

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6275148号  
(P6275148)

(45) 発行日 平成30年2月7日(2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日(2018.1.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 12 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-533721 (P2015-533721)  
 (86) (22) 出願日 平成25年9月11日(2013.9.11)  
 (65) 公表番号 特表2015-530175 (P2015-530175A)  
 (43) 公表日 平成27年10月15日(2015.10.15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/058447  
 (87) 国際公開番号 WO2014/053927  
 (87) 国際公開日 平成26年4月10日(2014.4.10)  
 審査請求日 平成28年9月8日(2016.9.8)  
 (31) 優先権主張番号 61/708,680  
 (32) 優先日 平成24年10月2日(2012.10.2)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーエー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 金属耐性MR撮像基準スキャン

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR装置の検査ボリューム内に置かれた身体の一部をMR撮像する方法であって、前記方法は、

前記身体の一部に切換え磁場勾配及びRFパルスの第1撮像シーケンスを受けさせるステップであって、前記第1撮像シーケンスは、

i) 予備期間の間に、前記身体の一部に向かって放射される少なくとも2つの予備RFパルスであって、前記2つの予備RFパルスの間にディフェーズの磁場勾配が印加される当該2つの予備RFパルスと、

ii) 時間的に前記予備期間の後の取得期間の間に、前記身体の一部に向かって放射される1つ以上の読み出しRFパルスであって、読み出し磁場勾配が後続される当該1つ以上の読み出しRFパルスと、

を含む刺激エコー・シーケンスである当該ステップと、

前記取得期間の間に、前記検査ボリューム内で異なる空間感度プロファイルを持つ少なくとも2つのRFコイルを介するパラレル信号取得により、1つ以上のFID信号及び1つ以上の刺激エコー信号を取得するステップと、

取得されたFID信号から及び/又は取得された刺激エコー信号から前記少なくとも2つのRFコイルの前記空間感度プロファイルを導出するステップと

を有する、方法。

【請求項 2】

10

20

前記 R F パルスの R F 磁場の空間分布を示す B 1 マップは、前記取得された F I D 及び刺激エコー信号から導出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記少なくとも 2 つの予備 R F パルスは、それぞれ  $45^{\circ} - 90^{\circ}$  のフリップ角を有する、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

複数の F I D 信号及び刺激エコー信号は、対応する複数の連続する読み出し R F パルスにより生成され、各読み出し R F パルスは、 $90^{\circ}$  未満のフリップ角を有する、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

主磁場の空間分布を示す B<sub>0</sub> マップは、前記取得された F I D 及び刺激エコー信号から導出される、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記 F I D 信号及び / 又は前記刺激エコー信号は、前記検査ボリューム内で、異なる空間受信感度プロファイルを持つ前記少なくとも 2 つの R F コイルを介して、及び、均一な空間感度プロファイルを持つ少なくとも 1 つのボリューム R F コイルを介して取得され、前記 R F コイルの前記空間感度プロファイルは、異なる空間感度プロファイルを持つ前記 R F コイルを介して取得された信号を、前記ボリューム R F コイルを介して取得された信号と比較することにより導出される、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 撮像シーケンスのパラメータは、前記 2 つの予備 R F パルス間の時間的な間隔が、前記刺激エコーのエコー時間と等しいように選択される、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記身体の一部に切換え磁場勾配及び R F パルスの第 2 撮像シーケンスを受けさせるステップと、

k 空間のサブサンプリングで、前記少なくとも 2 つの R F コイルを介するパラレル信号取得により M R 信号データセットを取得するステップと、

前記 M R 信号データセットから及び前記少なくとも 2 つの R F コイルの前記空間感度プロファイルから M R 画像を再構成するステップと

を更に有する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記 M R 画像は、S E N S E アルゴリズムを用いて再構成される、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記第 2 撮像シーケンスは、マルチスペクトル撮像シーケンスである、請求項 8 又は 9 に記載の方法。

【請求項 11】

検査ボリューム内に均一な定常磁場を生成する少なくとも 1 つの主磁石コイルと、前記検査ボリューム内に異なる空間方向の切換え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、前記検査ボリューム内に R F パルスを生成する少なくとも 1 つの R F コイルと、前記検査ボリュームに置かれた患者の身体の一部から M R 信号を受信するため前記検査ボリューム内で異なる空間感度プロファイルを持つ少なくとも 2 つの R F コイルと、時間的に連続する前記 R F パルス及び前記切換え磁場勾配を制御する制御ユニットと、前記受信された M R 信号から M R 画像を再構成する再構成ユニットとを有する M R 装置であって、前記 M R 装置は、

前記身体の一部に切換え磁場勾配及び R F パルスの第 1 撮像シーケンスを受けさせるステップであって、前記第 1 撮像シーケンスは、

i ) 予備期間の間に、前記身体の一部に向かって放射される少なくとも 2 つの予備 R F パルスであって、前記 2 つの予備 R F パルスの間にディフェーズの磁場勾配が印加される当

