

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成27年8月20日(2015.8.20)

【公開番号】特開2014-14400(P2014-14400A)

【公開日】平成26年1月30日(2014.1.30)

【年通号数】公開・登録公報2014-005

【出願番号】特願2012-151957(P2012-151957)

【国際特許分類】

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

【F I】

A 6 1 B 5/05 3 1 2

A 6 1 B 5/05 3 8 0

【手続補正書】

【提出日】平成27年6月29日(2015.6.29)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置及びFSE撮像方法

【技術分野】

【0001】

この発明は、高速スピンエコー法に基づくパルスシーケンスを搭載した磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)において、1回のRF励起後に連続して収集されるエコー毎に含まれる誤差磁場の影響を排除する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置では、撮像対象や画像種に対応して種々のパルスシーケンスが用いられている。それらパルスシーケンスのうち高速スピンエコー法(FSE法)と呼ばれるパルスシーケンス(FSEシーケンス)は、その撮像時間の短さと撮像可能な画像種の多様さのため広く用いられている。

【0003】

FSE法では、90°RFパルスによるスピンの励起後に、励起したスピンを複数の180°RFパルスを用いて繰り返し反転することで複数のスピンエコーを得る。1回の励起後に収集されるエコー群をエコートレイン(ETL)といい、マルチショットの励起回数をショット数(Shot)という。これらエコーを発生させるためのRFパルスと、エコーをエンコードする傾斜磁場パルスには高度で正確な制御が要求される。FSE法を実現するためのソフトウェアであるパルスシーケンスには、理想的なRFパルスと傾斜磁場パルスの強度及びタイミングが記述されている。しかし実際にハードウェアによって発生される傾斜磁場パルス及びRFパルスには誤差が生じるため、理想通りのパルスシーケンスを静磁場空間内で実現することは難しい。このため各エコーは磁場誤差を含むこととなり、それを用いた画像にはアーチファクトを生じる。

【0004】

この問題については種々の改善策が提案されている。例えば非特許文献1や特許文献1には、プリスキャンによってリファレンスデータを取得し、その結果を用いてパルスシーケンスを調整することで、エコーデータ自体を可能なかぎり理想に近い状態で収集する方法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平7-163544号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】R.Scott Hinks etc., "Fast Spin Echo Prescan for Artifact Reduction", Soc. Magn. Reson. Abstract, 1995; 3: 634

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述のようなパルスシーケンス自体を調整する技術では、エコートレインの全エコーに一定の誤差が生じていることを前提として一様な調整を行うため、例えば、エコートレイン内のエコー毎に異なる誤差が生じている場合には対応することができない。また精度良い調整を行うためには、プリスキンを繰り返す必要があり撮像時間の延長を招くことになる。

【0008】

本発明は、エコートレイン内の各エコーの誤差を極力回避して、k空間データの不連続性により再構成画像に生じるアーチファクトを低減することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため本発明は、FSEシーケンスのエコートレイン内のエコーに、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードとするように、位相エンコードの順序を設定し、FSEシーケンスのエコートレインの各エコーを、それぞれ設定された位相エンコードの順序で計測する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、エコートレイン内の各エコーの誤差を極力回避して、k空間データの不連続性により再構成画像に生じるアーチファクトを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図

【図2】本発明のMRI装置で実行されるFSE法の基本的なパルスシーケンスを示す図

【図3】本発明のMRI装置が対象とする位相誤差を説明する図で、(a)はエコー毎の位相誤差がない状態、(b)は位相誤差が生じている状態を示し、それぞれ、右側の図はk空間データ、左側の図はk空間データを周波数方向にフーリエ変換した後のデータを示す。

【図4】第一実施形態のk空間へのデータ充填の順番を示す図であり、(a)はETL=6でShot=8のセントリックオーダーの場合におけるk空間へのデータ充填の順番(従来例)を示し、(b)は第一実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合におけるk空間へのデータ充填の順番を示す。

【図5】第一実施形態のセントリックオーダーを実現するFSEシーケンスのパルスシーケンス形状を示す。(a)(Centric)は、図4(a)の従来例に対応する位相エンコード傾斜磁場(Gp)の印加パターンを示し、(b)(Mod.Centric)は、図4(b)の第一実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合に対応する位相エンコード傾斜磁場(Gp)の印加パターンを示す。

