

(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



(43) 国際公開日  
2010年12月16日(16.12.2010)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2010/143586 A1

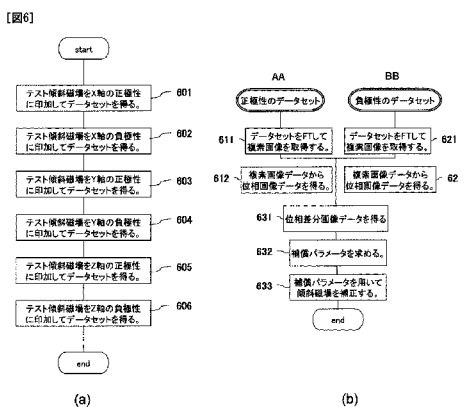
- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/387 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/059501
- (22) 国際出願日: 2010年6月4日(04.06.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2009-138785 2009年6月10日(10.06.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 金田 明子 (KANETA, Akiko) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 竹内 博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 宮脇 昇一 (MIYAWAKI, Shouichi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (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, CL, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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, LR, 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 (AL, 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, SM, 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: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND EDDY CURRENT COMPENSATION METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び渦電流補償方法



(57) Abstract: A magnetic field due to an eddy current generated by the application of a gradient magnetic field is corrected with respect to not only a direction along which the gradient magnetic field is applied but also a direction different from the direction along which the gradient magnetic field is applied. Therefore, a test gradient magnetic field is used to obtain compensation magnetic fields that compensate for the respective eddy current magnetic fields generated in the test gradient magnetic field application direction and in a direction different from the application direction on a per direction basis. When generating an arbitrary gradient magnetic field, compensation magnetic fields are generated together with the arbitrary gradient magnetic field, the compensation magnetic fields compensating for, based on the measured eddy current magnetic fields in the respective directions, the respective eddy current magnetic fields caused by the application of the arbitrary gradient magnetic field on a per direction basis.

(57) 要約: 傾斜磁場の印加により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場の印加方向のみならず傾斜磁場の印加方向と異なる方向についても補正することを目的とする。この目的を達成するために、本発明は、テスト傾斜磁場を用いて、テスト傾斜磁場の印加方向と該印加方向と異なる方向とにそれぞれ発生する渦電流磁場を方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求め、任意の傾斜磁場の発生の際には、該任意の傾斜磁場と共に、計測された各方向の渦電流磁場に基づいて任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ発生する。

- 601 OBTAIN A DATASET BY APPLYING A TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE POSITIVE X-AXIS
- 602 OBTAIN A DATASET BY APPLYING THE TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE NEGATIVE X-AXIS
- 603 OBTAIN A DATASET BY APPLYING THE TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE POSITIVE Y-AXIS
- 604 OBTAIN A DATASET BY APPLYING THE TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE NEGATIVE Y-AXIS
- 605 OBTAIN A DATASET BY APPLYING THE TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE POSITIVE Z-AXIS
- 606 OBTAIN A DATASET BY APPLYING THE TEST GRADIENT MAGNETIC FIELD ALONG THE NEGATIVE Z-AXIS
- AA POSITIVE DATASET
- BB NEGATIVE DATASET
- 611, 621 OBTAIN COMPLEX IMAGE BY PERFORMING AN FT ON THE DATASET
- 612, 622 OBTAIN PHASE IMAGE DATA FROM THE COMPLEX IMAGE DATA
- 631 OBTAIN PHASE-DIFFERENCE IMAGE DATA
- 632 OBTAIN COMPENSATION PARAMETERS
- 633 CORRECT A GRADIENT MAGNETIC FIELD USING THE COMPENSATION PARAMETERS

WO 2010/143586 A1

## 明 細 書

**発明の名称**：磁気共鳴イメージング装置及び渦電流補償方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置において、傾斜磁場の印加に基づいて発生する渦電流の影響を補正する技術に関する。

### 背景技術

[0002] MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生する核磁気共鳴(以下、NMRという)信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元的に或いは3次元的に画像化する装置である。撮像においては、NMR信号は、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

[0003] MRI装置で撮像を行うためには、上述したとおり、時間的に変化する傾斜磁場を用いる必要がある。この傾斜磁場は、撮像領域の選択やNMR信号への位置情報付与を正確に行うために、その印加時間及び強度を正確に制御する必要がある。しかしながら、傾斜磁場の印加によって傾斜磁場コイル周辺の様々な構造体に減衰性電流(いわゆる渦電流)が誘起され、この渦電流は、空間的かつ時間的に変化する磁場を発生する。この渦電流に伴う磁場が、傾斜磁場とともに被検体の撮像領域に到達することにより、撮像領域内の核スピンの印加される傾斜磁場を、所望する印加時間および強度から逸脱させてしまう。その結果、正確な撮像領域の選択や、NMR信号への正確な位置情報付与ができなくなり、画像の歪み、信号強度の低下、ゴーストの発生などの画質の劣化を招いてしまう。

[0004] そこで、特許文献1は、渦電流によって誘起される磁場を測定し、これを打ち消す補償磁場を、シムコイルを用いて印加することにより、渦電流に起因する画質劣化を抑制する方法を開示している。具体的には、極性を異ならせた2つのテスト傾斜磁場を用い、テスト傾斜磁場を印加した後に、高周波磁場

パルスおよび位相エンコード傾斜磁場をファントムに照射して、自由誘導減衰信号(FID信号)を計測する。得られた2つのFID信号に含まれる位相情報は、渦電流による磁場、位相エンコード傾斜磁場および静磁場不均一による影響を受けている。そこで、極性の異なるテスト傾斜磁場を印加して計測された2つのFID信号をそれぞれフーリエ変換することにより得た位相情報の差分をとることにより、位相エンコード傾斜磁場および静磁場不均一による影響を除去し、テスト傾斜磁場により発生した渦電流による磁場の影響をあらわす位相差画像を得る。この位相差画像を基に、渦電流による磁場の空間的分布およびその時間変化を求め、補償磁場の分布及び大きさを決定する。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：国際公開W02004/004563号公報

### 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献1のように計測した信号の位相情報から渦電流により発生する渦電流磁場を求める方法は、傾斜磁場を印加した方向について発生した渦電流磁場を計測する方法である。しかしながら、渦電流により生じる渦電流磁場は、実際には、傾斜磁場の印加方向のみならず、それと直交する方向(以下、クロスタームという)にも誘起される。特許文献1に記載の方法では、クロスタームは考慮されておらず、傾斜磁場の印加方向に直交する方向の磁場を計測することはできない。よって、これらのクロスタームを補償磁場によって打ち消すことや、画像再構成時に補正することもできない。

[0007] そこで本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、傾斜磁場の印加により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場の印加方向のみならず傾斜磁場の印加方向と異なる方向についても補正することのできるMRI装置及び渦電流補償方法を提供する。

### 課題を解決するための手段

- [0008] 上記目的を達成するために、本発明は、テスト傾斜磁場を用いて、テスト傾斜磁場の印加方向と該印加方向と異なる方向とにそれぞれ発生する渦電流磁場を方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求め、任意の傾斜磁場の発生の際には、該任意の傾斜磁場と共に、計測された各方向の渦電流磁場に基づいて任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ発生する。
- [0009] 具体的には本発明のMRI装置は、任意の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生部と、テスト傾斜磁場の印加に伴って発生する渦電流に基づく渦電流磁場を、テスト傾斜磁場の印加方向と、該印加方向と異なる方向とで、画像の位相を介してそれぞれ計測し、補償磁場算出部は、計測された各方向の渦電流磁場に基づいて、任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を該方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求め、傾斜磁場発生部は、任意の傾斜磁場と共に、求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生することを特徴とする。
- [0010] また、本発明の渦電流補償方法は、テスト傾斜磁場の印加方向と、該印加方向と異なる方向とに、それぞれ発生する渦電流磁場を画像の位相を介して計測する渦電流磁場計測ステップと、計測された各方向の渦電流磁場に基づいて、任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を該方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求める補償磁場算出ステップと、任意の傾斜磁場と共に、求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生する補償磁場発生ステップと、を有することを特徴とする。

### 発明の効果

- [0011] 本発明のMRI装置及び渦電流補償方法は、上述のように傾斜磁場により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場印加方向のみならずクロスタームも含めて計測することができる。この計測結果を用いて、傾斜磁場の印加により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場の印加方向のみならず傾斜磁場の印加方向と異なる方向についても補正することができるようになる。その結果、画質が向上する。

### 図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明にかかるMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図

[図2]傾斜磁場パルスの渦電流磁場の補償の概略図。左側((a)、(c)図)に計測制御部からの傾斜磁場波形の出力例を、右側((b)、(d)図)に実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形との関係を、図2の上段((a)、(b)図)に補償磁場を発生させない場合を、下段((c)、(d)図)に補償磁場を発生させる場合を、それぞれ示す。

[図3A]X軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す図。

[図3B]Y軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す図。

[図3C]Z軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す図。

[図4]傾斜磁場に起因する渦電流磁場を計測するための較正パルスシーケンスの一例を示すシーケンスチャート

[図5]位相値の時間変化とその非線形近似の一例を示すグラフ。点線が実測データを示し、実線が非線形近似を示す。

[図6]本実施例の動作フローを表すフローチャート。(a)は較正パルスシーケンスを用いて較正用のデータを取得する動作フローであり、(b)は、取得された較正用データの処理フローである。

[図7]位相差分画像の位相値を取得する点又は領域の位置関係を示す図。(a)は原点又はXY面に関して対称に、Z軸方向に所定の距離離れて、XY平面に平行な一対のスライス位置を示し、(b)はYZ平面に平行な一対のスライス位置を示し、(c)はZX平面に平行な一対のスライス位置を示す。

[図8]第2の実施例における、位相差分画像とその位相差分画像上における位相データを取得する点又は領域の位置関係を示す図。

[図9]第3の実施例の動作フローを示すフローチャート。

[図10]3次元ボリュームデータとして取得された位相差分画像の一例を示す図

。

[図11]第4の実施例の動作フローを示すフローチャート。

[図12]渦電流磁場を補償する方向(1201)と、この方向に基づく2つの長方形平面(1202, 1203)とその頂点の8点の例を示す図。

### 発明を実施するための形態

[0013] 以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

[0014] 最初に、本発明に係るMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体101の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生磁石102と、傾斜磁場コイル103及び傾斜磁場電源109と、送信RFコイル104及びRF送信部110と、受信RFコイル105及び信号検出部106と、信号処理部107と、計測制御部111と、全体制御部108と、表示・操作部113と、被検体101を搭載してその被検体101を静磁場発生磁石102の内部に出し入れするベッド112と、を備えて構成される。

[0015] 静磁場発生磁石102は、垂直磁場方式であれば被検体101の体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば体軸方向に、それぞれ均一な静磁場を発生させるもので、被検体101の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。なお、静磁場発生磁石102には、その不均一補正のために、シムコイル又はシム部材が配置されている。

[0016] 傾斜磁場コイル103は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX, Y, Zの3軸方向に巻かれたコイルであり、それぞれの傾斜磁場コイルは、それを駆動する傾斜磁場電源109に接続され電流が供給される。具体的には、各傾斜磁場コイルの傾斜磁場電源109は、それぞれ後述の計測制御部111からの命令に従って駆動されて、それぞれの傾斜磁場コイルに電流を供給する。これにより、X, Y, Zの3軸方向に傾斜磁場 $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$ が発生する。撮像時には、スライス面(撮像断面)に直交する方向にスライス傾斜磁場パルス( $G_s$ )が印加されて被検体101に対するスライス面が設定され、そのスライス面に直交して且つ互いに

直交する残りの2つの方向に位相エンコード傾斜磁場パルス (Gp) と周波数エンコード傾斜磁場パルス (Gf) が印加されて、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報がエンコードされる。

- [0017] また、事前に検出された、傾斜磁場の印加に起因する渦電流の空間的かつ時間的な情報に基づいて、その渦電流が発生する磁場を補償するために、傾斜磁場コイル103および/または前述のシムコイルに補償電流が印加される。
- [0018] 送信RFコイル104は、被検体101に高周波磁場(以下、RFという)パルスを照射するコイルであり、RF送信部110に接続され高周波パルス電流が供給される。これにより、被検体101の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴が誘起される。具体的には、RF送信部110が、後述の計測制御部111からの命令に従って駆動されて、高周波パルスを振幅変調し、増幅した後に被検体101に近接して配置された送信RFコイル104に供給することにより、RFパルスが被検体101に照射される。
- [0019] 受信RFコイル105は、被検体101の生体組織を構成する原子核スピンのNMR現象により放出されるエコー信号(NMR信号)を受信するコイルであり、信号検出部106に接続されて受信したエコー信号を信号検出部106に送る。信号検出部106は、受信RFコイル105で受信したエコー信号の検出処理を行う。具体的には、RF送信コイル104から照射されたRFパルスによって誘起された被検体101の応答のエコー信号が被検体101に近接して配置された受信RFコイル105で受信され、後述の計測制御部111からの命令に従って、信号検出部106が、受信したエコー信号を増幅し、直交位相検波により直交する二系統の信号に分割し、それぞれを所定数(例えば128, 256, 512等)サンプリングし、各サンプリング信号をA/D変換してデジタル量に変換し、後述の信号処理部107に送る。従って、エコー信号は所定数のサンプリングデータからなる時系列のデジタルデータ(以下、エコーデータという)として得られる。
- [0020] 計測制御部111は、被検体101の断層画像の再構成に必要なデータデータ収集のための種々の命令を、主に、傾斜磁場電源109と、RF送信部110と、信号検出部106に送信してこれらを制御する制御部である。具体的には、計測制御

部111は、後述する全体制御部108の制御で動作し、ある所定のパルスシーケンスに基づいて、傾斜磁場電源109、RF送信部110及び信号検出部106を制御して、被検体101へのRFパルスと傾斜磁場パルスの印加及び被検体101からのエコー信号の検出を繰り返し実行し、被検体101の断層画像の再構成に必要なエコーデータを収集する。

