

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3747143号  
(P3747143)**

(45) 発行日 平成18年2月22日(2006.2.22)

(24) 登録日 平成17年12月2日(2005.12.2)

(51) Int. Cl.

**A 6 1 B 5/05 (2006.01)**

F I

A 6 1 B 5/05

B

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2000-93832 (P2000-93832)	(73) 特許権者	000133179
(22) 出願日	平成12年3月30日 (2000.3.30)		株式会社タニタ
(65) 公開番号	特開2001-276007 (P2001-276007A)		東京都板橋区前野町1丁目14番2号
(43) 公開日	平成13年10月9日 (2001.10.9)	(74) 代理人	100059959
審査請求日	平成16年6月3日 (2004.6.3)		弁理士 中村 稔
		(74) 代理人	100067013
			弁理士 大塚 文昭
		(74) 代理人	100082005
			弁理士 熊倉 禎男
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一
		(74) 代理人	100096194
			弁理士 竹内 英人
		(74) 代理人	100074228
			弁理士 今城 俊夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体電気インピーダンス測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

身体の1つの部位にあてがう当接面を有するハウジングと、  
 前記身体の1つの部位に接触するように前記当接面に配置された1対の測定電流印加電極と、  
 前記1対の測定電流印加電極間に位置して前記身体の1つの部位に接触するように前記当接面に配置された1対の電圧測定電極と、  
 前記ハウジングの前記当接面とは異なる面に配置された表示手段と、  
 前記ハウジング内には、  
 前記1対の測定電流印加電極に交流電流を供給する交流電流供給手段と、  
 前記1対の電圧測定電極間の電圧を測定する電圧測定手段と、  
 供給された前記交流電流と測定された前記電圧とに基づいて生体電気インピーダンスを演算する演算手段とを備え、  
 前記1対の測定電流印加電極と前記1対の電圧測定電極とが一行に並んで配置されることを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項2】

請求項1に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記ハウジングは、手のひらサイズをして成り、前記ハウジングの把持部を片手で把持して前記当接面を身体の1つの部位にあてがった状態で表示が見える位置に前記表示手段を配置して成る生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記ハウジングの両サイドには、指用溝が形成されている生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 4】**

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記表示部は、前記表示部の上下方向と前記 1 対の測定電流印加電極および前記 1 対の電圧測定電極が並ぶ方向とが直交するように配置されている生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記当接面は、前記 1 対の測定電流印加電極および前記 1 対の電圧測定電極の並びに沿って延びる湾曲した溝状にされ、前記 1 対の測定電流印加電極および前記 1 対の電圧測定電極の各々は、前記当接面に沿って湾曲している生体電気インピーダンス測定装置。

10

**【請求項 6】**

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記演算手段は体脂肪、体水分、脈拍、または、血圧のうちの少なくとも 1 つを更に演算する生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 7】**

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記身体の 1 つの部位は左右いずれか一方の前腕である生体電気インピーダンス測定装置。

20

**【請求項 8】**

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記身体の 1 つの部位は左右いずれか一方の下腿である生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 9】**

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記交流電流供給手段は複数の異なる周波数の交流電流を供給し、前記電圧測定手段は各周波数の交流電流に対応して電圧を測定し、前記演算手段は、供給された異なる周波数の前記交流電流とこれらに対応して測定された前記電圧とに基づいて生体電気インピーダンスを演算する生体電気インピーダンス測定装置。

30

**【請求項 10】**

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記交流電流供給手段は単一の周波数の交流電流を供給し、前記電圧測定手段は測定された前記電圧の位相を更に測定し、前記演算手段は、供給された前記電流と測定された前記電圧との位相差を更に演算する生体電気インピーダンス測定装置。

**【請求項 11】**

請求項 9 もしくは請求項 10 に記載の生体電気インピーダンス測定において、前記演算手段は細胞内液量対細胞外液量比、細胞外液量対体水分液量比、細胞内液量、細胞外液量、体水分液量、または、体脂肪量のうちの少なくとも 1 つを更に演算する生体電気インピーダンス測定装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、身体の生体電気インピーダンスを測定する生体電気インピーダンス測定装置に関し、また、生体電気インピーダンスと共に体脂肪、体水分、脈拍、血圧等を測定する生体電気インピーダンス測定装置に関する。

**【0002】****【従来の技術】**

従来、生体電気インピーダンス測定装置としては、図 1 に示すように、ケーブル 11 に

50

接続された１対の測定電流印加電極１２ａ、１２ｂおよび１対の電圧測定電極１３ａ、１３ｂを両手、両足、または、手足等に貼り付けて測定するケーブル接続電極型のもの１０や、図２に示すように、１対のグリップ２１ａ、２１ｂに配置された１対の測定電流印加電極２２ａ、２２ｂおよび１対の電圧測定電極２３ａ、２３ｂを両手で握って測定する手専用電極型のもの２０や、または、図３に示すように台３１上に配置された１対の測定電流印加電極３２ａ、３２ｂおよび１対の電圧測定電極３３ａ、３３ｂ上に両足で乗って測定する足専用電極型のもの３０が知られており、いずれも両手、両足、または、手足間といった身体の２つの部位に２対の電極を配置して生体電気インピーダンスを測定するものである。尚、本願明細書において、身体の１つの部位とは、関節間に挟まれた、関節が介在しない身体の連続する部分をいう。

