

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4473389号
(P4473389)

(45) 発行日 平成22年6月2日(2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日(2010.3.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

請求項の数 3 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願平11-361298	(73) 特許権者	594164531
(22) 出願日	平成11年12月20日(1999.12.20)		東芝医用システムエンジニアリング株式会
(65) 公開番号	特開2001-170023(P2001-170023A)		社
(43) 公開日	平成13年6月26日(2001.6.26)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成18年12月15日(2006.12.15)	(73) 特許権者	000003078
前置審査			株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴映像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

フリップパルスを繰り返し印加し、前記フリップパルス各々の印加後に2DFT又は3DFTの映像法に従ってエンコードをかけた1又は複数のMR信号を受信し、この受信したMR信号に基づいて画像を生成する磁気共鳴映像装置において、

前記フリップパルスに対する脂肪抑制効果を有するプリパルスの印加頻度をK空間上でゼロエンコードを中心とした低周波領域内において外側に向かって段階的に低下させることを特徴とする磁気共鳴映像装置。

【請求項 2】

前記低周波領域より外側の高周波領域では前記フリップパルスに対して前記プリパルスが印加されないことを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置。

【請求項 3】

前記低周波領域内の中心領域では前記フリップパルスを1回印加するごとに前記プリパルスを1回ずつ印加し、前記低周波領域内であって前記中心領域の外側に隣接する外側領域では前記フリップパルスを2又は3回印加するごとに前記プリパルスを1回ずつ印加することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴映像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴診断装置に係り、特にフリップパルス（高周波励起パルス）を印加す

10

20

る前に印加する脂肪抑制パルス等のプリパルスの印加方法の改良に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

プリパルスとして代表的な脂肪抑制パルスは、脂肪と水との間の化学シフトに従って狭帯域化したフリップパルスで、脂肪だけを選択的に励起し、その後勾配磁場をかけて十分にディフェーズし、それにより脂肪からの磁気共鳴信号（MR信号）を低減するというものである。最近では、脂肪抑制パルスは、特に、MRアンギオグラフィー（MRA）では、その画質を向上させるものとして不可欠とされている。

【 0 0 0 3 】

周知の通り、MRAの原理は、撮影領域内の脳実質や臓器等の静止物体はその縦磁化があまり回復していないうちに次々と励起されるので信号レベルは徐々に低くなっていくが、血液（水）は常にフレッシュな状態で撮影領域に流入してくるので、静止物体ほどは信号低下は見られない。このため血流が静止物体に比べて相対的に強調されたような画像（血流画像）が得られることになる。このようなMRAで、画質向上のために、フリップパルスの印加直前に脂肪抑制パルスをプリパルスとして印加して、脂肪抑制を図っている。

【 0 0 0 4 】

上述したように脂肪抑制パルスを狭帯域化するために、脂肪抑制パルスのパルス幅を例えば±長から±4・長に延長することが必要とされる。このため画像生成に必要な全データを収集するのに必要とされる撮影時間が長時間化してしまい、1回の息止め時間内に撮影を完了できない、患者負担が増大する、体動アーチファクトの発生機会が増えるといった臨床上様々な不都合が生じる。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、脂肪抑制パルス等のプリパルスを使う磁気共鳴診断装置において、必要な画像コントラストを確保しながら、撮影時間をできるだけ短縮することにある。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

本発明は、フリップパルスを繰り返し印加し、前記フリップパルス各々の印加後に2DFT又は3DFTの映像法に従ってエンコードをかけた1又は複数のMR信号を受信し、この受信したMR信号に基づいて画像を生成する磁気共鳴映像装置において、前記フリップパルスに対する脂肪抑制効果を有するプリパルスの印加頻度をK空間上でゼロエンコードを中心とした低周波領域内において外側に向かって段階的に低下させることを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

