

(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
2014年3月27日(27.03.2014)



(10) 国際公開番号

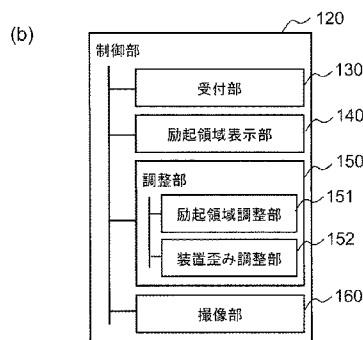
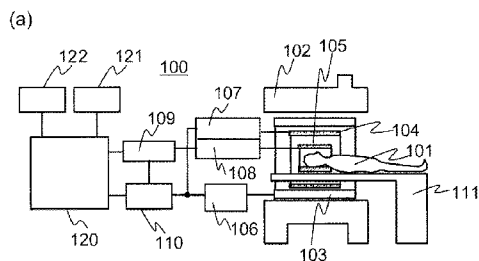
WO 2014/045936 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/074353
- (22) 国際出願日: 2013年9月10日(10.09.2013)
- (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 2012-207081 2012年9月20日(20.09.2012) JP
- (71) 出願人: 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1番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 西原 崇(NISHIHARA, Takashi); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 板垣 博幸(IT-AGAKI, Hiroyuki); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1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, BN, 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, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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,

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法



- 120 Control unit
130 Accepting section
140 Excitation region display section
150 Adjustment section
151 Excitation region-adjusting part
152 Equipment distortion-adjusting part
160 Imaging section

(57) Abstract: In order to provide technology for improving image quality by selectively exciting only the intended region with high precision whether in 2-D spectral-spatial excitation or 3-D spectral-spatial excitation, the present invention accepts the selection of a k-space trajectory in which side lobe excitation of regions outside the region of interest is limited. When doing so, the excitation regions of the selected k-space trajectory are displayed to the operator and the operator is able to adjust the excitation regions through the display. After the adjustment of the excitation regions by the operator is applied, the multi-dimensional spectral-spatial excitation pulse is stabilized.

(57) 要約: 2次元空間選択励起法および3次元空間選択励起法のいずれであっても、目的とする領域だけを高い精度で選択的に励起することにより、画質を向上させる技術を提供する為に、サイドローブによる目的外領域の励起を抑えるk空間トラジェクトリの選択を受け付ける。このとき、選択されたk空間トラジェクトリの励起領域を操作者に提示するとともに、提示を介して操作者が励起領域を調整可能とする。操作者による励起領域の調整を反映後、多次元空間選択励起パルスを安定化する。



MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラ
シア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

技術分野

[0001] 本発明は、Magnetic Resonance Imaging(以下、MRI)技術に関し、特に、空間選択励起パルスを用いたシーケンスによる撮像技術に関する。

背景技術

[0002] 通常、MRIでは、ラジオ波(以下、RF)と傾斜磁場とを用いて、1次元方向に厚みを持った任意の平面を選択的に励起する。また、2方向を特定し、これにより限定される領域内のみ選択的に励起する2次元空間選択励起(Spectral-Spatial:SS)法がある。2次元空間選択励起法では、RFパルスを振動傾斜磁場パルスとともに印加する。このとき振動傾斜磁場パルスとともに印加されるRFパルスを、2次元選択励起パルス(2DRFパルス)と呼ぶ。また、2DRFパルスと振動傾斜磁場パルスとの組を2次元空間選択励起パルスと呼ぶ。

[0003] これに対して、2次元空間選択励起パルスを複数回印加することにより、3次元空間を選択的に励起する手法がある(例えば、非特許文献1参照)。この手法を、3次元空間選択励起法と呼び、このとき印加される複数のRFパルスを3D RFパルス、また、各3DRFパルスと振動傾斜磁場パルスとの組を3次元空間選択励起パルスと呼ぶ。なお、以下、本明細書では、2次元および3次元を特に区別する必要がない場合、または、2次元および3次元を包含する場合は、多次元空間選択励起パルスと呼ぶ。

[0004] 2次元空間選択励起法では、2次元空間選択励起パルスの印加時間が長く、種々の要因で、励起プロファイルが歪み、励起位置がずれやすい。励起プロファイルや励起位置に影響を及ぼす代表的な要因は、振動傾斜磁場パルスによる残留磁場および渦電流、静磁場不均一、振動傾斜磁場パルスとRFパルスの印加タイミングのずれ(以下、GC Delay)などこれらの要因による励起位置のずれを、本明細書では、装置歪みによる励起位置のずれと呼ぶ。また、装

置歪みによる励起位置のずれを低減することを、パルスの安定化と呼ぶ。

[0005] このパルスの安定化手法として、励起プロファイルの位相を用いて、残留磁場、渦電流による影響を補正するものがある(例えば、特許文献1参照)。また、着目領域の静磁場不均一を計測し、その影響を補正する技術がある(例えば、特許文献2参照)。さらに、励起領域のシリンダ径を決定する係数とオフセット位置を決定する時間差とを変更しながら、振動傾斜磁場パルスとRFパルスの印加タイミングのずれを減少させる技術がある(例えば、特許文献3参照)。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：国際公開第2011/37064号

特許文献2：特開2009-18079号公報

特許文献3：国際公開第2011/040289号

非特許文献

[0007] 非特許文献1：Glen Morrell, Albert Macovski, "Three-Dimensional Spectral-Spatial Excitation" Magn. Reson. Med., 1997 37, p378-386

非特許文献2：Nigel P. Davies, Peter Jezzard, Selective Arterial Spin Labeling (SASL): Perfusion Territory Mapping of Selected Feeding Arteries Tagged Using Two-Dimensional Radiofrequency Pulses, Magn. Reson. Med., 2003;49:p1133-1142

非特許文献3：Ulrich Katscher, Peter Bornert, Christoph Leussler, Johan S. van den Brink, Transmit SENSE, Magn. Reson. Med., 2003; 49:p144-150

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 多次元空間選択励起パルスを用いるシーケンスでは、目的とする励起領域(以下、メインローブ)の他に、目的領域外の励起領域(以下、サイドローブ)が

現れる。このサイドローブにより、目的外の領域から信号が流入し、アーチファクトとなる。このアーチファクトを排除して画質を向上させるためには、サイドローブの発生領域を検査に影響を与えない位置に調整する必要がある。

[0009] しかしながら、現状では、撮像シーケンスに応じて発生するメインローブおよびサイドローブとF0Vとの位置関係がユーザにわかりにくく、調整は難しい。特に、3次元空間選択励起パルスを複数回印加する3次元空間選択励起法では、3次元空間選択励起パルスの印加の繰り返し方(印加パターン)により、様々なk空間トラジェクトリが得られ、サイドローブの現れ方も、k空間トラジェクトリにより異なる。このため、その調整はより困難である。

[0010] また、上述のような装置歪みにより、メインローブおよびサイドローブの励起位置が変化する。これもアーチファクトの要因となる。2次元空間選択励起法に対しては、上記各特許文献に開示されているように、装置歪みによる影響を低減するパルスの安定化手法がある。しかしながら、装置歪みによる励起プロファイルの歪みおよび励起位置のずれは、k空間トラジェクトリにより異なる。このため、様々なk空間トラジェクトリを示す3次元空間選択励起法に、2DRFパルスの安定化手法をそのまま適用しても、パルスを十分安定化できない。

[0011] このように、2次元空間選択励起法および3次元空間選択励起法では、正確に目的とする領域だけを選択的に励起することが難しい。このため、目的外領域からの信号混入があり、これがアーチファクトとなり、画質を低下させている。

[0012] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、2次元空間選択励起法および3次元空間選択励起法のいずれであっても、ユーザに負担をかけることなく、目的とする領域だけを高い精度で選択的に励起することにより、画質を向上させる技術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

[0013] 本発明は、サイドローブによる目的外領域の励起を抑えるk空間トラジェク

トリの選択を受け付ける。このとき、選択された k 空間トラジェクトリの励起領域を操作者に提示するとともに、提示を介して操作者が励起領域を調整可能とする。操作者による励起領域の調整を反映後、多次元空間選択励起パルスを安定化する。多次元空間選択励起パルスを安定化させるため、操作者が選択した k 空間トラジェクトリに応じた事前計測結果から調整量を算出し、撮像シーケンスに反映する。

[0014] また、本発明は、2次元空間選択励起パルスとして、2DRFパルスとともにサブRFパルスを印加する。このサブRFパルスは、そのメインローブが2DRFパルスのメインローブを打ち消すよう、照射周波数、照射開始位相、照射強度が調整される。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、2次元空間選択励起法および3次元空間選択励起法のいずれであっても、ユーザに負担をかけることなく、目的とする領域だけを高い精度で選択的に励起でき、画質が向上する。

図面の簡単な説明

[0016] [図1](a)は、第一の実施形態のMRI装置100のブロック図であり、(b)は、第一の実施形態の制御部の機能ブロック図

[図2]スライス選択励起法によるパルスシーケンス

[図3](a)は、2次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスであり、(b)は、その k 空間トラジェクトリを、(c)は、その励起領域を、(d)は、その励起プロファイルを、それぞれ説明するための説明図

[図4](a)は、第一の実施形態の3次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスであり、(b)は、その k 空間トラジェクトリを説明するための説明図

[図5](a)～(c)は、図4(a)のパルスシーケンスによる励起領域表示例を説明するための説明図

[図6](a)は、第一の実施形態の3次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスであり、(b)および(c)は、その k 空間トラジェクトリを説明するための説明図

[図7](a)～(c)は、図6(a)のパルスシーケンスによる励起領域表示例を説明するための説明図

[図8](a)は、第一の実施形態の3次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスであり、(b)、(c)および(d)は、そのk空間トラジェクトリを説明するための説明図

[図9](a)～(c)は、図8(a)のパルスシーケンスによる励起領域表示例を説明するための説明図

[図10](a)は、第一の実施形態のプリスキャンシーケンス例であり、(b)は(a)に示すシーケンスにより得られた信号から取得したz方向の励起プロファイルを説明するための説明図

[図11]第一の実施形態の撮像処理のフローチャート

[図12]第一の実施形態の変形例の撮像処理のフローチャート

[図13]第一の実施形態の装置歪み調整処理のフローチャート

[図14](a)および(b)は、第一の実施形態の変形例の制御部の機能ブロック図

[図15](a)は、第二の実施形態の制御部の機能ブロック図であり、(b)は、第二の実施形態の撮像処理のフローチャート

[図16](a)は、第二の実施形態の2次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスであり、(b)は、その励起領域を、(c)は、その励起プロファイルを、それぞれ説明するための説明図

[図17]第二の実施形態のサブパルス調整処理のフローチャート

[図18](a)は、第二の実施形態のプリスキャンシーケンスであり、(b)および(c)は、それぞれ、2DRFパルスおよびサブ2DRFパルスによる励起プロファイルを説明するための説明図

発明を実施するための形態

[0017] <<第一の実施形態>>

以下、本発明を適用する第一の実施形態について説明する。以下、本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し、その繰り返しの説明は省略する。

[0018] まず、本実施形態のMRI装置の構成について説明する。図1は本実施形態のMRI装置100の機能ブロック図である。本実施形態のMRI装置100は、NMR現象を利用して被検体101の断層画像を得る装置である。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106と、送信RFコイル(送信コイル)104及びRF送信部107と、受信RFコイル(受信コイル)105及び信号検出部108と、信号処理部109と、シーケンサ110と、制御部120と、表示部121と、操作部122と、被検体101を搭載してその被検体101を静磁場発生磁石102の内部に出し入れするベッド111と、を備える。

[0019] 静磁場発生磁石102は、静磁場を発生する静磁場発生部として機能する。静磁場発生磁石102は、垂直磁場方式であれば被検体101の体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば体軸方向に、それぞれ均一な静磁場を発生させるもので、被検体101の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置される。

[0020] 傾斜磁場コイル103と傾斜磁場電源106とは、静磁場中に配置された被検体101に対し、傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加部として機能する。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る。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106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106は、それぞれ後述のシーケンサ110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 G_x , G_y , G_z が発生する。

[0021] 例えば、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(G_s)が印加されて被検体101に対するスライス面が設定される。そのスライス面に直交し、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(G_p)と周波数エンコード(リードアウト)傾斜磁場パルス(G_f)とが印加され、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。

[0022] 送信コイル104とRF送信部107とは、被検体101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(RFパルス)を送信する高周波磁場送信部として機能する。送信コイル104は、被検体101にRFパルスを照射するコイルであり、RF送信部107に接続され、RF送信部107からRFパルス電流が供給される。送信コイル104から被検体101にRFパルスを照射することにより、被検体101の生体組織を構成する原子の原子核スピンのNMR現象が誘起される。

[0023] 具体的には、RF送信部107は、後述のシーケンサ110からの命令に従って駆動され、高周波パルスを振幅変調し、増幅し、被検体101に近接して配置される送信コイル104に供給する。供給された高周波パルスが、送信コイル104から被検体101に照射される。

[0024] 受信コイル105と信号検出部108とは、被検体101が発生するエコー信号を受信する信号受信部として機能する。受信コイル105は、被検体101の生体組織を構成する原子核スピンのNMR現象により放出されるNMR信号(エコー信号)を受信するコイルであり、信号検出部108に接続され、受信したエコー信号を信号検出部106に送る。信号検出部108は、受信コイル105で受信したエコー信号の検出処理を行う。

[0025] 具体的には、送信コイル104から照射されたRFパルスによって誘起された被検体101の応答のエコー信号は、被検体101に近接して配置された受信コイル105で受信されると、信号検出部108送られる。信号検出部108は、後述のシーケンサ110からの命令に従って、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し、後述の信号処理部109に送る。このように、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。

[0026] 信号処理部109は、エコーデータに対して各種の信号処理を行い、処理後のエコーデータを制御部120に送る。

[0027] シーケンサ110は、被検体101の断層画像の再構成に必要なデータ収集のための種々の命令を、主に、傾斜磁場電源106と、RF送信部107と、信号検出部1

08に送信し、これらを制御する。具体的には、シーケンサ110は、後述する制御部120の制御で動作し、撮像シーケンスに従って、傾斜磁場電源106、RF送信部107及び信号検出部108を制御して、被検体101へのRFパルスと傾斜磁場パルスとの印加、および被検体101からのエコー信号の検出を繰り返し実行し、被検体101の撮像領域の画像の再構成に必要なエコーデータを収集する。

[0028] 制御部120は、シーケンサ110の制御、各種データ処理、処理結果の表示、および保存等の制御を行うものであって、CPU及びメモリを内部に有する演算処理部と、光ディスク、磁気ディスク等の記憶部とを備える。本実施形態では、上述の信号受信部が受信したエコー信号から画像を再構成するとともに、撮像シーケンスに従って、シーケンサ110に傾斜磁場印加部、高周波磁場送信部、信号受信部の動作を制御する指令を与える。

[0029] なお、撮像シーケンスは、ユーザにより設定された撮像パラメータおよびユーザにより指定されたパルスシーケンスにより生成される。

[0030] 具体的には、シーケンサ110を制御してエコーデータの収集を実行させ、収集されたエコーデータを、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、メモリのk空間に相当する領域に記憶する。メモリの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。そして、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体101の画像を、後述の表示部121に表示させると共に記憶部に記録する。

[0031] 表示部121および操作部122は、MRI装置100の各種制御情報や演算処理に必要な情報および演算処理結果をユーザとやりとりするインタフェースである。本実施形態のMRI装置100は、表示部121および操作部122を介して、ユーザからの入力を受け付ける。この操作部122は表示部121に近接して配置され、操作者が表示部121を見ながら操作部122を通してインタラクティブにMRI装置100の各種処理を制御する。例えば、表示部121は、再構成された被検体101の画像を表示する。また、操作部122は、入力装置となるトラックボール、マウス、キーボード等の少なくとも1つを備える。

[0032] なお、図1において、送信コイル104と傾斜磁場コイル103とは、被検体101が挿入される静磁場発生磁石102の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体101に対向して、水平磁場方式であれば被検体101を取り囲むようにして設置される。また、受信コイル105は、被検体101に対向して、或いは取り囲むように設置される。

[0033] 現在のMRI装置100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101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100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。このとき、MRIでは、特定領域のプロトンのみを励起するため、RFパルスを傾斜磁場とともに印加する。

[0034] 本実施形態では、3次元空間選択励起であっても、目的とする励起領域だけを精度よく選択的に励起するよう撮像シーケンスの各印加パルスを調整する。本実施形態の3次元空間選択的励起を実現するパルスシーケンスの説明に先立ち、スライス選択パルスシーケンスおよび2次元空間選択励起を実現するパルスシーケンスを説明する。

[0035] 図2に、1次元方向に厚みを持った任意のスライスを励起するためのパルスシーケンス900を示す。以下、本明細書のパルスシーケンス図において、RF、Gx、Gy、Gzは、それぞれ、RFパルス、x軸方向の傾斜磁場、y軸方向の傾斜磁場、z軸方向の傾斜磁場の印加タイミングを示す。本図に示すように、RFパルス901と同時に、Gx、Gy、Gzのいずれか1方向にスライス選択傾斜磁場902を印加する。ここでは、Gz方向に印加する場合を例示する。これにより、z軸方向の位置のみ特定された所定のスライスが選択的に励起される。

[0036] 次に、2次元空間選択励起を実現するパルスシーケンス(以下、2DRFシーケンス)と、それによるk空間トラジェクトリ、および励起領域を説明する。図3(a)に2DRFシーケンス200を、図3(b)に2DRFシーケンス200によるk空間トラジェクトリ220を、図3(c)および図3(d)に、2DRFシーケンス200により励起される領域(メインローブ231およびサイドローブ232)を示す。

