

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3712349号  
(P3712349)

(45) 発行日 平成17年11月2日(2005.11.2)

(24) 登録日 平成17年8月26日(2005.8.26)

(51) Int.C1.<sup>7</sup>

F 1

A 6 1 B 5/05

A 6 1 B 5/05

A

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2000-217834 (P2000-217834)  
 (22) 出願日 平成12年7月18日 (2000.7.18)  
 (65) 公開番号 特開2002-28144 (P2002-28144A)  
 (43) 公開日 平成14年1月29日 (2002.1.29)  
 審査請求日 平成17年2月21日 (2005.2.21)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 503360115  
 独立行政法人科学技術振興機構  
 埼玉県川口市本町4丁目1番8号  
 (73) 特許権者 000003621  
 株式会社竹中工務店  
 大阪府大阪市中央区本町4丁目1番13号  
 (74) 代理人 100064746  
 弁理士 深見 久郎  
 (74) 代理人 100085132  
 弁理士 森田 俊雄  
 (74) 代理人 100083703  
 弁理士 仲村 義平  
 (74) 代理人 100098316  
 弁理士 野田 久登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生存心筋診断装置およびその作動方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

磁界計測による生存心筋診断装置であって、  
 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手段と、

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電流密度分布の時系列データを生成する第1の演算手段と、

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3次元的解剖学的画像を示すデータを生成する第2の演算手段と、

前記第1の演算手段により生成されたデータが示す前記心筋内の電流密度分布の画像を、前記第2の演算手段により生成されたデータが示す前記3次元的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手段とを備え、これにより、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位または生理学的に生存している心筋部位を3次元的に同定することができ、

前記第1の演算手段により生成されたデータが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースをさらに備える、磁界計測による生存心筋診断装置。

## 【請求項2】

磁界計測による生存心筋診断装置であって、

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手段と、

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的心筋内の電流密度分布の時系列データを生成する演算手段と、

前記演算手段により生成されたデータに基づいて、前記被験者的心臓の洞房結節からヒス束 - プルキンエ纖維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の電流密度分布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手段とを備え、これにより、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位または生理学的に生存している心筋部位を3次元的に同定することができる、磁界計測による生存心筋診断装置。 10

#### 【請求項3】

前記演算手段は、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成し、これにより左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができる、請求項2に記載の磁界計測による生存心筋診断装置。

#### 【請求項4】

前記演算手段により生成されたデータが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースをさらに備える、請求項2に記載の磁界計測による生存心筋診断装置。

#### 【請求項5】

磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法であって、  
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磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者的心筋内の電流密度分布の時系列データである第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3次元的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、

前記第1のデータが示す前記心筋内の電流密度分布の画像を、前記第2のデータが示す前記3次元的解剖学的画像に重ね合わせて、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位または生理学的に生存している心筋部位を3次元的に同定するための画像を表示するステップとを備える、磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。 30

#### 【請求項6】

前記第1のデータを生成するステップは、左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができるように、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成する、請求項5に記載の磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。

#### 【請求項7】

磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法であって、  
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磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者的心筋内の電流密度分布の時系列データである第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3次元的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、

前記第1のデータが示す前記心筋内の電流密度分布の画像を、前記第2のデータが示す前記3次元的解剖学的画像に重ね合わせて、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位または生理学的に生存している心筋部位を3次元的に同定するための画像を表示するステップと、

前記3次元的に同定された部位が心筋障害部位か生存心筋部位かを判断するための前記第1のデータが示す心筋内の電流密度と心筋障害電流との関係を示す情報を表示するステ 50

ップとを備える、磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。

【請求項 8】

磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法であって、  
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電流密度分布の時系列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房結節からヒス束・ブルキン  
工纖維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の電流密度分布を示す画像とを重ね合わせて、  
異常な電流密度分布を示す心筋障害部位または生理学的に生存している心筋部位を  
3次元的に同定するための画像を表示するステップとを備える、磁界計測による生存心筋  
診断装置の作動方法。  
10

【請求項 9】

前記データを生成するステップは、左心室および右心室における心筋障害部位を3次元  
的に同定することができるよう、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室お  
よび右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列デ  
ータを生成する、請求項 8 に記載の磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。

【請求項 10】

前記3次元的に同定された部位が心筋障害部位か生存心筋部位かを判断するための前記  
データが示す心筋内の電流密度と心筋障害電流との関係を示す情報を表示するステップを  
さらに備える、請求項 8 に記載の磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。  
20

【請求項 11】

前記心筋内の電流密度分布は、SAM (Synthetic Aperture Magnetometry) 法または  
MUSIC (Multiple Signal Classification) 法を用いて求められる、請求項 5 に記載  
の磁界計測による生存心筋診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、磁界計測による生存心筋診断装置および生存心筋分析方法に関し、より特定  
的には、左右の心室における異常電流の発振ループ（旋回路）形成の原因となる心筋内の  
障害部位または生存部位を非接触磁気計測により非侵襲的に同定するための磁界計測による  
生存心筋診断装置および生存心筋分析方法に関する。  
30

【0002】

【従来の技術】

従来、心疾患の診断を行なうために、心電図法が一般的に採用されている。

【0003】

しかしながら、従来の心電図法では、たとえば心臓手術前に心筋障害部位や生存心筋部位  
の位置、大きさ、形状を推定するためには不十分であった。

【0004】

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関係、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、心電図法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。  
40

【0005】

一方、虚血による心筋障害部位と、生理学的に生存している心筋（以下、生存心筋と称す  
る）部位とが、心室内に混在する場合、電気的異常旋回路が心筋内に形成され、心室頻拍  
などの原因となる場合がある。したがって、このような心筋障害部位または生存心筋部位  
を3次元的に正確に同定することが強く要望されている。

【0006】

しかしながら、上述のように、心電図法では、虚血による心筋障害部位が存在するか否か  
50

の診断は下すことができても、心臓における心筋障害部位の位置、大きさ、形状を認識することは到底できなかった。

#### 【0007】

また、近年急速に普及している核磁気共鳴（M R I）法、X線CT法などの医用断層像撮影装置では、心血管系の解剖学的構造を高精度に調べることができるが、心筋障害部位や生存心筋部位の位置、大きさ、形状を認識することには到底利用できなかった。

