

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3971726号  
(P3971726)

(45) 発行日 平成19年9月5日(2007.9.5)

(24) 登録日 平成19年6月15日(2007.6.15)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 1 1  
**G 0 1 R 33/48 (2006.01)** G 0 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 10 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-322918 (P2003-322918)                  (22) 出願日 平成15年9月16日 (2003.9.16)                  (65) 公開番号 特開2005-87375 (P2005-87375A)                  (43) 公開日 平成17年4月7日 (2005.4.7)                  審査請求日 平成16年11月4日 (2004.11.4)</p>	<p>(73) 特許権者 300019238                  ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー                  アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000                  (74) 代理人 100094053                  弁理士 佐藤 隆久                  (72) 発明者 浅野 健二                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  ジーイー横河メディカルシステム株式会社内</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場内の被検体の被検部位にRF波を印加するRF波印加手段と、前記被検部位に位置情報を付与して選択領域を設定する勾配磁場を印加する勾配磁場印加手段と、前記選択領域のプロトンからの磁気共鳴信号を検出する検出手段とを備え、前記検出手段により検出した前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検部位の画像データを生成する磁気共鳴撮影装置であって、

前記RF波印加手段と前記勾配磁場印加手段と前記検出手段とを組み合わせ、複数のスライスの中の所定のスライスのみにおける対象プロトンの抑制または励起のための第1のパルスシーケンスと、前記対象プロトンの共鳴周波数の周波数成分が抑制または励起された前記磁気共鳴信号を収集する第2のパルスシーケンスとを実行させる制御手段を有し、

前記第1のパルスシーケンスは、1つの前記RF波と正の極性を有する1つの前記勾配磁場のパルスと負の極性を有する1つの前記勾配磁場のパルスとからなる1セットを複数セット有しており、

前記1セットにおける正の極性を有する勾配磁場のパルスと負の極性を有する勾配磁場のパルスとは、パルス波形の面積が同一で、パルス波形の振幅の絶対値が異なっており、

前記制御手段は、前記1セットにおけるパルス波形の時間幅が長い方の勾配磁場のパルスと共にRF波を印加させる

磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 2】

前記 1 セットにおける勾配磁場のパルスの振幅の絶対値は、当該勾配磁場のパルスによる残留磁気の影響を打ち消すような値である

請求項 1 に記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 3】

前記 1 セットにおける勾配磁場のパルスの振幅の絶対値の比が 1 : 2 である

請求項 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 4】

前記静磁場を永久磁石によって形成する

請求項 3 に記載の磁気共鳴撮影装置。

10

## 【請求項 5】

前記制御手段は、前記 1 セットにおいて R F 波と共に印加する勾配磁場のパルスの後に他方の勾配磁場のパルスを印加させる

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 6】

前記制御手段は、前記 1 セットにおいて R F 波と共に印加する勾配磁場のパルスの前に他方の勾配磁場のパルスを印加させる

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 7】

前記静磁場は、その磁界強度が 0 . 2 ~ 0 . 7 テスラの低中磁場である

請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

20

## 【請求項 8】

前記第 1 のパルスシーケンスは、脂肪のプロトンの共鳴周波数の抑制または励起のためのパルスシーケンスである

請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 9】

前記第 1 のパルスシーケンスは、水のプロトンの共鳴周波数の抑制または励起のためのパルスシーケンスである

請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

## 【請求項 10】

前記第 2 のパルスシーケンスは、スピンエコー法、グラディエントエコー法又はエコープラナーイメージング法のパルスシーケンスである

請求項 1 ~ 9 のいずれかに記載の磁気共鳴撮影装置。

30

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、特定の周波数成分を抑制または励起した磁気共鳴信号を被検体の被検部位の特定領域から発生させて撮影を行なう磁気共鳴撮影装置および磁気共鳴画像生成方法に関する。

## 【背景技術】

40

## 【0002】

磁気共鳴撮影 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) は、静磁場中の被検体に勾配磁場および RF (Radio Frequency) 波を印加し、被検部位のプロトンからエコーとして放射される磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する技術である。

## 【0003】

磁気共鳴撮影の一種として、SPSP (spectral spatial) 法等の方法のように、特定周波数を抑制した磁気共鳴信号を収集し、この特定周波数が抑制された磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する手法が知られている (たとえば、非特許文献 1, 2 参照。)

SPSP法においては、正負に振動する勾配磁場と共に所定の RF 波の連なりを被検体に印加する。これにより、被検体の被検部位の所定の領域から、脂肪等の所望の組織の周波数が

50

抑制された磁気共鳴信号を得ることができる。

被検部位の所望の領域を選択するときの精度を空間選択性という。また、磁気共鳴信号において脂肪の周波数を抑制することを脂肪抑制といい、脂肪抑制等のために特定の周波数帯の磁気共鳴信号を得ることを周波数選択性という。

【非特許文献1】フリッツ・シック (Fritz Schick) 他, 「高選択性の水・脂肪撮影のマルチスライス・シーケンスへのB1場不均一性に対する不感な適用 (Highly Selective Water and Fat Imaging Applying Multislice Sequences without Sensitivity to B1 Field Inhomogeneities)」, マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン (Magnetic Resonance in Medicine) 1997年, 38:p269-274

