

(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7月1日(01.07.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/074059 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/071290
- (22) 国際出願日: 2009年12月22日(22.12.2009)
- (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 2008-333812 2008年12月26日(26.12.2008) 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): 大塚 武裕 (OOTSUKA, Takehiro) [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). 瀧澤 将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [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, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

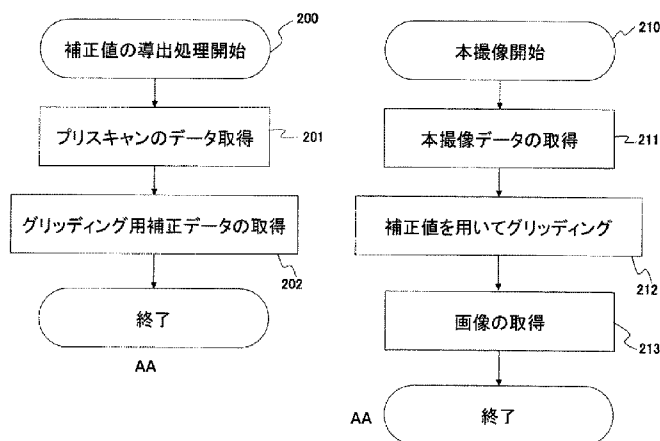
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND METHOD OF COMPENSATION FOR READOUT GRADIENT MAGNETIC FIELD ERROR

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び読み出し傾斜磁場誤差補正方法

[図2]



200 COMMENCE COMPENSATION VALUE EXTRACTION PROCESS
201 ACQUIRE PRESCAN DATA
202 ACQUIRE GRIDDING COMPENSATION DATA
210 COMMENCE IMAGE CAPTURE
211 ACQUIRE IMAGE CAPTURE DATA
212 CARRY OUT GRIDDING, EMPLOYING COMPENSATION VALUE
213 ACQUIRE IMAGE
AA END

(57) Abstract: Disclosed is a device that minimizes a positional misalignment, for a nonlinear measurement that does not employ a dephase readout gradient magnetic field, of a k-space data and the deterioration in image quality resulting therefrom, wherein the positional misalignment arises from a misalignment between an impressed readout gradient magnetic field and a calculated value. When executing an image capture pulse sequence accompanied by a nonlinear measurement that does not employ a dephase readout gradient magnetic field, the device executes a pre-scan sequence, and computes, from the data that is obtained by the pre-scan, a compensation value that compensates for misalignment from the set value of the readout gradient magnetic field. When gridding the data that is obtained by the image capture pulse sequence, the device employs the compensation value to compensate for the gridding parameter, and carry out the gridding.

(57) 要約: ディフェイズ読み出し傾斜磁場を用いないノンリニア計測において、実際に印加される読み出し傾斜磁場と計算値とのずれに起因するk空間データの位置ずれとそれによる画質の低下を低減する。そのためには、本発明は、ディフェイズ傾斜磁場を用いないノンリニア計測を伴う撮像パル

スシーケンスを実行する際に、プリスキアンシーケンスを実行し、プリスキアンで得たデータから、読み出し傾斜磁場の設定値からのずれを補正する補正値を算出する。撮像パルスシーケンスで得られたデータをグリiddingする際に、この補正値を用いて、グリiddingのパラメータ値を補正し、グリiddingを行う。

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置及び読み出し傾斜磁場誤差補正方法

技術分野

[0001] 本発明は磁気共鳴イメージング装置(以下MRI装置という)に関し、特に、読み出し傾斜磁場の立ち上がり時から磁気共鳴信号の計測(ノンリニア計測)を行なう撮像方法を実現するMRI装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置の高速撮像方法の一つとして、グラディエントエコー法による撮像がある。グラディエントエコー法のパルスシーケンスでは、励起用の高周波磁場パルス印加後、磁気共鳴信号を計測する前にスピンの位相を拡散させるディフェイズ傾斜磁場を読み出し方向に印加し、次いでリフェイズ傾斜磁場を印加してエコーを発生させる。リフェイズ傾斜磁場を印加している間の所定のサンプリング時間に信号を計測することにより、信号のピークを含む前後のデータを得ることができる。

[0003] このグラディエントエコー法による撮像は、スピン反転用の高周波磁場パルスを用いるスピンエコー系のパルスシーケンスに比べ、エコー時間TE(信号のピークが発生する時間)が短く、撮像時間を大幅に短縮することが可能であるが、ディフェイズ傾斜磁場の印加が必須であるためエコー時間TEの短縮には限界がある。

[0004] これに対し、読み出し傾斜磁場としてディフェイズ傾斜磁場を用いずに、傾斜磁場の立ち上がりから信号を計測し、加えてスピンを励起する高周波磁場パルスとして半波形の高周波磁場パルスを用いることで、さらに短いエコー時間で信号を計測する技術が提案されている(特許文献1、特許文献2)。この手法は、UTE計測と呼ばれ、TEを更に短縮することができるため、従来MRIでは画像化が困難であった横緩和時間T₂の短い組織、例えば骨組織等の撮像への応用が期待されている。

[0005] UTE計測では、位相エンコード傾斜磁場は用いずにラジアルスキャンを行なう。ラジアルスキャンは、2軸方向或いは3軸方向の傾斜磁場で構成される読み出し傾斜磁場の、各方向の傾斜磁場強度を異ならせながら複数の信号を計測する。こうして得られる計測データは、信号のピークから裾野に向かって計測データの収集しているため、k空間の原点から放射状に並ぶことになる。この放射状のデータをk空間の格子に配置するためには、グリッディングと呼ばれる処理が必要となる。グリッディングは、読み出し傾斜磁場の各軸方向の傾斜磁場強度で決まる計測データの座標を、正方或いは立方格子からなるk空間の格子点の座標に変換する処理である。ノンリニア計測で得られた計測データをグリッディングしてk空間データとすることにより、例えば高速フーリエ変換などの演算による画像再構成が可能となる。

[0006] グリッディングでは、生の計測データの座標は、与えられる傾斜磁場の計算値(装置に設定された傾斜磁場の印加タイミング及び強度)に基づき決定される。しかし実際に印加される傾斜磁場は、傾斜磁場コイルの特性や、装置の制御タイミングのずれなどにより、傾斜磁場の計算値からは若干のずれを生じる。このため、計算値に基づきグリッディングしたk空間データは誤差を含むことになり、これを再構成した場合に画質の低下を招く。

[0007] 上記傾斜磁場の設定値(理論値)と実際に印加される傾斜磁場強度とのずれに起因するグリッディング処理の問題は、UTE計測に限らず、ラジアルスキャンの場合にも生じる。本出願人はこの問題を解決するための手法を提案している。この手法は、複数のエコー信号を用いて、エコー信号のピーク位置(即ちk空間の原点となる位置)を補正するシフト量を算出するというものである。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：米国特許5025216号公報

特許文献2：米国特許5150053号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0009] しかし、UTE計測では、信号のピーク前後についてデータ計測するのではなく、k空間座標の原点から始まるピークのない信号を計測(サンプリング)するため、ピーク位置がずれていたとしても、信号の形からピーク位置或いはその本来の位置からのずれを求めることはできない。
- [0010] またUTE計測では、読み出し傾斜磁場の立ち上がりから計測を行なうため、時間軸上で等間隔に取得したデータが、k空間座標軸上では等間隔でなくなる。理論的には所定の立ち上がりを持つ台形であるとしてk空間座標軸上の等間隔な位置にグリiddingを行なうが、立ち上がりの形状や傾きは理論値から外れるため、グリiddingにずれが生じるという問題がある。
- [0011] 本発明は、上述したUTE計測の計測データのグリiddingにおいて生じる問題を解決し、正確なグリiddingを行なうことができるMRI装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0012] 上記課題を解決するため、本発明は、撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の設定値と実際の出力値との差異に基づく補正値を算出し、この補正値を用いて、撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータの補正、又は、前記撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の補正を行う。
- [0013] 具体的には、本発明のMRI装置は、高周波磁場発生部と、傾斜磁場発生部と、高周波磁場発生部と前記傾斜磁場発生部とを制御して磁気共鳴信号の計測を制御する制御部と、を備え、制御部は、読み出し傾斜磁場の立ち上がり状態から磁気共鳴信号の計測を行なう撮像パルスシーケンスを備え、撮像パルスシーケンスにおける前記読み出し傾斜磁場の設定値と実際の出力値との差異に基づく補正値を算出する補正値算出部を備える。そして、この補正値を用いて、撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータの補正、又は、前記撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の補正を行う。
- [0014] また、本発明の読み出し傾斜磁場誤差補正方法は、プリスキャンシーケン

スを実行して、撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の設定値と実際の出力値との差異を検出するための磁気共鳴信号を計測するプリスキャンステップと、プリスキャンシーケンスを用いて計測された磁気共鳴信号を用いて、差異に基づく補正値を算出する補正値算出ステップと、補正値を用いて、撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータの補正、又は、撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の補正を行う補正ステップと、を備えたことを特徴とする。

