

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5980531号  
(P5980531)

(45) 発行日 平成28年8月31日 (2016. 8. 31)

(24) 登録日 平成28年8月5日 (2016. 8. 5)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 7 0
<b>A 6 1 B 5/05 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 1 1
	A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2012-60185 (P2012-60185)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成24年3月16日 (2012. 3. 16)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2012-192185 (P2012-192185A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成24年10月11日 (2012. 10. 11)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
審査請求日	平成27年1月19日 (2015. 1. 19)		Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(31) 優先権主張番号	10 2011 005 649.1	(74) 代理人	100075166
(32) 優先日	平成23年3月16日 (2011. 3. 16)		弁理士 山口 巖
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100133167
			弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 実際のフリップ角の決定方法、送信器電圧の調整方法、磁気共鳴装置、コンピュータプログラムおよび電子的に読み取り可能なデータ媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

測定ボリュームを通した検査対象の連続移動のもとでのMR（磁気共鳴）測定中に到達されるパルスシーケンスの実際のフリップ角を決定する方法であって、

少なくとも1つのRFパルスを含むパルスシーケンスを検査対象の連続移動時に実行するステップと、

MRシーケンスの少なくとも1つのエコー信号を検出するステップと、

パルスシーケンスの少なくとも1つのRFパルスによって実際に到達されたフリップ角を、検出したエコー信号に基づいて決定するステップとを含み、

MRシーケンスの前記検査対象の移動方向の傾斜磁場パターンが、検出されたエコーのエコー時点で1次モーメントが消滅するように構成されている、実際のフリップ角の決定方法。

【請求項 2】

測定ボリュームを通した検査対象の連続移動のもとでRFパルスのための送信器電圧を調整する方法であって、検査対象の連続移動時に請求項1記載の方法に基づいて決定されたフリップ角から、検査対象の瞬時位置に関して基準RFパルスのための送信器基準電圧が決定される、送信器電圧の調整方法。

【請求項 3】

患者テーブルの上に検査対象が寝かせられた直後に、患者テーブルが検査対象の最初の検査位置へ移動される間に、この移動中に通過する可能な全ての検査位置のための送信器

10

20

基準電圧が求められるおよび／または記憶される請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

パルスシーケンスは、少なくとも 1 つのエコー信号を生成し、このエコー信号から少なくとも 1 つの RF パルスによって、実際に到達されるフリップ角が検査対象の連続移動中に決定され、

パルスシーケンスの前記検査対象の連続移動方向の傾斜磁場パターンは、その 1 次モーメントがフリップ角の決定に使用される各エコー信号の時点で消滅するように、構成される請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

【請求項 5】

パルスシーケンスが、少なくとも 2 つのエコー信号を生成し得るように照射される 3 つの RF パルスを含む請求項 4 記載の方法。

10

【請求項 6】

検査対象の連続移動方向に垂直な方向の傾斜磁場パターンが、望ましくない信号を抑制するためのスプォイラー傾斜磁場を含む請求項 4 又は 5 記載の方法。

【請求項 7】

使用するエコー信号のリードアウト傾斜磁場と、パルスシーケンスの第 2 RF パルスおよび第 3 RF パルスからなる両 RF パルスのうちの少なくとも一方のスライス選択傾斜磁場とが検査対象の連続移動方向を示す請求項 5 記載の方法。

【請求項 8】

パルスシーケンスの 1 つの RF パルスのスライス選択傾斜磁場と、この RF パルスに直ぐ続く読み出すべき 1 つのエコー信号のリードアウト傾斜磁場とは、又は、

20

読み出すべき 1 つのエコー信号のリードアウト傾斜磁場と、このエコー信号に直ぐ続く 1 つの RF パルスのスライス選択傾斜磁場とは、又は、

直接的に相前後して読み出すべき 2 つのエコー信号のリードアウト傾斜磁場は、

それぞれ等しい振幅を有するそれぞれ台形状の傾斜磁場である請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

パルスシーケンスの第 2 RF パルスおよび第 3 RF パルスのスライス選択傾斜磁場のフラットトップの時間と、それらの RF パルスの最後に読み出すべきエコー信号の前に少なくとも読み出すべきエコー信号のリードアウト傾斜磁場のフラットトップの時間とが等しい長さである請求項 8 記載の方法。

30

【請求項 10】

台形状の傾斜磁場が、

RF パルスのアイソディレイ時点からの、1 つのスライス選択傾斜磁場のフラットトップの時間が、直ぐ後に続く 1 つのリードアウト傾斜磁場のフラットトップの、エコーの時点までの時間と一致し、そのスライス選択傾斜磁場の右側のランプの時間が直ぐ後に続くリードアウト傾斜磁場の左側のランプの時間に等しいか、

エコーの時点からの、1 つのリードアウト傾斜磁場のフラットトップの時間が、直ぐ後に続く 1 つのスライス選択傾斜磁場のフラットトップの、RF パルスのアイソディレイ時点までの時間と一致し、そのリードアウト傾斜磁場の右側のランプの時間が直ぐ後に続くスライス選択傾斜磁場の左側のランプの時間に等しいか、または、

40

エコーの時点からの 1 つのリードアウト傾斜磁場のフラットトップの時間が、直ぐ後に続くリードアウト傾斜磁場のフラットトップの、エコーの時点までの時間と一致し、そのリードアウト傾斜磁場の右側のランプの時間が直ぐ後に続くリードアウト傾斜磁場の左側のランプの時間に等しく、

これらの両（隣接する半分の）傾斜磁場によってスピンから取得される 0 次モーメントおよび 1 次モーメントが、アイソディレイ時点および読み出すべきエコーのエコー時点のグループの中からの直接的に相前後する時点の間において、それぞれの直接的に相前後するアイソディレイ時点もしくはエコー時点の間の中央に時間的に位置する対称中心を有する台形状の傾斜磁場によって補償される請求項 8 又は 9 記載の方法。

【請求項 11】

50

検査対象の連続移動方向に傾斜磁場が与えられない請求項 4 記載の方法。

【請求項 1 2】

磁気共鳴装置の測定ボリュームを通して連続的に移動可能な患者テーブルと、磁石と、R F パルスを照射しエコー信号を受信する高周波アンテナと、傾斜磁場コイルを含む傾斜磁場システムと、傾斜磁場コイルおよび高周波アンテナを制御するパルスシーケンス制御ユニットとを備え、パルスシーケンス制御ユニットが、請求項 4 乃至 1 1 の 1 つに記載のパルスシーケンスを患者テーブルの連続移動中に発生し、更に請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法に従って磁気共鳴装置の個々の設備構成要素を制御する計算ユニットを備えてなる磁気共鳴装置。

【請求項 1 3】

プログラムを含み、磁気共鳴装置のプログラミング可能な計算ユニットのメモリ内に直接的にロード可能であるコンピュータプログラムであって、プログラムが磁気共鳴装置の計算ユニット内で実行されるときに、磁気共鳴装置により請求項 4 乃至 1 1 の 1 つに記載のパルスシーケンスを発生させるための、および / または請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法の全てのステップを実行するためのプログラム手段を有するコンピュータプログラム。

【請求項 1 4】

記憶された電子的読み取り可能な制御情報を有し、該制御情報は、磁気共鳴装置の計算ユニット内でのデータ媒体の使用時に磁気共鳴装置により請求項 4 乃至 1 1 の 1 つに記載のパルスシーケンスを発生させるように、および / または請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法の全てのステップを実行するように構成されている電子的に読み取り可能なデータ媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、パルスシーケンス、検査対象の連続移動中にパルスシーケンスの少なくとも 1 つの R F パルスの実際のフリップ角を決定する方法、検査対象の連続移動中に R F パルスのための送信器電圧を調整する方法、磁気共鳴装置、コンピュータプログラムおよび電子的に読み取り可能なデータ媒体に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

磁気共鳴断層撮影法 ( M R 断層撮影法 ) は、材料調査、薬剤開発およびとりわけ医学的診断において使用される画像形成方法である。磁気共鳴断層撮影法においては検査対象が均一な静磁場  $B_0$  に曝される。検査対象の核スピン ( 略して、スピン ) がこの磁場に対して平行に整列する。測定信号、特に画像を作成するために、この平衡状態が高周波パルス ( 英語の “ radio-frequency pulse ” を略して、R F パルスともいう ) の照射によって先ず乱される。平衡状態への復帰時に放射される磁場が、傾斜磁場を与えることによって位置エンコードされ、1 つ又は複数の受信パルスにより受信される。R F パルスは振幅変調されて搬送周波数により振動する所謂  $B_1$  磁場を発生し、この  $B_1$  磁場は  $B_0$  磁場に対して垂直方向に向いている。R F パルスは、バンド幅  $\Delta f$  と、持続時間  $T$  と、包絡線の時間的推移  $B_1(t)$  とによって表されている。R F パルスのバンド幅内にある共鳴周波数を有するスピンの磁化は、R F パルスの終端で、

