(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
2010 年 8 月 12 日(12.08.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/090129 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/JP2010/051144

(22) 国際出願日: 2010 年 1 月 28 日(28.01.2010)

(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 2009-023491 2009 年 2 月 4 日(04.02.2009) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 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; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 大竹　陽介(OTAKE, Yosuke) [JP/JP]; 〒1858601 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 Tokyo (JP). 五月女　悦久(SOUTOME, Yoshihisa) [JP/JP]; 〒1858601 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 Tokyo (JP). 金子　幸生(KANEKO, Yukio) [JP/JP]; 〒1858601 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 Tokyo (JP). 尾藤　良孝(BITO, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒1858601 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 Tokyo (JP). 越智　久晃(OCHI, Hisaaki) [JP/JP]; 〒1858601 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 Tokyo (JP). 平田　宏司(HIRATA, Koji) [JP/JP]; 〒1858601 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 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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.

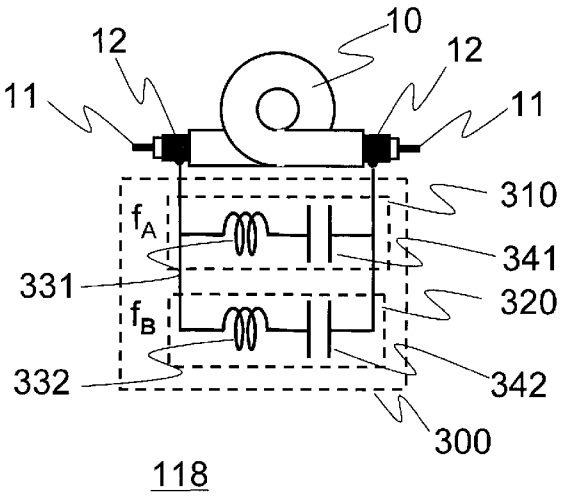
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ,

[続葉有]

(54) **Title**: BALUN AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(54) 発明の名称 : バランおよび磁気共鳴撮像装置

図3



(57) **Abstract**: Provided is a technology of maintaining a function of effectively removing common mode noise even in the case where an unbalance of the characteristic impedance of a coaxial cable is generated and improving performance of a RF coil by means of a simple configuration in an MRI apparatus. In a circuit which configures a balun by being connected to the coaxial cable in parallel, a plurality of serial resonance circuits having different resonance frequencies are connected in parallel. The value of each element configuring each serial resonance circuit is adjusted such that the frequency with which the common mode noise of the whole balun is removed is between the resonance frequencies of the serial resonance circuits.

(57) 要約: 簡易な構成で、ＭＲＩ装置において、同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合でもコモンモードノイズの効果的な除去機能を維持し、ＲＦコイルの性能を向上させる技術を提供する。同軸ケーブルに並列接続してバランを構成する回路において、共振周波数の異なる複数の直列共振回路を並列に接続する。バラン全体のコモンモードノイズを除去する周波数が、それらの直列共振回路の共振周波数間にくるよう、各直列共振回路の各構成素子の値を調整する。

WO 2010/090129 A1

NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, 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 ： バランおよび磁気共鳴撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴撮像（ＭＲＩ：Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ　Ｉｍａｇｉｎｇ）装置の性能を高める技術に関し、特にコモンモードノイズを除去する技術に関する。

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し、発生した核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。ＭＲＩ装置では、まず、高周波（ＲＦ：Ｒａｄｉｏ　Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ）電源で発生させた電力を送信用ＲＦコイルに伝達する。次に、送信用ＲＦコイルで検査対象に高周波を照射して水素原子核（^{1}Ｈ）の核磁気共鳴信号を発生させる。次に発生した核磁気共鳴信号を、検査対象に密着させた受信用ＲＦコイルで検出した後、受信機で取得する。最後に、取得した信号を画像に変換して断層像を得る。一般に高周波電源と送信用ＲＦコイル、及び、受信機と受信用ＲＦコイルは同軸ケーブルによって接続されている。（以下、送信用ＲＦコイルと受信用ＲＦコイルとは区別せずにＲＦコイルと記す。）従って、ＲＦコイルと同軸ケーブルと検査対象とは近接して設置されている場合が多い。

[0003] 同軸ケーブルは、内部導体と外部導体とを絶縁物（誘電体）で挟んで同じ軸上に配置した構成を有する。同軸ケーブルは、信号損失が小さく、外部導体がアースに接続されているため、優れた電磁シールド特性を持っている。従って、ＲＦコイルなどの高周波機器の接続用ケーブルとして幅広く用いられている。しかしながら、大きな電力や高い周波数を扱う場合、同軸ケーブルと検査対象などとの間でカップリングが生じる場合がある。このような場合、同軸ケーブルの特性インピーダンスが、場所によって一定でなくなる（以下このような状態をアンバランスと示す）。このような状態になると、コ

モンモードノイズと呼ばれるノイズが発生すると共に、同軸ケーブルのシールド効果が低下するため、様々なノイズの影響を受けやすくなる。

[0004] コモンモードノイズとは、アースラインに流れる不平衡の電流のことである。このノイズは床や地面などを伝わり、大きなループを描いて戻ってくることがあるため、様々なノイズを拾いながら戻ってくる。従ってＲＦコイルなど、同軸ケーブルが接続されている機器にノイズを与える。さらに、接続された機器だけでなく同軸ケーブル自体にも予期せぬ影響を与えることがある。このようなノイズがＭＲＩ装置内で発生した場合、装置の構成上、同軸ケーブルはさらにカップリング（具体的には電磁輻射や電磁誘導）の影響を受けやすくなる。その結果、同軸ケーブルが接続されたＲＦコイルの性能が低下し、ＭＲＩの画質が低下する。また、同軸ケーブル内で発生した特性インピーダンスのアンバランスによって、反射電力が発生することもある。

[0005] コモンモードノイズを除去するため、バラン（Ｂａｌｕｎ：Ｂａｌａｎｃｅ－Ｕｎｂａｌａｎｃｅ）と呼ばれる平衡－不平衡回路が用いられる（例えば、特許文献１および非特許文献１参照）。

