

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001年4月12日 (12.04.2001)

PCT

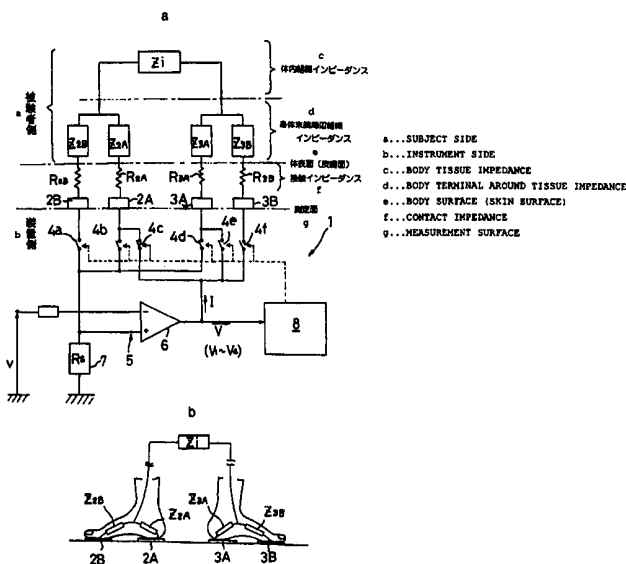
(10) 国際公開番号
WO 01/24694 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 5/05
- (21) 国際出願番号: PCT/JP00/06816
- (22) 国際出願日: 2000年9月29日 (29.09.2000)
- (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: 特願平11/286156 1999年10月7日 (07.10.1999) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 大和製衡株式会社 (YAMATO SCALE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒673-8688 兵庫県明石市茶園場町5番22号 Hyogo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 孝橋 徹 (KOHASHI, Toru) [JP/JP]; 〒675-0151 兵庫県加古郡播磨町野添4丁目93番地 Hyogo (JP). 三田尾健司 (MITAO, Kenji) [JP/JP]; 〒675-0115 兵庫県加古川市平岡町一色797-58 Hyogo (JP).
- (74) 代理人: 弁理士 井上 勉 (INOUE, Tsutomu); 〒550-0015 大阪府大阪市西区立売堀1丁目2番12号本町平成ビル4階 Osaka (JP).
- (81) 指定国 (国内): CA, CN, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (DE, FR, GB).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告書

[続葉有]

(54) Title: BODY FAT MEASURING INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 体内脂肪測定装置



(57) Abstract: The body tissue impedance not including the contact impedance between the electrodes and the skin of the subject and the body terminal around tissue impedance is measured by means of an extremely simple structure to determine the amount of body fat with high precision. Two pairs of electrodes (four electrodes in all) are connected to a constant-current circuit through analog switches. One of the electrodes is selected sequentially to apply a constant current to the selected one by means of a control signal outputted from a calculation controller. The contact impedance and body terminal around tissue impedance are eliminated by a CPU of the calculation controller by using the output voltage signal from an operational amplifier to calculate the body tissue impedance Zi.

[続葉有]



WO 01/24694 A1



2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約:

極めて簡易な構成で、各電極と被験者の皮膚面との間に発生する接触インピーダンスおよび身体末端周辺組織インピーダンスを除いた体内組織インピーダンスを測定し、体内の脂肪量を高い精度で測定することを目的とし、2対（計4個）の電極をそれぞれ定電流回路にアナログスイッチを介して接続し、演算制御装置から出力される制御信号にて定電流が印加される電極を順次切換え、演算増幅器からの出力電圧信号を用いて演算制御装置内のCPUにて接触インピーダンスおよび身体末端周辺組織インピーダンスを除去して体内組織インピーダンス Z_i を演算する構成とする。

明細書

体内脂肪測定装置

技術分野

本発明は、人体の体内における脂肪量を測定する体内脂肪測定装置に関するものである。

背景技術

人体の体内組織は、筋肉、骨、脂肪などからなっており、脂肪成分が多い場合と筋肉成分が多い場合とではインピーダンスの値が異なり、脂肪成分が多いほどインピーダンスが大きく、水分を多く含む成分が多いほどインピーダンスが小さくなるという特質を有している。この特質を利用して、体内組織中の脂肪量を求める際には、左右の手足の指先、足の裏など身体末端部の皮膚面に電極を設置し、この電極に対して数10KHzから100KHz程度の周波数を持つ交流電流または電圧を印加して身体末端部に挟まれた体内組織のインピーダンスを測定し、求めたインピーダンスの値と年齢、性別、身長などの個人データとから体内脂肪量を演算する方法が採られている。

近年では、体内組織中の脂肪量が健康管理上の一つの判断指標とされ、一般の人々にも大きな関心が持たれており、一般家庭や個人用の体内脂肪測定装置に対する需要が高まっている。このような背景から、価格的にも操作的にも手軽に脂肪量を測定できる体内脂肪測定装置が種々開発され、販売されてきている。

従来 of 体内脂肪測定装置としては、2端子法（2電極法）または4端子法（4電極法）と呼ばれる測定方法を用いて、電極が装着された身体末端間インピーダンスまたは身体末端部の組織を除外した

体内組織インピーダンスを簡易的に測定して、体内組織中の脂肪量を測定するようにしたものが一般的である。

図9には、従来の2端子法を用いた体内脂肪測定装置における体内組織インピーダンスの測定原理図(a)とその測定原理を説明する回路図(b)とが示されている。この体内脂肪測定装置100は、上面に2つの電極101a, 101bが配設されて構成されている。これら2つの電極101a, 101bは、定電流回路102に接続され、それら電極101a, 101bを被験者が片足ずつ踏むことにより、前記定電流回路102から定電流Icが被験者に供給される。この定電流回路102は、定電流Icを出力する演算増幅器103と、この演算増幅器103から定電流Icが出力されるように回路を制御する既知値Rsを有する参照抵抗104とにより構成されている。また、前記電極101a, 101bは、電圧測定回路105に接続されており、この電圧測定回路105により前記定電流Icを印加した状態で電極101a, 101b間に発生した電圧Vが測定される。ここで、前記電圧測定回路105は、前記電極101a, 101bから得られる電圧信号に基づきそれら電極101a, 101b間に発生した電圧Vを出力する演算増幅器106と、この演算増幅器106の入力抵抗107a, 107bと負帰還回路の抵抗108とにより構成されている。

このように構成される体内脂肪測定装置100においては、身体末端間インピーダンスをZoとし、電極101a, 101bと被験者の足皮膚面との接触インピーダンスをそれぞれRX1, RY1とすると、これらインピーダンスZo, RX1, RY1および定電流Ic、電圧Vの間には次式の関係が成り立つ。

$$(RX1 + Zo + RY1) \cdot Ic = V$$

すなわち、

$$Z_0 + R_{X1} + R_{Y2} = V / I_c$$

ここで、接触インピーダンスの値 R_{X1} と R_{Y1} の和 ($R_{X1} + R_{Y1}$) が身体末端間インピーダンス Z_0 に比べて非常に小さいものとする、言い換えれば $Z_0 + R_{X1} + R_{Y2} \approx Z_0$ とすると、身体末端間インピーダンス Z_0 を求めることができる。

こうして求められた身体末端間インピーダンス Z_0 と、予め体内脂肪計測装置 100 に入力される被験者の年齢、性別、身長などの個人データとを用いて演算を行うことにより、体内の脂肪量を算出することができる。なお、前記身体末端間インピーダンス Z_0 は、身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成されたものである。

次に、従来の 4 端子法を用いた体内脂肪測定装置について説明する。図 10 には、この 4 端子法による体内脂肪測定装置における体内組織インピーダンスの測定原理図 (a) とその測定原理を説明する回路図 (b) とが示されている。この体内脂肪測定装置 110 においては、上面に 4 つの電極 111a, 111b, 112a, 112b が配設されており、被験者が一方の足で電極 111a, 112a を踏み、他方の足で電極 111b, 112b を踏むようにされている。前記電極 111a, 111b は、定電流回路 113 に接続されており、それら電極 111a, 111b を被験者が片足ずつ踏むことにより、前記定電流回路 113 から定電流 I_d が被験者に供給される。

一方、前記電極 112a, 112b は、電圧測定回路 114 に接続されており、前記定電流 I_d を印加した状態で電極 112a, 112b 間に発生した電圧 V が測定される。ここで、前記定電流回路 113 は、定電流 I_d を出力する演算増幅器 115 と、この演算増幅器 115 から定電流 I_d が出力されるように回路を制御する既知

値 R_s を有する参照抵抗 116 とにより構成されている。一方、前記電圧測定回路 114 は、前記電極 112 a, 112 b から得られる電圧信号に基づき電極 112 a, 112 b 間に発生した電圧 V を出力する演算増幅器 117 と、この演算増幅器 117 の入力抵抗 118 a, 118 b と、負帰還回路の抵抗 119 とにより構成されている。

このように構成される体内脂肪測定装置 110 においては、測定したい体内組織インピーダンスを Z_i とし、電極 111 a, 111 b, 112 a, 112 b と被験者の足皮膚面との接触インピーダンスをそれぞれ R_{X1} , R_{Y1} , R_{X2} , R_{Y2} とすると、前記演算増幅器 117 の入力抵抗 118 a, 118 b の抵抗値を前記接触インピーダンス R_{X2} , R_{Y2} に比べて十分大きい値に設定することにより、電極 111 a, 111 b 間に供給される定電流 I_d が演算増幅器 117 の方に流れ込むことがなく、また前記接触インピーダンス R_{X2} , R_{Y2} が変化しても演算増幅器 117 の増幅率に影響を与えることがない。したがって、前記電圧測定回路 114 により、体内の仮想交点 P, Q 間に発生した電圧、すなわち接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンス分が除かれた体内組織インピーダンス Z_i の両端に発生した電圧 V を測定することができる。こうして得られた電圧 V と既知の定電流値 I_d を用いて、式 $Z_i = V / I_d$ を演算することで、接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとに影響されない体内組織インピーダンス Z_i を求めることができる。前記身体末端周辺組織インピーダンスについて、特に組織に関節を含む場合は被験者の体脂肪に関係なく関節部が大きなインピーダンス値を持っているので、測定時には身体末端部周辺の組織インピーダンスは除外して測定する必要がある。

こうして求められた体内組織インピーダンス Z_i と、予め体内脂

肪計測装置 110 に入力される被験者の年齢、性別、身長などの個人データとを用いて演算を行うことにより、体内の脂肪量を算出することができる。

また、本願発明に関連する先行技術として、特開平 7-79938 号公報および特表平 10-510455 号公報には、前記 4 端子法を用いて体内の特に内臓部に属するインピーダンスを測定してそのインピーダンス値を用いて脂肪量を測定する体内脂肪測定装置が提案されている。図 11 には、これら先行技術に係る体内脂肪測定装置における内臓部組織インピーダンス Z_j の測定原理図が示されている。

この体内脂肪測定装置 120 においては、被験者の両手両足にそれぞれ 1 対ずつ密着させる合計 8 個の電極 $E_1, E_2, E_3, E_4, E_5, E_6, E_7, E_8$ が設けられており、一方の電極 E_1, E_3, E_5, E_7 は定電流回路に接続され、他方の電極 E_2, E_4, E_6, E_8 は電圧測定回路に接続されている。なお、これら定電流回路および電圧測定回路は、前述の 2 端子法および 4 端子法を用いた体内脂肪測定装置 100, 110 のものと同一構成である。このように構成される体内脂肪測定装置 120 においては、電極 E_1 と電極 E_3 との間に電流を印加し電極 E_2 と電極 E_4 との間の電圧を測定することで① $Z_1 + Z_2$ の値が測定され、同様に電極 E_5 と電極 E_7 との間に電流を印加し電極 E_6 と電極 E_8 との間の電圧を測定することで② $Z_4 + Z_5$ の値が測定され、電極 E_1 と電極 E_5 との間に電流を印加し電極 E_2 と電極 E_6 との間の電圧を測定することで③ $Z_1 + Z_j + Z_4$ の値が測定され、電極 E_3 と電極 E_7 との間に電流を印加し電極 E_4 と電極 E_8 の間の電圧を測定することで④ $Z_2 + Z_j + Z_5$ の値が測定される。これら測定結果に基づいて式 $\{③ + ④ - (① + ②)\} / 2$ を演算することで内臓部組織インピーダンス Z_j が求められる。

そして、この内臓部組織インピーダンス Z_j を用いて体内の脂肪量が演算される。

また、特公平5-49050号公報には、体内組織インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす身体末端間のインピーダンスを測定し、測定されたインピーダンスを被験者の個人データとともに演算して体内脂肪量を求める体内脂肪測定装置が開示されている。

