けられている。第2接触電極(62)は、ベルト部(20)の外周部(20b)に設けられている。第1接触電極(61)および脈波検出部(40E)は、第2接触電極(62)がベルト部(20)の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。

明 細 書

発明の名称： 血圧推定装置

技術分野

[0001] 本発明は、血圧推定装置に関し、特に、脈波の伝搬時間に基づいて血圧を推定する血圧推定装置に関する。

背景技術

[0002] 光電式容積脈波記録法(P P G:photoplethysmography)によるP P G測定値と、心電図記録法(E C G:electrocardiography)によるE C G測定値と、パルス伝搬時間(P T T:pulse transit time)とを用いて、血圧を推定することができるモバイルデバイスを開示した先行文献として、特表2017-500069号公報(特許文献1)がある。

[0003] 特許文献1に記載されたモバイルデバイスは、外装体と、プロセッサと、外装体に物理的に結合された複数のセンサとを備える。複数のセンサのうちの少なくとも1つは、P P G測定値を得るように構成され、外装体に結合されるコンタクトボタンに収容されている。複数のセンサのうちの少なくとも1つは、E C G測定値を得るように構成され、第1電極および第2電極を備えている。第1電極および第2電極は、E C G測定値を得るために被測定者の身体に接触する接触電極である。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特表2017-500069号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献1に記載されたモバイルデバイスにおいては、コンタクトボタン、第1電極および第2電極の各々は、表示機能を有する表示部に設けられている。一般的に、表示部の外側部分は硬い部材で構成されて一定の形状を有するため、被測定部位にE C G測定値を得るための接触電極を密着させるこ

とが難しい。ECG測定値を得るための接触電極が被測定部位に密着していない場合、血圧推定結果の精度が低下する。

[0006] 本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであって、被測定部位にECG測定値を得るための接触電極を密着させることができ、精度の高い血圧推定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

[0007] 本発明に基づく血圧推定装置は、表示部と、ベルト部と、心電波形を検出するための、第1接触電極および第2接触電極と、脈波センサとを備える。表示部は、血圧推定結果を表示する。ベルト部は、表示部に接続され、被測定部位を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部を有する。第1接触電極および脈波検出部は、ベルト部の内周部に設けられている。第2接触電極は、ベルト部の外周部に設けられている。第1接触電極および脈波検出部は、第2接触電極がベルト部の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。

[0008] 本発明の一形態においては、脈波検出部および第2接触電極の各々の少なくとも一部が、ベルト部を間に挟んで互いに対向している。

[0009] 本発明の一形態においては、ベルト部は、ベルト本体と、ベルト本体の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋とを含む。流体袋の内部には、オシロメトリック法による血圧測定のために流体袋内の圧力を検出する圧力検出部が設けられている。第1接触電極および脈波検出部は、ベルト部の内周部を構成する流体袋の外表部に設けられている。第2接触電極は、ベルト部の外周部を構成するベルト本体の外表部に設けられている。

[0010] 本発明の一形態においては、ベルト部は、ベルト本体と流体袋との間に配置された固形部材をさらに含む。固形部材は、ベルト本体を間に挟んで第2接触電極の少なくとも一部と対向し、かつ、流体袋を間に挟んで脈波検出部の少なくとも一部と対向している。

[0011] 本発明の一形態においては、固形部材は、被測定部位の形状に沿うように湾曲している。

[0012] 本発明の一形態においては、脈波検出部は、被測定部位を通る動脈のインピーダンスの変化に基づいて脈波を検出する。

[0013] 本発明の一形態においては、脈波検出部による脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する報知部をさらに備える。

[0014] 本発明の一形態においては、第2接触電極は、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部の外周部において、表示部とはベルト部の周方向の反対側に位置している。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、被測定部位にECG測定値を得るための接触電極を密着させることができ、血圧推定装置の精度を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。

[図2]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。

[図3]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態における、脈波センサの脈波検出部、第1接触電極および第2接触電極の配置を示す図である。

[図4]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

[図5]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。

[図6]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が検出した、ECGパルスと橈骨動脈の脈波との脈波伝搬時間を示す図である。

[図7]本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されてオシロメトリック法によって血圧を測定している状態を示す断面図である。

[図8]本発明の実施形態2に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。

[図9]本発明の実施形態2に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。

[図10]本発明の実施形態2に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、本発明の各実施形態に係る血圧推定装置について図面を参照して説明する。以下の実施形態の説明においては、図中の同一または相当部分には同一符号を付して、その説明は繰り返さない。

[0018] (実施形態1)

図1は、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。図2は、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。図2においては、左手首の長手方向に対して垂直な断面を図示している。本実施形態においては、被測定部位は、左手首である。なお、被測定部位は、右手首であってもよい。

[0019] 図1および図2に示すように、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置1は、表示部10と、ベルト部20と、心電波形を検出するための、第1接触電極61および第2接触電極62と、脈波センサとを備える。

[0020] 表示部10は、血圧推定装置1の血圧推定結果を表示する。ベルト部20は、表示部10に接続され、被測定部位である左手首90を取り巻く。脈波センサは、被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部40Eを有する。

[0021] 血圧推定装置1は、大別して、被測定部位である左手首90を取り巻くベルト部20と、ベルト部20に接続された表示部10とから構成されている。

[0022] 図1に示すように、表示部10は、ベルト部20から外側に突出した四角錐台状の外形を有する。表示部10は、被測定者の活動の妨げとならないように、小型かつ薄型であることが好ましい。

[0023] 表示部10には、表示器50、報知部58および操作部52が設けられている。表示器50および報知部58は、表示部10の天面部10aに配置されている。操作部52は、表示部10の側面部10fに配置されている。

- [0024] 表示部10は、ベルト部20の一方の端部20eと一体成形により一体に設けられている。なお、ベルト部20と表示部10とが別々に形成され、たとえばヒンジなどの係合部材によって、表示部10とベルト部20とが互いに接続される構成であってもよい。図1に示すように、表示部10の底面10bと、ベルト部20の端部20fとは、バックル15によって互いに接続されている。
- [0025] バックル15は、外周側に配置された板状部材25と、内周側に配置された板状部材26とを含む。板状部材25の一方の端部25eは、幅方向Yに沿って延びる連結棒27を介して表示部10に対して回動自在に取り付けられている。板状部材25の他方の端部25fは、幅方向Yに沿って延びる連結棒28を介して、板状部材26の他方の端部26fに対して回動自在に取り付けられている。板状部材26の一方の端部26eは、固定部29によってベルト部20の端部20fの近傍に固定されている。
- [0026] ベルト部20の周方向に関して、固定部29の取り付け位置は、被測定者の左手首90の周囲長に合わせて予め調節されている。血圧推定装置1は、全体として略環状の形状を有する。表示部10の底面10bとベルト部20の端部20fとの間は、バックル15によって図1中の矢印B方向に開閉可能に構成されている。
- [0027] ベルト部20は、ベルト本体23と、ベルト本体23の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋21とを含む。ベルト部20の幅方向Yの寸法は、たとえば、約30mmである。ベルト本体23は、左手首90を周方向に沿って取り巻く細長い帯状の部材である。ベルト本体23は、外周部20bを有する。ベルト本体23は、厚さ方向に関して可撓性を有し、周方向に関して非伸縮性を有するプラスチック材料から構成されている。
- [0028] 流体袋21は、ベルト本体23の内周部23aに沿って取り付けられており、左手首90に接するベルト部20の内周部20aを構成する外表部を有する。流体袋21は、伸縮可能な2枚のポリウレタンシートを重ねた状態で、その周縁部を溶着することにより流体を収容可能な袋状に形成されている

