(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5112017号
(P5112017)

(45)発行日　平成25年1月9日(2013.1.9)　(24)登録日　平成24年10月19日(2012.10.19)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 5/055	(2006.01)	A61B	5/05	350
G01R 33/34	(2006.01)	G01N	24/04	520A
G01R 33/36	(2006.01)	G01N	24/04	530Y
		A61B	5/05	370

請求項の数 15　(全 28 頁)

(21)出願番号　特願2007-299622 (P2007-299622)
(22)出願日　平成19年11月19日 (2007.11.19)
(65)公開番号　特開2009-125075 (P2009-125075A)
(43)公開日　平成21年6月11日 (2009.6.11)
審査請求日　平成22年10月28日 (2010.10.28)

(73)特許権者　000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目６番６号
(74)代理人　100099852
弁理士　多田　公子
(74)代理人　100099760
弁理士　宮川　佳三
(72)発明者　大竹　陽介
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地
株式会社　日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　五月女　悦久
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地
株式会社　日立製作所　中央研究所内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ＲＦコイルおよび磁気共鳴撮像装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

少なくとも３つの共振周波数を持つＲＦコイルであって、

前記共振周波数の１つは、検査対象から発生する核磁気共鳴信号の周波数f_Aに調整され、

前記周波数f_Aと前記周波数f_Aより低い共振周波数の中で最もf_Aに近い第一の共振周波数f_Bとの差f_A-f_Bとの差f_A-f_Bと、前記周波数f_Aより高い共振周波数の中で最もf_Aに近い第二の共振周波数f_Cと前記周波数f_Aとの差f_C-f_Aとの比が、０．５から２．０の間であること

を特徴とするＲＦコイル。

【請求項２】

導体からなるループコイルに第一のキャパシタが挿入された直列共振回路と、

前記直列共振回路に並列に接続されるインダクタと、

前記インダクタに並列接続される第二のキャパシタと、を備える磁気共鳴撮像装置のＲＦコイルであって、

前記直列共振回路の共振周波数は、検査対象から発生する核磁気共鳴信号の周波数f_Aであり、

前記直列共振回路と前記インダクタと前記第二のキャパシタとで構成される並列共振回路は、前記周波数f_Aより低い第一の共振周波数f_Bと前記周波数f_Aより高い第二の共振周波数f_Cとを有し、

前記周波数f_Aと前記第一の共振周波数f_Bとの差f_A-f_Bと、前記第二の共振周波数f_Cと前記周波数f_Aとの差f_C-f_Aとの比が、０．５から２．０の間であること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項３】
請求項２記載のＲＦコイルであって、
前記ループコイルは、ソレノイド形状を有すること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項４】
請求項２記載のＲＦコイルであって、
前記ループコイルは、円柱の表面に互いに対応して配置された２つの導体ループを備え、当該導体ループにより生じる磁場の向きが互いに同じになるよう接続された鞍型形状を有すること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項５】
請求項２記載のＲＦコイルであって、
前記ループコイルは、平面ループコイルであること
を特徴とするＲＦコイル
【請求項６】
請求項２記載のＲＦコイルであって、
前記ループコイルは、同一平面内に隣り合って配置された２つの導体ループを備え、当該導体ループにより生じる磁場の向きが互いに逆になるよう接続された蝶型形状を有すること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項７】
請求項２から６のいずれか１項記載のＲＦコイルであって、
前記インダクタと前記第二のキャパシタとに電波シールドが施されていること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項８】
請求項１から７いずれか１項記載のＲＦコイルであって、
前記周波数f_Aと前記第一の共振周波数f_Bとの差f_A-f_Bと、前記第二の共振周波数f_Cと前記周波数f_Aとの差f_C-f_Aとの比が、１であること
を特徴とするＲＦコイル。
【請求項９】
第一のＲＦコイルと、
第二のＲＦコイルと、を備え、
前記第一のＲＦコイルは、請求項１から７いずれか１項記載のＲＦコイルであり、
前記第二のＲＦコイルは、請求項１から７いずれか１項記載のＲＦコイルであり、
前記第二のＲＦコイルにより生じる磁場の向きが、前記第一のＲＦコイルにより生じる磁場の向きに直交するよう配置され、
前記第二のＲＦコイルに印加される信号の位相は前記第一のＲＦコイルに印加される信号の位相と９０度異なること
を特徴とする磁気共鳴撮像装置のＲＦコイルシステム。
【請求項１０】
送信用ＲＦコイルと、
受信用ＲＦコイルと、
磁気結合防止手段と、を備え、
前記受信用ＲＦコイルおよび前記送信用ＲＦコイルの少なくとも一方は、前記請求項１から８のいずれか１項記載のＲＦコイル、または、前記請求項９記載のＲＦコイルシステムであって、
前記磁気結合防止手段は、高周波信号送信時には、前記受信用ＲＦコイルを開放状態と

し、高周波信号受信時には、前記送信用ＲＦコイルを開放状態とすること
を特徴とするＲＦコイルシステム。
【請求項１１】
請求項１０記載のＲＦコイルシステムであって、
前記磁気結合防止手段は、
前記送信用ＲＦコイルに付加される第一の磁気結合防止回路と、
前記受信用ＲＦコイルに付加される第二の磁気結合防止回路と、
磁気結合防止回路駆動手段と、を備え、
前記磁気結合防止回路駆動手段は、
高周波信号送信時には、前記第二の磁気結合防止回路に制御信号を送信し、前記受信用ＲＦコイルを開放状態とし、高周波信号受信時には、前記第一の磁気結合防止回路に制御信号を送信し、前記送信用ＲＦコイルを開放状態とすること
を特徴とするＲＦコイルシステム。
【請求項１２】
請求項１０記載のＲＦコイルシステムであって、
前記磁気結合防止手段は、
前記送信用ＲＦコイルに付加される第一の磁気結合防止回路と、
前記受信用ＲＦコイルに付加される第二の磁気結合防止回路と、
磁気結合防止回路駆動手段と、を備え、
前記第二の磁気結合防止回路は、２つのダイオードを逆方向に接続したクロスダイオードを備え、
前記磁気結合防止回路駆動手段は、
高周波信号受信時には、前記第一の磁気結合防止回路に制御信号を送信し、前記送信用ＲＦコイルを開放状態とすること
を特徴とするＲＦコイルシステム。
【請求項１３】
請求項１０から１２のいずれか１項記載のＲＦコイルシステムであって、
前記受信用ＲＦコイルは、前記請求項５記載の平面ループコイルのループコイル部が互いに部分的に重なり合うよう略同一面に複数配置したアレイコイルであること
を特徴とするＲＦコイルシステム。
【請求項１４】
静磁場を形成する静磁場形成手段と、傾斜磁場を形成する傾斜磁場形成手段と、高周波磁場を形成する高周波磁場形成手段と、前記高周波磁場を検査対象に印加し検査対象からの磁気共鳴信号を受信する送受信コイルと、前記傾斜磁場、前記高周波磁場及び前記送受信コイルを制御する制御手段と、を備える磁気共鳴撮像装置であって、
前記送受信コイルは、請求項１から８いずれか１項記載のＲＦコイル、または、請求項９記載のＲＦコイルシステムであること
を特徴とする磁気共鳴撮像装置。
【請求項１５】
静磁場を形成する静磁場形成手段と、傾斜磁場を形成する傾斜磁場形成手段と、高周波磁場を形成する高周波磁場形成手段と、前記高周波磁場を検査対象に印加する送信コイルと検査対象からの磁気共鳴信号を受信する受信コイルとを有するＲＦコイルシステムと、前記傾斜磁場、前記高周波磁場、前記ＲＦコイルシステムを制御する制御手段と、を備える磁気共鳴撮像装置であって、
前記ＲＦコイルシステムは、請求項１０から１３いずれか１項記載のＲＦコイルシステムであること
を特徴とする磁気共鳴撮像装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】

本発明は、磁気共鳴撮像（ＭＲＩ：Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ　Ｉｍａｇｉｎｇ）装置に関わり、特に磁気共鳴信号を取得するＲＦ（高周波）コイルに関する。

【背景技術】

【０００２】

ＭＲＩ装置は、検査対象を横切る任意の断面内の原子核に磁気共鳴を起こさせ、発生する磁気共鳴信号からその断面内における断層像を得る医用画像診断装置である。一般には、ＲＦコイルで高周波磁場を照射して水素原子核（^{1}Ｈ）を励起させ、発生する磁気共鳴（高周波磁場）信号を検出する。

【０００３】

ＲＦコイルは、導体からなるループコイルとキャパシタとを並列接続または直列接続し、原子核の核磁気共鳴周波数f_0と同じ周波数で共振させることにより、高周波磁場を照射したり、磁気共鳴信号を取得する（例えば、非特許文献１参照。）。原子核の核磁気共鳴周波数f_0は、磁場強度に比例して高くなるため、高い磁場強度のＭＲＩ装置では、高い周波数で共振するようＲＦコイルを設計する必要がある。現状では、図２０（ａ）に示すようにＲＦコイルのループ内にキャパシタを挿入し、キャパシタの合成容量を下げ、共振周波数を高めている。

【０００４】

一般に、伝送線路からＲＦコイルに電力を効率よく伝えるために、伝送線路とＲＦコイルとのインピーダンス整合を取る必要がある。また、ＲＦコイルで効率よく高周波磁場を発生させるために、負荷の位相を０（ゼロ）度にする必要がある。従って、ＲＦコイルの共振周波数f_Rである磁気共鳴周波数f_0においてインピーダンス整合をとり、位相を０（ゼロ）度にするよう設計される。インピーダンスは、例えば、５０Ωに調整される。図２０（ａ）に示すＲＦコイルがこのように調整される場合の、位相およびインピーダンスの周波数特性を図２０（ｂ）に示す。ここで、f_Rは、共振周波数である。

【０００５】

ところが、ＲＦコイルに被検体が入ると、被検体とＲＦコイルとのカップリングにより、ＲＦコイルに損失が生じ、コイルの周波数特性が変化する。このときの周波数特性を図２０（ｃ）に示す。図２０（ｃ）に示すように、ＲＦコイルに損失が生じると、共振周波数f_Rでのインピーダンスが低下し、共振周波数f_R付近での位相の変化が緩やかになる。その結果、共振周波数f_Rである磁気共鳴周波数f_0において、インピーダンスが５０Ωからずれ、位相も０（ゼロ）度ではなくなる。従って、磁気共鳴周波数で信号を効率よく発生させたり、検出できなくなり、十分な感度が得られない。

【０００６】

これらの課題に対しては、ＲＦコイルに被検体が挿入された時点で、キャパシタの値を再調整することにより、核磁気共鳴周波数f_0でのインピーダンスと位相の値を５０Ωと０（ゼロ）度にして、磁気共鳴周信号を得ていた。

【０００７】

【非特許文献１】ＭＵＲＰＨＹ－ＢＯＥＳＣＨ他著、「感度を改良した、生体の核磁気共鳴信号検出回路（Ａｎ　ｉｎ　Ｖｉｖｏ　ＮＭＲ　Ｐｒｏｂｅ　Ｃｉｒｃｕｉｔ　ｆｏｒ　Ｉｍｐｒｏｖｅｄ　Ｓｅｎｓｉｔｉｖｉｔｙ）」、ジャーナル　オブ　マグネティック　レゾナンス（Ｊｏｕｒｎａｌ　ｏｆ　Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ），ＵＳＡ，１９８３，５４，ｐ．５２６－５３２

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

インピーダンスや位相の値は、被検体の大きさや、物性値に依存するため、被検体が変わる度に再調整が必要となる。キャパシタの容量を変更して位相を調整すると、手間がかかるとともに、調整の精度を保つことが難しい。このため、ＲＦコイルにおいて高い検出効率を維持することが難しい。

