

(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
2013 年 3 月 28 日(28.03.2013)



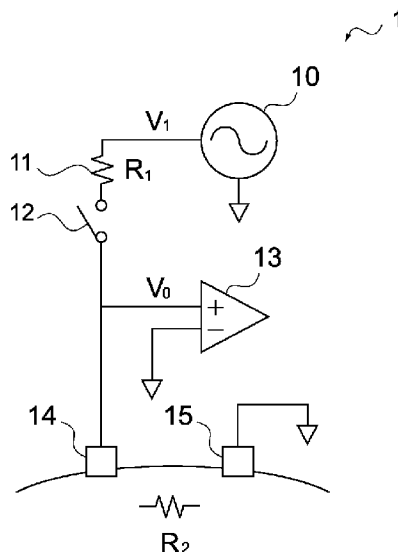
(10) 国際公開番号
WO 2013/042322 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0402 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/005569
- (22) 国際出願日: 2012 年 9 月 3 日(03.09.2012)
- (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 2011-205582 2011 年 9 月 21 日(21.09.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 和田 成司 (WADA, Seiji) [JP/JP]; 〒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).
- (74) 代理人: 大森 純一 (OMORI, Junichi); 〒1070052 東京都港区赤坂 7-5-4 7 U & M 赤坂ビル 2 F Tokyo (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, 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, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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, 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: BIOLOGICAL SIGNAL MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 生体信号測定装置

[図1]



体に接触する。

(57) Abstract: [Problem] To provide a biological signal measuring device which is capable of measuring contact resistance with high precision. [Solution] The biological signal measuring device according to the present technology comprises a voltage source, a measuring electrode, a resistor, a first amplifier and a neutral electrode. The measuring electrode is connected to the voltage source and contacts a living body. The resistor is connected between the voltage source and the measuring electrode. The first amplifier amplifies an electric potential between the resistor and the measuring electrode. The neutral electrode contacts the living body.

(57) 要約: 【課題】接触抵抗を高精度に測定することが可能な生体信号測定装置を提供すること 【解決手段】本技術に係る生体信号測定装置は、電圧源と、測定電極と、抵抗器と、第1の増幅器と、ニュートラル電極とを具備する。測定電極は、電圧源に接続され、生体に接触する。抵抗器は、電圧源と測定電極の間に接続される。第1の増幅器は、抵抗器と測定電極の間の電位を増幅する。ニュートラル電極は、生

明 細 書

発明の名称： 生体信号測定装置

技術分野

[0001] 本技術は、脳波や心電図等の生体信号を測定するための生体信号測定装置に関する。

背景技術

[0002] 脳波、筋電図、心電図、体脂肪率等、生体（ヒトを含む動物）に電極を接触させて電位信号（以下、生体信号）を測定する生体信号測定装置において、電極と生体表面の間には接触抵抗が存在する。

[0003] 接触抵抗は、抵抗値が大きい場合には特に、電極によって検出される生体信号に影響を与えるため、生体表面と電極の接触面に導電性ペーストを塗布する等して接触抵抗を下げるのが通常である。しかし、接触抵抗を完全に除去することは困難であるため、生体信号の測定前に接触抵抗を測定することが行われる。

[0004] 例えば、非特許文献 1 には、交流電圧源から抵抗器を介して電極に交流信号を印加し、接触抵抗における電位差からインピーダンス（接触抵抗）の値を求めるデジタル脳波計が記載されている。即ち、当該デジタル脳波計においては、印加電圧が抵抗器と接触抵抗によって分圧されることとなる。

先行技術文献

非特許文献

[0005] 非特許文献1：柳原一照、”デジタル脳波計のひみつ”、[online]、関東神経生理検査技術研究会、[平成23年8月1日検索]、インターネット〈URL：<http://www2.oninet.ne.jp/ts0905/deeg/deegsemi.htm>〉

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、非特許文献 1 に記載のデジタル脳波計においては、10V という高電圧が100M Ω という高抵抗を介して電極に供給されている。通

常、接触抵抗は $10\text{ K}\Omega$ 程度であり、これは抵抗器の抵抗値に比べて 1 万分の 1 程度である。

[0007] このため、接触抵抗による分圧は抵抗器の分圧に比べて著しく小さく、交流電圧源や抵抗器の誤差の影響を受け易い。例えば抵抗器が 1 % の誤差を有する場合でも誤差範囲が接触抵抗と同程度以上となり、接触抵抗を高精度に測定するには適宜キャリブレーションが必要と考えられる。

