

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4494937号
(P4494937)

(45) 発行日 平成22年6月30日(2010.6.30)

(24) 登録日 平成22年4月16日(2010.4.16)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 5 1
G O 1 R 33/36 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 3
G O 1 R 33/28 (2006.01)	G O 1 N 24/04 5 3 O Y
	G O 1 N 24/02 B

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-323261 (P2004-323261)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年11月8日(2004.11.8)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2006-130114 (P2006-130114A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成18年5月25日(2006.5.25)	(74) 代理人	100085187
審査請求日	平成17年12月26日(2005.12.26)		弁理士 井島 藤治
		(74) 代理人	100090424
			弁理士 鯨島 信重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MRI 装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場、勾配磁場および RF 磁場を対象に印加して発生させた磁気共鳴信号を検波して収集する信号収集手段と、

経時変化するラーモア周波数を測定する測定手段と、

経時変化前のラーモア周波数を基準周波数 (f c) とし、前記基準周波数 (f c) と前記測定手段によって測定された経時変化したラーモア周波数との差分を f とするとき、前記基準周波数 (f c) 及び前記差分 (f) に基づいて RF 磁場の周波数及び検波用信号の周波数を変更する周波数変更手段と、

収集された信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、

前記 RF 磁場を印加し始める第 1 の時間 (t 0) と前記磁気共鳴信号を検波し始める第 2 の時間 (t 3) との期間を T とするとき、前記第 1 の時間 (t 0) における RF 磁場の周波数の位相に対する前記第 2 の時間 (t 3) における検波用信号の周波数の位相として、

$$\text{位相} = 2 \cdot \pi \cdot f \cdot T$$

で与えられる位相を与えるようにする位相制御手段とを具備することを特徴とする MRI 装置。

【請求項 2】

前記経時変化前のラーモア周波数又は前記経時変化したラーモア周波数は、前記信号収集手段によるプリスキャンによって得られる磁気共鳴信号から測定される、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の MRI 装置。

【請求項 3】

前記ラーモア周波数は FID 信号から測定される、
ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の MRI 装置。

【請求項 4】

前記画像再構成手段は、収集時期が異なる同一部位の信号同士の演算後の信号を用いて画像を再構成する、

ことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のうちのいずれか 1 つに記載の MRI 装置。

【請求項 5】

前記演算は差分演算である、
ことを特徴とする請求項 4 に記載の MRI 装置。

【請求項 6】

前記収集時期が異なる同一部位の信号は、一方が造影剤注入前の信号であり他方は造影剤注入後の信号である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の MRI 装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、とくに、RF (radio frequency) 磁場の周波数および検波用信号の周波数をラーモア (Larmor) 周波数の経時変化に合わせて変更して磁気共鳴信号を収集する MRI 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI 装置では、静磁場強度の変化等によりラーモア周波数が経時的に変化することがあり、そのような場合は、ラーモア周波数の変化に合わせて、RF 磁場の周波数および検波用信号の周波数が変更される。ラーモア周波数は、適宜のタイミング (timing) で収集した FID (Free Induction Decay) 信号等から測定され、当初の値からの変化量に応じて、RF 磁場の周波数および検波用信号の周波数の修正が行われる (例えば、特許文献 1 参照)。

【特許文献 1】特許第 3513076 号明細書 (第 5 - 7 頁、図 1 - 5)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

RF 磁場の周波数変更は RF パルス (pulse) の送信開始時に行われ、検波用信号の周波数変更は検波開始時に行われる。その際、どちらの周波数変更も初期位相を 0 として行われるが、検波によって得られる信号は、ラーモア周波数の変化がないとしたときに得られる検波信号からみて、位相がずれたものとなる。このような位相のずれは、収集時期を異にする同一部位の信号について、ローデータ (raw data) の段階で例えば差分演算等を行う場合に誤差を生じる原因となる。

【0004】

そこで、本発明の課題は、RF 磁場および検波用信号の周波数変更による位相ずれが生じない MRI 装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、静磁場、勾配磁場および RF 磁場を対象に印加して発生させた磁気共鳴信号を検波して収集する信号収集手段と、RF 磁場の周波数および検波用信号の周波数をラーモア周波数の経時変化に合わせて変更する周波数変更手段と、収集された信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段とを有する MRI 装置であって、前記周波数変更手段によって変更された周波数と基準周波数との差

