

(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
2019年5月16日(16.05.2019)



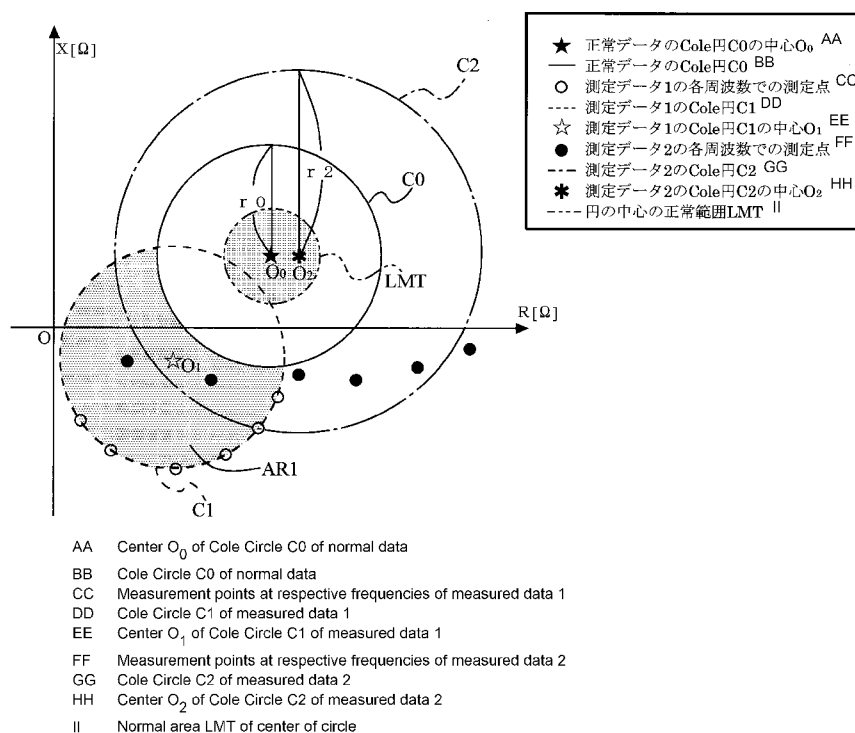
(10) 国際公開番号

WO 2019/093115 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/053 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/039292
- (22) 国際出願日: 2018年10月23日(23.10.2018)
- (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 2017-215847 2017年11月8日(08.11.2017) JP
- (71) 出願人: 株式会社タニタ (TANITA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1748630 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 永濱 敏樹 (NAGAHAMA, Toshiki); 〒1748630 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社タニタ内 Tokyo (JP). 清水 朋香 (SHIMIZU, Tomoka); 〒1748630 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社タニタ内 Tokyo (JP). 笠原 靖弘 (KASAHARA, Yasuhiro); 〒1748630 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社タニタ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 板谷 康夫 (ITAYA, Yasuo); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満4丁目9番12号 リーガル西天満ビル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,

(54) Title: BODY COMPOSITION SCALE AND BODY COMPOSITION MEASUREMENT PROGRAM

(54) 発明の名称: 体組成計及び体組成測定プログラム



(57) Abstract: Provided is a body composition scale, comprising: a multiple-frequency current application unit for applying alternating currents having multiple frequencies to a body of a subject; an impedance measurement unit for measuring bioelectrical impedance of the subject when the multiple-frequency current application unit applies the alternating currents having multiple frequencies; a body composition measurement unit for determining an index regarding a body composition of the subject on the basis of the bioelectrical impedance measured by the impedance measurement unit; a

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).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告(条約第21条(3))

measured-data Cole-circle calculation unit for calculating a Cole circle of the measured data using resistance and reactance in the bioelectrical impedance measured by the impedance measurement unit at the multiple frequencies; and an abnormal measurement determination unit for determining presence/absence of abnormality in measured bioelectrical impedance on the basis of the amount of shift of Cole circle (C1) of the measured data calculated by the measured-data Cole-circle calculation unit with respect to Cole circle (C0) of normal data calculated from data on normal bioelectrical impedance.

(57) 要約: 体組成計は、複数の周波数の交流電流を被験者の身体に印加するマルチ周波数電流印加部と、マルチ周波数電流印加部による各周波数の交流電流印加時における、被験者の生体電気インピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、インピーダンス測定部によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、被験者の体組成に関する指標を求める体組成測定部と、インピーダンス測定部によって測定された各周波数の生体電気インピーダンスにおけるレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データのCole円を算出する測定データCole円算出部と、正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのCole円(C0)に対する、測定データCole円算出部により算出された測定データのCole円(C1)のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する測定異常判定部とを備える。

明 細 書

発明の名称： 体組成計及び体組成測定プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、被験者の体組成を測定する体組成計及び体組成測定プログラムに関し、より詳細には、体組成の測定に用いられる生体電気インピーダンスの測定異常を判定する技術に関する。

背景技術

[0002] 従来から、被験者の体脂肪率、内臓脂肪レベル、筋肉量等の体組成に関する指標を測定する体組成計が知られている。この体組成計は、被験者の体重と生体電気インピーダンスを測定し、測定した体重及び生体電気インピーダンスに加えて、入力された被験者の性別、身長、年齢等の情報に基づき、被験者の体脂肪率、内臓脂肪レベル、筋肉量等の体組成に関する指標を算出する。なお、本明細書において、上記の体脂肪率等の体組成に関する指標を測定（算出）することを、「体組成を測定する」という。

[0003] この種の装置の分野において、被験者の身体と測定用電極との接触面積の少なさ等に起因して、被験者の身体（正確には、手足の皮膚）と測定用電極（電流印加用電極及び電圧測定用電極）との間の接触インピーダンス（接触抵抗）が大きくなっている場合に、生体（電気）インピーダンスの測定異常を検出する生体インピーダンス測定装置が知られている（特許文献1参照）。この装置は、被験者の身体に一定の値の交流電流を流すための定電流源を備え、この定電流源からの電流印加用電極への供給電圧が、最大供給電圧範囲内に設定された許容供給電圧範囲を超えたとき、又は電圧測定用電極から差動増幅回路への入力電圧が、最大供給電圧範囲内に設定された許容供給電圧範囲を超えたときに、被験者の身体と測定用電極との間の接触インピーダンス（接触抵抗）が大きくなっているために、生体インピーダンスの測定異常が生じていると検出（判定）する。なお、上記の接触インピーダンスとは、測定用電極と被験者の身体との間に発生するインピーダンスのことである。

。

[0004] また、この種の装置の分野において、被験者の姿勢が好ましくない場合、及び被験者の身体の一部がベッドの枠などの金属部材に接触している場合等において、生体電気インピーダンスが正確に測定できなかったときに、不正確な身体組成推計値が出力されて、被験者の体組成が誤認されることを抑制するようにした身体組成推計装置が知られている（特許文献2参照）。この装置は、被験者の生体電気インピーダンス測定値に基づいてインピーダンス軌跡を算出し、各周波数における被験者の生体電気インピーダンス測定値のインピーダンス軌跡に対するバラツキの大きさに基づいて、生体電気インピーダンスの測定に異常があったと判断する。具体的には、この装置は、 $\sum e(f)^2$ 、下記の式（1）で求められる $\sum e'(f)^2$ 、又は下記の式（2）で求められる $\sum e''(f)^2$ が、予め定められた閾値を超えるとときに、生体電気インピーダンスの測定に異常があったと判断する。

$$\sum e'(f)^2 = \sum \{e(f) / r\}^2 \cdots (1)$$

$$\sum e''(f)^2 = \sum \{e(f) / h\}^2 \cdots (2)$$

ここで、 $e(f)$ は、周波数 f における生体電気インピーダンスと、測定した各周波数における生体電気インピーダンスから算出したインピーダンス軌跡との間の所定方向における距離を表し、 r は、インピーダンス軌跡の半径を表し、 h は、被験者の身長を表す。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2012-213458号公報

特許文献2：特許第5110277号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 一般に、体組成計における生体電気インピーダンスの測定値が異常となる（生体電気インピーダンスの測定に異常が生じる）主な状況（原因）として

は、

- ・被験者の手又は脚が電極にきちんと接触していない場合
- ・被験者の手又は脚が極端に乾燥している場合
- ・被験者の掌又は脚の裏の皮膚が極端に厚い場合
- ・被験者の上肢と体幹、あるいは左右下肢同士等の、被験者の身体の部位同士が接触している場合（被験者の皮膚同士の接触で、被験者の身体の部位同士に通電が生じる場合）
- ・被験者の身体が金属等の導電体に接触している場合

といったことが挙げられる。

[0007] 上記の状況のうち、被験者の手又は脚が電極に接触していない、又は手又は脚が極端に乾燥しているといったように、被験者の身体と測定用電極との接触インピーダンス（接触抵抗）が大きくなっている場合に生じる、生体電気インピーダンスの測定異常は、上記特許文献1に記載の装置により検出することができる。けれども、例えば、被験者の上肢と体幹等の、被験者の身体の部位同士が接触している場合には、被験者の身体と測定用電極との接触抵抗は、被験者の身体の部位同士が接触していない場合と比べて、大きくなるとは限らないため、上記特許文献1に記載の装置では、被験者の身体の部位同士の接触に起因する生体電気インピーダンスの測定異常を検出することができない。

[0008] また、上記特許文献2に記載の装置は、被験者の生体電気インピーダンス測定値に基づいてインピーダンス軌跡を算出し、各周波数における被験者の生体電気インピーダンス測定値のインピーダンス軌跡に対するバラツキの大きさに基づいて、電極の接触不良等の外乱に起因する生体電気インピーダンスの測定異常を判定する。しかしながら、上記の測定異常を生じさせる状況のうち、被験者の身体の部位同士が接触している場合（身体の部位同士が金属等の導電体を介して間接的に接触している場合も含む）には、各周波数における生体電気インピーダンス測定値のインピーダンス軌跡に対するバラツキが大きいとは限らないので、このバラツキの大きさに基づいて、生体電気

インピーダンスの測定異常を判定する方法では、生体電気インピーダンスの測定異常を正確に検出することができない可能性がある。

[0009] 本発明は、上記課題を解決するものであり、被験者の身体における部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常を正確に検出することが可能な体組成計及び体組成測定プログラム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

[0010] 上記課題を解決するために、本発明の第1の態様による体組成計は、複数の周波数の交流電流を、被験者の身体に印加するマルチ周波数電流印加部と、前記マルチ周波数電流印加部による各周波数の交流電流印加時における、前記被験者の生体電気インピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、前記インピーダンス測定部によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、前記被験者の体組成に関する指標を求める体組成測定部と、前記インピーダンス測定部によって測定された各周波数の生体電気インピーダンスにおけるレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データのC o l e 円を算出する測定データC o l e 円算出部と、正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC o l e 円に対する、前記測定データC o l e 円算出部により算出された測定データのC o l e 円のずれ量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する測定異常判定部とを備えるものである。なお、本明細書において、「C o l e 円」とは、いわゆるC o l e - C o l e の円弧則に従った円を意味する。また、本明細書において、「C o l e - C o l e の円弧則」とは、色々な周波数で採取したインピーダンスのレジスタンス（抵抗）成分と容量成分（負のリアクタンス成分）を複素数平面上にプロットしていくと、プロットした点の軌跡が、半円等の円弧状の形状になるという法則を意味する。

[0011] 本発明の第2の態様による体組成測定プログラムは、被験者の身体に印加される複数の周波数の交流電流の各周波数の交流電流印加時における、前記被験者の生体電気インピーダンスを測定する工程と、前記被験者の生体電気

インピーダンスを測定する工程によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、前記被験者の体組成に関する指標を求める工程と、前記被験者の生体電気インピーダンスを測定する工程によって測定された各周波数の生体電気インピーダンスにおけるレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データのC o l e円を算出する工程と、正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC o l e円に対する、前記測定データのC o l e円を算出する工程により算出された測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する工程と、をコンピュータに実行させる。

発明の効果

[0012] 本発明の体組成計及び体組成測定プログラムによれば、正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC o l e円に対する、測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定するようにした。これにより、上記特許文献2に記載の装置と異なり、被験者の身体の一部同士が接触している場合のように、各周波数における被験者の生体電気インピーダンス測定値のインピーダンス軌跡に対するバラツキの大きさに基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常を判定することが難しい場合でも、正常データのC o l e円を基準にして、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を正確に判定することができる。従って、被験者の身体における部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常を正確に検出することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の第1の実施形態における体組成計の概略の電氣的ブロック構成図。

[図2]同体組成計における、被験者のある部位の正常データから求めたC o l e円の中心の正常範囲と、測定異常時の測定データから求めたC o l e円の中心の説明図。

[図3] (a) (b) は、それぞれ、3点A, B, Cを通る円の作図法を示す説

明図と、2点A、Bのうちの一点Aのx軸の値が、円の中心 O_a のx軸の値と一致する場合における、これらの2点A、Bを通る円の作図法を示す説明図。

[図4]集団正常データから算出した、ある周波数における生体電気インピーダンスの正常範囲と、個人内正常データから算出した、同じ周波数における生体電気インピーダンスの正常範囲とを比較して示す図。

[図5]生体組織の電氣的等価回路を示す図。

[図6]人体の上肢の電氣的等価回路を示す図。

[図7]上肢と体幹との接触時における電氣的等価回路を示す図。

[図8]同体組成計において、正常時と接触時に、各周波数の電流を印加して採取した右腕のレジスタンス及びリアクタンスの測定値を、複素数平面上にプロットした図。

[図9]右腕の正常時測定データと、右脇接触時における右腕の接触時測定データとに基づいて作成した、 $CoIe-CoIe$ プロットした測定点の軌跡を示す図。

[図10]同体組成計における、被験者の手脚が乾燥している場合の接触インピーダンスの時系列データを示すグラフ。

[図11]同体組成計における生体電気インピーダンスの測定異常の判定に関わる処理のフローチャート。

[図12]同体組成計における各部位の生体電気インピーダンスの測定経路を示す図。

[図13]同体組成計において、片手又は片脚に電極を接触させることが困難な場合に、測定経路を切り替えて行われる再測定処理の説明図。

[図14]本発明の第2の実施形態における体組成計の概略の電氣的ブロック構成図。

[図15]本発明の変形例1における、 $CoIe$ 円を用いた測定データの補正方法の説明図。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明を具体化した実施形態による体組成計について、図面を参照して説明する。

