(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 5 月 10 日(10.05.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/060192 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/44* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/073474

(22) 国際出願日: 2011 年 10 月 13 日(13.10.2011)

(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 2010-248652 2010 年 11 月 5 日(05.11.2010) JP
特願 2011-147311 2011 年 7 月 1 日(01.07.2011) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 伊藤 公輔 (ITO.Kosuke) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 瀧澤 将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 黒川 眞次 (KUROKAWA, Shinji) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

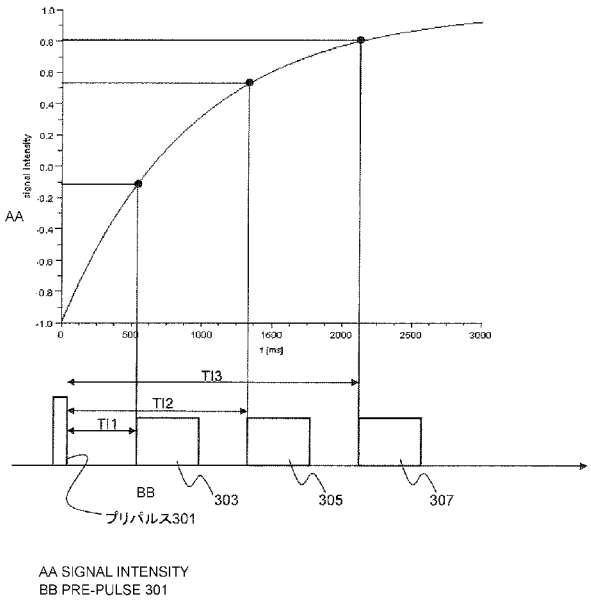
添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND METHOD FOR MEASURING IRRADIATION MAGNETIC FIELD

(54) 発明の名称 : 磁気共鳴撮像装置、照射磁場計測方法

[図3]



AA SIGNAL INTENSITY
BB PRE-PULSE 301

(57) **Abstract**: In order to provide an MRI device capable of measuring the B1 distribution of an RF transmission coil in a short time and with high precision, an imaging means of an MRI device is provided with a B1 distribution measurement sequence which includes application of a pre-pulse by an RF radiation means, and a plurality of signal acquisition sequences in which the elapsed time (TI) from application of the pre-pulse varies. The signal acquisition sequences each use RF pulses having a small flip angle, and are executed before the end of longitudinal relaxation after the pre-pulse. A computation means computes the B1 distribution of the RF radiation means using image data having different TI values obtained by the plurality of signal acquisition sequences.

(57) 要約: 短時間で高精度に RF 送信コイルの B1 分布を計測することが可能な MRI 装置を提供する。そのために、MRI 装置の撮像手段は、RF 照射手段によるプリパルスの印加と、前記プリパルスの印加からの経過時間(TI)が異なる複数の信号取得シーケンスとを含み B1 分布計測シーケンスを備える。信号取得シーケンスは RF パルスとしてフリップ角の小さいパルスを用いるとともに、プリパルス後の縦緩和が終わる前に実行される。演算手段は、複数の信号取得シーケンスにより、それぞれ得られた TI の異なる画像データを用いて、RF 照射手段の B1 分布を算出する。

WO 2012/060192 A1

明　細　書

発明の名称 ： 磁気共鳴撮像装置、照射磁場計測方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴撮像装置(以下、MRI装置という)に係り、特に被検体に高周波磁場を照射する照射コイルの照射磁場分布を計測する機能を備えたMRI装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、均一な静磁場中に検査対象を配置した状態で、検査対象に高周波磁場パルスを印加することによって生じた核磁気共鳴(NMR)信号を計測し、NMR信号の演算により検査対象の画像を再構成する装置である。検査対象を配置する静磁場として高磁場の磁場発生装置を用いることにより、高いSNの画像を得ることができる。

[0003] 近年、超伝導磁石の開発に伴い、3T以上の高磁場を実現できる高磁場MRI装置が普及している。高磁場MRIでは、高いSNが得られるが、腹部撮像等で画像に輝度ムラが発生する問題がある。この輝度ムラの原因の一つとして、被検体の組織内の原子核スピンを励起する高周波磁場パルス(以下、RFパルスという)の磁場分布(照射磁場分布、B1分布)の空間的な不均一がある。一般に、励起のための高周波磁場の共鳴周波数は、静磁場強度に比例するため、高磁場MRIでは、従前の高周波磁場よりも高い周波数の磁場を照射する必要がある。その場合、生体内での高周波磁場の波長が生体(特に腹部)の大きさと同じスケールとなる。このため、高周波磁場の位相が生体内の位置によって変化し、画像ムラとなって現れる。

[0004] この照射磁場分布(B1分布)の空間的不均一を解決するための技術としてRFシミングがある。RFシミングでは、複数のチャンネルを持つ送信用RFコイルを用い、それぞれのチャンネルに与えるRFパルスの強度と位相を独立に制御することでB1分布の不均一を低減する。各チャンネルに与えるRFパルスの強度と位相を決定するためには、被検体毎、撮像部位毎に各チャンネルのB1分

布が必要であり、B1分布の計測方法が種々提案されている。

[0005] B1分布を計測(B1計測)する一般的な方法は、Double Angle法(DAM)と呼ばれる手法であり、任意のフリップ角のRFパルスを用いて撮像した画像と、その2倍のフリップ角のRFパルスとを用いて撮像した画像との演算によりB1を計測する。また複数の異なるフリップ角のRFパルスを用いて複数の画像を取得し、パルスシーケンスにより決定される信号強度式により、複数の画像の信号強度(画素値)をフィッティングすることでB1分布を計算する手法も提案されている(非特許文献1)。また同様に取得した複数の画像に対し、フィッティングを用いないで、信号強度変化の周期からB1分布を計算する手法も提案されている(特許文献1)。

[0006] さらに、高周波磁場プリパルス(以下、単にプリパルスと略記する)を印加して画像を取得するパルスシーケンスを、プリパルスの強度を変化させて繰り返し、取得した画像からB1分布を計算する手法(非特許文献2)や、プリパルスを印加直後に取得した画像と、プリパルスを印加せずに取得した画像との比を取ることでB1分布を計算する手法(非特許文献3)も提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2008－68830号公報

非特許文献

[0008] 非特許文献1：Hai-King Margaret Cheng,Graham A Wright 著、「Rapid High-resoluTIon T1 Mapping by Variable Flip Angles:Accurate and Precise Measurements in the Presence of Radiofrequency Field Inhomogeneity」、MagneTIc Resonance in Medicine 55:566-574

非特許文献2：J.T.Vaughan,M.Garwood,C.M.Collins,W.Liu,L DelaBarre,G.Adriany,P.Andersen,H.Merkle,R.Goebel,M.B.Smith,K.Ugurbil 著、「7T vs 4T:RF Power,Homogeneity,and Signal-to-Noise Comparison in Head Images」、MagneTIc Resonance in Medicine 46:24-30(2001)

非特許文献3：H-P.Fautz,M.Vogel,P.Gross,A.Kerr,and Y.Zur 著、「B1 mapp

ing of coil arrays for parallel transmission」、Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.16(2008) 1247

非特許文献4：R.Lattanzi,C.Glaser,A.V.Mikheev,C.Petchprapa,D.J.Mossa,S.Gyftopoulos,H.Rusinek,M.Recht,and D.Kim 著、「A B1-insensiTIve High ResoluTIon,2D T1 Mapping Pulse Sequence for Radial dGEMRIC of the Hip at 3T」,Prc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med.19(2011) 504

非特許文献5：John G.Sled,G.Bruce Pike:MagneTIc Resonance in Medicine 43:589-593 (2000)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、上述した各手法には次のような問題がある。Double Angle法では、T1緩和の影響を除去するために、繰り返し時間TR(RFパルスの印加間隔)を一般的には5秒程度の時間に設定する。これにより、単純な計算式によりB1分布の計算が可能であるが、長い撮像時間を要し、撮像時間が約10分以上となることもある。特許文献1及び非特許文献1の技術では、T1値がフィッティングに使用する関数に含まれるため、その影響を除去する必要がなく、比較的短いTRでの撮像が可能であり、撮像時間はDouble Angle法より短くすることが可能である。しかしフィッティングや信号強度変化の周期を見出すために約20種類のフリップ角で画像を取得する必要があり、依然として撮像時間が長いという問題がある。

[0010] また計算精度が撮像枚数やフィッティングの精度に依存するため、高精度にB1分布を計算するためにはさらに長い撮像時間が必要となる。

[0011] 非特許文献2の技術では、B1分布計算の基礎となる画像信号の強度変化の周期は、プリパルスのフリップ角のみに依存するため、画像信号を取得するためのパルスシーケンスによっては影響されない。従って、このパルスシーケンスにおけるTRを短く設定することが可能であり、Double Angle法に比べ撮像時間を短くすることが可能である。しかし、プリパルスの強度の変化による画像信号の強度の変化の周期を、フィッティングを用いて計算するため、

高精度にB1分布を計算するためには、プリパルスのフリップ角を20回以上変化させて撮像する必要があり、依然として撮像時間が長いという問題がある。またB1分布計算には煩雑な計算が必要となる。

[0012] 非特許文献3の技術では、プリパルスの印加からエコー信号(NMR信号)取得までの時間(TI)を可能な限り短くすることで、高速にB1分布を計算することが可能になるが、計算式がTI＝0でしか使えない近似を用いているため、TIを長くした場合、誤差が大きくなるという問題がある。

[0013] そこで本発明は、短時間で高精度にB1分布を計測することが可能なMRI装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明は、B1分布計測に、プリパルスの印加と信号取得パルスシーケンスとを組み合わせるとともに、プリパルス印加からの経過時間(TI)が異なる複数の信号取得パルスシーケンスを実行し、これら複数の信号取得パルスシーケンスの実行によって取得したTIの異なる複数の画像(画像用データ)の演算によって、B1を求めるという新規な手法を提案するものである。

[0015] 即ち、本発明のMRI装置は、被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場(B1)を照射するRF照射部と、プリパルスの印加から経過時間(TI)を設けてエコー信号を取得する信号取得シーケンスを有して成るB1分布計測シーケンスを用いて被検体を撮像する撮像部と、エコー信号を用いて被検体の画像を再構成する演算部と、を備え、演算部は、画像を用いてRF照射部の照射磁場分布を求めるMRI装置であって、演算部は、経過時間の異なる複数の画像を用いて照射磁場分布を求めることを特徴とする。

[0016] 本発明の照射磁場計測方法は、RF照射部によるプリパルスの印加から経過時間(TI)を設けてエコー信号を取得する信号取得シーケンスを実行する計測ステップと、エコー信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成ステップと、画像を用いてRF照射部の照射磁場分布を求める照射磁場分布算出ステップと、を備え、照射磁場分布算出ステップは、経過時間の異なる複数の画像を用いて照射磁場分布を求めることを特徴とする。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、プリパルスと、プリパルス印加からの経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスとの組合せにより、極めて短時間で且つ精度の高いRFパルスの磁場分布計測(B1計測)を行うことができる。計測した磁場分布を用いて、RF照射手段を制御することにより、高精度なRFシミングが実現できる。

[0018] また演算手段が、プリパルス無の画像の信号強度とプリパルス有の画像の信号強度との比を用いて、行列式を解くことにより、照射磁場分布を算出した場合には、B1分布と併せて、T1分布の算出を行うことができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本発明が適用されるMRI装置の一実施形態を示すブロック図

[図2]本発明によるB1分布計測手順の一実施形態を示すフロー図

[図3]B1分布計測シーケンスの第一の実施形態を示す図

[図4]信号取得シーケンスの一例を示すタイムチャート

[図5]信号取得シーケンスの他の例を示すタイムチャート

[図6]信号取得シーケンスのさらに別の例を示すタイムチャート

[図7](a)は、B1分布計測シーケンスの第二の実施形態を示す図、(b)は、(a)の変更例を示す図

[図8]B1分布計測シーケンスの第二の実施形態を一般化した図

[図9]B1分布計測シーケンスの第三の実施形態を示す図

[図10]第三実施形態の変更例を示す図

[図11]B1分布計測シーケンスの第四の実施形態を示す図

[図12]B1分布計測シーケンスの第五の実施形態を示す図

[図13](a)、(b)は、それぞれ、B1分布計測シーケンスの第六の実施形態を示す図

[図14]本発明によるB1分布計測手順の他の実施形態を示すフロー図

[図15]実施例1のB1分布算出結果を示す図

[図16]実施例2のB1分布算出結果を示す図

[図17]従来法(DAM)によるB1分布算出結果を示す図

[図18]実施例3のB1分布算出結果を示す図

[図19]本発明の手法と従来法(DAM)との計算精度を比較した結果を示す図

発明を実施するための形態

[0020] 以下、本発明の実施の形態を説明する。まず本発明が適用されるMRI装置の全体構成について、図面を参照して説明する。

[0021] 図1は、本発明が適用されるMRI装置の一実施形態を示すブロック図である。このMRI装置は、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、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。

[0022] 静磁場発生系2は、被検体1が置かれる空間に均一な静磁場を発生するものであり、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(不図示)からなる。静磁場発生源は、垂直磁場方式であれば、被検体1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ように、配置されている。

[0023] 傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX、Y、Zの直交3軸方向に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル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とから成る。後述のシーケンサ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軸方向に所望の傾斜磁場Gx, Gy, Gzを印加することができる。傾斜磁場の印加の仕方によって、被検体の撮像スライスを選択的に励起し、また励起領域から発生するエコー信号(NMR信号)に位置情報を加えることができる。

[0024] シーケンサ4は、RFパルスと傾斜磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、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。

[0025] 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に核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルスを照射するもので、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とから成る。送信コイルは、本実施形態では、複数の給電点を有し、供給される高周波の強度と位相を調整できるように構成されている。高周波発振器11、変調器12及び高周波増幅器13は、各チャンネルに対応して複数備えられている。図では、2つの給電点がある場合を示しているが、給電点の数は2に限定されない。

[0026] 高周波発振器11から出力されたRFパルスをシーケンサ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RF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高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。シーケンサ4からのタイミングと変調器12による変調は、後述するB1分布の計測結果を反映して制御される。

[0027] 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エコ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とから成る。送信コイル14aから照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答の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、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ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でディジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

[0028] なお図1では、送信用の高周波コイルと受信用の高周波コイルが、別個に設けられている構成を示しているが、一つの高周波コイル(マルチプルコイルを含む)が送信用及び受信用を兼ねる構成とすることも可能である。

[0029] 信号処理系7は、CPU8と、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、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有する。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、外部記憶装置の磁気ディスク18

等に記録する。

[0030] CPU8は、信号処理系7の演算部としての機能のほかに、装置の各要素を制御する制御部としての機能を有し、シーケンサ4を介して、種々のパルスシーケンスを実行させる。パルスシーケンスは、予めプログラムとして組み込まれている。本実施形態では、送信コイルによる照射磁場分布(B1分布)を計測するためのB1分布計測シーケンスを備えている。また信号処理系7は、このB1分布計測シーケンスの計測結果を用いて、B1分布の計算や送信コイルに与えられる高周波パルスの位相や振幅の計算を行い、この計算結果に基づき、送信コイルに与えられる高周波パルスの位相や振幅を制御する。

