

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2010/044299 A1

PCT

(43) 国際公開日
2010年4月22日(22.04.2010)

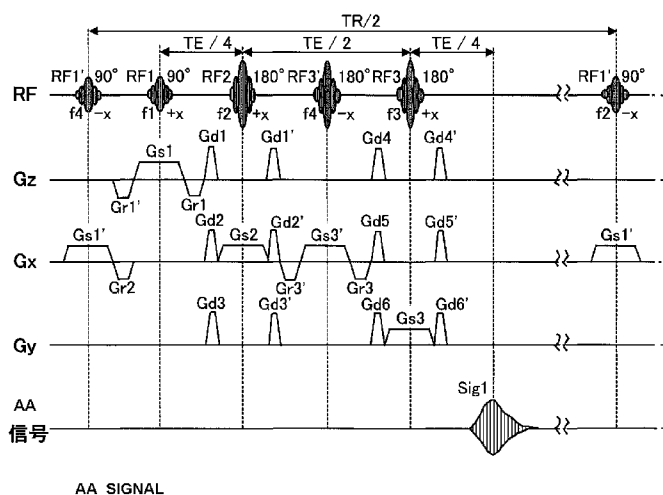
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/30 (2006.01)
G01N 24/08 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/063109
- (22) 国際出願日: 2009年7月22日(22.07.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2008-268938 2008年10月17日(17.10.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番4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): 平田 智嗣 (HIRATA, Satoshi) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 尾藤 良孝 (BITO, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 山王坂特許事務所 (Sanozaka Patent Law Firm); 〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町2丁目26番地2 第4安田ビル9階 Kanagawa (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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴撮影装置

図6





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：磁気共鳴撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴撮影装置を用いて情報を取得する技術に関し、特に、生体内の代謝情報を取得する磁気共鳴分光（M a g n e t i c R e s o n a n c e S p e c t r o s c o p y、以下、MRSと略す。）技術に関する。

背景技術

[0002] 磁気共鳴撮影（M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g、以下、M R I と略す。）装置は、静磁場中に置かれた被検体に対し、特定周波数の高周波磁場を照射することにより、被検体に含まれる水素等の原子核の核磁化を励起し、被検体から発生する磁気共鳴信号を検出して、物理的・化学的情報を取得する。M R I 装置を用いた計測法には、磁気共鳴信号を画像化する磁気共鳴イメージングの他に、水素原子核を含む様々な分子の化学結合の違いによる共鳴周波数の差異（以下、ケミカルシフトと呼ぶ）を手掛かりに、1～数個の領域から得られた磁気共鳴信号を分子毎の信号に分離し、代謝物質の情報を取得するM R S 計測がある（例えば、特許文献1 参照。）。

[0003] 特許文献 1 に記載されている手法は PRESS（プレス）法と呼ばれるもので、スペクトル計測対象領域を局所化する手法として、現在、最もよく用いられている。核磁化を励起する高周波磁場パルスとともに、所定のスライスを選択する傾斜磁場パルスを印加後、核磁化を反転させる高周波磁場パルスとともに、前記スライスに直交する 2 方向のスライスを選択する傾斜磁場パルスをそれぞれ印加し、3 つのスライスが交差する領域からの磁気共鳴信号を計測する。そして、計測した磁気共鳴信号に対し時間軸方向にフーリエ変換を施し、磁気共鳴スペクトル信号を得る。

[0004] MRS計測は、被検体内部の代謝物質を無侵襲で測定できるという他の計

測法には無い大きな長所がある。しかし、被検体内に含まれる代謝物質の濃度は非常に低いため、信号対ノイズ比（以下、S N Rと呼ぶ）が低くなることが多い。このため、M R S計測では、一般に、数十～数百回程度計測を繰り返し、積算することで必要とするS N Rを確保し、結果の精度を高めている。

[0005] また、M R S計測では、正常な領域と疾患部領域とを対比計測することがある。たとえば、計測対象が人体頭部の場合、疾患部領域と、大脳縦裂に対して線対称な位置の正常な領域とを対比計測する。しかし、上述のようにプレス法は、選択励起する領域を、直交する3つのスライスで局所化（特定）しているため、両計測対象領域を特定するスライスが1つでも共通すると、一方の領域の選択励起過程で他方の領域も擬似飽和する。このため、選択励起した領域の計測後、熱平衡状態に戻るまで待たなければ、他方の領域の計測を行うことはできない。従って、上述のようにS N Rを確保するために計測を繰り返す際に、一方の領域の計測後、当該領域が熱平衡状態に戻るまで待つ時間を、他方の領域の計測に用いることができない。

[0006] 一方の領域を選択励起する際、他方の領域に影響を与えないようにするため、図19（a）に示すように、一方の領域（計測領域V1）を選択励起するために用いる3つのスライスと他方の領域（計測領域V2）を選択励起するために用いる3つのスライスとが、互いに交差しないように各傾斜磁場の印加軸をX、Y、Z各軸から45度ずつ傾ける手法が提案されている（例えば、非特許文献1参照。）。本手法によれば、一方の領域（計測領域V1）が選択励起されても他方の領域（計測領域V2）は熱平衡状態を保つため、選択励起した領域（計測領域V1）の計測直後に他方の領域（計測領域V2）の計測を開始することができる。

[0007] また、2つの領域のM R S計測に要する時間を短縮する他の方法として、S T E A M法と呼ばれるものがある。これは、励起用高周波磁場として3つの90°パルスを使用するもので、図20に示すように、1回の計測で（1 T R内で）T Mと呼ばれる高周波磁場パルスの照射間隔（T M1、T M2）

が異なる2つのエコー信号を、異なる2つの領域から発生させることによって、高速化を図る（例えば、特許文献2参照。）。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開昭59-107246号公報

特許文献2：特開2001-231763号公報

非特許文献

[0009] 非特許文献1：T.H. Ernst and J. Henning Double-Volume 1H Spectroscopy with Interleaved Acquisitions Using Tilted Gradients Magnetic Resonance in Medicine 20、page 27-35 (1991)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] しかし、非特許文献1に記載の手法の場合、通常的位置決め画像の画素（立方体もしくは直方体）を形作る軸と、MRS計測領域を形作る軸とが、互いに一致しないため、図19（b）に示すように、位置決め画像（位置決会用トランス像）上にMRS計測領域を投影した場合、六角形の領域が表示されてしまう（計測領域が六角柱状に成る訳ではなく、X、Y、Z各軸から45度ずつ傾いた立方体もしくは直方体が実際に計測される領域となる）。このような表示上の相違が生じる場合、正確にどの位置を計測対象としているかを把握することが困難になる。

[0011] また、特許文献2に記載された手法の場合、一般的な計測条件下（例えば、信号検出時間を500ms～1秒程度とした場合）では、前記TMが大きく異なり、異なる2つの領域から得られる信号の計測条件が大きく相違する。このため、得られる結果の品質の差も大きい。従って、信号の発生順序を毎回交代させたとしても、実用に耐えうる計測結果を得ることは困難である

。さらに、特許文献2に記載された手法は、STEAM法パルスシーケンスにのみ適用可能な手法である。

[0012] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、MRS計測において、MRS計測領域を形作る軸と位置決め画像の画素を形作る軸とが互いに一致する計測条件の下、領域を特定するスライスが少なくとも1つ共通する複数の異なる領域を計測する際、効率よく高精度の結果を得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、それぞれ直交する3スライスで局所化（特定）される領域であって、当該領域を局所化する3スライスの中で1または2のスライスが共通するとともに、共通しないスライスは重ならない複数の領域をプレス法を用いて計測する際、選択励起する領域を励起するために用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて選択励起する領域と共通しないスライスを共通するスライス数回励起させ、選択励起する領域の計測時に、当該領域以外の領域群を熱平衡状態とする。

[0014] 具体的には、静磁場、高周波磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記静磁場中に置かれた被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトルを作成し、表示装置に表示する演算手段と、前記磁場発生手段、検出手段および演算手段の動作を制御して計測を実行する計測制御手段と、を備える磁気共鳴撮影装置であって、前記計測制御手段は、前記高周波磁場および前記傾斜磁場により、前記磁気共鳴信号を発生させる第一の領域を局所化して選択する選択励起手段と、前記選択励起手段が前記第一の領域を局所化する過程で、前記高周波磁場および前記傾斜磁場により、前記第一の領域と異なる領域である第二の領域群内の核磁化を熱平衡状態にする定常化手段と、を備え、前記第一の領域と前記第二の領域群とは、それぞれ、直交する3軸方向により特定され、前記第二の領域群は、前記第一の領域を特定する前記3軸方向と1または2軸が共通し、共通しない軸方向は全く重ならない領域群であり、前記定

常化手段は、前記選択励起手段が用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて前記第二の領域群内の核磁化を定常化することを特徴とする磁気共鳴撮影装置を提供する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、MRS計測において、MRS計測領域を形作る軸と位置決め画像の画素を形作る軸とが互いに一致する計測条件の下、領域を特定するスライスが少なくとも1つ共通する複数の異なる領域を計測する際、効率よく高精度の結果を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1] (a) は、第一の実施形態のMRI装置であって水平磁場方式のMRI装置の外観図であり、(b) は同垂直磁場方式のMRI装置の外観図であり、(c) は、同開放感を高めたMRI装置の外観図である。

[図2] 第一の実施形態のMRI装置の構成を示すブロック図である。

[図3] プレス法のパルスシーケンスの一例を示す図である。

[図4] プレス法により励起および反転される領域を説明するための図であり、(a) は位置決め用トランス像、(b) は位置参照用サジタル像、(c) は位置参照用コロナル像である。

[図5] プレス法により同スライス内で一直線上に並ぶ2つの異なる領域の計測を行う際の励起および反転領域と計測領域との位置関係例を示す図である。

[図6] 第一の実施形態のパルスシーケンスの一例を示す図である。

[図7] 第一の実施形態のパルスシーケンスにより励起および反転されるスライスを説明するための図であり、(a) は位置決め用トランス像、(b) は位置参照用サジタル像、(c) は位置参照用コロナル像である。

[図8] 第一の実施形態のパルスシーケンスによる計測対象領域を説明するための図であり、(a) は位置決め用トランス像、(b) は位置参照用サジタル像、(c) は位置参照用コロナル像である。

[図9] プレス法により同スライス内で一直線上に並ばない2つの異なる領域

の計測を行う際の励起および反転領域と計測領域との位置関係例を示す図である。

[図10] 第二の実施形態のパルスシーケンスの一例を示す図である。

[図11] 第二の実施形態のパルスシーケンスにより励起および反転されるスライスを説明するための図であり、(a)は位置決め用トランス像、(b)は位置参照用サジタル像、(c)は位置参照用コロナル像である。

[図12] 第二の実施形態のパルスシーケンスによる計測対象領域を説明するための図であり、(a)は位置決め用トランス像、(b)は位置参照用サジタル像、(c)は位置参照用コロナル像である。

[図13] 第一の実施形態のパルスシーケンスの変更例である。

[図14] 第一の実施形態のパルスシーケンスの変更例である。

[図15] 第一の実施形態のパルスシーケンスの変更例である。

[図16] 本発明の実施形態の水信号を抑圧するためのプリパルスシーケンスの一例を示す図である。

[図17] 第一の実施形態のパルスシーケンスの変更例である。

[図18] 本発明の実施例を説明するための図であり、(a)は、計測する2つの領域V1およびV2の空間的な配置を説明するための図であり、(b)は、領域V1から得られた磁気共鳴スペクトルデータ、(c)は、領域V2から得られた磁気共鳴スペクトルデータである。

[図19] (a)は、従来の手法で選択励起される2領域の位置関係を説明するための図であり、(b)は、選択励起された領域を位置決め画像上に投影した状態を説明するための図である。

[図20] 従来のSTEAM法パルスシーケンスを元にした改良パルスシーケンスを示す図である。

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を図面を参照して説明する。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装置について説明する。図1(a)～(c)は、それぞれ本実施形態のMRI装置の外観図である。図1(a)はソレノイドコイルで静磁場を発生するトンネル型磁石を用いた水平磁場方式のMRI装置100である。図1(b)は開放感を高めるために磁石を上下に分離したハンバーガー型（オープン型）の垂直磁場方式のMRI装置200である。また、図1(c)は、図1(a)と同じトンネル型のMRI装置であるが、磁石の奥行を短くし且つ斜めに傾けることによって、開放感を高めたMRI装置300である。なお、これらは一例であり、本実施形態のMRI装置はこれらの形態に限定されるものではない。本実施形態では、装置の形態やタイプを問わず、公知の各種のMRI装置を用いることができる。以下、特に区別する必要がない場合は、MRI装置100で代表する。

[0019] 図2は、本実施形態のMRI装置100の構成を示すブロック図である。本実施形態のMRI装置100は、被検体1が置かれる空間に、静磁場を発生する静磁場コイル2と、互いに直交する3方向の傾斜磁場を与えるための傾斜磁場コイル3と、被検体1に対し高周波磁場を照射する送信用高周波コイル5（以下、単に送信コイルという）と、被検体1から発生する磁気共鳴信号を受信する受信用高周波コイル6（以下、単に受信コイルという）と、静磁場均一度を調整するシムコイル4と、を備える。なお、シムコイル4は、なくてもよい。

[0020] 静磁場コイル2は、図1に示す各MRI装置100、200、300の構造に応じて、種々の形態のものが採用される。傾斜磁場コイル3及びシムコイル4は、それぞれ傾斜磁場用電源部12及びシム用電源部13により駆動される。送信コイル5が照射する高周波磁場は、送信機7により生成され、静磁場中に置かれた被検体1に印加される。受信コイル6が検出した核磁気共鳴信号は、受信機8を通して計算機9に送られる。なお、本実施形態では送信コイル5と受信コイル6とに別個のものを用いる場合を例にあげて説明するが、送信コイル5と受信コイル6との機能を兼用する1のコイルで構成

してもよい。

[0021] 計算機 9 は、予め登録されているプログラム、または、ユーザからの指示に従って、受信機 8 を介して得た磁気共鳴信号に対して様々な演算処理を行ないスペクトル情報や画像情報を生成する。計算機 9 には、表示装置 10、記憶装置 11、シーケンス制御装置 14、入力装置 15 などが接続される。表示装置 10 は、生成したスペクトル情報や画像情報をオペレータに表示するインタフェースである。入力装置 15 は、計測条件や演算処理に必要な条件、パラメータ等をオペレータが入力するためのインタフェースである。記憶装置 11 には、計算機 9 が生成したスペクトル情報や画像情報、入力装置 15 を介して入力された情報等が必要に応じて記録される。

[0022] シーケンス制御装置 14 は、傾斜磁場用電源部 12、シム用電源部 13、送信機 7 及び受信機 9 の動作を制御し、傾斜磁場、高周波磁場の印加および核磁気共鳴信号の受信のタイミング、印加量等を制御する。タイミングの制御は、撮影方法によって予め設定されているパルスシーケンスと呼ばれるタイムチャートに従って行う。使用するパルスシーケンスの選択、それぞれの印加量等の詳細な条件は、予めプログラムとして記憶装置 11 に登録されるか、または、ユーザから入力装置 15 を介して指示される。

[0023] 図 3 は、本実施形態の基礎となるプレス法による MRS パルスシーケンスの一例を説明するための図である。ここでは、水平磁場方式の MRI 装置 100 を用い、静磁場方向を Z 軸方向とする。本パルスシーケンスにおいて、RF は高周波磁場、 G_z は Z 軸方向の傾斜磁場、 G_x は X 軸方向の傾斜磁場、 G_y は Y 軸方向の傾斜磁場、信号は磁気共鳴信号（エコー信号）を示す。以下、本明細書において、同様である。また、図 4 は、図 3 に示すパルスシーケンスにより励起および反転される領域を説明するための図である。なお、図 4 に示す画像は、本撮影に先立って位置決め用および参照用に取得されるスカウト画像であって、それぞれ、図 4（a）は、位置決め用トランス像、図 4（b）は、位置参照用サジタル像、図 4（c）は、位置参照用コロナル像である。以下、プレス法による各部の動作と励起される領域との関係を

図3および図4を用いて説明する。ここでは、Z軸に垂直な第一のスライスS101と、X軸に垂直な第二のスライスS102と、Y軸に垂直な第三のスライスS103とが交差する領域（ボクセル）V110を計測対象領域とする。また、以下において、エコー時間をTEと呼ぶ。

[0024] まず、Z軸方向のスライス選択用傾斜磁場Gs1の印加とともにフリップ角が90°の高周波磁場（90°パルス）RF1を照射し、第一スライスS101内の核磁化のみを選択的に励起状態とする。このとき、90°パルスRF1の送信周波数f1は、傾斜磁場Gs1と組み合わせて選択される第一スライスS101が計測対象領域V110を含むよう決定される。なお、以下の全ての高周波磁場は、送信周波数、励起（反転）周波数帯域、励起（フリップ）角および送信位相をそれぞれ調整することができ、選択的に励起／反転を行う「スライスの位置と厚み」および選択スライス内に含まれる「核磁化を倒す角度と方向」をそれぞれ任意に変更することができる。

[0025] 次に、90°パルスRF1の照射からTE/4後に、X軸方向のスライス選択用傾斜磁場Gs2の印加とともにフリップ角が180°の高周波磁場（180°パルス）RF2を照射し、90°パルスRF1によって励起された第一スライスS101内の核磁化のうち、第二スライスS102にも含まれる核磁化のみを180°反転させる。180°パルスRF2の送信周波数f2は、傾斜磁場Gs2と組み合わせて選択される第二スライスS102が、計測対象領域V110を含むよう決定される。