。流体とは、液体および気体の両方を含み、たとえば、流体として、水または空気などを用いることができる。血圧推定装置 1 には、流体袋 21 内の圧力を検出する圧力センサが設けられている。

[0029] ベルト部 20 の一方の端部 20 e と他方の端部 20 f との間におけるベルト部 20 の内周部 20 a に、第 1 接触電極 61 および脈波センサの脈波検出部 40 E が設けられている。本実施形態においては、ベルト部 20 の内周部 20 a を構成する流体袋 21 の外表部に、第 1 接触電極 61 および脈波センサの脈波検出部 40 E が設けられている。

[0030] 脈波センサの脈波検出部 40 E は、ベルト部 20 の幅方向 Y において互いに間隔をあけて並ぶ 4 個の電極で構成されている。具体的には、幅方向 Y の一方側から順に、電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 が 1 列に並んで配置されている。ベルト部 20 の幅方向 Y における検出電極 42 と検出電極 43 との間隔は、たとえば、2 mm である。電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 の各々は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

[0031] 血圧推定装置 1 が左手首 90 に装着された状態において、脈波検出部 40 E は、左手首 90 の橈骨動脈 91 に対応して配置される。なお、橈骨動脈 91 は、左手首 90 内において、手の平側の面である左手首 90 の掌側面 90 a の近傍を通っている。本実施形態においては、脈波検出部 40 E は、左手首 90 を通る橈骨動脈 91 のインピーダンスの変化に基づいて脈波を検出する。

[0032] なお、脈波検出部による脈波の検出方法は、動脈のインピーダンスの変化から脈波を検出する方法に限られない。たとえば、脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光または透過光を受光する受光素子とを備えて、動脈の容積の変化を脈波として検出してもよい。

[0033] または、脈波センサは、被測定部位に当接された圧電センサを備えて、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈の圧力による歪みを電気抵抗の変化

として検出してもよい。さらに、脈波センサは、被測定部位のうち対応する部分を通る動脈へ向けて電波を送る送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子とを備えて、動脈の脈波による動脈とセンサとの間の距離の変化を送信波と反射波との間の位相のずれとして検出してもよい。

[0034] 第1接触電極61は、ベルト部20の周方向において、脈波センサの脈波検出部40Eに隣接して配置されている。第1接触電極61は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

[0035] ベルト部20の一方の端部20eと他方の端部20fとの間におけるベルト部20の外周部20bに、第2接触電極62が設けられている。本実施形態においては、第2接触電極62は、ベルト部20の外周部20bを構成するベルト本体23の外表部に設けられている。第2接触電極62は、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部20の外周部20bにおいて、表示部10とはベルト部20の周方向の反対側に位置している。第2接触電極62は、矩形状の外形を有し、薄く柔軟に形成されている。

[0036] 脈波検出部40Eおよび第2接触電極62の各々の少なくとも一部は、ベルト部20を間に挟んで互いに対向している。本実施形態においては、脈波検出部40Eの全体が、ベルト部20を間に挟んで第2接触電極62と対向している。第1接触電極61の一部が、ベルト部20を間に挟んで第2接触電極62と対向している。なお、第1接触電極61の全体が、ベルト部20を間に挟んで第2接触電極62と対向していてもよい。

[0037] 被測定者は、血圧推定装置1を左手首90に装着する際、バックル15を開いてベルト部20の環径を大きくした状態で、図1中の矢印Aで示す方向からベルト部20に左手を通す。次に、図2に示すように、被測定者は、左手首90の周りのベルト部20の角度位置を調節して、左手首90を通る橈骨動脈91に対向するように脈波センサの脈波検出部40Eを位置させる。

[0038] これにより、脈波センサの脈波検出部40Eは、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に当接する状態となる。この状態で、被測定者は、バックル15を閉じて固定する。このようにして、被

測定者は血圧推定装置 1 を左手首 90 に装着する。血圧推定装置 1 が左手首 90 に装着された状態において、表示部 10 は、手の甲側の面である左手首 90 の背側面 90 b に対応して配置される。

[0039] 図 3 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態における、脈波センサの脈波検出部、第 1 接触電極および第 2 接触電極の配置を示す図である。図 3 に示すように、血圧推定装置 1 が左手首 90 に装着された状態において、脈波センサの脈波検出部 40 E は、橈骨動脈 91 に沿って位置している。

[0040] ここで、血圧推定装置 1 の各構成について詳細に説明する。図 4 は、本発明の実施形態 1 に係る血圧推定装置の構成を示すブロック図である。

[0041] 図 4 に示すように、表示部 10 には、CPU (Central Processing Unit) 100 と、表示器 50 と、メモリ 51 と、操作部 52 と、電池 53 と、通信部 59 とが設けられている。また、表示部 10 には、圧力センサ 31 と、ポンプ 32 と、開閉弁 33 とが設けられている。さらに、表示部 10 には、圧力センサ 31 の出力を周波数に変換する発振回路 310 と、ポンプ 32 を駆動するポンプ駆動回路 320 とが設けられている。

[0042] 脈波センサ 40 は、脈波検出部 40 E と、通電および電圧検出回路 49 とを含む。電流電極 41、検出電極 42、検出電極 43 および電流電極 44 の各々は、通電および電圧検出回路 49 と接続されている。通電および電圧検出回路 49 は、信号用の配線 72 を通じて、CPU 100 と接続されている。

[0043] 心電波形を検出するための ECG 測定部 60 は、第 1 接触電極 61 と、第 2 接触電極 62 と電圧検出回路 69 とを含む。第 1 接触電極 61 および第 2 接触電極 62 の各々は、電圧検出回路 69 と接続されている。電圧検出回路 69 は、信号用の配線 73 を通じて、CPU 100 と接続されている。

[0044] 表示器 50 は、たとえば、有機 EL (Electro Luminescence) ディスプレイで構成されており、CPU 100 からの制御信号に従って、血圧推定結果などの血圧推定に関する情報、および、その他の情報を表示する。なお、表示

器50は、有機ELディスプレイに限られず、たとえば、LCD(Liquid Crystal Display)など、他のタイプのディスプレイで構成されていてもよい。

[0045] 操作部52は、たとえば、プッシュ式スイッチで構成され、被測定者による血圧推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52は、プッシュ式スイッチに限られず、たとえば、感圧式または静電容量式のタッチパネル式スイッチなどであってもよい。また、表示部10にマイクロフォンが設けられており、被測定者の音声による血圧推定開始または停止の指示が、マイクロフォンを通じてCPU100に入力されてもよい。

