(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 9 月 8 日(08.09.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/150215 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/36* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/005896

(22) 国際出願日: 2017 年 2 月 17 日(17.02.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2016-042032 2016 年 3 月 4 日(04.03.2016) JP

(71) 出願人: 株式会社日立製作所 **(HITACHI, LTD.)** [JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目６番６号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 大竹 陽介 **(OTAKE, Yosuke)**; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目６番６号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 越智 久晃 **(OCHI, Hisaaki)**; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目６番６号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 岩澤 浩二郎 **(IWASAWA, Kohjiro)**; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目６番６号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人 山王坂特許事務所 **(SANNOZAKA PATENT LAW FIRM)**; 〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町２丁目２６番地２ 第４安田ビル９階 Kanagawa (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

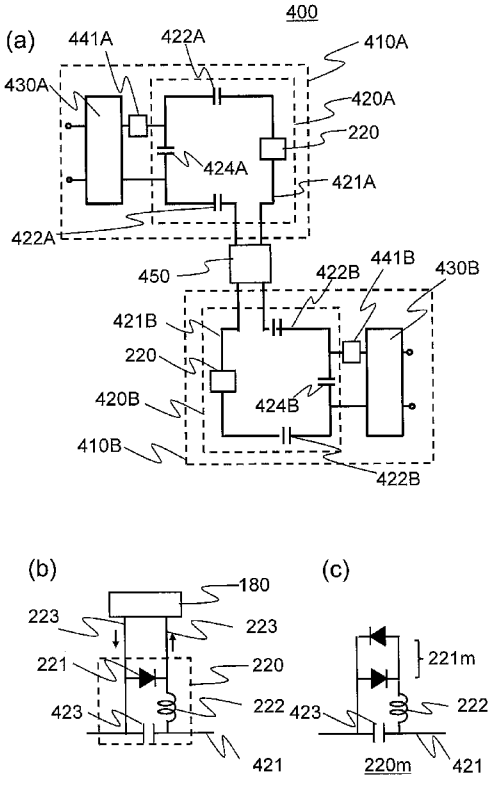
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー

[続葉有]

(54) **Title**: RADIO FREQUENCY COIL, MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE USING SAME, AND METHOD FOR ADJUSTING MULTI-CHANNEL RADIO FREQUENCY COIL

(54) 発明の名称 : 高周波コイル、それを用いた磁気共鳴撮像装置、及び、マルチチャネル高周波コイルの調整方法

図5



(57) **Abstract**: The present invention realizes both wide sensitivity range and low noise in a multi-channel array coil for an MRI machine without involving a complex configuration. This RF coil (array coil) is provided with a plurality of sub-coils. These sub-coils are each adjusted so as to be able to receive a nuclear magnetic resonance signal, and such that a part of the current (first current) flowing during signal reception in one of the sub-coils flows to another one of the sub-coils as a sub-current. The first sub-current and the sub-current flow in mutually opposite directions, and the electric field generated in an imaging subject by the first current and the electric field generated in the imaging subject by the first sub-current are configured to strengthen each other in a space between a first loop coil section and a second loop coil section. This configuration enables reduction of noise correlation which is determined by an inner product of the electric fields, and thereby achieves noise reduction.

(57) 要約: ＭＲＩ装置の多チャンネルのアレイコイルにおいて、構成を複雑化せずに広い感度と低ノイズを両立させる。ＲＦコイル（アレイコイル）は、複数のサブコイルを備える。これらサブコイルは、それぞれが核磁気共鳴信号を受信可能に調整されているとともに、一つのサブコイルの信号受信時に流れる電流（第一の電流）の一部が、サブ電流として他のサブコイルに流れるように調整されている。第一のサブ電流の流れる方向とサブ電流が流れる方向は逆方向であり、第一の電流が被写体内に生成する電界と第一のサブ電流が被写体内に生成する電界とは、第一のループコイル部と第二のループコイル部の間の空間では、強め合う。これにより電界の内積で決まるノイズ相関が低減され、低ノイズ化が実現される。

WO 2017/150215 A1

ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ：

高周波コイル、それを用いた磁気共鳴撮像装置、及び、マルチチャネル高周波コイルの調整方法

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、特に高周波磁場を照射するとともに、核磁気共鳴信号を検出する高周波コイルに関する。

背景技術

[0002] ＭＲＩ装置は、核磁気共鳴現象を用いて被写体を横切る任意の断面を画像化する装置である。具体的には、ＭＲＩ装置は、空間的に均一な磁場（静磁場）中に置かれた被写体に対し高周波磁場を照射して核磁気共鳴を起こし、発生する核磁気共鳴信号を検出し、検出した信号に画像処理を施すことで断面画像を取得する。

[0003] 被写体に高周波磁場を照射したり、被写体から発生する核磁気共鳴信号を検出したりする装置を高周波コイル（以下、ＲＦ（Ｒａｄｉｏ　Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ）コイルという）と呼ぶ。ＲＦコイルは、高周波磁場の照射および検出を行うループ部（コイルループ）を有する。このコイルループを小さくすればするほど感度領域は狭くなるものの、感度が高くなる。一方、コイルループを大きくすれば感度領域を広げることができる。このように、ＲＦコイルでは、感度の高さと、感度領域の広さとは、トレードオフの関係にある。また、核磁気共鳴信号は、静磁場と垂直な方向に生じる回転磁場の信号であるため、ＲＦコイルは静磁場と垂直な方向の磁場を照射、検出できる向きに配置することが好ましい。

[0004] 前述の通り、ＲＦコイルは、小さくするほど感度は高くなるが、感度領域が狭くなる。これを解決するものとして、感度の高い小径ＲＦコイルをアレイ状に複数配置した多チャンネルアレイコイルがある（例えば、非特許文献

１参照）。多チャンネルアレイコイルは高感度と広い感度領域を有するため、高いＳＮＲ（Ｓｉｇｎａｌ　ｔｏ　Ｎｏｉｓｅ　Ｒａｔｉｏ：信号対ノイズ比）の画像を取得でき、現在の受信ＲＦコイルの主流となっている。なお、以下、多チャンネルアレイコイルにおいて、それを構成する個々のＲＦコイルをサブコイルと呼ぶ。

[0005] 通常同じ共振特性を持ったＲＦコイルが互いに近くに配置されると、それらは磁気結合により干渉する。磁気結合によりＲＦコイルの性能は劣化するため、多チャンネルアレイコイルでは、サブコイル間の磁気結合の除去は必須である。非特許文献１では、隣り合ったサブコイルのコイルループの一部が重なり合うように配置することで、磁気結合を最大限低下させる。さらに低入力のプリアンプとインダクタとキャパシタとを用いて、コイルループの一部を高インピーダンスにすることによって、当該サブコイル以外からの干渉を低減させる。

[0006] また特許文献１や特許文献２には、多チャンネルコイルについて、デカップリング手段を設けることで、多チャンネルコイルを構成するサブコイル間の磁気結合を低減する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特表２０１３－５３００１９号公報

特許文献2：特表２００９－５３４１６１号公報

非特許文献

[0008] 非特許文献1：Ｒｏｅｍｅｒ　ＰＢ他著、「ＮＭＲ　フェーズドアレイ（Ｔｈｅ　ＮＭＲ　Ｐｈａｓｅｄ　Ａｒｒａｙ）」、ジャーナル　オブ　マグネティックレゾナンス（Ｊｏｕｒｎａｌ　ｏｆ　Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ）、ＵＳＡ、１９９０、１６、ｐ．１９２－２２５

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 多チャンネル化によって信号強度は高くなるが、同時にノイズも多くなる。ＲＦコイルのノイズは主に被写体の熱雑音であり、これはＧａｕｓｓ型のノイズである。このため画像合成を行うと合成チャンネル数に応じてノイズが増加する。このため多チャンネルコイルでは、チャンネル数を増やして信号強度をあげても画像のSNRは上がらないことがある。

[0010] またアレイコイルでは、複数のＲＦコイルが被写体を覆って配置されることで、ＲＦコイルどうしが被写体を介して電界結合するためノイズに相関を生じる。ノイズの相関が強ければ強いほど合成画像のノイズが増加する。

[0011] しかしながら、従来の多チャンネル化技術は各チャンネルの感度を下げないように最適配置されており、ノイズの最適化（最小化）は行われていない。さらに多チャンネルコイル実現のために実施されている磁気結合除去は、磁気結合を最大限低下させるものであり、完全に磁気結合を除去するものではない。それ故、磁気結合が強く生じる位置に配置されるサブコイルの組み合わせでは、少なからず磁気結合が残り、多チャンネルコイルの信号強度が低下する場合がある。

[0012] ノイズ相関を用いてノイズを最小化する画像再構成方法も存在するが、ノイズ相関が正しく求まらない場合やＳＮＲが低い場合は、この手法は逆にＳＮＲを低下させる。

[0013] 本発明は、上記事情に鑑みて成されたもので、ＭＲＩ装置の多チャンネルのアレイコイルにおいて、構成を複雑化せずに広い感度領域と深部の高感度とを両立させ、さらにノイズを低下させること、これにより高画質な画像を提供することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0014] 本発明は、複数のサブコイルを備え、サブコイルに流れる電流によって被写体に生成する電界がサブコイルの相互ノイズを低減する電界となるように、配置、調整されたＭＲＩ装置用のＲＦコイル（アレイコイル）を提供する。具体的には、複数のサブコイルのうち、一つのサブコイルのループコイル部に流れる電流の一部をサブ電流として他のサブコイルのループコイル部に

流れるように、少なくとも二つのサブコイルどうしを電磁気的に結合し、一つのサブコイルのループコイル部に流れる電流と他のサブコイルに流れるサブ電流とが同期し、電流の流れる方向が逆方向となるように、各サブコイルの回路要素及びサブコイルどうしの電磁気的結合量を調整する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、ＭＲＩ装置のアレイコイルにおいて、ノイズを抑えることで、高画質の画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]（ａ）および（ｂ）は、ＭＲＩ装置の外観図である。

[図2]ＭＲＩ装置の概略構成を示すブロック図である。

[図3]実施形態のＭＲＩ装置における送信ＲＦコイルと受信ＲＦコイルの接続を説明するための説明図である。

[図4]（ａ）は、送信ＲＦコイルとして用いる鳥かご型ＲＦコイルの構成を示す図であり、（ｂ）は、送信ＲＦコイルの送受間磁気結合防止回路の一例を示す図である。

[図5]（ａ）は、受信ＲＦコイルとして用いるアレイコイルの一実施形態を示す図であり、（ｂ）および（ｃ）は、受信ＲＦコイルの送受間磁気結合防止回路の例を示す図である。

[図6]（ａ）～（ｃ）は、実施形態及び従来例のアレイコイルの動作と作用を説明するための説明図である。

[図7]（ａ）～（ｃ）は、それぞれ、水平磁場方式のＭＲＩ装置におけるアレイコイルの配置例を示す図である。

[図8]（ａ）～（ｃ）は、それぞれ、垂直磁場方式のＭＲＩ装置におけるアレイコイルの配置例を示す図である。

[図9]第一の実施形態のアレイコイルを模式的に示す図である。

[図10]（ａ）は、第一の実施形態のアレイコイルの等価回路を示す図で、（ｂ）は第一サブコイル側の低インピーダンス回路側から見た等価回路、（ｃ）は第二サブコイル側の低インピーダンス回路側から見た等価回路を示す図

である。

[図11]（ａ）および（ｂ）は、一般の並列共振回路の動作を説明するための説明図である。

[図12]（ａ）は、従来のアレイコイル（比較例）の撮像結果、（ｂ）は、第一の実施形態のアレイコイル（実施例１）の撮像結果、（ｃ）は、実施例および比較例の感度プロファイルのグラフである。

[図13]サブ電流の電流比とノイズ相関との関係を示すグラフ

[図14]（ａ）は、第二の実施形態のアレイコイルの等価回路を示す図で、（ｂ）は第一サブコイル側の低インピーダンス回路側から見た等価回路、（ｃ）は第二サブコイル側の低インピーダンス回路側から見た等価回路を示す図である。

[図15]電磁気結合部の変更例を示す図である。

[図16]電磁気結合部の別の変更例を示す模式図である。

[図17]ループコイル部の変更例を示す模式図である。

[図18]第三の実施形態のアレイコイルを模式的に示す図である。

[図19]第三の実施形態のアレイコイルの変更例を示す図である。

[図20]第三の実施形態のアレイコイルの別の変更例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0017] 本発明のＭＲＩ装置及びＲＦコイルの実施形態を、図面を参照して説明する。以下、実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

[0018] ＜ＭＲＩ装置の実施形態＞

本発明が適用されるＭＲＩ装置の実施形態を説明する。本実施形態のＭＲＩ装置は、受信ＲＦコイルとして、特定の多チャンネルＲＦコイルを用いることが特徴である。

[0019] ［装置の構成］

まず、本実施形態のＭＲＩ装置の全体構成について図１を用いて説明する。図１は、本実施形態のＭＲＩ装置の外観図である。図１（ａ）は、ソレノ

イドコイルで静磁場を生成するトンネル型磁石１１０を用いた水平磁場方式のＭＲＩ装置１００である。図１（ｂ）は、開放感を高めるために磁石１１１を上下に分離したハンバーガー型（オープン型）の垂直磁場方式のＭＲＩ装置１０１である。これらのＭＲＩ装置１００、１０１は、検査対象（被写体）１０３を載置するテーブル１０２を備える。被写体１０３はテーブルに載置された状態で、磁石１１０、１１１によって均一な磁場（静磁場）が発生している検査空間に配置される。なお磁石１１０、１１１は、静磁場を形成する静磁場形成部を構成する。

[0020] 本実施形態は、水平磁場方式のＭＲＩ装置１００、垂直磁場方式のＭＲＩ装置１０１のいずれも適用可能である。また図１に示すＭＲＩ装置の形態は一例であり、本発明は装置の形態やタイプを問わず、公知の各種のＭＲＩ装置を用いることができる。以下の説明では、水平磁場方式及び垂直磁場方式に共通する座標系として、静磁場方向をｚ方向、それに垂直な２方向を、それぞれｘ方向およびｙ方向とする座標系０９０を用いる。以下、本明細書の全図において同様とする。

[0021] 次に水平磁場方式のＭＲＩ装置を例に、ＭＲＩ装置１００の概略構成を説明する。図２はＭＲＩ装置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１１０、傾斜磁場コイル１３１、送信ＲＦコイル１５１、受信ＲＦコイル１６１と、傾斜磁場電源１３２と、シムコイル１２１、シム電源１２２と、高周波磁場発生器１５２と、受信器１６２と、磁気結合防止回路駆動装置１８０と、計算機（ＰＣ）１７０と、シーケンサ１４０と、表示装置１７１と、を備える。なお、１０２は、検査対象１０３を載置するテーブルである。

[0022] 傾斜磁場コイル１３１は、傾斜磁場電源１３２に接続され、傾斜磁場を発生させる。傾斜磁場コイル１３１および傾斜磁場電源１３２は、傾斜磁場を形成する傾斜磁場形成部を構成する。シムコイル１２１は、シム電源１２２に接続され、磁場の均一度を調整する。送信ＲＦコイル１５１は、高周波磁場発生器（高周波磁場生成部）１５２に接続され、被写体１０３に高周波磁

場を照射（送信）する。受信ＲＦコイル１６１は、受信器１６２に接続され、被写体１０３からの核磁気共鳴信号を受信する。磁気結合防止回路駆動装置１８０は、磁気結合防止回路（後述）に接続される。なお、磁気結合防止回路は、送信ＲＦコイル１５１および受信ＲＦコイル１６１にそれぞれ接続される、送信ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１との間の磁気結合を防止する回路である。

[0023] シーケンサ１４０は、傾斜磁場電源１３２、高周波磁場発生器１５２、磁気結合防止回路駆動装置１８０に命令を送り、それぞれ動作させる。命令は、計算機（ＰＣ）１７０からの指示に従って送出する。また、計算機（ＰＣ）１７０からの指示に従って、受信器１６２で検波の基準とする磁気共鳴周波数をセットする。例えば、シーケンサ１４０からの命令に従って、高周波磁場が、送信ＲＦコイル１５１を通じて被写体１０３に照射される。高周波磁場を照射することにより被写体１０３から発生する核磁気共鳴信号は、受信ＲＦコイル１６１によって検出され、受信器１６２で検波が行われる。

[0024] 計算機（ＰＣ）１７０は、ＭＲＩ装置１００全体の動作の制御、各種の信号処理を行う。例えば、受信器１６２で検波された信号をＡ／Ｄ変換回路を介して受信し、画像再構成などの信号処理（画像再構成部の機能）を行う。その結果は、表示装置１７１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、記憶媒体に保存される。また、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するようシーケンサ１４０に命令を送出させる。さらに、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シーケンサ１４０により、シム電源１２２に命令を送り、シムコイル１２１に磁場均一度を調整させる。

[0025] ［送信ＲＦコイルおよび受信ＲＦコイルの概要］

上述したように本実施形態のＭＲＩ装置は、送信ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１の２種類のＲＦコイルが用いられる。送信ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１は、一つのＲＦコイルが両方を兼ねることもできるし、それぞれ別個のＲＦコイルを用いることもできる。以下、送信ＲＦコ

イル１５１と受信ＲＦコイル１６１とが別個のＲＦコイルであり、送信ＲＦコイル１５１が鳥かご型形状を有するＲＦコイル（鳥かご型ＲＦコイル）、受信ＲＦコイル１６１が複数のサブコイルからなるマルチチャネルアレイコイルである場合を例に、ＲＦコイルの詳細を説明する。

[0026] まず、送信ＲＦコイル１５１として用いる鳥かご型ＲＦコイル３００および受信ＲＦコイル１６１として用いるアレイコイル４００の配置と、鳥かご型ＲＦコイル３００、アレイコイル４００、高周波磁場発生器１５２、受信器１６２、および、磁気結合防止回路駆動装置１８０の接続態様とを、図３を用いて説明する。

[0027] 本図に示すように、鳥かご型ＲＦコイル３００は、外観が略円柱状（楕円柱や多角形柱を含む）の形状を有し、略円柱の軸が、磁石１１０の中心軸（Ｚ方向の軸）と同軸となるよう配置される。被写体１０３は、鳥かご型ＲＦコイル３００の内側に配置される。そして、アレイコイル４００は、鳥かご型ＲＦコイル３００内に、被写体１０３に近接して配置される。また、上述のように、鳥かご型ＲＦコイル３００は、高周波磁場発生器１５２に接続される。アレイコイル４００は、受信器１６２に接続される。

[0028] さらに、鳥かご型ＲＦコイル３００には、アレイコイル４００との磁気結合を防止する磁気結合防止回路２１０が備えられ、アレイコイル４００には、鳥かご型ＲＦコイル３００との磁気結合を防止する磁気結合防止回路２２０が備えられる。これらを送受間磁気結合防止回路と呼ぶ。送受間磁気結合防止回路により、上述するような配置において、互いに磁気結合することなく、高周波磁場の送信と核磁気共鳴信号の受信とが可能となる。

[0029] ［送信ＲＦコイル］

次に、本実施形態の送信ＲＦコイル１５１として用いる鳥かご型ＲＦコイル３００について図４を用いて説明する。本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル３００は、励起対象元素の共鳴周波数（磁気共鳴周波数）が共振周波数となるよう調整され、当該磁気共鳴周波数の高周波磁場を照射する。本実施形態では、水素原子核の励起が可能な、水素原子核の磁気共鳴周波数に調整され

る。以後、照射する高周波磁場の磁気共鳴周波数をｆ０とする。

[0030] 図４（ａ）は、本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル３００の構成を説明するためのブロック図である。本図に示すように、本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル３００は、複数の直線導体３０１と、各直線導体３０１の端部を接続する端部導体３０２と、端部導体３０２に挿入されるキャパシタ３０３と、を備える。

[0031] また、鳥かご型ＲＦコイル３００は、二つの入力ポート３１１、３１２を備える。第一の入力ポート３１１と第二の入力ポート３１２とには、位相が９０度異なった送信信号が入力され、効率よく被写体１０３に高周波磁場が加えられるよう構成される。

[0032] さらに、本実施形態の鳥かご型ＲＦコイル３００では、受信ＲＦコイル１６１（アレイコイル４００）との間の磁気結合を防止する送受間磁気結合防止回路２１０が、鳥かご型ＲＦコイル３００の直線導体３０１に直列に挿入される。

[0033] 送受間磁気結合防止回路２１０は、例えば、図４（ｂ）に示すように、直線導体３０１に直列に挿入されたＰＩＮダイオード２１１で構成することができ、その両端に、制御用信号線２１２が接続される。制御用信号線２１２は磁気結合防止回路駆動装置１８０に接続される。制御用信号線２１２には、高周波の混入を避けるためチョークコイル（不図示）が挿入されることが望ましい。

[0034] ＰＩＮダイオード２１１は、通常は高抵抗（オフ）を示し、ＰＩＮダイオード２１１の順方向に流れる直流電流の値が一定値以上となると概ね導通状態（オン）となる特性を持つ。本実施形態ではこの特性を利用し、磁気結合防止回路駆動装置１８０から出力される直流電流によりＰＩＮダイオード２１１のオン／オフを制御する。すなわち、高周波信号送信時には、制御用信号線２１２を介して、ＰＩＮダイオード２１１を導通状態とする制御電流を流し、鳥かご型ＲＦコイル３００を送信ＲＦコイル１５１として機能させる。また、核磁気共鳴信号受信時には、制御電流を停止し、鳥かご型ＲＦコイ

ル３００を高インピーダンス化し、開放状態とする。

[0035] このように、本実施形態では、磁気結合防止回路駆動装置１８０からの直流電流（制御電流）を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３００を送信ＲＦコイル１５１として機能させ、核磁気共鳴信号受信時には、開放状態として受信ＲＦコイル１６１であるアレイコイル４００との磁気結合を除去する。

[0036] ［受信ＲＦコイル］

次に、本実施形態の受信ＲＦコイル１６１として用いるアレイコイル４００について、図５を用いて説明する。ここでは、説明を簡単にするために、一例としてループ形状を有するＲＦコイル（表面コイル）を二つ並べたアレイコイルを用いて説明するが、本実施形態の受信ＲＦコイルは、複数のサブコイルを並べたマルチチャンネルＲＦコイルであればよく、サブコイルの数は問わない。

[0037] 本実施形態のアレイコイル４００は、図５（ａ）に示すように、２つのサブコイル４１０を備える。アレイコイル４００を構成する２つのサブコイル４１０を、それぞれ、第一のサブコイル４１０Ａおよび第二のサブコイル４１０Ｂと呼ぶ。ただし、アレイコイル４００を構成する各サブコイル４１０の構成要素について、特にサブコイル４１０毎に区別する必要がない場合は、符号の最後の英文字を省略する（以下、同様とする）。第一のサブコイル４１０Ａおよび第二のサブコイル４１０Ｂは、それぞれ、略平面上に構成されたループを有する表面コイルであり、両サブコイルの間に、両者を電気的、磁気的或いは電磁気的に結合する手段（電磁気結合部）４５０が配置されている、電磁気結合部４５０の機能及び詳細は後述する。

