

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4679993号
(P4679993)

(45) 発行日 平成23年5月11日 (2011.5.11)

(24) 登録日 平成23年2月10日 (2011.2.10)

(51) Int.Cl.

F 1

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 10 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2005-218673 (P2005-218673)
 (22) 出願日 平成17年7月28日 (2005.7.28)
 (65) 公開番号 特開2007-29512 (P2007-29512A)
 (43) 公開日 平成19年2月8日 (2007.2.8)
 審査請求日 平成19年8月9日 (2007.8.9)

(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 禎男
 (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】 体幹部脂肪測定方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定方法において、

体幹部に広い電極面積を有する1つの共通電極を配置し、該共通電極を前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極として共用することにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の3つの電極とし、

前記共通電極を体幹部腹部の一方の側腹部に配置し、

前記電流印加電極を、前記共通電極と対向する側の臍周囲上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置し、

前記体幹部脂肪組織量は、体幹部内臓脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した位置に配置し、

前記共通電極の電極面積は、 36 cm^2 以上であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の $1/10$ 程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の $1/10$ 程度までであり、

前記電圧計測電極の位置は、前記電流印加電極 - 電圧計測電極間距離及び電圧計測電極間距離が電流印加電極間距離の $1/3$ 程度になるよう前記電流印加電極から 10 cm 程度以上離れた位置であることを特徴とする体幹部脂肪測定方法。

【請求項 2】

10

20

体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定方法において、

体幹部に広い電極面積を有する１つの共通電極を配置し、該共通電極を前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極として共用することにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の３つの電極とし、

前記共通電極を体幹腹部の一方の側腹部に配置し、

前記電流印加電極を、前記共通電極と対向する側の臍囲周上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置し、

前記体幹部脂肪組織量は、体幹部皮下脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した位置に配置し、

前記共通電極の電極面積は、 36 cm^2 以上であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の $1/10$ 程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の $1/10$ 程度までであり、

前記電圧計測電極の位置は、前記電流印加電極から 10 cm 未満の位置であることを特徴とする体幹部脂肪測定方法。

【請求項３】

体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定方法において、

体幹部に広い電極面積を有する１つの共通電極を配置し、該共通電極を前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極として共用することにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の３つの電極とし、

前記共通電極を体幹腹部の一方の側腹部に配置し、

前記電流印加電極を、前記共通電極と対向する側の臍囲周上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置し、

前記体幹部脂肪組織量は、体幹部内臓脂肪組織量及び体幹部皮下脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した第１位置と、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した第２位置とにそれぞれ配置し、

前記共通電極の電極面積は、 36 cm^2 以上であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の $1/10$ 程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の $1/10$ 程度までであり、

前記電圧計測電極の第１位置は、前記電流印加電極 - 電圧計測電極間距離及び電圧計測電極間距離が電流印加電極間距離の $1/3$ 程度になるよう前記電流印加電極から 10 cm 程度以上離れた位置であり、

前記電圧計測電極の第２位置は、前記電流印加電極から 10 cm 未満の位置であることを特徴とする体幹部脂肪測定方法。

【請求項４】

体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定装置において、前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極を兼用するように構成された広い電極面積を有する１つの共通電極を設け、それにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の３つの電極とし、

前記共通電極の電極面積は、 36 cm^2 以上であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の $1/10$ 程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の $1/10$ 程度までであり、

前記共通電極が体幹腹部の一方の側腹部に配置され、

前記電流印加電極が、前記共通電極と対向する側の臍囲周上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置され、

10

20

30

40

50

前記電圧計測電極は、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した第1位置に配置された第1電圧計測電極と、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した第2位置に配置された第2電圧計測電極を含み、

前記共通電極の電極面積は、 36 cm^2 以上であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の $1/10$ 程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の $1/10$ 程度までであり、

前記電圧計測電極の第1位置は、前記電流印加電極 - 電圧計測電極間距離及び電圧計測電極間距離が電流印加電極間距離の $1/3$ 程度になるよう前記電流印加電極から 10 cm 程度以上離れた位置であり、

前記電圧計測電極の第2位置は、前記電流印加電極から 10 cm 未満の位置であることを特徴とする体幹部脂肪測定装置。

10

【請求項5】

前記電流印加電極は、側腹部の複数の位置に配置された複数の電流印加電極を含むことを特徴とする請求項4に記載の体幹部脂肪測定装置。

【請求項6】

前記共通電極と前記電流印加電極との間に電流を印加した時の前記共通電極と前記電圧計測電極との間の電位差、又は、前記電圧計測電極それぞれとの間の電位差をそれぞれ測定し、印加した電流と測定した電位差とに基づいて体幹部インピーダンスを測定する手段を備えることを特徴とする請求項4～5の何れか1つに記載の体幹部脂肪測定装置。

【請求項7】

20

前記測定手段は、前記測定した体幹部インピーダンスを利用して電流印加電極に近接した部位における皮下脂肪組織層インピーダンスを求めることを特徴とする請求項6に記載の体幹部脂肪測定装置。

【請求項8】

身体特定化情報に基づいて体幹部骨格筋組織量を推定し、該推定した体幹部骨格筋組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部骨格筋組織層のインピーダンスを推定する体幹部骨格筋組織層インピーダンス推定手段と、身体特定化情報に基づいて体幹部の内臓器組織量を推定し、該推定した体幹部の内臓器組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部の内臓器組織のインピーダンスを推定する体幹部内臓器組織インピーダンス推定手段と、前記測定手段によって測定した体幹部インピーダンスと、前記推定した体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスに基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを推定する体幹部内臓脂肪組織インピーダンス推定手段と、前記推定した体幹部内臓脂肪組織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ことを特徴とする請求項6に記載の体幹部脂肪測定装置。

30

【請求項9】

前記体幹部内臓脂肪組織インピーダンス推定手段は、体幹部の電氣的等価回路が、前記体幹部の内臓器組織のインピーダンスと前記体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスとの直列回路に対して前記体幹部骨格筋組織層のインピーダンスが並列に接続されたものとして

40

【請求項10】

前記求めた皮下脂肪組織層インピーダンスと身体特定化情報に基づいて体幹部の皮下脂肪組織量を求める皮下脂肪組織量推定手段を更に備える請求項7に記載の体幹部脂肪測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体幹部脂肪測定方法及び装置に関し、特に、体幹部皮下脂肪量及び体幹部内臓脂肪量を測定する方法及び装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

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、体脂肪組織量及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り、脂肪組織以外の水が支配的な除脂肪組織を電氣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-片足間を一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、体重計と一体になった両脚裏間誘導法、上肢と下肢又は、上肢と下肢と体幹、又は、左右上肢、左右下肢、体幹の様に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囲に電圧印加・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及び特許文献2参照）。

10

【 0 0 0 3 】

【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】

【 0 0 0 4 】

しかし、体脂肪組織の情報は、糖尿病や高血圧及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、中でも内臓器組織近辺に付着、蓄積した内臓脂肪組織に関して、その計測の重要性が日に日に高まってきている。

20

【 0 0 0 5 】

内臓脂肪組織は、体幹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てその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、フィールド及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又は、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。

【 0 0 0 6 】

最近では、体幹部の臍囲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、いずれかの組織層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。

30

40

【 0 0 0 7 】

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、この骨格筋組織層は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

50

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。更に、電流印加電極の表面積又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広がり抵抗領域での情報の観測が支配的となってしまう。

【 0 0 0 8 】

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、更に、骨格筋組織層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向する電流印加電極側へ皮下脂肪組織層を通過して戻るルートをとり、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う、測定対象である内臓脂肪組織、即ち、内臓器組織及びその周囲に付着、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。

【 0 0 0 9 】

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がたい。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の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。

【 0 0 1 0 】

体幹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の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区間に四電極法を適用した場合、電流の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、皮下脂肪組織層付近で大きな電位差を生じ、この電位差が、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の間の距離を十分確保して配置することが重要である。一般的な測定は、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 は電圧計測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 が小さくなって、結局、S / N は悪くなってしまう。更に、電流密度が高い広がり抵抗部は、皮下脂肪組織層であり、厚味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 となってしまう、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。

【 0 0 1 1 】

そこで、測定対象の体幹腹部に四電極をすべて配置する誘導法の場合に、骨格筋組織層を外す腓膜部の窓部に電流印加電極を配置したり、骨格筋組織層を導電層として利用するために電極配置上の制限を与えたりすることが考えられている。しかしながら、この場合

10

20

30

40

50

には、電極配置における誤差が、測定精度に厳格に影響を及ぼす要因となっている。

【0012】

また、測定対象の体幹腹部以外の四肢等へ可能な限り電極配置をシフトする（四肢のような体幹から突出した部位に電極を配置することで、四肢を体幹からのリード線の代用と考える誘導法）中で、上記制限の軽減化を実現してきたが、反面、体幹から突出する四肢配置構造の制限から、体幹腹部の測定対象部位を全く自由に選択することができなかった。

