

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3849955号
(P3849955)

(45) 発行日 平成18年11月22日(2006.11.22)

(24) 登録日 平成18年9月8日(2006.9.8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05

B

G 0 1 G 19/50 (2006.01)

G 0 1 G 19/50

Z

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願平9-299602	(73) 特許権者	000133179
(22) 出願日	平成9年10月17日(1997.10.17)		株式会社タニタ
(65) 公開番号	特開平11-113872		東京都板橋区前野町1丁目14番2号
(43) 公開日	平成11年4月27日(1999.4.27)	(72) 発明者	小熊 耕二
審査請求日	平成16年2月2日(2004.2.2)		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	安田 明央
		(56) 参考文献	特開平07-059744(JP, A)
			登録実用新案第3003657(JP, U)
			特開平07-051242(JP, A)
			特開平09-019420(JP, A)
			特開平08-154910(JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体内脂肪量計および体内脂肪量計付き体重計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被測定者の身長等の身体的データを入力する入力手段と、被測定者の身体に電流を供給して生体インピーダンスを測定するための交流定電流源並びに電流印加用及び電圧測定用の各電極を備えたインピーダンス測定手段と、前記入力手段で入力された身体的データと前記インピーダンス測定手段で測定されたインピーダンス値とを演算処理して体内脂肪量を算出する演算処理手段と、演算処理手段で得た体内脂肪量を表示する表示手段とを有する体内脂肪量計であって、

前記交流定電流源が、交流定電圧源と、OPアンプと、これら交流定電圧源とOPアンプとの間に並列に接続されて定電流を生成する複数の抵抗とで構成されていると共に、

前記インピーダンス測定手段が、被測定者の身体と前記電流印加用電極との間の接触インピーダンスに関連する情報として電流印加用電極の電圧を検出する検出手段と、該検出手段で検出した電圧が前記定電流源が確実に動作する上限の電圧よりも大きいときに、前記交流定電流源を構成する複数の抵抗の一部の接続を切り離すことによって身体に供給する電流値を減少させる電流値変更手段とを更に備えてなることを特徴とする体内脂肪量計。

【請求項2】

被測定者の身長等の身体的データを入力する入力手段と、被測定者の体重を測定する重量測定手段と、被測定者の身体に電流を供給して生体インピーダンスを測定するための交流定電流源並びに電流印加用及び電圧測定用の各電極を備えたインピーダンス測定手段と、前記入力手段で入力された身体的データと前記重量測定手段で測定された体重値と前記

10

20

インピーダンス測定手段で測定されたインピーダンス値とを演算処理して体内脂肪量を算出する演算処理手段と、演算処理手段で得た体内脂肪量を表示する表示手段とを有する体内脂肪量計付き体重計であって、

前記交流定電流源が、交流定電圧源と、ＯＰアンプと、これら交流定電圧源とＯＰアンプとの間に並列に接続されて定電流を生成する複数の抵抗とで構成されていると共に、

前記インピーダンス測定手段が、被測定者の身体と前記電流印加用電極との間の接触インピーダンスに関連する情報として電流印加用電極の電圧を検出する検出手段と、該検出手段で検出した電圧が前記定電流源が確実に動作する上限の電圧よりも大きいときに、前記交流定電流源を構成する複数の抵抗の一部の接続を切り離すことによって身体に供給する電流値を減少させる電流値変更手段とを更に備えてなることを特徴とする体内脂肪量計付き体重計。

10

【請求項 3】

前記演算処理手段は、前記電流値変更手段で身体に供給する電流値を減少させた後に前記検出手段で検出した電流印加用電極の電圧が前記定電流源が確実に動作する上限の電圧よりも大きい場合には、体内脂肪量を算出しないことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の体内脂肪量計又は体内脂肪量計付き体重計。

【請求項 4】

前記表示装置は、前記電流値変更手段で身体に供給する電流値を減少させた後に前記検出手段で検出した電流印加用電極の電圧が前記定電流源が確実に動作する上限の電圧よりも大きい場合には、体内脂肪量を表示しないことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の体内脂肪量計又は体内脂肪量計付き体重計。

