(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4330247号
(P4330247)
(45)発行日　平成21年9月16日(2009.9.16)　(24)登録日　平成21年6月26日(2009.6.26)

(51)Int.Cl.
A61B 5/055 (2006.01)

F I
Ａ６１Ｂ　5/05　３７４
Ａ６１Ｂ　5/05　３１１
Ａ６１Ｂ　5/05　３７６

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21)出願番号　特願2000-113682(P2000-113682)
(22)出願日　平成12年4月14日(2000.4.14)
(65)公開番号　特開2001-292976(P2001-292976A)
(43)公開日　平成13年10月23日(2001.10.23)
審査請求日　平成19年4月13日(2007.4.13)

(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
(74)代理人　100099852
弁理士　多田　公子
(74)代理人　100099760
弁理士　宮川　佳三
(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
(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

審査官　後藤　順也

最終頁に続く

(54)【発明の名称】核磁気共鳴イメージング装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体に高周波磁場および傾斜磁場を印加して核磁気共鳴信号を発生させる手段と、高周波磁場および傾斜磁場の印加並びに核磁気共鳴信号の計測からなる計測ステップの繰り返しを制御する手段と、前記核磁気共鳴信号を処理し前記被検体の所望の断面を画像化する手段とを備えた核磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、画像化に必要な全ての本計測エコーを複数の計測ステップに分けて計測すると共に、１回または複数回の計測ステップ毎にナビゲーターエコーを発生させて複数のナビゲーターエコーを計測する制御を行い、

前記画像化手段は、

前記複数のナビゲーターエコーをそれぞれフーリエ変換して複数のナビゲーターデータを作成し、

前記複数のナビゲーターデータから基準ナビゲーターデータを選択し、

前記基準ナビゲーターデータの位相と、前記基準ナビゲーターデータの他のナビゲーターデータの位相との位相差を求め、

前記他のナビゲーターデータの信号強度が閾値以下である領域の位相差を、当該領域以外の領域の位相差または当該領域以外の領域の位相差の平均値で置き換えて補正することにより、前記位相差を補正し、

補正された位相差を用いて、前記本計測エコーを位相補正し、

位相補正された本計測エコーを用いて画像再構成することを特徴とする核磁気共鳴イメ

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であって、
前記画像化手段は、
前記他のナビゲーターデータの信号強度が第1の閾値以下である領域の位相差を、前記第１の閾値よりも大きな値である第２の閾値以上の領域の位相差の平均値と置き換えて補正することを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
【請求項３】
請求項１又は２に記載の核磁気共鳴イメージング装置であって、
前記計測ステップの繰り返しは、マルチショットＥＰＩであることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
【請求項４】
請求項１ないし３のいずれか１項に記載の核磁気共鳴イメージング装置であって、
前記制御手段は、前記計測ステップは、拡散傾斜磁場の印加を含む拡散強調イメージングの計測ステップであることを特徴とする核磁気共鳴イメージング装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴(以下、NMRという)信号を測定し、核の、密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴イメージング(以下、MRIという)装置に関し、特にエコー信号間の位相変化により生じるアーチファクトを効果的に補正することを可能としたMRI装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
MRIは静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場を印加することにより被検体に生じるNMR信号(エコー信号)を検出し、これを信号処理し画像化する。この際、エコー信号に空間情報を付与するために位相エンコード傾斜磁場および読み出し傾斜磁場を印加し、これらの強度を変化させながら繰り返しエコー信号を計測し、得られた複数のエコー信号をフーリエ変換することにより画像化する。
【０００３】
このようなMRIでは撮影中に被検体が動いた場合、再構成後の画像にアーチファクトが発生するという問題がある。特にブラウン運動する水分子からの信号を抑制し、梗塞部位などの画像化を図る拡散強調イメージングでは、強い拡散傾斜磁場を印加するために、被検体の脈動などによる1ピクセル以内の微小な動きでも、信号の位相が大きく変化し、位相エンコード方向のフーリエ変換時に大きなアーチファクトとなる。
【０００４】
このような、被検体の体動を信号補正によって除去する手法が提案されている。この方法では、各繰り返し時間(TR)内に、画像取得用のエコー(以下、本計測エコーという)とは別に位相エンコード量0のナビゲーターエコーを取得しておき、TR間のナビゲーターエコーの位相変化を元に、対応する本計測エコーの位相を補正する(Radiology 1989;173:255-263,Richard L.Ehman, Joel P. Felmlee, Adaptive Technique for High-Definition MR Imaging of Moving Structures)。
【０００５】
ナビゲーターエコーを用いた補正の一般的な方法として、ナビゲーターエコー及び本計測エコーをそれぞれ読み出し方向にフーリエ変換し、ナビゲーターデータ及び本計測データとしておき、ナビゲーターデータの位相変化に基づいて本計測データの位相を補正する方法がある(以下、方法▲１▼という)。
【０００６】
また、ナビゲーターエコーをスピンエコーとして取得し、ナビゲーターエコー取得後に180°のRFパルスを印加し、本計測データを取得する方法が提案されている(Magnetic Reson