【0013】

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より、厳格な電極配置の制限を排除して電極の体幹腹部への配置ズレによる影響を軽減するとともに、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及び皮下層に蓄積する皮下脂肪組織層の情報を高精度で簡便に測定可能とする体幹部脂肪測定方法及び装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一つの観点によれば、体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定方法において、体幹部に広い電極面積を有する1つの共通電極を配置し、該共通電極を前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極として共用することにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の3つの電極としたことを特徴とする体幹部脂肪測定方法が提供される。

【0015】

本発明の一つの実施の形態によれば、前記共通電極を体幹腹部の一方の側腹部に配置し、前記電流印加電極を対向する側腹部側に配置する。

【0016】

本発明の別の実施の形態によれば、前記電流印加電極を、前記共通電極と対向する側の臍囲周上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置する。

【0017】

本発明の別の実施の形態によれば、前記体幹部脂肪組織量は、体幹部内臓脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した位置に配置する。

【0018】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記共通電極と前記電流印加電極との間に電流を印加した時の前記共通電極と前記電圧計測電極との間の電位差を測定し、印加した電流と測定した電位差とに基づいて体幹部インピーダンスを測定する。

【0019】

本発明の更に別の実施の形態によれば、身体特定化情報に基づいて体幹部骨格筋組織量を求め、該求めた体幹部骨格筋組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部骨格筋組織層のインピーダンスを求め、身体特定化情報に基づいて体幹部の内臓器組織量を求め、該求めた体幹部の内臓器組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部の内臓器組織のインピーダンスを求め、前記測定した体幹部インピーダンスと、前記求めた体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスとに基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを求め、該求めた体幹部内臓脂肪組織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求める各段階を更に含む。

【0020】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記測定した体幹部インピーダンスと、前記求めた体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスとに基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを求める段階は、体幹部の電氣的等価回路が、前記体幹部の内臓器組織のインピーダンスと前記体幹部内臓脂肪組織のインピーダン

10

20

30

40

50

スとの直列回路に対して前記体幹部骨格筋組織層のインピーダンスが並列に接続されたものとしている。

【0021】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記体幹部脂肪組織量は、体幹部皮下脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した位置に配置する。

【0022】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記共通電極と前記電流印加電極との間に電流を印加した時の前記共通電極と前記電圧計測電極との間の電位差を測定し、印加した電流と測定した電位差とに基づいて体幹部インピーダンスを測定することによって電流印加電極に近接した部位における皮下脂肪組織層インピーダンスを求める。

10

【0023】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記求めた皮下脂肪組織層インピーダンスと、身体特定化情報に基づいて体幹部の皮下脂肪組織量を求める。

【0024】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記体幹部脂肪組織量は、体幹部内臓脂肪組織量及び体幹部皮下脂肪組織量であり、前記電圧計測電極を、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した第1位置と、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した第2位置とにそれぞれ配置する。

【0025】

20

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記共通電極と前記電流印加電極との間に電流を印加した時の、前記共通電極と前記第1位置及び第2位置に配置された電圧計測電極との間の電位差をそれぞれ測定し、印加した電流と測定した電位差とに基づいて体幹部インピーダンスを測定する。

【0026】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記体幹部インピーダンスを測定する段階は、前記電流印加電極を側腹部側の複数の位置に配置した場合において、それぞれ体幹部インピーダンスを測定する。

【0027】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記体幹部インピーダンスを測定する段階は、体幹部内臓脂肪組織量を求める場合には、前記共通電極と前記第1位置に配置された電圧計測電極との間の電位差に基づいて体幹部インピーダンスを測定し、体幹部皮下脂肪組織量を求める場合には、前記共通電極と前記第1位置に配置された電圧計測電極との間の電位差と、前記共通電極と前記第2位置に配置された電圧計測電極との間の電位差との間の差、又は、前記第1位置と前記第2位置に配置された電圧計測電極との間の電位差に基づいて体幹部インピーダンスを測定し、電流印加電極に近接した部位における皮下脂肪組織層インピーダンスを求める。

30

【0028】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記内臓脂肪組織量を求める場合には、身体特定化情報に基づいて体幹部骨格筋組織量を求め、該求めた体幹部骨格筋組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部骨格筋組織層のインピーダンスを求め、身体特定化情報に基づいて体幹部の内臓器組織量を求め、該求めた体幹部の内臓器組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部の内臓器組織のインピーダンスを求め、前記測定した体幹部インピーダンスと、前記求めた体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスとに基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを求め、該求めた体幹部内臓脂肪組織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求める各段階を更に含む。

40

【0029】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記測定した体幹部インピーダンスと、前記求めた体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスとに

50

基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを求める段階は、体幹部の電氣的等価回路が、前記体幹部の内臓器組織のインピーダンスと前記体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスとの直列回路に対して前記体幹部骨格筋組織層のインピーダンスが並列に接続されたものとしている。

【0030】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記皮下脂肪組織量を求める場合は、側腹部の複数の部位について前記皮下脂肪組織層インピーダンスを求め、該求めた各部位の皮下脂肪組織層インピーダンスに基づいて体幹部の皮下脂肪組織層インピーダンスを求める段階を更に含む。

【0031】

本発明の別の観点によれば、体幹部に配置した電流印加電極対と電圧計測電極対を使用して測定した体幹部インピーダンスを利用して体幹部脂肪組織量を求める体幹部脂肪測定装置において、前記電流印加電極対及び前記電圧計測電極対の一方の電流印加電極及び電圧計測電極を兼用するように構成された広い電極面積を有する1つの共通電極を設け、それにより、測定に必要な電極の構成を電流印加電極、電圧計測電極及び共通電極の3つの電極としたことを特徴とする体幹部脂肪測定装置が提供される。

【0032】

本発明の一つの実施の形態によれば、前記共通電極が体幹腹部の一方の側腹部に配置され、前記電流印加電極が対向する側腹部側に配置されている。

【0033】

本発明の別の実施の形態によれば、前記電流印加電極が、前記共通電極と対向する側の臍囲周上の臍横部、側腹部、肩甲骨下部又は腹直筋と外腹斜筋間の結合腱膜部上に配置されている。

【0034】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記電圧計測電極は、前記電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した第1位置に配置された第1電圧計測電極と、前記電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した第2位置に配置された第2電圧計測電極を含む。

【0035】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記電流印加電極は、側腹部の複数の位置に配置された複数の電流印加電極を含む。

【0036】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記共通電極と前記電流印加電極との間に電流を印加した時の前記共通電極と前記電圧計測電極との間の電位差、又は、前記電圧計測電極それぞれとの間の電位差をそれぞれ測定し、印加した電流と測定した電位差とに基づいて体幹部インピーダンスを測定する手段を備える。

【0037】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記測定手段は、前記測定した体幹部インピーダンスを利用して電流印加電極に近接した部位における皮下脂肪組織層インピーダンスを求める。

【0038】

本発明の更に別の実施の形態によれば、身体特定化情報に基づいて体幹部骨格筋組織量を推定し、該推定した体幹部骨格筋組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部骨格筋組織層のインピーダンスを推定する体幹部骨格筋組織層インピーダンス推定手段と、身体特定化情報に基づいて体幹部の内臓器組織量を推定し、該推定した体幹部の内臓器組織量と身体特定化情報とに基づいて体幹部の内臓器組織のインピーダンスを推定する体幹部内臓器組織インピーダンス推定手段と、前記測定手段によって測定した体幹部インピーダンスと、前記推定した体幹部骨格筋組織層のインピーダンス及び体幹部の内臓器組織のインピーダンスとに基づいて体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスを推定する体幹部内臓脂肪組織インピーダンス推定手段と、前記推定した体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスと身体

10

20

30

40

50

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。

【0039】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記体幹部内臓脂肪組織インピーダンス推定手段は、体幹部の電氣的等価回路が、前記体幹部の内臓器組織のインピーダンスと前記体幹部内臓脂肪組織のインピーダンスとの直列回路に対して前記体幹部骨格筋組織層のインピーダンスが並列に接続されたものとしている。

【0040】

本発明の更に別の実施の形態によれば、前記求めた皮下脂肪組織層インピーダンスと、身体特定化情報に基づいて体幹部の皮下脂肪組織量を求める皮下脂肪組織量推定手段とを更に備える。

10

【0041】

よって、本発明によれば、共通電極の電極面積が広いため、体幹腹部への配置ズレによる影響が軽減できる。共通電極側に対する厳格な電極配置制限が排除され、他方の電流印加電極に対する電極配置制限のみとなるので、電極配置ズレに影響を全体として軽減できる。また、測定部位への意識付けを高めることができる。よって、意識的拘束による精度向上も合わせて期待できる。また、電極面積を広げることで、皮膚との接触抵抗による影響と電流印加電極直下の広がり抵抗の影響を軽減及び無視することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0042】

20

本発明の実施の形態及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脂肪組織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（体幹腹部）の脂肪組織情報（横断面積量、体積量又は重量）、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及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。

