

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4386354号
(P4386354)

(45) 発行日 平成21年12月16日(2009.12.16)

(24) 登録日 平成21年10月9日(2009.10.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 7 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-204791 (P2004-204791)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成16年7月12日(2004.7.12)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2006-25845 (P2006-25845A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成18年2月2日(2006.2.2)	(74) 代理人	100099852
審査請求日	平成19年6月15日(2007.6.15)		弁理士 多田 公子
		(74) 代理人	100099760
			弁理士 宮川 佳三
		(72) 発明者	谷井 由美子
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	高橋 哲彦
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスに従い印加する磁場印加手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を k 空間データとして計測する計測手段と、前記 k 空間データを用いて前記被検体の画像を再構成し表示する信号処理手段と、前記磁場印加手段、計測手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴撮像装置において、

前記制御手段は、前記高周波磁場印加から核磁気共鳴信号計測終了までに印加される傾斜磁場を制御し、前記 k 空間の原点を通る閉ループであって、第 1 の直線部と、前記第 1 の直線部の一端と前記 k 空間の原点を通る第 2 の直線部と、前記第 1 の直線部の他端と前記 k 空間の原点を通る第 3 の直線部とを含む軌跡上のデータを、前記高周波磁場の印加による 1 回の励起で取得することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 2】

前記閉ループの第 1 の直線部は、前記 k 空間の原点を通り、前記第 2 及び第 3 の直線部と重なる直線上にあり、前記制御手段は前記閉ループを構成する直線と座標軸とがなす角度を変えながら前記パルスシーケンスを繰り返し k 空間データを取得することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 3】

前記閉ループの第 1 の直線部は、k 空間の座標軸と平行であり、前記制御手段は、前記 k 空間の座標軸から前記第 1 の直線までの距離を変えながら前記パルスシーケンスを繰り返し

10

20

返し k 空間データを取得することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記閉ループの第 1 の直線部が前記 k 空間の一の座標軸と平行であるとき及び前記閉ループの第 1 の直線部が前記 k 空間の他の座標軸と平行であるときに、それぞれ k 空間データを取得し、それぞれの k 空間データを加算して画像再構成するように信号処理手段を制御することを特徴とする請求項 3 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 5】

静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスに従い印加する磁場印加手段と、読み出し方向の傾斜磁場印加次に所定の時間内で前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成し表示する信号処理手段と、前記磁場印加手段、計測手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴撮像装置において、

前記磁場印加手段は、高周波磁場を繰り返し印加し、1 の高周波磁場印加と次の高周波磁場印加の間に、2 度の極性の反転を含み対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスを印加するとともに 1 のエコー信号を計測するパルスシーケンスを実行し、

前記制御手段は、前記核磁気共鳴信号の計測を、前記対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスの 1 度目の反転の前から開始し、2 度目の反転後に終了するように前記計測手段を制御し、前記 1 のエコー信号から、k 空間の原点を通る閉ループであって、第 1 の直線部と、前記第 1 の直線部の一端と前記 k 空間の原点を通る第 2 の直線部と、前記第 1 の直線部の他端と前記 k 空間の原点を通る第 3 の直線部とを含む軌跡上のデータを取得することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 6】

前記制御手段は、前記対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスの前後に、極性が異なる付加的傾斜磁場パルスを印加して、前記閉ループに加えて k 空間の低空間周波数領域のデータも計測することを特徴とする請求項 5 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 7】

前記磁場印加手段が実行するパルスシーケンスは、trueFISPシーケンス、ラディアルスキャンシーケンス及び高速スピンエコーシーケンスから選択されるいずれか又はこれらの組み合わせである請求項 5 又は 6 に記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁気共鳴撮像装置（以下、MRI 装置という）に関し、特に trueFISP 等の高速 MRI 撮影において、SNR を向上する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI 装置を用いた高速撮影法の一つに trueFISP と呼ばれる撮影手法がある（非特許文献 1）。この撮影法は、図 14 に示すように、グラディエントエコー系シーケンスを基本として、高周波磁場パルス 1402 をスライス選択傾斜磁場 1401 とともに繰り返し時間 TR で繰り返し印加し、高周波磁場パルス印加後に位相エンコード傾斜磁場パルス 1403 と読み出し傾斜磁場パルス 1404 を印加し、読み出し傾斜磁場を反転した傾斜磁場パルス 1405 の印加中にエコー信号 1407 を計測するというものである。高周波磁場パルスの極性を交互に反転させること、エコー信号計測までに印加された全ての傾斜磁場 1401、1403、1404、1405 をリフェイズすることがその特徴であり、対称的な磁場印加パターンとすることによって、SSF P（定常状態自由歳差運動）に達するまでの磁化の振動の影響を受けにくく、これにより従来の SSF P 撮影を準 SSF P 状態から開始することを可能にしている。