10

20

30

40

50

該 2 つの予備 R F パルスと、

i i ) 時間的に前記予備期間の後の取得期間の間に、前記身体の一部に向かって放射される 1 つ以上の読み出し R F パルスであって、読み出し磁場勾配が後続される当該 1 つ以上の読み出し R F パルスと、

を含む刺激エコー・シーケンスである当該ステップと、

前記取得期間の間に、前記少なくとも 2 つの R F コイルを介するパラレル信号取得により、1 つ以上の F I D 信号及び 1 つ以上の刺激エコー信号を取得するステップと、

前記取得された F I D 信号から及び / 又は前記取得された刺激エコー信号から前記少なくとも 2 つの R F コイルの前記空間感度プロファイルを導出するステップと

を実行する、M R 装置。

10

#### 【請求項 12】

M R 装置上で実行されるコンピュータプログラムであって、

切換え磁場勾配及び R F パルスの第 1 撮像シーケンスを生成するステップであって、前記第 1 撮像シーケンスは、

i ) 予備期間の間に生成される少なくとも 2 つの予備 R F パルスであって、前記 2 つの予備 R F パルスの間にディフェーズの磁場勾配が印加される当該 2 つの予備 R F パルスと、

i i ) 時間的に前記予備期間の後の取得期間の間に生成される 1 つ以上の読み出し R F パルスであって、読み出し磁場勾配が後続される当該 1 つ以上の読み出し R F パルスと、

を含む刺激エコー・シーケンスである当該ステップ、

前記取得期間の間に、検査ボリュームに置かれた患者の身体の一部から M R 信号を受信するため前記検査ボリューム内で異なる空間感度プロファイルを持つ少なくとも 2 つの R F コイルを介するパラレル信号取得により、1 つ以上の F I D 信号及び 1 つ以上の刺激エコー信号を取得するステップ、及び

20

前記取得された F I D 信号から及び / 又は前記取得された刺激エコー信号から前記少なくとも 2 つの R F コイルの前記空間感度プロファイルを導出するステップのための命令を有する、コンピュータプログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、磁気共鳴 (M R) 撮像の分野に関する。本発明は、身体の一部を M R 撮像する方法に関する。本発明は、M R 装置及び M R 装置上で実行されるコンピュータプログラムにも関する。

30

#### 【背景技術】

#### 【0002】

2 次元又は 3 次元の画像を形成するために、磁場と核スピンの間の相互作用を利用する画像形成 M R 法が、特に医療診断の分野において、今日広く使用されている。何故ならば、画像形成 M R 法は、軟組織の撮像において数多くの点で他の撮像法より優れており、電離放射線を必要とせず、且つ、通常、非侵襲的であるからである。

#### 【0003】

M R 法一般によれば、検査されるべき患者の身体は、強く均一な磁場 ( $B_0$  場) 内に配置され、同時に、該磁場の方向が、測定の基礎となる座標系の軸 (通常は  $z$  軸) を定める。磁場は、磁場強度及び特定のスピン特性に応じて個々の核スピンに対して異なるエネルギー準位に分ける。スピン系は、規定された周波数 (いわゆるラーモア周波数又は M R 周波数) の交流電磁場 (R F 場、 $B_1$  場とも呼ばれる) の印加によって励起 (スピン共鳴) されることができる。巨視的な視点から、個々の核スピンの分布が全体的な磁化を生成し、該磁化は、対応する  $B_1$  磁場が  $z$  軸に垂直に広がる間、上記の適切な無線周波数の電磁パルス (R F パルス) の印加によって平衡状態から偏向されることが可能であり、結果として、該磁化は  $z$  軸の周りで歳差運動を行う。歳差運動は、その開口角がフリップ角と呼ばれる円錐の表面を描く。フリップ角の大きさは、印加される電磁 R F パルスの強さと継続時間とに依存する。いわゆる  $90^\circ$  パルスの場合、スピンは  $z$  軸から横断面 (フリップ

40

50

角  $90^\circ$  ) まで偏向される。

【 0 0 0 4 】

R F パルスの終了後、磁化は元の平衡状態に戻るよう緩和し、その際、 $z$  方向の磁化が、第 1 の時定数  $T_1$  ( スピン - 格子緩和時間又は縦緩和時間 ) で再び構築され、 $z$  方向に垂直な方向の磁化は、第 2 の時定数  $T_2$  ( スピン - スピン緩和時間又は横緩和時間 ) で緩和する。磁化の変動は、 $z$  軸に垂直な方向での磁化の変動が測定されるように、MR 装置の検査ボリューム内に方向付けて配置される 1 以上の受信 R F コイルによって検出されることができる。横磁化の減衰は、例えば  $90^\circ$  パルスの印加後、同じ位相を有する規則的な状態から全ての位相角が均一に分布される ( ディフェーズ dephasing ) 状態への ( 局所的な磁場不均一性によって誘起される ) 核スピンの遷移を伴う。ディフェーズは、リフ