[0015] より具体的には、本発明のMRI装置は、撮像パルスシーケンスとは別にプリスキャンシーケンスとを備え、補正値算出部は、プリスキャンシーケンスで得た計測データを用いて、撮像シーケンスに設定された読み出し傾斜磁場の印加開始時点の設定値と、実際に印加される読み出し傾斜磁場の印加開始時点とのずれを補正値として算出する。

[0016] 補正値算出部が算出した補正値は、例えば、撮像パルスシーケンスによる計測で得た計測データをk空間データに配置するグリiddingするに際し、グリiddingに用いるパラメータ値を補正するのに用いられる。そして、演算部は、補正値により補正されたパラメータを用いて、撮像パルスシーケンスによる計測で得た計測データのグリiddingを行う。

[0017] 或いは、撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の印加開始時点を補正するのに用いられる。

[0018] プリスキャンシーケンスは、例えば、ディフェイズ傾斜磁場の印加後に当該ディフェイズ傾斜磁場の極性を反転させた読み出し傾斜磁場を印加しながら磁気共鳴信号を計測するシーケンスを含む。或いは、読み出し傾斜磁場としてディフェイズ傾斜磁場を用いずに読み出し傾斜磁場の立ち上がり状態から磁気共鳴信号の計測を行なう第1のプリスキャンシーケンスと、ディフェイズ傾斜磁場を用いて磁気共鳴信号の計測を行なう第2のプリスキャンシーケンスとを含む。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、グリiddingパラメータを前計測(プリスキャン)で得

たデータを用いて補正し、本撮像で得たデータをグリiddingする際に、実際に印加された傾斜磁場に合わせて補正された座標変換式を用いてグリiddingするので、傾斜磁場の計算値と現実に印加された条件とのずれに起因する画像歪みやコントラストの変化などのない画質の優れた画像を得ることができる。

- [0020] また本発明によれば、プリスキャンで得たデータを用いた補正值を用いて、本撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の印加開始時点を補正するので、グリidding補正を行なうことなく、傾斜磁場の計算値と現実に印加された条件とのずれを解消することができる。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]本発明が適用されるMRI装置の概要を示す図
[図2]本発明のMRI装置による撮像の手順を示す図
[図3]本撮像のパルスシーケンスの一例を示す図
[図4]図3で得た計測データとそのグリiddingを説明する図
[図5]第1の実施の形態によるプリスキャンシーケンスの一例を示す図
[図6]第1の実施の形態の検索処理手順を示す図
[図7] (a), (b)はそれぞれプリスキャンで得たエコーの前処理を説明する図
[図8]立ち上がりにおける傾斜磁場強度と立ち上がりで計測されたデータのk空間座標との関係を示す図
[図9]第1の実施の形態の変更例の検索処理手順を示す図
[図10]第2の実施の形態による補正值算出処理手順を示す図

発明を実施するための形態

- [0022] 以下、本発明の実施の形態を説明する。
- [0023] 図1に本発明が適用されるMRI装置の全体構成図を、図2に本発明を適用するための主要部である制御部の構成を示す。
- [0024] MRI装置は、図1に示すように、主として、被検体10の周囲に均一な静磁場を発生する静磁場発生系11と、静磁場に直交する3軸方向(x、y、z)の磁場勾配を与える傾斜磁場発生系12と、被検体10に高周波磁場を印加する高周波磁

場発生系13と、被検体10から発生する磁気共鳴信号を検出する受信系14と、受信系14が受信した磁気共鳴信号を用いて被検体の断層画像やスペクトルなどを再構成する再構成演算部15と、傾斜磁場発生系12、高周波磁場発生系13および受信系14の動作を制御する制御系16を備えている。

[0025] 静磁場発生系11は、図示していないが、永久磁石や超電導磁石などの磁石が配置され、磁石のボア内に被検体が置かれるようになっている。傾斜磁場発生系12は3軸方向の傾斜磁場コイル121と、これら傾斜磁場コイル121を駆動する傾斜磁場電源122とからなる。高周波磁場発生系13は、高周波発振器131と、高周波発振器131が発生する高周波信号を変調する変調器132と、変調された高周波信号を増幅する高周波増幅器133と、高周波増幅器133からの高周波信号を受けて高周波磁場パルスを被検体10に照射する照射コイル134とからなる。

[0026] 受信系14は、被検体10からの磁気共鳴信号(エコー信号)を検出する受信コイル141と、受信コイル141が検出した信号を受信する受信回路142と、受信回路142で受信したアナログ信号を所定のサンプリング周波数でデジタル信号に変換するA/D変換器143とからなる。A/D変換器143から出力されるデジタル信号(エコーデータ、計測データ)は再構成演算部15で、補正計算、フーリエ変換などの演算が施され、画像が再構成される。再構成演算部15における処理結果は、ディスプレイ17に表示される。

[0027] 制御系16は、上述した装置全体の動作を制御するもので、特に、傾斜磁場発生系12、高周波磁場発生系13及び受信系14の動作を撮像方法によって決まる所定のタイミングで制御するためにシーケンサ18と、制御に必要なパラメータ等を記憶する記憶部(図示せず)などを備えている。シーケンサ18で制御される各磁場パルス発生タイミングは、パルスシーケンスと呼ばれ、各種のパルスシーケンスが予め記憶部に格納されており、所望のパルスシーケンスを読み出し実行することにより撮像が行なわれる。

[0028] 制御系16および再構成演算部15は、それら内部の処理に必要な条件などをユーザーが設定するためのユーザーインターフェイスを備えている。このユ

ーザーインターフェイスを通して、撮像方法の選択やパルスシーケンスの実行に必要なパラメータの設定が行なわれる。

[0029] 本発明のMRI装置では、パルスシーケンスとしてUTEパルスシーケンスと、その前計測(プリスキャン)シーケンスが備えられている。撮像方法としてUTEパルスシーケンスが採用されると、UTE計測で得た計測データのグリッディング処理に必要な変換パラメータ(補正值)を求めるために前計測が行なわれる。

[0030] <第1の実施の形態>

以上の装置の概要を踏まえて、本発明の第1の実施の形態を説明する。第1の実施の形態による撮像の手順を図2に示す。

[0031] 図示するように、本実施の形態による撮像は、補正值を導出する処理フロー200と、本撮像フロー210とからなる。補正值の処理フロー200は、プリスキャンによるデータの取得ステップ201と、プリスキャンデータを用いたグリッディング用補正值の算出ステップ202とからなる。また本撮像フロー210は、本撮像によるデータの取得ステップ211と、処理フロー200で導出した補正值を用いたグリッディング処理ステップ212と、グリッディング後のk空間データから画像再構成するステップ213とからなる。

[0032] 以下、各ステップについて詳述する。まずステップ211で実行されるUTE計測のパルスシーケンスについて説明する。図3に典型的なUTE計測のパルスシーケンスを示す。UTE計測では、図示するように、半波形の高周波(RF)パルス301をスライス傾斜磁場パルス303とともに印加した後、読み出し傾斜磁場パルス305を印加し、その印加と同時にエコー信号307を計測する。ディフェイズ傾斜磁場を印加しないで計測される信号はピークのないFIDであって、読み出し傾斜磁場パルス305の印加開始時点で信号値が最大となる信号である。

[0033] 図中A/D309は、エコー信号のサンプリング時間を示し、図示する実施の形態では、読み出し傾斜磁場の立ち上がり(装置に設定された傾斜磁場印加開始時点)よりも若干前からサンプリングを開始する。これにより、傾斜磁場の印加開始時点が設定された時点からずれた場合にも、エコー信号の最大値(ピー

ク)を逃すことなくサンプリングすることが可能となる。

[0034] 読み出し傾斜磁場パルス305は、例えばx軸とy軸の2軸方向の傾斜磁場を合成したものであり、両者の強度を異ならせて同じパルスシーケンスを繰り返す、複数のエコー信号307を計測する。これによりxy面内のエコー信号が計測データとして得られる。なお読み出し傾斜磁場パルスとして用いる傾斜磁場の軸と組み合わせを適宜選択することにより、xy面のみならず任意の断面からの信号を得ることが可能である。

[0035] 以上のようなUTE計測で得られた生の計測データを、図4(a)に示す。図中、1本の線上に配列したデータが1回の計測で得られた信号に相当する。図示するように、データ計測開始(図中、左側)から傾斜磁場強度が一定になるまでの間はデータ間隔が狭い。これをk空間(k_x - k_y 空間)に配置した場合には、図4(b)に示すように、k空間の原点を中心とする放射状となる。グリidding処理ステップ212では、このような放射状の計測データを、図4(c)に示すような、k空間の格子上のデータに変換する。

[0036] ここで図3に示す読み出し傾斜磁場305が、装置に設定された傾斜磁場印加開始時点(GCdelay)で開始され且つ傾斜磁場パルスの立ち上がり形状が理想的な台形である場合には、即ち設定値(理論値)通であれば、図4(b)に示すように、計測データはk空間の原点を中心とする放射状のデータであって、そのデータ間隔は台形の形状から算出可能な傾斜磁場印加量(時間軸に対する積分値)で決まる所定の間隔となる。しかし実際に装置から出力されて被検体に印加される傾斜磁場パルスは、図3に点線で示すように、印加開始時間が計算値からずれていたり、立ち上がりの傾斜が計算値よりも小さかったり、リニアではない場合がある。そのような場合、傾斜磁場パルスの計算値を元にグリiddingしても正確なk空間データを得ることができない。

