

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-223259
(P2004-223259A)

(43) 公開日 平成16年8月12日(2004.8.12)

| | | |
|----------------------------|-----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. ⁷ | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 5/055 | A 6 1 B 5/05 3 7 4 | 4 C 0 9 6 |
| G 0 1 R 33/48 | A 6 1 B 5/05 3 1 1 | |
| G 0 1 R 33/54 | G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y | |
| | G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y | |

審査請求 有 請求項の数 23 O L (全 14 頁)

| | | | |
|--------------|----------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2004-14017 (P2004-14017) | (71) 出願人 | 594131304 |
| (22) 出願日 | 平成16年1月22日 (2004. 1. 22) | | トーシバ アメリカ エムアールアイ インコーポレイテッド |
| (31) 優先権主張番号 | 10/348, 009 | | TOSHIBA AMERICA MRI, INC. |
| (32) 優先日 | 平成15年1月22日 (2003. 1. 22) | | アメリカ合衆国、カリフォルニア州 92681-2068、タスティン、ミッチェル・ドライブ 2441 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (74) 代理人 | 100058479 |
| | | | 弁理士 鈴江 武彦 |
| | | (74) 代理人 | 100084618 |
| | | | 弁理士 村松 貞男 |
| | | (74) 代理人 | 100092196 |
| | | | 弁理士 橋本 良郎 |

最終頁に続く

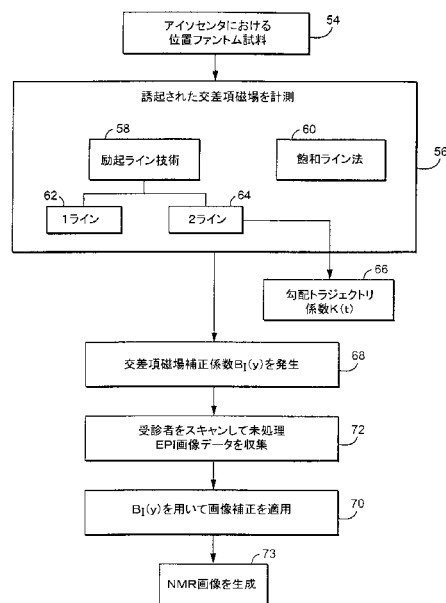
(54) 【発明の名称】 E P I シーケンスにおける傾斜誘起された交差項磁場の測定および補正

(57) 【要約】

【課題】 E P I シーケンスにおける傾斜誘起された交差項磁場の測定および補正

【解決手段】 磁気共鳴イメージング (MRI) システムにおける傾斜誘起された交差項磁場を決定するための方法であって、被検体 (対象) を静磁場内に配置する工程と、前記被検体のスライスを選択するラジオ周波数 (RF) 励起パルスを印加する工程と、前記スライスの位相に平行な位相エンコード傾斜磁場方向に沿ってインクリメントされる位相エンコード傾斜磁場を印加する工程と、前記スライスにおけるライン (線状部位) を選択するための選択 RF リフォーカスパルス印加する工程と、交差項磁場を引き起こす、スイッチされた読み出し磁場勾配を印加する工程と、前記選択されたラインに沿う位相エンコード勾配および対応するサンプルデータ点のデータアレイを生成することと、前記選択されたラインについて傾斜誘起された交差項磁場を示す中心周波数分布 (CF) を決定することを含む方法が開示される。

【選択図】 図 6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴イメージング (MRI) システムにおける傾斜誘起された交差項磁場を決定するための方法であって、

- a . 被検体を静磁場内に配置することと、
 - b . スライス面における前記被検体のスライスの原子核を空間的に選択するラジオ周波数 (RF) 励起パルスを印加することと、
 - c . 前記スライス面に平行な位相エンコード傾斜磁場方向に沿ってインクリメントされる位相エンコード傾斜磁場を印加することと、
 - d . 前記スライス面におけるエンコードされるラインを選択するために読み出し傾斜磁場方向に沿って空間的選択 RF リフォーカスパルスを印加することと、
 - e . 前記被検体に対しスイッチされた読み出し磁場勾配を印加することによって、前記選択されたラインにおける原子核から核磁気共鳴 (NMR) データをサンプリングすることであって、前記スイッチされた読み出し磁場勾配は、前記被検体に関して交差項磁場を生成することと、
 - f . 位相エンコード傾斜磁場方向に沿う交差磁場効果をあらわすデータのアレイに、前記サンプリングされた NMR データを、変換することと、
 - g . 前記データのアレイに基づいて前記選択されたラインについて交差項補正係数を決定することと、
- を具備する方法。

【請求項 2】

前記被検体は、読み出し傾斜磁場のアイソセンタに位置合わせされる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記被検体は、水素を多く含む流体を収容するファントム試料容器である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記 MRI システムを較正している間に行われる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記励起パルスは、 90° RF パルスで且つ前記スライスの平面に対して垂直のスライス選択傾斜磁場である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記インクリメントされる位相エンコード傾斜磁場は、前記励起パルスよりも早くなく且つ前記リフォーカスパルスよりも遅くなく印加される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記インクリメントされる位相エンコード傾斜磁場は、前記選択されたラインに沿って前記被検体における原子核を位相エンコードし、それによって前記エンコードされた原子核により生成される核磁気共鳴 (NMR) 信号が空間解像度について前記ラインに沿って増すようにエンコードされる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記読み出し方向は、前記スライス面内であり、且つ前記位相エンコード傾斜磁場方向に対して直交する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記選択されたラインは、前記読み出し勾配に沿って 3 ミリメートルよりも大きくない幅を有する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記選択されたラインは、磁石のアイソセンタに位置する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記選択されたラインは、前記アイソセンタからある距離だけ前記読み出し方向に沿ってオフセットされた第 1 の選択されたラインであり、且つ原子核の第 2 の選択されたライ

