

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6181208号
(P6181208)

(45) 発行日 平成29年8月16日 (2017. 8. 16)

(24) 登録日 平成29年7月28日 (2017. 7. 28)

(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 Z DM

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-555940 (P2015-555940)
 (86) (22) 出願日 平成26年5月28日 (2014. 5. 28)
 (65) 公表番号 特表2016-504958 (P2016-504958A)
 (43) 公表日 平成28年2月18日 (2016. 2. 18)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2014/004765
 (87) 国際公開番号 W02015/102169
 (87) 国際公開日 平成27年7月9日 (2015. 7. 9)
 審査請求日 平成27年3月31日 (2015. 3. 31)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0167785
 (32) 優先日 平成25年12月30日 (2013. 12. 30)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 514140698
 カチオン ユニバーシティ オブ インダ
 ストリー アカデミック コーオペレイシ
 ョン ファウンデーション
 大韓民国 1 3 1 2 0 キョンギード ソ
 ンナムーシ スジョンーグ ソンナムーデ
 ロ 1 3 4 2
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工物及び不要シグナルを除去する磁気共鳴画像法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴画像 (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g、MRI) シ
 ステムを用いたMRI法であって、前記MRI法は、オフ共鳴高周波 (R a d i o f r
 e q u e n c y、RF) パルスとして、第1 オフ共鳴RFパルス及び第2 オフ共鳴RFパ
 ルスからなる2つのオフ共鳴RFパルスのみを印加するものであり、

前記第1 オフ共鳴RFパルスを印加する段階；

前記第1 オフ共鳴RFパルスによって発生する主磁場の不均一を相殺するために、前記
 第1 オフ共鳴RFパルスから180度の位相差を持ち、かつ前記第1 オフ共鳴RFパルス
 と同じパワーの前記第2 オフ共鳴RFパルスを印加する段階；及び

前記第1 及び第2 オフ共鳴RFパルスを印加することによって発生する主磁場の不均一
 を相殺するための1つ以上の補助傾斜磁場を印加する段階を含み、

前記1つ以上の補助傾斜磁場を印加する段階は、前記1つ以上の補助傾斜磁場の合計が
 0 になるように、

1つ以上の補助傾斜磁場の組み合わせを調節する段階；及び

1つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更する段階を含み、

少なくとも1つの補助傾斜磁場が、前記第1 オフ共鳴RFパルスの印加前に印加され、
 かつ、少なくとも1つの補助傾斜磁場が、前記第1 オフ共鳴RFパルスの印加から前記第
 2 オフ共鳴RFパルスの印加までの間に印加されるMRI法。

【請求項 2】

10

20

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更する段階において、

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の第 1 補助傾斜磁場の符号が、プラス (+) である請求項 1 に記載の M R I 法。

【請求項 3】

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更する段階において、

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の第 1 補助傾斜磁場の符号が、マイナス (-) である請求項 1 に記載の M R I 法。

【請求項 4】

スプォイラー傾斜磁場を印加する段階をさらに含む請求項 1 に記載の M R I 法。

【請求項 5】

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の印加後に、脂肪抑制法 (F a t s a t u r a t i o n m e t h o d) 、磁化移動法、T 1 ρ 画像法及び化学交換飽和移動法 (C h e m i c a l e x c h a n g e s a t u r a t i o n t r a n s f e r 、 C E S T) の少なくとも 1 つのパルスシーケンスを印加する段階をさらに含む請求項 1 に記載の M R I 法。

【請求項 6】

前記第 1 オフ共鳴 R F パルスの印加前に、空間的前飽和 R F パルス (S p a t i a l P r e - S a t u r a t i o n R F P u l s e) を印加する段階をさらに含む請求項 1 に記載の M R I 法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像 (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g 、 M R I) システムを行う画像法に関するもので、より具体的に、M R I システムにおいて、オフ共鳴高周波数 (R a d i o f r e q u e n c y 、 R F) パルスを使用する脂肪飽和 (抑制) 、磁化移動 (M a g n e t i z a t i o n t r a n s f e r 、 M T) 及び化学交換飽和移動法において、主磁場の不均一に敏感に反応することで発生する人工物の除去を可能にし、前記オフ共鳴 R F パルスと、空間的前飽和 R F パルスを同時に使用する場合、オフ共鳴 R F パルスによって発生する不要シグナルの除去を可能にする画像法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

画像診断装置には、X 線装置、コンピュータ断層撮影 (C o m p u t e d T o m o g r a p h y 、 C T) 装置、超音波装置、R I 画像装置、M R I 装置などの様々な種類があり、その中で、前記 M R I 装置は、他の画像診断装置に比べ、人体に害がなく、人体内部の構成物質の特徴を画像化するため、臨床診断において最も重要な測定装置である。

【0003】

前記 M R I 装置は、体内におけるユニークな情報であるスピン密度、T 1、T 2、化学シフト、磁化移動、化学交換飽和移動、血流及びスペクトロスコピーなどの組織パラメーターを得ることができ、これらのパラメーターを通じて様々な生体画像を得ることができる。しかし、生体組織では脂肪と水が共存するため、M R I 装置で脂肪と水を相互から正確に分離した画像を得ることは非常に困難である。脂肪と水は、T 1 及び T 2 の緩和時間の差を生じさせ、M R I シグナルの敏感度による既存の M R I 画像法では、不適切なコントラスト又は化学シフトにより人工物が発生する。特に、脂肪及び水成分による化学シフト現象が存在するため、脂肪に取り囲まれた組織周辺帯の詳細な解剖学的形態を得ることができない。

