

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5000963号  
(P5000963)

(45) 発行日 平成24年8月15日(2012.8.15)

(24) 登録日 平成24年5月25日(2012.5.25)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/05 3 1 2  
 A 6 1 B 5/05 3 7 4

請求項の数 3 (全 9 頁)

|  |   |
|--|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2006-266162 (P2006-266162)<br/>                 (22) 出願日 平成18年9月29日 (2006.9.29)<br/>                 (65) 公開番号 特開2008-80030 (P2008-80030A)<br/>                 (43) 公開日 平成20年4月10日 (2008.4.10)<br/>                 審査請求日 平成21年9月29日 (2009.9.29)</p> | <p>(73) 特許権者 000153498<br/>                 株式会社日立メディコ<br/>                 東京都千代田区外神田四丁目14番1号<br/>                 (72) 発明者 石川 剛司<br/>                 東京都千代田区外神田四丁目14番1号<br/>                 株式会社日立メディコ内<br/>                 審査官 島田 保</p> |
|--|---|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場を発生する静磁場発生手段、前記静磁場中に置かれた被検体に対して、高周波電磁波を印加する送信手段、前記静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生手段、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を計測する受信手段、これら送信手段、傾斜磁場発生手段および受信手段を所定のパルスシーケンスに従い制御する制御手段、計測された核磁気共鳴信号に基づいて画像処理を行う画像処理手段を備え、

前記所定のパルスシーケンスは、高周波磁場として励起パルスと反転パルスを印加して核磁気共鳴信号を計測する際に、該励起パルスの位相と該核磁気共鳴信号の計測位相を ずつ変化させるパルスシーケンスであり、

前記制御手段は、前記静磁場の中心に対する計測領域の中心のずれ量に応じた位相制御量 ( ) を求めて、前記励起パルスの位相および前記核磁気共鳴信号の計測位相を制御する 磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記励起パルスの影響を受けずに留まった縦磁化成分の一部が前記反転パルスにより横磁化に回転されて生じたFID信号が最初の前記核磁気共鳴信号に混入することで生じる画像アーチファクトをシフトするために、前記励起パルスの印加毎又は位相エンコード毎に、前記励起パルスの位相を ずつ増加させ、前記最初の核磁気共鳴信号の計測位相を ずつ減少させ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において、

前記制御手段は、前記反転パルスの位相を一定に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3】

請求項1又は2記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記画像のアーチファクトは、線状アーチファクトであり、  
前記制御手段は、前記計測領域の中心を画像の中心にシフトし且つ前記線状アーチファクトを画像の端部にシフトするように、前記励起パルスの位相および前記最初の核磁気共鳴信号の計測位相を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)に係わり、特に、スピンエコー信号(SE)シーケンスでエコー信号計測を行う際に発生するアーチファクトの影響を排除し、画質の改善を可能とするMRI装置に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して被検体中の所望の検査部位に相当する断面における原子核スピン(以下スピンと称する)の密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の検査部位を画像表示するものである。

【0003】

20

MRI装置による撮像法として、SEシーケンスによるエコー信号計測がある。このSEシーケンスでは、 $\pi/2$ パルスにより横磁化を励起し、 $\pi$ パルスによりこの横磁化を再収束させてエコー信号を計測する。

【0004】

しかし、 $\pi/2$ パルスの影響を受けずに留まった縦磁化成分の一部が、エコー信号計測のための印加された $\pi$ パルスの不完全性によって横磁化に回転される。この不必要に発生した横磁化によるFID信号が、 $\pi$ パルスにより形成されるエコー信号に混入して、画像上にアーチファクトをもたらす。このFID信号は、位相エンコードが印加されていないため、画像上の位相エンコード方向に1本の線状アーチファクトとして現れる。

【0005】

30

この線状アーチファクトは、 $\pi/2$ パルスの印加位相を励起毎に少しずつ変化させてエコー信号計測することによって、位相エンコード方向に見た周波数を最高周波数として計測することが可能であり、最高周波数として計測されたエコー信号は画像の最端部に配置することが可能である(例えば、特許文献1)。その結果、この線状アーチファクトは実質的に画像診断の障害とならないようにすることが可能である。