【図6】第一実施形態の機能ブロック図。

【図7】第一実施形態の演算処理部(CPU)の処理手順を示すフロー図。

【図8】第一実施形態の効果を示す一例であり、k空間データを周波数エンコード方向にフーリエ変換して得た位相像であり、(a)は従来例(Centric)の場合を示し、(b)は第一実施形態(Mod.Centric)の場合を示す。

【図 9】第二実施形態のETL = 6でShot = 8のセントリックオーダーの場合におけるk空間へのデータ充填の順番を示す図であり、(a)は正順位相エンコードのエコートレインを示し、(b)は逆順位相エンコードのエコートレインを示す。

【図 10】第二実施形態の効果を示す一例であり、k空間データを周波数エンコード方向にフーリエ変換して得た位相像であり、(a)は正順位相エンコードの場合の位相像を示し、(b)は逆順位相エンコードの場合の位相像を示す。

【図 11】第二実施形態の画像空間での複素加算の場合を示す図。

【図 12】第一実施形態と第二実施形態の両方で適用可能な、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合の変形例であり、(a)は、奇数番目のショットと偶数番目のショットとの間で、2つ毎に隣接する（つまりペア内の）エコーのエンコード順序を入れ替える例を示し、(b)はさらに、隣接するペア間で、ペア内の位相エンコード順序を入れ替える例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。まず本発明が適用されるMRI装置の概要とこのMRI装置で実行される高速スピンエコー法のパルスシーケンスを、図1及び図2を参照して説明する。

【0013】

図1に示すMRI装置は、主な構成として、静磁場発生磁気回路2と、傾斜磁場発生部3と、送信部5と、受信部6と、信号処理部7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8と、操作部(ユーザーインターフェイス部)9とを備えている。

【0014】

静磁場発生磁気回路2は、被検体1が置かれる空間に均一な静磁場を発生させるもので、図示していないが永久磁石方式又は常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。静磁場の向きによって、被検体の体軸と平行な水平磁場方式、体軸と直交する垂直磁場方式がある。

【0015】

傾斜磁場発生部3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル31と、それぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源32とから成り、シーケンサ4から命令にしたがってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源32を駆動することにより、任意の三軸方向の傾斜磁場Gs、Gp、Gfを被検体1に印加することができる。この傾斜磁場の加え方により、被検体1に対するスライス面を設定することができ、またエコー信号をエンコードし位置情報を付与する。

【0016】

送信部5は、シーケンサ4から送出される高周波磁場パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射するもので、高周波発振器51と、変調器52と、高周波増幅器53と、送信側の高周波コイル54とを備え、高周波発振器51から出力された高周波パルスを高周波増幅器53で増幅した後被検体1に近接して配置された送信側の高周波コイル54に供給することにより、電磁波(高周波信号)が被検体1に照射されるようになっている。

【0017】

受信部6は、被検体1の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル61と、増幅器62と、直交位相検波器63と、A/D変換器64とを備え、送信側の高周波コイル54から照射された電磁波による被検体1の応答の電磁波(NMR信号)を被検体1に近接して配置された受信側の高周波コイル61で検出し、増幅器62及び直交位相検波器63を介してA/D変換器64に入力してデジタル量に変換し、さらにシーケンサ4からの命令によるタイミングで直交位相検波器63によりサンプリングされた二系列の収集データとし、信号処理部7に送る。

【0018】

信号処理部7は、受信部6で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行うと共に画像表示をするもので、エコー信号についてフーリエ変換、補正係数計算、画像再構成等の

処理及びシーケンサ4の制御を行うCPU(演算処理部)8と、メモリ部と、データ格納部と、ディスプレイ75とを備えている。メモリ部は、経時的な画像解析処理及び計測を行うプログラムやその実行において用いる不変のパラメータなどを記憶するROM(読み出し専用メモリ)71と、前計測で得た計測パラメータや受信部6で検出したエコー信号、及び関心領域設定に用いる画像を一時保管すると共にその関心領域を設定するためのパラメータなどを記憶するRAM(随時書き込み読み出しメモリ)72などから成る。データ格納部は、CPU8で再構成された画像データを記録するもので、例えば光ディスク73や磁気ディスク74などを備える。ディスプレイ75は、光ディスク73又は磁気ディスク74から読み出した画像データを映像化して断層像として表示する。

