

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6084430号
(P6084430)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 1 1
A 6 1 B 5/05 3 7 6

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-238585 (P2012-238585)
 (22) 出願日 平成24年10月30日 (2012.10.30)
 (65) 公開番号 特開2014-87442 (P2014-87442A)
 (43) 公開日 平成26年5月15日 (2014.5.15)
 審査請求日 平成27年10月2日 (2015.10.2)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100145735
 弁理士 田村 尚隆
 (72) 発明者 星野 裕介
 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 松本 隆彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】再収束RFパルスのフリップ角制御法及び磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御部と、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理部と、
 を有する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

前記計測制御部は、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記180°-FSEシーケンスを行い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスにおける一連の180°再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも一つと最後の少なくとも一つをダミー再収束RFパルスとし、該ダミー再収束RFパルス印加直後のエコー信号を計測しないか計測しても画像再構成に用いないことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御

10

20

部と、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理部と、
を有する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-
FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを
有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

前記計測制御部は、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記180°-
FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測
に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスにおける一連の180°再収束RFパルスの内で、最
初の少なくとも1つをダミー再収束RFパルスとし、実効TE後にはダミー再収束RFパ
ルスを印加しないことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を
計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御
部と、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理部と、
を有する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-
FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを
有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

前記計測制御部は、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記180°-
FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測
に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスとして、フリップ角が180°の再収束RFパルスを
一つ印加するSE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、

前記演算処理部は、前記被検者のSARに基づいて、前記180°-FSEシーケンス
で計測するエコー信号数と、前記VRFA-FSEシーケンスで計測するエコー信号数と
の配分又は割合を調整するシーケンス組み合わせ部と、

前記エコー信号数の配分又は割合の調整に応じて、k空間を複数に分割して、各分割領域
の計測順序を設定するk空間分割部と、

を有してな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】

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を
計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御
ステップと、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理ステップと
、

を有する磁気共鳴イメージング装置における再収束RFパルスのフリップ角制御法であ
つて、

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-
FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを
有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

前記計測制御ステップでは、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に
前記180°-FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信
号の計測に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスにおける一連の180°再収束RFパルスの内で、最
初の少なくとも一つと最後の少なくとも一つをダミー再収束RFパルスとし、該ダミー再

10

20

30

40

50

収束RFパルス印加直後のエコー信号を計測しないか計測しても画像再構成に用いないことを特徴とする再収束RFパルスのフリップ角制御法。

【請求項6】

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御ステップと、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理ステップと、

を有する磁気共鳴イメージング装置における再収束RFパルスのフリップ角制御法であつて、

10

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

前記計測制御ステップでは、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記180°-FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスにおける一連の180°再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも1つをダミー再収束RFパルスとし、実効TE後にはダミー再収束RFパルスを印加しないことを特徴とする再収束RFパルスのフリップ角制御法。

【請求項7】

20

励起RFパルスの後に一つ以上の再収束RFパルスを印加して一つ以上のエコー信号を計測する撮像シーケンスに基づいて、被検者からのエコー信号の計測を制御する計測制御ステップと、

前記一つ以上のエコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理ステップと、

を有する磁気共鳴イメージング装置における再収束RFパルスのフリップ角制御法であつて、

前記撮像シーケンスは、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせてなり、

30

前記計測制御ステップでは、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記180°-FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測に前記VRFA-FSEシーケンスを用い、

前記180°-FSEシーケンスとして、フリップ角が180°の再収束RFパルスを一つ印加するSEシーケンスであることを特徴とする再収束RFパルスのフリップ角制御法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者中の水素や燐等からの核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance：以下NMRとする)信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布を画像化する磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging：以下MRIとする)装置に関し、特に高速スピニエコー(Fast Spin Echo：以下FSEとする)シーケンスにおける再収束RFパルスのフリップ角の制御に関する。

40

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、被検者、特に人体の組織を構成する原子核スピニンが発生するNMR信号(エコー信号)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。撮影においては、エコー信号には、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共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。

50

計測されたエコー信号は、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】

エコー信号を計測する撮像シーケンスの内の一つであるFSEシーケンスは、一般的に、フリップ角が90°の励起用のRFパルス(励起RFパルス)を印加した後、フリップ角が180°の複数の再収束(リフォーカス)RFパルスを印加することにより、繰り返し時間TR内に多くのエコー信号を取得することができる。

【0004】

しかし、静磁場強度が1.5Tを上回るような高磁場MRI装置では、RFパルスの周波数が高くなるために、人体の単位質量当たりの吸収されるエネルギー量である比吸収率(Specific Absorption Rate: 以下SARという)が大きくなる。特に、FSEシーケンスでは、180°RFパルスを短時間に多用するためSARの制限値を越えやすくなる。10

【0005】

安全面から、SARの所定時間内の平均値(時間平均SAR)の上限が、IEC規格(IEC 60601-2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis)等に定められ、制限されている。例えば、全身に対するSARである全身SARの上限値として、SARの10秒平均値、6分平均値がそれぞれ12 [W/kg]、4 [W/kg]と定められている。

【0006】

そこでFSEシーケンスにおけるSARを低減させるため、再収束RFパルスを180°と異なるフリップ角で変化させて印加する可変型再収束FA(Variable Refocus Flip Angle: 以下VRFAとする)という手法が適用されている(例えば特許文献1)。VRFAを適用することで、得られるエコー信号はT1緩和とT2減衰が混合されたものとなるが、撮像対象のT1、T2値を考慮してフリップ角を適切に制御することで、エコー信号の減衰を遅らせることが可能となる。20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第7671590号明細書