[0008] 以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、接触抵抗を高精度に測定することが可能な生体信号測定装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る生体信号測定装置は、電圧源と、測定電極と、抵抗器と、第 1 の増幅器とを具備する。

上記測定電極は、上記電圧源に接続され、生体に接触する。

上記抵抗器は、上記電圧源と上記測定電極の間に接続される。

上記第 1 の増幅器は、上記抵抗器と上記測定電極の間の電位を増幅する。

[0010] 上記構成によれば、電圧源から印加された電圧は、抵抗器と接触抵抗によって分圧される。第 1 の増幅器によって、抵抗器と測定電極の間の電位が検出されるため、接触抵抗による分圧から接触抵抗の抵抗値を算出することが可能となる。

[0011] 上記抵抗器は、上記測定電極と上記生体の接触抵抗の抵抗値範囲のうち、測定したい抵抗値範囲の対数中心値となる抵抗値を有してもよい。

[0012] 上記のように、電圧源から印加される電圧は、抵抗器と接触抵抗によって分圧されるが、接触抵抗の分解能は抵抗器の抵抗値によって異なり、抵抗器の抵抗値を対数中心値とする範囲が最も高い分解能を得ることができる。したがって、抵抗器の抵抗値をこの値とすることにより、高精度に接触抵抗を測定することが可能となる。

[0013] 上記抵抗値範囲は、 $10\text{ K}\Omega$ 以上 $1\text{ M}\Omega$ 以下の範囲であり、上記抵抗器は、 $100\text{ K}\Omega$ の抵抗値を有してもよい。

[0014] 測定電極が生体表面に装着された際の接触抵抗の一般的な範囲を、 10 K

Ω 以上1 M Ω 以下の範囲に設定する。このとき、抵抗器の抵抗値を100 K Ω とすることにより、この範囲の接触抵抗を高精度に測定することが可能となる。

[0015] 上記抵抗器と、上記測定電極の間の接続を開閉することが可能なスイッチをさらに具備してもよい。

[0016] この構成によれば、当該スイッチをOFFすることにより、電圧源から測定電極への電圧の印加が停止され、生体において生じる電位信号（生体信号）を検出することが可能となる。

[0017] 上記生体信号測定装置は、第2の増幅器と、上記生体に接触し上記第2の増幅器に接続されたりファレンス電極をさらに具備してもよい。

[0018] この構成によれば、電極毎の接触抵抗測定が可能となる。

発明の効果

[0019] 以上のように、本技術によれば、本技術の目的は、接触抵抗を高精度に測定することが可能な生体信号測定装置を提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本技術の第1の実施形態に係る生体信号測定装置の構成を示す模式図である。

[図2]検出電圧と接触抵抗の相関を示すグラフである。

[図3]同生体信号測定装置の動作を示す模式図である。

[図4]本技術の第2の実施形態に係る生体信号測定装置の構成を示す模式図である。

[図5]同生体信号測定装置から送信され、ディスプレイに表示される各電極の接触抵抗値を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0021] （第1の実施形態）

本技術の第1の実施形態に係る生体信号測定装置について説明する。

[0022] [生体信号測定装置の構成]

図1は、本実施形態に係る生体信号測定装置1の構成を示す模式図である

。生体信号測定装置 1 は、ユーザの頭表に接続され、ユーザの脳波を測定する装置（脳波計）であるものとするがこれに限られず、筋電図、心電図、体脂肪率等、生体（ヒトを含む動物）において生じる生体信号を測定することが可能な装置であるものとすることができる。同図に示すように生体信号測定装置 1 は、電圧源 1 0、抵抗器 1 1、スイッチ 1 2、増幅器 1 3、測定電極 1 4 及びニュートラル電極 1 5 を有する。

[0023] 電圧源 1 0 は抵抗器 1 1 に接続され、抵抗器 1 1 はスイッチ 1 2 に接続されている。スイッチ 1 2 は測定電極 1 4 に接続され、増幅器 1 3 はスイッチ 1 2 と測定電極 1 4 の間に接続されている。ニュートラル電極 1 5 はグラウンドに接続されている。同図に示すように、測定電極 1 4 とニュートラル電極 1 5 はユーザの頭表に装着され、導電性ペースト等を介して電氣的に接続されている。

[0024] 電圧源 1 0 は、一般的な交流電圧源を用いることができる。周波数や電圧は特に限定されないが、例えば周波数 1 0 H z、電圧振幅 $\pm 500 \mu V$ とすることができる。以下、電圧源 1 0 による印加電圧を V_1 とする。

