

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年1 月24 日 (24.01.2002)

PCT

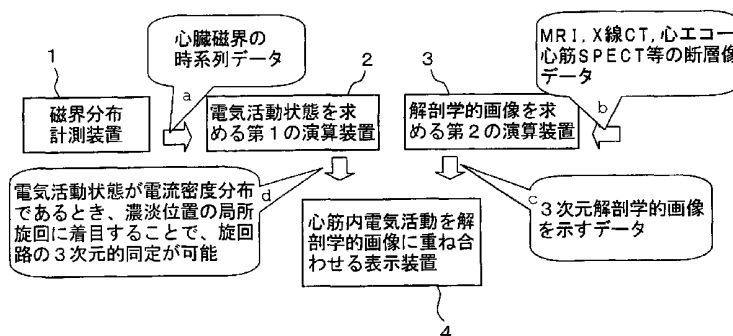
(10) 国際公開番号
WO 02/05713 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 5/05 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP01/06192 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 中居賢司 (NAKAI, Kenji) [JP/JP]; 〒020-0113 岩手県盛岡市上田堤1-12-14 Iwate (JP). 吉澤正人 (YOSHIZAWA, Masahito) [JP/JP]; 〒020-0114 岩手県盛岡市高松四丁目17-19-405 Iwate (JP). 川副浩平 (KAWAZOE, Kohei) [JP/JP]; 〒020-0011 岩手県盛岡市三ツ割字久保屋敷21-8 Iwate (JP). 山崎慶太 (YAMAZAKI, Keita) [JP/JP]; 〒270-1395 千葉県印西市大塚1丁目5番地1 株式会社 竹中工務店 技術研究所内 Chiba (JP). 藤田 智 (FUJITA, Satoshi) [JP/JP]. 田村逸朗 (TAMURA, Itsuro) [JP/JP]; 〒541-0046 大阪府大阪市中央区平野町4丁目1-2 株式会社 関西新技術研究所内 Osaka (JP).
- (22) 国際出願日: 2001 年7 月17 日 (17.07.2001)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2000-217833 2000 年7 月18 日 (18.07.2000) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 科学技術振興事業団 (JAPAN SCIENCE AND TECHNOLOGY CORPORATION) [JP/JP]; 〒332-0012 埼玉県川口市本町4丁目1番8号 Saitama (JP). 株式会社 竹中工務店 (TAKENAKA CORPORATION) [JP/JP]; 〒541-0053 大阪府大阪市中央区本町四丁目1番13号 Osaka (JP).
- (74) 代理人: 深見久郎, 外(FUKAMI, Hisao et al.); 〒530-0054 大阪府大阪市北区南森町2丁目1番29号 三井住友銀行南森町ビル Osaka (JP).
- (81) 指定国 (国内): AU, CA, US.

[続葉有]

(54) Title: CARDIAC MAGNETIC FIELD DIAGNOZER FOR ATRIAL FLUTTER AND ATRIAL FIBRILLATION AND METHOD FOR IDENTIFYING ELECTRIC TURNING PATH OF ATRIAL FLUTTER AND ATRIAL FIBRILLATION

(54) 発明の名称: 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置および心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法



- 1...MEASURING INSTRUMENT FOR ELECTRIC FIELD DISTRIBUTION
2...FIRST ARITHMETIC UNIT WHICH DETERMINES ELECTRIC ACTIVITY CONDITION
3...SECOND ARITHMETIC UNIT WHICH CAPTURES ANATOMICAL IMAGE
4...DISPLAY UNIT WHICH SUPERPOSES ELECTRIC ACTIVITY IN CARDIAC MUSCLE
a...TIME-SERIES DATA ON CARDIAC ELECTRIC FIELD
b...TOMOGRAM DATA BY MRI, X-RAY CT, CARDIAC ECHO, CARDIAC MUSCLE SPECT, ECT.
c...DATA WHICH EXPRESSES THREE-DIMENSIONAL ANATOMICAL IMAGE
d...THREE-DIMENSIONAL IDENTIFICATION OF TURNING PATH IS POSSIBLE BY NOTICING LOCAL TURNING AT VARIABLE-DENSITY POSITION WHEN ELECTRIC ACTIVITY CONDITION IS CURRENT DENSITY DISTRIBUTION

(57) Abstract: A measuring instrument (1) for a magnetic field distribution creates a time-series data set of a magnetic field distribution by noncontact magnetic measurement in coordinate systems a breast part of a subject. A first arithmetic unit (2) creates an image data set which expresses the distribution of the three-dimensional current density in a cardiac muscle according to the time-series data set. A second arithmetic unit (3) processes tomogram data separately created by using a tomographic diagnoser and creates three-dimensional anatomical image data set. A display unit(4) receives these set of data and displays an image which expresses the current density in a cardiac muscle on the anatomical image. This process makes it possible to easily identify the anatomical positional relation of an abnormal electric turning path if occurring in the cardiac muscle. An image which expresses a normal stimulation-propagating circuit can be used as a template in place of the anatomical image.

[続葉有]



(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約:

磁界分布計測装置（１）は、被験者の胸部上の複数座標における非接触磁気計測により磁界分布時系列データを形成する。第１の演算装置（２）はこれに応じて、心筋内の３次元電流密度分布を表わす画像データを生成する。第２の演算装置（３）は、断層診断装置を用いて別途得られた複数の断層画像データを加工して３次元的な解剖学的画像データを生成する。表示装置（４）は、これらのデータを受け、解剖学的画像上に心筋内電流密度を表わす画像を表示する。これにより心筋内に異常な電氣的旋回路が生じた場合にその解剖学的位置関係を容易に同定することが可能となる。また、解剖学的画像の代わりに、正常な刺激伝播回路を示す画像をテンプレートとして用いてもよい。

明細書

心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置および心房粗動および
心房細動の電氣的旋回路の同定方法

5

技術分野

この発明は、心臓磁界診断装置および電氣的旋回路の同定方法に関し、より特定のには、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路の3次元的発生位置を非接触磁気計測により非侵襲的に診断するための心臓磁界診断装置および電氣的旋回路の同定方法に関する。

10

背景技術

従来、心疾患の診断を行なうために、心電図を記録する方法が一般的に採用されている。

15

しかしながら、従来の心電図法では、たとえば心臓手術の際に治療すべき部位の位置、大きさ、形状を推定するためには不十分であり、患部位置の満足できる推定を行なうことができなかった。

20

これは、心電図法が間接的な計測方法であることによる。すなわち、心臓から体表面までに存在する組織、心臓と他の臓器や骨との位置的關係、心臓の大きさ、人体の各組織ごとの電気伝導率などが被験者ごとに大きく異なるため、心電図のような間接的計測で得られる情報では患部位置を正確に特定することは極めて困難であった。

このような間接的計測法による問題点に鑑み、より直接的な患部位置の同定方法が採用されている。

25

たとえば、外科的開胸手術によって暴露した心臓に、針電極を直接刺し、または網状電極を接触させることにより、多点同時の心筋電位計測を行ない、患部位置を正確に推定する方法が採用されている。しかしながら、開胸手術そのものは患者の負担が大きく、しかも開胸手術中に行なわれる患部位置同定のための多点同時心筋電位測定およびそのデータ解析に長時間を要するため、開胸手術自体が

長時間化してしまうという問題点がある。

このため、短時間で高精度の患部位置の推定を可能にする方法が強く要望されていた。

5 また、他の直接的な方法として、カテーテルを用いた診断・治療法も近年採用されている。この方法は、カテーテル先端部に電極とヒータとを具備したカテーテルを被験者の体内に挿入し、胸部X線透視を行ないながら電気生理学的検査を行なうことによって患部位置を特定するとともに、高周波を用いたカテーテル焼灼法と呼ばれる方法により標的部位を急速加熱することにより迅速な治療を行なう方法である。

10 しかしながら、この方法では、電気生理学的検査に時間を要するため、胸部X線透視による医師および放射線技師のX線被爆量が大きいという問題がある。

一方、さまざまな心疾患の中で、心房粗動および心房細動は、心筋内に異常な興奮伝播回路が形成されることにより引き起こされることが知られている。より詳細に説明すると、心房粗動は、三尖弁輪周辺でマクロ・リエントリ (macro re-entry) 回路と呼ばれる異常な電氣的旋回路が形成されることにより、そして心房細動は、心房内で多数のマイクロ・リエントリ (micro re-entry) 回路と呼ばれる異常な電氣的旋回路が形成されること (multiple wavelet theory) により引き起こされる。最近の研究では、発作性心房細動の初期においては、肺静脈の局所における発火 (firing) 亢進がその誘引であることが知られている。

20 心房粗動および心房細動の治療のためには、これらのリエントリ回路や肺静脈局所における発火部位を同定することが重要である。しかしながら、上述のように心電図法による間接的計測では正確な同定は困難であり、また外科的開胸手術時の心筋電位計測やカテーテルを用いた電気生理学的検査のような直接的検査では患者や医師に対する負担が大きい。

25 そこで、これらのリエントリ回路や肺静脈局所における発火部位を非侵襲的に診断することが強く望まれている。

一方、地磁気の10億分の1程度の磁束を高感度に検出することができる超電導量子干渉素子 (Superconducting Quantum Interference Device : 以下、SQUIDと略する) を用いたSQUID磁束計がさまざまな分野で応用されている。

特に、前述のように非侵襲性の計測が強く要望されている生体計測の分野では、SQUID磁束計を用いた人体の非接触磁気計測が試みられている。

特に、近年の薄膜素子製造技術の進歩によりDC-SQUIDが開発されたことにより、SQUID磁束計を用いて心臓の磁界分布である心磁図を計測することが試みられつつある。

しかしながら、心磁図だけでは、人体内における患部の位置、大きさ、形状を直接表示することはできず、心臓内における電氣的旋回路の相対的な位置関係を医師に的確に知らせることが困難であった。

このため、心房粗動および心房細動の診断に際し、原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路の位置を同定するために、心磁図が示す心磁界分布から心筋内の電流活動を可視化する方法が提案されてきた。そのような方法として、1つまたは複数個の電流ダイポールで磁場源を模倣して可視化する方法が採用されてきた。しかし、マイクロ・リエントリ回路が多数存在する場合には、その個数やそれぞれの回路の位置を正確に同定することができないという問題があった。また、このような方法では、設定される初期値次第で磁場源の模倣結果が異なってしまうという問題があった。