#### 【0008】

そこで、医療現場で現在利用されている生存心筋の評価方法としては、心筋SPECT法またはPET法のような放射性同位元素を用いる検査方法がある。また、心筋組織性状の評価には、カテーテルを利用した、または外科手術による心筋組織のサンプリング（心筋生検）といった直接組織を採取する侵襲的検査法が必要となる。10

#### 【0009】

これらの方のうち、上述の放射性同位元素を用いる心筋SPECT法またはPET法のような検査方法は、心筋梗塞後狭心症や冠状動脈バイパス手術前後の心筋の生存状態を正確に評価する方法として利用されている。しかしながら、これらの検査方法では、放射性同位元素を用いるため管理区域内での使用が義務づけられ、また費用も高価である。

#### 【0010】

さらに、心臓移植後、拒絶反応の程度に応じて治療が必要かどうかを判断するためにも拒絶心筋の評価が必要であり、しかも比較的短い間隔で経時的に何回も拒絶反応の有無の検査を行なう必要がある。心電図法や心エコー図法を用いた検査方法でも心筋拒絶反応の変化を捉えることはできるが、診断に必要な精度、すなわち拒絶反応の程度を推定するのに必要なだけの精度を有してはいない。このため、心臓移植後には、カテーテルを用いた心筋生検を定期的に行なう方法が採用されており、患者に大きな負担を強いている。したがって、非侵襲的計測手段により心臓移植後の拒絶心筋の位置、大きさ、程度を3次元的に診断することができる装置の実現が強く望まれている。20

#### 【0011】

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。30

#### 【0012】

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。

#### 【0013】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、心磁図だけでは、人体内における心筋障害部位または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、程度を直接表示することはできず、心臓内における患部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。40

#### 【0014】

このため、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。そして、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。しかしながら、心筋全体はある広がりを持って電気的活性状態にあるため、心筋全体を1個の電流ベクトルに置き換えてしまう方法では、心筋の電気生理学的活性度を示す電流密度情報を得ることはできず、したがって心筋障害部位または生存心筋部位の大きさ、形状も到底同定することはできなかった。

#### 【0015】

それゆえに、この発明の目的は、非侵襲的な磁気計測により得られた心筋内の電流密度分布を示すデータに基づいて、心筋障害部位または生存心筋部位を安全、迅速かつ高精度に50

3次元的に同定することができる磁界計測による生存心筋診断装置および生存心筋分析方法を提供することである。

【0016】

【課題を解決するための手段】

この発明による磁界計測による生存心筋診断装置は、磁界分布計測手段と、第1の演算手段と、第2の演算手段と、表示手段とを備える。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の演算手段は、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電流密度分布の時系列データを生成する。第2の演算手段は、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。表示手段は、第1の演算手段により生成されたデータが示す心筋内の電流密度分布の画像を、第2の演算手段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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を3次元的に同定することができる。

10

【0017】

好ましくは、第1の演算手段は、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成し、これにより左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができる。

20

【0018】

さらに好ましくは、磁界計測による生存心筋診断装置は、第1の演算手段により生成されたデータが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースをさらに備える。

【0019】

この発明の他の局面に従うと、磁界計測による生存心筋診断装置は、磁界分布計測手段と、演算手段と、表示手段とを備える。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。演算手段は、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電流密度分布の時系列データを生成する。表示手段は、演算手段により生成されたデータに基づいて、被験者の心臓の洞房結節からヒス束 - プルキンエ纖維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の電流密度分布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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を3次元的に同定することができる。

30

【0020】

好ましくは、演算手段は、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成し、これにより左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができる。

40

【0021】

さらに好ましくは、磁界計測による生存心筋診断装置は、演算手段により生成されたデータが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースをさらに備える。

【0022】

この発明の他の局面に従うと、磁界計測による生存心筋分析方法は、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、被験者の心筋内の電流密度分布の時系列データである第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

50

ステップと、第1のデータが示す心筋内の電流密度分布の画像を、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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を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。

#### 【0023】

好ましくは、第1のデータを生成するステップは、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成し、これにより左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができる。

#### 【0024】

さらに好ましくは、磁界計測による生存心筋分析方法は、第1のデータが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を示す情報に基づいて、3次元的に同定された部位が心筋障害部位か生存心筋部位かを判断するステップをさらに備える。 10

#### 【0025】

この発明のさらに他の局面に従うと、磁界計測による生存心筋分析方法は、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、被験者的心筋内の電流密度分布の時系列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、被験者的心臓の洞房結節からヒス束・ブルキン工纖維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の電流密度分布を示す画像とを重ね合わせて表示することにより、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を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。 20

#### 【0026】

好ましくは、データを生成するステップは、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を任意の複数の領域に分割して各領域ごとの心筋内の電流密度分布の時系列データを生成し、これにより左心室および右心室における心筋障害部位を3次元的に同定することができる。 30

#### 【0027】

さらに好ましくは、磁界計測による生存心筋分析方法は、データが示す心筋内の電流密度と、心筋障害電流との関係を示す情報に基づいて、3次元的に同定された部位が心筋障害部位か生存心筋部位かを判断するステップをさらに備える。 30

#### 【0028】

したがって、この発明によれば、非侵襲的な磁気計測により得た心筋内の電流密度分布を示す画像を、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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を、医師が安全、迅速かつ高精度に3次元的に同定することが可能となる。

#### 【0029】

さらに、この発明によれば、非侵襲的な磁気計測により得た心筋内の電流密度分布を示す画像を、同一被験者の心臓の洞房結節からヒス束・ブルキン工纖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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位を、医師が安全、迅速かつ高精度に3次元的に同定することが可能となる。 40

#### 【0030】

##### 【発明の実施の形態】

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。

#### 【0031】

##### [実施の形態1]

図1は、この発明の実施の形態1による、磁界計測による生存心筋診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。 50

**【0032】**

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SQUID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。

**【0033】**

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、心筋内の電流密度分布の時系列データである第1のデータを生成して出力する。

10

**【0034】**

一方、核磁気共鳴(MRI)法、X線CT法、心エコー図法、心筋SPECT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第2のデータを生成して出力する。

**【0035】**

ここで、上述の第1のデータを画像で表現する。電流密度分布を表わす画像の濃淡に着目することによって、異常な電流密度を示す心筋障害部位、または生存心筋部位の3次元的な同定が可能となる。

