

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4679986号  
(P4679986)

(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 I

**A 6 1 B 5/107 (2006.01)**

A 6 1 B 5/10 3 0 0 B

**A 6 1 B 5/05 (2006.01)**

A 6 1 B 5/05 B

**G 0 1 B 21/02 (2006.01)**

G 0 1 B 21/02 B

請求項の数 17 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2005-199766 (P2005-199766)  
 (22) 出願日 平成17年7月8日 (2005.7.8)  
 (65) 公開番号 特開2007-14579 (P2007-14579A)  
 (43) 公開日 平成19年1月25日 (2007.1.25)  
 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 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】 腹囲長測定装置及び腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求める腹囲長測定装置であって、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了することを特徴とする腹囲長測定装置。

【請求項 2】

第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求める腹囲長測定部と、被験者の体幹部におけるインピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、前記腹囲長測定部で求めた腹囲長と前記インピーダンスを利用して、前記被験者の体幹部脂肪を測定する体幹部脂肪測定部とを備え、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了することを特徴とする体幹部脂肪測定装置。

【請求項 3】

前記第一装置部と前記第二装置部は、互いに分離された状態で前記腹囲周上を互いに反対方向に移動して、再び合体される請求項 1 又は 2 記載の装置。

【請求項 4】

前記腹囲長は、前記第一装置部の移動距離と前記第二装置部の移動距離を合算して求める請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の装置。

【請求項 5】

前記第一装置部と前記第二装置部はそれぞれ、ローラー部材を利用して前記腹囲周上を移動して移動距離を測定する請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の装置。

【請求項 6】

被験者の腹囲周上を転がして該腹囲長を測定するために利用することができるローラー部材と、被験者の体幹部におけるインピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、を有し、前記測定された腹囲長と前記インピーダンスを利用して、前記被験者の体幹部脂肪を測定する体幹部脂肪測定装置であって、前記ローラー部材は、第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求めるように構成されており、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了することを特徴とする、腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置。

10

【請求項 7】

前記装置は 2 つ一組として使用される第一装置部と第二装置部から構成され、前記第一装置部及び前記第二装置部のそれぞれに前記ローラー部材と前記インピーダンス測定部が設けられている請求項 6 記載の装置。

20

【請求項 8】

前記第一装置部及び前記第二装置部のローラー部材のそれぞれを被験者の腹囲周上で半周させることにより前記被験者の腹囲長を測定する請求項 7 記載の装置。

【請求項 9】

前記第一装置部又は前記第二装置部のインピーダンス測定部は、それぞれ、電流印加電極対を備える電流印加電極装置として又は電圧計測電極対を備える電圧計測電極装置として選択的に機能し得る請求項 7 又は 8 記載の装置。

【請求項 10】

前記第一装置部が前記電流印加電極装置として機能するとき、前記第二装置部は電圧計測電極装置として機能し、一方、前記第一装置部が前記電圧計測電極装置として機能するとき、前記第二装置部は電流印加電極装置として機能する請求項 9 記載の装置。

30

【請求項 11】

前記第一装置部と前記第二装置部はハンディタイプである請求項 7 乃至 10 のいずれかに記載の装置。

【請求項 12】

前記電圧計測電極対は、臍と腸骨稜上縁間の区間、又は、腹直筋と外腹斜筋間の結合腱部にて電位差を測定する請求項 9 乃至 11 のいずれかに記載の装置。

【請求項 13】

前記第一装置部と前記第二装置部は、前記第一装置部又は前記第二装置部のいずれか一方又は双方において発生させた吸着力により前記第一装置部と前記第二装置部の前記一端同士及び前記他端同士にて互いに吸着される請求項 7 乃至 12 のいずれかに記載の装置。

40

【請求項 14】

前記第一装置部と前記第二装置部は互いに吸着されたときに前記腹囲長の測定の開始及び / 又は終了を認識する請求項 7 乃至 13 のいずれかに記載の装置。

【請求項 15】

前記第一装置部と前記第二装置部はそれらの間で光通信可能である請求項 7 乃至 14 のいずれかに記載の装置。

【請求項 16】

前記第一装置部と前記第二装置部は同じ構成を有する請求項 7 乃至 15 のいずれかに記載の装置。

50

## 【請求項 17】

前記第一装置部と前記第二装置部は、互いに、マスター/スレーブの関係にある請求項7乃至16のいずれかに記載の装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、腹囲長測定装置及び腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

体幹部の脂肪測定の際によく利用される測定要素の一つとして、臍付近における胴回り長である腹囲長を挙げることができる。従来、この腹囲長の測定は、例えば、ヒモ状のメジャーを用いて行われてきた。

10

## 【0003】

また、体幹部の脂肪測定の際によく用いられる、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)。

20

## 【0004】

【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】

30

## 【0005】

体幹部の脂肪測定にあたり、メジャー等の用いた従来の測定方法では、腹囲長の正確な測定を行うことが困難であり、この結果、体幹部の脂肪測定を正確に行うことができないという問題がある。本発明の1つの目的は、このような従来技術における問題点を解消することにあり、腹囲長の正確な測定を行うことができる装置を提供することにある。

## 【0006】

近年、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。

## 【0007】

40

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等による腹部横断面画像で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。

## 【0008】

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、この方法では、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

50

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よそ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。

#### 【 0 0 0 9 】

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。

#### 【 0 0 1 0 】

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（拡がり抵抗）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。

#### 【 0 0 1 1 】

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。

#### 【 0 0 1 2 】

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、拡がり抵抗領域）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

10

20

30

40

50

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、 $S$  が小さくなって、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、単に臍囲周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は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。

10

#### 【0013】

故に、上述した目的に加え、本発明は、通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高精度で簡便に測定可能とする装置を提供することをも目的とする。また、内臓脂肪や皮下脂肪の測定にあたり、腹囲長の測定を容易にするとともに、腹囲長の測定とインピーダンス測定の双方を行うことができる装置を提供することをも目的とする。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0014】

本発明は、第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求める腹囲長測定装置であって、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了する腹囲長測定装置を特徴とする。

#### 【0015】

上記装置において、第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求める腹囲長測定部と、被験者の体幹部におけるインピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、前記腹囲長測定部で求めた腹囲長と前記インピーダンスを利用して、前記被験者の体幹部脂肪を測定する体幹部脂肪測定部とを備え、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了するものであってもよい。

30

#### 【0016】

上記装置において、前記第一装置部と前記第二装置部は、前記腹囲長を求める際、互いに分離された状態で前記腹囲周上を互いに反対方向に移動して、再び合体されるようにされていてもよい。

40

#### 【0017】

上記装置において、前記腹囲長は、前記第一装置部の移動距離と前記第二装置部の移動距離を合算して求めるものであってもよい。

#### 【0018】

上記装置において、前記第一装置部と前記第二装置部はそれぞれ、ローラー部材を利用して前記腹囲周上を移動して移動距離を測定するものであってもよい。

#### 【0019】

また、本発明は、被験者の腹囲周上を転がして該腹囲長を測定するために利用すること

50

ができるローラー部材と、被験者の体幹部におけるインピーダンスを測定するインピーダンス測定部と、を有し、前記測定された腹囲長と前記インピーダンスを利用して、前記被験者の体幹部脂肪を測定する体幹部脂肪測定装置であって、前記ローラー部材は、第一装置部と第二装置部から成り、互いに分離された状態で腹囲周上を移動して、各装置部で測定された移動距離に基づいて腹囲長を求めるように構成されており、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の一端と前記第二装置部の一端が接触したときに測定を開始し、前記移動の方向に沿って対向配置された前記第一装置部の他端と前記第二装置部の他端が接触したときに測定を終了する、腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置を特徴としている。

【0020】

10

本発明の一つの実施の形態によれば、前記装置は2つ一組として使用される第一装置部と第二装置部から構成され、前記第一装置部及び前記第二装置部のそれぞれに前記ローラー部材と前記インピーダンス測定部が設けられていてもよい。

【0021】

本発明の別の実施の形態によれば、前記第一装置部及び前記第二装置部のローラー部材のそれぞれを被験者の腹囲周上で半周させることにより前記被験者の腹囲長を測定するのが好ましい。

【0022】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部又は前記第二装置部のインピーダンス測定部は、それぞれ、電流印加電極対を備える電流印加電極装置として又は電圧計測電極対を備える電圧計測電極装置として選択的に機能し得るものであってもよい。

20

【0023】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部が前記電流印加電極装置として機能するとき、前記第二装置部は電圧計測電極装置として機能し、一方、前記第一装置部が前記電圧計測電極装置として機能するとき、前記第二装置部は電流印加電極装置として機能するものであってもよい。

【0024】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部はハンディタイプであってもよい。

【0031】

30

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記電圧計測電極対は、臍と腸骨稜上縁間の区間、又は、腹直筋と外腹斜筋間の結合腱部にて電位差を測定するものであってもよい。

【0032】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部は、前記第一装置部又は前記第二装置部のいずれか一方又は双方において発生させた吸着力により前記第一装置部と前記第二装置部の前記一端同士及び前記他端同士にて互いに吸着されるものであってもよい。

【0034】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部は互いに吸着されたときに前記腹囲長の測定の開始及び／又は終了を認識するものであってもよい。

