

(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



(10) 国際公開番号

WO 2009/101871 A1

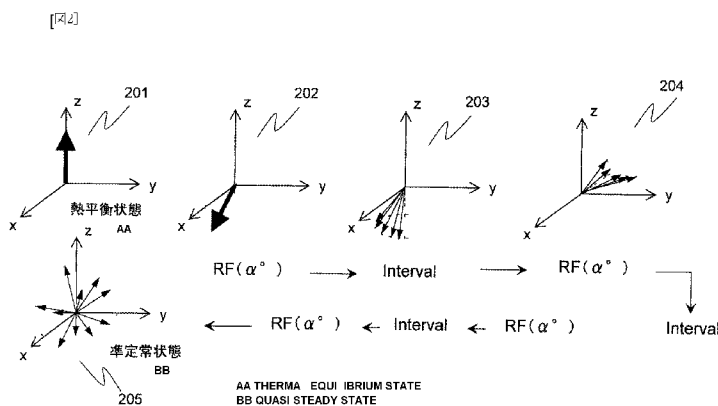
(43) 国際公開日
2009年8月20日(20.08.2009)

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) GOIR 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/05 1704
- (22) 国際出願日: 2009年2月2日(02.02.2009)
- (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 2008-030712 2008年2月12日(12.02.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メデイク(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): 新井 浩一 (ARAI, Koichi) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メデイク内 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, CN, C, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, D, 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, N, NZ, OM, 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、全ての種類の区域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), -L 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, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE, INITIAL STATE CREATING METHOD, OPTIMUM INTENSITY DECIDING METHOD, AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置、初期状態生成方法、最適強度決定方法および磁気共鳴イメージング方法



(57) Abstract: This aims to shorten the time period, which is required for optimizing a high-frequency magnetic-field pulse intensity, thereby to shorten the measurement time period of an MRI entirety. In the operation for optimizing the high-frequency magnetic-field pulse intensity, an initial state for applying high-frequency magnetic-field pulses is intentionally created for a short time period, thereby to shorten the high-frequency magnetic-field pulse interval for the repeated applications. The high-frequency magnetic-field pulses are repeatedly applied at a predetermined time interval sufficiently shorter than the relaxing time period of the high-frequency magnetic-field pulses, and the state in which the magnetic resonance signal intensity becomes a threshold value or less is set to an initial state.

(57) 要約: 高周波磁場パルス強度の最適化に要する時間を短縮し、MRI全体の計測時間を短くすることを目的とする。高周波磁場パルス強度を最適化するための処理内で、高周波磁場パルスの印加を行う初期状態を短時間で意図的に作り出し、繰り返し印加する高周波磁場パルス間隔を短くする。高周波磁場パルスの緩和時間より十分短い所定の時間間隔で繰り返し高周波磁場パルスを印加し、磁気共鳴信号強度が閾値以下となった状態を初期状態とする。



WO 2009/101 71 1

公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

磁気共鳴イメージング装置、初期状態生成方法、最適強度決定方法および磁気共鳴イメージング方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検体中の水素や磷等からの核磁気共鳴(以下、「NMR」という)信号を計測し、核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置に関し、特に、印加する高周波磁場パルスの強度を調整する技術に関する。

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。MRI装置では、傾斜磁場によって位相エンコードおよび周波数エンコードされたNMR信号が、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] 静磁場内で静磁場方向を向いている被検体内の原子核スピン(以下、「スピン」という)は、高周波磁場の印加を受けて傾く。ここでは、ある一定時間、ある一定振幅で印加される高周波磁場をRFパルスと呼び、原子核スピンの傾く角度をフリップ角と呼ぶ。以後、本明細書では、RFパルスの印加時間および振幅を合わせて強度と呼ぶ。従って、フリップ角は、RFパルスの強度に応じて定まる。なお、一般に、フリップ角が0となる強度で印加されるRFパルスは、0パルスと呼ばれる。例えば、フリップ角が90°となるRFパルスは、90°パルスと呼ばれる。

[0004] MRIでは、被検体の形状、体内組織等の属性の相違に応じてNMR信号を受信する受信コイル系の状態が変化する。このため、同じ強度のRFパルスを印加しても、被検体の部位によってスピンのフリップ角が異なる場合があり、正確な計測の妨げとなっている。これを防ぐため、計測するNMR信号(以下、「エコー信号」という)自体を用いて、被検体の属性が異なっても同じフリップ角が得られるよう、属性毎にRFパルスの強度を最適化する技術が知られている(例えば、特許文献1参照。)。属性が変わる毎

に撮影の前にRFパルス強度を最適化し、最適化された強度の r Fパルスを用いて撮影を行う。

[000] 特許文献1：特開昭61-191949号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[000] 特許文献1に開示の技術では、 r Fパルスの強度を微調整しながら印加を繰り返し、エコー信号強度が最大となる強度を印加 r Fパルスの最適強度とする、 r Fパルス強度の最適化を行う。このとき、 r Fパルスの印加は、 r Fパルスにより傾けられたスピンの熱平衡状態に戻るのを待ち、繰り返される。従って、 r Fパルス強度の最適化に要する時間は、 r Fパルスにより傾けられたスピンの熱平衡状態に戻るまでの時間(以下、「緩和時間」という)に依存する。高磁場であればあるほど、この緩和時間は長くなるため、特許文献1に開示の技術を用いる場合、 r Fパルス強度の最適化に要する時間も長くなる。従って、特許文献1に開示の技術により r Fパルス強度を最適化後、 MRI を行う場合、全体の計測時間も長くなる。

[000] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、 r Fパルス強度の最適化に要する時間を短縮し、 MRI 全体の計測時間を短くすることを目的とする。

課題を解決するための手段

[000] 本発明は、 r Fパルス強度を最適化するための処理内で、 r Fパルスの印加を行う初期状態を短時間で意図的に作り出し、繰り返し印加する r Fパルス間隔を短くする。また、高周波磁場パルスの緩和時間より十分短い所定の時間間隔で繰り返し高周波磁場パルスを印加し、磁気共鳴信号強度が閾値以下となった状態を初期状態とする。

[000] 具体的には、静磁場中に配置された被検体に対して傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、前記被検体の磁化を所定のフリップ角で励起させる高周波磁場パルスを印加する高周波磁場パルス印加部と、前記被検体が発生する磁気共鳴信号を計測する計測部と、前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部と計測部との動作を制御する制御手段とを備える磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御部は、前記高周波磁場パルス印加部が前記高周波磁場パルスを印加後、所定の時

間内に前記磁気共^mg信号が所定の閾値以下となる準定常状態を生成するよう、前記前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部との動作を制御する準定常状態生成部を備えることを特徴とする磁気共^mgイメージング装置を提供する。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、RFパルス強度の最適化に要する時間を短縮し、MRI全体の計測時間を短くできる。

発明を実施するための最良の形態

[0011] <<第一の実施形態ノノ

以下、本発明を適用する第一の実施形態について図面を参照し説明する。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。

[0012] まず、本実施形態のMRI装置の一例の全体概要を説明する。図1は、本実施形態のMRI装置の全体構成を示すブロック図である。MRI装置100は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンザ4と、中央処理装置(CPU)8とを備える。

[0013] 静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体1の周りの空間にそ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、均一な静磁場を発生させるもので、被検体1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。

[0014] 傾斜磁場発生系3は、MRI装置100の座標系(静止座標系)において、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とを備え、後述のシーケンザ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加する。一般には、X、Y、Zのいずれか1方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G_s)を印加して被検体1に対するスライス面(撮影断面)を設定し、残り2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス(G_f)とを印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

[0015] 送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共^mgを

起こさせるために高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」れぢ。)を印加するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとを備える。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンザ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された送信コイル14aに供給することにより、電磁波(RFパルス)が被検体1に印加される。

[0016] 受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるNMR信号(ロー信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル)14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とを備える。送信コイル14aから印加された電磁波によって誘起される被検体1の応答の電磁波(NMR信号)が被検体1に近接して配置された受信コイル14bで検出される。検出されたNMR信号は、信号増幅器15で増幅された後、シーケンザ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル最に変換されて、信号処理系7に送られる。

[0017] シーケンザ4は、RFパルスと傾斜磁場パルスとを所定のパルスシーケンスに従って印加するよう制御する。CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。なお、パルスシーケンスは、RFパルス、傾斜磁場パルス等のon/offのタイミング、振幅等の細み合わせのタイムチャートであり、撮影の目的に従って予め作成され、プログラムとしてメモリ(不図示)等に格納される。CPU8は、パルスシーケンスに従ってシーケンザ4を制御する。

[0018] 信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、CPU8と、ROM、RAM等の記憶装置18と、光ディスク、磁気ディスク等の外部記憶装置19と、CRT等からなるディスプレイ20とにより構成される。受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置19に記録する。

[0019] 操作部25は、MRI装置100自体の各種制御情報および信号処理系7で行う処理の

各種制御情報の入力を受け付けるもので、トラックボール又はマウス23、および、キーボード24を備える。操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者は、ディスプレイ20を見ながら操作部25を介してインタラクティブにMRI装置100の各種処理に必要な情報を入力する。

- [0020] なお、図1において、送信コイル14aと傾斜磁場コイル9とは、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置される。また、受信コイル14bは、被検体1に対向して、或いは被検体1を取り囲むように設置される。
- [0021] 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。MRI装置では、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。
- [0022] 本実施形態では、本撮影に先立ち、最適な強度を有するRFパルス(某準パルス)を決定する。すなわち、強度を変化させて微調整しながらRFパルスの印加を繰り返し、エコー信号のピーク値または積分強度が最大となる強度を有するRFパルスを某準パルスと決定する。ただし、本実施形態では、緩和時間より短い時間内にエコー信号が略発生しない状態の準定常状態を生成し、準定常状態を初期状態として、RFパルスの印加を繰り返す。以下、本実施形態では、某準パルスの決定に、エコー信号のピーク値を用いる場合を例にあげて説明する。
- [0023] 緩和時間を待たず、RFパルスの印加を繰り返し、某準パルスを決定するため、本実施形態のMRI装置100は、某準RFパルス決定処理部と、準定常状態生成部と、を備える。これらの機能は、予めメモリ(不図示)等に保持されたプログラムをCPU8が実行することにより実現される。
- [0024] 某準RFパルス決定処理部は、エコー信号のピーク値が最大となる強度を有するRFパルスを決定する某準パルス決定処理を実行する。この某準パルス決定処理において、某準パルス決定処理部は、最初に準定常状態になったことを準定常状態生成部から通知を受けると、パルスシーケンスを実行し、得られたエコー信号のピーク値を、印加したRFパルスの強度に対応づけて保持する。第1回目に印加するRFパルスの

強度は、オペレータのマニュアル操作によって予め定められる。また、実行するパルスシーケンスも予め定められる。以後、本明細書では、某準RFパルス決定処理において、スピンエコー法(SE)、グラディエントエコー法(GE)など予め定められたシーケンスの中で印加するRFパルスを、某準決定RFパルスと呼ぶ。

[0025] その後、某準RFパルス決定処理部は、準定常状態になる毎に、某準決定RFパルスの強度を変化させてパルスシーケンスを実行し、得られたエコー信号のピーク値と印加した某準決定RFパルスの強度とを対応づけて保持することを所定回数繰り返す。その後、得られた結果を用いて、最大のピーク値に対応する強度を算出し、以降の本撮影で使用するRFパルスの強度と決定する。すなわち、当該強度を有するRFパルスを某準RFパルスとする。なお、最大のピーク値に対応する強度は、例えば、測定により得られた各ピーク値を補間することにより最大のピーク値を求め、求めた最大のピーク値に対応する強度を、保持されている強度の補間により求めるといった手順で算出する。

[0026] 準定常状態生成部は、エコー信号が略発生しない状態である準定常状態を作成し、某準RFパルス決定処理部に準定常状態となったことを通知する、準定常状態生成処理を行う。本実施形態の準定常状態生成部は、緩和時間よりも十分短く設定された所定の時間間隔で、予め定められたフリップ角 θ 度のRFパルスの印加を行い、エコー信号の計測を繰り返す。エコー信号強度が所定の閾値以下である状態を準定常状態とする。以後、本明細書では、準定常状態生成のために印加するRFパルスを、準定常状態生成RFパルスと呼ぶ。

[0027] 図2は、本実施形態の準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。静磁場の方向を軸方向とすると、熱平衡状態にある原子核スピンの核磁化ベクトル(以後、核磁化 M_0 という。)は、軸方向を向く。ここに、予め定めた方向 θ にフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、励起後の核磁化 M_1 は、 θ 度フリップする。その後、ある一定時間(Interval)経過すると、原子核スピンの核磁化 M_2 の xy 成分は、超微細磁場による拡散過程を経て xy 平面内で拡散する。その状態で、さらに方向 θ でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、 y 平面内で拡散していた核磁化それぞれが θ 度フリップするため、核磁化 M_4 は θ 方向に拡散する

。なお、 $Interval$ は、緩和時間より十分短く設定される。

[0028] 上記の方向 θ でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスの印加と、超微細磁場による拡散過程とを交互に繰り返すことにより、核磁化は、 z 方向の磁化(以後、「縦磁化」という。)と、 xy 平面内の磁化(以後、「横磁化」という。)とが、ともに飽和し、エコー信号を発生しない(または所定の閾値以下となる)状態、すなわち、準定常状態205となる。

[0029] 次に、準定常状態生成部による準定常状態生成処理の手順を説明する。図3は、本実施形態の準定常状態生成部による、準定常状態生成処理の処理フローである。まず、準定常状態生成部は、準定常状態生成の指示を受け付けると、方向が θ で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス $RF d \alpha$ をスライス選択傾斜磁場とともに印加する(ステップS301)。

[0030] 所定時間(WT)経過後(ステップS302)、準定常状態生成部は、エコー信号強度 EC を計測し(ステップ5303)、閾値 L との大小関係を判別する(ステップ5304)。ここで、エコー信号強度 EC が所定の閾値 L より大きい場合、 $(Interval-WT)$ 時間経過後(ステップS305)、ステップ5301にもどり、再度、方向が θ で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルスをスライス傾斜磁場とともに印加する。

なお、ステップS305において、 $Interval-WT$ 時間待つのは、準定常状態生成RFパルスの印加間隔($Interval$)間で、局所磁場で横磁化を飽和させるためである。

[0031] 一方、5304において、エコー信号強度が所定の閾値以下の場合、(所定時間(縦磁化回復時間 TD)経過後(ステップS306)、準定常状態となったことを、某準RFパルス決定処理部に通知する(ステップ5307)。なお、本実施形態では、ステップ5302において、エコー信号強度が所定の閾値以下となった状態を準定常状態と判別しているが、エコー信号強度が0となる状態を準定常状態と判別するよう構成してもよい。また、ステップS306は、某準RFパルス決定処理部が行うよう構成してもよい。

