(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5133557号
(P5133557)
(45)発行日　平成25年1月30日(2013.1.30)　(24)登録日　平成24年11月16日(2012.11.16)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/055 (2006.01)　A61B 5/05 311
A61B 5/05 350

請求項の数 6　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願2006-336397(P2006-336397)
(22)出願日　平成18年12月13日(2006.12.13)
(65)公開番号　特開2008-142479(P2008-142479A)
(43)公開日　平成20年6月26日(2008.6.26)
審査請求日　平成21年11月2日(2009.11.2)

(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・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・７１０・３０００
(74)代理人　100094053
弁理士　佐藤　隆久
(72)発明者　奈部谷　章
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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ＭＲＩ装置、ＲＦコイル、および磁気共鳴信号抑制方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルと、
上記ＲＦコイルに含まれる個々のコイルを別々に駆動できるＲＦコイル駆動部と
を有し、
上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動し、当該一部のコイルに、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させ、当該第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルを駆動し、当該全てのコイルに、第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させることにより、当該第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される
ＭＲＩ装置。
【請求項２】
上記ＲＦコイル駆動部が、傾斜磁場が印加されておらず、静磁場のみが印加されているときに、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動する
請求項１に記載のＭＲＩ装置。
【請求項３】
上記ＲＦコイル駆動部が、静磁場と傾斜磁場が印加されているときに、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動する
請求項１に記載のＭＲＩ装置。
【請求項４】

上記ＲＦコイル駆動部が、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法に基づいて、上記ＲＦコイルを駆動する
請求項１から請求項３のいずれか１項に記載のＭＲＩ装置。
【請求項５】
２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルであって、
上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルによって第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信し、当該第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルによって第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信することにより、当該第１の領域からの磁気共鳴信号を抑制し、当該第１の領域を除く当該第２の領域から磁気共鳴信号を生じさせるために用いられる
ＲＦコイル。
【請求項６】
２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルと、当該ＲＦコイルに含まれる個々のコイルを別々に駆動できるＲＦコイル駆動部とを有するＭＲＩ装置における磁気共鳴信号抑制方法であって、
上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動し、当該一部のコイルに、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させ、
上記第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルを駆動し、当該全てのコイルに、第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させることにより、
上記第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される
磁気共鳴信号抑制方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、ＭＲＩ装置、ＲＦコイル、および磁気共鳴信号抑制方法に関する。詳しくは、被検体における磁気共鳴信号の発生を抑制する領域に対して飽和パルスを送信するＭＲＩ装置、ＲＦコイル、および磁気共鳴信号抑制方法に関する。
【背景技術】
【０００２】
ＭＲＩ装置で被検体を撮像するとき、折り返しアーチファクトを防いだり、撮像対象外からの磁気共鳴信号の混入を防ぐために、特定の領域や組織からの磁気共鳴信号を抑制することが行われる。そのために、空間前飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法が用いられる（例えば、非特許文献１の２７４ページ～２７６ページ参照）。
【０００３】
空間前飽和法は、磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に、飽和パルスを照射し、特定の領域の磁気共鳴信号を抑制する方法である。磁気共鳴信号を抑制する領域の選択は、傾斜磁場を印加し、抑制する領域の共鳴周波数のＲＦパルスを送信することによって行われる。
【０００４】
また、選択的前飽和法と磁化移動法は、磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に、磁気共鳴信号を抑制する特定の組織の共鳴周波数の飽和パルスを照射して特定の組織からの磁気共鳴信号を抑制する方法である。
【０００５】
一方、人体の安全を考慮すると、ＲＦパルスによって導電体である人体に生じるジュール熱を抑えるため、単位重量あたりの熱吸収比（ｓｐｅｃｉｆｉｃ ａｂｓｏｒｐｔｉｏｎ ｒａｔｅ、以下ではＳＡＲという）を低く抑える必要がある（例えば、非特許文献２の１５０９ページ～１５１１ページ参照）。
【非特許文献１】レイ．Ｈ．ハシェミ、ウィリアム．Ｇ．ブラッドベリー，Ｊｒ．著、荒木力監訳、「ＭＲＩの基本　パワーテキスト　基礎理論から高速撮像法まで」、メディカ

ル・サイエンス・インターナショナル、１９９８年
【非特許文献２】宮地利明、「基礎講座　ＭＲシリーズ　ＭＲＩの安全性」、日本放射線技術学会雑誌、５９巻、１２号、１５０８ページ～１５１６ページ、２００３年１２月.
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
空間前飽和法では、磁気共鳴信号を抑制する領域以外にも飽和パルスが照射されるため、磁気共鳴信号の抑制が不要な領域であってもＳＡＲが高くなる。選択的前飽和法と磁化移動法は特定の周波数の飽和パルスを送信する方法であり、そもそも磁気共鳴信号を抑制する領域を選択して送信しないため、磁気共鳴信号の抑制が不要な領域でもＳＡＲが高くなる。
【０００７】
空間前飽和法では、更に、傾斜磁場による領域選択が完全でない等の理由により、撮像対象のＳＮＲが低下する場合がある。
【０００８】
本発明はかかる事情に鑑みてなされたものであり、被検体の一部の領域に限定して飽和パルスを照射し、磁気共鳴信号の抑制が不要な領域のＳＡＲを低く抑えるとともに、撮像対象のＳＮＲの低下を防ぐことを目的とする。
【課題を解決するための手段】
【０００９】
上記目的を達成するために、本発明のＭＲＩ装置は、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせる第１のＲＦコイルと、上記第１の領域の少なくとも一部を含む第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせる第２のＲＦコイルと、上記第１のＲＦコイルと上記第２のＲＦコイルを駆動するＲＦコイル駆動部とを有し、上記ＲＦコイル駆動部が、上記第１のＲＦコイルを駆動し、上記第１の領域が飽和された後、上記第２のコイルを駆動することにより、上記第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される。
【００１０】
好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、　上記ＲＦコイル駆動部が、傾斜磁場が印加されておらず、静磁場のみが印加されているときに、上記第１のＲＦコイルを駆動する。
【００１１】
好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、上記ＲＦコイル駆動部が、静磁場と傾斜磁場が印加されているときに、上記第１のＲＦコイルを駆動する。
【００１２】
好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、上記ＲＦコイル駆動部が、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法に基づいて、上記第１のＲＦコイルと上記第２のＲＦコイルを駆動する。
【００１３】
また、本発明のＭＲＩ装置は、２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルと、上記ＲＦコイルに含まれる個々のコイルを別々に駆動できるＲＦコイル駆動部とを有し、上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動し、当該一部のコイルに、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させ、当該第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルを駆動し、当該全てのコイルに、当該第１の領域が含まれる第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させることにより、当該第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される。
【００１４】
好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、上記ＲＦコイル駆動部が、傾斜磁場が印加されておらず、静磁場のみが印加されているときに、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動する。
【００１５】
好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、上記ＲＦコイル駆動部が、静磁場と傾斜磁場が印