【0003】

一方、よく知られているように、グラディエントエコーは、読み出し方向にディフェイズ傾斜磁場を印加した後、極性を反転させてリフェイズすることによって発生し、この際読み出し方向に周波数エンコードされる。MRI 装置では、エコー信号が反転後の傾斜磁

場によって周波数エンコードされている間にエコー信号を k 空間データとして計測する。具体的には、信号処理系の A/D 変換器において所定のサンプリング時間 (A/D 期間) 1406 にデータをサンプリングし、サンプリングされたデータをそのタイミングに対応する $k \times$ 方向 (読み出し方向) の座標に配置する。1 つのエコー信号に対応する k 空間データを図 15 に示す。図中、データ 1501 を示す矢印はサンプリング時間の経過に対応し、これをデータの軌跡という。このような周波数エンコード方向のデータ数は通常 64、128、256 などに設定されている。

【非特許文献 1】M. Deimling, O. Heid, "Magnetization Prepared True FISP Imaging" Proc., SMRM, 2nd Annual Meeting, 495(1994)

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述したように従来のシーケンスでは、読み出し傾斜磁場を反転した後、その傾斜磁場を印加している間にのみデータを収集することを基本としており、一つの $k \times$ 値については一つの座標のデータしか得ることができない。従って加算によって S/NR を向上するためには、同一データを複数回取得する必要がある。

本発明は、シーケンス繰り返し時間 TR の実質的な延長をすることなく、1 つのエコー信号から従来のほぼ 2 倍の k 空間データを取得することが可能であり、これによって高い S/NR を実現できる 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】

20

【0005】

上記課題を解決する本発明の MRI 装置は、静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスに従い印加する磁場印加手段と、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を k 空間データとして計測する計測手段と、前記 k 空間データを用いて前記被検体の画像を再構成し表示する信号処理手段と、前記磁場印加手段、計測手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備えた MRI 装置において、制御手段は、 k 空間の原点を通る閉ループを含む軌跡上のデータを、前記高周波磁場の印加による 1 回の励起で取得することを特徴とする。

【0006】

閉ループは、第 1 の直線部と、前記第 1 の直線部の一端と前記 k 空間の原点を通る第 2 の直線部と、前記第 1 の直線部の他端と前記 k 空間の原点を通る第 3 の直線部とを含むものとする。

30

一つの態様として、閉ループの第 1 の直線部は、前記 k 空間の原点を通り、前記第 2 及び第 3 の直線部と重なる直線上にあり、制御手段は前記閉ループを構成する直線と座標軸とがなす角度を変えながら前記パルスシーケンスを繰り返し k 空間データを取得する。

【0007】

別の態様として、閉ループの第 1 の直線部は、 k 空間の座標軸と平行であり、制御手段は、前記 k 空間の座標軸から前記第 1 の直線までの距離を変えながら前記パルスシーケンスを繰り返し k 空間データを取得する。

この場合、制御手段は、前記閉ループの第 1 の直線部が前記 k 空間の一の座標軸と平行であるとき及び前記閉ループの第 1 の直線部が前記 k 空間の他の座標軸と平行であるときに、それぞれ k 空間データを取得し、それぞれの k 空間データを加算して画像再構成するように信号処理手段を制御するものとしてもよい。

40

【0008】

また上記課題を解決する本発明の MRI 装置は、静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場及び傾斜磁場を所定のパルスシーケンスに従い印加する磁場印加手段と、読み出し方向の傾斜磁場印加時に所定の時間内で前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成し表示する信号処理手段と、前記磁場印加手段、計測手段及び信号処理手段を制御する制御手段とを備え、前記磁場印加手段は、高周波磁場を繰り返し印加し、1 の高周波磁場印加と次の高周波磁場印

50

加の間に、2度の極性の反転を含み対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスを実行するとともに1のエコー信号を計測するパルスシーケンスを実行し、前記制御手段は、前記核磁気共鳴信号の計測を、前記対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスの1度目の反転の前から開始し、2度目の反転後に終了するように前記計測手段を制御し、前記1のエコー信号から、k空間の原点を通る閉ループを含む軌跡上のデータを取得することを特徴とする。

【0009】

前記MRI装置の一つの態様によれば、制御手段は、前記対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスの前後に、極性が異なる付加的傾斜磁場パルスを実行して、前記閉ループに加えてk空間の低空間周波数領域のデータも計測することを特徴とする。