[0006] ＭＲＩ装置で用いられる、同軸ケーブルに挿入するタイプのバランの代表例を図１２（ａ）に示す。本図に示すように、バラン２０は、ループを形成した同軸ケーブル１０と、同軸ケーブル１０の両端の外部導体１２に並列に接続されたキャパシタ３１（キャパシタの値をＣとする。以下同様。）とを有する。図１２（ｂ）は、図１２（ａ）に示すバラン２０の、ループを形成した同軸ケーブル１０によるインダクタンスを集中素子（インダクタ）で表した場合の回路図２１である。同軸ケーブル１０の内部導体１１は、インダクタンスがL_Sのインダクタ３２を形成し、外部導体１２は、インダクタンスがL_Gのインダクタ３３を形成する。インダクタ３３と、キャパシタ３１とは、同軸ケーブル１０の外部導体１２に対して直列に並列共振回路３４を構成する。並列共振回路３４のインピーダンス（抵抗）Ｚは、印加する電圧の周波数ｆに依存して図１２（ｃ）に示すように変化する。インピーダンスＺが最大となる周波数ｆを、並列共振回路３４の共振周波数f_{RC}と呼ぶ。すなわ

ち、並列共振回路３４の共振周波数ｆ$_{RC}$と同じ周波数のノイズ（例えば、コモンモードノイズ）が外部導体１２に流れた場合、ノイズは並列共振回路の最も高いインピーダンスＺによって、最も効果的に除去される。

[0007] 図１２（ａ）および図１２（ｂ）に示すバラン２０の並列共振回路３４の共振周波数（以下、バラン２０の共振周波数）ｆ$_{RC}$は式（１）で決定される。一般には、バランがコモンモードノイズを除去する周波数である共振周波数ｆ$_{RC}$は、ＭＲＩ装置の計測核種（例えば水素原子核）の核磁気共鳴周波数ｆ$_0$に調整されている。

[数1]

$$f_0 = f_{RC} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_G C}} \qquad (1)$$

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特表２００７－５１７５７０号公報

非特許文献

[0009] 非特許文献1：Ｍｉｓｐｅｌｔｅｒ他著、「生物物理学と生物医学の実験のためのＮＭＲ信号検出器（ＮＭＲ ＰＲＯＢＥＨＥＡＤＳ ＦＯＲ ＢＩＯＰＨＹＳＩＣＡＬ ＡＮＤ ＢＩＯＭＥＤＤＩＣＡＬ ＥＸＰＥＲＩＭＥＮＴＳ）」、Ｉｍｐｅｒｉａｌ Ｃｏｌｌｅａｇｅ Ｐｒｅｓｓ、Ｌｏｎｄｏｎ、２００６、ｐ１２０－１２８、ＩＳＢＮ：１－８６０９４－６３７－２

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 計測時、同軸ケーブルと検査対象との位置関係によっては、同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じることがある。アンバランスが生じると、バラン２０を形成する同軸ケーブル１０のリアクタンスの値に変化が生じる。等価的には、ループを形成した同軸ケーブル１０の外部導体１２のインダクタンスＬ$_G$に変化が生じる。その結果バラン２０の共振周波数ｆ

$_{RC}$は、式（１）により調整した値ｆ$_{0}$から高い周波数もしくは低い周波数にシフトする。共振周波数ｆ$_{RC}$がシフトすることにより、計測核種の核磁気共鳴周波数ｆ$_{0}$において、バラン２０が作るインピーダンスが低下するため、当該周波数のコモンモードノイズを効果的に除去することができなくなる。

[0011] この場合、機器同士を接続する同軸ケーブル１０上に複数のバラン２０を直列に接続し、インピーダンスを合成してコモンモードノイズを除去する手法が考えられる。しかし、多くのチャンネルを有するＲＦコイルユニットでのバラン２０の増加は、バラン２０同士のカップリングを引き起こし、バラン２０の性能を低下させ、ＲＦコイルの性能も低下させる。さらに、バラン２０の増加は空間を広く占拠するとともに、ＲＦコイルを含むユニット全体の重量やコストを増加させる。

[0012] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、簡易な構成で、ＭＲＩ装置において同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合でもコモンモードノイズの効果的な除去機能を維持し、ＲＦコイルの性能を向上させる技術を提供する。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明は、同軸ケーブルに並列接続してバランを構成する回路において、共振周波数の異なる複数の直列共振回路を並列に接続し、バランのコモンモードノイズを除去する周波数が、それらの直列共振回路の共振周波数間にくるよう、各直列共振回路の各構成素子の値を調整する。

[0014] 具体的には、同軸ケーブルに流れるコモンモードノイズを除去するバランであって、前記同軸ケーブルの一部と、前記同軸ケーブルの一部の外部導体に並列接続される並列回路と、を備え、前記並列回路は、それぞれ並列に接続される複数の直列共振回路を備え、前記複数の直列共振回路は、それぞれ、直列に接続されるキャパシタとインダクタとを備え、当該キャパシタのキャパシタンスおよび当該インダクタのインダクタンスによりそれぞれの共振周波数が調整可能であり、前記複数の直列共振回路の共振周波数は、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低

い周波数に、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高い周波数になるよう調整されていることを特徴とするバランを提供する。

[0015] また、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、前記受信コイルで受信した磁気共鳴信号を処理する信号処理手段と、前記傾斜磁場形成手段、前記高周波磁場形成手段および前記信号処理手段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、前記高周波磁場形成手段で形成した高周波磁場を前記送信コイルに送信する第一の同軸ケーブルと、前記受信コイルで受信した磁気共鳴信号を前記信号処理手段に送信する第二の同軸ケーブルと、を備え、前記第一の同軸ケーブルと前記第二の同軸ケーブルとはそれぞれバランを備え、前記バランは、同軸ケーブルに流れるコモンモードノイズを除去するバランであって、前記同軸ケーブルの一部と、前記同軸ケーブルの一部の外部導体に並列接続される並列回路と、を備え、前記並列回路は、それぞれ並列に接続される複数の直列共振回路を備え、前記複数の直列共振回路は、それぞれ、直列に接続されるキャパシタとインダクタとを備え、当該キャパシタのキャパシタンスおよび当該インダクタのインダクタンスによりそれぞれの共振周波数が調整可能であり、前記複数の直列共振回路の共振周波数は、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低い周波数に、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高い周波数になるよう調整されていることを特徴とするバランであり、前記第一の同軸ケーブルおよび前記第二の同軸ケーブルに接続されていることを特徴とする磁気共鳴撮像装置を提供する。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、簡易な構成で、ＭＲＩ装置において同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合でもコモンモードノイズの効果

的な除去機能を維持でき、ＲＦコイルの性能が向上する。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]第一の実施形態のＭＲＩ装置の概観図であり、（ａ）は、水平磁場方式のＭＲＩ装置、（ｂ）は垂直磁場方式の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り、（ａ）は、送信用ＲＦコイルと受信用ＲＦコイルとを別々に設けた構成のブロック図であり、（ｂ）は送受信を兼用するＲＦコイルを備える構成のブロック図である。

