



県大津市大江一丁目 1 番 4 5 号 東レエンジ
ニアリング株式会社内 Shiga (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人前田特許事務所
(MAEDA & PARTNERS); 〒5300004 大阪府大
阪市北区堂島浜 1 丁目 2 番 1 号 新ダ
イビル 2 3 階 Osaka (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

規則4.17に規定する申立て:

— 不利にならない開示又は新規性喪失の例外に関
する申立て (規則4.17(v))

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

a signal source in the living body on the basis of the three ratios V_i/V'_i .

(57) 要約: 本発明の生体内信号源検出方法は、複数の筋繊維 (40) を囲むように、生体 (10) の表面の円周上に、3つの電極 (21、22、23) を配置し、各電極とグランド電位との間に、第1の外部抵抗を接続したときに生じる第1の電圧 V_i と、第2の外部抵抗を接続したときに生じる第2の電圧 V'_i とを測定し、第1の電圧 V_i 及び第2の電圧 V'_i から、比 V_i/V'_i を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する。

明 細 書

発明の名称：生体内信号源検出方法及び生体内信号源検出装置 技術分野

[0001] 本発明は、生体内で活動する組織の活動部位（信号源）の位置を検出する生体内信号源検出方法、及び生体内信号源検出装置に関する。

背景技術

[0002] 生体表面に電極を取り付けて、その電極に生じた電圧を測定することによって、生体内で活動する組織の活動状態を計測することが行われている。

[0003] 例えば、特許文献1には、生体と所定平面との交線（閉曲線）上の各点において、表面電位を測定することによって、その平面を通る生体の断面内の電位分布を求める方法が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平11-113867号公報

特許文献2：国際公開第2016/075726A1号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献1に開示された方法では、生体に多数の電極を隙間なく配置して測定する必要があるため、生体への負担が大きい。また、電極数が少なければ、生体への負担は軽減されるが、解像度の低い電位分布しか得ることができない。

[0006] 本発明は、少ない数の電極を用いて、生体内で活動する組織の活動部位（信号源）の位置を精度よく検出することができる生体内信号源検出方法、及び生体内信号源検出装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明に係る生体内信号源検出方法は、生体表面に配置される電極に生じる電圧によって、生体内の信号源の位置を検出する生体内信号源検出方法で

あって、複数の筋繊維を囲むように、生体表面の円周上に、少なくとも3つの電極を配置するとともに、各電極とグランド電位との間、又は、各電極間に、第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を、それぞれ切り替え可能に並列接続し、各電極とグランド電位との間、又は、各電極間に、第1の外部抵抗を接続したときに生じる第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び、各電極とグランド電位との間、又は、各電極間に、第2の外部抵抗を接続したときに生じる第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)を測定し、第1の電圧 V_i 及び第2の電圧 V'_i から、比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源の位置を検出することを特徴とする。

発明の効果

[0008] 本発明によれば、少ない数の電極を用いて、生体内で活動する組織の活動部位（信号源）の位置を精度よく検出することが可能な生体内信号源検出方法、及び生体内信号源検出装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]本発明の第1の実施形態における生体内信号源検出方法を説明する電気回路網を示した図である。

[図2]各電極と外部抵抗との接続状態の切り替えのステップを示した表である。

[図3]検出対象とする信号源のモデルを示した図である。

[図4]生体表面上への電極の配置を示した図である。

[図5]信号源の位置を検出する方法を説明した図である。

[図6]信号源の位置を検出する方法を説明した図である。

[図7]本発明の第2の実施形態における生体内信号源検出方法を説明する電気回路網を示した図である。

[図8]各電極と外部抵抗との接続状態の切り替えのステップを示した表である。

[図9]信号源の位置を検出する方法を説明した図である。

[図10]検出対象とする信号源のモデルを示した図である。

[図11]生体表面上への電極の配置を示した図である。

[図12]本発明の第3の実施形態における生体内信号源検出方法を説明する電気回路網を示した図である。

[図13]各電極と外部抵抗との接続状態の切り替えのステップを示した表である。

[図14]生体表面上への電極の配置を示した図である。

[図15]信号源の位置を検出する方法を説明した図である。

[図16]信号源の位置を検出する方法を説明した図である。

発明を実施するための形態

[0010] 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、本発明は、以下の実施形態に限定されるものではない。また、本発明の効果を奏する範囲を逸脱しない範囲で、適宜変更は可能である。なお、以下の説明において、特に断らない限り、「電極」は、生体表面に取り付ける部材をいい、「電位」は、電氣的レベルをいい、「電圧」は、測定された電氣的レベルをいう。

[0011] 本願出願人は、少ない数の電極を用いて、生体内で活動する組織の活動部位（信号源）の位置を精度よく検出することができる方法を提案している（特許文献2）。

[0012] 本提案による生体内の信号源位置検出方法は、生体表面に、少なくとも3つの電極を配置し、各電極とグラウンド電位との間に、抵抗値の異なる2つの外部抵抗を並列に接続して、第1の外部抵抗に並列接続したときに各電極に生じる電圧 V_i （ $i = 1, 2, 3$ ）と、第2の外部抵抗に並列接続したときに各電極に生じる電圧 V'_i （ $i = 1, 2, 3$ ）を測定するものである。ここで、各電極と信号源との間の内部抵抗 R_i （ $i = 1, 2, 3$ ）が、各電極と信号源との間の距離 L_i （ $i = 1, 2, 3$ ）に比例するとすると、距離 L_i （ $i = 1, 2, 3$ ）は、電圧比（ V_i / V'_i ）を変数とする3つの連立方程式で表すことができる。従って、測定した3つの電圧比（ V_i / V'_i ）を用いて、

この3つの連立方程式を解くことによって、信号源の3次元座標（ x ， y ， z ）を求めることができる。

[0013] ところで、距離 L_i （ $i = 1, 2, 3$ ）を求める式には、変数である電圧比（ V_i / V'_i ）の他に、2つの定数、すなわち、各電極と信号源との間の内部抵抗と各電極と信号源との間の距離との比例定数、及び信号源とグランド電位との間の内部抵抗が未知数として入っている。従って、本提案による方法により、信号源の位置を精度良く求めるためには、この2つの定数を、別途、求めておく必要がある。

[0014] しかしながら、本提案による方法を、例えば、トレーニング中に活動している筋繊維をモニタリングする等の目的で使用する場合、簡便性が求められるため、事前に、上記2つの定数を求めることは容易でない。特に、上記の定数のうち、内部抵抗と距離との比例定数は、体内の組成に影響を受けて変動したり、あるいは、トレーニング中に値が変化したりするため、この比例定数を予め精度良く求めることは容易でない。

[0015] 本願発明は、かかる点に鑑みなされたもので、少ない数の電極を用いて、生体内で活動する組織の活動部位（信号源）の位置を精度よく検出することが可能な生体内信号源検出方法を提案するものである。

[0016] （第1の実施形態）

図1は、本発明の第1の実施形態における生体内信号源検出方法を説明する電気回路網を示した図である。

[0017] 図1に示すように、生体10の表面に、3つの電極21、22、23を配置する。また、各電極21、22、23とグランド電位との間に、相互に切り替え可能な第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を並列接続する。本実施形態では、第1の外部抵抗の抵抗値を無限大とし、第2の外部抵抗の抵抗値を R_g としている。これにより、各電極21、22、23とグランド電位との間は、切り替え手段SWによって、外部抵抗 R_g が接続されていない場合と、外部抵抗 R_g が接続されている場合とに切り替えられる。なお、本実施形態では、生体10の表面に、グランド電極20を配置し、これをグランド電位にし

ているが、必ずしも、生体 10 の表面に、グランド電極 20 を配置する必要はない。

[0018] なお、本実施形態では、生体 10 の表面に、グランド電極 20 を配置し、このグランド電極 20 と生体内信号源測定装置を接続することでグランド電位にしている。

[0019] 生体 10 の表面に配置した各電極 21、22、23 には、生体 10 内の信号源 V_s からの電圧が発生し、その電圧をアンプ 30 で増幅して、出力電圧 V_{out} が出力される。各電極 21、22、23 とアンプ 30 との間には、スイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 がそれぞれ配置され、各スイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 を順次、導通させることにより、各電極 21、22、23 に生じた電圧が、アンプ 30 の出力電圧 V_{out} として測定される。

[0020] 本実施形態では、図 2 に示すように、切り替え手段 SW、及びスイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 を、それぞれ切り替える（ステップ 1 ～ステップ 6）。これにより、各電極 21、22、23 とグランド電位との間に、外部抵抗が接続されていないときに各電極 21、22、23 に生じる第 1 の電圧 V_1 、 V_2 、 V_3 、及び各電極 21、22、23 とグランド電位との間に、外部抵抗 R_g が接続されているときに各電極 21、22、23 に生じる第 2 の電圧 V'_1 、 V'_2 、 V'_3 が測定される。なお、図 2 では、各電極 21、22、23 を、それぞれ、チャンネル ch_1 、 ch_2 、 ch_3 と表示している。

[0021] 図 3 は、本実施形態において、検出対象とする信号源のモデルを示した図である。

[0022] 図 3 に示した信号源のモデルは、腕等の骨格筋を構成する複数の筋繊維 40 で、各筋繊維 40 は、図中の矢印の向きに沿って線状に存在する。そして、骨格筋が活動（収縮）すると、特定の筋繊維 40 が信号源 V_s となり、高い電位を発生する。この信号源 V_s となる筋繊維 40 の活動部位は、筋繊維 40 の向きに沿って線状に存在するため、信号源 V_s の電位分布は一様となる。従って、図 3 に示すように、信号源 V_s の検出範囲を、A-A 線に沿った断面内に限定すれば、線状の信号源 V_s を、二次元座標 (x, y) の点として捉える

ことができる。

[0023] 上記の知見に基づき、本実施形態における生体内信号源検出方法では、図4に示すように、3つの電極21、22、23を、複数の筋繊維40を囲むように、生体10の表面の円周10A上に配置する。そして、信号源Vsとなる筋繊維40の活動部位40aを、二次元座標(x, y)の点として検出する。

[0024] 以下、図5及び図6を参照しながら、信号源Vsの位置(x, y)を検出する具体的な方法を説明する。

[0025] 図5は、複数の筋繊維40を囲むように、生体10の表面の円周10A上に、3つの電極21、22、23を配置した図で、信号源Vsと各電極21、22、23との間の内部抵抗を、それぞれ、 R_{b1} 、 R_{b2} 、 R_{b3} と表している。

[0026] このとき、図2に示したステップ1において、電極21（チャンネルch₁）で生じる第1の電圧（外部抵抗が接続されていない場合） V_1 は、式（1-1）で与えられる。

[0027] [数1]

$$V_{out} = V_1 = V_s \quad \dots\dots(式1-1)$$

[0028] 一方、ステップ4において、電極21（チャンネルch₁）で生じる第2の電圧（外部抵抗R_gが接続されている場合） V'_1 は、アンプ30の入力抵抗 R_{in} が非常に大きいとき、式（1-2）で与えられる。

[0029] [数2]

$$V_{out} = V'_1 = \frac{R_g}{R_{b1} + R_{b0} + R_g} V_s \quad \dots\dots(式1-2)$$

[0030] ここで、 R_{b0} は、信号源Vsとグランド電極20との間の内部抵抗を表す。

[0031] 式（1）及び式（2）から、電極21（チャンネルch₁）において、外部抵抗R_gが接続されていない場合の第1の電圧 V_1 と、外部抵抗R_gが接続されている場合の第2の電圧 V'_1 との比 V'_1/V_1 （減衰比）は、式（1-3）で

