

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5559506号
(P5559506)

(45) 発行日 平成26年7月23日 (2014. 7. 23)

(24) 登録日 平成26年6月13日 (2014. 6. 13)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-233337 (P2009-233337)
 (22) 出願日 平成21年10月7日 (2009. 10. 7)
 (65) 公開番号 特開2011-78574 (P2011-78574A)
 (43) 公開日 平成23年4月21日 (2011. 4. 21)
 審査請求日 平成24年9月19日 (2012. 9. 19)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 菱田 正方
 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

審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び残留磁場抑制方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場の均一度を調整するシミングを、所定のシミングシーケンスを用いて行うシミング手段と、

所定の撮像シーケンスを用いて、前記静磁場中に配置された被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、

を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、

前記シミング手段は、前記撮像シーケンスの略1繰り返し時間分の傾斜磁場波形と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、前記シミングシーケンスに付加して前記シミングを行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

静磁場の均一度を調整するシミングを、所定のシミングシーケンスを用いて行うシミング手段と、

所定の撮像シーケンスを用いて、前記静磁場中に配置された被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、

を備え、

前記シミング手段は、前記撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、前記シミングシーケンスの1繰り返し毎に、該シミングシーケンスの先頭に付加して前記シミングを行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

20

【請求項 3】

請求項1又は2記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記撮像シーケンスはBalanced SSFPシーケンス又はDWEP I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 4】

請求項1乃至3のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記残留磁場低減パルスは、オブリーク角度に応じて変換された撮像シーケンスの傾斜磁場波形と略同一の形状を有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】

撮像シーケンスの略1繰り返し時間分の傾斜磁場波形と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、シミングシーケンスに付加してシミングを行うシミング工程と、

10

前記撮像シーケンスを用いて被検体からのエコー信号の計測を行う計測工程と、
を有してなることを特徴とする残留磁場抑制方法。

【請求項 6】

撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、シミングシーケンスの1繰り返し毎に、該シミングシーケンスの先頭に付加してシミングを行うシミング工程と、

前記撮像シーケンスを用いて被検体からのエコー信号の計測を行う計測工程と、
を有してなることを特徴とする残留磁場抑制方法。

20

【発明の詳細な説明】

【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)装置に関し、特に、残留磁場を制御するためのプリパルスの印加制御に関する。

【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NMR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信号には、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。

30

【0003】

このMRI装置で必要な静磁場を発生するために、永久磁石や超伝導磁石などが用いられている。永久磁石を用いたMRI装置では、傾斜磁場の印加によってヒステリシスを伴う残留磁場が発生する。残留磁場は強磁性体物質が示す物理的特性である残留磁化に起因するものであり、傾斜磁場の印加を止めても、その印加履歴に応じた強度、方向の磁場としてMRI装置の構造体に残る。このような残留磁場は、傾斜磁場の印加によって構造体に発生する渦電流とともに、撮像空間の磁場を複雑にし、画質劣化の原因となる。

上述した残留磁場がMRI装置に与える影響を取り除く技術として、特許文献1に示す、撮像シーケンスを実行する前にMRI装置が発生可能な最大傾斜磁場を準備パルス(残留磁場低減パルス、PreGCパルス)として印加し、予め残留磁場を飽和させ、一定にしておく手法が提案されている。この方法は、永久磁石が呈する残留磁場のヒステリシス曲線上で最大領域を走査することにより、残留磁場の状態を常に一定の初期状態にすることを目的としている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】 米国特許第6043656号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1に記載された技術は、準備パルスである最大傾斜磁場と同極性を持つ傾斜磁場を撮像シーケンスで印加する場合については有効であるが、撮像シーケンスで極性が反転した傾斜磁場を印加する場合に関しては、残留磁場が初期状態から逸脱してしまうため、準備パルスの有効性は失われてしまう。

【0006】

これにより、Balanced SSFPを代表とする、撮像の前に極性を反転させて傾斜磁場を印加するシーケンスにおいては、特許文献1に記載された技術は、有効な方法ではなく磁場変動が生じ、アーチファクトが表れ、画質が劣化する可能性がある。

10

【0007】

また、この課題は、磁石精度に大きく依存しており、不純物の多く含まれた、磁石精度の悪い磁石においては、残留磁場の影響を多大に受け、アーチファクトの増大により更なる画質の低下を引き起こしてしまう。

【0008】

そこで本発明の目的は、残留磁場の影響を受けやすい撮像シーケンスや磁石においても、残留磁場における不整磁場の変動に基づくアートファクトを低減して、良質な画像が得られるMRI装置及びプリパルス印加方法を提供する事である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

