

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4202855号
(P4202855)

(45) 発行日 平成20年12月24日 (2008.12.24)

(24) 登録日 平成20年10月17日 (2008.10.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

G O 1 R 33/54 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 0

G O 1 R 33/3415 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 5

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 N 24/02 5 3 O Y

G O 1 N 24/04 5 2 O C

請求項の数 6 (全 13 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-279564 (P2003-279564)
 (22) 出願日 平成15年7月25日 (2003.7.25)
 (65) 公開番号 特開2005-40464 (P2005-40464A)
 (43) 公開日 平成17年2月17日 (2005.2.17)
 審査請求日 平成18年7月24日 (2006.7.24)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 空 静江
 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 富澤 和則
 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 伊藤 幸仙

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】

被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、スライス方向と位相エンコード方向と周波数エンコード方向の傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体内の原子核スピンの核磁気共鳴を誘起する高周波磁場パルス照射する高周波磁場送信手段と、

核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する複数のRF受信コイルからなるマルチプルRF受信コイルを備えて、前記RF受信コイル毎の感度データと、計測空間の位相エンコードステップが間引かれた画像用データとを計測するエコー信号受信手段と、

前記RF受信コイル毎の前記画像用データと前記感度データとを用いて、パラレルイメージングに基づく演算により画像を取得する信号処理手段と、

前記エコー信号を受信するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段と、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記感度データと前記画像用データのどちらか一方又は両方のデータを再計測するか否かを選択する再計測データ選択手段を備え、該再計測データ選択手段によって選択されたデータを再計測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 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記再計測データ選択手段が前記感度データのための再計測を選択して、前記感度データのみが再計測された場合に、前記信号処理手段は、計測済みの前記画像用データと該再計測された感度データとから前記パ

10

20

ラレルイメージングに基づく演算により画像を取得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 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記再計測データ選択手段が前記画像用データのための再計測を選択して、前記画像用データのみが再計測された場合に、前記信号処理手段は、計測済みの前記感度データと該再計測された画像用データとから前記ラレルイメージングに基づく演算により画像を取得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 4】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記再計測データ選択手段は、計測済みの前記感度データを計測した場合と同じスライス位置かつ同じ F O V の場合には、前記画像用データのための再計測を選択することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理手段は、前記ラレルイメージングに基づく演算を画像空間で行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理手段は、前記ラレルイメージングに基づく演算を前記計測空間で行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は核磁気共鳴現象を用いて被検体の断層像を得る磁気共鳴イメージング（以下、「MRI」という）装置に関し、特に、ラレルイメージングにおいてトータルの撮像時間を短縮する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI 装置における高速撮像法として、ラレルイメージング法が公知（[非特許文献3]）である。これは、複数の受信コイルから成るマルチプル受信コイルを用いて位相エンコードステップを等間隔に間引いて計測を行い、各受信コイルの感度分布を用いて画像を展開することにより折り返しのない画像を得る技術である。MRI の撮影では、位相エンコードステップの数と撮影時間は比例関係にあるため、ラレルイメージングでは計測する位相エンコード数を減らすことにより撮影時間を短縮することができる。

30

【0003】

ラレルイメージングにおける k 空間充填の方法として、図 2 に示す 2 つの方法が知られている。1 つは、プリスキャンで感度データ 201 を収集し、本計測では設定したファクターに応じて位相エンコードステップを間引いたデータ（以下、「折り返しデータ」という）202 のみを収集するプリスキャンキャリブレーション法（[特許文献1]）、もう 1 つは、本計測で感度データと折り返しデータを一度に収集（203）した後、感度データ 204 と折り返しデータ 205 に分割するセルフキャリブレーション法（[特許文献2]）である。プリスキャンキャリブレーション法は、本計測では設定したファクターに応じて位相エンコードステップを間引くので、撮影時間がちょうど $1 / (\text{設定ファクター})$ となる。どちらの方法も感度データを収集するタイミングが異なるものの、位相エンコードステップを設定ファクターに応じて間引く点は共通である。

40

【0004】

以上がラレルイメージングの撮影方法であり、上記どちらの方法においてもラレルイメージングを行う場合は、感度データと折り返しデータの収集を撮影の度に毎回行う。

【特許文献 1】特表 2002-505613 号公報

50

【特許文献2】特開2001-161657号公報

【非特許文献1】Magnetic Resonance in Medicine 30:142-145,1993,J.B.Ra,C.Y.Rim,Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、プリスキャンキャリブレーション法では、プリスキャンで感度データを収集するためプリスキャン時間が延長し、また動きが大きいと画像がボケる場合がある。一方、セルフキャリブレーション法では、プリスキャン時間が延長することなく、被検体の動きに強いという特徴があるが、低周波成分領域のデータを密に収集するためプリスキャンキャリブレーション法に比べて本計測の撮像時間が長くなる。

10

【0006】

どちらの方法においてもパラレルイメージングを行う場合は、感度データと折り返しデータの収集を撮影の度に毎回行うため、撮影時間は単純に1/(設定ファクター)には短縮せず、感度データを収集する分の時間を余計に要している。

