

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4740641号
(P4740641)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/05 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/05

B

請求項の数 14 (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2005-134048 (P2005-134048)
 (22) 出願日 平成17年5月2日 (2005.5.2)
 (65) 公開番号 特開2006-305217 (P2006-305217A)
 (43) 公開日 平成18年11月9日 (2006.11.9)
 審査請求日 平成19年8月2日 (2007.8.2)

(73) 特許権者 000133179
 株式会社タニタ
 東京都板橋区前野町1丁目14番2号
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 賢男
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100074228
 弁理士 今城 俊夫
 (74) 代理人 100086771
 弁理士 西島 孝喜
 (72) 発明者 増尾 善久
 滋賀県滋賀郡志賀町南小松414-2 マッスル・ラボ有限会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】体幹部皮下脂肪測定方法および装置、並びに体幹部内臓・皮下脂肪測定方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1および第2の電流印加電極と第1および第2の電圧計測電極とを体幹部に配置し、前記第1および第2の電流印加電極間に電流を流し、前記第1および第2の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、前記体幹部のインピーダンスから推定される、体幹部皮下脂肪組織層情報をを利用して、体幹部皮下脂肪組織量を測定する方法において、

前記第1の電流印加電極および第1の電圧計測電極を体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれかの腱部に配置することを特徴とする体幹部皮下脂肪測定方法。

【請求項2】

前記第1および第2の電流印加電極を前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの腱部に配置し、

前記第1および第2の電圧計測電極をそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極を配置した腱部に体幹長方向に距離を置いて配置し、内臓脂肪組織情報を得ることができるように構成されていることを特徴とする請求項1に記載の体幹部皮下脂肪測定方法。

【請求項3】

前記第1および第2の電流印加電極を、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの腱部に配置し、

前記第1の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極を配置した腱部上で前記第2の電

流印加電極から体幹長方向に距離をおいて配置し、

前記第2の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極に近接して配置し、

体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項1に記載の体幹部皮下脂肪測定方法。

【請求項4】

前記第1の電流印加電極から、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれか一方の側の臍部に電流を印加し、

前記第2の電流印加電極を、前記一方の側と反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置し、

前記第1の電圧計測電極を、前記左右いずれか一方の側の臍部において、前記第1の電流印加電極に対して、体幹長方向に距離をおいて配置し、

前記第2の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極に近接して配置し、

体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項1に記載の体幹部皮下脂肪測定方法。

【請求項5】

前記第1および第2の電流印加電極を前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置し、

前記第1および第2の電圧計測電極をそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極を配置した臍部に体幹長方向に距離をおいて配置して内臓脂肪組織情報を得、

さらに第3の電圧計測電極を、前記第1または第2の電流印加電極に近接して配置して、前記第1および第3の電圧計測電極間の電位差または前記第2および第3の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得、

さらに第3の電流印加電極を前記第1の電流印加電極を配置した左右いずれかの臍部とは反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置し、前記第1および第3の電流印加電極間に電流を流し、

さらに第4の電圧計測電極を、前記第3の電流印加電極に近接して配置して、前記第2および第4の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定方法。

【請求項6】

体幹部に配置される第1および第2の電流印加電極と第1および第2の電圧計測電極とを有し、前記第1および第2の電流印加電極間に電流を流し、前記第1および第2の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、前記体幹部のインピーダンスから推定される、体幹部皮下脂肪組織層情報をを利用して、体幹部皮下脂肪組織量を測定する装置において、

前記第1の電流印加電極および第1の電圧計測電極を体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれかの臍部に配置されていることを特徴とする体幹皮下脂肪測定装置。

【請求項7】

前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、

前記第1および第2の電圧計測電極がそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極が配置された臍部に体幹長方向に距離をおいて配置され、

内臓脂肪組織情報を得ることができるように構成されていることを特徴とする請求項6に記載の体幹部皮下脂肪測定装置。

【請求項8】

前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、

前記第1の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極が配置されている臍部上で前記第

10

20

30

40

50

- 2の電流印加電極から体幹長方向に距離をもつて配置され、
前記第2の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極に近接して配置され、
体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項6に記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【請求項9】**
- 前記第1の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれか一方の側の臍部に配置され、
前記第2の電流印加電極が、前記一方の側と反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置され、
前記第1の電圧計測電極が、前記左右いずれか一方の側の臍部において、前記第1の電流印加電極に対して、体幹長方向に距離をもつて配置され、
前記第2の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極に近接して配置され、
体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項6に記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【請求項10】**
- さらに第3の電流印加電極と、第3および第4の電圧計測電極と、電流を流す電流印加電極および電位差を計測する電圧計測電極を選択して、前記内臓脂肪組織情報および前記体幹部皮下脂肪組織層情報を選択的に得る切換装置とを備え、
前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、
前記第1および第2の電圧計測電極が、それぞれ前記第1および第2の電流印加電極が配置された臍部に体幹長方向に距離をもつて配置されて内臓脂肪組織情報を得、
さらに第3の電圧計測電極が、前記第1または第2の電流印加電極に近接して配置されて、前記第1および第3の電圧計測電極間の電位差または前記第2および第3の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得、
前記第3の電流印加電極が前記第1の電流印加電極が配置されている左右いずれかの臍部とは反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置され、前記第1および第3の電流印加電極間に電流を流し、
前記第4の電圧計測電極が、前記第3の電流印加電極に近接して配置されて、前記第2および第4の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得ることを特徴とする請求項6乃至9のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【請求項11】**
- 前記電圧計測電極によって測定された電位差を利用して求めた体幹部のインピーダンスと身体特定化情報とに基づいて体幹部内臓脂肪組織量を推定する体幹部内臓脂肪組織量推定手段とを更に備える請求項6乃至10のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【請求項12】**
- 呼吸周期時間より短いサンプリング周期で測定した体幹部のインピーダンスに基づいて呼吸による変動の影響を除去するための呼吸変動影響除去手段を更に備える請求項6乃至11のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【請求項13】**
- 前記臍部が、腹直筋と外腹斜筋間の結合臍部である請求項1乃至5のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定方法。
- 【請求項14】**
- 前記臍部が、腹直筋と外腹斜筋間の結合臍部である請求項6乃至12のいずれかに記載の体幹部皮下脂肪測定装置。
- 【発明の詳細な説明】**
- 【技術分野】**
- 【0001】**

10

20

30

40

50

本発明は、体幹部皮下脂肪測定方法および装置、並びに体幹部内臓・皮下脂肪測定方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体電気インピーダンスを利用した体脂肪組織の推定技術は、体脂肪組織および体脂肪率を計測する技術として世に広がってきたが、実際には、脂肪組織を直接的に測定するものとはなっておらず、脂肪組織以外の水が支配的な除脂肪組織を電気的に計測したものである。特に、全身(Whole Body)計測では、旧来のタイプでは仰臥位姿勢で片手-片足間を1つの円柱でモデル化している(片手-片足間誘導法)し、簡易型としては、立位姿勢で測定する両掌間誘導法や、体重計と一緒にになった両脚裏間誘導法、上肢と下肢または、上肢と下肢と体幹部、または、左右上肢、左右下肢、体幹部の様に5セグメントに分けて個別に円柱モデルを適用可能としてインピーダンスを計測した技術も顕在化してきている。また、インピーダンスCT計測技術を簡略して体幹部臍周囲に電流印加・電圧計測電極を配置して腹部のインピーダンスを計測し、内臓脂肪組織量を推定する計測技術について、特許出願がなされている(特許文献1および特許文献2参照)。

【0003】

【特許文献1】特許第3396677号

【特許文献2】特許第3396674号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0004】

しかし、体脂肪の情報は、糖尿病や高血圧および高脂血症などの生活習慣病のスクリーニング用としての有用性が特に問われており、内臓器組織近辺に付着、蓄積した内臓脂肪組織や皮下脂肪組織に関して、その計測の重要性が日に日に高まってきている。

【0005】

特に、内臓脂肪組織は、体幹部の腹部付近に集中的に分布する脂肪組織で、X線CTやMRI等による腹部横断画像を用いた脂肪組織の横断面積で判断されてきていた。しかし、装置が大掛かりで、また、X線の場合被曝の問題もあり、費用面もあり、フィールドおよび家庭用での計測に適さない。そこで、内臓脂肪組織は、全身脂肪組織との相関または、全身の除脂肪組織との相関からの推定するのが一般的で、スクリーニング用としても、十分な信頼性を確保するにいたらなかった。

30

【0006】

最近では、体幹部の臍周辺に電極を配置し、体幹部の内部インピーダンスを計測して、内臓脂肪組織情報を推定するといった方法も開発中である。しかしながら、この方法は、骨格筋組織層と皮下脂肪組織層と内臓脂肪組織の間に有意な相関が存在することに基づくものであり、いずれかの組織の情報が捕捉出来ればおおよその情報の推定が可能であることを前提とするものである。このため、非常に有意な相関が存在し得る自立性の高い健康域の被験者については良好な結果が期待できるが、各組織間の相関が異なる対象者、例えば、内臓脂肪組織が顕著に肥大し、かつ、皮下脂肪組織層や骨格筋組織層との相関性が顕著に低い被験者における計測結果については大きな誤差を含んだものとなり得る。つまり、この開発中の方法にあっても、健康な自立生活が可能な被験者であれば、臍部全周囲のどこに電極を配置しても何とか計測の可能性は考えられるが、麻痺・介護患者等、特にベッド上の寝たきり患者での計測となると課題が大きい。

40

【0007】

また、この開発中の方法は、測定対象としている組織部位を腹部表面から電流を印加通電させて、内部の組織に関連するインピーダンス値を取得している点で高い技術と言えるが、測定部位である体幹部が有する内部構造上の問題から、測定されたインピーダンス情報そのものが内臓脂肪組織に対してほとんど有用な感度を有していないのが実情である。即ち、測定部位である体幹部は太短く、多重構造、つまり、測定対象である内臓脂肪組織は内臓器組織や背骨組織とともに非常に良好な導電性を示す骨格筋組織層で覆われ、更に

50

、この骨格筋組織層は電気導電性が非常に悪い皮下脂肪組織層で覆われているといった構造になっている。特に、測定対象である内臓脂肪組織周辺は、骨格筋組織層より導電性が劣る内臓器組織とこの内臓器組織に付着、蓄積した導電性が悪い内臓脂肪組織が支配的で、かつ、複雑な構成のため、骨格筋組織層より内部の導電性はかなり劣るものとなっている。このため、単純に電流印加電極を腹周囲に配置したとしても、大半は、骨格筋組織層を通じた通電になり、電流密度分布も、骨格筋組織層に支配的な電位分布として表面計測電極から観測されることになる。さらに、電流印加電極の表面積または腹周囲方向への電極幅で印加電流密度の分布が決まり、電極直下の皮下脂肪組織層における電流密度が高い拡がり抵抗領域での情報の観測が支配的となってしまう。

【0008】

10

更に言えば、測定部位である体幹部は太短いため、電流印加電極直下の電流密度集中（広がり抵抗）領域の皮下脂肪組織層における感度が高くなり、さらに、骨格筋組織は脂肪組織に比べて導電性が相当高いことから、皮下脂肪組織層を通過した電流の大半が骨格筋組織層を介して対抗する電流印加電極側に皮下脂肪組織層を通って戻るルートを取り、結果的に、内部での電位分布はこの骨格筋組織層で大幅に歪められてしまう。よって、従来の方法では、測定される電位の大半は、皮下脂肪組織層の情報となってしまい、測定対象である内臓脂肪組織、即ち、内臓器組織およびその周囲に付着、蓄積する内臓脂肪組織への通電はほとんど期待できず、全インピーダンス計測区間の10%以下の極めて計測感度の低い情報しか捕捉出来ていないのである。

【0009】

20

これらの問題を回避するために、皮下脂肪組織層面積と相関性が高い腹囲長を推定式に組み込むことで、その推定誤差の拡大を防止する方法も考えられてはいるが、この方法はあくまで構成組織間の相関性による間接推定にほかならず、腹部中央に必要な通電感度を確保した計測法とは言いづらい。つまり、統計的相関デザインからずれる個々人の誤差は、保証出来ず、特に病的に皮下や内臓脂肪組織が多い場合や、中間の骨格筋組織層が多い/少ない場合などは顕著な誤差が生じ得る。尚、皮下脂肪組織層面積が腹囲長と相関性が高いのは、人間の体幹部は同心円上の組織配列デザインとなっており、皮下脂肪組織層は、最も外側の配置であるため、外周囲長と皮下脂肪組織厚でその面積が決まることになるからである。