[0037] 補正値の処理フロー200は、実際の傾斜磁場パルスと計算値とのずれを補正する補正値を求めるための処理であり、まず前計測(プリスキャン)を実行する(図2のステップ201)。図5にプリスキャンのパルスシーケンスの一例を示す。図5に示すように、プリスキャンは、ディフェイズ傾斜磁場を用いてリフェ

イズ読み出し傾斜磁場でグラディエントエコー(フルエコー)を発生させて計測するシーケンスと、ディフェイズ傾斜磁場を用いず読み出し傾斜磁場の立ち上がりから信号(ノンリニアエコー)を計測するシーケンスの2種類のシーケンスからなる。

[0038] なお、図5に示す例では、RFパルス501とスライス傾斜磁場503は、UTE計測で用いるRFパルス及びスライス傾斜磁場と同じものを用いたが、一般的な全波形の高周波パルスとスライス傾斜磁場及びスライスリフォーカス傾斜磁場を用いてもよい。またRFパルス501とスライス傾斜磁場503でスピンを励起する断面は、本撮像と同じでも異なってもよい。例えば、本撮像で撮像する断面が装置のyz面である場合に、装置のx軸での補正值を求めるための装置のxy面を選択するスライス傾斜磁場印加してもよい。

[0039] フルエコーを計測するシーケンスでは、RFパルス501とスライス傾斜磁場503を印加後に、読み出し方向にディフェイズ傾斜磁場504を印加した後、極性の反転した読み出し傾斜磁場506を印加しながら、エコー信号508を計測する。エコー時間TE(ディフェイズ傾斜磁場504と読み出し傾斜磁場506の印加量が同じになるとき)を挟んで所定のサンプリング時間510が設定されており、TEでピークとなる信号が計測される。

[0040] ノンリニアエコーを計測するシーケンスは、図3に示すUTEパルスシーケンスと同様であるが、エコー時間TEは上記フルエコー計測シーケンスと同じに設定する。RFパルス501とスライス傾斜磁場503を印加してTE経過後に、読み出し傾斜磁場506を印加し、この直前から信号507を計測する(サンプリング時間509)。この信号は、図示するように、ピークのない信号である。

[0041] 以上の2種類のシーケンスからなるプリスキャンを、読み出し傾斜磁場の強度を異ならせて繰り返し、それぞれ1セットの計測データを得る。1セットの計測データに含まれるエコー信号の数は、本計測であるUTE計測と同じでもよいし、それ以下でもよい。少なくとも読み出し傾斜磁場を構成する2軸あるいは3軸の傾斜磁場の、各軸方向のデータを得ることが好ましい。

[0042] 次にプリスキャンで得た計測データを用いてグリidding用補正データ

を算出する(図2のステップ202)。本実施の形態では、フルエコーのピークから後半部分をグリッディングし、フーリエ変換したデータと、ノンリニアエコーをグリッディングし、フーリエ変換したデータとを比較し、ノンリニアエコーのデータがフルエコーのデータと一致又は最も近くなるように、グリッディングのパラメータを補正する。グリッディング用補正データを算出するステップの詳細を図6に示す。

[0043] 補正値を算出する処理は、計測したデータについて、グリッディングのパラメータ(条件)を変えながらグリッディングを行い、フルエコーのデータとノンリニアエコーのデータとが最もよく一致するパラメータを検索する処理であり、検索処理によって求められたパラメータが補正値(補正されたパラメータ)に相当する。グリッディングのパラメータは、具体的には、読み出し傾斜磁場の印加開始時点、形状から決まる値である。グリッディングのパラメータを変化させる範囲(検索範囲)は、傾斜磁場の特性から予測されるバラツキの範囲を考慮して設定する。

[0044] 検索処理では、まずフルエコーを前処理し、フーリエ変換したデータを得る(ステップ601)。この前処理は、具体的には図7(a)に示すように、プリスキャンで得たフルエコーから、そのピーク位置から後半部分のみを取り出してグリッディングした後、フーリエ変換し実空間データとする。ここでフルエコーのピーク位置を知るには、フーリエ変換の次式(1)の性質を用いればよい。

[0045] [数1]

$$\begin{aligned} f[n] &\xleftrightarrow{\text{フーリエ変換}} F[k] \\ f[n+\Delta n] &\xleftrightarrow{\text{フーリエ変換}} F[k] \exp\left(\frac{2\pi i}{N} k \Delta n\right) \end{aligned} \quad (1)$$

式(1)より、関数 $f[n]$ が Δn ずれることは、 $f[n]$ をフーリエ変換した $F[k]$ に指数関数 $\exp(2\pi i k \Delta n/N)$ を乗ずることに相当する。よってピークを持つフルエコーのデータをフーリエ変換したときの位相の傾きを求めることで、データの中心とピーク位置との相対的な位置関係がわかる。このピーク位置を座

標の原点としてグリiddingを行なう。フルエコーは、読み出し傾斜磁場が一定のときに計測されたデータであるので、以上のように処理したデータは、傾斜磁場の印加開始時点や立ち上がり形状の計算値(設定値)からのずれに依存する誤差を含まない。

[0046] 次にノンリニアエコーの前処理を行なう(ステップ603)。この処理は、図7(b)に示すように、フルエコーの前処理と同様であり、グリiddingを行なった後、k空間データをフーリエ変換し実空間データとする。この際、グリiddingのパラメータは、初期値として、例えば、読み出し傾斜磁場の形状が高さを1とする台形であると仮定し且つ傾斜磁場の印加開始時点がエコーのピークに一致すると仮定して計測データの座標を計算する。複数のエコーの処理を順次進める場合には、前の処理で得られた結果を初期値としてもよい。具体的には、n番目のデータを取得したときの傾斜磁場の強度を次式(2)で表すと、そのときの座標式は、式(3)で表される。

[0047] [数2]

式(2): 傾斜磁場形状

$$\begin{aligned} & 0 & n < n_{peak} \\ & G \frac{1}{N_{nonlinear}} (n - n_{peak}) & n_{peak} \leq n < N_{nonlinear} + n_{peak} \\ & G & N_{nonlinear} + n_{peak} \leq n \end{aligned}$$

[0048] [数3]

式(3): 計測データのk空間座標

$$\begin{aligned} & 0 & n < n_{peak} \\ & \frac{1}{2N_{nonlinear}} (n - n_{peak})^2 & n_{peak} \leq n < N_{nonlinear} + n_{peak} \\ & n - n_{peak} - N_{nonlinear} / 2 & N_{nonlinear} + n_{peak} \leq n \end{aligned}$$

式中、 $N_{nonlinear}$ は傾斜磁場の立ち上がりの期間で計測した点数(ノンリニア計測した点数)、 n_{peak} はピーク位置(印加開始時点)、 G は印加する傾斜磁場強度に対応する。上記の式から計算されるn番目のデータの傾斜磁場強度と座標を図8に示す。

- [0049] 次にノンリニアエコーをグリッディング後にフーリエ変換した実空間データを、ステップ601で求めたフルエコーの実空間データと比較する。具体的には両者の相関係数を算出する(ステップ604)。相関係数の算出には、実空間データの絶対値のみを用いてもよいし、複素を用いてもよい。
- [0050] 次にノンリニアエコーのグリッディングのパラメータを変えて、ステップ603、604を繰り返す。具体的には、傾斜磁場の印加開始時点を所定の範囲で異ならせて相関係数を算出する。印加開始時点の変更は、式(2)において、 n_{peak} の値を変更することに相当する。或いは傾斜磁場の傾斜を所定の範囲で異ならせて相関係数を算出する。傾斜磁場の傾斜の変更は、式(2)において $N_{\text{nonlinear}}$ の数を変更することに相当する。
- [0051] このように所定の検索範囲内でパラメータを変えながらグリッディングを行い、グリッディング結果をフーリエ変換した実空間データを、フルエコーから得た実空間データと比較する(ステップ602～ステップ605)。最終的に、検索した範囲内で相関係数が最も1に近くなるパラメータ(例えば傾斜磁場印加開始時点 n_{peak} やデータ点数 $N_{\text{nonlinear}}$)を選択する(ステップ606)。或いは検索終了の条件として、予め相関係数に閾値を設定しておき、相関係数が閾値以下になったときのパラメータを選択してもよい。
- [0052] 以上が、補正値を算出する処理である。このような補正値の算出は、本撮像における計測データを構成する全てのエコー(図4(b)に示す放射線状のデータすべて)について行なうことが理想的であるが、現実的には、隣り合うエコーの補正値の変化は少ないと考えられるので、所定の角度のデータ毎に補正値を算出すればよい。つまりプリスキャンでは、本計測の計測データを構成するエコーと同数のエコーを計測するのではなく、エコー数を間引いて計測してもよい。或いは、1軸の傾斜磁場の特性は一定であるので、計測データが2次元k空間データであれば2軸方向についてのみ、3次元k空間データであれば3軸方向についてのみ補正値を求め、その他のデータについては補正値を補間するか、傾斜磁場強度の割合に応じた割合で合成して補正値とすることも可能である。

