

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6416413号
(P6416413)

(45) 発行日 平成30年10月31日(2018.10.31)

(24) 登録日 平成30年10月12日(2018.10.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/055 3 1 2

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2017-549592 (P2017-549592)
 (86) (22) 出願日 平成27年12月11日 (2015.12.11)
 (65) 公表番号 特表2017-537763 (P2017-537763A)
 (43) 公表日 平成29年12月21日 (2017.12.21)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2015/079333
 (87) 國際公開番号 WO2016/096623
 (87) 國際公開日 平成28年6月23日 (2016.6.23)
 審査請求日 平成30年6月27日 (2018.6.27)
 (31) 優先権主張番号 14197935.1
 (32) 優先日 平成26年12月15日 (2014.12.15)
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

早期審査対象出願

(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 アーネー 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 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】MRイメージング方法、MRデバイス及びコンピュータ・プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MRデバイスの検査空間に配置される対象のMRイメージングのための方法であって：

- RFパルス及び切り替えられる傾斜磁場のイメージング・シーケンスに前記対象を委ねるステップであって、イメージング・シーケンスは、複数の反復的に適用される取得ブロックを含む定常状態シーケンスであり、各々の取得ブロックは連続的に続く2つのユニットを含み、

i) 第1ユニットは、前記対象の方へ放射される励起RFパルスで始まり、前記第1ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍であり、及び

ii) 第2ユニットは、前記対象の方へ放射されるリフォーカシングRFパルスで始まり、読み出し傾斜磁場と位相エンコーディング傾斜磁場とを含み、前記第2ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍である、ステップ；

- 反復的に適用される前記取得ブロックのシーケンスの中で、1つ以上の位相エンコードされたスピニ・エコー信号を取得するステップであって、少なくとも1つのスピニ・エコー信号は、前記第1又は第2ユニットの何れかにおいて、前記リフォーカシングRFパルスの後の前記時間インターバルTの整数倍、及び、前記第1若しくは第2ユニットの終了前の又は前記第1若しくは第2ユニットで取得される次のエコー信号の前の前記時間インターバルTの整数倍において取得される、ステップ；及び

- 取得されたスピニ・エコー信号から1つ以上のMR画像を再構築するステップ；
 を有する方法。

10

20

【請求項 2】

前記第1ユニットは読み出し傾斜磁場も含み、前記第1及び第2ユニットの最中に印加される傾斜磁場の時間積分は、前記スピン・エコー信号を生成するように互いに対応している、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

少なくとも1つの傾斜方向における前記傾斜磁場の時間積分は、前記取得ブロックの時間インターバルTの各々に対して同じである、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項 4】

前記傾斜磁場の時間積分は、位相エンコーディング方向を除いて各々の傾斜方向について独立に、前記取得ブロックの時間インターバルTの各々に対して同じである、請求項3に記載の方法。 10

【請求項 5】

励起及びリフォーカシングRFパルスは、それぞれ、 20° ないし 90° のうちのフリップ角、好ましくは 50° のフリップ角を有する、請求項1ないし4のうち何れか一項に記載の方法。

【請求項 6】

励起RFパルス及びリフォーカシングRFパルスの間の位相差は、少なくとも 30° 、好ましくは 50° である、請求項1ないし5のうち何れか一項に記載の方法。

【請求項 7】

少なくとも2つのスピン・エコー信号が前記第2ユニットの最中に取得される、請求項1ないし6のうちの何れか1項に記載の方法。 20

【請求項 8】

前記第1ユニットは、切り替えられる読み出し傾斜磁場を更に含み、傾斜エコー信号は前記第1ユニットの最中に取得される、請求項1ないし7のうちの何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記励起RFパルス及びリフォーカシングRFパルスのフリップ角及び/又は位相は、取得ブロックのシーケンスにおいて変化させられる、請求項1ないし8のうちの何れか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記イメージング・シーケンスの反復時間、すなわち、前記第1ユニットと前記第2ユニットとの合計時間である1つの取得ブロックの持続時間は、100ms未満、好ましくは20ms未満である、請求項1ないし9のうちの何れか一項に記載の方法。 30