それゆえに、この発明の目的は、心房粗動および心房細動の診断に際し、非侵襲的な磁気計測により得られた心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータに基づいて、心筋内における異常な電氣的旋回路の位置関係を安全、迅速かつ高精度に同定することができる心臓磁界診断装置および電氣的旋回路の同定方法を提供することである。

発明の開示

この発明による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置は、磁界分布計測装置と、第1の演算装置と、第2の演算装置と、表示装置とを備える。磁界分布計測手段は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ複数の磁界時系列データに基づいて胸部上の磁界分布時系列データを生成する。第1の演算装置は、生成された磁界分布時系列データに基づいて被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態

を示すデータを生成する。第2の演算装置は、別途供給された被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示すデータを生成する。表示装置は、第1の演算装置により生成されたデータが示す心筋内の3次元電氣的活動状態の画像を、第2の演算装置により生成されたデータが示す解剖学的画像に重ね合わせて表示する表示処理を行なう。これにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することができる。

好ましくは、第1の演算装置によって生成される心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、表示装置は、電流密度分布時系列データに基づいて、解剖学的画像上に複数の異常な電氣的旋回路の位置を3次元的に表示する。

この発明の他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置は、磁界分布計測装置と、演算装置と、表示装置とを備える。磁界分布計測装置は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ複数の磁界時系列データに基づいて胸部上の磁界分布時系列データを生成する。演算装置は、生成された磁界分布時系列データに基づいて被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータを生成する。表示装置は、演算装置により生成されたデータに基づいて、被験者の心臓の洞結節からヒス束ープルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示する表示処理を行なう。これにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することができる。

好ましくは、演算装置によって生成される心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、表示装置は、電流密度分布時系列データに基づいて、刺激伝播経路を示す画像上に複数の異常な電氣的旋回路の位置を3次元的に表示する。

この発明の他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示す第1のデータを生成するステップと、別途供給された被験者の胸部断層画像デー

タを加工して解剖学的画像を示す第2のデータを生成するステップと、第1のデータが示す心筋内の3次元電氣的活動状態の画像を、第2のデータが示す解剖学的画像に重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備えている。

- 5 好ましくは、第1のデータが示す心筋内の3次元電氣活動状態は、心筋内の電流密度分布である。

- この発明のさらに他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁氣計測により取得された複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された胸部
10 上の磁界分布時系列データに基づいて、被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータを生成するステップと、生成されたデータに基づいて、被験者の心臓の洞結節からヒス束ープルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備
15 える。

 好ましくは、データが示す心筋内の3次元電氣的活動状態は、心筋内の電流密度分布である。

- したがって、この発明によれば、非侵襲的な磁氣計測により得た心筋内の3次元電氣的活動状態を示す画像を、他の医用診断装置で撮影された同一被験者の胸部
20 断層画像データを加工して得られた解剖学的画像上に重ね合わせて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる異常な電氣的旋回路の心筋内における位置関係を医師が安全、迅速かつ高精度に同定することが可能となる。

- さらに、この発明によれば、非侵襲的な磁氣計測により得た心筋内の3次元電氣的活動状態を示す画像を、同一被験者の心臓の洞結節からヒス束ープルキンエ
25 繊維系への刺激伝播経路を示す画像上に重ね合わせて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる異常な電氣的旋回路の心筋内における位置関係を医師が安全、迅速かつ高精度に同定することが可能となる。

図面の簡単な説明

図 1 は、この発明の実施の形態 1 による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

図 2 は、図 1 に示した心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

5 図 3 は、図 2 に示した磁界分布計測装置の詳細な構成を示すブロック図である。

図 4 は、被験者の胸部前面上における複数の磁界センサの配列例を示す図である。

図 5 は、図 4 の複数のセンサのそれぞれから得られた磁界時系列データを示す図である。

10 図 6 は、磁界時系列データから電流密度データを算出する方法を模式的に説明する図である。

図 7 A および 7 B は、表示装置 4 に表示される 3 次元解剖学的画像の例を示す図である。

15 図 8 は、図 7 A および 7 B に示した 3 次元解剖学的画像の一断面を示す断層図である。

図 9 は、この発明の実施の形態 1 による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

図 10 は、この発明の実施の形態 2 による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

20 図 11 は、図 10 に示したこの発明の実施の形態 2 による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

図 12 A および 12 B は、心臓における正常刺激伝播経路および心電図波形を模式的に示す図である。

25 図 13 は、表示装置 6 によって実際に表示された正常刺激伝播経路および異常な電氣的旋回路の画像を示す図である。

図 14 は、実施の形態 2 による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

図 15 は、実施の形態 2 による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、この発明の実施の形態を図面を参照して詳しく説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰返さない。

5 [実施の形態 1]

図 1 は、この発明の実施の形態 1 による、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

図 1 を参照して、磁界分布計測装置 1 は、たとえば、後で詳述する S Q U I D 磁束計のような計測手段を用いて、被験者の胸部上の複数の座標における非接触
10 磁気計測を行ない、複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得する。そして、取得した複数の磁界時系列データに基づいて、胸部上の、すなわち心臓磁場の磁界分布時系列データを生成して出力する。

磁界分布計測装置 1 によって計測された心臓の磁界分布時系列データに基づいて、第 1 の演算装置 2 は、たとえば、後述する種々の公知の計算手法を用いて、
15 心筋内の 3 次元電氣的活動状態を示す第 1 のデータを生成して出力する。

一方、核磁気共鳴 (M R I) 法、X 線 C T 法、心エコー図法、心筋 S P E C T 法などの断層診断装置によって別途得られた同一被験者の胸部の断層画像データ (複数枚の断層画像のデータを含む) が、第 2 の演算装置 3 に与えられ、第 2 の演算装置 3 は、これらの断層画像データを加工して 3 次元的な解剖学的画像を示す
20 第 2 のデータを生成して出力する。

ここで、上述の第 1 のデータを画像で表現すると、第 1 の演算装置 2 で得られた電氣的活動状態がたとえば心筋内の電流密度分布であるときには、電流密度分布を表わす画像の濃淡の局所的旋回に着目することによって、電氣的旋回路の 3 次元的な同定が可能となる。

25 表示装置 4 は、第 1 の演算装置によって生成された第 1 のデータが示す心筋内の 3 次元電氣的活動 (たとえば電流密度分布) を示す画像を、第 2 の演算装置 3 によって生成された第 2 のデータが示す被験者の胸部の 3 次元解剖学的画像に重ね合わせて表示する。この結果、解剖学的画像上において心筋内の電氣的旋回路の位置関係を 3 次元的に同定することができる。

次に、図 2 は、図 1 に示したこの発明の実施の形態 1 による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

図 2 を参照して、磁界分布計測装置 1 は、磁気シールドルーム (Magnetic Shield Room : 以下、MSR) 11 内において、被験者 12 の胸部上において非
5 接触の磁気計測を行なうように設置された、SQUID 磁束計を内蔵するデュワー 13 と、磁界分布データの演算部 14 とを備えている。

デュワー 13 内には液体ヘリウムが満たされて超電導が生じる低温系の環境が形成されており、その中に、超電導体からなる検出コイルで構成された SQUID 磁束計が収納されている。

10 図 3 は、図 2 に示した MSR 11 内のデュワー 13 内の超低温系に設置される SQUID 磁束計 15、および常温系の MSR 11 内に設置される演算部 14 をより詳細に示すブロック図である。

なお、図 3 に示した構成は、被験者の胸部上の 1 点の磁界データを計測するための 1 チャネル分の構成である。後述するように、この発明では、被験者の胸部
15 上において複数の座標における磁場の多点同時計測を行なう。したがって、図 2 の MSR 11 内には、図 3 に示す 1 チャネル分の構成が、計測に必要な複数チャネル分設けられていることになる。

以下に、図 3 を参照して、1 チャネル分の SQUID 磁束計による磁界データの生成について説明する。

20 まず、SQUID 磁束計 15 は、被験者の胸部表面から発生する磁場を検出するための、超電導体からなるピックアップコイル 16 を備える。ピックアップコイル 16 が磁場を捉えると電流が流れ、この電流はコイル 17 に引き込まれて Nb シールド 20 内に磁場を生じさせる。

この結果、この磁場に対して線形に変化する磁場が超電導ループ 18 内に形成
25 され、この超電導ループ 18 の両端の電圧を、常温系の MSR 11 内に設置された演算部 14 の増幅器によって検出し、演算部 14 は、検出電圧に変化が生じないよう、Nb シールド 20 内のモジュレーションコイル 19 に流れる電流を調整する。

すなわち、この SQUID による生体の磁場の検出は、発生する磁場を直接計

測するものではなく、いわゆるゼロ位法を用いて、超電導リング18内の磁場が常に一定値となるようにフィードバックをかける（具体的にはモジュレーションコイル19に流れる電流を調整してモジュレーションコイル19に発生する磁場を制御することにより、超電導ループ18内に常に一定の磁場が生じるようにする）ことにより、ピックアップコイル16で検出される磁場を、演算部14が電気信号に変換して出力するものである。このようなフィードバックの手法は通常、フラックスロックトープ（flux locked loop：以下、FLL）と呼ばれる周知の技術である。

このようなSQUID磁束計15およびその演算部14は周知の技術であるため、これ以上の説明を省略する。

前述のように、図3に示した構成は、1チャンネル分の磁界データの計測に必要な構成であり、被験者の胸部前面上における1点で計測された磁場の磁界時系列データを示す電気信号を出力するものである。

この発明では、前述のように被験者の胸部前面に多くのセンサ（SQUID磁束計）を配列し、胸部前面上の磁場を多点測定しようとするものである。磁場は時間的に変化するものであり、たとえば1心拍に相当する期間中においても、測定場所が異なれば磁場は場所に応じた異なる変化をする。

図4は、被験者の胸部前面上における複数のセンサ（各々が1チャンネルのSQUID磁束計）の配置の一例を示す図である。また、図5は、図4の複数のセンサのそれぞれの位置に対応してそれぞれのセンサから得られた、1心拍期間における磁場の変化を示す1群の磁界時系列データを示している。