#### 【0019】

シーケンサ(計測制御部)4は、撮像に必要な高周波磁場パルスや傾斜磁場パルスを所定のパルスシーケンスに従って印加する制御手段であり、CPU8の制御で動作し、MR画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信部5、傾斜磁場発生部3及び受信部6に送るようになっている。また、操作部9は、信号処理部7が行う処理の制御情報を入力するためのユーザーインターフェイス部であり、トラックボール91、キーボード92等の入力手段や表示手段を備えている。信号処理部7に備えられたディスプレイが操作部9の表示手段を兼ねることができる。

#### 【0020】

(本発明に係るパルスシーケンス)

次に、このMRI装置が実行するパルスシーケンスについて説明する。パルスシーケンスには撮像法に応じて多種のパルスシーケンスがあり、プログラムとして磁気ディスク74に記憶されており、撮像に際し、磁気ディスク74に記憶されたパラメータやユーザーが設定したパラメータとともにシーケンサ4に読みだされて実行される。本実施形態では、そのようなパルスシーケンスの一つとしてFSE法のパルスシーケンスが実行される。

#### 【0021】

図2に、FSE法の基本的な2Dパルスシーケンスを示す。このパルスシーケンスでは、図示するように、検査対象内の所定の核スピン、通常プロトンを励起するRFパルス201を印加する。RFパルス201のフリップ角は例えば90°であり、以下では励起RFパルス或いは90°RFパルスという。この90°RFパルス201を印加した後、エコー時間TEに対しTE/2のタイミングで励起スピンを反転させるRFパルス202を印加する。このRFパルス202は反転パルス或いは180°RFパルスと呼ばれる。180°RFパルス印加後、時間TE/2が経過した時点でエコーecho1を収集する。以下、同一の時間間隔ITE(=TE)で180°RFパルスを印加し、180°RFパルス間でエコーecho2、echo3・・・を計測する。なお図2では、代表的に3つの180°RFパルスを示しているが、180°RFパルスの数はスピンの横緩和内で任意に設定することができ、1回の励起RFパルス後に全位相エンコードのエコーを計測(シングルショット)することもできるし、励起を繰り返し、全位相エンコードのエコーを複数回の励起で計測(マルチショット)することも可能である。

#### 【0022】

また図2のパルスシーケンスでは、傾斜磁場として、RFパルス201、202の印加時にスライスを選択する傾斜磁場Gs210が印加され、エコー計測時に周波数エンコード方向の傾斜磁場Gf230が印加される。さらに各エコーを位相エンコードする傾斜磁場Gp220とリフェーズのための傾斜磁場Gp221が印加される。3D撮像の場合には、スライス方向にも位相エンコードする傾斜磁場とリフェーズする傾斜磁場が印加される。またk空間を放射状にスキャンするラジアルスキャンでは、位相エンコード方向の傾斜磁場と周波数エンコード方向の傾斜磁場とが組み合わせられて、エコーのエンコードと読出しとが行われる。

#### 【0023】

その他、図2には示していないが、90°RFパルスの前に特定のスピン、例えば脂肪組織のスピンを飽和させるプリパルスや反転させるIRパルスなどを追加することも可能である。

#### 【0024】

このようなパルスシーケンスの実行によって計測されたエコー(サンプリングデータ)をメモリ空間に並べたものがk空間データとなる。説明を簡単にするために、図2に示す2Dパルスシーケンスで説明すると、k空間は横軸を周波数エンコード方向、縦軸を位相エンコード方向とする二次元平面であり、パルスシーケンスにおいてエコー毎に付与される位相エンコード量、即ち印加される位相エンコード傾斜磁場の強度がk空間における配置順序を決定する。図2に示すパルスシーケンスでは、配置順序はセントリックオーダーであり、RF励起後の1番目のエコーから順に位相エンコード量が所定の増量分ずつ増加する。これによりエコーはk空間の中心から順に高空間周波領域(以下、高域と略記する)に向かって配置される。本発明のMRI装置は、このk空間の配置順序、それ故エコートレインの各エコーに印加する傾斜磁場の印加ステップを調整することを特徴としている。

【0025】

以上説明したMRI装置の構成とそれが実行するパルスシーケンスを踏まえて、本発明の各実施形態を説明する。

【0026】

<<第一実施形態>>

最初に本発明のMRI装置およびFSE撮像方法の第一の実施形態を説明する。本実施形態は、FSEシーケンスのエコートレイン内のエコーに、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードとするように、位相エンコードの順序を設定する。以下、本実施形態を詳細に説明する。