- [0037] 図3(a)では、2DRFシーケンス200として、RFと G_x , G_y のみを示す。本図に示すように、2DRFシーケンス200は、2次元選択励起パルス(以下、2DRFパルス)201と、振動傾斜磁場パルス202とを備える。これらの2DRFパルス201と振動傾斜磁場パルス202とにより、円筒状の所定の領域のみを選択的に励起する。
- [0038] 以後、2DRFパルス201と振動傾斜磁場パルス202とを合わせて2次元空間選択励起パルス210と呼ぶ。
- [0039] 2DRFパルス201は、円筒状の領域を励起するペンシルビーム型用の励起RFパルスである。 F_0 は、2DRFパルス201の照射周波数である。
- [0040] また、振動傾斜磁場パルス202は、図3(b)に示すように、その k 空間トラジェクトリ220が、 k 空間の中心から外側あるいは外側から中心にスパイラル状の軌跡となるよう、 G_x および G_y 方向に印加される。振動傾斜磁場パルス202の振動数 n は、 k 空間トラジェクトリ220の、スパイラルの巻き数(回転数) n と等しい。 G_0 は、振動傾斜磁場パルス202の最大強度である。
- [0041] 図3(c)に示すように、2DRFシーケンス200により励起される領域は、 x - y 平面の中心の、目的とする励起領域(メインローブ)231と、その外側の同心円状の位置の、目的外励起領域(サイドローブ)232と、である。サイドローブ232の横磁化(信号強度)はメインローブ231よりも小さい。励起されるメインローブ231の直径を X_0 、サイドローブ232の直径を WX_0 とする。それぞれの、 x 方向の励起プロファイルを、図3(d)に示す。縦軸は、信号強度である。
- [0042] 次に、本実施形態の3次元選択励起を実現するパルスシーケンス(以下、3DRFシーケンス)を図4～図9を用いて説明する。上述のように、3DRFシーケンスは、2DRFパルス201および振動傾斜磁場パルス202とからなる2次元空間選択励起パルス210を複数回印加する。このとき、RFパルスと振動傾斜磁場パルスの強度、振動数等を様々に変化させ、様々な印加パターンで2次元空間選択励起パルス210を印加する。
- [0043] 図4(a)、図6(a)、図8(a)に、本実施形態の、それぞれ2次元空間選択励起パルス210の印加パターンの異なる3DRFシーケンス300(300-1、300-2、300-3)を例示する。

- [0044] 図4(a)、図6(a)、図8(a)に示すように、3DRFシーケンス300は、複数の2次元空間選択励起パルス210(以下、3DRFシーケンスでは、3次元空間選択励起パルス310と呼ぶ。)を備える。各3次元空間選択励起パルス310は、2DRFパルス201と同様のペンシルビーム型の励起RFパルスである3DRFパルス301と、振動傾斜磁場パルス202と同様の振動傾斜磁場パルス302とを備える。
- [0045] なお、区別する必要がある場合は、各3次元空間選択励起パルス310を順に、310a、310b、310c、310d、310eと呼び、x軸方向(G_x 方向)に印加される振動傾斜磁場パルスを302x、y軸方向(G_y 方向)に印加される振動傾斜磁場パルスを302y、z軸方向(G_z 方向)に印加される振動傾斜磁場パルスを302zと呼ぶ。
- [0046] 図4(a)に示すように、3DRFシーケンス300-1では、1軸方向の振動傾斜磁場パルス302は、ブリップ傾斜磁場パルスとする。本図の例では、 G_x 方向および G_y 方向に振動傾斜磁場パルス302x、302yを印加し、 G_z 方向にブリップ傾斜磁場パルス302zを印加する。また、3DRFパルス301の印加強度は、予め定めたパターンに従って変化させる。
- [0047] 3DRFシーケンス300-1の3次元空間選択励起パルス310によるk空間トラジェクトリ(第一のk空間トラジェクトリ)320-1を図4(b)に示す。各3次元空間選択励起パルス310a、310b、310c、310d、310eによるk空間トラジェクトリを、それぞれ、320a、320b、320c、320d、320eで示す。各k空間トラジェクトリ320a、320b、320c、320d、320eは、 k_z 方向の位置が異なる k_x - k_y 平面上のスパイラル状の軌跡となる。
- [0048] また、図5(a)、図5(b)および図5(c)に、図4(a)に示す3DRFシーケンス300-1により励起される領域(メインローブ331およびサイドローブ332)を示す。なお、339は、位置決め画像である。
- [0049] 3DRFパルス301および振動傾斜磁場パルス302x、302y、ブリップ傾斜磁場パルス302zにより、ボクセル形状のメインローブ331、及びリング形状のサイドローブ332-1が励起される。また、331、332-1と同じ形状でz軸方向の異なる位置に現れるサイドローブ332-2、332-3も励起される。すなわち、3DRFシーケンス300-1によれば、振動傾斜磁場パルス302x、302yの方向に、メインロー

ブ331と同心円状に、第一のサイドローブ332-1が現れる。また、ブリップ傾斜磁場302zの方向(z方向)に、第二のサイドローブ332-2、第三のサイドローブ332-3が現れる。この第二のサイドローブ332-2および第三のサイドローブ332-3は、それぞれ、メインローブ331と第一のサイドローブ332-1と同じ形状の励起領域であり、z方向の中心位置のみが異なる。第二のサイドローブ332-2および第三のサイドローブ332-3は、ブリップ傾斜磁場302z方向(z方向)に、メインローブ331から等距離の位置に2つ現れる。

[0050] また、図6(a)に示すように、3DRFシーケンス300-2では、3DRFパルス301の印加強度は、全て同じとする。一方、振動傾斜磁場パルス302の印加強度は、2方向については、対称的に漸増、漸減し、残りの1方向については、一定とする。本図では、Gx方向の振動傾斜磁場パルス302xはその強度を漸増させ、Gy方向の振動傾斜磁場パルス302yはその強度を漸減させ、Gz方向の振動傾斜磁場パルス302zについては一定の強度とする場合を例示する。

[0051] 3DRFシーケンス300-2の3次元空間選択励起パルス310によるk空間トラジェクトリ(第二のk空間トラジェクトリ)320-2を図6(b)および図6(c)に示す。各k空間トラジェクトリ320a、320b、320c、320d、320eは、kx-ky平面に直交する平面であって、kx-ky平面との交線がkx-ky平面の原点を通る異なる平面上で、それぞれ、スパイラル状の軌跡となる。

[0052] この3DRFシーケンス300-2により励起される領域(メインローブ331およびサイドローブ332)を、図7(a)、図7(b)および図7(c)に示す。3DRFシーケンス300-2によれば、ボクセル形状のメインローブ331、及び円盤状のサイドローブ332-1が励起される。また、331、332-1と同じ形状でz軸方向の異なる位置に現れるサイドローブ332-2、332-3も励起される。

[0053] すなわち、3DRFシーケンス300-2によれば、一定強度で印加していない振動傾斜磁場印加方向で特定される面上に円盤状の第一のサイドローブ332-1が現れる。このとき、第一のサイドローブ332-1は、xy平面上に現れる。また、一定強度で印加する振動傾斜磁場印加方向(z方向)に、第二のサイドローブ332-2、第三のサイドローブ332-3が現れる。この第二のサイドローブ332-2および

第三のサイドローブ332-3は、メインローブ331と第一のサイドローブ332-1と同じ形状の励起領域であり、Z軸方向の中心位置のみが異なる。第二のサイドローブ332-2および第三のサイドローブ332-3は、一定強度で印加する振動傾斜磁場印加方向(z方向)に、メインローブ331から等距離の位置に2つ現れる。なお、図7(c)においては、第三のサイドローブ332-3は省略している。

[0054] 図8(a)に示すように、3DRFシーケンス300-3では、3DRFパルス301の印加強度は全て同じとする。このとき、振動傾斜磁場パルス302(302x、302y、302z)は、それぞれ、2方向のみ印加する。

[0055] 3DRFシーケンス300-3の3次元空間選択励起パルス310によるk空間トラジェクトリ(第三のk空間トラジェクトリ)320-3を、図8(b)～図8(d)に示す。各k空間トラジェクトリ320a、320b、320cは、それぞれ、kz-kx平面、ky-kx平面、kz-ky平面上で、スパイラル状の軌跡となる。

[0056] この3DRFシーケンス300-3により励起される領域を、図9(a)、図9(b)および図9(c)に示す。3DRFシーケンス300-3によれば、ボクセル形状のメインローブ331、及びボクセル状のサイドローブ332-1が励起される。これは、3DRFシーケンス300-3によれば、X、Y、Z各方向に、図3(c)と同様のシリンダ状のメインローブと円筒状のサイドローブが生じる。このため、結果として複数のメインローブが重畳したボクセル状の領域がメインローブ331として励起され、331以外のシリンダ状の領域及びサイドローブが重畳するボクセル状の領域がサイドローブ332-1として励起される。

[0057] このように、3DRFシーケンス300は、3DRFパルス301と振動傾斜磁場パルス302との組からなる3次元空間選択励起パルス310を複数回印加することにより、ボクセル状の領域を選択的に励起する。このとき、3次元空間選択励起パルス310の印加パターンにより、k空間トラジェクトリ320の発生態様が異なる。これにより、サイドローブ332の発生位置も異なる。

[0058] 本実施形態は、上述のように、3次元空間選択励起において、目的とする励起領域だけを精度よく選択的に励起するようk空間トラジェクトリを選択し、選択されたk空間トラジェクトリを発生させる各3次元空間選択励起パルス310

を調整する。これを実現する本実施形態の制御部120の機能について説明する。図1(b)は、本実施形態の制御部120の機能ブロック図である。

[0059] 本図に示すように、本実施形態の制御部120は、ユーザから撮像パラメータの入力およびk空間トラジェクトリの選択を受け付ける受付部130と、選択されたk空間トラジェクトリによる励起領域を表示する励起領域表示部140と、目的とする領域を選択的に励起するよう3次元空間選択励起パルス310を調整する調整部150と、調整後の3次元空間選択励起パルス310を用いた撮像シーケンスに従って撮像を実行する撮像部160と、を備える。

[0060] また、本実施形態では、調整部150は、ユーザから受け付けた励起領域の位置に対する調整を3次元空間選択励起パルス310に反映する励起領域調整部151と、装置歪みによる励起位置のずれに対する調整を3次元空間選択励起パルス310に反映する装置歪み調整部152と、を備える。

[0061] 受付部130は、撮像パラメータと、k空間トラジェクトリの指定とを受け付け、本撮像に用いる撮像シーケンスを生成する。ユーザが選択可能なk空間トラジェクトリを実現する印加パターンを有するパルスシーケンスは、予め、k空間トラジェクトリに対応づけて記憶部に格納される。受付部130は、ユーザの指定に応じて、当該k空間トラジェクトリを実現するパルスシーケンスを抽出し、撮像パラメータを反映して、撮像シーケンスを生成する。指定は、例えば、後述する励起領域画面を介して行われる。このとき、選択可能なk空間トラジェクトリをメニュー形式で提示し、ユーザが選択可能なように構成してもよい。

[0062] 励起領域表示部140は、ユーザが選択したk空間トラジェクトリにより励起される励起領域(メインローブ331およびサイドローブ332)を計算し、表示部121に表示する。表示は、受付部130において、k空間トラジェクトリが選択される毎に更新する。また、本実施形態では、後述する励起領域調整部151が、3次元空間選択励起パルス310にユーザによる調整を反映する毎に、調整に応じて励起領域の表示を更新する。

[0063] なお、本実施形態では、算出したメインローブ331、および、サイドローブ

332が表示された画面を励起領域画面と呼ぶ。励起領域画面は、励起領域(メインローブ331、および、サイドローブ332)表示エリアと、励起領域の調整終了の意思を受け付ける終了ボタンと、k空間トラジェクトリの選択を受け付ける選択エリアと、を備える。受付部130は、この選択エリアを介して、ユーザからk空間トラジェクトリの選択、変更を受け付ける。

[0064] 励起領域表示エリアに励起領域は、例えば、図5(a)、図5(b)、図5(c)、図7(a)、図7(b)、図7(c)、図9(a)、図9(b)、図9(c)に示すように表示される。励起領域の表示態様は、図5(a)、図5(b)、図7(a)、図7(b)、図9(a)、図9(b)に示すように、2次元であってもよいし、図5(c)、図7(c)、図9(c)に示すように、3次元的な表示であってもよい。

[0065] また、ユーザがサイドローブ332の位置を把握しやすいよう、メインローブ331とサイドローブ332との表示態様を変更する。表示態様の変更は、例えば、色を変える、パターンを変える、などとする。また、図5(a)、図5(b)、図7(a)、図7(b)、図9(a)、図9(b)に示すように、位置決め画像339上に表示してもよい。

[0066] なお、各パルスシーケンスに対応するデフォルトの励起領域を表示するデータは、予め記憶部に保持しておく。

[0067] 励起領域調整部151は、表示部121に表示される励起領域を介して、ユーザから励起領域の調整を受け付け、その調整を3次元空間選択励起パルス310に反映する。

[0068] 受け付ける調整は、例えば、メインローブ331およびサイドローブ332それぞれの位置、向き、サイズ、メインローブ331とサイドローブ332との相対距離341、サイドローブ332間の相対距離342、である(図3(b)、図5(a)-(c)、図7(a)-(c)、図9(a)-(c)参照)。なお、相対距離341、342は、それぞれ、ピーク位置間の距離とする。

[0069] 励起領域調整部151は、調整後のメインローブ331およびサイドローブ332を実現するよう、3次元空間選択励起パルス310を調整する。ここでは、終了ボタン押下時に励起領域画面上に表示されている励起領域を実現するよう3次元

空間選択励起パルス310を調整する。具体的には、相対距離341、342の変更に
応じて、3次元空間選択励起パルス310の印加数、振動傾斜磁場パルス302の回
転数(振動数)を調整する。

[0070] 例えば、相対距離341が変更された場合、各振動傾斜磁場パルス302の回転
数(振動数)を変更する。振動傾斜磁場パルス302の回転数(振動数)は、小さく
すればするほど、サイドローブ332の位置は、メインローブ331に近づく。従
って、相対距離341が長くなった場合、振動傾斜磁場パルス302の回転数(振動
数)を大きくする。

[0071] また、相対距離342が変更された場合、印加する3次元空間選択励起パルス3
10の数を変更する。具体的には、相対距離342を長くする場合、印加する3次
元空間選択励起パルス310の数を増加する。また、3DRFシーケンス300-1、300
-2では、メインローブ331を複数のRFパルス(3DRFパルス301)で分割して励起
している。このため、3次元空間選択励起パルス310の印加数を増加した場合
、サイドローブ332-1のFAは低下する。従って、サイドローブ332-1のFAを低
下させる場合も、印加する3次元空間選択励起パルス310の数を増加する。

[0072] 装置歪み調整部152は、装置歪みによる励起位置のずれの調整を、3次元空
間選択励起パルス310に反映する。

[0073] 装置歪み調整部152は、まず、各3次元空間選択励起パルス310に対し、2DRF
シーケンス200における従来の最適化処理と同様の最適化処理を行い、照射周
波数、印加時間、回転数を最適化する。従来の最適化処理は、例えば、上述
の特許文献1または特許文献3に開示される手法を用いる。この場合、着目す
る領域の静磁場不均一を計測し、計測結果から得た磁化の共振周波数を3DRF
パルス301の照射周波数に設定する。また、励起領域のシリンダ径を決定する
係数とオフセット位置を決定する時間差とを変更しながら、最適な3DRFパル
ス301の印加時間、振動傾斜磁場パルス302の回転数を得る。

[0074] このとき、例えば、1つの3次元空間選択励起パルス310に対して2DRFシーケ
ンス200に対する最適化処理と同様の最適化処理を行い、得られた3次元空間
選択励起パルス310に対する調整値を、他の3次元空間選択励起パルス310に対

しても適用してもよい。これにより、最適化調整にかかる時間を短縮できる。

- [0075] さらに、装置歪み調整部152は、所定のプリスキャンシーケンスに従って計測した信号から得た励起プロファイルを用い、振動傾斜磁場パルス302の強度の調整値(強度調整値) C_w および3DRFパルス301の開始位相の調整値(位置調整値または開始位相調整値と呼ぶ。) C_p を算出し、各3次元空間選択励起パルス310に反映する。
- [0076] 励起プロファイルは、予め定めたプリスキャンシーケンスに従って取得した信号に対し、フーリエ変換を行って取得する。用いるプリスキャンシーケンスは、撮像に用いるk空間トラジェクトリに応じて、予め、記憶部に保持しておく。装置歪み調整部152は、ユーザが選択したk空間トラジェクトリに応じて、プリスキャンシーケンスを記憶部から抽出する。
- [0077] 例えば、図4(a)に示す3DRFシーケンス300-1で本撮像を実行する場合のプリスキャンシーケンス400を図10(a)に示す。ここでは、ブリップ方向(z方向)の調整値を算出する。
- [0078] 本図に示すように、プリスキャンシーケンス400では、図4(a)に示すシーケンス300-1と同じ構成の3次元空間選択励起パルス(RFパルス401および振動傾斜磁場パルス402)により、磁場中心($z=0$)の位置を励起し、z軸方向にのみエンコード403を与えながら、信号404を取得する。得られる信号404は、本図に示すように、複数のピークを有する。
- [0079] そして、取得した信号404をフーリエ変換し、z方向の励起プロファイルを得る。このとき得られるz方向の励起プロファイルを図10(b)に示す。
- [0080] z方向の励起プロファイルを得ると、装置歪み調整部152は、まず、メインローブ431のz方向の励起プロファイルの半値幅 WZ_1 を取得する。なお、半値幅 WZ_1 は、例えば、特許文献3に記載されているように、得られた励起プロファイルを走査することにより計測し取得する。そして、この半値幅 WZ_1 を用いてz方向の振動傾斜磁場パルス302zの、強度調整値 C_{wz} を算出する。この強度調整値 C_{wz} は、ユーザが励起領域画面上で設定した、メインローブ331のz方向の幅を WZ_0

