

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2010/097894 A1

(43) 国際公開日
2010年9月2日(02.09.2010)

PCT

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/053291
- (22) 国際出願日: 2009年2月24日(24.02.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 学校法人立命館 (THE RITSUMEIKAN TRUST) [JP/JP]; 〒6048520 京都府京都市中京区西ノ京梅尾町1番地の7 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 牧川 方昭 (MAKIKAWA, Masaaki) [JP/JP]; 〒5258577 滋賀県草津市野路東1丁目1-1 立命館大学 びわこ・くさつキャンパス 理工学部内 Shiga (JP). 伊藤 雄太 (ITO, Yuta) [JP/JP]; 〒5258577 滋賀県草津市野路東1丁目1-1 立命館大学 びわこ・くさつキャンパス 理工学部内 Shiga (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三枝国際特許事務所 (Sae-gusa & Partners); 〒5410045 大阪府大阪市中央区道修町1-7-1 北浜TNKビル Osaka (JP).

- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

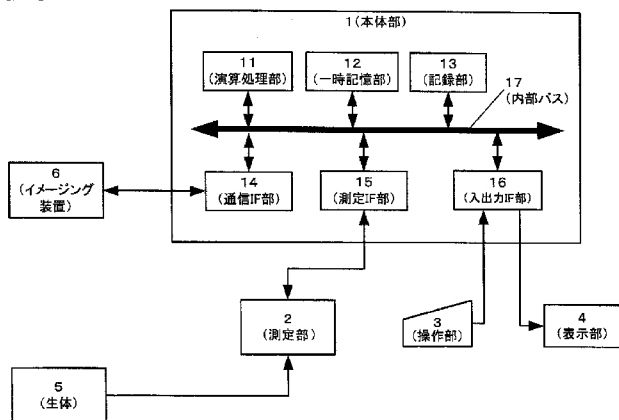
添付公開書類:

- 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: BIOELECTRIC POTENTIAL ESTIMATING APPARATUS USING IMPEDANCE SWITCHING TYPE MULTI-POINT SURFACE ELECTRODE, AND METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: インピーダンス切替型多点表面電極を用いた生体内電位の推定装置及びその方法

[図1]



- 1 BODY UNIT
- 11 PROCESSING UNIT
- 12 TEMPORARY STORAGE UNIT
- 13 RECORDING UNIT
- 17 INTERNAL BUS
- 14 COMMUNICATION IF UNIT
- 15 MEASUREMENT IF UNIT
- 16 INPUT/OUTPUT IF UNIT
- 6 IMAGING DEVICE
- 5 ORGANISM
- 2 MEASUREMENT UNIT
- 3 OPERATION UNIT
- 4 DISPLAY UNIT

(57) Abstract: Provided is a bioelectric potential estimating apparatus comprising a body unit (1), a measurement unit (2), a measurement electrode (EM) and a ground electrode (EG). The measurement electrode and the ground electrode are arranged at different positions on the surface of an organism (5). The measurement unit includes an impedance switching device (VR) arranged between the measurement electrode and the ground electrode and capable of changing a resistance. The body unit measures and records the potential of the measurement electrode through the measurement unit, each time when the impedance of the impedance switching device is set to a predetermined value. The body unit determines the position and the potential of a signal source in the organism by using the recorded potential.

(57) 要約: 生体内電位の推定装置は、本体部(1)、測定部(2)、測定電極(EM)および接地電極(EG)を備えた装置であって、前記測定電極および前記接地電極が、生体(5)の表面の異なる位置に配置され、前記測定部が、前記測定電極および前記接地電極の間に配置され、且つ抵抗値を変更可能なインピーダンス切り替え装置(VR)を有し、前記本体部が、前記

記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを所定値に設定する毎に、前記測定部を介して、前記測定電極の電位を測定して記録し、前記本体部が、記録された前記電位を用いて、前記生体内部の信号源の位置および電位を求める。

WO 2010/097894 A1

明 細 書

インピーダンス切替型多点表面電極を用いた生体内電位の推定装置及びその方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体内部の電気活動を推定する装置およびその方法に関し、特に、生体内部の電位の推定装置およびその方法に関する。

背景技術

[0002] 生体医工学、人間工学などでは脳内活動に伴う脳波計測、心臓拍動に伴う心電図など、皮膚電極を用いて生体内電気活動を計測することが一般的に行われている。また、大脳表面における電圧分布の推定など、計測データから生体電気活動の生体内分布を知ろうとする試みも多い。

[0003] 一方、生体と所定平面との交線(閉曲線)上の各点において、表面電位を測定することができれば、その平面を通る生体の断面内の電位分布を一意に求めることができることが知られている(下記特許文献1、非特許文献1参照)。

[0004] また、生体(筋肉)に針を刺して、これを電極としてインナーマッスルの電位を測定する方法が知られている。

特許文献1:特開H11-113867号公報

非特許文献1:体内組織の非線形性を考慮した心電図逆問題の解法, 電子通信学会論文誌, Vol.J68-C, pp.1038-1093, 1985

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、脳幹部の電位変化、インナーマッスルの筋電図推定など、奥行き方向(断面方向)の電圧分布を容易に推定することはまだ実現されていない。

[0006] 特許文献1または非特許文献1によれば、生体内部の電位分布を求めることは可能ではあるが、生体に多数の電極を隙間無く配置して測定することが必要であり、生体への負担が大きい。電極数が少なければ、生体への負担は軽減されるが、解像度の低い電位分布しか得ることができない。

[0007] また、内在筋(生体内部の筋肉)の電位を測定するために、生体(筋肉)に針を刺す方法でも、電位分布を得るには多くの針を刺すことが必要となり、生体の負担が多大であった。

[0008] 従って、本発明の目的は、手軽に計測できる表面電極を用いて、生体内部、例えばインナーマッスルの筋電図計測を可能とする生体内電位の推定装置およびその方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明の目的は、以下の手段によって達成される。なお、以下において括弧を付して図面の符号を記載するが、これは、本発明の理解をより容易にするためのものであって、本発明を限定するものではない。

[0010] 本発明に係る第1の生体内電位の推定装置は、本体部(1)、測定部(2)、測定電極(EM)および接地電極(EG)を備えた生体内電位の推定装置であって、

前記測定電極および前記接地電極が、生体(5)の表面の異なる位置に配置され、
前記測定部が、前記測定電極および前記接地電極の間に配置され、且つインピーダンスを変更可能なインピーダンス切り替え装置を有し、

前記本体部が、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを所定値に設定する毎に、前記測定部を介して、前記測定電極の電位を測定し、測定電位として記録し、

前記本体部が、前記測定電位を用いて、前記生体内部の信号源の位置および電位を求める。

[0011] また、第2の生体内電位の推定装置は、上記の第1の生体内電位の推定装置において、前記信号源の位置および電位を求める際に、前記本体部が、前記測定電極を配置した位置を含む前記生体の断層画像を格子状に分割し、各格子点の周りに、該当する組織に対応するアドミッタンスを配置し、且つ、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを含めた回路網を用い、該回路網の何れかの格子点と接地との間に信号源を配置した条件で、前記信号源の位置および電位を求める。

[0012] また、第3の生体内電位の推定装置は、上記の第2の生体内電位の推定装置において、前記信号源の位置および電位を求める際に、前記本体部が、

1Vの電圧を出力する単位信号源を前記格子点の1つと接地と間に配置し、前記回路網を用いて、前記単位信号源の位置および前記測定電極の位置毎に電圧伝達係数を求め、

信号源の仮の位置を指定し、該仮の位置に対応する前記電圧伝達係数および前記測定電位を用いて、該信号源の電位を求めて推定電位とし、

前記信号源の推定電位、および、前記信号源の仮の位置に対応する前記電圧伝達係数を用いて、前記電極の電位を計算し、

計算された前記電極の電位と前記測定電位との差が最小となる前記仮の位置を、信号源の位置として決定する。

[0013] また、第4の生体内電位の推定装置は、上記の第2の生体内電位の推定装置において、

前記断層画像が、3次元画像であり、

前記本体部が、前記断層画像を3次元の格子状に分割する。

[0014] 本発明に係る第1の生体内電位の推定方法は、本体部(1)、測定部(2)、測定電極(EM)および接地電極(EG)を備え、

前記測定電極および前記接地電極が、生体(5)の表面の異なる位置に配置され、

前記測定部が、前記測定電極および前記接地電極の間に配置され、且つインピーダンスを変更可能なインピーダンス切り替え装置(VR)を有する装置を用いて生体内電位を推定する方法であって、

