

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-205604

(P2012-205604A)

(43) 公開日 平成24年10月25日(2012.10.25)

(51) Int.Cl.
A61B 5/05 (2006.01)

F I
A61B 5/05

テーマコード(参考)
4C027

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-58885 (P2011-58885)
 (22) 出願日 平成23年3月17日(2011.3.17)
 (31) 優先権主張番号 61/320,791
 (32) 優先日 平成22年4月5日(2010.4.5)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(出願人による申告)平成21年度、独立行政法人科学技術振興機構 先端計測分析技術・機器開発事業、「低価格脳機能異常部位表示装置の開発」産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願

(71) 出願人 304021417
 国立大学法人東京工業大学
 東京都目黒区大岡山2丁目12番1号
 (74) 代理人 100105924
 弁理士 森下 賢樹
 (74) 代理人 100109047
 弁理士 村田 雄祐
 (74) 代理人 100109081
 弁理士 三木 友由
 (74) 代理人 100133215
 弁理士 真家 大樹
 (72) 発明者 小杉 幸夫
 神奈川県横浜市緑区長津田町4259 国立大学法人東京工業大学内

最終頁に続く

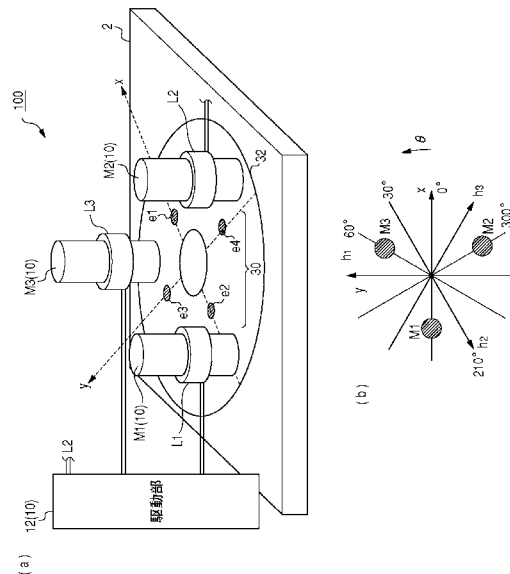
(54) 【発明の名称】 生体インピーダンス測定装置

(57) 【要約】

【課題】組織の電気インピーダンスの異方性の測定が困難であった。

【解決手段】渦電流発生装置10は、略同心円上に略等間隔に配置された複数の電磁石M1~M3を備える。電磁石M1~M3の端面が生体組織2の表面に対向するように配置され、各電磁石M1~M3がそれぞれのコイルL1~L3に流れる駆動電流に応じた渦電流を発生させる。渦電流発生装置10は、電磁石M1~M3が発生させる渦電流の合成電流の方向が、時間とともに変化するように、コイルL1~L3に流れる駆動電流を変化させる。電位差測定装置30は、生体組織2の表面上に配置された複数の測定用電極e1~e4を有し、渦電流によって生体組織に発生する電位差を、2つの測定用電極のペアを用いて測定する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織のインピーダンスを測定する生体インピーダンス測定装置であって、略同心円上に略等間隔に配置された m 個 (m は 2 以上の整数) の電磁石であって、それぞれの端面が前記生体組織の表面に対向するように配置され、各電磁石がそれぞれのコイルに流れる駆動電流に応じた渦電流を発生させる、 m 個の電磁石を有し、前記生体組織内に前記 m 個の電磁石が発生させる渦電流の合成電流の方向が、時間とともに変化するように、前記 m 個の電磁石それぞれのコイルに流れる駆動電流を変化させる渦電流発生装置と、

生体組織の表面上に配置された複数の測定用電極を有し、前記渦電流によって前記生体組織に発生する電位差を、2つの測定用電極のペアを用いて測定する電位差測定装置と、を備えることを特徴とする生体インピーダンス測定装置。

10

【請求項 2】

前記 m 個の電磁石それぞれのコイルには、互いに位相が略 ($360/M$) 度シフトした同一周波数の高周波の駆動電流が供給され、前記生体組織内には、流れる方向が前記駆動電流と同期して回転する前記合成電流が発生することを特徴とする請求項 1 に記載の生体インピーダンス測定装置。

【請求項 3】

$M = 3$ であって、3個の電磁石は空間的に 120 度ずつ離れた略同心円上に配置され、各電磁石のコイルには、三相对称高周波の駆動電流が供給されることを特徴とする請求項 2 に記載の生体インピーダンス測定装置。

20

【請求項 4】

前記渦電流発生装置は、第 1 周波数を有する高周波キャリア電流を、前記第 1 周波数より低い第 2 周波数を有する m 個の変調信号によって振幅変調することにより m 個の駆動電流を生成し、 m 個の駆動電流それぞれを前記 m 個の電磁石それぞれのコイルに流すことにより、流れる方向が前記変調信号と同期して変化する前記合成電流を前記生体組織内に発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の生体インピーダンス測定装置。

【請求項 5】

$M = 3$ であって、3個の電磁石は空間的に 120 度ずつ離れた略同心円上に配置され、前記 m 個の変調信号は、位相が互いに 120 度シフトした前記第 2 周波数の三相对称交流の各成分であることを特徴とする請求項 4 に記載の生体インピーダンス測定装置。