10

【0010】

本発明のMRI装置において、磁場印加手段が実行するパルスシーケンスは、trueFISPシーケンス、ラディアルスキャンシーケンス及び高速スピネコーシーケンスから選択されるいずれか又はこれらの組み合わせとすることができる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、1回の励起でk空間の原点を通り閉ループを含む軌跡上のデータを計測するので、一つのkx値について2以上のデータを計測することができ、SNRを向上させることができる。

閉ループの第1の直線部が、k空間の原点を通り、第2及び第3の直線部と重なる直線上にあり、制御手段が閉ループを構成する直線と座標軸とがなす角度を変えながらパルスシーケンスを繰り返しk空間データを取得することにより、k空間データを放射状に取得する、いわゆるラディアルスキャンとなり、体動の影響を受けにくい等のラディアルスキャンの効果が得られると共に、1回の計測で通常のラディアルスキャンの2倍のデータを取得することができる高いSNRを実現できる。

20

【0012】

閉ループの第1の直線部が、k空間の座標軸と平行であり、制御手段が、k空間の座標軸から第1の直線までの距離を変えながらパルスシーケンスを繰り返しk空間データを取得することにより、1回の計測でk空間を座標軸に沿ってスキャンする直交サンプリングとラディアルスキャンとを組み合わせた計測を行なうことができる。特に、第1の直線部の角度を変えて2回の計測を行い、それらの計測で得たk空間データを加算することにより、完全なラディアルスキャンデータを得ることができる。これにより画像のコントラストを決定するk空間原点近傍のデータ数を多くすることができ、高いSNRの画像を得ることができる。

30

【0013】

上述した閉ループを含む軌跡上のデータの取得は、高周波磁場印加から核磁気共鳴信号計測終了までに印加される傾斜磁場を制御し、例えば、対称的な印加パターンを有する傾斜磁場パルスの印加の間を、エコー信号を計測するA/D期間とすることにより達成できる。特に傾斜磁場パルスの前後に付加的な傾斜磁場パルスを実行した場合には、さらにk空間原点近傍のデータ数を増加させることができ、さらにSNRを向上させることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の実施の形態を説明する。

図1は本発明が適用されるMRI装置の全体概要を示すブロック図である。

このMRI装置は、被検体101が挿入される空間に静磁場を発生する磁石102と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、被検体の撮像領域に高周波磁場を発生するRFコイル104と、被検体101が発生する核磁気共鳴(MR)信号を検出するRFプローブ105と、静磁場空間に被検体101を挿入するためのベッド112を備えている。

【0015】

50

傾斜磁場コイル103は、互いに直交する3方向(X, Y, Z)の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。これら傾斜磁場の印加の仕方によって、被検体の撮像断面を決定し、またMR信号に位置情報を付与することができる。

【0016】

RFコイル104はRF送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生する。RFプローブ105の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部108で表示される。信号検出部106は、図2に示すように、RFプローブ105の増幅器201からの信号を入力し、入力した信号を位相が直交する2つの参照信号で検波する直交検波器202と、直交検波器202が検波した複素信号をそれぞれ所定のサンプリング時間サンプリングしてデジタル信号に変換するA/D変換器203とを備え、デジタル信号を二系列のデータとして信号処理部107に送出する。

10

信号処理部107は、信号検出部106から送出されるデジタル信号をk空間データとして収集し、必要に応じて補間、加算、補正係数計算などの処理を行うとともにフーリエ変換を行い被検体の画像を再構成し、表示部108に表示させる。

【0017】

傾斜磁場電源109、RF送信部110、信号検出部106は制御部111で制御される。制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれ、撮像方法によって決まる種々のパルスシーケンス(撮像シーケンス)が予めプログラムとして図示しない記憶部に格納されている。制御部111には、このような記憶部のほか、撮像シーケンスの選択や撮像パラメータ等の入力のための入力装置が備えられている。

20

【0018】

本発明のMRI装置では、撮像シーケンスとして、極性が異なる高周波磁場を繰り返し印加すると共に1の高周波磁場パルスと次の高周波磁場パルスとの間でエコー信号を計測するとともにエコー信号の計測時を中心として対称的な傾斜磁場パルスの印加パターンを有する撮像シーケンスを備えている。図3に本発明のMRI装置が備える撮像シーケンスの一実施形態を示す。この撮像シーケンスは、図14に示す従来のtrueFISPシーケンスと類似しているが、スライス選択傾斜磁場302のリフェイズパルスの印加と重ならないように位相エンコード方向及びリードアウト方向の傾斜磁場303、304の印加を開始すると共に、エコー信号を計測するためのサンプリング時間(A/D期間)306を延長し、位相エンコード方向及びリードアウト方向の傾斜磁場303、304の印加と同時に開始する点が異なる。

