

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2020年10月1日(01.10.2020)



(10) 国際公開番号

WO 2020/196554 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/0408 (2006.01) *A61B 5/05* (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2020/013130

(22) 国際出願日: 2020年3月24日(24.03.2020)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:

特願 2019-064855 2019年3月28日(28.03.2019) JP

(71) 出願人: テルモ株式会社(**TERUMO KABUSHIKI KAISHA**) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 牧 伸(**MAKI Shin**); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

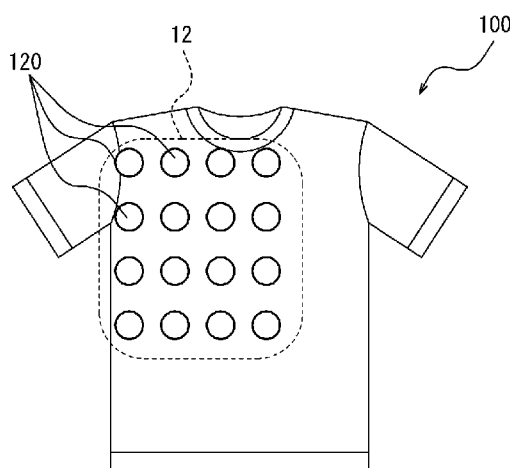
テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 上村 朋子(**UEMURA Tomoko**); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 杉 村 憲 司 (**SUGIMURA Kenji**); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目2番1号 霞が関コモンゲート西館36階 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, 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, JP, 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,

(54) **Title:** MEASUREMENT DEVICE, MEASUREMENT SYSTEM, AND DETERMINATION METHOD

(54) 発明の名称: 測定デバイス、測定システム及び決定方法



(57) **Abstract:** A measurement device is capable of performing a process of measuring the impedance of an organism by applying an electric current to the organism. The measurement device is provided with three or more electrodes and a control unit for controlling the application of the electric current. The control unit measures the impedance of the organism when an electric current is applied to the organism for a prescribed plurality of combinations that are combinations of electrodes constituted by a plurality of electrodes selected from the three or more electrodes, and, on the basis of the measured impedance, determines one combination, among the prescribed plurality of combinations, to be used in the process of measuring the impedance of the organism.

QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 測定デバイスは、生体に電流を印加することにより前記生体のインピーダンスの測定処理を実行可能な測定デバイスであって、3つ以上の電極と、電流の印加を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、前記生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスを測定し、前記測定したインピーダンスに基づき、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する。

明 細 書

発明の名称：測定デバイス、測定システム及び決定方法

技術分野

[0001] 本開示は、測定デバイス、測定システム及び決定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、生体に含まれる水分を測定する装置が知られている。例えば、特許文献1には、生体電気インピーダンス法に基づいて、肺の水分量を測定して表示する、肺水量表示装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2001-218748号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献1に開示された装置のように、生体に電流を流して生体のインピーダンスを測定する生体電気インピーダンス法を用いる場合、生体に電流を流すための電極を生体に接続（接触）させる。しかしながら、電極の生体への接続位置により、生体に印加される電流の到達深度が異なる。そのため、電極の生体への接続位置によっては、生体において水分が含まれる位置まで電流が到達せず、生体に含まれる水分を正確に測定することができない場合がある。例えば、生体に印加される電流の到達深度が浅いと、仮に肺水腫等により肺に水分が貯留していたとしても、水分の貯留箇所のインピーダンスを測定することができない場合がある。このような場合、生体の状態を正確に診断することができない。また、到達深度が深まる電極の接続位置は、生体（個体）ごとに異なる。

[0005] 本開示の目的は、生体に含まれる水分をより高い精度で測定可能な、測定デバイス、測定システム及び決定方法を提供することである。

課題を解決するための手段

- [0006] 本開示の第1の態様としての測定デバイスは、生体に電流を印加することにより前記生体のインピーダンスの測定処理を実行可能な測定デバイスであって、3つ以上の電極と、電流の印加を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、前記生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスを測定し、前記測定したインピーダンスに基づき、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する。
- [0007] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記制御部は、周波数が異なる複数の交流電流を前記生体に印加し、前記生体のインピーダンスの抵抗的成分及び容量的成分を測定して、それぞれ二次元座標の横軸及び縦軸にプロットし、所定の抵抗的成分における容量的成分の値を指標として、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する。
- [0008] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記電極は、前記測定デバイスのユーザが装着する装着具に配置される。
- [0009] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記電極の組合せは、前記3つ以上の電極から選択された2つの電極により構成される。
- [0010] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスは、前記電極を5つ以上備え、前記電極の組合せは、前記5つ以上の電極から選択された4つの電極により構成される。
- [0011] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記所定の複数の組合せは、前記5つ以上の電極のうち、直線上に配置された電極の組合せの全部である。
- [0012] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記所定の複数の組合せは、前記5つ以上の電極のうち、前記4つの電極の配置が長方形状となる電極の組合せの全部である。
- [0013] 本開示の1つの実施形態としての測定デバイスにおいて、前記所定の複数

個の組合せは、前記3つ以上の電極が取り得る組合せの全部である。

[0014] 本開示の第2の態様としての測定システムは、測定デバイスと情報処理装置とを含む測定システムであって、前記測定デバイスは、3つ以上の電極と、前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスの測定結果を、前記情報処理装置に送信する通信部と、を備え、前記情報処理装置は、前記生体のインピーダンスの測定結果に基づき、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する制御部を備える。

[0015] 本開示の第3の態様としての決定方法は、3つ以上の電極を備え、生体に電流を印加することにより前記生体のインピーダンスの測定処理を実行可能な測定デバイスによる決定方法であって、前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、前記生体に電流を印加することと、前記生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスを測定することと、前記測定したインピーダンスに基づき、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定することと、を含む。

発明の効果

[0016] 本開示によれば、生体に含まれる水分をより高い精度で測定可能な、測定デバイス、測定システム及び決定方法を提供できる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]第1実施形態に係る測定デバイスの概略構成を示す機能ブロック図である。

[図2]図1の電極部を構成する電極が配置された装着具の一例を示す概略図である。

[図3]図1の測定デバイスが実行する4端子法について説明するための概略図である。

[図4]図1の制御部が実行する処理の一例を示すフローチャートである。

[図5]図2の電極の配置において、直線上に配置された電極の組合せを示す図である。

[図6]図2の電極の配置において、長方形状に配置された電極の組合せを示す図である。

[図7]電流が生体を通れる様子を示した模式的な図である。

[図8]生体の等価回路における電流の流れを模式的に示した図である。

[図9]生体の等価回路における電流の流れを模式的に示した図である。

[図10]生体の等価回路における電流の流れを模式的に示した図である。

[図11]コールコールプロットの一例を示す図である。

[図12]第2実施形態に係る測定システムの概略構成を示す機能ブロック図である。

[図13]図12の測定システムによる処理の一例を示すシーケンス図である。

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本開示に係る測定デバイス、測定システム及び決定方法の実施形態について図面を参照しながら説明する。各図において共通する部材には同一の符号を付している。

[0019] (第1実施形態)

図1は、第1実施形態に係る測定デバイス10の概略構成を示す機能ブロック図である。測定デバイス10は、生体電気インピーダンス法に基づいて、生体のインピーダンスを測定可能なデバイスである。すなわち、測定デバイス10は、生体に電流を印加することにより、生体の特定の箇所について、インピーダンスを測定可能である。測定デバイス10は、インピーダンスを測定することにより、当該特定の箇所における、水分の量を推定したり、水分の量の変化を記録したりすることができる。例えば、当該特定の箇所に水分が多い場合には、水分が少ない場合と比較して、水分の影響により電流が流れやすくなる。すなわち、当該特定の箇所における抵抗が小さくなる。この原理を利用して、測定デバイス10は、当該特定の箇所における、水分の量を推定したり、水分の量の変化を記録したりすることができる。

- [0020] 本実施形態では、測定デバイス 10 は、特定の箇所として、生体の右側の肺のインピーダンスを測定するとして、以下説明する。右側の肺のインピーダンスを測定することにより、右側の肺に水分が貯留しているか否かを推定することができる。なお、特定の箇所は、右側の肺に限られない。特定の箇所は、左側の肺でもよい。また、特定の箇所は、例えばふくらはぎ等の、肺以外の部位であってもよい。特定の箇所は、水分の貯留状態の検査対象となる任意の部位であってもよい。
- [0021] 図 1 に示すように、測定デバイス 10 は、制御部 11 と、電極部 12 と、電源部 13 と、記憶部 14 と、入力部 15 とを備える。
- [0022] 制御部 11 は、測定デバイス 10 の各機能部をはじめとして、測定デバイス 10 の全体を制御及び管理する。制御部 11 は、少なくとも 1 つのプロセッサを含んで構成される。制御部 11 は、制御手順を規定したプログラムを実行する CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサ又は各機能の処理に特化した専用のプロセッサで構成される。
- [0023] 制御部 11 は、電極部 12 からの生体への電流の印加を制御する。制御部 11 は、生体電気インピーダンス法に基づく生体のインピーダンスの測定処理を制御する。また、制御部 11 は、生体のインピーダンスの測定処理を実行する前に、電極部 12 を構成する複数の電極のうち、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せを決定する。制御部 11 が実行する組合せの決定処理の詳細については、後述する。
- [0024] 電極部 12 は、複数の電極により構成される。電極部 12 が備える電極の数は、測定デバイス 10 により実行されるインピーダンスの測定の方法等に応じて、適宜定められていてよい。本実施形態では、制御部 11 が、電極部 12 を構成する電極のうち一部の電極により構成される電極の組合せを用いて、インピーダンスの測定を行う。そのため、電極部 12 は、インピーダンスの測定処理に用いられる電極の数よりも多い数の電極により構成されている。本実施形態では、後述するように、4 端子法によりインピーダンスの測定を行う。そのため、インピーダンスの測定には、4 つの端子が用いられる