【0027】

(誤差磁場について)

まず本実施形態のMRI装置が対象とするエコーの磁場誤差について説明する。

【0028】

図2に示したようなパルスシーケンスにおいて、180°RFパルスの反転毎に収集される各エコーは、90°RFパルス印加を起点とした計測タイミングや、180°RFパルスの反転回数が異なることからエコー毎に異なる誤差を含むことになる。この誤差には、計測前までのパルスシーケンスで蓄積された傾斜磁場パルス及びRFパルスの印加量誤差や、渦電流による不要磁場に起因する誤差などを含む。通常エコーは周波数エンコード傾斜磁場の中心で強度が最大となるように制御され、これらエコーを配置したk空間では、図3(a)の左図に示すように、k空間の周波数エンコード方向の中心にエコーピークが並ぶ。このようなk空間データを周波数エンコード方向にフーリエ変換して位相情報に変換すると、図3(a)の右図に示すように、位相はk空間全体に亘って均一な位相となる。

【0029】

しかし、エコーに上述したような誤差があると、周波数エンコード傾斜磁場に対するエコーピークの位置が異なり、k空間データは、図3(b)に示すようにエコーピークが周波数エンコード方向の中心からずれたエコーを含むことになる。このようなk空間データを周波数エンコード方向にフーリエ変換すると、エコーによって位相の傾きが異なり、エコー間に不連続性を生じる。各エコーの位相誤差は、一般式(1)で表わすことができる。

[数1]

$$= \phi_0 + \phi_1 r + \phi_2 r^2 + \dots$$

式中、rは傾斜磁場中心からの距離、 $\phi_0$ は位置に依存しない位相誤差(0次誤差)、 $\phi_1 r$ は位置に一次依存する位相誤差、 $\phi_2 r^2$ は位置に二次依存する位相誤差である。

【0030】

このうち0次の誤差即ちオフセット的に乗る誤差については、パルスシーケンスの調整により除去することが比較的容易であるが、2番目以降のエコーに生じ、蓄積していく誤差はパルスシーケンスの調整だけでは容易に解決できない。

【0031】

本実施形態は、エコー毎に蓄積され、エコーによって異なる誤差や、撮像対象の撮像空間における位置に依存して生じる誤差を対象とし、k空間へのエコー配置順序を制御して誤差を低減することにより、実質的に誤差を除去した状態と同様の効果を得る。

## 【 0 0 3 2 】

(本実施形態のエコー配置順序)

次に、本実施形態の、FSEシーケンスを用いてエコーを計測する際に、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する方法を、図4、5を用いて具体的に説明する。

## 【 0 0 3 3 】

FSEシーケンスは複数のエコーを連続して計測するが、その際に各位相エンコードのエコーの計測順序を任意に設定できる。代表的な計測順序としては、k空間の中心から高域側に向かう計測順序のセントリックオーダーと、k空間の一方の高域から中心を経由して他方の高域に向かう計測順序のシーケンシャルオーダーがある。

## 【 0 0 3 4 】

図4(a)にETL = 6でShot = 8のセントリックオーダーの場合におけるk空間へのデータ充填の順番の従来例を示す。1, 2, 3, ...の数字はエコートレインの何番目のエコーかを示している。本実施形態では、k空間の位相エンコード方向の正側領域と負側領域(つまり、ゼロ位相エンコードを挟む一方の領域と他方の領域)のデータを異なるショットでそれぞれ取得するセントリックオーダーとする。なお、図4(a)の例は、k空間を位相エンコード方向に $6 \times 2 = 12$ のセグメントに分割して、各セグメントの1つのエコーを1回のショットで計測し、ショット毎に各セグメントで計測するエコーを変えるセグメント計測を行う例でもある。