[0038] ２つのサブコイル４１０は、それぞれが、鳥かご型ＲＦコイル３００が励起可能な元素の核磁気共鳴信号の受信が可能に調整され、それぞれが１つのチャンネルとして機能する。第一のサブコイル４１０Ａおよび第二のサブコイル４１０Ｂが受信した信号は、それぞれ、受信器１６２に送られる。

[0039] ２つのサブコイル４１０の構成は同様であるので、以下、代表して第一の

サブコイル４１０Ａの構成について説明する。第一のサブコイル４１０Ａは、核磁気共鳴信号（高周波磁場）を検出するループコイル部４２０（第一のループコイル部４２０Ａ）と、低入力インピーダンス信号処理回路４３０（第一の低入力インピーダンス信号処理回路４３０Ａ）と、ループコイル部４２０と低インピーダンス信号処理回路４３０とを接続する電磁気結合調整部４４１（第一の電磁気結合調整部４４１Ａ）とを備え、低インピーダンス信号処理回路４３０を介して受信器１６２に接続される。電磁気結合調整部４４１は、キャパシタもしくはインダクタの少なくとも一方から構成される。

[0040] 第一のループコイル部４２０Ａのループ部分（第一のループ４２１Ａ）は、導体で形成される。そして、第一のループコイル部４２０Ａは、第一のループ４２１Ａのインダクタ成分に対して直列に挿入されるキャパシタ４２４Ａを備える。このインダクタ成分とキャパシタ４２４Ａとは、並列共振回路を構成する。このキャパシタ４２４Ａを、他のキャパシタと区別するため、並列キャパシタ４２４（第一の並列キャパシタ４２４Ａ）と呼ぶ。

[0041] また、第一のループ４２１Ａには、共振周波数を調整するキャパシタ４２２Ａと、送受間磁気結合防止回路２２０とが直列に挿入される。キャパシタ４２２Ａを、他のキャパシタと区別するため、直列キャパシタ（第一の直列キャパシタ４２２Ａ）と呼ぶ。なお、ここでは、第一の直列キャパシタを２つ（４２２Ａ）備える場合を例示するが、第一の直列キャパシタの数は１以上であればよい。

[0042] このように、第一のサブコイル４１０Ａは、調整用の回路素子として、第一の電磁気結合調整部４４１Ａと、第一のループ４２１Ａのインダクタ成分に対して直列に挿入される第一の直列キャパシタ４２２Ａと、前記インダクタ成分に対して直列に挿入され、第一のループコイル部４２０Ａを並列共振回路とする第一の並列キャパシタ４２４Ａと、を備える。同様に、第二のサブコイル４１０Ｂは、調整用の回路素子として、第二の電磁気結合調整部４４１Ｂと、第二のループ４２１Ｂのインダクタ成分に対して直列に挿入される第二の直列キャパシタ４２２Ｂと、インダクタ成分に対して直列に挿入さ

れ、第二のループコイル部４２０Ｂを並列共振回路とする第二の並列キャパシタ４２４Ｂと、を備える。

[0043] 低インピーダンス信号処理回路４３０のループコイル部４２０側の一方の端子は、電磁気結合調整部４４１を介してループコイル部４２０の並列キャパシタ４２４の一方の端に接続される。低インピーダンス信号処理回路４３０のループコイル部４２０側のもう一方の端子は、直接ループコイル部４２０の並列キャパシタ４２４の他方の端に接続される。

[0044] 送受間磁気結合防止回路２２０は、送信ＲＦコイル１５１である鳥かご型ＲＦコイル３００との間の磁気結合を除去する。送受間磁気結合防止回路２２０は、例えば、図５（ｂ）に示すように、ループ４２１を構成する導体に直列に挿入されたキャパシタ４２３と、キャパシタ４２３に並列に接続されたＰＩＮダイオード２２１と、インダクタ２２２とから構成することができる。ＰＩＮダイオード２２１の両端には制御用信号線２２３が接続される。そして、制御用信号線２２３は磁気結合防止回路駆動装置１８０に接続される。制御用信号線２２３には高周波の混入を避けるためチョークコイル（不図示）が挿入されていることが好ましい。インダクタ２２２とキャパシタ４２３とは、受信する核磁気共鳴信号の周波数で並列共振するように調整される。

[0045] 一般に、並列共振回路は共振周波数で高インピーダンス（高抵抗）となる特性を持つ。よって、ＰＩＮダイオード２２１に電流が流れると、ＰＩＮダイオード２２１はオンになり、ループ４２１のキャパシタ４２３は、受信する核磁気共鳴信号の周波数でインダクタ２２２と共に並列共振して高インピーダンス状態となる。従って、受信する核磁気共鳴信号の周波数で、ループコイル部４２０は、その一部が高インピーダンスとなり、開放状態となり、そのループコイル部４２０を有するサブコイル４１０も開放状態となる。

[0046] このように、ＰＩＮダイオード２２１に電流が流れてオンとなることによって、各サブコイル４１０Ａおよび４１０Ｂと鳥かご型ＲＦコイル３００との磁気結合は除去される。従って、各サブコイル４１０をコイル素子とする

アレイコイル４００と鳥かご型ＲＦコイル３００との磁気結合も除去される。

[0047] なお、図５（ａ）では、一つの送受間磁気結合防止回路２２０がサブコイル４１０に挿入される例を示しているが、サブコイル４１０に挿入される送受間磁気結合防止回路２２０の数は一つに限定されない。各ループ４２１に、二つ以上挿入されても良い。複数挿入することで送信ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１との磁気結合を十分に低下させることができる。

[0048] また、送受間磁気結合防止回路２２０の構成は、上記構成に限定されない。例えば、図５（ｃ）に示す送受信間磁気結合防止回路２２０ｍの変形例のように、ＰＩＮダイオード２２１の代わりに、クロスダイオード２２１ｍを用いてもよい。これにより、ループ４２１を構成する導体に大きな信号が流れた場合、クロスダイオード２２１ｍはオンになり、ループ４２１のキャパシタ４２３は、受信する核磁気共鳴信号の周波数でインダクタ２２２と共に並列共振して高インピーダンス状態となる。この場合、磁気結合防止回路駆動装置１８０は備えなくてもよい。

[0049] 本実施形態のアレイコイル４００では、各サブコイル４１０Ａ、４１０Ｂに含まれる調整用の回路素子のインダクタンスやキャパシタンス及び電磁気結合部４５０によってもたらされるインダクタンスやキャパシタンスの値を調整することによって、各サブコイル４１０Ａ、４１０Ｂが、それぞれ、核磁気共鳴信号を受信可能であり、且つ、各サブコイルが信号受信時、各コイルに流れる電流によってサブコイル間に生成する電界が強め合うように調整される。

[0050] 具体的には、第一のサブコイル４１０Ａには、信号受信時に、当該第一のサブコイル４１０Ａで検出された信号による第一の電流（誘導電流）が流れ、第二のサブコイル４１０Ｂには、第一の電流の一部（第一のサブ電流）が第一のサブコイルとは逆向きに流れる構成で配置され、意図的に他方のコイルループ部に電流が流れるようにする。同時に第二のサブコイル４１０Ｂには、当該第二のサブコイル４１０Ｂで検出された信号による第二の電流（誘

導電流）が流れ、第一のサブコイル４１０Ａには、第二の電流の一部（第二のサブ電流）が第二のサブコイルとは逆向きに流れる構成で配置され、意図的に他方のコイルに電流が流れるようにする。

[0051] 具体的な調整方法及び電磁気結合手段の具体例については、後述するＲＦコイルの実施形態において説明する。ここでは一方のサブコイルに誘導電流が流れるときに、その一方のサブコイルに流れる誘導電流の一部がサブ電流として他方のサブコイルにも流れることによって、ノイズが低減されることを説明する。

[0052] ＭＲＩ装置の受信ＲＦコイル各チャンネルのノイズは、主に被写体から生じる熱雑音

であり、コイルと被写体の電界結合によって検出されるＧａｕｓｓ型のノイズである。このようなノイズは、画像再構成においてチャンネル合成を行った場合、合成チャンネル数に応じて増加する。また、アレイコイルでは、複数のサブコイルが被写体を覆って隣接して配置されることで、サブコイルどうしの電界分布が類似している。そのため検出される信号（ノイズ信号）に相関が生じる。この相関（ノイズ相関）が強い場合、画像合成時、ノイズが強調され合成画像のＳＮＲが低くなる。よってノイズ相関は低い方が好ましい。

ＲＦコイルどうしのノイズ相関Ψは式（１）、（２）で求められる。

[数1]

$$R_{ij} = \sigma \int_V \overrightarrow{E_i}(x,y,z) \cdot \overrightarrow{E_j}^{*}(x,y,z) dV \quad \cdots (1)$$

$$\Psi_{ij} = \frac{R_{ij}}{\sqrt{R_{ii}^{*} R_{jj}}} \quad \cdots (2)$$

ここでσは被写体の導電率、Ｖは被写体の体積、Ｅｉはｉ番目のコイルが作る電界（複素数）、Ｅｊはｊ番目のコイルが作る電界（複素数）である。E*はEの複素共役を示す。すなわちノイズ相関の大きさは各コイルが被写体内に作る電界の内積の体積積分によって決定される。電界の内積Ｒｉｊを小さくするこ

とでノイズ相関を低く抑えることができ、ノイズ相関によるＳＮＲの低下を防止できる。

[0053] 本実施形態のアレイコイル４００において、第一のサブコイル４１０Ａ及び第二のサブコイル４１０Ｂに、それぞれ誘導電流が流れた場合に生成する電界について、図６を用いて説明する。本図では、一例としてＹ軸方向の電界を示すが、他の軸についても同様に考えることができる。

[0054] 図６（ｂ）は、従来の磁気結合除去手段を備えたアレイコイルにおいて、サブコイル４７０Ａ、４７０Ｂに右回りの電流が流れたときに、被写体１０３に生じる電界分布を模式的に示す図である。正の電界を細かいドットで、負の電界を粗いドットで、それぞれ示している（図６（ａ）でも同じ）。従来のアレイコイルでは、サブコイル４７０Ａに右回りの電流が流れたとき（Ｄｅｔ：ｃｈ１）の電界分布は、サブコイル４７０Ａの図中右側で正の電界分布を生じ、図中左側で負の電界分布を生じる。またサブコイル４７０Ｂに右回りの電流が流れたとき（Ｄｅｔ：ｃｈ２）の電界分布は、サブコイル４７０Ｂの図中右側で正の電界分布を生じ、図中左側で負の電界分布を生じる。アレイコイルの受信時には、これら２つのチャンネルによる電界分布が同時に生じている。このとき各コイルに生じる電界の内積を取ると、図６（ｂ）の下段に示すように、二つのサブコイル４７０Ａ、４７０Ｂの間では負、両側で正となる。

[0055] 一方、本実施形態のアレイコイルでは、図６（ａ）に示すように、サブコイル４１０Ａに右回りの電流が流れたとき（Ｄｅｔ：ｃｈ１）の電界分布は、サブコイル４１０Ａに流れる誘導電流（第一の電流）によって生じる電界に加えて、サブコイル４１０Ｂに流れる電流の一部（サブ電流）による電界が生成している。図６（ａ）では、このサブ電流による電界を細い四角で囲って示している。同様にサブコイル４１０Ｂに右回りの電流が流れたとき（Ｄｅｔ：ｃｈ２）の電界分布も、サブコイル４１０Ｂに流れる誘導電流による電界とサブコイル４１０Ａに流れるサブ電流（誘導電流の一部）による電界とを含む。その結果、電界の内積は、図６（ａ）の下段に示すように、二

つのサブコイル４１０Ａ、４１０Ｂの間では負、両側で正となるが、図６（ｂ）に比べ小さい。

[0056] すなわち、本実施形態のアレイコイルでは、一方のサブコイルに流れた電流の一部（サブ電流）は他方のサブコイルに逆方向に流れるため、サブコイル間に生成する電界は同符号となるため強め合い、それ以外の領域では異符号となるため弱め合う。これにより、各コイルのノイズ相関を低減し、チャンネル合成して得られる画像のＳＮＲを高めることができる。

[0057] 一方のサブコイルの電流の一部が他方のサブコイルに流れるときの電流の方向は、互いに逆方向であり、所謂８の字の様な電流が流れる。しかし電流の形はこれに限定されない。例えば８の字の一部が切れているような場合でも良い。サブコイルに流れた電流が生体内に作る電界が、サブコイル間の間で強め合うような電流構成となればよい。これにより設計の自由度が向上し、関心領域での感度が上がる。

[0058] また他方のサブコイルに一部の電流（サブ電流）を生じさせる調整は、対称的であっても非対称的であってもよい。即ち、第一のサブコイルで検出した信号による電流が流れるとき、その一部（サブ電流）は第二のサブコイルに流れるが、逆に第二のサブコイルで検出した信号による電流が流れるとき、その電流は第一のサブコイルには流れない、或いは第二のサブコイルに流れるサブ電流とは電流の量が異なるという調整も可能である。また図５は二つのサブコイルからなるアレイコイルの例であるが、少なくとも一つのサブコイルの両側にサブコイルが配置される３チャンネル以上のアレイコイルの場合に、一つのサブコイルに電流が流れるとき、その一部が両側のサブコイルに流れるようにする調整、両側のサブコイルのうちいずれか一方に流れるようにする調整、も可能である。

[0059] 次に本実施形態のＭＲＩ装置におけるアレイコイル４００の配置例を図７に示す。図７（ａ）は、二つのサブコイル４１０Ａ、４１０Ｂからなるアレイコイル４００を静磁場方向（Ｚ方向）にほぼ垂直な面に配置した例であり、サブコイルの配列方向はＹ方向である。また図７（ｂ）に示すように、静

磁場方向と平行な面に近い角度の面に配置してもよいし、図７（ｃ）に示すように、第一のサブコイル４１０Ａが静磁場と垂直な面に配置され、第二のサブコイル４１０Ｂが静磁場と平行な面に配置されてもよい。さらにアレイコイルの配置面が、図７（ａ）、（ｂ）と同じであっても、サブコイルの配列方向をＸ方向とする配置もあり得る。このように配置角度を変えることで、サブコイル４１０単独では実現できない回転磁場を検出もしくは生成することが可能となり、関心領域で高い感度で磁気共鳴信号を取得することができる。

[0060] なお図７（ａ）～（ｃ）に示す例では、ノイズ相関の低減という観点から、サブコイル（ループ部の中心）と被写体１０３の体軸との距離が、二つのサブコイル４１０Ａと４１０Ｂとでほぼ等しいことが好ましい。また図７（ｂ）の様に被写体１０３がほぼＸ軸に対して左右対称の形状を有する場合、各サブコイルもＸ軸に対して左右対称に配置することが好ましい。これによってコイル特性の被写体の形状依存性を低下させることができる。なお、対称の軸は、Ｘ軸に限定される訳では無い。被写体の左右対称性がある軸（方向）で良い。

[0061] 以上、本実施形態のＭＲＩ装置の構成を説明した。本実施形態のＭＲＩ装置を用いた撮像方法は、従来のＭＲＩ装置の動作と同様であり、静磁場磁石１１０が生成する静磁場空間に配置された被写体１０３に対し、例えば、撮像方法によって選択されるパルスシーケンスに従って、送信ＲＦコイル１５１（例えば鳥かご型ＲＦコイル３００）から高周波磁場パルスを印加するとともに傾斜磁場コイル１３１により傾斜磁場パルスを印加する。送信ＲＦコイル１５１の動作時には、受信ＲＦコイル１６１は送受磁気結合防止回路２２０が開となり、受信ＲＦコイル１６１との磁気結合を除去する。高周波磁場パルス印加から所定時間経過後に、被写体１０３の生体組織を構成する元素の原子核から生じる核磁気共鳴信号を被写体１０３に近接して配置された受信ＲＦコイル１６１（マルチチャンネルコイル：アレイコイル４００）で受信する。受信動作時には、送受磁気結合防止回路２１０が開となり、送信

ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１との磁気結合を除去する。

[0062] 計算機（信号処理部）１７０は、受信ＲＦコイル１６１のサブコイルでそれぞれ受信したＭＲ信号を処理し、例えば、撮像方法がパラレルイメージングを採用する高速撮像方法であれば、パラレルイメージングのアルゴリズムに従った画像再構成方法で被検体の画像を作成する。或いは各チャンネルの信号で得た画像をＭＡＣ合成し画像を作成する。この際、適宜、各サブコイルの感度分布情報を利用する。

[0063] 本実施形態のＭＲＩ装置によれば、受信ＲＦコイルとして、特定の調整がなされたマルチチャンネルコイルを用いることにより、各サブコイル間のノイズ相関が低減され、高画質の画像を得ることができる。

[0064] すなわち本実施形態のＭＲＩ装置は、静磁場を形成する静磁場形成部と、傾斜磁場を形成する傾斜磁場形成部と、前記静磁場に配置された検査対象に高周波磁場を照射する送信ＲＦコイルと、前記検査対象からの核磁気共鳴信号を検出する受信ＲＦコイルと、前記受信ＲＦコイルが検出した核磁気共鳴信号を処理する信号処理部と、を備える。

[0065] 受信ＲＦコイルは、導体からなる第一のループコイル部を有し、被写体からの核磁気共鳴信号の受信が可能な第一のサブコイルと、導体からなる第二のループコイル部を有し、被写体からの核磁気共鳴信号の受信が可能な第二のサブコイルと、前記第一のサブコイルと前記第二のサブコイルとの間に配置され、前記第一のサブコイルと前記第二のサブコイルとを電磁気的に結合する電磁気結合部と、を備え、前記第一のループコイル部で検出された信号により前記第一のループコイル部に流れる第一の電流の一部が、第一のサブ電流として前記第二のループコイル部に流れ、前記第一の電流が前記被写体内に生成する電界と前記第一のサブ電流が前記被写体内に生成する電界とが、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部の間の空間では互いに強め合うように、調整されている。

[0066] 具体的には　前記第一のサブコイル及び前記第二のサブコイルの少なくとも一方のサブコイルは、当該サブコイルが接続される低インピーダンス信号

処理回路と当該サブコイルのループコイル部とを接続する磁気結合調整部、をさらに備え、前記磁気結合調整部は、キャパシタおよびインダクタの少なくとも一方を調整回路要素として備え、前記ループコイル部は、そのインダクタ成分に対して直列に挿入される直列キャパシタと、前記インダクタ成分に対して直列に挿入され、当該ループコイル部を並列共振回路とする並列キャパシタと、を備え、前記少なくとも一方のサブコイルは、前記調整回路要素、前記直列キャパシタ、及び前記並列キャパシタの値を調整することにより、調整される。

[0067] 上述のように配置され、調整された本実施形態のアレイコイル４００は、磁気共鳴周波数ｆ０に同調する。また、信号受信時に、第二のサブコイル４１０Ｂには、ループコイル部４２０Ａで検出された信号が流れるため８の字の様な電流が形成され、各ループの間に発生する電界は強め合う。これにより第一のサブコイル４１０Ａと第二のサブコイル４１０Ｂのノイズ相関が低下し、合成画像のＳＮＲが上昇する。

[0068] このように、本実施形態のアレイコイル４００によれば、多チャンネルと低ノイズを両立できる。また、この多チャンネルと、低ノイズを、配置と回路素子の値の調整とにより実現する。従って、構成が複雑化することもない。そして、このアレイコイル４００を受信ＲＦコイル１６１として用いることにより、本実施形態のＭＲＩ装置は、広い領域で高画質な画像を得ることができる。

[0069] なお本発明のＭＲＩ装置は、特定の調整がなされた受信ＲＦコイルを用いることが特徴であり、それ以外の構成については種々の変更が可能である。例えば、図２に示す各要素のうち一部を省略することや、図２に示されていない要素を追加することも本実施形態に含まれる。また上記実施形態では、水平磁場方式のＭＲＩ装置について説明したが、垂直磁場方式のＭＲＩ装置であっても同様に適用することができる。

[0070] 垂直磁場方式のＭＲＩ装置１０１に、多チャンネルアレイコイルを用いた場合の配置例を図８に示す。図８（ａ）はアレイコイル４００を構成する二

つのサブコイル４１０を静磁場方向に対し略垂直な面に配置した例、図８（ｂ）はサブコイルの一方の静磁場方向に垂直な面、他方を静磁場方向に平行な面に配置した例である。また図８（ｃ）は表面コイル８１０を複数用いた多チャンネルアレイコイル８００を配置した例である。垂直磁場方式のＭＲＩ装置では、ＸＹ面にＲＦコイルを配置した場合、磁場方向と垂直な関係となってしまうためＸＹ面に発生する回転磁場信号を効率よく取得できずノイズの割合が大きくなる。そのためＸＹ面に配置されるコイルを多チャンネル化してもノイズが増える割合が多いためアレイコイルは利用されなかった。しかし、本実施形態を適用することでノイズが低減できるため、垂直磁場方式のＭＲＩ装置においても、アレイコイルの設計の自由度が広がり、感度を向上させることができる。また、自由度が広がったことで、アレイコイルの簡素化も可能となるため、軽量なアレイコイルの設計も可能となる。これにより、操作者、並びに被験者の負担を低減させることができる。

[0071] ＜ＲＦコイルの実施形態＞

次に、本発明のＲＦコイルの実施形態を説明する。本発明のＲＦコイルは、ＭＲＩ装置の受信ＲＦコイルとして用いられるマルチチャンネルＲＦコイルであり、複数のサブコイルを備える。複数のサブコイルは、それぞれがＭＲＩ装置で発生する核磁気共鳴信号を受信可能であり、且つ、各サブコイルに流れる電流によって被写体内に生成する電界が隣接するサブコイル間で強められるように調整されている。このような調整を実現するための具体的なコイルの構成と調整方法の実施形態を以下説明する。

[0072] なお上述したＭＲＩ装置の実施形態において説明した受信ＲＦコイルとして用いるアレイコイル（図５）は、本発明のＲＦコイルの一つの実施形態であり、この実施形態で説明した作用（図６）や変形例は以下説明する各実施形態についても共通である。