【請求項 11】

検査空間内に一様で定常的な磁場を生成するための少なくとも1つのメイン磁石コイルと、前記検査空間内で様々な空間方向に切り替えられる傾斜磁場を生成するための複数の傾斜コイルと、前記検査空間内でRFパルスを生成し、及び/又は、前記検査空間内に配置される対象からMR信号を受信するための少なくとも1つのRFコイルと、時間的に連続するRFパルス及び切り替えられる傾斜磁場を制御する制御部と、受信したMR信号からMR画像を再構築する再構築部とを有するMRデバイスであって： 40

- RFパルス及び切り替えられる傾斜磁場のイメージング・シーケンスに前記対象を委ねるステップであって、イメージング・シーケンスは、反復的に適用される複数の取得ブロックを含む定常状態シーケンスであり、各々の取得ブロックは連続的に続く2つのユニットを含み、

i) 第1ユニットは、前記対象の方へ放射される励起RFパルスで始まり、前記第1ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍であり、及び

ii) 第2ユニットは、前記対象の方へ放射されるリフォーカシングRFパルスで始まり、読み出し傾斜磁場と位相エンコーディング傾斜磁場とを含み、前記第2ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍である、ステップ；

- 反復的に適用される前記取得ブロックのシーケンスの中で、1つ以上の位相エンコ

10

20

30

40

50

ードされたスピン・エコー信号を取得するステップであって、少なくとも1つのスピン・エコー信号は、前記第1又は第2ユニットの何れかにおいて、前記リフォーカシングRFパルスの後の前記時間インターバルTの整数倍、及び、前記第1若しくは第2ユニットの終了前又は前記第1若しくは第2ユニットで取得される次のエコー信号の前の前記時間インターバルTの整数倍において取得される、ステップ；及び

- 取得されたスピン・エコー信号から1つ以上のMR画像を再構築するステップ；
を実行するように構成されるMRデバイス。

【請求項 1 2】

MRデバイス上で動作するコンピュータ・プログラムであって：

- RFパルス及び切り替えられる傾斜磁場のイメージング・シーケンスを生成するステップであって、イメージング・シーケンスは、反復的に適用される複数の取得ブロックを含む定常状態シーケンスであり、各々の取得ブロックは連続的に続く2つのユニットを含み、

i) 第1ユニットは、対象の方へ放射される励起RFパルスで始まり、前記第1ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍であり、及び

ii) 第2ユニットは、前記対象の方へ放射されるリフォーカシングRFパルスで始まり、読み出し傾斜磁場と位相エンコーディング傾斜磁場とを含み、前記第2ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍である、ステップ；

- 反復的に適用される取得ブロックのシーケンスの中で、1つ以上の位相エンコードされたスピン・エコー信号を取得するステップであって、少なくとも1つのスピン・エコー信号は、前記第1又は第2ユニットの何れかにおいて、前記リフォーカシングRFパルスの後の前記時間インターバルTの整数倍、及び、前記第1若しくは第2ユニットの終了前又は前記第1若しくは第2ユニットで取得される次のエコー信号の前の前記時間インターバルTの整数倍において取得される、ステップ；及び

- 取得されたスpin・エコー信号から1つ以上のMR画像を再構築するステップ；
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(MR)イメージングの分野に関連する。本発明は対象についてのMR撮像方法に関する。本発明は、MRデバイス、及び、MRデバイスで動作するコンピュータ・プログラム等にも関連する。

【背景技術】

【0002】

磁場と核スピンとの間の相互作用を利用して二次元又は三次元画像を形成する画像形成MR法は、現在、幅広く使用されており、特に医療診断の分野で使用されており、その理由は、画像形成MR法は、柔らかい組織の撮像に関して多くの点で他の撮像方法より優れていること、イオン化放射を要しないこと、及び、通常は侵襲的ではないこと等の理由による。

