

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4318836号
(P4318836)

(45) 発行日 平成21年8月26日(2009.8.26)

(24) 登録日 平成21年6月5日(2009.6.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 1 1
A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 3 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-112321 (P2000-112321)
 (22) 出願日 平成12年4月13日 (2000.4.13)
 (65) 公開番号 特開2001-292974 (P2001-292974A)
 (43) 公開日 平成13年10月23日 (2001.10.23)
 審査請求日 平成19年4月10日 (2007.4.10)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 渡口 賢治
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 渡部 滋
 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場中に配置された被検体に高周波信号を照射する照射手段を備えて、前記被検体のサチュレーション領域の励起と計測領域の励起とを行い、前記計測領域の画像を取得する磁気共鳴イメージング装置において、

前記照射手段は、前記サチュレーション領域に対応する高周波信号と前記計測領域に対応する高周波信号とが合成された高周波信号を照射して、前記サチュレーション領域と前記計測領域とを同時に励起する場合に、

前記計測領域に対応する高周波信号は、所定の中心周波数の正弦波形を振幅変調した第1の高周波信号であり、

前記サチュレーション領域に対応する高周波信号は、前記第1の高周波信号の中心周波数に対して周波数シフトした余弦波を用いて該第1の高周波信号を振幅変調した第2の高周波信号と、前記第1の高周波信号の中心周波数に対して周波数シフトした正弦波を用いて該第1の高周波信号を振幅変調した第3の高周波信号と、を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記サチュレーション領域は、前記計測領域の両側の領域であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記サチュレーション領域は、前記計測領域につながる血管を含む領域であることを特徴とする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、磁気共鳴イメージング装置に係わり、特に、被検体を撮影する時、被検体の撮影領域に流入する血液をあらかじめ励起し、偽像の原因となる信号の混入を防止する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【0002】

10

【従来の技術】

従来より磁気共鳴イメージング装置（MRI装置）では、被検体の血流や体動が偽像の原因となるので、それを防止するために撮影領域に流入する血液をあらかじめ飽和させておくことが行われる。

【0003】

これはプレサチレーションパルスと呼ばれるパルスを、通常の励起パルスを印加する前に印加することで達成される。

【0004】

20

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記MRI装置において、撮影領域に流入する血液を予め飽和させるために、プレサチレーションパルスを、通常の励起パルスを印加する前に印加するということは、撮影時間が通常の、すなわち、プレサチレーションパルスを併用しない場合の撮影時間よりも長くなってしまうという問題があった。

【0005】

本発明の目的は、プレサチレーションパルスと通常の励起パルスを合成し、1個のパルスに撮影領域の励起と撮影領域に隣接する領域の飽和を同時に実行する機能を持たせることにより、撮影時間がプレサチレーションパルスを併用しない場合の撮影時間と同一とすることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】

30

上記目的を達成するために、本発明は次のように構成される。

静磁場中に配置された被検体に高周波信号を照射する照射手段を備えて、前記被検体のサチュレーション領域の励起と計測領域の励起とを行い、前記計測領域の画像を取得する磁気共鳴イメージング装置において、前記照射手段は、前記サチュレーション領域に対応する高周波信号と前記計測領域に対応する高周波信号とが合成された高周波信号を照射して、前記サチュレーション領域と前記計測領域とを同時に励起する。

【0009】

本発明によれば、上記被検体の撮影したい断面の励起と、撮影したい領域と隣接する領域の飽和とを同時に行うことにより、従来、撮影領域と飽和領域でそれぞれ1回ずつ必要であった励起を、1回の励起で可能となる。

40

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図5は、本発明の一実施形態が適用されるMRI装置の概略構成ブロック図である。このMRI装置は、被検体9の生体組織に生起される核磁気共鳴現象を利用して診断部位の断層像を得るものである。

【0011】

図5において、MRI装置は、静磁場発生手段1と、傾斜磁場発生手段2と、傾斜磁場電源3と、プローブ4と、高周波送受信部5と、計算機6と、表示器7とを有する。

【0012】

50

上記静磁場発生手段1は、テーブル8に寝載された被検体9の体軸方向と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、上記被検体9を寝載するテーブル8の周りのある広がりをもった空間に配置され、例えば永久磁石又は磁界発生コイルからなる。

