

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7655199号
(P7655199)

(45)発行日 令和7年4月2日(2025.4.2)

(24)登録日 令和7年3月25日(2025.3.25)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 5/053(2021.01) A 6 1 B 5/053

請求項の数 7 (全13頁)

(21)出願番号	特願2021-185913(P2021-185913)	(73)特許権者	000003609 株式会社豊田中央研究所 愛知県長久手市横道4 1 番地の1
(22)出願日	令和3年11月15日(2021.11.15)	(74)代理人	110000648 弁理士法人あいち国際特許事務所
(65)公開番号	特開2023-73088(P2023-73088A)	(74)代理人	100165962 弁理士 一色 昭則
(43)公開日	令和5年5月25日(2023.5.25)	(74)代理人	100206357 弁理士 角谷 智広
審査請求日	令和6年3月20日(2024.3.20)	(72)発明者	石田 将也 愛知県長久手市横道4 1 番地の1 株式 会社豊田中央研究所内
		(72)発明者	勝野 高志 愛知県長久手市横道4 1 番地の1 株式 会社豊田中央研究所内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体電気インピーダンスの測定装置および測定方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体に接触させる1対の第1電極と、
前記生体に接触させる1対の電極であって、1対の前記第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の前記第1電極が内側となるように配置された第2電極と、
前記生体に接触させる1対の電極であって、1対の前記第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の前記第2電極が内側となるように配置された第3電極と、
前記第2電極を介して前記生体の表面に第1電流を流すと同時に、前記第3電極を介して前記生体の表面および内部に前記第1電流とは逆相の第2電流を流し、前記生体の表面において前記第1電流と前記第2電流がキャンセルするようにし、この状態で前記第2電流の電流値を測定するとともに前記第1電極間の電圧値を測定して前記生体の内部のインピーダンスを算出する測定部と、
を有することを特徴とする生体電気インピーダンスの測定装置。

10

【請求項2】

前記第2電極は、1対の前記第1電極を結ぶ直線に垂直な方向に伸びる線状の形状である、ことを特徴とする請求項1に記載の生体電気インピーダンスの測定装置。

【請求項3】

内部インピーダンスを測定したい前記生体の部位の厚さをD1とし、前記第3電極の間隔をL1として、 $0.1 \leq L1 / D1 \leq 5$ を満たすことを特徴とする請求項1または請求項2に記載の生体電気インピーダンスの測定装置。

20

【請求項 4】

内部インピーダンスを測定したい前記生体の部位の皮膚の厚さを D_2 とし、前記第 2 電極の間隔を L_2 とし、 $0.1 \leq L_2 / D_2 \leq 5$ を満たすことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 までのいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンスの測定装置。

【請求項 5】

前記測定部は、前記生体の内部のインピーダンスの変化から筋肉の疲労度を評価する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 までのいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンスの測定装置。

【請求項 6】

前記測定部は、異なる周波数で前記生体の内部のインピーダンスを測定し、そのインピーダンスの比の変化により筋肉の疲労度を評価する、ことを特徴とする請求項 1 から請求項 5 までのいずれか 1 項に記載の生体電気インピーダンスの測定装置。

10

【請求項 7】

1 対の第 1 電極と、1 対の電極であって、1 対の前記第 1 電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1 対の前記第 1 電極が内側となるように配置した第 2 電極と、1 対の電極であって、1 対の前記第 1 電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1 対の前記第 2 電極が内側となるように配置した第 3 電極と、を生体に接触し、

前記第 2 電極を介して前記生体の表面に第 1 電流を流すと同時に、前記第 3 電極を介して前記生体の表面および内部に前記第 1 電流とは逆相の第 2 電流を流し、前記生体の表面において前記第 1 電流と前記第 2 電流がキャンセルするようにし、この状態で前記第 2 電流の電流値を測定するとともに前記第 1 電極間の電圧値を測定して前記生体の内部のインピーダンスを算出する、

20

ことを特徴とする生体電気インピーダンスの測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体電気インピーダンスの測定装置および測定方法に関するものであり、特に内部のインピーダンスを測定するものである。