10

20

30

40

50

ンは、前記読み出し方向に沿って空間的に選択され、且つ前記第 1 の選択ラインのオフセットと反対の方向に距離 L だけ前記アイソセンタからオフセットされる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記データのアレイは、 $S(k_m, t_n)$ 、但し、 $m = 1, 2, \dots, M$ 、および $n = 1, 2, \dots, N$ であり； k_m は、位相エンコード勾配の k 値であり； t_n は、各データ点が収集されたときの時間をあらわし、そして M および N は、それぞれ、位相エンコードおよび読み出し次元に沿って収集されるデータ点の数を示す、で表現されるアレイに配列される請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記生成されたデータは、各々前記第 1 および第 2 の選択されたラインの一方に対応する対をなすデータアレイ $S^{+L}(k_m, t_n)$ および $S^{-L}(k_m, t_n)$ に配列され、ここで、 $m = 1, 2, \dots, M$ 、および $n = 1, 2, \dots, N$ であり； k_m は、位相エンコード勾配の k 値であり； t_n は、各データ点が収集されたときの時間をあらわし、そして M および N は、それぞれ、位相エンコードおよび読み出し次元に沿って収集されるデータ点の数を示す請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 4】

読み出し勾配トラジェクトリが、前記対をなすデータアレイに対して一次元フーリエ変換を施すことによって決定され、且つ各読み出し位置 (t_n) における瞬時周波数 (f) を、次式：

【数 1】

$$f(Y_m, t_n) = \frac{\arg\{S(Y_m, t_n) \cdot S^*(Y_m, t_{n-1})\}}{t_n - t_{n-1}} \quad \text{式 1}$$

式中、 $f(Y_m, t_n)$ は、各データ点が前記選択されたラインに沿って収集されるとき、位置 Y_m および時間 t_n における前記瞬時周波数であり、 $S(Y_m, t_{n-1})$ は、 $S(Y_m, t_n)$ の共役であり、そして $\arg\{\}$ は、複素入力についての主位相値を返す、

のように決定することをさらに備える請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

読み出し勾配トラジェクトリ ($k(t_n)$) は、次式：

【数 2】

$$k(t_n) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \frac{f^{+L}(Y_m, t_n) - f^{-L}(Y_m, t_n)}{2L} \quad \text{式 2}$$

式中、 $f^{+L}(Y_m, t_n)$ は、前記第 1 の選択されたラインに対応する瞬時周波数の関数で、且つ $f^{-L}(Y_m, t_n)$ は、前記第 2 の選択されたラインに対応する瞬時周波数の関数であり、そして L は、アイソセンタからの前記選択されたラインのオフセット距離である、

に従って瞬時周波数 (f) から決定される請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記交差磁場補正係数 $CF(Y_m)$ は、縮小されたデータセット：

10

20

30

40

【数 3】

$$S(Y_m, t_p) \in S(Y_m, t_n) \quad \text{式 3}$$

から決定される請求項 12 に記載の方法。

【請求項 17】

前記交差磁場補正係数は：

【数 4】

$$f(Y_m, t_p) = \frac{\arg\{S(Y_m, t_p) \cdot S^*(Y_m, t_{p-1})\}}{t_p - t_{p-1}} \quad \text{式 4}$$

10

に従って決定される周波数分布 $f(Y_m, t_p)$ のフーリエ変換として決定される CF (Y_m) である請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記交差磁場補正係数は、 $f(Y_m)$ であり、そして：

20

【数 5】

$$f^+(Y_m, t_p) = \frac{f^L(Y_m, t_p) + f^{-L}(Y_m, t_p)}{2} \quad \text{式 5}$$

式中、 $f^L(Y_m, t_p)$ および $f^{-L}(Y_m, t_p)$ は、前記磁石のアイソセンタから距離 L だけオフセットされた前記二つの対称的なラインの瞬時周波数である、に従って決定される平均周波数分布のフーリエ変換として決定される請求項 13 に記載の方法。

【請求項 19】

30

前記交差磁場補正係数は、第 2 の被検体の画像を補正し且つ EPI 読み出し勾配パルスによって誘起される交差項磁場に起因する画像における画像歪を低減するために適用される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 20】

磁気共鳴イメージング (MRI) システムにおける傾斜誘起された交差項磁場を決定するための方法であって：

a. 被検体を静磁場内に配置することと、

b. 前記被検体のスライスの原子核を空間的に飽和させるラジオ周波数 (RF) 飽和パルスを印加することと、

c. ステップ (b) の後に、前記被検体のスライスの画像を形成するためにエコープラナーイメージング (EPI) シーケンスを適用することと
を備える方法。 40