【0007】

従って、いずれの方法においても、パラレルイメージングにおいて折り返しのない画像を得るためには感度データを収集することが必要であるため、トータルの撮影時間が延長することになり、パラレルイメージングの特徴である短時間撮影の効果を低減させる。この問題は[非特許文献1]には考慮されていない。

20

【0008】

そこで、本発明の目的は、パラレルイメージングにおいて、トータルの撮影時間をさらに短縮して折り返しのない良好な画像を取得することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記課題を解決するために、本発明のMRI装置は次の様に構成される。即ち、

被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、スライス方向と位相エンコード方向と周波数エンコード方向の傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体内の原子核スピンの核磁気共鳴を誘起する高周波磁場パルス照射する高周波磁場送信手段と、

核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する複数のRF受信コイルからなるマルチプルRF受信コイルを備えて、前記RF受信コイル毎の感度データと、計測空間の位相エンコードステップが間引かれた画像用データとを計測するエコー信号受信手段と、

30

前記RF受信コイル毎の前記画像用データと前記感度データとを用いて、パラレルイメージングに基づく演算により画像を取得する信号処理手段と、

前記エコー信号を受信するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段と、を備え、

前記感度データと前記画像用データのどちらか一方又は両方のデータを再計測するか否かを選択する再計測データ選択手段を備え、該再計測データ選択手段によって選択されたデータを再計測する。

40

【0010】

これにより、パラレルイメージングにおいて、再計測する必要のないデータを計測しなくて済むので、トータルの撮影時間をさらに短縮して折り返しのない良好な画像を取得することができる。

【0011】

また、好ましい一実施態様によれば、本発明のMRI装置において、前記再計測データ選択手段が前記感度データのみの再計測を選択して、前記感度データのみが再計測された場合に、前記信号処理手段は、計測済みの前記画像用データと該再計測された感度データとから前記パラレルイメージングに基づく演算により画像を取得する。

【0012】

50

これにより、パラレルイメージングにおいて、感度データのみ再計測して時間のかかる画像用データを再計測しないので、画像用データの計測時間を短縮でき、トータルの撮影時間をさらに短縮することができる。

特に、腹部息止め撮像において、感度データ計測時と画像用データ計測時とで息止めレベルが異なる場合には、計測時間の短い感度データを再計測することによるトータルの撮影時間の短縮は患者に対する効果大きい。

【 0 0 1 3 】

また、好ましい一実施態様によれば、本発明のMRI装置において、前記再計測データ選択手段が前記画像用データのみの再計測を選択して、前記画像用データのみが再計測された場合に、前記信号処理手段は、計測済みの前記感度データと該再計測された画像用データとから前記パラレルイメージングに基づく演算により画像を取得する。

10

【 0 0 1 4 】

これにより、パラレルイメージングにおいて、画像用データのみ再計測して感度データを再計測しないので、感度データの計測時間を短縮でき、トータルの撮影時間をさらに短縮することができる。特に、時間のかかる画像用データ計測時に被検体が動いてしまった場合、動いた後以降の画像用データを再計測することにより、トータルの撮影時間の短縮効果が大きくなる。

【 0 0 1 5 】

また、好ましい一実施態様によれば、本発明のMRI装置において、前記再計測データ選択手段は、計測済みの前記感度データを計測した場合と同じスライス位置かつ同じFOVの場合には、前記画像用データのみ再計測することを選択する。

20

【 0 0 1 6 】

これにより、パラレルイメージングにおいて、同一スライス位置かつ同一FOVの時には、感度データを再計測しなくて済むので、トータルの撮影時間をさらに短縮して折り返しのない良好な画像を取得することができる。

【 0 0 1 7 】

また、好ましい一実施態様によれば、本発明のMRI装置において、前記被検体の同一断面の撮影を複数回連続して繰り返す場合において、2回目以降の撮影では1回目の撮影で計測した感度データを用いる。

【 0 0 1 8 】

30

これにより、特に、ダイナミックスキャンやフルオロスコピー計測において、2回目以降の撮影を高速に行うことが可能となる。あるいは、同じスライス位置をT1強調像、T2強調像、FLAIR像と撮影する場合に、T1強調像の取得時に感度データを収集すれば、以降のT2強調像、FLAIR像の取得時には感度データの計測を省略でき、撮影全体の時間が更に短縮できる。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、MRI装置における撮影時間を短縮する技術であるパラレルイメージングにおいて、合成画像の取得に必要な感度データと折り返しデータの計測に関して、次回以降の合成画像の取得の際にいずれか一方を再計測する必要の無い場合には、再計測せずに計測済みのデータを流用することができ、これにより、トータルの撮影時間をさらに短縮して折り返しのない良好な画像を取得することができる。

40

【 0 0 2 0 】

特に、被検体の体動があった場合に、再計測が必要な方のデータのみ再計測したり、ダイナミックスキャンやフルオロスコピー計測などの被検体の同一断面の撮影を複数回連続して繰り返す場合に、2回目以降の撮影において感度データの再計測を省略できるので、トータルの撮影時間をさらに短縮でき、被検体の負担を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