【背景技術】

【0002】

生体に電流を流して生体電気インピーダンスを測定し、筋肉量や水分量を評価する方法が知られている。

30

【0003】

特許文献 1 には、生体に接触させる電極を円環状に多数配置し、そのうち 1 対の電極から生体に電流を流し、残りの電極で複数の電圧を測定し、これらの測定結果を基に計算処理することで生体電気インピーダンス分布を画像化する装置が記載されている。

【0004】

非特許文献 1 には、4 電極法によって生体電気インピーダンスを測定し、筋肉の高負荷運動前後でのインピーダンスから筋肉の疲労度を評価することが記載されている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0005】

【文献】特開 2014 - 233619 号公報

【非特許文献】

【0006】

【文献】Todd J. Freeborn, Bo Fu, "Fatigue-Induced Cole Electrical Impedance Model Changes of Biceps Tissue Bioimpedance" Fractal Fract, Vol.2, No.4, 2018

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

非特許文献1の方法により測定できる生体電気インピーダンスは、生体の内側全体のインピーダンスであるが、皮膚のインピーダンスは湿度により大きく変化する。そのため、非特許文献1の方法では生体内部の筋肉のインピーダンス変化のみを計測することが難しかった。特に、装置を小面積化すると生体表面に電流が集中するため、内部のインピーダンス測定がより困難となった。

【0008】

また、特許文献1の方法では、内部のインピーダンス分布を画像化するためには広範囲に多数の電極を配置する必要があり、装置やシステムが大型化、複雑化する問題や、処理する計算量が多い問題があった。また電極同士が近接しているため、人体表面に電流が集中し、表面インピーダンスの変動によって内部インピーダンスの測定精度が低下してしまうことが問題であった。

10

【0009】

そこで本発明の目的は、生体内部のインピーダンスを簡易に測定できる測定装置および測定方法を測定することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

第1態様は、生体に接触させる1対の第1電極と、生体に接触させる1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第1電極が内側となるように配置された第2電極と、生体に接触させる1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第2電極が内側となるように配置された第3電極と、第2電極を介して生体に電流を流してその電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の表面のインピーダンスを測定し、第3電極を介して生体に電流を流してその電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の断面全体のインピーダンスを測定し、生体の表面のインピーダンスと生体の断面全体のインピーダンスから生体の内部のインピーダンスを算出する測定部と、を有することを特徴とする生体電気インピーダンスの測定装置である。

20

【0011】

第1態様において、測定部は、1つの電流源と、電流源と第2電極との接続と、電流源と第3電極との接続を切り替えるスイッチを有していてもよい。

【0012】

本発明の第2態様は、生体に接触させる1対の第1電極と、生体に接触させる1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第1電極が内側となるように配置された第2電極と、生体に接触させる1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第2電極が内側となるように配置された第3電極と、第2電極を介して生体の表面に第1電流を流すと同時に、第3電極を介して生体の表面および内部に前記第1電流とは逆相の第2電流を流し、生体の表面において第1電流と第2電流がキャンセルするようにし、この状態で第2電流の電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の内部のインピーダンスを算出する測定部と、を有することを特徴とする生体電気インピーダンスの測定装置である。

30

【0013】

本発明において、第2電極は、1対の第1電極を結ぶ直線に垂直な方向に伸びる線状の形状であってもよい。

40

【0014】

本発明において、内部インピーダンスを測定したい生体の部位の厚さを $D1$ とし、第3電極の間隔を $L1$ として、 $0.1 \leq L1/D1 \leq 5$ を満たすようにしてもよい。

【0015】

本発明において、内部インピーダンスを測定したい生体の部位の皮膚の厚さを $D2$ とし、第2電極の間隔を $L2$ として、 $0.1 \leq L2/D2 \leq 5$ を満たすようにしてもよい。

【0016】

本発明において、測定部は、生体の内部のインピーダンスの変化から筋肉の疲労度を評

50

価してもよい。

【0017】

本発明において、測定部は、異なる周波数で生体の内部のインピーダンスを測定し、そのインピーダンスの比の変化により筋肉の疲労度を評価してもよい。

【0018】

第3態様は、1対の第1電極と、1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1対の第1電極が内側となるように配置した第2電極と、1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1対の第2電極が内側となるように配置した第3電極と、を生体に接触し、第2電極を介して生体に電流を流してその電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の表面のインピーダンスを測定し、第3電極を介して生体に電流を流してその電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の断面全体のインピーダンスを測定し、生体の表面のインピーダンスと生体の断面全体のインピーダンスから生体の内部のインピーダンスを算出する、ことを特徴とする生体電気インピーダンスの測定方法である。