[0073] ＜＜第一の実施形態＞＞

本実施形態のＲＦコイルは、図５に示すアレイコイル４００と同様の構成を有し、二つのサブコイル、第一のサブコイル４１０Ａ及び第二のサブコイ

ル４１０Ｂ、を有し、二つのサブコイル４１０Ａ、４１０Ｂ間には、電磁気的結合部４５０を備え、第二のサブコイル４１０Ｂには、第一のサブコイル４１０Ａの信号受信時に、第一のサブコイル４１０Ａで検出された電流の一部（サブ電流）が流れると共に、第一のサブコイル４１０Ａには、第二のサブコイル４１０Ｂの信号受信時に、第二のサブコイル４１０Ｂで検出された電流の一部（サブ電流）が流れるように調整されている。サブ電流の量は、サブコイルに挿入或いは接続される調整用の回路要素によって調整することができ、サブコイルの第一のサブコイル或いは第二のサブコイルで検出された電流の５％～３０％が好ましい。これによりサブコイル間で被写体内に発生する電界を強め、それ以外の領域で電界を弱め、効果的にノイズ相関を低減することができる。

[0074] 第一のサブコイル４１０Ａと第二のサブコイル４１０Ｂとは、略同一平面上に配置される。ここで略同一平面とは、隣接するコイルエレメントがほぼ同一平面に配置されていることを示し、その他の領域（他の端部）は曲がっていても良い関係とする。なお、第一のサブコイル４１０Ａと第二のサブコイル４１０Ｂとはコイルエレメントの一部を重ね合わせるような配置でもよい。

[0075] 本実施形態のＲＦコイルの詳細を、図９を用いて説明する。図９では、紙面縦方向をＸ軸方向、横方向をＹ軸方向、紙面に垂直方向をＺ軸方向とする。本実施形態においても、アレイコイル４００を構成する各サブコイル４１０の構成要素について、特にサブコイル４１０毎に区別する必要がない場合は、符号の最後の英文字を省略する。

[0076] 図９に示すように、本実施形態では、第一のサブコイル４１０Ａおよび第二のサブコイル４１０Ｂは、それぞれのループコイル部４２０のループ４２１が形成する面が、磁場方向（Ｚ軸方向）に垂直な面に比較的近い面となるよう配置される場合を例にあげて説明する。なお、ループコイル部４２０のループ４２１の形状は、図示するような矩形の他、多角形や円形（楕円形を含む）でもよく任意である。

[0077] 本実施形態では、２つのサブコイル４１０Ａ、４１０Ｂの電磁気結合部４５０は、第一のサブコイル４１０Ａ側のインダクタ４５１Ａと第二のサブコイル４１０Ｂ側のインダクタ４５１Ｂとを含み、磁気結合により二つのサブコイル４１０Ａ、４１０Ｂを結合する。

[0078] また本実施形態のアレイコイルは、第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ａ、第二の低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂとして、低入力インピーダンス信号増幅器４３１Ａ、４３１Ｂを用いる。低入力インピーダンス信号増幅器４３１を用いることにより、ループコイル部４２０が検出した信号をすぐに増幅することができるため、ノイズの少ないデータを取得できる。低入力インピーダンス信号増幅器４３１の入力インピーダンスの大きさは、限定されるものではないが、例えば２Ω程度以下である。なお、低インピーダンス信号処理回路４３０は、低入力インピーダンス信号増幅器４３１に限定されない。

[0079] 各ループコイル部４２０に挿入される直列キャパシタ４２２、送受間磁気結合防止回路２２０（キャパシタ４２３を含む）及び並列キャパシタ４２４は、図５のアレイコイルで説明した構成と同様である。本実施形態でも、キャパシタ（４２２、４２４）は、ループコイル部４２０のループ４２１中に３つ挿入しているが、これに限定されるわけではない。少なくとも１つ以上挿入されていれば良い。

[0080] また図９に示す実施形態では、磁気結合調整部４４１としてインダクタ（他のインダクタと区別して調整インダクタともいう）を用いているが、電磁気結合調整部４４１はインダクタを用いる場合に限定されない。通常、並列キャパシタ４２４と電磁気結合調整部４４１とは、導体で接続される。当該導体もインダクタ成分を有するため、更にインダクタを追加しなくても、並列キャパシタ４２４と、電磁気結合調整部４４１と、それらを接続する導体のインダクタ成分とで並列共振回路が形成される。この並列共振回路の共振周波数を何らかの方法で調整できれば、電磁気結合調整部４４１はキャパシタであってもよい。またキャパシタとインダクタの並列回路でもよい。なお

、以下の説明では、説明簡略化のため、並列キャパシタ６２４と電磁気結合調整部４４１とを接続する導体のインダクタ成分は無いものとする。

[0081] 次に、本実施形態のアレイコイル４００の各回路素子の調整について説明する。ここでは、送信ＲＦコイル１５１は常に開放状態であるものとし、送信ＲＦコイル１５１と受信ＲＦコイル１６１との磁気結合の除去についての説明は省略する。

[0082] 本実施形態のアレイコイル４００の第一のサブコイル４１０Ａおよび第二のサブコイル４１０Ｂは、電磁気結合部４５０を構成するインダクタ４５１Ａ及びインダクタ４５１Ｂ、第一の電磁気結合調整部４４１Ａ、第二の電磁気結合調整部４４１Ｂ、第一の直列キャパシタ４２２Ａ、第二の直列キャパシタ４２２Ｂ、第一の並列キャパシタ４２４Ａおよび第二の並列キャパシタ４２４Ｂの値を調整することにより、上記機能を実現する。

[0083] 各回路素子の調整を、図１０に示すアレイコイル４００の等価回路を用いて説明する。

図１０（ａ）は、本実施形態のアレイコイル４００の等価回路６００である。本図において、各素子の符号は、図９に示す素子の符号の百の桁を「４」から「６」に変更したものであり、例えば、本図のインダクタ６４１は図９のインダクタ４４１に、本図の直列キャパシタ６２２は図９のキャパシタ４２２に対応している。但し、キャパシタ６２２Ａ、６２２Ｂは、それぞれ、２つの第一の直列キャパシタ４２２Ａを及び４２２Ａ合成したもの、第二の直列キャパシタ４２２Ｂ及び４２２Ｂを合成したもの、に対応する。またインダクタ６２０Ａ、６２０Ｂは、それぞれ、第一のループ４２１Ａ及び第二のループ４２１Ｂのインダクタ成分を示す。また各素子に近接して、素子のインダクタ或いはキャパシタの値を添え字付の符号Ｌ、Ｃで表す。

[0084] インピーダンス６３２Ａの値Ｚ１１は、第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ａとして用いる低入力インピーダンス信号増幅器４３１Ａの入力インピーダンスの値である。インピーダンス６３２Ｂの値Ｚ２１は、第二の低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂとして用いる低入力インピーダンス

信号増幅器４３１Ｂの入力インピーダンスの値である。なお、これらのインピーダンスＺ１１、Ｚ２１は、十分に低いインピーダンスであるため、以降０Ω（短絡回路）として考える。

[0085] 図１０（ｂ）、（ｃ）は、図１０（ａ）に示す第一のサブコイル及び第二のサブコイルが電磁気結合部４５０で結合されている状態を示す等価回路であり、図１０（ｂ）に示す等価回路６０１は、第二のループコイル部４２０Ｂに第一のループコイル部４２０Ａの電流が流れる状態の、第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ａ（６３１Ａ）からみた、当該低インピーダンス信号処理回路４３０Ａ（６３１Ａ）を除いた第一のサブコイル４１０Ａ（第一の共振部）の等価回路である。図１０（ｃ）に示す等価回路６０２は、第一のループコイル部４２０Ａに第二のループコイル部４２０Ｂの電流が流れる状態の、第二の低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂ（６３１Ｂ）からみた、当該低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂ（６３１Ｂ）を除いた第二のサブコイル４１０Ｂ（第二の共振部）の等価回路である。

[0086] これら等価回路６０１、６０２においては、第一のループコイル部４２０Ａの電磁気結合部４５０のインダクタ４５１Ａと第二のループコイル部４２０Ｂの電磁気結合手段４５０のインダクタ４５１Ｂとを、まとめて相互インダクタンス６５０として示す。Ｍは相互インダクタンス６５０の値である。相互インダクタンスの大きさＭは、以下の式（３）で表される。

[0087] [数3]

$$M = k\sqrt{L_{11}L_{21}} \quad \cdots (3)$$

ここでｋは磁気結合係数であり、インダクタ４５１Ａとインダクタ４５１Ｂの結合する割合を示す値である。磁気結合係数ｋは、０から１の値を取る。また、Ｌ１１は、第一のサブコイル４１０Ａのインダクタ４５１Ａの大きさ、Ｌ２１はインダクタ４５１Ｂの大きさである。すなわち相互インダクタンスＭは、インダクタの大きさとその磁気結合係数とで決まる。インダクタ４５１Ｂと４５１Ａの距離を変化させることで電磁気的な結合量を調整することができる。従ってインダクタの大きさとサブコイル間の距離を調整するこ

とで、サブ電流（一方のサブコイルで検出された電流の一部であって他方のサブコイルに流れる電流）の量を調整できる。

[0088] なお、配置によって第一のループコイル部４２０Ａのインダクタ成分と第二のループコイル部４２０Ｂのインダクタ成分による相互インダクタンスも存在しえるが、ここでは説明簡略化のため、これらの成分はすべてインダクタ４５１Ａとインダクタ４５１Ｂの相互インダクタンス内に含むとする。

[0089] 次に、上述した回路構成におけるアレイコイル４００の回路素子の調整について説明する。ここで、並列キャパシタ４２４Ａと調整インダクタ４４１Ａと第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ａとからのみなる直列共振回路の共振周波数をｆ１０とする。同様に、並列キャパシタ４２４Ｂと調整インダクタ４４１Ｂと第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂとからのみなる直列共振回路の共振周波数をｆ２０とする。さらに、図１０（ｂ）に示すように、信号受信時の、第一の低インピーダンス信号処理回路４３０Ａ（６３１Ａ）から見た第一のサブコイル４１０Ａの共振部（第一の共振部）の共振周波数をｆ１１とする。また図１０（ｃ）に示すように、第二の低インピーダンス信号処理回路４３０Ｂ（６３１Ｂ）から見た第二のサブコイル４１０Ｂの共振部（第二の共振部）の共振周波数をｆ２１とする。また、検出する核磁気共鳴信号の周波数（核磁気共鳴周波数）をｆ０とする。

[0090] 本実施形態のアレイコイル４００の各回路素子は、上述した各共振周波数が以下の式（４）～式（８）を満たすよう調整される。

[数4]

$$f11 = f21 = f0 \quad \cdots(4)$$

$$f10 \neq f0 \quad \cdots(5)$$

$$f20 \neq f0 \quad \cdots(6)$$

$$\frac{1}{2\pi\sqrt{L_{12}C_{14}}} \neq f_0 \quad \cdots(7)$$

$$\frac{1}{2\pi\sqrt{L_{22}C_{24}}} \neq f_0 \quad \cdots(8)$$

[0091] 式（５）に従って、各回路素子を調整することにより、信号受信時は、第

一のサブコイル４１０Ａのキャパシタ４２４Ａの両端は高抵抗とならないため、第二のサブコイル４１０Ｂに流れる電流は第一のサブコイル４１０Ａに流れ易くなる。同様に、式（６）（８）に従って、各回路素子を調整することにより、信号受信時は、第二のサブコイル４１０Ｂのキャパシタ４２４Ｂの両端は高抵抗とはならないため、第一のサブコイル４１０Ａに流れる電流は第二のサブコイル４１０Ｂに流れ易くなる。

[0092] 上記調整により、図１０（ｂ）に示すように、信号受信時、第一のサブコイル４１０Ａの第一の共振部は、図１０（ａ）に示す第一のループ４２１Ａのインダクタ成分（Ｌ１０）と第二のループ４２１Ｂのインダクタ成分（Ｌ２０）とが、磁気結合部４５０のインダクタ４５１Ａと４５１Ｂを介して電流が流れる様になった回路６０１となる。図１０（ｂ）において、インダクタ６２６Ａの値およびインダクタ６２６Ｂの値は、それぞれ、インダクタ６５１Ａ（インダクタ４５１Ａ）、６５１Ｂ（４５１Ｂ）の値Ｌ１１、Ｌ２１から相互インダクタンスの値Ｍを除いたものである。

[0093] このとき、図１０（ｂ）に示すように、磁気結合（磁気結合部４５０の機能）によって、例えば、第一のループ４２１Ａには右回り（時計回り）の周回電流Ｉ１が、第二のループ４２１Ｂには左周り（反時計回り）の周回電流Ｉ２が流れるように、各回路素子の値を調整すれば、実効的にはループ４２１Ａとループ４２１Ｂとで８の字の様な電流経路が形成され、電流が流れる。また式（４）に従って、各回路素子を調整することによりそれぞれのコイルは磁気共鳴信号と同調しているため、核磁気共鳴信号を検出できる。

[0094] 同様に、図１０（ｃ）に示す回路６０２では、信号受信時、第二のサブコイル４１０Ｂの第二の共振部は、第二のループ４２１Ｂのインダクタ成分（Ｌ２０）と第一のループ４２１Ａのインダクタ成分（Ｌ１０）とが磁気結合部４５０のインダクタ４５１Ｂと４５１Ａを介して電流が流れる様になった回路６０２となる。

[0095] このとき、各回路素子の値を、図１０（ｃ）に示すように、磁気結合によって、例えば、第一のループ４２１Ａには、左回り（反時計回り）の周回電

流Ｉ４が、第二のループ４２１Ｂには右回り（時計回り）の周回電流Ｉ３が流れるように調整すれば、実効的にはループ４２１Ａとループ４２１Ｂとで８の字の様な電流経路が形成され、電流が流れる。また式（４）に従って、各回路素子を調整することによりそれぞれのコイルは磁気共鳴信号と同調しているため、核磁気共鳴信号を検出できる。

[0096] 以上のように調整することにより、各サブコイル４１０は、検出対象の核磁気共鳴信号を、それぞれ受信できる。また、以上のような電流経路を形成することで図６（ａ）の様な電界が発生するためノイズ相関が低下する。また、いずれの場合も一部の電流を他方のコイルに流しているだけであるため、撮影領域に対して異なる感度分布を示す。よって、多チャンネルコイルとして機能する。

[0097] ［調整の実施例１］

以下、本実施形態の各回路素子の調整手順を、具体的に説明する。ここでは、アレイコイル４００が、静磁場強度１．５Ｔ（テスラ）における水素の原子核の磁気共鳴周波数６４ＭＨｚ（ｆ０＝６４ＭＨｚ）で共振するよう調整した実施例を例にあげて説明する。

[0098] サブコイルの形状及びサイズは、一例として、ループが矩形であって、第一のループコイル部４２０Ａおよび第二のループコイル部４２０Ｂそれぞれのループ４２１Ａ、４２１Ｂの直径を１００ｍｍとする。また、２つのサブコイル４１０のコイル中心間距離は１４０ｍｍとする。

[0099] ここでは、図１０（ｂ）に示すように、第一のサブコイル４１０Ａが第二のサブコイル４１０Ｂと電磁気的に結合したとき、実効的に、ループ４２１Ａとループ４２１Ｂとにより、８の字の様な電流経路が形成されるように、第一のループ４２１Ａには右回りの電流、第二のループ４２１Ｂには左回りの電流が流れるように調整する。具体的には、第二のループ４２１Ｂには第一のループ４２１Ａに流れる電流の１０％が流れるように調整する。

[0100] 同時に、図１０（ｃ）に示すように、第二のサブコイル４１０Ｂが第一のサブコイル４１０Ａと電磁気的に結合したとき、実効的に、ループ４２１Ａ

とループ４２１Ｂとにより、８の字の様な電流経路が形成されるように、例えば第二のループ４２１Ｂには右回りの電流、第一のループ４２１Ａには左回りの電流が流れるように調整する。具体的には、第一のループ４２１Ａには第二のループ４２１Ｂに流れる電流の１０％が流れるように調整する。

[0101] このため、まず、第二のサブコイル４１０Ｂの各回路素子の調整を行う。直列キャパシタ６２２Ｂの容量Ｃ２１および並列キャパシタ６２４Ｂの容量Ｃ２４の値を調整する。ここでは、図１０（ｃ）に示す等価回路６０２が、６４ＭＨｚで共振し、調整インダクタ６４１Ｂと並列キャパシタ６２４Ｂとの直列回路の両端のインピーダンスが５０Ωとなるように、これらの値を調整する。

[0102] また、同時に、調整インダクタ６４１Ｂの値Ｌ２２と並列キャパシタ６２４Ｂの値Ｃ２４は、式（８）を満たすように調整する。

[0103] このとき、結合時の電流の流れを上述のようにするため、調整インダクタ６４１Ｂと並列キャパシタ６２４Ｂとが作る並列共振回路（Ｌ２２Ｃ２４共振回路という）が、キャパシタとして動作するよう、Ｌ２２およびＣ２４の値を決定する。これは、並列共振回路の特性原理に基づいて調整する。この並列共振回路の特性原理は後述する。本実施例では、Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数（ｆ１０）がｆ０より小さい値になるよう、これらの値を調整する。ｆ０より小さい値として、例えば、２０％低い５１ＭＨｚを用いる。

[0104] 次に、第一のサブコイル４１０Ａの各回路素子の調整を行う。このとき、第二のサブコイル４１０Ｂの各回路素子は、前述の通り調整してあるものとする。

[0105] ここでは、図１０（ｂ）に示す等価回路６０１が、６４ＭＨｚで共振し、かつ、インダクタ６４１Ａと並列キャパシタ６２４Ａ（Ｃ１４）との直列回路の両端のインピーダンスが５０Ωとなるように、直列キャパシタ６２２Ａの値Ｃ１１および並列キャパシタ６２４Ａの値Ｃ１４を調整する。

[0106] また、同時に、第二のサブコイル４１０Ｂが第一のサブコイル４１０Ａと電磁気結合するようにするため、調整インダクタ６４１Ａの値Ｌ１２および

並列キャパシタ６２４Ａの値Ｃ１４を、式（７）を同時に満たすように調整する。このとき、結合時の電流の流れを上述のようにするため、調整インダクタ６４１Ａと並列キャパシタ６２４Ｂとが作る並列共振回路（Ｌ１２Ｃ１４共振回路）が、キャパシタとして動作するよう、Ｌ１２およびＣ１４の値を決定する。これは、並列共振回路の特性原理に基づいて調整する。この並列共振回路の特性原理は後述する。本実施例では、Ｌ１２Ｃ１４共振回路の共振周波数（ｆ２０）がｆ０より小さい値になるよう、これらの値を調整する。ｆ０より小さい値として、例えば、２０％低い５１ＭＨｚを用いる。

[0107] また同時に、電流比を１０％とするため、磁気結合手段４５０のインダクタ４５１Ｂと４５１Ａの距離を変化させて電磁気的な結合量を調整する。実施例では、インダクタ４５１Ｂと４５１Ａの値は共に５０ｎＨとした。

[0108] なお、これら第一のサブコイル４１０Ａ、第二のサブコイル４１０Ｂの調整は、必要に応じて数回繰り返しても良い。

[0109] ｆ０より小さい値として、５１ＭＨｚを用いた場合の、上記調整により調整されたパラメータの値は、例えば、Ｃ１１＝２０．２ｐＦ、Ｃ１４＝２２５ｐＦ、Ｃ２１＝２０．２ｐＦ、Ｃ２４＝２２５ｐＦ、Ｌ１２＝２６ｎＨ、Ｌ２２＝２６ｎＨとなる。

[0110] このように調整することで本実施例のアレイコイル４００は、核磁気共鳴周波数で共振し、核磁気共鳴信号を受信する。また、２つのサブコイル４１０Ａと４１０Ｂとで８の字の様な電流を形成する。すなわち図６（ａ）の上部と中部に示すとおり、サブコイル間に生成する電界は強め合うように調整される。ノイズ相関はこれらの内積によって求まるため、各領域で内積を求めると図６（ａ）の下部に示すとおり、本実施形態はコイル間の領域では、それ以外の領域に対して大きなマイナスの値となる。すなわちノイズ相関はこれらの積分値によって求まるため、図６（ｂ）に示した従来の方法に対してマイナスの値となる。その結果、ノイズ相関は従来の方法より小さくなる。

[0111] また、本実施例では同時に、Ｌ１２Ｃ１４共振回路、Ｌ２２Ｃ２４共振回

路の共振周波数をｆ０より２０％と小さい値を用いているため、Ｌ１２Ｃ１４共振回路、Ｌ２２Ｃ２４共振回路はキャパシタのように動作し、第一のサブコイル４１０Ａ、第二のサブコイル４１０Ｂが同調して動作するため感度領域が広がり高い感度も得られる。その結果、合成画像のＳＮＲは向上する。

[0112] ［並列共振回路の特性原理］

ここで、上記実施例１で利用した並列共振回路の特性について説明する。図１１（ａ）および図１１（ｂ）は、並列共振回路の動作を説明するための図である。

[0113] 並列共振回路５００は、図１１（ａ）に示すように、インダクタ５０２（Ｌ）とキャパシタ５０１（Ｃ）とが並列に接続される。並列共振回路５００に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、並列共振回路５００の両端のインピーダンスＺは、以下の式（９）で表される。

[0114] [数9]

$$\frac{1}{Z} = j\omega C + \frac{1}{j\omega L} \quad \cdots (9)$$

インピーダンスＺは、印加する周波数ｆに依存して図１１（ｂ）に示すように変化し、所定の周波数（共振周波数ｆＲという）で共振する。すなわち、並列共振回路５００の両端のインピーダンスＺは周波数ｆＲで最大となる。

[0115] 並列共振回路５００の共振周波数ｆＲより低い各周波数（ｆ＜ｆＲ）では、インピーダンスＺは、式（１０）で表され、並列共振回路５００は、誘導性リアクタンス（インダクタ）として動作する。

[数10]

$$Z = \frac{1-(f/f_R)^2}{j2\pi fL} \quad \cdots (10)$$

このとき、並列共振回路５００の見かけのインダクタンスの値Ｌ’は、式（１１）で表される。

[0116] [数11]

$$L'=\frac{L}{1-(f/f_R)^2} \quad \cdots(11)$$

[0117] 一方、並列共振回路５００の共振周波数ｆＲより高い各周波数（ｆ＞ｆＲ）では、インピーダンスＺは、式（１２）で表され、並列共振回路５００は、容量性リアクタンス（キャパシタ）として動作する。

[数12]

$$Z=j2\pi fC\frac{(f/f_R)^2-1}{(f/f_R)^2} \quad \cdots(12)$$

[0118] このとき並列共振回路５００の見かけのキャパシタンスの値Ｃ’は、式（１３）で表される。

[数13]

$$C'=\frac{(f/f_R)^2-1}{(f/f_R)^2}C \quad \cdots(13)$$

[0119] このように、並列共振回路５００は、印加する電圧の周波数ｆに応じて、その共振周波数ｆＲを境に異なる動作をする。上述した調整の実施例では、このような並列共振回路５００のこの性質を利用し、Ｌ１２Ｃ１４共振回路及びＬ２２Ｃ２４共振回路がキャパシタとして動作するよう、共振周波数、Ｌ１２およびＣ１４の値並びにＬ２２およびＣ２４の値を決定したものである。