図2に示す磁界分布計測装置1から出力されるデータは、図5に示すような複数の測定位置（座標）に対応する1群の磁界時系列データであるが、ある特定の時刻に着目してこれらの1群の磁界時系列データを捉えると、測定対象である胸部前面上におけるある時刻の磁場の強さの分布状態を示す実際の山谷の様子をグラフ（図）で表現するのは困難なので、天気図の気圧のように等高線図で表現している磁界分布データが得られる。この意味からも、磁界分布計測装置1から出力されるデータは、胸部前面上の磁界分布時系列データとして捉えることができる。

磁界分布計測装置 1 から出力されるこのような 1 群の磁界時系列データ、すなわち磁界分布時系列データは、図 2 の第 1 の演算装置 2 に与えられる。この第 1 の演算装置 2 は、ある時刻の磁界分布データに基づいてその瞬間における胸部内の電氣的活動、たとえばその瞬間に流れる胸部内の電流密度を求めるように機能する。

磁界分布計測装置 1 によって生成された磁界分布時系列データから、測定対象となる人体内の部位（この発明では心臓）における 3 次元的な電氣的活動の情報、たとえば当該部位を流れる電流密度分布を第 1 の演算装置 2 で求める手法について説明する。

図 6 は、このような電流密度を求める方法を模式的に説明する図である。以下に説明する方法では、解析しようとする人体内の特定の 1 つの部位に仮に電流センサ（仮想センサ）が設けられていたとすれば、あたかもそこに流れるはずの電流を間接的に算出しようとするものである。このため、人体胸部前面に設置されたすべてのセンサ（SQUID 磁束計）から得られる磁界時系列データにある係数をかけてその総和をとることによって、当該仮想センサの電流出力を得ることができる。そして、この係数をどのように求めるかがこの演算における中心的な課題となる。

以下に、図 6 を参照して、電流密度を求める手法についてより詳細に説明する。まず、人体表面（胸部前面）上に、総数が N 個の磁界センサが配列されているものとする。一方、①で示すように解析対象である人体（胸部、特に心臓）を、各々が小さなブロックであるボクセルの集合体とみなす。ここで、ボクセルの総数を M 個とする。なお、②に示すように、同一座標に、互いに直交成分の分布電流が流れるボクセルを配置する。ただし、③で示す平面に直交する成分は、心磁計測では磁界センサが胸部上平面に配置されることが多いため、省略されることが多い。

各センサ j から得られる磁界時系列データを $B_j(t)$ とし、各センサ出力 ($B_j(t)$) に対応するボクセル i の空間フィルタ係数を β_{ij} とする。

ここで、ボクセル i に仮想電流センサがあるものと考えた場合、当該仮想電流センサから得られる電流密度に対応する仮想センサ出力を $S_i(t)$ とすると、

$S_i(t)$ は次式で定義される。

$$S_i(t) = \sum_{j=1}^N \beta_{ij} \cdot B_j(t)$$

したがって、空間フィルタ係数 β_{ij} が決まれば、各ボクセル i における電流密度を得ることができ、解析対象全体における 3 次元的電流密度分布を得ることができる。

上述の空間フィルタ係数 β_{ij} を、対応するボクセル i の分布電流に対してのみ鋭敏な感度を有するように設定する手法としては、SAM (Synthetic Aperture Magnetometry)、MUSIC (Multiple Signal Classification) などの種々の手法を用いることができる。SAM や MUSIC は、これまで、レーダやソナーなどの分野で研究開発が行なわれてきたものであり、それぞれの手法は周知であるが、未だ心臓磁界の診断に応用されたことはない。

SAM や MUSIC の手法によって空間フィルタ係数を用いて求められた各ボクセルのリアルタイムに算出された仮想センサ出力は、非常に高いリアルタイム性を有するという利点を有している。

SAM や MUSIC の技術そのものは周知であり、またこれらの手法を用いて空間フィルタ係数を求めるアルゴリズムは極めて複雑なため、ここではその詳細な説明を省略するが、SAM については、1999 年発行の Proceedings of the 11th International Conference on Biomagnetism の “Recent Advances in Biomagnetism” (Tohoku University Press 発行) の第 302 頁から第 305 頁の Robinson SE および Vrba J による “Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM)” に詳細に説明されている。MUSIC については、平成 9 年 1 月 25 日発行の原宏および栗城真也による「脳磁気科学—SQUID 計測と医学応用—」(オーム社) の第 117 頁から第 119 頁に詳細に説明されている。

このようにして、第 1 の演算装置 2 は、磁界分布計測装置 1 によって生成された磁界分布データから解析対象である心臓内の 3 次元的電流密度分布を示す時系列データを生成して表示装置 4 の一方入力に与える。

一方、図 2 に示す第 2 の演算装置 3 には、図示しない他の断層診断装置、たと

例えばMRI法、X線CT法、心エコー図法、心筋SPECT法などを用いて心電図同期トリガをかけて撮影された同一被験者の胸部の複数のスライス画像（たとえば5ミリピッチで十数枚程度）の画像データが入力される。

5 第2の演算装置3は、これらの複数のスライス画像のデータを加工（補間）して所定視点から3次元透視変換を施し、解剖学的画像を示す第2のデータを生成する。このように複数のスライス画像から3次元的な解剖学的画像を形成する技術は周知であり、たとえば特開平11-128224号公報、国際公開WO98/15226号公報などに詳細に開示されている。したがって、その詳細はここでは説明しない。

10 このようにして、第2の演算装置3は、同一被験者の心臓付近の胸部の3次元的な解剖学的画像を示す第2のデータを生成し、表示装置4の他方入力に与える。

図2の表示装置4は、第2の演算装置3からの第2のデータに基づいて形成した被験者の胸部の3次元的な解剖学的画像上に、第1の演算装置2からの第1のデータに基づいて形成した心筋内の3次元電流密度分布を示す画像を重ね合わせて表示する。

図7Aおよび7Bは各々、表示装置4によって表示される3次元的な解剖学的画像に重ね合わされた3次元電流密度分布のリアルタイム表示の態様を示す図であり、図7Aと図7Bとでは、時間の推移により電流密度分布が経時的に変化している。

20 図7Aおよび7Bの各々は、たとえば被験者の胸部を5ミリピッチでスライスして得た5枚程度の断層画像を補間処理した3次元画像であり、実際の表示画像の奥行き感を図面上で表現することは困難である。図7Aおよび7Bの各図では、各画像を構成する線図が重複した複数の線図によって表現されていることから、複数のスライス画像の合成により形成された奥行き感のある立体的な解剖学的画像であることを推測することができる。

25 なお、図7Aおよび7Bの各々において、断層像の上側が人体の前面であり、下側が背面である。また図7Aおよび7Bの各断層像は、下側（足側）から見た断層像である。

図7Aおよび7Bの各々において、Aで示す円の集合は、3次元解剖学的画

像に重ね合わされた 3 次元的電流密度分布を表示するものであり、各円の径の大きさが電流密度の大きさを表わしている。また、電流密度の大小は、画面上の特定の色の濃淡で表示することもできる。

5 また、図 8 は、図 7 A および 7 B のような深さのある立体的解剖学的画像のある深さにおける断層画像を抽出して表示するものであり、同様に A で示す円の集合が当該断層画像上における電流密度分布を表わしている。

10 このように、深さのある 3 次元的な解剖学的画像上に心筋内の 3 次元的電流密度分布を表示することにより、医師は解剖学的画像上における心筋内の電流密度分布の相対的な位置関係を的確に把握することができる。特に、表示された電流密度分布が局所的旋回を示しているときには、心房粗動および心房細動の原因となる電氣的旋回路の生じている心筋内の患部の位置、大きさ、および形状を的確に診断することができる。

15 図 9 は、以上の実施の形態 1 による心臓磁界診断装置によって実行される心筋内の電流密度分布（特に、異常な電氣的旋回路）の同定方法を示すフロー図である。

20 図 9 を参照すると、まずステップ S 1 において、磁界分布計測装置 1 により、人体胸部上の複数の座標において非接触磁気計測を行ない、複数の時系列データを生成し、必要であれば記録する。なお、第 1 の演算装置 2 における前述の S A M または M U S I C による演算は、リアルタイムで供給される時系列データに対して実行可能である。

次に、ステップ S 2 において、予め心電図同期トリガをかけて撮影した複数の M R I 画像に対して、第 2 の演算装置 3 により補間演算（所定視点からの 3 次元透視変換）を施し、3 次元の解剖学的画像を得る。

25 次に、ステップ S 3 において、解析の初期時刻を t_s 、解析の終了時刻を t_e 、解析の時間間隔を Δt と定める。

次に、ステップ S 4 において、解析時刻 t に初期時刻 t_s を代入して解析を開始する。そして、ステップ S 5 において、解析時刻 t が終了時刻 t_e に達するまで、以下の処理を行なう。

すなわち、ステップ S 6 において、第 1 の演算装置 2 により指定解析時刻 t に

における心臓磁界分布データをSAM法またはMUSIC法で処理して心筋内電流密度分布データを得る。

次に、ステップS7において、表示装置4により、心筋内電流密度分布データを、所定始点から3次元透視変換を施した解剖学的画像に重ね合わせて表示する。

5 次に、ステップS8において解析時刻 t に Δt を加算する。

これらのステップS6～S8の処理が、解析時刻 t が終了時刻 t_e に達したことがステップS5で判断されるまで繰返され、終了時刻 t_e に達すると、解剖学的画像に重ね合わされた心筋内電流密度分布データの表示を終了する。

10 以上のように、この発明の実施の形態1によれば、SQUID磁束計を用いた被験者の胸部上の非侵襲的な磁気計測によって得られた心筋内の電流密度分布を示す画像を3次元解剖学的画像に重ねて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路、すなわち電氣的旋回路の解剖学的位置関係、大きさ、形状を医師が3次元的に同定することが可能となる。

15 このため、外科的開胸手術時に多点同時の心筋電位計測を行なわなくても、心房粗動および心房細動の原因となる異常な興奮伝播回路を、安全、迅速、かつ高精度に同定することが可能となり、開胸手術の手術時間を著しく短縮することができ、患者の負担を軽減することができる。

20 また、胸部X線透視をしながらカテーテルによる電気生理学的検査を行なっていた従来の診断方法を用いなくても、上述のように異常な興奮伝播回路を安全、迅速、かつ高精度に同定することが可能となるため、医師や放射線技師のX線被爆時間を著しく短縮することができ、医師および放射線技師の負担を軽減することができる。