。従って、本実施形態において、電極部 12 は、5 つ以上の電極により構成されている。

[0025] 電極部 12 を構成する電極は、測定デバイス 10 のユーザが装着する装着具に配置されている。図 2 は、電極部 12 を構成する電極が配置された、装着具の一例を示す概略図である。図 2 は、装着具が T シャツ 100 により構成されている場合の例を示している。図 2 に示す例では、T シャツ 100 に 16 個の電極 120 が配置されている。16 個の電極 120 は、ユーザが T シャツ 100 を着たときに、ユーザの右胸に接触する位置に、縦 4 列、横 4 行で等間隔に配置されている。本実施形態では、電極部 12 が 16 個の電極 120 により構成され、電極 120 が図 2 に示すように配置されているとして、以下説明する。このような電極 120 の配置により、ユーザが T シャツ 100 を着たとき、電極 120 は、ユーザの右側の肺の近傍である、ユーザの右胸に接触する。なお、測定デバイス 10 が備える他の機能部も、装着具である T シャツ 100 に取り付けられている。

[0026] 電源部 13 は、測定デバイス 10 の各機能部に電力を供給するバッテリーである。電源部 13 は、例えば電極部 12 から生体に電流を印加するときに、電力を供給する。

[0027] 記憶部 14 は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができる。記憶部 14 は、例えば、各種情報及び測定デバイス 10 を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部 14 は、ワークメモリとしても機能してもよい。記憶部 14 は、例えば、制御部 11 が電極の組合せの決定処理により決定したとき、当該決定された電極の組合せを記憶する。当該決定された電極の組合せは、すなわち、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せである。

[0028] 入力部 15 は、ユーザからの操作入力を受け付けるものであり、例えば、操作ボタンにより構成される。入力部 15 は、例えばタッチスクリーンにより構成され、表示デバイスの一部にユーザからの操作入力を受け付ける入力領域を表示して、ユーザによるタッチ操作入力を受け付けてもよい。ユーザ

は、例えば入力部 15 に対して所定の操作入力を行うことにより、測定デバイス 10 によるインピーダンスの測定を開始させることができる。

[0029] 本実施形態に係る測定デバイス 10 が実行する処理について、さらに説明する。本実施形態では、測定デバイス 10 は、いわゆる 4 端子法という方法により、インピーダンスを測定する。

[0030] 図 3 は、4 端子法について説明するための概略図である。4 端子法では、インピーダンスの測定対象 130 に対して、4 つの端子（電極）が接続される。具体的には、測定対象 130 の両端に、第 1 端子 131 と第 2 端子 132 とからなる第 1 組の端子が接続され、当該第 1 組の端子により、測定対象 130 に電流が印加される。また、第 1 組の端子の間において、第 3 端子 133 と第 4 端子 134 とからなる第 2 組の端子が、測定対象 130 に接続され、第 2 組の端子により、第 2 組の端子間の電圧が測定される。第 1 組の端子により測定対象 130 に印加される電流と、第 2 組の端子により測定された電圧とから、第 2 組の端子間のインピーダンスを算出することができる。ここで、4 端子法では、第 3 端子 133 及び第 4 端子 134 の測定対象 130 との接続箇所において、電流が無視できるほど小さくなるため、第 3 端子 133 及び第 4 端子 134 の電極抵抗が無視できる。そのため、4 端子法によれば、高い精度でインピーダンスを測定することができる。

[0031] 測定デバイス 10 は、4 端子法を用いて右側の肺のインピーダンスを測定する。ここで、生体のインピーダンスを測定する場合、4 つの電極の生体への接続位置により、生体に印加される電流の到達深度が異なる。また、到達深度が深まる電極の接続位置は、生体（個体）ごとに異なる。

[0032] このことに鑑み、本実施形態に係る測定デバイス 10 は、生体のインピーダンスの測定処理を実行する前に、生体のインピーダンスの測定処理で用いる電極 120 の組合せを決定する処理を実行する。具体的には、測定デバイス 10 は、電極 120 のうち一部の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定し、測定したインピーダンスに基づいて、生体の

インピーダンスの測定に用いる１つの組合せを決定する。

[0033] ここで、測定デバイス１０が実行する処理の詳細について、図４を参照しながら説明する。図４は、測定デバイス１０の制御部１１が実行する処理の一例を示すフローチャートであり、生体のインピーダンスの測定に用いる電極の組合せを決定する処理に関するフローチャートである。

[0034] 制御部１１は、電極部１２が備える電極１２０のうち一部の電極１２０により構成される電極１２０の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定する（ステップＳ１１）。本実施形態では、制御部１１は、１６個の電極１２０のうち、４個の電極１２０により構成される電極１２０の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定する。

[0035] このとき、制御部１１は、所定の複数の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定する。所定の複数の組合せは、例えば予め定められて、記憶部１４に記憶されていてよい。

[0036] 例えば、所定の複数の組合せは、１６個の電極１２０から４個の電極１２０を選択する場合に取り得る全ての組合せであってよい。この場合、所定の複数の組合せは、１８２０通りとなる。

[0037] また、例えば、所定の複数の組合せは、予め定められた特定の組合せであってもよい。つまり、所定の複数の組合せは、取り得る全ての組合せの一部の組合せであってよい。予め定められた特定の組合せは、例えば記憶部１４に記憶されている。

[0038] 特定の組合せは、例えば、電極部１２が備える電極１２０のうち、直線上に配置された電極１２０の組合せの全部であってよい。例えば、本実施形態では、図２に示すように、１６個の電極１２０が縦４列、横４行で等間隔に配置されている。そのため、４つの電極１２０が直線上に配置される電極の組合せは、縦に並んだ電極１２０の組合せ（４パターン）と、横に並んだ電極１２０の組合せ（４パターン）と、斜めに並んだ電極の組合せ（２パターン）との、合計１０通りとなる。図５は、直線上に配置された電極１２０の

組合せの10通りを示すものである。図5において、塗りつぶされている点が、選択された電極120を示す。

[0039] 特定の組合せは、例えば、電極部12が備える電極120のうち、4つの電極120の配置が長方形状となる組合せの全部であってよい。ここで言う長方形状は、正方形状を含まないものとする。図6は、長方形状に配置された電極120の組合せを示すものである。図6において、塗りつぶされている点が、選択された電極120を示す。4つの電極120の配置が長方形状となる組合せは、図6に示すように、18通りとなる。

[0040] 所定の複数の組合せは、ここで示した例に限られず、4個の電極により構成される、他の任意の複数の組合せであってよい。制御部11は、定められた所定の複数の組合せの全部について、インピーダンスを測定する。

[0041] 本実施形態において、制御部11は、図4のステップS11でインピーダンスを測定する際に、周波数が異なる複数の交流電流を生体に印加する。制御部11は、異なる周波数の交流信号が印加されるごとに、生体のインピーダンスを測定する。また、本実施形態には、制御部11は、ステップS11において、インピーダンスの抵抗的成分及び容量的成分を測定する。

[0042] 次に、制御部11は、ステップS11で測定したインピーダンスに基づいて、コールコールプロット (Cole-Cole plot) を作成する (ステップS12)。具体的には、制御部11は、ステップS11で測定したインピーダンスの抵抗的成分及び容量的成分を、それぞれ二次元座標の横軸及び縦軸にプロットする。制御部11は、これらのプロットを滑らかな線でつなぐことにより、コールコールプロットを作成する。

[0043] ここで、コールコールプロットについて、図7から図11を参照して説明する。図7は、電流が生体を通る様子を示した模式的な図である。図8から図10は、生体の等価回路における電流の流れを模式的に示した図である。具体的には、図8は高周波電流を印加した場合の電流の流れを示した図であり、図9は低周波電流を印加した場合の電流の流れを示した図であり、図10は高周波と低周波との中間の周波数の電流を印加した場合の電流の流れ

を示した図である。図 11 は、コールコールプロットの一例を示す図である。

[0044] 生体において、細胞は、電気絶縁性の高い細胞膜により細胞内外の電解質が絶縁された系と考えることができる。この性質から、生体は、固有の抵抗を省略すると、レジスタンスとキャパシタンスとが並列に接続された等価回路として表現できる。この等価回路において、図 8 から図 10 に示すように、レジスタンスは細胞外液の性質を示すものであり、キャパシタンスは細胞膜の性質を示すものであるとすることができる。