20

上記目的を達成するために、本発明は、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の波形を有する残留磁場低減パルスを付加したシミングシーケンスを用いてシミングを行う。

【0010】

具体的には、本発明のMRI装置は、静磁場の均一度を調整するシミングを、所定のシミングシーケンスを用いて行うシミング手段と、所定の撮像シーケンスを用いて、静磁場中に配置された被検体からのエコー信号の計測を制御する計測制御手段と、を備え、シミング手段は、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、シミングシーケンスに付加してシミングを行うことを特徴とする。

30

【0011】

また、本発明の残留磁場抑制方法は、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の形状を有する傾斜磁場波形を、残留磁場低減パルスとして、シミングシーケンスに付加してシミングを行うシミング工程と、撮像シーケンスを用いて被検体からのエコー信号の計測を行う計測工程と、を有してなることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明のMRI装置及び残留磁場抑制方法によれば、残留磁場の影響を受けやすい撮像シーケンスや磁石においても、残留磁場における不整磁場の変動に基づくアートファクトを低減して、良質な画像が得られる。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明のMRI装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】従来のPreGCパルスの一例を示す図。

【図3】磁気ヒステリシス曲線の一例を示す図

【図4】従来の一定のPreGCパルスを付加したシミングシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図5】従来の一定のPreGCパルスを付加したBalanced SSFPシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図6】PreGCパルスを付加していない通常のBalanced SSFPシーケンスのシーケンスチャ

50

ートの一例を示す図。

【図 7】実施例1のPreGCパルスの詳細を示す図。

【図 8】実施例1のPreGCパルスを付加したシミングシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図 9】従来のDWEPIシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図 10】実施例2のPreGCパルスの詳細を示す図。

【図 11】実施例2のPreGCパルスを付加したシミングシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図 12】PreGCパルスを付加していない通常のDWEPIシーケンスのシーケンスチャートの一例を示す図。

【図 13】実施例3の撮像断面と各軸の関係を示す図。

【図 14】実施例1の動作フローを表すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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、静磁場不均一を補正するために、シムコイル又はシム部材が配置されている。

【0017】

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。これらの傾斜磁場コイル103と傾斜磁場電源109とで傾斜磁場発生部を構成する。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Gx、Gy、Gz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選択傾斜磁場パルス(Gs)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。

【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】

10

20

30

40

50

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で受信される。そして、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。

10

【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エコー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。

20

【0021】

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CPU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。

【0022】

表示・操作部(入出力部)113は、被検体101の断層画像や設定された撮像条件を表示するディスプレイと、MRI装置の各種制御情報や撮像条件の入力、及び、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。

30

【0023】

現在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次元的に撮像する。撮像の際には、対象部位及びその撮像目的に適したパルスシーケンスとその撮像条件が予め選択され、計測制御部111が選択されたパルスシーケンスとその撮像条件に基づいて、パルスシーケンスの実行を制御する。

【0024】

次に、残留磁場を初期化するための残留磁場低減パルス(PreGCパルス)について説明する。

40

【0025】

脂肪抑制(CHESS)パルスやSSFPシーケンスなどの一部の計測においては、静磁場均一度の影響を受けて画質低下が起こりやすい。そのため、画像用のエコー信号の計測を行なうパルスシーケンス(以下、撮像シーケンス)を実行する前に、静磁場均一度を向上させる必要がある。

【0026】

この静磁場均一度を向上させる方法の一つとして、シミングが行なわれている。このシミングは、磁石により発生する静磁場の空間的な不均一を補正し、静磁場均一度を向上さ

50

せるための調整操作のことをいう。具体的には、シミング用のパルスシーケンス(以下、シムシーケンス)を実行し、計測したエコー信号を解析してシムコイルに流す電流値を求め、求めた電流値の電流をシムコイルに流して補正磁場を発生させることにより、静磁場均一度の調整が行われる。しかし、残留磁場の多い装置では、この残留磁場の影響により、シミングの効果が低下し、不整磁場の変動に基づくアーチファクトを画像に発生させてしまう。そのため、シミングに加えて残留磁場の低減が必要となる。

【0027】

残留磁場とは、傾斜磁場を印加した後に、その傾斜磁場を除いても装置構造体に残る磁化に基づく磁場のことをいい、この装置構造体に残る磁化が前述のシミングの効果を低下させてしまう。この残留磁場の影響を低減する方法の一つとして、PreGCパルスをパルスシーケンスの先頭で印加して残留磁場の初期化が行われる。