【0003】

MR法では、一般に、検査される患者の身体が強い一様な磁場(B_0 フィールド)の中に配置され、配置と同時にその磁場の方向は、測定が基礎とする座標系の軸(通常的には、z軸)を規定する。磁場は、磁場強度に依存して、個々の核スピンについての様々なエネルギー・レベルをもたらす。これらのエネルギー・レベル間の遷移は、(いわゆるラーモア周波数又はMR周波数である)所定の周波数で振動する電磁場(RFフィールド、 B_1 フィールドとも言及される)を印加することで、励起(スピン共鳴)させることが可能である。巨視的な観点からは、個々の核スピンの分布が全体的な磁化をもたらし、全体的な磁化は、磁場をz軸に垂直方向に延ばす一方で、適切な周波数の電磁パルス(RFパルス)を印加することにより、平衡状態から逸脱させることが可能であり、それにより、磁化はz軸の周りに歳差運動を行う。歳差運動は円錐表面を規定し、その円錐の開口角は、フリップ角と言及される

10

20

30

40

50

。フリップ角の大きさは、印加される電磁パルスの強度及び持続時間に依存する。例えば、いわゆる90度パルスの場合、スピニはz軸から横断平面(the transverse plane)へ偏向させられる(この場合、フリップ角は90°である)。

【0004】

RFパルスの終了後、磁化は元の平衡状態に戻り、その場合、z方向の磁化が第1時定数T₁(スピニ格子又は緩緩和時間)で再び構築され、z軸に垂直な方向の磁化は第2時定数T₂(スピニ-スピニ又はトランスバース緩緩和時間)で緩和する(又は戻る)。磁化の変動は1つ以上の受信RFコイルにより検出されることが可能であり、受信RFコイルは、MRデバイスの検査空間の中で、磁化の変動がz軸に垂直な方向で測定されるような仕方で配置及び仕向けられている。トランスバース磁化の減衰は、例えば90°パルスの印加後、同位相で整列した状態から、全ての位相角が均一に分散されている状態への、(ローカルな磁場の不均一性により誘発される)核スピニの遷移(ディフェージング(dephasing))により達成される。ディフェージングは、リフォーカシング・パルス(例えば、180°パルス)により保証されることが可能である。これは、受信コイルにエコー信号(スピニ・エコー)をもたらす。

【0005】

身体内の空間解像度をもたらすために、3つの主軸に沿って延びる線形な傾斜磁場が、一様な磁場に重ね合わせられ、スピニ共鳴周波数の線形な空間依存性をもたらす。従って、受信コイルでピックアップされる信号は、身体内の様々な場所に関連付けることが可能な様々な周波数成分を含む。RFコイルにより取得されるMR信号データは、空間周波数ドメインに対応し、k - 空間データと呼ばれる。k - 空間データは、通常、様々な位相エンコーディングにより取得される複数のラインを含む。各々のラインは、多数のサンプルを収集することによりディジタル化される。一群のk - 空間データは、フーリエ変換により、MR画像に変換される。

【0006】

(例えば、不均一な組織環境の中、又は、空気/組織の界面の近辺のような)メイン磁場の大きな不均一性が存在する状況におけるMRイメージングは、好ましくは、スピニ・エコー・タイプのイメージング・シーケンスにより実行される。これは、グラジエント・エコー・シーケンスと比較して、磁場の不均一性から生じる信号損失に対して低感度である。一方、より短いスキャン時間及びより高い信号対雑音比(SNRs)等のような実際上の考察は、高速グラジエント・シーケンス(高速フィールド・エコー又はFFEシーケンスとも言及される)を利用することを、非常に魅力的にする。これらのシーケンスは、位相エンコーディングが変更される間に非常に速やかに1つの基本取得ブロック(シーケンスの繰り返し時間TRを決定する持続時間)を反復する。更に、磁場を生成するハードウェアの最近の改良により、非常に短い繰り返し時間の高速FFEシーケンス(TR< T2)及び1-TRを超える完全にバランスのとれた傾斜が、臨床用途で非常に普及している。これらのシーケンスは、bSSFP(fully balanced steady-state free precession)シーケンスとして一般に知られている。しかしながら、これらのシーケンスは、磁場の不均一性に対して非常に敏感である。その結果の画像は、メイン磁場の不均一性が存在する場合におけるボクセル内ディフェージングに起因するバンディング・アーチファクト(banding artifacts)又は信号損失を示す。