前記本体部が、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを所定値に設定する第1ステップと、

前記本体部が、前記インピーダンスが前記所定値に設定された状態で、前記測定部を介して、前記測定電極の電位を測定し、測定電位として記録する第2ステップと

、

前記本体部が、前記測定電位を用いて、前記生体内部の信号源の位置および電位を求める第3ステップとを含み、

前記本体部が、前記第1ステップおよび第2ステップを繰り返し実行する。

[0015] また、第2の生体内電位の推定方法は、上記の第1の生体内電位の推定方法にお

いて、

前記第3ステップが、

前記本体部が、前記測定電極を配置した位置を含む前記生体の断層画像を格子状に分割し、各格子点の周りに、該当するに組織に対応するアドミタンスを配置し、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを含む回路網を生成する第4ステップと、

前記本体部が、前記回路網の何れかの格子点と接地との間に信号源を配置した条件で、前記信号源の位置および電位を求める第5ステップとを含む。

[0016] また、第3の生体内電位の推定方法は、上記の第2の生体内電位の推定方法において、

前記第5ステップが、

前記本体部が、1Vの電圧を出力する単位信号源を前記格子点の1つと接地と間に配置し、前記回路網を用いて、前記単位信号源の位置および前記測定電極の位置毎に電圧伝達係数を求める第6ステップと、

前記本体部が、信号源の仮の位置を指定し、該仮の位置に対応する前記電圧伝達係数および前記測定電位を用いて、該信号源の電位を求めて推定電位とする第7ステップと、

前記本体部が、前記信号源の推定電位、および、前記信号源の仮の位置に対応する前記電圧伝達係数を用いて、前記電極の電位を計算する第8ステップと、

前記本体部が、計算された前記電極の電位と前記測定電位との差が最小となる前記仮の位置を、信号源の位置として決定する第8ステップとを含む。

[0017] また、第4の生体内電位の推定方法は、上記の第2の生体内電位の推定方法において、

前記断層画像が、3次元画像であり、

前記第4ステップにおいて、前記本体部が、前記断層画像を3次元の格子状に分割する。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、外部の抵抗値を変更することによって、比較的少ない表面電極

を用いても、生体内部の電位分布の推定に使用することができる十分な数の表面電位データを測定することが可能となる。

[0019] また、本発明によれば、断層画像を用いて決定した回路網を使用することによって、生体内部の信号源の位置およびその電位を推定することができる。従って、生体内部の2次元的または3次元的な電位分布を得ることができる。さらに、時系列に測定した電位データを使用することによって、生体内部の電位分布の時間変化を推定することができる。

[0020] 例えば、インナーマッスルの電位分布を得ることができるので、生体が運動している状態で、表面電位を測定すれば、運動中にインナーマッスルが使用されているか否か、使用されている場合には、その程度を判断することが可能になる。

[0021] また、本発明によれば、使用する表面電極の数を、従来よりも少なくすることができるので、生体への負担を軽減することができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]本発明の実施の形態に係る生体内電位の推定装置の概略構成を示すブロック図である。

[図2]測定部2の内部構成の概要を示すブロック図である。

[図3]本発明の実施の形態に係る生体内電位の推定装置の動作を示すフローチャートである。

[図4]人体胸部の断層撮像画像である。

[図5]断層撮像画像のメッシュ分割を説明するための図である。

[図6]図5の部分拡大図にアドミッタンスを配置した図である。

[図7]信号源および測定電極の位置を説明する図である。

[図8]体幹周囲4点に測定電極を配置して得られた電位データを示す図である。

[図9]図8の測定データを用いて4つの信号源の電位を推定した結果を示す図である。

[図10]図9の結果を用いて求めた生体内部の電位分布を3次元的に表示した図である。

[図11]体幹周囲8点に測定電極を配置して得られた電位データを示す図である。

[図12]図11の測定データを用いて4つの信号源の電位を推定した結果を示す図である。

符号の説明

- [0023] 1 本体部
11 演算処理部(CPU)
12 一時記憶部(RAM)
13 記録部
14 通信IF部
15 測定IF部
16 入出力IF部
17 内部バス
2 測定部
3 操作部
4 表示部
5 生体
6 イメージング装置
VR インピーダンス切り替え装置
EM 測定電極
EG 接地電極
A アンプ
SW スイッチ
Z1~Zn 抵抗素子

発明を実施するための最良の形態

[0024] 以下、添付の図面を参照して、本発明の実施の形態に関して詳細に説明する。

図1は、本発明の実施の形態に係る生体内電位の推定装置(以下、単に「推定装置」とも記す)の概略構成を示すブロック図である。本推定装置は、本体部1、測定部2と、操作部3、および、表示部4を備えている。

[0025] 本体部1は、例えば、コンピュータであり、演算処理部(以下、CPUと記す)11、一

時記憶部(以下、RAMと記す)12、記録部(例えば、ハードディスクドライブ)13、通信インタフェース部(以下、通信IF部と記す)14、測定インタフェース部(以下、測定IF部と記す)15、入出力インタフェース部(以下、入出力IF部と記す)16、及び、内部バス17を備えている。

[0026] CPU11は、通信IF部14を介して、イメージング装置6から画像データを受信する。通信IF部14は、シリアル又はパラレルインタフェース(RS-232C、GPIBなど)の形態で、イメージング装置6に直接接続されていても、ネットワーク(LAN、イントラネット、インターネットなど)を介して、イメージング装置6に接続されていてもよい。

[0027] また、CPU11は、測定IF部15を介して、測定部2を制御し、測定データを受信する。また、CPU11は、入出力IF部16を介して、操作部3が操作される状況に応じた情報を取得し、処理結果などを表示部4に表示する。操作部3は、例えば、コンピュータ用のキーボード、マウスなどであり、CPU11に対する指示やデータを入力するための手段である。表示部4は、例えば、液晶ディスプレイやCRTディスプレイである。入出力IF部16は、ビデオメモリおよびDA変換器を備え、表示部4のビデオ方式に応じたアナログ信号を出力することによって、所定の映像を表示部4に表示する。本体部1を構成する各部間でのデータ交換は、内部バス17を介して行われる。

[0028] 測定部2は、心電図、筋電図などの、生体5の皮膚表面の電位を測定する装置であり、生体5に接続されるインピーダンス切り替え装置を備えている。測定部2の内部構成の概要を、図2に示す。図2において、生体5の皮膚表面には、測定電極EMと接地電極EGとが配置されている。測定電極EMは1つに限らず複数であってもよい。測定電極EMと接地との間には、インピーダンス切り替え装置VRが配置されている。インピーダンス切り替え装置VRは、制御ラインを介して、測定IF部15から制御信号を供給され、制御信号に応じてインピーダンスを変更することができる。一例として、図2には、複数の抵抗素子 $Z1 \sim Zn$ (抵抗素子の抵抗値が無限大、即ち抵抗素子が接続されていない場合も含む)が並列に配置されている。制御信号に応じてスイッチSWが切り替えられ、複数の抵抗素子 $Z1 \sim Zn$ のうちの1つが選択されて、選択された抵抗素子が測定ラインと接地ラインとの間に接続される。測定電極EMからの信号は、測定ライン上の生体計測用アンプAを介して、測定IF部に入力される。スイッチS

Wは、測定電圧の時間変化を無視できる程度に十分短い時間(生体電位の変化を考慮すれば、約 $1\mu\text{s}$ 以下、望ましくは約 $0.1\mu\text{s}$ 以下)で切り替えられることが必要であり、高速のマルチプレクサなどを使用することができる。なお、複数の測定電極EMを使用する場合、測定電極EM毎にインピーダンス切り替え装置VR、測定ラインおよびアンプAを備えており、各インピーダンス切り替え装置VRの構成は同じであっても、異なってもよい。例えば、各インピーダンス切り替え装置VRの内部の抵抗素子の数や抵抗素子の値が異なってもよい。

- [0029] イメージング装置6は、生体5の2次元断層画像を生成することができる装置であり、例えば、MRI、X線CT、超音波CTなどの装置である。撮像された画像データは、イメージング装置6から伝送され、通信IF部14を介して記録部13に記録される。
- [0030] このように構成された本推定装置は、生体5の表面電位を測定部2によって測定し、測定された電位データと、別途にイメージング装置6によって撮像された断層画像(生体5の表面電位を測定する位置を含む)とを用いて、生体5内部の電位を推定する。
- [0031] 図3は、本推定装置による生体内電位の推定機能を示すフローチャートである。以下、図3に従って、生体内電位を推定する機能を、より具体的に説明する。
- [0032] なお、以下においては、特に断らない限り、CPU11が行う処理として説明する。CPU11は、通信IF部14、測定IF部15、入出力IF部16を介してデータを取得して記録部13に記録する。そして、CPU11は、適宜記録部13からデータをRAM12に読み出し、所定の処理を行った後、その結果を記録部13に記録する。また、CPU11は、操作部3の操作を促す画面データや処理結果を表示する画面データを生成し、入出力IF部16を介して、これらの画像を表示部4に表示する。
- [0033] また、上記したように、イメージング装置6によって撮像された断面画像データ(MRIデータ)が、記録部13に記録されているとする。記録されている画像データは、測定電極が配置される位置を通る断面画像である。また、測定電極の数及びその位置は予め決定されており、インピーダンス切り替え装置の選択可能な抵抗値も予め決定されている。
- [0034] ステップS1において、測定部2を使用して、生体5の表面電位を測定し、記録部13