20

【請求項 5】

前記インピーダンス測定手段を 4 端子回路により構成したことを特徴とする請求項 1 乃至 4 記載の体内脂肪量計又は体内脂肪量計付き体重計。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、立ち位の両足間の生体インピーダンスと体重とを同時に測定し、その測定値とは別に入力された身長、性別、年齢等の身体的特徴を基に体内脂肪量を演算し推測する体内脂肪量計付き体重計に関し、詳しくは、インピーダンス測定用電極と測定本体である足の裏との接触インピーダンスのバラツキに対応した体内脂肪量計付き体重計に関する。

30

【0002】

【従来の技術】

被検体の末端から微少な定電流を印可し、電極間の電圧低下分を測定することで得られる生体末端間インピーダンスを使用して、人体の組成が推定できること(The American Journal of Clinical Nutrition, 41(4) 810-817 1985 "Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurement of the human body")を利用した体内脂肪量計が提案され、(USP. 4, 008, 721、特公平5-49050、特開平7-51242等々)これらの提案の実施品が商品化されている。

【0003】

40

なかでも、特公平5-49050に係わる商品は、被測定者が体重計に載ったとき、両足の裏が接触する位置に生体インピーダンスを測定するための平らな金属製の電極を体重計の載台表面に設け、測定器の指定された位置に素足で載るだけで、体内脂肪量を推定する為の因子の内、測定毎に変化のある生体末端間インピーダンスと体重とを同時に測定し、計算式に取り込む事が出来る、最も簡便に体内脂肪量が推定できる装置、体内脂肪計付体重計として商品化されている。

【0004】

従来の体内脂肪計は、まず、被測定者の、身長、性別、体重などの身体的データを、キースイッチなどの入力装置を介して入力し、記憶装置に記憶し、次に、制御装置によって、インピーダンス測定装置を駆動し、生体のインピーダンス値をアナログ出力し、それを A

50

D変換器によって、デジタル値に変換し、演算装置に取り込み、得られた生体インピーダンス値を示すデジタル値と、記憶装置に記憶された身長などの身体的データから、体内脂肪量を算出し、表示装置に出力している。体重は、他の身体的データと異なり、容易に変動するものであるから、測定の度に入力する必要があるので、重力測定装置を設け、インピーダンスの測定の度に被測定者の体重値も測定するようにした物が体内脂肪量計付き体重計である。

【0005】

この体内脂肪量計付き体重計は、インピーダンス測定装置のアナログ出力と、前記AD変換器との間に切替スイッチを設け、切替スイッチの他端を、重力測定装置のアナログ出力に接続し、切替スイッチの制御端子を、前記制御装置に接続し、まず、切替スイッチで、重量測定装置の出力をAD変換器に入力し、被測定者の体重値をデジタル値に変換し、記憶装置にその値を記憶した後に、切替スイッチを切り替え、インピーダンス測定装置の出力をAD変換器に入力して、インピーダンスの測定値をデジタル値に変換し、体重測定装置とインピーダンス測定装置とでAD変換器を共有している。(図1)

【0006】

また前記、従来の体内脂肪量計付き体重計の生体インピーダンス測定装置は、電極と生体との接触抵抗のバラツキが測定値に与える影響を除去するため4端子法が取られている。(図2)、(図3)

被測定者の重量を測定する電子式体重計の載台に、被測定者が載ったとき、両足の爪先部と踵部に接触する様に電極A1、A2、B1、B2を配設し、50kHzで既知の電流値*i*_Rを持った交流定電流源の電流端子を、電極A1、A2に、交流電圧計の測定端子を電極B1、B2に接続している。また、交流電圧計の測定端子にはほとんど電流が流れないように設計されている。

【0007】 ここで、体内インピーダンスを *r*_i、右爪先の接触インピーダンスを *r*_{A1}、左爪先の接触インピーダンスを *r*_{A2}、右踵の接触インピーダンスを *r*_{B1}、左踵の接触インピーダンスを *r*_{B2}、とする。

交流定電流*i*_Rは、*r*_{A1}を流れ、*r*_{B1}、*r*_{B2}には漏れずに、そのまま*r*_i、*r*_{A2}に流れ、電流端子に戻る。

このとき、*r*_{A1}、*r*_i、*r*_{A2}に生じる電圧降下は、それぞれ、

$$v_{A1} = i_R \times r_{A1} \quad (1)$$

$$v_i = i_R \times r_i \quad (2)$$

$$v_{A2} = i_R \times r_{A2} \quad (3) \quad \text{となる。}$$

ここで、交流電圧計の測定各端子には、ほとんど電流が流れないため、*r*_{B1}、*r*_{B2}に生じる電圧降下はそれぞれ0とみなされ、*r*_{B1}、*r*_{B2}の影響は除去され、交流電圧計では、*v*_iがそのまま観測される。

