

(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
2020年7月23日(23.07.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/149182 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/0478 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2020/000238

(22) 国際出願日:

2020年1月8日(08.01.2020)

(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 2019-006749 2019年1月18日(18.01.2019) JP

(71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP). ソニーセミコンダクタソリューションズ株式会社 (SONY SEMICONDUCTOR SOLUTIONS CORPORATION) [JP/JP]; 〒2430014 神奈川県厚木市旭町四丁目14番1号 Kanagawa (JP).

(72) 発明者: 勝原 真央 (KATSUHARA, Mao);

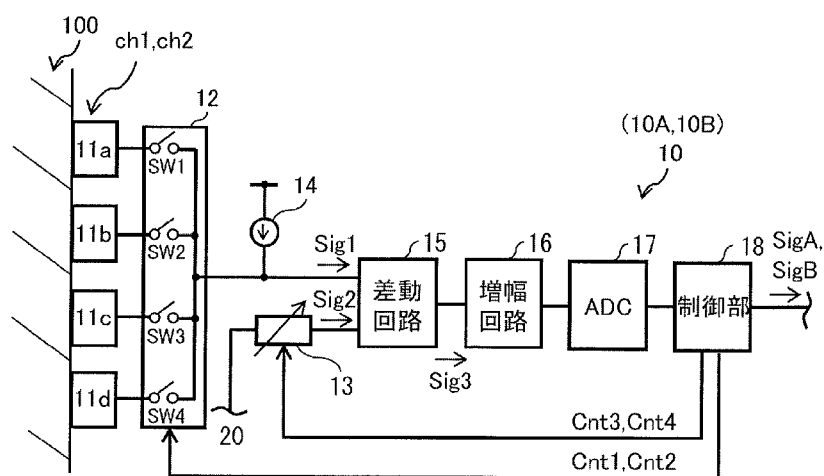
〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号
ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 吉藤 一成
(YOSHIFUJI, Kazunari); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
Tokyo (JP). 八木下 雄貴 (YAGISHITA, Yuki);
〒2430014 神奈川県厚木市旭町四丁目14番1号
ソニーセミコンダクタソリューションズ株式
会社内 Kanagawa (JP). 大川 剛史 (OHKAWA,
Takeshi); 〒2430014 神奈川県厚木市旭町四丁
目14番1号 ソニーセミコンダクタソリュ
ーションズ株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人つばさ国際特許
事務所 (TSUBASA PATENT PROFESSIONAL
CORPORATION); 〒1600022 東京都新宿
区新宿1丁目15番9号 さわだビ
ル3階 Tokyo (JP).

(54) Title: BIOLOGICAL INFORMATION MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 生体情報計測装置

[図2]



15 Differential circuit
16 Amplification circuit
18 Control unit

(57) Abstract: A biological information measuring device pertaining to an embodiment of the present disclosure is provided with one or a plurality of measuring channels placed in contact with an organism, and a reference channel placed in contact with the organism. This biological information measuring device is further provided with a differential circuit for generating a biological signal corresponding to the difference between a measurement signal obtained from a measurement channel and a reference signal obtained from the reference channel, and a switching mechanism for switching a contact impedance between the organism and the measurement channel and reference channel.

(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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(57) 要約: 本開示の一実施の形態に係る生体情報計測装置は、生体に接触させる1または複数の計測チャンネルと、生体に接触させる基準チャンネルとを備えている。この生体情報計測装置は、さらに、計測チャンネルから得られる計測信号と、基準チャンネルから得られる基準信号との差分に対応する生体信号を生成する差動回路と、計測チャンネルおよび基準チャンネルと生体との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構とを備えている。

明 細 書

発明の名称： 生体情報計測装置

技術分野

[0001] 本開示は、生体情報計測装置に関する。

背景技術

[0002] 脳波のような微小な電位差を計測する装置において、外界の電磁波が人体や配線にカップリングし混入することによって生じるノイズが大きな問題となる。このような交流ノイズのうち、人体との静電誘導によるものは、通常は、差動回路によって低減される。しかしながら、差動回路につながる２つの電極と生体との接触インピーダンスに差が生じると、交流ノイズが差動回路で除去できずに残ってしまうという問題がある。その対策として、従来から、種々の方策が提案されている（例えば、特許文献１参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献１：特開２０１４－１２４４３８号公報

発明の概要

[0004] ところで、脳波などの生体情報を計測する装置では、体動や装着不具合によって電極の接触状態が変化し得る。電極の接触状態が変化すると、それに伴って、接触インピーダンスも変化し、生体情報に含まれる交流ノイズの効果的な除去が難しくなる。従って、電極の接触状態が変化し得る状況下でも、生体情報に含まれる交流ノイズを効果的に削減することの可能な生体情報計測装置を提供することが望ましい。

[0005] 本開示の一実施の形態に係る生体情報計測装置は、生体に接触させる１または複数の計測チャネルと、生体に接触させる基準チャネルとを備えている。この生体情報計測装置は、さらに、計測チャネルから得られる計測信号と、基準チャネルから得られる基準信号との差分に対応する生体信号を生成する差動回路と、計測チャネルおよび基準チャネルと生体との間の接触インピ

ーダンスを切り替える切り換え機構とを備えている。

[0006] 本開示の一実施の形態に係る生体情報計測装置では、計測信号と基準信号との差分に対応する生体信号を生成する差動回路が設けられており、さらに、計測チャネルおよび基準チャネルと生体との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構が設けられている。これにより、チャネルの接触状態に応じて、接触インピーダンスを調整することが可能である。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本開示の一実施形態に係る生体情報計測装置の概略構成例を表す図である。

[図2]図1の計測電極モジュールの回路構成例を表す図である。

[図3A]図1の基準電極モジュールの回路構成例を表す図である。

[図3B]図1の基準電極モジュールの回路構成例を表す図である。

[図4]図2の計測電極モジュールの断面構成例を表す図である。

[図5]図3Aの基準電極モジュールの断面構成例を表す図である。

[図6]図1の計測電極モジュールおよび基準電極モジュールの斜視構成例を表す図である。

[図7]図1の計測電極モジュールおよび基準電極モジュールの斜視構成例を表す図である。

[図8]図1の生体情報計測装置におけるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順の一例を表す図である。

[図9A]インピーダンス不整合が大きいときの生体信号の一例を表す図である。

[図9B]インピーダンス不整合が小さいときの生体信号の一例を表す図である。

[図9C]インピーダンス整合しているときの生体信号の一例を表す図である。

[図10]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図11]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図12]図10、図11の計測電極モジュールを備えた生体情報計測装置にお

けるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順の一例を表す図である。

[図13]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図14]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図15A]図3Aの基準電極モジュールおよび図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図15B]図3Bの基準電極モジュールおよび図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図16]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図17]図1の生体情報計測装置の概略構成の一変形例を表す図である。

[図18]図2の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図19]図10の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図20]図11の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図21]図13の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図22]図14の計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図23]計測電極モジュールの回路構成の一変形例を表す図である。

[図24]計測電極モジュールおよび基準電極モジュール内の電極数の一変形例を表す図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下、本開示を実施するための形態について、図面を参照して詳細に説明する。なお、説明は以下の順序で行う。

1. 実施の形態（生体情報計測装置）…図1～図9

DC電流を用いてインピーダンス整合を行う例

2. 変形例（生体情報計測装置）

変形例A：AC結合回路を用いる例…図10

変形例B：AC計測とDC計測を使い分ける例…図11、図12

変形例C：電流源の接続をオンオフする例…図13

変形例D：電流源を省略した例…図14

変形例 E：可変抵抗素子を基準電極モジュール内に設けた例…図 1 5

変形例 F：可変抵抗素子と抵抗素子で基準信号を分圧した例…図 1 6

変形例 G：生体信号を記憶部に格納した例…図 1 7

変形例 H：可変抵抗素子を差動回路の両入力端に設けた例

…図 1 8～図 2 2

変形例 I：可変抵抗素子を計測電極モジュール内に設けた例…図 2 3

変形例 J：計測電極モジュール内の計測電極の数と基準電極

モジュール内の基準電極の数とのバリエーション…図 2 4

[0009] <1. 実施の形態>

[構成]

本開示の一実施の形態に係る生体情報計測装置 1 について説明する。図 1 は、生体情報計測装置 1 の概略構成例を表したものである。生体情報計測装置 1 は、生体 100 の生体情報を検出する装置である。生体情報としては、例えば、脳波、心電、眼電などが挙げられる。生体 100 は、典型的には人であるが、動物であってもよい。生体情報計測装置 1 は、例えば、ヘッドマウントディスプレイなどのウェアラブル機器である。

[0010] 生体情報計測装置 1 は、ネットワーク 3 に接続されている。ネットワーク 3 は、例えば、LAN または WAN などの通信回線である。ネットワーク 3 には、端末装置 2 が接続されている。生体情報計測装置 1 は、ネットワーク 3 を介して端末装置 2 と通信することができるように構成されている。端末装置 2 は、例えば携帯端末であり、ネットワーク 3 を介して生体情報計測装置 1 と通信することができるように構成されている。

[0011] 端末装置 2 は、入力部、制御部、表示部および通信部を備えている。入力部は、ユーザからの入力情報を受け付ける。制御部は、入力部に入力された入力情報を、通信部を介して生体情報計測装置 1 に送信する。通信部は、ネットワーク 3 を介して、生体情報計測装置 1 から画像データを受信する。制御部は、通信部で受信した画像データに基づいて映像信号を生成し、表示部に出力する。表示部は、制御部から入力された映像信号に基づいて画像デー

タを表示する。

[0012] 生体情報計測装置 1 は、例えば、2つの計測電極モジュール 10（10A，10B）と、基準電極モジュール 20 と、制御部 30 と、記憶部 40 と、通信部 50 とを備えている。生体情報計測装置 1 に設けられる計測電極モジュール 10 の数は、2つに限定されるものではなく、1つであってもよいし、3つ以上であってもよい。以下では、生体情報計測装置 1 に設けられる計測電極モジュール 10 の数が2つであるものとして説明する。

[0013] 図 2 は、計測電極モジュール 10（10A，10B）の回路構成例を表したものである。計測電極モジュール 10A は、生体 100 に接触させる計測チャンネル ch1 として、複数の（例えば4つの）計測電極 11（11a，11b，11c，11d）を有している。計測電極モジュール 10B は、生体 100 に接触させる計測チャンネル ch2 として、複数の（例えば4つの）計測電極 11（11a，11b，11c，11d）を有している。計測電極 11（11a，11b，11c，11d）は、生体 100 の皮膚にドライ環境で接触させるドライ電極である。各計測電極モジュール 10（10A，10B）に設けられる計測電極 11 の数は、4つに限定されるものではなく、1つ、2つまたは3つであってもよいし、5つ以上であってもよい。以下では、計測電極モジュール 10（10A，10B）に設けられる計測電極 11 の数が4つであるものとして説明する。

[0014] 図 3A は、基準電極モジュール 20 の回路構成例を表したものである。基準電極モジュール 20 は、生体 100 に接触させる基準チャンネル ref として、複数の（例えば4つの）基準電極 21（21a，21b，21c，21d）を有している。基準電極 21（21a，21b，21c，21d）は、生体 100 の皮膚にドライ環境で接触させるドライ電極である。基準電極モジュール 20 に設けられる基準電極 21 の数は、4つに限定されるものではなく、1つ、2つまたは3つであってもよいし、5つ以上であってもよい。以下では、基準電極モジュール 20 に設けられる基準電極 21 の数が4つであるものとして説明する。

[0015] 計測電極モジュール10(10A, 10B)は、さらに、スイッチ素子12と、可変抵抗素子13と、AC電流源14と、差動回路15と、増幅回路16と、ADC(Analog-Digital Converter)17と、制御部18とを有している。一方、基準電極モジュール20は、さらに、スイッチ素子22と、バッファ回路23と、制御部24とを有している。なお、例えば、図3Bに示したように、バッファ回路23が省略されてもよい。スイッチ素子12, 22、可変抵抗素子13、制御部18、バッファ回路23、制御部24および制御部30からなる回路が、本開示の「計測チャネルおよび基準チャネルと生体との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構」の一具体例に相当する。

[0016] 計測電極モジュール10Aにおいて、スイッチ素子12は、制御部18からの制御信号Cnt1に基づいて、計測チャネルch1として設けられた複数の計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)の中から少なくとも1つを選択する。計測電極モジュール10Aにおいて、スイッチ素子12は、計測チャネルch1および基準チャネルrefと生体100との間の接触インピーダンスの調整に用いられる。計測電極モジュール10Bにおいて、スイッチ素子12は、制御部18からの制御信号Cnt2に基づいて、計測チャネルch2として設けられた複数の計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)の中から少なくとも1つを選択する。計測電極モジュール10Bにおいて、スイッチ素子12は、計測チャネルch2および基準チャネルrefと生体100との間の接触インピーダンスの調整に用いられる。

[0017] スイッチ素子12は、計測電極11ごとに1つずつ直列に接続された複数の(例えば4つの)スイッチ(例えばスイッチSW1, SW2, SW3, SW4)を有している。以下では、スイッチ素子12に設けられるスイッチの数が4つであるものとして説明する。スイッチSW1, SW2, SW3, SW4のオンオフは、制御部18からの制御信号Cnt1, Cnt2に基づいてなされる。

[0018] 基準電極モジュール20において、スイッチ素子22は、制御部24から

の制御信号C n t 5に基づいて、基準チャネルr e fとして設けられた複数の基準電極21（21 a，21 b，21 c，21 d）の中から少なくとも1つを選択する。スイッチ素子22は、基準電極21ごとに1つずつ直列に接続された複数の（例えば4つの）スイッチ（例えばスイッチSW5，SW6，SW7，SW8）を有している。以下では、スイッチ素子22に設けられるスイッチの数が4つであるものとして説明する。スイッチSW5，SW6，SW7，SW8のオンオフは、制御部24からの制御信号C n t 5に基づいてなされる。

[0019] バッファ回路23は、例えば、ボルテージフォロアで構成されており、インピーダンス変換を行う。バッファ回路23の出力端は、各計測電極モジュール10の差動回路15の入力端に電氣的に接続される。これにより、バッファ回路23によるインピーダンス変換後の信号（基準信号S i g C）の電圧値がバッファ回路23の出力端に接続される差動回路15の数に依って変動するのが抑えられる。制御部24は、インピーダンス計測モードのときに、制御部30からの制御信号に基づいて、スイッチ素子22を制御することにより、基準チャネルr e fと生体100との間の接触インピーダンスを切り替える。制御部24は、さらに、インピーダンス計測モードのときに、制御部30からの制御信号に基づいて、可変抵抗素子13を制御することにより、差動回路15の入力端子間のインピーダンス差を調整する。

[0020] 計測電極モジュール10Aにおいて、可変抵抗素子13は、複数の基準電極21と、差動回路15との間に設けられている。具体的には、可変抵抗素子13は、バッファ回路23の出力端と、差動回路15の入力端（第2入力端）との間の配線に対して直列に挿入されている。可変抵抗素子13は、差動回路15の入力端子間のインピーダンス差の調整に用いられる。計測電極モジュール10Aにおいて、可変抵抗素子13の抵抗値は、制御部18からの制御信号C n t 3に基づいて設定される。計測電極モジュール10Aにおいて、可変抵抗素子13の抵抗値は、制御部18からの制御信号C n t 4に基づいて設定される。

