

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-89490

(43) 公開日 平成8年(1996)4月9日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/05

B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平6-228011

(22) 出願日 平成6年(1994)9月22日

特許法第30条第1項適用申請有り

(71) 出願人 000002853

ダイキン工業株式会社

大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号

梅田センタービル

(72) 発明者 相根 政幸

滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の2

ダイキン工業株式会社滋賀製作所内

(72) 発明者 上田 智章

滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の2

ダイキン工業株式会社滋賀製作所内

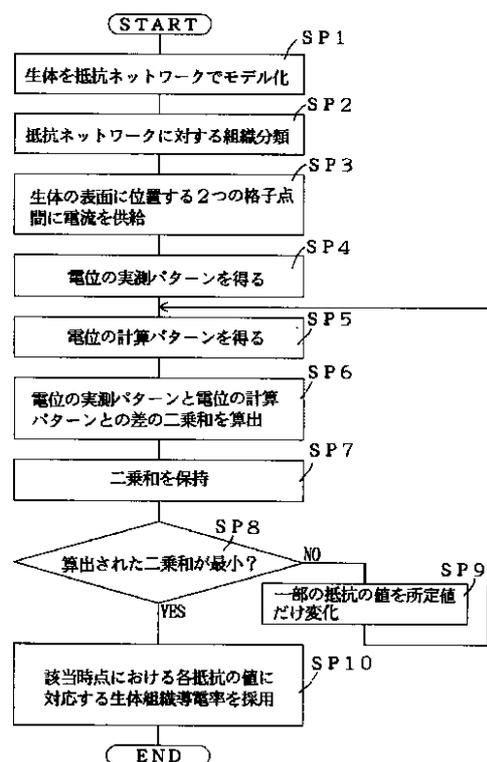
(74) 代理人 弁理士 津川 友士

(54) 【発明の名称】 生体組織導電率の測定方法

(57) 【要約】

【目的】 生体組織の導電率を無侵襲で測定する。

【構成】 生体組織の導電率の仮定値に基づいて生体表面の電位の計算パターンを算出し、生体表面の電位の実測パターンとの差の二乗総和を最小にすべく導電率の仮定値を補正して生体組織の導電率を得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体を格子状の抵抗ネットワークでモデル化し、抵抗ネットワークの格子点のうち、生体表面に位置する 2 つの格子点間に能動的に電流を供給し、上記電流の供給に起因して生体表面に位置する他の格子点に生じる電位のパターンを計測し、上記電流が供給されたことに起因して上記他の格子点に発生すべき電位のパターンを算出し、計測された電位のパターンと算出された電位のパターンとの他の二乗和が最小になるように抵抗ネットワークを構成する各抵抗の値を補正して生体組織導電率を得ることを特徴とする生体組織導電率の測定方法。

【請求項 2】 抵抗ネットワークを構成する抵抗を、生体組織に基づいて予め分類しておく請求項 1 に記載の生体組織導電率の測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】この発明は生体組織導電率の推定方法に関し、さらに詳細に言えば、人体等の生体を構成する組織（骨、血液、筋肉、皮膚等）の導電率を推定するための方法に関する。

【0002】

【従来の技術】従来から生体の組織導電率を測定することが要求されており、この要求を満足させるためには、導電率測定対象となる組織を生体から切離し、この状態において、例えば 4 端子法により該当する組織の導電率を測定していた。ここで、個々の生体の組織導電率が得られていると仮定すれば、例えば、生体の断層像に基づいて生体を 2 次元または 3 次元格子状の抵抗ネットワークで近似することができる。そして、生体が抵抗ネットワークで近似されていれば、生体表面の複数の測定点において電位を測定することにより、個人差を考慮した状態で生体内部の電流源を解析することができる。また、生体内部の電流源としては、例えば、心臓、脳等が知られている。したがって、上述のようにして生体内部の電流源の解析を行なうことができれば、断層像だけでは得ることができない情報（心臓、脳等の興奮状態を示す情報など）を得ることができ、生体の診断、治療に著しい貢献が期待できる。このような観点から、生体の組織導電率の測定が強く要望されているのである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述の方法を採用して生体の組織導電率を測定する場合には、測定対象となる組織を生体から切離すことが必須になり、無侵襲で生体の組織導電率を測定することが不可能である。また、測定対象となる組織が心臓、脳等である場合には、該当する組織を生体から切離すことができないので、このような組織の導電率を測定することができない。

【0004】このような点を考慮して、例えば、死体か

10

20

30

40

50

ら組織を切離して導電率を測定することが考えられるが、このような組織は生体内部に存在する組織とかなり状態が異なり、しかも、組織にはかなり個人差が存在する可能性があるので、生体の組織導電率とはかなり異なる値が導電率として得られる可能性がある。また、生体から切離された組織は、死体から切離された組織よりも生体内部に存在する組織に近いのであるが、生体内部に存在している場合と比較して状態が変化し、導電率も変化することが考えられるのであるから、生体から切離し可能な組織であっても、生体内部に存在している状態における導電率を測定することができない可能性がある。