## 【 0 0 3 5 】

セントリックオーダーにおいて、本実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合には、1回のショット(励起)で計測するエコーの中で、隣接する2つのエコーをペアにして、これらのエコーの位相エンコードを連続にする。したがってk空間を位相エンコード方向に分割する分割数(セグメント数)は半分(つまりETLと同じ数)になる。図4(a)のETL = 6でShot = 8のセントリックオーダーにおいて、本実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合を図4(b)に示す。この場合には、計測する6つのエコーのうちの、1番目と2番目のエコーをペアにして位相エンコードを連続(第1ショットでは位相エンコードは17, 18となる)にし、3番目と4番目のエコーをペアにして位相エンコードを連続(第1ショットでは位相エンコードは10, 9となる)にし、5番目と6番目のエコーをペアにして位相エンコードを連続(第1ショットでは位相エンコードは1, 2となる)にする。また、セグメント数を $12/2 = 6$ と半分にする。

## 【 0 0 3 6 】

さらに、図12に、本実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合の変形例を示す。図4(a)は、FSEシーケンスの奇数番目のショットと偶数番目のショットとの間で、2つ毎に隣接する(つまりペア内の)エコーのエンコード順序を入れ替える例であり、図4(b)は、図4(a)の例に加えてさらに、隣接するペア間で、ペア内の位相エンコード順序を入れ替える例を示す。換言すれば、図4(b)の例は、隣接するペア間で、ペア内の位相エンコードの増減方向を入れ替える例である。

## 【 0 0 3 7 】

シーケンシャルオーダーにおいても、セントリックオーダーと同様に、2つ毎に隣接するエコーに連続する位相エンコードを付与することができる。このように、一つのエコートレイン内で、k空間上で2つ毎に隣接するエコー対を複数取得する。

## 【 0 0 3 8 】

なお、ETLが奇数の場合には、最後の1つのエコーを除く他の偶数個のエコーに対して、2つ毎に隣接するエコーに連続する位相エンコードを付与する。

## 【 0 0 3 9 】

(本実施形態のFSEシーケンス形状)

図4のセントリックオーダーを実現するFSEシーケンスのパルスシーケンス形状を図5に示す。図5(a)(Centric)は、図4(a)の従来例に対応する、位相エンコード傾斜磁場(Gp)の印加パターンであり、図5(b)(Mod. Centric)は、図4(b)の本実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合に対応する、位相エンコード傾斜磁場(G

p)の印加パターンである。図5に示すように、従来例(図5(a))と比較して、本実施形態(図5(b))では、位相エンコード傾斜磁場として2つ毎に非常に近い強度のパルスが連続することが理解される。この効果によって、本実施形態の2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する場合(図5(b))には、誤差磁場を相殺できることになる。なお、RFパルス(RF)、スライス傾斜磁場(Gs)、及び周波数エンコード傾斜磁場(Gr)は、従来例(図5(a))と本実施形態の例(図5(b))とで共通である。

#### 【0040】

(各機能の説明)

本実施形態のFSE撮像方法を実現するためのCPU8の各機能を、図6の機能ブロック図を用いて説明する。本第一実施形態のCPU8は、FSEシーケンス設定部601と、位相エンコード順序設定部602と、FSEシーケンス生成部603と、画像再構成部604と、を有してなる。

#### 【0041】

FSEシーケンス設定部601は、計測順序(シーケンシャルオーダーかセントリックオーダーか)を含む撮像条件に基づいて、FSEシーケンスのETLとショット(Shot)数を算出する。そして、k空間を位相エンコード方向に分割するセグメント数をETLと同じ数とするセグメント計測を設定する。

#### 【0042】

位相エンコード順序設定部602は、FSEシーケンス設定部601で設定された計測順序と算出されたETLとに基づいて、1回のショット(励起)で計測されるエコー(つまりエコートレイン内のエコー)に、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードとするように、位相エンコードの順序を設定する。具体的には、1番目のエコーから順に2つずつを対にして、各対のエコーに連続する位相エンコードを設定する。

#### 【0043】

FSEシーケンス生成部603は、設定された計測順序と、算出されたETL及びショット数と、設定されたエコートレイン内の各エコーの位相エンコードと、に基づいて、FSEシーケンスの制御データを生成し、生成した制御データをシーケンサ4に通知する。

#### 【0044】

画像再構成部604は、シーケンサ4から通知された各位相エンコードのエコーデータを、k空間の対応する位相エンコードの位置に充填し、充填が完了した(つまり、エコーの計測が終了した)k空間データをフーリエ変換して画像化し、その画像をディスプレイ75に表示する。

#### 【0045】

(処理フローの説明)