[0026] さらに、180°パルスRF2の照射からTE/2後に、Y軸方向のスライス選択用傾斜磁場Gs3の印加とともに180°パルスRF3を照射し、180°パルスRF2によって反転された第一スライスS101と第二スライスS102との交差領域内にある核磁化のうち、第三スライスS103にも含まれる領域V110内の核磁化のみを再度180°反転させる。180°パルスRF3の送信周波数f3は、傾斜磁場Gs3と組み合わせて選択される第三スライスS103が、計測対象領域V110を含むよう決定される。なお、本パルスシーケンスにおいて、高周波磁場の送信周波数に続いて記

載されている $+x$ は、高周波磁場の位相を示す。本パルスシーケンスでは、 90° パルス $RF1$ 、 180° パルス $RF2$ 、 180° パルス $RF3$ は全て同じ位相（ $+x$ ）で照射される。

[0027] これらの3組の傾斜磁場及び高周波磁場の印加（照射）により、計測対象領域 $V110$ 内が選択励起され、 180° パルス $RF3$ の照射から $TE/4$ 後の時点のエコータイムとする磁気共鳴信号 Sig が領域 $V110$ 内から発生する。発生する磁気共鳴信号 Sig は、時間軸方向の信号変化を有し、上述したケミカルシフトの情報を含む。この磁気共鳴信号 Sig を、所定のサンプリング間隔で検出し、時間軸方向のフーリエ変換を施すことにより、磁気共鳴スペクトル信号を得る。

[0028] なお、本図に示すパルスシーケンスにおいて、傾斜磁場 G_s1 の印加の直後に印加される傾斜磁場 G_r1 は、傾斜磁場 G_s1 に対するリフェイズ（位相戻し）用の傾斜磁場である。また、 180° パルス $RF2$ の照射の前後で印加される傾斜磁場 G_d1 と傾斜磁場 G_d1' 、傾斜磁場 G_d2 と傾斜磁場 G_d2' 及び傾斜磁場 G_d3 と傾斜磁場 G_d3' は、 90° パルス $RF1$ の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルス $RF2$ の照射により励起された核磁化のみをディフェイズ（位相乱し）し、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。さらに、 180° パルス $RF3$ の照射の前後で印加される傾斜磁場 G_d4 と傾斜磁場 G_d4' 、傾斜磁場 G_d5 と傾斜磁場 G_d5' 及び傾斜磁場 G_d6 と傾斜磁場 G_d6' は、 90° パルス $RF1$ の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルス $RF3$ の照射によって励起された核磁化のみをディフェイズし、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。

[0029] 以上のMRSパルスシーケンスを実行することにより、図4に示すように、3つのスライス $S101$ 、 $S102$ 、 $S103$ が交差する計測対象領域 $V110$ 内に含まれる核磁化のみを選択的に励起し、計測対象領域 $V110$ からの磁気共鳴信号 Sig を検出することができる。ここで、必要とするSNRを確保するための積算を行う場合、繰り返し時間 TR 間隔で、上記手順に

よる磁気共鳴信号 S_{ig} の検出を N 回（通常、数十回～数百回程度）繰り返すとすると、全計測時間は「繰り返し時間 $\times$ 積算回数 $= TR \times N$ 」となる。なお、この繰り返し時間 TR は、励起された核磁化が励起前の熱平衡状態に戻るのに要する時間に従って定められ、励起対象となっている代謝物質の種類や励起を行う照射 RF 強度（フリップ角）等によって変化する。MRS で計測可能な人体内部の一般的な代謝物質の核磁化を 90° パルスで励起する場合、通常、繰り返し時間 TR は $1 \sim 2$ 秒程度に設定される。

[0030] ここで、図 5 に示すような、局所化する 3 スライスの中で 2 スライス（この例では、第一スライス S_{101} および第三スライス S_{103} ）が共通な 2 領域（第一の計測対象領域（以後、第一領域と呼ぶ。） V_{110} 、第二の計測対象領域（以後、第二領域と呼ぶ。） V_{120} ）を計測対象とする場合を考える。図 3 に示す MRS パルスシーケンスにより第一領域 V_{110} を選択励起する場合、 90° パルス RF_1 および傾斜磁場 G_s1 により第一スライス S_{101} 内の核磁化が励起され、 180° パルス RF_3 および傾斜磁場 G_s3 により第三スライス S_{103} 内の核磁化が励起される。これらのスライスは、第二領域 V_{120} をも局所化するスライスであるため、 180° パルス RF_3 照射後には、第二の領域 V_{120} も疑似飽和する。従って、例えば、第一領域 V_{110} の計測後、第二領域 V_{120} を計測する場合、第二領域 V_{120} 内の核磁化が熱平衡状態に戻るのを待たなければならない。この待ち時間（ T_1 緩和時間）は、繰り返し時間 TR にほぼ等しいため、総計測時間は、単純に 2 倍の「繰り返し時間 $\times$ 積算回数 $\times$ 計測領域数 $= TR \times N \times 2$ 」となる。

[0031] 本実施形態では、第一領域 V_{110} を選択励起する過程で、第二領域 V_{120} を熱平衡状態に戻すようパルスシーケンスを構成する。以下、これを実現するための、本実施形態の MRS パルスシーケンスについて説明する。図 6 は、本実施形態の MRS パルスシーケンスの一例を説明するための図である。図 7 は、図 6 に示す MRS パルスシーケンスにより励起および反転される領域を説明するための図である。また、図 8 は、計測対象領域を説明する

ための図である。図7および図8に示す画像の、それぞれ（a）は、位置決め用トランス像、（b）は位置参照用サジタル像、（c）は位置参照用コロナル像である。なお、本MRSパルスシーケンスは、記憶装置11に格納される。本実施形態のMRI装置100は、計算機9の指示に従って、シーケンス制御装置14が各部を動作させることにより、MRS計測を行う。

[0032] まず、本実施形態の計測対象領域について説明する。本実施形態の計測対象領域は、図8（a）～（c）に示す第一領域V110および第二領域V120である。第一領域V110は、第一スライスS101と、第二スライスS102と、第三スライスS103とにより局所化（特定）される。また、第二領域V120は、第一スライスS101と、第四スライスS104と、第三スライスS103とにより局所化（特定）される。このように、第一領域V110と第二領域V120とは第一スライスS101と第三スライスS103とが共通する。また、第二スライスS102および第四スライスS104は、全く重ならない。また、第二スライスS102および第四スライスS104の厚みは特に限定されない。第一スライスS101上で両領域は、第三スライスS103に沿って一直線上に並ぶ。以下、2つの領域の配置および大きさがこのような関係にあるものを、同一スライス内で一直線上に並ぶと呼ぶ。

[0033] 以下、上述の同一スライス内で一直線上に並ぶ2領域に関し、一方の領域（例えば、第一領域V110）をプレス法にて選択励起した時点で、他方の領域（第二領域V120）を熱平衡状態とする本実施形態のMRSパルスシーケンスについて説明する。概略は、共通するスライスを励起する直前に、当該スライスを励起する際に用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて、共通しないスライスを励起させ、共通するスライスを反転する直前に、当該スライスを反転する際に用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて、共通しないスライスを反転させるというものである。これにより、共通するスライスが励起および反転された際、両スライスが交差する領域（第二領域V120を含み、第一領域V110を含まな

い) が熱平衡状態となる。以下、詳細な手順を上記各図を用いて説明する。

[0034] 図6に示すように、まず初めに、第二領域V120を含み、第二スライスS102に平行な第四スライスS104内の核磁化を励起状態にするため、第四スライスS104選択用のX軸方向の傾斜磁場Gs1'を印加するとともに、第一の送信周波数f4を有する90°パルスRF1'を照射する。なお、第一の送信周波数f4は、傾斜磁場Gs1'と組み合わせて選択される第四スライスS104が、第二領域V120を含み、かつ、第一領域V110を含まないように決定される。以下、本実施形態では、第四スライスS104のスライス厚が第二領域V120のX軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。また、90°パルスRF1'の位相は-xとする。

[0035] 傾斜磁場Gs1'の印加終了後、傾斜磁場Gs1'の印加軸と直交する第一スライスS101選択用のZ軸方向の傾斜磁場Gs1を印加するとともに、90°パルスRF1'の位相(-x)を180度反転させた位相(+x)を有する90°パルスRF1を照射する。このとき、90°パルスRF1の送信周波数f1は、傾斜磁場Gs1と組み合わせて選択される第一スライスS101が、第一領域V110を含むよう決定される。ここでは、第一スライスS101のスライス厚が第一領域V110のZ軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。これにより、図7(a)~(c)に示すように、第四スライスS104と第一スライスS101とが交差する交差領域K130内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻り、交差領域K130を除く第一スライスS101内の核磁化が励起状態になる。

[0036] 次に、90°パルスRF1の照射からTE/4後に、第二スライスS102選択用のX軸方向の傾斜磁場Gs2を印加するとともに、第一の送信周波数f4とは異なる第二の送信周波数f1を有する180°パルスRF2を照射する。このとき、第二の送信周波数f1は、傾斜磁場Gs2と組み合わせて選択される第二スライスS102が、第一領域V110を含み、かつ、第二領域V120を含まないように決定される。ここでは、第二スライスS10

2のスライス厚が領域V 1 1 0のX軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。これにより、 90° パルスRF 1によって励起された、交差領域K 1 3 0を除く第一スライスS 1 0 1内の核磁化のうち、第二スライスS 1 0 2にも含まれる領域の核磁化が 180° 反転する。

[0037] 傾斜磁場 $G_s 2$ の印加終了後、傾斜磁場 $G_s 1'$ の印加軸と同じ軸の第四スライスS 1 0 4選択用のX軸方向の傾斜磁場 $G_s 3'$ を印加するとともに、第一の送信周波数 $f 4$ を有する 180° パルスRF 3'を照射する。このとき、 180° パルスRF 3'の位相は、 90° パルスRF 1'と同様に $-x$ とする。これにより、第四スライスS 1 0 4内の核磁化が反転状態になる。なお、ここでは、 180° パルスRF 3'の送信周波数は、 90° パルスRF 1'の送信周波数 $f 4$ と同じとしているが、これに限られない。傾斜磁場 $G_s 3'$ と組み合わせて選択されるスライスが、第二領域V 1 2 0を含み、かつ、第一領域V 1 1 0を含まなければ、第一の送信周波数 $f 4$ と異なってもよい。

[0038] さらに、 180° パルスRF 2の照射から $TE/2$ 後に、傾斜磁場 $G_s 1$ および傾斜磁場 $G_s 2$ の印加軸と直交する第三スライスS 1 0 3選択用のY軸方向の傾斜磁場 $G_s 3$ を印加するとともに、RF 3'の位相($-x$)を 180° 反転させた位相($+x$)を有する 180° パルスRF 3を照射する。これにより、図7(a)～(c)に示すように、第三スライスS 1 0 3と第四スライスS 1 0 4が交差する交差領域K 1 4 0内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻り、交差領域K 1 4 0を除く第三スライスS 1 0 3内の核磁化が反転する。 180° パルスRF 3の送信周波数 $f 3$ は、傾斜磁場 $G_s 3$ と組み合わせて選択される第三スライスS 1 0 3が、第一領域V 1 1 0を含むよう決定される。ここでは、第三のスライスS 1 0 3のスライス厚が第一領域V 1 1 0のY軸方向の幅と同等となるよう設定する場合の例である。なお、RF 3'とRF 3の位相についても、それぞれ $-x$ と $+x$ として説明しているが、これに限られない。RF 3'とRF 3との位相が 180° 異なっていればよく、例えば、 $-y$ と $+y$ であってもよい。

[0039] 以上の5組の高周波磁場及び傾斜磁場の印加により、 180° パルスRF3の照射からTE/4後の時点をエコータイムとする磁気共鳴信号S_{ig1}が第一領域V₁₁₀から発生する。受信コイル6によりこの磁気共鳴信号S_{ig1}を所定のサンプリング間隔で検出する。

[0040] なお、本パルスシーケンスにおいても、傾斜磁場G_{s1'}の印加の直後に印加される傾斜磁場G_{r2}は、傾斜磁場G_{s1'}に対するリフェイズ用の傾斜磁場である。また、傾斜磁場G_{s1}の印加の前後に印加される傾斜磁場G_{r1'}および傾斜磁場G_{r1}は、傾斜磁場G_{s1}に対するディフェイズ用およびリフェイズ用の傾斜磁場である。また、 180° パルスRF2の印加の前後で印加される傾斜磁場G_{d1}と傾斜磁場G_{d1'}、傾斜磁場G_{d2}と傾斜磁場G_{d2'}及び傾斜磁場G_{d3}と傾斜磁場G_{d3'}は、 90° パルスRF1の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルスRF2の照射により励起された核磁化をディフェイズし、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。また、傾斜磁場G_{s3'}の印加の前後に印加される傾斜磁場G_{r3'}および傾斜磁場G_{r3}は、傾斜磁場G_{s3'}に対するディフェイズ用およびリフェイズ用の傾斜磁場である。さらに、 180° パルスRF3の印加の前後で印加される傾斜磁場G_{d4}と傾斜磁場G_{d4'}、傾斜磁場G_{d5}と傾斜磁場G_{d5'}及び傾斜磁場G_{d6}と傾斜磁場G_{d6'}は、 90° パルスRF1の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルスRF3の照射によって励起された核磁化をディフェイズし、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。

[0041] 以上説明したように、本実施形態のMRSパルスシーケンスを実行することにより、図8に示すように、第一スライスS₁₀₁、第二スライスS₁₀₂、および第三スライスS₁₀₃の3つのスライスが交差する第一領域V₁₁₀に含まれる核磁化のみを選択的に励起することができ、かつ、第四スライスS₁₀₄、第一スライスS₁₀₁および第三スライスS₁₀₃が交差する第二領域V₁₂₀に含まれる核磁化を、ほぼ熱平衡状態に保つことが出来る。

- [0042] 第一領域V 1 1 0の磁気共鳴信号S i g 1を計測する時点で、第二領域V 1 2 0はほぼ熱平衡状態となっているため、第一領域V 1 1 0の励起および検出直後に第二領域V 1 2 0の励起を開始することができる。このため、S N R確保のため、励起および検出を繰り返す計測を行う場合、第一領域V 1 1 0内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間（例えば $TR/2$ ）の間に、第二領域V 1 2 0の励起および検出を行うことができる。
- [0043] 例えば、本実施形態のMRSパルスシーケンス実行し、第一領域V 1 1 0からの磁気共鳴信号S i g 1を取得直後に、 90° パルス $RF1'$ の送信周波数を f_2 、 180° パルス $RF2$ の送信周波数を f_4 、 180° パルス $RF3'$ の送信周波数を f_1 、に変更して同様の計測を行い、第二領域V 1 2 0からの磁気共鳴信号S i g 2を所定のサンプリング間隔で検出する。この場合も、第二領域V 1 2 0からの磁気共鳴信号S i g 2計測時点では、第一領域V 1 1 0は、ほぼ熱平衡状態となっている。従って、第二領域V 1 2 0の励起および検出後、第二領域V 1 2 0内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間（例えば $TR/2$ ）の間に、第一領域V 1 1 0の励起および検出を行うことができる。
- [0044] 以上説明したように、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、第一領域V 1 1 0および第二領域V 1 2 0が同スライス内で一直線上にある場合、「第一領域V 1 1 0の計測」と「第二領域V 1 2 0の計測」とを、繰り返し時間 $TR/2$ で交互に行うことにより、 $1TR$ の間に2つの領域の計測を行うことができる。この時、第一領域V 1 1 0および第二領域V 1 2 0は、実質的に、それぞれ繰り返し時間 TR で励起および検出が繰り返され、それぞれの領域に含まれる核磁化は、1領域計測時と同様の定常状態（ほぼ熱平衡状態）から励起および検出が行われる。従って、第一領域V 1 1 0から繰り返し検出した磁気共鳴信号S i g 1を積算したものと、第二領域V 1 2 0から繰り返し検出した磁気共鳴信号S i g 2を積算したものとに、それぞれ時間軸方向のフーリエ変換を施すことにより、それぞれ第一領域V 1 1 0から得られる磁気共鳴スペクトル信号と第二領域V 1 2 0から得られる磁

気共鳴スペクトル信号とを得ることができる。

[0045] 以上説明したように、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、同一スライス内で一直線上に並ぶ2つの異なる領域を対象とした計測を行う場合、選択励起する対象の領域（選択励起領域）を励起する過程において、選択励起する対象でない領域（選択非励起領域）の、選択非励起領域を局所化する直交する3つのスライスの中で選択励起領域を局所化するスライスと共通しないスライスを、選択励起領域を励起する際に用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて励起する。この励起を、共通するスライスの数だけ行う。このようにして、選択励起領域の励起過程中に、選択非励起領域内の核磁化をほぼ熱平衡状態に戻す。

[0046] 従って、本実施形態のMRI装置を用いたMRS計測において、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、同一断面内で一直線上に並ぶ2つの異なる領域を対象とした計測を行う場合、一方の領域の磁気共鳴信号検出後、当該領域内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間の間に、他方の領域の計測を行うことができる。従って、計測領域を2倍に増やした場合でも、総計測時間を1領域計測時の計測時間の2倍以下に抑えることができる。例えば、1領域計測時の繰り返し時間TRの半分の繰り返し時間 $TR/2$ で、各領域の計測を「N回ずつ」交互に行い積算する場合、得られる（両領域の）スペクトル信号のSNRを1領域計測時のSNRと同水準の値に保ちながら、総計測時間を1領域計測時と同様の時間（繰り返し時間×積算回数×2領域分 $=TR/2 \times N \times 2 = TR \times N$ ）とすることができる。