【特許文献2】特願2010-532950号公報30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

VRFAは高磁場MRI装置でFSEシーケンスを実施する際に必須の技術であるが、画像においてはT1緩和とT2減衰が混合したコントラストとなる課題が残されている。

【0009】

そこで本発明の目的は、SARを低減しつつ、再収束RFパルスのフリップ角を180°一定とした従来のFSEシーケンスと同等のコントラストを有する画像を取得することが可能な、FSEシーケンスによる再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置を提供することである。40

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の目標を達成するため、本発明は、フリップ角が180°の再収束RFパルスを有する180°-FSEシーケンスと、フリップ角が180°以下の可変フリップ角の再収束RFパルスを有するVRFA-FSEシーケンスとを組み合わせて成る撮像シーケンスを用いて撮像する際に、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に180°-FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測にVRFA-FSEシーケンスを用いる。

【発明の効果】

【0011】

本発明の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置によれば、SARを低減しつつ、50

再収束RFパルスのフリップ角を180°一定とした従来のFSEシーケンスと同等のコントラストを有する画像を取得することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明に係るMRI装置全体基本構成を示す図

【図2】フリップ角が180°の再収束RFパルスを用いる180°-FSEシーケンスにおける各RFパルスの印加タイミングと、各エコー信号の計測タイミングとを示すシーケンスチャート

【図3】VRFAの再収束RFパルスを用いるVRFA-FSEシーケンス300における各RFパルスの印加タイミングと、各エコー信号の計測タイミングとを示すシーケンスチャート

【図4】実施例1の機能ブロック図

10

【図5】2次元k空間を3つの領域に分割する例

【図6】本実施例1の処理フローを示すフローチャート

【図7】3次元k空間を低周波領域と高周波領域に分割する分割例

【図8】実施例2の180°-FSEシーケンスを示すシーケンスチャート

【図9】実施例3の180°-FSEシーケンスを示すシーケンスチャート

【図10】実施例4のSEシーケンスを示すシーケンスチャート

【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例について詳説する。なお、発明の実施例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。

20

【0014】

最初に、本発明に係るMRI装置を図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。

【0015】

このMRI装置は、NMR現象を利用して被検者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、RF送信コイル104及びRF送信部110と、RF受信コイル105及び信号処理部107と、計測制御部111と、全体制御部112と、表示・操作部118と、被検者101を搭載する天板を静磁場発生磁石102の内部に出し入れするベッド106と、を備えて構成される。

30

【0016】

静磁場発生磁石102は、垂直磁場方式であれば被検者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、被検者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。

【0017】

傾斜磁場コイル103は、MRI装置の実空間座標系(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Gx、Gy、Gzが発生する。

40

【0018】

2次元スライス面の撮像時には、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(Gs)が印加されて被検者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(リードアウト)傾斜磁場パルス(Gf)が印加されて、エコー信号(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。

【0019】

また、傾斜磁場コイル103には、シミング電流が供給されて静磁場不均一を低減する補償磁場を発生するシムコイルも配置されている。シムコイルは各次数の補償磁場を発生する成分コイルをそれぞれ有してなる。具体的には、2次成分(x^2、y^2、xy、yz、zx、(x^2

50

$-y^2$)成分など)、或いは更なる高次成分を含んでも良い。なお、0次(Bo成分)成分はRFパルスの励起周波数 f_0 により補償され、1次成分は傾斜磁場コイルと兼用される。

【 0 0 2 0 】

RF送信コイル104は、被検者101に照射RF磁場パルス(以下、RFパルスと略記する)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、被検者101の生体組織を構成する原子のスピンにNMR現象が誘起される。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、増幅した後に被検者101に近接して配置されたRF送信コイル104に供給することにより、RFパルスが被検者101に照射される。

【 0 0 2 1 】

RF受信コイル105は、被検者101の生体組織を構成するスピンのNMR現象により放出されるエコー信号を受信するコイルであり、信号処理部107に接続されて受信したエコー信号が信号処理部107に送られる。

【 0 0 2 2 】

信号処理部107は、RF受信コイル105で受信されたエコー信号の検出処理を行う。具体的には、後述の計測制御部111からの命令に従って、信号処理部107が、受信され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する。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。そして、信号処理部107は、エコーデータに対して各種処理を行い、処理したエコーデータを計測制御部111に送る。

【 0 0 2 3 】

計測制御部111は、被検者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、信号処理部107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112の制御で動作し、ある所定のシーケンスの制御データに基づいて、傾斜磁場電源109、RF送信部110及び信号処理部107を制御して、被検者101へのRFパルスの照射及び傾斜磁場パルスの印加と、被検者101からのエコー信号の検出と、を繰り返し実行し、被検者101の撮像領域についての画像の再構成に必要なエコーデータの収集を制御する。繰り返しの際には、2次元撮像の場合には位相エンコード傾斜磁場の印加量を、3次元撮像の場合には更にスライスエンコード傾斜磁場の印加量も、変えて行なう。位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり128、256、512等の値が選ばれ、スライスエンコードの数は、通常16、32、64等の値が選ばれる。これらの制御により信号処理部107からのエコーデータを全体制御部112に出力する。

【 0 0 2 4 】

全体制御部112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、演算処理部(CPU)114と、メモリ113と、磁気ディスク等の内部記憶部115と、外部ネットワークとのインターフェースを行うネットワークIF116と、を有して成る。また、全体制御部112には、光ディスク等の外部記憶部117が接続されているても良い。

【 0 0 2 5 】

具体的には、計測制御部111に撮像シーケンスの実行によりエコーデータを収集させ、計測制御部111からのエコーデータが入力されると、演算処理部114がそのエコーデータに印加されたエンコード情報に基づいて、メモリ113内のk空間に相当する領域に記憶させる。以下、エコーデータをk空間に配置する旨の記載は、エコーデータをメモリ113内のk空間に相当する領域に記憶させることを意味する。また、メモリ113内のk空間に相当する領域に記憶されたエコーデータ群をk空間データともいう。