【０００９】

特に、３Ｔ（テスラ）以上の高い磁場強度のＭＲＩ装置を用いて撮像を行なう場合や、感度が高いＲＦコイルで撮像を行なう場合は、被検体とＲＦコイルとのカップリングが強いため、ＲＦコイルに大きな損失が生じる。その結果、ＲＦコイルの周波数特性は、図２０（ｄ）に示すように、大きく変化する。このため、再調整にはキャパシタの容量の大幅な変更が必要となる。

【００１０】

ところが、高い磁場のＭＲＩ装置のＲＦコイルや感度が高いＲＦコイルには、容量が１ｐＦ以下のキャパシタが用いられることがある。そして、容量が１ｐＦ以下のキャパシタは、調整幅がほとんど無く、また、耐久性も低いため、キャパシタの容量変更によりＲＦコイルを再調整し、磁気共鳴信号の検出効率を回復することは難しい。さらに、ＲＦコイルに生じる損失の大きさは被検体に強く依存するため、検出効率を維持するためには被検体毎に難しい調整が必要となる。

【００１１】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、ＭＲＩ装置のＲＦコイルにおいて、ＲＦコイルに大きな損失が生じる場合や、被検体が変化した場合であっても、磁気共鳴信号を常に高い検出効率で受信する技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明は、少なくとも３つの共振周波数を持つＲＦコイルであって、前記共振周波数の１つは、検査対象から発生する核磁気共鳴信号の周波数f_Aに調整され、前記周波数f_Aと前記周波数f_Aより低い共振周波数の中で最もf_Aに近い第一の共振周波数f_Bとの差f_A-f_Bとの差f_A-f_Bと、前記周波数f_Aより高い共振周波数の中で最もf_Aに近い第二の共振周波数f_Cと前記周波数f_Aとの差f_C-f_Aとの比が、０．５から２．０の間であることを特徴とするＲＦコイルを提供する。

【００１３】

具体的には、導体からなるループコイルに第一のキャパシタが挿入された直列共振回路と、前記直列共振回路に並列に接続されるインダクタと、前記インダクタに並列接続される第二のキャパシタと、を備える磁気共鳴撮像装置のＲＦコイルであって、前記直列共振回路の共振周波数は、検査対象から発生する核磁気共鳴信号の周波数f_Aであり、前記直列共振回路と前記インダクタと前記第二のキャパシタとで構成される並列共振回路は、前記周波数f_Aより低い第一の共振周波数f_Bと前記周波数f_Aより高い第二の共振周波数f_Cとを有し、前記周波数f_Aと前記第一の共振周波数f_Bとの差f_A-f_Bと、前記第二の共振周波数f_Cと前記周波数f_Aとの差f_C-f_Aとの比が、０．５から２．０の間であることを特徴とするＲＦコイルを提供する。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、ＭＲＩ装置のＲＦコイルにおいて、ＲＦコイルに大きな損失が生じる場合や、被検体が変化した場合であっても、磁気共鳴信号を常に高い検出効率で受信できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

＜＜第一の実施形態＞＞

本発明を適用する第一の実施形態を説明する。最初に本実施形態のＭＲＩ装置の全体構成について説明する。図１は本実施形態のＭＲＩ装置の概観図である。図中、座標９のｚ軸の方向が静磁場方向である。図１（ａ）に示すＭＲＩ装置１００は、水平磁場方式のマグネット１０１を備える。図１（ｂ）に示すＭＲＩ装置２００は、垂直磁場方式のマグネット２０１を備える。これらのＭＲＩ装置１００、２００は、検査対象１０３を載置するテーブル３０１を備える。本実施形態は、水平磁場方式のマグネット１０１を備えるＭＲＩ装置１００および、垂直磁場方式のマグネット２０１を備えるＭＲＩ装置２００のいずれも適用可能である。以下、水平磁場方式のマグネット１０１を有するＭＲＩ装置１００

を例にあげて説明する。

【００１６】

図２はＭＲＩ装置１００の概略構成を示すブロック図である。本図に示すように、ＭＲＩ装置１００は、水平磁場方式のマグネット１０１、傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル１０２、シーケンサ１０４、高周波磁場を発生するとともに検査対象１０３が発する高周波磁場信号を受信する送受信用ＲＦコイル１１６を備える。傾斜磁場コイル１０２は傾斜磁場電源１０５に接続される。送受信用ＲＦコイル１１６は、高周波発生器（シンセサイザー）１０６及び受信器１０８に接続される。シーケンサ１０４は、傾斜磁場電源１０５、高周波発生器１０６に命令を送り、それぞれ傾斜磁場及び高周波磁場を発生させる。高周波信号は、送受信用ＲＦコイル１１６を通じて、高周波磁場として検査対象１０３に印加される。高周波磁場を印加することにより検査対象１０３から発生する磁気共鳴（高周波）信号は送受信用ＲＦコイル１１６によって検出され、受信器１０８で検波が行われ、Ａ／Ｄ変換されたのち計算機１０９に送られる。受信器１０８での検波の基準とする磁気共鳴周波数は、シーケンサ１０４によりセットされる。その後、計算機１０９で画像再構成などの信号処理が施される。その結果は、ディスプレイ１１０に表示される。検波された信号や測定条件は、必要に応じて、記憶媒体１１１に保存される。シーケンサ１０４は、予めプログラムされたタイミング、強度で傾斜磁場および高周波磁場が発生するよう各装置の動作を制御する。さらに、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シムコイル１１２が用いられる。なお、上記送受信用ＲＦコイル１１６は、高周波磁場を発生する送信用ＲＦコイルと検査対象１０３からの信号を受信する受信用ＲＦコイルとを別個に設けても、１つのＲＦコイルで兼用してもよい。以下、本実施形態では、１つのコイルで兼用する場合を例にあげて説明する。

【００１７】

本実施形態では、被検体などの想定範囲の負荷によりＲＦコイル１１６に損失が生じた場合や、被検体が変化した場合であっても、検出する原子核の核磁気共鳴周波数における位相の変化が、検出効率を維持可能な範囲に納まるようＲＦコイル１１６を構成する。

【００１８】

まず、本実施形態の送受信ＲＦコイル１１６の構成を説明する。図３は、本実施形態の送受信ＲＦコイル１１６として用いられるソレノイドコイル５４０の模式図である。図中、座標９のｚ軸方向が静磁場方向である。本実施形態のソレノイドコイル５４０は、導体１からなるソレノイドコイルに６つのキャパシタ３１’が直列に挿入された直列共振回路６１と、その値がL_Bのインダクタ１２と、その値がC_Cのキャパシタ３３と、信号処理回路２１４とを備える。

【００１９】

ソレノイドコイル５４０において、直列共振回路６１と、インダクタ１２と、キャパシタ３３とは、並列接続され、信号処理回路２１４はキャパシタ３３に並列接続される。また、ソレノイドコイル５４０は、信号処理回路２１４を介して、高周波発生器１０６および受信機１０８に接続される。信号処理回路２１４は、バラン回路、インピーダンス整合回路、信号増幅器など、信号を処理する回路を含む回路である。

【００２０】

なお、ここではソレノイドコイル５４０に挿入されるキャパシタ３１’が６つである例を示したが、導体１からなるソレノイドコイルのインダクタンスの大きさによって変化させても良い。

【００２１】

上記構成を有する本実施形態のソレノイドコイル５４０の動作説明に先立ち、一般の直列共振回路および並列共振回路の動作について説明する。まず、直列共振回路の動作について説明する。図４（ａ）と図４（ｂ）は、直列共振回路の動作を説明するための図である。直列共振回路５５０は、図４（ａ）に示すように、その値がＬのインダクタ１４とその値がＣのキャパシタ３４とが直列に接続される。印加される電圧の周波数をｆ、角周波数をω（ω＝２πｆ）とすると、直列共振回路５５０の両端のインピーダンスＺは、（式

１）で表される。
【数１】

$$Z = j\omega L + \frac{1}{j\omega C} = j2\pi fL + \frac{1}{j2\pi fC} \quad (式1)$$

【００２２】
図４（ｂ）は、直列共振回路５５０の周波数特性を説明するための図である。直列共振回路５５０のインピーダンスＺは周波数ｆに依存して図４（ｂ）に示すように変化する。周波数ｆ＝ｆ$_R$において、インピーダンスＺは０となり、直列共振回路５５０は共振する。また、図４（ｂ）に示すように、直列共振回路５５０は、共振する時の周波数、すなわち、共振周波数ｆ$_R$より高い周波数領域（ｆ$_R$＜ｆ）では、誘導性リアクタンスとして動作する。この時のインピーダンスＺは、（式２）で表される。
【数２】

$$Z = j2\pi fL\frac{(f/f_R)^2 - 1}{(f/f_R)^2} \quad (式2)$$

また、この時の直列共振回路５５０の見かけのインダクタンスの値Ｌ’は、（式３）で表される。
【数３】

$$L' = \frac{(f/f_R)^2 - 1}{(f/f_R)^2}L \quad (式3)$$

【００２３】
一方、直列共振回路５５０は、その共振周波数ｆ$_R$より低い周波数領域（ｆ＜ｆ$_R$）では、容量性リアクタンスとして動作する。この時のインピーダンスＺは（式４）で表される。
【数４】

$$Z = \frac{1-(f/f_R)^2}{j2\pi fC} \quad (式4)$$

また、この時の直列共振回路５５０の見かけのキャパシタンスの値Ｃ’は（式５）で表される。
【数５】

$$C' = \frac{C}{1-(f/f_R)^2} \quad (式5)$$

【００２４】
また、位相も周波数ｆに依存して図４（ｂ）に示すように変化する。電流を基準にして考えると、誘導性リアクタンスとして動作する場合は電流の位相に対し電圧の位相は９０度進み、容量性リアクタンスとして動作する場合は、電流の位相に対し電圧の位相は９０度遅れるという性質をもつ。どちらとしても動作しない共振周波数ｆ$_R$では、電流の位相に対し、電圧の位相は、遅れも進みもせず、両者の位相差、すなわち位相は０（ゼロ）度

となる。

【００２５】

このように、直列共振回路５５０は、印加する電圧の周波数に応じて、その共振周波数f_Rを境に異なる動作をする。具体的にはf_Rより高い周波数領域では誘導性リアクタンスとして動作し、電圧の位相は９０度進み、f_Rより低い周波数領域では容量性リアクタンスとして動作し、電圧の位相が９０度遅れる。

【００２６】

次に、一般の並列共振回路の動作について説明する。図４（ｃ）と図４（ｄ）とは、並列共振回路の動作を説明するための図である。並列共振回路５５１は、図４（ｃ）に示すように、その値がＬのインダクタ１４とその値がＣのキャパシタ３４とが並列に接続される。

【００２７】

図４（ｄ）は、並列共振回路５５１の周波数特性を説明するための図である。インピーダンスＺは周波数ｆに依存して図４（ｄ）に示すように変化し、周波数$f = f_R$（共振周波数）で共振する。並列共振回路５５１は、その共振周波数f_Rより高い周波数領域（$f_R < f$）においては容量性リアクタンスとして動作する。一方、並列共振回路５５１の共振周波数f_Rより低い周波数領域（$f < f_R$）において誘導性リアクタンスとして動作する。

【００２８】

また、位相も周波数ｆに依存して図４（ｄ）に示すように変化する。並列共振回路においても、電流を基準にして考えると、誘導性リアクタンスとして動作する場合は電流に対し電圧の位相は９０度進み、容量性リアクタンスとして動作する場合は、電流に対し電圧の位相は９０度遅れるという性質を持つ。どちらとしても動作しない共振周波数f_Rでは、電流の位相に対し、電圧の位相は、遅れも進みもせず、両者の位相差、すなわち位相は０（ゼロ）度となる。