[0021] なお、本発明に係るMRI装置は、パルスシーケンスとして、通常の撮像シーケンスの他に、傾斜磁場に起因する渦電流磁場を計測するための較正パルスシーケンスを含んでいる。撮像シーケンスおよび較正パルスシーケンスは、プログラムとして記憶部に予め格納されている。GPUは、これらのパルスシーケンスのプログラムを読み込んで計測制御部111に指令を出力し、パルスシーケンスを実行させる。

[0022] 全体制御部108は、計測制御部111の制御、及び、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等の制御を行うものであってGPU及びメモリを内部に有する演算処理部と、光ディスク、磁気ディスク等の記憶部とを有して成る。具体的には、計測制御部111を制御してエコーデータの収集を実行させ、信号処理部107からのエコーデータが入力されると、演算処理部が信号処理、フーリエ変換による画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体101の断層画像を、後述の表示・操作部108に表示させると共に記憶部に記録する。

[0023] 表示・操作部113は、被検体101の断層画像を表示するディスプレイと、MRI装置の各種制御情報や上記全体制御部108で行う処理の制御情報を入力するトラックボール又はマウス及びキーボード等の操作部と、から成る。この操作部はディスプレイに近接して配置され、操作者がディスプレイを見ながら操作部を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

[0024] なお、図1において、送信側のRF送信コイル104と傾斜磁場コイル103は、被検体101が挿入される静磁場発生磁石102の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体101に対向して、水平磁場方式であれば被検体101を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の受信RFコイル105は、被検体101に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

[0025] 現在のMRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

[0026] なお、本発明に係る傾斜磁場発生部は、計測制御部111と傾斜磁場コイル103と傾斜磁場電源109とが主に関連する。また、渦電流磁場計測部は、計測制御部111と演算処理部とが主に関連する。また、補償磁場算出部は、演算処理部が主に関連する。

[0027] (渦電流と補償磁場の効果)

次に、渦電流と、渦電流に基づく磁場を補償する補償磁場とを、図2を用いて簡単に説明する。図2は、左側((a)、(c)図)に示した計測制御部111からの傾斜磁場波形の出力例と、右側((b)、(d)図)に示した実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形との関係を示す。また、図2の上段((a)、(b)図)に補償磁場を発生させない場合を、下段((c)、(d)図)に補償磁場を発生させる場合を示す。

[0028] 補償磁場を発生させない場合、計測制御部111から出力される傾斜磁場波形((a)図)は理想的な矩形波である。この矩形波を有する電流が傾斜磁場電源で増幅され傾斜磁場コイルに印加されることにより、被検体の撮像領域に傾斜磁場が印加される。その際、傾斜磁場コイル周辺の様々な構造体に渦電流が誘起されてしまうので、実際に撮像領域に印加される傾斜磁場は、傾斜磁場コイルによって出力される矩形状傾斜磁場と、渦電流による磁場が重ね合わさり、(b)図のような歪んだ傾斜磁場波形となって、画質が劣化してしまう。

[0029] これに対して、補償磁場を発生させる場合は、上記渦電流磁場を打ち消すように、計測制御部111は、予め補償磁場分を含んだ傾斜磁場波形((c)図)を出力する。この場合、(a)に示した矩形波の立ち上がり部にオーバーシュートが、立下り部にアンダーシュートが、それぞれ追加された波形となる。このような波形の傾斜磁場が傾斜磁場コイルを介して被検体の撮像領域に印加され

ると、(a)図の場合と同じように渦電流による磁場が発生するが、このオーバーシュート部及びアンダーシュート部と渦電流磁場とが相殺して、(d)に示す様に、理想的な矩形形状の傾斜磁場波形が撮像領域に印加されることになる。これにより画質が改善される。

[0030] (渦電流磁場のクロスタームについて)

次に、渦電流磁場のクロスタームについて図3A, 図3B、及び図3Cに基づいて説明する。図3Aは、X軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場301を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す。この場合は、撮像領域に実際に印加される傾斜磁場のX方向成分は、図2と同様に、歪んだ波形302となる。さらに、傾斜磁場が印加されなかったY軸方向とZ軸方向にも、主に、印加された傾斜磁場の立ち上がり部と立下り部の近傍で、即ち、印加された傾斜磁場が時間的に大きく変化する時点の近傍で、それぞれ僅かに渦電流磁場303、304が誘起される。これらが渦電流磁場のクロスタームである。即ち、傾斜磁場の各方向への印加が相互に独立でなくカップリングしていると、一つの軸方向への傾斜磁場の印加が、同じ軸方向の渦電流磁場の誘起のみならず、他の軸方向への渦電流磁場を誘起することになる。カップリングの主原因は、傾斜磁場コイル周辺の様々な構造体に誘起される渦電流が、印加された傾斜磁場方向と異なる方向の成分を有して、該成分電流が印加された傾斜磁場方向と異なる方向の磁場を発生するためである。

[0031] 同様に、図3Bは、Y軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場311を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す。この場合は、撮像領域に実際に印加される傾斜磁場のY方向成分313は、図2と同様に、歪んだ波形となる。さらに、傾斜磁場が印加されなかったZ軸方向とX軸方向にも、それぞれ僅かに渦電流磁場312, 314が誘起される。

[0032] 同様に、図3Cは、Z軸方向のみに矩形波形の傾斜磁場321を傾斜磁場コイルから出力した場合に、実際に被検体の撮像領域に印加される傾斜磁場波形を示す。この場合は、撮像領域に実際に印加される傾斜磁場のZ方向成分324は

、図2と同様に、歪んだ波形となる。さらに、傾斜磁場が印加されなかったX軸方向とY軸方向にも、それぞれ僅かに渦電流磁場322, 323が誘起される。

[0033] (渦電流計測)

次に、傾斜磁場に起因する渦電流磁場を計測するための較正パルスシーケンスについて説明する。

[0034] 初めに操作者は、静磁場中にファントムを配置し、不図示の操作部を介して、GPUに較正パルスシーケンスの実行を指示する。操作者からの指示に従い、GPUは、較正パルスシーケンスを記憶部から読み込んで計測制御部111に実行させる。

[0035] この較正パルスシーケンスは、所定の印加時間と強度を有したテスト傾斜磁場を所定の軸方向(i方向)に印加した後、所定の周波数エンコード方向(j方向)についてエコー信号を読み出すことにより、そのテスト傾斜磁場により生じた渦電流に起因して所定のj方向に発生した渦電流磁場による位相変化( $\Phi_{ji}$ )を検出できるシーケンスであればどのようなシーケンスであってもよい。

[0036] ただし、本実施例では、従来のように、テスト傾斜磁場の印加方向(i方向)と同じ方向とした周波数エンコード方向(j方向)に生じた渦電流磁場による位相変化量( $\Phi_{xx}$ 、 $\Phi_{yy}$ 、 $\Phi_{zz}$ )のみならず、直交する方向に生じるクロスタームの渦電流磁場による位相変化量( $\Phi_{xy}$ 、 $\Phi_{yx}$ 、 $\Phi_{yz}$ 、 $\Phi_{zy}$ 、 $\Phi_{zx}$ 、 $\Phi_{xz}$ )についても計測を行う。このため、テスト傾斜磁場の印加方向および周波数エンコード方向をXYZ軸のそれぞれに設定可能なシーケンスである必要がある。

[0037] 例えば、図4に示した、特許文献2で開示された、較正パルスシーケンスを用いることができる。このシーケンスは、グラディエントエコー法による短TRパルスシーケンスを繰り返し行うものであり、テスト傾斜磁場1051を印加するユニット(図4のグループ1)と、テスト傾斜磁場を印加しないユニット(グループ2)から構成される。図4のグループ1およびグループ2ではいずれも、RFパルス1101を照射すると同時に、Gs方向にスライス選択傾斜磁場1102を印加して、ファントムの任意断面を励起し、Gp方向の位相エンコード傾斜磁場1103を印加して位相エンコードした後、Gf方向の周波数エンコード傾斜磁場1104

を印加し、エコー信号1106を発生させる。これを所定の時間TRで所定回数繰り返す。

[0038] このとき、グループ1では、所定のi方向(図2ではi方向=Gf方向)に所定の強度および時間のテスト傾斜磁場1051~105nをTRごとに印加する。グループ1では、発生したエコー信号1106は取得せず、グループ2では、時間1107でエコー信号1106を取得する。これにより、テスト傾斜磁場1051~105nによって発生した渦電流1202に起因する磁場の変化をエコー信号1106によって計測することができる。位相エンコード量は、グループ1とグループ2とで同じ値とし、位相エンコード量を変化させながら、グループ1とグループ2とを繰り返す。グループ2の各TRにおいて、それぞれ画像再構成に必要な数のエコー信号が取得されるまで継続する。つぎに、テスト傾斜磁場1051~105nの極性を反転させて同様に、グループ2の各TRにおいて、それぞれ画像再構成に必要な数のエコー信号を取得する。

[0039] 図4のグループ1では、発生したエコー信号1106は取得せず、グループ2では、時間1107でエコー信号1106を取得している。これは、特許文献2にも記載されているように、グループ1において、RFパルス1101を繰り返し印加することにより、核スピンを定常歳差運動状態にし、グループ2において信号強度レベルを維持しながらエコー信号1106を繰り返し取得するためである。また、テスト傾斜磁場1051~105nについても、短時間パルス磁場を繰り返し印加することにより、大きな磁場を長時間印加するのと同じ効果が得られ、傾斜磁場コイルの負担が小さくするためである。また、図4のシーケンスの場合、傾斜磁場の立ち上がり時に発生する渦電流1201が継続している間、グループ1を継続して行うことにより、グループ2において立ち下がり時に発生する渦電流1202の変化をエコー信号1106により選択的に計測することができるという作用も得られる。逆に、立ち上がり時に発生する渦電流1201の変化を計測する場合には、グループ2においてエコー信号1106を計測せず、グループ1においてエコー信号を計測する。ただし、これは一例であり、Gs、Gp、GfとX、Y、Z軸との対応関係、および、テスト傾斜磁場1051等の印加軸を変化させて位相画

像を取得することもできる。

[0040] 以下、本発明のMRI装置及び渦電流補償方法についての各実施例を説明する。本発明の概要は、テスト傾斜磁場を印加して、テスト傾斜磁場の印加方向と、該印加方向と異なる方向とに、それぞれ発生する渦電流磁場を計測する。次に、計測された各方向の渦電流磁場に基づいて、任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を該方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求める。最後に、任意の傾斜磁場と共に、求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生する。好ましくは、所定の一方方向に垂直な一対のスライス位置でそれぞれ計測したエコー信号に基づいて、所定の一方方向と該所定の一方方向に垂直な方向についての渦電流磁場を計測する。

[0041] これにより、傾斜磁場により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場印加方向のみならずクロスタームも含めて計測することができる。そして、この計測結果を用いて、傾斜磁場の印加により発生する渦電流による磁場を、傾斜磁場の印加方向のみならず傾斜磁場の印加方向と異なる方向についても補正することができるようになる。その結果、画質が向上する。

### 実施例 1

[0042] 次に、本発明のMRI装置及び渦電流補償方法についての実施例1を説明する。

本実施例は、テスト傾斜磁場を印加して取得した位相画像を用いて、該テスト傾斜磁場の印加方向に発生する渦電流磁場に基づく位相変化のみならず、該印加方向と異なる方向に発生する渦電流磁場に基づく位相変化をそれぞれ取得する。より具体的には、所定の一方方向にテスト傾斜磁場を印加してエコー信号を計測し、エコー信号に基づいてテスト傾斜磁場の印加により生じた位相変化を示す位相画像をスライス位置毎にそれぞれ再構成し、一対の位相画像上で所定の一方方向と該所定の一方方向に垂直な方向についての位相変化量をそれぞれ取得する。このような位相変化量の取得を介して、テスト傾斜磁場の印加に伴って、所定の一方方向と該所定の一方方向に垂直な方向に発生する渦電流磁場をそれぞれ計測するものである。この位相変化量の取得を介し

た渦電流磁場の計測は、以下に説明する各実施例において同様である。

[0043] そして、これら位相変化量から各方向の渦電流磁場を補償するための補償磁場を規定する補償パラメータを求め、該補償パラメータを用いて各方向の渦電流磁場を補償する。この位相変化量から補償パラメータを求めることを介して、渦電流磁場を補償するための補償磁場を求めることも、以下に説明する各実施例において同様である。位相画像を取得するスライス位置は、所定の一方方向で、原点又はその方向に垂直な座標面に関して対称な位置関係にある一対のスライス位置とする。そして、具体的な位相値を取得する点又は領域を、これらの一対のスライス位置において、所定の方向で、原点又はその方向に垂直な座標面に関して互いに対称な位置関係にある長方形の各頂点又は該頂点を含む領域の位相値を取得する。これにより、所定の一方方向で一対のスライス位置を撮像するだけで、直交3軸方向の各方向でテスト傾斜磁場の印加に基づく位相変化、及び、該各軸方向の位相変化から直交3軸方向の渦電流磁場を補償するための補償磁場を規定する補償パラメータを求める。

[0044] 最初に、本実施例の渦電流計測及び近似方法の概要を説明する。

前述した較正パルスシーケンスを用いて、i方向にテスト傾斜磁場1051等を印加して、j方向を周波数エンコード方向として、それぞれ取得時間の異なる複数の位相画像を取得する。次に、i方向に極性を反転させたテスト傾斜磁場1051等を印加して、j方向を周波数エンコード方向として、それぞれ取得時間の異なる複数の位相画像を取得する。そして、同じ取得時間同士の位相画像を差分して、取得時間の異なる複数の位相差分画像を取得する。このようにして取得された取得時間の異なる各位相差分画像上の同じ位置(例えば原点)の位相値は、その位置における渦電流磁場の時間変化を表している。

[0045] そこで、これら取得時間の異なる複数の位相値を非線形関数にフィッティングする。例えば、渦電流磁場の時間変化を求める方向における原点から等距離の2点間についての位相差を求めて、その位相差をLevenberg-Marquardt法などを用い非線形近似を行う。