< 1. 体組成計の構成 >

図1は、本発明の第1の実施形態の体組成計の電氣的ブロック構成を示す。体組成計1は、被験者の生体電気インピーダンスの測定時に、被験者の左右の手のひらに接触される電流印加用電極2a, 3a及び電圧測定用電極2b, 3bと、被験者の左右の足裏に接触される電流印加用電極4a, 5a及び電圧測定用電極4b, 5bを備えている。すなわち、この体組成計1は、被験者の両手と両脚に合計8つの測定用電極（電流印加用電極2a, 3a, 4a, 5a、及び電圧測定用電極2b, 3b, 4b, 5b）を接触させて、被験者の生体電気インピーダンスを測定する8電極式体組成計である。なお、本明細書において、上記の電流印加用電極2a, 3a, 4a, 5a、及び電圧測定用電極2b, 3b, 4b, 5bを、手脚電極と総称することがある。

[0015] また、体組成計1は、電極切替回路6と、マルチ周波数電流印加回路7と、電圧測定回路8と、荷重測定回路9と、CPU10と、表示装置19と、フラッシュROM (Read Only Memory) 20と、RAM (Random Access Memory) 21と、入力装置22と、電源23と、スピーカ24とを備えている。

[0016] 電極切替回路6は、生体電気インピーダンスの測定に使用する電極を切り替える（インピーダンス測定経路を切り替える）ための回路（切替スイッチ）である。電極切替回路6は、CPU10からの制御信号に基づいて、電流印加用電極2a, 3a, 4a, 5aのうちの2つの電極を、マルチ周波数電流印加回路7に選択的に接続させると共に、電圧測定用電極2b, 3b, 4b, 5bのうちの2つの電極を、電圧測定回路8に選択的に接続させる。

[0017] マルチ周波数電流印加回路7（請求項における「マルチ周波数電流印加部」に相当）は、複数の周波数の交流電流を印加することが可能な電流源であり、CPU10によって指示された周波数の電流を、電極切替回路6を介して接続されている2つの電流印加用電極間に印加する。また、マルチ周波数

電流印加回路 7 は、不図示の出力電流検出回路を内蔵しており、供給している交流電流の電流値を、上記の出力電流検出回路で検出して、検出した電流値を、CPU 10 のインピーダンス測定回路 11 に出力する。

[0018] 電圧測定回路 8 は、上記のマルチ周波数電流印加回路 7 からの電流の印加によって、電極切替回路 6 を介して接続されている 2 つの電圧測定用電極間に生じた電位差（すなわち、選択された被験者の身体の部位間に生じた電位差）に相当する電圧を検出（測定）する。

[0019] 上記の荷重測定回路 9 は、体組成計 1 の筐体の上面に乗った被験者の体重を測定する。荷重測定回路 9 は、荷重を電気信号に変換する（荷重に応じた値の電気信号を出力する）ロードセルを有している。本実施形態では、このロードセルとして、いわゆる歪ゲージ式（荷重をかけると荷重に応じて変形する起歪体と、起歪体に貼りつけた歪ゲージとを有し、荷重による歪ゲージの抵抗値の変化に応じた電圧値を出力する方式）のものをを用いる。荷重測定回路 9（のロードセル）は、被験者が体組成計 1 の筐体上面に乗ったときに、被験者の体重に応じて、その出力値（被験者の体重による歪ゲージの抵抗値の変化に応じた電圧値）が変化する。荷重測定回路 9 からの出力値は、不図示の A/D 変換器によりデジタル値に変換された後、体重データとして、CPU 10 に送られる。CPU 10 は、フラッシュ ROM 20 に記憶されたプログラムに従って、上記の体重データに基づき、被験者の体重を求めて、求めた体重を RAM 21 に記憶する。

[0020] 上記の CPU 10 は、体組成計 1 の装置全体の制御と各種演算とを行う。図 1 に示されるように、CPU 10 は、インピーダンス測定回路 11 と、測定データ C o l e 円算出回路 12 と、正常データ C o l e 円算出回路 13 と、測定異常判定回路 14 と、体組成測定回路 15 と、異常部位特定回路 16 と、再測定制御回路 17 と、接触インピーダンス測定回路 18 とを備えている。なお、これらの回路 11 ～ 18 を含む CPU 10、及び上記の電圧測定回路 8 は、マイコンが有する基本的な機能ブロックを用いて作成した回路である。インピーダンス測定回路 11、測定データ C o l e 円算出回路 12、測

定異常判定回路 14、体組成測定回路 15、異常部位特定回路 16、再測定制御回路 17、接触インピーダンス測定回路 18は、それぞれ、請求項におけるインピーダンス測定部、測定データC o l e円算出部、測定異常判定部、体組成測定部、異常部位特定部、再測定制御部、接触インピーダンス測定部に相当する。

[0021] また、CPU10がフラッシュROM20に記憶されたプログラムを読み込むことによって、コンピュータである体組成計1は、以下に説明するインピーダンス測定異常の判定の各工程を実行する。

[0022] 上記のインピーダンス測定回路11は、マルチ周波数電流印加回路7内の出力電流検出回路で検出した交流電流の電流値と、電圧測定回路8により検出された電圧値とに基づいて、マルチ周波数電流印加回路7による各周波数の交流電流印加時における、被験者の生体電気インピーダンス Z を測定する。具体的には、まず、インピーダンス測定回路11は、マルチ周波数電流印加回路7内の出力電流検出回路で検出した交流電流の電流値と、電圧測定回路8により検出された電圧値とに基づいて、生体電気インピーダンス Z の絶対値 $|Z|$ を算出する。また、インピーダンス測定回路11は、上記の出力電流検出回路で検出した交流電流の電流値に基づいて求めた電流波形と、電圧測定回路8により検出された電圧値に基づいて求めた電圧波形とに基づいて、電流に対する電圧の位相のずれ量である位相角（インピーダンス角） ϕ を求める。そして、インピーダンス測定回路11は、上記の生体電気インピーダンス Z の絶対値 $|Z|$ と、位相角 ϕ とに基づいて、レジスタンス R と、リアクタンス X とを算出する。なお、上記の位相角 ϕ は、電圧測定回路8により検出された電圧値に基づいて測定した電圧波形と、この電圧波形の測定に用いた交流電流と（周波数と大きさが）同じ電流を基準抵抗に流した時に生じる電圧波形とに基づいて求めてもよい。

[0023] 測定データC o l e円算出回路12は、上記のインピーダンス測定回路11によって測定された、（測定対象部位の）各周波数の生体電気インピーダンス Z におけるレジスタンス R とリアクタンス X を用いて、測定データのC

o l e円を算出する。本明細書において、「C o l e円」とは、いわゆるC o l e－C o l eの円弧則に従った円を意味する。なお、本明細書において、「C o l e－C o l eの円弧則」とは、色々な周波数で採取した測定値（インピーダンスのレジスタンス（抵抗）成分と容量成分（負のリアクタンス成分））を複素数平面上にプロットしていくと（「C o l e－C o l eプロット」していくと）、プロットした点の軌跡が、半円等の円弧状の形状になるという法則を意味する。

[0024] 正常データC o l e円算出回路13は、フラッシュROM20に記憶された測定対象部位の各周波数における正常な生体電気インピーダンスZ'のデータにおけるレジスタンスR'とリアクタンスX'を用いて、正常データのC o l e円を算出する。上記の正常な生体電気インピーダンスZ'のデータは、現在測定対象になっている被験者自身の過去の正常な（測定異常が無かった時の）生体電気インピーダンスのデータであってもよいし、複数人の集団から採取した正常な生体電気インピーダンスの平均値のデータであってもよい。

[0025] 測定異常判定回路14は、正常データC o l e円算出回路13により算出された正常データのC o l e円に対する、測定データC o l e円算出回路12により算出された測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を判定する。

[0026] 体組成測定回路15は、インピーダンス測定回路11によって測定された生体電気インピーダンスZ（レジスタンスRとリアクタンスX）に基づいて、被験者の体組成に関する指標を求める。より具体的に言うと、体組成測定回路15は、インピーダンス測定回路11によって測定された生体電気インピーダンスZ（レジスタンスR及びリアクタンスX）と、RAM21に記憶された被験者の体重と、入力装置22を用いて被験者（ユーザ）により入力された、被験者の身長・年齢・性別といった個人データとに基づいて、被験者の体脂肪率、筋肉量、推定骨量、内臓脂肪レベル、基礎代謝量、体水分率等の体組成に関する指標を算出する。

[0027] 異常部位特定回路 16 は、測定異常判定回路 14 によって、被験者の身体における複数のインピーダンス測定経路（以下、「測定経路」と略す）での、生体電気インピーダンス Z の測定異常の有無を判定し、複数の測定経路のうちのいずれかの測定経路で測定異常があったときに、複数の測定経路での測定異常の判定結果に基づいて、被験者の身体における測定異常の発生源となる部位を特定する。再測定制御回路 17 は、複数の測定経路のうちのいずれかの測定経路で測定異常があったときに、測定異常の発生源となる部位の生体電気インピーダンス Z を、この部位のインピーダンス測定に通常使用する測定経路ではない測定経路を用いて、インピーダンス測定回路 11 により測定し直すように制御する。接触インピーダンス測定回路 18 は、被験者の生体電気インピーダンスの測定に用いられる測定用電極と被験者の身体（主に、手及び脚）との間に発生する接触インピーダンスを測定する。ここで、測定経路には、電流印加用電極間の経路（電流経路）と、電圧測定用電極間の経路（電圧測定経路）とが含まれる。

[0028] 表示装置 19 は、ユーザ（被験者）への操作の案内情報、測定異常判定回路 14 による測定異常の判定結果、体組成測定回路 15 により測定された体組成に関する指標等の各種情報を表示する。本実施形態では、表示装置 19 は、バックライトを備えた液晶ディスプレイで構成されているが、有機 EL ディスプレイ等の他の種類の表示装置で構成されていてもよい。スピーカ 24 は、ユーザ（被験者）への案内用の音声、及び異常報知音等を出力する。

[0029] フラッシュ ROM 20 は、書き替え可能な不揮発性のメモリであり、各種のプログラムと設定データ、被験者の身長・年齢・性別といった個人データ、及び被験者の測定値の履歴データ等を記憶する。また、フラッシュ ROM 20 は、正常データベースを格納している。この正常データベースは、上記の各測定部位の各周波数における正常な生体電気インピーダンス Z' のデータを記憶している。RAM 21 は、各種のプログラムの実行時に、CPU 10 のワークエリアとして用いられる。入力装置 22 は、体組成計 1 への指示入力、測定に必要な被験者の身長・年齢・性別といった個人データの入力等

の各種入力操作に用いられる。電源 2 3 は、体組成計 1 の装置各部への電源供給を行う。

[0030] <2. インピーダンス測定異常の判定>

<2-1. インピーダンス測定異常の種類>

インピーダンス測定回路 1 1 によって測定される被験者の生体電気インピーダンス Z については、様々な理由によって、本来測定されるべきインピーダンス Z と異なる値のインピーダンス Z が測定される状況が発生し得る。このような状況を、インピーダンス測定異常ともいう。インピーダンス測定異常が発生する主な原因として、(1) 被験者の身体の部位同士が接触している、(2) 被験者の手及び脚が電極にきちんと接触できていない(手脚電極と被験者の身体との接触不良)、(3) 被験者の手又は脚が極端に乾燥している、といった原因が考えられる。本発明の体組成計は、少なくとも(1)に起因するインピーダンス測定異常の発生を判定する。

[0031] <2-2. 原因(1)によるインピーダンス測定異常の判定>

次に、図 2 を参照して、本実施形態の体組成計 1 における、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の判定処理の概要について説明する。本体組成計 1 は、主に、正常データ C_{01e} 円算出回路 1 3 により算出された正常データの C_{01e} 円に対する、測定データ C_{01e} 円算出回路 1 2 により算出された測定データの C_{01e} 円のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンス Z の測定異常の有無を判定する。上記のように、正常データ C_{01e} 円算出回路 1 3 は、正常データベースに記憶された測定対象部位の各周波数における正常な生体電気インピーダンス Z' のデータにおけるレジスタンス R' とリアクタンス X' を用いて、図 2 中の正常データの C_{01e} 円 C_0 を算出する。また、測定データ C_{01e} 円算出回路 1 2 は、上記のインピーダンス測定回路 1 1 によって測定された、測定対象部位の各周波数におけるレジスタンス R とリアクタンス X を用いて、測定データの C_{01e} 円を算出する。図 2 には、測定データの C_{01e} 円の例として、測定データ 1 の C_{01e} 円 C_1 と、測定データ 1 とは異なる測定

データである測定データ2のC o l e円2が示されている。なお、図2では、C o l e円が、いわゆるC o l e - C o l eの円弧則に従った円であるという前提から、C o l e円C 0、C 1、及びC 2の円弧を、リアクタンスXの正の領域にも描いているが、生体は、コイル成分を含まないため、リアクタンスXの正の領域には、実際の測定値は存在しない。

[0032] 一般に、C o l e円は、3つ以上の周波数で測定したレジスタンスとリアクタンスに対応する複素数平面上の点（3つ以上の測定点）から求めることができる。これは、図3（a）に示されるように、一般に、3点A、B、Cを通る円C L 1が、一意に定まることに起因している。図3（a）は、3点A、B、Cを通る円の作図法を示す。この図に示されるように、3点A、B、Cを通る円C L 1の中心Oは、弦ABの垂直二等分線I 1と、弦BCの垂直二等分線I 2との交点であり、円C L 1の半径 $r_a = OA = OB = OC$ である。なお、4つ以上の測定点からC o l e円を求める時は、最小二乗法を用いて、複素数平面上にプロットした4つ以上の測定点と、円の軌跡との差（ずれ量）が最小になる円を求める。

[0033] また、生体電気インピーダンス測定において、20kHz以上で100kHz以下の周波数で測定したレジスタンスRの値が、複素数平面上のC o l e円の中心のx軸の値と近似することが知られていることを利用すると、20kHz以上で100kHz以下の周波数を1つ以上含む2つ以上の周波数で測定したレジスタンスとリアクタンスに対応する複素数平面上の点（測定点）から、C o l e円を求めることができる。なお、20kHz以上で100kHz以下の周波数での測定結果を複数含む場合には、リアクタンスが最も小さくなる周波数での測定結果のレジスタンスRの値を、複素数平面上のC o l e円の中心のx軸の値として用いる。これは、図3（b）に示されるように、一般に、2点A、Bのうちの一点のx軸の値が、円の中心O_aのx軸の値 x_a と一致するときは、一般に、これらの2点A、Bを通る円C L 2が、一意に定まることに起因している。図3（b）は、2点A、Bのうちの一点Aのx軸の値が、円の中心O_aのx軸の値 x_a と一致する場合における、これ

らの2点A, Bを通る円の作図法を示す。この図に示されるように、2点A, Bを通る円C L 2の中心 O_a は、弦ABの垂直二等分線I 3と、y軸に平行な直線 $x = x_a$ との交点であり、円C L 2の半径 $r_b = O_a A = O_a B$ である。