[0032] 次に、本実施形態の、某準パルス決定処理を実現するパルスシーケンスを説明する。図4は、本実施形態の某準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。本図に示すように、某準パルス決定処理が開始されると、まず、準定常状態作成処理を実現するシーケンス410が実行される。すなわち、準定常状態生

成部が、方向が θ でフリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス4 01の印加を、 Interval 間隔で、エコー信号が所定の閾値以下になるまで繰り返す。このとき、各準定常状態生成RFパルス4 01の印加と同時にスライス傾斜磁場4 02を印加する。

- [0033] エコー信号が所定の閾値以下になった時点から縦磁化回復時間 $T_{1\rho}$ の経過後、某準パルス決定処理部は、SE法、GE法などの予め定められた某準パルス決定用のシーケンス420を実行する。実行後、某準パルス決定処理部は、エコー信号のピーク値を印加した某準決定RFパルスの強度とともに記憶する。
- [0034] 某準パルス決定用のシーケンス420の実行後、準定常状態生成処理部は、準定常状態生成処理を実現するシーケンス410を実行する。そして、準定常状態から縦磁化回復時間 $T_{1\rho}$ の経過後、某準パルス決定処理部は、某準決定RFパルスの強度を微調整し、シーケンス420を実行する。以上のように、シーケンス410とシーケンス420とを所定回数繰り返し、某準決定RFパルス強度と、当該RFパルスにより得られるエコー信号のピーク値との組を記録し、最適強度を決定する。
- [0035] 以上の某準パルス決定処理の処理手順を説明する。図5は、本実施形態の某準パルス決定処理の処理フローである。ここでは、スピンエコーシーケンスを用い、90度パルスを設定する場合を例にあげて説明する。また、某準パルス決定のために m 回、エコー信号のピーク値を収集するものとする。
- [0036] オペレータから、某準パルス決定処理の開始の指示を受け付けると、まず、某準パルス決定処理部は、オペレータから目的とするフリップ角(強度)の設定を受け付け、某準決定RFパルスの強度として設定する(ステップS5 01)。目的とするフリップ角とは、本撮影で用いるRFパルスのフリップ角である。ここでは、90度パルスとする。その後、エコー信号記録回数をカウントするカウンタ n を初期化する(ここでは、 $n=1$ とする。)(ステップS5 02)。そして、準定常状態生成部に、準定常状態生成処理を開始するよう指示を行う。
- [0037] 指示を受けた準定常状態生成部は、準定常状態生成処理を開始する(ステップ55 03)。すなわち、準定常状態生成部は、上述した準定常状態生成処理を「 n 」、準定常状態になったと判別後、縦磁化回復時間($T_{1\rho}$)待ち、某準RFパルス決定処理部に通知する。

- [0038] 通知を受けた基準RFパルス決定処理部は、設定された強度を有する基準決定RFパルス θ_n を用い、スピンエコーシーケンスを実行し、エコー信号を計測する(ステップS504)。そして、エコー信号のピーク値および基準決定RFパルスの強度を記録する(ステップS505)。次に、エコー信号の計測が予め定められた数に達したか判別する。ここでは、カウンタ $n = n_n$ であるか否か判別する(ステップS506)。 $n = n_n$ の場合、最も大きいピーク値に対応するRFパルスの強度を算出し、本撮影で用いるRFパルスの強度とする(ステップS507)。
- [0039] 一方、ステップS506で予め定められた数に達していない場合($n < n_n$)、基準決定RFパルスの強度を微調整し(ステップS508)、カウンタ n を1インクリメントし(ステップS509)、ステップS503に戻る。なお、印加する基準決定RFパルスの強度の調整量は予め決めておく。
- [0040] なお、他のRFパルスの強度は、調整した基準RFパルスに某づいて決定することができる。例えば、基準RFパルスが90度パルスの場合、180度パルスの強度を基準RFパルスの強度の2倍とすればよい。
- [0041] 以上説明したように、本実施形態によれば、基準RFパルス設定のために、基準決定RFパルスの印加を繰り返す間隔は、準定常状態が生成される時間に縦磁化回復時間(TD)を足し合わせた時間である。準定常状態が生成される時間間隔は、 $\text{Interval} \times (\text{準定常状態生成RFパルスの印加回数} m - 1) + \text{所定時間}(\text{WT})$ である。 $\text{Interval} \times (m - 1) + \text{WT}$ は、核スピンの熱平衡状態に戻るまでの時間に比べてはるかに短時間となるよう設定されているため、短時間で、基準決定RFパルスの印加を繰り返すことができる。従って、短時間で基準RFパルスを設定することができる。これにより、全計測にかかる時間も短縮することができる。なお、本実施形態では、準定常状態生成RFパルスの印加間隔が短いため、RFパルス印加時に発生する音の間隔が従来法に比べて短くなる。
- [0042] なお、上記実施形態では、基準パルスの決定にエコー信号のピーク値を用いる場合を例にあげて説明したが、上述のようにエコー信号の積分強度を用いてもよい。この場合は、基準パルス決定処理において、ピーク値の代わりに積分強度を記録し、最大の積分強度に対応する強度を算出し、本撮影で用いるRFパルスの強度とすれ

ばよい。

[0043] くく第二の実施形態ノノ

次に、本発明を適用する第二の実施形態について説明する。第一の実施形態では、準定常状態生成処理において、同一のフリップ角で同一の方向の準定常状態生成RFパルスを繰り返し印加している。しかし、本実施形態では、繰り返し印加する準定常状態生成RFパルスの印加の方向を変化させる。なお、フリップ角は同一とする。以下、本実施形態の構成を、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。本実施形態においても、某準パルスの決定に、エコー信号のピーク値を用いた場合を例に挙げて説明する。

[0044] 本実施形態では、上述のように準定常状態生成部が繰り返し印加する準定常状態生成RFパルスの印加方向を変化させる。すなわち、第一の実施形態のように印加方向 θ が一定ではなく、方向を典ならせて印加する。本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の概要を、図6を用いて説明する。

[0045] 静磁場の方向を軸方向とすると、熱平衡状態にある原子核スピンの核磁化 M_0 は、軸方向を向く。ここに、予め定めた方向 θ_1 にフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、核磁化 M_1 は、 α 度フリップする。本図では、 θ_1 は $-y$ 方向とした場合を例示する。その後、一定時間($Interval$)経過すると、原子核スピンの核磁化 M_2 の xy 成分は、超微細磁場による拡散過程を経て xy 平面内で拡散する。その状態で、さらに方向 θ_2 でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、 xy 平面内で拡散していた核磁化それぞれが θ 度フリップするため、核磁化 M_3 は方向に拡散する。本図では、 θ_2 は y 方向とした場合を例示する。なお、 $Interval$ は、緩和時間より十分短く設定される。以後、 m 回目の準定常状態生成RFパルスの印加方向を θ_m と表す。また、印加方向が θ_m でフリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルスをRF $\theta_m \alpha$ と表す。

[0046] 某準定常状態生成RFパルスRF $\theta_m \alpha$ の印加と、超微細磁場による拡散過程とを交互に繰り返すことにより、縦磁化と横磁化とが、ともに飽和し、エコー信号が所定の閾値以下の状態、すなわち、準定常状態 M_0 となる。なお、準定常状態生成RFパルスを印加する方向は、予め定めておく。例えば、複数の印加方向と、各方向の印加順

を定めておく。

- [0047] 次に、本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の手順を説明する。図7は、本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の処理フローである。まず、準定常状態生成部は、準定常状態生成の指示を受け付けると、準定常状態生成RFパルス印加回数をカウントするカウンタ m を初期化する(ここでは、 $m=1$ とする)(ステップS701)。次に、方向が β_m で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルスRF $\beta_m\alpha$ をスライス選択傾斜磁場とともに印加する(ステップS702)。
- [0048] 所定時間(WT)経過後(ステップS703)、準定常状態生成部は、エコー信号強度を計測し(ステップS704)、エコー信号強度ECと閾値Lとの大小関係を判別する(ステップS705)。ここで、エコー信号強度が所定の閾値より大きい場合、Interval-WT時間経過後(ステップS706)、カウンタ m を1インクリメントし(ステップS707)、ステップS702にもどり、方向が β_m で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルスをスライス傾斜磁場とともに印加する。
- [0049] 一方、S705において、エコー信号強度が所定の閾値以下の場合、(所定時間(縦磁化回復時間TD)経過後(ステップS708)、準定常状態となったことを、某準RFパルス決定処理部に通知する(ステップS709)。なお、本実施形態においても、ステップS705において、エコー信号強度が0となった状態を準定常状態と判別してもよい。
- [0050] 次に、本実施形態の、某準パルス決定処理を実現するパルスシーケンスを説明する。図8は、本実施形態の某準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。本図に示すように、某準パルス決定処理が開始されると、まず、準定常状態作成処理を実現するシーケンス810が実行される。ここでは、準定常状態生成部が、方向 $\beta_m(m=1, 2, 3, \dots)$ でフリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス801の印加を、Interval間隔で、エコー信号強度が所定の閾値以下となるまで繰り返す。このとき、各準定常状態生成RFパルス801の印加と同時にスライス傾斜磁場802を印加する。
- [0051] エコー信号強度が所定の閾値以下となった時点から縦磁化回復時間T1805経過後、某準パルス決定処理部は、SE法、GE法などの予め定められた某準パルス決定用のシーケンス820を実行する。実行後、某準パルス決定処理部は、エコー信号のピー

ク値を計測し、印加した基準決定RFパルスの強度とともに記憶する。

[0052] 某準パルス決定用のシーケンス₈₂₀の実行後、準定常状態生成処理部は、準定常状態生成処理を実現するシーケンス₈₁₀を実行する。そして、準定常状態から縦磁化回復時間 T_{18} の経過後、基準パルス決定処理部は、某準決定RFパルスの強度を微調整し、シーケンス₈₂₀を実行する。以上のように、シーケンス₈₁₀とシーケンス₈₂₀とを所定回数繰り返し、某準決定RFパルス強度と、当該RFパルスにより得られるエコー信号のビー列直との細みを記録し、最適強度を決定する。

[0053] なお、本実施形態のMRI装置の構成および某準パルス決定処理部による某準パルス決定処理の処理手順については、第一の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。

[0054] 以上説明したように、本実施形態によれば、某準RFパルス設定のために、某準決定RFパルスの印加を繰り返す間隔は、準定常状態が生成される時間に縦磁化回復時間(T_D)を足し合わせた時間である。準定常状態が生成される時間間隔は、準定常状態が生成される時間間隔は、 $Interval_X$ (準定常状態生成RFパルスの印加回数 $m-1$) + 所定時間(W_T) である。 $Interval_X(m-1) + W_T$ は、核スピンの熱平衡状態に戻るまでの時間に比べてはるかに短時間となるよう設定されている。また、本実施形態では、準定常状態を生成する際、準定常状態生成RFパルスの方向を変えて印加している。従って、磁化を任意方向に拡散することができるため、同方向に印加を繰り返す第一の実施形態に比べてより少ない回数で準定常状態となる可能性が高く、より、効率的に準定常状態を生成することができる。従って、第一の実施形態に比べ、さらに短時間で、某準決定RFパルスの印加を繰り返すことができる。従って、短時間で某準RFパルスを設定することができる。これにより、全計測にかかる時間も短縮することができる。本実施形態においても、準定常状態生成RFパルスの印加間隔が短いため、RFパルス印加時に発生する音の間隔が従来法に比べて短くなる。

[0055] また、準定常状態生成RFパルスの印加回数が低減されるため、その分、被検体に吸収される電磁エネルギー(SAR)が低減される。

[0056] <<第三の実施形態>>

次に本発明を適用する第三の実施形態について説明する。本実施形態では、準定常状態生成処理において、準定常状態生成RFパルスの印加後、スポイラ傾斜磁場を印加する。スポイラ傾斜磁場を印加することにより、横磁化を飽和させ(横磁化が消去され)、準定常状態への移行を早めることができる。以下、本実施形態の構成を、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。また、本実施形態においても、某準パルスの決定に、エコー信号のピーク値を用いる場合を例に挙げて説明する。

[0057] 本実施形態では、上述のように、準定常状態生成RFパルス印加の間にスポイラ傾斜磁場を印加する。本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の概要を、図9を用いて説明する。

[0058] 静磁場の方向を軸方向とすると、熱平衡状態にある原子核スピンの核磁化 ρ_0 は、軸方向を向く。ここに、予め定めた方向 θ にフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、本準定常状態生成RFパルスにより励起後の核磁化 ρ_1 は、 θ 度フリップする。その後、スポイラ傾斜磁場を x 、 y 、 z の少なくとも一方向に印加すると、スポイラ傾斜磁場および超微細磁場による拡散過程を経て、原子核スピンの核磁化 ρ_2 の xy 成分は、 xy 平面内で拡散する。その状態で、さらに方向 θ でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、 y 平面内で拡散していた核磁化それぞれが θ 度フリップするため、核磁化 ρ_3 は θ 方向に拡散する。なお、スポイラ傾斜磁場印加時間($GCInterval$)は、緩和時間より十分短い。このように、本実施形態ではスポイラ傾斜磁場を印加することにより横磁化を飽和させる。

[0059] 上記の方向 θ かつフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルス $RF\beta\alpha$ の印加と、スポイラ傾斜磁場の印加および超微細磁場による拡散過程とを交互に繰り返すことにより、縦磁化と横磁化とが、ともに飽和し、エコー信号が所定の閾値以下の状態、すなわち、準定常状態 ρ_4 となる。

[0060] 次に、本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理手順を説明する。図10は、本実施形態の準定常状態生成部による、準定常状態生成処理の処理フローである。まず、準定常状態生成部は、準定常状態生成の指示を受け付けると、方向 θ でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルス $RF\beta\alpha$ をスライス選択傾