に記録する。具体的には、測定IF部15を介して、各インピーダンス切り替え装置VRに制御信号を送信して抵抗値を設定した後に、各測定ラインの信号をAD変換し、得られたデジタルデータを時刻tのデータとして、記録部13に記録する。その後、測定信号が変化しないうちに、新たに制御信号を各インピーダンス切り替え装置VRに送信して抵抗値を新たに設定した後に、同様に各測定ラインから信号を取得し、時刻tのデータとして記録する。このように、測定信号が変化しないうちに、制御信号を変更して、複数のインピーダンス切り替え装置VRの抵抗値の組合せを変更し、電位の測定を繰り返す。これによって、電極EM_iとインピーダンス切り替え装置VR_iの抵抗値Z_jとの組(i, Z_j)毎に、時刻tにおける測定データを得ることができる。例えば、電極の数をns、各インピーダンス切り替え装置の設定可能な抵抗値の数をnrとすると、ns×nr個の時刻tにおける測定データを得ることができる。

[0035] さらに、測定信号が変化する時間(Δt)間隔で、上記と同様の測定を所定時間(T)繰り返すことによって、電極とインピーダンス切り替え装置の抵抗値との組(i, Z_j)毎に、所定時間Tにわたる時間間隔Δtの時系列データを得ることができる。なお、後述の説明から分かるように、インピーダンス切り替え装置VRを備えることによって、少ない測定電極EMでも生体内部の電位を求めることができるのが本発明の特徴である。

[0036] ステップS2において、記録部13から、画像データを読み出す。ここでは、画像データがMRI画像データであり、図4に示す人体胸部の断層撮像画像であるとする。図4では、各組織が異なる輝度で表示されており、従って導電率に応じた輝度で表示されている。中央付近の最も黒い部分が心臓中の血液であり、その周囲に心筋があり、左右に肺があり、それらの周囲に骨格筋がある。骨は白色で表示されている。なお、カラー画像を使用してもよい。

[0037] ステップS3において、ステップS2で取得した画像を格子状に分割し、格子点の周りに各組織に対応するアドミッタンスが配置された回路網を決定し、その回路網を表すアドミッタンス行列を決定する。例えば、図5(楕円は生体の外周を概念的に表す)に示すように、画像全体を等間隔に、縦方向にM分割し、横方向にN分割する(例えば、縦50分割、横75分割)。そして、図6(図5の部分拡大図)に示すように、各格子

点に、その周りの4辺の位置に対応する組織のアドミッタンスが接続された回路網を作成する。図6は、心筋と肺との境界部分を拡大した図であり、中央の格子点の周りに、心筋に対応する1つのアドミッタンス Y_{heart} と、肺に対応する3つのアドミッタンス Y_{lung} とが接続されている。

- [0038] 各組織のアドミッタンスは、公知の生体の導電率から求めることができる。例えば、骨格筋、肺、骨、脂肪、血液、心筋の導電率(S/m)として、それぞれ0.12、0.08、0.21、0.01、0.5、0.1が公知であり、これらの導電率を用いて、メッシュの長さから各アドミッタンスを求めることができる。なお、生体外部の導電率は、例えば0(抵抗値が無限大、アドミッタンスは0)とする。従って、ステップS2で読み出したMRI画像の同じ輝度で表された部分に、同じ導電率を割当てて、メッシュの長さで乗算して、各メッシュ部分のアドミッタンスを得ることができる。よって、各メッシュの場所のアドミッタンスを決定することができ、これを、行列(アドミッタンス行列)として記録部13に記録する。例えば、縦をM分割し、横をN分割する場合、M-1行N-1列のアドミッタンス行列が得られる。なお、容量成分は考慮せず、アドミッタンスは実数である。
- [0039] ステップS4において、生体5の内部に、電圧1Vの1つの信号源を配置する格子点を指定する。図7は、位置 (x_s, y_s) に信号源が配置されていることを示す。ここでは、信号源の電圧 $V_s = 1$ (V)である。なお、上記したように、測定電極の数およびその位置 (x_e, y_e) は、予め決定されている。
- [0040] ステップS5において、ステップS4で指定された位置 (x_s, y_s) に1Vの信号源が配置された条件(図6参照)で伝達係数行列Cを決定し、ステップS4で指定された信号源の位置 (x_s, y_s) を表す情報と対応させて記録部13に記録する。このとき、ステップS4で信号源を配置した格子点以外の格子点は、全て接地されているとする。
- [0041] 所定の位置 (x_s, y_s) に電位 V_s の信号源を配置し、等価回路網解析法(修正接点方程式)を解くことによって、各測定電極が配置される位置 (x_e, y_e) における電位 V_e は式1のように表現できる。なお、等価回路網解析法(修正接点方程式)は公知であるので説明を省略する。

$$V_e(x_e, y_e) = C(Y) \times V_s \quad (\text{式1})$$

ここで、 V_e は測定電極の位置 (x_e, y_e) における電位、 $C(Y)$ はアドミッタンス Y による

電圧伝達係数である。

[0042] 従って、 $V_s=1$ とすることにより、 $C(Y)=V_e(x_e, y_e)$ となり、位置 (x_s, y_s) に信号源を配置したときの、電極の位置 (x_e, y_e) に関する電圧伝達係数 $C(Y)$ を求めることができる。このことは、信号源が1つ、且つ測定電極が1つの場合、測定電極の電位 V_e から、式1によって信号源電位 V_s を推定できることを意味する。ここで、 $C(Y)$ は、外部に接続される抵抗値(インピーダンス切り替え装置の抵抗値)も考慮されている。

[0043] 信号源が複数(n 個)あり、測定電極が1つの場合、位置 (x_{si}, y_{si}) に配置される i 番目($i=1\sim n$)の信号源の電位を V_{si} とすると、重ね合わせの原理により、測定電極の電位 V_e は式2で表される。

$$V_e = C_1 \times V_{s1} + C_2 \times V_{s2} + \dots + C_n \times V_{sn} \quad (\text{式2})$$

これは、未知数(V_{si})が n 個なのに対して、条件式が1つなので解くことができない。信号源電位 V_{si} を求めるためには n 箇所で電位を計測する、即ち、異なる位置に配置された n 個の測定電極で電位を計測する必要がある。

[0044] 一般に、計測電極の数を n_e 、信号源の数を n_s とすると、 $n_e = n_s = n$ であれば、各信号源の電位 V_{si} は一意に決まり、式3で与えられる。ステップS5の処理は、式3中の伝達係数行列 C を求めることである。

[0045] [数1]

$$\begin{bmatrix} V_{e1} \\ V_{e2} \\ \vdots \\ V_{en} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1n} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2n} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ C_{n1} & C_{n2} & \dots & C_{nn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{s1} \\ V_{s2} \\ \vdots \\ V_{sn} \end{bmatrix} \quad (\text{式3})$$

[0046] なお、 $n_e < n_s$ となると各信号源の電位 V_{si} を推定することは不可能である。従って、従来では、必要な数の電極を使用して測定が成されていた。これに対して、本発明では、インピーダンス切り替え装置VRを備えることによって、電極の数を増やすことなく、条件式を増やすことが可能である。

[0047] ステップS6において、ステップS4で指定された格子点以外に、生体5の内部に信号源を配置できる格子点が存在するか否かを判断し、存在すれば、ステップS4に戻り、既に指定された格子点以外の格子点を、信号源を配置する格子点として指定し、

再びステップS5の処理を実行する。従って、生体5の内部に信号源を配置できる格子点なくなるまで、ステップS4～S6が繰り返される。その結果、生体5の内部に1つの信号源を配置した格子点(xsi, ysi)、電極の位置(xej, yej)、および、抵抗部V Rkの抵抗値の組(セット)毎に、伝達係数行列Cが求められる。

[0048] ステップS6の条件を満たす場合、ステップS7に移行し、生体5の内部に、複数の信号源(m個、各電圧Vsj(j=1～m)は未知)の各々を配置する格子点の位置(m個)の組を指定する。

[0049] ステップS8において、ステップS7で配置されたm個の信号源の位置に対応する伝達係数Cij(ステップS5で得られた値)と、n個の測定データVeiとを記録部から読み出し、これらと式4を用いて、未知である各信号源の電位を求める。

[0050] [数2]

$$\begin{bmatrix} Ve1 \\ Ve2 \\ \vdots \\ Ven \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C11 & C12 & \cdots & C1m \\ C21 & C22 & \cdots & C2m \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ Cn1 & Cn2 & \cdots & Cnm \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Vs1 \\ Vs2 \\ \vdots \\ Vsm \end{bmatrix} \quad (式4)$$