【0004】

このような問題を解決するために、周波数選択的な高周波 (R F) パルスを用いて脂肪と水を選択的に励起させる方法が、最も一般的に使用されている。

図 1 及び 2 は、オフ共鳴 R F パルスを使用した脂肪飽和 (抑制) 方法の原理を説明する

10

20

30

40

50

図である。

【0005】

化学シフトの単位は、ppm (parts per million) で表し、相対的な数値で測定される。水分子は、4.7 ppm の化学シフトを持ち、脂肪分子は、1.2 ppm の化学シフトを持つため、水分子と脂肪分子では、3.5 ppm の違いがある (図1)。この場合、外部磁場が1.5 テスラ (共鳴周波数 64 MHz) である場合、 $f = (64 \text{ MHz}) \times (3.5 \text{ ppm})$ に対応する 220 MHz の周波数差が生じる。すなわち、水分子の 1H は、より大きい化学シフトを持ち、脂肪分子の 1H より大きい最小の有効磁場を経験するため、高い周波数を持つ。

【0006】

化学シフト選択的な画像シーケンス (Chemical Shift Selective Imaging Sequence、CHESS) 法は、前記 RF パルスを使用して、ある特定の周波数のシグナルを一方向的に抑制する方法である。この方法で使用する RF パルスは、測定組織に対して特定の周波数のみを持つため、周波数 RF パルスを与え、水又は脂肪だけを選択的に励起させることから、1つの成分だけを持つシグナルを得ることができる。

【0007】

脂肪の共鳴周波数による飽和 RF パルスを選択的に印加する CHESS 法を、図2を参考にして説明する。水又は脂肪の磁化が選択的に励起されて X-Y の平面に置かれると、スプォイラー傾斜が印加され、脂肪磁化の X-Y 成分が分散されるため、脂肪の磁化シグナルが効果的に除去される。次の画像 RF パルスは、水の磁化シグナルだけに影響を及ぼすため、得られた画像には水の磁化シグナルだけが生成される。

【0008】

図3は、脂肪抑制方法で一般的に使用される準備パルスシーケンスを示す。図3に示すように、脂肪を選択的に励起させるために、極小周波数帯域の RF パルス 310 が印加され、リワインダ 320 及びスプォイラー 330 傾斜が、位相回復及び脂肪磁化の分散のために用いられる。

【0009】

しかし、脂肪抑制方法において、脂肪抑制の程度が、局所部位で主磁場 (B_0) の不均一によって異なって現れ、主磁場の中心から離れた区域では検査の際に不均一な脂肪抑制が起こり得る。

【0010】

他の解決法として用いられる Dixon 法は、水と脂肪分子間の歳差運動周波数の差によるパルスを使用して2つの異なる画像を得て、2つの画像を足し算及び引き算することで、脂肪を抑制する方法であり、2つの画像を再構成する後処理過程のために長時間を要する。さらに、この方法も、脂肪抑制の程度が、主磁場の不均一によって異なって現れる。従って、既存の脂肪抑制方法は、均一の画像を得るのに大きく制限される。

【0011】

IDEAL (iterative decomposition of water and fat with the echo asymmetry and least squares estimation) 法の基本原理は、主に水と脂肪間の位相差によるシグナルを相互から分離することである。この方法は、従来用いられた 2-point Dixon 法を 3-point Dixon 法に変形したもので、3つの位相差 (水-脂肪の位相シフト - $\pi/6$ 、 $\pi/2$ 及び $7\pi/6$) における各エコーを脂肪と水間の共鳴周波数の差による位相差を用いて取得し、脂肪シグナルと水シグナルは、エコーに基づいた再構成アルゴリズムによって相互から分離され、独立的な水と脂肪抑制画像を生成する。すなわち、前記各エコーは、エコー時間 (TE) 当たりの3つの位相差により得られ、水のみ画像、脂肪のみ画像、in-phase 画像及び out of phase 画像などの4つの画像が、各エコーに基づいた再構成アルゴリズムによって再構成される。IDEAL 法において、前記画像は、3つの励起を行うことで得られたシグナルに

10

20

30

40

50

に基づいて再構成されるため、シグナル対ノイズの比率が上昇する。しかし、I D E A L 法において、画像のテスト時間及び再構成時間が、既存の脂肪抑制方法に比べて、より長くなる。さらに、I D E A L 法も D i x o n 法に基づいており、人体の各部位の脂肪抑制の程度が、主磁場の不均一によって異なって現れる。

【 0 0 1 2 】

磁化移動 (M T) とは、制限された動きを持つ水の水素原子核から、多自由度を持って動く水の水素原子核への縦磁化移動を意味する。制限された動きを持つ水は、一般的に、一連の水素結合を通じて高分子に結合すると考えられる。飽和した拘束スピンは、小さい周波数帯域を持つオフ共鳴 R F パルスを使用して励起されるため、遊離水スピンとの相互作用によりエネルギーを交換する。磁化移動の効果は、関節軟骨、隣接した関節滑液、炎症がある滑液などの分類に用いられる。前述のような磁化移動における物理的モデルは、磁化移動コントラスト (M T C) 画像の長所を用いた技術的発展として評価される。磁化移動コントラスト (M T C) 画像は、連続的な波動を持つオフ共鳴 R F パルスを放射して、部分的に制限されたプールで共鳴 R F パルスを飽和させることによって得られたコントラストを高める画像である (図 4) 。

