

(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29日(29.09.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/152714 A1

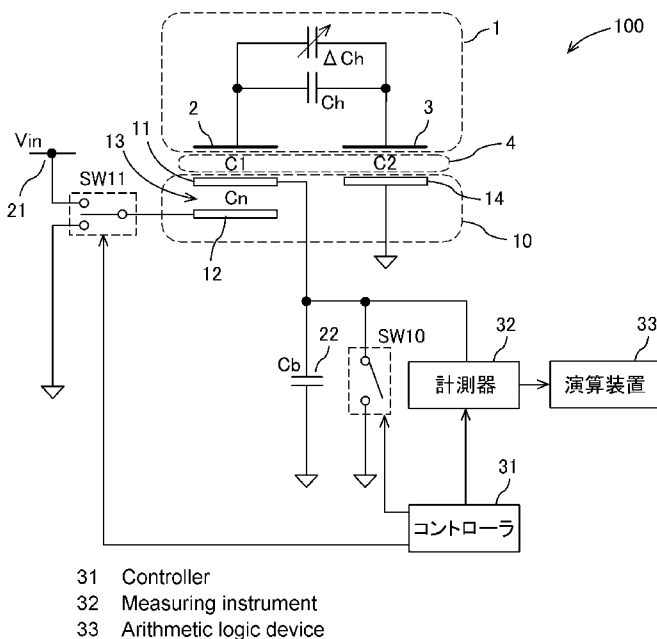
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/058489
- (22) 国際出願日: 2016年3月17日(17.03.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-058694 2015年3月20日(20.03.2015) JP
- (71) 出願人: 住友理工株式会社(SUMITOMO RIKO COMPANY LIMITED) [JP/JP]; 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 柴田 哲好(SHIBATA, Tetsuyoshi); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP). 村山 勝(MURAYAMA, Masaru); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP). 山本 裕和(YAMAMOTO, Hirokazu); 〒4858550 愛知県小牧市東三丁目1番地 住友理工株式会社内 Aichi (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 共立(KYORITSU INTERNATIONAL); 〒4500002 愛知県名古屋市中村区名駅3丁目2番5号 Aichi (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, 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), 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))

(54) Title: CAPACITIVE PULSE WAVE MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 静電容量型脈波計測装置



(57) Abstract: The objective of the present invention is to provide a capacitive pulse wave measuring device which employs the fact that capacitance varies in conjunction with the pulse wave, and with which it is possible for pulse waves to be measured accurately and easily using a method that is different from conventional methods. A pulse wave measuring device (100) is provided with a surface-layer side electrode (11), a deep-layer side electrode (12), a dielectric layer (13) and a ground electrode (14). In a state in which circulation in an artery in a human body (1) is occurring in a direction in which the surface layer side electrode (11) and the ground electrode (14) are disposed, if an input voltage (V_{in}) is applied by means of a power source (21) to the deep-layer side electrode (12), a measuring instrument (32) measures the potential (V_o) of the surface layer side electrode (11) corresponding to a capacitance to be measured, including a capacitance (C_y) between the surface layer side electrode (11) and the ground electrode (14). An arithmetic logic device (33) calculates the pulse wave in the human body (1) on the basis of a signal measured by the measuring instrument (32).

(57) 要約:

[続葉有]



脈波に伴って静電容量が変化することを利用し、且つ、従来とは異なる方法を適用して、高精度に且つ容易に脈波を計測できる静電容量型脈波計測装置を提供する。脈波計測装置（１００）は、表層側電極（１１）、深層側電極（１２）、誘電層（１３）及びグランド電極（１４）を備える。人体（１）の動脈が表層側電極（１１）とグランド電極（１４）との配置方向に向かって流通する状態において、電源（２１）により入力電圧（ V_{in} ）を深層側電極（１２）に印加する場合に、計測器（３２）が、表層側電極（１１）とグランド電極（１４）との間の静電容量（ C_y ）を含む計測対象静電容量に応じた表層側電極（１１）の電位（ V_o ）を計測する。計測器（３２）による計測信号に基づいて、演算装置（３３）が、人体（１）の脈波を算出する。

明 細 書

発明の名称： 静電容量型脈波計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、静電容量型脈波計測装置に関するものである。

背景技術

[0002] 特開 2 0 0 5 - 1 6 8 6 0 8 号公報には、シートクッションの臀部下に付設される生体信号測定器が記載されている。生体信号測定器は、人がシートクッション上に位置するときに、脈波等によってシートクッションに伝達される振動を検出する。

[0003] また、特許第 4 1 4 9 8 2 9 号公報には、一对の定電流電極と一对の電圧電極とを用いて、定電流電極に定電流を供給して、電圧電極にて生体インピーダンスの変化を表す電圧波形を脈波として取得することが記載されている。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明は、脈波に伴って静電容量が変化することを利用し、且つ、従来とは異なる方法を適用して、高精度に且つ容易に脈波を計測できる静電容量型脈波計測装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0005] 本発明の第一の静電容量型脈波計測装置は、人体の表面との間に絶縁性の被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する表層側電極と、前記表層側電極から前記被接触部材とは反対側に離れて配置される深層側電極と、前記表層側電極と前記深層側電極との間に介在する誘電層と、前記表層側電極から前記被接触部材の面方向に離れて配置され、前記人体の表面との間に前記被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続し、且つ、グランド電位に接続されるグランド電極と、前記表層側電極とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタと、前記深層側電極に入力電圧を印加可能な電源と、

前記人体の動脈が前記表層側電極と前記グランド電極との配置方向に向かって流通する状態において、前記電源により前記入力電圧を前記深層側電極に印加する場合に、前記表層側電極と前記グランド電極との間の静電容量を含む計測対象静電容量に応じた前記表層側電極の電位を計測する計測器と、前記計測器による計測信号に基づいて前記人体の脈波を算出する演算装置とを備える。

[0006] 上記の静電容量型脈波計測装置によれば、計測器は、人体の静電容量と、表層側電極と深層側電極との静電容量（以下、「電極間静電容量」と称する）と、人体と表層側電極との間の結合容量と、人体とグランド電極との間の結合容量とが直列接続された状態において、人体の静電容量と電極間静電容量との中間電位を測定する。ただし、表層側電極とグランド電位との間には、ブリッジ用キャパシタが接続される。つまり、ブリッジ用キャパシタは、人体の静電容量に並列接続されることになる。

[0007] そして、当該中間電位は、人体の静電容量、電極間静電容量、各結合容量、及び、ブリッジ用キャパシタの静電容量の影響を受ける電位となる。また、人体の静電容量、又は、各結合容量が、脈波に伴う変化分を含むと考えられる。例えば、人体の静電容量は、人体の基本静電容量に加えて、脈波に伴う変化分を含むと考えられる。もしくは、脈波に伴って人体の表面と表層側電極との距離が変動することにより、各結合容量が、脈波に伴う変化分を含むとも考えられる。

[0008] 特に、人体の動脈の流通方向が、表層側電極とグランド電極の配置方向となることで、表層側電極とグランド電極との間の静電容量は、脈波の影響を確実に受ける。従って、演算装置が、当該中間電位から人体の動脈の静電容量の影響分を抽出することで、人体の脈波を確実に取得できる。

[0009] また、ブリッジ用キャパシタが人体の静電容量に並列接続されるため、人体が表層側電極に電氣的に接続していない場合において、電源とグランド電位との間には、深層側電極、表層側電極及びブリッジ用キャパシタを介する回路が形成される。つまり、人体が表層側電極に電氣的に接続しているか接

続していないかに関わらず、安定した回路が形成される。従って、計測器が、確実に当該中間電位を計測できる。

[0010] さらに、表層側電極及びグランド電極は、絶縁性の被接触部材を挟んで人体の表面に電氣的に接続する。仮に、表層側電極又はグランド電極が、人体の表面（例えば人体の皮膚）に直接接触すると、計測器は、種々の電氣的ノイズの影響を受ける。そこで、被接触部材が挟まれることで、計測器が計測する電位は、電氣的ノイズの影響が小さくなる。

[0011] 本発明の第二の静電容量型脈波計測装置は、人体の表面との間に絶縁性の被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する表層側電極と、前記表層側電極から前記被接触部材の面方向に離れて配置され、前記人体の表面との間に前記被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する第二表層側電極と、前記表層側電極とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタと、前記第二表層側電極に入力電圧を印加可能な電源と、前記人体の動脈が前記表層側電極と前記第二表層側電極との配置方向に向かって流通する状態において、前記電源により前記入力電圧を前記第二表層側電極に印加する場合に、前記表層側電極と前記第二表層側電極との間の静電容量を含む計測対象静電容量に応じた前記表層側電極の電位を計測する計測器と、前記計測器による計測信号に基づいて前記人体の脈波を算出する演算装置とを備える。

[0012] この場合、人体が表層側電極及び第二表層側電極に対して電氣的に接続している状態において、計測器が計測する電位は、人体の静電容量などを含む計測対象静電容量に応じた電位となる。そこで、演算装置は、人体が電氣的に接続している状態において、計測器が計測する電位に基づいて、確実に人体の脈波を算出することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]第一実施形態の静電容量型脈波計測装置の構成を示す図である。

[図2]図1の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続している状態を示す図である。

[図3]図1の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続していな

い状態を示す図である。

[図4]図2の等価回路において、スイッチング素子SW10、SW11、深層側電極の電位 V_{in1} 及び表層側電極の電位（出力電圧） V_o の動作のタイミングチャートである。

[図5]図2に示す人体の電氣的な非接続状態から図3に示す人体の電氣的な接続状態へ移行するときの出力電圧 V_o の変化を示す図である。

[図6]図1の演算装置により得られる脈波の波形である。

[図7]第二実施形態の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続している状態を示す図である。

[図8]第二実施形態において、スイッチング素子SW10、SW11、SW12、深層側電極の電位 V_{in1} 、並列キャパシタの一端側の電位 V_{in2} 及び表層側電極の電位 V_o の動作のタイミングチャートである。

[図9]人体が電氣的に接続していない状態において、SW10を閉状態（ON）とし、SW11、SW12をグランド電位に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図10]人体が電氣的に接続していない状態において、SW10を開状態（OFF）とし、SW11をグランド電位、SW12を電源に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図11]人体が電氣的に接続していない状態において、SW10を開状態（OFF）とし、SW11、SW12を電源に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図12]人体が電氣的に接続していない状態において、SW10を開状態（OFF）とし、SW11を電源に、SW12をグランド電位に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図13]人体が電氣的に接続している状態において、SW10を閉状態（ON）とし、SW11、SW12をグランド電位に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図14]人体が電氣的に接続している状態において、SW10を開状態（OFF）

F)とし、SW11をグランド電位、SW12を電源に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図15]人体が電氣的に接続している状態において、SW10を開状態(OFF)とし、SW11、SW12を電源に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図16]人体が電氣的に接続している状態において、SW10を開状態(OFF)とし、SW11を電源に、SW12をグランド電位に接続した場合の脈波計測装置の等価回路を示す。

[図17]図7に示す等価回路において、人体の電氣的な非接続状態から接続状態へ移行するときの各状態の出力電圧 V_o の変化を示す図である。

[図18]第三実施形態において、スイッチング素子SW10、SW11、SW12、深層側電極の電位 V_{in1} 、並列キャパシタの一端側の電位 V_{in2} 及び表層側電極の電位 V_o の動作のタイミングチャートである。

[図19]第四実施形態における表層側電極、深層側電極及び誘電層を構成する装置図である。

[図20]第四実施形態において、図7の脈波計測装置の等価回路を適用した場合に、人体の電氣的な非接続状態から接続状態へ移行するときの各状態の出力電圧 V_o の変化を示す図である。

[図21]第五実施形態の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続している状態を示す図である。

[図22]図21の第一の並列キャパシタが接続される状態において、人体の電氣的な非接続状態から接続状態へ移行するときの各状態の出力電圧 V_o の変化を示す図である。

[図23]図21の第二の並列キャパシタが接続される状態において、人体の電氣的な非接続状態から接続状態へ移行するときの各状態の出力電圧 V_o の変化を示す図である。

[図24]第六実施形態の静電容量型脈波計測装置の構成を示す図である。

[図25]図24の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続して

いる状態を示す図である。

[図26]図24の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続していない状態を示す図である。

[図27]第七実施形態の静電容量型脈波計測装置の構成を示す図である。

[図28]図27の脈波計測装置の等価回路であって、人体が電氣的に接続している状態を示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] <第一実施形態>

第一実施形態の静電容量型脈波計測装置100について図1～図6を参照して説明する。脈波計測装置100は、人体1の脈波を計測する。ここで、人体1における異なる2か所の表面2、3間は、基本静電容量 C_h と動脈に伴う静電容量 ΔC_h とを並列接続された回路と表されるものとする。血液は、他の生体組織に比べて導電率が極めて高いため、他の臓器が無い部分では、血液の流量に応じて静電容量が変化する。つまり、動脈の脈波に応じて、静電容量が変化する。そこで、脈波計測装置100は、動脈の脈波に応じて変化する静電容量を検出することで、人体1の脈波を計測する。

[0015] 脈波計測装置100は、例えば、車両用などのシートの座面、シートの肘掛けコンソール、人体1の手首バンド、便座などに適用される。脈波計測装置100が座面及び便座に適用される場合には、人体1の大腿動脈の脈波が計測される。脈波計測装置100が肘掛けコンソール又は手首バンドに適用される場合には、人体1の橈骨動脈又は尺骨動脈の脈波が計測される。上記の他、脈波計測装置100は、人体1の各種動脈付近に配置される。

[0016] 脈波計測装置100は、図1に示すように、計測ユニット10と、電源21と、第一入力用スイッチング素子SW11と、ブリッジ用キャパシタ22と、充放電用スイッチング素子SW10と、コントローラ31と、計測器32と、演算装置33を備える。ここで、人体1が電氣的に接続している状態の脈波計測装置100は、図2に示す等価回路となる。一方、人体1が電氣的に接続していない状態の脈波計測装置100は、図3に示す等価回路とな

る。

[0017] 計測ユニット 10 は、計測対象である人体の動脈付近に配置される。例えば、脈波計測装置 100 が車両シートの座面に適用される場合には、計測ユニット 10 は座面の表面側に埋設される。計測ユニット 10 は、表層側電極 11 と、深層側電極 12 と、誘電層 13 と、グラウンド電極 14 とを備える。

[0018] 表層側電極 11 は、人体 1 の表面 2 との間に絶縁性の被接触部材 4 を挟んで人体に電氣的に接続する。計測ユニット 10 が車両シートの座面に埋設される場合、被接触部材 4 は、シートの表皮及び人体 1 が装着する衣類などである。被接触部材 4 は、シートの表皮のみでもよく、人体 1 が装着する衣類のみでもよい。つまり、表層側電極 11 と人体 1 の表面 2（皮膚）が直接接触することがないように、種々の被接触部材 4 が介在すればよい。表層側電極 11 は、例えば、シートの座面の表面側に配置される。表層側電極 11 は、例えば、帯状に形成され、シートの座面の左右方向に延びるように配置される。