30

【請求項 6】

前記電位差測定装置は、生体組織の表面上に配置された複数のキャンセル用電極をさらに有し、対向する 2つの測定用電極のペアの間に発生する電位差が実質的にゼロになるように、それと対応するキャンセル用電極のペアの間に通電する高周波電流の振幅と位相を制御し、このキャンセル用電極のペア間に流れた電流値より、対応する測定用電極のペアがなす方向のインピーダンスを測定することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の生体インピーダンス測定装置。

【請求項 7】

前記複数の測定用電極は、前記 m 個の電磁石の端面がなす面と平行で、深度が異なる面内に設置されることを特徴とする請求項 1 に記載の生体インピーダンス測定装置。

40

【請求項 8】

前記複数の測定用電極および前記複数のキャンセル用電極の少なくとも一方は、前記 m 個の電磁石の端面がなす面と平行で、深度が異なる面内に設置されることを特徴とする請求項 6 に記載の生体インピーダンス測定装置。

【請求項 9】

前記 m 個の電磁石の第 2 の端面に、磁氣的に共通にカップリングされるフェライトをさらに備え、当該フェライトと前記 m 個の電磁石の第 2 の端面の距離が調節可能であることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれかに記載の生体インピーダンス測定装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織を無侵襲的に測定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

構造が複雑な生体臓器およびそれを構成する各組織は電気的な異方性を有している。電気インピーダンスの異方性の測定により、組織の構成と電気特性に関係した質の情報を得ることが期待されるため、生理学的研究、あるいは臨床応用面における価値が高い。

【0003】

生体の電気インピーダンスを測定する方法として、四電極法が知られている。四電極法は、測定対象と電極との不安定な接触抵抗の影響が少ないという利点を有する反面、生体組織の形状の複雑さゆえ、生体断面のどの部分のインピーダンスを測定しているのかが判然とせず、したがって測定された結果と生理現象との対応関係の信頼性が高くないという問題がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第1909038号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体の電気インピーダンスを測定する手法として、本発明者らは、特許文献1に記載の技術を提案している。しかし同文献に記載の技術では、2つの電磁石の間に生体組織を挟み込む必要があり、その用途には制限があった。

【0006】

本発明に係る課題に鑑みてなされたものであり、そのある態様の例示的な目的のひとつは、組織の電気インピーダンスの異方性を簡易に測定可能な装置の提供にある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明のある態様は、生体組織のインピーダンスを測定する生体インピーダンス測定装置に関する。生体インピーダンス測定装置は、渦電流発生装置と、電位差測定装置と、を備える。渦電流発生装置は、略同心円上に略等間隔に配置された m 個（ m は2以上の整数）の電磁石であって、それぞれの端面が生体組織の表面に対向するように配置される m 個の電磁石を有する。各電磁石は、それぞれのコイルに流れる駆動電流に応じた渦電流を発生させる。渦電流発生装置は、生体組織内に m 個の電磁石が発生させる渦電流の合成電流の方向が、時間とともに変化するように、 m 個の電磁石それぞれのコイルに流れる駆動電流を変化させる。電位差測定装置は、生体組織の表面上に配置された複数の測定用電極を有し、渦電流によって生体組織に発生する電位差を、2つの測定用電極のペアを用いて測定する。

【0008】

この態様によると、複数の電磁石に駆動電流を供給することにより、生体組織には渦電流が発生する。そしてその渦電流の合成電流の流れる方向は、各電磁石のコイルに与える駆動電流の強さ、あるいは振幅の組み合わせに応じて変化させることができる。したがって生体組織内に、任意の方向で電流を流すことができ、その電流により生ずる電位差を測定用電極のペアを用いて測定することにより、生体インピーダンスの異方性を容易、および/または正確に測定することが可能となる。また、この態様によれば、複数の電磁石の間に試料を挟み込む必要が無い場合、従来技術に比べて、幅広い用途に利用できる。

【0009】

m 個の電磁石それぞれのコイルには、互いに位相が略 $(360/m)$ 度シフトした同一

10

20

30

40

50

周波数の高周波の駆動電流が供給されてもよい。生体組織内には、流れる方向が駆動電流と同期して回転する合成電流が発生してもよい。

【0010】

m = 3 であって、3 個の電磁石は空間的に 120 度ずつ離れた略同心円上に配置され、各電磁石のコイルには、三相对称高周波の駆動電流が供給されてもよい。

【0011】

渦電流発生装置は、第 1 周波数を有する高周波キャリア電流を、第 1 周波数より低い第 2 周波数を有する m 個の変調信号によって振幅変調することにより m 個の駆動電流を生成し、m 個の駆動電流それぞれを m 個の電磁石それぞれのコイルに流すことにより、流れる方向が変調信号と同期して変化する合成電流を生体組織内に発生させてもよい。

10

【0012】

m = 3 であって、3 個の電磁石は空間的に 120 度ずつ離れた略同心円上に配置されてもよい。m 個の変調信号は、位相が互いに 120 度シフトした第 2 周波数の三相对称交流の各成分であってもよい。