与えられる。

[0032] [数3]

$$\frac{V'_1}{V_1} = \frac{R_g}{R_{b1} + R_{b0} + R_g} \quad \dots\dots(式1-3)$$

[0033] 同様に、電極 2 2（チャネル c h₂）において、外部抵抗 R_gが接続されていない場合の第 1 の電圧 V₂と、外部抵抗 R_gが接続されている場合の第 2 の電圧 V'₂との比 V'₂/V₂（減衰比）、及び、電極 2 3（チャネル c h₃）において、外部抵抗 R_gが接続されていない場合の第 1 の電圧 V₃と、外部抵抗 R_gが接続されている場合の第 2 の電圧 V'₃との比 V'₃/V₃（減衰比）は、それぞれ、式（1－4）、式（1－5）で与えられる。

[0034] [数4]

$$\frac{V'_2}{V_2} = \frac{R_g}{R_{b2} + R_{b0} + R_g} \quad \dots\dots(式1-4)$$

[0035] [数5]

$$\frac{V'_3}{V_3} = \frac{R_g}{R_{b3} + R_{b0} + R_g} \quad \dots\dots(式1-5)$$

[0036] ところで、生体 1 0 内の導電率が一樣であると仮定すると、内部抵抗の抵抗値 R_{b1}、R_{b2}、R_{b3}は、それぞれ、生体 1 0 内の信号源 V_sと、各電極 2 1、2 2、2 3 との距離に比例すると考えられる。従って、式（1－3）、（1－4）、（1－5）から、生体 1 0 内の信号源 V_sと、各電極 2 1、2 2、2 3 との距離 L₁、L₂、L₃は、それぞれ、式（1－6）、（1－7）、（1－8）で表される。

[0037] [数6]

$$L_1 = \beta R_{b1} = \beta \left\{ \left(\frac{V'_1}{V_1} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \quad \dots\dots(式1-6)$$

[0038] [数7]

$$L_2 = \beta R_{b2} = \beta \left\{ \left(\frac{V_2}{V_2} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \dots\dots(式1-7)$$

[0039] [数8]

$$L_3 = \beta R_{b3} = \beta \left\{ \left(\frac{V_3}{V_3} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \dots\dots(式1-8)$$

[0040] ここで、 β は、内部抵抗 R_{bi} と距離 L_i ($i = 1, 2, 3$)との比例定数で、生体10の導電率等で定まる。

[0041] 式(1-6)、(1-7)、(1-8)に示すように、距離 L_1 、 L_2 、 L_3 は、それぞれ、減衰比(V'_1/V_1 、 V'_2/V_2 、 V'_3/V_3)の逆数の関数として表される。そして、図6に示すように、信号源Vsは、各電極21、22、23を中心とする半径 L_1 、 L_2 、 L_3 の円 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 の交点に存在すると考えられる。各電極21、22、23の位置座標を、 (a_1, b_1) 、 (a_2, b_2) 、 (a_3, b_3) とすると、円 Q_1 、 Q_2 、 Q_3 は、それぞれ、以下の式(1-9)、(1-10)、(1-11)で表される。

[0042] [数9]

$$\sqrt{(x - a_1)^2 + (y - b_1)^2} = L_1 \quad \dots\dots(式1-9)$$

[0043] [数10]

$$\sqrt{(x - a_2)^2 + (y - b_2)^2} = L_2 \quad \dots\dots(式1-10)$$

[0044] [数11]

$$\sqrt{(x - a_3)^2 + (y - b_3)^2} = L_3 \quad \dots\dots(式1-11)$$

[0045] 従って、式(1-6)、(1-7)、(1-8)で求めた L_1 、 L_2 、 L_3 を用いて、上記の式(1-9)、(1-10)、(1-11)は、以下の式(1

－ 1 2）で表される 3 つの連立方程式になる。

[0046] [数12]

$$\left. \begin{aligned} \sqrt{(x - a_1)^2 + (y - b_1)^2} &= \beta \left\{ \left(\frac{V_1}{V'_1} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \\ \sqrt{(x - a_2)^2 + (y - b_2)^2} &= \beta \left\{ \left(\frac{V_2}{V'_2} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \\ \sqrt{(x - a_3)^2 + (y - b_3)^2} &= \beta \left\{ \left(\frac{V_3}{V'_3} - 1 \right) R_g - R_{b0} \right\} \end{aligned} \right\} \dots\dots (式1-12)$$

[0047] ここで、式（1－12）で表される 3 つの連立方程式の未知数は、信号源 Vs の二次元座標（x、y）と、定数 β 、 R_{b0} の 4 つになる。従って、 R_{b0} を予め与えることによって、3 つの連立方程式を解くことにより、信号源 Vs の二次元座標（x、y）と、定数 β を求めることができる。

[0048] 本実施形態によれば、生体 10 の表面に配置した 3 つの電極 21、22、23 と、グランド電位との間に外部抵抗を並列接続し、その接続状態を切り替えて、各電極 21、22、23 に生じる電圧の比（減衰比）を測定することによって、生体 10 内の信号源 Vs の 2 次元位置（x、y）を容易に検出することができる。これにより、少ない数の電極を用いて、生体内の信号源 Vs の 2 次元位置を精度よく検出することができる。

[0049] また、本実施形態によれば、内部抵抗 R_{bi} と距離 L_i （ $i = 1, 2, 3$ ）との比例定数 β を、上記の連立方程式を解くことによって求めることができる。そのため、比例定数 β が、体内の組成に影響を受けて変動したり、あるいは、検出中に値が変化したりしても、生体内の信号源 Vs の 2 次元位置を、より精度よく検出することができる。特に、トレーニング中に活動している筋繊維をモニタリング等する場合でも、簡便に、生体内で活動する筋繊維を検出することができる。

[0050] なお、本実施形態において、生体 10 内の信号源 Vs は 1 つと仮定して説明したが、実際には、複数の信号源が同時に発生する場合もある。このような

場合でも、本実施形態によれば、これら信号源の電気信号の最も支配的な1点を信号源として求めることができる。

[0051] また、本実施形態では、図2に示したように、切り替え手段SW、及びスイッチS1、S2、S3を切り替えて、各電極21、22、23における第1の電圧 V_1 、 V_2 、 V_3 、及び第2の電圧 V'_1 、 V'_2 、 V'_3 を順次測定している。従って、これらの切り替え時間内に、信号電 V_s の電位が変化すると、信号源 V_s の位置測定に誤差が生じるおそれがある。そのため、各電極及び外部抵抗の切り替えは、できるだけ高速で行うことが好ましい。例えば、1 μs 以下、望ましくは0.1 μs 以下で切り替えることが好ましい。

[0052] なお、本実施形態において、第1の外部抵抗の抵抗値を無限大（非導通）とし、第2の外部抵抗の抵抗値を R_g としたが、第1の外部抵抗を、第2の外部抵抗と異なる大きさの抵抗値にしてもよい。

[0053] この場合、本実施形態における生体内信号源位置検出方法は、生体10の表面の円周上に3つの電極21、22、23を配置するとともに、各電極21、22、23とグランド電位との間に、相互に切り替え可能な第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を並列接続する。そして、各電極21、22、23とグランド電位との間に、第1の外部抵抗を並列接続したときに各電極21、22、23に生じる第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び各電極21、22、23とグランド電位との間に、第2の外部抵抗を並列接続したときに各電極21、22、23に生じる第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)を測定する。そして、第1の電圧 V_i 及び第2の電圧 V'_i から比 V_1/V'_1 ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源 V_s の位置を検出すればよい。

[0054] 上述したように、本実施形態における生体内信号源位置検出方法は、ステップ1～6において、各電極21、22、23における第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)と第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)との比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源 V_s の2次元位置を検出するものである。従って、ス

テップ1～6での電圧比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)の測定を1サイクルとして、繰り返し行うことにより、各サイクルにおける電圧比の時系列な測定データから、生体内の信号源 V_s の変動をリアルタイムに検出することができる。例えば、トレーニング中に活動している筋繊維をモニタリングする場合、骨格筋の動作に対して、どの筋繊維が活動しているかをリアルタイムで検出することができる。

[0055] 図1は、また、本実施形態における生体内信号源検出装置の構成を示す。

[0056] 図1に示すように、本実施形態における生体内信号源検出装置は、生体10の表面の円周上に配置する少なくとも3つの電極21、22、23と、各電極21、22、23とグラウンド電位との間に、第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を、相互に切り替えて並列接続する接続手段を備えている。接続手段としては、例えば、図1に示したように、切り替え手段SWやスイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 等を用いることができる。また、各電極21、22、23を生体10の表面に配置した状態で、接続手段により、各電極21、22、23とグラウンド電位との間に、第1の外部抵抗を並列接続に切り替えたときに各電極に生じる第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び各電極21、22、23とグラウンド電位との間に、第2の外部抵抗を並列接続に切り替えたときに各電極に生じる第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)を測定する測定手段（アンプ）30を備えている。さらに、第1の電圧 V_i 及び第2の電圧 V'_i から比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する検出手段（不図示）を備えている。なお、検出手段は、アンプ30からの測定データを演算処理するCPU等で構成することができる。

[0057] （第2の実施形態）

図7は、本発明の第2の実施形態における生体内信号源検出方法を説明する電気回路網を示した図である。

[0058] 図7に示すように、生体10の表面に、3つの電極21、22、23を配置する。なお、本実施形態においても、第1の実施形態と同様に、図4に示

したように、3つの電極21、22、23を、複数の筋繊維40を囲むように、生体10の表面の円周10A上に配置する。また、第1の電極21と第2の電極22との間、第2の電極22と第3の電極23との間、及び第3の電極23と第1の電極21との間に、それぞれ、相互に切り替え可能な第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を並列接続する。なお、本実施形態でも、第1の実施形態と同様に、第1の外部抵抗の抵抗値を無限大とし、第2の外部抵抗の抵抗値を R_g とする。また、本実施形態でも、第1の実施形態と同様に、生体10の表面に、グランド電極20を配置し、これをグランド電位にしている。

[0059] 図7に示すように、各電極21、22、23と差動アンプ30との間に、スイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 、及び SS_1 、 SS_2 、 SS_3 が配置されている。そして、各スイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 、及び SS_1 、 SS_2 、 SS_3 を、図8に示すように、順次、導通させることによって、第1の電極21と第2の電極22との間、第2の電極22と第3の電極23との間、及び第3の電極23と第1の電極21との間に生じた電圧が、差動アンプ30の出力電圧 V_{out} として測定される。また、各電極間は、切り替え手段SWによって、外部抵抗が接続されていない場合と、外部抵抗 R_g が接続されている場合とに切り替えられる。これにより、図8に示すように、切り替え手段SW、及び各スイッチ S_1 、 S_2 、 S_3 、 SS_1 、 SS_2 、 SS_3 を、それぞれ切り替えることによって（ステップ1～ステップ6）、各電極間に外部抵抗 R_g が接続されていないときに各電極間に生じる第1の電圧 V_{12} 、 V_{23} 、 V_{31} 、及び各電極間に外部抵抗 R_g が接続されているときに各電極間に生じる第2の電圧 V'_{12} 、 V'_{23} 、 V'_{31} が測定される。なお、図7には、各電極21、22、23を、それぞれ、チャンネル ch_1 、 ch_2 、 ch_3 と表示している。

[0060] 図8に示したステップ1において、電極21と電極22との間（チャンネル ch_1 と ch_2 との間）で生じる第1の電圧（外部抵抗が接続されていない場合） V_{12} は、式（2-1）で与えられる。

[0061]

[数13]

$$V_{out} = V_{12} = V_s \quad \dots(\text{式2-1})$$

[0062] 一方、ステップ4において、電極21と電極22との間（チャンネルch₁とch₂との間）で生じる第2の電圧（外部抵抗R_gが接続されている場合）V'₁₂は、アンプ30の入力抵抗R_{in}が非常に大きいとき、式（2-2）で与えられる。