[0025] 抵抗器 1 1 は、印加電圧を接触抵抗（後述）との間で分圧する。以下、抵抗器 1 1 の抵抗値を R_1 とする。抵抗値 R_1 の詳細については後述する。

[0026] スwitch 1 2 は、回路の開閉を可能とする。詳細は後述するが、生体信号測定装置 1 においては、スイッチ 1 2 の開閉により接触抵抗の測定と生体信号（脳波等）の測定を切り替えることが可能となっている。

[0027] 増幅器 1 3 は、測定電極 1 4 が＋端子に、グラウンドが－端子に接続され、増幅器 1 3 によって分圧された電圧 V_0 を増幅して出力する。増幅器 1 3 は一般的なオペアンプ（オペレーショナル・アンプリファイア）を用いることが可能である。

[0028] 測定電極 1 4 は、生体表面（ここでは、ユーザの頭表）に接触し、電氣的に接続される。測定電極 1 4 は、ユーザの頭表の所定の位置、例えば国際 1 0－2 0 法によって規定された位置に装着されるものとすることが可能である。また、測定電極 1 4 は複数基が設けられることも可能である。

[0029] 測定電極 14 の構造は特に限定されないが、導電性ペーストが塗布されて用いられる導電性部材や、導電性液体を含浸する弾性部材等とすることができる。測定電極 14 と生体表面の接触抵抗は、生体表面の性状や取り付け方によって異なるが、通常は数十～数百 K Ω 程度である。

[0030] ニュートラル電極 15 は、測定電極 14 と同様に生体表面に接触し、電氣的に接続される。ニュートラル電極 15 は、脳波の影響の小さい位置、例えばユーザの耳朶やこめかみ等に装着されるものとすることができる。ニュートラル電極 15 は測定電極 14 と同様の構造とすることができる。

[0031] [生体信号測定装置の動作]

電圧源 10 から電圧（以下、電源電圧） V_1 が印加されている状態でスイッチ 12 が ON されると、微小な電流 I が抵抗器 11 を通過して、測定電極 14 からユーザの頭部を介し、ニュートラル電極 15 に流れる。したがって、測定電極 14 とユーザの頭部の接触抵抗、ユーザの頭部の抵抗、ユーザの頭部とニュートラル電極 15 の接触抵抗の和（以下、生体の抵抗成分）を抵抗値 R_2 とすると、以下の（式 1）が成り立つ。

[0032] $V_1 = R_1 \cdot I + R_2 \cdot I$ （式 1）

[0033] また、増幅器 13 において検出される電圧（以下、検出電圧） V_0 は、以下の（式 2）で表される。

[0034] $V_0 = I \cdot R_2$ （式 2）

[0035] 上記（式 1）及び（式 2）から電流 I を消去すると、次の（式 3）が得られる。

[0036] $V_0 = V_1 \cdot R_2 / (R_1 + R_2)$ （式 3）

[0037] （式 3）を変形すると、次の（式 4）が得られる。

[0038] $R_2 = R_1 \cdot V_0 / (V_1 - V_0)$ （式 4）

[0039] このようにして、増幅器 13 において検出される検出電圧 V_0 から生体の抵抗成分の抵抗値 R_2 を求めることができる。上記（式 1）に示すように、電源電圧 V_1 が抵抗器 11 の抵抗値 R_1 と生体の成功成分の抵抗値 R_2 によって分圧されるため、検出電圧 V_0 は抵抗値 R_1 によって異なる。

[0040] ここで、本技術に係る生体信号測定装置 1 においては、抵抗器 11 の抵抗値 R_1 を、測定したい抵抗値 R_2 の範囲の対数中心値とする。測定したい抵抗値 R_2 の範囲は、使用する測定電極 14 の種類や生体表面の装着方法（導電性ペーストの有無等）に応じて任意に設定することが可能である。抵抗値 R_1 をこのように設定することにより、抵抗値 R_2 の測定範囲を広げ、且つ高精度な測定が可能となる。

[0041] 具体的には、測定したい抵抗値 R_2 の範囲が $10\text{ K}\Omega \sim 1\text{ M}\Omega$ であるとする、抵抗値 R_1 を上記範囲の対数中心値である $100\text{ K}\Omega$ とする。図 2 は抵抗値 R_1 を $100\text{ K}\Omega$ とし、電圧源 10 の振幅を $\pm 500\text{ }\mu\text{V}$ とした場合の生体の抵抗成分の抵抗値 R_2 と検出電圧 V_o の相関を示すグラフである。