[0120] ［実施例１の結果］

上述のように調整したアレイコイル（サブコイル数＝２）を用いて、ＭＲＩ装置（１．５テスラ、水平磁場方式）で水ファントムを撮像したシミュレーション結果を図１２に示す。図１２（ａ）は比較例として従来のアレイコ

イル（サブコイル数＝２、サブコイル間に磁気結合除去手段を設けたもの）を用いた撮像結果、図１２（ｂ）は本実施例の撮像結果である。それぞれノイズ相関は０．１５、０．０１であった。

[0121] また、図１２（ｃ）は、二つのサブコイルの感度を合成した後の、Ｚ軸上の感度プロファイルで、実線は本実施例のプロファイル、破線は従来（比較例）のＲＦコイルの磁気結合を除去した場合の感度分布プロファイルである。実施例では、調整インダクタ６４１Ｂ（Ｌ２２）と並列キャパシタ６２４Ｂ（Ｃ２４）とが作る並列共振回路（Ｌ２２Ｃ２４共振回路）の共振周波数が、ｆ０より小さい値である５１ＭＨｚとなるよう調整した。

[0122] これらの結果から分かるように、本実施例のアレイコイル４００は、電磁気的結合によって８の字の様な電流分布を構成したことにより、ノイズ相関が低下し、結果合成画像のＳＮＲが上がった。

[0123] なお本実施例では、Ｌ１２Ｃ１４共振回路、Ｌ２２Ｃ２４共振回路はともにｆ０より２０％小さい値としたが、これに限定されない。８の字の様な電流が生成されノイズ相関が低下できるよう調整できれば良い。またＬ１２Ｃ１４共振回路、Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数は異なっていても良い。異なることでそのコイルの形状に応じた最適のＳＮＲが導出できる。また上述の実施形態では、Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数の調整に用いるｆ０（６４ＭＨｚ）より小さい値として、５１ＭＨｚを用いているが、Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数は、他の値でもよい。

[0124] 本値を調整することによって第一のループコイル部４２０Ａに流れる第一の電流と第一のループコイル部４２０Ｂに流れる第二の電流の位相差を調整することができる。電流の位相差θがπ／２＜θ＜３π／２となったとき８の字の電流が生成できる。基本的にはπとなることが望ましい。

[0125] また本実施例ではサブ電流の量（電流比）を１０％に調整したが、サブ電流の量は、ノイズ相関を任意の値へ変化させ、対象とする画像領域のＳＮＲを向上させることができればよく、コイル間距離等に応じて適宜調整される。図１３にノイズ相関と電流の関係を示したグラフを示す。コイル間距離（

サブコイルのループ部の中心間の距離）が１４０ｍｍの場合（実施例１）を実線で示し、１１０ｍｍの場合を点線で示す。コイル間距離が１４０ｍｍの場合、従来の方法、すなわち電流比が０になるように調整した場合は、ノイズ相関は０．２となるが、電流比を１０％とすることで、ノイズ相関は０となる。またコイル間距離が１１０ｍｍの場合は電流比が０％のときのノイズ相関は０．４だが、電流比を増やすことでノイズ相関が減少し、電流比２０％の時に０となる。このようにコイルの位置や配置に併せて電流比を変えることで所望のノイズ相関が実現できる。基本的には他方のサブコイルに流れるサブ電流の量は、一方のサブコイルで検出された電流の５～３０％の間となるように調整することが望ましい。また第一のサブ電流（サブコイル４１０Ａに流れるサブ電流）と第二のサブ電流（サブコイル４１０Ｂに流れるサブ電流）は同じでも異なっていてもよい。異なることでそのコイルの形状に応じた最適のＳＮＲが導出できる。また被写体の形や大きさとコイル配置によってもノイズ相関は変化するため、被写体の形をある程度想定した上でコイル位置や配置、調整値とすることが好ましい。

[0126] 本実施形態のＲＦコイル（アレイコイル）は、前記第一のループコイル部で検出された信号により前記第一のループコイル部に流れる第一の電流の一部が、第一のサブ電流として前記第二のループコイル部に流れ、前記第一の電流が前記被写体内に生成する電界と前記第一のサブ電流が前記被写体内に生成する電界とが、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部の間の空間では互いに強め合うように、調整されている。同時に、前記第二のループコイル部で検出された信号により前記第二のループコイル部に流れる第二の電流の一部が、第二のサブ電流として前記第一のループコイル部に流れ、前記第二の電流が前記被写体内に生成する電界と前記第二のサブ電流が被写体内に生成する電界とが、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部の間の空間では、互いに強め合うように、調整されている。

[0127] 本実施形態によれば、サブコイル間のノイズ相関が低減される。また第一のサブコイル４１０Ａ、第二のサブコイル４１０Ｂが同調して動作するため

感度領域が広がり高い感度も得られる。その結果、合成画像のＳＮＲは向上する。

[0128] ＜＜第二の実施形態＞＞

第一の実施形態とその実施例１では、２つのサブコイル４１０のうち、信号受信時に、第二のサブコイル４１０Ｂには、第一のサブコイル４１０Ａで検出された信号の電流の一部である第一のサブ電流が流れ、第一のサブコイル４１０Ａには、第二のサブコイル４１０Ｂで検出された信号の電流の一部である第二のサブ電流が流れる場合を説明した。

[0129] 本実施形態では、第一のサブコイル４１０Ａには、第二のサブコイル４１０Ｂで検出された電流が流れないように調整する。本実施形態においても、アレイコイル４００の構成は第一の実施形態と同じであるが、構成する各回路素子（調整インダクタ４４１、直列キャパシタ４２２、並列キャパシタ４２４）の値の調整方法が異なる。

[0130] 以下、図１４に示す、アレイコイル４００の等価回路６１０を用いて、本実施形態による各回路素子の値の調整方法を説明する。また以下の説明において、適宜、図６及び図９を援用する。なお、図１４において、各キャパシタおよびその値、各インダクタおよびその値、各回路の共振周波数は、図１０に示す第一の実施形態の等価回路６００と同じ符号で表す。

[0131] 高感度と多チャンネルを両立するため、アレイコイル４００を構成する各回路素子は、以下の式（１４）～式（１７）を満たすよう調整される。

[数14]

$$f_{10}=f_{11}=f_{21}=f_0 \quad \cdots(14)$$

$$f_{20}\neq f_0 \quad \cdots(15)$$

$$\frac{1}{2\pi\sqrt{L_{12}C_{14}}}=f_0 \quad \cdots(16)$$

$$\frac{1}{2\pi\sqrt{L_{22}C_{24}}}\neq f_0 \quad \cdots(17)$$

[0132] なお各周波数の定義は第一の実施形態と同様であり、以下のとおりである

。

ｆ０：核磁気共鳴周波数

ｆ１０：Ｌ１２Ｃ１４共振回路の共振周波数

ｆ２０：Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数

ｆ１１：第一サブコイル（第一の共振部）の共振周波数

ｆ２１：第二サブコイル（第二の共振部）の共振周波数

[0133] 式（１６）に従って、各回路素子を調整することにより、信号受信時は、第二のサブコイル４１０Ｂのキャパシタ４２４Ｂの両端は高抵抗とならず、第一のサブコイル４１０Ａと磁気結合する。

[0134] 上記調整により、第一のループコイル部４２０Ａと第二のループコイル部４２０Ｂとが磁気結合した状態の、第一のサブコイル４１０Ａの第一の共振部の等価回路６１１を図１４（ｂ）に示す。同図に示すように、信号受信時、第一のループコイル部４２０Ａと第二のループコイル部４２０Ｂとが磁気結合により結合していることにより、第一のループコイル部４２０Ａが検出した信号により第一のループコイル部４２０Ａには時計回りの電流Ｉ１が流れるとともに、その電流の一部Ｉ２が第二のループコイル部４２０Ｂも半時計回りに流れる。

[0135] また、式（１７）に従って、各回路素子を調整することにより、信号受信時は、第一のサブコイル４１０Ａのキャパシタ４２４Ａの両端は高抵抗となり、第二のサブコイル４１０Ｂは単体で動作する。

[0136] 上記調整により、第二のループコイル部４２０Ｂが単体で動作する状態の、第二のサブコイル４１０Ｂの第二の共振部の等価回路６１２を、図１４（ｃ）に示す。同図に示すように、信号受信時、第二のサブコイル４１０Ｂの第二の共振部は第二のループコイル部４２０Ｂ単体の回路６１２となる。従って第二のループコイル部４２０Ｂにより流れる電流Ｉ３は、第一のループコイル部４２０Ａに流れることはない。

[0137] そして、式（１４）に従って、各回路素子を調整することにより、信号受信時の第一の共振部の共振周波ｆ１１と、第二の共振部の共振周波数ｆ２２

とが、核磁気共鳴周波数ｆ０に等しくなる。これにより、サブコイル４１０Ａおよびサブコイル４１０Ｂは、核磁気共鳴信号を検出できる。

[0138] ［調整の実施例２］

第二実施形態のアレイコイルにおいて、例えば、磁気共鳴周波数ｆ０を静磁場強度１．５Ｔ（テスラ）における水素の核磁気共鳴周波数６４ＭＨｚとして各回路素子を調整した実施例を説明する。なおコイルの形状及びサイズは、第一の実施形態の実施例１と同様である。

[0139] まず、第一の実施形態（実施例１）と同様に、図１４（ｂ）および図１４（ｃ）に示す等価回路６１１および６１２が、それぞれ、６４ＭＨｚで共振し、かつ、インダクタ６４１Ａ（Ｌ１２）と並列キャパシタ６２４Ａ（Ｃ１４）との直列回路の両端のインピーダンスが５０Ωとなるよう各回路素子を調整する。そして、調整インダクタ６４１の値と、並列キャパシタ６２４の値とを、上記各式（１４）～（１７）を満たし、かつ、結合時の電流の流れが、所望の態様になるよう、並列共振回路の特性原理に基づいて調整する。

[0140] また同時に、電流比を１０％とするため、磁気結合部４５０のインダクタ４５１Ｂと４５１Ｂの距離を変化させて電磁気的な結合量を調整する。なおインダクタ４５１Ｂと４５１Ａの値は共に５０ｎＨとした。

[0141] なお、本実施例２の場合、第一のサブコイル４１０Ａ、第二のサブコイル４１０Ｂのいずれを先に調整してもよい。

[0142] ｆ１１、ｆ２１として、ｆ０より小さい値である５２ＭＨｚを用いた場合の、上記調整により調整されたパラメータは、例えば、Ｃ１１＝２０．２ｐＦ、Ｃ１４＝２２５ｐＦ、Ｃ２１＝２１ｐＦ、Ｃ２４＝２３１ｐＦ、Ｌ１２＝１３．６ｎＨ、Ｌ２２＝２６ｎＨとなる。

[0143] このように調整することで本実施例のアレイコイル４００は、核磁気共鳴周波数で共振し、核磁気共鳴信号を受信する。

[0144] なお、本実施例では、各回路素子の調整時にＬ２２Ｃ２４共振回路との共振周波数ｆ２０として、５２ＭＨｚを用いたが、これに限定されない。また共振回路の共振周波数ｆ２０とｆ０との差の大きさについても、限定されな

いが、Ｌ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数２０とｆ０との差は１０％以上異なることが望ましい。

またサブ電流の電流比についても１０％に限定されず、図１３で説明したように、コイル間距離に応じて、例えば５～３０％の範囲で適宜調整することができる。

[0145] さらに本実施例では、第一のサブコイル４１０Ａには、第二のサブコイル４１０Ｂで検出された電流が流れないように調整する場合を説明したが、逆の調整でもよい。即ち第二のサブコイル４１０Ｂには、第一のサブコイル４１０Ａで検出された電流が流れないように調整することも可能である。

[0146] 上述したように、本実施形態のアレイコイルでは、第二のサブコイル４１０Ｂは単体として動作するが、第一のサブコイル４１０Ａは第一のサブコイル４１０Ａで検出された信号の電流の一部が、第二のサブコイル４１０Ｂに逆向きに流れる様に形成する。すなわち図６（ｃ）に示すように、サブコイル間に生成する電界は強め合うように調整される。ノイズ相関はこれらの内積によって求まるため、各領域で内積を求めると図６（ｃ）下段に示すとおり、本実施形態はコイル間の領域では、それ以外の領域に対して大きなマイナスの値となる。すなわちノイズ相関はこれらの積分値によって求まるため従来法に対して低い値となる。その結果ノイズ相関は小さくなり、合成画像のＳＮＲは向上する。

[0147] また、両サブコイルの撮影領域内の感度分布が異なる。従って、本実施形態のアレイコイル４００は、チャンネル数を減らすことなく、高い感度を持つアレイコイルとして動作する。よって、多チャンネルでありながら感度領域の広いコイルのアレイコイルとなるため、本実施形態のアレイコイル４００は、多チャンネルと、広い感度領域と、低ノイズとを、両立する。また、これを、各サブコイル４１０の配置と回路素子の値の調整で実現するため、構造も複雑化することがない。

[0148] 以上、本発明のＲＦコイルの第一及び第二の実施形態とその実施例を説明したが、各実施形態のＲＦコイルは図面や上記説明に限定されることなく種

々の変更が可能である。以下、代表的な変更例を説明する。

[0149] ＜＜電磁気結合手段の変更例＞＞

第一実施形態では、電磁気結合部４５０をインダクタ４５１Ａとインダクタ４５１Ｂとで構成し、これらインダクタの位置関係により二つのサブコイルの結合量を調整したが、本変更例は電磁気結合部４５０として、一対のインダクタの代わりに磁気的な結合手段を用いる。

[0150] 図１５に本変更例のアレイコイル４００の構成を示す。本図に示すように、このアレイコイル４００は、第一のループコイル部４２０Ａと第二のループコイル部４２０Ｂが磁気的に結合するように配置し、結合量を調整する。磁気的結合による結合量を調整するために、例えば各ループ４２１の一部に、それぞれ、結合インダクタ４５１（図１５では不図示）を配置し、これを用いて磁気結合を調整しても良い。或いはインダクタ４５１を二つのサブコイルの一方のみに取り付けてもよい。

[0151] このように結合することにより、アレイコイルの部品点数を減らすことができるためコストを抑えて作成することが可能になる。またインダクタで生じるロスも低減できるため感度が上がる。

[0152] また、例えば、図１６に示すように、二つのサブコイルを共通のキャパシタ４５２を介して電気的に結合しても良い。結合量は、コイル間距離とキャパシタ４５２の値を調整することで調整することができる。

[0153] このように結合することにより、アレイコイルの部品点数を減らすことができるためコストを抑えて作成することが可能になる。またインダクタでは調整が困難な場合でも本形態により調整することが可能になる。

[0154] なおこれら変更例においても、各回路素子を、各サブコイルが核磁気共鳴信号を受信できるように調整すること、且つ一方のサブコイルが検出した電流の一部がサブ電流として他方のサブコイルに流れ且つサブ電流の方向が一方のサブコイルと逆方向となるように調整することは上述した第一実施形態と同様である。

[0155] ＜＜各サブコイルの形状等の変更例＞＞

第一及び第二の実施形態では、第一のループ４２１Ａおよび第二のループ４２１Ｂとして、同サイズ、同形状のループを用いた例を示したが、両者は形状が異なっていてもよいし、大きさが異なっていてもよい。異なる形状、大きさのループ４２１をそれぞれ用いることで、配置パターンの自由度が増す。ループ４２１の形状および／またはサイズの制約を低減することで、また、もう一方のループへ流す電流の大きさを調整することが容易になり、ノイズが低下する。

[0156] またサブコイルとして、異なる形状を組み合わせることで、被写体１０３に合った最適なコイルを実現できる。また一方のサブコイルの電流が他方のサブコイルのループへ流れることでコイル間の干渉が増え感度が低下するような場合でも、異なったサブコイルのサイズを使うことで感度低下を抑制できる。

[0157] また第一及び第二の実施形態では、各サブコイル４１０のループ４２１の形状は、略平面上の矩形、あるいは、円形の一重ループを例にあげて説明した。しかし、ループ４２１の形状は、これらに限定されない。その等価回路が等価回路６００と同等となるものであれば良い。

[0158] 例えば、第一のサブコイルを構成する第一のループと、第二のサブコイルを構成する第二のループとは、それぞれ、略同一面に配置される蝶型の形状を有していても良い。図１７に、蝶型のループを備えるアレイコイル（蝶型アレイコイル）７００の一例を示す。

[0159] このアレイコイル７００は、それぞれ蝶型のループを備える第一のサブコイル７１０Ａと第二のサブコイル７１０Ｂとを備える。第一のサブコイル７１０Ａを構成するループコイル部７２０Ａは、２つのループ部７２１Ａ、７２５Ａを有し、第二のサブコイル７１０Ｂを構成するループコイル部７２０Ｂは、２つのループ部７２１Ｂ、７２５Ｂを有する。二つのループ部のうち一方、図ではループ部７２１Ａ、７２１Ｂに、それぞれ並列キャパシタ７２４Ａ、７２４Ｂが挿入され、その両端に低インピーダンス信号処理回路７３０が並列に接続される。ループ部７２５Ａ、７２５Ｂには、調整素子として

直列キャパシタ７２２Ａ、７２２Ｂが挿入されている。これらキャパシタの数は１以上であればよく、図示する例に限定されない。

[0160] また二つのサブコイル７１０Ａ、７１０Ｂを電磁気的に結合する結合部７５０は、図示する実施形態では、ループ部７２１Ａとループ部７２１Ｂとを結合するように設けられる。電磁気結合部７５０は、第一或いは第二実施形態と同様に、図９に示すようなインダクタ４５１でもよいし、それ以外の磁気的結合手段など（図１５、図１６）でもよい。

[0161] 本変更例においても、各回路素子と電磁気的結合部の距離等を調整することで、例えば第一のサブコイル７１０Ａに流れる電流の一部（例えば５～３０％）が第二のサブコイル７１０Ｂに流れ、且つ第二のサブコイル７１０Ｂに流れる電流の向きが第一のサブコイル７１０Ａに流れる電流の向きと逆になるようにする。

[0162] 上記調整は、第一の実施形態或いは第二の実施形態と同様に、式（４）～式（８）或いは式（１４）～（１７）を満たすようになされる。但し、蝶型アレイコイル７００は、上述したアレイコイル４００とはループの形状並びに相互インダクタンスが異なるため、それに応じて、並列キャパシタ、直列キャパシタおよび調整インダクタの値を調整する。

[0163] 蝶型アレイコイル７００も、アレイコイル４００と同様に図１０或いは図１４に示す等価回路６００、６１０で表すことができ、動作原理はアレイコイル４００と同じである。すなわち、第一のサブコイル７１０Ａのループ７２１Ａ、７２５Ａは、第二のサブコイル７１０Ｂのループ７２１Ｂ、７２５Ｂと結合して動作する。式（４）～式（８）を満たすように各回路素子を調整した場合には、第一のサブコイル７１０Ａに流れる電流の一部が第二のサブコイル７１０Ｂに流れ、第二のサブコイル８１０Ｂに流れる電流の一部が第一のサブコイル７１０Ａに流れる。式（１４）～（１７）を満たすように各回路素子を調整した場合には、第一のサブコイル７１０Ａに流れる電流の一部が第二のサブコイル７１０Ｂに流れるが、第二のサブコイル７１０Ｂは、単体として動作する。或いは逆に第二のサブコイル７１０Ｂに流れる電流

の一部が第一のサブコイル７１０Ａに流れるが、第一のサブコイル７１０Ａは、単体として動作する。

[0164] 本変更例の蝶型アレイコイル７００も、上述のように調整することで、各サブコイル７１０が、検出対象の核磁気共鳴信号に対して感度を有する。また、第一のサブコイル７１０Ａのループ７２１Ａは、電磁気結合部７５０によって第二のサブコイル７１０Ｂのループ７２１Ｂにもサブ電流が流れるため、コイル間に生じる電界が強めあい、ノイズ相関が低下しＳＮＲが向上する。

[0165] さらに、蝶型アレイコイル７００は、ループ７２１が蝶型形状を有していることから、検査対象１０３の表面に加えて深部方向の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。

[0166] なお、図１７に示すアレイコイル７００では、第一のループコイル部７２０Ａおよび第二のループコイル部７２０Ｂに、それぞれ、同形状、同サイズのループを用いている。しかし、両者のサイズ、形状は異なってもよい。第一のサブコイル７１０Ａ、第二のサブコイル７１０Ｂそれぞれに、異なる形状、サイズのループを用いることで配置パターンの自由度が増す。また、磁気結合の大きさを調整が容易になる。

[0167] その他、本変更例においても、第一の実施形態及び第二の実施形態で採用可能な変更例の構成を適宜組み合わせて採用することが可能である。

[0168] ＜＜第三の実施形態＞＞

第一及び第二の実施形態では、２つのサブコイルを組み合わせてアレイコイルを構成している場合を説明したが、本実施形態では、３つ以上のサブコイルを組み合わせて、アレイコイルを構成する。これにより、多チャンネルと低ノイズを実現する。また感度を向上もしくは広げることができる。

[0169] 本実施形態のＭＲＩ装置は、基本的に第一の実施形態のＭＲＩ装置１００と同様の構成を有する。以下、本実施形態について、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

[0170] 図１８は、本実施形態のアレイコイル８００を説明するための図である。

本図に示す通り、本実施形態のアレイコイル８００は、第一のサブコイル８１０Ａと、第二のサブコイル８１０Ｂと、第三のサブコイル８１０Ｃと、を備える。これらサブコイル８１０は、この順番で並び、隣り合ったサブコイル８１０が電磁気結合部８５０によって接続され配置される。また第一～第三のサブコイル８１０は、それぞれ、低インピーダンス信号処理回路８３０を介して、受信器１６２に接続され、各々が一つの受信チャネルを構成する。

[0171] 第一のサブコイル８１０Ａ及び第三のサブコイル８１０Ｃの構成は、それぞれ、第一の実施形態の第一のサブコイル４１０Ａ（図９）と同じである。また、第二のサブコイル８１０Ｂは、第一の実施形態の第二のサブコイル８１０Ｂと同じである。それぞれのキャパシタ及びインダクタは、第一の実施形態同様、次の式（１８）から式（２１）を満たすように調整される。

[0172] [数18]

$$f11 = f21 = f31 = f0 \quad \cdots(18)$$

$$f10 \neq f0,\ \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{12}C_{14}}} \neq f_0 \quad \cdots(19)$$

$$f20 \neq f0,\ \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{22}C_{24}}} \neq f_0 \quad \cdots(20)$$

$$f30 \neq f0,\ \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{32}C_{34}}} \neq f_0 \quad \cdots(21)$$