【0043】

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を仮定すること。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）。

30

【0044】

（２）腹囲長が身体特定化情報として確保できる場合は、皮下脂肪組織量も、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を仮定すること。

【0045】

（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の説明変数とした重回帰式で構成されること。更には、腹囲長の二乗を主体的説明変数と置くこと。

【0046】

40

（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。

【0047】

（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層の合計の総脂肪組織情報を基準測定できる。

【0048】

50

(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捕捉可能とすること。

【0049】

(7) 更に、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、2SD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、3SD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。

【0050】

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。

【0051】

1. 体幹部構成組織の電氣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と考えることが出来る。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層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、生体内では骨髓組織なども含めることでかなり導電性が良く、骨格筋組織層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組織を電氣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、その直列の複合組織層に対して、皮下脂肪組織層及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、図6～図8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、又は少ない時、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複合組織層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。

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

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: ZFS ・・・体積抵抗率は、大きい。

骨格筋組織層のインピーダンス: ZMM ・・・体積抵抗率は、小さい。

内臓器組織のインピーダンス: ZVM ・・・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: ZFV ・・・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。

【0052】

組織間の電氣的特性は、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。

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

$$VM < FV$$

$$MM = MV, \text{若しくは}, MM < MV$$

$$FV = FS, \text{若しくは}, FV < FS$$

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

10

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、

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

となる。

【0053】

(2) 後述するように、本発明と共に使用する電極配置法によれば、電気的等価回路モデルは、図8に示すように表現できる。すなわち、

$$Z_{tm} = 2 * ZFS + ZMM / (ZVM + ZFV) \cdots \text{式3}$$

さらに、本発明と共に使用する電極配置法によれば、電流印加電極近辺の広がり抵抗の影響を無視できるまで離して配置しているため皮下脂肪組織層の分離除去することでき、式3は次のように表される。

20

$$Z_{tm} = ZMM / (ZVM + ZFV) \cdots \text{式4}$$

【0054】

2. 体幹部骨格筋組織横断面積量[AMM]及び体幹部骨格筋組織層インピーダンス[ZMM]の推定

(3) 骨格筋組織量は、横断面積量と体積量に高い相関が考えられるため、ここでは横断面積量で考える。体幹部の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できる。理由は、身体の骨格筋組織層の発達デザインは、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、アスリートとか、麻痺患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。

30

$$AMM = a * H + b * W + c * Age + d \cdots \text{式5}$$

ここで、a、b、c、dは、男女で別の値を与える定数である。

【0055】

(4) 体幹部骨格筋組織層インピーダンス[ZMM]は、体幹部骨格筋組織横断面積量[AMM]を用いて、次の式で表すことができる。

$$ZMM = a_0 * H / AMM + b_0 \cdots \text{式6}$$

ここで、 a_0 、 b_0 は、定数である。

【0056】

3. 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

(5) 体幹部の内臓器組織量[AVM]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。

40

$$\text{内臓器組織量[AVM]} = a_1 * \text{身長[H]} + b_1 * \text{体重[W]} + c_1 * \text{年齢[Age]} + d_1 \cdots \text{式7}$$

ここで、 a_1 、 b_1 、 c_1 、 d_1 は、男女で別の値を与える定数である。

【0057】

(6) 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。

$$ZVM = a_2 * H / AVM + b_2 \cdots \text{式8}$$

50

ここで、 a_2 、 b_2 は、定数である。

【0058】

4. 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

(7) 次に、内臓脂肪組織のインピーダンスZFVを推定する。

式4を変形すると、

$$1/Z_{tm} = 1/Z_{MM} + 1/(Z_{VM}+Z_{FV}) \quad \dots \text{式9}$$

式9からZFVを誘導すると、次のようになり、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できる。

$$Z_{FV} = 1/[1/Z_{tm} - 1/Z_{MM}] - Z_{VM} \quad \dots \text{式10}$$

本式において、 Z_{tm} は実測値である。また、体幹部骨格筋組織層インピーダンスZMMと内臓器組織のインピーダンスZVMは、上述したように身体特定化情報により推定できるので、その推定値を代入することで、ZFVが抽出できる。すなわち、式10に、式6及び式8を代入することによって、算出できる。

【0059】

(8) 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。内臓脂肪組織量AFVは、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、

$$AFV = aa * H/Z_{FV} + bb \quad \dots \text{式11}$$

ここで、 aa 、 bb は定数である。

【0060】

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は、皮下脂肪組織層のインピーダンス情報ZFSと腹囲長Lwから推定することが出来る。

$$\text{皮下脂肪組織量[AFS]} = aa_0 * Z_{FS} * L_w + bb_0 \quad \dots \text{式12}$$

ここで、 aa_0 、 bb_0 は、定数である。

【0061】

6. 体幹部内臓脂肪/皮下脂肪比[V/S]の推定

(10) 内臓脂肪/皮下脂肪比[V/S]は、式12からの皮下脂肪組織量[AFS]と式11からの内臓脂肪組織量[AFV]から求めることが出来る。

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

【0062】

7. 体幹部のインピーダンスによる内臓器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。

【0063】

(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) 毎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。

【0064】

(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、 $\text{mean} \pm 3\text{SD}$ 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。

(d) さらに、測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、身長で割って単位別の値として規定値を規定する。

【0065】

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脂肪測定方法及び装置の実施例について説明する。

【0066】

図1は、本発明による体幹部脂肪測定装置の一実施例の外観を示す概略斜視図であり、図2は、図1の装置を用いて体幹部脂肪すなわち体幹内臓脂肪及び体幹皮下脂肪を測定する場合における使用形態を説明するための概略図である。図3及び図4は、図1の装置の主要な構成（電極を除く）を示すブロック図である。因みに、図1の装置では、電流印加電極13及び電圧計測電極14がそれぞれ3個ずつ設けられているのに対し、図3のブロック図では、電流印加電極13及び電圧計測電極14がそれぞれ1個ずつ設けられ、図4のブロック図では、電流印加電極13及び電圧計測電極14がそれぞれ2個ずつ設けられている。

【0067】

本発明の体幹部脂肪測定装置1は、本体部11と、左右のグリップ部130及び140とから成る。グリップ部130及び140と本体部11とは、体幹腹部に密着可能とするためにフレキシビリティを持つジョイント材を介して接続されている。グリップ部130、140は、図2に示すように、グリップG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。

【0068】

本体部11の前面には、操作部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等が設けられており、その内部には、図3及び図4から明らかなように、例えば、演算兼制御部21や、電源部18、記憶部4、インピーダンス測定部6が設けられている。グリップ部130及び140の後面すなわち腹部に押し付ける面には、図1に示すように、1つの共通電極Cと、複数の電流印加電極13及び複数の電圧計測電極14が設けられている。電流印加電極13は、被験者の測定部位に電流を印加するための電極であり、電圧計測電極14は、被験者の測定部位における電位差を計測するための電極である。

【0069】

図1に示す実施例では、共通電極Cが左のグリップ部130に設けられているが、右のグリップ部140に設けられてもよい。また、電流印加電極13及び電圧計測電極14も、共通電極Cと対向する側に設けられていれば、図示したものとは反対側の左のグリップ部130に設けられてもよい。さらに、電流印加電極及び電圧計測電極は、左右グリップ部130、140だけでなく、図に示すように、その一部が本体部の後面側にも設けられてもよい。また、後面側に電極が設けられていないものであれば、本体部は表・裏反転が可能な可動性を持つものであってもよい。すなわち、表示パネル5が本体部の前面側でなく後面側に配置されていてもよい。

【0070】

操作部51は、身長、体重等を含む身体特定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5は、操作部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もよい。

【0071】

演算兼制御部21は、操作部51から入力された身体目方特定情報（体重等）と、計測

10

20

30

40

50

したインピーダンスと、前記式 1 ~ 式 1 3 とに基づいて、体幹部骨格筋組織横断面積量、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、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、内臓器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。

【 0 0 7 2 】

電源部 1 8 は、本装置の電気系統各部に電力を供給する。記憶部 4 は、身長、体幹長、腹周囲長等の身体特定情報や、前記の式 1 ~ 式 1 3 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。

【 0 0 7 3 】

インピーダンス測定部 6 には、電流印加電極 1 3 に電流を供給する電流源 1 2、電流印加電極 1 3 を選択するための電流印加電極選択部 2 0 a、電圧計測電極 1 4 を選択するための電圧計測電極選択部 2 0 b、電圧計測電極 1 4 によって測定された電位差を増幅する差動増幅器 2 3、フィルタリングのためのバンドパスフィルタ (B P F) 2 4、検波部 2 5、増幅器 2 6、及び、A / D 変換器 2 7 等が含まれる。

【 0 0 7 4 】

電流印加電極 1 3 及び電圧計測電極 1 4 は、S U S 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もよい。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ー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、皮膚との電氣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ペ - 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ク形態と、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り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。電極部の長期保管や水分補給及び汚れ落とし等に対して、脱着可能な構造とすることもできる。脱着構造は、心電図電極等で多用されているフック式や、フレキシブル基板用のコネクタ等が考えられる。