【数 1】

$$\alpha = \gamma \int_{t_0}^{t_0+T} B_1(t) dt \quad (1)$$

なる角度だけ平衡位置から傾斜させられる。 $t_0$  は R F パルスの投入時点であり、磁気回転比 ( 英語 : “ gyromagnetic ratio ” ) は励起させられた核に依存した物理定数である。陽子に関しては、その値は  $\gamma = 2.675 \times 10^8 \text{ rad} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{T}^{-1}$  である。

## 【 0 0 0 3 】

角度（傾斜角又はフリップ角とも呼ばれる）は、コントラストと、受信された信号から算定される画像の信号強度とに決定的な影響を及ぼす。画像形成シーケンスによって要求されるフリップ角が到達されないか、もしくは行き過ぎになると、それがコントラスト損失および信号損失を生じ、それらの深刻さは使用されるシーケンス技術に依存する。

## 【 0 0 0 4 】

R F パルスによって発生される B 1 磁場は、高周波増幅器の制御可能な出力電圧（もしくは送信コイルの電流）に関係するだけでなく、検査対象に依存した負荷、例えば患者の検査の場合には患者固有の負荷にも関係する。従って、フリップ角を正確に決定するためには、例えば所謂「送信器調整」時に静磁場内において検査対象ごとにかつ検査対象の位置ごとに、標準化された基準 R F パルスに対して特定の B 1 磁場を発生してそれにより磁化の所望のフリップ角を発生する高周波増幅器の出力電圧を決定することが必要である。以下において「送信器調整」の結果は送信器基準電圧又は略して基準電圧とも呼ぶ。検査対象が患者である場合には、患者ごとに、理想的には検査測定時に検査のために取られる患者テーブルの位置、従って患者の位置ごとに、このような決定が行なわれなければならない。以下において、検査対象としての患者について述べる。それらの情報は他の検査対象についても同様に当てはまる。

10

## 【 0 0 0 5 】

基準 R F パルスの持続時間もしくは包絡線とは異なっている持続時間もしくは包絡線 B 1 ( t ) を有する R F パルスための高周波増幅器の出力電圧は、上記式 ( 1 ) を利用して基準電圧に対して相対的に基準化される。

20

## 【 0 0 0 6 】

送信器調整（および場合によっては、所望の画質を保証するために患者ごとに個別に行なわれなければならないその他の調整測定）のための時間的費用が総検査時間に追加され、従って M R 検査のコストが増し、検査による患者ストレスが増す。

## 【 0 0 0 7 】

従って、検査時に種々の患者テーブル位置で測定をする場合、調整測定は最適な手法で何度か個別位置ごとに行なうべきである。このためには、各個別位置に順次接近して、調整測定のために患者テーブルを停止しなければならない。これは極めて時間がかかり、従って魅力に欠ける。これは、例えば所謂多段（英語：“ multi-step ”）式の全身検査もしくは身体部分検査、特に患者テーブルの連続送り中に測定が行なわれる検査（例えば、「 move during scan (MDS) 法」、「continuously moving table (MRI) 法」もしくは「syngoTi mCT 法（シーメンス社）」として知られている）の場合がそうである。

30

## 【 0 0 0 8 】

調整測定とは、ここでは、M R システムを特有の負荷に精密にチューニングすることを可能にするために、患者に特有に行なわれる、そして場合によってはテーブル位置に特有に行なわれるあらゆる測定のことでありと理解される。調整測定は、上述において検討した送信器調整のほかに、一般に更に、コイルによって形成される振動回路のインダクタンス、キャパシタンスおよび抵抗に与える患者の影響を補償するためのコイルチューニング（英語：“ coil tuning ”）と、R F 搬送周波数もしくは R F 中心周波数（英語：“ center frequency ”）を被観察核（大抵は自由水）の共鳴周波数に適合させるための周波数調整と、被検者もしくは検査対象によって乱される磁場の均一性を可能な限り再形成するための所謂「シム調整」とを含む。

40

## 【 0 0 0 9 】

患者テーブルの連続移動中に行なわれる M R 測定に関する多くの刊行物では、患者特有の調整測定が完全に放棄されている。その代わりに、負荷に依存した調整値に対して、例えば患者に依存しないシステム値又は経験に基づいて求められた経験値が用いられ、従って画質の制限を我慢している。例外は非特許文献 1 である。著者は、連続移動中の調整値の変更について記述している。その際に使用される調整値は、本来の測定の前に、所謂「プリスキャン（Prescan）」において、全身を 16 個の停留点に分けて静止状態で、即ち

50

その都度テーブルを停止して求めている。

【 0 0 1 0 】

公知の調整方法は、静止状態で頻繁に反復的に行なわれ、即ち先ず開始電圧が選択されてその方法によって開始電圧により得られるフリップ角が決定される。そのフリップ角が基準 R F パルスの目標フリップ角（例えば 180° または 90°）から著しくはずれている場合には、先行の反復ステップにおいて測定されたフリップ角と目標フリップ角とを用いて新たな送信器電圧が推定され、そのようにして求められた送信器電圧により、この方法が繰り返される。その反復は、測定されたフリップ角と目標フリップ角との間の偏差が規定の閾値を下回った際に終了する。

【 0 0 1 1 】

10

例えば特許文献 1 から患者テーブルの連続送り中の送信器調整は既に公知であり、それによって、調整測定のための全ての個別位置に順次接近して患者テーブルを停止しなければならないという上述の問題を回避することができる。

【 0 0 1 2 】

この種の方法は、患者テーブルの連続送り中に測定を行なう M R 検査用のシーメンス社の磁気共鳴装置において使用することができる。静止状態で反復されるのではなくて、開始電圧と目標フリップ角と測定フリップ角とにより推定された送信器電圧が基準送信器電圧に等しく設定される。連続移動のために個々の反復ステップの間で負荷も変化すること（従って、収束を前提にし得ないこと）、ならびに一定の患者テーブル速度において送信器基準電圧の予め与えられた位置分解能をテーブル位置の関数として得るためには調整測定ごとの時間が一定でなければならないことを基本にしている。

20

【 0 0 1 3 】

送信器調整のための公知の方法は、所望の基準 R F パルスを実現するために必要な高周波増幅器の出力電圧を、図 1 に模範的に示されている 3 つの R F パルスからなるシーケンスにより求める。

【 0 0 1 4 】

この方法は、初めてペーテル・ファン・デル・ミューレン（Peter van der Meulen）およびゲリット・ハー・ファン・イエペレン（Gerrit H. van Yperen）の両氏によって 1986 年に S M R M の第 5 回年次総会において発表され（非特許文献 2 参照）、そして特許（特許文献 2 参照）として認可された方法を基礎にしている。これは、図 1 および図 2 に示し以下に説明するような 3 つの R F パルスを有するパルスシーケンスを使用する。

30

【 0 0 1 5 】

1 が第 1 R F パルスのフリップ角、 2 が第 2 R F パルスのフリップ角、 3 が第 3 R F パルスのフリップ角、 1 が第 1 R F パルスと第 2 R F パルスとの間の時間間隔、 2 が第 2 R F パルスと第 3 R F パルスとの間の時間間隔であるとする、5 個までのエコー E 1, S 1, E 2, E 3, E 4 が得られ（図 1 参照）、特に、第 1 スピンエコー E 1 が第 2 R F パルス後に時間 1 で得られ、励起エコー S 1 が第 3 R F パルス後に時間 1 で得られる。

【 0 0 1 6 】

フリップ角 1 ~ 3 と検査組織の緩和時間 T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> との関数としてのエコーの強度は簡単に解析的に算出可能である。第 1 スピンエコーの強度 I<sub>E1</sub> についての結果は、例えば

40

【数 2】

$$I_{E1} = M_z^0 \sin(\alpha_1) \sin^2\left(\frac{\alpha_2}{2}\right) e^{-\frac{2\tau_1}{T_2}} \quad (2)$$

であり、励起エコーの強度 I<sub>S1</sub> は、

【数 3】

$$I_{S1} = \frac{1}{2} M_z^0 \sin(\alpha 1) \sin(\alpha 2) \sin(\alpha 3) e^{-\frac{T_2}{T_1}} e^{-\frac{2T_1}{T_2}} \quad (3)$$