10

20

30

40

50

f および R F 磁場の印加開始から磁気共鳴信号の検波開始までの時間 T を用いた関係式

$$= 2 \cdot f \cdot T$$

で与えられる位相 を検波用信号の検波開始時の位相とする位相制御手段、を具備することを特徴とする M R I 装置である。

【 0 0 0 6 】

上記の課題を解決するための他の観点での発明は、静磁場、勾配磁場および R F 磁場を対象に印加して発生させた磁気共鳴信号を検波して収集する信号収集手段と、R F 磁場の周波数および検波用信号の周波数をラーモア周波数の経時変化に合わせて変更する周波数変更手段と、収集された信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段とを有する M R I 装置であって、前記周波数変更手段による検波用信号の周波数変更を、検波開始時点での位相が連続するように行わせる周波数変更制御手段、を具備することを特徴とする M R I 装置である。

10

【 0 0 0 7 】

前記基準周波数は経時変化前のラーモア周波数であることが、基準周波数を適切に得る点で好ましい。

前記経時変化前のラーモア周波数は前記信号収集手段によるプリスキャンによって得られる磁気共鳴信号から測定されることが、ラーモア周波数の初期値を適切に得る点で好ましい。

【 0 0 0 8 】

前記ラーモア周波数は F I D 信号から測定されることが、適切な測定値を得る点で好ましい。

20

前記画像再構成手段は、収集時期が異なる同一部位の信号同士の演算後の信号を用いて画像を再構成することが、機能に関する画像を得る点で好ましい。

【 0 0 0 9 】

前記演算は差分演算であることが、差分画像を得る点で好ましい。

前記収集時期が異なる同一部位の信号は、一方が造影剤注入前の信号であり他方は造影剤注入後の信号であることが、造影画像を得る点で好ましい。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、ひとつの観点では、M R I 装置が、静磁場、勾配磁場および R F 磁場を対象に印加して発生させた磁気共鳴信号を検波して収集する信号収集手段と、R F 磁場の周波数および検波用信号の周波数をラーモア周波数の経時変化に合わせて変更する周波数変更手段と、収集された信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段とを有する M R I 装置であって、前記周波数変更手段によって変更された周波数と基準周波数との差 f および R F 磁場の印加開始から磁気共鳴信号の検波開始までの時間 T を用いた関係式

$$= 2 \cdot f \cdot T$$
 で与えられる位相 を検波用信号の検波開始時の位相とする位相制御手段を具備するので、R F 磁場および検波用信号の周波数変更による検波信号の位相ずれをなくすることができる。

30

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、他の観点では、M R I 装置が、静磁場、勾配磁場および R F 磁場を対象に印加して発生させた磁気共鳴信号を検波して収集する信号収集手段と、R F 磁場の周波数および検波用信号の周波数をラーモア周波数の経時変化に合わせて変更する周波数変更手段と、収集された信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段とを有する M R I 装置であって、前記周波数変更手段による検波用信号の周波数変更を、検波開始時点での位相が連続するように行わせる周波数変更制御手段を具備するので、R F 磁場および検波用信号の周波数変更による検波信号の位相ずれをなくすることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 2 】

以下、図面を参照して発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、本発明は発明を実施するための最良の形態に限定されるものではない。図 1 に M R I 装置のブ

50

ロック (b l o c k) 図を示す。本装置は発明を実施するための最良の形態の一例である。本装置の構成によって、MRI装置に関する本発明を実施するための最良の形態の一例が示される。

【 0 0 1 3 】

同図に示すように、本装置はマグネットシステム 1 0 0 を有する。マグネットシステム 1 0 0 は主磁場コイル (c o i l) 部 1 0 2、勾配コイル部 1 0 6 および R F コイル部 1 0 8 を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の形状を有し、互いに同軸的に配置されている。

【 0 0 1 4 】

マグネットシステム 1 0 0 の概ね円柱状の内部空間 (ボア : b o r e) に、撮像の対象 1 がクレードル (c r a d l e) 5 0 0 に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【 0 0 1 5 】

主磁場コイル部 1 0 2 はマグネットシステム 1 0 0 の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象 1 の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル部 1 0 2 は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成してもよい。また、マグネットシステムは、水平磁場方式のものに変えて、静磁場の方向が対象 1 の体軸に垂直な垂直磁場方式のものを用いるようにしてもよい。垂直磁場方式では例えば永久磁石が静磁場発生に利用される。