[0046] 測定データ  $(t_i) = A_0 + A_1 \text{Exp}(-t_i / \tau_{g1}) + A_2 \text{Exp}(-t_i / \tau_{g2}) + \dots + A_m \text{Exp}(-t_i / \tau_{gm})$

(1)

このように複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )に分解して、これらの複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )とを補償パラメータとする。

[0047] これら補償パラメータは記憶部に記憶されると共に、以後の任意のパルスシーケンスの実行時には、これらの補償パラメータをGPUが記憶部より読み出して、計測制御部111に通知する。計測制御部111は、これらの補償パラメータと、パルスシーケンスで規定された傾斜磁場とに基づいて、この傾斜磁場に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分を(1)式と同様の近似式を用いて求め、補償磁場分を追加した傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。図5に位相値の時間変化とその非線形近似の一例を示す。点線が実測データを示し、実線が非線形近似を示す。

[0048] 次に、本実施例の渦電流磁場のクロスタームを求める計測方法について、図6、図7を用いて説明する。図6は、本実施例の動作フローを表すフローチャートである。(a)は較正パルスシーケンスを用いて較正用のデータを取得する動作フローであり、(b)は、取得された較正用データの処理フローである。これらの動作フローはプログラムとして予め磁気ディスク等の記憶部に記憶されており、CPUが必要に応じてメモリに読み込んで実行することにより実施される。図7は、位相差分画像の位相値を取得する点又は領域の位置関係を示す図である。以下、図6の各ステップを詳細に説明する。

[0049] ステップ601で、計測制御部111は、図4のシーケンスにおいて、操作者の事前設定に基づいて、スライス方向( $G_s$ )をZ軸、位相エンコード方向( $G_p$ )をY軸、周波数エンコード方向( $G_f$ )をX軸に設定し、X軸に正極性のテスト傾斜磁場1051等を印加して、所定のスライス位置からのエコー信号を計測する。そのスライス位置は、図7(a)に示すように、原点又はXY面に関して対称に、Z軸方向に所定の距離離れて、XY平面に平行な一対のスライス位置である。計測制御部111は、所定の時間間隔(TR)毎にこの一対のスライス位置の各画像を取得するために、それぞれエコー信号を計測し、正極性テスト傾斜磁場のデータセットとする。さらに、必要に応じて、Z軸方向の所定距離を異ならせてN対の

スライス位置の画像や原点を含むXY平面の画像を取得して良い。つまり2枚以上の画像を取得することになる。

- [0050] このように、一つの方向(この場合はZ軸方向)の一对又は2枚以上のスライス位置の画像を取得することにより、これらの画像からこの一つの方向のみならず、他の方向についての渦電流磁場の補償パラメータをそれぞれ求める。なお、XY面に平行な一对のスライス位置でなく、図7(b)に示すYZ平面、又は、図7(c)に示すZX平面に平行な一对のスライス位置であっても良い。
- [0051] ステップ602で、計測制御部111は、テスト傾斜磁場1051等を負極性に印加して、ステップ601と同様にエコー信号を計測して、負極性テスト傾斜磁場のデータセットを取得する。
- [0052] ステップ603, 604で、計測制御部111は、テスト傾斜磁場1051等の印加軸をY軸に変更して、ステップ601, 602と同様にエコー信号を計測して、正・負極性テスト傾斜磁場のデータセットをそれぞれ取得する。
- [0053] ステップ605, 606で、計測制御部111は、テスト傾斜磁場1051等の印加軸をZ軸に変更して、ステップ601, 602と同様にエコー信号を計測して、正・負極性テスト傾斜磁場のデータセットをそれぞれ取得する。
- [0054] 次に、得られたデータセットを図6(b)のように処理する。図4の較正パルスシーケンスにより、ステップ601~606において取得されたデータセット(エコー信号1106)は、テスト傾斜磁場1051等により生じた渦電流に起因する磁場による位相情報の他に、静磁場不均一による影響や位相エンコード傾斜磁場1103や周波数エンコード傾斜磁場1104による渦電流による影響も受けている。よって、これらを図6(b)のように、正負それぞれのテスト傾斜磁場を印加して求めた同じスライス位置の位相画像同士を差分処理することにより、テスト傾斜磁場により生じた渦電流磁場のみを含んだ位相差分画像データセットを得る。
- [0055] 以下、図6(a)のステップ601, 602でテスト傾斜磁場をX軸方向に印加して取得したデータセットを対象とした処理フローを説明する。ステップ603, 604でテスト傾斜磁場をY軸方向に印加して取得したデータセットを対象とした処理

フローと、ステップ605, 606でテスト傾斜磁場をZ軸方向に印加して取得したデータセットを対象とした処理フローも、同様の処理となる。

- [0056] ステップ611で、GPUは、ステップ601で、正極性のテスト傾斜磁場1051等をX軸方向に印加して取得されたエコー信号1106のデータセットを、所定の時間間隔(TR)毎に2次元フーリエ変換して、時間分解された2次元複素画像(実数画像および虚数画像)データを再構成する。このエコー信号は、スライス方向(Gs)をZ軸、位相方向(Gp)をY軸、周波数エンコード方向(Gf)をX軸に設定し、X軸方向に正極性のテスト傾斜磁場1051等を印加して計測されたものであるので、再構成された2次元複素画像は、図7(a)に示す様に、XY平面の画像である。
- [0057] ステップ612で、GPUは、ステップ611で求めた複素画像の各点の実部と虚部との比のアークタンジェントから位相を求め、原点又はXY面に関して対称に、Z方向の所定の距離離れてXY平面に平行な一対又は2枚以上の位相画像データを得る。
- [0058] ステップ621で、ステップ611と同様に、GPUは、ステップ601で負極性のテスト傾斜磁場1051等をX軸方向に印加して取得されたエコー信号1106のデータセットを、所定の時間間隔(TR)毎に2次元フーリエ変換して、時間分解された2次元複素画像(実数画像および虚数画像)データを再構成する。
- [0059] ステップ622で、ステップ612と同様に、GPUは、ステップ621で求めた複素画像の各点の実部と虚部との比のアークタンジェントから位相を求め、原点に関して対称に、Z方向の所定の距離離れてXY平面に平行な一対又は2枚以上の位相画像データを得る。
- [0060] ステップ631で、GPUは、ステップ612で取得した一対又は2枚以上の位相画像と、ステップ622で取得した一対又は2枚以上の位相画像との位相差分を求め、原点又はXY面に関して対称に、Z方向の所定の距離離れてXY平面に平行な一対又は2枚以上の位相差分画像データを取得する。図7(a)には2枚の位相差分画像を取得した場合を示す。得られた位相差分画像データは、静磁場不均一による影響や位相エンコード傾斜磁場1103や周波数エンコード傾斜磁場110

4による渦電流による影響が除去され、テスト傾斜磁場1051等により生じた渦電流の影響のみを含んだ位相画像となる。

[0061] ステップ601, 602におけるテスト傾斜磁場1051の印加方向(i方向)は、X軸である。よって、図7(a)の位相差分画像上で、X軸方向に所定の距離だけ離れた予め定めた2点又は2領域(例えば、(#1と#5)、(#2と#6)、(#3と#7)、(#4と#8))の位相データは、それぞれX軸(i方向)に印加したテスト傾斜磁場1051による渦電流磁場によりX軸方向(j=i方向)に生じた位相成分を示している。よって、これら2点又は2領域の位相データの差分を取ることで、X軸方向にテスト傾斜磁場を印加したときのX軸方向の位相変化量 $\Phi_{xx}$ を所定の時間間隔(TR)毎に得ることができる。更に、求めた位相変化量 $\Phi_{xx}$ を2点または2領域間の距離 $\Delta X$ で割って、単位長さあたりの位相変化量 $\Phi_{xx}$ としても良い。複数の2点又は2領域間の位相差分を求める場合は、それらの平均を位相変化量 $\Phi_{xx}$ としても良い。以降の計算においても同様である。

[0062] 同様に、図7(a)の位相差分画像上で、Y軸方向に所定の距離だけ離れた予め定めた2点又は2領域(例えば、(#1と#2)、(#3と#4)、(#5と#6)、(#7と#8))の位相データは、X軸(i方向)に印加したテスト傾斜磁場1051による渦電流磁場によりY軸方向(j方向)に生じた位相成分をそれぞれ示している。よって、これら2点又は2領域の位相データの差分を取ることで、位相変化量 $\Phi_{ji} = \Phi_{yx}$ を所定の時間間隔(TR)毎に得ることができる。更に、求めた位相変化量 $\Phi_{xx}$ を2点または2領域間の距離 $\Delta Y$ で割って、単位長さあたりの位相変化量 $\Phi_{yx}$ としても良い。

[0063] 同様に、図7(a)の位相差分画像上で、Z軸方向に所定の距離だけ離れた予め定めた2点又は2領域(例えば、(#1と#3)、(#2と#4)、(#5と#7)、(#6と#8))の位相データは、X軸(i方向)に印加したテスト傾斜磁場1051による渦電流磁場によりZ軸方向(j方向)に生じた位相成分をそれぞれ示している。よって、これら2点又は2領域の位相データの差分を取ることで、位相変化量 $\Phi_{ji} = \Phi_{zx}$ を所定の時間間隔(TR)毎に得ることができる。更に求めた位相変化量 $\Phi_{zx}$ を2点または2領域間の距離 $\Delta Z$ で割って、単位長さあたりの位相変化量 $\Phi_{zx}$

としても良い。

- [0064] ステップ632で、GPUは、位相変化量 $\Phi_{xx}$ 、 $\Phi_{yx}$ 、 $\Phi_{zx}$ 毎に、所定の時間間隔(TR)毎の変化を、前述したように、Levenberg-Marquardt法などを用い非線形近似を行って、(1)式のように複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )に分解して補償パラメータとして求める。即ち、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量 $\Phi_{xx}$ から、X軸方向に印加される傾斜磁場によりX軸方向に発生する渦電流磁場を補償する補償パラメータを求め、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量 $\Phi_{yx}$ から、X軸方向に印加される傾斜磁場によりY軸方向に発生する渦電流磁場を補償する補償パラメータを求め、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量 $\Phi_{zx}$ から、X軸方向に印加される傾斜磁場によりZ軸方向に発生する渦電流磁場を補償する補償パラメータを求める。そしてGPUは、これらの補償パラメータを記憶部に記憶させる。
- [0065] ステップ633で、X軸方向に傾斜磁場を印加する際には、ステップ632で求めた補償パラメータをGPUが記憶部より読み出して、計測制御部111に通知する。計測制御部111は、これらの補償パラメータに基づいて、各軸方向傾斜磁場に、このX軸方向傾斜磁場の印加に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分をそれぞれ追加した傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。この場合は、X軸方向傾斜磁場にはX軸方向の補償磁場分が追加されて出力されるが、Y、Z軸方向傾斜磁場は、補償磁場分のみの出力となる。
- [0066] 以上までが、X軸方向にテスト傾斜磁場を印加して取得したデータセットを対象とした処理フローの説明である。
- [0067] Y軸方向にテスト傾斜磁場を印加して補償パラメータを取得する場合も上記処理フローと同様である。即ち、ステップ603, 604により、計測制御部111は、Y軸方向にテスト傾斜磁場を印加してデータセットを取得する。そして、CPUは、ステップ611-632に相当する処理として、Y軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{yy}$ 、及び、クロスアームであるX軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{xy}$ とZ軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{zy}$ を、それぞれ所定の時間間隔(TR)毎に取得し、これらの位相変化量を非線形近似して、(1)式のよう

に複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )に分解してそれらを補償パラメータとする。以後、計測制御部111は、ステップ633に相当する処理として、Y軸方向に傾斜磁場を印加する際には、これらの補償パラメータに基づいて、各軸方向傾斜磁場に、このY軸方向傾斜磁場に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分をそれぞれ追加して、該各方向傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。この場合は、Y軸方向傾斜磁場にはY軸方向の補償磁場分が追加されて出力されるが、Z, X軸方向傾斜磁場は、補償磁場分のみの出力となる。

[0068] また、同様に、ステップ605, 606により、計測制御部111は、Z軸方向にテスト傾斜磁場を印加して補償パラメータを取得する。そして、CPUは、ステップ611-632に相当する処理として、Z軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{zz}$ 、及び、クロスアームであるX軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{xz}$ とY軸方向の渦電流磁場による位相変化量 $\Phi_{yz}$ を、それぞれ所定の時間間隔(TR)毎に取得し、これらの位相変化量を非線形近似して、(1)式のように複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )に分解してそれらを補償パラメータとする。以後、計測制御部111は、ステップ633に相当する処理として、傾斜磁場をZ軸方向に印加する際には、これらの補償パラメータに基づいて、各軸方向傾斜磁場に、このZ軸方向傾斜磁場に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分をそれぞれ追加して、該各軸方向傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。この場合は、Z軸方向傾斜磁場にはZ軸方向の補償磁場分が追加されて出力されるが、X, Y軸方向傾斜磁場は、補償磁場分のみの出力となる。

以上までが本実施例の動作フローの説明である。

[0069] なお、更に次の処理を追加しても良い。即ち、磁場中心を含むスライス面を撮像して、そのスライス位置の位相差分画像を取得して、磁場中心(0ポジション)の位相データを取得し、この磁場中心の位相データをリファレンス位相とする。そして、磁場中心以外の点又は領域で取得した位相データとリファレンス位相とを比較する。これにより、磁場中心から離れた点又は領域で取得した位相データが適正なものか否かを判定し、適正と判定された場合のみ、補償パラメータを求める演算を行っても良い。これにより、補償パラメ

