

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4698231号
(P4698231)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月11日(2011.3.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-9382 (P2005-9382)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成17年1月17日 (2005.1.17)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2006-21023 (P2006-21023A)		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1月26日 (2006.1.26)	(74) 代理人	100099852
審査請求日	平成19年12月13日 (2007.12.13)		弁理士 多田 公子
(31) 優先権主張番号	特願2004-174635 (P2004-174635)	(74) 代理人	100099760
(32) 優先日	平成16年6月11日 (2004.6.11)		弁理士 宮川 佳三
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	望月 博幸
			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	中井 則正
			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	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場空間に置かれた被検体に高周波磁場を印加する送信手段と、前記静磁場空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、複数の小型コイルから構成される受信コイルを含み、被検体から発生するエコー信号を検出する受信手段と、所定のパルスシーケンスに従い、被検体への高周波磁場及び傾斜磁場の印加並びに被検体から発生したエコー信号の計測を制御するシーケンス制御手段と、計測したエコー信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成手段とを備えた磁気共鳴診断装置において、

前記シーケンス制御手段は、1枚の画像再構成に必要な位相エンコードのうち、k空間の高周波領域の位相エンコードが疎で、k空間の低周波領域の位相エンコードは密であるように傾斜磁場発生手段を制御した計測を行い、

前記画像再構成手段が行なう処理は、各小型コイルの感度分布計算、該感度分布を用いた被検体画像の再構成計算、及び再構成された画像の感度補正計算を含み、

前記画像再構成手段は、前記感度分布計算を、画像用データのうち位相エンコードが疎であるk空間の高周波領域の計測中に行ない、

前記感度分布計算により求めた各小型コイルの感度分布を合成して受信コイル全体の感度分布を求め、当該受信コイル全体の感度分布を用いて、直前に再構成された画像の前記感度補正計算を行うことを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の磁気共鳴診断装置であって

10

20

前記画像再構成手段は、前記計測により得られたデータから、位相エンコードが疎である k 空間全領域のデータと、位相エンコードが密である k 空間の低周波領域のデータとを作成し、位相エンコードが密である k 空間の低周波領域のデータを用いて前記小型コイルの感度分布計算と前記受信コイル全体の感度分布を求める計算とを行なうことを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴診断装置。

【請求項 3】

静磁場空間に置かれた被検体に高周波磁場を印加する送信手段と、前記静磁場空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、複数の小型コイルから構成される受信コイルを含み、被検体から発生するエコー信号を検出する受信手段と、所定のパルスシーケンスに従い、被検体への高周波磁場及び傾斜磁場の印加並びに被検体から発生したエコー信号の計測を制御するシーケンス制御手段と、計測したエコー信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成手段とを備えた磁気共鳴診断装置において、

前記シーケンス制御手段は、 k 空間の低周波領域の位相エンコードは密であるように傾斜磁場発生手段を制御した第 1 の計測と、1 枚の画像再構成に必要な位相エンコードを所定の割合で間引くように傾斜磁場発生手段を制御した第 2 の計測を実行し、

前記画像再構成手段が行なう処理は、各小型コイルの感度分布計算、該感度分布を用いた被検体画像の再構成計算、及び再構成された画像の感度補正計算を含み、

前記画像再構成手段は、前記第 1 の計測により得られたデータを用いて、前記小型コイルの感度分布計算と前記受信コイル全体の感度分布を求める計算とを、第 2 の計測中に行ない、

当該受信コイル全体の感度分布を用いて、直前に再構成された画像の前記感度補正計算を行なうことを特徴とする磁気共鳴診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、核磁気共鳴を利用して核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に係り、特に複数の RF 受信コイルを用いるとともに、位相エンコードを間引いて取得した信号を各 RF 受信コイルの感度分布を用いて行列演算により展開する撮影法（パラレルイメージング法）を適用した MRI 装置に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI 装置において被検体から発生する NMR 信号を検出する受信コイルとして、近年、小型コイルを複数個並べた高感度なマルチプルコイル或いはフェイズドアレイコイルが多用されている。またこのようなマルチプルコイルを利用した、位相エンコード方向のデータを間引いた撮影法が提案されている（例えば、非特許文献 1、非特許文献 2 など）。