斜磁場とともに印加する(ステップS1001)。

- [0061] 所定時間(WT)経過後(ステップS1002)、準定常状態生成部は、エコー信号強度ECを計測し(ステップS1003)、閾値Lとの大小関係を判別する(ステップS1004)。ここで、エコー信号強度が所定の閾値より大きい場合、スポイラ傾斜磁場を印加する(ステップS1005)。そして、ステップS1001にもどり、再度、方向が θ で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス $RF_{\beta\alpha}$ をスライス傾斜磁場とともに印加する。
- [0062] 一方、S1004において、エコー信号強度が所定の閾値以下の場合、(所定時間(縦磁化回復時間TD)経過後(ステップS1006)、準定常状態となったことを、某準RFパルス決定処理部に通知する(ステップS1007)。
- [0063] 次に、本実施形態の、某準パルス決定処理を実現するパルスシーケンスを説明する。図11は、本実施形態の某準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。本図に示すように、某準パルス決定処理を開始すると、まず、準定常状態作成処理を実現するシーケンス1110が実行される。すなわち、準定常状態生成部が、方向 θ でフリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス1101の印加と、 x 、 y 、 z 方向の少なくとも1方向へのスポイラ傾斜磁場1110₉、1110、1111の印加とを、エコー信号が所定の閾値以下になるまで交互に繰り返す。なお、準定常状態生成RFパルス1101の印加と同時にスライス傾斜磁場1102を印加する。
- [0064] エコー信号が所定の閾値以下になった時点から、縦磁化回復時間T1110₅経過後、某準パルス決定処理部は、SE法、GE法などの予め定められた某準パルス決定用のシーケンス1120を実行する。実行後、某準パルス強度とともに記憶する。
- [0065] 以上のシーケンス1110とシーケンス1120とを所定回数繰り返し、某準決定RFパルス強度と、当該RFパルスにより得られるエコー信号のピーク値との組を記録し、最適強度を決定する。
- [0066] なお、本実施形態のMRI装置の構成および某準パルス決定処理部による某準パルス決定処理の処理手順については、第一の実施形態と同様であるため、ここでは、説明を省略する。
- [0067] 以上説明したように、本実施形態によれば、某準RFパルス設定のために、某準決定RFパルスの印加を繰り返す間隔は、準定常状態が生成される時間に縦磁化回復

時間(T_D)を足し合わせた時間である。準定常状態が生成される時間間隔は、 $(G C \text{ Interval} + w T) \times (\text{準定常状態生成RFパルスの印加回数} m - 1) + W T$ である。 $(G C \text{ Interval} + w T) \times (m - 1) + W T$ は、核スピンの熱平衡状態に戻るまでの時間に比べてはるかに短い。特に、本実施形態では、第一、第二の実施形態と異なり、準定常状態生成RFパルス印加後、 Interval 時間待つ代わりにスポイラ傾斜磁場を印加する。これにより、さらに短時間で横磁化を消去することができ、より効率的に準定常状態を生成することができる。従って、第一の実施形態に比べ、さらに短時間で、某準決定RFパルスの印加を繰り返すことができる。従って、短時間で某準RFパルスを設定することができる。これにより、全計測にかかる時間も短縮することができる。本実施形態においても、準定常状態生成RFパルスの印加間隔が短いため、RFパルス印加時に発生する音の間隔が従来法に比べて短くなる。

[0068] また、準定常状態生成RFパルスの印加回数が低減されるため、その分、被検体に吸収される電磁エネルギー(SAR)が低減される。

[0069] <<第四の実施形態ノノ

次に本発明を適用する第四の実施形態について説明する。本実施形態では、準定常状態生成処理において、第二の実施形態同様、繰り返し印加する準定常状態生成RFパルスの印加の方向を変化させる。さらに、準定常状態生成RFパルス印加後、第三の実施形態同様、スポイラ傾斜磁場を x 、 y 、 z の少なくとも1方向に印加する。以下、上記各実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。本実施形態においても、某準パルスの決定に、エコー信号のピーク値を用いる場合を例に挙げて説明する。

[0070] 図12は、本実施形態の準定常状態生成部による、準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。ここで、静磁場の方向を軸方向とすると、熱平衡状態にある原子核スピンの核磁化 1201 は、軸方向を向く。ここに、予め定めた方向 $\beta 1$ にフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、核磁化 1202 は、 m 度フリップする。本図では、 $\beta 1$ は $-y$ 方向とした場合を例示する。その後、スポイラ傾斜磁場を x 、 y 、 z の少なくとも1方向に印加すると、スポイラ傾斜磁場および超微細磁場による拡散過程を経て、原子核スピンの核磁化 1203 の $x y$ 成分は、 $x y$ 平面内で拡散する。その

状態で、さらに方向 θ_2 でフリップ角 θ 度の準定常状態生成RFパルスを印加すると、 γ 平面内で拡散していた核磁化それぞれが θ 度フリップするため、核磁化 M_{20} は、 θ_2 方向に拡散する。本図では、 θ_2 は θ 方向とした場合を例示する。なお、スポイラ傾斜磁場印加時間(GCInterval)は、緩和時間より十分短い。本実施形態ではスポイラ傾斜磁場を印加することにより横磁化を飽和させる。以後、 m 回目の準定常状態生成RFパルスの印加方向を θ_m と表す。

[0071] 上記方向 θ_m かつフリップ角 θ 度のRFパルスの印加と、超微細磁場による拡散過程とを交互に繰り返すことにより、縦磁化と横磁化とはともに飽和し、エコー信号が所定の閾値以下の状態、すなわち、準定常状態 M_{20} となる。なお、準定常状態生成RFパルスを印加する方向は、予め定めておく。例えば、複数の印加方向と、各方向の印加順を定めておく。

[0072] 次に、本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の手順を説明する。図13は、本実施形態の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の処理フローである。まず、準定常状態生成部は、準定常状態生成の指示を受け付けると、準定常状態生成RFパルス印加回数をカウントするカウンタ m を初期化する(ここでは、 $m=1$ とする)(ステップS1301)。次に、方向が θ_m で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルスをスライス選択傾斜磁場とともに印加する(ステップS1302)。

[0073] 所定時間(WT)経過後(ステップS1303)、準定常状態生成部は、エコー信号強度を計測し(ステップS1304)、エコー信号強度 E_C と閾値 L との大小関係を判別する(ステップS1305)。ここで、エコー信号強度が所定の閾値より大きい場合、スポイラ傾斜磁場を印加し(ステップS1306)、カウンタ m を1インクリメントする(ステップS1307)。そして、ステップS1302にもどり、再度、方向が θ_m で、フリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス $RF_{dm\alpha}$ をスライス傾斜磁場とともに印加する。

[0074] 一方、S1305において、エコー信号強度が所定の閾値以下の場合、(所定時間(縦磁化回復時間 T_D)経過後(ステップS1308)、準定常状態となったことを、某準RFパルス決定処理部に通知する(ステップS1309)。なお、本実施形態においても、ステップS1303において、エコー信号強度が0となった状態を準定常状態と判別してもよい。

[0075] 次に、本実施形態の、某準パルス決定処理を実現するパルスシーケンスを説明す

る。図14は、本実施形態の某準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。本図に示すように、某準パルス決定処理が開始されると、まず、準定常状態作成処理を実現するシーケンス1410が実行される。ここでは、準定常状態生成部が、方向 β_m ($m = 1, 2, 3, \dots$)でフリップ角が θ 度の準定常状態生成RFパルス1401の印加と、 x, y, z 方向の少なくとも1方向へのスポイラ傾斜磁場140 θ 、1410、1411の印加とを、エコー信号が所定の閾値以下になるまで交互に繰り返す。また、各準定常状態生成RFパルス1401の印加と同時にスライス傾斜磁場140 θ を印加する。

[0076] エコー信号が所定の閾値以下になった時点から、縦磁化回復時間 $T_{1\rho}$ 経過後、某準パルス決定処理部は、SE法、GE法などの予め定められた某準パルス決定用のシーケンス1420を実行する。実行後、某準パルス強度とともに記憶する。

[0077] 以上のシーケンス1410とシーケンス1420とを所定回数繰り返し、某準決定RFパルス強度と、当該RFパルスにより得られるエコー信号のピーク値との組を記録し、最適強度を決定する。

[0078] なお、本実施形態の某準パルス決定処理部による某準パルス決定処理の処理手順については、第一の実施形態と同様であるため、ここでは、説明を省略する。

[0079] 以上説明したように、本実施形態によれば、某準RFパルス設定のために、某準決定RFパルスの印加を繰り返す間隔は、準定常状態が生成される時間に縦磁化回復時間(T_D)を足し合わせた時間である。準定常状態が生成される時間間隔は、 $(GC\ Interval + WT) \times (準定常状態生成RFパルスの印加回数m - 1) + WT$ である。 $(GC\ Interval + WT) \times (m - 1) + WT$ は、核スピンの熱平衡状態に戻るまでの時間に比べてはるかに短い。特に、本実施形態では、第一、第二の実施形態と異なり、準定常状態生成RFパルス印加後、 $Interval$ 時間待つ代わりにスポイラ傾斜磁場を印加する。これにより、さらに短時間で横磁化を消去することができ、より効率的に準定常状態を生成することができる。また、本実施形態では、準定常状態生成RFパルスを毎回方向を変えて印加している。従って、磁化を任意方向に拡散させることができるため、同方向に印加を繰り返す第一の実施形態に比べてより少ない回数で準定常状態となる可能性が高い。従って、上記各実施形態に比べ、さらに短時間で、某準決定RFパルスの印加を繰り返すことができる。従って、短時間で某準RFパルスを設定することができる。

これにより、全計測にかかる時間も短縮することができる。本実施形態においても、準定常状態生成RFパルスの印加間隔が短いため、RFパルス印加時に発生する音の間隔が従来法に比べて短くなる。

- [0080] また、準定常状態生成RFパルスの印加回数が低減されるため、その分、被検体に吸収される電磁エネルギー(SAR)が低減される。
- [0081] なお、上記各実施形態では、準定常状態生成処理において、準定常状態生成RFパルスのフリップ角は一定とした場合を例にあげて説明している。しかし、フリップ角も印加毎に変化させるよう構成してもよい。また、第一および第二の実施形態において、準定常状態生成RFパルス印加間隔 $Interval$ は一定とした場合を例にあげて説明しているが、これも変化させるよう構成してもよい。また、スポイラ傾斜磁場を印加する場合、その強度も変化させるよう構成してもよい。
- [0082] 図15は、フリップ角を印加毎に変化させる場合の準定常状態生成部による準定常状態生成処理の処理フローである。ここでは、 m 回目の準定常状態生成RFパルスの印加方向を β_m 、フリップ角を α_m 度とする。方向 β_m でフリップ角 α_m 度の準定常状態生成RFパルスを $RF_{\beta_m \alpha_m}$ と表す。また、 m 回目の準定常状態生成RFパルス印加直後に印加するスポイラ傾斜磁場の強度を G_m とする。なお、各回の印加方向、フリップ角、スポイラ傾斜磁場強度は、予め定めておく。
- [0083] まず、準定常状態生成部は、準定常状態生成の指示を受け付けると、準定常状態生成RFパルス印加回数をカウントするカウンタ m を初期化する(ここでは、 $m=1$ とすめ(ステップS1501)。次に、方向が β_m で、フリップ角が α_m 度の準定常状態生成RFパルス $RF_{\beta_m \alpha_m}$ をスライス選択傾斜磁場とともに印加する(ステップS1502)。
- [0084] 所定時間(WT)経過後(ステップS1503)、準定常状態生成部は、エコー信号強度を計測し(ステップS1504)、エコー信号強度 EC と閾値 L との大小関係を判別する(ステップS1505)。ここで、エコー信号強度が所定の閾値より大きい場合、強度 G_m のスポイラ傾斜磁場を各軸方向に印加し(ステップS1506)、カウンタ m を1インクリメントする(ステップS1507)。そして、ステップS1502にもどり、再度、方向が β_m で、フリップ角が α_m 度の準定常状態生成RFパルス $RF_{\beta_m \alpha_m}$ をスライス傾斜磁場とともに印加する。
- [0085] 一方、S1505において、エコー信号強度が所定の閾値以下の場合、(所定時間(縦

磁化回復時間 T_D 経過後(ステップ S_{1508})、準定常状態となったことを、某準RFパルス決定処理部に通知する(ステップ S_{1509})。なお、ステップ S_{1506} において、エコー信号強度が0となった状態を準定常状態と判別してもよい。

[0086] 図16に、この場合の、某準パルス決定処理を実現するシーケンス例を示す。本図に示すように、某準パルス決定処理が開始されると、準定常状態生成処理を実現するシーケンス 1610 を実行する。ここでは、フリップ角が α 1度で方向が β 1の準定常状態生成RFパルス 1601 およびスライス選択傾斜磁場 1602 の印加と、 x 、 y 、 z 方向の少なくとも1方向へのスポイラ傾斜磁場(1609 、 1610 、 1611)の印加とを、エコー信号が所定の閾値以下になるまで交互に繰り返す。

[0087] エコー信号が所定の閾値以下になった時点から、縦磁化回復時間 T_{11606} 経過後、某準パルス決定処理部は、SE法、GE法などの予め定められた某準パルス決定用のシーケンス 1620 を実行する。実行後、某準RFパルス強度とともに記憶する。

[0088] 以上、準定常状態生成RFパルスのフリップ角を印加毎に変化させる場合に、準定常状態生成RFパルスの印加方向も印加毎に変化させる場合を例にあげて説明したが、準定常状態生成RFパルスの印加方向は、固定であってもよい。フリップ角を印加毎に変化させることにより、核磁化を任意分だけフリップさせ、拡散させることができるため、より短時間で準定常状態になる可能性が高まる。

[0089] なお、上記の各実施形態では、準定常状態生成処理において、印加する準定常状態生成RFパルスのフリップ角、方向、Interval、スポイラ傾斜磁場の有無は、予め定められている。しかし、オペレータが実施時に設定、または、微調整可能なように構成してもよい。

[0090] この場合、本実施形態のMRI装置 100 は、GUI処理部を備える。GUI処理部は、設定画面 1700 を生成し、ディスプレイ 20 に表示させる。また、操作部 25 とディスプレイ 20 とを介して入力された指示を受け付ける。

[0091] 図17は、GUI処理部が生成し表示させる設定画面 1700 の一例である。本図に示すように、設定画面 1700 は、準定常状態生成RFパルスの強度(フリップ角)を受け付けるフリップ角設定部 1710 、準定常状態生成RFパルスの印加方向を受け付ける方向設定部 1720 、スポイラ傾斜磁場を印加しない場合、準定常状態生成RFパルス印加間

隔を受け付けるInterval設定部1730、スポイラ傾斜磁場を印加する場合、スポイラ傾斜磁場の強度を受け付けるスポイラ傾斜磁場強度設定部1740を備える。なお、Interval設定部1730とスポイラ傾斜磁場印加の有無設定部1740は、いずれか一方のみ入力可能なように構成する。