【 0 0 1 6 】

勾配コイル部 1 0 6 は、互いに垂直な 3 軸すなわちスライス (s l i c e) 軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための 3 つの勾配磁場を生じる。

【 0 0 1 7 】

静磁場空間における互いに垂直な座標軸を x , y , z としたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り 2 軸のうち一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったまま x , y , z 軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。本装置では対象 1 の体幅の方向を x 方向とし、体厚の方向を y 方向とし、体軸の方向を z 方向とする。

【 0 0 1 8 】

スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード (e n c o d e) 勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト (r e a d o u t) 勾配磁場ともいう。リードアウト勾配磁場は周波数エンコード勾配磁場と同義である。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部 1 0 6 は図示しない 3 系統の勾配コイルを有する。以下、勾配磁場を単に勾配ともいう。

【 0 0 1 9 】

R F コイル部 1 0 8 は静磁場空間に対象 1 の体内のスピン (s p i n) を励起するための R F 磁場を形成する。以下、R F 磁場を形成することを R F 励起信号の送信ともいう。また、R F 励起信号を R F パルス (p u l s e) ともいう。

【 0 0 2 0 】

励起されたスピンの生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号は、R F コイル部 1 0 8 によって受信される。磁気共鳴信号は、周波数ドメイン (d o m a i n) すなわちフーリエ (F o u r i e r) 空間についてのサンプリング (s a m p l i n g) 信号となる。

【 0 0 2 1 】

位相軸方向および周波数軸方向の勾配により、磁気共鳴信号のエンコードを 2 軸で行えば、磁気共鳴信号は 2 次元フーリエ空間についてのサンプリング信号として得られ、スライス勾配をも利用してエンコードを 3 軸で行えば 3 次元フーリエ空間についての信号として得られる。各勾配は、2 次元あるいは 3 次元フーリエ空間における信号のサンプリング位置を決定する。以下、フーリエ空間を k スペース ($k - s p a c e$) ともいう。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

勾配コイル部 106 には勾配駆動部 130 が接続されている。勾配駆動部 130 は勾配コイル部 106 に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部 130 は、勾配コイル部 106 における 3 系統の勾配コイルに対応して、図示しない 3 系統の駆動回路を有する。

【0023】

RF コイル部 108 には RF 駆動部 140 が接続されている。RF 駆動部 140 は RF コイル部 108 に駆動信号を与えて RF パルスを送信させ、対象 1 の体内のスピンを励起する。

【0024】

RF コイル部 108 には、また、データ (data) 収集部 150 が接続されている。データ収集部 150 は、RF コイル部 108 が受信した受信信号をデジタルデータ (digital data) として収集する。

【0025】

勾配駆動部 130、RF 駆動部 140 およびデータ収集部 150 にはシーケンス (sequence) 制御部 160 が接続されている。シーケンス制御部 160 は、勾配駆動部 130 ないしデータ収集部 150 をそれぞれ制御して磁気共鳴信号の収集を遂行する。以下、磁気共鳴信号の収集をスキャンともいう。

【0026】

シーケンス制御部 160 は、例えばコンピュータ (computer) 等を用いて構成される。シーケンス制御部 160 は図示しないメモリ (memory) を有する。メモリはシーケンス制御部 160 用のプログラム (program) および各種のデータを記憶している。シーケンス制御部 160 の機能は、コンピュータがメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。マグネットシステム 100 ないしシーケンス制御部 160 からなる部分は、本発明における信号収集手段の一例である。

【0027】

データ収集部 150 の出力側はデータ処理部 170 に接続されている。データ収集部 150 が収集したデータがデータ処理部 170 に入力される。データ処理部 170 は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。データ処理部 170 は図示しないメモリを有する。メモリはデータ処理部 170 用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。

【0028】

データ処理部 170 はシーケンス制御部 160 に接続されている。データ処理部 170 はシーケンス制御部 160 の上位にあってそれを統括する。本装置の機能は、データ処理部 170 がメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0029】

データ処理部 170 は、データ収集部 150 が収集したデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。このデータ空間は k スペースに対応する。データ処理部 170 は、k スペースのデータを逆フーリエ変換することにより画像を再構成する。データ処理部 170 は、本発明における画像再構成手段の一例である。