【0003】

この方法はパラレルイメージングと呼ばれ、マルチプルコイルを構成する小型コイルの感度分布がお互いに空間的に異なることを利用して位相エンコードデータを間引いた際に生じる折り返しを演算によって除去する。パラレルイメージングの演算に用いる RF コイル感度分布は、各 RF コイルから求めることができ、具体的には、均一濃度のファントムの画像から、その投影した空間的シェーディングを感度分布とする方法、被検体を感度用に撮影して得た画像データに低周波フィルタを作用させたものを感度分布とする方法がある。さらに特許文献 1 では、断面像を取得する本計測のデータの一部を感度分布用に利用する手法を提案している。

【非特許文献 1】Daniel Sodickson, Warren J. Manning, "Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radio-frequency coil arrays" Magnetic Resonance in Medicine 38, 591-603 (1997)

【非特許文献 2】J. Wang, A. Reykowski, "A SMASH/SENSE related method using ratios of array coil profiles" ISMRM

10

20

30

40

50

【特許文献 1】特開2001-161657号公報

【0004】

ところで一般にRFコイルの空間感度分布は、コイルに近い部分が高感度となりコイルから離れるにしたがって低感度となる。このような特性のあるRFコイルから得られる画像は、RFコイルに近い部分は高輝度に、RFコイルから遠い部分が低輝度のデータとなり感度むらを生じる。従来、このような感度むらを除去するために、画像データに空間感度分布に応じた重み付けを行い受信コイル感度補正を行っている。感度補正演算では、通常画像データを逆フーリエ変換した後、ローパスフィルタ処理し、さらにフーリエ変換を行って空間感度分布を求める。

【発明の開示】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述したパラレルイメージングは位相エンコードを間引いた撮影であって撮像時間の短縮に有効であるが、このパラレルイメージングに感度補正を適用した場合、パラレルイメージングに伴う折り返し除去演算に加えて、感度分布補正演算が必要となるため、画像再構成時間が延長してしまい、画像再構成時間を含めた全体的な撮影時間短縮の効果を阻害する。特にリアルタイムで連続撮影する場合にはリアルタイム性が損なわれることになる。

そこで本発明は、パラレルイメージングの撮像時間の短縮効果を損なうことなく、RFコイルの空間感度分布不均一による輝度むらを解消し、良好な画像を得ることが可能なMRI装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決する本発明のMRI装置は、静磁場空間に置かれた被検体に高周波磁場を印加する送信手段と、前記静磁場空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、複数の小型コイルから構成される受信コイルを含み、被検体から発生するエコー信号を検出する受信手段と、所定のパルスシーケンスに従い、被検体への高周波磁場及び傾斜磁場の印加並びに被検体から発生したエコー信号の計測を制御するシーケンス制御手段と、計測したエコー信号を用いて被検体の画像を再構成する画像再構成手段とを備え、前記画像再構成手段が行なう処理は、各小型コイルの感度分布計算及び該感度分布を用いた被検体画像の再構成計算を含み、前記感度分布計算を前記シーケンス制御手段における画像用データ取得のためのシーケンスの実行中に行なうように前記シーケンス制御手段および画像再構成手段を制御する手段を備えたことを特徴とする。

30

【0007】

本発明のMRI装置において、画像再構成手段が行なう処理は、さらに再構成された画像の感度補正計算を含むことができ、該感度補正計算は前記小型コイルの感度分布計算により求めた各感度分布を合成した受信コイル全体の感度分布を用いるとともに、前記受信コイル全体の感度分布を合成する計算を画像用データ取得のためのシーケンスの実行中に行なう。

