

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4064028号
(P4064028)

(45) 発行日 平成20年3月19日 (2008.3.19)

(24) 登録日 平成20年1月11日 (2008.1.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/05 (2006.01)
G 0 1 R 27/02 (2006.01)A 6 1 B 5/05 B
G 0 1 R 27/02 A

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2000-383 (P2000-383)	(73) 特許権者	000133179
(22) 出願日	平成12年1月5日 (2000.1.5)		株式会社タニタ
(65) 公開番号	特開2001-187036 (P2001-187036A)		東京都板橋区前野町1丁目14番2号
(43) 公開日	平成13年7月10日 (2001.7.10)	(74) 代理人	100059959
審査請求日	平成16年6月15日 (2004.6.15)		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】 身体疲労度判定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

タイマー手段と、記憶手段と、演算手段と、生体電気インピーダンス法に基づき被験者の身体に交流電流を印加して、生体電気インピーダンスを測定するための身体に接触する2対の電極と、身体のインピーダンス値を測定するインピーダンス測定手段と、を備え、
前記被験者の所定の回数分のインピーダンス測定値および測定時刻から前記被験者に固有の時間帯別の基準インピーダンス値を演算手段により算出して記憶手段に記憶し、測定したインピーダンス値と測定時刻に対応する前記基準インピーダンス値との差に基づきむくみ度を算出して、被験者の身体の疲労度を判定することを特徴とする身体疲労度判定装置。

【請求項 2】

前記被験者に固有の基準インピーダンス値が、当該被験者のインピーダンス値を測定するごとに更新される請求項 1 に記載の身体疲労度判定装置。

【請求項 3】

前記基準インピーダンス値が、所定の回数分のインピーダンス測定値の平均値である請求項 1 または 2 に記載の身体疲労度判定装置。

【請求項 4】

前記算出したむくみ度を表示する表示手段を備える請求項 1 から 3 のうちのいずれか 1 項に記載の身体疲労度判定装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、複数のグラフを切り替えて表示する請求項 4 に記載の身体疲労度判定装置。

【請求項 6】

前記交流電流は、複数の周波数を用いる請求項 1 から 5 のうちのいずれか 1 項に記載の身体疲労度判定装置。

【請求項 7】

前記身体に接触する 2 対の電極は、脹ら脛（ふくらはぎ）をまたいで接触するように設けられている請求項 1 から 6 のうちのいずれか 1 項に記載の身体疲労度判定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は、身体疲労度判定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

一般的に、長時間の立ち仕事等により疲労した下肢、特に脹脛にむくみが発生することが多く、このようなむくみは、重力の影響により水分やリンパ液が体幹部へと戻れずに滞留してしまうことが原因とされる。また、長時間の座り仕事や足の組みっぱなしにおいても同様なむくみが見られ、この場合は、脚部を長時間曲げているために関節部分等での血液やリンパ液の流れが悪くなるため、水分やリンパ液が体幹部へと戻ることができないことが原因と考えられる。このように、同一の体勢が続く仕事等による疲労に伴いむくみが生ずる。いずれの場合でも、基本的には重力が大きく作用し、そのために水分の滞留が起こることから、1日の生活の中での起床している時間においては、程度の差こそあれ、むくみは発生し、また、蓄積されていく。

20

【0003】

しかし、誰にでも起こりうるこのようなむくみであるが、通常、翌日には回復する。これは、睡眠等により体を横にして寝る、つまり横臥位を取るため、むくんでいた部分の水分が全身へと拡散するためである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

このようにむくみは、起床時より発生し徐々に蓄積され、ある時期に極大となり、就寝後回復し始め、翌日起床時には、ほぼ前日の起床時の状態に回復するようなサイクルとなる。しかし、このむくみの程度については、その日の活動状況による変化や個人差等があり、各人一様ではなく、また、そのむくみ程度の感じ方もまたそれぞれである。

30

【0005】

したがって、ある人の場合には、翌日になってもむくみがとれず、疲労が蓄積されてしまっているのに、そのことをあまり感じずに、無理を続けてしまい健康を害してしまうことになってしまうこともある。また、足のむくみ等を感じながらも、翌日には普通に回復するであろうと楽観視して、重大な病因の前兆であるようなことを見逃してしまうこともある。

【0006】

40

このよう可能性をなくするためには、各人の疲労度を客観的に判定できるような装置があればよいのである、従来においては、この種の簡便な装置はなかった。

【0007】

本発明の目的は、個人個人の身体の疲労度を簡単に判定できるような身体疲労度判定装置を提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明による身体疲労度判定装置は、生体電気インピーダンス法に基づき被験者の身体に交流電流を印加して、生体電気インピーダンスを測定するための身体に接触する 2 組の電極と、身体のインピーダンス値を測定するインピーダンス測定手段と、測定したインピ

50

ーダンス値に基づき細胞内外液比を求め、むくみ度を算出する手段と、基準のむくみ度を記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶されている基準のむくみ度と算出したむくみ度との比較に基づき、被験者の身体の疲労度を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

本発明の一つの実施の形態によれば、前記記憶手段に記憶されている基準のむくみ度は、過去に複数回算出した平均値である。

【0010】

本発明の別の実施の形態によれば、前記表示手段は、前記記憶手段に記憶されているむくみ度から、その変化の推移をグラフで表示する。

10

【0011】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記表示手段は、複数のグラフを切り替えるグラフ選択手段を備える。

【0012】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記交流電流は、複数の周波数を用いる。

【0013】

本発明の一つの実施例によれば、前記身体に接触する2組の電極は、脹ら脛（ふくらはぎ）をまたいで接触するように設けられている。

【0015】

【発明の実施の形態】

20

次に、添付図面に基づいて、本発明の実施の形態および実施例について、本発明をより詳細に説明する。

【0016】

まず、本発明の原理について説明するに、本発明によれば、1日1日の活動状況に応じて身体に生じる体水分分布の変動によるむくみを、生体電気インピーダンス測定により検出することで、その度合や長期的な傾向を調べることにより、身体の疲労度を判定する。そして、このような判定においては、前述したように、むくみの度合は個人差等があるため、単純に、ある一定の値と比較することではむくみの度合を判定できないため、基準の値として個人の標準的なむくみの度合を予め測定し、記憶しておくことで、それを基に現在のむくみの度合を判定し、また、長期的なむくみの傾向を見るのが好ましい。

30

【0017】

また、起床後の生活活動である運動や仕事等も、むくみの一因であることから、それらの生活活動による疲労をむくみの度合と関連付けることができるので、この疲労の度合を先に求めたむくみの度合から判定して、表示できるようにするとよい。