【非特許文献2】ジェイ・フォスター (J Forster) 他, 「MRアンギオグラフィにおける空間的・スペクトルの選択性プリパルスを用いたスライス選択性脂肪抑制 (Slice-Selective Fat Saturation in MR Angiography Using Spatial-Spectral Selective Prepulses)」, ジャーナル・オブ・マグネティック・レゾナンス・イメージング (Journal of Magnetic Resonance Imaging) 1998年, 8(3):p583-589

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、SPSP法において空間選択性を決めるRF波を被検体に印加できる時間は、静磁場の大きさによって決まる。このため、たとえば、ハードウェアの性能に起因して静磁場の大きさに制限がある場合には、RF波を印加可能な時間が制限される。その結果、十分な空間選択性を得ることができないという不都合が発生する場合があった。

【0005】

また、SPSP法においては、被検体に印加する正負に振動する勾配磁場に起因して発生する残留磁気の影響によって、十分な脂肪抑制効果が得られないという不都合も存在した。

【0006】

したがって、本発明の目的は、空間選択的かつ周波数選択的に磁気共鳴信号を発生させる場合に、空間選択性および周波数選択性の制限を緩和することが可能な磁気共鳴撮影装置を提供することにある。

また、本発明の他の目的は、空間選択的かつ周波数選択的に磁気共鳴信号を発生させる場合に、空間選択性および周波数選択性の制限を緩和することが可能な磁気共鳴画像生成方法を提供することにもある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る磁気共鳴撮影装置は、静磁場内の被検体の被検部位にRF波を印加するRF波印加手段と、前記被検部位に位置情報を付与して選択領域を設定する勾配磁場を印加する勾配磁場印加手段と、前記選択領域のプロトンからの磁気共鳴信号を検出する検出手段とを備え、前記検出手段により検出した前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検部位の画像データを生成する磁気共鳴撮影装置であって、前記RF波印加手段と前記勾配磁場印加手段と前記検出手段とを組み合わせ、前記選択領域における対象プロトンの抑制または励起のための第1のパルスシーケンスと、前記対象プロトンの共鳴周波数の周波数成分が抑制または励起された前記磁気共鳴信号を、前記選択領域を含む領域から収集する第2のパルスシーケンスとを実行させる制御手段を有し、前記制御手段は、前記第1のパルスシーケンスにおいて、面積が同じで極性が異なる前記勾配磁場のパルスの正負の極性の大きさを非対称にし、前記極性の大きさがより小さい前記勾配磁場のパルスと共に、前記RF波を印加させる。

【0008】

また、本発明に係る磁気共鳴画像生成方法は、静磁場内の被検体の被検部位にRF波を印加するRF波印加手段と、前記被検部位に位置情報を付与して選択領域を設定する勾配磁場を印加する勾配磁場印加手段とを備え、前記選択領域のプロトンからの磁気共鳴信号に基づいて前記被検部位の画像データを生成する磁気共鳴撮影装置を用いた磁気共鳴画像生成

10

20

30

40

50

方法であって、前記RF波印加手段と前記勾配磁場印加手段とにより前記選択領域における対象プロトンの抑制または励起のためのパルスシーケンスを実行して、前記対象プロトンの共鳴周波数の周波数成分が抑制または励起された前記磁気共鳴信号を、前記選択領域を含む領域から発生させる磁気共鳴信号発生ステップを有し、前記磁気共鳴信号発生ステップにおいて、面積が同じで極性が異なり当該極性の正負の大きさが非対象な前記勾配磁場のパルスを前記勾配磁場印加手段により印加し、前記極性の大きさがより小さい前記勾配磁場のパルスと共に、前記RF波印加手段により前記RF波を印加する磁気共鳴画像生成方法である。

#### 【0009】

本発明においては、制御手段がRF波印加手段と勾配磁場印加手段とを組み合わせることで所定のパルスシーケンスに従って駆動させて、被検部位の所定の選択領域における対象プロトンを抑制または励起させる。制御手段は、このパルスシーケンスにおいて、面積が同じで極性が異なりこの極性の正負の大きさが非対象な勾配磁場のパルスを勾配磁場印加手段により印加し、極性の大きさがより小さい勾配磁場のパルスと共に、RF波印加手段によりRF波を印加する。これにより、被検部位からは、選択領域においては対象プロトンの共鳴周波数の周波数成分が抑制または励起された磁気共鳴信号が得られる。

被検部位からのこの磁気共鳴信号が、検出手段によって検出される。

#### 【発明の効果】

#### 【0010】

本発明によれば、空間選択的かつ周波数選択的に磁気共鳴信号を発生させる場合に、空間選択性および周波数選択性の制限を緩和することが可能になる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0011】

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照しながら述べる。

#### 【0012】

##### 〔第1実施形態〕

まず、本発明の第1実施形態に係るMR (Magnetic Resonance) 撮影装置の構成例について述べる。

図1が、第1実施形態に係るMR撮影装置100の構成を概略的に示す概略構成図である。

MR撮影装置100は、本体部110と、コンソール部280とを有している。図1においては、本体部110を、要部の模式的な斜視透視図として描いている。

本体部110は、マグネットシステムと駆動部250とをさらに有している。

#### 【0013】

マグネットシステムは、本体部110の筐体141内に、片方ずつが対向して配置される、それぞれ1対の静磁場発生用マグネット部150a, 150b、勾配コイル部160a, 160b、およびRF (Radio Frequency) コイル部180a, 180bを含む。