【0013】

ある態様の電位差測定装置は、生体組織の表面上に配置された複数のキャンセル用電極をさらに有してもよい。2 つの測定用電極のペアの間に発生する電位差が実質的にゼロになるように、それと対応するキャンセル用電極のペアの間に通電する高周波電流の振幅と位相を制御し、このキャンセル用電極のペア間に流れた電流値より、対応する測定用電極のペアがなす方向のインピーダンスを測定してもよい。

20

【0014】

複数の測定用電極は、m 個の電磁石の端面がなす面と平行で、深度が異なる面内に設置されてもよい。

【0015】

複数の測定用電極および複数のキャンセル用電極の少なくとも一方は、m 個の電磁石の端面がなす面と平行で、深度が異なる面内に設置されてもよい。

【0016】

ある態様の生体インピーダンス測定装置は、m 個の電磁石の第 2 の端面に、磁氣的に共通にカップリングされるフェライトをさらに備えてもよい。フェライトと m 個の電磁石の第 2 の端面の距離が調節可能であってもよい。

30

この態様によれば、フェライトと電磁石の距離に応じて、電磁石が発生する磁界が生体組織に浸透する深さを調節することができ、深さ方向のインピーダンス分布を測定することが可能となる。

【0017】

なお、以上の構成要素を任意に組み合わせたもの、あるいは本発明の表現を、方法、装置などの間で変換したものもまた、本発明の態様として有効である。

【発明の効果】

【0018】

本発明のある態様によれば、生体組織の電気インピーダンスの異方性を簡易に測定できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図 1】図 1 (a)、(b) は、第 1 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示す図である。

【図 2】図 2 (a)、(b) は、三相对称高周波の駆動電流および合成電流の向きを示す図である。

【図 3】第 2 の駆動方式を行う駆動部の構成例を示すブロック図である。

【図 4】図 4 (a)、(b) は、図 3 の駆動部の動作を示す波形図である。

【図 5】第 2 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示す図である。

【図 6】図 5 の制御回路の構成例を示す回路図である。

50

【図 7】第 3 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示す図である。

【図 8】第 4 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明を好適な実施の形態をもとに図面を参照しながら説明する。各図面に示される同一または同等の構成要素、部材、処理には、同一の符号を付するものとし、適宜重複した説明は省略する。また、実施の形態は、発明を限定するものではなく例示であって、実施の形態に記述されるすべての特徴やその組み合わせは、必ずしも発明の本質的なものであるとは限らない。

【0021】

(第 1 の実施の形態)

図 1 (a)、(b) は、第 1 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 100 の構成を示す図である。生体インピーダンス測定装置 100 は、生体組織のインピーダンスを測定するために利用される。図 1 (a) は、生体インピーダンス測定装置 100 の斜視図であり、図 1 (b) は上方断面図である。生体インピーダンス測定装置 100 は、主として、渦電流発生装置 10 および 30 を備える。

【0022】

渦電流発生装置 10 は、複数 m 個 (m は 2 以上の整数) の電磁石 $M_1 \sim M_m$ と、駆動部 12 を備える。本実施の形態では $m = 3$ の場合を説明するが、本発明はそれに限定されるものではない。

【0023】

複数の電磁石 $M_1 \sim M_3$ は、略同心円上に略等間隔に配置される。電磁石 $M_1 \sim M_3$ それぞれの下側の端面は、測定対象の試料 (生体組織ともいう) 2 の表面に対向するように配置される。好ましくは 3 個の電磁石 $M_1 \sim M_3$ は空間的に 120 度ずつ離れた略同心円上に配置される。各電磁石 $M_1 \sim M_3$ のコイル $L_1 \sim L_3$ には、駆動部 12 から駆動電流 $I_{L_1} \sim I_{L_3}$ が供給される。その結果、各電磁石 $M_1 \sim M_3$ は、試料 2 内に、駆動電流 $I_{L_1} \sim I_{L_3}$ に応じた渦電流を発生させる。

【0024】

駆動部 12 は、生体組織内に複数の電磁石 $M_1 \sim M_3$ が発生させる渦電流の合成電流の方向が、時間とともに変化するように、複数の電磁石 $M_1 \sim M_3$ それぞれのコイル $L_1 \sim L_3$ に流れる駆動電流 $I_{L_1} \sim I_{L_3}$ を変化させる。

【0025】

図 1 (b) を参照する。試料 2 の表面と平行に $x - y$ 平面にとるものとする。第 1 の電磁石 M_1 が $\theta_1 = 180$ 度、第 2 の電磁石 M_2 が $\theta_2 = 300$ 度、第 3 の電磁石 M_3 が $\theta_3 = 60$ 度の位置に配置されているとする。このとき、原点 O 付近の観測点にて第 1 の電磁石 M_1 が発生する渦電流 J_1 は、コイル L_1 に流れる電流 I_{L_1} を用いて、式 (1) で与えられる。

$$J_1 = k_1 \times I_{L_1} \times h_1 \quad \dots (1)$$

ここで h_1 は、 $\theta_1 = 90$ 度の向きを有する単位ベクトルであり、 k_1 は電磁石 M_1 の形状、材料、コイルの巻き数、磁石と観測点の位置関係等によって定まる係数である。