40

【0035】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部はそれらの間で光通信可能であってもよい。

【0036】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部は同じ構成を有するものであってもよい。

【0037】

本発明のさらに別の実施の形態によれば、前記第一装置部と前記第二装置部は、互いに、マスター／スレーブの関係とされているのが好ましい。

【発明の効果】

50

## 【 0 0 3 9 】

本発明によれば、腹囲長を正確且つ容易に測定することができるとともに、この測定結果を利用して、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。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、筋腹組織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。

## 【 0 0 4 0 】

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。

10

## 【 0 0 4 1 】

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。

## 【 0 0 4 2 】

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を得ることができ、非常に有用なものとなる。

20

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 4 3 】

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脂肪測定の原理について簡単に説明する。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）の内臓脂肪組織情報（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。

30

## 【 0 0 4 4 】

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）。

## 【 0 0 4 5 】

（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で仮定すること。

40

## 【 0 0 4 6 】

（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。さらには、腹囲長の二乗を主体的説明変数と置くこと。

## 【 0 0 4 7 】

（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。

## 【 0 0 4 8 】

（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

50

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。

#### 【0049】

（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。

10

#### 【0050】

（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、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。

20

#### 【0051】

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。

##### 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。

30

40

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

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

50



よりも、やや小さ目と考えられる。脂肪の合成分解が皮下脂肪組織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。

#### 【 0 0 5 2 】

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。

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

$$VM < FV$$

$$MM = MV, \text{ 若しくは、 } MM < MV$$

$$FV = FS, \text{ 若しくは、 } FV < FS$$

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

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、

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

となる。

#### 【 0 0 5 3 】

### 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、臍囲周での計測においては、CT ( X 線 - CT、MRI ) 法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 法からの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。

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

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。

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

ここで、a<sub>0</sub>、b<sub>0</sub> は、定数である。

#### 【 0 0 5 4 】

### 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、次の様な二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。

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

式 5 を変形すると、

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

10

20

30

40

50

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できる。

$$ZFV = 1 / [ 1 / Z_{tm} - 1 / Z_{MM} ] - Z_{VM} \cdots \text{式 7}$$

【0055】

#### (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、皮下脂肪組織層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定可能と出来る。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1を変形すると、

$$1 / Z_{tm} = 1 / Z_{FS} + 1 / Z_{MM} + 1 / (Z_{VM} + Z_{FV}) \cdots \text{式 8}$$

$$Z_{FV} = 1 / [ 1 / Z_{tm} - 1 / Z_{MM} - 1 / Z_{FS} ] - Z_{VM} \cdots \text{式 9}$$

【0056】

(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、

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

ここで、aa、bbは定数である。

【0057】

#### 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。

【0058】

(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。また、内臓器組織量[AVM]を考慮することで、より高い推定ができる。そこで、便宜上、ここでは上記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。

$$Z_{VM} = a2 * H / A_{VM} + b2 \cdots \text{式 12}$$

ここで、a2、b2は、定数である。

【0059】

#### 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、腹囲長[ Lw]<sup>2</sup>から推定することが出来る。さらに、他の身体特定化情報を説明変数として付加して重回帰式とすることで精度向上が期待できる。

男性用：皮下脂肪組織量[AFS] = a10 \* 腹囲長[ Lw]<sup>2</sup>+b10 \* 身長[H]+ c10 \* 体重[W]  
+ d10 \* 年齢[Age] + e10 . . . 式 1 3

女性用：皮下脂肪組織量[AFS] = a11 \* 腹囲長[ Lw]<sup>2</sup>+b11 \* 身長[H]+ c11 \* 体重[W]  
+ d11 \* 年齢[Age] + e11 . . . 式 1 4

ここで、a10、a11、b10、b11、c10、c11、d10、d11、e10、e11は、回帰係数で定数である。

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。

【 0 0 6 0 】

#### 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 1 3、1 4 からの皮下脂肪組織量[AFS]と式 1 0 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 . . . 式 1 5

【 0 0 6 1 】

#### 7 . 体幹部(中部)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<sub>tm</sub>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。

【 0 0 6 2 】

( 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。

【 0 0 6 3 】

( 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 ± 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 ± 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。

( 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。

【 0 0 6 4 】

次に、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 1 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

10

20

30

40

50

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 6 5 】

図 2 は、図 1 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。

#### 【 0 0 6 6 】

図 3 は、図 2 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。例えば、電流印加電極 4 3'、4 3 で電流（I）を印加し、電圧計測電極 4 4'、4 4 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。

#### 【 0 0 6 7 】

図 4 に、図 3 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氣的等価回路モデル化」（1）の記載から明らかであろう。

#### 【 0 0 6 8 】

次に、図 5 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 5 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 4 0 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 4 3 と電圧計測電極 4 4 をあまりに接近させて配置した場合には、電圧計測電極 4 4 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。

#### 【 0 0 6 9 】

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、

$$ZFS \gg (ZVM + ZFV) \gg ZMM$$

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、

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

となる。これにより明らかなように、広がり抵抗の影響で 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。

#### 【 0 0 7 0 】

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 10 cm 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 Z 2 は、

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

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 F S の情報が支配的である。

#### 【 0 0 7 1 】

この広がり抵抗の影響を詳細に検討するため、図 6 に示すように、電極 4 3'、4 4' b、4 4 b、4 3 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 1 0 c m 程度確保して配置した場合を考える。ただし、電極 4 4' a、4 4 a 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、

$$Z 3 = 2 * Z F S + Z M M / / ( Z V M + Z F V ) \text{ である。}$$

このとき電極間で計測される電位差（電圧降下）の関係は、おおよそ次のようになる。

$$V 1 = I * Z M M / / ( Z V M + Z F V )$$

$$V 2 = V 3 = I * 2 * Z F S$$

$$V 1 : ( V 2 + V 3 ) = 1 \sim 2 : 1 0 \sim 2 0 = S : N$$

上式における S の 1 ~ 2 や N の 1 0 ~ 2 0 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。

#### 【 0 0 7 2 】

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 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、

$$V 1 = I * Z M M / / ( Z V M + Z F V ) = I 1 * Z M M = I 2 * ( Z V M + Z F V )$$

$$I = I 1 + I 2$$

となり、よって、

$$Z M M : ( Z V M + Z F V ) = I 2 : I 1 = 1 : 2 \sim 5$$

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。

#### 【 0 0 7 3 】

図 7 に、図 2 と同様の方法で、本発明による電極配置方法の一例を示す。最適な S / N 条件を確保するため、ここでは、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 4 3'、4 3 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、皮下脂肪組織層の薄い部位、及び、骨格筋組織層の筋腹部が無い又は薄い部位、換言すれば、皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S）が小さい骨格筋組織層へのリークの少ない部位から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。広がり抵抗の影響を少なくするため、電圧計測電極 4 4'、4 4 による電位差の測定も、電流印加電極 4 3'、4 3 から十分距離を離して配置するとともに、皮下脂肪組織層による影響が少ない皮下脂肪組織層の薄い部位、及び、骨格筋組織層の筋腹部が無い又は薄い部位、換言すれば、皮下脂肪組織層のインピーダンス（Z F S）が小さい骨格筋組織層へのリークの少ない部位で行うのが好ましい。尚、腹囲周横断面積を測定基準とする場合、電流印加電極 4 3'、4 3 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領域である、例えば、腱部（腱画、腱膜等）4 5、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。

#### 【 0 0 7 4 】

更に、最適な S / N 条件を確保するため、本発明では、四電極の全てを腹囲周上に揃わせることはせず、少なくとも一つの電極を腹囲周上からずらした位置に配置する。臍囲周から離れた配置を取ることで、最善の距離条件を確保することができ、また、皮下脂肪組

10

20

30

40

50

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、分離除去することができる。

【0075】

このような配置方法として、例えば、電流印加電極対は腹（臍）囲周上に配置し、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的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的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A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、及び、骨格筋組織層の筋腹部が無い又は薄い部位に配置してもよい。但し、電圧計測電極は、例えば、腹（臍）囲周上から外れた腹部領域内の体幹部長手方向とする。

10

【0076】

次に、前述した測定原理に基づいた、本発明の好適な一つの実施形態による腹囲長測定装置及び腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置を説明する。

【0077】

図8のa)、b)に、本装置の一部を構成する装置部の表面側と装置裏面側の外観斜視図をそれぞれ示し、図9に、図8に示した装置部を2つ1組として構成され得る本装置の外観斜視図を示す。尚、明細書及び図面を通じて、「R」及び「L」のアルファベット文字は、それぞれ、右側及び左側を意味し、左右の関係が問題になる場合にのみそれらを付している。特にそれらを付していない場合は、R、L双方の構成を説明しているものと考えてよい。

20

【0078】

図8、図9から明らかなように、本装置は、互いに分離可能な状態で設けた2つ1組の装置部10R、10Lから成る。各装置部10は、ハンディタイプとして適当な大きさとされており、各装置部それぞれが左手若しくは右手に把持して使用される（後述する図15によく示されている）。

【0079】

各装置部10は全体として略矩形である。各装置部10の上面には、操作部71及び表示部72を有する操作表示パネル70が設けてある。操作部71は、身長、体重を含む身体特定化情報の入力等に使用され、表示部72は、各種結果、アドバイス情報等を表示するために使用される。図示のように、操作部71と表示部72を別体で設けてもよいが、これらを一体とし、タッチパネル式の液晶表示器として形成してもよい。更に、これらに加えて、装置部の各種状態を被験者に知らせるため、報知器ブザー62を設けてもよい。