30

【0019】

すなわち、フリップ角 θ の高周波磁場パルス301をスライス選択傾斜磁場302とともに印加し、スライス方向のリフェイズが終了した後、所定の位相エンコード傾斜磁場303とデフェイズする読み出し傾斜磁場304を同時に印加する。引き続き極性を反転させた読み出し傾斜磁場305を印加する。これにより読み出し傾斜磁場304と反転読み出し傾斜磁場305の印加量が同じになった時点(エコー時間TE)でエコー307が発生する。その後、スライス傾斜磁場302、位相エンコード傾斜磁場303及び読み出し傾斜磁場304、305をリフェイズする傾斜磁場302'、303'、304'、をエコー時間TEに対し対称的に印加する。ここで信号を計測するA/D期間306は、位相エンコード傾斜磁場303及び読み出し傾斜磁場304を印加し始めると同時に開始し、リフェイズのための傾斜磁場303'、304'の印加の終了時に終了する。

40

【0020】

高周波磁場パルス301の印加から繰り返し時間TR(TE×2)が経過したところで、次の高周波磁場パルス311をフリップ角 $-\theta$ でスライス選択傾斜磁場312とともに印加する。以後、同様に各傾斜磁場を印加し、TR毎に高周波磁場パルスを反転させながら印加し、信号の計測を行う。

【0021】

信号処理部107は、上記パルスシーケンスで計測したデータをk空間に配置する。一つの高周波磁場パルスと次の高周波磁場パルスとの間に計測されるエコー信号(データ)の

50

計測のタイミングと k 空間の軌跡との関係を図 4 及び図 5 に示す。図 4 に示すように、 G_y 方向の傾斜磁場 303 と G_x 方向の傾斜磁場 304 を印加し始めると同時にデータの計測を開始すると、計測されるデータは、これら傾斜磁場の印加量の変化に従い、 k 空間の原点 $[0, 0]$ から k_x は負の方向に、 k_y は正の方向に順次配列されることになる。そして G_y 方向の傾斜磁場 303 の印加と G_x 方向の傾斜磁場 304 の印加が同時に終了した時点で、図 5 に示すような放射状の軌跡を描くデータ 501 が収集される。その後、 G_x 方向の正極性の傾斜磁場 305 が印加されると、その印加量の増加に応じて、 k_y 軸に平行な方向のデータ 502 が収集される。このデータ 502 は従来の trueFISP で計測するデータと同じである。傾斜磁場 304 の印加量の 2 倍の傾斜磁場 305 が印加された時点で、傾斜磁場 305 を反転すると共に G_y 方向の傾斜磁場 304' が印加されるので、このとき継続して計測されるデータは、これら傾斜磁場 305、304' の印加量の変化に従い、 k_x 、 k_y ともに負の方向に順次配列される。これらリフェイズ傾斜磁場の印加を終了した時点で k 空間の原点 $[0, 0]$ に戻り、放射状の軌跡となるデータ 503 が収集される。

【0022】

このように G_y 方向の傾斜磁場及び G_x 方向の傾斜磁場を同時に印加するとともに、その印加の開始からデータの計測を開始し、その印加の終了時にデータの計測を終了することにより、1 つのエコー信号から閉ループを構成する 3 つのデータ 501、502、503 を収集することができる。そしてデータ 501 と 503 は、 k 空間の原点を通るデータであり、撮像対象のコントラストを反映した重要なデータである。

【0023】

G_y 方向の傾斜磁場 303 の印加量（位相エンコード量）を変化させて、すべての位相エンコードのエコー信号を計測した時点では、図 6 に示すような k 空間データを収集することができる。即ち、このシーケンスの実行により、通常の k 空間データに加えて、 k 空間原点を中心として放射状に配列したデータを取得することができる。信号処理部 107 は、放射状のデータ 501 及び 503 については、必要に応じて補間により格子上のデータに変換（グリidding）した後、格子上に既に存在するデータ 502 と加算平均する。そして加算平均後のデータと、加算平均すべき放射状のデータがない領域についてはデータ 502 をそのまま用いて、二次元フーリエ変換を行い、画像データを作成する。

【0024】

放射状のデータがある領域は k 空間の低周波域のデータを多く含み、低周波域が加算されることになるので、得られる画像データは、SNR の高い画質のよい画像となる。なお、本実施形態では、図 6 (a) に示したように、 $|k_y| > |k_x|$ の領域では、従来とデータ数は変わっていない。 $|k_x| > |k_y|$ の領域でも、データ数を増加させるためには、図 2 のシーケンスにおいて G_x 方向の傾斜磁場と G_y 方向の傾斜磁場を入れ替えた計測を行えばよい。これにより図 6 (b) に示すようなデータが得られる。