- [0092] それぞれ、準定常状態生成RFパルス印加毎に設定可能なように構成してもよい。この場合は、フリップ角設定部1710、方向設定部1720、Interval設定部1730、スポイラ傾斜磁場強度設定部1740、それぞれに、所定数入力欄を設ける。また、設定項目選択指示部1790を備え、オペレータがRFパルス印加毎に変更する項目を選択可能なように構成してもよい。設定項目選択指示部には、準定常状態生成RFパルスの強度、準定常状態RFパルスの印加方向、準定常状態生成RFパルスの印加間隔、スポイラ傾斜磁場強度を、それぞれ、準定常状態生成RFパルスの印加毎に変化させる指示を受け付けるチェックボタン(1791、1792、1793、1794)を供える。この場合、オペレータが選択した項目に関するパラメータのみ入力可能なように構成してもよい。
- [0093] 設定画面1700は、オペレータが入力を終えた指示を受け付ける確認ボタン1750および某準パルス決定処理開始の指示を受け付けるスタートボタン1760をさらに備える。オペレータの確認ボタン1750の押下を受け付けると、入力されたパラメータにより実現されるシーケンスの概要を示すシーケンス表示ウインドウ1770、スキャンした某準決定RFパルス強度に対するエコー信号強度を表示するスキャン結果表示ウインドウ1780をさらに備えてもよい。
- [0094] GUI処理部は、設定画面1700を介して受け付けたパラメータを、某準パルス決定処理部および準定常状態作成処理部に通知する。某準パルス決定処理部および準定常状態作成処理部は、受け取ったパラメータに従って、処理を実行する。
- [0095] なお、準定常状態生成RFパルス印加毎にパラメータを変更する場合、準定常状態作成処理部は、欄に付与された番号順にパラメータを用いて処理を実行する。入力された全数を用いても準定常状態とならない場合は、また、最小の番号を有する欄のパラメータに戻り、実行を継続する。
- [0096] また、設定画面1700は、準定常状態生成RFパルスの印加回数を受け付ける印加回数受付部1810を備えてもよい。この場合、印加回数受付部1790で受け付けた回数

、準定常状態生成RFパルスを印加した時点で準定常状態と判断する。すなわち、上記各実施形態の準定常状態生成処理において、エコー信号強度を計測し、閾値との大小を判別する処理は行わない。経験上、準定常状態となるために必要な準定常状態生成RFパルスの印加回数が推測できる場合は、ここで回数を指定することにより判別処理を省くことができるため、その分、全体の処理時間が短くなる。

[0097] 上記各実施形態では、基準パルス決定処理のシーケンスで用いる某準決定RFパルスを90度パルスとする場合を例にあげて説明しているが、基準決定RFパルスは、これに限られない。任意のフリップ角のRFパルスの某準パルスを決定することができる。

図面の簡単な説明

[0098] [図1]第一の実施形態のMRI装置の全体構成を示すブロック図である。

[図2]第一実施形態の準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。

[図3]第一の実施形態の準定常状態生成処理の処理フローである。

[図4]第一の実施形態の基準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。

[図5]第一の実施形態の基準パルス決定処理の処理フローである。

[図6]第二実施形態の準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。

[図7]第二の実施形態の準定常状態生成処理の処理フローである。

[図8]第二の実施形態の基準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。

[図9]第三実施形態の準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。

[図10]第三の実施形態の準定常状態生成処理の処理フローである。

[図11]第三の実施形態の某準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。

[図12]第四実施形態の準定常状態生成処理の概要を説明するための図である。

[図13]第四の実施形態の準定常状態生成処理の処理フローである。

[図14]第四の実施形態の基準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図である。

[図15]本発明の実施形態の準定常状態生成処理の処理フローの他の例である。

[図16]本発明の実施形態の基準パルス決定処理の概要を説明するためのパルスシーケンス図の他の例である。

[図17]本発明の実施形態の設定画面の一例を示す図である。

符号の説明

- [0099] 1 被検体、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンザ、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 中央処理装置(CPU)、9 傾斜磁場コイル、10 傾斜磁場電源、11 高周波発信器、12 変調器、13 高周波増幅器、14a 高周波コイル(送信コイル)、14b 高周波コイル(受信コイル)、15 信号増幅器、16 直交位相検波器、17 A/D変換器、18 記憶装置、19 外部記憶装置、20 ディスプレイ、23 トラックボール又はマウス、24 キーボード、25 操作部、
100 MRI装置

請求の範囲

- [1] 静磁場中に配置された被検体に対して傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体の磁化を所定のフリップ角で励起させる高周波磁場パルス印加部と、前記高周波磁場パルス印加部と、前記被検体が発生する磁気共鳴信号を計測する計測部と、前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部と計測部との動作を制御する制御部とを備える磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記制御部は、前記高周波磁場パルス印加部が前記高周波磁場パルスを印加後、所定の時間内に前記磁気共鳴信号が所定の閾値以下となる準定常状態を生成するように、前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部との動作を制御する準定常状態生成部を備えること
- を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [2] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記準定常状態生成部は、
- 準定常状態作成のために前記高周波磁場パルスを印加する準定常状態高周波磁場パルス印加部と、
- 前記所定の時間後に前記磁気共鳴信号の強度が前記閾値以下であるか否かを判別する判別部と、
- 前記判別部の判別結果に応じて前記準定常状態高周波磁場パルス印加部の動作を制御する準定常状態生成制御部と、を備えること
- を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [3] 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記準定常状態生成制御部は、前記判別部の判別結果が否である場合、所定の時間後、前記準定常状態高周波磁場パルス印加部に前記高周波磁場パルスを再度印加させること
- を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [4] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記高周波磁場パルスの印加方向は一定であることを
- 特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- [5] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記高周波磁場パルスのフリップ角は一定であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [6] 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記定常状態生成部は、前記判別部の判別結果が否である場合、スポイラ傾斜磁場を印加後、前記準定常状態高周波磁場パルス印加部に前記高周波磁場パルスを再度印加させること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [7] 請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記高周波磁場パルスの印加方向は一定であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [8] 請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記高周波磁場パルスのフリップ角は一定であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [9] 請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記スポイラ傾斜磁場の強度は一定であること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [10] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
オペレータからパラメータの入力を受け付ける操作部をさらに備え、
前記操作部は、表示画面を備え、
前記表示画面を介してオペレータから前記準定常状態生成部が前記準定常状態を生成するためのパラメータの入力を受け付けること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [11] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記制御部は、計測において印加する前記高周波磁場パルスの目的とするフリップ角について、検査対象に応じた最適な強度を決定する最適強度決定部をさらに備え、
前記最適強度決定部は、前記準定常状態生成部が生成する準定常状態になるの

を待つて前記強度を変化させて前記高周波磁場パルスを印加し、前記磁気共鳴信号を計測することを繰り返し、前記磁気共鳴信号が最大となる場合の前記強度を前記最適な強度と決定すること、

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- [12] 静磁場中に配置された被検体に対して傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体の磁化を所定のフリップ角で励起させる高周波磁場パルスを印加する高周波磁場パルス印加部と、前記被検体が発生する磁気共鳴信号を計測する計測部と、前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部と計測部との動作を制御する制御部とを備える磁気共鳴イメージング装置における、初期状態生成方法であって、

前記高周波磁場パルスの印加を、当該印加から所定時間経過後に計測する磁気共鳴信号の強度が閾値以下となるまで繰り返すこと

を特徴とする初期状態生成方法。

- [13] 静磁場中に配置された被検体に対して傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体の磁化を所定のフリップ角で励起させる高周波磁場パルスを印加する高周波磁場パルス印加部と、前記被検体が発生する磁気共鳴信号を計測する計測部と、前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部と計測部との動作を制御する制御部とを備える磁気共鳴イメージング装置における、前記所定のフリップ角の高周波磁場パルスの最適な強度を決定する最適強度決定方法であって、

請求項12に記載の初期状態生成方法で生成される初期状態になるのを待つて高周波磁場パルスの強度を変化させて印加し、前記磁気共鳴信号を計測し、印加した前記高周波磁場パルスの強度に対応づけて記憶することを繰り返す計測ステップと、

前記計測ステップで最大の磁気共鳴信号に対応する強度を最適強度と決定する最適強度決定ステップと、を備えること

を特徴とする最適強度決定方法。

- [14] 静磁場中に配置された被検体に対して傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部と、前記被検体の磁化を所定のフリップ角で励起させる高周波磁場パルスを印加する高周波磁場パルス印加部と、前記被検体が発生する磁気共鳴信号を計測する計測部と、

前記傾斜磁場印加部と高周波磁場パルス印加部と計測部との動作を制御する制御部とを備える磁気共鳴イメージング装置における、磁気共鳴イメージング方法であつて、

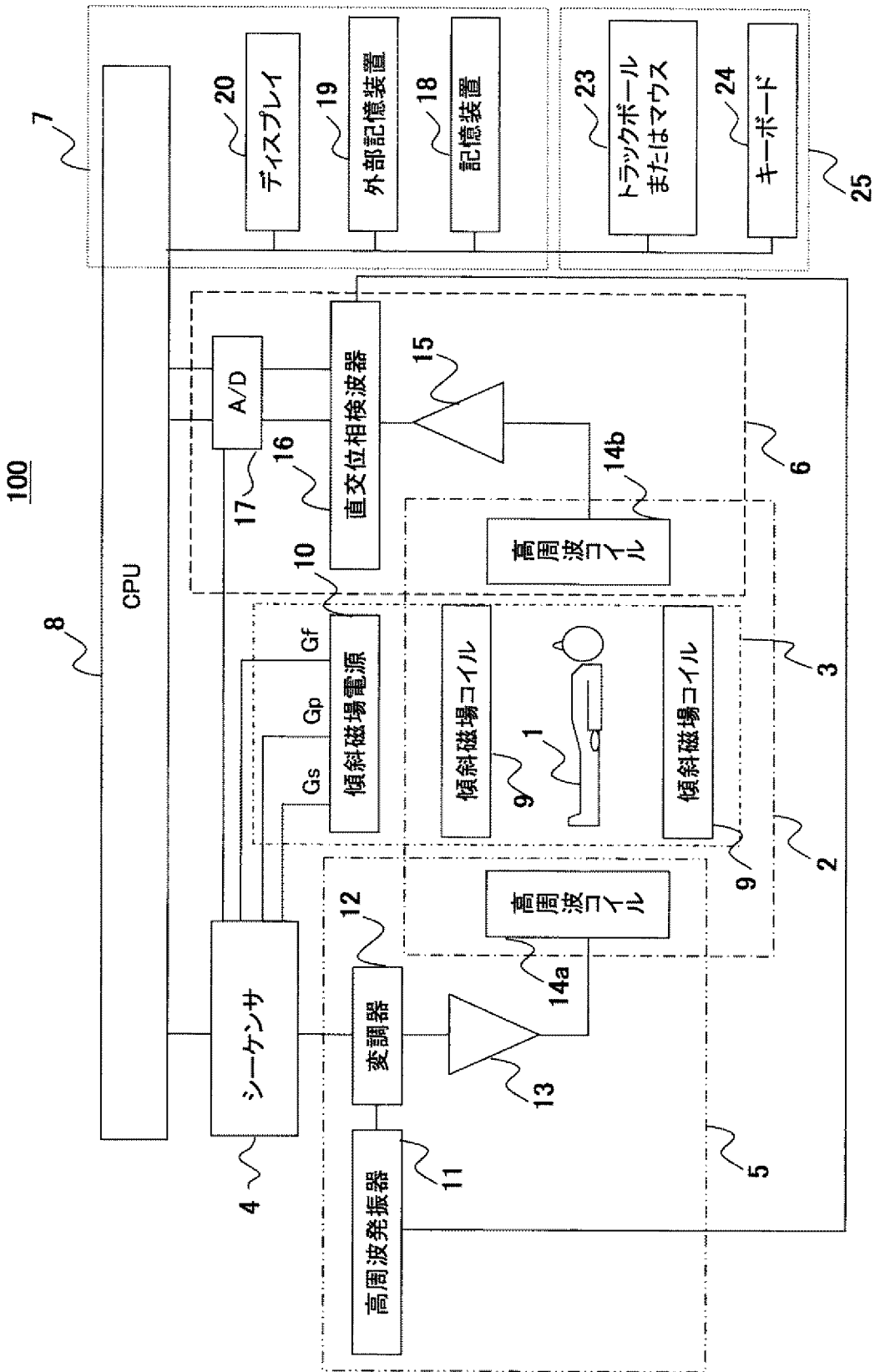
請求項13に記載の最適強度決定方法で、計測において印加する前記高周波磁場パルスの最適強度を決定する最適強度決定ステップと、

前記決定された最適強度を有する高周波磁場パルスを用いて計測を行う計測ステップと、

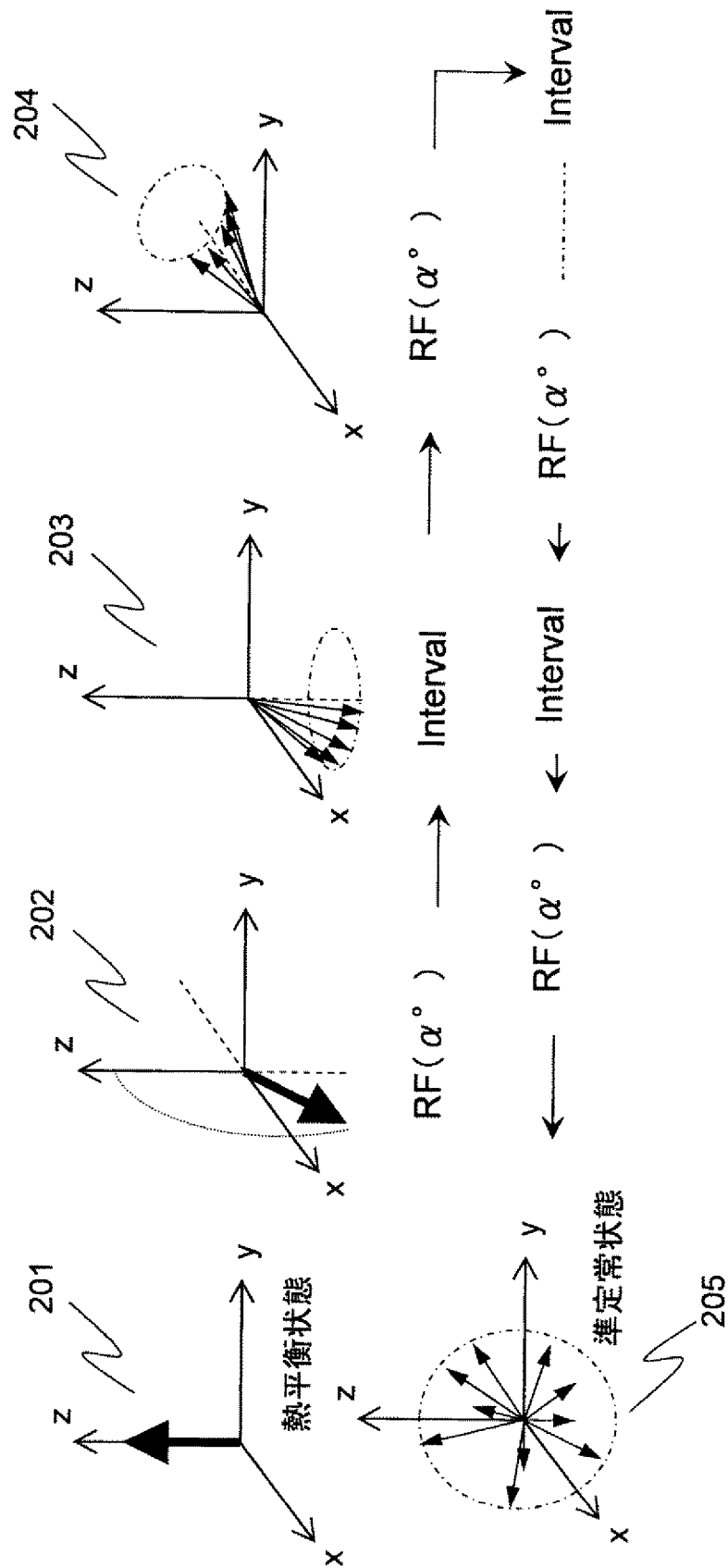
前記計測ステップでの計測結果から画像を再構成する画像再構成ステップと、を備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