ance in Medicine 1995;33:720-728, Alex J. de Crespigny, Michael P. Marks, Dieter R. Enzmann, Michael E. Moseley, Navigated Diffusion Imaging of Normal and Ischemic Human Brain:以下、方法▲２▼という)。

【０００７】

【発明が解決しようとする課題】

しかし方法▲１▼の場合、ナビゲーターエコーはスピンエコーとしてではなく、グラディエントエコーとして計測されるため、静磁場の不均一性や被検体の磁化率の際に起因する磁場の歪みの影響を受けやすい。このためナビゲーターエコーを読み出し方向にフーリエ変換したプロファイル(絶対値)601が、図６(a)に示すように大きく歪むことがあり、局所的に信号強度が殆ど0となる箇所603が生じる。プロファイルの信号強度が0付近のデータでは、ノイズ成分の影響が大きくなるためその位相602にもノイズ的な変動604が生じる。このノイズ604を含んだままナビゲーター補正を行うと、図７(a)に示すように画像701に線状のアーチファクト703(以下、ストリークアーチファクトと呼ぶ)が生じる。

【０００８】

ナビゲーターデータのプロファイルの歪みは、位相エンコード方向のオフセット値が最適でない場合や、拡散傾斜磁場強度が大きな場合、より顕著に生じる。そのため、このような条件ではストリークアーチファクトはより多く発生する。

【０００９】

これに対し、方法▲２▼では、スピンエコー成分でナビゲーターエコーを取得するため、静磁場不均一の影響を排除することができ、図６(b)及び図７(b)に示すようにプロファイル601の歪みは殆ど無く、ストリークアーチファクトは発生しない。しかしナビゲーターエコーを取得するために180°のRFパルスを印加しなければならず、その分、シーケンスの時間が延長され、本計測エコー取得のための実効TEが延長する。

【００１０】

そこで本発明は、実効TEを延長することなく、ナビゲータ補正の精度向上を図ることを目的とする。また本発明は拡散強調イメージングにおいてストリークアーチファクトのない画像を得ることができるMRI方法及び装置を提供することを目的とする。

【００１１】

上記目的を達成する本発明のＭＲＩ装置は、被検体に高周波磁場および傾斜磁場を印加して核磁気共鳴信号を発生させる手段と、高周波磁場および傾斜磁場の印加並びに核磁気共鳴信号の計測からなる計測ステップの繰り返しを制御する手段と、前記核磁気共鳴信号を処理し前記被検体の所望の断面を画像化する手段とを備え、前記制御手段は、画像化に必要な全ての本計測エコーを複数の計測ステップに分けて計測すると共に、１回または複数回の計測ステップ毎にナビゲーターエコーを発生させて複数のナビゲーターエコーを計測する制御を行い、前記画像化手段は、前記複数のナビゲーターエコーをそれぞれフーリエ変換して複数のナビゲーターデータを作成し、前記複数のナビゲーターデータから基準ナビゲーターデータを選択し、前記基準ナビゲーターデータの位相と、前記基準ナビゲーターデータの他のナビゲーターデータの位相との位相差を求め、前記他のナビゲーターデータの信号強度が閾値以下である領域の位相差を、当該領域以外の領域の位相差または当該領域以外の領域の位相差の平均値で置き換えて補正することにより、前記位相差を補正し、補正された位相差を用いて、前記本計測エコーを位相補正し、位相補正された本計測エコーを用いて画像再構成することを特徴とする。

【００１２】

ナビゲーターデータから得た位相差をそのまま用いるのではなく、ナビゲーターデータの信号強度、即ちそのプロファイルに基づいて、例えば所定の閾値以下の領域の位相値は、閾値以上の領域の位相値で置き換える等の補正を行うことにより、ノイズの影響を大きく受けた位相を排除し、正確な位相補正が可能となる。