[0047] また、本実施形態のMRI装置を用いたMRS計測において、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、同一断面内で一直線上に並ぶ2つの異なる領域を対象とした計測を行う場合、一方の領域の磁気共鳴信号検出後、当該領域内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間の間に、他方の領域の計測を行うことができる。従って、計測領域を2倍に増やし、かつ、総計測時間を1領域計測時の計測時間の2倍とした場合、両領域の計測回数（積算回数）を増加させることができる。従って、得られる両領域のスペ

クトル信号のSNRを1領域計測時のSNRよりも向上させることができる。例えば、1領域計測時の繰り返し時間TRの半分の繰り返し時間 $TR/2$ で、各領域の計測を「 $2 \times N$ 回ずつ」交互に行い積算する場合、総計測時間を1領域計測時の2倍の時間（繰り返し時間 $\times$ 積算回数 $\times$ 2領域分 $=TR/2 \times 2 \times N \times 2 = TR \times N \times 2$ ）とすれば、積算回数が2倍となるため、得られる両領域のスペクトル信号のSNRは1領域計測時のSNRの約 $\sqrt{2}$ 倍となる。

[0048] また、本実施形態のMRI装置を用いたMRS計測において、本実施形態のMRSパルスシーケンスを用いて同一断面内の一直線上に並ぶ2つの異なる領域を対象とした計測を、従来同様、1領域計測時と同じ繰り返し時間TRで、各領域の計測を「N回ずつ」交互に行い積算してもよい。この場合、総計測時間は従来同様1領域計測時の2倍の時間「繰り返し時間 $\times$ 積算回数 $\times$ 2領域分 $=TR \times N \times 2 = TR \times N \times 2$ 」を要する。しかし、得られる両領域のスペクトル信号のSNRは1領域計測時のSNRより向上する。これは、領域毎に考えた場合、実質的な繰り返し時間がTRの2倍となり、従来のプレス法のパルスシーケンスを用いた場合に比べ、各核磁化はより熱平衡状態に近付くことができるためである。なお、向上の度合いは、縦緩和時間T1と繰り返し時間TRにより、物質（縦緩和時間T1）ごとに異なる。

[0049] <<第二の実施形態>>

次に本発明を適用する第二の実施形態について説明する。第一の実施形態では、MRS計測を行う2つの計測対象領域について、それぞれを局所化する3スライス中2スライスが共通の場合、画質および計測時間のいずれか一方を他を犠牲にせずに向上させる。本実施形態では、2つの計測対象領域を局所化する3スライスの中で、1スライスが共通の場合に第一の実施形態と同様の効果を得る。以下、本実施形態のMRI装置は基本的に第一の実施形態と同様である。本実施形態のMRI装置に関し、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

[0050] まず、図9に示すような、局所化する3スライスの中で、1スライス（こ

の例では、第一スライス S 2 0 1 が共通な 2 領域（第一領域 V 2 1 0、第二領域 V 2 2 0）を従来のプレス法で計測する場合を考える。図 3 に示す MRS パルスシーケンスにより第一領域 V 2 1 0 を選択励起する場合、 90° パルス RF 1 および傾斜磁場 $G_s 1$ により第一スライス S 2 0 1 内の核磁化が励起される。第一スライス S 2 0 1 は、第二領域 V 2 2 0 をも局所化するスライスであるため、 90° パルス RF 1 照射後には、第二の領域 V 2 2 0 も疑似飽和する。従って、例えば、第一領域 V 1 1 0 の計測後、第二領域 V 1 2 0 を計測する場合、第二領域 V 1 2 0 内の核磁化が熱平衡状態に戻るのを待たなければならない。

[0051] 本実施形態では、第一領域 V 2 1 0 を選択励起する過程で、第二領域 V 2 2 0 を熱平衡状態に戻すようパルスシーケンスを構成する。以下、これを実現するための、本実施形態の MRS パルスシーケンスについて説明する。図 1 0 は、本実施形態の MRS パルスシーケンスの一例を説明するための図である。図 1 1 は、図 1 0 に示す MRS パルスシーケンスにより励起および反転される領域を説明するための図である。図 1 2 は、図 1 0 に示す MRS パルスシーケンスによる計測対象領域を説明するための図である。図 1 1 および図 1 2 において、それぞれ (a) は位置決め用トランス像、(b) は位置参照用サジタル像、(c) は位置参照用コロナル像である。なお、本パルスシーケンスは、記憶装置 1 1 に格納される。本実施形態の MRI 装置 1 0 0 は、計算機 9 の指示に従って、シーケンス制御装置 1 4 が各部を動作させることにより、MRS 計測を行う。

[0052] まず、本実施形態の計測対象領域について説明する。本実施形態の計測対象領域は、図 1 2 (a) ~ (c) に示す第一領域 V 2 1 0 および第二領域 V 2 2 0 である。第一領域 V 2 1 0 は、第一スライス S 2 0 1 と、第二スライス S 2 0 2 と、第三スライス S 2 0 3 とにより局所化（特定）される。また、第二領域 V 2 2 0 は、第一スライス S 2 0 1 と、第四スライス S 2 0 4 と、第五スライス S 2 0 5 とにより局所化（特定）される。このように、第一領域 V 2 1 0 と第二領域 V 2 2 0 とは第一スライス S 2 0 1 が共通する。ま

た、第二スライスS202および第四スライスS204、第三スライスS203および第五スライスS205は、それぞれ全く重ならない。また、第二スライスS202および第四スライスS204、第三スライスS203および第五スライスS205の厚みは特に限定されない。以下、2つの領域の配置および大きさがこのような関係にあるものを、同一スライス内で一直線上に並ばないと呼ぶ。

[0053] 以下、上述の同一スライス内で一直線上に並ばない2領域に関し、一方の領域（例えば、第一領域V210）をプレス法にて選択励起した時点で、他方の領域（第二領域V220）を熱平衡状態とする本実施形態のMRSパルスシーケンスについて説明する。概略は、共通するスライス（第一スライスS201）を励起する直前に、当該スライスを励起する際に用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて、共通しないスライス（第四スライスS204または第五スライスS205）を励起させる。これにより、共通するスライス（第一スライスS201）が励起された際、両スライス（第一スライスS201と、第四スライスS204または第五スライスS205と）が交差する領域（第二領域V220を含み、第一領域V210を含まない）が熱平衡状態となる。このように、本実施形態のパルスシーケンスは、基本的に第一の実施形態のMRSパルスシーケンスと同様であるが、共通するスライスが1断面であるため、第一領域V210を選択励起する際に、影響を受けるスライスが1面となり、その面内の核磁化を熱平衡状態に戻す処理のみでよい。以下、詳細な手順を上記各図を用いて説明する。ここでは、第四スライスS204を用い、第一領域V210の選択励起による影響を除去する場合を例にあげて説明する。第四スライスS204の代わりに第五スライスS205を用いてもよい。

[0054] 図10に示すように、まず初めに、第二領域V220を含み、第二スライスS202に平行な第四スライスS204内の核磁化を励起状態にするため、第四スライスS204選択用のX軸方向の傾斜磁場 $G_{s1'}$ を印加するとともに第一の送信周波数 f_{24} を有する90°パルス $RF1'$ を照射する。

なお、第一の送信周波数 f_{21} は、傾斜磁場 G_{s1}' と組み合わせて選択される第四スライス S_{204} が、第二領域 V_{220} を含み、かつ、第一領域 V_{210} を含まないように決定される。以下、本実施形態では、第四スライス S_{204} のスライス厚が第二領域 V_{220} の X 軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。また、 90° パルス RF_1' の位相は $-x$ とする。

[0055] 傾斜磁場 G_{s1}' の印加終了後、傾斜磁場 G_{s1}' の印加軸と直交する第一スライス S_{201} 選択用の Z 軸方向の傾斜磁場 G_{s1} を印加するとともに、 90° パルス RF_1' の位相 ($-x$) を 180 度反転させた位相 ($+x$) を有する 90° パルス RF_1 を照射する。このとき、 90° パルス RF_1 の送信周波数 f_{21} は、傾斜磁場 G_{s1} と組み合わせて選択される第一スライス S_{201} が、第一領域 V_{210} を含むよう決定される。ここでは、第一スライス S_{201} のスライス厚が第一領域 V_{210} の Z 軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。これにより、図 11 (a) ~ (c) に示すように、第四スライス S_{204} と第一スライス S_{201} とが交差する交差領域 K_{230} 内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻り、交差領域 K_{230} を除く第一スライス S_{201} 内の核磁化が励起状態になる。

[0056] 次に、 90° パルス RF_1 の照射から $TE/4$ 後に、第二スライス S_{202} 選択用の X 軸方向の傾斜磁場 G_{s2} を印加するとともに、第一の送信周波数 f_{24} とは異なる第二の送信周波数 f_{21} を有する 180° パルス RF_2 を照射する。このとき、第二の送信周波数 f_{21} は、傾斜磁場 G_{s2} と組み合わせて選択される第二スライス S_{202} が、第一領域 V_{210} を含み、かつ、第二領域 V_{220} を含まないように決定される。ここでは、第二スライス S_{202} のスライス厚が第一領域 V_{210} の X 軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。これにより、 90° パルス RF_1 によって励起された交差領域 K_{230} を除く第一スライス S_{201} 内の核磁化のうち、第二スライス S_{202} にも含まれる領域の核磁化が 180° 反転する。

- [0057] さらに、 180° パルス RF 2 の照射から TE / 2 後に、傾斜磁場 $G_s 1$ および傾斜磁場 $G_s 2$ の印加軸と直交する第三スライス S 2 0 3 選択用の Y 軸方向の傾斜磁場 $G_s 3$ を印加するとともに、 180° パルス RF 3 を照射する。これにより、第三スライス S 2 0 3 内の核磁化が反転する。 180° パルス RF 3 の送信周波数 f_{23} は、傾斜磁場 $G_s 3$ と組み合わせて選択される第三スライス S 2 0 3 が、第一領域 V 2 1 0 を含むよう決定される。ここでは、第三のスライス S 2 0 3 のスライス厚が第一領域 V 2 1 0 の Y 軸方向の幅と同等となるよう設定する場合を例にあげて説明する。
- [0058] 以上の 4 組の高周波磁場及び傾斜磁場の印加により、 180° パルス RF 3 の照射から TE / 4 後の時点をエコータイムとする磁気共鳴信号 S i g 3 が第一領域 V 2 1 0 から発生する。受信コイル 6 によりこの磁気共鳴信号 S i g 3 を所定のサンプリング間隔で検出する。
- [0059] なお、本パルスシーケンスにおいても、傾斜磁場 $G_s 1'$ の印加の直後に印加される傾斜磁場 $G_r 2$ は、傾斜磁場 $G_s 1'$ に対するリフェイズ用の傾斜磁場である。また、傾斜磁場 $G_s 1$ の印加の前後に印加される傾斜磁場 $G_r 1'$ および傾斜磁場 $G_r 1$ は、傾斜磁場 $G_s 1$ に対するディフェイズ用およびリフェイズ用の傾斜磁場である。また、 180° パルス RF 2 の印加の前後で印加される傾斜磁場 $G_d 1$ と傾斜磁場 $G_d 1'$ 、傾斜磁場 $G_d 2$ と傾斜磁場 $G_d 2'$ 及び傾斜磁場 $G_d 3$ と傾斜磁場 $G_d 3'$ は、 90° パルス RF 1 の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルス RF 2 の照射により励起された核磁化をディフェイズし、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。また、 180° パルス RF 3 の印加の前後で印加される傾斜磁場 $G_d 4$ と傾斜磁場 $G_d 4'$ 、傾斜磁場 $G_d 5$ と傾斜磁場 $G_d 5'$ 及び傾斜磁場 $G_d 6$ と傾斜磁場 $G_d 6'$ は、 90° パルス RF 1 の照射により励起された核磁化の位相は乱さず、 180° パルス RF 3 の照射によって励起された核磁化をディフェイズし、疑似信号を減じるための傾斜磁場である。
- [0060] 以上説明したように、本実施形態の MRS パルスシーケンスを実行することにより、図 1 2 に示すように、第一スライス S 2 0 1、第二スライス S 2

02、および第三スライスS203の3つのスライスが交差する第一領域V210に含まれる核磁化のみを選択的に励起することができ、かつ、第四スライスS204、第五スライスS205および第一スライスS201が交差する第二領域V220に含まれる核磁化を、ほぼ熱平衡状態に保つことが出来る。

[0061] 第一領域V210からの磁気共鳴信号S_{ig3}を計測する時点で、第二領域V220はほぼ熱平衡状態となっているため、第一領域V210の励起および検出直後に第二領域V220の励起を開始することができる。このため、SNR確保のため、励起および検出を繰り返す計測を行う場合、第一領域V210内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間（例えば、 $TR/2$ ）の間に、第二領域V220の励起および検出を行うことができる。

[0062] 例えば、本実施形態のMRSパルスシーケンスを実行し、第一領域V210からの磁気共鳴信号S_{ig3}取得直後に、 90° パルスRF1'の送信周波数を f_2 、 180° パルスRF2の送信周波数を f_3 に変更して同様の計測を行い、第二領域V220からの磁気共鳴信号S_{ig4}を所定のサンプリング間隔で検出する。この場合も、第二領域V220からの磁気共鳴信号S_{ig4}計測時点では、第一領域V210は、ほぼ熱平衡状態となっているため、第二領域V220の励起および検出後、第二領域V220内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ待ち時間（例えば $TR/2$ ）の間に、第一領域V210の励起および検出を行うことができる。

[0063] 以上説明したように、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、第一領域V210および第二領域V220が同スライス内で一直線上に並ばない場合、「第一領域V210の計測」と「第二領域V220の計測」とを、繰り返し時間 $TR/2$ で交互に行うことにより、 $1TR$ の間に2つの領域の計測を行うことができる。この時、第一領域V210および第二領域V220は、実質的に、それぞれ繰り返し時間 TR で励起および検出が繰り返され、それぞれの領域に含まれる核磁化は、1領域計測時と同様の定常状態（ほぼ熱平衡状態）から励起および検出が行われる。従って、第一領域V21

0から繰り返し検出した磁気共鳴信号 S_{ig3} を積算したものと、第二領域 V_{220} から繰り返し検出した磁気共鳴信号 S_{ig4} を積算したものとに、それぞれ時間軸方向のフーリエ変換を施すことにより、それぞれ第一領域 V_{210} から得られる磁気共鳴スペクトル信号と第二領域 V_{220} から得られる磁気共鳴スペクトル信号とを得ることができる。

[0064] 以上説明したように、本実施形態のMRSパルスシーケンスによれば、同一断面内ではあるが、一直線上に並ばない2つの異なる領域（第一領域 V_{210} 、第二領域 V_{220} ）を対象とする計測において、第一の実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0065] 以上、本発明を適用した磁気共鳴撮影装置の各実施形態を説明した。本発明は前記の実施形態に限定されず種々の変更や応用が可能である。

[0066] 例えば、ディフェイズ用傾斜磁場および／またはリフェイズ用傾斜磁場を変更してもよい。具体的には、上記各実施形態のMRSパルスシーケンスでは、ディフェイズ用傾斜磁場 G_{d1} 、 G_{d2} 及び G_{d3} とリフェイズ用傾斜磁場 $G_{d1'}$ 、 $G_{d2'}$ 及び $G_{d3'}$ との3対の傾斜磁場を 180° パルス $RF2$ の照射の前後に印加し、また、ディフェイズ用傾斜磁場 G_{d4} 、 G_{d5} 及び G_{d6} とリフェイズ用傾斜磁場 $G_{d4'}$ 、 $G_{d5'}$ 及び $G_{d6'}$ との3対の傾斜磁場を 180° パルス $RF3$ の照射の前後に印加している。しかし、これらのディフェイズ用傾斜磁場およびリフェイズ用傾斜磁場は、必ずしもそれぞれ3対である必要はなく、それぞれ1対だけ、 180° パルス $RF2$ の前後に1対と $RF3$ の前後に3対等にしても良い。また、1対ごとの構成も、同極性の対であればよく、正極性と正極性、または、負極性と負極性のいずれでもよい。

[0067] また、第一の実施形態のMRSパルスシーケンスでは、ディフェイズ用傾斜磁場 G_{d1} 、 G_{d2} 及び G_{d3} とリフェイズ用傾斜磁場 $G_{d1'}$ 、 $G_{d2'}$ 及び $G_{d3'}$ との3対の傾斜磁場を 180° パルス $RF2$ の照射の前後に印加し、また、ディフェイズ用傾斜磁場 G_{d4} 、 G_{d5} 及び G_{d6} とリフェイズ用傾斜磁場 $G_{d4'}$ 、 $G_{d5'}$ 及び $G_{d6'}$ との3対の傾斜磁場を 1

80° パルスRF3の照射の前後に印加しているが、それぞれ必ず3対である必要はない。例えば、図13に示すように少なくとも1軸(Gy)に関しては、180° パルスRF2と180° パルスRF3'との間には正極性のディフェイズ用傾斜磁場Gd3を印加し、180° パルスRF3'と180° パルスRF3との間には負極性のリフェイズ用傾斜磁場Gd3'を印加するよう構成してもよい。これにより、180° パルスRF3'の励起プロファイルに不完全性がある場合に生じる「横磁化成分に起因する疑似信号の発生」を減じることができる。