10

#### 【０００３】

##### 【発明が解決しようとする課題】

これらの従来の生体電気インピーダンス測定装置では、両手、両足、または、手足間といった身体の２つの部位に２対の電極が配置されて生体電気インピーダンスが測定されるので、電極間に挟まれた身体部分には関節が介在し、関節において身体が曲がってしまっていて、電極間に挟まれた身体部分の姿勢が大きく変動してしまい、生体電気インピーダンスの測定精度が低くなってしまうという問題があった。

#### 【０００４】

また、両手、両足、または、手足間といった身体の２つの部位に２対の電極が配置されて生体電気インピーダンスが測定されるので、電極間の距離が被測定者毎に変動してしまっていて不明であり、生体電気インピーダンスの測定精度が低くなってしまうという問題があった。

20

#### 【０００５】

そしてまた、ケーブル接続型の場合には、長いケーブルの取り扱いや身体への電極の貼り付けが面倒であるという問題があった。

#### 【０００６】

本発明の目的は、上述した問題点を解消し、電極間に挟まれた身体部分の姿勢が変動せず、電極間の距離が明確になるようにして、高い測定精度で簡便に生体電気インピーダンスを測定することができるような生体電気インピーダンス測定装置を提供することである。

#### 【０００７】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明の１つの観点によれば、身体の１つの部位にあてがう当接面を有するハウジングと、身体の１つの部位に接触するように当接面に配置された１対の測定電流印加電極と、１対の測定電流印加電極間に位置して身体の１つの部位に接触するように当接面に配置された１対の電圧測定電極と、ハウジングの当接面とは異なる面に配置された表示手段と、ハウジング内には、１対の測定電流印加電極に交流電流を供給する交流電流供給手段と、１対の電圧測定電極間の電圧を測定する電圧測定手段と、供給された前記交流電流と測定された電圧とに基づいて生体電気インピーダンスを演算する演算手段とを備え、前記１対の測定電流印加電極と前記１対の電圧測定電極とが一行に並んで配置される生体電気インピーダンス測定装置が提供される。

30

40

#### 【０００８】

本発明の１つの実施の形態によれば、ハウジングは、表示手段を見ることができる状態で片手で把持して、身体の１つの部位にあてがうことのできるような形状およびサイズとされている。ハウジングの両サイドには、指用溝が形成されている。

#### 【０００９】

本発明の別の実施の形態によれば、表示部は、表示部の上下方向と前記１対の測定電流印加電極および１対の電圧測定電極が並ぶ方向とが直交するように配置されている。

#### 【００１０】

本発明の更に別の実施の形態によれば、当接面は、１対の測定電流印加電極および１対の電圧測定電極の並びに沿って延びる湾曲した溝状にされ、１対の測定電流印加電極および

50

1 対の電圧測定電極の各々は、当接面に沿って湾曲している。

【0011】

本発明の更に別の実施の形態によれば、演算手段は体脂肪、体水分、脈拍、または、血圧のうちの少なくとも1つを更に演算する。

【0012】

本発明の更に別の実施の形態によれば、身体の1つの部位は左右いずれか一方の前腕であるか、または、左右いずれか一方の下腿である。

【0013】

本発明の更に別の実施の形態によれば、交流電流供給手段は複数の異なる周波数の交流電流を供給し、電圧測定手段は各周波数の交流電流に対応して電圧を測定し、演算手段は、供給された異なる周波数の前記交流電流とこれらに対応して測定された電圧とに基づいて生体電気インピーダンスを演算するか、または、交流電流供給手段は単一の周波数の交流電流を供給し、電圧測定手段は測定された電圧の位相を更に測定し、演算手段は、供給された電流と測定された電圧との位相差を更に演算する。

10

【0014】

本発明の更に別の実施の形態によれば、演算手段は細胞内液量対細胞外液量比、細胞外液量対体水分液量比、細胞内液量、細胞外液量、体水分液量、または、体脂肪量のうちの少なくとも1つを更に演算する。

【0015】

【発明の実施の形態】

20

以下に本発明の好適な実施例を図面に基づいて説明する。

【0016】

先ず、本発明に係る生体電気インピーダンスの第1実施例について説明する。図4は、本発明に係る生体電気インピーダンス測定装置の第1実施例の外部構成を裏側から示す斜視図であり、図5は、図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の外部構成を表側から示す斜視図である。本測定装置40は、前腕において生体電気インピーダンスを測定するものであり、携帯容易なほぼ手のひらサイズになっている。本測定装置40には、図4および図5に示すように、全体がほぼ矩形の平面形状をしているハウジング41が備えられている。図4に示すように、ハウジング41の一方の面は、図4における前後方向に、ハウジング41の端から端まで直線状に延びる湾曲した溝状の当接面42になっている。当接面42には、当接面42の底部に固定的に配置された1対の測定電流印加電極43a、43bおよび1対の電圧測定電極44a、44bが備えられている。1対の測定電流印加電極43a、43bおよび1対の電圧測定電極44a、44bは、1対の測定電流印加電極43a、43b間に1対の電圧測定電極44a、44bを挟んで当接面42の長手方向に直線状に並び、各電極43a、44a、44b、43bは、当接面42の長手方向に対して垂直方向に、かつ、当接面42に沿って湾曲して延びる。