一タの精度と信頼性を向上できる。

[0070] 以上説明したように、本実施例のMRI装置及び渦電流補償方法によれば、傾斜磁場の印加方向に発生する渦電流磁場のみならず、該印加方向と異なる方向にも発生する渦電流磁場のクロスタームの時間変化を計測することが可能になるので、これらの計測結果に基づいて、傾斜磁場の印加方向のみならず、これと異なる方向に発生する渦電流磁場を補償することができるようになる。その結果、傾斜磁場の印加方向の渦電流磁場のみならずクロスタームも含めて、これらの影響が除去された、高画質の画像を取得することが可能になる。

## 実施例 2

[0071] 次に、本発明のMRI装置及び渦電流補償方法についての実施例2を説明する。

本実施例は、所定の一方向に垂直な複数対のスライス位置でそれぞれ取得した位相差分画像上で、それぞれ異なる大きさの長方形を設定し、長方形の各頂点又は該頂点を含む領域の位相を用いて位相変化量を取得する。より具体的には、所定の一方向に垂直な複数対の位相差分画像上の複数の点又は領域の位相データを求めて、各軸方向の位相変化量を求める。その際、各対の位相差分画像毎に位相データを取得する点又は領域の面内位置を異ならせる。そして、方向毎に複数の位相変化量の平均を求めて、最終的な位相変化量とする。

[0072] 以下、図7(a)に示したように、Z軸方向をスライス方向としてX軸方向にテスト傾斜磁場を印加する場合を例にして、前述の実施例1と異なる箇所を説明する。

[0073] 最初に、本実施例における、位相差分画像とその位相差分画像上における位相データを取得する点又は領域の位置関係の概要を図8に基づいて説明する。本実施例は、原点又はXY面に関して対称に、Z方向に所定の距離離れて、XY平面に平行な一対の位相差分画像を、Z軸方向の所定距離を異ならせてM(例えばM=2)対取得する。各位相差分画像の取得方法は前述の実施例1と同様なので

詳細な説明は省略する。そして、各一对の位相差分画像上でXY面に関して対称な点又は領域の位相データをそれぞれ求める。

[0074] 例えば、図8におけるZ軸方向外側の一对の位相差分画像801, 802では、XY面に関して対称に点又は領域(#1, #2, #5, #6)及び(#3, #4, #7, #8)の位相データを取得する。その際に、(#1→#2)、(#3→#4)、(#5→#6)、(#7→#8)はそれぞれY軸に平行であり、(#1→#5)、(#2→#6)、(#3→#7)、(#4→#8)はそれぞれX軸に平行であり、(#1→#3)、(#2→#4)、(#5→#7)、(#6→#8)はそれぞれZ軸に平行な位置関係となるように各点又は領域が設定される。

[0075] 一方、Z軸方向内側の一对の位相差分画像803, 804における位相データを取得する点又は領域(#9, #10, #13, #14)及び(#11, #12, #15, #16)のXY面内位置を、一对の位相差分画像801, 802における(#1, #2, #5, #6)及び(#3, #4, #7, #8)と異ならせる。図8では、一对の位相差分画像801, 802で設定された位相データ取得点又は領域(#1, #2, #5, #6)及び(#3, #4, #7, #8)よりも、XY面において内側に、一对の位相差分画像803, 804における位相データ取得点又は領域が設定される。なお、内側でなくXY面において外側に設定してもよい。そして、(#1, #2, #5, #6)及び(#3, #4, #7, #8)と同様に、(#9→#10)、(#13→#14)、(#11→#12)、(#15→#16)はそれぞれY軸に平行であり、(#9→#13)、(#10→#14)、(#11→#15)、(#12→#16)はそれぞれX軸に平行であり、(#9→#11)、(#10→#12)、(#13→#15)、(#14→#16)はそれぞれZ軸に平行な位置関係となるように各点又は領域が設定される。

[0076] そして、X軸(i)方向にテスト傾斜磁場を印加して取得された各点又は領域の位相データから、各軸(j)方向に平行な2つの点又は領域の位相差を求めて、位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を複数求める。更に、求めた位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を、j方向に平行な2点又は2領域間の距離 $\Delta_j$ で割って、単位長さあたりの位相変化量 $\Phi_{ji}$ としても良い。異なる点又は領域の位相データから同じ位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を求める場合は、それらの平均を最終的な位相変化量( $\Phi_{ji}$ )とする。以後は前述の実施例1と同様であり、この位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を所定の時間間隔(TR)毎に得て、それらの非線形近似を行って、(1)式のように複数組の振幅(A)と時

定数( $\tau$ )に分解してそれらを補償パラメータとする。

[0077] 次に、本実施例の動作フローについて、図6に示すフローチャートに基づいて、前述の実施例1と異なる処理のみを説明する。

[0078] 本実施例におけるステップ601~606では、計測制御部111は、図4の較正パルスシーケンスを用いて、テスト傾斜磁場を印加して、所定のスライス位置からのエコー信号を計測する。そのスライス位置は、図8に示すように、原点又はXY面に関して対称に、Z方向に所定の距離離れて、XY平面に平行な一対のスライス位置を、Z軸方向の所定距離を異ならせてM(例えばM=2)対としたスライス位置である。計測制御部111は、所定の時間間隔(TR)毎に、これらのM対のスライス位置の各画像を取得するために、それぞれエコー信号を計測してデータセットとする。なお、前述した様に、リファレンスとして磁場中心(0ポジション)の位相データを取得しても良い。

[0079] 次に、本実施例におけるステップ611~632では、GPUは、ステップ601~606で取得されたデータセットを用いて、原点又はXY面に関して対称に、Z方向に所定の距離離れて、XY平面に平行な一対のスライス位置の位相差分画像データを、Z軸方向の所定距離を異ならせてM(例えばM=2)対、所定の時間間隔(TR)毎に取得する。そして、GPUは、各軸方向に所定の距離だけ離れた2点又は2領域の位相データの差分を求めて、位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を求める。その際、GPUは、2点又は2領域のXY面内位置を一対の位相差分画像毎に異ならせて複数の位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を求める。この際、求めた位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を、これを求めた2点又は2領域間の距離で割って単位長さあたりの位相変化量としても良い。そして、複数の位相変化量( $\Phi_{ji}$ )の平均を最終的な位相変化量( $\Phi_{ji}$ )とする。最後に、GPUは、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を用い非線形近似を行って補償パラメータを求め、記憶部に記憶させる。渦電流傾斜磁場の補正ステップ633については実施例1と同様である。

[0080] 以上までが本実施例の動作フローの説明である。

以上説明したように、本実施例のMRI装置及び渦電流補償方法によれば、複数対の位相差分画像を求めて各軸方向で複数の位相変化量を求めてそれらの

平均を最終的な位相変化量とするので、補償パラメータ及びこのようにして求められた補償パラメータに基づく渦電流磁場の補償をより高精度に行うことが可能になる。

### 実施例 3

[0081] 次に、本発明のMRI装置及び渦電流補償方法についての実施例3を説明する。

本実施例は、操作者が、渦電流磁場の補償方向を選択可能とする。そして、選択された渦電流磁場を補償する方向についての渦電流磁場を計測し、選択された渦電流磁場を補償する方向の渦電流磁場を補償する補償磁場を求め、傾斜磁場と共に選択された渦電流磁場を補償する方向の補償磁場を発生する。

[0082] 以下、前述の各実施例と異なる箇所のみを説明し、同一箇所の説明を省略する。

本実施例の動作フローを図9の示すフローチャートに基づいて説明する。

ステップ901で、操作者は、不図示のGUIより、渦電流磁場を補償する軸方向(j)を選択する。

[0083] ステップ902で、操作者は、不図示のGUIより、位相変化量の取得方向数(N)を設定する。

[0084] ステップ903で、計測制御部111は、テスト傾斜磁場をi(iは、X又はY又はZ)軸方向に印加して、前述の実施例1又は実施例2に基づいて、位相差分画像を取得する。

[0085] ステップ904で、CPUは、ステップ903で取得された位相差分画像上で、ステップ901で設定された渦電流磁場を補償する軸方向(j)の異なる2つの点又は領域で位相データを取得し、この方向の所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量( $\Phi_{ji}$ )を求める。

[0086] ステップ905で、ステップ902で設定された位相変化量の取得方向数(N)が1より大きい場合は、CPUは、位相変化量を取得する軸方向を変えて、その方向にも所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量( $\Phi_{*i}$ )を取得する。なお、位相変化

量を取得する軸方向は、既に位相変化量を取得した方向に直交する方向とする。そして、位相変化量の取得方向数が、ステップ902で設定されたNと等しくなるまで、CPUはこの操作を繰り返す。

[0087] ステップ906で、全方向について、テスト傾斜磁場を印加して、ステップ901で設定された渦電流磁場を補償する軸方向(j)についての、位相変化量を求めるまで、テスト傾斜磁場の印加軸方向を変えて、ステップ903から905を繰り返す。

[0088] ステップ907で、CPUは、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量を求めた軸方向に関して、所定の時間間隔(TR)毎の位相変化量を、前述したように、Levenberg-Marquardt法などを用い非線形近似を行って、(1)式のように複数組の振幅(A)と時定数( $\tau$ )に分解して、この軸方向の補償パラメータとして求める。

[0089] ステップ908で、以降の任意のパルスシーケンスの実行において、計測制御部111は、ステップ907で求められた各軸方向の補償パラメータを用いて、各軸方向に印加される傾斜磁場に、各軸方向の傾斜磁場に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分をそれぞれ追加した傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。この場合は、傾斜磁場が印加された方向には補償磁場分が追加されて出力されるが、傾斜磁場が印加されない方向には、補償磁場分のみの出力となる。

以上までが本実施例の処理フローの説明である。

[0090] 以上説明したように、本実施例のMRI装置及び渦電流補償方法によれば、操作者の所望する軸方向について、渦電流磁場の補償を行うことが可能になるので、所望の方向に特に精度よく渦電流磁場を補償することが可能になる。例えば、特定の方向を有する血管の画像を公知のPC-MRA法で撮像する場合や、特定の方向に走行する神経線維等を描出する公知の拡散テンソル撮像等を行う場合には、その特定方向の渦電流磁場の影響を特に排除することが必要になるので、本実施例の渦電流磁場の補償は有効となる。

#### 実施例 4

[0091] 次に、本発明のMRI装置及び渦電流補償方法についての実施例4を説明する

。

本実施例は、位相差分画像データを、3次元ボリュームデータとして取得することで、あらゆる方向での位相変化量を取得可能とし、任意の方向に発生する渦電流磁場を補償可能とする。より具体的には、テスト傾斜磁場の極性を変えて計測したエコー信号からそれぞれ3次元画像を再構成し、2つの3次元画像の位相画像を差分して3次元位相差分画像を求め、いずれかの画像上で指定された点又は領域の位相に基づいて渦電流磁場を計測し、計測された渦電流磁場を補償する補償磁場を求め、該求めた補償磁場を傾斜磁場の印加方向毎に配分し、傾斜磁場と共に、該傾斜磁場の印加方向毎に配分された補償磁場をそれぞれ発生する。

[0092] 以下、前述の各実施例と異なる箇所のみを説明し、同一箇所の説明を省略する。最初に、位相差分画像データを3次元ボリュームデータとして取得することについて図10に基づいて説明する。図4に示した較正パルスシーケンスは2次元用のパルスシーケンスであるが、スライス方向(Gs)にも、公知のスライスエンコード傾斜磁場を挿入して3次元パルスシーケンスとすることにより、任意の3次元画像を撮像することが可能になる。

[0093] そこで、1つの軸方向に正極性又は負極性のテスト傾斜磁場を印加して、それぞれ3次元画像を撮像することにより、この軸方向にテスト傾斜磁場を印加した場合の位相差分画像データを3次元ボリュームデータとして取得する。そして、テスト傾斜磁場の印加軸方向をX, Y, Z軸方向としてそれぞれ3次元画像を撮像して、テスト傾斜磁場を印加した軸方向についての位相差分画像データを3次元ボリュームデータとしてそれぞれ取得する。

[0094] 次に、取得された3次元位相差分画像で、渦電流磁場を補償する方向にある任意の2つの点又は領域の操作者による指定を受けて、これらの点又は領域間の位相変化量を求め、好ましくは、該位相変化量を、2点又は2領域間の距離で割って、単位長さあたりの位相変化量とすることにより、これらの点又は領域間を結ぶ方向に発生する渦電流磁場を補償するための補償パラメータを求める。或いは、平面を規定するための3点又は3領域の操作者による指定を

受けて、該平面と対となる平面を求めて、これら一対の平面における各頂点又は該頂点を含む領域間の位相変化量を求めることにより、この一対の平面の各頂点で規定される直交3軸方向の渦電流磁場を補償するための補償パラメータを求める。図10の○印は、操作者が指定する点又は領域、或いは、これら操作者の指定に応じてGPUが設定する補助的点又は領域を表す。

- [0095] そして、傾斜磁場印加時には、この補償パラメータを用いて、その方向に発生する渦電流磁場を補償するための補償磁場を印加する傾斜磁場に重ね合わせて発生させる。その際、任意の方向の補償磁場は、X, Y, Z軸方向成分に分解されて、X, Y, Z軸方向に印加される傾斜磁場にそれぞれ重ね合わせる。
- [0096] 次に、本実施例の動作フローを図11に示すフローチャートに基づいて説明する。この動作フローはプログラムとして予め磁気ディスク等の記憶部に記憶されており、GPUが必要に応じてメモリに読み込んで実行することにより実施される。以下、各ステップを詳細に説明する。
- [0097] ステップ1101で、X, Y, Z軸方向にテスト傾斜磁場を印加して、それぞれ位相差分画像データが3次元ボリュームデータとして取得される。具体的には、計測制御部111は、前述の3次元較正パルスシーケンスを用いて、X軸方向に正極性又は負極性のテスト傾斜磁場を印加して、それぞれ3次元画像を撮像する。同様に、Y軸方向に正極性又は負極性のテスト傾斜磁場を印加した3次元撮像と、Z軸方向に正極性又は負極性のテスト傾斜磁場を印加した3次元撮像と、を行う。そして、GPUは、X軸方向にテスト傾斜磁場が印加されて取得された2つの3次元画像から、X軸方向にテスト傾斜磁場が印加された場合の3次元位相差分画像データを取得する。同様に、GPUは、Y軸方向にテスト傾斜磁場が印加されて取得された2つの3次元画像から、Y軸方向にテスト傾斜磁場が印加された場合の3次元位相差分画像データを取得し、Z軸方向にテスト傾斜磁場が印加されて取得された2つの3次元画像から、Z軸方向にテスト傾斜磁場が印加された場合の3次元位相差分画像データを取得する。
- [0098] ステップ1102で、操作者は、任意のテスト傾斜磁場印加方向(i) (i=X, Y, Z) についての3次元画像又は3次元位相差分画像上で、マウス等を用いて渦電流

