(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4493763号
(P4493763)
(45)発行日　平成22年6月30日(2010.6.30)　(24)登録日　平成22年4月16日(2010.4.16)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 382
G01R 33/48 (2006.01)　　A61B 5/05 311
　　G01N 24/08 510Y

請求項の数 11　(全 11 頁)

(21)出願番号　特願平11-322686
(22)出願日　平成11年11月12日(1999.11.12)
(65)公開番号　特開2000-139876(P2000-139876A)
(43)公開日　平成12年5月23日(2000.5.23)
審査請求日　平成18年9月26日(2006.9.26)
(31)優先権主張番号　190599
(32)優先日　平成10年11月12日(1998.11.12)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　594131304
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
ＴＯＳＨＩＢＡ　ＡＭＥＲＩＣＡ　ＭＲＩ，　ＩＮＣ．
アメリカ合衆国、カリフォルニア州　９４０８０、サウス・サン・フランシスコ、スイート　１００、ユタ・アベニュー　３００、トーシバ・アメリカ・エムアールアイ・リサーチ・アンド・ディベロップメント・センター気付
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置及び画像サイズ可変装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
ＭＲＩにより撮影される処置具の画像サイズを可変する装置において、
ＭＲＩ装置により非対称性の程度を示すパラメータΔＴＥの初期値について非対称スピンエコーシーケンスを実行する手段と、
前記非対称スピンエコーシーケンスにより得られたＭＲＩエコー信号からなるｋ空間データを収集する手段と、
前記ｋ空間データを所定のフーリエ変換処理により画像領域のデータへ変換し、該画像領域のデータを用いて画像を表示する手段と、
前記パラメータΔＴＥの初期値を所定量増減することにより前記パラメータΔＴＥを更新する手段と、
前記更新したΔＴＥを用いて非対称スピンエコーシーケンスを実行し、処置具の画像サイズを変化する手段と、
を具備することを特徴とする装置。
【請求項２】
前記処置具の画像サイズを変えるためにＭＲＩ装置のリアルタイムモードにおいて非対称性の程度を示すパラメータが可変の非対称スピンエコーシーケンスが用いられることを特徴とする請求項１に記載の装置。
【請求項３】
前記処置具は常磁性体、反磁性体、強磁性体のいずれかからなることを特徴とする請求

項１に記載の装置。
【請求項４】
前記パラメータΔＴＥは位相エンコード傾斜磁場の関数として変化する所定量だけ更新されることを特徴とする請求項１に記載の装置。
【請求項５】
前記更新されたパラメータΔＴＥは前記処置具の画像のコントラスト特性を変えることを特徴とする請求項１に記載の装置。
【請求項６】
処置具の画像サイズを可変するために非対称性が可変である非対称スピンエコーＭＲＩシーケンスを発生するための磁場発生及び検出コイルと、
前記磁場発生及び検出コイルに印加される一連のパルスを発生させるパルスシーケンス制御部であって、該一連のパルスとして、
撮影領域選択用の傾斜磁場パルスと、
位相エンコード用の傾斜磁場パルスと、
リードアウト用の傾斜磁場パルスと、
ＲＦ励起パルスと少なくとも１つのＲＦリフォーカスパルスとを有する非対称ＲＦ歳差運動パルスシーケンスであって、前記ＲＦ励起パルスの発生と前記ＲＦリフォーカスパルスの発生の間の時間と、前記ＲＦリフォーカスパルスと検出されたＮＭＲスピンエコー信号との間の時間が異なるように前記ＲＦ励起パルス、リフォーカスパルス、リードアウト傾斜磁場パルス発生の間の時間的な非対称性の程度が可変であるパルスシーケンスと、を発生させるパルスシーケンス制御部と、
を具備し、
前記パルスシーケンス制御部は該非対称性の程度を前記処置具の画像サイズに影響するよう変更させる磁気共鳴イメージング装置。
【請求項７】
前記処置具は常磁性体、反磁性体、強磁性体のいずれかからなることを特徴とする請求項６に記載の磁気共鳴イメージング装置。
【請求項８】
処置具の画像サイズを制御するために非対称性が可変である非対称スピンエコーＭＲＩシーケンスを発生するための磁場発生及び検出コイルと、
前記磁場発生及び検出コイルに印加される一連のパルスを発生させるパルスシーケンス制御部であって、該一連のパルスとして、
撮影領域選択用の傾斜磁場パルスと、
位相エンコード用の傾斜磁場パルスと、
リードアウト用の傾斜磁場パルスと、
ＲＦ励起パルスと少なくとも１つのＲＦリフォーカスパルスとを有する非対称ＲＦ歳差運動パルスシーケンスであって、該非対称ＲＦ歳差運動パルスシーケンスは前記ＲＦ励起パルスの発生と前記ＲＦリフォーカスパルスの発生の間の時間と、前記ＲＦリフォーカスパルスと検出されたＮＭＲスピンエコー信号との間の時間が異なるように前記ＲＦ励起パルス、リフォーカスパルス、リードアウト傾斜磁場パルス発生の間の時間的な非対称性の程度が可変であり、前記非対称性が処置具の画像サイズに影響し、また前記非対称性が前記パルスシーケンス制御部によって位相エンコード傾斜磁場の関数として変化するパルスシーケンスと、を発生させるパルスシーケンス制御部と、
を具備する磁気共鳴イメージング装置。
【請求項９】
前記非対称性の程度は前記処置具の画像のコントラスト特性を変えることを特徴とする請求項６に記載の磁気共鳴イメージング装置。
【請求項１０】
前記非対称性の程度はインターベンショナルＭＲＩ透視処置において組織内に挿入された処置具の画像サイズを変えることを特徴とする請求項６に記載の磁気共鳴イメージング