本発明によれば、日常生活において周期的に発生するむくみの度合を検出し、また個人差のあるむくみの程度を、ある時期のその個人の測定値を基準とし、検出されたむくみの程度を比較することで、むくみの度合として客観的に判定できる。

【0018】

また、ある期間内でのむくみを計測することで、その期間内の体調や疲労の蓄積具合等を、ある程度客観的に推測することも可能となる。例えば、むくみの計測をある期間の間、起床時と夜または就寝時に行い、起床時と夜または就寝時のむくみの度合の変化を見た場合を考える。前述したように、通常は翌日の起床時には回復するむくみが、完全に回復せずに、起床時の計測において徐々にその度合を増した場合や、夜または就寝時におけるむくみの度合が増していく場合には、むくみが1日の生活サイクルの中で回復されず、徐々に蓄積されていっていることを表す。すなわち、このことは、1日の生活サイクルの中で回復されなかった疲労が蓄積されたとも考えられる。

40

【0019】

次に、本発明において用いる生体電気インピーダンス測定法について説明するに、まず複数の周波数を用いる多周波生体電気インピーダンス測定が考えられる。この多周波生体電気インピーダンス測定によれば、生体電気インピーダンス値のみならず、生体の各種パラ

50

メータ、細胞外液抵抗、細胞内液抵抗および細胞膜容量等を基に、体水分量、全身における細胞内液量および細胞外液量等、あるいは、測定された部位における水分量、細胞内液量および細胞外液量等を求めることができる。

【 0 0 2 0 】

これは、生体の電気インピーダンスは、通常、添付図面の図 1 に示すような、細胞外液抵抗 R_e 、細胞内液抵抗 R_i および細胞膜容量 C_m からなる集中定数による等価回路で説明されるが、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インピーダンスベクトル軌跡が半円とならずに、コール - コールの円弧則に従う円弧となる。

10

【 0 0 2 1 】

従って、生体の電気インピーダンスは、一般的に、図 2 に示すような円弧状の軌跡を描くことになる。ここで、横軸は、電気インピーダンスのレジスタンス成分を表し、縦軸は、電気インピーダンスのリアクタンス成分を示している。生体電気インピーダンスのリアクタンス成分は、容量性であるため、負の値となり、そのベクトル軌跡は、図 2 のように実軸の下側になる。

【 0 0 2 2 】

図 3 における、 R_o 、 R_{inf} および Z_c は、それぞれ、周波数 0 Hz における生体電気インピーダンス値、周波数無限大における生体電気インピーダンス値および周波数 F_c における生体電気インピーダンス値である。 R_o および R_{inf} については、それぞれ、リアクタンスの値が零となるため、レジスタンス成分のみとなる。また、周波数 F_c は、リアクタンス成分の絶対値が最大となる周波数であり、 Z_c は、その周波数での生体電気インピーダンス値である。ここでは、このリアクタンス成分の絶対値が最大となる周波数を特性周波数と呼ぶこととする。これらの値、もしくは、これらの近似される値から、身体

20

の組成である体水分量、細胞内液量、細胞外液量、除脂肪量、細胞内外液比等が算出される。

【 0 0 2 3 】

また、むくみは、間質液（血管外の組織細胞間に存在する体液）が異常に多く溜まった状態であり、この間質液は、細胞外液の一つの要素であるため、細胞外液が異常に多く溜まった状態とも言える。同時に、細胞外液は、体水分の一つの要素でもあるため、体水分が多くなったとも言える。しかし、前述したように、日常生活において周期的に発生するむくみは、その発生原因の主たるものが重力であることから、その発生部位は、主に、心臓から離れた四肢の末端付近である。従って、前記間質液または細胞外液または体水分の増加は、むくみの発生している部位のみの変動を意味している。

30

【 0 0 2 4 】

本発明において、単一周波数の交流電流を測定電流とする生体電気インピーダンス測定方法を用いる場合にも、測定された生体電気インピーダンス値より、測定部位間の体水分量を推定することが可能である。人体の体水分変化は、主に、細胞外液量の変化であり、体水分量の変化を捉えることは、細胞外液量の変化を捉えることでもある。前述のように、間質液の変化は、細胞外液量の変化として現われるので、単一周波数の測定電流で生体電気インピーダンスの測定を行う場合でも、むくみの変化を把握することが可能である。なお、単一周波数の交流電流を用いて、人体の体水分を推定する技術は、一般的に知られた既知のものであるので、ここでは詳しく説明しない。

40

【 0 0 2 5 】

ここで、むくみが発生する前の生体のある部分の間質液量を W_1 とし、便宜上、むくみが発生する前の間質液が図 4 の (a) に示すように、長さ L 、断面積 S_1 の円柱状に存在し、また、その間質液の抵抗率を ρ とする。このとき間質液の両端間の抵抗 R_1 は、

$$R_1 = \rho \cdot L / S_1$$

むくみが発生することで、間質液量が W_2 に変化した場合を考える。このとき、円柱状の間質液の形状も変化するが、図 4 の (b) のように長さ L は変化せず、断面積のみが S_1

50

から S_2 に変化するとすると、間質液の両端の抵抗 R_2 は、

$$R_2 = \frac{\rho \cdot L}{S_2}$$

また、円柱の長さが一定であることから、間質液と円柱の断面積は、比例関係にあるため、 W_1 および W_2 は、 R_1 、 R_2 を用いて

$$W_1 = k / R_1 \quad (1)$$

$$W_2 = k / R_2 \quad (k \text{ は定数}) \quad (2)$$

と表され、間質液の変化量を W とすると、

$$W = W_2 - W_1$$

式 (1)、(2) より、

$$\Delta W = k / R_2 - k / R_1$$

$$= k \cdot (R_1 - R_2) / (R_2 \cdot R_1)$$

以上のように、間質液の抵抗を計測することで、間質液の変動量が算出される。また、前記したように、この間質液の変動は、測定部位での細胞外液量や水分量の変動としても計測されることから、細胞外液抵抗や生体電気インピーダンスからも求めることが可能である。

【0026】

以上のように、間質液の変動量が算出される。しかし、これだけでは、単に間質液の変動が示されるだけで、この変動により生じているはずのむくみの度合を表してはいない。この変動量とむくみの度合の関係には、個人差があり、体格、体質や生活活動強度等により一様には判定できない。