(2)式より、体内インピーダンス*r*_iは

$$r_i = v_i / i_R \quad (4)$$

となり、*i*_Rは既知の値であるので、観測値*v*_iから容易に求めることができる。

【0008】

交流定電流源は、交流定電圧源、抵抗R1、OPアンプで構成されている。(図4)

交流定電圧源の出力がR1の一端に接続され、R1の他端はOPアンプの-端子に接続される。-端子には、前記電極A1が、OPアンプの出力端子には前記電極A2が接続され、+端子はGND(0V)に接続されている。

OPアンプの-端子は、出力端子が飽和しない限りは、+端子と同電位であり、また-端子からOPアンプ内に電流が流れることはない。

よって、R1に流れる電流は、そのまま電極A1に流れ、生体を流れて、A2に達し、OPアンプの出力端子に吸収される。

交流定電圧源の出力電圧を*v*とすると、R1の両端の電圧は*v*であるので、

$$r_i = v / R1 \quad (5)$$

となり、*v*、R1は既知のものであるから、既知の定電流が得られることになる。

【 0 0 0 9 】

交流電圧計は、差動増幅器、整流器、ローパスフィルタ及びA/D変換器で構成されている。まず、差動増幅器により、電極B1、B2間の差の電圧をN倍した増幅出力を得る。

このとき、差動増幅器の出力電圧 v は、

$$v = N \times V_i = N \times i_R \times r_i \quad (6) \quad \text{となる。}$$

この出力を、半波整流器に入力すると、整流器は交流電圧の+部分だけを出力する。これをローパスフィルタで、直流に変換して、前記A/D変換器に入力することにより、体内インピーダンス r_i に比例したデジタル値が得られる。

この構成により、足の接触インピーダンスに影響されない生体インピーダンスの測定が可能と成っている。

10

【 0 0 1 0 】

しかし、なるべく正確な測定をするため、通常は接触インピーダンスがある程度小さいこと、素足で使用することを前提に設計されている。通常の足の裏の接触インピーダンスは1k Ω 以内であり、インピーダンス測定電流の最大値を1mA以下として設計されている。

前記交流定電圧源のピーク電圧を0.8Vとし、抵抗 R_1 を1k Ω とすると、このときの電流値は、(5)式から、800 μ Aとなる。

生体インピーダンスを500 Ω 、接触インピーダンスをそれぞれ1k Ω とすると、電極A2の電圧 V_o は、

$$V_o = 800 \mu A \times (r_{A1} + r_i + r_{A2}) = 2 V \quad \text{となる。}$$

20

通常の足の裏の接触インピーダンスは、1k Ω 以内であるが、靴下を着用している場合は、極端に大きくなる。

今、接触インピーダンスを10k Ω とすると、電極A2の計算上の電圧 V_o は、

$$V_o = 800 \mu A \times (10 k \Omega + 500 \Omega + 10 k \Omega) = 16.4 V \quad (8)$$

となる。

【 0 0 1 1 】

一方、体脂肪計は、持ち運びを前提に作られている場合が多く、主に電池で回路を駆動している。そのため回路電圧は、 ± 5 V程度に限られている。定電流源に使用されるOPアンプの出力端子の電圧も、その範囲内であり、前記の様に靴下を着用しているとき(接触インピーダンスが10k Ω)は、OPアンプが飽和してしまい、定電流は流すことができなくなる。従って、 r_i は既知の定電流ではなくなり、また、波形が歪み、正弦波ではなくなってしまう。しかし、交流電圧計は、その歪んで不正確な電圧出力 v_i を検出しその値を以て、演算装置は体内脂肪量を計算し、表示装置に出力してしまっていた。