[0045] 生体において、細胞膜は、細胞外液と比較して静電容量が大きいという性質を有する。また、キャパシタンスは、高周波を通しやすいという性質を有する。そのため、生体に高周波電流を印加した場合、高周波電流は、図 7 に実線により模式的に示すように、細胞膜を通りぬけるようにして流れる。この場合、レジスタンスの方が、キャパシタンスよりも電流が流れにくくなる。そのため、図 8 に矢印で模式的に示すように、電流は、キャパシタンス側に流れる。この場合、レジスタンス及びキャパシタンスは、電流の流れを妨げない。そのため、電流の周波数が高いほど、生体のインピーダンスの容量的成分は 0 に近づき、抵抗的成分も、記載を省略している固有の抵抗を除けば、0 に近づく。

[0046] 一方、細胞膜は、細胞外液と比較して抵抗値が大きいという性質を有する。また、キャパシタンスは、低周波を通しにくいという性質を有する。そのため、生体に低周波電流を印加した場合、低周波電流は、細胞膜の絶縁性により、図 7 に破線により模式的に示すように、細胞同士の間を細胞外液を流れる。この場合、電流の変化が小さく、キャパシタンスの静電容量が満たされると、キャパシタンスに電流が流れなくなり、全電流がレジスタンス側に流れる。これにより、キャパシタンスの方が、レジスタンスよりも電流が流れにくくなる。そのため、図 9 に矢印で模式的に示すように、電流は、レジスタンス側に流れる。この場合、電流の流れは、レジスタンスにより妨げられる。そのため、電流の周波数が低いほど、生体のインピーダンスの容量的

成分は0に近づき、抵抗的成分は、増加する。

[0047] 生体に、高周波電流と低周波電流との中間の周波数の電流を印加した場合、電流の流れにくさは、レジスタンスとキャパシタンスとでほぼ同程度となる。そのため、図10に矢印で模式的に示すように、レジスタンス及びキャパシタンスともに、電流が流れる。具体的には、電流の変化が小さい場合、キャパシタンスの静電容量が満たされている時間が長くなる。キャパシタンスの静電容量が満たされている間は、キャパシタンスに電流が流れず、レジスタンスに電流が流れる。これにより、電流の流れは、レジスタンス及びキャパシタンス双方により妨げられる。従って、この場合には、生体のインピーダンスは、容量的成分及び抵抗的成分が、所定の値を有する。

[0048] 制御部11は、周波数が異なる複数の交流電流を生体に印加し、生体のインピーダンスの抵抗的成分及び容量的成分を測定して、それぞれ二次元座標の横軸及び縦軸にプロットする。制御部11は、複数の異なる周波数に対応する、複数のプロットを滑らかに線でつなぐことにより、図11に一例として示すようなコールコールプロットを作成する。図11に図示されているように、印加される電流の周波数が高いほど、生体のインピーダンスの容量的成分は0に近づき、抵抗的成分も、0に近づく。また、印加される電流の周波数が低いほど、生体のインピーダンスの容量的成分は0に近づき、抵抗的成分は、増加する。そして、高周波電流と低周波電流との中間の周波数の電流を印加した場合、容量的成分及び抵抗的成分が、それぞれ所定の値を有する。そのため、図11に示すように、コールコールプロットは、中央が盛り上がった半円形状となる。

[0049] 制御部11は、図4のステップS12において、所定の複数の組合せの全部について、図11に示すようなコールコールプロットを作成する。なお、制御部11は、ステップS11で所定の複数の組合せの全部についてインピーダンスを測定した後、ステップS12で所定の複数の組合せの全部についてコールコールプロットを作成してもよいし、1つの組合せについてインピーダンスを測定し、当該1つの組合せについてコールコールプロットを作成

する、という処理を、所定の複数の組合せの全部について順次実行してもよい。

[0050] 制御部 11 は、ステップ S 12 において、定められた所定の複数の組合せの全部についてコールコールプロットの作成が終了すると、コールコールプロットを作成した電極の組合せのうち、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる 1 つの組合せを決定する（ステップ S 13）。このとき、制御部 11 は、コールコールプロットを作成した電極の複数の組合せのうち、生体のインピーダンスの測定処理に最も適した 1 つの組合せを、生体のインピーダンスの測定処理に用いる 1 つの組合せとして決定してよい。制御部 11 は、例えば記憶部 14 に記憶された所定のアルゴリズムを用いて、生体のインピーダンスの測定処理に最も適した 1 つの組合せを、生体のインピーダンスの測定処理に用いる 1 つの組合せとして決定する。

[0051] 例えば、制御部 11 は、コールコールプロットに関する特定の指標を参照して、1 つの組合せを決定してよい。具体的には、制御部 11 は、所定の抵抗成分における容量的成分の値を指標として、1 つの組合せを決定してよい。例えば、制御部 11 は、コールコールプロットの中央の容量的成分の値を指標として、1 つの組合せを決定してよい。例えば、生体に印加された電流の到達深度が深いほど、細胞膜によるキャパシタンスの影響が大きくなる。すなわち、インピーダンスの容量的成分が大きくなる。そのため、制御部 11 は、例えば、複数の組合せのうち、コールコールプロットの中央の容量的成分の値が最も高い組合せを、生体のインピーダンスの測定処理に用いる 1 つの組合せとして決定してよい。制御部 11 は、これに限られず、生体に印加される電流の到達深度が深いと判定可能な、任意の指標を用いて、生体のインピーダンスの測定処理に最も適した 1 つの組合せを、生体のインピーダンスの測定処理に用いる 1 つの組合せとして決定してよい。

[0052] 制御部 11 は、このようにして、図 4 のフローにより、生体のインピーダンスの測定処理に用いる 1 つの組合せを決定した後、決定した組合せの電極 120 を用いて、生体のインピーダンスの測定処理を実行する。

- [0053] このように、本実施形態に係る測定デバイス 10 によれば、制御部 11 は、5 つ以上の電極 120 から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定し、測定したインピーダンスに基づき、所定の複数の組合せのうち生体のインピーダンスの測定処理に用いられる 1 つの組合せを決定する。これにより、制御部 11 は、生体に印加される電流の到達深度がより深くなる電極 120 の組合せを用いて、生体のインピーダンスの測定処理を実行できる。そのため、測定デバイス 10 によれば、生体に含まれる水分をより高い精度で測定可能となる。
- [0054] また、本実施形態に係る測定デバイス 10 によれば、電極 120 は、測定デバイス 10 のユーザが装着する装着具に配置される。そのため、ユーザが装着した状態において、電極 120 と生体との位置関係が変化しにくい。
- [0055] また、本実施形態に係る測定デバイス 10 は、電極 120 を 5 つ以上備え、電極 120 の組合せは、5 つ以上の電極 120 から選択された 4 つの電極により構成される。これにより、本実施形態に係る測定デバイス 10 を、4 端子法によりインピーダンスを測定する装置として構成することができる。
- [0056] また、本実施形態に係る測定デバイス 10 において、制御部 11 は、所定の複数の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定する。所定の複数の組合せが、電極 120 が取り得る組合せの全部である場合、制御部 11 は、全ての組合せについて検証した上で、生体のインピーダンスの測定に用いる 1 つの組合せを決定することができる。
- [0057] また、4 端子法では、4 個の電極 120 が直線上に並んでいる場合又は長方形に配置されている場合に、インピーダンスの測定精度が向上しやすいことが知られている。そのため、所定の複数の組合せが、複数の電極 120 のうち、直線上に配置された電極 120 の組合せの全部である場合、及び、4 つの電極 120 の配置が長方形となる組合せの全部である場合、コイルコイルプロットの作成対象とする電極 120 の配置を、特定の配置に絞りつつ、生体のインピーダンスの測定に適した 1 つの組合せを選択しやすくなる

。

[0058] 上記実施形態において、制御部 11 は、さらなる処理を実行してもよい。例えば、制御部 11 は、図 4 のステップ S 11 及びステップ S 12 において、所定の複数の組合せについて、インピーダンスを測定し、コールコールプロットを作成した後、作成したコールコールプロットの少なくともいずれかが、所定の閾値の範囲に含まれているか否かを判定してよい。所定の閾値は、生体のインピーダンスを測定するために許容される範囲を示す閾値であり、例えば予め記憶部 14 に記憶されている。制御部 11 は、作成したコールコールプロットの少なくともいずれかが、所定の閾値の範囲に含まれていると判定した場合、コールコールプロットを作成した電極の組合せから、生体のインピーダンスの測定に用いる 1 つの組合せを決定する。制御部 11 は、作成したコールコールプロットが、いずれも所定の閾値の範囲に含まれていないと判定した場合、コールコールプロットを作成した電極の組合せに、生体のインピーダンスの測定に適した組合せがないと判定できる。この場合、コールコールプロットを作成した電極の所定の複数の組合せとは異なる、他の所定の複数の組合せについて、インピーダンスを測定し、コールコールプロットを作成してよい。制御部 11 は、他の所定の複数の組合せについても、同様に、作成したコールコールプロットの少なくともいずれかが、所定の閾値の範囲に含まれているか否かを判定する。これにより、制御部 11 は、生体のインピーダンスの測定に適した組合せから、生体のインピーダンスの測定に適した 1 つの組合せを選択できるようになる。