装置。
【請求項１１】
前記パルスシーケンス制御部はプログラム可能なコンピュータ処理装置の制御に従って前記パルスを発生させることを特徴とする請求項６に記載の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】
本発明はインターベンショナルＭＲＩ（ＩＭＲＩ）技術に関し、特にインターベンショナル処置において組織内に挿入された常磁性体、反磁性体、または強磁性体の処置具の撮影のための装置に関し、そのような処置具のサイズを変化できる非対称スピンエコーシーケンスの撮影シーケンスの発生に関する。
【０００２】
【従来の技術】
核磁気共鳴（ＮＭＲ）現象の影響を受けやすい原子核の集合からなる対象物（例えば、人体）の内部構造を表すディジタル化画像を得るために、ＭＲＩ装置が広く、しかも商業的に利用されている。撮影する対象物内のＭＲＩ核は、核に強力な主磁場H_0を印加することにより配向される。特定のＮＭＲ周波数の高周波（ＲＦ）信号を印加することにより選択された核が励起される。局所的な磁場を空間的に分布させること、そして核からのＲＦ応答の結果を適切に解析することにより、核の位置の関数としての相対的なＮＭＲ応答のマップ、あるいは画像が得られる。フーリエ変換をすることにより、空間内のＮＭＲ応答を表す画像をＣＲＴ上に表示することができる。
【０００３】
図１に示すようにＮＭＲイメージングシステムは、主に、静磁場を発生する磁石１０と、空間的に分布された磁場を３つの直交する座標に沿って発生する傾斜磁場コイル１４と、選択された核へＲＦ信号を送信し、核から戻ってきたＲＦ信号を受信するＲＦコイル１５，１６からなる。コイル１６で受信されたＮＭＲ信号はコンピュータ１９に供給され、そこでデータが処理され表示部２４で表示する画像が得られる。磁気共鳴画像はピクセル（画素）と称される画像要素からなる。画素の強度は撮影対象物の対応する容量要素（ボクセル）に含まれるＮＭＲ信号強度に比例する。コンピュータ１９はＲＦアンプ／検出器２１，２２と傾斜磁場アンプ２０を介してＲＦコイル１５，１６と傾斜磁場コイル１４の動作も制御する。
【０００４】
人体の画像の各ボクセルは一、または複数の組織を表す情報を含んでいる。人体の組織は主に脂肪と水からなる。脂肪と水は多数の水素原子を有する（人体の約６３％は水素原子である）。水素原子核は容易に認識できるＮＭＲ信号であるので、人体のＭＲＩ画像はほとんどの場合、水素原子核からのＮＭＲ信号の画像である。
【０００５】
ＮＭＲにおいては、その原子核が奇数個の陽子、及び／または中性子を有し、スピン角運動量、磁気双極子運動を有する原子の向きを揃えるために強力な静磁場（主磁場とも称する）が用いられる。第１の磁場（主磁場）を横切る方向に単一のＲＦパルスとして印加される第２の磁場が核にエネルギを与え（励起）、核の角度配向、例えば９０°、あるいは１８０°倒す。この励起の後、核は歳差運動し、静磁場に従った配向状態に徐々に戻っていく（緩和と称する）。核が歳差運動、緩和する際に、自由誘導減衰（ＦＩＤ）として知られている、弱いが、周囲のコイルにより検出可能な電気的エネルギを発する。これらのＦＩＤ信号および傾斜磁場またはＲＦリフォーカスエコー（ここでは、これらをＭＲ信号と総称する）はコンピュータにより解析され、脂肪、及び水を含む人体の組織の画像が得られる。
【０００６】
励起周波数とＦＩＤ周波数はラーモアの式により関係付けられている。ラーモアの式とは、核の歳差運動の角周波数ω_0は主磁場B_0と磁気回転比γ（各核種についての基本的な