30

【 0 0 1 2 】

以上述べた如く、従来の体内脂肪量計付き体重計の生体インピーダンス測定装置は、素足で測定器に載ることが前提として設計されたものであり、靴下を着用した場合等、測定装置の電極と被測定体との接触インピーダンスが過大となると、システムの構成上、測定装置の電極と被測定体との間での電圧降下が大きく、定電流電源の正常な動作範囲を逸脱し、生体に所定の電流を流入することが出来なくなり、正確な測定が不可能な構成となっていた。

40

【 0 0 1 3 】

【 発明が解決しようとする課題 】

本発明が解決しようとする課題は、靴下を着用する等、生体と、生体インピーダンスを測定するための電極との接触インピーダンスが大きくなった場合でも簡単に、正確に体内脂肪量を推定することが出来る体内脂肪量計付き体重計を提供する事である。

【 0 0 1 4 】

【 課題を解決するための手段 】

定電流源用OPアンプの飽和検出器を設けて発生電圧を監視し、被測定者の足の裏と両足間生体インピーダンス測定用電極との接触インピーダンスに対応して生体インピーダンス測定の為の供給電流値を変更し、定電流源の発生電圧が所定の電圧以下のときだけ生体イ

50

ンピーダンスを測定する。

【 0 0 1 5 】

【作用及び効果】

常に定電流電源が正常な動作範囲で使用されるので、所定の安定した正確な電流が供給され、接触インピーダンスの大きい時でも正確な生体インピーダンスの測定が可能となる。

【 0 0 1 6 】

【実施の形態】

被測定者が載ったときその重量を測定する電子式体重計の載台に被測定者が載ったとき両足の爪先部に接触する、体内に微電流を流入させる一対の電極 A (A 1, A 2) と、両足の踵部に接触し、踵間の電位差を測定する一対の電極 B (B 1, B 2) とからなる両足間生体インピーダンス測定装置の二対の電極と、身長、年齢、性別等の身体的特徴を入力する入力装置を設ける。該電子式体重計に正弦波の定電圧を得る発振器と、複数の定電流を得る電圧 - 電流変換器、該電圧 - 電流変換器の発生電圧の判定器を設け、該判定器の判定結果が所定の電圧以下である電圧 - 電流変換器の出力を電極 A に接続する。電極 B からの電圧降下分の電位差を差動増幅器により取り出し、波形成形、整流等の処置を施し、直流変換した後 A D 変換し、接続されている電圧 - 電流変換器の出力電流を用いて生体インピーダンスのデジタルデータとして演算部に取り込む。演算部は、入力された身長、年齢、性別等の身体的特徴と、測定された体重および生体インピーダンスを基に体内脂肪量を算出して表示器に表示する構成とする。

【 0 0 1 7 】

【実施例】

以下本発明の実施例の詳細を図面に基づき詳細に述べる。定電流源用 O P アンプの飽和検出器の具体例 1 として、B 1、B 2 端子と、A 1、A 2 端子を、選択的に差動増幅器に接続する S W 1 を設け、S W 1 の制御端子を、制御装置に接続し、定電流源が確実に正常に動作している場合の、A 1、A 2 端子間の電圧が A D 変換されたデジタル値の最大を N MAX として記憶しておく。

また、R 3 に S W 2 により並列に接続できるように、抵抗 R 4 を接続する。S W 2 の制御端子は、制御装置に接続する。(図 6)

【 0 0 1 8 】

制御装置は、まず、S W 3 で、R 2 を、R 1 と並列に接続する。

$R 1 = 5 \text{ k } \Omega$ $R 2 = 1 . 2 5 \text{ k } \Omega$ とすると、並列抵抗値 R' は、

$R' = 1 / (1 / R 1 + 1 / R 2) = 1 \text{ k } \Omega$

前記交流定電圧源のピーク電圧を 0 . 8 V とすれば、体内流入電流値は、

$i R = 0 . 8 \text{ V} / 1 \text{ k } \Omega = 8 0 0 \text{ } \mu \text{ A}$ となる。

制御装置は、S W 1 により、A 1、A 2 端子を差動増幅器に接続し、その出力を半波整流、ローパスフィルタにより直流電圧に変換して、A D 変換器に入力する。

【 0 0 1 9 】

$i R$ を流したとき、A 1、A 2 端子間電圧から得られたデジタル値が、N MAX より小さければ、S W 1 により B 1、B 2 端子を差動増幅器に接続し、半波整流、ローパスフィルタを介して、A D 変換器によって得た生体インピーダンス $r i$ に比例したデジタル値と、被測定者の身体データを元に、演算装置は、体内脂肪量を算出し、表示装置に出力する。(図 8)