【0026】

同様に、第 2 の電磁石 M_2 が発生する渦電流 J_2 、第 3 の電磁石 M_3 が発生する渦電流 J_3 はそれぞれ、コイル L_2 、 L_3 に流れる電流 I_{L_2} 、 I_{L_3} を用いて、式 (2)、(3) で与えられる。

$$J_2 = k_2 \times I_{L_2} \times h_2 \quad \dots (2)$$

$$J_3 = k_3 \times I_{L_3} \times h_3 \quad \dots (3)$$

h_2 は、 $\theta_2 = 210$ 度の向きを有する単位ベクトル、 h_3 は $\theta_3 = 330$ 度の向きを有する単位ベクトルであり、 k_2 、 k_3 は、 k_1 と同様の係数である。

【0027】

観測点において、3 つの電磁石 $M_1 \sim M_3$ が作る渦電流 $J_1 \sim J_3$ の合成電流 $J_{t, t}$

10

20

30

40

50

a_1 は、式(4)で与えられる。

$$J_{total} = \sum_{i=1:m} J_i = J_1 + J_2 + J_3 \\ = k_1 \times I_{L1} \times h_1 + k_2 \times I_{L2} \times h_2 + k_3 \times I_{L3} \times h_3 \quad \dots (4)$$

ここで、 $\sum_{i=1:m} J_i$ は、 J_1 から J_m の総和を表す。

【0028】

したがって、図1の渦電流発生装置10によれば、駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ を時々刻々と変化させることにより、合成電流 J_{total} の向き、および/または大きさを時々刻々と変化させることができる。

【0029】

続いて、いくつかの好ましい駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ の発生手法を説明する。

10

【0030】

(第1の駆動方法)

好ましい態様において、駆動部12は、電磁石 $M1 \sim M3$ それぞれのコイル $L1 \sim L3$ に、互いに位相が略(360/m)度シフトした同一周波数の高周波の駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ を供給する。つまり各電磁石 $M1 \sim M3$ のコイル $L1 \sim L3$ には、角周波数 ω の三相对称高周波の駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ および合成電流 J_{total} の向きを示す図である。

$$I_{L1} = I_0 \cdot \cos(\omega t) \quad \dots (5a)$$

$$I_{L2} = I_0 \cdot \cos(\omega t - 2\pi/3) \quad \dots (5b)$$

$$I_{L3} = I_0 \cdot \cos(\omega t - 4\pi/3) \quad \dots (5c)$$

20

【0031】

いま、観測点が3つの電磁石 $M1 \sim M3$ から等距離にあり、各電磁石の形状、特性が等しいとすれば、 $k_1 = k_2 = k_3 = k$ とみなすことができる。このとき式(4)の合成電流 J_{total} は、式(6)で与えられる。

$$J_{total} = k \times (I_{L1} \times h_1 + I_{L2} \times h_2 + I_{L3} \times h_3) \quad \dots (6)$$

【0032】

式(6)に、式(5a)~(5c)を代入すると、式(7)を得る。

$$J_{total} = k \times I_0 \times \{ h_1 \cdot \cos(\omega t) + h_2 \cdot \cos(\omega t - 2\pi/3) \\ + h_3 \cdot \cos(\omega t - 4\pi/3) \} \quad \dots (7)$$

【0033】

式(7)の合成電流 J_{total} を x 成分 J_x と y 成分 J_y に分解すると、式(8a)、(8b)を得る。

$$J_x = - (3/2) k \cdot I_0 \cdot \sin(\omega t) \quad (8a)$$

$$J_y = (3/2) k \cdot I_0 \cdot \cos(\omega t) \quad (8b)$$

30

【0034】

式(8a)、(8b)は、角周波数 ω で時々刻々と回転する電流場を表しており、合成電流 J_{total} の向きは、 $\theta = \omega t$ [rad]で与えられる。つまり、図1(a)の渦電流発生装置10によれば、生体組織内に、流れる方向が駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ と同期して回転する合成電流を発生させることができる。

【0035】

40

図1(a)に戻る。電位差測定装置30は、生体組織(不図示)の表面上に配置された複数の測定用電極 $e1 \sim e4$ を有する。複数の測定用電極 $e1 \sim e4$ の個数は特に限定されず、6個、あるいは8個、それ以上であってもよい。複数の測定用電極 $e1 \sim e4$ は、円盤(ディスク)32上に配置、固定されてもよい。

【0036】

互いに対向する2つの測定用電極 $e1$ と $e2$ はペアをなし、 $e3$ と $e4$ はペアをなす。上述のように渦電流発生装置10によって合成電流 J_{total} を発生させると、その合成電流 J_{total} が、インピーダンスを有する生体組織に流れることにより、生体組織の2点間に電位差(電圧降下)が発生する。具体的には、測定用電極 $e1$ と $e2$ のペアの間には、オームの法則により $V_x = R_x \times J_x$ なる電位差が発生し、測定用電極 $e3$ と

50

e 4の間には、 $V_y = R_y \times J_y$ なる電圧降下が発生する。 R_x および R_y は、 x 方向および y 方向のインピーダンス成分を表す。

【0037】

このように、実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置100によれば、対向する測定用電極のペアの間に生ずる電位差 V を測定することにより、インピーダンスの異方向性を測定することができる。

【0038】

(第2の駆動方法)