物理定数）との積により表されるというものである。

【０００７】

$\omega_0 = B_0 \cdot \gamma$

線形の傾斜磁場$B_Z = Z \cdot G_Z$をＺ軸として定義されることが多い静磁場B_0に重畳すると、Ｘ、またはＹ軸に沿って印加される横方向のＲＦ励起パルスの周波数を適切に選ぶことにより特定のＸ－Ｙ平面内の核が選択的に励起される。さらに、ＭＲ信号の検出の際に、傾斜磁場をＸ－Ｙ平面に印加し、選択されたＸ－Ｙ平面から発生されたＭＲ信号に対して、その周波数と位相に従った空間的な情報を与えることができる。

【０００８】

上述したように、主磁場は撮影空間のＸ，Ｙ，Ｚ方向に発生された傾斜磁場により変えることができる。説明のための演算を簡略化するために、Ｚ’軸の周りを名目上のラーモア周波数で回転する回転座標系Ｘ’－Ｙ’－Ｚ’がＮＭＲにおける核の現象の表すためによく使われる。静磁場B_0に沿って歳差運動する選択された核はラーモア周波数の直交する磁場であるＲＦパルスにより影響を受け（首振り運動し）、そのような核の集団を静磁場B_0の方向から倒す。特定の核の向きは静磁場B_0によりＺ’軸に揃えられ始め、ＲＦ信号パルスをそれらに印加する結果、Ｘ’－Ｙ’平面に回転される。そして、核は、Ｘ’－Ｙ’平面内でＺ’軸の周りを歳差運動する。

【０００９】

ＲＦ首振り運動パルスは特定の領域内の対象とする同位元素の１つ以上の核種も倒す。ＭＲＩ収集シーケンスの説明と解析を単純化するために、シーケンスで使われる各ＲＦパルスはその中心で特徴付けられる。中心では首振り歳差運動核が全て同相（in-phase）、あるいは同期しており、中心以降は核の各核種が各々の固有速度で歳差運動し始める。歳差運動する核種の位相は、各が存在する環境の物理的、あるいは化学的特性を示すパラメータに基づいて徐々にずれていく（de-phase）。

【００１０】

核の磁気モーメントが平衡状態から外れると、緩和と呼ばれるプロセスにより、スピン（歳差運動）する磁気モーメントのＺ’成分は主磁場B_0に沿った平衡状態強度M_0に戻され、Ｘ’－Ｙ’平面内の同相成分は減衰される。これらの２つの緩和プロセスの期間はスピン・格子緩和時間、スピン・スピン緩和時間と称され、時定数をT_1、T_2とする指数関数で特徴付けられる。Ｘ’－Ｙ’平面と共存する平面内の核からの磁束の発振により磁気共鳴信号が現れるので、両緩和プロセスは時間の関数として信号強度を減衰させる。精度を上げるために、静磁場B_0の不均一性があるときのスピン・スピン緩和による横方向の信号の減衰を特徴付けるために見かけ上の緩和時定数T_2^*がしばしば定義される。

【００１１】

ＭＲ信号を発生させるために種々のコイルがＲＦ励起パルスと傾斜磁場を発生する動作はＭＲＩ収集シーケンスと称される。ＭＲＩ収集シーケンスの一例を図２に示す。この例のＲＦパルスや磁場を印加する特定のタイミングは、ＭＲ信号が１８０°スピン回転ＲＦパルスのエコーとして出現しているので、スピンエコーシーケンスとして知られているものである。先ず、患者の体組織の核のスライス、あるいはスラブ（３次元イメージングの場合）に特定のＲＦ共鳴周波数に対して感度を与えるために、傾斜磁場G_{slice}が静磁場に沿って重畳的に印加される。次に、特定の周波数のＲＦ励起パルス、あるいは歳差運動パルスβが発生され、スラブ内の核のいくつかを静磁場に直交する方向に歳差運動させる。そして、強度が変化する傾斜磁場パルスG_{pe}（３次元イメージングの場合はG_{slice}も）を発生し、特定の方向に沿った異なる位置にあるスラブ内の核の間に一時的な周波数変化、すなわち位相差を発生させ、核を位相エンコードする。同時に、ディフェーズ傾斜磁場パルス２０（G_{read}として示される）が傾斜磁場パルスG_{pe}に直交する方向に発生され、歳差運動する核はディフェーズされる（位相がずらされる）。次に、スピン（歳差運動）する核を１８０°回転させるリフォーカシングＲＦパルスβ_rが印加され、さらに位相エンコード傾斜磁場G_{pe}に直交する方向にリードアウト（周波数エンコード）傾斜磁場２１が印加される。１８０°リフォーカシングパルスは核のスピン磁化方向を少なくとも部分