【0007】

スピニ・エコー・タイプのイメージング・シーケンスは、フィールド・エコー・シーケンスより遅く、その理由は、スピニ・エコー・シーケンスが速やかには反復できないからである。一方、スピニ・エコー・イメージングはそれでも必要とされ幅広く使用されており、その理由は、メイン磁場の不均一性に対して耐性があるという利点を有するからである。米国特許第6239597号は、T₂ - 強調画像を速やかに取得する磁気共鳴撮像方法に関する。この目的のため、既知の取得シーケンスは、定常状態の磁化を維持する一定の又は可変のフリップ角の連続的なRFパルスを有する。データ取得期間は、第1パルスの後及び次のRFパルスの前にそれぞれ等しい量だけオフセットされた中心を有するように配置される。これはT₁/T₂重み付けの比率を制御する。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】**【0008】**

【特許文献1】米国特許第6239597号

【発明の概要】**【0009】**

上記のことから、スピニ・エコーに基づく改善されたMRイメージング技術に対するニーズが存在することは容易に理解される。

【0010】

本発明によれば、MRデバイスの検査空間に配置される対象(object)のMRイメージングのための方法が開示される。本方法は：

- RFパルス及び切り替えられる傾斜磁場のイメージング・シーケンスに前記対象を委ねるステップであって、イメージング・シーケンスは、複数の反復的に適用される取得ブロックを含む定常状態シーケンスであり、各々の取得ブロックは連続的に続く2つのユニットを含み、

i) 第1ユニットは、前記対象の方へ放射される励起RFパルスで始まり、前記第1ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍であり、及び

ii) 第2ユニットは、前記対象の方へ放射されるリフォーカシングRFパルスで始まり、読み出し傾斜磁場と位相エンコーディング傾斜磁場とを含み、前記第2ユニットの持続時間は所与の時間インターバルTの整数倍である、ステップ；

- 取得ブロックのシーケンスの中で、1つ以上の位相エンコードされたスピニ・エコー信号を取得するステップであって、少なくとも1つのスピニ・エコー信号は、前記第1又は第2ユニットの何れかにおいて、前記リフォーカシングの後の前記時間インターバルTの整数倍、及び、前記第1若しくは第2ユニットの終了前の又は前記第1若しくは第2ユニットで取得される次のエコー信号の前の前記時間インターバルTの整数倍において取得される、ステップ；及び

- 取得されたスピニ・エコー信号から1つ以上のMR画像を再構築するステップ；
を有する方法である。

【0011】

本発明によるイメージング・シーケンスは、第1及び第2ユニットという2つの構築ユニットから構成され、それら2つのユニットは交互に適用される。連続的に続けて、すなわち2つのユニット間の間に時間遅延なしに適用される第1及び第2ユニットを組み合わせることで、1つの取得ブロックを構成する。イメージング・シーケンスは、イメージング・シーケンスは、この基本取得ブロックを(例えば、20ms未満の繰り返し時間で)迅速に繰り返しながら、位相エンコーディングは、必要なk-空間サンプリングに従って変えられる。各々のユニットは、個々のイメージング・スライス(又はボリューム)の磁化を励起/リフォーカスする1つのRFパルスを含む。第1及び第2ユニットの持続時間は、それぞれ、イメージング・シーケンスの所与の時間インターバルTの整数個分である。反復時間は、双方のユニットを組み合わせた持続時間である。

【0012】

スピニ・エコー信号を生成するために、第1及び第2ユニットの最中にそれぞれ横磁化(transverse magnetization)のディフェージング及びリフェージングを引き起こす傾斜磁場の時間積分は、リフォーカシングを達成するように互いに対応していかなければならない。励起及びリフォーカシングRFパルスに関連する自由誘導減衰信号(FIDs)を抑制するためには、追加的な傾斜磁場(「クラスタ傾斜(crusher gradients)」)が印加されてもよい。傾斜磁場の時間積分は、取得ブロック各々のインターバルTに対して同一であるべきである。これは、典型的には完全にバランスがとれた状態で印加される位相エンコーディング傾斜磁場を除いて(3つ)全ての空間方向で独立に印加される傾斜磁場に対して当てはまる。