しかしながら、前述の図10に示される4端子法を用いた体内脂肪測定装置110では、被験者の両足間における接触インピーダンスおよび身体末端間に存在する全インピーダンスから身体末端周辺組織部を除いた体内組織部に発生する電圧を測定するようにされているため、電圧測定回路113を構成する演算増幅器117、この演算増幅器117の入力抵抗118a、118bおよび負帰還回路の抵抗119が必要となり、装置構成が大掛かりであるとともに、配線、回路数も増えてコストアップが避けられないという問題点がある。

また、この4端子法による従来の体内脂肪計測装置110では、身体の2点間から体内組織インピーダンス Z_i を測定するために、1つの測定点に一对（2つ）の電極（合計、4つの電極）が必要になるとともに、各電極にそれぞれ配線、各種回路が接続されるため、装置構成が大掛かりで、コスト高になってしまうという問題点がある。

一方、前述の図9に示される2端子法を用いた従来の体内脂肪計測装置100では、接触インピーダンス R_{X1} 、 R_{Y1} の和が身体末端間インピーダンス Z_0 に比べて十分小さいことを前提条件にし、接触インピーダンス R_{X1} 、 R_{Y1} を含めた身体末端間インピーダンス Z_0 を求めるようにされているが、皮膚表面にはその時々で量

の異なる水分、その他の付着物が存在していることから、接触インピーダンス $R X 1$ 、 $R Y 1$ の値が大・小に変化することになり、安定した正確な身体末端間インピーダンス $Z 0$ を求めるのが困難であるという問題点がある。また、前記身体末端間インピーダンス $Z 0$ には、身体末端部周辺の組織インピーダンスが含まれており、この値は被験者の体内脂肪量に関係なく、大きなインピーダンス値をもつことがある。したがって、正確な体内脂肪量を測定することができないという問題点がある。

また、前述の図 1 1 に示される内臓部組織インピーダンス $Z j$ を測定する体内脂肪測定装置 1 2 0 においては、両手両足にそれぞれ 2 個ずつ合計 8 個の電極が必要であるため、配線、回路数も多く、装置構成が大掛かりでコスト高であるという問題点がある。また、例えば胴の横断面のインピーダンスを測定する場合には、胴を挟んで対向する多くの電極を配置して、それら対向電極間で電圧を測定することになるが、この場合にも同様に 1 測定点につき一对の電極が必要となるため、非常に多くの電極を配置する必要があり、配線、回路数も増えてコスト高になってしまうという問題点がある。

さらに、前記特公平 5 - 4 9 0 5 0 号公報に記載の体内脂肪測定装置では、体内脂肪量に関係なく大きな値をもつ身体末端周辺組織インピーダンスを含めた身体末端間インピーダンスを測定し、この身体末端間インピーダンスを用いて体内脂肪量を測定しているために、正確な体内脂肪量を得るのは困難であるという問題点がある。

本発明は、このような問題点を解消するためになされたもので、極めて簡易な構成で、各電極と被験者の皮膚面との間に発生する接触インピーダンスおよび身体末端部の組織インピーダンスを除いた体内組織インピーダンスを精度良く測定でき、これによって体内の脂肪量を高い精度で測定できる体内脂肪測定装置を提供することを

目的とするものである。

発明の開示

前述された目的を達成するために、本発明による体内脂肪測定装置は、身体内の脂肪量を測定する体内脂肪測定装置において、

(a) 身体表面の複数箇所にそれぞれ1個または複数個接触される電極、

(b) 前記電極に一定の電流または電圧を印加する電源回路、

(c) 前記電源回路に接続する電極をそれら電極間に接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが存在するように、またはそれら電極間に接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが存在するように切り替えて、前記接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値および接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値をそれぞれ測定するインピーダンス測定手段および

(d) 前記インピーダンス測定手段より得られる測定値に基づいて体内組織インピーダンス値を演算する演算手段を備えることを特徴とするものである。

本発明においては、電極が身体表面の複数箇所にそれぞれ1個または複数個接触され、インピーダンス測定手段によって接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値および接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、これら測定値を用いて、前記演算手段により体内組織インピーダンス値のみが演算される。また、被験者の個人データ（年齢、性別、身長など）が予め入力されており、前記演算された体内組織インピーダンス値と前記

個人データとを用いて既知の方法にて体内脂肪量（体内脂肪率）が算出される。

本発明によれば、電流または電圧を印加する電極の組み合わせを変えてインピーダンス測定を行っており、演算にて接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとの影響を完全に除去することができるため、被験者の体内脂肪量を反映した精度の高い体内組織インピーダンス値、更には最終的には体内脂肪量を算出することができる。また、体内に発生する電圧を測定するための電極および電圧測定回路が不要となるため、装置構成を簡易化でき、コストダウンを図ることができる。

本発明において、前記電極は、測定したい体内組織インピーダンスを挟む身体表面の一方と他方とにそれぞれ一対ずつ接触されるとともに、それら一方および他方における各対の電極が互いに近接され、前記インピーダンス測定手段によって前記一方または他方における各対の電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値が測定されるとともに、前記一方および他方における各電極のうちの1個ずつに前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定値に基づいて前記演算手段により体内組織インピーダンス値が演算されるように構成するのが好ましい。

このようにすれば、前述と同様、接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとの影響を完全に除去することができるため、被験者の体内脂肪量を反映した精度の高い体内組織インピーダンス値を演算できるとともに、装置構成を簡易化できるためコストダウンを図ることができる。

本発明において、前記電極は、測定したい体内組織インピーダンスを挟む身体表面の一方に2個、他方に1個接触されるとともに、前記一方に接触される2個の電極が互いに近接され、前記インピーダンス測定手段によって前記一方における2個の電極に前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値が測定されるとともに、一方の電極のうちの1個と他方の電極とに前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定値に基づいて前記演算手段により体内組織インピーダンス値が演算されるように構成することもできる。

このようにすれば、従来の4端子法を用いた体内脂肪測定装置と比較して必要な電極数を最小限に抑えることができるとともに、接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとの影響を完全に除去して体内組織インピーダンス値を演算できるという効果を奏する。

本発明において、前記電極は、両手両足部周辺表面にそれぞれ1個ずつ接触され、前記インピーダンス測定手段によって一方の手に接触される電極と一方の足に接触される電極とに電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと腕部組織インピーダンスと脚部組織インピーダンスと内臓部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、また両手に接触される電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと腕部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、また両足に接触される電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと脚部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定値に基づいて前記演算手段により内臓部組織インピーダンス値が演算されるのが

好ましい。

こうすることで、従来 8 個の電極が必要とされていた内臓部組織インピーダンスの測定を 4 個の電極で行うことができ、それに伴って配線、回路数を減らすことができるため、装置構成の簡易化とコストダウンとを図ることができる。

本発明においては、さらに体重測定手段を備えるのが好ましい。このようにすれば、体内組織インピーダンスを用いて体内脂肪量を演算する際に必要とされるデータである体重値が同時に測定可能であり、最終的に得られる体内脂肪量の精度を向上させることができる。

本発明においては、前記体重測定手段による重量変化の過渡現象状態中に体重測定に並行して前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定が行われるのが好ましい。このようにすれば、被験者が電極に身体表面を接触させるようにして装置上に乗り込んだときには体重測定手段は振動的な状態となるが、正確なインピーダンス測定は可能な状態にあるため、正確な重量値が得られるまでに必要とされる時間を利用してインピーダンス測定を行うことができるので、測定に要する時間を短縮して、体重値（重量値）と体内脂肪量とを効率よく測定することができる。

本発明においては、前記体重測定手段による重量値の変動幅が大きく不安定状態にある場合には、前記体重測定手段による体重測定に並行して前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定が行われるのが好ましい。こうすることにより、体重測定手段による重量値の過渡状態が安定するまでの時間を利用して、インピーダンス測定手段によって電極間のインピーダンスの測定を行うことができるため、インピーダンス測定に要するサイクル数が多くても、言い換えればインピーダンス測定のために時間が多くか

かっても、体重値（重量値）と同時に体内脂肪量を測定するのに時間的な影響がでることがない。

本発明においては、前記体重測定手段による重量値の変動幅が小さく安定状態にある場合には、前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定が中止されるのが好ましい。通常、重量値が安定する頃には体内組織インピーダンスの演算に必要な測定値の取得は完了しており、重量値が安定した時点で電極間のインピーダンスの測定を中止して前記測定値に基づいて体内組織インピーダンスの演算を行い、体重値と同時に体内脂肪量を出力することができる。このように、重量値が安定するまで電極間のインピーダンスの測定を行い、最新の測定値を用いて体内組織インピーダンスの演算を行うことができるため、最終的に得られる体内脂肪量の精度向上を図ることができる。

本発明においては、前記体重測定手段による重量値の変動幅が小さく安定状態にある場合には、前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定を中止して、体重測定のみが行われるのが好ましい。このように継続的に体重測定を行うことにより、常に重量値が安定状態にあるかまたは不安定状態にあるかを検出することができる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の第1実施例に係る体内脂肪計測装置の体内組織インピーダンス測定回路図（a）および被験者が電極を踏んだ状態を説明する図（b）である。

図2は、第1実施例における演算制御装置のブロック図である。

図3は、体重測定回路を付加した演算制御装置のブロック図である。

図 4 は、体脂肪と体重との測定シーケンスの一例を説明する説明図である。

図 5 は、本発明の第 2 実施例に係る体内脂肪測定装置の体内組織インピーダンス測定回路図 (a) および被験者が電極を踏んだ状態を説明する説明図 (b) である。

図 6 は、本発明の第 3 実施例に係る体内脂肪測定装置の体内組織インピーダンス測定回路図である。

図 7 は、本発明の第 4 実施例に係る体内脂肪測定装置の体内組織インピーダンス測定回路図 (a) および体内の組織インピーダンスを説明する説明図 (b) である。

図 8 は、第 1 ~ 第 3 実施例の別態様を説明する説明図である。

図 9 は、従来の体内脂肪測定装置における体内組織インピーダンスの測定原理図 (a) およびその測定原理を説明する回路図 (b) である。

図 10 は、従来の体内脂肪測定装置における体内組織インピーダンスの測定原理図 (a) およびその測定原理を説明する回路図 (b) である。

図 11 は、従来の体内脂肪測定装置における内臓部組織インピーダンスの測定原理図である。

発明を実施するための最良の形態

次に、本発明による体内脂肪測定装置の具体的な実施の形態につき、図面を参照しつつ説明する。

図 1 (a) には、本発明の第 1 実施例に係る体内脂肪測定装置の体内組織インピーダンス測定回路図が示されている。

本実施例の体内脂肪計測装置 1 においては、上面に 2 対 (4 つ) の電極 2 A, 2 B, 3 A, 3 B が配置されており、これら電極 2 A,

2 B, 3 A, 3 Bは1対ずつ被験者の両足で踏まれるように、言い換えれば電極2 A, 3 Aがそれぞれ各足のかかと側で踏まれ、電極2 B, 3 Bがそれぞれ各足の足先側で踏まれるようにされている。

図1 (b)には、被験者がそれら電極2 A, 2 B, 3 A, 3 Bをそれぞれ踏んだ状態を説明する図が示されている。被験者の両足が各電極2 A, 2 B, 3 A, 3 Bに触れると、それら両足と各電極2 A, 2 B, 3 A, 3 Bとの間にそれぞれ接触インピーダンス R_{2A} , R_{2B} , R_{3A} , R_{3B} が生じる。ここで、両足のかかと側周辺組織インピーダンスを Z_{2A} , Z_{3A} とし、両足の足先側周辺組織インピーダンスを Z_{2B} , Z_{3B} とする。なお、これらかかと側周辺組織インピーダンスおよび足先側周辺組織インピーダンスが、本発明における身体末端周辺組織インピーダンスに相当する。また、体内の脂肪量として測定したい両足間（足の末端部周辺を除く）に存在する体内組織インピーダンスを Z_i とする。

前記電極2 B, 2 A, 3 A, 3 Bは、それぞれアナログスイッチ4 (4 a ; 4 b, 4 c ; 4 d, 4 e ; 4 f) を介して定電流回路（本発明における電源回路に相当する）5 に接続されている。この定電流回路5は、非反転入力端子から電圧信号 v が入力されて定電流 I を出力する演算増幅器6と、この演算増幅器6の反転入力端子に接続され、前記演算増幅器6から定電流 I が出力されるように回路電流を制限する参照抵抗7とにより構成されている。なお、この参照抵抗7は、前記定電流 I を設定する安定な既知の値 R_s を有している。