【 0 0 2 6 】

そして演算処理部114は、このk空間データに対して信号処理や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者101の画像を、後述の表示・操作部118に

10

20

30

40

50

表示させ、内部記憶部115や外部記憶部117に記録させたり、ネットワークIF116を介して外部装置に転送したりする。

【0027】

表示・操作部118は、再構成された被検者101の画像を表示する表示部と、MRI装置の各種制御情報や上記全体制御部112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。この操作部は表示部に近接して配置され、操作者が表示部を見ながら操作部を介してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

【0028】

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、被検者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。

10

【0029】

撮像シーケンスは、その種類毎にRFパルスと傾斜磁場パルスの印加波形や印加順序及びエコー信号の計測順序の基本が予め決められており、各RFパルスや傾斜磁場パルスの印加強度、印加タイミング等を指定する制御パラメータの値により具体的に決定される。撮像シーケンスの基本制御パラメータの値は、予め設定されて内部記憶部115に保持されており、他の制御パラメータの値は、表示・操作部118を介して操作者により撮像条件として設定される。演算処理部114は、これらの制御パラメータの値に基づいて撮像シーケンスの制御データを具体的に決定し、決定した制御データを計測制御部111に通知する。

20

【0030】

(FSEシーケンス)

次に本発明に係るFSEシーケンスの概要を図2、3に示すシーケンスチャートに基づいて説明する。

【0031】

本発明に係るFSEシーケンスは、1つの励起RFパルス後に、N(Nは自然数)個の再収束RFパルスを印加するものとし、各再収束RFパルスに添え字n(nは、1 n Nを満たす自然数)を付す。添え字のnは、印加順に付与する。また、n番目に印加する再収束RFパルスのフリップ角をFAnと表す。また、n番目に印加する再収束RFパルスの直後に計測されるエコー信号のエコー番号をnとする。

30

【0032】

なお、本発明に係る撮像シーケンスは、FSEシーケンスに限定されることなく、励起RFパルス(例えば90°RFパルス)の後、繰り返し時間TR時間内に複数の再収束RFパルスを印加する撮像シーケンスであればよい。

【0033】

図2は、フリップ角が180°の再収束RFパルスを用いるFSEシーケンス(以下、180°-FSEシーケンスという)200における各RFパルスの印加タイミングと、各エコー信号の計測タイミングとを示すシーケンスチャートである。なお、他の傾斜磁場パルスの印加タイミングについては省略してある。本図2に示すように、励起RFパルス(90°RFパルス)201を印加後、繰り返し時間TR204間に、フリップ角が180°の複数の(ここでは、一例として5つの場合を例示する)再収束RFパルス202(202₁、202₂、202₃、202₄、202₅)を印加する。そして、各再収束RFパルス202印加後に、エコー信号203(203₁、203₂、203₃、203₄、203₅)を計測する。また、励起RFパルス201のピークからk空間の原点に配置するエコーデータとなるエコー信号のピーク(中心)までの時間を実効エコー時間(TE)204といい、図2の例では、エコー信号203₃までの時間をTEとしている。

40

【0034】

一方、図3は、VRFAの再収束RFパルスを用いるVRFA-FSEシーケンス300における各RFパルスの印加タイミングと、各エコー信号の計測タイミングとを示すシーケンスチャートである。なお、図2と同様に他の傾斜磁場パルスの印加タイミングについては省略してある。

50

本図3に示すように、励起RFパルス(90°RFパルス)301を印加後、繰り返し時間TR304間に、180°以下のフリップ角が異なる(可変の)複数の(ここでも、一例として5つの場合を例示する)再収束RFパルス302(302_1 、 302_2 、 302_3 、 302_4 、 302_5)を印加する。そして、各再収束RFパルス302印加後に、エコー信号303(303_1 、 303_2 、 303_3 、 303_4 、 303_5)を計測する。各再収束RFパルス302のフリップ角制御は、例えば特許文献1に記載の方法を用いることができる。

【0035】

本発明の撮像シーケンスは、再収束RFパルスとして、180°-FSEシーケンスと、VRFA-FSEシーケンスとを組み合わせて用いる。その際、k空間の低周波領域に充填するためのエコー信号の計測に180°-FSEシーケンスを行い、k空間の高周波領域に充填するためのエコー信号の計測にVRFA-FSEシーケンスを用いる。これにより、画像のコントラストを、再収束RFパルスのフリップ角を180°一定とした従来のFSEシーケンスと同等とするとともに、SARを低減する。10

【0036】

(実施例1)

本発明の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置の実施例1を説明する。本実施例1は、被検者のSARが上限値以下となるように、180°-FSEシーケンスを用いて計測するエコー信号数及びVRFA-FSEシーケンスで計測するエコー信号数、或いはそれらの割合を決定し、決定したエコー信号数又はその割合に応じてk空間を分割し、k空間の原点付近の低周波領域に配置するエコーデータの取得には180°-FSEシーケンスを行い、k空間の高周波領域(辺縁領域)に配置するエコーデータの取得にはVRFA-FSEシーケンスを用いる。20

【0037】

以下、本実施例1を詳細に説明する。

【0038】

(実施例1に係る機能)

最初に、本実施例1の再収束RFパルスのフリップ角制御法を実現するための演算処理部14の各機能を、図4に示す機能ブロック図に基づいて説明する。本実施例1に係る演算処理部114は、撮像条件設定部401と、シーケンス設定部402と、シーケンス組み合わせ部403と、k空間分割部404と、撮像実行部405と、を有して成る。