[0051] このとき、測定データは、同時刻における、測定電極とインピーダンス切り替え装置の抵抗値との組毎のデータである。即ち、上記の式4において、測定データVe1～Venの数nは、測定電極の数をneとし、抵抗値の数をnrとすれば、n=ne×nrの関係がある。また、信号源の数mは、n>mであるとする。つまり、未知数である信号源の電位の数よりも、測定データの数が多。従って、ステップS7で位置が指定された信号源の電位Vsj(j=1～m)の推定値は、最小二乗法を用いて決定する。決定された推定値は、m個の信号源の位置の組と対応させて、記録部13に記録される。

[0052] ステップS9において、ステップS8で得られた各信号源の電位の推定値を用いて、評価関数の値を求める。即ち、式4から各測定電極の測定電位Vei(i=1～n)を計算し、計算値と実測値との差ΔVi(i=1～n)を求め、差の二乗を全ての測定電極について加算(Σ_i ΔVi²)する。得られた評価関数の値は、ステップS7で指定されたm個の信号源の位置の組と対応させて、記録部13に記録される。

[0053] ステップS10において、ステップS7で指定されたm個の格子点の組以外に、生体5

の内部に信号源を配置できる格子点の組が存在するか否かを判断し、存在すれば、ステップS7に戻り、既に指定されたm個の格子点の組以外の格子点の組を指定して指定し、再びステップS8～S9の処理を実行する。従って、生体5の内部に信号源を配置できる格子点の組がなくなるまで、ステップS7～S10が繰り返される。その結果、生体5の内部に信号源を配置したm個の格子点(xsi, ysi)の組毎に、評価関数の値が求められる。

- [0054] ステップS10の条件を満たす場合、ステップS11に移行して、ステップS9で記録した評価関数の値を記録部から読み出し、その中の最小値を求める。そして得られた最小値に対応するm個の信号源の位置の組を、最終的な信号源の位置として決定する。
- [0055] 以上の処理によって、所定の時刻tでの測定データを用いて、信号源の位置およびその電位を求めることができる。
- [0056] 従って、所定期間にわたって時系列の電位データが測定されている場合、各時刻毎の測定データを用いて、上記のステップS7～S11の処理を繰り返せば、各信号源の電位を時系列データとして求めることができる。なお、このとき、異なる時刻の測定データを使用した場合、ステップS7～S11を繰り返せば、信号源の位置が変化する可能性がある。その場合には、時刻t毎に信号源の位置及び電位が推定される。しかし、計算時間を短縮するには、例えば、所定時刻の測定データ(例えば、測定開始時の測定データ)を用いて決定された信号源の位置を固定して、その後の測定データを使用するときには、信号源の位置を求めるためのステップS9、S11の処理を省略すればよい。
- [0057] このように、信号源の位置およびその電位を求めることができれば、断層画像を元に決定した回路網から、生体内部の各位置の電位、即ち電位分布を求めることができる。
- [0058] 上記したように、本発明の1つの特徴は、生体外部にインピーダンス切り替え装置を配置し、このインピーダンスを変更しながら、比較的少ない測定電極で生体表面の電位を測定することにある。そして、第2の特徴は、そのようにして得られた表面電位データを用いて、生体内部の信号源の位置および電位を推定することにある。

- [0059] 従って、上記では図2の測定部2および図3のフローチャートを用いて、本発明の実施の形態を説明したが、本発明はこれらに限定されず、種々変更して実施することが可能である。
- [0060] 例えば、図2では、インピーダンス切り替え装置VRが複数の抵抗素子を備える場合を説明したが、これに限定されない。インピーダンスを変更することができればよく、容量性素子や、抵抗及び容量の両者を含む素子を使用してもよい。
- [0061] また、本発明によって多数の生体表面の電位を得ることができれば、生体内部の信号源の位置および電位を推定する方法は、種々の方法が可能である。
- [0062] また、上記では、ステップS7～S11において、 m 個の信号源の可能な全ての位置の組について評価関数を求めた後、評価関数の値の最小値を求めたが、これに限定されない。例えば、複数の信号源の位置のうちの1つだけ(信号源 j_1)を変化させて、評価関数の値が最小となる信号源 j_1 の位置を決定して固定し、次に別の信号源 j_2 ($j_2 \neq j_1$)を同様に变化させて、評価関数の値が最小となる信号源 j_2 の位置を決定して固定するという処理を、繰り返して、各信号源の位置を決定してもよい。その場合、 m 個の信号源の可能な全ての組について処理する場合よりも、計算時間が短くなる。なお、得られた信号源の位置を仮の位置として、それらの近傍範囲で再度変化させて、評価関数の値を求め、その最小値を求めて、信号源の位置を最終的に決定してもよい。
- [0063] また、画像の分割方法は任意であり、処理時間との関係で決定すればよい。例えば、等間隔ではなく、一部の部位を他の部位よりも細かく分割してもよい。また、分割線(セルの隣接する辺)が直交していなくてもよく、斜め方向に分割してもよい。
- [0064] また、測定対象の生体の部位は、頭部、胸部、腕、脚など、生体の表面電位を測定可能なあらゆる部位であってよい。
- [0065] また、上記では、生体内の所定の2次元平面を推定の対象としたが、3次元の回路網を作成すれば、3次元の電位分布を求めることができる。その場合、上記と同様に、3次元MRI画像を3軸方向に格子状に分割して、各位置の組織に対応する導電率から得られるアドミタンスを、格子点の周りに(6個)配置することによって、3次元アドミタンス行列を決定することができる。そして、3次元空間中の所定の格子点に信号

源を配置して、上記と同様の処理を行えば、信号源の位置および電位を求めることができ、従って3次元の電位分布を求めることができる。

[0066] また、生体の外部にインピーダンス切り替え装置を配置する場合に限定されず、その代わりに、または、それに加えて、生体の接地電極の位置を変化させて電位を測定してもよい。

実施例 1

[0067] 以下に実施例を示し、本発明の特徴をより明確に示す。図8に、体幹周囲4点に測定電極を配置して、各測定電極から得られた時系列データ(横軸が時間、縦軸が電位)を示す。中央の断層画像の上下左右に配置した測定データは、それぞれ胸、背中、左脇、右脇に配置した測定電極から得られたデータである。

[0068] 図8の測定データを用いて、上記の図3を用いて説明した処理に従って、4つの信号源の電位を推定した結果を図9に示す。なお、ここでは計算時間を短くするために、4つの信号源の位置を固定(図9の断層画像の白抜きの丸印)して、信号源の電位を求めた。従って、信号源の位置を変更する処理は行っていない。なお、これらの信号源の位置は、心電図のR波と呼ばれるピーク値が体前面部において大きく計測されることから決定した(同じような位置に仮定している論文も知られている)。実際には心臓における発火位置(信号源の位置)は移動することが知られているので、信号源の位置も未知数として求めることが望ましい。

[0069] 得られたグラフを断層画像の周囲に配置して示す。各信号源の電位のグラフを、電極からの引き出し線で示す。なお、断層画像の右側のグラフは、右下のグラフを縦軸方向に拡大したグラフである。

[0070] 図10は、図9の結果(信号源の電位)およびその前提とした回路網を用いて、生体内部の電位分布を求め、3次元的に表示したものである。座標軸は右側の図に示す。

[0071] このように、表面電位の測定データから、生体内部の信号源の電位を推定することができ、電位分布を求めることができた。図9の断層画像の右側のグラフからは、心臓の拍動による影響が少ない筋電図が得られた。なお、信号源の位置を予め固定したが、その位置が正確でない可能性があるため、誤差が最小になるように推定電位を

決定した。

実施例 2

- [0072] 図11に、体幹周囲8点に測定電極(ch1～ch8)を配置して、各測定電極から得られた時系列データ(横軸が時間、縦軸が電位)を示す。中央の断層画像の左右に配置した測定データは、左上から左下までが、順にch1～ch4の測定データであり、右上から右下までが、順にch5～ch8の測定データである。
- [0073] 図11の測定データを用いて、実施例1と同様に、4つの信号源(位置は固定)の電位を推定した結果を図12に示す。断層画像の周囲に配置されたグラフの意味は、図9と同様である。
- [0074] このように、表面電位の測定データから、生体内部の信号源の電位を推定することができ、電位分布を求めることができた。図12の断層画像の右側のグラフは、図9の断層画像の右側のグラフと比較すると、心臓の拍動による影響がより少ない筋電図が得られた。
- [0075] なお、実施例2では、8個の電極を配置して実験したが、実施例1と同様に4個の電極を配置し、外部に異なる抵抗を接続して測定したデータを用いれば、図12と同様に信頼性の高い推定結果を得ることができる。

産業上の利用可能性

- [0076] 本発明によれば、外部の抵抗値を変更することによって、比較的少ない表面電極を用いても、生体内部の電位分布の推定に使用することができる十分な数の表面電位データを測定することが可能となる。また、本発明によれば、断層画像を用いて決定した回路網を使用することによって、生体内部の信号源の位置およびその電位を推定することができる。