【 0 0 2 0 】

定電流源の電圧、すなわち A 1、A 2 端子間電圧から得られたデジタル値が、N MAX より大きければ、定電流源は飽和していると判断できる。

N MAX より大きいときは、制御装置は、S W 3 を O F F し、R 2 を切り離す。

定電流を生成する抵抗は R 1 のみとなるので、体内流入電流 $i R'$ は、

$i R' = 0 . 8 \text{ V} / 5 \text{ k } \Omega = 1 6 0 \text{ } \mu \text{ A} = i R / 5$ となる。

靴下を履き各接触インピーダンスが 1 0 k Ω の時の例を計算すると、

$V o = 1 6 0 \text{ } \mu \text{ A} \times (1 0 \text{ k } \Omega + 5 0 0 \Omega + 1 0 \text{ k } \Omega) = 3 . 2 8 \text{ V}$

となり、定電流源電源電圧を $\pm 5 \text{ V}$ とすれば、飽和は防がれているのが分かる。 $i R'$ を流

したとき、A1、A2端子間電圧から得られたデジタル値が、NMAXより小さければ、SW1によりB1、B2端子を差動増幅器に接続する。得られたデジタル値は、体内流入電流に比例するので、 $1/5$ の値が得られる。従って、演算器により、得られたデジタル値 $\times 5$ を計算し、その値と、被測定者の身体データを元に、演算装置は、体内脂肪量を算出し、表示装置に出力すればよい。

【0021】

靴下が厚手であり、接触インピーダンスが $25\text{ k}\Omega$ の場合には

$$V_o = 160\text{ }\mu\text{A} \times (25\text{ k}\Omega + 500\Omega + 25\text{ k}\Omega) = 8.8\text{ V}$$

となり V_o はNMAXより大きくなる。この場合はOPアンプが飽和状態であり、定電流源が確実に正常に動作してはいないと判断し、即ち、 V_o がNMAX以上の場合には「Error」を表示して正常に測定されていないこと、被測定体と生体インピーダンス測定用電極との接触インピーダンスが大きすぎる事を報知する。

【0022】

OPアンプの飽和検出器は、OPアンプの出力電圧を、直接監視するものでも良い。(図7)

端子A2を、コンパレータの+端子に接続し、-端子を電源OPアンプが確実に動作する上限の電圧 V_{MAX} に設定する。コンパレータの出力を制御装置に入力する。

コンパレータは、端子A2の電圧が V_{MAX} を越えるとHiを出力し、 V_{MAX} より低い場合はLoを出力する。

制御装置は、コンパレータの出力がHiになったかを監視し、Hiになった時は、SW3をOFFしてR2を切り離し、定電流を生成する抵抗をR1のみとする。この状態でもHiであれば、OPアンプが飽和している判断し、「Error」を出力し、Loのままであれば、又はLoに変わったときは正常な測定が可能であるとみなし、算出された体内脂肪量を表示する。

【0023】

差動増幅器の後に、更に増幅器2を設け、通常は、差動増幅器の電圧を1倍に、接触インピーダンスが高く、インピーダンス測定電流を通常の $1/5$ にした場合は、差動増幅器の電圧を5倍にして出力するようにすれば、得られるデジタル値を計算上で5倍する必要がなく、また実際にAD変換により計測されるデジタル値が $1/5$ になり、分解能が低下することを避けることができる。具体的には、差動増幅器の出力にR3の一端を接続し、他端を増幅器2の-端子に接続する。また増幅器2の-端子と出力端子をR5で接続し、更に、R3に、SW2により並列に接続できるように、R4を接続する。SW2の制御端子は、制御装置に接続する。 $R3 = 5\text{ k}\Omega$ $R4 = 1.25\text{ k}\Omega$ $R5 = 5\text{ k}\Omega$ とする。最初、SW2をOFFし、R4を切り離しておく。増幅器2の増幅率は、 $R5/R3$ で表され、1倍となる。接触インピーダンスが高く、測定電流を少なくした場合は、SW2をONする。R3とR4の並列抵抗値 R'' は、

$$R'' = 1 / (1/R3 + 1/R4) = 1\text{ k}\Omega$$

で表され、増幅率は、 $R5/R'' = 5$ 倍となる。上記の例は、簡単のため、定電流の段階を2段階として説明したが、3段階以上でも同様に実現可能であることは明白である。