25 また、この実施の形態1による電氣的旋回路の同定方法を、高周波によるカテーテル焼灼法と併用することにより、低侵襲性の手術で心房粗動および心房細動を治療することができ、患者の負担をさらに軽減することができる。

さらに、この実施の形態1では、心筋内の電氣的活動状態を示すデータとして電流密度分布を計測しているため、心筋内電流密度分布と、生存心筋に関する医学的知見との整合性を容易にとりながら診断を行なうことができる。

[実施の形態2]

上述の実施の形態 1 では、解剖学的画像を形成するために、被験者の多数の断層像を得る必要があり、MR I 法、X線 C T 法等による検査を事前に行なっていた。このため、検査回数が多くなり、患者の負担となるとともに、検査と直結した治療を行なうことができなかった。

- 5 この発明の実施の形態 2 は、解剖学的画像の形成を不要とすることにより、検査回数を減らし、診断と検査とを直結して実施することができる心臓磁界診断装置および電氣的旋回路の同定方法を提供するものである。

図 1 0 は、この発明の実施の形態 2 による、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

- 10 図 1 0 を参照して、磁界分布計測装置 1 については、実施の形態 1 に関連して既に説明したので、ここでは繰返して説明しない。

- 磁界分布計測装置 1 によって生成された磁界分布時系列データは、演算装置 5 に与えられる。演算装置 5 は、与えられた磁界分布時系列データに基づいて、先に述べた S A M 法あるいは M U S I C 法等の計算手法を用いて心筋内の 3 次元電氣的活動状態、たとえば 3 次元的電流密度分布を示すデータを生成する。そして、
15 演算装置 5 は、生成した 3 次元的電流密度分布データに基づいて、心電図の P 波から Q R S 群に相当する期間の心臓内の興奮（刺激）伝播経路を示すデータと、電流密度分布を示すデータとを重ね合わせて、表示装置 6 に与える。

- 表示装置 6 は、演算装置 5 によって生成されたデータが示す心筋内の電流密度分布を示す画像を、同じく演算装置 5 によって求められた心電図の P 波から Q R S 群の期間に相当する興奮伝播経路の 3 次元的画像に重ね合わせて表示する。この結果、実施の形態 1 のような解剖学的画像を用いなくても、心筋内の電氣的旋回路の位置関係を 3 次元的に同定することが可能となる。

- 次に、図 1 1 は、図 1 0 に示したこの発明の実施の形態 2 による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。
25

図 1 1 を参照して、磁界分布計測装置 1 は、図 2 および図 3 に関連して説明した磁界分布計測装置 1 と同じなので、ここでは説明を省略する。

磁界分布計測装置 1 から出力された磁界分布時系列データは、図 1 1 の演算装置 5 に与えられ、この演算装置 5 は、図 6 に関連して説明した S A M 法あるいは

MUSIC法などにより、磁界分布時系列データを電流密度分布時系列データに変換する。

ここで、被験者12の心電図を記録する心電計21が設けられており、これにより測定された被験者12の心電図波形データは演算装置5に与えられる。

- 5 ここで、心電図の波形と、生成された電流密度分布とを対応づければ、心電図と、心臓において発生している事象との対応づけも可能となる。

ここで、図12Aは、心臓における正常な刺激伝播経路を模式的に示す図であり、図12Bは1心拍分の心電図波形を示している。

- 10 図12Aおよび12Bを参照して、心臓の洞房結節または洞結節は心拍を決定するペースメーカとしての機能を有し、一定間隔（心電図のP波のタイミング）で発火してパルスを発生する。このパルスは、決められた刺激伝播経路を介して房室結節に伝わり、ここで一定時間後、ヒス（HIS）束からプルキンエ繊維系を介して下方の心室にパルスを伝達し、一気に心筋の収縮が生じる。このヒス束からプルキンエ繊維系の刺激の伝播は、心電図のQRS群の期間（等容収縮期）
15 に相当する。

したがって、このP波からQRS群の期間に関連づけた心臓磁界、すなわち心筋内電流密度分布の解析により、演算装置5は、図12Aに示すような正常ルートとしての刺激伝播経路を示す画像データを生成する。

- 20 このような図12Aに示す刺激伝播経路の画像は、実施の形態1の解剖学的画像の代わりにテンプレート表示として使用することができる。すなわち、実施の形態1のような3次元の解剖学的画像がなくても、この図12Aに示す正常ルートの刺激伝播経路が表示されれば、その周辺に生じた異常興奮回路、たとえば異常な電氣的旋回路（図12A中の破線）は、医師であれば、容易に解剖学的な対応づけが可能であり、その位置、大きさ、形状を同定することができる。

- 25 図11の演算装置5は、このようなテンプレートとしての刺激伝播回路の表示に重ね合わせて、生成された電流密度分布を示すデータを生成する。前述のように、電流密度分布を表わす画像の局所的旋回に着目することによって、異常興奮回路、すなわち電氣的旋回路を見出すことが可能であり、そのような画像データが上述のテンプレートの画像データに合成されて、表示装置6に与えられる。

図 1 1 に示す表示装置 6 は、演算装置 5 からのデータに基づいて、テンプレートとしての正常な刺激伝播回路に重ね合わせて、電流密度分布を示す画像を表示する。

5 図 1 3 は、表示装置 6 によって実際に表示される画面の一例であり、テンプレートとしての正常刺激伝播回路に重ね合わせて、異常な電氣的旋回路を示す電流密度分布の画像が表示されている。

医師であれば、図 1 3 に示すテンプレートとしての正常刺激伝播回路に対する電氣的旋回路の相対的位置関係だけに基づいて、容易に解剖学的な対応づけが可能であり、電氣的旋回路の位置、大きさ、形状を同定することができる。

10 図 1 4 および図 1 5 は、以上の実施の形態 2 による心臓磁界診断装置によって実行された心筋内の電流旋回路の同定方法を示すフロー図である。

まず、図 1 4 を参照して、ステップ S 1 1 において、磁界分布計測装置 1 を用いて人体胸部上の複数の座標において非接触磁気計測を行ない、複数の磁界時系列データを生成し記録する。

15 次に、ステップ S 1 2 において、解析の初期時刻を、心電図の P 波開始時刻 t_{sp} と定め、解析終了時刻を心電図の QRS 群終了時刻 t_{eQRS} と定め、解析の時間間隔を Δt と定める。

次にステップ S 1 3 において、解析時刻 t に、P 波の開始時刻である t_{sp} を代入する。

20 そして、ステップ S 1 4 において、解析時間が終了時刻 t_{eQRS} に到達するまで、以下のステップ S 1 5 ~ S 1 7 の処理が繰返される。

すなわち、ステップ S 1 5 において、演算装置 5 により指定解析時刻 t における心磁界分布データを SAM 法または MUSIC 法で処理して心筋内電流密度分布データを生成する。

25 次に、ステップ S 1 6 において、心筋内電流密度分布データに所定始点から 3 次元透視変換を施した画像を表示する。

次に、ステップ S 1 7 において、解析時刻 t に Δt を加算し、ステップ S 1 4 に戻って終了時刻 t_{eQRS} に達したか否かを判定する。ここで終了時刻 t_{eQRS} に達したことが判定されると、心電図の波形のうち P 波から QRS 群に至る期間に対応

づけて図 1 2 A に示す正常ルートである刺激伝播経路を示す画像データが得られたことになる。

次に、図 1 5 のステップ S 1 8 に進み、解析の初期時刻を t_0 と定め、解析の終了時刻を t_e と定め、解析時間間隔を Δt と定める。

5 次に、ステップ S 1 9 において、解析時刻 t に初期時刻 t_0 を代入する。

次に、ステップ S 2 0 において、解析時刻 t が終了時刻 t_e に到達したことが判断されるまで、以下のステップ S 2 1 ~ S 2 3 が実行される。

すなわち、ステップ S 2 1 において、演算装置 5 により、指定解析時刻 t における心磁界分布データを SAM 法または MUSIC 法で処理して心筋内電流密度分布データを生成する。

10

次に、ステップ S 2 2 において、心筋内電流密度データを、所定始点から 3 次元透視変換を施した正常刺激伝播回路の画像に重ね合わせて表示する。

さらにステップ S 2 3 において、解析時刻 t に Δt を加算し、ステップ S 2 0 に戻って終了時刻 t_e に達したか否かを判定する。これにより、心筋内の電流密度分布を示すデータが、図 1 4 のフロー図で得られた正常刺激伝播経路（図 1 2 A）の画像に重ね合わせて表示されることになる。

15

以上のように、この発明の実施の形態 2 によれば、SQUID 磁束計を用いた被験者の胸部上の非侵襲的な磁気計測によって得られた心筋内の電流密度分布を示す画像を、テンプレートとしての正常刺激伝播経路に重ねて表示することにより、他の解剖学的画像と重ね合わせることなく、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路、すなわち電氣的旋回路の刺激伝播回路に対する相対的な位置関係、大きさ、形状を医師が 3 次元的に同定することが可能となる。したがって、この実施の形態 2 では、解剖学的画像を得るための事前の検査を省略することができる。

20

また、胸部 X 線透視をしながらカテーテルによる検査および治療を行なう従来の方法においても、上述のように安全、迅速、かつ高精度に心筋内の異常な興奮伝播回路の同定が可能となるため、医師や放射線技師の X 線被爆時間を著しく短縮することができ、医師および放射線技師の負担を軽減することができる。

25

また、解剖学的画像作成のための検査が不要となるため、この実施の形態 2 に

よる電氣的旋回路の同定方法を高周波によるカテーテル焼灼法と併用することにより、心房粗動および心房細動の診断と直結した治療を実行することができ、患者の負担をさらに軽減することができる。

さらに、この実施の形態 2 では、心筋内の電氣的活動状態を示すデータとして
5 電流密度分布を計測しているので、心筋内電流密度分布と、生存心筋に関する医学的知見との整合性を容易に取りながら、診断を行なうことができる。

以上のように、この発明によれば、患者の胸部上における非侵襲磁気計測によって得られた心筋内電氣的活動状態を、3 次元的な解剖学的画像上で可視表示することができるので、心筋内の異常な電氣的旋回路の位置、形状、個数を 3 次元
10 的に同定することができる。

したがって、胸部 X 線透視をしながらカテーテルによる電気生理学的検査を行なう場合の医師や放射線技師の年間 X 線被爆時間を著しく低減することができ、また開胸での手術時間を著しく短縮することができ、この結果、患者および医師双方の負担を軽減することができる。