10

【 0 0 1 3 】

図 5 は、磁場移動で一般的に用いられる R F パルス及び傾斜磁場の例を示す。小さい周波数帯域を持つオフ共鳴 R F パルス 5 1 0 とスプイラー傾斜 5 3 0 が使用され、スプイラー傾斜 5 3 0 の電荷、スプイラー傾斜 5 3 0 の大きさ及びスプイラー傾斜 5 3 0 が印加された軸が、実験値によって決定される。しかし、一般的に、磁化移動で使用される画像法におけるスプイラー傾斜の影響は大きくない。

20

【 0 0 1 4 】

オフ共鳴 R F パルスは、磁化移動法でも使用されるため、主磁場の不均一によって生成される人工物に対する後処理過程が必要である。

化学交換飽和移動 (C h e m i c a l E x c h a n g e S a t u r a t i o n T r a n s f e r 、 C E S T) として知られている新技術は、M R 分子画像のための重要な新しい手法を提供することができる。C E S T では、異なる分子の陽子から発生する異なるシグナルを解決するために、核磁気共鳴 (N u c l e a r M a g n e t i c R e s o n a n c e 、 N M R) の可能性を利用する方法である。特定の陽子シグナルの選択的な飽和によって (特定の分子又は C E S T 製剤に関する) 、周辺の水分子との交換が生じ、周辺のバルク水分子からの M R I シグナルも減少させる。R F 飽和パルスの存在及び不在の状態得られた画像は、C E S T 製剤の位置を示すことができる。前記化学交換は、バルク水シグナルを効果的に飽和させるのに十分に速く交換が発生する場所で、しかし、交換可能な陽子と水陽子の共鳴の間に化学シフトの違いが十分に遅く生じる場所の中間時点でなければならない。C E S T 効果の大きさは、交換率と交換可能な陽子の数の両者に依存する。

30

【 0 0 1 5 】

前記 C E S T 法は、伝統的な分子画像技術に比べ、長所を持つ。画像コントラストは、高周波 (R F) パルスにより制御され、随意に O N / O F F を調節することができる。目的の内在性分子、場合によっては、目的の分子に特異的に反応したり移動させるコントラスト剤を必要とせず直接的に検出することができる。

40

【 0 0 1 6 】

図 6 を参考すると、C E S T 画像法において磁化移動画像法が 2 度使用されることが分かる。小さい周波数帯域を持つ 2 つのオフ共鳴 R F パルスは、反対符号を持つ周波数で使用され、シグナルを得る。飽和した拘束スピンは、各周波数で励起され、遊離水スピンと相互作用することによってエネルギーを交換し、化学移動量は、これらのシグナル間の比率に基づいて算出される。

【 0 0 1 7 】

前記 C E S T 法において、図 7 に示すように、R F パルス 7 1 0 とスプイラー傾斜 7 3 0 が使用され、スプイラー傾斜 7 3 0 の符号、スプイラー傾斜 7 3 0 の大きさ及びスプイ

50

ラー傾斜 730 が使用される軸が、実験値によって決定される。しかし、一般的に、C E S T 法で使用されるスポイラー傾斜の影響は、磁化移動で用いられる画像法におけるスポイラー傾斜の影響と同様に、大きくない。

【0018】

さらに、C E S T 法において磁化移動法が使用されるため、オフ共鳴 R F パルスを使用しなければならない。前記オフ共鳴 R F パルスを使用する場合、主磁場の不均一によって発生する人工物を除去するための後処理過程が必要である。

【0019】

図 8 は、オフ共鳴 R F パルス及び前飽和 R F パルスを用いた画像で使用されるパルスシーケンスを示す。

10

このような映像法において、図 8 に示すように、前飽和 R F パルス 805 が、オフ共鳴 R F パルス 810 が印加される前に使用される。この際に、前飽和 R F パルス 805 によって励起されたスピンの、オフ共鳴 R F パルス 810 によって再び励起されるため、シグナルが復帰し、最終的に得られたシグナルと不要なシグナルが重なる現象が発生する。これらの現象は、前飽和 R F パルスの周波数帯域幅内に存在する周波数がオフ共鳴 R F パルスを使用して励起される場合に発生する。

【0020】

脂肪抑制画像法、磁化移動画像法及び C E S T 画像法において、周波数帯域幅が、狭く、励起された周波数は、遊離水陽子及び主磁場の大きさによって変化する。しかし、ほとんどの場合、前飽和 R F パルスの周波数帯域幅内に存在する周波数がオフ共鳴 R F パルスを使用して励起されるため、前飽和 R F パルスによる干渉シグナルによって問題が発生する。

20

【0021】

C E S T 法は、伝統的な分子画像技術に比べ、長点を持つ。前記画像コントラストは、外部から印加された高周波数によって調節又は制御され得る。目的の内在性分子は、目的の内在性分子と反応する造影剤 (C o n t r a s t m e d i a) を使用することなく、直接検出することができる。しかし、C E S T 法において磁化移動法も使用されるため、オフ共鳴 R F パルスを使用しなければならない。前述のように、オフ共鳴 R F パルスを使用する場合、主磁場の不均一によって発生する人工物を除去するための後処理過程が必要になる。