[0042] 同図に示すように、検出電圧 V_o は抵抗値 R_1 の値を中心とする範囲（図中に範囲 A として示す）が最も傾きが大きく、当該範囲から離れた範囲（図中に範囲 B として示す）では傾きが小さくなる。具体的には、抵抗値 R_2 が $10\text{ K}\Omega \sim 1\text{ M}\Omega$ の範囲で検出電圧 V_o は $100\text{ }\mu\text{V} \sim 400\text{ }\mu\text{V}$ の広い範囲で変化するのに対し、抵抗値 R_2 が $10\text{ K}\Omega$ 未満では $0 \sim 100\text{ }\mu\text{V}$ 、 $1\text{ M}\Omega$ 超では $400\text{ }\mu\text{V} \sim 500\text{ }\mu\text{V}$ と、それぞれ比較的狭い範囲の変化となる。これは、範囲 A においては抵抗値 R_2 が微小に変化しても検出電圧 V_o が変動すること、即ち抵抗値 R_2 の高い検出精度（分解能）が得られることを意味する。

[0043] 一方、範囲 B においては高い検出精度を得ることはできないが、抵抗値が十分小さければ、生体信号測定に与える抵抗値 R_2 の影響は無視することができ、一方で抵抗値が異常に大きければ、測定電極 14 が生体表面から外れていると判断できる。したがって、いずれの場合であっても、抵抗値 R_2 の概算値さえ取得できれば、詳細な値を取得する必要性は乏しいといえる。

[0044] 即ち、本技術に係る生体信号測定装置 1 においては、抵抗器 11 の抵抗値 R_1 を、測定したい生体の抵抗成分の抵抗値 R_2 の範囲の対数中心値とすることにより、抵抗値 R_2 を必要な範囲で高精度に測定することが可能である。

[0045] また、生体信号測定装置 1 は、スイッチ 12 の開閉により接触抵抗測定と生体信号（脳波等）測定の切替が可能に構成されている。具体的には、スイ

ッチ 1 2 が O N のときには、上述のように電圧源 1 0 から電圧が印加され、接触抵抗が測定される。スイッチ 1 2 が O F F のときには、測定電極 1 4 の信号が増幅器 1 3 によって増幅され、生体信号が測定される。

[0046] 図 3 は、生体信号測定装置 1 による接触抵抗測定及び生体信号測定の動作を示す模式図である。同図に示すように、生体信号測定の前にスイッチ 1 2 を O N として接触抵抗測定を実施し、接触抵抗が所定範囲以内ならばスイッチ 1 2 を O F F として生体信号測定を開始するものとすることができる。その後、生体信号測定中に所定時間毎に接触抵抗測定を実施し、接触抵抗の測定や測定電極 1 4 の外れの検出等を行うものとすることができる。

[0047] 以上のように、本実施形態に係る生体信号測定装置 1 においては、必要な範囲の接触抵抗を高精度に測定し、ひいては接触抵抗の影響を受ける生体信号を高精度に測定することが可能である。

[0048] (第 2 の実施形態)

本技術の第 2 の実施形態に係る生体信号測定装置について説明する。本実施形態において第 1 の実施形態と同様の構成については説明を省略する場合がある。

[0049] [生体信号測定装置の構成]

図 4 は、本実施形態に係る生体信号測定装置 2 の構成を示す模式図である。生体信号測定装置 2 は、ユーザの頭表に接続され、ユーザの脳波を測定する装置であるものとするがこれに限られず、筋電図、心電図、体脂肪率等、生体において生じる生体信号を測定することが可能な装置であるものとすることができる。同図に示すように生体信号測定装置 2 は、電圧源 2 0、抵抗器 2 1、スイッチ 2 2、増幅器 2 3、測定電極 2 4、ニュートラル電極 2 5、リファレンス電極 2 6 及び増幅器 2 7 を有する。

[0050] 電圧源 2 0 は抵抗器 2 1 に接続され、抵抗器 2 1 はスイッチ 2 2 に接続されている。スイッチ 2 2 は測定電極 2 4 に接続され、増幅器 2 3 はスイッチ 2 2 と測定電極 2 4 の間に接続されている。ニュートラル電極 2 5 はグラウンドに接続されている。リファレンス電極 2 6 は増幅器 2 7 に接続されている。

。同図に示すように、測定電極 24、ニュートラル電極 25 及びリファレンス電極 26 はユーザの頭表に装着され、導電性ペースト等を介して電氣的に接続されている。

[0051] 電圧源 20 は、一般的な交流電圧源を用いることができる。周波数や電圧は特に限定されないが、例えば周波数 10 Hz、電圧振幅 $\pm 500 \mu V$ とすることができる。