次に、上記各機能部が連携して行なう本実施形態の処理フローを図7に示すフローチャートに基づいて説明する。本処理フローは、予めプログラムとして磁気ディスク73に記憶されており、CPU8が磁気ディスク73からそのプログラムを読み込んで実行することにより実施される。本実施形態では、k空間への配置順序がセントリックオーダーである場合を基本とし、各エコーの位相特性を考慮した配置順序の制御を行う。以下、各処理ステップの処理内容を詳細に説明する。

#### 【0046】

ステップS701で、操作者により、操作部9を介して、撮像方法としてFSE法のパルスシーケンスが選択され、その計測順序(シーケンシャルオーダーかセントリックオーダーか)を含む撮像条件が入力されると、FSEシーケンス設定部601は、FSEシーケンスのETLとショット(Shot)数を算出し、ETLと同じ数のセグメント数のセグメント計測を設定する。

#### 【0047】

ステップS702で、位相エンコード順序設定部602は、ステップS701で設定された計測順序と算出されたETLとに基づいて、エコートレイン内のエコーに、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードとするように各エコーの位相エンコード順を設定する。

#### 【0048】

ステップS703で、FSEシーケンス生成部603は、ステップS701で設定された計測順序と算

出されたETL及びショット数と、ステップS702で設定されたエコートレイン内の各エコーの位相エンコードと、に基づいて、FSEシーケンスの制御データを生成し、生成した制御データをシーケンサ4に通知する。

【0049】

ステップS704で、シーケンサ4は、ステップS703で生成されたFSEシーケンスの制御データに基づいて、FSEシーケンスを用いて、エコートレインの各エコーをそれぞれ設定された位相エンコードで計測を行い、計測したエコーを画像再構成部604に通知する。

【0050】

ステップS705で、画像再構成部604は、ステップS704で計測された各位相エンコードのエコーデータを、k空間に充填し、k空間データをフーリエ変換して画像化し、その画像をディスプレイ75に表示する。

以上までが本実施形態の処理フローの説明である。

【0051】

本実施形態の効果を示す一例として、上記ステップS705で得られるk空間データを周波数エンコード方向にフーリエ変換して得た位相像を図8に示す。図8(a)は従来例(Centric)の場合を示し、図8(b)は本実施形態(Mod Centric)の場合を示す。それぞれ、矢印で挟まれる位置での位相エンコード方向の直線に沿うプロファイルを示してある。図8(a)の従来例では、セグメント領域毎に位相に大きな段差が生じているが、図8(b)の本実施形態(Mod Centric)の場合では、このようなセグメント間での大きな位相段差が生じていないことが示されている。つまり、本実施形態の位相像には、誤差磁場の影響が相殺できていることが理解される。

【0052】

以上説明したように、本実施形態は、FSEシーケンスを用いてエコートレイン内のエコーを計測する際に、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する。その結果、位相エンコード傾斜磁場として非常に近い強度のパルスが連続することになり、誤差磁場を相殺できることになる。従って、エコートレイン内の各エコーの誤差を極力回避して、k空間データの不連続性により再構成画像に生じるアーチファクトを低減することができる。

【0053】

<< 第二実施形態の >>

次に本発明のMRI装置およびFSE撮像方法の第二の実施形態を説明する。本実施形態は、前述の第一の実施形態で説明した、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測して得たデータと、連続する位相エンコードの順序を逆にして得たデータとを、複素加算することで、前述の第一の実施形態よりもさらに誤差磁場の影響を低減する。以下、本実施形態を詳細に説明する。

【0054】

(本実施形態のエコー配置順序)

図8の位相像に示したように、前述の第一の実施形態で説明した2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測するだけでは、偶数エコーの位相と奇数エコーの位相との間に細かい段差が生じてしまう場合がある。これは、偶数エコーと奇数エコーとの間で僅かに誤差磁場の影響が異なることによる。

【0055】

このような、偶数エコーと奇数エコーとの間の僅かに異なる誤差磁場の影響に基づく位相段差を除去するために、本実施形態では、2つ毎に隣接するエコーを連続する正順位相エンコードで計測されたデータと、2つ毎に連続する位相エンコードの順序を逆にした逆順位相エンコードで計測されたデータとを、複素加算することで、偶数エコーと奇数エコーとの間の位相段差を除去する。

【0056】

なおデータの複素加算は、k空間データ同士の複素加算でもよいし、それぞれのk空間データを画像化した後に、画像データ同士の複素加算でもよい。例えば、図9のETL = 6でSho