- [0021] AC電流源14は、スイッチ素子12の出力端と、差動回路15の入力端（第1入力端）との間の配線に接続されている。AC電流源14は、計測チャンネルch1、ch2にAC電流を供給する。AC電流源14は、計測チャンネルch1、ch2および基準チャンネルrefと生体100との間の接触インピーダンスの計測に用いられる。
- [0022] 計測電極モジュール10Aにおいて、差動回路15は、計測チャンネルch1から得られる計測信号Sig1と、基準チャンネルrefから得られる基準信号Sig2との差分に対応する生体信号Sig3を生成する。また、計測電極モジュール10Bにおいて、差動回路15は、計測チャンネルch2から得られる計測信号Sig1と、基準チャンネルrefから得られる基準信号Sig2との差分に対応する生体信号Sig3を生成する。差動回路15において、2つの入力端は、スイッチ素子12の出力端と、可変抵抗素子13とに接続されている。差動回路15は、基準信号Sig2を用いることで、計測信号Sig1に含まれるコモンモードノイズ（交流ノイズ）を除去する。
- [0023] 増幅回路16は、差動回路15から入力された生体信号Sig3を増幅する。ADC17は、増幅回路16から入力された生体信号Sig3をアナログ信号からデジタル信号に変換し、デジタルの生体信号Sig3を制御部18に出力する。
- [0024] 計測電極モジュール10Aにおいて、制御部18は、生体信号Sig3に対して所定の処理を行い、それにより得られた生体信号SigAを制御部30に出力する。計測電極モジュール10Bにおいて、制御部18は、生体信号Sig3に対して所定の処理を行い、それにより得られた生体信号SigBを制御部30に出力する。
- [0025] 計測電極モジュール10Aにおいて、制御部18は、インピーダンス計測モードのときに、制御部30からの制御信号に基づいて、スイッチ素子12を制御することにより、計測チャンネルch1と生体100との間の接触インピーダンスを切り替える。計測電極モジュール10Bにおいて、制御部18は、インピーダンス計測モードのときに、制御部30からの制御信号に基づ

いて、スイッチ素子 12 を制御することにより、計測チャネル c h 2 と生体 100 との間の接触インピーダンスを切り替える。計測電極モジュール 10 A, 10 B において、制御部 18 は、さらに、インピーダンス計測モードのときに、制御部 30 からの制御信号に基づいて、可変抵抗素子 13 を制御することにより、差動回路 15 の入力端子間のインピーダンス差を切り替える。

[0026] 計測電極モジュール 10 A において、制御部 18 は、生体電気計測モードのときに、記憶部 40 から読み出した設定値 41 に基づいて、スイッチ素子 12 に対する制御を行うことにより、計測チャネル c h 1 と生体 100 との間の接触インピーダンスを所定の値に設定する。計測電極モジュール 10 B において、制御部 18 は、生体電気計測モードのときに、記憶部 40 から読み出した設定値 42 に基づいて、スイッチ素子 12 に対する制御を行うことにより、計測チャネル c h 2 と生体 100 との間の接触インピーダンスを所定の値に設定する。計測電極モジュール 10 A, 10 B において、制御部 18 は、さらに、生体電気計測モードのときに、記憶部 40 から読み出した設定値 43 に基づいて、可変抵抗素子 13 に対する制御を行うことにより、差動回路 15 の入力端子間のインピーダンス差を所定の値に設定する。

[0027] 制御部 30 は、計測電極モジュール 10 A, 10 B で得られた生体信号 S i g A, S i g B に基づいて所定の画像データを生成する。通信部 50 は、制御部 30 で生成された画像データを、ネットワーク 3 を介して端末装置 2 に送信する。記憶部 40 には、例えば、計測電極モジュール 10 A, 10 B のスイッチ素子 12 の設定値 41 (第 1 設定値) と、基準電極モジュール 20 のスイッチ素子 22 の設定値 42 (第 1 設定値) と、計測電極モジュール 10 A, 10 B の可変抵抗素子 13 の設定値 43 (第 2 設定値) とが記憶される。制御部 30 は、さらに、計測電極モジュール 10 A, 10 B の制御部 18 と、基準電極モジュール 20 の制御部 24 とに対して、制御信号を出力することにより、計測電極モジュール 10 A, 10 B のスイッチ素子 12 および可変抵抗素子 13 と、基準電極モジュール 20 のスイッチ素子 22 を制

御する。

[0028] 図4は、計測電極モジュール10(10A, 10B)の断面構成例を表したものである。計測電極モジュール10(10A, 10B)は、例えば、配線基板10-1上に、スイッチ素子12、可変抵抗素子13、DC電流源14、差動回路15、増幅回路16、ADC17および制御部18を有している。計測電極モジュール10(10A, 10B)は、さらに、例えば、配線基板10-2上に複数の計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)を有している。配線基板10-2は、配線基板10-1の裏面側に、配線基板10-2の裏面を向けて、貼り合わされている。計測電極モジュール10(10A, 10B)は、例えば、配線基板10-1と配線基板10-2との間に、電界を遮蔽するシールド層10-3を有していてもよい。シールド層10-3は、例えば、金属薄膜によって構成されている。計測電極モジュール10(10A, 10B)は、例えば、配線基板10-1上の複数の計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)と、配線基板10-2上のスイッチ素子12とを互いに電氣的に接続する接続配線10-4を有している。接続配線10-4は、シールド層10-3の周囲に設けられていてもよいし、シールド層10-3に設けられた開口を貫通して設けられていてもよい。

[0029] 図5は、基準電極モジュール20の断面構成例を表したものである。基準電極モジュール20は、例えば、配線基板20-1上に、スイッチ素子22、バッファ回路23および制御部24を有している。なお、バッファ回路23が省略されてもよい。基準電極モジュール20は、さらに、例えば、配線基板20-2上に複数の基準電極21(21a, 21b, 21c, 21d)を有している。配線基板20-2は、配線基板20-1の裏面側に、配線基板20-2の裏面を向けて、貼り合わされている。基準電極モジュール20は、例えば、配線基板20-1と配線基板20-2との間に、電界を遮蔽するシールド層20-3を有していてもよい。シールド層20-3は、例えば、金属薄膜によって構成されている。基準電極モジュール20は、例えば、配線基板20-1上の複数の基準電極21(21a, 21b, 21c, 21

d) と、配線基板 20-2 上のスイッチ素子 22 とを互いに電氣的に接続する接続配線 20-4 を有している。接続配線 20-4 は、シールド層 20-3 の周囲に設けられていてもよいし、シールド層 20-3 に設けられた開口を貫通して設けられていてもよい。

[0030] 図 6 は、計測電極モジュール 10 および基準電極モジュール 20 の斜視構成例を表したものである。計測電極モジュール 10 および基準電極モジュール 20 は、ともに、円板形状となっている。計測電極モジュール 10 は、円板の一方の面（例えば配線基板 10-1 の表面）に、複数の計測電極 11（11a, 11b, 11c, 11d）を有している。基準電極モジュール 20 は、円板の一方の面（例えば配線基板 20-2 の表面）に、複数の基準電極 21（21a, 21b, 21c, 21d）を有している。

[0031] 計測電極 11 および基準電極 21 は、例えば、銅の表面に銀メッキが施された構成となっている。計測電極 11 および基準電極 21 において、表面の銀メッキが、塩化ナトリウムを含む溶液などによって塩化されていてもよい。配線基板 10-1, 10-2, 20-1, 20-2 に用いられる基板は、例えば、PVC（ポリ塩化ビニル）、PP（ポリプロピレン）、PE（ポリエチレン）、PU（ポリウレタン）、POM（ポリアセタール）、PA（ポリアミド）、PC（ポリカーボネート）、およびこれらのコポリマーなどの熱可塑性樹脂によって構成されている。

[0032] なお、図 7 に示したように、配線基板 10-1, 10-2, 20-1, 20-2 に用いられる基板が、エラストマー樹脂を射出成型することにより形成されたものであってもよい。この場合、配線基板 10-1, 10-2, 20-1, 20-2 に用いられる基板は、例えば、シリコン樹脂もしくはポリウレタン樹脂などの熱硬化性のエラストマー樹脂によって構成されている。このとき、計測電極 11 および基準電極 21 は、例えば、エラストマー樹脂に、カーボンブラックなどの導電性粒子を混練したものを成型することにより形成されていてもよい。計測電極 11 および基準電極 21 に用いるエラストマー樹脂は、配線基板 10-1, 10-2, 20-1, 20-2 に用い

るエラストマー樹脂と同一骨格を持つエラストマー樹脂であることが好ましい。エラストマー樹脂に混練する導電性粒子としては、カーボンブラックの他に、ケッチェンブラック等のグラファイト系粒子、フラーレン・カーボンナノチューブ等のナノカーボン粒子、グラフェン粒子等の炭素系材料粒子、金・銀・銅などの粒子や、ナノワイヤーを用いることができる。エラストマー樹脂に混練する導電性粒子としては、生体100との接触インピーダンスを低下させることの可能な材料を用いることが好ましい。そのような材料としては、例えば、 AgCl 、 CuS 等の金属化合物、 PdO_2 、 ITO 等の金属酸化物、 PEDOT-PSS 、 PEDOT-TsO 、またはポリアニリン等の導電性高分子の粒子および繊維が挙げられる。エラストマー樹脂に混練する導電性粒子として、上述した材料の中から複数の材料を混合したものを用いることもできる。

[0033] 次に、生体情報計測装置1における計測手順について説明する。図8は、生体情報計測装置1におけるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順の一例を表したものである。

[0034] (インピーダンス計測モード)

まず、制御部30は、インピーダンス計測モードに設定し、各電極の接触インピーダンス Z の計測を開始する(ステップS101)。制御部30は、まず、計測電極モジュール10Aの制御部18と、基準電極モジュール20の制御部24に対して、スイッチ素子12の順次切り換えを指示する。計測電極モジュール10Aの制御部18は、制御部30からの指示に基づいて、スイッチ素子12に対して、制御信号 Cnt1 を出力することにより、複数のスイッチ SW1 、 SW2 、 SW3 、 SE4 のオンオフを制御する。スイッチ素子12は、制御部18からの制御信号 Cnt1 に基づいて、スイッチ素子12に含まれる全てのスイッチ SW1 、 SW2 、 SW3 、 SE4 のオンオフの全ての組み合わせを順次、実行する。基準電極モジュール20の制御部24は、制御部30からの指示に基づいて、スイッチ素子22に対して、制御信号 Cnt5 を出力することにより、複数のスイッチ SW5 、 SW6 、 S

W7, SE8のオンオフを制御する。スイッチ素子22は、制御部24からの制御信号Cnt5に基づいて、スイッチ素子22に含まれる全てのスイッチSW5, SW6, SW7, SE8のオンオフの全ての組み合わせを、スイッチ素子12内のスイッチの切り換えが行われる度に順次、実行する。

[0035] 計測電極モジュール10Aの差動回路15には、スイッチ素子22の切り換えの度に、計測信号Sig1および基準信号Sig2との差分である生体信号Sig3を生成し、増幅回路16に出力する。増幅回路16は、入力された生体信号Sig3を増幅し、ADC17に出力する。ADC17は、アナログの生体信号Sig3をデジタルの生体信号Sig3に変換し、制御部18に出力する。制御部18は、生体信号Sig3に対して所定の処理を行い、それにより得られた生体信号SigAを制御部30に出力する。制御部30は、生体信号SigAに基づいて所定の画像データを生成する。通信部50は、制御部30で生成された画像データを、ネットワーク3を介して端末装置2に送信する。端末装置2は、生体情報計測装置1から受信した画像データを表示部に表示する。このとき、表示部には、例えば、図9A、図9Bに示したような生体信号を含む信号波形が表示される。

[0036] 次に、制御部30は、各生体信号Sig3に基づいて、計測電極モジュール10Aの各計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)と生体100との間の接触インピーダンスZ(Z1a, Z1b, Z1c, Z1d)と、基準電極モジュール20の各基準電極21(21a, 21b, 21c, 21d)と生体100との間の接触インピーダンスZ(Z3a, Z3b, Z3c, Z3d)とを算出する。続いて、制御部30は、算出した複数の接触インピーダンスZの変化が規定値以上となっているか否かを判定する(ステップS102)。その結果、算出した複数の接触インピーダンスZの変化が規定値以上となっている場合には、制御部30は、計測電極モジュール10Aの複数の接触インピーダンスZ(Z1a, Z1b, Z1c, Z1d)と、基準電極モジュール20の複数の接触インピーダンスZ(Z3a, Z3b, Z3c, Z3d)との差が最小となる電極の組み合わせに対応するスイッチ素子1

2, 22の設定値を導出する(ステップS103)。制御部30は、例えば、導出した設定値と、その設定値に対応する信号波形とを、ネットワーク3を介して端末装置2に送信する。端末装置2は、生体情報計測装置1から受信した設定値および信号波形を表示部に表示する。

[0037] このとき、制御部30から改めて提示された信号波形が、例えば、図9Cに示したような信号波形であったとする。このように、生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズがほとんど視認できない程度に小さい場合には、差動回路15の入力端子間のインピーダンス差が非常に小さくなっていると推察される。しかし、制御部30から改めて提示された画像データが、例えば、図9Bに示したような信号波形であったとする。このように、生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズが十分に視認できる程度に大きい場合には、差動回路15の入力端子間のインピーダンス差が十分に小さくないと推察される。いずれにしても、制御部30から改めて提示された画像データ内の生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズが、他の画像データ内の生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズと比べて小さい場合には、制御部30によって導出された設定値41, 42は、体動や装着不具合によって電極の接触状態が変化した場合であっても、生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズを効果的に削減することの可能な値であると推察される。そこで、ユーザは、端末装置2の入力部を操作することによって、スイッチ素子12, 22の設定値を、制御部30から改めて提示された画像データに対応する設定値に設定することを選択する。なお、制御部30から改めて提示された信号波形内の生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズが、他の画像データ内の生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズと比べて大きい場合には、ユーザは、端末装置2の入力部を操作することによって、スイッチ素子12, 22の設定値を、生体信号S i g Aに含まれるコモンモードノイズが最も小さな画像データに対応する設定値に設定することを選択する。

[0038] 端末装置2は、入力部を介して入力された設定値を、通信部およびネット

ワーク 3 を介して、生体情報計測装置 1 に送信する。生体情報計測装置 1 (制御部 30) は、端末装置 2 から入力された設定値を、スイッチ素子 12, 22 の設定値 41, 42 として記憶部 40 に格納する。つまり、制御部 30 は、インピーダンス計測モードのときに得られた、計測電極モジュール 10A, 10B のスイッチ素子 12 の設定値 41 と、基準電極モジュール 20 のスイッチ素子 22 の設定値 42 とを記憶部 40 に記憶させる。

[0039] 制御部 30 は、端末装置 2 から入力された設定値 41 を、計測電極モジュール 10A の制御部 18 に出力する。制御部 30 は、さらに、端末装置 2 から入力された設定値 42 を、基準電極モジュール 20 の制御部 24 に出力する。計測電極モジュール 10A の制御部 18 は、制御部 30 から入力された設定値 41 をスイッチ素子 12 に出力し、基準電極モジュール 20 の制御部 24 は、制御部 30 から入力された設定値 42 をスイッチ素子 22 に出力する。スイッチ素子 12 は、スイッチ SW1, SW2, SW3, SW4 を、制御部 30 から入力された設定値 41 に設定し、これにより、計測チャネル *ch* 1 として設けられた複数の計測電極 11 (11a, 11b, 11c, 11d) の中から少なくとも 1 つを選択する。一方、スイッチ素子 22 は、スイッチ SW5, SW6, SW7, SW8 を、制御部 30 から入力された設定値 42 に設定し、これにより、基準チャネル *ref* として設けられた複数の基準電極 21 (21a, 21b, 21c, 21d) の中から少なくとも 1 つを選択する。