【0039】

撮像条件設定部401は、被検者情報やFSEシーケンスに係る撮像条件の設定入力を受け付けるためのGUI(入力画面)を表示部に表示し、操作者による撮像条件の設定入力を受け付ける。FSEシーケンスに係る撮像条件としては、180°-FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300に共通に設定される繰り返し時間TR、実効エコー時間TE、1回の励起で計測するエコー信号数ETL(echo train length)、エコー信号間の時間間隔IET(inter echo time)、等の他に、画像マトリックス数等がある。また、被検者情報としては、性別、年齢、身長、体重等がある。これらの被検者情報はSARの見積もりに用いられる。30

【0040】

シーケンス設定部402は、撮像条件設定部401で設定された撮像条件に基づいて、180°-FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300の各制御パラメータの値を設定する。共通のパラメータに関しては、同じ値を設定し、個別のパラメータについてはそれぞれ独立に設定する。特に、VRFA-FSEシーケンス300については、各再収束RFパルスのクリップ角(FA)を具体的に設定する。40

【0041】

シーケンス組み合わせ部403は、シーケンス設定部402で設定された180°-FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300のSARを計算する。そして、計算したSARが所定の上限値(例えば、全身SARの10秒平均値と6分平均値の上限値)以内か否かを判定する。SARが上限値を超える場合には、SARが上限値以内となるように撮像シーケンスの組み合わせを調整する。

【0042】

10

20

30

40

50

その第一の調整は、 180° -FSEシーケンス200で計測するエコー信号数を減少させ、その減少分をVRFA-FSEシーケンス300で計測するように、各撮像シーケンスで計測するエコー信号数の配分又は割合を調整する。VRFA-FSEシーケンス300で計測するエコー信号数を増やすれば増やすほど、SARの値は低減する。

【0043】

第二の調整は、 180° -FSEシーケンスとVRFA-FSEシーケンスのそれぞれで計測するエコー信号数を所定の数、或いは、所定の割合とし(つまり変えずに一定とする)、VRFA-FSEシーケンスにおける各再収束RFパルスのフリップ角をSARが減少するよう変化させる。この場合には、シーケンス設定部402に、VRFA-FSEシーケンス300の各再収束RFパルスのクリップ角(FA)の変更を指示する。

10

【0044】

上記第一の方法と上記第二の方法のいずれか一方又は両方を組み合わせても良い。

【0045】

なお、SARの計算には、プリスキヤンにより得られた実測時に基づいて特許文献2の手法を用いて計算しても良いし、撮像条件設定部401で設定された被検者情報(体重、性別等)及び撮像条件のみからSARを予測しても良い。

【0046】

k 空間分割部404は、シーケンス組み合わせ部403で決定された 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300でそれぞれ計測するエコー数の配分又は割合に応じて、 k 空間の分割と各分割領域の計測順序を設定する。具体的には、 180° -FSEシーケンス200で k 空間の原点を含む分割領域又は原点近傍の分割領域に配置するエコー信号を計測するように、その位相エンコードを決定する。一方、VRFA-FSEシーケンス200で k 空間の高周波側(辺縁)の分割領域に配置するエコー信号を計測するように、その位相エンコードを決定する。これにより、 k 空間の低周波領域に配置するエコーデータは 180° -FSEシーケンス200で取得され、 k 空間の高周波領域に配置するエコーデータはVRFA-FSEシーケンス200で取得されることになる。

20

【0047】

k 空間分割の一例を図5に示す。図5は、位相エンコード方向を ky 、周波数エンコード方向を kx とする2次元の k 空間500の位相エンコード方向(ky)を、原点を含む低周波領域502と、低周波領域502の外側であって、負側の高周波領域501-1と正側の高周波領域501-2の3つの領域に分割する例を示す。そして、低周波領域502のエコーデータは 180° -FSEシーケンス200で取得され、高周波領域501-1と501-2のエコーデータはVRFA-FSEシーケンス300で取得される。

30

【0048】

撮像実行部405は、シーケンス設定部402で設定された 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300が、 k 空間分割部404で設定された各分割領域の計測順序となるエンコード順序で各エコー信号を計測するように、各FSEシーケンスの制御データを生成し、計測制御部111に通知して、計測制御部111にこれらのFSEシーケンスによる撮像を実行させる。

40

【0049】

(実施例1の処理フロー)

次に、前述の各機能部が連携して行なう本実施例1の処理フローを図6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内部記憶部115に記憶されており、演算処理部114が内部記憶部115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。以下、各処理ステップの処理内容を詳細に説明する。

【0050】

ステップ601で、撮像条件設定部401は、被検者情報やFSEシーケンスに係る撮像条件の設定入力を受け付けるためのGUIを表示部に表示し、操作者による設定入力を受け付ける。

【0051】

50

ステップ602で、ステップ601で入力設定された撮像条件に基づいて、シーケンス設定部402は、 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300の各制御パラメータの値を設定する。特に、VRFA-FSEシーケンス300の各再収束RFパルスのクリップ角(FA)を設定する。

【0052】

ステップ603で、シーケンス組み合わせ部403は、ステップ602で設定された 180° -FSEシーケンス200についてのSAR上限値以内か否かを判定する。例えば、全身SARの10秒平均値と6分平均値を計算し、計算した値がそれらの上限値以内か否かを判定する。SARが上限値を超える場合には、SARが上限値以内となるように、前述の第一の調整と第二の調整のいずれか一方又は両方を組み合わせた調整を行う。詳細は前述したとおりである。

【0053】

ステップ604で、k空間分割部404は、ステップ603で決定された 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300でそれぞれ計測するエコー数の配分又は割合に応じて、k空間の分割と各分割領域の計測順序を設定する。詳細は前述したとおりである。