[図3]第一の実施形態のバランの模式図である。

[図4]（ａ）および（ｂ）は、第一の実施形態の同軸ケーブルの構造を説明するための図であり、（ｃ）は、使用時の構成を説明するための図である。

[図5]一般の直列共振回路の動作を説明するための図であり、（ａ）は、等価回路図、（ｂ）は、インピーダンスの周波数特性を示す図である。

[図6]第一の実施形態のバランの動作を説明するための図であり、（ａ）は、回路図であり、（ｂ）は、共振周波数が印加された場合の等価回路図である。

[図7]（ａ）、（ｃ）、（ｅ）は、第一の実施形態のバランのインピーダンスの周波数特性のシミュレーション結果を示す図であり、（ｂ）、（ｄ）、（ｆ）は、従来のバランのインピーダンスの周波数特性のシミュレーション結果を示す図である。

[図8]（ａ）、（ｂ）は、第一の実施形態のバランの変形例の模式図である。

[図9]第一の実施形態のバランの変形例の動作を説明するための図であり、（ａ）は、回路図であり、（ｂ）は、第一の共振周波数が印加された場合の等価回路図であり、（ｃ）は、第二の共振周波数が印加された場合の等価回路図である。

[図10]（ａ）は、第二の実施形態のバランの模式図であり、（ｂ）は、第二の実施形態のバランの回路図である。

[図11]第一の実施形態のバランに電波シールドを取り付けた模式図である。

[図12]（ａ）は、従来のバランの構成を説明するための図、（ｂ）は、従来

のバランの回路図、（ｃ）は、従来のバランのインピーダンスの周波数特性を示す図である。

発明を実施するための形態

[0018] ＜＜第一の実施形態＞＞

以下、本発明を適用する第一の実施形態について説明する。以下、本発明の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。

[0019] 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１２０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。

[0020] 図２は、ＭＲＩ装置１００の概略構成を示すブロック図である。図２（ａ）は、高周波磁場を照射する送信用ＲＦコイルと、核磁気共鳴信号を検出する受信用ＲＦコイルとを別々に設けた場合のブロック図である。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、高周波磁場を検査対象１０３に照射する送信用ＲＦコイル１１６、検査対象１０３から発する核磁気共鳴信号を検出する受信用ＲＦコイル１１７、コモンモードノイズを除去するバラン１１８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。送信用ＲＦコイル１１６はバラン１１８を介して高周波電源１０６に接続される。受信用ＲＦコイル１１７はバラン１１８を介して受信機１０８に接続される。シーケンサ１０４は、傾斜磁場電源１０５、高周波

電源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。高周波電源１０６で生成した高周波信号は、送信用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信号は受信用ＲＦコイル１１７によって検出され、受信機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。受信機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に画像が表示される。検出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。

[0021] 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、上記送信用ＲＦコイル１１６および受信用ＲＦコイル１１７は、図２（ｂ）に示すように１つの送受信用ＲＦコイル１２６で兼用してもよい。ただしこの場合、送受信用ＲＦコイルは、送受信を時間的に切り替える送受信切り替えスイッチ１２７を経由して高周波電源１０６と受信機１０８とにそれぞれ接続される。以下、本実施形態では、高周波磁場を発生する送信用ＲＦコイル１１６と検査対象１０３からの信号を受信する受信用ＲＦコイル１１７とを別個に設けた場合を例にあげて説明する。なお、以下において、送信用ＲＦコイル１１６および受信用ＲＦコイル１１７を特に区別する必要が無い場合は、ＲＦコイルで代表する。

[0022] また、本実施形態のＭＲＩ装置１００では、送信用ＲＦコイル１１６と高周波電源１０６、および、受信用ＲＦコイル１１７と受信機１０８とは、それぞれ同軸ケーブル１０により接続されている。上記バラン１１８は、この同軸ケーブル１０の一部を構成の一部として形成される。

[0023] 本実施形態では、バラン１１８に接続される同軸ケーブル１０やバラン１１８を形成する同軸ケーブル１０の特性インピーダンスに、アンバランスが

生じた場合であっても、検査対象の核磁気共鳴周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを提供できるバラン１１８を構成する。

[0024] まず、本実施形態のバラン１１８の構成を説明する。図３は、本実施形態の同軸ケーブル１０を用いたバラン１１８の模式図である。本実施形態のバラン１１８は、ループ形状を有する同軸ケーブル１０の両端の外部導体１２に、バラン形成回路３００が並列に接続された構成を有する。バラン形成回路３００は、並列に接続される第一の直列共振回路３１０と第二の直列共振回路３２０とを備える。第一の直列共振回路３１０は、直列に接続されるインダクタ３３１とキャパシタ３４１とを備え、第二の直列共振回路３２０は、直列に接続されるインダクタ３３２とキャパシタ３４２とを備える。

[0025] なお、上述したように、本実施形態のバラン１１８を構成する同軸ケーブル１０の一部は、同軸ケーブル１０を延長することで高周波電源１０６と送信用ＲＦコイル１１６、および受信機１０８と受信用ＲＦコイル１１７とを接続している。従って、バラン１１８を構成する同軸ケーブル１０の両端は、それぞれ同軸ケーブル１０で高周波電源１０６と送信用ＲＦコイル１１６とに、もしくは、それぞれ受信機１０８と受信用ＲＦコイル１１７とに接続される。

[0026] ここで、インダクタ３３１およびインダクタ３３２のインダクタンスをそれぞれL_AおよびL_Bと、キャパシタ３４１およびキャパシタ３４２のキャパシタンスをそれぞれC_AおよびC_Bと、第一の直列共振回路３１０および第二の直列共振回路３２０の共振周波数をそれぞれf_A、f_Bと表す。

[0027] 本実施形態のバラン１１８では、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0と、各直列共振回路３１０，３２０の共振周波数f_A、f_Bとは、下記式（２）を満たすように調整される。

[数2]

$$f_A < f_0 < f_B \qquad (2)$$

また、各直列共振回路３１０、３２０の共振周波数f_A、f_Bは、それぞれの直列共振回路を構成するインダクタ３３１、キャパシタ３４１、インダクタ

３３２およびキャパシタ３４２のインダクタンスL_A、キャパシタンスC_A、インダクタンスL_BおよびキャパシタンスC_Bを調整することにより調整される。

[0028] 以下、各直列共振回路３１０、３２０の共振周波数f_A、f_Bを上記式（２）を満たすよう調整した場合、バラン１１８が、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0で、高いインピーダンスが得られる事を説明する。