[0063] [数14]

$$V_{out} = V'_{12} = \frac{R_g}{R_{b1} + R_{b2} + R_g} V_s \quad \dots(\text{式2-2})$$

[0064] ここで、R_{b1}及びR_{b2}は、それぞれ、生体10内の信号源V_sと電極21（チャンネルch₁）の間の内部抵抗、及び信号源V_sと電極22（チャンネルch₂）の間の内部抵抗を表す。

[0065] 式（2-1）及び式（2-2）から、電極21と電極22との間（チャンネルch₁とch₂との間）で生じる第1の電圧V₁₂と第2の電圧V'₁₂の比V'₁₂/V₁₂（減衰比）は、式（2-3）で与えられる。

[0066] [数15]

$$\frac{V'_{12}}{V_{12}} = \frac{R_g}{R_{b1} + R_{b2} + R_g} \quad \dots\dots (\text{式2-3})$$

[0067] 同様に、電極22と電極23との間（チャンネルch₂とch₃との間）で生じる第1の電圧V₂₃と第2の電圧V'₂₃の比V'₂₃/V₂₃（減衰比）、及び、電極23と電極21との間（チャンネルch₃とch₁との間）で生じる第1の電圧V₃₁と第2の電圧V'₃₁の比V'₃₁/V₃₁（減衰比）は、それぞれ、式（2-4）、（2-5）で与えられる。

[0068] [数16]

$$\frac{V'_{23}}{V_{23}} = \frac{R_g}{R_{b2} + R_{b3} + R_g} \quad \dots\dots (\text{式2-4})$$

[0069] [数17]

$$\frac{V'_{31}}{V_{31}} = \frac{R_g}{R_{b3} + R_{b1} + R_g} \quad \dots\dots (式2-5)$$

[0070] ここで、 R_{b3} は、生体10内の信号源Vsと電極23（ ch_3 ）との間の内部抵抗の抵抗値を表す。

[0071] 各電極間に生じる電圧の測定において、生体10内の内部抵抗は、各電極と信号源との間の内部抵抗の和で表される。例えば、電極21と電極22との間（チャンネル ch_1 と ch_2 との間）で生じる第1の電圧 V_{12} 及び第2の電圧 V'_{12} の測定において、生体10内の内部抵抗は、 $R_{b1} + R_{b2}$ で表される。

。

[0072] ここで、生体10内の導電率が一様であると仮定すると、内部抵抗の和（ $R_{b1} + R_{b2}$ ）は、電極21と信号源Vsとの距離 D_1 と、電極22と信号源Vsとの距離 D_2 との和（ $D_1 + D_2$ ）に比例すると考えられる。従って、式（2-3）、（2-4）、（2-5）から、各電極と信号源Vsとの距離の和（ $D_1 + D_2$ ）、（ $D_2 + D_3$ ）、（ $D_3 + D_1$ ）は、それぞれ、式（2-6）、（2-7）、（2-8）で表される。

[0073] [数18]

$$D_1 + D_2 = \alpha (R_{b1} + R_{b2}) = \alpha \left(\frac{V_{12}}{V'_{12}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots (式2-6)$$

[0074] [数19]

$$D_2 + D_3 = \alpha (R_{b2} + R_{b3}) = \alpha \left(\frac{V_{23}}{V'_{23}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots (式2-7)$$

[0075] [数20]

$$D_3 + D_1 = \alpha (R_{b3} + R_{b1}) = \alpha \left(\frac{V_{31}}{V'_{31}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots (式2-8)$$

[0076] ここで、 α は、内部抵抗 R_{bi} と距離 D_i ($i = 1, 2, 3$)との比例定数で、生体10の導電率等で定まる。

[0077] 式(2-6)、(2-7)、(2-8)に示すように、各電極と信号源 V_s との距離の和($D_1 + D_2$)、($D_2 + D_3$)、($D_3 + D_1$)は、それぞれ、減衰比(V'_{12}/V_{12})、(V'_{23}/V_{23})、(V'_{31}/V_{31})の逆数の関数として表される。そして、図9に示すように、信号源 V_s は、電極21、22(チャンネル ch_1 、 ch_2)を焦点とする楕円 E_1 、電極22、23(チャンネル ch_2 、 ch_3)を焦点とする楕円 E_2 、及び電極23、21(チャンネル ch_3 、 ch_1)を焦点とする楕円 E_3 の交点に存在すると考えられる。

[0078] 各電極21、22、23の位置座標を、(a_1 、 b_1)、(a_2 、 b_2)、(a_3 、 b_3)とすると、楕円 E_1 、 E_2 、 E_3 は、それぞれ、以下の式(2-9)、(2-10)、(2-11)で表される。

[0079] [数21]

$$\sqrt{(x-a_1)^2 + (y-b_1)^2} + \sqrt{(x-a_2)^2 + (y-b_2)^2} = D_1 + D_2 \dots\dots (式2-9)$$

[0080] [数22]

$$\sqrt{(x-a_2)^2 + (y-b_2)^2} + \sqrt{(x-a_3)^2 + (y-b_3)^2} = D_2 + D_3 \dots\dots (式2-10)$$

[0081] [数23]

$$\sqrt{(x-a_3)^2 + (y-b_3)^2} + \sqrt{(x-a_1)^2 + (y-b_1)^2} = D_3 + D_1 \dots\dots (式2-11)$$

[0082] 従って、式(2-6)、(2-7)、(2-8)で求めた($D_1 + D_2$)、($D_2 + D_3$)、($D_3 + D_1$)を用いて、以下の式(2-12)で表される3つの連立方程式を解くことによって、信号源 V_s の二次元座標(x 、 y)を求めることができる。

[0083]

[数24]

$$\left. \begin{aligned} \sqrt{(x-a_1)^2 + (y-b_1)^2} + \sqrt{(x-a_2)^2 + (y-b_2)^2} &= \alpha \left(\frac{V_{12}}{V'_{12}} - 1 \right) R_g \\ \sqrt{(x-a_2)^2 + (y-b_2)^2} + \sqrt{(x-a_3)^2 + (y-b_3)^2} &= \alpha \left(\frac{V_{23}}{V'_{23}} - 1 \right) R_g \\ \sqrt{(x-a_3)^2 + (y-b_3)^2} + \sqrt{(x-a_1)^2 + (y-b_1)^2} &= \alpha \left(\frac{V_{31}}{V'_{31}} - 1 \right) R_g \end{aligned} \right\} \dots\dots (式2-12)$$

[0084] 本実施形態によれば、第1の実施形態で示した連立方程式（1-12）とは異なり、式（2-12）には、信号源Vsとグランド電極20との間の内部抵抗 R_{b0} が式の中に入っていない。また、式（2-12）で表される3つの連立方程式の未知数は、信号源Vsの二次元座標（x、y）と、定数 α の3つになる。従って、式（2-12）で表される3つの連立方程式を解くことによって、信号源Vsの二次元座標（x、y）と、定数 α を求めることができる。

[0085] このように、本実施形態によれば、信号源Vsの二次元座標（x、y）を求める際に、2つの定数、すなわち、内部抵抗 R_{bi} と距離 L_i （ $i = 1, 2, 3$ ）との比例定数 α 、及び、信号源Vsとグランド電極20との間の内部抵抗 R_{b0} を、予め求めておく必要がなく、簡便に、生体内の信号源Vsの二次元座標を求めることができる。特に、トレーニング中に活動している筋繊維をモニタリング等する場合でも、簡便に、生体内で活動する筋繊維を検出することができる。

[0086] 図7は、また、本実施形態における生体内信号源検出装置の構成を示す。

[0087] 図7に示すように、本実施形態における生体内信号源検出装置は、生体10の表面の円周上に配置する少なくとも3つの電極21、22、23と、第1の電極21と第2の電極22との間、第2の電極22と第3の電極23との間、及び第3の電極23と第1の電極21との間に、それぞれ、相互に切り替え可能な第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を並列接続する接続手段とを備えている。また、各電極21、22、23を生体10の表面に配置した

状態で、接続手段により、各電極間に、第1の外部抵抗を並列接続に切り替えたときに各電極間に生じる第1の電圧 V_{12} 、 V_{23} 、 V_{31} 、及び各電極間に、第2の外部抵抗を並列接続に切り替えたときに各電極間に生じる第2の電圧 V'_{12} 、 V'_{23} 、 V'_{31} 、を測定する測定手段（アンプ）30を備えている。さらに、第1の電圧 V_{12} 、 V_{23} 、 V_{31} 及び前記第2の電圧 V'_{12} 、 V'_{23} 、 V'_{31} から、それぞれ比 V_{12}/V'_{12} 、 V_{21}/V'_{21} 、 V_{31}/V'_{31} を算出し、これら3つの比 V_{12}/V'_{12} 、 V_{21}/V'_{21} 、 V_{31}/V'_{31} に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する件手段を備えている。

[0088] （第3の実施形態）

図10は、本発明の第3の実施形態における信号源のモデルとして、腕等の骨格筋を構成する複数の筋繊維40を示した図で、各筋繊維40は、図中の矢印の向きに沿って線状に存在する。また、図11は、図10に示した信号源のモデルとなる生体10を、筋繊維40の向きと平行な中心軸を有する円筒として表し、この円筒状の生体10の表面に各電極を配置した状態を示した概念図である。

[0089] 図11に示すように、本実施形態では、生体10の表面に、3つの電極（21A、22A、23A）を配置するとともに、各電極の近傍に、3つの電極と対になる他の3つの電極（21B、22B、23B）を配置する。ここで、対になる各電極は、それぞれ、筋繊維40の向きと平行な位置に配置される。また、対となる3つの電極（21A、22A、23A）、（21B、22B、23B）は、それぞれ、複数の筋繊維40を囲むように、生体10の表面の円周10A、及び10B上に配置される。ここで、円周10Aは、図10に示したA-A線に沿った断面の切り口を有し、円周10Bは、B-B線に沿った断面の切り口を有する。

[0090] 図12は、図11に示した電極の配置を用いて、生体内の信号源の位置を検出する方法を説明する電気回路網を示した図である。

[0091] 図12に示すように、生体10の表面に、互いに対となる3つの電極（21A、22A、23A）、（21B、22B、23B）を配置する。また、

対になる各電極（21 A、21 B）、（22 A、22 B）、（23 A、23 B）間に、それぞれ、相互に切り替え可能な第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を並列接続する。なお、本実施形態では、第1の実施形態と同様に、第1の外部抵抗の抵抗値を無限大とし、第2の外部抵抗の抵抗値を R_g とする。また、本実施形態では、生体10の表面に、グランド電極20を配置し、これをグランド電位にしている。

[0092] 図12に示すように、各電極（21 A、22 A、23 A）、（21 B、22 B、23 B）と差動アンプ30との間に、スイッチ S_{1a} 、 S_{2a} 、 S_{3a} 、及び S_{1b} 、 S_{2b} 、 S_{3b} が配置されている。そして、各スイッチ S_{1a} 、 S_{2a} 、 S_{3a} 、及び S_{1b} 、 S_{2b} 、 S_{3b} を、図13に示すように、順次、導通させることによって、電極21 Aと電極21 Bとの間、電極22 Aと電極22 Bとの間、及び電極23 Aと電極23 Bとの間に生じた電圧が、差動アンプ30の出力電圧 V_{out} として測定される。また、各電極間は、切り替え手段SWによって、外部抵抗が接続されていない場合と、外部抵抗 R_g が接続されている場合とに切り替えられる。これにより、図13に示すように、切り替え手段SW、及び各スイッチ S_{1a} 、 S_{2a} 、 S_{3a} 、 S_{1b} 、 S_{2b} 、 S_{3b} を、それぞれ切り替えることによって（ステップ1～ステップ6）、各電極間に外部抵抗 R_g が接続されていないときに各電極間に生じる第1の電圧 V_{1a1b} 、 V_{2a2b} 、 V_{3a3b} 、及び各電極間に外部抵抗 R_g が接続されているときに各電極間に生じる第2の電圧 V'_{1a1b} 、 V'_{2a2b} 、 V'_{3a3b} が測定される。なお、図12には、各電極（21 A、22 A、23 A）、（21 B、22 B、23 B）を、それぞれ、チャンネル（ ch_{1a} 、 ch_{2a} 、 ch_{3a} ）、（ ch_{1b} 、 ch_{2b} 、 ch_{3b} ）と表示している。