【請求項 21】

前記 RF 飽和スライス、前記 EPI シーケンスの読み出し方向と位相エンコード方向の間に配置される請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記 RF 飽和スライスは、ステップ (c) で生成される画像において暗い飽和ラインとしてあらわれ、且つ交差磁場補正係数を与えるべく飽和ラインの空間分布を分析するステップ (d) をさらに有する請求項 20 に記載の方法。

【請求項 23】

50

e . 前記被検体のスライスの画像を使用する交差磁場補正係数を生成することと、
 f . 第二の被検体の他の画像を補正すべく交差磁場補正係数を適用し、それによって、
 前記 E P I 読み出し勾配パルスにより誘起される交差項磁場に起因する画像歪を低減する
 ことと

をさらに備える請求項 20 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング (M R I)、特に高速エコープラナーイメージング (E P I) 技術に関する。

10

【背景技術】

【0002】

E P I は、N M R データの高速収集のための一般に用いられている M R I 技術であり、
 それにおけるスキャン時間は、概して約 1 0 0 m s e c である。議論の単純化のために、
 Z - 軸がスライス選択方向として用いられ、X - 軸が位相エンコード方向として用いられ、
 そして Y - 軸が読み出し方向として用いられる。しかしながら、ここに説明された発明
 を用いるときには、他の配置が適用されても良い。

【0003】

図 1 および図 2 に示されるように、従来の E P I パルスシーケンスにおいては、スライ
 ス選択磁場勾配 ($G_{s l i c e}$) 1 2 と共に 9 0 ° ラジオ周波数 (R F) 励起パルス 1 0
 が、イメージングされる物体のイメージング平面における原子核を励起するため、イメー
 ジング平面、例えば、(G_z)、に垂直な軸に沿って印加される。原子核を空間的にエン
 コードするための励起パルスの後に、前記イメージング平面に対して平行な軸 (G_x) に
 沿って、位相エンコード勾配 ($G_{p h a s e}$) 1 4 および 2 4 が印加される。同様に、k
 - 空間 (未処理データ空間) の後続のスキャンを中心におくために、前記イメージング平
 面に平行で且つ位相エンコーディング勾配に直交する軸 (G_y) に沿って、位相シフト勾
 配 ($G_{r e a d}$) 1 6 が、印加される。1 8 0 ° R F リフエージングパルス 1 8 は、励起
 された原子核からのスピンエコー (S E) レスポンス (A D C) 2 0 を生成するために印
 加される。スライス特定勾配 1 9 も、前記 1 8 0 ° R F パルスと共に印加されても良い。

20

【0004】

信号サンプリングの間、交互読み出し磁場勾配 ($G_{r e a d}$) 2 2 が、k - 空間をスキ
 ャンするために印加され、そして励起された原子核から S E 信号サンプル 2 0 を収集する
 。前記読み出し勾配と協同して、連続的な位相エンコード勾配 ($G_{p h a s e}$) 2 4 が、
 図 3 に示されるように、位相エンコード (G_x) 方向に沿って移動させるスキャンを生じ
 させるべく、印加されてもよい。スキャントラジェクトリ 2 6 は、交互読み出し勾配 2 2
 と連続位相エンコード勾配 2 4 によって k - 空間を通してのジグザグパターンを形成する
 。代わりに、位相エンコード勾配が、図 4 に示されている通り、k - 空間の行を通る各パ
 スの後にスキャントラジェクトリ 3 0 をシフトさせるべく前記読み出し勾配の反転と位置
 合わせされたブリップパルス 2 3 として、印加されるようにしても良い。

30

【0005】

図 3 および図 4 に示される通り、データは通常、k - 空間を通してのラスタスキャント
 ラジェクトリにおける E P I シーケンスの期間にサンプリングされ、そこでは、読み出し
 勾配に対応する個々のスキャンラインは、順次にサンプリングされる。各スキャンライン
 3 2 がサンプリングされた後に、前記 k - 空間トラジェクトリは、位相勾配方向に沿って
 次のスキャンライン 3 4 にシフトされる。前記読み取り勾配 2 2 の反転は、読み出し勾配
 に沿って k - 空間トラジェクトリに反転を生じさせる。前記トラジェクトリを反転するこ
 とにより、k - 空間を通るスキャンは、ラインシーケンスによって、ライン上の読み出し
 勾配に沿って往復して進行し得る。

40

【0006】

位相エンコード勾配 2 4、2 8 は、データ収集トラジェクトリのライン毎トラジェクト

50

りに垂直である。位相エンコード勾配に平行なラインに沿うデータは、 k - 空間の完全なスキンの経過の間にゆっくりと収集される。対照的に、前記読み出し勾配に平行な各ラインに沿って収集されるデータは、スキントラジェクトリが、スキントラジェクトリの一つのラインを通過するにつれて、速やかに収集される。したがって、位相エンコード勾配方向におけるデータは、読み出し勾配方向に沿って集められるデータよりも遅い速度で収集される。

【0007】

読み出し勾配期間中に収集されるNMR信号サンプルは、フーリエ変換のような、従来の数学的技術を用いて、 k - 空間領域から空間領域へ変換されてもよい。前記空間領域におけるデータは、イメージングのために選択されたスライスに対応する物体の断面のNMR画像を生成するために使用される。