**【0036】**

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次元的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心筋障害部位または生存心筋部位を3次元的に同定することができる。

20

**【0037】**

なお、表示装置4上には心筋内の電流密度分布そのものが表示されるだけである。そこで、心筋内の電流密度分布と心筋障害電流との関係に関する判断情報を含むデータベース5を設け、第1の演算装置2によって実際に算出された電流密度分布をデータベース5の判断情報と対比してその結果を表示装置4に表示することにより、当該電流密度の部位が障害心筋(たとえば虚血心筋部位、拒絶心筋など)であるのか、あるいは生存心筋であるのかをより正確に判断することが可能になる。

30

**【0038】**

次に、図2は、図1に示したこの発明の実施の形態1による磁界計測による生存心筋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。

**【0039】**

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。

40

**【0040】**

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。

**【0041】**

図3は、図2に示したMSR11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MSR11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。

**【0042】**

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り、後述するように、この発明では、被験者の胸部上において複数の座

50

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MSR11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。

#### 【0043】

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。

#### 【0044】

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。

10

#### 【0045】

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内に形成され、この超電導ループ18の両端の電圧を、常温系のMSR11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。

#### 【0046】

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、フラックスロックループ（flux locked loop：以下、FLL）と呼ばれる周知の技術である。

20

#### 【0047】

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。

#### 【0048】

前述のように、図3に示した構成は、1チャ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。

30

#### 【0049】

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。

#### 【0050】

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。

40

#### 【0051】

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（座標）に対応する1群の磁界時系列データである。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。

#### 【0052】

50

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、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流れる胸部内の電流密度を求めるように機能する。

#### 【 0 0 5 3 】

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）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。

#### 【 0 0 5 4 】

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/or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（S Q U I D 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取ることによって、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。

#### 【 0 0 5 5 】

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、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。

#### 【 0 0 5 6 】

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  $\beta_{ij}$  とする。

#### 【 0 0 5 7 】

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。

#### 【 0 0 5 8 】

#### 【 数 1 】

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

#### 【 0 0 5 9 】

したがって、空間フィルタ係数  $\beta_{ij}$  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。

#### 【 0 0 6 0 】

上述の空間フィルタ係数  $\beta_{ij}$  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、レーダー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。

#### 【 0 0 6 1 】

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。

#### 【 0 0 6 2 】

10

20

20

30

40

50

S A M や M U S I C 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、S A M 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。M U S I C 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 - S Q U I D 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。

## 【0063】

10

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、表示装置4の一方入力に与える。

## 【0064】

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、たとえばM R I 法、X線C T法、心エコー図法、心筋S P E C T法などを用いて予め、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。

## 【0065】

20

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。

## 【0066】

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。

## 【0067】

30

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次元的電流密度分布を示す画像を重ね合わせて表示する。

## 【0068】

図7の(a), (b)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次元的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、(a)と(b)とでは、時間の推移により電流密度分布が経時に変化している。

## 【0069】

図7の(a), (b)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次元的画像であり、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7(a), (b)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。

40

## 【0070】

なお、図7の(a), (b)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(a), (b)の各断層像は、下側(足側)から見た断層像である。

## 【0071】

図7の(a), (b)の各々において、Aで示す円の集合は、3次元的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。

50

**【0072】**

また、図8は、図7の(a), (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。

**【0073】**

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異常を示しているときには、心筋障害部位または生存心筋部位の位置、大きさ、および形状を的確に診断することができる。

10

**【0074】**

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の同定方法を示すフロー図である。

**【0075】**

図9を参照すると、まずステップS1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SAMまたはMUSIC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。

**【0076】**

次に、ステップS2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MRI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。

20

**【0077】**

次に、ステップS3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 $t$ と定める。

**【0078】**

次に、ステップS4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S5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。

30

**【0079】**

すなわち、ステップS6において、第1の演算装置2により指定解析時刻 $t$ 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。

**【0080】**

次に、ステップS7において、心筋の組織の実体積と、算出された電流密度分布とから、実際の心筋電流密度を得る。すなわち、ステップS6で算出された心筋内電流密度分布データをより実際の心筋電流密度に近い値に補正する。

**【0081】**

次に、ステップS8において、表示装置4により、心筋内電流密度を、所定視点から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。

40

**【0082】**

次に、ステップS9において解析時刻 $t$ に $t$ を加算する。

これらのステップS6～S9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の表示を終了する。

**【0083】**

なお、図1に関して先に説明したように、第1の演算装置2によって算出された心筋内の電流密度分布に基づいて、データベース5から、当該心筋部位における障害に関する情報を得ることができる。

**【0084】**

50

図10は、このような実施の形態1の変形例による処理を示すフロー図であり、以下の点を除いて、図9に示したフロー図と同じである。

【0085】

すなわち、ステップS10において、ステップS7で得られた補正後の心筋電流密度に基づくデータベース5に含まれる心筋障害電流に関する情報から、当該部位における心筋の障害の有無と障害の程度に関する情報を引出し、表示装置4に同時に表示させる。

【0086】

次に、実施の形態1のさらなる変形例について、図11および図12を参照して説明する。上述の実施の形態1では、心臓の解剖学的画像上に電流密度分布を3次元的に可視表示していたが、この変形例ではさらに、左右の心室の心筋を、心臓の解剖学的要因または機能的要因に基づいて複数の任意の領域に分割し、各領域ごとの電流密度分布を算出しようとするものである。10

【0087】

すなわち、分割したそれぞれの領域ごとに心筋内電流密度の平均を求めて互いに対比すれば、領域ごとに電流の流れの善し悪しを判断することができ、医師にとって障害心筋部位または生存心筋部位の好適な判断材料となる。

【0088】

領域の分割の仕方としては、心臓の解剖学的特徴に着目して左右の心室を任意の複数の領域に分割する方法、冠状動脈の解剖学的特徴に着目して左心室を任意の複数の領域に分割する方法などがある。この他にも、たとえば心室中隔から放射状に6度毎に密度分布を求めてプロファイルカーブを作成し、さらに電圧と電導時間との機能図を作成する方法なども考えられる。20

【0089】

図11は、領域分割の一様として、解剖学的特徴である冠状動脈の位置に着目した領域分割の様子を模式的に示す図である。図11の例では、心筋の領域分割は、左冠状動脈の前下行枝の支配領域と、左回旋枝の支配領域と、右冠状動脈の支配領域とに分割するような形で、行なわれている。そしてこれらの領域のそれぞれにおいて、心筋電流密度が算出される。

