

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-355229
(P2002-355229A)

(43) 公開日 平成14年12月10日 (2002. 12. 10)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テームコード* (参考)
A 6 1 B 5/05		A 6 1 B 5/05	A 2 G 0 1 7
G 0 1 R 33/035	Z A A	G 0 1 R 33/035	Z A A 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2001-164393 (P2001-164393)

(22) 出願日 平成13年5月31日 (2001. 5. 31)

(71) 出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(71) 出願人 591167430

株式会社関西新技術研究所

大阪府大阪市中央区平野町4丁目1-2

(71) 出願人 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

(72) 発明者 吉澤 正人

岩手県盛岡市高松四丁目17-19-405

(74) 代理人 100109737

弁理士 岡崎 豊野

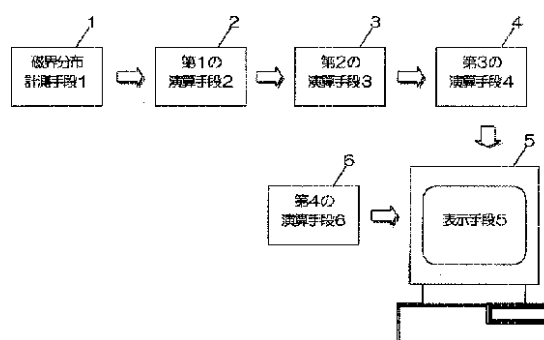
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁界解析方法および電流分布可視化装置

(57) 【要約】

【目的】 空間フィルタを用いた開口合成磁界解析装置において、観測平面上の磁界センサの個数を増加せず、関心領域内電流密度分布の空間分解能を向上させることができる磁界解析方法および電流分布可視化装置を提供する。

【構成】 複数座標に配置された磁界センサで構成される磁界分布計測手段と、補間処理によってより多い個数の複数座標における磁界分布データを演算する第1の演算装置と、前記演算された磁界分布データに基づいて関心領域内の任意のボクセルの電流密度ベクトル成分を求める第2の演算手段と、電流密度絶対値を求める第3の演算手段と、複数の断層画像データを構造的画像データに加工する第4の演算手段と、3次元表示を行う表示装置より構成される磁界解析方法および電流分布可視化装置。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 空間フィルタを用いた開口合成磁界解析装置であって、観測平面上の合計 L 個の複数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の時刻 j に対応する合計 L 個の磁界データに基づいて前記観測平面上の L 個よりも多い合計 N 個の磁界分布データを補間演算によって生成する第 1 の演算手段と、前記第 1 の演算手段によって生成された合計 N 個の磁界分布データに基づいて関心領域内に分割された合計 M 個のボクセルのうち任意の i 番目のボクセル内を流れ互いに直交する電流密度ベクトルを求める空間フィルタ処理を各成分毎に演算する第 2 の演算手段と、前記第 2 の演算手段によって生成された時刻 j に対応するボクセル i の電流密度ベクトルの絶対値を演算する第 3 の演算手段と、前記第 3 の演算手段によって生成された M 個のボクセルの電流密度の絶対値を 3 次元的に濃淡表示する表示手段とを備え、これにより観測磁界分布時系列データから関心領域内の電流密度分布の時系列データを得て、これを 3 次元的に可視化することを特徴とする電流分布可視化装置。

【請求項 2】 別途得られた複数の断層画像データあるいは設計データを加工して 3 次元的な関心領域周辺の構造的画像データを生成する第 4 の演算手段を備え、前記表示手段は、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記構造的画像上に複数の電気的旋回路の位置を 3 次元的に表示する、請求項 1 に記載の電流分布可視化装置。