[0068] また、上記各実施形態のMRSパルスシーケンスでは、ディフェイズ用傾斜磁場Gd4、Gd5及びGd6を、180° パルスRF3の直前で印加している。しかし、これらのディフェイズ用傾斜磁場を印加するタイミングはこれに限定されない。例えば、第一の実施形態のMRSパルスシーケンスの例において、図14に示すように180° パルスRF3'の直前に印加しても良い。180° パルスRF3'の励起プロファイルが理想的な矩形にならないために生じる横磁化成分に対する傾斜磁場Gd4、Gd5及びGd6によるディフェイズ効果を避けることが可能となる。これにより、180° パルスRF3の励起プロファイルが理想的な矩形にならないために生じる横磁化成分についても、熱平衡状態に近づけることが可能となる。

[0069] また、上記各実施形態のMRSパルスシーケンスでは、90° パルスRF1'と傾斜磁場Gs1'および傾斜磁場Gr2とを、90° パルスRF1および傾斜磁場Gs1の印加の直前に印加しているが、これらの高周波磁場および傾斜磁場を印加するタイミングはこれらの順序に限定されない。例えば図15に示すように、90° パルスRF1と傾斜磁場Gs1およびGr1との印加の直後に印加しても、同様の効果を得ることができる。同様に、図6のMRSパルスシーケンスでは、180° パルスRF3'と傾斜磁場Gr3'、傾斜磁場Gs3'および傾斜磁場Gr3を、180° パルスRF3と傾斜磁場Gs3の直前に印加しているが、これらの高周波磁場および傾斜磁場を印加するタイミングはこれらの順序に限定されない。例えば、本図に示す

ように、 180° パルス RF 3 と傾斜磁場 $G_s 3$ の直後に印加しても、同様の効果を得ることができる。

[0070] また、上記各実施形態では、高周波磁場の送信周波数を変更することによって、励起または反転するスライス（選択スライス）の位置を変更する場合を例にあげて説明している。しかし、選択スライスの位置の変更はこれに限られない。例えば、高周波磁場の送信周波数を変更せずに、同時に印加するスライス選択用傾斜磁場の印加極性や印加強度を変更し、選択スライスの位置を変更するよう構成してもよい。このような場合においても、一方の領域を第一の高周波磁場を用いて選択的に励起状態もしくは反転状態とする直前もしくは直後に、第一の高周波磁場の位相を反転させた第二の高周波磁場を用いて、他方の領域を選択的に励起状態もしくは反転状態とすることにより、同様の効果を得ることができる。

[0071] さらに、上記各実施形態では、熱平衡状態に保っておきたい領域を局所化する際の選択スライスの幅を、その熱平衡状態に保っておきたい領域の幅と同等の幅に設定する場合を例にあげて説明している。しかし、選択スライスの幅はこれに限られない。上述のように、信号検出対象の領域を含まない幅まで広めに設定することができる。特に、高周波磁場の励起プロファイルが理想的な矩形から外れている場合等には、広めに設定した方がより効率よく熱平衡状態に戻すことができ、より高精度なスペクトルを得ることができる。

[0072] なお、代謝物質の濃度に比べ、人体内部に含まれる水の濃度は非常に大きい。従って、高濃度の水信号を抑圧せずに計測を行うと、水から発生する巨大な信号ピークの裾野に代謝物質の微弱な信号が埋もれてしまい、代謝物質からの信号を分離、抽出することが困難になる場合が多い。このため、通常の励起と検出を行う直前に、水信号の発生を抑圧する処理を加えることによって、不要な水信号を抑えて必要な代謝物質の信号を検出するよう構成してもよい。

[0073] 高濃度の水信号を抑圧後、代謝物質の計測を行う水抑圧計測の際に、実施

されるプリパルスシーケンスを図 16 に示す。このプリパルスシーケンスは、上記各実施形態の MRS パルスシーケンスの前に実施される。即ち、水抑圧計測では、図 16 に示すプリパルスシーケンスと上記各実施形態の MRS パルスシーケンスとを一組とするパルスシーケンスが実行される。

[0074] ここで、図 16 に示すプリパルスシーケンスによる動作およびその効果を説明する。まず、水分子にのみ含まれている核磁化を励起させるために、送信周波数を水の共鳴周波数 f_H に設定し、励起周波数帯域を水ピーク幅程度に設定した高周波磁場（水励起用高周波磁場） $RFw1$ を照射し、水核磁化の選択励起を行う。次に、励起状態にある水の核磁化の位相をバラバラにして、水の核磁化のベクトル和をゼロとし、水磁化を疑似飽和させるために、ディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw1$ の印加を行う。更に水信号の抑圧効果を増すために、水励起用高周波磁場 $RFw1$ 及びディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw1$ と同様の水励起用高周波磁場及びディフェイズ用傾斜磁場の印加を複数回繰り返して行う。本図に示す例は、水励起用高周波磁場及びディフェイズ用傾斜磁場の印加を 3 回繰り返すパルスシーケンスであり、水励起用高周波磁場 $RFw1$ 及びディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw1$ に続き、水励起用高周波磁場 $RFw2$ およびディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw2$ と、水励起用高周波磁場 $RFw3$ およびディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw3$ とを印加する。このとき、各ディフェイズ用傾斜磁場の印加軸を変更する例である。

[0075] そして、このプリパルスシーケンスによる水磁化の疑似飽和状態が継続中に、上記各実施形態の MRS パルスシーケンスを実行し、微弱な代謝物質の信号を計測する。

[0076] プリパルスシーケンスにおいて、水励起用高周波磁場には、狭帯域の励起周波数特性を有するガウス波形を用いる。また、そのフリップ角は 90° 前後に設定されることが多い。なお、プリパルスシーケンスにおいて、水励起用高周波磁場およびディフェイズ用傾斜磁場の印加回数は 3 回に限られない。また、図 16 に示す例では、ディフェイズ用傾斜磁場として G_x 、 G_y 、 G_z のうちいずれか 1 軸の傾斜磁場を印加している。しかし、 G_x 、 G_y 、

G_zの3軸全ての傾斜磁場を同時に印加しても良いし、いずれか2軸を同時に印加してもよい。ディフェイズ用傾斜磁場については、印加軸数や印加強度（印加極性）として様々な組合せや数値を用いることができる。

[0077] なお、上記各実施形態では、MRS計測として、プレス法を用いる場合を例にあげて説明している。しかし、これに限られない。例えば、STEAM法をはじめとする公知のMRS計測のパルスシーケンスに、上記各実施形態で説明した手順は適用可能である。すなわち、上記各実施形態同様、2領域を計測するにあたり、一方の領域を第一の高周波磁場を用いて励起または反転状態とする直前もしくは直後に、第一の高周波磁場と位相を反転した第二の高周波磁場を用いて他方の領域を励起または反転状態とし、他方の領域内の核磁化をほぼ熱平衡状態に戻すよう構成すればよい。

[0078] また、上記各実施形態では、計測対象領域が2つの場合を例にあげて説明した。しかし、計測対象領域数はこれに限られない。3つ以上の領域を計測対象とする場合も、上記各実施形態で説明した手順は適用可能である。すなわち、信号検出対象の領域を第一の高周波磁場を用いて励起または反転状態とする直前もしくは直後に、第一の高周波磁場と位相を反転した第二の高周波磁場を用いて、信号検出対象外の2つ以上の領域を励起または反転状態とし、これらの領域内の核磁化をほぼ熱平衡状態に戻すよう構成すればよい。

[0079] また、上記各実施形態において、計測対象領域の設定を、グラフィカル・ユーザ・インタフェース（GUI）を用いてユーザが表示装置10および入力装置15を介して行うよう構成してもよい。ここで、第一の実施形態は、同一断面内で一直線上に並ぶ2つの異なる領域である第一領域V110と第二領域V120とを対象とした計測を行う。従って、ユーザが使用するGUIの一機能として、計算機9に、第一領域V110および第二領域V120が、同一断面内で常に一直線上に並ぶよう計測対象領域設定時に入力を制限する構成を持たせてもよい。さらに、この時、一直線上に並ぶ2つの異なる領域である第一領域V110および第二領域V120の位置関係が、常に、所定の直線を中心として線対称となるよう入力を制限する構成を持たせても

よい。所定の直線としては、例えば、大脳縦裂等が考えられる。なお、計算機 9 が所定の直線を画像の形状認識により探索し、自動的に設定するよう構成してもよい。

[0080] 同様に、第二実施形態においては、計算機 9 に、2 つの異なる領域である第一領域 V 2 1 0 および第二領域 V 2 2 0 が、同一断面内で一直線上に並ばないよう設定時に制限を設けるよう構成してもよい。さらに、計算機 9 が、入力された 2 領域の位置関係を判別し、上記第一の実施形態、第二の実施形態のいずれの MRS パルスシーケンスを用いるか決定するよう構成してもよい。

[0081] また、上記各実施形態では、1 ～数個の領域からのスペクトル信号を計測する MRS 計測について説明を行ったが、多数の領域（画素）のスペクトルを同時に取得し分子毎に画像化を行う磁気共鳴スペクトロスコピックイメージング（M a g n e t i c R e s o n a n c e S p e c t r o s c o p i c I m a g i n g、以下、MRSI と略す）計測においても、同等の効果を得ることができる。例えば、MRSI 計測では、2 つの異なるスラブ（多数の領域の集まり）において、それぞれのスラブを多数の領域（画素）に区切って計測を行うことがある。このとき、予め信号検出対象外のスラブを励起または反転状態としておき、信号検出対象のスラブを第一の高周波磁場を用いて励起または反転する直前もしくは直後に、第一の高周波磁場と位相を反転した第二の高周波磁場を用いて信号検出対象外のスラブ内を励起または反転状態とし、信号検出対象外のスラブ内の核磁化をほぼ熱平衡状態に戻す。本手順により、上記各実施形態で説明した MRS 計測の場合と同等の効果を得ることができる。

[0082] なお、例えば、3 D - C S I、4 D - C S I と呼ばれる一般的なパルスシーケンス、E P S I と呼ばれる振動傾斜磁場を用いた高速 MRSI パルスシーケンス等に、プレス法や S T E A M 法といった領域選択法を組み合わせる MRSI 計測を行う場合に、上記効果を得ることができる。一例として、図 1 7 に、4 D - C S I パルスシーケンスに第一の実施形態の MRS パルスシ

一ケンスによるプレス法を組み合わせた場合のパルスシーケンスを示す。なお、図 17 では、位相エンコード用傾斜磁場 G_{p1} 、 G_{p2} 及び G_{p3} を、 $Sig1$ 検出の直前で印加しているが、これらの位相エンコード用傾斜磁場を印加するタイミングはこの順序に限定されず、 $RF1$ と $RF2$ の間、 $RF2$ と $RF3'$ の間のいずれに印加しても良い。

[0083] また、MRS 計測や MRSI 計測を実施する前には、一般に、シムコイル 4 の発生するシミング磁場の印加強度と傾斜磁場コイル 3 の発生するオフセット磁場の印加強度とを調整し、静磁場均一度を向上させるシミングと呼ばれる手順を行う場合が多い。2 つ以上の領域の MRS 計測または MRSI 計測を行う場合には、全領域の MRS 計測または MRSI 計測に先だって、予め、各領域毎に静磁場均一度を向上させるシミング磁場強度およびオフセット磁場強度を算出しておく。各領域の MRS 計測または MRSI 計測を行う際に、算出しておいたシミング磁場強度およびオフセット磁場強度に設定を変更しながら、各領域の計測を交互に行うよう構成すればよい。これにより、各領域から得られるスペクトルのクオリティを向上させることができる。

[0084] (実施例)

以下、本発明の実施例を示す。ここでは、図 1 (a) に示す MRI 装置 100 であって、静磁場強度 1.5 テスラの MRI 装置を用い、図 16 に示すプリパルスシーケンス（水抑圧シーケンス）に続き、第一の実施形態の MRS パルスシーケンスを実行し、同一断面内で一直線上に並ぶ 2 つの異なる領域 $V1$ と $V2$ とを対象とした MRS 計測を行った。このとき、対象核種はプロトン、測定対象物は人体頭部とした。

[0085] 計測対象領域 $V1$ 、 $V2$ を図 18 (a) に示す。このとき、領域 $V1$ の計測において、水抑圧シーケンスの実行には、約 100ms を要し、MRS パルスシーケンスの実行には、約 900ms を要した。MRS パルスシーケンスに要した時間は、信号検出時間が約 750ms で TE が 136ms の場合の $Sig1$ 検出完了までの時間である。領域 $V2$ の計測も同様に、水抑圧シーケンスおよび MRS パルスシーケンスの実行に $100ms + 900ms =$

1000ms 要した。ここで、TR が 2000ms の場合、領域 V1 から発生する S i g 1 の検出完了後の待ち時間（前記領域 V1 内の核磁化がほぼ熱平衡状態に戻るのを待つ時間）は、約 1000ms（= 2000ms - 1000ms - 900ms）である。従って、この待ち時間の間に、領域 V2 の計測（計測時間：1000ms）を実行し、前記領域 V2 から発生する S i g 2 の検出を完了することが出来た。

[0086] 上述のように 1TR（= 2000ms）の間に S i g 1 と S i g 2 との計測を行うものを 1 組として、これを 128 回繰り返して積算を行った。計測結果を図 18（b）および（c）に示す。本図において、縦軸は、信号強度、横軸は、ケミカルシフト（単位 ppm）である。ここでは、これらの図に示す積算スペクトルを、総計測時間 4 分 16 秒で得ることができた。

符号の説明

[0087] 1：被検体、2：静磁場コイル、3：傾斜磁場コイル、4：シムコイル、5：送信コイル、6：受信コイル、7：送信機、8：受信機、9：計算機、10：表示装置、11：記憶装置、12：傾斜磁場用電源部、13：シム用電源部、14：シーケンス制御装置、100：MRI 装置、200：MRI 装置、300：MRI 装置、RF：高周波磁場、G_z：Z 軸方向の傾斜磁場、G_y：Y 軸方向の傾斜磁場、G_x：X 軸方向の傾斜磁場、RF1：高周波磁場、RF2：高周波磁場、RF3：高周波磁場、RF1'：高周波磁場、RF3'：高周波磁場、G_{s1}：スライス選択用傾斜磁場、G_{s2}：スライス選択用傾斜磁場、G_{s3}：スライス選択用傾斜磁場パルス、G_{s4}：スライス選択用傾斜磁場、G_{r1}：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場ス、G_{d1}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d2}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d3}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d4}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d5}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d6}'：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{r2}：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{r3}：リフェイズ（位相戻し）用傾斜磁場、G_{d1}：ディフェイズ（位相乱し）用傾斜磁場、G_{d2}：ディフェイズ（

位相乱し)用傾斜磁場パルス、G d 3 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d 4 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d 5 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d 6 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G r 1' : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G r 3' : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d w 1 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d w 2 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、G d w 3 : ディフェイズ(位相乱し)用傾斜磁場、S i g : 磁気共鳴信号、S i g 1 : 磁気共鳴信号、S i g 2 : 磁気共鳴信号、S i g 3 : 磁気共鳴信号、T R : 繰り返し時間、T E : エコー時間、R F w 1 : 水励起用高周波磁場、R F w 2 : 水励起用高周波磁場、R F w 3 : 水励起用高周波磁場、G p 1 : 位相エンコード用傾斜磁場、G p 2 : 位相エンコード用傾斜磁場、G p 3 : 位相エンコード用傾斜磁場

請求の範囲

[請求項1]

静磁場、高周波磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記静磁場中に置かれた被検体から発生する磁気共鳴信号を検出する検出手段と、前記磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトルを作成し、表示装置に表示する演算手段と、前記磁場発生手段、検出手段および演算手段の動作を制御して計測を実行する計測制御手段と、を備える磁気共鳴撮影装置であって、

前記計測制御手段は、

前記高周波磁場および前記傾斜磁場により、前記磁気共鳴信号を発生させる第一の領域を局所化して選択する選択励起手段と、

前記選択励起手段が前記第一の領域を局所化する過程で、前記高周波磁場および前記傾斜磁場により、前記第一の領域と異なる領域である第二の領域群内の核磁化を熱平衡状態にする定常化手段と、を備え、

前記第一の領域と前記第二の領域群とは、それぞれ、直交する3軸方向により特定され、

前記第二の領域群は、前記第一の領域を特定する前記3軸方向と1または2軸が共通し、共通しない軸方向は全く重ならない領域群であり、

前記定常化手段は、前記選択励起手段が用いる高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて前記第二の領域群内の核磁化を定常化すること

を特徴とする磁気共鳴撮影装置。

[請求項2]

請求項1記載の磁気共鳴撮影装置であって、

前記選択励起手段は、前記高周波磁場と前記傾斜磁場との組を、3軸方向に順次印加することにより前記第一の領域を局所化し、

前記定常化手段は、前記第二の領域群の各領域を、前記第一の領域と共通する軸方向の数と同数回、前記選択励起手段がそれぞれ共通す

る軸方向を励起する際に用いた高周波磁場と位相が180度異なる高周波磁場を用いて励起すること

を特徴とする磁気共鳴撮影装置。

[請求項3]

請求項1記載の磁気共鳴撮影装置であって、

前記第一の領域と前記第二の領域群とは、それぞれの領域を局所化する前記3軸方向の中の2軸が共通し、

前記選択励起手段は、

第一の傾斜磁場とともに第一の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、前記共通する1軸方向を励起する第一の励起手段と、

前記第一の励起手段による励起後、第二の傾斜磁場とともに第二の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、共通しない軸方向を励起する第二の励起手段と、

前記第二の励起手段による励起後、第三の傾斜磁場とともに第三の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、残りの1軸方向を励起する第三の励起手段と、を備え、

前記定常化手段は、

前記第一の励起手段による励起の直前または直後に、前記第一の高周波磁場の位相と180度異なる位相を有する第一の反転高周波磁場を用いて、前記第二の領域群の各領域を局所化する3軸方向の中の、共通しない軸である第一の軸方向を励起する第一の定常化励起手段と、