【0090】

図12は、このような、実施の形態1のさらなる変形例による処理を示すフロー図であり、以下の点を除いて、図9に示したフロー図と同じである。30

【0091】

すなわち、ステップS11において、ステップS2で得られた3次元解剖学的画像において、図11に示したように冠状動脈の各枝に支配される領域に心筋を分割する。そして、ステップS12において、ステップS7で算出された心筋電流密度から、上記ステップS11で分割された各領域ごとの心筋電流密度が求められる。したがって、実施の形態1による電流密度分布の3次元的表示に加えて、左右心室の心筋障害部位を含む領域を3次元的に容易に同定することが可能となる。

【0092】

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次元的解剖学的画像に重ねて表示することにより、異常な電流密度分布を示す障害心筋部位、または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、障害の程度を医師が、安全、迅速かつ高精度に3次元的に同定することが可能となり、患者の負担を軽減することが可能となる。また、検査に放射性同位元素を用いないので、日をおかず検査を連続的に実施することが可能となる。40

【0093】

また、左右の心室を、解剖学的要因または機能的要因に基づいて複数の領域に分割し、それぞれの領域の心筋電流密度を算出することによって、左右の心室における障害心筋部位を3次元的に診断でき、治療方法の検討を行なうことが容易になる。特に、高周波による50

カテーテル焼灼法による治療を行なう場合には、カテーテルを用いて行なう電気生理学的検査の対象領域を事前に著しく絞り込むことが可能となり、X線透視を実施しながら行なう検査時間を著しく短縮することができる。この結果、医師および放射線技師の年間X線被爆線量を著しく軽減することができる。

【0094】

さらに、電流密度と心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースを準備することにより、算出された電流密度分布から、当該部位の心筋の電気生理学的組織性状の診断（生存心筋の評価、心臓移植後の拒絶反応の有無およびその程度、心筋症など）を正確に行なうことができる。

【0095】

10

[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、MRI法、X線CT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つた。

【0096】

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磁界計測による生存心筋診断装置および生存心筋分析方法を提供するものである。

【0097】

20

図13は、この発明の実施の形態2による、磁界計測による生存心筋診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【0098】

図13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。

【0099】

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6に与えられ、演算装置6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SAM法あるいはMUSIC法等の計算手法を用いて心筋内の3次元的電流密度分布を示すデータを生成する。そして、演算装置6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QRS群に相当する期間の心筋内の興奮（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、重ね合わせて発生し、表示装置7に与える。

30

【0100】

表示装置7は、演算装置6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6によって求められた心電図のP波からQRS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、心室の心筋内の異常電流密度分布を3次元的に同定することが可能となる。

【0101】

40

なお、実施の形態1と同様に、心筋内の電流密度分布と、心筋障害電流との関係に関する判断情報を含むデータベース5が設けられる。

【0102】

次に、図14は、図13に示したこの発明の実施の形態2による磁界計測による生存心筋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。

【0103】

図14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。

【0104】

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14の演算装置6に与えられ、この演算装置6は、図6に関連して説明したSAM法あるいはMUSIC法などに

50

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。

【0105】

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6に与えられる。

【0106】

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。

【0107】

ここで、図15の(a)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、(b)は1拍分の心電図波形を示している。

10

【0108】

図15を参照して、心臓の洞房結節は心拍を決定するペースメーカー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、ここで一定時間遅延後、ヒス(HIS)束からプルキンエ纖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纖維系の刺激の伝播は、心電図のQRS群の期間である等容収縮期に相当する。

【0109】

したがって、このP波からQRS群の期間に関連付けた心臓磁界、すなわち心筋内電流密度分布の解析により、演算装置6は、図15(a)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

【0110】

このような図15(a)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15(a)に示す正常ルートの刺激伝播経路が表示されれば、その周辺の心室に生じた、異常な電流密度分布を示す障害心筋部位、または生存心筋部位は、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、程度を同定することができる。

【0111】

図14の演算装置6は、このようなテンプレートとしての刺激伝播経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に着目することによって、心室における障害心筋部位または生存心筋部位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7に与えられる。

30

【0112】

図14に示す表示装置7は、演算装置6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経路に重ね合わせて、電流密度分布を示す画像を表示する。これにより、医師は、障害心筋部位または生存心筋部位の解剖学的な対応付けが可能となる。

【0113】

図16は、表示装置7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経路に重ね合わせて、異常な電流密度分布を示す部位の画像が表示されている。

40

【0114】

医師であれば、図16に示すテンプレートとしての正常刺激伝播経路に対する電流密度分布の相対的位置関係に基づいて、容易に解剖学的な対応付けが可能であり、左右の心室における障害心筋部位または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、程度を同定することができる。

【0115】

図17および図18は、以上の実施の形態2による電気生理学的生存心筋診断装置によって実行された心筋内の電気生理学的生存心筋分析方法を示すフロー図である。

50

**【0116】**

まず、図17を参照して、ステップS21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。

**【0117】**

次に、ステップS22において、解析の初期時刻を、心電図のP波開始時刻 $t_{s_p}$ と定め、解析終了時刻を心電図のQRS群終了時刻 $t_{e_{QRS}}$ と定め、解析の時間間隔を $t$ と定める。

**【0118】**

次に、ステップS23において、解析時刻 $t$ に、P波の開始時刻である $t_{s_p}$ を代入する。 10

**【0119】**

そして、ステップS24において解析時間が終了時刻 $t_{e_{QRS}}$ に到達するまで、以下のステップS25～S27の処理が繰返される。

**【0120】**

すなわち、ステップS25において、演算装置6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。

**【0121】**

次に、ステップS26において、心筋内電流密度分布データに所定地点から3次元透視変換を施した画像を表示する。 20

**【0122】**

次に、ステップS27において、解析時刻 $t$ に $t$ を加算し、ステップS24に戻って終了時刻 $t_{e_{QRS}}$ に達したか否かを判定する。ここで終了時刻 $t_{e_{QRS}}$ 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群に相当する期間に対応付けて図15(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。