[0052] 抵抗器 21 は、印加電圧を接触抵抗との間で分圧する。以下、抵抗器 21 の抵抗値を R_s とする。抵抗器 21 の抵抗値 R_s は第 1 の実施形態と同様に、高精度に測定したい接触抵抗の抵抗値の範囲の対数中心値であるものとする。

[0053] スイッチ 22 は、回路の開閉を可能とする。生体信号測定装置 2 においては、スイッチ 22 の開閉により接触抵抗の測定と生体信号の測定を切り替えることが可能となっている。

[0054] 増幅器 23 は、測定電極 24 が + 端子に、グランドが - 端子に接続され、増幅器 23 によって分圧された電圧を増幅して出力する。以下、増幅器 23 の増幅率を増幅率 A 、出力電圧を検出電圧 V_a とする。増幅器 23 は一般的なオペアンプ（オペレーショナル・アンプリファイア）を用いることが可能である。

[0055] 測定電極 24 は、生体表面に接触し、電氣的に接続される。測定電極 24 は、ユーザの頭表の所定の位置、例えば国際 10-20 法によって規定された位置に装着されるものとすることが可能である。また、測定電極 24 は複数基が設けられることも可能である。

[0056] ニュートラル電極 25 は、測定電極 24 と同様に生体表面に接触し、電氣的に接続される。ニュートラル電極 25 は、脳波の影響の小さい位置、例えばユーザの耳朶やこめかみ等に装着されるものとするができる。ニュートラル電極 25 は測定電極 24 と同様の構造とすることができる。

[0057] リファレンス電極 26 は、測定電極 24 及びニュートラル電極 25 と同様に生体表面に接触し、電氣的に接続される。リファレンス電極 26 は、雑音

の少ない位置、例えば頭頂部付近に装着されるものとすることができる。リファレンス電極 26 は測定電極 24 と同様の構造とすることができる。

[0058] 増幅器 27 は、リファレンス電極 26 が＋端子に、グランドが－端子に接続され、リファレンス電極 26 の検出する信号を増幅して出力する。以下、増幅器 27 の増幅率を増幅率 B、出力電圧を検出電圧 V b とする。増幅器 27 は一般的なオペアンプを用いることが可能である。

[0059] [生体信号測定装置の動作]

電圧源 20 から電圧（以下、電源電圧 V i）が印加されている状態でスイッチ 22 が ON されると、微小な電流が抵抗器 21 を通過して、測定電極 24 からユーザの頭部を介し、ニュートラル電極 25 に流れる。したがって、測定電極 24 とユーザの頭部の接触抵抗を抵抗値 R a、リファレンス電極 26 とユーザの頭部の接触抵抗を抵抗値 R b、ニュートラル電極 25 とユーザの頭部の接触抵抗を抵抗値 R c とすると、以下の（式 5）及び（式 6）が成り立つ。

$$[0060] \quad V a = (R a + R c) / (R a + R c + R s) \cdot A \cdot V i \quad (\text{式 5})$$

$$[0061] \quad V b = R c / (R a + R c + R s) \cdot B \cdot V i \quad (\text{式 6})$$

[0062] 上記（式 5）を変形すると以下の（式 7）が得られ、上記（式 6）を変形すると、以下の（式 8）が得られる。

$$[0063] \quad (A V i - V a) R a + (A V i - V a) R c = V a R s \quad (\text{式 7})$$

$$[0064] \quad V b R a + (V b - B V i) R c = -V b R s \quad (\text{式 8})$$

[0065] 上記（式 7）及び上記（式 8）は抵抗値 R a と抵抗値 R c の 2 元 1 次連立方程式であるので、抵抗値 R a と抵抗値 R c をそれぞれ求めることができる。

[0066] このようにして、増幅器 23 及び増幅器 27 において検出される検出電圧 V a 及び検出電圧 V b から抵抗値 R a 及び抵抗値 R c を求めることができる。上記（式 5）及び上記（式 6）に示すように、電源電圧 V i が抵抗器 21 の抵抗値 R s と各電極の接触抵抗によって分圧されるため、検出電圧 V a 及び検出電圧 V b は抵抗値 R s によって異なる。

[0067] ここで、第1の実施形態と同様に抵抗器21の抵抗値 R_s を、測定したい接触抵抗の抵抗値 R_a の範囲の対数中心値とすることにより、抵抗値 R_a を必要な範囲で高精度に測定することが可能である。