【0025】

このように本実施形態によれば、A/D 期間 306 がスライス方向傾斜磁場のリフェイズパルスと重ならないようにするため、従来の trueFISP 法に比べ若干 TR が延長するが、一つのエコー信号でほぼ 2 倍のデータを計測でき、しかも k 空間中心付近のデータ量を増加させることができるので、従来の trueFISP 法に比べ SNR を向上することができる。

【0026】

また、図 2 では二次元計測の場合を示したが、図 7 に示すように、 G_z 方向にも位相エンコード（701、701'）を用いる三次元計測についても同様に適用することができる。この場合にも、A/D 期間 306 はスライス選択傾斜磁場 302、302' のリフェイズパルスの印加時間と重ならないようにすることにより、A/D 期間 306 を延長し、データ数を増加し、SNR を向上させることができる。

【0027】

次に上記第 1 の実施形態の変更例を説明する。この変更例は、図 2 に示すような trueFISP 法に基づくパルスシーケンスを用いることは同じであるが、 G_y 方向及び G_x 方向に付加的な傾斜磁場を印加することが特徴である。図 8 に、高周波磁場パルスを省略したパル

スシーケンスの一部を示す。図 8 においても、図 2 と同じ要素は同じ符号で示している。

【 0 0 2 8 】

図示するように、本実施形態においてもスライス選択傾斜磁場とともに高周波磁場パルス印加した後、G y 方向の傾斜磁場パルス303とG x 方向の傾斜磁場パルス304を印加し、次いでG x 方向の傾斜磁場パルス305を印加し、さらにG y 方向及びG x 方向のリフェイズパルス303'、304'を印加すること、及び傾斜磁場パルス303、304の印加開始とともに信号計測を開始し、傾斜磁場パルス303'、304'の印加終了とともに終了することは図2の実施形態と同じであるが、ここでは、傾斜磁場パルス303、304の前及び傾斜磁場パルス303'、304'の後にそれぞれ極性が異なる小さい付加的な傾斜磁場801~804を印加する。このような付加的な傾斜磁場801~804の印加によって、データ計測開始時点(A/D期間306が開始する時点)では、G y 方向には負の位相エンコード、G x 方向には正の位相エンコードが付与されている状態となり、またA/D期間306が終了する時点では、G y 方向には負の位相エンコード、G x 方向には負の位相エンコードが付与されている状態となる。その結果、図9に示すように、データ901、903の軌跡は、k空間の原点[0,0]を通る放射状の軌跡となる。このように本実施形態では、k空間の原点近傍のデータ数をさらに多くすることができるので、よりS N Rを向上させることができる。

10

【 0 0 2 9 】

本実施形態においても、G x 方向及びG y 方向の傾斜磁場を入れ替えることにより、全方向の放射状のデータを得ることができる。またA/D期間がスライス傾斜磁場のリフェイズパルスの印加と重ならないことを条件として三次元計測にも同様に適用することができる。

20

【 0 0 3 0 】

以上、本発明をtrueFISPを基本とする撮像法に適用した実施形態を説明したが、続いて本発明をtrueFISPを基本とするラディアルスキャンシーケンスに適用した第2の実施形態を説明する。図10は、ラディアルスキャンシーケンス法を適用した本実施形態のパルスシーケンスを示す図である。一般にラディアルスキャンシーケンスでも、スライス選択傾斜磁場1002と共にフリップ角 α の高周波磁場パルス1001を印加し、エコー信号1007を計測し、次の繰り返し時間TRではフリップ角 $-\alpha$ の高周波磁場パルス1010をスライス選択傾斜磁場と共に印加し、エコー時間TEにエコー信号を計測し、以後、TR毎にフリップ角を反転させながら高周波磁場パルスの印加とエコー信号の計測を繰り返すことは図2のパルスシーケンスと同じであるが、ラディアルスキャンシーケンスではG y 方向の傾斜磁場1003、1008、1003'とG x 方向の傾斜磁場1004、1005、1004'をともにそれぞれ変化させてながらTRを繰り返し、k空間を放射状に走査する点異なる。

30

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、更に、スライス傾斜磁場のリフェイズパルスの終了後にG y 方向及びG x 方向の傾斜磁場1003、1004の印加を開始し、G y 方向及びG x 方向の傾斜磁場1003、1004の印加と同時にA/D期間1006を設定し、それと対称的なタイミングで印加される傾斜磁場1003'、1004'の印加が終了するまでデータを計測する。