[0031] 操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25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。

[0032] なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9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ている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

[0033] 次に上述したMRI装置において、B1分布計測を行う手順を説明する。図2に手順を示す。

[0034] まず静磁場空間内に被検体を配置し、目的とする撮像部位が静磁場空間のほぼ中央に位置するように位置決めを行う(ステップ201)。次いで、送信コイルのチャンネル毎に、B1分布計測シーケンスを実行し画像を取得する(ステップ202)。B1分布計測シーケンスについては、後述する。ステップ202で取得した画像を用いてチャンネル毎のB1分布を算出する(ステップ203)。算出したB1分布を用いて、そのチャンネルに印加する高周波パルスの振幅と位相を設定する(ステップ204、205)。その後、ステップ204で設定した条件で、所望の計

測(撮像)を行う(ステップ206)。以下、B1分布計測の典型的な実施形態について、詳細に説明する。以下説明する各実施形態において、ステップ201とステップ204以降は共通であり、ステップ202とステップ203について、実施形態毎に説明する。

[0035] ＜第一の実施形態＞

＜＜B1分布計測(ステップ202)＞＞

B1分布計測シーケンスは、比較的大きなフリップ角のRFパルスからなるプリパルスと、小さなフリップ角のRFパルスを用いた信号取得シーケンスとの組合せからなり、信号取得シーケンスでは、プリパルス印加後の経過時間(TI)が異なる複数の画像を得る。プリパルスと信号取得シーケンスの組み合わせの仕方によって、異なる態様が可能であり、その態様によってB1分布算出(ステップ203)が異なる。

[0036] 本実施形態は、プリパルスの印加に引き続き、少なくとも3回の信号取得シーケンスを実行し、各信号取得シーケンスで得た画像から、B1分布を算出することが特徴である。

[0037] 図3は、プリパルス301と信号取得シーケンス303、305、307との関係を示す図で、プリパルス301印加からの経過時間(TI)に依存した信号強度の変化を図中上側にグラフで示している。図示するグラフにおいて、横軸はプリパルス印加後の経過時間、縦軸は信号強度である。プリパルス301は、例えば非選択性のRFパルスで、フリップ角の大きい、例えば90度パルスである。このプリパルス301によって励起された原子核スピンが縦緩和している間に、少なくとも3回の信号取得シーケンス303、305、307を実行し、TIの異なる3つのk空間データ(又は画像データ)を取得する。なお、本発明では、プリパルスからの縦緩和が異なるデータを得ることが重要であり、プリパルスの影響が十分に残っている間にすべての信号取得シーケンスが完了するようにTIを設定する。これにより高精度にB1分布の計算を行うことができる。

[0038] 各信号取得シーケンスは、短時間でk空間データを収集できるパルスシーケンスであれば特に限定されず、例えば、図4に示すようなグラディエントエコ

ー(GrE)系のパルスシーケンスを採用できる。このGrE系シーケンスでは、スライス傾斜磁場パルス402とともに低フリップ角のRFパルス401を印加した後、位相エンコード傾斜磁場403を印加する。同時に読出し傾斜磁場404を印加し、極性の反転した読出し傾斜磁場の印加中にエコー信号405を計測する。最後に位相エンコード方向にリフェイズのための傾斜磁場406を印加する。RFパルス401として、縦磁化に対する影響を少なくするため、好ましくは10度以下、より好ましくは5度以下の低フリップ角パルスを用いる。

[0039] このパルスシーケンスは、RFパルス401として低フリップ角パルスを用いると共に、位相エンコード方向のリフェイズパルス406を用いているので、繰り返し時間TRを数ms(ミリ秒)程度にすることができる。RFパルス401からリフェイズ傾斜磁場406までを、位相エンコード傾斜磁場パルス403の強度を変えながら繰り返し、スライス傾斜磁場402によって選択されたスライスのデータ(k空間データ)を得る。

[0040] このk空間データは、後述するB1分布の計算に用いるものであり、マトリクスサイズは64×64程度でよい。これにより、極めて短時間、具体的には200ms程度の計測時間で全k空間データを取得することができる。

[0041] k空間データから形成される画像データのコントラストは、主としてk空間データの中央のデータにより支配されるので、各信号取得シーケンスにおいてk空間データの中心のエコーを計測するタイミングをプリパルス印加からの経過時間(TI)とする。図3に示す実施形態では、各信号取得シーケンスはk空間の中央のエコーから計測を開始する所謂セントリックオーダーのパルスシーケンスであり、信号取得シーケンスの開始時点が、それぞれTI1、TI2、TI3である。またこれら経過時間の関係は、本実施形態では、TI2＝2×TI1、TI3＝3×TI1の関係に設定されている。

[0042] ＜＜B1分布算出(ステップ203)＞＞

次に、図3に示すB1分布計測シーケンスによって得られたk空間データから、B1分布を算出する手法を説明する。

[0043] 最初の信号取得シーケンスで得られたk空間データを逆フーリエ変換するこ

とにより得た画像データの、ある注目画素の信号強度S(B1,TI)は式(1)で与えられる。

$$S(B1,TI)=S_{seq}(1-(1-\cos(B1\cdot\alpha))\exp(-TI/T1)) \quad (1)$$

式(1)中、Sseqは、プリパルスの後の信号取得シーケンスによって決まる信号強度を表し、αは設定したプリパルスのフリップ角を表し、TIはプリパルス印加からk空間中心の信号を収集するまでの時間を表し、T1は組織に依存する縦緩和時間を表す。

[0044] 同様に、2番目、3番目の信号取得シーケンスから得られた画像データの注目画素の信号強度は、式(2)、式(3)で表わすことができる。

$$S(B1,2TI)=S_{seq}(1-(1-\cos(B1\cdot\alpha))\exp(-2TI/T1)) \quad (2)$$

$$S(B1,3TI)=S_{seq}(1-(1-\cos(B1\cdot\alpha))\exp(-3TI/T1)) \quad (3)$$

ここで

$1-\cos(B1\cdot\alpha)\equiv X$
$\exp(-TI/T1)\equiv Y$

と定義すると、式(1)～式(3)は、式(4)～式(6)のように書くことができる。

$$S(B1,TI)=S_{seq}(1-XY) \quad (4)$$

$$S(B1,2TI)=S_{seq}(1-XY^2) \quad (5)$$

$$S(B1,3TI)=S_{seq}(1-XY^3) \quad (6)$$

式(4)～式(6)の連立方程式を解くことにより、式(7)、(8)よりX及びYが求められる。

$$X=\frac{[S(B1,TI)-S(B1,2TI)]^3}{[S(B1,2TI)-S(B1,3TI)][\{S(B1,2TI)\}^2-S(B1,TI)S(B1,3TI)]} \quad (7)$$

$$Y=\frac{S(B1,2TI)-S(B1,3TI)}{S(B1,TI)-S(B1,2TI)} \quad (8)$$

ここで、定義より、X＝1－cos(B1・α)であるので、B1は式(9)で計算でき

る。

$$B1 = \frac{\arccos(1-X)}{\alpha} \qquad (9)$$

本実施形態では、TIの異なる少なくとも3回の信号取得シーケンスで得た画像から連立方程式を解くことによってB1分布を求めることができるので、数秒という極めて短い時間でB1分布計測を行うことができる。

[0045] 上述したように、B1分布はTIの異なる複数回の計測結果(信号強度)から連立方程式を解くことによって正確に求めることができ、演算の容易性の点でも好適であるが、複数回の計測結果をフィッティングすることにより、B1分布を算出することも可能である。

[0046] また本実施形態では、上述した連立方程式を解くために、少なくとも3つの画像(3回の信号取得シーケンスの実行)が必要であるが、プリパルス印加後のスピン縦緩和時間の範囲であれば、3回以上であってもよい。また複数の信号取得シーケンスのTIは上述した例では整数比としたが、それぞれ異なっていれば良く、整数比以外でもよい。

[0047] 信号取得シーケンスについても、短時間で画像データを取得するものであれば、図4に示すシーケンスに限らず、種々の変更が可能である。

[0048] 例えば、図3に示すTIの異なる3つの信号取得シーケンスを、一定の間隔をあけて実行するのではなく、間隔を設けずに連続して複数の信号取得シーケンスを実行することも可能である。或いは信号取得シーケンスの前後で、エコーを計測することなく、信号取得シーケンスと同じTRでRFパルス(図3の301)を連続して印加することも可能である。これらの変更例では、RFパルスを連続して印加することにより、スピンを定常状態に維持し、信号取得シーケンス内でのコントラスト差が生じるのを抑制することができる。

[0049] また図4では、一方向の位相エンコードパルスを用いるGrE系のパルスシーケンスを示したが、二軸方向のエンコードパルスを組み合わせてk空間を放射状に走査する所謂ラジアル法のパルスシーケンスを採用することもできる。

[0050] ラジアル法のパルスシーケンスの一例を図5に示す。この信号取得シーケン

スでは、RFパルス501を、スライス傾斜磁場パルス502と共に印加し、次いで、2軸方向(Gp方向およびGr方向)にそれぞれ傾斜磁場パルス504、506と、極性の反転した傾斜磁場パルス505、507を印加し、傾斜磁場パルス504、506の印加量と傾斜磁場パルス505、507の印加量の絶対値が同一になった時点でピークとなるグラディエントエコー信号508を計測する。励起からエコー信号を発生させるまでの時間すなわちエコー時間TEは画像コントラストを決めるパラメータであり、撮影の目的に応じて任意に設定できる。

[0051] 計測した1つのエコー信号508をk空間に配置したデータは、k空間の原点を通り、k空間の座標軸に対する角度が2軸の傾斜磁場パルスの印加量によって決まる一列のデータ(スポーク)となる。以上のステップを繰り返し時間TR毎に、2軸方向の傾斜磁場パルスの印加量とその比を異ならせながら回繰り返すことにより、k空間上を回転しながらデータを取得することができる。このパルスシーケンスを採用する場合も、RFパルス501のフリップ角を10度以下とし、TRを数ms程度とすることにより、繰り返し回数を200回(スポーク数を200)とした場合でも、0.1秒のオーダーで一つのk空間データを取得することができる。

[0052] ラジアル法のパルスシーケンスでは、各スポークのデータがk空間の中心を通るので、式(1)で表わす信号強度は、全データのうち最初のスポーク取得時から最後のスポーク取得時までの縦緩和の影響を平均した値となるが、上述したとおり、全データの取得時間が短いので、図4の信号取得シーケンスを用いたときと同様に、式(1)～式(9)までの計算により、B1分布を算出することができる。

[0053] 別の変更例として、図4に示す信号取得シーケンスのスライス軸(Gs)にスライスエンコード傾斜磁場が加えた3Dパルスシーケンス(図6)を採用することも可能である。

3Dパルスシーケンスを用いることにより、三次元のB1分布を計測することが可能になる。

[0054] ＜第二の実施形態＞

＜＜B1分布計測(ステップ202)＞＞

本実施形態では、プリパルス印加からの経過時間が異なる少なくとも2回の画像用信号取得シーケンス(第一のB1分布計測シーケンス)と、第一のB1分布計測シーケンスとは異なるプリパルス印加の条件の信号取得シーケンス(第二のB1分布計測シーケンス)とを実行することによって取得した、少なくとも3つの画像から、B1分布を算出することが特徴である。

[0055] 図7(a)は、第一のB1分布計測シーケンス710と、第二のB1分布計測シーケンス720との関係を示す図である。第一のB1分布計測シーケンス710は、図3に示す第一の実施形態と同様に、フリップ角が90度以上のRFパルスからなるプリパルス711と、それに続く少なくとも2回の信号取得シーケンス713、715とからなる。ただし、第一の実施形態では、プリパルス711印加後のスピンの縦緩和時間以内に少なくとも3回の信号取得シーケンスを実行したのに対し、本実施形態では、信号取得シーケンス713、715は2回以上であればよい。

[0056] 第二のB1分布計測シーケンス720は、プリパルスを用いない単一の信号取得シーケンス721からなる。図7(a)では、第一のB1分布計測シーケンス710の前に、第二のB1分布計測シーケンス720が配置されているが、図7(b)に示すように、第一のB1分布計測シーケンス710の後の縦緩和時間TD経過後に第二のB1分布計測シーケンス720が配置されていてもよい。

[0057] 信号取得シーケンス713、715及び721は、第一の実施形態と同様に、短時間でk空間データを収集できるパルスシーケンスであれば、種類を問わない。例えば、図4や図5に示すようなGrE系のパルスシーケンスを採用できる。

[0058] ＜＜B1分布算出(ステップ203)＞＞

次に、図7に示すB1計測パルスシーケンスによって得られたk空間データから、B1を算出する手法を説明する。

[0059] 第二のB1分布計測シーケンス720(信号取得シーケンス721)はフリップ角が0度のプリパルスを用いた信号取得シーケンスとみなすことができ、取得した画像の、ある注目画素の信号強度は、式(1)において$\alpha=0^{\circ}$とした、式(10)で与えられる。

$$S_0 = Sseq \quad (10)$$

一方、プリパルス711のフリップ角をαとし、プリパルス711印加からの経過時間TI、TI×2において、k空間の中心データを取得した最初の信号取得シーケンス713、715では、注目画素の信号強度は式(11)、式(12)で与えられる。

$$\frac{S(B1,TI)}{S_0} = 1 - (1 - \cos(B1 \cdot \alpha))\exp(-TI/T1) \quad (11)$$

$$\frac{S(B1,2TI)}{S_0} = 1 - (1 - \cos(B1 \cdot \alpha))\exp(-2TI/T1) \quad (12)$$

式(11)及び式(12)を、式(13)、式(14)のように変形し、

$$(1 - \cos(B1 \cdot \alpha))\exp(-TI/T1) = 1 - \frac{S(B1,TI)}{S_0} \quad (13)$$

$$(1 - \cos(B1 \cdot \alpha))\exp(-2TI/T1) = 1 - \frac{S(B1,2TI)}{S_0} \quad (14)$$

式(13)を二乗し、式(14)で除算することにより、式(15)によりB1分布が求められる。

$$B1 = \frac{\arccos\left(1 - \frac{(S_0 - S(B1,TI))^2}{S_0(S_0 - S(B1,2TI))}\right)}{\alpha} \quad (15)$$

なお図7に示す例では、第二のB1分布計測シーケンスはプリパルスを用いない信号取得シーケンスで構成されているが、本実施形態は、第一および第二のB1分布計測シーケンスにおけるプリパルスの印加条件(フリップ角)が異なっており、少なくとも3つの信号取得シーケンスが実行されればよく、例えば図8に示すように、第一のB1分布計測シーケンス810を、第1のフリップ角のプリパルス811の印加と2つの信号取得シーケンス813、815で、第二のB1分布計測シーケンス820を、第1のフリップ角とは異なる第2のフリップ角のプリパルス821の印加と1つの信号取得シーケンス823で構成することも可能である。第1のフリップ角及び第2のフリップ角との関係は特に限定されないが、例えば