10

【0008】

EPIシーケンスを用いて生成される画像は、磁場不均一性およびMRIシステムの他の異常によって生じられる歪およびアーチファクトを受け易い。EPIシーケンスを用いて生成される高速画像については、位相エンコード方向に沿った画像歪は、該方向に沿う相対的に遅いデータサンプリングレート故に、特に深刻である。

【0009】

誘起される磁場歪は、画像歪の発生源である。誘起磁場歪は、MRIイメージングシーケンス、EPIシーケンスにおいてスイッチされる傾斜磁場によって磁場が誘起される時に、生ずる。前記誘起される磁場は、誘起している傾斜磁場に直交するときに、交差磁場である。誘起される交差磁場歪は、MRIシステムにおける渦電流(EC)およびマクスウェルの電磁場から結果として生じ得る。例えば、EPIシーケンスの間に、誘起される交差磁場は、データサンプリング期間の間に高速でスイッチされる読み出し勾配によって、位相エンコード方向に沿って生じ得る。

20

【0010】

位相エンコード方向に沿う(G_{phase})相対的に遅いサンプリングレートを考慮して、スイッチされる読み出し勾配(G_{read})により誘起される傾斜交差磁場が、位相エンコード方向に沿う実質的な画像歪を結果として生じ得る。画像歪は、読み出し勾配がデータサンプリングの間繰り返し反転されるEPIシーケンスから生成される画像において特に深刻である。画像歪、特に誘起される交差磁場が読み出し勾配によって生成される、EPIシーケンスから結果として生じる歪を作る、誘起された交差磁場を補償するための技術が長い間必要とされていた。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

誘起された交差磁場に起因する画像データにおける歪、そして特にスイッチされる読み出し勾配によって生成される歪、について補償するための技術が開発された。前記補償技術は、誘起された交差磁場に起因する画像における歪が実質的に低減することを可能とする。誘起された交差磁場歪は、位相エンコード勾配に対応する方向に沿って、しばしば深刻である。前記補償技術は、位相エンコード方向に沿う画像歪の低減に最も有用である。

40

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記補償技術は、最初に、誘起された交差磁場を、好ましくはファントム被検体をイメージングすることによって、測定することを含む。ファントムにおける前記誘起された交差磁場の影響の測定は、交差項補正係数を生成するために用いられる。この係数は受診者の身体の信号サンプリングの間に誘起される交差磁場に起因する画像歪およびアーチファクトを低減するために使用される。

【0013】

一つの実施の形態においては、本発明は、磁気共鳴イメージング(MRI)システムにおける傾斜誘起された交差項磁場を決定するための方法であって、被検体を静磁場内に配

50

置する工程と、前記被検体のスライス平面の原子核を空間的に選択するラジオ周波数 (R F) 励起パルスを印加する工程と、前記スライス方向に垂直な位相エンコード方向に沿ってインクリメントされる位相エンコード傾斜磁場を印加する工程と、前記スライス面における選択されたラインに沿う被検体の原子核を選択するように、読み出し傾斜磁場方向に沿って空間的に選択する R F リフォーカスパルスを印加する工程と、前記被検体に対し読み出し磁場勾配を印加することによって、前記選択された原子核から核磁気共鳴 (N M R) をサンプリングする工程を含み、前記読み出し磁場勾配は、読み出し期間内に一連の時点における位相エンコード勾配 k - 空間値に対応するデータを生成する工程と、前記選択されたラインに沿う傾斜誘起された交差項磁場を示す中心周波数分布 (C F) を決定する工程とをサンプリングの間繰り返し循環する方法である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

図 5 に示されるように、 M R イメージングシステム 4 0 は、典型的には、静磁場 (B_0) をかけるための磁石 4 2、三つのそれぞれ直交する座標に沿う勾配を有する空間的に分布される傾斜磁場 (G_x , G_y , および G_z) をかけるための勾配コイル 4 4、ならびにイメージングされる物体の選択された原子核へ R F 信号を送信し、該原子核から R F 信号を受信するための R F コイル 4 6 を含む。受診者 4 8 は、イメージングされるべき受診者の部位が、該 M R I システムの視野 (F O V) を定義する、磁石とコイルの間の「イメージングボリューム」内となるように、受診者寝台 5 0 上に横たわる。

【 0 0 1 5 】

20

勾配コイル 4 4 の動作によって生成される電磁場は、前記イメージングボリュームにおける交差磁場を含み得る。誘起される交差磁場の大きさは、勾配コイルのスイッチングおよび該コイル内の電流に依存する。誘起される交差磁場は、エコープラナーイメージング (E P I) シーケンスの信号サンプリングの間、読み出し勾配 (G_{read}) の極性が繰り返し反転されるように、勾配コイルが高速にスイッチされるかぎり、相対的に大きくてよい。前記誘起される交差磁場は、前記イメージングボリューム内の物体の原子核のフェーディングに作用し、それによって M R イメージングについて集められる N M R 信号に影響する。