[0019] 深層側電極 12 は、表層側電極 11 から被接触部材 4 とは反対側に離れて配置される。つまり、深層側電極 12 は、表層側電極 11 に対して距離を隔てて対向する。誘電層 13 は、表層側電極 11 と深層側電極 12 との間に介在する。本実施形態においては、誘電層 13 の厚みは固定される。従って、表層側電極 11 と深層側電極 12 との静電容量 C_n （以下、「電極間静電容量 C_n 」と称する。）は、固定値に設定される。

[0020] グラウンド電極 14 は、表層側電極 11 から被接触部材 4 の面方向に離れて配置される。グラウンド電極 14 は、人体 1 の表面 3 との間に被接触部材 4 を挟んで人体 1 に電氣的に接続し、且つ、グラウンド電位に接続される。グラウンド電極 14 は、例えば、表層側電極 11 と同様の帯状に形成され、シートの座面の左右方向に延びるように配置され、表層側電極 11 に対して座面の前後方向に離れて配置される。つまり、シートの座面に人体 1 が着座した状態において、人体 1 の大腿動脈は、表層側電極 11 とグラウンド電極 14 との配置方向に向かって流通する。

- [0021] 電源 21 は、定電圧である入力電圧 V_{in} を印加する電源である。電源 21 は、深層側電極 12 に入力電圧 V_{in} を印加可能である。第一入力用スイッチング素子 SW11 は、深層側電極 12 を電源 21 に接続する状態と、深層側電極 12 をグランド電位に接続する状態とを切り替える。
- [0022] ブリッジ用キャパシタ 22 は、表層側電極 11 とグランド電位との間に接続される。ブリッジ用キャパシタ 22 の静電容量は、 C_b である。深層側電極 12 が電源 21 に接続される場合には、ブリッジ用キャパシタ 22 は、電極間静電容量 C_n に直列接続される。つまり、ブリッジ用キャパシタ 22 は、電極間静電容量 C_n に対してブリッジ回路を構成する。充放電用スイッチング素子 SW10 は、表層側電極 11 とグランド電位との間に配置され、表層側電極 11 をグランド電位に接続する状態と、表層側電極 11 をグランド電位から遮断する状態とを切り替える。
- [0023] コントローラ 31 は、図 4 に示すように、第一入力用スイッチング素子 SW11 及び充放電用スイッチング素子 SW10 を制御する。コントローラ 31 は、以下に示す放電工程と充電工程とを交互に実行する。すなわち、コントローラ 31 は、第一入力用スイッチング素子 SW11 をグランド電位側に接続した状態にし、且つ、充放電用スイッチング素子 SW10 を閉状態にすることで、表層側電極 11 の電荷をグランド電位に放電する（放電工程）。ここで、第一入力用スイッチング素子 SW11 をグランド電位側に接続した状態とは、深層側電極 12 に対して入力電圧 V_{in} を印加していない状態に相当する。上記放電工程により、電極間静電容量 C_n の電荷を基準状態としてのグランド電位に設定することで、キャリブレーションを行うことができる。
- [0024] また、コントローラ 31 は、上記放電工程の後に、第一入力用スイッチング素子 SW11 を電源 21 側に接続した状態にし、且つ、充放電用スイッチング素子 SW10 を開状態にすることで、電極間静電容量 C_n に充電する（充電工程）。ここで、第一入力用スイッチング素子 SW11 を電源 21 側に接続した状態とは、電極間静電容量 C_n に対して入力電圧 V_{in} を印加する

状態に相当する。

[0025] 計測器 32 は、コントローラ 31 が充電工程を実行する場合（図 4 の $t_3 \sim t_4$ ）において、電極間静電容量 C_n とブリッジ用キャパシタ 22 の静電容量 C_b との中間電位 V_o を計測する。つまり、計測器 32 は、電源 21 により入力電圧 V_{in} を深層側電極に印加する場合に、表層側電極 11 の電位である出力電圧 V_o を計測する。

[0026] ここで、出力電圧 V_o は、式（1）により表される。ただし、人体 1 が表層側電極 11 及びグランド電極 14 に対して電氣的に接続していない状態と接続している状態とに応じて、出力電圧 V_o は異なる。式（1）において、表層側電極 11 とグランド電極 14 との間の静電容量 C_y は、式（2）により表される。人体 1 の表面 2 と表層側電極 11 との間の結合容量は C_1 であり、人体 1 の表面 3 とグランド電極 14 との間の結合容量は C_2 である。

[0027] [数1]

$$V_o = \begin{cases} V_{o1} = \frac{C_n}{C_n + C_b} \times V_{in} & \text{（非接続時）} \\ V_{o2} = \frac{C_n}{C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & \text{（接続時）} \end{cases} \quad \dots (1)$$

[0028] [数2]

$$\frac{1}{C_y} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_h + \Delta C_h} + \frac{1}{C_2} \quad \dots (2)$$

[0029] 式（1）（2）より、出力電圧 V_o は、表層側電極 11 とグランド電極 14 との間の静電容量 C_y 、表層側電極 11 と深層側電極 12 との間の静電容量 C_n 、及び、ブリッジ用キャパシタ 22 の静電容量 C_b を含む計測対象静電容量に応じた電位となる。ここで、表層側電極 11 とグランド電極 14 との間の静電容量 C_y は、人体 1 の基本静電容量 C_h と動脈に伴う静電容量 ΔC_h とを並列接続した容量と、人体 1 と表層側電極 11 との間の結合容量 C

1 と、人体 1 とグランド電極 1 4 との間の結合容量 C_2 とを直列接続した容量である。また、式 (1) より明らかなように、人体 1 が表層側電極 1 1 及びグランド電極 1 4 に電氣的に接続していない状態においては、出力電圧 $V_o 1$ は、表層側電極 1 1 とグランド電極 1 4 との間の静電容量 C_y を含まない計測対象静電容量に応じた電位となる。

[0030] 図 5 に示すように、人体 1 が表層側電極 1 1 及びグランド電極 1 4 に対して電氣的に接続していない状態から、電氣的に接続している状態へ変化した場合において、出力電圧 V_o は変化する。図 5 において、時刻 T_1 において、人体 1 が表層側電極 1 1 及びグランド電極 1 4 に電氣的に接続する。図 5 及び式 (1) (2) より明らかなように、人体 1 が電氣的に接続している状態の出力電圧 $V_o 2$ は、電氣的に接続していない状態の出力電圧 $V_o 1$ より小さい。さらに、人体 1 が表層側電極 1 1 及びグランド電極 1 4 に電氣的に接続している状態において、出力電圧 $V_o 2$ は、人体 1 の動脈の影響を受けて、微小な振動波形となる。

[0031] ブリッジ用キャパシタ 2 2 の静電容量 C_b 及び人体 1 等の静電容量 C_y が電極間静電容量 C_n に対して直列接続されており、計測器 3 2 が、深層側電極 1 2 の電位、すなわち電極間静電容量 C_n と静電容量 C_b 、 C_y との間の電位（中間電位）を取得している。ここで、一般に、直列接続された 2 つのキャパシタの中間電位は不定である。

[0032] しかし、充放電用スイッチング素子 SW_{10} を閉状態にすることで、表層側電極 1 1 の電荷が一旦放電される。すなわち、上記中間電位がグランド電位になる。この状態が基準状態とされる。つまり、基準状態における中間電位は、グランド電位に等しい。換言すると、充放電用スイッチング素子 SW_{10} を閉状態にすることによって、中間電位のキャリブレーションを行うことができる。

[0033] そして、計測器 3 2 は、放電された後に、充放電用スイッチング素子 SW_{10} を開状態にし且つ入力電圧 V_{in} を印加した状態にされた時に、表層側電極 1 1 の電位を計測する。つまり、計測器 3 2 が計測する電位は、人体 1

の静電容量 C_y などを含む計測対象静電容量に応じた電位となる。

[0034] さらに、計測器 32 は直列接続された静電容量の中間電位を用いるため、例えば電流計測の場合に比べて、電氣的ノイズの影響を受けにくくなり、高精度な静電容量の計測が可能となる。さらに、計測器 32 は、中間電位を用いた計測であるため、高速な計測を可能とする。また、充放電用スイッチング素子 SW10 を閉状態にするキャリブレーションは、短時間で行うことができる。このことから、高速な静電容量の計測が可能となる。

[0035] 演算装置 33 は、計測器 32 により増幅された計測信号を、例えばバンドパスフィルタなどによって、計測信号から所定の周波数帯域（例えば、1 Hz ~ 3 Hz）の信号を抽出して、脈波を算出する。

[0036] ここで、演算装置 33 が増幅された計測信号を処理する理由は、脈波の影響による信号の振幅は非常に小さいため、所定の周波数帯域の信号を抽出する際に、適切に所望の信号を抽出できないことがあるためである。また、演算装置 33 が所定の周波数帯域の信号を抽出することで、人体 1 の基本静電容量 C_h の成分、人体 1 の表面 2 と表層側電極 11 との間の結合容量 C_1 及び人体 1 の表面 3 とグラウンド電極 14 との間の結合容量 C_2 は、大部分が除去され、脈波の影響分のみが抽出される。

[0037] 演算装置 33 が増幅された計測信号から所定の周波数帯域の信号を抽出した信号波形は、図 6 に示すような脈波となる。そして、演算装置 33 が当該脈波のピーク数をカウントすることで、脈拍数を得ることができる。

[0038] <第二実施形態>

第二実施形態の脈波計測装置 200 について、図 7 ~ 図 17 を参照して説明する。図 7 に示すように、脈波計測装置 200 は、上記実施形態の脈波計測装置 100 に対して、並列キャパシタ 23 及び第二入力用スイッチング素子 SW12 をさらに備える。

[0039] 並列キャパシタ 23 は、一端側が電源 21 に接続可能であり、他端側を表層側電極 11 に接続される。つまり、並列キャパシタ 23 の一端側及び深層側電極 12 が電源 21 に接続されている状態において、並列キャパシタ 23

は、表層側電極 1 1 と深層側電極 1 2 との静電容量 C_n に対して並列接続される関係となる。並列キャパシタ 2 3 の静電容量は、 C_a である。第二入力用スイッチング素子 SW_{12} は、並列キャパシタ 2 3 の一端側を電源 2 1 に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える。

[0040] コントローラ 3 1 は、図 8 に示すように、第一入力用スイッチング素子 SW_{11} 、第二入力用スイッチング素子 SW_{12} 及び充放電用スイッチング素子 SW_{10} を制御する。各状態において、人体 1 が電氣的に接続していない状態と接続している状態とについての等価回路は、図 9～図 1 6 に示すとおりである。

[0041] 図 8 の $t_1 \sim t_2$ の第一状態において、人体 1 が電氣的に接続していない場合には、図 9 に示す等価回路となる。図 8 の $t_1 \sim t_2$ の第一状態において、人体 1 が電氣的に接続している場合には、図 1 3 に示す等価回路となる。このとき、出力電圧 V_{o11} (V_{o111} , V_{o112}) は、式 (3) に示すとおりである。

[0042] [数3]

$$V_{o11} = \begin{cases} V_{o111} = \frac{0}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o112} = \frac{0}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \quad \dots (3)$$

[0043] 図 8 の $t_2 \sim t_3$ の第二状態において、人体 1 が電氣的に接続していない場合には、図 1 0 に示す等価回路となる。図 8 の $t_2 \sim t_3$ の第二状態において、人体 1 が電氣的に接続している場合には、図 1 4 に示す等価回路となる。このとき、出力電圧 V_{o12} (V_{o121} , V_{o122}) は、式 (4) に示すとおりである。

[0044]

[数4]

$$V_{o12} = \begin{cases} V_{o121} = \frac{C_a}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o122} = \frac{C_a}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \quad \dots (4)$$

[0045] 図8のt3～t4の第三状態において、人体1が電氣的に接続していない場合には、図11に示す等価回路となる。図8のt3～t4の第三状態において、人体1が電氣的に接続している場合には、図15に示す等価回路となる。このとき、出力電圧 V_{o13} (V_{o131} , V_{o132})は、式(5)に示すとおりである。

[0046] [数5]

$$V_{o13} = \begin{cases} V_{o131} = \frac{C_a + C_n}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o132} = \frac{C_a + C_n}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \quad \dots (5)$$

[0047] 図8のt4～t5の第四状態において、人体1が電氣的に接続していない場合には、図12に示す等価回路となる。図8のt4～t5の第四状態において、人体1が電氣的に接続している場合には、図16に示す等価回路となる。このとき、出力電圧 V_{o14} (V_{o141} , V_{o142})は、式(6)に示すとおりである。

[0048] [数6]

$$V_{o14} = \begin{cases} V_{o141} = \frac{C_n}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o142} = \frac{C_n}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \quad \dots (6)$$

[0049] 図17に示すように、人体1が表層側電極11及びグランド電極14に対して電氣的に接続していない状態から、電氣的に接続している状態へ変化し

た場合において、出力電圧 V_o は変化する。図17において、時刻 T_1 において、人体1が表層側電極11及びグランド電極14に電氣的に接続する。

[0050] 演算装置33は、人体1が電氣的に接続している状態において、第四状態の出力電圧 V_{o142} に基づいて、脈波を算出する。詳細には、演算装置33は、増幅された出力信号 V_{o142} から所定の周波数帯域の信号を抽出して、脈波を算出する。ここで、演算装置33は、第四状態の出力電圧 V_{o142} を処理しているため、分解能が大きくなり、脈波の算出が確実となる。

[0051] <第三実施形態>

第三実施形態の脈波計測装置300は、第二実施形態の脈波計測装置200に対して、計測器32のキャリブレーションのタイミングが異なる。上記の脈波計測装置200においては、計測器32は、第一状態（図8の $t_1 \sim t_2$ ）においてキャリブレーションを行った。すなわち、計測器32が取得する出力電圧 V_o は、第一状態における出力電圧 V_{o11} （ V_{o111} , V_{o112} ）をゼロ（基準）とする値であった。

[0052] 本実施形態の脈波計測装置300においては、図18に示すように、計測器32は、第二状態（図18の $t_2 \sim t_3$ ）においてキャリブレーションを行う。すなわち、計測器32が取得する出力電圧 V_o は、第二状態における出力電圧 V_{o22} （ V_{o221} , V_{o222} ）をゼロ（基準）とする値とする。

[0053] 図18の $t_1 \sim t_2$ の第一状態における出力電圧 V_{o21} （ V_{o211} , V_{o212} ）は、式（7）に示すとおりである。図18の $t_2 \sim t_3$ の第二状態における出力電圧 V_{o22} （ V_{o221} , V_{o222} ）は、式（8）に示すとおりである。図18の $t_3 \sim t_4$ の第三状態における出力電圧 V_{o23} （ V_{o231} , V_{o232} ）は、式（9）に示すとおりである。図18の $t_4 \sim t_5$ の第四状態における出力電圧 V_{o24} （ V_{o241} , V_{o242} ）は、式（10）に示すとおりである。

[0054]

[数7]

$$V_{o21} = \begin{cases} V_{o211} = \frac{-C_a}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & \text{(非接続時)} \\ V_{o212} = \frac{-C_a}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & \text{(接続時)} \end{cases} \dots (7)$$

[0055] [数8]

$$V_{o22} = \begin{cases} V_{o221} = \frac{0}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & \text{(非接続時)} \\ V_{o222} = \frac{0}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & \text{(接続時)} \end{cases} \dots (8)$$