10

【0028】

PreGCパルスとは、残留磁場を一定値に初期化するための傾斜磁場パルスのことをいい、そのPreGCパルス形状の一例を図2に示す。この図2において、RFは、RFパルスの、Gsはスライス傾斜磁場の、Gpは位相エンコード傾斜磁場の、Gfは周波数エンコード傾斜磁場の、印加形状及び印加タイミングをそれぞれ表しており、以降のシーケンスチャートにおいても同様である。

【0029】

図2に示すPreGCパルスは、Gs、Gp、Gfの各方向に、同一形状の傾斜磁場パルス201,202及び203をそれぞれ印加し、図3に示すヒステリシス曲線における符号301の状態まで残留磁場を飽和して初期化する。各傾斜磁場パルスは、連続する2つのパルスあって2番目のパルスが最大強度を有して成る。これは、一つの傾斜磁場パルスで残留磁場を飽和させるためには、非常に大強度の傾斜磁場パルスを印加する必要がある。そこで、傾斜磁場発生部の負担を軽減するために、2回の傾斜磁場パルスに分割して、一度目の傾斜磁場パルスによりある程度の残留磁場を形成し、さらに上乘せするために2番目の傾斜磁場パルスを印加することにより残留磁場を飽和させるためである。このようなPreGCパルスをパルスシーケンスの先頭で印加することにより、一定の初期化された残留磁場の状態でシミングや撮像シーケンスの実行を行なうことが可能となり、その前に実行したパルスシーケンスに基づく残留磁場の影響を低減したシミングや撮像が可能となる。このPreGCパルスを、実際のシムシーケンスに組み込んだシーケンスチャートの一例を図4に、SSFPシーケンスに組み込んだシーケンスチャートの一例を図5に示す。

20

30

【0030】

しかし、上述した例のPreGCパルスによる残留磁場の初期化は、残留磁場をある一方向に飽和させるものであるため、その後のシムシーケンスや撮像シーケンスで、PreGCパルスと異なる極性の傾斜磁場パルスが印加された場合、PreGCパルスの有効性が失われてしまう。Balanced SSFPのように、空打ち(磁化を定常状態にするためのダミーシーケンス)などで傾斜磁場パルスを正、負交互に印加する撮像シーケンスにおいては、その前にPreGCパルスを印加して残留磁場を初期化しても、エコー信号を測定するまでに残留磁場の飽和が崩れてしまい、PreGCパルスが意味を成さない。その結果、残留磁場の変動を複雑にし、不整磁場の変動に基づくアーチファクトを画像に発生させてしまう。

40

【0031】

また、このような現象は、残留磁場の大きさに依存しており、そのため磁石精度が悪く、残留磁場が大きい磁石においては、残留磁場の影響を多く受けるため、強いアーチファクトが発生し、画像劣化が著しくなる。

【0032】

そこで、本発明は、以下の詳細に説明するように、PreGCパルスの印加を制御して、残留磁場による画像劣化を低減する。

【実施例1】

【0033】

次に、本発明のMRI装置及び残留磁場抑制方法の実施例1を説明する。本実施例は、撮像

50

シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部を模した形状を有するPreGCパルスを用いる。具体的には、撮像シーケンスの1繰り返し時間(TR)分の傾斜磁場波形と略同一の波形を有するPreGCパルスを用いる。そしてこのようなPreGCパルスをシムシーケンスに用いてシミングを行う。その結果、シミングの際に、撮像シーケンスにおける残留磁場の変動を反映してシミングを行うことが可能になる。そして、シミング後に実行する撮像シーケンスにおいて、シミング効果を低減させることなく、残留磁場の影響を低減することが可能になる。以下、撮像シーケンスとしてBalanced SSFPシーケンスを用いる場合を例にして本実施例を詳細に説明する。なお、本実施例はBalanced SSFPシーケンスに限らず、他の任意のパルスシーケンスでも実施可能である。

【0034】

10

図6に、撮像シーケンスの一例としてBalanced SSFPシーケンスの2繰り返し時間(TR)分を示す。この内、点線枠で囲んだ、略1TR分相当の傾斜磁場波形601~603を抜き出したものを図7に示す。601(701)は、正極性のスライス選択傾斜磁場と2つの負極性のリフェーズ傾斜磁場とを有してなり、スライス選択傾斜磁場の印加量(傾斜磁場波形と時間軸との囲む面積)と、2つのリフェーズ傾斜磁場の印加量の和が略等しくなるように構成されている。602(702)は、位相エンコード傾斜磁場と反対極性で同一印加量のリwind傾斜磁場とを有してなる。603(703)は、負極性のディフェーズ傾斜磁場と、正極性の読み出し傾斜磁場と、負極性リwindを有してなり、読み出し傾斜磁場の印加量と、ディフェーズ及びリwindの印加量の和が略等しくなるように構成されている。