である。この場合に、

【数 4】

$$M_z^0$$

10

は熱平衡状態での磁化の値である。

【0 0 1 7】

フリップ角  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$  の相対値はシーケンスにおける R F パルスの設計によって (例えば、さもなければ同一である R F パルスの時間により) 調整可能であるので、求めようとするフリップ角の絶対値を少なくとも 2 つのエコーの強度の測定によって決定することができる。非特許文献 2 による方法は、例えば、3 つのフリップ角を  $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3 = \alpha$  のように等しく選び、図 2 におけるように z 方向の一定の傾斜磁場 (以下、グラジエントという) のもとで生じる第 1 スピンエコーの強度および励起エコーの強度を測定する。その際に、上記の式 (2), (3) により、求めようとするフリップ角の絶対値が強度比  $I_{S1} / I_{E1}$  からもたらされる。即ち、

20

【数 5】

$$\frac{I_{S1}}{I_{E1}} = \frac{\frac{1}{2} \sin^2(\alpha) e^{-\frac{T_2}{T_1}}}{\sin^2(\frac{\alpha}{2})} = \frac{\sin^2(\alpha) e^{-\frac{T_2}{T_1}}}{1 - \cos(\alpha)} = \frac{1 - \cos^2(\alpha) e^{-\frac{T_2}{T_1}}}{1 - \cos(\alpha)} = (1 + \cos(\alpha)) e^{-\frac{T_2}{T_1}}$$

であり、従って、

【数 6】

$$\alpha = \arccos\left(\frac{I_{S1}}{I_{E1}} e^{\frac{T_2}{T_1}} - 1\right) \quad (4)$$

30

である。

【0 0 1 8】

z 方向 (静磁場  $B_0$  の方向) における一定のグラジエント  $G_z$  は多数の働きを有する。R F 励起中には、グラジエント  $G_z$  は z 方向において励起ボリュームを限定するスライス選択グラジエントとして用いられる。その際に限定はグラジエントの振幅および使用される R F パルスのバンド幅  $\Delta f$  に依存する。信号受信中には、グラジエント  $G_z$  はエコー信号を z 方向に沿って周波数エンコードするリードアウトグラジエントとして利用される。それゆえ、両エコー信号  $E_1$ ,  $S_1$  の 1 次元離散複素フーリエ変換後に、z 方向に沿ってそれぞれ 1 つの 1 次元複素スライスプロフィール  $P_{S1}(z)$  もしくは  $P_{E1}(z)$  が得られる。上記の式 (4) においては、一般的に、 $I_{S1} = |P_{S1}(z_0)|$  もしくは  $I_{E1} = |P_{E1}(z_0)|$  について、それぞれのスライスプロフィールの中心ピクセルの強度値が使用される。これは、励起ボリュームの中心  $z_0$  において平均フリップ角を決定することを意味する。従って、「平均フリップ角」というのは、2 つの異なった空間方向に沿ったその方法の不足する位置分解能のゆえに、エコー信号がこれらの両方向に沿って特有に複素積分される (それにより平均化される) からである。従って、式 (4) における  $T_1$  値については、投影ボリューム内の組織の平均  $T_1$  値も使用できる。

40

【0 0 1 9】

特許文献 3 には静止状態での測定の際における送信器の調整のための今しがた説明した方法の修正版が使用されている。第 2 R F パルスのフリップ角が第 1 R F パルスおよび第

50

3 R F パルスのフリップ角の 2 倍に選ばれ、従って  $\alpha_1 = \alpha_3 = \alpha$  および  $\alpha_2 = 2\alpha$  に選ばれる。求めようとするフリップ角  $\alpha$  は次の式 (5)、即ち、

$$\cos(\alpha) = \frac{P_{E1}(z_0) \cdot P_{S1}(z_0)}{|P_{E1}(z_0)|^2} e^{-\frac{t_2}{T_1}} \quad (5)$$

から決定される。従って、式 (5) における複素乗算のために、この方法は位相依存性である。

#### 【0020】

静止状態での測定の際における送信器電圧の調整のための他の方法が、例えば非特許文献 3 に記載されている。そこでは、z 方向の一定のグラジエントのもとでエコー E1, E2, E3, E4 を発生するために、同様に図 1 に示された 3 つの R F パルスのシーケンスが使用されるが、しかしそこでは、第 1 エコー E1 および励起エコー S1 に基づいてではなくて、第 3 エコー E3 のみに基づいて、90° R F パルスもしくは 180° R F パルスの発生のために必要とされる送信器電圧が決定される。

#### 【0021】

静止状態での測定の際における送信器電圧の調整のための他の方法が非特許文献 4 に記載されている。そこでは、z 方向における一定のグラジエントのもとでエコー E1, E2, E3, E4 を発生するために、同様に図 1 に示されたシーケンスが使用されるが、しかしそこでは送信器電圧が、第 3 R F パルス後に生じるエコー E1, E2, E3, E4 に基づいて、もしくはエコー S1, E2, E4 に基づいて決定される。

#### 【0022】

既述の方法は静止状態での測定に関しては良好に動作する。しかし、患者テーブルの連続送りを伴う測定の際における送信器電圧の調整に対しては、それらの方法は同じように満足できる結果をもたらさない。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0023】

【特許文献 1】米国特許第 7 1 4 5 3 3 8 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 4 8 1 4 7 0 8 号明細書

【特許文献 3】独国特許第 1 0 2 0 0 5 0 6 1 5 6 7 号明細書

#### 【非特許文献】

#### 【0024】

【非特許文献 1】A.ShankaranarayananおよびJ.Brittain共著の論文“Continuous Adjustment of Calibration Values for Improved Image Quality in Continuously Moving Table Imaging”, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.11 (2004), #103

【非特許文献 2】Peter van der MeulenおよびGerrit H. van Yperen共著の論文“A novel method for rapid pulse angle optimisation”, Proceedings of the 5th Annual Meeting of SMRM 5th Annual Meeting of SMRM;(1986), p.1129

【非特許文献 3】Permanほか共著の論文“A Method for Correctly Setting the RF flip angle”, MRM9: 16-24 (1989)

【非特許文献 4】Carlsonほか共著の論文“Rapid Radiofrequency Calibration in MRI”, MRM15: 438-445 (1990)

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0025】

従って、本発明の課題は、患者テーブル、従って検査対象の連続移動中に患者テーブルの一連の位置について負荷依存性のパラメータを確実に求めることを可能にするパルスシーケンス、パルスシーケンスの実際のフリップ角の決定方法、パルスシーケンスによる R

10

20

30

40

50

Fパルスのための送信器電圧の調整方法、磁気共鳴装置、コンピュータプログラムおよび電子的に読み取り可能なデータ媒体を提供することにある。

【0026】

本発明は次の考察に基づいている。

【0027】

以下において、時点  $t_0 = 0$  で励起パルス RF 1 によって横軸平面へ倒されて、時間的に変化する傾斜磁場  $G_z(t)$  に沿って一定速度  $v_z$  で移動する小さいスピン集合体の 1 次元の動きを考察する。この場合に  $z$  軸の零点はその傾斜磁場のアイソセンタと一致している。

【0028】

$z_0$  は時点  $t_0$  での前記スピン集合体の位置であり、従って、これから遅れた時点での位置  $z(t)$  は、

$$z(t) = z_0 + v_z(t - t_0)$$

である。

【0029】

傾斜磁場  $G_z(t)$  によって累積される時点  $t$  でのスピン集合体位相は、

【数 8】

$$\varphi(t) = \gamma \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) z(\tilde{t}) d\tilde{t} = \gamma \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) (z_0 + v_z \tilde{t}) d\tilde{t} \quad (6)$$

10

20

となる。式 (6) は、しばしばグラジエントパターンのモーメントの関数として、

【数 9】

$$\varphi(t) = \gamma m_0(t) z_0 + \gamma m_1(t) v_z, \quad (7)$$

と記述され、この場合にグラジエントパターンの所謂第  $n$  モーメント  $m_n(t)$  が、

【数 10】

$$m_n(t) = \int_{t_0}^t G_z(\tilde{t}) \tilde{t}^n d\tilde{t} \quad (8)$$

30

によって与えられる。

【0030】

スピンエコーシーケンスの場合、各リフォーカス RF パルスはそのアイソディレイ (Iso delay) 時点の前に累積された位相の符号を打ち消すことが付加的に考慮されるべきである。この場合に対称なリフォーカスパルスのアイソディレイ時点がそのリフォーカスパルスの中心と一致する。

【0031】

エコーの時点での累積位相は特に関心を持たれる。

40

【0032】

ここで、特に図 2 の調整シーケンスを考察し、式 (7) を用いて第 1 スピンエコー E 1 の時点  $t = 2 \quad 1$  および励起エコー S 1 の時点  $t = 2 \quad 1 + \quad 2$  での位置  $z(t)$  における小さいスピン集合体の累積位相を算出するならば、0 次モーメント、従って式 (7) の第 1 項は、エコー E 1, S 1 の時点でそれぞれ零である。