【0008】

40

また本発明のMRI装置において、例えば、シーケンス制御手段は、1枚の画像再構成に必要な位相エンコードのうち、高周波領域の位相エンコードが疎で、低周波領域の位相エンコードは密であるように傾斜磁場発生手段を制御した計測を行い、画像再構成手段は、前記計測により得られたデータから、全領域の位相エンコードが疎であるデータと、位相エンコードが密である低周波領域のデータとを作成し、位相エンコードが密である低周波領域のデータを用いて小型コイルの感度分布計算と受信コイル全体の感度分布を求める計算とを行なう。

或いは、シーケンス制御手段は、低周波領域の位相エンコードは密であるように傾斜磁場発生手段を制御した第1の計測と、1枚の画像再構成に必要な位相エンコードを所定の割合で間引くように傾斜磁場発生手段を制御した第2の計測を実行し、画像再構成手段は

50

、前記第 1 の計測により得られたデータを用いて小型コイルの感度分布計算と受信コイル全体の感度分布を求める計算とを行なう。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明の M R I 装置によれば、シーケンス制御部と画像再構成手段の動作を制御し、本計測を行なっている間に本計測に先立って収集された感度データを用いて感度分布計算を実行するので、本計測後直ちに該感度分布を用いた折り返し除去計算を行なうことができ、パラレルイメージングによる計測時間短縮の実効を得ることができる。

また本発明の M R I 装置によれば、パラレルイメージングに用いた感度分布を利用して感度補正を行なうことができ、画質をさらに向上することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

【 0 0 1 1 】

図 1 は、本発明が適用される M R I 装置の全体概要を示す図である。この M R I 装置は、被検体108の周りの空間に静磁場を発生するための静磁場発生系101、その空間に傾斜磁場を加える傾斜磁場発生系102、被検体108の組織を構成する原子の原子核を励起して核磁気共鳴を起こさせるために高周波パルスが発生する送信系103、被検体108から発生する核磁気共鳴によるエコー信号を受信する受信系104、エコー信号にフーリエ変換、補正計算等の処理を行なう信号処理系105、上記傾斜磁場発生系102、送信系103及び受信系104の動作を制御する制御部106、並びに信号処理系105及び制御部106に指令を送る中央処理装置（C P U）107を備えている。

20

【 0 0 1 2 】

静磁場発生系101は、永久磁石、常電導磁石或いは超電導磁石などの磁場発生手段からなり、被検体108の体軸に沿った方向或いは体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。傾斜磁場発生系102は、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場コイルからなり、この傾斜磁場の加え方により被検体108の撮像断面が設定されるとともに、エコー信号をエンコードし位置情報を付与することができる。

【 0 0 1 3 】

送信系103は、高周波発振器111、変調器112、高周波増幅器113及び高周波照射コイル114からなり、高周波発振器111から出力された高周波パルスを高周波増幅器113で増幅した後に、被検体108に近接して配置された高周波照射コイル114に供給して被検体に照射する。

30

【 0 0 1 4 】

受信系104は、高周波受信コイル115、受信回路116及びA/D変換器117からなり、受信コイル115が受信したN M R信号を受信回路116で検波した後A/D変換器117でデジタル信号に変換し、制御部116からの命令によるタイミングでサンプリングされた収集データとして信号処理系105に送る。本発明のM R I装置では、パラレルイメージングを行なうために、受信コイルとして複数の小型受信コイル（以下、単に小型コイルという）からなる受信コイルが用いられている。このような受信コイルとして、マルチプルコイル或いはフェイズトアレイコイルと呼ばれる公知の受信コイル（例えば、非特許文献1～3に記載のもの）を用いることができる。受信回路116及びA/D変換器117は、小型コイル毎に設けられている。

40

【 0 0 1 5 】

受信系104の構成を図2に示す。図示する実施形態では、受信コイルは4つの小型コイル2011～2014からなり、それぞれプリアンプ2021～2024に接続されて一つのマルチプルコイル203を構成する。受信回路204は、小型コイル毎のA/D変換器及び直交検波回路2051～2054が並列したもので、プリアンプ2021～2024の出力がそれぞれ接続されている。各小型コイル2011～2014で検出されたN M R信号は、受信回路204で検波され、デジタル複素信号に変換され、信号処理系206に送られる。