【0030】

データ処理部 170 には表示部 180 および操作部 190 が接続されている。表示部 180 は、グラフィックディスプレイ (graphic display) 等で構成される。操作部 190 はポインティングデバイス (pointing device) を備えたキーボード (keyboard) 等で構成される。

【0031】

表示部 180 は、データ処理部 170 から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部 190 は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部 170 に入力する。使用者は表示部 180 および操作部 190 を通じてインタラクティブ (interactive) に本装置を操作することが可能である。

【0032】

図 2 に、RF 駆動部 140 の構成を示す。同図に示すように、RF 駆動部 140 は、基

10

20

30

40

50

準発信器402の出力信号(周波数 f_c)と可変発信器404の出力信号(周波数 f_s)を周波数混合器406で混合して、周波数が $f_c + f_s$ のRF信号を得て、このRF信号を送信ゲート(gate)408を通じて振幅変調器410に入力し、振幅変調後のRF信号をパワーアンプ(power amplifier)412で増幅してRFコイル部108に供給するようになっている。

【0033】

基準発信器402の出力信号の周波数 f_c は固定である。この周波数 f_c は、静磁場強度が正規の強度であるときのラーモア周波数に等しい。以下、基準発信器の出力信号の周波数を基準発信器の周波数ないし基準周波数ともいう。基準周波数は、予め測定した経時変化前のラーモア周波数であってよい。経時変化前のラーモア周波数は、例えば、プリスキャン(pre-scan)によって得られた磁気共鳴信号から測定される。

10

【0034】

可変発信器404の出力信号の周波数 f_s はシーケンス制御部160による制御の下で変更される。可変発信器404は、本発明における周波数変更手段の一例である。以下、可変発信器の出力信号の周波数を可変発信器の周波数ともいう。送信ゲート408の開閉もシーケンス制御部160によって制御される。

【0035】

図3に、データ収集部150のフロントエンド(front end)部分の構成を示す。同図に示すように、データ収集部150は、RFコイル部108からの入力信号をプリアンプ(pre-amplifier)512で増幅し、分配器514を通じて2つの検波器516, 516'に入力してそれぞれ検波し、検波出力I, Qをそれぞれ得ようになっている。

20

【0036】

検波器516, 516'のための検波信号(キャリア:carrier)としては、基準発信器502の出力信号(周波数 f_c)と可変発信器504の出力信号(周波数 f_r)を周波数混合器506で混合して周波数が $f_c + f_r$ の検波用信号とし、この検波用信号を受信ゲート508を通じて移相器510に入力し、移相器510により位相が 0° と 90° の2つの検波用信号を得ようになっている。

【0037】

基準発信器502の周波数 f_c は固定であるが、可変発信器504の周波数 f_r はシーケンス制御部160による制御の下で変更される。可変発信器504は、本発明における周波数変更手段の一例である。可変発信器504の周波数 f_r は、可変発信器404の周波数 f_s と同一または異なる周波数である。受信ゲート508の開閉もシーケンス制御部160によって制御される。

30

【0038】

図4に、スキャン用のパルスシーケンス(pulse sequence)の一例を示す。このパルスシーケンスはグラディエントエコー(Gradient Echo)法によるパルスシーケンスである。

【0039】

同図において、(1)はRF励起のシーケンスを示す。(2)-(4)はいずれも勾配磁場のシーケンスを示す。(5)は磁気共鳴信号のシーケンスを示す。勾配磁場のシーケンスのうち、(2)はスライス勾配、(3)は周波数エンコード勾配、(4)は位相エンコード勾配勾配である。なお、静磁場は一定の磁場強度で常時印加されている。以下同様である。

40

【0040】

先ず、 θ パルスによるスピン励起が行われる。 θ 励起はスライス勾配Sliceの下での選択励起である。 θ パルスは送信ゲート408が開いている間に行われる。以下、この期間を送信ゲート期間ともいう。

【0041】

θ 励起後に、周波数エンコード勾配Readおよび位相エンコード勾配Phaseが

50

所定のシーケンスで印加され、磁気共鳴信号すなわちエコーが読み出される。エコーの読み出しは受信ゲート508が開いている間に行われる。以下、この期間を受信ゲート期間ともいう。