[0068] また、生体信号測定装置2は、スイッチ22の開閉により接触抵抗測定と生体信号（脳波等）測定の切替が可能に構成されている。具体的には、スイッチ22がONのときには、上述のように電圧源20から電圧が印加され、接触抵抗が測定される。スイッチ22がOFFのときには、増幅器23によって測定電極24とリファレンス電極26の信号の差分が増幅（差動増幅）され、生体信号が測定される。

[0069] 本実施形態に係る生体信号測定装置2においては、各電極の接触抵抗を得ることができるため、接触抵抗が異常に大きい場合、即ち電極が外れている場合に、それをユーザに伝達する構成とすることも可能である。

[0070] 例えば、生体信号測定装置2は取得した接触抵抗値をPC（Personal computer）に無線通信等により送信するものとすることができる。図5は、PCのディスプレイに表示される各電極の接触抵抗値を示す模式図である。同図に示すように各電極の接触抵抗値が表示され、接触抵抗値が閾値を超える場合には表示や音声等によってユーザに電極の接触性の改善を促すようにすることも可能である。

[0071] 以上のように、本実施形態に係る生体信号測定装置2においては、必要な範囲の接触抵抗を高精度に測定し、ひいては接触抵抗の影響を受ける生体信号を高精度に測定することが可能である。

[0072] なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

[0073] (1)

電圧源と、

上記電圧源に接続され、生体に接触する測定電極と、

上記電圧源と上記測定電極の間に接続された抵抗器と、

上記抵抗器と上記測定電極の間の電位を増幅する第1の増幅器と、

を具備する生体信号測定装置。

[0074] (2)

(1) に記載の生体信号測定装置であって、
上記抵抗器は、上記測定電極と上記生体の接触抵抗の抵抗値範囲のうち、
測定したい抵抗値範囲の対数中心値となる抵抗値を有する
生体信号測定装置。

[0075] (3)

(1) 又は (2) に記載の生体信号測定装置であって、
請求項 2 に記載の生体信号測定措置であって、
上記抵抗値範囲は、 $10\text{ K}\Omega$ 以上 $1\text{ M}\Omega$ 以下の範囲であり、
上記抵抗器は、 $100\text{ K}\Omega$ の抵抗値を有する
生体信号測定装置。

[0076] (4)

(1) から (3) のうちいずれか 1 つに記載の生体信号測定装置であって
、
請求項 1 に記載の生体信号測定装置であって、
上記抵抗器と、上記測定電極の間の接続を開閉することが可能なスイッチ
をさらに具備する
生体信号測定装置。

[0077] (5)

(1) から (4) のうちいずれか 1 つに記載の生体信号測定装置であって
、
第 2 の増幅器と、
上記生体に接触し、上記第 2 の増幅器に接続されたリファレンス電極
をさらに具備する生体信号測定装置。