[0034] 本体組成計1は、主に、正常データC o l e円算出回路13により算出された正常データのC o l e円C 0に対する、測定データC o l e円算出回路12により算出された測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を判定する。具体的には、例えば、図2に破線で示す測定データ1のC o l e円C 1のように、測定データから算出したC o l e円の中心 O_1 が、正常データのC o l e円C 0の中心 O_0 から求めた、円の中心の正常範囲L M Tから逸脱している（正常範囲L M Tの範囲外である）ときに、測定異常判定回路14が、生体電気インピーダンスの測定異常がある（測定異常が生じている）と判定する。すなわち、測定異常判定回路14は、正常データのC o l e円C 0の中心 O_0 に対する、測定データ1のC o l e円C 1の中心 O_1 のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を判定する。

[0035] 上記の正常データベースは、多数の正常な被験者の集団から採取した正常な生体電気インピーダンスZ'のデータ（集団正常データ）から作成してもよいし、今回の測定対象となっている被験者の過去の正常な生体電気インピーダンスZ'のデータ（個人内正常データ）から作成してもよい。図4は、上記の個人内正常データから作成（算出）された、ある周波数における生体電気インピーダンスZのデータ（レジスタンスRとリアクタンスXのデータ）の正常範囲を、集団正常データから算出された、上記と同じ周波数における生体電気インピーダンスZのデータの正常範囲と比較して示している。これらの正常範囲は、所定のパーセンテージ（例えば、95%）の等確率偏差楕円（信頼楕円）で示されている。

[0036] 図4に示すように、個人内正常データから正常範囲を作成（算出）すると、生体電気インピーダンスの測定異常の検出率が向上する。なお、図4における「ある被験者の正常データ」は、上記の個人内正常データを意味する。

また、図4における「ある被験者の異常データ」は、例として、ある被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常が生じたときの生体電気インピーダンス Z のデータ（レジスタンス R とリアクタンス X のデータ）を示しているが、他の原因による生体電気インピーダンスの測定異常が生じたときも、「ある被験者の異常データ」は、図4における「個人内正常データから算出された正常範囲」から外れる確率が高い。

[0037] 上記の例では、請求項における（正常データの $C \circ I e$ 円に対する）「測定データの $C \circ I e$ 円のずれ量」が、正常データの $C \circ I e$ 円 $C0$ の中心 O_0 に対する、測定データ1の $C \circ I e$ 円 $C1$ の中心 O_1 のずれ量である場合の例について説明した。けれども、測定異常判定回路14は、図2に示すように、測定データ $C \circ I e$ 円算出回路12により算出された測定データ1の $C \circ I e$ 円 $C1$ の内側における領域のうち、正常データ $C \circ I e$ 円算出回路13により算出された正常データの $C \circ I e$ 円 $C0$ の内側に含まれない部分 $AR1$ の面積に基づいて、生体電気インピーダンス Z の測定異常の有無を判定してもよい。この場合には、請求項における（正常データの $C \circ I e$ 円に対する）「測定データの $C \circ I e$ 円のずれ量」は、測定データ1の $C \circ I e$ 円 $C1$ の内側における領域のうち、正常データの $C \circ I e$ 円 $C0$ の内側に含まれない部分 $AR1$ の面積である。

[0038] また、測定異常判定回路14は、図2に示すように、正常データの $C \circ I e$ 円 $C0$ の半径 $r0$ と、測定データ $C \circ I e$ 円算出回路12により算出された測定データ2の $C \circ I e$ 円 $C2$ の半径 $r2$ との差の量に基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定してもよい。この場合には、請求項における（正常データの $C \circ I e$ 円に対する）「測定データの $C \circ I e$ 円のずれ量」は、正常データの $C \circ I e$ 円 $C0$ の半径 $r0$ と、測定データ2の $C \circ I e$ 円 $C2$ の半径 $r2$ との差の量（ $r2 - r0$ ）である。

[0039] 次に、本実施形態の体組成計1において行われる、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンス Z の測定異常の有無の判定処理について説明する。上記のように、測定異常判定回路14は、正常データ

のC o l e円C 0の中心O₀に対する、測定データ1のC o l e円C 1の中心O₁のずれ量のみに基づいて、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を判定することができる。とは言え、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を判定する場合には、正常データのC o l e円の中心に対する、測定データのC o l e円の中心の方向とx軸方向の距離に基づいて、測定異常の有無を判定した方が、より正確に、測定異常の有無を判定することができる。

[0040] 次に、図5乃至図9を参照して、測定データのC o l e円の中心の方向とx軸方向の距離に基づいて、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスZの測定異常の有無を正確に判定することができる理由について、説明する。なお、生体電気インピーダンスZの測定において、実際に生じる被験者の身体の部位同士の接触は、主に、被験者の上肢と体幹との接触、及び被験者の左右下肢同士の接触である。また、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスZの測定異常は、身体の部位同士が直接接触する場合だけでなく、金属等の電極以外の導電体を介して間接的に接触する場合であっても起こり得る。なお、以下の説明において、被験者の身体の部位同士の接触がないときの姿勢を、通常姿勢と定義する。

[0041] 生体組織の電気特性（レジスタンスRとリアクタンスX）は、一般に、図5のような電氣的等価回路で表される。すなわち、細胞外液、細胞内液は、抵抗成分（レジスタンス）R_e、R_iで表され、細胞膜は、容量成分（負のリアクタンス）C_mで表される。実際の人体においては、図6に示すように、図5に示す回路が直列に繋がった形をとる。ここでは、被験者の身体の部位同士の接触のうち、上肢（左右の腕）と体幹との接触の場合を例にとって説明するが、左右下肢同士の接触の場合、及び上肢（左右の腕）と左右下肢との接触の場合も同様である。

[0042] 図7は、上肢（正確に言うと、左上腕）と体幹との接触時における、上肢（左上腕）と体幹から構成される電氣的等価回路E C 3を示す。上肢と体幹と

の接触時には、図7に示すように、左上肢又は右上肢（図7では、左上腕）の電気等価回路EC1に並列に、接触部位の組織に対応する電氣的等価回路（皮膚の抵抗 R_s 及び皮膚直下組織の電氣的等価回路EC2）が追加されるため、通常姿勢での生体電気インピーダンス Z の測定値と比べて、レジスタンス R 及びリアクタンス X が大きく変化し、正しい測定を行った場合のレジスタンス R 及びリアクタンス X の範囲から外れる。ここで、図7中の R_{e1} 、 R_{i1} 、 C_{m1} は、それぞれ上肢（正確に言うと、左上腕）の細胞外液抵抗、細胞内液抵抗、細胞膜電気容量、 R_{e2} 、 R_{i2} 、 C_{m2} は、それぞれ皮膚直下組織の細胞外液抵抗、細胞内液抵抗、細胞膜電気容量を表し、 R_s は、皮膚と皮膚との接触抵抗を表す。皮膚と皮膚との接触抵抗 R_s に容量成分が含まれないのは、皮膚には水分が少ないので、皮膚における電気容量を無視することができるからである。なお、図7では、上肢と体幹との接触のうち、左上腕と体幹との接触時における電氣的等価回路EC3を示しているが、右上腕、左前腕、又は右前腕と体幹とが接触する時の電氣的等価回路も同様である。また、左右下肢同士の接触時、及び上肢（左右の腕）と左右下肢との接触時における電氣的等価回路も、図7に示す電氣的等価回路EC3と同様である。

[0043] 次に、図8及び図9を参照して、被験者の身体の部位同士が接触している時（以下、「接触時」と略す場合あり）に、生体電気インピーダンスの測定を行った場合には、正常時（通常姿勢で生体電気インピーダンスの測定を行った場合）と比べて、レジスタンス R 及びリアクタンス X の測定値が、どのように変化するかを説明する。図8は、正常時と接触時に、各周波数の電流を印加して採取した右腕のレジスタンス R 及びリアクタンス X の測定値を、複素数平面上にプロットした結果を示す。図8において、横軸（ x 軸）と縦軸（ y 軸）に、それぞれ、レジスタンス R とリアクタンス X をとっている。また、図中における低周波から高周波への曲線の矢印ARW1は、図中の右側から左側に向かうにつれて、測定データ採取時に使用した電流の周波数が高いことを示している。

[0044] 上記の正常時には、上記図6の説明で述べたように、人体においては、図5

に示す回路が直列に繋がった形をとるのであるが、上記の接触時（被験者の身体の一部同士が接触している時）には、図7に示すように、この直列の回路に、接触部位の組織に対応する電氣的等価回路（皮膚の抵抗 R_s 及び皮膚直下組織の電氣的等価回路 $EC2$ ）が並列につながる。このため、並列接続のレジスタンス R の合成抵抗値 R_p の算出式（ $1/R_p = 1/R_1 + 1/R_2$ ）の性質（並列接続のレジスタンス R の合成抵抗値 R_p は、一般に、 R_1 及び R_2 よりも小さくなる）より、図7中の（皮膚の抵抗 R_s 及び皮膚直下組織の電氣的等価回路 $EC2$ が並列につながった後の）電氣的等価回路 $EC3$ のレジスタンスは、（抵抗 R_s 及び電氣的等価回路 $EC2$ が並列につながる前の）左上腕の電気等価回路 $EC1$ のレジスタンスよりも小さくなるので、 $CoIe$ 円の中心が、 x 軸の負方向へ移動する。すなわち、図8に示すように、接触時測定データの $CoIe$ 円（接触時に測定した右腕のレジスタンス R とリアクタンス X を用いて算出した $CoIe$ 円）の中心 O_3 は、正常時測定データの $CoIe$ 円（正常時に測定した右腕のレジスタンス R とリアクタンス X を用いて算出した $CoIe$ 円）の中心 O_0 よりも、 x 軸の負方向（図8中の左方向）に移動する。図8において、正常時測定データの $CoIe$ 円の中心 O_0 を始点とし、接触時測定データの $CoIe$ 円の中心 O_3 を終点とするベクトルを、 v （ v_x , v_y ）とする。なお、図8中の「正常時測定データの $CoIe$ 円」は、請求項及び図2における「正常データの $CoIe$ 円」に相当する。

[0045] 図9は、右腕の正常時測定データ（各周波数の電流印加時のレジスタンス R 及びリアクタンス X の測定値）と、右脇接触時における右腕の接触時測定データ（各周波数の電流印加時のレジスタンス R 及びリアクタンス X の測定値）とに基づいて作成した、 $CoIe-CoIe$ プロットした（測定）点の軌跡（インピーダンス軌跡）を示す。

[0046] 上記のように、接触時測定データの $CoIe$ 円の中心 O_3 は、正常時測定データ（正常データ）の $CoIe$ 円の中心 O_0 よりも、 x 軸の負方向（図8中の左方向）に移動する。従って、上記の正常データベースに格納された、多数の正常な被験者の集団から採取した正常な生体電気インピーダンス Z' のデ

ータ（集団正常データ）、又は今回の測定対象となっている被験者の過去の正常な生体電気インピーダンス Z' のデータ（個人内正常データ）に基づいて、正常データC o l e円算出回路13により、正常データのC o l e円を算出する。また、測定データC o l e円算出回路12は、上記のインピーダンス測定回路11によって測定された、（測定対象部位の）各周波数の生体電気インピーダンス Z におけるレジスタンス R とリアクタンス X を用いて、測定データのC o l e円を算出する。

[0047] 上記の各C o l e円の算出処理後、測定異常判定回路14は、上記の正常データのC o l e円の中心を始点とし、測定データのC o l e円の中心を終点とするベクトル $v(v_x, v_y)$ が、 $(v_x < 0)$ かつ $(|v_x| > \sigma)$ の条件を満たすか否か（測定データのC o l e円の中心が、正常データのC o l e円の中心から見て、レジスタンス R が小さくなる方向へ一定量 σ 以上ずれているか否か）を調べることで、被験者の身体の一部同士の接触を検出することができる。すなわち、測定異常判定回路14は、正常データのC o l e円の中心に対する、測定データC o l e円算出回路12により算出された測定データのC o l e円の中心の方向と x 軸方向の距離 $(|v_x|)$ に基づいて、被験者の身体の一部同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する。ここで、上記の σ は、上記の正常データベースに格納された正常データから算出される、 $|v_x|$ （正常データのC o l e円の中心と測定データのC o l e円の中心との、 x 軸方向における距離）の正常範囲を示す閾値である。

[0048] <2-3. 原因(2)によるインピーダンス測定異常の判定>

また、上記(2)手脚電極と被験者の身体との接触不良に起因する測定異常については、特許文献1に記載の装置と同様な方法により、この原因による測定異常を検出することができる。具体的には、接触インピーダンス（接触抵抗）がある閾値よりも大きくなった場合に、被験者の手及び脚が手脚電極にきちんと接触できていないと考えられることから、測定異常判定回路14は、接触インピーダンス測定回路18によって閾値以上の大きさを持つ接触

インピーダンスを測定した場合に、手脚電極と被験者の身体との接触不良に起因する測定異常が発生したと検出する。すなわち、測定異常判定回路 14 は、接触インピーダンス測定回路 18 によって測定された接触インピーダンスに基づいて、測定用電極（手脚電極）と被験者の身体との接触不良に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する。

[0049] CPU10（の測定異常判定回路 14）は、接触インピーダンスの測定時には、今回の生体電気インピーダンスの測定に使用される電極と被験者の身体との間の接触インピーダンスを測定するために、電極切替回路 6 により、マルチ周波数電流印加回路 7 と電圧測定回路 8 に接続する電極を切り替える。具体的には、CPU10（の測定異常判定回路 14）は、まず、電極切替回路 6 により、今回の生体電気インピーダンスの測定に使用される 2 つの電流印加用電極を、マルチ周波数電流印加回路 7 と電圧測定回路 8 に接続するように切り替える。そして、CPU10（の測定異常判定回路 14）は、この電流経路における接触インピーダンスを、接触インピーダンス測定回路 18 により測定する。続いて、CPU10（の測定異常判定回路 14）は、電極切替回路 6 により、今回の生体電気インピーダンスの測定に使用される 2 つの電圧測定用電極を、マルチ周波数電流印加回路 7 と電圧測定回路 8 に接続するように切り替える。そして、CPU10（の測定異常判定回路 14）は、この電圧測定経路における接触インピーダンスを、接触インピーダンス測定回路 18 により測定する。測定異常判定回路 14 は、上記の電流印加用電極間の経路（電流経路）で測定した接触インピーダンス、又は電圧測定用電極間の経路（電圧測定経路）で測定した接触インピーダンスのいずれかが、閾値以上の大きさを持つ場合に、手脚電極と被験者の身体との接触不良に起因する測定異常が発生したと検出する。