加されているときに、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動する。

【００１６】

好ましくは、本発明のＭＲＩ装置は、上記ＲＦコイル駆動部が、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法に基づいて、上記ＲＦコイルを駆動する。

【００１７】

また、本発明のＲＦコイルは、第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせる第２のＲＦコイルとは異なる、少なくても１部が当該第２の領域内に含まれる第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるＲＦコイルであって、上記第２のＲＦコイルによって上記第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスが送信される前に、上記第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信し、上記第１の領域からの磁気共鳴信号を抑制するために用いられる。

【００１８】

また、本発明のＲＦコイルは、２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルであって、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルによって第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信し、当該第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルによって当該第１の領域を含む第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信することにより、当該第１の領域からの磁気共鳴信号を抑制し、当該第１の領域を除く当該第２の領域からの磁気共鳴信号を生じさせるために用いられる。

【００１９】

また、本発明の磁気共鳴信号抑制方法は、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせる第１のＲＦコイルと、当該第１の領域の少なくとも一部を含む第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせる第２のＲＦコイルと、当該第１のＲＦコイルと当該第２のＲＦコイルを駆動するＲＦコイル駆動部とを有するＭＲＩ装置における磁気共鳴信号抑制方法であって、上記ＲＦコイル駆動部が、上記第１のＲＦコイルを駆動し、上記第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイル駆動部が、上記第２のコイルを駆動することにより、上記第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される。

【００２０】

また、本発明の磁気共鳴信号抑制方法は、２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルと、当該ＲＦコイルに含まれる個々のコイルを別々に駆動できるＲＦコイル駆動部とを有するＭＲＩ装置における磁気共鳴信号抑制方法であって、上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる一部のコイルを駆動し、当該一部のコイルに、第１の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させ、上記第１の領域が飽和された後、上記ＲＦコイル駆動部が、上記ＲＦコイルに含まれる全てのコイルを駆動し、当該全てのコイルに、上記第１の領域を含む第２の領域に磁気共鳴現象を生じさせるためのＲＦパルスを送信させることにより、上記第１の領域からの磁気共鳴信号が抑制される。

【発明の効果】

【００２１】

本発明によれば、被検体の一部の領域に限定して飽和パルスを照射するため、磁気共鳴信号の抑制が不要な領域のＳＡＲを低く抑えるとともに、撮像対象のＳＮＲの低下を防ぐことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２２】

図１は、本発明の第１の実施形態に係るＭＲＩ装置の一例を示す図である。ＭＲＩ装置１０は、図１に示すように、マグネットシステム１１、クレードル１２、傾斜磁場駆動部１３、ＲＦコイル駆動部１４、データ収集部１５、制御部１６、オペレータコンソール１７を有している。

【００２３】

マグネットシステム１１は、図１に示すように、概ね円柱状の内部空間（ボア）１１１を有し、ボア１１１内には、クッションを介して被検体３０を載せたクレードル１２が図示しない搬送部によって搬入される。マグネットシステム１１内には、図１に示すように

、ボア１１１内のマグネットセンタ（走査する中心位置）の周囲に、飽和用ＲＦコイル２０、静磁場発生部１１２、傾斜磁場コイル部１１３、及びＲＦコイル１１４が配置されている。ここで、飽和用ＲＦコイル２０は本発明の第１のＲＦコイルの一例であり、ＲＦコイル１１４は本発明の第２のＲＦコイルの一例である。

【００２４】

なお、本実施形態では、飽和用ＲＦコイル２０について表面コイルの例を示すが、飽和用ＲＦコイル２０はそれ以外の形状のコイルであっても良い。また、ＲＦコイル１１４について円筒形コイルの例を示すが、ＲＦコイル１１４はそれ以外の形状のコイルであっても良い。

【００２５】

静磁場発生部１１２は、ボア１１１内に静磁場を形成する。静磁場の方向は、図１では、被検体３０の体軸方向と平行である。すなわち、ＭＲＩ装置１０は水平磁場型ＭＲＩ装置である。ただし、本実施形態の飽和用ＲＦコイル２０は、垂直磁場型ＭＲＩ装置に対しても用いることができる。

【００２６】

傾斜磁場コイル部１１３は、ＲＦコイル１１４が受信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、静磁場発生部１１２が形成した静磁場の強度に勾配を付ける傾斜磁場を発生する。傾斜磁場コイル部１１３が発生する傾斜磁場は、スライス選択傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、及び周波数エンコード傾斜磁場の３種類であり、これら３種類の傾斜磁場に対応して傾斜磁場コイル部１１３は３系統の傾斜磁場コイルを有する。

【００２７】

傾斜磁場駆動部１３は、制御部１６の指示に基づいて駆動信号ＤＲ１を傾斜磁場コイル部１１３に与えて傾斜磁場を発生させる。傾斜磁場駆動部１３は、傾斜磁場コイル部１１３の３系統の傾斜磁場コイルに対応して、図示しない３系統の駆動回路を有する。

【００２８】

ＲＦコイル１１４は、被検体３０の体内のプロトンのスピンを励起し、磁気共鳴信号を発生させるためにＲＦパルスを送信するとともに、磁気共鳴信号を受信する。なお、ＲＦコイル１１４にはＲＦパルスの送信のみ行わせ、磁気共鳴信号を受信するための受信用ＲＦコイルを別途設けても良い。