とすると、以下の式(1)で表される。

[0081]
$$C_{WZ} = WZ_1 / WZ_0 \cdot \cdot \cdot (1)$$

また、取得したメインローブ431のz方向の励起プロファイルの中心と磁場中心との距離 Z_1 と、メインローブ431のz方向の励起プロファイルとサイドローブ432のz方向の励起プロファイルとの距離 Z_0 とを用い、z方向の開始位相調整値 C_{PZ} を以下の式(2)で算出する。

[0082]
$$C_{PZ} = 2\pi \times Z_1 / Z_0 \cdot \cdot \cdot (2)$$

なお、z方向の開始位相調整値 C_{PZ} は、取得した複数ピークの信号404間の、信号中心の位相差から算出してもよいし、特許文献2に記載されているように、Z方向の位置のずれ量を各RFパルスのピーク間隔で除算することにより得ても良い。

[0083] 装置歪み調整部152は、算出した振動傾斜磁場強度調整値 C_{WZ} と開始位相調整値 C_{PZ} とを、撮像シーケンスの3次元空間選択励起パルス310に反映する。具体的には、振動傾斜磁場強度調整値 C_{WZ} を、z方向の振動傾斜磁場パルス302zの強度 Gz_0 に乘算し、z方向の開始位相調整値 C_{PZ} を、各3DRFパルス301の開始位相のインクリメント値に加算する。

[0084] なお、このとき、調整後の振動傾斜磁場パルス302zの強度($Gz_0 \times C_{WZ}$)が、MRI装置100が印加可能な傾斜磁場強度の最大値を越えた場合、調整後の値ではなく、MRI装置100が印加可能な最大値を用いる。この場合、使用する振動傾斜磁場パルス強度による励起領域を計算し、表示部121に表示するよう構成してもよい。

[0085] なお、プリスキャンシーケンス400による励起プロファイルでは、x-y方向の信号を積算した値が得られる。図4(b)に示すk空間トラジェクトリによれば、サイドローブ332の半径(メインローブ331とサイドローブ332との相対距離)341は、x-y方向に等方向的であるため、z方向のエンコードのみでz方向の励起プロファイルを判断することができる。

[0086] なお、上記調整処理の説明では、図4(a)に示す3DRFシーケンス300-1を用いる場合を例にあげて説明したが、他の3DRFシーケンス300-2、300-3であって

も同様である。ただし、サイドローブ332の半径が、x-y方向に等方的でない場合などは、強度調整値 C_w および位相調整値 C_p は、必要に応じて、各軸方向のものを算出する。

[0087] 以上説明した各調整処理を含む撮像処理の流れを説明する。図11は、本実施形態の撮像処理の処理フローである。本処理は、ユーザから開始の指示を受けて開始する。

[0088] まず、受付部130が、ユーザにより入力された撮像パラメータを受け付ける(ステップS1101)。次に、受付部130は、k空間トラジェクトリの選択を受け付ける(ステップS1102)。k空間トラジェクトリが選択されると、励起領域表示部140は、励起領域画面を生成し、受け付けたk空間トラジェクトリの励起領域を表示する(ステップS1103)。

[0089] 励起領域調整部151は、励起領域画面を介してユーザから調整を受け付けると(ステップS1104)、受け付けた調整を3次元空間選択励起パルス310に反映する(ステップS1105)。3次元空間選択励起パルス310に調整が反映されると、励起領域表示部140は、反映後の3次元空間選択励起パルス310による励起領域を再計算し、励起領域画面の励起領域を更新する(ステップS1106)。

[0090] また、受付部130が励起領域画面上で、ユーザからk空間トラジェクトリの変更の指示を受け付けると(ステップS1107)、ステップS1102に戻り、選択されたk空間トラジェクトリを受け付け、処理を繰り返す。

[0091] なお、調整の受け付け、k空間トラジェクトリの変更の処理は、ユーザから励起領域画面上で終了の指示を受け付けるまで継続する(ステップS1108)。ユーザから励起領域画面上で終了の指示を受け付けると(ステップS1108)、装置歪み調整部152は、装置歪みによる励起位置の調整処理(装置歪み調整処理)を行う(ステップS1109)。装置歪み調整部152による調整処理の流れは後述する。

[0092] 装置歪み調整部152による調整処理を終えると、撮像部160は、調整が反映された3次元空間選択励起パルス310による撮像シーケンスに従って、本撮像を行い(ステップS1110)、処理を終了する。

[0093] なお、ここでは、励起領域の調整とk空間トラジェクトリの選択とを平行して行う場合を例にあげて説明したが、これに限られない。まず、使用するk空間トラジェクトリを各々の励起領域を見ながら確定し、その後、決定したk空間トラジェクトリの励起領域を調整するよう構成してもよい。この場合、励起領域画面には、撮像に使用するk空間トラジェクトリ確定の意思を受け付ける確定ボタンを備える。

[0094] この場合の撮像処理の流れを図12に示す。まず、まず、受付部130が、ユーザから撮像パラメータの入力を受け付ける(ステップS1201)。

[0095] 次に、撮像に使用するk空間トラジェクトリを決定する(ステップS1202)。ここでは、受付部130が、k空間トラジェクトリの選択を受け付け、励起領域表示部140は、励起領域画面を生成し、受け付けたk空間トラジェクトリの励起領域を表示する。これを、受付部130がk空間トラジェクトリを受け付ける毎に、確定ボタンの押下を受け付けるまで繰り返す。選択は、予め記憶部に保持される。3次元空間選択励起パルス310の印加パターンが異なる複数の3DRFシーケンス(k空間トラジェクトリ)の中から行われる。

[0096] そして、調整部150は、決定したk空間トラジェクトリの3次元空間選択励起パルス310を調整する(ステップS1203)。ここでは、目的とする領域を選択的に励起するよう調整する。調整は、上述のようにユーザの指示に従った励起位置の調整および装置歪みに対する調整の2種行う。そして、3次元空間選択励起パルス310を調整後の撮像シーケンスに従って、撮像部160は本撮像を実行する(ステップS1204)。

[0097] 次に、装置歪み調整部152による装置歪み調整処理の流れを説明する。図13は、本実施形態の装置歪み調整処理の処理フローである。

[0098] 装置歪み調整部152は、各3次元空間選択励起パルス310をそれぞれ最適化する最適化処理を行う(ステップS1301)。最適化処理は、上記手法(従来の2DRFシーケンスの2次元空間選択励起パルス210の最適化処理)で行う。

[0099] 次に、装置歪み調整部152は、k空間トラジェクトリに応じたプリスキャンシーケンスを選択し、それを実行することにより信号を取得する(ステップS1

302)。そして、得られた信号から励起プロファイルを取得する(ステップS1303)。

[0100] 次に、励起プロファイルの特性値を取得する(ステップS1304)。例えば、選択されたk空間トラジェクトリが図4(b)に示す第一のk空間トラジェクトリ320-1であり、励起プロファイルが図10に示すプリスキャンシーケンス400により取得されたものである場合、取得する特性値は、図10(b)に示すように、メインローブ431の励起プロファイルのz方向の半値幅 WZ_1 、メインローブ431の励起プロファイルのピーク位置と磁場中心とのz方向の距離 Z_1 、メインローブ431の励起プロファイルのピーク位置とサイドローブ432の励起プロファイルのピーク位置との間のz方向の距離 Z_0 である。

[0101] そして、取得した各特性値を用い、k空間トラジェクトリに応じて必要な軸方向の振動傾斜磁場パルス302の強度調整値 C_w と、3DRFパルス301の開始位相調整値 C_p と、を算出する(ステップS1305)。算出したこれらの調整値を3次元空間選択励起パルス310に反映する(ステップS1306)。

[0102] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置100は、予め設定される撮像パラメータと予め定めたパルスシーケンスとにより生成される撮像シーケンスに従って装置各部を制御する制御部120を備えるMRI装置100であって、前記パルスシーケンスは、メインローブおよびサイドローブを有する2次元選択励起パルスと振動傾斜磁場パルスとからなる多次元空間選択励起パルスを備え、前記制御部120は、目的とする領域を前記メインローブが選択的に励起するよう前記多次元空間選択励起パルスを調整する調整部150を備える。

[0103] 前記パルスシーケンスは、前記多次元空間選択励起パルスを複数印加する3次元選択励起シーケンス300であってもよい。

[0104] また、前記制御部120は、前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の3次元選択励起シーケンス300から、ユーザの選択を受け付ける受付部130と、ユーザが前記3次元選択励起シーケンス300を選択する毎に、当該3次元選択励起シーケンス300の前記メインローブおよび前記サイドローブの励起領域を表示する励起領域表示部140と、さらに備えてもよい。

- [0105] このとき、前記励起領域表示部140は、位置決め画像上に、前記励起領域を表示してもよい。
- [0106] また、前記調整部150は、表示される前記励起領域上でユーザから励起領域の調整を受け付け、当該調整を、前記多次元空間選択励起パルスに反映する励起領域調整部151を備えてもよい。
- [0107] また、前記調整部150は、予め定めたプリスキャンで得た信号による励起プロファイルに基づいて装置歪みによる影響を除くよう前記多次元空間選択励起パルスを調整する装置歪み調整部152を備え、前記装置歪み調整部152は、前記励起プロファイルから前記振動傾斜磁場パルス202の強度調整値と前記各2次元選択励起パルス201の開始位相調整値とを算出し、算出した強度調整値および開始位相調整値により前記多次元空間選択励起パルスを調整してもよい。
- [0108] 前記強度調整値は、メインローブの前記励起プロファイルの半値幅と目的とする励起領域の同方向の幅との比として算出し、前記開始位相調整値は、メインローブの前記励起プロファイルの中心と磁場中心との間の距離と、メインローブの前記励起プロファイルの中心とサイドローブの前記励起プロファイルの中心との間の距離との比として算出してもよい。
- [0109] 前記励起領域調整部151は、前記メインローブと前記サイドローブとの相対距離が大きくなるほど大きくなるよう前記振動傾斜磁場パルスの振動数を調整し、サイドローブ間の相対距離が大きくなるほど多くするよう前記多次元空間選択励起パルスの印加数を調整してもよい。
- [0110] このため、本実施形態によれば、3DRFシーケンスを用いる撮像であっても、ユーザに分かりやすい態様で励起領域が表示される。ユーザは、この表示をみながら、検査に問題のない位置が励起されるk空間トラジェクトリ(3次元空間選択励起パルス310の印加パターン)を選択することができる。さらに、ユーザは、この表示を見ながら、メインローブ、サイドローブの大きさ、位置を調整することができる。また、この調整結果は、自動的に撮像シーケンスに反映される。

- [0111] すなわち、本実施形態によれば、3DRFシーケンスを用いる撮像であっても、ユーザは、容易に、撮像範囲、撮像対象とメインローブおよびサイドローブの位置関係を調整でき、サイドローブの発生箇所を、検査に問題のない位置とすることができる。従って、本実施形態によれば、3DRFシーケンスを用いる撮像であっても、サイドローブによる目的外領域の励起を容易に回避することができる。
- [0112] また、本実施形態によれば、k空間トラジェクトリ(3次元空間選択励起パルスの印加パターン)に応じて、装置歪みによる励起位置のずれが調整される。従って、より3次元空間選択励起パルスの印加時間の長い3DRFシーケンスであっても、2DRFシーケンスによる撮像時と同様に、装置歪みによる励起位置のずれを低減することができる。すなわち、本実施形態によれば、3DRFシーケンスであっても、目的とする領域を安定的に励起できる。
- [0113] これにより、目的と異なる励起となり、検査が失敗するケースを低減できる。また、取得する画像においても、目的外領域の信号によるアーチファクトを低減でき、画質が向上する。
- [0114] 従って、本実施形態によれば、2次元空間選択励起法であっても、3次元空間選択励起法であっても、ユーザに負担をかけることなく、目的とする領域だけを高い精度で選択的に励起でき、検査の失敗を減らすとともに得られる画像の質も向上する。
- [0115] なお、実施形態では、撮像に使用する撮像シーケンス(k空間トラジェクトリ)を、ユーザが選択するよう構成しているが、これに限られない。例えば、ユーザが設定する撮像条件に基づき、システムが自動で判断するよう構成してもよい。この場合は、制御部120は、図14(a)に示すように、シーケンス決定部170をさらに備える。このシーケンス決定部170は、前記撮像条件に基づき、前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の3次元選択励起シーケンス300から、当該撮像条件に最適な3次元選択励起シーケンス300を決定する。
- [0116] 例えば、3DRFシーケンスでは、3次元空間選択励起パルス310の印加回数を

増やすことが最も困難である。従って、印加回数に応じてトラジェクトリ数が増減する方向に発生するサイドローブが最もメインローブに近づきやすい。例えば、図4(b)に示すk空間トラジェクトリ320-1を使用する場合、図5(b)に示すz方向のサイドローブ332-2が最もメインローブ331の近くに現れやすい。一方、3D撮像では、エンコード方向は、スライス方向、位相方向、リードアウト方向の3方向あるが、再構成画像のリードアウト方向に折り返しは現れない。

[0117] 従って、シーケンス決定部170は、撮像シーケンスのリードアウト方向が、印加回数に応じてトラジェクトリ数が増減する方向(サイドローブが最も近くなりやすい方向)となるk空間トラジェクトリを示すパルスシーケンスを選択する。

[0118] このとき、リードアウト方向の折り返しは無視できるため、同方向のサイドローブの位置は不要となる。従って、励起領域画面に表示する励起領域に、同方向のサイドローブの表示が不要となり、視認性が向上する。

なお、この場合は、受付部130では、撮像パラメータのみ受け付ける。

[0119] また、自動的にシステムが決定するのではなく、操作者の設定に対してシステムが推奨するエンコード方向、k空間トラジェクトリを提示し、操作者から選択を受け付けるよう構成してもよい。この場合、制御部120は、図14(b)に示すように、推奨する変更案として、エンコード方向およびk空間トラジェクトリの少なくとも一方を決定し、操作者に提示するとともに、操作者からの指定を受け付ける、変更案提示部180をさらに備える。

[0120] 変更案提示部180は、受け付けた撮像条件と3次元選択励起シーケンス300とを解析し、当該撮像条件または当該3次元選択励起シーケンス300の変更案を作成して提示する。このとき、前記撮像に使用する3次元選択励起シーケンス300および前記変更案は、予め保持する前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の3次元選択励起シーケンス300の中から選択される。

[0121] 例えば、変更案提示部180は、ユーザが設定した撮像条件およびk空間トラジェクトリを解析し、印加回数に応じてトラジェクトリ数が増減する方向(サ

イドローブが最も近くなりやすい方向)が、スライス方向または位相エンコード方向となる(リードアウトエンコード方向と異なる)と判別された場合、以下の変更案を生成し、表示部121に表示することにより、ユーザに提示する。

[0122] 1)エンコード方向を、ユーザが設定したk空間トラジェクトリの、印加回数に応じてトラジェクトリ数が増減する方向(サイドローブが最も近くなりやすい方向)がリードアウトエンコード方向となるよう変更する。

[0123] 2)k空間トラジェクトリを、ユーザが設定した撮像条件のリードアウト方向が、上記印加回数に応じてトラジェクトリ数が増減する方向(サイドローブが最も近くなりやすい方向)となるk空間トラジェクトリに変更する。

[0124] 3)そのまま撮像を行う。

なお、3)の選択肢によれば、操作者が意図しない領域が励起されることによる、検査の失敗を防止できる。

[0125] この場合、受付部130は、変更案提示部180が提示した変更案の中から、ユーザによる選択を受け付け、受け付けた変更案に基づいて、撮像に使用する撮像パラメータ、k空間トラジェクトリを決定する。励起領域表示部140は、決定した撮像パラメータおよびk空間トラジェクトリに応じて、励起領域を算出し、表示する。調整部150も、決定した撮像パラメータおよびk空間トラジェクトリで定まる3次元空間選択励起パルス310を調整対象とする。

[0126] <<第二の実施形態>>

次に、本発明を適用する第二の実施形態を説明する。第一の実施形態では、励起領域の位置を調整することにより目的外領域からの信号の流入を防ぐ。これに対し、本実施形態では、サイドローブ自体を抑制することにより、目的外領域からの信号の流入を防ぐ。

[0127] 本実施形態のMRI装置100の構成は、基本的に第一の実施形態と同様である。ただし、本実施形態では、2次元空間選択励起パルスに第二の2DRFパルス(以下、サブ2DRFパルス)をさらに備え、このサブ2DRFパルスにより、サイドローブを適切に抑制する。従って、本実施形態では、撮像に用いるパルスシーケンスが異なる。

[0128] また、本実施形態の制御部120は、図15(a)に示すように、ユーザから撮像パラメータの入力を受け付ける受付部130と、目的とする領域を選択的に励起するよう2次元空間選択励起パルス进行调整する調整部150と、調整後の2次元空間選択励起パルスを用いた撮像シーケンスに従って撮像を実行する撮像部160と、を備える。そして、本実施形態の調整部150は、サブ2DRFパルスが、2DRFパルスのサイドローブを打ち消すよう調整するサブパルス調整部153を備える。第一の実施形態と同名の構成は、基本的に同様の機能を有する。以下、本実施形態について、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