[0029] 上記構成を有する本実施形態のバラン１１８の動作説明に先立ち、同軸ケーブル１０の構造、および、一般の直列共振回路の動作について説明する。

[0030] まず、同軸ケーブル１０の構造について説明する。図４（ａ）および図４（ｂ）は、同軸ケーブル１０の構造を説明するための図である。本実施形態の同軸ケーブル１０は、図１２（ａ）および図１２（ｂ）で説明した一般の同軸ケーブルと同様の構造を有し、特性インピーダンスを持たせた高周波伝送ケーブルである。ここでは、図１２（ａ）および図１２（ｂ）と同一機能のものには、同一の符号を付す。図４（ａ）および図４（ｂ）に示すように、同軸ケーブル１０は、内部導体１１と外部導体１２とを絶縁物（誘電体）１３で挟んで同じ軸上に配置した構造を有する。同軸ケーブル１０は、使用時に、その外部導体１２がアースに接続されるため、優れたシールド特性を示す。

[0031] 次に、同軸ケーブル１０の一般的な使用時における構成を説明する。図４（ｃ）は同軸ケーブル１０の一般的な使用時の構成を説明するための図である。図４（ｃ）に示すように、同軸ケーブル１０の内部導体１１の両端には信号源１５と負荷１６とが接続される。信号源１５および負荷１６の他端はアース１７に接続される。また、同軸ケーブル１０の外部導体１２もアース１７に接続される。

[0032] 次に、一般の直列共振回路の動作について説明する。図５（ａ）および図５（ｂ）は、一般の直列共振回路４０の動作を説明するための図である。図５（ａ）に示すように、直列共振回路４０は、インダクタンスがＬのインダクタ４１とそのキャパシタンスがＣのキャパシタ４２とが直列に接続されて

形成される。この直列共振回路４０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、直列共振回路４０の両端のインピーダンスＺは、以下の式（３）で表される。

[数3]

$$Z = j\omega L + \frac{1}{j\omega C} = j2\pi fL + \frac{1}{j2\pi fC} \qquad (3)$$

[0033] 図５（ｂ）は、直列共振回路４０の周波数特性を説明するための図である。直列共振回路４０のインピーダンスＺは周波数ｆに依存して図５（ｂ）に示すように変化する。本図に示すように、直列共振回路の共振周波数をf_{RS}とすると、周波数ｆ＝f_{RS}において、直列共振回路４０のインピーダンスＺは０となり、直列共振回路４０は共振する。

[0034] また、直列共振回路４０は、共振周波数f_{RS}より高い周波数領域（f_{RS}＜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、以下の式（４）で表される。

[数4]

$$Z = j2\pi fL\frac{(f/f_{RS})^2 - 1}{(f/f_{RS})^2} \qquad (4)$$

また、この時の直列共振回路４０の見かけのインダクタンスＬ’は、以下の式（５）で表される。

[数5]

$$L' = \frac{(f/f_{RS})^2 - 1}{(f/f_{RS})^2}L \qquad (5)$$

[0035] 一方、直列共振回路４０は、その共振周波数f_{RS}より低い周波数領域（ｆ＜f_{RS}）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、以下の式（６）で表される。

[数6]

$$Z = \frac{1-(f/f_{RS})^2}{j2\pi fC} \qquad (6)$$

また、この時の直列共振回路４０の見かけのキャパシタンスＣ’は、以下の

式（７）で表される。

[数7]

$$C' = \frac{C}{1-(f/f_{RS})^2} \qquad (7)$$

[0036] このように、直列共振回路４０は、印加する電圧の周波数ｆに応じて、その共振周波数ｆ$_{RS}$を境に異なる動作をする。すなわち、印加する電圧の周波数ｆが共振周波数ｆ$_{RS}$より高い場合は誘導性リアクタンスとして動作し、共振周波数ｆ$_{RS}$より低い場合は容量性リアクタンスとして動作する。

[0037] 以上の同軸ケーブル１０の構造と、一般的な直列共振回路４０の動作とを踏まえ、本実施形態のバラン１１８の動作および特性を図６を用いて説明する。ここでは、バラン１１８を構成する第一の直列共振回路３１０および第二の直列共振回路３２０の共振周波数ｆ$_A$およびｆ$_B$は、上記式（２）を満たすよう調整されているものとする。

[0038] 図６（ａ）は、バラン１１８の簡易的な回路図５００であって、同軸ケーブル１０の内部導体１１および外部導体１２のインダクタンスを、それぞれ集中素子（インダクタ）２２１および２２２で表し、簡略化したものである。本図に示すように、内部導体１１は、インダクタンスがＬ$_S$のインダクタ２２１で表され、外部導体１２は、インダクタンスがＬ$_G$のインダクタ２２２で表される。本図に示すように、インダクタ２２２と、第一の直列共振回路３１０と、第二の直列共振回路３２０とは、同軸ケーブル１０の外部導体１２に対し直列に、並列回路４００を構成する。すなわち、本実施形態のバラン１１８は、同軸ケーブル１０の外部導体１２に直列に挿入された並列回路４００として表される。

[0039] 本実施形態のバラン１１８の各直列共振回路３１０、３２０の共振周波数ｆ$_A$、ｆ$_B$は式（２）を満たすように調整されている。このため、並列回路４００に共振周波数ｆ$_{RN}$を印加した場合、第一の直列共振回路３１０は、誘導性リアクタンス（インダクタ）として動作し、第二の直列共振回路３２０は容量性リアクタンス（キャパシタ）として動作する。

[0040] 並列回路４００に共振周波数f_{RN}を印加した際の並列回路４００の等価回路の回路図５０１を図６（ｂ）に示す。ここでは、第一の直列共振回路３１０を、インダクタ５１１で表し、第二の直列共振回路３２０を、キャパシタ５１２で表す。このときのインダクタンスおよびキャパシタンスを、それぞれL_A'およびC_A'とする。本図に示すように、等価回路５０１は、インダクタ２２２とインダクタ５１１とキャパシタ５１２とを並列に接続した並列共振回路４０１として表される。

[0041] 一般に、並列共振回路は、その共振周波数においてインピーダンスが最大となる。従って、並列共振回路４０１の共振周波数f_{RN}が、ＭＲＩ装置１００の計測核種の核磁気共鳴周波数f_0になるよう（$f_{RN}=f_0$）、並列共振回路４０１を構成するインダクタ２２２、インダクタ５１１、およびキャパシタ５１２を調整する。このように調整することで、元の並列回路４００は、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0で、最大のインピーダンスを得る。すなわち、バラン１１８は、核磁気共鳴周波数f_0の核種を計測時に、外部導体１２に発生したコモンモードノイズに対して、最大のインピーダンスを与えることができる。

