

(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  
2016 年 9 月 1 日(01.09.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/136135 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/0428 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)  
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)  
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/05 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/000358
- (22) 国際出願日: 2016 年 1 月 25 日(25.01.2016)
- (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 2015-035755 2015 年 2 月 25 日(25.02.2015) JP
- (71) 出願人: セイコーエプソン株式会社 (SEIKO EPSON CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608801 東京都新宿区新宿四丁目 1 番 6 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 岩脇 貴記 (IWAWAKI, Takanori); 〒3928502 長野県諏訪市大和 3 丁目 3 番 5 号セイコーエプソン株式会社内 Nagano (JP).
- (74) 代理人: 渡辺 和昭, 外(WATANABE, Kazuaki et al.); 〒3998702 長野県松本市寿小赤 2 0 7 0 セイ

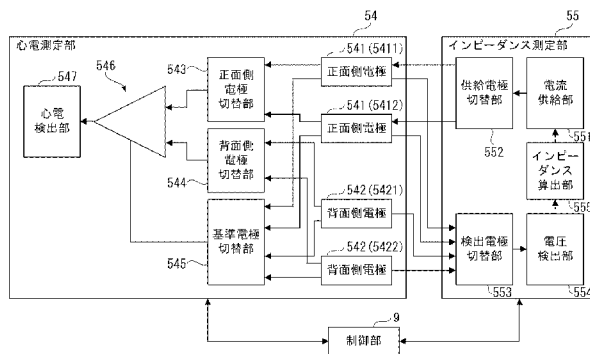
コーエプソン株式会社 知的財産本部内 Nagano (JP).

- (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, 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, KN, KP, KR, 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), ユーロッパ (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),

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 生体情報測定装置



- 9 Control unit  
54 Electrocardiographic measurement unit  
55 Impedance measurement unit  
541 Front surface-side electrode  
542 Back surface-side electrode  
543 Front surface-side electrode switching unit  
544 Back surface-side electrode switching unit  
545 Reference electrode switching unit  
547 Electrocardiographic detection unit  
551 Current supply unit  
552 Supply electrode switching unit  
553 Detection electrode switching unit  
554 Voltage detection unit  
555 Impedance calculation unit

(57) Abstract: Provided is a biological information measurement device capable of improving accuracy in detecting biological information. The biological information measurement device is provided with a biological information detection unit, a control unit (9) and a housing. The biological information detection unit has a first surface-side electrode (front surface-side electrode (541)) having electrodes (5411, 5412) exposed on a first surface of the housing and capable of making contact with a user, a second surface-side electrode (back electrode (542)) having electrodes (5421, 5422) exposed on a second surface of the housing and capable of making contact with a user, and an electrocardiographic detection unit (547) for performing electrocardiographic detection on the user by using the first surface-side electrode and the second surface-side electrode. At least one of the first surface-side electrode and the second surface-side electrode has a plurality of electrodes. The control unit (9) sets one of the electrodes included in the first surface-side electrode and one of the electrodes included in the second surface to be a working electrode, sets one of the electrodes which have not been set to be a working electrode, to be a reference electrode, and causes the electrocardiographic detection unit (547) to perform electrocardiographic measurement on the user on the basis of a current detected by the working electrodes.

(57) 要約:

[続葉有]



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

生体情報の検出精度を向上できる生体情報測定装置を提供すること。 生体情報検出部、制御部 (9) 及び筐体を備え、生体情報検出部は、筐体における第 1 面に露出し、使用者に接触可能な電極 (5411, 5412) を有する第 1 面側電極 (正面側電極 (541)) と、第 2 面に露出し、使用者に接触する電極 (5421, 5422) を有する第 2 面側電極 (背面側電極 (542)) と、第 1 面側電極及び第 2 面側電極を用いて、使用者の心電を検出する心電検出部 (547) と、を有し、第 1 面側電極及び第 2 面側電極のうち少なくとも一方は、複数の電極を有し、制御部 (9) は、第 1 面側電極のうちの 1 つと第 2 面側電極のうちの 1 つとを使用電極に設定するとともに、使用電極に設定されなかった電極のうちの 1 つを基準電極に設定し、使用電極により検出される電流に基づいて、心電検出部 (547) に使用者の心電を測定させる。

## 明 細 書

発明の名称：生体情報測定装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、生体情報測定装置に関する。

### 背景技術

[0002] 従来、携帯可能に構成されて、使用者の生体情報を検出する生体情報検出装置としての電子腕時計式血圧計が知られている（例えば、特許文献１参照）。

この特許文献１に記載の電子腕時計式血圧計は、バンドにより使用者の手首等に装着されるものであり、血圧測定装置と接続される転送装置との間にて光信号を交換して、当該血圧測定装置によって測定された最高血圧及び最低血圧の血圧データを取得する。この電子腕時計式血圧計は、電気絶縁性の合成樹脂製の本体ケースと、当該本体ケースに設けられる表示部、光学素子部、心電波検出電極、裏蓋及び回路基板と、を備えている。

[0003] これらのうち、表示部は、取得された最高血圧及び最低血圧等を表示する。

光学素子部は、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）及びフォトランジスタを有し、当てられた使用者の指から当該使用者の脈拍を検出する。

心電波検出電極及び裏蓋は、心電波を検出するための電極である。心電波検出電極は、本体ケースにおいて正面に設けられ、裏蓋は、本体ケースの裏面、すなわち、本体ケースが使用者に装着された場合に当該使用者に接触する位置に設けられている。

回路基板は、表示部、光学素子部、心電波検出電極及び裏蓋に接続され、これらの動作を制御する。

このような電子腕時計式血圧計によれば、被検者の四肢及び胸部に取り付けられた電極により検出される心電図を監視及び記録する装置に比べ、被検者自らが心電を簡易に測定できる。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0004] 特許文献1：特開平7－88090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、上記特許文献1に記載の電子腕時計式血圧計では、心電の測定に使用される電極が上記心電波検出電極及び裏蓋に予め決まっている。このため、グラウンド（接地）が適切でないと、例えば基線変動（波形の揺らぎ）が生じる等、心電波形に乱れが生じ、心電を適切に検出できないおそれがある。一方、グラウンドが設定しやすさは、電極の配置にもよるが、当該電極の配置が適切でないと、使用者の使いやすさが低下してしまうおそれがある。

このため、心電の検出精度を向上させることができる構成が要望されてきた。

[0006] 本発明は、上記課題の少なくとも一部を解決することを目的としたものであり、生体情報の検出精度を向上させることができる生体情報測定装置を提供することを目的の1つとする。

### 課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一態様に係る生体情報測定装置は、使用者の生体情報を検出する生体情報検出部と、前記生体情報検出部を制御する制御部と、前記生体情報検出部及び前記制御部を収納する筐体と、を備え、前記生体情報検出部は、前記筐体における第1面に配置される第1面側電極と、前記筐体における前記第1面とは異なる面である第2面に配置される第2面側電極と、前記第1面側電極及び前記第2面側電極を用いて、前記使用者の心電を検出する心電検出部と、を有し、前記第1面側電極及び前記第2面側電極のうち少なくとも一方は、複数の電極を有し、前記制御部は、前記第1面側電極のうちの1つと、前記第2面側電極のうちの1つとを使用電極に設定し、前記使用電極

に設定されなかった電極のうちの1つを基準電極に設定し、前記使用電極により検出される電流に基づいて、前記心電検出部に前記使用者の心電を測定させることを特徴とする。

[0008] なお、基準電極は、グランド電極を指す。

上記一態様によれば、第1面側電極が有する電極のうちの1つと、第2面側電極が有する電極のうちの1つとが使用電極に設定される他、当該使用電極に設定されなかった電極のうちの1つが基準電極に設定される。これによれば、心電の測定に適した使用電極を設定できるだけでなく、適切な電極を基準電極に設定できる。従って、心電検出部が、これら使用電極及び基準電極を用いて使用者の心電を検出することにより、心電の検出精度を向上させることができ、心電を精度よく検出及び測定できる。

[0009] 上記一態様では、前記制御部は、前記第1面側電極に出力され、前記第2面側電極に導通する電流の電圧値に基づくインピーダンス値に基づいて、前記基準電極を設定することが好ましい。

なお、上記インピーダンス値は、第1面側電極の電極と、第2面側電極の電極との間を、使用者の人体を介して電流が導通する経路におけるインピーダンス値、すなわち、生体インピーダンス値である。

上記一態様によれば、第1面側電極の電極と第2面側電極の電極とを導通する経路において実際に検出されるインピーダンス値に基づいて基準電極を設定できるので、適切な基準電極を設定できる。従って、心電の検出精度を一層向上させることができ、心電を一層精度よく検出及び測定できる。

[0010] 上記一態様では、前記制御部は、前記第1面側電極のうちの1つと、前記第2面側電極のうちの1つとを仮使用電極とし、前記仮使用電極に設定されなかった電極のうちの1つを仮基準電極とする少なくとも1つの電極の組合せにて検出される前記使用者の心電に基づいて、前記使用者の心電の測定に用いられる前記使用電極及び前記基準電極を設定することが好ましい。

なお、仮使用電極及び仮基準電極の組合せとしては、例えば、第1面側電極及び第2面側電極が、それぞれ2つの電極を有する場合には、8通りの組

合せが考えられる。

ここで、適切な基準電極が選択されていない場合だけでなく、例えば電磁誘導ノイズ等の影響を受けた場合も、上記と同様に心電波形に乱れが生じる。

これに対し、上記一態様によれば、上記仮使用電極及び上記仮基準電極の少なくとも1つの組合せにて検出される心電（例えば心電波形）に基づいて、上記使用電極及び上記基準電極が設定される。これによれば、実際に検出される心電に基づいて、適切な使用電極及び基準電極を選択及び設定できる。従って、心電の検出精度を一層向上させることができ、心電を一層精度よく検出及び測定できる。

[0011] 上記一態様では、前記筐体は、本体部と、前記本体部を前記使用者の装着部位に装着させる装着部材と、を有し、前記第2面は、前記装着部材により前記本体部が前記装着部位に装着された際の前記装着部位に接触する面であり、前記第1面は、前記第2面とは反対側の面であることが好ましい。

なお、装着部材としては、人体に巻付可能なバンドを例示できる。

上記一態様によれば、第2面が、上記筐体の本体部における上記装着部位側の面であることから、当該第2面に配置される第2面側電極を、使用者の人体に確実に接触させることができる。また、第1面が、第2面とは反対側の面であることから、手を添える等して、当該第1面に配置される第1面側電極に使用者の人体を接触させやすくすることができる。従って、使用者の心電の検出及び測定を簡易に実施できる他、第1面側電極と第2面側電極との間の導通経路を長くすることができ、心電の検出精度を向上させることができる。

[0012] 上記一態様では、前記本体部における前記第1面に配置される表示部を備え、前記本体部は、前記第1面に配置され、前記表示部を囲む電極配置部を有し、前記第1面側電極は、前記電極配置部に配置されることが好ましい。

上記一態様によれば、第1面側電極は、第1面に配置された表示部を囲む電極配置部に配置されているので、当該第1面側電極が複数の電極により構

成される場合でも、表示部の配置を制限することなく、当該第1面側電極を配置できる。また、このような場合、第1面側電極を構成する複数の電極を、電極配置部に沿ってそれぞれ分断して配置できるので、各電極を電氣的に独立させやすくすることができる。更に、表示部により、検出された心電等の生体情報を使用者に提示することも可能となる。

[0013] 上記一態様では、前記第1面側電極は、複数の電極を有し、前記複数の電極は、前記第1面に正対する位置から見て、4時方向及び5時方向の間の位置と、10時方向及び11時方向の間の位置とで分断されていることが好ましい。

上記一態様によれば、第1面側電極が有する複数の電極は、第1面における左下側及び右上側にそれぞれ配置されることとなる。これによれば、例えば、生体情報測定装置を左手首に装着した場合に、右手の指（人差し指や中指）を上記複数の電極のそれぞれに触れさせやすくすることができる。従って、心電の検出及び測定を実施しやすくなることができる。

[0014] 上記一態様では、前記生体情報検出部は、前記使用者の脈波を検出する脈波検出部を有することが好ましい。

上記一態様によれば、使用者の心電の他、使用者の脈波が検出される。従って、検出される使用者の生体情報を増やすことができるので、生体情報測定装置の汎用性及び利便性を向上させることができる。

## 図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の第1実施形態に係る生体情報測定装置を示す正面図。

[図2]上記第1実施形態における生体情報測定装置を示す背面図。

[図3]上記第1実施形態における生体情報測定装置の構成を示すブロック図。

[図4]上記第1実施形態における計測部の構成を示すブロック図。

[図5]上記第1実施形態における心電測定部及びインピーダンス測定部の構成を示すブロック図。

[図6]上記第1実施形態における制御部の構成を示すブロック図。

[図7]上記第1実施形態における脈波及び心電の波形の一例を示す図。

[図8]上記第1実施形態における心電測定処理を示すフローチャート。

[図9]上記第1実施形態における生体情報測定装置の装着状態を示す模式図。

[図10]上記第1実施形態の変形である生体情報測定装置を示す正面図。

[図11]本発明の第2実施形態に係る生体情報測定装置を示す正面図。

[図12]本発明の第3実施形態に係る生体情報測定装置を示す背面図。

[図13]上記第3実施形態における本体部及び透光性部材を示す断面図。

[図14]本発明の第4実施形態に係る生体情報測定装置を示す背面図。

[図15]上記第4実施形態における生体情報測定装置を示す断面図。

### 発明を実施するための形態

#### [0016] [第1実施形態]

以下、本発明の第1実施形態について、図面に基づいて説明する。

##### [生体情報検出装置の概略構成]

図1は、本実施形態に係る生体情報測定装置1Aを示す正面図である。

本実施形態に係る生体情報測定装置（以下、測定装置と略す場合がある）

1Aは、使用者の手首等の装着部位に装着されて利用されるウェアラブル機器であり、当該使用者の生体情報を検出及び記憶する。具体的に、測定装置1Aは、使用者の生体情報としての脈波及び心電を検出し、当該心電を記憶するとともに、検出された脈波に基づいて脈拍数を算出して記憶するものである。

このような測定装置1Aは、図1に示すように、本体部21A及び一対のバンド28、29を有する筐体2Aと、当該筐体2Aに収納される装置本体3と、を備える。

[0017] 一対のバンド28、29は、本発明の装着部材に相当し、本体部21Aの長手方向における一端及び他端に接続され、当該本体部21Aに対して互いに反対方向に延出している。この一対のバンド28、29は、当該バンド28の先端（本体部21Aとの接続部位とは反対側の端部）に設けられた中留（図示省略）により固定可能に構成されている。このように、バンド28、29が固定されることにより、本体部21Aが上記装着部位に装着される。

なお、バンド 28, 29 は、本体部 21A と一体化されていてもよい。この場合、本体部 21A が、筐体 2A となる。

[0018] 本体部 21A は、後述する装置本体 3 を収納する。この本体部 21A は、測定装置 1A を使用者の体に装着した時に当該使用者の体と接触する面である背面 212 と、背面 212 と向かい合う面である正面 211 と、これらを接続する右側面 213 及び左側面 214 と、を有する。すなわち、背面 212 は、本体部 21A において、後述する脈波検出部 53 の脈波センサー 531 が配置される面、或いは、当該脈波センサー 531 を覆う透光性部材が配置される面であり、正面 211 は、背面 212 とは反対側の面である。