[0050] 例えば、今回の生体電気インピーダンスの測定に使用される電流印加用電極が、2a と 5a であり、電圧測定用電極が、2b と 5b である場合には、CPU10（の測定異常判定回路 14）は、まず、電極切替回路 6 により、電流印加用電極 2a, 5a をマルチ周波数電流印加回路 7 と電圧測定回路 8

に接続して、この電流経路における接触インピーダンスを、接触インピーダンス測定回路 18 により測定する。次に、CPU 10（の測定異常判定回路 14）は、電極切替回路 6 により、電圧測定用電極 2b, 5b をマルチ周波数電流印加回路 7 と電圧測定回路 8 に接続して、この電圧測定経路における接触インピーダンスを、接触インピーダンス測定回路 18 により測定する。そして、測定異常判定回路 14 は、上記の電流印加用電極 2a, 5a 間の電流経路で測定した接触インピーダンス、又は電圧測定用電極 2b, 5b 間の電圧測定経路で測定した接触インピーダンスのいずれかが、閾値以上の大きさを持つ場合に、手脚電極と被験者の身体との接触不良に起因する測定異常が発生したと検出する。

[0051] <2-4. 原因(3)によるインピーダンス測定異常の判定>

また、上記(3)（被験者の手又は脚の極端な乾燥）に起因する測定異常については、接触インピーダンスの時系列データを用いて検出することができる。この接触インピーダンスの時系列データは、以下のようにして作成される。すなわち、CPU 10（の測定異常判定回路 14）が、上記の測定方法で、所定のサンプリング周期で接触インピーダンス測定回路 18 により測定した接触インピーダンスを、RAM 21 又はフラッシュROM 20 に記憶していくことにより、上記の接触インピーダンスの時系列データを、作成する。測定異常判定回路 14 は、この接触インピーダンス測定回路 18 によって測定された接触インピーダンスの時系列データに基づいて、被験者の手又は脚の乾燥に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する。

[0052] 上記の接触インピーダンスの時系列データを用いた、被験者の手脚の乾燥に起因する測定異常の検出は、下記のように行われる。一般に、被験者の手脚が乾燥している場合、接触インピーダンスは、時間が経過するにつれて徐々に減少していく傾向がある。例えば、3秒の間、 $\Delta Z (=Z_{\text{今回値}} - Z_{\text{前回値}})$ が連続で負になるといったことである。すなわち、仮に、接触インピーダンスを1秒毎にサンプリングしたとすると、（最初の測定時の接触インピーダンス Z_0 。

) > (最初の測定から1秒後の接触インピーダンス Z_1) > (最初の測定から2秒後の接触インピーダンス Z_2) > (最初の測定から3秒後の接触インピーダンス Z_3) となるということである。これは、測定用電極（手脚電極）に手脚が接触すると、時間の経過とともに測定用電極と手脚との密着性が汗等により高まるためである。すなわち、図10に示すように、接触インピーダンスは、ある収束値 a (Ω) に達するまで徐々に減少し、収束値 a に近づくため、接触インピーダンスの時間微分値の変動を捉えることで、被験者の手又は脚の乾燥に起因する測定異常を検出することができる。

[0053] 従って、測定異常判定回路14は、上記の接触インピーダンスの時系列データに基づいて、接触インピーダンスが、時間が経過するにつれて徐々に減少していく傾向があるか否かを判定し、減少傾向があると判定したときには、被験者の手又は脚の乾燥に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常が生じていると判定する。なお、測定異常判定回路14は、上記の接触インピーダンスの時系列データに基づいて、接触インピーダンスの減少度合いが閾値を超えているか否かを判定し、閾値を超えていると判定した場合に、被験者の手又は脚の乾燥に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常が生じていると判定してもよい。

[0054] <3. 体組成計の動作>

図11は、本体組成計1が行う処理のうち、生体電気インピーダンスの測定異常の判定に関わる処理を示すフローチャートである。図11に示す処理において、体組成計1のCPU10は、生体電気インピーダンスの測定異常の原因を特定する処理と、被験者の身体における上記測定異常の発生源となる部位（異常部位）を特定する処理と、異常部位がある場合に、測定経路を変更して再測定する（測定し直す）処理とを行う。

[0055] 具体的には、体組成計1のCPU10（の測定異常判定回路14）は、図12に示される10個の測定経路のうち、1つの測定経路を選択して、選択した測定経路に含まれる電流経路と電圧測定経路について、これらの経路における接触インピーダンスを、接触インピーダンス測定回路18により測定

する（S1）。また、体組成計1のCPU10（の測定異常判定回路14）は、所定のサンプリング周期で、上記の接触インピーダンスの測定を繰り返すことにより、上記の接触インピーダンスの時系列データを作成する。

[0056] 次に、体組成計1のCPU10（の測定異常判定回路14）は、インピーダンス測定回路11を用いて、上記の選択した測定経路における、各周波数のレジスタンスRとリアクタンスXとを算出（測定）する（S2）。そして、CPU10（の測定異常判定回路14）は、上記S1で測定した接触インピーダンスに基づいて、測定用電極（手脚電極）と被験者の身体との接触不良に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する（S3）。

[0057] 次に、CPU10（の測定異常判定回路14）は、上記S1で測定した接触インピーダンスより作成した、接触インピーダンスの時系列データに基づいて、被験者の手又は脚の乾燥に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する（S4）。

[0058] そして、CPU10（主に、測定異常判定回路14）は、上記S2で測定した各周波数のレジスタンスRとリアクタンスXとを用いて、測定データC_ol_e円算出回路12により測定データのC_ol_e円を算出して、正常データのC_ol_e円に対する、測定データのC_ol_e円のずれ量に基づいて、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する（S5）。なお、この身体の部位同士の接触に起因する測定異常の有無の判定においては、測定データのC_ol_e円の中心が、正常データのC_ol_e円の中心から見て、レジスタンスRが小さくなる方向へ一定量 σ 以上ずれているか否かに基づいて判定することが望ましい。

[0059] CPU10（の測定異常判定回路14）は、上記S3乃至S5の判定のうち、少なくとも1つの判定で測定異常があると判定した場合は、その測定経路において何らかの異常があると判定する。CPU10（の測定異常判定回路14）は、図12に示される10個の測定経路の全てについて、上記S3乃至S5の判定を行う。そして、全ての測定経路での測定異常の判定の結果

(S 6でYES)、(測定)異常のある測定経路が存在する(異常部位が存在する)場合には(S 7でYES)、CPU 10(の異常部位特定回路16)は、複数の測定経路での測定異常の判定結果に基づいて、被験者の身体における測定異常の発生源となる部位(異常部位)を特定する(S 8)。また、複数の測定経路のうちのいずれかの測定経路で測定異常があったときには、CPU 10(の再測定制御回路17)は、この測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを、この部位のインピーダンス測定に通常使用する測定経路ではない測定経路を用いて(測定経路を変更して)、インピーダンス測定回路11により測定し直す(再測定する)ように制御する(S 9)。

[0060] 次に、上記S 8に示す異常部位の特定処理について、図12を参照して詳述する。図12において、破線の矢印付き曲線は、電流経路を示し、実線の矢印付き曲線は、電圧測定経路を示す。異常部位特定回路16は、図12に示される10個の測定経路のうちの複数の測定経路での測定異常の判定結果の組み合わせに基づいて、被験者の右腕、左腕、右脚、及び左脚のうちどこで異常が起きているのかを特定する。以下に、異常部位特定回路16が、異常が起きている被験者の部位の特定に、複数の測定経路での測定異常の判定結果の組み合わせを用いる理由を説明する。

[0061] 前提として、1つの測定経路におけるインピーダンス測定異常の判定結果のみからその測定経路に含まれる被験者のいずれの部位がインピーダンス測定異常の原因となったかを特定することはできない。例えば、図12に示される右半身の測定経路でインピーダンス測定異常が発生したときには、この測定経路でのインピーダンス測定異常の判定結果のみから異常部位が右腕であるのか又は右脚であるのかを特定することはできない。

[0062] また、被験者の身体の部位同士が接触している場合には、他の部位と接触している部位に対応する電圧測定用電極を電圧測定経路に含む測定経路での生体電気インピーダンスに影響が出る。しかしながら、この場合には、他の部位と接触している部位に対応する電圧測定用電極を電圧測定経路に含まず

、且つ他の部位と接触している部位に対応する電流測定用電極を電流測定経路に含む測定経路での生体電気インピーダンスには影響が出ない。例えば、右腕が体幹部と接触している場合には、電圧測定用電極 3 b を電圧測定経路に含む測定経路、すなわち図 1 2 に示される右半身の測定経路、両腕の測定経路、右腕の測定経路、左腕の測定経路、及び右腕－左脚間の測定経路での生体電気インピーダンスの全てに影響を与える。

[0063] さらに、手脚電極と被験者の身体とが接触不良である場合、及び被験者の手又は脚が極端に乾燥している場合には、被験者の身体と接触不良の電圧測定用電極又は電流測定用電極、及び極端に乾燥している被験者の手又は脚に接触する電圧測定用電極又は電流測定用電極を測定経路に含む、接触インピーダンスに影響が出る。例えば、右腕が右手電極 3 a, 3 b と接触不良である場合には、電流印加用電極 3 a を電流印加経路に含む測定経路、及び電圧測定用電極 3 b を電圧測定経路に含む測定経路、すなわち図 1 2 に示される右半身の測定経路、両腕の測定経路、右脚の測定経路、右腕の測定経路、左腕の測定経路、及び右腕－左脚間の測定経路での接触インピーダンスの全てに影響を与える。

[0064] 以上のような理由により、異常部位特定回路 1 6 は、複数の測定経路での測定異常の判定結果の組み合わせに基づいて、異常が起きている被験者の部位を特定する。上記の異常部位の特定結果は、表示装置 1 9 に表示する等の方法により、被験者に報知してもよいし、上記 S 9 に示す再測定処理において、再測定時に使用する測定経路を決定する際に使用してもよい。

[0065] 次に、上記 S 9 に示す再測定処理について、図 1 3 を参照して詳述する。図 1 3 において、破線の矢印付き曲線は、電流経路を示し、実線の矢印付き曲線は、電圧測定経路を示す。上記 S 7 に示す判定の結果、(測定)異常のある測定経路が存在する(異常部位が存在する)場合には、CPU 1 0 (の再測定制御回路 1 7) は、測定異常時の生体電気インピーダンスの値ではなく、正確な生体電気インピーダンスの値を測定(採取)することができるようにするために、測定経路のうち、電圧測定経路を変更せず、電流経路を切

り替える。これにより、例えば、片側の手もしくは脚の欠損があった場合、及び麻痺があり電極に四肢を接触させることが困難な場合でも、元の測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを、生体電気インピーダンスの測定経路を変更して、測定（採取）することが可能となる。

[0066] 例えば、右脚用の電流印加用電極（図1中の5aに相当）に右脚を接触させることが困難な場合、CPU10（の再測定制御回路17）は、図13に示すように、破線で示される電流経路を変更し（切り替え）、変更後の電流経路を用いて、インピーダンス測定回路11により、右腕（元の測定経路により測定されるべき部位）の生体電気インピーダンスを測定することができる。図13では、電流経路は、右脚と右腕とを結ぶ電流経路（右脚から右腕に電流を流す電流経路）から、左脚と右腕とを結ぶ電流経路（左脚から右腕に電流を流す電流経路）に切り替えられている。なお、この再測定時に使用する測定経路を決定する際に、CPU10（の再測定制御回路17）は、上記S8に示す異常部位の特定処理の処理結果を用いてもよい。

[0067] 上記のように、本実施形態の体組成計1によれば、正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC_oI_e円に対する、測定データのC_oI_e円のずれ量に基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定するようにした。これにより、上記特許文献2に記載の装置と異なり、被験者の身体の一部同士が接触している場合のように、各周波数における被験者の生体電気インピーダンス測定値のインピーダンス軌跡に対するバラツキの大きさに基づいて、生体電気インピーダンスの測定異常を判定することが難しい場合でも、正常データのC_oI_e円を基準にして、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を正確に判定することができる。従って、被験者の身体における部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常を正確に検出することができる。このため、本実施形態の体組成計1によれば、被験者の身体における部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常があった場合でも、この測定異常を被験者に報せる等の方法により、不正確な生体電気インピーダンスのデータに基づい

て求めた体組成に関する指標を、被験者が正しいものと誤認して、過度の食事又は運動といった誤った行動をとることを防ぐことができる。

[0068] また、本実施形態の体組成計 1 によれば、測定データ C o l e 円算出回路 1 2 が、インピーダンス測定回路 1 1 によって、少なくとも 3 つ以上の周波数、又は 2 0 k H z 以上で 1 0 0 k H z 以下の周波数を 1 つ以上含む 2 つ以上の周波数で測定したレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データの C o l e 円を算出するようにした。これにより、上記図 3 (a) (b) で説明したように、確実に、C o l e 円を算出する（描く）ことができる。

[0069] また、本実施形態の体組成計 1 によれば、測定異常判定回路 1 4 が、正常データの C o l e 円の中心に対する、測定データ C o l e 円算出回路 1 2 により算出された測定データの C o l e 円の中心の方向と x 軸方向の距離に基づいて、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定するようにした。ここで、被験者の身体の部位同士が接触している時には、測定データの C o l e 円の中心が x 軸の負方向へ移動する。従って、正常データの C o l e 円の中心に対する、測定データの C o l e 円の中心の方向と x 軸方向の距離に基づいて、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を正確に判定することができる。

[0070] また、本実施形態の体組成計 1 によれば、測定用電極と被験者の身体との間に発生する接触インピーダンスを測定する接触インピーダンス測定回路 1 8 をさらに備え、測定異常判定回路 1 4 が、正常データの C o l e 円に対する測定データの C o l e 円の中心の方向と x 軸方向の距離に基づいて、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理に加えて、接触インピーダンス測定回路 1 8 によって測定された接触インピーダンスに基づいて、測定用電極と被験者の身体との接触不良に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理と、接触インピーダンス測定回路 1 8 によって測定された接触インピーダンスの時系列データに基づいて、被験者の手又は足の乾燥に起因する、生

体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理とを行うようにした。これにより、生体電気インピーダンスの測定異常の原因が、被験者の身体の部位同士の接触と、測定用電極と被験者の身体との接触不良と、被験者の手又は脚の乾燥とのうちのいずれであるのかを特定することができる。

[0071] また、本実施形態の体組成計 1 によれば、複数の測定経路のうちのいずれかの測定経路で測定異常があったときに、この測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを、この部位のインピーダンス測定に通常使用する測定経路ではない測定経路を用いて、インピーダンス測定回路 11 により測定し直すように制御する再測定制御回路 17 を備えるようにした。これにより、例えば、片側の手もしくは脚の欠損があった場合、及び麻痺があり電極に四肢を接触させることが困難な場合でも、元の測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを測定することができる。