[0040] 次に、制御部 30 は、計測電極モジュール 10A の制御部 18 に対して、可変抵抗素子 13 内の抵抗の抵抗値を制御する。計測電極モジュール 10A の制御部 18 は、制御部 30 からの指示に基づいて、可変抵抗素子 13 に対して、制御信号 *Cnt* 3 を出力することにより、可変抵抗素子 13 内の抵抗の切り換えを制御する。可変抵抗素子 13 は、制御部 18 からの制御信号 *Cnt* 3 に基づいて、可変抵抗素子 13 内の全ての抵抗の組み合わせを順次、実行する。

[0041] 計測電極モジュール 10A の差動回路 15 には、可変抵抗素子 13 内の抵

抗の切り換えの度に、計測信号 S_{ig1} および基準信号 S_{ig2} との差分である生体信号 S_{ig3} を生成し、増幅回路 16 に出力する。増幅回路 16 は、入力された生体信号 S_{ig3} を増幅し、ADC 17 に出力する。ADC 17 は、アナログの生体信号 S_{ig3} をデジタルの生体信号 S_{ig3} に変換し、制御部 18 に出力する。制御部 18 は、生体信号 S_{ig3} に対して所定の処理を行い、それにより得られた生体信号 S_{igA} を制御部 30 に出力する。制御部 30 は、生体信号 S_{igA} に基づいて所定の画像データを生成する。通信部 50 は、制御部 30 で生成された画像データを、ネットワーク 3 を介して端末装置 2 に送信する。端末装置 2 は、生体情報計測装置 1 から受信した生体信号波形を表示部に表示する。このとき、表示部には、例えば、図 9B、図 9C に示したような生体信号を含む信号波形が表示される。

[0042] 次に、制御部 30 は、各生体信号 S_{ig3} に基づいて、差動回路 15 の一方の入力端（第 1 入力端）のインピーダンス Z_a と、差動回路 15 の他方の入力端（第 2 入力端）のインピーダンス Z_b とを算出する。続いて、制御部 30 は、算出したインピーダンス Z_a 、 Z_b の差が最小となる可変抵抗素子 13 内の抵抗の組み合わせに対応する可変抵抗素子 13 の設定値を導出する（ステップ S104）。制御部 30 は、例えば、導出した設定値と、その設定値に対応する画像データとを、ネットワーク 3 を介して端末装置 2 に送信する。端末装置 2 は、生体情報計測装置 1 から受信した設定値および信号波形を表示部に表示する。

[0043] このとき、制御部 30 から改めて提示された画像データが、例えば、図 9C に示したような画像データであったとする。このように、生体信号 S_{igA} に含まれるコモンモードノイズがほとんど視認できない程度に小さい場合には、差動回路 15 の入力端子間のインピーダンス差が非常に小さくなっていると推察される。この場合には、制御部 30 によって導出された設定値は、体動や装着不具合によって電極の接触状態が変化した場合であっても、生体信号 S_{igA} に含まれるコモンモードノイズを効果的に削減することの可能な値であると推察される。そこで、ユーザは、端末装置 2 の入力部を操作

することによって、可変抵抗素子 13 の設定値を、制御部 30 から改めて提示された画像データに対応する設定値に設定することを選択する。

[0044] 端末装置 2 は、入力部を介して入力された設定値を、通信部およびネットワーク 3 を介して、生体情報計測装置 1 に送信する。生体情報計測装置 1（制御部 30）は、端末装置 2 から入力された設定値を、可変抵抗素子 13 の設定値 43 として格納する。制御部 30 は、さらに、端末装置 2 から入力された設定値 43 を、計測電極モジュール 10A の制御部 18 に出力する。計測電極モジュール 10A の制御部 18 は、制御部 30 から入力された設定値 43 を可変抵抗素子 13 に出力する。可変抵抗素子 13 は、可変抵抗素子 13 内の抵抗を、制御部 30 から入力された設定値 43 に設定する。

[0045] なお、ステップ S102 において、算出した複数の接触インピーダンス Z の変化が規定値未満となっている場合には、制御部 30 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 の設定値を初期条件に設定する（ステップ S105）。

[0046] （生体電気計測モード）

次に、制御部 30 は、生体電気計測モードに設定し、インピーダンス計測モードのときに得られた設定値 41, 42, 43 に基づいて、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対する制御を行う。制御部 30 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対して、インピーダンス計測モードのときに得られた設定値 41, 42, 43 を設定した後、例えば所定の周期で、計測電極モジュール 10A から生体信号 S i g A を取得する（ステップ S106）。つまり、計測電極モジュール 10A 内の差動回路 15 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対して設定値 41, 42, 43 が設定されているとき（生体電気計測モードのとき）に、生体信号 S i g 3 を生成する。計測電極モジュール 10A は、そのようにして得られた生体信号 S i g 3 に基づいて、生体信号 S i g A を生成し、制御部 30 に出力する。制御部 30 は、計測電極モジュール 10A, 10B で得られた生体信号 S i g A に基づいて所定の画像データを生成する。通信部 50 は、

制御部 30 で生成された画像データを、ネットワーク 3 を介して端末装置 2 に送信する。端末装置 2 は、生体情報計測装置 1 から入力された画像データを表示部に表示する。このようにして、生体電気計測モードで得られた生体信号が端末装置 2 の表示部に表示される。

[0047] 制御部 30 は、計測終了の指示が端末装置 2 から入力された場合には計測を終了し、計測終了の指示が端末装置 2 から入力されていない場合には引き続き、生体信号 $Sig A$ を取得するか、または、ステップ S01 からやり直す（ステップ S107）。

[0048] なお、計測電極モジュール 10B を用いたインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順は、上記の計測電極モジュール 10A を用いたインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順と同様である。このようにして、生体情報計測装置 1 におけるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得が行われる。

[0049] [効果]

次に、生体情報計測装置 1 の効果について説明する。

[0050] 脳波のような微小な電位差を計測する装置において、外界の電磁波が人体や配線にカップリングし混入することによって生じるノイズが大きな問題となる。このような交流ノイズのうち、人体との静電誘導によるものは、通常は、差動回路によって低減される。しかしながら、差動回路につながる 2 つの電極と生体との接触インピーダンスに差が生じると、交流ノイズが差動回路で除去できずに残ってしまう。交流ノイズの大きさは、接触インピーダンスの差に比例することが知られている。

[0051] 研究用途や医療用途の脳波計では、このような課題を低減させるために差動アンプの入力インピーダンスを大きくするという対策が行われている。脳波計が想定する計測環境では、一般的にウェット電極と呼ばれる計測用のジェルや生理食塩水等を用いて生体との接触インピーダンスを低減するような電極が用いられ、接触インピーダンスの大きさは数 $k\Omega$ 程度であり、接触インピーダンスが大きく変化するようなアーチファクトが入らない状況で計測

が行われる。そのような環境では、交流ノイズが大きな問題となることはなかった。

[0052] しかし、コンシューマー用途では、ジェルや生理食塩水等によってユーザが汚れたり、ジェルや生理食塩水等に経時変化が生じたり、ジェルや生理食塩水等を用いることが煩わしいなどの観点から、ウェット電極を用いることは難しい。そのため、コンシューマー用途では、ドライ電極と呼ばれる乾式の電極を用いる必要があると考えられる。ドライ電極は、簡便に装着できる反面、接触インピーダンスが $10\text{ k}\Omega\sim 1\text{ M}\Omega$ と大きく、測定部位(電極)ごとのばらつきも大きくなる。また、想定される利用状況も日常生活であるため、体

動の影響により電極と生体との接触インピーダンスは動的に大きく変化する。上述したように、このような状況では差動回路による交流ノイズの除去が不十分となり、計測の品質が大きく劣化することが課題となっている。

[0053] また、交流ノイズが生体信号に含まれている場合には、交流ノイズが含まれていない場合と比べて、差動回路、増幅回路、ADCにおいて、大きなダイナミックレンジを確保する必要がある。ダイナミックレンジが不足すると、差動回路、増幅回路、ADCで飽和が発生し、飽和時には、正確な生体信号を得ることができない。従って、計測の品質が大きく劣化することが課題となっている。

[0054] 一方、本実施の形態では、計測信号 S_{ig1} と基準信号 S_{ig2} との差分に対応する生体信号 S_{ig3} を生成する差動回路15が設けられており、さらに、計測チャンネル $ch1$ 、 $ch2$ および基準チャンネル ref と生体100との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構(スイッチ素子12、22、可変抵抗素子13、制御部18、バッファ回路23、制御部24および制御部30からなる回路)が設けられている。これにより、計測チャンネル $ch1$ 、 $ch2$ および基準チャンネル ref の接触状態に応じて、接触インピーダンスを調整することが可能である。その結果、計測チャンネル $ch1$ 、 $ch2$ および基準チャンネル ref の接触状態が変化し得る状況下でも、生体

信号 S i g 3 に含まれる交流ノイズを効果的に削減することができる。

[0055] また、本実施の形態では、計測チャネル c h 1, c h 2 は、それぞれ、複数の計測電極 1 1 からなり、基準チャネル r e f は、複数の基準電極 2 1 からなる。さらに、複数の計測電極 1 1 の中から少なくとも 1 つを選択するスイッチ素子 1 2 と、複数の基準電極 2 1 の中から少なくとも 1 つを選択するスイッチ素子 2 2 とが設けられており、スイッチ素子 1 2, 2 2 を制御することにより、接触インピーダンスが切り換えられる。これにより、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態に応じて、接触インピーダンスを調整することが可能である。その結果、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態が変化し得る状況下でも、生体信号 S i g 3 に含まれる交流ノイズを効果的に削減することができる。

[0056] また、本実施の形態では、複数の基準電極 2 1 と差動回路 1 5 との間に可変抵抗素子 1 3 が設けられており、可変抵抗素子 1 3 を制御することにより、差動回路 1 5 の入力端子間のインピーダンス差が切り換えられる。これにより、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態に応じて、差動回路 1 5 の入力端子間のインピーダンス差を調整することが可能である。その結果、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態が変化し得る状況下でも、生体信号 S i g 3 に含まれる交流ノイズを効果的に削減することができる。

[0057] また、本実施の形態では、インピーダンス計測モードのときに、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f と生体 1 0 0 との間の接触インピーダンスや、差動回路 1 5 の入力端子間のインピーダンス差を切り替える制御が行われ、その結果、スイッチ素子 1 2, 2 2 の設定値 4 1, 4 2 と、可変抵抗素子 1 3 の設定値 4 3 とが取得される。これにより、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態に応じて、差動回路 1 5 の入力端子間のインピーダンス差を調整することが可能である。その結果、計測チャネル c h 1, c h 2 および基準チャネル r e f の接触状態が変化し得る状況下でも、生体信号 S i g 3 に含まれる交流ノイズを効果的に削

減することができる。

[0058] また、本実施の形態では、生体電気計測モードのときに、インピーダンス計測モードのときに得られた設定値41, 42, 43に基づいて、スイッチ素子12, 22および可変抵抗素子13に対する制御が行われる。これにより、交流ノイズが効果的に削減された生体信号S i g 3を得ることができる。

[0059] また、本実施の形態では、計測チャネルc h 1, c h 2にDC電流を供給するDC電流源14が設けられている。これにより、DC電流源14が設けられていない場合と比べて、インピーダンス計測モードのときに、計測チャネルc h 1, c h 2および基準チャネルr e fと生体100との間の接触インピーダンスや、差動回路15の入力端子間のインピーダンス差を正確に得ることができる。その結果、スイッチ素子12, 22の設定値41, 42と、可変抵抗素子13の設定値43とを正確に得ることができる。従って、交流ノイズが効果的に削減された生体信号S i g 3を得ることができる。

[0060] また、本実施の形態では、生体信号S i g 3を端末装置2に送信する通信部50が設けられている。これにより、生体情報計測装置1に、生体信号S i g 3を確認するための表示部を設ける必要がないので、生体情報計測装置1を小型化することができる。

[0061] <2. 変形例>

次に、上記実施の形態に係る生体情報計測装置1の変形例について説明する。

[0062] [変形例A]

図10は、上記実施の形態に係る生体情報計測装置1に設けられた計測電極モジュール10の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、上記実施の形態にかかる生体情報計測装置1において、AC結合回路31, 32が設けられている。生体電気計測では、図2のようなDC結合回路を用いたDC計測と、図10のようなAC結合回路を用いたAC計測が考えられる。本開示のインピーダンス切り替え／調整機構は、DC計測方式にも、

A C計測方式にも適用可能であり、図10は、A C計測方式に適用した変形例である。

[0063] [変形例B]

図11は、上記変形例Aにおける計測電極モジュール10の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、図10のA C結合回路31、32に並列にスイッチ素子35、36を設け、A C結合回路とD C結合回路の両方を実現する回路としている。

目的に応じてA C計測とD C計測を使い分けることができる。

[0064] 次に、上記変形例A、Bにおける計測手順について説明する。図12は、上記変形例A、Bにおけるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順の一例を表したものである。

[0065] (インピーダンス計測モード)

まず、制御部30は、インピーダンス計測モードに設定し、各電極の接触インピーダンスZの計測を開始する(ステップS201)。制御部30は、上記実施の形態と同様の方法で、計測電極モジュール10Aの各計測電極11(11a, 11b, 11c, 11d)と生体100との間の接触インピーダンスZ(Z1a, Z1b, Z1c, Z1d)と、基準電極モジュール20の各基準電極21(21a, 21b, 21c, 21d)と生体100との間の接触インピーダンスZ(Z3a, Z3b, Z3c, Z3d)とを算出する。

[0066] 次に、制御部30は、算出した複数の接触インピーダンスZに基づいて、所定の演算値 α を算出する。所定の算出値 α は、例えば、接触インピーダンスZのマグニチュードMAG、接触インピーダンスZのフェーズPHS、接触インピーダンスZの実部R、または、接触インピーダンスZの虚部Xである。

[0067] 続いて、制御部30は、算出した複数の算出値 α の変化が規定値以上となっているか否かを判定する(ステップS202)。その結果、算出した複数の算出値 α の変化が規定値以上となっている場合には、制御部30は、計測電

極モジュール 10A の複数の算出値 α と、基準電極モジュール 20 の複数の算出値 α との差が最小となる電極の組み合わせに対応するスイッチ素子 12, 22 の設定値を導出する（ステップ S203）。

[0068] 端末装置 2 は、ユーザによって選択された設定値を、通信部およびネットワーク 3 を介して、生体情報計測装置 1 に送信する。生体情報計測装置 1（制御部 30）は、端末装置 2 から入力された設定値を、スイッチ素子 12, 22 の設定値 41, 42 として記憶部 40 に格納する。つまり、制御部 30 は、インピーダンス計測モードのときに得られた、計測電極モジュール 10A, 10B のスイッチ素子 12 の設定値 41 と、基準電極モジュール 20 のスイッチ素子 22 の設定値 42 とを記憶部 40 に記憶させる。