[0059] なお、制御部 11 は、上述した他の所定の複数の組合せについても、生体のインピーダンスの測定に適した組合せがないと判定した場合、さらに他の所定の複数の組合せについて、同様の処理を実行する。制御部 11 は、生体のインピーダンスの測定に適した組合せがあると判定するまで、これを繰り返すことができる。制御部 11 は、これを繰り返した結果、電極部 12 が備える電極 120 が取り得る全ての組合せについて、生体のインピーダンスの測定に適した組合せがないと判定した場合、当該取り得る全ての組合せから

、生体のインピーダンスの測定に最も適した１つの組合せを、生体のインピーダンスの測定処理に用いる１つの組合せとして決定する。

[0060] （第２実施形態）

第１実施形態では、本開示が測定デバイス１０として構成される場合の例について説明した。しかしながら、本開示は、必ずしも測定デバイス１０として構成されなくてもよい。例えば、本開示は、複数の装置を含む測定システムとして構成されていてもよい。本開示が測定システムとして構成される場合の例について、第２実施形態として説明する。

[0061] 図１２は、第２実施形態に係る測定システム２０の概略構成を示す機能ブロック図である。測定システム２０は、測定デバイス３０と、情報処理装置４０とを備える。測定デバイス３０と情報処理装置４０とは、有線通信又は無線通信により、互いに情報通信可能に接続されている。測定システム２０は、測定デバイス３０と情報処理装置４０とにより、第１実施形態に係る測定デバイス１０の機能を実現する。以下、第１実施形態と同様の点については、適宜説明を省略し、異なる点を中心に説明する。

[0062] 測定デバイス３０は、生体電気インピーダンス法に基づいて、生体のインピーダンスを測定可能なデバイスである。図１２に示すように、測定デバイス３０は、制御部３１と、電極部３２と、電源部３３と、記憶部３４と、入力部３５と、通信部３６とを備える。

[0063] 本実施形態に係る測定デバイス３０において、電極部３２、電源部３３、記憶部３４、及び入力部３５の構成及び機能は、それぞれ第１実施形態に係る測定デバイス１０の電極部１２、電源部１３、記憶部１４、及び入力部１５の構成及び機能と同様であってよいため、ここでは説明を省略する。

[0064] 測定デバイス３０において、制御部３１は、測定デバイス３０の各機能部をはじめとして、測定デバイス３０の全体を制御及び管理する。本実施形態では、制御部３１は、情報処理装置４０から受信した制御信号に基づき、電極部３２からの生体への電流の印加を制御する。また、制御部３１は、電極部３２を用いて測定した生体のインピーダンスに関する情報を、通信部３６

を介して情報処理装置４０に送信する。

[0065] 通信部３６は、情報処理装置４０と有線通信又は無線通信を行うことにより、各種情報の送受信を行う。例えば、通信部３６は、情報処理装置４０から、生体への電流の印加を実行させる制御信号を受信する。また、例えば、通信部３６は、測定デバイス３０が電極部３２を用いて測定した生体のインピーダンスに関する情報を、情報処理装置４０に送信する。

[0066] 情報処理装置４０は、例えば、コンピュータ装置又は端末装置等の電子機器により構成されている。情報処理装置４０は、測定デバイス３０における生体への電流の印加を制御するとともに、測定デバイス３０から受信した情報に基づき、各種情報処理を実行する。情報処理装置４０は、例えば、測定デバイス３０の電極部３２を構成する複数の電極のうち、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せを決定する。情報処理装置４０には、例えば、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せを決定する処理を実行するためのアプリケーションが、予めインストールされていてよい。

[0067] 情報処理装置４０は、例えば図１２に示すように、制御部４１と、記憶部４４と、入力部４５と、通信部４６と、表示部４７とを備える。

[0068] 制御部４１は、情報処理装置４０の各機能部をはじめとして、情報処理装置４０の全体を制御及び管理する。制御部４１は、少なくとも１つのプロセッサを含んで構成される。制御部４１は、制御手順を規定したプログラムを実行するＣＰＵ等のプロセッサ又は各機能の処理に特化した専用のプロセッサで構成される。

[0069] 制御部４１は、測定デバイス３０による生体への電流の印加を実行させるための制御信号を生成し、通信部４６を介して測定デバイス３０に送信する。また、制御部４１は、測定デバイス３０による生体のインピーダンスの測定処理を実行させる前に、測定デバイス３０から受信した情報に基づき、電極部３２を構成する複数の電極のうち、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せを決定する。決定の方法は、第１実施形態に係る測

定デバイス 10 により実行される方法と同様であってよい。

- [0070] 記憶部 44 は、半導体メモリ又は磁気メモリ等で構成されることができる。記憶部 44 は、例えば、各種情報及び情報処理装置 40 を動作させるためのプログラム等を記憶する。記憶部 44 は、ワークメモリとしても機能してもよい。記憶部 44 は、例えば、制御部 41 が電極の組合せの決定処理により決定したとき、当該決定された電極の組合せを記憶する。
- [0071] 入力部 45 は、ユーザからの操作入力を受け付けるものであり、例えば、操作ボタンにより構成される。入力部 45 は、例えばタッチスクリーンにより構成され、表示デバイスの一部にユーザからの操作入力を受け付ける入力領域を表示して、ユーザによるタッチ操作入力を受け付けてもよい。ユーザは、例えば入力部 45 に対して所定の操作入力を行うことにより、情報処理装置 40 による制御を開始させ、これによって測定デバイス 30 によるインピーダンスの測定を開始させることができる。
- [0072] 通信部 46 は、測定デバイス 30 と有線通信又は無線通信を行うことにより、各種情報の送受信を行う。例えば、通信部 46 は、測定デバイス 30 に、生体への電流の印加を実行させる制御信号を送信する。また、例えば、通信部 46 は、測定デバイス 30 から、測定デバイス 30 が電極部 32 を用いて測定した生体のインピーダンスに関する情報を受信する。
- [0073] 表示部 47 は、LED (Light Emitting Diode) ディスプレイ、液晶ディスプレイ (LCD : Liquid Crystal Display) 又は有機 EL ディスプレイ (OLED : Organic Electroluminescence Display) 等の周知のディスプレイにより構成される表示デバイスである。表示部 47 は、各種情報を表示する。例えば、表示部 47 は、生体のインピーダンスの測定処理を実行中であることを表示する。これにより、表示を見たユーザは、生体のインピーダンスの測定処理を実行中であることを知ることができる。
- [0074] ここで、測定システム 20 が実行する処理の詳細について、図 13 を参照しながら説明する。図 13 は、図 12 の測定システム 20 による処理の一例を示すシーケンス図であり、生体のインピーダンスの測定に用いる電極の組

合せを決定する処理に関するシーケンス図である。

- [0075] 生体のインピーダンスの測定に用いる電極の組合せを決定する処理において、まず、情報処理装置40は、電極120の所定の複数の組合せについてインピーダンスの測定を実行させる制御信号を、測定デバイス30に送信する（ステップS21）。
- [0076] 測定デバイス30は、情報処理装置40から制御信号を受信すると、電極部12が備える電極120のうち一部の電極120により構成される電極120の組合せについて、生体に電流を印加した場合における生体のインピーダンスを測定する（ステップS22）。ステップS22における具体的な処理は、図4のステップS11と同様であってよい。
- [0077] 次に、測定デバイス30は、ステップS22におけるインピーダンスの測定結果を、情報処理装置40に送信する（ステップS23）。
- [0078] 情報処理装置40は、測定デバイス30によるインピーダンスの測定結果を受信すると、測定結果としてのインピーダンスに基づいて、コールコールプロットを作成する（ステップS24）。ステップS24における具体的な処理は、図4のステップS12と同様であってよい。
- [0079] 情報処理装置40は、ステップS24において、定められた所定の複数の組合せの全部についてコールコールプロットの作成が終了すると、コールコールプロットを作成した電極の組合せのうち、生体のインピーダンスの測定処理に用いる1つの組合せを決定する（ステップS25）。ステップS25における具体的な処理は、図4のステップS25と同様であってよい。情報処理装置40は、このようにして、生体のインピーダンスの測定処理に用いる1つの組合せを決定した後、決定した組合せの電極120を用いて、生体のインピーダンスの測定処理を実行する。
- [0080] このように、本実施形態に係る測定システム20によっても、生体に印加される電流の到達深度がより深くなる電極120の組合せを用いて、生体のインピーダンスの測定処理を実行できるようになる。そのため、測定システム20によっても、生体に含まれる水分をより高い精度で測定可能となる。