[0093] 図13に示したステップ1において、電極21 Aと電極21 Bとの間（チャンネル ch_{1a} と ch_{1b} との間）で生じる第1の電圧（外部抵抗が接続されていない場合） V_{1a1b} は、式（3-1）で与えられる。

[0094] [数25]

$$V_{out} = V_{1a1b} = V_s \quad \dots\dots(式3-1)$$

[0095] 一方、ステップ4において、電極21Aと電極21Bとの間（チャンネル ch_{1a} と ch_{1b} との間）で生じる第2の電圧（外部抵抗 R_g が接続されている場合） V'_{1a1b} は、アンプ30の入力抵抗 R_{in} が非常に大きいとき、式（3-2）で与えられる。

[0096] [数26]

$$V_{out} = V'_{1a1b} = \frac{R_g}{R_{b1a} + R_{b1b} + R_g} V_s \quad \dots\dots(式3-2)$$

[0097] ここで、 R_{b1a} 及び R_{b1b} は、それぞれ、生体10内の信号源 V_s と電極21A（チャンネル ch_{1a} ）の間の内部抵抗、及び信号源 V_s と電極21B（チャンネル ch_{1b} ）の間の内部抵抗を表す。

[0098] 式（3-1）及び式（3-2）から、電極21Aと電極21Bとの間（チャンネル ch_{1a} と ch_{1b} との間）で生じる第1の電圧 V_{1a1b} と第2の電圧 V'_{1a1b} の比 V'_{1a1b}/V_{1a1b} （減衰比）は、式（3-3）で与えられる。

[0099] [数27]

$$\frac{V'_{1a1b}}{V_{1a1b}} = \frac{R_g}{R_{b1a} + R_{b1b} + R_g} \quad \dots\dots(式3-3)$$

[0100] 同様に、電極22Aと電極22Bとの間（チャンネル ch_{2a} と ch_{2b} との間）で生じる第1の電圧 V_{2a2b} と第2の電圧 V'_{2a2b} の比 V'_{2a2b}/V_{2a2b} （減衰比）、及び、電極23Aと電極23Bとの間（チャンネル ch_{3a} と ch_{3b} との間）で生じる第1の電圧 V_{3a3b} と第2の電圧 V'_{3a3b} の比 V'_{3a3b}/V_{3a3b} （減衰比）は、それぞれ、式（3-4）、（3-5）で与えられる。

[0101] [数28]

$$\frac{V'_{2a2b}}{V_{2a2b}} = \frac{R_g}{R_{b2a} + R_{b2b} + R_g} \quad \dots\dots(式3-4)$$

[0102]

[数29]

$$\frac{V'_{3a3b}}{V_{3a3b}} = \frac{R_g}{R_{b3a} + R_{b3b} + R_g} \quad \dots\dots(\text{式3-5})$$

[0103] ここで、 R_{b2a} 及び R_{b2b} は、それぞれ、生体 10 内の信号源 V_s と電極 22A (ch_{2a}) の間の内部抵抗、及び信号源 V_s と電極 22B (ch_{2b}) の間の内部抵抗を表す。また、 R_{b3a} 及び R_{b3b} は、それぞれ、生体 10 内の信号源 V_s と電極 23A (ch_{3a}) の間の内部抵抗、及び信号源 V_s と電極 23B (ch_{3b}) の間の内部抵抗を表す。

[0104] ここで、生体 10 内の導電率が一樣であると仮定すると、内部抵抗の和 ($R_{b1a} + R_{b1b}$) は、電極 21A と信号源 V_s との距離 F_{1a} と、電極 21B と信号源 V_s との距離 F_{1b} との和 ($F_{1a} + F_{1b}$) に比例すると考えられる。従って、式 (3-3)、(3-4)、(3-5) から、各電極と信号源 V_s との距離の和 ($F_{1a} + F_{1b}$)、($F_{2a} + F_{2b}$)、($F_{3a} + F_{3b}$) は、それぞれ、式 (3-6)、(3-7)、(3-8) で表される。

[0105] [数30]

$$F_{1a} + F_{1b} = \gamma(R_{b1a} + R_{b1b}) = \gamma \left(\frac{V_{1a1b}}{V'_{1a1b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-6})$$

[0106] [数31]

$$F_{2a} + F_{2b} = \gamma(R_{b2a} + R_{b2b}) = \gamma \left(\frac{V_{2a2b}}{V'_{2a2b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-7})$$

[0107] [数32]

$$F_{3a} + F_{3b} = \gamma(R_{b3a} + R_{b3b}) = \gamma \left(\frac{V_{3a3b}}{V'_{3a3b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-8})$$

[0108] ここで、 γ は、内部抵抗 $R_{bi a}$ と距離 $F_{i a}$ ($i = 1, 2, 3$) との比例定数で、生体 10 の導電率等で定まる。

[0109] 本実施形態において、対になる各電極（21A、21B）、（22A、22B）、（23A、23B）は、近傍に配置される。そして、対になる3つの電極（21A、22A、23A）、（21B、22B、23B）は、筋繊維40の向きと平行な位置に配置され、その筋繊維40に沿って信号源Vsは等電位と考えられるため、各電極と信号源Vsとの間の内部抵抗は等しいと考えられ、以下の式（3-9）が成り立つ。

[0110] [数33]

$$\left. \begin{array}{l} R_{b1} = R_{b1a} = R_{b1b} \\ R_{b2} = R_{b2a} = R_{b2b} \\ R_{b3} = R_{b3a} = R_{b3b} \end{array} \right\} \dots\dots (式3-9)$$

[0111] 従って、例えば、図14に示すように、生体10の表面に配置された対になる電極（ch_{1a}、ch_{1b}）は、その中間に配置された仮想的な電極（ch₁）として表すことができる。すなわち、図15に示すように、対になる各電極（ch_{1a}、ch_{1b}）、（ch_{2a}、ch_{2b}）、（ch_{3a}、ch_{3b}）は、それぞれ、図14に示したX-X線にそった断面の切り口を有する円周10X上に、仮想的な電極（ch₁、ch₂、ch₃）を配置したのと等価になる。なお、このとき、仮想的な電極（ch₁、ch₂、ch₃）と信号源Vsとの間の内部抵抗は、それぞれ、R_{b1}、R_{b2}、R_{b3}と表すことができる。

[0112] また、上記の式（3-9）が成り立つことから、各電極と信号源Vsとの間の距離も等しいと考えられるため、以下の式（3-10）が成り立つ。

[0113] [数34]

$$\left. \begin{array}{l} F_1 = F_{1a} = F_{1b} \\ F_2 = F_{2a} = F_{2b} \\ F_3 = F_{3a} = F_{3b} \end{array} \right\} \dots\dots (式3-10)$$

[0114] 従って、上記の式（3-6）、（3-7）、（3-8）は、それぞれ、以下の式（3-11）、（3-12）、（3-13）のように表される。

[0115] [数35]

$$F_1 = \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{1a1b}}{V'_{1a1b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-11})$$

[0116] [数36]

$$F_2 = \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{2a2b}}{V'_{2a2b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-12})$$

[0117] [数37]

$$F_3 = \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{3a3b}}{V'_{3a3b}} - 1 \right) R_g \quad \dots\dots(\text{式3-13})$$

[0118] 式(3-11)、(3-12)、(3-13)に示すように、距離 F_1 、 F_2 、 F_3 は、それぞれ、減衰比(V'_{1a1b}/V_{1a1b} 、 V'_{2a2b}/V_{2a2b} 、 V'_{3a3b}/V_{3a3b})の逆数の関数として表される。そして、図16に示すように、信号源Vsは、仮想的な電極(ch_1 、 ch_2 、 ch_3)を中心とする半径 F_1 、 F_2 、 F_3 の円 G_1 、 G_2 、 G_3 の交点に存在すると考えられる。仮想的な電極(ch_1 、 ch_2 、 ch_3)の位置座標を、(a_1 、 b_1)、(a_2 、 b_2)、(a_3 、 b_3)とすると、円 G_1 、 G_2 、 G_3 は、それぞれ、以下の式(1-14)、(1-15)、(1-16)で表される。

[0119] [数38]

$$\sqrt{(x - a_1)^2 + (y - b_1)^2} = F_1 \quad \dots\dots(\text{式3-14})$$

[0120] [数39]

$$\sqrt{(x - a_2)^2 + (y - b_2)^2} = F_2 \quad \dots\dots(\text{式3-15})$$

[0121]

[数40]

$$\sqrt{(x - a_3)^2 + (y - b_3)^2} = F_3 \quad \dots\dots(\text{式3-16})$$

[0122] 従って、式（3-11）、（3-12）、（3-13）で求めた F_1 、 F_2 、 F_3 を用いて、以下の式（3-17）で表される3つの連立方程式を得ることができる。

[0123] [数41]

$$\left. \begin{aligned} \sqrt{(x - a_1)^2 + (y - b_1)^2} &= \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{1a1b}}{V'_{1a1b}} - 1 \right) R_g \\ \sqrt{(x - a_2)^2 + (y - b_2)^2} &= \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{2a2b}}{V'_{2a2b}} - 1 \right) R_g \\ \sqrt{(x - a_3)^2 + (y - b_3)^2} &= \frac{\gamma}{2} \left(\frac{V_{3a3b}}{V'_{3a3b}} - 1 \right) R_g \end{aligned} \right\} \dots\dots(\text{式3-17})$$

[0124] ここで、式（3-17）で表される3つの連立方程式の未知数は、信号源Vsの二次元座標（x、y）と、定数 γ の3つになる。従って、式（3-12）で表される3つの連立方程式を解くことによって、信号源Vsの二次元座標（x、y）と、定数 γ を求めることができる。なお、仮想的な電極（ch₁、ch₂、ch₃）の位置座標（a₁、b₁）、（a₂、b₂）、（a₃、b₃）は、対になる各電極（21A、21B）、（22A、22B）、（23A、23B）の中点の座標を用いることが好ましい。また、対になる各電極（21A、21B）、（22A、22B）、（23A、23B）が近傍に配置されている場合は、どちらか一方の電極の位置座標を用いても、信号源Vsの二次元座標（x、y）を求める精度に、ほとんど影響しない。

[0125] このように、本実施形態によれば、対になる3つの電極（21A、22A、23A）、（21B、22B、23B）を、筋繊維40の向きと平行な位置に配置することによって、各電極と信号源Vsとの間の内部抵抗が等しいと

考えることができる。これにより、信号源 V_s の二次元座標 (x 、 y) を求める際に、信号源 V_s とグランド電極 20 との間の内部抵抗 R_{b0} を予め求めておく必要がなくなる。加えて、式 (3-12) で表される 3 つの連立方程式を解くことによって、内部抵抗 R_{bi} と距離 F_i ($i = 1, 2, 3$) との比例定数 γ を求めることができる。これにより、簡便に、生体内の信号源 V_s の二次元座標を求めることができる。特に、トレーニング中に活動している筋繊維をモニタリング等する場合でも、簡便に、生体内で活動する筋繊維を検出することができる。

[0126] なお、本実施形態において、互いに対になる各電極間の距離が違う場合、外乱の影響があると、減衰比 (V'_{1a1b}/V_{1a1b} 、 V'_{2a2b}/V_{2a2b} 、 V'_{3a3b}/V_{3a3b}) に変化が生じる。そのため、仮想電極での測定環境を均一にするために、互いに対になる各電極間の距離を、全て同一にすることが好ましい。