10

【 0 0 0 5 】

身体内の空間分解能を実現するため、3つの主軸に沿って延在する線形の磁場勾配が均一な磁場に重畳され、スピン共鳴周波数の線形な空間依存性をもたらす。その結果、受信コイルで拾われる信号は、身体内の種々異なる位置に関連付けられることが可能な異なる周波数の成分を含む。R F コイルによって得られる MR 信号データは、空間周波数ドメインに対応するものであり、 $k$  空間データと呼ばれる。 $k$  空間データは通常、十分な範囲を達成するために、異なる位相エンコーディング値で複数のラインに沿って取得される。各ラインは、多数のサンプルを取得することによって、リードアウト時にデジタル化される

20

【 0 0 0 6 】

高齢化と共にますます多くの患者が金属インプラントを担持するのに伴い、金属の存在下の軟組織の MR 撮像のニーズは高まっている。合併症の診断及び術後のフォローアップのためにこの軟組織を撮像することを可能とする金属耐性 MR 撮像が必要とされる。金属近傍の MR 撮像は一般に、画像形成に用いられる磁場を局所的に劣化させる磁化率問題によって損なわれる。診断 MR 撮像スキャンでは、金属部品の磁化率は、MR 信号のパイルアップ、信号の無効、及び他の幾何的ひずみを引き起こす。所望の周波数範囲で測定する S E M A C ( Lu 等、ISMRM 2008、p.838 ) 及び M A V R I C ( Koch 等、ISMRM 2008、p.1250 ) のようなマルチスペクトル撮像技法が、診断 MR 撮像スキャンにおける磁化率問題に対抗

30

【 0 0 0 7 】

知られているパラレル取得技法は、マルチスペクトル MR 信号取得を促進するために使用されることができる。このカテゴリにおける方法は、S E N S E ( Sensitivity Encoding、感度エンコーディング ) である。S E N S E 及び他のパラレル取得技法は、並列の複数の R F 受信コイルから得られたアンダーサンプリングされた  $k$  空間データ取得を使用する。これらの方法では、最終的に再構成された MR 画像のアンダーサンプリングのアーチファクト ( エイリアシング ) を抑制するように、複数の R F 受信コイルからの ( 複雑な ) 信号データは、複雑な重み付けで組み合わせられる。このタイプの複雑な R F コイルアレイ

40

信号コンビネーションは、時に、空間フィルタリングと呼ばれ、( S E N S E における )  $k$  空間ドメイン又は画像ドメインでの組み合わせ及びハイブリッドな方法を含む。S E N S E 撮像では、コイル感度プロファイルは、一般に低解像度の参照データから見積もられる。このコイル感度情報は、その後、直接反転アルゴリズムを用いて、画像空間におけるエイリアスな画素を “ アンラップ ( unwrap ) ” するのに使用される。

【 0 0 0 8 】

S E N S E 基準スキャンの現在の標準は、F F E ( Fast Field Echo、ファーストフィールドエコー = 小さなフリップ角励起を有するグラディエント・エコー ( gradient echo ) ) 取得プロトコルであり、これにより、磁化率の影響に非常にセンシティブになる。金属部品の磁化率が S E N S E 基準スキャンの品質を損なわせる場合、これは、S E N S E

50

展開問題及び信号ボイドを生じ、結果的に再構成されたMR画像の不十分な品質をもたらし得る。TSE (Turbo Spin Echo、ターボスピネコー = マルチ 180°リフォーカス RFパルス を有するスピネコー) を用いることで、SENSE 基準スキャンは、磁化率の影響に対してより堅牢になるように示され、これによって、不正確な SENSE 展開及び信号ボイドのような問題が低減される。しかしながら、TSE SENSE 基準スキャンは、丸 1 分以上かかり、これは、一般に 10 秒もかからない標準の FFE SENSE 基準スキャンよりも大幅に長い。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

10

前述のことから、マルチスペクトル撮像を可能とする十分に高速で、且つ、磁化率の影響に対して堅牢な改善されたパラレルMR撮像技術のニーズがあることが容易に理解される。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明によれば、MR装置の検査ボリューム内に置かれた身体の一部をMR撮像する方法が開示される。本方法は：

- 身体の一部に切換え磁場勾配及びRFパルスの第1撮像シーケンスを受けさせるステップであって、前記第1撮像シーケンスは、

- i) 予備期間の間に、身体の一部に向かって放射される少なくとも2つの予備RFパルスと、

20

- ii) 時間的に予備期間の後の取得期間の間に、身体の一部に向かって放射される1つ以上読み出しRFパルスと、

を含む刺激エコー・シーケンスである当該ステップと、

- 取得期間の間に、検査ボリューム内で異なる空間受信感度プロファイルを持つ少なくとも2つのRFコイルを介するパラレル信号取得により、1つ以上のFID信号及び1つ以上の刺激エコー信号を取得するステップと、