**【0123】**

次に、図18のステップS28に進み、解析の初期時刻を $t_s$ と定め、解析の終了時刻を $t_e$ と定め、解析時間間隔を $t$ と定める。

**【0124】**

次に、ステップS29において、解析時刻 $t$ に初期時刻 $t_s$ を代入する。 30

次に、ステップS30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S31～S34が実行される。

**【0125】**

すなわち、ステップS31において、演算装置6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。

**【0126】**

次に、ステップS32において、心筋の組織の実体積と、算出された電流密度分布とから、実際の心筋電流密度を得る。すなわち、ステップS31で算出された電流密度分布データをより実際の心筋電流密度に近い値に補正する。 40

**【0127】**

次に、ステップS33において、心筋内電流密度データを、所定視点から3次元透視変換を施した正常刺激伝播経路の画像に重ね合わせて表示する。

**【0128】**

さらに、ステップS34において、解析時刻 $t$ に $t$ を加算し、ステップS30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17のフロー図で得られた正常刺激伝播経路(図15(a))の画像に重ね合わせて表示されることになる。

**【0129】**

なお、前述の実施の形態1と同様に、図13のデータベース5から、障害心筋部位における

50

る障害に関する情報を得ることができる。

【0130】

図19は、このような実施の形態2の変形例による処理を示すフロー図であり、以下の点を除いて、図18に示したフロー図と同じである。

【0131】

すなわち、ステップS35において、ステップS32で得られた補正後の心筋電流密度に基づいて、データベース5に含まれる心筋障害電流に関する情報から、当該部位における心筋の障害の有無と障害の程度に関する情報を引出し、表示装置7に同時に表示させる。

【0132】

次に、前述の実施の形態1と同様に、この実施の形態2においても、左右の心室の心筋を、心臓の解剖学的要因または機能的要因に基づいて任意の複数の領域に分割し、各領域ごとの電流密度分布を算出するように構成することもできる。領域分割の様などについては実施の形態1において既に説明したのでここでは繰返さない。

【0133】

図20は、このような実施の形態2の変形例による処理を示すフロー図であり、以下の点を除いて、図18に示したフロー図と同じである。

【0134】

すなわち、ステップS36において、演算装置6によって求められたヒス束からブルキン工纖維系直前までの刺激伝播経路に関する情報から心室中隔の位置が判明するので、予め定められた角度に基づいて、房室結節を基準として心室を複数の領域に分割する処理を行なう。そしてステップS37において、上述のように領域分割された組織の各領域ごとの実体積と電流密度分布とから、各領域ごとに算出された心筋電流密度を得ることができる。

【0135】

以上のように、この発明の実施の形態2によれば、SQUD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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、程度を医師が安全、迅速かつ高精度に3次元的に同定することが可能となる。このように心筋の電気生理学機能を非侵襲で迅速かつ安全に検査することができる。また解剖学的画像を得るために事前の検査を省略することができる。

【0136】

さらに、検査に放射性同位元素を用いないので、費用の軽減が可能で、検査を日をおかず連続的に実施することができる。

【0137】

さらに、解剖学的要因または機能的要因に基づいて、左心室および右心室を領域分割して各領域ごとの心筋電流密度を算出することにより、左右心室の心筋障害部位を3次元的に診断することが可能となり、治療法の検討が行ないやすくなる。特に、カテーテル焼灼法による治療を行なう場合には、カテーテルを用いて行なう電気生理学検査の対象領域を事前に著しく絞り込むことができるので、X線透視を実施しながら行なう検査時間を著しく短縮することができる。この結果、医師および放射線技師の年間X線被爆線量を著しく低減することができる。

【0138】

さらに、電流密度と心筋障害電流との関係を判断するためのデータベースを準備することにより、心筋の電気生理学的機能の診断（生存心筋、心臓移植後の拒絶反応の有無および程度、心筋症などの評価など）を正確に行なうことができる。

【0139】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなく特許請求の範囲によって示され、

10

20

30

40

50

特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【0140】

【発明の効果】

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流密度分布を、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、異常な電流密度分布を示す心筋障害部位、または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、程度を3次元的に同定することができる。したがって、障害心筋部位または生存心筋部位を非侵襲で診断できるので、患者に負担を強いることなく、迅速かつ安全な検査を行なうことができる。また、放射性同位元素を用いないので、連続的に検査を実施でき、費用軽減効果を奏する。

10

【0141】

さらに、解剖学的要因または機能的要因に基づいて左右の心室を領域分割して各領域の心筋電流密度を算出することにより、心筋障害部位または生存心筋部位を3次元的に診断できる。特に高周波によるカテーテル焼灼法による治療を行なう場合には、電気生理学的検査の対象領域を事前に著しく絞り込むことができ、医師および放射線技師のX線被爆量を著しく低減することができるという効果を奏する。

【0142】

さらに、電流密度と心筋障害電流との関係を判断するための情報を含むデータベースを準備することによって、心筋の電気生理学的組織性状の診断を正確に行なうことができるという特有の効果を奏する。

20

【0143】

この発明のさらに他の局面によると、同一被験者の洞房結節からヒス束 - プルキンエ繊維系への正常刺激伝播回路に、電流密度分布を重ね合わせて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、心室における障害心筋部位または生存心筋部位の位置、大きさ、形状、程度を3次元的に同定することができる。すなわち、解剖学的画像を得るための検査を省略でき、より費用効果に優れた診断を行なうことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施の形態1による磁界計測による生存心筋診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

30

【図2】 図1に示した磁界計測による生存心筋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3】 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】 被験者の胸部前面上における複数磁界センサの配列例を示す図である。

【図5】 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。

【図6】 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】 表示装置4に表示される3次元的解剖学的画像の例を示す図である。

40

【図8】 図7に示した3次元的解剖学的画像の一断面を示す断層図である。

【図9】 この発明の実施の形態1による磁界計測による生存心筋診断装置の動作を説明するフロー図である。

【図10】 この発明の実施の形態1の変形例による磁界計測による生存心筋診断装置の動作を説明するフロー図である。

【図11】 心室の領域分割の一態様を模式的に示す図である。

【図12】 この発明の実施の形態1のさらなる変形例による磁界計測による生存心筋診断装置の動作を説明するフロー図である。

【図13】 この発明の実施の形態2による磁界計測による生存心筋診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

50

【図14】 図13に示したこの発明の実施の形態2による磁界計測による生存心筋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15】 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。