磁場を補償する方向を指定する。具体的には、操作者が、渦電流磁場を補償する方向を示す2点又は2領域を3次元画像又は3次元位相差分画像上でマウス等を用いて指定する。

[0099] ステップ1103で、GPUは、ステップ1102で指定された方向に基づいて、該方向に垂直であって、原点に関して対称な2つの長方形平面を設定し、各長方形平面の4つの頂点位置をそれぞれ位相データを取得する点又は領域として設定する。これにより、8つの位相データを取得する点又は領域が設定される。また、GPUは、これらの8つの点又は領域を他の3次元位相差分画像にも同様に設定する。図12に渦電流磁場を補償する方向(1201)と、この方向に基づく2つの長方形平面(1202, 1203)とその頂点の8点の例を示す。

[0100] ステップ1104で、GPUは、ステップ1103で設定した8つの点又は領域における位相データを3次元位相差分画像データから取得して、長方形平面に垂直な方向(a)と、長方形平面に平行であって互いに垂直な2方向(b, c)についての、位相変化量( $\Phi_{ai}$ 、 $\Phi_{bi}$ 、 $\Phi_{ci}$ )を求める。さらに、GPUは、各テスト傾斜磁場印加方向(X, Y, Z)についての3次元位相差分画像毎に、これら3方向(a, b, c)の位相変化量を求める。従って、X軸方向にテスト傾斜磁場を印加して取得された3次元位相差分画像データから位相変化量( $\Phi_{ax}$ 、 $\Phi_{bx}$ 、 $\Phi_{cx}$ )が、Y軸方向にテスト傾斜磁場を印加して取得された3次元位相差分画像データから位相変化量( $\Phi_{ay}$ 、 $\Phi_{by}$ 、 $\Phi_{cy}$ )が、Z軸方向にテスト傾斜磁場を印加して取得された3次元位相差分画像データから位相変化量( $\Phi_{az}$ 、 $\Phi_{bz}$ 、 $\Phi_{cz}$ )が、それぞれ求められる。

[0101] ステップ1105で、GPUは、ステップ1104で求めた位相変化量を用いて、3方向(a, b, c)の補償パラメータをそれぞれ求める。さらに、GPUは、補償パラメータの中で傾斜磁場座標系である(X, Y, Z)座標系に変換すべき補償パラメータに関しては、その補償パラメータを(X, Y, Z)座標系に変換して、座標変換された値を(X, Y, Z)方向毎に加算する。例えば、(1)式の振幅(A)に対応する補償パラメータは(X, Y, Z)座標系に変換すべき補償パラメータであるが、時定数( $\tau$ )はそのままの値を(X, Y, Z)座標系に変換された振幅(A)に対してそのまま用い

る。最後にGPUは時定数( $\tau$ )と(X, Y, Z)座標系に変換された振幅(A)とを含む補償パラメータを記憶部に記憶させる。

[0102] ステップ1106で、計測制御部111は、傾斜磁場を印加する際には、ステップ1105で求めた補償パラメータをGPUが記憶部より読み出して、計測制御部111に通知する。計測制御部111は、これらの補償パラメータに基づいて、この傾斜磁場に基づく渦電流磁場を補償するための補償磁場分を追加した傾斜磁場を発生するように傾斜磁場電源を制御する。

以上迄が本実施例の動作フローの説明である。

[0103] 以上説明したように、本実施例のMRI装置及び渦電流補償方法によれば、任意の方向の渦電流磁場を補償することが可能になる。その結果、操作者の選択により、所望の方向に特に精度よく渦電流磁場を補償することが可能になる。具体的有用性については、実施例3と同様である。

### 符号の説明

[0104] 101 被検体、102 静磁場発生磁石、103 傾斜磁場コイル、104 送信RFコイル、105 受信RFコイル、106 信号検出部、107 信号処理部、108 全体制御部、109 傾斜磁場電源、110 RF送信部、111 計測制御部、112 ベッド、113 表示・操作部

## 請求の範囲

[請求項1]

任意の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生部と、  
テスト傾斜磁場の印加に伴って発生する渦電流に基づく渦電流磁場を画像の位相を介して計測する渦電流磁場計測部と、  
前記計測された渦電流磁場に基づいて、前記任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を補償するための補償磁場を求める補償磁場算出部と、  
を有し、  
前記傾斜磁場発生部は、前記任意の傾斜磁場に付加して前記補償磁場を発生する磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記渦電流磁場計測部は、前記テスト傾斜磁場の印加方向と、該印加方向と異なる方向とに、それぞれ発生する渦電流磁場を計測し、  
前記補償磁場算出部は、前記計測された各方向の渦電流磁場に基づいて、前記任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を該方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求め、  
前記傾斜磁場発生部は、前記任意の傾斜磁場と共に、前記求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、所定の一方方向に垂直な一対のスライス位置でそれぞれ計測したエコー信号に基づいて、前記所定の一方方向と該所定の一方方向に垂直な方向についての渦電流磁場を計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3]

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、前記所定の一方方向に前記テスト傾斜磁場を印加して前記エコー信号を計測し、前記エコー信号に基づいて前記テスト傾斜磁場の印加により生じた位相変化を示す位相画像を前記スライス位置毎にそれぞれ再構成し、一対の位相画像上で前記所定の

方向と該所定の一方向に垂直な方向についての位相変化量をそれぞれ取得することにより、前記所定の一方向と該所定の一方向に垂直な方向についての前記渦電流磁場をそれぞれ計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項4] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、第1軸方向にテスト傾斜磁場を印加して、前記第1方向と該第1方向に垂直で互いに垂直な第2方向及び第3方向のそれぞれで前記位相変化量を取得し、方向毎の前記渦電流磁場を計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、前記テスト傾斜磁場の極性を変えて計測したエコー信号からそれぞれ位相画像を再構成し、同じスライス位置の2つの位相画像を差分して求めた一对の位相差分画像上で前記位相変化量を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6] 請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、前記位相差分画像上で、前記所定の一方向と該所定の一方向に垂直な方向の各方向で2つの点又は領域における位相の差分を前記位相変化量として求めることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7] 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、前記所定の一方向で、原点又は原点を含み前記所定の一方向に垂直な座標面に関して対称に、前記一对のスライス位置のエコー信号を計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記渦電流磁場計測部は、前記位相差分画像上で、前記所定の一方向に垂直な方向に辺を有する長方形の頂点又は該頂点を含む領域の位相を用いて前記位相変化量を取得することを特徴とする磁気共鳴イメ

ーシング装置。

[請求項9]

請求項8記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記渦電流磁場計測部は、前記所定の一方向に垂直な複数対のスライス位置でそれぞれ取得した前記位相差分画像上で、それぞれ異なる大きさの前記長方形を設定し、長方形の各頂点又は該頂点を含む領域の位相を用いて前記位相変化量を取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記渦電流磁場計測部は、選択された渦電流磁場を補償する方向についての渦電流磁場を計測し、

前記補償磁場算出部は、前記選択された渦電流磁場を補償する方向の渦電流磁場を補償する補償磁場を求め、

前記傾斜磁場発生部は、前記傾斜磁場と共に、前記選択された渦電流磁場を補償する方向の補償磁場を発生することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記渦電流磁場計測部は、テスト傾斜磁場の極性を変えて計測したエコー信号からそれぞれ3次元画像を再構成し、2つの3次元画像の位相画像を差分して3次元位相差分画像を求め、前記各画像のいずれか上で指定された点又は領域の位相に基づいて前記渦電流磁場を計測し、

前記補償磁場算出部は、前記計測された渦電流磁場を補償する補償磁場を求め、該求めた補償磁場を前記傾斜磁場の印加方向毎に配分し、

前記傾斜磁場発生部は、前記傾斜磁場と共に、前記傾斜磁場の印加方向毎に配分された補償磁場をそれぞれ発生することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項12]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補償磁場算出部は、前記補償磁場を規定する複数の補償パラメータを求め、

前記傾斜磁場発生部は、前記複数の補償パラメータに基づいて、前記補償磁場を発生することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項13]

傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生部と、

前記傾斜磁場発生部を制御して所定のパルスシーケンスに規定された傾斜磁場を被検体に印加し、該被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御部と、

前記エコー信号を演算処理して前記被検体の画像を再構成する演算処理部と、を有して、

前記計測制御部は、前記傾斜磁場と共に、該傾斜磁場の印加に伴って発生する渦電流に基づく渦電流磁場を補償する補償磁場を、前記傾斜磁場発生部に発生させる磁気共鳴イメージング装置であって、

前記演算処理部は、

テスト傾斜磁場が印加されて計測されたエコー信号を用いて位相画像を再構成し、

前記テスト傾斜磁場の印加方向と該印加方向と異なる方向とにそれぞれ発生する渦電流磁場を前記位相画像に基づいて求め、

前記求めた各方向の渦電流磁場に基づいて、任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求め、

前記計測制御部は、前記任意の傾斜磁場と共に、前記求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生するよう前記傾斜磁場発生部を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項14]

テスト傾斜磁場を印加して計測されたエコー信号に基づいて、任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を補償する補償磁場を求めて、前記任意の傾斜磁場と共に前記補償磁場を発生する渦電流補償方法であって、

前記テスト傾斜磁場の印加方向と、該印加方向と異なる方向とに、

それぞれ発生する渦電流磁場を画像の位相を介して計測する渦電流磁場計測ステップと、

前記計測された各方向の渦電流磁場に基づいて、前記任意の傾斜磁場の印加に伴う渦電流磁場を該方向毎に補償する補償磁場をそれぞれ求める補償磁場算出ステップと、

前記任意の傾斜磁場と共に、前記求めた方向毎の補償磁場をそれぞれ発生する補償磁場発生ステップと、

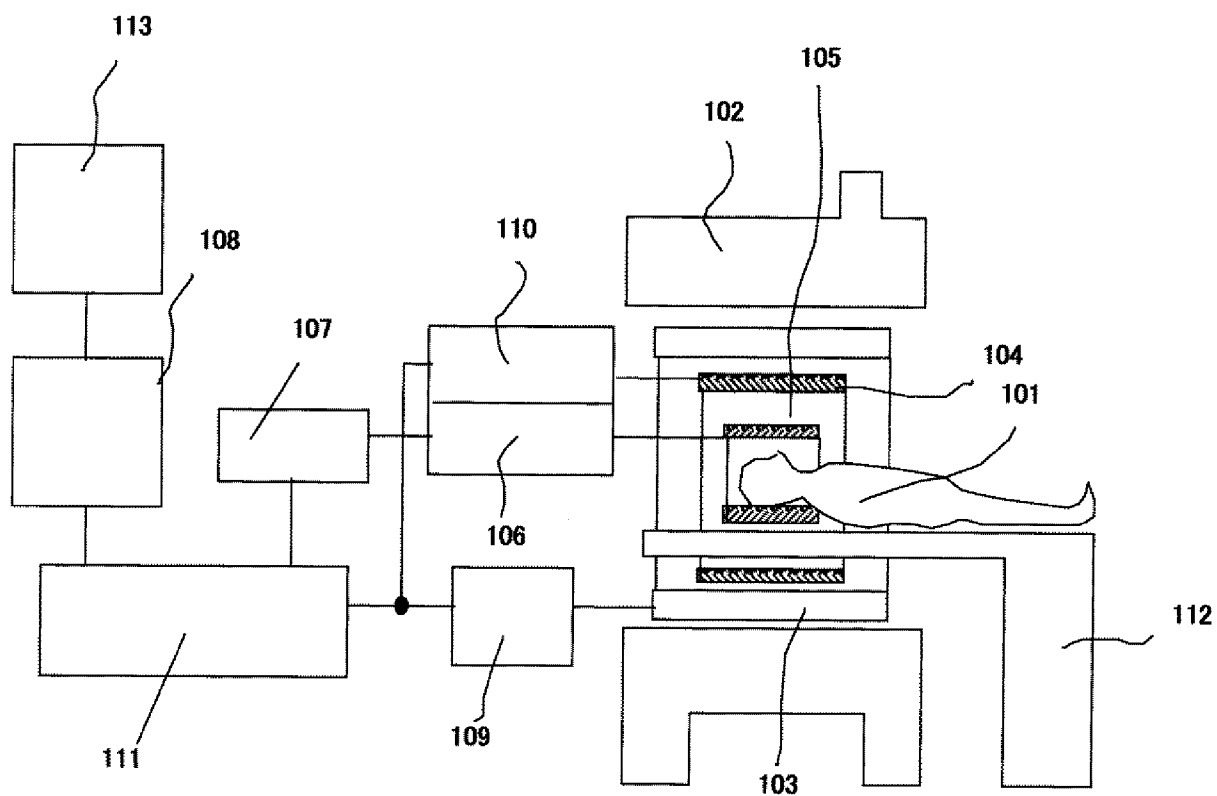
を有することを特徴とする渦電流補償方法。

[請求項15]