【0013】

また、傾斜磁場発生手段2は、上記被検体9に、互いに直交するX、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場Gx、Gy、Gzを与えるもので、上記テーブル8の周りのある広がりをもった空間に配置されている。傾斜磁場電源3は、上記傾斜磁場発生手段2を駆動するものである。

【0014】

プローブ4は、上記被検体9の診断部位に対して高周波信号を照射すると共に、被検体9の生体組織のNMR現象により放出される高周波信号を受信するもので、内部に照射コイルと受信コイルとを有している。10

【0015】

高周波送受信部5は、上記プローブ4より被検体9に対して高周波信号の照射および受信を行うものである。

【0016】

また、計算機6は、上記傾斜磁場電源3および高周波送受信部5の制御を撮像時のパルスシーケンスにしたがって行うと共に、上記プローブ4で受信した信号の画像再構成処理を行うものである。20

【0017】

さらに、表示器7は、上記計算機6で生成された画像信号を入力して被検体9の断層像として表示するものである。

【0018】

次に、上記MRI装置において、被検体9を撮影する場合の動作について説明する。

最初に、図2に示すように、被検体9の撮影したい領域A、および飽和したい領域B、Cがあり、領域A、B、Cを貫通するように血管Dが走行しているものとする。

【0019】

領域A、B、Cの中心周波数をそれぞれa、b、cとし、領域A、B、Cの間隔を
 $= |a - c| = |b - c|$ としたとき、領域Aの励起および領域B、Cの飽和を同時に行う方法を説明する。なお、この明細書においては、dはdとも表現することとする。30

【0020】

従来のMRI装置の原理に従うと、領域Aのスライスプロファイルは、式(1)に示すように、高周波磁場波形をフーリエ変換した波形によって与えられる。

【0021】

式(1)は、関数f(t)を搬送波sin(a·t)によって振幅変調することを意味している。

$$F\{Af(t)\sin(a \cdot t)\} = (j/2)A\{F(+a) + F(-a)\}$$

--- (1)

ここで、記号F{}はフーリエ変換を、jは虚数単位を、Aは定数を表わしている。40

【0022】

関数f(t)がsin関数のとき、スライスプロファイルは図1の11に示すような矩型となる。

【0023】

さらに、式(1)を拡張した以下の式(2)、式(3)を考える。

【0024】

$$F\{Bf(t)\cos(\cdot t)\sin(a \cdot t)\} = (j/4)B[\{F(+a) - F(-a)\} - F(-a)] + (j/4)B[\{F(+a) - F(-a)\}] \quad --- (2)$$

$$F\{Cf(t)\sin(\cdot t)\cos(a \cdot t)\} = (j/4)C[\{F(+a) - F(-a)\}] \quad 50$$

(a +)) - F (- (a +)) }] - (j / 4) C [{ F (+ (a -)) + F (- (a -)) }] - - - (3)

【 0 0 2 5 】

さて、領域 B、C のスライスプロファイルは式(2)、式(3)との組み合わせによって与えられる。

【 0 0 2 6 】

なぜなら、式(3)において、 $C = 0$ の時、定数 A、B、C の大小関係を調整し、図1の12と13とを足し合わせると図1の14が得られ、式(2)、式(3)において $B = -C$ の時、図1の12と13とを足し合わせると図1の15が得られ、式(2)において $B = C$ の時、図1の12と13とを足し合わせると図1の16が得られるからである。 10

【 0 0 2 7 】

そして、図1の14、15、16は各々領域 $B + C$ 、B、C のスライスプロファイルに他ならない。

【 0 0 2 8 】

さらに、式(1)から式(3)は、X、Y、Z を定数として、 $X \sin(\cdot t) + Y \cos(\cdot t) = Z \sin(\cdot t + \phi)$ の関係により一個の波に合成することができる。領域 A の励起および、領域 B、C の飽和を一個の高周波磁場信号で行うことができる。

【 0 0 2 9 】

以上の説明により、撮影したい領域 A、および飽和したい領域 B、C を同時に励起する方法を示した。 20

【 0 0 3 0 】

そこで、次に、従来のパルスシーケンスを説明し、さらに以上に説明した本発明による励起方法をパルスシーケンスに適用した場合を説明する。

【 0 0 3 1 】

図3は、グラディエントエコー法(GE法)のパルスシーケンスを示す図である。

図3において、まず、時刻 t_s にて、高周波磁場31とスライス傾斜磁場32とを同時に印加して、飽和したい領域 B を励起する。このとき、高周波磁場31の波形は式(1)において中心周波数 a を b に置き換えたものによって与えられる。 30