これらのうち、正面 211（第 1 面に相当）の略中央には、装置本体 3 を構成する表示部 61 が設けられ、当該表示部 61 は、円形状のカバー 22 により覆われている。なお、正面 211 は、表示部 61 における表示面の法線に沿って見て背面 212 とは反対側の 1 つの面である。このため、正面 211 は、一つの平面であってもよいし、部分的に曲面や凹凸を有していてもよい。

[0019] また、正面 211 には、表示部 61 及びカバー 22 を囲む環状の電極配置部 23 が設けられている。この電極配置部 23 には、後述する計測部 5 の心電測定部 54 を構成する正面側電極 541 が配置される。なお、電極配置部 23 は、ベゼルとしても機能する。

正面側電極 541 は、本発明の第 1 面側電極に相当し、2 つの電極 5411, 5412 を有する。これら電極 5411, 5412 は、それぞれ半円の円弧状に形成され、電極配置部 23 においてゴム等の絶縁材料により、互いに絶縁されている。これら電極 5411, 5412 の配置については、後に詳述する。

右側面 213 及び左側面 214 には、装置本体 3 を構成する操作部 4 のボタン 41～44 が配置されている。これらボタン 41～44 は、本体部 21A に対して突没するボタンである。

[0020] 図 2 は、測定装置 1A を示す背面図であり、詳しくは、本体部 21A の背

面 2 1 2 を示す図である。

背面 2 1 2（第 2 面に相当）は、測定装置 1 A が上記装着部位に装着された場合に当該装着部位に対向する面である。この背面 2 1 2 には、脈波センサー 5 3 1 と、心電測定部 5 4 を構成する背面側電極 5 4 2 と、が露出されている。

脈波センサー 5 3 1 は、計測部 5 の脈波検出部 5 3 を構成する略円形状のセンサーであり、背面 2 1 2 の略中央に配設されている。なお、脈波センサー 5 3 1 は、背面 2 1 2 に直接配置されていてもよく、本体部 2 1 A 内に設けられる装置本体 3 に設けられ、当該脈波センサー 5 3 1 の発光素子及び受光素子を覆う透光性部材が、背面 2 1 2 に取り付けられていてもよい。

背面側電極 5 4 2 は、本発明の第 2 面側電極に相当し、2つの電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 を有する。これらのうち、電極 5 4 2 1 は、略円形状に形成され、脈波センサー 5 3 1 を囲む位置に露出して配設されている。また、電極 5 4 2 2 は、略円形状に形成され、電極 5 4 2 1 を囲む位置に、絶縁体 2 4 を介して、露出して配設されている。

すなわち、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 は、円形状の脈波センサー 5 3 1 の中央 C 2 を中心としてそれぞれ同心円状に配設されている。

[0021]      [装置本体の構成]

図 3 は、測定装置 1 A の構成を示すブロック図である。

装置本体 3 は、図 3 に示すように、操作部 4、計測部 5、報知部 6、通信部 7、記憶部 8 及び制御部 9 を備えて構成されている。

[0022]      [操作部の構成]

操作部 4 は、上記ボタン 4 1～4 4 を有し、これらボタン 4 1～4 4 に対する入力操作に応じた操作信号を制御部 9 に出力する。なお、操作部 4 は、ボタンを有する構成に限らず、後述する報知部 6 の表示部 6 1 上に配置されるタッチパネルを有する構成や、使用者のタップ操作を検出する構成であってもよい。

[0023]      [計測部の構成]

図 4 は、計測部 5 の構成を示すブロック図である。

計測部 5 は、それぞれ制御部 9 による制御の下で動作する体動情報検出部 5 1 及び生体情報検出部 5 2 を有する。

体動情報検出部 5 1 は、使用者の体動を示す体動情報を検出し、当該体動情報を制御部 9 に出力する。本実施形態では、体動情報検出部 5 1 は、使用者の体動に伴って変化する加速度信号を体動情報として検出する。なお、体動情報検出部 5 1 は、加速度に加えて、使用者の体動に伴って変化する角速度を検出してもよい。

[0024]      [生体情報検出部の構成]

生体情報検出部 5 2 は、使用者の生体情報を検出する。本実施形態では、生体情報検出部 5 2 は、脈波検出部 5 3、心電測定部 5 4 及びインピーダンス測定部 5 5 を有する。

[0025]      [脈波検出部の構成]

脈波検出部 5 3 は、上記脈波センサー 5 3 1 を有し、制御部 9 による制御の下、使用者の脈波を検出する。この脈波センサー 5 3 1 は、図示を省略するが、LED (Light Emitting Diode) 等の発光素子と、フォトダイオード等の受光素子と、これらを覆う透光性部材と、を有する光電センサーである。この脈波センサーでは、発光素子により生体に向けて照射された光は、生体の血管を経由して受光素子により受光される。この受光素子による受光量の時間変化を示す信号が脈波信号として後述する制御部 9 に出力され、当該制御部 9 が脈波信号を解析することにより、脈拍数が算出される。

[0026]      [心電測定部の構成]

図 5 は、心電測定部 5 4 及びインピーダンス測定部 5 5 の構成を示すブロック図である。

心電測定部 5 4 は、使用者の心電を検出して、当該心電を示す心電信号を制御部 9 に出力する。この心電測定部 5 4 は、上記正面側電極 5 4 1 及び上記背面側電極 5 4 2 の他、図 5 に示すように、正面側電極切替部 5 4 3、背面側電極切替部 5 4 4、基準電極切替部 5 4 5、オペアンプ 5 4 6 及び心電

検出部 5 4 7 を有する。

[0027] 正面側電極切替部 5 4 3 及び背面側電極切替部 5 4 4 は、制御部 9 による制御の下、オペアンプ 5 4 6 の 2 つの入力端子に接続される電極を切り替える。

具体的に、正面側電極切替部 5 4 3 は、当該切替部 5 4 3 に接続されている正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の一方と、オペアンプ 5 4 6 の 2 つの入力端子の一方とを電氣的に接続する。

また、背面側電極切替部 5 4 4 は、当該切替部 5 4 4 に接続されている背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の一方と、オペアンプ 5 4 6 の 2 つの入力端子の他方とを電氣的に接続する。

[0028] 基準電極切替部 5 4 5 は、制御部 9 による制御の下、当該切替部 5 4 5 に接続されている正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 及び背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 のうち、オペアンプ 5 4 6 のグランド端子に接続される電極を切り替える。

このような正面側電極切替部 5 4 3、背面側電極切替部 5 4 4 及び基準電極切替部 5 4 5 による電極切替については、後に詳述する。

[0029] オペアンプ 5 4 6 は、上記のように、2 つの入力端子（反転入力端子及び非反転入力端子）と、1 つのグランド端子と、1 つの出力端子と、を有する。そして、上記のように、オペアンプ 5 4 6 の一方の入力端子には、正面側電極切替部 5 4 3 によって電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の一方が接続され、他方の入力端子には、背面側電極切替部 5 4 4 によって電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の一方が接続される。そして、オペアンプ 5 4 6 のグランド端子には、基準電極切替部 5 4 5 によって、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2, 5 4 2 1, 5 4 2 2 のうち、上記 2 つの入力端子に接続されていない電極が接続される。

このようなオペアンプ 5 4 6 は、各入力端子に接続された電極に入力される信号を増幅して出力端子から出力する。

[0030] 心電検出部 5 4 7 は、オペアンプ 5 4 6 から入力される信号を処理し、当該信号に基づく心電信号を制御部 9 に出力する信号処理部である。具体的に

、心電検出部 5 4 7 は、入力される信号をフィルタリングしてノイズ成分を除去し、得られた心電信信号を制御部 9 に出力する。

[0031]     [インピーダンス測定部の構成]

インピーダンス測定部 5 5 は、制御部 9 による制御の下、正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の 1 つと、背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1 つとを用いて、これら電極の間のインピーダンス値を測定する。このインピーダンス測定部 5 5 は、電流供給部 5 5 1、供給電極切替部 5 5 2、検出電極切替部 5 5 3、電圧検出部 5 5 4 及びインピーダンス算出部 5 5 5 を有する。

[0032]     電流供給部 5 5 1 は、図示しない電源及び供給電極切替部 5 5 2 と電氣的に接続され、当該電源から供給される電流を変圧して、供給電極切替部 5 5 2 に供給する。

供給電極切替部 5 5 2 は、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 のそれぞれと接続されている。そして、供給電極切替部 5 5 2 は、制御部 9 による制御の下、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 のいずれかに、電流供給部 5 5 1 から供給された電流を供給する。

検出電極切替部 5 5 3 は、上記電極 5 4 1 1, 5 4 1 2, 5 4 2 1, 5 4 2 2 のそれぞれと接続されている。そして、検出電極切替部 5 5 3 は、制御部 9 による制御の下、これら電極 5 4 1 1, 5 4 1 2, 5 4 2 1, 5 4 2 2 のうち、電圧検出部 5 5 4 に電氣的に接続される電極を切り替える。

これら供給電極切替部 5 5 2 及び検出電極切替部 5 5 3 による電極切替については、後に詳述する。

[0033]     電圧検出部 5 5 4 は、検出電極切替部 5 5 3 を介して入力される電流、すなわち、当該検出電極切替部 5 5 3 によって切り替えられた電極から入力される電流の電圧値を検出する。そして、電圧検出部 5 5 4 は、検出された電圧値をインピーダンス算出部 5 5 5 に出力する。

インピーダンス算出部 5 5 5 は、電流供給部 5 5 1 によって供給された電流の電圧値と、電圧検出部 5 5 4 によって検出された電圧値とに基づいて、

供給電極切替部 552 により選択された電極と、検出電極切替部 553 により選択された電極との間のインピーダンス値（すなわち、生体インピーダンス値）を算出する。この際、インピーダンス算出部 555 は、供給電極切替部 552 によって切替可能な電極と、検出電極切替部 553 によって切替可能な電極との組合せ毎に、インピーダンス値を算出する。そして、インピーダンス算出部 555 は、算出されたインピーダンス値を制御部 9 に出力する。

[0034]      [報知部の構成]

図 3 に戻り、報知部 6 は、制御部 9 による制御の下、各種情報を使用者に報知する。この報知部 6 は、表示部 61、音声出力部 62 及び振動部 63 を有する。

表示部 61 は、液晶等の各種表示パネルを有し、制御部 9 から入力される情報を表示する。例えば、表示部 61 は、上記計測部 5 によって検出されて解析された体動情報や生体情報（脈拍数及び心電）を表示する。更に、表示部 61 は、制御部 9 によって生成された提示情報を表示する。

音声出力部 62 は、スピーカー等の音声出力手段を備えて構成され、制御部 9 から入力される音声信号に応じた音声を出力する。

振動部 63 は、制御部 9 により動作が制御されるモーターを有し、当該モーターの駆動によって発生する振動により、例えば警告を使用者に報知する。

[0035]      [通信部の構成]

通信部 7 は、外部機器と通信可能な通信モジュールを有する。この通信部 7 は、それぞれ検出及び測定された体動情報及び生体情報を当該外部機器に定期的に送信する他、当該外部機器から受信される情報を、制御部 9 に出力する。なお、本実施形態では、通信部 7 は、近距離無線通信方式により外部機器と無線で通信するが、クレードル等の中継装置やケーブルを介して外部機器と通信してもよい。更に、通信部 7 は、ネットワークを介して外部機器と通信してもよい。

[0036]      [記憶部の構成]

記憶部 8 は、フラッシュメモリ等の記憶手段により構成されており、制御情報記憶部 8 1 及び検出情報記憶部 8 2 を有する。

制御情報記憶部 8 1 は、測定装置 1 A の動作に必要な各種プログラム及びデータ等の制御情報を記憶している。このようなプログラムとして、測定装置 1 A を制御する制御プログラムや、後述する心電測定処理を実行させる心電測定プログラムが記憶されている。

検出情報記憶部 8 2 は、上記計測部 5 により検出された体動情報及び生体情報と、制御部 9 による体動情報及び生体情報の解析結果（例えば脈拍数や心電）と、を記憶する。この検出情報記憶部 8 2 は、これらの情報を順次記憶し、記憶容量が不足すると、最も先に記憶した情報を新たに取得した情報で上書きする構成とされている。

[0037]      [制御部の構成]

図 6 は、制御部 9 の構成を示すブロック図である。

制御部 9 は、処理回路を有し、自律的に、或いは、上記操作部 4 から入力される操作信号に応じて、測定装置 1 A の動作を制御する。この制御部 9 は、例えば、上記計測部 5 を制御して、体動情報及び生体情報を検出させる。この際、制御部 9 は、心電測定部 5 4 により使用者の心電を検出及び測定する場合には、インピーダンス測定部 5 5 によるインピーダンス値の算出、及び、心電測定部 5 4 による心電の仮測定を実施させる。そして、制御部 9 は、これらに基づいて、上記正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の 1 つと、上記背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1 つとを使用電極に設定し、更に、当該使用電極に設定されなかった電極のうちの 1 つを基準電極に設定した上で、これら使用電極及び基準電極を用いた心電の測定（本測定）を心電測定部 5 4 に実施させる。

このような制御部 9 は、上記処理回路が制御情報記憶部 8 1 に記憶されたプログラムを実行することで実現される機能部として、図 4 に示すように、計時部 9 1、報知制御部 9 2、通信制御部 9 3、検出制御部 9 4、解析部 9

5、異常判定部 9 6 及び電極設定部 9 7 を有する。

[0038] [計時部、報知制御部及び通信制御部の構成]

計時部 9 1 は、現在日時を計時する。

報知制御部 9 2 は、報知部 6 の動作を制御する。例えば、報知制御部 9 2 は、測定装置 1 A の動作状態、及び、計測部 5 による検出結果等を示す表示や音声を含む提示情報を報知部 6 に報知させる。また、報知制御部 9 2 は、必要に応じて振動部 6 3 のモーターを駆動させ、当該モーターの駆動によって発生する振動により、所定の情報を報知させる。

通信制御部 9 3 は、上記通信部 7 の動作を制御する。

[0039] [検出制御部の構成]

検出制御部 9 4 は、上記計測部 5 の動作を制御する。例えば、検出制御部 9 4 は、使用者の体動を体動情報検出部 5 1 に検出させる他、使用者の脈波を脈波検出部 5 3 に検出させる。そして、検出制御部 9 4 は、これら体動を示す加速度信号及び脈波を示す脈波信号を、上記現在日時とともに上記検出情報記憶部 8 2 に記憶させる。

また、検出制御部 9 4 は、後述する電極設定部 9 7 による指示の下、インピーダンス測定部 5 5 によって上記生体インピーダンス値を測定させる他、心電測定部 5 4 によって心電の仮測定を実施させる。そして、検出制御部 9 4 は、当該電極設定部 9 7 によって設定された使用電極及び基準電極を用いた心電の測定（本測定）を心電測定部 5 4 に実施させ、測定された心電を示す心電信号を、上記現在日時とともに検出情報記憶部 8 2 に記憶させる。なお、検出制御部 9 4 は、脈波信号に基づいて算出された脈拍数を、生体情報として、現在日時とともに検出情報記憶部 8 2 に記憶させてもよい。