(2) 本発明は、フリップパルスを繰り返し印加し、フリップパルス各々の印加後に2DFT又は3DFTの映像法に従ってエンコードをかけた1又は複数のMR信号を受信し、この受信したMR信号に基づいて画像を生成する磁気共鳴映像装置において、前記フリップパルスに対するプリパルスの印加頻度が経時的に変動するように前記プリパルスを発生することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

(3) 本発明は、(1)の磁気共鳴映像装置において、前記K空間上の最外部分では前記フリップパルスに対してプリパルスが印加されないことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

(4) 本発明は、(2)の磁気共鳴映像装置において、特定の期間では前記フリップパルスに対してプリパルスが印加されないことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

(5) 本発明は、(1)又は(2)の磁気共鳴映像装置において、前記プリパルスは脂肪抑制パルスであることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明による磁気共鳴映像装置を実施形態により図面を参照して詳細に説明する。図 1 は本発明の一実施形態に係る磁気共鳴映像装置の構成を示す図である。例えば円筒形の静磁場磁石 1 の内側には、計算機システム 12 の制御のもとでシムコイル電源 6 から電力供給を受けて静磁場均一性を高めるための磁場を発生するシムコイル 3、直交 3 軸に関して個々に勾配磁場パルスを発生する勾配コイル 2、被検体に高周波磁場パルス (RF パルス) を印加すると共に被検体からの MR 信号を受信するプローブ (RF コイル) 4 が設けられている。なお、プローブ 4 は、送受信兼用でなくとも、送信用と受信用とを別々に設けてもよい。

【0012】

シーケンス制御部 10 は、勾配コイル 2 を介して被検体に勾配磁場パルス印加する勾配コイル電源 5、プローブ 4 を介して高周波磁場パルスを被検体に印加する送信器 7、プローブ 4 を介して被検体からの MR 信号を受信する受信器 9、さらに受信器 9 を介して受信された MR 信号を収集するデータ収集部 11 を所定のパルスシーケンスに従って制御する。計算機システム 12 は、装置全体のホストコンピュータとしての機能の他に、データ収集部 11 で収集された MR 信号に基づいて 2DFT (2 次元フーリエ変換) 法又は 3DFT (3 次元フーリエ変換) 法により MR 画像を生成する演算機能を有している。表示ディスプレイ 14 は、計算機システム 12 で生成された MR 画像及び各種情報を表示するために設けられている。

【0013】

上述のシーケンス制御部 10 の制御により実行されるパルスシーケンスとしては、スピンエコー (SE) 法、フィールドエコー (FE) 法、エコープラナー (EPI) 法等の中の特定のパルスシーケンスに設定され、又はそれらの中から操作者によりコンソール 13 を介して任意に選択的である。また、このパルスシーケンスには、脂肪抑制パルス等のプリパルスを挿入可能であり、このプリパルスの印加方法についてシーケンス制御部 10 で制御可能になっている。このプリパルスの印加方法は本発明で特徴的であり、以下に詳述する。なお、プリパルスとしては、脂肪抑制パルス以外の例としては、プレサチュレーションパルス、タギング、MTC 等がある。

【0014】

図 2 には、MR 信号発生技法としてスピンワープ法を、また画像化技法として 3DFT 法を採用した場合において、フリップパルス (高周波励起パルス) を 1 回印加する毎に 1 回という頻度でプリパルスを印加するときのパルスシーケンスを示している。周知の通り、3DFT 法では、勾配コイル 2 で発生される勾配軸の異なる 3 つの勾配磁場パルスのうち、ある軸の勾配磁場 (RO) は MR 信号に周波数エンコードをかけるために用いられ、他の軸の勾配磁場 (SLICE) はスライス選択及び MR 信号にスライスエンコードをかけるために用いられ、残りの軸の勾配磁場 (PE) は MR 信号に位相エンコードをかけるために用いられる。なお、2次元フーリエ変換法 (2DFT 法) では、3DFT 法との違いとして、勾配磁場 (SLICE) はスライスエンコードには使われないで、スライス選択のみに用いられる。