さらに、高周波を用いたカテーテル焼灼法による治療の前に本発明を併用することにより、効率の良い診断法が可能となる。

特に、生成される電氣的活動状態を示すデータが電流密度分布データである場合には、生成された心筋内の異常な興奮伝播回路の電流密度分布と心筋内電流密度分布との対応が容易であり、1 個または複数個の電流ダイポールで磁場源を模倣していた従来の解析方法のように、個数の設定や初期値次第で結果が変わると
20 という不都合が生じない。

この発明のさらに他の局面によると、同一被験者の洞結節からヒス束ープルキンエ繊維系への正常刺激伝播回路に、異常な電氣的旋回路を重ね合わせて 3 次元表示することにより、解剖学的画像を得ることなく、心筋内の異常な電氣的旋回路の位置、大きさ、形状、個数を 3 次元的に同定することができる。すなわち、
25 解剖学的画像を得るための検査を省略でき、より経済効率が上がるという効果を奏する。

産業上の利用可能性

- 以上のように、この発明に係る心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置および心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法によれば、心筋内の異常な電氣的旋回路の位置、形状、個数を 3 次元的に同定することができるので、胸部 X 線透視をしながらのカテーテルによる電気生理学的検査または高周波を用いたカテーテル焼灼法による治療に有用である。
- 5

請求の範囲

1. 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置であって、

5 被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ前記複数の磁界時系列データに基づいて前記胸部上の磁界分布時系列データを生成する磁界分布計測装置（1）と、

前記生成された磁界分布時系列データに基づいて前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータを生成する第1の演算装置（2）と、

10 別途供給された前記被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示すデータを生成する第2の演算装置（3）と、

前記第1の演算装置により生成されたデータが示す前記心筋内の3次元電気的活動状態の画像を、前記第2の演算装置により生成されたデータが示す前記解剖学的画像に重ね合わせて表示する表示処理を行なう表示装置（4）とを備え、これにより、心筋内の異常な電気的旋回路を3次元的に同定することができる、心臓磁界診断装置。

15

2. 前記第1の演算装置によって生成される前記心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、前記表示装置は、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記解剖学的画像上に複数の異常な電気的旋回路の位置を3次元的に表示する、請求項1に記載の心臓磁界診断装置。

20

3. 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置であって、

被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ前記複数の磁界時系列データに基づいて前記胸部上の磁界分布時系列データを生成する磁界分布計測装置（1）と、

25

前記生成された磁界分布時系列データに基づいて前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータを生成する演算装置（5）と、

前記演算装置により生成されたデータに基づいて、前記被験者の心臓の洞結節からヒス束ープルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な

電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示する表示処理を行なう表示装置
(6) とを備え、これにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を 3 次元的に同定することができる、心臓磁界診断装置。

4. 前記演算装置によって生成される前記心筋内の 3 次元電氣的活動状態を示す
5 データは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、前記表示装置は、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記刺激伝播経路を示す画像上に複数の異常な電氣的旋回路の位置を 3 次元的に表示する、請求項 3 に記載の心臓磁界診断装置。

5. 心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法であって、
10 被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された前記胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者の心筋内の 3 次元電氣的活動状態を示す第 1 のデータを生成するステップと、

別途供給された前記被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示
15 す第 2 のデータを生成するステップと、

前記第 1 のデータが示す前記心筋内の 3 次元電氣的活動状態の画像を、前記第 2 のデータが示す前記解剖学的画像に重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を 3 次元的に同定することを可能にするステップとを備える、電氣的旋回路の同定方法。

6. 前記第 1 のデータが示す心筋内の 3 次元電氣的活動状態は、心筋内の電流密度分布である、請求項 5 に記載の電氣的旋回路の同定方法。

7. 心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法であって、
被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された前記胸部上の
25 磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者の心筋内の 3 次元電氣的活動状態を示すデータを生成するステップと、

前記生成されたデータに基づいて、前記被験者の心臓の洞結節からヒス束ーブルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を