[0046] メモリ51は、血圧推定装置1を制御するためのプログラム、血圧推定装置1を制御するために用いられるデータ、血圧推定装置1の各種機能を設定するための設定データ、および、血圧値の推定結果のデータなどを非一時的に記憶する。また、メモリ51は、プログラムが実行されるときにワークメモリなどとして用いられる。

[0047] CPU100は、メモリ51に記憶された血圧推定装置1を制御するためのプログラムに従って、血圧推定装置1の各種機能を制御する。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、CPU100は、操作部52からの血圧測定開始の指示に応じて、圧力センサ31からの信号に基づいて、ポンプ32を駆動させ、開閉弁33を閉状態にする。CPU100は、圧力センサ31からの信号に基づいて、血圧値を算出する。

[0048] CPU100は、脈波伝播時間に基づく血圧推定を実行する場合、操作部52からの血圧推定開始の指示に応じて、流体袋21内の空気を排出させるために開閉弁33を開状態にする。

[0049] 通信部59は、CPU100によって制御され、ネットワーク900を通じて所定の情報を外部の装置に送信する、または、ネットワーク900を通じて外部の装置から受信した情報をCPU100に伝送する。ネットワーク900で行なわれる通信は、無線および有線のいずれでもよい。たとえば、ネットワーク900は、インターネットであるが、これに限定されず、LA

N (Local Area Network)のような他の種類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。通信部59は、マイクロUSBコネクタを含んでいてもよい。

[0050] 報知部58は、後述するように脈波検出部40Eによる脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する。報知部58は、LED (light emitting diode)ライトまたはスピーカなどで構成されている。

[0051] ポンプ32および開閉弁33は、エア配管39を通じて、流体袋21に接続されている。ポンプ32は、たとえば、圧電ポンプである。ポンプ32は、流体袋21内を加圧するために、エア配管39を通して流体袋21内に空気を供給する。

[0052] 圧力センサ31は、エア配管38を通じて、流体袋21に接続されている。圧力センサ31は、エア配管38を通じて、流体袋21内の圧力を検出する。圧力センサ31は、たとえば、圧電抵抗式圧力センサである。圧力センサ31は、たとえば、大気圧を0点として検出した圧力を時系列の信号として出力する。

[0053] 開閉弁33は、ポンプ32に搭載され、ポンプ32の駆動に連動して開閉する構成になっている。具体的には、開閉弁33は、ポンプ32が駆動されている間は閉じている。この間に、流体袋21内に空気が封入される。開閉弁33は、ポンプ32が停止している間は開いている。この間に、流体袋21内の空気がエア配管39を通じて大気中に排出される。開閉弁33は、逆止弁の機能を有しており、排出された空気が逆流することはない。

[0054] 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] 発振回路310は、圧力センサ31からの圧電抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく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。圧力センサ31の出力は、流体袋21内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を算出するために用いられる。オシロメトリック法による血圧値としては、収縮期血圧(SBP : Syst

olic Blood Pressure)と、拡張期血圧(DBP: Diastolic Blood Pressure)とが含まれる。

[0056] 電池53は、表示部10に搭載された各種要素に電力を供給する。電池53は、配線71を通じて、脈波センサ40の通電および電圧検出回路49にも電力を供給する。配線71は、信号用の配線72とともに、ベルト部20のベルト本体23と流体袋21との間に挟まれた状態で、ベルト部20の周方向に沿って表示部10と脈波センサ40との間に延在して設けられている。電池53は、CPU100とも接続されている。

[0057] 以下、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置1を用いて血圧を推定する際の血圧推定装置1の動作について説明する。

[0058] 図5は、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。図6は、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が検出した、ECGパルスと橈骨動脈の脈波との脈波伝播時間を示す図である。図5においては、左手首の長手方向に沿った断面を図示している。なお、説明の便宜上、第1接触電極61の位置を変えて図示している。図6においては、縦軸に電圧(V)、横軸に時間を示している。

[0059] まず、ECGパルスおよび橈骨動脈91の脈波を検出する際には、図5に示すように、流体袋21は、内部の空気が排出されて非加圧状態になっている。

[0060] ECGパルスを検出するために、被測定者は、第2接触電極62を右手の指で押圧する。その結果、図5に示すように、第2接触電極62に押圧力P1が負荷され、脈波検出部40Eが被測定部位に押圧される。すなわち、脈波検出部40Eは、第2接触電極62がベルト部20の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設けられている。なお、第2接触電極62に押圧力P1が負荷されることにより、第1接触電極61も被測定部位に押圧される。すなわち、第1接触電極61は、第2接触電極62がベルト部20の外周側から押圧された際に、被測定部位に押圧される位置に設け

られている。

- [0061] 電圧検出回路69は、第1接触電極61と第2接触電極62との間の電圧信号v1を検出する。電圧信号v1は、配線73を通じてCPU100に出力される。CPU100は、入力された電圧信号v1に対して信号処理を施して、図6に示すECGパルスを生成する。
- [0062] ECGパルスの検出と略同時に、橈骨動脈の脈波を検出するために、通電および電圧検出回路49は、電流電極41と電流電極44との間に、電圧を印加して、たとえば、周波数が50kHz、電流値が1mAである電流iを流す。この状態で、通電および電圧検出回路49は、検出電極42と検出電極43との間の電圧信号v2を検出する。電圧信号v2は、左手首90の掌側面90aのうち、脈波検出部40E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。
- [0063] 電圧信号v2は、配線72を通じてCPU100に出力される。CPU100は、入力された電圧信号v2に対して信号処理を施して、図6に示す橈骨動脈の脈波を生成する。さらに、CPU100は、ECGパルスのピークと、橈骨動脈の脈波の立ち上がり時点との間の、時間差 Δt を算出する。この時間差 Δt が、脈波伝播時間となる。なお、脈波伝播時間として、ECGパルスのピークと、橈骨動脈の脈波のピークとの間の、時間差 Δt を算出してもよい。
- [0064] 図7は、本発明の実施形態1に係る血圧推定装置が被測定部位に装着されてオシロメトリック法によって血圧を測定している状態を示す断面図である。図7においては、左手首の長手方向に沿った断面を図示している。
- [0065] 血圧推定装置1のCPU100は、操作部52から血圧測定開始の指示が入力されると、ポンプ駆動回路320を通じてポンプ32を停止させ、開閉弁33を開いて、流体袋21内の空気を排出させる。なお、圧力センサ31の現時点での出力値が、大気圧に相当する値として設定される。
- [0066] 続いて、CPU100は、開閉弁33を閉じさせ、ポンプ駆動回路320を通じてポンプ32を駆動させて、流体袋21内に空気を供給する。これに

より、流体袋 21 を膨張させるとともに流体袋 21 内を徐々に加圧する。図 7 に示すように、流体袋 21 は、左手首 90 の周方向に延在しており、ポンプ 32 により加圧されることにより、左手首 90 の周方向を一様に圧力 P_c で圧迫する。

[0067] 加圧過程において、CPU 100 は、血压値を算出するために、圧力センサ 31 によって、流体袋 21 内の圧力 P_c をモニタし、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。