【００１３】

本発明のＭＲＩ装置の好適な態様は、ナビゲーターデータの信号強度に基き位相差を補正するに際し、さらにナビゲーターデータの信号強度から所定の閾値を求め、この閾値に

基づき位相差を補正する。

【００１４】

さらに好適な態様では、補正後の位相差を平滑処理するステップを含む。

また本発明のMRI装置は、被検体に高周波磁場および傾斜磁場を印加してNMR信号を発生させる手段と、高周波磁場および傾斜磁場の印加並びにNMR信号の計測からなる計測ステップの繰り返しを制御する手段と、前記NMR信号を処理し前記被検体の所望の断面を画像化する手段とを備えたMRI装置において、

前記制御手段は、計測ステップにおいて、NMR信号として画像化に必要な本計測エコーと、本計測エコーの計測ステップ間の位相変化を補正するためのナビゲーターエコーを発生させる制御を行い、

前記画像化手段は、ナビゲーターエコーから得られたナビゲーターデータを用いて各ナビゲーターエコーの位相差を求める手段と、前記ナビゲーターデータの絶対値から前記位相差を補正する手段と、補正された位相差を用いて本計測エコーデータを位相補正する手段とを備えたことを特徴とする。

【００１５】

これら画像化手段が備える各手段は画像化手段に組み込まれたプログラムとして実行される。

本発明のMRI方法及び装置は、ナビゲーターデータのプロファイルの歪みを生じやすい拡散強調イメージングに好適である。

【００１６】

【発明の実施の形態】

以下、本発明のMRI装置および方法について、図面を参照して詳述する。

図１は本発明が適用されるMRI装置の概略を示す図である。このMRI装置は、被検体101が置か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、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NMR信号を検出するRFプローブ105とを備えている。また静磁場空間に被検体を搬送するためのベッド112が備えられている。

【００１７】

傾斜磁場コイル103は、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X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、これらの組み合わせによりスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の傾斜磁場を発生することができる。

【００１８】

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。

【００１９】

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、撮影方法に応じた種々のパルスシーケンスがあり、制御部111に予めプログラムとして設定される。

【００２０】

信号処理部107は、制御部111とともにNMR信号にフーリエ変換や位相補正などの処理を施し、画像を再構成する。さらに本発明のMRI装置では、ナビゲーターエコーを用いた位相補正手段を備えている。位相補正手段は、ナビゲーターエコーから位相差を求めるステップ、位相差を用いてNMR信号を補正するステップなどをプログラムしたものとして制御部111に組み込むことができる。

【００２１】

次に、このような構成におけるMRI装置の動作を説明する。

ここでは撮影方法として拡散強調イメージングを例に説明するが、本発明のMRI装置はそれに限定されない。

【００２２】

図２は、拡散強調イメージングのパルスシーケンスの一例を示す図である。この撮影方法では、まず高周波パルス201とスライス選択傾斜磁場パルス202を印加した後、時間間隔（TE/2）203だけおいて180°の高周波パルス204とスライス傾斜磁場パルス205を印加する。この高周波パルス204の前後に、強度の大きい拡散傾斜磁場215を印加する。この拡散傾斜磁場215は、水分子のようにブラウン運動する分子からの信号を抑制し、梗塞部位などを画像化可能にする。図示する例では、スライス方向の拡散傾斜磁場Gsを印加しているが、それ以外の方向に拡散傾斜磁場を印加してもよい。

【００２３】

高周波パルス204から時間間隔203後にスピンエコーが発生するので、そのタイミングでエコー信号を計測する。このため、まず位相エンコードのオフセットを与えるパルス206と読み出し傾斜磁場のオフセットを与えるパルス207を印加する。次いで位相エンコード傾斜磁場パルス 208を離散的に印加しながら反転する読み出し傾斜磁場パルス209を印加し、読み出し傾斜磁場パルス209の各周期内で複数のエコー信号211をサンプリング210し本計測エコー信号を得る。各エコー信号211にはそれぞれ異なる位相エンコードが付与されることになる。