【0013】

提案されるイメージング・シーケンスは、メイン磁場の不均一性に本質的に敏感でないスピニ・エコー・シーケンスである。しかしながら、従来のスピニ・エコー・シーケンス

10

20

30

40

50

とは異なり、本発明によるものは、(100ms未満、典型的には20ms未満の)高速な反復による高速撮像に使用されることが可能であるような定常状態シーケンスである。これは、本発明による技術を、特に、3Dイメージングのためだけでなくダイナミック・イメージングのためにも有用であるようにする。

【0014】

本発明における意味の範囲内では、「定常状態(steadystate)」という用語は、核磁化の(横及び縦の)両方の成分についてゼロでない定常状態が生じることを意味する。イメージング・シーケンスの反復時間は、撮像される対象の T_1 及び T_2 時間の双方よりも短い。磁化は完全には減衰しない。イメージング・シーケンスのRFパルス及び切り替えられる傾斜磁場は、無限の反復にわたって磁化の定常状態を維持する。

10

【0015】

好ましい実施形態では、励起及びリフォーカシングRFパルスはそれぞれ 20° ないし 90° のフリップ角を有し、好ましくは 50° のフリップ角を有する一方、励起RFパルス及びリフォーカシングRFパルスの間の位相差は少なくとも 30° 、好ましくは 50° である。これらのパラメータとともに、取得される спин・エコー信号の振幅、すなわちSNRは最大化されることが可能である。従来のスピニ・エコー・イメージングを上回る発明方法の利点は、イメージング・シーケンスが、大きなフリップ角のRFパルス(例えば、ターボ・スピニ・エコー・シーケンスでは 90° / 180° の組み合わせ)を必要としないことである。これは、被検体へのRFエネルギーの蓄積を著しく減らす。特に、取得ブロックのシーケンス(21)の中で1つ以上の位相エンコードされたスピニ・エコー信号(31, 32)を取得することは、少なくとも1つのスピニ・エコー信号が、第1又は第2ユニットの何れかにおいて、リフォーカシングの後の時間インターバルTの整数倍、及び、第1若しくは第2ユニットの終了前の又は第1若しくは第2ユニットで取得される次のエコー信号の前の時間インターバルTの整数倍において取得されるように、実行される。

20

【0016】

本発明の更に好ましい実施形態では、少なくとも2つのスピニ・エコー信号が第2ユニットの間に取得される。第1及び第2ユニットの比率を適宜選択することで、発明方法により、2つ以上のスピニ・エコーが生成されることが可能である。例えば、1:3又は2:3という第1及び第2ユニットの持続時間の比率を選択することにより、第2ユニットの各々の間に2つのスピニ・エコーを生成することが可能である。エコー信号の異なる「ファミリ(families)」は、対象の磁化の特性(T_1, T_2)に異なる仕方で依存する。従って、結果のMR画像は異なるコントラスト特性を有することになる。これは、定量的な T_1/T_2 マップを導出するために使用されてもよい。

30

【0017】

更に別の好ましい実施形態では、第1ユニットがスイッチングされる読み出し傾斜磁場を含み、傾斜エコー信号が第1ユニットの間に取得される。第1ユニットの間の適切な傾斜スイッチングは、傾斜及びスピニ・エコー信号の組み合わせ取得を可能にする。異なるコントラストを有するMR画像は、傾斜及びスピニ・エコー信号からそれぞれ再構築される。

【0018】

更に別の好ましい実施形態では、励起及びリフォーカシングRFパルスのフリップ角が、取得ブロックのシーケンスの中で変えられる。RFパルスのフリップ角及び/又は位相の組み合わせが異なる取得ブロックが、イメージング・シーケンスにおいて組み合わせられる。フリップ角の異なる組み合わせに属するMR画像は、取得されたスピニ・エコー信号から再構築される。これは、例えば、個々のイメージング・タスクに対する最適化されたシーケンス・パラメータを設定するためのパラメータ・マッピングに使用されてよい。

40

【0019】

上記の本発明による方法はMRデバイスを利用して実現されることが可能であり、MRデバイスは、検査空間内に一様で定常的な磁場を生成するための少なくとも1つのメイン磁石コイルと、検査空間内で様々な空間方向に切り替えられる傾斜磁場を生成するための複数の傾斜コイルと、検査空間内でRFパルスを生成し、及び/又は、検査空間内に配置される