[0072] 次に、図 14 を参照して、本発明の第 2 の実施形態の体組成計 1 について説明する。図 14 に示される第 2 の実施形態の体組成計 1 の電氣的ブロック構成は、第 1 の実施形態における再測定制御回路 17（図 1 参照）を備えていない点と、報知制御回路 31 を備えている点以外は、第 1 の実施形態の体組成計 1 と同様である。従って、図 14 における報知制御回路 31 以外の構成要素（ブロック）については、図 1 中の各ブロックと同じ符号を付して、その説明を省略する。上記の報知制御回路 31 は、請求項における報知制御部に相当する。

[0073] 報知制御回路 31 は、測定異常判定回路 14 によって生体電気インピーダンスの測定異常が有ったと判定されたときに、測定異常の原因に応じて、被験者に（適切な姿勢をとる等の）適切な対応策をとらせるように促すための報知を行うように制御する。例えば、測定異常判定回路 14 が、被験者の身体の部位同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常が有ったと判定したときに、測定対象の部位が、左腕であった場合（図 12 参照）には、報知制御回路 31 は、接触している箇所（この場合は左上肢と体幹の間）を、表示装置 19 に表示すると共に、左上肢と体幹との空間を取ること

、或いは左上肢と体幹との間に非導電性物質（タオルなど）を介するようにして、左上肢と体幹を接触させないようにすることを促すためのメッセージを、表示装置 19 に表示（提示）する。また、測定異常判定回路 14 が、被験者の手又は脚の乾燥に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常があったと判定したときは、「手脚が乾燥しているので、水で濡らすべきです」等のメッセージを、表示装置 19 に表示（提示）する。なお、上記の被験者に適切な対応策をとらせるように促すための報知（メッセージの提示等）は、表示装置 19 ではなく、スピーカ 24 を用いて行ってもよい。また、報知制御回路 31 は、上記図 11 中の S8 に示す異常部位の特定処理の結果を用いて、被験者にとらせるべき対応策の詳細を変更してもよい。

[0074] ここで、上記特許文献 1 に記載された生体インピーダンス測定装置、及び上記特許文献 2 に記載された身体組成推計装置では、何らかの原因（好ましくない測定状況）により生体電気インピーダンスの測定異常が生じていることを検出することは可能であるが、生体電気インピーダンスの測定異常の原因を特定することができないため、上記のような被験者に適切な対応策をとらせるように促すための報知を行うことができない。従って、これらの装置では、被験者が好ましくない測定状況をどのように改善すべきか（どのような対応策をとるべきか）分からないので、被験者の正確な生体電気インピーダンスの値を取得することができなかった。これに対して、本実施形態の体組成計 1 によれば、上記のように、生体電気インピーダンスの測定異常の原因を特定して、被験者に適切な対応策をとらせるように促すための報知を行うことができるので、被験者が、この報知に基づいて、適切な対応策をとることができる。従って、本実施形態の体組成計 1 によれば、被験者の正確な生体電気インピーダンスの値を取得することができるので、この正確な生体電気インピーダンスの値に基づいて、体組成を正確に測定することができる。

[0075] 変形例：

なお、本発明は、上記の各実施形態の構成に限られず、発明の趣旨を変更

しない範囲で種々の変形が可能である。次に、本発明の変形例について説明する。

[0076] 変形例 1 :

上記第1の実施形態では、複数の測定経路のうちのいずれかの測定経路で測定異常があったときに、CPU10が、この測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを、測定経路を変更して、測定し直すようにした。けれども、いずれかの測定経路で測定異常があった場合でも、この測定経路において、3つ以上の周波数で、生体電気インピーダンスを正しく測定できている場合には、これら3つ以上の周波数で測定した生体電気インピーダンス（レジスタンスとリアクタンス）から、適切なCole円を推定し（求め）、正しく測定できなかった（測定異常があった）時の周波数で測定した生体電気インピーダンスの値（測定データ）を補正するようにしてもよい。この場合に、CPU10は、正しく測定できたか否かを、図4に示す各周波数でのインピーダンス正常範囲（集団正常データから算出された正常範囲、又は個人内正常データから算出された正常範囲）から逸脱しているかどうかで判断する。具体的な補正方法は、図15に示すように、例えば5[kHz]における測定データが、異常であった場合（5[kHz]におけるインピーダンス正常範囲から逸脱している場合）、5[kHz]以外の正しく測定できた（インピーダンス正常範囲から逸脱していない）データを用いて、Cole円を推定し、5[kHz]における測定データを補正する。すなわち、5[kHz]における測定データを、Cole円上の5[kHz]の周波数に対応する点の生体電気インピーダンス（レジスタンスとリアクタンス）の値（図15中の補正データ）で置き換える。

[0077] 変形例 2 :

また、被験者毎の「身体の一部同士接触に起因する測定異常判定」（図11のS5参照）の結果を、所定期間分、フラッシュROM20に記憶しておいて、この所定期間分の測定異常の判定結果のデータに基づいて、被験者の性格分析を行ってもよい。具体的には、被験者の身体の一部同士の接触（主

に、被験者の上肢と体幹との接触、及び被験者の左右下肢同士の接触）が多いということは、その被験者は測定姿勢が不規則であるということを示し、測定姿勢が不規則であるということは、その被験者が不真面目の傾向があるということを示す。従って、上記所定期間分の測定異常の判定結果のデータのうち、身体の一部同士接触に起因する測定異常があると判定されたデータの割合から、被験者の性格分析（被験者が不真面目の傾向があるか否かの分析）を行うことができる。

[0078] 変形例 3 :

また、上記の被験者毎の「身体の一部同士接触に起因する測定異常」の判定結果と BMI (Body Mass Index) とから、被験者の体型を予測（検出）してもよい。例えば、被験者の BMI の値が、被験者が痩せ型であることを示している時に、その被験者について、左右下肢同士の接触が検出された場合、その被験者は股が接触しやすい骨格をしていると考えられる。従って、この場合には、CPU10 は、被験者が X 脚であると検出する。ここで、CPU10 は、上記の左右下肢同士の接触を以下のようにして検出する。すなわち、例えば、測定異常判定回路 14 が、被験者の身体の一部同士の接触に起因する、生体電気インピーダンスの測定異常があったと判定したときに、測定対象の部位が、両脚であった場合（図 12 参照）に、CPU10 は、被験者の左右下肢同士の接触を検出する。また、CPU10 が、上記の検出（予測）した体型に合わせた洋服を、被験者に提案するようにしてもよい。

[0079] 変形例 4 :

また、体組成計 1 において、どの被験者についても、同様な（生体電気インピーダンスの）測定異常の判定結果が出る場合、被験者の身体の一部同士の接触、測定用電極と被験者の身体との接触不良、被験者の手又は足の乾燥といった、被験者の人体に起因する測定異常ではなく、体組成計 1 の機器自体の異常に起因する測定異常である可能性が高い。従って、この場合には、CPU10 は、体組成計 1 の機器自体の故障の可能性が高いことを、被験者

等のユーザに提示するように制御してもよい。具体的には、例えば、「体組成計の故障の可能性が高いです」等のメッセージを、表示装置 19 に表示する。

[0080] 変形例 5 :

上記の各実施形態では、体組成計 1 の CPU 10 内の正常データ C o l e 円算出回路 13 により、正常データの C o l e 円を算出して、算出した正常データの C o l e 円を用いて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する場合の例を示した。けれども、本発明の体組成計は、これに限られず、例えば、体組成計の出荷時に、集団正常データから作成（算出）した正常データの C o l e 円をフラッシュ ROM に記憶しておいて、この正常データの C o l e 円を用いて、生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定してもよい。

[0081] 変形例 6 :

また、体組成測定回路は、測定異常判定回路によって生体電気インピーダンスの測定異常が無かったと判定されたときに限り、インピーダンス測定回路によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、被験者の体組成に関する指標を求めるようにしてもよいし、測定異常判定回路によって生体電気インピーダンスの測定異常が無かったと判定されたときだけでなく、測定異常が有ったと判定されたときにも、被験者の体組成に関する指標を求めるようにしてもよい。

[0082] 変形例 7 :

上記の各実施形態では、体組成計 1 が、8 つの電極を用いる体組成計（両手両足測定タイプの体組成計）である場合の例について述べたが、本発明の体組成計は、これに限られず、4 つの電極を用いる体組成計（両足測定タイプの体組成計）であってもよい。

[0083] 変形例 8 :

上述した本発明の第 2 の実施形態の体組成計 1 では、再測定制御回路 17（図 1 参照）を備えていない。しかしながら、第 2 の実施形態の体組成計 1

の変形例として、再測定制御回路 17 をさらに備えてもよい。すなわち、再測定制御回路 17 による再測定の結果に対して、測定異常判定回路 14 が生体電気インピーダンスの測定異常があったと判定したときには、報知制御回路 31 は、測定異常の原因に応じて、被験者に（適切な姿勢をとる等の）適切な対応策をとらせるように促すための報知を行うように制御してもよい。

[0084] 変形例 9 :

上記の各実施形態において、必ずしも異常部位特定回路 16 を備える必要はない。この場合、測定異常判定回路 14 によって異常部位があると判定されとき（図 11 のフローチャートの S7 で YES）には、報知制御回路 31 は異常部位がある旨の報知を行うように制御してもよい。

[0085] 変形例 10 :

上記の実施形態では、体組成計 1 の CPU 10 が、インピーダンス測定回路 11 と、測定データ C o l e 円算出回路 12 と、正常データ C o l e 円算出回路 13 と、測定異常判定回路 14 と、体組成測定回路 15 と、異常部位特定回路 16 と、再測定制御回路 17 と、接触インピーダンス測定回路 18 と、報知制御回路 31 とを備えている。しかしながら、体組成計 1 とは別体の、少なくとも、CPU 等の処理部と、フラッシュ ROM、RAM 等の記憶部と、を備えるコンピュータの処理部が、インピーダンス測定回路 11、測定データ C o l e 円算出回路 12、正常データ C o l e 円算出回路 13、測定異常判定回路 14、体組成測定回路 15、異常部位特定回路 16、再測定制御回路 17、接触インピーダンス測定回路 18、及び報知制御回路 31 の少なくとも 1 つとして機能するようにさせてもよい。この場合、当該コンピュータの記憶部又は当該コンピュータに接続される記憶装置である記憶媒体が、当該コンピュータの処理部を各回路として機能させるようなプログラム（体組成測定プログラム）を、格納している。すなわち、当該コンピュータは、当該プログラムを実行することによって、有線又は無線を介して接続される一般的な体組成計から、出力された交流電流の電流値と、検出された電圧値とを受け取り、上記各実施形態で説明したようなインピーダンス測定異

常の判定に係る工程を実行する。なお、このようなコンピュータの例としては、P C (Personal Computer)、及びスマートフォン等のモバイル端末等がある。

符号の説明

- [0086] 1 体組成計
- 7 マルチ周波数電流印加回路（マルチ周波数電流印加部）
- 1 1 インピーダンス測定回路（インピーダンス測定部）
- 1 2 測定データC o l e円算出回路（測定データC o l e円算出部）
- 1 4 測定異常判定回路（測定異常判定部）
- 1 5 体組成測定回路（体組成測定部）
- 1 6 異常部位特定回路（異常部位特定部）
- 1 7 再測定制御回路（再測定制御部）
- 1 8 接触インピーダンス測定回路（接触インピーダンス測定部）
- 3 1 報知制御回路（報知制御部）
- C 0 正常データのC o l e円
- C 1 測定データのC o l e円
- O₀ 正常データのC o l e円の中心
- O₁、O₃ 測定データのC o l e円の中心
- A R 1 正常データのC o l e円の内側に含まれない部分
- r 0 正常データのC o l e円の半径
- r 2 測定データのC o l e円の半径
- | v_x | x軸方向の距離

請求の範囲

- [請求項1] 複数の周波数の交流電流を、被験者の身体に印加するマルチ周波数電流印加部と、
- 前記マルチ周波数電流印加部による各周波数の交流電流印加時における、前記被験者の生体電気インピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、
- 前記インピーダンス測定部によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、前記被験者の体組成に関する指標を求める体組成測定部と、
- 前記インピーダンス測定部によって測定された各周波数の生体電気インピーダンスにおけるレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データのC o l e円を算出する測定データC o l e円算出部と、
- 正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC o l e円に対する、前記測定データC o l e円算出部により算出された測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する測定異常判定部とを備える体組成計。
- [請求項2] 前記測定データC o l e円算出部は、前記インピーダンス測定部によって、少なくとも3つ以上の周波数、又は20kHz以上で100kHz以下の周波数を1つ以上含む2つ以上の周波数で測定したレジスタンスとリアクタンスを用いて、前記測定データのC o l e円を算出することを特徴とする請求項1に記載の体組成計。
- [請求項3] 前記測定異常判定部は、前記正常データのC o l e円の中心に対する、前記測定データC o l e円算出部により算出された測定データのC o l e円の中心のずれ量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の体組成計。
- [請求項4] 前記測定異常判定部は、前記測定データC o l e円算出部により算

出された測定データのC o l e円の内側における領域のうち、前記正常データのC o l e円の内側に含まれない部分の面積に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の体組成計。

[請求項5] 前記測定異常判定部は、前記正常データのC o l e円の半径と、前記測定データC o l e円算出部により算出された測定データのC o l e円の半径との差の量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の体組成計。

[請求項6] 前記測定異常判定部は、前記正常データのC o l e円の中心に対する、前記測定データC o l e円算出部により算出された測定データのC o l e円の中心の方向とx軸方向の距離に基づいて、前記被験者の身体の部位同士の接触に起因する、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定することを特徴とする請求項1乃至請求項5のいずれか一項に記載の体組成計。

[請求項7] 前記被験者の生体電気インピーダンスの測定に用いられる測定用電極と前記被験者の身体との間に発生する接触インピーダンスを測定する接触インピーダンス測定部をさらに備え、

前記測定異常判定部は、前記正常データのC o l e円に対する前記測定データのC o l e円の中心の方向とx軸方向の距離に基づいて、前記被験者の身体の部位同士の接触に起因する、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理に加えて、前記接触インピーダンス測定部によって測定された接触インピーダンスに基づいて、前記測定用電極と前記被験者の身体との接触不良に起因する、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理と、前記接触インピーダンス測定部によって測定された接触インピーダンスの時系列データに基づいて、前記被験者の手又は脚の乾燥に起因する、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する処理とを行うこ

とを特徴とする請求項 6 に記載の体組成計。

[請求項 8]