【0042】

このようなパルスシーケンスが、繰り返し時間TRで所定回数繰り返され、そのつど、エコーが読み出される。繰り返しのたびにエコーの位相エンコードが変更され、所定回数の繰り返しによって、2次元kスペース全体についてのエコー信号収集が行われる。なお、スライス方向にも位相エンコードを行うときは、3次元kスペースについてのエコー信号収集が行われる。2次元kスペースのエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより2D画像が再構成される。3次元kスペースのエコーデータを3次元逆フーリエ変換することにより2D画像が再構成される。

10

【0043】

図5に、FID信号収集用のパルスシーケンスの一例を示す。同図において、(1)はRF励起のシーケンスを示す。(2)-(4)はいずれも勾配磁場のシーケンスを示す。(5)はFID信号のシーケンスを示す。同図に示すように、FID信号は、位相エンコード勾配勾配Phaseを0としたパルスシーケンスによって収集される。

【0044】

このようなパルスシーケンスが、図4に示したスキャン用のパルスシーケンスの繰り返しに割り込む形で所定の頻度で実行され、その都度FID信号が収集される。FID信号を収集するたびにその中心周波数が測定される。これによってラーモア周波数の現在値が得られる。

20

【0045】

スキャン用のパルスシーケンスにおけるRF励起の周波数は、ラーモア周波数の現在値に一致するように変更される。RF励起周波数の変更は、シーケンス制御部160で可変発信器404の周波数fsを制御することによって行われる。

【0046】

エコー信号検波用のキャリア周波数も、ラーモア周波数の変化に追従して変更される。キャリア周波数の変更は、シーケンス制御部160で可変発信器504の周波数frを制御することによって行われる。以下、RF励起周波数を励起周波数ともいい、エコー信号検波用のキャリア周波数を検波周波数ともいう。

30

【0047】

図6に、励起周波数および検波周波数の変更の一例をタイムチャート(time chart)によって示す。同図の(1)は励起周波数を示し(2)は検波周波数を示す。ただし、いずれも可変発信器402の周波数fsおよび可変発信器502の周波数frによって示す。これらの周波数に基準発信器402および502の周波数fcをそれぞれ加えたfc+fsおよびfc+frが、それぞれ、実際の励起周波数および検波周波数である。以下同様である。

【0048】

同図に示すように、送信ゲート期間の始まりに合わせて、時刻t0で励起周波数が変更され、変更後の周波数でRF励起が行われる。時刻t1でRF励起信号の振幅が最大になり、時刻t2で送信ゲート期間が終わる。

40

【0049】

励起されたスピンは周波数fc+fsで回転する。このような回転は周波数がfcの回転座標上では周波数がfsの回転となる。このため、同図における励起周波数fsのタイムチャートは回転座標上でのスピンのふるまいを示すものとなる。

【0050】

このようなスピンの回転座標上での位相は

【0051】

【数 1】

$$\Delta \theta = 2\pi \int_{t_0} \Delta f_s \cdot t dt \quad (1)$$

【0052】

与えられる。この位相は回転座標上での位相のずれを表す。

この位相のずれは、受信ゲート期間が始まる時刻 t_3 では、

【0053】

【数 2】

$$\begin{aligned} \Delta \theta &= 2\pi \int_{t_0}^{t_3} \Delta f_s \cdot t dt \\ &= 2\pi \cdot \Delta f_s \cdot T \end{aligned} \quad (2)$$

10

【0054】

となる。

時刻 t_3 から受信ゲート期間が始まり、時刻 t_4 までの間に周波数 f_r による検波が行われる。このとき、周波数 f_r の信号は、時刻 t_3 における位相が (2) 式で与えられる位相に一致するように制御される。このような検波信号の位相制御により、検波後の出力信号は回転座標上での位相ずれを含まないものとなる。位相制御は、シーケンス制御部 160 により可変発信器 504 に対して行われる。シーケンス制御部 160 は位相制御手段の一例である。

20

【0055】

図 7 に、励起周波数および検波周波数の変更の他の例をタイムチャートによって示す。同図の (1) は励起周波数を示し (2) は検波周波数を示す。同図に示すように、送信ゲート期間の始まりに合わせて、時刻 t_0 で励起周波数が変更され、変更後の周波数で RF 励起が行われる。

【0056】

時刻 t_0 では、また、検波周波数 f_r の変更も行われる。このとき、 $f_r = f_s$ となるように変更される。ただし、まだ受信ゲート期間でないのでこの信号による検波は行われない。