30

【0017】

図5に示すように、ハウジング41の当接面42と反対側の面には、操作案内、測定状況、測定結果、演算結果等が表示される表示部45と、本測定装置40の制御命令および測定に必要な被測定者の個人パラメータ等を入力するための入力キー46と、測定を開始するための測定開始キー47と、本測定装置40を作動または停止するための電源オンオフキー48とが備えられている。当接面42の長手方向に延びる、ハウジング41の当接面42と反対側の面の両端の角はそれぞれ面取りされ、これらの面取りされた面にはそれぞれ4つの指用溝49が長手方向に接続して形成されている。各指用溝49は、当接面42の長手方向に対して直交して延びる。

40

【0018】

図6は、図4および図5に示した生体電気インピーダンス測定装置の内部構成を示すブロック図である。図6に示すように、本測定装置40の内部構成は、主として制御、演算およびデータの入出力を行う第1ブロックと、主として生体電気インピーダンス測定およびアナログ信号からデジタル信号への変換を行う第2ブロックとに分けられ、ハウジング4

50

1 内に収容されている。

#### 【0019】

第1ブロックは、測定に関する制御、測定データの処理等を行う制御および演算装置51、制御および演算用プログラム、定数等を記憶するROM52、測定データ、演算結果、外部より読み込んだデータ、プログラム等を一時的に記憶するRAM53、測定データ、演算結果、測定に関するパラメータ等を記憶、読み出し、更新可能な不揮発性の補助記憶装置54、表示部45に接続され、操作案内、測定状況、測定結果、演算結果等を表示部45に表示させる表示装置55、測定に関するパラメータ、測定結果等を外部機器へ出力し、また、測定に関するパラメータ、測定時の制御情報、制御プログラム等を外部機器から本測定装置40へ読み込むための外部入出力インターフェイス56、外部入出力インターフェイスと外部機器とを接続するための外部インターフェイス端子57、入力キー46および測定開始キー47に接続され、入力キー46および測定開始キー47の押下を受けて、本測定装置40の制御命令、測定に必要な被測定者の個人パラメータ等の入力情報を生成するキー入力装置58、測定の日時等を管理するための時間情報を取得するための時計装置59、測定値、測定値から算出されたパラメータ等を電話回線を通じて他のコンピュータに送信するためのモデム内蔵の通信装置60、電源オンオフキー48に接続され、電源オンオフキー48の押下を受けて、本測定装置40の各部分への電力供給を開始または停止するための電源装置61、外部から電源装置61へ電力を供給するための電源端子62を備える。

10

#### 【0020】

20

第2ブロックは、ROM52またはRAM53に記憶された制御プログラムにより決められた周波数の交流信号を発生させる交流信号発生装置63、交流信号発生装置63から出力される交流信号をROM52またはRAM53に記憶された制御プログラムにより決められた実効値の交流信号にするための交流電流出力装置64、被測定者を流れる電流を検出して、基準電流検出信号として出力する基準電流検出装置65、交流電流出力装置64から基準電流検出装置65を介して供給される交流電流を出力するための1対の交流電流出力端子66a、66b、基準電流検出装置65の出力であるアナログ信号をデジタル信号に変換する第1A/D変換装置67、被測定者の2ヶ所の電位信号を入力するための1対の電圧測定端子68a、68b、1対の電圧測定端子68a、68b間の電位信号の差分信号を出力する電位差検出装置69、電位差検出装置69の出力であるアナログ信号をデジタル信号に変換する第2A/D変換装置70を備える。1対の交流電流出力端子66a、66bは1対の測定電流印加電極43a、43bに接続され、1対の電圧測定端子68a、68bは1対の電圧測定電極44a、44bに接続されている。

30

#### 【0021】

図7は、図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の測定手順および動作の概要を示すフローチャートである。ステップ1で、被測定者が電源オンオフキー48を押下すると、ステップ2で、本測定装置40内部の初期化が行われ、ステップ3で、図8に示す初期画面が表示部45に表示される。ステップ4で、被測定者の個人パラメータである性別、身長、体重、年齢が既に入力されているかどうか判断され、既に入力されている場合には、ステップ8に進む。まだ入力されていない場合には、ステップ5に進み、個人パラメータ入力用画面が表示部45に表示される。ステップ6で、被測定者が入力キー46を押下して個人パラメータを入力すると、ステップ7で、初期画面が再び表示部45に表示される。ステップ8に進み、被測定者が入力キー46を押下して「1」を入力すると、ステップ9で、個人パラメータ入力画面が表示部45に表示され、ステップ10で、個人パラメータの変更が有る場合には、被測定者は入力キー46を押下して個人パラメータを変更し、ステップ11に進む。ステップ11で、被測定者は、指用溝49に指を配置して本測定装置40を手で持ち、当接面42を前腕にあてがって、2対の電極43a、44a、44b、43bを前腕に接触させる。そして、測定開始キー47を押下して測定開始の指示を入力する。本測定装置40では、当接面42は湾曲した溝状になっており、2対の電極43a、44a、44b、43bは当接面42に沿って湾曲しているため、被測定者は、