[0040] [解析部の構成]

解析部 9 5 は、体動情報検出部 5 1 及び生体情報検出部 5 2 から入力される体動情報及び生体情報を解析する。

具体的に、解析部 9 5 は、脈波検出部 5 3 から入力される脈波信号、及び、体動情報検出部 5 1 から入力される加速度信号に基づいて、使用者の脈拍

数を算出する。例えば、解析部 95 は、脈波信号から加速度信号に基づく体動ノイズ成分を除去して、拍動信号を得る。そして、解析部 95 は、当該拍動信号に対して F F T（高速フーリエ変換：Fast Fourier Transform）等の周波数解析を行い、得られた解析結果（パワースペクトル）から脈拍の周波数を抽出し、当該脈拍の周波数に基づいて脈拍数を算出する。なお、解析部 95 は、このような脈拍数の算出に限らず、他の手法により脈拍数を算出してもよい。

[0041] また、解析部 95 は、上記周波数解析の解析結果に基づいて、フレーム毎に R R 間隔（脈波信号に含まれる一番鋭いピークである R 波と、1 つ前の R 波との時間差）の時間変化を示す R R 波形信号を生成する。更に、解析部 95 は、R R 間隔の心拍変動係数 C V R R を算出し、当該心拍変動係数 C V R R の時間変化を示す変動係数波形信号を生成する。

[0042] 更に、解析部 95 は、上記加速度信号に基づいて、使用者の歩調（ピッチ）を算出する。例えば、解析部 95 は、加速度信号に上記と同様の周波数解析を行い、得られる解析結果から体動の周波数を抽出し、当該体動の周波数に基づいて歩調を算出する。

加えて、解析部 95 は、心電測定部 54 から入力される心電信号を解析する。

そして、解析部 95 は、算出された脈拍数及び歩調、並びに、心電の解析結果を、上記検出情報記憶部 82 に記憶させる。

[0043] [異常判定部の構成]

異常判定部 96 は、解析部 95 によって生成された R R 波形信号及び変動係数波形信号や、算出された脈拍数から、不整脈に分類される異常が使用者に発生したか否かを判定する。このような不整脈として、心房細動、期外収縮、頻脈及び徐脈が挙げられる。

[0044] 心房細動は、心房の拍動数が 1 分間で 300 回以上になり、心臓が速く不規則に拍動する状態となり、ひいては、血液が心臓内に停滞してしまう状態を指す。この心房細動が発生した場合、上記 R R 波形信号の振幅が大きくな

る他、上記心拍変動係数C V R Rが大きく変化する。このため、これらに基づいて、異常判定部96は、心房細動が発生したか否かを判定する。しかしながら、これに限らず、異常判定部96は、他の方法によって心房細動が発生したか否かを判定してもよい。例えば、異常判定部96は、過去の心房細動の発生時の脈波信号の波形と、上記脈波信号の波形とのマッチングを行い、略同一と判定した場合に、心房細動が発生したと判定してもよい。

[0045] 期外収縮は、異常な刺激によって心臓が本来の周期を外れて早く収縮する状態を指す。この期外収縮が発生した場合、脈波信号には正常洞調律の波形とは異なる波形が含まれることとなる。このため、異常判定部96は、期外収縮の発生時の波形と、取得された脈波信号の波形とのマッチングを行い、略同一と判定した場合に、期外収縮が発生したと判定する。なお、当該期外収縮の発生時の波形は、平均的な波形でもよく、使用者において過去に発生した期外収縮の波形でもよい。

[0046] 頻脈は、脈が異常に速くなる状態を指し、徐脈は、異常に遅くなる状態を指す。例えば、安静時心拍数が60～70bpmである一般成人の脈が、運動時以外で100bpmを超える状態となった場合には頻脈が疑われ、50bpm以下の状態となった場合には徐脈が疑われる。

これらのうち、頻脈が発生した場合には、上記RR間隔が通常時より短い状態が継続し、徐脈が発生した場合には、上記RR間隔が通常時より長い状態が継続する。このため、異常判定部96は、RR間隔が使用者に応じて設定された頻脈の閾値を超えている状態が所定時間継続する場合に頻脈が発生したと判定し、また、RR間隔が使用者に応じて設定された徐脈の閾値（頻脈の閾値より低い閾値）未満である状態が所定時間継続する場合に徐脈が発生したと判定する。

[0047] このような異常判定部96によって、不整脈に分類される異常が使用者に発生したと判定されると、上記報知制御部92が、使用者に心電の測定を促す提示情報を報知部6に報知させる。例えば、報知制御部92は、心電の測定を促すメッセージを表示部61に表示させる。この他、例えば、報知制御

部 9 2 は、音声出力部 6 2 に所定の音声（例えば警告音）を出力させたり、振動部 6 3 に上記振動を発生させたりする。

[0048]     〔電極設定部の構成〕

電極設定部 9 7 は、使用者の心電を測定する際に機能する。この電極設定部 9 7 は、インピーダンス測定部 5 5 によって測定されたインピーダンス値、及び、心電測定部 5 4 による仮測定結果の心電波形に基づいて、上記正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 及び背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 から、使用者の心電の測定（本測定）に使用する 2 つの使用電極及び基準電極（グランド電極）を選択及び設定する。

[0049]     具体的に、電極設定部 9 7 は、使用者の心電を測定させる操作信号が操作部 4 から入力されると、検出制御部 9 4 を介してインピーダンス測定部 5 5 に、上記電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 と電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 との間のインピーダンス値を測定させる。

この際、電極設定部 9 7 は、供給電極切替部 5 5 2 により、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の一方と電流供給部 5 5 1 とを接続させる。また、電極設定部 9 7 は、検出電極切替部 5 5 3 により、供給電極切替部 5 5 2 により電流供給部 5 5 1 と接続された電極の他、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の一方と電圧検出部 5 5 4 とを接続させる。

[0050]     これにより、図 5 に示すように、電流供給部 5 5 1 から供給電極切替部 5 5 2 を介して電極 5 4 1 1 に出力され、使用者の体内を導通して、電極 5 4 2 1 から検出電極切替部 5 5 3 を介して電圧検出部 5 5 4 に入力される電流の第 1 経路が形成される。また、当該電極 5 4 1 1 に出力され、使用者の体内を導通して、電極 5 4 2 2 から検出電極切替部 5 5 3 を介して電圧検出部 5 5 4 に入力される電流の第 2 経路が形成される。

更に、電流供給部 5 5 1 から供給電極切替部 5 5 2 を介して電極 5 4 1 2 に出力され、使用者の体内を導通して、電極 5 4 2 1 から検出電極切替部 5 5 3 を介して電圧検出部 5 5 4 に入力される電流の第 3 経路が形成される。また、当該電極 5 4 1 2 に出力され、使用者の体内を導通して、電極 5 4 2

2から検出電極切替部553を介して電圧検出部554に入力される電流の第4経路が形成される。

[0051] そして、インピーダンス算出部555により、電流供給部551が出力した電流の電圧値と、第1経路を導通した電流の電圧値とに基づいて、当該第1経路におけるインピーダンス値、すなわち、電極5411と電極5421との間の人体の生体インピーダンス値が算出される。また、同様に、第2経路、第3経路及び第4経路における生体インピーダンス値、すなわち、電極5411と電極5422との間、電極5412と電極5421との間、及び、電極5412と電極5422との間のそれぞれの生体インピーダンス値が算出される。

このようにして算出された各インピーダンス値は、電極設定部97により取得される。

[0052] 次に、電極設定部97は、正面側電極541の電極5411、5412及び背面側電極542の電極5421、5422から、2つの仮使用電極及び1つの仮基準電極を選択及び設定し、検出制御部94を介して心電測定部54に心電の仮測定を実施させる。

具体的に、電極設定部97は、心電測定部54の正面側電極切替部543により、電極5411、5412の一方を仮使用電極に設定し、背面側電極切替部544により、電極5421、5422の一方を仮使用電極に設定する。更に、電極設定部97は、基準電極切替部545により、各電極5411、5412、5421、5422のうち、各切替部543、544によって仮使用電極に設定されなかった電極の1つを仮基準電極に設定する。

[0053] このような仮使用電極と仮基準電極との組合せとしては、以下の8つの組合せがある。

第1の組合せは、電極5411及び電極5421が仮使用電極に設定され、かつ、電極5412が仮基準電極に設定される組合せである。

第2の組合せは、電極5411及び電極5421が仮使用電極に設定され、かつ、電極5422が仮基準電極に設定される組合せである。

第3の組合せは、電極5411及び電極5422が仮使用電極に設定され、かつ、電極5412が仮基準電極に設定される組合せである。

第4の組合せは、電極5411及び電極5422が仮使用電極に設定され、かつ、電極5421が仮基準電極に設定される組合せである。

第5の組合せは、電極5412及び電極5421が仮使用電極に設定され、かつ、電極5411が仮基準電極に設定される組合せである。

第6の組合せは、電極5412及び電極5421が仮使用電極に設定され、かつ、電極5422が仮基準電極に設定される組合せである。

第7の組合せは、電極5412及び電極5422が仮使用電極に設定され、かつ、電極5411が仮基準電極に設定される組合せである。

第8の組合せは、電極5412及び電極5422が仮使用電極に設定され、かつ、電極5421が仮基準電極に設定される組合せである。

そして、電極設定部97は、これら組合せのそれぞれにて、検出制御部94による制御の下、心電測定部54に心電の仮測定を実施させる。

[0054] 図7は、測定された脈波及び心電のそれぞれの波形の一例を示す図である。

ここで、例えば商用電源からの電磁誘導ノイズ等の影響を受けると、検出される心電にノイズが含まれ、当該心電の波形が乱れる。また、グラウンドが良くないと、図7に示す心電波形の基線（矢印Aの部位）に乱れや揺らぎが生じる。このような場合には、心電波形を正確に測定及び記録しづらい。

これに対し、電極設定部97は、上記第1～第8の組合せのうち、仮使用電極間の生体インピーダンス値が低く、かつ、検出された心電波形（特に心電波形における基線）に乱れや揺らぎ、並びに、ノイズが小さい組合せの仮使用電極及び仮基準電極を、心電の本測定に用いられる使用電極及び基準電極に設定する。

このようにして2つの使用電極及び1つの基準電極の組合せが設定されると、上記検出制御部94が、これら電極を用いた心電の本測定を心電測定部54に実施させ、当該心電測定部54から入力される心電信号を、検出情報

記憶部 8 2 に記憶させる。

[0055]     [心電測定処理]

図 8 は、心電測定処理を示すフローチャートである。

測定装置 1 A では、上記のように、例えば心電の測定を促す上記提示情報が提示される等して、心電を測定させる入力操作が使用者により行われ、当該入力操作に応じた操作信号が操作部 4 から制御部 9 に入力されると、当該制御部 9 は、上記心電測定プログラムを読み出して、以下に示す心電測定処理を実行する。

この心電測定処理では、図 8 に示すように、まず、電極設定部 9 7 が、検出制御部 9 4 を介してインピーダンス測定部 5 5 に、上記第 1 ～第 4 経路のインピーダンス値を測定させる（ステップ S 1）。

この後、電極設定部 9 7 は、検出制御部 9 4 を介して心電測定部 5 4 に、上記第 1 ～第 8 の組合せ毎に、使用者の心電の仮測定を実施させる（ステップ S 2）。

なお、これらステップ S 1，S 2 の実行順は、逆でもよい。

[0056]     次に、電極設定部 9 7 は、上記ステップ S 1 にて測定された各経路の生体インピーダンス値と、上記ステップ S 2 にて仮測定された各組合せでの心電波形とに基づいて、電極 5 4 1 1，5 4 1 2 の 1 つと、電極 5 4 2 1，5 4 1 1 の 1 つとを使用電極に設定するとともに、これら使用電極に設定されなかった電極のうちの 1 つを基準電極に設定する（ステップ S 3）。

そして、検出制御部 9 4 が、設定された 2 つの使用電極及び 1 つの基準電極を用いて、使用者の心電を心電測定部 5 4 に測定（本測定）させ、当該心電測定部 5 4 から入力される心電信号を検出情報記憶部 8 2 に記憶させる（ステップ S 4）。

このような心電の本測定は、所定時間行われ、当該所定時間が経過すると、報知制御部 9 2 により、心電の測定が終了した旨の提示情報が報知部 6 により報知された後、心電測定処理は終了される。

[0057]     図 9 は、測定装置 1 A を左腕 L A の手首（左手首）L W に装着した使用者

の右手RHの人差し指RH2及び中指RH3が電極5411, 5412に触れている状態を示す模式図である。

使用者が測定装置1Aを左手首LWに装着した場合には、上記背面側電極542の電極5421, 5422は、当該左手首LWの肌に接触する。この装着状態では、図9に示すように、使用者は、例えば右手RHにて正面側電極541の電極5411, 5412の少なくともいずれかと接触可能である。

このような装着状態において、使用者が、右手RHを電極5411, 5412のそれぞれに添えた場合には、電極設定部97は、上記のように、上記第1～第4経路の生体インピーダンスの測定結果と、上記第1～第8の組合せでの心電の仮測定結果とに基づいて、2つの使用電極及び1つの基準電極を設定する。

[0058] 一方、電極5411, 5412の一方のみと右手RHとが接触している場合には、他方の電極と、背面側電極542の電極5421, 5422のいずれかと、を電流が導通する経路のインピーダンスは変化しない。

例えば、上記装着状態において、電極5411に右手RHが接触している場合には、上記第1経路及び第2経路のインピーダンス値は、使用者が電極5411に触れていない場合のインピーダンス値に比べて低下する。しかしながら、この場合、上記第3経路及び第4経路のインピーダンス値は、使用者が電極5412に触れていない場合のインピーダンス値に比べて変化しない。

このため、電極設定部97は、第1～第4経路のインピーダンス値の変化に基づいて、電極5411, 5412のうち、使用者が触れている電極、及び、使用者が触れていない電極を把握できる。

[0059] そして、正面側電極のうち、使用者が触れていない電極が存在する場合には、電極設定部97は、上記第1～第8の組合せから、当該電極が上記仮使用電極に設定されていない組合せでの心電の仮測定を実施させる。

例えば、電極5412が使用者に触れていないと判断される場合には、電

極設定部 97 は、上記第 1 ～ 第 8 の組合せのうち第 1 ～ 第 4 の組合せにて、心電の仮測定を心電測定部 54 に実施させる。

これにより、心電の仮測定の時間を短縮でき、ひいては、心電の測定終了までの時間を短縮できる。

[0060]      [正面側電極の配置]

測定装置 1A が左手首 LW に装着された状態では、図 9 に示したように、使用者は、電極 5411, 5412 と右手 RH にて触れると考えられる。この場合、使用者は、例えば正面 211 を覆うように右手 RH の手のひらを添えることにより、電極 5411, 5412 と人体との電気的な接触を試みる場合が考えられる。この他、使用者は、電極 5411, 5412 に右手 RH の親指 RH1、人差し指 RH2、中指 RH3、薬指 RH4 及び小指 RH5 のうちの 2 本の指を添えることにより、当該各電極 5411, 5412 と人体との電気的な接触を試みる場合が考えられる。これらのいずれの場合でも、使用者にとっての上側から見て、当該使用者の右手 RH は、左腕 LA に対して所定の交差角（例えば  $50^\circ$ ）で交差するように配置される。