【００２４】

更にこのパルスシーケンスでは、高周波パルス204の後、本計測エコー信号の計測の前にナビゲーターエコー取得部220が挿入される。ナビゲーターエコーは、各繰り返し毎の信号の位相差を補正するために用いるものであり、所望の方向に反転する読み出し傾斜磁場を印加することにより発生させる。ここではGr方向に読み出し傾斜磁場のオフセットを与えるパルス221を印加した後に、読み出し傾斜磁場パルス222内でサンプリング223を行いナビゲーターエコー224を取得する。このナビゲーターエコー224は、図からもわかるように位相エンコード０のエコーである。尚、図示する例では１つのナビゲーターエコーを取得しているが、ナビゲーターエコーは複数であってもよい。

【００２５】

このようなシーケンス212を複数回(N回)繰り返し、画像再構成に必要な全てのエコーh(n,m,t)を取得する。なお、nは繰り返し番号(1≦n≦N)、mはエコー番号(1≦m≦M)、tは時間を表す。一例として、1回の高周波パルス印加で計測する本計測エコー信号の数が16(M=16)であり、読み出し方向のデータ数が256(X=256)、位相エンコード方向のエンコード数が256であるとすると、1枚の画像を得るのに必要な繰り返し数は16(N=16)となる。

【００２６】

次にこのようにして得られた本計測エコーh(n,m,t)及びナビゲーターエコーv(n,t)を用いた位相補正について図３を参照して説明する。

【００２７】

まず各繰り返しで得られる信号間の位相変化を求めるためにナビゲーターエコー224及び本計測エコー211を読み出し方向にフーリエ変換する（ステップ301）。この際、ここで各繰り返しで得られた複数のナビゲーターエコーのうちの一つを基準ナビゲーターエコーと定め、この基準ナビゲーターエコーを一次元フーリエ変換したデータ302と各ナビゲーターエコーを一次元フーリエ変換したデータ303との位相差C(n,x)306を求める（ステップ305）。ここで、xは読み出し方向の位置を表し、1≦x≦Xである。

【００２８】

位相差C(n,x)306を求める計算は、具体的には、

【数１】

$$
\begin{aligned}
re[C(n,x)] &= re[v(n,x)] \times re[v(0,x)]/|v(0,x)| \\
&\quad + im[v(n,x)] \times im[v(0,x)]/|v(0,x)| \\
im[C(k,x)] &= im[v(n,x)] \times re[v(0,x)]/|v(0,x)| \\
&\quad - re[v(n,x)] \times im[v(0,x)]/|v(0,1)|
\end{aligned}
$$

である。ここでre[]、im[]はそれぞれ信号の実部と虚部を表し、||は信号の絶対値を表す。

【００２９】

この位相差306にはノイズ的な変化が含まれている場合があるので、閾値により領域を選定して処理を行う。この閾値を求めるために、まずナビゲーターデータ303の信号強度（絶対値）からプロファイルP(n,x)を作成する（ステップ307）。図４(a)は、作成したプロファイルP(n,x)308の一例を示す図である。図示するように、プロファイルは一部信号強度が低下しており、このような部分ではノイズ成分が相対的に大きくなるため、図４(b)に示すように位相306にもノイズ的な変動405が生じる。このノイズ的な変動を排除するために、閾値401を設ける（ステップ309）。閾値は、例えば最大値の1/5～1/10に設定する。そしてプロファイルの信号強度が閾値以下の領域については、その位相を領域外の位相で置き換える（ステップ310）。

【００３０】

領域の位相を他の位相で置き換える一つの方法としては、領域402以外の領域の位相を平均し、参照位相値403としておき、領域402内の位相をこの参照位相値403と置き換える。

【００３１】

別の方法として、図５に示すように、位相差計算に用いる信号強度の上限を決める第１の閾値501の他に、第2の閾値503を設けてもよい。この場合、閾値503以上の領域504内に含まれる点の位相を平均した位相値を参照位相値とし、これを領域502内の位相と置き換える。第2の閾値として、例えばプロファイル308内の最大値の1/2や、プロファイル308の値の平均値を用いる。この方法では、信号強度の高い領域のデータのみを用いるので領域502内の位相の精度をさらに向上することができる。

【００３２】

ステップ310で処理した位相には、閾値で区切られた領域の境界で位相の不連続が生じる場合がある。そこで、位相の不連続を除去するため、フィルタをかけて平滑化する（ステップ311）。平滑化フィルタとしては、例えば近傍平均やメディアンフィルタを採用することができる。平滑化処理により位相差C'(n,x)312を得る。