【００２９】

飽和用ＲＦコイル２０は、後述するように飽和パルスを送信するとともに、磁気共鳴信号を受信する。ただし、飽和用ＲＦコイル２０には飽和パルスの送信のみ行わせても良い。

【００３０】

ＲＦコイル駆動部１４は、制御部１６の指示に基づいて駆動信号ＤＲ２をＲＦコイル１１４に与えて被検体３０の体内のプロトンのスピンを励起するためのＲＦパルスを発生させる。また、制御部１６の指示に基づいて駆動信号ＤＲ３を飽和用ＲＦコイル２０に与えて磁気共鳴信号を抑制するための飽和パルスを発生させる。なお、ＲＦコイル駆動部１４は本発明のＲＦコイル駆動部の一例である。

【００３１】

データ収集部１５は、ＲＦコイル１１４によって受信した磁気共鳴信号を取り込み、オペレータコンソール１７のデータ処理部１７１に出力する。

【００３２】

制御部１６は、所定のパルスシーケンスに従って傾斜磁場駆動部１３とＲＦコイル駆動部１４を制御し、駆動信号ＤＲ１と、駆動信号ＤＲ２と、駆動信号ＤＲ３とを発生させる。また、制御部１６は、データ収集部１５を制御する。

【００３３】

オペレータコンソール１７は、図１に示すように、データ処理部１７１、画像データベース１７２、操作部１７３、及び表示部１７４を有している。データ処理部１７１は、ＭＲＩ装置１０全体の制御や画像再構成処理等を行う。データ処理部１７１には、制御部１

６が接続されており、制御部１６の上位にあってそれを統括する。また、データ処理部１７１には、画像データベース１７２、操作部１７３、及び表示部１７４が接続されている。画像データベース１７２は、例えば記録再生可能なディスク装置等により構成され、データ収集部１５で収集されたデータと、再構成された再構成画像データとを記録する。操作部１７３は、キーボードやマウス等により構成される。表示部１７４は、グラフィックディスプレイ等により構成される。

【００３４】

図２は、ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の一例を示す図である。ＲＦコイル駆動部１４と、データ収集部１５と、制御部１６と、送受信切換回路ＴＲ１と、送受信切換回路ＴＲ２と、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１と、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２と、ＲＦコイル１１４と、飽和用ＲＦコイル２０が示されている。

【００３５】

ＲＦコイル１１４は、ＲＦパルスを送信し、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信する。ＲＦコイル１１４は、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ１がイネーブルになっているとき、共振状態となる。すなわち、ＲＦパルスを送信できる状態になり、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信できる状態になる。ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ１がディセーブルになると、ＲＦコイル１１４は他のコイルと磁気結合しない状態になる。送受信切換回路ＴＲ１は、ＲＦコイル１１４におけるＲＦパルスの送信と磁気共鳴信号の受信の電気信号パスを切り替える。送受信切換回路ＴＲ１は、ＲＦパルスの送信のときは、ＲＦコイル駆動部１４から送られてくる駆動信号ＤＲ２をＲＦコイル１１４に与え、磁気共鳴信号の受信のときは、ＲＦコイル１１４の受信した磁気共鳴信号を低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１に送る。低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１はＲＦコイル１１４が受信した磁気共鳴信号を増幅し、データ収集部１５内の受信回路ＲＣ１に送る。

【００３６】

飽和用ＲＦコイル２０は、飽和パルスを送信し、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信する。飽和用ＲＦコイル２０は、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ２がイネーブルになっているとき、共振状態となる。すなわち、飽和パルスを送信できる状態になり、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信できる状態になる。ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ２がディセーブルになると、飽和用ＲＦコイル２０は他のコイルと磁気結合しない状態になる。送受信切換回路ＴＲ２は、飽和用ＲＦコイル２０における飽和パルスの送信と磁気共鳴信号の受信の電気信号パスを切り替える。送受信切換回路ＴＲ２は、飽和パルスの送信のときは、ＲＦコイル駆動部１４から送られてくる駆動信号ＤＲ３を飽和用ＲＦコイル２０に与え、磁気共鳴信号の受信のときは、飽和用ＲＦコイル２０の受信した磁気共鳴信号を低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２に送る。低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２は飽和用ＲＦコイル２０が受信した磁気共鳴信号を増幅し、データ収集部１５内の受信回路ＲＣ２に送る。

【００３７】

図３は、スイッチ回路ＳＷの制御バイアスを示す図である。制御部１６内のスイッチ回路ＳＷは、ＲＦコイル１１４がＲＦパルスを送信し、磁気共鳴信号を受信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ１をディセーブルからイネーブルに切り替える。また、ＲＦコイル１１４がＲＦパルスを送信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、送受信切換回路ＴＲ１を受信から送信に切り替える。同様に、飽和用ＲＦコイル２０が飽和パルスを送信し、磁気共鳴信号を受信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによってダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ２をディセーブルからイネーブルに切り替える。また、飽和用ＲＦコイル２０が飽和パルスを送信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、送受信切換回路ＴＲ２を受信から送信に切り替える。

【００３８】

ＲＦコイル駆動部１４は、図２に示すように、ＲＦパルス発生回路ＥＸ１と、ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ１と、ＲＦパルス発生回路ＥＸ２と、ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２とを有している。ＲＦパルス発生回路ＥＸ１はＲＦコイル１１４の送信するＲＦパルスを生成する。ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ１はＲＦパルス発生回路ＥＸ１の生成したＲＦパルスを増幅し、駆動信号ＤＲ２を送受信切換回路ＴＲ１に送る。ＲＦパルス発生回路ＥＸ２は飽和用ＲＦコイル２０の送信する飽和パルスを生成する。ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２はＲＦパルス発生回路ＥＸ２の生成した飽和パルスを増幅し、駆動信号ＤＲ３を送受信切換回路ＴＲ２に送る。

【００３９】

データ収集部１５は、図２に示すように、受信回路ＲＣ１と受信回路ＲＣ２を有している。受信回路ＲＣ１は、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１から送られてくる磁気共鳴信号を周波数変換し、Ａ／Ｄ変換を行った後、データ処理部１７１に送信する。受信回路ＲＣ２は、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２から送られてくる磁気共鳴信号を周波数変換し、Ａ／Ｄ変換を行った後、データ処理部１７１に送信する。