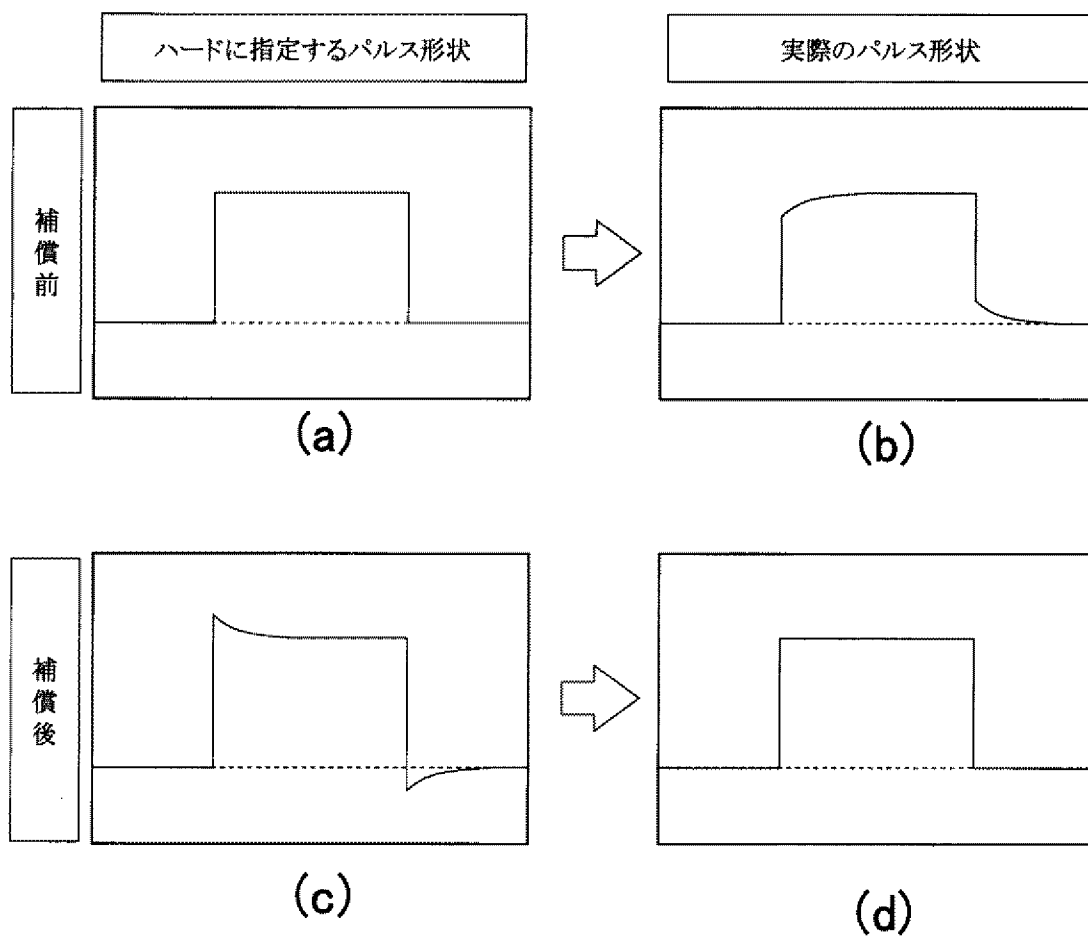
請求項14記載の渦電流補償方法において、

前記渦電流磁場計測ステップは、所定の一方向に垂直な一対のスライス位置でそれぞれ計測したエコー信号に基づいて、前記所定の一方向と該所定の一方向に垂直な方向についての渦電流磁場を計測することを特徴とする渦電流補償方法。

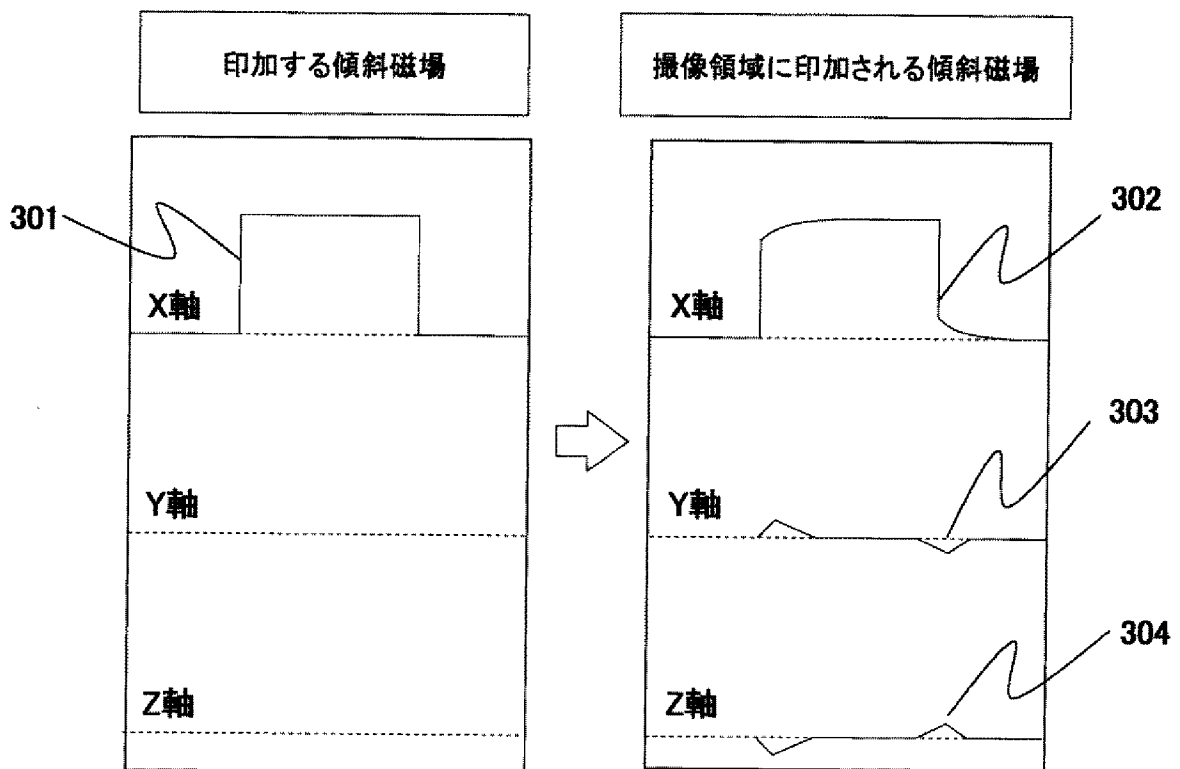
[図1]



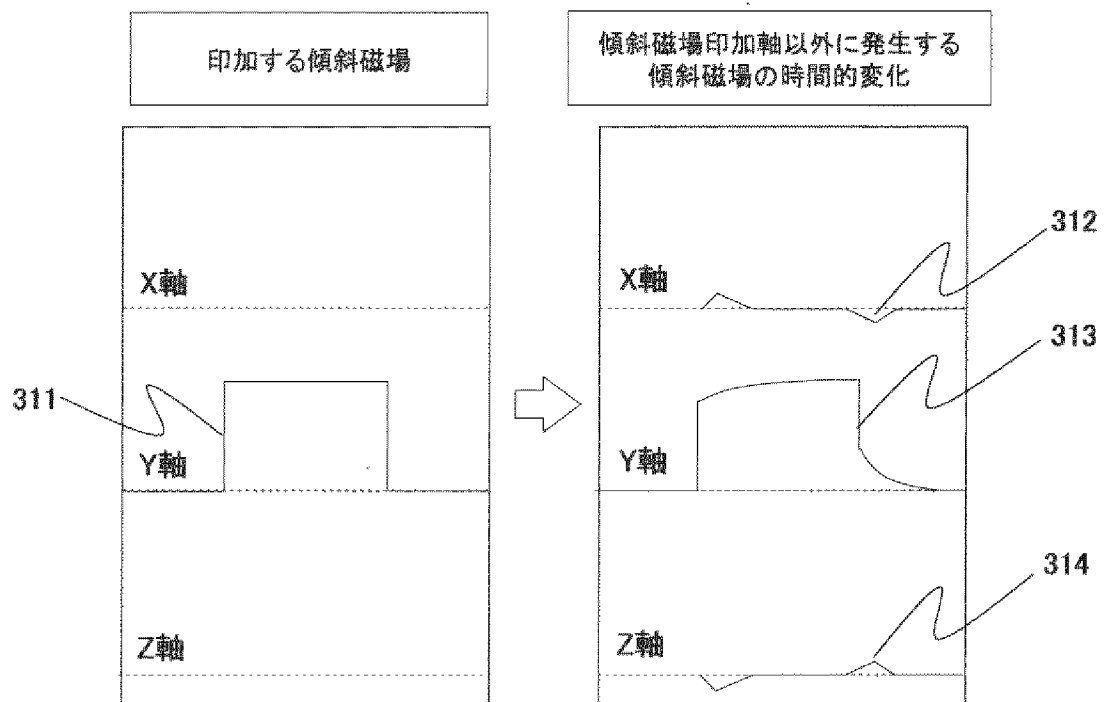
[図2]



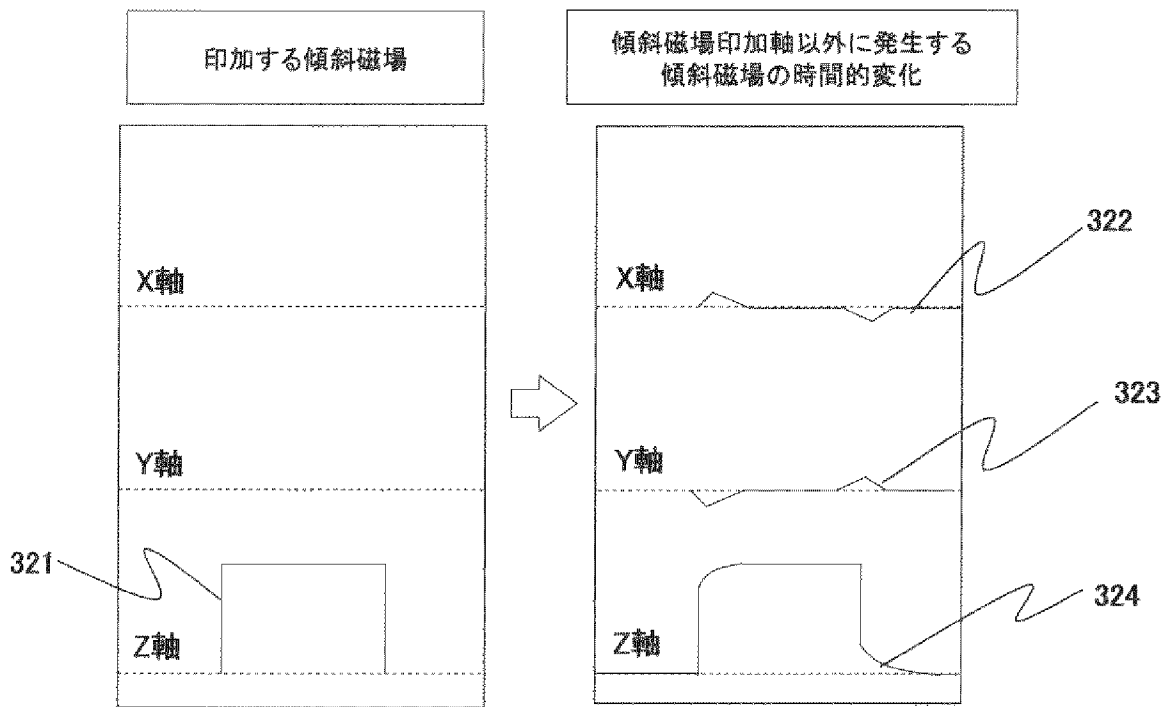
[図3A]



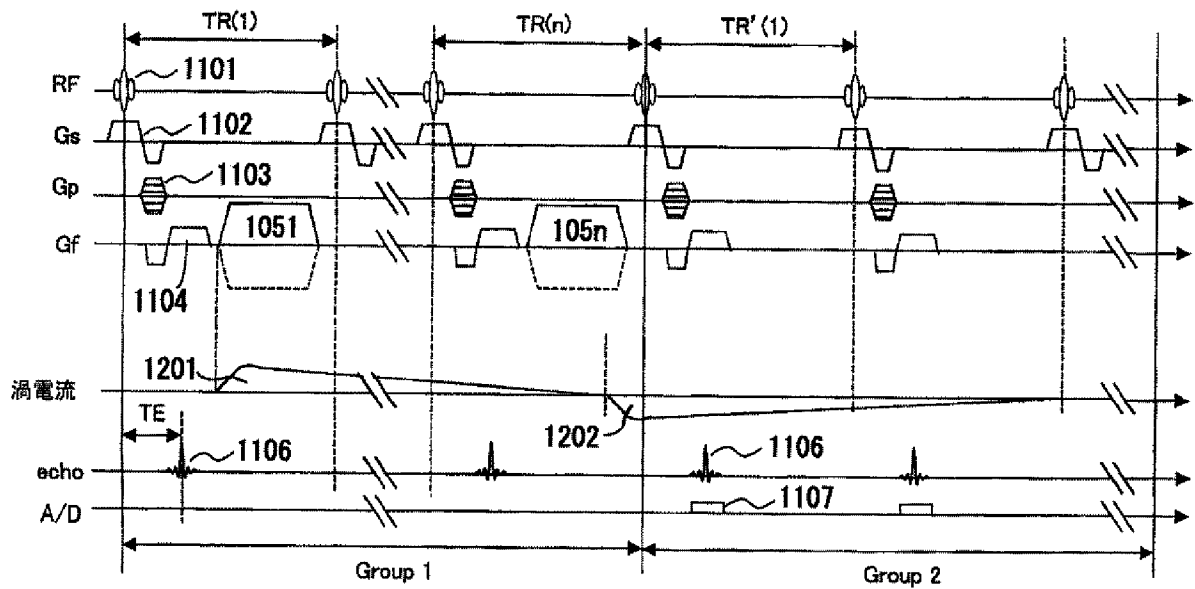
[図3B]