【0054】

ステップ605で、撮像実行部405は、ステップ602で設定された 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300により、ステップ604で設定された各分割領域の計測順序となるエンコード順序で、各エコー信号を計測するように各FSEシーケンスの制御データを具体的に生成し、計測制御部111に通知して、計測制御部111に撮像を実行させる。計測制御部111は、通知された撮像シーケンスの制御データに基づいて、 180° -FSEシーケンス200とVRFA-FSEシーケンス300とを組み合わせて、k空間の各分割領域を充填するためのエコー信号の計測を制御する。

以上までが、本実施例1の処理フローの概要である。

【0055】

なお、以上までの説明においては、2次元計測を前提として2次元のk空間にエコードデータを充填する例を説明したが、3次元計測においても同様にことができる。

【0056】

3次元計測においては、k空間もスライスエンコード方向に対応する軸(kz)を含む3次元となる。そこで、3次元k空間の原点を含む低周波領域のエコードデータを 180° -FSEシーケンス200で取得し、高周波領域(辺縁部)のエコードデータをVRFA-FSEシーケンス300で取得する。この場合にも、3次元k空間の低周波領域と高周波領域の境界については、プリスキヤンで決定したSAR、或いは、被検者情報や撮像条件に基づいたSARの予測により決めて良い。

【0057】

図7に、3次元k空間の計測例を示す。3次元k空間のky-kz平面700における原点を含む低周波領域701のエコードデータを 180° -FSEシーケンス200で取得し、高周波領域702のエコードデータをVRFA-FSEシーケンス300で取得する。或いは、3次元k空間内のky-kz平面の内接円内(711,712)だけを計測し、それ以外の外側の領域713は0詰めを行うCircular計測を行う場合も同様に、k空間の原点を含む低周波領域711のエコードデータを 180° -FSEシーケンス200で取得し、高周波領域712のエコードデータをVRFA-FSEシーケンス300で取得する。

【0058】

以上説明したように、本実施例1の再収束RFパルスのクリップ角制御法及びMRI装置は、k空間の原点付近の低周波領域に配置するエコードデータの取得には 180° -FSEシーケンスを用い、k空間の高周波領域(辺縁領域)に配置するエコードデータの取得にはVRFA-FSEシーケンスを用いる。そのために、被検者のSARに基づいて、 180° -FSEシーケンスで計測するエコー信号数と、VRFA-FSEシーケンスで計測するエコー信号数との配分又は割合を調整するシーケンス組み合わせ部と、エコー信号数の配分又は割合の調整に応じて、k空間を複数に分割して、各分割領域の計測順序を設定するk空間分割部と、を有する。その結果、SARを低減しつつ、再収束RFパルスのクリップ角を 180° 一定とした従来のFSEシーケンスと同等のコントラストを有する画像を取得することが可能になる。

【0059】

10

20

30

40

50

(実施例2)

次に、本発明の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置の実施例2を説明する。本実施例2は、 180° -FSEシーケンスとして、一連の 180° 再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも1つと最後の少なくとも一つをダミーとして、ダミー再収束RFパルス印加直後のエコー信号を計測しないか計測しても画像再構成に用いない。つまり、 90° RFパルス直後の1つ以上の再収束RFパルスと、最後の1つ以上の再収束RFパルスをダミーとする。ダミー再収束RFパルスとは、再収束RFパルスを印加するだけのダミーRFパルスであり、ダミー再収束RFパルスによって再収束されたエコー信号はk空間に充填されないことを意味する。

【0060】

10

k空間の低周波領域に配置される各エコーデータのTEが大きく異なると、エコーデータの信号強度についての段差が大きくなり、画像上にアーチファクトが発生する原因となる。 180° -FSEシーケンスは、k空間の低周波領域に位置するエコーデータを取得するためのFSEシーケンスであることから、TEが大きく異なるエコーデータの取得を回避するために、一連の 180° 再収束RFパルスの内で最初の少なくとも1つと最後の少なくとも一つをダミー再収束RFパルスにする。これにより、k空間の低周波領域で、TEが大きく異なるエコーデータが充填されることが無くなり、エコーデータの信号強度の段差を抑制することが可能となる。その結果、画質を向上させることができる。

【0061】

20

いくつの 180° 再収束RFパルスをダミーRFパルスとするかは、予め決めておくか、撮像条件に基づいて決めることができる。例えば、予め1TR内に 180° -FSEシーケンスで取得するエコー信号数を決めておき、その数を越えるETLが設定された場合は、自動的に残りの再収束RFパルスをダミーRFパルスとする。このとき、取得するエコー信号数は、操作者が設定することも可能であり、またETLやIETなどの撮像条件から有効なエコー信号数を算出し、自動的に有効なエコー信号以外のエコー信号を誘導する再収束RFパルスをダミーRFパルスに設定することも可能である。

【0062】

なお、k空間の高周波領域に充填するエコーデータを取得するシーケンスには、VRFA-FSEシーケンスを適用する。

【0063】

30

図8に実施例2の 180° -FSEシーケンス700のシーケンスチャートを示す。なお、図2と同様に他の傾斜磁場パルスの印加タイミングについては省略してある。 90° 励起RFパルス201の後の 180° 再収束RFパルス202₁と最後の 180° 再収束RFパルス202₅をダミー再収束RFパルスとし、 180° 再収束RFパルス202₁と 180° 再収束RFパルス202₅直後のエコー信号203_{1,2}03₅をk空間に充填しない(つまり、計測しないか、計測しても画像再構成に用いない)。

【0064】

本実施例2における各機能と処理フローは、 180° -FSEシーケンスを本実施例2のものとすること以外は前述の実施例1と同じであるので説明を省略する。

【0065】

以上説明したように、本実施例2の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置は、 180° -FSEシーケンスとして、一連の 180° 再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも1つと最後の少なくとも一つをダミー再収束RFパルスとする。その結果、k空間の低周波領域において、TEが大きく異なるエコーデータが充填されることが無くなり、エコーデータの信号強度の段差を抑制することが可能となる。従って、画質を向上することができる。