これらは、たとえば、RFコイル部180a, 180b、勾配コイル部160a, 160b、静磁場発生用マグネット部150a, 150bの順で内側から対向して配置される。最内側のRFコイル部180aと180bとの間に、図示しない被検体が配置されるボア141aが形成される。

図1に示すようなMR撮影装置100は、ボア141aの大部分が解放される形状に筐体141が構成されているため、オープンタイプのMR撮影装置と呼ばれる。

#### 【0014】

駆動部250はRFコイル駆動部12と、勾配コイル駆動部13と、データ収集部14と、マグネットシステム制御部15とを含む。これらは、図1においては接続関係を明確に図示するために本体部110とは離して描いているが、実際には、たとえば、本体部110の筐体141内に設けられる。

マグネットシステム制御部15が、RFコイル駆動部12と勾配コイル駆動部13とデータ収集部14とにそれぞれ接続される。

10

20

30

40

50

また、RFコイル駆動部12とデータ収集部14とがRFコイル部180a, 180bに接続される。勾配コイル駆動部13は勾配コイル部160a, 160bに接続される。

【0015】

本発明におけるRF波印加手段の一実施態様がRFコイル部180a, 180bとRFコイル駆動部12とを含んで構成される。本発明における勾配磁場印加手段の一実施態様が勾配コイル部160a, 160bと勾配コイル駆動部13とを含んで構成される。また、検出手段の一実施態様がRFコイル部180a, 180bとデータ収集部14とを含んで構成される。本発明における制御手段の一実施態様が、マグネットシステム制御部15に相当する。

【0016】

静磁場発生用マグネット部150a, 150bは、たとえば、永久磁石を用いて構成する。対向配置される静磁場発生用マグネット部150a, 150bにより、ボア141aに静磁場が形成される。

10

静磁場発生用マグネット部150a, 150bにより形成される静磁場の方向を、たとえば、y方向とする。図1に示すように、本実施形態においては静磁場発生用マグネット部150a, 150bを縦方向に対向配置しているため、縦方向がy方向となる。縦方向の静磁場は垂直磁場とも呼ばれる。

また、y方向に直交する2つの方向を、図1に示すようにそれぞれx方向、z方向とする。図示はしないが、被検体の頭部から脚部に向かう体軸方向がz方向に一致するように、被検体がボア141a内に位置付けられることが多い。

【0017】

20

オープンタイプのMR撮影装置においては、静磁場の磁界強度は現状0.2~0.7テスラ(T)程度である。0.2~0.7テスラ程度のマグネットシステムは、低中磁場のシステムと呼ばれる。

【0018】

勾配コイル部160a, 160bには、RFコイル部180a, 180bが検出する磁気共鳴信号に3次元の位置情報を持たせるために3系統、即ち3つの勾配コイルのペアが存在する。勾配コイル部160a, 160bは、これらの勾配コイルを用いて、静磁場発生用マグネット部150a, 150bが形成した静磁界の強度にx, y, zの3方向の勾配を付ける勾配磁場を発生させる。

これら3方向の勾配磁場は、1つが被検部位のスライスを選択するスライス選択勾配磁場であり、1つが位相エンコード勾配磁場であり、もう1つが読み取り勾配磁場(周波数エンコード勾配磁場とも言う)である。

30

【0019】

RFコイル部180a, 180bには、送信用RFコイルと受信用RFコイルとが含まれる。送信用RFコイルは、静磁場中にある被検体の被検部位に、被検部位のプロトンのスピン回転軸を傾げるためのRF帯の磁場を印加する。以下では、このRF帯の磁場を、単にRF波と呼ぶ。

送信用RFコイルによるRF波の印加を停止した際には、被検部位のスピンに起因して、印加したRF波の周波数帯域と同じ共鳴周波数の周波数成分を有する磁気共鳴信号が被検部位から再放射される。受信用RFコイルは、被検部位からのこの磁気共鳴信号を検出する。

40

【0020】

送信用RFコイルと受信用RFコイルとを同じコイルで兼用してもよいし、たとえば、RFコイル部180aのRFコイルを送信用コイルとし、RFコイル部180bのRFコイルを受信用RFコイルとするように、それぞれ専用のコイルを用いてもよい。

RFコイル部180a, 180bのように筐体141内に収容されるRFコイルだけでなく、被検体の頭部や腹部や肩等の被検部位に応じた専用のRFコイルを送信・受信用RFコイルとして用いることもできる。

なお、RF波の周波数の範囲は、たとえば、2.13MHzから85MHzの範囲である。

【0021】

勾配コイル駆動部13は、静磁界の強度に3次元の勾配を付ける勾配磁場を発生させる

50

ための勾配磁場励起信号を、上述の3系統の勾配コイルにそれぞれ送信する。

勾配コイル駆動部13からの勾配磁場励起信号を受けて勾配コイル部160a, 160bが駆動され、静磁界の強度に3次元の勾配が発生することにより、被検体における撮影対象領域を規定することができる。撮影領域は、所定厚さの断層のスライス単位で規定される。図1に、xy平面に平行な複数のスライスSをz方向に配列した例を示す。しかし、図1に示す配列は単なる一例であり、ボア141a内における任意の位置にスライスを設定することができる。