50

【 0 0 1 6 】

信号処理系105(206)は、CPU107、受信系104から送られる収集データに対しフーリエ変換、補正計算、画像再構成などの演算を行なうとともに演算に必要な信号処理を行なう信号処理装置118、収集データを一時的に保管するとともに、経時的な画像解析処理及び指定されたパルスシーケンスのプログラムやその実行に用いられるパラメータ等を記憶するメモリ119、再構成された画像データを記憶するデータ格納部となる磁気ディスク120、光ディスク121等の記憶装置、画像データを画像として表示するディスプレイ122、及び図示していないがトラックボール、マウス、キーボードなどの操作部を備えている。

【 0 0 1 7 】

制御部106は、CPU107の制御で動作し、撮像方法によって決まる所定のパルスシーケンスに従って傾斜磁場発生系102、送信系103、受信系104及び信号処理系105が動作するようにこれらを制御する。CPU107は、操作部を介して選択される撮影モードに従って、シーケンスを制御する制御部106と画像再構成等の演算を行なう信号処理系(信号処理装置118)105の動作を制御する。本発明のMRI装置では、パラレルイメージング法を実行するための2つの計測モードが予め設定されている。一つは、被検体の画像を得るための計測(本計測)中に感度分布データを収集する計測モード(SCM:セルフキャリブレーションモード)であり、もう一つは本計測に先立って感度分布データを収集する計測モード(PCM:プリスキャンキャリブレーションモード)である。これらは、例えば操作部を介して選択することができ、またいずれの場合にも、感度分布データの収集が完了すると本計測と平行して感度分布計算を行なうように信号処理系107に指令を送る。

【 0 0 1 8 】

次に上記構成におけるMRI装置を用いたパラレルイメージング法による撮像方法の第1の実施形態を説明する。この実施形態では、被検体の断層像を得るためデータ(本計測データ)と感度分布データとを同時に取得する場合(SCM:セルフキャリブレーションモード)を説明する。

【 0 0 1 9 】

一般にパラレルイメージング法では、1枚の画像の再構成に必要な位相エンコードのエコーを計測せず、均等に位相エンコードを間引いた計測を行なう。原理的には受信コイルを構成する小型コイルの数をNとすると、1枚の画像再構成に必要な位相エンコード数の $1/N$ の位相エンコード数で計測することができる。この実施形態では、被検体の断層像を得るための計測(以下、本計測)においてパラレルイメージング法を適用して位相エンコードを間引くとともに、低周波領域については位相エンコードを間引かずにデータを計測し、この領域のデータを用いて感度分布計算を行なう。

【 0 0 2 0 】

本実施例で採用されるパルスシーケンスの一例を図3に示す。このパルスシーケンスは、グラディエントエコー法のシーケンスで、スライスエンコード傾斜磁場302と共にRFパルス301を印加し、被検体の特定領域の核スピンを励起して横磁化を発生させた後、位相エンコード傾斜磁場パルス303を印加し、ついで読み出し傾斜磁場パルス304を印加し、エコー信号305を計測する。RFパルス301印加からエコー信号305計測までの時間(エコー時間)TEは、画像コントラストを決めるパラメータであり、対象とする組織等を考慮して予め設定される。このシーケンスを位相エンコード傾斜磁場パルスの印加量(印加時間について磁場強度を積分した値)を変えながら、複数回繰り返し、k空間データを得る。この際、位相エンコードの変化の仕方を一様ではなく、位相エンコード量の大きい領域(k空間の高周波領域)ではパラレルイメージングで規定される所定の間引き率Nで位相エンコードを間引き(すなわち位相エンコード量を(N-1)ステップ分省きながら)計測し、小さい領域(k空間の低周波領域)では間引かずに計測する。