30

【0080】

各装置部10の一方の側面に、指接触用電極部（グリップ溝部）11が、更に、各装置部の底面に、体幹腹部用電極、即ち、体幹腹部接触用平板電極部13と体幹腹部接触用ローラー電極部15が、それぞれ設けてある。

【0081】

被験者は、指接触用電極部11に左手や右手の指を突っ込んだ状態で、その掌付近で装置部10を確実に把持することができるとともに、指接触用電極部11に自身の手指を電氣的に確実に接触させることができる。後述するように、これらの電氣的な接触は、内臓脂肪組織の測定において重要な意味を持つ。尚、指接触用電極部11は、このような位置に限らず、指若しくはその近傍と接触し得る位置に設けられていれば十分である。

40

【0082】

一方、ローラー電極部15、或いは、その近傍、例えば、ローラー22と同一平面上に設けた平板電極部13は、各装置部10を把持した状態で、被験者の腹部（特に臍部）に電氣的に接触させて使用する。後述するように、これらの接触もまた、内臓脂肪組織の測定において重要な意味を持つ。尚、ローラー電極部15や平板電極部13は、これら位置に限らず、腹部に押し当てて使用するのに適当な位置に設けられていれば十分である。

【0083】

特に、ローラー電極部15は、腹囲長を測定するために利用することもできる。腹囲長

50

を測定するため、ローラー電極部 15 には、被験者の腹囲周上を転がすことができるローラー 22 が設けてある。ローラー 22 と被験者との接触がスムーズに行われるように、ローラー 22 を支持する底面側壁 23 は滑らかな曲線を描くように形成されている。

【0084】

各装置部 10R、10L は、このように、腹囲長を測定するための機構を有するとともに、一対の電極、即ち、指接触用電極部 11 と平板電極部 13 の組み合わせ、或いは、指接触用電極部 11 とローラー電極部 15 の組み合わせを装備する。

【0085】

内臓脂肪組織の測定において、これらの各装置部 10R、10L は、切替機構を用いて、一方は電流印加電極及び通電装置部として、他方は、電圧計測電極及び測定装置部として、それぞれ選択的に設定され得る。いずれも、電流印加電極として使用できるし、電圧計測電極として使用することもできる。

【0086】

各装置部 10R、10L の尾部 16R、16L 及び前部 16'R、16'L に、それぞれ、それら尾部同士、又は、前部同士を吸着させるための、組合型マグネット部と金属切片部が設けてある。更に、装置部 10R と装置部 10L の間で電氣的な通信を行うための通信部も設けてある。図 10、図 11 は、特に、尾部の斜視図と上面図をそれぞれ透過的に示したものである。前部 (16'R、16'L) については、特に図示していないが、図 10、図 11 に示す構成と同様の構成を有するものと考えてよい。

【0087】

組合型マグネット部には、吸着鉄切片 17、18 と、これらの間に挟持されたマグネット切片 19 が含まれる。一方、金属切片部には、組合型マグネット部によって吸着され得る被吸着鉄切片 20 が含まれる。通信部には、相手装置部へ光信号を発する近赤外受光素子 24 と、相手装置部から光信号を受ける近赤外発光素子 25 が含まれる。

【0088】

各装置部の尾部 16R、16L が近接して対向配置されたとき、被吸着鉄切片 20R (20L) は、マグネット切片 19L (19R) による磁石の吸着力により、図示矢印 A 方向にて吸着鉄切片 17L (17R) 及び吸着鉄切片 18L (18R) に吸着される。この結果、両装置部間の尾部 16R、16L 同士 (或いは、前部 16'R、16'L 同士) は、互いに安定的に吸着される。更に、この吸着力により尾部 16R、16L (或いは、前部 16'R、16'L) 間の電氣的接触状態を確保することで、両装置部 10R、10L が吸着していることを確実に検出することができる。電氣的接触状態の有無は、吸着鉄切片 17、18 に通電電極 21 (図 11 参照) によって通電させることにより簡単に検知することができる。また、両装置部間の安定吸着状態の判断は、自動的に接触情報から判断されてもよいし、操作スイッチを手動で操作して判断操作がなされてもよい。

【0089】

安定吸着状態とした後、両装置部間で光通信を実施することができる。この光通信機能を利用して、装置部 10R と装置部 10L はそれらの間で互換性を持ち、自動的にマスター/スレーブの関係を確保する。ここでは、情報管理のために、煩雑な操作を必要としない。尚、被験者の体格によっては、両装置部が尾部或いは前部間において離れてしまうことも考えられるが、そのような場合であっても、光通信により情報伝達を行うことができる。上述したように、これら両装置部 10R、10L は同様の構成を有することから、いずれの装置部をマスターとして、或いは、スレーブとして使用してもよい。被験者の初期操作により、或いは、自動的に、左右装置部間の役割機能を設定できる。これらの装置部間では、それらの間で自動的にデータ交信がなされるため、二台を別々に操作する必要がない。一方の装置部においてのみ、データ入力や操作を実行すれば十分である。

【0090】

図 12 に、腹囲長測定機能を備えた体幹部脂肪測定装置部全体の概略機能ブロック図を示す。更に、図 13 に、図 12 に含まれるブロックのうち、腹囲長測定のための機能ブロックのみを示す。

## 【 0 0 9 1 】

図 1 2 に示すように、各装置部には、腹囲長の測定に用いられる腹囲長測定部 8 2 と、内臓脂肪組織の測定に用いられるインピーダンス測定部 8 3 が含まれる。腹囲長測定部 8 2 には、操作部 7 1、表示部 7 2、報知器ブザー 6 2 を含む操作表示パネル 7 0 や、尾部 1 6、前部 1 6' に加え、更に、ローラー 2 2 の回転数や回転角度を計測するための角度センサ R ( ) 2 8、R ( ) / D 変換器 2 9 や、近赤外受光素子 2 4、2 4'、近赤外発光素子 2 5、2 5'、演算・制御部 6 1 との間の通信を制御する通信制御部 3 0、3 0'、及び尾部間や前部間の接触 (ショート) 状態を確認するための接点信号検出部 3 1、3 1' が含まれる。

## 【 0 0 9 2 】

演算・制御部 6 1 には、電源部 6 8 や記憶部 6 0 が接続されていてもよい。電源部 6 8 は、本装置部の電気系統各部に電力を供給し、記憶部 6 0 は、身長、体重、性別、年齢、体幹部長等の身体特定化情報や、前記の式 1 から式 1 5 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。演算・制御部 6 1 は、記憶部 6 0 に記憶されたデータや、操作部 7 1、表示部 7 2 を通じて入力された身体特定化情報、計測したインピーダンス、上述した各式に基づいて、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、皮下脂肪組織層インピーダンス、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 9 3 】

インピーダンス測定部 8 3 は、2 つの電極対、つまり、指接触用電極部 1 1 と平板電極部 1 3、或いは、指接触用電極部 1 1 とローラー電極部 1 5 を有する。このインピーダンス測定部 8 3 における切替に応答して、装置部 1 0 R、1 0 L は、電圧計測電極装置として或いは電流印加電極装置として選択的に機能し得る。更に言えば、これら 2 つの電極対は、ある 1 つの使用状態においては、電圧計測電極対としてのみ、若しくは、電流印加電極対としてのみ機能することとされており、また、一方の装置部 (例えば、装置部 1 0 R) における電極が、電流印加電極対として機能するときは、他方の装置部 (例えば、装置部 1 0 L) における電極は、電圧計測電極対として機能することとされている。これらの機能設定は、演算・制御部 6 1 からの指示により、電極選択部 8 0 によって実行される。例えば、電流印加電極装置として使用される場合、電流源 5 2 で生じた電流は、電極選択部 8 0 を介して、指接触用電極部 1 1 と平板電極部 1 3 から、又は、指接触用電極部 1 1 とローラー電極部 1 5 から、被験者に印加され、一方、電圧計測電極として使用される場合、演算・制御部 6 1 からの指示により、指接触用電極部 1 1 と平板電極部 1 3 を用いて、又は、指接触用電極部 1 1 とローラー電極部 1 5 を用いて、電極選択部 8 0 を介して、被験者における電圧を測定する。測定した電圧は、差動増幅器 6 3、6 6 によって増幅し、バンドパスフィルタ 6 4 によってフィルタリングし、また、検波部 6 5 によって検波し、更に、A / D 変換器 6 7 によってデジタル変換する等して、適当なデータに処理される。

## 【 0 0 9 4 】

尚、図面からは明らかなでないが、各電極 1 1、平板電極部 1 3、ローラー電極部 1 5 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してもよい。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 - 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。また、これら電極は、長期保管や水分補

10

20

30

40

50



給及び汚れ落とし等に対応するため、脱着可能な構造とされてもよい。脱着構造は、心電図電極などで多用されているフック式や、フレキ基板用のコネクタ等が考えられる。

【0095】

図14を参照して、本装置部を用いた腹囲長の測定方法について説明する。本装置部によれば、体幹部内組織等の測定に重要な腹囲長（腹囲周長）を簡単に測定できる。更には、従来のメジャーを用いて測定する場合のように、測定メモリを自分で読む必要がなく、また、メジャーを途中で持ち替えてねじれを直すといった煩雑さが存在しない。