【0010】

30

体幹部に対しての電極配置にも通常は、四電極法が用いられる。この方法は、被験者の体内に電流を印加するとともに、印加電流によって被験者の測定部位区間に生じた電位差を測定して測定部位区間生体電気インピーダンスを測定するというものである。体幹部のような太短い測定部位に四電極法を適用した場合、電流が広がり始めの電流密度集中（即ち、広がり抵抗領域）が、例えば、電流印加電極直下のため、皮下脂肪組織層付近で大きな電位差を生じ、電圧計測電極間で計測される電位差の大半を占めることになる。この広がり抵抗による影響を小さくするためには、電流印加電極と電圧計測電極間距離を十分確保する配置とすることが重要である。一般的な測定では、測定区間が長く電圧計測電極間距離が十分確保できる条件での測定であるため、いわゆるS/N感度（Nは広がり抵抗による影響（ノイズ）、Sは電圧電極間で計測される信号）は十分確保されるはずである。しかしながら、体幹部のような太短い測定部位の場合は、Nを小さくすべく、電流印加電極からの距離を確保しようとして電圧計測電極を遠ざけると、逆に、電圧計測電極区間距離が小さくなり、この結果、Sが小さくなつて、結局、S/Nは悪くなってしまう。さらに、電流密度が高い広がり抵抗部は、皮下脂肪組織層部であり、厚みがある肥満傾向の被験者が一般的であるため、かなり大きなNとなってしまい、二重にS/Nが悪くなってしまう。このように、体幹部のような太短い測定部位に対して四電極法を用いる場合には、単に臍周囲上に電極を配置しただけでは、内臓脂肪組織への有用なS/N感度を確保することにかなり無理があると推測される。尚、S/Nに関しては、後述する実施例についての説明において更に詳述する。

【0011】

50

本発明の目的は、これら従来技術における問題点を解消することにあり、導電性の悪い内臓器組織および内臓脂肪組織の領域においても測定に必要な感度を確保し、体幹部に蓄積される脂肪組織、特に、内臓器組織周辺に付着、蓄積する脂肪組織および皮下層に蓄積する脂肪組織情報を、皮下脂肪組織層情報とともに、切換えのみによって同時に測定可能とする方法および装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の1つの観点によれば、第1および第2の電流印加電極と第1および第2の電圧計測電極とを体幹部に配置し、前記第1および第2の電流印加電極間に電流を流し、前記第1および第2の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、前記体幹部のインピーダンスから推定される、体幹部皮下脂肪組織層情報をを利用して、体幹部皮下脂肪組織量を測定する方法において、前記第1の電流印加電極および第1の電圧計測電極を体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれかの臍部に配置することを特徴とする体幹部皮下脂肪測定方法が提供される。10

本発明の一つの実施の形態によれば、前記第1および第2の電流印加電極を前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置し、前記第1および第2の電圧計測電極をそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極を配置した臍部に体幹長方向に距離を置いて配置し、内臓脂肪組織情報を得ることができるように構成されてもよい。

本発明の別の実施の形態によれば、前記第1および第2の電流印加電極を、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置し、前記第1の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極を配置した臍部上で前記第2の電流印加電極から体幹長方向に距離を置いて配置し、前記第2の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極に近接して配置し、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものとしている。20

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記第1の電流印加電極から、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれか一方の側の臍部に電流を印加し、前記第2の電流印加電極を、前記一方の側と反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置し、前記第1の電圧計測電極を、前記左右いずれか一方の側の臍部において、前記第1の電流印加電極に対して、体幹長方向に距離を置いて配置し、前記第2の電圧計測電極を、前記第2の電流印加電極に近接して配置し、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものとしている。30

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記第1および第2の電流印加電極を前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置し、前記第1および第2の電圧計測電極をそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極を配置した臍部に体幹長方向に距離を置いて配置して内臓脂肪組織情報を得、さらに第3の電圧計測電極を、前記第1または第2の電流印加電極に近接して配置して、前記第1および第3の電圧計測電極間の電圧または前記第2および第3の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得、さらに第3の電流印加電極を前記第1の電流印加電極を配置した左右いずれかの臍部とは反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置し、前記第1および第3の電流印加電極間に電流を流し、さらに第4の電圧計測電極を、前記第3の電流印加電極に近接して配置して、前記第2および第4の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものとしている。40

本発明の別の観点によれば、体幹部に配置される第1および第2の電流印加電極と第1および第2の電圧計測電極とを有し、前記第1および第2の電流印加電極間に電流を流し、前記第1および第2の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、前記体幹部のインピーダンスから推定される、体幹部皮下脂肪組織層情報をを利用して、体幹部皮下脂肪組織量を測定する装置において、前記第1の電流印加電極および第1の電圧計測電極を体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれかの臍部に配置されていることを特徴とする体幹部皮下脂肪測定装置が提供される。50

本発明の一つの実施の形態によれば、前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、前記第1および第2の電圧計測電極がそれぞれ前記第1および第2の電流印加電極が配置された臍部に体幹長方向に距離をもつて配置され、内臓脂肪組織情報を得ることができるように構成されてもよい。

本発明の別の実施の形態によれば、前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、前記第1の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極が配置されている臍部上で前記第2の電流印加電極から体幹長方向に距離をもつて配置され、前記第2の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極に近接して配置され、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものであってもよい。

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記第1の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右いずれか一方の側の臍部に配置され、前記第2の電流印加電極が、前記一方の側と反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置され、前記第1の電圧計測電極が、前記左右いずれか一方の側の臍部において、前記第1の電流印加電極に対して、体幹長方向に距離をもつて配置され、前記第2の電圧計測電極が、前記第2の電流印加電極に近接して配置され、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものであってもよい。

本発明の更に別の実施の形態によれば、さらに第3の電流印加電極と、第3および第4の電圧計測電極と、電流を流す電流印加電極および電位差を計測する電圧計測電極を選択して、前記内臓脂肪組織情報を得るための前記体幹部皮下脂肪組織層情報を選択的に得る切換装置とを備え、前記第1および第2の電流印加電極が、前記体幹周囲方向において臍を中心として見た場合の左右それぞれの臍部に配置され、前記第1および第2の電圧計測電極が、それぞれ前記第1および第2の電流印加電極が配置された臍部に体幹長方向に距離をもつて配置されて内臓脂肪組織情報を得、さらに第3の電圧計測電極が、前記第1または第2の電流印加電極に近接して配置されて、前記第1および第3の電圧計測電極間の電圧または前記第2および第3の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得、前記第3の電流印加電極が前記第1の電流印加電極が配置されている左右いずれかの臍部とは反対側の臍位近辺、側腹部、側背部のいずれかに配置され、前記第1および第3の電流印加電極間に電流を流し、前記第4の電圧計測電極が、前記第3の電流印加電極に近接して配置されて、前記第2および第4の電圧計測電極間の電位差を測定することにより体幹部のインピーダンスを求め、体幹部皮下脂肪組織層情報を得るものであってもよい。

【0047】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記電圧計測電極によって測定された電位差を利用して求めた体幹部のインピーダンスと身体特定化情報を基づいて体幹部内臓脂肪組織量を推定する体幹部内臓脂肪組織量推定手段とを更に備えるものであってもよい。

【0051】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、呼吸周期時間より短いサンプリング周期で測定した体幹部のインピーダンスに基づいて呼吸による変動の影響を除去するための呼吸変動影響除去手段を更に備えるものであってもよい。

また、本発明において、前記臍部は、腹直筋と外腹斜筋間の結合臍部であってもよい。

【発明の効果】

【0055】

本発明によれば、内臓器組織及び内臓脂肪組織への通電量及び感度を引き上げて、体幹部内臓脂肪組織を精度よく測定できると同時に皮下脂肪組織層も測定できる。また、ノイズとなる骨格筋組織層による電位の乱れによるN成分も、筋腹支配域を外す位置で電圧計測電極を配置することでS/N特性を改善できる。

【0056】

また、麻痺患者及び介護等によりベッド上で寝たきりの被験者においても、測定部を背中部を除く腹部前面とすることで、被験者が容易に測定を可能と出来る。更に、腹部への

10

20

30

40

50

電極装着により、測定部位を被験者が意識できることによって、意識的拘束による測定精度の向上及びモチベーションの確保に有益となる。

【0057】

更に、内臓器組織付近に付着する蓄積脂肪組織の蓄積具合を従来の簡易計測法との組み合わせ及び簡便性を踏襲する中で、必要なレベルに応じた精度の高いスクリーニング情報を顕在化させることができる。

【0058】

更に、本発明によれば、小型で簡便な装置にて体幹部内臓脂肪組織や皮下脂肪組織を精度よく測定できるので、家庭用として最適なものとすることもできる。しかも、測定前の腹部コンディションチェック、すなわち、内臓器組織等での炎症や病的な体液分布異常の早期チェック等も可能で、それに応じた適切な健康指針アドバイスも与えることができる。したがって、ユーザにとっては、食事および運動による日々のダイエットを適正に行い且つそのためのモチベーションを維持し、継続可能な健康の維持増進の自己管理をする上で役立つ諸情報を簡便な仕方で得ることができ、非常に有用なものとなる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0059】

本発明の実施の形態および実施例について詳細に説明する前に、本発明による体幹部の内臓・皮下脂肪測定の原理について説明する。本発明は、基本的には、生体電気インピーダンス情報と身体特定化情報を用いて、体幹部（体幹部腹部）の内臓・皮下脂肪組織情報（横断面積量、体積量または重量）、更に言えば、体幹部に蓄積される脂肪組織、特に内臓器組織周辺に付着、蓄積する内臓脂肪組織および皮下層に蓄積する皮下脂肪組織層情報を、高精度で簡便に測定可能とする方法等に関する。

20

【0060】

本発明は、このため次のような手法を駆使する。

(1) 体幹部の生体電気インピーダンス情報に含まれる組織情報を骨格筋組織層と内臓器組織と内臓脂肪組織で直並列の等価回路モデルで仮定すること。ここでは内臓器組織と内臓脂肪組織を直列に考える（したがって、内臓脂肪組織の大小により通電量の変化を期待できる）。

【0061】

(2) 皮下脂肪組織層も、等価回路モデルに含めた、高精度モデルとして、皮下脂肪組織層と骨格筋組織層と内臓器組織と内臓脂肪組織で直並列の等価回路モデルで仮定すること。

30

【0062】

(3) 皮下脂肪組織量推定は、身体特定化情報のうち腹囲長を主体的な説明変数とした重回帰式で構成されること。さらに、腹囲長の二乗を主体的説明変数と置く。本発明技術によって、皮下脂肪組織層厚の情報を支配的に有する体幹部インピーダンスが得られる場合には、この体幹部インピーダンスと腹囲長（一乗）の積を主体的説明変数とする。

【0063】

(4) 内臓器組織情報の確定は、身体特定化情報のうち、身長情報が主体的な説明変数とした重回帰式で構成し、内臓脂肪組織情報推定のための未確定情報の確定に用いる。

40

【0064】

(5) 各組織を定量化するための重回帰分析（検量線作成手法）に用いる組織の基準測定は、臍位でのX線CT断層画像からの組織横断面積（CSA）やMRI法によるCSA及び体幹部全体でのDEXA法、MRI法（長さ方向へ、スライス毎の積分処理）を用いた組織体積量、重量（体積量から重量への変換は、先行研究による組織密度情報より算出可能）で実現できる。DEXA法では、腹部内臓脂肪組織と皮下脂肪組織の合計の総脂肪組織情報を基準測定できる。

【0065】

(6) 上記のような手法を用いて内臓脂肪組織の情報を高精度に捕捉可能とするためには、呼吸等による体幹部の計測インピーダンス情報の変動を一定条件値に置き換える手立て

50

が必要となり、インピーダンス計測サンプリング周期を一般的な呼吸周期の1/2以内とし、呼吸変化を時系列的にモニタリングして、呼吸周期及び呼吸周期毎の最大値と最小値を呼吸周期毎に判別し、安静呼吸の中央値を補足可能とすること。