【0024】

高接触インピーダンスモードでは、体内流入電流が小さくなるため、誤差の割合が増え、若干の精度の低下がみられることがある。

上記では、自動で定電流を切り換える例を示したが、被測定者が変わる度に精度が変化する事が煩わしい場合も考えられる。

よって、入力装置に「高接触インピーダンスモード」キーを付加し、「高接触インピーダンスモード」キーを押すことにより、「高接触インピーダンスモード」を記憶装置が記憶し、SW3をOFFにしてその状態を維持し、低い定電流を保つようにすることにより、被測定者が変わっても精度は変化しないようにする事ができる。

靴下着用者が多い場合の計測時にも、安心して使用が可能となる。

【0025】

10

20

30

40

50

また表示装置に「高精度」「低精度」のマークを設け、「通常モード」時には「高精度」を点灯させ、「高接触インピーダンスモード」時には「低精度」マークを点灯させることにより、精度が変化した場合でも分かりやすく表示し、間違いを避ける事ができる。

「通常モード」時には0.5%単位で表示し、「高接触インピーダンスモード」時には1%単位で表示し、小数点以下を表示させないようにすることにより、表示の区別を付けることも有効な方法である。

【0026】

上記の例は、簡単のため、体重計の説明を省略したが、インピーダンス測定装置のアナログ出力と、前記AD変換器との間に切替スイッチを設け、切替スイッチの他端を、重力測定装置のアナログ出力に接続し、切替スイッチの制御端子を、前記制御装置に接続することで、まず、切替スイッチで、重量測定装置の出力をAD変換器に入力し、被測定者の体重値をデジタル値に変換し、記憶装置にその値を記憶した後に、切替スイッチをインピーダンス測定装置の出力をAD変換器に入力することで、インピーダンス測定との装置の共有ができ、使い勝手が良く、安価な商品とすることができる。

10

【0027】

以上、体脂肪率測定を、より精度良く、間違いを起こさないようにする技術を述べたが、この技術によって、靴下を履いたままでも、精度良く、間違いを起こさないように測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の体内脂肪量計付き体重計のブロック図

20

【図2】体脂肪測定模式図

【図3】生体インピーダンス測定説明図

【図4】定電流電流ブロック図

【図5】交流電圧計ブロック図

【図6】本発明の実施例のブロック図

【図7】本発明の他の実施例のブロック図

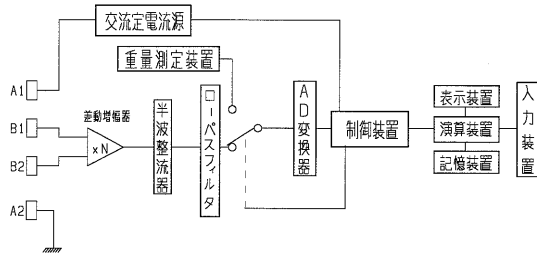
【図8】本発明の実施例の動作流れ線図

【符号の説明】

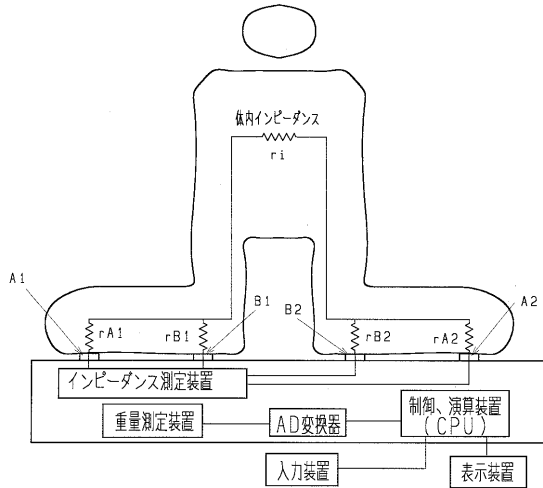
- A1 インピーダンス測定手段の電力供給端子
- A2 インピーダンス測定手段の電力供給端子
- B1 インピーダンス測定手段の降下電圧測定端子
- B2 インピーダンス測定手段の降下電圧測定端子
- r A1 生体と各端子との接触インピーダンス
- r A2 生体と各端子との接触インピーダンス
- r B1 生体と各端子との接触インピーダンス
- r B2 生体と各端子との接触インピーダンス
- r i 体内インピーダンス