前記第三の励起手段による励起の直前または直後に、前記第三の高周波磁場の位相と180度異なる位相を有する第二の反転高周波磁場を用いて、前記第一の軸方向を励起する第二の定常化励起手段と、を備えること

を特徴とする磁気共鳴撮影装置。

[請求項4]

請求項3記載の磁気共鳴撮影装置であって、

前記第一の反転高周波磁場は、前記第一の高周波磁場の送信周波数をさらに変更したものであり、

前記第二の反転高周波磁場は、前記第三の高周波磁場の送信周波数をさらに変更したものであることを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

[請求項5]

請求項1記載の磁気共鳴撮影装置であって、

前記第一の領域と前記第二の領域群とは、それぞれの領域を局所化する前記3軸方向の中の1軸が共通し、

前記選択励起手段は、

第一の傾斜磁場とともに第一の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、前記共通する軸方向を励起する第一の励起手段と、

前記第一の励起手段による励起後、第二の傾斜磁場とともに第二の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、共通しない1軸方向を励起する第二の励起手段と、

前記第二の励起手段による励起後、第三の傾斜磁場とともに第三の高周波磁場を印加し、前記第一の領域を局所化する3軸方向の中の、残りの1軸方向を励起する第三の励起手段と、を備え、

前記定常化手段は、

前記第一の励起手段による励起の直前または直後に、前記第一の高周波磁場の位相と180度異なる位相を有する第一の反転高周波磁場を用いて、前記第二の領域群の各領域を局所化する3軸方向の中の、共通しない1軸方向を励起する第一の定常化励起手段、を備えることを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

[請求項6]

請求項5記載の磁気共鳴撮影装置であって、

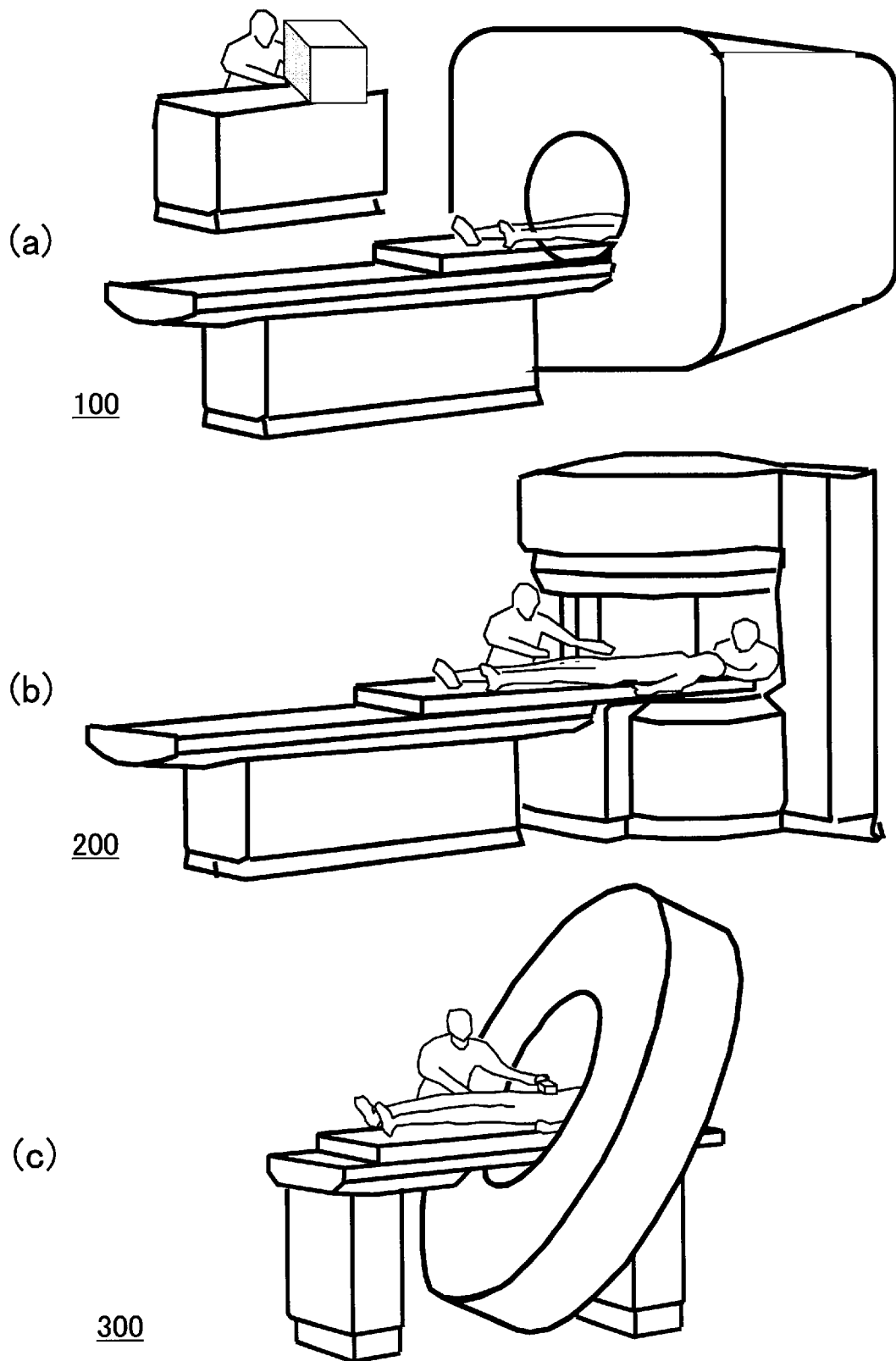
前記第一の反転高周波磁場は、前記第一の高周波磁場の送信周波数をさらに変更したものであること、

を特徴とする磁気共鳴撮影装置。

- [請求項7] 請求項 1 記載の磁気共鳴撮影装置であって、
前記選択励起手段および前記定常化手段の処理に先立ち、水からの
磁気信号を抑圧するシーケンスを実行する水抑圧シーケンス実行手段
をさらに備えること
を特徴とする磁気共鳴撮影装置。
- [請求項8] 請求項 1 記載の磁気共鳴撮影装置であって、
前記計測制御手段は、前記第一の領域の計測が終わった直後に、前
記第二の領域群内のいずれかの領域の計測を開始すること
を特徴とする磁気共鳴撮影装置。

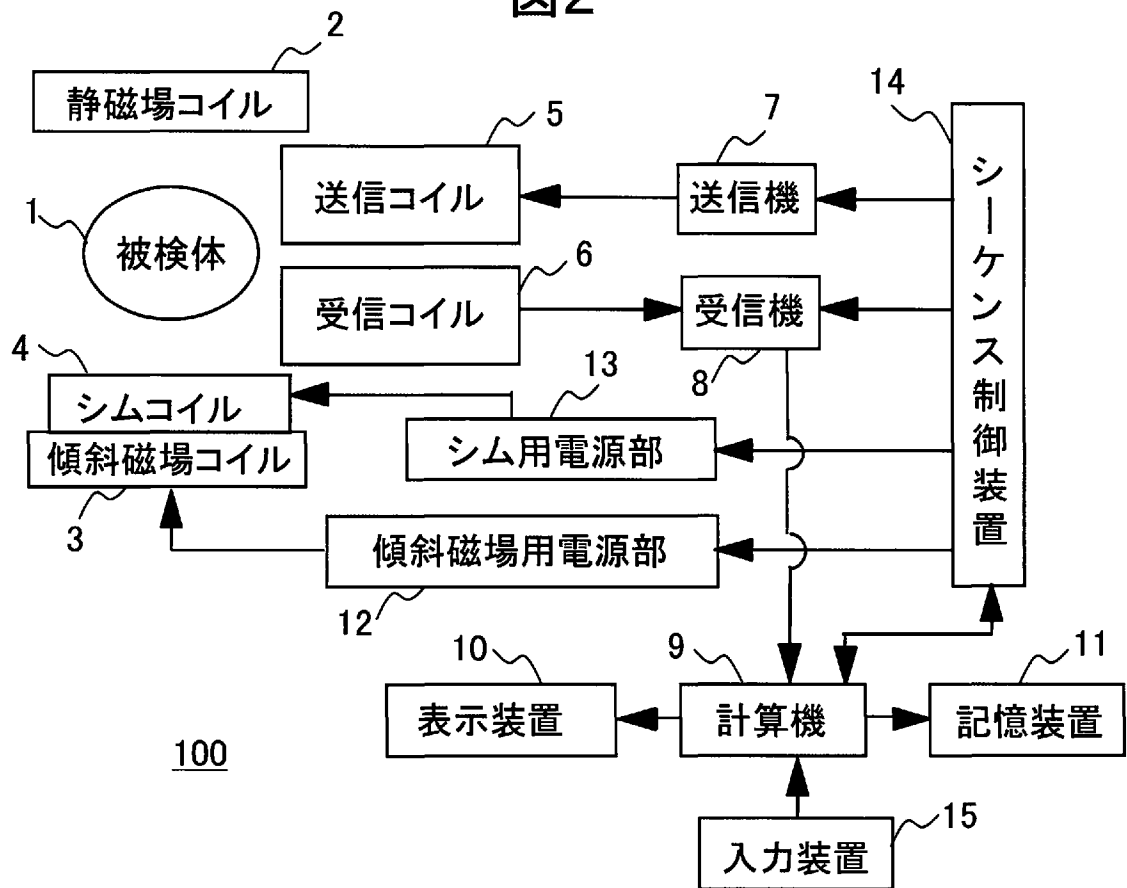
[図1]

図 1



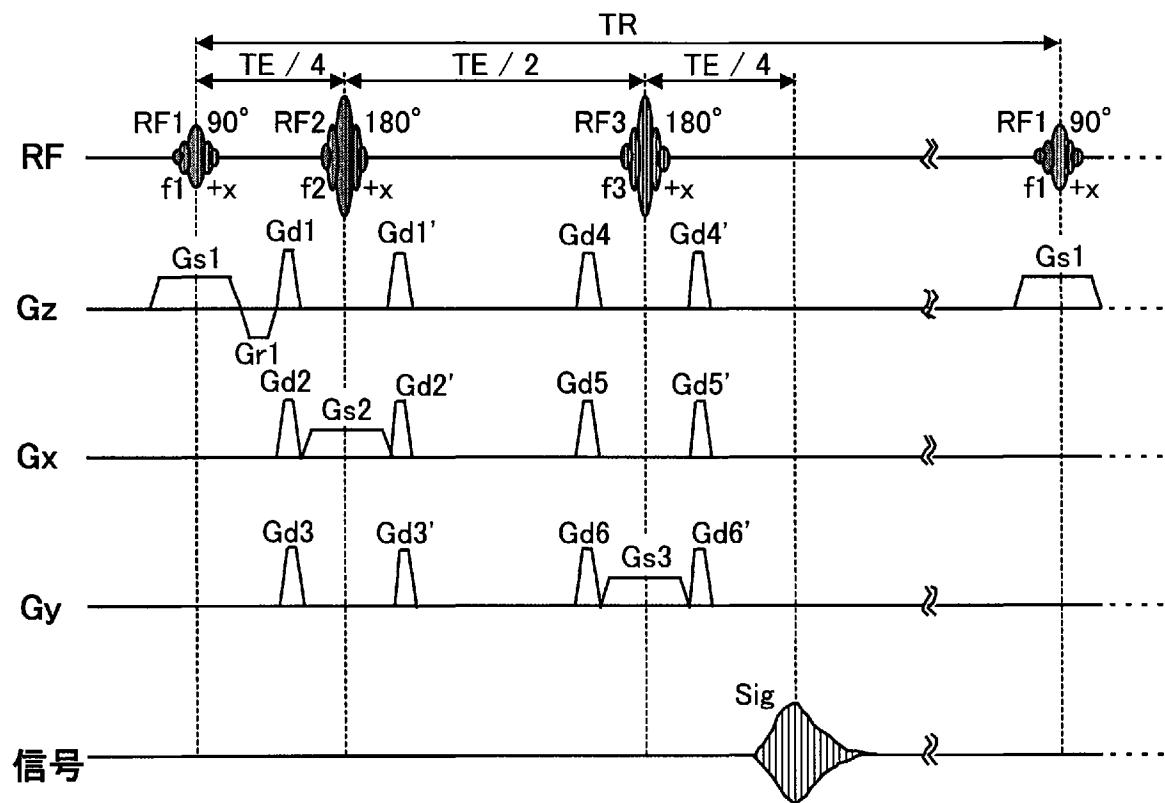
[図2]

図2



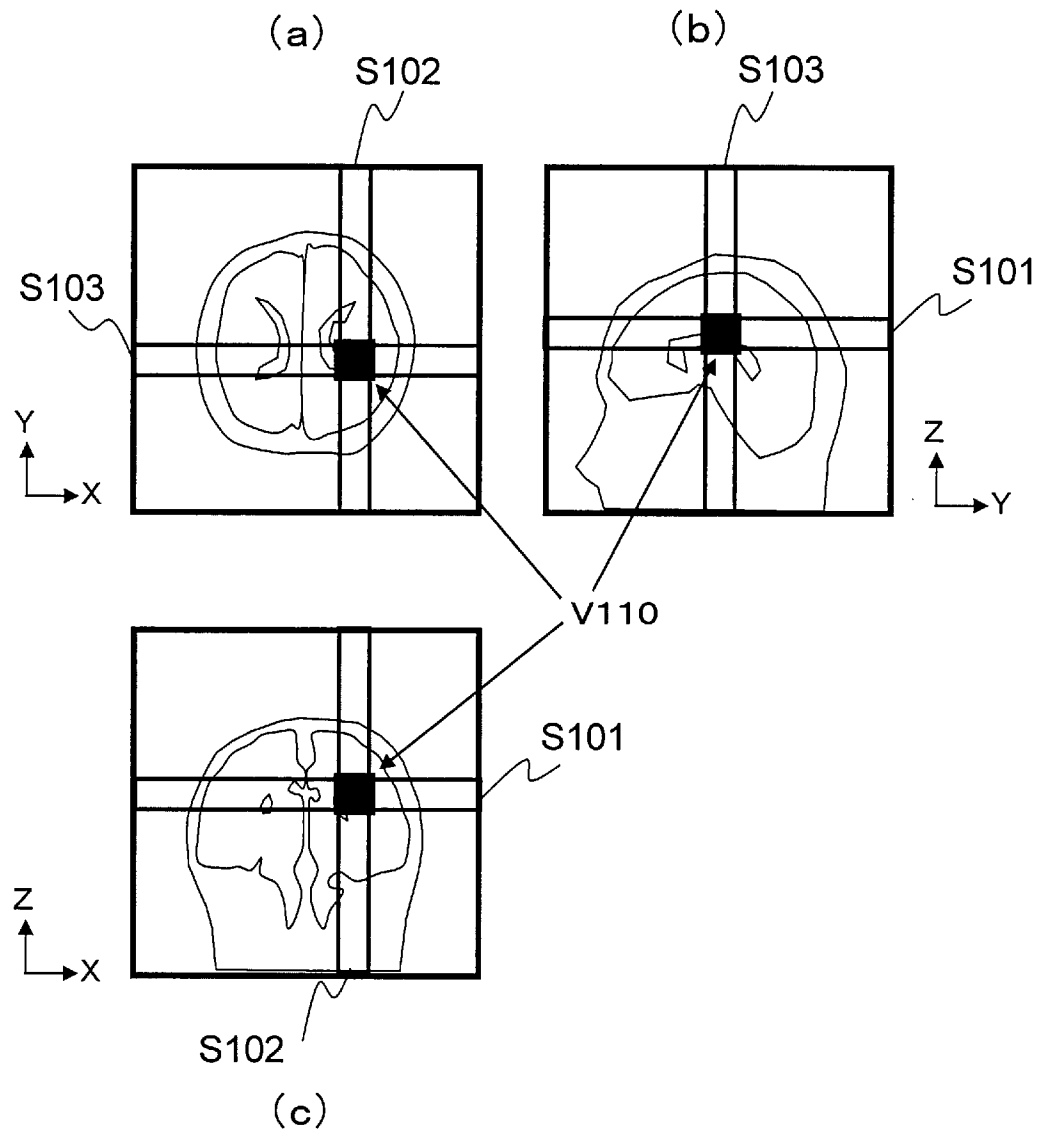
[図3]