#### 【0022】

RFコイル駆動部12は、RFコイル部180a, 180bにRF波励起信号を与えることによりボア141a内の被検体にRF波を印加させる。このRF波の印加により、被検部位のプロトンのスピン回転軸の傾きを変化させることができる。

10

#### 【0023】

データ収集部14は、RFコイル部180a, 180bによって検出された磁気共鳴信号を取り込み、それを磁気共鳴画像生成のための元データとして収集する。

データ収集部14は、たとえば、1つの画像を生成するためのデータを全て収集した後に、収集したデータを後述するコンソール部280のデータ処理部18に送信する。

また、データ収集部14は、取り込んだ磁気共鳴信号に関するデータの一部をマグネットシステム制御部15にも送信する。

#### 【0024】

マグネットシステム制御部15は、コンソール部280のMR撮影装置制御部17からの指令信号を受けて、RF波、勾配磁場および磁気共鳴信号が所定のパルスシーケンスに従うようにRFコイル駆動部12、勾配コイル駆動部13およびデータ収集部14を制御する。

20

パルスシーケンスとは、RF波、勾配磁場および磁気共鳴信号のパルス波形（以下、単にパルスという）を経過時間に沿って示したものであり、各パルスがパルスシーケンスによって規定された形となるようなRF波励起信号および勾配磁場励起信号が、RFコイル駆動部12および勾配コイル駆動部13からRFコイル部180a, 180bおよび勾配コイル部160a, 160bにそれぞれ入力される。

#### 【0025】

コンソール部280は、本体部110によって被検体の磁気共鳴画像を入手するために、マグネットシステム制御部15への指令パラメータの入力や、撮影開始指令の入力等の各種操作を行なうためのものである。

30

図1に示すように、コンソール部280は、MR撮影装置制御部17と、データ処理部18と、操作部19と、表示部20とを有する。

#### 【0026】

MR撮影装置制御部17は、データ処理部18と表示部20とに接続されている。また、データ処理部18は表示部20に接続されている。

さらに、データ処理部18にはデータ収集部14が接続され、MR装置制御部17には操作部19が接続される。

#### 【0027】

操作部19は、たとえば、キーボードやマウス等の入力デバイスにより実現される。操作部19を介して、コンソール部280を操作するオペレータからの指令信号がMR装置制御部17に入力される。

40

#### 【0028】

MR撮影装置制御部17は、たとえば、CPU等の演算のためのハードウェアと、このハードウェアの駆動のためのプログラム等のソフトウェアとによって実現される。

上記のプログラムは、たとえば、RAM(Random Access Memory)やハードディスクドライブによって実現される図示しない記憶部に記憶されている。

MR撮影装置制御部17は、操作部19を介して入力されたオペレータからの指令を実現するように、マグネットシステム制御部15、データ処理部18、および表示部20を統合的に制御する。本体部110のハードウェア的な制限等の制限が存在する場合には、MR

50

装置制御部 17 は入力された指令を実行することができない旨を表示部 20 に表示させる。

【0029】

データ処理部 18 は、データ収集部 14 から送信された磁気共鳴信号のデータに対して、操作部 19 およびMR装置制御部 17 を介したオペレータからの指令に基づいて演算処理や画像処理等の所定の処理を施して磁気共鳴画像を生成する処理を実行する。データ処理部 18 によって生成された画像は、図示しない記憶部に記憶させておくことができる。

【0030】

データ処理部 18 が生成した画像は、オペレータからの要求に応じて、適宜表示部 20 に表示される。

表示部 20 は、たとえば、液晶表示パネルやCRT (Cathode-Ray Tube) 等のモニタによって実現される。

また、表示部 20 には、MR撮影装置 100 を操作するための操作画面も表示される。

【0031】

以上の構成により、MR撮影装置 100 を用いて被検体の磁気共鳴画像を生成することができる。以下では、図 2 を参照しながら、磁気共鳴画像生成のために用いる磁気共鳴信号発生のためのパルスシーケンスの一例について述べる。

図 2 に示すパルスシーケンスにおいて、横軸は左側から右側へ進む経過時間  $t$  を表わしている。各グラフは、図 2 の上から順にRF波印加パルスシーケンスRF、スライス選択勾配磁場印加パルスシーケンスG\_slice、位相エンコード勾配磁場印加パルスシーケンスG\_phase、読み取り勾配磁場印加パルスシーケンスG\_read、磁気共鳴信号発生シーケンスSignal をそれぞれ表わしている。

【0032】

シーケンスRFは、RFコイル部 180a, 180b から被検体に印加されるRF波の波形を示している。

シーケンスG\_sliceは、被検部位の撮影スライス選択のために勾配コイル部 160a, 160b が被検部位に印加するスライス選択勾配磁場パルスの波形を表わしている。

シーケンスG\_phaseは、被検体の位相方向の位置情報のエンコーディングに用いるために勾配コイル部 160a, 160b が被検部位に印加する位相エンコード勾配磁場パルスの波形を表わしている。