[0068] CPU 100 は、取得された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、収縮期血压および拡張期血压の各々の血压値の算出を試みる。CPU 100 は、データ不足のために未だ血压値を算出できない場合には、流体袋 21 内の圧力 P_c が、たとえば 300 mmHg 程度の上限圧力に達していない限り、さらに流体袋 21 内の圧力 P_c を上昇させて血压値の算出を再度試みる。

[0069] CPU 100 は、血压値を算出できた場合、ポンプ駆動回路 320 を通じてポンプ 32 を停止させ、開閉弁 33 を開いて、流体袋 21 内の空気を排出させる。CPU 100 は、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。なお、血压値の算出は、加圧過程に限られず、減圧過程において行なわれてもよい。

[0070] ベルト部 20 の内周部 20a を構成する流体袋 21 の外表部と左手首 90 との間には、脈波検出部 40E および第 1 接触電極 61 しか存在していないので、流体袋 21 による圧迫が他の部材により阻害されることがなく、血管を充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压測定を精度良く行うことができる。

[0071] CPU 100 は、オシロメトリック法によって測定された血压値と脈波伝播時間 Δt とのキャリブレーションを行なうことにより、血压値と脈波伝播時間 Δt とを互いに対応づける。その結果、脈波伝播時間 Δt に基づいて血压値を推定することが可能となる。

[0072] 本実施形態に係る血压推定装置 1 においては、ECG パルスを検出する際

に、第2接触電極62がベルト部20の外周側から被測定者によって押圧されることにより、脈波検出部40Eが被測定部位に押圧されて密着する構成となっている。この状態で橈骨動脈91の脈波が検出されることにより、橈骨動脈91の脈波の検出精度が上がり、脈波伝播時間(P T T)の測定精度を高めることができる。ひいては、血压推定装置1の精度を高めることができる。第2接触電極62が、被測定部位を取り巻いた状態のベルト部20の外周部20bにおいて、表示部10とはベルト部20の周方向の反対側に位置していることにより、表示部10を被測定者の左手首90の甲側に位置させた状態で橈骨動脈91の脈波を効果的に検出することができる。

[0073] 本実施形態に係る血压推定装置1においては、報知部58は、脈波検出部40Eによる脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する。具体的には、CPU100は、検出された橈骨動脈91の脈波のS N比(signal-noise ratio)が基準値を満たしているかどうかを判定する。

[0074] CPU100は、S N比が基準値未満の場合は、報知部58に信号を送信し、たとえば、報知部58であるLEDライトを赤色に発光させる。CPU100は、S N比が基準値以上の場合は、報知部58に信号を送信し、たとえば、報知部58であるLEDライトを青色に発光させる。これにより、被測定者に第2接触電極62の押圧が十分であるかどうかを知らせることができる。

[0075] 本実施形態に係る血压推定装置1においては、ECGパルスのピークと、橈骨動脈の脈波のピークとの間の、時間差 Δt を脈波伝播時間(P T T)として血压値を推定することにより、たとえば、バルサルバ負荷時、または、寒冷負荷時における血压推定精度を高く維持することができる。

[0076] 本実施形態に係る血压推定装置1においては、オシロメトリック法による血压測定を行なうために、流体袋21、圧力センサ31、発振回路310、ポンプ32、ポンプ駆動回路320および開閉弁33を備えているが、必ずしもこれらを備えていなくてもよい。血压推定装置1がこれらを備えていない場合は、他の装置によってオシロメトリック法による血压測定が行なわれ

、その血圧測定値と脈波伝播時間 Δt とのキャリブレーションを行なうことにより、血圧値と脈波伝播時間 Δt とを互いに対応づける。このようにした場合にも、脈波伝播時間 Δt に基づいて血圧値を推定することが可能となる。なお、この場合は、第1接触電極61および脈波センサの脈波検出部40Eは、ベルト本体23の内周部23aに設けられる。

[0077] (実施形態2)

以下、本発明の実施形態2に係る血圧推定装置について図を参照して説明する。なお、本発明の実施形態2に係る血圧推定装置は、ベルト本体と流体袋との間に配置された固形部材を備える点のみ実施形態1に係る血圧推定装置1と異なるため、実施形態1に係る血圧推定装置1と同様である構成については説明を繰り返さない。

[0078] 図8は、本発明の実施形態2に係る血圧推定装置の外観を示す斜視図である。図9は、本発明の実施形態2に係る血圧推定装置が被測定部位に装着された状態を示す断面図である。本実施形態においては、被測定部位は、左手首である。図9においては、左手首の長手方向に対して垂直な断面を図示している。なお、被測定部位は、右手首であってもよい。

[0079] 図8および図9に示すように、本発明の実施形態2に係る血圧推定装置2は、表示部10と、ベルト部20と、心電波形を検出するための、第1接触電極61および第2接触電極62と、脈波センサとを備える。

[0080] ベルト部20は、ベルト本体23と、ベルト本体23の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋21とを含む。ベルト部20は、ベルト本体23と流体袋21との間に配置された固形部材22をさらに含む。

[0081] 固形部材22は、ベルト本体23を間に挟んで第2接触電極62の少なくとも一部と対向し、かつ、流体袋21を間に挟んで脈波検出部40Eの少なくとも一部と対向している。固形部材22は、被測定部位の形状に沿うように湾曲している。

[0082] 本実施形態においては、脈波検出部40Eの全体が、流体袋21を間に挟んで固形部材22と対向している。第1接触電極61の全体が、流体袋21

を間に挟んで固形部材 2 2 と対向している。第 2 接触電極 6 2 の全体が、ベルト本体 2 3 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向している。

[0083] 固形部材 2 2 は、ベルト本体 2 3 の内周部 2 3 a、および、ベルト本体 2 3 の内周部 2 3 a と対向する流体袋 2 1 の外表部 2 1 a の、各々と接合されている。固形部材 2 2 は、たとえば、厚さが 1 mm 以上 2 mm 以下の板状のポリプロピレンなどの樹脂で構成されている。

[0084] 図 1 0 は、本発明の実施形態 2 に係る血压推定装置が被測定部位に装着されて脈波伝播時間を測定している状態を示す断面図である。図 1 0 においては、左手首の長手方向に沿った断面を図示している。なお、説明の便宜上、第 1 接触電極 6 1 の位置を変えて図示している。

[0085] 図 1 0 に示すように、ECG パルスおよび橈骨動脈 9 1 の脈波を検出する際には、被測定者は、第 2 接触電極 6 2 を右手の指で押圧する。その結果、第 2 接触電極 6 2 に押圧力 P 1 が負荷され、固形部材 2 2 を介して脈波検出部 4 0 E が被測定部位に押圧される。固形部材 2 2 を介して脈波検出部 4 0 E を被測定部位に押圧することにより、電流電極 4 1、検出電極 4 2、検出電極 4 3 および電流電極 4 4 の各々を均一な押圧力で被測定部位に押圧することができ、橈骨動脈 9 1 の脈波の検出精度が上がり、脈波伝播時間 (P T T) の測定精度を高めることができる。ひいては、血压推定装置 2 の精度を高めることができる。

[0086] また、固形部材 2 2 が、被測定部位の形状に沿うように湾曲していることによって、電流電極 4 1、検出電極 4 2、検出電極 4 3 および電流電極 4 4 の各々をより均一な押圧力で被測定部位に押圧することができる。