、90度と0度、90度と180度などの組み合わせとすることができる。

[0060] また図において、第一のB1分布計測シーケンス810と第二のB1分布計測シーケンス820とは、順序を入れ替えてもよい。いずれの場合にも、第一の計測と第二の計測との間(プリパルスの印加間隔TD)は、縦緩和時間以上に設定することが望ましく、それによりB1分布計測の精度を向上することができる。

[0061] 本実施形態によれば、非特許文献2記載の技術に比べ、フリップ角の変更を1回で済ませられるため、撮像時間を［2÷(非特許文献2のフリップ角変化回数)］に短縮することができる。また第一実施形態と比較した場合、フリップ角のデータも用いているため、より高精度なB1分布を計測することができる。

[0062] なおB1分布計測シーケンスを繰り返す場合に、その間隔(プリパルス印加間隔TD)を短くすると、十分に緩和しない状態で次のプリパルスを印加することとなり、式(10)～式(15)を用いた計算の誤差が大きくなる可能性がある。この問題は、上述したようにTDを縦緩和時間以上に設定することで解決できるが、B1分布計測シーケンスにおける最後の信号取得シーケンスの後に、強制的に縦緩和するRFパルスを追加し、プリパルス印加間隔を短縮することも可能である。強制的に縦緩和させるRFパルスとしては、プリパルスと強度が同じで位相が逆のRFパルスを用いることができ、このような強制縦緩和パルスを用いることで、撮像時間を短縮しても、精度の高いB1分布の計算を行うことができる。

[0063] ＜第三の実施形態＞

＜＜B1分布計測(ステップ202)＞＞

本実施形態は、プリパルスを印加しないで信号を取得する基準画像取得シーケンスと、プリパルス印加後に、プリパルス印加からk空間中心の信号を取得するまでの時間TIが異なる複数の信号取得シーケンスを実行し、基準画像とTIの異なる複数の画像を用いた行列演算によってB1分布を算出することが特徴である。

[0064] 図9に、本実施形態におけるプリパルスと、信号取得シーケンスとの関係を

示す。図9は、プリパルスと信号取得シーケンスとの関係を示す図7に類似しているが、本実施形態では、信号取得シーケンスは、プリパルスの影響が大きい間に信号を取得する、短TIのシーケンスであり、第一及び第二実施形態では、最初の信号取得シーケンスのTIとそれに続く信号取得シーケンスのTIとの比が整数比であったのに対し、本実施形態では整数比に限らない。

[0065] 信号取得シーケンス903、905、907・・・は、第一実施形態と同様に、図4に示すような短TRのグラディエントエコー系のパルスシーケンスとすることができ、セントリックオーダーであること、またフリップ角を小さく設定することが好ましい。プリパルス901は、非選択性のフリップ角の大きいRFパルスである。基準画像取得シーケンス900は、信号取得シーケンス903等と同じパルスシーケンスであり、撮像時間を短縮するために、プリパルス901を印加する直前に実行することが好ましい。

[0066] ＜＜B1分布算出(ステップ203)＞＞

次に基準画像取得シーケンス900及び信号取得シーケンスで取得した画像を用いたB1分布の算出について説明する。

[0067] プリパルス印加後にk番目(k＝1,2,3・・・n)の信号取得シーケンスで取得した信号から再構成した画像の注目画素の信号強度は、k番目のTIをTI_kとすると、第一実施形態で示した式(1)と同様の式(16)で与えられる。

$$S(B1,TI_k)=S_{seq}(1-(1-\cos(B1\cdot\alpha))\exp(-TI_k/T1)) \quad (16)$$

式中、式(1)と同じ符号は同じ意味を持つ。

[0068] 一方、プリパルスの直前の基準画像取得シーケンスによって得られた画像の同じ注目画素に信号強度は、式(16)において$\alpha=0$とした場合と同じであるため、式(10)と同一の式(17)で与えられる。

$$S_0=S_{seq} \quad (17)$$

式(16)を式(17)で除算し、自然対数を取ると、式(18)のように、log(1-cos(B1・α))と(−TIk/T1)の線形結合で表わすことができる。

$$\log\left(1-\frac{S(B1,TI_k)}{S_0}\right)=\log(1-\cos(B_1\cdot\alpha))-\frac{TI_k}{T_1} \quad (18)$$

各信号取得シーケンスから得られたTIの異なる画像について同様の計算をすると、式(19)の連立方程式が得られる。

$$S=A\cdot X$$

$$S=\begin{pmatrix} W_1\cdot\log\left(1-\frac{S(B_1,TI_1)}{S_0}\right) \\ W_2\cdot\log\left(1-\frac{S(B_1,TI_2)}{S_0}\right) \\ W_3\cdot\log\left(1-\frac{S(B_1,TI_3)}{S_0}\right) \\ W_4\cdot\log\left(1-\frac{S(B_1,TI_4)}{S_0}\right) \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \end{pmatrix},\ A=\begin{pmatrix} W_1 & W_1 \\ W_2 & W_2\cdot\frac{TI_2}{TI_1} \\ W_3 & W_3\cdot\frac{TI_3}{TI_1} \\ W_4 & W_4\cdot\frac{TI_4}{TI_1} \\ & \cdot \\ & \cdot \\ & \cdot \end{pmatrix},\ X=\begin{pmatrix} \log(1-\cos(B_1\cdot\alpha)) \\ -\frac{TI_1}{T_1} \end{pmatrix} \quad (19)$$

ここで、Sは1×nの行列、Aは2×nの行列、Xは1×2の行列である。Wi(i＝1，2，3・・・n)はそれぞれのTIに対する重みを示し、任意に設定することができる。行列Aの擬似逆行列pinvAを左から掛けることで、式(19)を解くことができ、次式(20)、(21)のようにB1及びT1を求めることができる。

[0069] [数1]

$$B_1=\frac{\operatorname{acos}\left[1-\exp\left[(pinvA)_{1i}S_i\right]\right]}{\alpha} \quad (20)$$

$$T_1=-\frac{TI_1}{(pinvA)_{2i}S_i} \quad (21)$$

第一及び第二実施形態は、式(4)～(6)或いは式(13)及び(14)の連立方程式を解くことにより、解(B1)を求めるので、解が発散しないためには、プリパルス後の信号取得シーケンスのTIを整数比としていたが、本実施形態では、そのようなTIの制限が要せずに解を求めることができるので、プリパルスの効果が高い、短TIで信号取得でき、計測時間を短縮できるとともに高精度なB1分布を得ることができる。また本実施形態では、B1分布と併せてT1分布を算

出することが可能である。算出されたT1分布は、例えば、非特許文献4に記載されているように、骨関節炎の診断等に利用される。

[0070] なお図9では、プリパルス901の直前に、基準画像取得シーケンス900を実行し、基準画像を取得する場合を説明したが、プリパルス901印加後に十分の時間即ちT1緩和するに十分な時間経過後に、基準信号取得シーケンス900を実行してもよい。図10に、この変更例を示す。図示するように、プリパルス901印加後に異なるTIで信号取得シーケンス903、905、907・・・を実行してTIの異なる画像を取得し、最後にTIを十分長く設定して基準画像取得シーケンス900を実行して基準画像を取得する。この基準画像の信号強度S0は、式(17)で示したように、S0＝Sseqと表すことができるので、図9の場合と同様に、式(18)～式(21)により、B1分布及びT1分布を算出することができる。

[0071] ＜第四の実施形態＞

本実施形態は、複数の断面のB1分布計測をマルチスライスの手法で行うことを特徴とする。それ以外は、第一～第三の実施形態と同様であり、異なる点を中心に説明する。

[0072] 図11に本実施形態によるB1分布計測シーケンスの一例を示す。図示するように、B1分布計測シーケンス910は、プリパルス911とそれに続く信号取得シーケンス913、915、917からなる。このB1分布計測シーケンス910は、図3に示すB1分布計測シーケンスと類似しているが、各信号取得シーケンス913、915、917は、互いに直交する3つの断面のうちの一つを、それぞれ選択して行う。

[0073] 即ち、例えば図4に示すシーケンスにおいて、RFパルス401と同時に印加されるスライス選択傾斜磁場402は、信号取得シーケンス毎に異なる軸のスライス傾斜磁場であり、異なる断面が励起される。これにより、各断面の画像は、プリパルス911印加からの経過時間TIが異なることになる。所定の間隔(TD)を置いて、同様のB1分布計測シーケンス920、930を繰り返す。その際、各B1分布計測シーケンスに含まれる信号取得シーケンスにおいて選択されるスライス(断面)の順序をサイクリックに変更する。例えば、最初のB1分布計測シ

ーケンス910では、アキシャル面(AX)、サジタル面(SG)、コロナル面(COR)とし、次のB1分布計測シーケンス920では、SG→COR→AXの順、その次のB1分布計測シーケンス830では、COR→AX→SGの順とする。これによって、3回目のB1分布計測シーケンス930が終了した時点では、アキシャル面(AX)、サジタル面(SG)、コロナル面(COR)のそれぞれについて、TIの異なる3つの画像データ(TI1、TI2、TI3のk空間データ)を得ることができる。

[0074] 図9は、複数の断面が互いに直交する3つの断面である場合を示したが、複数の断面が互いに平行な断面の場合にも、各信号取得シーケンスにおけるスライス選択条件を変えることにより、直交3断面の場合と同様に、複数の平行な断面について3組あるいはそれ以上の組の画像データを得ることができる。

[0075] その後、これら3組のデータを用いて、式(1)～式(9)によりB1分布を算出することは第一の実施形態と同様である。

[0076] 図9に示すB1分布計測シーケンスに代えて、図7(a)又は(b)に示すB1分布計測シーケンスとしてもよく、その場合にも、第二の実施形態と同様に、式(10)～式(15)を用いて、各断面についてB1分布を算出することができる。

[0077] またプリパルスを印加せずに基準画像を得ることにより、第三の実施形態と同様に式(18)～(21)を用いてB1分布を算出することができる。

[0078] 本実施形態は、複数の断面のB1分布が必要となるRFシミングに有効である。本実施形態によれば、第一～第三の実施形態と比較して、断面の数だけ計測時間が多くなるが、1回のB1分布計測シーケンスによる計測時間がわずか数秒程度であるので、10～30秒程度の短い時間で3断面についてB1分布を計測することができる。

[0079] ＜第五の実施形態＞

本実施形態は、B1分布の計算に用いるk空間データを複数回に分けて計測する。即ちマルチショットによる計測を行うことが特徴である。それ以外は、第一の実施形態～第三の実施形態と同様であり、異なる点を中心に説明する。

[0080] 本実施形態では、図12に示すように、プリパルス101と複数の信号取得シー

ケンス103、105、107とからなるB1分布計測シーケンス100を複数回行う。各回で同一フリップ角のプリパルス101を用いるが、1回の信号取得シーケンスではk空間データの一部を取得し、複数回で全k空間データを取得するようにする。k空間の分割の仕方は、特に限定されず、図示するように単純に複数の領域に分割してもよいし、それぞれの信号取得シーケンス110、120、130・・・で位相エンコードステップを粗くして計測し、k空間の中心に最も近いデータを常に所定のTIで計測するようにしてもよい。

[0081] 第一～第三の実施形態において、1回で全k空間データを取得する場合には、その中心データを取得するタイミングが、所定のTI(プリパルス印加からの経過時間)となるように設定されることを説明したが、その場合、k空間データにはTIが異なるデータが含まれることになる。本実施形態では、k空間データを分けて取得するので、k空間データに含まれる、TIが所定のTIと異なるデータの割合を少なくすることができる。その結果、信号取得時間はショット数倍延長することになるが、B1分布計測の精度を向上することができる。

[0082] 本実施形態は、特に、信号取得シーケンスとして、図5に示すようなラジアルシーケンスや図6に示すような3Dパルスシーケンスを採用する場合に、有効である。

[0083] ＜第六の実施形態＞

第一、第二の実施形態では、1回のプリパルスの後に続けてTIの異なる複数の信号取得シーケンスを実行する場合を説明したが、本実施形態は、1回のプリパルス後に1回の信号取得シーケンスを行い、この1回のプリパルスと1回の信号取得シーケンスからなるB1分布計測シーケンスを、信号取得シーケンスのTIを異ならせて繰り返し、TIの異なる複数の画像データを得ることが特徴である。

[0084] 図13に、本実施形態のB1分布計測シーケンスを示す。図13(a)は、第一の実施形態のB1分布計測シーケンスを本実施形態に従い変更した場合、図13(b)は、第二の実施形態のB1分布計測シーケンスを本実施形態に従い変更した場合をそれぞれ示している。図13(a)において、3回のB1分布計測シーケンス1110

、1120、1130で用いるプリパルス111及び信号取得シーケンス113、115、117は、3回とも同じであるが、TIのみが異なっている。また図13(b)において、3回のB1分布計測シーケンス1140、1150、1160で用いる信号取得シーケンス114、116、118は同じであるが、1回目のB1分布計測シーケンス1140は、プリパルスを用いてない(フリップ角0に相当)。また2回目のB1分布計測シーケンス1150と3回目のB1分布計測シーケンス1160は、TIのみが異なっている。

[0085] 前述したように、信号取得シーケンスで用いるRFパルスは、フリップ角が10度以下の低フリップ角パルスであるが、連続して実行した場合には、後続の信号取得シーケンスでは先行する信号取得シーケンスで印加したRFパルスの影響を受ける。本実施形態では、TIの異なる信号取得シーケンスを別個に実行するので、互いのRFパルスによる影響を受けることなく、正確なTIを反映した画像データを得ることができる。またB1分布計測シーケンスの繰り返し回数は3回程度であるので、繰り返しによる計測時間の延長は少なく、図13(a)、(b)のいずれの場合も15秒程度でB1分布に必要なデータの収集を完了することができる。

[0086] 以上、図2に示す本発明のMRI装置の動作のうち、コイルのチャンネル毎に行うB1計測ステップ202およびB1分布計算ステップ203の典型的な実施形態を説明したが、これら実施形態は適宜組み合わせることが可能であり、またパルスシーケンスやその繰り返し回数などは例示したものに限定されず種々の変更が可能である。

[0087] ＜＜RFパルスの振幅および位相の設定(ステップ204、205)＞＞

次に、ステップ203で算出されたB1分布を用いたRFパルスの調整(図2のステップ204、205)を説明する。ここでは、RFコイルが複数の小型RFコイルからなるマルチプルアレイコイルであり、小型RFコイル毎に独立して制御できる給電点(チャンネル)を持つ場合を説明する。

[0088] RFコイルのチャンネル数がＮとして、各チャンネル毎に求めたB1分布をB1n(r)とし、各小型RFコイルに供給される高周波信号の振幅および位相をAn、φnとしたとき、全体としての磁場分布$B1_{total}(r)$は式(22)で表わすことができる

。

$$Bl_{total}(r) = \sum A_n \exp(i\varphi_n) Bl_n(r) \qquad (22)$$

式(22)の振幅及び位相の組(An, φn)を変化させて、磁場分布$B1_{total}(r)$(rは実空間座標の位置)として、均一な磁場分布B1(r)を与える振幅及び位相の組を求める。この計算は、公知の非線形最適化アルゴリズムを用いて解くことができ、例えば、式(22)で求めた$B1_{total}(r)$と目標とする磁場分布との平均2乗誤差の平方根を最小化する最適化アルゴリズムを用いて振幅及び位相の組(An,φn)を求めることができる。