[0127] 以上、本発明を好適な実施形態により説明してきたが、こうした記述は限定事項ではなく、もちろん、種々の改変が可能である。例えば、上記実施形態では、生体 10 の表面の円周上に 3 つの電極 21、22、23 を配置したが、信号源 V_s の位置検出の精度をより上げるために、3 つ以上の電極を配置してもよい。

[0128] また、上記実施形態において、生体 10 の表面の円周上に配置する 3 つの電極 21、22、23 の配置場所は、特に限定されない。しかしながら、各電極 21、22、23 を近い位置に配置すると、各電極とグランド電位との間、又は、各電極間に生じる第 1 の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$) 及び第 2 の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$) が近い値になる。そのため、3 つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$) の微小な差に基づいて、生体内の信号源を検出することになる。この場合、第 1 及び第 2 の電圧 V_i 、 V'_i の測定値に微小なノイズが入り込むと、ノイズに電圧比 V_i/V'_i が埋もれてしまい、信号源の位置を精度良く検出することが難しくなるおそれがある。従って、3 つの電極 21、22、23 は、互いにできるだけ離して配置することが好ましい。特に

、3つの電極21、22、23を、生体10の表面の円周上に等間隔で配置することがより好ましい。これにより、第1及び第2の電圧 V_i 、 V'_i の測定値の差が大きくなるため、測定値に微小なノイズが入り込んでも、信号源の位置をより精度良く検出することができる。

[0129] また、上記の第3の実施形態では、3つの電極(21A、22A、23A)と対になる他の3つの電極(21B、22B、23B)は、3つの電極(21A、22A、23A)に対して、筋繊維40の向きと平行な位置に配置したが、同一円周上において、各電極(21A、22A、23A)の近傍に配置してもよい。

符号の説明

[0130] 10 生体
10A、10B、10X 円周
20 グランド電極
21 第1の電極(チャンネル ch_1)
22 第2の電極(チャンネル ch_2)
23 第3の電極(チャンネル ch_3)
30 差動アンプ
40 筋繊維
40a 活動部位

請求の範囲

[請求項1] 生体表面に配置される電極に生じる電圧によって、生体内の信号源の位置を検出する生体内信号源検出方法であって、

複数の筋繊維を囲むように、前記生体表面の円周上に、少なくとも3つの電極を配置するとともに、前記各電極とグラウンド電位との間、又は、前記各電極間に、第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を、それぞれ切り替え可能に並列接続し、

前記各電極とグラウンド電位との間、又は、前記各電極間に、前記第1の外部抵抗を接続したときに生じる第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び、前記各電極とグラウンド電位との間、又は、前記各電極間に、前記第2の外部抵抗を接続したときに生じる第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)を測定し、

前記第1の電圧 V_i 及び前記第2の電圧 V'_i から、比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する、生体内信号源検出方法。

[請求項2] 前記生体表面の円周上に配置する3つの電極を、第1の電極、第2の電極、及び第3の電極としたとき、前記第1の電極と前記第2の電極との間、前記第2の電極と前記第3の電極との間、及び前記第3の電極と前記第1の電極との間に、前記第1の外部抵抗及び前記第2の外部抵抗が、それぞれ切り替え可能に並列接続され、

前記各電極間に前記第1の外部抵抗を並列接続したときに各電極間に生じる前記第1の電圧 V_i を、 V_{12} , V_{23} , V_{31} とし、前記各電極間に前記第2の外部抵抗を並列接続したときに各電極間に生じる第2の電圧 V'_i を、 V'_{12} , V'_{23} , V'_{31} としたとき、前記第1の電圧 V_{12} , V_{23} , V_{31} 及び前記第2の電圧 V'_{12} , V'_{23} , V'_{31} から、それぞれ比 V_{12}/V'_{12} , V_{21}/V'_{21} , V_{31}/V'_{31} を算出し、これら3つの比 V_{12}/V'_{12} , V_{21}/V'_{21} , V_{31}/V'_{31} に

基づいて、生体内の信号源の位置を検出する、請求項 1 に記載の生体内信号源検出方法。

[請求項3] 前記生体表面の円周上に配置する 3 つの電極に対して、前記各電極の近傍に、前記 3 つの電極と対になる他の 3 つの電極をさらに配置し、

対になる各電極間に、前記第 1 の外部抵抗及び前記第 2 の外部抵抗を、それぞれ切り替え可能に並列接続し、

互いに対になる各電極間に、前記第 1 の外部抵抗を接続したときに生じる第 1 の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び、互いに対になる各電極間に、前記第 2 の外部抵抗を接続したときに生じる第 2 の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$) を測定し、

前記第 1 の電圧 V_i 及び前記第 2 の電圧 V'_i から、比 V_i / V'_i ($i = 1, 2, 3$) を算出し、これら 3 つの比 V_i / V'_i ($i = 1, 2, 3$) に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する、請求項 1 に記載の生体内信号源検出方法。

[請求項4] 前記第 1 の外部抵抗及び前記第 2 の外部抵抗のいずれか一方は、抵抗値が無限大である、請求項 1 ～ 3 の何れかに記載の生体内信号源検出方法。

[請求項5] 前記生体表面の円周上に配置する 3 つの電極は、円周上を等間隔で配置されている、請求項 1 ～ 3 の何れかに記載の生体内信号源検出方法。

[請求項6] 前記 3 つの電極と対になる前記他の 3 つの電極は、前記 3 つの電極に対して、筋繊維の向きと平行な位置に配置されている、請求項 3 に記載の生体内信号源検出方法。

[請求項7] 互いに対になる各電極間の距離は、全て同一である、請求項 6 に記載の生体内信号源検出方法。

[請求項8] 生体表面に配置される電極に生じる電圧によって、生体内の信号源の位置を検出する生体内信号源検出装置であって、

前記生体表面に配置する、少なくとも3つの電極が一方向に連結された電極ユニットと、

前記各電極とグランド電位との間、又は、前記各電極間に、第1の外部抵抗及び第2の外部抵抗を、それぞれ切り替え可能に並列接続する接続手段と、

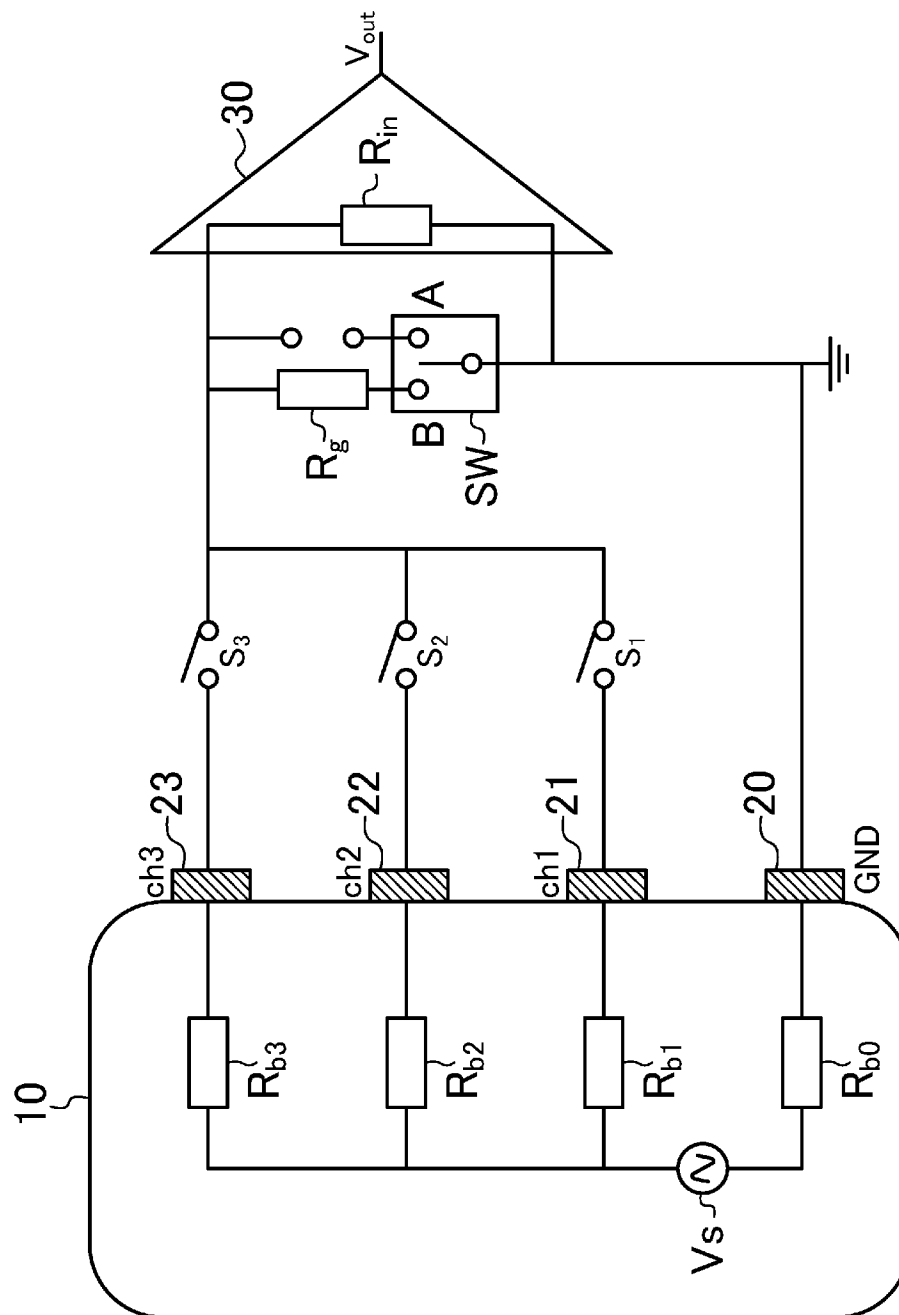
前記電極ユニットを前記生体表面に配置した状態で、前記接続手段により、前記各電極とグランド電位との間、又は、前記各電極間に、前記第1の外部抵抗を接続したときに生じる第1の電圧 V_i ($i = 1, 2, 3$)、及び、前記各電極とグランド電位との間、又は、前記各電極間に、前記第2の外部抵抗を接続したときに生じる第2の電圧 V'_i ($i = 1, 2, 3$)を測定する測定手段と、

前記第1の電圧 V_i 及び前記第2の電圧 V'_i から、比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)を算出し、これら3つの比 V_i/V'_i ($i = 1, 2, 3$)に基づいて、生体内の信号源の位置を検出する検出手段とを備え、

前記電極ユニットは、少なくとも前記3つの電極が、複数の筋繊維を囲むように、前記生体表面の円周方向に配置される、生体内信号源検出装置。

[請求項9] 前記電極ユニットの各電極近傍に、前記3つの電極と対になる他の3つの電極を有する第2の電極ユニットが、さらに配置される、請求項8に記載の生体内信号源検出装置。

[図1]



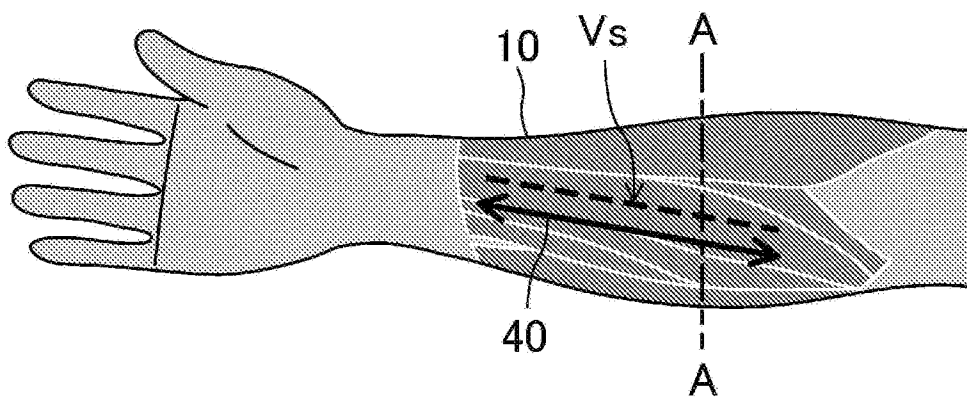
[図2]