[0069] 制御部 30 は、端末装置 2 から入力された設定値 41 を、計測電極モジュール 10A の制御部 18 に出力する。制御部 30 は、さらに、端末装置 2 から入力された設定値 42 を、基準電極モジュール 20 の制御部 24 に出力する。計測電極モジュール 10A の制御部 18 は、制御部 30 から入力された設定値 41 をスイッチ素子 12 に出力し、基準電極モジュール 20 の制御部 24 は、制御部 30 から入力された設定値 42 をスイッチ素子 22 に出力する。スイッチ素子 12 は、スイッチ SW1, SW2, SW3, SW4 を、制御部 30 から入力された設定値 41 に設定し、これにより、計測チャネル ch_1 として設けられた複数の計測電極 11（11a, 11b, 11c, 11d）の中から少なくとも 1 つを選択する。一方、スイッチ素子 22 は、スイッチ SW5, SW6, SW7, SW8 を、制御部 30 から入力された設定値 42 に設定し、これにより、基準チャネル ref として設けられた複数の基準電極 21（21a, 21b, 21c, 21d）の中から少なくとも 1 つを選択する。

[0070] 次に、制御部 30 は、上記実施の形態と同様の方法で、差動回路 15 の一方の入力端（第 1 入力端）の算出値 α_a と、差動回路 15 の他方の入力端（第 2 入力端）の算出値 α_b とを算出する。続いて、制御部 30 は、算出した算出値 α_a , α_b の差が最小となる可変抵抗素子 13 内の抵抗の組み合わせ

に対応する可変抵抗素子 13 の設定値を導出する（ステップ S 104）。

[0071] 端末装置 2 は、ユーザによって選択された設定値を、通信部およびネットワーク 3 を介して、生体情報計測装置 1 に送信する。生体情報計測装置 1（制御部 30）は、端末装置 2 から入力された設定値を、可変抵抗素子 13 の設定値 43 として格納する。制御部 30 は、さらに、端末装置 2 から入力された設定値 43 を、計測電極モジュール 10A の制御部 18 に出力する。計測電極モジュール 10A の制御部 18 は、制御部 30 から入力された設定値 43 を可変抵抗素子 13 に出力する。可変抵抗素子 13 は、可変抵抗素子 13 内の抵抗を、制御部 30 から入力された設定値 43 に設定する。

[0072] なお、ステップ S 102 において、算出した複数の接触インピーダンス Z の変化が規定値未満となっている場合には、制御部 30 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 の設定値を初期条件に設定する（ステップ S 205）。

[0073] （生体電気計測モード）

次に、制御部 30 は、生体電気計測モードに設定し、インピーダンス計測モードのときに得られた設定値 41, 42, 43 に基づいて、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対する制御を行う。制御部 30 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対して、インピーダンス計測モードのときに得られた設定値 41, 42, 43 を設定した後、例えば所定の周期で、計測電極モジュール 10A から生体信号 S i g A を取得する（ステップ S 106）。つまり、計測電極モジュール 10A 内の差動回路 15 は、スイッチ素子 12, 22 および可変抵抗素子 13 に対して設定値 41, 42, 43 が設定されているとき（生体電気計測モードのとき）に、生体信号 S i g 3 を生成する。計測電極モジュール 10A は、そのようにして得られた生体信号 S i g 3 に基づいて、生体信号 S i g A を生成し、制御部 30 に出力する。制御部 30 は、計測電極モジュール 10A, 10B で得られた生体信号 S i g A に基づいて所定の画像データを生成する。通信部 50 は、制御部 30 で生成された画像データを、ネットワーク 3 を介して端末装置 2

に送信する。端末装置 2 は、生体情報計測装置 1 から入力された画像データを表示部に表示する。このようにして、生体電気計測モードで得られた生体信号が端末装置 2 の表示部に表示される。

[0074] 制御部 30 は、計測終了の指示が端末装置 2 から入力された場合には計測を終了し、計測終了の指示が端末装置 2 から入力されていない場合には引き続き、生体信号 $SigA$ を取得するか、または、ステップ S01 からやり直す（ステップ S207）。

[0075] なお、計測電極モジュール 10B を用いたインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順は、上記の計測電極モジュール 10A を用いたインピーダンスマッチングおよび生体信号取得の手順と同様である。このようにして、生体情報計測装置 1 におけるインピーダンスマッチングおよび生体信号取得が行われる。

[0076] 以上のことから、上記変形例 A、B において、演算値 α を用いた場合であっても、上記実施の形態と同様の効果を奏する。

[0077] [変形例 C]

図 13 は、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置 1 における計測電極モジュール 10 の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置 1 において、AC 電流源 14 の出力端と、スイッチ素子 12 と差動回路 15 の一方の入力端（第 1 入力端）とを結ぶ配線との間に、スイッチ素子 38 が設けられている。スイッチ素子 38 は、AC 電流源 14 と、スイッチ素子 12 との継断を行う。このようにした場合には、制御部 18 は、インピーダンス計測モードのときには、スイッチ素子 38 をオンし、生体電気計測モードのときには、スイッチ素子 38 をオンすることができる。

[0078] これにより、生体電気計測モードのときに、AC 電流源 14 からの AC 電流が ADC 17 に入力されないので、AC 電流によって、ADC 17 が飽和するのを防止することができる。その結果、スイッチ素子 12、22 の設定値 41、42 や、可変抵抗素子 13 の設定値 43 を正確に得ることができ、

また、交流ノイズが効果的に削減された生体信号 S_{ig3} を得ることができる。また、ADC17として小さなビット深度のものを採用することができるので、低消費電力で生体電気の計測を行うことができる。

[0079] [変形例D]

図14は、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置1における計測電極モジュール10の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置1において、電流源が省略されている。このようにした場合であっても、スイッチ素子12、22の設定値41、42や、可変抵抗素子13の設定値43を得ることができ、また、交流ノイズが効果的に削減された生体信号 S_{ig3} を得ることができる。

[0080] [変形例E]

図15は、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置1における計測電極モジュール10および基準電極モジュール20の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、計測電極モジュール10において、可変抵抗素子13が省略されており、基準電極モジュール20のスイッチ素子22において、スイッチSW5、SW6、SW7、SW8ごとに可変抵抗素子22Aが1つずつ設けられている。各可変抵抗素子22Aでは、制御部24からの制御信号Cnt8に従ってオンオフ制御がなされる。各可変抵抗素子22Aの設定値の導出方法は、上記実施の形態およびその変形例において、可変抵抗素子13の設定値の導出方法と同様である。従って、本変形例においても、上記実施の形態およびその変形例と同様、交流ノイズが効果的に除去された生体信号 S_{ig3} を得ることができる。

[0081] [変形例F]

図16は、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置1における計測電極モジュール10および基準電極モジュール20の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、可変抵抗素子13の代わりに可変抵抗素子45が設けられている。可変抵抗素子45は、基準電極モジュール

ル 20 の出力端と、差動回路 15 の入力端（第 2 入力端）とを接続する配線に対して、分岐するように接続されている。本変形例では、さらに、基準電極モジュール 20 の出力端と、差動回路 15 の入力端（第 2 入力端）とを接続する配線に対して、抵抗素子 44 が直列に挿入されている。差動回路 15 の入力端（第 2 入力端）に入力される電圧が、抵抗素子 44 と、可変抵抗素子 45 とによって分圧されている。このようにした場合であっても、上記実施の形態およびその変形例と同様、交流ノイズが効果的に削減された生体信号 $Sig3$ を得ることができる。

[0082] [変形例 G]

図 17 は、上記実施の形態およびその変形例に係る生体情報計測装置 1 おける計測電極モジュール 10 および基準電極モジュール 20 の回路構成の一変形例を表したものである。本変形例では、通信部 50 が省略されている。このようにした場合には、制御部 30 は、例えば、ユーザに判断を要求せず、自動的に、スイッチ素子 12、22 の適切な設定値 41、42 や、可変抵抗素子 13 の適切な設定値 43 を設定してもよい。また、制御部 30 は、例えば、計測電極モジュール 10（10A、10B）から得られた生体信号 $SigA$ 、 $SigB$ を、通信部 50 を介して端末装置 2 に送信せず、記憶部 40 に格納してもよい。つまり、この場合には、記憶部 40 は、生体信号 $SigA$ 、 $SigB$ を記憶する。このようにした場合であっても、上記実施の形態およびその変形例と同様、交流ノイズが効果的に削減された生体信号 $Sig3$ を得ることができる。

[0083] [変形例 H]

上記実施の形態およびその変形例において、例えば、図 18、図 19、図 20、図 21、図 22 に示したように、差動回路 15 の両入力端のうち、計測電極モジュール 10 側の入力端に接続された配線に対して、可変抵抗素子 19 が設けられていてもよい。可変抵抗素子 19 では、計測電極モジュール 10A の制御部 18 からの制御信号 $Cnt11$ や、計測電極モジュール 10B の制御部 18 からの制御信号 $Cnt12$ に従ってオンオフ制御がなされる

。可変抵抗素子 19 の設定値の導出方法は、上記実施の形態およびその変形例において、可変抵抗素子 13 の設定値の導出方法と同様である。従って、本変形例においても、上記実施の形態およびその変形例と同様、交流ノイズが効果的に削減された生体信号 S_{ig3} を得ることができる。

[0084] [変形例 I]

上記変形例 H において、例えば、図 23 に示したように、可変抵抗素子 19 が省略され、計測電極モジュール 10 のスイッチ素子 12 において、スイッチ SW1, SW2, SW3, SW4 ごとに可変抵抗素子 12A が 1 つずつ設けられていてもよい。このとき、各可変抵抗素子 12A では、制御部 18 からの制御信号 C_{nt13} に従ってオンオフ制御がなされる。各可変抵抗素子 12A の設定値の導出方法は、上記実施の形態およびその変形例において、可変抵抗素子 13 の設定値の導出方法と同様である。従って、本変形例においても、上記実施の形態およびその変形例と同様、交流ノイズが効果的に除去された生体信号 S_{ig3} を得ることができる。

[0085] [変形例 J]

上記実施の形態およびその変形例において、計測電極モジュール 10 の数は、1 つであってもよいし、3 つ以上であってもよい。また、上記実施の形態およびその変形例において、基準電極モジュール 20 の数は、2 つ以上であってもよい。

[0086] また、例えば、本開示は以下のような構成を取ることができる。

(1)

生体に接触させる 1 または複数の計測チャネルと、
前記生体に接触させる基準チャネルと、
前記計測チャネルから得られる計測信号と、前記基準チャネルから得られる基準信号との差分に対応する生体信号を生成する差動回路と、
前記計測チャネルおよび前記基準チャネルと前記生体との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構と
を備えた

生体情報計測装置。

(2)

前記計測チャネルは、1または複数の計測電極からなり、

前記基準チャネルは、1または複数の基準電極からなり、

前記切り換え機構は、

前記1または複数の計測電極の中から少なくとも1つを選択する第1スイッチ素子と、

前記1または複数の前記基準電極の中から少なくとも1つを選択する第2スイッチ素子と、

前記第1スイッチ素子および前記第2スイッチ素子を制御することにより、前記接触インピーダンスを切り替える制御部と

を更に有する

(1)に記載の生体情報計測装置。

(3)

前記切り換え機構は、前記1または複数の基準電極と前記差動回路との間に可変抵抗素子を更に有し、

前記制御部は、前記可変抵抗素子を制御することにより、前記差動回路の入力端子間のインピーダンス差を調整する

(2)に記載の生体情報計測装置。

(4)

前記第1スイッチ素子および前記第2スイッチ素子の第1設定値と、前記可変抵抗素子の第2設定値とを記憶する記憶部を更に備え、

前記制御部は、インピーダンス計測モードのときに、前記接触インピーダンスおよび前記インピーダンス差を切り替える制御を行い、それにより得られた、前記第1設定値および前記第2設定値を前記記憶部に記憶させる

(1)ないし(3)のいずれか1つに記載の生体情報計測装置。

(5)

前記制御部は、生体電気計測モードのときに、前記インピーダンス計測モ

ードのときに得られた前記第 1 設定値および前記第 2 設定値に基づいて、前記第 1 スイッチ素子、前記第 2 スイッチ素子および前記可変抵抗素子に対する制御を行う

(1) ないし (4) のいずれか 1 つに記載の生体情報計測装置。

(6)

前記 1 または複数の計測チャンネルに A C 電流を供給する A C 電流源を更に備えた

(1) ないし (5) のいずれか 1 つに記載の生体情報計測装置。

(7)

前記 A C 電流源と前記差動回路との間に、A C 計測を行うための A C 結合回路を更に備えた

(6) に記載の生体情報計測装置。

(8)

前記 A C 結合回路と並列接続された第 3 スイッチ素子を更に備えた
を更に備えた

(7) に記載の生体情報計測装置。

(9)

前記 A C 電流源と前記 1 または複数の計測チャンネルとの継断を行う第 4 スイッチ素子を更に備えた

(6) に記載の生体情報計測装置。

(10)

前記生体信号を外部機器に送信する送信部を更に備えた

(1) ないし (9) のいずれか 1 つに記載の生体情報計測装置。

(11)

前記生体信号を記憶する記憶部を更に備えた

(1) ないし (9) のいずれか 1 つに記載の生体情報計測装置。

[0087] 本開示の一実施の形態に係る生体情報計測装置によれば、チャンネルの接触状態に応じて、接触インピーダンスを調整することができるようにしたので

、チャネルの接触状態が変化し得る状況下でも、生体情報に含まれる交流ノイズを効果的に削減することができる。なお、本開示の効果は、ここに記載された効果に必ずしも限定されず、本明細書中に記載されたいずれの効果であってもよい。

[0088] 本出願は、日本国特許庁において2019年1月18日に出願された日本特許出願番号第2019-006749号を基礎として優先権を主張するものであり、この出願のすべての内容を参照によって本出願に援用する。

[0089] 当業者であれば、設計上の要件や他の要因に応じて、種々の修正、コンビネーション、サブコンビネーション、および変更を想到し得るが、それらは添付の請求の範囲やその均等物の範囲に含まれるものであることが理解される。

請求の範囲

- [請求項1] 生体に接触させる 1 または複数の計測チャネルと、
前記生体に接触させる基準チャネルと、
前記計測チャネルから得られる計測信号と、前記基準チャネルから得られる基準信号との差分に対応する生体信号を生成する差動回路と、
、
前記計測チャネルおよび前記基準チャネルと前記生体との間の接触インピーダンスを切り替える切り換え機構と
を備えた
生体情報計測装置。
- [請求項2] 前記計測チャネルは、1 または複数の計測電極からなり、
前記基準チャネルは、1 または複数の基準電極からなり、
前記切り換え機構は、
前記 1 または複数の計測電極の中から少なくとも 1 つを選択する第 1 スイッチ素子と、
前記 1 または複数の前記基準電極の中から少なくとも 1 つを選択する第 2 スイッチ素子と、
前記第 1 スイッチ素子および前記第 2 スイッチ素子を制御することにより、前記接触インピーダンスを切り替える制御部と
を更に有する
請求項 1 に記載の生体情報計測装置。
- [請求項3] 前記切り換え機構は、前記 1 または複数の基準電極と前記差動回路との間に可変抵抗素子を更に有し、
前記制御部は、前記可変抵抗素子を制御することにより、前記差動回路の入力端子間のインピーダンス差を調整する
請求項 2 に記載の生体情報計測装置。
- [請求項4] 前記第 1 スイッチ素子および前記第 2 スイッチ素子の第 1 設定値と、
前記可変抵抗素子の第 2 設定値とを記憶する記憶部を更に備え、