[0087] さらに、第 1 接触電極 6 1 の全体が、流体袋 2 1 を間に挟んで固形部材 2 2 と対向していることにより、第 1 接触電極 6 1 の全体を被測定部位に密着させることができる。その結果、ECG パルスの検出精度が上がり、脈波伝播時間 (P T T) の測定精度を高めることができる。これによっても、血压推定装置 2 の精度を高めることができる。

[0088] なお、今回開示した上記実施形態はすべての点で例示であって、限定的な

解釈の根拠となるものではない。したがって、本発明の技術的範囲は、上記した実施形態のみによって解釈されるものではなく、請求の範囲の記載に基づいて画定される。また、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

[0089] 1, 2 血圧推定装置、10 表示部、10a 天面部、10b 底面、10f 側面部、15 バックル、20 ベルト部、20a, 23a 内周部、20b 外周部、20e, 20f, 25e, 25f, 26e, 26f 端部、21 流体袋、21a 外表部、22 固形部材、23 ベルト本体、25, 26 板状部材、27, 28 連結棒、29 固定部、31 圧力センサ、32 ポンプ、33 開閉弁、38, 39 エア配管、40 脈波センサ、40E 脈波検出部、41, 44 電流電極、42, 43 検出電極、49, 69 電圧検出回路、50 表示器、51 メモリ、52 操作部、53 電池、58 報知部、59 通信部、60 測定部、61 第1接触電極、62 第2接触電極、71, 72, 73 配線、90 左手首、90a 掌側面、90a1 部分、90b 背側面、91 橈骨動脈、310 発振回路、320 ポンプ駆動回路、900 ネットワーク。

請求の範囲

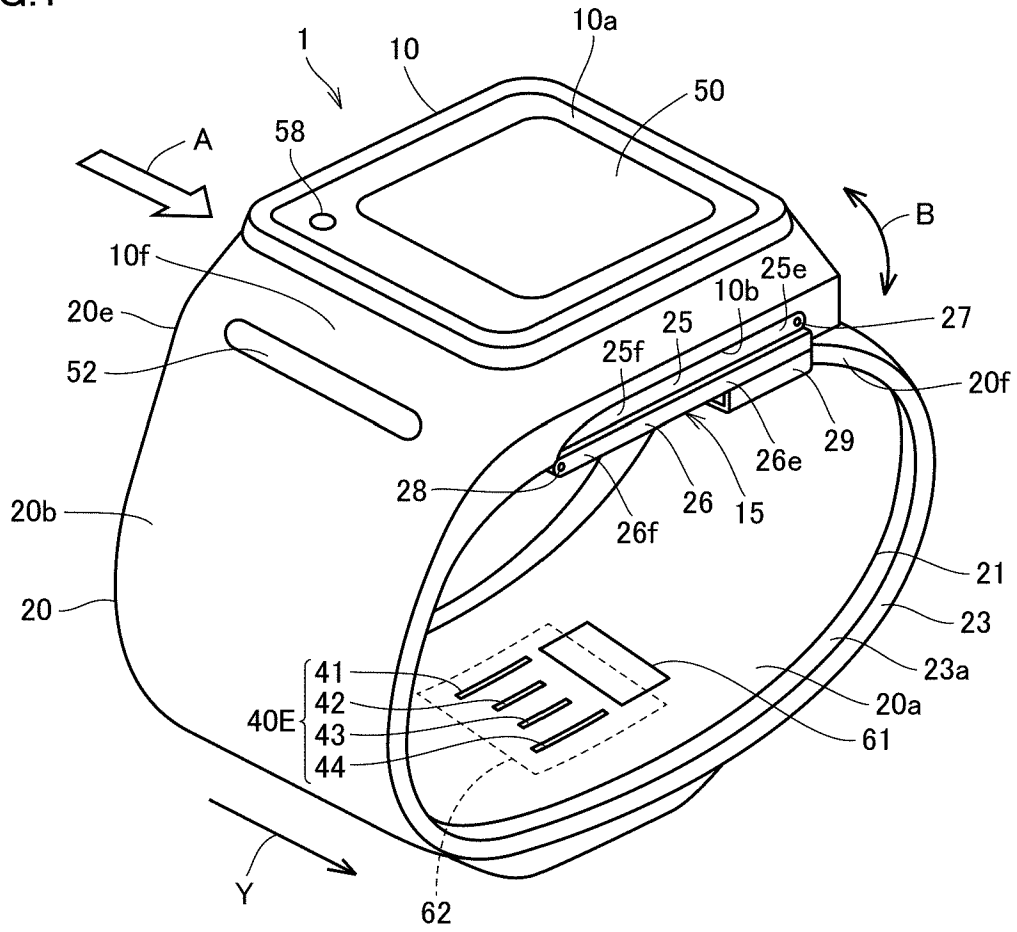
- [請求項1] 血圧推定結果を表示する表示部と、
前記表示部に接続され、被測定部位を取り巻くベルト部と、
心電波形を検出するための、第1接触電極および第2接触電極と、
前記被測定部位を通る動脈の脈波を検出する脈波検出部を有する脈波センサとを備え、
前記第1接触電極および前記脈波検出部は、前記ベルト部の内周部に設けられており、
前記第2接触電極は、前記ベルト部の外周部に設けられており、
前記第1接触電極および前記脈波検出部は、前記第2接触電極が前記ベルト部の外周側から押圧された際に、前記被測定部位に押圧される位置に設けられている、血圧推定装置。
- [請求項2] 前記脈波検出部および前記第2接触電極の各々の少なくとも一部が、前記ベルト部を間に挟んで互に対向している、請求項1に記載の血圧推定装置。
- [請求項3] 前記ベルト部は、ベルト本体と、該ベルト本体の内周側に設けられた膨縮可能な流体袋とを含み、
前記流体袋内の圧力を検出する圧力センサが設けられており、
前記第1接触電極および前記脈波検出部は、前記ベルト部の前記内周部を構成する前記流体袋の外表部に設けられており、
前記第2接触電極は、前記ベルト部の前記外周部を構成する前記ベルト本体の外表部に設けられている、請求項1または請求項2に記載の血圧推定装置。
- [請求項4] 前記ベルト部は、前記ベルト本体と前記流体袋との間に配置された固形部材をさらに含み、
前記固形部材は、前記ベルト本体を間に挟んで前記第2接触電極の少なくとも一部と対向し、かつ、前記流体袋を間に挟んで前記脈波検出部の少なくとも一部と対向している、請求項3に記載の血圧推定装置。

置。

- [請求項5] 前記固形部材は、前記被測定部位の形状に沿うように湾曲している、請求項4に記載の血圧推定装置。
- [請求項6] 前記脈波検出部は、前記被測定部位を通る前記動脈のインピーダンスの変化に基づいて脈波を検出する、請求項1から請求項5のいずれか1項に記載の血圧推定装置。
- [請求項7] 前記脈波検出部による脈波の検出精度が基準値を満たしているかどうかの判定結果を報知する報知部をさらに備える、請求項1から請求項6のいずれか1項に記載の血圧推定装置。
- [請求項8] 前記第2接触電極は、前記被測定部位を取り巻いた状態の前記ベルト部の外周部において、前記表示部とは前記ベルト部の周方向の反対側に位置している、請求項1から請求項7のいずれか1項に記載の血圧推定装置。