【 0 0 1 6 】

図 6 は、交差項磁場補正係数を生成するための方法の図である。該方法は、誘起される交差項磁場、そして特にスイッチされる読み出し勾配によって引き起こされるものについて補正する。ステップ 5 4 において、 N M R 信号データへの影響を隔離するために、前記イメージングボリュームのアイソセンタにファントム試料が配置される。ファントム試料は、ベビーオイルのような水素を多量に含有する流体によって満たされた容器であっても良い。ファントムの一例は、ベビーオイルで満たされた 1 0 c m × 1 0 c m × 3 0 c m の直方体柱状容器である。前記ファントム被検体は、後に受診者をイメージングするのに用いられるであろうものと同じの E P I シーケンスでイメージングされる。特に、前記ファントム被検体は、後に受診者をイメージングするとき用いられるものと同じの読み出し勾配反転レートおよびサンプリング期間を用いる E P I シーケンスによってイメージングされ得る。

30

40

【 0 0 1 7 】

前記交差項の計測は、励起ライン技術 5 8 または飽和ライン技術 6 0 を用いてなされ得る。さらにまた、励起ライン技術 5 8 は、交差項のみが測定される一ライン励起 6 2、または交差項と読み出し勾配トラジェクトリタイミングの両者が測定される二ライン励起 6 4 として実行され得る。前記一および二ライン励起およびライン飽和技術は、各々から交差項磁場補正係数 ($B_I (Y)$) 6 8 が生成される。

【 0 0 1 8 】

補正係数 ($B_I (y)$) は、後に、受診者をスキャンする際に集められたデータを補正するために適用される。前記ファントム試料によって生じる誘起交差項は、受診者がイメージングされるときに生じるであろう誘起交差項と実質的に同一であると仮定される。そ

50

れ故、ファントム試料を用いて生成される補正係数 ($B_I(y)$) は、受診者の画像データにおける交差項についての補正に適用することができる。補正係数 ($B_I(Y)$) 98 は、受診者の EPI スキャンから集められる未処理イメージングデータ 72 を、従来の画像補正アルゴリズム 70 を用いて、補正するために用いられる。補正された未処理画像データを用いて生成される画像は、誘起交差項磁場に起因するアーチファクトを大きく免れているはずである。

【0019】

図 7 は、スイッチされた EPI 読み出し勾配パルスによって誘起される交差磁場を計測するための修正されたスピンエコー EPI シーケンス 74 を示している。修正されたシーケンス 74 は、スライス方向に沿うスライス選択勾配 78 パルスと共に、空間的に選択的な 90° RF 励起パルス 76 と、読み出し方向に沿って空間的に選択的な 180° RF リフォーカスパルス 80 と、前記 90° および 180° RF パルスの中に印加されるインクリメントされる位相エンコード勾配 89 と、そして NMR 信号 (ADC) 86 の収集の間に正および負の極性の間で交互する、スイッチされる EPI 読み出し勾配 84 とを含む。前記読み出し勾配パルスは、受信者の定常の EPI イメージング応用におけるのと同様であってもよい。

10

【0020】

修正された EPI シーケンス 74 は、前記 EPI 読み出し勾配パルス 84 によって誘起される交差磁場を決定するために使用される NMR 信号データを収集するために用いられる。ファントム被検体のスライスは、前記スライス勾配 78 の存在状態において印加される前記空間的に選択的な 90° パルス 76 によって選択される。続いて、前記スライスからのラインが、読み出し方向に沿う勾配 88 の存在状態において印加される空間的に選択的な 180° RF パルス 80 によって選択される。好ましくは、前記選択されたラインは、前記スライス方向に沿って厚く、例えば約 1 cm (センチメートル) であり、そして前記読み出し方向に沿って薄く、例えば約 2 から 3 mm (ミリメートル) の範囲内である。前記選択された直線は、前記ラインの方向に沿ってインクリメントされる位相エンコード勾配パルス 89 によって位相エンコードされる。

20

【0021】

前記選択されたラインから収集される NMR 信号は、前記 EPI スイッチされる読み出し勾配によって誘起される交差磁場の影響を証明する。直線が選択され且つファントム試料がイメージングされるから、前記ラインに沿う NMR 周波数の変動は、前記スイッチされる EPI 読み出し勾配パルスによって誘起される交差磁場に起因する。

30

【0022】

前記励起ライン法 58 は、誘起された交差磁場のみ、または前記交差磁場および前記 EPI 読み出し勾配トラジェクトリの両者を測定するのに用いられ得る。前記誘起された交差磁場のみを測定するために、MRI システムの前記アイソセンタを通過する単一のラインが選択される。前記ライン (群) は、そのために交差磁場が測定される方向、例えば G_{phase} 、に沿って選択され且つ読み出しは、前記誘起される勾配パルス、例えば、 G_{read} 、の方向に沿っている。

【0023】

前記測定は、 $S(k_m, t_n)$ 、但し、 $m = 1, 2, \dots, M$ 、および $n = 1, 2, \dots, N$ で表現されるデータアレイを与える。このデータアレイにおいて、 k_m は、位相エンコード勾配の k 値であり、 t_n は、EPI 読み出しウィンドウ内で各データ点が収集されたときの時間をあらわし、 M および N は、それぞれ、位相エンコードおよび読み出し次元に沿って収集されるデータ点の数である。データアレイ $S(k_m, t_n)$ は、スイッチされる EPI 読み出し勾配のような、傾斜磁場によって誘起される交差磁場に起因する NMR 信号の歪の情報を含む。