【0027】

従って、本発明では、個人のパラメータとして、その個人の平均的な生活状況での計測を事前にある期間行ない、そのデータを基に基準となる個人の基準値を算出し、その基準値と計測される間質液の変動量またはその変動量から算出された結果を比較し、個人のむくみ度を判定する。このように、基準として個人の平均的なデータを用いることにより、自分自身のむくみの度合、疲労の度合または体調等よりの確に知ることができる。

【0028】

図5は、本発明の一実施例としての身体疲労度判定装置の外観を概略的に示しており、図6は、図5の装置の全体構成を示すブロック図である。この実施例の身体疲労度判定装置は、図5に示すように、コントロールボックス1と、測定器本体2との2つのユニットで構成されている。コントロールボックス1および測定器本体2の主な機能部分について、図6のブロック図を用いて説明する。

【0029】

コントロールボックス1は、CPU、ROM、RAM、タイマー、I/Oポート等の機能を持つマイクロコントローラ3、被測定者の個人パラメータ設定の表示、測定結果の表示および測定時の状況等を表示する表示用LCD4、測定制御パラメータや個人パラメータ等を記憶しておくための不揮発性メモリー5、個人パラメータの入力や不揮発性メモリー5に記憶された個人パラメータの選択等を行うためのキースイッチ6、外部との入出力を行うための外部入出力インターフェイス7、およびマイクロコントローラ3により制御されるブザー回路8を備える。

【0030】

測定器本体2は、CPU、ROM、RAM、タイマー、I/Oポート等の機能を持つマイクロコントローラ10、測定時の状況等を表示する表示部11、測定時に使用する測定器固有のパラメータを保持する不揮発性メモリー12、マイクロコントローラ10から出力された信号を生体印加用信号に整形するフィルタ回路13、このフィルタ回路13からの出力信号を被測定者に流すための交流電流出力回路14、この交流電流出力回路14の出力の一端に接続された被測定者に流れる電流を検出するための基準抵抗15、この基準抵抗15を通して接続された測定電流供給電極16、交流電流出力回路14の出力の他端に接続された測定電流供給電極17、基準抵抗15の両端の電位差を検出する差動増幅器18

10

20

30

40

50

、被測定者の２点の電位を検出する電位測定電極１９および２０、これら電位測定電極１９および２０に接続されそれらの電位差を検出する差動増幅器２１、荷重を検出する重量センサー２２と、この重量センサー２２からの信号を増幅する増幅器２３、差動増幅器１８および２１の出力と増幅器２３の出力のうちどれか１つをマイクロコントローラ１０の制御により選択出力する切替器２４、この切替器２４からの出力であるアナログ信号をデジタル信号に変換しマイクロコントローラ１０へ出力するＡ／Ｄ変換器２５、測定器本体２に内蔵される電池２６、この電池２６に接続されコントロールボックス１および測定器本体２内の各マイクロコントローラ３、１０により制御されコントロールボックス１および測定器本体２内の各部に電源を供給する電源回路２７を備える。

【００３１】

10

コントロールボックス１と測定器本体２は、接続ケーブル２８により互いに接続され、接続ケーブル２８は、コントロールボックス１と測定器本体２との間での通信を行うための複数の信号線２９と電源を供給するための複数の電源線３０で構成される。

【００３２】

信号線２９は、信号線２９を通じてマイクロコントローラ３からマイクロコントローラ１０および電源回路９を制御することで、測定器本体２の動作および電源供給を制御し、また、測定器本体２での測定結果等をマイクロコントローラ３に取り込むために使用される。

【００３３】

次に、測定器本体２について説明する。図５に示されている測定器本体２の表示部１１を図７に示す。この測定器本体２の表示部１１は、図７に示すように、第１のＬＥＤ３１、第２のＬＥＤ３２および第３のＬＥＤ３３で構成され、測定の進行状態をそれぞれのＬＥＤの点灯にて表示する。

20

【００３４】

第１のＬＥＤ３１は、測定器本体２の初期設定等が終了し、測定を開始可能となった時に点灯し、測定を開始した時点で消灯する。第２のＬＥＤ３２は、測定を開始すると同時に点灯し、測定が終了し、測定結果を演算処理している間点灯し続け、演算結果がコントロールボックス１に表示される直前に消灯する。第３のＬＥＤ３３は、第２のＬＥＤ３２の消灯後点灯し、測定および演算処理が終了したことを知らせ、一定時間後消灯する。

【００３５】

30

次に、コントロールボックス１について説明する。コントロールボックス１の操作部および表示部を図８および図９に示す。コントロールボックス１は、図８に示すように、測定結果および過去の測定データ等を表示する表示用ＬＣＤ４、個人の設定やデータの呼び出しおよび修正を行うためのメモリーキー４１、４２、４３および４４、むくみの度合を測定せずに体重測定のみを行うための体重測定キー４５、個人の過去のデータを表示オンまたはオフさせるためのグラフ表示キー４６、本装置で用意される３種類のグラフを切り替え選択するためのグラフ選択キー４７、表示されたグラフの数値データを表示させるためにグラフ内のデータを選択するためのデータ選択キー４８で構成される。また、表示用ＬＣＤ４の要部拡大図を図９に示す。

【００３６】

40

次に、本実施例における測定の手順、グラフ機能の呼び出し、基準値となる個人の設定データおよびむくみ度の計算方法について説明する。第一に、測定の手順について、図１０に示す概略フローチャートを用いて説明する。なお、ここでは、演算に必要な個人の基準値を表す個人設定データが、全て設定済みであるとして、通常の測定における操作の手順を説明する。詳細は後に述べるが、この個人設定データとしては、ある期間における朝に測定した生体電気インピーダンス値 Z_{am} およびその測定時刻の平均値 T_{am} と、夕方あるいは夜に測定した生体電気インピーダンス値 Z_{pm} およびその測定時刻の平均値 T_{pm} である。

【００３７】

最初に、メモリーキー４１、４２、４３または４４、もしくは、体重測定キー４５が押さ

50

れることで、待機状態から動作状態へ移行する。最初に、押されたキーが体重測定キーであるかを判断する(ステップS1)。ここで、体重測定キー45が押された場合は、体重計として動作し、内部の初期設定終了後、測定器本体表示部11の第1のLED31が点灯し、測定を開始して良いことを知らせる(ステップS2)。測定器本体2に被験者が乗ると、第1のLED31は消灯し、第2のLED32が点灯し、測定中であることを示す。重量センサー22で荷重が検出されると、その信号は、増幅回路23で増幅され、切替器24に入る。A/D変換器25でデジタル信号化され、マイクロコントローラ10で体重値が演算される(ステップS3)。測定が終了すると、第3のLED32は消灯し、第3のLED33が点灯し、測定終了を知らせると同時に、表示用LCD4に測定結果を表示し(ステップS4)、一定時間待機した後に(ステップS5)、第3のLED33を消灯し、表示用LCD4の表示を消去し、待機状態へ移行する(ステップS6)。