- 取得されたFID信号から及び/又は取得された刺激エコー信号から少なくとも2つのRFコイルの空間受信感度プロファイルを導出するステップと

を有する。

30

【0011】

一般に、刺激エコー・シーケンスは3つの(例えば60°又は90°の)RFパルスを有し、ここで、最初の2つのRFパルスは、予備パルスである。第1の予備RFパルスは、磁気共鳴を励起し、縦核磁化を横核磁化に変換する。第2の予備RFパルスは、ディフェーズした横核磁化の一部を縦軸に沿って蓄積する。90°RFパルスの場合、この一部は、ディフェーズした横磁化のほとんど半分である。第3のRFパルスは、時間的に予備期間より後である取得期間の間に印加される。第3のRFパルス(読み出しRFパルス)は、蓄積された縦核磁化を再び横核磁化に変換し、これにより、いわゆる刺激エコーを生成する。更に、該第3のRFパルスは、残存する縦磁化からFID信号を生成する。他のRFリフォーカス・エコーが、この3つのRFパルス・シーケンスによって潜在的に生成され得るが、これらはここでは関心対象ではなく、RF照射と並列に行なわれる適切な勾配切換え方式によって抑制されてもよい。

40

【0012】

本発明によれば、刺激エコーMR信号は、同じく第3のRFパルスによって生成されるFID信号と一緒に取得される。刺激エコーに基づくMR撮像は、第3のRFパルスを低フリップ角読み出しRFパルスの列で置き換えることによって加速でき、各読み出しRFパルスは、予備期間後に蓄積された縦核磁化の小さな部分のみをリフォーカスする。

【0013】

z軸に沿って磁化を蓄積するために使用される少なくとも2つの予備RFパルスは、同じ種類又は同じフリップ角のものである必要はない。しかしながら、測定データを評価す

50

るために必要な数学的扱いに関しては、同一のRFパルス及びフリップ角の選択により定式化がかなり簡単になる。

【0014】

適切なパラメータを使うことによって、本発明の刺激エコー・シーケンスは、磁化率の影響に対して堅牢になる。本発明によれば、FID信号及び刺激エコー信号の取得を備える刺激エコー・シーケンスが、SENSE基準キャンとして金属近傍のMR撮像のため使用される。本発明のシーケンスは、磁化率の影響に対して堅牢であり、数秒でRFコイル感度情報を提供する。これは、堅牢なSENSEが、高速SENSE基準スキャンを使用することでマルチスペクトルMR撮像を加速させることを可能とする。

【0015】

RF受信コイル感度情報に加えて、本発明のシーケンスは、 $B_0$ 分布及び送信 $B_1$ 分布についての情報も提供する。

【0016】

あるMR画像は、FID信号から再構成されることができ、別のMR画像は、刺激エコー信号から再構成されることができる。MR画像の再構成後、送信 $B_1$ マップは、FID及び刺激エコー信号からそれぞれ再構成された2つのMR画像のボクセルに関する強度比から導出されることができる。完全な $B_1$ マップ（受信及び/又は送信感度）を生成するためには、適切な位相エンコーディングを持つ複数のFID信号及び刺激エコー信号が取得される必要がある。

【0017】

本発明の別の好ましい実施形態によれば、身体の一部内の主磁場の空間分布を示す $B_0$ マップが、取得されたFID及び刺激エコー信号から同様に導出される。撮像シーケンスの適切なパラメータを使うことによって、FID及び刺激エコー信号のボクセルに関する強度から、 $B_1$ マップだけでなく $B_0$ マップも導出できることがわかる。 $B_1$ マップ及び $B_0$ マップが、追加の測定ステップ無しに同時に取得できることは、本発明の利点である。従って、本発明の付加的な価値として、追加のスキャン時間無しに、シーケンスの $B_0$ 分布情報は、後の診断スキャンの所望の周波数範囲の自動化決定に使用することができる。（マルチスペクトル）スキャンプロトコルは、その後、最小の所望スキャン継続時間におけるこの所望の周波数範囲を満たすように（自動的に）適合されることができる。 $B_0$ 分布は、空間的に独立しているため、必要に応じて、（マルチスペクトル）スキャンプロトコルがスライス毎に所望の周波数範囲を満たすように適合させることさえも可能である。

【0018】

本発明の好ましい実施形態によれば、FID及び刺激エコー信号は、勾配リコール・エコー信号として取得される。シーケンスのタイミングは、磁化率（及び化学シフト）により誘起される影響がFID及び刺激エコー信号の両方について本質的に等しくなるよう調整されることができる。