[0053] こうしてプリスキャンで得られた計測データから補正値が算出されたならば、この補正値を用いて、本撮像であるUTE計測による計測データのグリッディング処理を行なう(図2のグリッディング処理ステップ212)。すなわち、グリッディングの際の座標計算式として補正値 n_{peak} で補正した式(3)を用いて、まず計測データのk空間座標を計算し、このk空間座標からグリッディングの際のk空間の格子上のデータの値を決める。格子上のデータの値を決める決め方は、一般的なグリッディングの手法と同様であり、例えば1つの格子点から所定の距離にあるデータを距離に応じて重み付け加算し、その格子点の値とする。これをk空間の全ての格子点について行い、k空間データを得る。最後にグリッディング後のk空間データをフーリエ変換し、画像を再構成する(図2の画像再構成ステップ213)。

[0054] 装置のx、y、z軸について補正値を求めた場合の具体的な座標計算の例を以下に示す。この場合には、画像の θ 方向のエコーのn番目のデータ点の座標は次式(4)のように表される。

[0055] [数4]

$$\begin{pmatrix} s \\ p \\ f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_x & s_y & s_z \\ p_x & p_y & p_z \\ f_x & f_y & f_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} (f_x \cos \theta + p_x \sin \theta)(n - n_{peakX})^2 / 2N_{nonlinearX} \\ (f_y \cos \theta + p_y \sin \theta)(n - n_{peakY})^2 / 2N_{nonlinearY} \\ (f_z \cos \theta + p_z \sin \theta)(n - n_{peakZ})^2 / 2N_{nonlinearZ} \end{pmatrix} \quad (4)$$

ここでs、p、fはそれぞれデータ点に対応する画像の奥行き、縦、横方向の座標、 s_x 、 s_y 、 s_z 、 p_x 、 p_y 、 p_z 、 f_x 、 f_y 、 f_z は装置のxyz座標系から画像のspf座標系に変換する行列の要素、 n_{peakX} 、 n_{peakY} 、 n_{peakZ} は各軸でのピーク座標、 $N_{nonlinearX}$ 、 $N_{nonlinearY}$ 、 $N_{nonlinearZ}$ は各軸でのノンリニア計測した点数を表す。このうちのpとfの値を、データの画像上の座標としてグリッディングすることで、k空間の格子点にデータを配置することができる。

[0056] このように本実施の形態によれば、フルエコー計測とノンリニア計測の2種類のパルスシーケンスを含むプリスキャンを実行し、プリスキャンによって得られた2種類のデータとの相関係数が最も1に近くなるようにノンリニア計測をグリッディングするための補正値を算出し、これを本計測データのグリ

ッディングに適用することにより、傾斜磁場印加開始時間の計算値とのずれ、傾斜磁場形状の計算値とのずれなどによるグリッディングの誤差を解消し、画質の良好なUTE画像を得ることができる。

[0057] <第1の実施の形態の変更例1>

第1の実施の形態では、傾斜磁場の形状が台形であると仮定して、検索処理を行なった場合を説明したが、傾斜磁場の立ち上がりは直線ではない場合は、傾斜磁場の形状を示す式(1)の代わりに、例えば三角関数で近似した式(以下に示す式(5))を用いることにより、同様に検索処理することができる。その場合の座標計算式は、式(6)に示すようになる。

[0058] [数5]

式(5): 傾斜磁場形状

$$\begin{aligned} & 0 & n < n_{peak} \\ & \frac{G}{2} \left[1 - \cos \frac{\pi}{N_{nonlinear}} (n - n_{peak}) \right] & n_{peak} \leq n < N_{nonlinear} + n_{peak} \\ & G & N_{nonlinear} + n_{peak} \leq n \end{aligned}$$

[0059] [数6]

式(6): 計測データのk空間座標

$$\begin{aligned} & 0 & n < n_{peak} \\ & \frac{1}{2} \left[(n - n_{peak}) - \frac{N_{nonlinear}}{\pi} \sin \frac{\pi}{N_{nonlinear}} (n - n_{peak}) \right] & n_{peak} \leq n < N_{nonlinear} + n_{peak} \\ & n - n_{peak} - N_{nonlinear} / 2 & N_{nonlinear} + n_{peak} \leq n \end{aligned}$$

式(4)、(5)において、 $N_{nonlinear}$ はノンリニア計測した点数、 n_{peak} はピーク位置である。この場合にも、 $N_{nonlinear}$ は固定し、ピーク位置のみ変更してもよいし、 $N_{nonlinear}$ を変更してもよい。

[0060] <第1の実施の形態の変更例2>

グリッディングのパラメータの補正値を算出する処理は、パラメータを変化させる場合の変化の粗さやパラメータの種類を変えて、2段階或いは3段階などの多段処理として行なうことも可能である。2段階処理で検索する場合の

手順を図9に示す。

- [0061] 図9に示す検索処理手順のうちステップ901～ステップ905は、図6に示すステップ601～ステップ605と同じである。但し、この変更例では、例えば、最初のループ902～905では、パラメータを変化させる幅を大きくして検索を行なう、即ち粗い検索を行なう。例えば数点の粗い検索によって、相関係数が最も1に近くなるパラメータを選択したならば(ステップ906)、次にこのパラメータを初期値として(ステップ907)、その近傍でパラメータを変化させながら細かい検索を行ない、その中で相関係数が最も1に近くなるパラメータを選択する(ステップ908)。このように粗い検索と細かい検索を組み合わせることにより、より少ない検索処理で、パラメータ補正值を求めることができる。
- [0062] 或いは、最初のループ902～905では、複数のパラメータのうち1つ、例えば傾斜磁場印加開始時間に関するパラメータのみを変化させながら検索を行ない、その検索範囲で相関係数を最も1に近づけるパラメータを選択した後(ステップ906)、次にパラメータを変えて、例えば点数Nを変えて(ステップ907)、次の検索ループ902～905を実行する。この場合にも、検索の粗密を異ならせた多段処理と同様に検索処理の時間を短縮することが可能である。また検索の粗密を異ならせる多段処理と、パラメータの種類を異ならせる多段処理とを適宜組み合わせることも可能である。
- [0063] <第1の実施の形態の他の変更例>
- 以上の実施の形態では、フルエコー計測で得たデータとノンリニア計測で得たデータとを比較するために相関係数を求めたが、相関係数を求める代わりに、両者の差の2乗和を計算し、2乗和が最小となるパラメータを求めることも可能である。
- [0064] さらに以上の実施の形態では、フルエコー計測で得た実空間データとノンリニア計測で得た実空間データとを比較する場合を説明したが、フーリエ変換する前のk空間データを比較してもよい。
- [0065] <第2の実施の形態>
- 本実施の形態でも、本撮像とは別に前計測を行なうことは第1の実施の形態

及びその変更例と同じであるが、本実施の形態では、前計測はフルエコー計測のみを行い、ノンリニア計測は行なわない。フルエコー計測は、図5に示すパルスシーケンスの前半部分と同じであり、RFパルス501とスライス傾斜磁場503を印加後に、読み出し方向にディフェイズ傾斜磁場504を印加した後、極性の反転した読み出し傾斜磁場506を印加しながら、エコー信号508を計測する。

[0066] 図10にピーク位置のずれを算出する処理の手順を示す。ここでも、フルエコーのピーク位置のずれは式(1)に示したフーリエ変換の性質によって求めることができる。すなわち、まず、前計測で得たフルエコーをフーリエ変換し(ステップ1001)、フーリエ変換後の位相の傾きをフィッティングにより求める(ステップ1002)。この位相の傾きからピーク位置のずれ Δn を求める(ステップ1003)。フルエコーとノンリニアエコーでピークが同じずれ方をしている場合、このずれ Δn を、式(3)または式(6)に示すピーク位置(傾斜磁場印加開始時点) n_{peak} の補正に適用することができる。

[0067] 本実施の形態では、前計測としてフルエコー計測のみを行えばよく、またフルエコー計測で得たデータとノンリニア計測で得たデータとの相関係数を求める演算が不要となるため、簡略にグリッドニングのパラメータを求めることができるという利点がある。

[0068] <第1及び第2の実施の形態の変更例>

第1および第2の実施の形態では、UTEパルスシーケンス及びプリスキャンシーケンスとして、1回のRF励起後に1つの信号を計測するパルスシーケンスを例示したが、例えば、UTEパルスシーケンスは、1回のRF励起後に複数のエコーを計測するマルチエコーシーケンスであってもよい。その場合、プリスキャンもマルチエコーシーケンスとして、各エコーについてグリッドニングの補正值(変換パラメータ)を算出し、本撮像であるUTEパルスシーケンスの各エコーを、プリスキャンのTEが対応するエコーについて算出した補正值を用いてグリッドニングを行なってもよいし、プリスキャンはUTEパルスシーケンスよりも少ないエコー数(例えば1エコー)で実施し、そのプリスキャンエコーに