【請求項 3】 空間フィルタを用いた開口合成磁界解析方法であって、観測平面上の合計 L 個の複数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する磁界計測ステップと、かつ前記複数の磁界時系列データの時刻 j に対応する合計 L 個の磁界データに基づいて前記観測平面上の L 個よりも多い合計 N 個の磁界分布データを補間演算によって生成する第 1 の演算ステップと、前記第 1 の演算ステップによって生成された合計 N 個の磁界分布データに基づいて関心領域内に分割された合計 M 個のボクセルのうち任意の i 番目のボクセル内を流れ互いに直交する電流密度ベクトルを求める空間フィルタ処理を各成分毎に演算する第 2 の演算ステップと、前記第 2 の演算ステップによって生成された時刻 j に対応するボクセル i の電流密度ベクトルの絶対値を演算する第 3 の演算ステップと、前記第 3 の演算ステップによって生成された M 個のボクセルの電流密度の絶対値を 3 次元的に濃淡表示する表示ステップにより構成され、これにより観測磁界分布時系列データから関心領域内の電流密度分布の時系列データを得て、これを 3 次元的に可視化することを特徴とする磁界解析方法。

【請求項 4】 別途得られた複数の断層画像データある

いは設計データを加工して 3 次元的な関心領域周辺の構造的画像データを生成する第 4 の演算ステップを備え、前記表示ステップは、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記構造的画像上に複数の電気的旋回路の位置を 3 次元的に表示する、請求項 3 に記載の磁界解析方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、関心領域を複数のボクセルに分割し、観測平面上での非接触磁気計測により得られた複数の磁界時系列データに基づいて空間フィルタ処理によって各ボクセル毎の電流密度分布を求める開口合成磁界解析装置等の電流分布可視化装置および開口合成磁界解析方法等の磁界解析方法に関する。より特定的には、より少ない個数の磁界センサで関心領域内電流密度分布の空間分解能を向上させることが可能である磁界解析方法および電流分布可視化装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、非接触磁気計測で得られた脳磁界分布時系列データから脳内電流密度分布を 3 次元的に可視化・再構成する開口合成磁界解析方法(Synthetic Aperture Magnetometry)が提案され、一部の脳磁界計測システムで採用されている。

【0003】しかしながら、従来の開口合成磁界解析方法では 140 チャンネルから 250 チャンネル程度の多数の高価な超高感度磁気センサを配置して磁界分布を計測する必要があった。しかも解析分解能はそれでも不十分であり、脳機能部位の位置推定を行うのに十分な空間分解能を達成するにはさらに多数のセンサを備えた計測システムの開発を必要としていた。

【0004】これは、開口合成磁界解析方法が積和計算を主体とする空間フィルタ処理であり、積和項数が十分大きくないと空間フィルタの空間分離能を向上させることができないことに起因している。積和項数を増やすためにはセンサ数を増やす必要があり、センサを増やすことは価格面で問題があり、普及しない最大要因となっていた。

【0005】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。

【0006】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。

【0007】しかし、心機能計測のために SQUID 磁

束計を用いる場合にはさらにシステム価格を抑える必要が生じる。これは安価な多チャンネル心電図計測システムによっても分解能は劣るが、およその患部位置の同定が行えるためである。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、心電図計測は接触計測法であり、多数の電極を人体へ装着する作業が面倒であり、手術において利用できるほどの患部位置推定分解能は到底得られない。

【0009】またSQUID磁束計による心磁界計測システムを使用する場合においても、他の解析方法では人体内部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、心臓内部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。

【0010】開口合成磁界解析方法は原理的に十分な空間分解能を達成することは可能であるが、そのためには非常に多くの磁界センサ数を備えるシステムを用意する必要があり、价格的に実現されなかった。

【0011】それゆえに、この発明の目的は、開口合成磁界解析方法を用いた磁界解析装置において従来よりも少ないセンサ数でありながら空間分解能を向上させることが可能な磁界解析方法および電流分布可視化装置を提供することである。