【0096】

腹囲長を測定するにあたり、被験者は、装置部10R、10Lを、互いに分離させた状態で且つ互いに反対方向に、自身の腹囲周上に沿って移動させるだけでよい。腹囲長を測定する際の装置部10R、10Lの位置関係は、例えば、図9に示すようなものである。測定操作の一例を説明する。まず、各装置部10R、10Lを左右独立に手で握り、背中側にて、装置部10Rの尾部16Rと装置部10Lの尾部16Lとを接触させて測定初期状態とする。測定の開始は、尾部16R、16Lにおける通電電極21の作用によって自動的に判定できる。その後、各装置部10R、10Lを、被験者の背中側において分離させ、それぞれ、右脇腹周り方向と左脇腹周り方向に互いに反対方向に、背中から臍までの腹囲長の左右半分ずつ、例えば腹部表面を腹囲周に沿って移動させ、再び、お腹側の腹部前面の臍部Aで前部16'R、16'Lを接触（合体）させて測定を完了する。尚、測定の終了は、測定の開始と同様に、装置部の前部における通電電極21の作用によって自動的に判定することができる。この動作に伴う各装置部10R、10Lの移動距離は、例えば、各装置部10R、10Lの裏面に設けたローラー電極部15のローラー22R、22Lの回転量から求めることができる。腹囲長は、各装置部10R、10Lで求めた移動距離を合算することによって容易に求めることができる。

【0097】

このように、腹囲長の測定に関連した装置部10R、10L間における通信は、背中側で、装置部の尾部16Rと装置部の尾部16Lを接触させたときに開始される。その後、各装置部10R、10Lが腹囲周上を半周し、前部16'R、16'L同士で接触され、測定完了となった後に、相互に処理タイミング及び測定情報の通信が実施される。尚、通信開始時から測定完了時までの間は、ローラー22の回転による実測値以外の影響を排除するため、ローラー位置補正処理等が実施される。

【0098】

次に、図15乃至図17を参照して、本装置部を用いた内臓脂肪組織の測定について説明する。ここで、図15は、本装置部を内臓脂肪組織の測定に用いる際の、その使用状態の一態様を示す概略図であり、図16は、内臓脂肪組織を測定する際の電流印加電極と電流印加電極に関連する電流の流れを模式的に示した図である。図17は、本装置部における電流印加電極と電圧計測電極間で電極切替を行うための切替回路の一例を示す図である。

【0099】

腹囲長を測定した後、本装置部10R、10Lは、自動的に、或いは、操作部71等を操作することにより、内臓脂肪組織を測定するための電極として使用することができる。この場合は、図15に示すように、装置部10R、10Lの指接触用電極部11に、例えば指等の腕の一部を接触させた状態で、装置部10R、10Lの平板電極部13又はローラー電極部15を、体幹部腹部の臍位にて被験者の腓部（腓骨、腓膜等）に押し当てるように使用する。

【0100】

電極をこのような状態で人体に接触させたとき、図16に示すように、左右各々側の腕・腹部腓部間に、一方の装置部で電流を印加し、他方の装置部で電位差を計測するように設定され、この結果、内臓脂肪組織推定の情報を仮想電極位置Bからに見たてて計測することができる。例えば、装置部10Rの指接触用電極部11Rと平板電極部13R又はローラー電極部15Rとの間に所定の電流を流し、この電流によって体幹部、特に、内臓脂

肪組織推定に必要な電位差を、装置部 10 L の指接触用電極部 11 L ( 仮想電極位置 B に相当 ) と平板電極部 13 L 又は体幹腹部接触用ローラー電極部 15 L との間に測定し、それらの間のインピーダンスを計算することができる。計算されたインピーダンスを元に、記憶部 60 内のデータ等を利用して内臓脂肪組織を測定することができる。

#### 【 0101 】

尚、装置部 10 R と 10 L の間に互換性を持たせる折は、電流印加と電圧計測を交互に実施させればよい。例えば、図 17 に示すように、インピーダンス測定部 83 の内部回路として設けた双極スイッチ機構 81 で選択的に切替えて用いることができるものとする。これらスイッチの設定状態等に関する情報は、各装置部の近赤外受光素子 24、近赤外発光素子 25 を通じて共有され、一方が電圧計測電極として機能する場合は、他方は電流印加電極として機能する。尚、電流印加機能が電圧計測機能かの個々装置部の認識手段は、腹囲周長測定時に用いた、通信手段を用いて両装置部の役割を設定して測定を実施してもよい。

10

#### 【 0102 】

次に、図 18 に示す基本フローチャートと図 19 から図 25 に示すサブルーチンフローチャートを参照して、図 8 および図 9 に示す本発明の実施例での内臓脂肪測定装置部の操作および動作について説明する。

#### 【 0103 】

図 18 に示す基本フローチャートにおいては、先ず、操作部 71 において電源スイッチがオンされ、電源部 68 から電気系統各部に電力が供給される ( ステップ S1 ) 。

20

#### 【 0104 】

次いで、表示部 72 の表示を参照しながら操作部 71 を操作等することにより、身長等を含む身体特定化情報 ( 身長、体重、性別、年齢等 ) が入力される ( ステップ S2 ) 。但し、この入力、装置部 10 のいずれか一方、即ち、マスター側に対してのみ行えばよい。他方の装置部、即ち、スレーブ側については、マスター側との間の通信によって情報を伝達することができる、つまり、直接入力したのと同様の状態とすることができる。

#### 【 0105 】

続いて、ユーザ ( 被験者 ) は、操作部 71 を操作等することにより、身長、体重、性別、年齢等を入力する ( ステップ S3 ) 。この場合において、体重については、操作部 71 から入力してもよいが、装置部 10 に導線を介して接続できる体重測定装置部 ( 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 61 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 60 に記憶される。

30

#### 【 0106 】

ステップ S3 では、体幹部長、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う。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、腹囲長等の実測値を操作部 71 から入力し、ステップ S5 へ移行する。ステップ S5 では、例えば、装置部の尾部同士を接触させて、通信処理を開始する。更に言えば、マスター側或いはスレーブ側としての認識を各装置部に設定するとともに、マスター側において入力された入力情報やマスター側における設定をスレーブ側へ伝送させる。

40

#### 【 0107 】

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 S6 に移行する。ステップ S6 において、装置部が腹囲長を測定できる状態とされるまで待ち、測定可能な状態となったら、ステップ S7 に進み、腹囲長 ( Lw ) を測定する。この処理については、図 25 を参照して後に説明する。

#### 【 0108 】

ステップ S7 において、腹囲長を測定して記憶部 60 に記憶させた後、ステップ S8 において、演算・制御部 61 は、記憶部 60 に記憶された腹囲長、身長、体重、性別、年齢等の身体特定化情報から、体幹部長、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。

50

## 【0109】

続いて、ステップS9において、インピーダンス測定部83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。

## 【0110】

次に、ステップS10において、演算・制御部61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60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。

## 【0111】

次に、ステップS11において、演算・制御部61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60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。

10

## 【0112】

次に、ステップS12において、演算・制御部61により、皮下脂肪組織量(AFS)の推定処理を行うものである。このステップS12については、図19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。

## 【0113】

ステップS13は、演算・制御部61により、内臓器組織量(AVM)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S13については、図20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。

20

## 【0114】

ステップS14は、演算・制御部61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S14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。

## 【0115】

次に、ステップS15において、演算・制御部61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60に記憶された前述した式15に従って行われる。

## 【0116】

次に、ステップS16において、演算・制御部61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60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

$$BMI = W / H^2$$

## 【0117】

更に、ステップS17において、演算・制御部61により、体幹部体脂肪率(%Fatt)の演算処理を行う。この演算処理は、記憶部60に記憶された皮下脂肪組織量(AFS)、内臓脂肪組織量(AFV)、体幹部骨格筋横断面積量(AMM)、及び、内臓器組織量(AVM)から次の式にて算出されるものである。

$$\%Fatt = (AFS + AFV) / [(AFS + AFV) + AMM + AVM] * 100$$

## 【0118】

40

次に、ステップS18において、演算・制御部61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60に記憶された体幹部体脂肪率(%Fatt)、内臓脂肪/皮下脂肪比(V/S)から次の式にて行われる。

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

## 【0119】

次に、ステップS19において、マスター側での演算結果をスレーブ側へ光信号等を利用して伝送する。

## 【0120】

最後に、ステップS20において、演算・制御部61は、前述したような演算処理にて

50

求められた内臓脂肪組織情報 (AFV、%VFat)、体組成情報 (%Fatt、AMM、AFS、AVM)、体格指数 (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 72 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 (終了)。

#### 【0121】

次に、前述のステップ S12 の皮下脂肪組織量 (AFS) の推定処理について、図 19 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 S21 にて、記憶部 60 に記憶された諸数値および前述の式 13、14 を用いて行われる。

#### 【0122】

次に、前述のステップ S13 の内臓器組織量 (AVM) 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 S13 において、記憶部 60 に記憶された諸数値および前述の式 11 を用いて内臓器組織量 (AVM) を算出し、ステップ S23 において、記憶部 60 に記憶された諸数値および前述の式 12 を用いて実行される。

#### 【0123】

次に、前述のステップ S14 の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) の推定処理について、図 21 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 S24 において、記憶部 60 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 (ZFV) を算出し、ステップ S25 おいて、記憶部 60 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 (ZFV) および前述の式 10 を用いて内臓脂肪組織量 (AFV) を算出するものである。