【特許文献1】特開平02-95346号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしこのような手法を用いても、オフセンターFOV計測の場合には、画像から線状アーチファクトを除去することができない。オフセンターFOV計測とは、静磁場中心と関心領域(計測領域)中心とが一致しない状態の計測であり、この計測で初期的に得られた画像は、関心領域が画像中心に存在せずずれ位置となるが、画像処理によってシフト処理をすることにより関心領域が画像中心に配置される画像を得る。この場合、画像最端部に配置した線状アーチファクトも同様にシフト処理されるため関心領域内に混入してしまう。

40

【0007】

本発明は、このようなSEシーケンスによる計測において、 $\pi/2$ パルスの影響を受けずに留まった縦磁化成分に基づいて画像中に混入するアーチファクトを、画像の任意の位置に移動することが可能であるMRI装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

## 【0008】

上記目的を達成するために、本発明のMRI装置は次の様に構成される。即ち、静磁場を発生する静磁場発生手段、静磁場中に置かれた被検体に対して、高周波電磁波を印加する送信手段、静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生手段、被検体から発生する核磁気共鳴信号を計測する受信手段、これら送信手段、傾斜磁場発生手段および受信手段をスピンエコーパルスシーケンスに従い制御する制御手段、計測された磁気共鳴信号に基づいて画像処理を行う画像処理手段を備え、制御手段は、静磁場の中心に対する計測領域中心のずれ量に応じて高周波磁場の位相および核磁気共鳴信号の計測位相を調整する手段を備えたことを特徴とする。

## 【発明の効果】

10

## 【0009】

本発明のMRI装置によれば、オフセンタFOV計測における画像のずれ量に基づき励起パルスの位相を調整する手段を設けたことにより、SEシーケンスで、 $1/2$ パルスに起因して画像内に発生する線状アーチファクトを、位相エンコード方向の任意の位置に配置することができる。これにより被検体が位相エンコード方向に磁場中心からずれた位置での計測を行う場合でも、常に線状アーチファクトを画像の最端部に配置することができ、その悪影響を被検体画像に及ぼさないような計測が可能となる。結果的により高画質なSEシーケンス画像を取得することができる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0010】

20

以下、本発明のMRI装置の一実施形態を図面に基づいて説明する。

図1は本発明を適用したMRI装置を示す全体構成のブロック説明図である。このMRI装置は、主として中央処理装置(CPU)1と、シーケンサ2と、送信系3と、静磁場発生磁石4と、受信系5と、信号処理系6とを備えている。

## 【0011】

中央処理装置(CPU)1は、本発明に基づくプログラムに従ってシーケンサ2、送信系3、受信系5、信号処理系6の各々を制御するものである。シーケンサ2は、中央処理装置1からの制御指令に基づいて動作し、被検体7の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系3、静磁場発生磁石4の傾斜磁場発生系(12, 13)および受信系6に送るようにしている。

## 【0012】

30

送信系3は、高周波発信器8と変調器9と高周波コイルとしての照射コイル11を有し、シーケンサ2の指令により高周波発信器8からの高周波パルスを変調器9で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器10を介し増幅して照射コイル11に供給することにより、所定のパルス状の電磁波を被検体7に照射するようにしている。この高周波パルスの印加位相は中央処理装置1によって制御される。

## 【0013】

静磁場発生磁石4は、被検体7の回りに任意の方向に均一な静磁場を発生させるためのものである。この静磁場発生磁石4の内部には、照射コイル11の他、傾斜磁場を発生させる傾斜磁場コイル13と、受信系5の受信コイル14が設置されている。

傾斜磁場発生系は、互いに直交するデカルト座標軸方向にそれぞれ独立に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル13と、傾斜磁場コイル13に電流を供給する傾斜磁場電源12とから構成され、傾斜磁場電源12は前述のようにシーケンサ2により制御される。

40

## 【0014】

受信系5は、高周波コイルとしての受信コイル14と受信コイル14に接続された増幅器15と直交位相検波器16とA/D変換器17とを有し、被検体7からのNMR信号を受信コイル14が検出すると、その信号を増幅器16、直交位相検波器16、A/D変換器17を介しデジタル量に変換するとともに、シーケンサ2からの指令によるタイミングで直交位相検波器16によってサンプリングされた二系列の収集データに変換して中央処理装置1に送るようにしている。この信号計測の位相は、高周波パルスの印加位相と同様に中央処理装置1によって制御される。