30

【0022】

近年、スピンロック (S p i n - l o c k) 法を用いて C E S T 法を行う方法が提示されており、筋骨格系疾患に用いられる T 1 ρ 値を強調する画像にも使用されている。しかし、スピンロック法では 3 つのオフ共鳴 R F パルスを使用するため、生体におけるエネルギーの吸収率測定の指標である比吸収率 (S p e c i f i c A b s o r p t i o n R a t e、S A R) 値が高くなるという問題がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0023】

本発明の一態様は、磁気共鳴画像 (M R I) システムを用いることで、人体の全身画像を得るためのオフ共鳴高周波 (R F) パルスを使用して、従来の画像法で発生する問題を解決できる画像法を提供する。

40

【0024】

本発明の他の態様は、主磁場の不均一に敏感ではない脂肪飽和 (抑制)、磁化移動及び化学交換飽和移動法を提供する。

本発明のさらに他の態様は、オフ共鳴 R F パルスと空間的前飽和 R F パルスを同時に使用する画像法においてオフ共鳴 R F パルスによって再び発生する不要なシグナルの除去法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0025】

50

前述の課題を解決するために、第 1 オフ共鳴 R F パルスと、第 1 オフ共鳴 R F パルスから 180 度の位相差を持つ第 2 オフ共鳴 R F パルスを印加し、第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルスの印加によって発生する主磁場の不均一を相殺するための 1 つ以上の補助傾斜磁場を印加する。

【0026】

本発明の一態様によると、第 1 オフ共鳴 R F パルスを印加する段階；前記第 1 オフ共鳴 R F パルスによって発生する主磁場の不均一を相殺するための第 2 オフ共鳴 R F パルスを印加する段階；及び、第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルスを印加することによって発生する主磁場の不均一を相殺するための 1 つ以上の補助傾斜磁場を印加する段階を含み、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場を印加する段階は、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の組み合わせを調節する段階；及び前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更する段階を含む M R I システムを通じた M R I 法を提供する。

10

【0027】

前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の組み合わせの調節において、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の合計が 0 になるように、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の組み合わせを調節し、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の符号の変更において、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の合計が 0 になるように、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更することができる。

【0028】

1 つ以上の補助傾斜磁場の符号を変更において、前記 1 つ以上の補助傾斜磁場の第 1 補助傾斜磁場の符号が、プラス (+) 又はマイナス (-) になるようにすることができる。

20

前記 M R I 法は、補助傾斜磁場の印加と共にスポイラー傾斜磁場を印加する段階をさらに含んでもよい。

【0029】

前記補助傾斜磁場は、前記第 1 オフ共鳴 R F パルスの印加前；前記第 1 オフ共鳴 R F パルスの印加後及び前記第 2 オフ共鳴 R F パルスの印加前；及び前記第 2 オフ共鳴 R F パルスの印加後のいずれか 1 つの時点で印加することができる。

【0030】

前記第 2 オフ共鳴 R F パルスは、前記第 1 オフ共鳴 R F パルスから 180 度の位相差を有してもよい。

前記 M R I 法は、1 つ以上の補助傾斜磁場の印加後に、脂肪抑制法、磁場移動法、T1 rho 画像法及び化学交換飽和移動法のいずれか 1 つを使用するためのパルスシーケンスを印加する段階をさらに含んでもよい。

30

【0031】

前記 M R I 法は、第 1 オフ共鳴 R F パルスの印加前に、空間的前飽和 R F パルスを印加する段階をさらに含んでもよい。

【発明の効果】

【0032】

本発明の実施例による第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルスと傾斜磁場を使用する画像法によって M R I 画像を得る場合、オフ共鳴 R F パルスを使用する画像法において主磁場の不均一によって発生する人工物を除去することができる。さらに、本発明の実施例による画像法が、空間的前飽和 R F パルスを使用する画像法に適用されると、前飽和 R F パルスによって励起されたスピンのオフ共鳴 R F パルスによって再び励起されることで、シグナルが復帰され、最終的に得られたシグナルに不要なシグナルが重なる現象を除去することができる。

40

【0033】

前述のように、主磁場の不均一によって発生する人工物を除去することができることから、従来の技術のような後処理過程が不要になり、主磁場の不均一を解決するために追加で R F パルスを使用せず、傾斜磁場の組み合わせを用いることで S A R 値を下げるができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 3 4 】

【図 1】オフ共鳴 R F パルスを使用して脂肪飽和（抑制）法の原理を説明する図である。

【図 2】オフ共鳴 R F パルスを使用して脂肪飽和（抑制）法の原理を説明する図である。

【図 3】脂肪抑制法で一般的に使用される準備パルスシーケンスを示す。

【図 4】オフ共鳴 R F パルスを使用して磁化移動の画像法の原理を説明する図である。

【図 5】磁化移動で一般的に使用される R F パルス及び傾斜磁場の例を図示したものである。

【図 6】オフ共鳴 R F パルスを使用して化学交換飽和移動の画像法の原理と、一般的に使用される R F パルスと傾斜磁場の例をそれぞれ図示したものである。

【図 7】オフ共鳴 R F パルスを使用して化学交換飽和移動の画像法の原理と、一般的に使用される R F パルスと傾斜磁場の例をそれぞれ図示したものである。

【図 8】オフ共鳴 R F パルスと前飽和 R F パルスを使用して画像法で使われるパルスシーケンスを示す。

【図 9】一般的なオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法で発生する人工物を除去するための本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用した画像法の原理を説明する図面である。