的に位相を合わせ（リフェーズし）、スピンエコーＭＲ信号Ｓを発生させる。
【００１２】
ＭＲＩシーケンスは誘起されたＭＲ信号の中心のタイミング（いわゆる、エコー中心）において傾斜磁場パルスが完全にバランスするように設計される。このため、フィールドエコーを発生させるためにリードアウト傾斜磁場を１回、または複数回反転する。あるいは、スピンエコーを発生させるために１８０°スピン回転ＲＦリフォーカシングパルスを印加する。
【００１３】
９０°歳差運動パルスθの中心からスピンエコーＭＲ信号の中心までの時間はエコー時間ＴＥと称され、パルスシーケンス全体の周期は繰り返し時間ＴＲと称される。通常、スピンエコーシーケンスは１８０°ＲＦパルスから エコー信号までの時間と９０°ＲＦパルス～１８０°ＲＦパルスまでの時間が等しい対称なシーケンスである。
【００１４】
位相エンコード傾斜磁場パルスG_{pe}は選択されたスラブ、あるいはスライス内の核を第１の方向にエンコードし、リードアウト傾斜磁場パルスG_{read}は当該スライス内の核を直交する方向（リードアウト方向とも称する）に周波数エンコードする。このリードアウト傾斜磁場パルスの印加によるＭＲエコー信号Ｓがそれぞれ異なる位相エンコード傾斜磁場パルスG_{pe}を有する多数のシーケンスで収集される。収集データ（生データ、あるいはｋ空間データとも称する）がフーリエ解析される。この解析結果の周波数空間でのプロット（表示）はＸ－Ｙ－Ｚ空間に対応するフーリエ空間（画像空間とも称する）での核の集合に関する情報を画像化する。
【００１５】
インターベンショナル磁気共鳴イメージング
インターベンショナルＭＲＩ（ＩＭＲＩ）のいくつかの応用例において、組織内の針、カテーテルの位置を表示することは非常に望ましいことである。しかしながら、これらの処置具はたいていは常磁性体であるので、その視認特性は複雑である。この常磁性により静磁場と弱い強磁性の傾斜磁場に歪が発生し、しかもこの歪は静磁場と傾斜磁場の強度、及び静磁場と傾斜磁場に関する針やカテーテルの長軸の向きに依存する。ＭＲ画像中に見られるこれらの歪はスピンエコーシーケンス、またはフィールドエコーシーケンスが用いられるかに応じて異なる。常磁性処置具による画像の歪は、主に２つある。１つは挿入処置具のサイズの拡大であり、２つめは周囲の組織に関する処置具の位置の移動である。
【００１６】
挿入処置具のサイズの拡大は、主に共鳴周波数のずれと磁場不均一性による。２次元イメージングの場合、組織を介して関心領域の位置を定義するために、周波数選択励起パルスとともに線形傾斜磁場が用いられる。それ自体は単一の中空空間として見える常磁性体の対象物について、対象物の近くの組織の核のスピンは共鳴周波数が大きくずれ、ＲＦ励起が完全に失敗するかもしれない。さらに、常磁性の対象物、あるいは処置具はその周囲に大きな磁場の不均一を生じさせる。これが、拡散に関連する信号の損失を引き起こす。さらに、グラディエントリコールエコー（ＧＲＥ）信号、あるいは非対称スピンエコー（ＡＳＥ）信号、すなわちＧＲＥとＳＥの混合の信号に関して、ボクセル内のディフェーズに基づく信号の損失もある。これらの現象は、累積的に、常磁性対象物により画像内に現れた中空領域のサイズを拡大する。
【００１７】
ＧＲＥイメージングにおいては、スピンディフェーズの影響の大きさは主にエコー時間ＴＥ（９０°励起パルスとエコー信号の最大強度の点との間の時間で定義される）に基づく。エコー時間ＴＥが長くなると、ディフェーズの影響も大きくなる。しかしながら、エコー時間ＴＥを短くすると（例えば、常磁性対象物のサイズを変えるために）、傾斜磁場強度とＲＦ電力に対して付加的な要求が発生する。さらに、エコー時間ＴＥが短くなると、その結果である短いエコーは信号対雑音比が減少するという不具合がある。反対に、エコー時間ＴＥはＲＦ励起パルスとＲＦリフォーカシングパルスとの間隔の常に２倍である従

来の対称スピンエコー（ＳＥ）シーケンスでは、エコー時間ＴＥとボクセル内のディフェーズとの上述した関係は当てはまらない。しかしながら、スピンエコーシーケンスが非対称の場合は、ディフェーズの影響は非対称の程度に依存する。

【００１８】

非対称スピンエコー（ＡＳＥ）シーケンスのディフェーズの影響と、その磁気共鳴イメージング（ＭＲ）への応用については、Asymmetric Spin-Echo Imaging of Magnetically Inhomogeneuos Systems: Theory, Experiment, and Numerical Studies by Stables et al., MRM(1998)に記載されている。これは、毛細血管のような磁気的に不均等な組織の画像化のための非対称スピンエコーシーケンスを開示している。例えば、非対称スピンエコーシーケンスが毛細血管のサイズ等の磁気的に不安定な部分のサイズに依存するサセプタビリティ（磁化率）緩和コントラストを画像中に作ることを示す理論とコンピュータシミュレーションを開示する。しかしながら、この中の議論は、主に、ＡＳＥエコープラナー型イメージングシーケンスを用いて血流に酸素を送り込むレベルに依存する（Blood Oxygenated Level Dependent：ＢＯＬＤ）コントラストの影響に関し、撮影された処置具の表示と配置に関するＩＭＲＩ中に生じる問題点に向けられたものではない。