10

【0038】

ステップS1において、体重測定キーが押されなかった場合には、次に、メモリーキー41、42、43または44のいずれかが押されたかを判断する(ステップS7)。ここで、いずれのメモリーキーも押されなかったときは、動作状態とはならず、待機状態を続けることとなる(ステップS8)。

【0039】

メモリーキー41、42、43または44が押された場合は、押された時刻によりその動作が異なる。ここで、押された時刻が朝の場合と夕方または夜の場合に分けて説明する。

1. 朝の測定の場合

20

ステップS7において、メモリーキー41、42、43または44が押されたら、押されたメモリーキー番号に対応するデータを不揮発性メモリー5より読み出し(ステップS9)、押された時のマイクロコントローラ3内のタイマーのデータを読み込む(ステップS10)。このタイマーからのデータと、朝と夕方または夜の測定かを区別する測定時刻判定基準値とを比較することで、この測定が朝であるかを判断する(ステップS11)。前回測定した朝の体重値やメモリー番号等が表示され、さらに、不揮発性メモリー5に記録されている過去の朝のデータから算出した過去の朝のむくみ度がグラフ表示され(ステップS12)、その後、測定装置の初期化が行われる(ステップS13)。初期化が終了し測定準備が整ったところで、第1のLED31が点灯し、測定を開始して良いことを知らせる。測定器本体2に被験者が乗ると、第1のLED31は消灯し、第2のLED32が点灯し、測定中であることを示す。重量センサー22で荷重が検出されると、その信号は、増幅回路23で増幅され、切替器24に入る。A/D変換器25でデジタル信号化され、マイクロコントローラ10で体重値が演算される(ステップS14)。求められた体重値は、表示用LCD4に表示され(ステップS15)、次に生体電気インピーダンスの測定が行われる(ステップS16)。この演算は、基準値である個人設定データを基に行われる。このインピーダンス測定については、後で説明する。一連の測定が終了すると、第2のLED32は消灯し、第3のLED33が点灯し、測定終了を知らせる。ここで、朝の測定であるかを再度判断し(ステップS17)、朝の測定であれば朝のむくみ度値を演算し(ステップS18)、表示用LCD4の数値表示エリアに演算された朝のむくみ度と不揮発性メモリー5に記憶されている前回の朝のむくみ度値を表示し(ステップS19)、今回のデータを用いて更新したグラフをグラフエリアに表示し(ステップS20)、今回の測定結果および測定時刻を不揮発性メモリー5に記録し(ステップS21)、必要であれば外部入出力インターフェイス7より結果を出力し(ステップS22)、一定時間待機した後に第3のLED33を消灯し、表示用LCD4の表示を消去し(ステップS23)、待機状態へと移行する(ステップS24)。

30

40

2. 夕方または夜の場合

ステップS7において、メモリーキー41、42、43または44が押されたら、押されたメモリーキー番号に対応するデータを不揮発性メモリー5より読み出し(ステップS9)、押された時のマイクロコントローラ3内のタイマーのデータを読み込む(ステップS10)。このタイマーからのデータと、朝と夕方または夜の測定かを区別する測定時刻判

50

定基準値とを比較することで、この測定が夕方または夜の測定と認識され（ステップS 1 1）、前回測定した夕方または夜の体重の値やメモリー番号等が表示され、さらに、不揮発性メモリー5に記録されている過去の朝と夕方または夜のデータから算出した一日のむくみ度がグラフ表示され（ステップS 2 5）、その後、測定装置の初期化が行われる（ステップS 1 3）。初期化が終了し測定準備が整ったところで、第1のLED 3 1が点灯し、測定を開始して良いことを知らせる。測定器本体2に被験者が乗ると、第1のLED 3 1は消灯し、第2のLED 3 2が点灯し、測定中であることを示す。重量センサー22で荷重が検出されると、その信号は、増幅回路23で増幅され、切替器24に入る。A/D変換器25でデジタル信号化され、マイクロコントローラ10で体重値が演算される（ステップS 1 4）。求められた体重値は、表示用LCD 4に表示され（ステップS 1 5）、次に生体電気インピーダンスの測定が行われる（ステップS 1 6）。この演算は、基準値である個人設定データを基に行われる。一連の測定が終了すると、第2のLED 3 2は消灯し、第3のLED 3 3が点灯し、測定終了を知らせる。ここで、測定した時間帯を再度判断し（ステップS 1 7）、夜の測定であれば、一日のむくみ度値を演算し（ステップS 2 6）、表示用LCD 4の数値表示エリアに測定結果として一日のむくみ度と、先に測定した朝のむくみ度値を表示し（ステップS 2 7）、今回のデータで更新したグラフを表示し（ステップS 2 8）、今回の測定結果と測定時刻を不揮発性メモリー5に記録し（ステップS 2 2）、必要であれば外部入出力インターフェイス7より結果を出力し（ステップS 2 2）、一定時間待機した後に第3のLED 3 3を消灯し、表示用LCD 4の表示を消去し（ステップS 2 3）、待機状態へ移行する（ステップS 2 4）。

10

20

【0040】

次に、複数の周波数の交流電流を用いた生体電気インピーダンス測定動作について説明する。

【0041】

この多周波生体電気インピーダンス測定は、周波数 F_i を $i = 1$ からはじめて、設定されている n 回に亘り行う。第一番目の周波数における測定の初期設定として、 $i = 1$ が設定され（ステップS 3 1）、この i の値によって周波数 F_i が設定される（ステップS 3 2）。マイクロコントローラ3内のROMに予め配置された測定制御パラメータ、もしくは、外部入出力インターフェイス7からRAMに設定された測定制御パラメータ（以下、測定制御パラメータと略記する）を基に、マイクロコントローラ10に出力信号周波数を設定され、その出力信号が電流出力回路14へ出力される。電流出力回路14は、電流値が設定可能な定電流出力回路で構成されており、測定制御パラメータを基に出力電流値が設定され、その交流電流出力は、測定電流供給電極16、17を通して被測定者に印加される。