10

【0019】

本発明の第4態様は、1対の第1電極と、1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1対の第1電極が内側となるように配置した第2電極と、1対の電極であって、1対の第1電極を結ぶ直線上に離間して配置し、1対の第2電極が内側となるように配置した第3電極と、を生体に接触し、第2電極を介して生体の表面に第1電流を流すと同時に、第3電極を介して生体の表面および内部に第1電流とは逆相の第2電流を流し、生体の表面において第1電流と第2電流がキャンセルするようにし、この状態で第2電流の電流値を測定するとともに第1電極間の電圧値を測定して生体の内部のインピーダンスを算出する、ことを特徴とする生体電気インピーダンスの測定方法である。

20

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、生体内部のインピーダンスを簡易に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】第1実施形態の生体電気インピーダンスの測定装置の構成を示した図。

【図2】生体の腕部分の構造を示した図。

30

【図3】生体の腕部分の等価回路。

【図4】第1実施形態の変形例を示した図。

【図5】第1実施形態の変形例を示した図。

【図6】第1実施形態の変形例を示した図。

【図7】生体断面における電流分布を示した図。

【図8】生体モデルを示した図。

【図9】生体の等価回路を示した図。

【図10】生体電気インピーダンスZのcole-coleプロット表示を示した図。

【図11】筋肉疲労前後での生体電気インピーダンスZの変化を示した図。

【図12】複素インピーダンスを考慮した生体の等価回路を示した図。

40

【図13】Zall、Zin、Zoutの計算例を示した図。

【図14】筋肉疲労度測定装置の構成を示した図。

【図15】生体内部の電流分布を電磁界ミュレーションにより求めた結果を示した図。

【発明を実施するための形態】

【0022】

(第1実施形態)

図1は、第1実施形態の生体電気インピーダンスの測定装置の構成を示した図である。図1のように、第1実施形態の生体電気インピーダンスの測定装置は、1対の第1電極10と、1対の第2電極11と、1対の第3電極12と、第1電流源13と、第2電流源14と、第1電流計15と、第2電流計16と、電圧計17と、算出部18と、を有してい

50

る。第1電流源13、第2電流源14、第1電流計15、第2電流計16、電圧計17、および算出部18は本発明の測定部に相当する。

【0023】

第1電極10は、生体に接触させる電極であり、生体にかかる電圧を測定するための電極である。1対の第1電極10は、生体の所定位置に離間して配置される。電極の形状は円形である。他にも、長方形、正方形、などの形状であってもよい。また、電極材料は、Au、Al、Cu、Ag/AgClなどである。

【0024】

第2電極11は、生体に接触させる電極であり、生体に電流を流すための電極である。1対の第2電極11は、1対の第1電極10を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第1電極10が1対の第2電極11の内側となるように配置される。電極の形状や材料は第1電極10と同様である。

10

【0025】

第3電極12は、生体に接触させる電極であり、生体に電流を流すための電極である。1対の第3電極12は、1対の第1電極10を結ぶ直線上に離間して配置され、1対の第2電極11が1対の第3電極12の内側となるように配置される。電極の形状や材料は第1電極10と同様である。

【0026】

第1電流源13は、第2電極11を介して生体に電流を流すための電流源である。第1電流源13の両端は、それぞれ第1電流計15および第2電極11に接続されている。生体に流す電流は、周波数1kHz~1MHz、500μA以下である。

20

【0027】

第2電流源14は、第3電極12を介して生体に電流を流すための電流源である。第2電流源14の両端は、それぞれ第2電流計16および第3電極12に接続されている。生体に流す電流は、第1電流源13と同様であり、周波数1kHz~1MHz、500μA以下である。第1電流源13による電流と第2電流源14による電流は同時には流さず、一方のみに流すように制御する。たとえば、1~10ms間隔で交互に電流を流すように制御する。