$t=8$ のセントリックオーダーの場合に示すように、[エコー番号(位相エンコード)]とすると、図9(a)に示すように、正順位相エンコードのエコートレインを、

正順エコートレイン：[1(18)-2(17)] - [3(10)-4(9)] - [5(2)-6(1)]

とし、図9(b)に示すように、逆順位相エンコードのエコートレインを、

逆順エコートレイン：[1(17)-2(18)] - [3(9)-4(10)] - [5(1)-6(2)]

とすることができる。

【0057】

つまり、同じ位相エンコードのエコーデータが、偶数番目に計測されものと奇数番目に計測されたものになり、それぞれ位相段差の生じ方が逆になるので、両データを $k$ 空間で複素加算すると、加算データにおいては位相段差が除去されることになる。一方、画像空間でデータの複素加算を行う場合には、正順エコートレインの画像に生じるアーチファクトの位相と、逆順エコートレインの画像に生じるアーチファクトの位相と、が逆になるので、複素加算後の画像データにおいてはアーチファクトが除去されることになる。

【0058】

なお、本実施形態でも、前述第一の実施形態で説明した図12に示した、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測する2つの変形例のいずれも適用可能である。つまり、図12(a)(b)に示した位相エンコード順序の例を正順位相エンコードとすると、それぞれの位相エンコード順序を逆にしたものを逆順位相エンコードとすればよい。

【0059】

(本実施形態のFSEシーケンス形状)

本実施形態のFSEシーケンスは、基本的には図5(b)(Mod.Centric)に示したパルスシーケンス形状と同じなので詳細な説明は省略するが、位相エンコード傾斜磁場の印加パターンは、図5(b)(Mod.Centric)に示した印加パターンを正順エコートレイン用としたものと、この印加パターンを逆にして、2つ毎に隣接する2つの位相エンコード傾斜磁場の間で印加パターンを逆に(交換)して逆順エコートレイン用としたものになる。

【0060】

(各機能の説明)

本実施形態のFSE撮像方法を実現するためのCPU8の各機能を説明する。本第二の実施形態のCPU8は前述の第一の実施形態と同じ各機能部を有するが、各機能の処理内容が異なる。以下、前述の第一の実施形態と異なる箇所のみを説明し、同一箇所の説明は省略する。

【0061】

FSEシーケンス設定部601は、前述の第一の実施形態で説明した処理と同じなので説明を省略する。

【0062】

位相エンコード順序設定部602は、FSEシーケンス設定部601で設定された計測順序(シーケンシャルオーダーかセントリックオーダーか)と算出されたETLとに基づいて、1ショットで計測されるエコー(つまりエコートレイン内のエコー)に、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードとするように、1番目のエコーから2つずつを対にする。そして、各対のエコーに連続する正順位相エンコードを付与する計測と、各対のエコーに連続する逆順位相エンコードを付与する計測と、を行うように、各エコーの位相エンコードの順序を設定する。

【0063】

FSEシーケンス生成部603は、設定された計測順序と算出されたETL及びショット数と、設定されたエコートレイン内の各エコーの位相エンコードと、に基づいて、正順位相エンコードの計測と逆順位相エンコードの計測とについてのFSEシーケンスの制御データをそれぞれ生成し、生成した制御データをシーケンサ4に通知する。

【0064】

画像再構成部604は、正順位相エンコードで計測されたデータと、逆順位相エンコードで計測されたデータとを、複素加算する。具体的には、計測された各回の各位相エンコードのエコーデータを、各回に対応する $k$ 空間の対応する位相エンコードの位置に充填し、

充填が完了した(つまり、エコーの計測が終了した)ら、k空間データの複素加算を行う場合は、各回のk空間データを加算平均する。そして、加算平均後のk空間データをフーリエ変換して画像化し、その画像をディスプレイ75に表示する。画像空間で複素加算する場合には、各回のk空間データをそれぞれフーリエ変換して画像化し、各回の画像データの加算平均を求め、加算平均後の画像をディスプレイ75に表示する。

【0065】

(処理フローの説明)

次に、上述の各機能が連携して行う本第二の実施形態の処理フローを説明する。本第二の実施形態の処理フローは、前述の第一の実施形態の処理フローと同様であるが、各ステップの処理内容が異なる。以下、前述の第一の実施形態と異なる処理内容のみ説明し、同一の処理内容については説明を省略する。ただし、第二の実施形態の処理ステップであることを明確にするために、ステップ番号に「CASE<sup>2</sup>」をつけて表す。