[0056] [数9]

$$V_{o23} = \begin{cases} V_{o231} = \frac{C_n}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & \text{(非接続時)} \\ V_{o232} = \frac{C_n}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & \text{(接続時)} \end{cases} \dots (9)$$

[0057] [数10]

$$V_{o24} = \begin{cases} V_{o241} = \frac{C_n - C_a}{C_a + C_n + C_b} \times V_{in} & \text{(非接続時)} \\ V_{o242} = \frac{C_n - C_a}{C_a + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & \text{(接続時)} \end{cases} \dots (10)$$

[0058] 計測器32は、第四状態の出力電圧 V_{o24} を取得する。そして、演算装置33は、人体1が電氣的に接続している状態において計測器32が取得した第四状態の出力電圧 V_{o242} に基づいて、所定の周波数帯域の信号を抽出することで、脈波を算出する。

[0059] <第四実施形態>

第四実施形態の脈波計測装置400において、図19に示すように、計測

ユニット 10 を構成する誘電層 13 が圧縮変形可能な材料により形成される。つまり、表層側電極 11 と深層側電極 12 との間の電極間静電容量 C_n は可変となる。例えば、計測ユニット 10 の柔軟性を確保するために、誘電層 13 が圧縮変形可能とすることがある。計測ユニット 10 がシートの座面に配置される場合において、人体 1 の体重によって誘電層 13 が圧縮変形することがある。この場合、電極間静電容量 C_n は、大きくなる。

[0060] 図 20 に示すように、人体 1 が表層側電極 11 及びグランド電極 14 に対して電氣的に接続していない状態から、電氣的に接続している状態へ変化した場合において、出力電圧 V_o は変化する。図 20 において、時刻 T_1 は、人体 1 が表層側電極 11 及びグランド電極 14 に電氣的に接続する時点であり、 T_2 は、誘電層 13 が圧縮変形開始する時点であり、 T_3 は、誘電層 13 の圧縮変形が安定した状態となった時点である。

[0061] つまり、人体 1 が表層側電極 11 及びグランド電極 14 に電氣的に接続することによって、第四状態の出力電圧 V_o 14 は一旦低下し、誘電層 13 の圧縮に伴って、第四状態の出力電圧 V_o 14 は上昇し始める。この場合、誘電層 13 の圧縮変形が安定した後において、計測器 32 は、動脈の脈波に応じて変化する深層側電極 12 の電位を取得する。そして、演算装置 33 が、計測信号に基づいて脈波を算出する。

[0062] <第五実施形態>

第五実施形態の脈波計測装置 500 は、第四実施形態の脈波計測装置 400 のように、誘電層 13 が圧縮変形する構成が適用される。さらに、脈波計測装置 500 は、図 21 に示すように、それぞれ並列に接続可能に設けられ、静電容量の異なる複数の並列キャパシタ 23a, 23b を備える。第一の並列キャパシタ 23a の静電容量は、 C_{a1} であり、第二の並列キャパシタ 23b の静電容量は、 C_{a2} とする。説明上、例えば、静電容量 C_{a1} が、静電容量 C_{a2} より小さいとする。

[0063] さらに、脈波計測装置 500 は、選択スイッチ SW51, SW52 を備える。一方の選択スイッチ SW51 は、複数の並列キャパシタ 23a, 23b

の中から選択された一つと第二入力用スイッチング素子SW12とを接続する。他方の選択スイッチSW52は、複数の並列キャパシタ23a, 23bの中から選択された一つと表層側電極11とを接続する。

[0064] 従って、複数の並列キャパシタ23a, 23bの中から選択された一つのみが、一端側を電源21又はグランド電位に接続され、他端側を表層側電極11に接続される。複数の並列キャパシタ23a, 23bの残りは、電源21、グランド電位、表層側電極11の何れにも接続されていない。ただし、図示しないが、複数の並列キャパシタ23a, 23bの残りは、両端共に、グランド電位に接続するようにしてもよい。

[0065] 選択スイッチSW51, SW52が第一の並列キャパシタ23aを選択している場合に、人体1が表層側電極11及びグランド電極14に対して電氣的に接続していない状態から、電氣的に接続している状態へ変化すると、第四状態の出力電圧 V_{o34} は図22に示すように変化する。ただし、図22は、第二状態の出力電圧 V_{o32} がゼロ（基準）となるものとして表示する。

[0066] 一方、選択スイッチSW51, SW52が第二の並列キャパシタ23bを選択している場合に、人体1が表層側電極11及びグランド電極14に対して電氣的に接続していない状態から、電氣的に接続している状態へ変化すると、第四状態の出力電圧 V_{o44} は図23に示すように変化する。ただし、図23は、第二状態の出力電圧 V_{o42} がゼロ（基準）となるものとして表示する。

[0067] ここで、選択スイッチSW51, SW52が第一の並列キャパシタ23aを選択している場合に、第四状態の出力電圧 V_{o34} (V_{o341} , V_{o342}) は、式(11)に示すとおりである。

[0068]

[数11]

$$V_{o34} = \begin{cases} V_{o341} = \frac{C_n - C_{a1}}{C_{a1} + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o342} = \frac{C_n - C_{a1}}{C_{a1} + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \dots (11)$$

[0069] 選択スイッチSW5 1, SW5 2が第二の並列キャパシタ2 3 bを選択している場合に、第四状態の出力電圧V o 4 4 (V o 4 4 1, V o 4 4 2)は、式(1 2)に示すとおりである。

[0070] [数12]

$$V_{o44} = \begin{cases} V_{o441} = \frac{C_n - C_{a2}}{C_{a2} + C_n + C_b} \times V_{in} & (\text{非接続時}) \\ V_{o442} = \frac{C_n - C_{a2}}{C_{a2} + C_n + C_b + C_y} \times V_{in} & (\text{接続時}) \end{cases} \dots (12)$$

[0071] 第二の並列キャパシタ2 3 bが選択される場合における第四状態の出力電圧V o 4 4 2は、第一の並列キャパシタ2 3 aが選択される場合における第四状態の出力電圧V o 3 4 2より小さくなる。例えば、演算装置3 3は、第二の並列キャパシタ2 3 bが選択される場合の計測器3 2により増幅された計測信号から所定の周波数帯域の信号を抽出することで、より確実に脈波を算出できる。このように、演算装置3 3は、適宜、脈波を算出するのに適した並列キャパシタ2 3 a, 2 3 bの何れか一つを選択する。

[0072] なお、第五実施形態では、選択スイッチSW5 1, SW5 2により、第一の並列キャパシタ2 3 a、第二の並列キャパシタ2 3 bの何れか一つのみを選択する構成としたが、第一の並列キャパシタ2 3 a、第二の並列キャパシタ2 3 bのそれぞれを個別に選択できる選択スイッチを設け、第一の並列キャパシタ2 3 a、第二の並列キャパシタ2 3 bの両方を選択する構成としても良い。

[0073] <第六実施形態>

第六実施形態の脈波計測装置 600 は、図 24 に示すように、第一実施形態の脈波計測装置から深層側電極 12 をなくす一方、グランド電極 14 に代わりに第二表層側電極 15 を配置する。また、第一入力用スイッチング素子 SW11 は、第二表層側電極 15 を電源 21 に接続する状態と、第二表層側電極 15 をグランド電位に接続する状態とを切り替える構成とする。

[0074] コントローラ 31 は、第一入力用スイッチング素子 SW11 及び充放電用スイッチング素子 SW10 を制御する。コントローラ 31 は、以下に示す放電工程と充電工程とを交互に実行する。すなわち、コントローラ 31 は、第一入力用スイッチング素子 SW11 をグランド電位側に接続した状態にし、且つ、充放電用スイッチング素子 SW10 を閉状態にすることで、表層側電極 11 の電荷をグランド電位に放電する（放電工程）。ここで、第一入力用スイッチング素子 SW11 をグランド電位側に接続した状態とは、第二表層側電極 15 に対して入力電圧 V_{in} を印加していない状態に相当する。上記放電工程により、表層側電極 11 と第二表層側電極 15 の間の静電容量 C_z （ C_{z1} 又は C_{z2} ）の電荷を基準状態としてのグランド電位に設定することで、キャリブレーションを行うことができる。

[0075] また、コントローラ 31 は、上記放電工程の後に、第一入力用スイッチング素子 SW11 を電源 21 側に接続した状態にし、且つ、充放電用スイッチング素子 SW10 を開状態にすることで、電極間静電容量 C_z に充電する（充電工程）。ここで、第一入力用スイッチング素子 SW11 を電源 21 側に接続した状態とは、電極間静電容量 C_z に対して入力電圧 V_{in} を印加する状態に相当する。

[0076] 計測器 32 は、コントローラ 31 が充電工程を実行する場合において、電極間静電容量 C_z とブリッジ用キャパシタ 22 の静電容量 C_b との中間電位 V_{o6} を計測する。つまり、計測器 32 は、電源 21 により入力電圧 V_{in} を第二表層側電極 15 に印加する場合に、表層側電極 11 の電位である出力電圧 V_{o6} を計測する。

[0077] ここで、人体 1 が電氣的に接続している状態の脈波計測装置 600 は、図

25に示す等価回路となる。一方、人体1が電氣的に接続していない状態の脈波計測装置600は、図26に示す等価回路となる。人体1が表層側電極11及び第二表層側電極15に対して電氣的に接続している状態においては、図25に示すように、電極間静電容量 C_z は、人体1の静電容量 C_h 、 ΔC_h を含む静電容量 C_{z1} となる。一方、人体1が表層側電極11及び第二表層側電極15に対して電氣的に接続していない状態においては、図26に示すように、電極間静電容量 C_z は、人体1の静電容量 C_h 、 ΔC_h とは無関係の静電容量 C_{z2} となる。

[0078] そして、出力電圧 V_{o6} は、式(13)により表される。ただし、人体1が表層側電極11及び第二表層側電極15に対して電氣的に接続していない状態と接続している状態とに応じて、出力電圧 V_{o6} は異なる。計測器32は、放電された後に、充放電用スイッチング素子 $SW10$ を開状態にし且つ入力電圧 V_{in} を印加した状態にされた時に、表層側電極11の電位を計測する。つまり、人体1が表層側電極11及び第二表層側電極15に対して電氣的に接続している状態において、計測器32が計測する電位は、人体1の静電容量 C_h 、 ΔC_h などを含む計測対象静電容量に応じた電位となる。そこで、演算装置33は、人体1が電氣的に接続している状態において、出力電圧 V_{o61} に基づいて、脈波を算出する。

[0079] [数13]

$$V_{o6} = \begin{cases} V_{o61} = \frac{C_{z1}}{C_{z1} + C_b} \times V_{in} & \text{(非接続時)} \\ V_{o62} = \frac{C_{z2}}{C_{z2} + C_b} \times V_{in} & \text{(接続時)} \end{cases} \quad \dots (13)$$

[0080] <第七実施形態>

上記実施形態においては、図1及び図2に示すように、人体1における異なる2か所の表面2, 3間は、基本静電容量 C_h と動脈に伴う静電容量 ΔC_h とを並列接続された回路として表されるものとした。

[0081] この他に、人体1における異なる2か所の表面2, 3間は、図27及び図

28に示すように、基本静電容量 C_h 、動脈に伴う静電容量 ΔC_h 、及び、抵抗 R を並列接続された回路として表されとも考えられる。この場合、表面2，3間の電圧変化は、抵抗 R の存在により、動脈に伴う静電容量 ΔC_h の影響をほとんど受けないことになる。

[0082] ただし、動脈の振動に伴って、人体1の表面2と表層側電極11との間に存在する被接触部材4が僅かに圧縮変形する。そのため、人体1の表面2と表層側電極11との間の結合容量 C_1 が変化する。同様に、動脈の振動に伴って、人体1の表面3とグランド電極14との間に存在する被接触部材4が僅かに圧縮変形する。そのため、人体1の表面3とグランド電極14との間の結合容量 C_2 が変化する。

[0083] そうすると、上記実施形態において、表層側電極11とグランド電極14との間の静電容量 C_y は、式(2)で表したが、本実施形態においては、式(14)により表される。式(14)において、結合容量 C_1 ， C_2 が、脈波に伴って変化する値となる。また、表層側電極11とグランド電極14との配置方向は、人体1の大腿動脈の流通方向にほぼ一致させている。そのため、結合容量 C_1 ， C_2 は、ほぼ同様に変化するものと考えられる。

[0084] 従って、図5に示す出力電圧 V_o2 は、結合容量 C_1 ， C_2 、すなわち人体1の動脈の影響を受けて、微小な振動波形となる。そのため、上記実施形態と同様に、演算装置33は、人体1の脈波を得ることができる。

[0085] [数14]

$$\frac{1}{C_y} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} \quad \dots (14)$$

[0086] なお、第七実施形態においては、人体1における異なる2か所の表面2，3間に、抵抗 R を含む回路とし、且つ、動脈の振動に伴って被接触部材4が僅かに圧縮変形するものとした。このことを、第六実施形態の脈波計測装置600の構成に同様に適用することもできる。つまり、図24において、人体1における異なる2か所の表面2，3間が、基本静電容量 C_h 、動脈に伴

う静電容量 ΔC_h 、及び、抵抗 R を並列接続された回路として表される。さらに、人体1の表面2と表層側電極11との間の結合容量 C_1 が変化し、且つ、人体1の表面3と第二表層側電極15との間の結合容量 C_2 が変化する。この場合も、同様に、演算装置33は、人体1の脈波を得ることができる。

[0087] <実施形態の効果>

第一実施形態～第五実施形態、及び第七実施形態の脈波計測装置100, 200, 300, 400, 500は、人体1の表面との間に絶縁性の被接触部材4を挟んで人体1に電氣的に接続する表層側電極11と、表層側電極11から被接触部材4とは反対側に離れて配置される深層側電極12と、表層側電極11と深層側電極12との間に介在する誘電層13と、表層側電極11から被接触部材4の面方向に離れて配置され、人体1の表面との間に被接触部材4を挟んで人体1に電氣的に接続し、且つ、グランド電位に接続されるグランド電極14とを備える。

[0088] さらに、脈波計測装置100, 200, 300, 400, 500は、表層側電極11とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタ22と、深層側電極12に入力電圧を印加可能な電源21と、人体1の動脈が表層側電極11とグランド電極14との配置方向に向かって流通する状態において、電源21により入力電圧 V_{in} を深層側電極12に印加する場合に、表層側電極11とグランド電極14との間の静電容量 C_y を含む計測対象静電容量に応じた表層側電極11の電位 V_o を計測する計測器32と、計測器32による計測信号に基づいて人体1の脈波を算出する演算装置33とを備える。

[0089] 計測器32は、人体1の静電容量 C_h 、 ΔC_h と、表層側電極11と深層側電極12との電極間静電容量 C_n と、人体1と表層側電極11との間の結合容量 C_1 と、人体1とグランド電極14との間の結合容量 C_2 とが直列接続された状態において、人体1の静電容量 C_h 、 ΔC_h と電極間静電容量 C_n との中間電位を測定する。ただし、表層側電極11とグランド電位との間