[0061]      このような右手 RH の配置状態において、電極 5411, 5412 は、当該右手 RH の指 RH1 ～ RH5 を添えやすい位置に配置されている。

なお、以下の説明において、本体部 21A の正面 211 と正対する位置から見て、当該正面 211 の中央 C1 を通り、かつ、当該本体部 21A からのバンド 28 の延出方向を Y 方向とし、当該 Y 方向に直交し、かつ、左から右に向かう方向を X 方向とする。換言すると、Y 方向は、表示部 61 の表示面の法線方向と直交し、かつ、本体部 21A からバンド 28 が延出する方向に沿う方向であり、X 方向は、当該法線方向及び Y 方向と直交する方向である。

[0062]      正面側電極 541 の電極 5411, 5412 のうち、電極 5411 は、図 1 に示したように、正面 211 に正対する位置から見て、主に左下に配置され、電極 5412 は、主に右上に配置されている。

これら電極 5411, 5412 の分断位置 DP1, DP2 は、上記 X 方向

及びY方向に対して所定の交差角（例えば $45^{\circ}$ ）で交差して、正面211の中央C1と左上及び右下とを通る直線L1上に位置している。すなわち、本体部21Aに配置された略円形状の表示部61をアナログ時計の文字盤として見た場合に、当該分断位置DP1、DP2は、時計が4時半を示す方向、及び、10時半を示す方向に位置している。

[0063] ここで、上記電極5411、5412の分断位置が、中央C1を通り、かつ、Y方向と平行な直線上に位置し、電極5411、5412が、正面211に正対する位置から見て左側及び右側に位置していると仮定する。すなわち、電極5411、5412の分断位置が、0時方向及び6時方向に位置していると仮定する。この場合、例えば右手RHの人差し指RH2及び中指RH3を各電極5411、5412に触れさせようとする、左腕LAに対して右手RHを略直交させる必要がある。このように右手RHを配置する姿勢は、人体にとって取りづらい姿勢である。このため、このような電極5411、5412の配置では、使用者が当該電極5411、5412のそれぞれに対して独立して指を添わせることが難しい。

[0064] これに対し、本実施形態では、電極5411、5412が、上記直線L1上の分断位置DP1、DP2にて分断されていることにより、これら電極5411、5412のそれぞれに対して独立して指RH1～RH5を添わせやすくすることができる。従って、正面側電極541に接触させやすくすることができるので、上記心電測定処理によってそれぞれ適切な使用電極及び基準電極を選択でき、ひいては、心電を適切に測定できる。

[0065] [第1実施形態の効果]

以上説明した本実施形態に係る測定装置1Aによれば、以下の効果がある。

電極設定部97により、正面側電極541を構成する電極5411、5412の1つと、背面側電極542を構成する電極5421、5422の1つとが使用電極に設定される他、当該使用電極に設定されなかった電極の1つが基準電極に設定される。これによれば、心電の測定に適した使用電極を設

定できるだけでなく、適切な電極を基準電極に設定できる。従って、心電検出部 5 4 7 が、これら使用電極及び基準電極を用いて使用者の心電を検出することにより、心電の検出精度を向上させることができ、心電を精度よく検出及び測定できる。

[0066] 基準電極は、使用者に接触可能な正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の 1 つと、測定装置 1 A の装着時に使用者に接触する背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1 つとの間のインピーダンス値に基づいて設定される。これによれば、上記第 1 ～第 4 経路において検出されるインピーダンス値（生体インピーダンス値）に基づいて基準電極を設定できるので、適切な基準電極を設定できる。従って、心電の検出精度を一層向上させることができ、心電を一層精度よく検出及び測定できる。

[0067] ここで、適切な基準電極が選択されていない場合だけでなく、例えば電磁誘導ノイズ等の影響を受けた場合も、心電波形（特に基線）に乱れが生じる。

これに対し、電極設定部 9 7 は、仮使用電極及び仮基準電極の組合せのそれぞれにて検出される心電信号の波形、及び、当該心電信号に含まれるノイズに基づいて、心電の本測定に用いられる使用電極及び基準電極を設定する。これによれば、実際に検出される心電に基づいて、適切な使用電極及び基準電極を選択及び設定できる。従って、心電の検出精度を一層向上させることができ、心電を一層精度よく測定できる。

[0068] 背面 2 1 2 は、測定装置 1 A が使用者に装着された際の本体部 2 1 A における装着部位（例えば左手首 L W）側の面であることから、背面側電極 5 4 2 の各電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 を、使用者の人体に確実に接触させることができる。また、正面側電極 5 4 1 が配置される正面 2 1 1 が、背面 2 1 2 とは反対側の面であることから、手を添える等して、当該正面側電極 5 4 1 の各電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 に使用者の人体（例えば右手 R H）を接触させやすくすることができる。従って、使用者の心電の検出及び測定を簡易に実施できる他、正面側電極 5 4 1 と背面側電極 5 4 2 との間の導通経路を長くす

ることができ、心電の検出精度を向上させることができる。

[0069] 正面側電極 5 4 1 の各電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、正面 2 1 1 に配置された表示部 6 1 を囲む電極配置部 2 3 に配置されているので、表示部 6 1 の配置を制限することなく、複数の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 を配置できる。また、このような配置により、各電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 を、電極配置部 2 3 に沿う円弧状に形成し、正面 2 1 1 における左下及び右上の部位にそれぞれ分断して配置できるので、当該各電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 を電氣的に独立して使用者に触れさせることができる。更に、表示部 6 1 により、検出された心電等の生体情報を使用者に提示することも可能となる。

[0070] 正面側電極 5 4 1 が有する電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、上記 X 方向及び上記 Y 方向に略 45° で交差する直線 L 1 上の分断位置 D P 1, D P 2 にて分断され、当該電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、正面 2 1 1 における左下及び右上の部位にそれぞれ配置されている。すなわち、各電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、表示部 6 1 をアナログ時計の文字盤として見た場合に、時針が 4 時半を示す位置、及び、10 時半を示す位置にて分断されている。これによれば、例えば、測定装置 1 A を左手首 L W に装着した場合に、右手 R H の指 R H 1 ~ R H 5 を、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 のそれぞれに独立して接触させやすくすることができる。従って、心電の検出及び測定を実施しやすくすることができる。

[0071] 測定装置 1 A は、心電測定部 5 4 及びインピーダンス測定部 5 5 の他、使用者の脈波を検出する脈波検出部 5 3 を備える。これによれば、検出される使用者の生体情報を増やすことができるので、測定装置 1 A の汎用性及び利便性を向上させることができる。

[0072] [第 1 実施形態の変形]

上記測定装置 1 A では、筐体 2 A は、腕時計型に構成され、当該筐体 2 A を構成する本体部 2 1 A は、略円形状に形成されていた。しかしながら、これに限らず、本体部は、略矩形状に形成されていてもよい。

[0073] 図 10 は、測定装置 1 A の変形である生体情報測定装置 1 B を示す正面図

である。

例えば、生体情報測定装置 1 B は、図 10 に示すように、筐体 2 A に代えて筐体 2 B を有する他は、測定装置 1 A と同様の構成及び機能を有する。また、筐体 2 B は、本体部 2 1 A に代えて本体部 2 1 B を有する他は、上記筐体 2 A と同様の構成を有する。

本体部 2 1 B は、当該本体部 2 1 B からバンド 2 8, 2 9 が延出する方向（上記 Y 方向）が長手方向となる略矩形状に形成されている。この本体部 2 1 B における正面 2 1 1 の略中央には、略矩形の表示部 6 1 が配置されている。なお、測定装置 1 B においては、本体部 2 1 B とバンド 2 8, 2 9 とが一体化された筐体 2 B が採用されている。

[0074] このような本体部 2 1 B を有する測定装置 1 B において、正面側電極 5 4 1 の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、使用者に装着された測定装置 1 B の正面 2 1 1 に正対する位置から見て、当該正面 2 1 1 における左下及び右上の位置に、それぞれ絶縁されて配置されている。換言すると、電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 は、正面 2 1 1 において表示部 6 1 を挟んで互いに反対側の位置（上記 Y 方向の一端側及び他端側の位置）に配置されている。

このような電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 の配置によっても、使用者の左手首 L W に装着された測定装置 1 B の電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 に、右手 R H（特に指 R H 1 ~ R H 5）を添えやすくすることができる。

以上説明した測定装置 1 Bによっても、上記測定装置 1 Aと同様の効果を奏することができる。

[0075] [第 2 実施形態]

次に、本発明の第 2 実施形態について説明する。

本実施形態に係る生体情報測定装置は、上記生体情報測定装置 1 A, 1 B と同様の構成を有するが、正面側電極が有する電極の数が異なる点で、当該生体情報測定装置 1 A, 1 B と相違する。なお、以下の説明では、既に説明した部分と同一又は略同一である部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

[0076] 図 1 1 は、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 C を示す正面図である。

本実施形態に係る生体情報測定装置 1 C は、図 1 1 に示すように、正面側電極 5 4 1 が 4 つの電極 5 4 1 A, 5 4 1 B, 5 4 1 C, 5 4 1 D を有する他は、上記測定装置 1 A と同様の構成及び機能を有する。

電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D は、上記電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 と同様に、本体部 2 1 A の正面 2 1 1 に配置されている。詳述すると、電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D は、表示部 6 1 の周囲に形成された電極配置部 2 3 に、それぞれ電氣的に独立して配置されている。

[0077] 詳述すると、電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D は、4 つの分断位置 D P A ~ D P D により分断され、それぞれ絶縁されている。これら分断位置 D P A ~ D P D のうち、分断位置 D P B, D P D は、上記直線 L 1 上に位置する。また、分断位置 D P A, D P C は、正面 2 1 1 に正対する位置から見て直線 L 1 に直交する直線 L 2 (X 方向及び Y 方向のそれぞれに略 4 5° の交差角で交差して、正面 2 1 1 の中央 C 1 と左下及び右上を通る直線 L 2) 上に位置している。すなわち、表示部 6 1 をアナログ時計の文字盤として見た場合に、当該分断位置 D P A ~ D P D は、それぞれ時計針が 1 時半、4 時半、7 時半及び 1 0 時半を示す方向にそれぞれ位置している。このため、電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D は、それぞれ、正面 2 1 1 における上側、右側、下側及び左側に位置している。

[0078] このような電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D を有する心電測定部 5 4 では、正面側電極切替部 5 4 3 は、当該電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D と接続され、基準電極切替部 5 4 5 は、これら電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D と、背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 と接続されている。

また、インピーダンス測定部 5 5 の供給電極切替部 5 5 2 は、電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D と接続され、検出電極切替部 5 5 3 は、これら電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D 及び電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 と接続されている。

[0079] また、電極設定部 9 7 は、検出制御部 9 4 を介して、インピーダンス測定部 5 5 に、電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D の 1 つと、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1

つとを結ぶ経路の全てのインピーダンス値を、インピーダンス測定部 5 5 に測定させる。

更に、電極設定部 9 7 は、検出制御部 9 4 を介して、電極 5 4 1 A～5 4 1 D の 1 つと、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1 つとが仮使用電極に設定され、これら仮使用電極に設定されなかった電極の 1 つが仮基準電極に設定される組合せの全てでの心電の仮測定を、心電測定部 5 4 に実施させる。

[0080] この後、電極設定部 9 7 は、上記インピーダンス値の測定結果、及び、心電の仮測定結果に基づいて、電極 5 4 1 A～5 4 1 D の 1 つと、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 の 1 つとを使用電極に設定し、かつ、これら使用電極に設定されなかった電極の 1 つを基準電極に設定する。

そして、検出制御部 9 4 が、設定された 2 つの使用電極及び 1 つの基準電極を用いて、心電測定部 5 4 に使用者の心電を測定させ、得られる心電信号を検出情報記憶部 8 2 に記憶させる。

以上説明した本実施形態に係る測定装置 1 C によれば、上記測定装置 1 A と同様の効果を奏することができる。

[0081] [第 3 実施形態]

次に、本発明の第 3 実施形態について説明する。

本実施形態に係る生体情報測定装置は、上記生体情報測定装置 1 A～1 C と同様の構成を有するが、背面側電極の配置が異なる点で、当該生体情報測定装置 1 A～1 C と相違する。なお、以下の説明では、既に説明した部分と同一又は略同一である部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

[0082] 図 1 2 は、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 D を示す背面図である。また、図 1 3 は、本体部 2 1 B における背面 2 1 2 側の部位、及び、脈波センサー 5 3 1 を構成する透光性部材 5 3 2 を示す断面図である。なお、図 1 3 は、正面 2 1 1 と背面 2 1 2 とを結ぶ方向における断面図である。

本実施形態に係る生体情報測定装置 1 D は、背面 2 1 2 の構成、及び、背面側電極 5 4 2 の配置が異なる他は、上記生体情報測定装置 1 B と同様の構

成を有する。

この測定装置 1 D では、図 1 2 に示すように、筐体 2 B を構成する本体部 2 1 B の背面 2 1 2 には、突出部 2 1 2 1 が形成されている。この突出部 2 1 2 1 は、図 1 3 に示すように、背面 2 1 2 の外縁側から中央 C 2 側に向かって、当該背面 2 1 2 の基準面 2 1 2 A（背面 2 1 2 の隅部を結ぶ平面）からの突出量が大きくなるように、緩やかな凸曲面状に形成されている。すなわち、突出部 2 1 2 1 は、背面 2 1 2 の外縁側の位置より中央 C 2 側の位置の方が基準面 2 1 2 A から突出している。

[0083] 突出部 2 1 2 1 の中央には、図 1 2 及び図 1 3 に示すように、円形状の開口である検出窓 2 1 2 2 が形成されている。この検出窓 2 1 2 2 には、上記脈波検出部 5 3 を構成する透光性部材 5 3 2 が嵌め込まれており、当該透光性部材 5 3 2 は、本体部 2 1 B 内に設けられた脈波センサー 5 3 1 の発光素子及び受光素子（図示省略）を覆う。すなわち、突出部 2 1 2 1 は、検出窓 2 1 2 2 以外の部位から光が脈波センサー 5 3 1 の受光素子に入射されることを防ぐ遮光部としても機能する。

なお、透光性部材 5 3 2 の略中央には、円弧状に膨出した膨出部 5 3 2 1 が形成されており、上記基準面 2 1 2 A を基準とした場合、膨出部 5 3 2 1 の高さ位置は、突出部 2 1 2 1 において最も突出した部位である中央 C 2 側の端部の高さ位置より高い。すなわち、膨出部 5 3 2 1 の頂点は、突出部 2 1 2 1 より基準面 2 1 2 A から離れている。

[0084] このような背面 2 1 2 に配置される背面側電極 5 4 2 のうち、電極 5 4 2 1 は、上記突出部 2 1 2 1 における検出窓 2 1 2 2 側の部位に環状に配置され、電極 5 4 2 2 は、突出部 2 1 2 1 の外側の部位に環状に配置されている。