請求の範囲

- [1] 本体部、測定部、測定電極および接地電極を備えた生体内電位の推定装置であつて、
- 前記測定電極および前記接地電極が、生体の表面の異なる位置に配置され、
- 前記測定部が、前記測定電極および前記接地電極の間に配置され、且つインピーダンスを変更可能なインピーダンス切り替え装置を有し、
- 前記本体部が、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを所定値に設定する毎に、前記測定部を介して、前記測定電極の電位を測定し、測定電位として記録し、
- 前記本体部が、前記測定電位を用いて、前記生体内部の信号源の位置および電位を求める生体内電位の推定装置。
- [2] 前記信号源の位置および電位を求める際に、前記本体部が、前記測定電極を配置した位置を含む前記生体の断層画像を格子状に分割し、各格子点の周りに、該当するに組織に対応するアドミッタンスを配置し、且つ、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを含めた回路網を用い、該回路網の何れかの格子点と接地との間に信号源を配置した条件で、前記信号源の位置および電位を求める請求項1記載の生体内電位の推定装置。
- [3] 前記信号源の位置および電位を求める際に、前記本体部が、
- 1Vの電圧を出力する単位信号源を前記格子点の1つと接地と間に配置し、前記回路網を用いて、前記単位信号源の位置および前記測定電極の位置毎に電圧伝達係数を求め、
- 信号源の仮の位置を指定し、該仮の位置に対応する前記電圧伝達係数および前記測定電位を用いて、該信号源の電位を求めて推定電位とし、
- 前記信号源の推定電位、および、前記信号源の仮の位置に対応する前記電圧伝達係数を用いて、前記電極の電位を計算し、
- 計算された前記電極の電位と前記測定電位との差が最小となる前記仮の位置を、信号源の位置として決定する請求項2記載の生体内電位の推定装置。
- [4] 前記断層画像が、3次元画像であり、

前記本体部が、前記断層画像を3次元の格子状に分割する請求項2記載の生体内電位の推定装置。

- [5] 本体部、測定部、測定電極および接地電極を備え、
前記測定電極および前記接地電極が、生体の表面の異なる位置に配置され、
前記測定部が、前記測定電極および前記接地電極の間に配置され、且つインピーダンスを変更可能なインピーダンス切り替え装置を有する装置を用いて生体内電位を推定する方法であって、
前記本体部が、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを所定値に設定する第1ステップと、
前記本体部が、前記インピーダンスが前記所定値に設定された状態で、前記測定部を介して、前記測定電極の電位を測定し、測定電位として記録する第2ステップと、
、
前記本体部が、前記測定電位を用いて、前記生体内部の信号源の位置および電位を求める第3ステップとを含み、
前記本体部が、前記第1ステップおよび第2ステップを繰り返し実行する生体内電位の推定方法。
- [6] 前記第3ステップが、
前記本体部が、前記測定電極を配置した位置を含む前記生体の断層画像を格子状に分割し、各格子点の周りに、該当するに組織に対応するアドミッタンスを配置し、前記インピーダンス切り替え装置のインピーダンスを含む回路網を生成する第4ステップと、
前記本体部が、前記回路網の何れかの格子点と接地との間に信号源を配置した条件で、前記信号源の位置および電位を求める第5ステップとを含む請求項5記載の生体内電位の推定方法。
- [7] 前記第5ステップが、
前記本体部が、1Vの電圧を出力する単位信号源を前記格子点の1つと接地と間に配置し、前記回路網を用いて、前記単位信号源の位置および前記測定電極の位置毎に電圧伝達係数を求める第6ステップと、

前記本体部が、信号源の仮の位置を指定し、該仮の位置に対応する前記電圧伝達係数および前記測定電位を用いて、該信号源の電位を求めて推定電位とする第7ステップと、

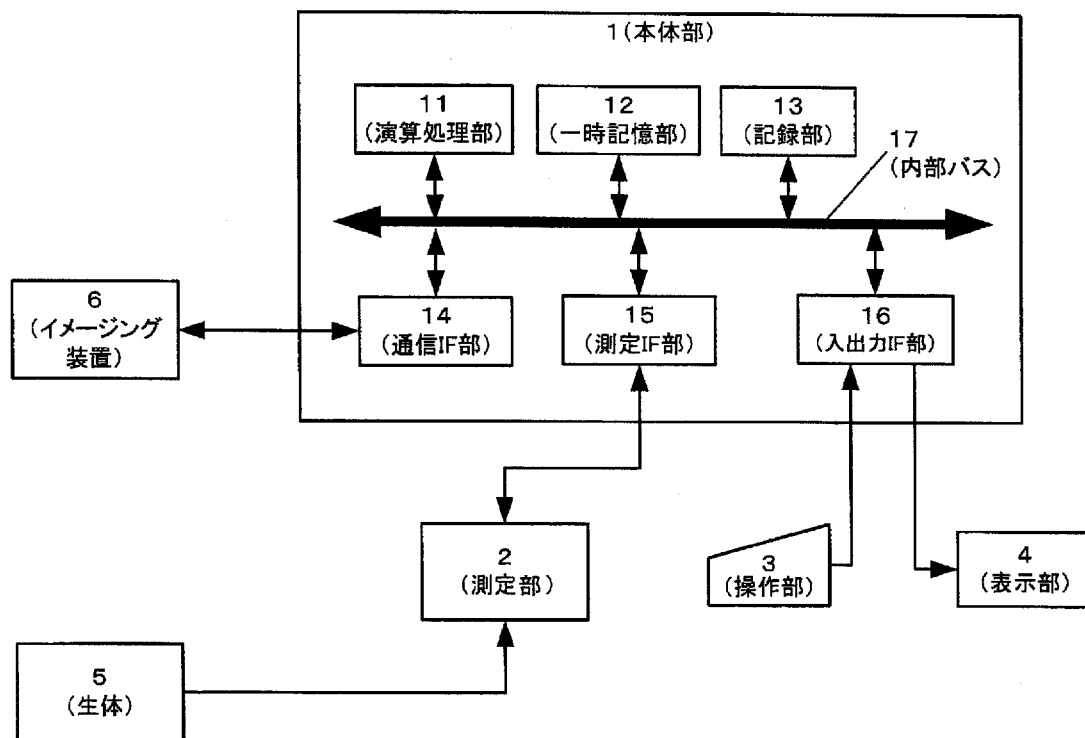
前記本体部が、前記信号源の推定電位、および、前記信号源の仮の位置に対応する前記電圧伝達係数を用いて、前記電極の電位を計算する第8ステップと、

前記本体部が、計算された前記電極の電位と前記測定電位との差が最小となる前記仮の位置を、信号源の位置として決定する第8ステップとを含む請求項6記載の生体内電位の推定方法。