50

## 【 0 0 1 5 】

信号処理系6は、磁気ディスク20、光ディスク19等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ18とを有し、受信系5からのデータが中央処理装置1に入力されると、中央処理装置1が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体7の所望の断面像をディスプレイ18に表示するとともに、外部記憶装置の磁気ディスク20等に記録する。

## 【 0 0 1 6 】

図2は、このような構成における中央処理装置1にプログラムとして組み込まれた制御の手順を示す図で、SEシーケンスによりスピネコー信号計測する場合を示す。SEシーケンスは、図3に示すようなシーケンステーブルとしてシーケンサ2内に組み込まれており、このシーケンスに基づいて高周波パルス、傾斜磁場パルスの印加タイミングおよび強度並びに信号計測のタイミングが決る。

10

## 【 0 0 1 7 】

即ち、まず被検体のスライスを選択する傾斜磁場27とともに励起パルス24を印加し、位相エンコード傾斜磁場30および読み出し傾斜磁場31を印加し、パルス25をスライス傾斜磁場28とともに印加する。励起パルスは通常  $1/2$  のパルスが採用される。励起パルス24印加からエコー信号時間TE後に読み出し傾斜磁場32、33を印加しながらエコー信号37を計測する。エコー時間後に印加する読み出し傾斜磁場33は、その面積(印加時間と強度の積)が、少なくともそれ以前に印加した読み出し傾斜磁場32の面積以上にする。

このようなシーケンスを所定の位相エンコード数繰り返し、計測したエコー信号から画像を再構成する。

20

## 【 0 0 1 8 】

本発明の制御では、このようなSEシーケンスにおける励起パルスおよび信号計測の位相をオフセンタFOV計測における画像中心のシフト量に基づき調整するステップを含むことを特徴としている。

## 【 0 0 1 9 】

次に図2および図3を参照して、本発明のMRI装置によるスピネコー信号計測を説明する。

まずスピネコー信号計測に先立ってスカウト画像を計測し、スカウト画像を元に静磁場中心に対する計測領域の位相エンコード方向のずれ量を求める(ステップ201)。このずれ量は、例えばスカウト画像上で関心領域の中心を指示することにより、中央処理装置1により自動的に求められる。MRI計測では、画像と受信した計測データの関係は二次元フーリエ変換と逆変換の関係になるため、画像の位置のずれは、受信信号の位相の回転に相当する。よって、中央処理装置1は、このずれ量をもとに位相調整量を次式により計算する(ステップ202)。

30

$$= (2 \times \quad \times P) / FOV \quad (1)$$

ここで、Pは位相エンコード方向の位置のずれ量、FOVは位相エンコード方向の撮像領域サイズを表す。また、初期位相、つまり1回目の繰り返しにおける励起パルスおよび信号計測の位相を設定する(ステップ203)。

## 【 0 0 2 0 】

次に、位相エンコード毎の励起パルスの位相を求める(ステップ204,)。1回目の繰り返しにおける励起パルスの位相(つまり初期位相)を とすると、2回目の繰り返しでは励起パルスの位相を  $+$   $+$  とし、3回目の繰り返しでは励起パルスの位相を  $2+$   $+$  とする。以下、n番目の繰り返しでは励起パルスの位相を  $2n+$   $+$   $(n-1)$  とする。

40

## 【 0 0 2 1 】

同様に、位相エンコード毎の計測位相を求める(ステップ205)。1回目の繰り返しにおける計測位相(つまり初期位相)を とすると、2回目の繰り返しでは計測位相を  $+$   $-$  とし、3回目の繰り返しでは計測位相を  $2+$   $-2$  とする。以下、n番目の繰り返しでは計測位相を  $2n+$   $- (n-1)$  とする。

## 【 0 0 2 2 】

次に、図3に示すSEシーケンスを実行し、スピネコー信号計測を行う(ステップ206)。

50

この場合の磁化ベクトルの挙動(静磁場方向からみた平面での挙動)を図4(a)に示す。同図(b)は比較のために従来の手法における磁化ベクトルの挙動を示したものである。いずれも  $\alpha = 0$  とした例である。また、計測位相をADで示す。

【 0 0 2 3 】

第1回目では、 $\pi/2$ パルスによってXY平面内に磁化ベクトル41が発生し、この磁化ベクトル41は  $\pi$ パルスで反転し磁化ベクトル42となる。このとき不要な横磁化43がXY平面内に発生する。このとき、計測位相は0とする。