【 0 0 3 2 】

次に、時刻 t_s から時間 T_s だけ経過した時刻 t_0 において、高周波磁場33とスライス傾斜磁場34とを同時に印加して撮影したい領域 A を励起する。

【 0 0 3 3 】

このとき、高周波磁場33の波形は式(1)をそのまま適用したものによって与えられる。そして、時刻 t_1 において、位相エンコード傾斜磁場35および読みだし傾斜磁場36を印加し、さらに、時刻 t_2 において、読みだし傾斜磁場36を、その振幅の極性を反転して印加する。

【 0 0 3 4 】

傾斜磁場36の時間積分値が0となる時刻 T_E (時刻 t_0 からの時刻) にエコー37が発生するので、これをサンプリングし計算機6に格納する。時刻 t_0 からこの作業までの時間を T_R とする。 40

【 0 0 3 5 】

以上の手順を繰り返し時間 $T_R + T_s$ で繰り返して、例えば、256回繰り返して行う。ただし、傾斜磁場35の振幅は時間 T_R ごとにステップ状に変化させるものとする。

【 0 0 3 6 】

さて、本発明を、上記GE法に適用すると、上述のとおり、高周波磁場31と高周波磁場33とは、式(1)から式(3)によって合成できる。

【 0 0 3 7 】

つまり、中心周波数 a の正弦波形の搬送波を $\sin c$ 関数を用いて振幅変調した第1の高周波磁場と、中心周波数 a の正弦波形の搬送波を $\sin c$ 関数およびその中心周波数 50

a に対する周波数シフト Δf_a を周波数とする余弦波を用いて振幅変調した第2の高周波磁場と、中心周波数 a の正弦波形の搬送波を $\sin(\omega t + \phi)$ 関数およびその中心周波数 a に対する周波数シフト Δf_a を周波数とする正弦波を用いて振幅変調した第3の高周波磁場とを合成した高周波磁場を用いることができる。

【0038】

このため、図4に示すように、高周波磁場31と高周波磁場33とが合成された高周波磁場を41とすると、領域Aの励起および領域B、Cの飽和を高周波磁場41とスライス傾斜磁場42の印加のみで達成できる。

【0039】

すなわち、時刻 t_0 において、高周波磁場41とスライス傾斜磁場42とを同時に印加して撮影したい領域Aを励起および領域B、Cを飽和する。 10

【0040】

そして、時刻 t_1 において、位相エンコード傾斜磁場43および読みだし傾斜磁場44を印加し、さらに、時刻 t_2 において、読みだし傾斜磁場44を、その振幅の極性を反転して印加する。

【0041】

傾斜磁場44の時間積分値が0となる時刻TE（時刻 t_0 からの時刻）にエコー45が発生するので、これをサンプリングし計算機6に格納する。時刻 t_0 からこの作業までの時間をTRとする。 20

【0042】

以上の手順を繰り返し時間TRで繰り返して、例えば、256回繰り返して行う。

したがって、図3と図4とを比較すると、本発明によるMRI装置では繰り返し時間がTSだけ短縮されるので、撮影時間が短縮されることが分かる。

【0043】

以上のように、本発明の一実施形態によれば、プレサチレーションパルスと通常の励起パルスを合成し、1個のパルスにより撮影領域の励起と撮影領域に隣接する領域の飽和を同時に行うことができるので、プレサチレーションパルスのみを印加するための時間が不要でありながら、プレサチレーションパルスを併用したと同様に、偽像を抑制することが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。 30

【0044】

なお、飽和された磁気スピンの移動時間は、従来技術によると図3のパルスシーケンスの時間TSとなり、本発明では図4のパルスシーケンスの次の時間TRとなることが分かる。

【0045】

なお、上述した例では、GE法に適用した場合の例を示したが、他のパルスシーケンス、例えばスピニエコー(SE)法等に適用しても同様の効果を奏することは明らかである。

【0046】

また、本発明によれば、スピン励起の角度は、撮影位置によって任意に設定することができるところから、例えば、領域B、Cを90°とし、領域Aを60°又は30°とすれば、領域別にプロファイルを得ることができる。 40