#### 【0124】

次に、ステップ S9 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 22 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. (12) および (13) 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。

#### 【0125】

まず、ステップ S26 において、装置部の初期設定を行う。具体的には、各装置部 10 のカウンター X を 0 に設定し ( $X = 0$ )、また、マスター側とスレーブ側の設定状態を確認する。

#### 【0126】

次いで、ステップ S27 において、体幹部インピーダンス ( $Z_{tm}$ ) を測定するための電極配置を設定する。例えば、スレーブ側については、電流印加電極として設定するとともに、電流の印加処理を開始させ、マスター側については、電圧計測電極として設定するとともに、電流によって生じた電位差を測定して、体幹部のインピーダンスを計測する。

#### 【0127】

次いで、ステップ S28 において、演算・制御部 61 は、操作部 71 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  $Z_{tm}$  の測定データのサンプル数及びフラグ F の初期設定を行う。F は、“1”、“0” のフラグである。

#### 【0128】

続いて、ステップ S28 において、演算・制御部 61 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 S29 にて、演算・制御部 61 は、体幹部インピーダンス ( $Z_{tm_x}$ ) 計測処理を行い、更に、ステップ S30 にて、カウンター X の値を 1 インクリメントする ( $X = X + 1$ )。

#### 【0129】

一方、ステップ S28 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 S31 に移行して、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) を行う。それから、ステップ 27 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 23 のサブルーチンフローチャートを参

10

20

30

40

50

照して後述する。

#### 【 0 1 3 0 】

続いて、ステップ S 3 3 にて、演算・制御部 6 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 3 2 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 3 4 において、演算・制御部 6 1 は、測定した  $Z_{tm_x}$  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 3 4 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 5 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 6 0 に登録する。一方、ステップ S 3 4 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 8 に戻って同様の処理が繰り返される。

10

#### 【 0 1 3 1 】

ステップ S 3 5 に続いて、ステップ S 3 6 において、演算・制御部 6 1 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 7 において、測定の完了を報知器ブザー 6 2 ( 図 2 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 6 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て後述する。

#### 【 0 1 3 2 】

20

次に、ステップ S 3 2 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 3 のサブルーチンフローチャートを参照して、詳述する。まず、ステップ S 3 8 において、演算・制御部 6 1 は、ステップ S 3 2 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 9 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 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 4 0 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 4 1 にて、記憶部 6 0 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。

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

30

#### 【 0 1 3 3 】

ステップ S 4 0 において最大値と判定される場合には、ステップ S 4 2 において、記憶部 6 0 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。

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

#### 【 0 1 3 4 】

続いて、ステップ S 4 3 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 4 3 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 4 4 にて、記憶部 6 0 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。

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

40

#### 【 0 1 3 5 】

次に、ステップ S 3 6 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 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。まず、ステップ S 4 5 において、演算・制御部 6 1 は、記憶部 6 0 に記憶された次の式にて、体幹部インピーダンス (  $Z_{tm}$  ) 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、 $26.7 \pm 4.8 (Mean \pm SD)$  に対して、 $\pm 3SD$  が考えられる。

#### 【 0 1 3 6 】

ステップ S 4 6 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

50

容範囲内でないと判定される場合には、ステップ S 4 7 に移行して、演算・制御部 6 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 7 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。

#### 【 0 1 3 7 】

ステップ S 4 6 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 8 において、演算・制御部 6 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 7 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、  
10 例えは、「体幹部コンディション正常」等の報知が考えられる。

#### 【 0 1 3 8 】

次に、ステップ S 3 7 の腹囲長測定処理について、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。

#### 【 0 1 3 9 】

ステップ S 4 9 において、腹囲長の測定準備を開始する。具体的には、体幹臍位背部の背骨部を基準目安位置として、装置部の尾部同士を接触させ、これにより、それらの尾部を電氣的にショート状態とし、この電氣的接点信号ショートによって両装置部の接触状態を確認して通信処理の実行を開始する。この通信処理により、マスター側或いはスレーブ側としての認識を各装置部に設定するとともに、マスター側において入力された入力情報  
20 やマスター側における設定をスレーブ側へ伝送することができる。

#### 【 0 1 4 0 】

次いで、ステップ S 5 0 において、測定準備が完了したことを確認した後、ステップ S 5 1 において、測定タイミングに達したか否かを判断する。

#### 【 0 1 4 1 】

ステップ 5 1 において、測定タイミングに達したと判断したとき、例えば、マスター側或いはスレーブ側のいずれか一方、或いは、それらの双方の装置部において、通電電極の動作を通じて吸着状態が解除されたと判断されたとき、各装置部において測定を開始する（ステップ S 5 2）。この測定には、例えば、ローラーの回転数の計測や回転角度（ $R(x)$ ）の計測が含まれる。ステップ 5 2 の処理を行ったときは、ステップ S 5 3 において、  
30 カウンター X の値は 1 だけインクリメントされる（ $X = X + 1$ ）。

#### 【 0 1 4 2 】

ステップ 5 1 において、測定タイミングに達していないと判断した場合、ステップ S 5 4 において、距離情報の算出処理を行う。これは、 $R(x)$  の関数計算により求めることができる、即ち、 $Lx = f(R(x))$ 。更に、ステップ S 5 5 において、算出された距離情報  $Lx$  を表示部に表示する。

#### 【 0 1 4 3 】

次いでステップ S 5 6 において、測定が完了したか否かの判定を行う。この判定は、装置部の前部同士が接触したか否かを判断することによって行う。前部同士の接触状態は、例えば、通電電極の作用を通じて、それらが接触することによって生じる電氣的設定信号  
40 を検知することによって確認できる。

#### 【 0 1 4 4 】

ステップ S 5 7 において、測定が未だ完了していないと判断した場合は、ステップ S 5 1 に戻って、ステップ S 5 1 乃至 5 3 の処理を繰り返す。

#### 【 0 1 4 5 】

一方、ステップ S 5 7 において、測定が完了したと判断した場合には、ステップ S 5 8 に進む。ステップ S 5 8 では、最終的に測定された測定距離情報が記憶部 6 0 に記憶される。

#### 【 0 1 4 6 】

次いで、ステップ S 5 9 において、装置部間における通信処理を行う。この通信処理に  
50

より、スレーブ側の測定結果がマスター側へ伝送され得る。マスター側の装置部は、この測定結果に基づいて、ステップ S 6 0 において腹囲長の演算処理を行う。簡単に言えば、マスター側において、記憶部 6 0 に記憶された測定距離情報が足し合わされ、腹囲長が算出される。

#### 【 0 1 4 7 】

マスター側で得られた測定結果は、その後、スレーブ側へ伝送されてもよい（ステップ S 6 1 ）。この測定結果は、マスター側或いはスレーブ側のいずれかの、例えば表示部 7 2 等に表示されてもよく（ステップ S 6 2 ）、更に、測定の完了を報知器ブザー 6 2（図 2 参照）等を用いてブザー等で報知して（ステップ S 6 3 ）、測定を完了するようにしてもよい。

10

#### 【 0 1 4 8 】

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を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。

#### 【 0 1 4 9 】

また、前述の実施例では、皮下脂肪組織量 [ A F S ] は、演算・制御部において、腹囲長測定部 8 2 により測定した腹囲長 [ L w ] と操作部 7 1 から入力した身体特定化情報 [ H、W、A g e ] とを記憶部 6 0 に記憶された式 1 3、式 1 4 に代入することによって求めたが、図 2 6 に示すように、右側の体幹腹部接触用平板電極部 1 3（体幹腹部接触用ローラー電極部 1 5）直下の広がり抵抗の影響が支配的な位置に左側の体幹腹部接触用平板電極部 1 3（体幹腹部接触用ローラー電極部 1 5）を配置することによって皮下脂肪組織層インピーダンス [ Z F S ] を測定し、この測定した皮下脂肪組織層インピーダンス [ Z F S ] と腹囲長測定部 8 2 により測定した腹囲長 [ L w ] とを記憶部 6 0 に記憶された次の式に代入することによって求めることも実施可能である。

20

$$A F S = a a 0 \times Z F S \times L w + b b 0$$

ここで、a a 0、b b 0 は、回帰係数で定数である。

#### 【 0 1 5 0 】

また、前述の実施例では、本装置は、被験者の腹囲に沿って第一装置部と第二装置部との各々に備わるローラーを動かし、これら各々のローラーの回転距離を測定し、それぞれの回転距離を合算することによって腹囲長を求めたが、これに限られない。本装置は、腹囲周上において分離（若しくは分割）（例えば、背中側において第一装置部と第二装置部とに分離）してから腹囲周上を反対方向（例えば、右脇腹周り方向と左脇腹周り方向と）に移動（腹部表面を移動）して合体（例えば、お腹側において第一装置部と第二装置部とを合体）するまでの各々の移動距離（例えば、第一装置部と第二装置部とのそれぞれの移動距離）を測定し、それぞれの移動距離を合算することによって腹囲長を求めるものであればよい。

30

#### 【 図面の簡単な説明 】

40

#### 【 0 1 5 1 】

【 図 1 】 体幹部腹部の構造を模式的に示す図である。

【 図 2 】 図 1 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 3 】 図 2 のモデル図を電氣的等価回路として表した図である。