- [0081] なお、上記実施形態では、4端子法によりインピーダンスの測定を行う場合について説明した。しかしながら、本開示は、4端子法以外の方法、例えば2端子法によりインピーダンスの測定を行う場合についても、適用可能である。
- [0082] 2端子法によりインピーダンスの測定を行う場合、インピーダンスの測定には、2つの端子が用いられる。従って、この場合、電極部12は、3つ以上の電極により構成されていけばよい。この場合、生体のインピーダンスの測定処理に用いられる電極の組合せは、3つ以上の電極から選択された2つの電極により構成される。2端子法の場合、より少ない端子数で、インピーダンスの測定を行うことができる。
- [0083] また、上記実施形態では、電極部12が、16個の電極120により構成されていると説明した。しかしながら、電極部12が備える電極120の数は、これに限られない。電極部12は、測定デバイス10の仕様等に応じて、適宜の数量の電極120を備えていてよい。なお、電極部12が備える電極120の数が多いほど、生体のインピーダンスの測定処理で用いられる端子の組合せの候補が多くなる。そのため、電極部12が備える電極120の数が多いほど、電流の到達深度がより深まる組合せが発生する可能性が高まる。
- [0084] また、上記実施形態では、16個の電極120が、縦4列、横4行で等間隔に配置されていると説明した。しかしながら、電極120の配置は、これに限られない。電極120は、装着具において、適宜配置されていてよい。
- [0085] また、上記実施形態では、装着具がTシャツ100であり、生体の右側の肺のインピーダンスを測定するとして説明した。しかしながら、本開示はこの態様に限られない。装着具は、生体においてインピーダンスを測定する箇所に応じて、適宜のものが使用されてよい。例えば、生体のふくらはぎのインピーダンスを測定する場合、装着具は、例えばズボンやタイツのような、下半身に装着される装着具として構成されていてよい。
- [0086] なお、装着具は、生体に密着しやすい材質及び形態で構成されていること

が好ましい。生体に密着しやすい材質及び形態で構成されていることにより、装着具に配置された電極 120 が、生体に接触しやすくなる。

[0087] 本開示に係る測定デバイス、測定システム及び決定方法は、上述した実施形態で特定された構成に限定されず、特許請求の範囲に記載した発明の要旨を逸脱しない範囲内で種々の変形が可能である。例えば、各構成部、各ステップなどに含まれる機能などは論理的に矛盾しないように再配置可能であり、複数の構成部又はステップなどを 1 つに組み合わせたり、或いは分割したりすることが可能である。

産業上の利用可能性

[0088] 本開示は、測定デバイス、測定システム及び決定方法に関する。本開示に係る測定デバイス、測定システム及び決定方法は、例えば肺水腫の患者に対して適用することができる。本開示に係る測定デバイス、測定システム及び決定方法によれば、肺水腫の患者における水分の貯留状態を、より高い精度で測定可能となる。

符号の説明

[0089] 10、30：測定デバイス
11、31、41：制御部
12、32：電極部
13、33：電源部
14、34、44：記憶部
15、35、45：入力部
20：測定システム
36、46：通信部
40：情報処理装置
47：表示部
100：Tシャツ
120：電極
130：測定対象

1 3 1 : 第 1 端子

1 3 2 : 第 2 端子

1 3 3 : 第 3 端子

1 3 4 : 第 4 端子

請求の範囲

- [請求項1] 生体に電流を印加することにより前記生体のインピーダンスの測定処理を実行可能な測定デバイスであって、
- 3つ以上の電極と、
- 電流の印加を制御する制御部と、
- を備え、
- 前記制御部は、
- 前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数の組合せについて、前記生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスを測定し、
- 前記測定したインピーダンスに基づき、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する、
- 測定デバイス。
- [請求項2] 前記制御部は、周波数が異なる複数の交流電流を前記生体に印加し、前記生体のインピーダンスの抵抗的成分及び容量的成分を測定して、それぞれ二次元座標の横軸及び縦軸にプロットし、所定の抵抗的成分における容量的成分の値を指標として、前記所定の複数の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する、請求項1に記載の測定デバイス。
- [請求項3] 前記電極は、前記測定デバイスのユーザが装着する装着具に配置される、請求項1又は2に記載の測定デバイス。
- [請求項4] 前記電極の組合せは、前記3つ以上の電極から選択された2つの電極により構成される、請求項1から3のいずれか一項に記載の測定デバイス。
- [請求項5] 前記電極を5つ以上備え、
- 前記電極の組合せは、前記5つ以上の電極から選択された4つの電極により構成される、請求項1から3のいずれか一項に記載の測定デ

バイス。

[請求項6] 前記所定の複数個の組合せは、前記5つ以上の電極のうち、直線上に配置された電極の組合せの全部である、請求項5に記載の測定デバイス。

[請求項7] 前記所定の複数個の組合せは、前記5つ以上の電極のうち、前記4つの電極の配置が長方形状となる電極の組合せの全部である、請求項5に記載の測定デバイス。

[請求項8] 前記所定の複数個の組合せは、前記3つ以上の電極が取り得る組合せの全部である、請求項1から7のいずれか一項に記載の測定デバイス。

[請求項9] 測定デバイスと情報処理装置とを含む測定システムであって、
前記測定デバイスは、

3つ以上の電極と、

前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電極の組合せであって、所定の複数個の組合せについて、生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスの測定結果を、前記情報処理装置に送信する通信部と、

を備え、

前記情報処理装置は、

前記生体のインピーダンスの測定結果に基づき、前記所定の複数個の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定する制御部
を備える、
測定システム。

[請求項10] 3つ以上の電極を備え、生体に電流を印加することにより前記生体のインピーダンスの測定処理を実行可能な測定デバイスによる決定方法であって、

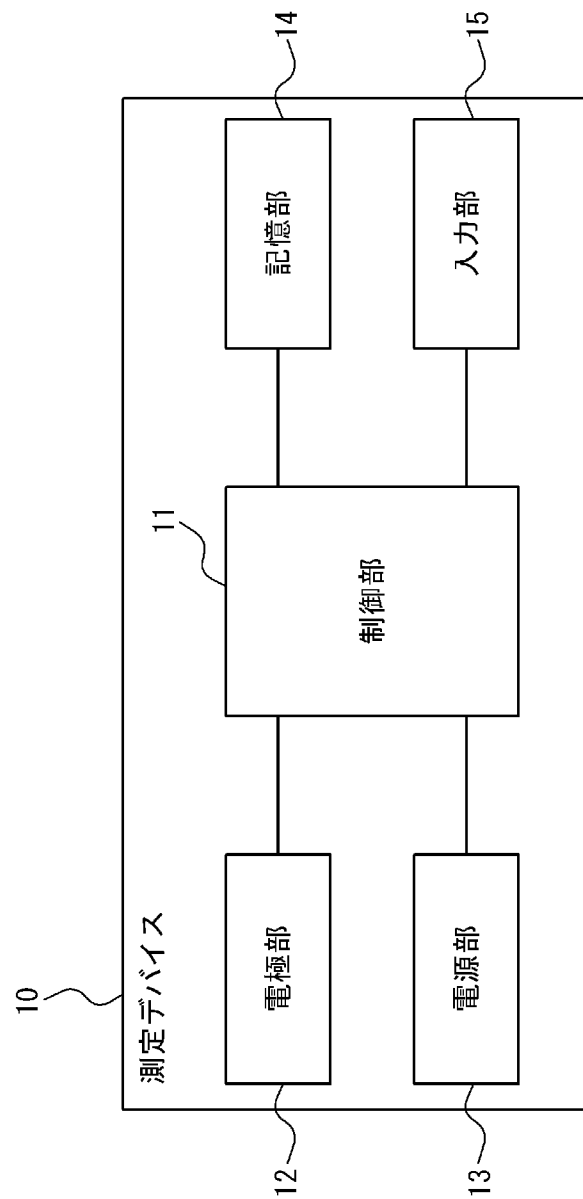
前記3つ以上の電極から選択された複数の電極により構成される電

極の組合せであって、所定の複数個の組合せについて、前記生体に電流を印加することと、

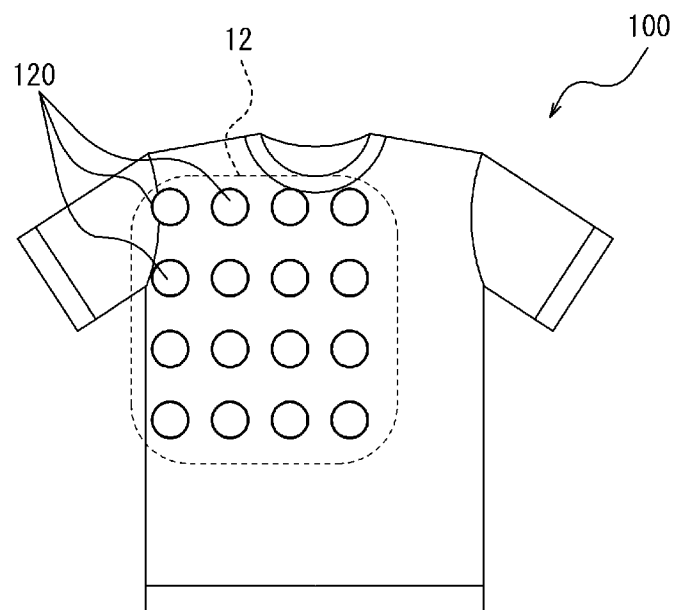
前記生体に電流を印加した場合における前記生体のインピーダンスを測定することと、

前記測定したインピーダンスに基づき、前記所定の複数個の組合せのうち前記生体のインピーダンスの測定処理に用いられる1つの組合せを決定することと、
を含む、決定方法。