前記測定異常判定部によって、前記被験者の身体における複数のインピーダンス測定経路での、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定し、前記複数のインピーダンス測定経路のうちのいずれかのインピーダンス測定経路で測定異常があったときに、前記複数のインピーダンス測定経路での測定異常の判定結果に基づいて、前記被験者の身体における測定異常の発生源となる部位を特定する異常部位特定部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれか一項に記載の体組成計。

[請求項 9]

前記複数のインピーダンス測定経路のうちのいずれかのインピーダンス測定経路で測定異常があったときに、このインピーダンス測定経路により測定されるべき部位の生体電気インピーダンスを、この部位のインピーダンス測定に通常使用する測定経路ではない測定経路を用いて、前記インピーダンス測定部により測定し直すように制御する再測定制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 8 に記載の体組成計。

[請求項 10]

前記測定異常判定部によって前記生体電気インピーダンスの測定異常があったと判定されたときに、前記測定異常の原因に応じて、前記被験者に適切な対応策をとらせるように促すための報知を行うように制御する報知制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 に記載の体組成計。

[請求項 11]

被験者の身体に印加される複数の周波数の交流電流の各周波数の交流電流印加時における、前記被験者の生体電気インピーダンスを測定する工程と、

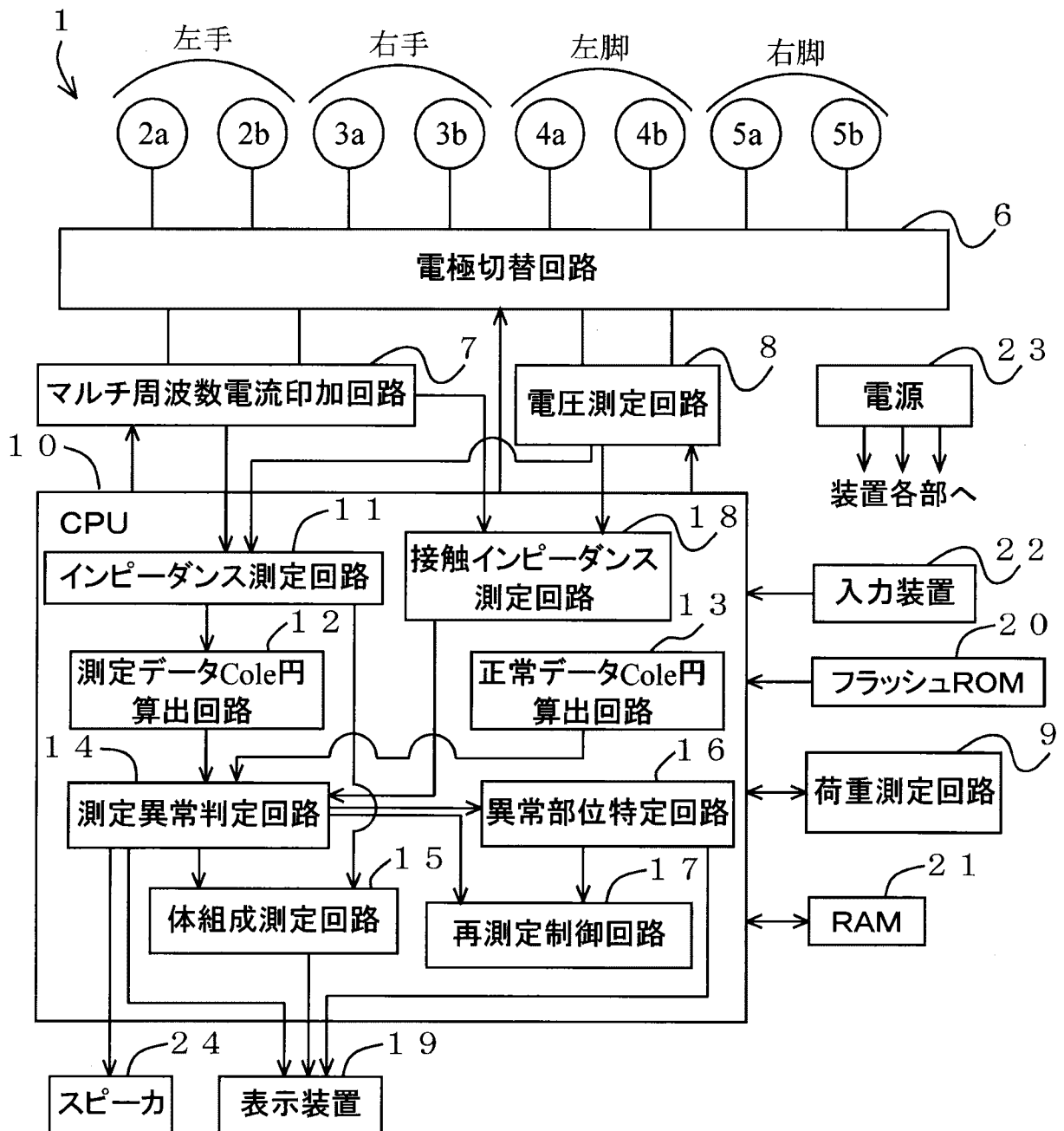
前記被験者の生体電気インピーダンスを測定する工程によって測定された生体電気インピーダンスに基づいて、前記被験者の体組成に関する指標を求める工程と、

前記被験者の生体電気インピーダンスを測定する工程によって測定

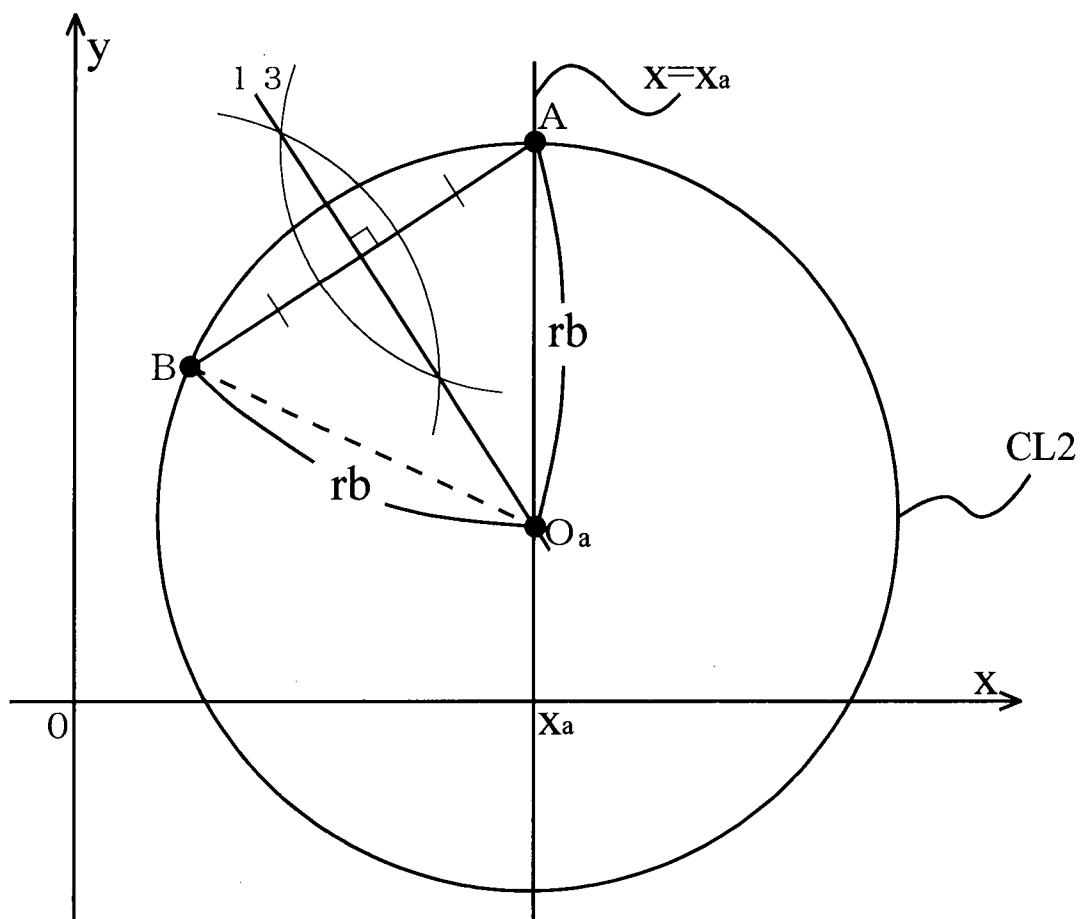
された各周波数の生体電気インピーダンスにおけるレジスタンスとリアクタンスを用いて、測定データのC o l e円を算出する工程と、

正常な生体電気インピーダンスのデータを用いて算出した正常データのC o l e円に対する、前記測定データのC o l e円を算出する工程により算出された測定データのC o l e円のずれ量に基づいて、前記生体電気インピーダンスの測定異常の有無を判定する工程と、をコンピュータに実行させるための体組成測定プログラム。

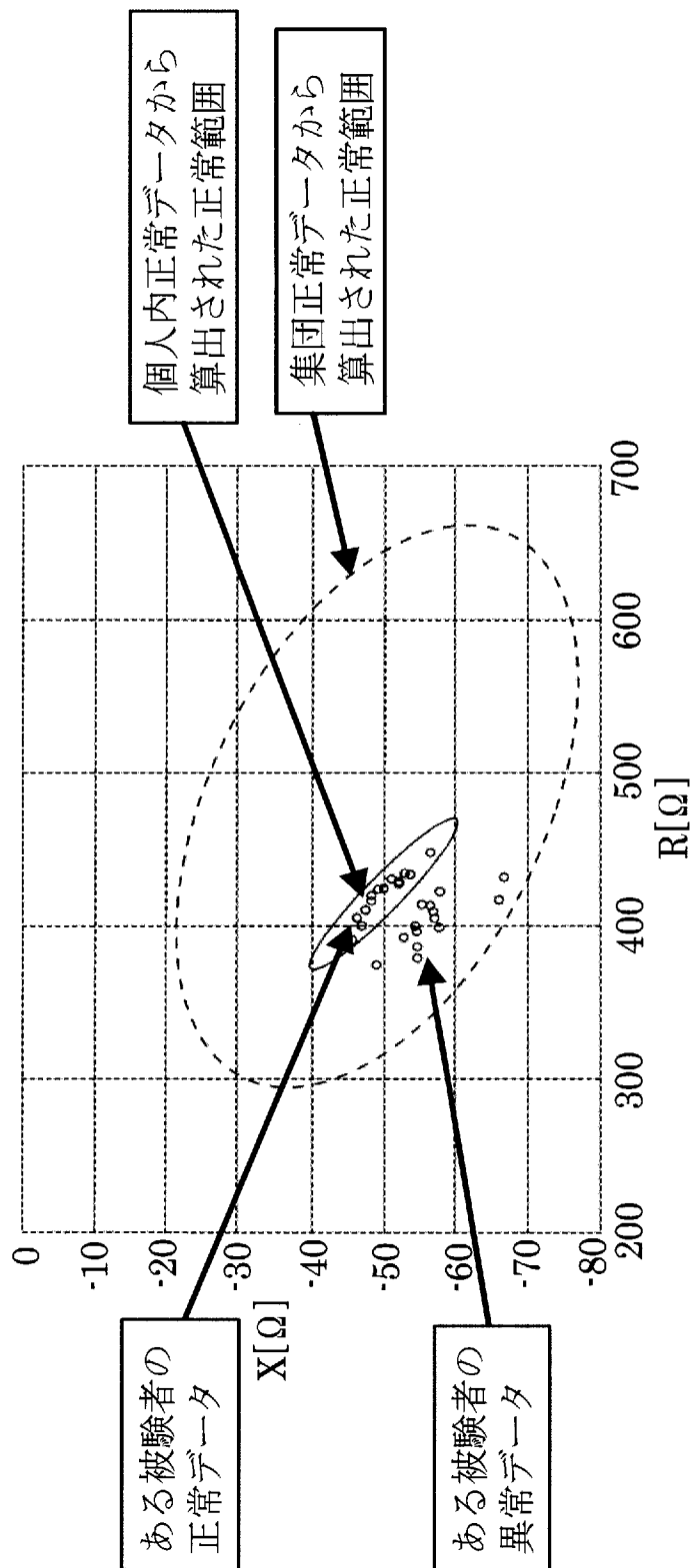
[図1]



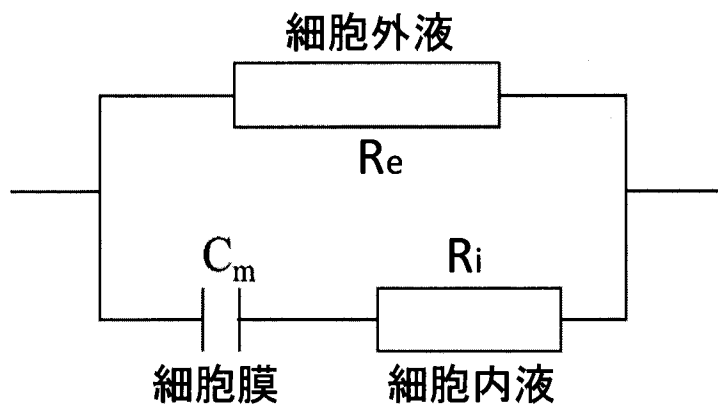
(a)



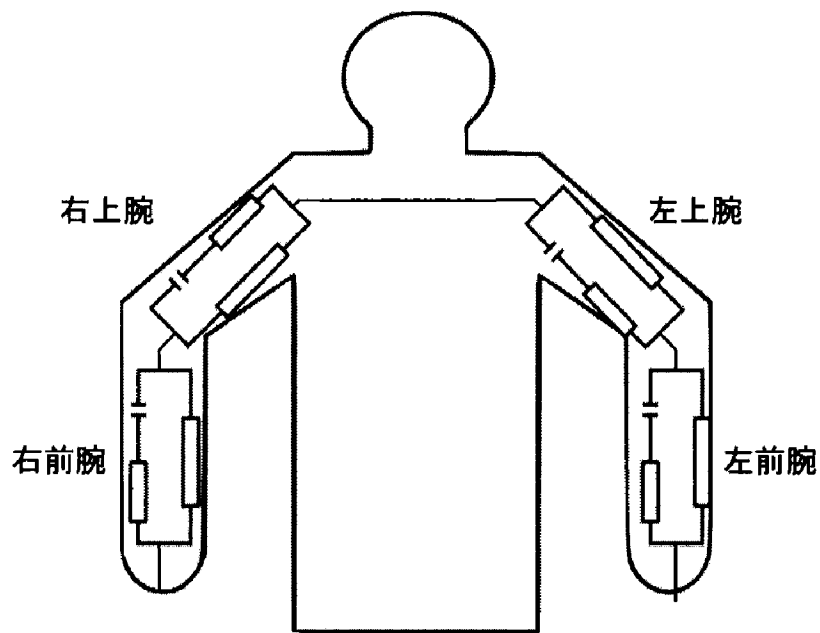
[図4]