位相エンコード量を変えた第2回目の計測では(図4(a)の中段)、 $\pi/2$ パルスの励起位相を反転させ、さらに上述したように位相調整量  $\alpha$  ずらして印加する。すると、XY平面では、第1回目とは逆の軸でさらに  $\alpha$  ずれた位相76で磁化ベクトル46が発生する。続けて  $\pi$ パルスを第1回目と同じ位相で印加する。すると最初  $\pi/2$ パルスによって発生した磁化ベクトル46は磁化ベクトル47となり、第1回目とは逆で且つ  $\alpha$  だけずれた方向になる。また  $\pi$ パルスによって発生した不要な横磁化48は第1回目と同じ向きの磁化ベクトルとなる。このとき、計測位相は磁化ベクトル47と同じ位相とする。従って、不要な横磁化48によるFID信号の位相は  $2\pi - 2\alpha$  となる。

【 0 0 2 4 】

さらに位相エンコード量を変えた第3回目の計測では(図4(a)の下段)、 $\pi/2$ パルスの励起位相を反転させて元に戻し、さらに位相  $2\alpha$  ずらして印加する。するとXY平面では、第1回目と同じ軸でさらに  $2\alpha$  ずれた位相77で磁化ベクトル51が発生する。続けて  $\pi$ パルスは、第1回目と同じ位相で印加する。すると最初  $\pi/2$ パルスによって発生した磁化ベクトル51は磁化ベクトル52となり、第1回目と同じで且つ  $2\alpha$  だけずれた方向になる。また  $\pi$ パルスによって発生した不要な横磁化48は第1回目と同じ向きの磁化ベクトルとなる。このとき、計測位相は磁化ベクトル52と同じ位相とする。従って、不要な横磁化48によるFID信号の位相は  $2\pi - 2\alpha$  となる。

【 0 0 2 5 】

エコー信号計測時にも、 $\pi/2$ パルスの位相回転と同じように、位相回転させてエコー信号の計測を行う。その結果、エコー信号の位相は、 $\pi/2$ パルスの位相回転による位相がキャンセルされて0(ゼロ)位相となるのに対し、線状アーチファクトの元となる不要な横磁化によるFID信号の位相は、計測位相の位相回転と同じように位相回転することになる。このような条件で計測したエコー信号の位相とFID信号の位相の状態を表1に示す。

【表 1】

| 位相<br>エンコード | $\pi/2$ パルス<br>位相 | $\pi$ パルス<br>位相 | 計測位相             | エコー信号<br>位相 | FID信号<br>位相      |
|-------------|-------------------|-----------------|------------------|-------------|------------------|
| 1           | 0                 | 0               | 0                | 0           | 0                |
| 2           | $\pi + \alpha$    | 0               | $\pi - \alpha$   | 0           | $\pi - \alpha$   |
| 3           | $2\pi + 2\alpha$  | 0               | $2\pi - 2\alpha$ | 0           | $2\pi - 2\alpha$ |

【 0 0 2 6 】

表1からもわかるように、スピンエコー信号の位相が変化せず、位相エンコード方向に見た場合、直流成分となるのに対して、FID信号の位相は  $\alpha$  ずつ変化し、さらに角速度で変化する。よって、FID信号は、デジタル的には最高周波数にさらに  $\alpha$  に相当する分の周波数ずれた周波数として処理され画像化される。

これを図4(b)に示す従来の手法と比べると、従来の手法では最初  $\pi/2$ パルスによって発生した不要な横磁化ベクトル41は、エコー信号計測時には、計測毎に向きが反転するのみとなる。

【 0 0 2 7 】

最後に、以上のような計測によって得られた信号から画像再構成する(ステップ206)。

図5に、画像再構成して得られる画像の例を示す。ただし、図5は、位相エンコード毎のFID信号の位相と、周波数エンコード軸に沿った画像信号プロファイルを示す。図5(a)は、従来の  $1/2$ パルスの位相を反転させる方法により得られるFID信号の位相と、このような計測によって得られた信号から画像再構成して得られる画像の例を示す。図5(b)は、図5(a)に更にオフセンタ処理を施した例を示す。図5(c)は、本発明の  $1/2$ パルスの位相及び計測位相をオフセット量に応じて位相回転量を付加した場合により得られるFID信号の位相と、このような計測によって得られた信号から画像再構成して得られる画像の例を示す。