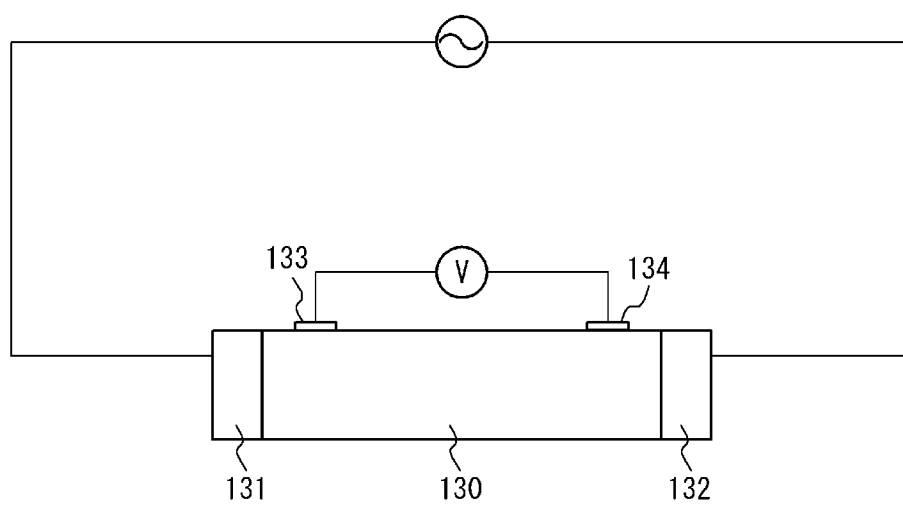
[図1]



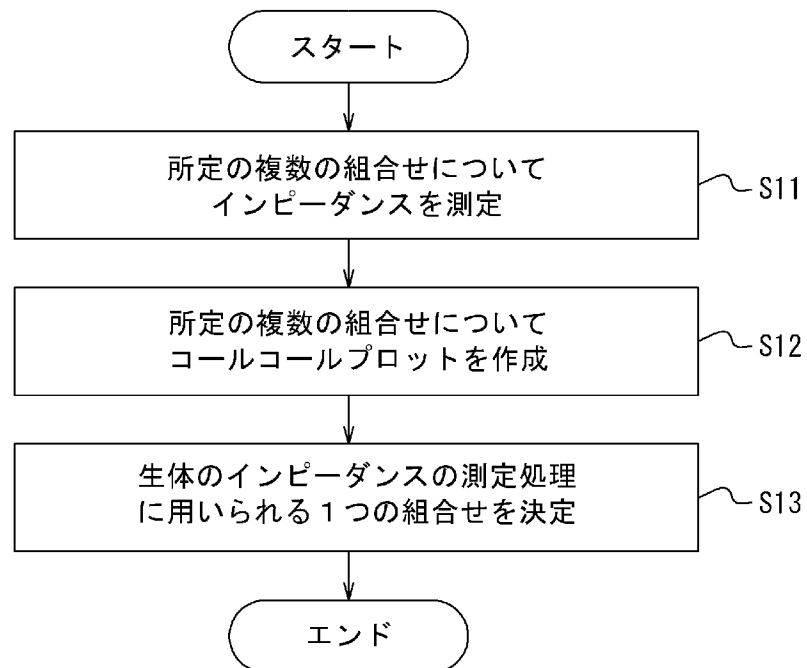
[図2]



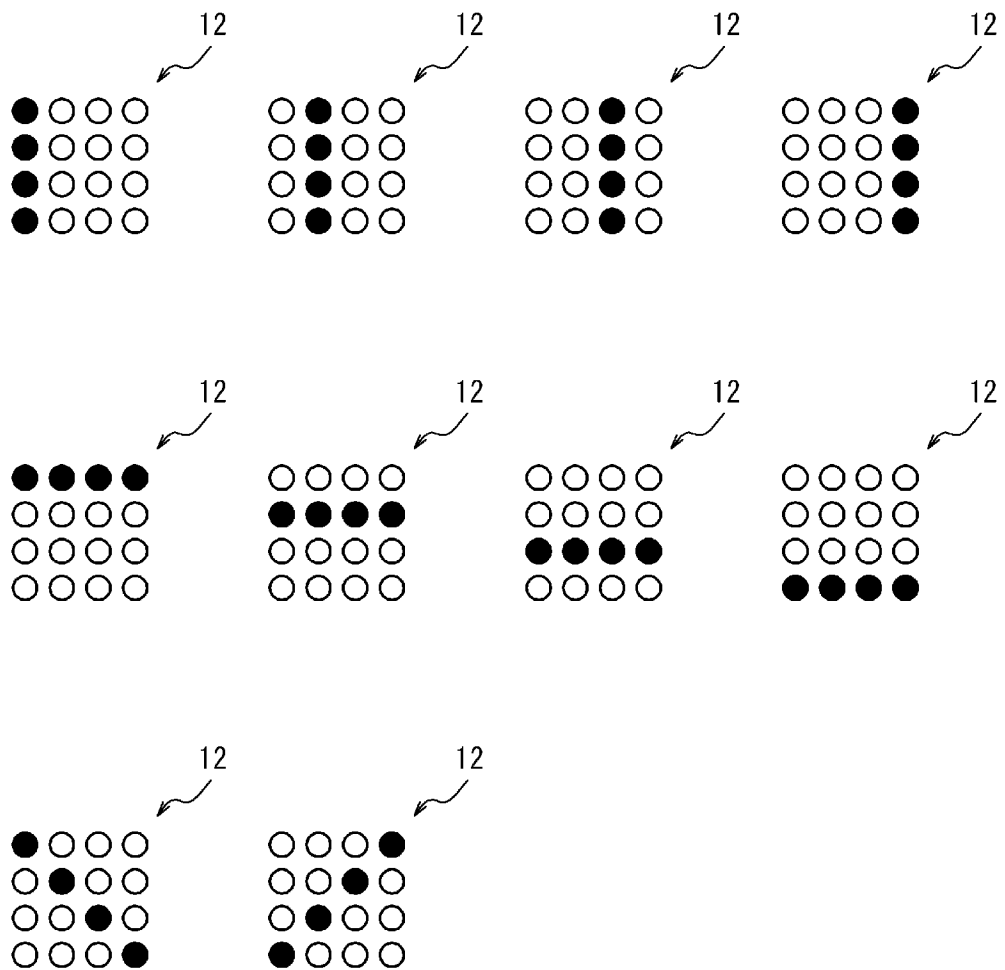
[図3]



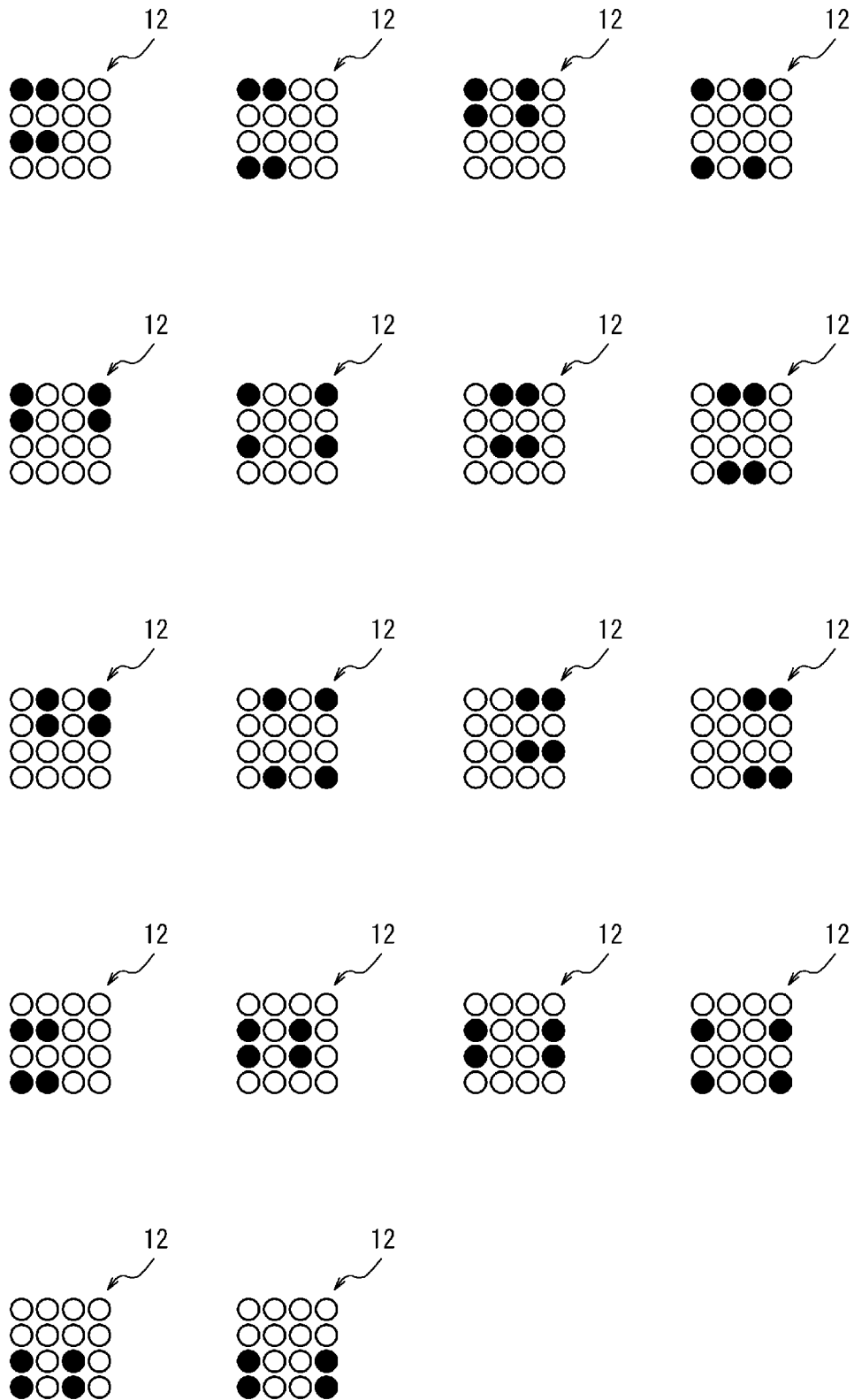
[図4]