【００１９】

例えば、ＭＲ透視（リアルタイムＭＲイメージング）において針やカテーテルの配置は画像のリフレッシュ時間ｔと画像の信号差対雑音比（ＳＤ／Ｎ）とのトレードオフをしばしば伴う。針、またはカテーテルが体内に挿入される場合、オペレータは短いリフレッシュ時間を望む。しかし、短いリフレッシュ時間は、例えば、平均化処理や位相エンコードステップの欠落によりＳ／Ｎ比を損なう。そのため、針、またはカテーテルにより作られる中空空間を画像中で見にくくする。この場合、Ｓ／Ｎ比だけが影響を受けるのではなく、針、またはカテーテルがボクセルよりも小さい場合、位相エンコード（ＰＥ）方向に沿った大きなボクセルによるパーシャルボリューム平均化処理によりコントラストが減少する。

【００２０】

エコー時間とエコーの持続時間が一定である場合は、信号差対雑音比はコントラストＣとＳ／Ｎ比の積である。固定の視野に対して位相エンコードステップ数（Ｐ）を減少することにより速度を上げる場合は、針、またはカテーテルの直径がボクセルサイズより小さい、すなわちＳ／Ｎが（ｎ／Ｐ）$^{1/2}$に比例し、ＳＤ／Ｎが（ｎ／Ｐ）$^{1/2}$に比例するならば、コントラストＣは位相エンコードステップ数Ｐに比例する。したがって、位相エンコードステップ数Ｐを減少することにより高速スキャンを実施する場合は、針、またはカテーテルは目立たない。反対に、針、またはカテーテルの直径がボクセルサイズより大きい場合、Ｐが変化し、ＳＤ／Ｎが（ｎ／Ｐ）$^{1/2}$に比例しても、コントラストＣは変化しない。この場合、位相エンコードステップ数Ｐを減らしてリフレッシュ時間を短くすると、針、またはカテーテルが目立ってしまう。

【００２１】

【発明が解決しようとする課題】

このように従来のインターベンショナルＭＲＩ処置においては、針やカテーテル等の処置具は、画像中のコントラスト、Ｓ／Ｎ比が低下したり、サイズが拡大することがある。

【００２２】

従って、本発明の目的は、非対称スピンエコーシーケンスを用いＲＦ励起パルスに関するエコー信号の非対称性の程度を制御することにより、上述したディフェーズ現象をインターベンショナルＭＲＩ処置における利点とし、処置具の画像の視認性を改善することと、サイズの制御を可能とすることである。

【００２３】

【課題を解決するための手段】

インターベンショナルＭＲＩ処置の際に組織内に挿入される常磁性体、反磁性体、あるいは強磁性体の処置具の撮影（例えば、針、またはカテーテルの位置の表示）に用いられるＩＭＲＩ装置、及びＭＲＩスキャンシーケンスを提供する。基本的に、本発明はそのよ

うな処置具の画像サイズを変化できる非対称スピンエコー（ＡＳＥ）イメージングシーケンスを発生する装置を含む。さらに、インターベンショナルＭＲＩ処置の際にＡＳＥシーケンスが実行される。本発明によると、非対称性の程度は処置具の画像サイズを決定する。例えば、非対称性の程度が大きいと、組織内への挿入の初期時には針、またはカテーテルは大きく見える。針、またはカテーテルが対象物の近くに位置し、より良い位置分解能が必要になると、非対称性の程度を小さくすることによりサイズを小さくすることができる。

【００２４】

第２の実施例によれば、ＡＳＥの非対称性の程度は位相エンコード傾斜磁場の関数として変化される。シーケンスは磁場の局所的な傾斜には敏感に反応し、静磁場不均一性により発生するような大きな変動に対しては反応しないようになる。

【００２５】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明によるＭＲＩ装置の実施形態を説明する。

【００２６】

周知のように、核は特定の周波数で特定の位相で歳差運動する。核に異なる直交方向に沿って傾斜磁場を印加することにより、歳差運動の周波数と位相は核を空間的にエンコードするために使うことができる。直交方法の１つの方向において、核のスライスが励起される。このスライス内では、スライス内の残りの２つの方向からＭＲ信号が抽出される。選択された核の歳差運動の周波数を用いて核は一方向に空間的にエンコードされ、選択された核の歳差運動の位相を用いて核は他（第２の）方向に空間的にエンコードされる。その結果のＭＲ信号の複素周波数と位相を解析することにより、選択されたスライス内の核密度に関する情報が得られる。