[0042] なお、並列共振回路４０１のインダクタ５１１のインダクタンスL_A'は式（５）より、以下の式（８）で表される。またキャパシタ５１２のキャパシタンスC_B'は式（７）より、以下の式（９）で表される。

[数8]

$$L_A' = \frac{(f/f_A)^2 - 1}{(f/f_A)^2} L_A \qquad (8)$$

[数9]

$$C_B' = \frac{C_B}{1-(f/f_B)^2} \qquad (9)$$

[0043] 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_{RP}とインダクタのインダクタンスＬおよびキャパシタのキャパシタンスＣとの間には、以下の式（１０）に示す関係がある。

[数10]

$$f_{RP}=\frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \qquad (10)$$

また、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インピーダンスＺ$_{RP}$とインダクタのインダクタンスＬおよびキャパシタのキャパシタンスＣとの間には、以下の式（１１）に示す関係がある。

[数11]

$$Z_{RP}=\frac{2\pi fL}{(2\pi f)^2 LC+1} \qquad (11)$$

[0044] 並列共振回路４０１の共振周波数ｆ$_{RN}$が計測核種の核磁気共鳴周波数ｆ$_0$となるよう調整される場合、共振周波数ｆ$_{RN}$と、外部導体１２が作るインダクタ２２２のインダクタンスＬ$_G$と、インダクタ５１１のインダクタンスＬ$_A$’と、キャパシタ５１２のキャパシタンスＣ$_B$’とは式（１０）を満たす。従って、ｆ$_{RN}$（＝ｆ$_0$）、Ｌ$_G$、Ｌ$_A$’、Ｃ$_B$’の関係は、以下の式（１２）で表される。

[数12]

$$f_0=f_{RN}=\frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{L_G^{-1}+L_A'^{-1}}{C_B'}} \qquad (12)$$

[0045] また、並列共振回路４０１のインピーダンスＺ$_{RN}$と、外部導体１２が作るインダクタ２２２のインダクタンスＬ$_G$と、インダクタ５１１のインダクタンスＬ$_A$’と、キャパシタ５１２のキャパシタンスＣ$_B$’とは式（１１）を満たす。従って、Ｚ$_{RN}$、Ｌ$_G$、Ｌ$_A$’、Ｃ$_B$’の関係は、以下の式（１３）で表される。

[数13]

$$Z_{RN}=\frac{2\pi fL_GL_A'}{(2\pi f)^2C_B'L_GL_A'+L_G+L_A'} \qquad (13)$$

ここで、ｆは並列共振回路４０１に印加される電圧の周波数である。

[0046] 上記式（１２）で示されるように、共振周波数ｆ$_{RN}$は、ｆ$_A$およびｆ$_B$をそれぞれｆ$_{RN}$より高い周波数および低い周波数に設定した場合、インダクタン

スＬ$_A$’およびキャパシタンスＣ$_B$’の影響を受けやすくなる。さらに共振周波数ｆ$_{RN}$の算出式（１２）においては、ｆ$_A$およびｆ$_B$をｆ$_{RN}$の近くに設定すると、インダクタンスＬ$_A$’とキャパシタンスＣ$_B$’とが支配的となる。従って、同軸ケーブル１０の外部導体１２のインダクタンスＬ$_G$が変化した場合においても共振周波数ｆ$_{RN}$はほとんど変化しない。

[0047] 本実施形態のバラン１１８は、この特徴を利用している。すなわち、式（２）に示すように、並列共振回路４０１（並列回路４００、バラン１１８）の共振周波数ｆ$_{RN}$（＝ｆ$_0$）が第一の直列共振回路３１０の共振周波数ｆ$_A$および第二の直列共振回路３２０の共振周波数ｆ$_B$の間になるよう、共振周波数ｆ$_A$およびｆ$_B$を調整することで、共振周波数ｆ$_{RN}$（＝ｆ$_0$）の変動可能な範囲が決定される。

[0048] 従って、上述を踏まえてｆ$_A$およびｆ$_B$を決定すれば、特性インピーダンスのアンバランスによって、同軸ケーブル１０がバラン１１８の中で形成するインダクタ２２２のインダクタンスＬ$_G$が変化した場合であっても、その影響をほとんど受けない。このため、バラン１１８（並列回路４００）の共振周波数ｆ$_{RN}$（＝ｆ$_0$）は、調整した計測核種の核磁気共鳴周波数ｆ$_0$からほとんどシフトしない。

[0049] 以下、式（２）を満たすよう、共振周波数ｆ$_A$およびｆ$_B$を決定するための、各構成素子の調整の具体例を示す。

[0050] 調整の概略は以下のとおりである。まず、同軸ケーブル１０の外部導体１２が作るインダクタ２２２のインダクタンスＬ$_G$を決定する。そして、決定したＬ$_G$を用いて、式（１３）、式（８）、式（９）および式（２）から、バラン１１８（並列回路４００）を構成する、第一の直列共振回路３１０のインダクタ３３１のインダクタンスＬ$_A$、キャパシタ３４１のキャパシタンスＣ$_A$および共振周波数ｆ$_A$、第二の直列共振回路３２０のインダクタ３４１のインダクタンスＬ$_B$、キャパシタ３４２のキャパシタンスＣ$_B$および共振周波数ｆ$_B$を決定する。

[0051] ここでは、一例として、静磁場強度が３Ｔ（テスラ）のＭＲＩ装置におい

て、検出対象が核磁気共鳴周波数が１２８ＭＨｚの水素原子核である場合の、各値の具体的な調整例を説明する。

[0052] まず、本実施形態のバラン１１８の共振周波数、すなわち並列回路４００の共振周波数f_{RN}（＝f_0）を決定する。ここでは、１２８ＭＨｚである。

[0053] 次に、同軸ケーブル１０の外部導体１２が作るインダクタ２２２のインダクタンスL_Gを決定する。ここでは、たとえば、典型的な３ＴのＭＲＩ装置用バランのインダクタのインダクタンスである１００ｎＨとする。なお、インダクタンスの大きさはこれに限定されるものではない。式（１３）より、並列回路４００のインピーダンスZ_{RN}を大きくするためには、L_Gは大きな値であることが好ましい。しかし、用途により、求められるインピーダンスの大きさは異なるため用途に応じて適宜決定する。