符号の説明

[0078] 1、2…生体信号測定装置
10、20…電圧源
11、21…抵抗器

1 2、2 2…スイッチ

1 3、2 3…増幅器

1 4、2 4…測定電極

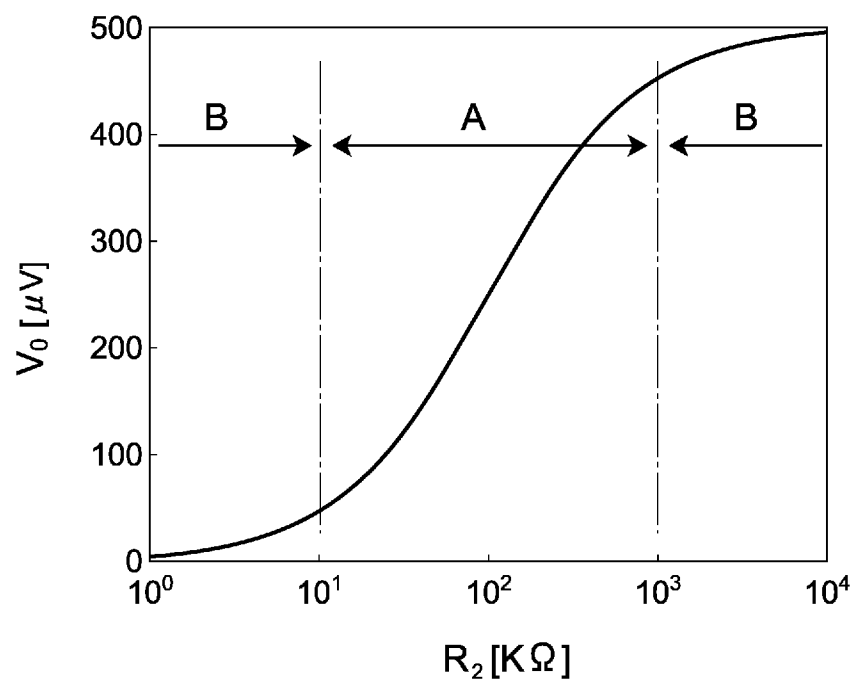
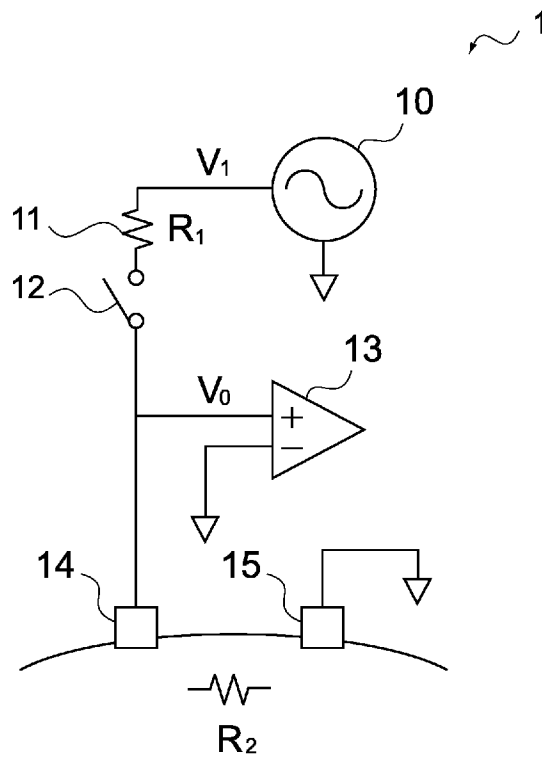
1 5、2 5…ニュートラル電極

2 6…リファレンス電極

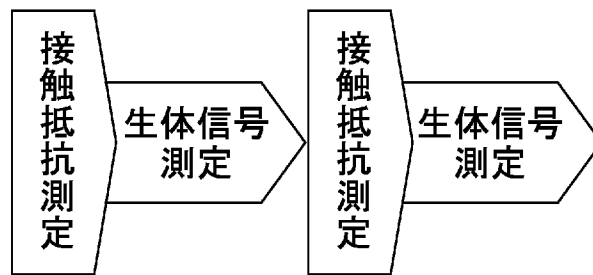
2 7…増幅器

請求の範囲

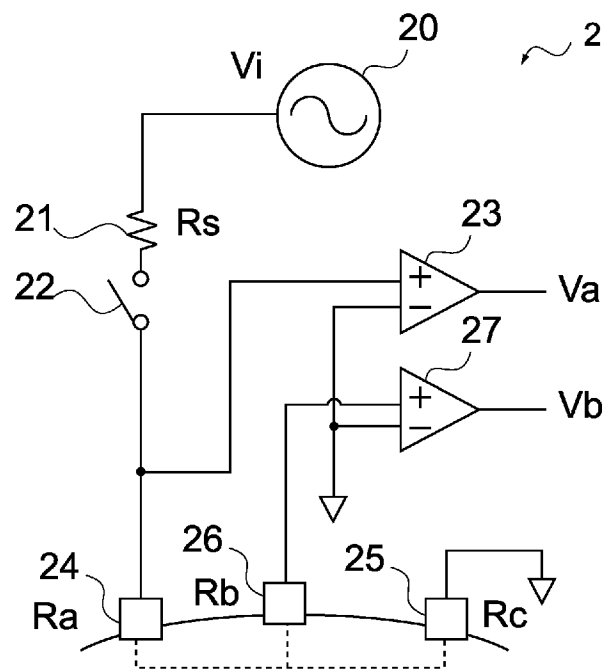
- [請求項1] 電圧源と、
前記電圧源に接続され、生体に接触する測定電極と、
前記電圧源と前記測定電極の間に接続された抵抗器と、
前記抵抗器と前記測定電極の間の電位を増幅する第1の増幅器と、
を具備する生体信号測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の生体信号測定装置であって、
前記抵抗器は、前記測定電極と前記生体の接触抵抗の抵抗値範囲のうち、測定したい抵抗値範囲の対数中心値となる抵抗値を有する生体信号測定装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の生体信号測定装置であって、
前記抵抗値範囲は、10kΩ以上1MΩ以下の範囲であり、
前記抵抗器は、100kΩの抵抗値を有する生体信号測定装置。
- [請求項4] 請求項1に記載の生体信号測定装置であって、
前記抵抗器と、前記測定電極の間の接続を開閉することが可能なスイッチ
をさらに具備する生体信号測定装置。
- [請求項5] 請求項1に記載の生体信号測定装置であって、
第2の増幅器と、
前記生体に接触し、前記第2の増幅器に接続されたりファレンス電極と
をさらに具備する生体信号測定装置。