ついて算出したグリッディングの補正值(同一の変換パラメータ)をUTE計測の複数の或いは全てのエコーに適用してもよい。

[0069] <第3の実施の形態>

上記2つの実施の形態は、プリスキャンで求めた補正值を使って、本撮像で計測したデータのグリッディングパラメータを補正する場合を説明したが、本実施の形態では、本撮像で得たデータを補正するのではなく、本撮像のパルスシーケンスを補正する。

[0070] 本実施の形態でも、図2に示す前処理200を行い傾斜磁場の印加開始時点を補正值として算出することは、第1及び第2の実施の形態と同様である。本実施の形態では、補正值(傾斜磁場の印加開始時点)を用いてシーケンスにより作られる本撮像のパルスシーケンスに修正を加え、読み出し傾斜磁場の印加開始時点をずらし、データ取得開始時点(図3の309の左端)と読み出し傾斜磁場の印加開始時点(図3の305の左端)とを一致させる。これにより本撮像で得られたデータをグリッディングし再構成する際に、図2の補正ステップ212を経ることなく、グリッディングを行なうことができる。

[0071] 本実施の形態によれば、本撮像で取得したデータ点のk空間でのずれがなくなるという効果に加え、座標を計算してグリッディングする再構成処理を簡略にするという効果が得られる。

[0072] 以上、本発明の実施の形態を説明したが、本発明は上記実施の形態に限定されることなく種々の変更を加えることが可能である。例えば以上の各実施の形態では、本撮像としてUTEパルスシーケンスを例に説明したが、UTEパルスシーケンス以外のパルスシーケンスにも適用することができる。例えば、RFパルスとして半波形の高周波パルスではなく全波形の高周波パルスを用いたラジアルスキャンに適用してもよい。また k_x - k_y 空間データを収集する2次元計測ではなく、 k_x - k_y - k_z のデータを収集する3次元計測に変えることも可能である。

符号の説明

[0073] 11 静磁場発生系、12 傾斜磁場発生系、13 高周波磁場発生系、14 受

信系、15 再構成演算部、16 制御系、17 ディスプレイ、18 シーケンサ

請求の範囲

- [請求項1] 高周波磁場発生部と、傾斜磁場発生部と、前記高周波磁場発生部と前記傾斜磁場発生部とを制御して磁気共鳴信号の計測を制御する制御部と、を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記制御部は、読み出し傾斜磁場の立ち上がり状態から前記磁気共鳴信号の計測を行なう撮像パルスシーケンスを備え、前記撮像パルスシーケンスにおける前記読み出し傾斜磁場の設定値と実際の出力値との差異に基づく補正值を算出する補正值算出部を備えた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、
- 前記制御部は、前記差異を検出するための磁気共鳴信号の計測を行うプリスキャンシーケンスを備え、
- 前記補正值算出部は、前記プリスキャンシーケンスを用いて計測された磁気共鳴信号を用いて前記補正值を算出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、
- 前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータをK空間の格子点にグリiddingする演算部を備え、
- 前記演算部は、前記補正值を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのK空間上の位置を補正し、該K空間上の位置が補正されたエコーデータを前記K空間の格子点にグリidding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、
- 前記プリスキャンシーケンスは、フルエコーデータを取得する第1のプリスキャンシーケンスと、ノンリニアエコーデータを取得する第2のプリスキャンシーケンスとを有して成り、
- 前記補正值算出部は、前記フルエコーデータの一部と前記ノンリニアエコーデータとに基づいて前記補正值を算出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4記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第1のプリスキャンシーケンスは、読み出し傾斜磁場としてディフェイズ傾斜磁場を用いて前記フルエコーデータの取得を行い、前記第2のプリスキャンシーケンスは、読み出し傾斜磁場としてディフェイズ傾斜磁場を用いずに読み出し傾斜磁場の立ち上がり状態から前記ノンリニアエコーデータの取得を行なう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4記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正值算出部は、前記補正值として、前記フルエコーデータの後半部と前記ノンリニアエコーデータとの比較に基づいて、前記グリiddingに用いるパラメータ値を求め、

前記演算部は、前記グリiddingに用いるパラメータ値を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのK空間上の位置を補正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7]

請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記補正值算出部は、前記フルエコーデータの内のそのピーク位置以後のデータをグリiddingした後にフーリエ変換した第1の実空間データと、前記ノンリニアエコーデータをグリiddingした後にフーリエ変換した第2の実空間データとの相関係数を算出し、一方のプリスキャンシーケンスで得られたエコーデータのグリiddingに用いるパラメータを変えながら前記相関係数の算出を繰り返し、前記相関係数として最も1に近い値を与えるパラメータ値を、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのグリiddingに用いるパラメータ値と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6記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記グリiddingに用いるパラメータ値は、前記ノンリニアエコーデータの計測点数に対応する値と、前記読み出し傾斜磁場の印加開始時点に対応す

る値と、を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御部は、複数方向の各々で前記プリスキャンシーケンスを実行し、前記補正值算出部は、方向毎に前記補正值を求め、

前記演算部は、前記方向毎の補正值を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのK空間上の位置を補正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3記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記撮像パルスシーケンスは、1回のRF励起後に複数のエコーデータを取得するマルチエコーシーケンスであって、

前記演算部は、1回のRF励起で取得された複数のエコーデータに対し、同一の補正值を適用してグリiddingを行なう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、

前記撮像パルスシーケンスは、励起高周波パルスとして半波形パルスを用いたパルスシーケンスであ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、前記撮像パルスシーケンスは、K空間を放射状に走査するパルスシーケンスであ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]

請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記プリスキャンシーケンスは、前記読み出し傾斜磁場の極性を反転させて磁気共鳴信号を計測するものであり、

前記補正值算出部は、前記計測された磁気共鳴信号のピーク位置と、前記読み出し傾斜磁場の印加条件から算出される磁気共鳴信号のピーク位置と、のずれに基づいて前記補正值を算出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]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御部は、前記補正值に基づき、前記撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の印加開始時点を補正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15]

読み出し傾斜磁場の立ち上がり状態から磁気共鳴信号の計測を行なう撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場誤差補正方法であって、

プリスキャンシーケンスを実行して、前記撮像パルスシーケンスにおける前記読み出し傾斜磁場の設定値と実際の出力値との差異を検出するための磁気共鳴信号を計測するプリスキャンステップと、

前記プリスキャンシーケンスを用いて計測された磁気共鳴信号を用いて、前記差異に基づく補正值を算出する補正值算出ステップと、

前記補正值を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータの補正、又は、前記撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の補正を行う補正ステップと、を備えたことを特徴とする読み出し傾斜磁場誤差補正方法。

[請求項16]

請求項15記載の読み出し傾斜磁場誤差補正方法において、

前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータをK空間の格子点にグリiddingするグリiddingステップを備え、

前記グリiddingステップは、前記補正ステップとして、前記補正值を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのK空間上の位置を補正し、該K空間上の位置が補正されたエコーデータを前記格子点にグリiddingすることを特徴とする読み出し傾斜磁場誤差補正方法。

[請求項17]

請求項15記載の読み出し傾斜磁場誤差補正方法において、前記プリスキャンステップは、フルエコーデータの取得と、ノンリニアエコーデータの取得とを行い、

前記補正值算出ステップは、前記補正值として、前記フルエコーデータの後半部と前記ノンリニアエコーデータとの比較に基づいて、前

記グリiddingに用いるパラメータ値を求め、

前記グリiddingステップは、前記グリiddingに用いるパラメータ値を用いて、前記撮像パルスシーケンスで取得されたエコーデータのK空間上の位置を補正することを特徴とする読み出し傾斜磁場誤差補正方法。

[請求項18] 請求項15記載の読み出し傾斜磁場誤差補正方法において、前記補正值算出ステップは、前記プリスキャンシーケンスで取得されたエコーデータのピーク位置と読み出し傾斜磁場の印加条件から算出されるエコーデータのピーク位置とのずれに基づいて前記補正值を算出することを特徴とする読み出し傾斜磁場誤差補正方法。

[請求項19] 請求項15記載の読み出し傾斜磁場誤差補正方法において、前記補正ステップは、前記補正值に基づき、前記撮像パルスシーケンスにおける読み出し傾斜磁場の印加開始時点を補正することを特徴とする読み出し傾斜磁場誤差補正方法。

[illegible]

The flowchart illustrates the process of deriving correction values and performing main imaging. It consists of two main vertical sequences of steps.