【００３３】

このように処理した位相差312を用いて本計測データ304を位相補正し（ステップ313）、補正後の本計測データh'(n,m,x)314を得る。位相補正は具体的には、次式の計算により行う。

【００３４】

【数２】

$$re[h'(n,m,x)] = re[h(n,m,x)] \times re[C'(n,x)]/|C'(n,x)| + im[h(n,m,x)] \times im[C'(n,x)]/|C'(n,x)|$$

$$im[h'(n,m,x)] = im[h(n,m,x)] \times re[C'(n,x)]/|C'(n,x)| - re[h(n,m,x)] \times im[C'(n,x)]/|C'(n,x)|$$

【００３５】

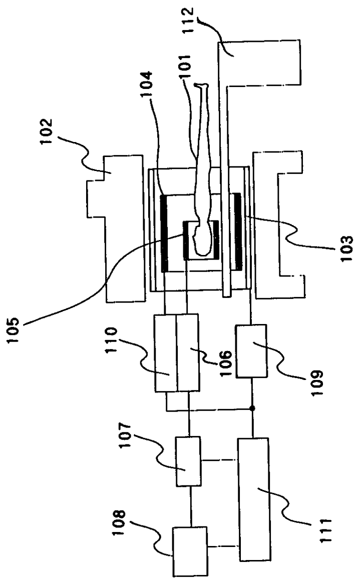
最後にこのように位相補正された本計測データh'(n,m,x)314を位相エンコード方向にフーリエ変換し、画像データを作成する。こうして作成された画像データは、ストリークアーチファクトが除去されている。

【００３６】

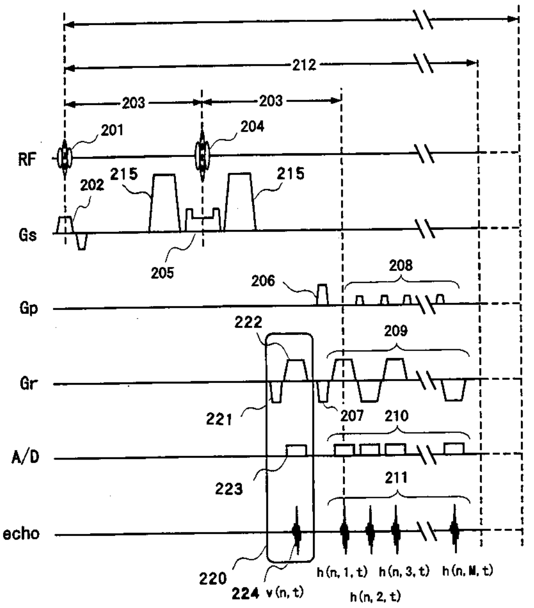
上述した位相補正によれば、ナビゲーターエコーをスピンエコーとして計測しなくてもナビゲーターエコーに混入するノイズを除去し精度の高い位相補正を行うことができる。従ってプロファイルが複雑な部位や信号強度の低い部分がある場合に生じるストリークアーチファクトを効果的に除去することができ、しかもナビゲーターエコー取得のために180°高周波パルスを追加する必要がないので、実効TEの延長を防止することができる。

【００３７】
尚、以上本発明の一実施形態を説明したが、本発明はこの実施形態に限定されることなく特許請求の範囲に記載される範囲で種々の変更が可能である。例えば、撮影方法として、マルチショットの二次元エコープレナーイメージング（EPI）を例に説明したが、複数のスライスを撮影するマルチスライス撮影やスライス方向にも位相エンコードする三次元計測などにも適用することができる。
【００３８】
また本発明は特に拡散強調イメージングのように高い強度の傾斜磁場を印加する場合に好適であるが、それ以外のイメージングに適用することも可能である。またナビゲーターエコーは各繰り返し毎に１つのナビゲーターエコーを発生させる場合を説明したが、複数の繰り返しにつき１つのナビゲーターエコーを発生さることもでき、その場合にも適用できる。
【００３９】
更に上記実施形態では、本計測エコーを取得するシーケンスで取得したナビゲーターエコーの1つを基準ナビゲーターエコーとして選択したが、本計測に先だって前計測を行う場合には、前計測でナビゲーターエコーを取得し、これを基準ナビゲーターエコーとすることもできる。
【００４０】
【発明の効果】
本発明によれば、ナビゲーターエコーを用いた位相補正を含むMRIにおいて、静磁場の不均一や被検体の磁化率に起因する磁場の歪みの影響による補正精度の低下を効果的に除去することができるので、安定したナビゲーター補正を行うことができる。またナビゲーターエコーをスピンエコーとして取得する必要がないので画像の最短TEを延長することなく、計測時間の短縮を図ることができる。特に、位相エンコード方向のオフセットが最適に調整されていない場合でも、画像に発生するストリークアーチファクトを大幅に低減できる。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。
【図２】本発明が適用される拡散強調パルスシーケンスの一例を示す図。
【図３】本発明のMRI装置において実行される信号処理の一実施例を示す図。
【図４】本発明による処理の一実施例を説明する図。
【図５】本発明による処理の他の実施例を説明する図。
【図６】アーチファクトの発生原理を説明する図。
【図７】アーチファクトを説明する図。
【符号の説明】
101・・・被検体、
102・・・静磁場磁石
103・・・傾斜磁場コイル
104・・・RFコイル
105・・・RFプローブ
106・・・信号検出部
107・・・信号処理部
108・・・表示部
111・・・制御部