前記制御部は、インピーダンス計測モードのときに、前記接触インピーダンスおよび前記インピーダンス差を切り替える制御を行い、それにより得られた、前記第1設定値および前記第2設定値を前記記憶部に記憶させる

請求項3に記載の生体情報計測装置。

[請求項5] 前記制御部は、生体電気計測モードのときに、前記インピーダンス計測モードのときに得られた前記第1設定値および前記第2設定値に基づいて、前記第1スイッチ素子、前記第2スイッチ素子および前記可変抵抗素子に対する制御を行う

請求項4に記載の生体情報計測装置。

[請求項6] 前記1または複数の計測チャンネルにAC電流を供給するAC電流源を更に備えた

請求項1に記載の生体情報計測装置。

[請求項7] 前記AC電流源と前記差動回路との間に、AC計測を行うためのAC結合回路を更に備えた

請求項6に記載の生体情報計測装置。

[請求項8] 前記AC結合回路と並列接続された第3スイッチ素子を更に備えた
請求項7に記載の生体情報計測装置。

[請求項9] 前記AC電流源と前記1または複数の計測チャンネルとの継断を行う第4スイッチ素子を更に備えた

請求項6に記載の生体情報計測装置。

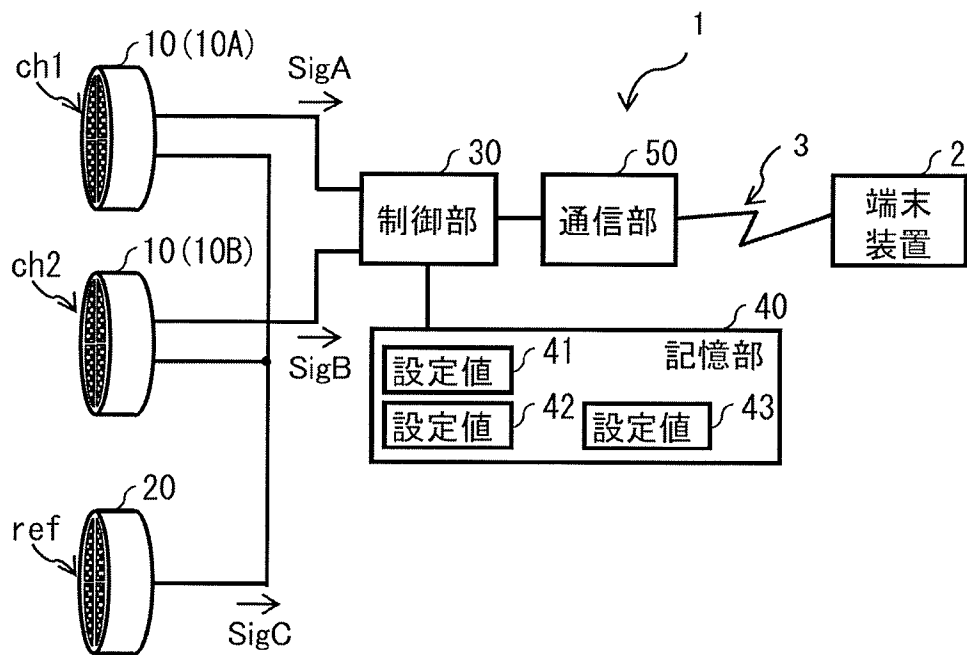
[請求項10] 前記生体信号を外部機器に送信する送信部を更に備えた

請求項1に記載の生体情報計測装置。

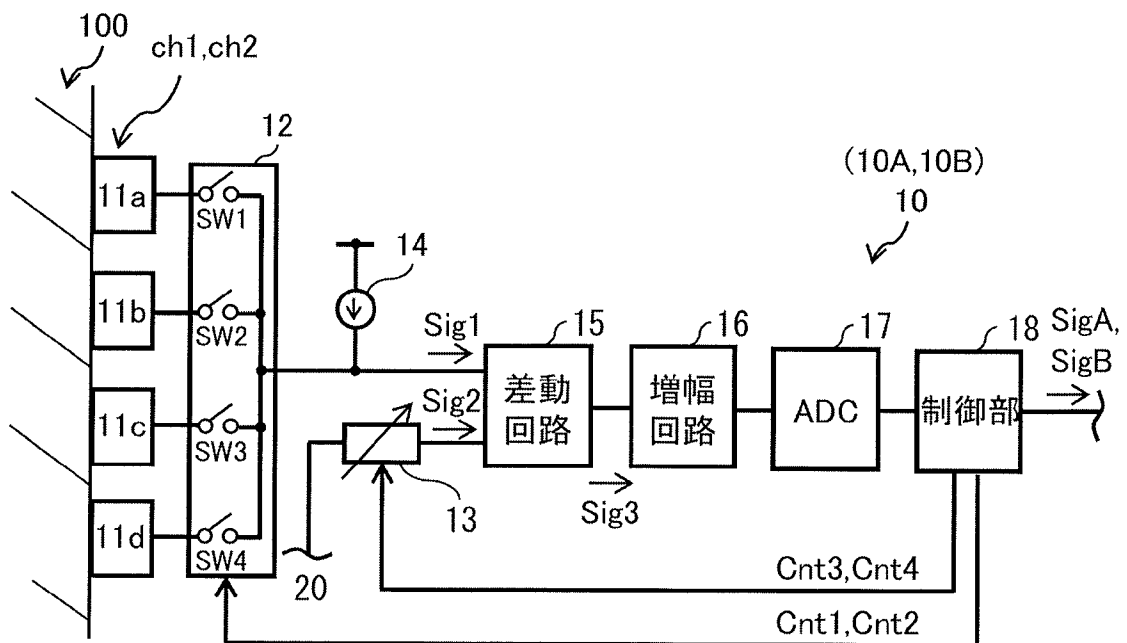
[請求項11] 前記生体信号を記憶する記憶部を更に備えた

請求項1に記載の生体情報計測装置。

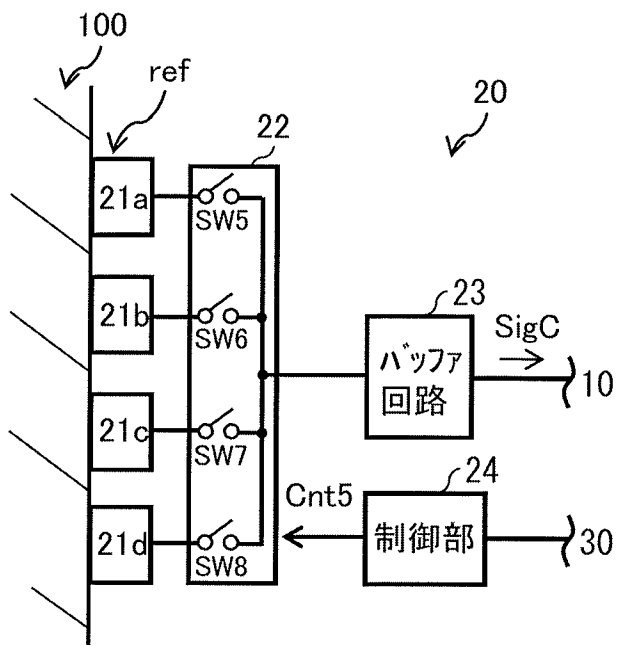
[図1]



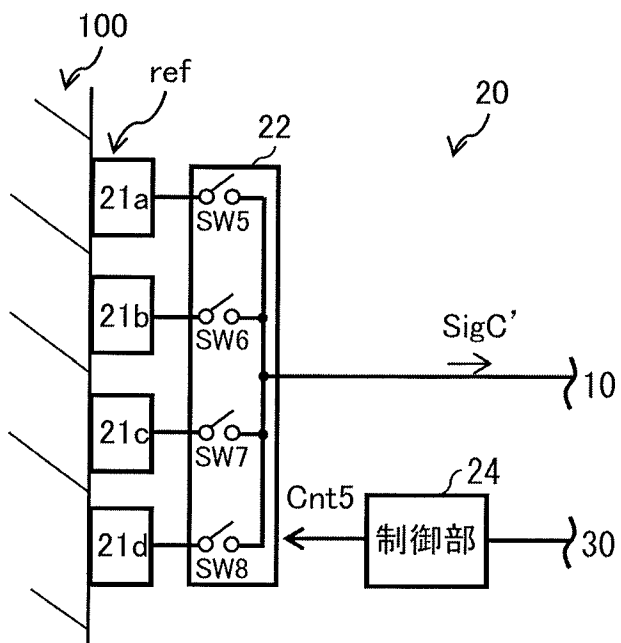
[図2]



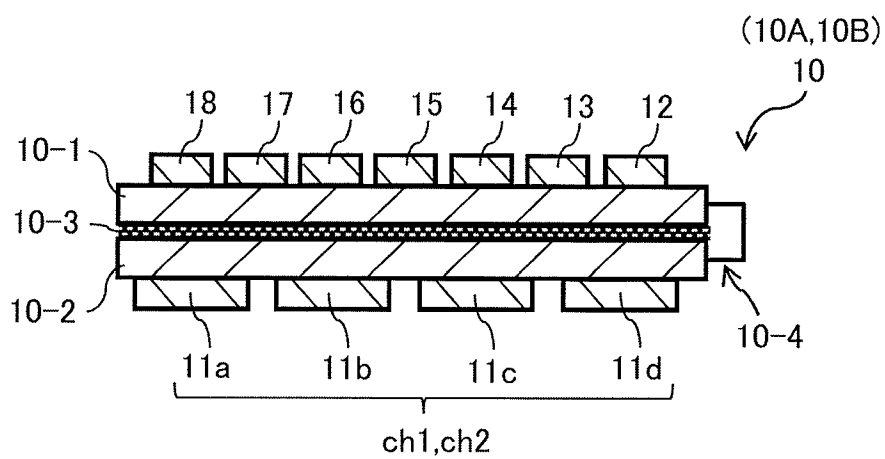
[図3A]



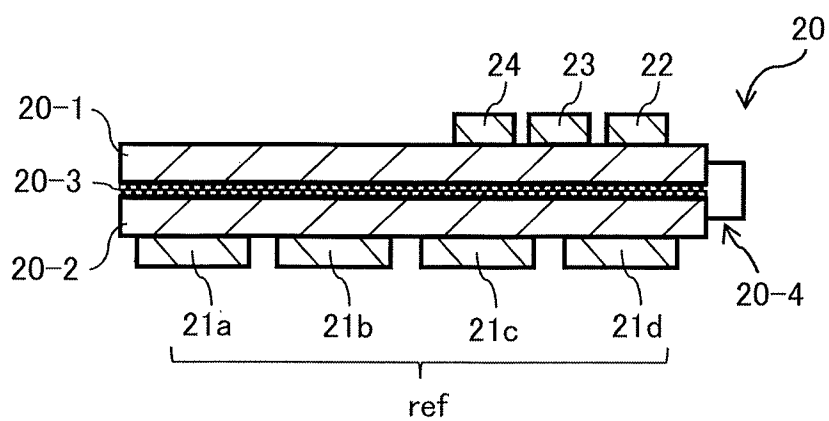
[図3B]



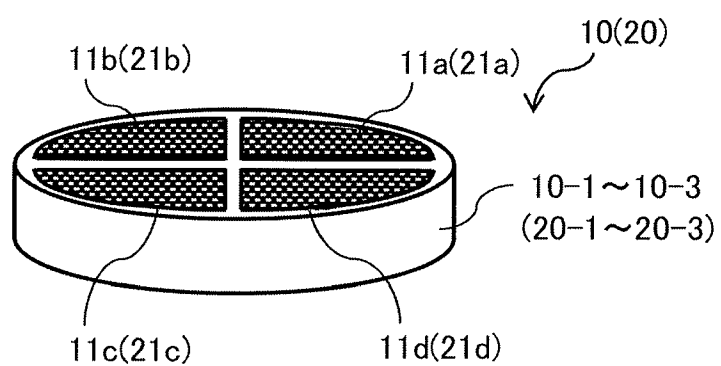
[図4]



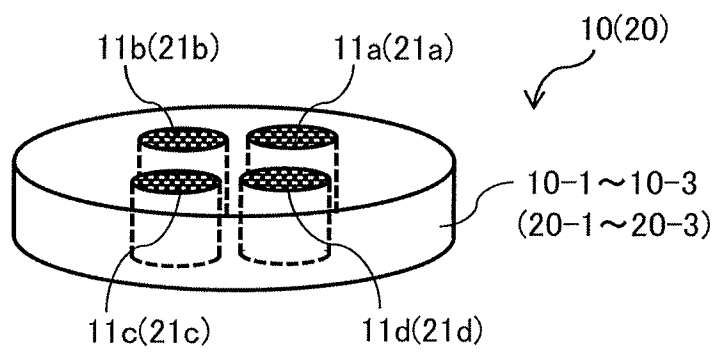
[図5]



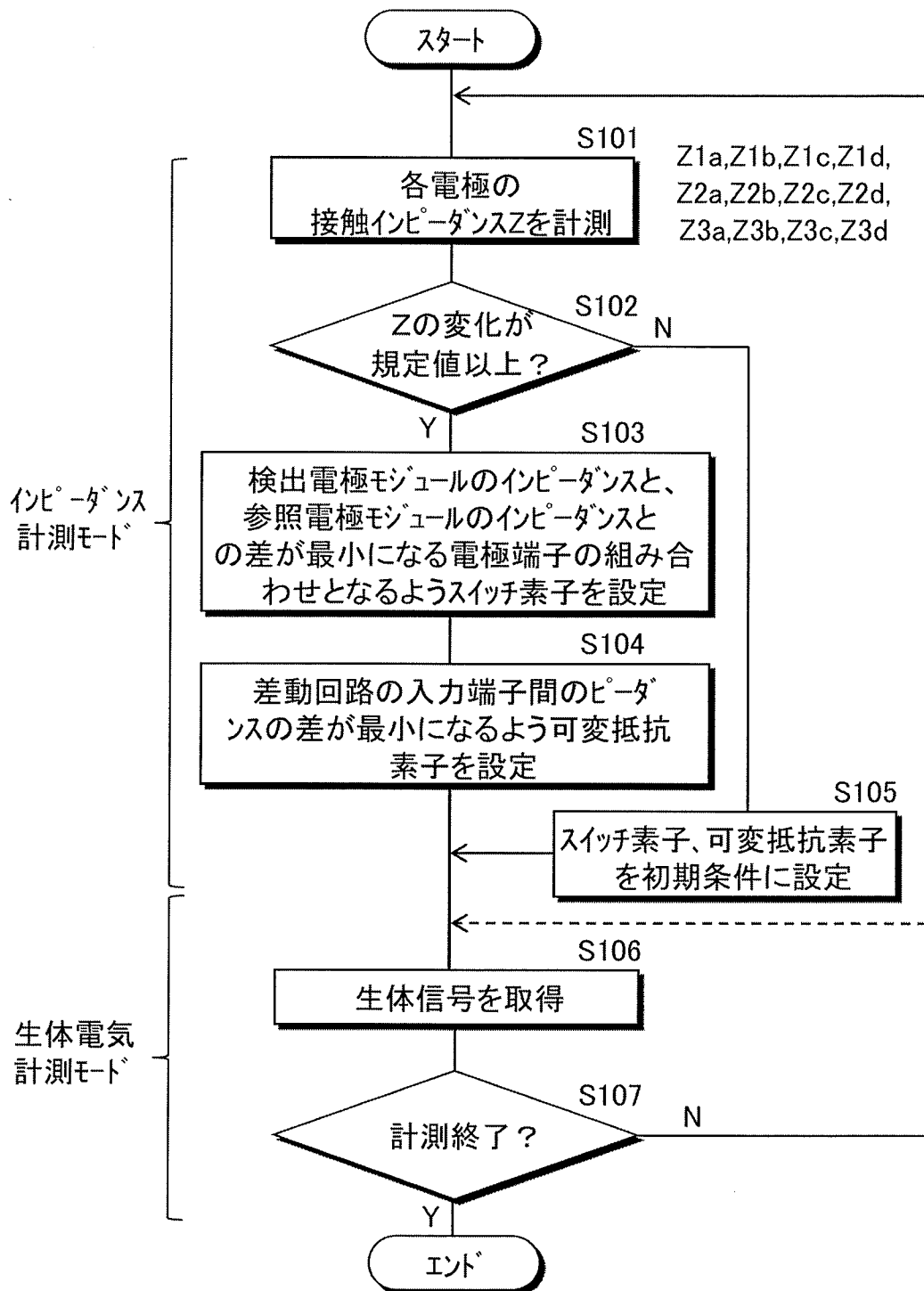
[図6]