30

【0042】

この時、被測定者に流れる電流を基準抵抗15により検出し、その出力のアナログ信号をA/D変換器25を用いてデジタル信号に変換し、その結果をマイクロコントローラ10のRAMに記憶する。同時に、被測定者に貼り付けられた電位測定電極19、20を通して差動増幅回路21に入力され、差動増幅回路21は、入力されたそれぞれの電位の差分である電位差信号を、A/D変換器25に出力する。A/D変換器25は、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換することで生体電気インピーダンスを測定し（ステップS 3 3）、その結果をRAMに記憶する（ステップS 3 4）。

40

【0043】

第一番目の周波数によるインピーダンス測定が終了したら、 $i = i + 1$ とし（ステップS 3 5）、規定の測定回数を終了していないか判定する（ステップS 3 6）。ここで、 i が設定回数の n を越えていたら、インピーダンスの測定は終了となり、未だ越えていなければ、ステップS 3 2に戻り、次の周波数でのインピーダンス測定を行うことになる。

【0044】

次に、測定値から、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を算出する。生体の電気インピーダンスは、前述したような理由から、インピーダンスベクトル軌

50

跡が半円とならずに、コール - コールの円弧則に従う円弧となるとされている。従って、生体の電気インピーダンスは、一般的に、図 2 に示すような円弧状の軌跡を描くことになる。求めるベクトル軌跡が円弧であるという仮定から、 F_i 周波数 ($i = 1 \sim n$) におけるそれぞれの生体電気インピーダンス測定値 Z_1 、 Z_2 、... Z_n は、図 3 に示すようになる。ここでは、インピーダンス平面の実軸 (横軸) を X 軸、虚軸である縦軸を Y 軸として記述する。

【0045】

そして、座標上にプロットされた Z_i ($i = 1 \sim n$) から、一つの相関関数を得る。それが、下式となるのである。

【0046】

$$(X - a)^2 + (Y - b)^2 = r^2$$

ここで、 a は、円の中心の X 座標、 b は、円の中心の Y 座標、 r は、円の半径を表している。これら、すなわち、 n 点間の近似相関式である。これにより、

$$X = a \pm (r^2 - b^2)$$

が得られ、さらに、 $R_o > R_{inf}$ であるから、

$$R_o = A + (r^2 - b^2)$$

$$R_{inf} = A - (r^2 - b^2)$$

となる。これより、図 1 の等価回路における R_e および R_i は、

$$R_e = R_o$$

$$R_i = R_o \cdot R_{inf} / (R_o - R_{inf})$$

と求められる。

【0047】

特性周波数 F_c におけるインピーダンスベクトル Z_c は、そのときの虚軸成分であるリアクタンス、すなわち、ここでの Y 軸成分の絶対値が最大になる点であるため、その実軸成分である X 座標および虚軸成分である Y 座標は、

$$X = a, \quad Y = b - r$$

従って、

$$Z_c = a + j(b - r)$$

とも表される。

【0048】

また、前述したコール - コールの円弧則により、任意の各周波数におけるインピーダンスベクトルは、次のように表される。

【0049】

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega / F_c)^2)$$

ここで、 $Z(\omega)$ は、 ω におけるインピーダンスベクトル、 R_o および R_{inf} は定数。

さらに、 $F_c = 1 / (2\pi RC)$ として、

$$Z(\omega) = R_{inf} + (R_o - R_{inf}) / (1 + (j\omega / F_c)^2)$$

また、ここで

$$C = 2 / (F_c(R_o - R_{inf}))$$

である。これらのことと、求められた円弧上の点のデータから、 F_c および C の算出もできる (ステップ S37)。

【0050】

次に、先に算出された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である、 R_o および R_{inf} または R_e および R_i 、 Z_c 、 F_c 等を基に、細胞外液量、細胞内液量、細胞内外液の比、体水分量等を算出する (ステップ S38)。

【0051】

第二に、グラフ表示機能について、図 8 および LCD 表示例である図 11 を用いて説明する。グラフ表示キー 46 が押されることにより開始される。本実施例の装置が待機状態にあっても、グラフ表示キー 46 が押されると、動作を開始し、グラフ表示へと移行する。ただし、本実施例の装置が測定中の状態の場合は、グラフ表示機能は使用できない。グラ

10

20

30

40

50

フ表示が開始された動作状態をグラフモードと呼ぶこととし、以下に説明を続ける。

【 0 0 5 2 】

グラフモードでは、メモリー番号キー 4 1、4 2、4 3 または 4 4 が押されることにより、その押されたメモリー番号に対応したデータ等が、不揮発性メモリー 5 より読み出され、処理され表示される。むくみ度の変化を示すグラフは、表示用 L C D 4 の下段に、また、上段には選択されたデータの数値等が表示される。

【 0 0 5 3 】

表示例として図 1 1 を示す。図 1 1 は、メモリー番号 1 に記憶されたデータであり、上から順に (a) は朝のデータグラフ、(b) は 1 日のデータグラフ、(c) は朝と 1 日を加算したデータグラフである。

10

【 0 0 5 4 】

図 1 1 の (a) では、基準である個人の設定データを基に算出された朝のむくみ度変化を表し、この場合、前日の朝は基準値と比較して + 0 . 2 % であったむくみ度が、今朝は 0 . 0 % であることを表している。

【 0 0 5 5 】

図 1 1 の (b) では、朝から夕方までに発生したむくみである一日のむくみ度の変化を表し、朝 0 . 0 % であったむくみ度が一日の活動を終えた時点では + 1 . 2 % であることを表している。

【 0 0 5 6 】

図 1 1 の (c) では、朝と一日の分を加算したむくみ度変化、つまり総合的なむくみの変化を表し、この場合、基準値と比較して、前日はむくみ度が + 1 . 2 % であったものが、今日も同じく + 1 . 2 % であることを表している。

20

【 0 0 5 7 】

それぞれの表示状態は、グラフ選択キー 4 7 を押すことにより、順番に表示が切り替わる。また、データ選択キー 4 8 を押すことにより、グラフの下にある三角マークが移動し、上段には、その三角マークが示すグラフデータの数値を表示する。グラフモードを終了するためには、再度グラフ表示キー 4 6 を押す。

【 0 0 5 8 】

第三に、基準となる個人の設定データについて説明する。本実施例では、基準となる個人の設定データ (以下、基準データと記述する) を設定するにあたり、2 種類のモードがある。一つは、一定期間のデータを基に一度設定された基準データを再度設定されるまで使い続ける固定モードと、過去の一定期間のデータを基に基準データを自動的に更新していく自動モードである。