【0047】

また、本発明によれば、上記パルスシーケンス、つまり、被検体の撮影したい断面の励起と、上記撮影したい領域に隣接する領域の飽和の励起と、を合成した励起により、被検体の撮影したい領域の断面の励起および撮影したい領域に隣接する領域の飽和を1回の励起で行う処理を計算機6により行うため処理プログラムを記録した記録媒体を実現することも可能である。

【0048】

【発明の効果】

本発明によれば、プレサチレーションパルスと通常の励起パルスを合成し、1個のパルスに撮影領域の励起と撮影領域に隣接する領域の飽和を同時に行う機能を持たせることによ 50

り、擬像が抑制され、かつ、撮影時間がプレサチレーションパルスを併用しない場合の撮影時間と同一とすることが可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態を説明するための図である。

【図2】本発明の一実施形態を説明するための図である。

【図3】従来のパルスシーケンスを説明するための図である。

【図4】本発明を適用したパルスシーケンスを説明するための図である。

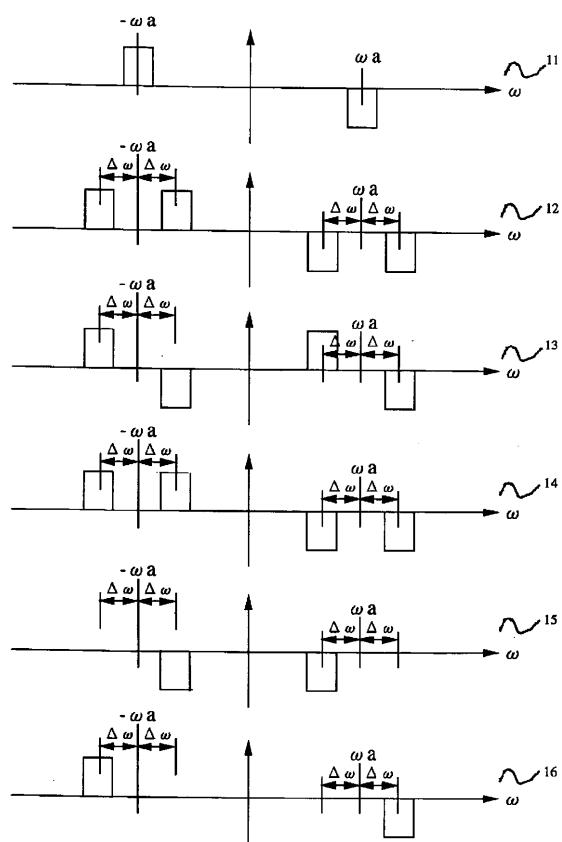
【図5】本発明を適用するM RI 装置の概略構成ブロック図である。

【符号の説明】

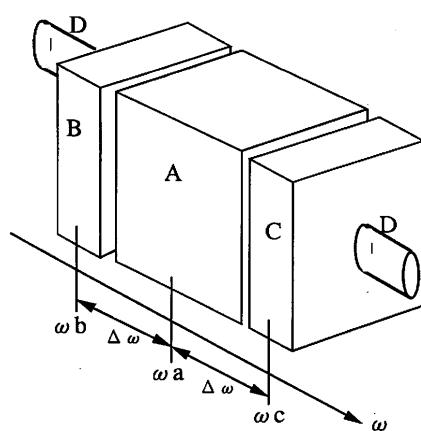
- 1 静磁場コイル
- 2 傾斜磁場コイル
- 3 傾斜磁場電源
- 4 プローブ
- 5 高周波送受信機
- 6 計算機
- 7 表示器
- 8 ベッド
- 9 被検体