には、ブリッジ用キャパシタ 22 が接続される。つまり、ブリッジ用キャパシタ 22 は、人体 1 の静電容量 C_h 、 ΔC_h に並列接続されることになる。

[0090] そして、当該中間電位は、人体 1 の静電容量 C_h 、 ΔC_h 、電極間静電容量 C_n 、各結合容量 C_1 、 C_2 、及び、ブリッジ用キャパシタ 22 の静電容量 C_b の影響を受ける電位となる。また、人体の静電容量、又は、各結合容量が、脈波に伴う変化分を含むと考えられる。例えば、人体 1 の静電容量 C_h 、 ΔC_h は、人体 1 の基本静電容量 C_h に加えて、脈波に伴う変化分 ΔC_h を含むと考えられる。もしくは、脈波に伴って人体の表面と表層側電極との距離が変動することにより、各結合容量が、脈波に伴う変化分を含むとも考えられる。

[0091] 特に、人体 1 の動脈の流通方向が、表層側電極 11 とグランド電極 14 の配置方向となることで、表層側電極 11 とグランド電極 14 との間の静電容量 C_y は、脈波の影響を確実に受ける。従って、演算装置 33 が、当該中間電位から人体 1 の動脈の静電容量 ΔC_h の影響分を抽出することで、人体 1 の脈波を確実に取得できる。

[0092] また、ブリッジ用キャパシタ 22 が人体 1 の静電容量 C_h 、 ΔC_h に並列接続されるため、人体 1 が表層側電極 11 に電氣的に接続していない場合において、電源 21 とグランド電位との間には、深層側電極 12、表層側電極 11 及びブリッジ用キャパシタ 22 を介する回路が形成される。つまり、人体 1 が表層側電極 11 に電氣的に接続しているか接続していないかに関わらず、安定した回路が形成される。従って、計測器 32 が、確実に当該中間電位を計測できる。

[0093] さらに、表層側電極 11 及びグランド電極 14 は、絶縁性の被接触部材 4 を挟んで人体 1 の表面に電氣的に接続する。仮に、表層側電極 11 又はグランド電極 14 が、人体 1 の表面（例えば人体の皮膚）に直接接触すると、計測器 32 は、種々の電氣的ノイズの影響を受ける。そこで、被接触部材 4 が挟まれることで、計測器 32 が計測する電位は、電氣的ノイズの影響が小さくなる。

[0094] また、脈波計測装置 100、200、300、400、500において、演算装置 33は、計測器 32により増幅された計測信号から所定の周波数帯域の信号を抽出して、脈波を算出する。脈波の影響による振動の振幅は非常に小さいため、所定の周波数帯域の信号を抽出する際に、適切に所望の信号を抽出できないことがある。そこで、計測器 32が増幅した計測信号を用いることで、確実に脈波を得ることができる。また、演算装置 33が所定の周波数帯域の信号を抽出することで、人体 1の基本静電容量 C_h の成分、人体 1の表面と表層側電極 11との間の結合容量 C_1 及び人体 1の表面とグランド電極 14との間の結合容量 C_2 は、大部分が除去され、脈波の影響分のみが抽出される。

[0095] また、第一実施形態及び第七実施形態の静電容量型脈波計測装置 100は、深層側電極 12を電源 21に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第一入力用スイッチング素子 SW_{11} と、表層側電極 11とグランド電位との間に配置され、表層側電極 11をグランド電位に接続する状態と遮断する状態とを切り替える充放電用スイッチング素子 SW_{10} と、第一入力用スイッチング素子 SW_{11} 及び充放電用スイッチング素子 SW_{10} を制御するコントローラ 31とを備える。

[0096] コントローラ 31は、表層側電極 11及び深層側電極 12がグランド電位に接続されることで表層側電極 11の電荷を放電し、放電の後に、充放電用スイッチング素子 SW_{10} を開状態にし且つ深層側電極 12に入力電圧 V_{in} が印加される状態にすることで、表層側電極 11と深層側電極 12との間に充電する。そして、計測器 32は、充電された状態で、計測対象静電容量に応じた表層側電極 11の電位を計測する。充放電用スイッチング素子 SW_{10} を閉状態にすることによって、表層側電極 11の電位のキャリブレーションを行うことができる。従って、充電後に計測器 32が計測する電位は、人体 1の静電容量 C_y などを含む計測対象静電容量に応じた電位となる。

[0097] また、第一実施形態及び第七実施形態の脈波計測装置 100において、表層側電極 11と深層側電極 12との間の電極間静電容量 C_n は、固定値に設

定される。つまり、人体 1 が計測ユニット 10 に荷重を付加したとしても、電極間静電容量 C_n が変化しないため、基準を安定して得ることができる。なお、基準とは、例えば、図 5 の $t_1 \sim t_2$ のグランド電位とすることができる。

[0098] また、第二実施形態～第五実施形態の脈波計測装置 200, 300, 400, 500 は、一端側を電源 21 に接続可能であり、他端側を表層側電極 11 に接続される並列キャパシタ 23, 23a, 23b と、深層側電極 12 を電源 21 に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第一入力用スイッチング素子 SW11 と、並列キャパシタ 23, 23a, 23b の一端側を電源 21 に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第二入力用スイッチング素子 SW12 と、表層側電極 11 とグランド電位との間に配置され、表層側電極 11 をグランド電位に接続する状態と遮断する状態とを切り替える充放電用スイッチング素子 SW10 と、第一入力用スイッチング素子 SW11、第二入力用スイッチング素子 SW12 及び充放電用スイッチング素子 SW10 を制御するコントローラ 31 とを備える。

[0099] コントローラ 31 は、表層側電極 11 及び深層側電極 12 がグランド電位に接続されることで表層側電極 11 の電荷を放電する第一状態とする。コントローラ 31 は、第一状態の後に、充放電用スイッチング素子 SW10 を開状態にし且つ並列キャパシタ 23, 23a, 23b の一端側のみに入力電圧 V_{in} が印加される状態にして、並列キャパシタ 23, 23a, 23b の他端側の電位を計測する第二状態とする。コントローラ 31 は、第二状態の後に、深層側電極 12 及び並列キャパシタ 23, 23a, 23b の一端側に入力電圧 V_{in} が印加される状態にすることで、表層側電極 11 の電位を計測する第三状態とする。コントローラ 31 は、第三状態の後に、深層側電極 12 の一端側のみに入力電圧 V_{in} が印加される状態にすることで、表層側電極 11 の電位を計測する第四状態とする。そして、演算装置 33 は、第四状態における計測器 32 による計測信号に基づいて、脈波を算出する。

[0100] コントローラ 31 が上記動作を行うことにより、計測器 32 は、第四状態

の出力電圧 V_{o14} , V_{o24} を、確実に取得できる。従って、演算装置 33 は、高精度に脈波を算出できる。

[0101] また、第五実施形態の脈波計測装置 500 において、表層側電極 11 と深層側電極 12 との間の電極間静電容量 C_n は、可変する。また、脈波計測装置 500 における並列キャパシタは、静電容量の異なる複数の並列キャパシタ 23a, 23b である。複数の並列キャパシタ 23a, 23b の少なくとも一つが、一端側を電源 21 に接続され、他端側を表層側電極 11 に接続される。

[0102] 演算装置 33 は、電源 21 を複数の並列キャパシタ 23a, 23b の中から少なくとも一つを選択した場合に、第四状態における計測器 32 による計測信号に基づいて、脈波を算出する。

[0103] 演算装置 33 は、適宜、脈波を算出するのに適した並列キャパシタ 23a, 23b の少なくとも一つを選択する。例えば、複数の並列キャパシタ 23a, 23b の中から、第三状態の出力電圧 V_{o332} , V_{o432} が小さくなるよう方を選択する。そうすることで、分解能が大きくなり、脈波の算出が確実となる。

[0104] また、第六実施形態の脈波計測装置 600 は、人体 1 の表面との間に絶縁性の被接触部材 4 を挟んで人体 1 に電氣的に接続する表層側電極 11 と、表層側電極 11 から被接触部材 4 の面方向に離れて配置され、人体 1 の表面との間に被接触部材 4 を挟んで人体 1 に電氣的に接続する第二表層側電極 15 と、表層側電極 11 とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタ 22 とを備える。

[0105] さらに、脈波計測装置 600 は、第二表層側電極 15 に入力電圧 V_{in} を印加可能な電源 21 と、人体 1 の動脈が表層側電極 11 と第二表層側電極 15 との配置方向に向かって流通する状態において、電源 21 により入力電圧 V_{in} を第二表層側電極 15 に印加する場合に、表層側電極 11 と第二表層側電極 15 との間の静電容量 C_z を含む計測対象静電容量に応じた表層側電極 11 の電位 V_{o6} を計測する計測器 32 と、計測器 32 による計測信号に

基づいて人体 1 の脈波を算出する演算装置 33 とを備える。

[0106] この場合、人体 1 が表層側電極 11 及び第二表層側電極 15 に対して電氣的に接続している状態において、計測器 32 が計測する電位は、人体 1 の静電容量 C_h 、 ΔC_h などを含む計測対象静電容量に応じた電位となる。そこで、演算装置 33 は、人体 1 が電氣的に接続している状態において、計測器 32 が計測する電位に基づいて、確実に人体 1 の脈波を算出することができる。

符号の説明

[0107] 1 : 人体、 2, 3 : 人体の表面、 4 : 被接触部材、 10 : 計測ユニット、 11 : 表層側電極、 12 : 深層側電極、 13 : 誘電層、 14 : グランド電極、 21 : 電源、 22 : ブリッジ用キャパシタ、 23, 23a, 23b : 並列キャパシタ、 31 : コントローラ、 32 : 計測器、 33 : 演算装置、 100, 200, 300, 400, 500 : 静電容量型脈波計測装置、 SW10 : 充放電用スイッチング素子、 SW11 : 第一入力用スイッチング素子、 SW12 : 第二入力用スイッチング素子、 V_{in} : 入力電圧、 V_o : 出力電圧、 ΔC_h : 動脈に伴う静電容量

請求の範囲

- [請求項1] 人体の表面との間に絶縁性の被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する表層側電極と、
- 前記表層側電極から前記被接触部材とは反対側に離れて配置される深層側電極と、
- 前記表層側電極と前記深層側電極との間に介在する誘電層と、
- 前記表層側電極から前記被接触部材の面方向に離れて配置され、前記人体の表面との間に前記被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続し、且つ、グランド電位に接続されるグランド電極と、
- 前記表層側電極とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタと、
- 前記深層側電極に入力電圧を印加可能な電源と、
- 前記人体の動脈が前記表層側電極と前記グランド電極との配置方向に向かって流通する状態において、前記電源により前記入力電圧を前記深層側電極に印加する場合に、前記表層側電極と前記グランド電極との間の静電容量を含む計測対象静電容量に応じた前記表層側電極の電位を計測する計測器と、
- 前記計測器による計測信号に基づいて前記人体の脈波を算出する演算装置と、
- を備える、静電容量型脈波計測装置。
- [請求項2] 前記演算装置は、前記計測器により増幅された計測信号から所定の周波数帯域の信号を抽出して、前記脈波を算出する、請求項1に記載の静電容量型脈波計測装置。
- [請求項3] 前記静電容量型脈波計測装置は、
- 前記深層側電極を前記電源に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第一入力用スイッチング素子と、
- 前記表層側電極とグランド電位との間に配置され、前記表層側電極をグランド電位に接続する状態と遮断する状態とを切り替える充放電

用スイッチング素子と、

前記第一入力用スイッチング素子及び前記充放電用スイッチング素子を制御するコントローラと、

を備え、

前記コントローラは、

前記表層側電極及び深層側電極がグランド電位に接続されることで前記表層側電極の電荷を放電し、

放電の後に、前記充放電用スイッチング素子を開状態にし且つ前記深層側電極に前記入力電圧が印加される状態にすることで、前記表層側電極と前記深層側電極との間に充電し、

前記計測器は、充電された状態で、前記計測対象静電容量に応じた前記表層側電極の電位を計測する、請求項 1 又は 2 に記載の静電容量型脈波計測装置。

[請求項4] 前記表層側電極と前記深層側電極との間の静電容量は、固定値に設定される、請求項 3 に記載の静電容量型脈波計測装置。

[請求項5] 前記静電容量型脈波計測装置は、
一端側を前記電源に接続可能であり、他端側を前記表層側電極に接続される並列キャパシタと、

前記深層側電極を前記電源に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第一入力用スイッチング素子と、

前記並列キャパシタの一端側を前記電源に接続する状態とグランド電位に接続する状態とを切り替える第二入力用スイッチング素子と、

前記表層側電極とグランド電位との間に配置され、前記表層側電極をグランド電位に接続する状態と遮断する状態とを切り替える充放電用スイッチング素子と、

前記第一入力用スイッチング素子、前記第二入力用スイッチング素子及び前記充放電用スイッチング素子を制御するコントローラと、

を備え、

前記コントローラは、

前記表層側電極及び前記深層側電極がグランド電位に接続されることで前記表層側電極の電荷を放電する第一状態とし、

前記第一状態の後に、前記充放電用スイッチング素子を開状態にし且つ前記並列キャパシタの一端側のみに前記入力電圧が印加される状態にして、前記並列キャパシタの他端側の電位を計測する第二状態とし、

前記第二状態の後に、前記深層側電極及び前記並列キャパシタの一端側に前記入力電圧が印加される状態にすることで、前記表層側電極の電位を計測する第三状態とし、

前記第三状態の後に、前記深層側電極の一端側のみに前記入力電圧が印加される状態にすることで、前記表層側電極の電位を計測する第四状態とし、

前記演算装置は、前記第四状態における前記計測器による計測信号に基づいて、前記脈波を算出する、請求項 1 又は 2 に記載の静電容量型脈波計測装置。

[請求項6]

前記表層側電極と前記深層側電極との間の静電容量は、可変し、

前記並列キャパシタは、静電容量の異なる複数の並列キャパシタであり、

前記複数の並列キャパシタの少なくとも一つが、一端側を前記電源に接続され、他端側を前記表層側電極に接続され、

前記演算装置は、前記電源を前記複数の並列キャパシタの中から少なくとも一つを選択した場合に、前記第四状態における前記計測器による計測信号に基づいて、前記脈波を算出する、請求項 5 に記載の静電容量型脈波計測装置。

[請求項7]