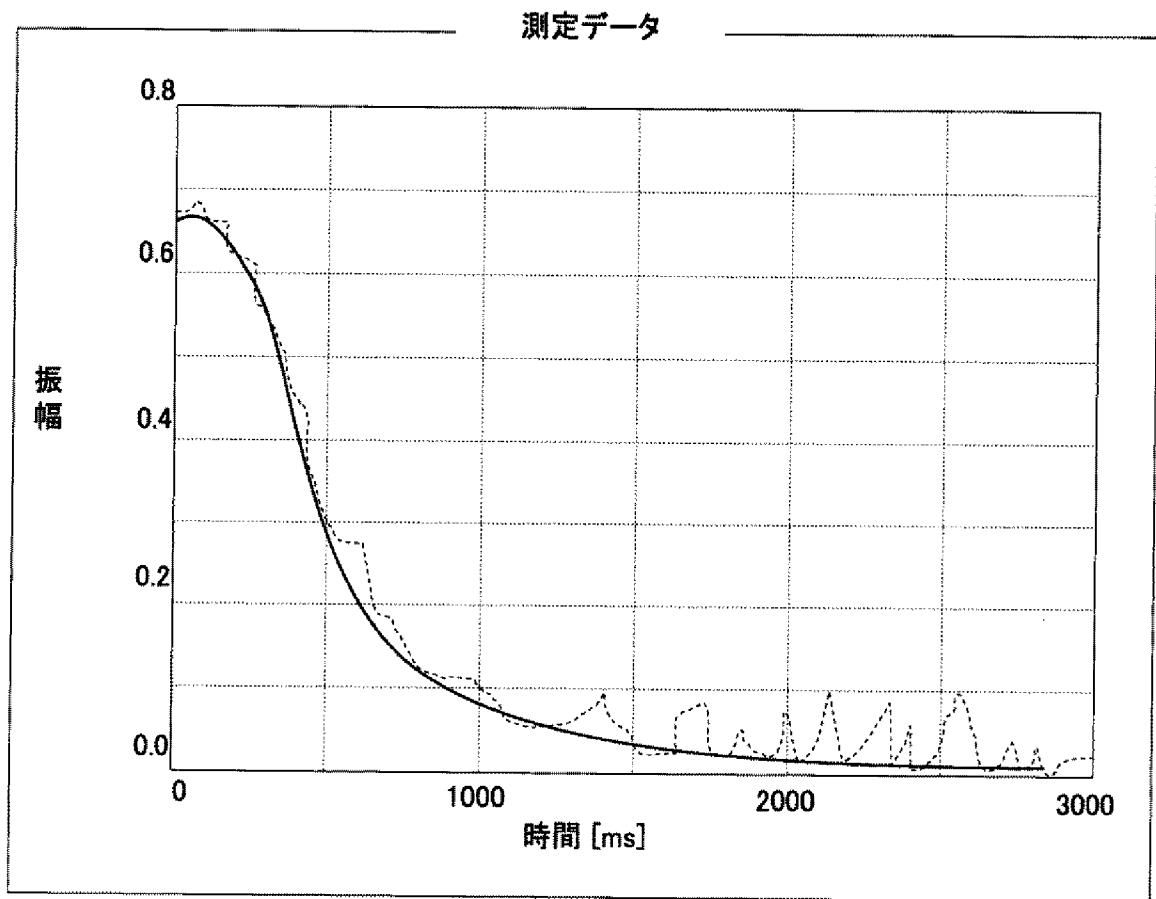
[図3C]



[図4]



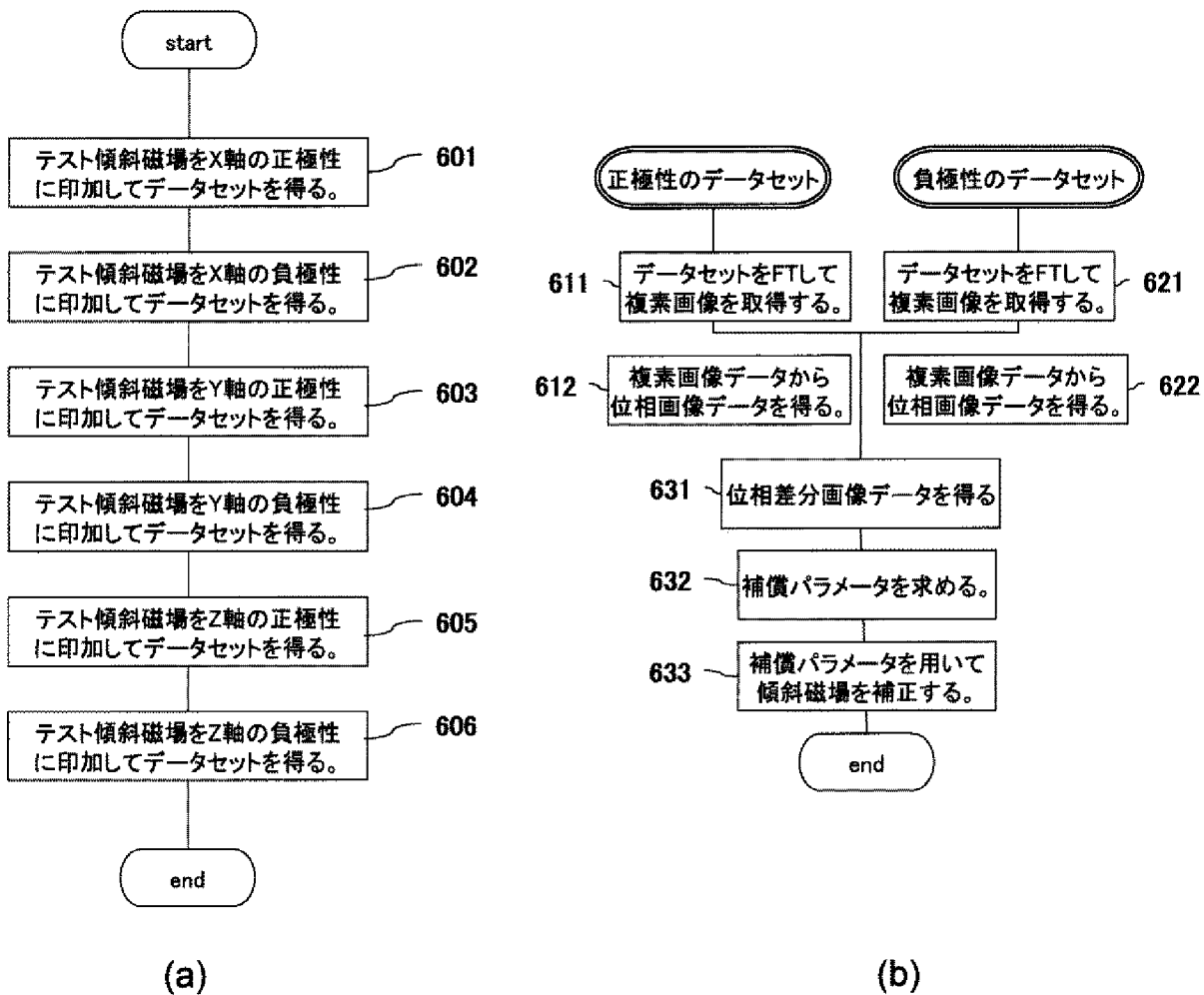
[図5]



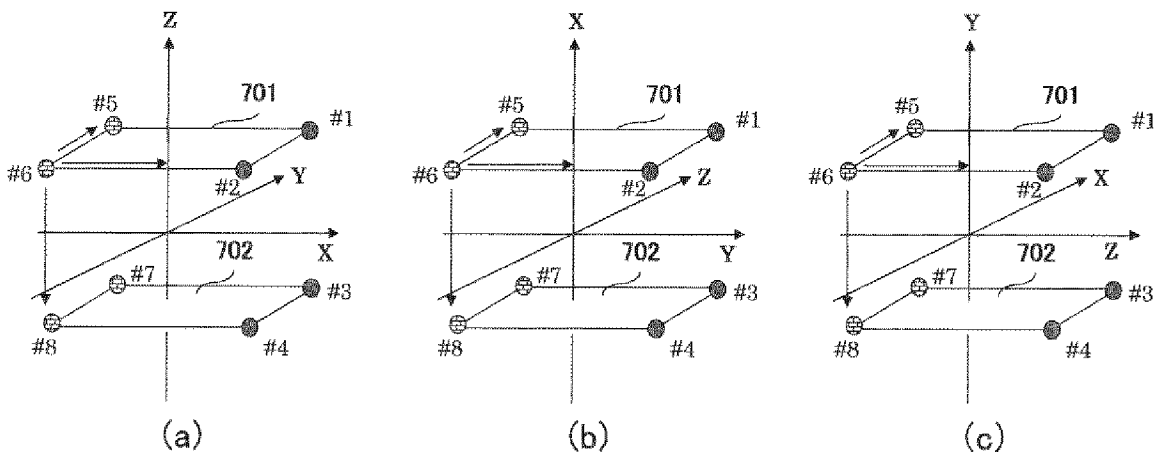
—— 近似データ

----- 測定データ

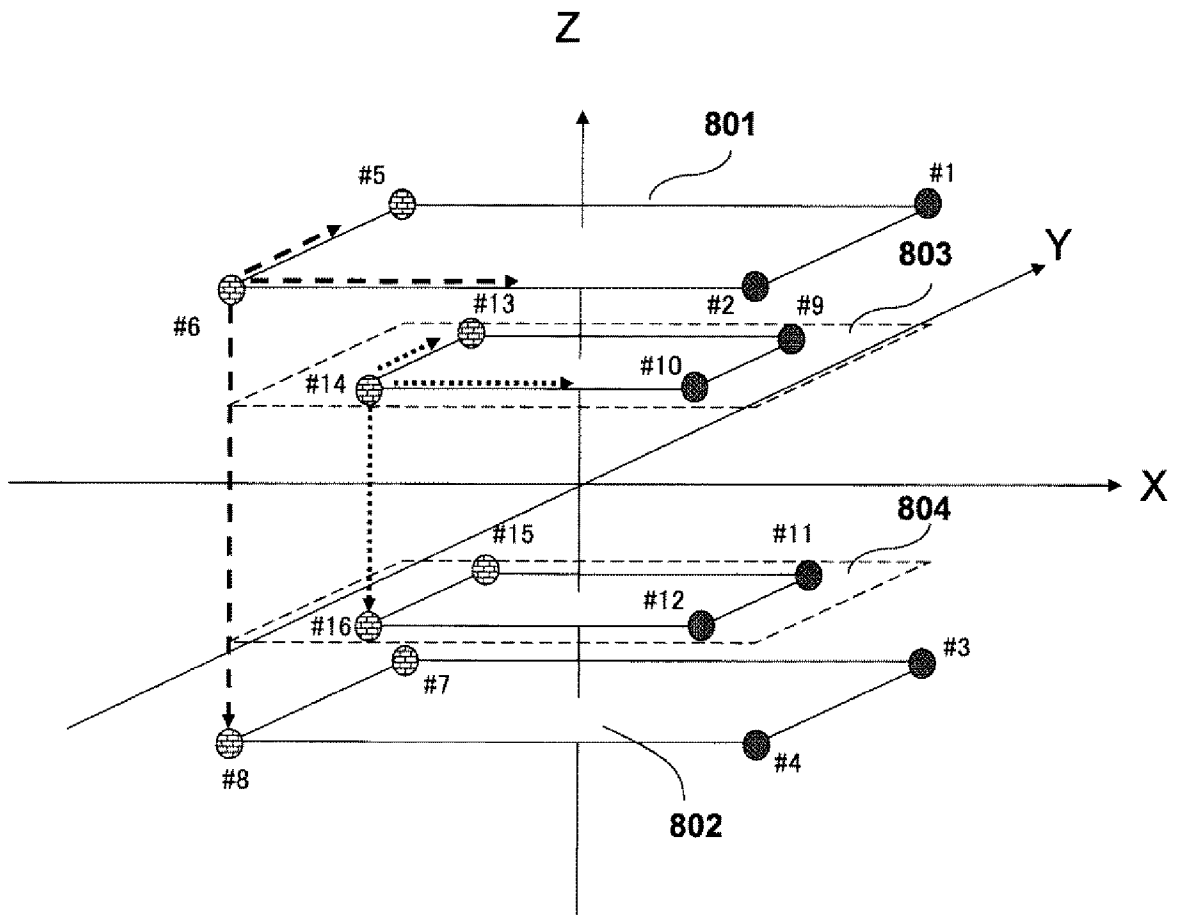
[図6]