【図16】 表示装置7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流密度分布の画像を示す図である。

【図17】 実施の形態2による磁界計測による生存心筋診断装置の動作の前半を説明するフロー図である。

【図18】 実施の形態2による磁界計測による生存心筋診断装置の動作の後半を説明するフロー図である。

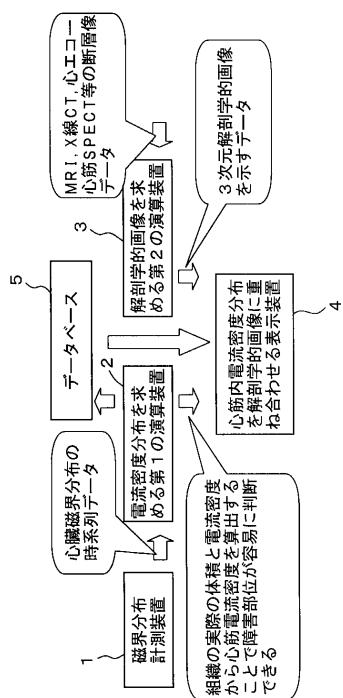
【図19】 実施の形態2の変形例による磁界計測による生存心筋診断装置の動作の後半 10 を説明するフロー図である。

【図20】 実施の形態2のさらなる変形例による磁界計測による生存心筋診断装置の動作の後半を説明するフロー図である。

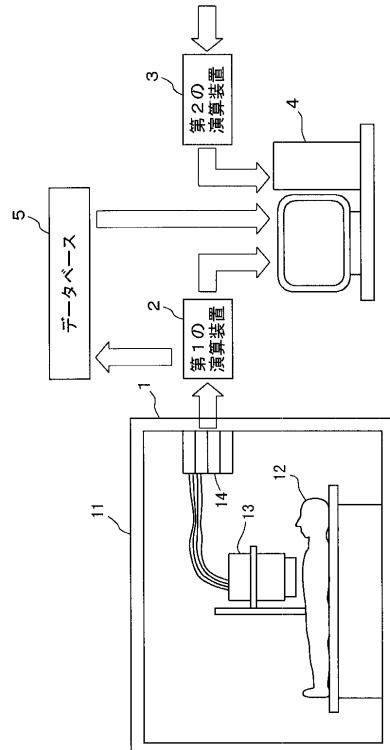
#### 【符号の説明】

1 磁界分布計測装置、2 第1の演算装置、3 第2の演算装置、4, 7 表示装置、  
5 データベース、6 演算装置、11 MSR、12 被験者、13 デュワー、14  
演算部、15 SQUID磁束計、16 検出コイル、17 コイル、18 超電導ル  
ープ、19 モジュレーションコイル、20 Nbシールド、21 心電計。