40

【0024】

前記 EPI 読み出し勾配のトラジェクトリと前記読み出し勾配によって誘起される交差磁場の両者が測定されると、そのときは二つの平行ライン 64 が、対をなすデータアレイ

50

の収集のために選択される。前記ラインは、等しく、しかしそれぞれ + L および - L だけ読み出し方向に沿ってアイソセンタから異なる方向にオフセットされる。前記ラインは、交差項、例えば $G_{p h a s e}$ の方向に平行である。前記二つの選択されたラインに沿う NMR データの測定は、各アレイが選択されたラインの一方に対応する、二つのデータアレイ、 $S^{+L}(k_m, t_n)$ および $S^{-L}(k_m, t_n)$ 、を与える。

【0025】

各ラインからの収集データは、まず、位相エンコード方向に沿って一次元 (1D) フーリエ変換 (FT) され、そしてそれから前記 EPI 読み出し勾配トラジェクトリおよび EPI 読み出し勾配により誘起される前記交差磁場を測定するためのさらなる処理ステップに供される。

10

【0026】

前記 EPI 読み出し勾配トラジェクトリの測定のために、前記位相エンコード方向に沿う 1D FT の後に、位置 Y_m および時間 t_n に対応する瞬時周波数 $f(Y_m, t_n)$ が、下の式 1 に従って信号位相から決定される。

【数 6】

$$f(Y_m, t_n) = \frac{\arg\{S(Y_m, t_n) \cdot S^*(Y_m, t_{n-1})\}}{t_n - t_{n-1}} \quad \text{式 6}$$

【0027】

式中、 $S(Y_m, t_{n-1})$ は、 $S(Y_m, t_{n-1})$ の共役であり、そして $\arg\{\}$ は、複素入力についての主位相値を返す。

20

【0028】

前記勾配トラジェクトリは、式 2 に従って前記瞬時周波数から決定される。

【数 7】

$$k(t_n) = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M \frac{f^{+L}(Y_m, t_n) - f^{-L}(Y_m, t_n)}{2L} \quad \text{式 7}$$

30

【0029】

式中、 $f(Y_m, t_n)$ は、各データ点が前記選択されたラインに沿って収集される時、位置 Y_m および時間 t_n における前記瞬時周波数であり、そして $L(+)$ および $L(-)$ は、アイソセンタからの前記選択されたラインのオフセットである。

【0030】

前記 EPI 読み出し勾配によって誘起される交差磁場を決定するために、前記交差磁場を代表する縮小されたデータのアレイは、式 3 に示される通りの測定されたデータアレイから導かれる。

40

【数 8】

$$S(Y_m, t_p) \in S(Y_m, t_n) \quad \text{式 8}$$

【0031】

式中、 t_p は、縮小されたデータアレイの対応する点が収集されたときの時間をあらわす。

50

【0032】

サブアレイ $S(Y_m, t_p)$ は、各 EPI エコーから中心点をとることによって導かれる。もしも、偶数および奇数の両エコーが、EPI 画像の製作に使用されると、前記サブアレイは、完全な EPI エコー列のエコー中心点を代表するデータからなる。

【0033】

前記瞬時周波数は、式 1 に従って、しかし、その代わりに式 4 によってあらわされる通り縮小されたアレイを用いて再度計算される。

【数 9】

$$f(Y_m, t_p) = \frac{\arg\{S(Y_m, t_p) \cdot S^*(Y_m, t_{p-1})\}}{t_p - t_{p-1}} \quad \text{式 9} \quad 10$$

【0034】

単一ライン測定 6 2 の場合において、 $CF(Y_m)$ を与えるための $f(Y_m, t_p)$ の 1D FT の後に、瞬時周波数が、直接的に使用され且つ最小二乗法のようなアルゴリズムを用いて Y_m の多項関数に適合させられてもよい。適合からの多項関数は、選択されたラインに沿う中心周波数分布 $CF(Y_m)$ をあらわし、それは交差磁場分布についての計測の方向にある。前記中心周波数分布は、 $B_I(Y_m) = CF(Y_m)$ 、式中 B_I は誘起された交差磁場をあらわす、によって誘起される交差磁場に関連している。 20

【0035】

二重ライン測定 6 4 の場合において、前記勾配トラジェクトリも測定されるとき、二つの対称的にシフトされたラインからの瞬時周波数の付加が使用され、 Y_m の多項関数に適合され、再び $f^+(Y_m, t_p)$ の 1D FT の後、次のような、式 5 を用いて中心周波数分布 ($CF(Y_m)$) を決定すべく、 $CF(Y_m)$ を与えるために適合される。

【数 10】

$$f^+(Y_m, t_p) = \frac{f^L(Y_m, t_p) + f^{-L}(Y_m, t_p)}{2} \quad \text{式 10} \quad 30$$

【0036】

図 8 は、前記スイッチされる EPI 読み出し勾配パルスによって誘起される交差磁場を測定するための他の修正されたスピンエコー EPI シーケンス 9 0 を示している。当該シーケンスは、位相エンコード方向と読み出し方向の間に角度付けされたスピンのスライスを選択的に飽和させるための位相エンコード方向と読み出し方向の両者に沿う空間的に選択的である 90° RF 励起パルス 9 2 および勾配 9 4 を含む。最初の 90° RF パルス 9 2 の後に、他の 90° RF パルス 9 8 を誘起する定常的なスピンエコー EPI シーケンス 9 6 が印加される。収集された 2D EPI 画像における暗いラインとして示す、飽和スライスの空間的分布、が誘起される交差磁場を示す。位相エンコード位置 $X_m(X_m)$ の関数としての位相エンコード位置変位 X_m は、交差磁場を定量化するための多項関数に適合され得る。 40