駆動部12は、第1周波数 ω_1 を有する高周波キャリア電流を、第1周波数 ω_1 より低い第2周波数 ω_2 を有する m 個の変調信号 $S_1 \sim S_m$ によって振幅変調することにより m 個の駆動電流 $I_{L1} \sim I_{Lm}$ を生成する。そして m 個の駆動電流 $I_{L1} \sim I_{Lm}$ それぞれを電磁石 $M_1 \sim M_m$ それぞれのコイル $L_1 \sim L_m$ に流すことにより、流れる方向が変調信号 $S_1 \sim S_m$ と同期して変化する合成電流 J_{total} を生体組織内に発生させる。

【0039】

図3は、第2の駆動方式を行う駆動部12の構成例を示すブロック図である。高周波発振器14は、第1周波数 ω_1 のキャリア信号 $S_4 (= \cos \omega_1 t)$ を生成する。変調信号生成部15は、3つの変調信号 $S_1 \sim S_3$ を生成する。乗算器16a~16cは、キャリア信号 S_4 に、変調信号 $S_1 \sim S_3$ を掛け合わせることで振幅変調する。アンプ18a~18cは、乗算器16a~16cの出力 $S_{5a} \sim S_{5c}$ を、対応するコイル $L_1 \sim L_3$ に供給する。

【0040】

好ましい態様において $m = 3$ であって、3個の電磁石 $M_1 \sim M_3$ は空間的に120度ずつ離れた略同心円上に配置される。 m 個の変調信号 $S_1 \sim S_3$ は、位相が互いに120度シフトした第2周波数 ω_2 の三相对称交流の各成分であり、式(9a)~(9c)で与えられる。

$$S_1 = \cos(\omega_2 t) \quad \dots (9a)$$

$$S_2 = \cos(\omega_2 t - 2\pi/3) \quad \dots (9b)$$

$$S_3 = \cos(\omega_2 t - 4\pi/3) \quad \dots (9c)$$

【0041】

このとき、駆動電流 $I_{L1} \sim I_{L3}$ は、式(10a)~(10c)で与えられる。

$$I_{L1} = I_0 \cdot \cos(\omega_1 t) \cdot \cos(\omega_2 t) \quad \dots (10a)$$

$$I_{L2} = I_0 \cdot \cos(\omega_1 t) \cdot \cos(\omega_2 t - 2\pi/3) \quad \dots (10b)$$

$$I_{L3} = I_0 \cdot \cos(\omega_1 t) \cdot \cos(\omega_2 t - 4\pi/3) \quad \dots (10c)$$

【0042】

このとき、合成電流 J_{total} の x 成分および y 成分はそれぞれ式(11a)、(11b)で与えられる。

$$J_x = -(3/2)k \cdot I_0 \cdot \cos(\omega_1 t) \sin(\omega_2 t) \quad (11a)$$

$$J_y = (3/2)k \cdot I_0 \cdot \cos(\omega_1 t) \cdot \cos(\omega_2 t) \quad (11b)$$

【0043】

この駆動方式では、合成電流 J_{total} の向きは、 $\omega_2 t$ [rad]で与えられ、第2角周波数 ω_2 と同期して回転する電流場を発生することができる。

【0044】

図4(a)、(b)は、図3の駆動部12の動作を示す波形図である。図4(a)に示すように変調信号 $S_1 \sim S_3$ は、式(9a)~(9c)で与えられる信号を、量子化(サンプリング)した信号であってもよい。図4(a)では、12倍でサンプリングした信号が用いられる場合を示す。時間区間A~Fそれぞれにおいて、変調信号 $S_1 \sim S_3$ は同じレベルをとる。図4(b)に示すように、各時間区間A~Fにおける合成電流 J_{total} の向きは、時間とともに離散的に回転させることができる。

【0045】

なお、変調信号 $S_1 \sim S_3$ は、必ずしも離散化する必要はなく、三相交流成分をそのまま

10

20

30

40

50

ま用いてもよい。

あるいは、変調信号 $S_1 \sim S_3$ の波形は、図 4 (a) のそれらに限定されず、たとえば、位相角 をスクランブルしてもよい。言い換えれば時間区間 A ~ F の順番を任意に入れ替えてもよい。

【 0 0 4 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 5 は、第 2 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 1 0 0 a の構成を示す図である。生体インピーダンス測定装置 1 0 0 a は、渦電流発生装置 1 0 は図 1 (a) と同様に構成され、電位差測定装置 3 0 a の構成が異なっている。なお、図 1 (a) と共通の構成については図示および説明は省略する。

10

【 0 0 4 7 】

電位差測定装置 3 0 a は、複数の測定用電極 $e_1 \sim e_6$ に加えて、複数のキャンセル用電極 (第 2 の電極) $E_1 \sim E_6$ および制御回路 3 4 をさらに備える。キャンセル用電極 $E_1 \sim E_6$ は、測定用電極 $e_1 \sim e_6$ と同様に、生体組織の表面上に配置される。

【 0 0 4 8 】

制御回路 3 4 は、複数の測定用電極 $e_1 \sim e_6$ および複数のキャンセル用電極 $E_1 \sim E_6$ に接続される。図 5 では、同一放射線上に配置される電極 E_1 、 e_1 、 e_4 、 E_4 のみが、制御回路 3 4 に接続されるように描かれるが、その他の電極も同様に接続される。制御回路 3 4 は、コイル $L_1 \sim L_3$ に駆動電流 $I_{L_1} \sim I_{L_3}$ を供給する駆動部 1 2 の機能も有している。