40

50

2対の電極43a、44a、44b、43bを前腕に密接させることができる。また、本測定装置は、全体が携帯容易なほぼ手のひらサイズであり、指用溝49が備えられているので、非常に持ち易い。ステップ12では、生体電気インピーダンスが以下のように測定される。すなわち、ROM52に予め記憶されるか、または、補助記憶装置54や外部入出力インターフェイス56からRAM53に記憶された測定制御パラメータに基づいて交流信号発生装置63に出力信号周波数が設定され、交流信号発生装置63からの出力信号は交流電流出力装置64に出力される。測定制御パラメータに基づいて交流電流出力装置64の定電流出力回路に出力電流値が設定され、交流電流出力装置64からの出力は、基準電流検出装置65、1対の交流電流出力端子66a、66b、1対の測定電流印加電極43a、43bを順に介して被測定者に印加される。この時、被測定者に流れる電流は基準電流検出装置65により検出され、そのアナログ信号の出力は第1A/D変換装置67によりデジタル信号に変換される。そして、そのデジタル信号の出力はRAM53に記憶される。同時に、被測定者の2ヶ所の電位信号は、1対の電圧測定電極44a、44b、1対の電圧測定端子68a、68bを順に介して電位差検出装置69に入力され、電位差検出装置69により、入力された電位信号の差分信号が第2A/D変換装置70に出力される。第2A/D変換装置70では、アナログ信号である差分信号がデジタル信号に変換され、そのデジタル信号の出力はRAM53に記憶される。このようにして、生体電気インピーダンスが、測定制御パラメータに基づき周波数 $F_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ )について繰り返し測定される。

10

【0022】

20

続いてステップ13に進み、ステップ12で測定された生体電気インピーダンス測定値から、生体電気インピーダンスベクトル軌跡およびそれに関するパラメータが算出される。

【0023】

通常、生体電気インピーダンスは、図9に示すような、細胞外液抵抗 $R_e$ 、細胞内液抵抗 $R_i$ 、細胞膜容量 $C_m$ から成る集中定数による等価回路で表されるが、実際には、生体を構成する個々の細胞が、その形状や性質の差異により、それぞれ定数の異なる回路で表されるため、その集合体である生体では、集中定数による等価回路を測定した場合のように、生体電気インピーダンスベクトル軌跡は半円とならずに、コール-コールの円弧則に従う円弧となるとされている。

【0024】

30

従って、一般に、生体電気インピーダンスは、図10に示すような円弧状の軌跡を描くことになる。ここで、X軸は生体電気インピーダンスのレジスタンス成分を表し、Y軸は生体電気インピーダンスのリアクタンス成分を表す。生体電気インピーダンスのリアクタンス成分は容量性なので負の値をとるため、生体電気インピーダンスベクトル軌跡は、X軸の下方に位置し、また、求める生体電気インピーダンスベクトル軌跡は円弧であるという仮定から、周波数 $F_1$ 、 $F_2$ 、...、 $F_N$ の各々における生体電気インピーダンス測定値 $Z_1$ 、 $Z_2$ 、...、 $Z_N$ は、ある円の円周上にある。ここで、円の中心のX座標を $a$ 、円の中心のY座標を $b$ 、円の半径を $r$ とすると、生体電気インピーダンス測定値を通る円の方程式は式1のように表される。

【0025】

40

$$(X - a)^2 + (Y - b)^2 = r^2 \quad (\text{式1})$$

$a$ 、 $b$ 、 $r$ は、式1に、周波数 $F_1$ 、 $F_2$ 、...、 $F_N$ における生体電気インピーダンス測定値 $Z_1$ 、 $Z_2$ 、...、 $Z_N$ を代入することにより求められる。

【0026】

また、式1から、 $X$ は以下のように表される。

$$X = a \pm \sqrt{r^2 - b^2} \quad (\text{式2})$$

【0027】

そして、式2より、式1で表される円とX軸との交点 $R_0$ 、 $R_{inf}$  ( $R_0 > R_{inf}$ )は、以下のように求められる。

50

$$R_0 = a + \sqrt{r^2 - b^2} \quad (\text{式 } 3)$$

$$R_{\text{inf}} = a - \sqrt{r^2 - b^2} \quad (\text{式 } 4)$$

#### 【 0 0 2 8 】

更に、式 3 および式 4 より、図 9 の等価回路における  $R_e$  および  $R_i$  は以下のように求められる。

#### 【 0 0 2 9 】

$$R_e = R_0 \quad (\text{式 } 5)$$

$$R_i = R_0 \cdot R_{\text{inf}} / (R_0 - R_{\text{inf}}) \quad (\text{式 } 6)$$

10

特性周波数  $F_c$  における生体電気インピーダンスベクトル  $Z_c$  は、リアクタンス成分、すなわち  $Y$  軸成分の絶対値が最大になる点であるから、その場合のレジスタンス成分である  $X$  座標値およびリアクタンス成分である  $Y$  座標値は以下のように算出される。

#### 【 0 0 3 0 】

$$X = a \quad (\text{式 } 7)$$

$$Y = b - r \quad (\text{式 } 8)$$

ここで、 $R_c$  は  $Z_c$  のレジスタンス成分、 $X_c$  は  $Z_c$  のリアクタンス成分とすると、 $Z_c$  は以下のように表される。