【0037】

データ収集および処理のための手順は、種々のラインまたは方向についてそして EPI 読み出し勾配波形の、受診者をイメージングすべく MRI システムによって使用される動作モードについて誘起される交差磁場をモデル化するために必要とされるほど、多くのバリエーションを伴って繰り返され得る。さらに、これらの手順は、MRI スキャナを特徴づけるべく適用されるシステム較正パッケージの一部であっても良い。これらの手順の結果は、システム使用パラメータの一部として格納されても良い。これらの手順の結果は、画像を補正し、または交差磁場に起因する画像歪またはアーチファクトを低減すべくシス 50

テムを調整するために適用されても良い。

【0038】

前記EPI読み出し勾配によって誘起される交差磁場は、静磁場不均一性と同じように位相エンコード方向に沿う画像歪内にあらわれる。したがって、交差磁場測定の結果は、 B_0 不均一補正についてと同様のアルゴリズムを適用することによって画像補正のために使用され得る。 B_0 不均一補正のアルゴリズムの例は、Chang, H. および Fitzpatrick, J. M., 「磁場不均一の存在状態における正確な磁気共鳴イメージングのための技術 (A Technique for Accurate Magnetic Resonance Imaging in the Presence of Field Inhomogeneities)」, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 11: 319 - 329, 1992年; O'Donnell, M., および Edelstein, W. A., 「磁場不均一および傾斜磁場非線形性が存在する場合のNMRイメージング (NMR Imaging in the Presence of Magnetic Field Inhomogeneities and Gradient Field Nonlinearities)」, *Med. Phys.* 12: 20 - 26, 1985年; ならびに Sekihara, K., Matsui, S., および Kohno, H., 「大きな不均一性を有する磁石のためのNMRイメージング (NMR Imaging for Magnets with Large Nonuniformities)」, *IEEE Transactions on Medical Imaging* MI-4: 193 - 199, 1985年に述べられている。不均一性補正手順はEPI画像歪を低減するための交差項補正と共に適用されても良い。

10

【0039】

本発明は、現時点で最も現実的かつ好ましいと考えられる実施の形態に関連して説明されてきており、本発明は、開示された実施の形態に限定されるべきでなく、添付された特許請求の範囲の精神および視野の範囲内においてもたらされる種々の変更および等価的な構成を包含することを意図している。

20

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】図1は、連続的な位相エンコード勾配による従来のスピネコー二次元(2D)EPIパルスシーケンスを示すシーケンス図である。

【図2】図2は、ブリップされた位相エンコード勾配パルスによる従来のスピネコー2DEPIパルスシーケンスを示すシーケンス図である。

30

【図3】図3は、図1に図示された通りの、連続的な位相エンコード勾配によるEPIシーケンスによってサンプリングされたk-空間トラジェクトリを示す図である。

【図4】図3は、図2に図示された通りの、ブリップされた位相エンコード勾配による標準EPIシーケンスによってサンプリングされたk-空間トラジェクトリを示す図である。

【図5】図5は、MRIシステムの概略図である。

【図6】図6は、交差項磁場補正係数を生成し且つ適用することにおけるステップを一般的に示すフロー図である。

【図7】図7は、スイッチされるEPI読み出し勾配パルスによって誘起される交差磁場を測定するための修正されたEPIパルスシーケンスを示すシーケンス図である。

40

【図8】図8は、スイッチされるEPI読み出し勾配パルスによって誘起される交差磁場を測定するための他の修正されたEPIパルスシーケンスを示すシーケンス図である。

【符号の説明】

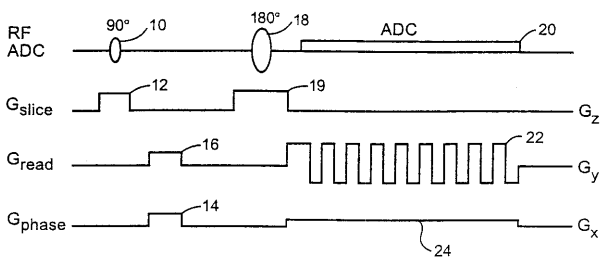
【0041】

- 54 アイソセンタにおける位置ファントム試料
- 56 誘起された交差項磁場を計測
- 58 励起ライン技術
- 60 飽和ライン法
- 62 1ライン
- 64 2ライン

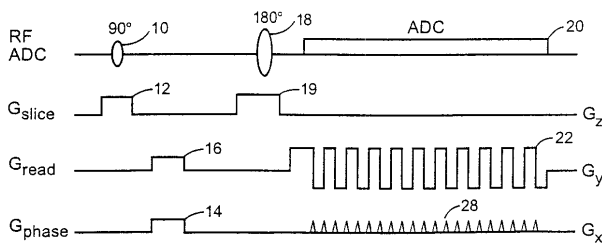
50

- 6 6 勾配トラジェクトリ係数 $K(t)$
- 6 8 交差項磁場補正係数 $B_I(y)$ を発生
- 7 0 $B_I(y)$ を用いて画像補正を適用
- 7 2 受診者をスキャンして未処理 EPI 画像データを収集
- 7 3 NMR 画像を生成