【0019】

本発明の更に別の好ましい実施形態によれば、提案されるアプローチは、ボリュメトリック取得のために使用されることができる。ボリュメトリックのアプリケーションでは、提案される技術のマルチスライス・バージョンが有利である。マルチスライス・バージョンでは、潜在的なスライスクロストークを避けるために、適切なスライス順序（例えば、第1ステップでは3Dスタックにおける奇数スライスの測定、次に、その後の測定ステップにおいて偶数スライスの測定）が有用であると考えられる。下記の通り、信号評価を簡単にするために、刺激エコー・シーケンスの2つの予備RFパルスは、読み出しRFパルスより広いスライス（好ましくは、2倍に増加されたスライス厚さ）を励起してもよい。これは、 $B_1$ マッピングのための信号評価における不完全なスライス・プロファイル励起に関連する問題を回避する助けとなる。

【0020】

本発明の更なる好ましい実施形態によれば、少なくとも2つの予備RFパルス各々は4

10

20

30

40

50

5° - 90° のフリップ角を有する。このように、取得される刺激エコー信号の振幅が最大化され、これは、信号対雑音比の点で有利である。

【0021】

本発明の別の好ましい実施形態によれば、複数の FID 及び刺激エコー MR 信号は、複数の連続する読み出し RF パルスにより生成され、各読み出し RF パルスは、90° 未満、好ましくは 45° 未満、最も好ましくは 30° 未満のフリップ角を有する。すでに上述したように、小さなフリップ角を有する読み出し RF パルスの列は、複数の FID 及び刺激エコー信号の高速読み出しを達成するために使用することができる。T<sub>2</sub>\* 緩和を最小にするために、できる限り短いエコー時間が使用されることができる。

【0022】

本発明の更に別の好ましい実施形態によれば、切換え磁場勾配が、2つの予備 RF パルス後、残留核磁化をなくすために、予備期間の間に付与される。

【0023】

本発明の更なる別の好ましい実施形態によれば、FID 信号及び / 又は刺激エコー信号は、検査ボリューム内で、異なる空間受信感度プロファイルを持つ少なくとも 2つの RF コイルを介して、及び、並列に又は直列に、実質的に均一な空間感度プロファイルを持つ少なくとも 1つのボリューム RF コイルを介して取得され、前記 RF コイルの空間受信感度プロファイルは、異なる空間感度プロファイルを持つ RF コイルを介して取得された信号を、ボリューム RF コイルを介して取得された信号と比較することにより導出される。例えば、本発明による信号取得は、少なくとも 2回、受信のためにボリューム RF コイルを使用する第 1の取得において、及び、異なる空間感度を持つ RF コイルを使用する第 2の取得において、繰り返されてもよい。代替的なアプローチでは、MR 信号取得に使用されるべき RF コイルは、本発明による刺激エコー読み出しの間に切換えられることができる。このように、データ・インターリーピング・プロセス (data interleaving process) が信号不一致についてもチェックする時に、モーション・アーチファクトを低減することができる。更に、受信 RF コイル感度マッピングは、本発明により、十分な RF コイルデカップリングが達成され得るという条件で、ボリューム RF コイル及び異なる受信感度プロファイル (例えばアレイ RF コイル) を持つ RF コイルを同時に使用して、1回の取得ステップで実行されることができる。

【0024】

本発明の更なる別の好ましい実施形態によれば、第 1撮像シーケンスのパラメータは、2つの予備 RF パルス間の時間的な間隔が刺激エコーのエコー時間と等しいように選択される。このタイミングスキームは、刺激エコーのスピンエコー特性を保つ。従って、主磁場の静的不均一性による空間位相変動は、スピン位相をリフォーカスすることによって十分に補償され、刺激エコー信号から RF コイルの金属耐性空間感度プロファイルを導出することを可能とする。B<sub>1</sub> マップ及び B<sub>0</sub> マップの決定は、強力な磁化率の影響が FID 信号を劣化させ得る金属部品付近を除いては、可能なままである。磁化率の影響が大きい場合、空間感度プロファイルを導出するための信号分析は、刺激エコー信号にのみ基づくべきである。金属インプラント又は強力な主磁場変化の他の源が存在しない場合、信号対雑音比を改善するために、付加的に FID 信号も、RF 受信コイル感度プロファイルを評価するのに使用できる。

【0025】

好ましい実施形態では、本発明の方法は、更に：

- 身体の一部に切換え磁場勾配及び RF パルスの第 2撮像シーケンスを受けさせるステップと、
  - k 空間のサブサンプリングで、少なくとも 2つの RF コイルを介するパラレル信号取得により MR 信号データセットを取得するステップと、
  - MR 信号データセットから及び少なくとも 2つの RF コイルの空間感度プロファイルから MR 画像を再構成するステップと
- を有する。

