

(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.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

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 滝口 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】

10

20

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】

これはプレサチュ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】

【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、プレサチュ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、プレサチュ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いう問題があった。

20

【0005】

本発明の目的は、プレサチュ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り、撮影時間がプレサチュ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、一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。

**【 0 0 1 3 】**

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  $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$  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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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

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

- - - ( 1 )

ここで、記号  $F\{\quad\}$  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。

【 0 0 2 2 】

関数  $f(t)$  が  $\text{sinc}$  関数のとき、スライスプロファイルは図 1 の 11 に示すような矩形となる。

【 0 0 2 3 】

さらに、式(1)を拡張した以下の式(2)、式(3)を考える。

【 0 0 2 4 】

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

$$F \{ C f ( t ) \sin ( \frac{\pi}{4} \cdot t ) \cos ( a \cdot t ) \} = ( j / 4 ) C [ \{ F ( +$$

$$\left( a + \frac{1}{2} \right) - F \left( - \left( a + \frac{1}{2} \right) \right) \} ] - (j/4) C [ \{ F \left( + \left( a - \frac{1}{2} \right) \right) + F \left( - \left( a - \frac{1}{2} \right) \right) \} ] - - - (3)$$

【0025】

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。

【0026】

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

【0027】

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。

【0028】

さらに、式 (1) から式 (3) は、 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  を定数として、 $X \sin(\omega \cdot t) + Y \cos(\omega \cdot t) = Z \sin(\omega \cdot t + \phi)$  の関係により一個の波に合成することができるので、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。

【0029】

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

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

30

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。

【0033】

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。

【0034】

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

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

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 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  $\text{sinc}$  関数およびその中心周波数 a に対する周波数シフト 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 3 1 と高周波磁場 3 3 とが合成された高周波磁場を 4 1 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 4 1 とスライス傾斜磁場 4 2 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 4 1 とスライス傾斜磁場 4 2 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。

【0040】

そして、時刻  $t_1$  において、位相エンコード傾斜磁場 4 3 および読みだし傾斜磁場 4 4 を印加し、さらに、時刻  $t_2$  において、読みだし傾斜磁場 4 4 を、その振幅の極性を反転して印加する。

【0041】

傾斜磁場 4 4 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 4 5 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。

【0042】

以上の手順を繰り返し時間  $T_R$  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  $T_S$  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。

【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  $T_S$  となり、本発明では図 4 のパルスシーケンスの次の時間  $T_R$  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、例えばスピンエコー (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ことから、例えば、領域 B、C を  $90^\circ$  とし、領域 A を  $60^\circ$  又は  $30^\circ$  とすれば、領域別にプロファイルを得ることができる。

【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

10

20

30

40

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用い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。

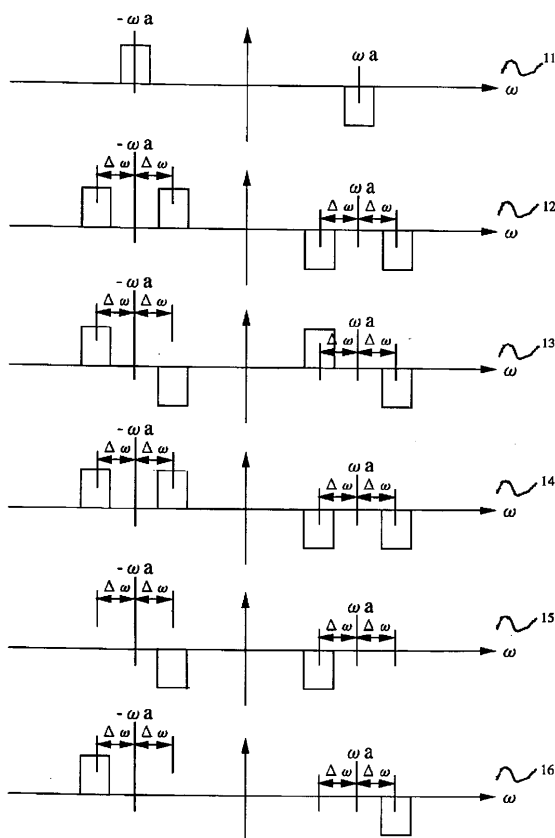
【図 5】本発明を適用するMRI装置の概略構成ブロック図である。

【符号の説明】

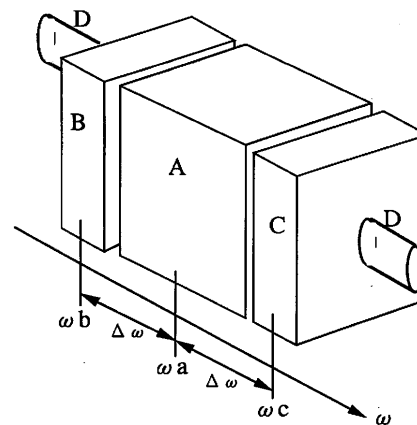
- 1 静磁場コイル
- 2 傾斜磁場コイル
- 3 傾斜磁場電源
- 4 プロープ
- 5 高周波送受信機
- 6 計算機
- 7 表示器
- 8 ベッド
- 9 被検体