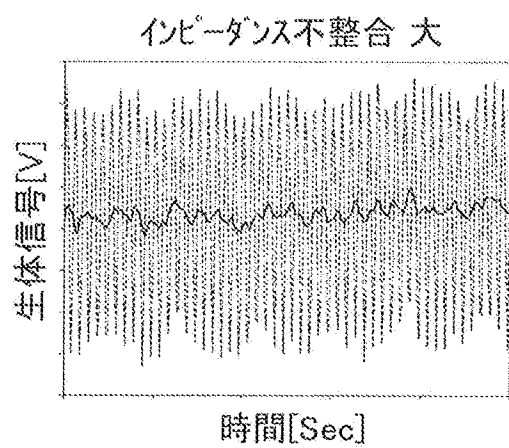
[図7]



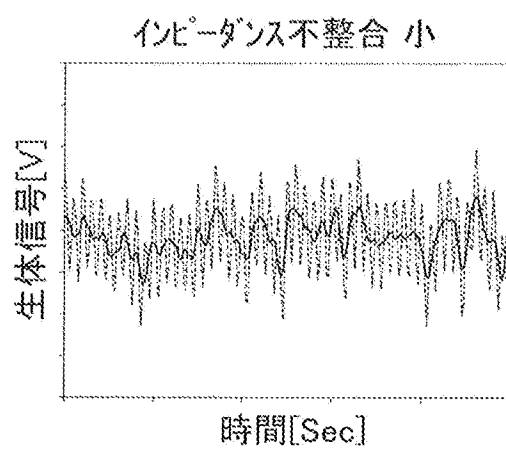
[図8]



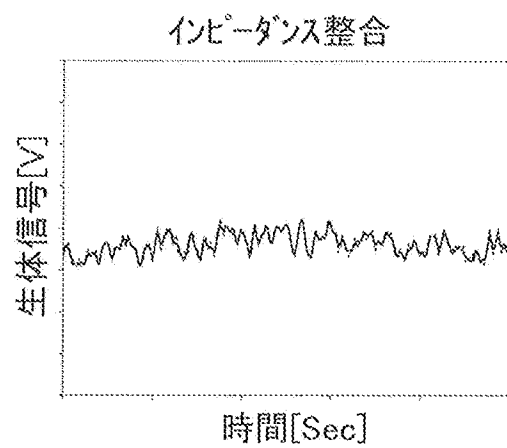
[図9A]



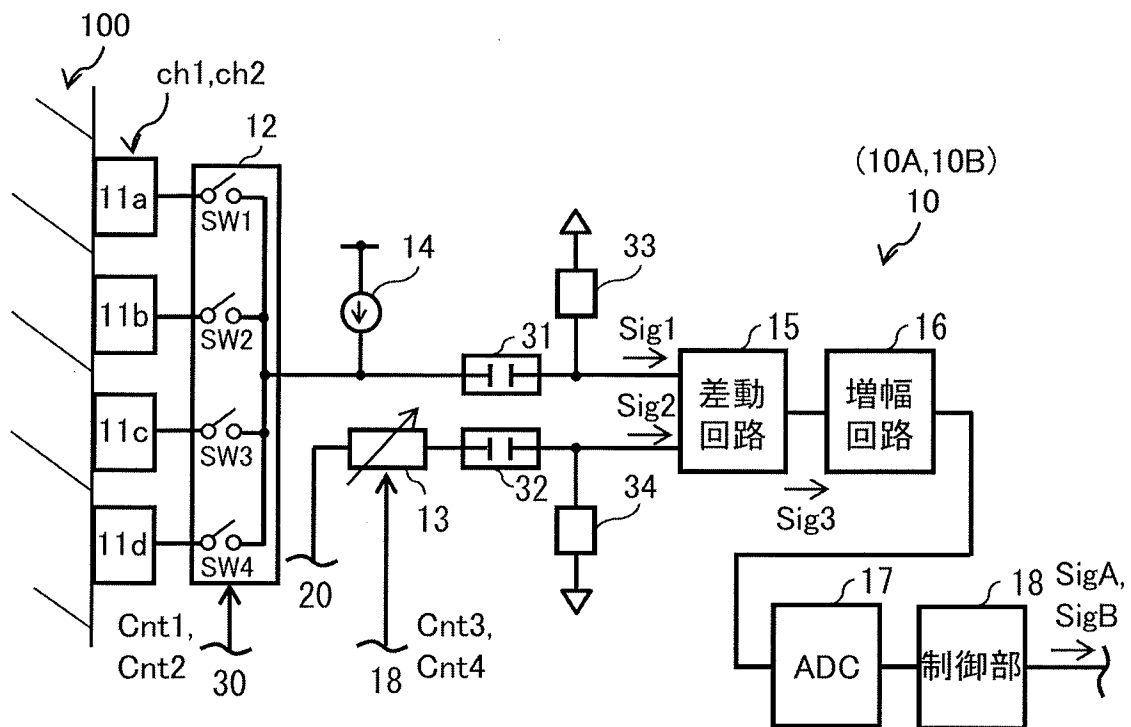
[図9B]



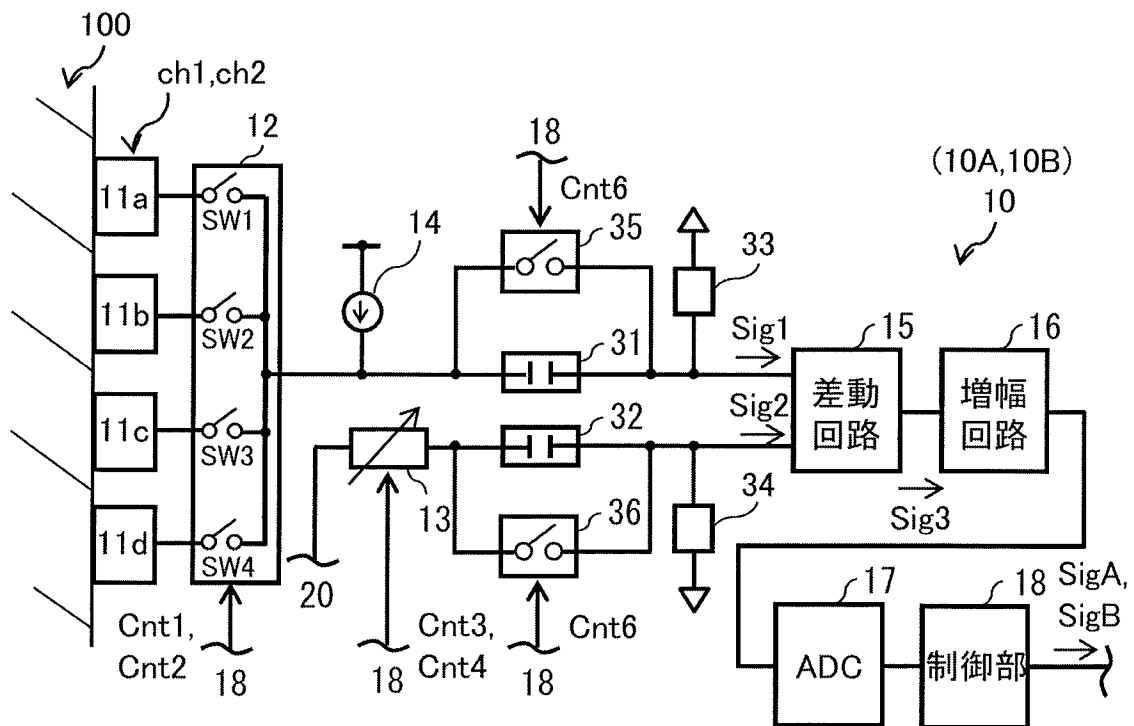
[図9C]



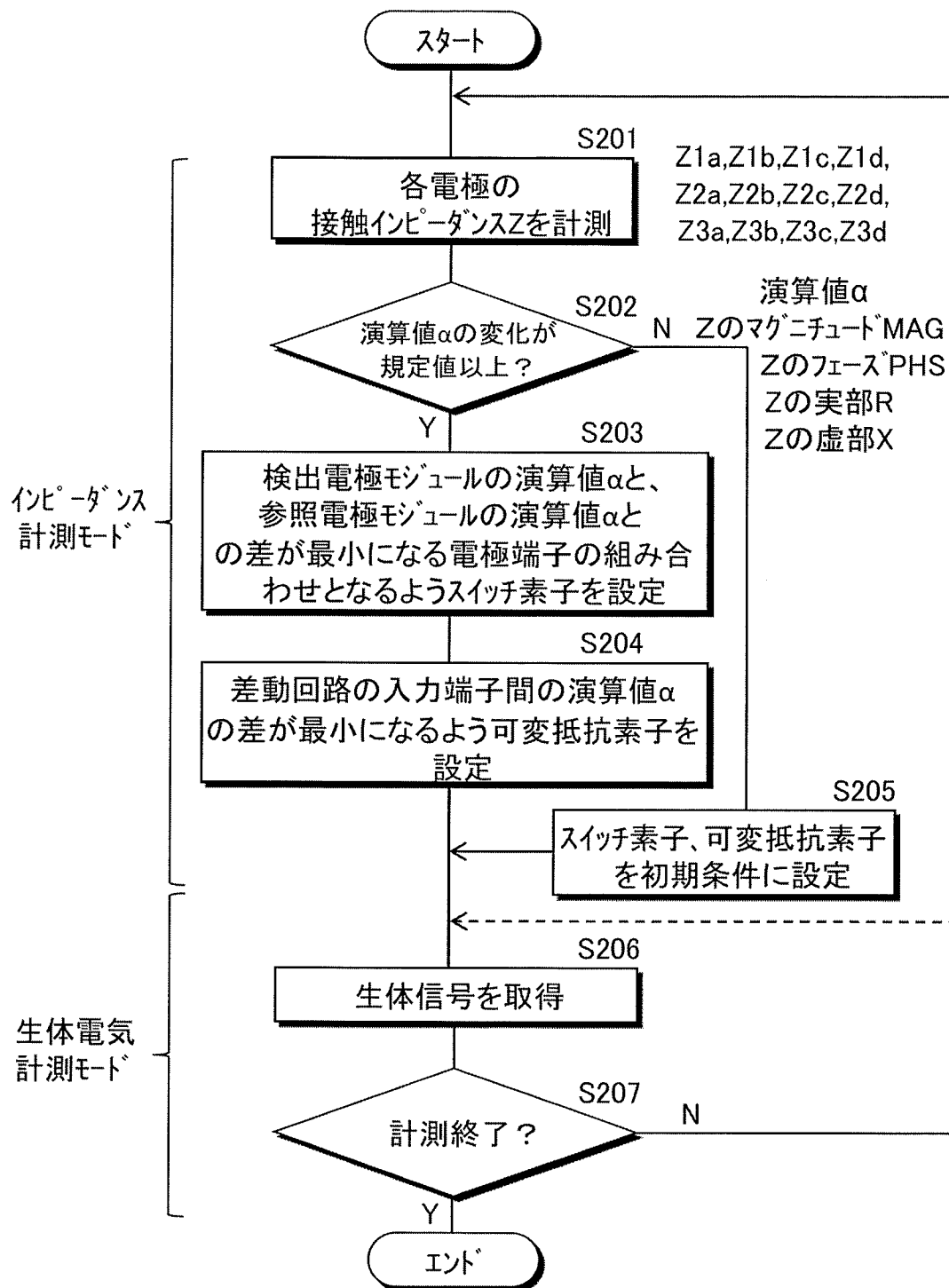
[図10]



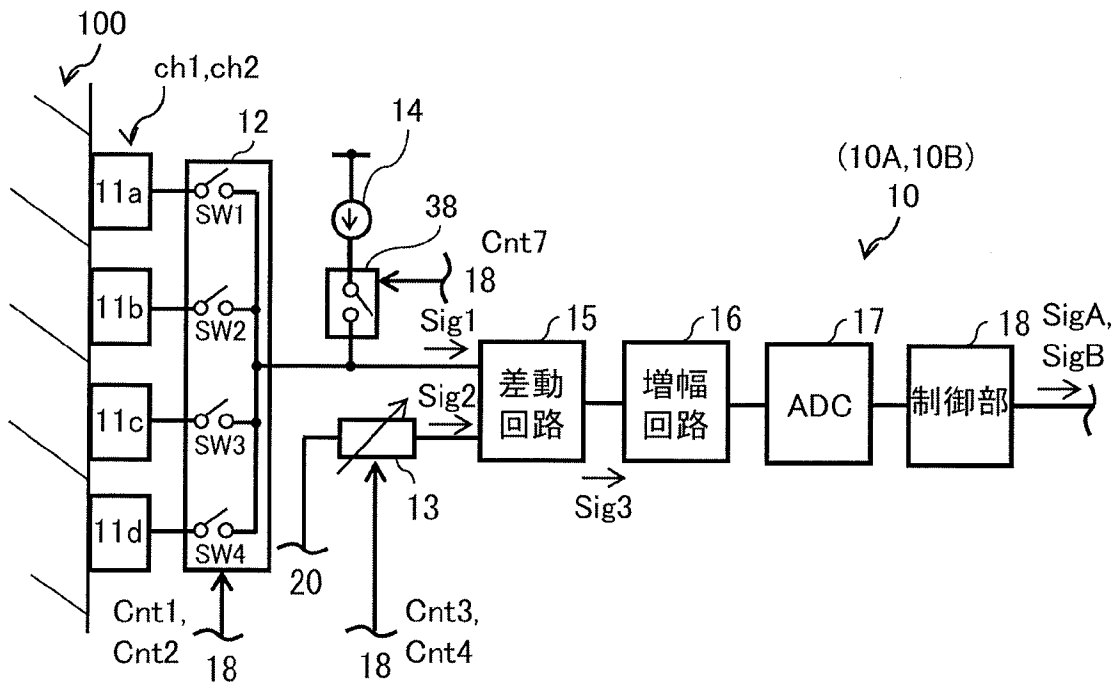
[図11]