【 0 0 2 1 】

こうして計測したk空間データ配列を図4に示す。図中、計測されたデータは白で、計測されない(間引かれた)データは灰色で示している。k空間データは、横方向(kx方向)の一系列のデータが1つのエコー信号から得られ、kyの値は位相エンコード量で決ま

る。1枚の画像を再構成するためには通常すべての位相エンコード量のデータが得られるが、本実施形態のシーケンスでは、図に示すように、k空間データ401のうち、高周波域bには計測されないデータが存在し、低周波域aは全てのデータが計測されている。k空間データを計測する順序（計測方法）には、いくつかの方法があるが、例えば、ここでは最も高周波域データから計測を開始し、低周波域を経て極性の異なる高周波域データまで順番に計測するシーケンシャルオーダーが採用されている。

【0022】

信号処理系105は、こうして収集されたデータ401を分けて二つのk空間データを作成する。一つはk空間領域全体で位相エンコードを等間隔で間引いた画像再構成用データ404とする。他の一つは低周波領域aのデータで構成される感度データ405とする。k空間の計測順序がシーケンシャルオーダリングの場合、k空間の全領域の計測が終了する前に感度データは収集されることになるので、感度データが収集されると直ちに感度分布の計算を行なう。

10

【0023】

この様子を図5に示す。図中、横軸は時間で、シーケンスを制御する制御部106の動作501～503と信号処理系105の動作504～506がそれぞれブロックで示されている。図示するように、シーケンスはまず図4に示す領域bの計測（位相エンコードが疎となる部分のデータ計測）501を行い、次いで領域aの計測（位相エンコードが密である部分のデータ計測）502を行い、最後に残りの領域bの計測503を行なう。このシーケンスの進行において、領域aの計測503が終了した時点で感度データ405を用いて感度分布計算504を行い、領域bの計測503が終了した時点で計測501～503で得られた本計測データ404と、感度分布計算504で求めた各小型コイルの感度分布を用いて、折り返しの除去された画像データを得る。最後に各小型コイルの感度分布を合成した受信コイル全体としての感度分布を用いて画像データのコイル感度補正506を行なう。

20

【0024】

信号処理系105が行なう感度分布計算、画像再構成演算及び感度補正計算は公知の手法を用いて行なうことができる。具体的には、感度分布の計算504は、ローパスフィルタ処理後、二次元フーリエ変換処理を行なうことにより得た画像データから求める。即ち、まず各小型コイルからの収集データを二次元フーリエ変換後の画素値（感度データ） $w_i(x, y)$ （添え字iはコイル番号を示す。以下同じ）を次式（数1）により合成する。

30

【数1】

$$Sc(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N |w_i(x, y)|^2}$$

【0025】

次に各小型コイルの感度データ $w_i(x, y)$ を $Sc(x, y)$ で除算し、各小型コイルの感度画像 $C_i(x, y)$ を得る。

【数2】

$$C_i(x, y) = \frac{w_i(x, y)}{Sc(x, y)}$$

40

【0026】

また折り返しを除去した画像 $P(x, y)$ を得る計算505は、画像再構成用データ404と上述の計算により得た各RFコイルの感度画像 $C_i(x, y)$ とを用いて以下のように行なう。即ち、計測データを $1/N$ に間引きした場合、画像の位相エンコード方向マトリックスは $Y = Y/N$ となり、RFコイルiの折り返し画像 $S_i(x, y)$ は次式（数3）で表される。

【数3】

$$Si(x, y) = \sum_{j=1}^N Ci(x, y + (j-i)\Delta y) \cdot p(x, y + (j-1)\Delta y)$$

50

これをM個の小型コイルについて行列で表すと、次式（数4）となり、

【数4】

$$\begin{bmatrix} S_1(x, y) \\ S_2(x, y) \\ \vdots \\ S_M(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1(x, y) & C_1(x, y + \Delta y) \cdots C_1(x, y + (N-1)\Delta y) \\ C_2(x, y) & C_2(x, y + \Delta y) \cdots C_2(x, y + (N-1)\Delta y) \\ \vdots & \ddots \vdots \\ C_M(x, y) & C_M(x, y + \Delta y) \cdots C_M(x, y + (N-1)\Delta y) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P(x, y) \\ P(x, y + \Delta y) \\ \cdots \\ P(x, y + (N-1)\Delta y) \end{bmatrix}$$