20

【 0 0 4 9 】

図 5 の生体インピーダンス測定装置 1 0 0 a においては、渦電流発生装置 1 0 によって、合成電流 J_{total} の方向 を変化させる。そして、合成電流 J_{total} の方向 に応じて、複数の測定用電極 $e_1 \sim e_6$ のうち、合成電流 J_{total} の方向 に沿って配置される測定用電極 e_1 、 e_4 のペア、 e_2 と e_5 のペア、 e_3 と e_6 のペアのいずれかを選択し、選択された測定用電極のペアに生ずる電位差を測定することにより、方向のインピーダンスを好適に測定することができる。

【 0 0 5 0 】

測定用電極 $e_1 \sim e_6$ のみを用いた測定では、生体組織の表面付近のインピーダンスを測定できる。以下では、これにキャンセル用電極 $E_1 \sim E_6$ を組み合わせることにより、生体の表面からより深い部分のインピーダンスを測定する方法を説明する。

30

【 0 0 5 1 】

複数のキャンセル用電極 $E_1 \sim E_6$ は、複数の測定用電極 $e_1 \sim e_6$ より外周側に、略同心円上に略等間隔に配置される。そして、互いに対応する i 番目のキャンセル用電極 E_i と測定用電極 e_i とは、同じ方向に配置される。また、対向する 2 つのキャンセル用電極 E_1 と E_4 、 E_2 と E_5 、 E_3 と E_6 はそれぞれペアをなしている。生体のインピーダンスは、キャンセル用電極 $E_1 \sim E_6$ および測定用電極 $e_1 \sim e_6$ を組み合わせることにより、以下のように測定することもできる。

【 0 0 5 2 】

具体的には、制御回路 3 4 は、対向する 2 つの測定用電極 e_1 と e_4 のペアの間に発生する電位差 V が実質的にゼロになるように、それと対応するキャンセル用電極 E_1 と E_4 のペアの間に通電する高周波電流の振幅と位相を制御する。

40

【 0 0 5 3 】

制御回路 3 4 としては、特許文献 1 (特許第 1 9 0 9 0 3 8 号公報) に記載の技術を好適に用いることができる。図 6 は、図 5 の制御回路 3 4 の構成例を示す回路図である。駆動部 1 2 は、高周波発振器 1 4、1 2 0 度移相器 1 7、1 9、アンプ 1 8 a ~ 1 8 c を備える。高周波発振器 1 4 は、所定の周波数の高周波信号を生成する。移相器 1 7、1 9 は、入力された高周波信号の位相を 1 2 0 度シフトする。アンプ 1 8 a ~ 1 8 c は、位相が 1 2 0 度ずつシフトした 3 相交流信号を、対応するコイル $L_1 \sim L_3$ に出力する。

【 0 0 5 4 】

50

乗算器 40 a ~ 40 c はそれぞれ、測定用電極のペア (e 2 5、e 3 6、e 4 1) のうち対応するひとつの電位差と、3 相交流信号のうち対応するひとつを受け、それらを乗算する。整流・積分器 42 a ~ 42 c はそれぞれ、対応する乗算器 40 の出力を整流し、積分する。乗算器 44 a ~ 44 c はそれぞれ、対応する乗算器 40 の出力と、三相交流信号のうち対応するひとつを受け、それらを乗算する。アンプ 46 a ~ 46 c はそれぞれ、対応する乗算器 44 の出力に応じた信号を、対応するキャンセル用電極 E 2 5、E 3 6、E 4 1 のいずれかに出力する。制御回路 34 の動作の詳細については、特許文献 1 を参照されたい。

【 0 0 5 5 】

図 5 の生体インピーダンス測定装置 100 a の動作を説明する。

いま、測定用電極 e 1 と e 4 のペアがなす方向 に、合成電流 J_{total} が流れているものとする。このときキャンセル用電極 E 1 と E 4 のペアの間に電圧を与えることにより、電磁石 M 1 ~ M 3 が発生する合成電流 J_{total} と逆向きのキャンセル電流 J_{cancel} が発生する。このキャンセル電流 J_{cancel} は、生体組織の表面付近に流れるため、組織表面付近の合成電流 J_{total} を、キャンセル電流 J_{cancel} によってキャンセルすることができる。このときにキャンセル用電極 E 1 と E 4 のペア間に流れる電流値は、生体組織の深い部分において、方向 のインピーダンスを示す。したがって、図 5 の生体インピーダンス測定装置 100 a によれば、キャンセル用電極に流れる電流値にもとづき、生体組織の深い部分のインピーダンスを測定することができる。

【 0 0 5 6 】

(第 3 の実施の形態)

図 7 は、第 3 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 100 b の構成を示す図である。第 3 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 100 b は、第 1 または第 2 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置と組み合わせて利用することができる。

【 0 0 5 7 】

生体インピーダンス測定装置 100 b は、ディスク 32 上に配置された複数の測定用電極および / またはキャンセル用電極に加えて、複数の測定用電極 e e 1、f f 1、g g 1 ~ e e 6、f f 6、g g 6 を備える。複数の測定用電極 e e 1、f f 1、g g 1 ~ e e 6、f f 6、g g 6 は、ディスク 36 上に配置される。