【００４０】

なお、受信専用のＲＦコイルが存在し、ＲＦコイル１１４が送信専用であるときは、送受信切換回路ＴＲ１は不要である。また、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１と受信回路ＲＣ１は受信専用のＲＦコイルに接続される。同様に、飽和用ＲＦコイル２０が送信専用であるときは、送受信切換回路ＴＲ２は不要である。

【００４１】

図４は、ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の異なる例を示す図である。ＲＦコイル駆動部１４Ａと、データ収集部１５と、制御部１６と、送受信切換回路ＴＲ１と、送受信切換回路ＴＲ２と、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１と、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２と、ＲＦコイル１１４と、飽和用ＲＦコイル２０が示されている。図２と図４における同一の符号は同一の構成要素を示す。図４は、図２のＲＦコイル駆動部１４をＲＦコイル駆動部１４Ａに置き換えたものである。データ収集部１５と制御部１６と送受信切換回路ＴＲ１と送受信切換回路ＴＲ２と低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ１と低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ２とＲＦコイル１１４と飽和用ＲＦコイル２０とは図２と図４で同一である。

【００４２】

ＲＦコイル駆動部１４Ａは、図４に示すように、ＲＦパルス発生回路ＥＸ１とＲＦパルス増幅器ＲＦＡ１とを有している。図２と異なり、ＲＦパルス発生回路ＥＸ２とＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２が無く、ＲＦパルス発生回路ＥＸ１で生成し、ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ１で増幅した駆動信号を、スイッチによって切り替えて駆動信号ＤＲ２または駆動信号ＤＲ３として送信する。ただし、図２の構成と異なり、ＲＦコイル１１４によるＲＦパルスと、飽和用ＲＦコイル２０による飽和パルスを同時に送信できないという制限がある。なお、ＲＦコイル駆動部１４Ａは本発明のＲＦコイル駆動部の一例である。

【００４３】

図５は、ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルと被検体を、被検体の体軸に沿う方向に見た断面図である。飽和用ＲＦコイル２０は被検体３０に密着するように配置され、飽和用ＲＦコイル２０の飽和パルスは抑制領域４０にのみ送信される。飽和用ＲＦコイル２０が飽和パルスを送信した後、ＲＦコイル１１４が抑制領域４０を含む領域に対して磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する。抑制領域４０は、少なくてもその一部の領域がＲＦコイル１１４からのＲＦパルスが照射される領域に含まれる。もちろん、抑制領域４０全体がＲＦコイル１１４からのＲＦパルスが照射される領域に含まれても良い。

【００４４】

本発明の第１の実施形態では、飽和用ＲＦコイル２０を用いて、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法によって抑制領域４０からの磁気共鳴信号の発生が抑制される。

【００４５】

空間飽和法によって磁気共鳴信号を抑制するときは、たとえば、静磁場のみが印加されている環境の下で、飽和用ＲＦコイル２０から飽和パルスが送信される。送信される飽和パルスの中心周波数は静磁場の強度に比例するラーモア周波数である。従来の空間前飽和法と異なり、傾斜磁場コイル部１１３から傾斜磁場を印加し、磁気共鳴信号を抑制する領域を選択する必要はない。ただし、飽和パルスが照射される領域に含まれる一部の領域のみ選択して磁気共鳴信号を抑制する目的で傾斜磁場コイル部１１３から傾斜磁場を印加し、飽和用ＲＦコイル２０から飽和パルスを照射しても良い。

【００４６】

空間前飽和法では、磁気共鳴信号を発生するためのＲＦパルスがＲＦコイル１１４によって送信される前に飽和パルスが照射される。しかし、パルスシーケンスの種類によっては、飽和させた磁化の回復に伴い、連続または断続的に飽和パルスを照射した方が良い場合がある。そこで、ＳＡＲが制限内であれば、ＲＦコイル１１４によってＲＦパルスが送信される前だけでなく、磁気共鳴信号の受信中、あるいは磁気共鳴信号を受信する前後に飽和用ＲＦコイル２０によって飽和パルスを連続または断続的に照射させても良い。

【００４７】

このように、本実施の形態では、磁気共鳴信号の受信中、あるいは磁気共鳴信号を受信する前後にも飽和パルスを照射する場合がある。そこで、磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に飽和パルスを送信する空間前飽和法と区別するために、発明を実施するための最良の形態と特許請求の範囲では空間飽和法という。

【００４８】

本実施形態によれば、被検体３０に飽和用ＲＦコイル２０が密着している領域、すなわち、磁気共鳴信号を抑制したい領域にのみ飽和パルスを照射することができる。このため、従来の空間前飽和法と異なり、磁気共鳴信号を抑制する必要のない領域のＳＡＲを低く抑えることができる。また、飽和用ＲＦコイル２０から送信される飽和パルスは、飽和用ＲＦコイル２０が被検体３０に密着している領域にのみ送信され、それ以外の領域には送信されないため、撮像対象のＳＮＲの低下が抑えられる。

【００４９】

選択的前飽和法によって磁気共鳴信号を抑制するときは、ＲＦコイル１１４から磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に、たとえば、静磁場のみが印加されている環境の下で、飽和用ＲＦコイル２０から周波数選択性の飽和パルスが送信される。例えば、脂肪の縦磁化をなくすことが目的であるときは、飽和用ＲＦコイル２０から脂肪の共鳴周波数の飽和パルスが送信される。なお、飽和パルスが照射される領域に含まれる一部の領域のみ選択して磁気共鳴信号を抑制する目的で傾斜磁場コイル部１１３から傾斜磁場を印加し、飽和用ＲＦコイル２０から飽和パルスを照射しても良い。

【００５０】

飽和用ＲＦコイル２０は、被検体３０に密着している領域、すなわち、磁気共鳴信号を抑制したい領域にのみ飽和パルスを照射することができる。このため、従来の選択的前飽和法と異なり、磁気共鳴信号を抑制する必要のない領域のＳＡＲを低く抑えることができる。