【 図 4 】 図 3 の回路を簡略化して示したものである。

【 図 5 】 電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する図である。

【 図 6 】 電極間距離と広がり抵抗の関係を説明する図である。

【 図 7 】 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。

50

【図 8】本発明の一実施例による体幹部内臓脂肪測定装置部の表面側及び裏面側の外観斜視図をそれぞれ示す図である。

【図 9】本装置の外観斜視図である。

【図 10】各装置部の尾部又は前部の斜視図を透過的に示す図である。

【図 11】各装置部の尾部又は前部の上面図を透過的に示す図である。

【図 12】本発明の一実施例による体幹部内臓脂肪測定装置部全体の概略機能ブロック図である。

【図 13】図 12 に含まれるブロックのうち腹囲長測定のための機能ブロックのみを示す図である。

【図 14】本装置部を用いた腹囲長の測定方法を説明する図である。

10

【図 15】本装置部を内臓脂肪の測定に用いる際の、その使用状態の一態様を示す概略図である。

【図 16】内臓脂肪組織を測定する際の電流印加電極と電流印加電極に関連する電流の流れを模式的に示す図である。

【図 17】本装置部における電流印加電極と電圧計測電極間で電極切替を行うための切替回路の一例を示す図である。

【図 18】本発明の一実施例による体幹部内臓脂肪測定装置部による内臓脂肪測定用の基本フローチャートを示す図である。

【図 19】図 18 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。

20

【図 20】図 18 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。

【図 21】図 18 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 18 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 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。

30

【図 25】図 18 の基本フローのサブルーチンとしての腹囲長測地処理フローを示す図である。

【図 26】皮下脂肪組織量の測定原理を説明する図である。

【符号の説明】

【 0 1 5 2 】

1 0 装置部

1 1 指接触用電極部（グリップ溝部）

1 3 体幹腹部接触用平板電極部

1 5 体幹腹部接触用ローラー電極部

1 6 尾部

40

1 6 ' 前部

1 7 吸着鉄切片

1 8 吸着鉄切片

1 9 マグネット切片

2 0 被吸着鉄切片

2 1 通電電極

2 2 ローラー

2 3 底面側壁

2 4 近赤外受光素子

2 5 近赤外発光素子

50

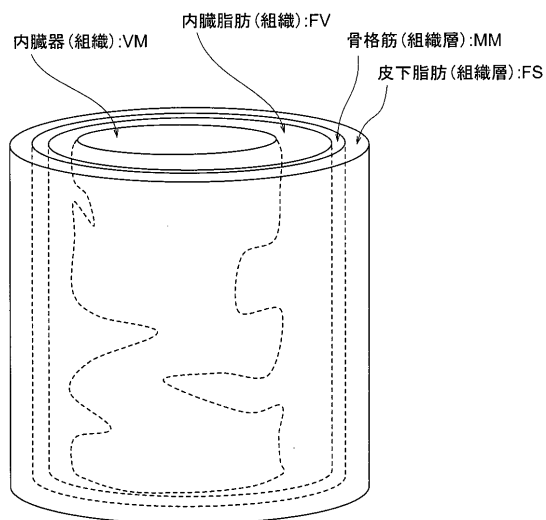


- 2 7 近赤外等価フィルターカバー
- 2 8 角度センサ R ( )
- 2 9 R ( ) / D 変換器
- 3 0 通信制御部
- 3 1 接点信号検出部
- 5 2 電流源
- 6 0 記憶部
- 6 1 演算・制御部
- 6 2 報知器プザー
- 6 3 差動増幅器
- 6 4 B P F
- 6 5 検波部
- 6 6 増幅部
- 6 7 A / D 変換部
- 6 8 電源部
- 7 0 操作表示パネル
- 7 1 操作部
- 7 2 表示部
- 8 0 電極選択部
- 8 1 スイッチ機構
- 8 2 腹囲長測定部
- 8 3 インピーダンス測定部