30

【 0 0 5 9 】

これらのモードの変更は、メモリーキー 4 1、4 2、4 3 または 4 4 を一定時間以上押し続けることで行う。これにより、押されたメモリー番号に対応した設定変更モードとなり、固定モードと自動モードの切り替え、および、個人の測定データ消去が行えるようになる。このとき、表示用 L C D 4 には、現在の設定を表す左上の固定および自動を示す三角マーク、メモリー番号および下段のグラフのみが表示される。固定モードと自動モードの切り替えは、固定 / 自動切替キーを兼ねるグラフ表示キー 4 6 を押すことで切り替わる。過去の測定データの消去は、データ消去キーを兼ねるデータ選択キー 4 8 を押すことにより行われる。この設定変更モードは、メモリーキー 4 1、4 2、4 3 または 4 4 のどれかを押すことにより終了する。

40

【 0 0 6 0 】

本実施例では、基準データ作成のための期間を 5 日間とし、以下にそれぞれについて説明する。

1 . 固定モード

このモードでは、5 日間の測定データを基に基準データを算出し、再度設定されるまで、基準を変えない。この 5 日間は、不揮発性メモリー 5 に記録されている測定データが 5 日分存在することを意味している。特に、本実施例の装置を最初に使用する場合は、この固定

50

モードとなり、不揮発性メモリ 5 には、測定データが無いため、基準データ算出に必要な測定データ個数を得るための期間は、決められた一定期間である 5 日間と一致する。従って、1 日目の測定では、基準となるデータがないため、グラフの表示は行えないが、基準データ作成用データをそれぞれ平均し、基準データとして不揮発性メモリ 5 に記録する。

【0061】

前記した設定変更モードにより、固定モードに変更した場合には、不揮発性メモリ 5 に記録されている測定データが、幾日分あるかにより動作が異なるが、5 日以上分のデータが存在する場合には、その内の 5 日分のデータを基に算出される基準データで更新する。また、その測定データが 4 日分以下であれば、仮の基準データで更新し、5 日分のデータを取り終えたところで、そのデータを基に算出される基準データで更新する。

10

2. 自動モード

このモードでは、常に新しい 5 日間の測定データを基に基準データを算出し、基準を更新する。その測定データが 4 日分以下であれば、仮の基準データで更新し、5 日分のデータを取り終えたところで、そのデータを基に算出される基準データで更新する。

【0062】

第四に、むくみ度の計算について説明する。むくみ度の計算は、第三番目において説明した基準となる個人の設定データ（以下、基準データと呼ぶ）を基に行われる。基準データを算出するために必要な一定期間は、それぞれの一日における、朝測定した生体電気インピーダンスとその測定時刻および夕方または夜測定した生体電気インピーダンスと、その測定時刻である。

20

【0063】

本実施例では、基準データ作成期間を 5 日間として、その場合の基準値の計算について説明する。

【0064】

最初に、朝測定した生体電気インピーダンスデータの平均値 Z_{am} とその測定時刻の平均値 T_{am} および夕方または夜測定した生体電気インピーダンス Z_{pm} とその測定時刻の平均値 T_{pm} を求める。

【0065】

$$\begin{aligned} Z_{am} &= Z_{ai} / 5 & (i = 1, 2, \dots, 5) \\ Z_{pm} &= Z_{pi} / 5 & (i = 1, 2, \dots, 5) \\ T_{am} &= T_{ai} / 5 & (i = 1, 2, \dots, 5) \\ T_{pm} &= T_{pi} / 5 & (i = 1, 2, \dots, 5) \end{aligned}$$

30

ここでは、 Z_{ai} は、 i 日目の朝の生体電気インピーダンス測定値、 T_{ai} は、 i 日目の朝の測定時刻、 Z_{pi} は、 i 日目の夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス測定値、 T_{pi} は、 i 日目の夕方もしくは夜の測定時刻を表す。

【0066】

さらに、朝と夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス平均値の差 Z_{ap} を求める。

【0067】

$$Z_{ap} = Z_{am} - Z_{pm}$$

この Z_{ap} は、被測定者の朝と夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス差の平均値であり、一日の中で発生する間質液の変動分の平均値を表している。従って、この値と日々の測定データを比較することにより、間質液の変動分が通常より多いか少ないかを判定することができる。すなわち、その個人のむくみ度という形で判定できることになる。

40

【0068】

本実施例では、基準データとして、朝の生体電気インピーダンスの平均値 Z_{am} と朝と夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス平均値の差 Z_{ap} 、および、それぞれの基準データ測定時刻の平均値 T_{am} および T_{pm} を用いる。

【0069】

これらの基準データを基に、朝および夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス測定値から、次のようなむくみ度を算出する。

50

【 0 0 7 0 】

朝の生体電気インピーダンス測定値を Z_1 とし、朝のむくみ度 M_1 を計算すると、

$$M_1 = (Z_1 - Z_{am}) / Z_{ap}$$

これは、測定した朝の状態が、基準となる朝の状態よりもむくみのある状態か無い状態かを表す。 M_1 が正の値であれば、基準よりむくみがあり、負であれば、基準と比べてむくんでいないことを表す。

【 0 0 7 1 】

さらに、夕方もしくは夜の生体電気インピーダンス測定値を Z_2 とし、朝の測定値 Z_1 との差 Z を求める。

【 0 0 7 2 】

$$Z = Z_1 - Z_2$$

この Z は、朝と夕方もしくは夜の間での間質液の変動分を表し、一日のむくみを表すわけであるから、これから、一日のむくみ度 M_2 は、

$$M_2 = (Z - Z_{ap}) / Z_{ap}$$

で表される。 M_2 が正の値であれば、基準よりむくみがあり、負であれば、基準と比べてむくんでいないことを表す。

【 0 0 7 3 】

このように、本実施例により算出されるむくみ度は、個人の通常の生活状態における平均的なむくみの量を基準として行われる。

【 0 0 7 4 】

T_{am} および T_{pm} データは、被測定者による測定時刻と比較されることにより、その測定が、朝行われたのか、夕方もしくは夜行われたかの判定に使用される。

【 0 0 7 5 】

また、本実施例では、基準データとして間質液の平均変動値を用いることについて説明したのであるが、単純に、被験者の通常の生活状態における毎朝あるいは毎夜の生体電気インピーダンス値を複数回測定し、その平均値を基準として記憶しておき、その基準値と測定された生体電気インピーダンス値とを比較することで、むくみの有無を簡易的に判定する構成とすることもできる。