10

20

30

40

50

## 【0026】

本発明のこの実施形態では、例えば、SENSEアルゴリズムを使用することによって、サブサンプリングを使用する並列（すなわち加速された）撮像により取得されるMR信号データセットから及び刺激エコー取得から導出された空間感度プロファイルから最終的な（診断）MR画像が再構成される。高速撮像を可能とするために、第1撮像シーケンス（基準スキャン）の画像解像度は、第2撮像シーケンス（診断スキャン）の画像解像度よりも低くなるように選択されることができる。基準スキャンは、診断スキャンの前又は後に実行されてもよい。

## 【0027】

本発明の別の好ましい実施形態によれば、第2撮像シーケンスは、マルチスペクトル撮像シーケンスである。SEMAC及びMAVRICのような上記のマルチスペクトル撮像技法が、金属部品近傍のMR撮像を可能とするために使用されることができる。スキャン継続時間は、SENSEを刺激エコー基準スキャンと組み合わせて使用することによって合理的な限度内に収めることができ、該刺激エコー基準スキャンは、本発明によれば、高速で磁化率の影響に対して堅牢である。

## 【0028】

これまで説明された本発明の方法は、検査ボリューム内に均一な定常磁場を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、検査ボリューム内に異なる空間方向の切換え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、検査ボリューム内にRFパルスを生成し及び/又は検査ボリューム内に位置付けられた患者の体からのMR信号を受信する少なくとも1つのRFコイルと、時間的に連続するRFパルス及び切換え磁場勾配を制御する制御ユニットと、受信されたMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニットと、を含むMR装置によって実行されることができる。本発明の方法は、好ましくは、MR装置の再構成ユニット及び/又は制御ユニットの、対応するプログラミングによって実現される。

## 【0029】

本発明の方法は、現在の臨床用の大抵のMR装置上で有利に実行されることができる。この目的のためには、本発明の上述の方法ステップを実行するようにMR装置を制御するコンピュータプログラムを使用することが必要であるに過ぎない。コンピュータプログラムは、データキャリア上に存在するか、MR装置の制御ユニットへのインストールのためにダウンロードされるようにデータネットワーク内に存在するかの何れであってもよい。

## 【0030】

添付の図面は、本発明の好ましい実施形態を開示するものである。しかしながら、図面は、単に例示目的で作成されたものであり、本発明の限定を規定するものとして作成されたものではないことを理解されたい。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0031】

【図1】図1は、本発明の方法を実行するためのMR装置を模式的に示す。

【図2】図2は、本発明による第1撮像シーケンスを例示する図を示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0032】

図1を参照するに、MR装置1が示されている。本装置は、超電導又は抵抗性の主磁石コイル2を有し、これにより、実質的に均一で時間的に一定の主磁場 $B_0$ が検査ボリュームを通してz軸に沿って作り出される。本装置は更に、一組（1次、2次、そして、適用可能な場合に3次）のシミングコイル2'を有し、該組2'の個々のシミングコイルを流れる電流は、検査ボリューム内の $B_0$ 偏差を最小化する目的で制御可能である。

## 【0033】

MR撮像を行うため、磁気共鳴生成及び操作システムは、一連のRFパルス及び切換え式の磁場勾配を印加して、核磁気スピンを反転あるいは励起し、磁気共鳴を誘起し、磁気共鳴をリフォーカスし、磁気共鳴を操作し、磁気共鳴を空間的あるいは他の手法でエンコードし、スピンを飽和させ等する。



## 【 0 0 3 4 】

より具体的には、勾配パルス増幅器 3 は、検査ボリュームの x 軸、y 軸、及び z 軸に沿った全身勾配コイル 4、5 及び 6 のうちの選択されたものに電流パルスを与える。デジタル R F 送信器 7 は、R F パルスを検査ボリュームの中へ送るために送 / 受スイッチ 8 を介してボディ R F コイル 9 に R F パルス又はパルスパケットを送る。典型的な M R 撮像シーケンスは、互いに共に得られる短期間の R F パルスセグメント群のパケットからなり、任意の印加磁場勾配が、選択された核磁気共鳴の操作を達成する。R F パルスは、共鳴を飽和させ、共鳴を励起し、磁化を反転し、共鳴をリフォーカスし、又は共鳴を操作し、そして検査ボリューム内に位置する身体 1 0 の一部を選択するために使用される。

## 【 0 0 3 5 】

10

パラレルイメージングによる身体 1 0 の領域の M R 画像の生成のため、一組の局所アレイ R F コイル 1 1、1 2、1 3 が、撮像のために選択された領域に近接して配置される。アレイ R F コイル 1 1、1 2、1 3 は、ボディコイル R F 送信によって誘起された M R 信号を受信するために使用されることができる。

## 【 0 0 3 6 】

結果として得られる M R 信号は、ボディ R F コイル 9 によって、及び / 又はアレイ R F コイル 1 1、1 2、1 3 によって捕捉され、好ましくは前置増幅器（不図示）を含む受信器 1 4 によって復調される。受信器 1 4 は、送 / 受スイッチ 8 を介して R F コイル 9、1 1、1 2、及び 1 3 に接続される。