【0015】

この 3DFT 法において、フリップパルスは、スライスエンコードと位相エンコードのパターンを少しずつ変えながら、繰り返し時間 TR の周期で繰り返し印加されるが、図 2 のケースでは、フリップパルス各々に対してプリパルスを 1 回ずつ印加している。

【0016】

図 3 には、フリップパルスを 2 回印加する毎に 1 回という頻度でプリパルスを印加するときのパルスシーケンスを示している。つまり、このケースでは、隣り合うペアのフリップパルスの一方にはそれに対応してプリパルスを印加するが、他方のフリップパルスに対してはプリパルスを印加しない。

【0017】

図 4 には、フリップパルスを 3 回印加する毎に 1 回という頻度でプリパルスを印加すると

10

20

30

40

50

きのパルスシーケンスを示している。つまり、このケースでは、連続する3つのフリップパルスの1つにはそれに対応してプリパルスを印加するが、他の残りの2つのフリップパルスに対してはプリパルスを印加しない。

【0018】

図5には、3DFT法におけるK空間におけるプリパルスの印加頻度の変化を示している。画像コントラストに最も影響するK空間のゼロエンコードを中心とした所定の領域（中心領域）のMR信号を収集する期間には、図2に示したフリップパルス1回に対して1回という頻度でプリパルスを印加する。当該中心領域の外側の領域（中間領域）のMR信号を収集する期間には、図3に示したフリップパルス2回に対して1回という頻度でプリパルスを印加する。当該中間領域の外側の領域（外領域）のMR信号を収集する期間には、図4に示したフリップパルス3回に対して1回という頻度でプリパルスを印加する。そして、当該外領域よりさらに外側の画像コントラストに最も影響の少ない最外領域のMR信号を収集する期間には、フリップパルスに対してプリパルスを印加しない。なお、造影アンギオ撮影では、撮影開始直後のコントラストを重視するため、空打ち後、プリパルス及びフリップパルスの印加を開始する。

10

【0019】

このようにK空間上でゼロエンコードから外側に向かってフリップパルスに対するプリパルスの印加頻度を少しずつ低下させていき、最外領域ではプリパルスを印加しないことにより、K空間の全領域を均等に、1回のフリップパルスに対してプリパルスを1回ずつ印加するよりも、撮影時間を大幅に短縮することができる。また、プリパルスの頻度を画像コントラストに対して影響の大きい中心領域から外側に向かって低下させていくので、画像コントラストの著しい低下を抑制することができる。

20

【0020】

また、図6に示すように、2DFT法にも適用することができる。つまり、画像コントラストに最も影響するK空間の中心領域のMR信号を収集する期間には、フリップパルス1回に対して1回という頻度でプリパルスを印加し、中間領域のMR信号を収集する期間にはフリップパルス2回に対して1回という頻度でプリパルスを印加し、外領域のMR信号を収集する期間にはフリップパルス3回に対して1回という頻度でプリパルスを印加し、そして、最外領域のMR信号を収集する期間にはフリップパルスに対してプリパルスを印加しない。このように2DFT法でも、K空間上でゼロエンコードから外側に向かってフリップパルスに対するプリパルスの印加頻度を少しずつ低下させていき、最外領域ではプリパルスを印加しないことにより3DFT法の場合と同様の効果を奏することができる。

30

【0021】

本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば、上述の説明では、K空間上の中心領域から外側に向かって、プリパルスのフリップパルスに対する頻度を1回に1回、2回に1回、3回に1回と減らしていたが、これに限定されず、1回に1回、3回に1回、5回に1回のように段階的に減らしてもよいし、その他様々なパターンで頻度を変化させてもよい。また、K空間上での領域と頻度との対応関係を任意に設定することにより、画像コントラストを任意に調整することも可能である。