【0033】

スピンエコー E 1 に関しては、このことが明白である。第 1 スピンエコー E 1 は、第 2 RF パルス RF 2 が第 1 RF パルス RF 1 の FID をリフォーカスすることによって生じる。第 1 RF パルス RF 1 とリフォーカスパルス RF 2 との間で累積される 0 次モーメント は、RF 2 とスピンエコー E 1 との間で累積される 0 次モーメント と等しい値  $G_z \quad 1$

50



を持つ。両値の符号は逆であり、従って総和は零である。F I D（英語：free induction decay、自由誘導減衰）とは、個々の R F パルスによって誘導されるスピンの過渡信号のことである。

【 0 0 3 4 】

全部で3つの R F パルス R F 1 , R F 2 , R F 3 の相互作用にて励起エコー S 1 が生じる。第 1 R F パルス R F 1 は、ここでもスピン集合体の磁化を横軸平面へ倒す励起パルスとして動作する。第 2 R F パルス R F 2 は、励起エコーの出現時に所謂リストアパルス（Restore-Puls）として動作する。即ち、第 2 R F パルス R F 2 は横磁化の部分を縦方向へ倒し返し、その後その横磁化の部分は第 3 R F パルス R F 3 によって再び横軸平面へ倒される。この磁化は第 2 R F パルスと第 3 R F パルスとの間において縦方向に記憶されていると言われる。何故ならば、縦磁化として傾斜磁場によって影響されず、比較的緩やかな T 1 緩和の影響下にあるにすぎないからである。従って、第 3 R F パルス R F 3 の直後に、磁化は第 2 R F パルス R F 2 の直前と同じ大きさおよび逆の符号を持つ。従って、第 3 R F パルス R F 3 と励起エコー S 1 との間で累積された 0 次 モーメントが再び第 1 R F パルスと第 2 R F パルスとの間で累積されたモーメントを相殺する。

10

【 0 0 3 5 】

1 次 モーメントの場合には違ってくるように見える。何故ならばこの場合には時間が直線的ではなくて 2 乗的に到来するからである。第 1 スピンエコー E 1 の時点  $t = 2 \tau_1$  で、式（8）から、

【数 1 1】

20

$$m_1(2\tau_1) = -\int_0^{\tau_1} G_z \tilde{t} d\tilde{t} + \int_{\tau_1}^{2\tau_1} G_z \tilde{t} d\tilde{t} = -\frac{1}{2} G_z \tau_1^2 + \frac{1}{2} G_z (4\tau_1^2 - \tau_1^2) = G_z \tau_1^2 \quad (9)$$

が得られる。その際に時間軸の原点は、第 1 R F パルスのアイソディレイ時点に選ばれる。このアイソディレイ時点は、S I N C および矩形パルス（従って対称 R F パルス）の場合に、良好な近似で R F パルスの中心と一致する。

【 0 0 3 6 】

時点  $t = 2 \tau_1 + \tau_2$  で、再び式（8）から、

【数 1 2】

30

$$\begin{aligned} m_1(2\tau_1) &= -\int_0^{\tau_1} G_z \tilde{t} d\tilde{t} + \int_{\tau_1+\tau_2}^{2\tau_1+\tau_2} G_z \tilde{t} d\tilde{t} = -\frac{1}{2} G_z \tau_1^2 + \frac{1}{2} G_z [(2\tau_1 + \tau_2)^2 - (\tau_1 + \tau_2)^2] = \\ &= G_z (\tau_1^2 + \tau_1 \tau_2) \quad (10) \end{aligned}$$

が得られる。従って、第 1 スピンエコー E 1 および励起エコー S 1 の時点での 1 次 モーメントは零に等しくなく、互いに異なる。もう一度式（7）を考察すると、1 次 モーメントが静止スピン系（ $v_z = 0$ ）に対しては位相に影響を及ぼさないことが分かる。

【 0 0 3 7 】

40

従って、次の仮定が本発明の基礎をなす。患者テーブルの連続送り中の送信器調整のための公知の方法の非機能性の原因は、スピンが患者テーブルの移動によって累積する付加的な位相にある。

【 0 0 3 8 】

それゆえ、患者テーブルの連続送りの際における調整方法の問題は、テーブル送り方向にグラジエント（傾斜磁場）を与えないことによって簡単に解消することができる。もちろん、これは調整方法の基本的な修正を意味する。何故ならば、例えば送信コイルの B 1 推移も方向依存性であるからである。

【 0 0 3 9 】

この問題を解消する他の可能性は、テーブル送り方向のグラジエントパターンを、0 次

50

モーメントおよび1次モーメントがその都度調整のために読み出されるエコーの時点で消滅するようなものに置き換えることにある。これは、原理的な調整方法を維持しながら調整シーケンスを本発明に従って修正することによって可能である。

【課題を解決するための手段】

【0040】

前記課題は、本発明によれば、請求項1によるパルスシーケンス、請求項9によるパルスシーケンスの実際のフリップ角の決定方法、請求項10によるパルスシーケンスによるRFパルスのための送信器電圧の調整方法、請求項12による磁気共鳴装置、請求項13によるコンピュータプログラム、請求項14による電子的に読み取り可能なデータ媒体によって解決される。

10

【0041】

本発明によるパルスシーケンスは、そのシーケンスの少なくとも1つのRFパルスによって実際に到達されるフリップ角を検査対象の連続移動の際に決定することを可能にする少なくとも1つのエコー信号を生成し、かつ検査対象の連続移動方向のグラジエントパターンを、その1次モーメントがフリップ角の決定に使用される各エコー信号の時点で消滅するように構成することを含む。

【0042】

グラジエントパターンの1次モーメントがエコー時点で消滅することによって、検査対象の連続移動によるスピンの望ましくない位相の累積が効果的に抑制される。それにより、エコー信号のディフェージングを生じかつ未知の磁場分布ゆえに後からの計算による補正を不可能にする望ましくない位相作用が回避される。

20

【0043】

パルスシーケンスのRFパルスは選択性であっても非選択性であってもよい。

【0044】

簡単な実施例において、パルスシーケンスは、少なくとも2つから5つまでのエコー信号を生成し得るように照射される少なくとも3つのRFパルスを含む。この種のパルスシーケンスは、パルスシーケンスの少なくとも1つのRFパルスの実際のフリップ角を簡単に決定することを可能にするエコー信号を生成する。

【0045】

1つの実施例において、パルスシーケンスの、検査対象の連続移動方向に対して垂直な方向のグラジエントパターンが、望ましくない信号を抑制するためのスポイラーグラジエント(spoiler gradient)を含む。

30

【0046】

測定ボリュームを通した検査対象の連続移動のもとでのMR(磁気共鳴)測定中に到達されるパルスシーケンスの少なくとも1つのRFパルスの実際のフリップ角を決定する本発明による方法は、

少なくとも1つのRFパルスを含むパルスシーケンスを検査対象の連続移動時に実行するステップと、

MRシーケンスの少なくとも1つのエコー信号を検出するステップと、

40

パルスシーケンスの少なくとも1つのRFパルスによって実際に到達されたフリップ角を、検出したエコー信号に基づいて決定するステップとを含み、

MRシーケンスの、検査対象の移動方向のグラジエントパターンが、検出されたエコーのエコー時点で1次モーメントが消滅するように構成されている。

【0047】

パルスシーケンスに関して既に述べたように、検査対象の移動方向のグラジエントパターンの1次モーメントがエコー時点で消滅することは、検査対象の移動によるスピンの付加的位相の累積を回避し、それによりフリップ角の健全な決定を可能にする。

【0048】

RFパルスのための送信器電圧を調整する本発明による方法は、測定ボリュームを通し

50

た検査対象の連続移動時に上述の方法に基づいて決定されたフリップ角から検査対象の瞬時位置に関して基準 R F パルスのための送信器基準電圧を決定する。

【 0 0 4 9 】

本発明による磁気共鳴装置は、磁気共鳴装置の測定ボリュームを通して連続的に移動可能な患者テーブルと、磁石と、 R F パルスを照射しエコー信号を受信する高周波アンテナと、グラジエントコイルを含むグラジエントシステムと、グラジエントコイルおよび高周波アンテナを制御するためのパルスシーケンス制御ユニットとを備え、パルスシーケンス制御ユニットが、上述のパルスシーケンスを患者テーブルの連続移動中に発生するように構成され、更に本発明による磁気共鳴装置は、上述の方法に従って磁気共鳴装置の個々の設備構成要素を制御する計算ユニットを備えている。