## 【 0 0 3 7 】

20

例えばエコープラナーイメージング（EPI）、エコーボリュームイメージング、勾配及びスピンエコーイメージング、高速スピンエコーイメージングなどの複数の M R 撮像シーケンスのうちの何れかを生成するように、ホストコンピュータ 1 5 は、勾配パルス増幅器 3 及び送信器 7 だけでなく、シミングコイル 2 ' を流れる電流も制御する。選択されたシーケンスで、受信器 1 4 は、各 R F 励起パルスに続いて素早く続く単一又は複数の M R データラインを受信する。データ取得システム 1 6 は、受信信号のアナログ - デジタル変換を実行し、各 M R データラインを更なる処理に適したデジタルフォーマットに変換する。最新の M R 装置では、データ取得システム 1 6 は、生の画像データの取得に特化した別体のコンピュータである。

## 【 0 0 3 8 】

30

最終的には、デジタルの生の画像データは、例えば S E N S E などの適切な再構成アルゴリズムを適用する再構成プロセッサ 1 7 によって、画像表現へと再構成される。M R 画像は、患者を通る 1 つの平面スライス、平行な複数の平面スライスの配列、3 次元ボリューム、又はこれらに類するものを表現し得る。その後、画像は画像メモリに格納され、そこで画像は、画像表現のスライス、投影、又は他の部分を視覚化、例えば、結果として得られた M R 画像の人が読み取り可能な表示を提供するビデオモニタ 1 8 を介する視覚化に適したフォーマットに変換するためにアクセスされ得る。

## 【 0 0 3 9 】

図 2 は、S E N S E 基準スキャンとして適用される本発明による第 1 撮像シーケンスを例示する模式的な図を示す。表現される撮像シーケンスは、予備期間 2 1 及び取得期間 2 2 に細分化される刺激エコー・シーケンスである。フリップ角  $\theta$  を有する 2 つの予備 R F パルスが、予備期間 2 1 の間に印加される。2 つの予備 R F パルスは、時間間隔  $T_E$  だけ離間している。ディフェーズの磁場勾配  $G_{mc2}$  が、2 つの予備 R F パルスの間に印加される。フリップ角  $\theta$  を有する読み出し R F パルスのシーケンスが、時間的に予備期間 2 1 の後の取得期間 2 2 の間に生成される。F I D 信号  $I_1$  及び刺激エコー信号  $I_2$  が、各読み出しパルスの後に勾配リコール・エコーとして取得される。

## 【 0 0 4 0 】

40

予備・シーケンス 2 1 の直後に、縦磁化は、  
[ 式 1 ]

$$M_{z1} = \cos^2(\alpha) \cdot M_0$$

$$M_{z2} = \frac{1}{2} \sin^2(\alpha) \cdot M_0$$

によって与えられ、ここで、 $M_{z1}$  及び  $M_{z2}$  は、それぞれ、準備されていない（すなわち同位相（in-phase）の）縦磁化及び刺激されエコー準備された（すなわちデフーズされた（de-phased））縦磁化を表す。本発明によれば、 $M_{z1}$  から生成される FID 信号  $I_1$  及び各  $M_{z2}$  から生成される刺激エコー信号  $I_2$  は共に、それぞれ、 $T_{E1}$  及び  $T_{E1} + T$  の異なる時点で取得される。2つのエコー  $I_1$  と  $I_2$  との間の遅延  $T$  は、  
[ 式 2 ]

$$\Delta T = A_{mc2} / G_m$$

の関係式によって決定され、ここで、 $A_{mc2}$  は、デフーズ勾配  $G_{mc2}$  の勾配 - 時間面積を示し、 $G_m$  は、読みだされた磁場勾配の強さを表す。

【 0 0 4 1 】

本発明によれば、タイミングスキーム  $T_E = T_{E1} + T$  を用いることができ、これは、刺激エコーのスピネコー特性を十分に保つ。従って、主磁場  $B_0$  の静的不均一性が、十分にリフォーカスされ、刺激エコー信号  $I_2$  から導出される金属耐性 SENSE 基準スキャンを可能とする。

【 0 0 4 2 】

第 1 撮像シーケンスによる MR 信号取得が、ボディ RF コイル 9 を受信に用いる第 1 の取得及びアレイ RF コイル 11、12、13 を用いる第 2 の取得において少なくとも 2 回繰り返される場合、受信 RF コイル感度プロファイルを導出することができる。強い磁化率の影響があるケースでは、対応する信号解析は、刺激エコー信号  $I_2$  にのみ基づくべきである。