【0066】

(7) さらに、測定前の飲食及び膀胱尿の貯留などによる悪影響の事前チェックも、計測インピーダンス情報より可能とする。一般に、体幹部のインピーダンス値は、健康な一般的な被験者集団では、骨格筋組織層の情報が支配的に反映される。また、体幹部の骨格筋組織層の情報は、測定値としては非常に小さく個人毎で大きな違いが認められない。理由は、地球重力下で自重を支えて発達する抗重力筋との相関の高いデザインとなるため、特別に寝たきりで重力の影響を受けない被験者とか、自重の数倍のストレスが加わる種目のアスリートなど、特殊な集団以外ではほぼ身体サイズで決定されてしまうためである。ここで、骨格筋組織層及び前記呼吸変動以外で体幹部のインピーダンスに影響が大きいのは、飲食及び膀胱尿の貯留などによる悪影響である。よって、集団データとして体幹部のインピーダンス値を収集し、平均値[mean]と偏差[SD]で見ると、飲食及び膀胱尿の貯留などによる影響は、2 SDを超える範囲にあることがわかった。ただ、ある程度のアスリート等の準一般的集団まで踏まえると、3 SDをクライテリアとすることで、本影響のスクリーニングを可能と出来る。

【0067】

次に、前述したような手法に基づく本発明の測定原理につき、更に詳述する。

【0068】

1. 体幹部構成組織の電気的等価回路モデル化

(1) 体幹部は、主として、皮下脂肪組織層と、骨格筋組織層(腹筋群、背筋群)と、内臓器組織とその隙間に付着する内臓脂肪組織から成ることが出来る。骨組織を構成組織として挙げていないのは、骨組織は骨格筋組織と量的相関が非常に高く、一体の組織体として考えられるからである。体積抵抗率も、生体内では骨髄組織なども含めることでかなり導電性が良く、骨格筋組織や内臓器組織に近い特性を有するものと考えられる。よって、この4組織を電気的な等価回路モデルで表すと、内臓器組織と内臓脂肪組織を直列に構成し、その直列の合成組織に対して、皮下脂肪組織層および骨格筋組織層がそれぞれ並列に構成される。この等価回路モデルについては、後述する実施例についての説明において詳述する。このモデルによると、体幹部の長さ方向への通電に対しては、骨格筋組織層に支配的に電流が流れる。内臓脂肪組織は、内臓器組織の周辺の隙間に付着することから、内臓脂肪組織が無い時、または少い時、内臓器組織が骨格筋組織層に近い導電性を示すことから、内臓器組織側にも電流が通電されることになる。また、内臓脂肪組織が多くなるほど、内臓器組織と内臓脂肪組織の複合体としての合成組織への通電量が低下してゆくことになる。体幹部の計測インピーダンスと、それを構成する4組織を等価回路モデルで表した時のモデル式は、下記の様に表現できる。

$$Z_{tm} = Z_{FS} // Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV}) \quad \dots \text{式1}$$

ここで、

体幹部全体のインピーダンス: Z_{tm}

皮下脂肪組織層のインピーダンス: Z_{FS} … 体積抵抗率は、大きい。

骨格筋組織層のインピーダンス: Z_{MM} … 体積抵抗率は、小さい。

内臓器組織のインピーダンス: Z_{VM} … 骨格筋組織層に近い体積抵抗率と考えられている。

内臓脂肪組織のインピーダンス: Z_{FV} … 体積抵抗率は、皮下脂肪組織層と同等かそれよりも、やや小さ目と考えられる。脂肪組織の合成分解が皮下脂肪組織層に比べて速いことから、組織内血管及び血液量が多いものと考えられる。

【0069】

組織間の電気的特性は、インピーダンスよりはむしろ体積抵抗率 [m] で決まる。上の関係から、各組織の電気的特性値は一般に以下の関係で説明される。

$$MM < < (VM + FV) < FS$$

10

20

30

40

50

$VM < < FV$

$MM = MV$ 、若しくは、 $MM < MV$

$FV = FS$ 、若しくは、 $FV < FS$

ここで、

皮下脂肪組織層の体積抵抗率： FS

骨格筋組織層の内側の内臓器組織と内臓脂肪組織の複合組織層の体積抵抗率： $(VM + FV)$

骨格筋組織層の体積抵抗率： MM

よって、式1との関連により、各組織間の電気的特性の比較関係は、

$$ZFS >> (ZVM+ZFV) >> ZMM \dots \text{式2}$$

10

となる。

【0070】

2. 体幹部骨格筋組織横断面積量 (AMM) と体幹部骨格筋組織層インピーダンス (ZMM) の推定

(2) 内臓脂肪組織量は横断面積量や体積量で表すことができる。横断面積量の場合は、臍周囲での計測においては、CT法(X線 - CT、MRI)による横断面積量が一般的な計測基準と考えられる。一方、体積量の場合は、CT法によるスライスによる横断面積量を長さ方向に複数のスライス情報で積分することで求めることができる。骨格筋組織量(骨格筋量)は、これら横断面積量と体積量の双方に高い相関を有すると考えられる。ここでは横断面積量で考えることにする。骨格筋組織層の横断面積量(AMM)は、身体特定化情報でおおよそ推定することができる。なぜなら、身体の骨格筋の発達デザインは、地球重力下で自重を支えるための発達、適応でほとんど決まってしまうからである。よって、アスリートや麻痺看者や介護者などの重力非適応者を除けば、身体特定化情報で推定可能となる。この推定は、身長H、体重W、年齢Ageを以下の式に代入することによって行う。

$$AMM = a * H + b * W + c * Age + d \dots \text{式3}$$

ここで、a、b、c、dは、定数である。

(3) 体幹部骨格筋組織層インピーダンス(ZMM)も身体特定化情報によって推定できる。便宜上、ここでは上で求めた横断面積量(AMM)を利用する。この推定は以下の式を用いて行うことができる。

$$ZMM = a_0 * H / AMM + b_0 \dots \text{式4}$$

ここで、a0、b0は、定数である。

【0071】

3. 内臓脂肪組織インピーダンス (ZFV) 及び内臓脂肪組織量 (AFV) の推定

式1、2の関係式から、次の様な2つのアプローチ案によって、内臓脂肪組織情報を推測可能とする手法が考えられる。

(4) アプローチ1

皮下脂肪組織層は、他の構成組織と比較する中で体積抵抗率が高いことから体幹部の等価回路から見て、省略して考える。つまり、体幹部で計測されるインピーダンス値には、体幹部の皮下脂肪組織層を除いた内臓脂肪組織を含む除脂肪組織の情報が計測されているものと考えることが出来る。よって、この関係式は、次の様に表現できる。

$$Ztm = ZMM / (ZVM+ZFV) \dots \text{式5}$$

式5を変形すると、

$$1 / Ztm = 1 / ZMM + 1 / (ZVM+ZFV) \dots \text{式6}$$

この式中の骨格筋組織層のインピーダンスZMMおよび内臓器組織のインピーダンスZVMを下記で記述される手段で顕在化することで、内臓脂肪組織のインピーダンスZFVを算出可能となる。そして、この内臓脂肪組織のインピーダンス情報より、内臓脂肪組織量を推定可能と出来る。式6からZFVを誘導すると、次の式7となり、内臓脂肪組織の情報を有するインピーダンス情報を求めることが出来る。

$$ZFV = 1 / [1 / Ztm - 1 / ZMM] - ZVM \dots \text{式7}$$

20

30

40

50

【0072】

(5) アプローチ2

前記アプローチ1では皮下脂肪組織層を省略して考えたが、皮下脂肪組織を大量に有する被験者に対しては誤差要因となりえるため、式1のままで進める方法である。

この式中の骨格筋組織層のインピーダンスZMMおよび内臓器組織のインピーダンスZVMは、前記手法と同様とし、皮下脂肪組織層のインピーダンスZFSに対して、インピーダンス情報は他の組織と同様の考え方で皮下脂肪組織量と有用な関係がある。ここで、皮下脂肪組織量は、その組織表面での周囲長、つまり、腹囲長との相関が非常に高い関係があることが一般に報告されている(特に皮下脂肪組織が多い被験者に対して、または、皮下脂肪組織を除く除脂肪組織に比較して多い場合)ことから、皮下脂肪組織は腹囲長情報から推定可能となる。よって、皮下脂肪組織層のインピーダンスは、腹囲長の情報から推測可能と出来る。以下、前記アプローチと同様の手法で内臓脂肪組織のインピーダンスZVFを算出可能となる。そして、この内臓脂肪組織のインピーダンス情報より、内臓脂肪組織量を推定可能と出来る。

式1を変形すると、

$$1/Z_{tm} = 1/ZFS + 1/ZMM + 1/(ZVM+ZVF) \cdots \text{式8}$$

$$ZVF = 1/[1/Z_{tm} - 1/ZMM - 1/ZFS] - ZVM \cdots \text{式9}$$

【0073】

(6) 内臓脂肪組織量(AFV)は、ここでは内臓脂肪組織横断面積として取り扱う。内臓脂肪組織組織量(AFV)は、式10において、上記インピーダンス情報と身長情報から算出することができ、

$$AFV = aa * H/ZVF + bb \cdots \text{式10}$$

ここで、aa、bbは定数である。

【0074】

4. 内臓器組織量[AVM]及び内臓器組織インピーダンス[ZVM]の推定

(7) 体幹部の内臓器組織量[VM]は、身長、体重、性別、年齢等の身体(個人)特定化情報から推定することが出来る。説明変数の中で、身長項の影響が大きい。

$$\text{内臓器組織量}[AVM] = a1 * \text{身長}[H] + b1 * \text{体重}[W] + c1 * \text{年齢}[Age] + d1 \cdots \text{式11}$$

ここで、a1、b1、c1、d1は、男女で別の値を与える定数である。

なお、本検量線(回帰式)に用いる内臓脂肪組織量VMの基準量の計測は、MRI法やX線C法により得られるスライス毎のCSA(組織横断面積)を長さ方向に積分して求めた組織体積、または、臍位等の1スライスからのCSAとする。組織体積は、先行研究論文等で公知の組織密度情報から重量へ変換することで組織量とすることが出来る。

【0075】

(8) 次に、内臓器組織のインピーダンスZVMを推定する。

内臓器組織のインピーダンス[ZVM]は、身長、体重、性別、年齢等の身体(個人)特定化情報から推定することが出来る。説明変数の中で、身長項の影響が大きい。便宜上、ここでは上で求めた内臓器組織量[AVM]を利用する。この推定は、以下の式を用いて行うことができる。

$$ZVM=a2 * H/AVM + b2 \cdots \text{式12}$$

ここで、a2、b2は、定数である。

【0076】

5. 皮下脂肪組織量[AFS]の推定

(9) 体幹部の皮下脂肪組織量[AFS]の測定方法については後述する。なお、本検量線(回帰式)に用いる皮下脂肪組織量FSの基準量の計測は、MRI法やX線C法により得られるスライス毎のCSA(組織横断面積)を長さ方向に積分して求めた組織体積、または、臍位等の1スライスからのCSAとする。組織体積は、先行研究論文等で公知の組織密度情報から重量へ変換することで組織量とすることが出来る。

【0077】

6. 体幹部内臓脂肪 / 皮下脂肪比[V/S]の推定

10

20

30

40

50

(10) 内臓脂肪 / 皮下脂肪比 [V / S] は、後述する式 14 からの皮下脂肪組織量 [AFS] と式 10 からの内臓脂肪組織量 [AFV] から求めることが出来る。

$$V / S = AFV / AFS \cdots \text{式 } 13$$

【0078】

7. 体幹部(中部)のインピーダンスによる内臓組織異常判定の考え方

(11) 内臓脂肪組織量推定に必要な体幹部のインピーダンス Z_{tm} は、呼吸及び飲食等により変動が大きな部位でもあることから、安定性及び信頼性の高い情報の計測が必要となる。よって、次の様な処理を加えることで、信頼性の高い体幹部のインピーダンス情報を確保出来る。また、一部体幹部の体液分布の乱れに関連する情報としての視点から、体幹部の組織異常の判定も可能と出来る。

10

【0079】

(12) 呼吸による変動の影響除去処理

(a) 一般的な呼吸周期時間の 1 / 2 より短いサンプリング周期で、体幹部のインピーダンスを測定する。

(b) サンプリング毎の測定データに対して移動平均等によるスムージング処理を施す。

(c) 処理後の時系列データより、呼吸の周期性と周期毎の最大値と最小値を検出する。

(d) 每周期毎の最大値と最小値を各々別個に平均処理する。

(e) 最大値と最小値の平均処理後の値を平均して、呼吸の中央値を算出する。

(f) 呼吸周期毎の呼吸の中央値が規定回数規定以内の安定域に入った時点で、呼吸中央値確定と判断し、確定した中央値のインピーダンス値を体幹部のインピーダンス値として登録し、測定を完了とする。