【図 10 a】本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法で使われる準備パルスシーケンスを示すもので、図 9 を参考にして説明した本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスの基本原理を適用することによって傾斜磁場を組み合わせ使用したものである。

【図 10 b】本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法で使われる準備パルスシーケンスを示すもので、図 9 を参考にして説明した本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスの基本原理を適用することによって傾斜磁場を組み合わせ使用したものである。

【図 10 c】本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法で使われる準備パルスシーケンスを示すもので、図 9 を参考にして説明した本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスの基本原理を適用することによって傾斜磁場を組み合わせ使用したものである。

【図 11】オフ共鳴 R F パルスと前飽和 R F パルスを使用する一般的な画像法で発生する人工物を除去するための本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法を示す図である。

【図 12 a】オフ共鳴 R F パルスと前飽和 R F パルスを使用する画像法において、傾斜磁場を印加することによって不要なシグナルを除去するための本発明の実施例による準備パルスシーケンスを示す。

【図 12 b】オフ共鳴 R F パルスと前飽和 R F パルスを使用する画像法において、傾斜磁場を印加することによって不要なシグナルを除去するための本発明の実施例による準備パルスシーケンスを示す。

【図 13】本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスと傾斜磁場の組み合わせを含むパルスシーケンスをショルダー部の画像の脂肪抑制画像法に適用した例を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 5 】

以下、本発明の実施例による磁気共鳴画像（MRI）システムを通じた画像法を、添付した図面を参考にして詳細に説明する。しかし、本発明の要旨を不要に曖昧にする公知の機能及び構成に関する詳細な説明は省略する。

【 0 0 3 6 】

本発明に適用される MRI システムの構成はよく知られているので省略する。

一般的に、オフ共鳴 R F パルス（RF）を使用する画像法には、脂肪飽和（抑制）法、磁化移動法及び化学交換飽和移法がある。さらに、地域的にスピンを先に励起することによって画像の特定の位置のシグナルを減少できる前飽和 R F パルスを用いたオフ R F 共鳴も使用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

前述の方法において、人工物は主磁場の不均一によって発生する。詳細には、オフ共鳴 R F パルスの使用によって発生する主磁場の不均一により選択的に励起されたスピンの位相が一定ではなくなり、このような位相差によって選択された周波数のスピンから得られたシグナルが同一位相を持たなくなるため、再構成された画像で不均一な形態を持つ人工物を示すようになる。

【 0 0 3 8 】

前述のような人工物の問題を解決するために、本発明でダブルオフ共鳴 R F パルスが使用された。

図 9 は、オフ共鳴 R F パルスを使用する画像法で一般的に発生する人工物を除去するためのダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法の原理を説明するための図面である。

10

【 0 0 3 9 】

図 9 に示すように、第 1 オフ共鳴 R F パルス 9 1 0 が印加された後、反対位相、つまり、180 度の位相差を持つ第 2 のオフ共鳴 R F パルス 9 2 0 が印加される。

オフ共鳴 R F パルス 9 1 0 を使用する画像法において、傾斜のないオフ共鳴 R F パルス 9 1 0 が単独で使用されるため、主磁場の不均一によって選択的に励起されたスピンの位相情報が一定ではなくなる。このような位相差によって、選択された周波数のスピンから得られたシグナルが同一位相を持たなくなるため、再構成された画像で不均一な形態を持つ人工物を示すようになる。

【 0 0 4 0 】

20

このような位相差を補償するための方法として、付加的な傾斜磁場を印加する方法がある。

しかし、オフ共鳴 R F パルス 9 1 0 は、同時に印加する選択傾斜磁場が存在せず、主磁場の不均一による少量の傾斜磁場のみが影響を受けると見なされ、歪んだ位相を補償することができない。さらに、オフ共鳴 R F パルス 9 1 0 は、選択傾斜磁場を使用せず、全体の体積に対して周波数を選択し励起させる原理を利用するので、位相を補正するためのオフ共鳴 R F パルス 9 1 0 と同様な他のオフ共鳴 R F パルス 9 2 0 を使用しなければならない。この際に、他のオフ共鳴 R F パルス 9 2 0 は、1 つ目の印加したオフ共鳴 R F パルス 9 1 0 から 180 度の位相差を持つため、主磁場の不均一によって歪んだパルスを元のパルスに戻すことでパルスを補償することができる。

30

【 0 0 4 1 】

図 10 a ~ 10 c は、本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを用いた画像法で使用される準備パルスシーケンスを示すもので、図 9 を参考にして説明した本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスの基本原理を適用することによって傾斜磁場を組み合わせて使用したものである。

【 0 0 4 2 】

2 つの連続的な R F パルスが印加されると、オフ共鳴 R F パルスによってパルスが補償される。しかし、連続的に印加する磁場の画像技術を追加する前に、全てのスピンを再び縦方向に磁化しなければならない。このような残留スピンを除去する方法として、本発明の実施例では付加的な傾斜磁場を印加する。