【００５１】

磁化移動法によって磁気共鳴信号を抑制するときは、ＲＦコイル１１４から磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に、たとえば、静磁場のみが印加されている環境の下で、飽和用ＲＦコイル２０から蛋白結合水のプロトンを抑制するための飽和パルスが送信される。磁化移動法は、選択的前飽和法によって脂肪の磁気共鳴信号を抑制するときと似ているが、飽和用ＲＦコイル２０から送信される飽和パルスの周波数および強度が選択的前飽和法と異なる。なお、飽和パルスが照射される領域に含まれる一部の領域のみ選択して磁気共鳴信号を抑制する目的で傾斜磁場コイル部１１３から傾斜磁場を印加し、飽和用ＲＦコイル２０から飽和パルスを照射しても良い。

【００５２】

磁化移動法でも、飽和用ＲＦコイル２０は、被検体３０に密着している領域、すなわち

、磁気共鳴信号を抑制したい領域にのみ飽和パルスを照射することができる。このため、従来の磁化移動法と異なり、磁気共鳴信号を抑制する必要のない領域のＳＡＲを低く抑えることができる。

【００５３】

図６は、本発明の第２の実施形態にかかるＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルを示す図である。飽和用ＲＦコイル２０を有する点は第１の実施形態と共通する。しかし、ＲＦコイル１１４がマルチコイルであり、コイル１１４１～１１４８で構成される点が第１の実施形態と異なる。なお、本実施形態では、飽和用ＲＦコイル２０が表面コイルの例を示すが、それ以外の形状のコイルであっても良い。また、ＲＦコイル１１４は円筒形に配列したコイルの例を示すが、それ以外の形状に配列したコイルであっても良い。

【００５４】

図７は、ＲＦコイルを構成するマルチコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の一例を示す図である。ＲＦコイル駆動部１４Ｂと、制御部１６Ａと、送受信切換回路ＴＲ２～ＴＲ１０と、コイル１１４１～１１４８と、飽和用ＲＦコイル２０が示されている。

【００５５】

コイル１１４１～１１４８は、ＲＦパルスを送信し、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信する。コイル１１４１～１１４８は、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ３～ＤＳ１０がイネーブルになっているとき、共振状態となる。すなわち、ＲＦパルスを送信できる状態になり、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信できる状態になる。ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ３～ＤＳ１０がディセーブルになると、コイル１１４１～１１４８は他のコイルと磁気結合しない状態になる。送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０は、コイル１１４１～１１４８におけるＲＦパルスの送信と磁気共鳴信号の受信の電気信号パスを切り替える。送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０は、ＲＦパルスの送信のときは、ＲＦコイル駆動部１４から送られてくる駆動信号をコイル１１４１～１１４８に与え、磁気共鳴信号の受信のときは、コイル１１４１～１１４８の受信した磁気共鳴信号を図示しない低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ３～ＬＡ１０に送る。低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ３～ＬＡ１０はコイル１１４１～１１４８が受信した磁気共鳴信号を増幅し、データ収集部内の図示しない受信回路ＲＣ３～ＲＣ１０に送る。なお、低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ３～ＬＡ１０と受信回路ＲＣ３～ＲＣ１０はコイル１１４１～１１４８に対応してそれぞれ８個設けられている。

【００５６】

飽和用ＲＦコイル２０は、第１の実施形態と同様に、飽和パルスを送信し、また、被検体３０から発生する磁気共鳴信号を受信する。本実施形態でも、本発明の第１の実施形態と同様に、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法によって抑制領域４０からの磁気共鳴信号が抑制される。

【００５７】

ＲＦコイル駆動部１４Ｂは、ＲＦパルス発生回路ＥＸ２～ＥＸ１０とＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２～ＲＦＡ１０を有している。ＲＦパルス発生回路ＥＸ３～ＥＸ１０はそれぞれコイル１１４１～１１４８の送信するＲＦパルスを生成する。また、ＲＦパルス発生回路ＥＸ２は飽和用ＲＦコイル２０の送信する飽和パルスを生成する。ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ３～ＲＦＡ１０はそれぞれＲＦパルス発生回路ＥＸ３～ＥＸ１０の生成したＲＦパルスを増幅し、駆動信号をコイル１１４１～１１４８に与える。また、ＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２はＲＦパルス発生回路ＥＸ２の生成した飽和パルスを増幅し、駆動信号を飽和用ＲＦコイル２０に与える。

【００５８】

制御部１６Ａ内のスイッチ回路ＳＷは、コイル１１４１～１１４８がＲＦパルスを送信し、磁気共鳴信号を受信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ３～ＤＳ１０をディセーブルからイネーブルに切り替える。また、コイル１１４１～１１４８がＲＦパルスを送信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、送受信切換回路Ｔ

Ｒ３～ＴＲ１０を受信から送信に切り替える。同様に、飽和用ＲＦコイル２０が飽和パルスを送信し、磁気共鳴信号を受信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによってダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ２をディセーブルからイネーブルに切り替える。また、飽和用ＲＦコイル２０が飽和パルスを送信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、送受信切換回路ＴＲ２を受信から送信に切り替える。

【００５９】

なお、受信専用のＲＦコイルが存在し、コイル１１４１～１１４８が送信専用であるときは、送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０は不要である。同様に、飽和用ＲＦコイル２０が送信専用であるときは、送受信切換回路ＴＲ２は不要である。また、上記第１の実施形態と第２の実施形態では、飽和用ＲＦコイル２０は１個としたが、２以上の領域の磁気共鳴信号を抑制したい場合には飽和用ＲＦコイル２０を２個以上設けても良い。

【００６０】

また、第２の実施形態における飽和用ＲＦコイル２０は本発明の第１のＲＦコイルの一例であり、コイル１１４１～１１４８は本発明の第２のＲＦコイルの一例であり、ＲＦコイル駆動部１４Ｂは本発明のＲＦコイル駆動部の一例である。

【００６１】

図８は、本発明の第３の実施形態にかかるＲＦコイルによる磁気共鳴信号の抑制の一例を示す図である。ＲＦコイル１１４がマルチコイルであってコイル１１４１～１１４８で構成される点は、第２の実施形態と共通する。しかし、磁気共鳴信号を抑制するために、コイル１１４１～１１４８の一部のコイルを用いて飽和パルスを送信する点が第２の実施形態と異なる。なお、抑制領域６０は、磁気共鳴信号が抑制される領域である。また、本実施形態では、ＲＦコイル１１４は円筒形に配列したコイルの例を示すが、それ以外の形状に配列したコイルであっても良い。