[0054] 次に、第一の直列共振回路３１０のインダクタ３３１、および第二の直列共振回路３２０のキャパシタ３４２のインダクタンスL_AおよびキャパシタンスC_Bを決定する。式（１３）より、並列回路４００（並列共振回路４０１）のインピーダンスZ_{RN}を大きくするためには、インダクタ５１１のインダクタンスL_A’は大きな値であることが好ましい。同様に、並列回路４００（並列共振回路４０１）のインピーダンスZ_{RN}を大きくするためには、キャパシタ５１２のキャパシタンスC_B’は小さい方が好ましい。つまり、式（８）、式（９）よりインダクタ３３１のインダクタンスL_Aは大きく、キャパシタ３４２のキャパシタンスC_Bは小さい方が好ましい。しかし、実際に作製する場合は、調整が比較的容易で、素子の損失が小さい素子が好ましいので、ここでは、インダクタンスが１０ｎＨ～２００ｎＨの範囲のインダクタと、キャパシタンスが１ｐＦ～１００ｐＦの範囲のキャパシタとを選ぶ。例えば、インダクタ３３１のインダクタンスL_Aは２００ｎＨ、キャパシタ３４２のキャパシタンスC_Bは７ｐＦとする。なお、このインダクタ３３１およびキャパシタ３４２は、上述の範囲に限定されるものではない。実現可能な範囲の値を有する素子であれば良い。

[0055] 次に、第一の直列共振回路３１０の共振周波数f_Aと第二の直列共振回路３

２０の共振周波数ｆ$_B$とを決定する。これらは式（２）を満たすように調整されていれば、式（１３）が成り立つため、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合や、同軸ケーブル１０間でのカップリングが生じた場合であってもバラン１１８の共振周波数のシフトを抑え、かつ、高いインピーダンスを提供できる。さらに、ＭＲＩ装置１００の実用上の制約を考慮し、より、バラン１１８の共振周波数のシフトを抑えるためには、式（１２）より、各共振周波数ｆ$_A$、ｆ$_B$は計測核種の核磁気共鳴周波数ｆ$_0$に近いことが望ましい。さらに、核磁気共鳴周波数ｆ$_0$でのインピーダンスＺを高めるためには、式（１３）より、ｆ$_A$、ｆ$_B$はｆ$_0$から離れている事が望ましい。以上を踏まえ、従来方式より高い効果を得るには、ｆ$_0$、ｆ$_A$、ｆ$_B$は、以下の式（１４）と式（１５）を満たしていることが望ましい。

[数14]

$$0.7f_0 < f_A < 0.95f_0 \qquad (14)$$

[数15]

$$1.05f_0 < f_B < 1.3f_0 \qquad (15)$$

[0056] よって、式（８）、式（９）、および式（１２）から求められるｆ$_A$およびｆ$_B$が、式（１４）および式（１５）を満たすよう、各値を決定する。例えば、ｆ$_A$が１０２ＭＨｚ～１２０ＭＨｚの間であれば式（１４）および式（１５）を満たす。この中で、例えば、ｆ$_A$を１１０ＭＨｚとする。

[0057] 以上のように決定した、バラン１１８（並列回路４００）の共振周波数ｆ$_{RN}$（１２８ＭＨｚ）、インダクタ３３１のインダクタンスＬ$_A$（２００ｎＨ）、キャパシタ３４２のキャパシタンスＣ$_B$（７ｐＨ）および第一の直列共振回路３１０の共振周波数ｆ$_A$（１１０ＭＨｚ）を用い、第二の直列共振回路３２０の共振周波数ｆ$_B$、キャパシタ３４１のキャパシタンスＣ$_A$、インダクタ３２のインダクタンスＬ$_B$を式（８）、式（９）、式（１２）に従って算出する。ここでは、ｆ$_B$＝１３９ＭＨｚ、Ｃ$_A$＝１０．５ｐＦ、Ｌ$_B$＝１８６ｎＨとなる。

[0058] このように、本実施形態のバラン１１８は、Ｌ$_G$＝１００ｎＨ、Ｌ$_A$＝２０

０ｎＨ、C_A＝１０ｐＦ、L_B＝１９０ｎＨ、C_B＝７ｐＦと調整することにより、３ＴのＭＲＩ装置１００における水素原子核の核磁気共鳴周波数１２８ＭＨｚで共振し、コモンモードノイズに対して高いインピーダンスを与える。また、本実施形態のバラン１１８は、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、共振周波数が当初の調整値からシフトしにくく、コモンモードノイズを高い精度で除去可能である。本実施形態によれば、このような効果を有するバラン１１８を、簡易な構成で、かつ、容易に入手可能な素子を用いて実現できる。従って、低コストで、高性能のＲＦコイルを実現できる。

[0059] 以下、本実施形態のバラン１１８と従来方式におけるバラン２０に、それぞれ特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響（例えば、カップリング）を加えた場合の周波数特性のシミュレーション結果を示す。図７は、そのシミュレーションの結果を示す図である。特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響は、等価的には、ループを形成した同軸ケーブル１０の外部導体１２によるインダクタ２２２のインダクタンスL_Gの変化で表すことができる。シミュレーションではインダクタンスL_Gを変化させることで、特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響を再現した。

[0060] 図７（ａ）は、本実施形態のバラン１１８の共振周波数f_{RN}が、３ＴのＭＲＩ装置における水素原子核の核磁気共鳴周波数f_0（＝１２８ＭＨｚ）に調整された場合の、バラン１１８のインピーダンスＺの周波数特性である。なお、共振周波数f_Aおよび共振周波数f_Bは、それぞれ１１０ＭＨｚ、１３９ＭＨｚになるように調整されているものとする。

[0061] 図７（ｂ）は、従来方式のバラン２０の共振周波数f_{RC}が、３ＴのＭＲＩ装置における水素原子核の核磁気共鳴周波数f_0（＝１２８ＭＨｚ）に調整された場合の、インピーダンスＺの周波数特性である。

[0062] 図７（ｃ）および図７（ｄ）に、本実施形態のバラン１１８と従来方式のバラン２０とにそれぞれ、特性インピーダンスのアンバランスによって生じ

る影響で、同軸ケーブル１０のインダクタンスL_Gが１０%増加した場合の、インピーダンスＺの周波数特性を示す。本実施形態のバラン１１８では、図７（ｃ）に示すように、バラン１１８の共振ピークは低い周波数に僅か（０．２ＭＨｚ）にシフトした。それに対し、従来方式のバラン２０では、図７（ｄ）に示すように、バラン２０の共振ピークは低い周波数に大きく（６．０ＭＨｚ）シフトした。

[0063] これらの結果から、インダクタンスL_Gの値が１０%増加した場合、本実施形態のバラン１１８は、従来のバラン２０に比べ、共振ピークの移動が小さく、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0において、大きなインピーダンスを維持できることが確認できた。すなわち、本実施形態のバラン１１８は、従来のバラン２０に比べ、特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響は少ないことが確認できた。