[0089] 求めた振幅及び位相の組を各小型RFコイルに設定する。具体的には、シーケンサ4および変調器12により、RFコイルの各チャンネルに供給される高周波パルスの振幅とタイミングとが調整される。

[0090] ステップ204、205で設定した振幅及び位相を用いて、所望の撮像を行う(ステップ206)。なお、ステップ202で計測したB1分布は、計測を行った被検体の部位に依存する。従って、被検体や撮像部位が変化した場合には、B1分布の再計測を行うことが好ましい。被検体や撮像部位の変更を含む手順を図14に示す。図14中、図2と同じステップは同じ符号で示している。このフローでは、撮像部位や被検体が変わったタイミングで(ステップ207)、ステップ201に戻り、B1分布の計測と、その結果を反映した各小型RFコイルの振幅及び位相の設定を行う。このように被検体や撮像部位が変わったときのみにB1分布計測を行うことにより、B1分布計測の回数を少なくすることができ、検査のスループットを向上させることができる。

[0091] なお、以上の実施形態では、RFコイルがマルチプルアレイコイルである場合を説明したが、RFコイルとして独立した複数のRFコイルを用いる場合にも同様に適用することができる。

[0092] また図2および図14に示すフローでは、複数のチャンネルからなる照射コイルについて、チャンネル毎にB1分布を計測する場合を示したが、2以上のチャンネルを組み合わせてB1分布を取得することも可能である。例えば、4チャンネルの照射コイルの場合、3チャンネルの組合せを異ならせて、4回の画像取

得を行う。それにより、3チャンネルのB1分布の合成したB1分布が式(5)により算出される。例えば、4回のB1分布計測で得られるB1分布(B11～B14)は次式(23)～(26)のようになる。

[0093] B11＝B1a＋B1b＋B1c (23)

B12＝B1b＋B1c＋B1d (24)

B13＝B1a＋B1c＋B1d (25)

B14＝B1a＋B1b＋B1d (26)

よってこれら式から、次式(27)～(30)により各チャンネルのB1a～B1dを求めることができる。

[0094] B1a＝ {(B11＋B13＋B14)－2B12} /3 (27)

B1b＝ {(B11＋B12＋B14)－2B13} /3 (28)

B1c＝ {(B11＋B12＋B13)－2B14} /3 (29)

B1d＝ {(B12＋B13＋B14)－2B11} /3 (30)

各チャンネルのB1分布を求めた後のステップ204は、上述したとおりである。

[0095] また2チャンネルだけを用いてRFシミングを行う場合には、用いる2チャンネルを組み合わせて画像を取得してもよい。

[0096] また以上の実施形態では、B1分布計測の結果を用いて、RFコイルの位相と振幅を調整する場合を説明したが、本発明の特徴の一つは、B1分布計測の手法すなわち特定のB1分布計測シーケンスを備えたMRI装置であることに特徴があり、計測したB1分布を用いてRFコイルの位相と振幅を調整する代わりに、B1分布を用いて、撮像シーケンスにより収集したデータを補正することも可能である。その場合、単独のRFコイルについても本発明を適用することができる。

[0097] さらに計算したB1分布は、RFシミングに用いるのではなく、T2分布を取得するときの後処理として、B1不均一に起因するT2値の誤差を補正するのに用いることも可能である。B1分布を用いたT2値の補正については、例えば、非特許文献5に記載されている。

[0098] 以上の各実施形態の説明で明らかになった本発明の特徴を纏めると以下のようになる。即ち、

本発明のMRI装置は、被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場(B1)を照射するRF照射部と、高周波磁場プリパルスの印加から経過時間(TI)を設けて核磁気共鳴信号を取得する信号取得シーケンスを有して成るB1分布計測シーケンスを用いて前記被検体を撮像する撮像部と、核磁気共鳴信号を用いて被検体の画像を再構成する演算部と、を備え、演算部は、画像を用いてRF照射部の照射磁場分布を求めるものであって、演算部は、経過時間の異なる複数の画像を用いて前記照射磁場分布を求めることを特徴とする。

[0099] 好ましくは、B1分布計測シーケンスは、経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスを含み、演算部は、経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスでそれぞれ取得された核磁気共鳴信号を用いて、経過時間の異なる複数の画像を再構成する。

[0100] また好ましくは、撮像部は、高周波磁場プリパルスの印加条件が異なる複数のB1分布計測シーケンスを実行してそれぞれ画像を取得し、演算部は、高周波磁場プリパルスの印加条件が異なる複数のB1分布計測シーケンスでそれぞれ得られた画像を用いて前記照射磁場分布を求める。

[0101] また好ましくは、複数のB1分布計測シーケンスの内で、第一のB1分布計測シーケンスは、高周波磁場プリパルスを用いずに実行される信号取得シーケンスであり、第二のB1分布計測シーケンスは、高周波磁場プリパルスの印加とそれに続く少なくとも2回の信号取得シーケンスを含む。

[0102] また好ましくは、演算部は、第一のB1分布計測シーケンスの信号取得シーケンスで得られた核磁気共鳴信号を再構成した画像の信号強度と、第二のB1分布計測シーケンスの複数の信号取得シーケンスでそれぞれ得られた核磁気共鳴信号を再構成した複数の画像の信号強度との比を用いて、行列式を解くことにより、照射磁場分布を算出する。

[0103] また好ましくは、撮像部は、複数の断面について、それぞれ前記B1分布計測シーケンスを実行し、演算部は、複数の断面のそれぞれについて、照射磁

場分布を求める。

[0104] また好ましくは、信号取得シーケンスは、マルチスライス撮像シーケンス又は三次元撮像シーケンスである。

[0105] また好ましくは、撮像部は、高周波磁場プリパルスの印加条件が同一の複数の前記B1分布計測シーケンスを含み、該複数のB1分布計測シーケンスで画像の再構成に必要な全データを分割して取得する。

[0106] また好ましくは、撮像部は、経過時間を異ならせて、B1分布計測シーケンスを複数回実行し、演算部は、各B1分布計測シーケンスで得られた核磁気共鳴信号を用いて、経過時間の異なる複数の画像を再構成する。

[0107] また好ましくは、高周波磁場プリパルスは、フリップ角が90度以上の高周波磁場パルスである。

[0108] また好ましくは、信号取得シーケンスは、フリップ角が10度以下の高周波磁場パルスを繰り返し印加して核磁気共鳴信号を取得する。

[0109] また、好ましくは、撮像部は、複数の信号取得シーケンスは連続しており、高周波磁場パルスは一定の繰り返し時間で印加される。

[0110] また好ましくは、信号取得シーケンスは、核磁気共鳴信号の取得を伴わない高周波磁場パルスの印加を含む。

[0111] また好ましくは、演算部は、経過時間の異なる複数の画像の信号強度を用いて、連立方程式を解くことにより、照射磁場分布を求める。

[0112] また好ましくは、信号取得シーケンスは、k空間を放射状に走査して核磁気共鳴信号を取得するパルスシーケンスである。

[0113] また好ましくは、演算部は、算出した照射磁場分布に基づき、RF照射部に供給される高周波磁場の位相と振幅の少なくとも一方を調整する。

[0114] また好ましくは、RF照射部は、複数のチャンネルを有してなり、撮像部は、チャンネル毎にB1分布計測シーケンスを実行して前記被検体を撮像し、演算部は、チェンネル毎に前記照射磁場分布を求める。

[0115] また、本発明の照射磁場計測方法は、RF照射部を備えた磁気共鳴撮像装置における照射部の前記照射磁場分布を計測する方法であって、RF照射部によ

る高周波磁場プリパルスの印加から経過時間(TI)を設けて核磁気共鳴信号を取得する信号取得シーケンスを実行する計測ステップと、核磁気共鳴信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成ステップと、画像を用いてRF照射部の照射磁場分布を求める照射磁場分布算出ステップと、を備え、照射磁場分布算出ステップは、経過時間の異なる複数の画像を用いて照射磁場分布を求めることを特徴とする。

[0116] 好ましくは、計測ステップは、高周波磁場プリパルスの印加から経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスを実行し、画像再構成ステップは、経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスでそれぞれ取得された核磁気共鳴信号を用いて、経過時間の異なる複数の画像を再構成する。

[0117] また好ましくは、計測ステップは、高周波磁場プリパルスを用いずに信号取得シーケンスのみを実行するステップと、高周波磁場プリパルスの印加とそれに続く少なくとも2回の信号取得シーケンスを実行するステップと、を含み、射磁場分布算出ステップは、各信号取得シーケンスでそれぞれ得られた核磁気共鳴信号を再構成して得られた複数の画像の信号強度の比を用いて、行列式を解くことにより、照射磁場分布を算出する。

[0118] ＜実施例1＞

図13(a)に示すB1分布計測シーケンスを用いて、以下のパラメータでTIの異なる3つの画像データを得た。撮像時間は15秒であった。

[0119] プリパルス：フリップ角90度

TR：5000ms

位相エンコード数：64

TI：150ms、300ms、450ms

これら画像データを用いて、B1分布を算出した結果を図15に示す。

[0120] ＜実施例2＞

図13(b)に示すB1分布計測シーケンスを用いて、実施例1と同じパラメータでTIの異なる3つの画像データを得た。撮像時間は15秒であった。これら画像データを用いて、B1分布を算出した結果を図16に示す。

[0121] これら実施例で得られた結果(図15、図16)は、従来法(Double Angle法)で得られる結果(図17)と同等の精度であった。

[0122] ＜実施例3＞

図9に示すB1分布計測シーケンスを用いて、TR及び位相エンコード数は実施例1と同様にし、TI1＝50ms、TI2＝150msとして、一つの基準画像を含む3つの画像データを得た。撮像時間は、約500msであった。エンコード数を64から32に減らした場合には、さらに撮像時間を350msに短縮することができる。これら画像データを用いて、第三実施形態と同様の計算手法でB1分布を算出した結果を図18に示す。

[0123] 本発明の手法と従来法(DAM)との計算精度を比較した結果を図19に示す。図中、(a)はDAM、(b)は実施例1、(ｃ)は実施例3をそれぞれ示している。図19の横軸は、送信コイルに設定された実際のフリップ角を示し、縦軸はそれぞれの手法で算出しB1からも求めたフリップ角を示しており、計算の誤差が全くなければ縦軸と横軸は一致し、ｙ＝ｘのグラフとなる。実施例3の手法は最も精度よくB1分布を算出できることがわかる。

[0124] また撮像時間については、同じ撮像パラメータで計測した場合、DAMでは10.8分かかるところ、実施例1、2は15秒と大幅に短縮でき、実施例3では500msとさらに短縮できた。

産業上の利用可能性

[0125] 本発明によれば、従来のRFパルスの磁場分布計測(B1計測)を極めて短時間で行うことができる。従って、撮像部位の変化に応じてリアルタイムでB1計測とその結果に基づくRFパルスの制御を行うことができるので、撮像時間延長による被検体への負担を軽減し、且つ被検体の体内の磁場の影響を受けやすい高磁場MRIにおいて、その影響を排除した診断能の高い画像を提供することができる。

符号の説明

[0126] 2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンサ、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 CPU、11 高周波発振器、12 変調器、13 増幅器

、14a　高周波コイル(送信コイル)。

請求の範囲

[請求項1] 被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場(B1)を照射するRF照射部と、

高周波磁場プリパルスの印加から経過時間(TI)を設けて核磁気共鳴信号を取得する信号取得シーケンスを有して成るB1分布計測シーケンスを用いて前記被検体を撮像する撮像部と、

前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する演算部と、

を備え、

前記演算部は、前記画像を用いて前記RF照射部の照射磁場分布を求める磁気共鳴撮像装置であって、

前記演算部は、前記経過時間の異なる複数の画像を用いて前記照射磁場分布を求めることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項2] 請求項1記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記B1分布計測シーケンスは、前記経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスを含み、

前記演算部は、前記経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスでそれぞれ取得された核磁気共鳴信号を用いて、前記経過時間の異なる複数の画像を再構成することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項3] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記撮像部は、前記高周波磁場プリパルスの印加条件が異なる複数のB1分布計測シーケンスを実行してそれぞれ画像を取得し、

前記演算部は、前記高周波磁場プリパルスの印加条件が異なる複数のB1分布計測シーケンスでそれぞれ得られた画像を用いて前記照射磁場分布を求めることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項4] 請求項3に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記複数のB1分布計測シーケンスの内で、第一のB1分布計測シーケンスは、前記高周波磁場プリパルスを用いずに実行される信号取得シ

ーケンスであり、第二のB1分布計測シーケンスは、前記高周波磁場プリパルスの印加とそれに続く少なくとも2回の信号取得シーケンスを含むことを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項5] 請求項4に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記演算部は、前記第一のB1分布計測シーケンスの信号取得シーケンスで得られた核磁気共鳴信号を再構成した画像の信号強度と、前記第二のB1分布計測シーケンスの複数の信号取得シーケンスでそれぞれ得られた核磁気共鳴信号を再構成した複数の画像の信号強度との比を用いて、行列式を解くことにより、前記照射磁場分布を算出することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項6] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記撮像部は、複数の断面について、それぞれ前記B1分布計測シーケンスを実行し、

前記演算部は、前記複数の断面のそれぞれについて、前記照射磁場分布を求めることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項7] 請求項6に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記信号取得シーケンスは、マルチスライス撮像シーケンス又は三次元撮像シーケンスであることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項8] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記撮像部は、前記高周波磁場プリパルスの印加条件が同一の複数の前記B1分布計測シーケンスを含み、該複数のB1分布計測シーケンスで前記画像の再構成に必要な全データを分割して取得することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項9] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記撮像部は、前記経過時間を異ならせて、前記B1分布計測シーケンスを複数回実行し、

前記演算部は、各B1分布計測シーケンスで得られた核磁気共鳴信号を用いて、前記経過時間の異なる複数の画像を再構成することを特徴と

する磁気共鳴撮像装置。

[請求項10] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記高周波磁場プリパルスは、フリップ角が90度以上の高周波磁場パルスであることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項11] 請求項2に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記信号取得シーケンスは、フリップ角が10度以下の高周波磁場パルスを繰り返し印加して前記核磁気共鳴信号を取得することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項12] 請求項11に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記撮像部は、前記複数の信号取得シーケンスは連続しており、前記高周波磁場パルスは一定の繰り返し時間で印加されることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項13] 請求項12に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記信号取得シーケンスは、核磁気共鳴信号の取得を伴わない高周波磁場パルスの印加を含むことを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項14] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記演算部は、前記経過時間の異なる複数の画像の信号強度を用いて、連立方程式を解くことにより、前記照射磁場分布を求めることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項15] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記信号取得シーケンスは、k空間を放射状に走査して前記核磁気共鳴信号を取得するパルスシーケンスであることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項16] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記演算部は、算出した前記照射磁場分布に基づき、前記RF照射部に供給される高周波磁場の位相と振幅の少なくとも一方を調整することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項17] 請求項1に記載の磁気共鳴撮像装置において、