【００２９】

このように、並列共振回路５５１は、印加する電圧の周波数に応じて、その共振周波数f_Rを境に異なる動作をする。具体的にはf_Rより低い周波数領域では誘導性リアクタンスとして動作し、電圧の位相が９０度進み、f_Rより高い周波数領域では容量性リアクタンスとして動作し、電圧の位相が９０度遅れる。

【００３０】

以上の一般的な直列共振回路および並列共振回路の動作を踏まえ、本実施形態のソレノイドコイル５４０の動作および特性を説明する。ここでは、ソレノイドコイル５４０のコイル形状を簡略化した模式図を用いて説明する。図５は、模式図を用いて、本実施形態ソレノイドコイル５４０の動作の説明するための図である。

【００３１】

図５（ａ）は、本実施形態のソレノイドコイル５４０の並列回路５４５（図３）のコイル形状を簡略化した模式図である。本実施形態の並列回路５４５の直列共振回路６１は、その値がL_Aのインダクタ２１とその値がC_Aのキャパシタ４１とによって構成される回路（直列共振回路６１’）で表される。ここで、L_Aは導体１からなる直列共振回路６１のインダクタンスの値であり、C_Aは、直列共振回路６１に直列に挿入された６つのキャパシタ３１’の合成値ある。従って、本実施形態の並列回路５４５は、直列共振回路６１’と、その値がL_Bのインダクタ１２と、その値がC_Cのキャパシタ３３とが並列に接続された回路５４１として表される。

【００３２】

ここで、直列共振回路６１（＝６１’）の共振周波数をf_Aとする。回路５４１に周波数f_Aより低い周波数の電圧が印加された場合、直列共振回路６１’は容量性リアクタンス（キャパシタ４４）として動作する。この時のキャパシタ４４の値をC_A’とする。このときの見かけの回路の構成を図５（ｂ）に示す。本図に示すように、周波数f_Aより低い周波数の電圧が印加されると、回路５４１は、キャパシタ４４とインダクタ１２とキャ

パシタ３３とを並列に接続した並列共振回路５４２として表される。この並列共振回路５４２の共振周波数をf_Bとする。

【００３３】

一方、回路５４１に周波数f_Aより高い周波数の電圧が印加される場合、直列共振回路６１’は、誘導性リアクタンス（インダクタ２４）として動作する。この時のインダクタ２４の値をL_A’とする。このときの見かけの回路の構成を図５（ｃ）に示す。本図に示すように、周波数f_Aより高い周波数の電圧が印加されると、回路５４１は、インダクタ２４とインダクタ１２とキャパシタ３３とを並列に接続した並列共振回路５４３として表される。この並列回路５４３の共振周波数をf_Cとする。

【００３４】

以上より、本実施形態の並列回路５４５は、直列共振回路６１（＝６１’）の共振周波数f_Aより低い周波数の電圧が印加される場合は並列共振回路５４２として動作し、共振周波数f_B（第一の並列共振周波数）を持つ。また、周波数f_Aより高い周波数の電圧が印加される場合は並列共振回路５４３として動作し、共振周波数f_C（第二の並列共振周波数）を持つ。

【００３５】

従って、この並列回路５４５は、第一の並列共振周波数f_B付近では、図４（ｄ）の周波数f_R（＝f_B）付近の周波数特性を、第二の並列共振周波数f_C付近では図４（ｄ）の周波数f_R（＝f_C）付近の周波数特性を示す。また、直列共振回路６１の共振周波数f_A付近では、図４（ｂ）の周波数f_R（＝f_A）付近の周波数特性を示す。この並列回路５４５は、各共振周波数f_A、f_B、f_Cにおける周波数特性をつなぎ合わせた周波数特性を示す。各共振周波数は$f_B < f_A < f_C$の関係を有するため、この並列回路５４５の周波数特性を図６（ａ）に示すものとなる。

【００３６】

本実施形態のソレノイドコイル５４０は、この並列回路５４５からなる。従って、本実施形態のソレノイドコイル５４０も図６（ａ）に示す周波数特性を示す。本実施形態では、ソレノイドコイル５４０（並列回路５４５）全体が直列共振回路６１の共振周波数f_Aで共振し、かつ、共振周波数f_Aが検出する原子核の核磁気共鳴周波数f_0になるようインダクタおよびキャパシタの値を調整する。すなわち、ソレノイドコイル５４０が、少なくとも３つの共振周波数を有し、かつ、その中の１つの共振周波数が検出する原子核の核磁気共鳴周波数f_0となるようインダクタおよびキャパシタの値を調整する。

【００３７】

また、本実施形態では、各共振周波数f_A、f_B、f_Cが、以下の（式６）を満たすようインダクタおよびキャパシタの値を調整する。

【数６】

$$\frac{f_A - f_B}{f_C - f_A} = 1 \qquad \text{(式6)}$$

すなわち、第一の並列共振周波数f_Bおよび第二の並列共振周波数f_Cは、図６（ａ）の周波数軸において、共振周波数f_Aを中心に両側に等距離に位置するようインダクタおよびキャパシタの値を調整する。

【００３８】

このように調整された本実施形態のソレノイドコイル５４０のコイル内にコイル内に負荷が入り、損失が発生した場合の位相の変化の様子を図６（ｂ）に示す。このように、本実施形態のソレノイドコイル５４０は、検出する原子核の核磁気共鳴周波数f_0（＝f_A）に関し、位相の周波数特性が周波数f_Bからf_Cの間において、周波数f_Aにおける位相０（ゼロ）度の点を中心に点対象の形状を有するため、f_Bとf_Aとの間の位相変化と、f_Aとf_Cとの間の位相変化とのバランスが取れる。従って、損失が発生して位相の変

化が緩やかになったとしても、核磁気共鳴周波数f_0付近で位相が０である状態が保たれる。このため、本実施形態のソレノイドコイル５４０は、ＲＦコイルに生じる損失の大きさが変動しても、磁気共鳴周波数f_0において、効率よく信号を検出することができる。

【００３９】

以上説明したように、本実施形態のソレノイドコイル５４０は、検出対象の原子核の核磁気共鳴周波数f_0（＝f_A）で共振するとともに、その周波数f_Aより低い周波数f_Bと、周波数f_Aより高い周波数f_Cとでも共振するよう回路が構成されている。さらに、各共振周波数f_A、f_B、f_Cが、（式６）を満たすようにインダクタとキャパシタとの値が調整されている。このため、このようなソレノイドコイル５４０からなる本実施形態のＲＦコイル１１６は、大きな損失が生じる場合や、被検体が変化した場合であっても、検出する原子核の核磁気共鳴周波数f_0では、効率よく信号を検出することができる。

【００４０】

なお、本実施形態では、送信と受信を１つのコイルで兼用する場合を例にあげて説明したが、本実施形態のＲＦコイル１１６は、受信専用コイルとして用いてもよい。受信専用コイルとして用いる場合は、インピーダンスに多少不整合が生じても、信号を検出できるので、あらかじめ平均的な被写体の５０Ω程度になるように調整しておけば、インピーダンス整合回路を有しない場合であっても、負荷が変動してもキャパシタの容量の調整無しに効率よく信号を検出できる。

【００４１】

また、本実施形態のＲＦコイル１１６は、コイルがソレノイドの形状を有している。従って、図３に示すようにソレノイドコイルの中に、被検体の腕や足、胴体などの検査対象１０３を配置することにより、検査対象１０３の表面に加えて深部方向の領域から磁気共鳴信号を高感度で検出することができる。

【００４２】

以下、本実施形態のソレノイドコイル５４０のインダクタ１２の値L_Bおよびキャパシタ３３の値C_Cが実用の範囲内で設定可能であることを、その算出法とともに説明する。

【００４３】

並列共振回路５４２のキャパシタ４４の値C_A’は、（式５）のf_Rをf_Aに置き換え、以下の（式７）のように表される。

【数７】

$$C_A' = \frac{C_A}{1-(f/f_A)^2} \qquad (式7)$$

ここで、一般に、インダクタおよびキャパシタで構成される並列共振回路の共振周波数f_{OP}とインダクタの値Ｌおよびキャパシタの値Ｃとの間には、以下の関係がある。

【数８】

$$f_{0P} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \qquad (式8)$$

【００４４】

並列共振回路５４２を第一の並列共振周波数f_Bで共振するよう調整する場合、並列共振回路５４２の共振周波数は第一の並列共振周波数f_Bとなるため、f_Bと各キャパシタ４４、３３の値C_A’、C_Cおよびインダクタ１２の値L_Bとは（式８）を満たす。従って、f_B、C_A’、C_C、L_Bの関係は（式９）のとおりである。

【数９】

$$f_B = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_B(C_A'+C_C)}} \qquad (式9)$$

【００４５】

（式７）、（式９）をＬ$_B$について解くと、インダクタ１２の値Ｌ$_B$は、以下の（式１０）のように表される。

【数１０】

$$L_B = \frac{1}{\dfrac{C_A}{1-(f_B/f_A)^2}+C_C}\frac{1}{(2\pi f_B)^2} \qquad (式10)$$

【００４６】

一方、並列共振回路５４３のインダクタ２４の値Ｌ$_A$’は（式３）のｆ$_R$をｆ$_A$に置き換え、以下の（式１１）のように表される。

【数１１】

$$L_A' = \frac{(f/f_A)^2-1}{(f/f_A)^2}L_A \qquad (式11)$$

【００４７】

並列共振回路５４３を第二の並列共振周波数ｆ$_C$で共振するよう調整する場合、並列共振回路５４３の共振周波数は第二の並列共振周波数ｆ$_C$となるため、ｆ$_C$と各インダクタ２４、１２の値Ｌ$_A$’、Ｌ$_B$、キャパシタ３３の値Ｃ$_C$とは（式８）を満たす。すなわち、ｆ$_C$、Ｌ$_A$’、Ｌ$_B$、Ｃ$_C$の関係は（式１２）のとおりである。

【数１２】

$$f_C = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{L_A'^{-1}+L_B^{-1}}{C_C}} \qquad (式12)$$

【００４８】

（式１１）、（式１２）をＣ$_C$について解くと、キャパシタ３３の値Ｃ$_C$は、以下の（式１３）のように表される。

【数１３】

$$C_C = \left(\frac{(f_C/f_A)^2}{(f_C/f_A)-1}\frac{1}{L_A}+\frac{1}{L_B}\right)\frac{1}{(2\pi f_C)^2} \qquad (式13)$$

【００４９】

以上より、インダクタ１２の値Ｌ$_B$及びキャパシタ３３の値Ｃ$_C$は各共振周波数ｆ$_A$、ｆ$_B$、ｆ$_C$およびＬ$_A$、Ｃ$_A$を用いて、それぞれ（式１４）、（式１５）のように表される。

【数１４】

$$L_B = \frac{(2\pi f_C)^2 - (2\pi f_B)^2}{(2\pi f_C)^2 (2\pi f_B)^2 \left(\frac{C_A}{1 - f_B / f_A} + \frac{(f_C / f_A)^2}{(f_C / f_A)^2 - 1} \frac{1}{L_A (2\pi f_C)^2} \right)} \quad (式14)$$

【数１５】

$$Cc = \frac{\frac{(f_C / f_A)^2}{(f_C / f_A)^2 - 1} \frac{1}{L_A} + \frac{(2\pi f_B)^2 C_A}{1 - (f_B / f_A)^2}}{(2\pi f_C)^2 - (2\pi f_B)^2} \quad (式15)$$