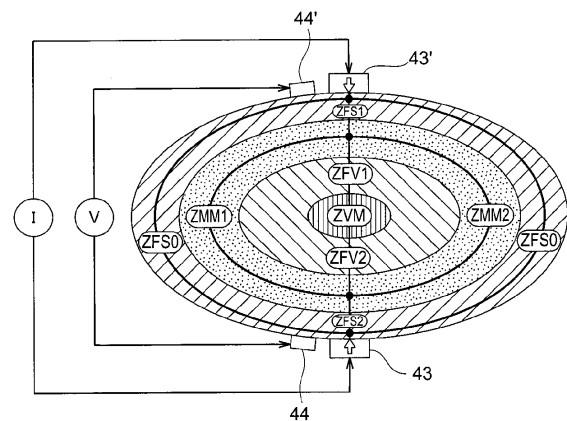
10

20

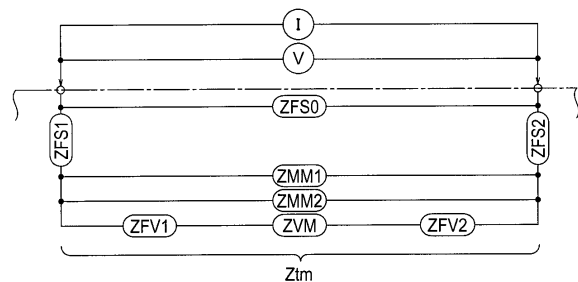
【図 1】



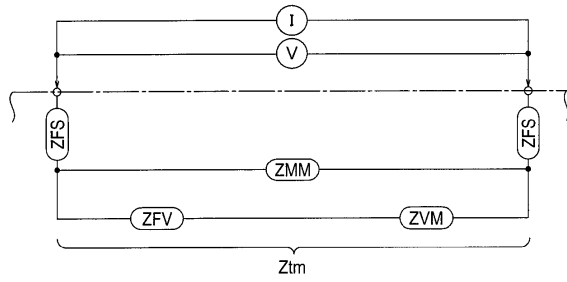
【図 2】



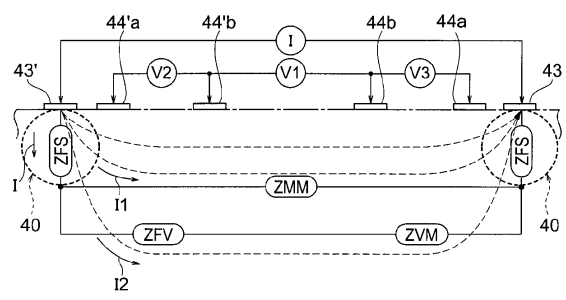
【図 3】



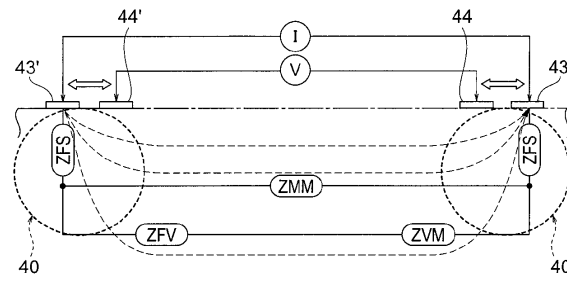
【図 4】



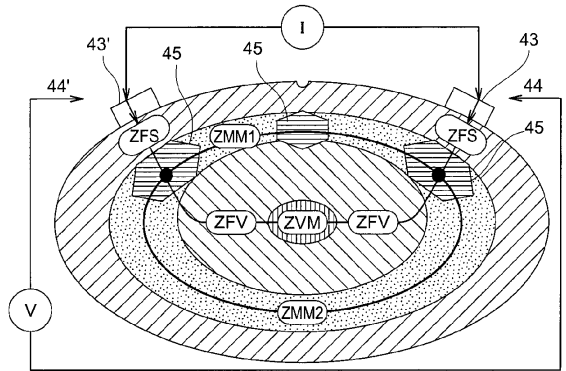
【図 6】



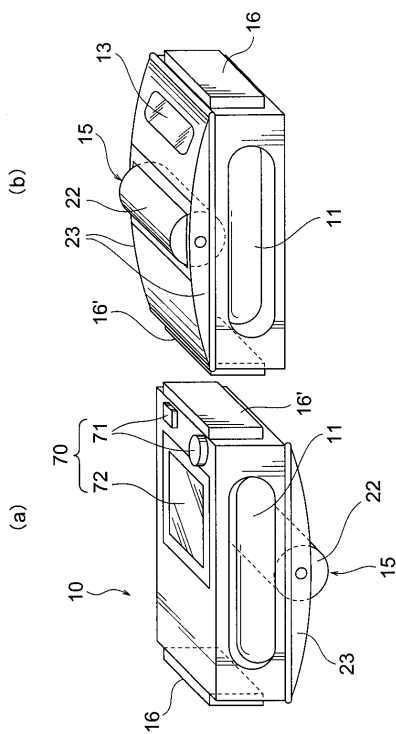
【図 5】



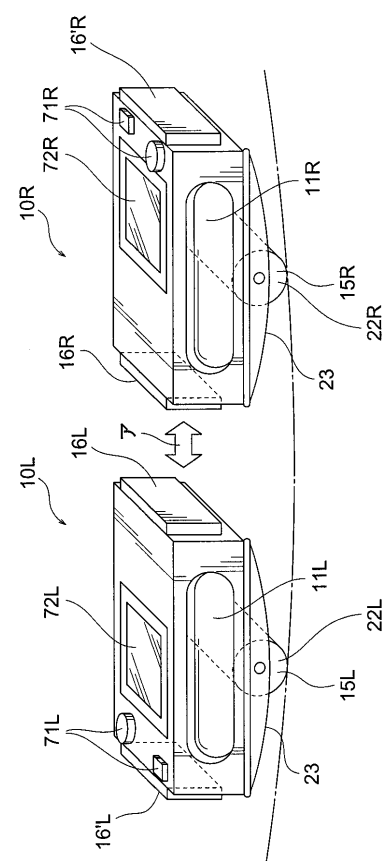
【図 7】



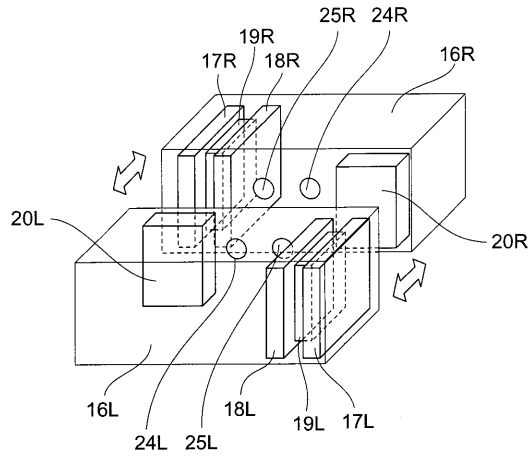
【図 8】



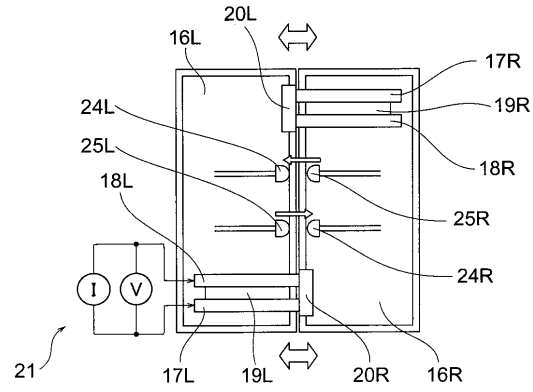
【図 9】



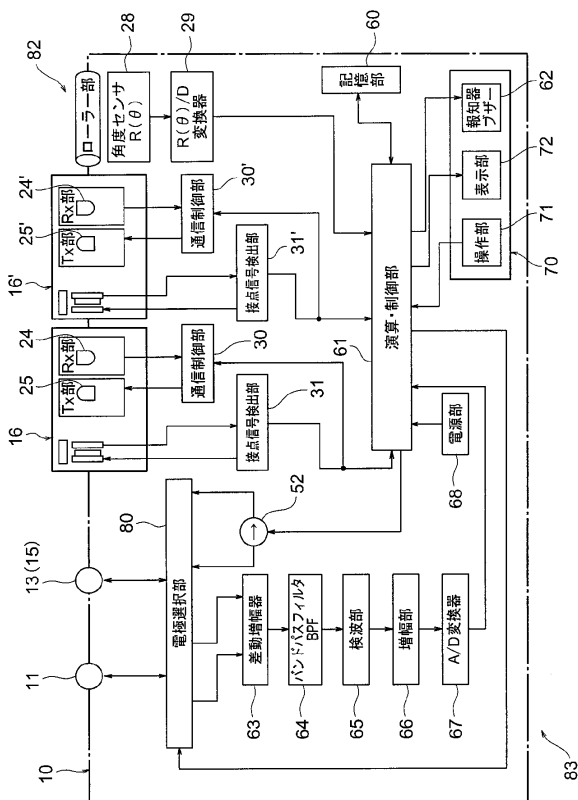
【図 10】



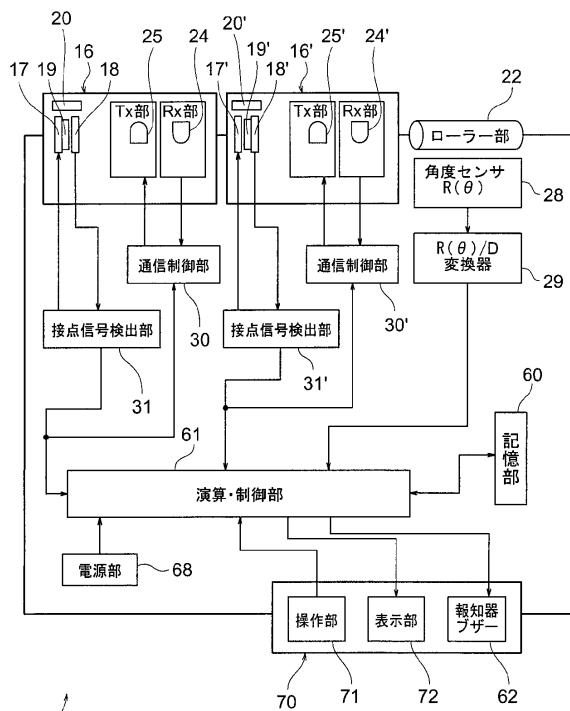
【図 11】



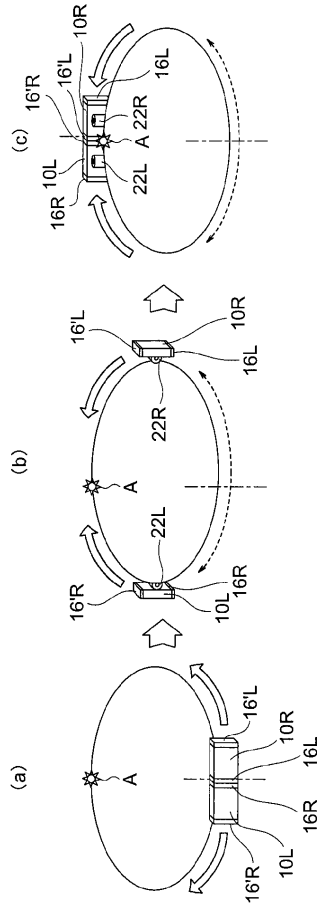
【図 12】



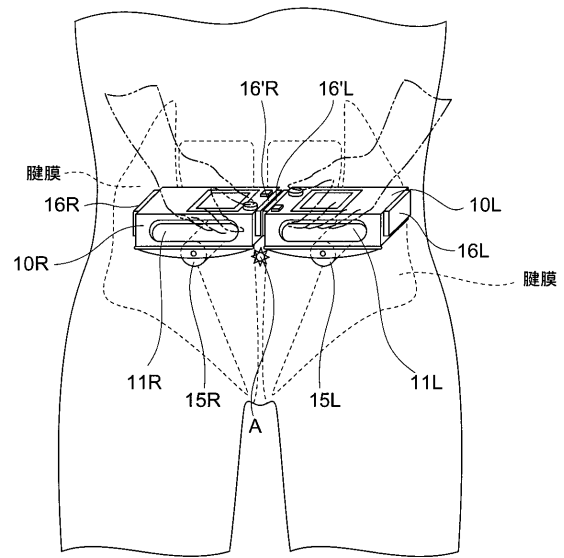
【図 13】



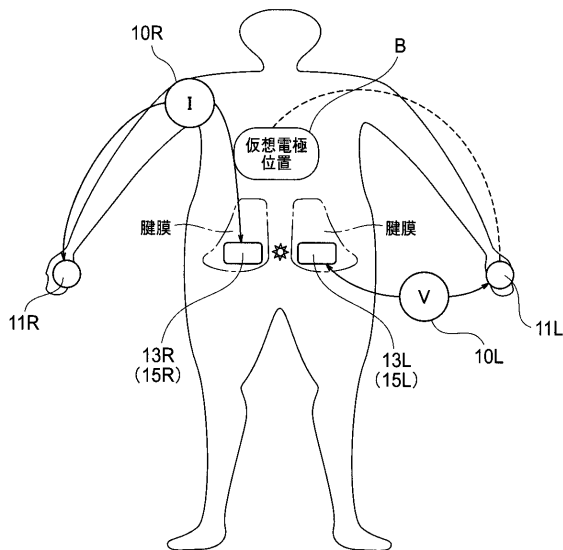
【図 14】



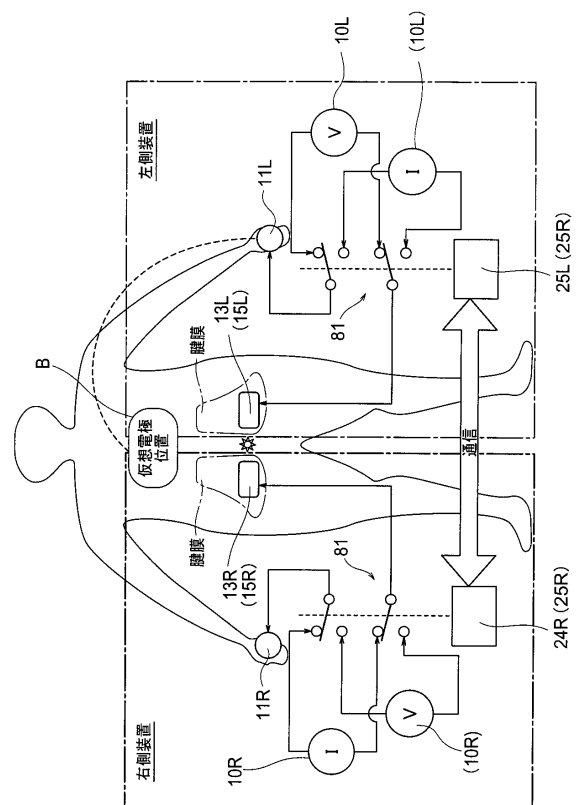
【図 15】



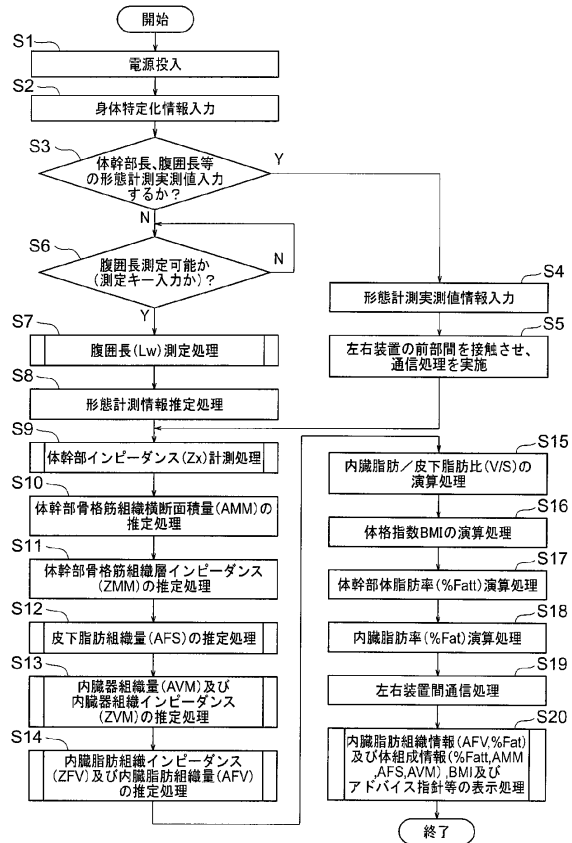
【図 16】