【0035】

20

本実施例は図7に示す傾斜磁場波形701~703をPreGCパルスとして用いる。図7に示すPreGCパルスを構成する各傾斜磁場パルスの形状は、それぞれ図6に示すBalanced SSFPシーケンスの略1TR分相当の各傾斜磁場パルスと対応し、それぞれ振幅や印加時間等の波形形状も略同じとする。即ち、図6のスライス方向傾斜磁場波形(Gs)の略1TR分相当601は、図7のスライス方向(Gs)PreGCパルス701と略同一波形であり、図6の位相方向傾斜磁場波形(Gp)の略1TR分相当602は、図7の位相方向(Gp)PreGCパルス702と略同一波形であり、図6の周波数エンコード方向傾斜磁場波形(Gf)の略1TR分相当603は、図7の周波数エンコード方向(Gf)PreGCパルス703と略同一波形とする。なお、撮像シーケンスの少なくとも一部の傾斜磁場波形において、同極性の傾斜磁場パルスが複数連続する場合は、残留磁場の形成効果が略同一となるように少ない数の傾斜磁場パルスに纏めたものをPreGCパルスとしてもよい。

30

【0036】

図7に示すPreGCパルスをシミングシーケンスの先頭に付加して、TR毎に残留磁場の初期化を行う例を図8に示す。図8の801,802,及び803はそれぞれスライス方向、位相方向、及び周波数エンコード方向に付加したPreGCパルスであり、それぞれ図7の701,702,及び703に対応する。なお、シミングシーケンスは通常のスピネコーシーケンスを用いた例を示しているが、これに限らない。

【0037】

このような、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の波形を有するPreGCパルスを印加すると、撮像シーケンスによる残留磁場の変動分を初期値とする初期化を行なうことになる。従来の一定強度のPreGCパルスが行なった、残留磁場を飽和させることによって初期化するものではない。つまり、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の波形を有するPreGCパルスを付加したシムシーケンスを用いてシミングを行えば、撮像シーケンスによる残留磁場の変動分を反映したシミング結果を得ることができる。そのため、シムシーケンスと撮像シーケンスにおける残留磁場の差を低減することができる。

40

【0038】

さらに、以上の様なシミングを行った後で撮像シーケンスを用いた撮像を行う際には、撮像シーケンスにPreGCパルスを付加することなく、元の撮像シーケンスの傾斜磁場波形だけでもシミング効果が低下することはない。その結果、不整磁場の変動に基づくアーチ

50

ファクトの少ない良好な画像を得ることが可能となる。例えば、Balanced SSFPシーケンスにおいては、図5や図7に示すようなPreGCパルスが付加することなく、図6のBalanced SSFPシーケンスそのものだけで、不整磁場の変動に基づくアーチファクトの少ない良好な画像を得ることが可能となる。

【0039】

本実施例の処理フローとしては、被検体が静磁場空間内に配置された後にシミングを行い、次に撮像を行う場合は、例えば図14に示す通りであり、以下の各処理ステップの詳細を説明する。

【0040】

ステップ1401で、操作者は被検体の撮像部位を静磁場空間内に配置する。

10

【0041】

ステップ1402で、操作者は所望の撮像シーケンスを選択する。

【0042】

ステップ1403で、演算処理部は、ステップ1402で選択された撮像シーケンスから、その傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の波形を抽出してPreGCパルス波形とする。好ましくは、各方向で略1TR分相当の傾斜磁場波形を抽出してPreGCパルス波形とする。

【0043】

ステップ1404で、演算処理部は、ステップ1403で定めたPreGCパルス波形をシミングシーケンスの先頭に挿入する。

【0044】

20

ステップ1405で、計測制御部111は、ステップ1404でPreGCパルスが追加されたシミングシーケンスを用いてシミングを行い、静磁場均一度を向上させる。

【0045】

ステップ1406で、計測制御部111は、ステップ1402で選択された撮像シーケンスを用いて、ステップ1401で配置された被検体の所望部位を撮像する。

【0046】

ステップ1407で、演算処理部は、ステップ1406で計測されたエコー信号を用いて、被検体の所望部位の画像を再構成し、その画像をディスプレイに表示する。

【0047】

なお、シムシーケンスの実行は、静磁場空間内に被検体を配置する前に行っても良い。即ち、ステップ1401をステップ1405と1406の間に行っても良い。

30

【0048】

以上説明したように、本実施例のMRI装置及び残留磁場抑制方法によれば、撮像シーケンスの傾斜磁場波形の少なくとも一部と略同一の波形を有するPreGCパルスが付加したシムシーケンスを用いてシミングを行うことにより、そのシミング結果に撮像シーケンスにおいてどの程度の残留磁場が残るかを反映できる。その結果、撮像シーケンスにその撮像シーケンスの傾斜磁場波形と略同一の波形を有するPreGCパルスが付加しなくとも、アーチファクトの低減による画質の向上が見込める。しかも、撮像シーケンスの種類に依らずに、同様の効果を得ることができる。