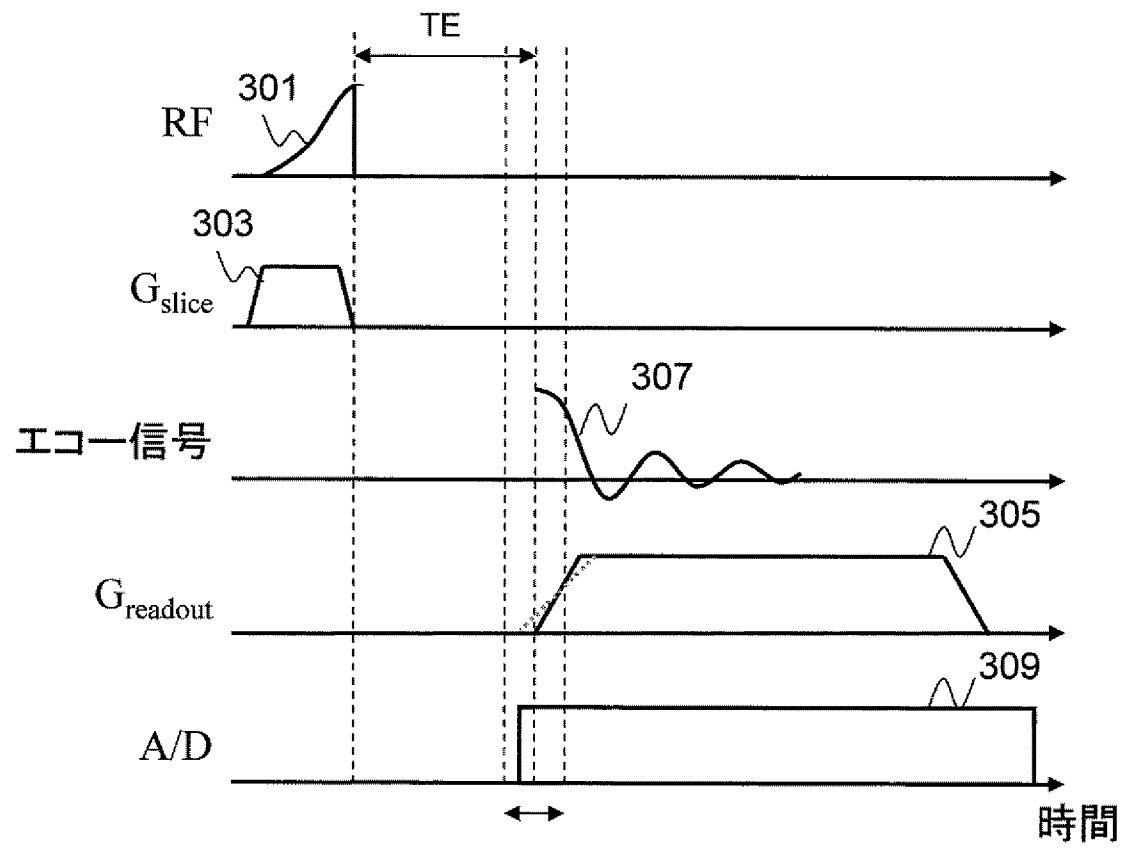
Left Sequence (Correction Value Derivation Process 200):

- 200** 補正値の導出処理開始 (Start of correction value derivation process) - Start node (rounded rectangle).
- ↓
- 201** プリスキャンのデータ取得 (Acquisition of pre-scan data) - Process node (rectangle).
- ↓
- グリッディング用補正データの取得 (Acquisition of gridding correction data) - Process node (rectangle).
- ↓
- 202** 終了 (End) - End node (rounded rectangle).

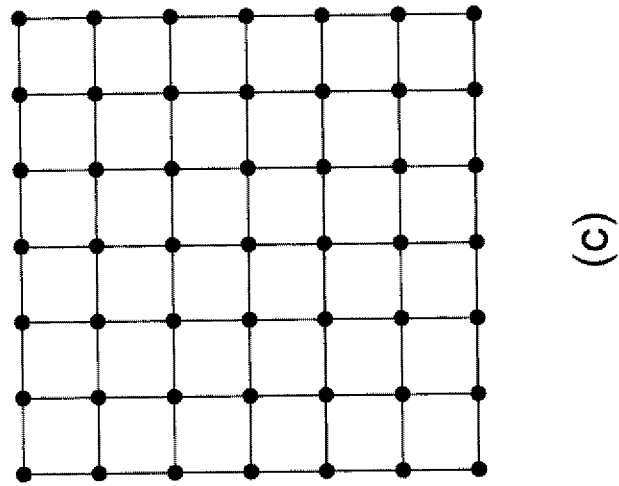
Right Sequence (Main Imaging Process 210):

- 210** 本撮像開始 (Start of main imaging) - Start node (rounded rectangle).
- ↓
- 211** 本撮像データの取得 (Acquisition of main imaging data) - Process node (rectangle).
- ↓
- 補正値を用いてグリッディング (Gridding using correction values) - Process node (rectangle).
- ↓
- 212** 画像の取得 (Acquisition of image) - Process node (rectangle).
- ↓
- 213** 終了 (End) - End node (rounded rectangle).

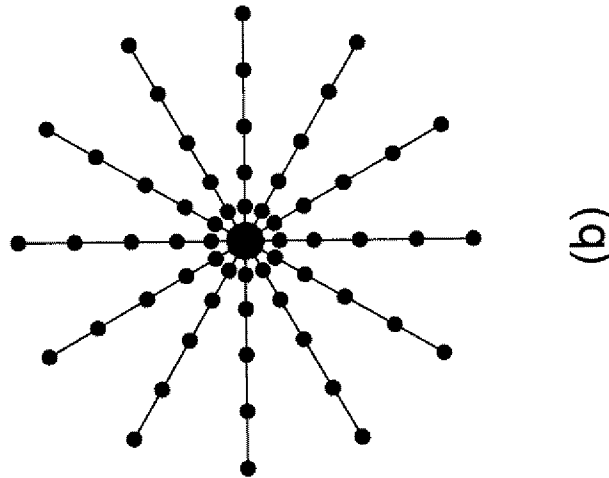
[図3]



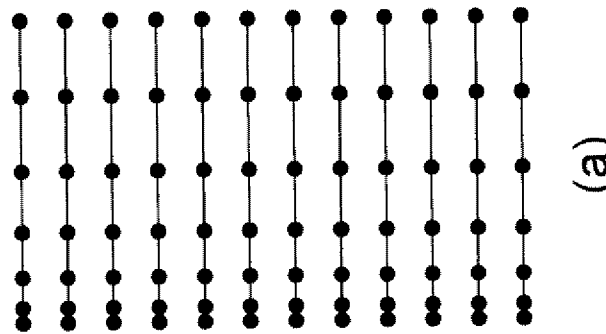
[図4]



(c)

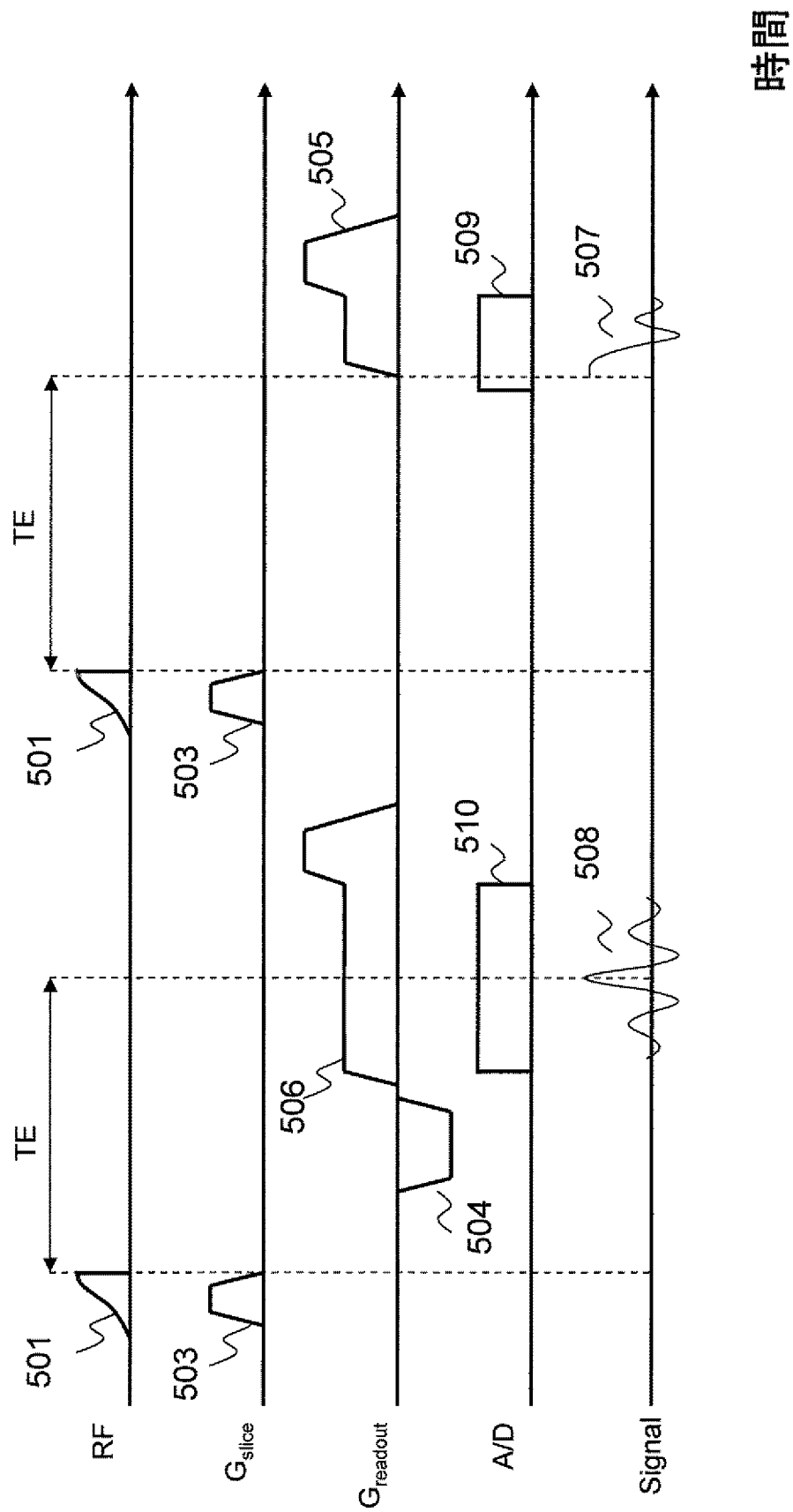


(b)