【0005】即ち、生体の組織導電率を正確に得ることは殆ど不可能であった。

【0006】

【発明の目的】この発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、無侵襲で生体の組織導電率を計測することができる生体組織導電率の計測方法を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するための、請求項 1 の生体組織導電率の測定方法は、生体を格子状の抵抗ネットワークでモデル化し、抵抗ネットワークの格子点のうち、生体表面に位置する 2 つの格子点間に能動的に電流を供給し、上記電流の供給に起因して生体表面に位置する他の格子点に生じる電位のパターンを計測し、上記電流が供給されたことに起因して上記他の格子点に発生すべき電位のパターンを算出し、計測された電位のパターンと算出された電位のパターンとの差の二乗和が最小になるように抵抗ネットワークを構成する各抵抗の値を補正して生体組織導電率を得る方法である。

【0008】請求項 2 の生体組織導電率の測定方法は、抵抗ネットワークを構成する抵抗を、生体組織に基づいて予め分類しておく方法である。

【0009】

【作用】請求項 1 の生体組織導電率の測定方法であれば、生体を格子状の抵抗ネットワークでモデル化し、抵抗ネットワークの格子点のうち、生体表面に位置する 2 つの格子点間に能動的に電流を供給し、上記電流の供給に起因して生体表面に位置する他の格子点に生じる電位のパターンを計測し、上記電流が供給されたことに起因して上記他の格子点に発生すべき電位のパターンを算出し、計測された電位のパターンと算出された電位のパターンとの差の二乗和が最小になるように抵抗ネットワークを構成する各抵抗の値を補正して生体組織導電率を得るのであるから、生体に対する影響は表面電位の測定だけであり、無侵襲で生体の組織導電率の測定を達成することができる。ここで、実測パターンと計算パターンとの差が最小になるまで、変更された抵抗値に基づく計算パターンの獲得、および抵抗値の補正を反復するのであ

るから、生体の組織導電率の高精度な測定結果を得ることができる。

【0010】請求項2の生体組織導電率の測定方法であれば、抵抗ネットワークを構成する抵抗を、生体組織に基づいて予め分類しておくのであるから、補正対象となる抵抗の種類を低減することができ、ひいては生体組織導電率を測定するための処理を簡単化することができる。即ち、抵抗ネットワークを構成する各抵抗を1つずつ補正するのではなく、抵抗を分類毎に補正することになるので、上述のように、補正対象となる抵抗の種類を低減することができる。

【0011】

【実施例】以下、実施例を示す添付図面によってこの発明を詳細に説明する。図1はこの発明の生体組織導電率の測定方法の一実施例を概略的に示す図であり、人体頭部における生体組織導電率の測定を行なう場合を示している。図1において人体頭部を格子状の抵抗ネットワークでモデル化しているとともに、人体頭部の表面（以下、単に頭皮と称する）に位置する任意の2点間に電流源2により電流を供給し、電流源2により電流を供給したことに起因する頭皮の複数箇所における電位をそれぞれ取出し、取出された全ての電位の実測パターン S_j を得ている。尚、図1中に+で示す点が格子点であり、白抜きのPで示す点が正の電流の供給点であり、白抜きのMで示す点が負の電流の供給点であり、白抜きの#で示す点が電位計測点である。また、Bが骨を示し、Lが脳髄液を示し、Nが脳神経系をそれぞれ示している。

【0012】尚、上記モデル化の詳細は、図2に例示するとおりであり、例えば人体胸部の断層像に対応して多数の抵抗を格子状に仮想的に配列し、隣合う抵抗どうしを互に接続し、格子状の抵抗ネットワークを構築してなる。図3はこの発明の生体組織導電率測定方法の一実施例を概略的に説明するフローチャートであり、ステップSP1において生体を抵抗ネットワークでモデル化し、ステップSP2において上記抵抗ネットワークに対する組織分類（同じ生体組織に該当する抵抗の値を互に等しく設定すること）を行ない、ステップSP3において、生体の表面に位置する2つの格子点間に電流源2により電流を供給し、ステップSP4において、電流を供給したことに起因する生体の表面の複数箇所における電位を計測して電位の実測パターンを得、ステップSP5において、構築された抵抗ネットワークに対応する電位算出式に上記供給電流を代入することにより、上記複数箇所における電位を算出して電位の計算パターンを得、ステップSP6において、電位の実測パターンと電位の計算パターンとの差の二乗和を算出し、ステップSP7において、算出された二乗和を保持し、ステップSP8において、ステップSP6で算出された二乗和が最小であるか否かを判別し、最小でなければ、ステップSP9において抵抗ネットワークを構成する一部の抵抗の値を所定