図3



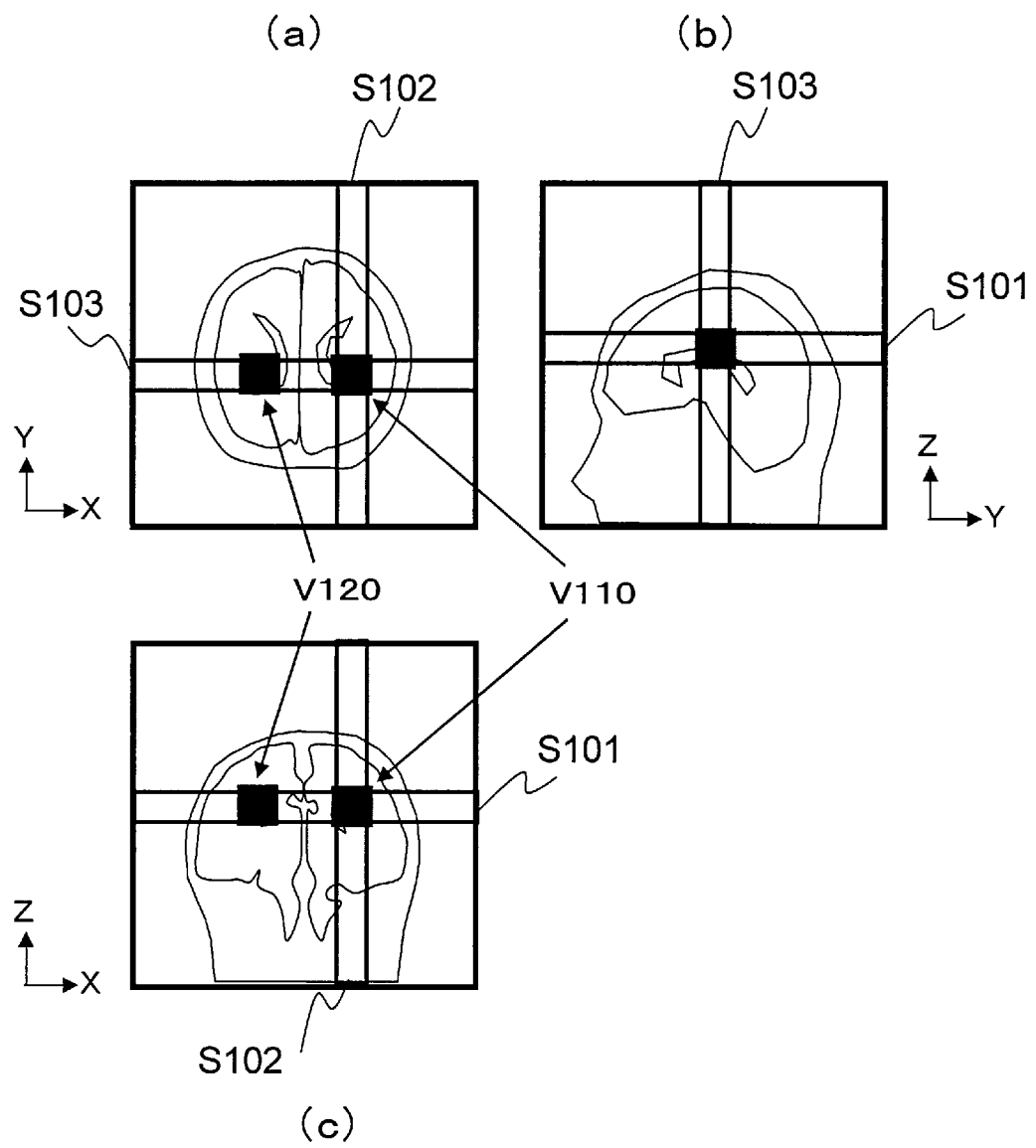
[図4]

図4



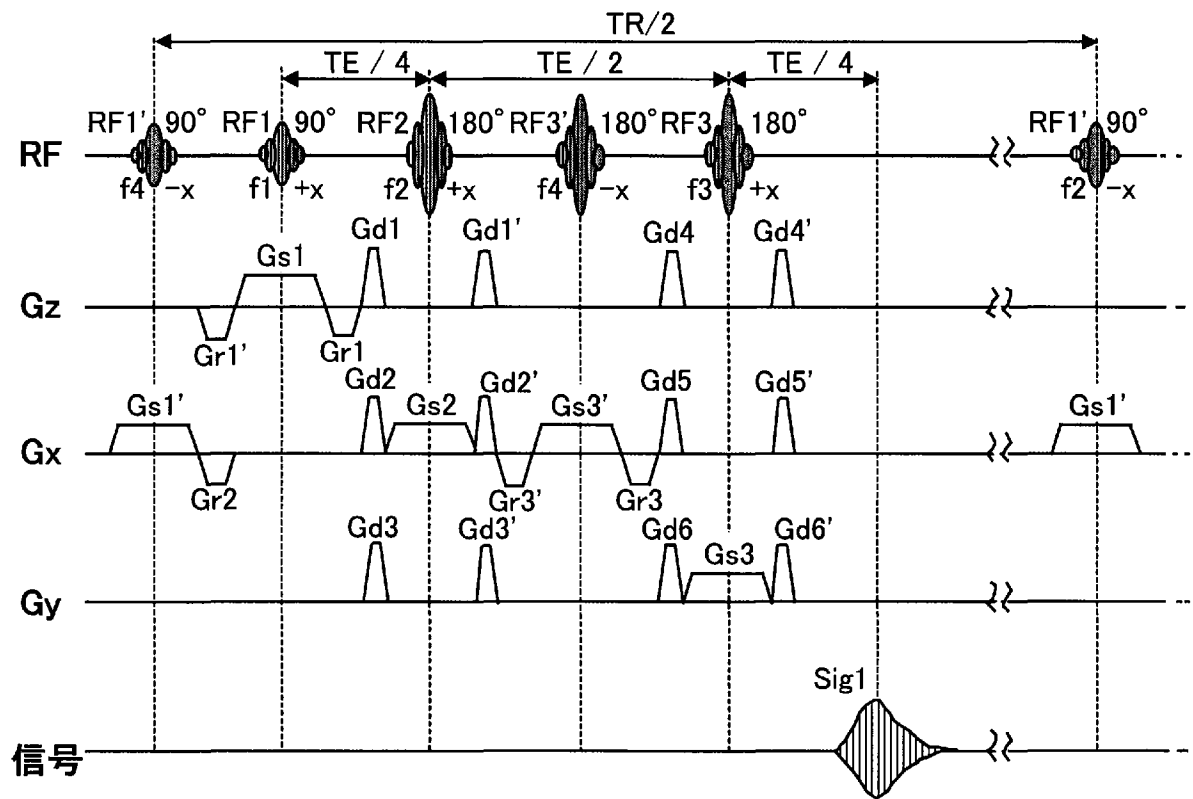
[図5]

図5



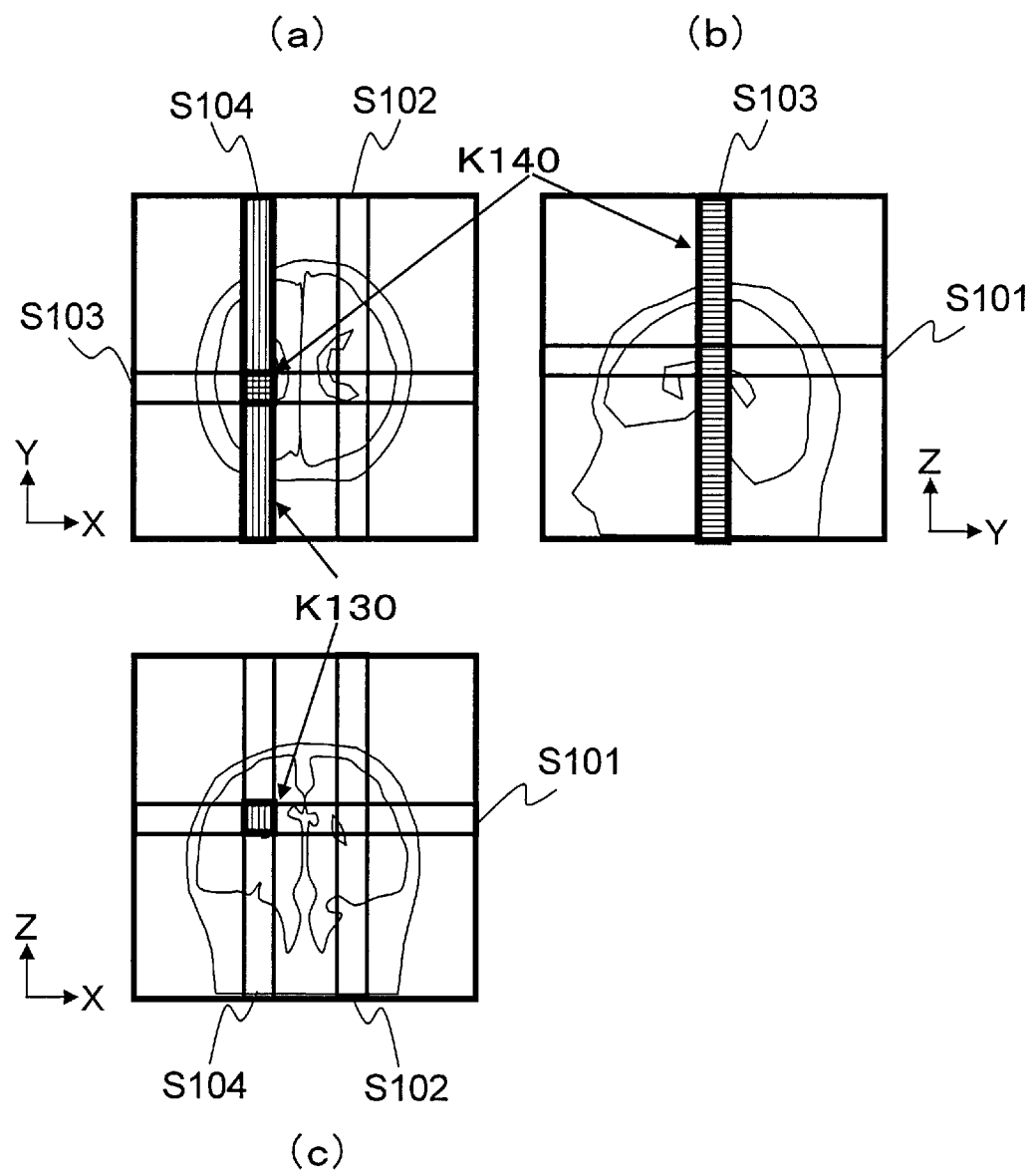
[図6]

図6



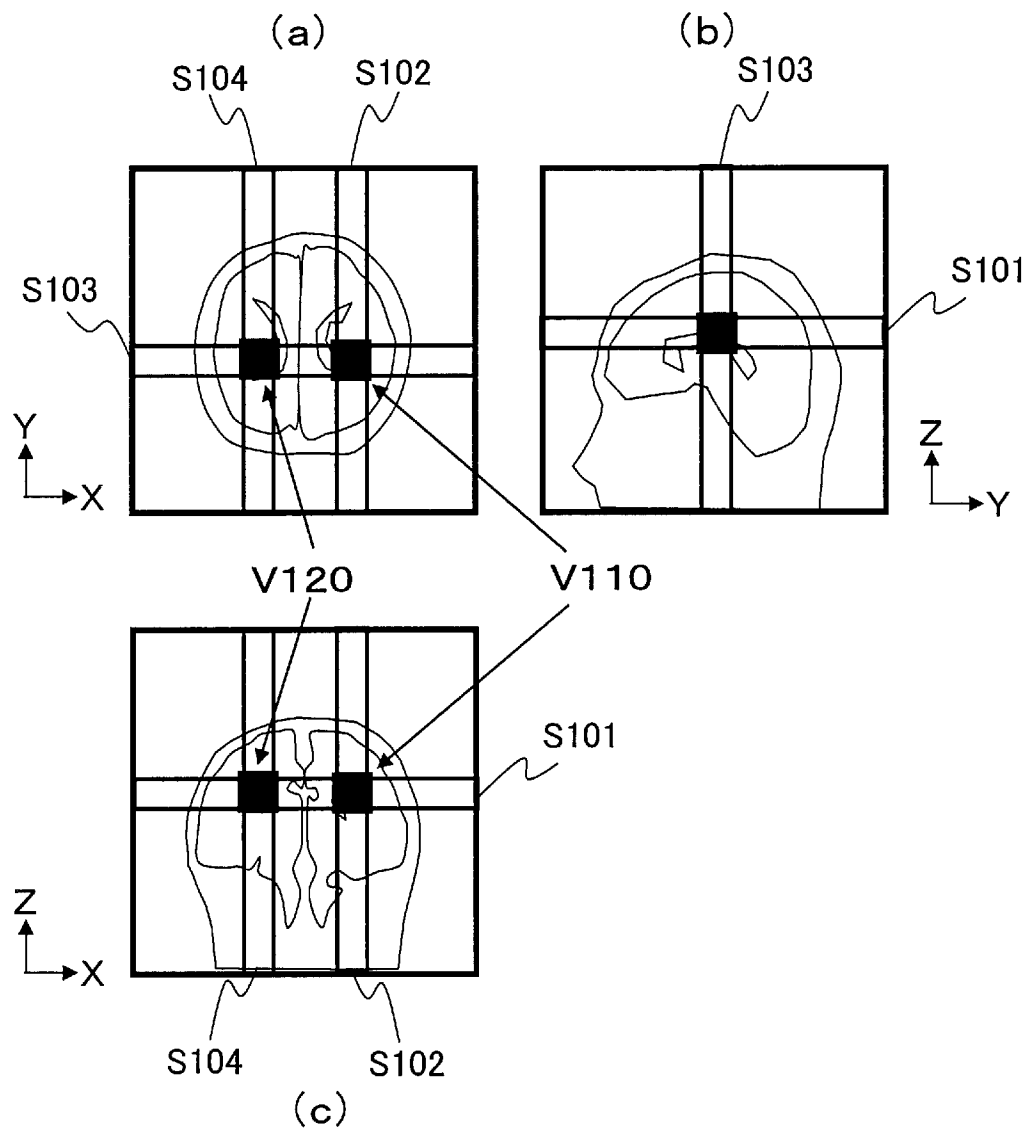
[図7]

図7



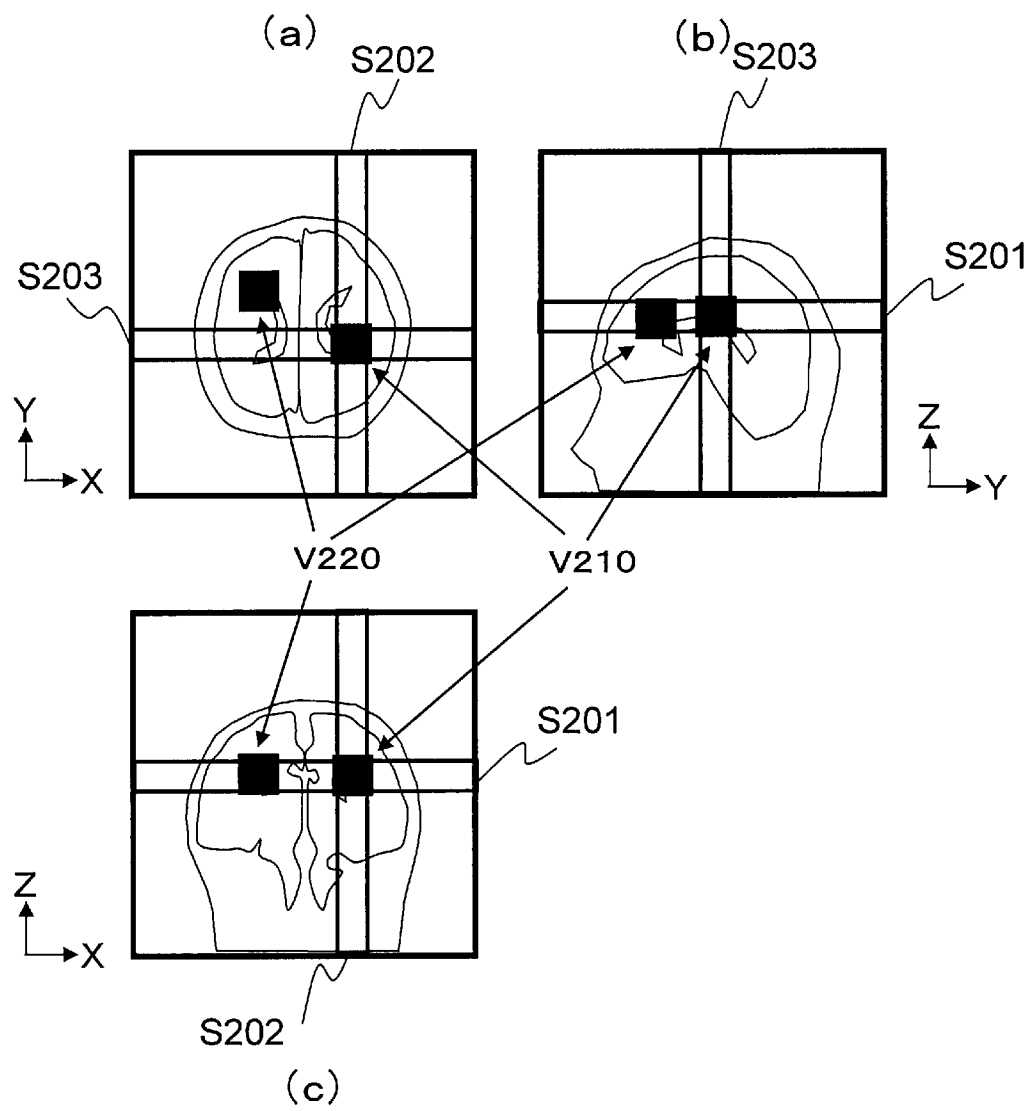
[図8]