[0064] また同様に、図７（ｄ）および図７（ｅ）に、本実施形態のバラン１１８と従来方式のバラン２０とにそれぞれ、特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響で、同軸ケーブル１０のインダクタンスL_Gの値が１０%減少した場合の、インピーダンスＺの周波数特性を示す。本実施形態のバラン１１８では、図７（ｄ）に示すように、バラン１１８の共振ピークは高い周波数に僅か（０．２ＭＨｚ）にシフトした。それに対し、従来方式のバラン２０では、図７（ｅ）に示すように、バランの共振ピークは高い周波数に大きく（６．９ＭＨｚ）シフトした。

[0065] これらの結果から、インダクタンスL_Gの値が１０%減少した場合、本実施形態のバラン１１８は、従来のバラン２０に比べ、共振ピークの移動が小さく、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0において、大きなインピーダンスを維持できることが確認できた。すなわち、本実施形態のバラン１１８は、従来のバラン２０に比べ、特性インピーダンスのアンバランスによって生じる影響は少ないことが確認できた。すなわち、本実施形態のバラン１１８の共振周波数f_{RN}は、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、ほとんど変化しないことが確認された。

[0066] なお、本実施形態のバラン１１８と従来方式のバラン２０とで、それぞれ構成要素であるインダクタンスL_Gの値が変化した場合、共振ピークのシフト量が大きく異なるのは、上述の通り、本実施形態のバラン１１８の共振周波数を表す式（１２）であってf_{RN}の算出式である式（１２）においては、L_A’とL_C’とが支配的であるという事からも明らかである。

[0067] 以上説明したように、本実施形態のバラン１１８は、調整された周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを与える。また、バラン１１８を構成する第一の直列共振回路３１０および第二の直列共振回路３２０が、それぞれの共振周波数f_A、f_Bのいずれか一方を周波数f_0より低い周波数とし、他方をf_0より高い周波数となるよう調整されている。このため、何らかの理由でバラン１１８を構成する同軸ケーブル１０によるインダクタンスL_Gに変化が生じた場合であっても、バラン１１８の共振周波数f_{RN}はほとんど変化しない。従って、本実施形態のバラン１１８は、調整された周波数f_0で高いインピーダンスを維持できる。すなわち、本実施形態のバラン１１８は、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じ、インダクタンスL_Gに変化が生じた場合であっても、調整された周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを提供できる。従って、本実施形態によれば、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じる場合であっても、コモンモードノイズを効果的に除去可能で、ＲＦコイルの性能を向上させることができる。

[0068] また、式（１２）から明らかなように、本実施形態のバラン１１８の共振周波数f_{RN}は、最も外部要因の影響を受ける同軸ケーブル１０の外部導体１２のインダクタンスL_Gの影響を受けにくい。よって、一度バラン１１８の共振周波数f_{RN}を計測核種の核磁気共鳴周波数f_0に調整すると、バラン１１８に接続される同軸ケーブル１０や、設置方法や、位置関係など外部要因の影響をほとんど受けない。従って、本実施形態のバラン１１８は、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0で高いインピーダンスを維持できる。このため、バラン１１８に接続される同軸ケーブル１０や、設置方法や、位置関係が変わって

もバランを再調整する必要がない。そのため、実際にバラン１１８をＭＲＩ装置１００に組み込むときの作業工程を減らすことができる。

[0069] さらに、本実施形態によれば、バランを形成する同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、高いインピーダンスを維持できるため、バラン１１８を構成する同軸ケーブル１０の使用時の配置に制約がない。すなわち、特性インピーダンスにアンバランスが生じないよう配慮する必要がなく、使用時の自由度が高まる。

[0070] また、上述の通り、本実施形態のバラン１１８は、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0で高いインピーダンスを維持可能であるため、バランの数を減らすことができる。また、上述のように、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが発生し、同軸ケーブル１０の外部導体１２のインダクタンスL_Gが変化したとしても、高いインピーダンスを維持できる。従って、従来のバラン２０のように、バラン２０を直列接続してインピーダンスを合成する必要がない。このため、装置の重量、容積およびコストを低下させることが可能となる。

[0071] また、実用においては、ＲＦコイルとのカップリングを防ぐために、意図的にバラン１１８がコモンモードノイズを除去する周波数f_{RN}を計測核種の核磁気共鳴周波数f_0から数ＭＨｚずらして使用することがある。このような場合であっても、本実施形態のバラン１１８を使用することにより、予期しないバラン１１８の周波数シフトによる、バラン１１８とＲＦコイルとの共振周波数が一致することを防ぐことができる。このためＲＦコイルの性能を向上させることができる。

[0072] なお、本実施形態では、３ＴのＭＲＩ装置における水素原子核の核磁気共鳴周波数にバラン１１８の共振周波数を調整する場合を例にあげて説明した。しかし、調整する共振周波数はこれに限られない。例えば、静磁場強度が１．５Ｔや７ＴのＭＲＩ装置における水素原子核の核磁気共鳴周波数であっても良い。また、フッ素や炭素原子核などの核磁気共鳴周波数であっても良い。

[0073] 以上説明したように、本実施形態によれば、ＭＲＩ装置で用いられるバランに関し、その共振周波数が、簡易な構成で変動しにくくなる。従って、バランに接続される同軸ケーブルやバランを形成する同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを提供できるため、コモンモードノイズを除去できる。従って、ＲＦコイルの性能が向上する。

[0074] なお、本実施形態のバラン１１８の形状は、上記形状に限られない。その電気的な回路図が、回路図５００と同等であればよい。

[0075] 例えば、本実施形態のバラン１１８の同軸ケーブル１０の形状が直線であっても良い。図８（ａ）に本実施形態のバラン１１８の変形例である直線型バラン１１８Ａを示す。本図に示すように、直線型バラン１１８Ａは、特別な形状を有しない直線の同軸ケーブル１０に、二つの直列共振回路３１０、３２０が並列接続された形状を有する。二つの直列共振回路３１０、３２０の構成は、バラン１１８と同様である。

[0076] また、例えば、同軸ケーブル１０の形状が８の字型であってもよい。図８（ｂ）に本実施形態のバラン１１８の変形例である８の字型バラン１１８Ｂを示す。本図に示すように、８の字型バラン１１８Ｂは、８の字型に形成された同軸ケーブル１０に、二つの直列共振回路３１０、３２０が並列接続された形状を有する。二つの直列共振回路３１０、３２０の構成は、バラン１１８と同様である。