#### 【 0 0 3 1 】

$$Z_c = R_c + j X_c = a + j (b - r) \quad (\text{式 } 9)$$

20

また、 $Z(\omega)$  は  $\omega$  における生体電気インピーダンスベクトル、 $a$ 、 $b$  は定数とすると、コール - コールの円弧則から、任意の角周波数  $\omega$  における生体電気インピーダンスベクトルは以下のように表される。

$$Z(\omega) = \frac{R_0 - R_{\text{inf}}}{1 + (j \omega \tau)^\beta} \quad (\text{式 } 10)$$

#### 【 0 0 3 2 】

更に、 $\tau = 1 / \omega_c$  として、式 10 は以下のように表される。

$$Z(\omega) = \frac{R_0 - R_{\text{inf}}}{1 + (j \omega / \omega_c)^\beta} \quad (\text{式 } 11)$$

30

#### 【 0 0 3 3 】

ここで、 $\omega_c = 2 \pi F_c$  であるから、先に測定された生体電気インピーダンス測定値を用いて、 $F_c$  および  $\tau$  が求められる。

#### 【 0 0 3 4 】

上述のように生体電気インピーダンス測定値から求められた生体電気インピーダンスベクトル軌跡およびそれに関するパラメータ  $R_0$  および  $R_{\text{inf}}$ 、 $R_e$  および  $R_i$ 、 $Z_c$ 、 $R_c$ 、 $X_c$ 、 $F_c$  等に基づいて、細胞外液量、細胞内液量、体水分液量（細胞外液量と細胞内液量との和）、体脂肪量、除脂肪量（体重と体脂肪量との差）等の身体成分量が算出され、また、算出された身体成分量から、細胞内液量対細胞外液量比、細胞外液量対体水分液量比、体水分液量比から求められる脱水状態、体脂肪の割合等が算出される。

40

#### 【 0 0 3 5 】

それから、ステップ 14 に進み、測定値および測定値から算出された結果が表示部 45 に表示される。ステップ 15 では、測定値および測定値から算出された結果等が、補助記憶装置 54 に記憶されるか、または、外部入出力インターフェイス 56 を介して外部機器へ送信される。その後、ステップ 16 に進み、被測定者が測定開始キー 47 を押下して、再測定の指示を入力した場合は、ステップ 11 から再度測定がやり直される。ステップ 16 で、被測定者が再測定の指示を入力せず、ステップ 17 で、入力キー 46 を押下して、グラフ表示を指示した場合は、過去に求められた測定値および測定値から算出された結果が表示部 45 にグラフ表示される。そして、ステップ 18 で、被測定者が電源オンオフキー

50

48を押下すると、一連の測定は終了し、本測定装置40は停止する。

【0036】

上述したステップ8で、被測定者が入力キー46を押下して、「2」を入力した場合には、ステップ19で、表示に関連するデータおよびパラメータ等が補助記憶装置54から読み出され、ステップ17に進み、上述したように所定のデータが表示部45にグラフ表示される。そして、ステップ18で、上述したように本測定装置40は停止する。

【0037】

ステップ8で、被測定者が入力キー46を押下して、「3」を入力した場合には、ステップ20で、送信に関連するデータおよびパラメータ等が補助記憶装置54から読み出され、ステップ21で、所定のデータが、電話回線を介して、外部の他のデータ処理装置に送信される。所定のデータは、例えば、上述した生体電気インピーダンス測定により測定された測定値（生体電気インピーダンス、電圧、位相差、測定日時等）、その測定値から算出されたパラメータ（ $R_0$ 、 $R_{inf}$ 、 $R_e$ 、 $R_i$ 、 $Z_c$ 、 $R_c$ 、 $X_c$ 、 $F_c$ 等）、身体成分量（細胞内液量、細胞外液量、体水分量、除脂肪量、体脂肪量等）、むくみ指標値（細胞外液量、細胞内液量対細胞外液量比、細胞外液量対体水分量比等）、個人パラメータ（識別番号、名前、性別、年齢、身長、体重等）等である。それから、ステップ18で、上述したように本測定装置40は停止する。

【0038】

尚、上述したステップ12およびステップ13では、複数の周波数の交流電流について測定および演算が実施されるが、より簡易に、単一の周波数の交流電流についてのみ測定および演算が実施されても良い。その場合には、ステップ12では、生体電気インピーダンス、および、生体電気インピーダンス測定時に被測定者へ印加された交流電流の位相と被測定者から測定された電圧の位相との間の位相差が単一の周波数 $F_1$ についてのみ測定される。

【0039】

ステップ13では、 $F_1$ の周波数における生体電気インピーダンス測定値 $Z_1$ からレジスタンス成分値 $R_1$ およびリアクタンス成分値 $X_1$ が求められ、それらの値が、図11に示される $F_1 = 50 \text{ kHz}$ の場合の例に示されるような予め求められたレジスタンス成分およびリアクタンス成分の正常値の範囲内にあるか否かが判定される。そして、もし、正常値の範囲内にないならば、生体電気インピーダンス測定値から、生体電気インピーダンスベクトル軌跡に関するパラメータが以下に基づいて算出される。