以下、本発明を適用したMRI装置の実施形態を、図面に基づいて詳細に説明する。

50

図7は、本発明に係るMRI装置の概略の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、核磁気共鳴現象を利用して被検体の断層像を得るためのもので、静磁場発生系701、傾斜磁場発生系702、送信系703、受信系704、信号処理系705、シーケンサ706、中央処理装置707および図示してない操作部とからなる。

【0022】

静磁場発生系701は、被検体708の周りのある広がりを持った計測空間に配置された永久磁石、常伝導磁石、または、超電導磁石のいずれかからなり、被検体708の周囲にその体軸方向または被検体の体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。

【0023】

傾斜磁場発生系702は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル709と、これら各コイルに電流を供給する傾斜磁場電源710とからなり、シーケンサ706からの命令に従って傾斜磁場電源710の各々のコイルに電流を流すことによりX、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場Gs、Gp、Gfを被検体708に印加する。この傾斜磁場の加え方により、被検体708を撮影して表示する断面が設定される。

【0024】

送信系703は、高周波発振器711、変調器712、高周波増幅器713および高周波照射コイル714とからなり、傾斜磁場発生系702で設定された被検体708の撮影断面の生体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、高周波発振器711から出力された高周波パルスを変調機712で振幅変調し、高周波増幅器713で増幅した後に、被検体708に近接して設置された高周波照射コイル714に供給して被検体に照射する。

【0025】

受信系704は、高周波受信コイル715、受信回路716およびアナログ/デジタル(以下「A/D」という)変換器717とからなり、送信系703の高周波照射コイル714から照射された電磁波による被検体708の生体組織の原子核の核磁気共鳴によるエコー信号であるNMR信号を、被検体708に近接して配置された高周波受信コイル715で検出し、受信回路716を介してA/D変換器717に入力し、デジタル信号に変換して、さらにシーケンサ706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、その信号データを信号処理系5に送る。

【0026】

信号処理系705は、収集データに対しフーリエ変換およびシーケンサ706の制御を行うCPU707、本発明の補正手段を含み補正計算や収集データを断層像に再構成するために必要な処理を行う信号処理装置718、経時的な画像解析処理および指定された計測のシーケンスのプログラムやその実行の際に用いられるパラメータ等を記憶し、被検体に対して行った事前の計測で得た計測パラメータや受信系704で検出したNMR信号からの収集データおよび関心領域設定に用いる画像を一時保管すると共にその関心領域を設定するためのパラメータ等を記憶するメモリ719、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720・光ディスク721およびこれらのディスクから読み出した画像データを映像化して断層像として表示するディスプレイ722とからなり、受信系704で検出したNMR信号を用いて画像再構成演算を行うとともに画像表示を行う。

【0027】

シーケンサ706は、CPU707の制御で動作しスライスエンコード、位相エンコード、周波数エンコードの各傾斜磁場および高周波磁場パルスはある所定のパルスシーケンスで繰り返し発生するためのもので、被検体708の断層像のデータ取得に必要な種々の命令を傾斜磁場発生系702、送信系703および受信系704に送る。

操作部(図示してない)は、トラックボールまたはマウス、キーボード等からなり信号処理系705で行う処理の制御情報を入力する。

【0028】

次に、上記構成のMRI装置を用いた撮影方法について説明する。

図3は一般的なグラディエントエコーシーケンスである。スライス選択傾斜磁場パルス302と共に高周波(RF)パルス301を印加し、被検体の特定の領域の核スピンを励起して横磁

10

20

30

40

50

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、次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。高周波(RF)パルス301からエコー信号305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の1つであり、対象とする組織等を考慮して予め設定される。

【0029】

このようなシーケンスを位相エンコード傾斜磁場303の面積(印加時間について磁場強度を積分した値)を変えながら、例えば複数回繰り返す、k空間上のデータを計測する。パラレルイメージングでは、複数の受信コイルからなるマルチプル受信コイルを用いて、設定したファクターに応じて位相エンコードステップを間引いて計測する。この計測データは、受信コイル(715)毎に信号処理系(705)に送られ、ここで図4に示すように各受信コイルの感度分布の計算402と、各受信コイルからの信号の合成処理404が行われる。即ち、各コイルからの信号 $e_n(kx, ky)$ 401を用いて各コイルの感度分布画像 $W_n(x, y)$ 403を求める。図4で、nはコイル番号で、この実施例では $n=1, 2, 3$ または4である。また、 (kx, ky) はk空間の座標を、 (x, y) は実空間上の位置を表す。感度分布と受信信号を使って、全体画像 $S(x, y)$ 405を合成する。これら感度分布計算402と合成処理404について更に詳述する。

【0030】

最初に、各受信コイルにおいて信号 $e_n(kx, ky)$ 401からRFコイルの感度分布を計算する手順を説明する。まず感度データ(k空間上のデータ)において、位相エンコード方向に低周波通過フィルタ(LPF)を作用させる。これにより、高周波領域のデータは全てゼロとなり、信号を収集した部分とゼロデータの境界部分は滑らかにゼロにつながるようになる。次に、k空間の全体を2次元フーリエ変換(2DFT)し、低周波成分のみを画像化する。この画像は、RFコイルの感度分布(実空間上のデータ)と見なせることが知られており、本実施形態でもこれを感度分布 $W_n(x, y)$ とする。