【実施例2】

40

【0049】

次に、本発明のMRI装置及び残留磁場抑制方法の実施例2を説明する。本実施例では、撮像シーケンスとしてDWEPIを用いる場合のPreGCパルスの例を説明する。撮像シーケンスの傾斜磁場波形を模した形状を有するPreGCパルスを用いる点は、前述の実施例1と同様である。以下、本実施例を詳細に説明する。

【0050】

従来のDWEPIシーケンスは、図9に示す様に、図2の201~203の様な一定のPreGCパルス901~903をTR毎に印加して残留磁場の初期化を行っていた。これに対して、撮像シーケンスをDWEPIとした場合の、本実施例のPreGCパルスの例を図10に示す。図9の904~906が図10の1001~1003にそれぞれ対応する。904(1001)は、90°パルス時のスライス選択傾斜磁場

50

、リフェーズ傾斜磁場及びMPGパルスと、180°パルス時のスライス選択傾斜磁場、リフェーズ傾斜磁場及びMPGパルスとを有して成る。905(1002)は、位相エンコードのオフセットパルスであり、ブリップパルスは省略してある。906(1003)は、EPIシーケンス特有の極性が交互に反転する読み出し傾斜磁場である。

【0051】

このPreGCパルスは、撮像シーケンスにおける略1TR分相当の傾斜磁場波形を模したパルス形状であるため、1001～1003の形状となる。各方向の傾斜磁場波形のみならず印加タイミングも撮像シーケンスの場合と略同一となるように各方向のPreGCパルスを印加する。このPreGCパルスをシミングシーケンスに付加してシミングを行うことにより、撮像シーケンスにおける残留磁場の変動を反映したシミングを行うことが可能になる。

10

【0052】

図10に示すPreGCパルス1001～1003をシミングシーケンスに付加した例を図11に示す。図11の傾斜磁場波形1111～1113はそれぞれ図10の1001～1003に対応する。傾斜磁場波形1111～1113を有するPreGCパルスをシムシーケンスの先頭に付加してTR毎に印加することにより、シムシーケンスと撮像シーケンス(DWEPI)における残留磁場の差を低減することができる。また、撮像シーケンスにおいては、図12に示すように、PreGCパルスによる残留磁場対策を行わなくても、即ちPreGCパルスの無い通常の撮像シーケンスであってもシミングの効果は低下せずに、不整磁場の変動に基づくアーチファクトの少ない良好な画像が得ることが可能となる。

20

【0053】

本実施例の処理フローとしては、図14のステップ1402でDWEPIを撮像シーケンスとして選択する以外は、実施例1と同様なので、詳細な説明は省略する。

【0054】

以上説明したように、本実施例のMRI装置及び残留磁場抑制方法によれば、DWEPIを撮像シーケンスとした場合であっても、そのDWEPIシーケンスの傾斜磁場波形と略同一の波形を有するPreGCパルスを付加したシムシーケンスを用いてシミングを行うことにより、そのシミング結果にDWEPIシーケンスにおいてどの程度の残留磁場が残るかを反映できる。その結果、DWEPIシーケンスにそのシーケンスの傾斜磁場波形と略同一の波形を有するPreGCパルスを付加しなくとも、アーチファクトの低減による画質の向上が見込める。

30

【実施例3】

【0055】

次に、本発明のMRI装置及び残留磁場抑制方法の実施例3を説明する。本実施例は、撮像断面を任意の角度(オブリーク角)に傾けて撮像を行なうオブリーク撮像の場合に、撮像シーケンスの傾斜磁場波形をオブリークさせた波形を模したPreGCパルスを用いる。

【0056】

従来のPreGCパルスは、残留磁場を飽和させることより初期化を行なっているため、オブリーク角によらず同一のPreGCパルスを印加すれば良かった。一方、本発明は、撮像シーケンスの傾斜磁場波形を模した略同形状の傾斜磁場パルスをPreGCパルスとして付加したシムシーケンスを用いてシミングを行うことにより、撮像シーケンスにおける残留磁場の変動分を初期値として初期化する。そのため、オブリーク撮像の場合にも、そのオブリーク角に応じた、撮像シーケンスにおける残留磁場の変動を反映したPreGCパルスを印加する必要がある。