10

【 0 0 5 0 】

本発明によるコンピュータプログラムは、プログラムを含み、磁気共鳴装置のプログラミング可能な計算ユニットのメモリ内に直接的にロード可能であり、プログラムが磁気共鳴装置の計算ユニット内で実行されるときに磁気共鳴装置により上述のパルスシーケンスを発生させるための、および / または上述の方法の全てのステップを実行するためのプログラム手段を有する。

【 0 0 5 1 】

本発明による電子的に読み取り可能なデータ媒体は、記憶された電子的に読み取り可能な制御情報を有し、該制御情報は、磁気共鳴装置の計算ユニット内でのデータ媒体の使用時に磁気共鳴装置により上述のパルスシーケンスを発生させるように、および / または上述の方法の全てのステップを実行するように構成されている。

20

【 0 0 5 2 】

パルスシーケンスと、測定ボリュームを通した検査対象の連続移動のもとでの M R ( 磁気共鳴 ) 測定中に到達されるパルスシーケンスの少なくとも 1 つの R F パルスの実際のフリップ角の決定方法とに関して記載した利点は、 R F パルスのための送信器電圧を調整する本発明による方法、本発明による磁気共鳴装置、本発明によるコンピュータプログラムおよび本発明による電子的に読み取り可能なデータ媒体についても当てはまる。

【 0 0 5 3 】

本発明の他の利点および詳細を以下に記載する実施例からならびに図面に基づいて明らかにする。挙げられた例は本発明を限定するものではない。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 4 】

【図 1】図 1 は 5 個までのエコー信号を発生させるための公知のシーケンスを概略的に示すタイムチャートである。

【図 2】図 2 は特定の送信器電圧により到達されたフリップ角 を決定するための公知のパルスシーケンスを示すタイムチャートである。

【図 3】図 3 は本発明によるフリップ角の決定方法の実施例についての本発明によるシーケンスを例示するタイムチャートである。

【図 4】図 4 は本発明によるフリップ角の決定方法の実施例についての本発明による他のシーケンスを例示するタイムチャートである。

40

【図 5】図 5 は本発明によるフリップ角の決定方法の実施例についての本発明による他のシーケンスを例示するタイムチャートである。

【図 6】図 6 は本発明によるフリップ角の決定方法の実施例についての本発明による他のシーケンスを例示するタイムチャートである。

【図 7】図 7 は本発明による方法についての概略フローチャートである。

【図 8】図 8 は本発明による方法を実施する磁気共鳴装置の概略構成図である。

【図 9】図 9 は本発明による方法により得られる調整値の例を示すダイアグラムである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 5 】

図 1 は 5 個までのエコー信号を発生させるための公知のシーケンスの概略図を示す。フ

50

リップ角  $\theta_1$  を有する第 1 RF パルス ( $\theta_1$  パルス) と、フリップ角  $\theta_2$  を有する第 2 RF パルス ( $\theta_2$  パルス) とが照射され、第 1 RF パルス ( $\theta_1$  パルス) 後の時点  $2 \times T_1$  で第 1 RF パルスの FID のスピンエコー信号  $E_1$  が生成される (FID: 「自由誘導減衰」、英語 “free induction decay”)。その後、 $\theta_1$  パルス後の時点  $T_1 + T_2$  で、フリップ角  $\theta_3$  を有する第 3 RF パルス ( $\theta_3$  パルス) が照射される。

#### 【0056】

$2 \times T_1 \times \theta_1$  なる仮定のもとで、時点  $2 \times T_1 + T_2$ ,  $2 \times T_2$ ,  $T_1 + 2 \times T_2$ ,  $2 \times (T_1 + T_2)$  で、それぞれエコー信号  $S_1$ ,  $E_2$ ,  $E_3$ ,  $E_4$  が発生する。 $S_1$  は所謂励起エコーである。 $E_2$  は  $\theta_3$  パルスによるエコーのリフォーカスによって生じるスピンエコーである。 $E_3$  は  $\theta_3$  パルスによる  $2$  パルスの FID のリフォーカスによって生じ、 $E_4$  は  $\theta_3$  パルスによる  $1$  パルスの FID のリフォーカスによって生じる。

10

#### 【0057】

図 2 は、特定の送信器電圧により到達されるフリップ角  $\theta$  を決定するために、例えば非特許文献 2 において既述の如く利用された公知のパルスシーケンスを示す。図 1 と違ってここでは RF パルスおよびエコー信号が 1 つの共通な段に示され (上段「RF」に表示)、2 段目には関連した  $z$  方向のグラジエント (傾斜磁場)  $G_z$  が示されている。

#### 【0058】

図 3 は、3 つの RF パルスからなるシーケンスを使用して第 1 スピンエコー  $E_1$  ならびに励起エコー  $S_1$  を読み出す本発明によるフリップ角の決定方法の格別に洗練された実施例についての本発明によるシーケンスを模範的に示す。

20

#### 【0059】

図 2 に示されているシーケンスと異なり、この場合にはテーブル送り方向のグラジエント  $G_z$  が、正の振幅  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$ ,  $P_4$ ,  $P_5$  を有する 5 つの台形状のグラジエントと、負の振幅  $N_1$ ,  $N_2$ ,  $N_3$ ,  $N_4$  を有する 4 つの台形状のグラジエントとを含むとよい。

#### 【0060】

検査対象の連続移動方向 (ここでは  $z$  方向) に与えられている正の台形状のグラジエント (傾斜磁場) は、RF 照射中のスライス選択に利用され、もしくは読み出すべきエコー信号のリードアウトグラジエント (読み出しグラジエント) として利用される。図 3 の実施例においては、正のグラジエントの全ては等しいフラットトップ振幅を持つ。用語「フラットトップ」 (flat top) は、MR 技術においては、台形状のグラジエントの短い上底に対して使用され、時には「プラトー (plateau)」とも呼ばれる。台形状のグラジエントの立ち上がり側面もしくは立ち下がり側面は「ランプ (ramp)」と呼ばれる。

30

#### 【0061】

パルスシーケンスの第 2 RF パルス  $\theta_2$  および第 3 RF パルス  $\theta_3$  のスライス選択グラジエントのフラットトップの時間およびエコー  $E_1$  のリードアウトグラジエントのフラットトップの時間は、図 3 に示された実施形態では等しい長さである。RF パルス  $\theta_2$ ,  $\theta_3$  のアイソディレイ時点は時間的にそれぞれスライス選択グラジエントのフラットトップの中心と一致する。同様にエコー  $E_1$  の中心は時間的に第 1 リードアウトグラジエント  $P_3$  の中心と一致する。第 1 RF パルスのアイソディレイ時点後の、その第 1 RF パルス  $\theta_1$  のスライス選択グラジエントのフラットトップの時間 (期間) は、第 2 RF パルスのアイソディレイ時点前の、その第 2 RF パルス  $\theta_2$  のスライス選択グラジエントのフラットトップの時間 (期間) とちょうど同じ長さである。同様に、励起エコー  $S_1$  までの第 2 リードアウトグラジエント  $P_5$  のフラットトップの時間は、第 3 RF パルス  $\theta_3$  のアイソディレイ時点からの第 3 RF パルス  $\theta_3$  のスライス選択グラジエント  $P_4$  のフラットトップの時間に一致する。

40

#### 【0062】

ここで選ばれた図および後に続く図において、第 1 RF パルス  $\theta_1$  のスライス選択グラジエントは他の RF パルスのスライス選択グラジエントと同じではあるが、第 1 RF パルス  $\theta_1$  のために比較的自由にスライス選択グラジエントの異なった形も選択可能である。

50

パルスシーケンスのRFパルスが検査対象の連続移動方向のスライス選択グラジエントを全く持たないことも考えられ得る。しかし、フリップ角の決定に使用されるそれぞれのエコー時点で1次モーメントが消滅する条件は、どんな場合にも維持されたままである。図示されていない実施例では、検査対象の連続移動方向のグラジエントが全く与えられず ( $G_z = 0$ )、これも同様に上述の条件を満たす。

#### 【0063】

従って、台形状のグラジエントは、RFパルス例えば2のアイソディレイ時点からの、1つのスライス選択グラジエントのフラットトップの時間(期間)が、直ぐ後に続く1つのリードアウトグラジエントのフラットトップの、付属エコー例えばE1の時点までの時間(期間)と一致するように形成されている。付加的に、そのスライス選択グラジエントの右側のランプの時間(期間)はその直ぐ後に続くリードアウトグラジエントの左側のランプの時間(期間)に等しく選定されている。

#### 【0064】

同様に、エコー例えばE1の時点からの、1つのリードアウトグラジエントのフラットトップの時間は、直ぐ後に続く1つのスライス選択グラジエントのフラットトップの、RFパルス例えば3のアイソディレイ時点までの時間と一致する。付加的に、そのリードアウトグラジエントの右側のランプの時間は、その直ぐ後に続くスライス選択グラジエントの左側のランプの時間に等しく選定されている。