【００６２】

上述した通り、本実施形態では、コイル１１４１～１１４８全てではなく、磁気共鳴信号を抑制する領域に近い一部のコイルを用いて飽和パルスを送信する。例えば、図８の抑制領域６０の磁気共鳴信号を抑制するときは、磁気共鳴信号を発生させるためのＲＦパルスを送信する前に、抑制領域６０に近いコイル１１４３とコイル１１４４を用いて磁気共鳴信号を抑制するための飽和パルスを送信する。本実施形態でも、本発明の第１及び第２の実施形態と同様に、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法のいずれかの方法によって抑制領域６０からの磁気共鳴信号が抑制される。

【００６３】

第１及び第２の実施形態と同様、本実施形態にかかるコイル１１４１～１１４８は、静磁場のみが印加されている環境の下で、磁気共鳴信号を抑制するための飽和パルスを送信しても良い。また、飽和パルスが照射される領域に含まれる一部の領域のみ選択して磁気共鳴信号を抑制する目的で傾斜磁場コイル部１１３から傾斜磁場を印加し、飽和パルスを照射しても良い。

【００６４】

図９は、マルチコイルの周辺回路の構成の一例を示す図である。ＲＦコイル駆動部１４Ｃと、制御部１６Ｂと、送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０と、コイル１１４１～１１４８が示されている。図７と図９における同一の符号は同一の構成要素を示す。図９は、送受信切換回路ＴＲ２と、飽和用ＲＦコイル２０と、ＲＦコイル駆動部１４Ｃ内におけるＲＦパルス発生回路ＥＸ２とＲＦパルス増幅器ＲＦＡ２が無い点が図７と異なる。また、制御部１６Ｂ内のスイッチ回路ＳＷは、飽和用ＲＦコイル２０用の送受信切換回路ＴＲ２とダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ２に制御バイアスを送らない点が図７と異なる。送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０とＲＦパルス発生回路ＥＸ３～ＥＸ１０とＲＦパルス増幅器ＲＦＡ３～ＲＦＡ１０と送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０とコイル１１４１～１１４８とは図７と図９で同一である。

【００６５】

なお、第２の実施形態と同様に、図示しない低入力インピーダンス前置増幅器ＬＡ３～ＬＡ１０と受信回路ＲＣ３～ＲＣ１０がコイル１１４１～１１４８に対応してそれぞれ８個設けられている。

【００６６】

図１０は、スイッチ回路ＳＷが送る制御バイアスを示す図である。制御部１６Ｂ内のスイッチ回路ＳＷはコイル１１４１～１１４８が飽和パルスとＲＦパルスを送信し、磁気共鳴信号を受信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ３～ＤＳ１０をディセーブルからイネーブルに切り替える。また、コイル１１４１～１１４８が飽和パルスとＲＦパルスを送信するタイミングに合わせて制御バイアスをイネーブルにすることによって、送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０を受信から送信に切り替える。たとえば、図８に示すように、コイル１１４３とコイル１１４４から抑制領域６０に磁気共鳴信号を抑制するための飽和パルスを送信するときは、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ５とダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ６の制御バイアスは、飽和パルスとＲＦパルスを送信するときにイネーブルにされる。その他のダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ３と、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ４と、ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ７－ダイナミック・ディセーブリング・スイッチＤＳ１０とはＲＦパルスを送信するときのみイネーブルにされる。また、送受信切換回路ＴＲ５と送受信切換回路ＴＲ６の制御バイアスは、飽和パルスとＲＦパルスを送信するときにイネーブルにされる。その他の送受信切換回路ＴＲ３と、送受信切換回路ＴＲ４と、送受信切換回路ＴＲ７－送受信切換回路ＴＲ１０の制御バイアスは、ＲＦパルスを送信するときのみイネーブルにされる。

【００６７】

なお、受信専用のＲＦコイルが存在し、コイル１１４１～１１４８が送信専用であるときは、送受信切換回路ＴＲ３～ＴＲ１０は不要である。

【００６８】

また、第３の実施形態におけるコイル１１４１～１１４８は本発明の２個以上のコイルで構成されるＲＦコイルの一例であり、ＲＦコイル駆動部１４Ｃは本発明のＲＦコイル駆動部の一例である。

【００６９】

以上説明したように、本発明の各実施形態によれば、被検体の一部の領域に限定して飽和パルスが照射される。このため、空間飽和法、選択的前飽和法、または磁化移動法等により磁気共鳴信号を抑制するとき、磁気共鳴信号の抑制が不要な領域には飽和パルスが照射されず、抑制が不要な領域のＳＡＲを低く抑えることができる。

【００７０】

また、本発明の各実施形態によれば、磁気共鳴信号を抑制する領域にのみ飽和パルスを照射することによって、抑制する領域を選択することができる。このため、磁気共鳴信号を抑制する領域の選択が不完全であることに起因する撮像対象のＳＮＲ低下を防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【００７１】

【図１】本発明の第１の実施形態に係るＭＲＩ装置の一例を示す図である。

【図２】ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の一例を示す図である。

【図３】スイッチ回路ＳＷが送る制御バイアスを示す図である。

【図４】ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の異なる例を示す図である。

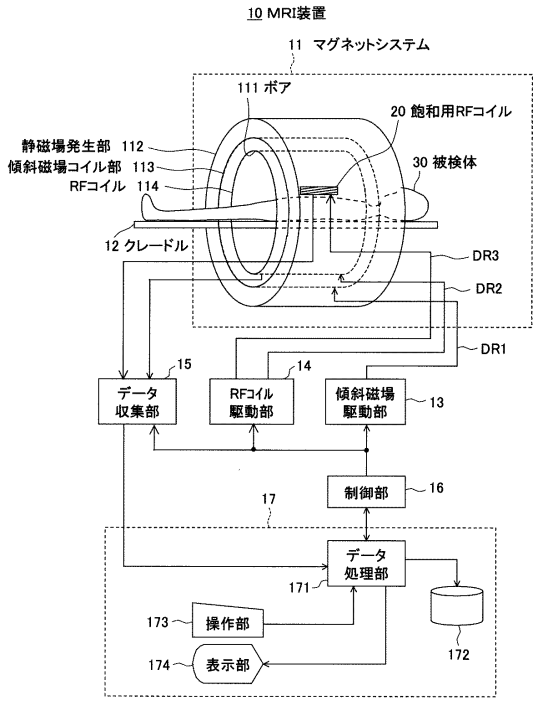
【図５】ＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルと被検体を、被検体の体軸に沿う方向に見た断面図である。