人体の表面との間に絶縁性の被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する表層側電極と、

前記表層側電極から前記被接触部材の面方向に離れて配置され、前

記人体の表面との間に前記被接触部材を挟んで前記人体に電氣的に接続する第二表層側電極と、

前記表層側電極とグランド電位との間に接続されるブリッジ用キャパシタと、

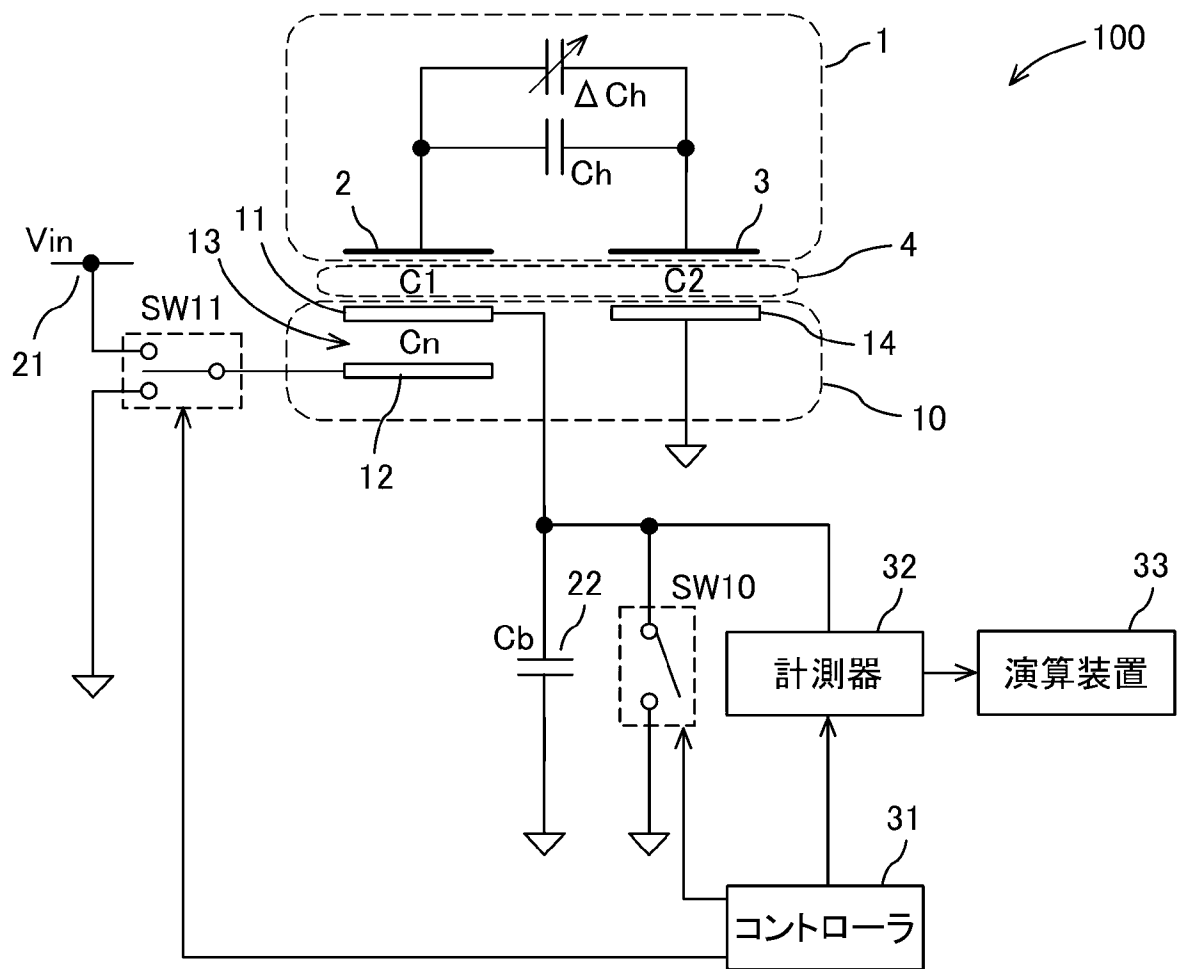
前記第二表層側電極に入力電圧を印加可能な電源と、

前記人体の動脈が前記表層側電極と前記第二表層側電極との配置方向に向かって流通する状態において、前記電源により前記入力電圧を前記第二表層側電極に印加する場合に、前記表層側電極と前記第二表層側電極との間の静電容量を含む計測対象静電容量に応じた前記表層側電極の電位を計測する計測器と、

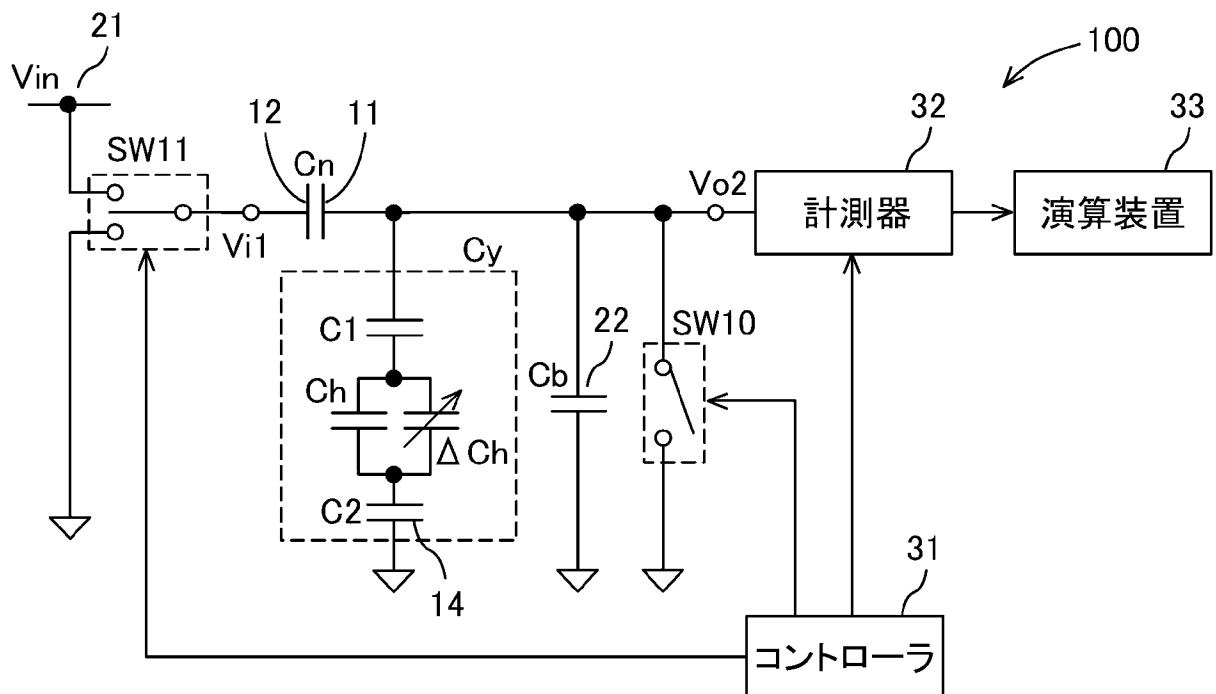
前記計測器による計測信号に基づいて前記人体の脈波を算出する演算装置と、

を備える、静電容量型脈波計測装置。

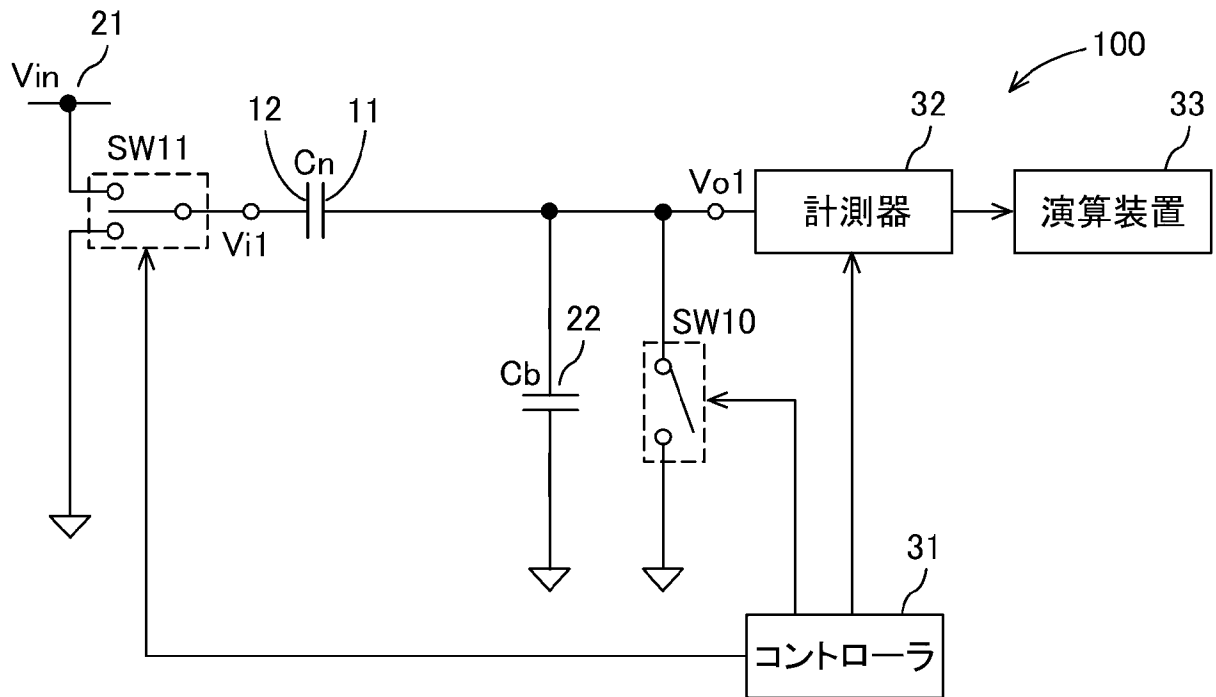
[図1]



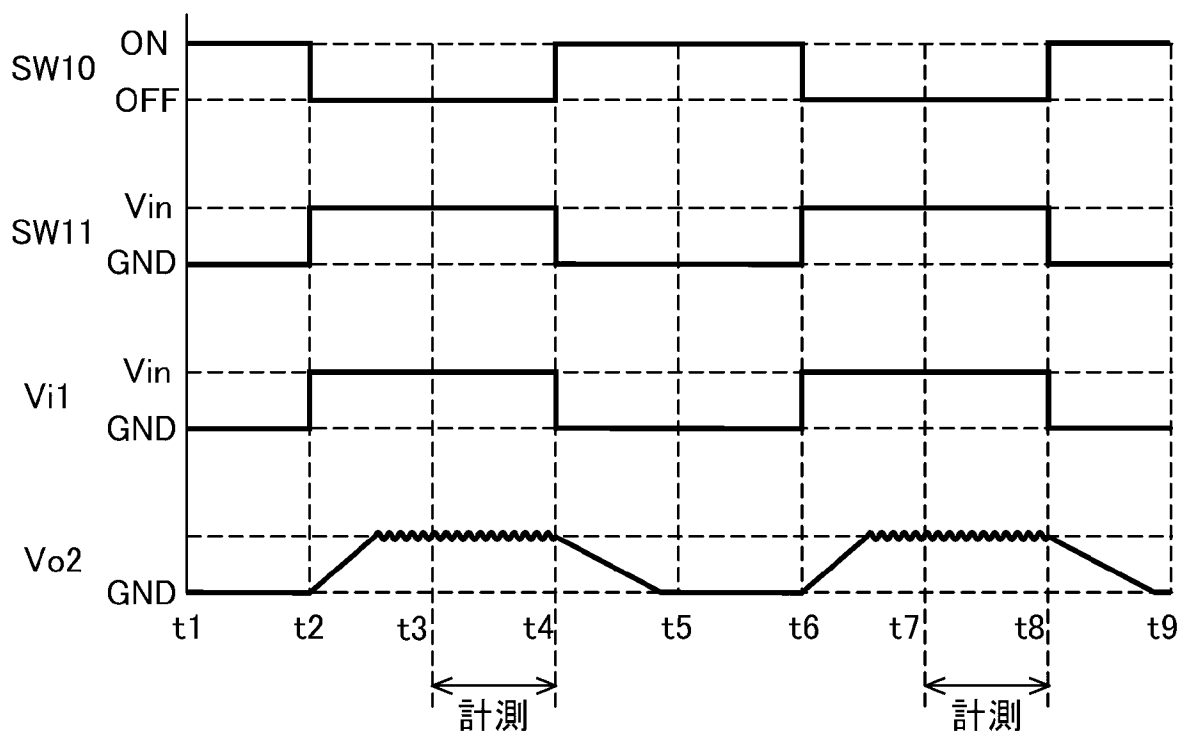
[図2]



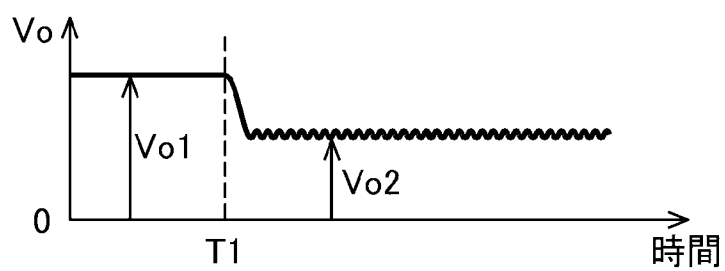
[図3]



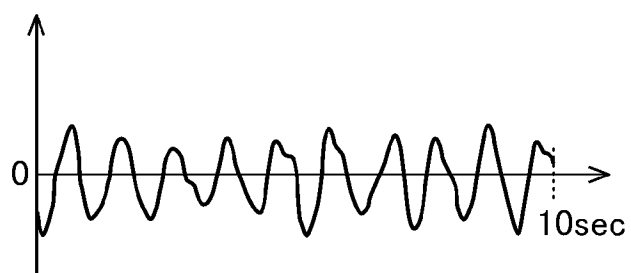
[図4]



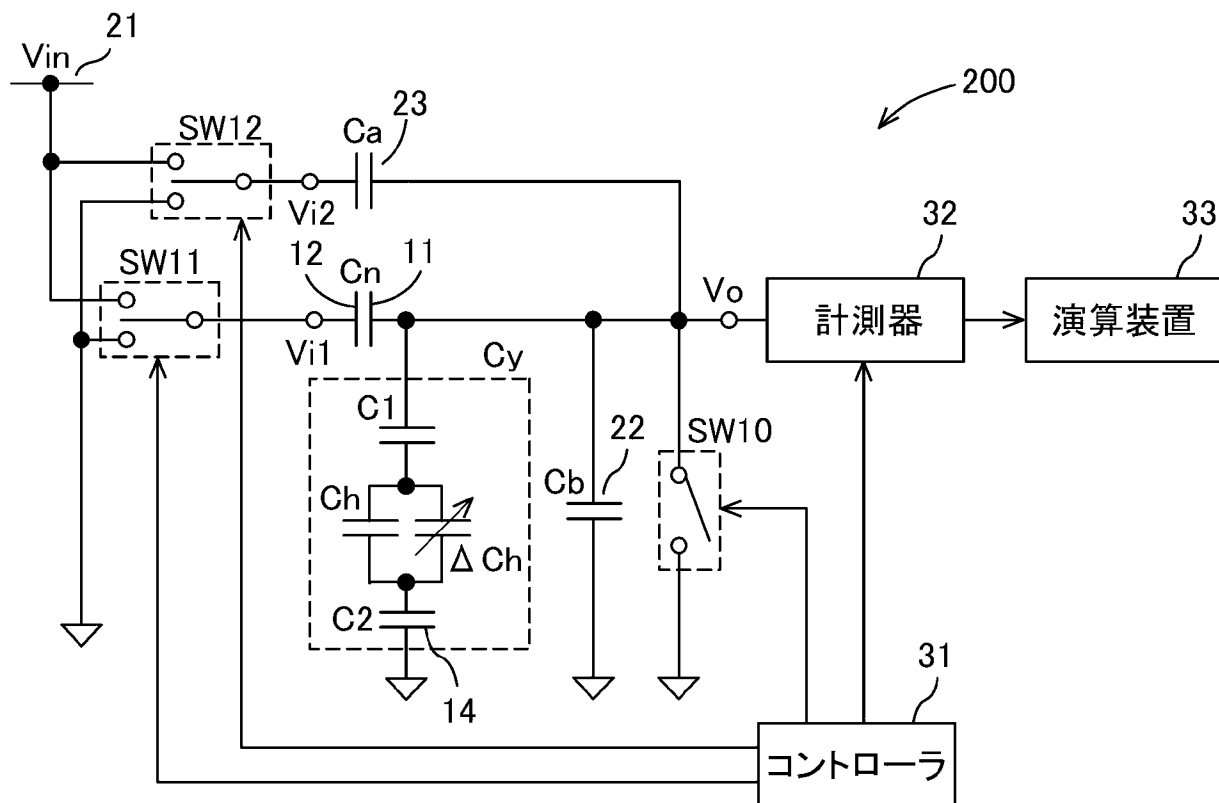
[図5]