図8



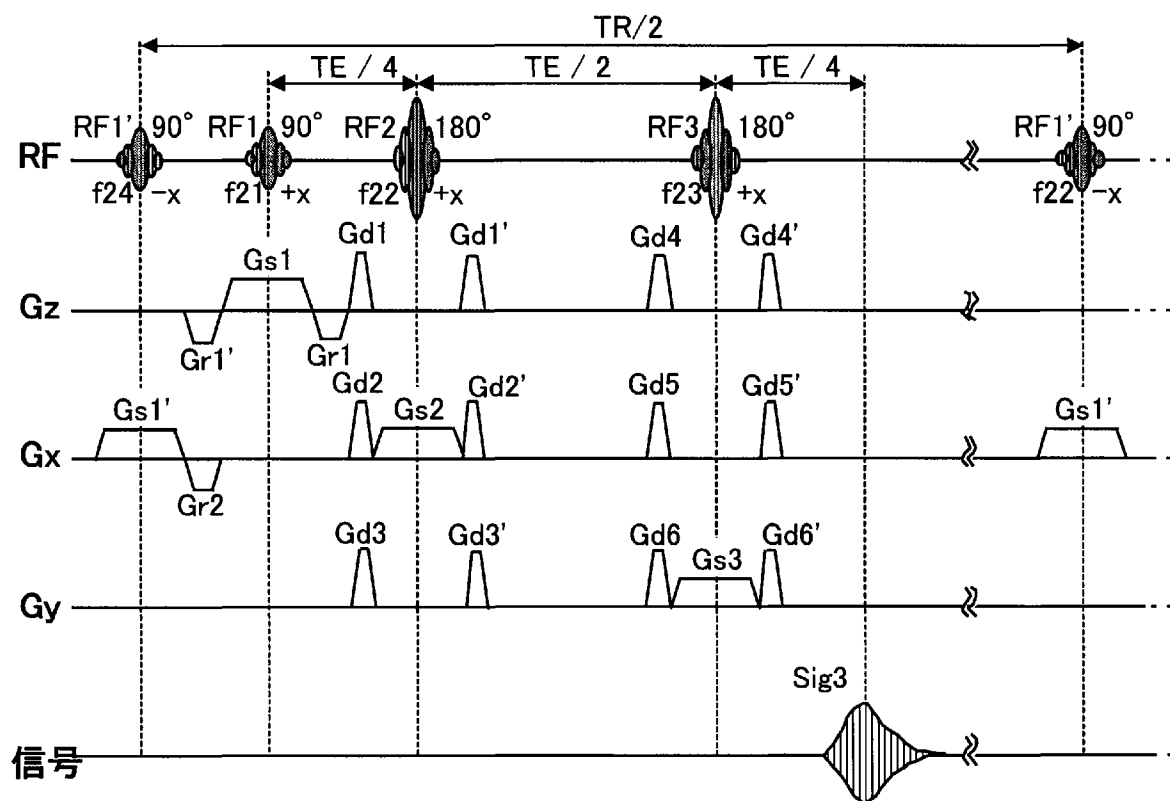
[図9]

図9



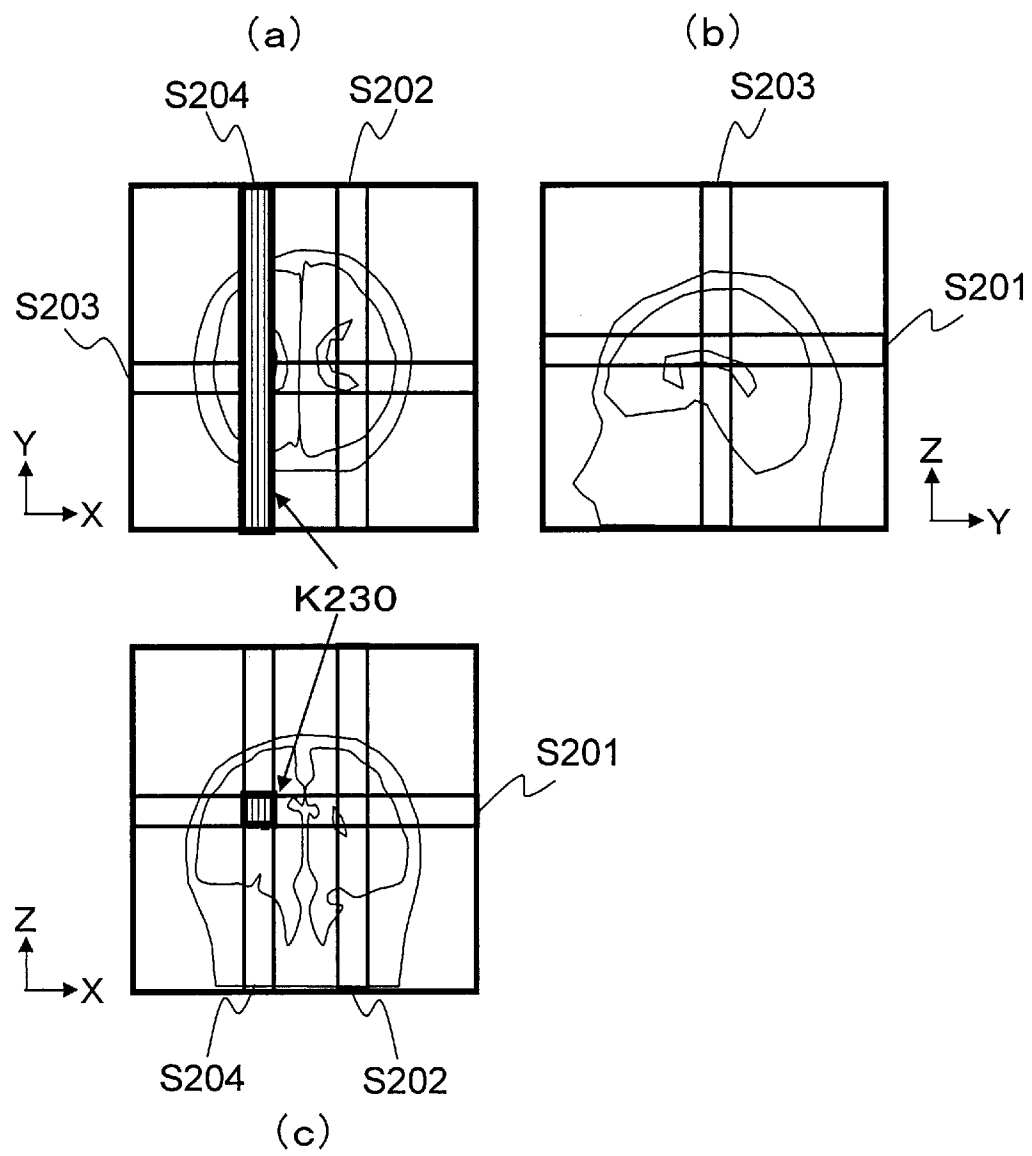
[図10]

図10



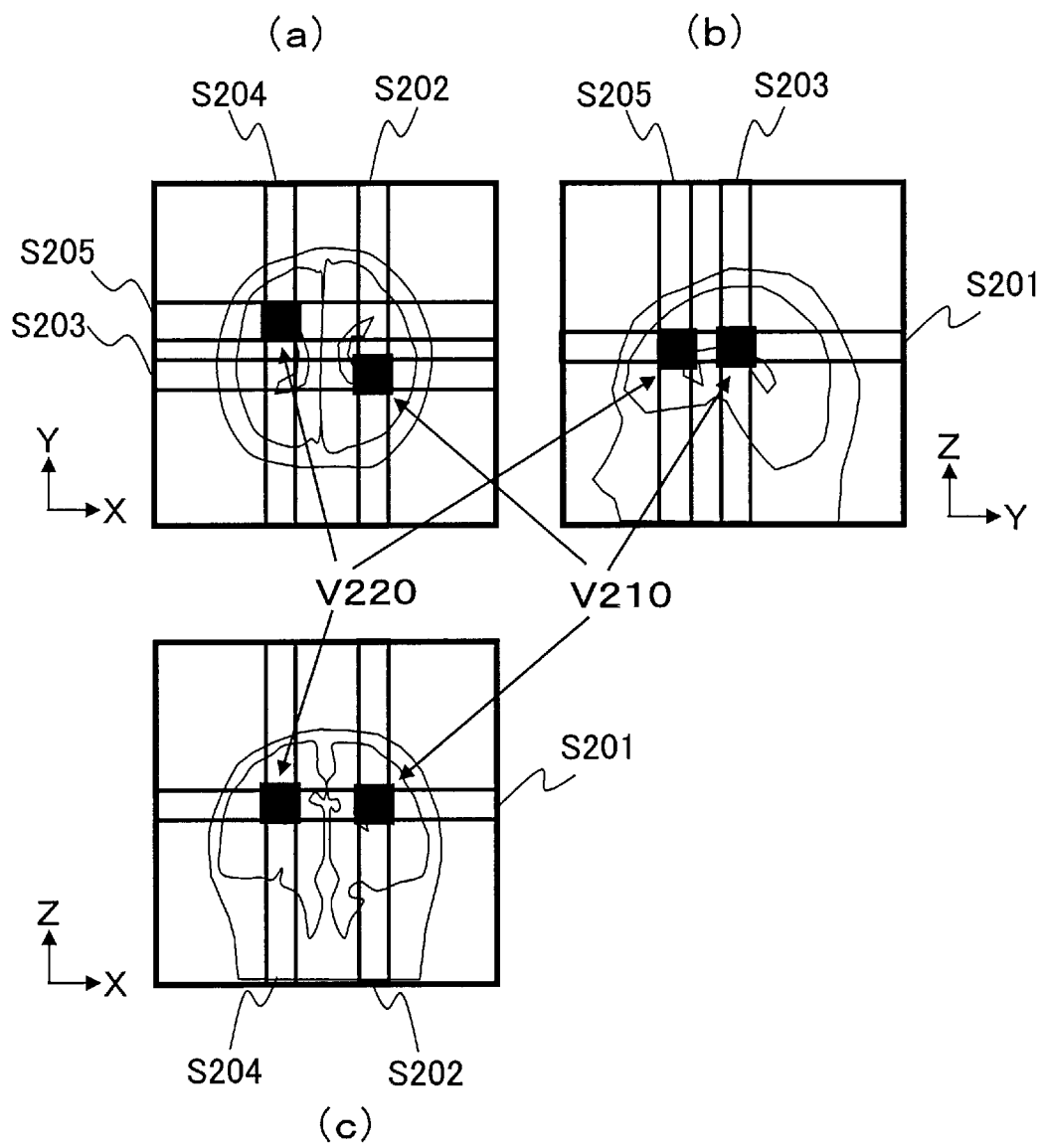
[図11]

図11



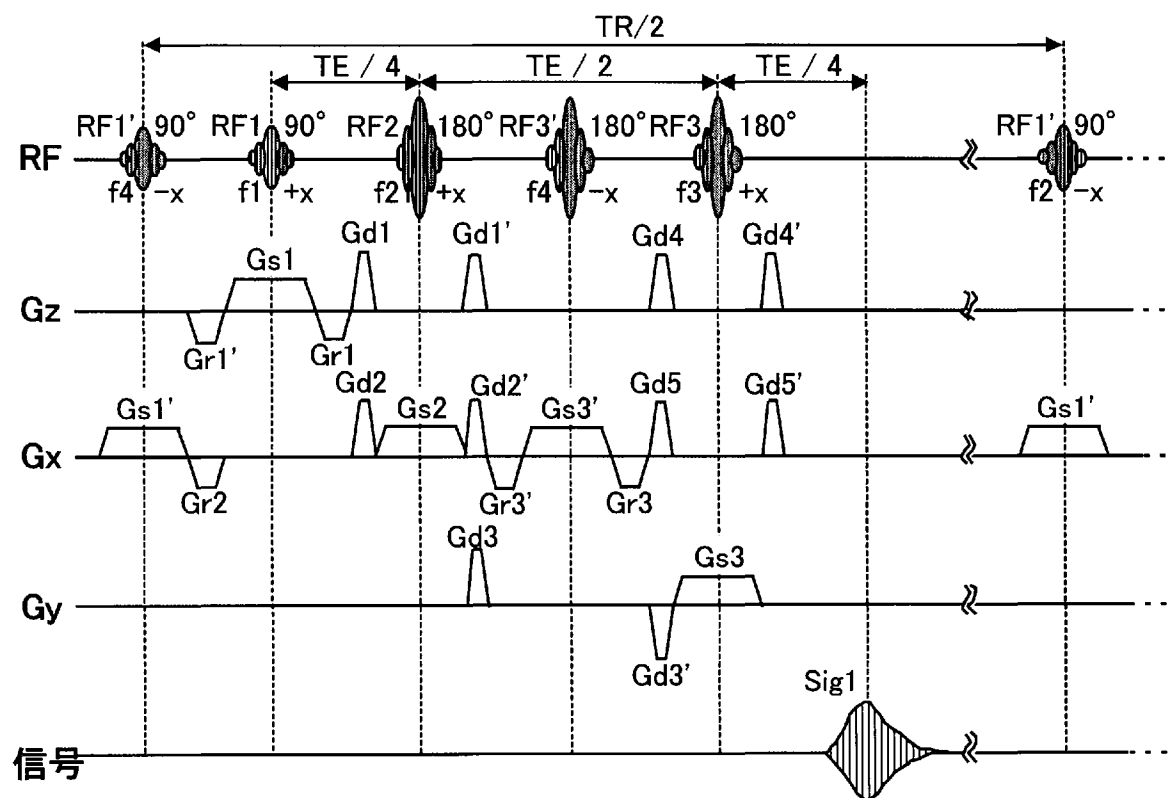
[図12]

図12



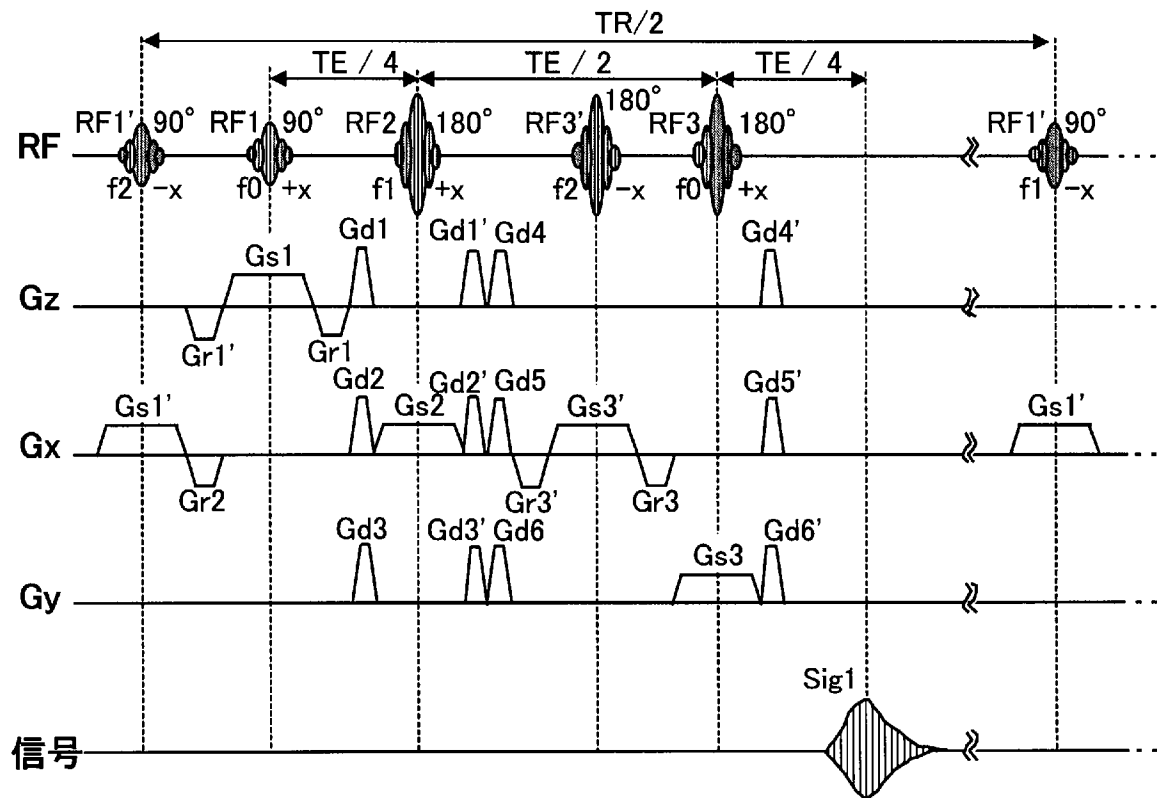
[図13]