【0028】

第1電流計15は、第2電極11を介して生体に流れる電流I1の電流値を測定する装置である。

30

【0029】

第2電流計16は、第3電極12を介して生体に流れる電流I2の電流値を測定する装置である。

【0030】

電圧計17は、第1電極10間に接続されており、第1電極10間の電圧を測定する装置である。

【0031】

算出部18は、第1電流計15、第2電流計16により測定した電流値と、電圧計17により測定した電圧値とから、生体の内部インピーダンスを算出し、筋肉の疲労度を評価する装置である。その詳細は後述する。

40

【0032】

次に、第1実施形態における生体電気インピーダンスの測定方法について説明する。

【0033】

図2は、生体の腕部分の構造を示した図であり、図3はその等価回路を示した図である。図2のように、生体の腕部分では、中心に骨があり、その周りに筋肉、筋肉の外側に脂肪の層、脂肪の外側に皮膚の構造となっている。よって生体の腕部分全体のインピーダンスは、皮膚のインピーダンス、脂肪のインピーダンス、筋肉のインピーダンス、骨のインピーダンスの並列インピーダンスで近似できる。これらのうち、脂肪や骨の導電率は他に比べて低い。そのため、図3のように、皮膚のインピーダンスと筋肉のインピーダンスの

50

並列インピーダンスでさらに近似できる。

【0034】

ここで、筋運動時、筋肉には多くの血液が流入し、その導電率が変化する。したがって、筋肉の導電率を測定できれば筋肉の疲労度を評価することができる。しかし、筋運動と同時に発汗が生じた場合、皮膚の導電率は大きく変化する。生体の腕部分の断面全体のインピーダンスの測定では、筋肉の血液量と発汗量の2つの変動要因があるため、筋肉のインピーダンスのみを測定できず、筋肉の血液量を正しく評価することができない。

【0035】

そこで第1実施形態では、生体内部のインピーダンスを以下のようにして測定する。第1電流源13により第2電極11を介して生体に電流I1を流し、このときの電流値、電圧値を第1電流計15、電圧計17により測定する。そして、電圧値を電流値で割ってインピーダンスZoutを算出する。

10

【0036】

一方、第2電流源14により第3電極12を介して生体に電流I2を流し、このときの電流値、電圧値を第2電流計16、電圧計17により測定する。そして、電圧値を電流値で割ってインピーダンスZallを算出する。

【0037】

第3電極12は間隔が広く、第2電極11は、第3電極12よりも内側に配置され、電極の間隔が短くなっている。そのため、電流I2は生体の表面から内部にかけて分布するのに対し、電流I1は生体の表面に偏って分布する。よって、インピーダンスZoutは生体表面のインピーダンスに近似でき、インピーダンスZallは生体断面全体のインピーダンスに近似できる。

20

【0038】

図15は、生体内部の電流分布を電磁界ミュレーションにより求めた結果を示した図である。図15(a)は電流I2、図15(b)は電流I1の分布である。生体モデルは図2の通りであり、骨の外径20mm、筋肉の厚さ30mm、脂肪の厚さ7mm、皮膚の厚さ3mmとし、I1、I2は500Hzとした。また、導電率は、皮膚が0.34S/m、脂肪が0.4327S/m、筋肉が0.351828S/m、骨が0.02064S/mとした。図15のように、電流I2は生体の深部まで分布しているのに対し、電流I1は生体の表面に集中していることがわかる。

30

【0039】

ここで、図3に示したように、生体断面全体のインピーダンスZallは、生体表面のインピーダンスZoutと生体内部のインピーダンスZinの並列インピーダンスに近似できる。よって、ZoutとZallを求めれば、 $Zin = Zout \times Zall / (Zout - Zall)$ によってZinを算出できる。このようにして、算出部18は、第1電流計15、第2電流計16、電圧計17の測定値から生体内部のインピーダンスZinを算出する。生体内部のインピーダンスZinは、筋肉のインピーダンスに近似できるので、筋肉の疲労度など、筋肉に関する各種の評価に利用することができる。