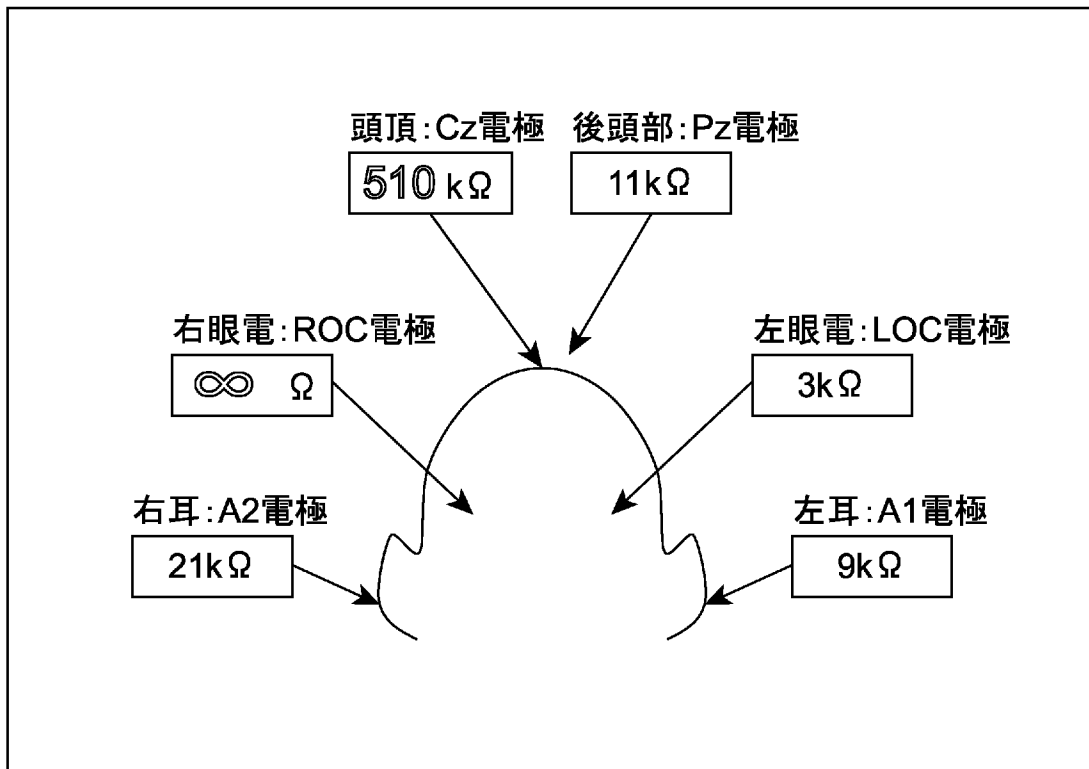
[図3]



[図4]



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/005569

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0402 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/0402

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 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

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.
X A	JP 63-314473 A (NEC San-ei Instruments, Ltd.), 22 December 1988 (22.12.1988), entire text; fig. 2 (Family: none)	1, 4, 5 2, 3
A	JP 2003-180647 A (Yamato Scale Co., Ltd.), 02 July 2003 (02.07.2003), paragraphs [0030] to [0052]; fig. 1, 2 (Family: none)	1-5
A	JP 10-62463 A (Sony Corp.), 06 March 1998 (06.03.1998), paragraphs [0009] to [0032]; fig. 1 (Family: none)	1-5



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

27 November, 2012 (27.11.12)

Date of mailing of the international search report

04 December, 2012 (04.12.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/0402 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/0402

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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
X A	JP 63-314473 A (日本電気三栄株式会社) 1988. 12. 22, 全文, 第 2 図 (ファミリーなし)	1, 4, 5 2, 3
A	JP 2003-180647 A (大和製衡株式会社) 2003. 07. 02, [0030]-[0052], 図 1, 図 2 (ファミリーなし)	1-5
A	JP 10-62463 A (ソニー株式会社) 1998. 03. 06, [0009]-[0032], 図 1 (ファミリーなし)	1-5

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

2 7 . 1 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

0 4 . 1 2 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2