【0031】

次に、この感度分布 $W_n(x, y)$ を用いて折り返しを除去する合成演算404について説明する。合成演算は、画像空間(実空間)で行う方法と、計測空間(k空間)で行う方法とがある。

【0032】

図5に、画像空間で行う方法を説明する。ここでは説明を簡単にするためにFOVの左右に2つのコイルを配置した例を示す。A点の信号は、位相エンコードステップを間引いたことによる折り返しによりB点と重なっている。B点の信号を本来のA点の信号 $S(x+x, y)$ とB点の信号 $S(x, y)$ に分解することにより、折り返しのない画像を得る。ここで、 x は折り返しの距離を意味する。

【0033】

FOV左側に配置したcoil1(501)が生成する画像504から得る感度係数を $W_1(x+x, y)$, $W_1(x, y)$ 、FOV右側に配置したcoil2(502)が生成する画像505から得る感度係数を $W_2(x+x, y)$, $W_2(x, y)$ とする。これらから、以下の式が成立する。

コイル1のB点の実測信号強度 $S_1(x, y)$

$$= W_1(x+x, y) \cdot S(x+x, y) + W_1(x, y) \cdot S(x, y)$$

コイル2のB点の実測信号強度 $S_2(x, y)$

$$= W_2(x+x, y) \cdot S(x+x, y) + W_2(x, y) \cdot S(x, y)$$

それぞれのコイルのB点の実測信号強度を測定し、連立方程式により $S(x+x, y)$, $S(x, y)$ を算出する。このように、コイルそれぞれが生成する折り返しを生じた画像の信号強度 $S_1(x, y)$, $S_2(x, y)$ から、コイルの感度係数を用いて折り返しのない元々の信号強度 $S(x+x, y)$, $S(x, y)$ を算出することができる。この計算を全てのボクセルにおいて行えば、折り返しを除去した画像506が得られる。この画像空間で行う方法の詳細は、[非特許文献2]に記載されている。

【0034】

【非特許文献2】SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI (Klass P. Pruessmann et

10

20

30

40

50

.al), Magnetic Resonance in Medicine 42: 952 - 962 (1999)

【0035】

次に、計測空間で信号を合成する方法を説明する。この方法は、小型RFコイルの感度分布を適当な重みで合成して得られる合成感度分布が所望の周波数となるように重みを決めることにより、計測空間上の不足しているデータを作成する。

【0036】

例えば、受信コイルの感度分布 $W_n(x, y)$ を適当な重み C_n で合成して、 $\exp(i \cdot m \cdot k_y \cdot y)$ [m は整数]の形の合成感度分布 $W_{comp}(x, y)$ が得られるとする。

$$W_{comp}(x, y) = C_j W_j(x, y) = \exp(im \cdot k_y y) \quad \dots (1)$$

このとき合成される信号 $S(k_x, k_y)$ は、次式で示される。

$$\begin{aligned} S(k_x, k_y) &= \iint dx dy W_{comp}(x, y) (x, y) \exp[-ik_x x - ik_y y] \\ &= \iint dx dy (x, y) \exp[-ik_x x - i(k_y - m \cdot k_y)y] \\ &= \hat{f}(k_x, k_y - m \cdot k_y) \quad \dots (2) \end{aligned}$$

(2)式中、 \hat{f} は磁化密度、 \hat{f} は f の2次元フーリエ変換を表す。この(2)式からわかるように合成感度分布 $W_{comp}(x, y)$ を用いることにより、 $\hat{f}(k_x, k_y)$ から $\hat{f}(k_x, k_y - m \cdot k_y)$ を求めることができる。これは k 空間の間引かれた位相エンコードステップのデータ間のデータを埋め合わせることを意味する。この計測空間で行う方法の詳細は、[非特許文献3]に記載されている。

【0037】

【非特許文献3】Simultaneous acquisition of spatial harmonics(SMASH):fast imaging with radiofrequency coil arrays (Daniel KSodickson, Warren J Manning), Magnetic Resonance in Medicine 38:591-603,(1997)

【0038】

図6は、この方法を概念的に示す図である。図示するように、まず感度データ601からLPF、ゼロ詰め、2次元フーリエ変換(2DFT)によって感度分布を求める。次に、折り返しデータ602について、上記計算により既に求められたデータ(拡大図603の実線に対応)から不足しているデータ(拡大図603の点線に対応)を作成する。このように作成することができる新たなデータの数(点線の本数)は、小型RFコイルの数に依存し、小型RFコイルが4個の場合には新たなデータを4本まで作成できる。図示する例では、ファクターが4で、3本のデータを作成する場合を示している。

【0039】

こうして新たなデータを補充した後のデータは、 k 空間の全領域を間引かずに測定したデータと同じであり、これを2次元フーリエ変換することにより折り返しのない画像を得る。

上記の手順でパラレルイメージングは行われ、これを用いることにより通常の撮影に比べて撮影時間を短縮することが可能である。

【0040】

次に、感度データまたは折り返しデータの収集において更に時間短縮を可能にする本発明の第1の実施例について、図1を用いて説明する。この本発明の第1の実施例は、感度データを再計測することなく、計測済みの感度データを流用することにより撮影時間を短縮するものである。