【0040】

以上、第1実施形態によれば、簡易な構成によって生体内部のインピーダンスを測定することができる。

40

【0041】

次に、生体のより詳細なモデルと、筋肉の疲労度測定について説明する。

【0042】

一般に、生体電気インピーダンスは複素インピーダンスとして扱われる。図8に、生体内の電流の流れを示す。図8のように、細胞膜は容量を有し、低周波では細胞を迂回して外液中を電流が流れる。一方、高周波では、外液だけでなく細胞内の内液にも電流が流れるようになる。図9は、生体の等価回路を示す。図9のように、細胞外液の抵抗をRe、細胞内液の抵抗をRi、細胞膜の容量をCmとして、CmとRiの直列接続と、Reとの並列接続で表される。低周波では、図9(a)のように、Re側に電流が流れ、高周波で

50

は、図9(b)のように両側に流れる。図10は、生体電気インピーダンス Z の cole-cole プロット表示である。理論的には、低周波ほど R_e に近づき、高周波ほど R_e/R_i (R_e と R_i の並列抵抗)に近づく。

【0043】

筋肉が疲労すると、筋肉には血液が流入する。血液の導電率は筋肉の導電率よりも高いため、筋肉の疲労により生体電気インピーダンス Z は低下する。図11は、筋肉の疲労前、疲労後の生体電気インピーダンス Z を示している。図11のように、 Z の実部は筋肉の疲労により低下するため、その変化量を上記の生体内部のインピーダンスの測定によって評価することで、筋肉の疲労度を評価することができる。

【0044】

ただし、 Z の実部は個人差があり、 Z の実部の変化量だけでは筋肉の疲労度の評価が困難な場合もある。そこで、細胞内外液抵抗比 R_e/R_i の変化や、異なる周波数での生体内部のインピーダンスの比の変化を評価指標として用いることにより、個人差による誤差を低減し、より精度よく筋肉の疲労度を測定することができる。異なる周波数での生体内部のインピーダンスの比は、たとえば、低周波での生体内部のインピーダンスと高周波での生体内部のインピーダンスの比である。低周波は、たとえば100Hz~10kHzであり、高周波は、たとえば100kHzから10MHzである。

【0045】

図12は、複素インピーダンスを考慮した生体の等価回路である。このような回路の場合も、 $Z_{in} = Z_{out} \times Z_{all} / (Z_{out} + Z_{all})$ によって生体内部のインピーダンスを測定できる。図13は、 Z_{all} 、 Z_{in} 、 Z_{out} の計算例である。複素インピーダンスを考慮した場合も、生体内部のインピーダンス Z_{in} を計算できることが確認できる。

【0046】

次に、各電極の間隔について好ましい範囲を説明する。電流を流す電極の間隔が広いほど深部まで電流を流すことができるが、生体は部位によって厚さが異なる。そこで、内部インピーダンスを測定したい生体の部位の厚さを D_1 とし、第3電極12の間隔を L_1 として、 $0.1 \leq L_1/D_1 \leq 5$ とすることが好ましい。 L_1 を D_1 と同程度とすることで、装置の小型化を図りつつ、電流を深部まで流すことができる。また、第2電極11を介して流す電流は、生体の皮膚部分に局在させる必要がある。そこで、内部インピーダンスを測定したい生体の部位の皮膚の厚さを D_2 とし、第2電極11の間隔を L_2 として、 $0.1 \leq L_2/D_2 \leq 5$ とすることが好ましい。 L_2 を D_2 と同程度とすることで、電流を生体の皮膚部分に局在させる。なお、電極の配置上、第1電極10の間隔を L_3 として、 $L_3 < L_2 < L_1$ を満たす。第1電極10の間隔 L_3 は、 $0 < L_3 < L_2$ を満たす範囲で任意に設定してよい。