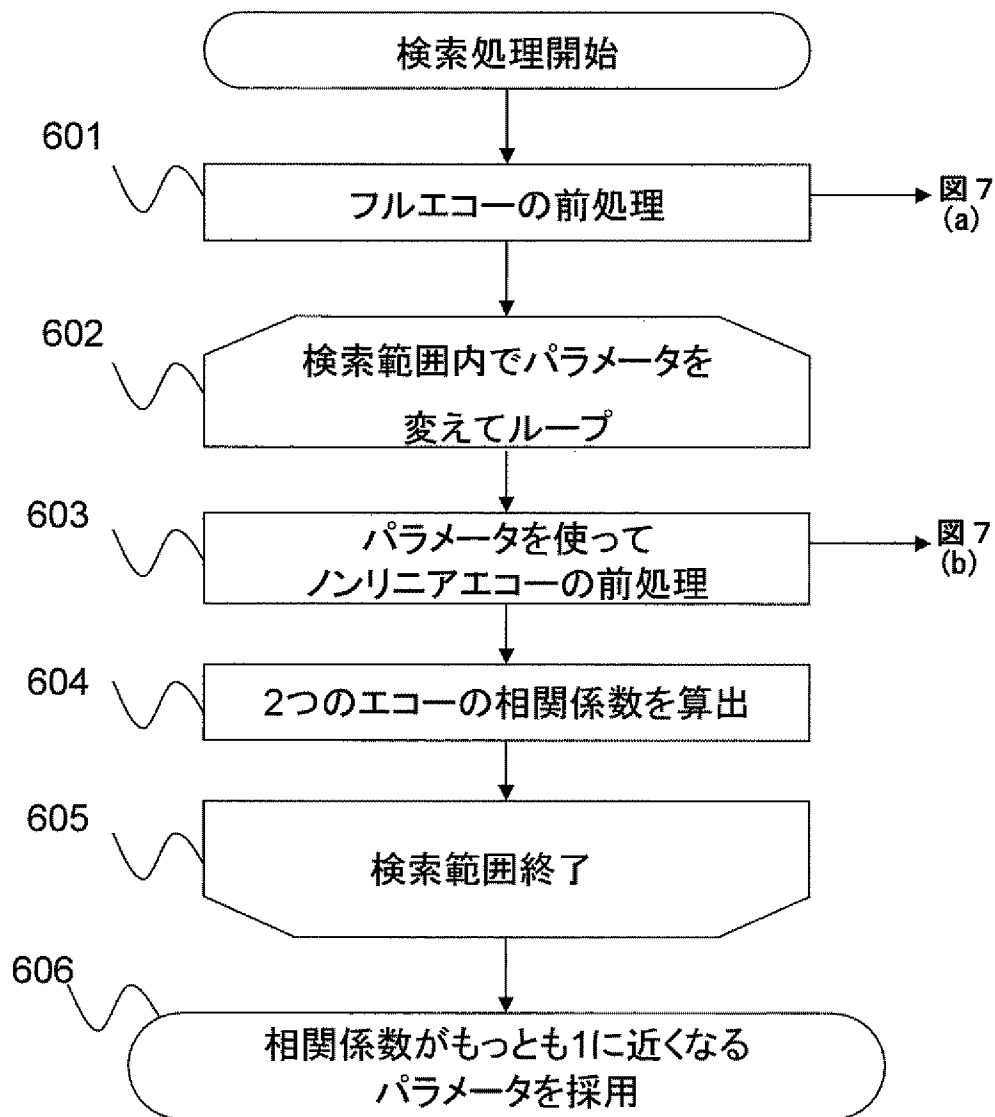


(a)

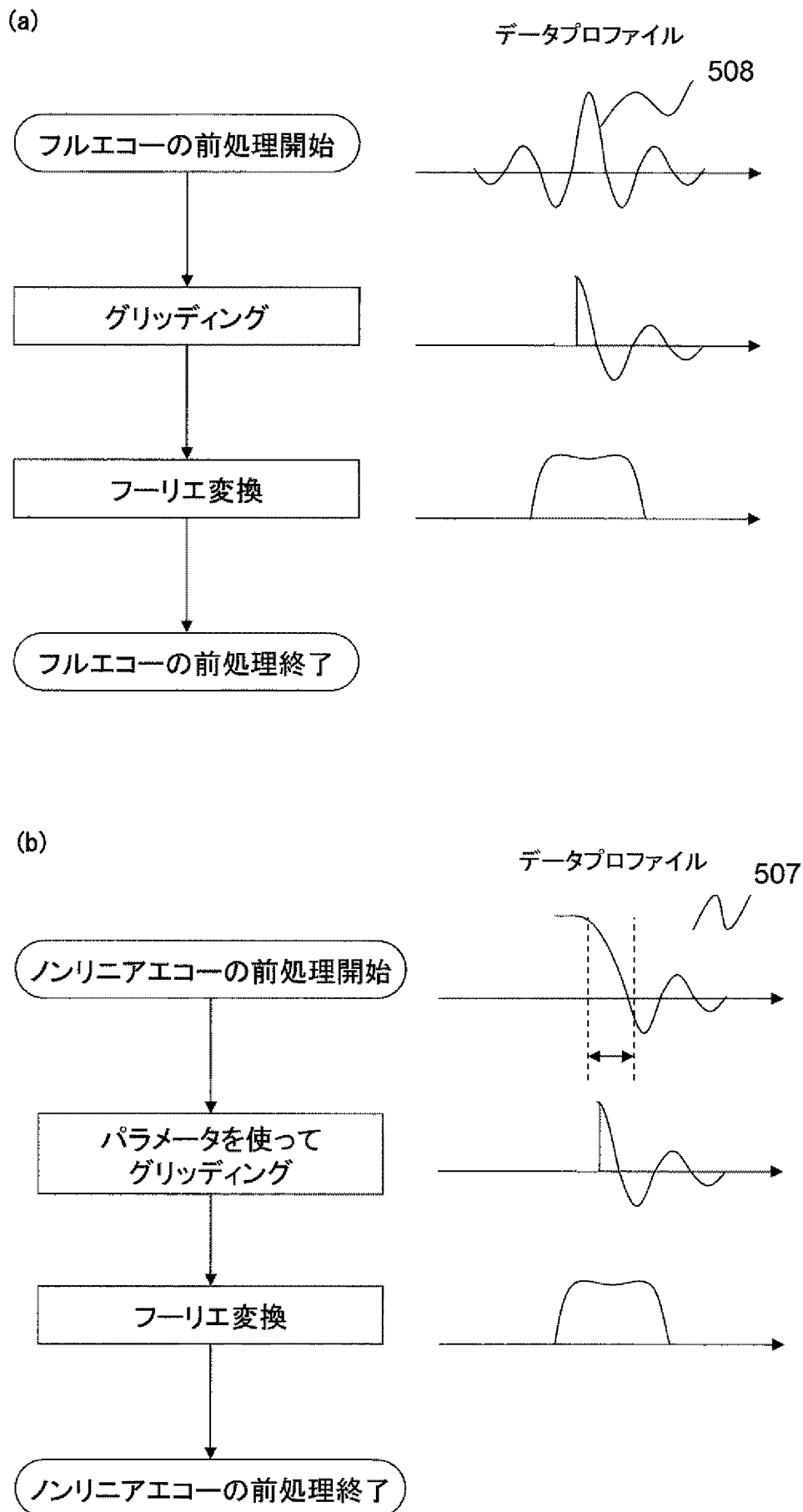
[図5]