【0012】

【課題を解決するための手段】この発明による空間フィルタを用いた開口合成磁界解析装置は、磁界計測手段と、第1の演算手段と、第2の演算手段と、第3の演算手段と、表示手段を備える。磁界計測手段は、観測平面の合計L個の複数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する。第1の演算手段は、前記複数の磁界時系列データの時刻jに対応する合計L個の磁界データに基づいて前記観測平面のL個よりも多い合計N個の磁界分布データを補間演算によって生成する。第2の演算手段は、前記第1の演算手段によって生成された合計N個の磁界分布データに基づいて関心領域内に分割された合計M個のボクセルのうち任意のi番目のボクセル内を流れ互いに直交する電流密度ベクトルを求める空間フィルタ処理を各成分毎に演算する。第3の演算手段は、前記第2の演算手段によって生成された時刻jに対応するボクセルiの電流密度ベクトルの絶対値を演算する。表示手段は、前記第3の演算手段によって生成されたM個のボクセルの電流密度の絶対値を3次的に濃淡表示する。これにより観測磁界分布時系列データから関心領域内の電流密度分布の時系列データを得て、これを3次的に可視化表示することができる。

【0013】好ましくは、別途得られた複数の断層画像データあるいは設計データを加工して3次的な関心領域周辺の構造的画像データを生成する第4の演算手段を備え、前記表示手段は、前記電流密度分布時系列データ

に基づいて、前記構造的画像上に複数の電氣的旋回路の位置を3次的に表示することである。

【0014】この発明の他の局面に従うと、空間フィルタを用いた開口合成磁界解析方法であって、観測平面の合計L個の複数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する磁界計測ステップと、かつ前記複数の磁界時系列データの時刻jに対応する合計L個の磁界データに基づいて前記観測平面のL個よりも多い合計N個の磁界分布データを補間演算によって生成する第1の演算ステップと、前記第1の演算ステップによって生成された合計N個の磁界分布データに基づいて関心領域内に分割された合計M個のボクセルのうち任意のi番目のボクセル内を流れ互いに直交する電流密度ベクトルを求める空間フィルタ処理を各成分毎に演算する第2の演算ステップと、前記第2の演算ステップによって生成された時刻jに対応するボクセルiの電流密度ベクトルの絶対値を演算する第3の演算ステップと、前記第3の演算ステップによって生成されたM個のボクセルの電流密度の絶対値を3次的に濃淡表示する表示ステップとを備えている。これにより観測磁界分布時系列データから関心領域内の電流密度分布の時系列データを得て、これを3次的に可視化することができる。

【0015】好ましくは、別途得られた複数の断層画像データあるいは設計データを加工して3次的な関心領域周辺の構造的画像データを生成する第4の演算ステップを備え、前記表示ステップは、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記構造的画像上に複数の電氣的旋回路の位置を3次的に表示する。

【0016】したがって、この発明によれば、空間フィルタを用いた開口合成磁界解析装置において、観測平面上に複数個配置された磁界センサの個数を増加させることなく、関心領域内電流密度分布の空間分解能を向上させることが可能である。

【0017】

【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を省略する。

【0018】[実施の形態]図1は、この発明の実施の形態による、空間フィルタを用いた電流分布可視化装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【0019】図1を参照して、磁界分布計測手段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、総数L個の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。

【0020】磁界分布計測手段1によって計測された心臓の磁界分布時系列データの時刻jの磁界分布データL個に基づいて、第1の演算手段2は、スプライン補間や直線補間、あるいは特開平4-116481号公報に記

載されているサンプリング関数を用いた補間処理等の種々の公知の計算手法を用いて、L個よりも多い総数N個の補間処理された磁界分布データを得る。

【0021】第2の演算手段3では、関心領域を総数M個のボクセルで近似し、積和計算からなる空間フィルタ処理によって総数N個の観測平面上の磁界分布データから任意のボクセルiの電流密度ベクトルの互いに直交する成分(x方向成分を i_x 、y方向成分を i_y と表記する。)を演算する。

【0022】第3の演算手段4によって、第2の演算手段3で得られた時刻jにおけるボクセルiの電流密度ベクトルの絶対値(電流密度)を演算する。

【0023】一方、核磁気共鳴(MRI)、X線CT、心エコー図、心筋SPECT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4の演算手段6に与えられ、第4の演算手段6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構造的データを生成して出力する。