ステップ	電極	切替SW	S_1	S_2	S_3	出力
1	ch1	A	C	O	O	V_1
2	ch2	A	O	C	O	V_2
3	ch3	A	O	O	C	V_3
4	ch1	B	C	O	O	V'_1
5	ch2	B	O	C	O	V'_2
6	ch3	B	O	O	C	V'_3

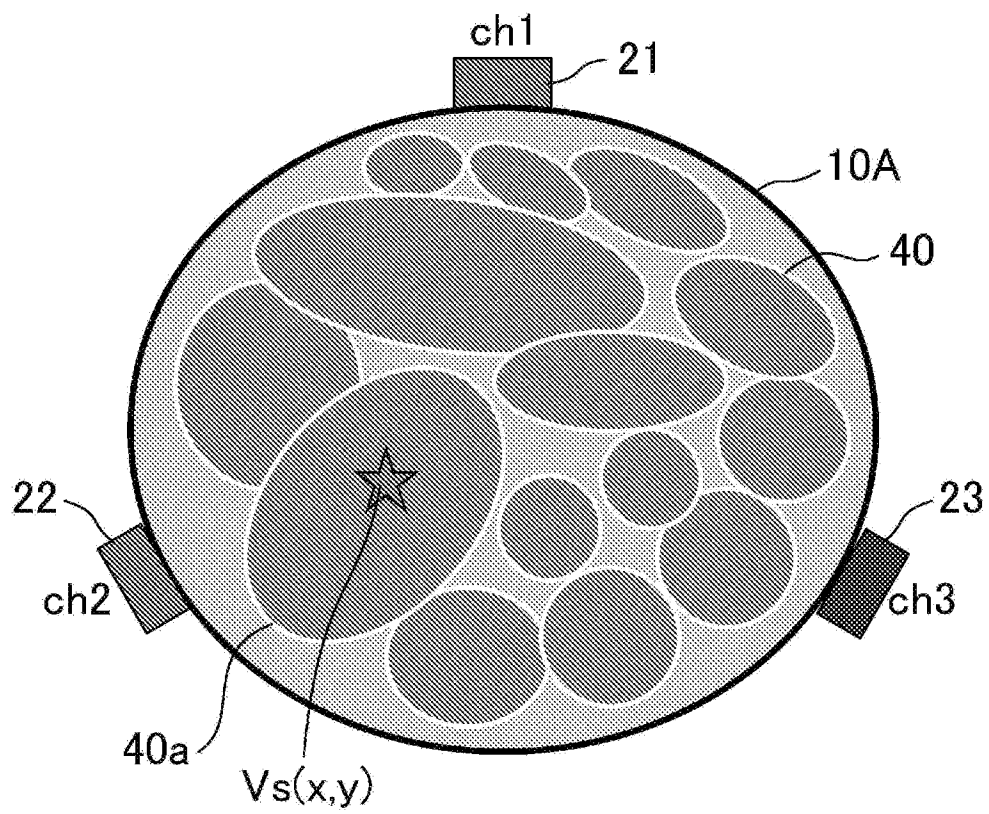
C:close(導通)

O:open(開放)

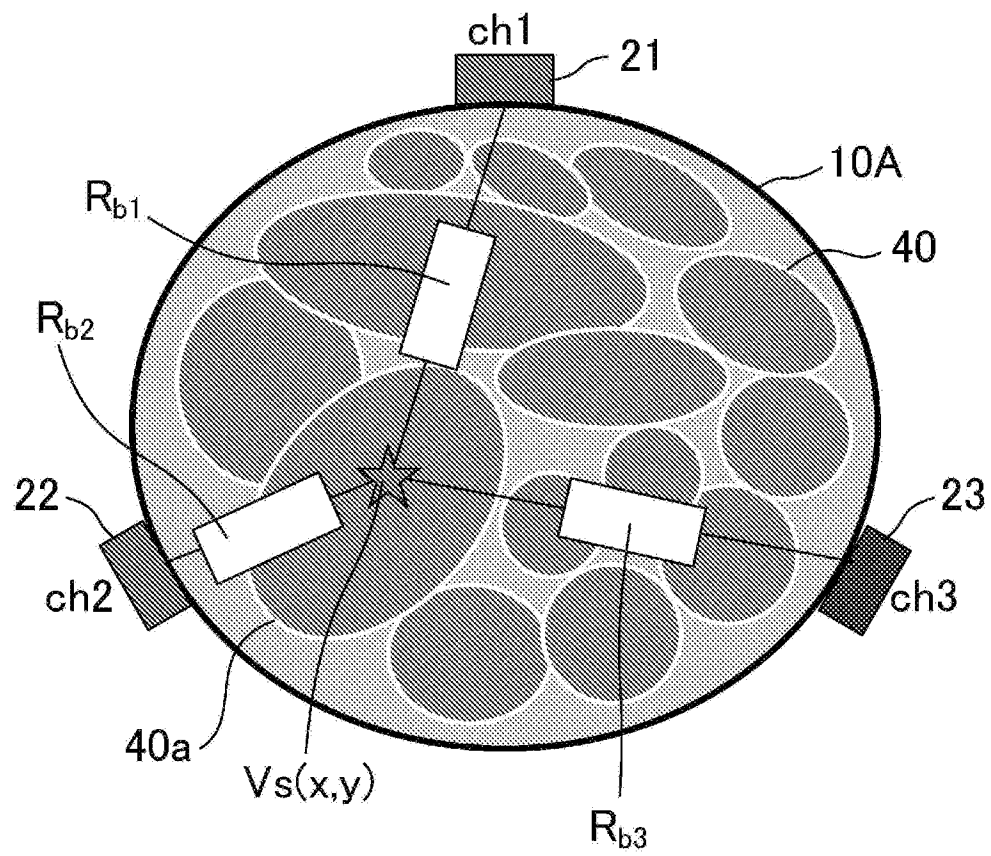
[図3]



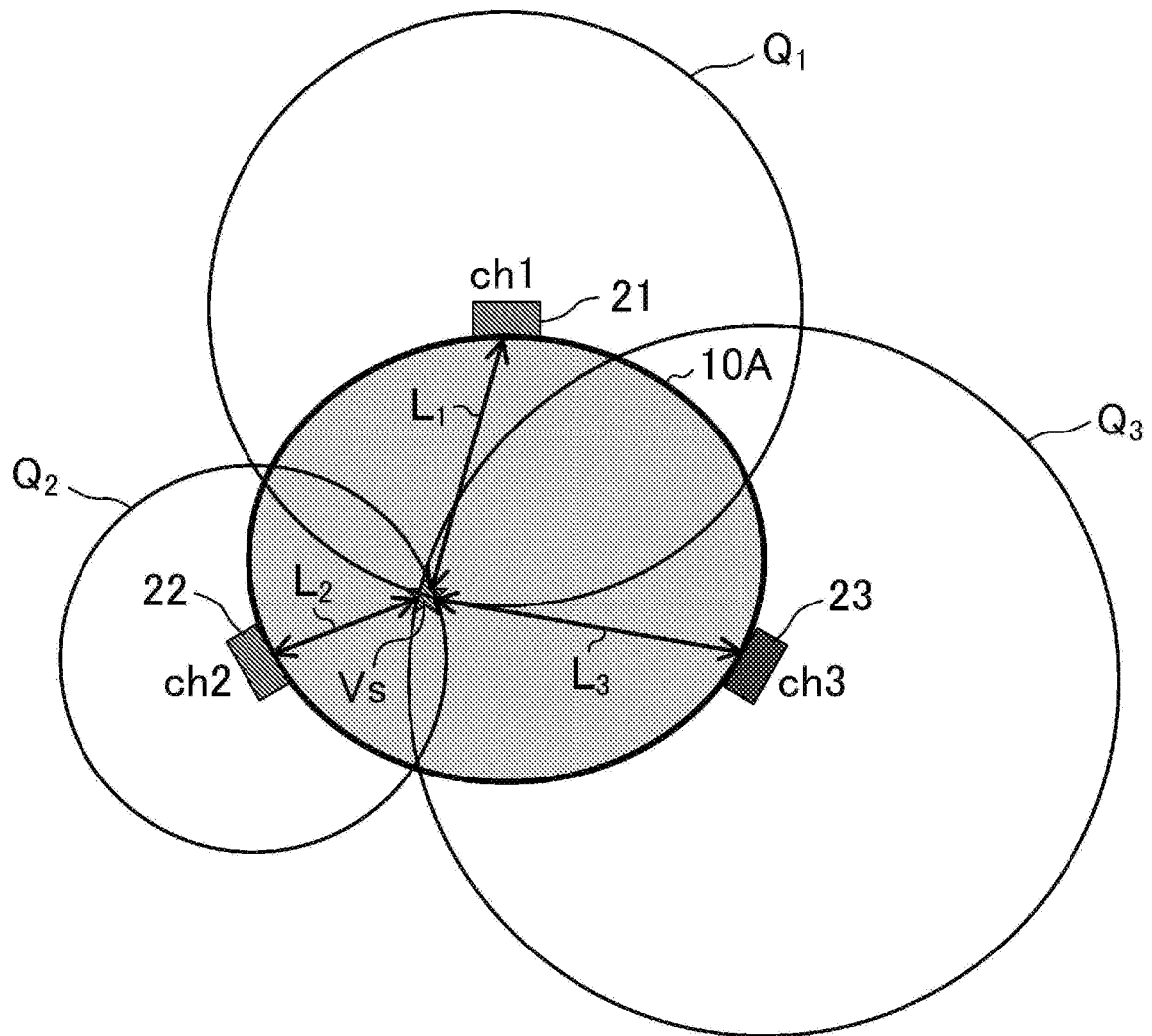
[図4]