[0129] まず、本実施形態のパルスシーケンスについて説明する。ここでは、2DRFシーケンスを例にあげて説明する。図16(a)は、本実施形態の2DRFシーケンス500例である。ここでは、傾斜磁場印加軸として、 G_x 、 G_y のみ示す。

[0130] 本図に示すように、本実施形態の2DRFシーケンス500は、2DRFパルス501と、第二の2DRFパルス(以下、サブ2DRFパルス)501sと、振動傾斜磁場パルス502と、を備える。本実施形態においても、2DRFパルス501、第二の2DRFパルス501s、振動傾斜磁場パルス502を合わせて2次元空間選択励起パルス510と呼ぶ。なお、本図では、2DRFパルス501をRF1軸、サブ2DRFパルス501sをRF2軸に示す。

[0131] 2DRFパルス501は、第一の実施形態の2DRFパルス同様、ペンシルビーム型励起のRFパルスである。その照射周波数は F_0 とする。また、印加開始位相を 90° とする。

[0132] 一方、サブ2DRFパルス501sは、印加開始位相を -90° とし、その照射周波数を $F_0 + \Delta F$ とする。このサブ2DRFパルス501sによるメインローブは、同心円状となる。 ΔF は、このメインローブが2DRFパルス501によるサイドローブと同位置となるよう、決定される。決定手法は後述する。

[0133] また、第一の実施形態で説明した2DRFシーケンス200の振動傾斜磁場パルス202の強度を G_0 、振動数を n とすると、振動傾斜磁場パルス502の強度は $2G_0$ 、振動数は $n/2$ とする。

[0134] 以下、サブ2DRFパルス501sの、 ΔF の決定手法について説明する。

ペンシルビーム型のRFパルスを用いるシーケンスで、メインローブのサイズを一定に保ちながら振動傾斜磁場パルスの振動数を半分にすると、サイドローブの半径が半分にすることが知られている(例えば、非特許文献2参照)。

[0135] 従って、図3(c)に示すように、第一の実施形態で説明した2DRFシーケンス200の2次元空間選択励起パルス210(2DRFパルス201の照射周波数 F_0 、振動傾斜磁場パルス202の最大強度 G_0 、回転数 n)によるメインローブ231の直径を X_0 、サイドローブ232の直径を WX_0 とし、図16(b)に示すように、本実施形態の2DRFシーケンス500の2次元空間選択励起パルス510の、2DRFパルス501によるメインローブ531の直径を X_1 、サイドローブ532の直径を WX_1 とすると、以下の式(3)、(4)が成り立つ。

$$[0136] \quad X_1 = X_0 \cdot \dots (3)$$

$$WX_1 = WX_0/2 \cdot \dots (4)$$

この2DRFパルス501によるメインローブ531のx方向の励起プロファイルおよびサイドローブ532の同励起プロファイルを、図16(c)に示す。

[0137] ここで、k空間の走査速度を一定とし、サブ2DRFパルス501sの、TBW(Time Bandwidth)を TBW_1 、Durationを T 、上述のように、照射周波数を $F_0 + \Delta F$ 、印加開始位相を -90 度とすると、サブ2DRFパルス501sによるメインローブは同心円状となり、その直径は、 $4X_0T\Delta F/TBW_1$ で表される。

これにより、サブ2DRFパルス501sによるメインローブ531sの励起プロファイルsは、図16(c)に示すものとなる。2DRFパルス501によるものと逆向きになるのは、サブ2DRFパルス501sの開始位相が、2DRFパルス501の開始位相から 180 度ずらしてあるためである。

[0138] 従って、2DRFパルス501によるサイドローブ532の直径 WX_1 がサブ2DRFパルス501sのメインローブ531sの直径 $4X_0T\Delta F/TBW_1$ と等しくなるよう ΔF を決定すれば、図16(b)に示すように、2DRFパルス501によるサイドローブ532と、サブ2DRFパルス501sのメインローブ531sとは、同位置となる。

[0139] すなわち、 ΔF は、以下の式(5)を変形し、以下の式(6)を満たすよう決定する。

$$WX_1 = 4X_0 T \Delta F / TBW_1 \cdot \cdot \cdot (5)$$

$$\Delta F = WX_0 TBW_1 / (8X_0 T) \cdot \cdot \cdot (6)$$

次に、本実施形態のサブパルス調整部153によるサブ2DRFパルスの調整処理について説明する。

[0140] 本実施形態では、2DRFパルス501によるサイドローブ532を、サブ2DRFパルス501sによるメインローブの531sにより打ち消す。このため、サイドローブ532およびメインローブ531sの直径(発生位置)と強度とを正確に合致させる必要がある。従って、本実施形態のサブパルス調整部153は、まず、2DRFパルス501および振動傾斜磁場パルス502を第一の実施形態の最適化手法と同様の手法で最適化し、その後、サイドローブ532およびメインローブ531sの直径と強度とが合致するよう、サブ2DRFパルス501sを最適化する。なお、サブ2DRFパルス501sの照射周波数の、2DRFパルス501からのずれ量 ΔF は、上記手法で定められているものとする。

[0141] 以下、上記サブパルス調整部153によるサブパルス調整処理の流れを説明する。図17は、本実施形態のサブパルス調整処理の処理フローである。

[0142] まず、第一の実施形態のステップS1301と同様の手法で、2次元空間選択励起パルス510中の2DRFパルス501および振動傾斜磁場パルス502の最適化処理を行う(ステップS1401)。ここでは、RFパルスとして2DRFパルス501のみを照射し、最適化を行う。

[0143] 次に、サブ2DRFパルス501sの調整処理を行う。このとき用いるプリパルスシーケンス600を図18(a)に示す。

[0144] まず、2DRFパルス501による信号Sig.1を取得する(ステップS1402)。ここでは、図18(a)に示すように、2DRFパルス501および振動傾斜磁場パルス502と同じパルスを印加し、 $(X, Y) = (0, 0)$ の位置を励起する。すなわち、 90° パルス601を照射周波数 F_0 で照射し、振動傾斜磁場パルス602を2方向に印加する。ここでは、 G_x 、 G_y 方向に印加する場合を例示する。次に、スライス選択型の 180° パルス603をペンシルビームの軸方向に平行な断面で印加する。ここでは、 x 方向のスライス選択傾斜磁場パルス604とともに印加する。さらに、ペン

シルビームの軸方向に垂直かつ 180° のスライス平面に平行な方向(図18(a)では、y方向)にリードアウト傾斜磁場パルス606を印加して、信号605を取得する。

[0145] 次に、ステップS1302と同様の手法で、サブ2DRFパルス501sによる信号Sig. 2を取得する(ステップS1403)。ただし、パルス601の照射周波数を $F_0 + \Delta F$ とする。

[0146] Sig. 1およびSig. 2をそれぞれフーリエ変換し、2DRFパルス501のペンシルビームの直径方向(y方向)の励起プロファイル620とサブ2DRFパルス501sの同心円の直径方向(y方向)の励起プロファイル630を得る(ステップS1404)。このとき得られた励起プロファイル620および630を、それぞれ図18(b)および図18(c)に示す。

[0147] 励起プロファイル620および630からそれぞれ得た、2DRFパルス501によるサイドローブの直径 WY_1 と、サブ2DRFパルス501sによるメインローブの直径 WY_2 とを用い、両者が合致するよう、サブ2DRFパルス501sの周波数調整値 C_{F2} を算出する。また、2DRFパルス501によるサイドローブの信号強度の最大値 SI_1 と、サブ2DRFパルス501sによるメインローブの信号強度の最大値 SI_2 とを用い、両者が合致するよう、サブ2DRFパルス501sの強度調整値 C_{A2} を算出する(ステップS1406)。

[0148] ここでは、それぞれ、以下の式(7)、式(8)に従って、算出する。

$$C_{F2} = WY_1 / WY_2 \cdots (7)$$

$$C_{A2} = SI_1 / SI_2 \cdots (8)$$

そして、算出した周波数調整値 C_{F2} および強度調整値 C_{A2} を、サブ2DRFパルス501sに反映する(ステップS1407)。具体的には、周波数調整値 C_{F2} を、 ΔF に乗算し、サブ2DRFパルス501sの照射周波数を $(F_0 + C_{F2} \Delta F)$ とする。また、強度調整値 C_{A2} をサブ2DRFパルス501sの強度 Amp_2 に乗算し、サブ2DRFパルス501sの強度を $(C_{A2} Amp_2)$ とする。

[0149] 以上の調整手法を用いることにより、2種類の周波数を同時に出力する場合であっても、2DRFパルスを最適化できる。2つの照射システムに違いがある場

合でも、励起位置を正確に制御できる。

[0150] また、以上の調整により、2DRFパルス501によるサイドローブ532とサブ2DRFパルス501sによるメインローブ531sとが打ち消しあい、図16(b)に示すように、当該領域の信号値をほぼ0にすることができる。

[0151] ここで、本実施形態の撮像処理の流れを説明する。図15(b)は、本実施形態の撮像処理の処理フローである。

[0152] まず、受付部130が、ユーザから撮像パラメータの入力を受け付ける(ステップS1501)。

[0153] 次に、サブパルス調整部153は、上記手法で2DRFパルス501および振動傾斜磁場パルス502の最適化するとともに、サブ2DRFパルス501sの調整を行う(ステップS1502)。ここでは、上述のように、サブ2DRFパルス501sによるメインローブが、2DRFパルス501によるサイドローブを打ち消すよう、サブ2DRFパルス501sの印加強度および照射周波数を調整する。

[0154] そして、調整後の2次元空間選択励起パルスを用いて、撮像部160は、本撮像を行う(ステップS1503)。

[0155] なお、本撮像に用いるパルスシーケンスは、3DRFシーケンスであってもよい。3DRFシーケンス300では、各3次元空間選択励起パルス310が、上記サブ2DRFパルス501sを備える。この場合は、サブパルス調整部153による上記最適化処理(ステップS1401)の代わりに、第一の実施形態の装置歪み調整処理を実行し、3DRFパルス301および振動傾斜磁場パルス302を最適化および調整する。その後、サブパルス調整部153は、各3次元空間選択励起パルス310のサブ2DRFパルス501sを上記手法で調整する。

[0156] また、3DRFシーケンスが用いられる場合、第一の実施形態同様、励起領域調整部151を備え、励起領域調整処理を行うよう構成してもよい。また、第一の実施形態同様、受付部130と励起領域表示部140とにより、所望のk空間トラジェクトリの選択を受け付けるよう構成してもよい。

[0157] また、3DRFシーケンスが用いられる場合、第一の実施形態同様、シーケンス決定部170または変更案提示部180を備えていてもよい。

- [0158] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置100は、予め設定される撮像パラメータと予め定めたパルスシーケンスとにより生成される撮像シーケンスに従って装置各部を制御する制御部を備えるMRI装置100であって、前記パルスシーケンスは、メインローブおよびサイドローブを有する2次元選択励起パルス501と振動傾斜磁場パルス502とからなる多次元空間選択励起パルスを備え、前記制御部120は、目的とする領域を前記メインローブが選択的に励起するよう前記多次元空間選択励起パルスを調整する調整部150を備える。
- [0159] このとき、前記多次元空間選択励起パルスは、前記2次元選択励起パルス501とともに印加するサブ2次元選択励起パルス501sをさらに備え、前記調整部150は、前記サブ2次元選択励起パルス501sによるメインローブが、前記2次元選択励起パルス501によるサイドローブを打ち消すよう、当該サブ2次元選択励起パルス501sの印加強度および照射周波数を決定するサブパルス調整部153を備える。
- [0160] このとき、前記サブ2次元選択励起パルス501sの開始位相は、前記2次元選択励起パルスの開始位相と180度異なってもよい。
- [0161] また、前記振動傾斜磁場パルス502の振動数は、同じメインローブを得る、前記サブ2次元選択励起パルスを備えない多次元空間選択励起パルスの前記振動傾斜磁場パルス202の振動数より小さくてもよい。
- [0162] このように、本実施形態によれば、同心円状の励起領域を得るサブ2DRFパルスを、2DRFパルスとともに印加することにより、2DRFパルスによるサイドローブをサブ2DRFパルスによるメインローブで打ち消すことができる。このため、本実施形態によれば、2DRFシーケンスおよび3DRFシーケンスのいずれを用いる撮像であっても、ユーザに負担をかけることなく、サイドローブによる目的外領域の励起を容易に回避することができる。これにより、サイドローブが画質に与える影響を抑えることができる。
- [0163] また、第一の実施形態同様、装置歪みによる励起位置のずれを低減することができ、目的とする領域を、安定的に励起できる。このため、目的と異なる励起となり、検査が失敗するケースを低減できる。また、取得する画像に

においても、目的外領域の信号によるアーチファクトを低減でき、画質が向上する。

[0164] 一般に、2次元空間選択励起パルスを用いるシーケンスでは、円筒状の領域のみを励起するペンシルビーム型のRFパルスを用いる。このとき、 k 空間の中心から外側あるいは外側から中心にスパイラル状の軌跡をとるように傾斜磁場(振動傾斜磁場)パルスを与える。従って、2次元空間選択励起パルスの印加時間が長くなる。特に、この2次元空間選択励起パルスを複数回印加する3DRFシーケンスでは、さらに印加時間が長くなる。

[0165] この印加時間を短くするために、例えば、メインローブのサイズを一定とし、 k 空間の回転数を半分にすることが考えられる。しかしながら、このペンシルビーム型のRFパルスを用いるシーケンスでは、上述のように、メインローブ以外にサイドローブが発生する。

[0166] 例えば、メインローブのサイズを一定に保ちながら、 k 空間の回転数(スパイラル状の軌跡の巻き数)を半分にすると、印加時間は半分に短縮できるが、サイドローブの半径も半分になる事が知られている(例えば、非特許文献2参照)。サイドローブの半径が小さくなり、メインローブに近づいた場合、撮像領域にサイドローブが重畳する可能性がある。

[0167] また、RFパルスの印加時間を短縮する手法として、複数チャンネルの送信コイル104の照射感度分布、 k 空間トラジェクトリ、目的とする励起プロファイルから、最適かつ最短のRFパルスの照射波形を作成する方法が知られている(例えば、非特許文献3参照)。しかし、RFパルス波形の作成に送信コイル104の感度分布を使用すると、被検体依存の感度分布の変化などが起きた場合に照射不均一が発生する。また、送信コイル104のパターンによりRF波形を変更する必要があり、システム構成が非常に複雑になる。

[0168] 上述のように、本実施形態によれば、2種の周波数のRFパルスを同時に印加することにより、メインローブの直径を一定に保ちながら k 空間の回転数を減少させることができる。このとき、本実施形態によれば、送信コイル104の感度分布は使用しない。従って、上述のように、感度分布を用いることにより

生じる照射不均一、システム構成の複雑化等なしに、本実施形態では、検査時間を短縮できる。

[0169] 以上説明したように、本実施形態では、サイドローブによる影響を、ユーザからの調整なしに、また、計測時間を短縮させて実現できる。これにより、サイドローブの直径を変更することなく、かつ照射感度分布を用いた複雑な計算をせずにDurationの短縮が可能になる。

[0170] なお、本実施形態では、振動傾斜磁場パルス502の振動数は、第一の実施形態の半分としているが、振動傾斜磁場パルス502の振動数は、これに限られない。サイドローブがメインローブに重畳しなければよい。

符号の説明

[0171] 100 MRI装置、101 被検体、102 静磁場発生磁石、103 傾斜磁場コイル、104 送信コイル、105 受信コイル、106 傾斜磁場電源、106 信号検出部、107 RF送信部、108 信号検出部、109 信号処理部、110 シーケンサ、110 計測制御部、111 ベッド、120 制御部、121 表示部、122 操作部、130 受付部、140 励起領域表示部、150 調整部、151 励起領域調整部、152 装置歪み調整部、153 サブパルス調整部、160 撮像部、170 シーケンス決定部、180 変更案提示部、200 2DRFシーケンス、201 2DRFパルス、202 振動傾斜磁場パルス、210 2次元空間選択励起パルス、220 k空間トラジェクトリ、231 メインローブ、232 サイドローブ、300 3DRFシーケンス、300 3次元選択励起シーケンス、301 3DRFパルス、302 振動傾斜磁場パルス、302x 振動傾斜磁場パルス、302y 振動傾斜磁場パルス、302z 振動傾斜磁場パルス、310 3次元空間選択励起パルス、320 k空間トラジェクトリ、331 メインローブ、332 サイドローブ、341 相対距離、342 相対距離、400 プリスキャンシーケンス、401 RFパルス、402 振動傾斜磁場パルス、403 エンコード、404 信号、431 メインローブ、432 サイドローブ、500 2DRFシーケンス、501 2DRFパルス、501 2次元選択励起パルス、501s サブ2DRFパルス、501s サブ2次元選択励起パルス、502 振動傾斜磁場パルス、510 2次元空間選択励起パルス、531 メインローブ、531s メイン

ローブ、532 サイドローブ、600 プリパルスシーケンス、601 90° パルス、602 振動傾斜磁場パルス、603 180° パルス、604 スライス選択傾斜磁場パルス、605 信号、606 リードアウト傾斜磁場パルス、620 励起プロファイル、630 励起プロファイル、900 パルスシーケンス、901 RFパルス、902 スライス選択傾斜磁場