これら行列をS、C、Pで表すと、折り返しのない画像Pは以下のように求めることができる。

【数5】

$$S = C P$$

$$C H S = C H C P$$

$$P = (C H C)^{-1} C H S$$

（-1は逆行列、Hは随伴行列を表す）

【0027】

感度補正506は、各小型コイルの感度分布を合成したものの $Sc(x, y)$ を用いて、次式（数6）により行なう。

【数6】

$$P'(x, y) = p(x, y) \times (s_{\max} / Sc(x, y))$$

但し、 s_{\max} は $Sc(x, y)$ の最大値

これによりパラレルイメージング法の画像であって感度補正された画像データが得られる。

【0028】

図6は、信号処理系が行なう上記処理を模式的に示したものであり、本実施形態によれば、時間のかかる感度分布作成処理600を本計測と並行して実行しているので、本計測データの収集が完了後、直ちに、処理600で得た小型コイルの感度分布6011～6014を用いた折り返し除去計算（行列計算606、逆行列計算607）を行なうことができ、また感度分布作成処理600で作成した合成感度分布データ603を用いて、コイル感度補正608を行なうことができる。これによって感度補正された画質の優れた結果画像609が得られる。このように本実施形態によれば、演算量の増加に伴う画像形成の時間延長を防止することができ、パラレルイメージングの高速化を実効あらしめることができる。

【0029】

次に本発明の第2の実施形態として、プリスキャンキャリブレーションモード（PCM）の計測を説明する。PCMでは、感度データの取得は本計測のプリスキャンとして行なう。

【0030】

本実施形態においてもパルスシーケンスは第1の実施形態と同様のパルスシーケンスを採用することができる。但し、本計測に先立つ感度データを得るための計測は、k空間のうち低周波領域のデータのみを計測する。即ち、例えば図3に示すパルスシーケンスの繰り返しにおいて、位相エンコード傾斜磁場303を変化させる際に、位相エンコード量を最大値から最小値まで変化させるのではなく、0を中心とする狭い範囲で変化させる。

【0031】

こうして得られる感度データは、図7（a）に示すように、第1の実施形態で本計測デ

10

20

30

40

50

ータから分割したデータ（図4、405）と同じもので、高周波領域データ703（灰色で示す部分）を含まない低周波領域702のみのデータ（白で示す部分）である。この感度データは小型コイル毎に得られる。これら感度データを図6に示したように、第1の実施形態と同様に、ローパスフィルタ処理、2次元フーリエ変化処理を行なって画像化し、数1及び数2により各RFコイルの感度画像を得る。

一方、シーケンス制御部は感度データ取得のためのプリスキャンに続けて本計測を実行する。本計測では、受信コイルを構成する小型コイルの数で規定される所定の間引き率に従って位相エンコードを間引いた計測を行い、図7（b）に示すような本計測データ705を得る。

【0032】

10

本実施形態における制御部の動作（シーケンス制御）801、802と信号処理系の動作（計算）803～805の関係を図8に示す。図示するように、前述の信号処理系における感度分布計算803はこの本計測802と並行して行なわれる。従って本計測データの取得が完了した時点では、各小型コイルと受信コイル全体の感度分布が求められているので、信号処理系はまず各小型コイルの感度分布を用いて数3～数5に従い本計測データの折り返し除去と画像再構成計算805を行い、ついで受信コイルの感度分布を用いて、数6に従い得られた画像の感度補正806を行なう。

【0033】

このように本実施形態においても、感度データ取得完了後、本計測と並行して感度分布計算を行なうことにより、本計測後直ちに折り返し除去計算、感度補正計算を行なうことができ、短時間で感度補正された良好な画像を得ることができる。