【0040】

すなわち、生体電気インピーダンスの電気的特性については、第1実施例の場合と同様である。生体電気インピーダンスベクトル軌跡は円弧であるという仮定から、周波数 $F_1$ における生体電気インピーダンス測定値 $Z_1$ は、図12に示すように、ある円の円周上にある。ここで、 $X$ 軸は生体電気インピーダンスのレジスタンス成分を表し、 $Y$ 軸は生体電気インピーダンスのリアクタンス成分を表す。

【0041】

任意の角周波数 $F$ における生体電気インピーダンスベクトルは、 $0$ 、 $\theta$ は定数として、式12のように表される。

$$Z(\omega F) = \frac{1}{1 + (j\omega F / \omega_0)^\beta} \quad (\text{式12})$$

【0042】

更に、 $\beta = 1$ として、式12は以下のように表される。

$$Z(\omega F) = \frac{1}{1 + j\omega F / \omega_0} \quad (\text{式13})$$

【0043】

そして、生体電気インピーダンスおよび位相差の測定値、測定された電圧と印加された交

10

20

30

40

50



流電流とから求められる抵抗値とに基づいて、体水分液量、除脂肪量、体脂肪量等の身体成分量が算出され、また、算出された身体成分量から体脂肪の割合等が算出される。

【0044】

続いて、本発明に係る生体電気インピーダンスの第2実施例について説明する。図13は、本発明に係る生体電気インピーダンス測定装置の第2実施例の外部構成を示す斜視図であり、図13において図4および図5と同一の機能を果たす部分には同一符号を付している。本測定装置80も、上述した第1実施例と同様に、前腕において生体電気インピーダンスを測定するものである。本測定装置80では、図13に示すように、第1実施例の表示部45と異なり、表示部81は、表示部81の上下方向と当接面42の長手方向とが直交するように配置されている。このように表示部81を配置することにより、本測定装置80を自身の前腕にあてがっている状態の被測定者にとって、表示部45に表示される情報が見易くなる。また、第1実施例の測定開始キー47および電源オンオフキー48と異なり、測定開始キー82および電源オンオフキー83は、当接面42の面取りされた端部の一方に配置されている。このように測定開始キー82および電源オンオフキー83を配置することにより、被測定者は、本測定装置80を手で持った状態で、指先で、測定開始および電源のオンオフを操作可能になる。他の外部構成、内部構成、測定手順および動作の概要は、上述した第1実施例の構成と同様である。

10

【0045】

以上、本発明に係る生体電気インピーダンス測定装置の第1実施例および第2実施例を説明したが、本発明の実施例はそれらの実施例に限定されることはない。

20

【0046】

例えば、上述した実施例はいずれも前腕において生体電気インピーダンスを測定するものであるが、下腿といったような身体他の1つの部位において測定するようにしても良い。肝要なのは、電極間に挟まれた身体部分に関節が介在しないように、2対の電極を身体いずれか1つの部位のみに配置することであり、これによって、電極間に挟まれた身体部分の姿勢の変動は小さくなる。

【0047】

また、上述した実施例では、細胞外液量、細胞内液量、体水分液量（細胞外液量と細胞内液量との和）、体脂肪量、除脂肪量（体重と体脂肪量との差）、細胞内液量対細胞外液量比、細胞外液量対体水分液量比、体脂肪の割合、体水分液量比から求められる脱水状態等

30

【0048】

そしてまた、上述した実施例では、当接面を溝状にしているが、身体と電極との接触が良ければ、溝状に限定されず、平板状等であっても良い。

【0049】

更に、上述した実施例では、ハウジングはほぼ矩形の平面形状をしているが、三角柱や他の多角柱、雨樋形、半円柱等の他の形状であっても良く、また、上述した実施例では、表示部は、電極が配置された当接面とは反対側の面に備えられているが、反対側の面には限定されず、当接面とは異なる他の面であれば良い。

【0050】

尚、本測定装置は携帯可能な手のひらサイズで、身体にあてがって測定可能であるので、被測定者自身ではなく、被測定者以外の者が操作して測定するのにも適しており、例えば、介護者は、自身での測定が困難な高齢者や乳幼児、病人の生体電気インピーダンスを非常に容易に測定することができる。

40

【0051】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の生体電気インピーダンス測定装置では、前腕や下腿といった身体1つの部位に2対の電極が配置されて生体電気インピーダンスが測定されるので、電極間に挟まれた身体部分に関節は介在せず、電極間に挟まれた身体部分の姿勢は殆ど変動しない。また、2対の電極は当接面上に固定的に配置されるので、電極間の距離は被

50

測定者毎に変動せず常に一定で明確である。更に、電極が配置された面が湾曲した溝状になっており、その面に沿って電極も湾曲しているので、電極を身体の1つの部位に密接させることができる。従って、高い測定精度で生体電気インピーダンスを測定することが可能である。

#### 【0052】

また、本発明の生体電気インピーダンス測定装置では、前腕や下腿といった身体の1つの部位に本装置をあてがうことにより、2対の電極が身体に配置されることとなるので、長いケーブルを取り扱ったり、身体へ電極を貼り付けたりする必要はない。従って、測定が非常に簡便である。

#### 【0053】

更に、本発明の生体電気インピーダンス測定装置は、携帯容易なほぼ手のひらサイズをしており、身体にあてがって測定可能であり、また、指用溝を設けて持ち易くしているので、被測定者自身が操作して測定するのも、被測定者以外の者が操作して測定するのも非常に容易である。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】従来技術のケーブル接続電極型の生体電気インピーダンス測定装置を示す概要図である。