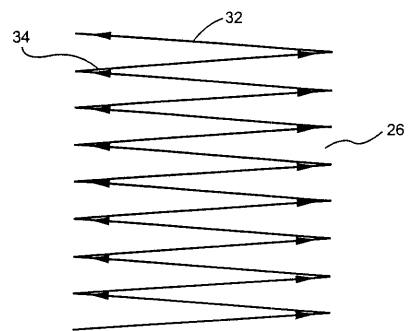
【 図 1 】



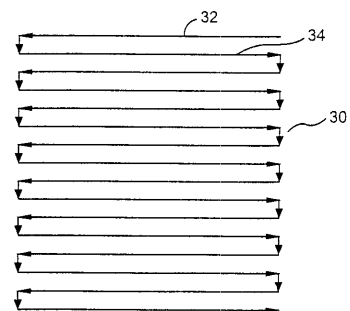
【 図 2 】



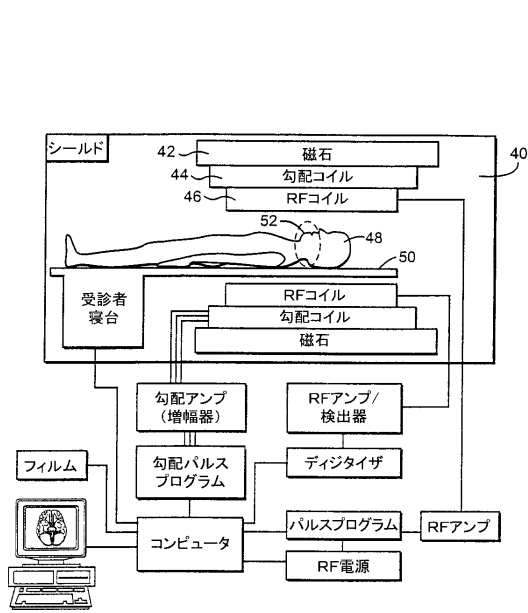
【 図 3 】



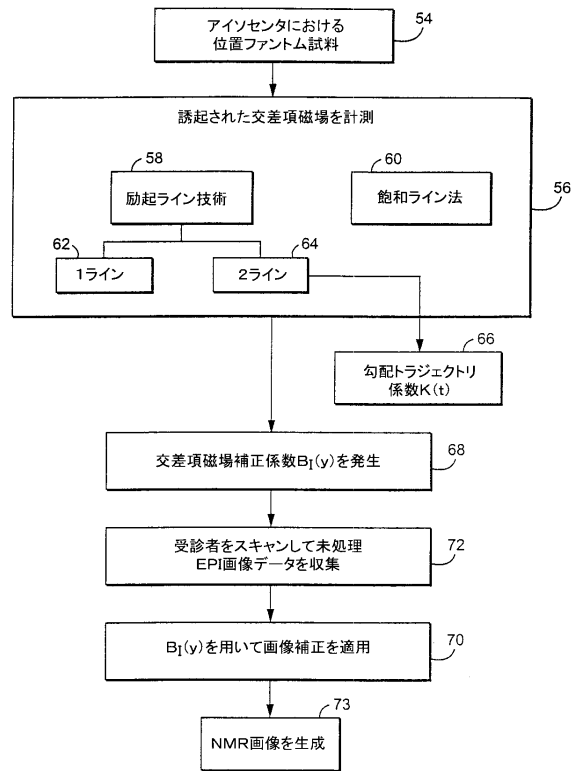
【 図 4 】



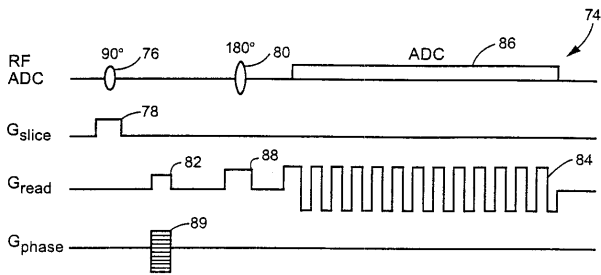
【 図 5 】



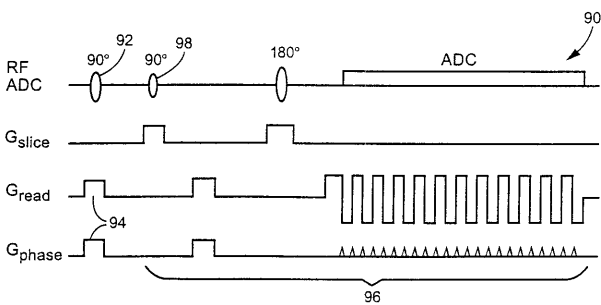
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 ウェイグオ・ザーン

アメリカ合衆国、カリフォルニア州 9 4 4 0 4、フォスター・シティ、ピンタ・レーン 7 4 6

Fターム(参考) 4C096 AA01 AB05 AB18 AD12 AD13 AD25 BA42 DA04 DB09 DC02

DC33 FA03