10

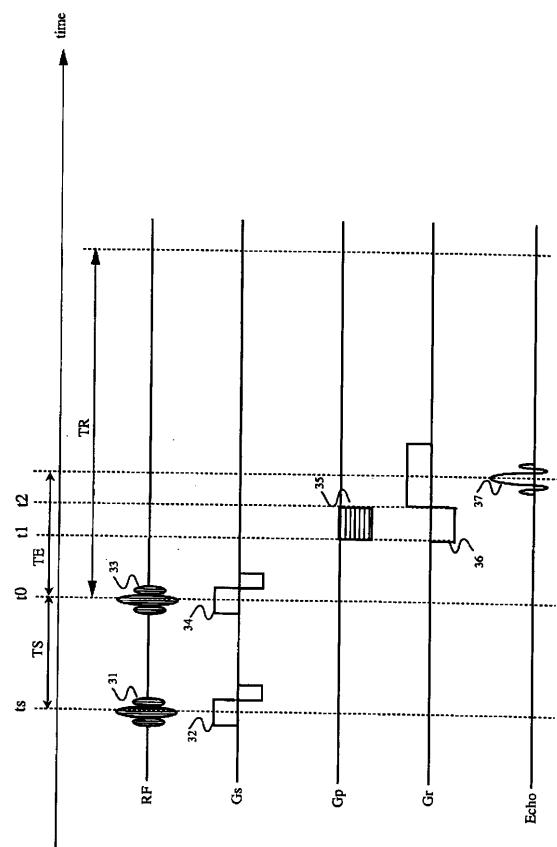
【図1】



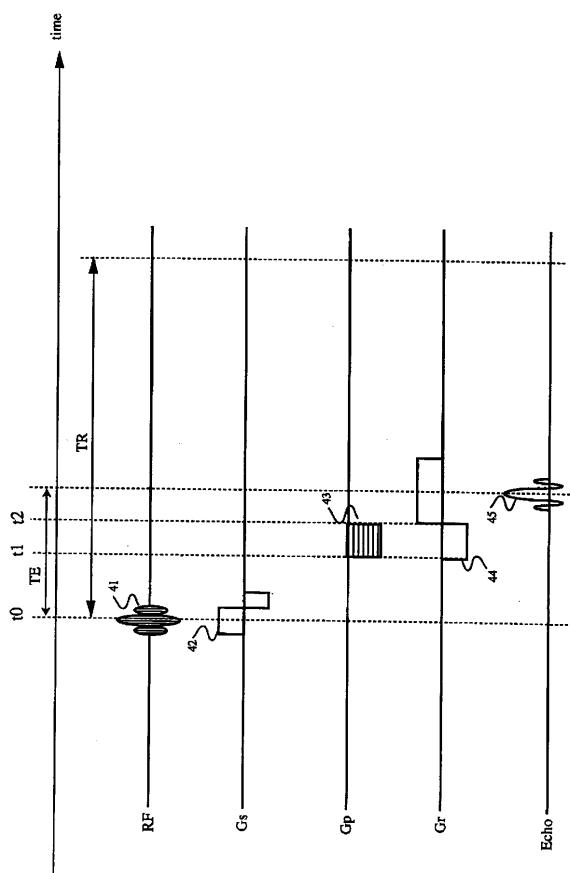
【図2】



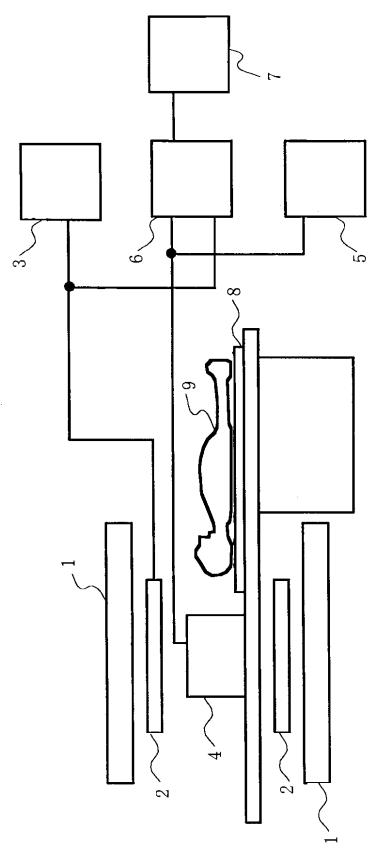
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平04-269944(JP,A)
特開昭63-267343(JP,A)
特開平08-103422(JP,A)
特開平07-079940(JP,A)
特開平01-107746(JP,A)
特開平02-095349(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
JSTPlus(JDreamII)
JMEDPlus(JDreamII)
JST7580(JDreamII)