【0041】

図1(a)は、プリスキャンキャリブレーション法における第1の実施例を示す処理フロー図である。プリスキャンキャリブレーション法の場合、1回目のパラレルイメージングでは、プリスキャンにおいて感度データ101を収集し、本計測で折り返しデータ102を収集する。その後、再構成にて感度分布を計算103し、信号を合成104して画像を表示105する。2回目のパラレルイメージングを行う場合、再度感度データを収集することなく、折り返しデータの収集のみで折り返し除去を行うために、前回収集した感度データを流用することが可能であるか判定を行う(106)(再計測データ選択手段)。流用可能な場合の条件は、例えば、以下の様な条件が挙げられる。なお、この例により本発明が限定されるも

10

20

30

40

50

のではない。

【 0 0 4 2 】

感度データの流用条件・・・前回感度データを収集した時と、
同ースライス位置かつ同一FOV

上記条件を満たして、感度データの流用を行う場合は、プリスキャンで感度データを収集することなく、本計測で折り返しデータのみを収集102して、前回の撮影で行った感度分布を用いて信号を合成104し、画像を表示105する。条件を満たさなかった場合は、1回目の撮影と同様の処理を繰り返す。

【 0 0 4 3 】

また、図1(b)は、セルフキャリブレーション法における第1の実施例を示す処理フロー図である。セルフキャリブレーション法の場合、1回目のパラレルイメージングでは、本計測にて感度データと折り返しデータを同時に収集107し、再構成で感度分布を計算108して信号を合成109し、画像を表示110する。2回目以降の撮影は、流用条件を満たしているか判別を行い(110)、満たしていた場合、本計測で折り返しデータのみを収集112した後、1回目の撮影で行った感度分布を用いて信号を合成し、画像を表示する。流用不可の場合は、1回目の撮影と同様の処理を繰り返す。

10

【 0 0 4 4 】

尚、上記のように既に収集済みの感度データを流用することができる場合は流用する方法と、従来法のように次の撮影では必ず再度感度データを収集し直す方法の何れかを選択することを可能とする。

20

【 0 0 4 5 】

次に、感度データまたは折り返しデータのいずれか一方を再計測しないことによって更に時間短縮を可能にする本発明の第2の実施例について、図8を用いて説明する。この本発明の第2の実施例は、再計測しなくて良い方を自動または手動で選択するものである。

【 0 0 4 6 】

図8は、プリスキャンキャリブレーション法で再構成後の画像が良好でない場合、最初から計測し直すのではなく、感度データ又は折り返しデータ的一方のみを計測し直すことにより良好な画像を得ることを可能とする処理フロー図である。

【 0 0 4 7 】

点線部の感度データ801と折り返しデータ802は、以前収集したデータを流用したもの、または再度収集し直したものである。この感度データ801により感度分布を計算し(803)、信号を合成して(804)画像を表示(805)したところ、結果画像が好ましくなかった場合、次に記述する判断を行うことにより感度データまたは折り返しデータどちらか一方のみ、又は両方のデータを自動または手動で計測し直すものである(806)。まず、自動検出によりシステムがどちらか一方、又は両方を再計測すべきかを画像を表示すると共に操作者に推薦し、操作者は画像とシステムからの推薦を合わせて検討してどちらか一方、又は両方を再計測するかを指示する。その指示に従って、選択された方を再計測するという流れとなる。なお、操作者の判断を行うことなく、自動検出によって選択された方を自動で再計測しても良い。

30

【 0 0 4 8 】

以上のように、自動または手動で指示を出し、片方のみ又は両方のデータを再計測することによって、全データを計測し直すよりも短時間で再撮影する。上記の、どちらのデータを再計測すべきか自動で検出する方法を、図9～10に示す例を用いて説明する。

40

尚、両方のデータを計測する場合は従来と同様なので、以下省略する。

【 0 0 4 9 】

まず、感度データのみを計測し直す場合の一例として、腹部撮影の息止め計測を挙げる。感度データ計測時に息止めを行い、計測後自由呼吸とし、折り返しデータ計測時に再度息止めを行った場合、各データ計測時の息止めレベルの差異により腹部の位置が異なってしまう、完全にパラレル展開ができず折り返しが強く残ることがある。この場合、折り返しデータ計測時と同じレベルで息止めして感度データを計測し直し、それを用いて先ほど

50

計測した折り返しデータをパラレル展開することによって、正確に折り返しを除去することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

この取り直し条件としては、例えば重心法により感度データ・折り返しデータの位置ズレを自動検出する方法がある。重心法について、図9を用いて説明する。感度画像901と折り返し画像902、それぞれにおいて信号のある座標を抽出し、それらの座標の平均により各画像の中心を算出する(903, 904)。各画像の中心の差が閾値内であるか判定(905)し、判定値より小さければ位置ずれなしと判断する(906)。また、判定値以上であった場合は、感度データと折り返しデータ間の画像の位置がずれていると判断し(907)、感度データのみを取り直しするよう推薦または指示する(908)。尚、判定値はユーザー入