50

患者の身体からMR信号を受信するための少なくとも1つのRFコイルと、時間的に連続するRFパルス及び切り替えられる傾斜磁場を制御する制御部と、受信したMR信号からMR画像を再構築する再構築部とを有する。本発明による方法は、好ましくは、MRデバイスの再構築部及び/又は制御部の対応するプログラミングにより実現される。

【0020】

本発明による方法は、有利なことに、現在の臨床用途における多くのMRデバイスで実行されることが可能である。このため、本発明による上記の方法を実行するようにMRデバイスを制御するコンピュータ・プログラムを必要とするに過ぎない。コンピュータ・プログラムは、データ・キャリアに存在してもよいし、或いは、MRデバイスの制御部の初期化の際にダウンロードされるようにデータ・ネットワークに存在してもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

添付図面は本発明の好ましい形態を示す。しかしながら、図面は、説明を目的として作成されているに過ぎず、本発明の限定を規定するものとして作成されてはいない点が、理解されるべきである。

【図1】本発明による方法を実行するMRデバイスを概略的に示す図。

【図2】本発明によるイメージング・シーケンスを示す図。

【図3】2つのスピニ・エコーが1つの取得ブロックの中で生じている本発明による一形態を概略的に示す図。

【図4】3つのスピニ・エコーが1つの取得ブロックの中で生じている本発明による一形態を概略的に示す図。

20

【図5】1つのグラジエント・エコー及び2つのスピニ・エコーが1つの取得ブロックの中で生じている本発明による一形態を概略的に示す図。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図1を参照すると、MRデバイス1が示されている。デバイスは、超電導性の又は抵抗性のメイン磁石コイル2を有し、それにより、実質的に一様で時間的に一定のメイン磁場 B_0 が、検査空間を通るz軸に沿って生成される。デバイスは、(第1次、第2次及び適用可能な場合には第3次の)一群のシミング・コイル(shimming coils)2'を有し、この場合において、一群のシミング・コイル2'の各々を流れる電流は、検査空間内の B_0 の逸脱を最小限にすることによって制御されることが可能である。

30

【0023】

磁気共鳴発生及び操作システムは、一連のRFパルス及びスイッチングされる傾斜磁場を印加し、核磁気スピニを反転又は励起し、磁気共鳴を誘発し、磁気共鳴を再フォーカスし、磁気共鳴を操作し、そして、磁気共鳴、飽和スピニなどを空間的その他の仕方でエンコードし、MR撮像を実行する。

【0024】

より具体的には、傾斜パルス増幅器3は、検査空間のx、y及びz軸に沿って全身コイル4、5及び6のうちの選択された何れかに、電流パルスを印加する。デジタルRF周波数送信機7は、送/受スイッチ8を介して、身体RFコイル9へRFパルス又はパルス・パケットを送り、検査空間内へRFパルスを送信する。典型的なMRイメージング・シーケンスは、互いに一緒に撮影される短期間のRFパルス・セグメントのパケットで形成され、適用される何れの傾斜磁場も、核磁気共鳴の選択的な操作を達成する。RFパルスは、共鳴の飽和、励起、磁化の反転、共鳴のリフォーカス、又は共鳴の操作、及び、検査空間に配置される身体10の一部分の選択を行うために使用される。MR信号は、身体RFコイル9によってもピックアップされる。

40

【0025】

並列的なイメージングを利用することにより、身体10の限られた領域についてのMR画像を生成するために、撮像のために選択される領域に隣接して、一群のローカル・アレイRFコイル11、12、13が配置される。アレイ・コイル11、12、13は、身体コイルRF送信により

50

誘発されるMR信号を受信するために使用されることが可能である。並列送信の用途では、アレイRFコイル11、12、13は、例えば、RFシミングのためのRF送信にも使用される。

【0026】

結果のMR信号は、身体RFコイル9により及び/又はアレイRFコイル11、12、13によりピックアップされ、好ましくはプリアンプ(図示せず)を含む受信機14により復調される。受信機14は、送/受スイッチ8を介してRFコイル9、11、12、13に接続される。