値だけ変化させ、再びステップSP5の処理を行なう。逆に、ステップSP8において、算出された二乗和が最小であると判別された場合には、ステップSP10において、該当該点における各抵抗の値に対応する生体組織導電率を採用し、そのまま一連の処理を終了する。

【0013】

【具体例】図1に示すように、人体頭部1を骨B、脳髄液L、脳神経系Nに組織分類してなる2次元頭部モデルを作製し、組織導電率測定シミュレーションを行なった。但し、このモデルは、5mmピッチで 40×27 ノード（格子点）である。そして、骨B、脳髄液L、脳神経系Nに対してそれぞれ所定の導電率を割り当て、このモデルに対して図1に示すように電流を供給した場合において算出される電位分布は図4に示すとおりであった。

【0014】図4に示す電位分布から電位の実測パターンを得、電位の実測パターンと電位の計算パターンとの差の二乗和が最小になる組織導電率を推定したところ、上記割り当てられた組織導電率と一致した。したがって、図3のフローチャートに基づく処理を行なうことにより、生体の組織導電率を高精度に推定できることが分る。

【0015】また、以上の説明から明らかなように、生体組織導電率を測定するに当たって、生体に対する電流の供給、および生体表面における電位測定を行なうだけでよいから、無侵襲の生体組織導電率測定を達成することができる。さらに、この発明の方法を適用することにより、被験者に固有の生体組織導電率を高精度に計測することができるので、生体表面における電位計測結果に基づいて生体内部の興奮電流を求める場合に、個人差を考慮することができ、興奮電流の推定精度を高めることができる。

【0016】なお、上記実施例においては、組織分類を行った状態で生体組織導電率の測定を行う場合について説明したが、組織分類を行うことなく生体組織導電率の測定を行うことも可能である。

【0017】

【発明の効果】以上のように請求項1の発明は、無侵襲で生体組織導電率の測定を達成できるとともに、電位の実測パターンと電位の計算パターンとの差の二乗和が最小になるまで、変更された導電率に基づく電位の計算パターンの獲得、および導電率の変更を反復することにより、生体組織導電率の高精度な測定結果を得ることができるという特有の効果を奏する。

【0018】請求項2の発明は、推定対象となる組織導電率の種類を少なくして生体組織導電率を測定するための処理を簡単化することができるほか、請求項1と同様の効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】人体頭部を格子状の抵抗ネットワークでモデル

5

6

化し、頭部表面の 2 点間に電流を供給した状態を示す概略図である。

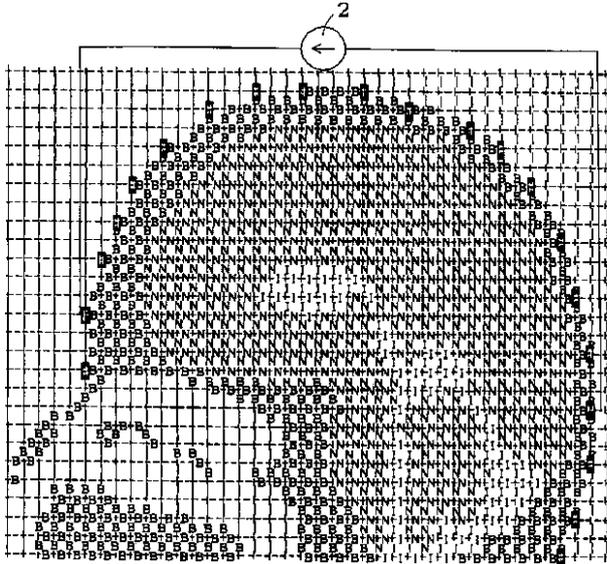
【図 2】モデル化を詳細に示す図である。

【図 3】この発明の生体組織導電率の測定方法の一実施 *

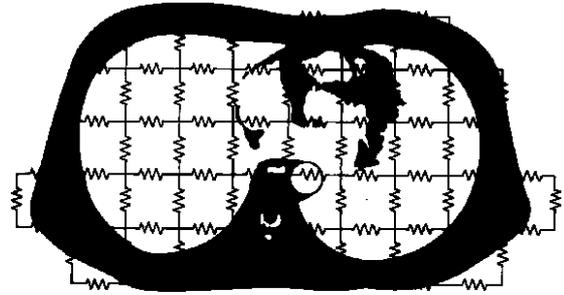
* 例を説明するフローチャートである。

【図 4】人体頭部を組織分類した状態で電位を計算し、計算結果に基づいて得た等電位線図を示す図である。

【図 1】



【図 2】



【図 4】



【図3】