【 0 0 5 8 】

生体インピーダンス測定装置 100 b の動作を説明する。ディスク 32 とディスク 36 は、試料 2 を挟み込むように配置される。つまり、ディスク 36 上に配置される複数の測定用電極は、電磁石 M 1 ~ M 3 の下側の端面 (試料側の端面) がなす面と平行で、深度が異なる面内に設置されることになる。この状態で、ディスク 32 によって合成電流 J_{total} を発生させ、その方向を変化させながら、放射状方向に隣接する測定電極のペア (たとえば e e 1 と f f 1、g g 1 と f f 1、e e 4 と f f 4、f f 4 と g g 4) それぞれの間に生ずる電位差を測定することにより、ディスク 36 が設けられた深さにおけるインピーダンスを測定することができる。

【 0 0 5 9 】

なお、第 3 の実施の形態において、ディスク 32 側には、キャンセル用電極 E 1 ~ E 6 のみを設け、測定用電極 e 1 ~ e 6 は省略してもよい。

【 0 0 6 0 】

(第 4 の実施の形態)

図 8 は、第 4 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 100 c の構成を示す図である。第 4 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置 100 c は、第 1 または第 2 の実施の形態に係る生体インピーダンス測定装置と組み合わせて利用することができる。

【 0 0 6 1 】

生体インピーダンス測定装置 100 b は、フェライト 50 およびスペーサ 52 を備える

。フェライト50は、複数の電磁石M1～M3の第2の端面（試料2と反対の面）に、磁氣的に共通にカップリングされる。フェライト50と、電磁石M1～M3の第2の端面の間には、厚みdを有するスペーサ52が挿入される。スペーサ52により、フェライト50と電磁石M1～M3の距離が調節可能となっている。

【0062】

図7の生体インピーダンス測定装置100cによれば、スペーサ52の厚みdに応じて、試料2の内部の磁界分布を変化させることができ、その結果、合成電流 J_{total} が発生する深さを変化させることができる。すなわち、フェライト50と電磁石M1～M3の距離dを小さくした場合、磁界を試料2の浅層部を集中させることができ、浅い部分のインピーダンスを測定することができる。反対にフェライト50と電磁石M1～M3の距離dを大きくした場合、磁界を試料2の深層部に集中させることができ、深い部分のインピーダンスを測定することができる。

10

【0063】

実施の形態にもとづき、具体的な語句を用いて本発明を説明したが、実施の形態は、本発明の原理、応用を示しているにすぎず、実施の形態には、請求の範囲に規定された本発明の思想を逸脱しない範囲において、多くの変形例や配置の変更が認められる。

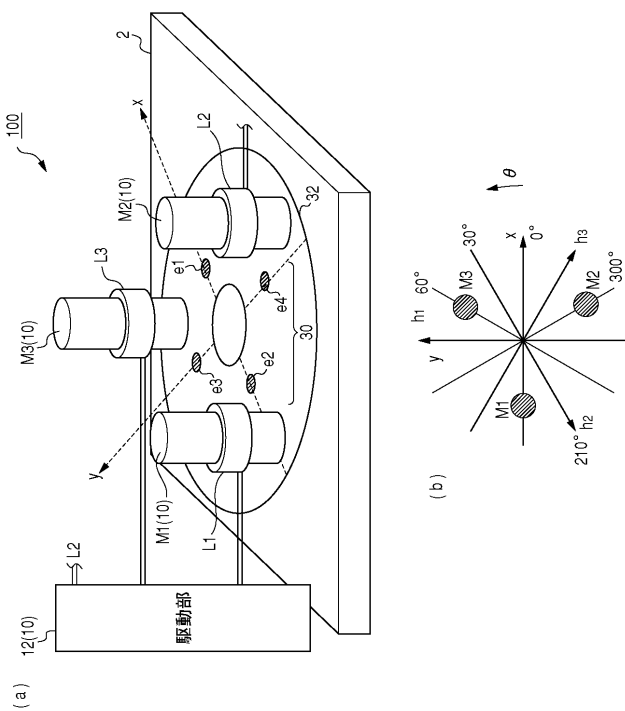
【符号の説明】

【0064】

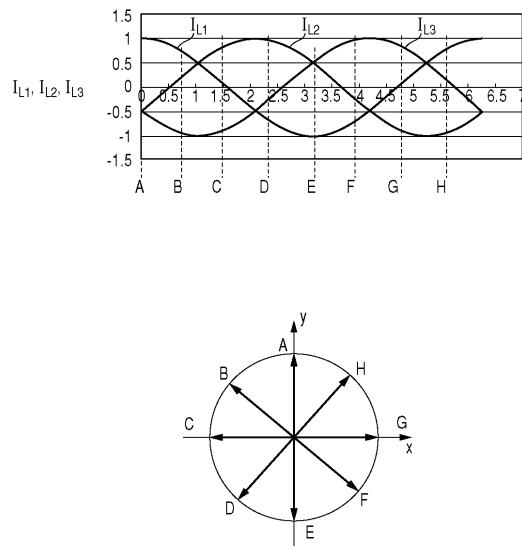
100...生体インピーダンス測定装置、10...渦電流発生装置、12...駆動部、30...電位差測定装置、32...ディスク、34...制御回路、36...ディスク、40...乗算器、42...整流・積分器、44...乗算器、46...アンプ、50...フェライト、52...スペーサ、2...試料。