【００５０】

次に、上記関係を用い、ソレノイドコイル５４０のインダクタ１２の値L_Bおよびキャパシタ３３の値C_Cを具体的に算出する。ここでは、ソレノイドコイル５４０を、一例として、７Ｔにおける水素原子核の核磁気共鳴周波数である３００ＭＨｚの信号を送受信可能に調整するものとして説明する。すなわち、直列共振回路６１の共振周波数f_Aを３００ＭＨｚとする。また、本実施形態では、一例として、ソレノイドコイル５４０として、ＭＲＩ装置に通常用いられる、直径６５ｍｍ、軸長１４０ｍｍ、６ターンのソレノイドコイルを用いるものとする。このソレノイドコイルのインダクタンスの大きさは、１．５μＨである。また、一例として、ループ部に挿入するキャパシタの数は、２６個とする。

【００５１】

直列共振回路６１（６１’）のインダクタ２１の値L_Aは、上述のソレノイドコイルのインダクタンスの大きさである１．５μＨである。次に、直列共振回路６１（６１’）のキャパシタの合成値であるC_Aを決定する。ここで、一般に、直列共振回路では、その共振周波数f_{os}とインダクタの値Ｌおよびキャパシタの値Ｃとは、以下の（式１６）の関係がある。

【数１６】

$$f_{os} = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (式16)$$

直列共振回路６１（６１’）では、f_{os}はf_A（＝３００ＭＨｚ）であり、Ｌ（＝L_A）は１．５μＨであることより、（式１６）から、キャパシタの合成値C_Aは、０．１９ｐＦと計算できる。従って、直列共振回路６１を構成する２６つのキャパシタ３１’の値は、それぞれ４．９ｐＦとなる。

【００５２】

次に、共振周波数f_Bおよびf_Cを決定する。ここでは、（式１４）より求まるインダクタ１２の値L_Bが１０ｎＨから２００ｎＨの間に、（式１５）より求まるキャパシタ３３の値C_Cが２ｐＦから２００ｐＦの間となるように決定する。これは、それぞれを構成するインダクタ１２およびキャパシタ３３の高周波損失を低くし、実際の作製および調整を容易とするためである。

【００５３】

図７（ａ）に（式６）を満たすf_B、f_Cの周波数領域を示す。ここでは、横軸がf_B、縦軸がf_Cである。以下、図７（ｂ）～（ｅ）も同様である。また、図７（ｂ）に（式１４）により求まるインダクタ１２の値L_Bが上述の１０ｎＨから２００ｎＨの間に入るf_B、f_Cの周波数領域を示す。同様に、図７（ｃ）に（式１５）により求まるキャパシタ３３の値C_Cが上述の２ｐＦから２００ｐＦの間に入るf_B、f_Cの周波数領域を示す

。また、図７（ｄ）に図７（ａ）～（ｃ）をすべて満たすf_B、f_Cの周波数領域を示す。この領域内で、$f_B < f_A < f_C$の関係を満たすf_Bおよびf_Cを選択する。ここでは、例えば、共振周波数f_Bが２８５ＭＨｚ、共振周波数f_Cが３１５ＭＨｚとなる組み合わせを選ぶ。

【００５４】

以上のように定めた各共振周波数f_A、f_B、f_C、インダクタ２１の値L_A、およびキャパシタ４１の値C_Aを用い、（式１４）および（式１５）から、インダクタ１２の値ＬＢおよびキャパシタ３３の値C_Cは、それぞれ、L_B＝１５．１ｎＨ、C_C＝１８．８ｐＦと求められる。

【００５５】

以上より、本実施形態のソレノイドコイル５４０は、L_A＝１．５μＨ、L_B＝１５．１ｎＨ、C_A＝０．１８７ｐＦ、C_C＝１８．８ｐＦに調整することで、図６（ａ）に示す周波数特性を得る。このとき、図６（ａ）のf_Aは７Ｔにおける水素原子核の核磁気共鳴周波数３００ＭＨｚであり、f_B、f_C、はそれぞれ２８５ＭＨｚと３１５ＭＨｚである。

【００５６】

以下、本実施形態のＲＦコイルと従来方式におけるＲＦコイルに、それぞれ負荷を加え、周波数特性がどのように変化するかのシミュレーションを行った結果を示す。図８は、本実施形態のＲＦコイルと従来方式におけるＲＦコイルに、それぞれ負荷を加えた場合のシミュレーション結果を示す図である。シミュレーションに用いたＲＦコイルは、それぞれ、本実施形態のソレノイドコイル５４０からなるＲＦコイルと、図２０（ａ）に示す従来方式のＲＦコイルである。なお、従来方式のＲＦコイルのループコイルには、本実施例と同じ直径６５ｍｍ、軸長１４０ｍｍ、６ターンのソレノイドコイルを用いた。またコイルのループ部に挿入するキャパシタも本実施例同様２６個とした。

【００５７】

図８（ａ）に示すのは本実施形態および従来方式のＲＦコイルの、位相とインピーダンスの周波数特性である。ここでは、検出対象を７Ｔにおける水素原子核の核磁気共鳴信号とする。すなわち、f_Aを３００ＭＨｚとする。また、共振周波数f_Bおよび共振周波数f_Cは、それぞれ２８５ＭＨｚ、３１５ＭＨｚになるように調整されている。また、インピーダンスは、磁気共鳴周波数f_0において５０Ωになるように調整されている。その結果、本実施形態のＲＦコイルは、効率よく電力を消費し、所望の核磁気共鳴信号を検出することができる。

【００５８】

図８（ｂ）に示すのは、本実施形態のＲＦコイルの、負荷の大きさを変化させた場合の、位相の周波数特性の変化の様子である。本図に示す通り、負荷が大きくなるにつれて位相の変化が緩やかになっている。しかし、f_Aでの位相はほぼ０（ゼロ）度のままである。これは（式６）を満たすことにより、f_Bとf_Aの間の位相の変化と、f_Aとf_Cの間の位相の変化とのバランスが取れているためである。

【００５９】

図８（ｃ）に示すのは従来方式のＲＦコイルの、負荷の大きさを変化させた場合の、位相の周波数特性の変化の様子である。本図に示す通り、負荷が加わることにより位相の変化が緩やかになるため、７Ｔにおける水素原子核の核磁気共鳴周波数で位相が０（ゼロ）度とならない。さらに、負荷が大きくなるにつれて位相の変化がさらに緩やかになるため、水素原子核の核磁気共鳴周波数における位相はさらに０（ゼロ）度からから離れる。すなわち、従来方式で構成されるＲＦコイルは、有負荷では位相が０（ゼロ）度とならないだけでなく、負荷が大きくなるにつれて、効率が悪化する。

【００６０】

以上のシミュレーション結果より、本実施形態のＲＦコイルは、上述の通り従来方式のＲＦコイルとは異なり、負荷が大きい場合であっても所望の原子核の核磁気共鳴周波数で位相を０（ゼロ）度とするこができることを確認された。また、（式６）を満たすように

調整することにより、負荷の大きさが変動しても、f_Aにおける位相はほとんど０（ゼロ）度を維持できることが確認された。

【００６１】

なお、上記実施形態において、インピーダンスについては、信号処理回路２１４のインピーダンス整合回路を用い調整される場合を例にあげて説明した。しかし、f_Aとf_Cの周波数差と、f_Aとf_Cの周波数差を図７（ｄ）の領域内で変化させることによってもインピーダンスは調整が可能である。

【００６２】

なお、本実施形態では、ソレノイドコイル５４０の回路５４５が有する３つの共振周波数f_A、f_B、f_Cが（式６）を満たすように調整したが、調整はこれに限定されるものではない。通常、ＲＦコイルの設計では、被検体程度の負荷による損失が発生した場合、検出対象の磁気共鳴周波数での位相が±３０度以内となるよう調整される。従って、本実施形態のソレノイドコイル５４０においても、位相の変化が±３０度以内となるよう調整できればよい。具体的には、３つの共振周波数f_A、f_B、f_Cが以下の（式１７）を満たすように調整されていれば、損失の大きさが変動しても、検出対象の磁気共鳴周波数での位相の変動は±３０度以内となり、実用に耐える。

【数１７】

$$0.5 < \frac{f_A - f_B}{f_C - f_A} < 2.0 \qquad \text{(式17)}$$

なお、このときのｆＢ、ｆＣの周波数領域を図７（ｅ）に示す。

【００６３】

なお、ここでは、原子核の核磁気共鳴周波数f_0を、水素原子核の核磁気共鳴周波数とした場合を例にあげて説明した。しかし、これに限定されるものではない。

【００６４】

また、本実施形態のソレノイドコイル５４０の形状は、上記のものに限られない。そのコイル形状を簡略化した模式図が、回路５４１と同等であればよい。以下、いくつかの具体例を説明する。

【００６５】

＜変形例１：鞍型＞

例えば、ソレノイドコイル５４０が鞍型コイルの形状を有していてもよい。図９に本実施形態のソレノイドコイル５４０の変形例である鞍型コイル５６０を示す。図中座標９のｚ軸方向は静磁場方向である。また、図３に示すソレノイドコイル５４０と同機能のものには同符号を付す。本図に示すように、鞍型コイル５６０は、鞍型のループコイル（鞍型コイル５６０）の対向した２つのループが同一方向に磁場を発生するように接続され、各ループの面が円柱の側面に沿うように変形した形状を有する。

【００６６】

鞍型コイル５６０は、コイルが鞍型の形状を有していることから、図９に示すように鞍型コイルの中に被検体の腕や足、胴体などの検査対象１０３を配置することができる。このため、検査対象１０３の表面に加えて深部領域からの磁気共鳴信号を高感度で検出することができる。また、鞍型コイル５６０は、ソレノイドコイル５４０とは異なりコイルの軸方向と静磁場の方向が平行であるため、水平磁場方式のマグネット１０１を備えるＭＲＩ装置５１０などに用いる場合、容易に操作できる。

【００６７】

＜変形例２：ループ型＞

例えば、ソレノイドコイル５４０が平面ループコイルの形状を有していてもよい。図１０に、本実施形態のソレノイドコイルの変形例である平面ループコイル５７０を示す。図中座標９のｚ軸方向は静磁場方向である。また、図３に示すソレノイドコイル５４０と同

機能のものには同符号を付す。平面ループコイル５７０では、その導体１を検査対象１０３に密着して配置することで、密着部分周辺の磁気共鳴信号を高感度で検出することができる。

【００６８】

＜変形例３：蝶型＞

また、例えば、ソレノイドコイルが蝶型コイルの形状を有していてもよい。図１１に本実施形態のソレノイドコイルの変形例である蝶型コイル５７０を示す。図中座標９のｚ軸方向は静磁場方向である。また、図３に示すソレノイドコイル５４０と同機能のものには同符号を付す。本図に示すように、蝶型コイル５８０は、同一平面内の隣り合う２つの平面ループが互いに逆向き方向に磁場を発生するように接続された形状を有する。

【００６９】

蝶型コイル５８０はコイルが蝶型の形状を有していることから、被検体の腕や足、胴体などの検査対象１０３は、閉空間内に入ることがない。しかし、図１１に示すように蝶型コイルの上部または下部に検査対象１０３を配置することにより、検査対象１０３の深部領域からの磁気共鳴信号を高感度で検出することができる。

【００７０】

なお、鞍型コイル５６０、平面ループコイル５７０、および蝶型コイル５８０は、いずれもコイル形状を簡略化すると、ソレノイドコイル５４０のコイル形状を簡略化した回路５４１と同等となる。このため、ソレノイドコイル５４０と回路構成及び動作原理は同じである。ただし、上記ソレノイドコイル５４０とはコイルの形状が異なるため、各コイルのインダクタ２１とキャパシタ４１の値L_A、C_Aは異なるため、それに応じてL_B、C_Cを算出する。