【図６】本発明の第２の実施形態にかかるＲＦコイルと飽和用ＲＦコイルを示す図である。

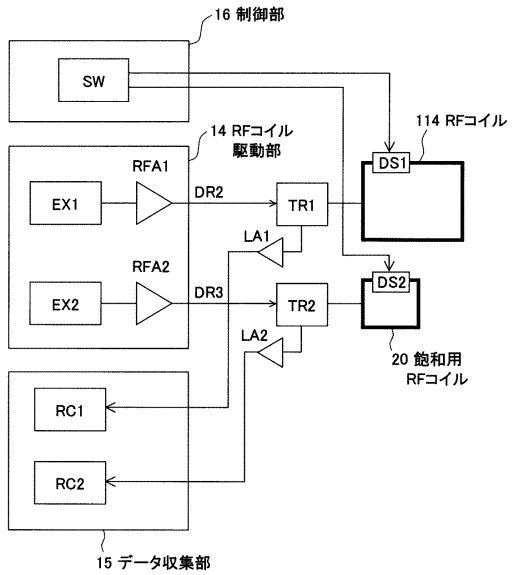
【図７】ＲＦコイルを構成するマルチコイルと飽和用ＲＦコイルの周辺回路の構成の一例

を示す図である。
【図８】本発明の第３の実施形態にかかるＲＦコイルによる磁気共鳴信号の抑制の一例を示す図である。
【図９】マルチコイルの周辺回路の構成の一例を示す図である。
【図１０】スイッチ回路ＳＷが送る制御バイアスを示す図である。
【符号の説明】
【００７２】
１０…ＭＲＩ装置、１１２…静磁場発生部、１１３…傾斜磁場コイル部、１１４…ＲＦコイル、１１４１～１１４８…コイル、１３…傾斜磁場駆動部、１４、１４Ａ，１４Ｂ、１４Ｃ…ＲＦコイル駆動部、２０…飽和用ＲＦコイル

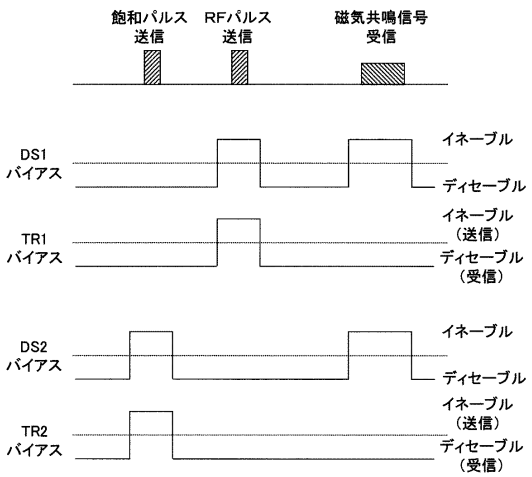
【図１】



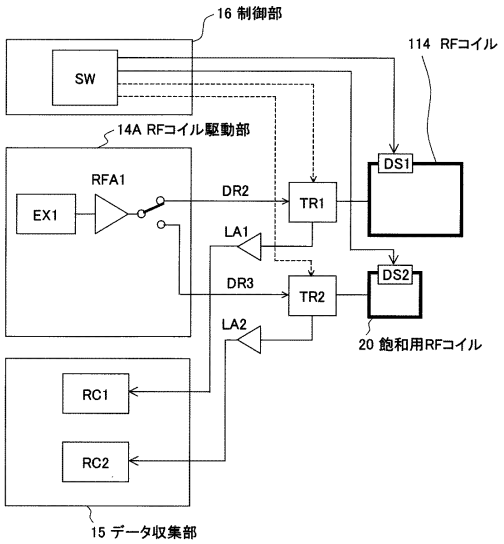
【図２】



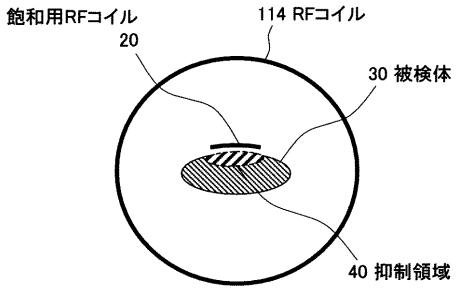
【図３】


飽和パルス
送信
RFパルス
送信
磁気共鳴信号
受信
DS1
バイアス
イネーブル
ディセーブル
TR1
バイアス
イネーブル
（送信）
ディセーブル
（受信）
DS2
バイアス
イネーブル
ディセーブル
TR2
バイアス
イネーブル
（送信）
ディセーブル
（受信）

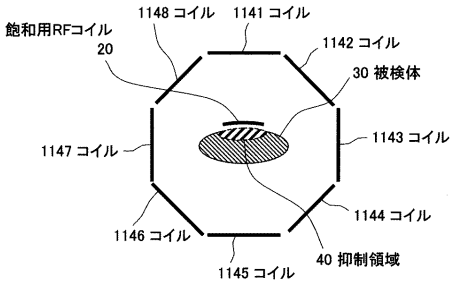
【図４】


16 制御部
SW
114 RFコイル
14A RFコイル駆動部
RFA1
EX1
DR2
TR1
DS1
LA1
DR3
TR2
DS2
LA2
20 飽和用RFコイル
RC1
RC2
15 データ収集部