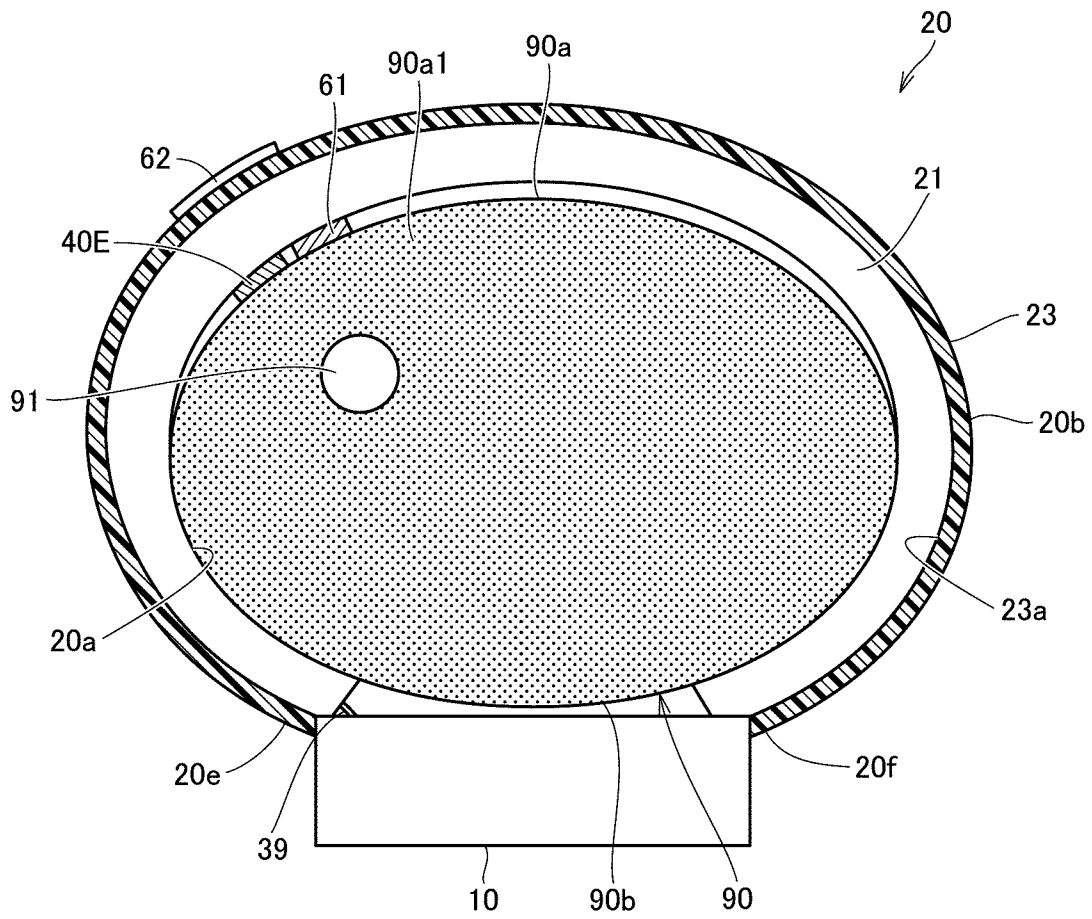
[図1]

FIG.1



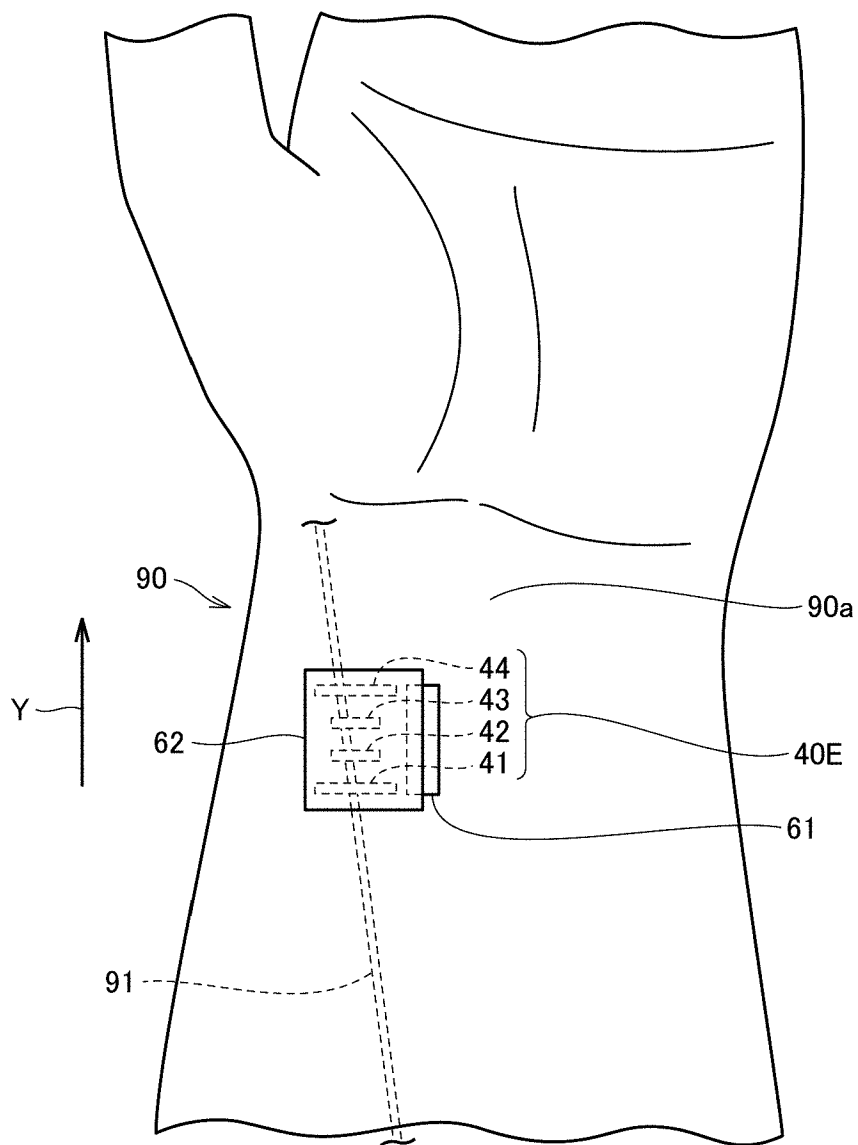
[図2]

FIG.2



[図3]

FIG.3



[図4]