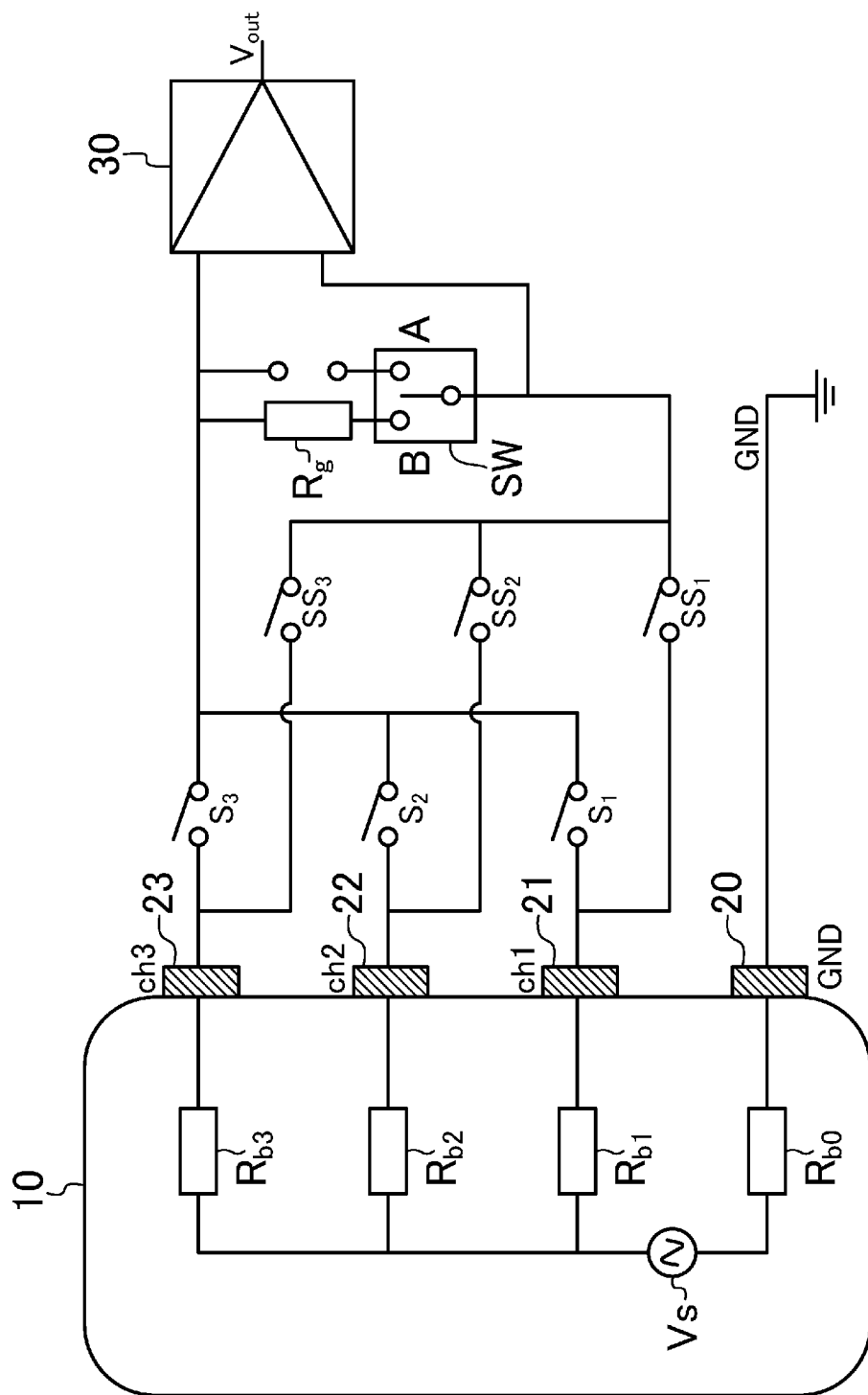
[図5]



[図6]



[図7]



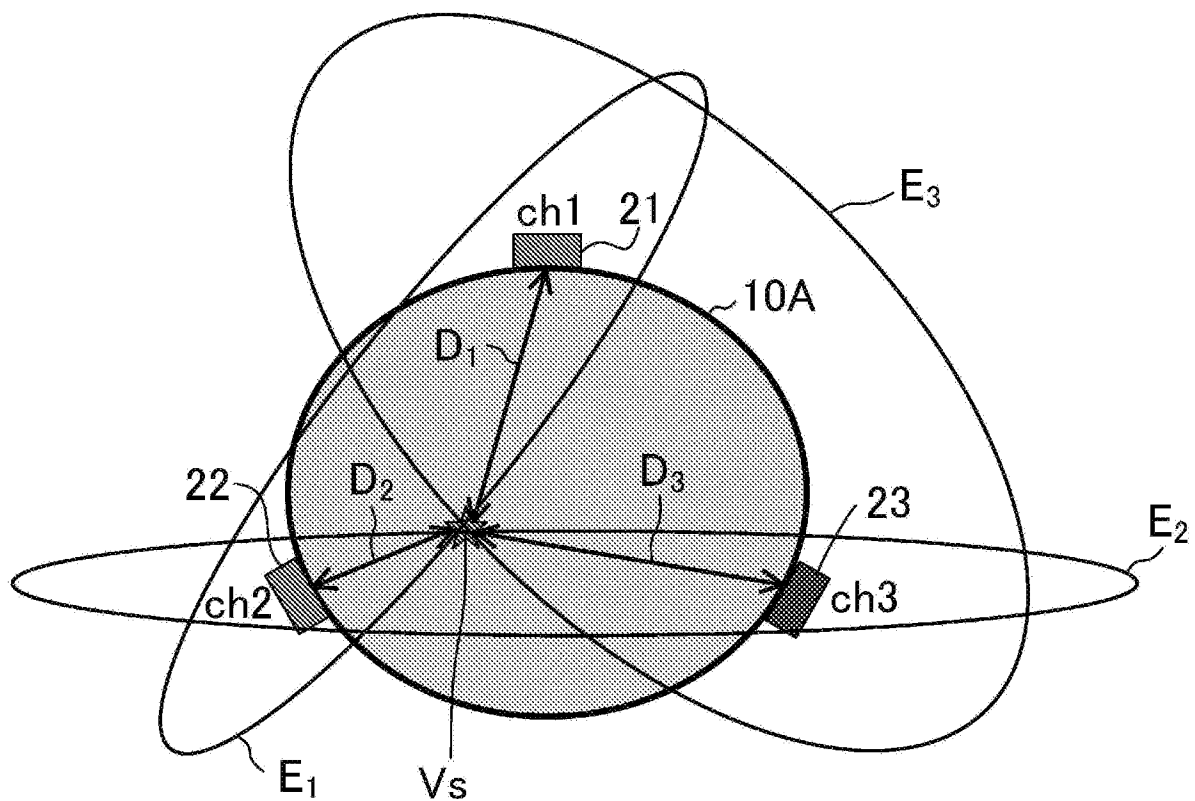
[図8]

ステップ°	電極	切替SW	S ₁	S ₂	S ₃	S _{S1}	S _{S2}	S _{S3}	出力
1	ch1とch2	A	C	O	O	O	C	O	V ₁₂
2	ch2とch3	A	O	C	O	O	O	C	V ₂₃
3	ch3とch1	A	O	O	C	C	O	O	V ₃₁
4	ch1とch2	B	C	O	O	O	C	O	V' ₁₂
5	ch2とch3	B	O	C	O	O	O	C	V' ₂₃
6	ch3とch1	B	O	O	C	C	O	O	V' ₃₁

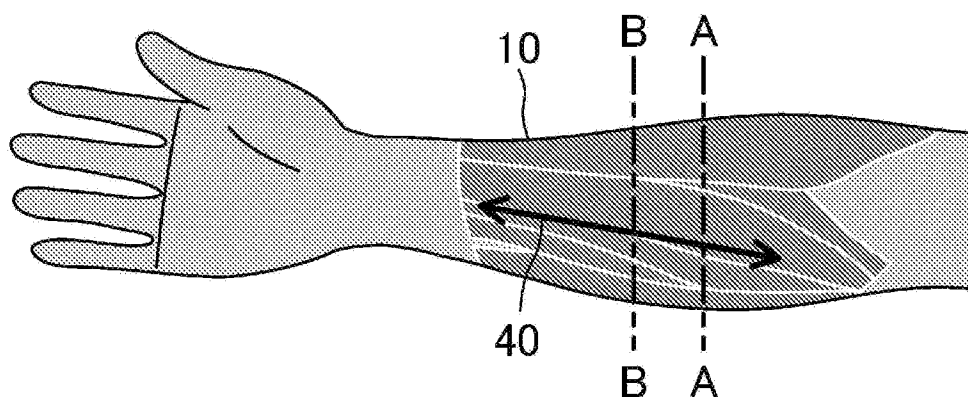
C:close(導通)

O:open(開放)

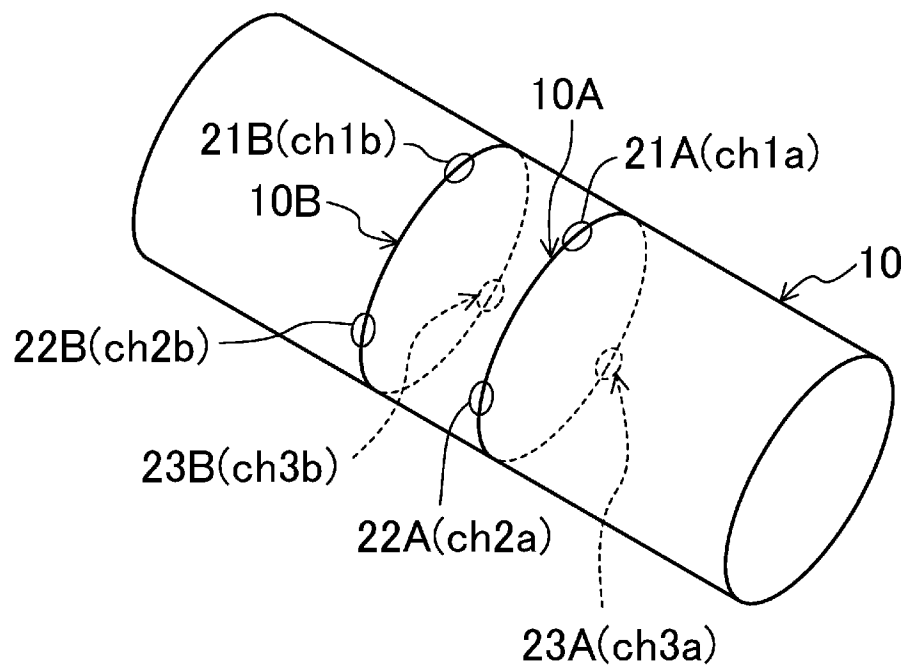
[図9]



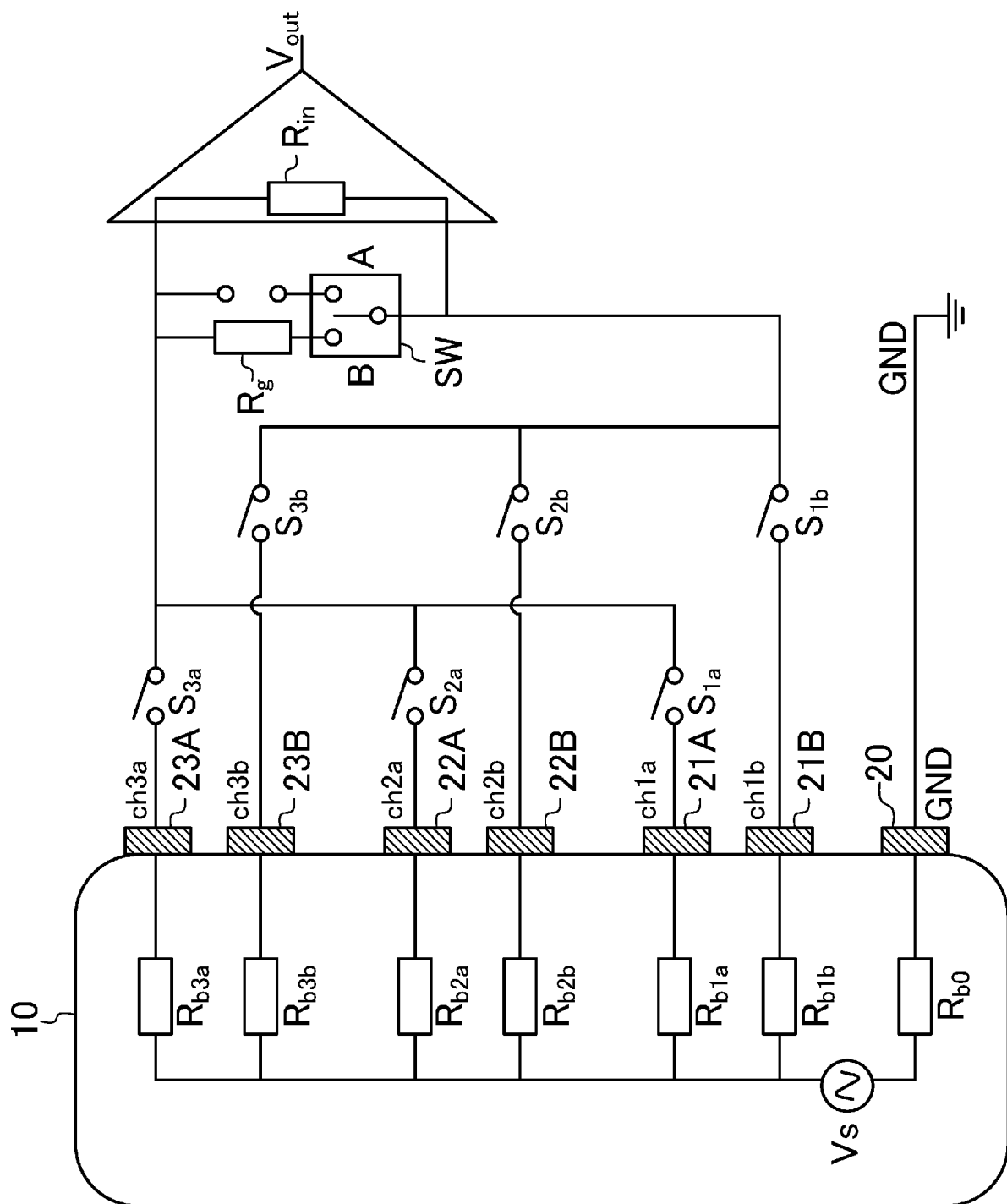
[図10]



