

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3699323号
(P3699323)

(45) 発行日 平成17年9月28日(2005.9.28)

(24) 登録日 平成17年7月15日(2005.7.15)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/05

F I

A 6 1 B 5/05

B

請求項の数 11 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2000-93830 (P2000-93830)	(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2001-276010 (P2001-276010A)		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2日 (2004.6.2)		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つの部位を載置する載置台と、
前記身体の1つの部位に接触するように前記載置台上に配置された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載置台に配置された1対の電圧測定電極と、

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列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、前記載置台は、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、前記載置台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。

【請求項3】

請求項1もしくは請求項2に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記身

10

20

体の 1 つの部位を位置決めする位置決め部材を備える生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の生体電気インピーダンス測定装置において、前記位置決め部材は位置調整可能であ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。

【請求項 6】

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。

10

【請求項 7】

請求項 3 もしくは請求項 4 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り、前記位置決め部材は手で握るグリップおよび / もしくは肘を当接する肘当てである生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 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。

20

【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。

【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。

30

【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装置において、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。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、身体が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。

40

【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 に接続された 1 対の測定電流印加電極 12 a、12 b および 1 対の電圧測定電極 13 a、13 b 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 21 a、21 b に配置された 1 対の測定電流印加電極 22 a、22 b および 1 対の電圧測定電極 23 a、23 b 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

50

流印加電極 3 2 a、3 2 b および 1 対の電圧測定電極 3 3 a、3 3 b 上に両足で乗って測定する足専用電極型のもの 3 0 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。

【 0 0 0 3 】

【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

10

【 0 0 0 4 】

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。

【 0 0 0 5 】

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。

20

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

【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 つの部位を載置する載置台と、身体の 1 つの部位に接触するように載置台上に配置された 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載置台に配置された 1 対の電圧測定電極と、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

30

【 0 0 0 8 】

本発明の別の観点によれば、載置台は、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 1 対の電圧測定電極の各々は、載置台に沿って湾曲している。

【 0 0 0 9 】

本発明の更に別の観点によれば、身体の 1 つの部位を位置決めする位置決め部材を備える。位置決め部材は位置調整可能である。身体の 1 つの部位は左右いずれか一方の前腕であり、位置決め部材は手で握るグリップおよび / もしくは肘を当接する肘当てである。

40

【 0 0 1 0 】

本発明の更に別の観点によれば、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、身体の 1 つの部位は左右いずれか一方の下腿である。

【 0 0 1 1 】

本発明の更に別の観点によれば、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。

【 0 0 1 2 】

本発明の更に別の観点によれば、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

50

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。

【0013】

本発明の更に別の観点によれば、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。

【0014】

【発明の実施の形態】

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。

【0015】

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、図4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を備えている。ハウジング41の上面の左半分には、ハウジング41の前端から後端まで直線状に延びる湾曲した溝状の載置台42と、載置台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とが備えられている。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を挟んで載置台42の長手方向に直線状に並び、各電極43a、44a、44b、43bは、載置台42の長手方向に対して垂直方向に、かつ、載置台42に沿って湾曲して延びる。

【0016】

ハウジング41の後端には、平板形状のスライド部材45が備えられている。スライド部材45は、その後端をハウジング41の後端から後方に突出させて、電極の並び43a、44a、44b、43bに沿って延び、ハウジング41内を載置台42の長手方向にスライド可能になっている。スライド部材45の後端には、載置台42に対して垂直に起立する棒状のグリップ46が備えられている。グリップ46は、ハウジング41の後端の後方、かつ、載置台42の長手方向の延長線上に位置し、スライド部材45により、ハウジング41の後端に接する位置とハウジング41の後端から後方に離間した位置との間を載置台42の長手方向に移動可能になっている。ハウジング41の上面の右半分には、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47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48と、本測定装置40を作動させるための電源オンキー49aと、本測定装置40を停止するための電源オフキー49bとが備えられている。