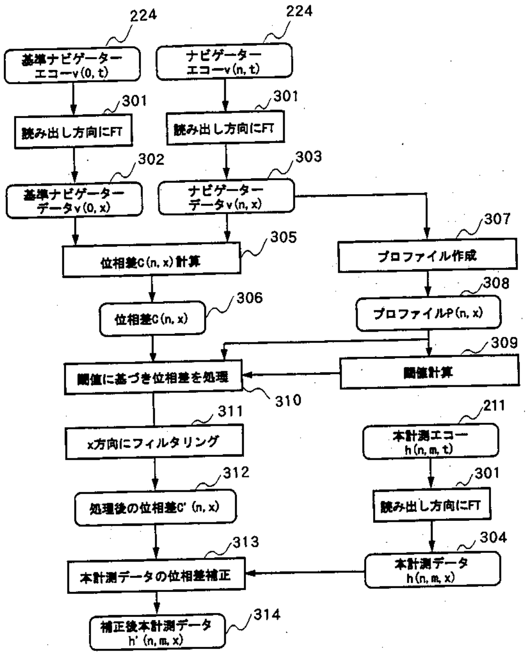
【図１】


112
104
101
102
103
105
110
106
109
107
111
108

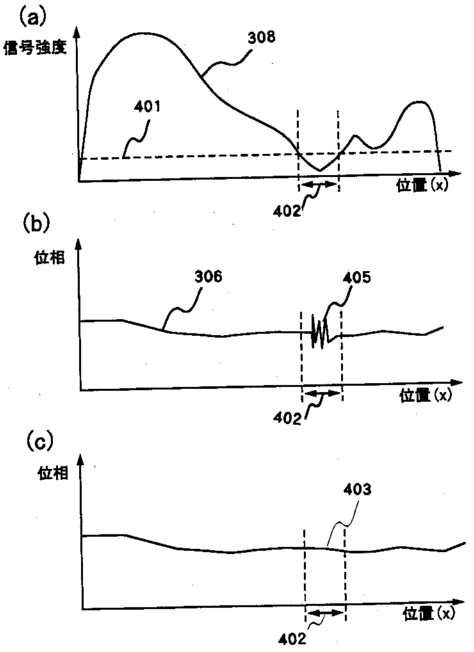
【図２】


212
203
203
201
204
RF
202
215
215
Gs
205
206
208
Gp
222
209
Gr
221
207
210
A/D
223
211
echo
220
224
v(n, t)
h(n, 1, t)
h(n, 3, t)
h(n, M, t)
h(n, 2, t)