前記RF照射部は、複数のチャンネルを有してなり、

前記撮像部は、前記チャンネル毎に前記B1分布計測シーケンスを実行して前記被検体を撮像し、

前記演算部は、前記チェンネル毎に前記照射磁場分布を求めることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項18] RF照射部を備えた磁気共鳴撮像装置における前記RF照射部の前記照射磁場分布を計測する方法であって、

前記RF照射部による高周波磁場プリパルスの印加から経過時間(TI)を設けて核磁気共鳴信号を取得する信号取得シーケンスを実行する計測ステップと、

前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像再構成ステップと、

前記画像を用いて前記RF照射部の照射磁場分布を求める照射磁場分布算出ステップと、

を備え、

前記照射磁場分布算出ステップは、前記経過時間の異なる複数の画像を用いて前記照射磁場分布を求めることを特徴とする照射磁場計測方法。

[請求項19] 請求項18に記載の照射磁場計測方法であって、

前記計測ステップは、前記高周波磁場プリパルスの印加から前記経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスを実行し、

前記画像再構成ステップは、前記経過時間が異なる複数の信号取得シーケンスでそれぞれ取得された核磁気共鳴信号を用いて、前記経過時間の異なる複数の画像を再構成することを特徴とする照射磁場計測方法。

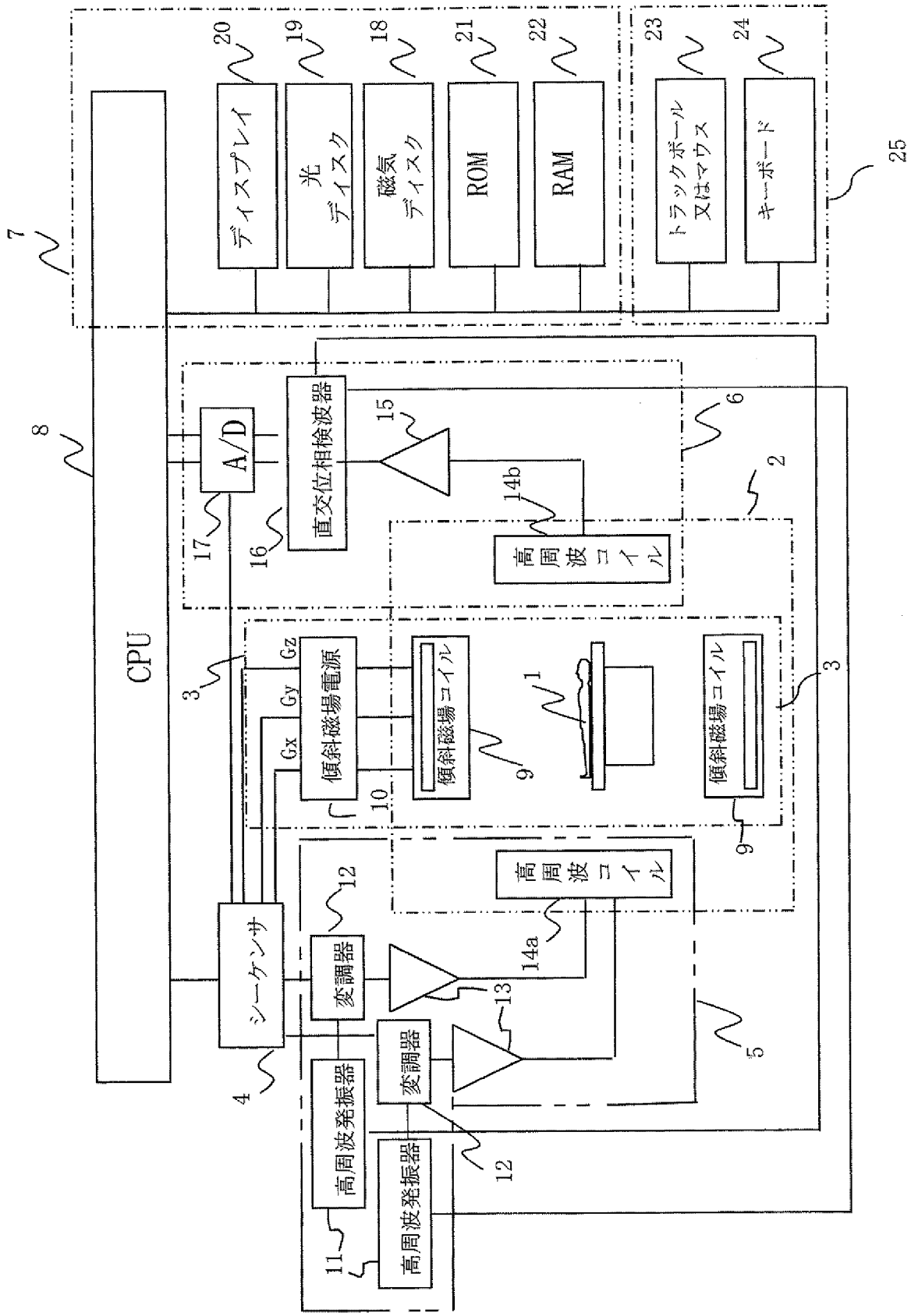
[請求項20] 請求項19に記載の照射磁場計測方法であって、

前記計測ステップは、前記高周波磁場プリパルスを用いずに信号取得シーケンスのみを実行するステップと、前記高周波磁場プリパルス

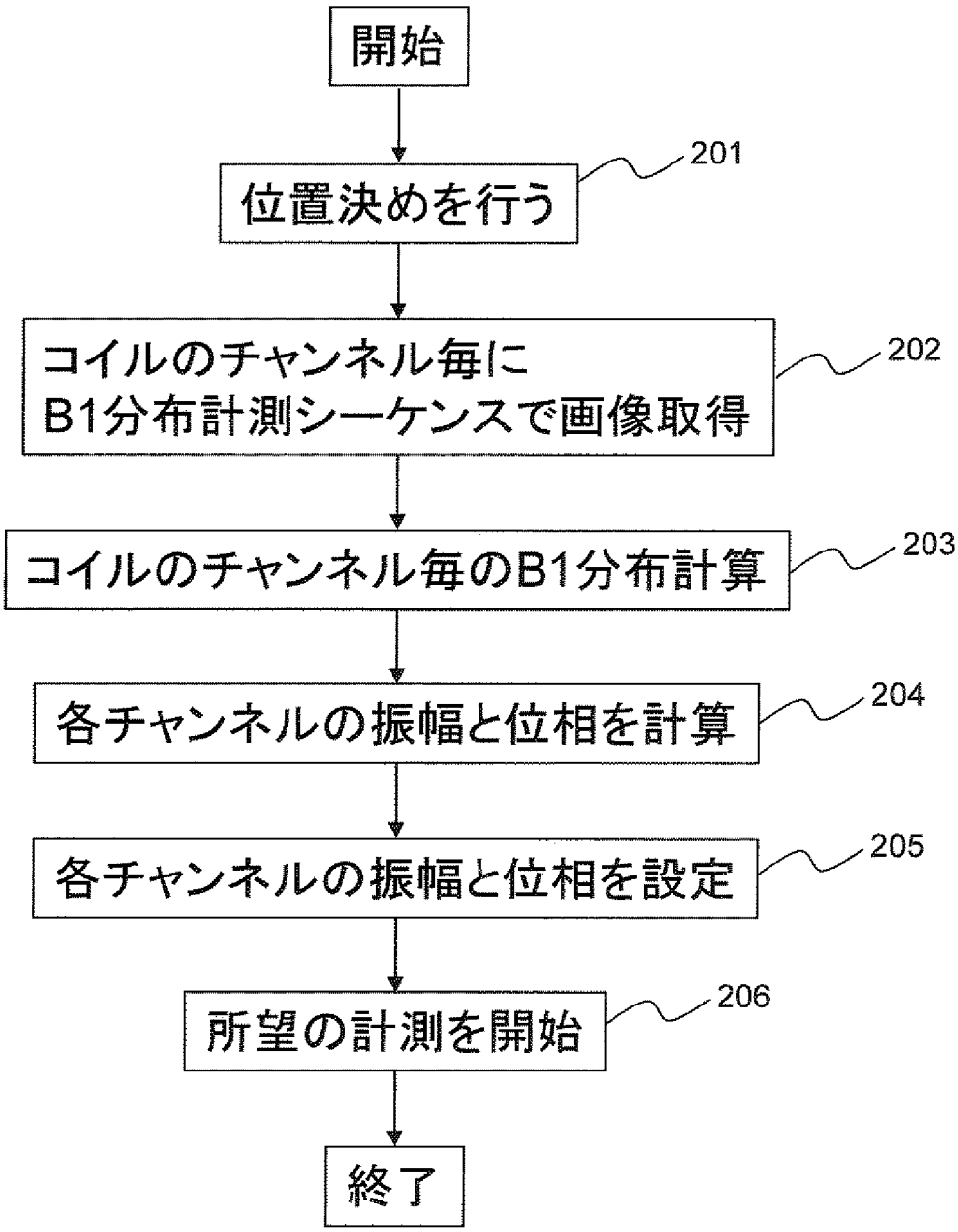
の印加とそれに続く少なくとも2回の信号取得シーケンスを実行するステップと、を含み、

前記照射磁場分布算出ステップは、各信号取得シーケンスでそれぞれ得られた核磁気共鳴信号を再構成して得られた複数の画像の信号強度の比を用いて、行列式を解くことにより、前記照射磁場分布を算出することを特徴とする照射磁場計測方法。

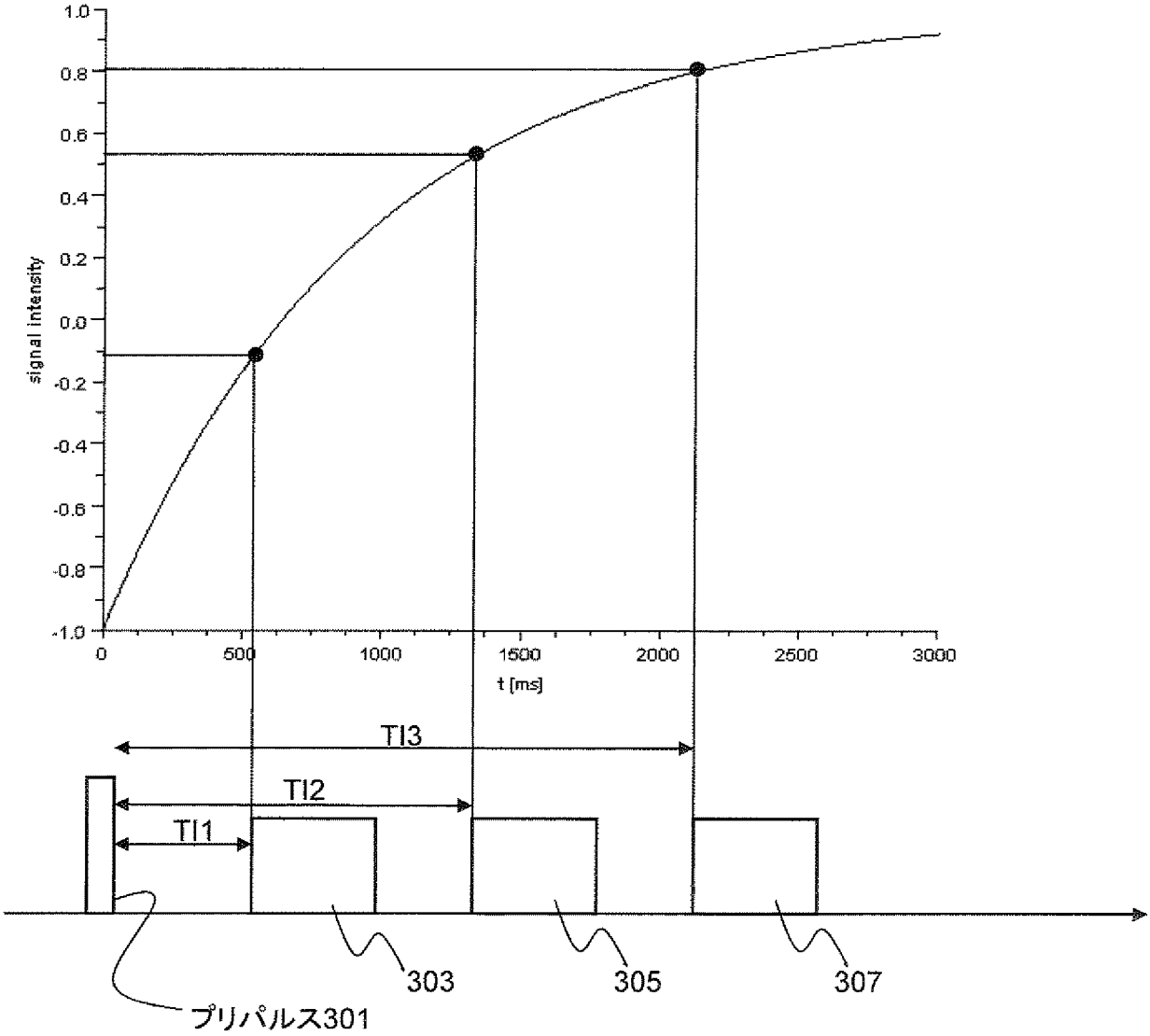
[図1]


CPU
シーケンサ
A/D
直交位相検波器
傾斜磁場電源
Gx
Gy
Gz
傾斜磁場コイル
傾斜磁場コイル
高周波コイル
高周波コイル
変調器
変調器
高周波発振器
高周波発振器
ディスプレイ
光ディスク
磁気ディスク
ROM
RAM
トラックボール又はマウス
キーボード
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14a
14b
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25

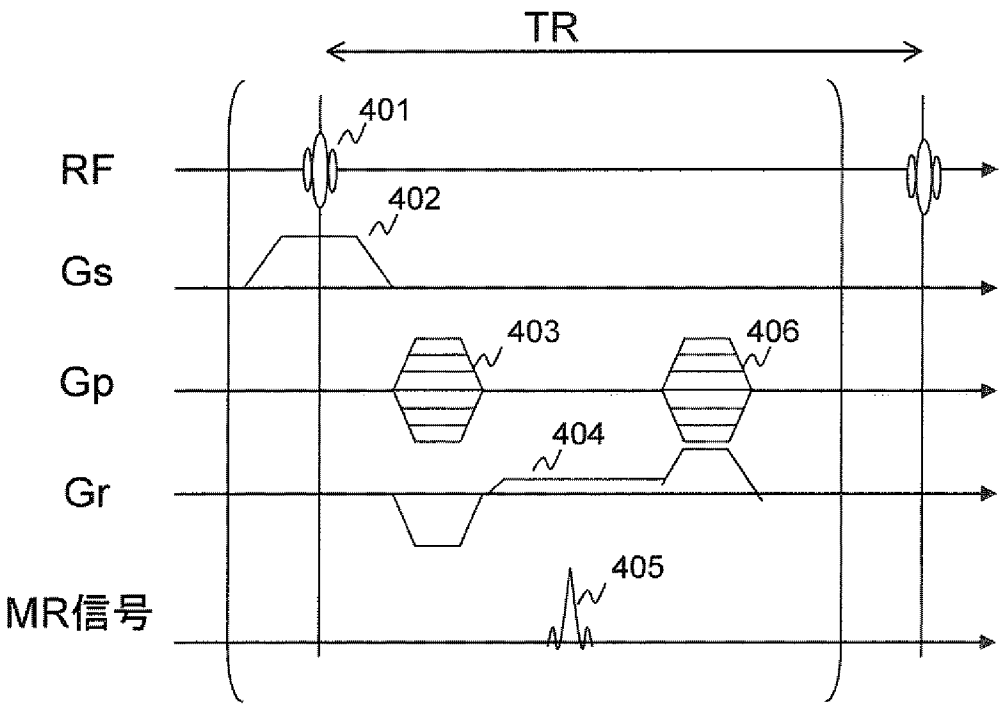
[図2]