40

【 0 0 4 3 】

この場合、従来の技術による方法とは異なって、リワインダとスポイラー傾斜磁場の組み合わせを最適化するため、ダブルオフ共鳴 R F パルスの印加に必要な時間の増加を最小化することができる。

【 0 0 4 4 】

すなわち、本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法において、第 1 オフ共鳴 R F パルスを印加し、第 1 オフ共鳴 R F パルスによって発生する主磁場の不均一を相殺するための第 2 オフ共鳴 R F パルスを印加し、第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルスの印加によって発生する主磁場の不均一を相殺するための 1 つ以上の補助傾斜磁場を印加する。この際、補助傾斜磁場を印加することにおいて、1 つ以上の補助傾斜磁場の組

50

み合わせを調節し、その符号を変更することで最適の補助傾斜磁場の組み合わせを得る。

【 0 0 4 5 】

最適の補助傾斜磁場の組み合わせとしては、1つ以上の印加される補助傾斜磁場の合計が0になるように、補助傾斜磁場の組み合わせと符号が調節され得る。

補助傾斜磁場の極性は、プラス(+)極性から始ってもよく、マイナス(-)極性から始ってもよい。例えば、(+、-、-、+)、(-、+、+、-)、(+、0、0、-)、(-、0、0、+)などの様々な組み合わせが可能である。

【 0 0 4 6 】

図10a~10cに、本発明の実施例による画像法のパルスシーケンスを示す。

図10aに示すように、第1オフ共鳴RFパルス1010と、第1オフ共鳴RFパルス1010から180度の位相差を持つ第2オフ共鳴RFパルス1020を印加するダブルオフ共鳴RFパルスの印加法において、第1オフ共鳴RFパルス1010の印加前、第1及び第2オフ共鳴RFパルス1010と1020の間、及び第2オフ共鳴RFパルス1020の印加後に、傾斜磁場1030を印加する。

【 0 0 4 7 】

前記傾斜1030は、x、y及びz軸に対して同様に印加され、その合計が0になるようにその値と符号が調節される。

本発明の他の実施例によると、図10bに示すように、第1オフ共鳴RFパルス1010の印加前と、第1及び第2オフ共鳴RFパルス1010と1020の間に傾斜1040を印加し、第2オフ共鳴RFパルス1020の印加後にスポイラー傾斜1100を印加することができる。

【 0 0 4 8 】

この場合にも、前記傾斜1040は、x、y及びz軸に対して同様に印加され、その合計が0になるようにその値と符号が調節される。

本発明のさらに他の実施例によると、図10cに示すように、第1オフ共鳴RFパルス1010の印加前、第1及び第2オフ共鳴RFパルス1010と1020の間、及び第2オフ共鳴RFパルス1020の印加後に傾斜1050を印加し、その後にスポイラー傾斜1100を印加することができる。

【 0 0 4 9 】

この場合にも、前記傾斜1050は、x、y及びz軸に対して同様に印加され、それらの合計が0になるようにその値と符号が調節される。

一方、第1及び第2オフ共鳴RFパルスの周波数帯域幅、中心周波数及びパルス形態は、必要に応じて調節され得る。例えば、脂肪抑制方法を用いる場合には、オフ共鳴RFパルスの幅が相対的に大きい、しかし、磁化移動又はCEST法を用いる場合には、脂肪抑制法に比べて幅が狭いオフ共鳴RFパルスが使用される。すなわち、第1及び第2オフ共鳴RFパルスの周波数帯域幅、中心周波数及びパルス形態は、使用される画像法によって適切に選択してもよく、本発明では、これらを特に制限しない。

【 0 0 5 0 】

前述のように、第1及び第2オフ共鳴RFパルスと傾斜の組み合わせを使用することで主磁場の不均一による人工物を持たない画像が得られるため、従来と関連して主磁場の不均一を補償するための後処理過程と、後処理のための追加画像獲得が不要である。

【 0 0 5 1 】

さらに、第1及び第2オフ共鳴RFパルスを使用しながら傾斜磁場の組み合わせを使用して、主磁場の不均一に関する問題を解決する本発明の実施例による画像法は、第3のRFパルスを印加するスピンロック法に比べ、RFパルスの数を減らし、主磁場の不均一に関連した問題をより容易に解決できるため、生体における電波吸収率の指標である特定の吸収率(SAR)値を下げることを可能にする。

【 0 0 5 2 】

図11は、前飽和RFパルスによって励起されるスピンのオフ共鳴RFパルスによって再び励起されることで、シグナルが復帰され最終的に得られるシグナルに不要なシグナル

10

20

30

40

50

が重なって現れる現象を除去するための本発明の実施例を示す図面である。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 に示すように、前飽和 R F パルス 1 1 0 5 と共に 2 つのオフ共鳴 R F パルス 1 1 1 0 及び 1 1 2 0 が使用される。

この際に、図 1 0 a ~ 1 0 c を参考にして説明した実施例では同様に適切な組み合わせで傾斜磁場を印加するため、不要なシグナルを最小化することができる。

【 0 0 5 4 】

図 1 2 a と 1 2 b は、オフ共鳴 R F パルスと前飽和 R F パルスを使用する画像法で傾斜磁場を印加することによって不要なシグナルを除去するための本発明の実施例による準備パルスシーケンスを示す。