【００２７】

図１は本発明の第1実施形態のＭＲＩシステムを示す。本システムは患者撮影空間１１内でほぼ均一な１次の偏向静磁場B_0を発生する大型の静磁場磁石１０を含む。撮影空間１１内に患者１３の所望の部分を送入する寝台装置１２が設けられる。傾斜磁場は傾斜磁場コイル１４により選択的に発生される。ＲＦコイル１５は撮影空間内の患者の組織へ歳差運動パルスを送信する。患者組織から送信されたＭＲ信号を構成するＲＦ応答はＲＦ検出器１６により受信される。

【００２８】

ＭＲＩデータを収集するために、ＭＲＩシステムはプログラマブルコンピュータ／プロセッサ１９の制御の下でＭＲＩパルスシーケンスコントローラ１７，１８を介して傾斜磁場とＲＦ歳差運動パルスを発生する。さらに、プロセッサ１９は傾斜磁場アンプ２０とＲＦ信号源、増幅回路２１，２２を制御する。ＭＲ信号（ＲＦ検出器）回路２２はシールドされたＭＲＩシステムガントリ内に置かれたＭＲ信号ＲＦコイル１６と好適に干渉する。受信したＭＲ応答はＡ／Ｄ変換器２３によりディジタル化され、プロセッサ１９に供給される。プロセッサ１９は画像処理のためのアレイプロセッサと、データ収集とＭＲ信号データの処理を制御するプログラムが格納され、制御端末２４のＣＲＴで画像を表示させるためにプログラムが選択的に利用される所望のコンピュータプログラム記録媒体（図示せず）とを有する。ＭＲＩシステムはイメージングシーケンスコントローラ１７，１８を通してオペレータの制御を行使するためのキーボードスイッチ等の入力部材を具備する制御端末２４を有する。画像は直にフィルム上に記録してもよいし、プリンタ２３により他の媒体上に記録してもよい。

【００２９】

システムコンピュータ／プロセッサ１９に関連して、オペレータにはＭＲＩシーケンス／データ処理法の選択メニューが提示される。実施形態では、オペレータが選択可能な選択肢は、可変のΔＴＥを有し、インターベンショナル処置の際に処置具のＭＲ透視（リアルタイム）表示が可能なＡＳＥシーケンスを発生するプログラムである。

【００３０】

可変ＡＳＥイメージングシーケンス
図３に示すように、本発明のイメージングシーケンスは、主に、適切にタイミング制御されたＲＦパルス３０，３１、それに続くスライス選択傾斜磁場パルスG_{slice}、位相エンコード傾斜磁場パルスG_{pe}、さらにリードアウト傾斜磁場パルス３２（G_{read}）からなる非対称（ＡＳＥ）ＲＦパルスシーケンスである。このパルスシーケンスはスピンエコー３３を収集する。核ディフェーズパルスを位相エンコードパルスに直交する方向に印加してもよい。本発明の各スキャンシーケンスＴＲは、基本的には、スピンエコーを発生するためのＲＦスライス選択９０°核歳差（励起）パルス３０と１８０°リフォーカスパルス３１とからなる。画像データを発生するために、一連のスキャンシーケンスを異なる位相エンコード傾斜磁場に対して行う。従来のスピンエコーシーケンスでは、励起パルス３０の中心とスピンエコー３３の最大振幅値との間のエコー時間ＴＥはＲＦリフォーカスパルス３１に関して対称である。本発明では、エコー時間ＴＥはリフォーカスパルス３１のタイミング、及び／またはリードアウト傾斜磁場パルス３２のタイミングを調整することにより所定量ΔＴＥだけ可変である。したがって、エコー時間ＴＥはＲＦリフォーカスパルス３１に関して所定量ΔＴＥだけ非対称となる。この非対称性の程度は処置具の画像の明瞭性、コントラスト、サイズを変えるために、インターベンショナルＭＲＩ処置の際に発生する各画像毎に可変することができる。

【００３１】
他の実施形態では、非対称性の程度は各位相エンコード傾斜磁場毎にΔＴＥが異なるように位相エンコードステップG_{pe}の関数として変化する。この結果、イメージングシーケンスは磁場の局所的な傾斜には敏感に反応し、静磁場不均一性により発生するような大きな変動に対しては反応しないようになる。

【００３２】
データ、画像収集ステップ
図４を参照して本発明により画像のサイズを可変するために非対称性が可変な非対称スピンエコーシーケンスを用いてインターベンショナル処置の際に組織内に挿入された常磁性体、反磁性体、強磁性体の処置具を撮影する基本的なステップを説明する。本発明の全ステップは従来のプログラミング技術によりＭＲＩシステムに関連するコンピュータ、あるいはプロセッサ上に実現される。