【 0 0 4 3 】

刺激エコー・予備 RF パルスの（未知の）フリップ角（及びよって用いられた送信コイルの送信  $B_1$  マップ）は、

[ 式 3 ]

$$\alpha = \arctan \sqrt{2|I_2/I_1|}$$

に従って取得されたエコー信号の比から得ることができる。

【 0 0 4 4 】

刺激エコー信号  $I_2$  のミラーされた位相は更に、 $B_0$  位相マップ：

[ 式 4 ]

$$\phi_{B_0} = \arg(I_1 \cdot I_2^*)$$

を導出するために用いられてもよい。

【 0 0 4 5 】

SENSE 基準スキャンとしての第 1 撮像シーケンスの付与後、第 2 撮像シーケンス（

10

20

30

40

50

不図示)が、診断スキャンとしてk空間のサブ-サンプリングで実行される。対応する診断MR画像は、その後、SENSEアルゴリズムを用いることにより、診断スキャン中に取得されたMR信号データセットから及び基準スキャンの刺激エコー取得から導出された空間感度プロファイルから再構成される。第2撮像シーケンスは、金属部品付近のMR画像品質を向上させるために、マルチスペクトル撮像シーケンスであり得る。マルチスペクトル撮像シーケンスは、一般に長いスキャン継続時間と関係があるが、スキャン継続時間は、SENSEパラレル撮像を、高速で磁化率の影響に対して堅牢な刺激エコー基準スキャンと組み合わせて使用することにより、合理的な限度内に収められる。

【0046】

本発明の前述の技術は、限定されないがコバルト-クロム、チタン、ステンレス鋼、酸化ジルコニウムの部品でもよい金属付近のMR撮像の適用性を改善する。応用領域は、例えば、以下のケースの診断を含む：

10

感染症を含む術後合併症、例えば膝、腰、肋骨、足首などのための整形外科インプラント、又は、腫瘍骨再建、固定用プレート、ねじ、ステント、若しくはMR対応埋め込み電極などを含み得る金属オブジェクトの存在における周囲の軟組織の健全性の評価。術後の感染症を含む合併症の評価、例えば膝、臀部、肋骨、くるぶしのための整形外科用インプラント、又は腫瘍骨再建金属物の存在下で取り囲む軟組織の完全性。

【0047】

- ・超常磁性剤(例えば鉄配列(iron disposition))の付与。
- ・例えば手術、外傷、金属処理産業の職務等の結果生じる弾丸や弾片の存在における診断撮像。

20

本発明の方法の療法アプリケーションは、介入器具の周りでの撮像を含み、例えば、

- ・小線源療法のために埋め込まれたシード
- ・生検または脳深部刺激のための針追跡
- ・磁化率アーチファクトが、品質、よってMR画像の価値を制限する他のエリアの撮像を含む。

【図 1】

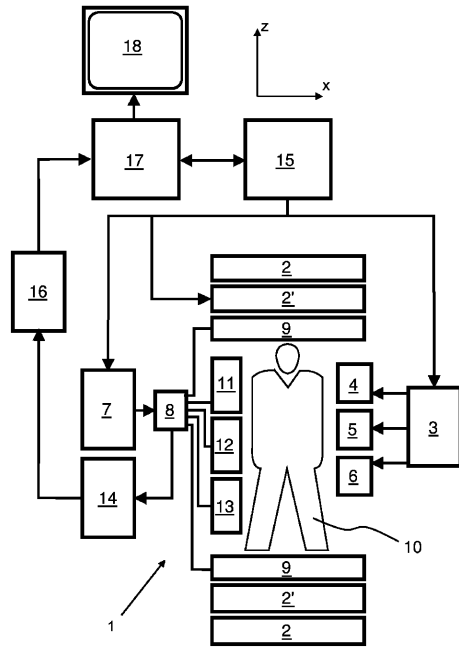


Fig. 1

【図 2】

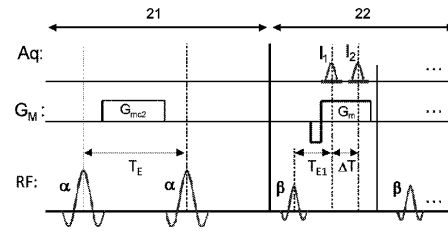


Fig. 2

## フロントページの続き

- (72)発明者 ネルケ ケイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ベルナート ペーター  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 デン ハルダー ヨハン ミハエル  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5
- (72)発明者 ロザイン トーマス ヘンドリック  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

審査官 姫島 あや乃

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 1 2 / 1 2 3 8 3 0 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 0 6 - 0 7 5 3 7 5 ( J P , A )  
Kay Nehrke ,et al , DREAM - A Novel Approach for Robust, Ultra-Fast, Multi-Slice B1 Map  
ping , P r o c e e d i n g s o f I n t e r n a t i o n a l S o c i e t y f o r  
M a g n e t i c R e s o n a n c e i n M e d i c i n e ( 2 0 1 2 年 ) , 2 0 1 2  
年 5 月 , #605

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