シーケンスG\_readは、RFコイル部 180a, 180b によりRF波が印加された被検部位から磁気共鳴信号を放出させるために勾配コイル部 160a, 160b が被検部位に印加する読み取り勾配磁場パルスの波形を表わしている。

シーケンスSignalは、被検部位から放出され、RFコイル部 180a, 180b が検出する磁気共鳴信号 54 を表わしている。

【0033】

なお、RF波を印加して位相エンコード勾配磁場により位相エンコードするステップは、目的とする画像のピクセルサイズに応じて、位相エンコード勾配磁場の大きさを変化させながら所定回数繰返される。この作業を、図 2 のシーケンスG\_phaseにおける複数の位相エンコード勾配磁場パルス 52 により表現している。

【0034】

第 1 実施形態に係る磁気共鳴信号発生のためのパルスシーケンスは、図 2 に示すように、大別して第 1 のパルスシーケンスPS1 と、第 2 のパルスシーケンスPS2 とを有する。

【0035】

第 1 のパルスシーケンスPS1 は、静磁場中の被検体に設定する複数のスライスSのうちの所定のスライスのみにおける所定の周波数を抑制または励起することが可能なパルスシーケンスである。

このように空間選択的、周波数選択的に磁気共鳴信号を発生させることができるパルスシーケンスとしては、たとえば、SPSP (spectral spatial) 法のパルスシーケンスを用いることができる。

10

20

30

40

50

SPSP法については、たとえば前述の非特許文献1および2に記載されているため、詳細な記述は省略するが、図2のRF波50aおよびスライス選択勾配磁場パルス51aに示すように、正負に交互に極性が変わるスライス選択勾配磁場パルスを連続的に印加しながら所定の波形のRF波を印加することにより、対象プロトンを抑制または励起させる領域を選択することができる。

#### 【0036】

以下では、脂肪を対象プロトンとし、第1のパルスシーケンスPS1により磁気共鳴信号54において脂肪の共鳴周波数帯の周波数成分を抑制する場合を一例に挙げて述べる。しかしながら、SPSP法においては、RF波50aおよびスライス選択勾配磁場パルス51aの波形を適宜変更することにより、脂肪の共鳴周波数帯の周波数成分を励起させるようにすることもできる。SPSP法のパルスシーケンスは周波数選択的なパルスシーケンスであるため、脂肪に限らず、たとえば、水の共鳴周波数帯の周波数成分を抑制または励起させることも可能である。

10

#### 【0037】

SPSP法等の空間選択的、周波数選択的なパルスシーケンスを用いる手法において、空間選択性を決めるためのRF波50aを印加することができる1回のサイクル時間TWは、静磁場の大きさによってほぼ決まる。たとえば、静磁場の大きさが0.35テスラ(T)のときには、サイクル時間TWは約6~8msである。

スライスSの厚さを薄くして空間選択性を向上させるためには、より大きなスライス選択勾配磁場パルス51aを印加する必要がある。しかし、スライス選択勾配磁場パルス51aの立ち上がり時間および立ち下がり時間、即ち傾きDKはMR撮影装置100のハードウェアの性能によって限界が存在する。このため、スライス選択勾配磁場パルス51aを大きくしようとすると、スライス選択勾配磁場パルス51aの各パルスにおいてRF波50aの実際のパルスを印加可能なフラットな部分の長さRW1が短くなる。

20

#### 【0038】

本実施形態においては、長さWFを可能な限り長くするために、第1のパルスシーケンスにおいて印加するスライス選択勾配磁場パルス51aを、正負のそれぞれの極性において面積が同じで極性の大きさが非対称なパルスとする。

つまり、スライス選択勾配磁場パルス51aの正のパルスPLPと負のパルスPLNとは、その面積が等しい。本実施形態においては、各パルスPLP、PLNの面積を $ar_1$ とする。また、正のパルスPLPの極性の大きさHT1と負のパルスPLNの極性の大きさHT2とは相異なっており、大きさが0の軸に対して非対称となっている。

30

#### 【0039】

本実施形態においては、たとえば、負のパルスPLNの大きさHT2を正のパルスPLPの大きさHT1よりも大きくしている。これにより、傾きDKが一定の場合に、正のパルスPLPにおけるフラットな部分の長さは、負のパルスPLNの場合よりも長くなる。

本実施形態においては、RF波50aを可能な限り長く印加するために、極性の大きさがより小さくそれゆえフラットな部分がより長い正のパルスPLPと共にRF波50aの各パルスを印加している。

#### 【0040】

40

また、静磁場発生用マグネット部150a、150bに永久磁石を用いた場合には、残留磁気が発生するヒステリシスが存在することが知られている。残留磁気により静磁場の磁界強度が変化するため磁気共鳴信号に影響が現れ、十分な脂肪抑制効果が得られないことや、第2のパルスシーケンスPS2において得られる磁気共鳴信号54が所望の信号とは異なる等の悪影響が生じる可能性がある。

本実施形態においては、正のパルスPLPの大きさHT1と負のパルスPLNの大きさHT2とが異なっていることにより、残留磁気の影響を抑制することもできる。以下にその詳細を示す。