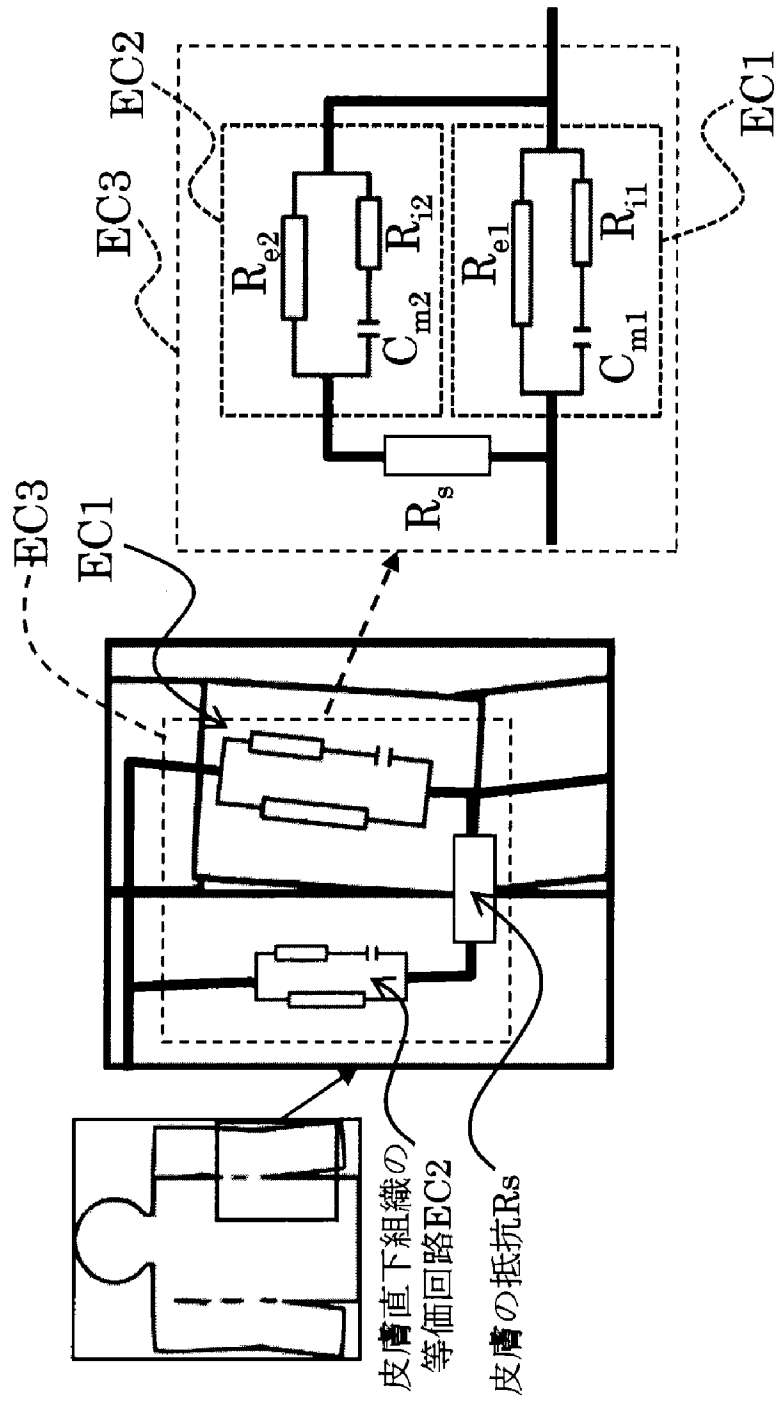
[図5]



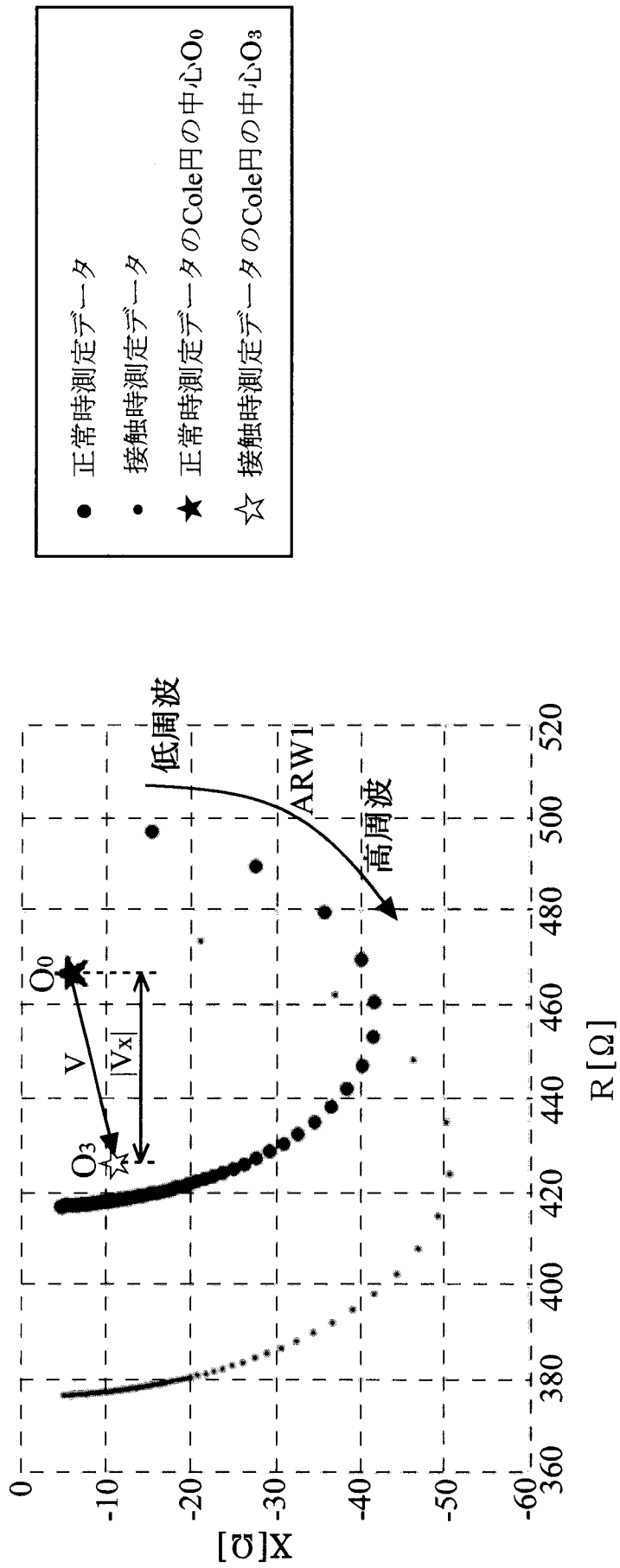
[図6]



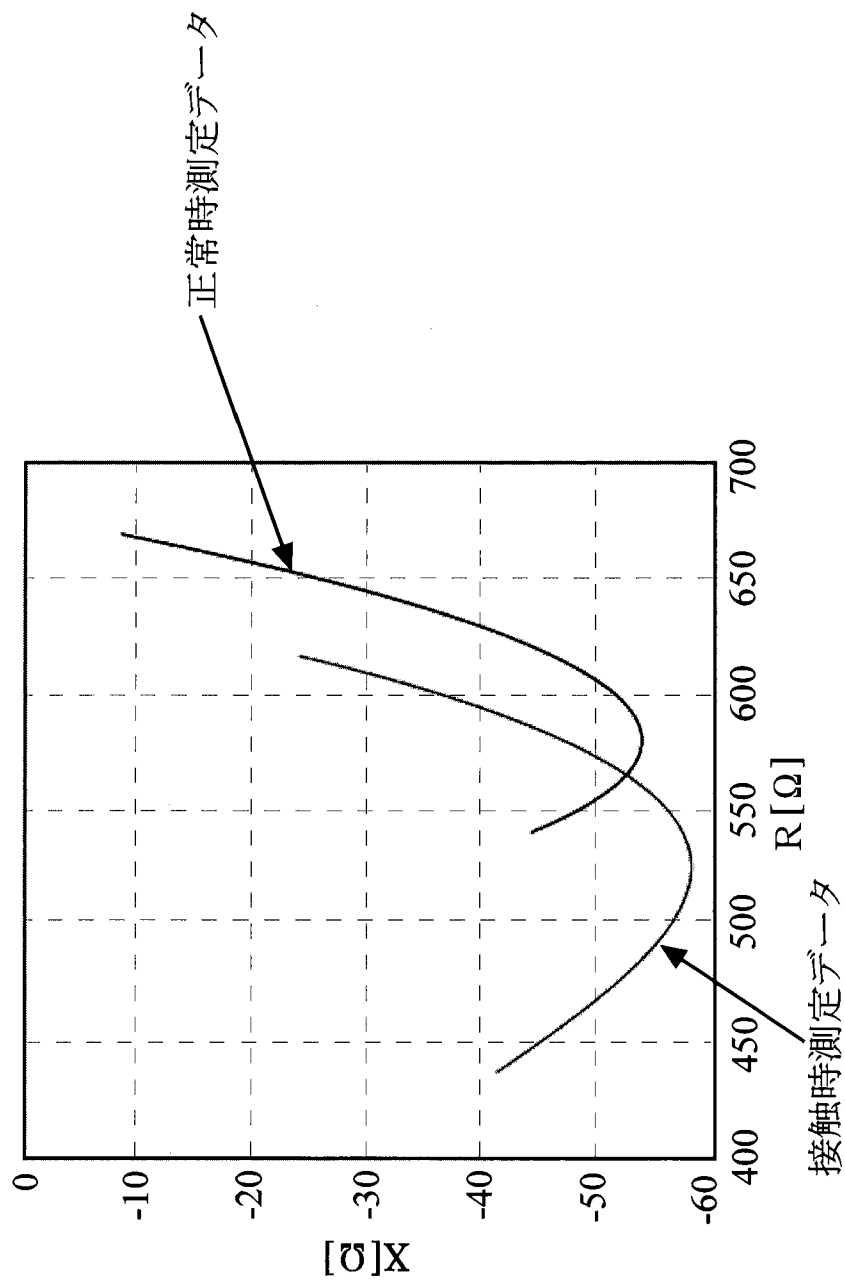
[図7]



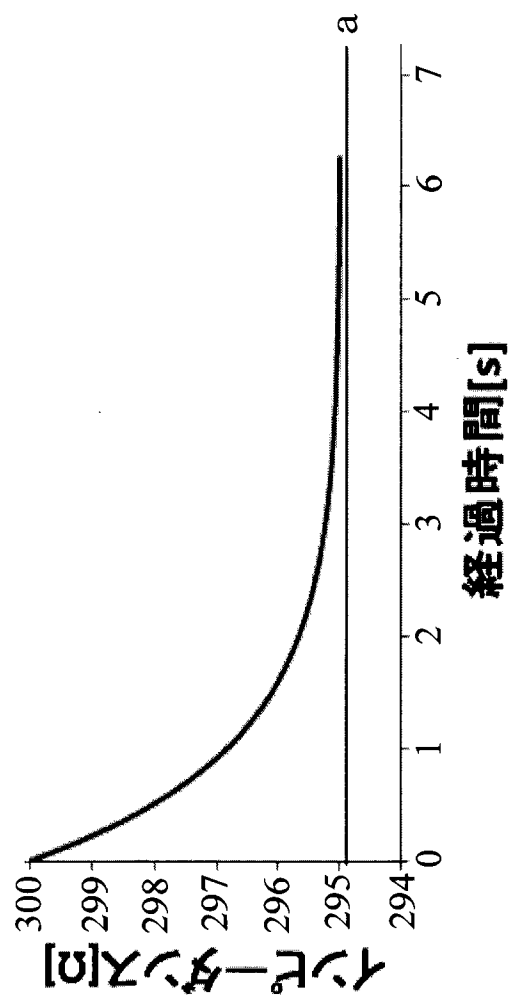
[図8]



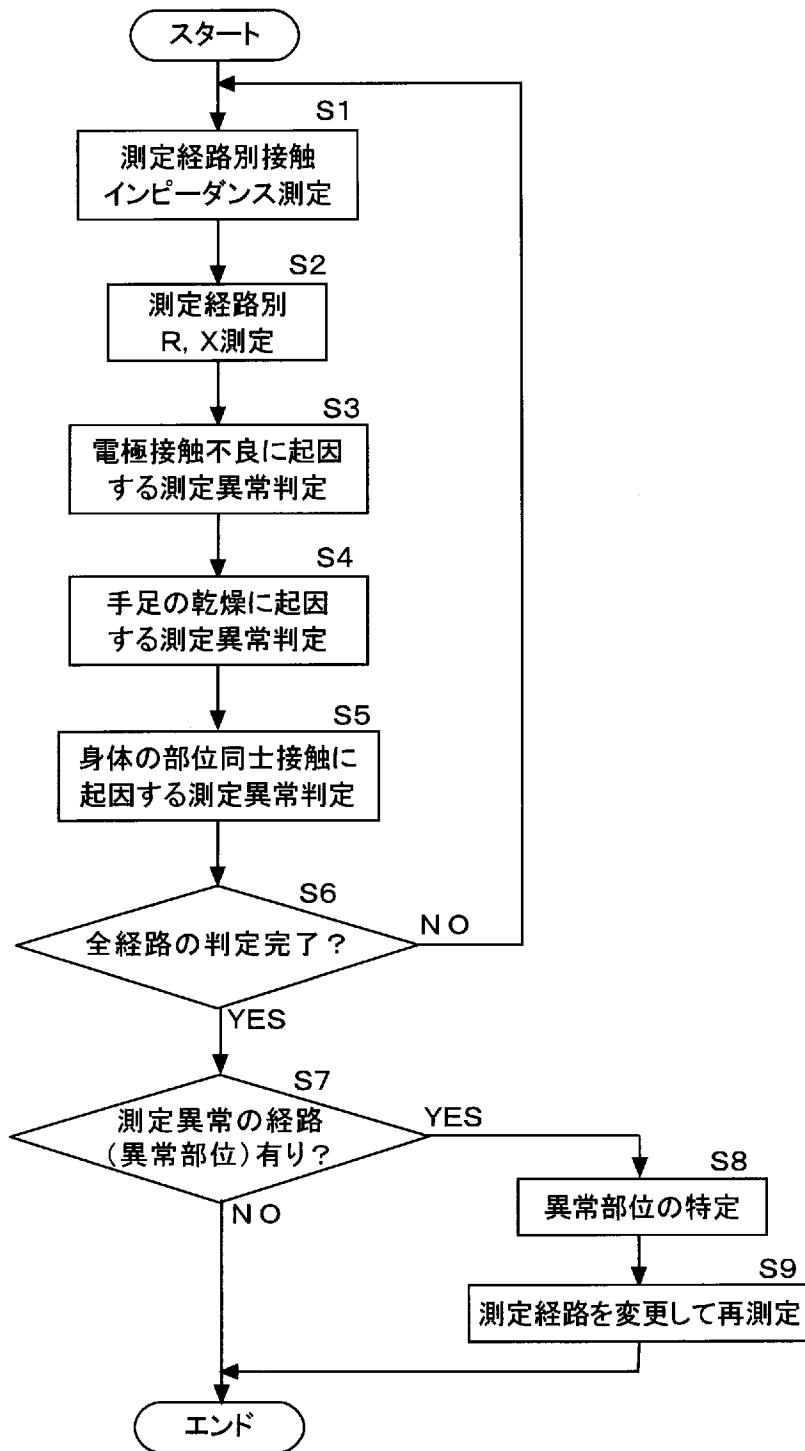
[図9]