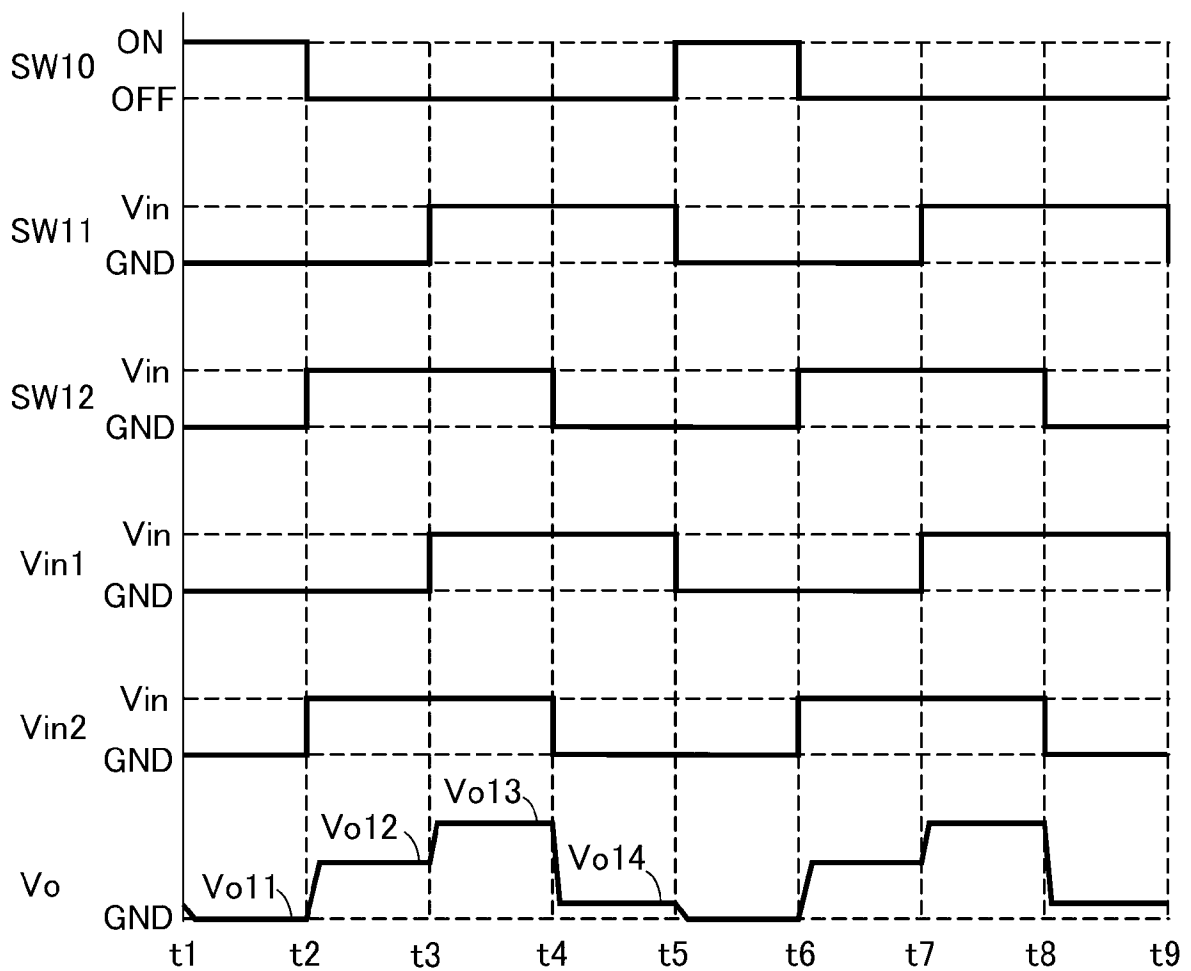
[図6]



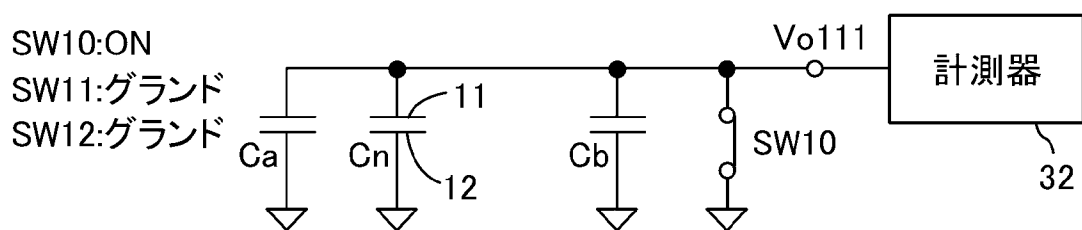
[図7]



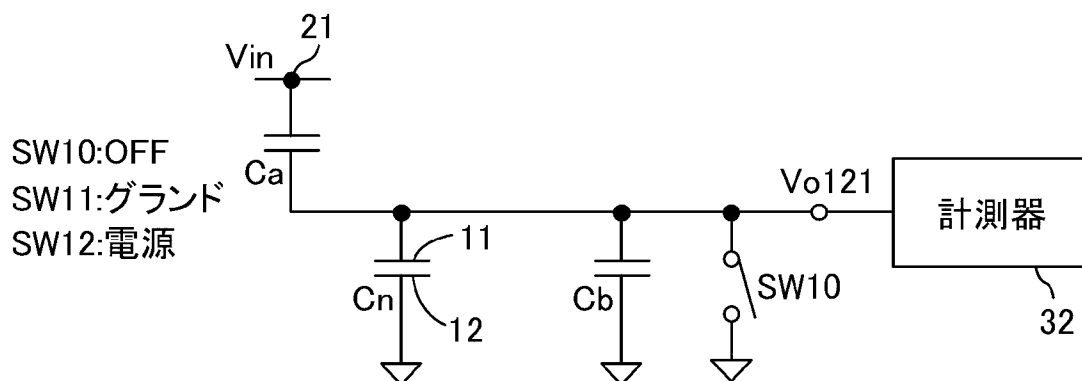
[図8]



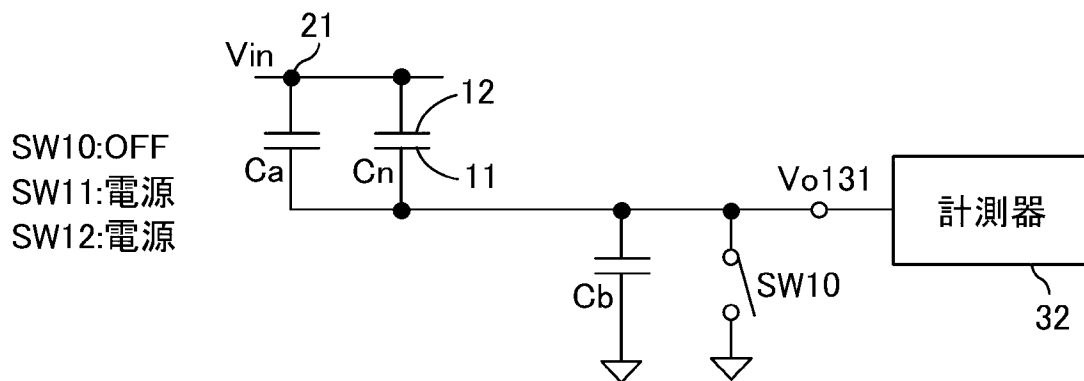
[図9]



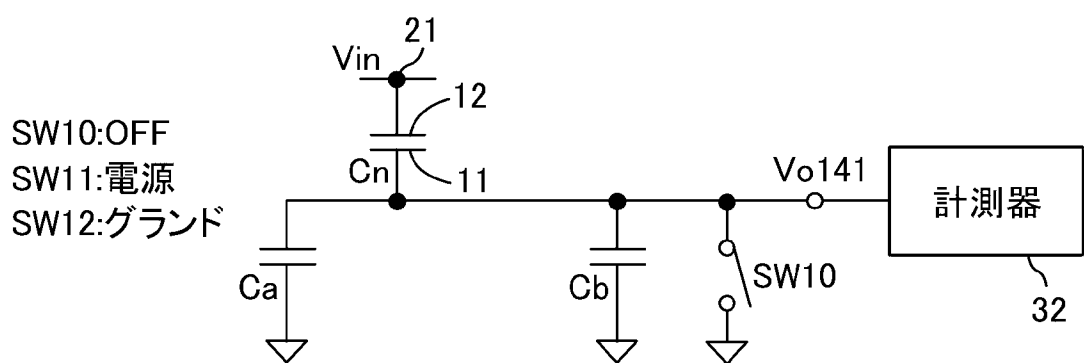
[図10]



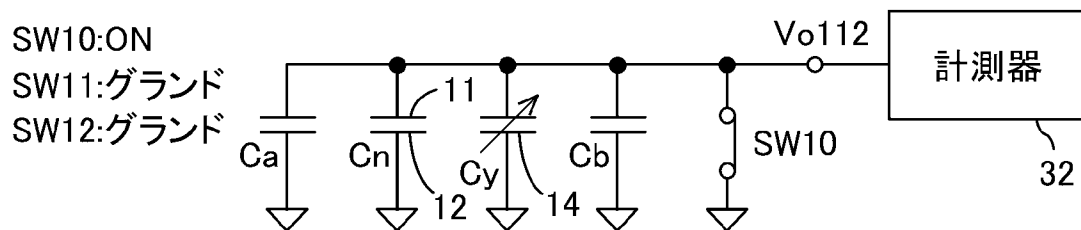
[図11]



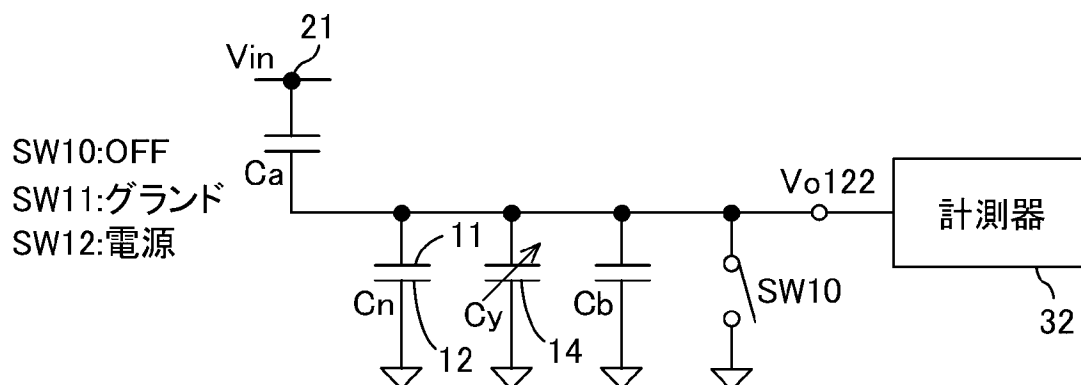
[図12]



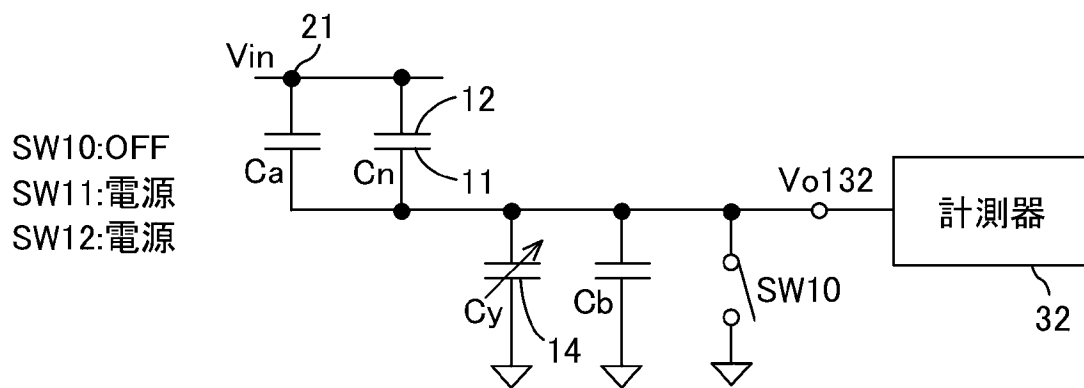
[図13]



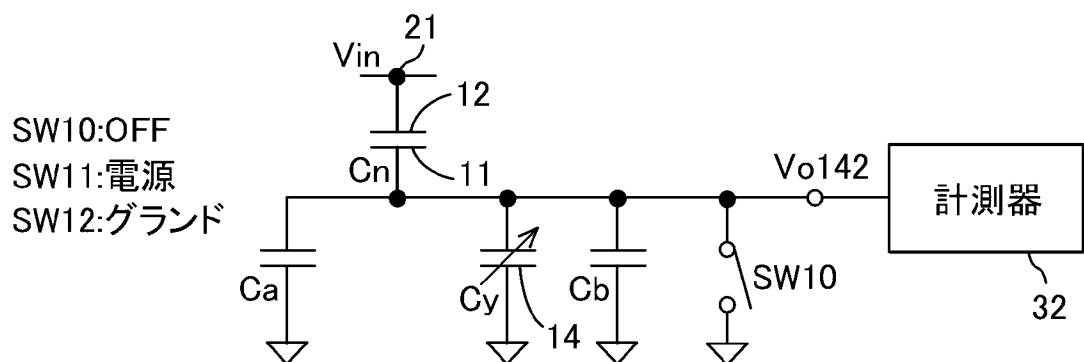
[図14]



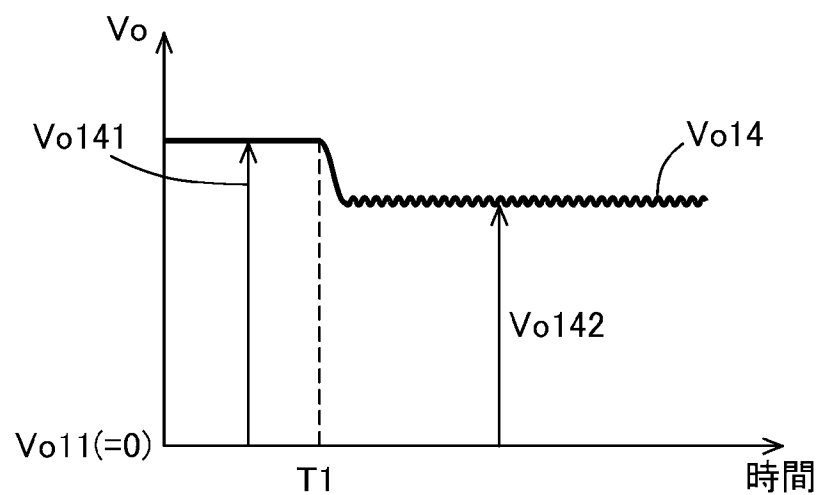
[図15]