前記電極2 A, 3 A, 3 Bは、それぞれアナログスイッチ4 c, 4 e, 4 fを介して前記演算増幅器6の出力端子に接続されている。また、電極2 B, 2 A, 3 Aは、それぞれアナログスイッチ4 a, 4 b, 4 dを介して前記演算増幅器6の反転入力端子に接続されて

いる。さらに、前記演算増幅器 6 の出力端子は後述する演算制御装置 8 に接続されており、この演算制御装置 8 内で前記演算増幅器 6 からの出力電圧 V ($V_1 \sim V_4$) が記憶され、それら出力電圧 V ($V_1 \sim V_4$) に基づいて体内組織インピーダンス Z_i が演算される。

図 2 には、前記演算制御装置 8 の具体的構成を示すブロック図が示されている。この演算制御装置 8 は、前記演算増幅器 6 の出力端子に接続されるとともに、この演算増幅器 6 から出力される交流電圧信号 (数 10 KHz) を直流化する整流回路 9 と、この整流回路 9 に接続されて直流化された電圧信号を平滑化するローパスフィルタ 10 と、このローパスフィルタ 10 に接続され、アナログ信号をデジタル化する A/D 変換器 11 と、この A/D 変換器 11 からのデジタル信号を受ける I/O 回路 12 とを備え、この I/O 回路 12 には各種データに基づいて被験者の体内脂肪量を演算する CPU 13 と、被験者の個人データ (年齢、身長、体重、性別) を入力するためのキースイッチ 14 と、体内脂肪量 (体脂肪率) を表示する表示器 15 とが接続されて構成されている。また、前記 CPU 13 には、各種データを記憶する ROM/RAM メモリ (以下、メモリという。) 16 が接続されている。なお、本実施例の演算制御装置 8 は本発明におけるインピーダンス測定手段に相当し、本実施例の CPU 13 は本発明における演算手段に相当する。

前記 CPU 13 は、前記演算増幅器 6 から出力される出力電圧 $V_1 \sim V_4$ に基づいて、体内組織インピーダンス Z_i を演算するとともに、この演算された体内組織インピーダンス Z_i と前記キースイッチ 14 から入力される個人データとに基づいて体内脂肪量 (体脂肪率) を演算する。また、前記 CPU 13 は、前記アナログスイッチ 4a ~ 4f の ON・OFF 制御信号を I/O 回路 12 を通して、前記アナログスイッチ 4a ~ 4f に出力するように構成されている。

このように構成される体内脂肪測定装置 1 においては、被験者の両足が前記電極 2 A, 2 B, 3 A, 3 B 上に置かれた状態で、前記 CPU 1 3 の出力信号により順次アナログスイッチ 4 a ~ 4 f が切り替えられて演算増幅器 6 からの出力電圧 $V_1 \sim V_4$ が演算制御装置 8 に入力される。以下に、アナログスイッチ 4 a ~ 4 f の ON・OFF 制御および出力電圧 $V_1 \sim V_4$ について説明する。

・アナログスイッチ 4 e, 4 b のみを ON 状態にして、演算増幅器 6 の出力電圧 V_1 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{3A} + Z_{3A} + Z_i + Z_{2A} + R_{2A} + R_s) \cdot I = V_1 \cdots (\text{式 1})$$

・アナログスイッチ 4 f, 4 a のみを ON 状態にして、演算増幅器 6 の出力電圧 V_2 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{3B} + Z_{3B} + Z_i + Z_{2B} + R_{2B} + R_s) \cdot I = V_2 \cdots (\text{式 2})$$

・アナログスイッチ 4 f, 4 d のみを ON 状態にして、演算増幅器 6 の出力電圧 V_3 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{3B} + Z_{3B} + Z_{3A} + R_{3B} + R_s) \cdot I = V_3 \cdots (\text{式 3})$$

・アナログスイッチ 4 c, 4 a のみを ON 状態にして、演算増幅器 6 の出力電圧 V_4 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{2A} + Z_{2A} + Z_{2B} + R_{2B} + R_s) \cdot I = V_4 \cdots (\text{式 4})$$

これら測定された出力電圧 V_1, V_2, V_3, V_4 は、それぞれ一旦演算制御装置 8 内のメモリ 1 6 に記憶されるとともに、前記 CPU 1 3 にてそれら測定電圧 V_1, V_2, V_3, V_4 を用いて、体内組織インピーダンス Z_i の演算が行われる。すなわち、上記 (式 1) ~ (式 4) を用いて、(式 1) + (式 2) - {(式 3) + (式 4)} が演算される。なお、定電流 I の値は、 $I = v / R_s$ で表される。したがって、定電流 I の通電ルートが体内を通過する場合と足の裏面の電極間を経由する場合とで殆ど電流が通過する足の末端部の組織内容が変わらないと考えられるので、((式 1) の Z_{3A}) \doteq ((式

3) の Z_{3A})、((式 2) の Z_{3B}) \doteq ((式 3) の Z_{3B})、((式 1) の Z_{2A}) \doteq ((式 4) の Z_{2A})、((式 2) の Z_{2B}) \doteq ((式 4) の Z_{2B}) が成り立つとすれば、

$$2 Z_i \cdot I = V_1 + V_2 - (V_3 + V_4)$$

故に、

$$Z_i = \{ V_1 + V_2 - (V_3 + V_4) \} / 2 I$$

の如く演算して、接触インピーダンスおよび身体末端間のインピーダンスから身体末端部の組織インピーダンスを除いた体内組織インピーダンス Z_i のみを求めることができる。

続いて、前記 CPU 13 内で前記体内組織インピーダンス Z_i および予め入力された個人データに基づいて、既知の演算方法で体内の脂肪量（および体脂肪率）が求められる。こうして、得られた体内の脂肪量（および体脂肪率）が前記 I/O 回路 12 を経て表示器 15 に表示され、被験者に伝達される。

本実施例によれば、接触インピーダンス R_{2A} 、 R_{2B} 、 R_{3A} 、 R_{3B} および身体末端周辺組織インピーダンス Z_{2A} 、 Z_{3A} 、 Z_{2B} 、 Z_{3B} を除いて、安定した正確な体内組織インピーダンス Z_i のみが求められるため、最終的に精度の高い体内の脂肪量（および体脂肪率）を測定することができる。

また、本実施例によれば、演算増幅器 6 の出力電圧 $V_1 \sim V_4$ に基づいて体内組織インピーダンス Z_i が求められるため、従来必要とされている電圧測定回路が不要となり、装置構成を簡易化することができる、コストダウンを図ることができる。

本実施例において、前記演算制御装置 8 は体内の脂肪量のみを測定可能な構成とされているが、図 3 に示されるように前記ローパスフィルタ 10 - A/D 変換器 11 間にアナログスイッチ 17 a を設け、このアナログスイッチ 17 a の後段にアナログスイッチ 17 b

を介して体重測定回路（本発明における体重測定手段に相当する。）18を連結し、体内脂肪量と同時に体重を測定可能な構成にしても良い。なお、この場合は、キースイッチ14により個人データとして体重値を入力する必要がない。なお、この図3に示される例では、体重測定回路18が、重量センサ（本実施例ではロードセル）19Aと、演算増幅器19Bと、体重測定用ローパスフィルタ19Cとを備える構成とされている。すなわち、重量センサ19Aの出力信号が、演算増幅器19Bで増幅されて、体重測定用ローパスフィルタ19Cを通して平滑化され、前記A/D変換器11、I/O回路12を経てCPU13に入力される。なお、前記CPU13には、重量値が安定状態にあると判断するための重量変化量境界値 W_a 、重量値が不安定状態にあると判断するための重量変化量境界値 W_b （但し、 $W_b > W_a$ に設定する）および体脂肪率を表示するための最低重量値 W_c がそれぞれ設定されている。

図4には、前記演算制御装置8'による体脂肪と体重との測定シーケンスの一例を説明する説明図が示されている。この測定シーケンスに基づき前記演算制御装置8'内のCPU13において、表示器15、A/D変換器11および各アナログスイッチ17a, 17b, 4a~4fのON・OFF制御が実行される。なお、この測定シーケンスは、上段から順に表示器15に表示される表示内容、A/D変換器11のサンプリング周期、アナログスイッチ17b, 17a, 4a~4fのON状態をそれぞれ表している。

図4中記号 W ($W_1 \sim W_9$)は、A/D変換器11が重量信号をサンプリングしている周期を表している。また、記号 I ($I_1 \sim I_4$)は、A/D変換器11が前記演算増幅器6からの出力電圧信号 ($V_1 \sim V_4$) をサンプリングしている周期を表している。

前記重量センサ19Aの出力信号（アナログ重量値）は、前記増

幅器 19 B および体重用ローパスフィルタ 19 C を経て A / D 変換され I / O 回路 12 へ入力されるが、新たに順次入力される重量値と以前に入力した重量値との差を比較し、重量値の安定判定が並行して行われる。安定判定のための重量データ例として、連続的なある個数分の入力データの平均値同士の比較であっても単一の入力データ同士の比較であってもよいが、最新重量値と 1 つ前の重量値の差が前記重量変化量境界値 W_a より小さければ重量値が安定状態であると判定される。また、重量値が前記最低重量値 W_c より小さいときは、体重計測をしていないとしてインピーダンス測定すなわち体脂肪測定は行われない。

前記各電極 2 A, 2 B, 3 A, 3 B 上に足を置くように、体内脂肪測定装置 1 上に被験者が乗り込むと、体重負荷によって重量センサ 19 A から出力される値は大きく変化し、体重も体脂肪量も測定可能な状態と判定される。ここで、前述の安定判別の動作において、最新重量値と 1 つ前の重量値の差が重量変化量境界値 W_b より大きいときは、不安定の状態が判別され、被験者が装置 1 上に乗り込んだとみなして次のように体重とともに体内組織インピーダンス Z_i の測定が行われる。なお、前述のように $W_b > W_a$ と設定することにより、判定境界点付近の重量値によって測定モードが振動的に変化しないようにされている。また、被験者が装置 1 上から降りたとき、および装置 1 上で動いたときも同じく不安定の状態が判別され、体脂肪量の測定のための体内組織インピーダンス測定が作動する。

前記装置 1 上に被験者が乗り込んで、1 回目の前記 A / D 変換器 11 によるサンプリング周期 W_1 に得られた重量値と 2 回目のサンプリング周期 W_2 に得られた重量値とを比較して、重量値の変化が重量変化量境界値 W_b より大きく、不安定状態が判定された場合、3 回目の A / D 変換器 11 によるサンプリング周期 W_3 終了後 (A

／D変換動作終了後) にアナログスイッチ 4 e, 4 bのみをON状態にして、さらに4回目のA／D変換器 1 1によるサンプリング周期 W_4 終了時に前記アナログスイッチ 1 7 bをOFF状態にするとともにアナログスイッチ 1 7 aをON状態にして体内組織インピーダンス測定すなわち体内組織インピーダンスのサンプリング周期 I_1 が開始され、前記A／D変換器 1 1によって演算増幅器 6からの出力電圧信号 V_1 がA／D変換される。なお、前記A／D変換器 1 1によるサンプリング周期 I_1 の少し手前のタイミングで、前記出力電圧信号 V_1 をローパスフィルタ 1 0に入力して信号を平滑化させておき、さらに時間がサンプリング周期 I_1 に接近したところで、前記アナログスイッチ 1 7 aをON状態にして前記信号をA／D変換させることにより安定なインピーダンス信号を演算回路へ取り込むようにしている。また、前記サンプリング周期 I_1 にて変換された出力電圧信号 V_1 は、I／O回路 1 2を経て前記メモリ 1 6に記憶される。

続いて、前記サンプリング周期 I_1 の終了後、再びアナログスイッチ 1 7 bがON状態（アナログスイッチ 1 7 aはOFF状態）にされて体重測定回路 1 8が前記A／D変換器 1 1に接続されるとともに、前記アナログスイッチ 4 f, 4 aのみをON状態にして、前記演算増幅器 6からの出力電圧信号 V_2 をローパスフィルタ 1 0に与えて平滑化させておく。一方、前記体重測定回路 1 8の重量センサ 1 9 Aからの重量信号が継続的に体重測定用ローパスフィルタ 1 9 Cに入力され、A／D変換器 1 1によるサンプリング周期 W_5 にA／D変換される。

前記A／D変換器 1 1による重量信号のサンプリング周期 W_5 終了後、前記アナログスイッチ 1 7 aがON状態（アナログスイッチ 1 7 bはOFF状態）にされて体内組織インピーダンスのサンプリ

ング周期 I_2 が開始され、前記ローパスフィルタ 10 にて平滑化された出力電圧信号 V_2 が A/D 変換される。こうして、前記サンプリング周期 I_2 にて変換された出力電圧信号 V_2 は、I/O 回路 12 を経て前記メモリ 16 に記憶される。