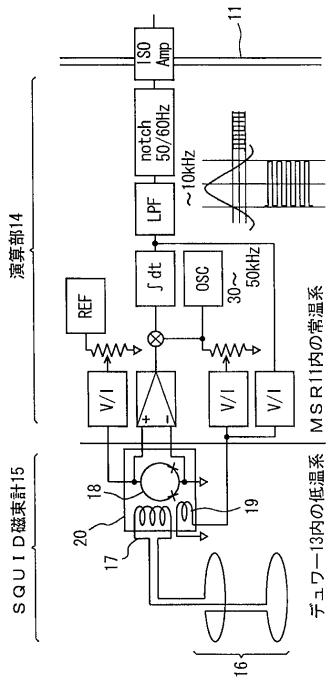
【図1】



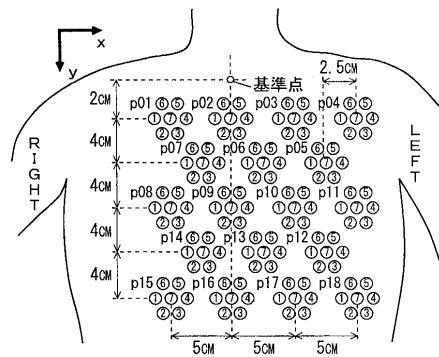
【図2】



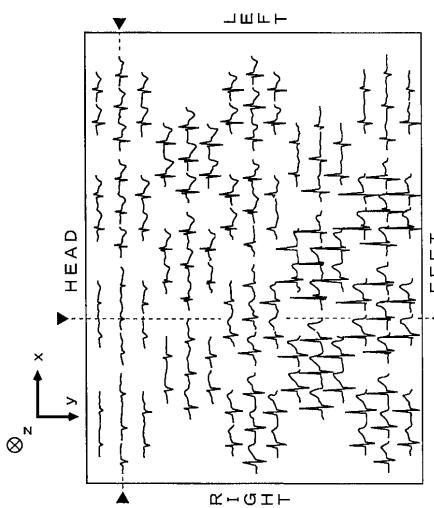
【 図 3 】



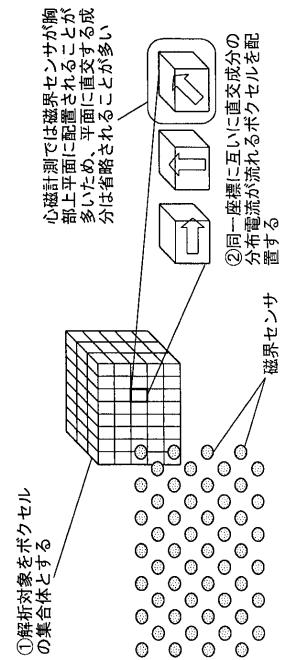
【 図 4 】



【図5】



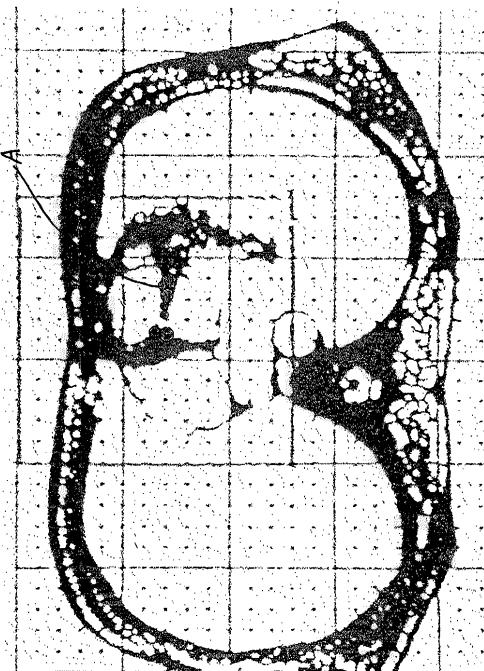
【 四 6 】



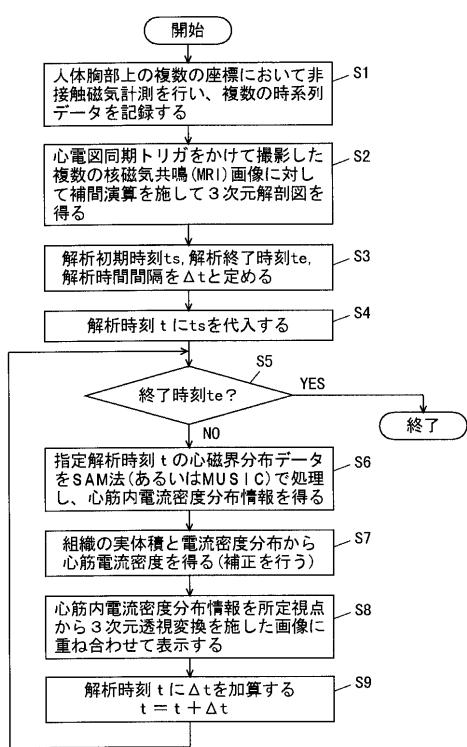
【図7】



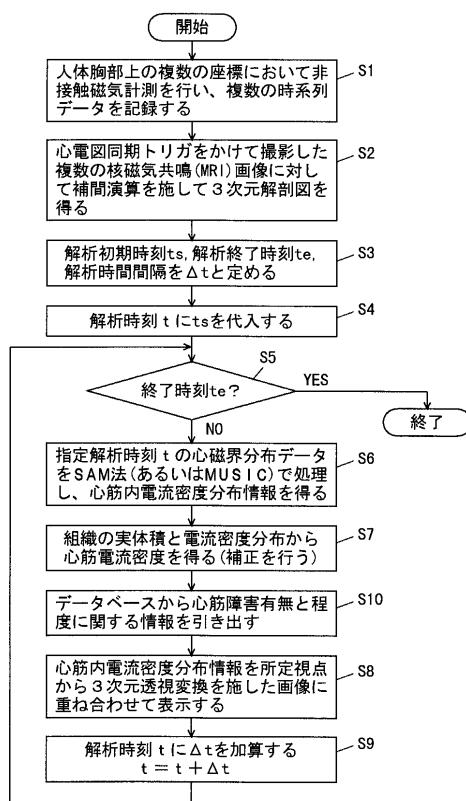
【図8】



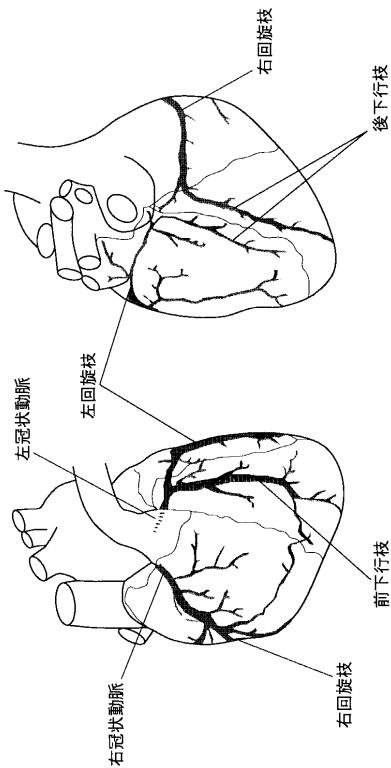
【図9】



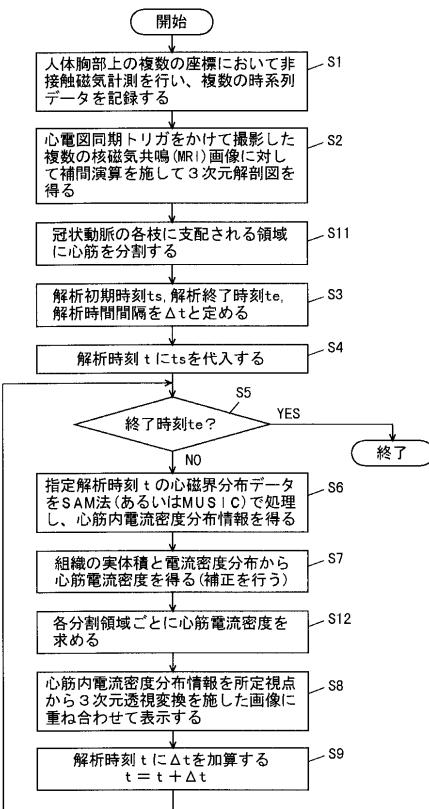
【図10】



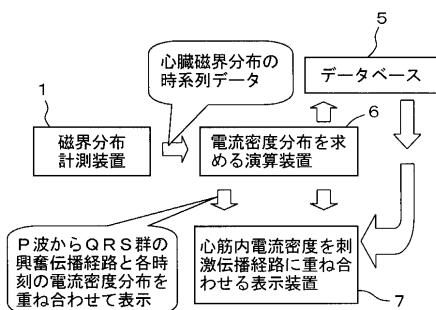
【図11】



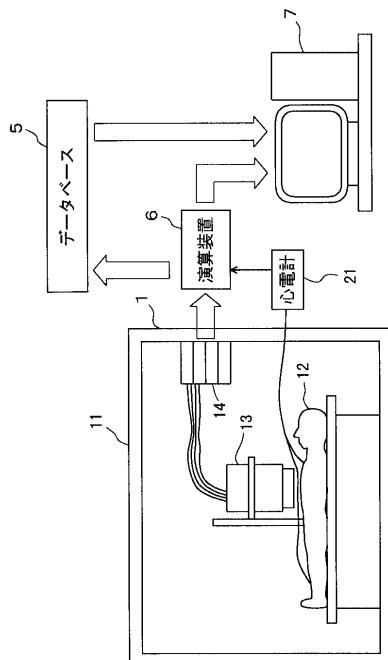
【図12】



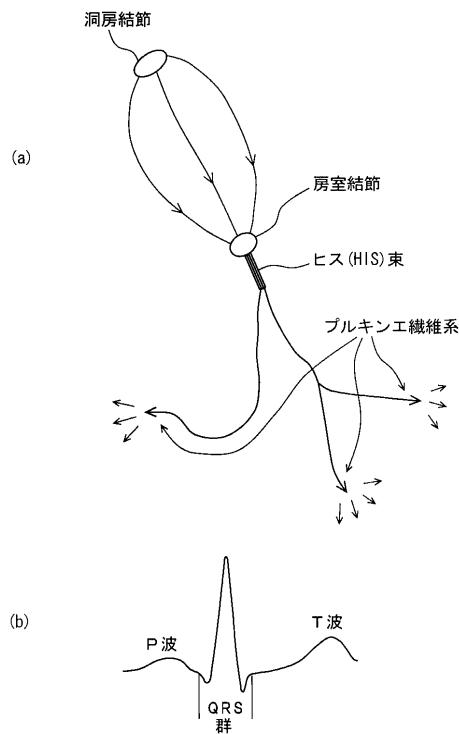
【図13】



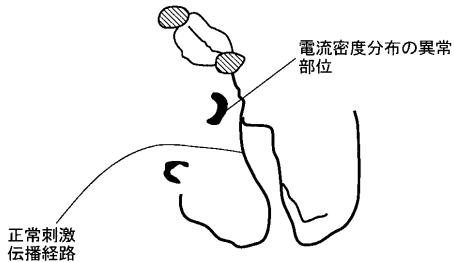
【図14】



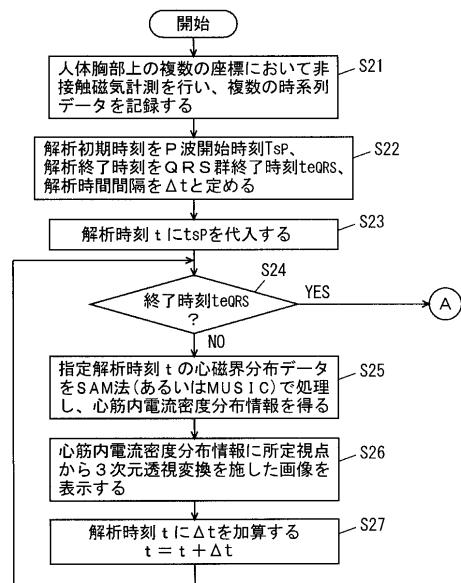
【図15】



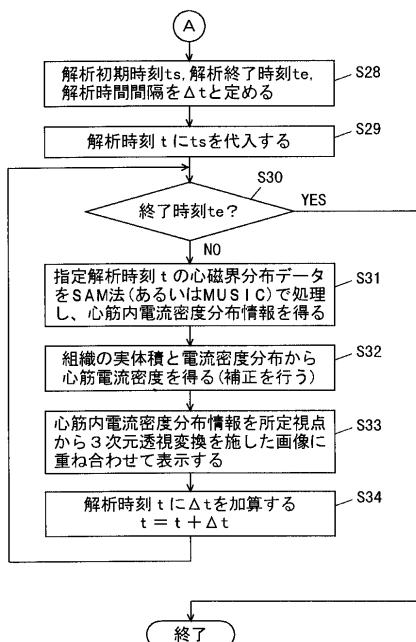
【図16】



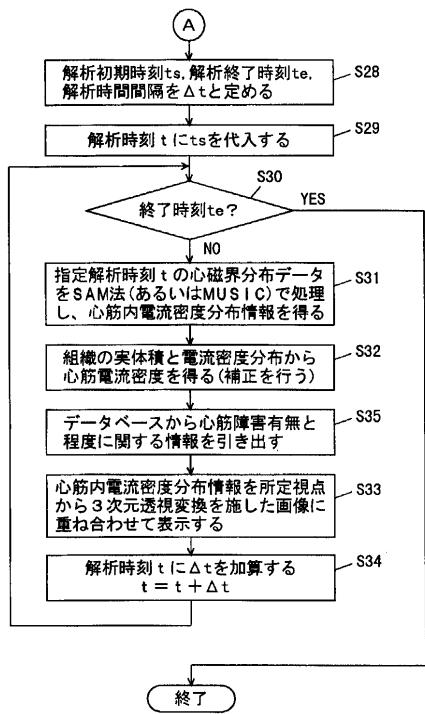