【0066】

(実施例3)

次に、本発明の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置の実施例3を説明する。本実施例3は、 180° -FSEシーケンスとして、一連の 180° 再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも1つをダミー再収束RFパルスとし、実効TE後にはダミー再収束RFパルスを印加しない。これにより、 180° -FSEシーケンスの繰り返し時間TRを短くする。

50

【 0 0 6 7 】

このように繰り返し時間TRを短くすることで、撮像時間を短縮することが可能となり、余計なダミー再収束RFパルスを印加しないためSARを低減することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

なお、k空間の高周波領域に充填するエコーデータを取得するシーケンスには、VRFA-FSEシーケンスを適用する。

【 0 0 6 9 】

図9に本実施例3の180°-FSEシーケンス800のシーケンスチャートを示す。なお、図2と同様に他の傾斜磁場パルスの印加タイミングについては省略してある。本実施例3と同様に、90°RFパルス201の後の180°再収束RFパルス202₁をダミー再収束RFパルスとして、これによるエコー信号203₁を計測しないか計測しても画像再構成に用いない。一方、TE205後のダミー再収束RFパルス205₅を印加しない。従ってエコー信号203₅は生成されない。10

【 0 0 7 0 】

本実施例3における各機能と処理フローは、180°-FSEシーケンスを本実施例3のものとすること以外は前述の実施例1と同じであるので説明を省略する。

【 0 0 7 1 】

以上説明したように、本実施例3の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置は、180°-FSEシーケンスとして、一連の180°再収束RFパルスの内で、最初の少なくとも1つをダミー再収束RFパルスとし、実効TE後にはダミー再収束RFパルスを印加しない。その結果、繰り返し時間TRを短くすることができる。また、撮像時間を短縮することが可能となり、余計なダミー再収束RFパルスを印加しないためSARを低減することが可能となる。20

【 0 0 7 2 】**(実施例4)**

次に、本発明の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置の実施例4を説明する。本実施例4は、前述の実施例1の180°-FSEシーケンスとして、90°RFパルスの後にフリップ角が180°の再収束RFパルスを一つ印加するSEシーケンスを用いる。k空間の高周波領域を充填するエコーデータを取得するFSEシーケンスには、実施形態1と同じVRFA-FSEシーケンス300を用いる。

【 0 0 7 3 】

k空間の低周波領域のエコーデータの取得にSEシーケンスを適用することで、FSEシーケンスとは異なり、同一のTEのエコーデータでk空間の低周波領域が充填されることになるので、画像のコントラストを向上することが可能となる。30

【 0 0 7 4 】

図10に、90°RFパルスの後に一つの180°の再収束RFパルスを印加するSEシーケンス100のシーケンスチャートを示す。図2、3と同様に他の傾斜磁場パルスの印加タイミングについては省略してある。

【 0 0 7 5 】

繰り返し時間TRの内で、90°RFパルス1001の後に、一つの180°の再収束RFパルス1002が印加されて、TEにエコー信号1012が一つ計測される。

【 0 0 7 6 】

本実施例4における各機能と処理フローは、180°-FSEシーケンスを本実施例4のものとすること以外は前述の実施例1と同じであるので説明を省略する。40

【 0 0 7 7 】

以上説明したように、本実施例4の再収束RFパルスのフリップ角制御法及びMRI装置は、180°-FSEシーケンス200としてSEシーケンスを用いる。その結果、同一のTEのエコーデータでk空間の低周波領域が充填されることになるので、画像のコントラストを向上することが可能となる。