【0017】

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内部構成を示すブロック図である。図5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41内に収容されている。

【0018】

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47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47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

10

20

30

40

50

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 48 に接続され、入力キー 48 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、電源オンキー 49a および電源オフキー 49b に接続され、電源オンキー 49a または電源オフキー 49b 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

【0019】

第2ブロックは、ROM 52 または RAM 53 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 ROM 52 または RAM 53 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。

20

【0020】

図6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キー 49a 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7に示す初期画面が表示部 47 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 47 に表示される。ステップ6で、被測定者が入力キー 48 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 47 に表示される。ステップ8に進み、被測定者が入力キー 48 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 47 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 48 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、載置台 42 を左方にし、表示部 47 等を右方にして測定位置につく。そして、適宜、スライド部材 45 の位置を調整し、手でグリップ 46 を握り、前腕を2対の電極 43a、44a、44b、43b に接触させて載置台 42 に載置する。載置台 42 に載置する前腕は左右どちらの前腕でも良いが、操作性の点からは、左の前腕を左方に位置する載置台 42 に載置し、右手で右方に位置する入力キー 48 を操作するのが良い。それから、被測定者は、入力キー 48 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、載置台 42 は湾曲した溝状になっており、2対の電極 43a、44a、44b、43b は載置台に沿って湾曲しているので、被測定者は、前腕を2対の電極 43a、44a、44b、43b に密接させて載置することができる。また、グリップ 46 が備えられ、グリップ 46 は手の向きおよび位置を定める位置決め部材としての機能を果たすので、被験者は、測定中および次回以降の測定において、前腕を常に同一の姿勢で載置台 42 に載置することができる。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、ROM 52 に予め記憶されるか、

30

40

50

または、補助記憶装置 5 4 や外部入出力インターフェイス 5 6 から R A M 5 3 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 6 3 に出力信号周波数が設定され、交流信号発生装置 6 3 からの出力信号は交流電流出力装置 6 4 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 6 4 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 6 4 からの出力は、基準電流検出装置 6 5、1 対の交流電流出力端子 6 6 a、6 6 b、測定電流印加電極 4 3 a、4 3 b 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 6 5 により検出され、そのアナログ信号の出力は第 1 A / D 変換装置 6 7 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 R A M 5 3 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 4 4 a、4 4 b、1 対の電圧測定端子 6 8 a、6 8 b を順に介して電位差検出装置 6 9 に入力され、電位差検出装置 6 9 により、入力された電位信号の差分信号が第 2 A / D 変換装置 7 0 に出力される。第 2 A / D 変換装置 7 0 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 R A M 5 3 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。

【0021】

続いてステップ 1 3 に進み、ステップ 1 2 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。

【0022】

通常、生体電気インピーダンスは、図 8 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。

【0023】

従って、一般に、生体電気インピーダンスは、図 9 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。

【0024】

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

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。

【0025】

また、式 1 から、 X は以下のように表される。

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

【0026】

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。

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

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

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

更に、式 3 および式 4 より、図 8 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 8 】

$$R_e = R_0 \quad (\text{式 5})$$

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

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 2 9 】

$$X = a \quad (\text{式 7})$$

$$Y = b - r \quad (\text{式 8})$$

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 0 】

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

また、 $Z(\omega)$ は ω における生体電気インピーダンスベクトル、 τ 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 ω 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 1 】

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

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

【 0 0 3 2 】

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 β が求められる。

【 0 0 3 3 】

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_{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。

【 0 0 3 4 】

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 47 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、被測定者が入力キー 48 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 48 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 47 にグラフ表示される。そして、ステップ 18 で、被測定者が電源オフキー 49b 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。

【 0 0 3 5 】

上述したステップ 8 で、被測定者が入力キー 48 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

10

20

30

40

50

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 47 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。

【0036】

ステップ 8 で、被測定者が入力キー 48 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。

10

【0037】

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。

20

【0038】

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 10 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。