#### 【0065】

更に、後で図5および図6に関連して示す実施例では、エコー例えば図5におけるS1, E2もしくはE3の時点からの、1つのリードアウトグラジエントのフラットトップの時間が、直ぐ後に続く1つのリードアウトグラジエントのフラットトップの、付属のエコー例えば図5におけるE2, E3もしくはE4の時点までの時間と一致し、そのリードアウトグラジエントの右側のランプの時間がその直ぐあとに続くリードアウトグラジエントの左側のランプの時間に等しいとよい。

#### 【0066】

グラジエント振幅、フラットトップ時間およびランプ時間のちょうど今説明した選定によって、ハーフポジティブ隣接グラジエント(下記参照)とも呼ばれる2つの隣接する正の(半)グラジエントによってスピンから取得される0次モーメントおよび1次モーメントが、それぞれ、RFパルスのアイソディレイ時点と読み出すべきエコーのエコー時点とのグループからの直接的に相前後する時点の間において、直接的に相前後するアイソディレイ時点もしくはエコー時点の間の中心に時間的に位置する対称中心を有する対称な負の台形状のグラジエントによって補償される。従って、図示のグラジエントパターンは、格別に洗練された態様で、検査対象の連続移動方向のグラジエントの1次モーメントが、取得されたエコー信号の時点で消滅するという条件を満たす。

#### 【0067】

図3に関する更なる説明:最後に取得されるエコーまで、ここではスピンエコーS1まで、各正のグラジエントP1, P2, P3, P4, P5の後に1つの負のグラジエントN1, N2, N3, N4が続き、また逆に各負のグラジエントの後に1つの正のグラジエントが続く。全ての正のグラジエントP1, P2, P3, P4, P5は等しい振幅および等しい長さのフラットトップを持つ。各正のグラジエントP1, P2, P3, P4, P5のフラットトップの各中心は、3つのRFパルスのうちの1つのアイソディレイ時点(対称RFパルスの場合にアイソディレイ時点はそのRFパルスの対称中心に一致する)に一致するか、又は両エコーのうちの1つに一致する。負のグラジエントN1, N2, N3, N4の形状は対称であり、次のようになっている。即ち、0次モーメントの大きさが、左側の隣接グラジエントのフラットトップの中心とその終端との間で累積される0次モーメントと、右側の隣接グラジエントの始端とそのフラットトップの中心との間で取得されるモーメントとからなる和に等しい(以下において「ハーフポジティブ隣接グラジエントとも呼ぶ」。従って、2つの相前後する正のグラジエントの中心の間で累積された0次モーメントは零に等しい。

## 【 0 0 6 8 】

これは、図 3 において、第 1 スピンエコー E 1 のエコー時点と第 3 R F パルス 3 のアイソディレイ時点との間におけるグラジエント P 3 , N 3 , P 4 の前記条件を満たすハッチング面積によって模範的に示されている。即ち、P 3 および P 4 に属するハッチング面積の和の大きさが N 3 に属するハッチング面積の大きさに一致し、それによってこれらは互いに逆の極性のために相殺され、ハッチング領域全体にわたって（および 2 つの相前後する正のグラジエントの中心間の異なった部分領域において）累積された 0 次モーメント の総和が零になる。

## 【 0 0 6 9 】

各負のグラジエント N 1 , N 2 , N 3 , N 4 の対称中心は、上記で定義した「ハーフポジティブ隣接グラジエント」の重心と一致する。従って、2 つの正の半グラジエントとその間に存在する負のグラジエントとから形成されるグラジエントのサブパターンは対称である。

## 【 0 0 7 0 】

それによって、0 次モーメント および 1 次モーメント が R F パルス 1 , 2 , 3 のそれぞれのアイソディレイ時点に対してもエコー E 1 , E 2 のそれぞれの時点に対しても零であることが格別に巧みに達成される。

## 【 0 0 7 1 】

0 次モーメント については、このことが設計自体から結論される。何故ならば、それぞれの 0 次モーメント が上述の如く相殺されるからである。1 次モーメント については、前記の式 ( 8 ) を用いた直接的な積分によって理解することができる。しかし、対称なグラジエントパターンの 1 次モーメント は、0 次モーメント 全体が対称中心に集中しているかのように算定することができる規則からも結論される（例えば、Bersteinほか、J.Magn.R. eason. Imaging 2: 583-588を参照）。即ち、

$$m_1 = m_0 \cdot t \quad (\text{対称なグラジエントパターン}) \quad (11)$$

である。但し、 $t$  は考察されるグラジエントパターンの対称中心と 1 次モーメント  $m_1$  を必要とする時点との間の時間間隔である。

## 【 0 0 7 2 】

1 つの負のグラジエント N 1 , N 2 , N 3 , N 4 とこれに接する 2 つのハーフポジティブ隣接グラジエントとからなる上記で定めた対称なサブパターンに、（励起 R F パルス 1 を基準時点とした）時点 1（第 2 R F パルス 2 の時点）、2 - 1（第 1 スピンエコー E 1 の時点）、1 + 2（第 3 R F パルス 3 の時点）、2 - 1 + 2（励起エコー S 1 の時点）で、前述の規則を順次適用するならば、それぞれ、式 ( 11 ) から  $m_1 = 0$  が結論される。何故ならば、サブパターンの 0 次モーメント  $m_0$  がそれぞれ零 ( $m_0 = 0$ ) であるからである。

## 【 0 0 7 3 】

更に、図 3 における 3 段目には、いわゆる スポイラーグラジエント として用いられるグラジエント G y が示されている。このグラジエント G y は、第 1 スピンエコー E 1 の前の第 2 R F パルス 2 の F I D もしくは励起エコー S 1 の前の第 3 R F パルス 3 の F I D をディフェーズさせて、各 F I D がそれぞれ当該エコー信号に対して信号成分を供給しないようにする。第 1 R F パルス 1 の F I D は スポイラーグラジエント によりディフェーズしない。何故ならば、さもないと全くエコーが発生しないからである。

## 【 0 0 7 4 】

グラジエント G y の方向はテーブルの移動方向（ここでは z 方向）に対して直交するが、そうでない場合には任意である。直交条件は移動によって位相が獲得されないことを保証する。

## 【 0 0 7 5 】

図示の スポイラーグラジエント G y は例示にすぎない。図 3 において第 3 R F パルス 3 の左隣に示された スポイラーグラジエント（左側から 3 番目の スポイラーグラジエント）は、第 3 R F パルス 3 の後に励起エコー S 1 しか読み出されない場合、例えば省略す

10

20

30

40

50

ることができる（しかし、省略しなければならないというわけではない）。何故ならば、後で励起エコー S 1 を形成する信号を有するスピンのこの時点では縦方向に整列しているからである。この場合には図 3 に示された 3 番目の スポイラー グラジエントを省略することが有利ですらある。何故ならば、それによって第 3 R F パルス 3 の後において他のスピンエコー E 2 , E 3 , E 4（例えば、図 1 参照）が抑制され、それゆえ他のスピンエコー E 2 , E 3 , E 4 と励起エコー S 1 との間の干渉が生じることなく時間 2 を短く選定することができるからである。

【 0 0 7 6 】

図 4 は、3 つの R F パルスからなるシーケンス（図 1 も参照）を使用し、かつ R F パルス 1 , 2 , 3 によって生成された第 3 スピンエコー E 3 を読み出す本発明によるフリップ角の決定方法の他の格別に洗練された実施例のための他の本発明によるシーケンスを示す。

【 0 0 7 7 】

既に非特許文献 3 を参照して述べたように、第 3 R F パルス 3 後の時点 2 で第 3 R F パルス 3 によって第 2 R F パルス 2 の F I D をリフォーカスすることによって生じる第 3 スピンエコー E 3 を用いて、90° R F パルスおよび 180° R F パルスが決定される。（図 3 における如き）励起エコー S 1 の代わりに第 3 スピンエコー E 3 を本発明に従って読み出すために、図 3 に比べて、第 5 の正の台形状の グラジエント P 5 を時間的に 2 - 1 だけ後方にずらし、第 4 の負のグラジエント N 4 の対称中心を第 3 R F パルス 3 後の時点 2 / 2 にずらさなければならない。第 1 スピンエコー E 1 のリードアウトグラジエント P 3 およびそれに続く負のグラジエント N 3 は、読み出されるエコー E 3 での 1 次モーメントの消滅の条件下でパターンを適合化するために省略するとよい。

【 0 0 7 8 】

負のグラジエント N 2 および N 4 の振幅を図 3 による負のグラジエントに比べて小さくし、そのためにそれらの時間的な長さを増すことは、図 4 に模範的に、負のグラジエント N 4 に関して、破線 N 4 ' として、また縮小された振幅と拡張された時間長とを有する実線 N 4 として示しているように、0 次モーメントが変化しないように行なう限り可能である。