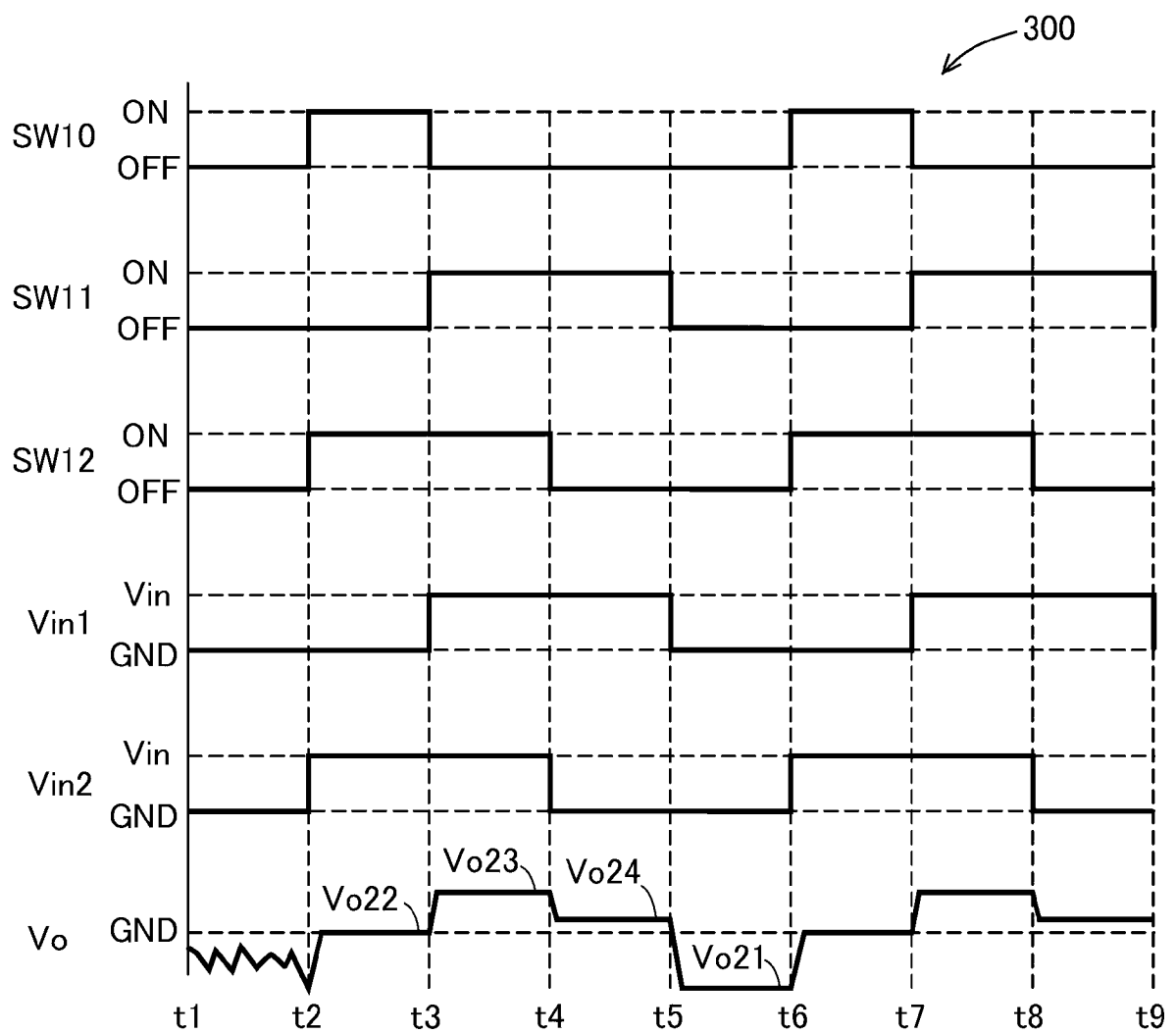
[図16]



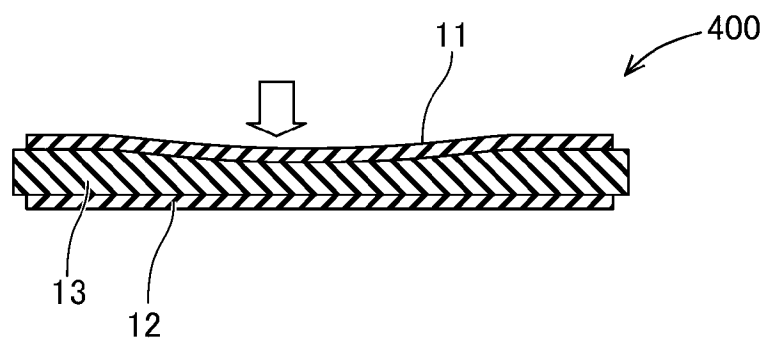
[図17]



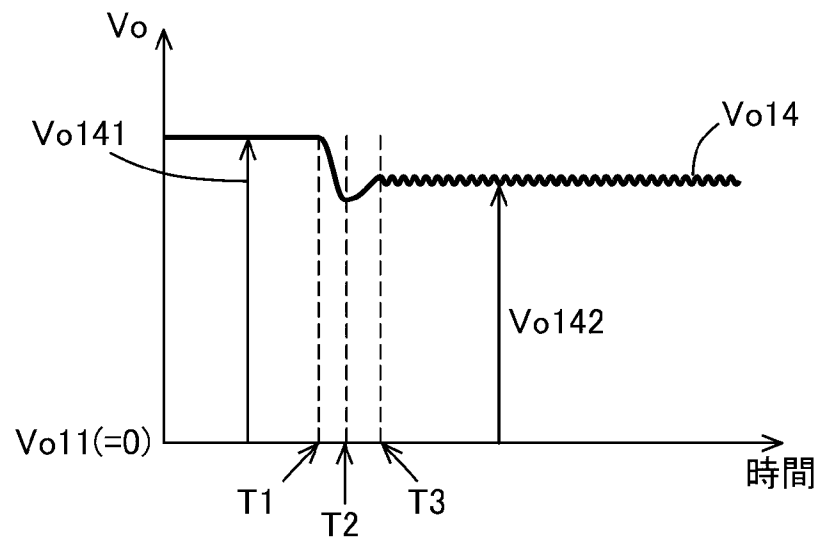
[図18]



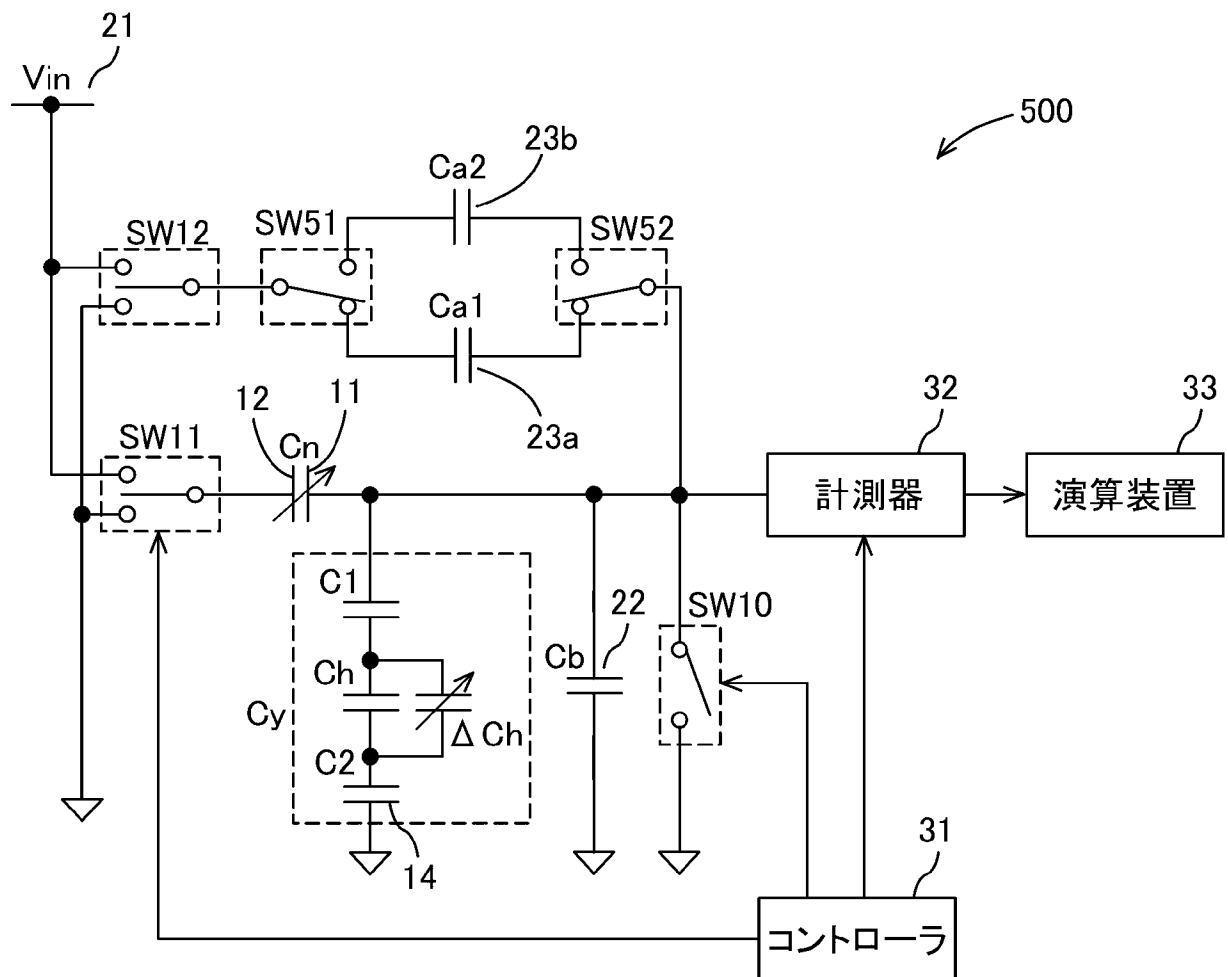
[図19]



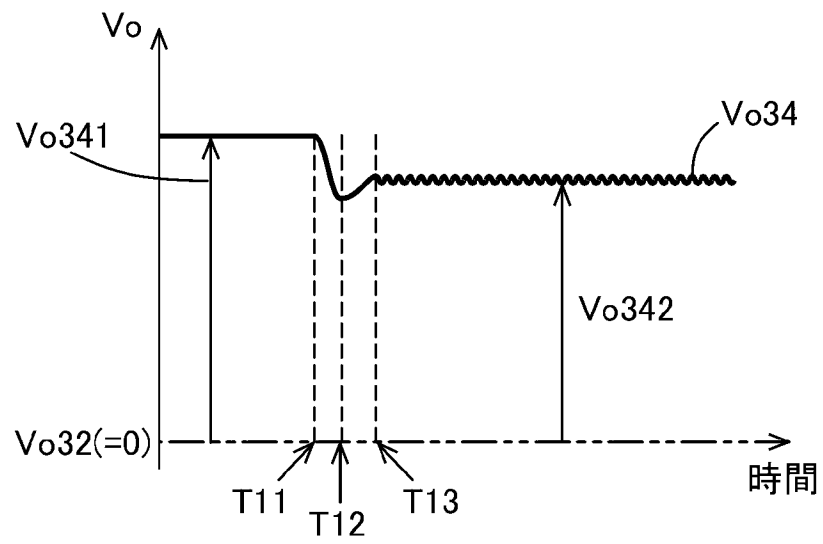
[図20]



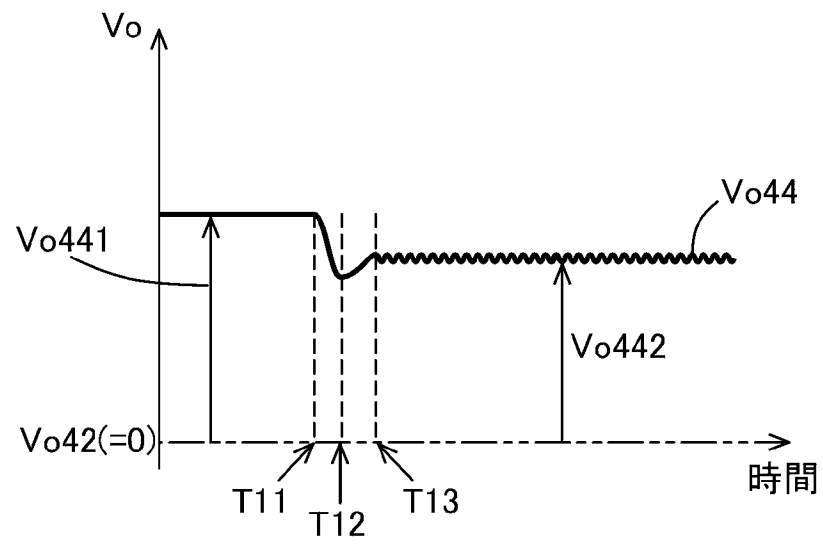
[図21]