【0047】

図14は、第1実施形態の生体電気インピーダンスの測定装置を利用した筋肉疲労度測定装置の構成を示した図である。図14のように、筋肉疲労度測定装置は、絆創膏型のデバイスであり、絶縁体のシート21の一方の面(裏面とする)に粘着剤が塗布されている。また、絶縁体のシート21の裏面には、第1電極10、第2電極11、第3電極12が第1実施形態と同様に配置されている。また、シート21の表面には、第1電流源13、第2電流源14、第1電流計15、第2電流計16、電圧計17、算出部18、表示部20を1つにまとめた装置が実装されている。シート21の裏面を生体に貼り付け、第1電極10、第2電極11、第3電極12を生体に接触させて、第1実施形態と同様にして生体内部のインピーダンスを測定する。算出部18は算出した生体内部のインピーダンスの変化から筋肉の疲労度を推定する。表示部20は、その推定された疲労度を文字などで表示する。たとえば、疲労度を低、中、高の3段階に判定し、「疲労度 高」などと表示する。

【0048】

表示部20による表示に替えて、あるいは加えて、アラームや音声などによって疲労度

10

20

30

40

50

を通知してもよい。また、表示部 20 に替えて、あるいは加えて、Bluetooth (登録商標) などの無線通信装置を設けてもよい。算出部 18 により求めた筋肉の疲労度の情報を無線通信装置により送信し、これをスマートフォン、タブレット端末など無線通信端末により受信して、その無線通信端末に筋肉の疲労度を表示したり、音により通知したりすることができる。またこの場合、算出部 18 は無線通信端末にインストールされたアプリケーションとしてもよい。

【0049】

(変形例 1)

図 4 のように、第 2 電極 11 の形状を第 1 電極 10 側に凸の円弧状としてもよい。第 1 電極 10 を結ぶ直線に垂直方向に伸びる線状であれば円弧でなくともよい。このような電極形状とすることで、第 2 電極 11 を介して電流を流したときの生体表面での電流分布と、第 3 電極 12 を介して電流を流したときの生体表面での電流分布が同等となり、生体内部のインピーダンスをより精度よく求めることができる。図 5 のように第 2 電極 11 の長さ (第 1 電極 10 を結ぶ直線に垂直方向の長さ) を x 、第 3 電極 12 の間隔を L_1 、第 2 電極 11 の間隔を L_2 として、 x は、 $0.8 \left(2(L_1 - L_2) \right)^{1/2} \sim 1.2$ とすることが好ましい。この範囲であれば第 2 電極 11 を介して電流を流したときの生体表面での電流分布と、第 3 電極 12 を介して電流を流したときの生体表面での電流分布をより同等に近づけることができる。

10

【0050】

(変形例 2)

図 5 のように、電流源は第 1 電流源 13 のみとし、1 対のスイッチ 19 を設け、スイッチ 19 によって第 1 電流源 13 と第 2 電極 11、第 3 電極 12 の接続を切り替えるように構成してもよい。図 5 (a) は、第 1 電流源 13 と第 3 電極 12 とを接続した状態を示している。図 5 (b) は、第 1 電流源 13 と第 2 電極 11 とを接続した状態を示している。このように構成すれば、電流源と電流計が 1 つで済み、装置の小型化、低コスト化を図ることができる。

20

【0051】

(変形例 3)

上記第 1 実施形態では、第 1 電流源 13 による電流 I_1 と第 2 電流源 14 による電流 I_2 とを交互に流していたが、図 6 のように、第 1 電流源 13 による電流 I_1 と第 2 電流源 14 による電流 I_2 とを逆相にして同時に流してもよい。この場合、生体断面における電流分布は図 7 に示すようになる。図 7 のように、第 1 電流源 13 により第 2 電極 11 を介して生体に流れる電流 I_1 は、生体表面に分布する。一方、第 2 電流源 14 により第 3 電極 12 を介して生体に流れる電流 I_2 は、生体表面だけでなく内部にも分布する。ここで、電流 I_1 と電流 I_2 とは逆相である。そのため、生体表面では電流がキャンセルし、主に生体内部に電流が分布する。この電流値を第 2 電流計 16 で測定し、電圧計 17 で電圧を測定すれば、生体内部のインピーダンスを算出することができる。要するに、第 1 実施形態は計算処理により表面のインピーダンスを除去する構成であるが、変形例 3 は物理的に表面のインピーダンスを除去する構成である。