[0173] なお各周波数の定義は第一の実施形態と同様であり、以下のとおりである。

ｆ０：核磁気共鳴周波数

ｆ１０：第一のサブコイルのＬ１２Ｃ１４共振回路の共振周波数

ｆ２０：第二のサブコイルのＬ２２Ｃ２４共振回路の共振周波数

ｆ３０：第三のサブコイルのＬ３２Ｃ３４共振回路の共振周波数

ｆ１１：第一のサブコイル（第一の共振部）の共振周波数

ｆ２１：第二のサブコイル（第二の共振部）の共振周波数

ｆ３１：第三のサブコイル（第三の共振部）の共振周波数

[0174] 第三のサブコイルの共振周波数とは、第三のサブコイル８１０Ｃの低インピーダンス信号処理回路８３０から見た、低インピーダンス信号処理回路８３０を除いた第三のサブコイル８１０Ｃ（第三の共振部）の共振周波数である。またＬ３２Ｃ３４共振回路とは、第三のサブコイル８１０Ｃのループコイル部８２０Ｃに挿入された並列キャパシタ８２４Ｃと磁気結合調整部８４１（インダクタ８４１）の並列共振回路であり、並列キャパシタ８２４Ｃの値をＣ３４、インダクタ８４１の値をＬ３２とする。

[0175] このような調整により、本実施形態のアレイコイル８００は、第一のサブコイル８１０Ａと第二のサブコイル８１０Ｂとはそれぞれ検出した信号の電流の一部が互いに流れるように、また、第三のサブコイル８１０Ｃと第二のサブコイル８１０Ｂとはそれぞれ検出した信号の電流の一部が互いに流れるように調整されるとともに、それぞれが核磁気共鳴周波数ｆ０で共振するよう調整される。

[0176] 例えば、静磁場強度１．５Ｔ（テスラ）における水素の核磁気共鳴周波数６４ＭＨｚで共振するように調整される。そして、第一のサブコイル８１０Ａの各回路素子、第二のサブコイル８１０Ｂの各回路素子、第三のサブコイル８１０Ｃの各回路素子は、Ｌ１２Ｃ１４共振回路、Ｌ２２Ｃ２４共振回路、Ｌ３２Ｃ３４共振回路が核磁気共鳴周波数で共振しないよう調整される。すなわち、この周波数の信号受信時に高抵抗とならないよう調整される。

[0177] 第一のサブコイル８１０Ａのループコイル部８２０Ａは、信号受信時に第二のサブコイル８１０Ｂのループコイル部８２０Ｂと電磁気結合部８５０により、サブコイル８１０Ａで検出された信号の一部が第二のサブコイル８１０Ｂのループコイル部８２０Ｂに流れる様にする。これは、第二のサブコイル８１０Ｂの各回路素子が、上記式（２０）に従って調整されることにより、信号受信時に高抵抗とならないためである。

[0178] 一方、第一のループコイル部８２０Ａは、第三のサブコイル８１０Ｃのループコイル部８２０Ｃとは、ほとんど磁気的に結合しない。逆も同様である。これは、両者が距離的に離れていることと、隣接するコイルどうしの結合

が支配的であることによる。

[0179] 同様に、第三のサブコイル８１０Ｃのループコイル部８２０Ｃは、信号受信時に第二のサブコイル８１０Ｂのループコイル部８２０Ｂと電磁気結合部８５０により、サブコイル８１０Ｃで検出された信号の一部が第二のサブコイル８１０Ｂのループコイル部８２０Ｂに流れる様にする。これは、第二のサブコイル８１０Ｂの各回路素子が、上記式（２０）に従って調整されることにより、信号受信時に高抵抗とならないためである。

[0180] また、第二のサブコイル８１０Ｂは、信号受信時にサブコイル８１０Ｂで検出された信号の一部が、ループコイル部８２０Ｂに備えられた二つの電磁気結合部８５０により、それぞれ第三のサブコイル８１０Ｃのループコイル部８２０Ｃと、第一のサブコイル８１０Ａのループコイル部８２０Ａとに流れる。これは、第一のサブコイル８１０Ａと第三のサブコイル８１０Ｃの各回路素子が、上記式（１９）、（２１）に従って調整されることにより、信号受信時に高抵抗とならないためである。

[0181] これにより本実施形態のアレイコイル８００では、第一のサブコイル８１０Ａの信号受信時には、その第一のループコイル部８２０Ａと第二のループコイル部８２０Ｂとに８の字のような電流を形成する。また第三のサブコイル８１０Ｃの信号受信時には、その第三のループコイル部８２０Ｃと第二のループコイル部８２０Ｂとに８の字のような電流を形成する。このように各サブコイル８１０は隣り合うサブコイルと電流を流し合い８の字の電流を形成し、コイル間に生じる電界が強めあう。このためノイズ相関が低下しＳＮＲが向上する。また、各サブコイル８１０は、検出対象の核磁気共鳴周波数で共振する。従って、各サブコイル８１０は、検出対象の核磁気共鳴信号の取得が可能である。

[0182] 以上、説明したように、本実施形態の受信ＲＦコイルにおいて、他の実施形態と同様に、広い感度領域と、低ノイズとを実現する。特にサブコイル数を増やすことで、より広い感度領域を確保することができる。

[0183] ＜＜第三の実施形態の変更例＞＞

本実施形態のアレイコイルは、図１８に示す実施形態に限定されることなく、種々の変更が可能である。

[0184] ［磁気結合の変更例］

本実施形態では、信号受信時、第一のサブコイル８１０Ａは、第二のサブコイル８１０Ａと互いに電流を流し合い、第三のサブコイル８１０Ｃは、第二のサブコイル８１０Ｂと互いに電流を流し合うよう各回路素子を調整している。

[0185] しかし、磁気結合のパターンは本構成に限られない。例えば、第一のサブコイル８１０Ａおよび第三のサブコイル８１０Ｃが第二のサブコイル８１０Ｂとそれぞれ磁気結合し、第二のサブコイル８１０Ｂは、いずれとも結合しないよう、各回路素子を調整してもよい。

[0186] ［サブコイルの数及び配置の変更例］

本実施形態では３つのサブコイル８１０Ａ、８１０Ｂ、８１０Ｃを組み合わせる場合を例にあげて説明したが、サブコイル８１０の数は、これに限定されない。４つ以上のサブコイル８１０を用いても良い（例えば、図８（ｃ））。サブコイル８１０の個数を増やすことにより、より広い領域で感度を持たせることができる。

[0187] サブコイルの数（チャンネル数）を増やす場合、図１８に示す実施形態のアレイコイルをその長手方向に延長してもよいし、例えば図１９に示すマルチチャンネルコイル９００のように、サブコイル９１０の配列方向を変化させてもよい。この場合、端部に位置するサブコイル９１０Ａとサブコイル９１０Ｃとは、電磁気結合部９５０で結合してもよいし、しなくてもよい。また磁気結合のパターンは、配列の一方向のみに磁気結合するようにしてもよいし、双方向に磁気結合するようにしてもよい。

[0188] さらに、本実施形態では、電磁気結合部９５０で結合されるコイルは隣り合うように配置したが、これに限定されない。一部、もしくはすべてのサブコイルの間に、他のサブコイルが挿入されても良い。これにより、コイル配置密度が上がり感度が上がる。また感度領域の設計の自由度が向上する。

[0189] 電磁気結合された二つのサブコイルの間に、それらサブコイルとは電磁気結合されない第三のサブコイルを配置したマルチチャネルコイルの一例を図２０に示す。

[0190] 本図に示すマルチチャンネルコイル４００－２は、二つのサブコイル４１０Ａとサブコイル４１０Ｂは電磁気結合部４５０で結合され、アレイコイルを構成し、第一の実施形態或いは第二の実施形態のアレイコイル４００と同様に、各回路素子が調整されている。

[0191] 第三のサブコイル４１０Ｃは、第一のサブコイル４１０Ａのループ４２１Ａと、第二のサブコイル４１０Ｂのループ４２１Ｂとの間に配置され、これらサブコイルとは磁気結合しない。このようなマルチチャンネルコイル４００－２における第一のサブコイル４１０Ａの信号受信時及び第二のサブコイル４１０Ｂの信号受信時における電流の流れ、即ち少なくとも一方の信号受信時に両サブコイルに８の字のような電流が流れることは、第一又は第二の実施形態のアレイコイル４００と同様である。

[0192] このように電磁気結合される二つのループ４２１Ａおよび４２１Ｂは必ずしも隣接して配置しなくてもよく、その間に第三のサブコイルを配置することで、ＲＦコイルの配置密度を上げることが可能となる。これにより感度が向上する。

[0193] その他、第一及び第二の実施形態で説明した変更例は、本実施形態にも適用することが可能である。例えば、各サブコイルのループコイル部の形状を矩形以外の形状にすること、サブコイルごとにサイズや形状を異ならせることも可能である。電磁気結合部４５０や磁気結合調整部４４１など構成も種々の形態を取りえる。

符号の説明

[0194] ０９０：座標系、１００：ＭＲＩ装置、１０１：ＭＲＩ装置、１０２：テーブル、１０３：検査対象、１１０：磁石、１１１：磁石、１２１：シムコイル、１２２：シム電源、１３１：傾斜磁場コイル、１３２：傾斜磁場電源、１４０：シーケンサ、１５１：送信ＲＦコイル、１５２：高周波磁場発生

器、１６１：受信ＲＦコイル、１６２：受信器、１７０：計算機、１７１：表示装置、１８０：磁気結合防止回路駆動装置、２１０：送受間磁気結合防止回路、２１１：ＰＩＮダイオード、２１２：制御用信号線、２２０：送受間磁気結合防止回路、２２０ｍ：送受信間磁気結合防止回路、２２１：ＰＩＮダイオード、２２１ｍ：クロスダイオード、２２２：インダクタ、２２３：制御用信号線、３００：鳥かご型ＲＦコイル、３０１：直線導体、３０２：端部導体、３０３：キャパシタ、３１１：入力ポート、３１２：入力ポート、４００：アレイコイル、４００－１：アレイコイル、４１０：サブコイル、４２０：ループコイル部、４２１：ループ、４２２：直列キャパシタ、４２３：キャパシタ、４２４：並列キャパシタ、４３０：低インピーダンス信号処理回路、４３１：低入力インピーダンス信号増幅器、４４１：磁気結合調整部、４５０：電磁気結合部、４５１：結合インダクタ、４６２：コイル部、４６３：コイル部、５００：並列共振回路、５０１：キャパシタ、５０２：インダクタ、６００：等価回路、６０１：等価回路、６０２：等価回路、６１０：等価回路、６１１：等価回路、６１２：等価回路、６２１：インダクタ、６２２：直列キャパシタ、６２４：並列キャパシタ、６２６：インダクタ、６２７：インダクタ、６３２：インピーダンス、６４１：調整インダクタ、７００：蝶型アレイコイル、７１０：サブコイル、７２０：ループコイル部、７２１：ループ、７２５：ループ、７３０：低インピーダンス信号処理回路、７５０：電磁気結合部、８００：アレイコイル、８１０：サブコイル、８２０：ループコイル部、８３０：低インピーダンス信号処理回路、８４１：調整インダクタ、８５０：電磁気結合部、９００：アレイコイル、９１０：サブコイル、９２０：ループコイル部、９２１：ループ、９３０：低インピーダンス信号処理回路、９４１：磁気結合調整部、９５０：電磁気結合部。

請求の範囲

[請求項1] 導体からなる第一のループコイル部を有し、被写体からの核磁気共鳴信号の受信が可能な第一のサブコイルと、

導体からなる第二のループコイル部を有し、被写体からの核磁気共鳴信号の受信が可能な第二のサブコイルと、

前記第一のサブコイルと前記第二のサブコイルとの間に配置され、前記第一のサブコイルと前記第二のサブコイルとを電磁気的に結合する電磁気結合部と、

を備え、

前記第一のループコイル部で検出された信号により前記第一のループコイル部に流れる第一の電流の一部が、第一のサブ電流として前記第二のループコイル部に流れ、前記第一の電流が前記被写体内に生成する電界と前記第一のサブ電流が前記被写体内に生成する電界とが、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部の間の空間では互いに強め合うように、調整されていること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項2] 請求項１記載の高周波コイルであって、さらに、

前記第二のループコイル部で検出された信号により前記第二のループコイル部に流れる第二の電流の一部が、第二のサブ電流として前記第一のループコイル部に流れ、前記第二の電流が前記被写体内に生成する電界と前記第二のサブ電流が被写体内に生成する電界とが、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部の間の空間では、互いに強め合うように、調整されていること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項3] 請求項１記載の高周波コイルであって、さらに、

前記第二のループコイル部で検出された信号により前記第二のループコイル部に流れる第二の電流が、前記第一のループコイル部に流れないように、調整されていること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項4] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記電磁気結合部は、インダクタを備えた磁気結合部であること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項5] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記電磁気結合部は、導体による電気的結合部であること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項6] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記電磁気結合部は、前記第一のループコイル部と前記第二のループコイル部との配置関係により電磁気的結合を行う電磁気結合部であること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項7] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記第一のサブコイル及び前記第二のサブコイルの少なくとも一方のサブコイルは、当該サブコイルが接続される低インピーダンス信号処理回路と当該サブコイルのループコイル部とを接続する磁気結合調整部、をさらに備え、

前記磁気結合調整部は、キャパシタおよびインダクタの少なくとも一方を調整回路要素として備え、

前記ループコイル部は、

そのインダクタ成分に対して直列に挿入される直列キャパシタと、

前記インダクタ成分に対して直列に挿入され、当該ループコイル部を並列共振回路とする並列キャパシタと、を備え、

前記少なくとも一方のサブコイルは、前記調整回路要素、前記直列キャパシタ、及び前記並列キャパシタの値を調整することにより、調整されること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項8] 請求項７に記載の高周波コイルであって、

前記第一の電流と前記第一のサブ電流との位相差は、９０度より大きく２７０度より小さいこと

を特徴とする高周波コイル。

[請求項9] 請求項７記載の高周波コイルであって、

前記第一のサブ電流の強度は前記第一の電流の強度の５～３０％であること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項10] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記第一のループコイル部および前記第二のループコイル部の少なくとも一方は蝶型形状をしたループ形状であること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項11] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記第一のサブコイル及び前記第二のサブコイルの少なくとも一方と、電磁気的に結合された第三のサブコイルをさらに備えること

を特徴とする高周波コイル。

[請求項12] 請求項１ないし３いずれか一項に記載の高周波コイルであって、

前記第一のサブコイルと前記第二のサブコイルとの間に、磁気結合しない第三のサブコイルをさらに備えることを特徴とする高周波コイル。

[請求項13] 静磁場を形成する静磁場形成部と、

傾斜磁場を形成する傾斜磁場形成部と、

前記静磁場に配置された検査対象に高周波磁場を照射する送信ＲＦコイルと、

前記検査対象からの核磁気共鳴信号を検出する受信ＲＦコイルと、

前記受信ＲＦコイルが検出した核磁気共鳴信号を処理する信号処理部と、を備え、

前記受信ＲＦコイルが、請求項１記載の高周波コイルであること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項14] 請求項１３に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記高周波コイルは、前記第一のループコイル部及び前記第二のループコイル部が前記静磁場の方向と直交する面に沿って配置されることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項15] 請求項１３に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記高周波コイルは、前記第一のループコイル部及び前記第二のループコイル部が前記静磁場の方向と平行な面に沿って配置されることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項16] 複数のサブコイルを有し、それぞれが、信号受信時に電流が流れるループコイル部と、前記ループコイル部に接続された少なくとも一つのインダクタ及び／又はキャパシタを含む回路要素と、を備え、核磁気共鳴信号を受信可能に調整されたマルチチャネル高周波コイルの調整方法であって、

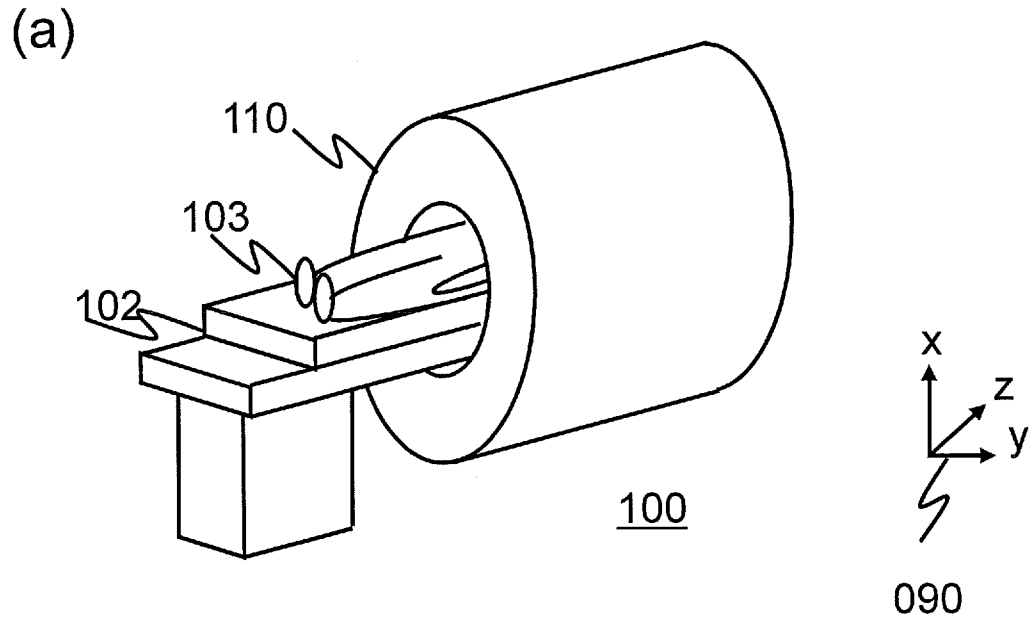
前記複数のサブコイルのうち、一つのサブコイルのループコイル部に流れる電流の一部をサブ電流として他のサブコイルのループコイル部に流れるように、少なくとも二つのサブコイルどうしを電磁気的に結合し、

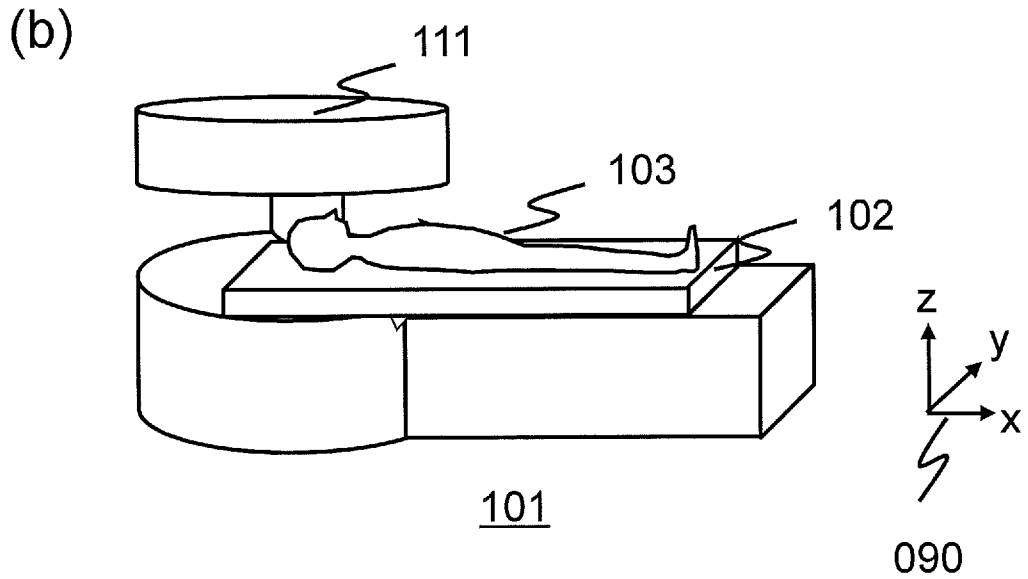
前記一つのサブコイルのループコイル部に流れる電流と前記他のサブコイルに流れるサブ電流とが同期し、電流の流れる方向が逆方向となるように、前記回路要素及び前記サブコイルどうしの電磁気的結合量を調整する、

ことを特徴とするマルチチャネル高周波コイルの調整方法。

[図1]