【００３３】
ステップ４１で、操作技師の経験に基づいて非対称性の程度を示すパラメータであるΔＴＥの初期値が選択される。この初期値は所定の非対称性を有するＡＳＥシーケンスを提供するためにＭＲＩシステムオペレータにより従来手段によりプログラムされたＭＲＩシーケンスコントローラに入力される。ステップ４２で、インターベンショナル処置の際に非対称性パラメータの初期値を有するＡＳＥスキャンシーケンスがＭＲＩ装置により実行される。ＭＲＩ装置は単一スキャン、リアルタイム透視のいずれのモードでも動作可能である。ステップ４３に示すように、ＭＲエコー信号の収集中、あるいは収集後、ｋ空間データは画像領域データに変換され、画像が表示される。この画像を見て、オペレータは処置具の画像サイズを増加するか、あるいは減少するために、パラメータΔＴＥの初期値を増加、あるいは減少するかを決定する。ステップ４４に示すように、非対称性パラメータはシステムプログラムによった所定量だけ、あるいはシステムオペレータにより入力された選択量だけ自動的に増加、または減少する。ステップ４５で、新画像を発生するために、この更新されたパラメータΔＴＥを用いてＡＳＥイメージングシーケンスが実行される。この処理がインターベンショナル処置中、必要なだけ、あるいは所望するだけ繰り返される。

【００３４】
画像例
本発明の撮影法の対象物の例を作るために、直径２ｍｍの１４ゲージの針がゼラチン状の溶液に浸され、冷却により固定される。本発明に基づき０．３５テスラで動作するＭＲＩシステムにより撮影された中間調画像のディスプレイの表示例を図５の（ａ）～（ｄ）に

示す。画像は、エコー時間ＴＥが１５ｍｓで可変ΔＴＥが約０～５ｍｓの上述したＡＳＥシーケンスを用いて収集されたデータから生成された。この例では、ＲＦ励起パルスとリフォーカスパルスの各々は１５００Ｈｚの帯域を有し、画像はＴＲ＝５００ｍｓ、スライス厚＝５ｍｍ、視野（ＦＯＶ）＝２０ｃｍ、画素マトリクスサイズ＝２５６×２５６で２回の信号の平均により収集された。

【００３５】

針画像のサイズは４枚の画像の各々のΔＴＥを０ｍｓ～４ｍｓまで１ｍｓ毎に変えることにより２．３ｍｍから９．４ｍｍまで変化する。図５の（ａ）はΔＴＥ＝０ｍｓのＡＳＥ画像を、（ｂ）はΔＴＥ＝１ｍｓのＡＳＥ画像を、（ｃ）はΔＴＥ＝２ｍｓのＡＳＥ画像を、（ｄ）はΔＴＥ＝３ｍｓのＡＳＥ画像を示す。

【００３６】

本発明を現在最も実用的で、しかも好ましい実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されず、本発明の趣旨を変更しない範囲で種々変形して実施可能である。

【００３７】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、インターベンショナルＭＲＩ処置の際に組織内に挿入される処置具の撮影において、非対称性が可変の非対称スピンエコーイメージングシーケンスを実行し、非対称性の程度を変えることにより、処置具の画像サイズを変化することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明によるＭＲＩシステムの構成を示すブロック図。

【図２】スピンエコーＭＲ信号を発生するためのＭＲＩパルスシーケンスの例を示すＲＦパルスと傾斜磁場パルス波形のタイミング図。

【図３】本発明による可変ΔＴＥの非対称スピンエコーイメージングシーケンスを示すＲＦパルスと傾斜磁場パルス波形のタイミング図。

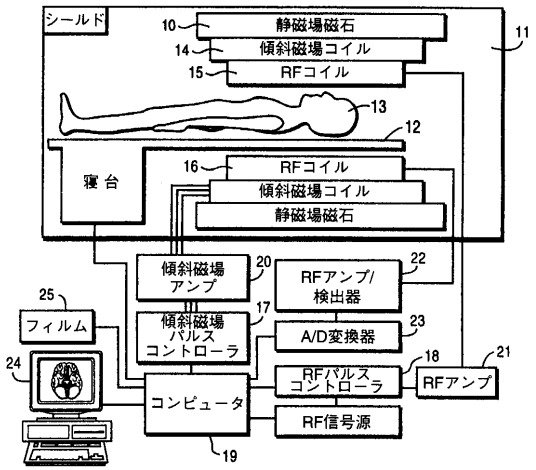
【図４】本発明により図１に示したＭＲＩシステムにより実行される非対称スピンエコーイメージングシーケンスのためのデータ処理ステップを示すフロー図。