30

【0052】

変形例 3 のように電流 I_1 と電流 I_2 とを逆相にして同時に流す場合、電流 I_1 、 I_2 の振幅は、 $I_1 = k \times I_2$ として、 $0.1 \times (L_2 / L_1)^2 < k < (L_2 / L_1)^2$ とするように設定するとよい。このように k を設定すれば、電流 I_1 の電流密度 I_1' 、電流 I_2 の電流密度を I_2' として、いずれの領域においても $I_1' < I_2'$ とすることができる。特に生体表面において大きく電流を打ち消すことができ、生体内部において電流密度を高くすることができる。その結果、生体表面でのインピーダンス変動の影響をより低減でき、生体内部でのインピーダンス変動の測定感度を高めることができる。

40

【産業上の利用可能性】

【0053】

本発明は、筋肉の疲労度の測定などに利用することができる。

50

【符号の説明】

【0054】

10 : 第1電極

11 : 第2電極

12 : 第3電極

13 : 第1電流源

14 : 第2電流源

15 : 第1電流計

16 : 第2電流計

17 : 電圧計

18 : 算出部

19 : スイッチ

20 : 表示部

21 : シート

10

20

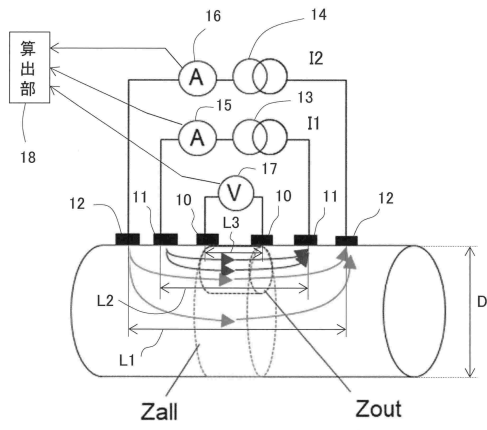
30

40

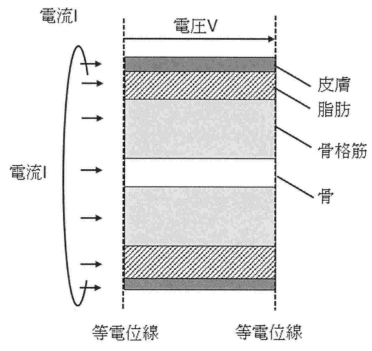
50

【図面】

【図 1】

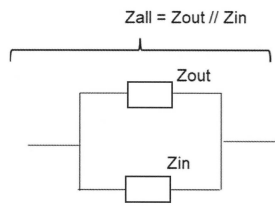


【図 2】

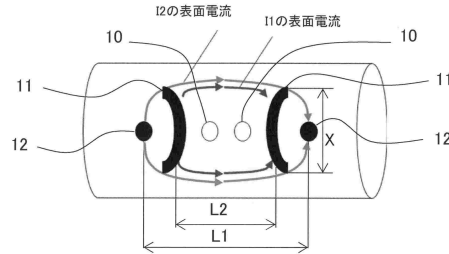


10

【図 3】



【図 4】



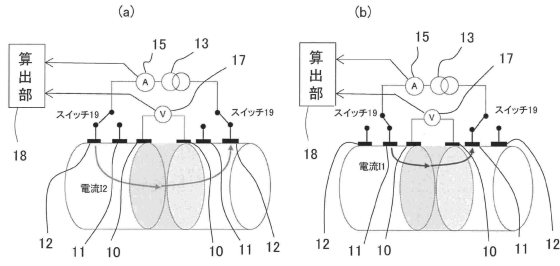