【0039】

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 11 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。

30

【0040】

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 、 β は定数として、式 12 のように表される。

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

【0041】

更に、 $\beta = 1$ として、式 12 は以下のように表される。

40

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

【0042】

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流電流とから求められる抵抗値とに基づいて、体水分量、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。

【0043】

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 12 は

50

、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12において図4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12に示すように、第1実施例のスライド部材45に代わって、平板形状のスライド部材81が、ハウジング41の前端に備えられている。スライド部材81は、その半円形状をした前端をハウジング41の前端から前方に突出させて、電極の並び43a、44a、44b、44aに沿って延び、ハウジング41内を載置台42の長手方向にスライド可能になっている。また、第1実施例のグリップ部材46に代わって、載置台42に対して垂直に起立する肘当て壁82aがスライド部材81の前端に備えられ、また、円形の肘当てパッド82bがスライド部材81の上面の前端に備えられている。肘当て壁82aおよび肘当てパッド82bは、ハウジング41の前方、かつ、載置台42の長手方向の延長線上に位置し、スライド部材81により、ハウジング41の前端に当接する位置とハウジング41の前端から前方に離間した位置との間を載置台42の長手方向に移動可能になっている。他の外部構成および内部構成は、上述した第1実施例の構成と同様である。

10

【0044】

本実施例の測定手順および動作の概要は、上述した第1実施例の測定手順および動作の概要とほぼ同様であり、再度、図6を参照して相違点のみを説明すると、ステップ11で、被測定者は、適宜、肘当て壁82aおよび肘当てパッド82bの位置を調整し、肘を肘当て壁82aおよび肘当てパッド82bに当接し、載置台42の2対の電極43a、44a、44b、43bが前腕に接触するように前腕を載置台42に載置する。本測定装置80では、肘当て壁82aおよび肘当てパッド82bは肘の位置を定める位置決め部材としての機能を果たすので、被測定者は、測定中および次回以降の測定において、前腕を常に同一の状態で載置台42に載置することができる。

20

【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。

【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対の電極を身体のいずれか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。

30

【0047】

また、上述した実施例は位置決め部材としてグリップまたは肘当の一方を備えているが、グリップと肘当てとの両方を備えても良く、これによって、より確実に電極間に挟まれた身体部分を同一の姿勢に保持できるようになる。上述した実施例では、グリップを載置台に対して垂直に起立させているが、グリップを載置台に対して水平、かつ、載置台の長手方向に対して垂直に設けても良い。この場合、手のひらの延長線状に位置する体毛の少ない部分を電極に接触させて測定できるので、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できる。前腕ではなく下腿において生体電気インピーダンスを測定する装置の場合は、位置決め部材として踵当てを備えるようにしても良い。

40

【0048】

そしてまた、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が、脈拍や血圧が算出されても良い。

【0049】

更に、上述した実施例では、載置台を溝状にしているが、身体1つの部位を載置し易く、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。

50

【 0 0 5 0 】

【 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の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、位置決め部材が備えられているので、より確実に電極間に挟まれた身体部分を同一の姿勢に保持可能である。そしてまた、2対の電極は載置台上に固定的に配置されるので、電極間の距離は被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、身体を電極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。

10

【 0 0 5 1 】

また、本発明の生体電気インピーダンス測定装置では、載置台上に前腕や下腿といった身体の1つの部位を載置することにより、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。

【 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。

20

【 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内部構成を示すブロック図である。

【 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 7 】 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。

30

【 図 8 】 生体電気インピーダンスを表す等価回路図である。

【 図 9 】 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 10 】 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 11 】 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 12 】 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 】