また、前記サンプリング周期 I_2 の終了後、再びアナログスイッチ 17b が ON 状態（アナログスイッチ 17a は OFF 状態）にされて体重測定回路 18 が前記 A/D 変換器 11 に接続されるとともに、前記アナログスイッチ 4f, 4d のみを ON 状態にして、前記演算増幅器 6 からの出力電圧信号 V_3 をローパスフィルタ 10 に与えて平滑化させておく。一方、前記体重測定回路 18 の重量センサ 19A からの重量信号が継続的に体重測定用ローパスフィルタ 19C に入力され、A/D 変換器 11 によるサンプリング周期 W_6 に A/D 変換される。

次いで、前記 A/D 変換器 11 による重量信号のサンプリング周期 W_6 終了後、前記アナログスイッチ 17a が ON 状態（アナログスイッチ 17b は OFF 状態）にされて体内組織インピーダンスのサンプリング周期 I_3 が開始され、前記ローパスフィルタ 10 にて平滑にされた出力電圧信号 V_3 が A/D 変換される。こうして、前記サンプリング周期 I_3 にて変換された出力電圧信号 V_3 は、I/O 回路 12 を経て前記メモリ 16 に記憶される。

続いて、前記サンプリング周期 I_3 の終了後、再びアナログスイッチ 17b が ON 状態（アナログスイッチ 17a は OFF 状態）にされて体重測定回路 18 が前記 A/D 変換器 11 に接続されるとともに、前記アナログスイッチ 4c, 4a のみを ON 状態にして、前記演算増幅器 6 からの出力電圧信号 V_4 をローパスフィルタ 10 に与えて平滑させておく。一方、前記体重測定回路 18 の重量センサ 19A からの重量信号が継続的に体重測定用ローパスフィルタ 19

Cに入力され、A/D変換器11によるサンプリング周期 W_7 にA/D変換される。

次に、前記A/D変換器11による重量信号のサンプリング周期 W_7 終了後、前記アナログスイッチ17aがON状態（アナログスイッチ17bはOFF状態）にされて体内組織インピーダンスのサンプリング周期 I_4 が開始され、前記ローパスフィルタ10にて平滑された出力電圧信号 V_4 がA/D変換される。前記サンプリング周期 I_4 にて変換された出力電圧信号 V_4 は、I/O回路12を経て前記メモリ16に記憶される。こうして、体内組織インピーダンス Z_i を演算するに必要な出力電圧（ $V_1 \sim V_4$ ）がメモリ16に記憶される。

また、前記重量信号のサンプリング周期 $W_5 \sim W_7$ の終了後には、それぞれ重量値の安定判定が行われ、前述のように体内組織インピーダンス Z_i を演算するに必要な出力電圧（ $V_1 \sim V_4$ ）がメモリ16に記憶されても、重量値が不安定状態（得られた重量値の変化量が重量変化量境界値 W_b より大きい状態）であれば、引き続き前記アナログスイッチ17a, 17bを交互に切り替えて重量測定と体内組織インピーダンス測定とが行われる。

すなわち、前記サンプリング周期 I_4 終了後に行われた重量信号のサンプリング周期 W_8 にて得られた重量値のその前のサンプリング周期 W_7 にて得られた重量値に対する変化量が重量変化量境界値 W_b より大きい状態（不安定状態）が判定されたとすると、再び体内組織インピーダンス測定に切り替えられてインピーダンスのサンプリング周期 I_1' が開始される。そして、このサンプリング周期 I_1' にて、前記演算増幅器6からの出力電圧信号 V_1 がA/D変換されて、前記メモリ16内に記憶されるとともに、先に前記メモリ16に記憶させている出力電圧信号 V_1 が更新される。また、この

サンプリング周期 I_1' の終了後に行われた重量信号のサンプリング周期 W_9 にて得られた重量値の前記サンプリング周期 W_8 にて得られた重量値に対する変化量が前記重量変化量境界値 W_a より小さい状態（安定状態）が判定されたとすると、体内組織インピーダンス測定が中断される。こうして重量値の安定判定が行われると、前記 CPU 13 にてメモリ 16 に記憶された出力信号 $V_1 \sim V_4$ を用いて体内組織インピーダンス Z_i が演算されるとともに、この体内組織インピーダンス Z_i と個人データとを用いて体内脂肪量（体脂肪量）が演算される。

このように重量値が安定状態であると判定され、しかも重量値が最低重量値 W_c より大きい場合には、一定時間が経過するまで重量値（体重測定値）が表示器 15 に表示され、その一定時間経過後前記 CPU 13 にて演算された体脂肪量（体脂肪率）が表示器 15 に表示され、さらに前記一定時間経過後再び重量値が表示器 15 に表示される。それ以降は、重量値の安定が判定されている状態が続く限り、前記一定時間経過毎に重量値と体脂肪量との表示が繰り返される。また、重量値の安定が判定されている状態では、継続的に重量値の測定のみが実行され、常に安定判定が実施されている。なお、重量値の安定が判定される前は、過渡状態にある重量値を逐次変化する様子を被験者に知らせる必要があるため、前記サンプリング周期 $W_1 \sim W_8$ にて得られた重量値が表示器 15 に表示される。

また、被験者が装置 1 上から降りるなどして重量値の不安定状態が判定されると、再び重量値の測定と体内組織インピーダンスの測定とが交互に繰り返されるが、安定状態が判定されても重量値が最低重量値 W_c 未満となっているため、前記表示器 15 には重量値のみが表示される。一方、被験者が装置 1 上で動くなどして重量値の不安定状態が判定された場合には、その後に再び安定状態が判定さ

れたときに重量値は最低重量値 W_c より大きいため、前記表示器15には重量値と体脂肪量とが交互に表示される。

上述の測定シーケンスでは、演算増幅器6からの出力電圧信号 $V_1 \sim V_4$ を一通りメモリ16に記憶させれば、重量値の安定状態が判定された時点で体内組織インピーダンスの測定を中断するようにされているが、安定状態の判定後に未だ一通りの出力電圧信号($V_1 \sim V_4$)の記憶が完了していない場合はそれら一通りの出力電圧信号 $V_1 \sim V_4$ を前記メモリ16に記憶させてから中断するようにされる。

このような測定シーケンスによれば、被験者が装置1上面の電極2A, 2B, 3A, 3B上に足を置いて乗り込んだとき、重量値が振動的な状態から正確な重量値が取得できる安定な状態に至るにはある程度長い時間がかかるが、被験者の足は電極2A, 2B, 3A, 3B上に固定されており正確な体内組織インピーダンス測定が可能な状態にあるため、この時間差を利用して体重測定と同時に体内組織インピーダンス測定を実行することができる。したがって、重量値が安定するころには体内組織インピーダンス Z_i を演算可能な状態になるため、体内組織インピーダンス Z_i の演算に要するサイクル数が多くても、最終的に重量値の測定と体内脂肪量との測定に時間的な影響がでることはない。また、重量値の安定後すなわち重量値の変化量が重量変化量境界値 W_a 以内の領域に入ると正確な重量値を表示し、できるだけ重量値のちらつきを少なくするための平均演算などのフィルタリング演算にはできるだけ短時間間隔で多くの重量データを必要とするために重量測定のみを毎回実施するようにするのが良い。

次に、本発明の第2実施例に係る体内脂肪計測装置20について説明する。第2実施例の体内脂肪測定装置20は、体内組織インピ

ーダンス測定回路の構成が異なる以外は、基本的に前記第1実施例と異なるところがない。したがって、本実施例に特有の体内組織インピーダンス測定回路21についての構成のみについて説明し、第1実施例と共通する部分についての詳細な説明は省略することとする。

図5(a)には、本実施例に係る体内組織インピーダンス測定回路21の回路図が示されている。この体内脂肪測定装置20においては、上面に3つの電極22A, 22B, 23Aが設けられており、被験者の一方の足で電極22A, 22Bが踏まれ、他方の足で23Aが踏まれるように、言い換えれば前記電極22A, 23Aがそれぞれかかと側で踏まれ、前記電極22Bが足先側で踏まれるように構成されている。

また、図5(b)には、被験者が電極22A, 22B, 23Aをそれぞれ踏んだ状態を説明する図が示されている。被験者の両足と各電極22A, 22B, 23Aとの間には、それぞれ接触インピーダンス R_{22A} , R_{22B} , R_{23A} が生じるとともに、足裏の周辺的身體末端周辺組織インピーダンス Z_{22A} , Z_{22B} , Z_{23A} が生じている。なお、図において測定したい両足間に存在する体内組織インピーダンスを Z_i とする。

前記電極22B, 22A, 23Aは、それぞれアナログスイッチ24a, 24b, 24cを介して定電流回路25に接続されている。この定電流回路25は、第1実施例と同様、非反転入力端子から電圧信号 v が入力されて定電流 I を出力する演算増幅器26と、この演算増幅器26の反転入力端子に接続され、前記演算増幅器26から定電流 I が出力されるように回路電流を制限する参照抵抗27とにより構成されている。なお、前記参照抵抗27は、前記定電流 I を設定する安定な既知の値 R_s を有している。

前記電極 2 2 A, 2 3 A は、それぞれ前記アナログスイッチ 2 4 b, 2 4 c を介して前記演算増幅器 2 6 の出力端子に接続されており、前記電極 2 2 B は、前記アナログスイッチ 2 4 a を介して前記演算増幅器 2 6 の反転入力端子に接続されている。また、前記演算増幅器 2 6 の出力端子は、前記演算制御装置 8 に接続されている。

このように構成されている体内組織インピーダンス測定装置 2 1 を有する体内脂肪測定装置 2 0 においては、被験者の両足が前記電極 2 2 A, 2 2 B, 2 3 A 上に置かれた状態で、前記演算制御装置 8 の CPU 1 3 の出力信号により順次アナログスイッチ 2 4 a ~ 2 4 c が切り替えられて演算増幅器 2 6 からの出力電圧 V_5 , V_6 が演算制御装置 8 に入力される。以下に、アナログスイッチ 2 4 a ~ 2 4 c の ON・OFF 制御および出力電圧 V_5 , V_6 について説明する。

・アナログスイッチ 2 4 a, 2 4 c のみを ON 状態にして、演算増幅器 2 6 の出力電圧 V_5 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{23A} + Z_{23A} + Z_i + Z_{22A} + R_{22A} + R_s) \cdot I = V_5 \cdots (\text{式 5})$$

・アナログスイッチ 2 4 a, 2 4 b のみを ON 状態にして、演算増幅器 2 6 の出力電圧 V_6 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{22A} + Z_{22A} + Z_{22B} + R_{22B} + R_s) \cdot I = V_6 \cdots (\text{式 6})$$

これら測定された出力電圧 V_5 , V_6 は、それぞれ一旦演算制御装置 8 内のメモリ 1 6 に記憶されるとともに、前記 CPU 1 3 にてそれら測定電圧 V_5 , V_6 を用いて体内組織インピーダンス Z_i の演算が行われる。すなわち、上記 (式 5)、(式 6) を用いて (式 5) - (式 6) が演算される。なお、前記定電流 I は、 $I = v / R_s$ で表される。したがって、接触インピーダンス $R_{22A} \cong R_{23A}$ が成り立ち、左足と右足とまた電流の通電ルートが体内を経由する場合と足裏の電極間を経由するルートの場合とで殆ど電流が通過する組織

内容は変わらないと考えられるので、（（式5）の Z_{23A} ） \cong （（式6）の Z_{22A} ）、（（式5）の Z_{22B} ） \cong （（式6）の Z_{22B} ）が成り立つとすれば、

$$Z_i \cdot I = V_5 - V_6$$

故に、

$$Z_i = (V_5 - V_6) / I$$

の如く演算して、体内組織インピーダンス Z_i を求めることができる。

次いで、前記CPU13内で前記体内組織インピーダンス Z_i および予め入力された個人データに基づいて、既知の演算方法で体内の脂肪量（体脂肪率）が求められる。こうして、得られた体内の脂肪量（体脂肪率）が前記I/O回路12を経て表示器15に表示され、被験者に伝達される。

なお、前記体内組織インピーダンス Z_i の誤差要因として、実際に測定したときの R_{22A} と R_{23A} との値の差、（式5）の Z_{23A} と（式6）の Z_{22A} との値の差および（式5）の Z_{22B} と（式6）の Z_{22B} との値の差が挙げられるが、前記 R_{22A} と R_{23A} については電極22A、23Aを大きくすること、前記 Z_{23A} と Z_{22A} 、 Z_{22B} と Z_{22B} についてそれぞれの値および値の差は、殆ど通電ルートが変わらないことを考えると、その差は知りたい身体内のインピーダンスに比べて小さく、実用上無視できると考えられる。したがって、前述のように演算することにより、接触インピーダンスおよび身体末端周辺組織インピーダンスの影響のない体内組織インピーダンスを求めることができる。