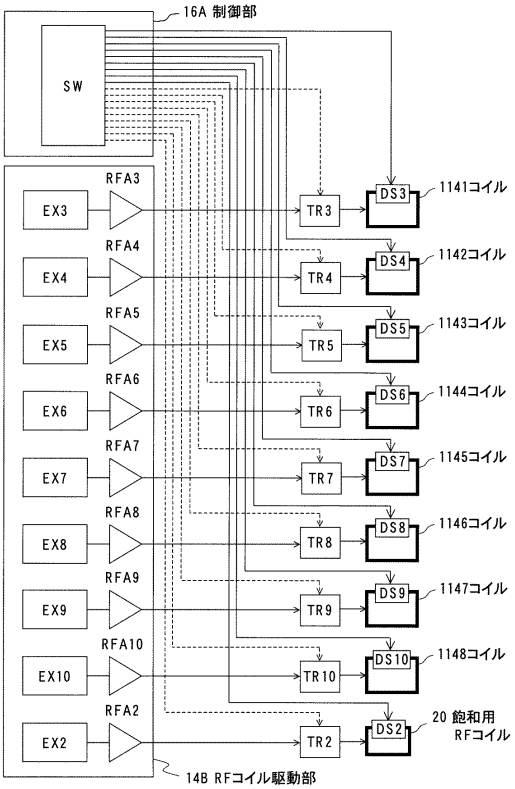
【図５】


飽和用RFコイル
20
114 RFコイル
30 被検体
40 抑制領域

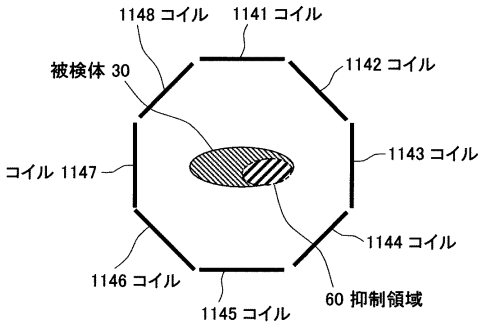
【図６】


飽和用RFコイル
20
1148 コイル
1141 コイル
1142 コイル
30 被検体
1143 コイル
1147 コイル
1144 コイル
1146 コイル
40 抑制領域
1145 コイル

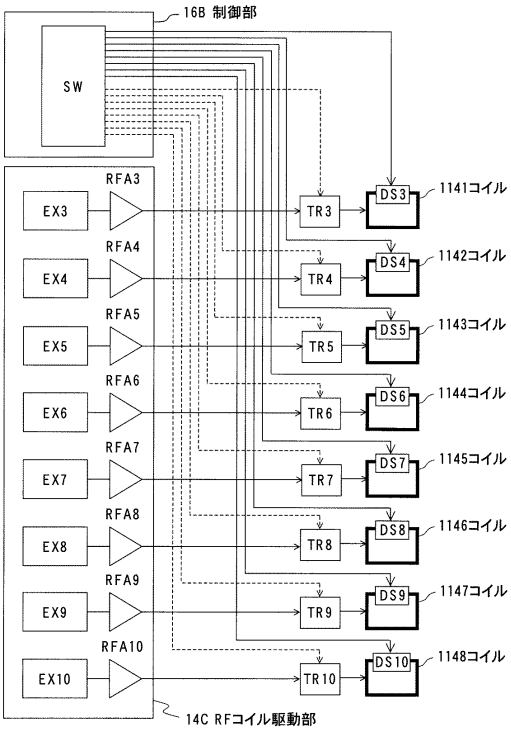
【図７】


16A 制御部
SW
RFA3
EX3
TR3
DS3
1141コイル
RFA4
EX4
TR4
DS4
1142コイル
RFA5
EX5
TR5
DS5
1143コイル
RFA6
EX6
TR6
DS6
1144コイル
RFA7
EX7
TR7
DS7
1145コイル
RFA8
EX8
TR8
DS8
1146コイル
RFA9
EX9
TR9
DS9
1147コイル
RFA10
EX10
TR10
DS10
1148コイル
RFA2
EX2
TR2
DS2
20 飽和用
RFコイル
14B RFコイル駆動部

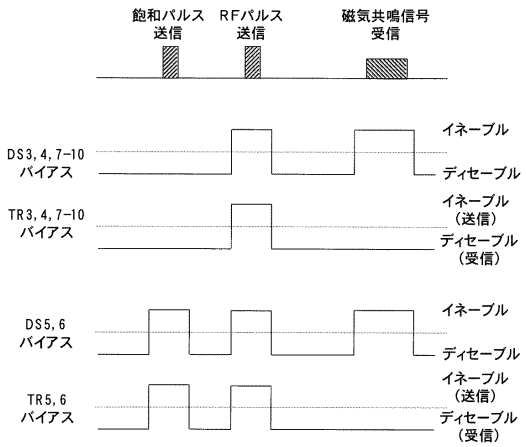
【図８】


1148 コイル
1141 コイル
被検体 30
1142 コイル
1143 コイル
コイル 1147
1144 コイル
1146 コイル
60 抑制領域
1145 コイル

【図９】


16B 制御部
SW
RFA3
EX3
TR3
DS3
1141コイル
RFA4
EX4
TR4
DS4
1142コイル
RFA5
EX5
TR5
DS5
1143コイル
RFA6
EX6
TR6
DS6
1144コイル
RFA7
EX7
TR7
DS7
1145コイル
RFA8
EX8
TR8
DS8
1146コイル
RFA9
EX9
TR9
DS9
1147コイル
RFA10
EX10
TR10
DS10
1148コイル
14C RFコイル駆動部

【図１０】


飽和パルス
送信
RFパルス
送信
磁気共鳴信号
受信
DS3, 4, 7-10
バイアス
イネーブル
ディセーブル
TR3, 4, 7-10
バイアス
イネーブル
（送信）
ディセーブル
（受信）
DS5, 6
バイアス
イネーブル
ディセーブル
TR5, 6
バイアス
イネーブル
（送信）
ディセーブル
（受信）

フロントページの続き

(72)発明者　椛沢　宏之
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

審査官　島田　保

(56)参考文献　特開平０５－０９１９８８（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－２８５０３５（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－０３７７３７（ＪＰ，Ａ）
特開昭６１－１０２５４７（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－２９３８６１（ＪＰ，Ａ）
特開昭６４－０８３２４９（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－２３０５４９（ＪＰ，Ａ）
特開平１１－２２５９８７（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－０５２６６５（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０５５
ＪＳＴＰｌｕｓ／ＪＭＥＤＰｌｕｓ／ＪＳＴ７５８０（ＪＤｒｅａｍＩＩ）