20

【0080】

(13) 飲食及び膀胱等への水分貯留(尿等)による異常値判定処理

(a) 体幹部のインピーダンスは、 26.7 ± 4.8 (mean \pm SD) が集団の一般的な値となる。

(b) 反面、便秘及び膀胱尿の貯留や胃での飲食物の充満時の値は、mean \pm 3SD の範囲を超える。

(c) よって、3SD を超える測定値が得られる場合には、飲食及び膀胱尿等の影響の可能性を被験者へ報知し、最善の環境で測定に望んで貰う様促す。ただし、実際にこれらの影響なしに骨格筋組織層の発達及び内臓器組織が標準サイズとは異なる被験者においては、測定を継続出来る様に進める。

30

(d) さらに、判定感度を上げる方法としては、性別、体重、身長別で規定値を細分化する。又は、体重で割るか、身長で割って単位当たりの値として規定値を規定する。

【0081】

次に、前述したような本発明の測定原理に基づいて、本発明による体幹部皮下脂肪測定方法および装置、並びに体幹部内臓・皮下脂肪測定方法および装置の実施例について説明する。

【0082】

図 1 に、本発明による体幹部内臓・皮下脂肪測定装置（体幹部皮下脂肪測定装置）の一実施例の外観を示す概略斜視図を、図 2 に、その使用法を、図 3 に、本発明による体幹部内臓・皮下脂肪測定装置（体幹部皮下脂肪測定装置）に含まれる本体部のブロック図を、それぞれ示す。

40

【0083】

本発明の体幹部内臓・皮下脂肪測定装置（体幹部皮下脂肪測定装置）1 は、本体部 11 と、電線 120L、120R を介して本体部 11 に接続された 2 つのグリップ電極部 130、140 から成る。グリップ電極部 130、140 は、図 2 に示すようなハンディタイプのものであってもよい。グリップ電極部 130、140 を各手に持って、それらを被験者の測定部位、例えば、腹部に押し当てて使用する。

【0084】

本体部 11 の前面には、操作・入力部 51 と表示部 52 を有する操作表示パネル 5 や報知器ブザー 22 が、その内部には、図 3 に示すように、例えば、演算・制御部 30 や、電

50

源部 18、記憶部（メモリ）4、印刷部 31、更に、インピーダンス測定部等が設けてある。

【0085】

操作・入力部 51 は、身長、体重を含む身体特定化情報の入力等に使用することができ、操作表示パネル 5 は、各種結果、アドバイス情報等を表示部 52 を通じて表示する。この操作表示パネル 51 は、操作・入力部 51 と表示部 52 とが一体となったタッチパネル式の液晶表示器として形成されてもよい。

【0086】

演算・制御部 30 は、操作・入力部 51 から入力された身体目方特定情報（体重等）、計測したインピーダンス、式 1 から式 13 等に基づいて、体幹部骨格筋組織横断面積量、10 体幹部骨格筋組織層インピーダンス、内臓脂肪組織インピーダンス、内臓脂肪組織量、内臓器組織量、内臓器組織インピーダンス、皮下脂肪組織量、皮下脂肪組織層インピーダンス（前記計測したインピーダンスを援用可）、体幹部内臓脂肪 / 皮下脂肪比等を演算したり、呼吸による変動の影響除去処理や、内臓組織異常判定等の処理を行ったり、その他、各種の入出力、測定、演算等を行う。

【0087】

電源部 18 は、本装置の電気系統各部に電力を供給する。

【0088】

記憶部 4 は、身長、体幹部長、体幹部長等の身体特定化情報や、前記の式 1 から式 15 等を記憶する他、後述するような健康指針アドバイスのための適当なメッセージ等も記憶する。

【0089】

印刷部 31 は、表示部 52 にて表示される各種結果、アドバイス情報等を印刷する。

【0090】

インピーダンス測定部は、被験者の測定部位に電流を印加するための複数の電流印加電極 13（ $13R_1, 13L_1 \dots 13R_n, 13L_n$ ）、被験者の測定部位における電位差を計測するための複数の電圧計測電極 14（ $14R_1, 14L_1, \dots 14R_n, 14L_n$ ）、電流印加電極 13 に電流を供給する電流源 12、使用態様に応じて所定の電圧計測電極 14 を選択するための電圧計測電極選択部 20、使用態様に応じて所定の電流印加電極 13 を選択するための電流印加電極選択部 21、測定された電位差を增幅する差動増幅器 23、30 フィルタリングのためのバンドパスフィルタ 24、検波部 25、増幅器 26、及び、A/D 変換器 27 等を含む。尚、電流印加電極 $13R_1, 13L_1 \dots 13R_n, 13L_n$ や電圧計測電極 $14R_1, 14L_1, \dots 14R_n, 14L_n$ の数は、使用態様に応じて決定されるものであり、特に限定されるものではない。

【0091】

各グリップ電極部 130、140 の接触面には、例えば、下段に、電流印加電極 $13R_1, 13L_1$ と電圧計測電極 $14R_1, 14L_1$ とが、上段に、電圧計測電極 $14R_2, 14L_2$ が、それぞれ設けてある。

【0092】

電流印加電極 13（ $13R_1, 13L_1 \dots 13R_n, 13L_n$ ）と電圧計測電極 14（ $14R_1, 14L_1, 14R_2, 14L_2 \dots 14R_n, 14L_n$ ）は、SUS 材及び樹脂材表面を金属めっき処理等して実現されていてよい。このタイプの電極は、金属電極表面に、保水性高分子膜をコ - ティングすることで、測定前に水分をふきつけるか、水にぬらして使用する。水にぬらすことにより、皮膚との電気的接触の安定性を確保することができる。また、特に図示しないが、粘着性貼り付けタイプの電極を用いることもできる。これは交換可能な粘着パッドを各電極のベ - ス電極面に貼り付けて皮膚との接触安定性を確保するタイプのものである。このタイプは、例えば、低周波治療器や心電図電極等でよく用いられており、測定後に取り外して廃棄するようなディスポ形態と、パッド表面が汚れて密着性が低下したり水分が蒸発した場合にのみ廃棄交換し、廃棄するまでの間はカバ - シ - ト等で保管する形態がある。

【0093】

本発明の原理を説明するため、ここで、電気的な等価回路モデルを導入する。図4に、この等価回路の基になる体幹部（腹部）の構造を模式的に示す。電気的特性の観点でみると、体幹部は、皮下脂肪組織層（F S）、骨格筋組織層（M M）、内臓器組織（V M）、その隙間に付着する内臓脂肪組織（F V）の各組織に分けることができる。

【0094】

図5は、図4に示された体幹部の模式図を臍高さにおける腹囲周横断面にてモデル化した図である。この図に示すように、体幹部断面は、最も外側にある皮下脂肪組織層（F S）と、そのすぐ内側にある骨格筋組織層（M M）と、最も内側にある内臓器組織（V M）とそれに取り巻く内臓脂肪組織（F V）を含む。

10

【0095】

図6は、図5に示された模式図を更に電気的な等価回路として表したものである。例えば、電流印加電極13L、13Rにおいて電流（I）を印加し、電圧計測電極14L、14Rで電位差（V）を測定するものとした場合、この等価回路における電気抵抗は、主として、臍前後付近の皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S 1、Z F S 2）と、腹周囲の皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S 0）と、臍の左右各側の骨格筋組織層のインピーダンス（Z M M 1、Z M M 2）と、臍前後付近の内臓脂肪組織のインピーダンス（Z F V 1、Z F V 2）、更に、体幹部中心付近の内臓器組織のインピーダンス（Z V M）として現れる。

【0096】

20

図7に、図6を更に簡略化した回路を示す。Z F S 1とZ F S 2は略同じ大きさと考えられるため、ここでは、それらを同値のZ F Sとして表し、また、Z M M 1とZ M M 2、或いは、Z F V 1とZ F V 2は、それぞれ、Z M M、Z F Vとして表している。また、導電性が他の領域に比べて著しく低いと考えられるZ F S 0は省略した。これを省略できる点は、前項「1. 体幹部構成組織の電気的等価回路モデル化」（1）の記載から明らかであろう。

【0097】

次に、図8を参照して、四電極法における電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する。図8は、電極間距離と広がり抵抗の関係を示したものである。図中、丸い点線で囲った部分30は広がり抵抗領域を示す。電流印加電極からの電流は、印加後に徐々に被験者の体内に広がるが、印加直後の領域、即ち、広がり抵抗領域においては、それほど大きくは広がっておらず、このため、これらの領域では電流密度が他の領域に比べて非常に高くなる。したがって、電流印加電極13と電圧計測電極14をあまりに接近させて配置した場合には、電圧計測電極14において測定される電圧は広がり抵抗領域における電流の影響を大きく受けてしまう。

30

【0098】

例えば、前述した式2より明らかなように、臍付近における皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S）と、腹周囲における皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S 0）、骨格筋組織層のインピーダンス（Z M M）、内臓脂肪組織のインピーダンス（Z F V）、及び、体幹部中心付近の内臓器組織のインピーダンス（Z V M）の間には、

40

$$Z_{FS} >> (Z_{VM} + Z_{FV}) >> Z_{MM}$$

の関係がある。

したがって、I - V電極間距離がほとんど無く近接して配置されたときの電位差計測インピーダンス Z 1は、

$$Z_1 = 2 * Z_{FS} + Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV}) \quad 2 * Z_{FS}$$

となる。これにより明らかなように、広がり抵抗の影響でZ F Sが数倍に増幅されるため、ここでは、Z F Sによる情報が支配的となる。

【0099】

広がり抵抗の影響を小さくするには、電流印加電極と電圧計測電極の間の距離を大きくする必要がある。例えば、I - V電極間距離を10cm程度確保して配置した場合の電位

50

差計測インピーダンス Z_2 は、

$$Z_2 = 2 * Z_{FS} + Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV})$$

である。明らかなように、I - V 電極間距離を広げることによって、広がり抵抗の影響は多少小さくなっているが、この程度離しただけでは、まだ Z_{FS} の情報が支配的である。

【0100】

この広がり抵抗の影響を詳細に検討するため、図 9 に示すように、電極 13L、14Lb、14Rb、13R における I - V 電極間及び V - V 電極間相互の距離が各々 1 / 3 程度になるよう 10 cm 程度確保して配置した場合を考える。ただし、電極 14La、14Ra は、前記 I - V 電極間距離がほとんど無い近接配置とする。この場合の電位差計測インピーダンス Z_3 は、

$$Z_3 = 2 * Z_{FS} + Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV}) \text{ である。}$$

このとき電極間で計測される電圧降下の関係は、およそ次のようになる。

$$V_1 = I * Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV})$$

$$V_2 = V_3 = I * 2 * Z_{FS}$$

$$V_1 : (V_2 + V_3) = 1 ~ 2 : 10 ~ 20 = S : N$$

上式における S の 1 ~ 2 や N の 10 ~ 20 のバラツキは、皮下脂肪組織層の厚みの個人差と骨格筋組織層の発達具合によるものである。この結果からも分かるように、たとえ電極間距離を調節しても、十分な S / N が確保できるとは言いがたい。

【0101】

また、ほとんどの電流は骨格筋組織層で支配的に通電されるため、内臓器組織と内臓脂肪組織の混成組織層への通電感度を十分に確保することはできない。即ち、骨格筋組織層に流れる電流を I_1 、測定対象である内臓器組織と内臓脂肪組織に流れる電流を I_2 とすれば、

$$V_1 = I * Z_{MM} // (Z_{VM} + Z_{FV}) = I_1 * Z_{MM} = I_2 * (Z_{VM} + Z_{FV})$$

$$I = I_1 + I_2$$

となり、よって、

$$Z_{MM} : (Z_{VM} + Z_{FV}) = I_2 : I_1 = 1 : 2 ~ 5$$

となる。これより明らかなように、たとえ広がり抵抗の影響を排除できたとしても、骨格筋組織層に流れる電流は内臓器組織と内臓脂肪組織に流れる電流の 2 ~ 5 倍にも及ぶため、この結果、S / N 特性は更に悪くなる。このように、体幹部のような太短い測定部位においては、たとえ電極間距離を調整しても、電流電極間距離で上限が決まってしまうことから、S / N 特性の改善には限界がある。