【0024】ここで、上述の時刻jにおけるボクセルiの電流密度ベクトルの絶対値データを画像で表現すると、第1の演算手段3で得られた電気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、電気的旋回路の3次元的な同定が可能となる。

【0025】表示装置4は、第3の演算手段によって生成された各ボクセル毎の電流密度ベクトルの絶対値のデータが示す心筋内の3次元電気的活動(たとえば電流密度分布)を示す画像を、第4の演算装置6によって生成された構造的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気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。

【0026】次に、図2は、図1に示したこの発明の実施の形態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、磁界分布時系列データを得る演算部14とを備えている。

【0027】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。

【0028】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。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チャン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チャンネル分の構成が、計測に必要な複数チャンネル分設けられていることになる。

【0029】以下に、図3を参照して、1チャンネル分のSQUID磁束計による磁界データの生成について説明する。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。

【0030】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。

【0031】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・ロッキング・ループ(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。

【0032】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。

【0033】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。

【0034】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が

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。

【0035】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j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。

【0036】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1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jの総数L個の磁界分布データに基づいて補間処理によりL個よりも多い個数N個の磁界分布データを演算する。図6に補間処理の過程を説明する図を図示する。図6Aは磁界分布計測装置1から出力される総数L個の1群の磁界時系列データである。図1の第1の演算手段2により特定の時刻jに対する磁界分布データ(図6B)を基に2次元補間処理を行い、観測平面上のより多くの座標点における総数N個の補間処理された磁界分布データ(図6C)を得る。全ての時刻についてこの補間処理を行えば、仮想的に総数N個の観測平面上の異なる座標点における磁界分布時系列データ(図6D)を得ることができる。

【0037】図1の第2の演算手段3は、時刻jに対する補間処理された磁界分布データを入力とし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ベクトル成分を求めるように機能する。

【0038】第2の演算手段2が、第2の演算手段3によって生成された補間処理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求める手法について説明する。

【0039】図7は、このような電流密度ベクトル成分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の時刻jの情報に基づいて補間処理された総数N個の磁界分布データにある係数をかけてその総和を取る積和計算を行うことによって、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。

【0040】以下に、図7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)上に仮想的に総数が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。

10 【0041】各センサkから得られる時刻jに対応する磁界時系列データを $Bz_k(j)$ とし、各センサ出力 $Bz_k(j)$ に対応するボクセルiの電流密度ベクトルのx方向成分にたいする空間フィルタ係数を β_{xik} とし、y方向成分を β_{yik} とする。

【0042】観測平面において磁界成分のうちz方向成分 Bz のみ観測している場合には、計測している磁界 Bz は直交する成分である電流密度分布ベクトルのx成分とy成分によってのみ生成される。図8A、図8Bはボクセルiに対する電流密度分布ベクトルの各方向成分の定義を示す図であり、図8Cは以下の空間フィルタ処理を参照する図である。

【0043】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iから得られる電流密度ベクトルのx方向成分に対応する仮想センサ出力を $ix_i(j)$ とすると、 $ix_i(j)$ は次式で定義される。

【0044】
【数1】

30
$$ix_i[j] = \sum_{k=1}^N \beta_{xik} Bz_k[j]$$

【0045】また、当該仮想電流センサiから得られる電流密度ベクトルのy方向成分に対応する仮想センサ出力を $iy_i(j)$ とすると、 $iy_i(j)$ は次式で定義される。

【0046】
【数2】

40
$$iy_i[j] = \sum_{k=1}^N \beta_{yik} Bz_k[j]$$

【0047】したがって、空間フィルタ係数 β_{xik} 、 β_{yik} を用いて各ボクセル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次元電流密度分布を得ることができる。

【0048】上述の空間フィルタ係数 β_{xik} 、 β_{yik} 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。

【0049】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。

【0050】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おり、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。

【0051】このようにして図1の第2の演算手段3は第1の演算手段2によって補間処理されたN個の磁界分布データからM個のボクセル毎に電流密度分布ベクトルの互いに直交する各成分を生成する。