30

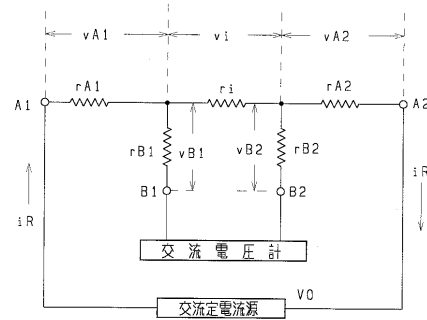
【図 1】



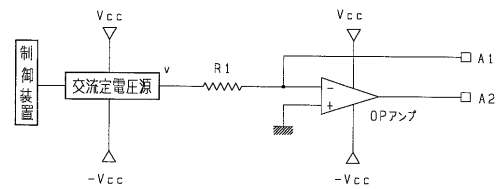
【図 2】



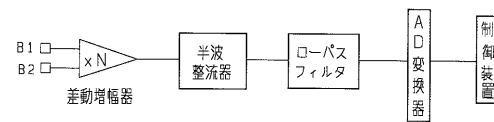
【図 3】



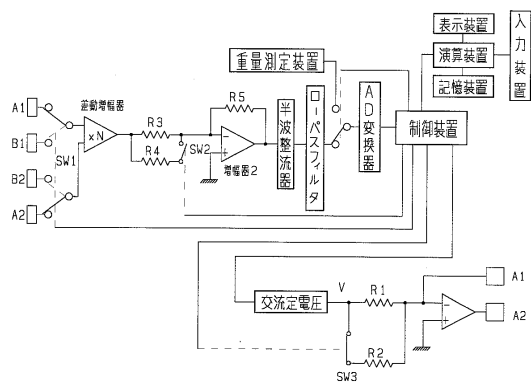
【図 4】



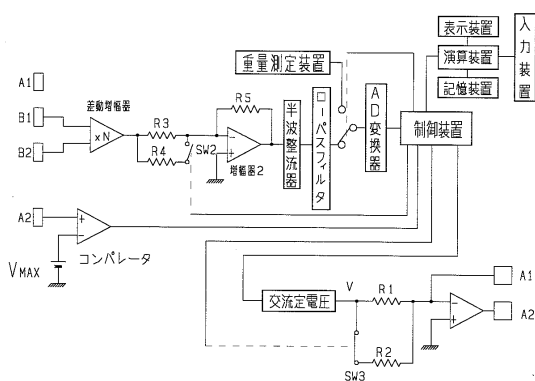
【図 5】



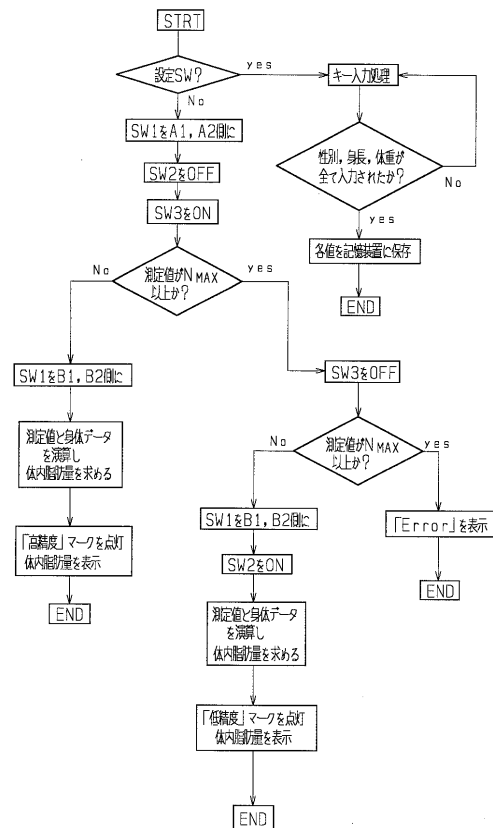
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 5/05

G01R 27/02