本実施例によれば、第1実施例とほぼ同等の効果を得ることができるとともに、測定時の短時間の測定対象とする体表面の条件はほぼ同じと考えられるので、各箇所の接触インピーダンスの値および

身体末端周辺組織インピーダンスの値をそれぞれ等しいとみなし、代表的な1箇所のみにより1対の電極22A, 22Bを設け、他の箇所は1箇所につき1つずつの電極23Aを配置することで、体内のインピーダンス測定が可能となるので、電極数を削減でき、それに伴って装置構成をより簡略化でき、コストダウンを図ることができる。

また、本実施例を用いて、例えば胴の横断面のインピーダンス測定に適用する際には、電極数の削減にともない電極装着の手間を省略することも可能となる。すなわち、1対の電極が用いられている箇所にて前記(式6)で表す測定を行い、他のn個の箇所にて前記(式5)で表す測定を行う。各箇所の接触インピーダンスおよび身体末端周辺組織インピーダンスが等しいとすれば、各箇所での測定により得られた(式5)から(式6)を減じることにより、n箇所のインピーダンスを求めることができる。

次に、第3実施例に係る体内脂肪測定装置30について説明する。本実施例の体内脂肪測定装置30は、体内組織インピーダンス測定回路の構成が異なる以外は、基本的に前記第1実施例と異なるところがない。したがって、本実施例に特有の体内組織インピーダンス測定回路31についての構成のみについて説明し、第1実施例と共通する部分についての詳細な説明は省略することとする。

図6には、本実施例に係る体内組織インピーダンス測定回路31の回路図が示されている。本実施例の体内脂肪測定装置30においては、上面に3つの電極32A, 32B, 33Aが設けられており、被験者の一方の足で前記電極32A, 32Bが踏まれ、他方の足で33Aが踏まれるように、言い換えれば前記電極32A, 33Aはそれぞれかかと側で踏まれ、前記電極32Bが足先側で踏まれるように構成されている。

また、被験者の両足と各電極32A, 32B, 33Aとの間には、

それぞれ接触インピーダンス R_{32A} , R_{32B} , R_{33A} が生じるとともに、足裏の周辺に多く存在する身体末端周辺組織インピーダンス Z_{32A} , Z_{32B} , Z_{33A} が生じている。なお、図6において測定したい両足間に存在する体内組織インピーダンスを Z_i とする。

前記電極 32A, 33A は、それぞれアナログスイッチ 34b, 34c を介して一定電圧 V を供給する電圧源（本発明における電源回路に相当する。）35 に接続されており、前記電極 32B はアナログスイッチ 34a を介して演算増幅器 36 の非反転端子に連結される参照抵抗 (R_s) 37 に接続されている。また、前記演算増幅器 36 の出力端子は、演算制御装置 8 に接続されている。

このように構成される体内組織インピーダンス測定回路 31 を備える体内脂肪計測装置 30 においては、被験者の両足が前記電極 32A, 32B, 33A 上に置かれた状態で、前記演算制御装置 8 の CPU 13 の出力信号により順次アナログスイッチ 34a ~ 34c が切り替えられて演算増幅器 36 からの出力信号が演算制御装置 8 に入力される。以下に、アナログスイッチ 34a ~ 34c の ON・OFF 制御および出力電圧 V_5 , V_6 について説明する。

・アナログスイッチ 34a, 34c のみを ON 状態にする。このとき、回路に流れる電流を I_a 、参照抵抗 37 の両端に発生する電圧を V_a とすると、次式が成り立つ。

$$(R_{33A} + Z_{33A} + Z_i + Z_{32A} + R_{32A} + R_s) \cdot I_a = V$$

ここで、 $I_a = V_a / R_s$ より、上記式は次式のように書き換えられる。

$$R_{33A} + Z_{33A} + Z_i + Z_{32A} + R_{32A} = (V - V_a) / I_a = \{ (V - V_a) / V_a \} \cdot R_s = L1 \dots (\text{式7})$$

・アナログスイッチ 34a, 34b のみを ON 状態にする。このとき、回路に流れる電流を I_b 、参照抵抗 37 の両端に発生する電圧

を V_b とすると、次式が成り立つ。

$$(R_{32B} + Z_{32B} + Z_{32A} + R_{32A} + R_s) \cdot I_b = V$$

ここで $I_b = V_b / R_s$ より、上記式は次式のように書き換えられる。

$$R_{32B} + Z_{32B} + Z_{32A} + R_{32A} = (V - V_b) / I_b = \{ (V - V_b) / V_b \} \cdot R_s = L_2 \dots \text{(式 8)}$$

前述と同様に接触インピーダンス $R_{32A} \doteq R_{33A}$ が成り立ち、左足と右足とで、また電流の通電ルートが体内を経由する場合と足裏の電極間を経由するルートの場合とで、殆ど電流が通過する組織内容は変わらないと考えられるので、((式 7) の Z_{33A}) \doteq ((式 8) の Z_{32A})、((式 7) の Z_{32B}) \doteq ((式 8) の Z_{32B}) が成り立つとすれば、(式 7) - (式 8) を演算することにより、体内組織インピーダンス Z_i は、 $Z_i = L_1 - L_2$ の如く求めることができる。

本実施例によれば、前述と略同等の効果を得ることができる。さらに、例えば、接触インピーダンスが高過ぎて、第 1 および第 2 実施例のものでは、定電流回路を構成する演算増幅器が飽和してしまい適用できない場合に特に有効である。

本実施例においては、3つの電極 32A、32B、33A が設けられて、それら電極が体内組織インピーダンス測定回路 31 に連結されているものについて説明したが、これに限らず、4つの電極が設けられ、それら電極がそれぞれ6つのアナログスイッチを介して定電圧が印加される体内組織インピーダンス測定回路に連結されていてもよい。この場合のアナログスイッチの ON・OFF 制御は、前記第 1 実施例と略同様であり、この場合にも、前記式 7、式 8 に基づいて体内組織インピーダンス Z_i を演算することができる。

次に、第 4 実施例の体内脂肪測定装置 40 について説明する。図

7には、本実施例に係る体内脂肪測定装置の体内組織（内臓部組織）インピーダンス測定回路図（a）および体内の組織インピーダンスを説明する説明図（b）が示されている。本実施例の体内脂肪測定装置40は、被験者の両足をそれぞれ上に乗せる電極41A、41Bと、被験者の両手にそれぞれ把握される電極41C、41Dを備えており、前記電極41D、41C、41A、41Bは、それぞれアナログスイッチ43a、43b、43c、43d、43e、43fを介して前記第1実施例と同一構成の定電流回路44に接続されている。この定電流回路44を構成する演算増幅器45の出力端子は演算制御装置8に接続されている。なお、この演算制御装置8は、第1実施例と同一構成であるためその詳細な説明を省略する。

前記電極41C、41A、41Bは、それぞれアナログスイッチ43c、43e、43fを介して前記演算増幅器45の出力端子に接続されている。また、前記電極41D、41C、41Aは、それぞれアナログスイッチ43a、43b、43dを介して前記演算増幅器45の反転入力端子に接続されている。また、前記演算増幅器45の反転出力端子は、この演算増幅器45から定電流Iが出力されるように回路電流を制限する参照抵抗46に接続されている。なお、前記参照抵抗46は、前記定電流Iを設定する安定な既知の値 R_s を有している。

次に、被験者の体内組織インピーダンスについて説明する。本実施例においては、前記電極41A、41B、41C、41Dがそれぞれ被験者の両手両足に接触するようにされるため、前記被験者の両手両足と各電極41A、41B、41C、41Dの間には、それぞれ接触インピーダンス R_{41A} 、 R_{41B} 、 R_{41C} 、 R_{41D} が生じるとともに、右足、左足、右腕、左腕の各身体組織インピーダンス Z_{41A} 、 Z_{41B} 、 Z_{41C} 、 Z_{41D} が生じている。ここで、図におい

て測定したい内臓部の組織インピーダンスすなわち内臓部組織インピーダンスを Z_j で表している。

このように構成される体内脂肪測定装置 40 においては、被験者の右足および左足がそれぞれ前記電極 41A, 41B 上に置かれるとともに、前記電極 41C, 41D がそれぞれ右手および左手で把持された状態で、前記 CPU 13 によるアナログスイッチ 43a, 43b, 43c, 43d, 43e, 43f の ON・OFF 制御により順次切り替えられて演算増幅器 45 からの出力電圧 $V_9 \sim V_{12}$ が演算制御装置 8 に入力される。以下に、アナログスイッチ 43a ~ 43f の ON・OFF 制御および出力電圧 $V_9 \sim V_{12}$ について説明する。

・アナログスイッチ 43b, 43e のみを ON 状態にして、演算増幅器 45 の出力電圧 V_9 を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{41A} + Z_{41A} + Z_j + Z_{41C} + R_{41C} + R_s) \cdot I = V_9 \dots (\text{式 } 9)$$

・アナログスイッチ 43a, 43f のみを ON 状態にして、演算増幅器 45 の出力電圧 V_{10} を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{41B} + Z_{41B} + Z_j + Z_{41D} + R_{41D} + R_s) \cdot I = V_{10} \dots (\text{式 } 10)$$

・アナログスイッチ 43a, 43c のみを ON 状態にして、演算増幅器 45 の出力電圧 V_{11} を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{41C} + Z_{41C} + Z_{41D} + R_{41D} + R_s) \cdot I = V_{11} \dots (\text{式 } 11)$$

・アナログスイッチ 43d, 43f のみを ON 状態にして、演算増幅器 45 の出力電圧 V_{12} を測定することによって、次式が得られる。

$$(R_{41B} + Z_{41B} + Z_{41A} + R_{41A} + R_s) \cdot I = V_{12} \dots (\text{式 } 12)$$

これら測定された出力電圧 $V_9 \sim V_{12}$ は、それぞれ一旦演算制御装置 8 内のメモリ 16 に記憶されるとともに、前記 CPU 13 にてそれら測定電圧 $V_9 \sim V_{12}$ を用いて、内臓部組織インピーダンス Z_j の演算が行われる。すなわち、上記 (式 9) ~ (式 12) を用いて、(式 9) + (式 10) - {(式 11) + (式 12)} が演算されると、接触インピーダンスがキャンセルされて、次式が成り立つ。

$$2 Z_j \cdot I = V_9 + V_{10} - (V_{11} + V_{12})$$

故に

$$Z_j = \{V_9 + V_{10} - (V_{11} + V_{12})\} / 2 I$$

として、内臓部組織インピーダンス Z_j が求められる。なお、定電流値 I は、 $I = v / R_s$ で表される。

続いて、前記 CPU 13 内で前記内臓部組織インピーダンス Z_j および予め入力された個人データに基づいて既知の演算方法で内臓部の脂肪量が求められる。こうして測定された内臓部の脂肪量は、前記 I/O 回路 12 を経て表示器 15 に表示され被験者に伝達される。

本実施例によれば、両手両足の 4 つの測定箇所それぞれ 1 つずつの電極を配置させることにより、接触インピーダンスおよび第 1 実施例に比べて手足全体を含む身体末端周辺組織インピーダンスを除いた内臓部組織インピーダンスを測定でき、安定した正確な内臓部の脂肪量を計測することができる。したがって、内臓部組織インピーダンス測定に必要な電極数を削減でき、それに伴って配線、回路数を減少させることができるため、装置構成を簡易にできるという効果を奏する。また、第 1 実施例と同様の効果を得ることができる。

本実施例においては、アナログスイッチの切り替えによる 4 回の測定 (出力電圧 $V_9 \sim V_{12}$) に基づいて内臓部組織インピーダンス

Z_j が演算されているが、左右の手の接触インピーダンス R_{41C} , R_{41D} および左右の腕の組織インピーダンス Z_{41C} , Z_{41D} がそれぞれ等しく、また左右の足の接触インピーダンス R_{41A} , R_{41B} および左右の足の組織インピーダンス Z_{41A} , Z_{41B} がそれぞれ等しいとすると、

(式 1 1) は、

$$2 \cdot (R_{41C} + Z_{41C}) = (V_{11} - R_s \cdot I) / I \dots (\text{式 } 1 1')$$

となり、

(式 1 2) は、

$$2 \cdot (R_{41A} + Z_{41A}) = (V_{12} - R_s \cdot I) / I \dots (\text{式 } 1 2')$$