【００７１】

鞍型コイル５６０、平面ループコイル５７０、および蝶型コイル５８０は、上記本実施形態のソレノイドコイル５４０と同等の回路構成を有するため、共振周波数f_Aを検出対象の原子核の核磁気共鳴周波数f_0とし、３つの共振周波数f_A、f_B、f_Cが（式１７）を満たすようインダクタ１２およびキャパシタ３３の値を調整することにより、ＲＦコイルに大きな損失が生じる場合や、被検体が変化した場合であっても、磁気共鳴信号を常に高い検出効率で受信できる。

【００７２】

また、（式１７）ではなく、（式６）を満たすように調整すれば、すなわち、ｆＢとｆＡの周波数差と、ｆＡとｆＣの周波数差とが等しくなるように調整すれば、損失の大きさが変化しても、周波数f_0では、位相が０（ゼロ）度に維持されるため、磁気共鳴信号を常に高い検出効率で受信できる。

【００７３】

また、鞍型コイル５６０、平面ループコイル５７０、および蝶型コイル５８０も、送受信兼用であっても、受信専用コイルとして用いてもよい。特に、受信専用コイルとして用いる場合は、インピーダンスに多少不整合が生じても、信号を検出できるので、あらかじめ平均的な被写体の５０Ω程度になるように調整しておけば、インピーダンス整合回路を有しない場合であっても、負荷が変動してもキャパシタの容量の調整無しに効率よく信号を検出できる。また、これらの変形例では、導体１にキャパシタ３１を１つ挿入しているが、複数のキャパシタとしてもよい。

【００７４】

＜＜第二の実施形態＞＞

次に、本発明を適用する第二の実施形態を説明する。本実施形態のＭＲＩ装置は基本的に第一の実施形態と同様である。本実施形態では、送受信用ＲＦコイル１１６として、第一の実施形態の変形例である平面ループコイル５７０を２つ組み合わせて、送受信用ＲＦコイルの照射効率や受信感度を向上させる直交位相検波（ＱＤ：Ｑｕａｄｒａｔｕｒｅ Ｄｅｔｅｃｔｉｏｎ）方式を実現するコイルを用いる。以下、第一の実施形態と異なる構成について主眼をおいて説明する。

【００７５】
図１２は本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０を説明するための図であり、図１２（ａ）は、送受信用ＲＦコイル５９０の模式図である。図中座標９のｚ軸方向は静磁場方向である。本図に示すように、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０は、第一の平面ループコイル６２と第二の平面ループコイル６３とを備える。各平面ループコイル６２、６３の構成は、第一の実施形態の変形例である平面ループコイル５７０と同様である。本図において、第一の実施形態の変形例である平面ループコイル５７０と同機能を有するものには同符号を付す。
【００７６】
また、本実施形態においても、第一の実施形態と同様に第一の平面ループコイル６２と第二の平面ループコイル６３とは、それぞれ、３つの共振周波数f_A、f_B、f_Cを持ち、共振周波数f_Aは、検出対象の原子核の核磁気共鳴周波数f_0に等しくなるよう調整されている。そして、第一の実施形態の（式６）または（式１７）を満たすよう、共振周波数f_B、f_C、キャパシタの値およびインダクタの値が調整されている。
【００７７】
本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０の第一の平面ループコイル６２と第二の平面ループコイル６３とは、それぞれ、平面ループコイル部６２１、６３１のループ面６２２、６３２がｚ軸と平行となるよう配置される。また、第二の平面ループコイル６３は、ｚ軸を回転軸として第一の平面ループコイル６３を９０度回転した位置に配置される。
【００７８】
図１２（ｂ）は、静磁場が貫通する方向（図中ｚ軸方向）から本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０を見た図である。本図に示すように、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０では、第一の平面ループコイル６２が発生する磁場の向き６２３と第二の平面ループコイル６３が発生する磁場の向き６３３とは直交する。このため、第一の平面ループコイル６２と第二の平面ループコイル６３とは磁気的に結合せず、それぞれ独立して磁気共鳴信号に対するＲＦコイルとして動作する。
【００７９】
図１３は、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０の第一の平面ループコイル６２および第二の平面ループコイル６３と、高周波発生器１０６および受信機１０８との接続を説明するためのブロック図である。高周波発生器１０６の出力は分配器２０２に入力され２つに分けられる。このとき、互いの位相が直交するように分配される。それぞれの出力が信号処理回路２１４を通って第一の平面ループコイル６２のポート６２４及び第二の平面ループコイル６３のポート６３４に入力される。また、２つの平面ループコイル６２、６３からの出力は、それぞれ信号処理回路２１４を通って信号増幅器２０３に入力され、信号増幅器２０３の出力は位相調整器２０４を通して合成器２０５に入力される。合成器２０５の出力は受信器１０８に入力される。
【００８０】
次に、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０の動作を説明する。高周波発生器１０６により周波数f_0の高周波信号が送信されると、分配器２０２で互いの信号の位相が直交するように、信号が２つに分配され、信号処理回路２１４を通ってポート６２４及びポート６３４にそれぞれ印加される。第一の平面ループコイル６２及び第二の平面ループコイル６３は、周波数f_0で共振するよう調整されているため、印加された周波数f_0の高周波信号を高周波磁場として検査対象１０３に照射する。このとき、第一の平面ループコイル６２及び第二の平面ループコイル６３が照射する高周波磁場の位相は互いに直交しているため、検査対象１０３には座標軸９のｚ軸を中心とした回転磁界が発生する。以上のように、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０は、ＱＤ方式の送信を実現する。
【００８１】
また、第一の平面ループコイル６２及び第二の平面ループコイル６３は、周波数f_0で共振するよう調整されているため、検査対象１０３から発生する周波数f_0の磁気共鳴信号の直交する信号成分をそれぞれ検出する。検出された各信号成分は信号増幅器２０３で

それぞれ増幅され、位相調整器２０４でそれぞれ処理された後、合成器２０５で合成され受信器１０８に送られる。以上のように、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０は、ＱＤ方式の受信を実現する。

【００８２】

以上説明したように、本実施形態の送受信用ＲＦコイル５９０は、ＱＤ方式を実現するため、第一の実施形態の平面ループコイル５７０が奏する効果に加え、高効率で高周波磁場を検査対象１０３に照射でき、より高感度で磁気共鳴信号を検出することができる。

【００８３】

なお、本実施形態では、第一の実施形態の平面ループコイル５７０を２つ組み合わせた例をあげて説明した。しかし、ＱＤ方式を実現可能なＲＦコイルは、これに限られず、２つのコイルそれぞれが発生する磁場が直交するよう構成されていればよい。例えば、鞍型コイルをＺ軸を回転軸として９０度ずらして２つ配置することによっても可能である。さらには、ソレノイドコイルと鞍コイルとを円筒の向きが同じになるように配置しても可能である。

【００８４】

＜＜第三の実施形態＞＞

次に本発明を適用する第三の実施形態について説明する。本実施形態のＭＲＩ装置は基本的に第一の実施形態と同様である。本実施形態では、第一の実施形態の送受信用ＲＦコイル１１６の代わりに、送信用ＲＦコイルと受信用ＲＦコイルとそれぞれ独立して設ける。ここでは、送信用ＲＦコイルに鳥かご型形状を有する鳥かご型ＲＦコイルを、受信用ＲＦコイルに平面ループコイルの形状を有するループコイルを用いる場合を例にあげて説明する。以下、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

【００８５】

図１４は、本実施形態のＲＦコイル６００と高周波発生器１０６および受信機１０８との接続を説明するためのブロック図である。本図に示すように、本実施形態のＲＦコイル６００は、送信用ＲＦコイルである鳥かご型ＲＦコイル６０１と、受信用ＲＦコイルである平面ループコイル６０３と、を備える。本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル６０１は、従来方式によるＲＦコイルと同等の回路で構成され、検出対象の原子核の核磁気共鳴周波数f_0で共振するよう調整されている。また、本実施形態の平面ループコイル６０３は、第１の実施形態の平面ループコイル５７０で構成されている。そして、３つの共振周波数f_A、f_B、f_Cを持ち、共振周波数f_Aは、周波数f_0に等しくなるよう調整されている。そして、第一の実施形態の（式６）または（式１７）を満たすよう、共振周波数f_B、f_C，キャパシタの値およびインダクタの値が調整されている。

【００８６】

本実施形態のＲＦコイルはさらに、鳥かご型ＲＦコイル６０１と平面ループコイル６０３との磁気結合を防止するための磁気結合防止回６０２と、磁気結合防止回路６０２を駆動する磁気結合防止回路駆動装置１１５と、高周波発生器１０６の出力を分配する分配器２０２とを備える。本実施形態では、磁気結合防止回路６０２は、鳥かご型ＲＦコイル６０１および平面ループコイル６０３のループ部と、キャパシタ３３とにそれぞれ直列に挿入される。なお、鳥かご型ＲＦコイル６０１および平面ループコイル６０３が備える磁気結合防止回路６０２は、１つ以上であってもよい。

【００８７】

核磁気共鳴周波数f_0を持つ高周波を発生する高周波発生器１０６の出力は分配器２０２に入力されて２つに分けられ、それぞれの出力が信号処理回路２１４を通ってピックアップコイル２０７に入力される。ピックアップコイル２０７は、鳥かご型ＲＦコイル６０１に周波数f_0の高周波信号をそれぞれ伝達するように配置される。磁気結合防止回路駆動装置１１５から磁気結合防止回路６０２へ制御用信号線２１２が接続されている。なお、磁気結合防止回路６０２が複数の場合、それぞれの磁気結合防止回路６０２に制御用信号線２１２が接続される。また、平面ループコイル６０３は、検査対象１０３に近接するよう、鳥かご型ＲＦコイル６０１の内部に配置される。平面ループコイル６０３の出力は

、信号処理回路２１４を介して信号増幅器２０３に入力され、信号増幅器２０３から受信器１０８に入力される。また、磁気結合防止回路駆動装置１１５から、磁気結合防止回路６０２に複数の制御用信号線２１２が接続される。なお、磁気結合防止回路６０２が複数の場合、それぞれの磁気結合防止回路６０２に制御用信号線２１２が接続される。

【００８８】

図１５は、本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル６０１の構成および配置を説明するための図である。本図に示すように、本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル６０１は、２つのループ導体３がループ面に垂直な軸を共通の軸として対向して配置され、ループ導体３の軸方向に平行な複数（図１５では一例として８本）の直線導体４で接続される。ループ導体３には、それぞれ複数の磁気結合防止回路６０２が挿入されている。また、鳥かご型ＲＦコイル６０１は、その円筒形の中心軸がｚ軸方向に平行に配置される。

【００８９】

図１６（ａ）は、本実施形態の磁気結合防止回路６０２の構成を説明するための図である。本図に示すように、本実施形態の磁気結合防止回路６０２は、インダクタ１５とＰＩＮダイオード５１とが直列に接続された接続回路と、接続回路に並列に接続されるキャパシタ３５とを備え、キャパシタ３５とインダクタ１５とからなる並列共振回路６６を構成する。ＰＩＮダイオード５１は、ダイオードの順方向に流れる直流電流の値が一定値以上で概ね導通状態となる特性を持ち、直流電流によりダイオードのオン／オフを制御する。また、磁気結合防止回路駆動装置１１５の出力端子は、ＰＩＮダイオード５１の両端に制御用信号線２１２により接続される。磁気結合防止回路駆動装置１１５からの制御電流５１で磁気結合防止回路６０２のＰＩＮダイオード５１をオン／オフ制御することにより、高周波信号送信時には、鳥かご型ＲＦコイル６０１を送信用ＲＦコイルとして機能させ、磁気共鳴信号受信時には、受信用ＲＦコイル（平面ループコイル６０３）と干渉させないよう鳥かごＲＦ型コイル６０１を高インピーダンス化する。本動作の詳細については後述する。