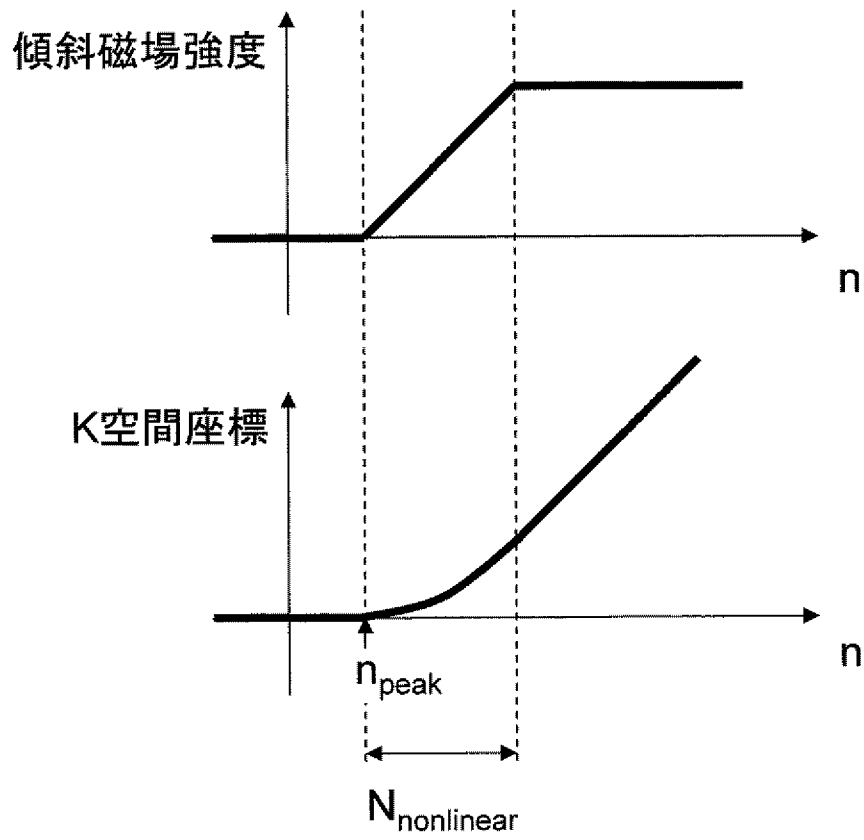
[図6]



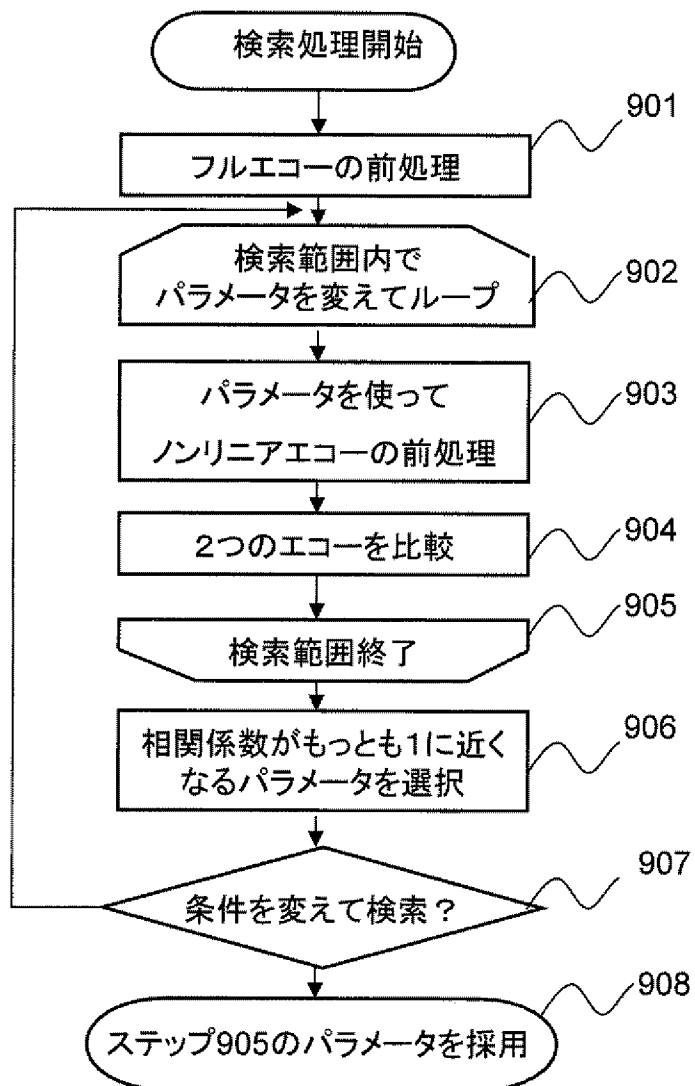
[図7]



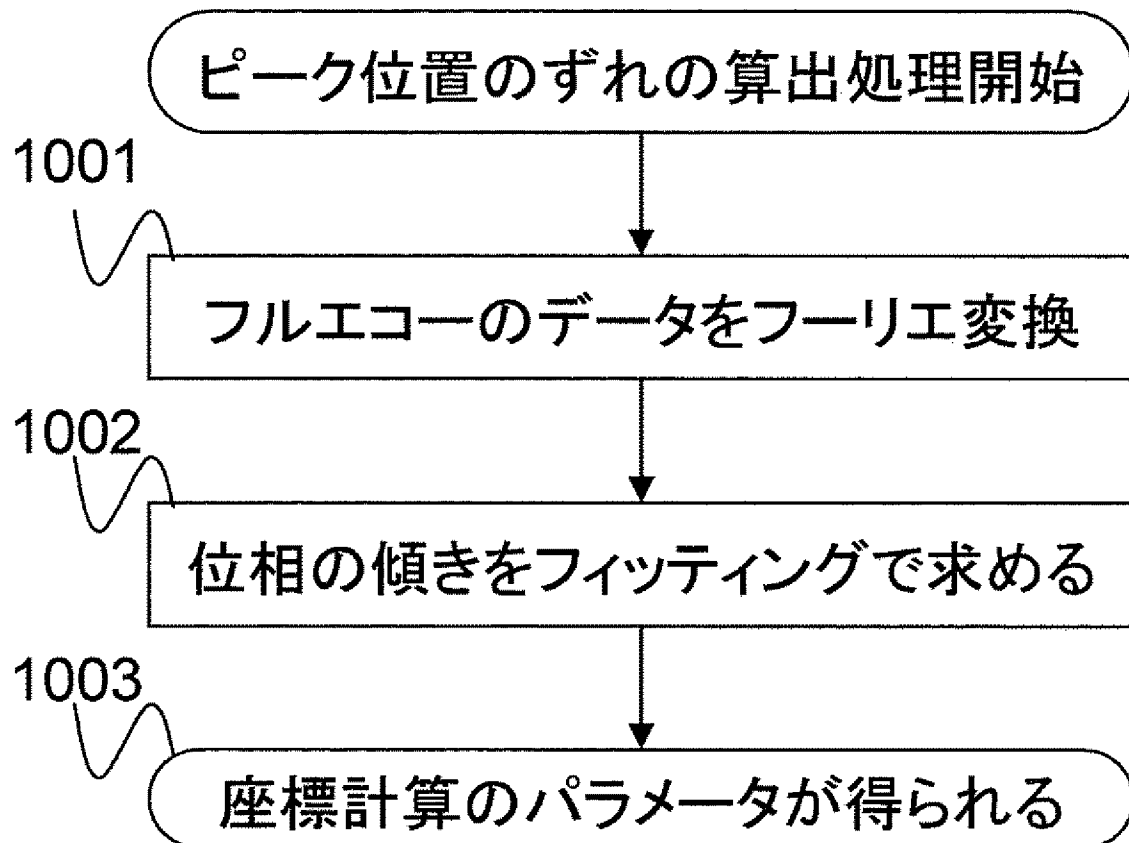
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/071290

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01)i, G01R33/48(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, G01R33/48

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)

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	A.Lu, B.L.Daniel, K.B.Pauly, "Improvements in R2* Mapping During In Vivo Cryoablation",	1-3, 9-12,
A	Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 2006, 2006.05.12, #1424	14-16, 18-19
		4-8, 13, 17
Y	WO 2008/152937 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 December 2008 (18.12.2008), paragraphs [0050], [0083], [0101] to [0116]; fig. 8, 13 (Family: none)	1-3, 9-12,
		14-16, 18-19



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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

25 January, 2010 (25.01.10)

Date of mailing of the international search report

02 February, 2010 (02.02.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055 (2006.01)i, G01R33/48 (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 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/48

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 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)

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	A. Lu, B. L. Daniel, K. B. Pauly, "Improvements in R2* Mapping During In Vivo Cryoablation", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 2006, 2006.05.12, #1424	1-3, 9-12, 14-16, 18-19
A		4-8, 13, 17
Y	W0 2008/152937 A1 (株式会社 日立メディコ) 2008.12.18, 【0 0 5 0】、【0 0 8 3】、【0 1 0 1】 - 【0 1 1 6】及び図8, 13 (ファミリーなし)	1-3, 9-12, 14-16, 18-19

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 5 . 0 1 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 2 . 0 2 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

谷 垣 圭二

2 Q

3 8 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2