10

【 0 0 5 1 】

次に、折り返しデータのみを計測し直す場合の一例として、折り返しデータ計測中に被検体が動いた例を挙げる。折り返しデータの計測は感度データ計測時間より長いため、計測中に被検体が大きく動いてしまうことがある。この場合に、折り返しデータを再計測する必要があるが、特に被検体が動い後以降の折り返しデータを再計測することにより、トータルの撮影時間を短縮できる。計測中の動きを認識する方法としては、例えばナビゲーションエコーを用いることができる。

【 0 0 5 2 】

ナビゲーションエコーを用いて体動を判定する処理の一例を、図10(a)のEPIシーケンスを例に用いて説明する。スライス選択傾斜磁場パルス1002と共に90°、180°の高周波(RF)パルス1001を印加し、被検体の特定の領域の核スピンを励起した後、位相エンコード傾斜磁場パルス1003を印加する前に、ナビゲーションエコー計測のため読み出し傾斜磁場パルス1004を印加し、ナビゲーションエコー信号1005を計測する。

20

【 0 0 5 3 】

このように、プリスキャンと本計測でナビゲーションエコーデータ(以下、「Naviエコーデータ」という)を入れて計測を行い、各Naviエコーデータを一次元フーリエ変換することにより、一次位相傾斜1006を算出し、その平均を基準値とする(図10(b))。その基準値から本計測のNaviエコーデータの一次傾斜が閾値を超えるもの(図10(b)では θ_0)の個数を計測し(1007)、閾値から外れているの数と設定値を比較して(1008)、設定値より少ない場合は位置ずれなしと判断する(1009)。設定値以上だった場合は、位置ずれありと判断し(1010)、折り返しデータを取り直しを行うよう推薦または指示する(1011)。尚、閾値や設定値はユーザー入力を基に計算するか、内部的に設定する。

30

【 0 0 5 4 】

上記の例のように自動検出を行うが、この結果を参考にして操作者が画像を見てから取り直しを指示する場合は、折り返しアーチファクトやモーションアーチファクト等の程度によって再計測するか否か、また何れのデータにおいて行うかを判断する。

【 0 0 5 5 】

以上の感度データを再計測せずに、既存の感度データを流用して撮像時間を短縮することは、同一の計測を複数回繰り返す、ダイナミックスキャンやフルオロスコピー計測においても適用可能で、特に2回目以降の撮影を高速に行うことが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 6 】