1 0、2 0、3 0、4 0、8 0 生体電気インピーダンス測定装置

40

1 1 ケーブル

1 2 a、1 2 b、2 2 a、2 2 b、3 2 a、3 2 b、4 3 a、4 3 b

測定電流印加電極

1 3 a、1 3 b、2 3 a、2 3 b、3 3 a、3 3 b、4 4 a、4 4 b

電圧測定電極

2 1 a、2 1 b、4 6 グリッブ

3 1 台

4 1 ハウジング

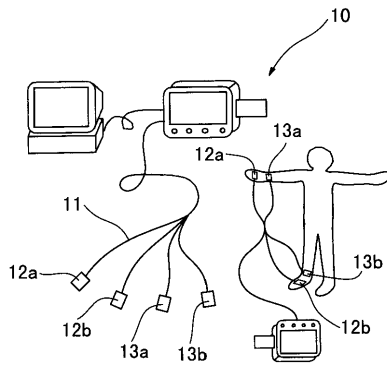
4 2 載置台

4 5、8 1 スライド部材

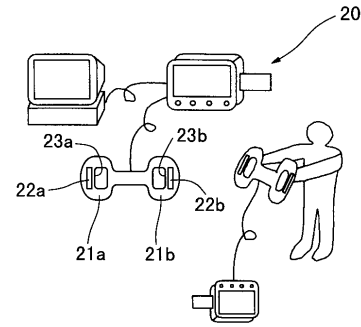
50

4 7	表示部	
4 8	入力キー	
4 9 a	電源オンキー	
4 9 b	電源オフキー	
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	10
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	20
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	
8 2 a	肘当て壁	
8 2 b	肘当てパッド	