40

【0057】

図13の1301に示すように、撮像断面を任意の角度(オブリーク角)に傾けて撮像を行なう場合は、撮像シーケンスの傾斜磁場波形も、オブリーク角度を反映させて変換される。即ち、例えば図6,12の撮像シーケンスにおける複数方向の傾斜磁場波形がオブリーク角度に応じて変換(混合)される。より詳細には、オブリークをかけることにより、撮像シーケンスのスライス方向、位相エンコード方向、及び周波数エンコード方向における傾斜磁場波形を、そのオブリーク角に応じた方向余弦成分を用いて、物理軸X、Y、Z軸への分解(オブ

50

リーク分解)を行い、X、Y、Z軸毎に加算して軸毎の傾斜磁場波形を求める。このような、オブリーク角度に応じて混合された傾斜磁場波形を模したPreGCパルスを用いることにより、撮像断面を傾けた状態でも、傾けていない状態と同等の残留磁場の抑止効果を得ることが出来る。

【0058】

具体的には、前述の各実施例と同様に、撮像シーケンスの傾斜磁場波形をオブリークさせて得られる傾斜磁場波形を模したPreGCパルスをシムシーケンスの先頭に付加して、TR毎にPreGCパルスを印加してシミングを行うことにより、シムシーケンスとオブリーク撮像シーケンスにおける残留磁場の差を低減することができる。なお、シミングの際には、PreGCパルス以外のシミングシーケンスの基本部分はオブリークさせる必要はない。また、撮像シーケンスにおいては、PreGCパルスなどの残留磁場対策を行なわなくてもシミングの効果は低下されずに、不整磁場の変動に基づくアーチファクトの少ない良好な画像が得ることが可能となる。

10

【0059】

本実施例の処理フローとしては、図14のステップ1402で撮像シーケンスとしてオブリークした傾斜磁場波形を求め、ステップ1403でそのオブリークした傾斜磁場波形からPreGCパルス波形を選択する以外は実施例1と同様なので、詳細な説明は省略する。

【0060】

以上説明したように、本実施例のMRI装置及び残留磁場抑制方法によれば、オブリーク撮像の場合にも、撮像シーケンスの傾斜磁場波形をオブリークさせて得られる傾斜磁場波形を模したPreGCパルスを付加したシムシーケンスを用いてシミングを行うことにより、そのシミング結果にオブリーク撮像においてどの程度の残留磁場が残るかを反映できる。その結果、オブリーク撮像の際の撮像シーケンスにPreGCパルスを付加しなくとも、アーチファクトの低減による画質の向上が見込める。しかも、撮像シーケンスの種類に依らずに、任意の撮像シーケンスを用いたオブリーク撮像においても同様の効果を得ることができる。

20

【符号の説明】

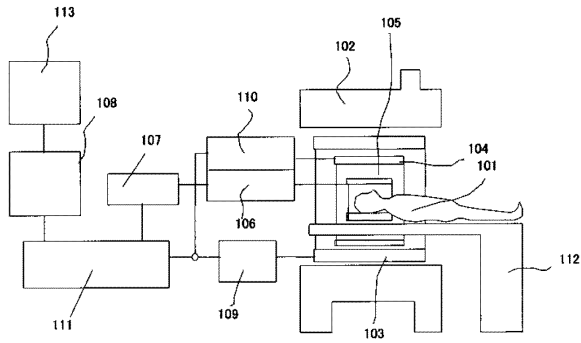
【0061】

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、201 スライス方向におけるPreGCパルス、202 位相方向におけるPreGCパルス、203 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、301 飽和磁束密度、32 初期磁束密度、401 スライス方向におけるPreGCパルス、402 位相方向におけるPreGCパルス、403 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、501 スライス方向におけるPreGCパルス、502 位相エンコード方向におけるPreGCパルス、503 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、601 スライス方向におけるPreGCパルス、602 位相方向におけるPreGCパルス、603 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、701、801 スライス方向におけるPreGCパルス、702、802 位相方向におけるPreGCパルス、703、803 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、901 スライス方向におけるPreGCパルス、902 位相方向におけるPreGCパルス、903 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、1001 スライス方向におけるPreGCパルス、1002 位相方向におけるPreGCパルス、1003 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、1101 スライス方向におけるPreGCパルス、1102 位相方向におけるPreGCパルス、1103 周波数エンコード方向におけるPreGCパルス、1301 撮像断面