【 0 0 3 2 】

このようにA/D期間1006を設定することにより、得られるデータのk空間上の軌跡は、図11(a)に示すようになり、傾斜磁場1003、1004の印加の間にデータ1101、傾斜磁場1008、1005の印加の間にデータ1102、傾斜磁場1003'、1004'の印加の間にデータ1103が取得される。なお、図ではわかりやすくするためにデータ1101及び1103とデータ1102は別の線で示しているが、実際には同一線上の軌跡となる。図11(b)は、ラディアルスキャンシーケンスにおいて、G y 方向及びG x 方向の傾斜磁場を変化させながら1枚の画像再構成に必要な全信号を計測した場合のk空間軌跡を示したものであるが、従来のラディアルスキャンシーケンスでは、1つのエコー信号が1本の線上のデータである(一つのk x 値に対し一つの座標のデータが得られる)のに対し、本実施形態によれば、同一線上で2倍のデータを計測することが可能である。

40

【 0 0 3 3 】

50

信号処理部107は、計測後のデータのグリiddingを行い、フーリエ変換し、画像を再構成する。得られた画像は2倍のデータを加算したものであるので、(2)倍のS N Rが向上した画像となる。

【0034】

なお本実施形態においても、図12に示すように、傾斜磁場1003、1004の前及び傾斜磁場1003'、1004'の後に付加的磁場1201~1204を印加することができ、それによって傾斜磁場1003、1004の印加時及び傾斜磁場1003'、1004'の印加時において、図13に示すように、k空間の原点を通るデータ1101'及び1103'を収集することができる。これにより、k空間の原点近傍については通常のラディアルスキャンの3倍のデータを収集できるので、さらにS N Rを向上させることができる。

10

また以上の実施形態も三次元撮影にも適用することが可能である。

【0035】

以上、本発明をtrueFISP、ラディアルスキャンシーケンスに適用した実施形態を説明してきたが、本発明は例えば高速スピンエコー法など、A/D期間毎に全ての傾斜磁場について完全なリフェイズを行なうシーケンスであれば適用することができる。

【産業上の利用可能性】

【0036】

本発明によれば、実質的な計測時間の延長なくデータ数を増加させることができ、これによりS N Rの高い良好なMR画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0037】

【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体概要を示す図

【図2】信号処理部の構成を示す図

【図3】本発明のMRI装置が備えるパルスシーケンスの第1の実施形態を示す図

【図4】図3のパルスシーケンスの一部を詳細に示す図

【図5】図3のパルスシーケンスの実行によって計測されるデータ(1エコー分のデータ)のk空間軌跡を示す図

【図6】図3のパルスシーケンスの実行によって計測されるデータのk空間軌跡を示す図

【図7】第1の実施形態の変更例を示す図

【図8】第1の実施形態の他の変更例を示す図

30

【図9】図8のパルスシーケンスの実行によって計測されるデータ(1エコー分のデータ)のk空間軌跡を示す図

【図10】本発明のMRI装置が備えるパルスシーケンスの第2の実施形態を示す図

【図11】図10のパルスシーケンスの実行によって計測されるデータのk空間軌跡を示す図で、(a)は1エコー分のデータの軌跡、(b)はラディアルスキャンによって計測されるデータの軌跡を示す。

【図12】第2の実施形態の変更例を示す図

【図13】図12のパルスシーケンスの実行によって計測されるデータ(1エコー分のデータ)のk空間軌跡を示す図

【図14】従来のtrueFISP法によるパルスシーケンスを示す図

40

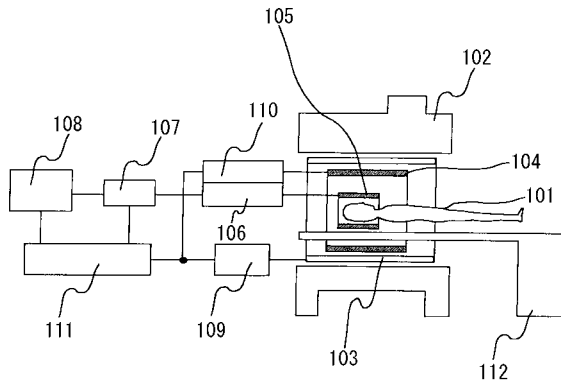
【図15】従来のtrueFISP法によるk空間軌跡を示す図

【符号の説明】

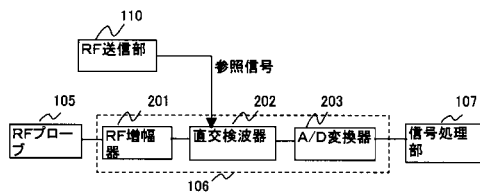
【0038】

101・・・被検体、102・・・静磁場磁石、103・・・傾斜磁場発生コイル、104・・・高周波コイル、105・・・高周波プローブ、106・・・信号検出部、107・・・信号処理部、108・・・表示部、110・・・RF送信部、111・・・制御部