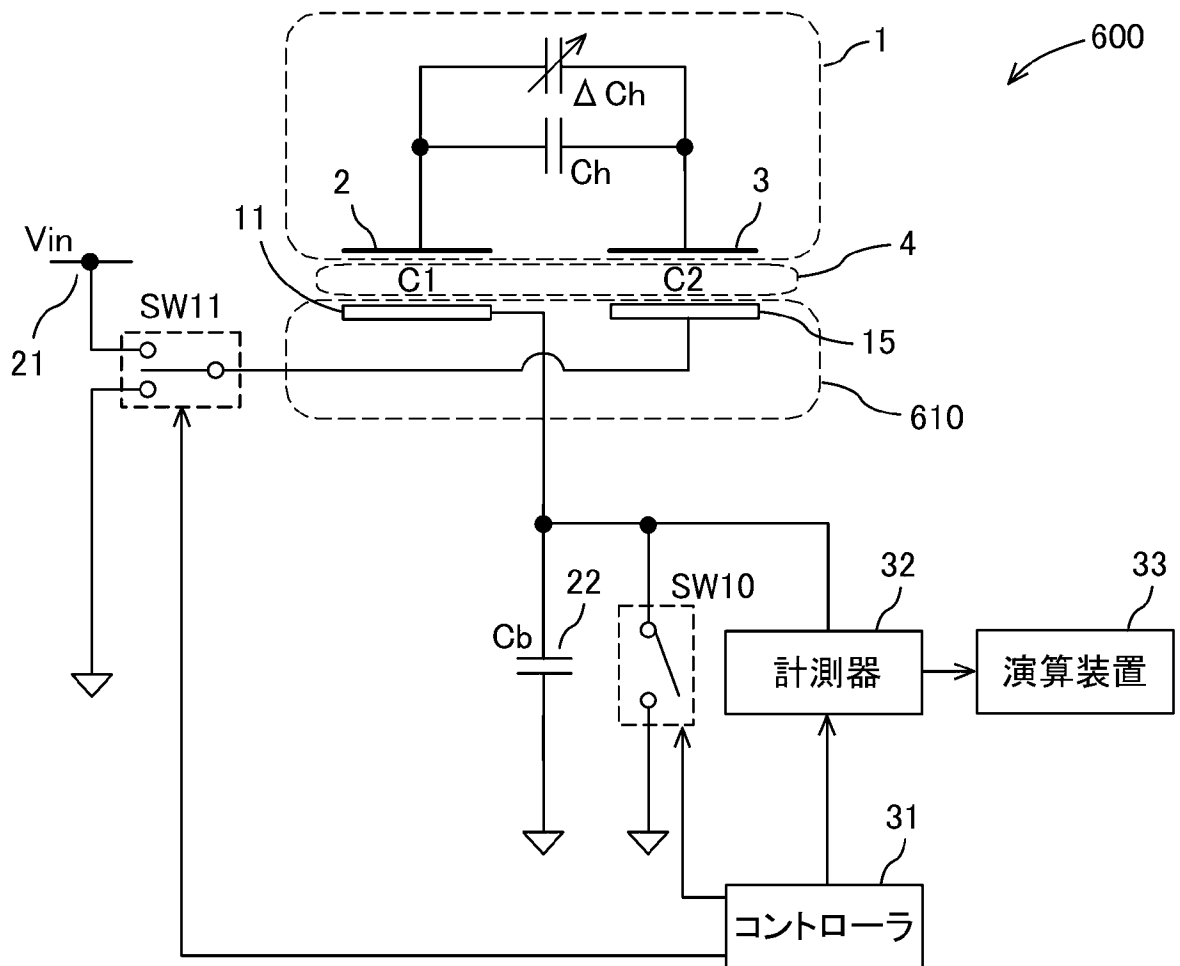
[図22]



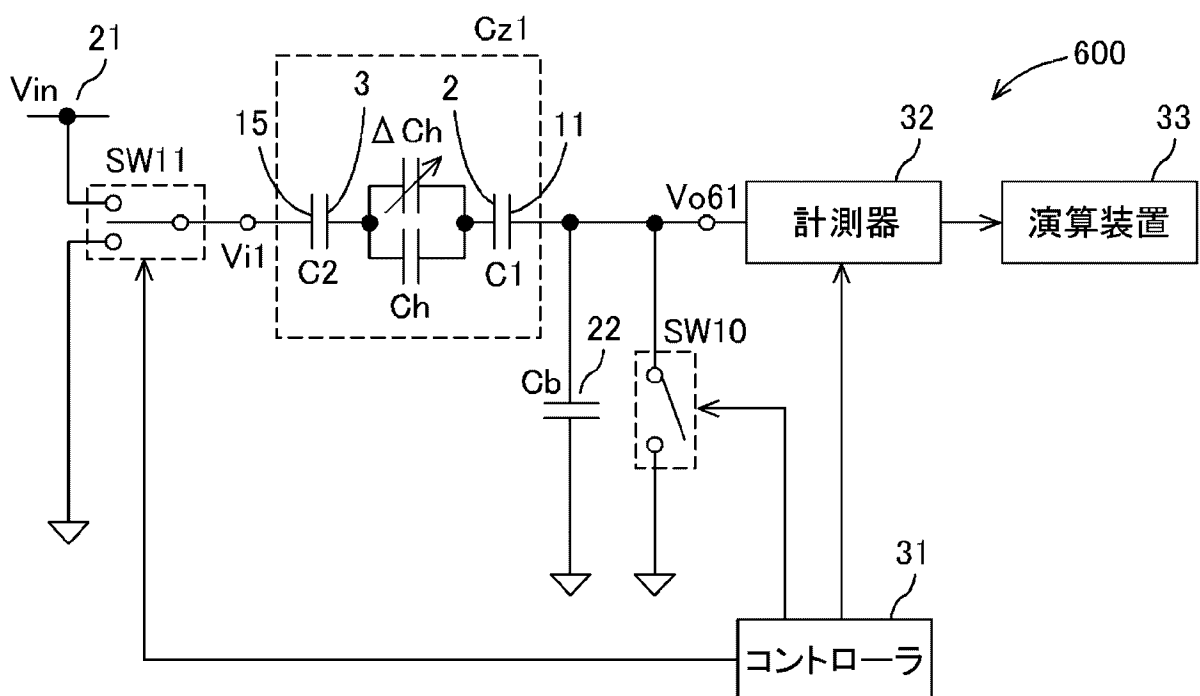
[図23]



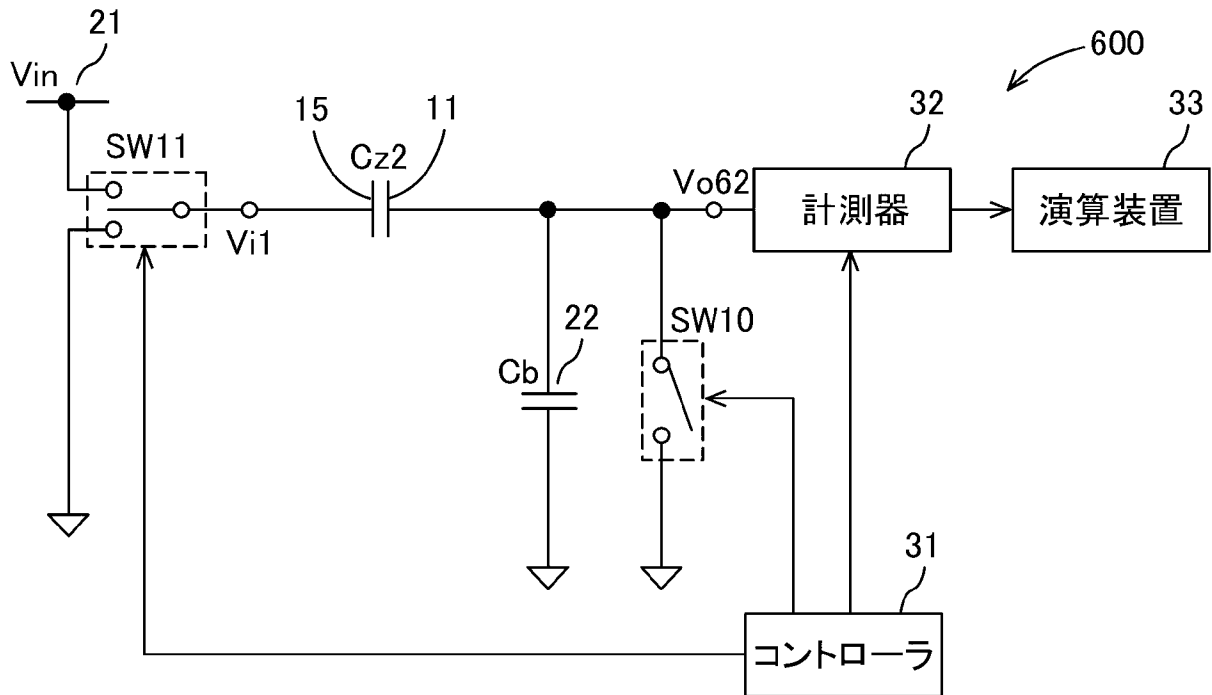
[図24]



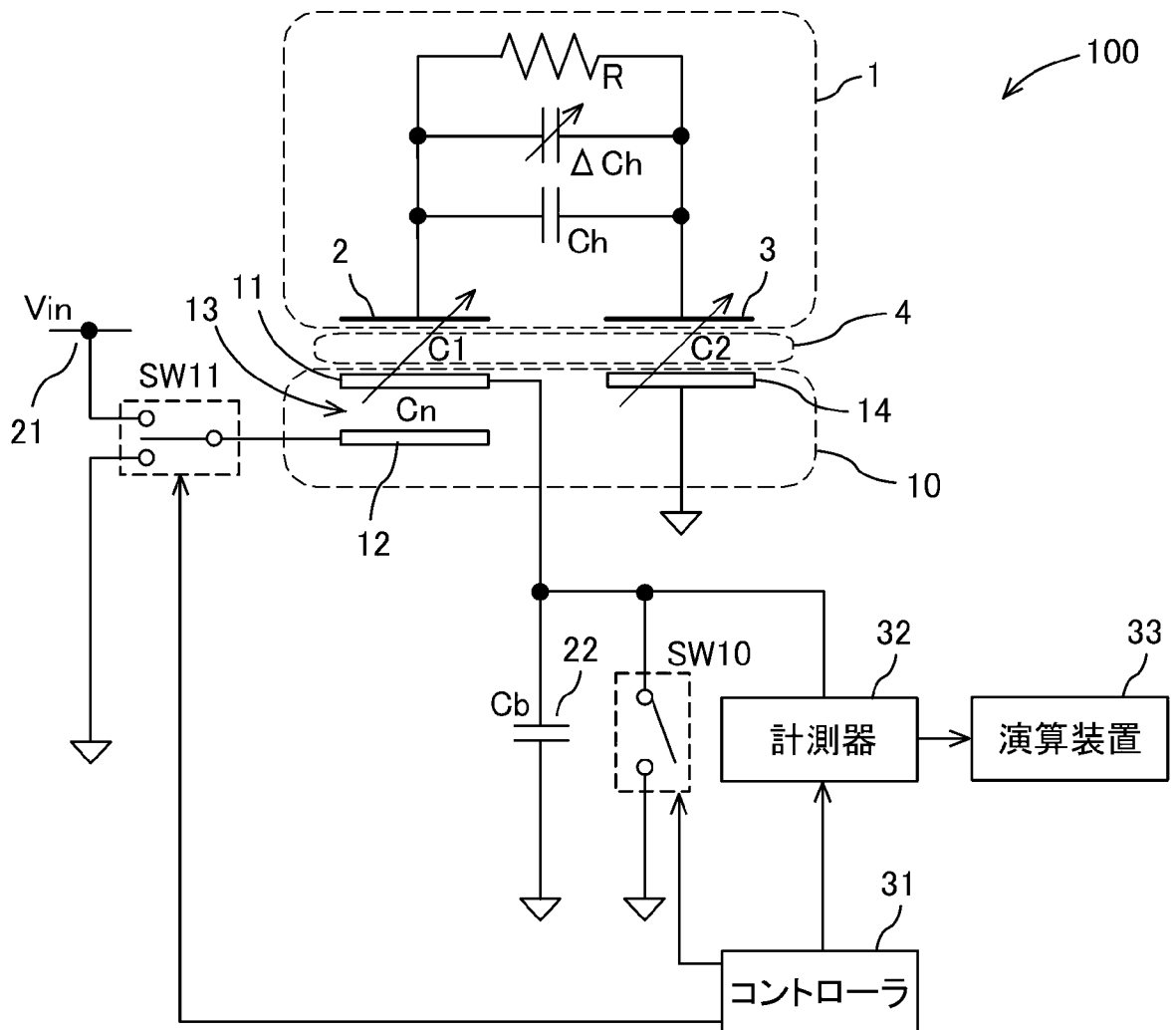
[図25]



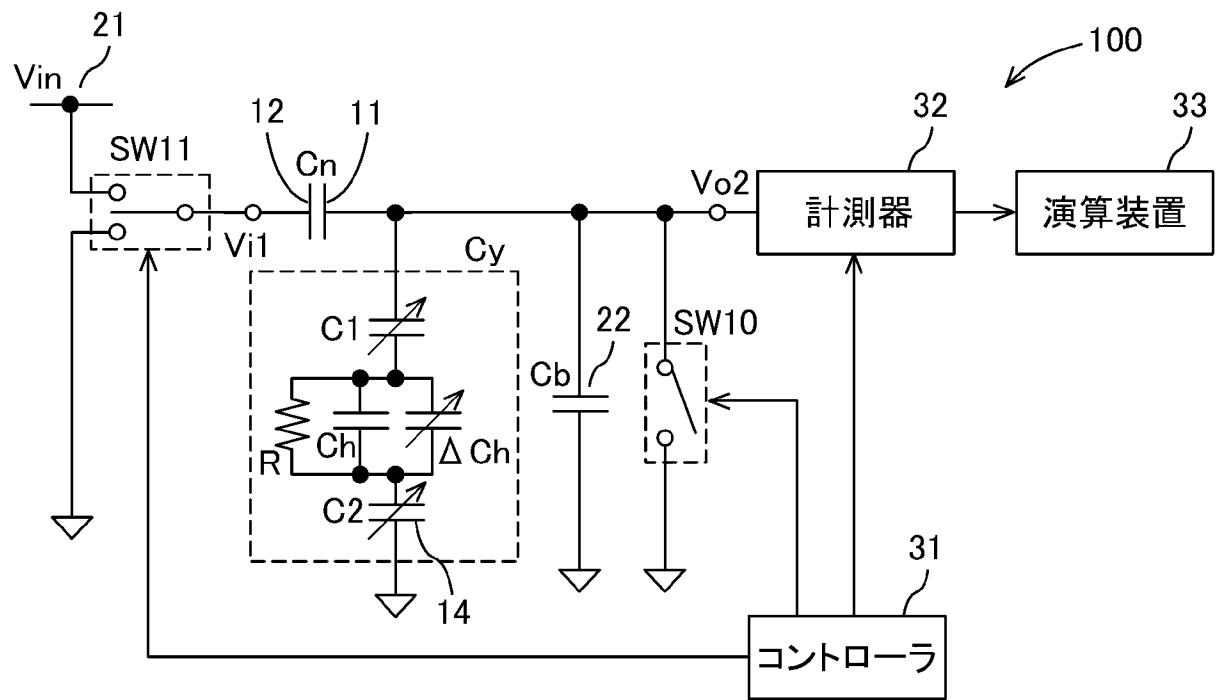
[図26]



[図27]



[図28]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/058489

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/02

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 2009-231865 A (Citizen Holdings Co., Ltd.), 08 October 2009 (08.10.2009), (Family: none)	1-7
A	JP 2006-20823 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 26 January 2006 (26.01.2006), & US 2006/0005631 A1 & EP 1616523 A2 & CN 1718157 A	1-7
A	JP 2007-289501 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 08 November 2007 (08.11.2007), & US 2009/0209870 A1 & WO 2007/125728 A1 & EP 2014227 A1 & DE 602007010759 D & CN 101426421 A & TW 200803790 A	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
18 May 2016 (18.05.16)

Date of mailing of the international search report
31 May 2016 (31.05.16)

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. A61B5/02 (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

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 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 2009-231865 A (シチズンホールディングス株式会社) 2009.10.08, (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2006-20823 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2006.01.26, & US 2006/0005631 A1 & EP 1616523 A2 & CN 1718157 A	1-7
A	JP 2007-289501 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2007.11.08, & US 2009/0209870 A1 & WO 2007/125728 A1 & EP 2014227 A1 & DE 602007010759 D & CN 101426421 A & TW 200803790 A	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

18.05.2016

国際調査報告の発送日

31.05.2016

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)

湯本 照基

2 Q

9 4 0 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292