【0052】第3の演算手段4では、次式に基づいて電流密度分布ベクトルの絶対値を算出している。

【0053】

【数3】

$$i_{[j]} = \sqrt{i_{x_{[j]}}^2 + i_{y_{[j]}}^2}$$

【0054】このようにして、第3の演算手段4は、各ボクセルに対する電流密度分布ベクトルの各方向成分から解析対象である心臓内の3次元電流密度分布の絶対値を示す時系列データ(3次元電流密度分布時系列データ)を生成し、表示手段5の一方の入力に与える。

【0055】一方、図1に示す第4の演算手段6には、図示しない他の断層診断装置、たとえばMRI、X線CT、心エコー図、心筋SPECT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。

【0056】第4の演算手段6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構造的データを生成する。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

20

30

40

50

【0057】このようにして、第4の演算手段6は、同一被験者の心臓付近の胸部の3次元解剖学的画像を示す構造的データを生成し、表示手段5の他方の入力に与える。

【0058】図1の表示手段5は、第4の演算手段6において複数のスライス画像のデータに基づいて形成した被験者の胸部の3次元解剖学的画像上に、第3の演算手段4からの3次元電流密度分布時系列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。

【0059】図9の(a)、(b)は各々、表示手段5によって表示される3次元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、(a)と(b)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。

【0060】図9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次元画像であり、実際の表示画像の奥行き感を画面上で表現することは困難である。図9(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。

【0061】なお、図9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。

【0062】図9の(a)、(b)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。

【0063】また、図10は、図9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。

【0064】このように、深さのある3次元解剖学的画像上に心筋内の3次元電流密度分布を表示することにより、医師は心筋内の電流密度分布の解剖学的画像上における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。

【0065】図11は、以上の実施の形態による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。

【0066】図11を参照すると、まずステップS1において、磁界分布計測手段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。

【0067】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4の演算手段6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。

【0068】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。

【0069】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。

【0070】すなわち、ステップS6において、第1演算手段2により磁界分布の補間計算を行い、総数 N 個の磁界分布データを得る。

【0071】次に、ステップS7において、第2の演算手段3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。

【0072】次に、ステップ8において、第3の演算手段4により指定解析時刻 t における心臓内電流分布の絶対値データを得る。

【0073】次に、ステップS9において、表示手段5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。

【0074】なお、第1の演算手段2における前述の磁界分布補間処理、第2の演算手段3によるSAMまたはMUSICによる演算、第3の演算手段4による電流密度分布ベクトルの絶対値演算は、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。

【0075】次に、ステップS10において解析時刻 t に t を加算する。

【0076】これらのステップS6~S10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。

【0077】以上のように、この発明の実施の形態によれば、より少ない磁気センサ数で高い空間分解能での電流密度分布の解析を行うことができる。また、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次的に同定することが可能となる。

【0078】このため、外科的開胸手術によって多点同時の心筋電位計測を行ないそのデータ解析により患部の同定を行っていた従来の診断方法を用いなくても、心房粗動および心房細動の原因となる患部を、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。

【0079】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っていた従来の診断方法を用いなくても、上述のように患部の安全、迅速、かつ高精度な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。

【0080】また、この実施の形態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。

【0081】さらに、この実施の形態では、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、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。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て特許請求の範囲によって示され、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。

【0082】

【発明の効果】以上のように、この発明によれば、より少ないセンサ数で関心領域内の電流密度分布の空間分解能を向上することができるので、低価格な心臓磁界計測システムを供給することが可能であるだけでなく、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、心筋内の電流密度分布時系列データの位置、形状、個数を3次的に同定することができる。

【0083】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、また開胸手術をする場合の手術時間を著しく短縮ことができ、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。

【0084】さらに、高周波を用いたカテーテル焼灼法による治療と併用することにより、迅速かつより低侵襲の治療を行なうことができる。

【0085】特に、生成される電氣的活動状態が電流密

度分布データであるため、生成された電流密度分布と心筋内電流密度分布との対応が容易にとりやすく、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いった不都合が生じない。