開始
位置決めを行う
201
コイルのチャンネル毎に
B1分布計測シーケンスで画像取得
202
コイルのチャンネル毎のB1分布計算
203
各チャンネルの振幅と位相を計算
204
各チャンネルの振幅と位相を設定
205
所望の計測を開始
206
終了

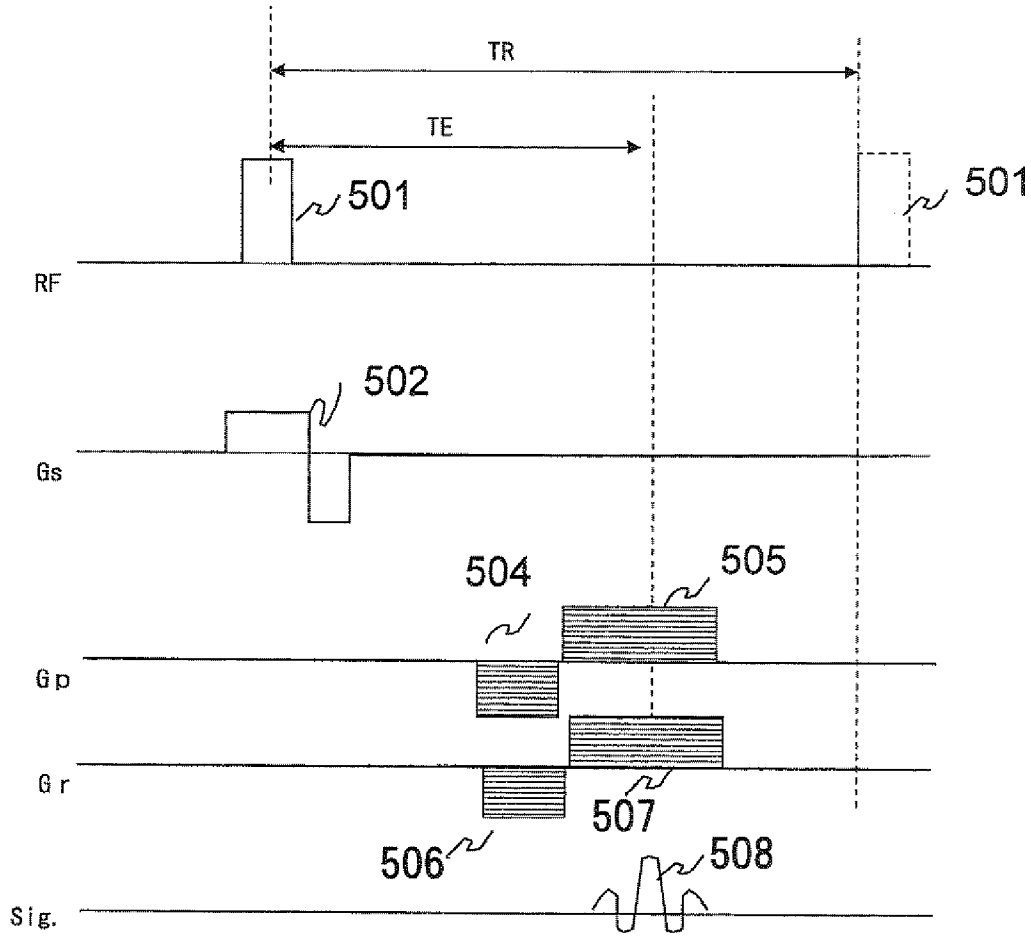
[図3]


1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
-1.0
signal intensity
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
t [ms]
TI3
TI2
TI1
303
305
307
プリパルス301

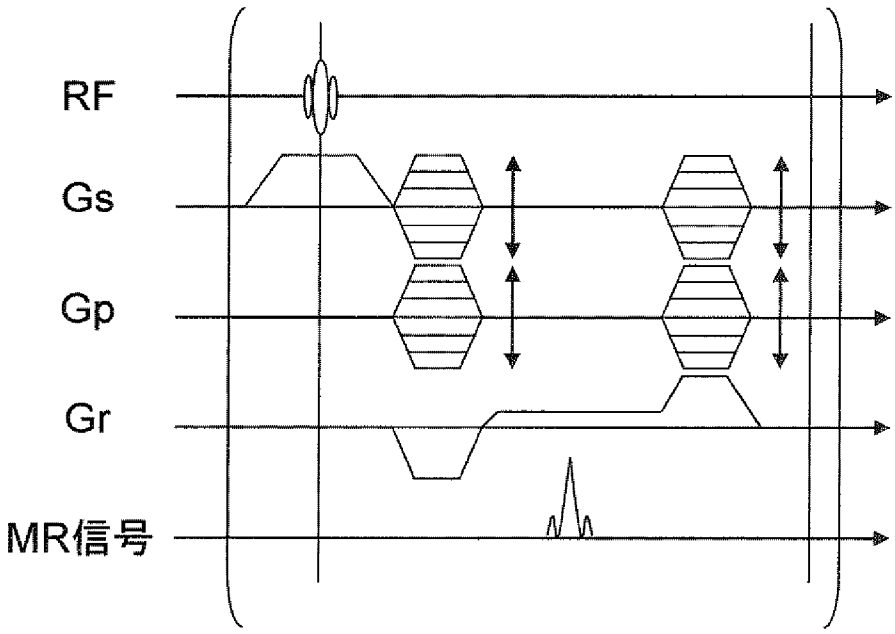
[図4]


TR
401
RF
402
Gs
403
406
Gp
404
Gr
405
MR信号

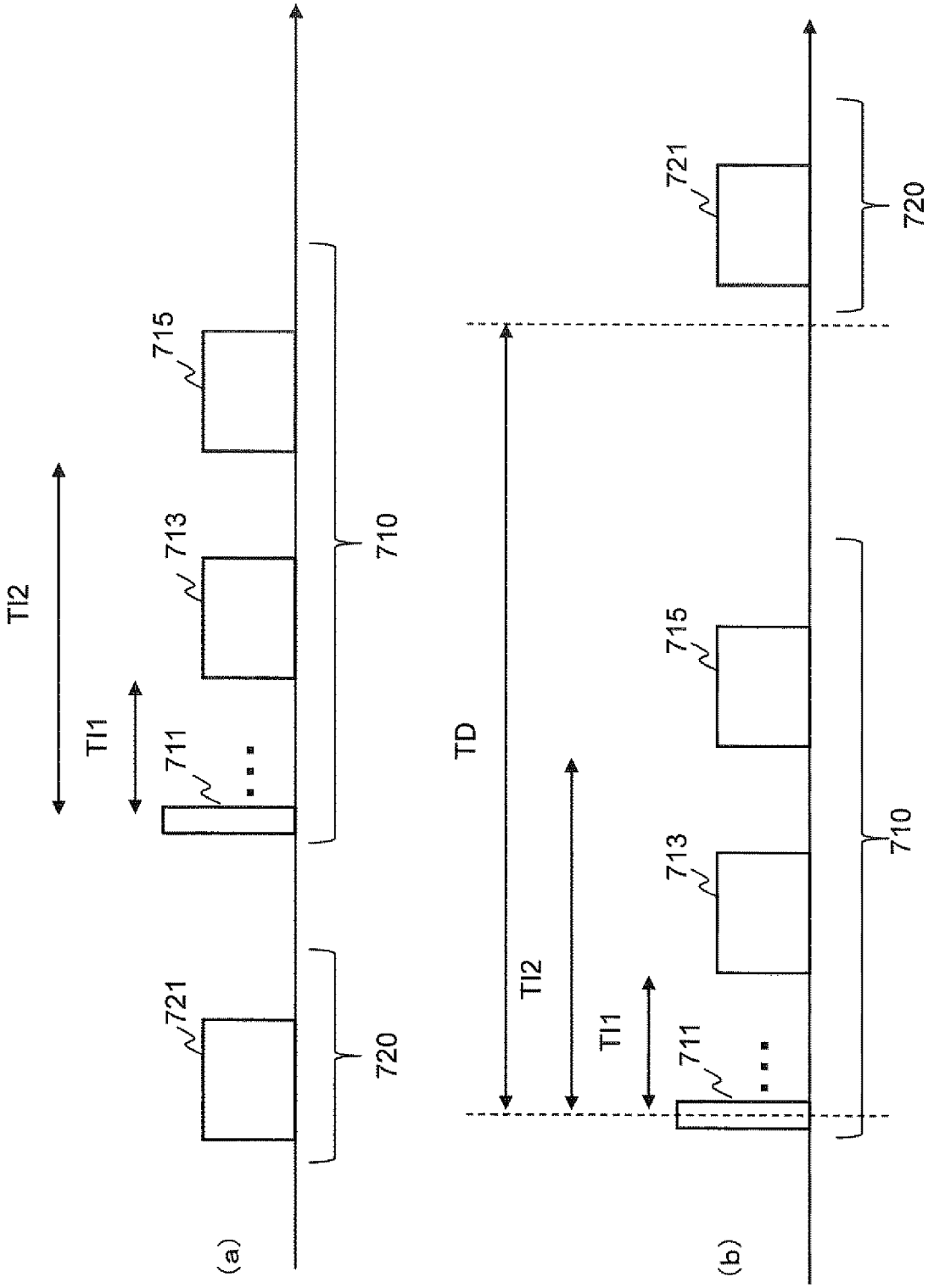
[図5]


TR
TE
501
501
RF
502
Gs
504
505
Gp
Gr
507
506
508
Sig.

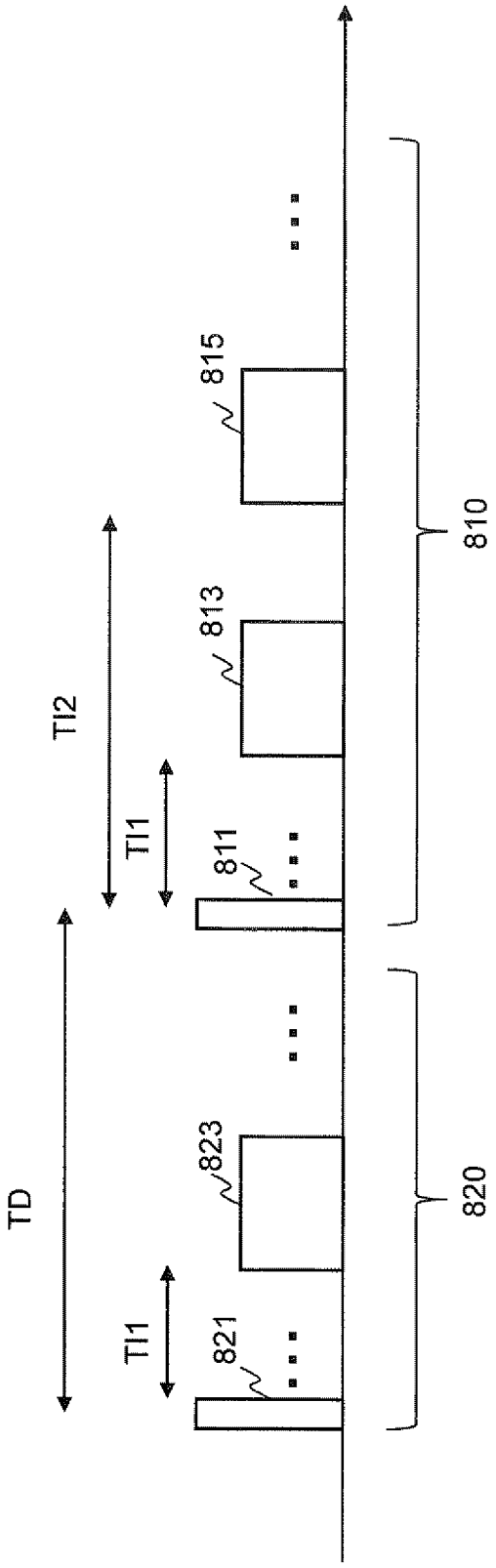
[図6]



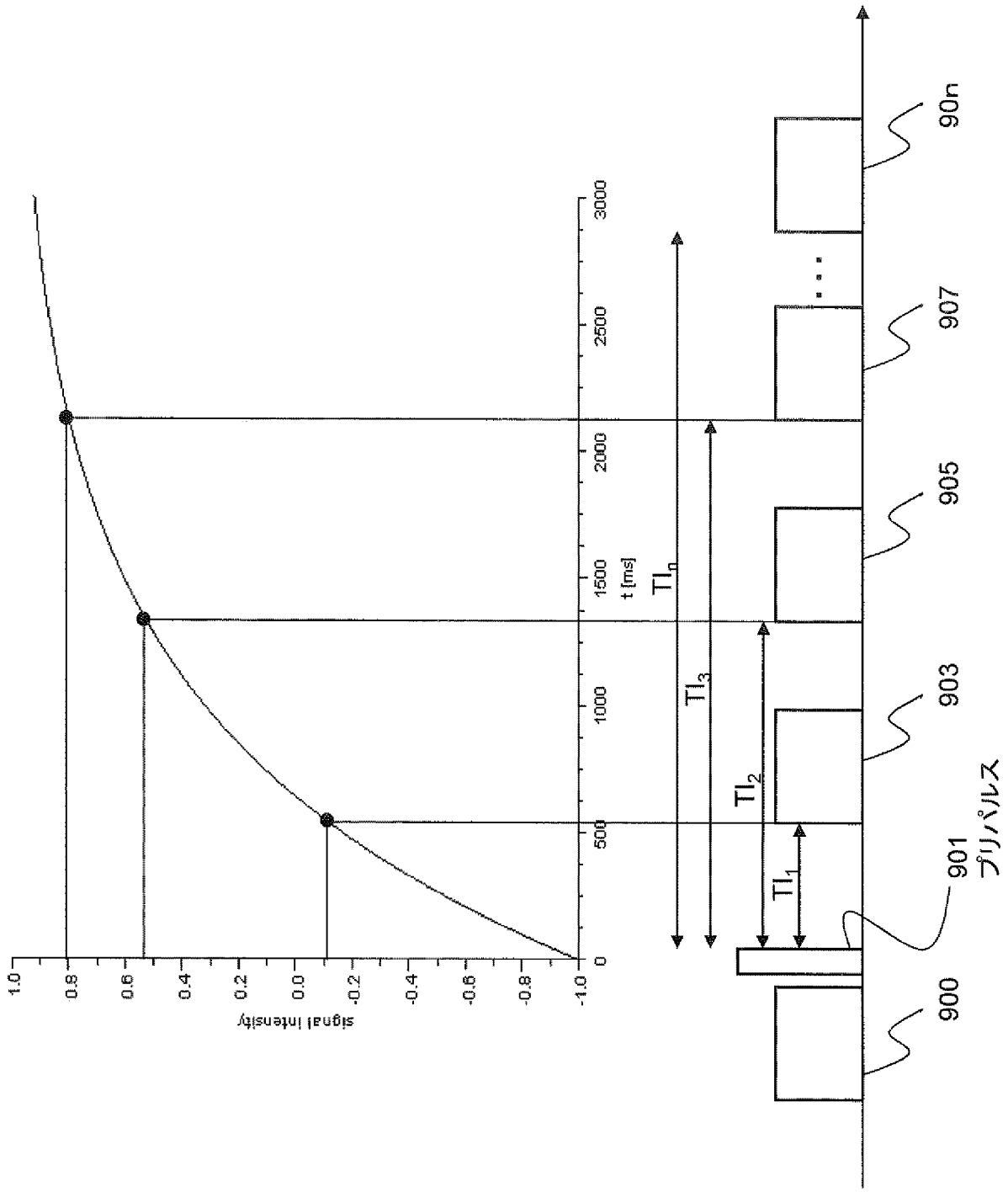
[図7]