【 0 0 7 5 】

本発明の原理を説明するため、電氣的な等価回路モデルを導入する。図 5 は、この等価回路の基になる体幹腹部の構造を模式的に示した図である。電氣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。

【 0 0 7 6 】

図 6 は、図 5 に示された体幹部の模式図を、臍高さにおける腹周囲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。

【 0 0 7 7 】

図 7 は、図 6 に示された模式図を更に電氣的な等価回路として表したものである。ここでは一例として、臍の前後付近において、電流印加電極 1 3 で電流 (I) を印加し、その近傍に配置した電圧計測電極 1 4 で電位差 (V) を測定するものとする。等価回路とした場合、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。

【 0 0 7 8 】

図 8 に、図 7 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、それらを一まとめにして Z F S として表し、また、Z M M 1 と Z

10

20

30

40

50

MM2、或いは、ZFS1とZFS2は、それぞれ、ZMM、ZFSとして表した。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ZFS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氣的等価回路モデル化」(1)の記載から明らかであろう。

【0079】

次に、図9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。この図9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は広がり抵抗領域である。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ことになるが、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ってしまふ。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位差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ふ。

【0080】

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(ZFS)と、骨格筋組織層のインピーダンス(ZMM)、内臓脂肪組織のインピーダンス(ZFV)、及び、体幹部中心付近の内臓器組織のインピーダンス(ZVM)の間には、

$$ZFS \gg (ZVM + ZFV) \gg ZMM \cdots \text{式2}$$

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Z1は、

$$Z1 = 2 * ZFS + ZMM / (ZVM + ZFV) \quad 2 * ZFS$$

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

【0081】

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差計測インピーダンスZ2は、

$$Z2 = 2 * ZFS + ZMM / (ZVM + ZFV)$$

となる。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、ZFSの情報が支配的である。

【0082】

広がり抵抗の影響を更に小さくするため、図10に示すように、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10cm程度確保して配置した場合を考える。この場合の電位差計測インピーダンスZ3は、

$$Z3 = 2 * ZFS + ZMM / (ZVM + ZFV) \text{である。}$$

このとき電極間で計測される電圧降下の関係は、おおよそ次のようになる。

$$V1 = I * ZMM / (ZVM + ZFV)$$

$$V2 = V3 = I * 2 * ZFS$$

$$V1 : (V2 + V3) = 1 \sim 2 : 10 \sim 20 = S : N$$

ここで、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。

【0083】

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複合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I1、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I2とすれば、

$$V1 = I * ZMM / (ZVM + ZFV) = I1 * ZMM = I2 * (ZVM + ZFV)$$

$$I = I_1 + I_2$$

となり、よって、

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

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。

【0084】

本発明は、四電極法における、四電極のうち、腹部の一端側の電流印加電極と電圧計測電極を、広い電極面積を有する一電極で共用可能とする、三電極法を採用している。なお、この共用可能な電極を上述したように共通電極Cと称する。電極面積を広げることで、皮膚との接触面積抵抗による影響と電流印加電極直下の広がり抵抗の影響を軽減及び無視できる。

【0085】

本発明の一実施例によれば、この共通電極Cに対する電極面積への制限条件は、次の通りである。すなわち、電極面積は、 36 cm^2 以上（一般の電極サイズ $2.0 * 2.0 = 4.0 \text{ cm}^2$ 以上の9倍）であり、腹囲周方向の電極幅は、腹囲周の1/10程度からそれ以上であり、体幹長さ方向に対しての電極長さは、 3 cm 以上で体幹長の1/10程度までである。また、共通電極C以外の電流印加電極13及び電圧計測電極14は、一般電極サイズ $2.0 * 2.0 = 4.0 \text{ cm}^2$ とする。

【0086】

図11～図21に、本発明の体幹部脂肪測定方法における電極配置例を示す。図11～図21は、体幹腹部の横断面を示しており、臍Aに対して左側の側腹部に共通電極Cが配置され、右側の側腹部に電流印加電極13a～13e及び電圧計測電極14c～14eが配置されている。

【0087】

図11～図14は、体幹部脂肪組織のうち皮下脂肪組織を計測するための電極配置例を示している。図11～図14において、電流印加電極13a、13c、13d及び13eはそれぞれ臍横部、肩甲骨下部、側腹部及び腓膜部に配置されており、電圧計測電極14a、14c、14d及び14eは、これらの電流印加電極直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極に近接した位置に配置されている。

【0088】

図11の電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13aとの間に電流 I_1 を印加したときの共通電極Cと電圧計測電極14aの間の電位差 V_1 を測定することによって、臍横部における皮下脂肪組織層インピーダンスが得られる。

【0089】

同様に、図12の電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13cとの間に電流 I_3 を印加したときの共通電極Cと電圧計測電極14cの間の電位差 V_3 を測定することによって、肩甲骨下部における皮下脂肪組織層インピーダンスが得られる。

【0090】

同様に、図13の電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13dとの間に電流 I_4 を印加したときの共通電極Cと電圧計測電極14dの間の電位差 V_4 を測定することによって、側腹部における皮下脂肪組織層インピーダンスが得られる。

【0091】

同様に、図14の電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13eとの間に電流 I_5 を印加したときの共通電極Cと電圧計測電極14eの間の電位差 V_5 を測定することによって、腓膜部における皮下脂肪組織層インピーダンスが得られる。

【0092】

図15～図18は、体幹部脂肪組織のうち内臓脂肪組織を計測するための電極配置例を

10

20

30

40

50

示している。図 15 ~ 図 18 において、電流印加電極 13a 及び 13c はそれぞれ臍横部及び肩甲骨下部に配置されており、電圧計測電極 14a、14b 及び 14c は、これらの電流印加電極による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した位置に配置されている。

【0093】

図 15 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13a との間に電流 I_1 を印加したときの共通電極 C と電圧計測電極 14b の間の電位差 V_2 を測定することによって、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスが得られる。

【0094】

同様に、図 16 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13a との間に電流 I_1 を印加したときの共通電極 C と電圧計測電極 14c の間の電位差 V_3 を測定することによって、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスが得られる。

【0095】

同様に、図 17 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13c との間に電流 I_3 を印加したときの共通電極 C と電圧計測電極 14b の間の電位差 V_2 を測定することによって、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスが得られる。

【0096】

同様に、図 18 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13c との間に電流 I_3 を印加したときの共通電極 C と電圧計測電極 14a の間の電位差 V_1 を測定することによって、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスが得られる。

【0097】

図 19 ~ 図 21 は、体幹部脂肪組織すなわち皮下脂肪組織層と内臓脂肪組織の両方を計測するための電極配置例を示している。図 19 ~ 図 21 において、電流印加電極 13a 及び 13c はそれぞれ臍横部及び肩甲骨下部に配置されており、電圧計測電極 14a、14c はそれぞれ、これらの電流印加電極 13a 及び 13c 直下の広がり抵抗の影響が支配的な電流印加電極 13a 及び 13c に近接した位置に配置されている。他方、電圧計測電極 14b は、これらの電流印加電極 13a 及び 13c による広がり抵抗の影響を回避できる距離を確保した位置に配置されている。

【0098】

図 19 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13a との間に電流 I_1 を印加したときの、共通電極 C と電圧計測電極 14a の間の電位差 V_1 と共通電極 C と電圧計測電極 14b の間の電位差 V_2 を測定している。そして、電位差 V_1 から電位差 V_2 を引いた $V = V_1 - V_2$ を求めることによって、臍横部における皮下脂肪組織層インピーダンスを得ている。 V は、電圧計測電極 14a と 14b 間の電位差 V_{1-2} を直接測定して求めることもできる。また、電位差 V_2 から、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスを得ている。

【0099】

図 10 について説明したように、 $I - V$ 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は、

$Z_3 = 2 * Z_{FS} + Z_{MM} / (Z_{VM} + Z_{FV})$ である。したがって、これを上記 V_1 、 V_2 に当てはめると、

$$V_1 = I_1 * Z_3 = I * 2 * Z_{FS} + I * Z_{MM} / (Z_{VM} + Z_{FV})$$

$$V_2 = I * Z_{MM} / (Z_{VM} + Z_{FV})$$

となる。そこで、 $V = V_1 - V_2 = I * 2 * Z_{FS}$ を求めることにより、上記図 15 ~ 図 18 の配置例において V_1 だけを使用するよりも更に精度の高い皮下脂肪組織層インピーダンスを得ることができる。

【0100】

同様に、図 20 の電極配置例では、共通電極 C と電流印加電極 13c との間に電流 I_3 を印加したときの、共通電極 C と電圧計測電極 14c の間の電位差 V_3 と共通電極 C と電圧計測電極 14b の間の電位差 V_2 を測定している。そして、電位差 V_3 から電位差 V_2