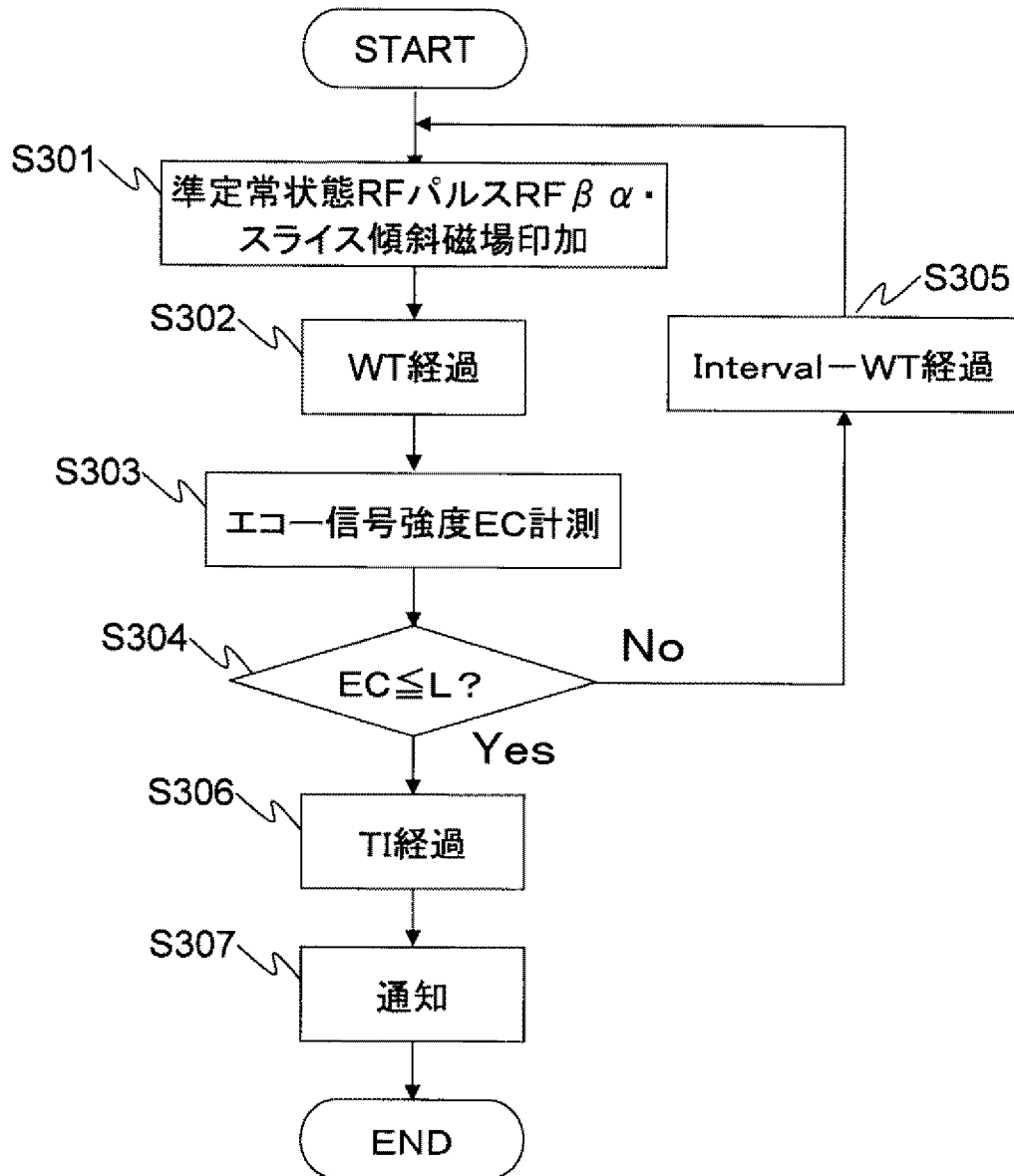
図1



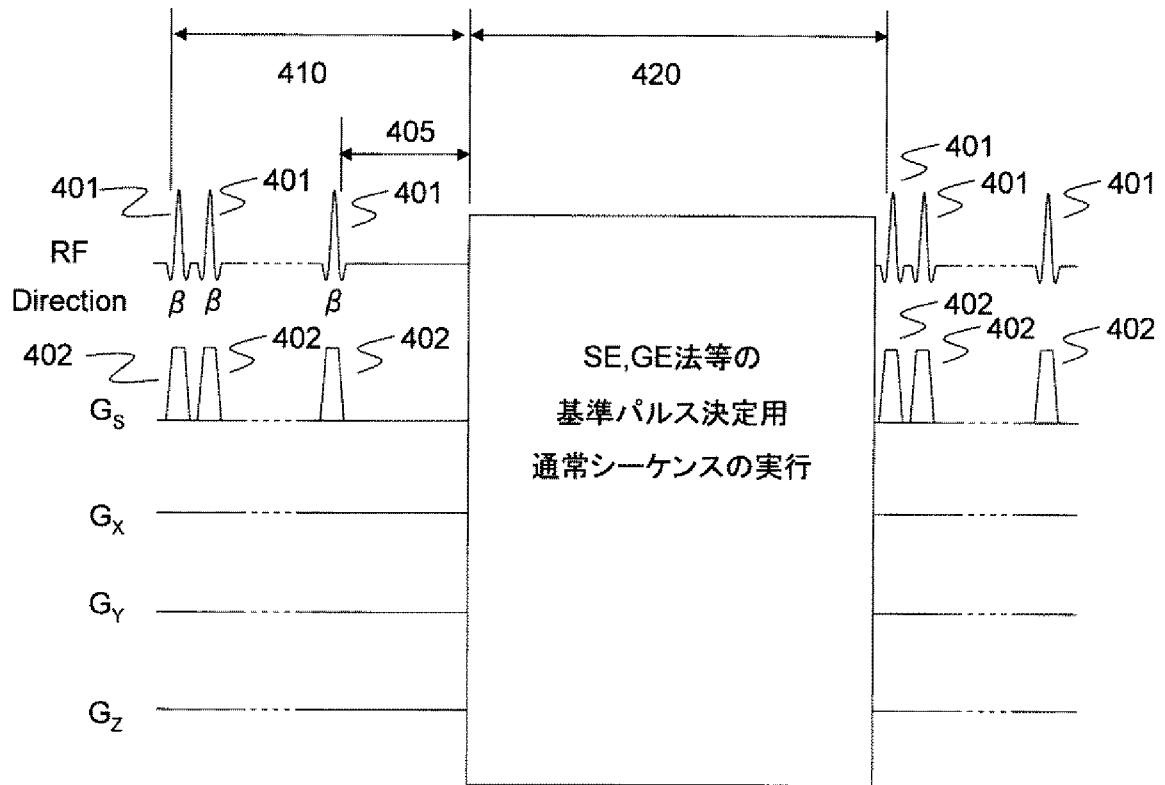
[図2]



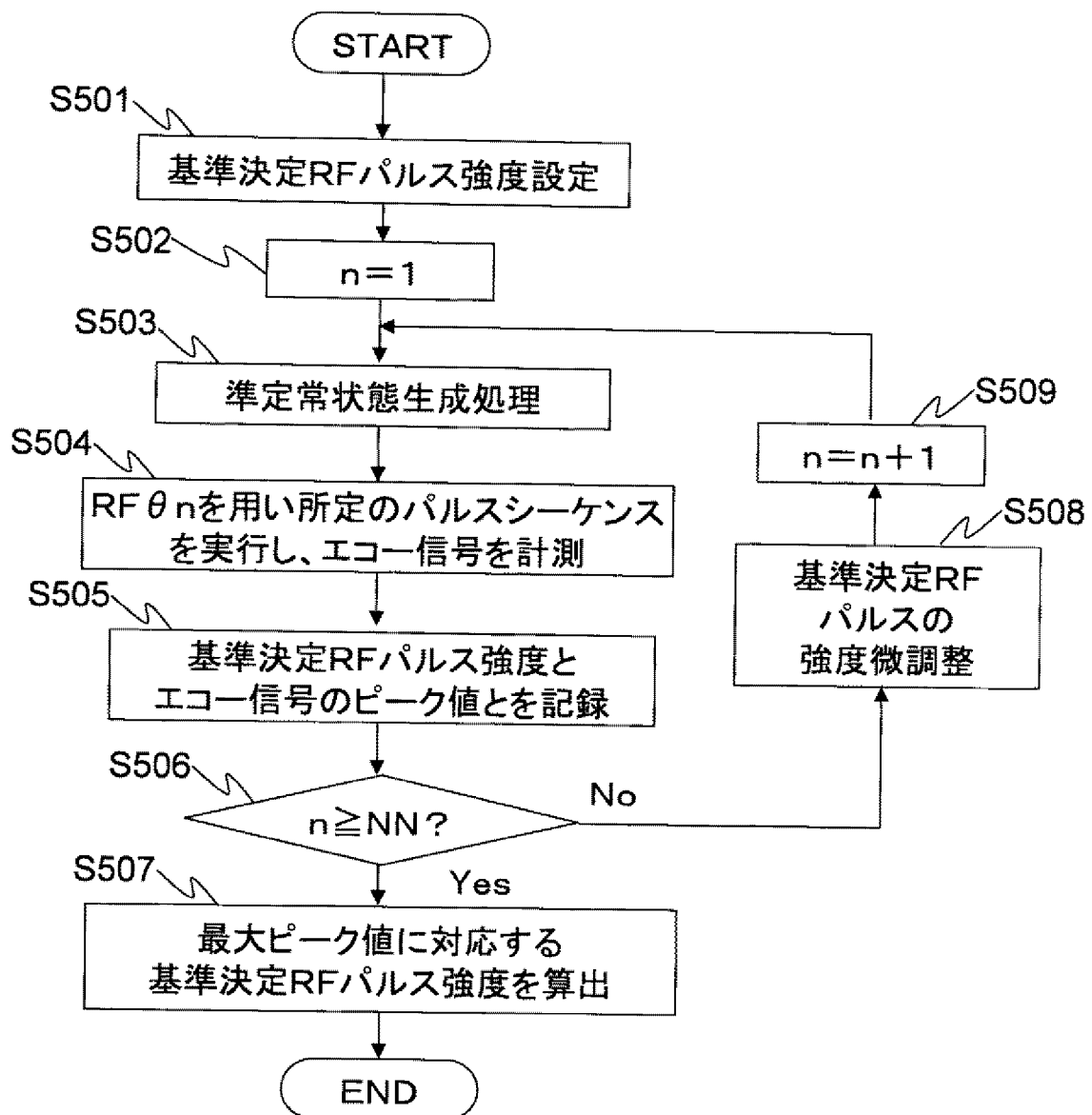
[図3]



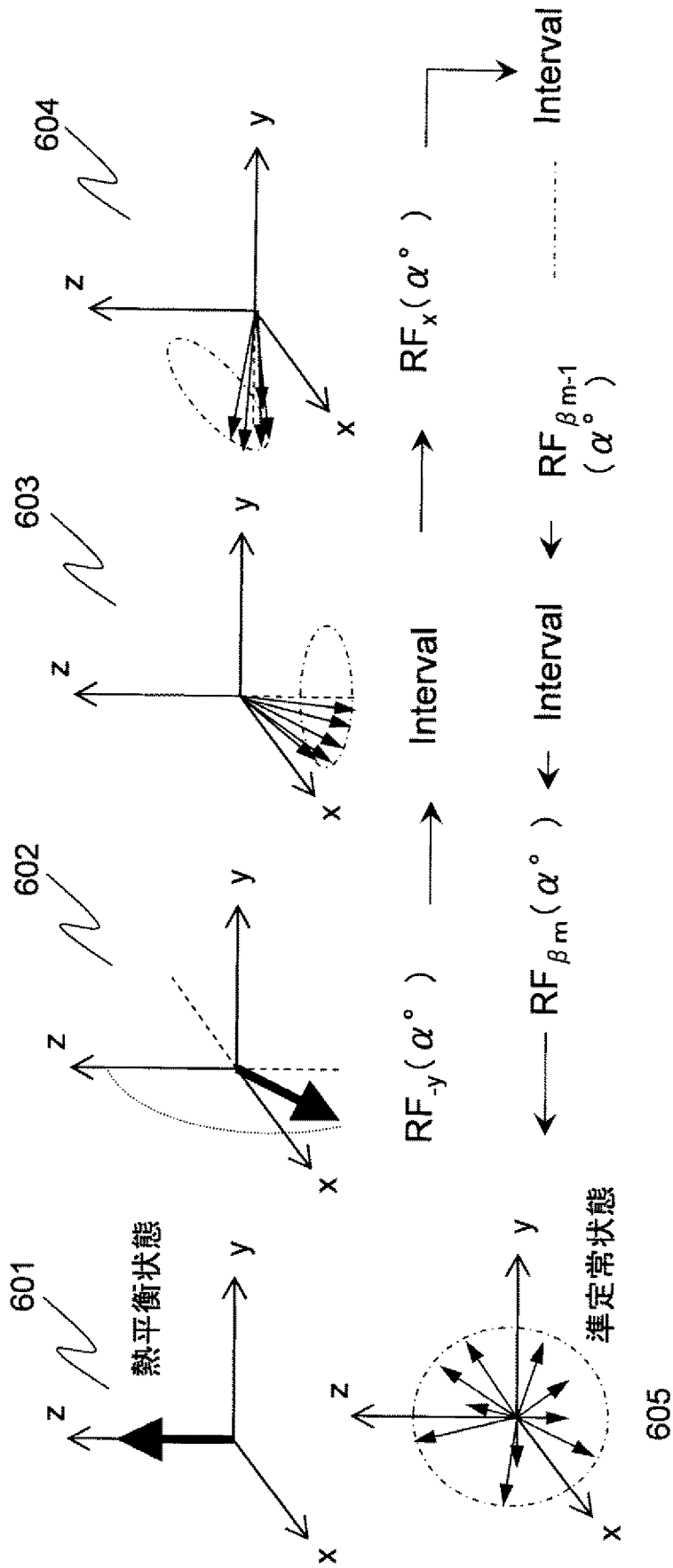
[図4]