3次元的に同定することを可能にするステップとを備える、電氣的旋回路の同定方法。

8. 前記データが示す心筋内の3次元電氣的活動状態は、心筋内の電流密度分布である、請求項7に記載の電氣的旋回路の同定方法。

FIG. 1

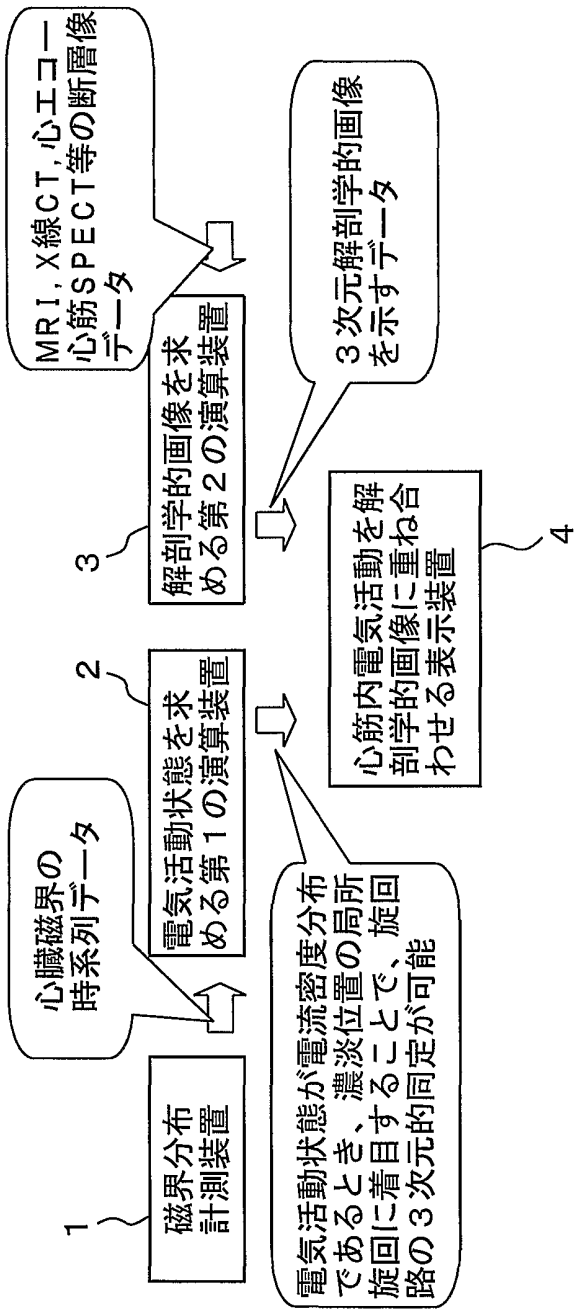


FIG. 2

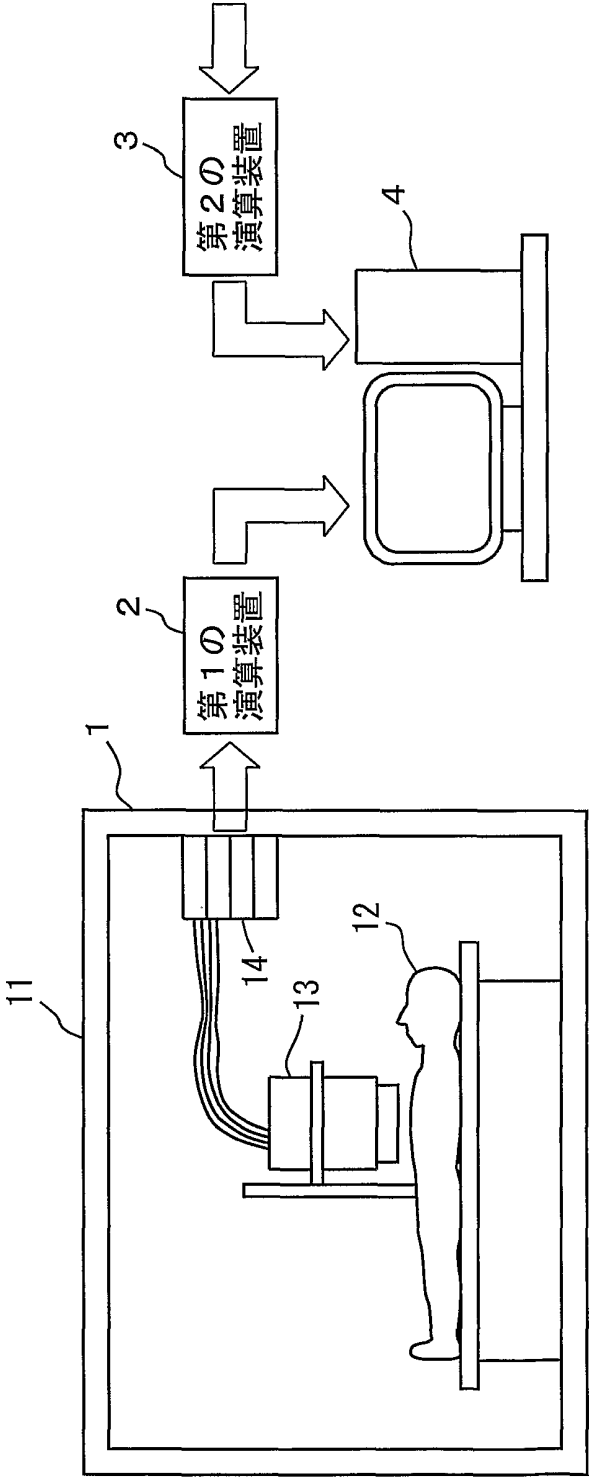


FIG. 3

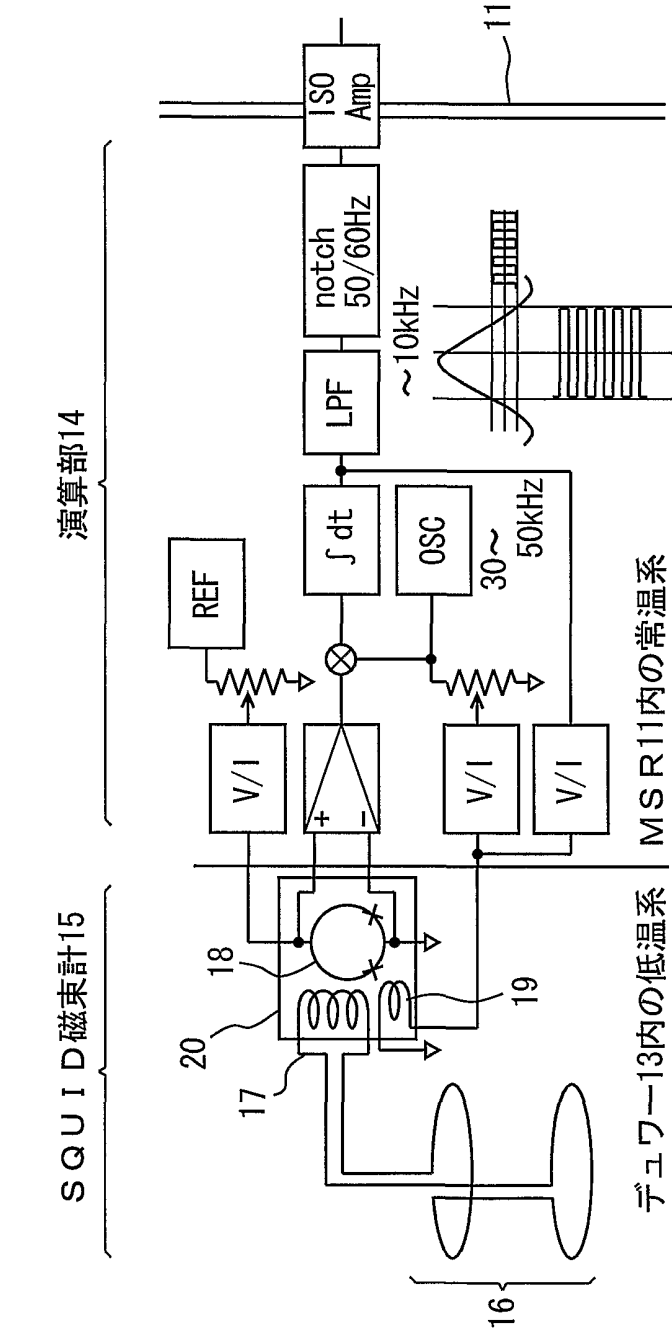


FIG. 4

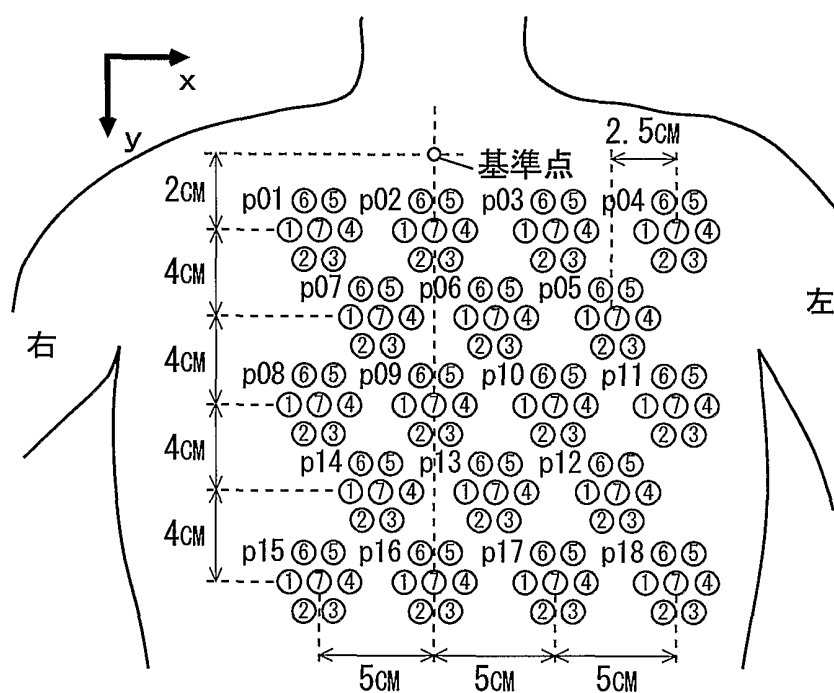


FIG. 5

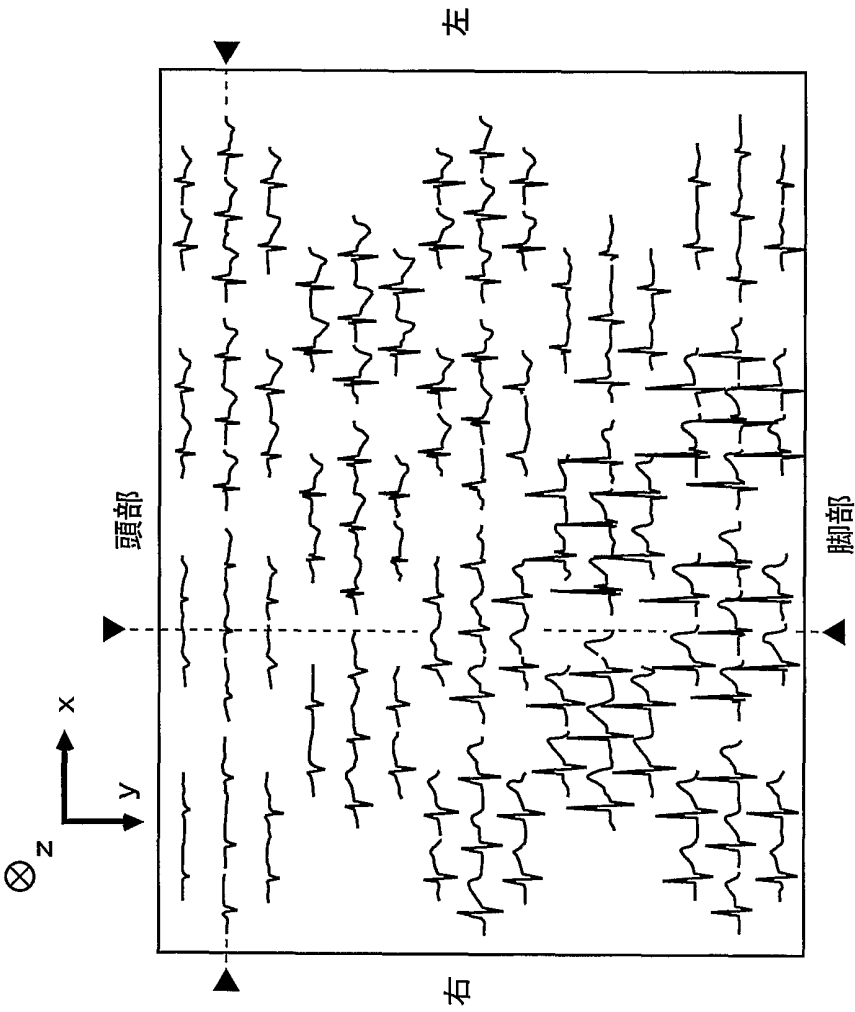


FIG. 6

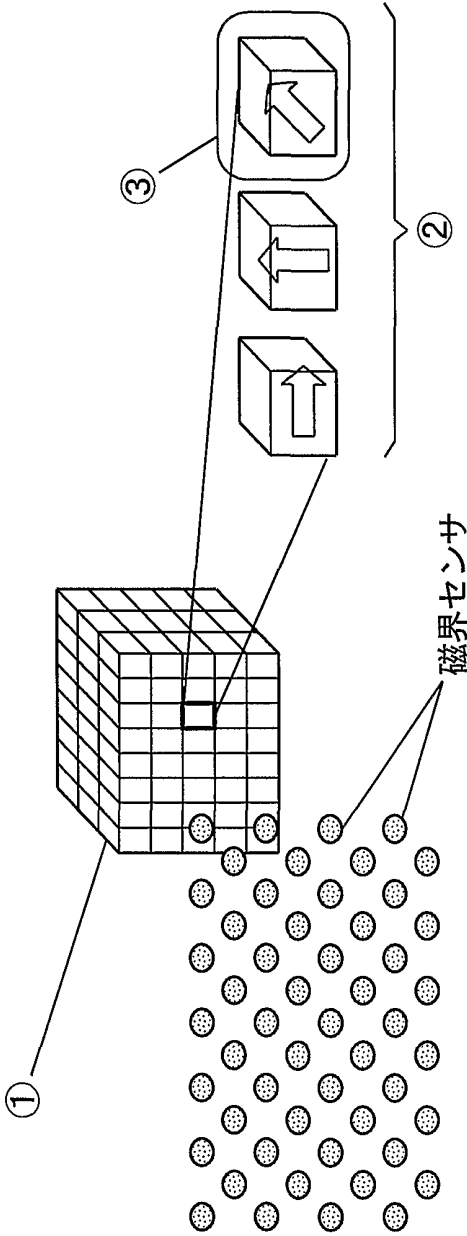


FIG. 7B



FIG. 7A



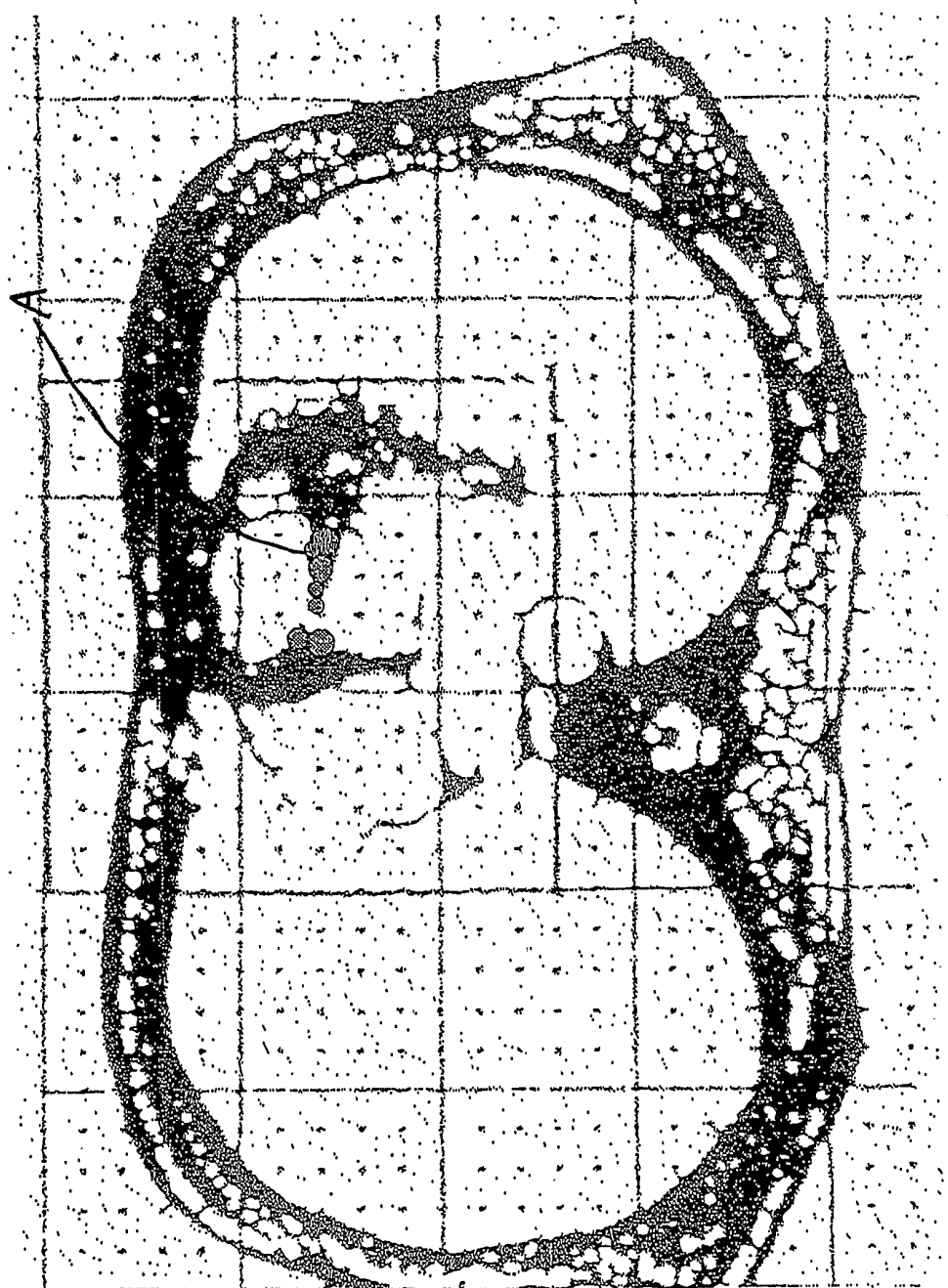


FIG. 8

FIG. 9

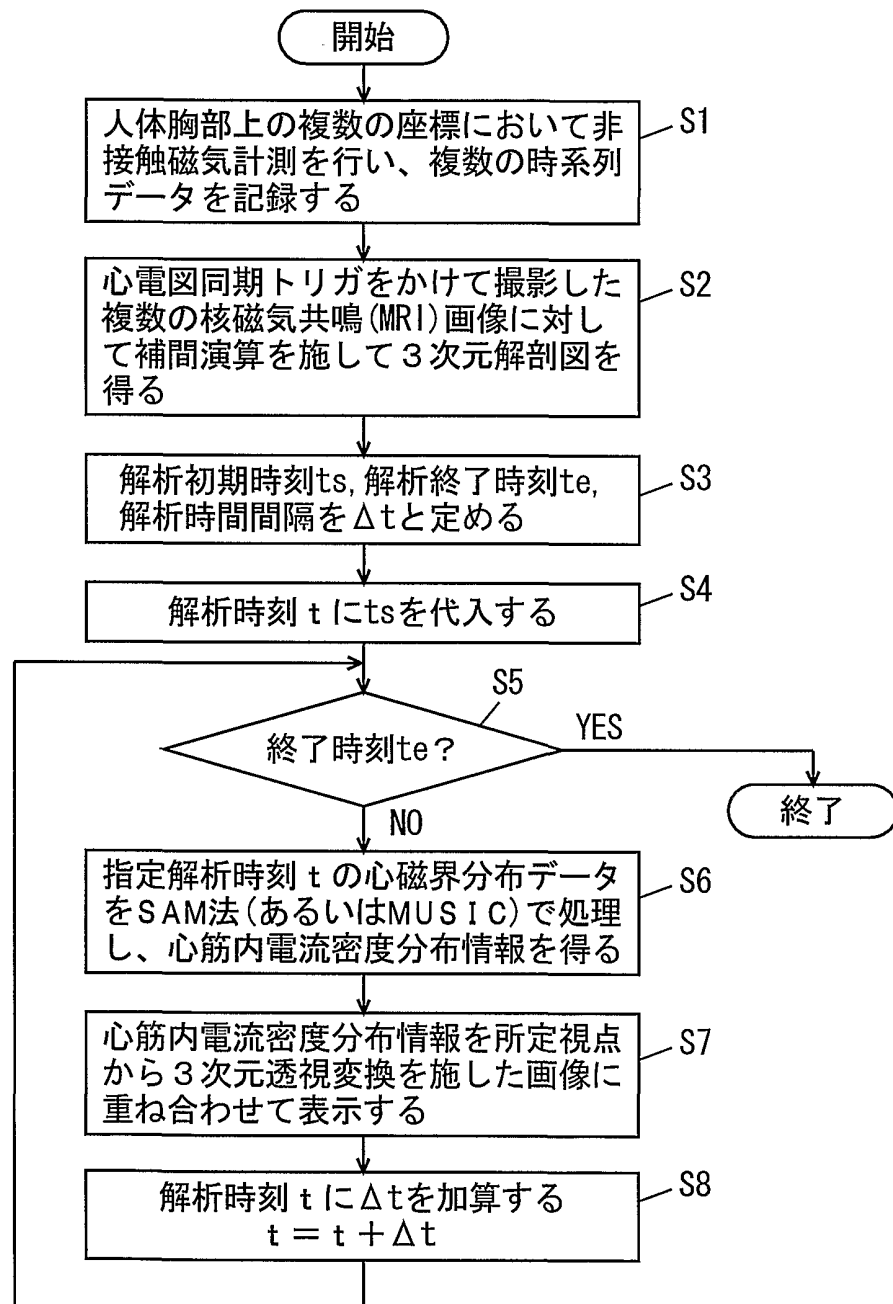


FIG. 10

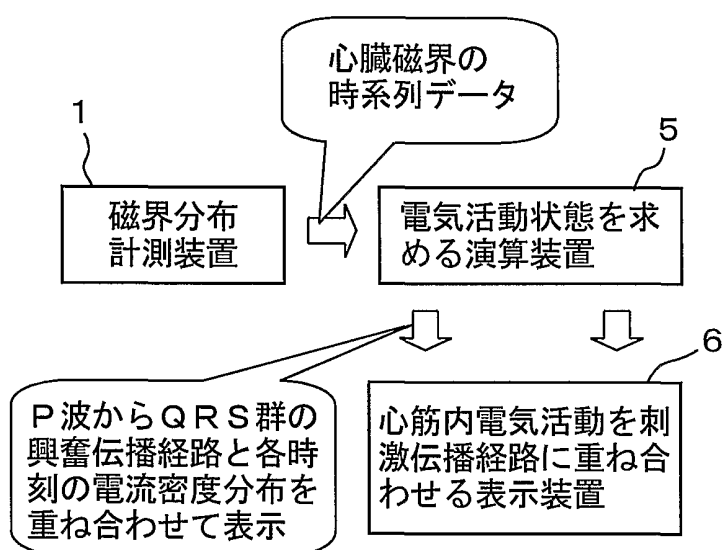


FIG. 11

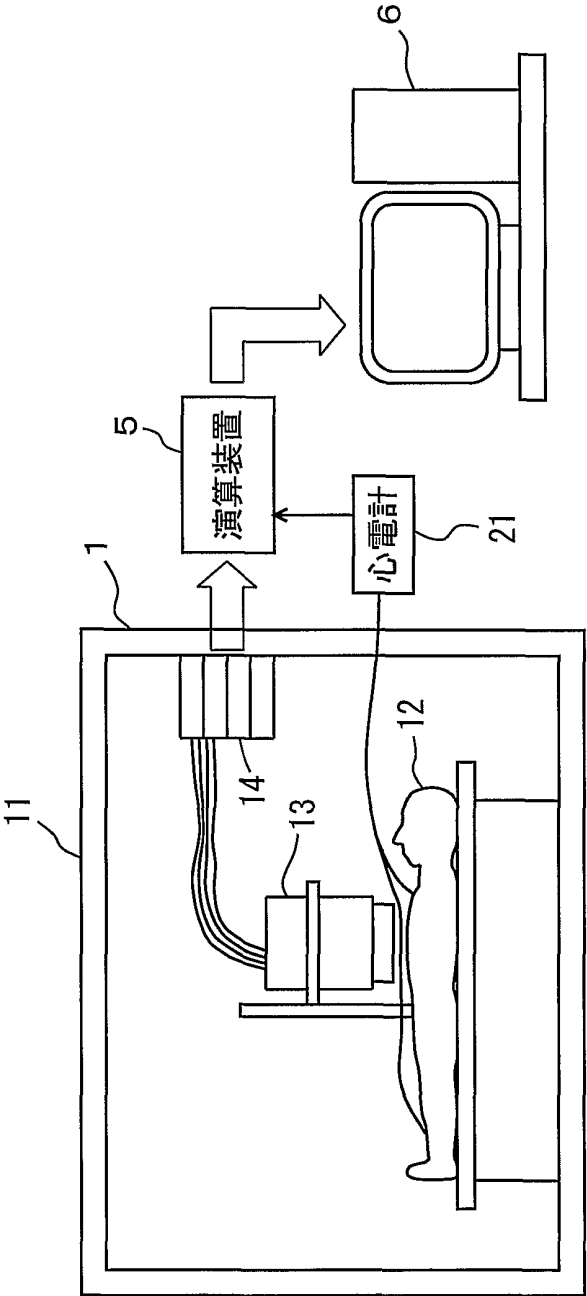


FIG. 12A

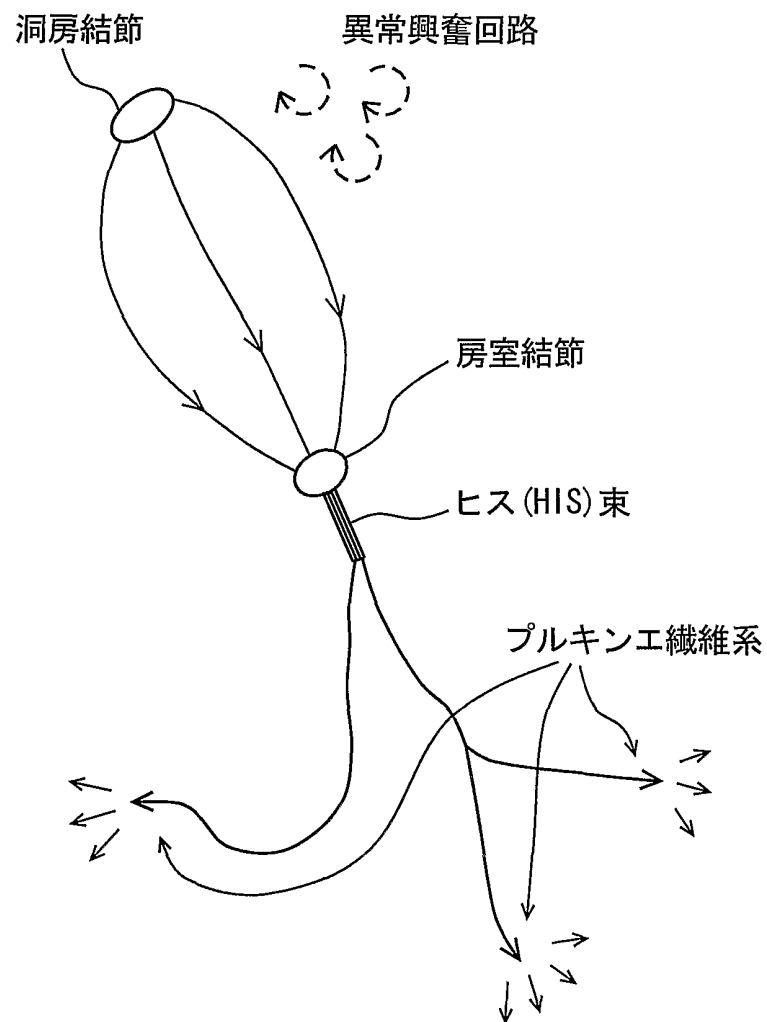


FIG. 12B

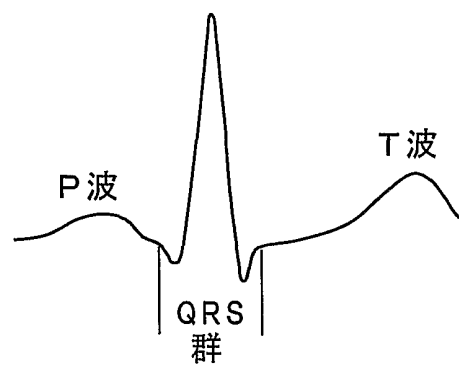


FIG. 13



FIG. 14

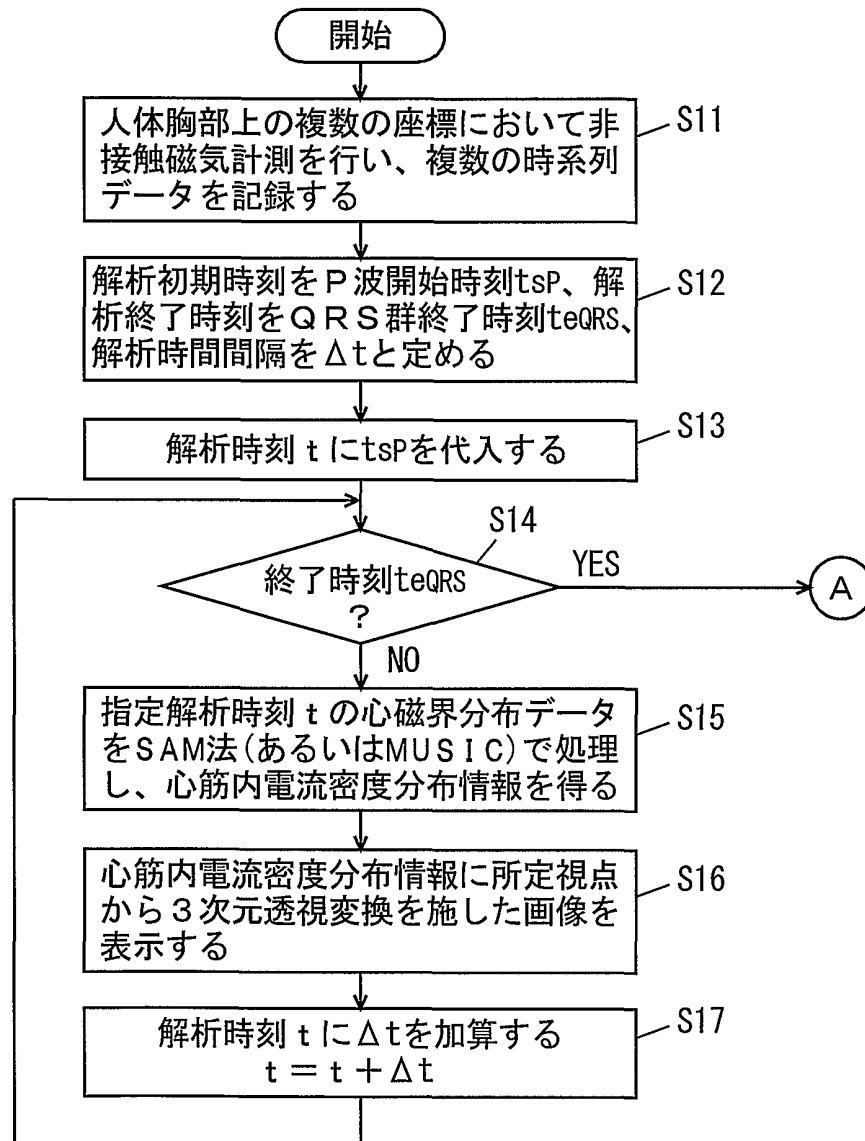
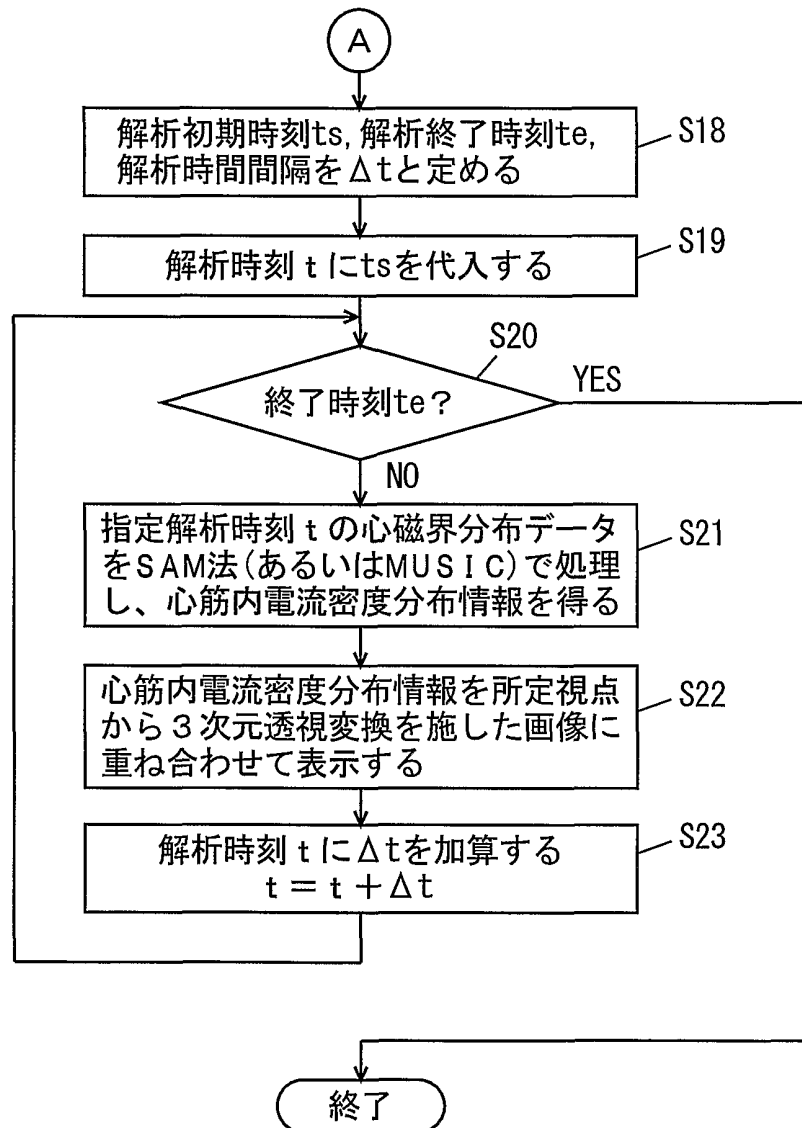


FIG. 15



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/06192

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B5/05

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)

Int.Cl⁷ A61B5/05

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

Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

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.
X A	JP 11-128191 A (Toshiba Corporation), 18 May, 1999 (18.05.99), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 5, 6 3, 4, 7, 8
X A	JP 10-323335 A (Toshiba Corporation), 08 December, 1998 (08.12.98), Full text; all drawings (Family: none)	1, 2, 5, 6 3, 4, 7, 8
A	JP 10-276998 A (Toshiba Corporation), 20 October, 1998 (20.10.98), Full text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 8-289877 A (Toshiba Corporation), 05 November, 1996 (05.11.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-8

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

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"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)

"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

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
13 September, 2001 (13.09.01)Date of mailing of the international search report
25 September, 2001 (25.09.01)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/05

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. Cl⁷ A61B5/05

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 1926-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2001年
 日本国登録実用新案公報 1994-2001年
 日本国実用新案登録公報 1996-2001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 請求の範囲の番号
X A	J P 11-128191 A (株式会社東芝) 18. 5月. 1999 (18. 05. 99) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 6 3, 4, 7, 8
X A	J P 10-323335 A (株式会社東芝) 8. 12月. 1998 (08. 12. 98) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1, 2, 5, 6 3, 4, 7, 8

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ 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

の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

13. 09. 01

国際調査報告の発送日

25.09.01

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 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)

中旗 利明

2W 9021

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 請求の範囲の番号
A	JP 10-276998 A (株式会社東芝) 20. 10月. 1998 (20. 10. 98) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 8-289877 A (株式会社東芝) 5. 11月. 1996 (05. 11. 96) 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8