図13



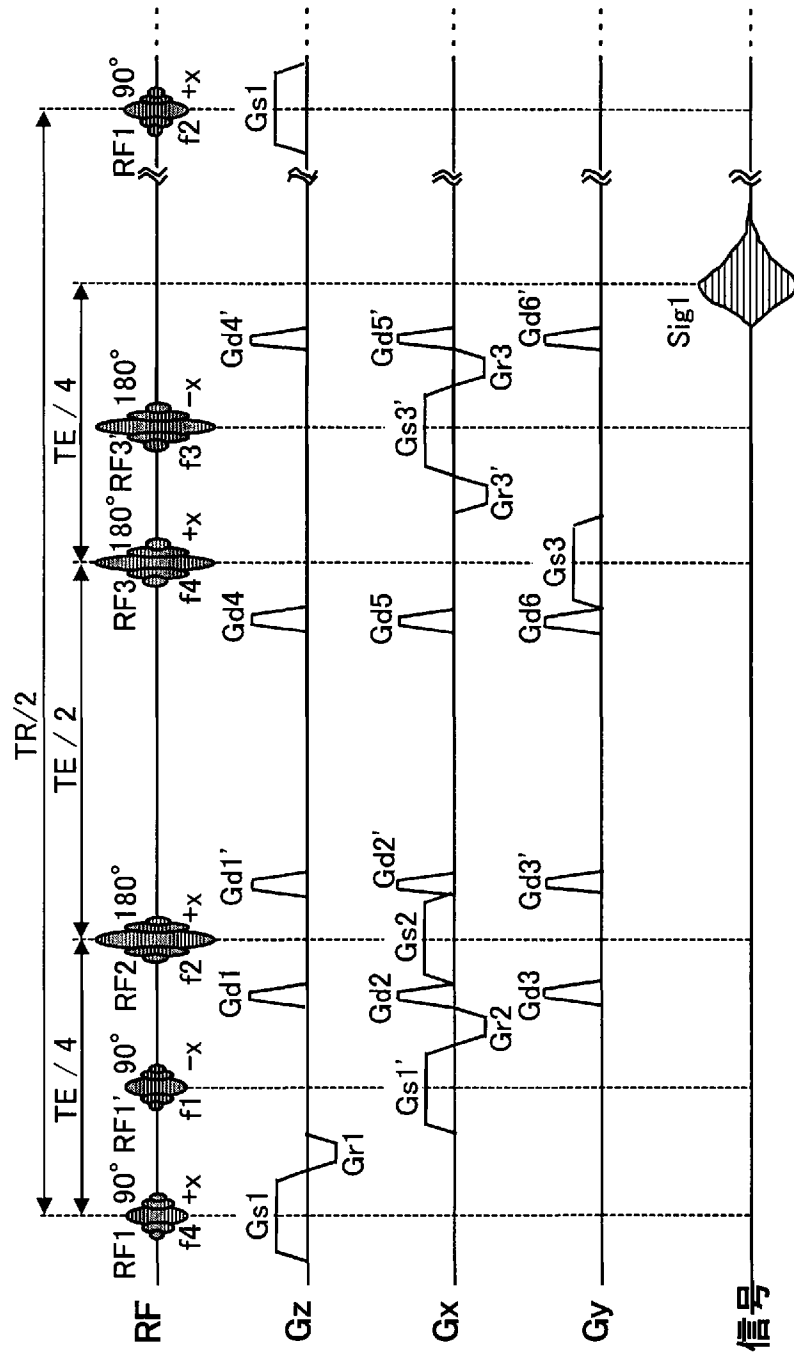
[図14]

図14



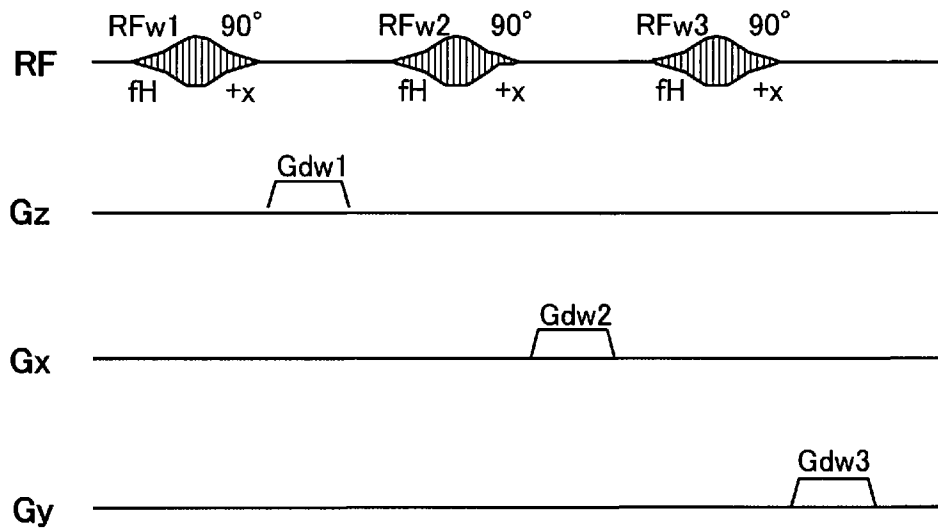
[図15]

図15



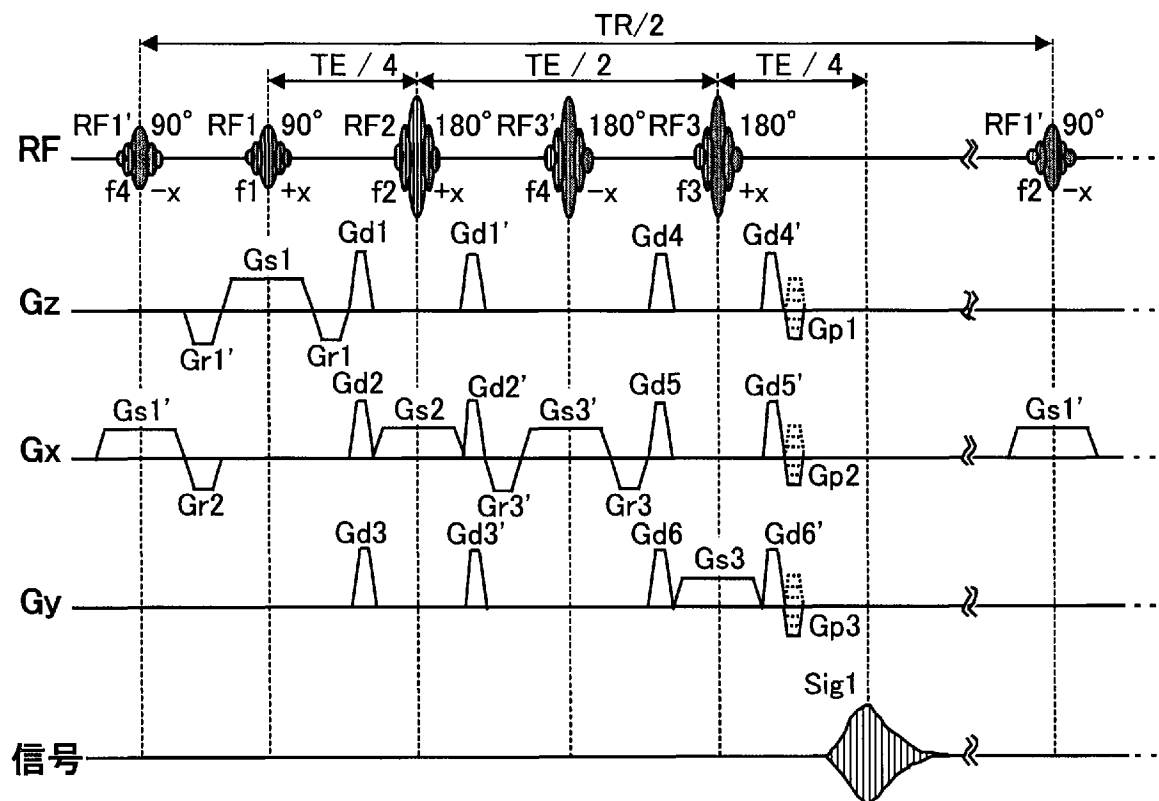
[図16]

図16



[図17]

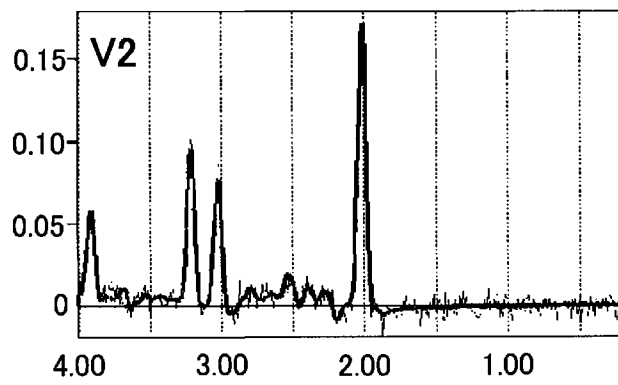
図17



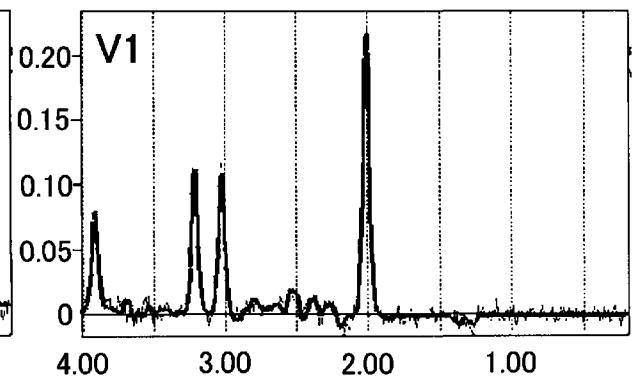
[図18]

図18

(a)



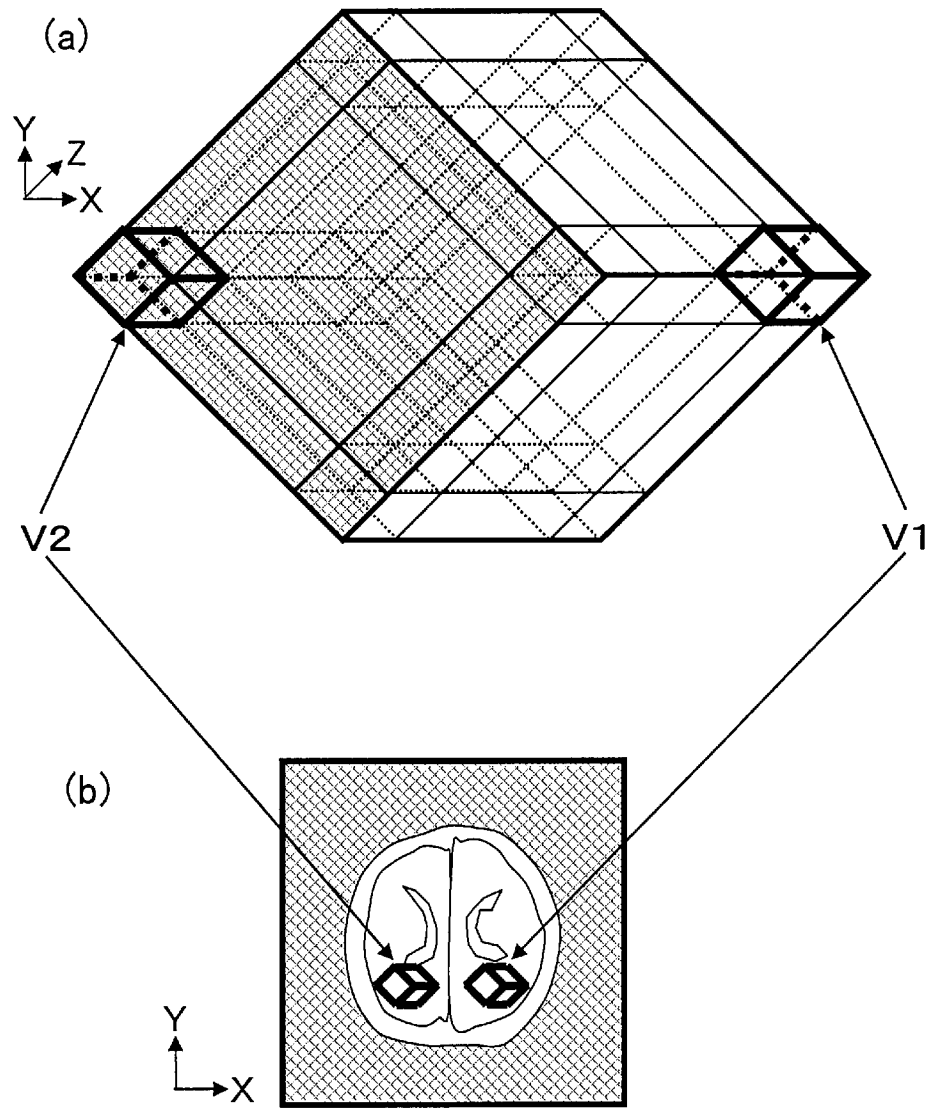
(c)



(b)

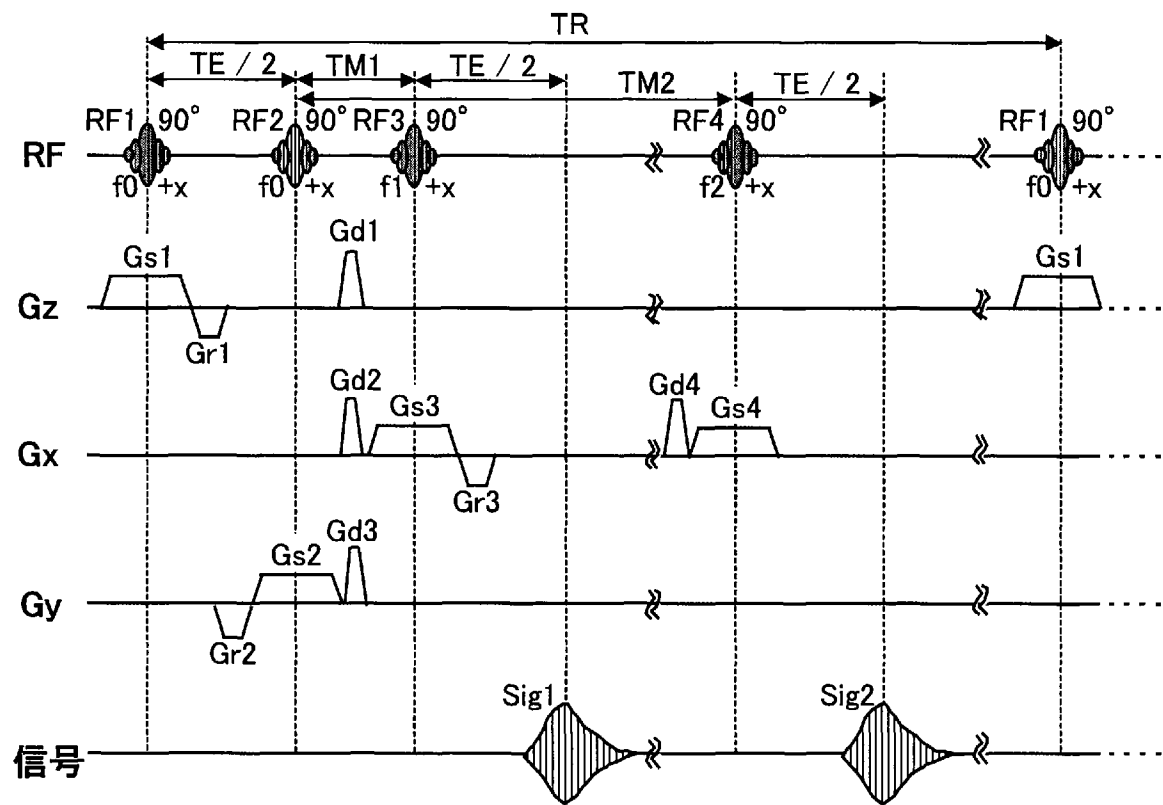
[図19]

図19



[図20]

図20



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/063109

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01)i, G01N24/08(2006.01)i, G01R33/30(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, G01N24/08, G01R33/30, G01R33/48

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009

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

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 63-164942 A (Toshiba Corp.), 08 July, 1988 (08.07.88), Page 3, lower right column, line 6 to page 4, lower right column, line 9; Figs. 2 to 6 (Family: none)	1 7, 8 2-6
Y	JP 2001-095773 A (Hitachi Medical Corp.), 10 April, 2001 (10.04.01), Par. No. [0042]; Fig. 5 & WO 2001/022879 A1	7, 8
P, A	JP 2009-082178 A (Hitachi, Ltd.), 23 April, 2009 (23.04.09), Par. Nos. [0092] to [0095]; Figs. 16, 17 & US 2009/0085563 A	1-8

☒ 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
17 August, 2009 (17.08.09)Date of mailing of the international search report
25 August, 2009 (25.08.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/063109

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 61-079146 A (Yokogawa Hokushin Electric Corp.), 22 April, 1986 (22.04.86), Page 3, upper right column, lines 3 to 20 (Family: none)	1-8
A	JP 61-275645 A (Shimadzu Corp.), 05 December, 1986 (05.12.86), Full text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 11-128200 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 18 May, 1999 (18.05.99), Par. No. [0004] & US 6054853 A & EP 913701 A2 & KR 10-2001-0073217 A & CN 1224847 A	1-8
A	JP 11-137532 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 25 May, 1999 (25.05.99), Full text; all drawings & US 6066950 A & CN 1221113 A	1-8
A	JP 2004-531352 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 14 October, 2004 (14.10.04), Par. Nos. [0043], [0047]; Fig. 3 & US 6541971 B1 & EP 1405094 A & WO 2003/003039 A1	1-8

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, G01N24/08(2006.01)i, G01R33/30(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, G01N24/08, G01R33/30, 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 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 63-164942 A (株式会社東芝) 1988.07.08, 第3頁右下欄 第6行目~第4頁右下欄 第9行, 第2-6 図 (ファミリーなし)	1 7,8 2-6
Y	JP 2001-095773 A (株式会社日立メディコ) 2001.04.10, 段落 0042, 第5 図 & WO 2001/022879 A1	7,8

☒ 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

1 7 . 0 8 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

2 5 . 0 8 . 2 0 0 9

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)

後藤 順也

2 Q

4 0 0 4

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

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
P, A	JP 2009-082178 A (株式会社日立製作所) 2009. 04. 23, 段落 0092-0095, 第 16, 17 図 & US 2009/0085563 A	1-8
A	JP 61-079146 A (横河北辰電機株式会社) 1986. 04. 22, 第 3 頁右上欄 第 3-20 行 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 61-275645 A (株式会社島津製作所) 1986. 12. 05, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 11-128200 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1999. 05. 18, 段落 0004 & US 6054853 A & EP 913701 A2 & KR 10-2001-0073217 A & CN 1224847 A	1-8
A	JP 11-137532 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1999. 05. 25, 全文, 全図 & US 6066950 A & CN 1221113 A	1-8
A	JP 2004-531352 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2004. 10. 14, 段落 0043, 0047, 第 3 図 & US 6541971 B1 & EP 1405094 A & WO 2003/003039 A1	1-8