20

【0034】

以上、本発明のMRI装置の動作をセルフキャリブレーションモードで行なう第1の実施形態とプリスキャンキャリブレーションモードで行なう第2の実施形態を用いて説明したが、本発明のMRI装置は、これら2つのモードを適宜選択して実行することが可能である。また感度データ計測及び本計測で実行するパルスシーケンスとしては、図3に示すグラディエントエコー法によるパルスシーケンスに限定されることなく、撮影対象とする組織や部位に応じて適宜公知の撮像シーケンス、例えばスピネエコーシーケンス、高速スピネエコーシーケンス、EPIシーケンス、スパイラルシーケンス、SSFPシーケンスなどを採用すること可能である。

30

【産業上の利用可能性】

【0035】

本発明によれば、リアルタイム性に優れ、体動による画像劣化を効果的に抑制できるパラレルイメージング法を採用するMRI装置において、パラレルイメージングの演算に必要な感度データを本計測と並行して取得すると共に、その後の感度補正にも適用することにより、短時間で感度補正された画像を得ることができる。また時間短縮分を利用して、空間分解能の向上やスライス枚数の増加など用途に応じた様々な適用が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】本発明は適用されるMRI装置の全体概要を示す図。

40

【図2】図1のMRI装置の受信系の構成を示すブロック図。

【図3】本発明のMRI装置が採用するパルスシーケンスの一例を示す図。

【図4】本発明の第1の実施形態における収集データのk空間配列を示す図。

【図5】本発明の第1の実施形態における計測と信号処理の関係を示す図。