【0102】

図 10 に、図 4 と同様の方法で、皮下脂肪組織層情報を得るために本発明による電極配置方法の一例を示す。後述するように、本発明では、この電極配置方法を基礎として、皮下脂肪組織層情報のみならず、内臓脂肪組織情報をも互いに分離した情報として同時に計測する。本発明の装置は、内臓脂肪組織を計測するための電圧計測電極と、皮下脂肪組織層を計測するための電圧計測電極の双方を有し、これらの電極配置を切換手段で選択的に切換えることによって、内臓脂肪組織情報と皮下脂肪組織層情報の双方を計測するものである。両方同時計測の目的は、呼吸等による測定中の変動誤差要因を呼吸の変動より速いサンプリングタイミングで計測する等、両測定を同じ環境で同時に測定することでその誤差要因を相対的に除去可能とすることにある。よって、呼吸以外に心拍その他の体動等による影響も考えられる。スピードを早くする以外に、同一測定環境でのスムージング処理等でも、同様の目的を達することが出来る。

【0103】

図 11 乃至図 14 に、皮下脂肪組織層情報（内臓脂肪組織情報ではない）を得るために具体的な電極配置例を示している。ここで、図 11 は、左右の腱膜部 15 に配置した電流印加電極 13L、13R 直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V2 は、右前側部皮下脂肪組織計測電位を、V3 は、左前側部皮下脂肪組織計測電位を、それぞれ示す。図 12 は、臍 A 付近部に配置した電流印加電極 13R 直下の皮下脂肪

10

20

30

40

50

組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V2は、臍付近部の皮下脂肪組織計測電位を示す。図13は、臍A下部に配置した電流印加電極13R直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V2は、臍下部の皮下脂肪組織計測電位を示す。図14は、側腹部41に配置した電流印加電極13R直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V2は、側腹部41の皮下脂肪組織計測電位を示す。

【0104】

皮下脂肪組織層情報（具体的には、電位差値やインピーダンス値）を得るために、ここでは広がり抵抗を利用する。広がり抵抗は一般には好ましくないものとして捉えられてきたが、特に、電流印加電極直下における広がり抵抗は皮下脂肪組織層に関する情報を表すものということができるため、この領域の電位差を計測することで有用な皮下脂肪情報を得ることができる。本発明では、この点に着目して、皮下脂肪組織層情報を得るものである。10

【0105】

広がり抵抗を測定するため、少なくとも1つの電流印加電極対と、この電流印加電極対から印加された電流によって被験者に生じた電位差を測定し得る、少なくとも1つの電圧計測電極対を備える。ここで、電流印加電極対に含まれる一方の電流印加電極、例えば、電流印加電極は、皮下脂肪組織層が薄い部位、または、骨格筋組織層の筋腹部が無いまたは薄い部位に電流を印加するように使用され、他方の電流印加電極、例えば、電流印加電極13Lは、皮下脂肪組織層が厚い部位（又は、皮下脂肪組織層測定対象部位）に電流を印加するように使用される。20

【0106】

一方、電圧計測電極対に含まれる一方の電圧計測電極34は、電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な位置、つまり、電流印加電極に近接して配置される。これに対し、他方の電圧計測電極36は、電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が軽減されるまで離れた位置（前記電流印加電極に対して、一方の電圧計測電極34を近接配置する距離の3倍以上遠方となる位置）、つまり、電流印加電極直下の皮下脂肪組織層の影響を受けないまたは受け難い部位に配置される。前者の（一方の）電圧計測電極34が配置される位置としては、例えば、体幹部において皮下脂肪のつきやすい臍位近辺、側腹部（腸骨稜上縁部）、側背部等、皮下脂肪組織層が個人差を反映する非常に厚く蓄積される部位があり、後者の（他方の）電圧計測電極36が配置される位置としては、例えば、臍部と腸骨稜上縁部の間（外腹斜筋と腹直筋の結合腱膜部近辺）等、皮下脂肪組織層が個人差を反映する脂肪組織の付き難い部位である。電流印加電極に近接して設ける電圧計測電極の配置は、電流印加電極を中心とした全周どの位置にあっても同じ情報を捕捉することができる。例えば、図11に示されているように、各電圧計測電極対を、臍と背骨を中心軸とした対抗する左右の電流印加電極位置に近接した位置に配置して、左右両側側部の皮下脂肪組織層を計測することもできる。30

【0107】

電流印加電極から印加された電流によって電圧計測用電極34、36間に生じた、電位差V2、V3等における電位差計測値は、皮下脂肪組織層部のインピーダンス（ZFS）値に比例し、また、皮下脂肪組織層の厚み（LFS）情報に比例する、インピーダンス情報と考えられる。広がり抵抗部のインピーダンスをZ、電流印加電極の面積に相当する定数をA0とおけば、40

$$Z = Z_{FS} = L_{FS} / A_0 = L_{FS}$$

である。故に、皮下脂肪組織層の横断面積量AFSは、

$$A_{FS} = L_w * L_{FS} = a_{a0} * Z_{FS} * L_w + b_{b0} \dots \text{式14}$$

で求めることができる。尚、上式において、Lwは腹囲長、つまり、腹16周囲の長さ、aa0、bb0は、男女で別の値となる定数である。

【0108】

皮下脂肪組織層情報とともに内臓脂肪組織情報（電圧値、インピーダンス値等）を得る50

には、皮下脂肪組織層情報を測定するための電圧電極配置とは異なる配置で設ける、少なくとももう1組の電圧計測電極対が必要である（以上の結果、皮下脂肪組織情報と内臓脂肪組織情報の双方を同時に計測することができる本発明による方法及び装置を実施するためには、少なくとも2つの電圧計測電極対が必要である）。

【0109】

図15乃至図18に、皮下脂肪組織層情報と内臓脂肪組織情報の双方を同時計測するための具体的な電極配置例を示す。ここで、図15は、内臓脂肪組織と左右の腱膜部15R、15Lに配置した電流印加電極13R、13L直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V1は、内臓脂肪組織計測電位を、V2は、右前側部皮下脂肪組織計測電位を、V3は、左前側部皮下脂肪組織層計測電位を、それぞれ示す。生体の左右の組織層バランスは、ほぼ対称と考えられるため、V2 V3であり、また、電流印加電極に近接する四方に配置の電圧計測電極は、いずれの配置の電極を用いても同様の計測結果が得られる。図16は、内臓脂肪組織と臍A付近部及び左腱膜部15Lに配置した電流印加電極直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V1は、内臓脂肪組織計測電位を、V2は、臍付近部皮下脂肪組織層計測電位を、V3は、左前側部皮下脂肪組織層計測電位を、それぞれ示す。図17は、内臓脂肪組織と右腱膜部15L及び左腱膜部15Rに配置した電流印加電極13L、13R直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V1は、内臓脂肪組織計測電位を、V2は、右側腹部皮下脂肪組織層計測電位を、V3は、左前側部皮下脂肪組織層計測電位を、それぞれ示す。図18は、内臓脂肪組織と複数部位に配置した電流印加電極直下の皮下脂肪組織層のインピーダンス計測配置例を示す図であり、V1は、I1との組み合わせによって内臓脂肪組織計測電位を、V2は、I1との組み合わせによって右前側部皮下脂肪組織層計測電位を、V3は、I2との組み合わせによって臍付近部皮下脂肪組織層計測電位を、V4は、I3との組み合わせによって左側腹部皮下脂肪組織層計測電位を、それぞれ示す。

10

20

【0110】

内臓脂肪組織の計測は、内臓脂肪組織そのものの直接の計測ではなく、図5や図6のモデルを想定し、内臓器組織と内臓脂肪組織の複合組織体として行う。内臓脂肪組織の測定にあたっては、最適なS/N条件を確保するため、骨格筋組織層より内側の内臓器組織及び内臓脂肪組織における電流印加電極からの電流通電量を増やし、測定対象組織への計測感度を確保する。更に言えば、皮下脂肪組織層が薄い部位、または、骨格筋組織層の筋腹部が無いまたは薄い部位から、電流印加電極によって電流を印加することによって、広がり抵抗の影響を最小限にとどめ、内臓器組織や内臓脂肪組織への通電感度を改善する。尚、腹囲周横断面積を測定基準とする場合、電流印加電極13L、13Rから電流を印加する部位は、皮下脂肪組織層が最も薄く沈着する部位、または、導電性の良い骨格筋組織層の筋腹部が無いまたは薄い骨格筋結合組織領域である、例えば、腱部（腱画、腱膜部等）15、更に具体的に言えば、臍と腸骨稜上縁間の区間、腹直筋と外腹斜筋間の結合腱部（腱膜部）となる。

30

【0111】

皮下脂肪組織層情報のみならず、内臓脂肪組織情報をも得るために、図15乃至図18の実施例では、付加的な電圧計測電極対、即ち、図15乃至図17（図19や図17??）のV1や、図18のV1、V3が設けられている。これら付加的な電圧計測電極対を設ける位置は、通電性の良い、皮下脂肪組織層が薄い部位、または、骨格筋組織層の筋腹部が無いまたは薄い部位とする。図面から明らかなように、これら内臓脂肪組織情報を得るための付加的な電圧計測電極対に含まれる電圧計測電極と、皮下脂肪組織層情報を得るための電圧計測電極対に含まれる電圧計測電極36、36'とは、互いに併用することができる。例えば、図15において、内臓脂肪組織情報を得るために電圧計測電極対V1に含まれる電圧計測電極36、36'は、それぞれ、皮下脂肪組織層情報を得るために電圧計測電極対V2に含まれる電圧計測電極や、同様に皮下脂肪組織層情報を得るために電圧計測電極対V3に含まれる電圧計測電極としても使用され得る。

40

【0112】

50

このように、図15乃至図18の構成では、皮下脂肪組織層測定用の電圧計測電極対と内臓脂肪組織測定用の電圧計測電極対の少なくとも2つの電圧計測電極対が設けられることになるが、計測すべき電位差（V1乃至V3のいずれか）、換言すれば、計測すべき部位は、図3の電圧計測電極選択部20によって容易に選択することができる。したがって、本発明によれば、内臓脂肪組織を計測するための配置と皮下脂肪組織層を計測するための配置の双方を有する電極配置構成により、切換手段で切換えて両組織情報を容易に分離計測することができる。

【0113】

上の説明から明らかなように、本発明では、臍周周から離した電極配置を探ることで、最善の距離条件を確保し、また、皮下脂肪組織層のインピーダンス（ZFS）を本来の四電極法の計測として、分離除去するものである。更に、本発明では、四電極の全てを腹周周上に揃わせることはせず、少なくも1つの電極を腹周周上からずらした位置に配置することによって、より最適なS/N条件を確保するよう構成されている。このような配置方法としては、図15乃至図18に示したように、例えば、電流印加電極対は臍（腹）周周上に配置し、電圧計測電極のみを対としてまたは対を形成する電極のうちの一方を周上から外れた位置に配置する方法が考えられる。また、電流印加電極対のうちの一方を周上に配置し、他方を周上から外れた位置に配置してもよい。尚、電流印加電極対、或いは、電圧計測電極対は、被験者の臍を中心として見た場合の左右の上記部位間、つまり、皮下脂肪組織層の薄い部位に配置してもよい。但し、電圧計測電極は、例えば、臍（腹）周周上から外れた腹部領域内の体幹部長手方向とする。

10

20

【0114】

次に、図19に示す基本フローチャートと図20から図24に示すサブルーチンフローチャートを参照して、図1および図2に示す本発明の実施例での体幹部内臓・皮下脂肪測定装置（体幹部皮下脂肪測定装置）の操作および動作について説明する。

【0115】

図19に示す基本フローチャートにおいては、先ず、操作・入力部51における電源スイッチ（図示していない）がオンされると、電源部18から電気系統各部に電力を供給し、表示部52により身長等を含む身体特定化情報（身長、体重、性別、年齢等）を入力するための画面が表示される（ステップS1）。

30

【0116】

続いて、この画面にしたがって、ユーザは、操作・入力部51から身長、体重、性別、年齢等を入力する（ステップS2）。この場合において、体重については、操作・入力部51から入力してもよいが、本体部11に接続された体重測定装置（図示されていない）により測定したデータを自動的に入力して、演算・制御部30により身体目方特定情報（体重）を演算するようにしてもよい。これら入力値は、記憶部4に記憶される。

【0117】

次に、ステップS3にて、体幹部長、腹周長等の形態計測実測値を入力するか否かの判断を行い、それら形態計測実測値を入力する場合には、ステップS4にて、形態計測を実施して、体幹部長、腹周長等の実測値を操作・入力部51から入力し、ステップS6へ移行する。ステップS3において、形態計測実測値を入力しないと判断する場合には、ステップS5に移行する。これら入力値も、記憶部4に記憶される。同様に、以下の処理において得られる数値情報等は、記憶部4に記憶される。