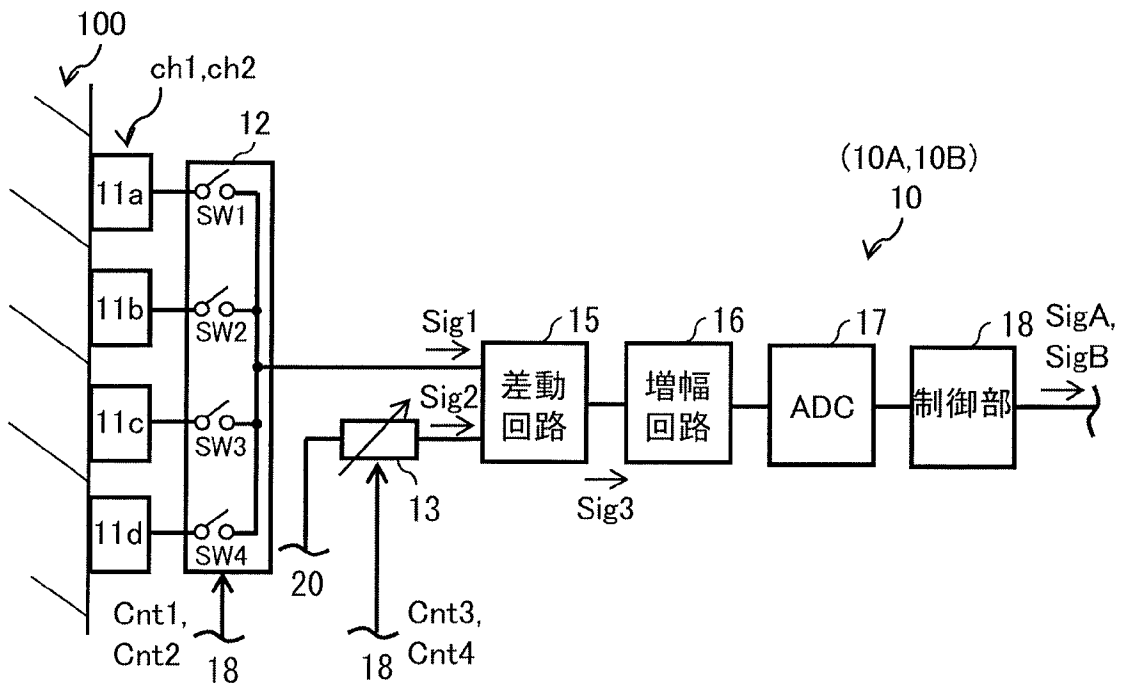
[図12]



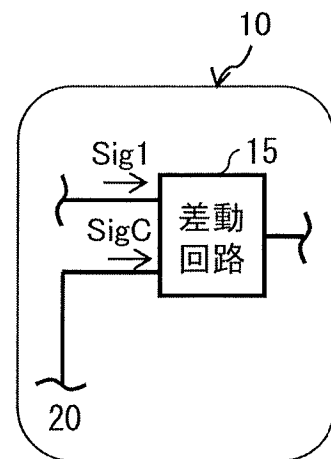
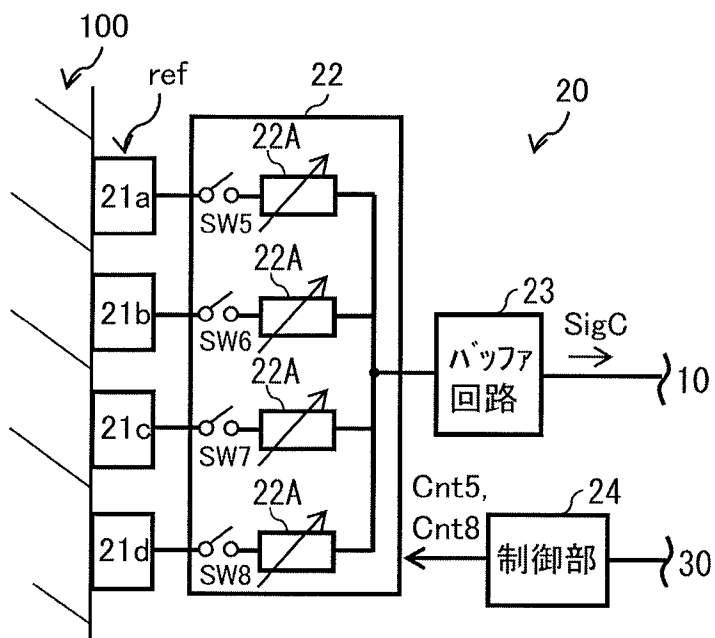
[図13]



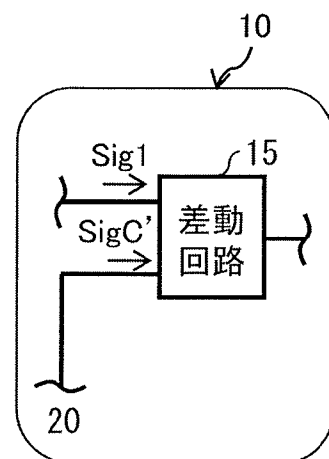
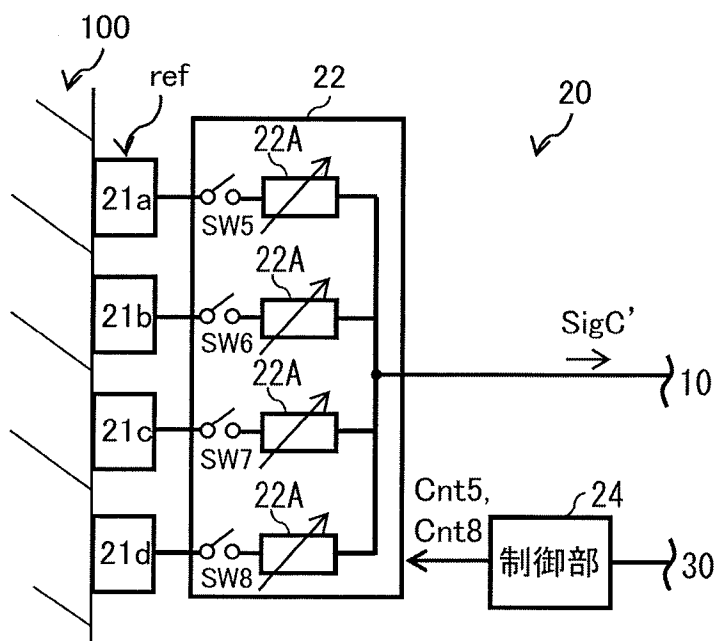
[図14]



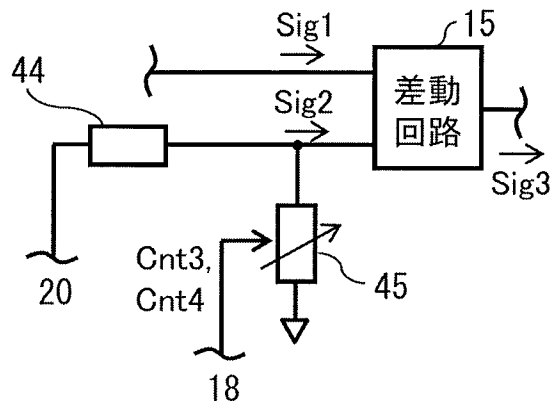
[図15A]



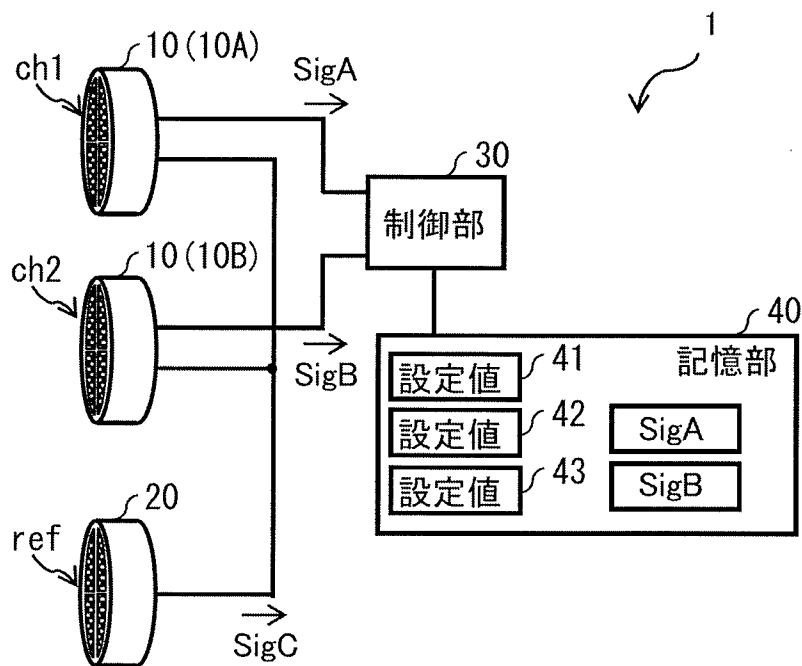
[図15B]



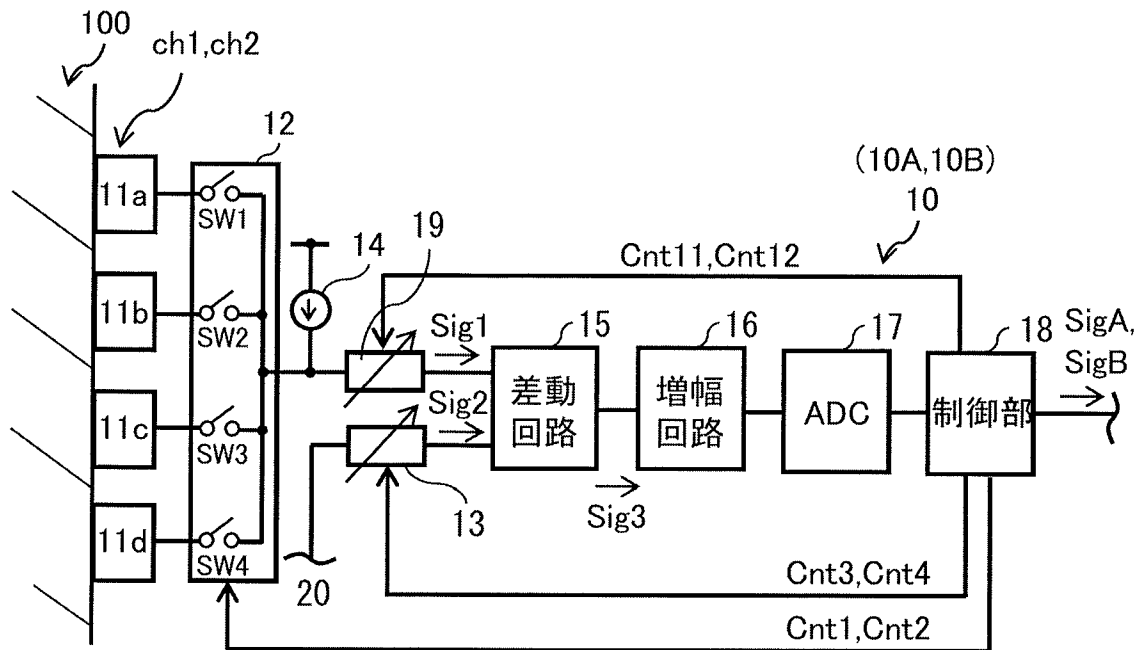
[図16]



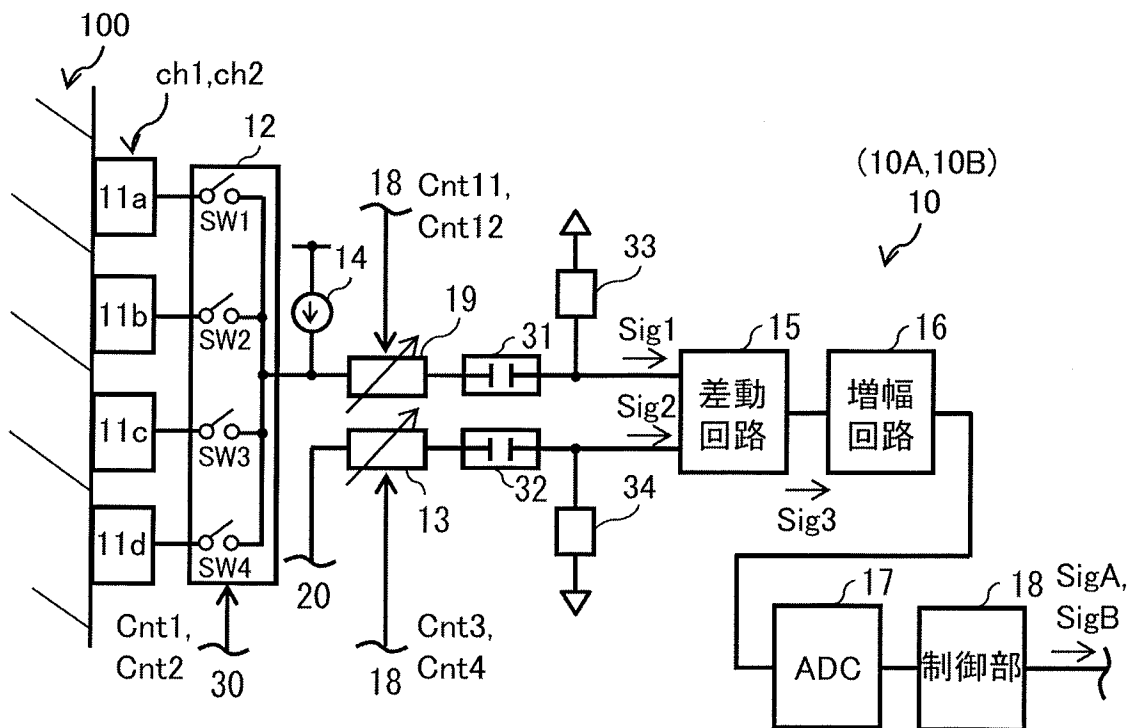
[図17]



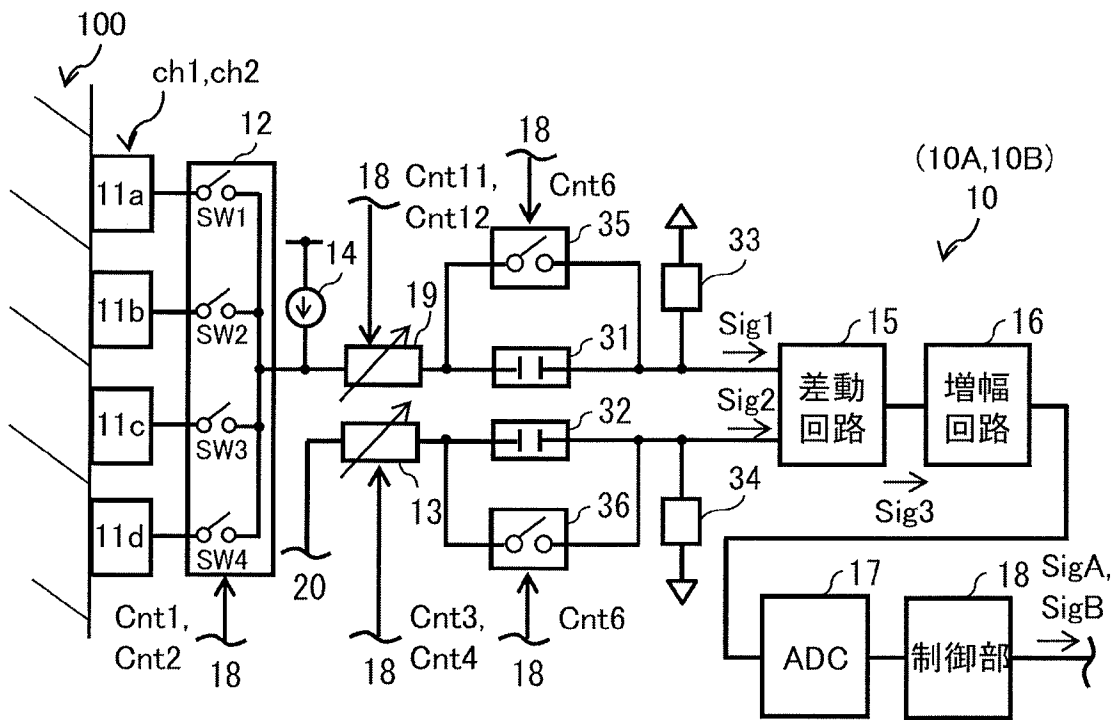
[図18]