【図6】本発明のMRI装置の信号処理系が行なう処理を模式的に示す図。

【図7】本発明の第2の実施形態における収集データのk空間配列を示す図。

【図8】本発明の第2の実施形態における計測と信号処理の関係を示す図。

【符号の説明】

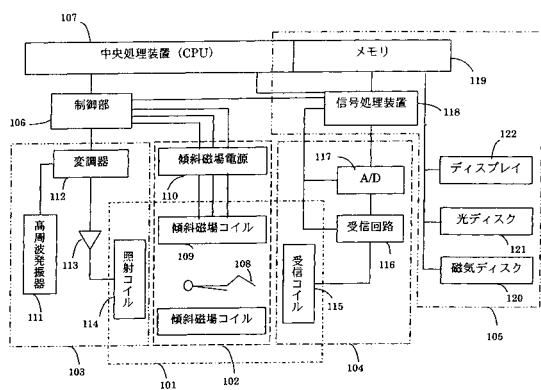
【0037】

101・・・静磁場発生系、102・・・傾斜磁場発生系、103・・・送信系、104・・・受信系

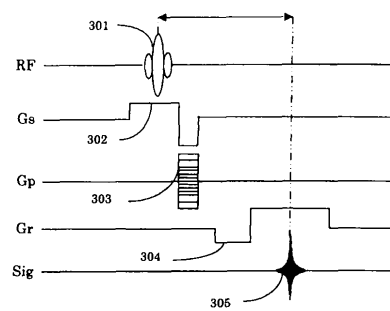
50

、105・・・信号処理系、115、203・・・受信コイル、2011～2014・・・小型受信コイル

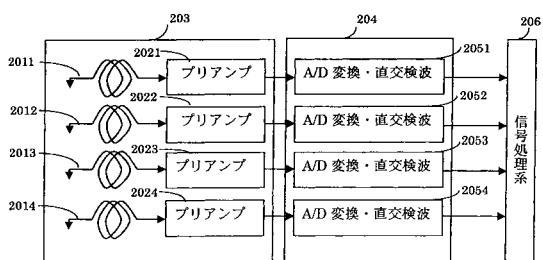
【図1】



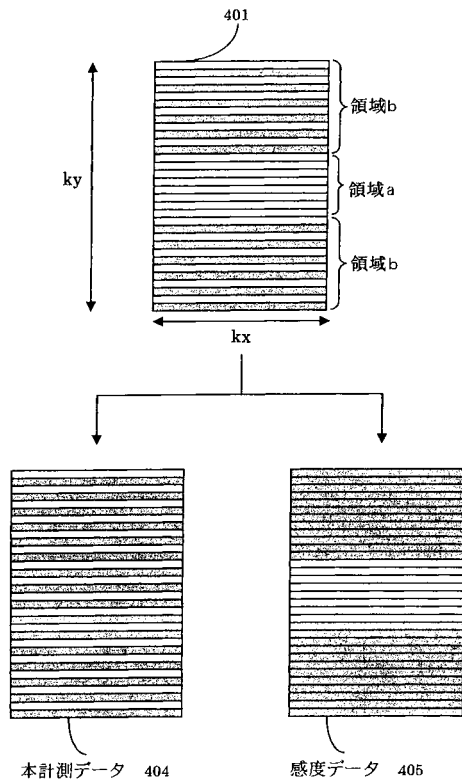
【図3】



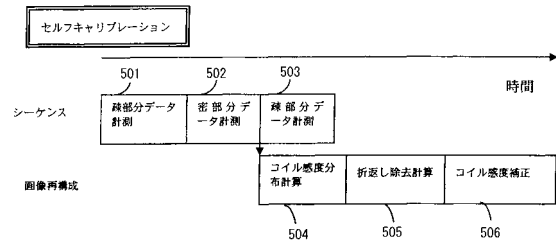
【図2】



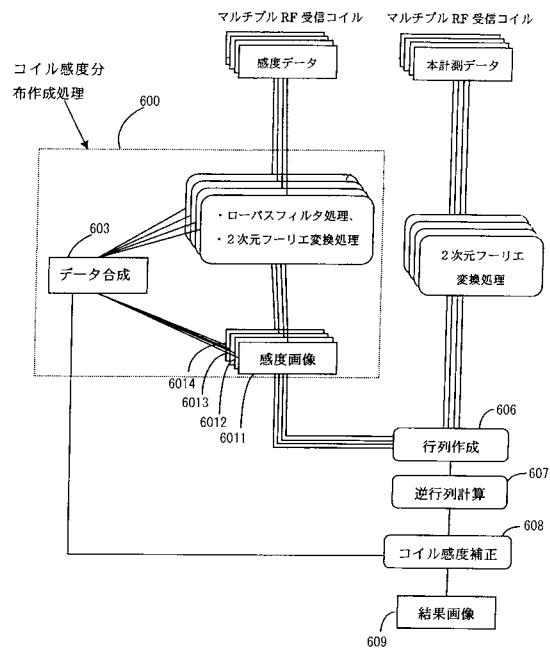
【図 4】



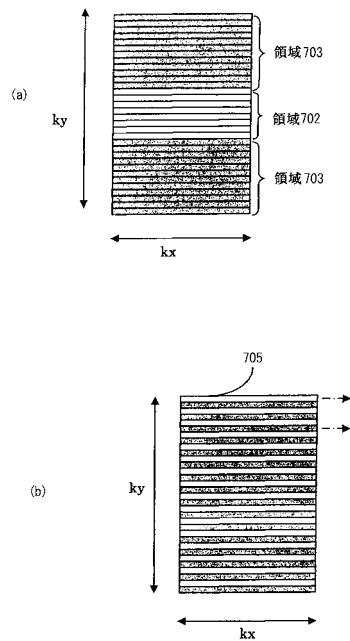
【図 5】



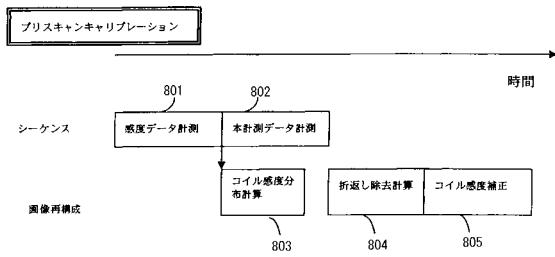
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平8 - 117202 (J P , A)
特開2001 - 161657 (J P , A)
特開2002 - 315731 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5