#### 【0041】

図4は、残留磁気ヒステリシスについて述べるための図である。図4の横軸はスライ

50

ス選択勾配磁場パルス 5 1 aの大きさ、即ち勾配の大きさを表わしており、縦軸は残留磁気を表わしている。

図 4 に示すように、永久磁石を用いた静磁場発生用マグネット 1 5 0 a, 1 5 0 bに生じる残留磁気には、その大きさが勾配の大きさの変化の経路に依存して変化するヒステリシスが存在することが知られている。図 4 に示すような勾配の大きさの変化が  $g$  から  $-g$  までのループを考える。このとき、たとえば、勾配の大きさが  $-g/2$  の点から図中の矢印の向きに勾配の大きさを変化させるとする。勾配の大きさが  $-g/2$  の点では、残留磁気は 0 となっている。

ループに従って勾配の大きさを  $-g$  まで負の方向に大きくし、その後再び  $-g/2$  まで戻したとしても、残留磁気は 0 とはならず  $-M$  残っている。この残留磁気を解消するためには、勾配の大きさを  $g/2$  まで大きくする必要がある。

10

つまり、勾配の大きさを  $g$  から  $-g$  まで連続的に変化させるループにおいては、残留磁気が一度 0 となった点から次に 0 とするためには、勾配の大きさは  $-g$  から  $g/2$  まで、または  $g$  から  $-g/2$  まで連続的に変化させる必要がある。

以上のように、極性が反対で絶対値の大きさが 2 : 1 の勾配磁場を続けて印加したときに、残留磁気は解消されることが知られている。この性質は、永久磁石を用いたマグネットシステムであれば、形成する静磁場の大きさに関わらずほとんど全てのマグネットシステムについて当てはまる。

#### 【 0 0 4 2 】

したがって、本実施形態においては、残留磁気の影響を抑制するために、正のパルスの大きさ  $HT1$  と負のパルスの大きさ  $HT2$  との比を図 2 に示すように  $HT1 : HT2 = 1 : 2$  とする。

20

これにより、第 1 のパルスシーケンス  $PS1$  の開始の時点における残留磁気が 0 であったとすると、RF波 5 0 aの各パルスの印加のサイクル毎に考えれば、図 2 に示す時刻  $t1$  の時点において最初に残留磁気の影響を無くすることができる。

なお、 $HT1 : HT2 = 1 : 2$  の場合に限らず、大きさ  $HT1$  と大きさ  $HT2$  とが異なっていれば、残留磁気の影響をある程度抑制することが可能である。

#### 【 0 0 4 3 】

第 1 のパルスシーケンス  $PS1$  実行後の第 2 のパルスシーケンス  $PS2$  においては、スピンエコー (spin echo) 法やグラディエントエコー (gradient echo) 法、エコープラナーイメージング (echo planar imaging) 法等のパルスシーケンスを適宜適用することができる。

30

図 2 には、一例として、グラディエントエコー法によって被検体から磁気共鳴信号を手するパルスシーケンスを挙げている。

#### 【 0 0 4 4 】

グラディエントエコー法においては、図 2 に示すように、スライス選択勾配磁場パルス 5 1 bの印加によりスライスを選択した状態において、RF波 5 0 bを被検体に印加する。このとき選択するスライスは、第 1 のパルスシーケンス  $PS1$  において脂肪を抑制する対象としたスライスである。

#### 【 0 0 4 5 】

40

磁気共鳴信号 5 4 を発生させるための RF波 5 0 bを印加した後に、図 2 に示すように位相エンコード勾配磁場パルス 5 2 を印加して位相エンコード方向において位置情報を付与するエンコーディングを行ないながら、読み出し勾配磁場パルス 5 3 を被検部位に印加する。読み出し勾配磁場パルス 5 3 の印加により、スライス選択勾配磁場パルス 5 1 bによって選択したスライスからのエコーとしての磁気共鳴信号 5 4 が RFコイル部 1 8 0 a, 1 8 0 bにより検出される。

#### 【 0 0 4 6 】

なお、磁気共鳴信号 5 4 を取得するために印加する RF波 5 0 bの中心から磁気共鳴信号 5 4 の中心までの時間を、エコー時間  $TE$  という。

また、第 1 のパルスシーケンス  $PS1$  の開始から第 2 のパルスシーケンス  $PS2$  の終了まで

50

の時間を、繰返し時間TRという。

【0047】

以上のように、本実施形態においては、被検部位の特定のスライスにおける特定の組織（たとえば脂肪）のプロトンの共鳴周波数を抑制または励起するために、スライス選択勾配磁場パルス51aを印加する。本実施形態においては、正負における面積が同じこのスライス選択勾配磁場パルス51aについて、正のパルスPLPの大きさHT1を負のパルスPLNの大きさHT2よりも小さくし、大きさが0の軸について非対称にしている。これにより、極性の大きさが小さい正のパルスPLPにおいては、フラットな部分の長さRW1が負のパルスPLNよりも大きくなる。したがって、ハードウェアの制限等によりRF波50aを印加可能なサイクル時間TWが制限されていたとしても、正のパルスPLPと共にRF波50aの各パルスを印加することにすれば、より長くRF波50aを印加できるようになる。RF波50aの印加時間は第1のパルスシーケンスPS1による空間選択性に直接的に関係するため、本実施形態によればより正確に所望のスライスを選択することが可能になる。