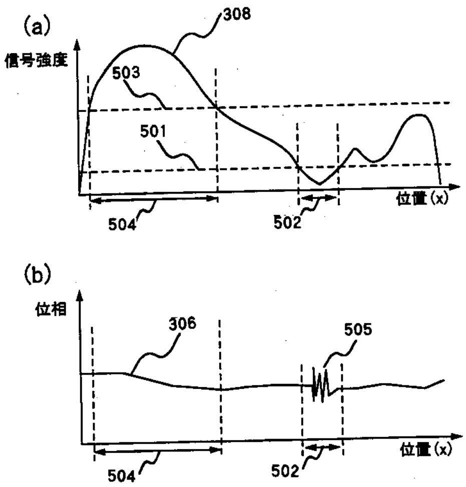
【図３】


224
基準ナビゲーター
エコーv(0, t)
224
ナビゲーター
エコーv(n, t)
301
読み出し方向にFT
301
読み出し方向にFT
302
基準ナビゲーター
データv(0, x)
303
ナビゲーター
データv(n, x)
307
プロファイル作成
305
位相差C(n, x)計算
306
位相差C(n, x)
308
プロファイルP(n, x)
309
閾値計算
閾値に基づき位相差を処理
310
311
x方向にフィルタリング
211
本計測エコー
h(n, m, t)
312
処理後の位相差C' (n, x)
301
読み出し方向にFT
313
本計測データの位相差補正
304
本計測データ
h(n, m, x)
314
補正後本計測データ
h' (n, m, x)

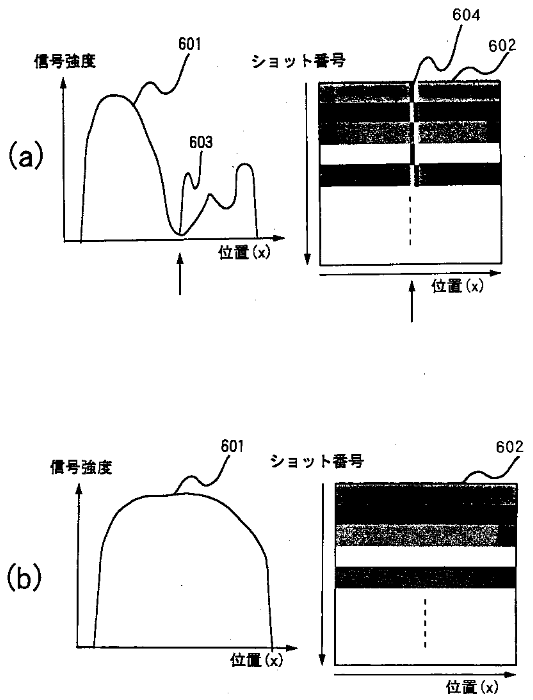
【図４】


(a)
信号強度
308
401
402
位置(x)
(b)
位相
306
405
402
位置(x)
(c)
位相
403
402
位置(x)

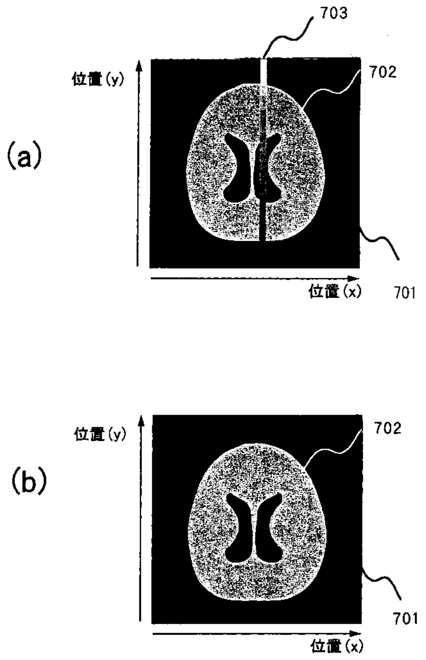
【図５】


(a)
信号強度
308
503
501
504
502
位置(x)
(b)
位相
306
505
504
502
位置(x)

【図６】


(a)
信号強度
601
603
位置(x)
ショット番号
604
602
位置(x)
(b)
信号強度
601
位置(x)
ショット番号
602
位置(x)

【図７】


(a)
703
位置(y)
702
位置(x)
701
(b)
位置(y)
702
701
位置(x)

フロントページの続き

(56)参考文献　国際公開第９８／０４７０１５（WO，Ａ１）
特開平１１－１１３８７７（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２４８２８６（ＪＰ，Ａ）
特表２００２－５３０１７３（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２９９３４５（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－１２８２０２（ＪＰ，Ａ）
特表２０００－５１２５３３（ＪＰ，Ａ）
瀧澤将宏、高橋哲彦、滝口賢治、清水博道，「ＭＲＩにおけるリアルタイム処理に適した体動補正アルゴリズムの開発」，MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY，日本，１９９９年　9月，Vol.17，No.5，p556-p562
Kim Butts, et al., "Diffusion-Weighted Interleaved Echo-Planar Imaging with a Pair of Orthogonal Navigator Echoes", Magneti Resonance in Medicine，１９９６年，Vol.35，p763-p770

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B　5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)