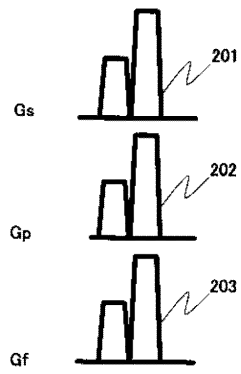
30

40

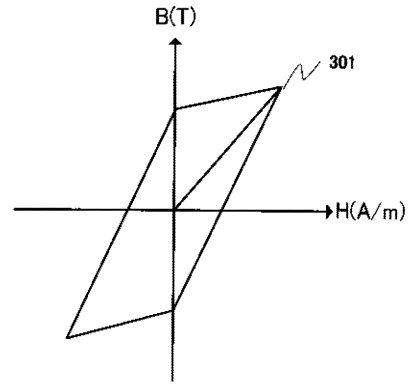
【図 1】



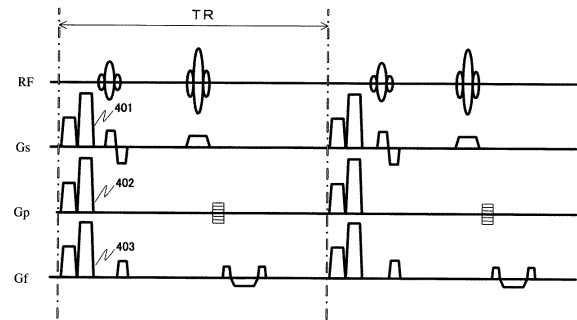
【図 2】



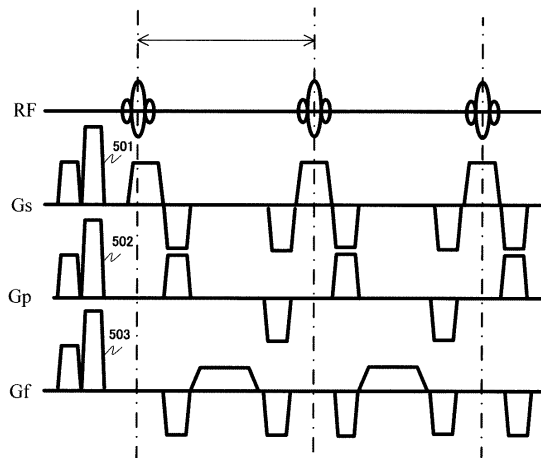
【図 3】



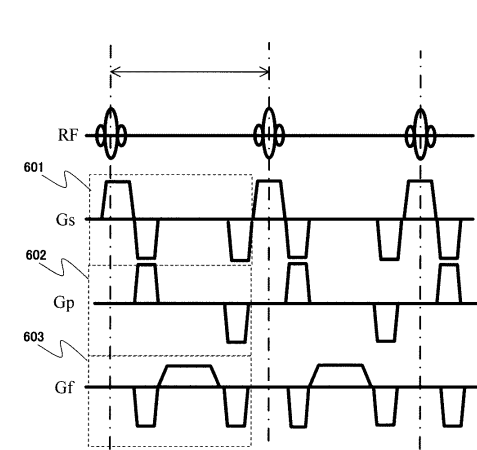
【図 4】



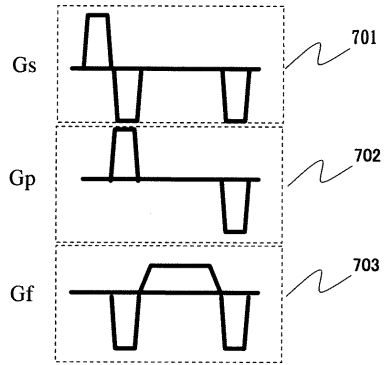
【図 5】



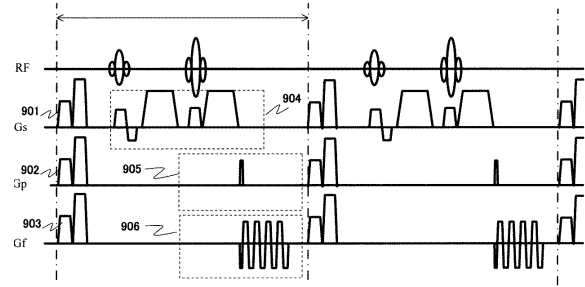
【図 6】



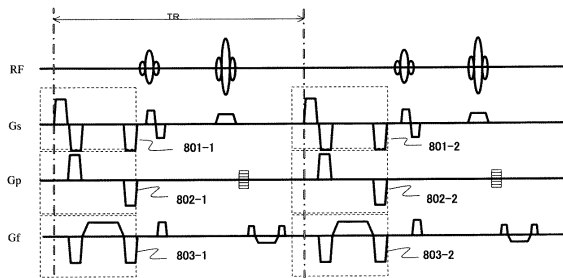
【図 7】



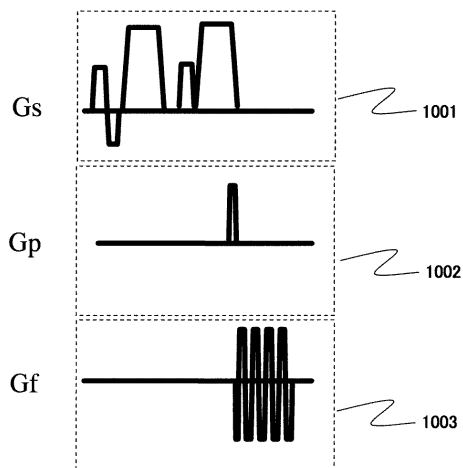