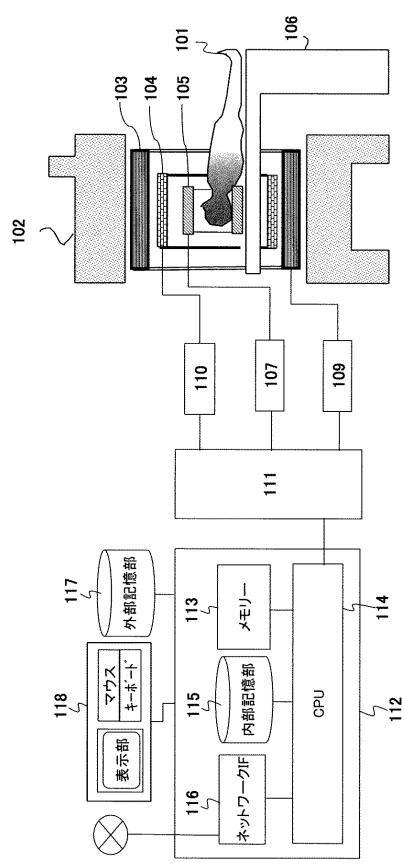
【 符号の説明 】**【 0 0 7 8 】**

101 被検者、102 静磁場発生磁石、103 傾斜磁場コイル、104 送信RFコイル、105

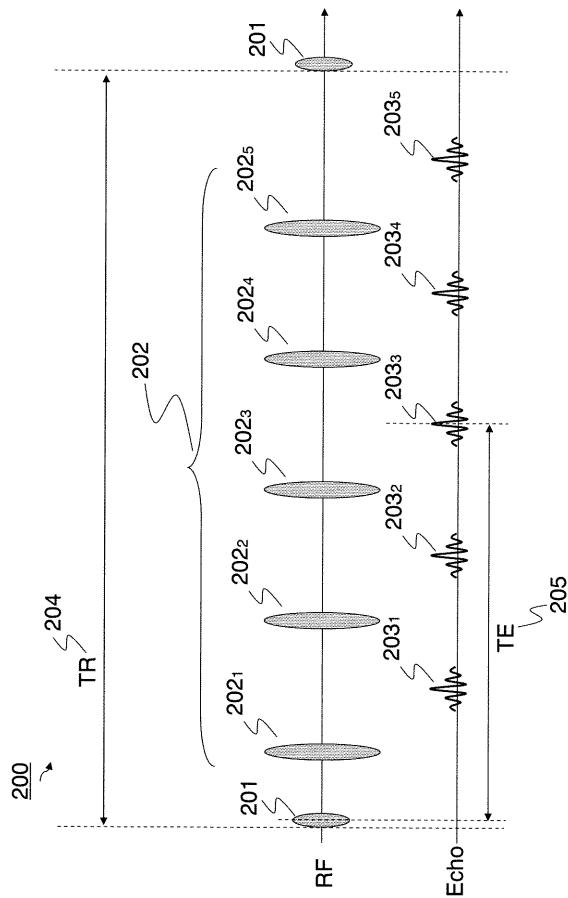
50

RF受信コイル、106 寝台、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、113 メモリ、114 演算処理部(CPU)、115 内部記憶部、116 ネットワークIF、117 外部記憶部、118 表示・操作部