【0028】

10

図5(a)に示すように、位相エンコード毎に変化したのみの位相情報(501)を持つ成分をフーリエ変換すると、画像の位相エンコード方向における最高周波数上に結像される(502)。これに対して図5(b)に示すように、オフセンタ計測を実施した場合、撮像対象物も最高周波数上に結像することがある(503)。この時、FID信号は図5(a)同様、画像の位相エンコード方向における最高周波数上に結像される(504)。オフセンタ再構成を施すと撮像対象物はオフセンタ処理が施され、画像中心に移動する(505)。同様にFID信号に対してもオフセンタ処理が施されるため、FID信号つまり線状アーチファクトが診断領域に混入する(506)。

【0029】

20

これに対し、図5(c)の位相情報を持つFID信号(507)は、図5(a)の位相情報に加えてすでにオフセンタ再構成と同等の位相情報を持つため、画像の位相エンコード方向では、最高周波数から、オフセンタ周波数分ずれた周波数の位置に結像される(508)。その後、オフセンタ再構成が施されるため、撮像対象は中心に、線状アーチファクトは常に画像最端に移動することとなる(509)。このように、FID信号の最高周波数からのずれは、位相エンコード方向のFOVのずれ量に相当するため、線状アーチファクトはそのずれ量だけ位相エンコード方向にシフトして配置される。一方、撮像された被検体も同じ量だけずれている。従って最終的にシフト処理を行い得られた画像においては、線状アーチファクトは画像の位相エンコード方向の最端部に配置され、被検体画像に影響を及ぼすことはない。

【0030】

30

以上は、初期位相  $= 0$ とした場合について、本発明の一実施形態を具体的に説明したが、 $\neq 0$ (ゼロ)でない場合は、上記具体例の全てを  $\neq 0$ だけ回転させれば同じことなので、 $\neq 0$ (ゼロ)でない場合も  $= 0$ の場合と同様に本発明を実施できる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体を示すブロック図。

【図2】本発明のMRI装置の制御装置(CPU)による制御フローを示す図。

【図3】本発明のMRI装置が採用するSEシーケンスのパルスシーケンスと発生するエコー信号を示す説明図。

【図4】スピンエコー信号計測における磁化ベクトルの挙動を説明する図で、(a)は本発明のMRI装置による手法を、(b)は従来手法を示す。

40

【図5】本発明によるMRI装置によりオフセンタFOV計測した場合のFID位相及び画像を示す図。

【符号の説明】

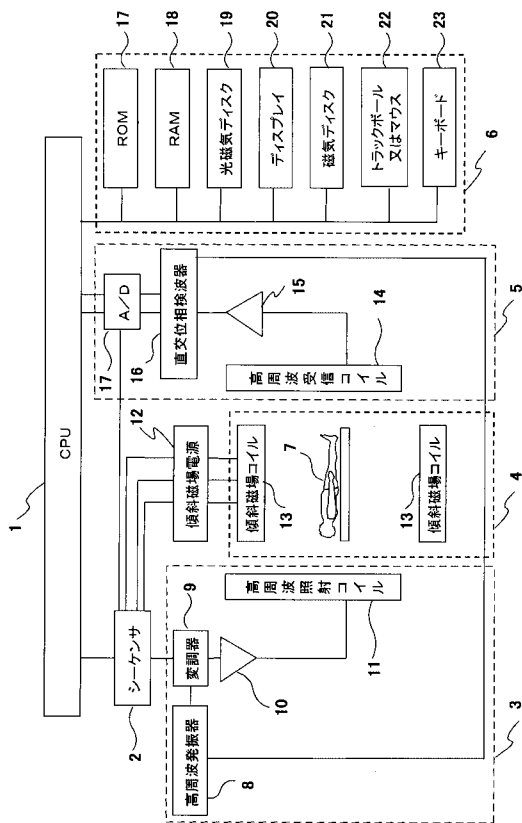
【0032】

- 1 中央処理装置(制御手段)
- 2 シーケンサ
- 3 送信系
- 4 静磁場発生磁石
- 5 受信系
- 6 信号処理系(画像処理手段)