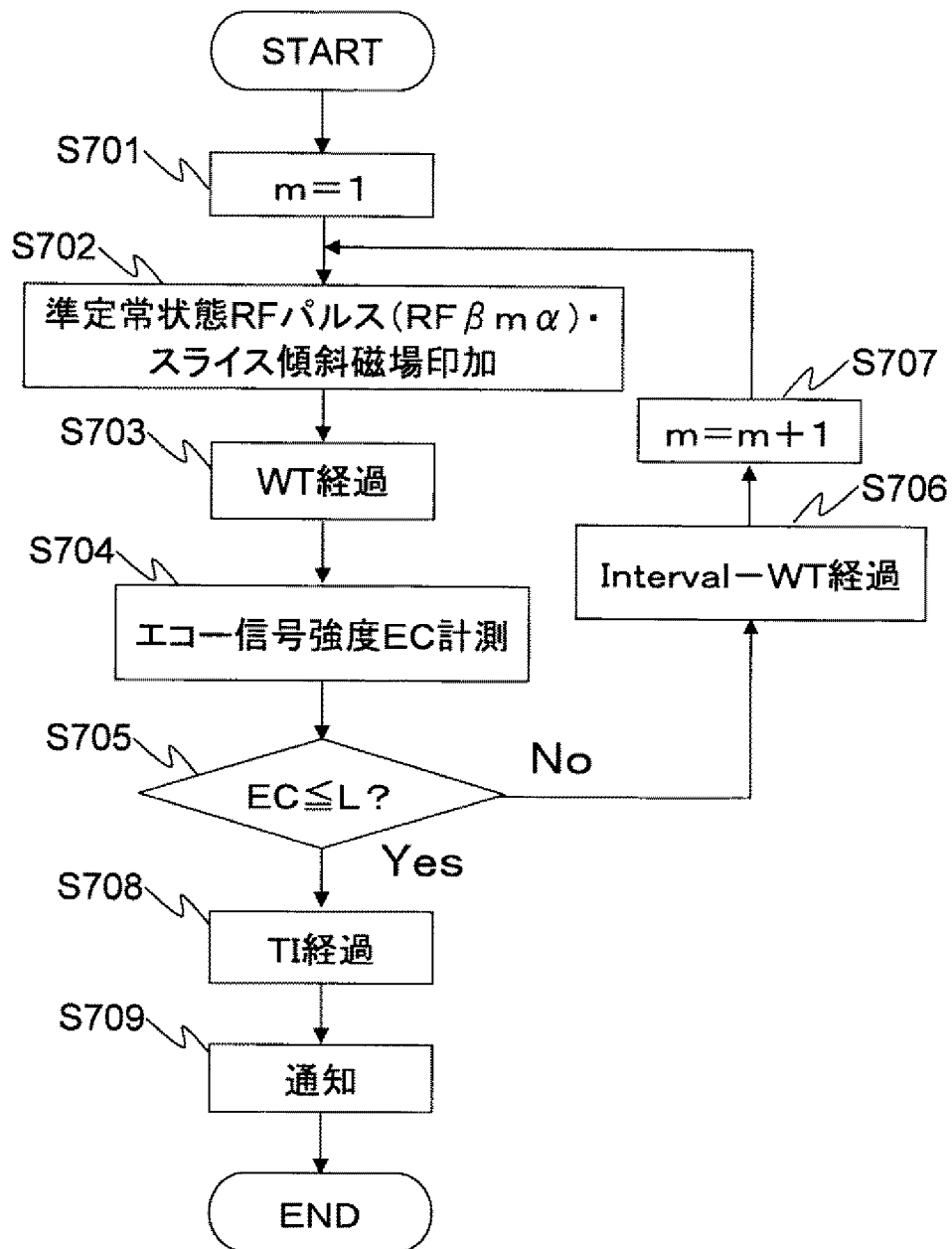
[図5]



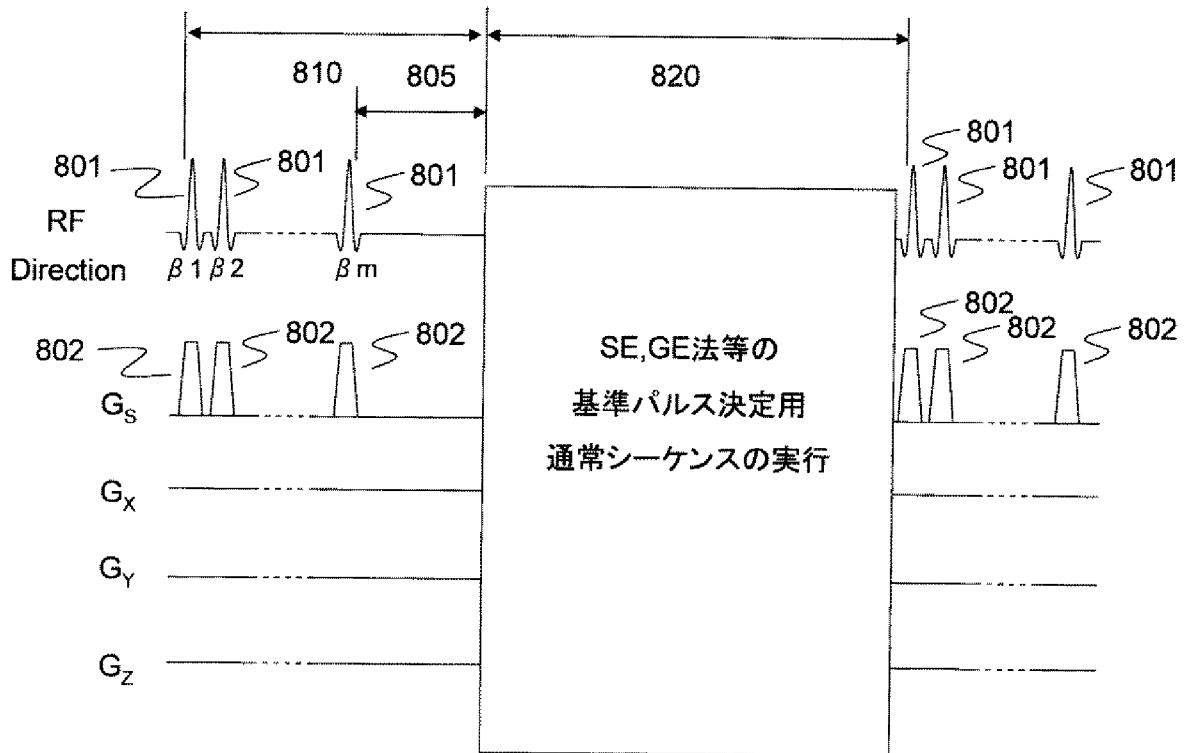
[図6]



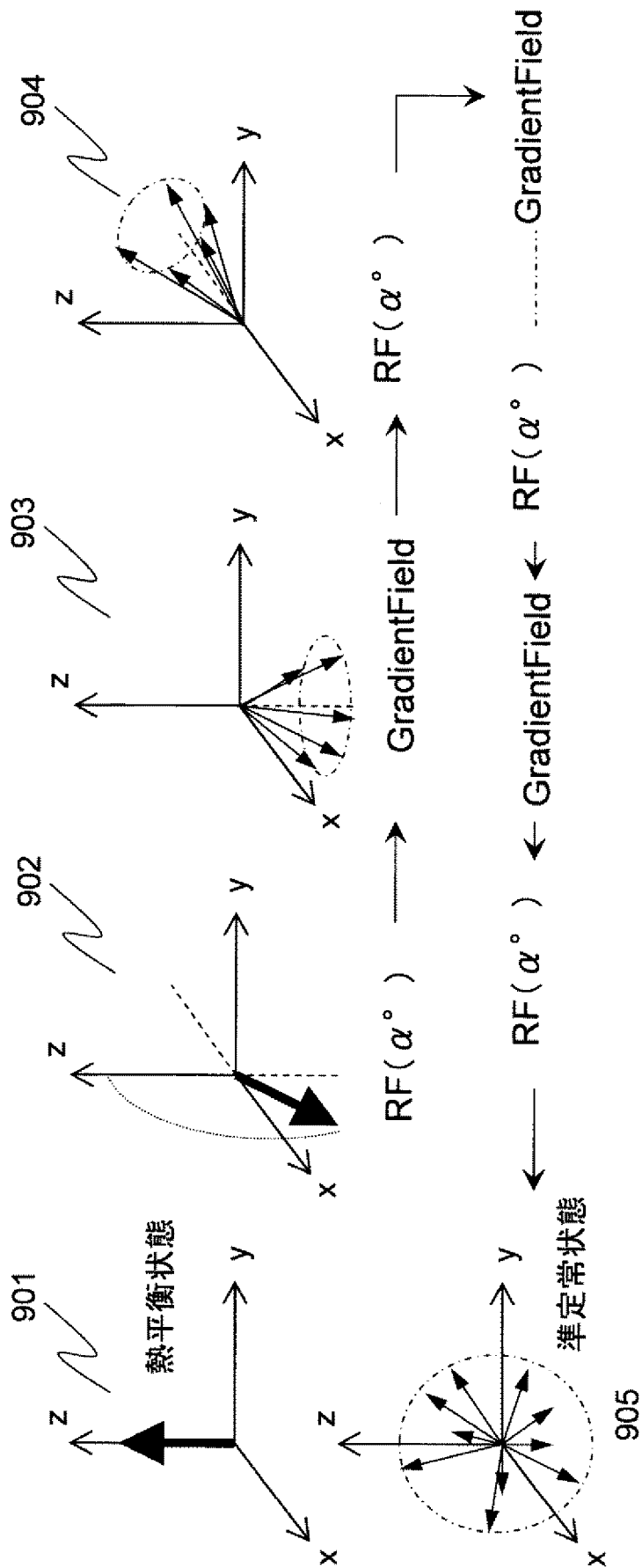
[図7]



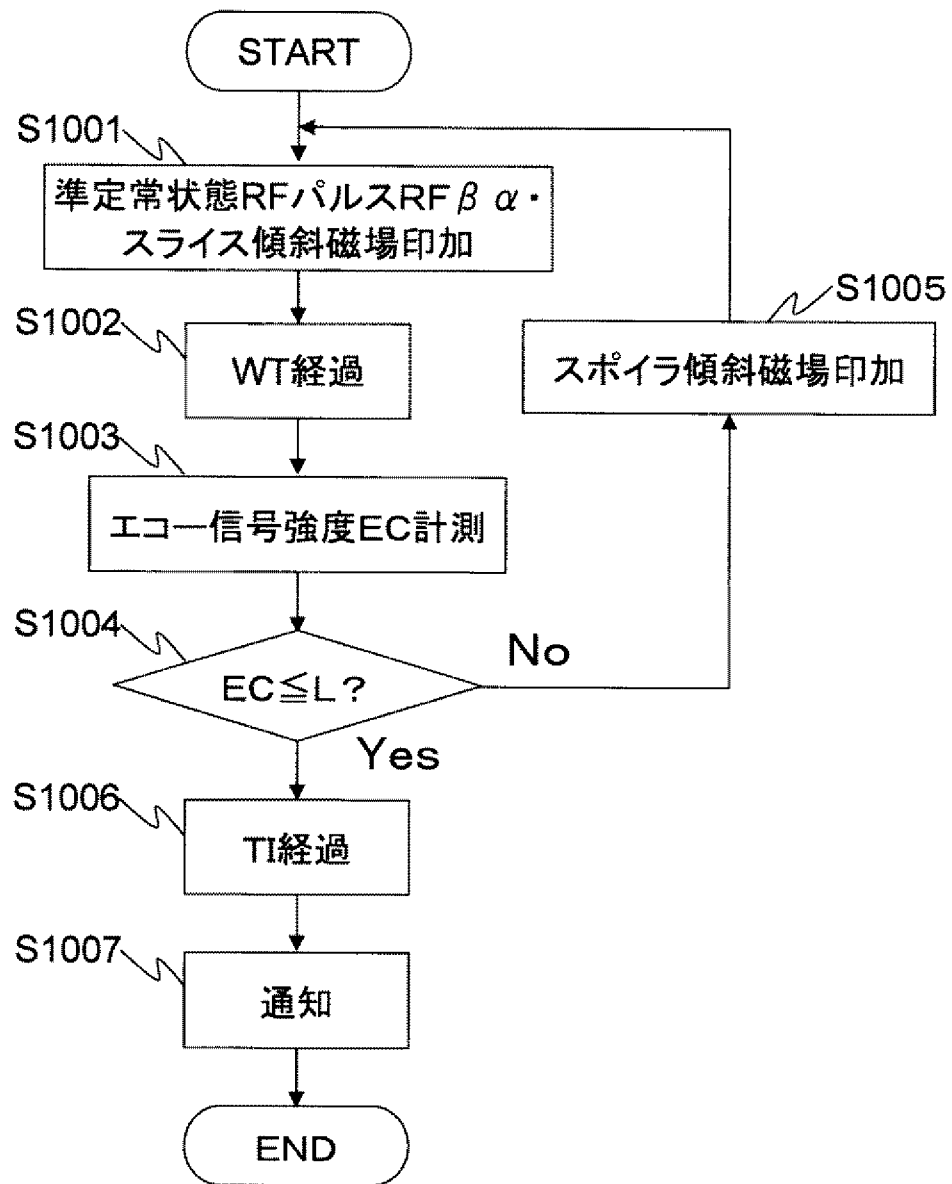
[図8]



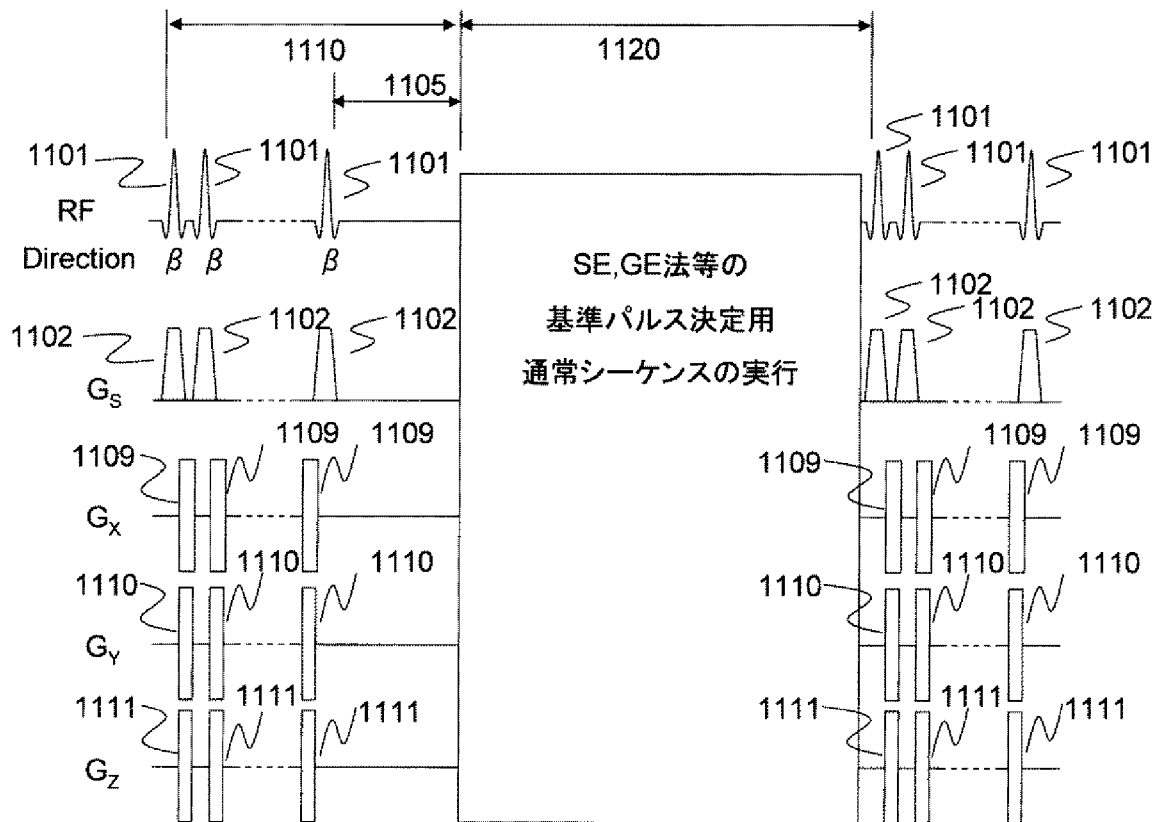
[図9]