【図 9】



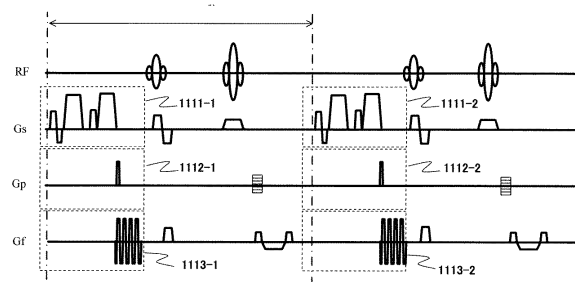
【図 8】



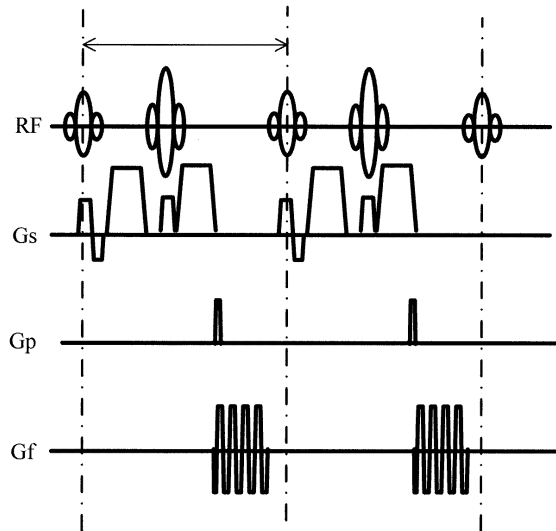
【図 10】



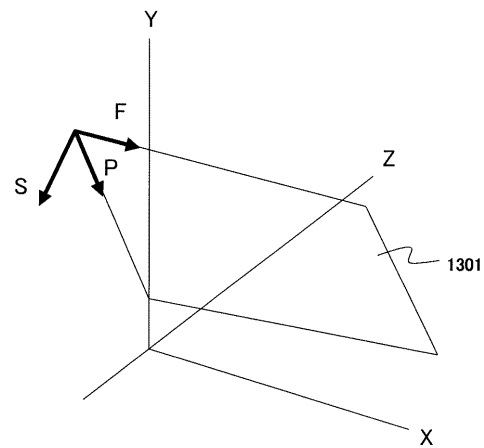
【図 11】



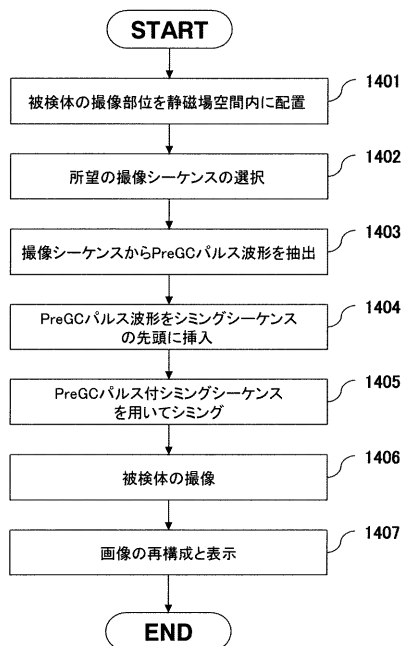
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-261591 (JP, A)
特開2002-224083 (JP, A)
特開2000-157509 (JP, A)
特開2003-245261 (JP, A)
特開2006-262928 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055