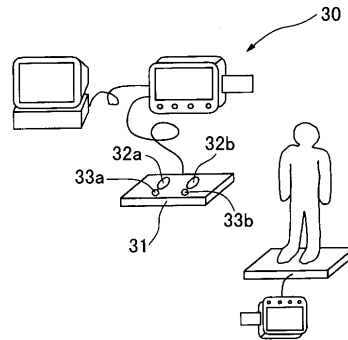
【図 1】



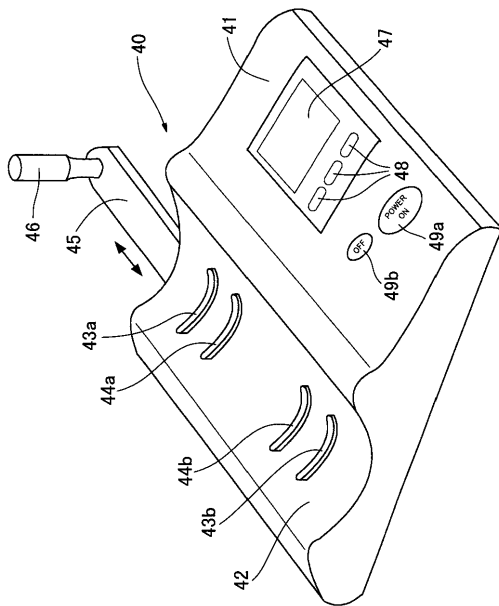
【図 2】



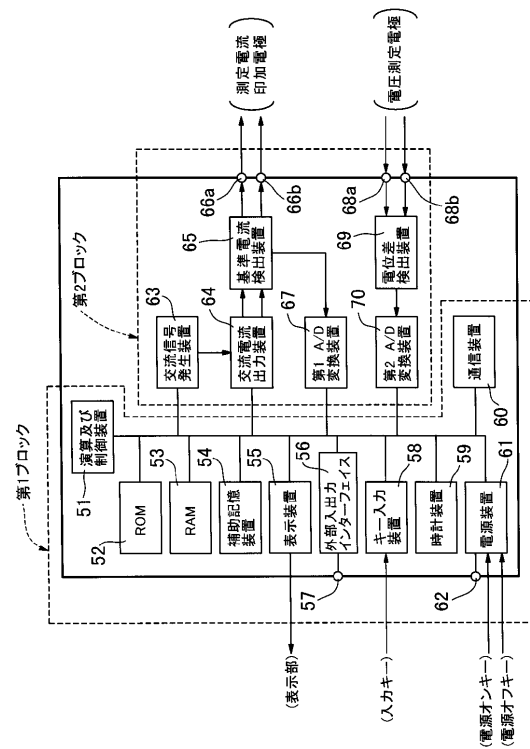
【図 3】



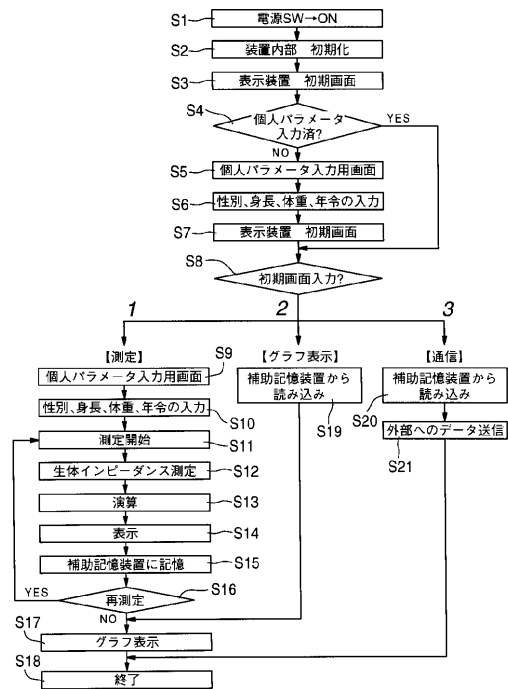
【図 4】



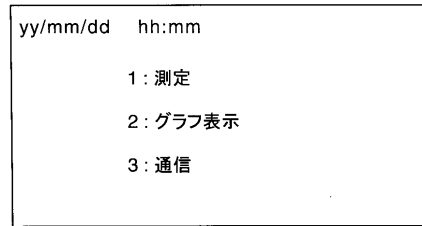
【図 5】



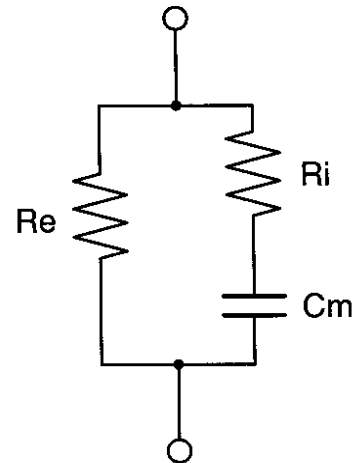
【図 6】



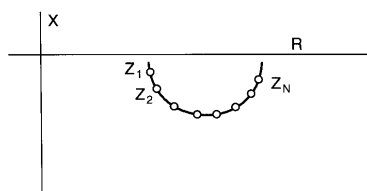
【図 7】



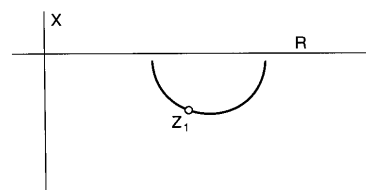
【図 8】



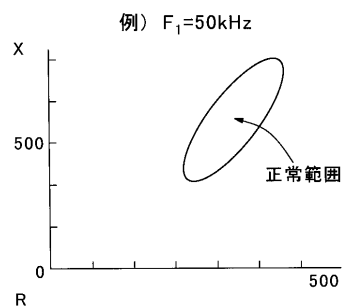
【図 9】



【図 11】



【図 10】



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 1 4 番 2 号 株式会社 タニタ内
- (72)発明者 福田 好典
東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 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 1 4 番 2 号 株式会社 タニタ内
- (72)発明者 石郷岡 真紀
東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 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 1 4 番 2 号 株式会社 タニタ内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平 1 0 - 2 3 4 6 9 0 (J P , A)
特開平 6 - 1 1 4 0 2 3 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 8 7 0 2 9 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B 名)
A61B 5/05