請求の範囲

- [請求項1] 予め設定される撮像パラメータと予め定めたパルスシーケンスとにより生成される撮像シーケンスに従って装置各部を制御する制御部を備える磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記パルスシーケンスは、印加するパルスとして、メインローブおよびサイドローブを有する2次元選択励起パルスと、振動傾斜磁場パルスとからなる多次元空間選択励起パルスを含み、
- 前記制御部は、前記メインローブが目的とする領域を選択的に励起するよう前記多次元空間選択励起パルスを調整する調整部を備えること
- を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記パルスシーケンスは、前記多次元空間選択励起パルスを複数印加する3次元選択励起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、
- 前記制御部は、
- 前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の前記3次元選択励起シーケンスの中から、ユーザの選択を受け付ける受付部と、
- ユーザが前記3次元選択励起シーケンスを選択する毎に、当該3次元選択励起シーケンスの前記メインローブおよび前記サイドローブの励起領域を表示する励起領域表示部と、をさらに備えること
- 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、前記メインローブおよび前記サイドローブの励起領域を表示する励起領域表示部をさらに備え、
- 前記調整部は、表示される前記励起領域上でユーザから励起領域の

調整を受け付け、当該調整を、前記多次元空間選択励起パルスに反映する励起領域調整部を備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記調整部は、予め定めたプリスキャンで得た信号による励起プロファイルに基づいて装置歪みによる影響を除くよう前記多次元空間選択励起パルスを調整する装置歪み調整部を備え、

前記装置歪み調整部は、前記励起プロファイルから前記振動傾斜磁場パルスの強度調整値と前記各2次元選択励起パルスの開始位相調整値とを算出し、算出した強度調整値および開始位相調整値により前記多次元空間選択励起パルスを調整すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6]

請求項1乃至5のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記多次元空間選択励起パルスは、前記2次元選択励起パルスとともに印加するサブ2次元選択励起パルスをさらに含み、

前記調整部は、前記サブ2次元選択励起パルスによるメインローブが、前記2次元選択励起パルスによるサイドローブを打ち消すよう、当該サブ2次元選択励起パルスの印加強度および照射周波数を決定するサブパルス調整部を備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7]

請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記サブ2次元選択励起パルスの開始位相は、前記2次元選択励起パルスの開始位相と180度異なること

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、

前記振動傾斜磁場パルスの振動数は、同じメインローブを得る、前記サブ2次元選択励起パルスを含まない多次元空間選択励起パルスの

前記振動傾斜磁場パルスの振動数より小さいこと

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9]

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記制御部は、

ユーザから前記撮像パラメータの入力を受け付ける受付部と、

受け付けた撮像条件に基づき、前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の3次元選択励起シーケンスから、当該撮像条件に最適な3次元選択励起シーケンスを決定するシーケンス決定部と、を備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10]

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記制御部は、

前記撮像パラメータと、撮像に使用する3次元選択励起シーケンスとを受け付ける受付部と、

受け付けた撮像条件と3次元選択励起シーケンスとを解析し、当該撮像条件または当該3次元選択励起シーケンスの変更案を作成して提示する変更案提示部と、を備え、

前記撮像に使用する3次元選択励起シーケンスおよび前記変更案は、予め保持する前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンの異なる複数の3次元選択励起シーケンスの中から選択されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11]

請求項3または4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記励起領域表示部は、位置決め画像上に、前記励起領域を表示すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項12]

請求項4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記励起領域調整部は、前記メインローブと前記サイドローブとの相対距離が大きくなるほど大きくなるよう前記振動傾斜磁場パルスの

振動数を調整し、前記サイドローブ間の相対距離が大きくなるほど多くするよう前記多次元空間選択励起パルスの印加数を調整することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項13]

請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記強度調整値は、前記メインローブの前記励起プロファイルの半値幅と目的とする励起領域の同方向の幅との比として算出され、

前記開始位相調整値は、前記メインローブの前記励起プロファイルの中心と磁場中心との間の距離と、前記メインローブの前記励起プロファイルの中心と前記サイドローブの前記励起プロファイルの中心との間の距離との比として算出されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項14]

2次元選択励起パルスと振動傾斜磁場パルスとからなる多次元空間選択励起パルスを複数印加する3次元空間選択励起シーケンスを用いる磁気共鳴イメージング方法であって、前記多次元空間選択励起パルスの印加パターンが異なる複数の前記3次元空間選択励起シーケンスの中から、撮像に使用する3次元空間選択励起シーケンスを決定するシーケンス決定ステップと、

目的とする領域を選択的に励起するよう、前記決定した3次元空間選択励起シーケンスの前記多次元空間選択励起パルスを調整する調整ステップと、

調整後の前記空間選択パルスを用いて前記選択された3次元空間選択励起シーケンスにより本撮像を実行する本撮像ステップと、を含み、

前記シーケンス選択ステップは、

選択を受け付ける毎に、当該選択された3次元空間選択励起シーケンスによる励起領域を表示する表示ステップを有することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

[請求項15]

2次元選択励起パルスと振動傾斜磁場パルスとからなる選択励起パ

ルスを印加する2次元選択励起シーケンスを用いる磁気共鳴イメージング方法であって、

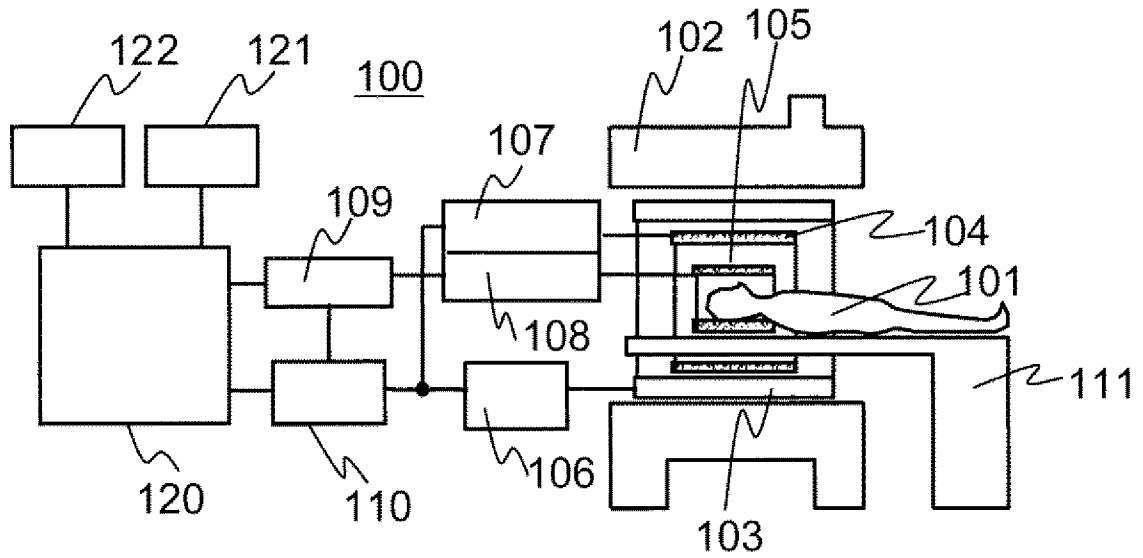
前記選択励起パルスは、前記2次元選択励起パルスとともに印加するサブ2次元選択励起パルスを含み、

前記サブ2次元選択励起パルスによるメインローブが、前記2次元選択励起パルスによるサイドローブを打ち消すよう、前記サブ2次元選択励起パルスの印加強度および照射周波数を調整するサブパルス調整ステップと、

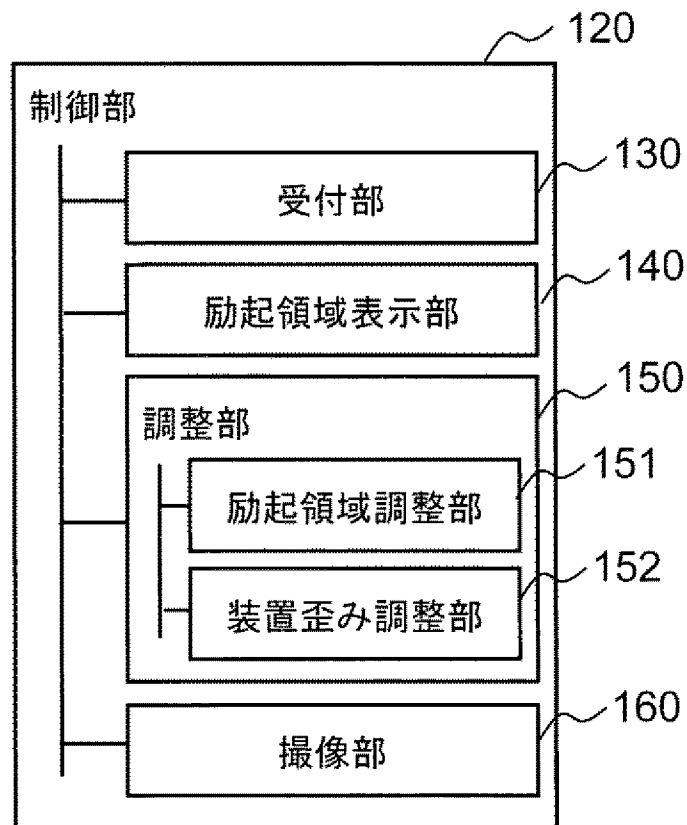
前記調整後のサブ2次元選択励起パルスを用い、前記2次元選択励起シーケンスにより本撮像を実行する本撮像ステップと、を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

[図1]

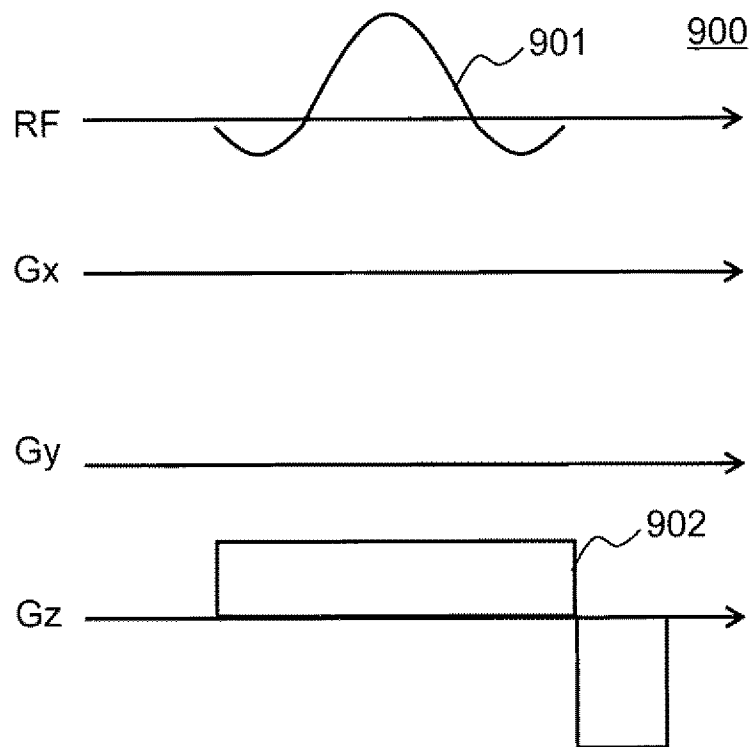
(a)



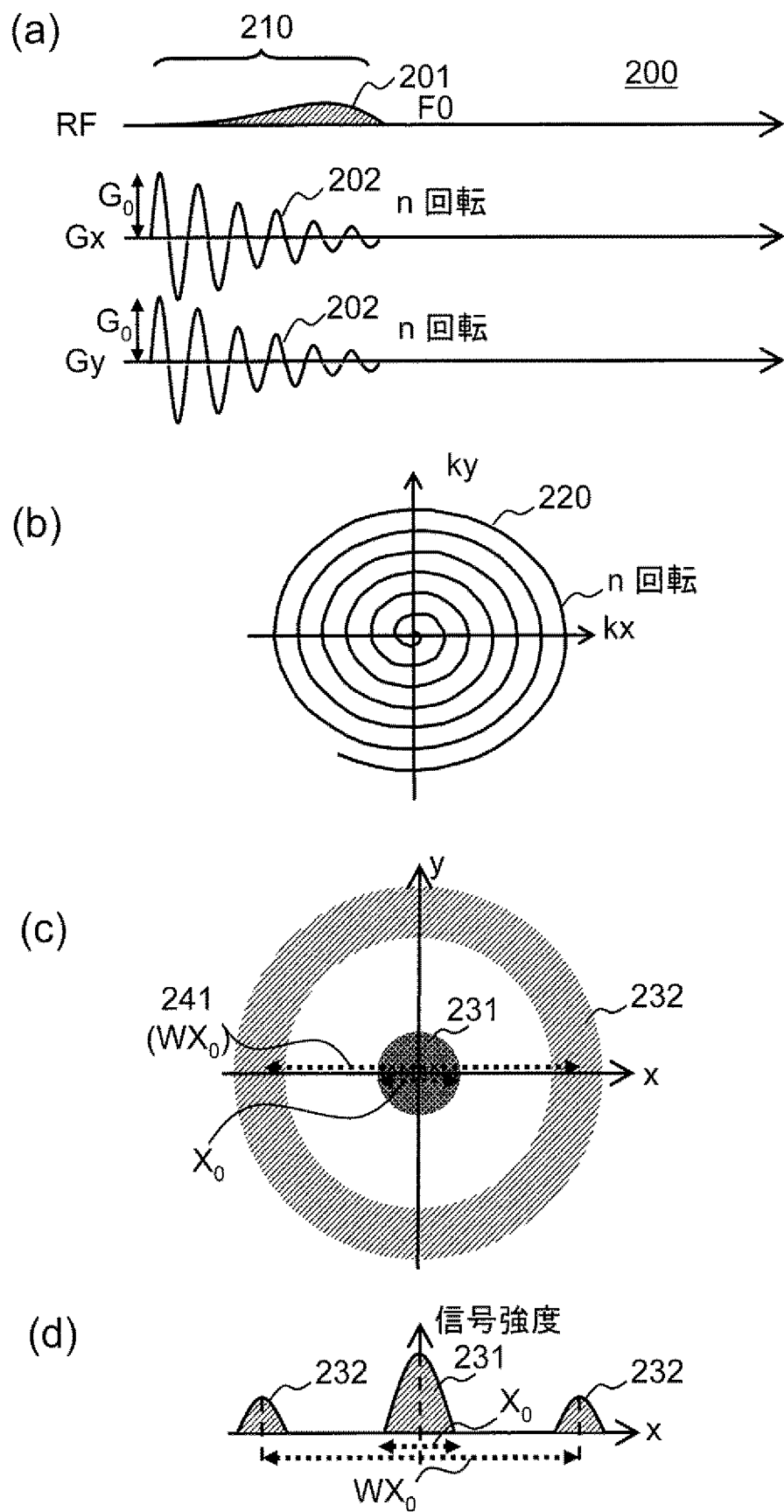
(b)



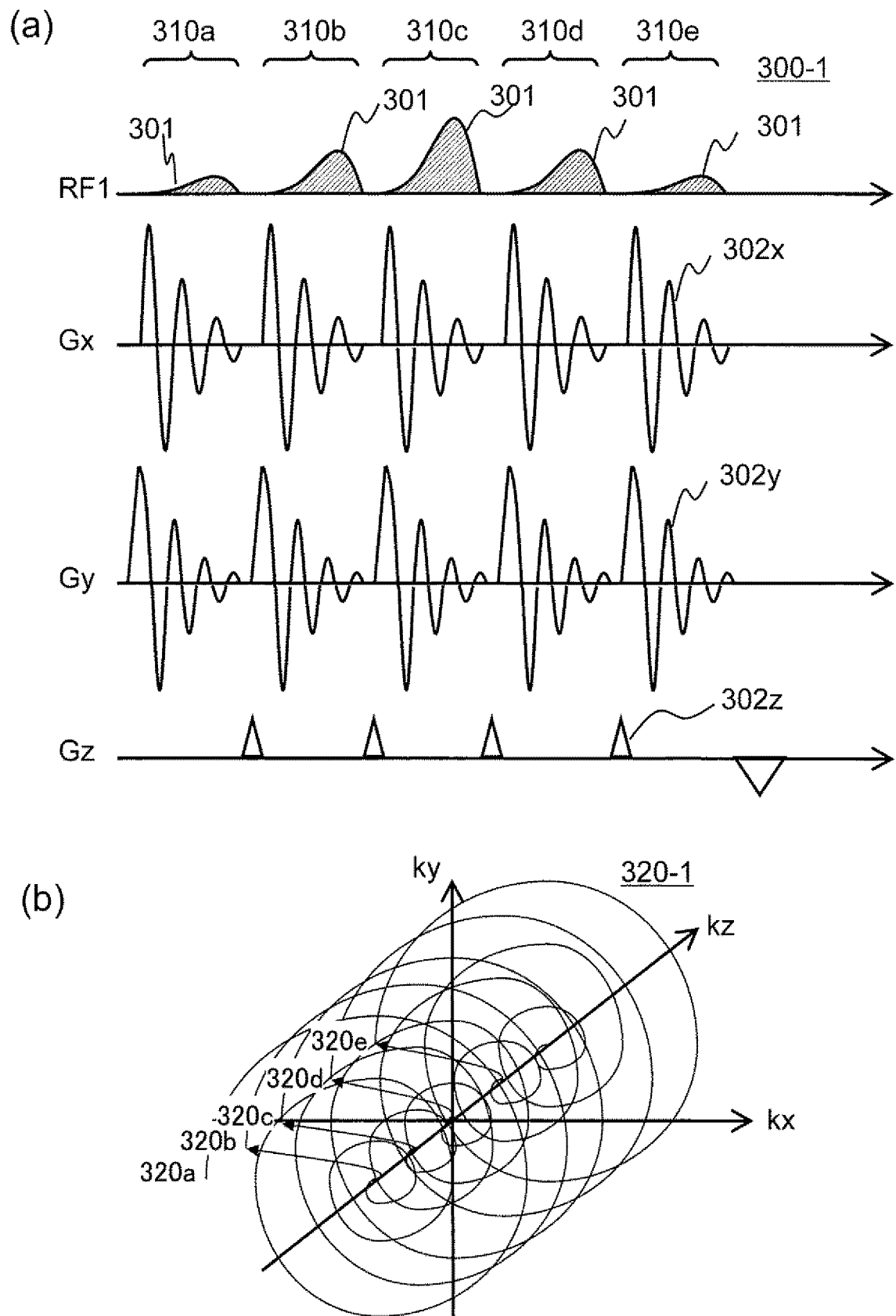
[図2]