これらのうち、電極 5 4 2 1 は、突出部 2 1 2 1 において外縁側の位置より中央 C 2 側の位置に配置されている。換言すると、電極 5 4 2 1 は、背面 2 1 2 に対向（正対）する位置から見て、検出窓 2 1 2 2 の端縁との間の寸法 M 1 が突出部 2 1 2 1 の外縁との間の寸法 M 2 より小さくなるように、突

出部 2 1 2 1 に配置されている。この電極 5 4 2 1 の基準面 2 1 2 A からの高さ位置は、上記膨出部 5 3 2 1 の高さ位置よりも高い。詳述すると、電極 5 4 2 1 は、背面 2 1 2 に位置する構成のうち、基準面 2 1 2 A から最も離れた位置に配置されている。

[0085] 以上説明した本実施形態に係る測定装置 1 D によれば、上記測定装置 1 A ～ 1 C と同様の効果を奏することができる他、以下の効果を奏することができる。

背面側電極 5 4 2 の電極 5 4 2 1 が上記突出部 2 1 2 1 に配置されていることにより、測定装置 1 D が上記装着部位に装着されて膨出部 5 3 2 1 が当該装着部位に密着される際に、電極 5 4 2 1 を当該装着部位に密着させることができる。従って、心電を精度よく検出できる。

なお、上記測定装置 1 D では、背面側電極 5 4 2 は、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 を有するとした。しかしながら、背面側電極 5 4 2 は、電極 5 4 2 1 のみを有する構成であってもよく、電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 に加えて他の電極を有する構成としてもよい。更に、背面側電極 5 4 2 を構成する各電極は、環状に限らず、複数の電極に分断されていてもよい。

また、上記測定装置 1 D の構成を、背面側から見て略矩形状の本体部 2 1 B を有する筐体 2 B に代えて、背面側から見て略円形状に形成された本体部 2 1 A を有する筐体 2 A を備える構成とし、当該本体部 2 1 A の背面 2 1 2 に上記構成を適用してもよい。

[0086] [第 4 実施形態]

次に、本発明の第 4 実施形態について説明する。

本実施形態に係る生体情報測定装置は、上記生体情報測定装置 1 A ～ 1 D と同様の構成を有する。ここで、上記測定装置 1 A ～ 1 D では、脈波センサー 5 3 1 を構成する発光素子及び受光素子は、透光性部材 5 3 2 により覆われ、背面側電極 5 4 2 は、筐体 2 A, 2 B に配置されていた。これに対し、本実施形態に係る測定装置では、当該発光素子及び受光素子は、背面 2 1 2 に配設され、背面側電極 5 4 2 は、脈波センサー 5 3 1 に設けられる。この

点で、本実施形態に係る測定装置と、上記測定装置 1 A～1 Dとは相違する。なお、以下の説明では、既に説明した部分と同一又は略同一である部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

[0087] 図 1 4 は、本実施形態に係る生体情報測定装置 1 E を示す背面図である。なお、図 1 4 においては、バンド 2 8, 2 9 の図示を省略している。

本実施形態に係る生体情報測定装置 1 E は、脈波センサー 5 3 1 の構成及び配置と、背面側電極 5 4 2 の構成及び配置が異なる他は、上記測定装置 1 D と同様の構成を有する。

この測定装置 1 E では、図 1 4 に示すように、背面 2 1 2 において突出部 2 1 2 1 の略中央に脈波センサー 5 3 1 が配設されているが、当該脈波センサー 5 3 1 には、透光性部材 5 3 2 は設けられていない。すなわち、測定装置 1 E では、背面 2 1 2 に対向する位置から見て突出部 2 1 2 1 の内側で、かつ、当該突出部 2 1 2 1 に対する正面 2 1 1 側の位置に、脈波センサー 5 3 1 を構成する基板 5 3 7 が配置されている。換言すると、基板 5 3 7 は、背面 2 1 2 (第 2 面) を構成する本体部 2 1 B の部位 (背面部) において人体と接触する接触面とは反対側の面に当接するように配置されている。そして、同じく脈波センサー 5 3 1 をそれぞれ構成し、かつ、当該基板 5 3 7 に配置された発光素子 5 3 3、反射部 5 3 4、受光素子 5 3 5 及び遮光壁 5 3 6 が、背面 2 1 2 に対向する位置から見て上記突出部 2 1 2 1 の配置範囲内にて外部に露出されている。すなわち、本実施形態においては、突出部 2 1 2 1 には、上記円形状の検出窓 2 1 2 2 は配置されておらず、当該突出部 2 1 2 1 において、発光素子 5 3 3、反射部 5 3 4、受光素子 5 3 5 及び遮光壁 5 3 6 が露出する部分が、検出窓ということもできる。

なお、以下の説明では、基板 5 3 7 において上記発光素子 5 3 3 等が実装される実装面 5 3 7 1 の法線に沿う方向のうち、本体部 2 1 B の正面 2 1 1 から背面 2 1 2 に向かう方向を Z 方向とし、当該 Z 方向に直交し、かつ、本体部 2 1 B からのバンド 2 8 の延伸方向 (図 1 4 の図面視で上方向) を Y 方向とし、Y 方向及び Z 方向のそれぞれに直交する方向のうち、左側面 2 1 4

から右側面 2 1 3 に向かう方向（図 1 4 の図面視で左方向）を X 方向として説明する。

[0088] 以下、脈波センサー 5 3 1 について詳述する。

上記制御部 9 と電氣的に接続される基板 5 3 7 は、突出部 2 1 2 1 の内側（Z 方向側から見て突出部 2 1 2 1 の配置範囲内で、当該突出部 2 1 2 1 に対して Z 方向とは反対側の部位）に、当該基板 5 3 7 の実装面 5 3 7 1 が突出部 2 1 2 1 の内面に対向するように配置されている。この実装面 5 3 7 1 には、一对の発光素子 5 3 3、一对の反射部 5 3 4、受光素子 5 3 5 及び遮光壁 5 3 6 が配設されている。

一对の発光素子 5 3 3 は、基板 5 3 7 において X 方向における両端側（右側面 2 1 3 側及び左側面 2 1 4 側）の位置にそれぞれ配置されている。すなわち、各発光素子 5 3 3 は、X 方向に沿って配置されている。

更に、基板 5 3 7 において各発光素子 5 3 3 に対する外側の位置には、各発光素子 5 3 3 から入射される光を上記装着部位に向けて反射させる反射部 5 3 4 が、それぞれ設けられている。換言すると、一对の反射部 5 3 4 は、X 方向において一对の発光素子 5 3 3 を挟むように配置されている。なお、各発光素子 5 3 3 は、上記のように L E D で構成される。

[0089] これら発光素子 5 3 3 によって挟まれる位置で、かつ、基板 5 3 7 の略中央の位置（上記中央 C 2 に応じた位置）には、1 つの受光素子 5 3 5 が配置されている。この受光素子 5 3 5 は、上記のように、フォトダイオードにより構成されている。

受光素子 5 3 5 の周囲には、背面 2 1 2 に対向する位置から見て略矩形状の遮光壁 5 3 6 が、基板 5 3 7 から起立している。この遮光壁 5 3 6 は、各発光素子 5 3 3 から出射された光が、装着部位を介さずに受光素子 5 3 5 に直接入射されることを防ぐものであり、当該遮光壁 5 3 6 における長辺に沿う側壁部 5 3 6 1（Y 方向に沿う側壁部 5 3 6 1）は、各発光素子 5 3 3 と受光素子 5 3 5 との間に位置している。

[0090] 図 1 5 は、測定装置 1 E における背面 2 1 2 側の構成を示す断面図である

。なお、図15は、正面211と背面212とを結ぶ方向における断面図であり、受光素子535の中心を通るXZ平面における断面図である。

このような遮光壁536の基板537からの高さ位置（基板537から最も離れた位置）は、図15に示すように、受光素子535及び発光素子533の高さ位置よりも高い。このように構成することにより、発光素子533からの光が人体を経由せずに、受光素子535へ直接入射されることを抑制できる。

また、受光素子535の高さ位置は、発光素子533の高さ位置より高い。すなわち、基板537の実装面5371を基準とした場合に、受光素子535の高さ位置は、発光素子533の高さ位置より高く、遮光壁536の高さ位置は、受光素子535の高さ位置より高い。このように構成することにより、受光素子535は人体に近い位置に配置されるので、発光素子533から出射されて人体を経由した光を、当該受光素子535により検出しやすくすることができる。

[0091] 一方、上記基準面212Aを基準とした場合、上記突出部2121の高さ位置は、発光素子533の高さ位置より高く、受光素子535の高さ位置より低い。同様に、遮光壁536の高さ位置は、突出部2121の高さ位置より高い。すなわち、背面212において、基準面212Aから最も突出している構成（Z方向側の端部が基準面212Aから最も離れている構成）は、遮光壁536である。なお、基板537の実装面5371を基準面としても同様の配置になっている。このような構成によって、脈波センサー531を安定して人体と接触させることができ、脈波を安定して検出できる。

[0092] そして、本実施形態においては、背面側電極542を構成する電極5421、5422のうち、電極5421は、上記測定装置1Dの場合と同様に突出部2121に配置される。突出部2121上の電極5421の位置については、測定装置1Dと同様である。

一方、電極5422は、遮光壁536において基板537からの突出方向側の端面5362（遮光壁536において基板537及び基準面212Aと

略平行な面)に配置されている。このような構成にすることにより、人体と安定して接触する複数の電極を背面212の表面に配置でき、脈波信号の検出性と心電信信号の検出性とを両立した生体情報測定装置1Eを構成できる。

[0093] なお、上記図15では、発光素子533、反射部534及び受光素子535は、検出窓2122内の空間に露出して配置されていたが、これらを保護するために、透明部材によって覆ってもよい。例えば、図15に示すように発光素子533、反射部534及び受光素子535の周辺の空間をエポキシ樹脂やポリカーボネート樹脂等、受光素子535の感度領域に対応する光を透過する部材で充填してもよい。このようにすることで、脈波センサー531の環境耐性や物理的な強度を確保できる。

また、上記一对の発光素子533は、X方向において受光素子535を挟むように配置されたとしたが、Y方向において受光素子535を挟むように配置されてもよい。すなわち、脈波センサー531の配置を、XY平面において中央C2を中心として上記の配置から90°回転させた配置としてもよく、所定の角度回転させた配置としてもよい。

[0094] 以上説明した本実施形態に係る測定装置1Eによれば、上記測定装置1Dと同様の効果を奏することができる他、以下の効果を奏することができる。

背面側電極542が有する電極5421、5422のうち、電極5421は、背面212において基準面212Aから最も突出する遮光壁536の端面5362に配置されている。これによれば、測定装置1Eが使用者の装着部位に装着された際に、電極5421を当該装着部位に確実に接触させることができる。従って、使用者の心電をより精度よく検出及び測定できる。

なお、上記測定装置1Eでは、背面側電極542は、2つの電極5421、5422を有するとした。しかしながら、背面側電極542は、電極5421、5422のうち、一方のみが設けられる構成であってもよく、更には、上記測定装置1Dにおける電極5422のように、突出部2121の外側に配置される電極を有する構成としてもよい。更に、背面側電極542を構成する各電極は、環状に限らず、複数の電極に分断されていてもよい。

また、上記測定装置 1 E の構成を、背面側から見て略矩形状の本体部 2 1 B を有する筐体 2 B に代えて、背面側から見て略円形状に形成された本体部 2 1 A を有する筐体 2 A を備える構成とし、当該本体部 2 1 A の背面 2 1 2 に上記構成を適用してもよい。

[0095]      [実施形態の変形]

本発明は、上記各実施形態に限定されるものではなく、本発明の目的を達成できる範囲での変形、改良等は本発明に含まれるものである。

上記第 1、第 2 及び第 3 実施形態では、正面側電極 5 4 1 は、2 つの電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 を有し、背面側電極 5 4 2 は、2 つの電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 を有していた。また、上記第 2 実施形態では、正面側電極 5 4 1 は、4 つの電極 5 4 1 A ~ 5 4 1 D を有し、背面側電極 5 4 2 は、2 つの電極 5 4 2 1, 5 4 2 2 を有していた。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、筐体の本体部における第 1 面に配置される第 1 面側電極が少なくとも 1 つの電極により構成され、他の面である第 2 面に配置される第 2 面側電極が少なくとも 1 つの電極により構成され、これら第 1 面側電極及び第 2 面側電極のうち、少なくともいずれかが、複数の電極を有していればよい。例えば、第 1 面側電極である正面側電極が 1 つの電極を有し、第 2 面側電極である背面側電極が 2 つの電極を有していてもよく、また、背面側電極が 3 つ以上の電極を有する構成としてもよい。

[0096]      また、電極が配置される面は、正面 2 1 1 及び背面 2 1 2 に限らず、他の面でもよい。例えば、正面 2 1 1 に配置される電極 5 4 1 1, 5 4 1 2 に代えて、或いは、加えて、右側面 2 1 3 及び左側面 2 1 4 の少なくともいずれかに電極を配置してもよい。この場合、測定装置が左手首 L W に装着された状態で、本体部を挟むように、右側面 2 1 3 及び左側面 2 1 4 に右手 R H の指を添えることによって、これら側面 2 1 3, 2 1 4 に配置された電極と人体との導通を図ることができる。同様に、本体部におけるバンド 2 8, 2 9 側の面の少なくともいずれかに、電極が配置されていてもよい。

[0097]      更に、測定装置の装着時に人体に接触する電極は、本体部に限らず、筐体

2 A, 2 Bを構成するバンド2 8, 2 9の少なくともいずれかに設けられていてもよい。この場合、バンド2 8, 2 9の内側又は外側に、当該バンド2 8, 2 9に沿う信号線（電線）を設けることにより、当該電極と本体部とを接続できる。

[0098] 上記各実施形態では、電極設定部9 7は、測定されたインピーダンス値と、設定された仮使用電極及び仮基準電極を用いた心電の仮測定結果とに基づいて、心電の本測定に使用される使用電極及び基準電極を設定するとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。例えば、基準電極として使用される電極は、予め決定されていてもよい。また、生体インピーダンス値を測定せずに心電の仮測定結果に基づいて、或いは、他の条件に基づいて、使用電極及び基準電極を選択及び設定してもよい。なお、使用電極として使用しない電極から基準電極を選択及び設定すれば、基準電極を予め設ける必要が無い他、当該基準電極をインピーダンス値が低い電極から選択して設定可能となるので、心電の検出精度を一層向上させることができる。

更に、心電の本測定に使用される使用電極及び基準電極の設定の前に行われる心電の仮測定結果は、仮使用電極及び仮基準電極の1つの組合せによるものであってもよい。換言すると、仮使用電極及び仮基準電極の1つの組合せにて検出される使用者の心電に基づいて、上記本測定に使用される使用電極及び基準電極が設定されてもよい。すなわち、仮使用電極及び仮基準電極の全ての組合せにて上記仮測定を行う必要はなく、少なくとも1つの組合せによる仮測定結果に基づいて使用電極及び基準電極が設定されればよい。