(a)
TI2
TI1
715
713
711
710
721
720
(b)
TD
TI2
TI1
721
720
715
713
711
710

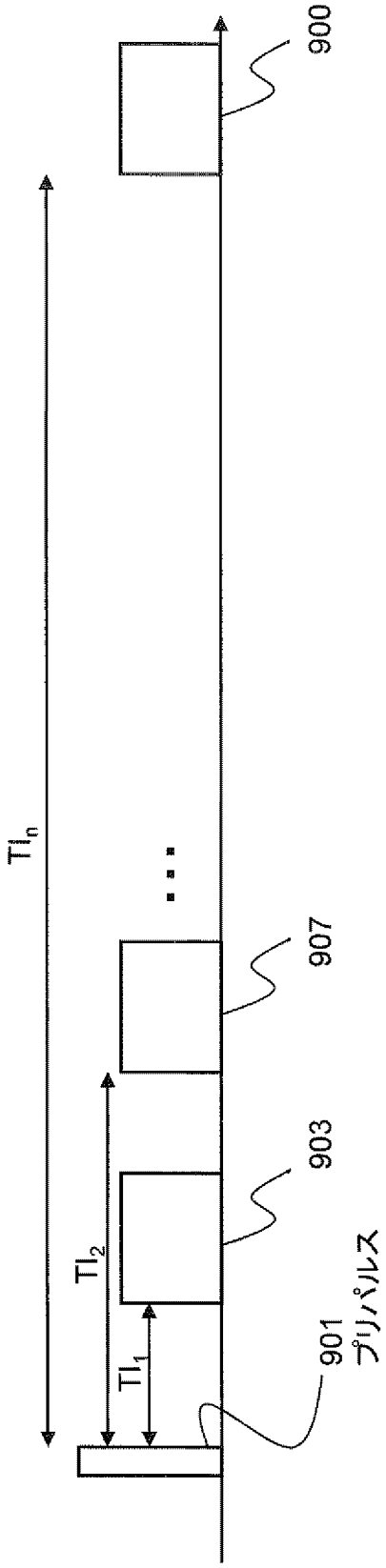
[図8]



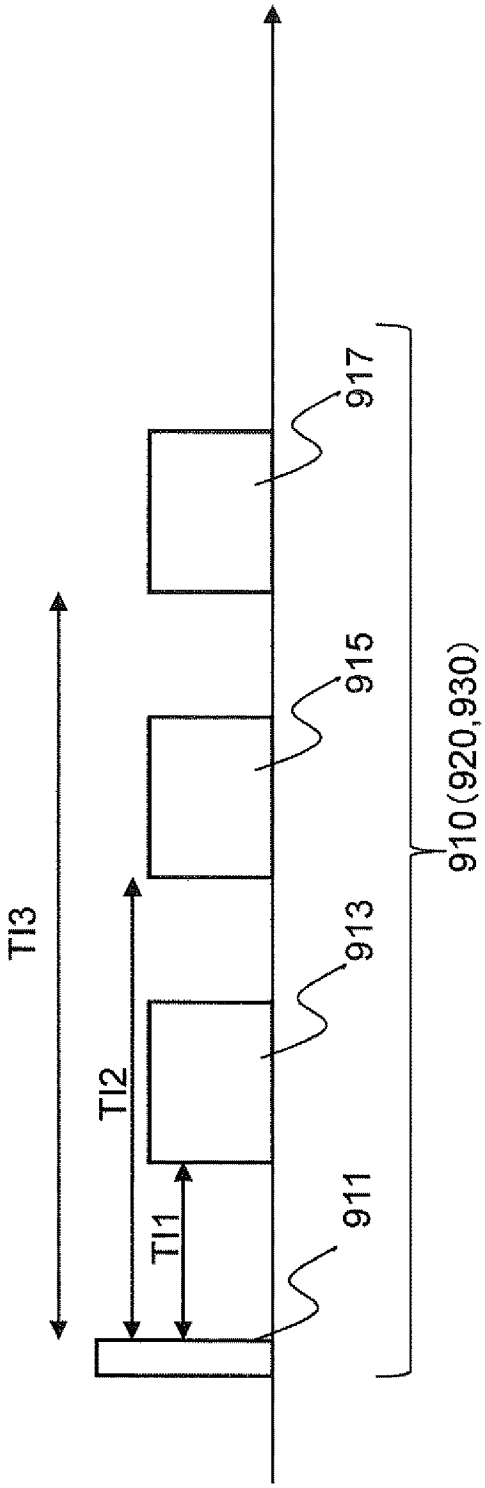
[図9]


90n
907
905
903
901
プリパルス
900
TI_n
TI_3
TI_2
TI_1
t [ms]
signal intensity
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0.0
-0.2
-0.4
-0.6
-0.8
-1.0
0
500
1000
1500
2000
2500
3000

[図10]

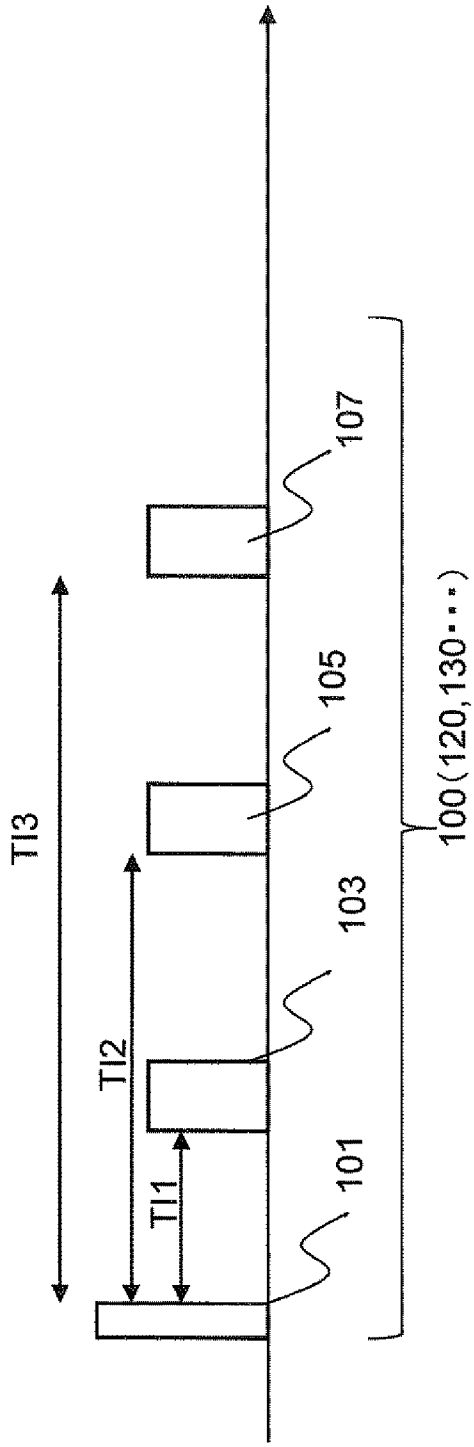


[図11]



	信号取得913	信号取得915	信号取得917
1回目910	AX	SG	COR
2回目920	SG	COR	AX
3回目930	COR	AX	SG

[図12]

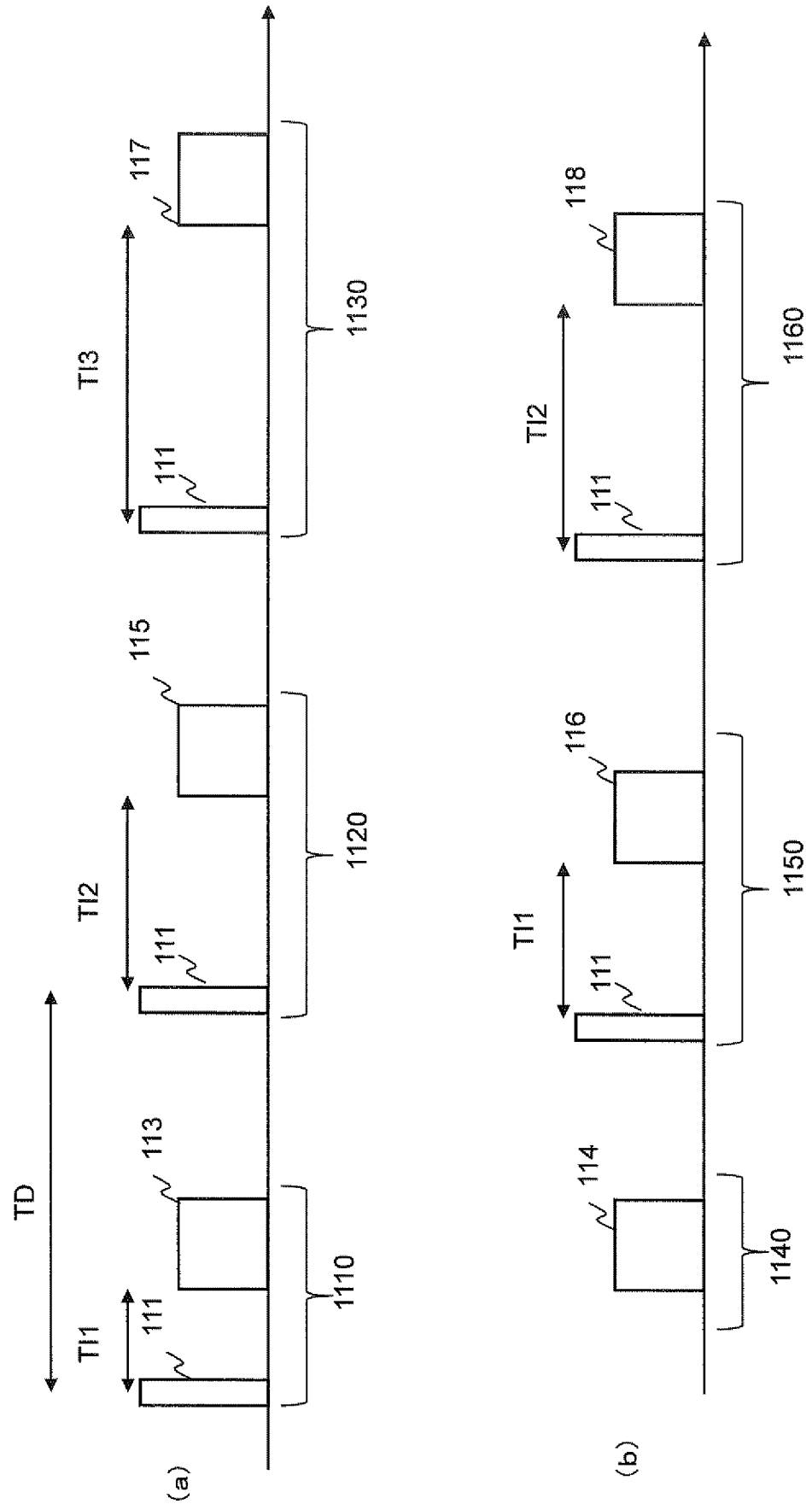


	信号取得103	信号取得105	信号取得107
1回目100	領域I	領域I	領域I
2回目120	領域II	領域II	領域II
3回目130	領域III	領域III	領域III