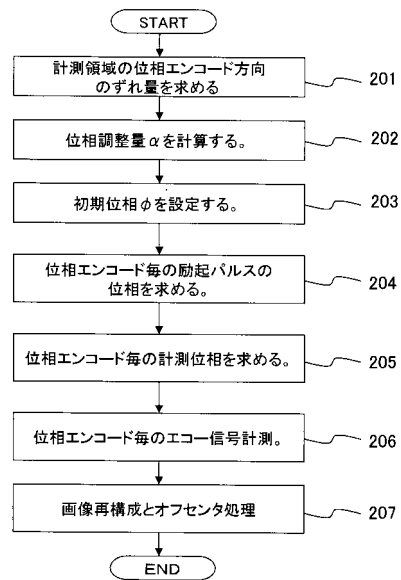
50

7 被検体  
1 2 , 1 3 傾斜磁場発生系

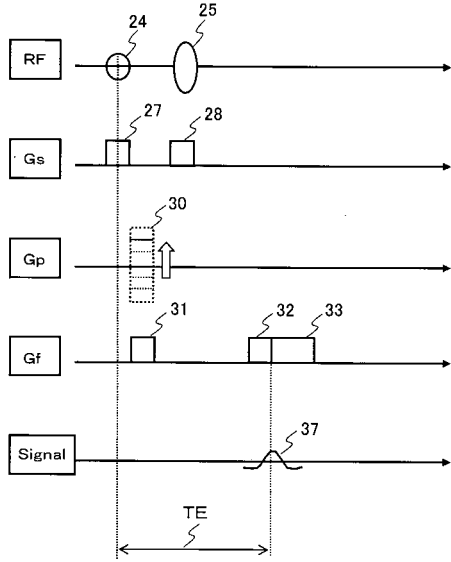
【図1】



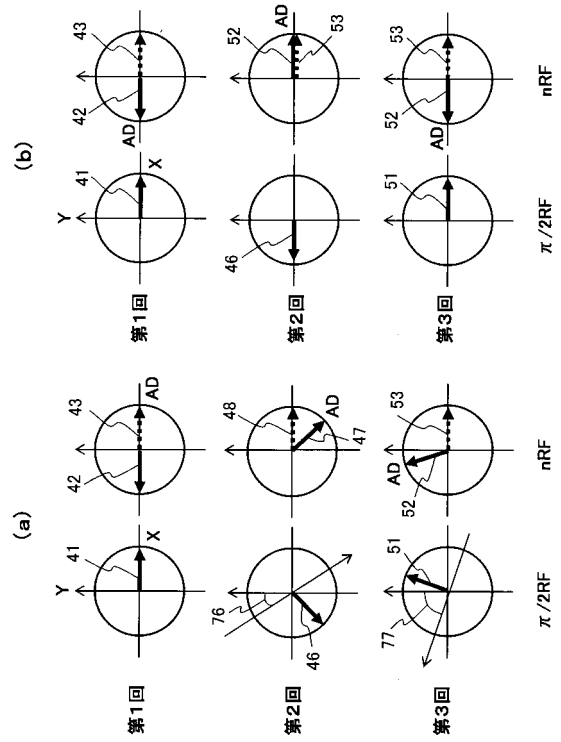
【図2】



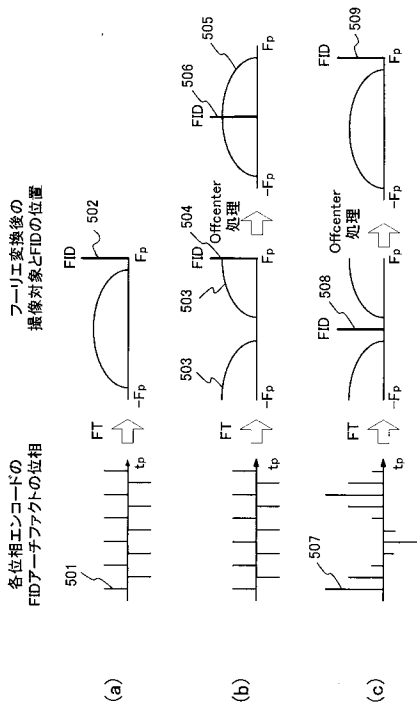
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フーリエ変換後の  
振動対象とFIDの位置

各位相エンコードの  
FIDアーチファクトの位相

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-095774(JP,A)  
特開平05-056949(JP,A)  
特開平02-095346(JP,A)  
特開平03-085140(JP,A)  
特開平10-179537(JP,A)  
特開2006-122222(JP,A)  
特開平05-277086(JP,A)  
特開平04-150834(JP,A)  
特開昭62-122645(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)