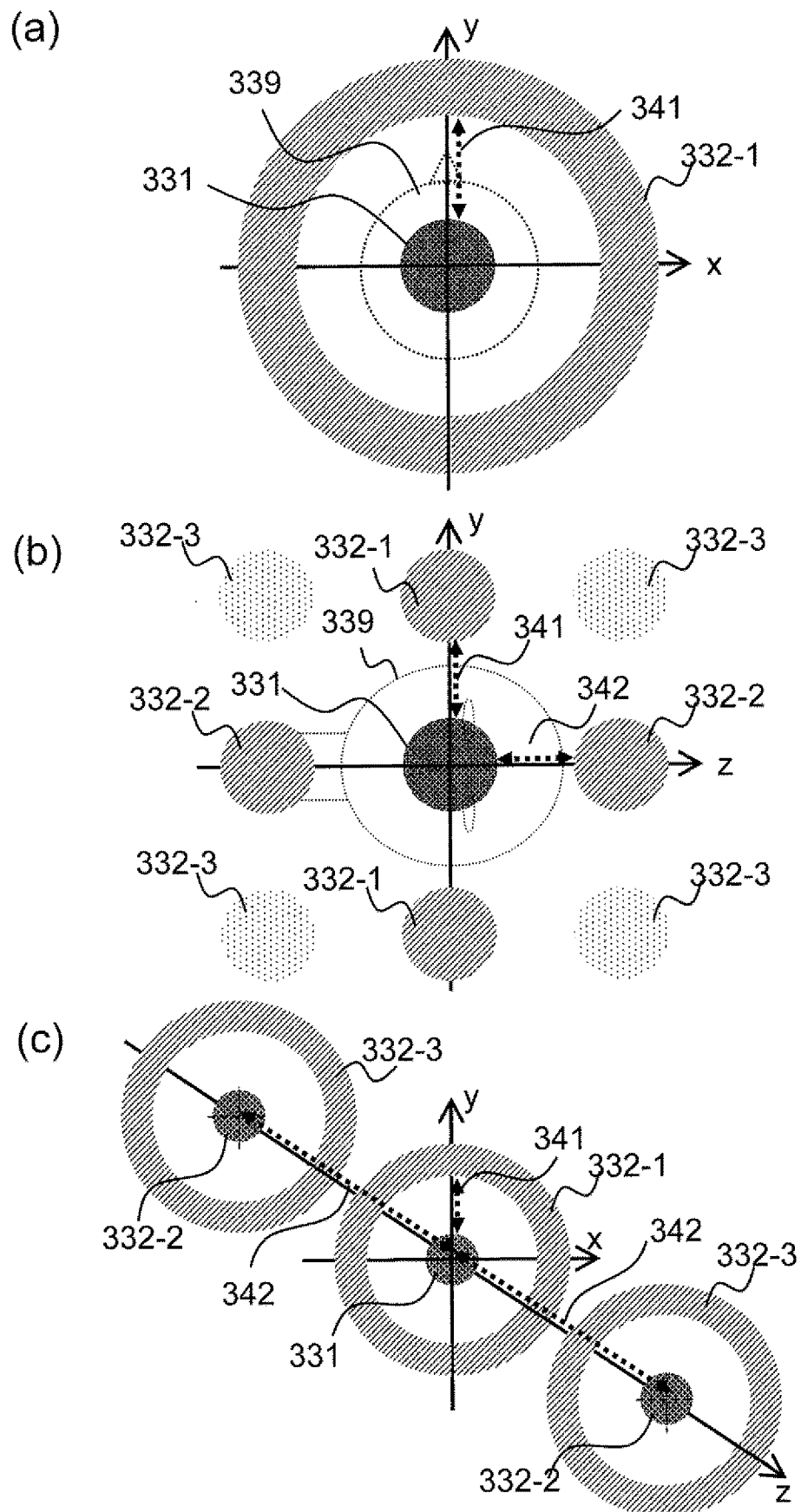
[図3]



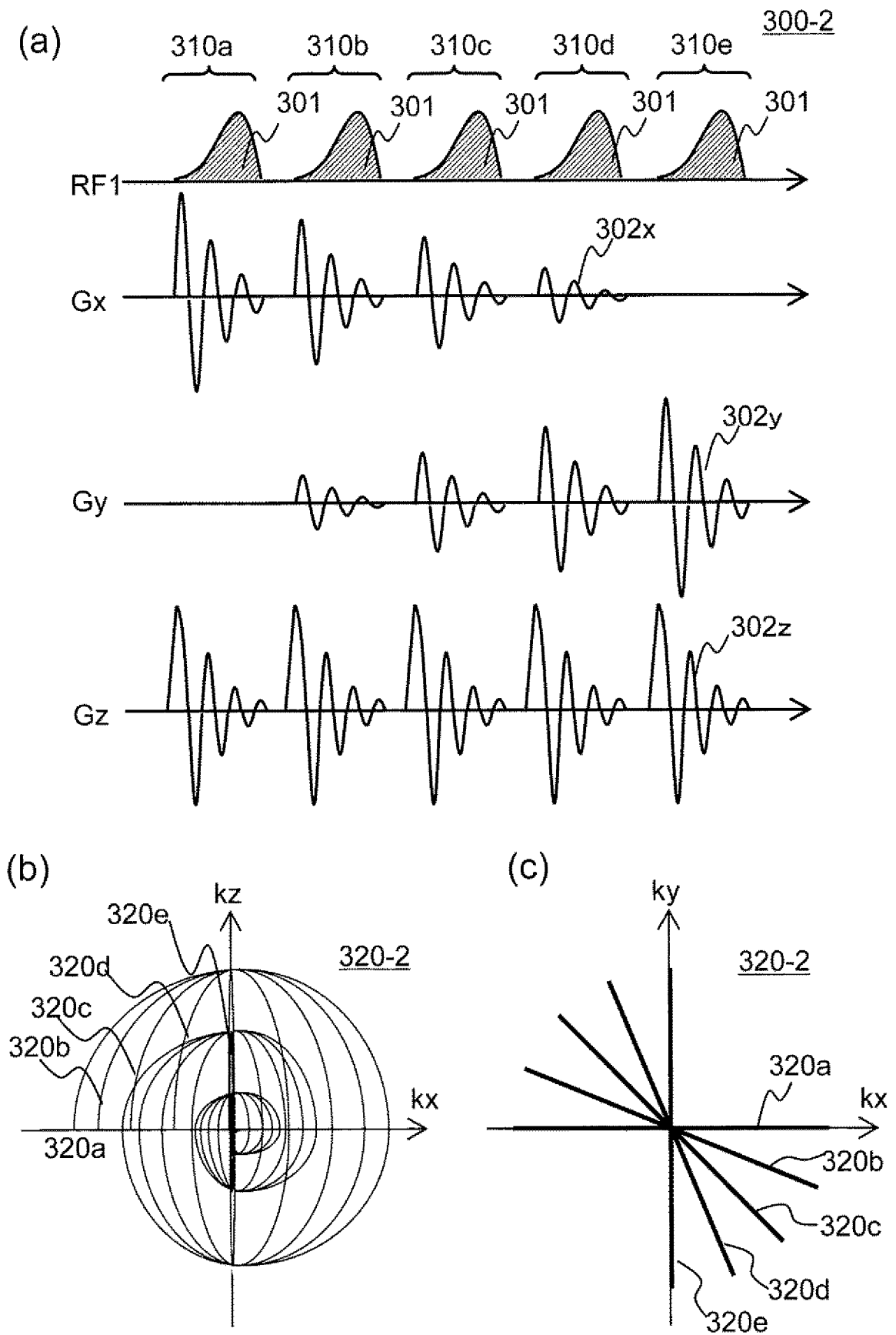
[図4]



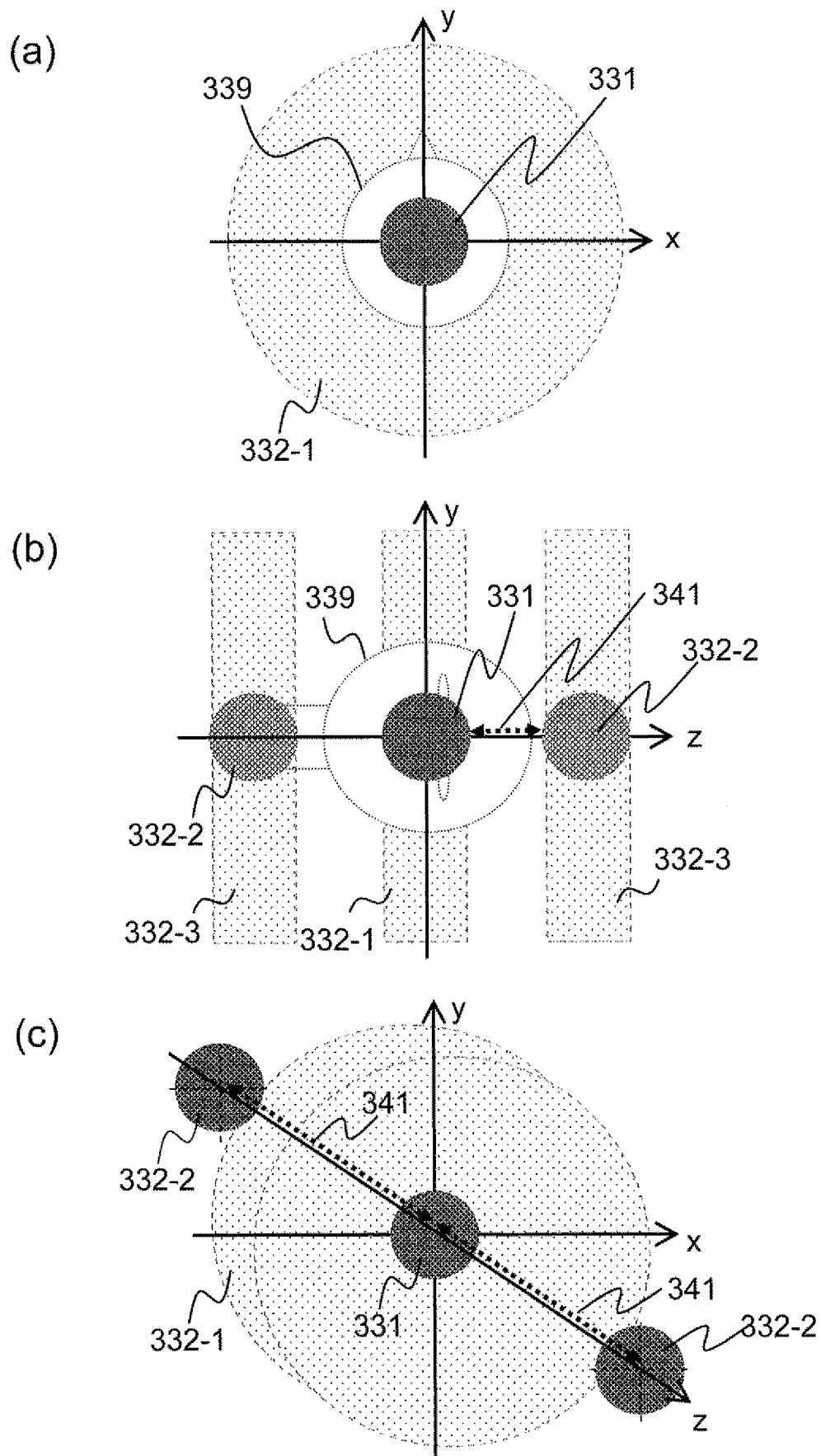
[図5]



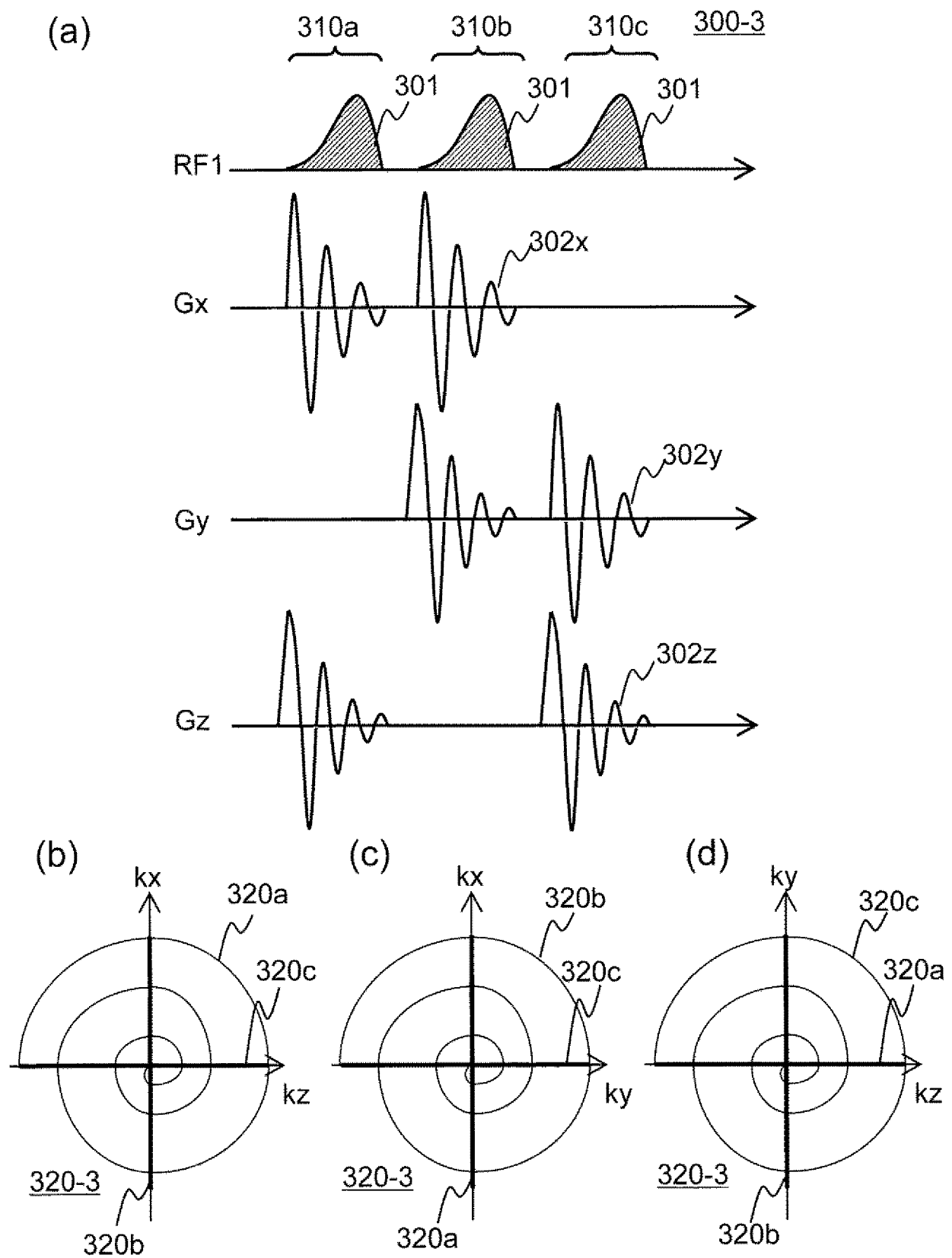
[図6]