[0099] 上記各実施形態では、電極設定部9 7は、仮使用電極及び仮基準電極の組合せのそれぞれにて仮測定された心電の波形等に基づいて、使用電極及び基準電極を選択及び設定した。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、使用電極及び基準電極の設定は、他の条件及び手法に基づいて行われてもよい。例えば、検出される心電信号の信号強度に基づいて、これら使用電極及び基準電極を設定してもよい。また、電極に人体が触れられた際の電極の温度によって、使用電極を設定してもよい。

[0100] 上記各実施形態では、正面側電極 541 の電極 5411, 5412, 541A~541D は、正面 211 に配置された表示部 61 を囲む電極配置部 23 に配置されているとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、これら電極 5411, 5412, 541A~541D は、表示部 61 を囲む位置に配置されていなくてもよく、互いに絶縁された状態で配置されていけばよい。

[0101] 上記第 1 実施形態では、正面側電極 541 の電極 5411, 5412 は、上記直線 L1 上に位置する分断位置 DP1, DP2 (上記 4 時半及び 10 時半の位置の分断位置 DP1, DP2) にて分断され、正面 211 における左下及び右上の位置に配置されているとした。また、上記第 2 実施形態では、正面側電極 541 の電極 541A~541D は、上記直線 L1, L2 上に位置する分断位置 DPA~DPD (上記 1 時半、4 時半、7 時半及び 10 時半の位置の分断位置 DPA~DPD) にて分断され、正面 211 における上側、右側、下側及び左側の位置にそれぞれ配置されているとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、正面側電極 541 を構成する電極の配置は、適宜変更可能である。例えば、各電極は、一方向 (例えば Y 方向又は X 方向) に沿って並列に配置されてもよく、表示部 61 の外側の一部に当該表示部 61 の周方向に沿って配置されてもよい。

[0102] また、電極 5411, 5412, 541A~541D を分断する分断位置 DP1, DP2, DPA~DPD は、上記位置に限らず、他の位置でもよい。例えば、分断位置 DP1, DPB は、正面 211 の中央 C1 に対する 4 時方向から 5 時方向の間に位置していてもよく、分断位置 DP2, DPD は、当該中央 C1 に対する 10 時方向から 11 時方向の間に位置していてもよい。

加えて、各電極は、それぞれ同じ大きさでなくてもよく、上記測定装置 1B での場合と同様に、当該各電極の形状も円弧状に限らず、他の形状でもよい。

[0103] 上記第 1~第 3 実施形態では、背面側電極 542 の電極 5421, 542

2も、中央C2を中心とする同心円状に配設されているとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、当該各電極5421, 5422の配置も適宜変更してよく、例えば、背面212において上記電極5411, 5412と同様に配置されてもよく、上記電極541A～541Dと同様に配置されてもよい。上記第4実施形態にて示した背面側電極542も同様である。

[0104] 上記各実施形態では、生体情報検出部52は、心電測定部54及びインピーダンス測定部55の他、使用者の脈波を検出する脈波検出部53を有するとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、脈波検出部53は無くてもよく、生体情報検出部52が、他の生体情報（例えば、血圧、血糖値、体温及び発汗量）を検出する検出部を更に有する構成としてもよい。また、体動情報検出部51は無くてもよい。

[0105] 上記各実施形態では、正面側電極541を構成する電極5411, 5412, 541A～541Dは、使用者の心電の測定のために利用されたとした。しかしながら、これに限らない。例えば、心電の測定時以外は、上記操作部4を構成するボタンとして利用可能に構成してもよい。

[0106] 上記各実施形態では、筐体2A, 2Bを構成する本体部21A, 21Bは、装着部材としての一对のバンド28, 29により人体に装着されたとした。しかしながら、本発明はこれに限らない。すなわち、測定装置1A～1Cを人体に装着させることが可能であれば、装着部材の構成は問わない。また、上記のように、バンド28, 29は、本体部21A, 21Bと一体化されていてもよい。

[0107] 上記各実施形態では、測定装置1A～1Eは、腕時計型に構成され、使用者の左手首LWに装着可能なウェアラブル機器とした。しかしながら、これに限らず、測定装置の形状は、略直方体形状等、他の形状であってもよい。この場合、バンド28, 29は無くてもよい。また、測定装置1A～1Eの装着部位も左手首LWに限らず、右手首や足首等、他の位置であってもよい。

## 符号の説明

[0108] 1 A, 1 B, 1 C, 1 D, 1 E…生体情報測定装置、2 A, 2 B…筐体、2 1 A, 2 1 B…本体部、2 1 1…正面（第 1 面）、2 1 2…背面（第 2 面）、2 3…電極配置部、2 8, 2 9…バンド（装着部材）、5 2…生体情報検出部、5 3…脈波検出部、5 4 1…正面側電極（第 1 面側電極）、5 4 1 1, 5 4 1 2, 5 4 1 A, 5 4 1 B, 5 4 1 C, 5 4 1 D…電極、5 4 2…背面側電極（第 2 面側電極）、5 4 2 1, 5 4 2 2…電極、5 4 7…心電検出部、6 1…表示部、9…制御部。

## 請求の範囲

### [請求項1]

使用者の生体情報を検出する生体情報検出部と、  
前記生体情報検出部を制御する制御部と、  
前記生体情報検出部及び前記制御部を収納する筐体と、を備え、  
前記生体情報検出部は、  
前記筐体における第1面に配置される第1面側電極と、  
前記筐体における前記第1面とは異なる面である第2面に配置される第2面側電極と、  
前記第1面側電極及び前記第2面側電極を用いて、前記使用者の心電を検出する心電検出部と、を有し、  
前記第1面側電極及び前記第2面側電極のうち少なくとも一方は、複数の電極を有し、  
前記制御部は、前記第1面側電極のうちの1つと、前記第2面側電極のうちの1つとを使用電極に設定し、前記使用電極に設定されなかった電極のうちの1つを基準電極に設定し、前記使用電極により検出される電流に基づいて、前記心電検出部に前記使用者の心電を測定させることを特徴とする生体情報測定装置。

### [請求項2]

請求項1に記載の生体情報測定装置において、  
前記制御部は、前記第1面側電極に出力され、前記第2面側電極に導通する電流の電圧値に基づくインピーダンス値に基づいて、前記基準電極を設定することを特徴とする生体情報測定装置。

### [請求項3]

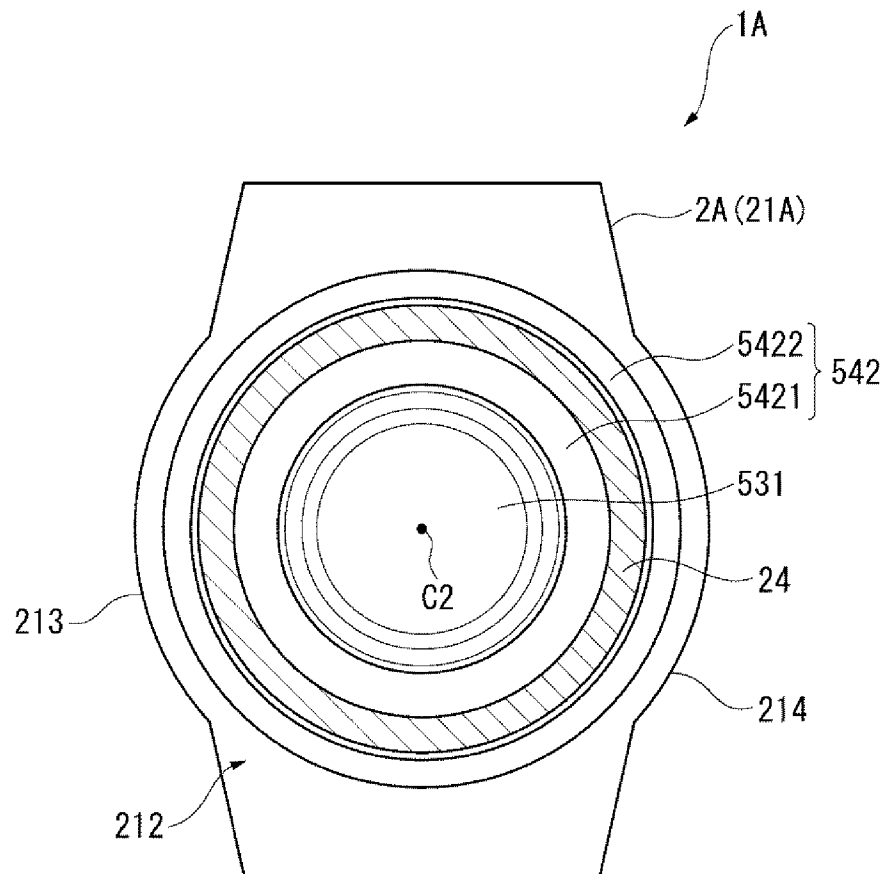
請求項1又は請求項2に記載の生体情報測定装置において、  
前記制御部は、前記第1面側電極のうちの1つと、前記第2面側電極のうちの1つとを仮使用電極とし、前記仮使用電極に設定されなかった電極のうちの1つを仮基準電極とする少なくとも1つの電極の組合せにて検出される前記使用者の心電に基づいて、前記使用者の心電の測定に用いられる前記使用電極及び前記基準電極を設定することを特徴とする生体情報測定装置。

- [請求項4]           請求項1から請求項3のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
- 前記筐体は、
- 本体部と、
- 前記本体部を前記使用者の装着部位に装着させる装着部材と、を有し、
- 前記第2面は、前記装着部材により前記本体部が前記装着部位に装着された際の前記装着部位に接触する面であり、
- 前記第1面は、前記第2面とは反対側の面であることを特徴とする生体情報測定装置。
- [請求項5]           請求項4に記載の生体情報測定装置において、
- 前記本体部における前記第1面に配置される表示部を備え、
- 前記本体部は、前記第1面に配置され、前記表示部を囲む電極配置部を有し、
- 前記第1面側電極は、前記電極配置部に配置されることを特徴とする生体情報測定装置。
- [請求項6]           請求項5に記載の生体情報測定装置において、
- 前記第1面側電極は、複数の電極を有し、
- 前記複数の電極は、前記第1面に正対する位置から見て、4時方向及び5時方向の間の位置と、10時方向及び11時方向の間の位置とで分断されていることを特徴とする生体情報測定装置。
- [請求項7]           請求項1から請求項6のいずれか一項に記載の生体情報測定装置において、
- 前記生体情報検出部は、前記使用者の脈波を検出する脈波検出部を有することを特徴とする生体情報測定装置。

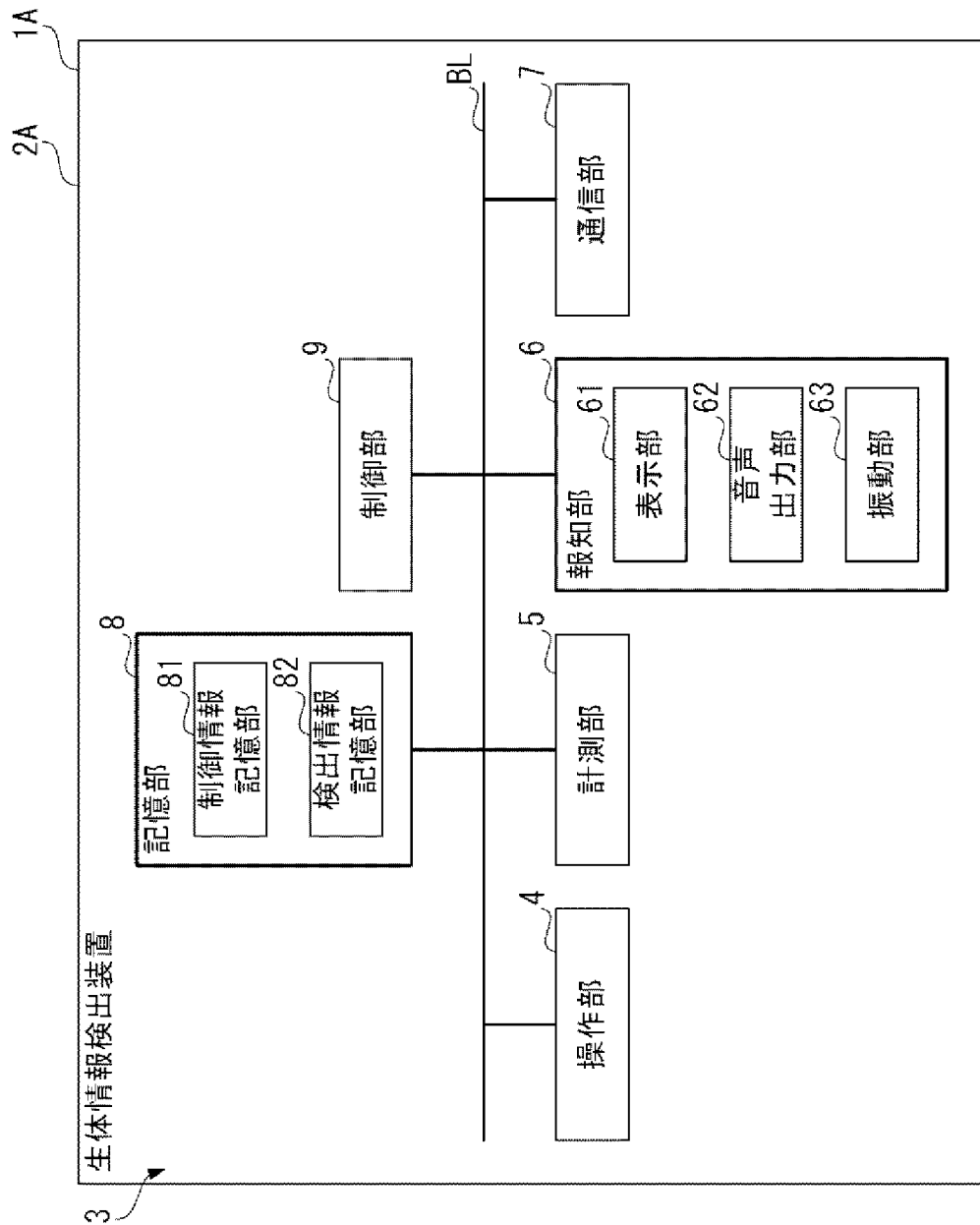
[図1]



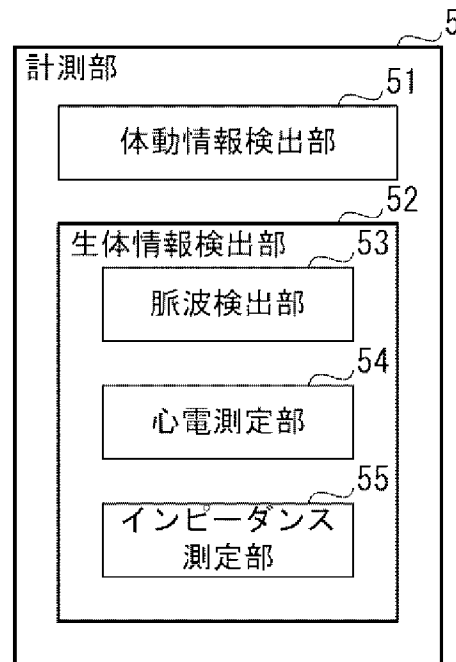
[図2]