となるから、内臓部組織インピーダンス Z_j は、

$$Z_j = (\text{式 } 9) - \{ (\text{式 } 1 1') + (\text{式 } 1 2') \} / 2$$

により、アナログスイッチの切り替えによる 3 回の測定 (出力電圧 V_9 , V_{11} , V_{12}) に基づいて演算することができる。また、例えばアナログスイッチ 43f, 43b のみを ON 状態にして、被験者の身体を斜めに電流を通して内臓部組織インピーダンス Z_j を求めることも可能である。

また、本実施例においては、演算制御装置 8 内に第 1 実施例と同様に体重測定回路 18 を切り替え可能に備え、内臓脂肪量の測定と同時に体重測定が行えるように構成されていてもよい。この場合は、第 1 実施例の測定シーケンスを適用させて、重量値が安定状態に至るまでの時間を用いて内臓部組織インピーダンス Z_j を測定することも可能である。

前記各実施例においては、体重信号 (重量信号) とインピーダンス信号 (出力電圧信号 $V_1 \sim V_4$) がそれぞれ同一の A/D 変換器 11 にてデジタル化されているが、これに限らず、例えば体内組織インピーダンス測定回路用 A/D 変換器と体重測定回路用 A/D 変換

器とを設け、それぞれのA/D変換器を用いて各信号をデジタル化するようにしてもよい。

前記各実施例においては、体重値（重量値）と体内脂肪量（体脂肪率）とが1つの表示器15に一定時間毎に交互に表示するようにされているが、これに限らず、体重値と体内脂肪量とを互いに異なる表示器にそれぞれ表示させてもよく、1つの表示器にキースイッチにて選択して表示させるようにしてもよい。

前記第1～第3実施例においては、電極を両足裏に接触させて体内組織インピーダンス Z_i を測定することを説明したが、図8に示されるように電極（2A'，2B'，3A'，3B'）を両手指間に接触させても同様にして体内インピーダンス Z_i のみを測定することが可能である。また、この場合は、測定経路に大きいインピーダンス値を有する関節を多く含むが身体末端組織インピーダンスが除去されるため、体内脂肪量が高い精度で得られるという効果を奏する。

前記第1～第3実施例において、体重測定用回路18を備える場合は、前記各電極を体重測定面に設けるのが好ましく、一部の電極を手や指に触れることのできる部分または握ることのできる部分に設け、残りの電極を体重測定面に設けてもよい。一方、体重測定用回路18を備えない場合や体重測定部と体脂肪測定部とが分離される場合には、前記各電極を手や指に触れることのできる部分または握ることのできる部分に設けてもよく、一部の電極を手や指に触れることのできる部分または握ることのできる部分に設け、残りの電極を体重測定面に設けてもよい。

請求の範囲

1. 身体内の脂肪量を測定する体内脂肪測定装置において、
 - (a) 身体表面の複数箇所にそれぞれ1個または複数個接触される電極、
 - (b) 前記電極に一定の電流または電圧を印加する電源回路、
 - (c) 前記電源回路に接続する電極をそれら電極間に接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが存在するように、またはそれら電極間に接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが存在するように切り替えて、前記接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値および接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値をそれぞれ測定するインピーダンス測定手段および
 - (d) 前記インピーダンス測定手段より得られる測定値に基づいて体内組織インピーダンス値を演算する演算手段を備えることを特徴とする体内脂肪測定装置。
2. 前記電極は、測定したい体内組織インピーダンスを挟む身体表面の一方と他方とにそれぞれ一対ずつ接触されるとともに、それら一方および他方における各対の電極が互いに近接され、前記インピーダンス測定手段によって前記一方または他方における各対の電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値が測定されるとともに、前記一方および他方における各電極のうちの1個ずつに前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定

値に基づいて前記演算手段により体内組織インピーダンス値が演算される請求項1に記載の体内脂肪測定装置。

3. 前記電極は、測定したい体内組織インピーダンスを挟む身体表面の一方に2個、他方に1個接触されるとともに、前記一方に接触される2個の電極が互いに近接され、前記インピーダンス測定手段によって前記一方における2個の電極に前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスとが合成をなす値が測定されるとともに、一方の電極のうちの1個と他方の電極とに前記電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと身体末端周辺組織インピーダンスと体内組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定値に基づいて前記演算手段により体内組織インピーダンス値が演算される請求項1に記載の体内脂肪測定装置。
4. 前記電極は、両手両足部周辺表面にそれぞれ1個ずつ接触され、前記インピーダンス測定手段によって一方の手に接触される電極と一方の足に接触される電極とに電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと腕部組織インピーダンスと脚部組織インピーダンスと内臓部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、また両手に接触される電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと腕部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、また両足に接触される電極に電源回路が接続されてそれら電極間の接触インピーダンスと脚部組織インピーダンスとが合成をなす値が測定され、それら測定値に基づいて前記演算手段により内臓部組織インピーダンス値が演算される請求項1に記載の体内脂肪測定装置。
5. さらに、体重測定手段を備える請求項1乃至4のうちのいずれ

れかに記載の体内脂肪測定装置。

6. 前記体重測定手段による重量変化の過渡現象状態中に体重測定に並行して前記インピーダンス測定手段によるインピーダンスの測定が行われる請求項5に記載の体内脂肪測定装置。
7. 前記体重測定手段による重量値の変動幅が大きく不安定状態にある場合には、前記体重測定手段による体重測定に並行して前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定が行われる請求項5または6に記載の体内脂肪測定装置。
8. 前記体重測定手段による重量値の変動幅が小さく安定状態にある場合には、前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定が中止される請求項5または6に記載の体内脂肪測定装置。
9. さらに、前記体重測定手段による重量値の変動幅が小さく安定状態にある場合には、前記インピーダンス測定手段による電極間のインピーダンスの測定を中止して、体重測定のみが行われる請求項8に記載の体内脂肪測定装置。

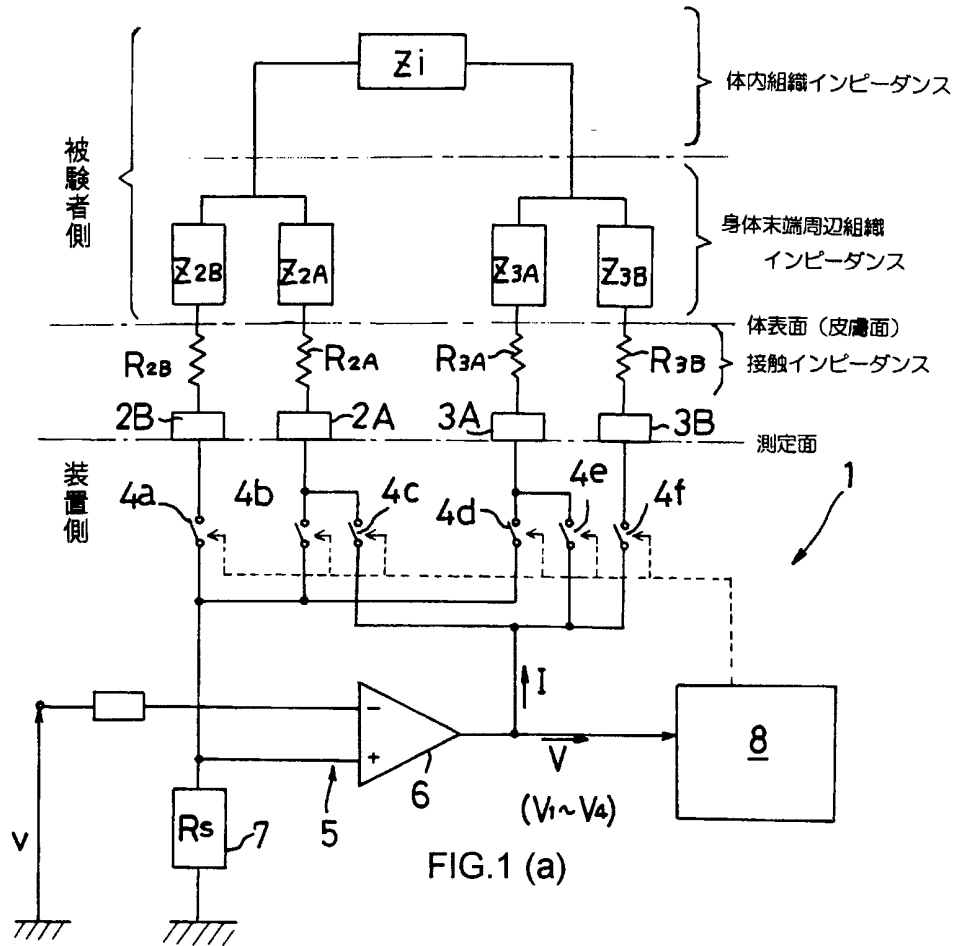


FIG.1 (a)

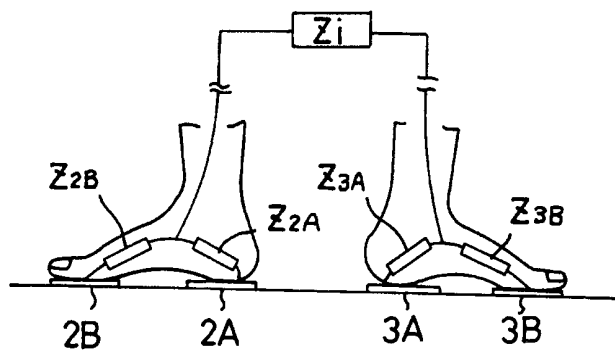


FIG.1 (b)