40

【0118】

ステップS5において、演算・制御部30は、記憶部4に記憶された身長、体重、性別、年齢等の身体特定化情報から、体幹部長、腹周長等を推定する形態計測情報推定処理（例えば、人間身体情報データベースから作成する検量線使用）を行う。

【0119】

続いて、ステップS6において、インピーダンス測定部により、体幹部インピーダンス計測処理を行う。この体幹部インピーダンス計測処理については、図22に示すサブルーチンフローチャートを参照して後述する。

50

【0120】

次に、ステップS7において、演算・制御部30により、体幹部骨格筋組織横断面積量(AMM)の推定処理を行う。この演算処理は、例えば、記憶部4に記憶された身長H、体重W、年齢Ageを用いて、前述の式3に基づいて行われる。

【0121】

次に、ステップS8において、演算・制御部30により、体幹部骨格筋組織層インピーダンス(ZMM)の推定処理を行う。このZMMは、記憶部4に記憶された身長Hと、ステップS7で求めたAMMとを用いて、前述の式4に基づいて行われる。

【0122】

次に、ステップ9において、演算・制御部30により、皮下脂肪組織量(AFS)の推定処理を行うものである。この推定処理は、前述した式14にて算出され得る。10

【0123】

ステップS10は、演算・制御部30により、内臓器組織量(AMV)および内臓器組織インピーダンス(ZVM)の推定処理を行うものである。このステップ10については、図21に示すサブルーチンフローチャートを参照して後で詳述する。

【0124】

ステップS11は、演算・制御部30により、内臓脂肪組織インピーダンス(ZFV)および内臓脂肪組織量(AFV)の推定処理を行うものである。このステップ11については、図22に示すサブルーチンフローチャートを参照して後で詳述する。

【0125】

次に、ステップS12において、演算・制御部30により、内臓脂肪/皮下脂肪比(V/S)の演算処理を行う。この処理は、記憶部4に記憶された前述した式13に従って行われる。20

【0126】

次に、ステップS13において、演算・制御部30により、体格指数(BMI)の演算処理を行う。この演算処理は、記憶部4に記憶された体重Wと身長Hから次の式にて算出され得る。

$$BMI = W / H^2$$

【0127】

更に、ステップS14において、演算・制御部30により、体幹部体脂肪率(%Fat)の演算処理を行う。この演算処理は、記憶部4に記憶された皮下脂肪組織量(AFS)、内臓脂肪組織量(AFV)、体幹部骨格筋組織横断面積量(AMM)、及び、内臓器組織量(AMV)から次の式にて算出されるものである。30

$$\%Fat = (AFS + AFV) / [(AFS + AFV) + AMM + AMV] * 100$$

【0128】

次に、ステップS15において、演算・制御部30により、内臓脂肪率(%VFat)の演算処理が行われる。この処理は、前述の演算処理により算出され記憶部4に記憶された体幹部体脂肪率(%Fat)、内臓脂肪/皮下脂肪比(V/S)から次の式にて行われる。

$$\%VFat = \%Fat * (V/S) / [(V/S) + 1]$$

【0129】

最後に、ステップS16において、演算・制御部30は、前述したような演算処理にて求められた内臓脂肪組織情報(AFV、%VFat)、体組成情報(%Fat、AMM、AFS、AMV)、体格指數(BMI)や、後述する処理によって得られるアドバイス指針等を、表示部52に表示させるような表示処理を行う。これにより、一連の処理を終了する(ステップS17)。

【0130】

次に、前述のステップS10の内臓器組織量(AMV)および内臓器組織インピーダンス(ZVM)の推定処理について、図20のサブルーチンフローチャートを参照して詳述する。この推定処理は、ステップS18において、記憶部4に記憶された諸数値および前40

述の式 1 1 を用いて内臓器組織量 (A V M) を算出し、ステップ S 1 9 において、記憶部 4 に記憶された諸数値および前述の式 1 2 を用いて実行される。

【 0 1 3 1 】

次に、前述のステップ S 1 1 の内臓脂肪組織インピーダンス (Z F V) および内臓脂肪組織量 (A F V) の推定処理について、図 2 1 のサブルーチンフローチャートを参照して詳述する。この推定処理は、ステップ S 2 0 において、記憶部 4 に記憶された諸数値および前述の式 7 を用いて内臓脂肪組織インピーダンス (Z F V) を算出し、ステップ S 2 1 において、記憶部 4 に記憶された身長 H および算出した内臓脂肪組織インピーダンス (Z F V) および前述の式 1 0 を用いて内臓脂肪組織量 (A F V) を算出するものである。

【 0 1 3 2 】

次に、ステップ S 6 の体幹部インピーダンス計測処理について、第一の実施形態を示す図 2 2 のサブルーチンフローチャートを参照して、詳述する。この第一形態においては、前項 7 . (1 1) および (1 2) において説明したような「呼吸による変動の影響除去処理」および「飲食および膀胱等への水分貯留（尿等）による異常値判定処理」を行うものである。先ず、ステップ S 2 2 において、演算・制御部 3 0 は、操作・入力部 5 1 等からの指示に基づいて、カウンター等の初期設定体幹部のインピーダンス $Z_{t m}$ の測定データのサンプル数の初期設定を行う。

【 0 1 3 3 】

続いて、ステップ S 2 3 において、演算・制御部 3 0 は、測定タイミングか否かの判定を行う。そして、測定タイミングと判定された場合には、ステップ S 2 4 にて、演算・制御部 3 0 は、体幹部インピーダンス ($Z_{t m}$) 測定電極配置設定処理を行い体幹部インピーダンス ($Z_{t m_x}$) 計測処理を行う。更に、ステップ 2 5 において、皮下脂肪組織層部インピーダンス (ZFS) 測定電極配置設定処理と皮下脂肪組織層部インピーダンス (ZFS_x) 計測処理を行い、ステップ 2 3 に戻る。

【 0 1 3 4 】

一方、ステップ S 2 3 において測定タイミングでないと判定された場合には、ステップ S 2 6 に移行して、体幹部インピーダンス ($Z_{t m_x}$) と皮下脂肪組織層部インピーダンス (ZFS_x) に対して、計測インピーダンス (Z_x) データスマージング処理（移動平均処理等）、即ち、 $Z_x = (Z_{x-1} + Z_x) / 2$ を行う。それから、ステップ 2 7 において、体幹部インピーダンス計測データ呼吸変動補正処理を行う。この補正処理については、図 2 3 のサブルーチンフローチャートを参照して後述する。尚、皮下脂肪組織層部インピーダンス (ZFS_x) は、呼吸変動の影響を受けがたいため、体幹部インピーダンスのように補正処理は行われない。

【 0 1 3 5 】

続いて、ステップ S 2 8 にて、演算・制御部 3 0 は、各部位毎の計測インピーダンスの時系列安定性確認処理を行う。これは、ステップ S 2 7 の体幹部インピーダンス計測データ呼吸変動補正処理後の各値が所定回数所定変動以内の値に収束したかどうかを判定することによって行われる。ステップ S 2 9 において、演算・制御部 3 0 は、測定した $Z_{t m_x}$ と Z_{FS_x} が安定条件を満足するか否かの判定を行う。この判定は、呼吸周期毎の呼吸の中央値が規定回数規定以内の安定域に入った時点で、呼吸中央値確定と判断するようなものである。このステップ S 2 9 にて、安定条件が満足されたと判定される場合には、ステップ S 3 0 に移行して、確定した中央値のインピーダンス値を体幹部のインピーダンス値や皮下脂肪組織層部インピーダンス値として、最終安定条件判定値を測定値結果値として記憶部 4 に登録する。一方、ステップ S 2 9 において、安定条件が満足されないと判定される場合には、ステップ S 2 3 に戻って同様の処理が繰り返される。

【 0 1 3 6 】

ステップ S 3 0 に続いて、ステップ S 3 1 において、演算・制御部 3 0 は、飲食および膀胱尿貯留等による異常値判定処理を行い、更に、ステップ S 3 2 において、測定の完了を報知器ブザー 2 2 (図 3 参照) 等を用いてブザー等で報知し、測定を完了する。尚、ステップ 3 1 の異常値判定処理については、図 2 4 のサブルーチンフローチャートを参照し

10

20

30

40

50

て後述する。

【0137】

次に、ステップS27の体幹部インピーダンス計測データ呼吸変動補正処理について、図23のサブルーチンフローチャートを参照して、詳述する。先ず、ステップS33において、演算・制御部30は、ステップS27にて処理後の時系列データから変極点検知処理を行う。ステップS34において、変極点か否かの判定を行う。これは、前後の微係数または差分値の極性変化位置のデータを検知することにより行われる。ステップ34において、変極点でないと判断された場合には、この呼吸変動補正処理は終了する。一方、ステップS34にて変極点であると判定される場合には、ステップS35に進み、最大値か否かの判定がなされる。これは、最大値と最小値の振り分けを行うステップである。最大値でない場合には、ステップS36にて、記憶部4に記憶された次の式にて最小値判定データ移動平均化処理が行われる。

$$[Z_{tm}]min_x = ([Z_{tm}]min_{x-1} + [Z_{tm}]min_x) / 2$$

【0138】

ステップS35において最大値と判定される場合には、ステップS37において、記憶部4に記憶された次の式にて最大値判定データ移動平均化処理が行われる。

$$[Z_{tm}]max_x = ([Z_{tm}]max_{x-1} + [Z_{tm}]max_x) / 2$$

【0139】

続いて、ステップS38において、一呼吸周期分の最大値と最小値データが確保されたかの判定がなされる。ステップ38において、データが確保されないと判断された場合には、この呼吸変動補正処理は終了する。一方、ステップS38において、そのデータが確保されたと判定された場合には、ステップS39にて、記憶部4に記憶された次の式にて呼吸変動中央値演算処理（最大値と最小値データの平均値演算）がなされる。

$$Z_{tm_x} = ([Z_{tm}]max_x + [Z_{tm}]min_x) / 2$$

【0140】

次に、ステップS31の飲食および膀胱尿貯留等による異常値判定処理について、図24のサブルーチンフローチャートを参照して、詳述する。先ず、ステップS40において、演算・制御部30は、記憶部4に記憶された次の式にて、体幹部インピーダンス（Ztm）が正常許容範囲内かのチェックを行う。

$$Mean - 3SD \leq Z_{tm} \leq Mean + 3SD$$

ここで、許容値例としては、26.7 ± 4.8 (Mean ± 3SD) が考えられる。

【0141】

ステップS41において、体幹部インピーダンスが許容範囲内かの判定がなされる。許容範囲内でないと判定される場合には、ステップS42に移行して、演算・制御部30にて、体幹部（腹部）コンディション異常にに関するメッセージ報知処理がなされ、表示部52に適切なアドバイスの表示等がなされる。このアドバイスとしては、例えば、「体幹部コンディション異常につき、排便、排尿等の準備処理を実施」等の報知が考えられる。また、準備処理後も同様の判定結果となる場合は、異常値を用いて測定を完了させ、測定の中止はしないようにすることもできる。

【0142】

ステップS41において許容範囲内で判定される場合には、ステップS43において、演算・制御部30は、体幹部（腹部）コンディション正常に関するメッセージ報知処理がなされ、表示部52に適切なアドバイスの表示等がなされる。このアドバイスとしては、例えば、「体幹部コンディション正常」等の報知が考えられる。

【0143】

このような操作および動作にて、本発明によれば、体幹部（体幹部腹部）の内臓脂肪組織情報を求めることができ、しかも、呼吸による変動の影響除去処理や飲食および膀胱等への水分貯留（尿等）による異常判定処理を行い、それに応じたアドバイス情報も提供できる。なお、前述の実施例では、体幹部内臓脂肪組織情報として脂肪率として求めるものとしたが、本発明は、これに限らず、適当な変換式等を用いることにより、横断面積量や

10

20

30

40

50

、体積量や重量等として求めることができるものである。

【0144】

図25に、本発明の他の実施形態による測定装置の外観斜視図を示す。尚、上の実施形態と同様の部材には同様の番号を付すものとする。本装置1'は、被験者の腹部形状に適合するように多少湾曲させた本体部60と、この本体部60に対して多少折れ曲がることができるように、例えば蝶番式に、本体部60の左右各側に可動状態で設けられた電極支持部62R、62Lとから成る。この装置1は図示のように、ハンディタイプのものであってもよく、例えば、電極支持部62R、62Lの各側を左右の手で把持しながら被験者の腹に押し当てて使用することができる。電極支持部62R、62Lは本体部60に対して可動状態で設けられていることから、本装置1'は被験者の腹周りにぴったりフィットする。10