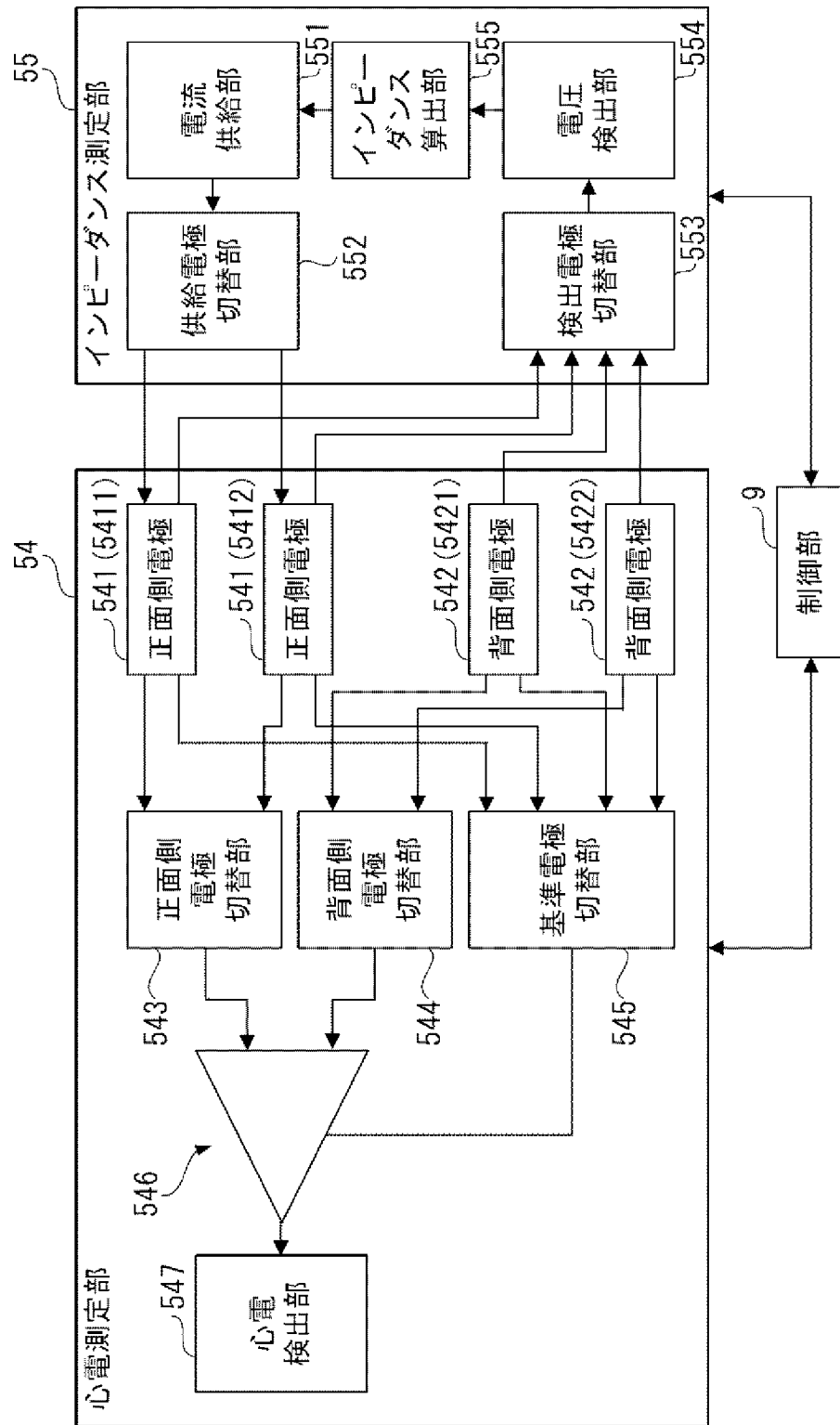
[図3]



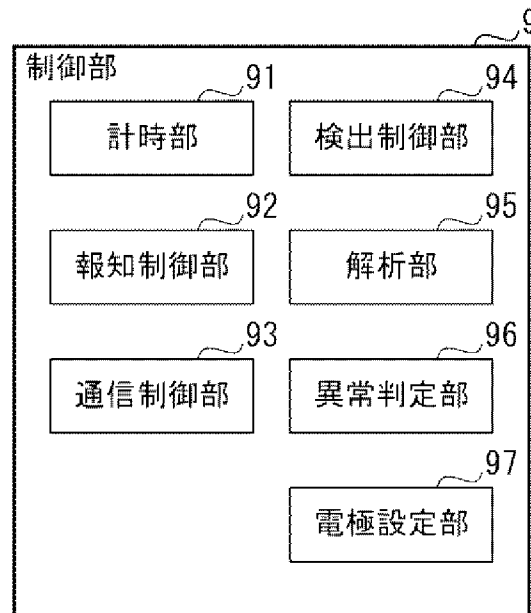
[図4]



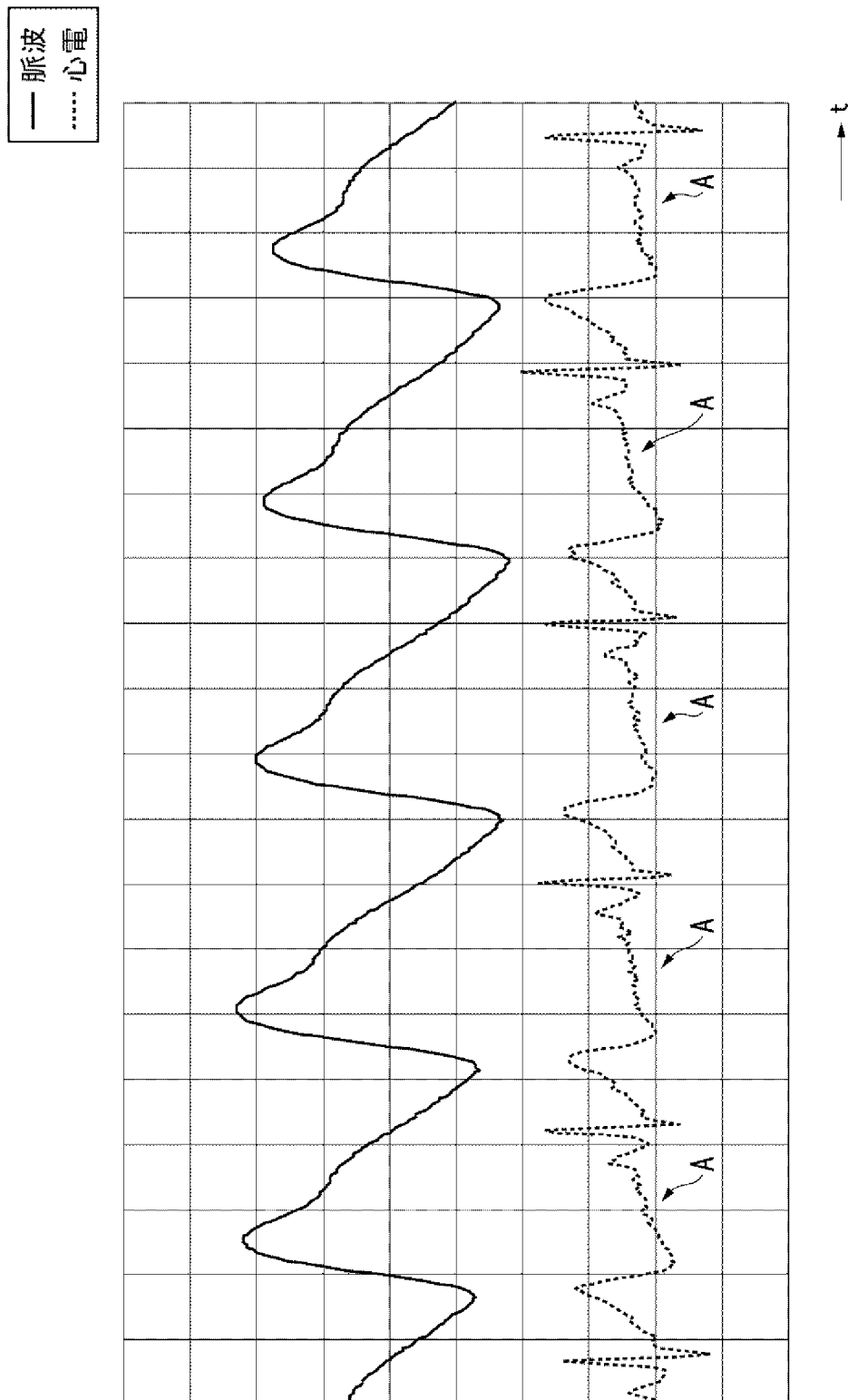
[図5]



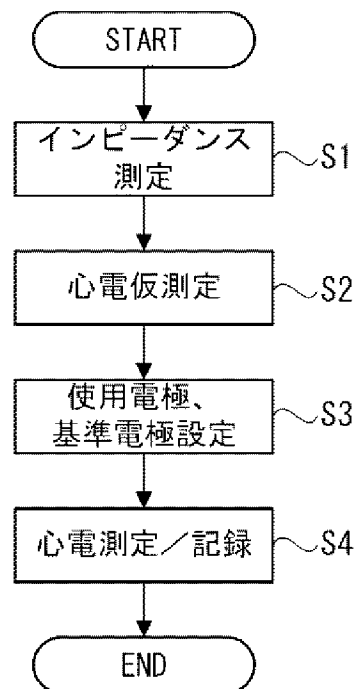
[図6]



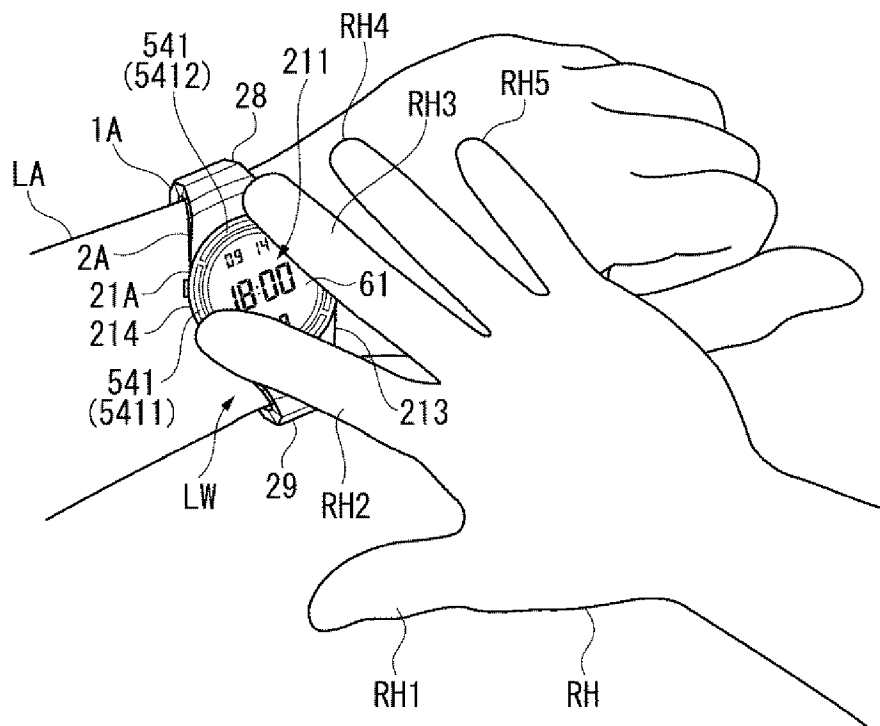
[図7]



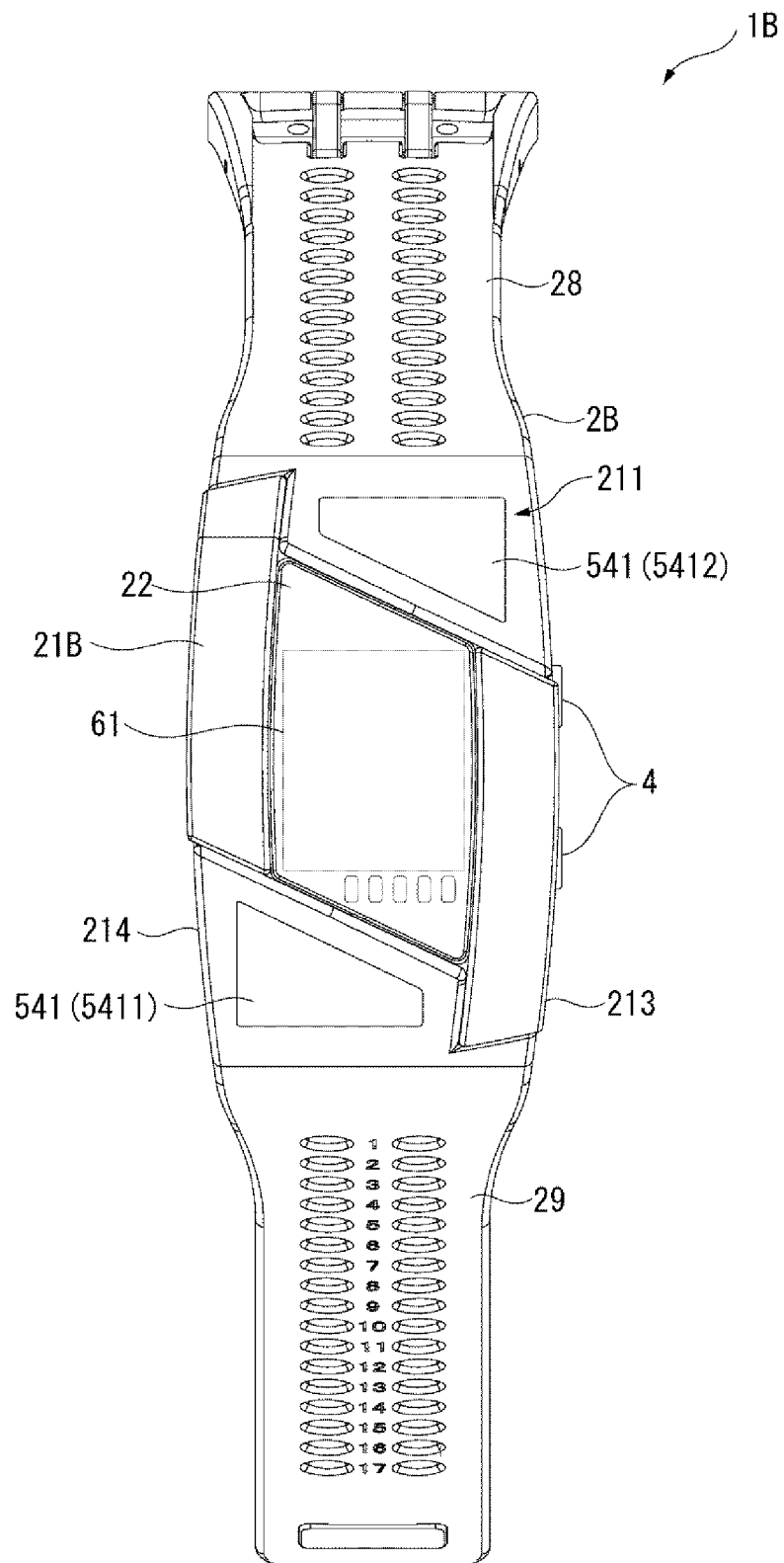
[図8]