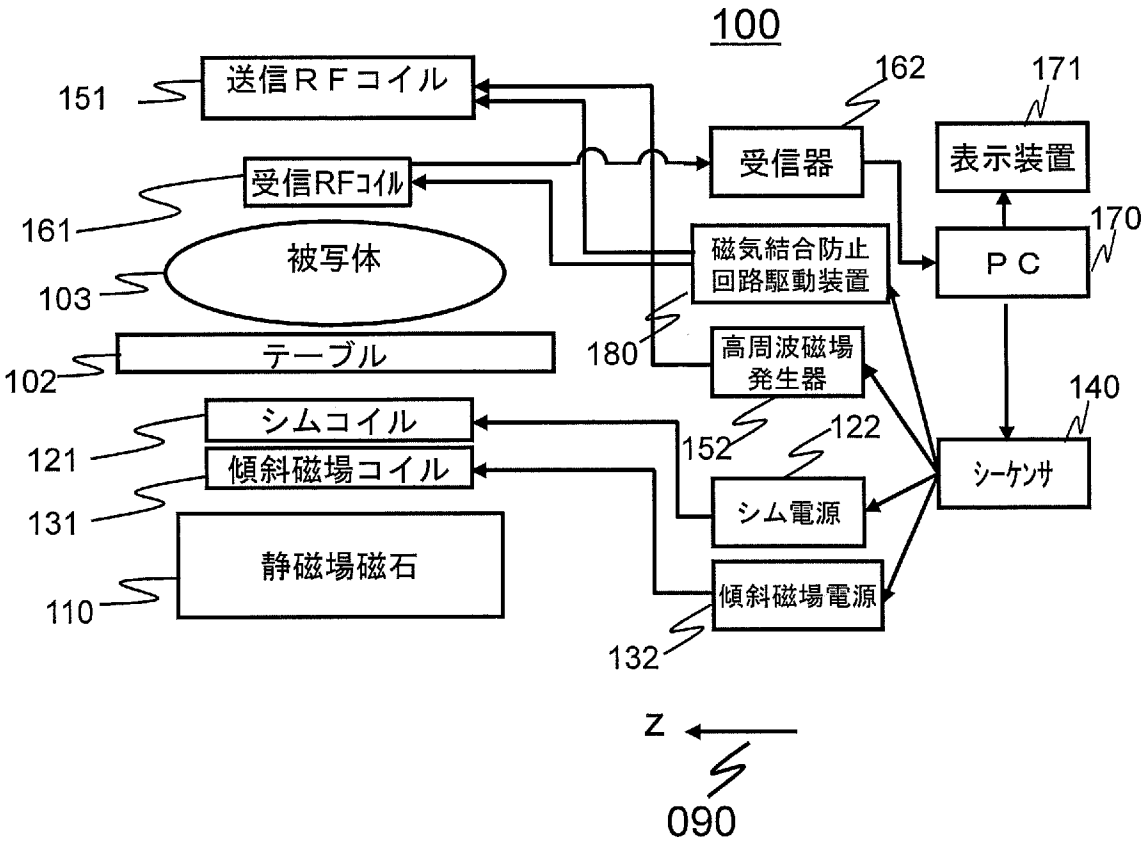
図1





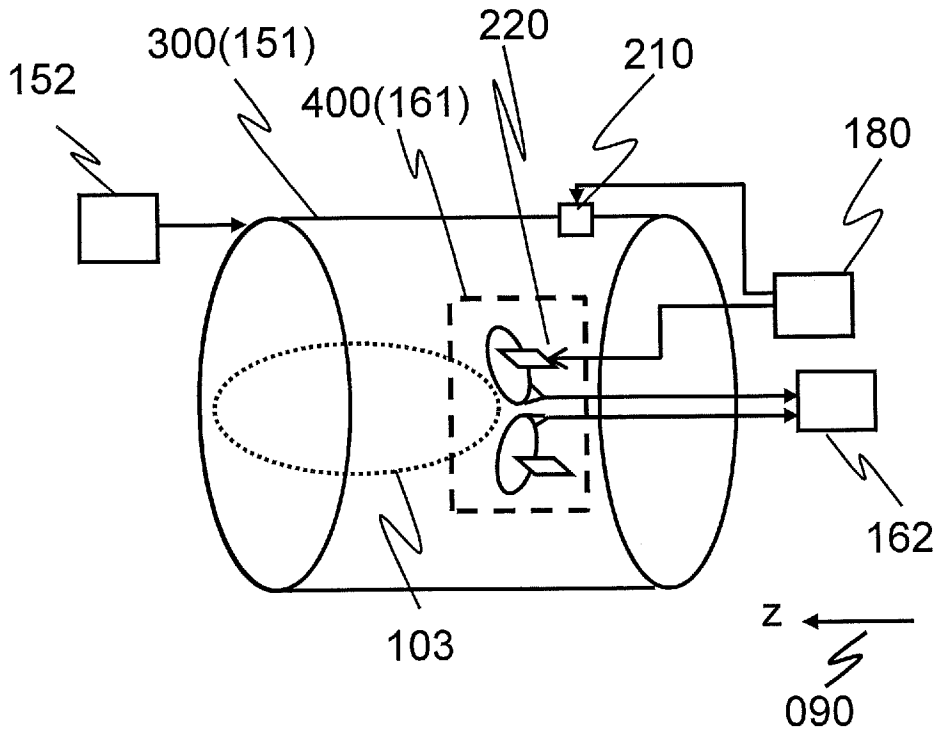
[図2]

図2


100
送信ＲＦコイル
151
受信RFｺｲﾙ
161
被写体
103
テーブル
102
シムコイル
121
傾斜磁場コイル
131
静磁場磁石
110
受信器
162
磁気結合防止
回路駆動装置
180
高周波磁場
発生器
152
シム電源
122
傾斜磁場電源
132
表示装置
171
ＰＣ
170
ｼｰｹﾝｻ
140
Z
090

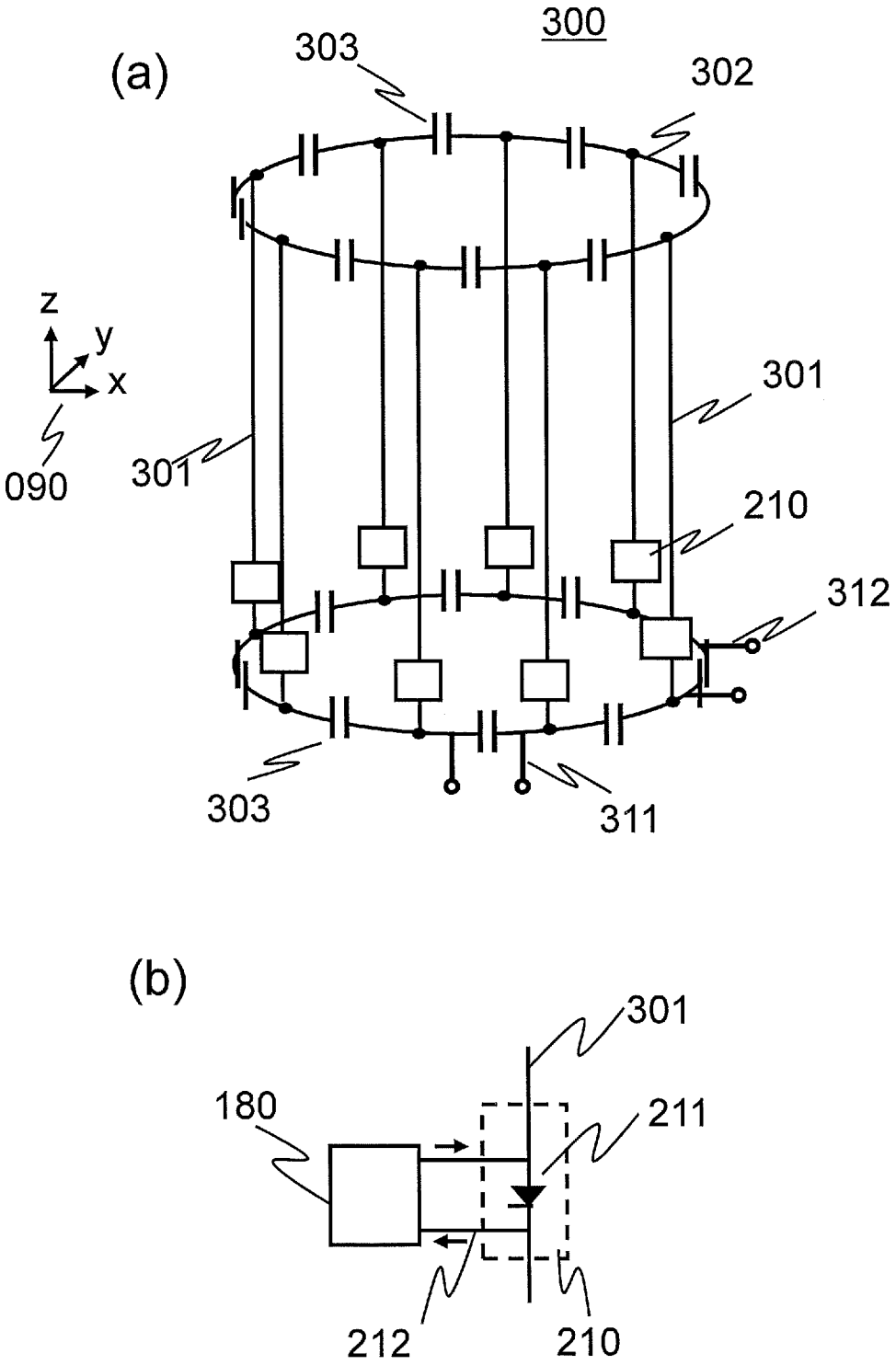
[図3]

図3



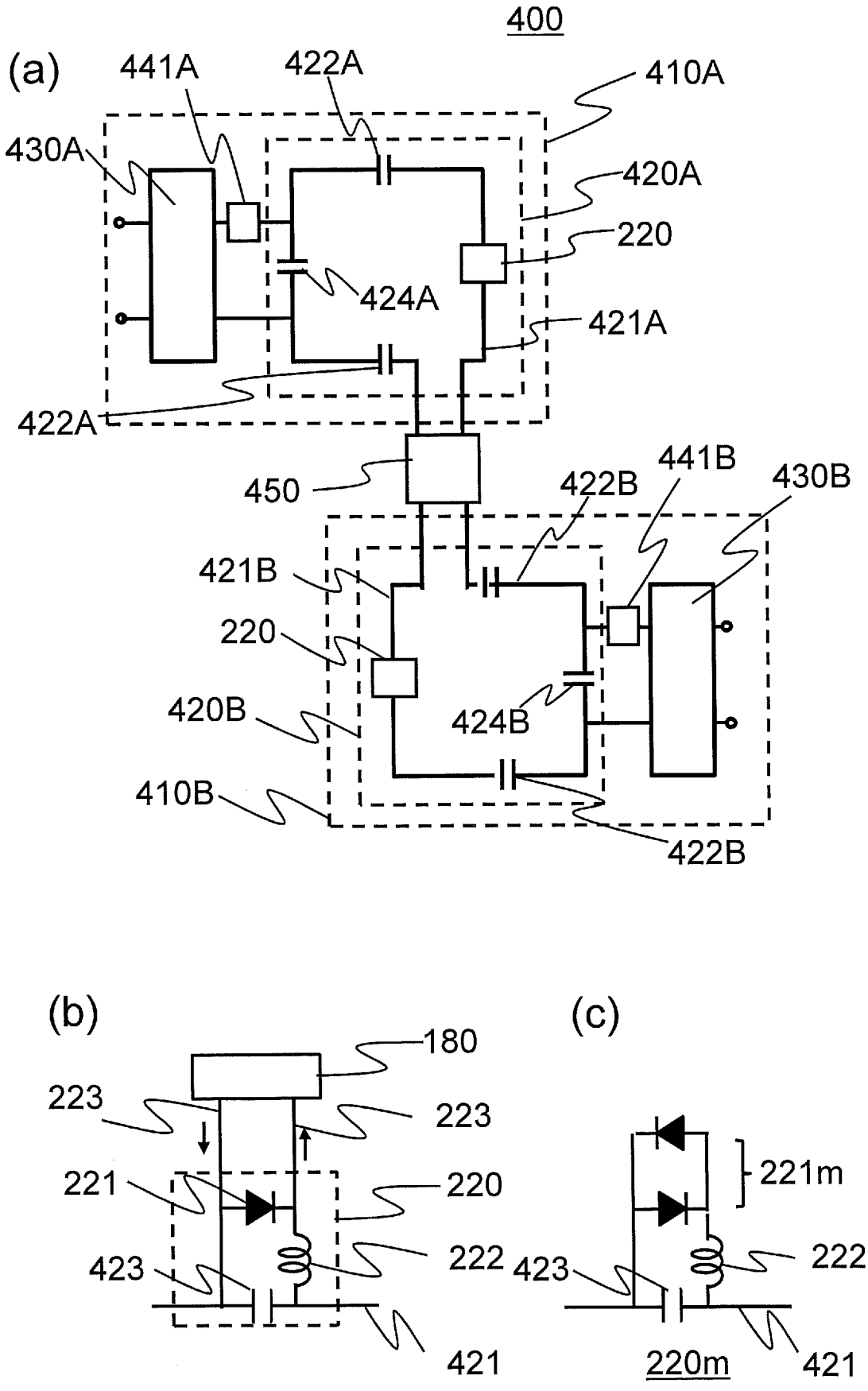
[図4]

図4

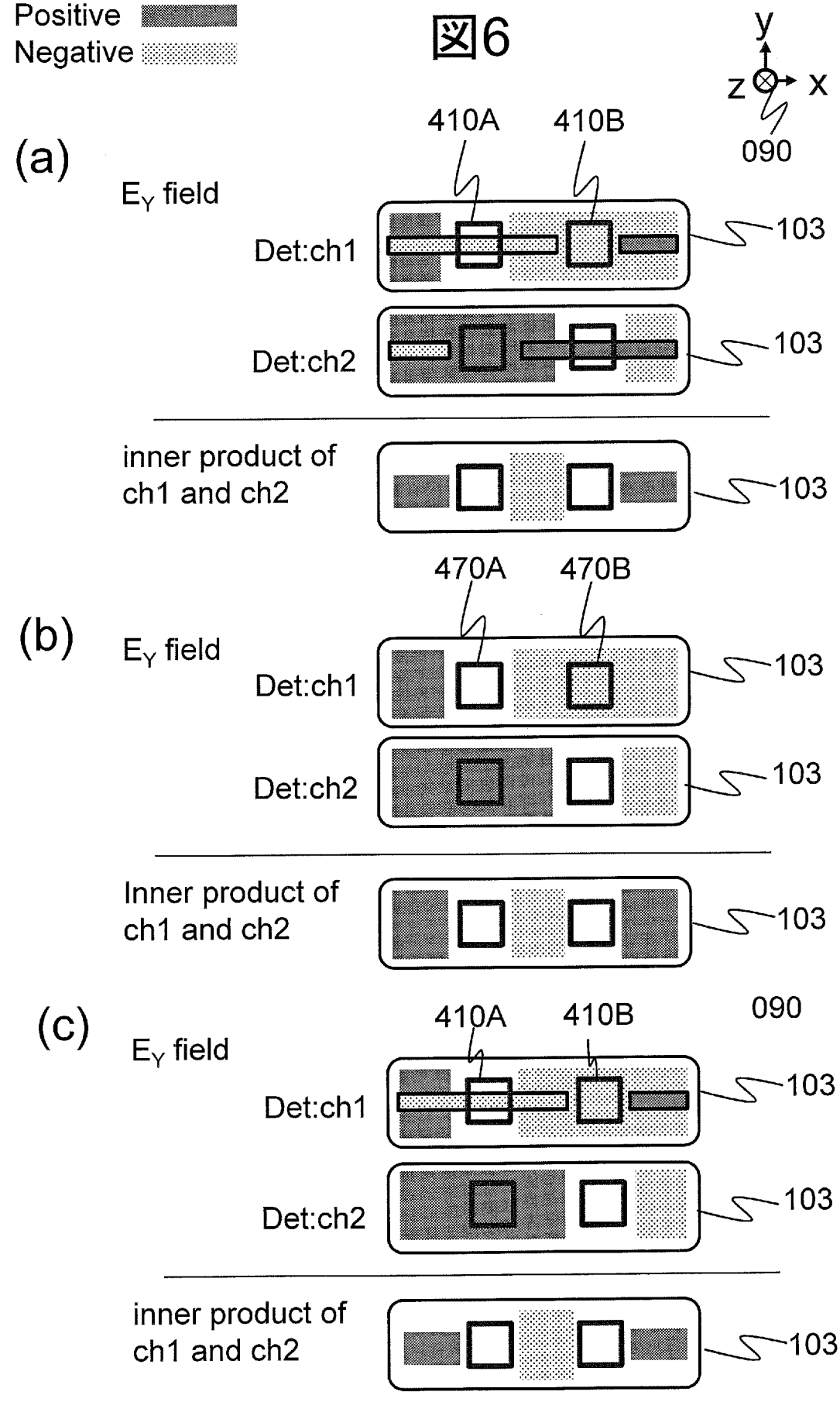

(a)
300
303
302
z
y
x
090
301
301
210
312
303
311
(b)
301
180
211
212
210

[図5]

図5

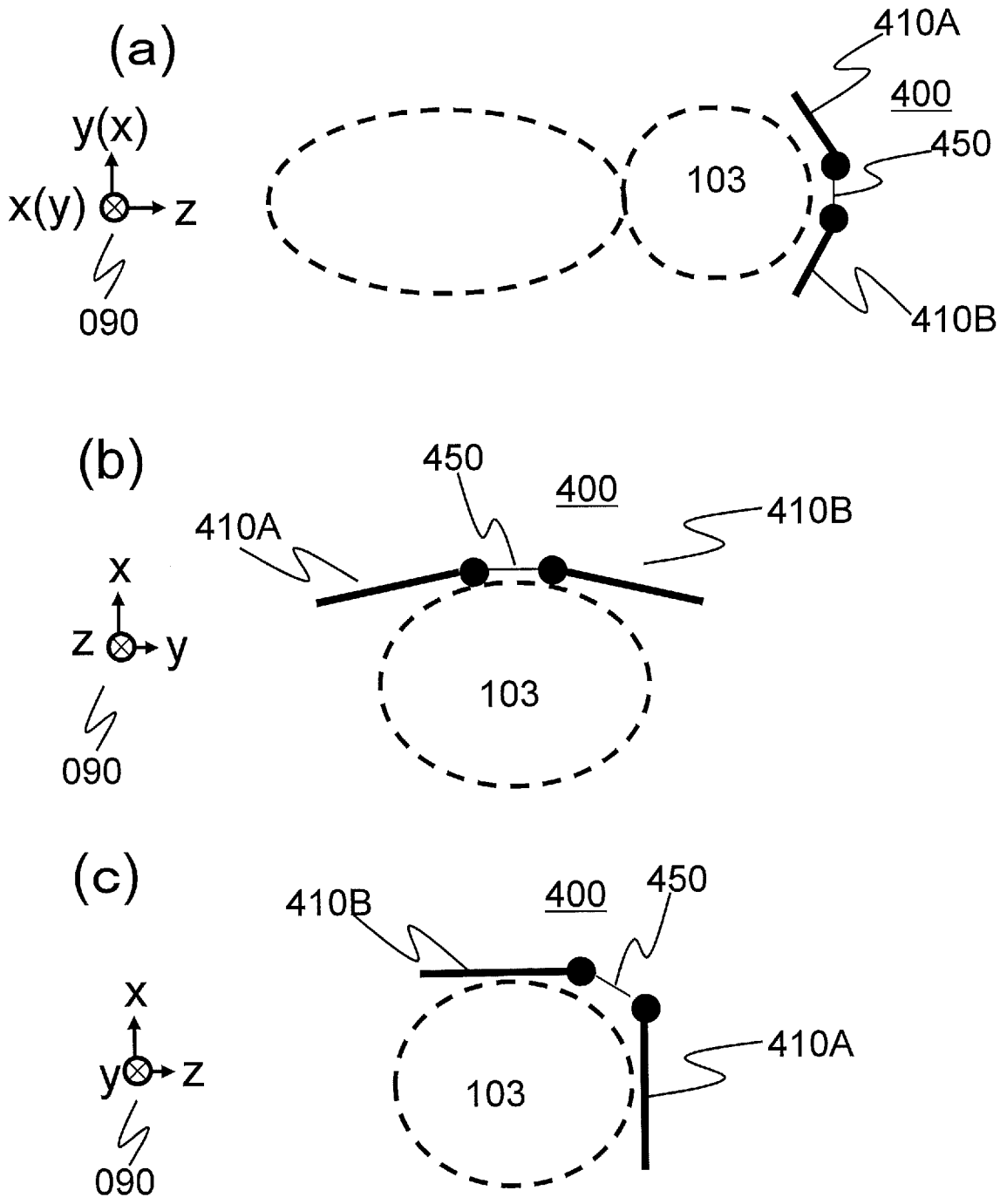

400
(a)
441A
422A
410A
430A
420A
220
424A
421A
422A
450
441B
422B
430B
421B
220
420B
424B
410B
422B
(b)
180
223
223
221
220
222
423
421
(c)
221m
222
423
220m
421

[図6]


Positive
Negative
図6
y
z
x
090
(a)
410A
410B
E_Y field
Det:ch1
Det:ch2
103
inner product of ch1 and ch2
(b)
470A
470B
E_Y field
Det:ch1
Det:ch2
Inner product of ch1 and ch2
(c)
410A
410B
090
E_Y field
Det:ch1
Det:ch2
inner product of ch1 and ch2

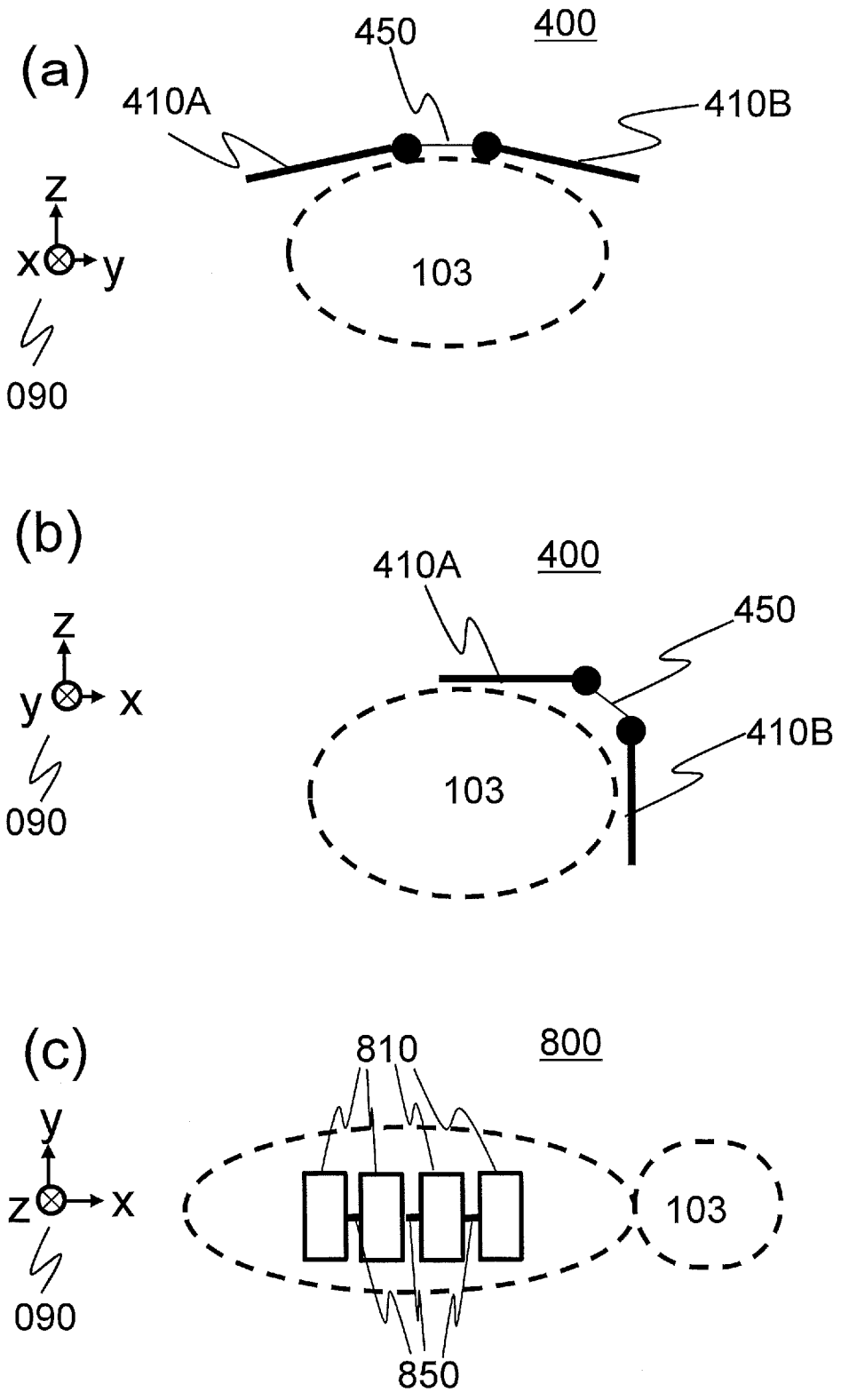
[図7]