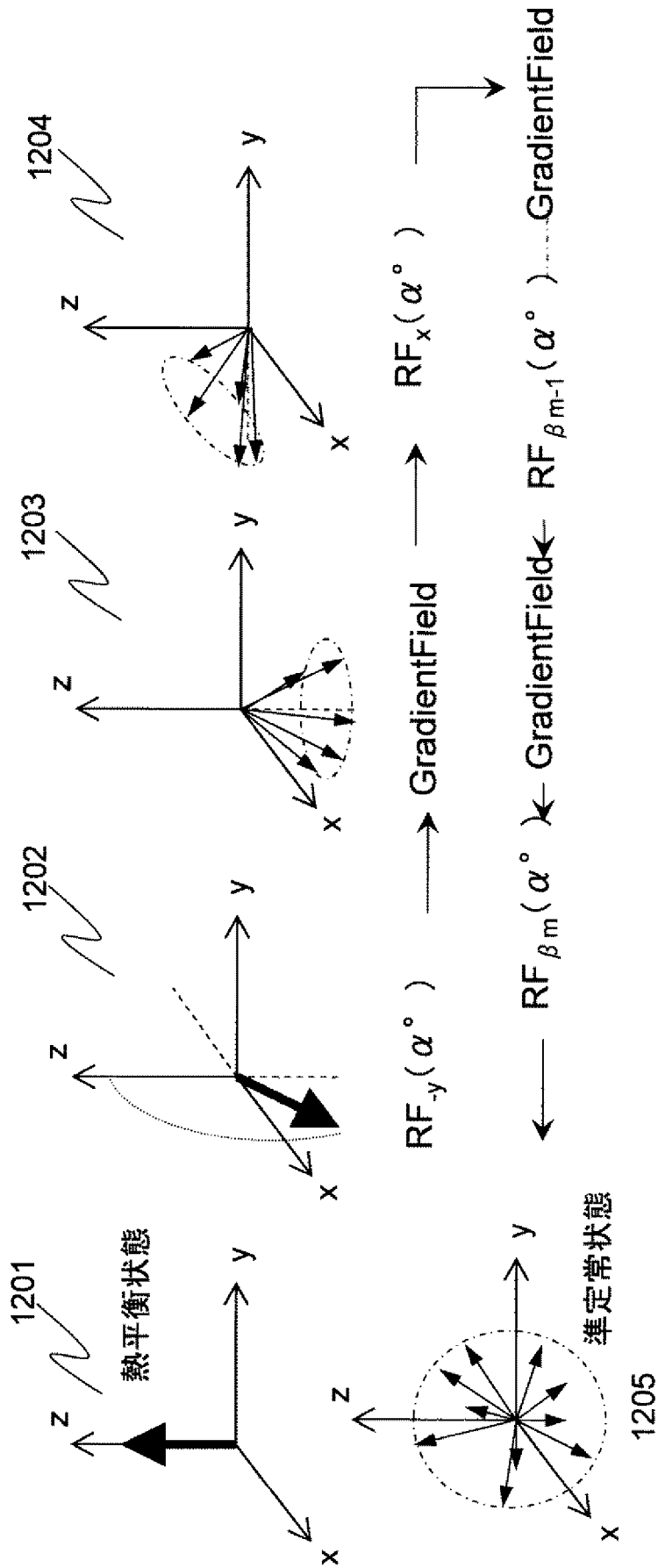
[図10]



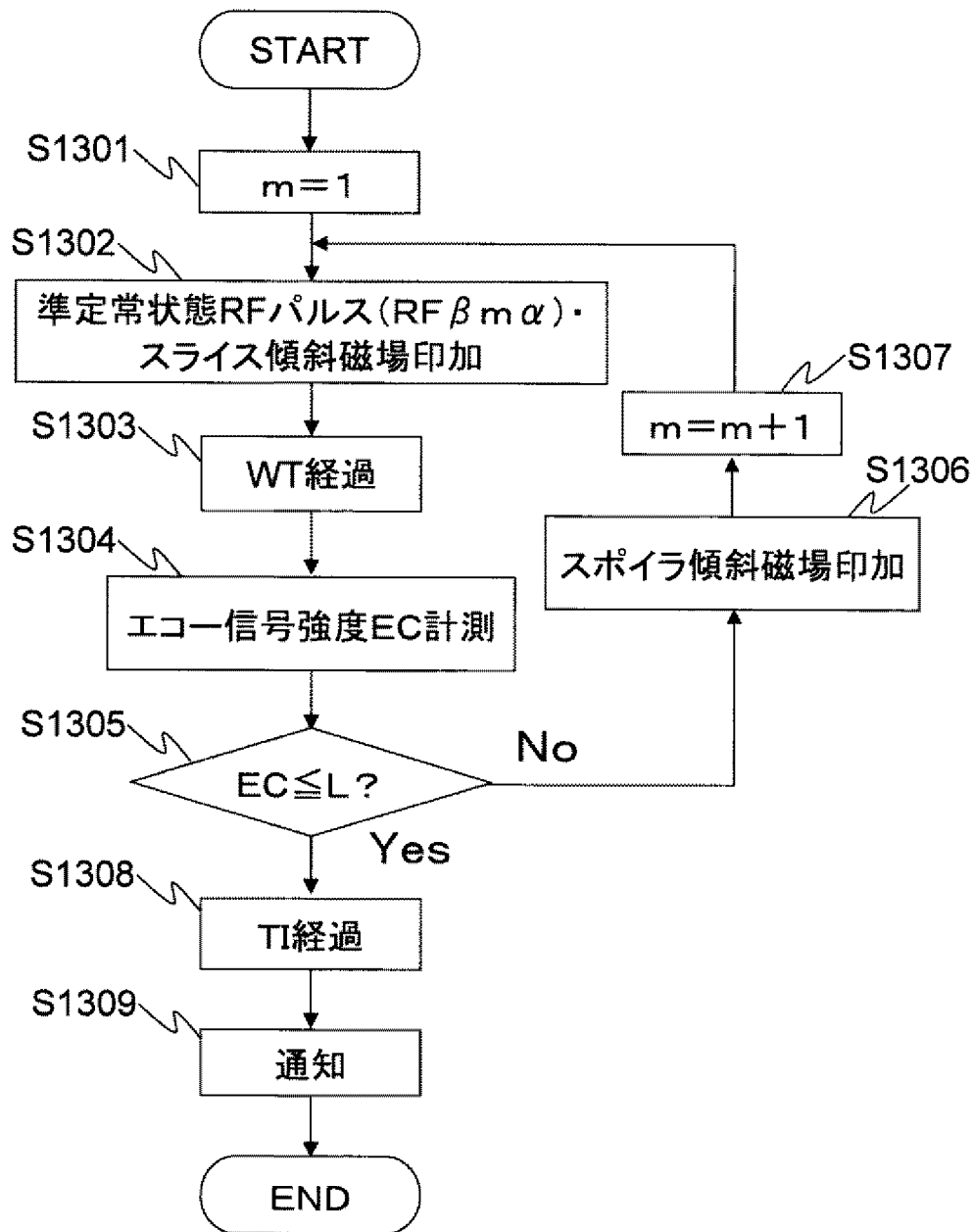
[図11]



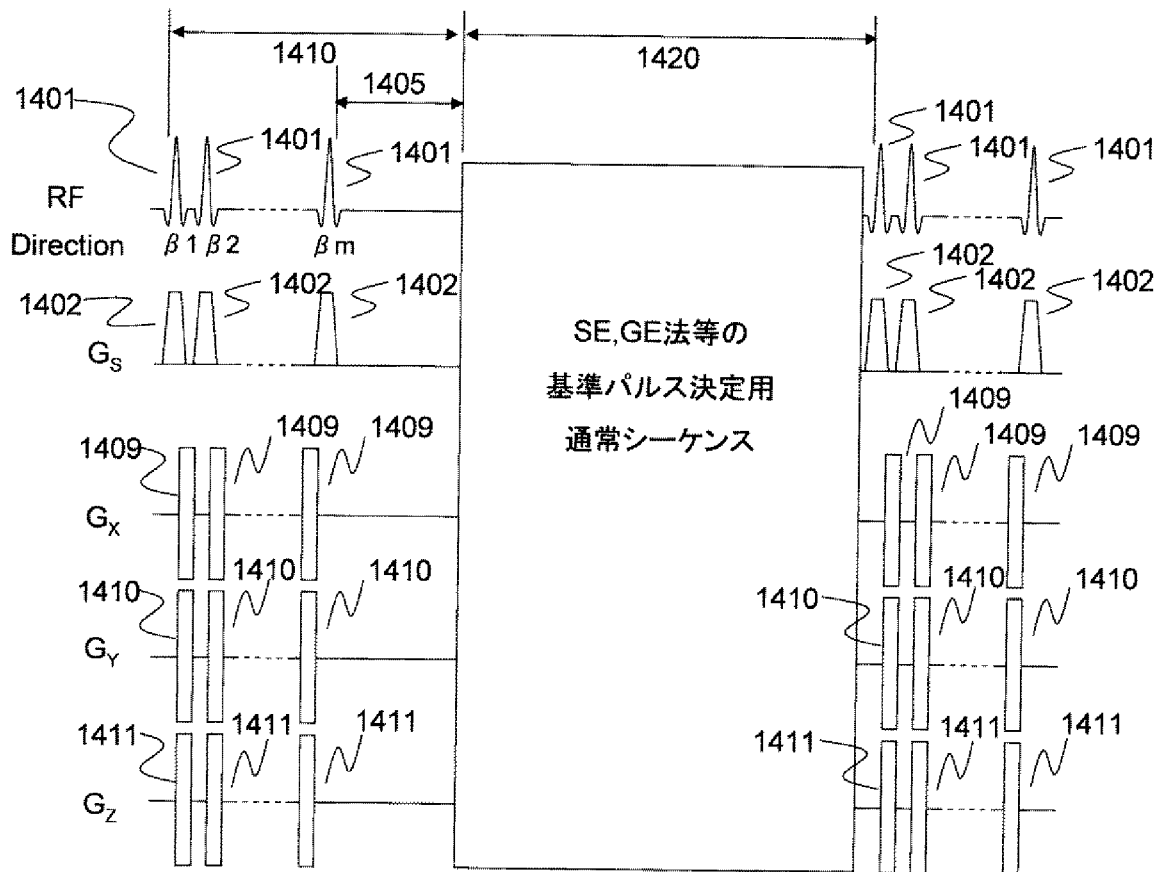
[図12]



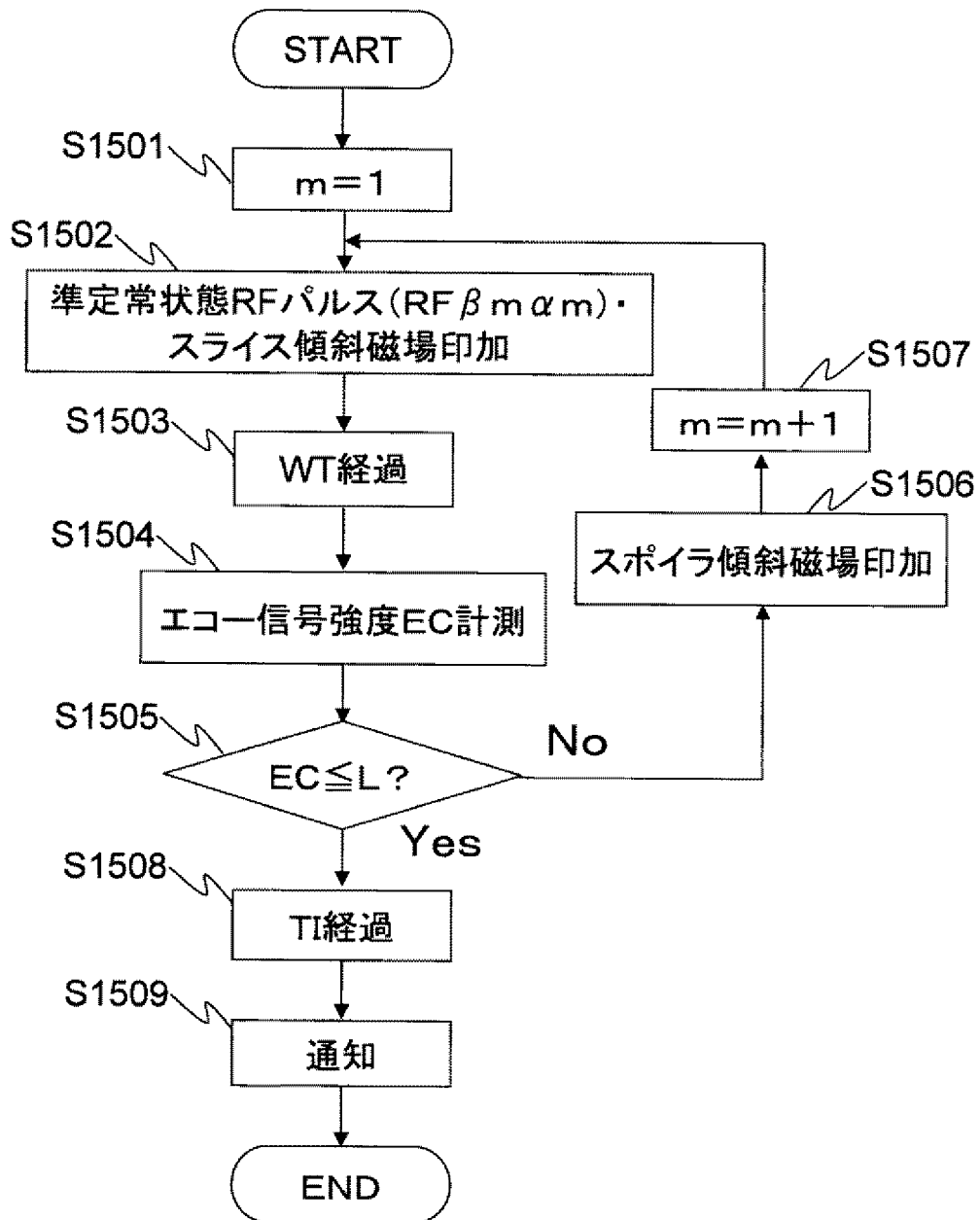
[図13]