【 0 0 7 9 】

この場合にも、検査対象の連続移動方向に対して垂直な方向の適切な スポイラー グラジエントが与えられるとよい。図示の スポイラー グラジエントは可能な一例にすぎない。

【 0 0 8 0 】

図 5 は、3 つの R F パルスからなるシーケンス（図 1 も参照）を使用し、R F パルス 1 , 2 , 3 によって生成されて第 3 R F パルス 3 の後に生じるエコー S 1 , E 2 , E 3 , E 4 を読み出す本発明によるフリップ角の決定方法の他の実施例のための他の本発明によるシーケンスを示す。

【 0 0 8 1 】

既に非特許文献 4 を参照して述べたように、第 3 R F パルス 3 後の時点 1 での励起エコー S 1 と、第 3 R F パルス 3 後の時点 2 - 1 での後続のスピンエコー E 2 と、第 3 R F パルス 3 後の時点 2 でのスピンエコー E 3 と、第 3 R F パルス 3 後の時点 2 + 1 でのスピンエコー E 4 とによって、R F パルスにより到達されるフリップ角を決定することができる。

【 0 0 8 2 】

本発明による方法のためには、再び z 方向（検査対象が移動される方向）へグラジエントを与えることが本発明に従って適合化されなければならない（図 3 に関して述べた条件参照）。そのためには、例えば図 3 と対比すると、（例えば、ここでも既存のリードアウトグラジエントと同じ振幅とフラットトップ時間を有する）3 つの他の正のリードアウトグラジエントを付け加えなければならない。これらの付け加える正のリードアウトグラジエントの対称中心はそれぞれのエコーと時間的に一致する。図 4 の場合と同様に、第 1 スピンエコー E 1 の正のリードアウトグラジエント P 3 およびそれに続く負のグラジエント

N 3 は省略することができる。何故ならば、この実施例では第 1 スピンエコー E 1 が読み出されないからである。

【 0 0 8 3 】

2 つのエコー間で累積される 0 次モーメントおよび 1 次モーメントを補償するために、正のグラジエントの間にそれぞれ対称な負のグラジエントが追加され、これらの追加された対称な負のグラジエントの対称中心は、それぞれ、2 つの相前後するエコー（より正確に言えばそれぞれのエコー時点）の時間的中心と一致する。これは、エコー S 1 と E 2、E 2 と E 3、E 3 と E 4 に関して、それぞれ第 3 R F パルス 3 後の時間  $(\tau_1 + (\tau_2 - \tau_1)) / 2 = \tau_2 / 2$ 、 $((\tau_2 - \tau_1) + \tau_2) / 2 = \tau_2 - \tau_1 / 2$ 、 $(\tau_2 + (\tau_2 + \tau_1)) / 2 = \tau_2 + \tau_1 / 2$  に一致する。この場合に各負のグラジエントの面積は、左側のハーフ（ポジティブ）隣接グラジエントのうちのエコー中心（前のエコーのエコー時点に相当）から終端までの面積と、右側のハーフ（ポジティブ）隣接グラジエントのうちの始端からエコー中心（後のエコーのエコー時点に相当）までの面積との和によって与えられている。

10

【 0 0 8 4 】

z 方向に対して垂直な方向（ここでは y 方向）において、ここでも相応の スポイラー グラジエントが与えられ、第 3 R F パルスもしくは第 2 R F パルスの F I D がディフェーズされる。この場合に図示の スポイラー グラジエントは多くの可能性からの一例にすぎない。

【 0 0 8 5 】

20

図 6 は、本発明によるフリップ角の決定方法の最後の実施例の部分変更のための他の本発明によるシーケンスを例示する。この方法は、この非特許文献 4 の 4 4 0 頁の終わりから 2 番目の段落において提案されていると同様に、3 つの R F パルスからなるシーケンス（図 1 も参照）を使用し、かつ R F パルス 1, 2, 3 によって生成され第 3 R F パルス 3 の後に生じるエコー S 1, E 2, E 4 を読み出すが、E 3 は読み出さない。

【 0 0 8 6 】

z 方向において、つまり検査対象が移動される方向において、グラジエント（傾斜磁場）がここでも次のように配置されている。即ち、各 R F パルス 1, 2, 3 および各読み出されるエコー S 1, E 2, E 4 に対して、等しい振幅および等しいフラットトップ時間の正のグラジエントが与えられ、これらの正のグラジエントの間においてそれぞれ 1 つの負のグラジエントが与えられ、それにより 2 つの相前後する正のグラジエントの中心の間で 0 次モーメントが消滅し、そして 2 つの相前後する正のグラジエントの中心の間でグラジエントが鏡面对称に推移する。

30

【 0 0 8 7 】

z 方向に対して垂直な方向（ここでは y 方向）において、ここでも相応の スポイラー グラジエントが与えられている。スポイラー グラジエントは、さもなければ障害となる信号をディフェーズさせる。図示の スポイラー グラジエントはここでも例示にすぎない。

【 0 0 8 8 】

図 7 は本発明による方法に対する概略フローチャートを示す。磁気共鳴装置によって検査対象の連続移動を開始する（ブロック 1 0 1）。例えば、患者テーブルをその上にある検査対象と共に連続的に磁気共鳴装置の測定ボリュームを通して移動させる。

40

【 0 0 8 9 】

検査対象の連続移動中に少なくとも 1 つのエコー信号を生成するパルスシーケンスを実行し、そのエコー信号から、シーケンスの少なくとも 1 つの R F パルスにより実際に到達されるフリップ角を決定することができ、シーケンスの、検査対象の連続移動方向のグラジエントパターンを、その 1 次モーメントがフリップ角の決定に使用される各エコー信号の時点で消滅するように与える（ブロック 1 0 2）。

【 0 0 9 0 】

シーケンスにより生成されたエコー信号を読み出し（ブロック 1 0 3）、それらのエコー信号をブロック 1 0 4 において実際のフリップ角を決定するために使用する。

50



## 【 0 0 9 1 】

更に、特定のフリップ角から公知のように次の送信器基準電圧を決定する（ブロック 1 0 5）。即ち、基準 R F パルスが磁気共鳴装置内の検査対象の観察位置において特定のフリップ角、例えば 9 0 ° 又は 1 8 0 ° に到達する送信器基準電圧である。この情報に基づいて、公知のように、後での検査対象の同一位置での検査の際に、他のフリップ角についても送信器電圧を調整することができる。

## 【 0 0 9 2 】

更に、特定のフリップ角および / または送信器基準電圧を付属の位置と一緒に記憶させ、および / または例えば操作卓の表示装置に出力することができる（ブロック 1 0 6）。

## 【 0 0 9 3 】

ステップ 1 0 1 ~ 1 0 5 を、検査対象の全ての関心位置が磁気共鳴装置内を通過し終えるまで、もしくは例えば患者テーブルが最大移動位置に到達したために連続移動がもはや継続できなくなるまで繰り返す。最終の場合に方法が「終了」となる。

## 【 0 0 9 4 】

パルスシーケンスの実行および少なくとも 1 つのフリップ角の決定は、特に患者テーブル上に検査対象が横たわった直後に既に、例えば患者テーブルが検査対象の最初の検査位置に向かって移動させられている間に開始され、この移動中に接近する全ての「可能な」検査位置についてのフリップ角もしくは送信器基準電圧が求められるおよび / または記憶される。これらの位置のうちの 1 つの位置の近傍内において後で実際に検査が行なわれる際に、記憶値が読み出されて高周波増幅器の実際の出力電圧の算定に利用される。その際に、場合によっては、実際のテーブル位置に隣接する複数の「補間点」間で、フリップ角又は送信器基準電圧の形での調整結果のために平均化が行なわれる。それによって、さまなければ別々に行なわれる調整測定の時間が節約され、検査時間が相応に短縮される。その検査時間により、検査ためのコストと、検査によって患者がさらされるストレスとが低下する。患者が磁石の中に頭から先に入っていく、個々の検査位置が頭から足の方向へ移動するように患者が寝かせられている場合、初期移動の際に検査に必要な全ての調整測定を実行することができる。これは、特に、検査が非常に多くの異なったテーブル位置を含む場合に魅力的である。特別の多数の異なったテーブル位置は、例えば所謂全身検査の場合および所謂アイソセントラスクリーニングの場合に生じる。後者の場合は、実際に測定されるスライススタック（つまり実際に測定されるスライス）を磁石のアイソセンタに位置決めすることによって、最適な画質を得ようとするものである。更に、患者の快適性を高めかつ少なからぬ閉所恐怖症患者の検査を可能にする z 方向の長さが短い M R システム（英語：“Short bore system”、ショートボアシステム）を使用する場合に、従来の M R システムにおける相応の検査に比べて一般に、異なるテーブル位置の数が高められる。