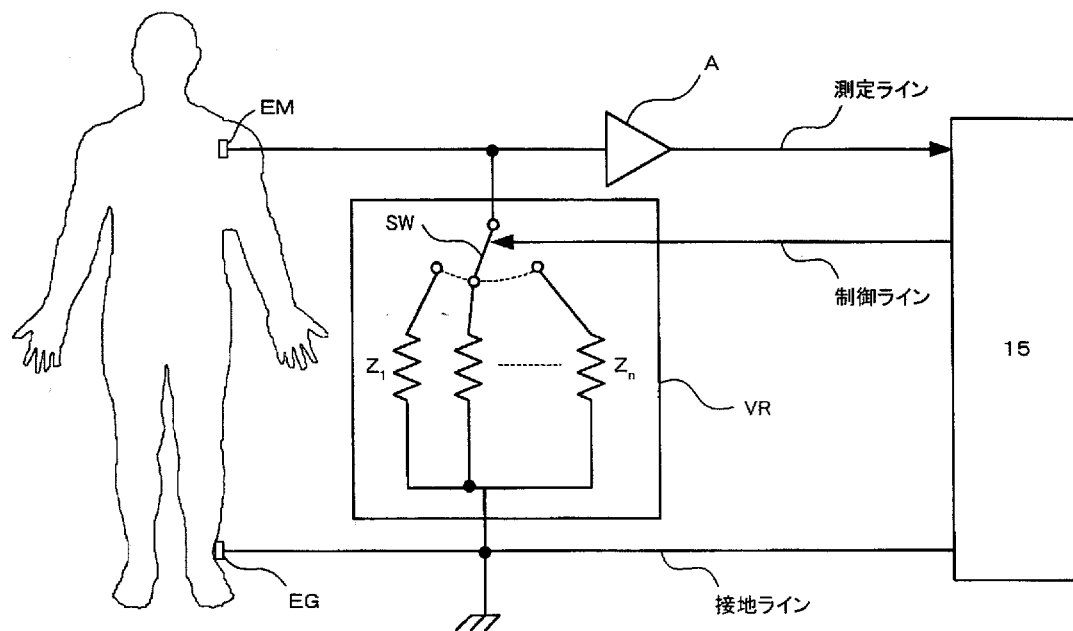
[8] 前記断層画像が、3次元画像であり、

前記第4ステップにおいて、前記本体部が、前記断層画像を3次元の格子状に分割する請求項6記載の生体内電位の推定方法。

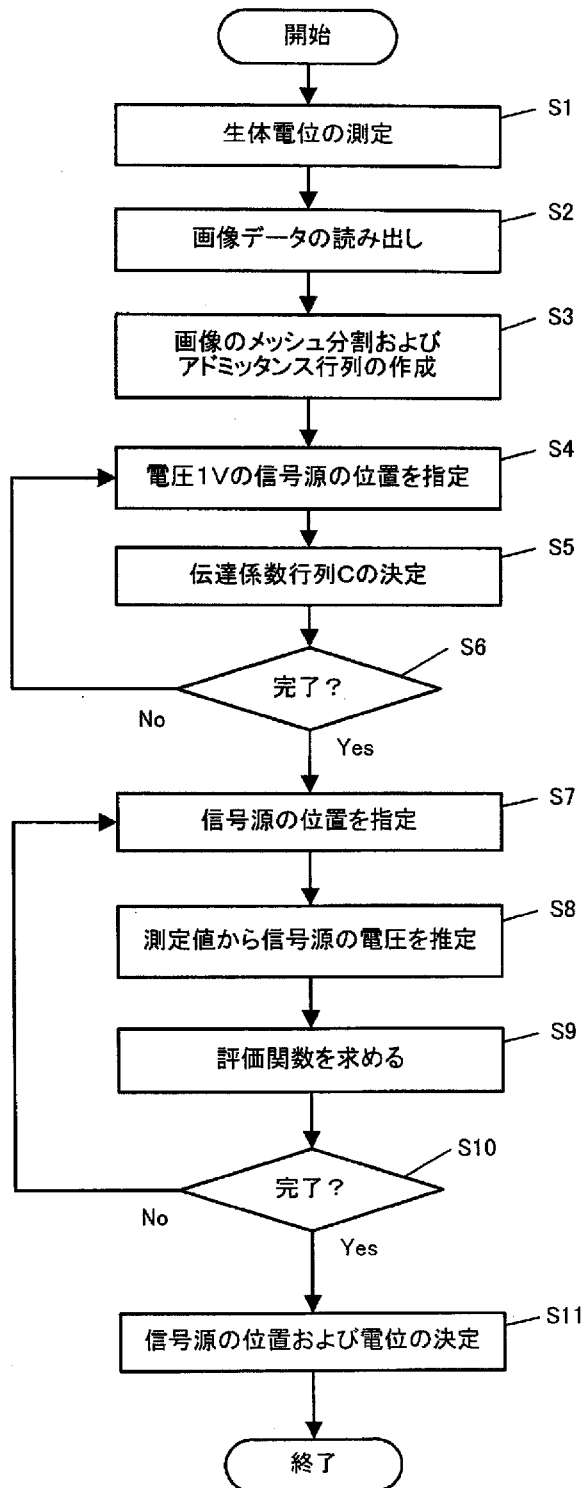
[図1]



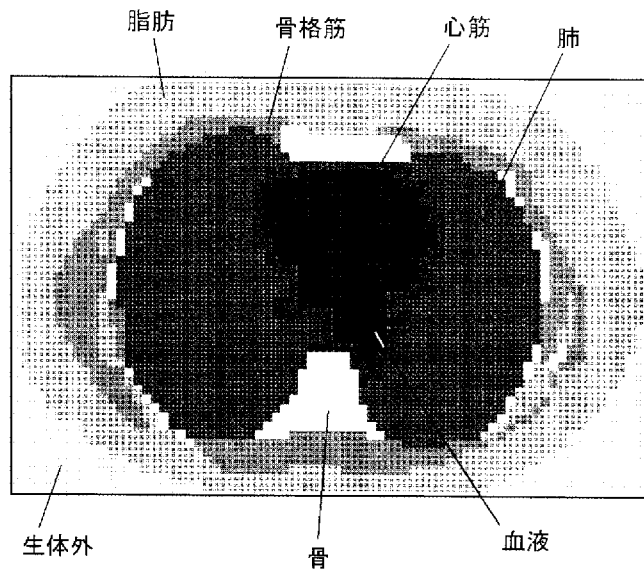
[図2]



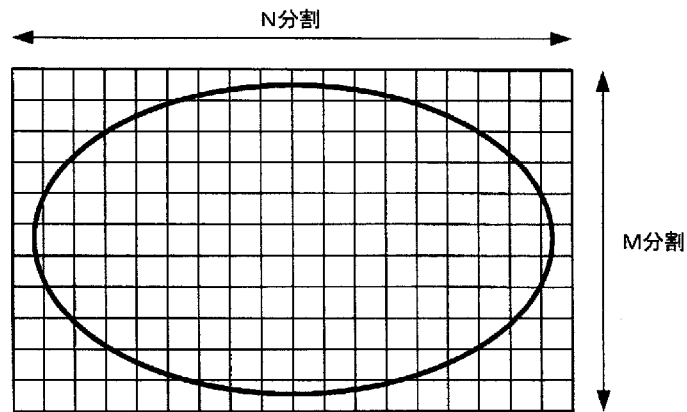
[図3]



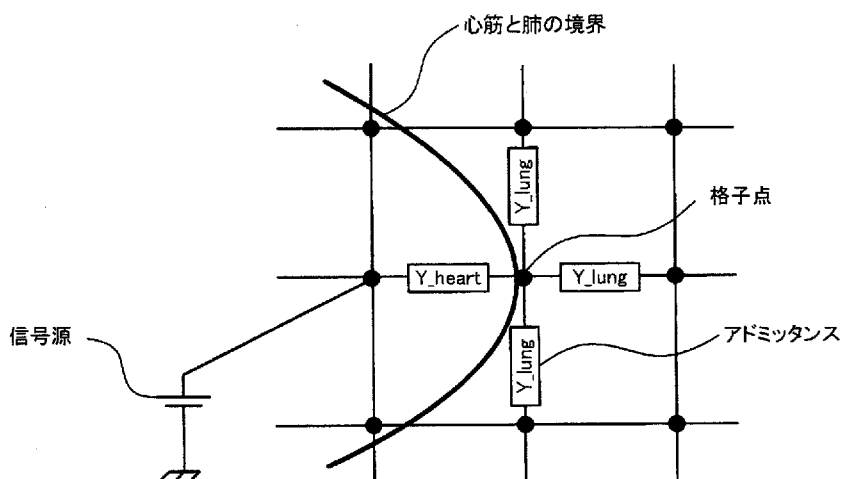
[図4]



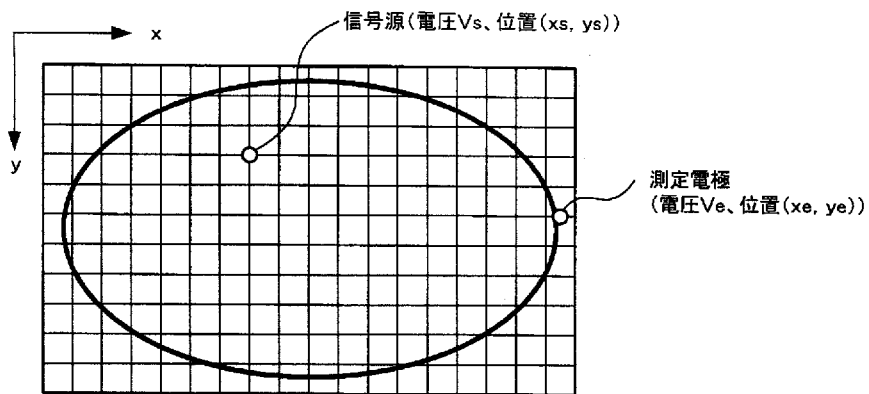
[図5]