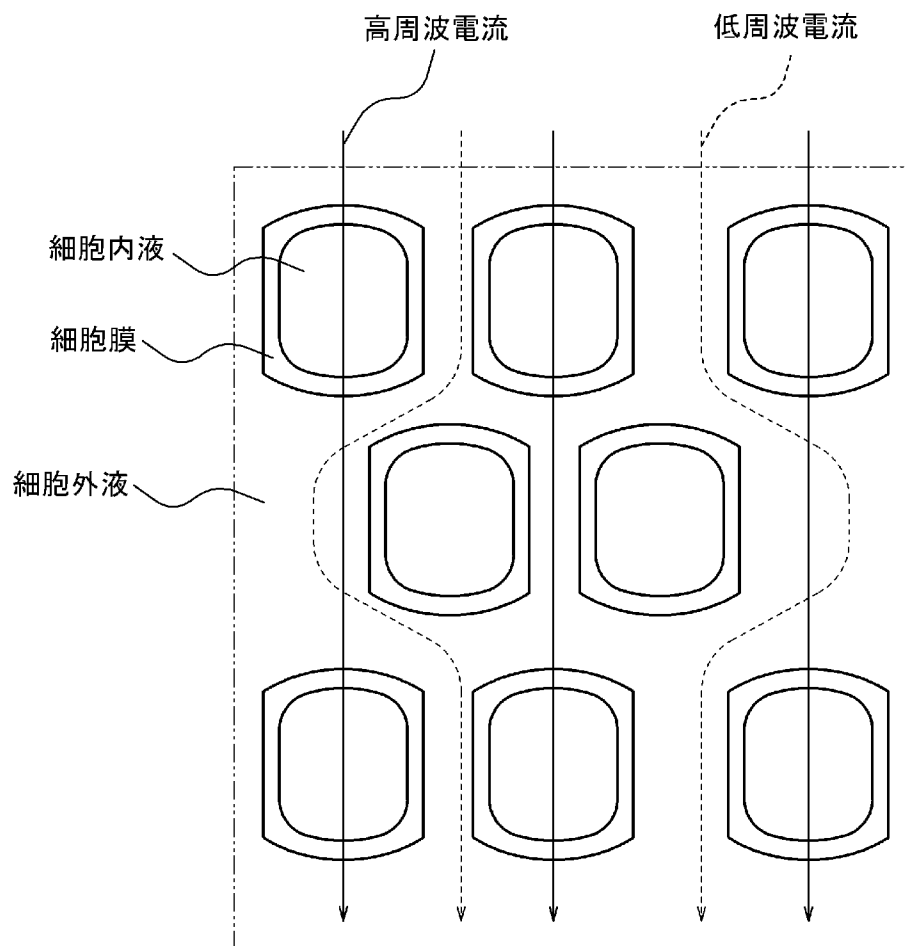
[図5]



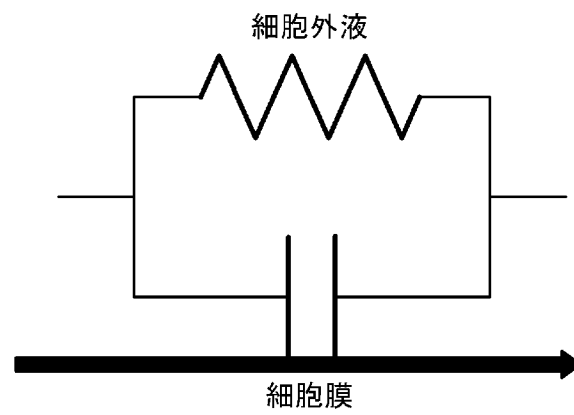
[図6]



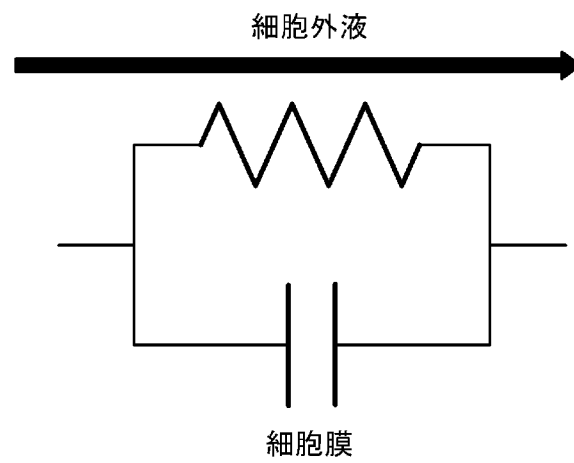
[図7]



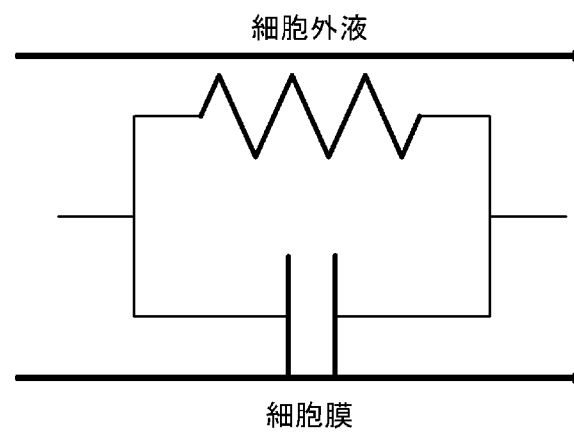
[図8]



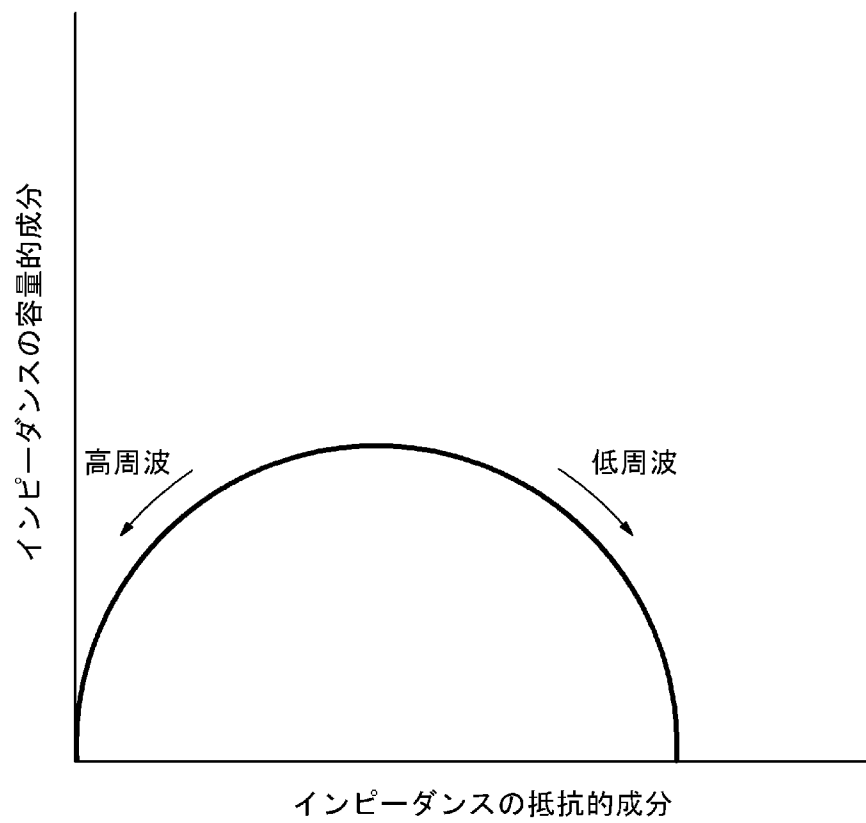
[図9]