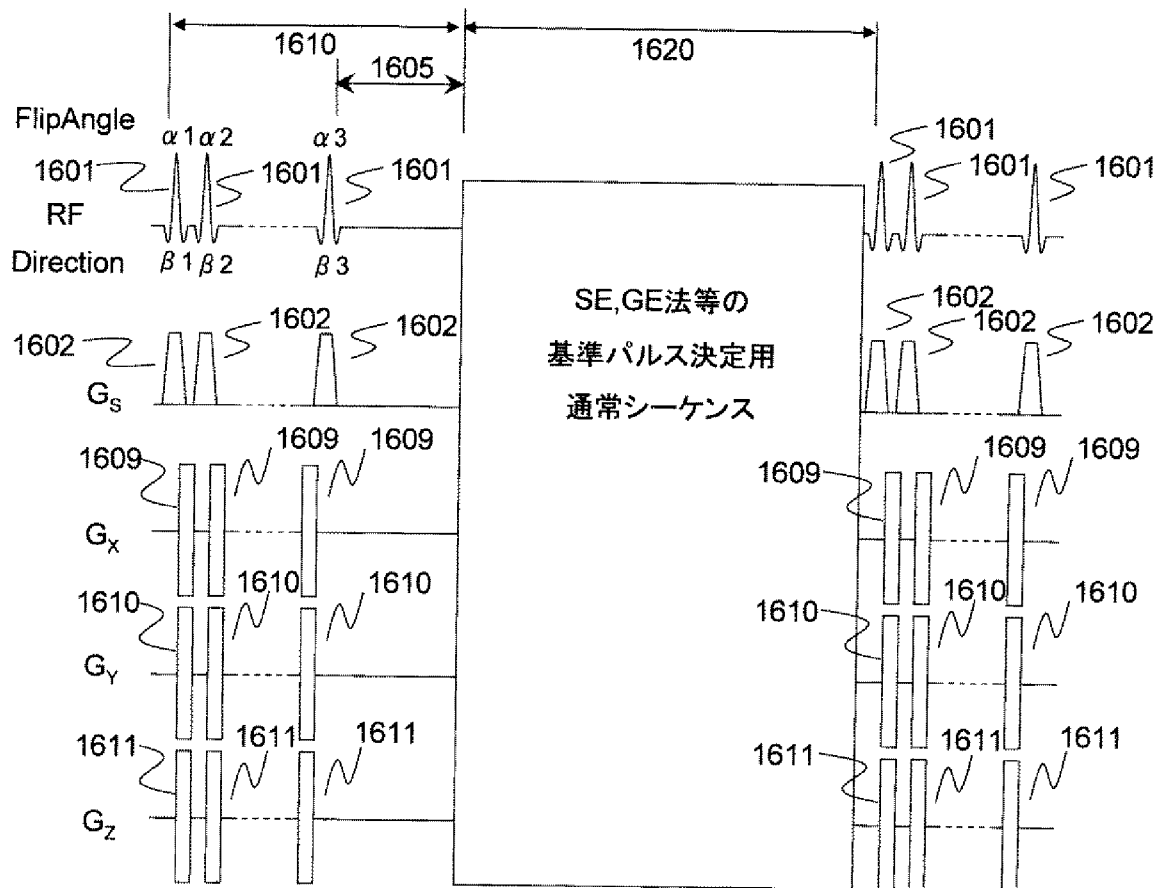
[図14]



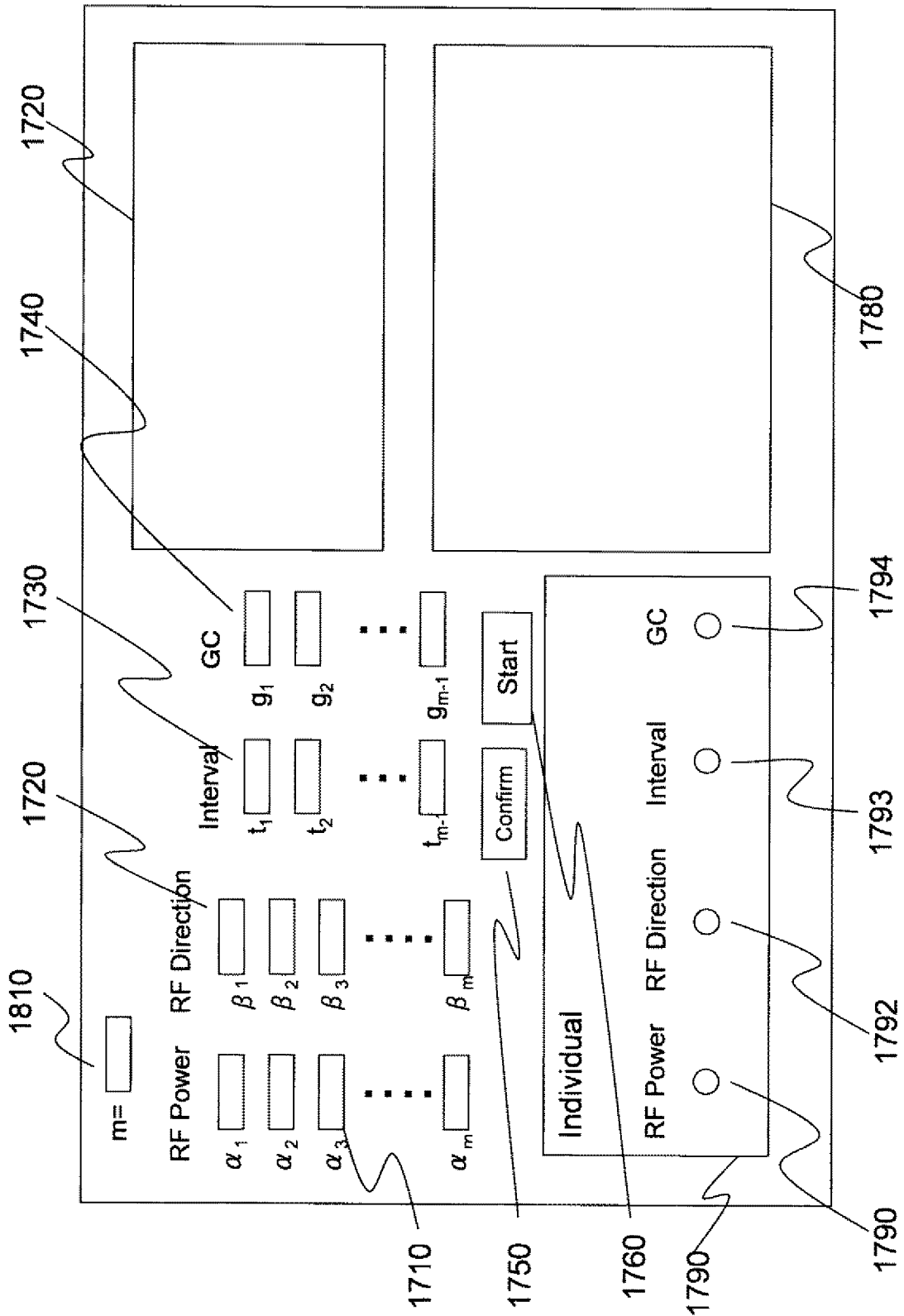
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/051704

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 1-141653 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 02 June, 1989 (02.06.89), Page 2, lower right column, line 18 to page 3, upper left column, line 14 (Family: none)	1-3, 12 4-5
Y	H.Y.CARR, Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance, PHYSICAL REVIEW, VOLUME 112, NUMBER 5, 1958.12.01, P.1693-1701	4-5
Y	Matt A. BERNSTEIN, HANDBOOK OF MRI PULSE SEQUENCES, 2004, P.582-596	4-5

 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
10 April, 2009 (10.04.09)Date of mailing of the international search report
21 April, 2009 (21.04.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/051704

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

On line 18, lower right column, page 2 to line 14, upper left column, page 3 of JP 1-141653 A (as will be called "Document 1"), there are described that excitations are repeated till a steady state is reached so that an NMR signal indicates a correct signal value, and that, when a steady state comes, a signal intensity is measured by changing the amplitudes of excitation pulses and inversion pulses, so as to acquire the optimum amplitudes of the excitation pulses and the inversion pulses. It is well known in the art that, if the excitations are repeated so as to create the steady state, the signal intensity gradually drops till the steady state comes, and becomes substantially constant when the steady state comes. (continued to extra sheet)

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
Claims 1 - 5 and 12.

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No. III of continuation of first sheet (2)

Thus, Document 1 decides the steady state by using the NMR signal, and it is apparent that a predetermined threshold value is set for the NMR signal intensity so that the steady state is decided on whether or not the threshold value exceeds .

Hence, it is not admitted that the matter described in claims 1 - 3 and 12 common to the aforementioned individual inventions is the "special technical feature" within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence .

Thus, that matter cannot be said the "special technical feature", until the application direction or the flip angle of the high-frequency pulses is constant according to the invention of claims 4 - 5 .

On the contrary, it is the technical feature of the invention of claims 6 - 9 that, in case the steady state decision result is no, the high-frequency magnetic-field pulses are applied again after the spoiler-inclining magnetic field was applied. Therefore, claims 6 - 9 cannot find any technical relationship to claims 4 - 5 .

Investigations are likewise advanced in the following.

The invention of claim 10 has a technical feature in that it has an operation unit for accepting the inputs of parameters for creating the quasi-steady state.

The invention of claims 11 and 13 - 14 has a technical feature in that the flip angle of the case in which the magnetic resonance signal becomes the highest is determined as the optimum flip angle.

Hence, the inventions of claims 1-14 do not comply with the requirement of unity of invention, and are divided into the following four inventions in accordance with the special technical features.

Claims 1 - 5 and 12: The application direction or flip angle of the high-frequency pulses is constant.

Claims 6 - 9 : The high-frequency magnetic-field pulses are again applied after a spoiler- inclining magnetic field was applied.

Claim 10 : An operation unit for accepting the inputs of parameters for creating the quasi-steady state.

Claims 11 and 13 - 14: The flip angle of the case, in which the magnetic resonance signal becomes the highest, is decided as the optimum flip angle.

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, G01R33/48 (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 (IPC))

IntCl 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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2009年
日本国実用新案登録公報	1996-2009年
日本国登録実用新案公報	1994-2009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)

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
X Y	JP 1-141653 A (横河メディカルシステム株式会社) 1989.06.02, 第2頁右下欄第18行-第3頁左上欄第14行 (ファミリーなし)	1-3, 12 4-5
Y	H. V. CARR, Steady-State Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance, PHYSICAL REVIEW, VOLUME 112, NUMBER 5, 1958.12.01, p. 1693-1701	4-5
Y	Matt A. BERNSTEIN, HANDBOOK OF MRI PULSE SEQUENCES, 2004, p. 582-596	4-5

ヴ C欄の続きにも文献が列挙されている。

ヴ パテントファミリーに関する別紙を参照。

ホ 引用文献のカテゴリー

- IA」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
- IE」国際出願日前の出願または特許であるか、国際出願日以後に公表されたもの
- IL」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)
- IO」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- rp」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の役に公表された文献

- IT」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
- IX」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
- IY」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、当業者に於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
- I&J 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

10. 04. 2009

国際調査報告の発送日

21. 04. 2009

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3丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

谷垣 圭二

2Q

3808

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

怯第8条第3項 (PCT 17条 (2) (a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. **r** 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しなV対象に係るものである。
つまり、

2. **ビ** 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることかてきる程度まで所定の要件を備たしてVなV国際出願の部分に係るものである。o まり、

3. **r** 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されてVなV。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

特開平1-141653号公報 (以下、文献Uとする。) の第2頁右下欄第18行-第3頁左上欄第14行には、定常状態に達してNMRf信号が正しい信号の値を示すまで励起を繰り返すことと、定常状態になったら励起パルスや反転パルスの最適振幅を得るためにそれらの振幅を変えて信号強度を測ることが記載されている。また、定常状態にするために励起を繰り返すと、定常状態になるまでは信号強度が徐々に低下していき、定常状態になる時信号強度がほぼ一定になることは周知である。そうすれば、文献1はNMRfH号を用いて定常状態を判断しているため、NMRf信号強度に所定の閾値を設け、閾値を下回ったかどうかで定常状態を判断していることは明らかである。

[備考欄] に続<

- i. **r** 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したため、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. **r** 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することかてきたため、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. **デ** 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. **江** 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項 1-5, 12

追加調査手数料の異議の中立に関する注意

- デ** 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☞ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☞ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

[備考欄]

第III欄の続き

よって、上記各発明に共通する請求項1-3, 12に記載された事項は、PCT規則13.2の第2文の意味における「特別の技術的特徴J」とは認められない。
この上で、請求項4-5に係る発明の高周波パルスの印加方向又はフリップ角が一定であることfが、初めて「特別な技術的特徴J」といえるものである。

対して、請求項6-9に係る発明は、定常状態判別結果が否である場合にスポイラ傾斜磁場を印加後、高周波磁場パルスを再度印加することを技術的特徴とするものであるから、この請求項6-9は、請求項4-5と技術的な関連性を見いだすことはできない。
以降、同様に検討を進めると、

請求項10に係る発明は、準定常状態を生成するためのパラメータの入力を受け付ける操作部を有することfを技術的特徴とするものである。

請求項11, 13-14に係る発明は、磁気共鳴信号が最大となる場合の7リップ角を最適な7リップ角と決定することを技術的特徴とするものである。

よって、請求項1-14に係る発明は発明の単一性の要件を満たしておらず、特別な技術的特徴で整理すると、次の4つとなる。

- | | |
|--------------|------------------------------------|
| 請求項1-5, 12 | : 高周波パルスの印加方向又は7リップ角が一定 |
| 請求項6-9 | : スポイラ傾斜磁場を印加後、高周波磁場パルスを再度印加する |
| 請求項10 | : 準定常状態を生成するためのパラメータの入力を受け付ける操作部 |
| 請求項11, 13-14 | : 磁気共鳴信号が最大となる場合の7リップ角を最適な7リップ角と決定 |