10

【 0 0 5 5 】

まず、図 1 2 a に示すように、前飽和 R F パルス 1 2 0 5 が印加された後、第 1 オフ共鳴 R F パルス 1 2 1 0 の印加前と、第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルス 1 2 1 0 及び 1 2 2 0 の間に傾斜磁場 1 2 3 0 を印加する。さらに、第 2 オフ共鳴 R F パルス 1 2 2 0 の印加後にスプイラー傾斜磁場 1 1 0 を印加することができる。

【 0 0 5 6 】

さらに、図 1 2 b に示した本発明の他の実施例においては、前飽和 R F パルス 1 2 0 5 が印加された後、第 1 オフ共鳴 R F パルス 1 2 1 0 の印加前、第 1 及び第 2 オフ共鳴 R F パルス 1 2 1 0 と 1 2 2 0 の間及び第 2 オフ共鳴 R F パルス 1 2 2 0 の印加後に傾斜磁場 1 2 4 0 を印加する。

20

【 0 0 5 7 】

図 1 2 a と 1 2 b の両方に示した 2 つの実施例において、傾斜磁場の値と符号の合計が、それぞれ 0 になるように調節されるのが好ましい。

図 1 3 は、本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスと傾斜磁場の組み合わせを含むパルスシーケンスをショルダー部の画像を脂肪抑制画像法に適用した例を示す。図 1 3 では、図 1 0 a に示した実施例のパルスシーケンスを使用した。

【 0 0 5 8 】

図 1 3 において、左側は脂肪抑制を行わずに得られた画像で、中間は、現在臨床で使用する単一オフ共鳴 R F パルス画像法を用いて得られた画像で、右側は本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスと傾斜磁場の組み合わせを用いて得られた画像である。単一オフ共鳴 R F パルスを使用して得られた画像法は、ダブルオフ共鳴 R F パルスを使用する画像法に比べ、大きい脂肪抑制効果を持つが、参考画像（中間）に比べ、主磁場の不均一によって発生する人工物を含む。

30

【 0 0 5 9 】

一方、本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルス画像法では、全く人工物を含まず、改善された結果で示すように、均一の脂肪抑制を完成させた。

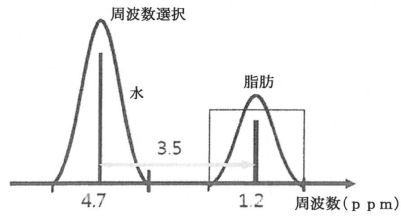
本発明の実施例によるダブルオフ共鳴 R F パルスを用いた M R I 法は、脂肪抑制法、磁場移動法、T 1 ρ 画像法及び化学飽和移動法に適用することができる。

【 0 0 6 0 】

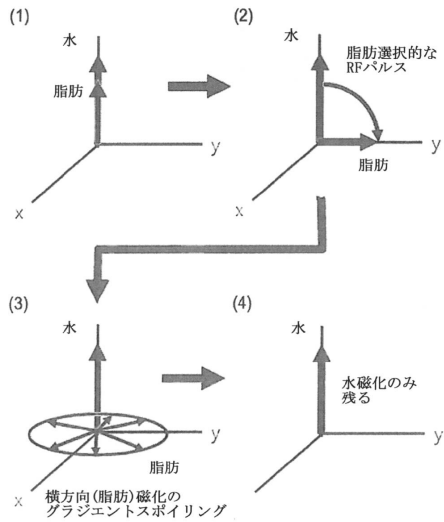
本発明の好ましい実施例では、例示的な目的で説明したが、当分野の当業者であれば、請求項に記載される本発明の範囲と思想から逸脱することなく、修正、追加及び変更が可能であることを理解できるであろう。従って、このような修正、追加及び変更は、本発明の範囲内に含まれるものとして理解されるべきであろう。