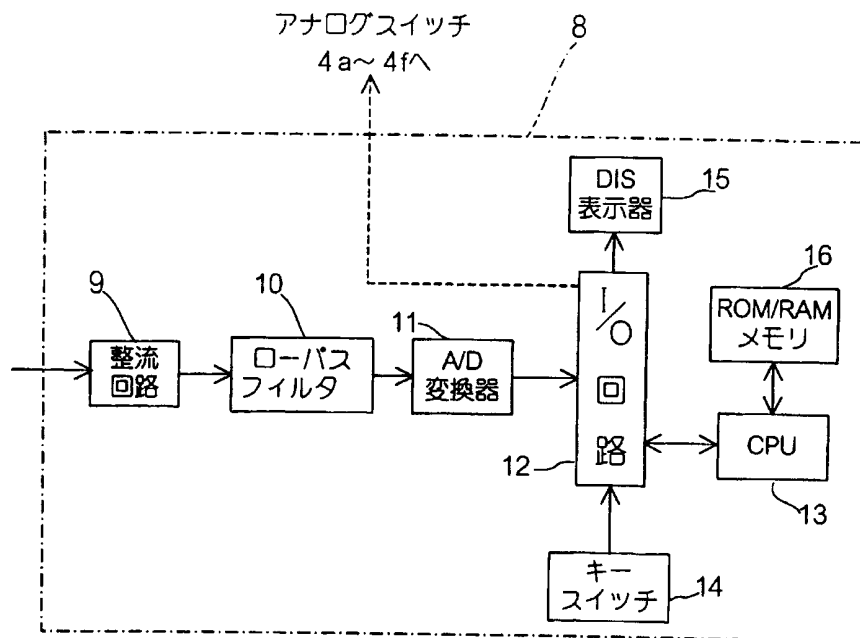


FIG.2

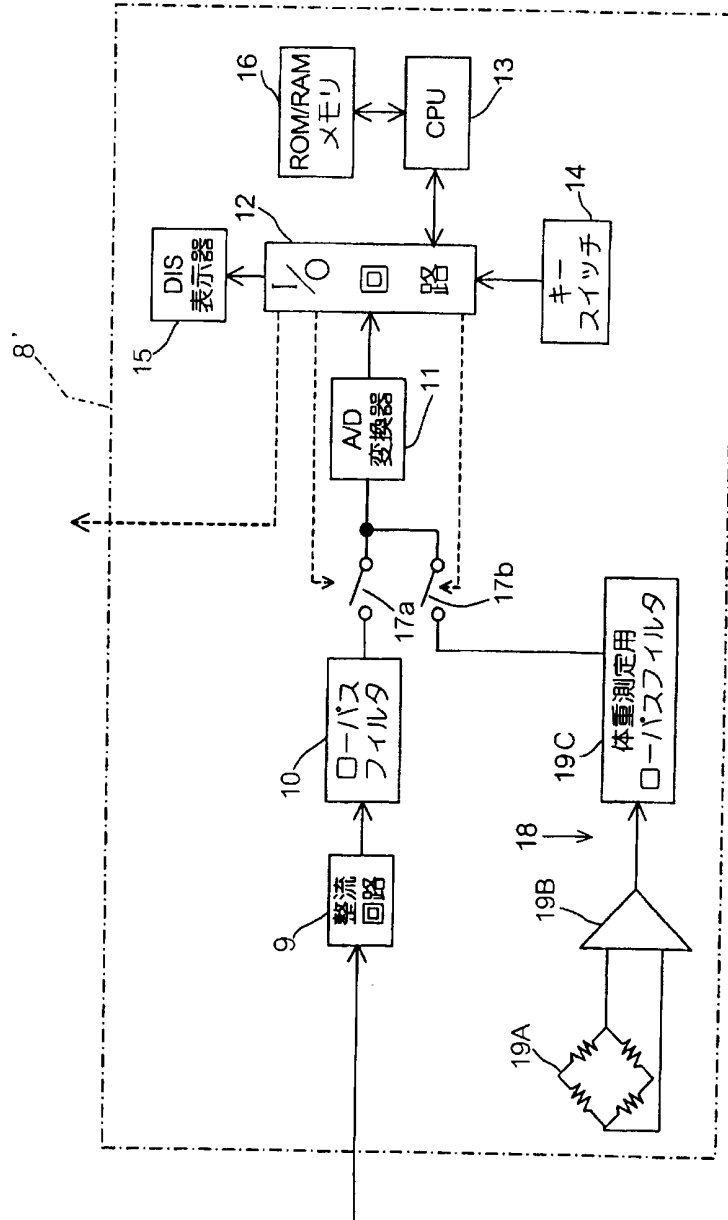


FIG.3

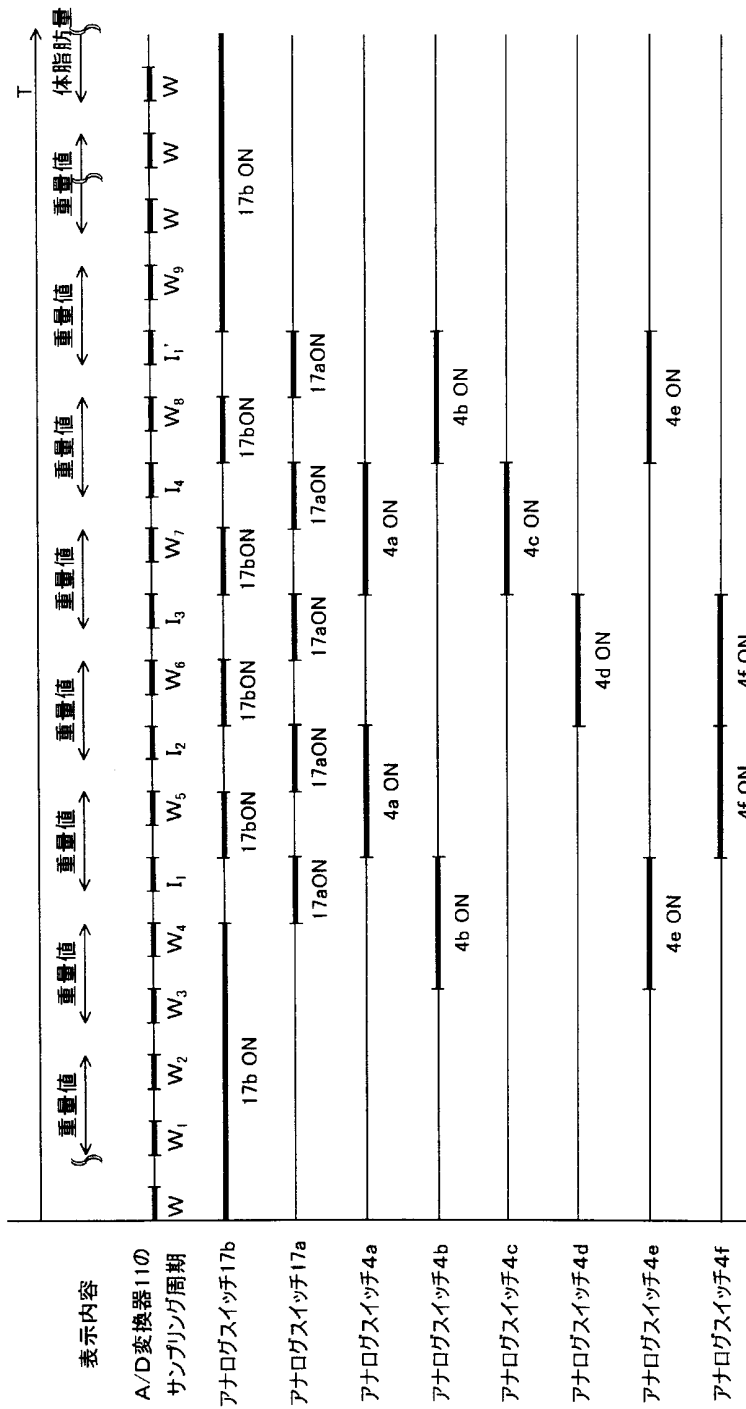


FIG.4

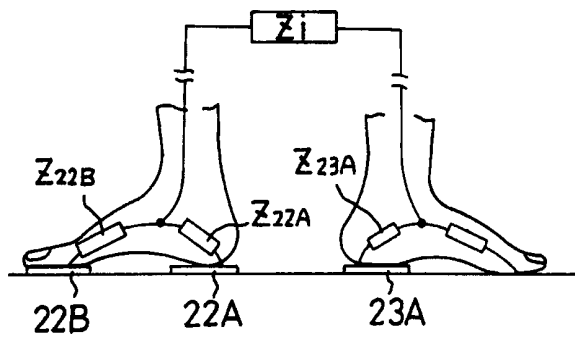
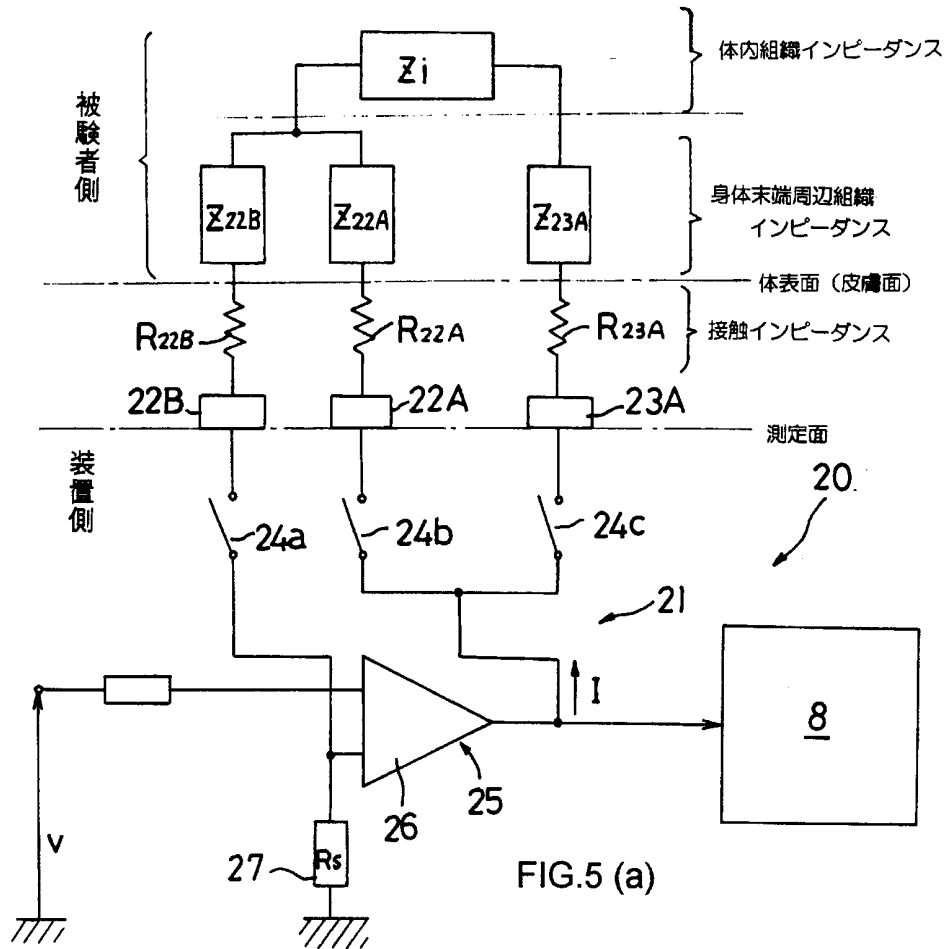


FIG.5 (b)

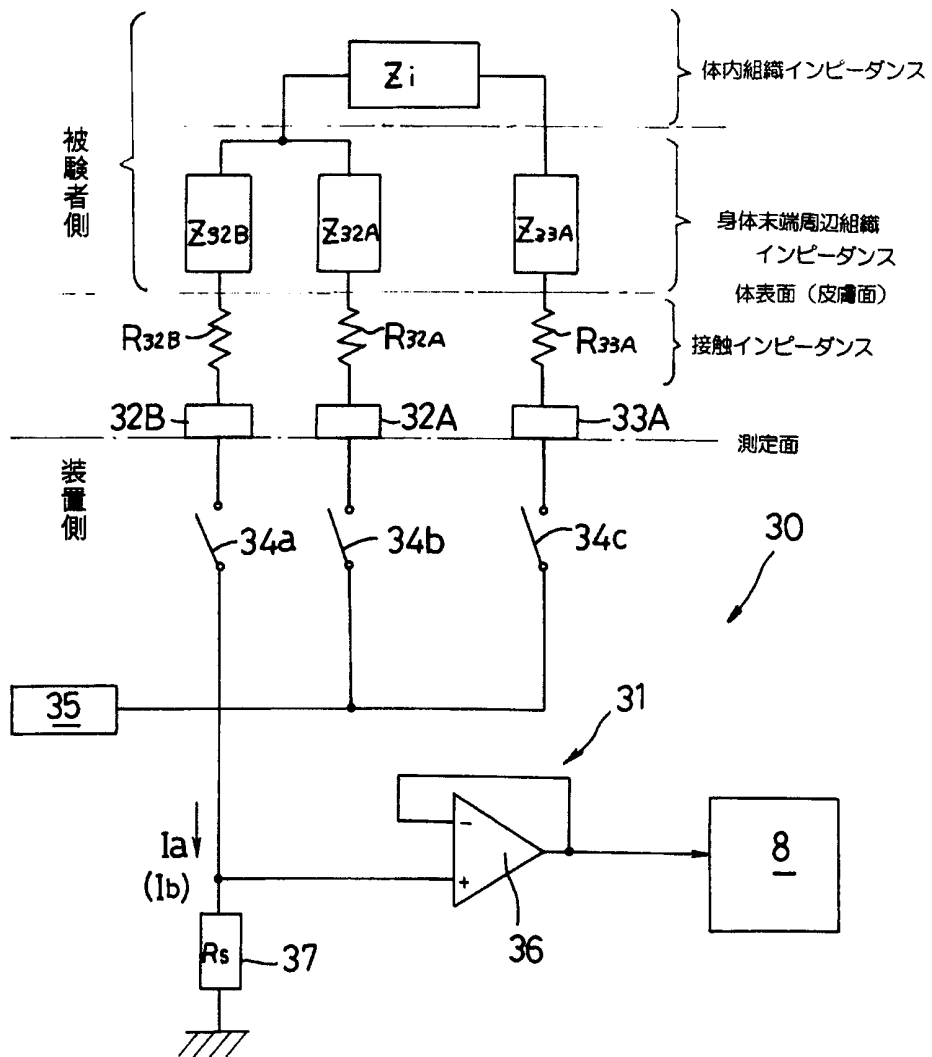


FIG.6

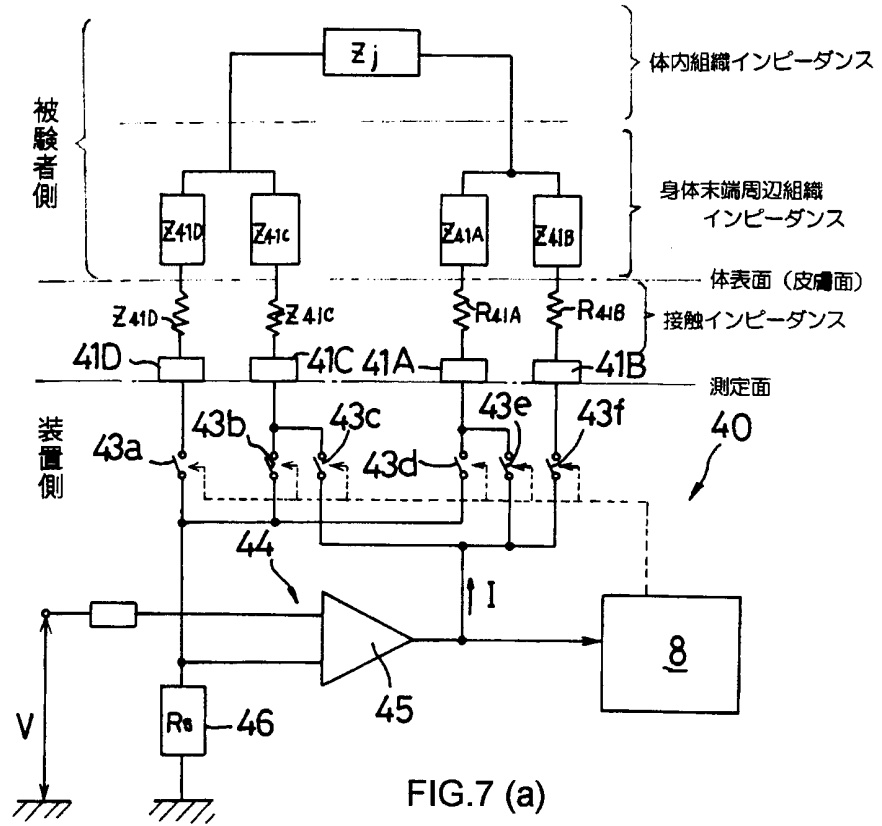


FIG.7 (a)