【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施の形態による電流分布可視化装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【図2】 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。

【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の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】 L個の磁界時系列データからより多い個数Nの磁界分布データを補間する方法を模式的に説明する図である。

* 【図7】 観測平面上のセンサと関心領域内のボクセルの電流密度ベクトルを模式的に説明する図である。

【図8】 電流密度分布ベクトルの各成分 i_x 、 i_y の演算過程を説明する図である。

【図9】 表示手段5に表示される3次元解剖学的画像の例を示す図である。

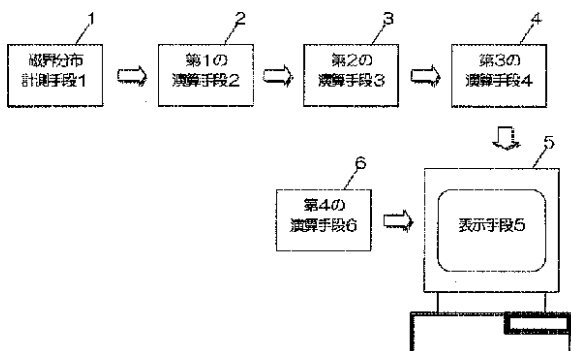
【図10】 図9に示した3次元解剖学的画像の一断面を示す断層図である。

10 【図11】 この発明の実施の形態による磁界解析方法の動作を説明するフロー図である。

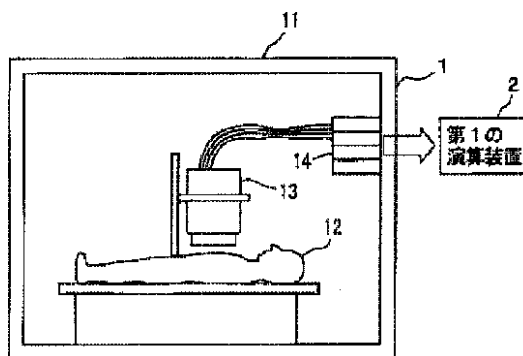
【符号の説明】

- 1 磁界分布計測手段、2 第1の演算手段、3 第2の演算手段、4 第3の演算手段、6 第4の演算手段、5 表示手段、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。