20

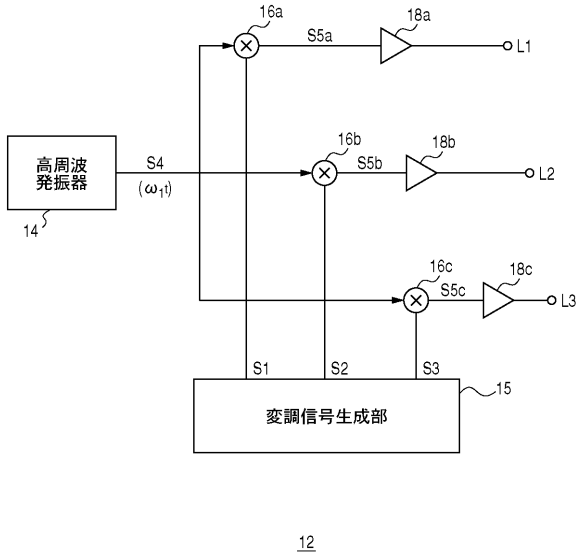
【図1】



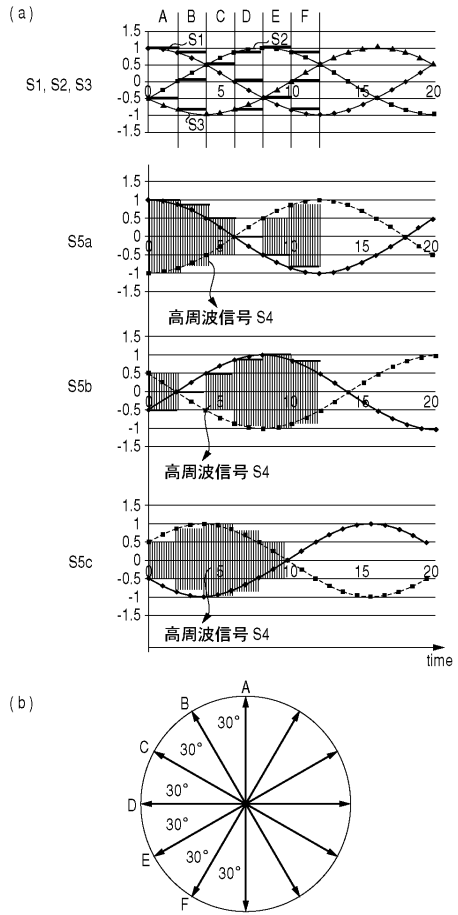
【図2】



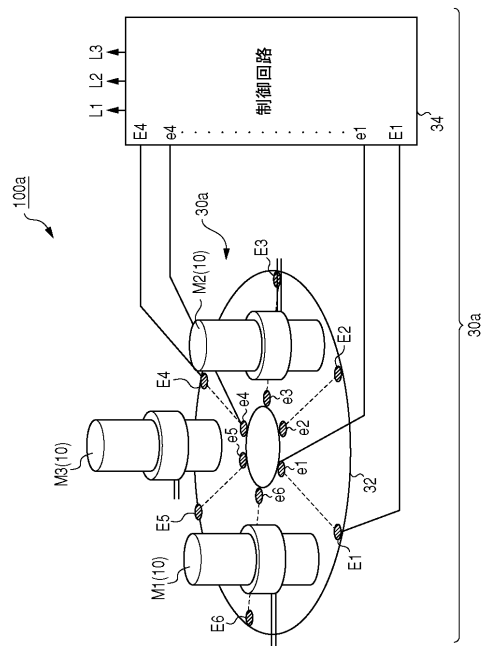
【 図 3 】



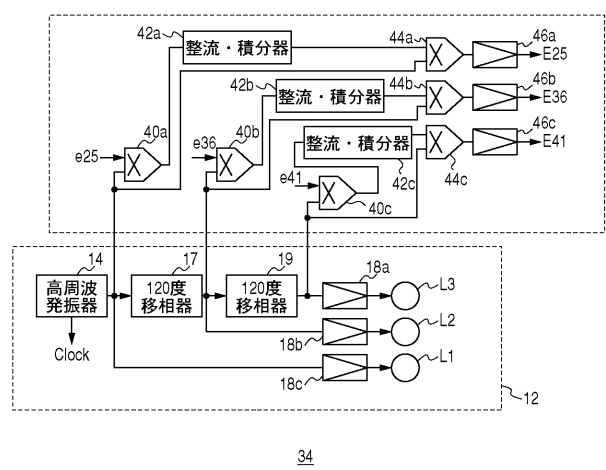
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 竹前 忠
静岡県浜松市中区城北3 - 5 - 1 国立大学法人静岡大学内
- (72)発明者 工藤 篤
東京都文京区湯島1 - 5 - 4 5 国立大学法人東京医科歯科大学内
- (72)発明者 志村 孚城
静岡県浜松市富塚町1 8 6 4 - 1 佐鳴湖パークタウン4 - 2 0 4
- Fターム(参考) 4C027 AA06 DD03