図7


(a)
y(x)
x(y)
z
090
410A
400
450
103
410B
(b)
450
400
410A
410B
x
z
y
090
103
(c)
410B
400
450
x
y
z
090
103
410A

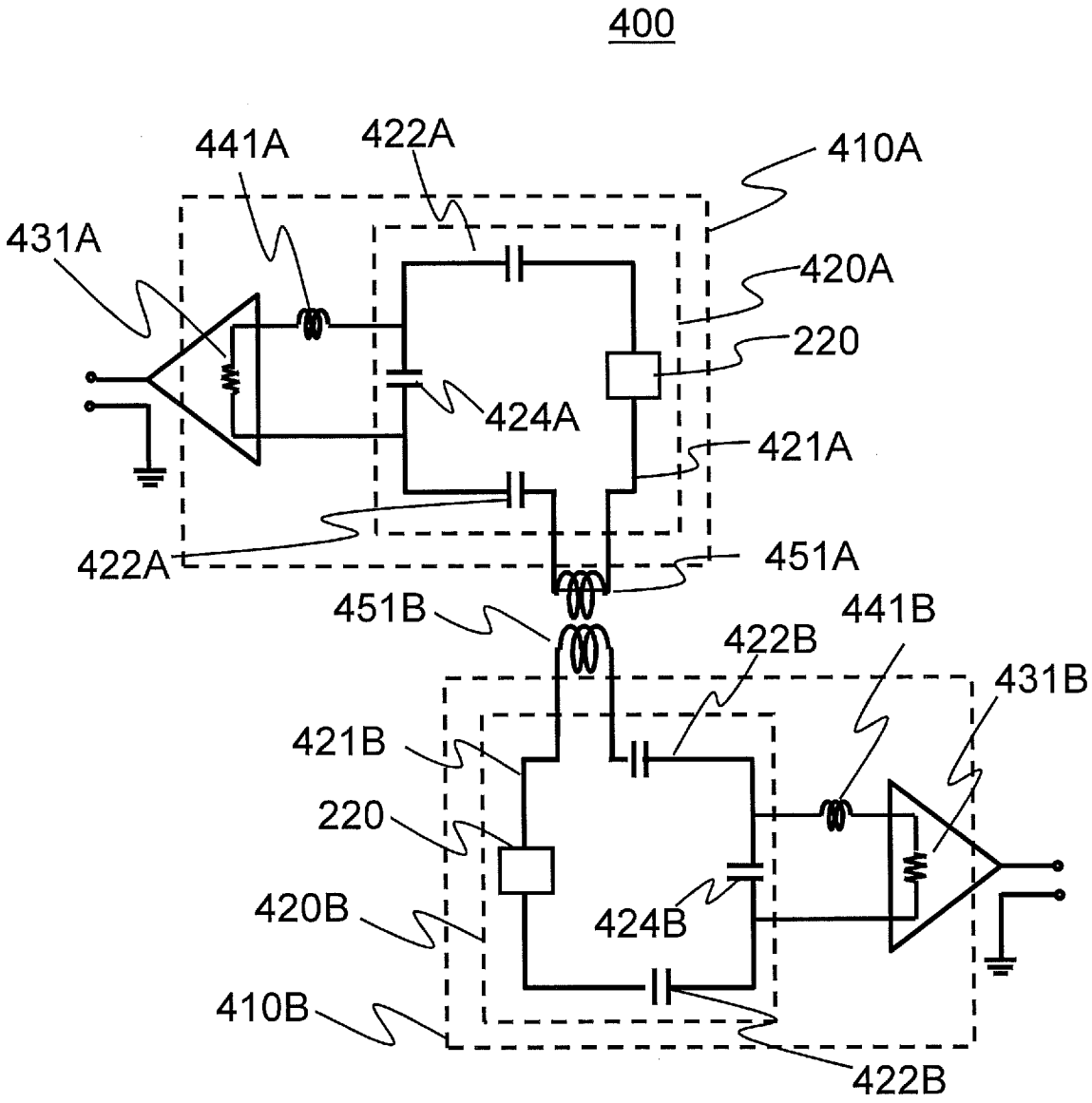
[図8]

図8


(a)
450
400
410A
410B
z
x
y
103
090
(b)
410A
400
450
z
y
x
410B
103
090
(c)
810
800
y
z
x
103
090
850

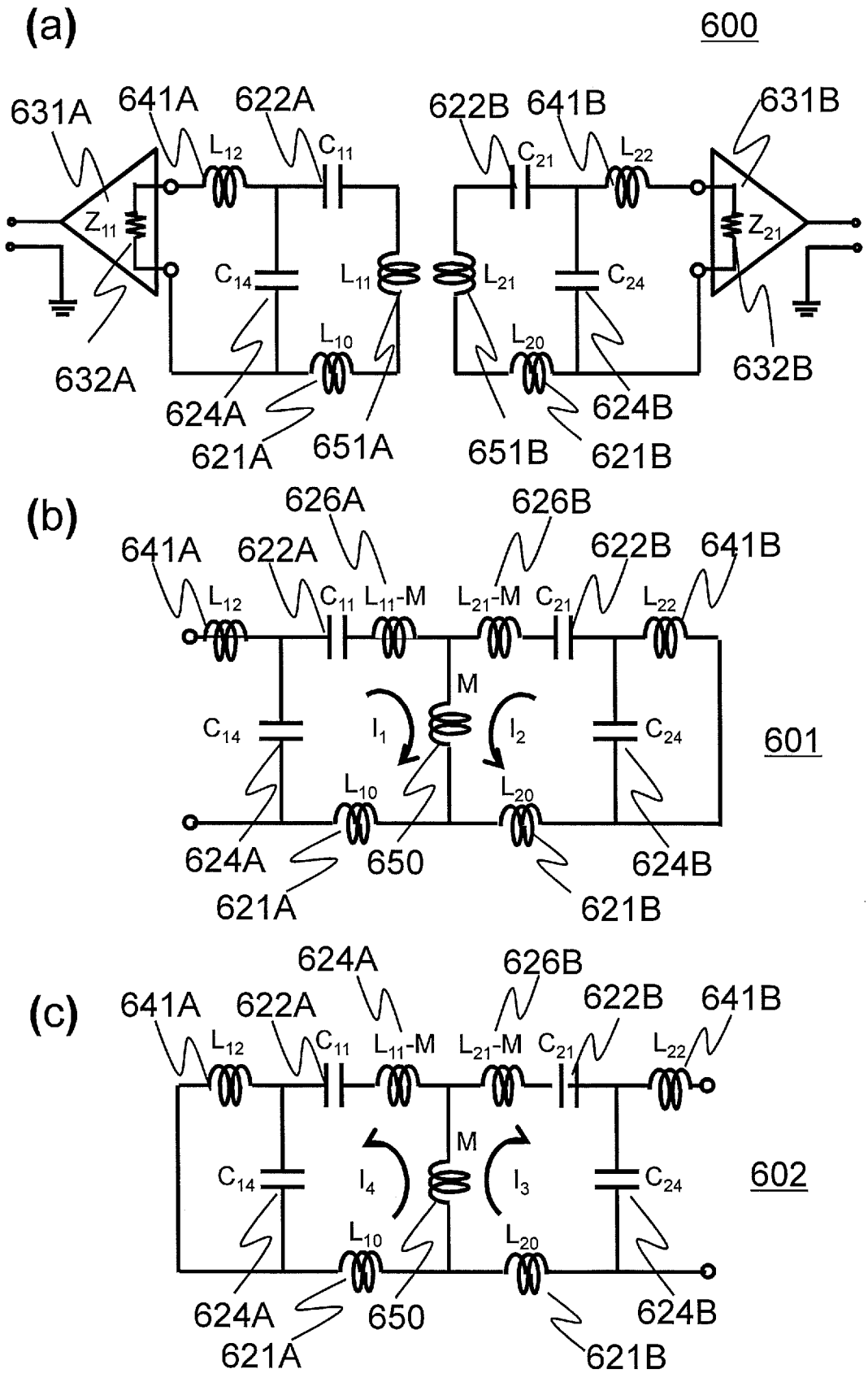
[図9]

図9


400
441A
422A
410A
431A
420A
220
424A
421A
422A
451A
451B
441B
422B
431B
421B
220
420B
424B
410B
422B

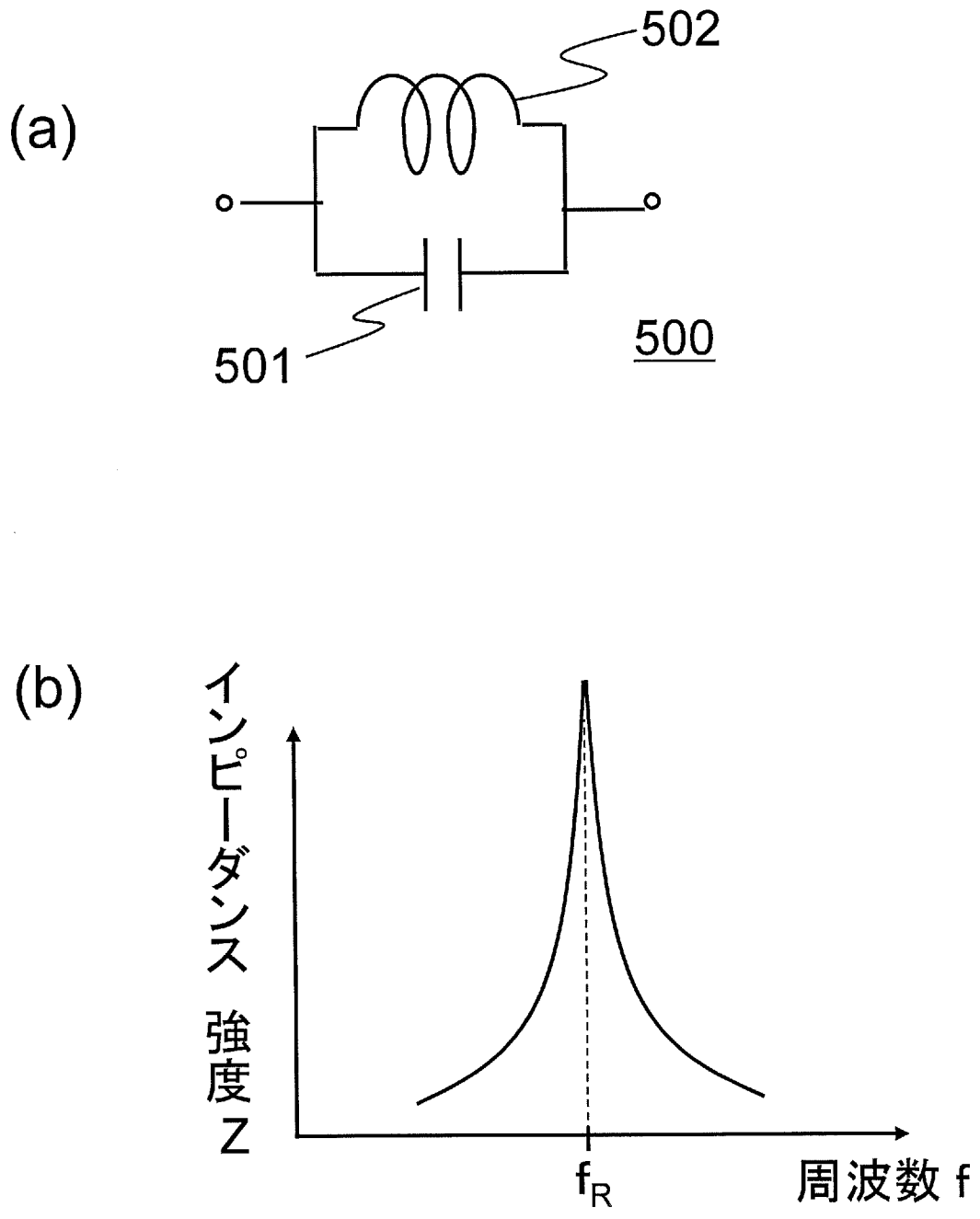
[図10]

図10


(a)
600
631A
641A
622A
622B
641B
631B
L_{12}
C_{11}
C_{21}
L_{22}
Z_{11}
Z_{21}
C_{14}
L_{11}
L_{21}
C_{24}
L_{10}
L_{20}
632A
632B
624A
624B
621A
651A
651B
621B
(b)
626A
626B
641A
622A
622B
641B
L_{12}
C_{11}
L_{11}-M
L_{21}-M
C_{21}
L_{22}
M
C_{14}
I_1
I_2
C_{24}
601
L_{10}
L_{20}
624A
650
624B
621A
621B
(c)
624A
626B
641A
622A
622B
641B
L_{12}
C_{11}
L_{11}-M
L_{21}-M
C_{21}
L_{22}
M
C_{14}
I_4
I_3
C_{24}
602
L_{10}
L_{20}
624A
650
624B
621A
621B

[図11]

図11

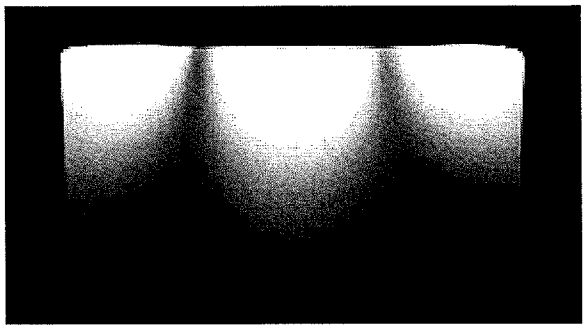


[図12]

図12

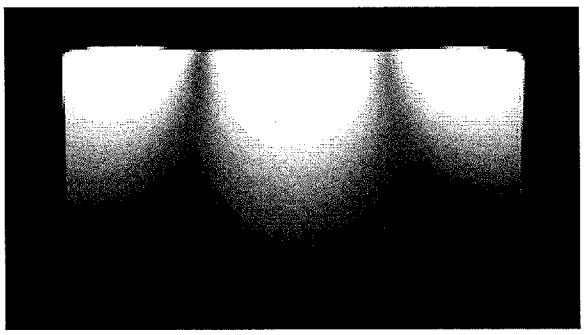
比較例

(a)

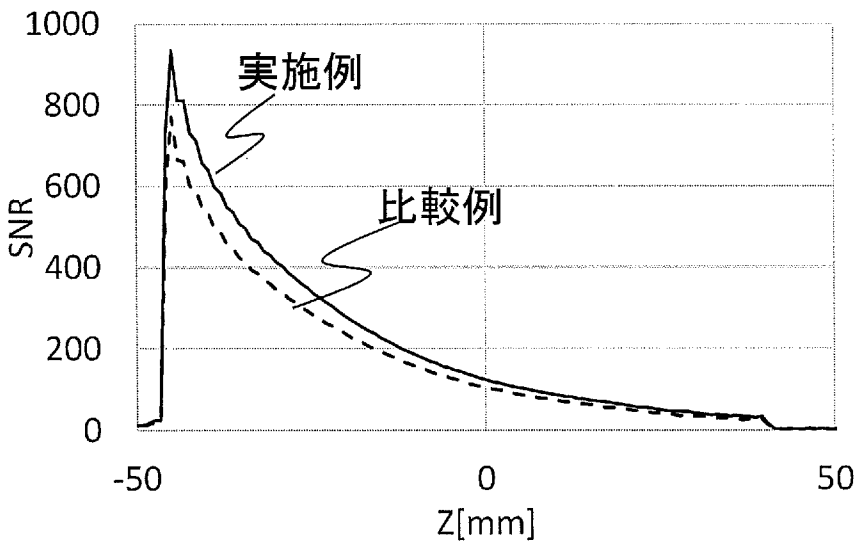


実施例

(b)

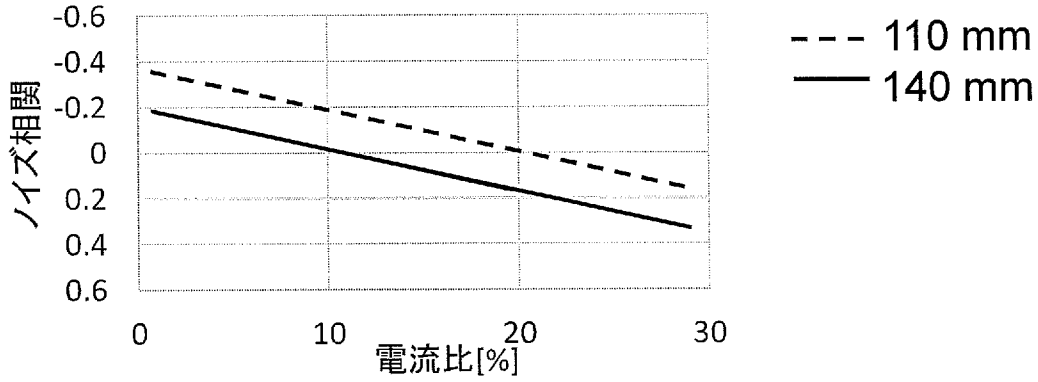


(c)



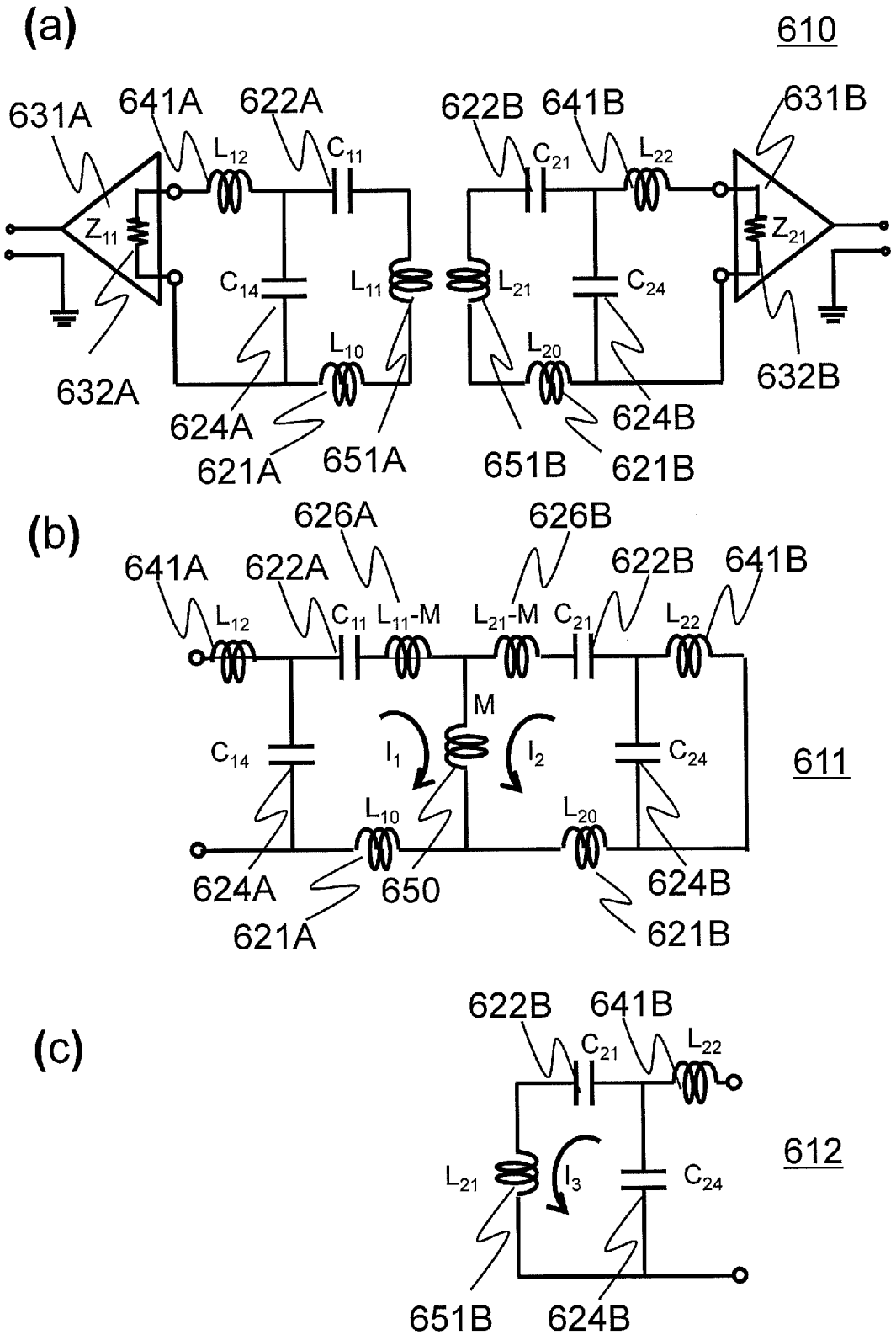
[図13]