【００９０】

図１７は、平面ループコイル６０３の構成を説明するための図である。図中座標９のｚ軸方向は静磁場方向である。本実施形態の平面ループコイル６０３は、第１の実施形態の平面ループコイル５７０と基本的に同様であり、さらに、図１６（ａ）に示すアクティブデカップル構造の磁気結合防止回路６０２を平面ループコイルとキャパシタ３３’とにそれぞれ直列に接続する。ループコイル内に直列に接続された磁気結合防止回路６０２’のキャパシタ３５の値は、第１の実施形態の平面ループコイル５７０のキャパシタ３１と同じ値にする。またキャパシタ３３’に直列に接続された磁気結合防止回路６０２’’のキャパシタ３５の値は、キャパシタ３３’とキャパシタ３５の合成値が第１の実施形態の平面ループコイル５７０のキャパシタ３３と同じ値になるようにする。磁気結合防止回路６０２は、磁気結合防止回路駆動装置１１５からの制御電流によりオン／オフ制御され、磁気共鳴信号受信時には、平面ループコイル６０３を受信用ＲＦコイルとして機能させ、高周波信号送信時には、平面ループコイル６０３を送信用ＲＦコイル（鳥かご型コイル６０１）と干渉しないよう高インピーダンス化する。

【００９１】

高周波発生器１０６より周波数f_0を持つ高周波信号を鳥かご型コイル６０１に印加する直前に、磁気結合防止回路駆動装置１１５は、鳥かご型コイル６０１の磁気結合防止回路６０２のＰＩＮダイオード５１に接続されている制御用信号線２１２の制御電流の値を０に設定するとともに、平面ループコイル６０３の磁気結合防止回路６０２’、６０２''のＰＩＮダイオード５１がオンとなるように、直流の制御電流を印加する。これにより、平面ループコイル６０３の磁気結合防止回路６０２’、６０２''では、ＰＩＮダイオード５１がオンとなり、並列共振回路６６が周波数f_0で共振する。その結果、平面ループコイル６０３のインピーダンスは極めて高くなり、平面ループコイル６０３にはほとんど電流が流れず、磁界もほとんど発生しない。

【００９２】

一方、鳥かご型コイル６０１では、磁気結合防止回路６０２のダイオード５１に流れる制御電流の値が０であるため、全てのダイオード５１はオフとなり、並列共振回路６６は、キャパシタ３５のみを接続した回路と等価な回路となり、鳥かご型コイル６０１は、周波数f_0で共振する。

【００９３】

従って、鳥かご型コイル６０１と平面ループコイル６０３との磁気結合が無くなり、鳥かご型コイル６０１は、磁気結合による共振周波数の移動やコイルのＱ値の低下無しに、周波数f_0の高周波磁場を検査対象１０３に照射できる。

【００９４】

高周波磁場を印加した後、検査対象１０３から発せられる磁気共鳴信号を受信する際、磁気結合防止回路駆動装置１１５は、鳥かご型コイル６０１の磁気結合防止回路６０２のダイオード５１がオンとなるように制御電流を印加し、平面ループコイル６０３の磁気結合防止回路６０２’、６０２''のダイオード５１に流す制御電流の値を０に設定する。これにより、鳥かご型コイル６０１の磁気結合防止回路６０２では、ダイオード５１がオンとなり、並列共振回路６６が周波数ｆ０で共振する。その結果、周波数ｆ０において鳥かご型コイル６０１のインピーダンスは極めて高くなり、鳥かご型コイル６０１にはほとんど電流が流れず磁界もほとんど発生しない。

【００９５】

一方、平面ループコイル６０３では、磁気結合防止回路６０２’、６０２''のダイオード５１に流れる制御電流の値が０となるため、ダイオード５１はオフとなり、インダクタ１６とキャパシタ３６との接続が切れる。その結果、平面ループコイル６０３は、第１の実施形態の平面ループコイル５７０と等価な回路となり、周波数f_0で共振するコイルとして動作する。

【００９６】

したがって、検査対象１０３から発せられる周波数f_0の核磁気共鳴信号を受信する際、鳥かご型コイル６０１と平面ループコイル６０３との磁気結合が無くなり、平面ループコイル６０３は、磁気結合による共振周波数の移動やコイルのＱ値の低下無しに、周波数f_0の核磁気共鳴信号を高感度に受信する。

【００９７】

上述したように、本実施形態のＲＦコイル６００によれば、高周波磁場印加時および磁気共鳴信号の受信時に、周波数f_0に同調する鳥かご型ＲＦコイル６０１と平面ループコイル６０３との、互いの磁気結合を防止できる。その結果、周波数f_0を持つ均一な高周波磁場の信号を送信し、平面ループコイル６０３が周波数f_0の核磁気共鳴信号を高感度かつ同時に受信することができる。

【００９８】

また、以上説明したように、本実施形態によれば、送信用ＲＦコイルの形状と受信用ＲＦコイルの形状とを独立に選択することできる。従って、第一の実施形態が奏する効果に加え、ＲＦコイル１１６の形状による効果が得られる。例えば、照射分布の均一性が高い鳥かご型コイル７０を送信用ＲＦコイルとして用い、検査対象１０３の形状や大きさに応じて受信用ＲＦコイルの形状を選ぶことで、個々の検査対象１０３に最適化した磁気共鳴画像の撮像が可能となる。もちろん、送信用ＲＦコイルは鳥かご型ＲＦコイル６０１に限定されるものではなく、検査対象１０３の形状や大きさに応じて送信用ＲＦコイルの形状を選ぶことが可能である。

【００９９】

また、本実施形態では、受信用ＲＦコイルに第一の実施形態のＲＦコイルを用い、送信用ＲＦコイル１１６に従来方式のＲＦコイルを用いる場合を例にあげて説明したが、これに限られない。送信用ＲＦコイルおよび受信用ＲＦコイル両方に第一の実施形態または第二の実施形態のＲＦコイルを用いるよう構成してもよいし、また、いずれか一方にのみ第一の実施形態または第二の実施形態のＲＦコイルを用いるよう構成してもよい。

【０１００】

なお、受信用ＲＦコイルに用いる磁気結合防止回路６０２は図１６（ａ）に示す構成に限られない。例えば、図１６（ｂ）に示すようなパッシブデカップル型の回路であってもよい。図１６（ｂ）に示す磁気結合防止回路６０４は、磁気結合防止回路６０４が備える磁気結合防止回路駆動装置１１５とそれによって駆動されるＰＩＮダイオードとの代わりに、極性の向きが異なる２つのＰＩＮダイオード５２を組み合わせたクロスダイオード５３を備える。磁気結合防止回路６０４は、インダクタ１６とクロスダイオード５３とが直列に接続された直列回路と、キャパシタ３６とが並列に接続される。直列回路とキャパシタ３６とは並列共振回路６８を構成する。

【０１０１】

高周波発生器１０６より周波数f_0を持つ高周波信号を鳥かご型コイル６０１に印加する直前に、磁気結合防止回路駆動装置１１５は、鳥かご型コイル６０１のＰＩＮダイオード５１に流す制御電流の値を０に設定する。鳥かご型コイル６０１では、ＰＩＮダイオード５１に流れる制御電流の値が０となるため、全てのダイオード５１はオフとなり、並列共振回路６６は、キャパシタ３５のみを接続した回路と等価な回路となり、鳥かご型コイル６０１は、周波数f_0で共振する。

【０１０２】

一方、高周波磁場が印加された平面ループコイル６０３には、磁気結合により大きな起電力が発生し、クロスダイオード５３はオンとなり、並列共振回路６８が周波数f_0で共振する。その結果、平面ループコイル６０３のインピーダンスは極めて高くなり、平面ループコイル６０３にはほとんど電流が流れず、磁界もほとんど発生しない。

【０１０３】

従って、鳥かご型コイル６０１と平面ループコイル６０３との磁気結合が無くなり、鳥かご型コイル６０１は、磁気結合による共振周波数の移動やコイルのＱ値の低下無しに、原子核の核磁気共鳴周波数f_0を持つ高周波磁場を検査対象１０３に照射できる。

【０１０４】

また、高周波磁場を印加した後、検査対象１０３から発せられる磁気共鳴信号を受信する際、磁気結合防止回路駆動装置１１５は、鳥かご型コイル６０１のＰＩＮダイオード５１に流す制御電流印加する。制御電流を鳥かご型コイル６０１に印加することにより、ダイオード５１がオンとなり、並列共振回路６８が周波数f_0で共振する。その結果、周波数f_0において鳥かご型コイル６０１のインピーダンスは極めて高くなり、鳥かご型コイル６０１には電流が流れず磁界も発生しない。

【０１０５】

一方、平面ループコイル６０３では、検査対象１０３から発生られる磁気共鳴信を受信する。しかし、磁気共鳴信号は極めて小さな電流であるため、クロスダイオード５３はオフとなり、インダクタ１６とは接続されない。その結果、平面ループコイル６０３は、第一の実施形態の平面ループコイル５４０と等価な回路となり、周波数f_0で共振するコイルとして動作する。

【０１０６】

このように、磁気結合防止回路６０４を用いる場合は、受信用コイル側では磁気結合防止回路駆動装置１１５を用いずに、送信用の鳥かご型ＲＦコイル６０１と受信用の平面ループコイル６０３との磁気結合を防止できる。従って、磁気結合防止回路６０２を用いる場合に得られる効果に加え、さらに構成が簡素化できるという効果を奏する。

【０１０７】

また、本実施形態では、受信用ＲＦコイルの平面ループコイル６０３として、アレイコイルを用いることもできる。図１８は、本実施形態の受信用ＲＦコイルとして用いるアレイコイル６１０の一例を示す図である。アレイコイル６１０は、本図に示すように、部分的に重なり合った複数の平面ループコイル６０３から構成される。なお、本図においては、一例として平面ループコイル６０３が４個の場合を示す。隣り合う平面ループコイル６０３の重なる位置は、互いのループコイル１の磁気結合が無くなるように調整される。

【０１０８】

アレイコイル６１０を受信用ＲＦコイルとして用いることにより、１個の平面ループコイル６０３を受信用コイルに用いる場合に比べ、広い領域からの信号の受信が可能となる。従って、例えば、検査対象１０３である被検体（患者）の体幹部全体からの磁気共鳴信号を高感度かつ同時に受信することが可能となり、１個の平面ループコイル６０３を用いる場合に比べ、広い領域の撮像が可能となる。

【０１０９】

なお、上記各実施形態において、信号処理部２１４、キャパシタ３３およびインダクタ１２（並列回路部と呼ぶ。）を電波シールド２１５で覆うよう構成してもよい。以下、並列回路部を電波シールド２１５で覆う場合の構成および動作を、第一の実施形態のソレノイドコイル５４０を例にあげて説明する。

【０１１０】

図１９は、第一の実施形態のソレノイドコイル５４０に電波シールド２１５を適用する場合を説明するための図である。本図に示すように、ソレノイドコイル５４０の並列回路部は、電波シールド２１５に覆われる。また、信号処理回路２１４は信号線２１３に接続される。なお、電波シールド２１５はアースに接地されているものとする。

【０１１１】

並列回路部が電波シールド２１５に覆われていることにより、並列回路部のループで発生する高周波磁場が、直列共振回路６１で発生する高周波磁場に与える影響を低減できる。このため、このような構成にすることにより、直列共振回路６１で発生する磁場の乱れを抑えて、高周波磁場を照射できる。すなわち、外部ノイズの影響を低減し、磁気結合による損失を低減させることができる。