【0145】

本体部60の腹側面に、液晶表示部64と各種スイッチ66が設けてある。これらの部分は測定時には被験者の腹側に配置される。したがって、測定中は、被験者は、本体部60の表示を見ることはできないが、測定後に、腹から引き離すことによってそれを見るこができる。

【0146】

電極支持部62は、中心に穴を設けた支持枠70R、70Lと、これら支持枠70R、70Lの穴72R、72Lに左右にかけ渡された2本の並列スライド棒74R、74Lと、これらのスライド棒74R、74Lに沿ってスライド可能なスライド支持体76R、76Lから成る。スライド支持体76R、76Lの上面には、被験者の腹に配置される各種電極、即ち、電流印加電極13L₁、電圧計測電極14L₁、14L₂、電流印加電極13R₁、電圧計測電極14R₁、14R₂が設けてある。20

【0147】

電極13、14の数や位置は、使用態様に応じて決定される。図25の例では、図1と同様の配置とした。上記の構成から明らかなように、本実施形態による測定装置1'によれば、スライド支持体76R、76Lを装置の左右各側に図示矢印A方向にスライドさせることにより、それらスライド支持体76上の電極13、14を、被験者の体の大きさに応じて様々な幅に容易に設定することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0148】

【図1】本発明による体幹部内臓・皮下脂肪測定装置の一実施例の外観を示す概略斜視図である。

【図2】図1の装置の使用法を示す図である。

【図3】本発明による体幹部内臓・皮下脂肪測定装置の本体部のブロック図である。

【図4】体幹部腹部の構造を模式的に示す図である。

【図5】図4に示した体幹部の模式図を臍高さにおける腹囲周横断面にてモデル化した図である。

【図6】図5のモデル図を電気的等価回路として表した図である。

【図7】図6の回路を簡略化して示したものである。

40

【図8】電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する図である。

【図9】電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する図である。

【図10】本発明による電極配置の一例を体幹部腹部の構造とともに模式的に示す図である。

【図11】皮下脂肪組織層のみの情報を計測するための電極配置例を示す図である。

【図12】皮下脂肪組織層のみの情報を計測するための電極配置例を示す図である。

【図13】皮下脂肪組織層のみの情報を計測するための電極配置例を示す図である。

【図14】皮下脂肪組織層のみの情報を計測するための電極配置例を示す図である。

【図15】皮下脂肪組織層情報と内臓脂肪組織情報の両方を同時に分離した情報として計測するための電極配置例を示す図である。

50

【図16】皮下脂肪組織層情報と内臓脂肪組織情報の両方を同時に分離した情報として計測するための電極配置例を示す図である。

【図17】皮下脂肪組織層情報と内臓脂肪組織情報の両方を同時に分離した情報として計測するための電極配置例を示す図である。

【図18】皮下脂肪組織層情報と内臓脂肪組織情報の両方を同時に分離した情報として計測するための電極配置例を示す図である。

【図19】本発明の一実施例による体幹部内臓・皮下脂肪測定用の基本フローチャートを示す図である。

【図20】図19の基本フローのサブルーチンとしての内臓器組織量および内臓器組織インピーダンスの推定処理フローを示す図である。 10

【図21】図19の基本フローのサブルーチンとしての内臓脂肪組織インピーダンスおよび内臓脂肪組織量の推定処理フローを示す図である。

【図22】図19の基本フローのサブルーチンとしての体幹部インピーダンス計測処理フローを示す図である。

【図23】図22の体幹部インピーダンス計測処理フローのサブルーチンとしての体幹部中部インピーダンス計測データ呼吸変動補正処理フローを示す図である。

【図24】図23の体幹部インピーダンス計測処理フローのサブルーチンとしての飲食および膀胱尿貯留等による異常値判定処理フローを示す図である。

【図25】本発明の他の実施形態による測定装置の外観斜視図を示す図である。

【符号の説明】

【0149】

1 体幹部内臓・皮下脂肪測定装置(体幹部皮下脂肪測定装置)