【0027】

ホスト・コンピュータ15は、本発明のイメージング・シーケンスを生成するように、シミング・コイル2'に加えて傾斜パルス増幅器3及び送信機7を流れる電流を制御する。受信機14は、単独の又は複数のMRデータ・ラインを矢継ぎ早に受信し、それら各自の後にRF励起パルスが続く。データ取得システム16は、受信信号のアナログ・ディジタル変換を実行し、各自のMR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。最近のMRデバイスでは、データ取得システム16は、処理前の画像データの取得に特化した別個のコンピュータである。

10

【0028】

最終的に、処理前のデジタル画像データは、再構築プロセッサ17により画像表現に再構築され、再構築プロセッサ17は、フーリエ変換又はその他の適切な再構築アルゴリズム(例えば、SENSE又はSMASH)を適用する。MR画像は、患者を通る平面スライス、並列的な平面スライスのアレイ、三次元ボリューム等を表現する。画像は、その後、画像メモリに保存され、画像メモリは、画像表現のスライス、投影又は他の部分を、可視化に相応しいフォーマットに変換するためにアクセスされ、例えば、そのアクセスは、結果のMR画像についての人間が判読可能な表示を提供するビデオ・モニタ18を介して為される。

20

【0029】

図2は本発明によるイメージング・シーケンスの一形態を示す図である。傾斜磁場GS(スライス選択)、GP(位相エンコーディング)及びGM(周波数エンコーディング)は、時間tの関数として示されている。イメージング・シーケンスは定常状態シーケンスであり、そのシーケンスでは、基本取得ブロック21が、繰り返しの間に時間遅延無しに速やかに反復される。取得ブロック21は、連続的に続く2つのユニット22, 23を有し、時点aで放出される励起RFパルス(図示せず)とともにだい1ユニット22が始まる。第1ユニット22の持続時間は、図示のシーケンスのエコー時間TEに等しい。第2ユニット23は、時点bでリフォーカシングRFパルス(図示せず)とともに始まり、読み出し傾斜磁場と位相エンコーディング傾斜磁場25とを含む。位相エンコーディング傾斜磁場25は、第2ユニット23の終わりにある対応する負の傾斜パルス26によりバランスが取られる。第2ユニット23の持続時間は、図示の実施形態では、(エコー時間TEに等しい)所与の時間インターバルTの2倍である。イメージング・シーケンスの反復時間は、第1及び第2ユニット22, 23の組み合わせられた持続時間であり、時間インターバルTの3倍である。位相エンコーディングは、取得ブロック21の反復毎に変化させられ、それに応じた位相エンコードされた спин・エコー信号が、取得ブロック21のシーケンスの中で取得される。MR信号の取得が行われる最中の期間は、図2では「27」により示されている。追加的な傾斜28, 28', 29, 29'が、FID信号を抑制するために印加される。更に、傾斜30は第1ユニット22の最中に印加される。第2ユニット23の前半にわたる傾斜磁場GMの時間積分は、第1ユニット22にわたる傾斜磁場GMの時間積分に等しい。同様に、第2ユニット23の後半にわたる傾斜磁場GMの時間積分は、第1ユニット22にわたる傾斜磁場GMの時間積分に等しい。傾斜磁場GMの時間積分は、各自のインターバルTに対して等しく、その等しいことは、本発明の定常状態イメージング・シーケンスにとって本質的なことであり、なぜならその等しいことは、スピニ・エコーが全てTの整数倍で生成されるからである。この条件は、全ての傾斜チャネルGS, GP, GMに対して独立に充足されるべきであり、この場合において、可変の位相エンコーディング傾斜磁場は考慮されない。位相エンコーディングは、完全に「リワインド(rewind)」(バランス)されている。第1及び第2ユニット22, 23の最中に適用される時間傾斜積分は、それぞれ、スピニ・エコー信号のリフォーカシングが図示の実施形態では第2ユニット23の中央で達成される

30

40

40

50

ように、互いに対応している。最終的に、取得ブロック21の反復の最中に取得されたスピニ・エコー信号から、MR画像が再構築される。

【0030】

図3に示される変形例では、2つのスピニ・エコー31, 32が第1ユニット23の最中に生成されている。図中の傾斜した実線は、印加される傾斜磁場の下での横磁化についての位相変化を概略的に示す。この実施形態では、第1及び第2ユニット22, 23の持続時間の比率は1:3である。