【0022】

【発明の効果】

本発明によると、脂肪抑制パルス等のプリパルスを使った磁気共鳴診断装置において、必要な画像コントラストを最低限確保しながら、撮影時間の短縮を図ることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による磁気共鳴映像装置の構成を示す図。

【図2】本実施形態において、1回のフリップパルスに対して1回の頻度でプリパルスを印加する場合のパルスシーケンスの一例を示す図。

【図3】本実施形態において、2回のフリップパルスに対して1回の頻度でプリパルスを印加する場合のパルスシーケンスの一例を示す図。

【図4】本実施形態において、3回のフリップパルスに対して1回の頻度でプリパルスを

50

印加する場合のパルスシーケンスの一例を示す図。

【図5】本実施形態において、3DFT法のK空間におけるプリパルスの印加頻度の変化を示す図。

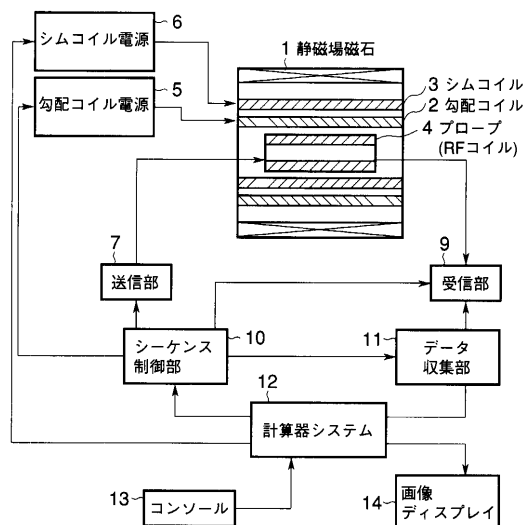
【図6】本実施形態において、2DFT法のK空間におけるプリパルスの印加頻度の変化を示す図。

【符号の説明】

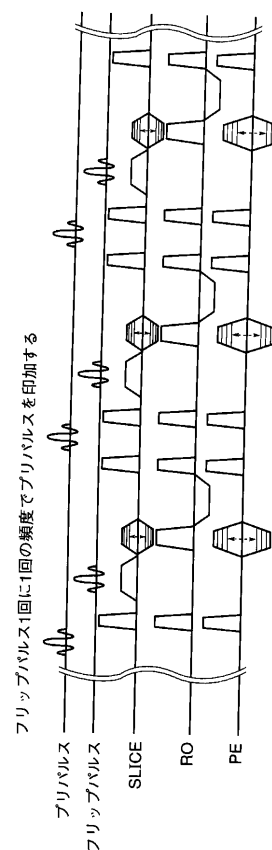
- 1 ... 静磁場磁石、
- 2 ... 勾配コイル、
- 3 ... シムコイル、
- 4 ... プローブ、
- 5 ... 勾配コイル電源、
- 6 ... シムコイル電源、
- 7 ... 送信器、
- 9 ... 受信器、
- 10 ... シーケンス制御部、
- 11 ... データ収集部、
- 12 ... 計算機システム、
- 13 ... コンソール、
- 14 ... 画像ディスプレイ。