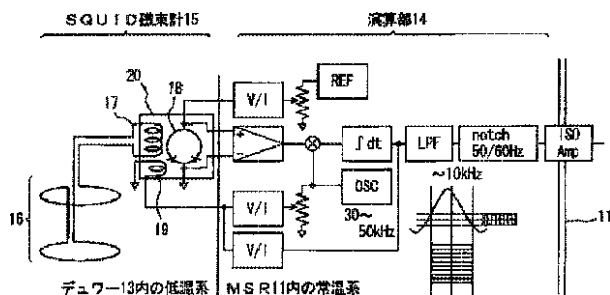
【図1】



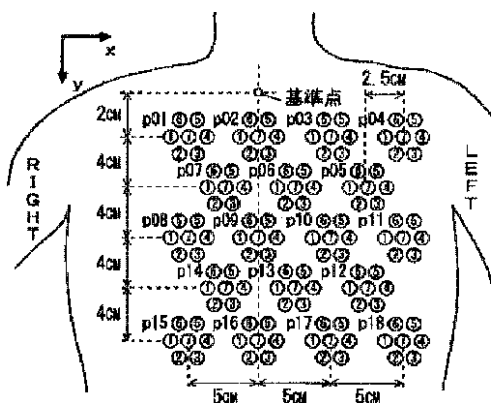
【図2】



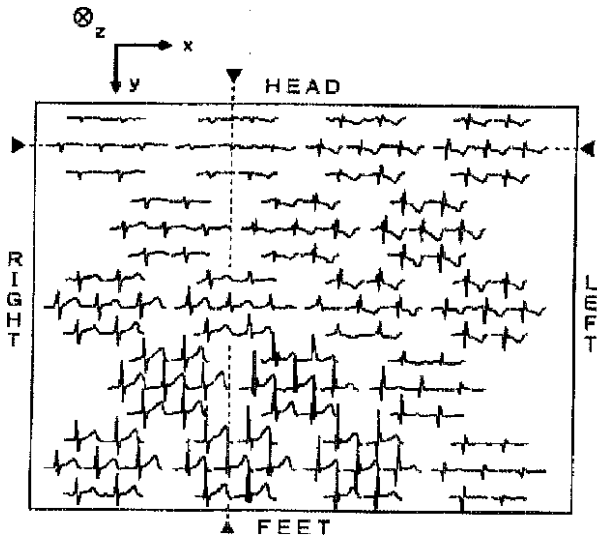
【図3】



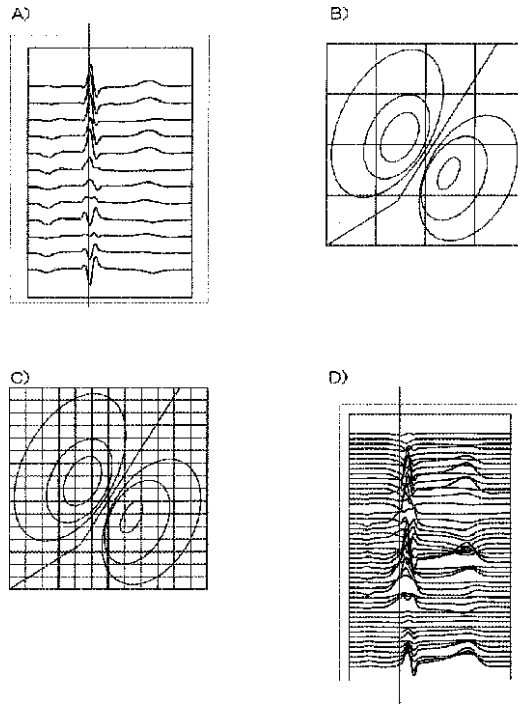
【図4】



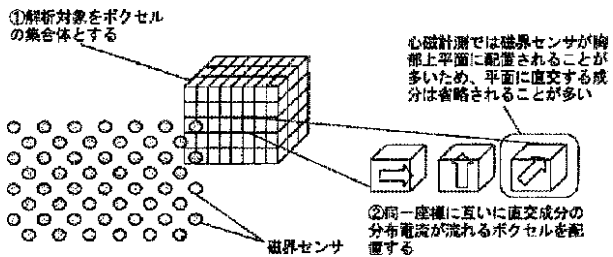
【図5】



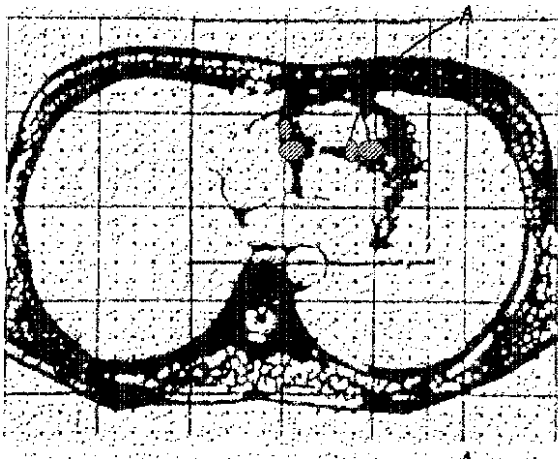
【図6】



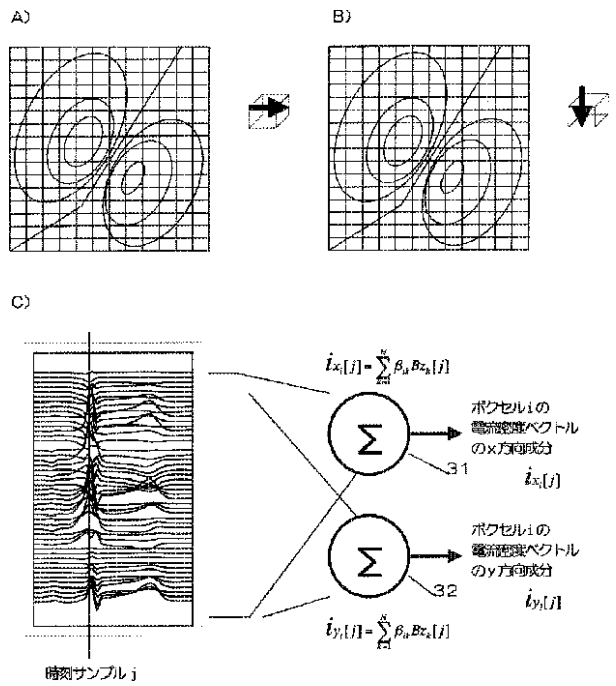
【図7】



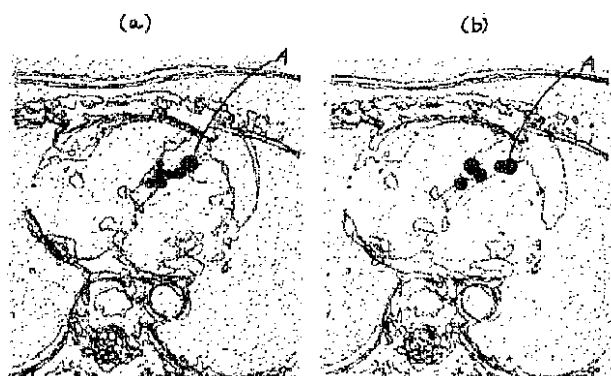
【図10】



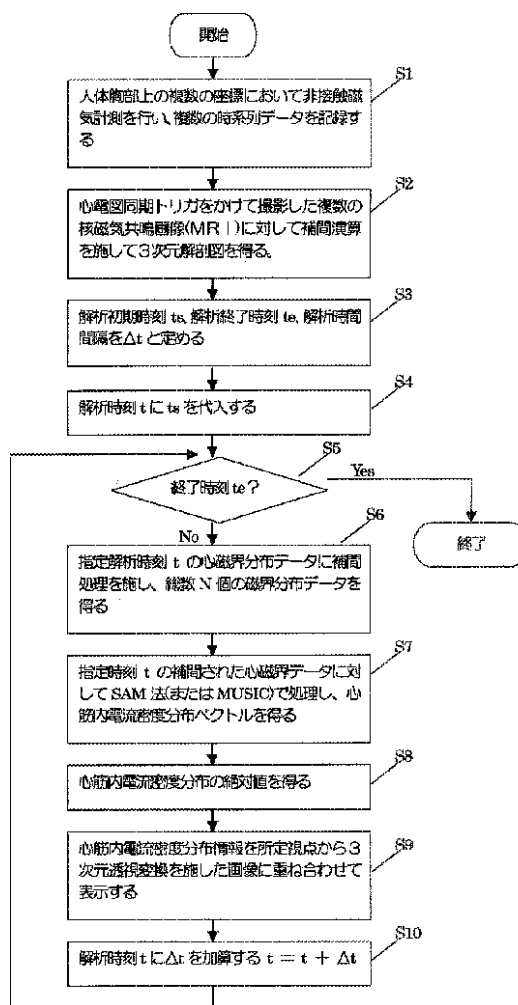
【図8】



【図9】



【図11】



フロントページの続き

- (72)発明者 中居 賢司
岩手県盛岡市上田堤 1 - 12 - 14
- (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 上田 智章
京都府京都市下京区中堂寺南町17番地 株式会社関西新技術研究所内

- (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 加藤 和夫
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 中村 義彦
岩手県盛岡市大沢川原 2 - 5 - 16
- Fターム(参考) 2G017 AA01 AC01 AD32
4C027 AA10 BB05 CC00 FF02 FF09
GG00 HH13 KK00 KK01