30

【0057】

時刻 t_3 から受信ゲート期間が始まり検波が行われる。受信ゲート期間中の検波周波数は受信帯域に合わせて定められるので、常に $f_r = f_s$ であるとは限らない。 $f_r = f_s$ であるときは、時刻 t_3 で周波数があらかじめ変更される。このときの周波数変更は位相連続で行われる。このような位相連続での検波周波数変更は、シーケンス制御部 160 により可変発信器 504 に対して行われる。シーケンス制御部 160 は周波数変更制御手段の一例である。

40

【0058】

変更直前まで $f_r = f_s$ であったことにより、時刻 t_3 での位相は、(2) 式で与えられる位相となっている。このため、図 6 の場合と同様に、検波後の出力信号は回転座標上での位相ずれを含まないものとなる。

【0059】

このように、検波後の信号はラーモア周波数の経時変化に関わらず位相ずれを生じないので、例えば、造影撮影を行う場合のように、同一部位の信号について、ローデータの段階で、造影剤注入前と後の差分を求めるときにも誤差を生じることがない。したがって、正しい造影画像を得ることができる。なお、差分に限らず、収集時期を異にする同一部位の信号について何らかの演算を行う場合も同様である。これによって、正しい機能画像等

50

を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】本発明を実施するための最良の形態の一例のMRI装置のブロック図である。