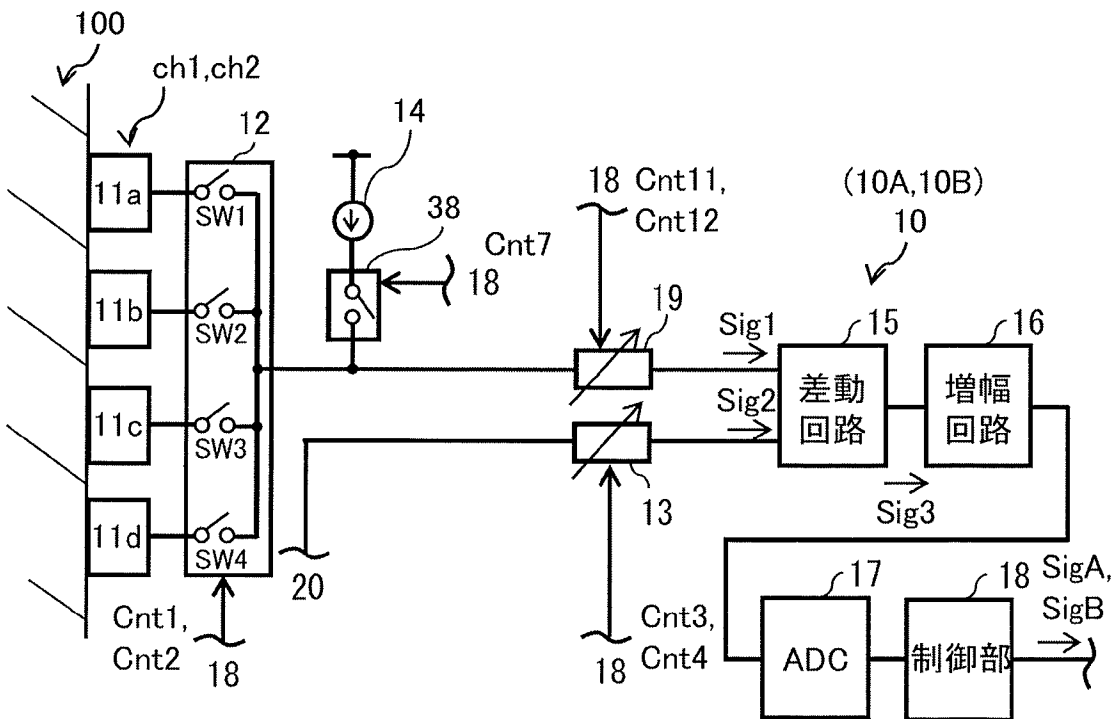
[図19]



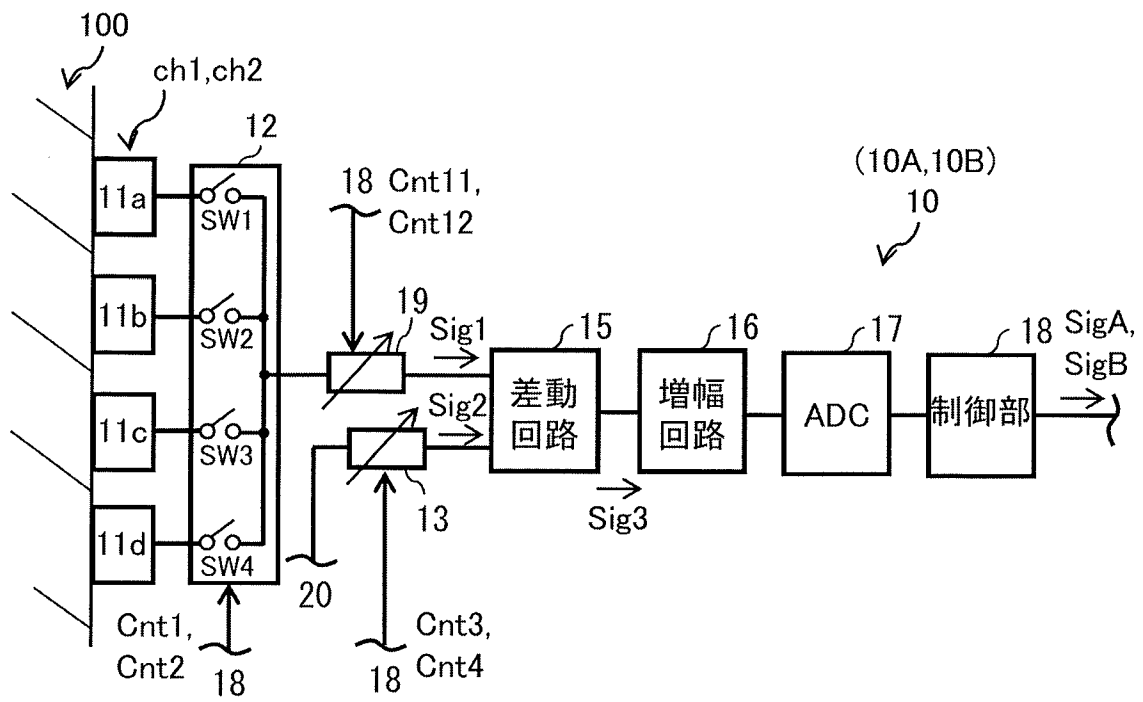
[図20]



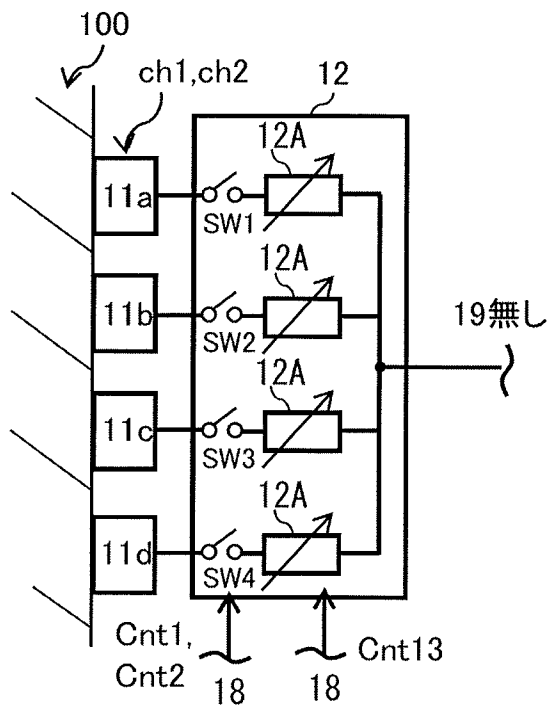
[図21]



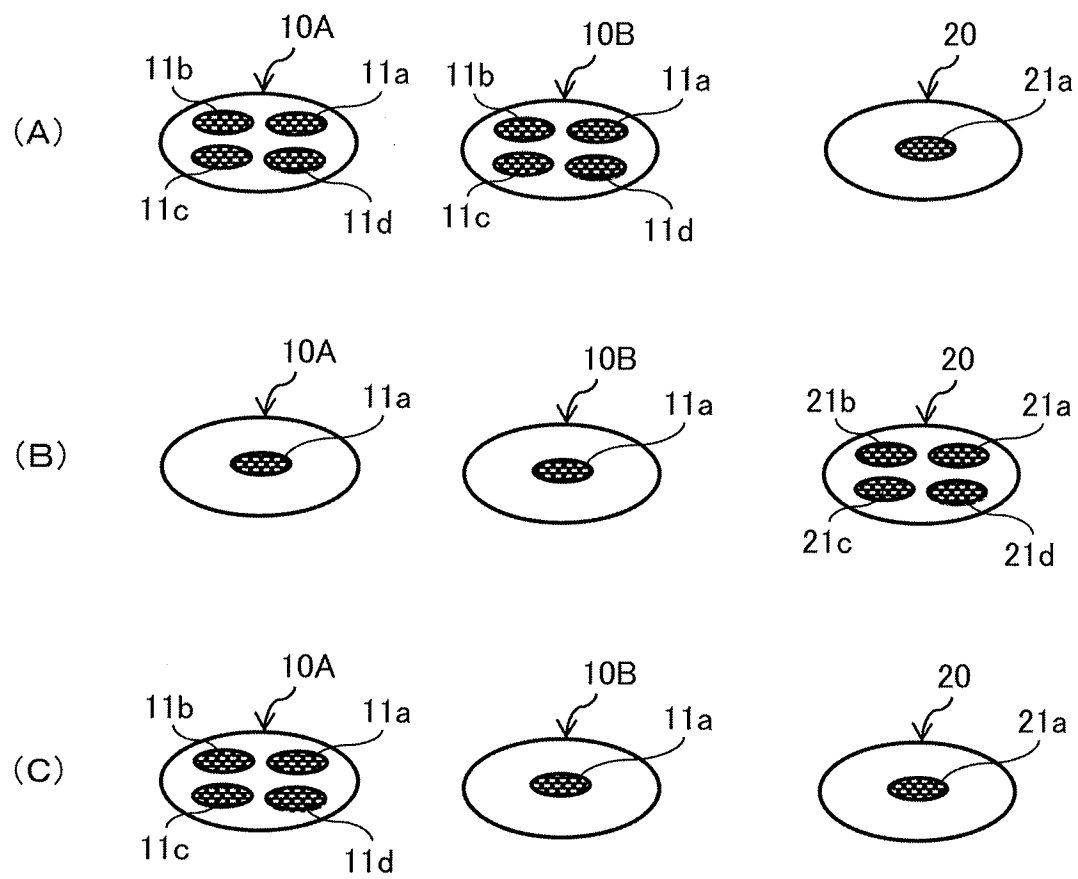
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/000238

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0478 (2006.01) i

FI: A61B5/04 300P; A61B5/04 320B

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)

A61B5/04-5/053

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 1971-2020

Registered utility model specifications of Japan 1996-2020

Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-237379 A (DENSO CORP.) 09.10.2008 (2008-10-09) paragraphs [0047], [0051]-[0055], [0058]-[0074], [0090], [0094], [0096], fig. 1, 3-6	1-11
Y	加藤象二郎、大久保堯夫 著, 初学者のための生体機能の測り方 - 第2版 -, 第2版 第1刷, 東京: 日本出版サービス, 2006, pp. 39-40, ISBN:4-88922-104-2, in particular, fig. 3-9, non-official translation (KATO, Zojiro, OKUBO, Takao, "How to measure biological functions for beginners -2nd edition-", 2nd edition, 1st printing, TOKYO: JAPAN PUBLICATION SERVICE)	1-11

☒ 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

"I" 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
04 February 2020 (04.02.2020)Date of mailing of the international search report
18 February 2020 (18.02.2020)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/000238

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	末永和榮、岡田保紀 著, 最新脳波標準テキスト, 第 5 版, 東京: 株式会社メデイカルシステム研修所, 2016, p. 12, in particular, section "differential amplifier", non-official translation (SUENAGA, Kazue, OKADA, Yasunori, "Newest brain wave standard text", 5th edition, TOKYO: MEDICAL SYSTEMS KENKYUZYUO KK)	1-11
Y	JP 2018-099283 A (PANASONIC IP MANAGEMENT CO., LTD.) 28.06.2018 (2018-06-28) paragraphs [0015], [0098]-[0106], fig. 2A, 11	3-5
Y	KR 10-2017-0091247 A (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) 09.08.2017 (2017-08-09) paragraphs [0033], [0037], [0045]-[0046], [0059]-[0069], fig. 1-4	1-11
A	CN 103190903 A (SHANGHAI DIYI SCIENCE & TECHNOLOGY CO., LTD.) 10.07.2013 (2013-07-10) paragraphs [0038], [0050]-[0053], fig. 2-3	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/000238

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2008-237379 A	09 Oct. 2008	US 2008/0243013 A1 paragraphs [0056], [0060]-[0064], [0067]-[0079], [0089], [0093]- [0094], fig. 1, 3-5 6A-6C	
JP 2018-099283 A	28 Jun. 2018	US 2018/0168514 A1 paragraphs [0063], [0147]-[0155], fig. 2A, 11	
KR 10-2017-0091247 A	09 Aug. 2017	(Family: none)	
CN 103190903 A	10 Jul. 2013	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/0478(2006.01)i FI: A61B5/04 300P; A61B5/04 320B		
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）） A61B5/04-5/053		
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 1971-2020年 日本国実用新案登録公報 1996-2020年 日本国登録実用新案公報 1994-2020年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2008-237379 A (株式会社デンソー) 09.10.2008 (2008 - 10 - 09) 段落 [0047], [0051] - [0055], [0058] - [0074], [0090], [0094], [0096]、図1, 3-6	1-11
Y	加藤象二郎、大久保堯夫 著, 初学者のための生体機能の測り方-第2版-, 第2版 第1刷, 東京: 日本出版サービス, 2006, pp. 39-40, ISBN:4-88922-104-2 特に、図3-9	1-11
Y	末永和榮、岡田保紀 著, 最新脳波標準テキスト, 第5版, 東京: 株式会社メディカルシステム研修所, 2016, p. 12 特に、「差動増幅器」の項	1-11
Y	JP 2018-099283 A (パナソニックIPマネジメント株式会社) 28.06.2018 (2018 - 06 - 28) 段落 [0015], [0098] - [0106]、図2A, 11	3-5
Y	KR 10-2017-0091247 A (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY R&DB FOUNDATION) 09.08.2017 (2017 - 08 - 09) 段落 [0033], [0037], [0045] - [0046], [0059] - [0069]、図1-4	1-11
☒ 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、一般的な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抵触するものではなく、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 04.02.2020		国際調査報告の発送日 18.02.2020
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		権限のある職員（特許庁審査官） 磯野 光司 2Q 3411 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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	CN 103190903 A (SHANGHAI DIYI SCIENCE & TECHNOLOGY CO., LTD.) 10.07.2013 (2013 - 07 - 10) 段落 [0 0 3 8] , [0 0 5 0] - [0 0 5 3] 、図 2 - 3	1-11

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/000238

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2008-237379	A	09.10.2008	US 2008/0243013 A1 段落 [0056], [0060] - [0064], [0067] - [0079], [0089], [0093] - [0094]、 図 1, 3 - 5, 6A - 6C	
JP	2018-099283	A	28.06.2018	US 2018/0168514 A1 段落 [0063], [0147] - [0155]、図 2A, 11	
KR	10-2017-0091247	A	09.08.2017	(ファミリーなし)	
CN	103190903	A	10.07.2013	(ファミリーなし)	