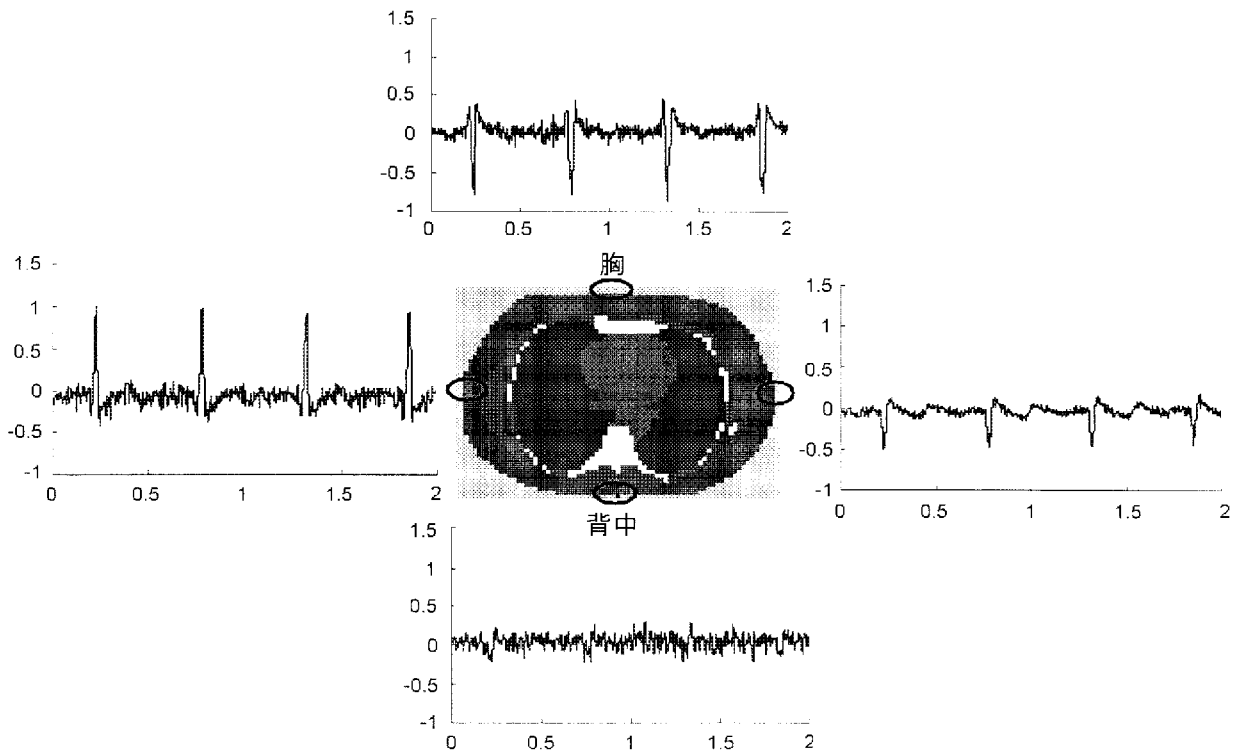
[図6]



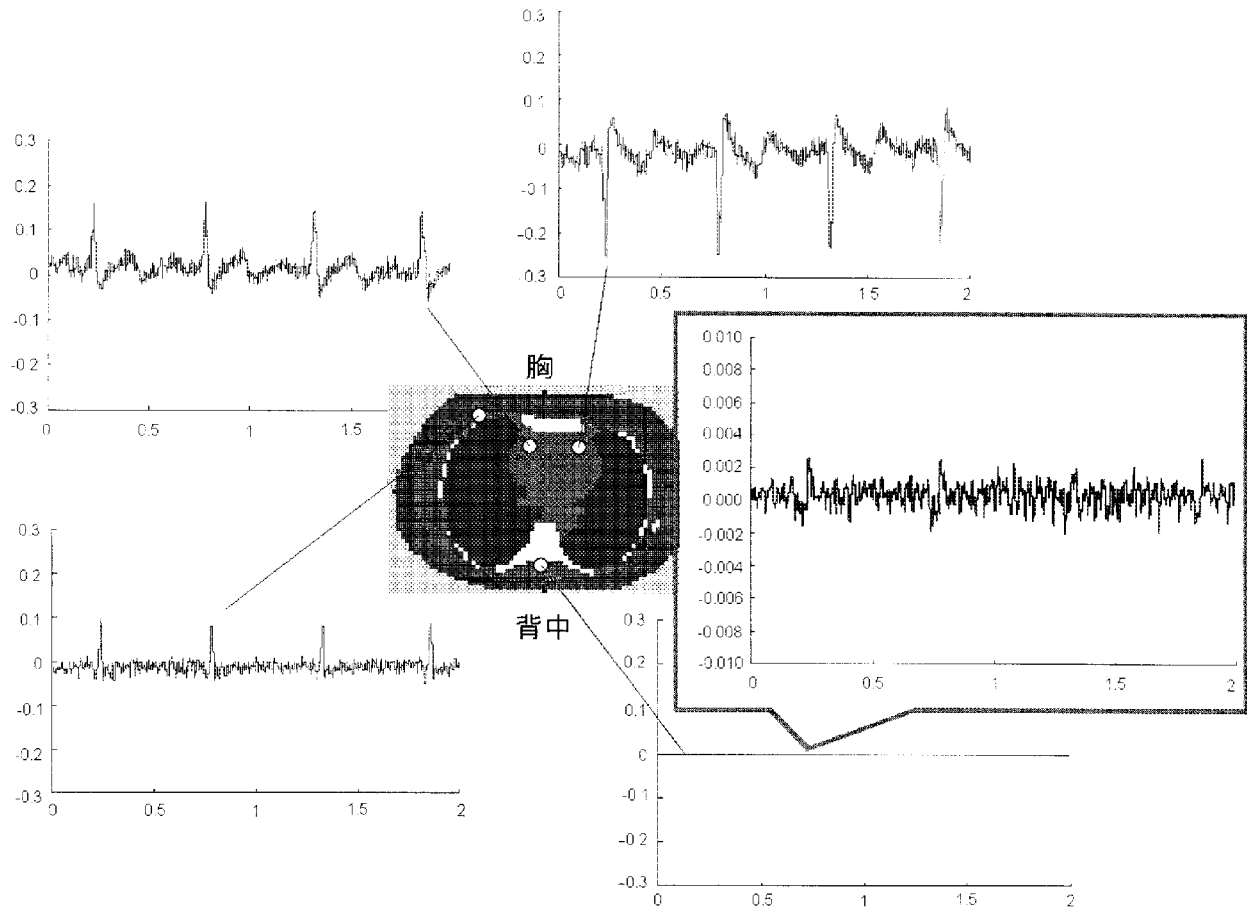
[図7]



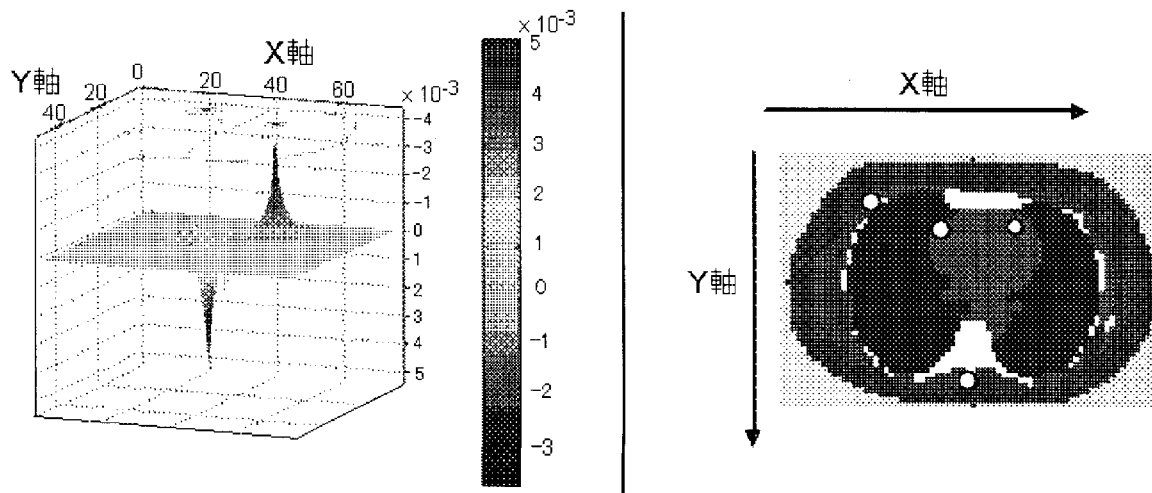
[図8]