【図 1】本発明にの第1の実施例についての処理フロー図。

【図 2】MRI装置によるパラレルイメージングのk空間充填方法概略図。

【図 3】本発明のMRI装置が採用するパルスシーケンスの一実施例を示す図。

【図 4】本発明のMRI装置の信号処理系の処理の一実施例を示す模式図。

【図 5】本発明のMRI装置によるパラレルイメージングにおける画像空間で折り返し除去する方法を説明する図。

【図 6】本発明のMRI装置によるパラレルイメージングにおける計測空間で折り返し除去

50

する方法を説明する図。

【図7】本発明による磁気共鳴イメージング装置についての概略構成図。

【図8】本発明にの第2の実施例についての処理フロー図。

【図9】感度データ取り直しと自動判断する処理フロー図。

【図10】重心法の処理フロー図。

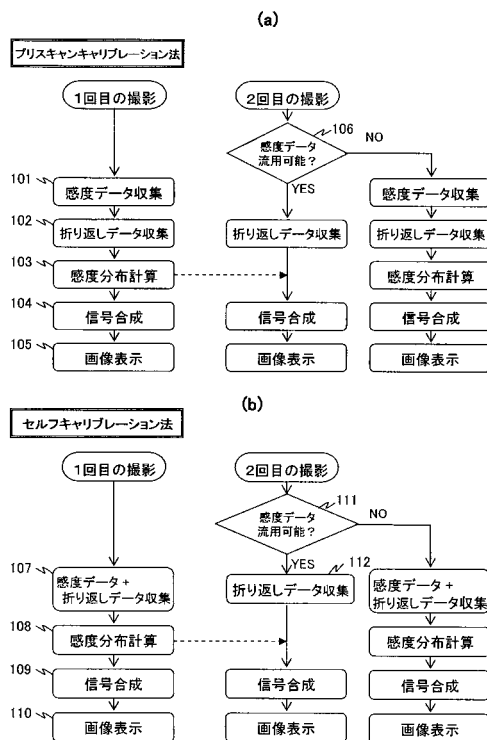
【符号の説明】

【0057】

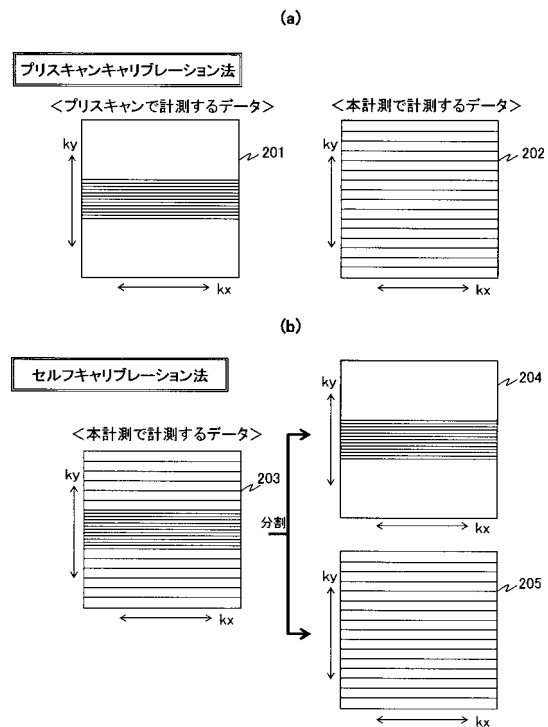
708...被検体、701...静磁場発生系、702...傾斜磁場発生系、706...シーケンサ、703...送信系、704...受信系、705...信号処理系、707...中央処理装置(CPU)、709...傾斜磁場コイル、710...傾斜磁場電源、711...高周波発振器、712...変調器、713...高周波増幅器、714...照射コイル(送信側)、715...受信コイル(受信側)、716...受信回路、717...A/D変換器、718...信号処理装置、720...磁気ディスク、721...光ディスク、722...ディスプレイ