【図５】ゼラチン溶液に浸された針の本発明による非対称スピンエコーＭＲＩ画像（中間調画像）のディスプレイ表示例を示す写真。

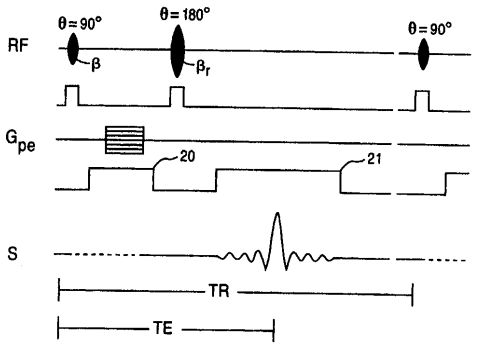
【符号の説明】

１０…静磁場磁石
１４…傾斜磁場コイル
１５，１６…ＲＦコイル
１７…傾斜磁場パルスシーケンスコントローラ
１８…ＲＦパルスシーケンスコントローラ
１９…コンピュータ
２０…傾斜磁場アンプ
２１…ＲＦアンプ
２２…ＲＦアンプ／検出器
２３…フィルム
２４…制御端末

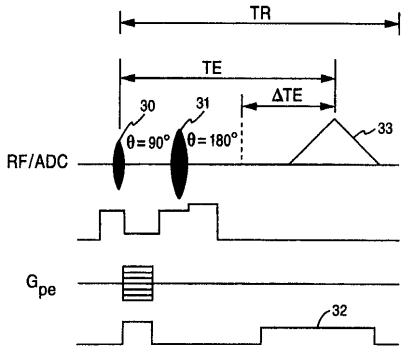
【図１】


シールド
10
静磁場磁石
14
傾斜磁場コイル
15
RFコイル
11
13
12
寝台
16
RFコイル
傾斜磁場コイル
静磁場磁石
傾斜磁場アンプ
20
RFアンプ/検出器
22
25
フィルム
傾斜磁場パルスコントローラ
17
A/D変換器
23
24
コンピュータ
RFパルスコントローラ
18
RFアンプ
21
RF信号源
19

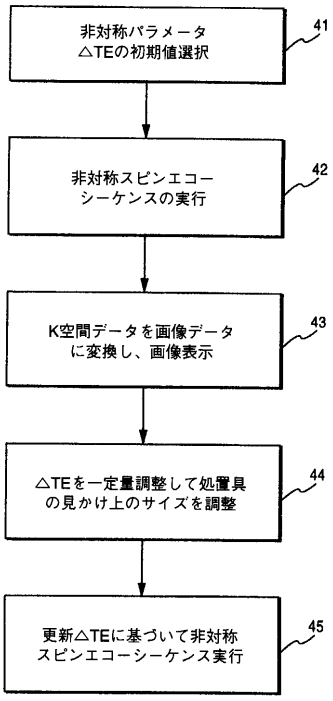
【図２】


RF
θ=90°
θ=180°
θ=90°
β
βr
Gpe
20
21
S
TR
TE

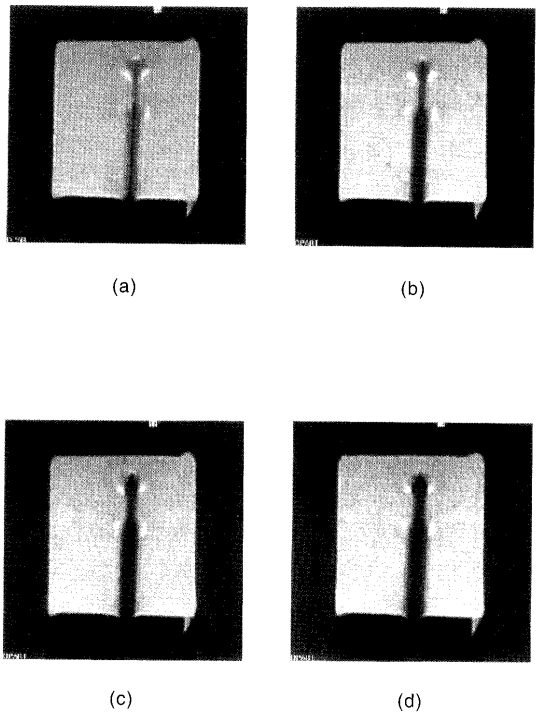
【図３】


TR
TE
ΔTE
30
31
33
RF/ADC
θ=90°
θ=180°
Gpe
32

【図４】


非対称パラメータ
△TEの初期値選択
41
非対称スピンエコー
シーケンスの実行
42
K空間データを画像データ
に変換し、画像表示
43
△TEを一定量調整して処置具
の見かけ上のサイズを調整
44
更新△TEに基づいて非対称
スピンエコーシーケンス実行
45

【図５】


(a)
(b)
(c)
(d)

フロントページの続き

(74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(72)発明者 ウェイノ・ツァン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 ９４４０４、フォスター・シティ、ピンタ・レーン ７４６
(72)発明者 レオン・コーフマン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 ９４１１８、サンフランシスコ、フォース・アベニュー １６１
(72)発明者 ヘクター・アブラム
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 ９４４０４、フォスター・シティ、プライマウス・レーン １２５

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平０８－１５４９１９（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－１９２１１４（ＪＰ，Ａ）
米国特許第６３３２０８８（ＵＳ，Ｂ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 5/055