図13



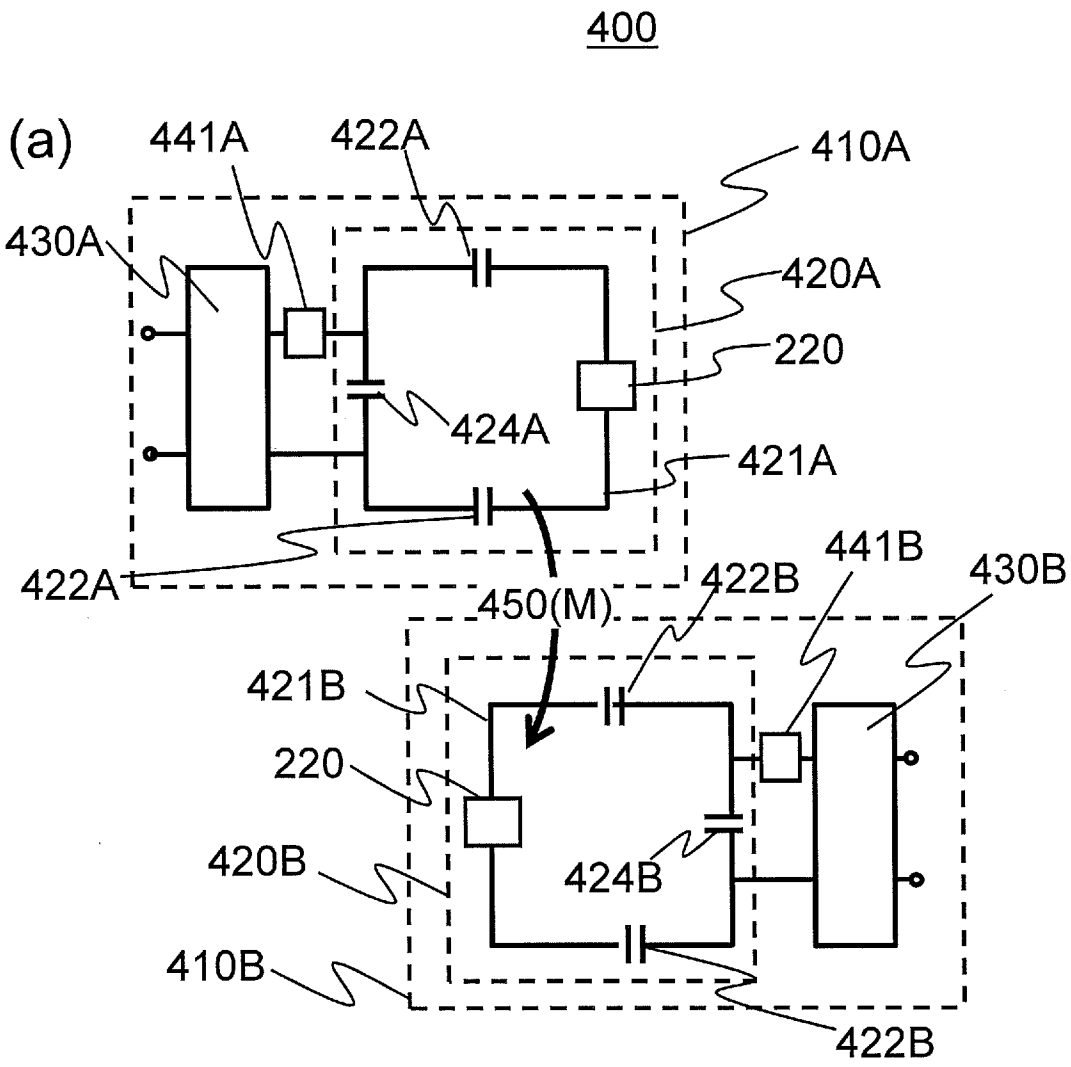
[図14]

図14


(a)
610
631A
641A
622A
622B
641B
631B
L_{12}
C_{11}
C_{21}
L_{22}
Z_{11}
Z_{21}
C_{14}
L_{11}
L_{21}
C_{24}
L_{10}
L_{20}
632A
632B
624A
624B
621A
651A
651B
621B
(b)
626A
626B
641A
622A
622B
641B
L_{12}
C_{11}
L_{11}-M
L_{21}-M
C_{21}
L_{22}
M
C_{14}
I_1
I_2
C_{24}
611
L_{10}
L_{20}
624A
650
624B
621A
621B
(c)
622B
641B
C_{21}
L_{22}
612
L_{21}
I_3
C_{24}
651B
624B

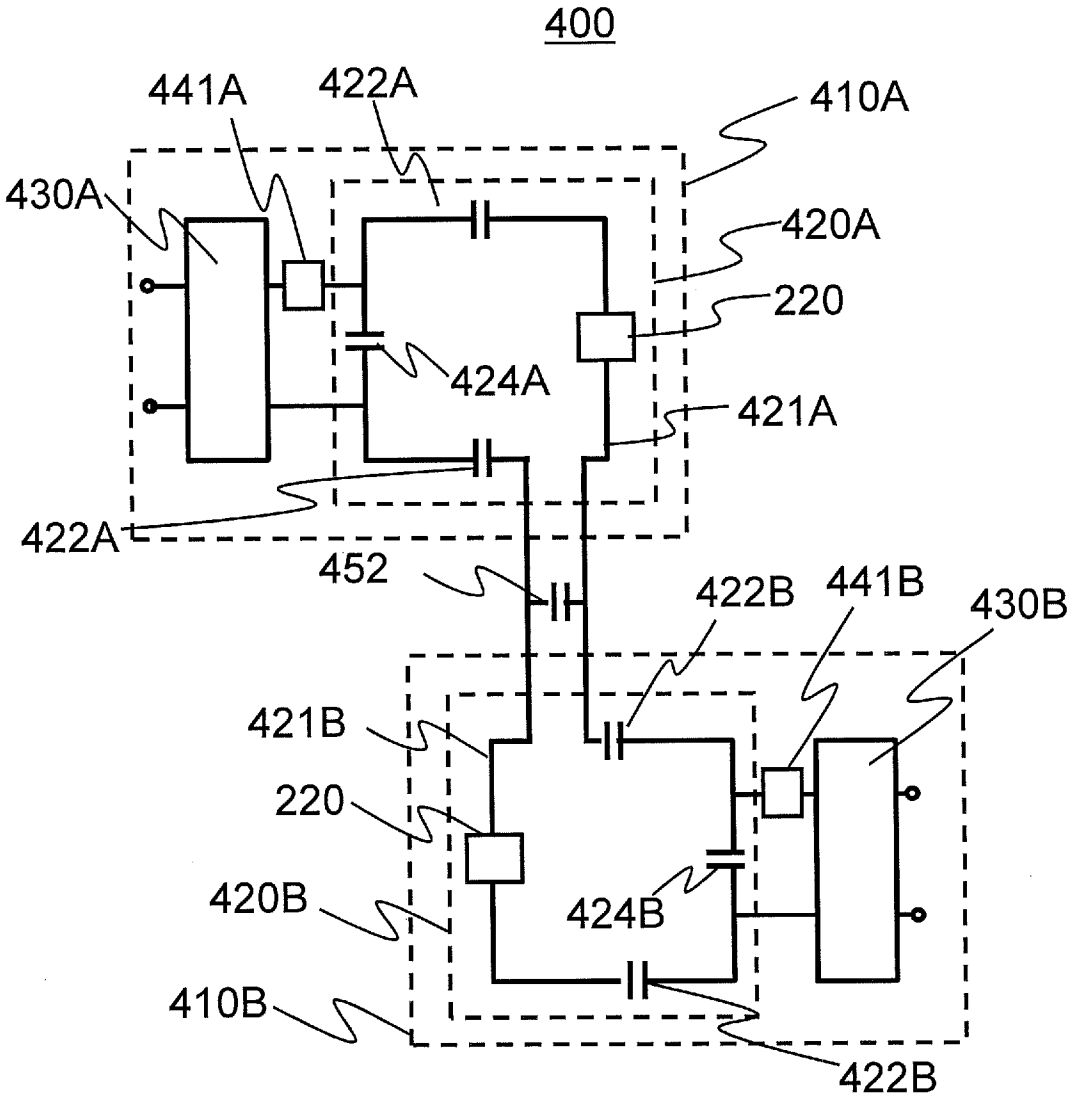
[図15]

図15


400
(a)
441A
422A
410A
430A
420A
220
424A
421A
422A
450(M)
422B
441B
430B
421B
220
420B
424B
410B
422B

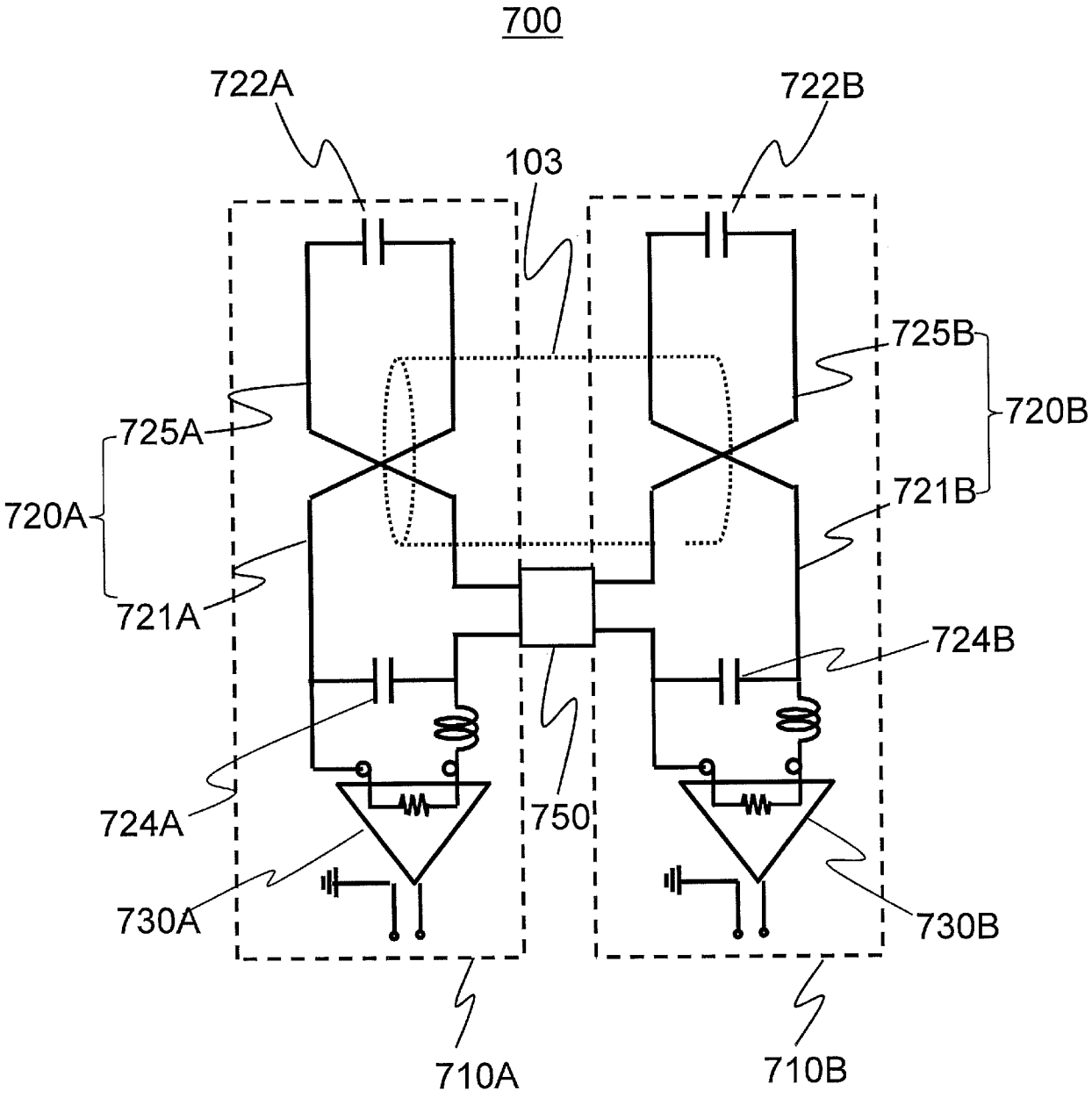
[図16]

図16


400
441A
422A
410A
430A
420A
220
424A
421A
422A
452
422B
441B
430B
421B
220
420B
424B
410B
422B

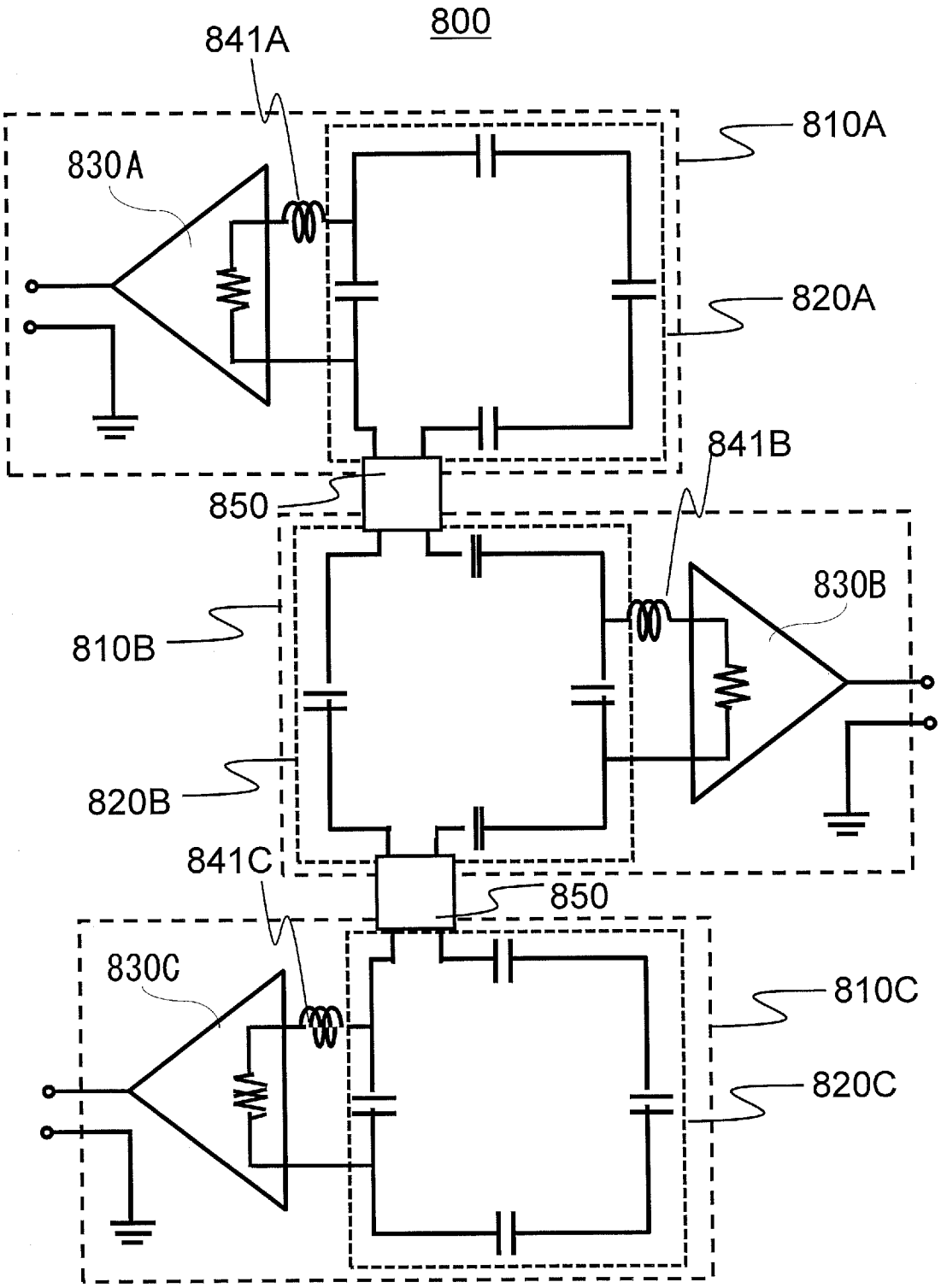
[図17]

図17


700
722A
722B
103
725B
720B
725A
720A
721B
721A
724B
724A
750
730A
730B
710A
710B

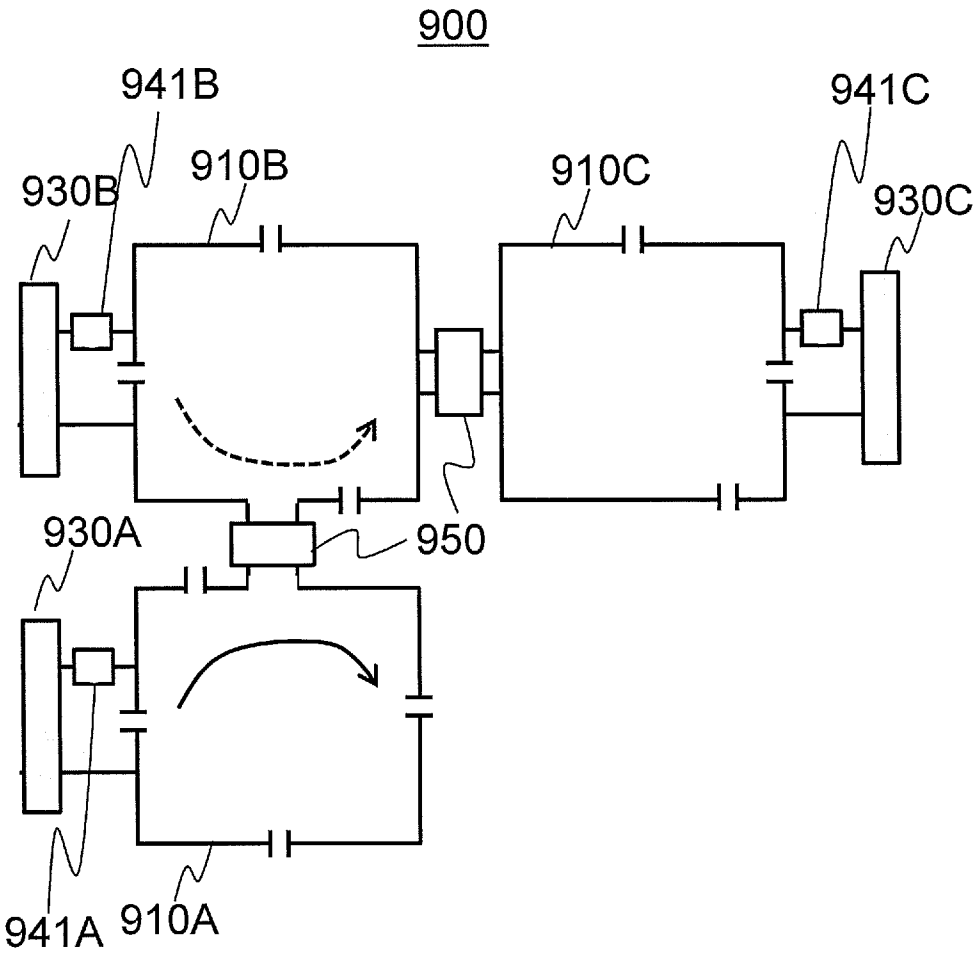
[図18]

図18


800
841A
810A
830A
820A
841B
850
830B
810B
820B
841C
850
830C
810C
820C

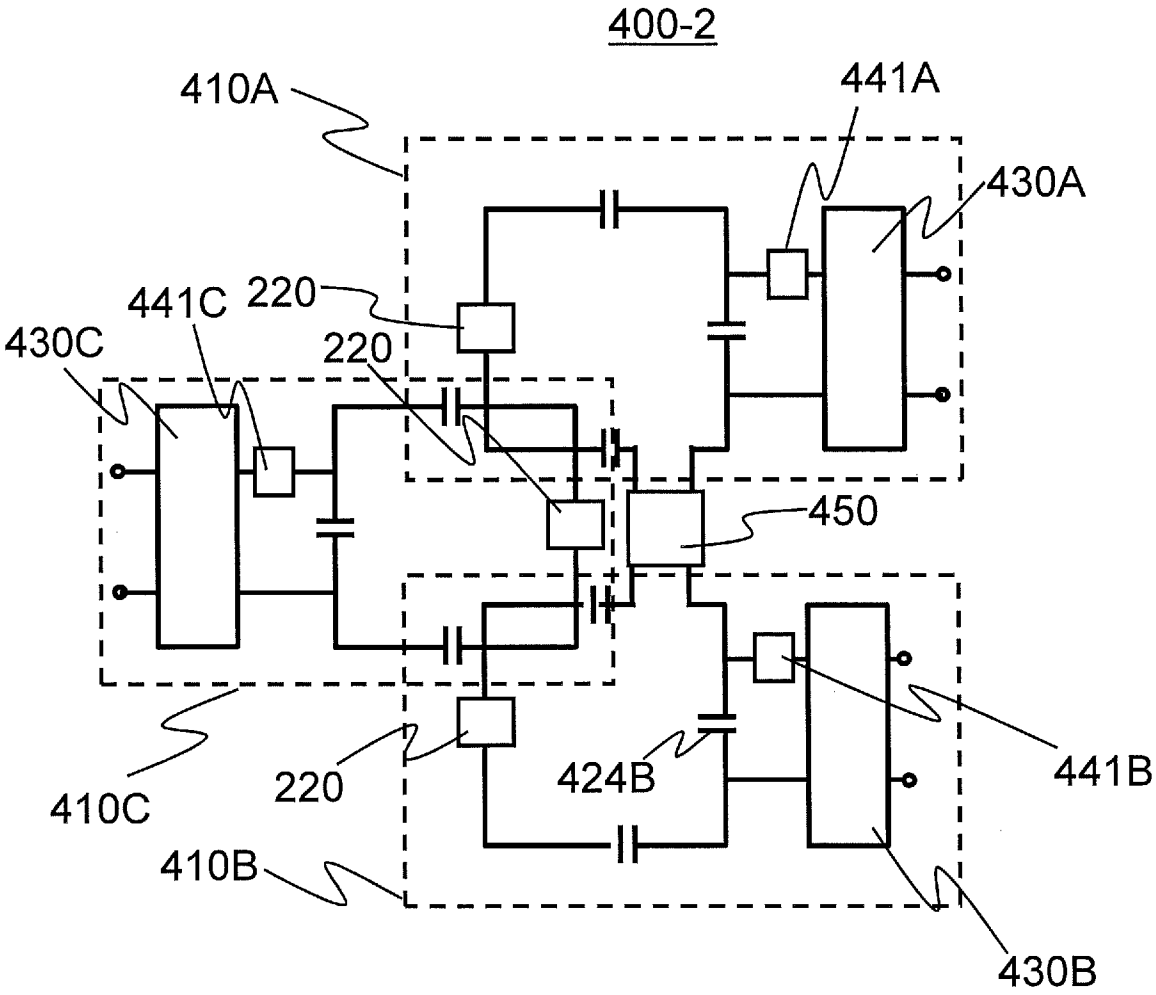
[図19]

図19



[図20]

図20


400-2
410A
441A
430A
441C
220
430C
220
450
410C
220
424B
441B
410B
430B

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/005896

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01)i, *G01R33/36*(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/055, G01R33/36

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2013/065480 A1 (Hitachi Medical Corp.), 10 May 2013 (10.05.2013), paragraphs [0031], [0040] & US 2014/0253126 A1 paragraphs [0049], [0058]	16 1-15
A	JP 2008-055169 A (Siemens AG.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0044] to [0060] & US 2008/0054901 A1 paragraphs [0032] to [0048] & DE 102006040574 A1 & CN 101133953 A	1-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
08 May 2017 (08.05.17)	23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／００５８９６

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/055(2006.01)i, G01R33/36(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/055, G01R33/36

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X A	WO 2013/065480 A1（株式会社日立メディコ） 2013.05.10, 段落［００３１］, ［００４０］ & US 2014/0253126 A1(pars. [0049],[0058])	16 1-15
A	JP 2008-055169 A（シーメンス　アクチエンゲゼルシヤフト） 2008.03.13, 段落［００４４］－［００６０］ & US 2008/0054901 A1(pars. [0032]-[0048]) & DE 102006040574 A1 & CN 101133953 A	1-16

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
０８．０５．２０１７	２３．０５．２０１７

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｕ　４７４６
亀澤　智博
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２