を引いた差 $V = V_3 - V_2$ を求めることによって、肩甲骨下部における皮下脂肪組織層インピーダンスを得ている。 V は、電圧計測電極14cと14b間の電位差 V_{3-2} を直接測定して求めることもできる。また、電位差 V_2 から、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスを得ている。

【0101】

図21の電極配置例では、電流印加電極及び電圧計測電極がそれぞれ2個ずつ配置されている。この電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13aとの間に電流 I_1 を印加したときの、共通電極Cと電圧計測電極14aの間の電位差 $V_1(I_1)$ と共通電極Cと電圧計測電極14cの間の電位差 $V_3(I_1)$ を測定している。そして、電位差 $V_3(I_1)$ から電位差 $V_2(I_1)$ を引いた差 $V = V_3(I_1) - V_2(I_1)$ を求めることによって、臍横部における皮下脂肪組織層インピーダンスを得ている。 V は、電圧計測電極14aと14c間の電位差 $V(I_1)$ を直接測定して求めることもできる。また、電位差 $V_3(I_1)$ から、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスを得ている。

10

【0102】

さらに、図21の電極配置例では、共通電極Cと電流印加電極13cとの間に電流 I_3 を印加したときの、共通電極Cと電圧計測電極14cの間の電位差 $V_3(I_3)$ と共通電極Cと電圧計測電極14aの間の電位差 $V_1(I_3)$ を測定している。そして、電位差 $V_3(I_3)$ から電位差 $V_1(I_3)$ を引いた差 $V = V_3(I_3) - V_1(I_3)$ を求めることによって、肩甲骨下部における皮下脂肪組織層インピーダンスを得ている。 V は、電圧計測電極14aと14c間の電位差 $V(I_3)$ を直接測定して求めることもできる。また、電位差 $V_3(I_1)$ 及び $V_1(I_3)$ から、内臓脂肪組織量を求めるための体幹部インピーダンスを得ている。

20

【0103】

次に、図22に示す基本フローチャートと図23～図28に示すサブルーチンフローチャートを参照して、図1～図4及び図11～図21に示す本発明の実施例での体幹内臓脂肪測定装置の操作及び動作について説明する。

【0104】

図22に示す基本フローチャートにおいては、先ず、操作部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

【0105】

続いて、この画面にしたがって、ユーザは、操作部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、演算兼制御部21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。

【0106】

次に、ステップS3にて、体幹長、腹囲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、体幹長、腹囲長等の実測値を操作部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

【0107】

ステップS5において、演算兼制御部21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、体幹長、腹囲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。

【0108】

50

続いて、ステップ S 6 において、インピーダンス測定部 6 により、体幹部インピーダンス (Z x) 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 2 6 等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。

【 0 1 0 9 】

次に、ステップ S 7 において、演算兼制御部 2 1 により、体幹部骨格筋組織横断面積量 (A M M) 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 A g e を用いて、前述の式 5 に基づいて行われる。

【 0 1 1 0 】

次に、ステップ S 8 において、演算兼制御部 2 1 により、体幹部骨格筋組織層インピーダンス (Z M M) の推定処理を行う。この Z M M は、記憶部 4 に記憶された身長 H と、ステップ S 7 で求めた A M M とを用いて、前述の式 6 に基づいて行われる。

10

【 0 1 1 1 】

次に、ステップ S 9 は、演算兼制御部 2 1 により、皮下脂肪組織量 (A F S) の推定処理を行うものである。このステップ S 9 については、図 2 3 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。

【 0 1 1 2 】

ステップ S 1 0 は、演算兼制御部 2 1 により、内臓器組織量 (A V M) 及び内臓器組織インピーダンス (Z V M) の推定処理を行うものである。このステップ S 1 0 については、図 2 4 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。

【 0 1 1 3 】

20

ステップ S 1 1 は、演算兼制御部 2 1 により、内臓脂肪組織インピーダンス (Z F V) 及び内臓脂肪組織量 (A F V) の推定処理を行うものである。このステップ S 1 1 については、図 2 5 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。

【 0 1 1 4 】

次に、ステップ S 1 2 において、演算兼制御部 2 1 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 1 3 に従って行われる。

【 0 1 1 5 】

次に、ステップ S 1 3 において、演算兼制御部 2 1 により、体格指数 (B M I) 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。

30

$$B M I = W / H ^ 2$$

【 0 1 1 6 】

更に、ステップ S 1 4 において、演算兼制御部 2 1 により、体幹部体脂肪率 (% F a t t) 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 (A F S)、内臓脂肪組織量 (A F V)、体幹部骨格筋組織横断面積量 (A M M)、及び、内臓器組織量 (A V M) から次の式にて算出されるものである。

$$\% F a t t = (A F S + A F V) / [(A F S + A F V) + A M M + A V M] * 1 0 0$$

【 0 1 1 7 】

次に、ステップ S 1 5 において、演算兼制御部 2 1 により、内臓脂肪率 (% V F a t) 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 (% F a t t)、内臓脂肪 / 皮下脂肪比 (V / S) から次の式にて行われる。

40

$$\% V F a t = \% F a t t * (V / S) / [(V / S) + 1]$$

【 0 1 1 8 】

最後に、ステップ S 1 6 において、演算兼制御部 2 1 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 (A F V、% V F a t)、体組成情報 (% F a t t、A M M、A F S、A V M)、体格指数 (B M I) 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 5 2 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 S 1 7)。

50

【 0 1 1 9 】

次に、前述のステップ S 9 の皮下脂肪組織量 (A F S) の推定処理について、図 2 3 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 1 8 にて、記憶部 4 に記憶された諸数値等を用いて行われるが、本発明では、先ず、次の式にて皮下脂肪組織層インピーダンス Z F S を算出する。

$$Z F S = a a 1 * Z F S 1 + b b 1 * Z F S 2 + c c 1$$

ここで、a a 1、b b 1、c c 1 は、定数であり、男女で別の値を与える。そして、前述の式 1 2 に基づいて、皮下脂肪組織量 A F S を算出する。

【 0 1 2 0 】

次に、前述のステップ S 1 0 の内臓器組織量 (A V M) 及び内臓器組織インピーダンス (Z V M) の推定処理について、図 2 4 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 1 9 において、記憶部 4 に記憶された諸数値及び前述の式 7 を用いて内臓器組織量 (A V M) を算出し、ステップ S 2 0 において、記憶部 4 に記憶された諸数値及び前述の式 8 を用いて実行される。

【 0 1 2 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) 及び内臓脂肪組織量 (A F V) の推定処理について、図 2 5 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 1 において、記憶部 4 に記憶された諸数値及び前述の式 1 0 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 2 において、記憶部 4 に記憶された身長 H 及び算出した内臓脂肪組織インピーダンス (Z F V) 及び前述の式 1 1 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 2 2 】

次に、ステップ S 6 の体幹部インピーダンス (Z x) 計測処理について、第 1 の実施形態を示す図 2 6 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 1 形態においては、前項 7 . (1 2) 及び (1 3) 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」及び「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」を行うものである。先ず、ステップ S 2 3 において、演算兼制御部 2 1 は、操作部 5 1 等からの指示に基づいて、カウンター等の初期設定、例えば、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 2 3 】

続いて、ステップ S 2 4 において、演算兼制御部 2 1 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 5 a において、演算兼制御部 2 1 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 S 2 5 b において、皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 1) 測定電極配置設定処理を行い、皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 1 x) の計測処理を行う。また、ステップ S 2 5 c において、皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 2) 測定電極配置設定処理を行い、皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 2 x) 計測処理を行う。

【 0 1 2 4 】

一方、ステップ S 2 4 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) と皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 1 x 、 Z F S 2 x) に対して、計測インピーダンス (Z x) データスムージング処理 (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 S 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 7 のサブルーチンフローチャートを参照して後述する。なお、皮下脂肪組織層インピーダンス (Z F S 1 x 、 Z F S 2 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な補正処理は行われない。

【 0 1 2 5 】

続いて、ステップ S 2 8 にて、演算兼制御部 2 1 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 2 6 】

ステップ S 2 9 において、演算兼制御部 2 1 は、測定した $Z t m_x$ 及び $Z F S_x$ が安定条件を満たす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インピーダンス値や皮下脂肪組織層インピーダンスとして、最終安定条件判定値を測定結果値として記憶部 4 に登録する。すなわち、安定条件を満足した、 $Z t m_x$ を $Z t m$ として、 $Z F S 1_x$ を $Z F S 1$ として、 $Z F S 2_x$ を $Z F S 2$ として、それぞれ登録する。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 4 に戻って同様の処理が繰り返される。

10

【 0 1 2 7 】

ステップ S 3 0 に続いて、ステップ S 3 1 において、演算兼制御部 2 1 は、飲食及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 S 3 1 の異常値判定処理については、図 2 8 のサブルーチンフローチャートを参照して後述する。