【図2】RF駆動部のブロック図である。

【図3】データ収集部のフロントエンド部分のブロック図である。

【図4】パルスシーケンスの一例を示す図である。

【図5】パルスシーケンスの一例を示す図である。

【図6】励起周波数および検波周波数の変更の一例を示すタイムチャートである。

【図7】励起周波数および検波周波数の変更の一例を示すタイムチャートである。

10

【符号の説明】

【0061】

1 対象

100 マグネットシステム

102 主磁場コイル部

106 勾配コイル部

108 RFコイル部

110 受信コイル部

130 勾配駆動部

150 RF駆動部

150 データ収集部

160 シーケンス制御部

170 データ処理部

180 表示部

190 操作部

500 クレードル

402 基準発信器

404 可変発信器

406 周波数混合器

408 送信ゲート

410 振幅変調器

412 パワーアンプ

502 基準発信器

504 可変発信器

506 周波数混合器

508 受信ゲート

510 移相器

512 プリアンプ

514 分配器

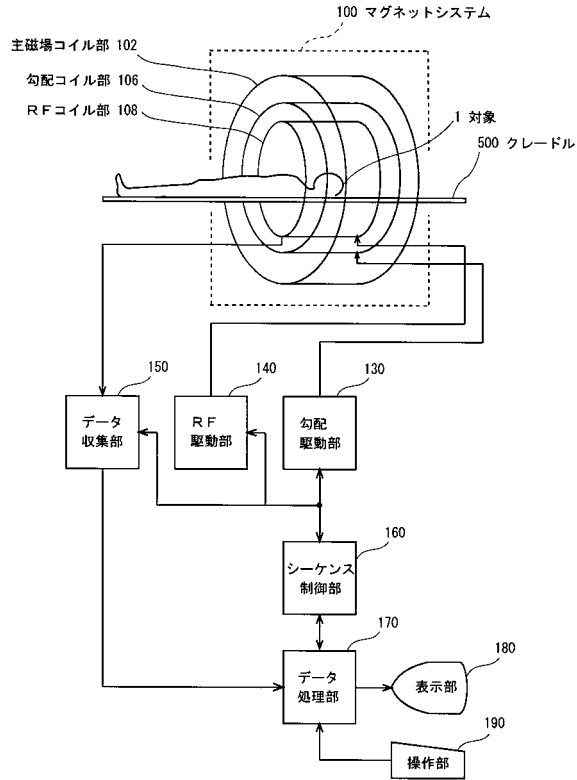
516 , 516' 検波器

20

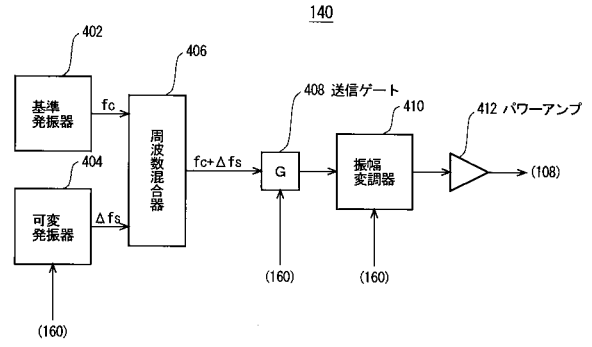
30

40

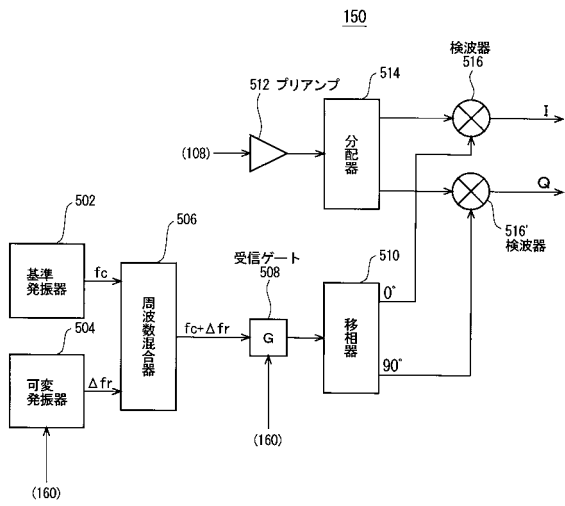
【図1】



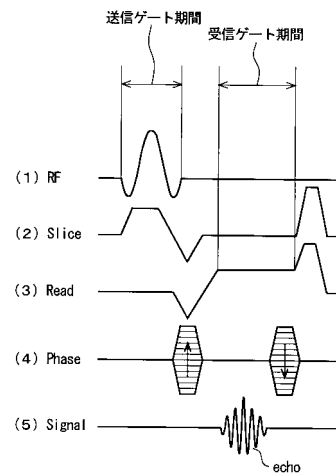
【図2】



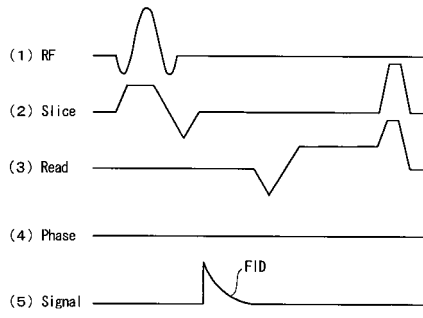
【図3】



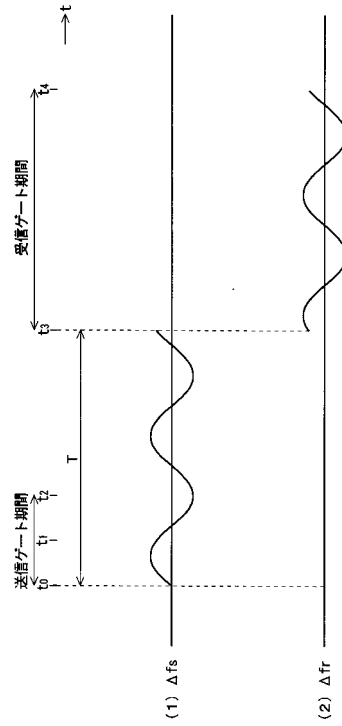
【図4】



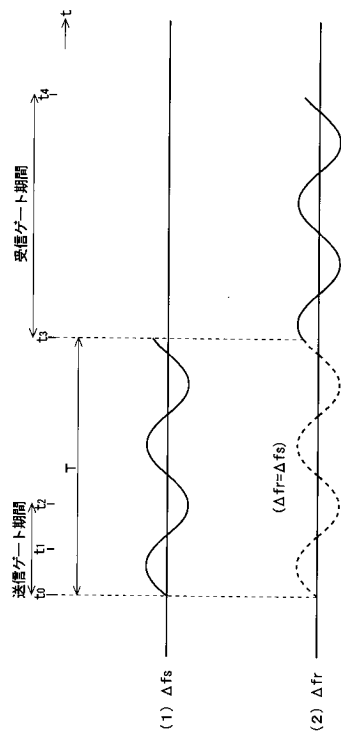
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 神田 健一

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2003-061927(JP,A)
特開平03-051039(JP,A)
特開2002-238872(JP,A)
国際公開第00/065995(WO,A1)
特開平06-245919(JP,A)
特開平03-118044(JP,A)
米国特許第7180293(US,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055