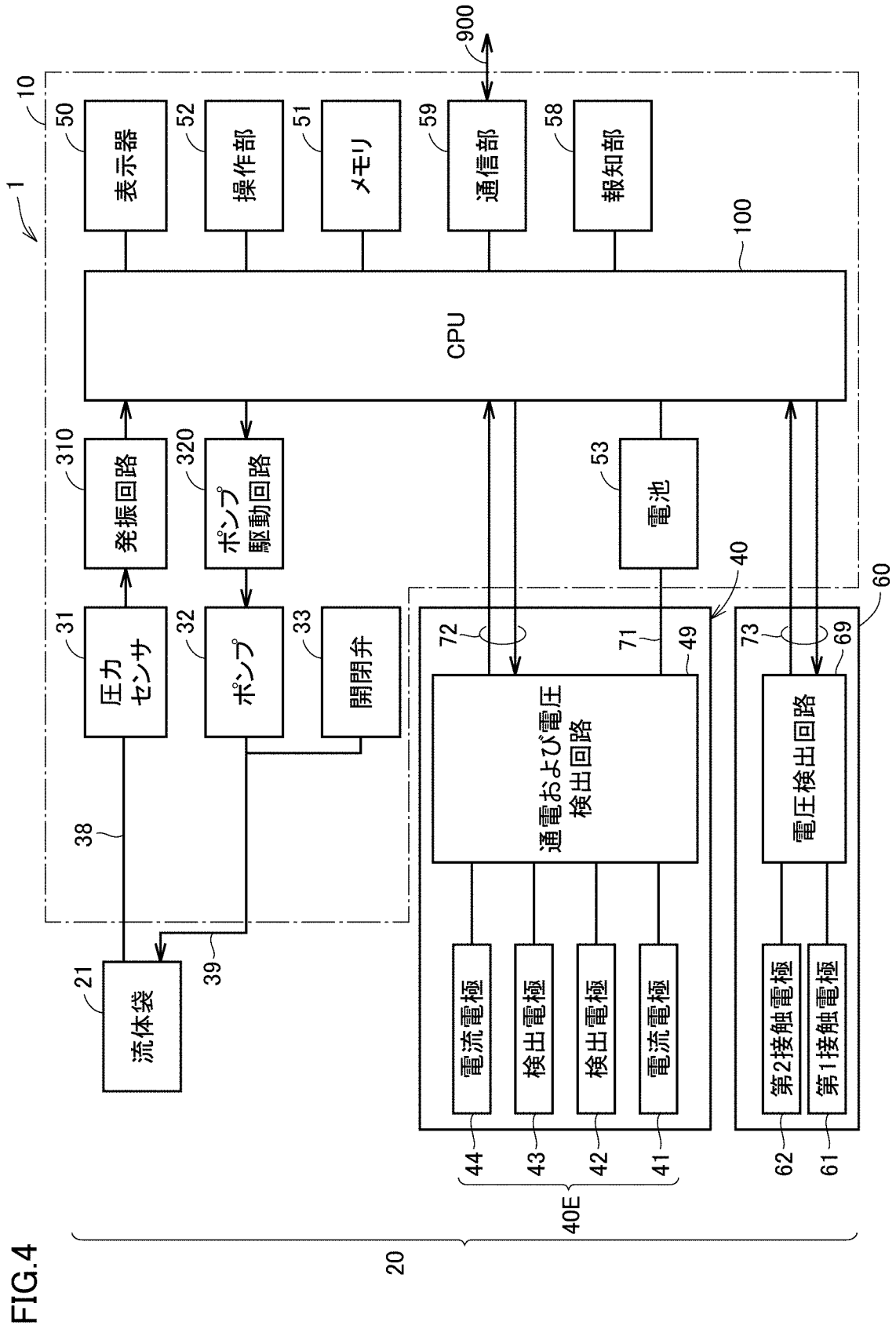
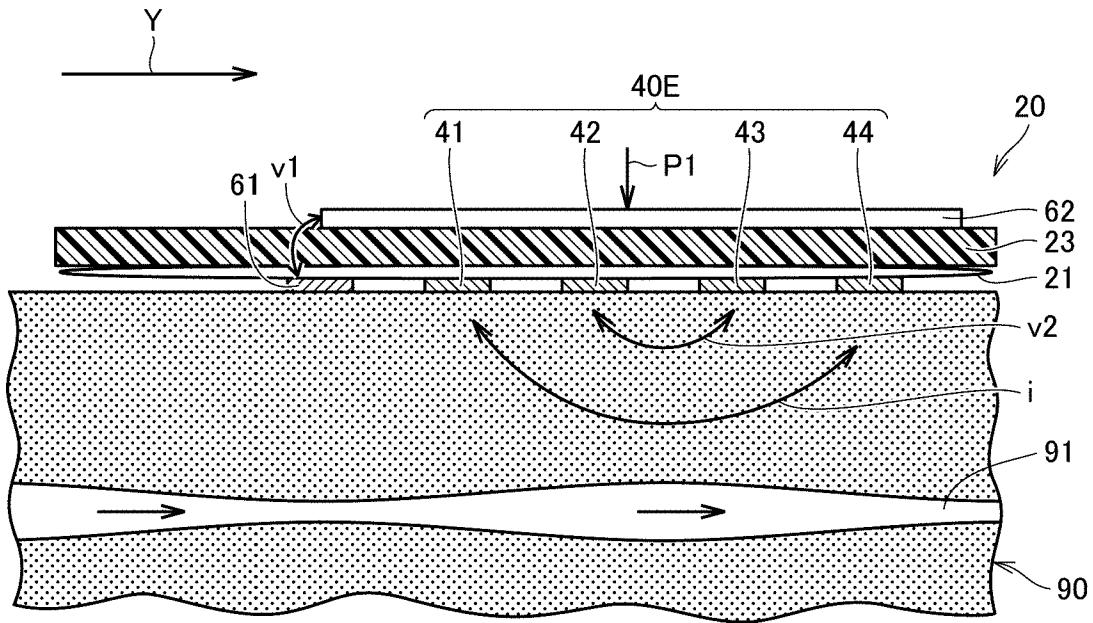


FIG.4

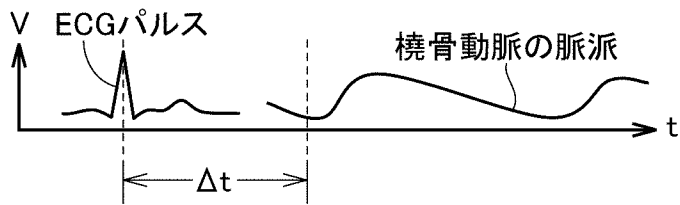
[図5]