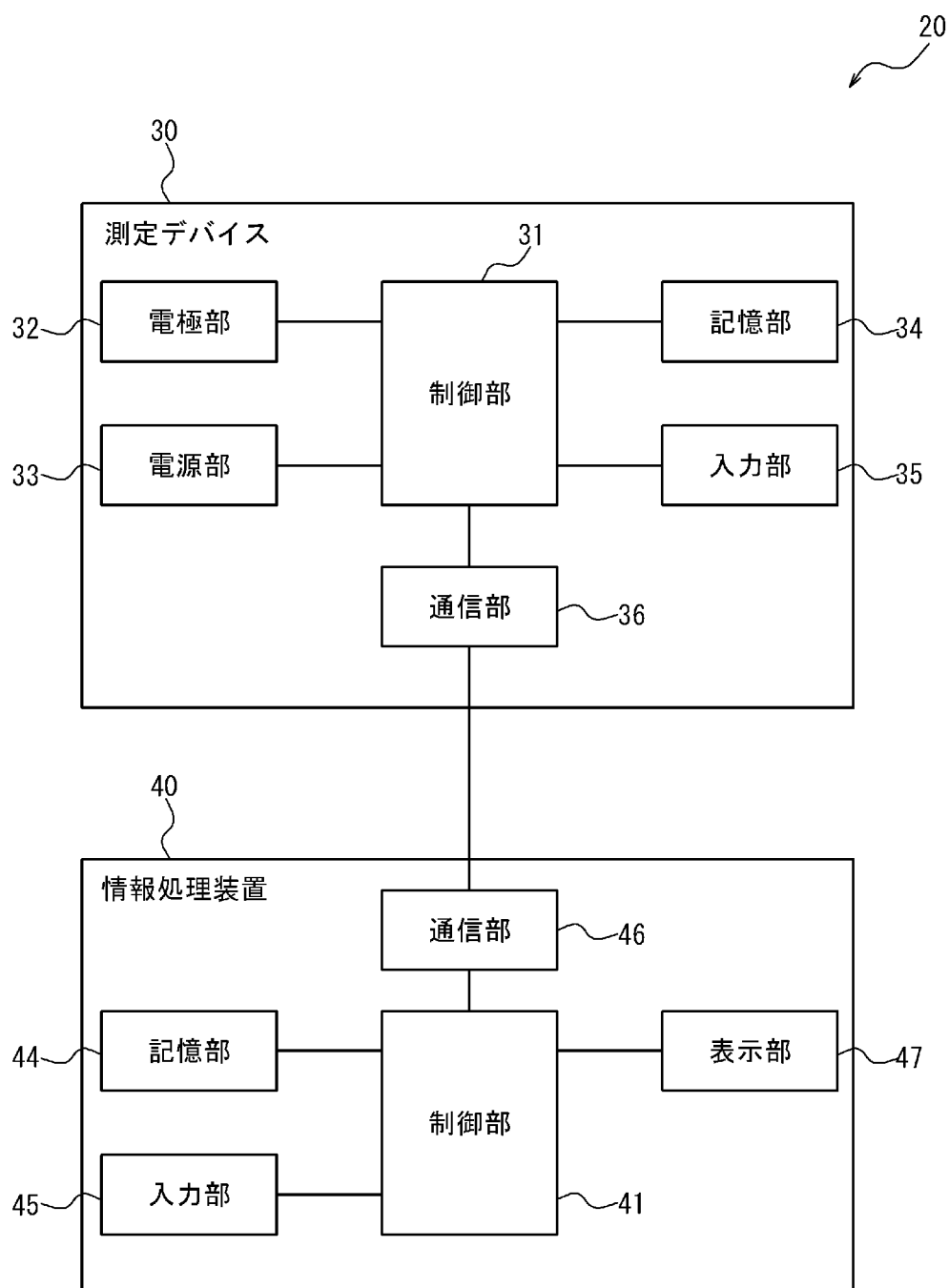
[図10]



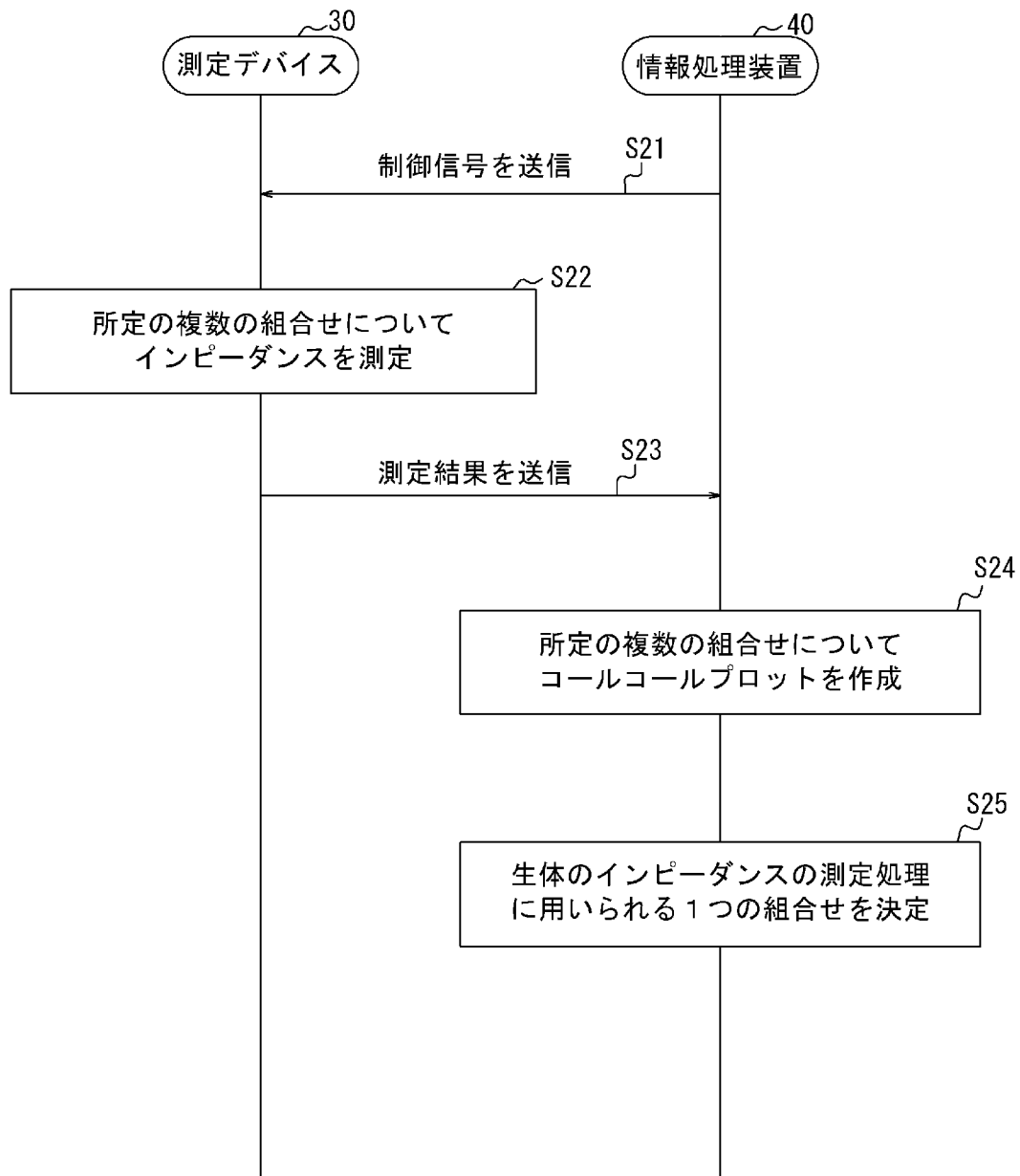
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/013130

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0408 (2006.01) i; A61B 5/0478 (2006.01) i; A61B 5/05 (2006.01) i
FI: A61B5/05 B; A61B5/04 300M

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)

A61B5/0408; A61B5/0478; A61B5/05

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2008/065873 A1 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 05.06.2008 (2008-06-05) paragraphs [0075]-[0104]	1, 3-10
A	JP 2012-52944 A (NIHON UNIVERSITY) 15.03.2012 (2012-03-15) paragraphs [0020]-[0107]	1-10
A	JP 2009-225854 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 08.10.2009 (2009-10-08) paragraphs [0027]-[0116]	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 June 2020 (03.06.2020)

Date of mailing of the international search report
16 June 2020 (16.06.2020)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2020/013130

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2008/065873 A1	05 Jun. 2008	US 2010/0076328 A1 paragraphs [0107]- [0136] JP 2008-136655 A CN 101547634 A	
JP 2012-52944 A	15 Mar. 2012	(Family: none)	
JP 2009-225854 A	08 Oct. 2009	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/0408(2006.01)i; A61B 5/0478(2006.01)i; A61B 5/05(2006.01)i FI: A61B5/05 B; A61B5/04 300M														
B. 調査を行った分野														
調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B5/0408; A61B5/0478; A61B5/05														
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年				
日本国実用新案公報	1922 - 1996年													
日本国公開実用新案公報	1971 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020年													
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）														
C. 関連すると認められる文献														
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号												
X	WO 2008/065873 A1（オムロンヘルスケア株式会社）05.06.2008（2008 - 06 - 05） 段落[0075]-[0104]	1, 3-10												
A	JP 2012-52944 A（学校法人日本大学）15.03.2012（2012 - 03 - 15） 段落[0020]-[0107]	1-10												
A	JP 2009-225854 A（オムロンヘルスケア株式会社）08.10.2009（2009 - 10 - 08） 段落[0027]-[0116]	1-10												
☐ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“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	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“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	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 03.06.2020	国際調査報告の発送日 16.06.2020													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 佐藤 高之 2Q 3604 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/013130

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO	2008/065873	A1	05.06.2008	US 2010/0076328 A1 段落[0107]-[0136] JP 2008-136655 A CN 101547634 A	
JP	2012-52944	A	15.03.2012	(ファミリーなし)	
JP	2009-225854	A	08.10.2009	(ファミリーなし)	