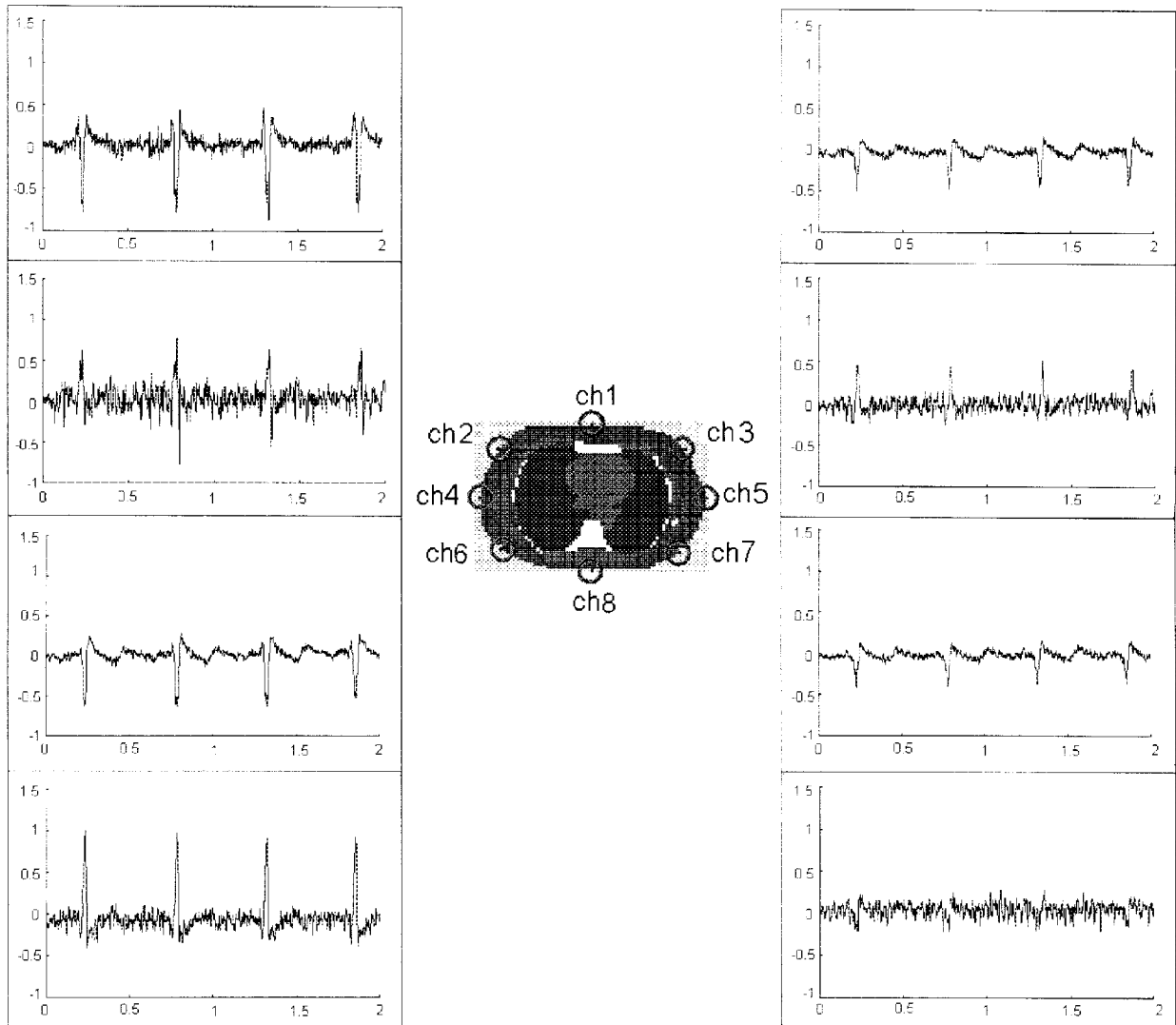
[図9]



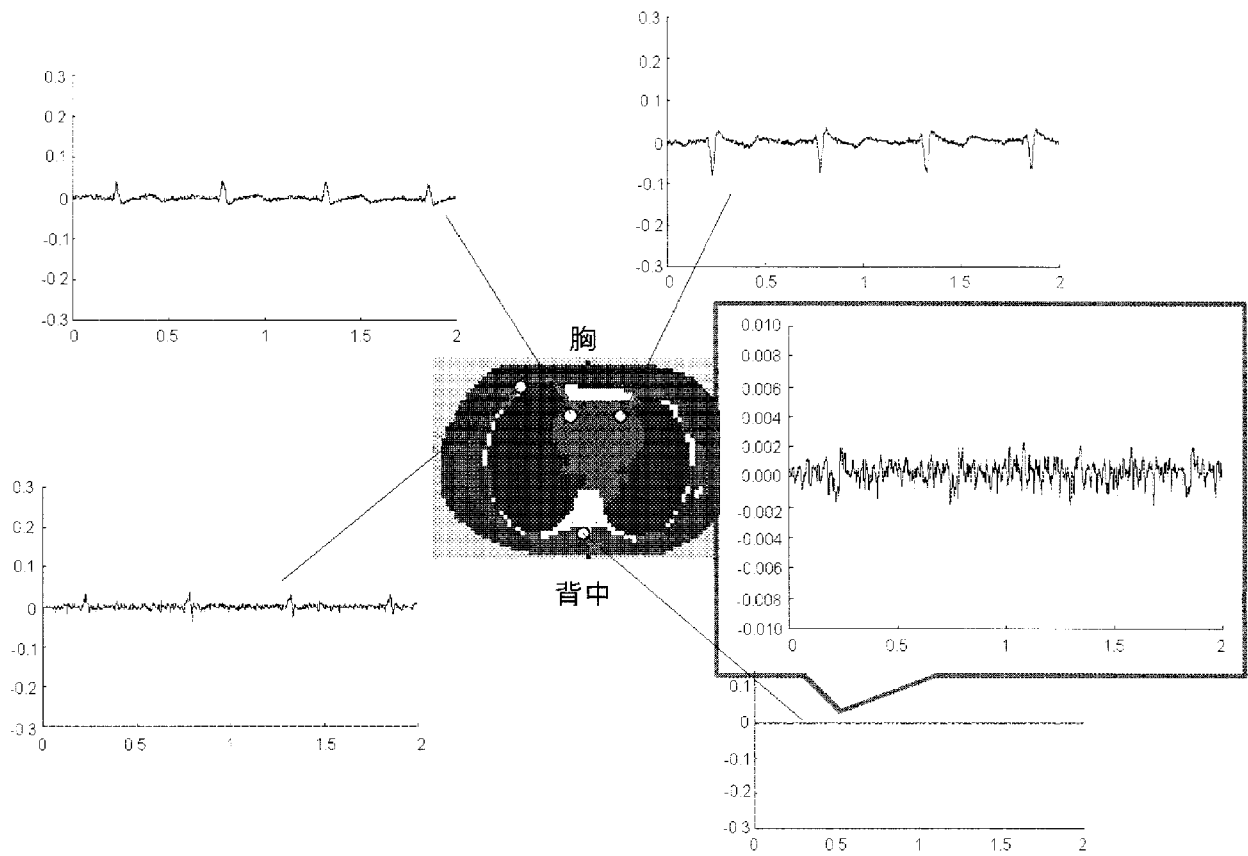
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/053291

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/04(2006.01)i, A61B5/0402(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/04, A61B5/0402

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Norio AKAMATSU, "Tainai Soshiki no Hi Senkeisei o Koryo shita Shindenzu Gyaku Mondai no Kaiho", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers, 20 December, 1985 (20.12.85), Vol.J68-C, No.12, 1083-1093	1-4
A	Toshihiro MARUYAMA et al., "Multi Seiden Yoryo Ketsugogata Denkyoku o Mochiita Shindenzu no Danso Keisoku", Annual Conference of Japanese Society for Medical and Biological Engineering Program · Ronbunshu, 15 May, 2006 (15.05.06), Vol.45th, 498	1-4

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 21 April, 2009 (21.04.09)	Date of mailing of the international search report 12 May, 2009 (12.05.09)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/053291

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-268034 A (Ritsumeikan), 18 October, 2007 (18.10.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 6-125885 A (Chuo Electronics Co., Ltd.), 10 May, 1994 (10.05.94), Full text; all drawings (Family: none)	1-4
A	Yasutomi KINOSADA et al., "Yugen Yosoho o Mochiita 3 Jigen Shindenzu Gyaku Mondai Kaiho", Denshi Tsushin Gakkai Ronbunshi, 1982, Vol.J65-C, No.4, 277-284	1-4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/053291

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.: 5 - 8
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Specifically, the invention of claims 5 - 8 relates to a human body diagnosing method, since it contains the step of acquiring data from a human body (that is, the step of "measuring the electric potential") for medical purposes.
- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

- Remark on Protest**
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
 - The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
 - No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/04(2006.01) i, A61B5/0402(2006.01) i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/04, A61B5/0402		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	赤松則男, 体内組織の非線形性を考慮した心電図逆問題の解法, 電子情報通信学会論文誌, 1985.12.20, Vol. J68-C, No. 12, 1083-1093	1-4
A	丸山敏弘 等, マルチ静電容量結合型電極を用いた心電図の断層計測, 日本生体医工学会大会プログラム・論文集, 2006.05.15, Vol. 45th, 498	1-4
A	JP 2007-268034 A (学校法人立命館) 2007.10.18, 全文全図 (ファミリーなし)	1-4
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 21.04.2009	国際調査報告の発送日 12.05.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 谷垣 圭二 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3010

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 5-8 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、請求項5-8に係る発明は、医療目的で人体からデータを取得する工程（「電位を測定」する工程）を含むため、人の身体の診断方法に該当する。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 6-125885 A (中央電子株式会社) 1994.05.10, 全文全図 (ファミリーなし)	1 - 4
A	紀ノ定保臣 等, 有限要素法を用いた 3 次元心電図逆問題解法, 電子通信学会論文誌, 1982, Vol. J65-C, No. 4, 277-284	1 - 4