【図面の簡単な説明】

【０１１２】

【図１】第一の実施形態のＭＲＩ装置の概観図である。
【図２】第一の実施形態のＭＲＩ装置のブロック図である。
【図３】第一の実施形態のソレノイドコイルの模式図である。
【図４】一般の直列共振回路と並列共振回路の動作を説明するための図である。
【図５】第一の実施形態のソレノイドコイルの動作を説明するための図である。
【図６】第一の実施形態のソレノイドコイルの周波数特性を示す図である。
【図７】第一の実施形態のソレノイドコイルのf_B、f_Cの選択手法を説明するための図である。
【図８】第一の実施形態のソレノイドコイルのシミュレーション結果である。
【図９】第一の実施形態の鞍型コイルの模式図である。
【図１０】第一の実施形態の平面ループコイルの模式図である。
【図１１】第一の実施形態の蝶型コイルの模式図である。
【図１２】第二の実施形態の送受信用ＲＦコイルの模式図である。
【図１３】第二の実施形態の送受信用ＲＦコイルの接続例を示す図である。
【図１４】第三の実施形態のＲＦコイルの接続関係を示す図である。
【図１５】第三の実施形態の鳥かご型ＲＦコイルの模式図である。
【図１６】第三の実施系形態の磁気結合防止回路の構成図である。
【図１７】第三の実施形態のループコイルの模式図である。
【図１８】第三の実施形態のアレイコイルの模式図である。
【図１９】第一の実施形態のソレノイドコイルに電波シールドを取り付けた模式図である。
【図２０】従来のＲＦコイルの構成を示す模式図および位相とインピーダンスの周波数特性を示す図である。

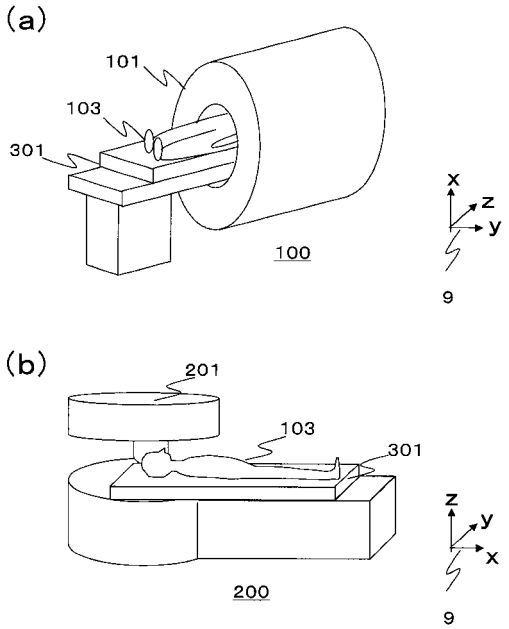
【符号の説明】

【０１１３】

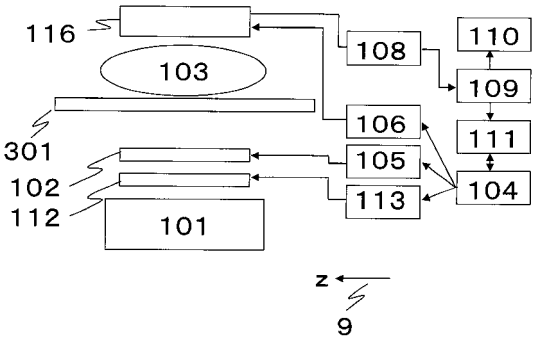
１：導体、３：ループ導体、４：直線導体、９：座標、１２：インダクタ、１４：インダクタ、１５：インダクタ、１６：インダクタ、３１：キャパシタ、３３：キャパシタ、

３４：キャパシタ、３５：キャパシタ、３６：キャパシタ、５１：ＰＩＮダイオード、５２：ＰＩＮダイオード、５３：クロスダイオード、６１：直列共振回路、６２：平面ループコイル、６３：平面ループコイル、６６：並列共振回路、６８：並列共振回路、１００：ＭＲＩ装置、１０１：マグネット、１０２：傾斜磁場コイル、１０３：検査対象、１０４：シーケンサ、１０５：傾斜磁場電源、１０６：高周波発生器、１０８：受信器、１０９：計算機、１１０：ディスプレイ、１１１：記憶媒体、１１２：シムコイル、１１５：磁気結合防止回路駆動装置、１１６：送受信用ＲＦコイル、２００：ＭＲＩ装置、２０１：マグネット、２０２：分配器、２０３：信号増幅器、２０５：合成器、２０４：位相調整器、２０７：ピックアップコイル、２１２：制御用信号線、２１４：信号処理回路、２１５：電波シールド、５４０：ソレノイドコイル、５４１：回路、５４２：並列共振回路、５４３：並列共振回路、５４５：並列回路、５５０：直列共振回路、５５１：並列共振回路、５６０：鞍型コイル、５７０：平面ループコイル、５８０：蝶型コイル、５９０：送受信用ＲＦコイル、６００：ＲＦコイル、６０１：鳥かご型ＲＦコイル、６０２：磁気結合防止回路、６０３：平面ループコイル、６０４：磁気結合防止回路、６２１：平面ループコイル部、６２２：ループ面、６２３：磁場、６２４：ポート、６３１：平面ループコイル部、６３２：ループ面、６３３：磁場、６３４：ポート

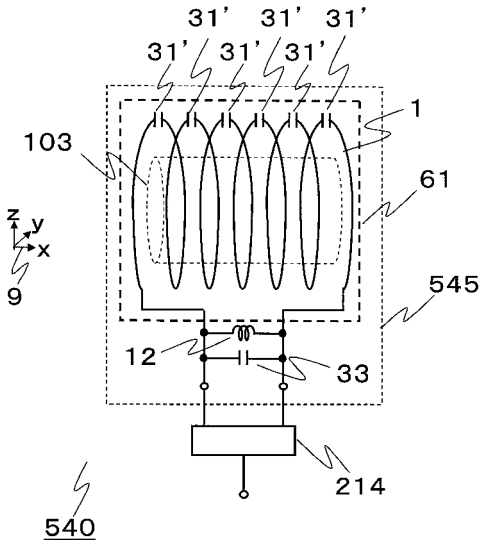
【図１】



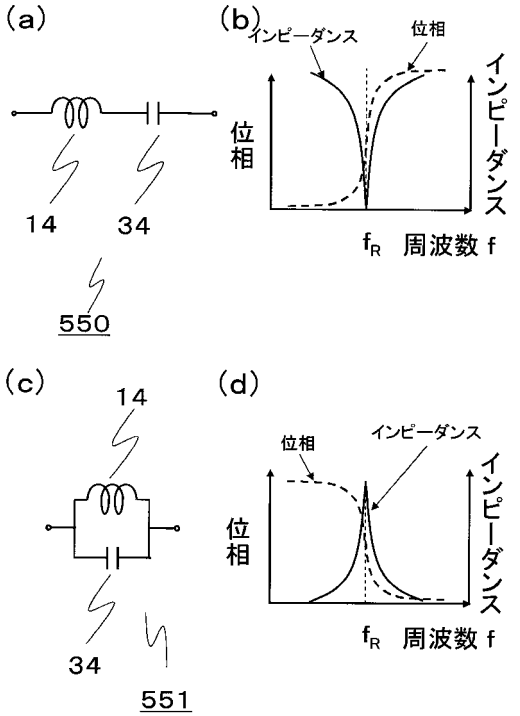
【図２】



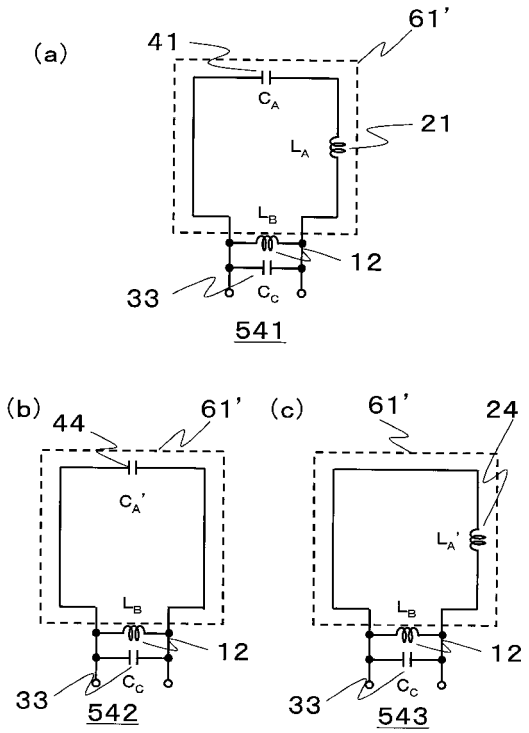
【図３】


31'
31'
31'
31'
31'
31'
1
103
61
z
y
x
9
545
12
33
214
540

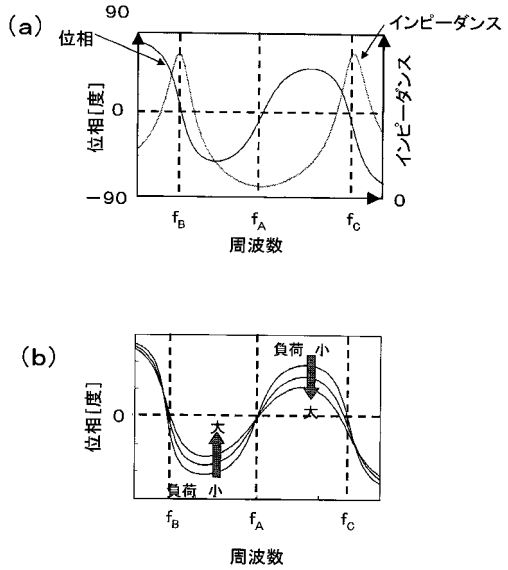
【図４】


(a)
(b)
インピーダンス
位相
位相
インピーダンス
14
34
f_R 周波数 f
550
(c)
(d)
14
位相
インピーダンス
位相
インピーダンス
34
f_R 周波数 f
551

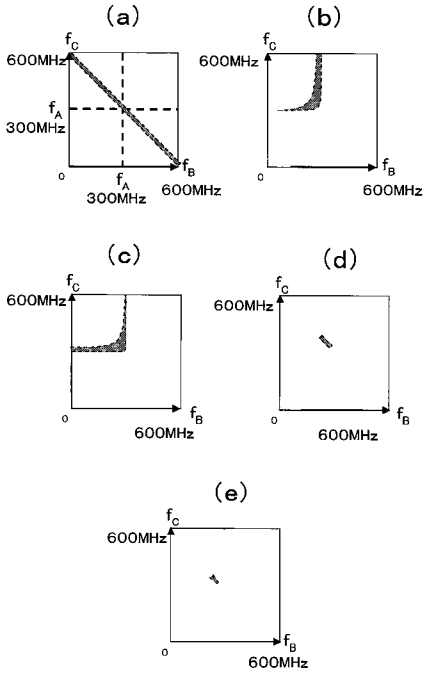
【図５】


(a)
41
61'
C_A
21
L_A
L_B
12
33
C_C
541
(b)
44
61'
C_A'
L_B
12
33
C_C
542
(c)
61'
24
L_A'
L_B
12
33
C_C
543

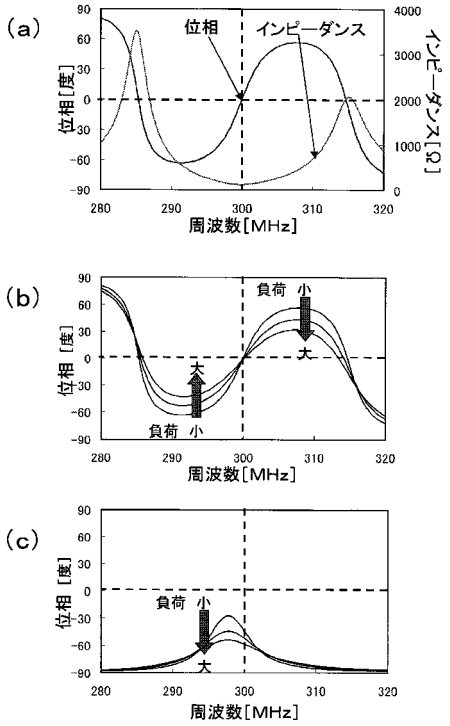
【図６】


(a)
90
位相
インピーダンス
位相[度]
0
−90
0
f_B
f_A
f_C
周波数
(b)
負荷 小
位相[度]
0
大
大
負荷 小
f_B
f_A
f_C
周波数