【 0 1 2 8 】

20

次に、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について、図 2 7 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 S 3 3 において、演算兼制御部 2 1 は、ステップ S 2 7 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 S 3 4 において、変極点か否かの判定を行う。これは、前後の微係数又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 S 3 4 において変極点でないと判定された場合には、この呼吸変動補正処理は終了する。一方、ステップ S 3 4 にて変極点であると判定される場合には、ステップ S 3 5 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 S 3 6 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。

30

$$[Z t m] m i n_x = ([Z t m] m i n_{x-1} + [Z t m] m i n_x) / 2$$

【 0 1 2 9 】

ステップ S 3 5 において最大値と判定される場合には、ステップ S 3 7 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。

$$[Z t m] m a x_x = ([Z t m] m a x_{x-1} + [Z t m] m a x_x) / 2$$

【 0 1 3 0 】

続いて、ステップ S 3 8 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 S 3 8 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 S 3 9 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。

40

$$Z t m_x = ([Z t m] m a x_x + [Z t m] m i n_x) / 2$$

【 0 1 3 1 】

次に、ステップ S 3 1 の飲食及び膀胱尿貯留等による異常値判定処理について、図 2 8 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 S 4 0 において、演算兼制御部 2 1 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 ($Z t m$) が正常許容範囲内かのチェックを行う。

$$M e a n - 3 S D \leq Z t m \leq M e a n + 3 S D$$

ここで、許容値例としては、 $26.7 \pm 4.8 (M e a n \pm S D)$ に対して、 $\pm 3 S D$ が考えられる。

【 0 1 3 2 】

50

ステップS 4 1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S 4 2に移行して、演算兼制御部2 1にて、体幹部（腹部）コンディション異常に関するメッセージ報知処理がなされ、表示部5 2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。

【0 1 3 3】

ステップS 4 1において許容範囲内で判定される場合には、ステップS 4 3において、演算兼制御部2 1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5 2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、「体幹コンディション正常」等の報知が考えられる。

【0 1 3 4】

このような操作及び動作にて、本発明によれば、体幹部（体幹腹部）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及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、体積量や重量等として求めることができるものである。

【図面の簡単な説明】

【0 1 3 5】

【図1】本発明による体幹内臓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の装置を用いて体幹内臓脂肪を測定する場合における使用態様を説明するための概略図である。

【図3】本発明による体幹内臓脂肪測定装置の一実施例の構成を示すブロック図である。

【図4】本発明による体幹内臓脂肪測定装置の別の実施例の構成を示すブロック図である。

【図5】体幹腹部の構造を模式的に示す図である。

【図6】図5に示された体幹腹部の模式図を、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7】図6のモデル図を電氣的等価回路として表した図である。

【図8】図7の回路を簡略化して示した図である。

【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】電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する図である。

【図11】皮下脂肪組織計測のための電極配置の一例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図12】皮下脂肪組織計測のための別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図13】皮下脂肪組織計測のための更に別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図14】皮下脂肪組織計測のための更に別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図15】内臓脂肪組織計測のための電極配置の一例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図16】内臓脂肪組織計測のための別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図17】内臓脂肪組織計測のための更に別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図18】内臓脂肪組織計測のための更に別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図19】皮下脂肪組織計測及び内臓脂肪組織計測のための電極配置の一例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図20】皮下脂肪組織計測及び内臓脂肪組織計測のための別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図 2 1】皮下脂肪組織計測及び内臓脂肪組織計測のための更に別の電極配置例を示す体幹腹部の横断面図である。

【図 2 2】本発明の一実施例による体幹部脂肪測定用の基本フローチャートを示す図である。

【図 2 3】図 2 2 の基本フローのサブルーチンとしての皮下脂肪組織量の推定処理フローを示す図である。

【図 2 4】図 2 2 の基本フローのサブルーチンとしての内臓器組織量及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。

【図 2 5】図 2 2 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及び内臓脂肪組織量の推定処理フローを示す図である。

10

【図 2 6】図 2 2 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 2 7】図 2 6 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 2 8】図 2 6 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及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。