【 0 0 7 6 】

以上、本実施例では、生体電気インピーダンスの測定により、個人のむくみ度を算出した場合を示したが、実施の形態でも述べたように、計測される身体部分の間質液の変動量、細胞外液の変動量もしくは体水分の変動量が求められるならば、その生体電気インピーダンスを計測する方法は、単一周波数測定でも複数の周波数を用いてもよいし、算出するために使用する数値としては、生体電気インピーダンス値、細胞内外液比または生体電気インピーダンス測定により得られる他のパラメータ値でもよい。

【 0 0 7 7 】

また、本実施例では、電極の構造として測定装置に設けられた2組の電極に、両足の裏が接触する形態を挙げたが、本発明は、これに限ることなく、下肢の生体電気インピーダンスが測定できるものであればよい。図12は、そのような別の形の装置例を示すもので、2組の電極対31、32および33、34を直接、片脚の脛脛に接触させる形態の測定装置の外観を示すものである。このような装置であれば、最もむくみが現われ易い脛脛のみの生体電気インピーダンスを測定することが可能なので、他の測定形態に比べ、誤差要因を低減することが可能であり、より正確にむくみの程度を判定できるものである。

【 0 0 7 8 】

【発明の効果】

本発明の身体疲労度判定装置によれば、身体の疲労度のめやすとなるむくみ度を生体電気インピーダンス測定法により検出して記憶し、それら記憶したむくみ度に基づいて被験者個人のむくみ度の基準値を求め、この基準値と現在の測定むくみ度と比較することにより、疲労度を判定するものであるから、常に客観的に被験者個人個人に応じた正確な身体疲労度の判定を行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

また、過去のむくみ度を見ることで、体調の変化や疲労の蓄積度を推測できる。

【 0 0 8 0 】

また、測定電流として多周波の交流電流を用いた場合には、細胞内外液比からむくみの度合を判断することができるので、体温による生体電気インピーダンスの変化に関係なく測定が可能となる。

【 0 0 8 1 】

また、測定電流として単一の交流電流を用いた場合には、簡単な回路構成で装置を実現することが可能であり、また、測定時間も短縮される。

【図面の簡単な説明】

10

【図 1】本発明の原理を説明するため人体の組織内細胞の電氣的等価回路を示す図である。

【図 2】本発明において用いる生体電気インピーダンス測定を説明するため人体の生体電気インピーダンスベクトル軌跡を示す図である。

【図 3】周波数 0 Hz および周波数無限大と特性周波数の関係を表す図である。

【図 4】むくみの人体変化を示す模式図である。

【図 5】本発明の一実施例としての身体疲労度判定装置の概略外観図である。

【図 6】図 5 の身体疲労度判定装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】図 5 の身体疲労度判定装置の測定器本体表示部の拡大図である。

【図 8】図 5 の身体疲労度判定装置のコントロールボックスを示す正面図である。

20

【図 9】図 5 の身体疲労度判定装置の表示用 LCD の要部拡大図である。

【図 10】図 5 の身体疲労度判定装置における測定の手順のフローチャートを示す図である。

【図 11】図 5 の身体疲労度判定装置における表示用 LCD の表示例を示す図である。

【図 12】本発明の別の実施例を示す外観図である。

【符号の説明】

1 コントロールボックス

2 測定器本体

3 マイクロコントローラ

4 表示用 LCD

30

5 不揮発性メモリ

6 キースイッチ

7 外部入出力インターフェイス

8 ブザー

10 マイクロコントローラ

11 表示部

12 不揮発性メモリ

13 フィルタ

14 電流出力回路

15 基準抵抗

40

16 測定電流供給電極

17 測定電流供給電極

18 差動増幅器

19 電位測定電極

20 電位測定電極

21 差動増幅器

22 重量センサー

23 増幅回路

24 切替器

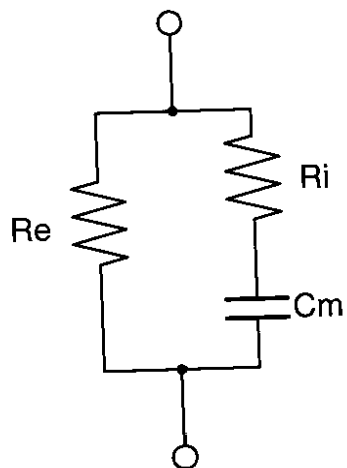
25 A / D 変換器

50

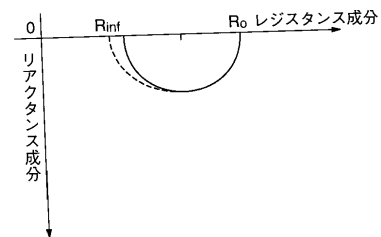
- 2 6 電池
- 2 7 電源回路
- 2 8 接続ケーブル
- 2 9 信号線
- 3 0 電源線
- 3 1 第 1 の L E D
- 3 2 第 2 の L E D
- 3 3 第 3 の L E D
- 4 1 メモリ番号キー
- 4 2 メモリ番号キー
- 4 3 メモリ番号キー
- 4 4 メモリ番号キー
- 4 5 体重測定キー
- 4 6 グラフ表示キー
- 4 7 グラフ選択キー
- 4 8 データ選択キー