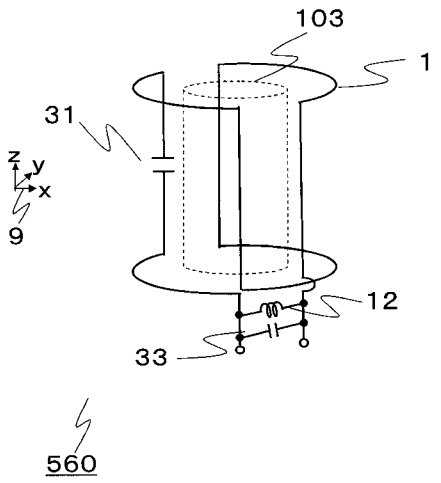
【図７】


(a)
(b)
(c)
(d)
(e)
600MHz
300MHz
0

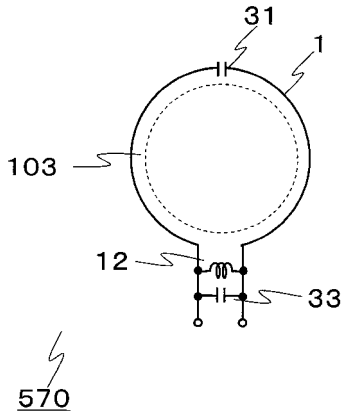
【図８】


(a)
位相
インピーダンス
位相[度]
インピーダンス[Ω]
周波数[MHz]
(b)
負荷 小
大
位相[度]
周波数[MHz]
(c)
負荷 小
大
位相[度]
周波数[MHz]

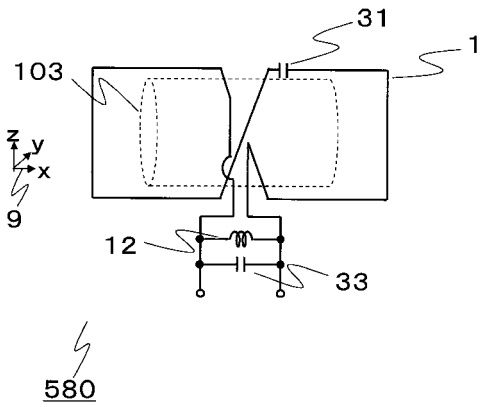
【図９】


103
1
31
z
y
x
9
12
33
560

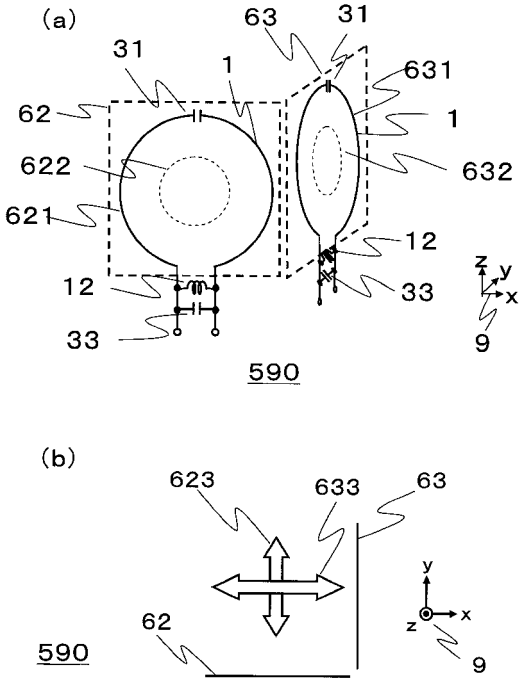
【図１０】


31
1
103
12
33
570

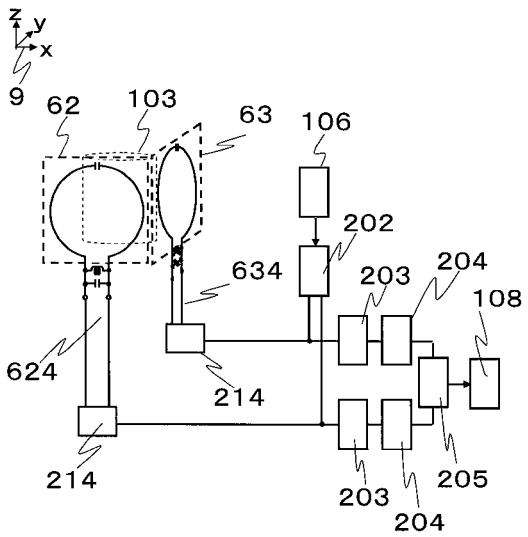
【図１１】



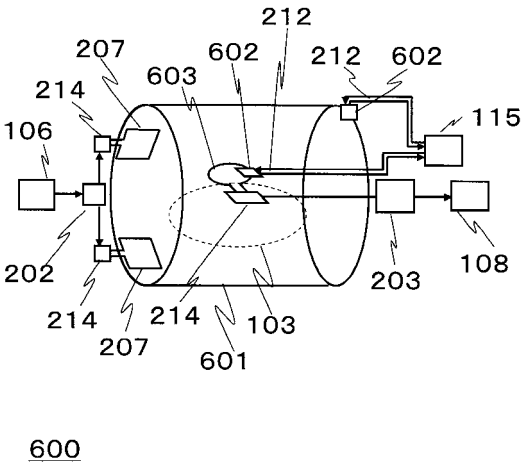
【図１２】



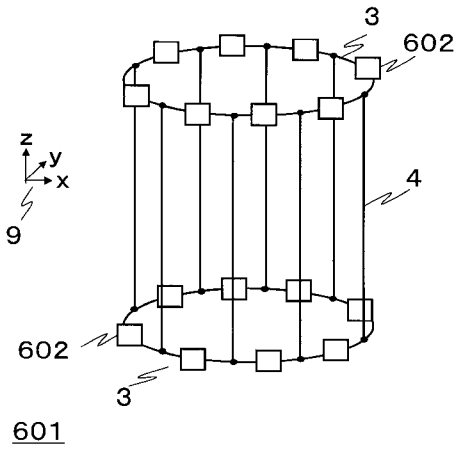
【図１３】



【図１４】

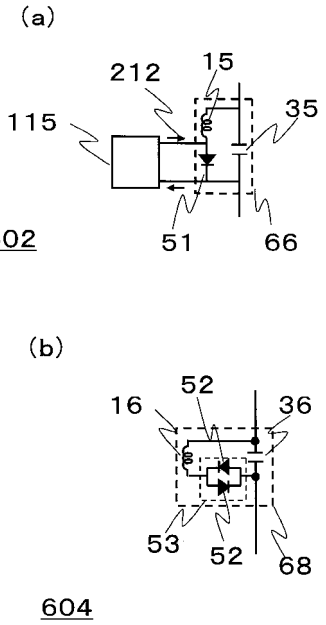


【図１５】



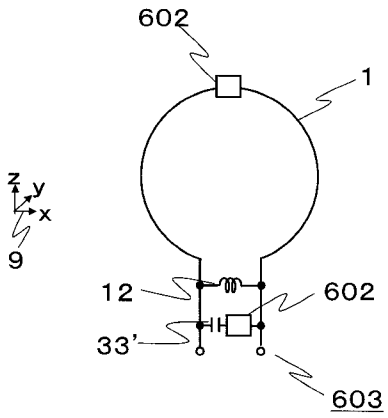
601

【図１６】

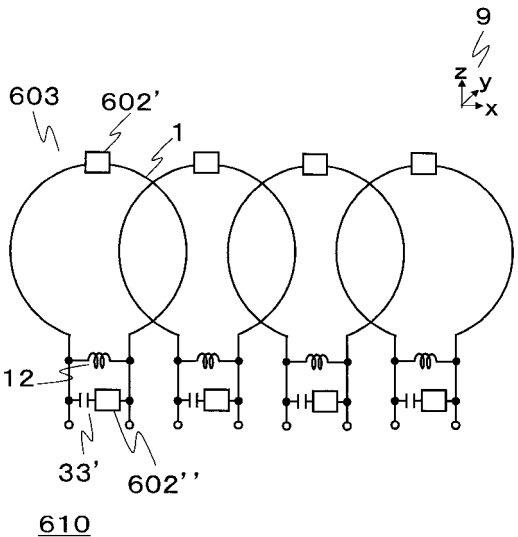


604

【図１７】

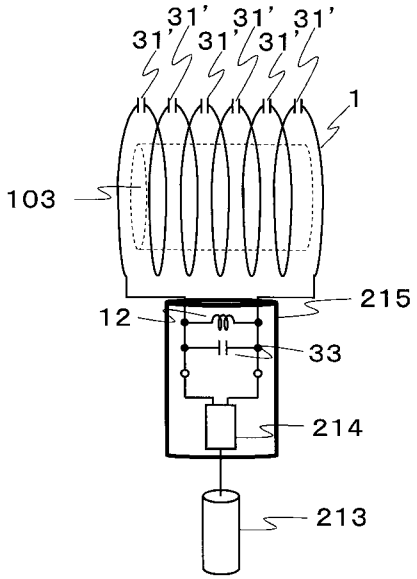


【図１８】

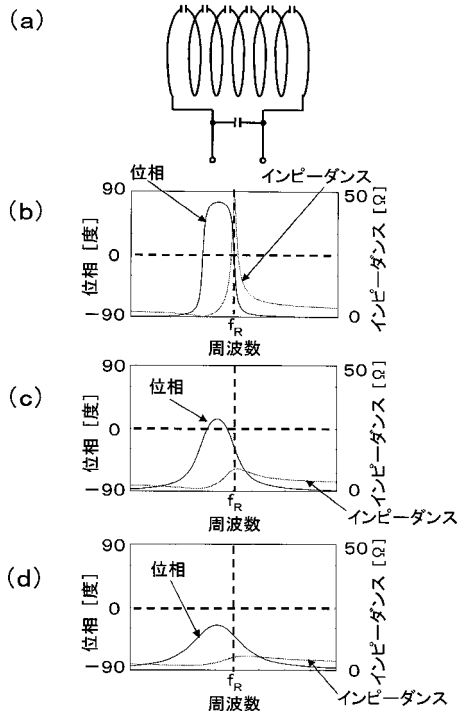


610

【図１９】


31’
31’
31’
31’
31’
31’
1
103
215
12
33
214
213

【図２０】


(a)
(b)
(c)
(d)
位相
インピーダンス
90
0
−90
50
0
位相［度］
インピーダンス［Ω］
f_R
周波数

フロントページの続き

(72)発明者　平田　宏司
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地　株式会社　日立製作所　中央研究所内
(72)発明者　尾藤　良孝
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地　株式会社　日立製作所　中央研究所内

審査官　伊藤　幸仙

(56)参考文献　特開２００８－２９５７３７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０５５