【図17】



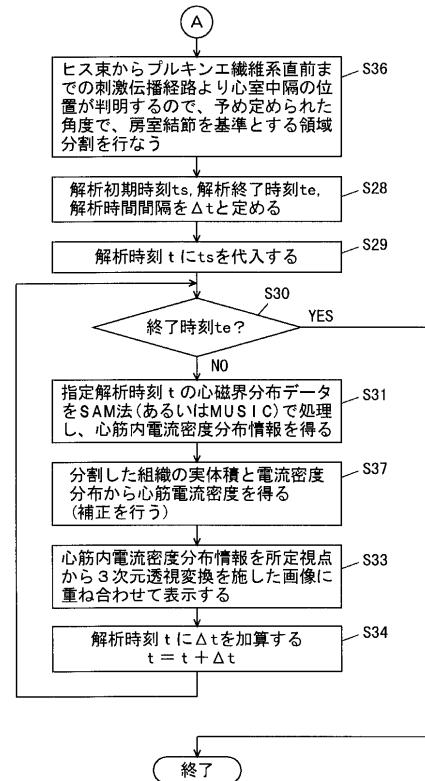
【図18】



【図19】



【図20】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100109162  
弁理士 酒井 将行  
(74)代理人 100096781  
弁理士 堀井 豊  
(72)発明者 中居 賢司  
岩手県盛岡市上田堤 1 - 12 - 14  
(72)発明者 吉澤 正人  
岩手県盛岡市高松四丁目 17 - 19 - 405  
(72)発明者 川副 浩平  
岩手県盛岡市三ツ割字久保屋敷 21 - 8  
(72)発明者 山崎 慶太  
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  
(72)発明者 藤田 智  
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  
(72)発明者 田村 逸朗  
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

審査官 小原 博生

(56)参考文献 特開平 11 - 128191 (JP, A)  
国際公開第 99 / 037206 (WO, A1)  
国際公開第 99 / 010816 (WO, A1)  
特開平 10 - 323335 (JP, A)  
特表 2002 - 500909 (JP, A)  
特表 2001 - 514031 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)

A61B 5/00、5/04-5/053