[図9]



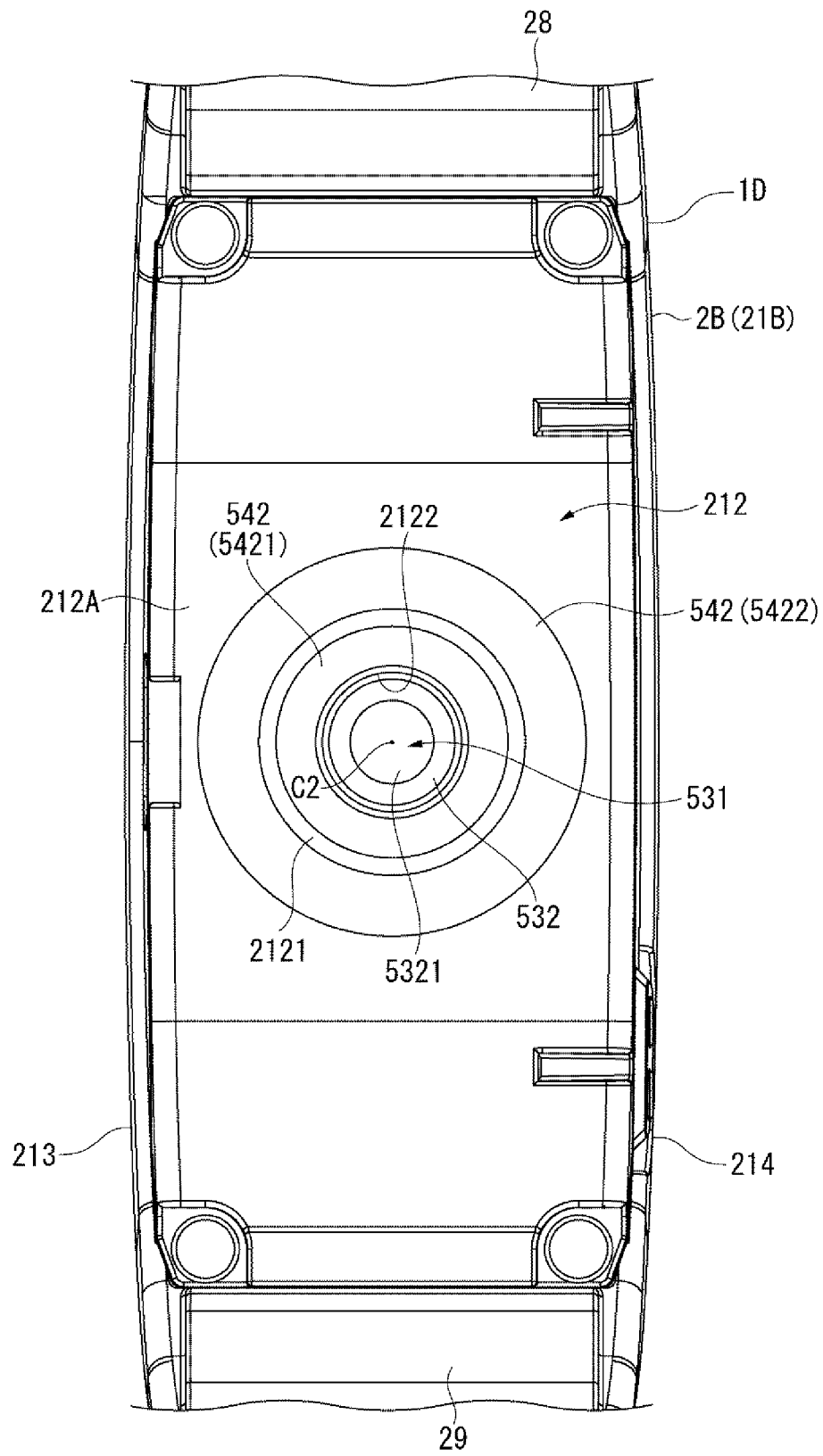
[図10]



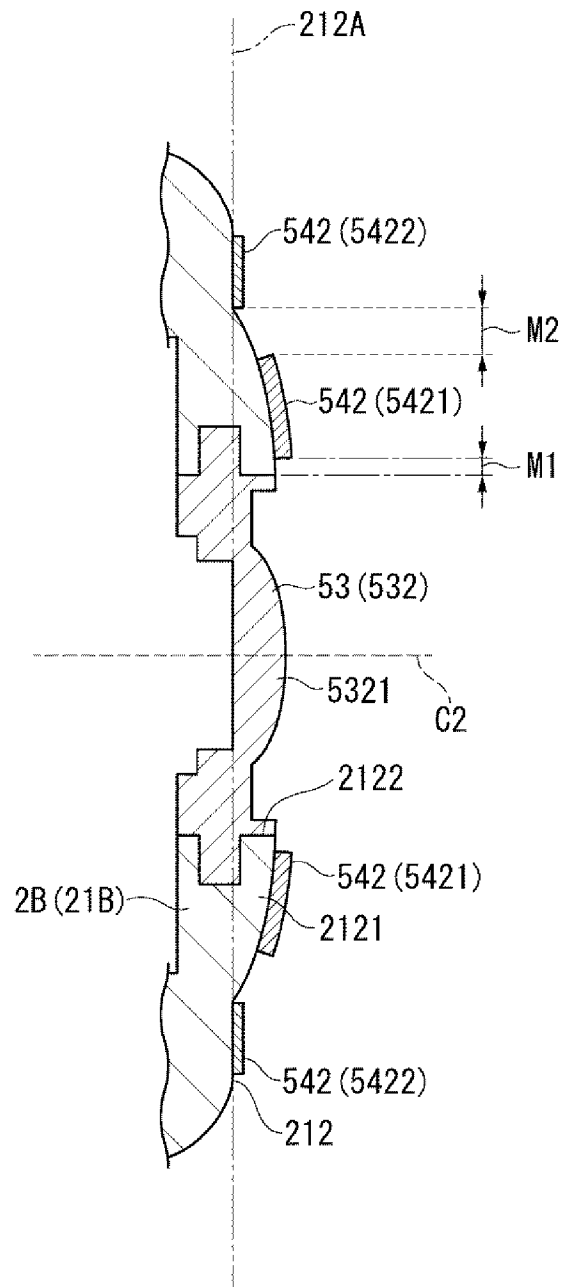
[図11]



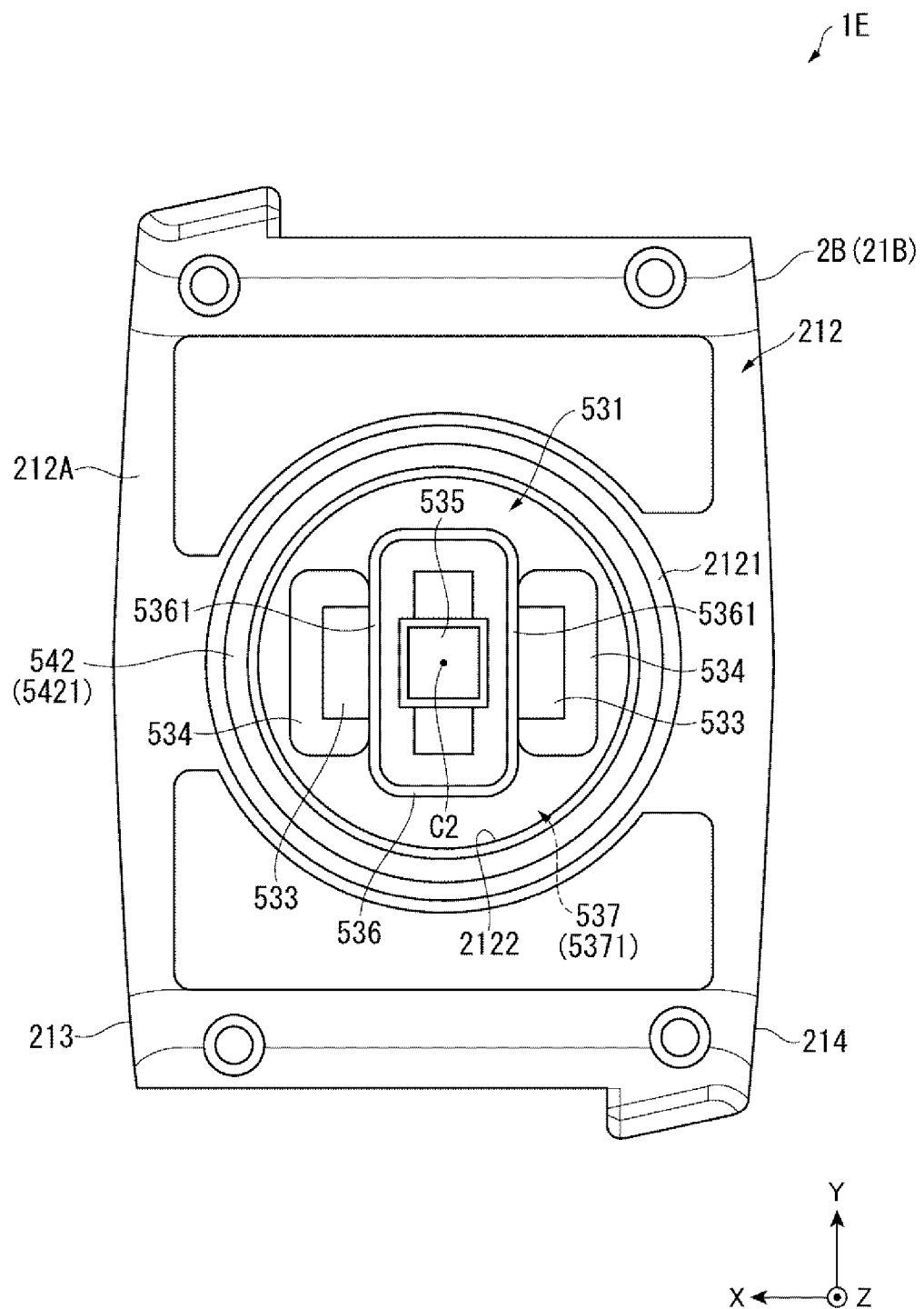
[図12]



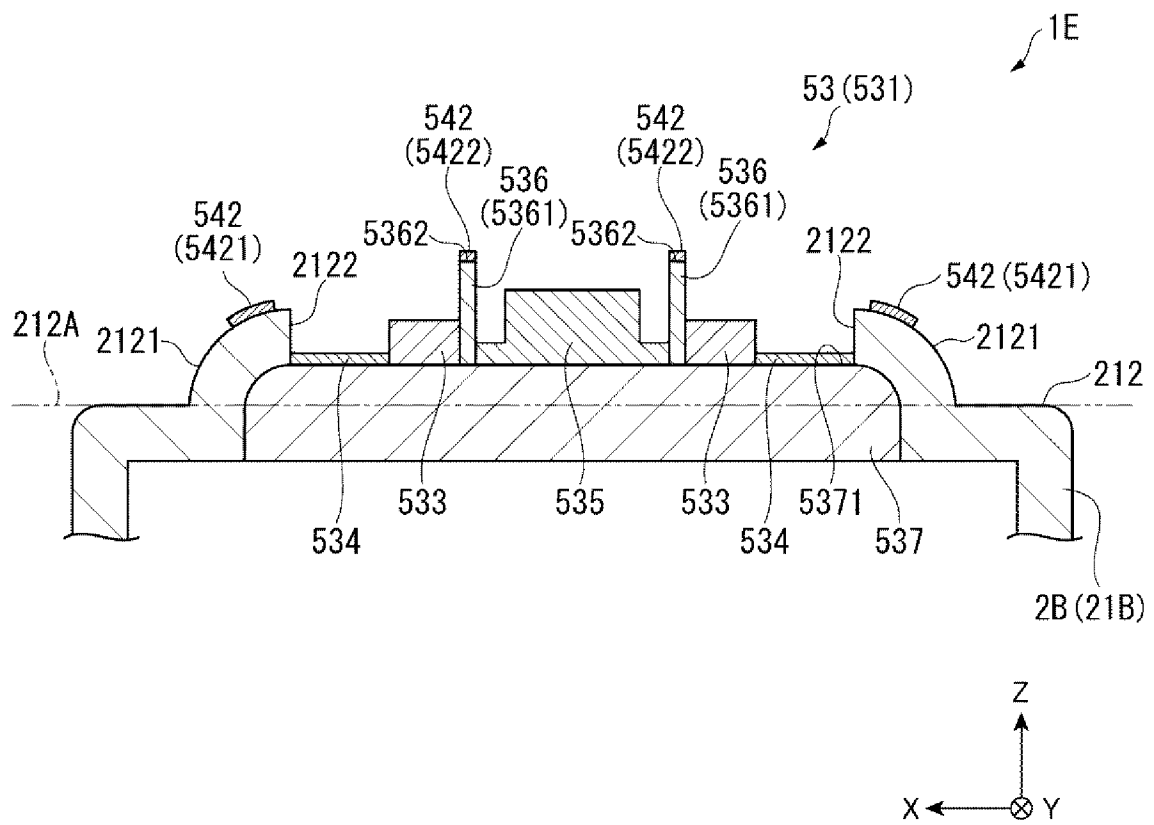
[図13]



[図14]



[図15]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/000358

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0428(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i,  
A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(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)

A61B5/00

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 | 1996-2016 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2016 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2016 |

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 2010-166961 A (Parama Tech Co., Ltd.),<br>05 August 2010 (05.08.2010),<br>paragraphs [0015] to [0042]<br>(Family: none)    | 1-7                   |
| A         | JP 2002-172094 A (Casio Computer Co., Ltd.),<br>18 June 2002 (18.06.2002),<br>paragraphs [0028] to [0142]<br>(Family: none)   | 1-7                   |
| A         | JP 2009-131461 A (Omron Healthcare Co., Ltd.),<br>18 June 2009 (18.06.2009),<br>paragraphs [0015] to [0068]<br>(Family: none) | 1-7                   |

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
12 April 2016 (12.04.16)

Date of mailing of the international search report  
26 April 2016 (26.04.16)

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0428(2006.01)i, A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i,  
A61B5/0478(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. A61B5/00

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 | 1971-2016年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2016年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2016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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------------|----------------|
| A               | JP 2010-166961 A（株式会社パラマ・テック）<br>2010.08.05, 段落[0015]-[0042]<br>(ファミリーなし) | 1-7            |
| A               | JP 2002-172094 A（カシオ計算機株式会社）<br>2002.06.18, 段落[0028]-[0142]<br>(ファミリーなし)  | 1-7            |

☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）  
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12.04.2016

国際調査報告の発送日

26.04.2016

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）

佐藤 高之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3604

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                              |                |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| A                     | JP 2009-131461 A (オムロンヘルスケア株式会社)<br>2009.06.18, 段落[0015]-[0068]<br>(ファミリーなし) | 1-7            |