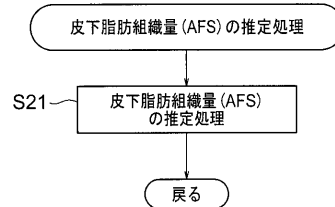
【図 17】



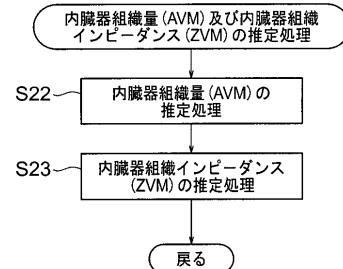
【図 18】



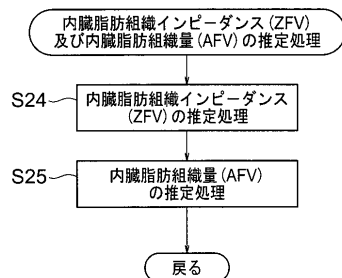
【図 19】



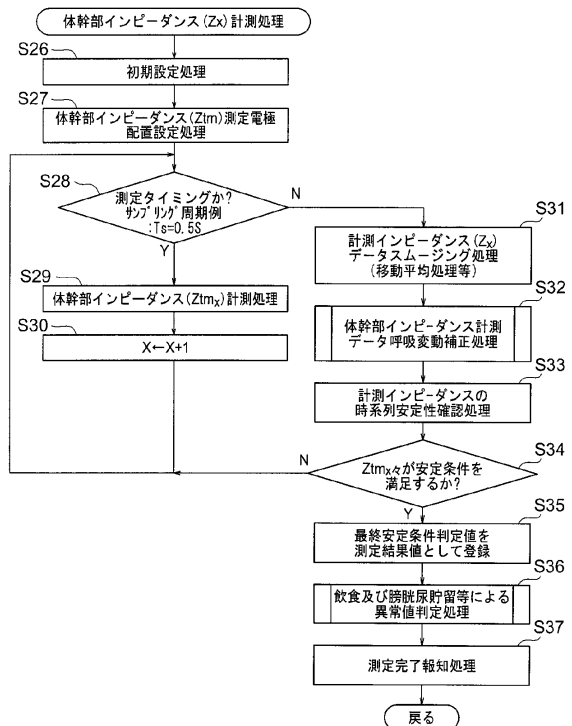
【図 20】



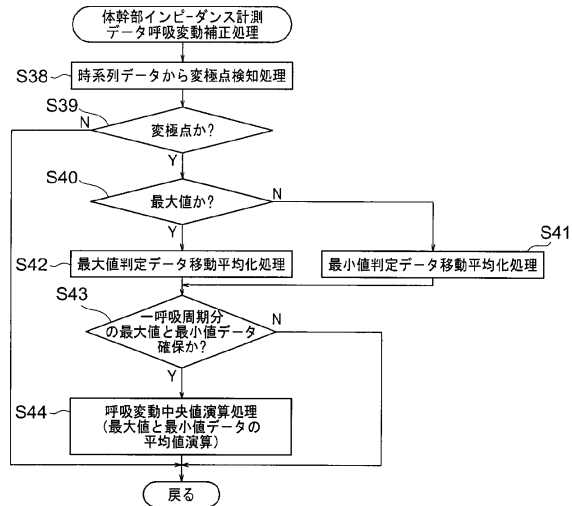
【図 21】



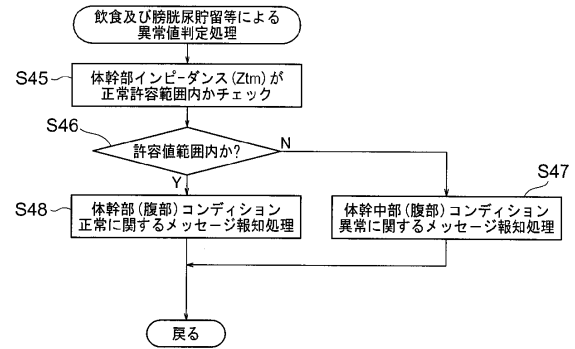
【図 22】



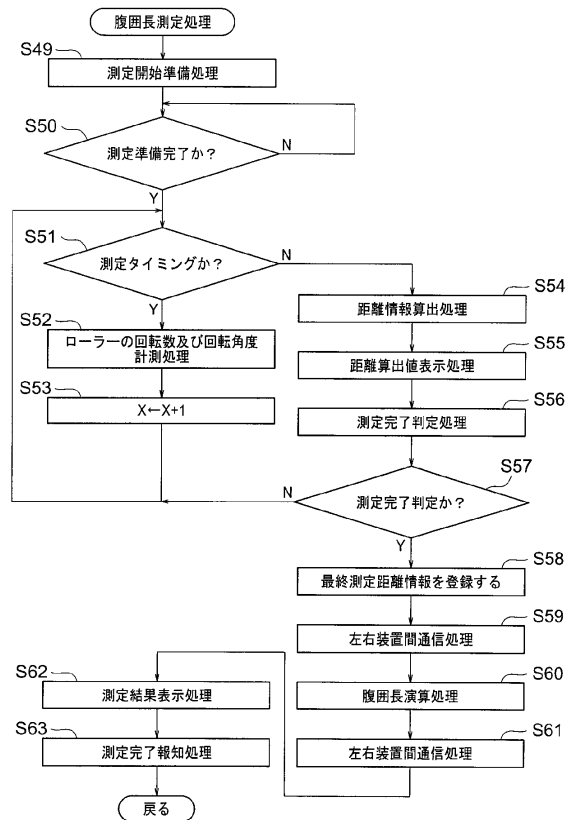
【図 23】



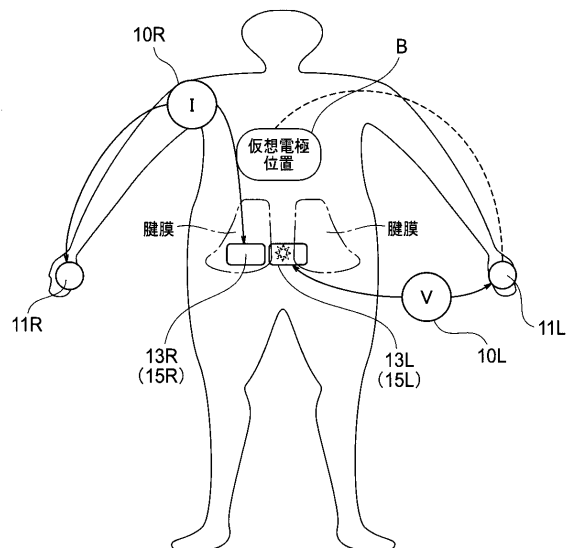
【図 24】



【図 25】



【図 26】



---

フロントページの続き

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 特開2001-212111(JP,A)  
特開2001-314389(JP,A)  
特開2004-135698(JP,A)  
特開2001-190513(JP,A)  
特開2002-85364(JP,A)  
特開2004-329412(JP,A)  
国際公開第04/73517(WO,A1)  
特許第3396677(JP,B2)  
特許第3396674(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/103 - 5/113  
A61B 5/05 - 5/053  
G01B 21/00 - 21/32  
A41H 1/00 - 1/10  
G01B 3/00 - 3/56  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)