## 【 0 0 9 5 】

図 9 は、図 3 による本発明の方法により患者テーブルの 5 0 mm / s の連続送りに決定された送信器基準電圧 T r a U の値（菱形印）と、従来技術に基づいて静止状態で反復的に決定された送信器基準電圧 T r a U の値（丸印）との比較を、患者 P において測定が行なわれた位置 P o s に関連させて示したダイアグラムである。送信器基準電圧 T r a U は、1 ミリ秒の時間を有する矩形の基準 R F パルスを持つ 1 8 0 ° パルスを実現するために必要とされる送信器電圧である。本発明による方法に基づく送信器基準電圧の決定は反復的に行なわれないにもかかわらず、結果が良好に一致している。

## 【 0 0 9 6 】

図 8 は磁気共鳴装置の構成をその主要な構成要素により概略的に示す。磁気共鳴イメージングにより患者の身体を検査するために、時間的および空間的な特性が正確に互いに同調されたつまり合わせられた種々の磁場が身体に照射される。

## 【 0 0 9 7 】

高周波技術的に遮蔽された測定室 3 内に配置されたトンネル状開口を有する強い磁石、通常クライオマグネット 5 が、通常 0 . 2 テスラから 7 テスラ以上の強い静磁場 7 を発生する。検査対象、即ち検査すべき身体又は身体部位が、ここでは患者 P として示されてい

10

20

30

40

50

るが、磁気共鳴装置の測定ボリュームを通して連続的に移動可能な患者テーブル 9 の上に横たわっており、静磁場 7 の均一な領域（測定ボリューム）内に送り込まれる。

【 0 0 9 8 】

身体の核スピンの励起は、ここではボディコイル 1 3 として示されている高周波アンテナにより照射される高周波磁気パルス（RF パルス）により行なわれる。高周波励起パルスはパルス発生ユニット 1 5 によって発生され、このパルス発生ユニットはパルスシーケンス制御ユニット 1 7 によって制御される。高周波励起パルスは、高周波増幅器 1 9 による増幅後に高周波アンテナへ導かれる。ここに示されている高周波システムは概略的に示されているにすぎない。

【 0 0 9 9 】

一般に、1 つより多いパルス発生ユニット 1 5、1 つより多い高周波増幅器 1 9 および複数の高周波アンテナが磁気共鳴装置 1 において使用される。

【 0 1 0 0 】

更に、磁気共鳴装置 1 は複数の傾斜磁場コイル 2 1 を持ち、これらの傾斜磁場コイル 2 1 により測定時に、例えば選択スライス励起および測定信号の空間エンコーディングのために、傾斜磁場が照射される。傾斜磁場コイル 2 1 は傾斜磁場コイル制御ユニット 2 3 によって制御される。傾斜磁場コイル制御ユニット 2 3 は、パルス発生ユニット 1 5 と同様にパルスシーケンス制御ユニット 1 7 に接続されている。パルスシーケンス制御ユニット 1 7 は、本発明によるパルスシーケンスを発生し得るように構成されている。

【 0 1 0 1 】

励起された核スピンから送出された信号がボディコイル 1 3 および / または局所コイル 2 5 によって受信され、付設の高周波増幅器 2 7 によって増幅され、受信ユニット 2 9 によって爾後処理されてデジタル化される。

【 0 1 0 2 】

例えばボディコイル 1 3 のように送信モードでも受信モードでも動作できるコイルの場合には、正しい信号転送が前置接続された送信・受信切換器 3 9 によって規定される。

【 0 1 0 3 】

画像処理ユニット 3 1 が測定データから画像を生成し、画像が操作卓 3 3 により使用者向けに表示され、あるいは記憶ユニット 3 5 に記憶される。中央計算ユニット 3 7 は、とりわけ測定データの取得中に個々の設備構成要素を制御する。中央計算ユニット 3 7 は、患者テーブル 9 の移動および本発明によるパルスシーケンスが実行可能であり、かつ本発明による方法が実行可能であるように構成されている。このために、例えば本発明によるコンピュータプログラムが実行可能に計算ユニット 3 7 にロードされるか、又は含まれている。コンピュータプログラムは、例えば DVD 4 0 のような電子的に読み取り可能なデータ媒体上に記憶されているとよい。それにより、このコンピュータプログラムは中央計算ユニット 3 7 によって DVD 4 0 から読み込まれて実行可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

1	磁気共鳴装置
3	測定室
5	クライオマグネット
7	静磁場
9	患者テーブル
1 3	ボディコイル
1 5	パルス発生ユニット
1 7	パルスシーケンス制御ユニット
1 9	高周波増幅器
2 1	傾斜磁場コイル
2 3	傾斜磁場コイル制御ユニット
2 5	局所コイル

10

20

30

40

50

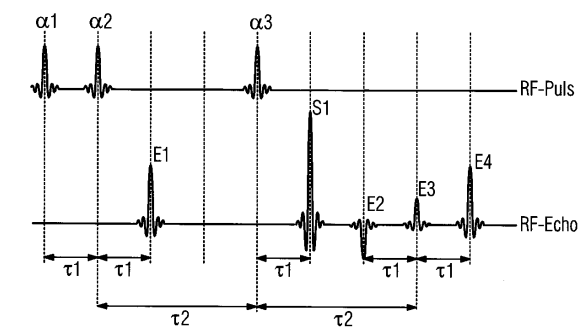
2 7	高周波増幅器
2 9	受信ユニット
3 1	画像処理ユニット
3 3	操作卓
3 5	記憶ユニット
3 7	中央計算ユニット
3 9	送信・受信切換器
4 0	D V D
1 ~ 2	R F パルス
1 , 2	時間
E 1 ~ E 4	スピンエコー
G y	スプイラーグラジエント
G z	テーブル送り方向グラジエント
N 1 ~ N 4	負のグラジエント
N 4 '	負のグラジエント
P	患者
P 1 ~ P 5	正のグラジエント
R F	R F パルス
P o s	位置
S 1	励起エコー
T r a U	送信器基準電圧

10

20

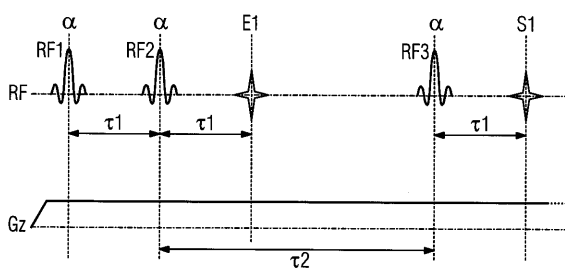
【図 1】

( 従来技術 )

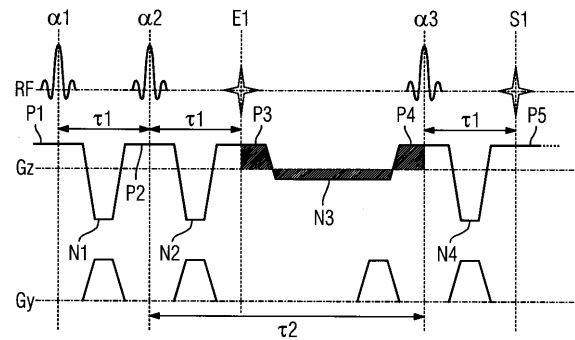


【図 2】

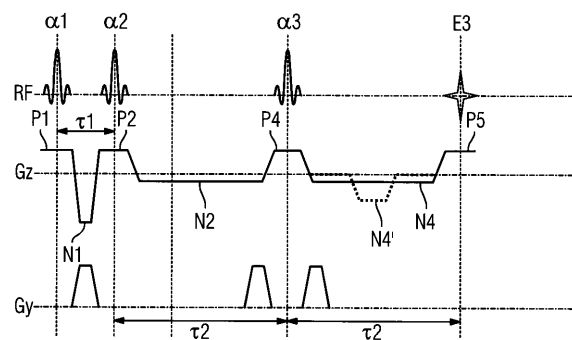
( 従来技術 )



【図 3】



【図 4】





---

フロントページの続き

(72)発明者 アルト シュテンマー

ドイツ連邦共和国 9 1 1 8 3 アーベンベルク ヘルガッセ 3

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開昭 6 2 - 2 3 6 5 3 5 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 0 9 5 6 4 6 ( J P , A )

特開平 0 9 - 2 5 3 0 6 8 ( J P , A )

特開平 0 3 - 1 9 1 9 4 7 ( J P , A )

特許第 4 6 1 0 6 1 1 ( J P , B 2 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5