【符号の説明】

【 0 1 3 6 】

1 体幹内臓脂肪測定装置

4 記憶部

5 操作表示パネル

6 インピーダンス測定部

1 1 本体部

1 2 電流源

1 3、1 3 a、1 3 b、1 3 c、1 3 d、1 3 e 電流印加電極

1 4、1 4 a、1 4 b、1 4 c、1 4 d、1 4 e 電圧計測電極

2 0 a 電流印加電極選択部

2 0 b 電圧計測電極選択部

2 1 演算兼制御部

2 3 差動増幅器

2 4 バンドパスフィルタ

2 5 検波部

2 6 増幅器

2 7 A / D 変換器

3 0 広がり抵抗領域

5 1 操作部

5 2 表示部

1 3 0 グリップ部

1 4 0 グリップ部

C 共通電極

G グリップ

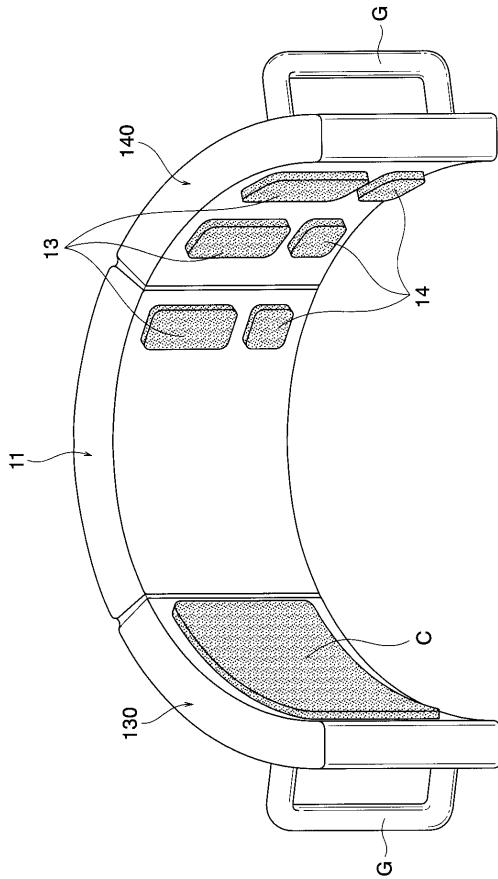
A 臍

20

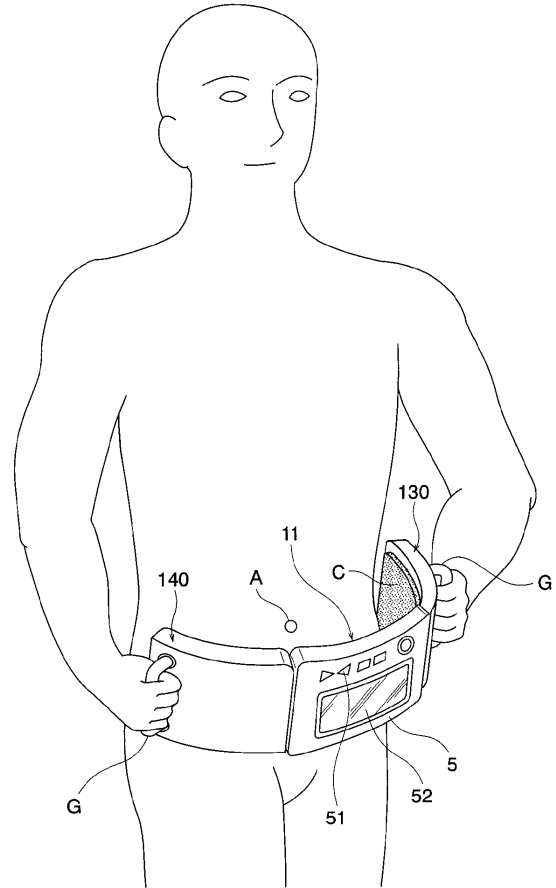
30

40

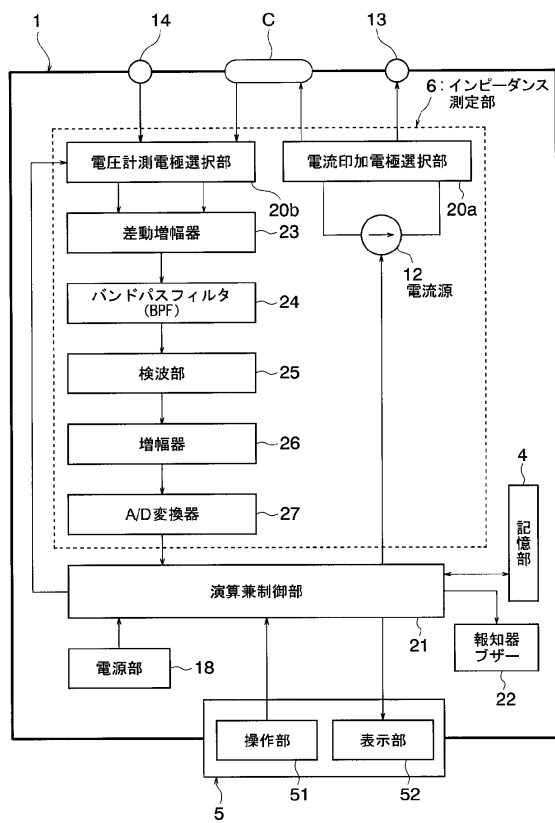
【図 1】



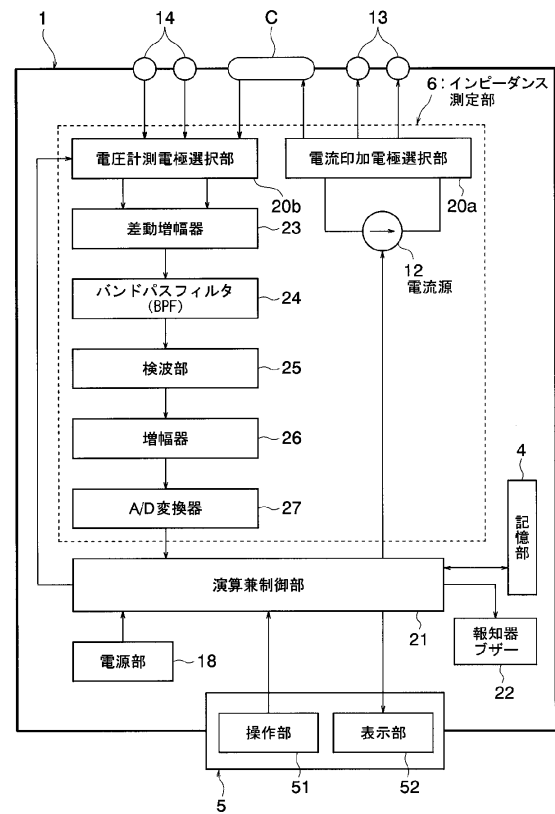
【図 2】



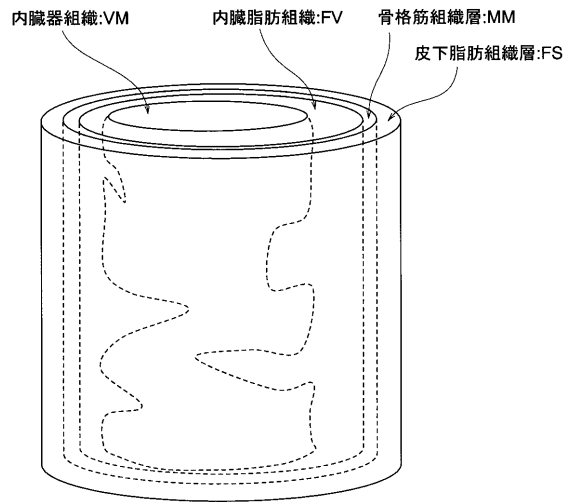
【図 3】



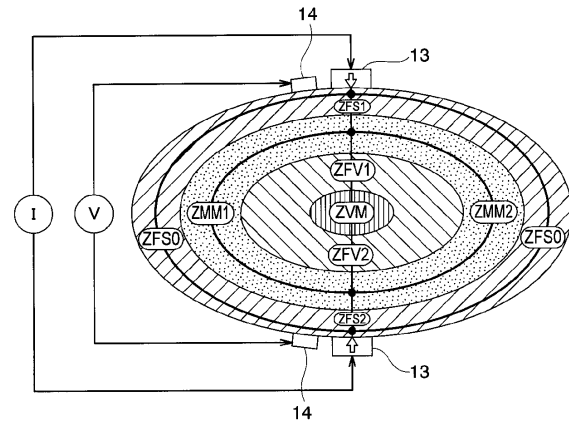
【図 4】



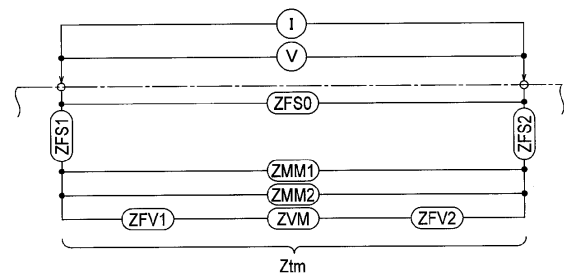
【図 5】



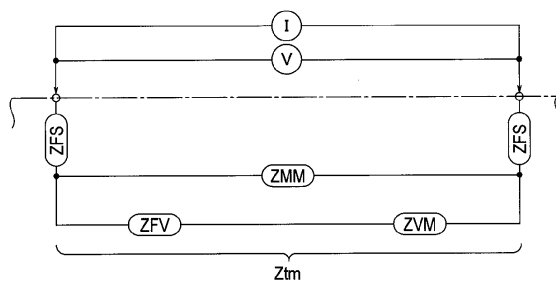
【図 6】



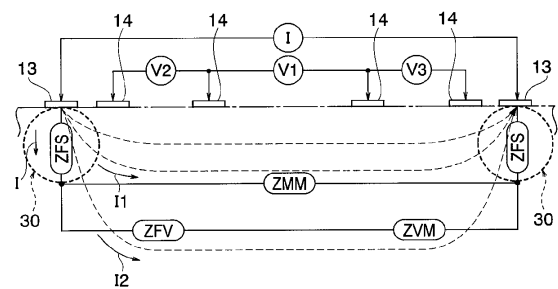
【図 7】



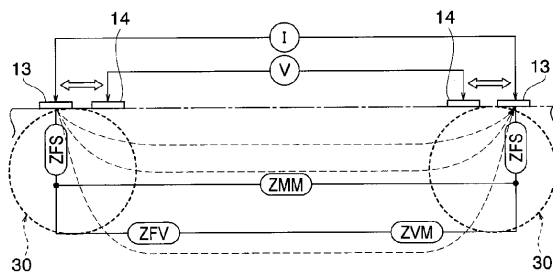
【図 8】



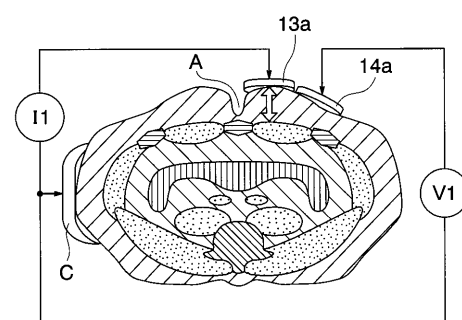
【図 10】



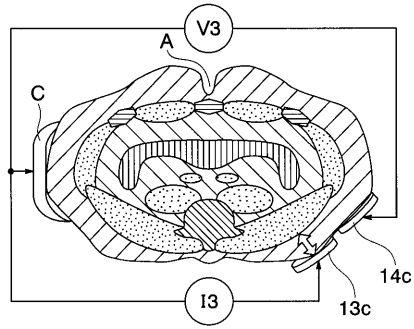
【図 9】



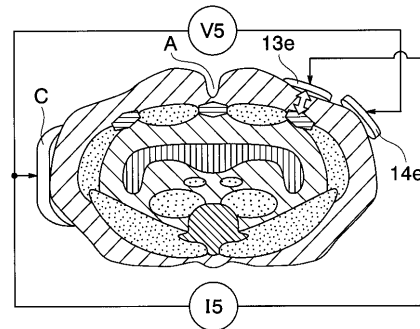
【図 11】



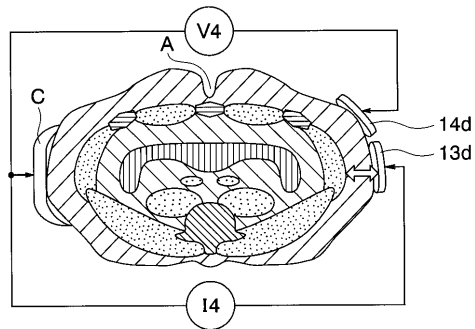
【図 12】



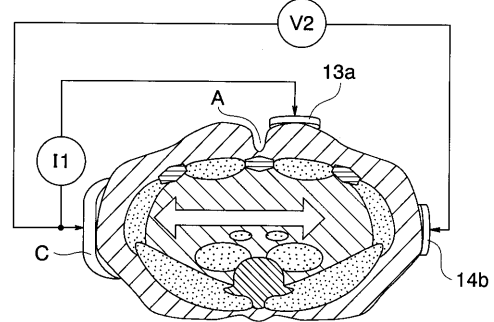