20

30

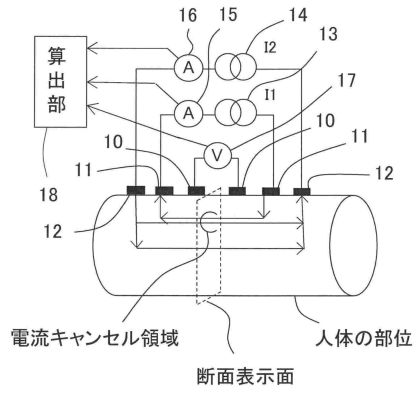
40

50

【図5】

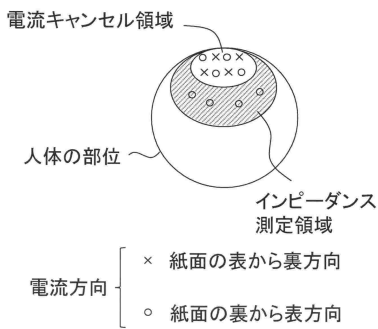


【図6】

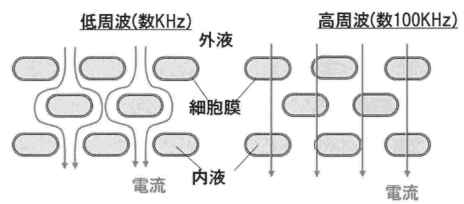


10

【図7】

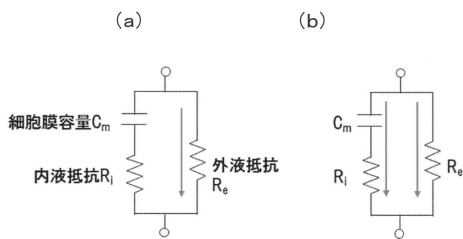


【図8】

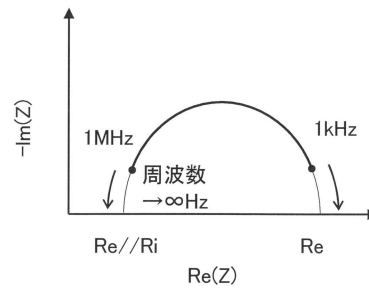


20

【図9】



【図10】

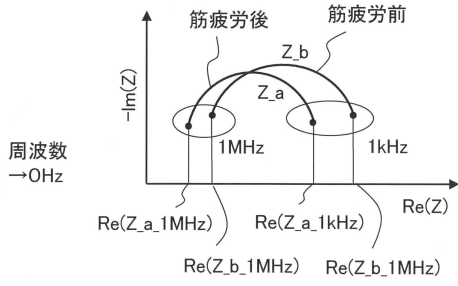


30

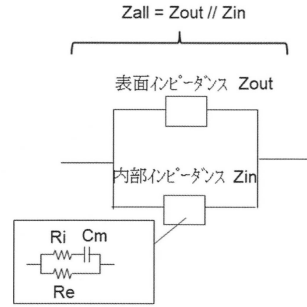
40

50

【図 1 1】

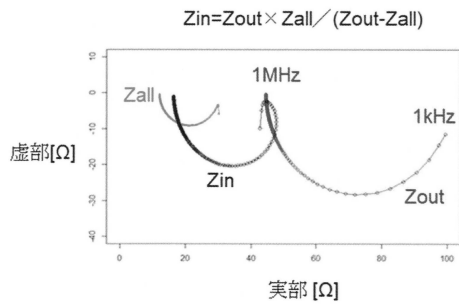


【図 1 2】

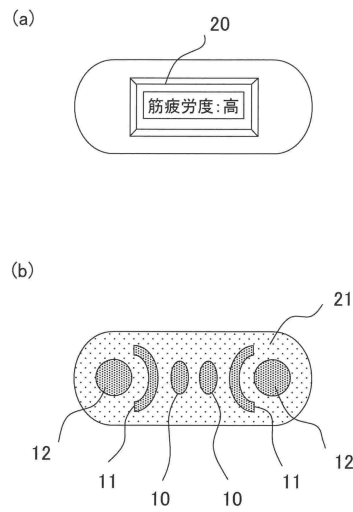


10

【図 1 3】



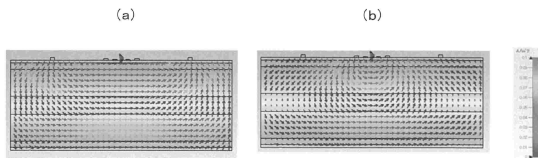
【図 1 4】



20

30

【図 1 5】



40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 中村 忠司
愛知県長久手市横道4-1番地の1 株式会社豊田中央研究所内
- (72)発明者 郡司島 造
愛知県長久手市横道4-1番地の1 株式会社豊田中央研究所内
- 審査官 阿部 知
- (56)参考文献 特表2016-533835(JP,A)
特開2012-200490(JP,A)
特開2012-205604(JP,A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 - 5/398