5 操作表示パネル

1 1 本体部

1 3 電流印加電極

1 4 電圧計測電極

1 5 腱膜部

2 1 演算・制御部

5 1 操作・入力部

5 2 表示部

1 2 0 L 電線

1 2 0 R 電線

1 3 0 グリップ電極部

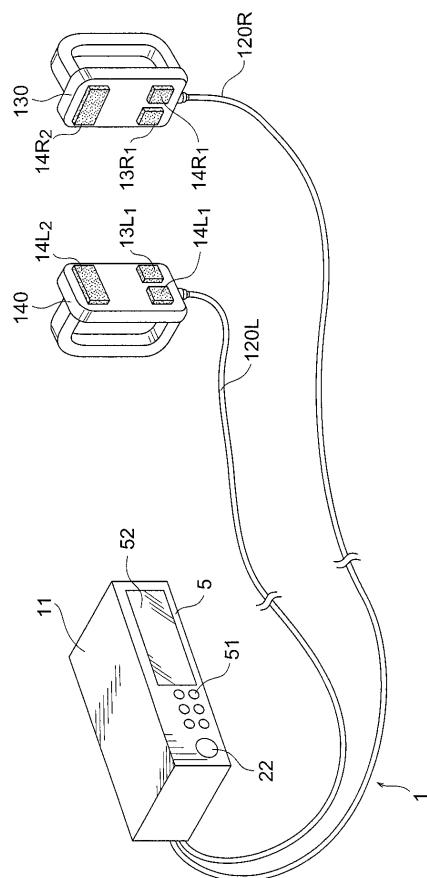
1 4 0 グリップ電極部

10

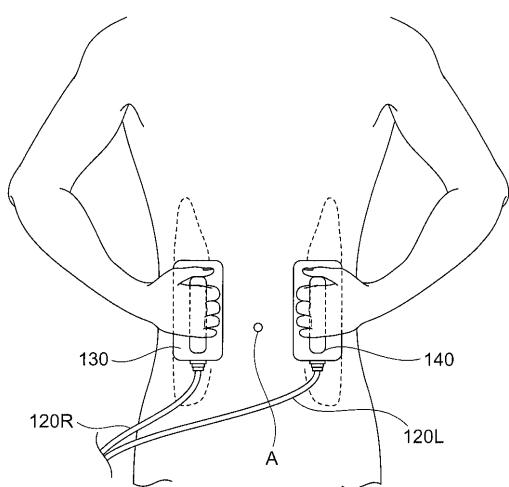
20

30

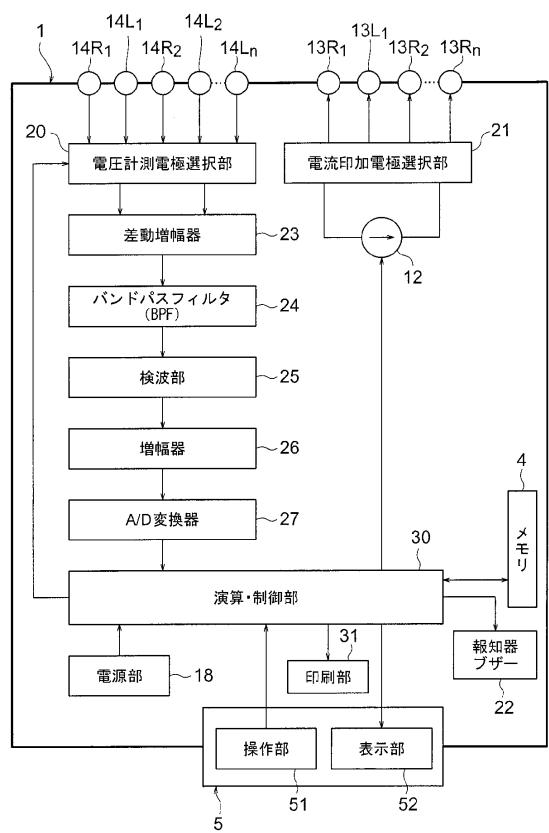
【図1】



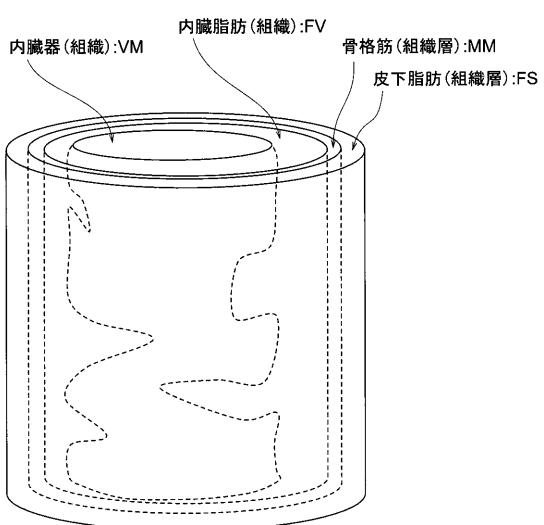
【図2】



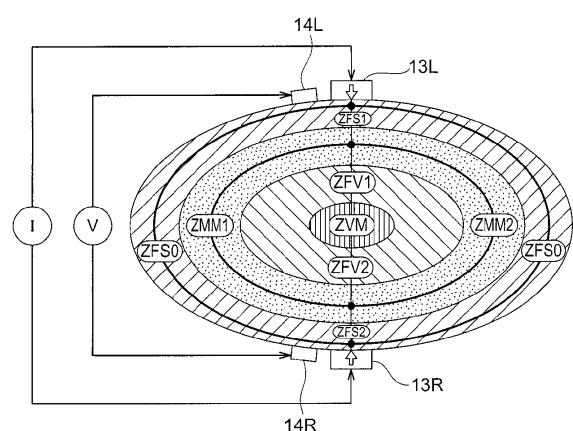
【図3】



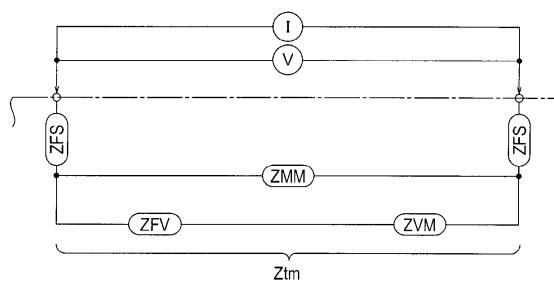
【図4】



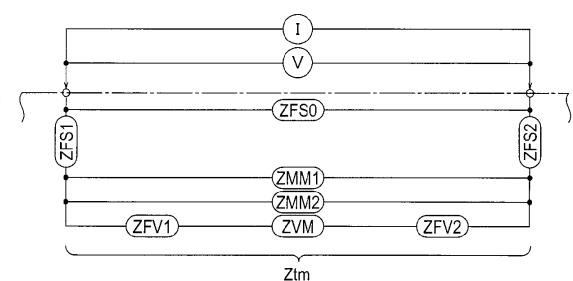
【図5】



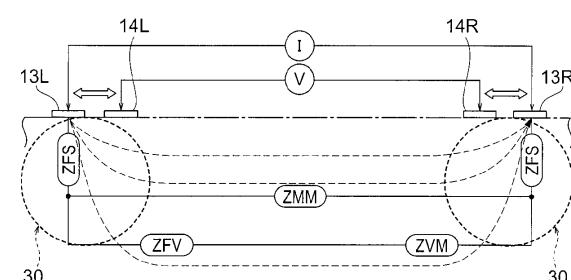
【図7】



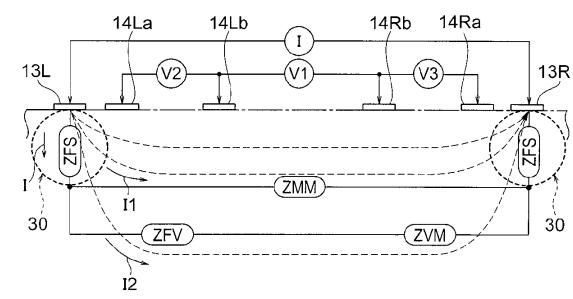
【図6】



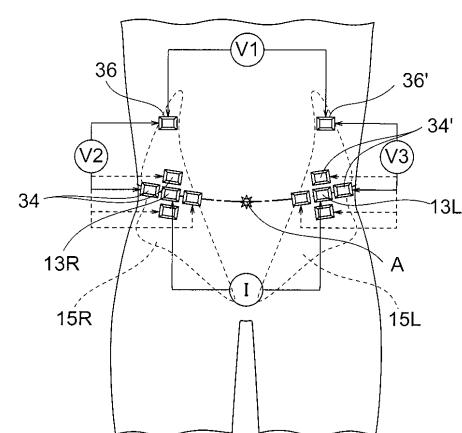
【図8】



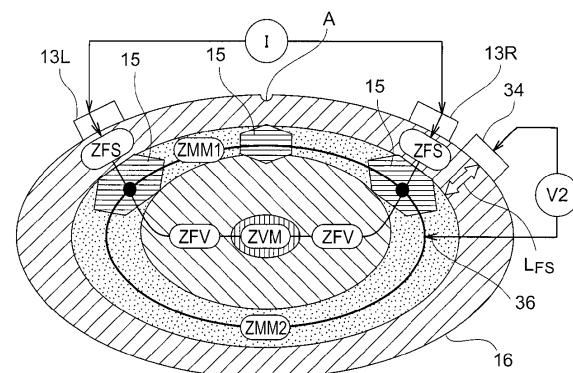
【図9】



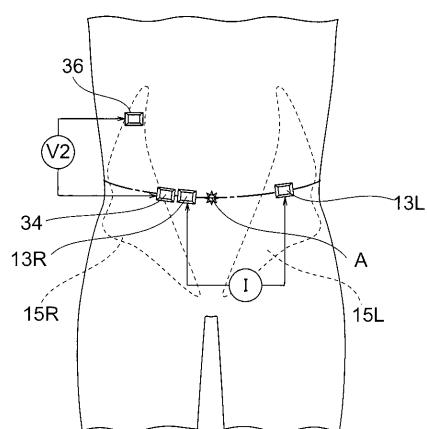
【図11】



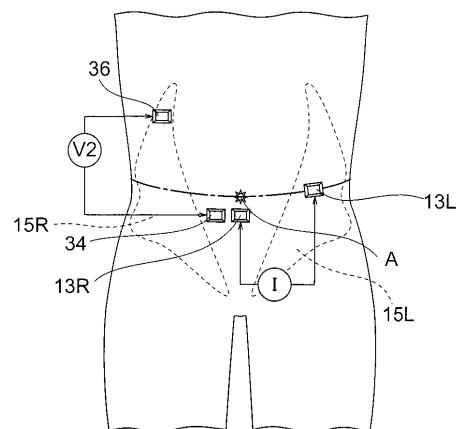
【図10】



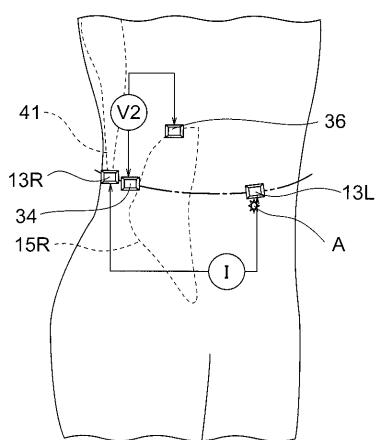
【図12】



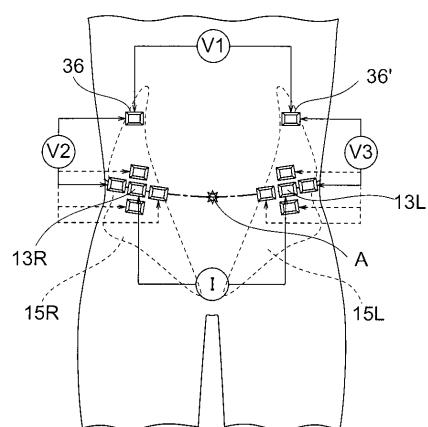
【図13】



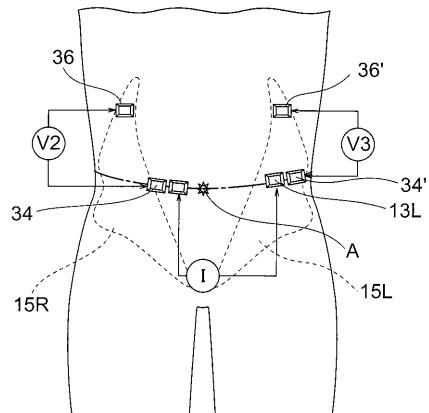
【図14】



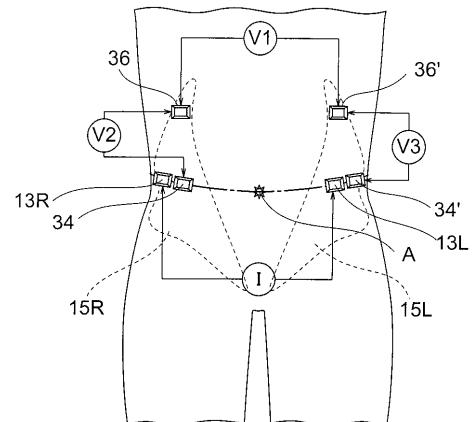
【図15】



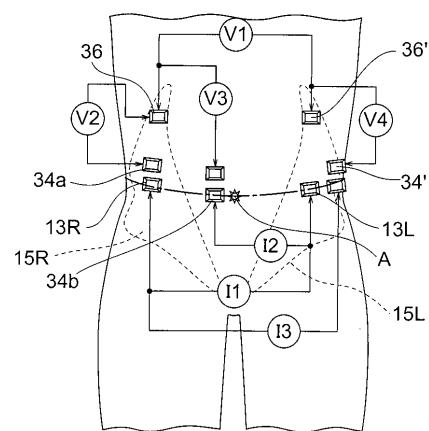
【図16】



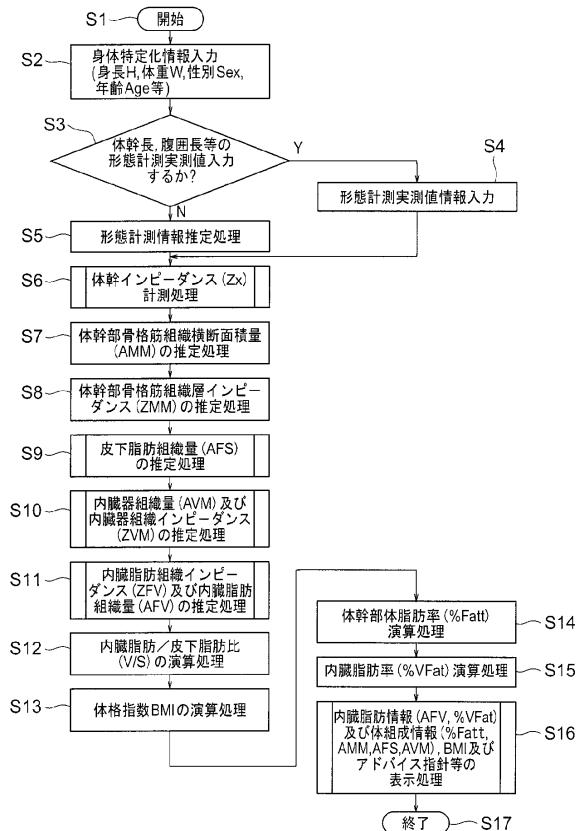
【図17】



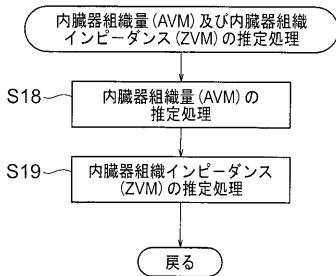
【図18】



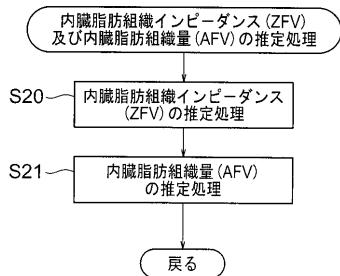
【図19】



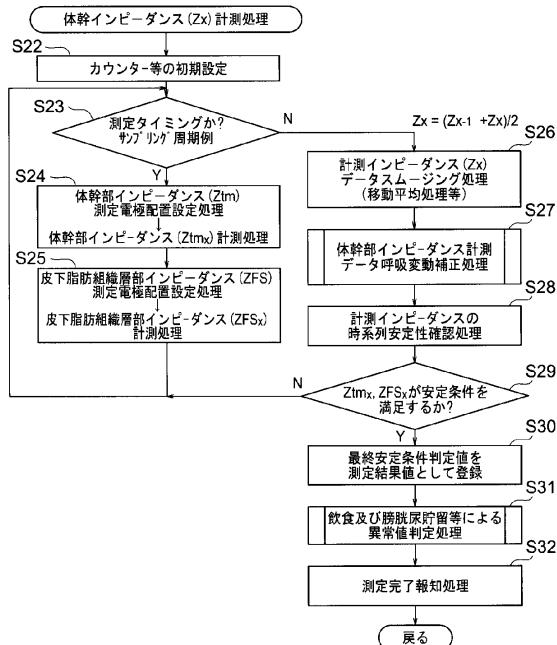
【図20】



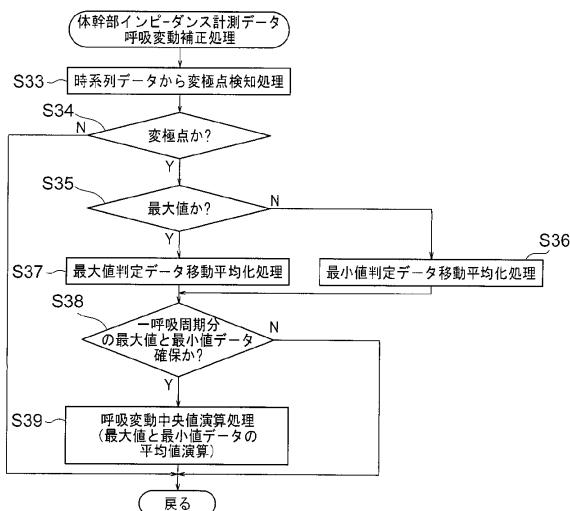
【図21】



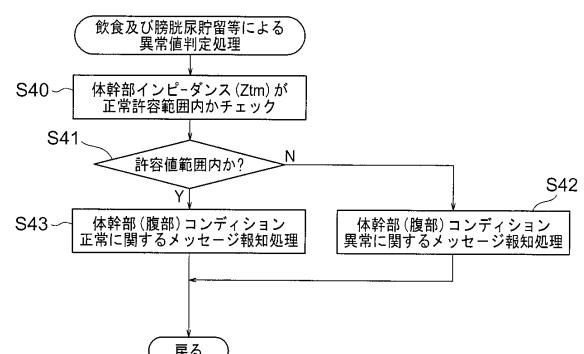
【図22】



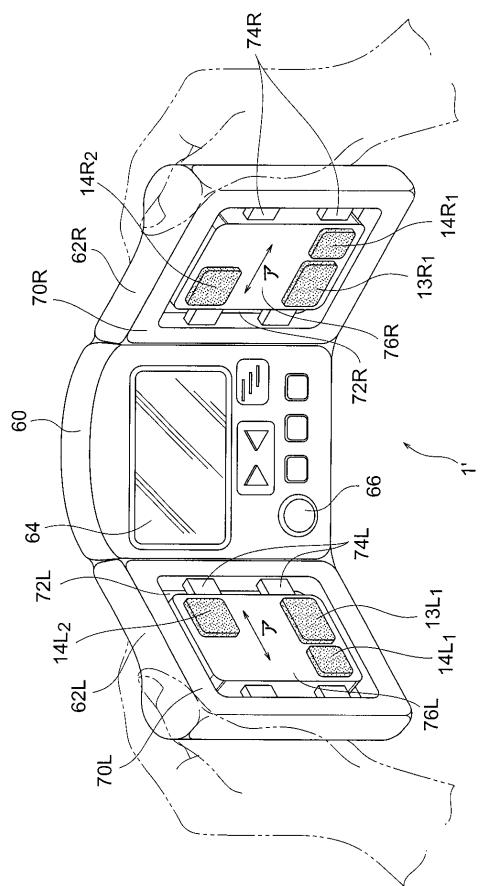
【図23】



【図24】



【図25】



フロントページの続き

審査官 遠藤 孝徳

(56)参考文献 特許第3396674(JP,B2)
特許第3396677(JP,B2)
特開2001-190513(JP,A)
特開平11-123182(JP,A)
特開2002-291912(JP,A)
特開2002-85364(JP,A)
国際公開第02/43586(WO,A1)
米国特許第5335667(US,A)
英国特許出願公開第2138148(GB,A)
実開平5-51304(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 05 - 5 / 053
G 01 R 27 / 00 - 27 / 32
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I)