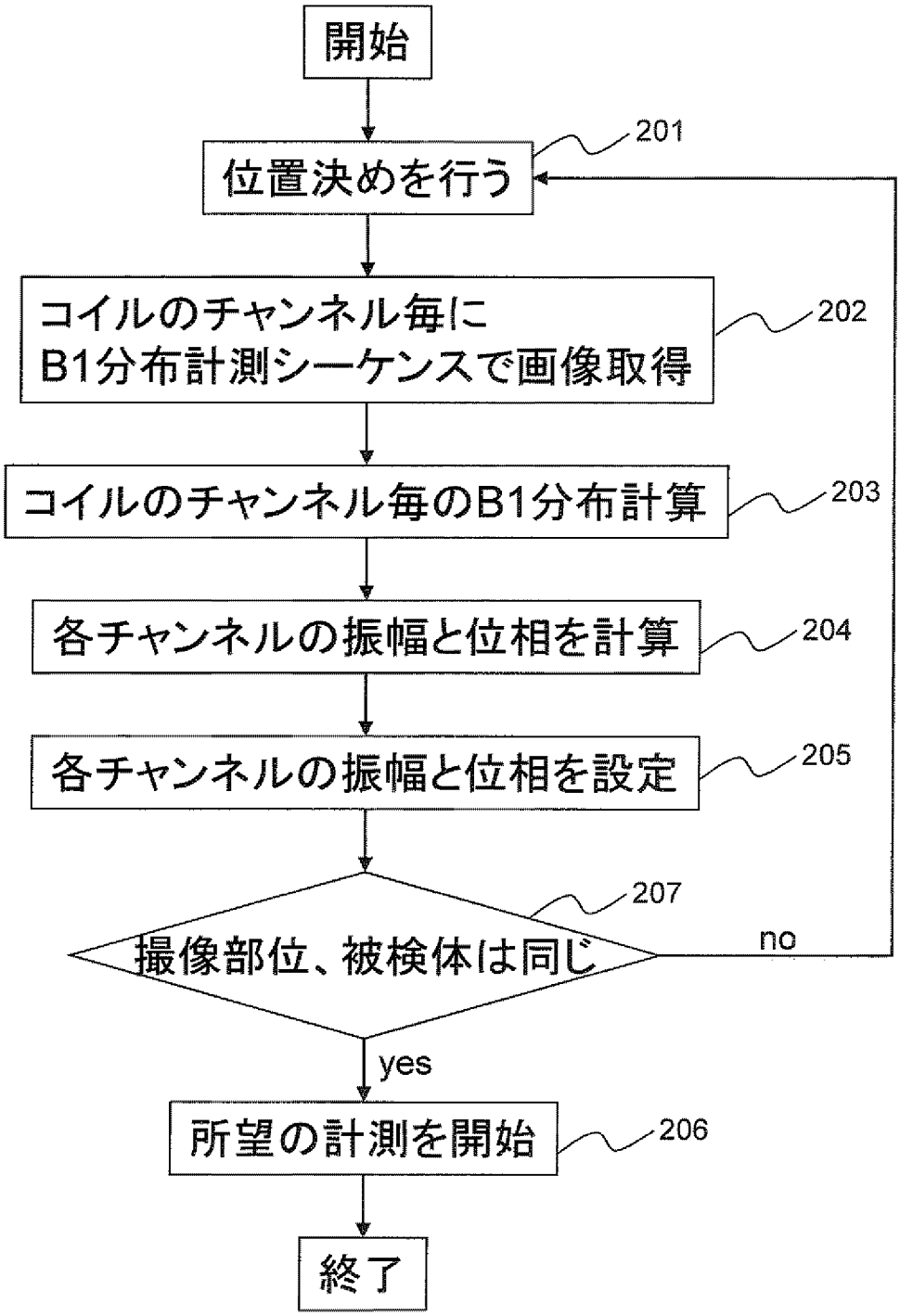
K空間データ

領域I
領域II
領域III

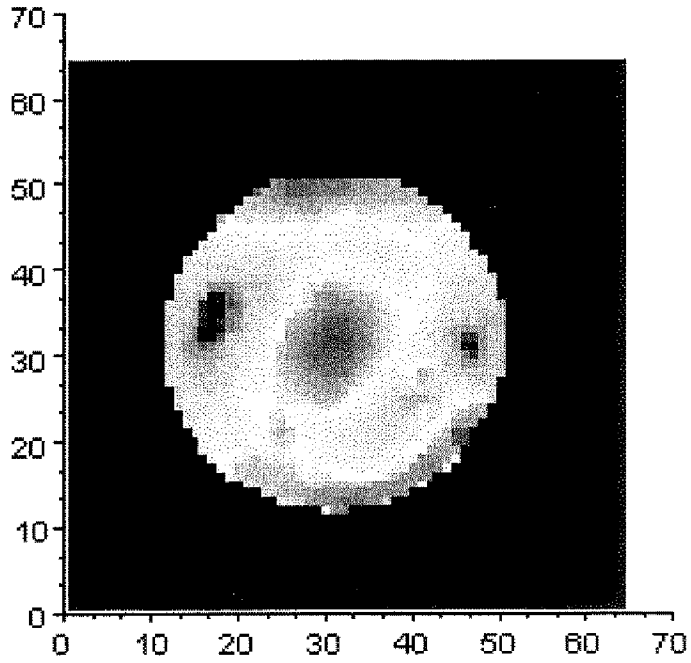
[図13]


TD
TI1
TI2
TI3
111
113
115
117
1110
1120
1130
(a)
111
114
116
118
1140
1150
1160
(b)

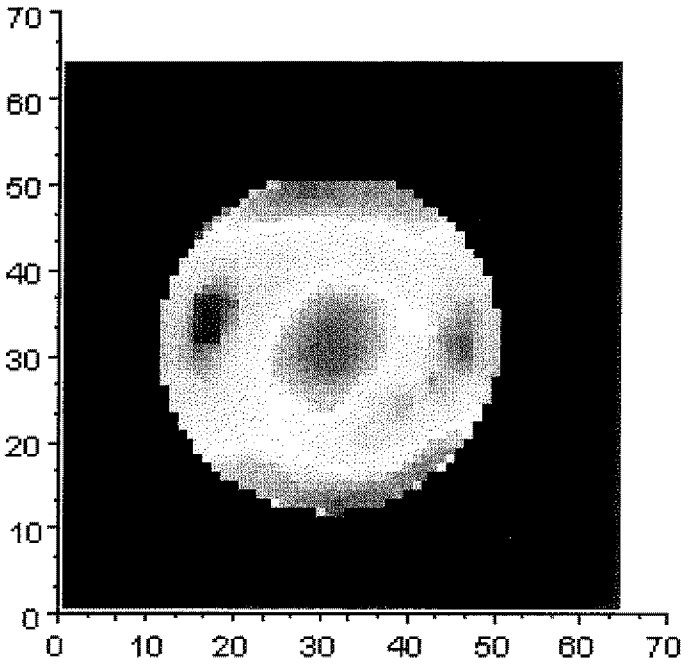
[図14]


開始
位置決めを行う
201
コイルのチャンネル毎に
B1分布計測シーケンスで画像取得
202
コイルのチャンネル毎のB1分布計算
203
各チャンネルの振幅と位相を計算
204
各チャンネルの振幅と位相を設定
205
撮像部位、被検体は同じ
207
no
yes
所望の計測を開始
206
終了

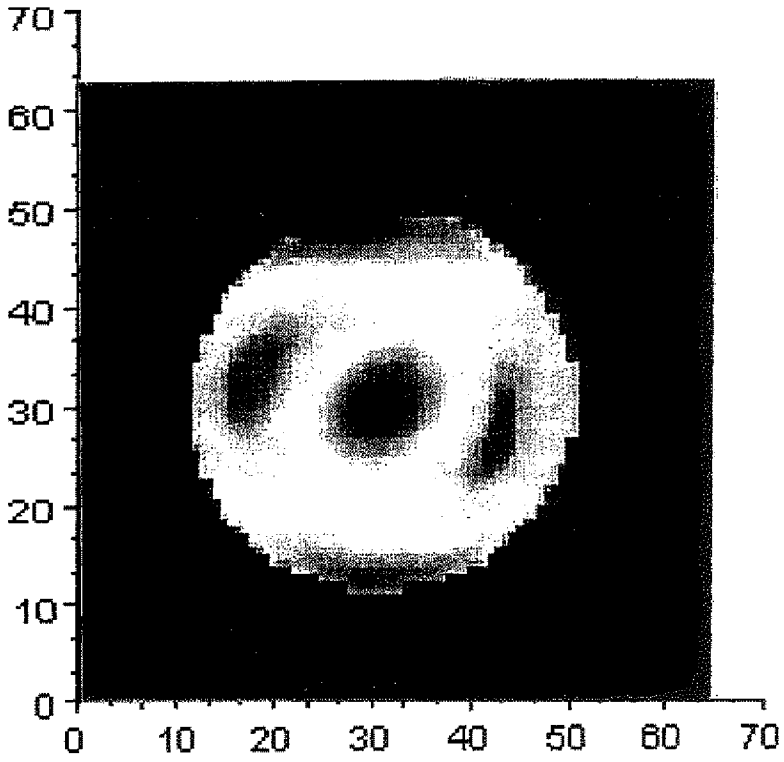
[図15]


70
60
50
40
30
20
10
0
0
10
20
30
40
50
60
70

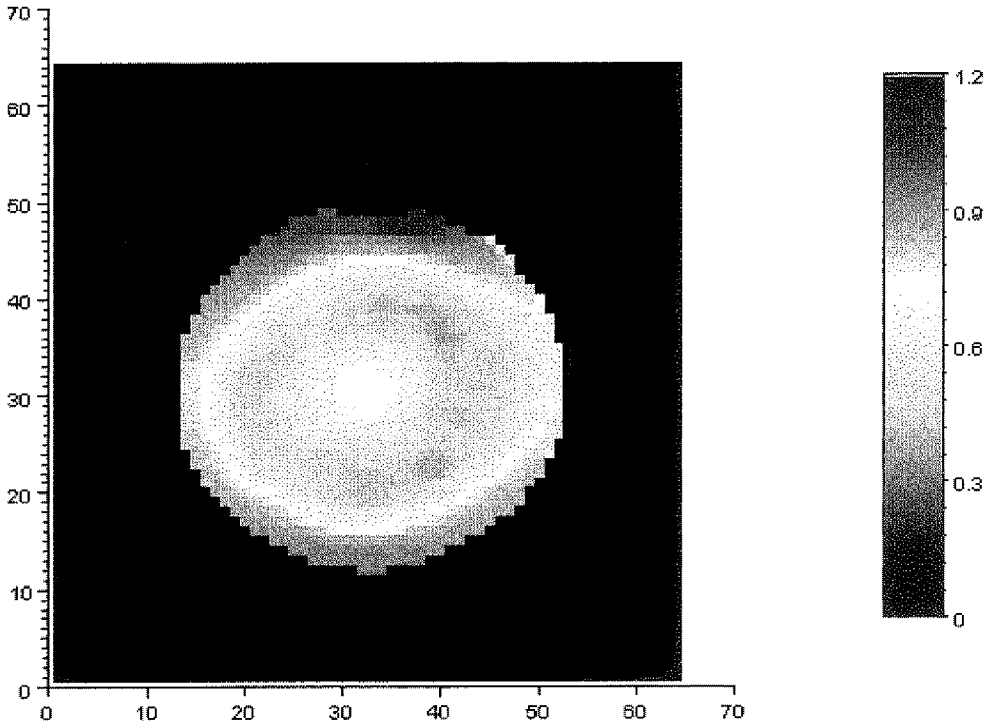
[図16]


70
60
50
40
30
20
10
0
0
10
20
30
40
50
60
70

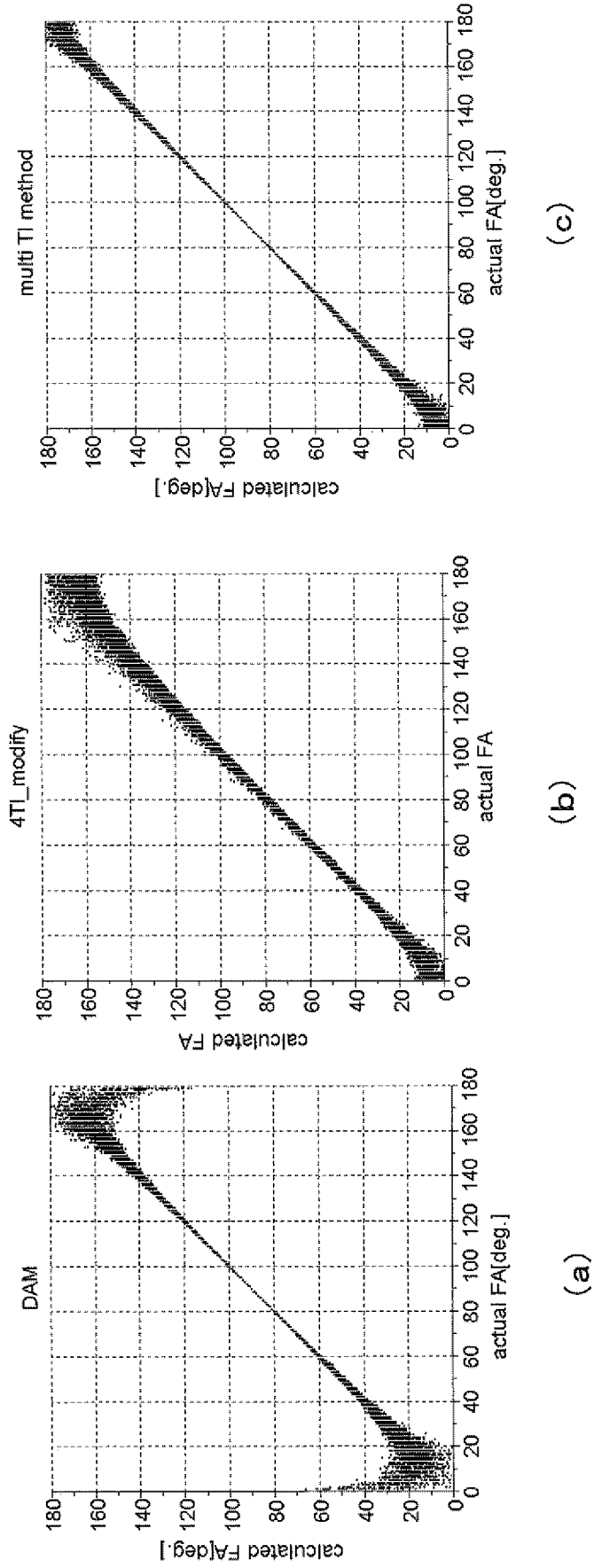
[図17]



[図18]



[図19]


DAM
calculated FA[deg.]
actual FA[deg.]
(a)
4TI_modify
calculated FA
actual FA
(b)
multi TI method
calculated FA[deg.]
actual FA[deg.]
(c)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/073474

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01)i, *G01R33/44*(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, G01R33/44

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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	F. Eggenschwiler et al, Sa2RAGE - A new sequence for rapid 3D $B1^{+}$-mapping with a wide sensitivity range, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 18, 2010.05, #2843	1,2,6-19
A	T. Wade et al, B1 Correction using Dual Tau Look-Locker (DtLL), Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #572	1-20
A	S. Zhao et al, A novel method for simultaneous 3D mapping of T1, B1 and B0, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #2612	1-20
A	S. Chung et al, Rapid B_1 mapping in the presence of B_0 variations, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #2613	1-20

☒ 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	Date of mailing of the international search report
07 December, 2011 (07.12.11)	20 December, 2011 (20.12.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/073474

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	E. Breton et al, Image-Guided Radio-Frequency Gain Calibration for High-Field MRI, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 18, 2010.05, #2836	1-20
A	V. L. Yarnykh et al, Actual Flip Angle Imaging in the Pulsed Steady State, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, 2004.05, #194	1-20
A	H-P. Fautz et al, B1 mapping of coil arrays for parallel transmission, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16, 2008.05, #1247	1-20
A	Charles H. Cunningham et al, Saturated double-angle method for rapid B_1+ mapping, Magnetic Resonance in Medicine, 2006.06, vol.55, no.6, pp.1326-1333	1-20

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０７３４７４

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, G01R33/44(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））

Int.Cl.　A61B5/055, G01R33/44

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	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１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	F. Eggenschwiler et al, Sa2RAGE - A new sequence for rapid 3D $B1^{+}$-mapping with a wide sensitivity range, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 18, 2010.05, #2843	1,2,6-19
A	T. Wade et al, B1 Correction using Dual Tau Look-Locker (DτLL), Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #572	1-20
A	S. Zhao et al, A novel method for simultaneous 3D mapping of T1, B1 and B0, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #2612	1-20

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ０７．１２．２０１１	国際調査報告の発送日 ２０．１２．２０１１
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三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９８０８ 右高　孝幸 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　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
A	S. Chung et al, Rapid B_1 mapping in the presence of B_0 variations, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 17, 2009.04, #2613	1-20
A	E. Breton et al, Image-Guided Radio-Frequency Gain Calibration for High-Field MRI, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 18, 2010.05, #2836	1-20
A	V. L. Yarnykh et al, Actual Flip Angle Imaging in the Pulsed Steady State, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 12, 2004.05, #194	1-20
A	H-P. Fautz et al, B1 mapping of coil arrays for parallel transmission, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16, 2008.05, #1247	1-20
A	Charles H. Cunningham et al, Saturated double-angle method for rapid B_1+ mapping, Magnetic Resonance in Medicine, 2006.06, vol.55, no.6, pp.1326-1333	1-20