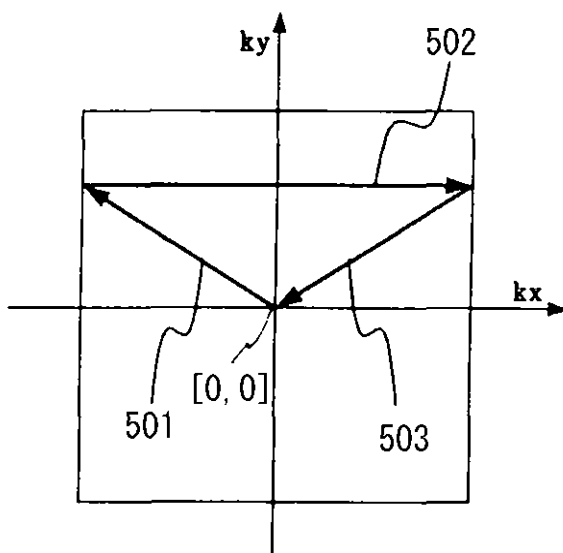
【図 1】



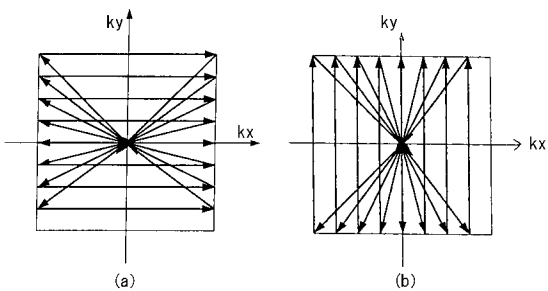
【図 2】



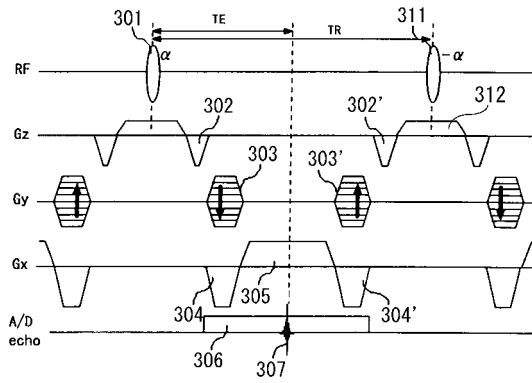
【図 5】



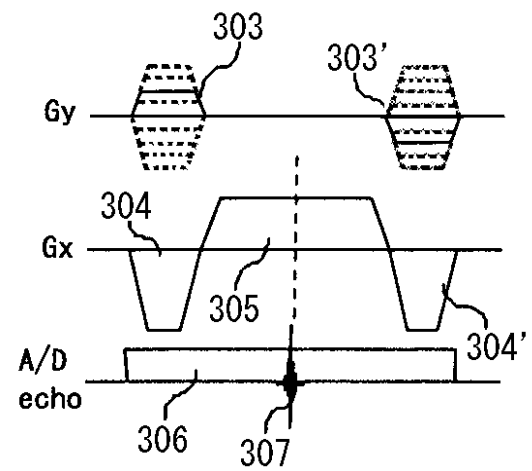
【図 6】



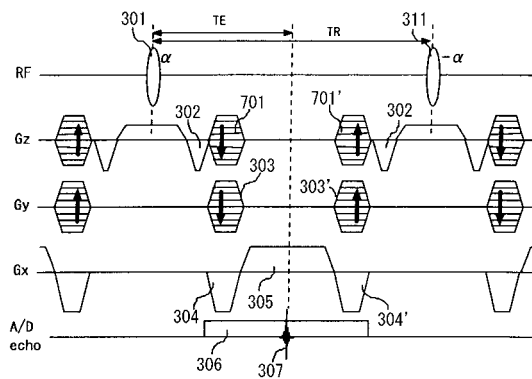
【図 3】



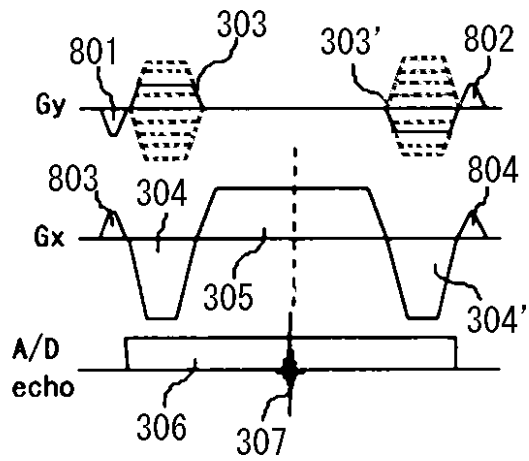
【図 4】



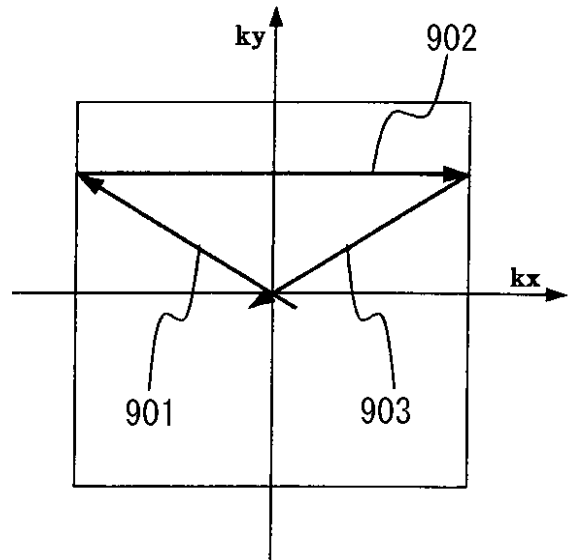
【図 7】



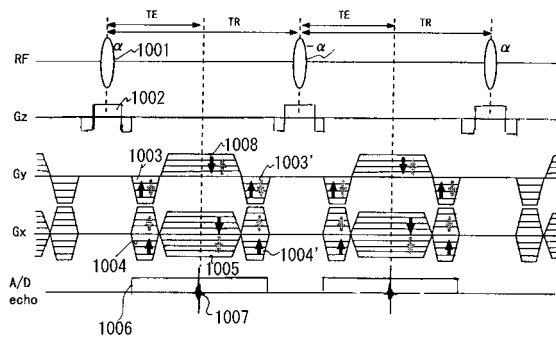
【図 8】



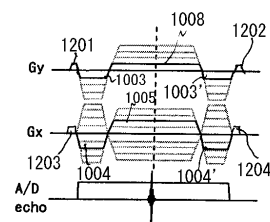