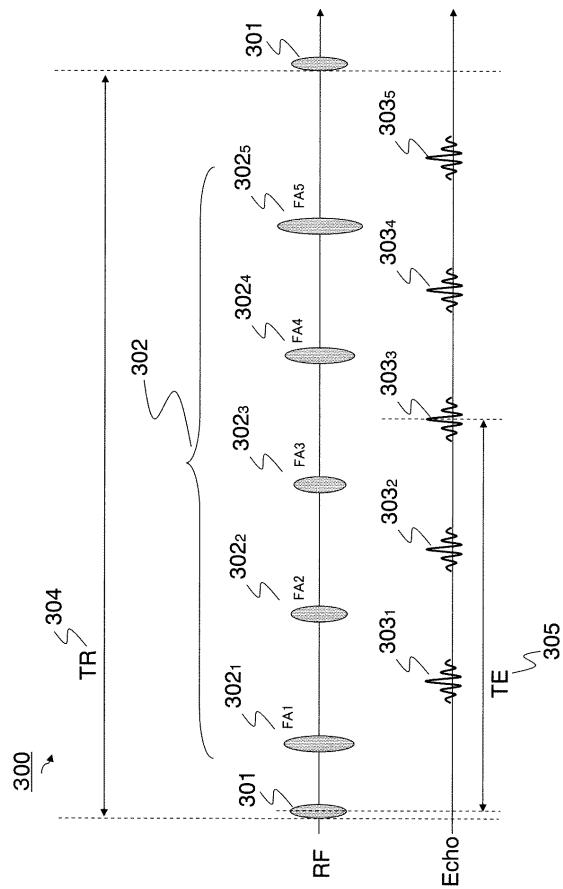
【図1】



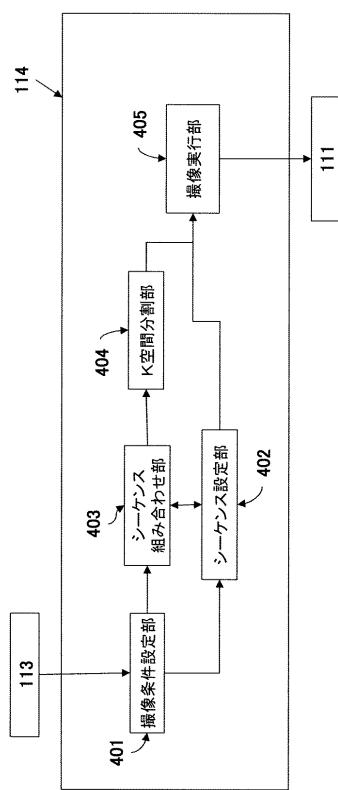
【図2】



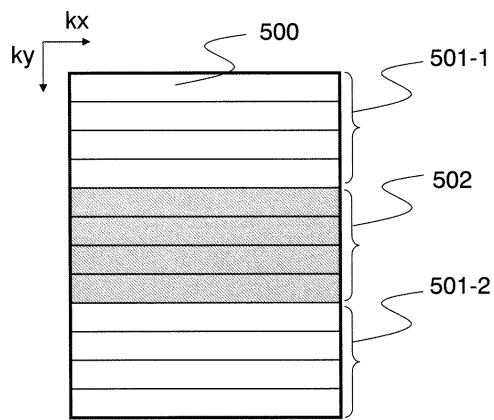
【図3】



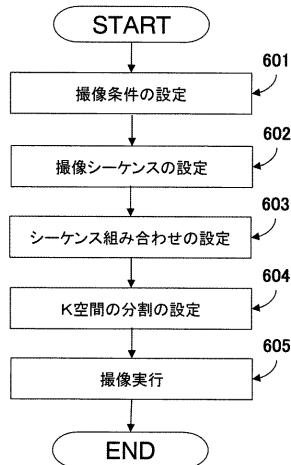
【図4】



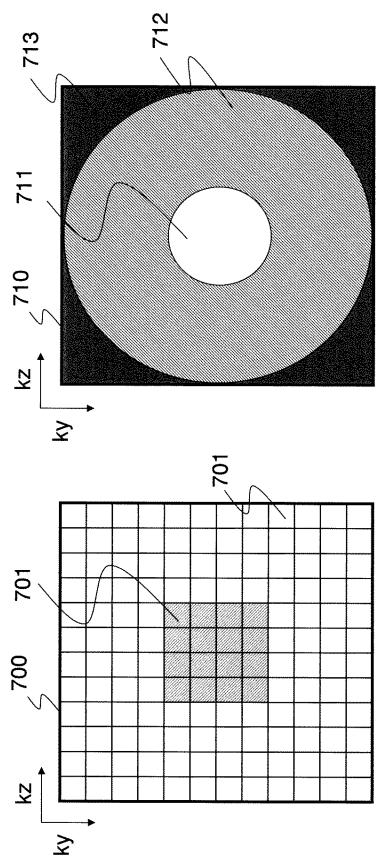
【図5】



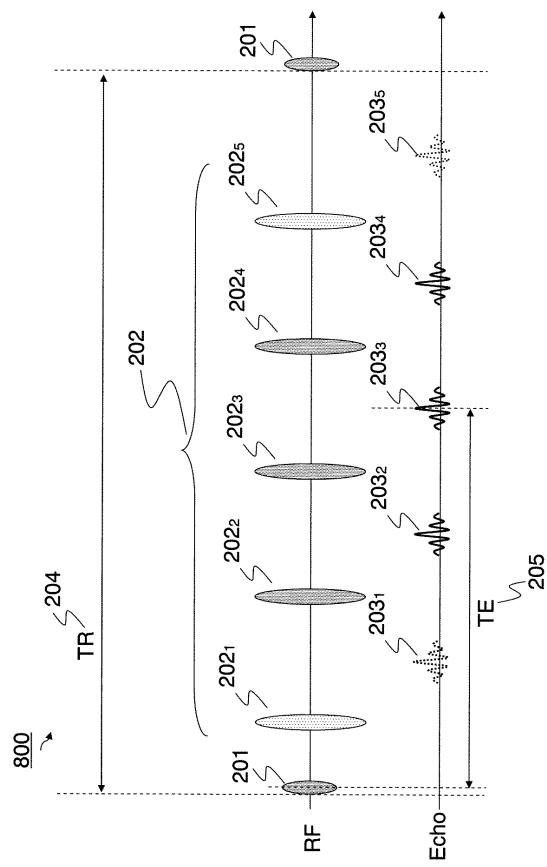
【図6】



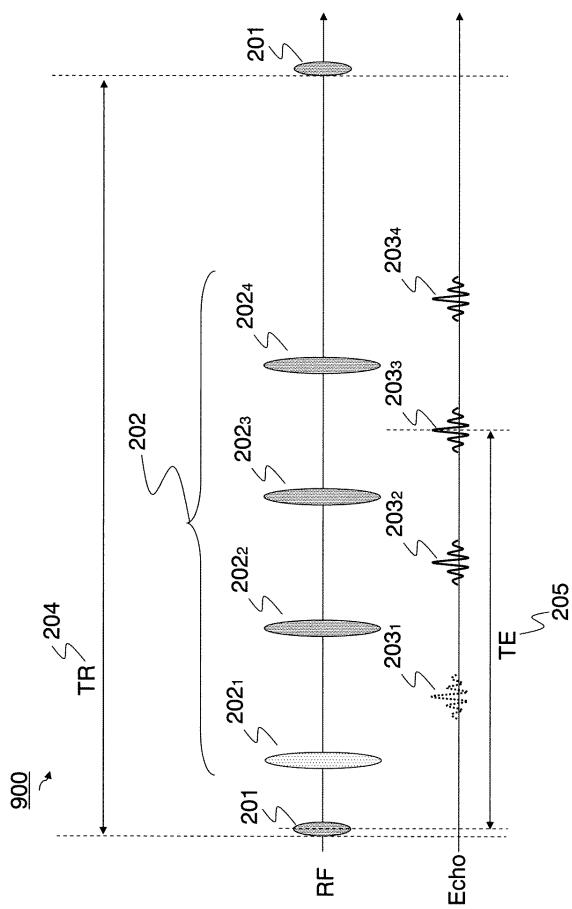
【図7】



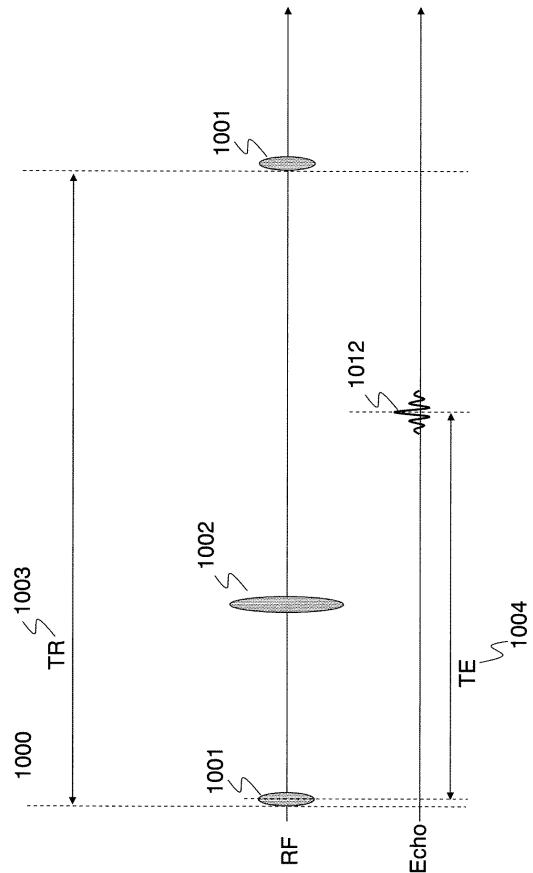
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平07-323016(JP,A)
特開平11-128200(JP,A)
特開平05-329130(JP,A)
特開平05-329127(JP,A)
特開2005-021690(JP,A)
特開2010-042245(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055
G 01 R 33 / 20 - 33 / 58
P u b M e d
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)