10

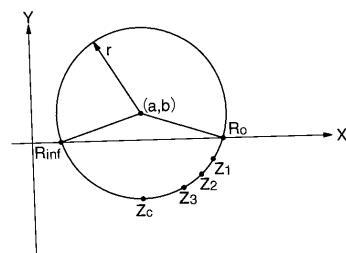
【 図 1 】



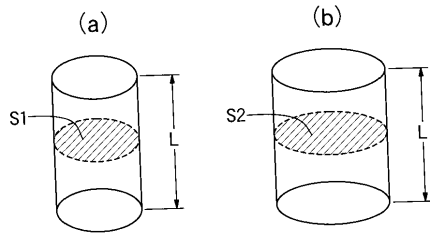
【 図 2 】



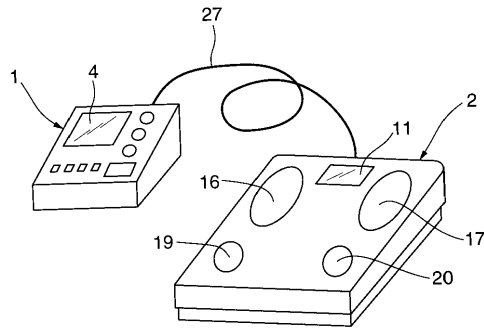
【 図 3 】



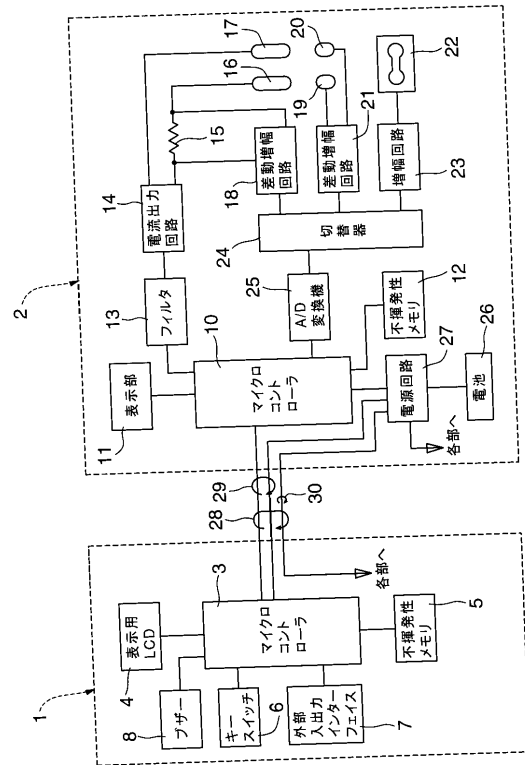
【図 4】



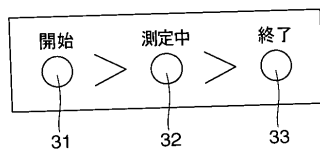
【図 5】



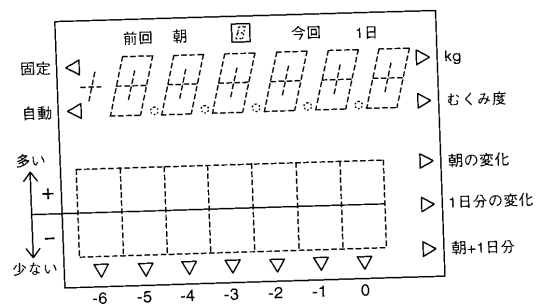
【図 6】



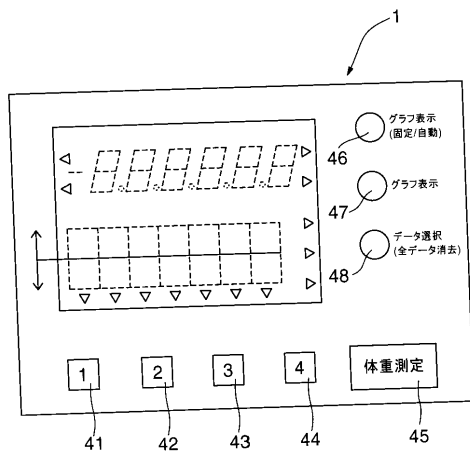
【図 7】



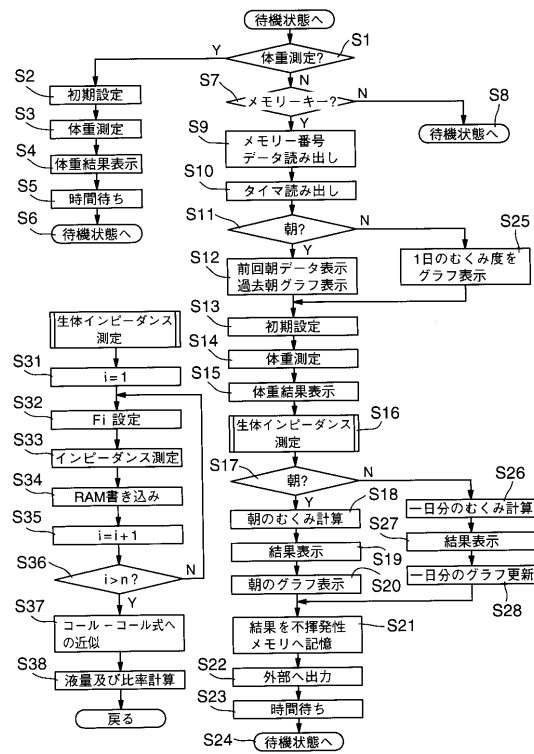
【図 9】



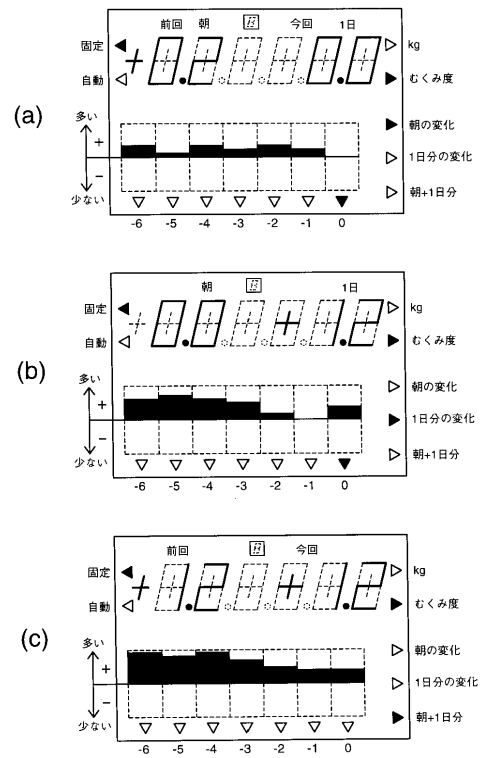
【図 8】



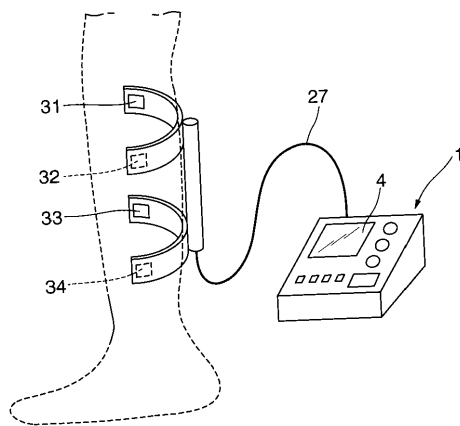
【図 10】



【図 11】



【図 12】



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 福田 好典
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 谷垣 圭二

- (56)参考文献 特開平10-000185(JP,A)
特開平09-220209(JP,A)
特開2000-023936(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/05