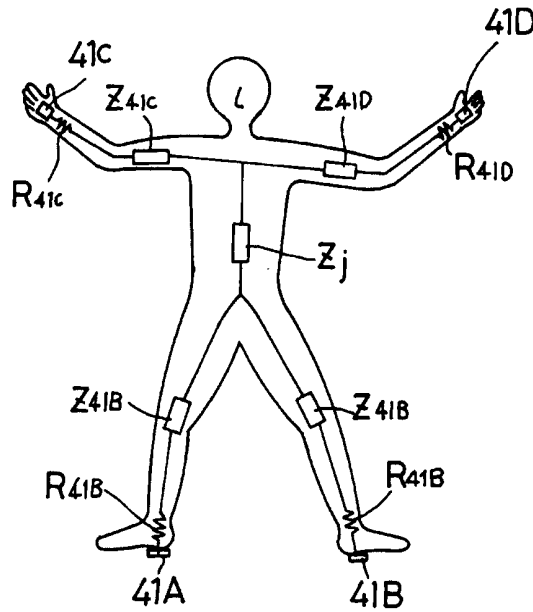


FIG.7 (b)

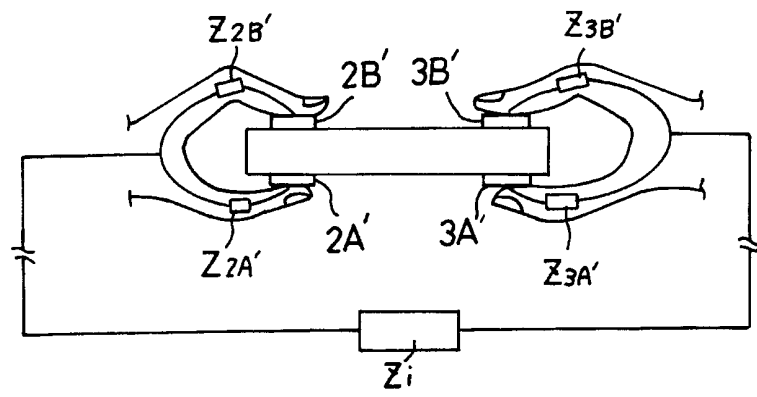


FIG.8

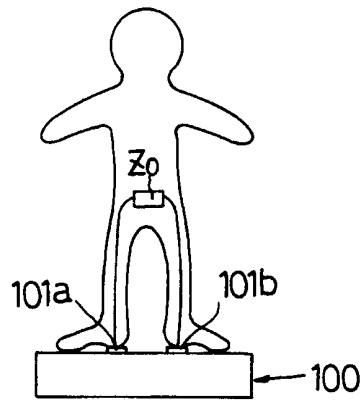


FIG.9 (a)

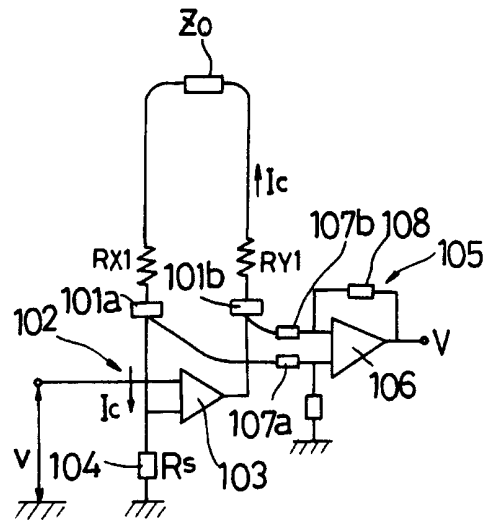


FIG.9 (b)

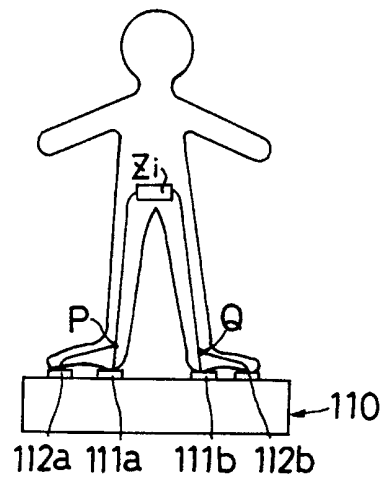


FIG.10 (a)

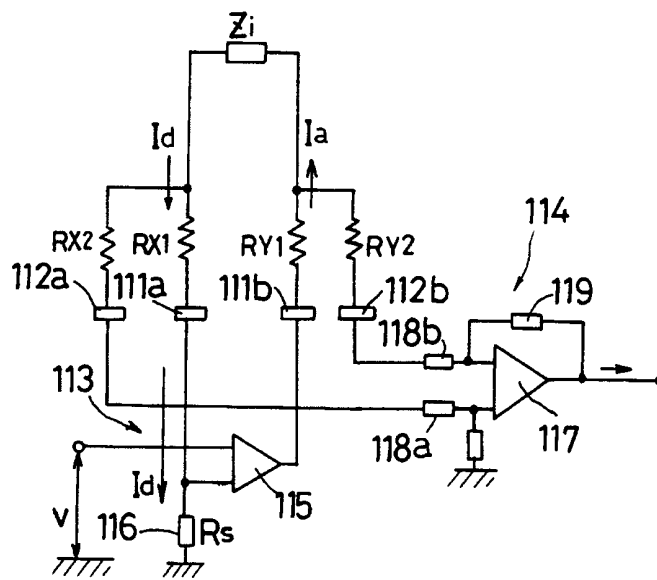


FIG.10 (b)

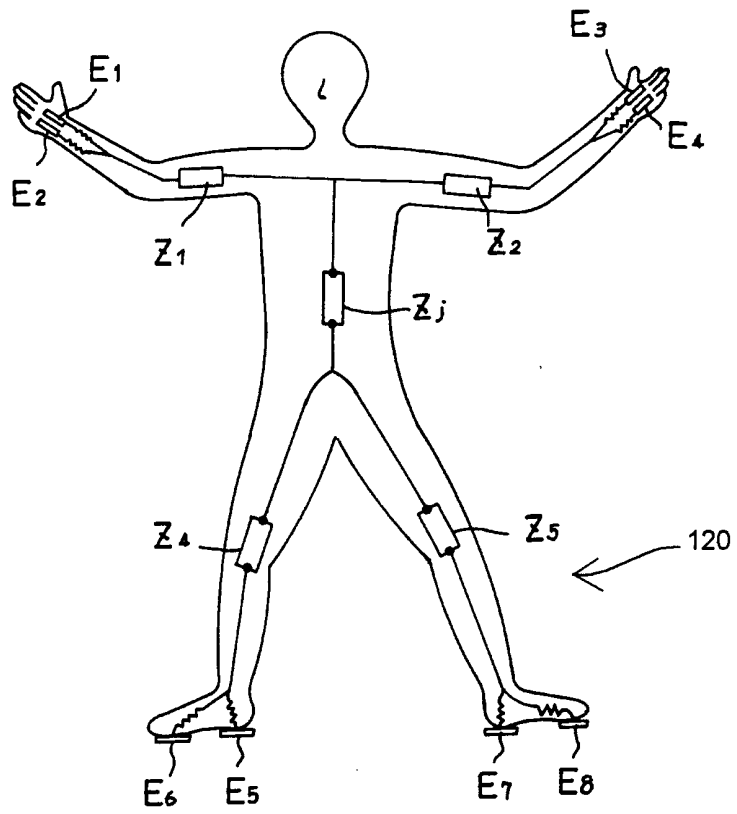


FIG.11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP00/06816

<p>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl⁷ A61B5/05</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>																																
<p>B. FIELDS SEARCHED</p> <p>Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl⁷ A61B5/05</p> <p>Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2000 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000</p> <p>Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)</p>																																
<p>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>JP, 7-51242, A (OMRON CORPORATION), 28 February, 1995 (28.02.95), Par. Nos. [0027]-[0029]; Figs. 21 to 23 & US, 5579782, A</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP, 11-113872, A (Tanita Corporation), 27 April, 1999 (27.04.99), Full text; all drawings (Family: none)</td> <td>1-9</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO, 99/20175, A1 (Tanita Corporation), 29 April, 1999 (29.04.99), Full text; all drawings & JP, 11-113873, A & EP, 1027861, A & IL, 126488, A & AU, 9458698, A</td> <td>1-9</td> </tr> </tbody> </table> <p><input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.</p> <table border="1"> <tr> <td>* Special categories of cited documents:</td> <td>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</td> </tr> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"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</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier document but published on or after the international filing date</td> <td>"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</td> </tr> <tr> <td>"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)</td> <td>"&" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table> <table border="1"> <tr> <td>Date of the actual completion of the international search 12 December, 2000 (12.12.00)</td> <td>Date of mailing of the international search report 19 December, 2000 (19.12.00)</td> </tr> <tr> <td>Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office</td> <td>Authorized officer</td> </tr> <tr> <td>Facsimile No.</td> <td>Telephone No.</td> </tr> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	JP, 7-51242, A (OMRON CORPORATION), 28 February, 1995 (28.02.95), Par. Nos. [0027]-[0029]; Figs. 21 to 23 & US, 5579782, A	1-9	A	JP, 11-113872, A (Tanita Corporation), 27 April, 1999 (27.04.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-9	A	WO, 99/20175, A1 (Tanita Corporation), 29 April, 1999 (29.04.99), Full text; all drawings & JP, 11-113873, A & EP, 1027861, A & IL, 126488, A & AU, 9458698, A	1-9	* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	"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 document 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 12 December, 2000 (12.12.00)	Date of mailing of the international search report 19 December, 2000 (19.12.00)	Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	Facsimile No.	Telephone No.
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																														
A	JP, 7-51242, A (OMRON CORPORATION), 28 February, 1995 (28.02.95), Par. Nos. [0027]-[0029]; Figs. 21 to 23 & US, 5579782, A	1-9																														
A	JP, 11-113872, A (Tanita Corporation), 27 April, 1999 (27.04.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-9																														
A	WO, 99/20175, A1 (Tanita Corporation), 29 April, 1999 (29.04.99), Full text; all drawings & JP, 11-113873, A & EP, 1027861, A & IL, 126488, A & AU, 9458698, A	1-9																														
* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention																															
"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 document 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 12 December, 2000 (12.12.00)	Date of mailing of the international search report 19 December, 2000 (19.12.00)																															
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer																															
Facsimile No.	Telephone No.																															

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/05

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. Cl⁷ 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

日本国実用新案公報 1926-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2000年
 日本国登録実用新案公報 1994-2000年
 日本国実用新案登録公報 1996-2000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 請求の範囲の番号
A	JP, 7-51242, A (オムロン株式会社) 28. 2月. 1995 (28. 02. 95) 段落番号【0027】 - 【0029】, 第21-23図 & US, 5579782, A	1-9
A	JP, 11-113872, A (株式会社タニタ) 27. 4月. 1999 (27. 04. 99) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-9

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な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
12. 12. 00

国際調査報告の発送日
19.12.00

国際調査機関の名称及びあて先
 日本国特許庁 (ISA/JJP)
 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)
 中横 利明
 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 請求の範囲の番号
A	WO, 99/20175, A1 (株式会社タニタ) 29. 4月. 1999 (29. 04. 99) 全文, 全図 & JP, 11-113873, A & EP, 1027861, A & IL, 126488, A & AU, 9458698, A	1-9