【0031】

図4に示される実施形態では、追加的なスピニ・エコー41が第1ユニット22の中央で生成されるように、第1及び第2ユニットの持続時間の比率が2:3である。

10

【0032】

図5に示される実施形態では、図2の実施形態と同様に、第1及び第2ユニット22, 23の持続時間の比率は1:2である。しかしながら、傾斜エコー51が生成されるように、傾斜磁場GMは第1ユニットの最中に反転されている。

【0033】

第1ユニット22及び第2ユニット23の持続時間がそれぞれ時間インターバルTの整数倍である限り、第1及び第2ユニット22, 23の持続時間の他の組み合わせも考えられる。更なる条件は、横磁化のディフェージング及びリフェージングを引き起こす傾斜磁場の時間積分が、各々のインターバルTに関して等しいことである。

【図1】

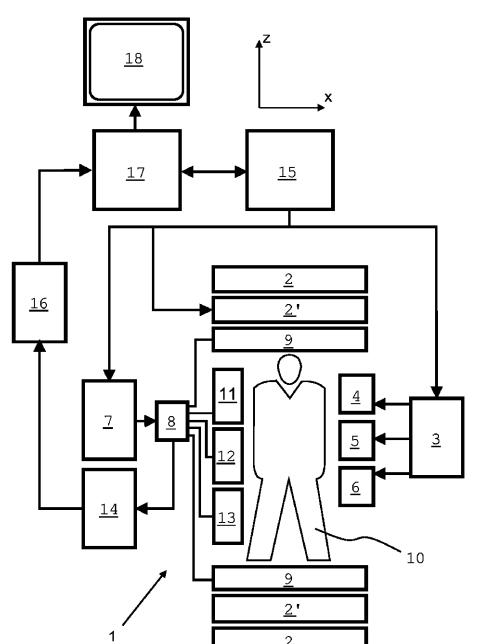


Fig. 1

【図2】

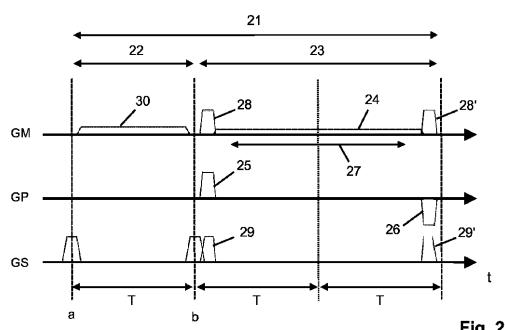


Fig. 2

【図3】

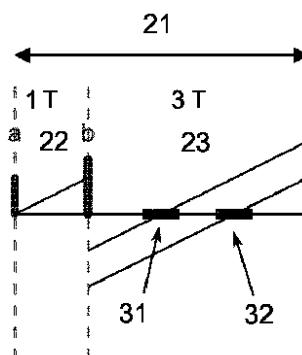


Fig. 3

【図4】

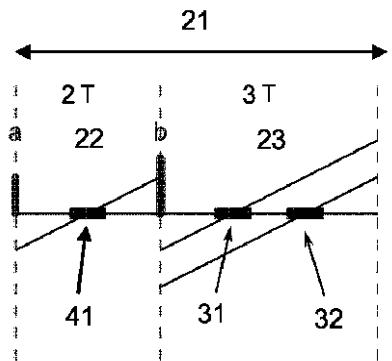


Fig. 4

【図5】

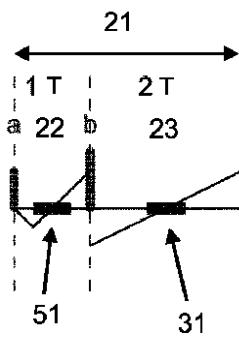


Fig. 5

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ニールセン, ティム

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

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 米国特許第6239597(US, B1)

米国特許出願公開第2004/0140803(US, A1)

米国特許第6366090(US, B1)

特開2009-178444(JP, A)

Lee SY et al., Fast SSFP gradient echo sequence for simultaneous acquisitions of FID and echo signals, Magn Reson Med, 1988年10月, vol.8, no.2, pp.142-150

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055

G 01 R 33 / 20 - 33 / 64

P u b M e d