【図2】従来技術の手専用電極型の生体電気インピーダンス測定装置を示す概要図である。

【図3】従来技術の足専用電極型の生体電気インピーダンス測定装置を示す概要図である。

【図4】本発明に係る生体電気インピーダンス測定装置の第1実施例の外部構成を裏側から示す斜視図である。

【図5】図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の外部構成を表側から示す斜視図である。

【図6】図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の内部構成を示すブロック図である。

【図7】図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の測定手順および動作の概要を示すフローチャートである。

【図8】図4に示した生体電気インピーダンス測定装置の表示部に表示される初期画面を示す図である。

【図9】生体電気インピーダンスを表す等価回路図である。

【図10】生体電気インピーダンスベクトル軌跡を表すグラフ図である。

【図11】予め求められている生体電気インピーダンスのレジスタンス成分とリアクタンス成分の正常値の範囲を示すグラフ図である。

【図12】生体電気インピーダンスベクトル軌跡を示すグラフ図である。

【図13】本発明に係る生体電気インピーダンス測定装置の第2実施例の外部構成を示す斜視図である。

#### 【符号の簡単な説明】

10、20、30、40、80 生体電気インピーダンス測定装置 40

11 ケーブル

12a、12b、22a、22b、32a、32b、43a、43b

測定電流印加電極

13a、13b、23a、23b、33a、33b、44a、44b

電圧測定電極

31 台

41 ハウジング

42 当接面

45、81 表示部

46 入力キー

10

20

30

40

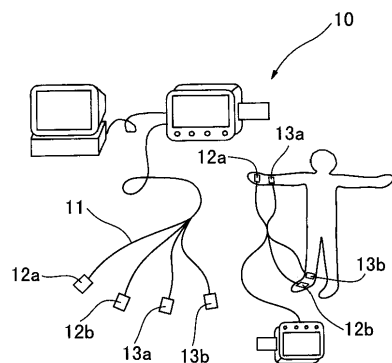
50

- 4 7、8 2           測定開始キー
- 4 8、8 3           電源オンオフキー
- 4 9               指用溝
- 5 1               演算および制御装置
- 5 2               R O M
- 5 3               R A M
- 5 4               補助記憶装置
- 5 5               表示装置
- 5 6               外部入出力インターフェイス
- 5 7               外部インターフェイス端子
- 5 8               キー入力装置
- 5 9               時計装置
- 6 0               通信装置
- 6 1               電源装置
- 6 2               電源端子
- 6 3               交流信号発生装置
- 6 4               交流電流出力装置
- 6 5               基準電流検出装置
- 6 6 a、6 6 b       交流電流出力端子
- 6 7               第 1 A / D 変換装置
- 6 8 a、6 8 b       電圧測定端子
- 6 9               電位差検出装置
- 7 0               第 2 A / D 変換装置