[図11]



[図12]



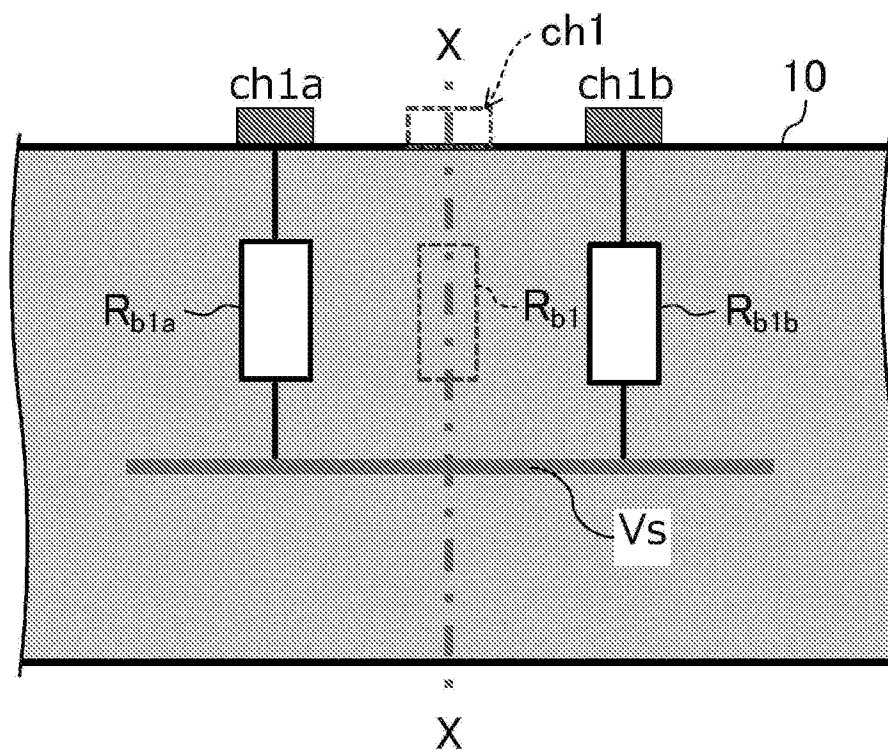
[図13]

ステップ°	電極	切替SW	S _{1a}	S _{1b}	S _{2a}	S _{2b}	S _{3a}	S _{3b}	出力
1	ch1aとch1b	A	C	C	O	O	O	O	V _{1a1b}
2	ch2aとch2b	A	O	O	C	C	O	O	V _{2a2b}
3	ch3aとch3b	A	O	O	O	O	C	C	V _{3a3b}
4	ch1aとch1b	B	C	C	O	O	O	O	V' _{1a1b}
5	ch2aとch2b	B	O	O	C	C	O	O	V' _{2a2b}
6	ch3aとch3b	B	O	O	O	O	C	C	V' _{3a3b}

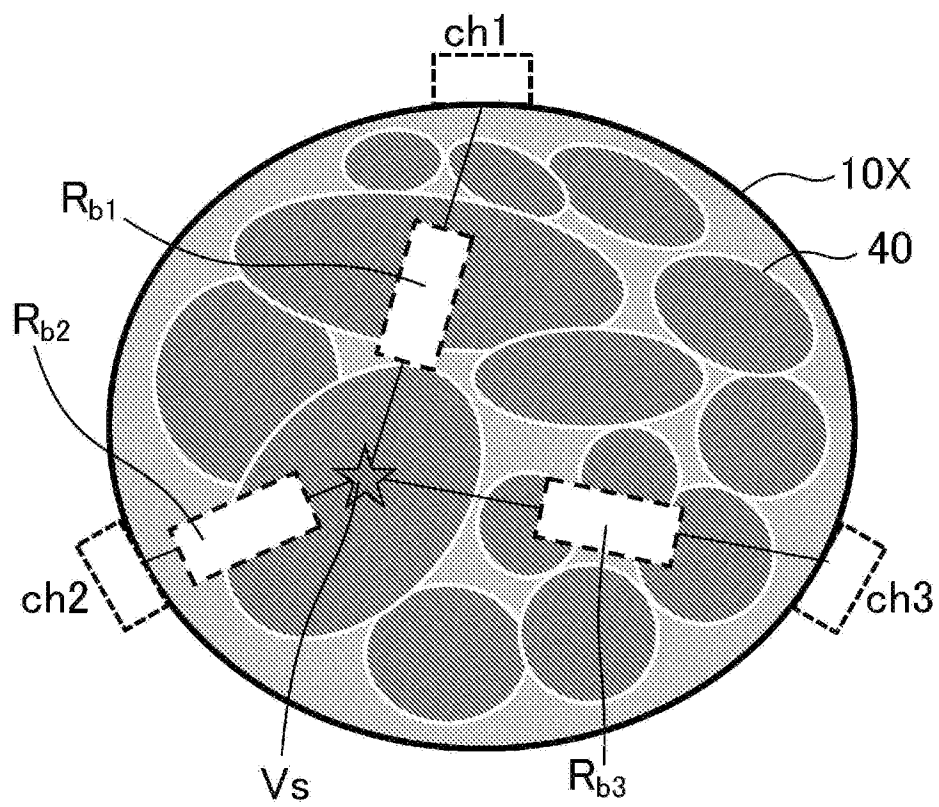
C:close(導通)

O:open(開放)

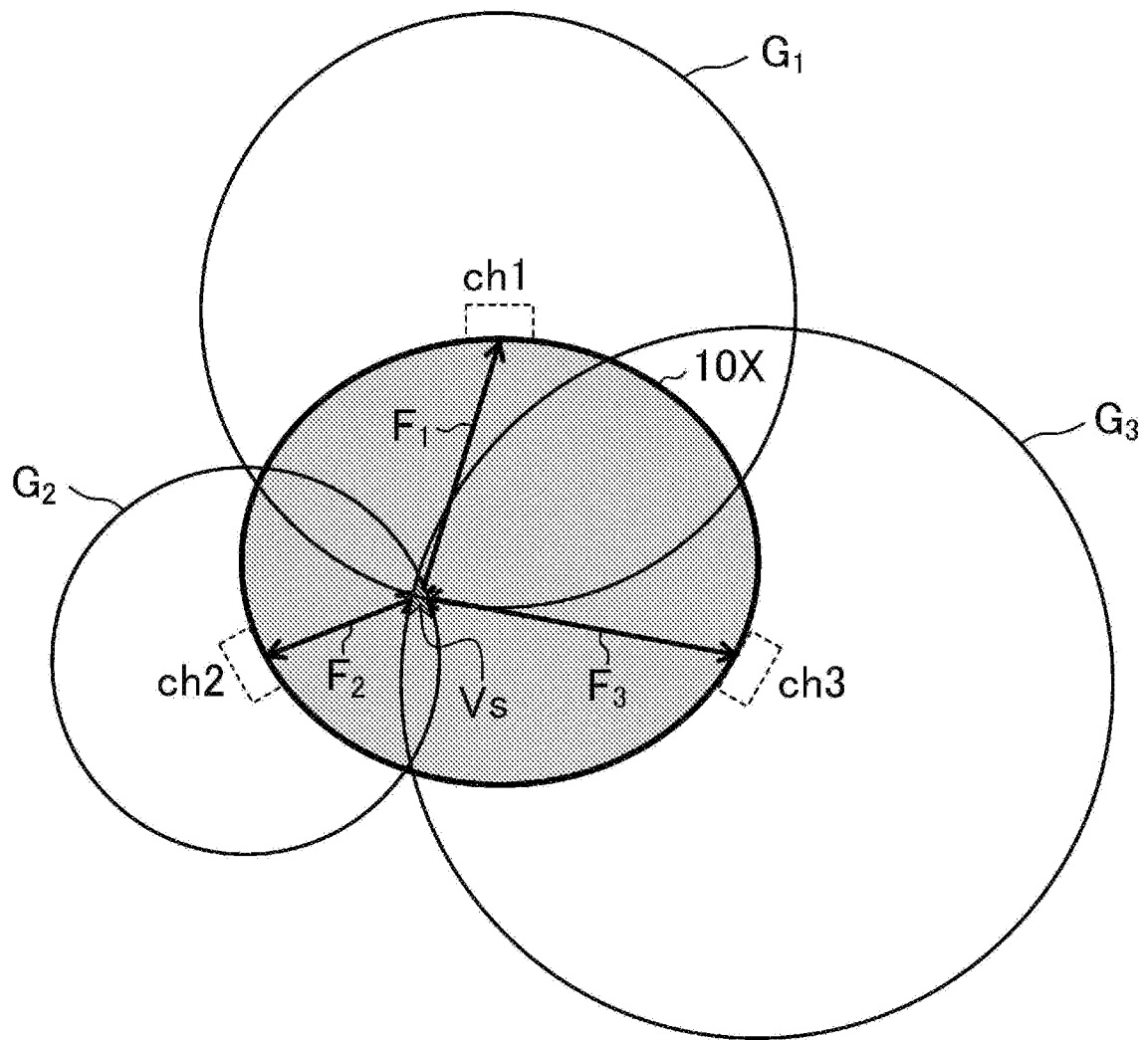
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/022747

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0488(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)

A61B5/0488

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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	WO 2016/075726 A1 (Toray Engineering Co., Ltd.), 19 May 2016 (19.05.2016), paragraphs [0013] to [0096] (Family: none)	1-2, 4-5, 8-9
Y	JP 2007-268034 A (Ritsumeikan), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraphs [0008] to [0022] (Family: none)	1-2, 4-5, 8-9
A	WO 2010/097894 A1 (Ritsumeikan), 02 September 2010 (02.09.2010), paragraphs [0024] to [0075] (Family: none)	1-9

☐ 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
31 July 2017 (31.07.17)

Date of mailing of the international search report
08 August 2017 (08.08.17)

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. A61B5/0488(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. A61B5/0488

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	WO 2016/075726 A1（東レエンジニアリング株式会社） 2016.05.19, 段落[0013]-[0096] (ファミリーなし)	1-2, 4-5, 8-9
Y	JP 2007-268034 A（学校法人立命館） 2007.10.18, 段落[0008]-[0022] (ファミリーなし)	1-2, 4-5, 8-9

☒ 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

31.07.2017

国際調査報告の発送日

08.08.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

佐藤 高之

2Q

3604

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2010/097894 A1 (学校法人立命館) 2010.09.02, 段落[0024]-[0075] (ファミリーなし)	1-9