10

また、本実施形態においては、HT1：HT2 = 1：2とすることにより、残留磁気の影響を無くすることができる。その結果、残留磁気に起因する静磁場の磁界強度の変化を防止してより確実な周波数選択効果を得ることができ、磁気共鳴画像の画質を向上させることができる。

さらに、正負のパルスの大きさHT1，HT2が必ずしも1：2でなくとも残留磁気の影響はある程度抑制でき、また大きさHT1，HT2に応じてフラットな部分の長さRW1の大きさを変化させることができるため、パルスシーケンスの波形を適宜変化させることができパルスシーケンス設計の自由度が向上する。

20

【0048】

RF波50aを印加可能なサイクル時間TWは静磁場の大きさに直接的に関係し、静磁場の磁界強度が小さいほどサイクル時間TWは短くなる。本実施形態は限られたサイクル時間TWの範囲でRF波50aのパルスの印加時間を長くすることができるため、低中磁場のマグネットシステムにおいて特に有効であるといえる。

低中磁場用のマグネットシステムには主として永久磁石が用いられるため、本実施形態は永久磁石のマグネットシステムに対して特に有効であるといえる。

【0049】

〔第2実施形態〕

スライス選択勾配磁場パルス51aの波形を変更することにより、残留磁気の影響をより早い時点で無くすることができる。そのためのスライス選択勾配磁場パルスについて以下に述べる。

30

図3が、第2実施形態において第1のパルスシーケンスPS1の代わりに用いるパルスシーケンスPS3を示す図である。

第2実施形態は、第1のパルスシーケンスPS1の代わりにパルスシーケンスPS3を用いる点以外は第1実施形態と同じであるため、同一部分についての詳細な記載は省略する。

【0050】

パルスシーケンスPS3は、第1実施形態に係る第1のパルスシーケンスPS1の前に、第1のパルスシーケンスPS1におけるスライス選択勾配磁場パルス51aの最初のパルスと面積が同じで極性が異なるスライス選択勾配磁場のパルスPLRを付加したものである。

40

ただし、図3においては、シーケンスRFおよびシーケンスG\_sliceのグラフと時間tの軸のみを示している。第1実施形態と同様に、時間tは左側から右側に向かって流れる。

【0051】

たとえば、本実施形態においては、正のスライス選択勾配磁場パルスPLPの前に、このパルスPLPに繋がるように負のパルスPLRを設けている。このパルスPLRの面積は、スライス選択勾配磁場パルス51aの各パルスの面積ar1と同じである。

この負のパルスPLRの大きさHT3と正のパルスPLPの大きさHT1との比を、第1実施形態と同様にHT1：HT3 = 1：2とすれば、図3に示す時刻t2の時点において最初に残留磁気の影響を無くすることができる。

50

## 【 0 0 5 2 】

第1のパルスシーケンスPS1と第2実施形態に係るパルスシーケンスPS3とを比較すると、第1のパルスシーケンスPS1においてはRF波50aのパルス50a1とパルス50a2の2つのパルスの印加が終了した時刻が時刻t1になっている。一方、パルスシーケンスPS3においては、パルス50a1のみが終了した時刻が、残留磁気の影響を無くすることができる時刻t2になっている。

このように、第2実施形態によれば、第1実施形態の場合と同様の効果に加えて、残留磁気の影響をより早く無くすることができるという効果が得られる。

## 【 0 0 5 3 】

なお、本発明は上述の実施の形態に限定されず、特許請求の範囲内において適宜変更可能である。 10

たとえば、図1に示すようなオープンタイプのマグネットシステムを有するMR撮影装置100に限らず、ボアが円筒状に形成されているいわゆるシリンドリカルタイプのマグネットシステムを有するMR撮影装置にも本発明は適用可能である。静磁場形成のためには、永久磁石に限らず、常伝導磁石や超伝導磁石を用いてもよい。

また、上記実施の形態においては、第2のパルスシーケンスPS2としてはグラディエントエコー法のシーケンスを使用した場合について述べたが、本発明においてはスピネコー法等のその他の磁気共鳴信号収集シーケンスを用いてもよい。第1のパルスシーケンスPS1としては、空間選択的、周波数選択的に磁気共鳴信号を発生させることが可能であれば、SPSP法以外のパルスシーケンスを適用してもよい。 20

## 【 産業上の利用可能性 】

## 【 0 0 5 4 】

本発明は、磁気共鳴信号を利用して被検体の撮影を行なう磁気共鳴撮影の分野において好適に利用することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 5 5 】