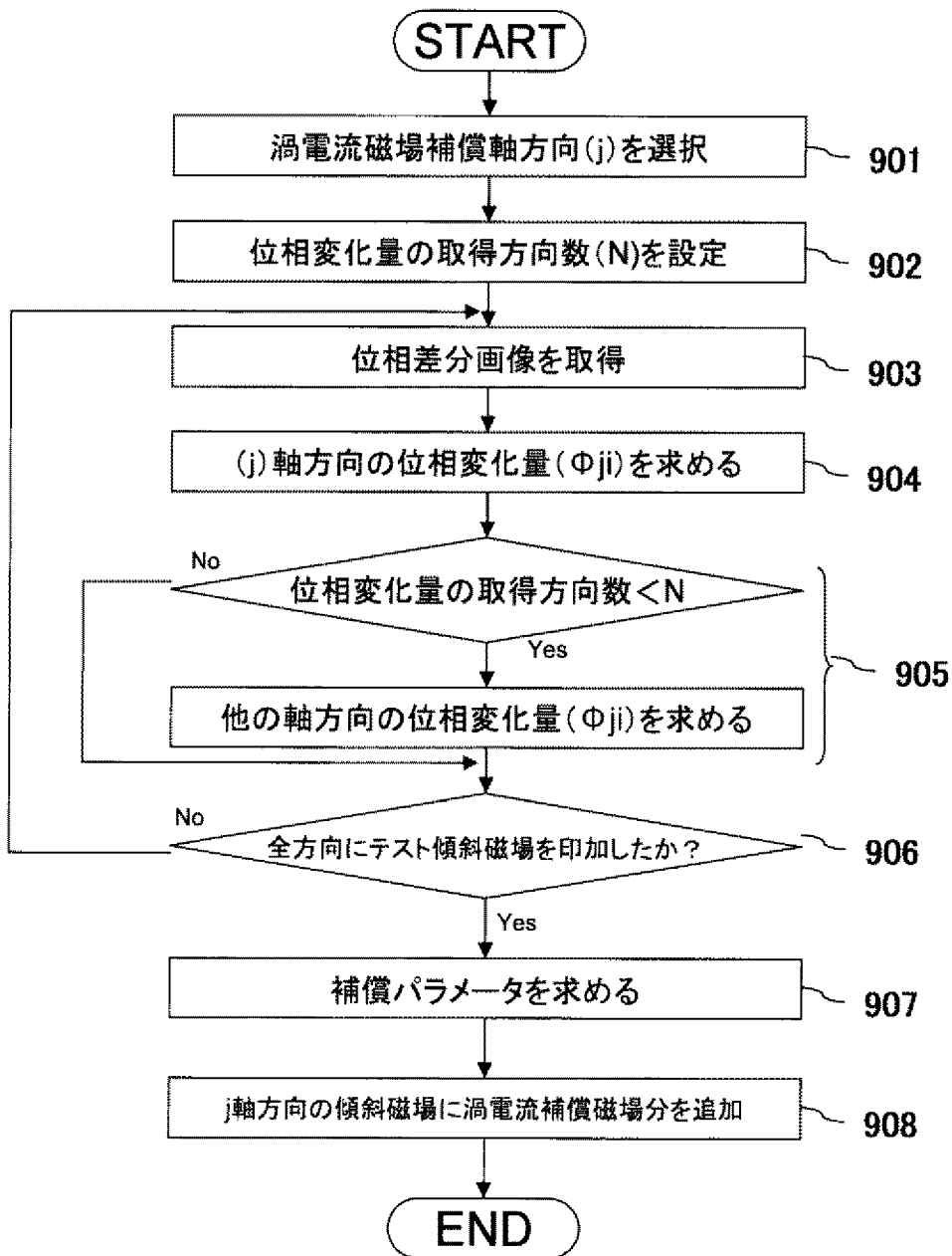
[図7]



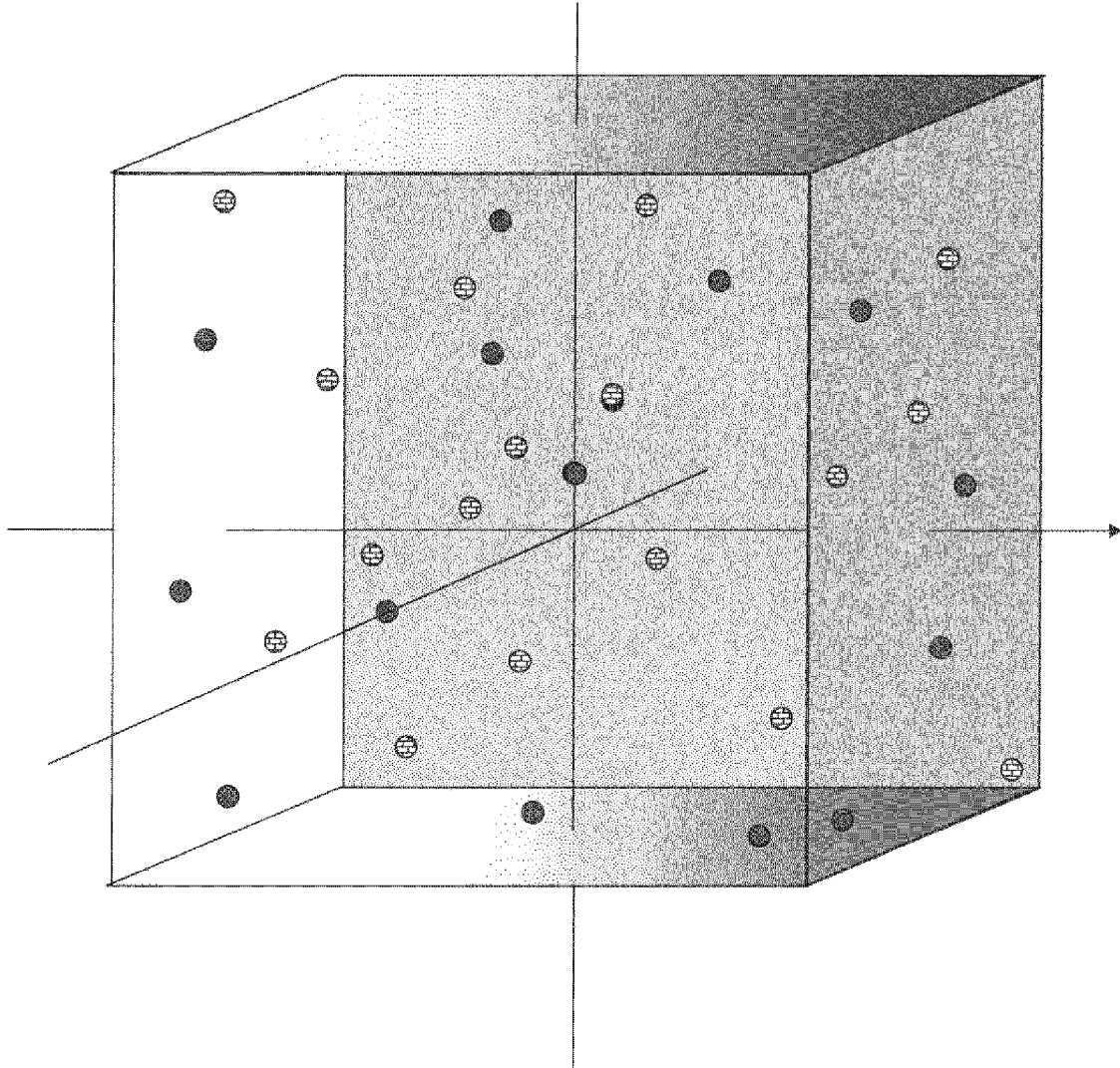
[図8]



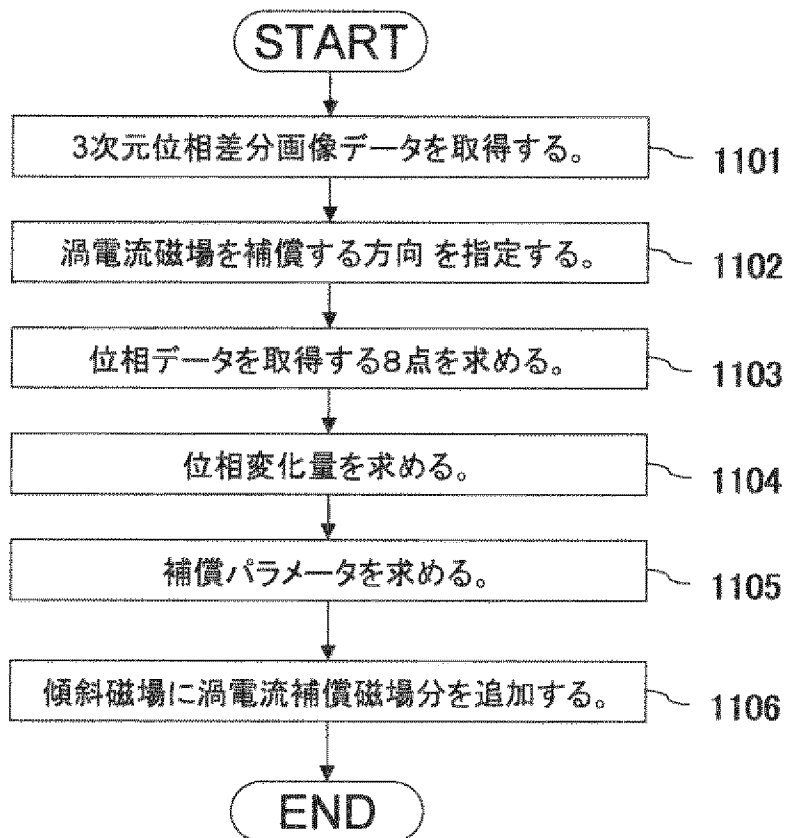
[図9]



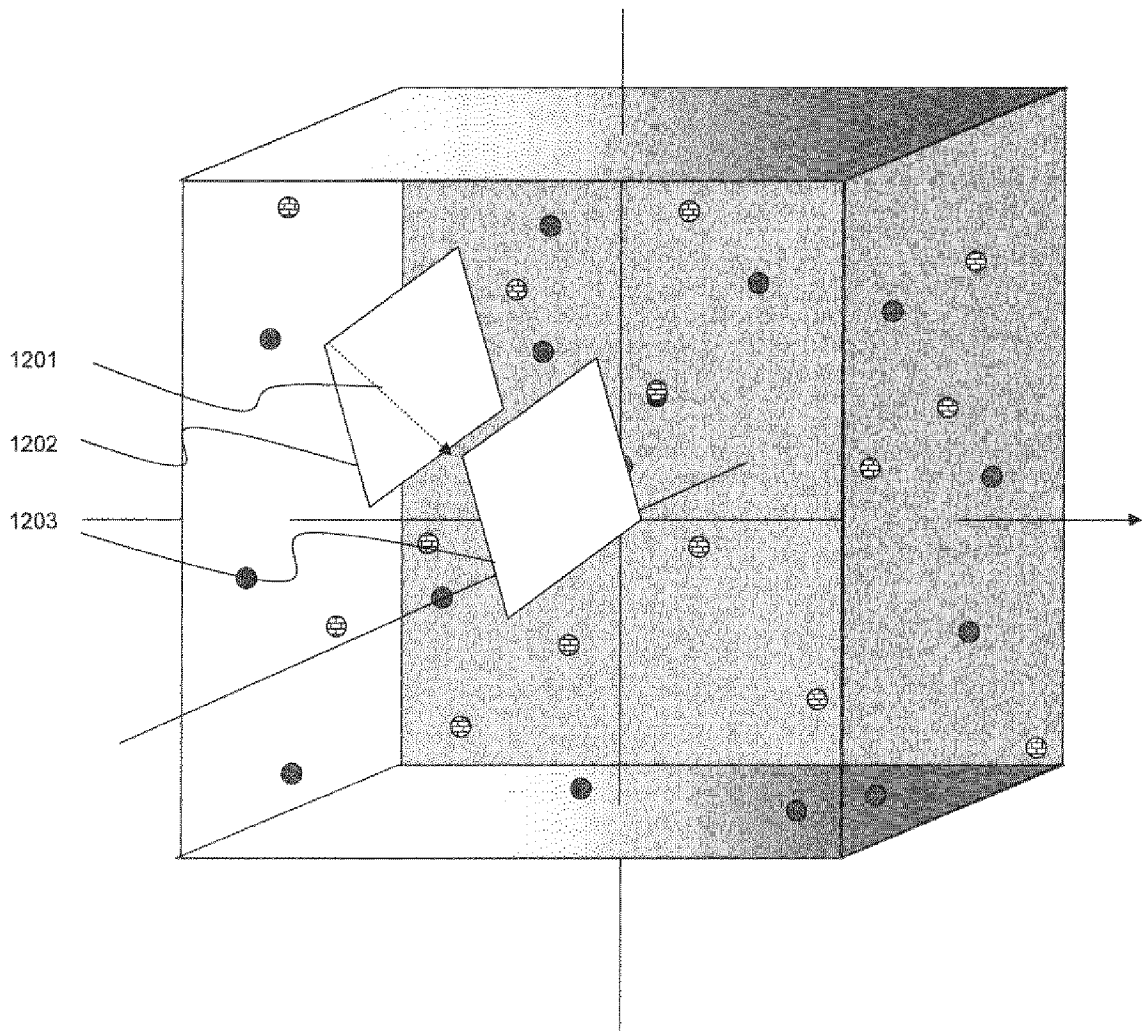
[図10]



[図11]



[図12]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/059501

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/387(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)

A61B5/055, G01R33/387

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-288026 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0050] to [0070]; fig. 4, 5 (Family: none)	1-10, 12-15
Y	WO 2004/004563 A1 (Hitachi Medical Corp.), 15 January 2004 (15.01.2004), page 10, line 7 to page 12, line 20 & JP 4106053 B & US 2005/0218894 A1	1-10, 12-15
A	JP 2003-111744 A (Hitachi, Ltd., Hitachi Medical Corp.), 15 April 2003 (15.04.2003), paragraphs [0037] to [0050], [0074] to [0081]; fig. 4 to 7, 9, 10 (Family: none)	1-15

 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 application or patent 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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
30 June, 2010 (30.06.10)Date of mailing of the international search report  
13 July, 2010 (13.07.10)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2010/059501

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 2006-102541 A (Toshiba Corp.), 20 April 2006 (20.04.2006), paragraphs [0010], [0038] (Family: none)	1-15
A	JP 10-272120 A (General Electric Co.), 13 October 1998 (13.10.1998), entire text; all drawings & IL 122623 A	1-15

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/387(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. A61B5/055, G01R33/387

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	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

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
Y	JP 2005-288026 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2005.10.20, 段落 0050-0070, 第4,5 図 (ファミリーなし)	1-10, 12-15
Y	WO 2004/004563 A1 (株式会社日立メディコ) 2004.01.15, 第10 頁第7 行目~第12 頁第20 行目 & JP 4106053 B & US 2005/0218894 A1	1-10, 12-15

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、一般的な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

30.06.2010

国際調査報告の発送日

13.07.2010

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)

島田 保

2Q

4004

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 請求項の番号
A	JP 2003-111744 A (株式会社日立製作所、株式会社日立メディコ) 2003.04.15, 段落 0037-0050, 0074-0081, 第 4-7, 9, 10 図 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2006-102541 A (株式会社東芝) 2006.04.20, 段落 0010, 0038 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 10-272120 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1998.10.13, 全文、全図 & IL 122623 A	1-15