【0066】

ステップS701<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で、前述のステップS701の処理と同じなので説明を省略する。

【0067】

ステップS702<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で、前述のステップS702の処理を正順位相エンコードでの計測として設定とし、さらに加えて、逆順位相エンコードでの計測として各対のエコーを連続する逆順位相エンコードで行うよう、各エコーの位相エンコードを設定する。

【0068】

ステップS703<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で、FSEシーケンス生成部603は、ステップS701<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で設定された計測順序と算出されたETL及びショット数と、ステップS702<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で設定された、正順位相エンコードでの計測と逆順位相エンコードでの計測におけるエコートレイン内の各エコーの位相エンコードと、に基づいて、各FSEシーケンスの制御データを生成し、生成した制御データをシーケンサ4に通知する。

【0069】

ステップS704<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で、シーケンサ4は、ステップS703<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で生成されたFSEシーケンスの制御データに基づいて、正順位相エンコードのFSEシーケンスと逆順位相エンコードとを用いた計測をそれぞれ行い、計測したエコーを画像再構成部604に通知する。

【0070】

ステップS705<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で、画像再構成部604は、ステップS703<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で正順位相エンコードと逆順位相エンコードで計測された各位相エンコードのエコーデータを、それぞれ正順位相エンコード用のk空間と逆順位相エンコード用のk空間に充填する。そして、k空間で複素加算する場合には、各k空間データを加算平均し、加算平均後のk空間データをフーリエ変換して画像化し、その画像をディスプレイ75に表示する。或いは、画像空間で複素加算する場合は、各k空間データをそれぞれフーリエ変換して画像化し、各画像データの加算平均を求め、加算平均画像をディスプレイ75に表示する。

以上までが本実施形態の処理フローの説明である。

【0071】

本実施形態の効果を示す一例として、上記ステップS405<sup>CASE<sup>2</sup></sup>で得られる正順位相エンコード用のk空間データ[Positive(Pos)]と逆順位相エンコード用のk空間データ[Negative(Neg)]を周波数エンコード方向にフーリエ変換して得た位相像を図10に示す。図10(a)は正順位相エンコードの場合の位相像であり、図10(b)は逆順位相エンコードの場合の位相像である。それぞれ、矢印で挟まれる位置での位相エンコード方向の直線に沿うプロファイルを図10(c)に示してある。正順位相エンコードの場合の位相像と逆順位相エンコードの場合の位相像とでは、位相エンコード方向の僅かな位相段差の変化の仕方が全く逆であることが理解される。従って、正順位相エンコード用のk空間データ(Pos)と逆順位相エンコード用のk空間データ(Neg)を複素加算すれば、僅かに残る位相段差も互いにキャンセルして除去されることが理解される。

【0072】

さらに図11には画像空間での複素加算による本実施形態の効果を示す。図11(a)は、正

順位相エンコード用のk空間データ(Pos)をフーリエ変換して得られた画像であり、図11(b)は、逆順位相エンコード用のk空間データ(Neg)をフーリエ変換して得られた画像であり、共にファントムの画像である。それぞれ、僅かに残る位相段差が原因のアーチファクトが生じている。そして図11(c)に示すように、これらの画像データ(a)(b)の加算平均の画像には、アーチファクトが除去されている。

【0073】

以上説明したように、本実施形態は、FSEシーケンスを用いてエコーを計測する際に、2つ毎に隣接するエコーを連続する位相エンコードで計測して得たデータと、連続する位相エンコードの順序を逆にして得たデータとを、加算する。これにより、偶数エコーと奇数エコーとの間で僅かに誤差磁場の影響が異なることによる、偶数エコーの位相と奇数エコー位相との間の僅かな段差を除去することが可能になる。その結果、この僅かな位相段差に基づくアーチファクトを除去することができ、前述の第一の実施形態の場合よりもさらに画質を向上することができる。

【符号の説明】

【0074】

1 被検体、2 静磁場発生磁気回路、3 傾斜磁場発生部、4 シーケンサ、5 送信部、6 受信部、7 信号処理部、8 中央処理装置(CPU)、9 操作部(ユーザーインターフェイス部)