10

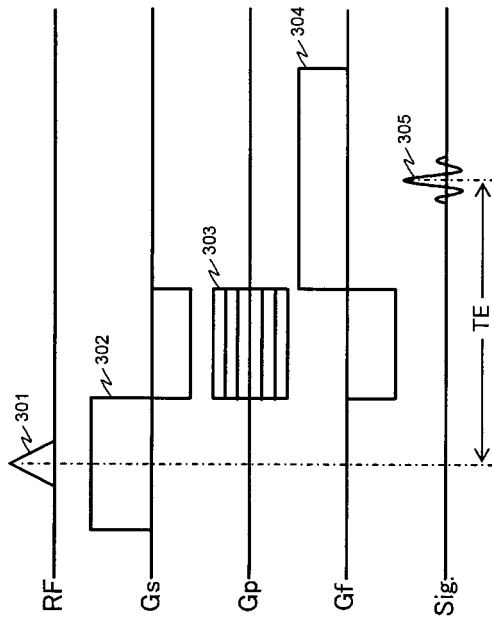
【図1】



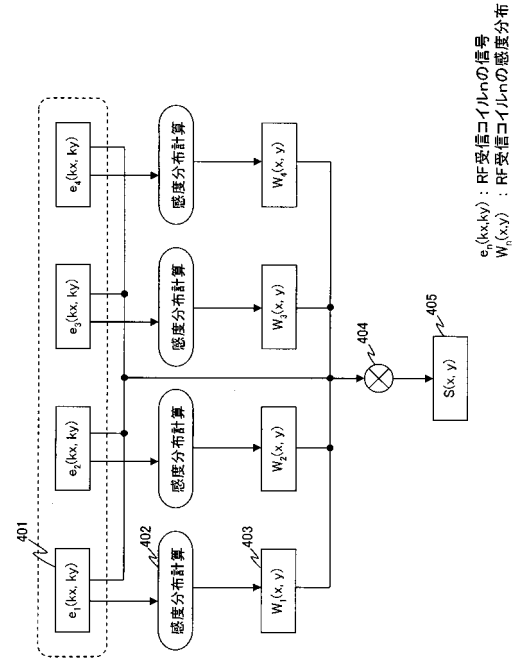
【図2】



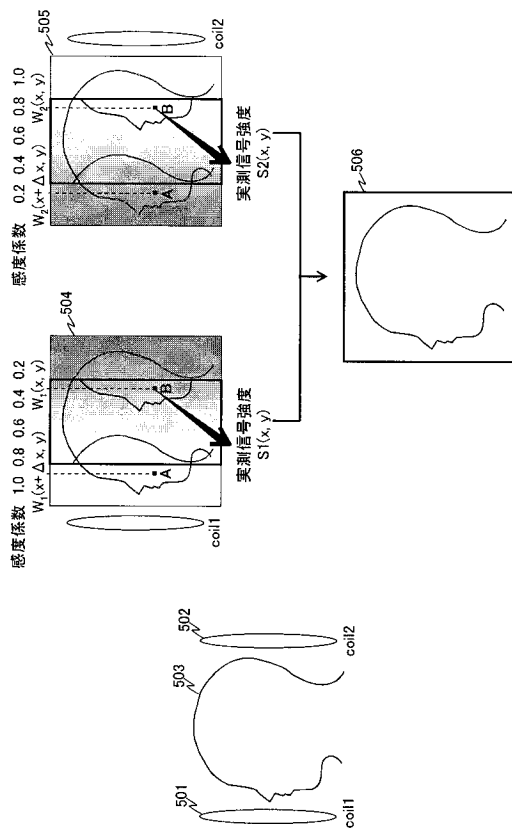
【図 3】



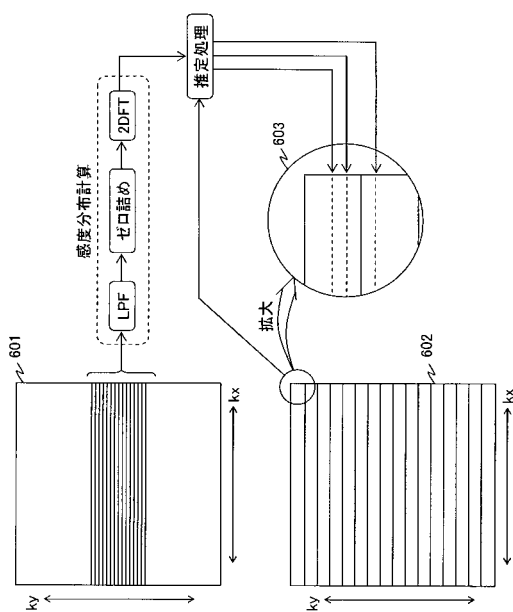
【図 4】



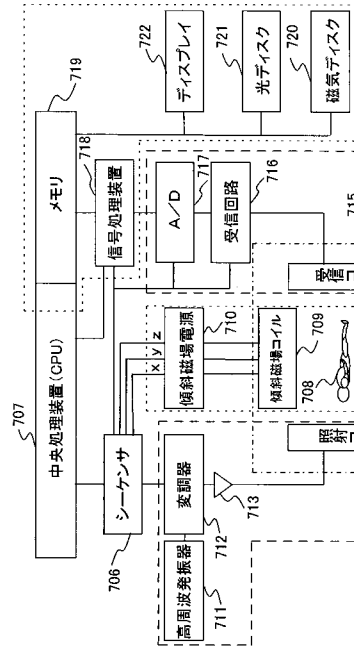
【図 5】



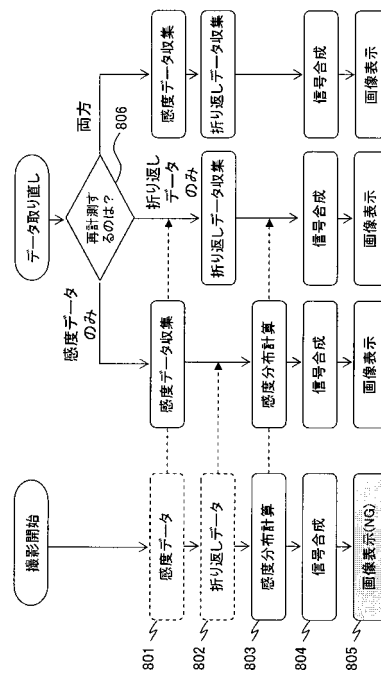
【図 6】



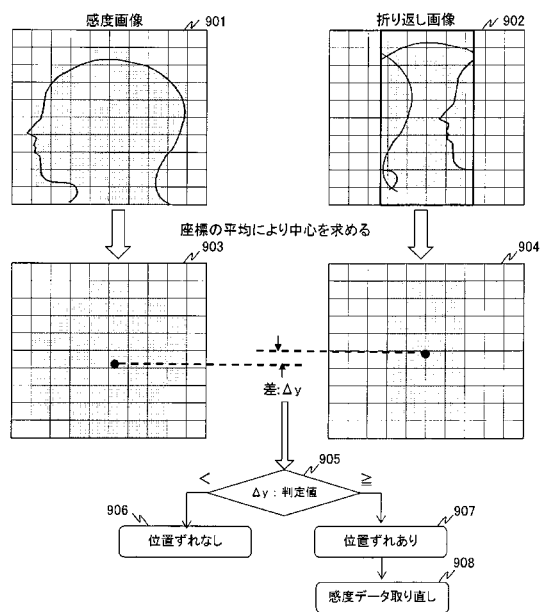
【図 7】



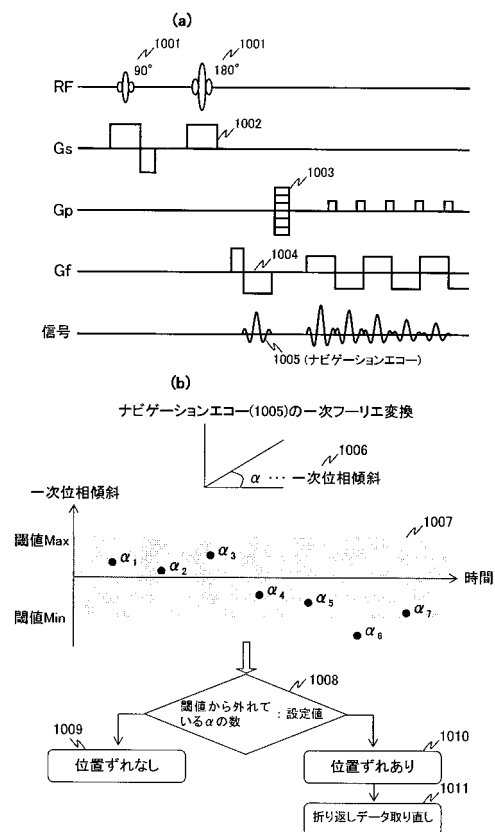
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

G 0 1 N 24/08 5 2 0 Y

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 2 8 7 9 4 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5