10

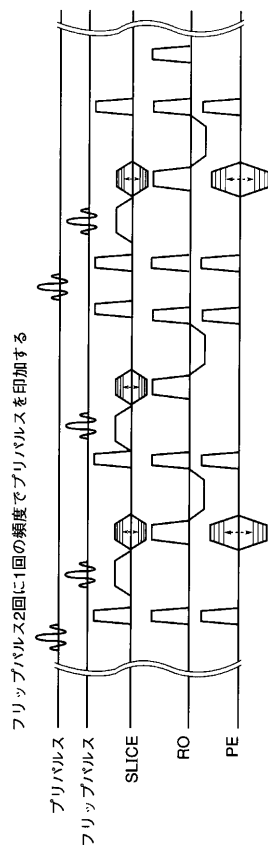
【図1】



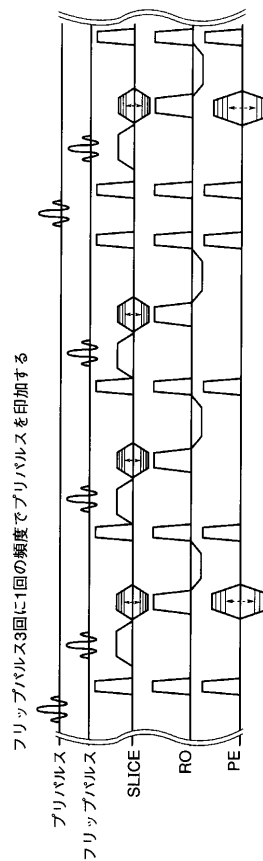
【図2】



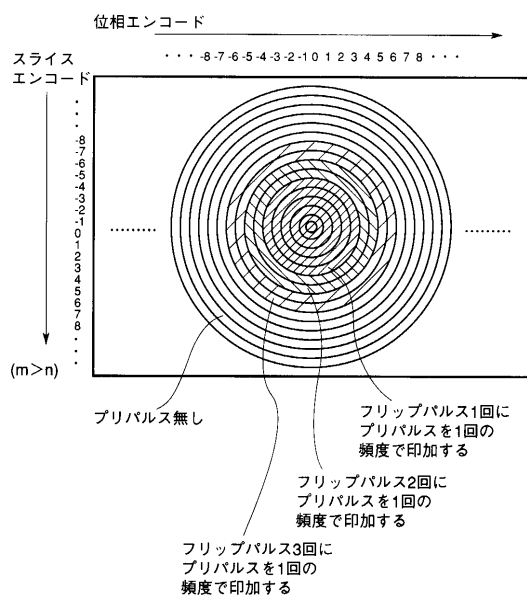
【図 3】



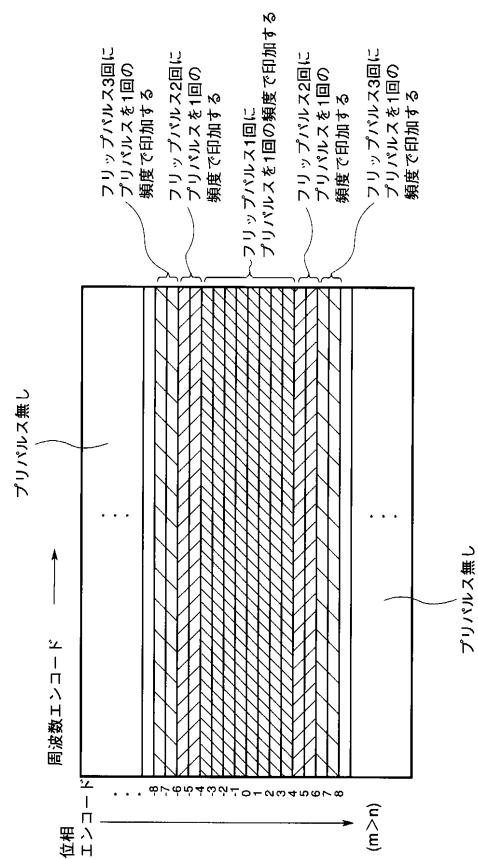
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(72)発明者 大川 真史

東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平7 - 88099 (J P , A)

特開平7 - 231882 (J P , A)

特開平9 - 238925 (J P , A)

特開平11 - 104106 (J P , A)

M.T. Alley et al , Fast Fat Suppression for 3D Angiographic Imaging , Proc. Intl. Soc. M
ag. Reson. Med 7 , 1 9 9 9 年 5 月 , #1898

A. Ishikawa et al , Improved MRA using Fat-Suppressed MTC Pulse , Proc. Intl. Soc. Mag.
Reson. Med 7 , 1 9 9 9 年 5 月 , #2087

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055