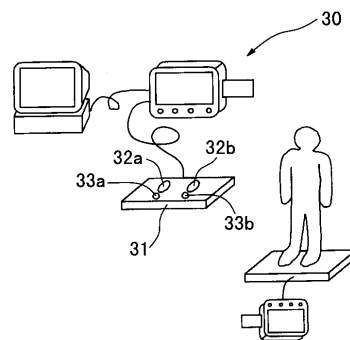
10

20

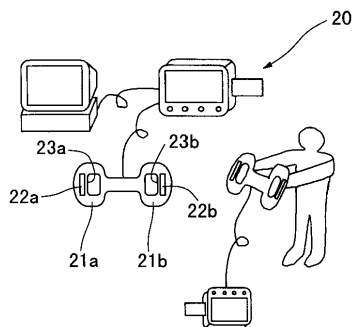
【図 1】



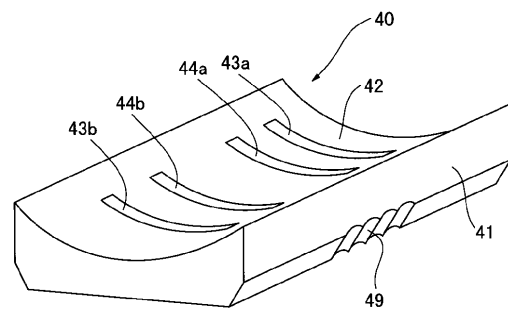
【図 3】



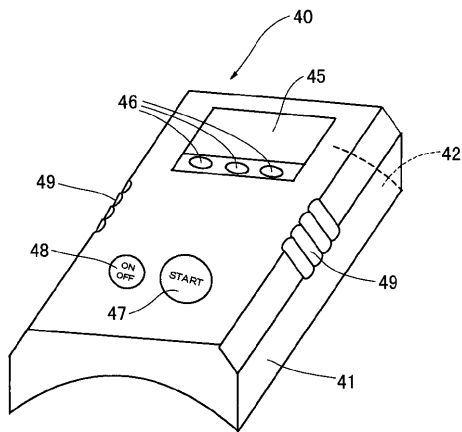
【図 2】



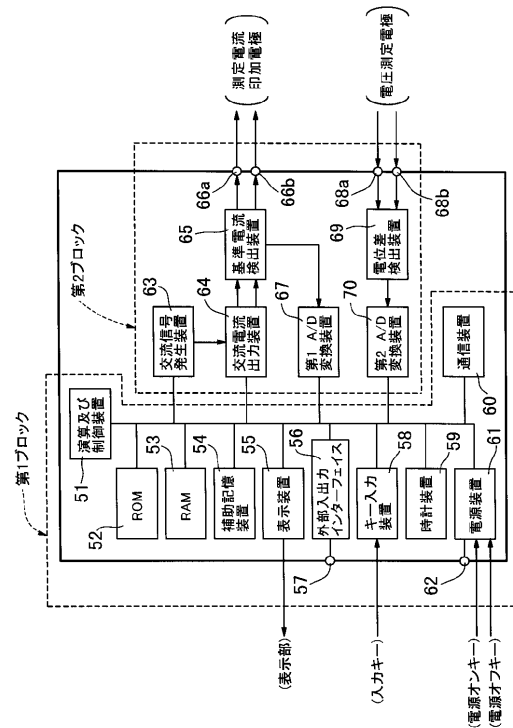
【図 4】



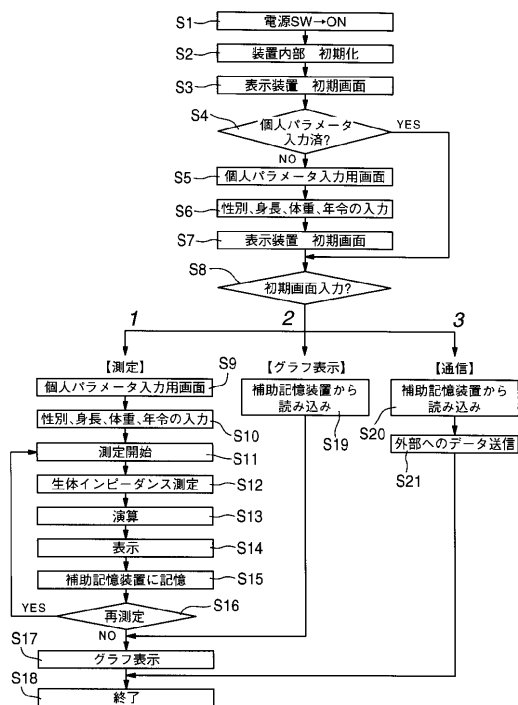
【図5】



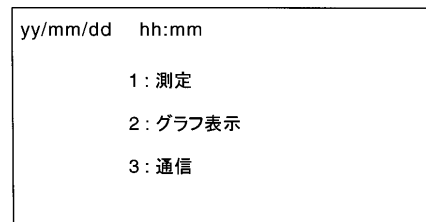
【図6】



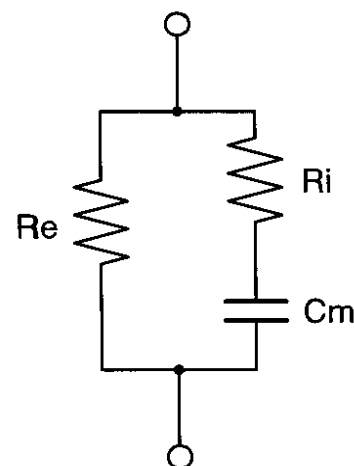
【図7】



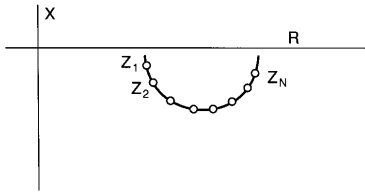
【図8】



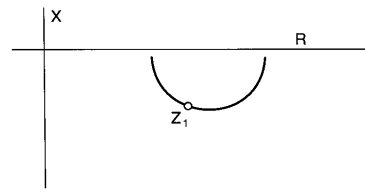
【図9】



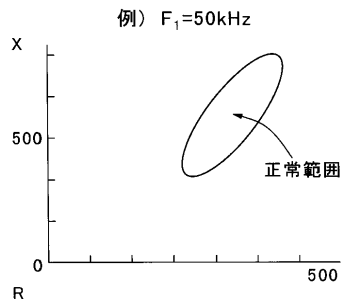
【図 1 0】



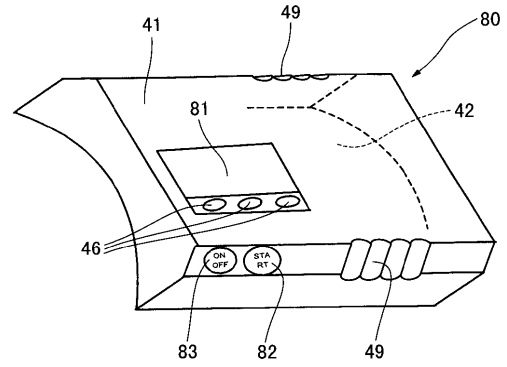
【図 1 2】



【図 1 1】



【図 1 3】



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100084009  
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821  
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771  
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663  
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 山田 泰嗣  
東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社 タニタ内
- (72)発明者 竹原 克  
東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社 タニタ内
- (72)発明者 三好 努  
東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株式会社 タニタ内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2001-187029(JP,A)  
特開2001-224566(JP,A)  
特開平06-114023(JP,A)  
特開平10-234690(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/05