10

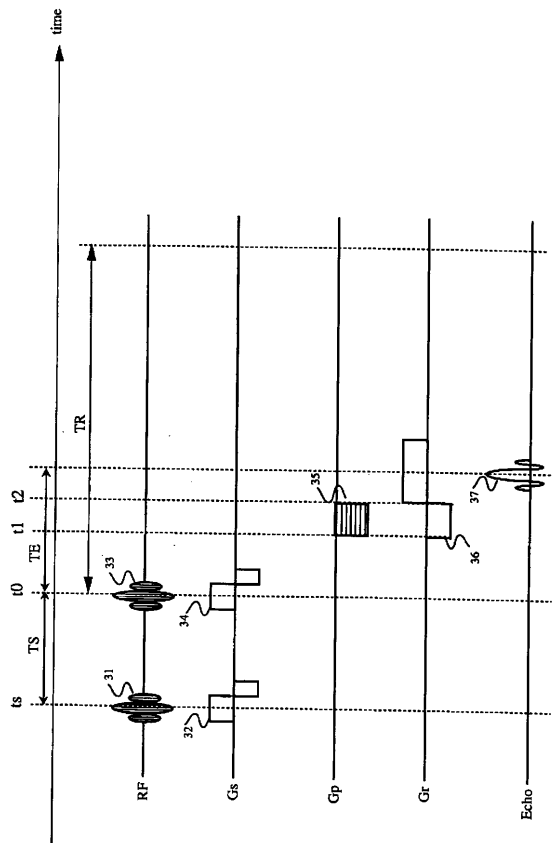
【図 1】



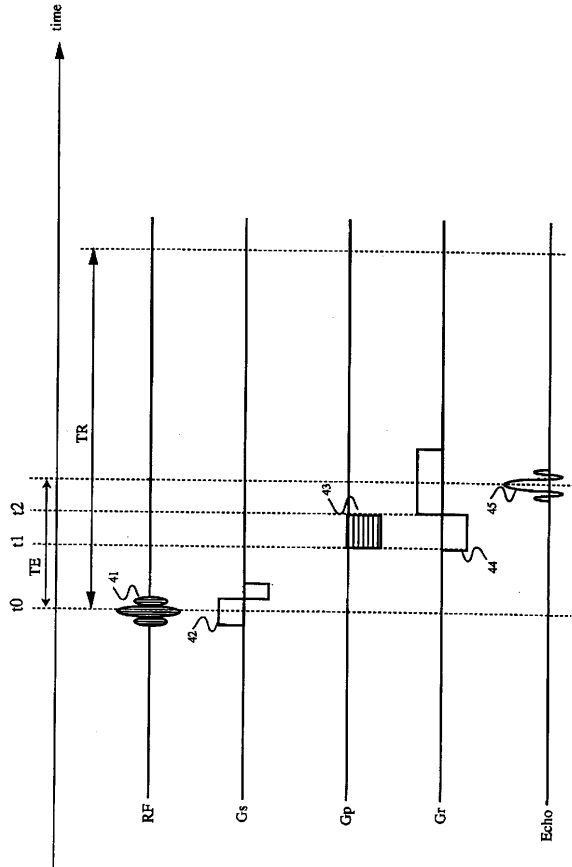
【図 2】



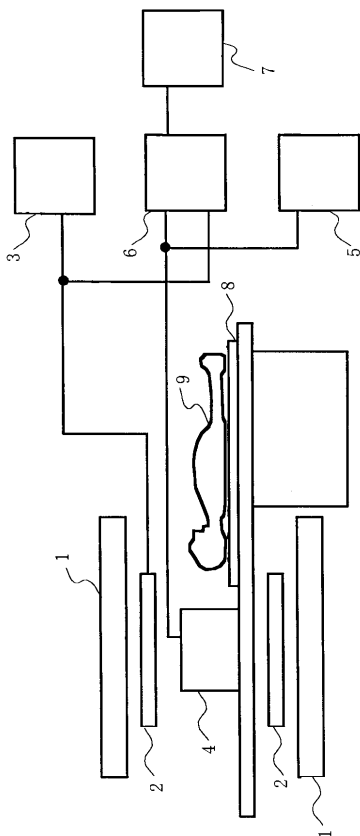
【図 3】



【図 4】



【図 5】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 4 - 2 6 9 9 4 4 ( J P , A )  
特開昭 6 3 - 2 6 7 3 4 3 ( J P , A )  
特開平 0 8 - 1 0 3 4 2 2 ( J P , A )  
特開平 0 7 - 0 7 9 9 4 0 ( J P , A )  
特開平 0 1 - 1 0 7 7 4 6 ( J P , A )  
特開平 0 2 - 0 9 5 3 4 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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