FIG.5



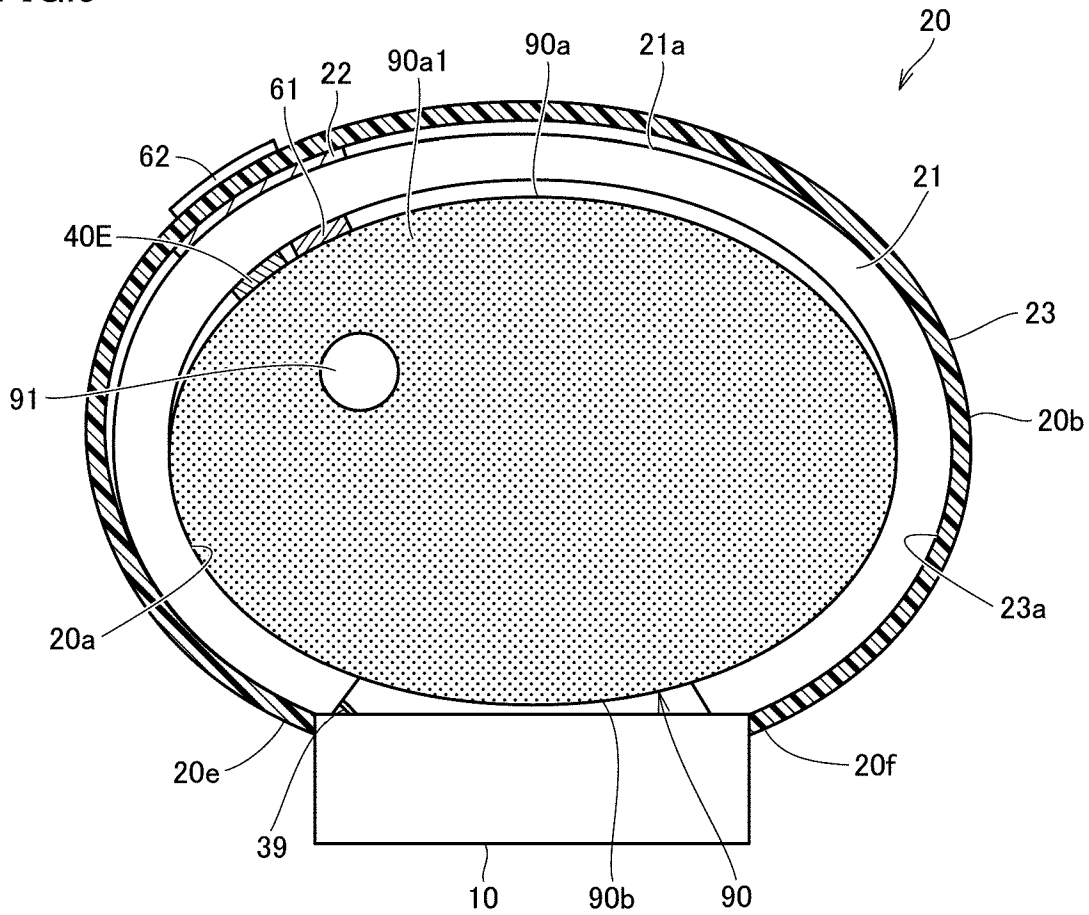
[図6]

FIG.6



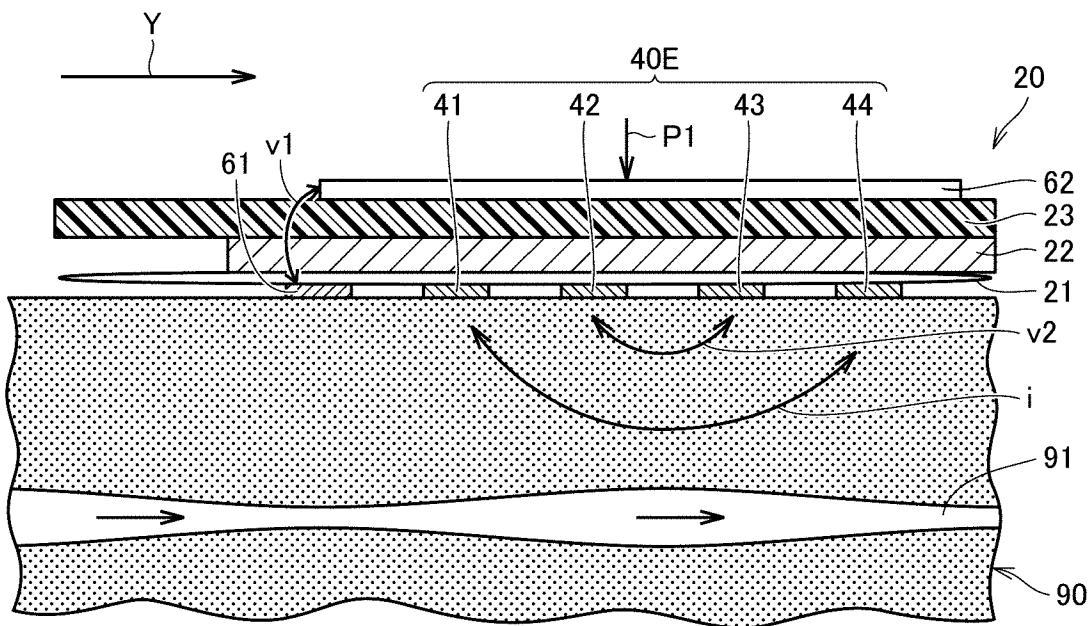
[図9]

FIG.9



[図10]

FIG.10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/030411

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B5/022 (2006.01) i, A61B5/02 (2006.01) i, A61B5/0295 (2006.01) i, A61B5/0402 (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. A61B5/022, A61B5/02, A61B5/0295, A61B5/0402 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.
A	JP 2017-500069 A (QUALCOMM, INC.) 05 January 2017, entire text & US 2015/0119654 A1 & WO 2015/061783 A1 & EP 3060100 A1 & CN 105682541 A & KR 10-2016- 0075585 A	1-8
A	JP 10-243929 A (MITSUBISHI ELECTRIC CORP.) 14 September 1998, entire text (Family: none)	1-8
A	JP 2008-536545 A (HEALTH SMART LTD.) 11 September 2008, entire text & US 2009/0216132 A1 & WO 2006/100676 A2 & EP 1863381 A2 & CN 101193588 A	1-8
A	JP 2009-72242 A (PARAMA TEC KK) 09 April 2009, entire text (Family: none)	1-8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 13.09.2018		Date of mailing of the international search report 25.09.2018
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 REPORTInternational application No.
PCT/JP2018/030411

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 2013-150691 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 08 August 2013, entire text & US 2013/0190576 A1 & DE 102012223269 A1 & CN 103222860 A	1-8
A	US 2017/0251935 A1 (FITBIT, INC.) 07 September 2017, entire text (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0295(2006.01)i, A61B5/0402(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. A61B5/022, A61B5/02, A61B5/0295, A61B5/0402										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>			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
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									
国際調査で利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 2017-500069 A（クアルコム、インコーポレイテッド） 2017.01.05, 全文 & US 2015/0119654 A1 & WO 2015/061783 A1 & EP 3060100 A1 & CN 105682541 A & KR 10-2016-0075585 A	1-8								
A	JP 10-243929 A（三菱電機株式会社）1998.09.14, 全文（ファミリーなし）	1-8								
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 13.09.2018	国際調査報告の発送日 25.09.2018									
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） 高松 大 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3310								

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 2008-536545 A (ヘルススマート リミテッド) 2008.09.11, 全文 & US 2009/0216132 A1 & WO 2006/100676 A2 & EP 1863381 A2 & CN 101193588 A	1-8
A	JP 2009-72242 A (株式会社パラマ・テック) 2009.04.09, 全文 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2013-150691 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2013.08.08, 全文 & US 2013/0190576 A1 & DE 102012223269 A1 & CN 103222860 A	1-8
A	US 2017/0251935 A1 (FITBIT, INC.) 2017.09.07, 全文 (ファミリーなし)	1-8