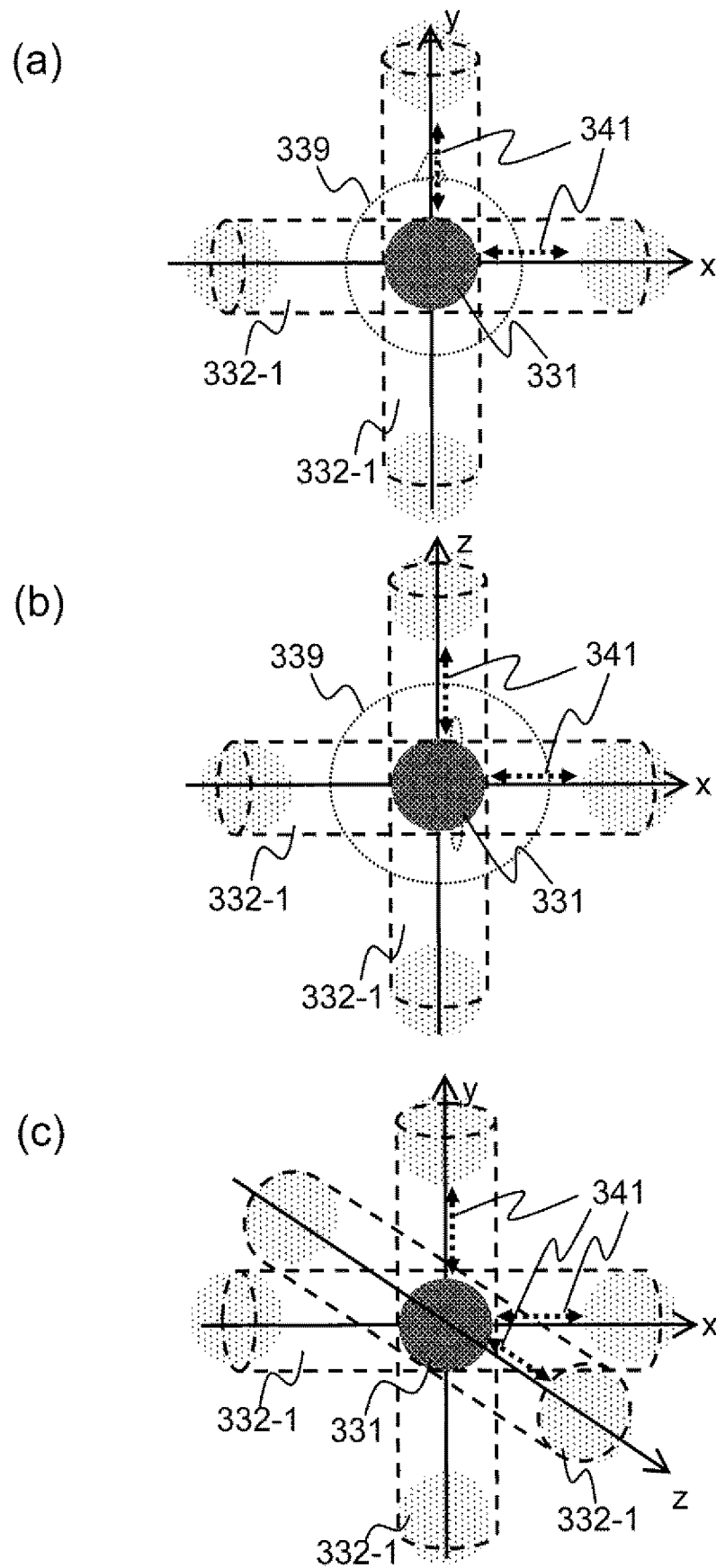
[図7]



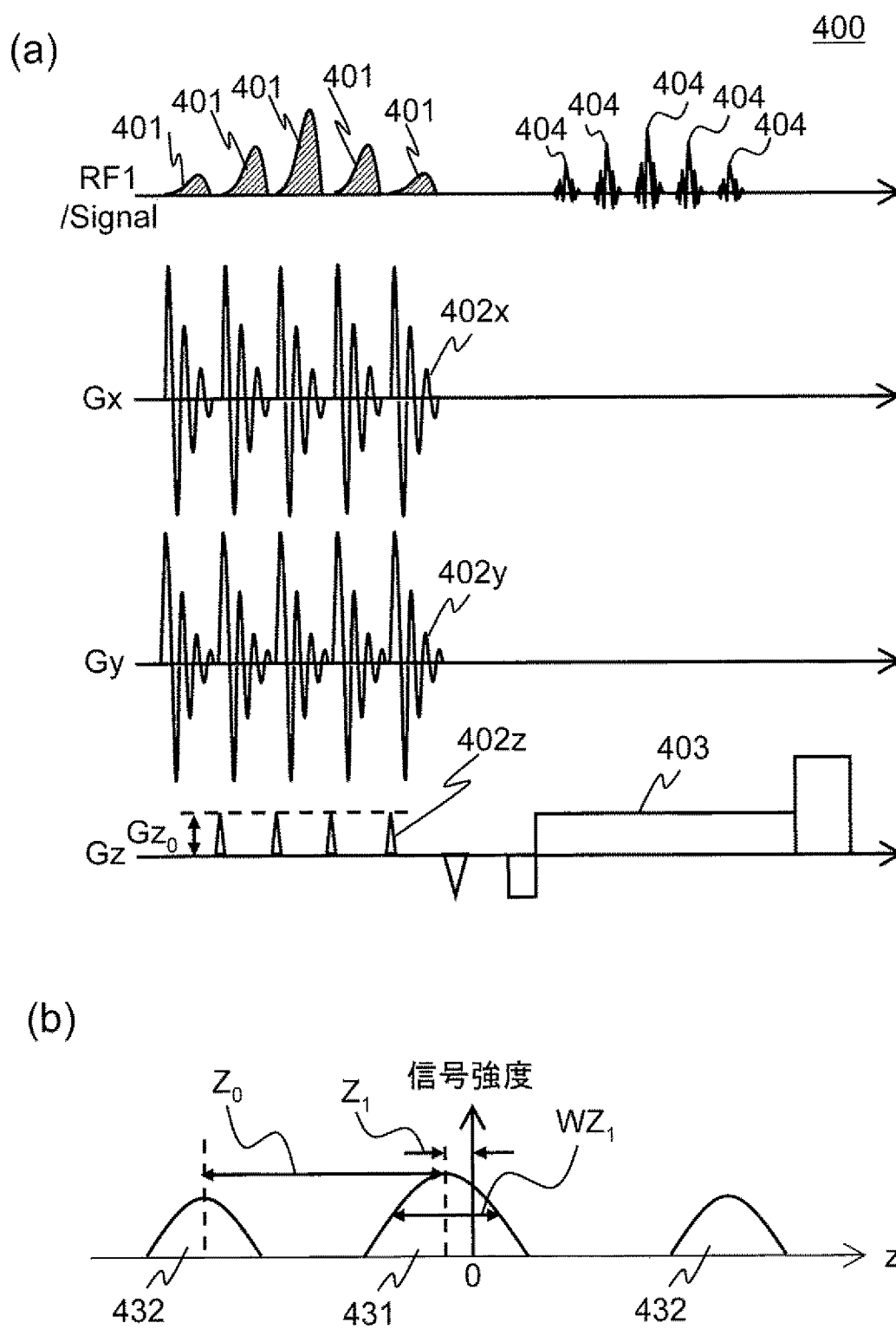
[図8]



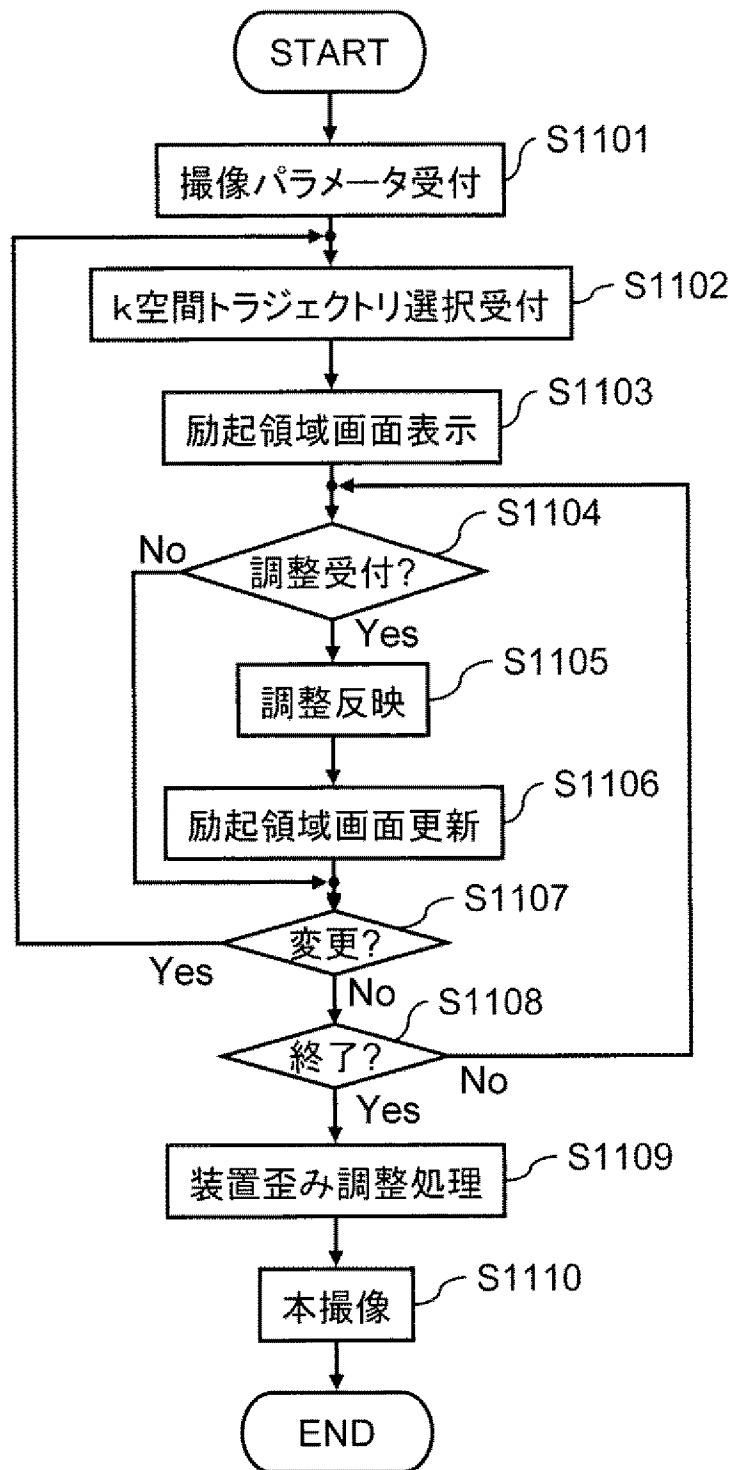
[図9]



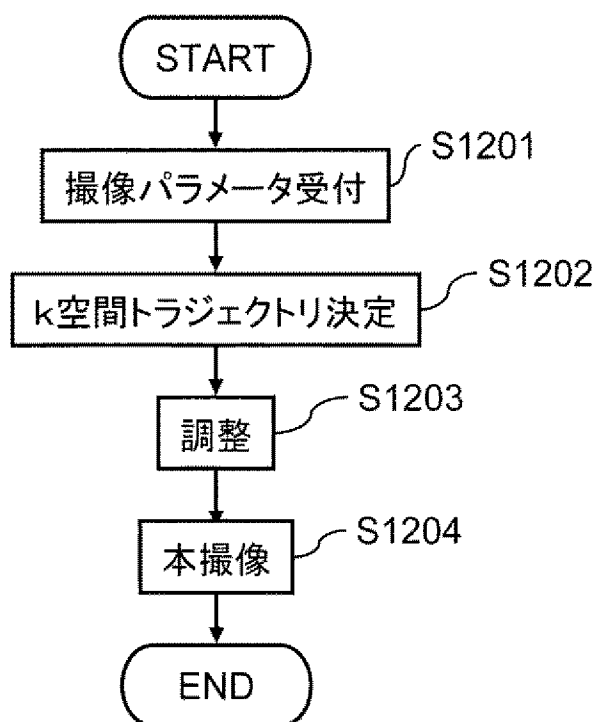
[図10]



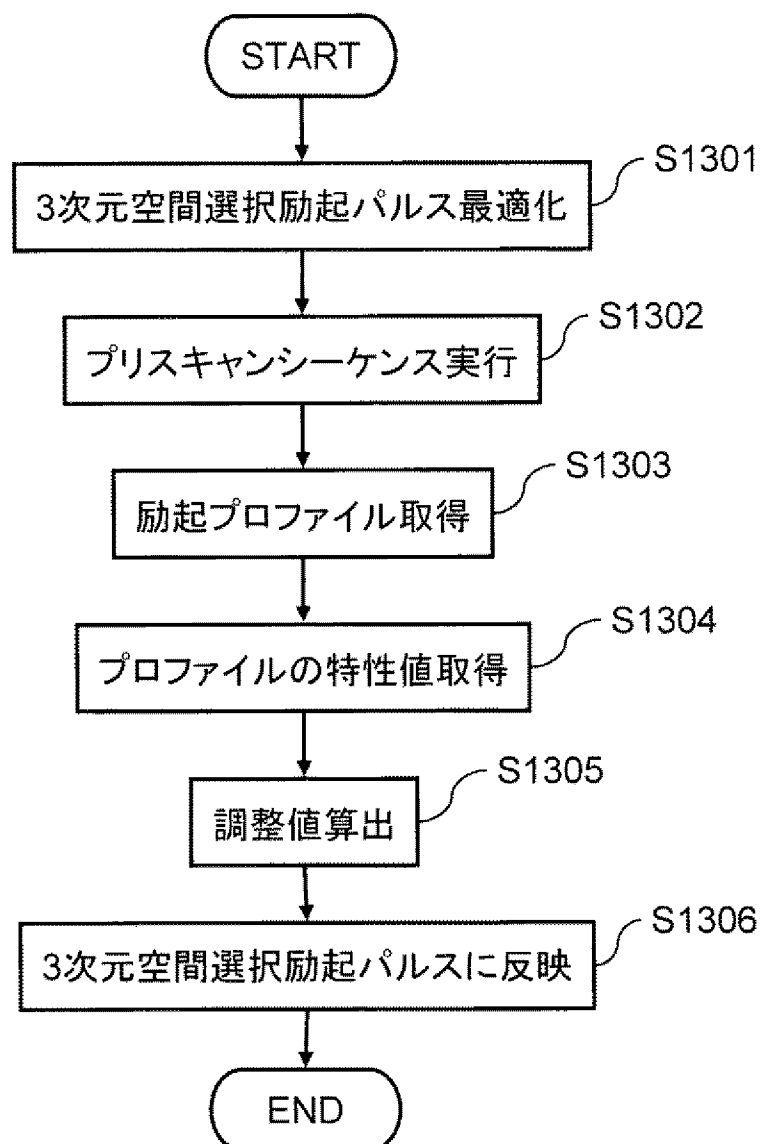
[図11]



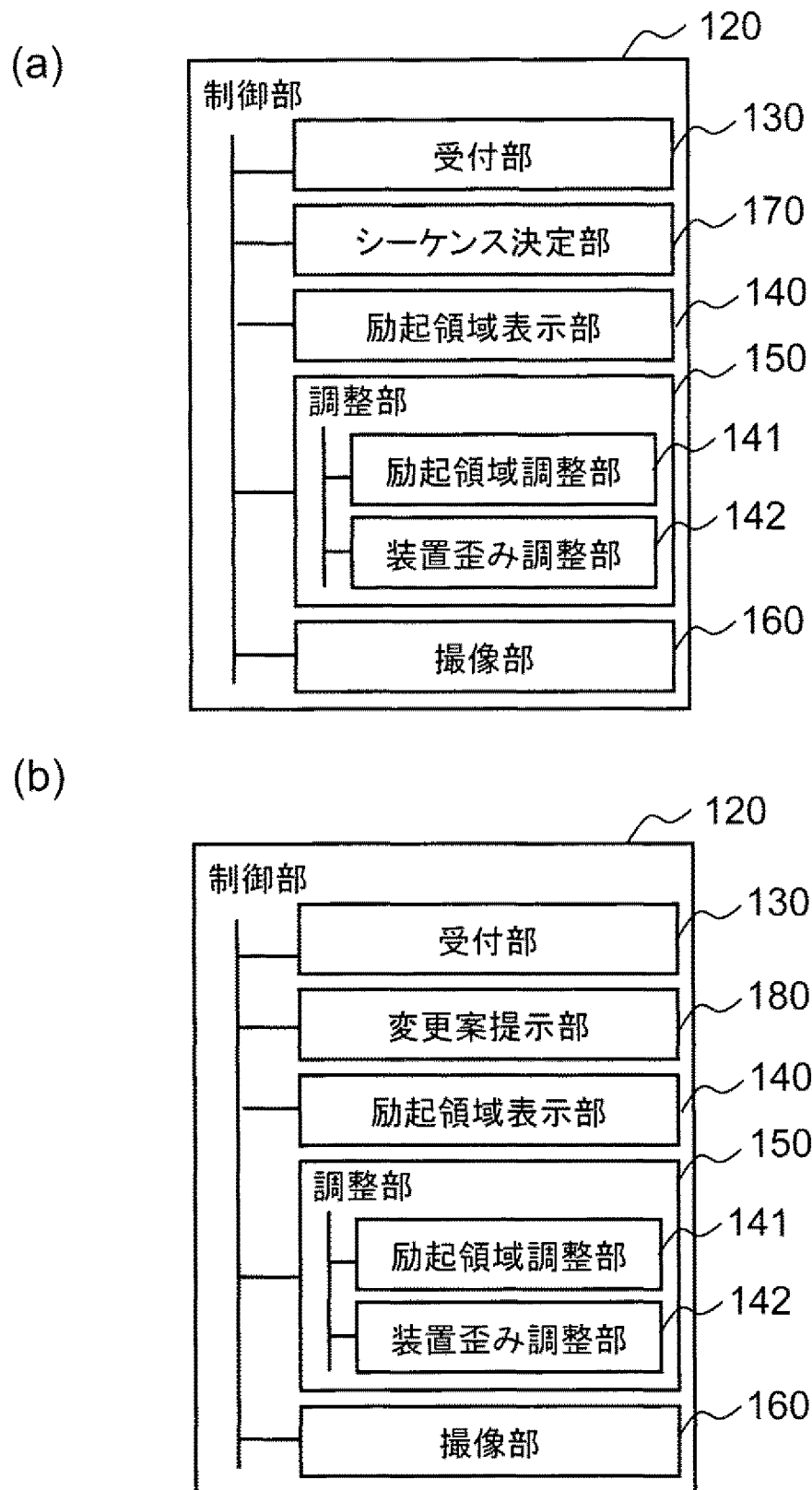
[図12]