【図 14】



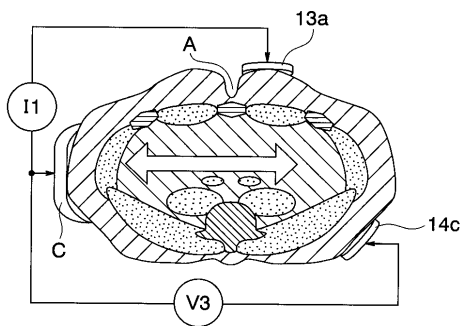
【図 13】



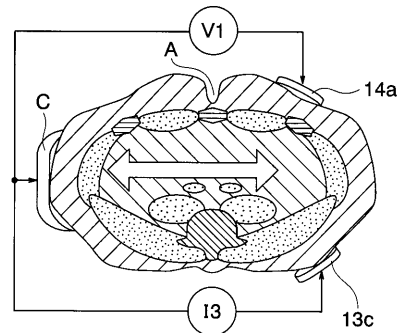
【図 15】



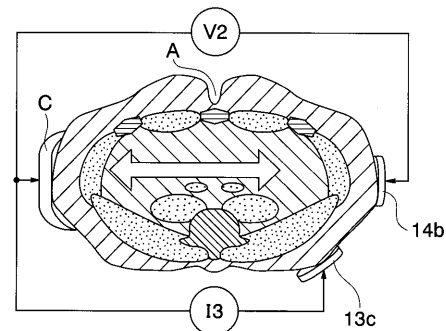
【図 16】



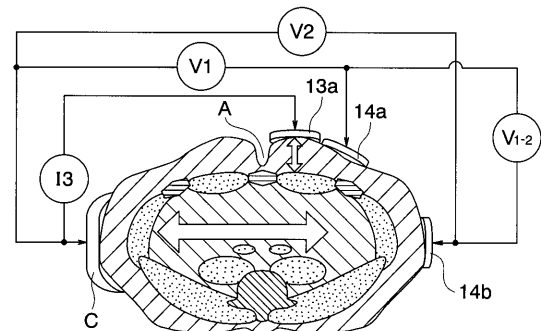
【図 18】



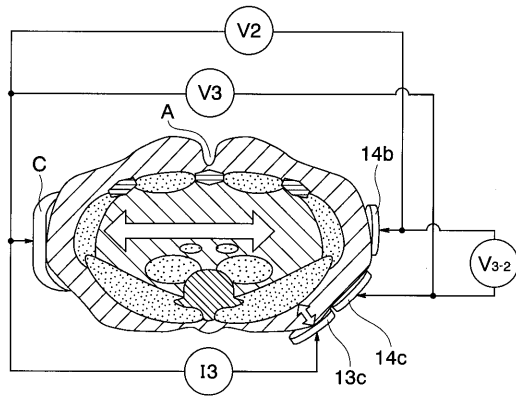
【図 17】



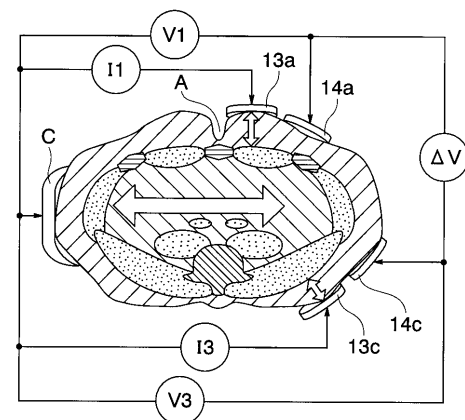
【図 19】



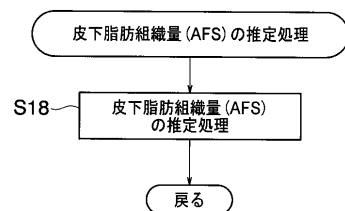
【図 20】



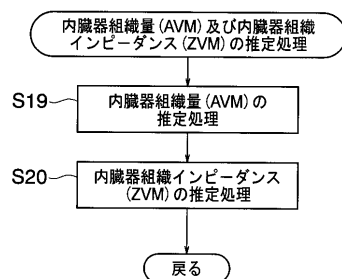
【図 21】



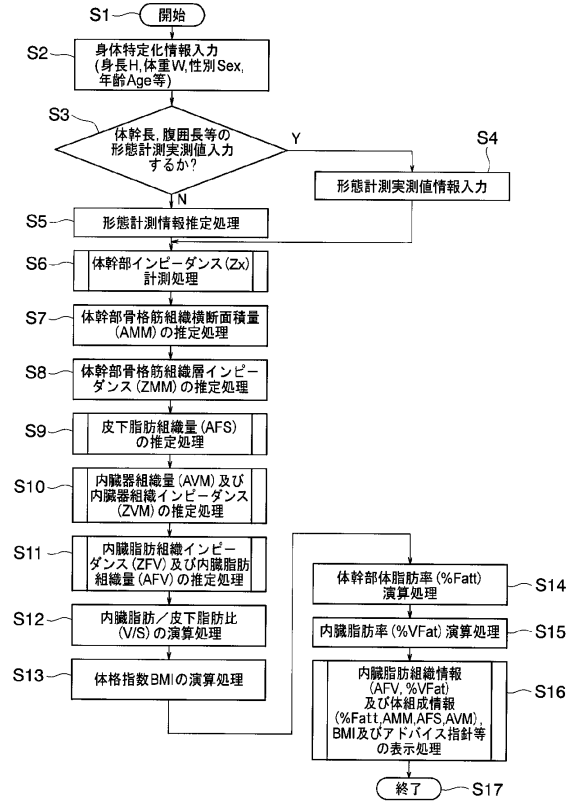
【図 23】



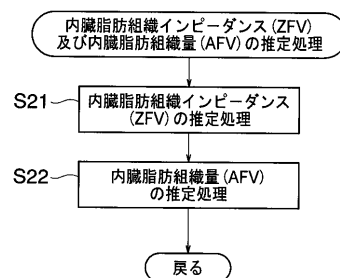
【図 24】



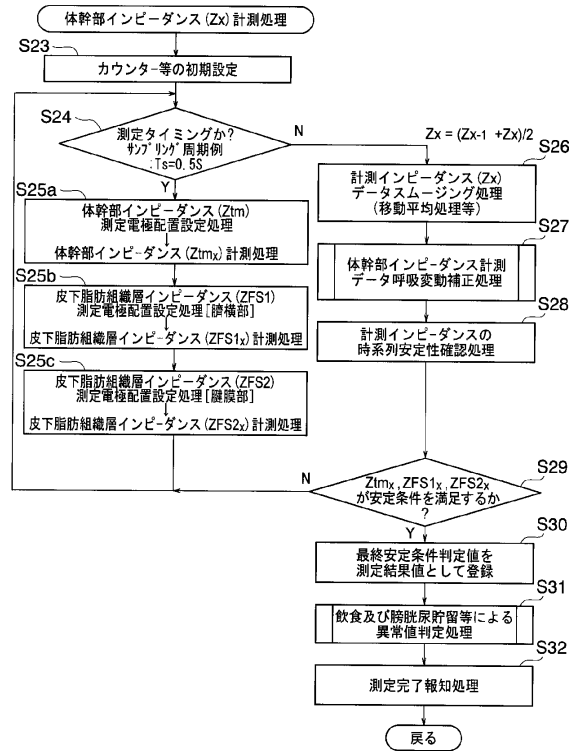
【図 22】



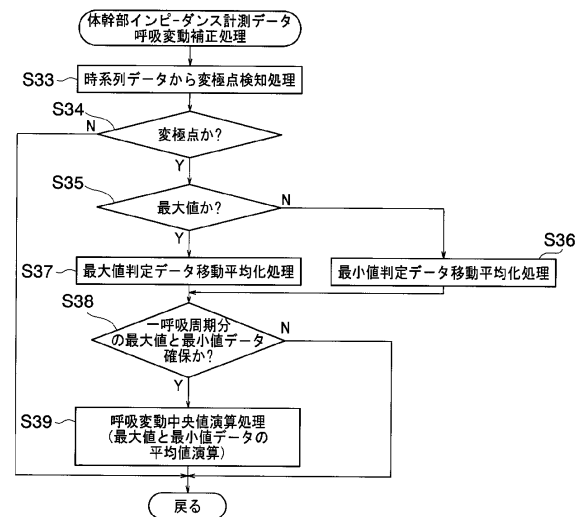
【図 25】



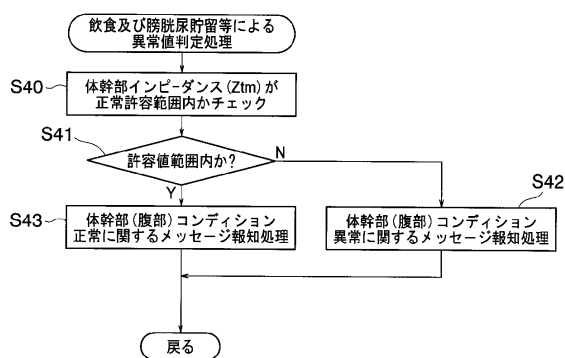
【図 26】



【図 27】



【図 28】



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3396677(JP, B2)
特開2001-78978(JP, A)
特開2002-85364(JP, A)
特開2001-104271(JP, A)
特公平4-45778(JP, B2)
特表2005-500116(JP, A)
特許第2798069(JP, B2)
特許第3396674(JP, B2)
特開2000-333927(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05 - 5/053

G01R 27/00 - 27/32

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)