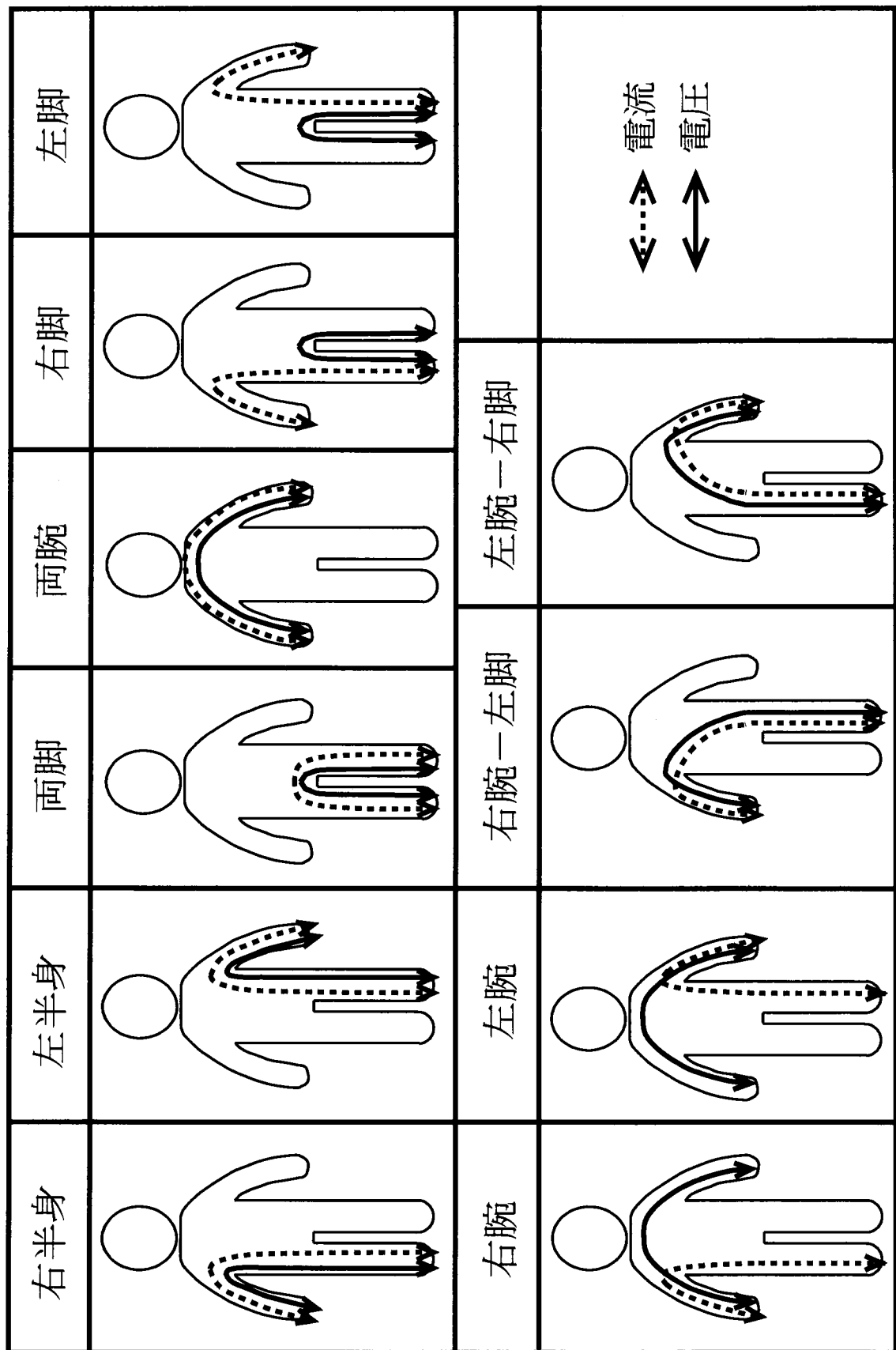
[図10]



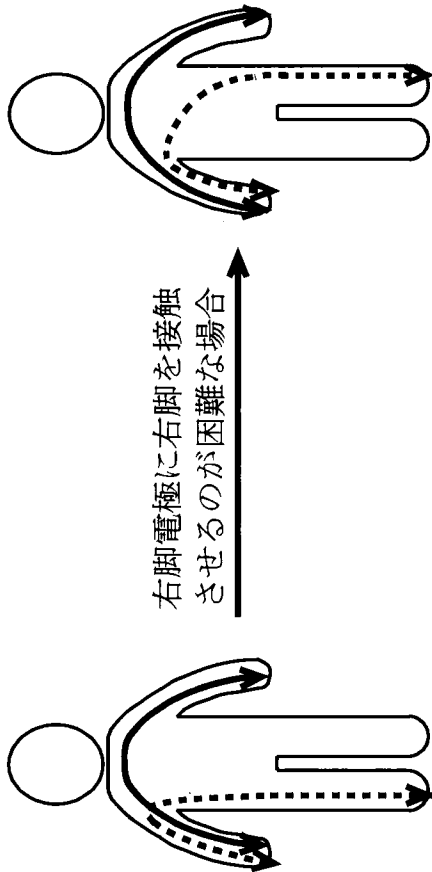
[図11]



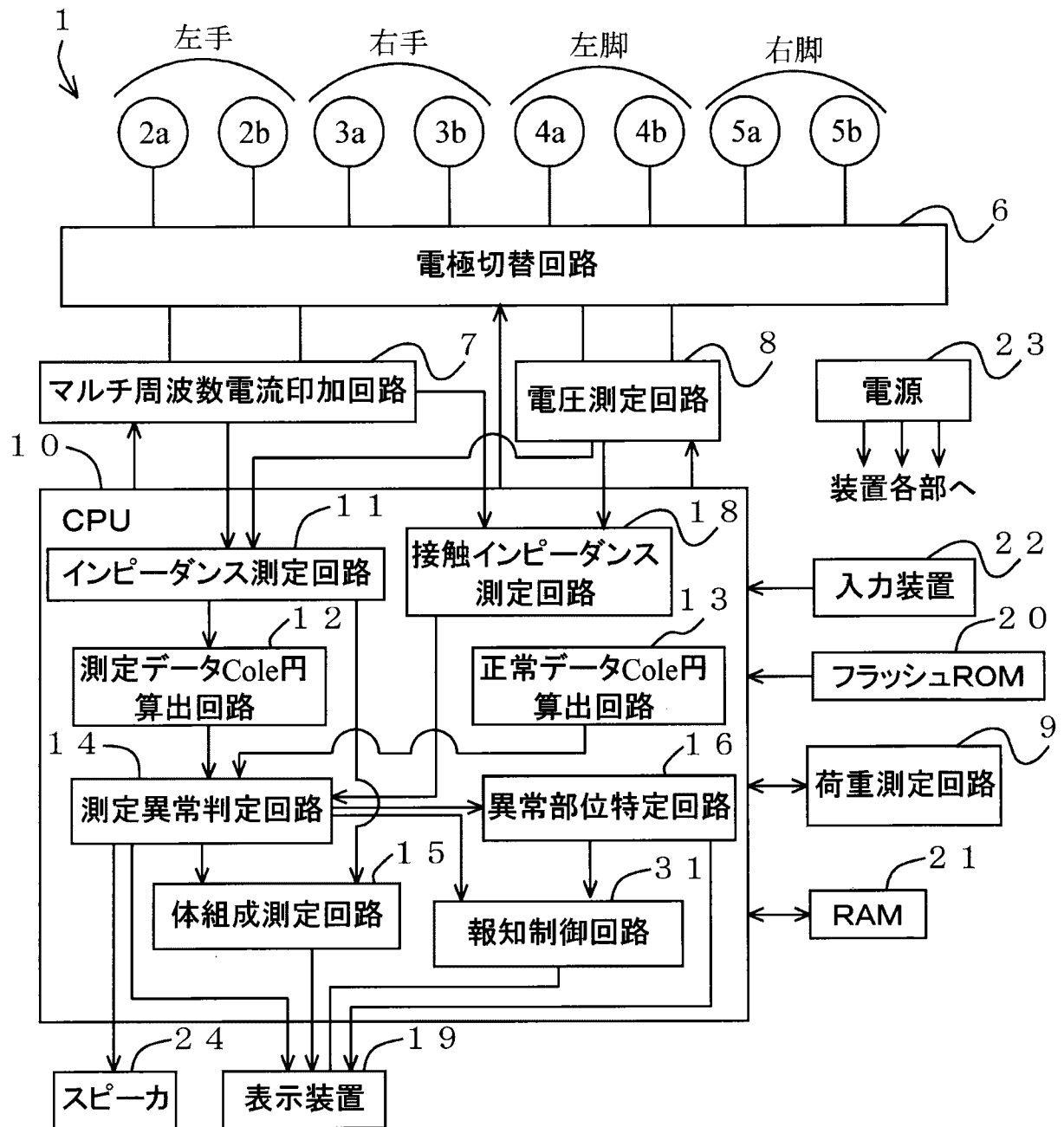
[図12]



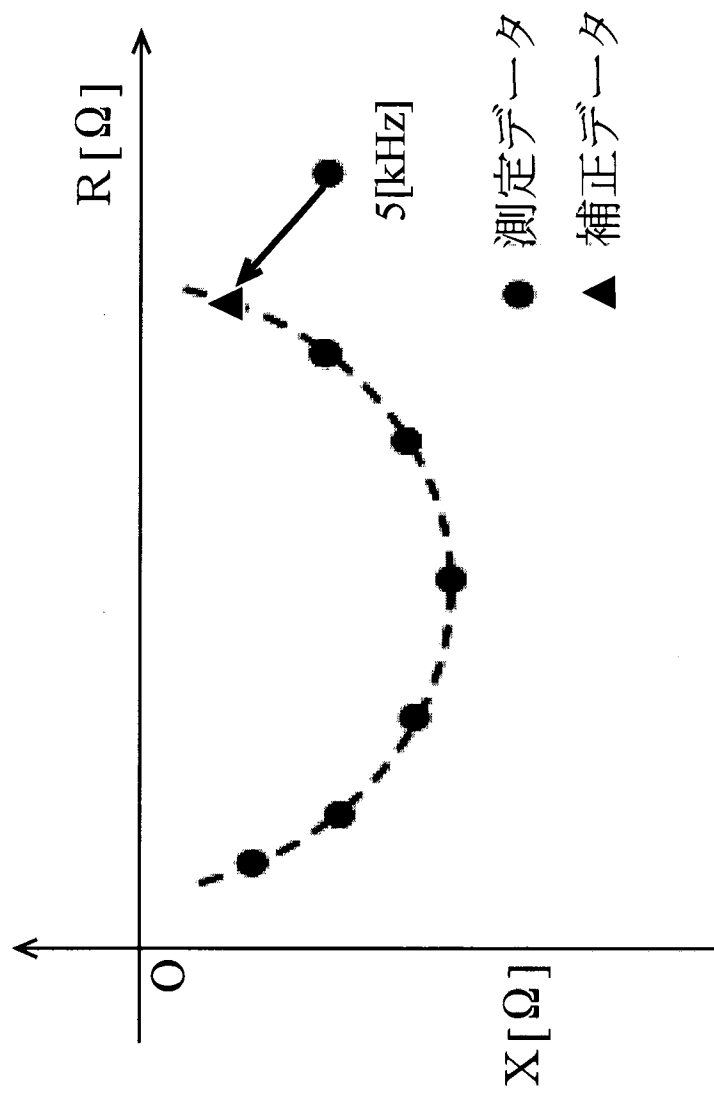
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/039292

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/053 (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)

Int.Cl. A61B5/053

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	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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 2009-112554 A (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.) 28 May 2009, paragraphs [0031], [0045]-[0053], [0068]-[0069], [0091], fig. 4-6 (Family: none)	1, 2, 5, 11 3, 4, 6-10
A	JP 2004-337308 A (SEKISUI CHEMICAL CO., LTD.) 02 December 2004, entire text, all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2002-10988 A (TANITA CORP.) 15 January 2002, entire text, all drawings & US 2001/0030546 A1, entire text, all drawings & EP 1138259 A2 & CN 1319376 A	1-11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
15 January 2019 (15.01.2019)

Date of mailing of the international search report
29 January 2019 (29.01.2019)

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/JP2018/039292

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2013/0172776 A1 (IMPEDIMED LIMITED) 04 July 2013, entire text, all drawings & JP 2013-533031 A & WO 2012/000017 A1 & EP 2587997 A1 & CA 2802505 A1	1-11

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/053(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. A61B5/053

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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 2009-112554 A (積水化学工業株式会社) 2009.05.28, [0031],[0045]-[0053],[0068]-[0069],[0091], 図 4-6 (ファミリー なし)	1, 2, 5, 11 3, 4, 6-10
A	JP 2004-337308 A (積水化学工業株式会社) 2004.12.02, 全文、全 図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2002-10988 A (株式会社タニタ) 2002.01.15, 全文、全図 & US 2001/0030546 A1 全文、全図 & EP 1138259 A2 & CN 1319376 A	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

15.01.2019

国際調査報告の発送日

29.01.2019

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)

松本 隆彦

2 Q

2914

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	US 2013/0172776 A1 (IMPEDIMED LIMITED) 2013.07.04, 全文、全図 & JP 2013-533031 A & WO 2012/000017 A1 & EP 2587997 A1 & CA 2802505 A1	1-11