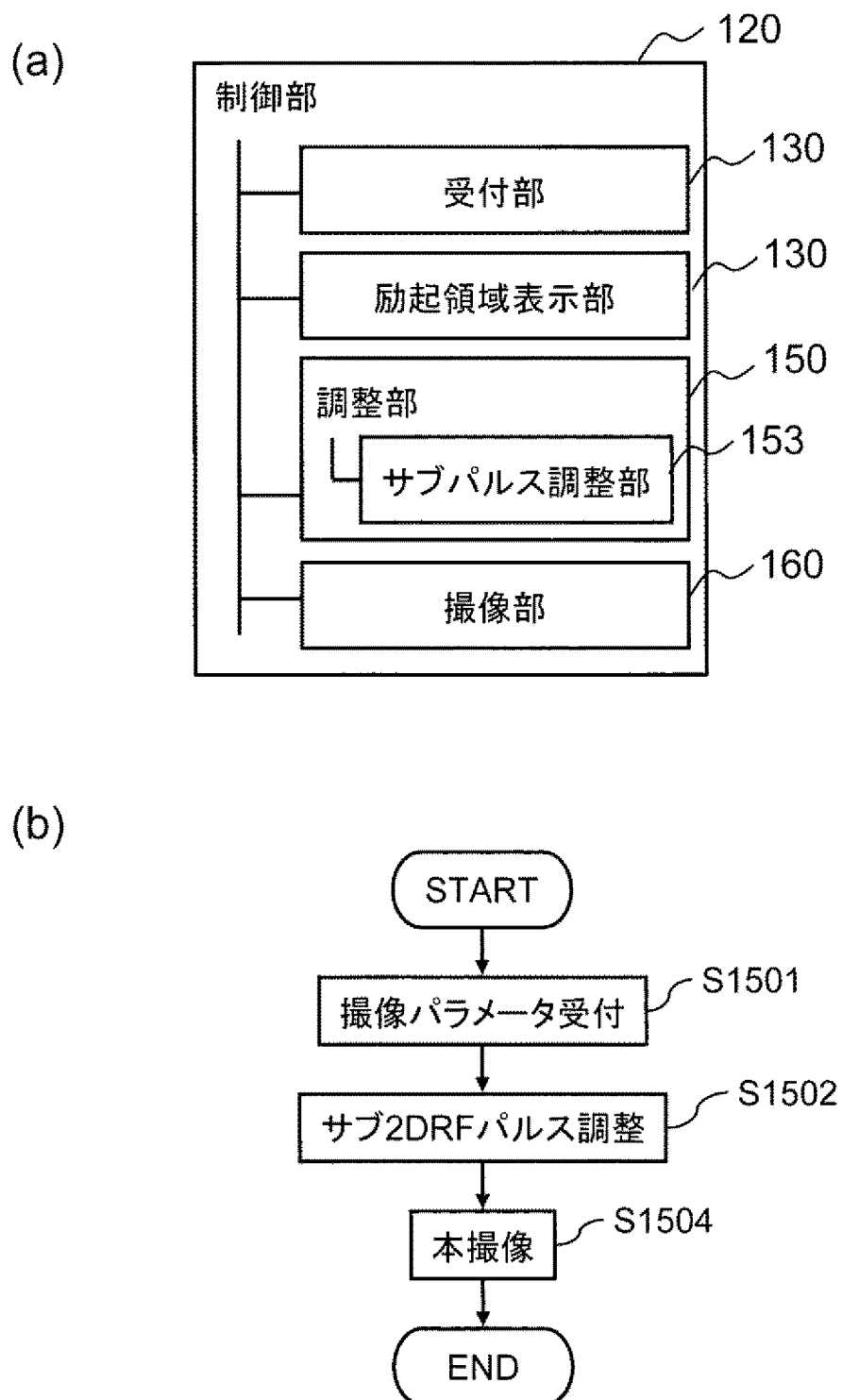
[図13]



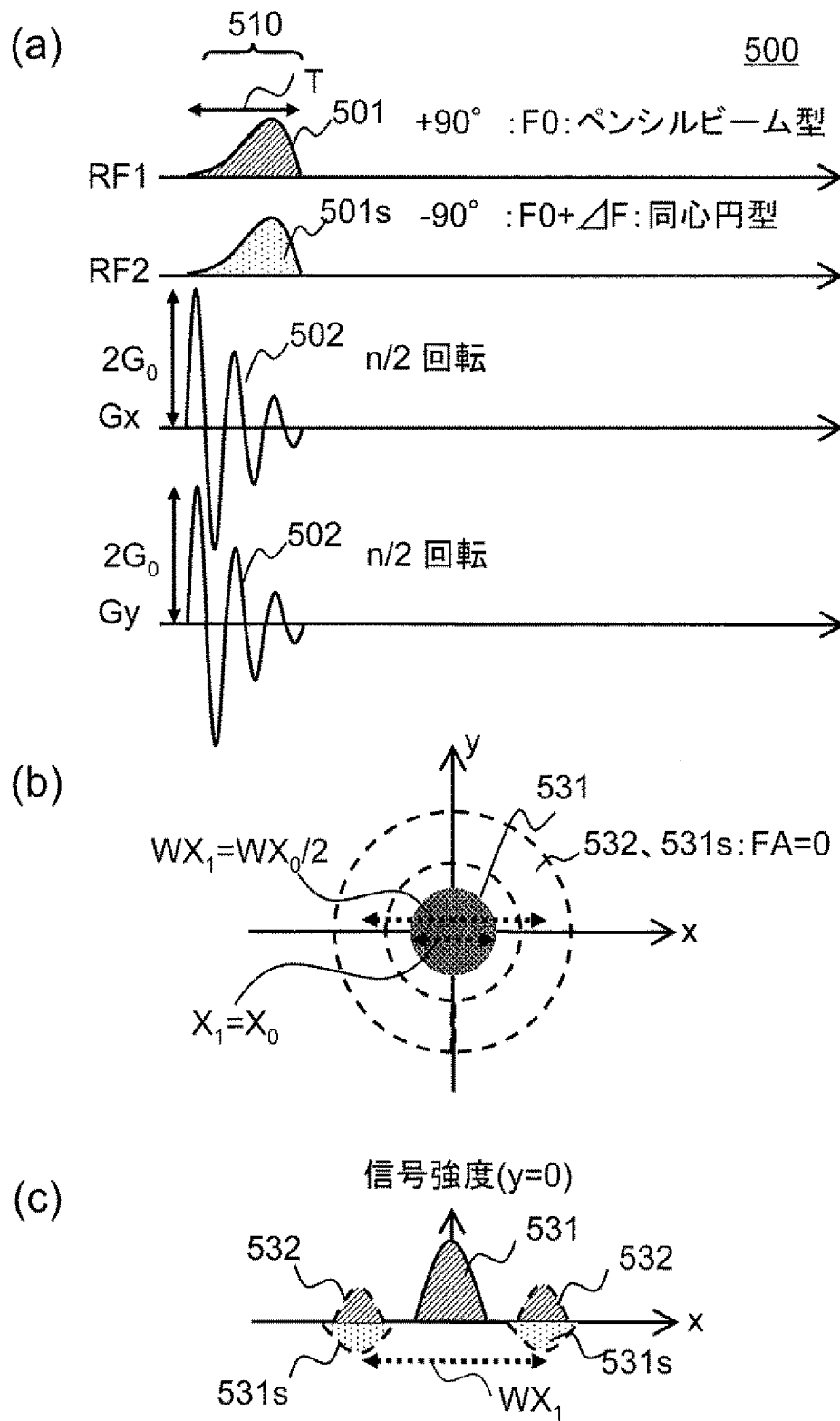
[図14]



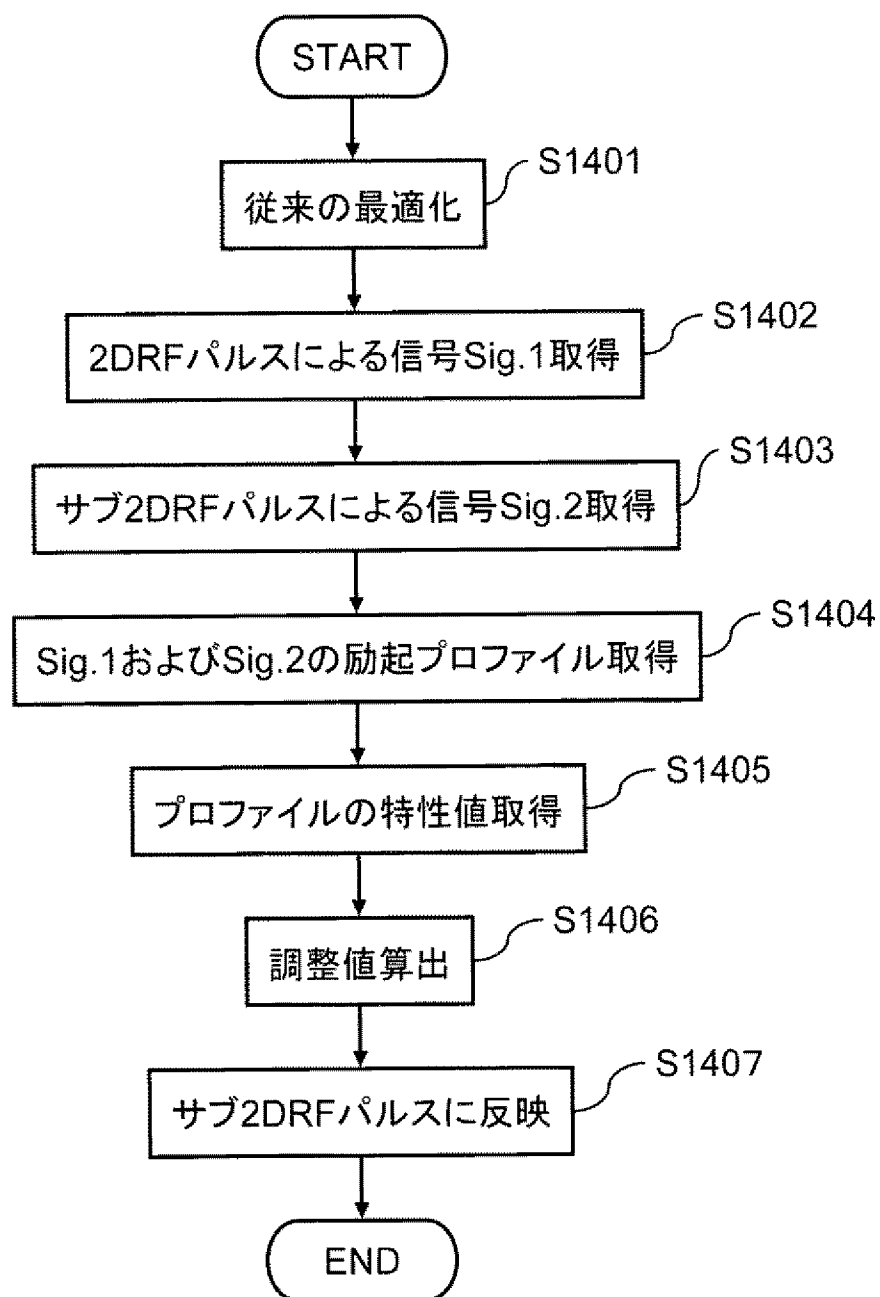
[図15]



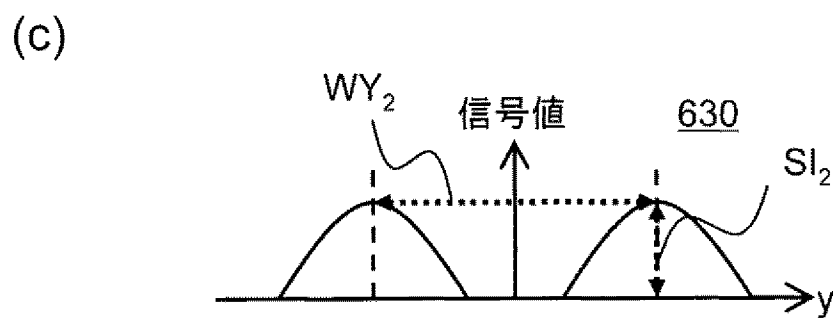
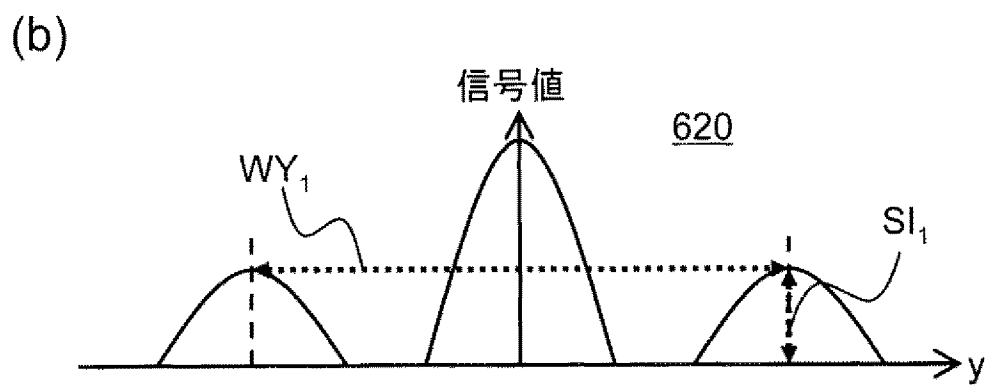
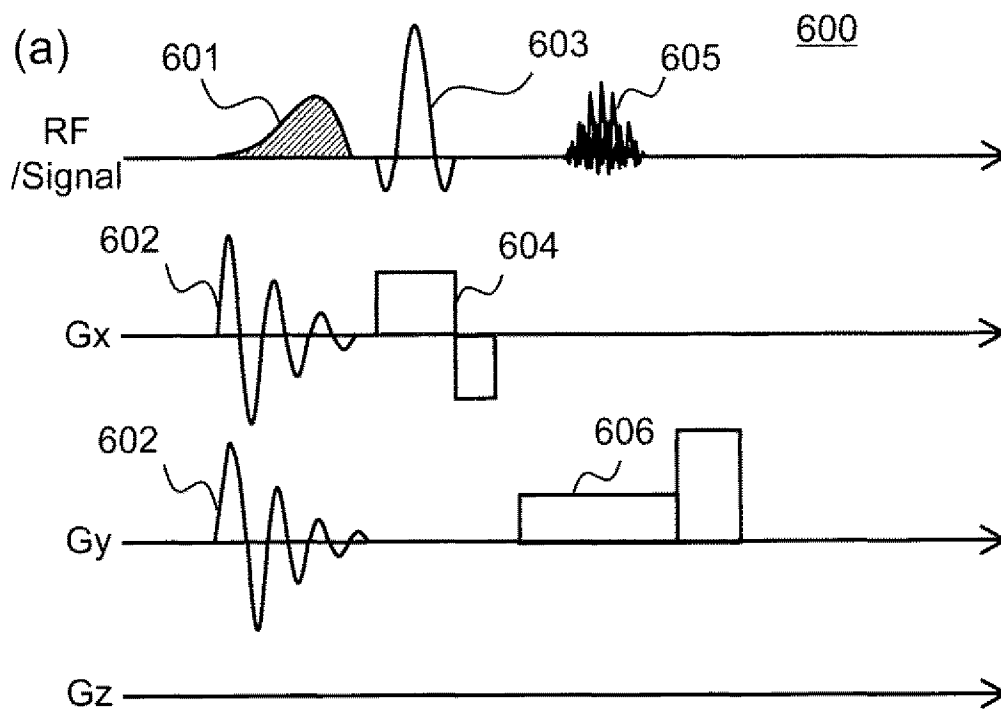
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074353

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
Y/A	JP 2009-291388 A (Hitachi Medical Corp.), 17 December 2009 (17.12.2009), (Family: none)	1, 2, 4-7, 11, 15/3, 8-10, 12-14
Y/A	JP 5-200012 A (Toshiba Corp.), 10 August 1993 (10.08.1993), & JP 2002-233515 A	1, 2, 4-7, 11, 15/3, 8-10, 12-14
Y/A	WO 2011/040289 A1 (Hitachi Medical Corp.), 07 April 2011 (07.04.2011), & US 2012/0194190 A1 & EP 2484280 A1	1, 4-7, 11, 15/ 3, 8-10, 12-14
Y/A	Glen Morrell, Three-Dimensional Spectral- Spatial Excitation, Magnetic Resonance in Medicine, 1997, vol. 37, p.378-386	1, 2, 4-7, 11, 15/3, 8-10, 12-14

☒ 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
09 October, 2013 (09.10.13)

Date of mailing of the international search report
22 October, 2013 (22.10.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074353

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-18079 A (Hitachi Medical Corp.), 29 January 2009 (29.01.2009), (Family: none)	1-15
A	JP 2001-95773 A (Hitachi Medical Corp.), 10 April 2001 (10.04.2001), & WO 2001/022879 A1	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. 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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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
Y / A	JP 2009-291388 A（株式会社日立メディコ）2009. 12. 17, （ファミリーなし）	1, 2, 4-7, 11, 15/ 3, 8-10, 12-14
Y / A	JP 5-200012 A（株式会社東芝）1993. 08. 10, & JP 2002-233515 A	1, 2, 4-7, 11, 15/ 3, 8-10, 12-14

☒ 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

0 9 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 2 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

宮澤 浩

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

9 4 0 7

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
Y/ A	WO 2011/040289 A1 (株式会社日立メディコ) 2011. 04. 07, & US 2012/0194190 A1 & EP 2484280 A1	1, 4-7, 11, 15/ 3, 8-10, 12-14
Y / A	Glen Morrell, Three-Dimensional Spectral-Spatial Excitation, Magnetic Resonance in Medicine, 1997, vol. 37, p.378-386	1, 2, 4-7, 11, 15/ 3, 8-10, 12-14
A	JP 2009-18079 A (株式会社日立メディコ) 2009. 01. 29, (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2001-95773 A (株式会社日立メディコ) 2001. 04. 10, & WO 2001/022879 A1	1-15