【 図 1 】 本発明の第1実施形態に係るMR撮影装置の構成を概略的に示す概略構成図である。

【 図 2 】 本発明の第1実施形態において磁気共鳴信号発生のために用いるパルスシーケンスの一例を示す図である。 30

【 図 3 】 本発明の第2実施形態において磁気共鳴信号発生のために用いるパルスシーケンスの要部の一例を示す図である。

【 図 4 】 残留磁気ヒステリシスを示す図である。

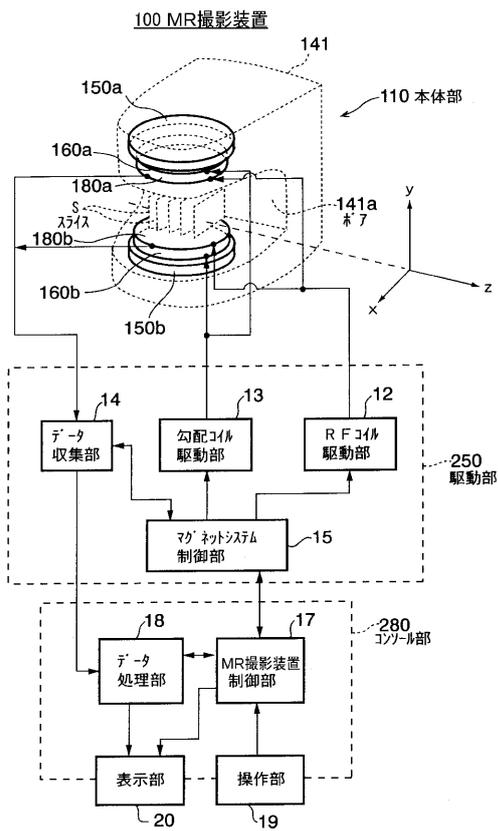
## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 5 6 】

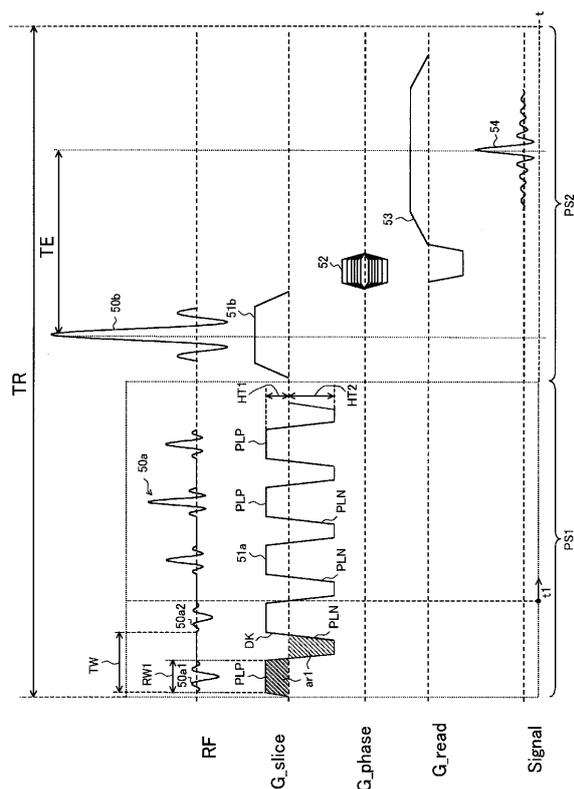
- 1 2 ...RFコイル駆動部
- 1 3 ...勾配コイル駆動部
- 1 4 ...データ収集部
- 1 5 ...マグネットシステム制御部(制御手段)
- 5 0 a, 5 0 b...RF波 40
- 5 1 a, 5 1 b...スライス選択勾配磁場パルス
- 5 2 ...位相エンコード勾配磁場パルス
- 5 3 ...読み取り勾配磁場パルス
- 5 4 ...磁気共鳴信号
- 1 0 0 ...MR撮影装置
- 1 1 0 ...本体部
- 1 5 0 a, 1 5 0 b...静磁場発生用マグネット部
- 1 6 0 a, 1 6 0 b...勾配コイル部
- 1 8 0 a, 1 8 0 b...RFコイル部
- 2 5 0 ...駆動部 50

PS 1 ... 第 1 のパルスシーケンス  
 PS 2 ... 第 2 のパルスシーケンス  
 PLP... 正のパルス  
 PLN... 負のパルス

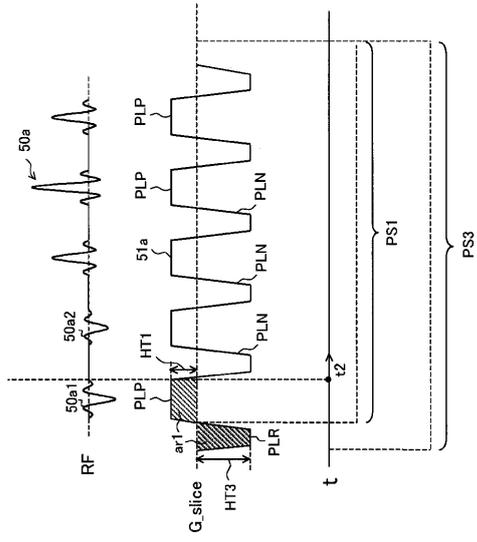
【 図 1 】



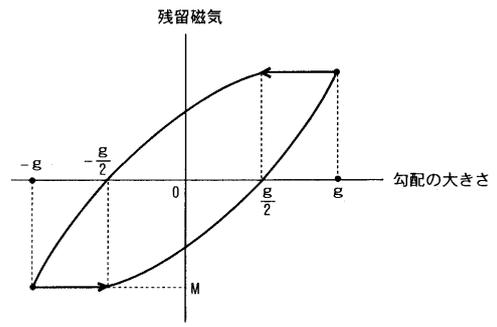
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開平11-309130(JP,A)  
特開2001-054510(JP,A)  
特開平06-054828(JP,A)  
特開2003-245261(JP,A)  
特開2000-279396(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/055  
G01R 33/20-33/64  
G01N 24/00-24/14