40

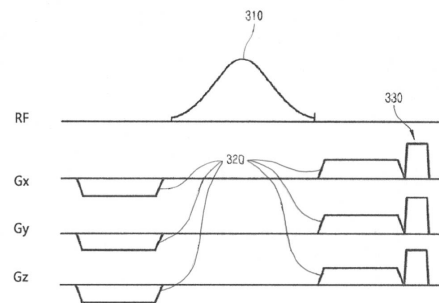
【図 1】



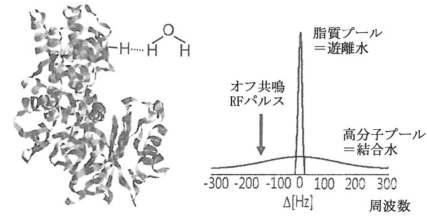
【図 2】



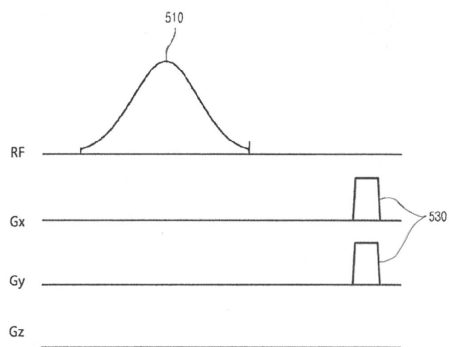
【図 3】



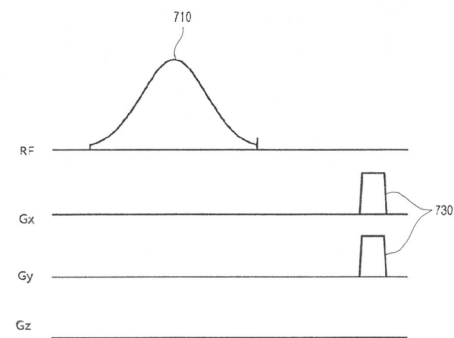
【図 4】



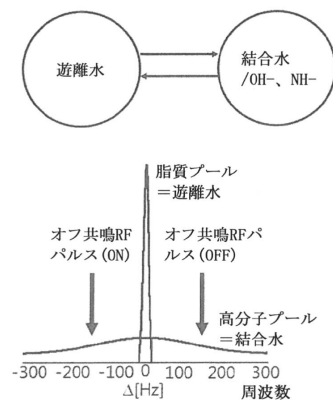
【図 5】



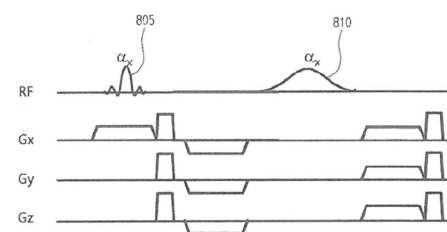
【図 7】



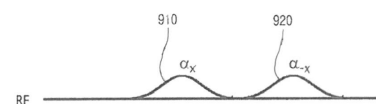
【図 6】



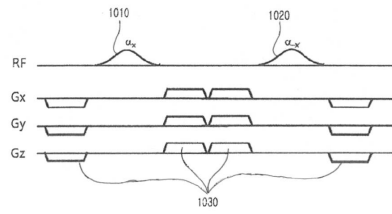
【図 8】



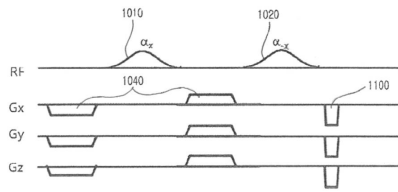
【図 9】



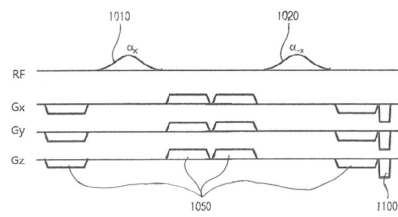
【図10a】



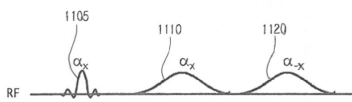
【図10b】



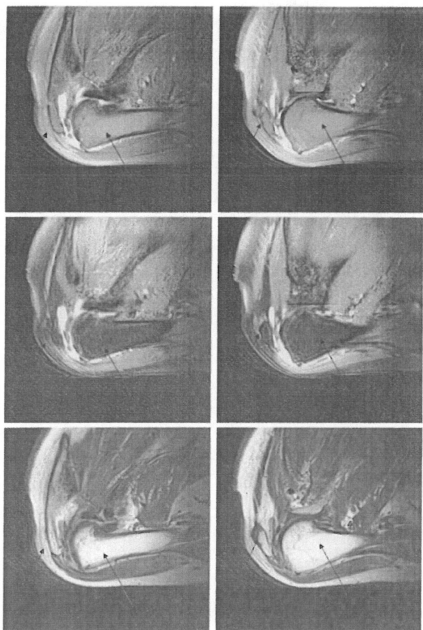
【図10c】



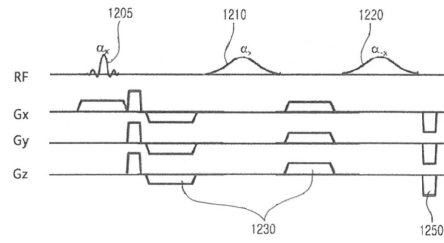
【図11】



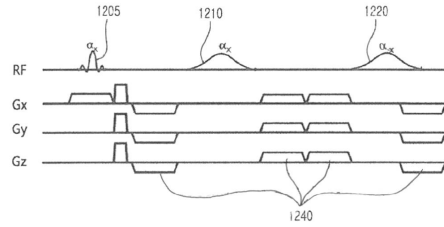
【図13】



【図12a】



【図12b】



フロントページの続き

特許法第30条第2項適用 集会名：先進MR / 小動物MR / MR工学年次会合 (Advanced MR / Small Animal MR / MR Engineering Annual Meeting) 開催年月日：2013年11月29日

前置審査

(72)発明者 チョン、ジュン ヨン

大韓民国 405-823 インチョン ナムドン-グ クウォル-ロ 192 1308-2202

(72)発明者 パク、ヒョン ウク

大韓民国 305-338 テジョン ユソン-グ テハク-ロ 291

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開2012-196432 (JP, A)

米国特許出願公開第2007/0257672 (US, A1)

高原太郎 監修, 第3版 MRI応用自在, 株式会社メジカルビュー社, 2013年 9月20日, pp.132-133

R. Scheidegger et al, Amide Proton Transfer Imaging with Improved Robustness to Magnetic Field Inhomogeneity, Proceedings of ISMRM-ESMRMB Joint Annual Meeting 2010, 2010年 5月, 5142_1615

M. Obara et al, Optimization of motion sensitized driven equilibrium (MSDE) preparation scheme for multi contrast 3D vessel wall imaging at 3.0T, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16, 2008年 5月, 2842

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055