【図 9】



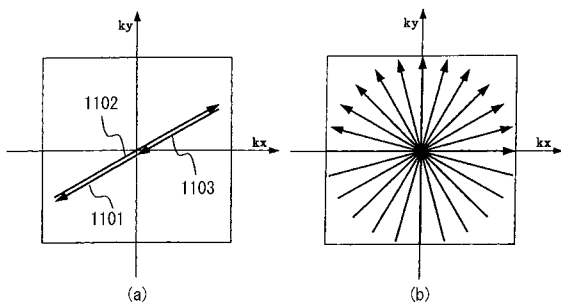
【図 10】



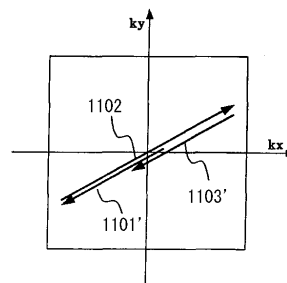
【図 12】



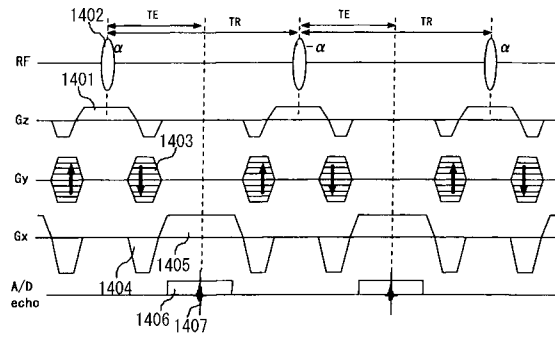
【図 11】



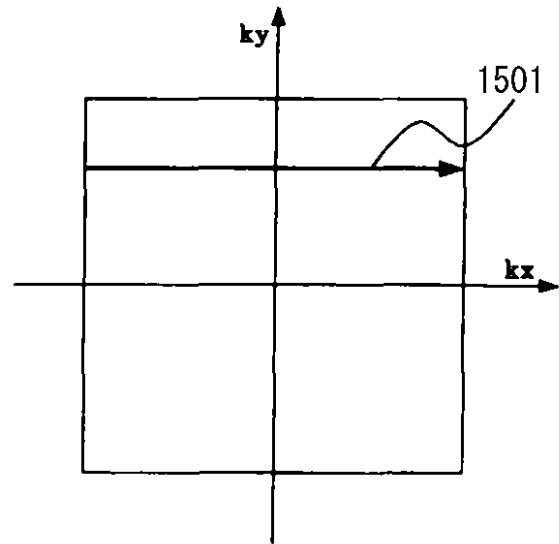
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 瀧澤 将宏

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開昭56-030636(JP,A)

特開2001-112734(JP,A)

特開2001-29327(JP,A)

特開2005-152175(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055