[0077] 直線型バラン１１８Ａおよび８の字型バラン１１８Ｂの回路構成は、上記バラン１１８と同じ回路図５００で表すことができる。従って、これらのバラン１１８Ａ、１１８Ｂも上記実施形態のバラン１１８と回路構成および動作原理は同じである。このため、直線型バラン１１８Ａおよび８の字型バラン１１８Ｂは、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、調整された周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを提供することができる。ただし、上記バラン１１８とは

同軸ケーブル１０の形状が異なるため、同軸ケーブル１０の内部導体１１が作るインダクタによるインダクタンスL_Sと同外部導体１２が作るインダクタによるインダクタンスL_Gとの値は変化する。従って、インダクタンスL_Gの値に応じて、f_A、f_B、L_B、C_Aを決定する。

[0078] 以上のように、直線型バラン１１８Ａおよび８の字型バラン１１８Ｂは、調整された周波数f_0（＝f_{RN}）のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを与える。また、各バランを構成する２つの直列共振回路の共振周波数f_Aおよびf_Bのいずれか一方を、直線型バラン１１８Ａおよび８の字型バラン１１８Ｂの共振周波数として調整された周波数f_{RN}（＝f_0）より高い周波数とし、他方をf_0より低い周波数とする。これにより、何らかの理由で同軸ケーブル１０により作られるインダクタンスL_Gに変化が生じた場合であっても、f_{RN}はほとんど変化しないため、設計した周波数のみで動作させることが可能となる。このため、同軸ケーブルの特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、調整された周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを提供することができる。

[0079] さらに、直線型バラン１１８Ａは、直線型の形状を有していることから、図８（ａ）に示すように、省スペースでバランを形成することができる。また、８の字型バラン１１８Ｂは、図８（ｂ）に示すように二つのループが、互いに逆向きに磁場を発生するような形状を有していることから、バラン１１８Ｂの同軸ケーブル１０が発生する磁場をキャンセルすることができる。これにより、磁場の乱れを低減させることができるため、ＲＦコイルの性能が向上する。

[0080] また、上記実施形態および変形例では、１つの周波数のコモンモードノイズを除去するバランを例にあげて説明した。しかし、本発明を適用可能なバランが除去できるコモンモードノイズの周波数は１つに限られない。例えば２つの異なる周波数のコモンモードノイズを除去可能なバランであっても良い（例えば、水素とフッ素の磁気共鳴周波数）。

[0081] 図９に、本実施形態のバラン１１８の変形例である、２つの異なる周波数

のコモンモードノイズを除去可能なバラン１１８Ｃを示す。本図に示すように本変形例のバラン１１８Ｃは、本実施形態のバラン１１８の構成に加え、インダクタ（L_C）３３３とキャパシタ（C_C）３４３とが直列接続される第三の直列共振回路３３０が、第二の共振回路３２０に接続されている。

[0082] 第一、第二、第三の直列共振回路３１０、３２０、３３０の共振周波数（f_A、f_B、f_C）は、バラン１１８Ｃが、第一、第二元素の磁気共鳴周波数に応じた第一、第二の共振周波数（f_1、f_2）で共振し、高いインピーダンスを示すように調整される。具体的には、以下の式（１６）を満たすように調整する。

[数16]

$$f_A < f_1 < f_B < f_2 < f_C \qquad (16)$$

[0083] 本変形例のバラン１１８Ｃの動作及び特性を図９（ａ）、（ｂ）、（ｃ）に示す回路図を用いて説明する。本図に示すように、バラン１１８Ｃは、インダクタとキャパシタとによる直列共振回路３１０、３２０、３３０が３つ並列に接続された直列共振回路を並列に接続した回路で表される。それぞれの直列共振回路３１０、３２０、３３０の共振周波数はf_A、f_B、f_Cである。

[0084] 本変形例のバラン１１８Ｃは、式（１６）を満たすように調整されているため、第一の共振周波数f_1の電圧が印加されると、第一の直列共振回路３１０は誘導性リアクタンスとして動作し、インダクタ５１１（L_A''）と見なすことができる。そして、第二の直列共振回路３２０、第三の直列共振回路３３０は、容量性リアクタンスとして動作し、キャパシタ５１２、５１３（C_B''、C_C''）と見なすことができる。

[0085] 従って、第一の共振周波数f_1において、本変形例のバラン１１８Ｃは、図９（ｂ）に示すインダクタ２２２、５１１、キャパシタ５１２、５１３をそれぞれ並列に接続した並列共振回路４０２として表される。このとき、並列共振回路４０２の共振周波数f_{RN1}を第一の共振周波数f_1に調整すると、バラン１１８Ｃは、第一の共振周波数f_1で高いインピーダンスを示し、コモン

モードノイズを除去する。また、第一の共振周波数ｆ$_1$と、並列共振回路４０２を構成するインダクタ２２２，５１１の値Ｌ$_G$、Ｌ$_A$’’
および各キャパシタキャパシタ５１２，５１３の値、Ｃ$_B$’’、Ｃ$_C$’’との関係は、式（１０）より、以下の式（１７）とおりとなる。

[数17]

$$f_1 = f_{RN1} = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{L_G^{-1} + L_A''^{-1}}{(C_B'' + C_C'')}} \qquad (17)$$

[0086] また、本変形例のバラン１１８Ｃは、式（１６）を満たすように調整されているため、第二の共振周波数ｆ$_2$の電圧が印加されると、第一の直列共振回路３１０、第二の直列共振回路３２０は誘導性リアクタンスとして動作し、インダクタ５１４、５１５（Ｌ$_A$’’、Ｌ$_B$’’）と見なすことができる。そして、第三の直列共振回路３３０は、容量性リアクタンスとして動作し、キャパシタ５１６（Ｃ$_C$’’）と見なすことができる。

[0087] 従って、第二の共振周波数ｆ$_2$において、本変形例のバラン１１８Ｃは、図９（ｃ）に示すインダクタ２２２、５１１、キャパシタ５１４、５１５をそれぞれ並列に接続した並列共振回路４０３として表される。このとき、並列共振回路４０３の共振周波数ｆ$_{RN2}$を第一の共振周波数ｆ$_2$に調整すると、バラン１１８Ｃは、第一の共振周波数ｆ$_2$で高いインピーダンスを示し、コモンモードノイズを除去する。また、第二の共振周波数ｆ$_2$と、並列共振回路４０２を構成するインダクタ２２２、５１４、５１５の値Ｌ$_G$、Ｌ$_A$’’
Ｌ$_B$’’ および各キャパシタキャパシタ５１６の値、Ｃ$_C$’’の関係は、式（１０）より、以下の式（１８）のとおりとなる。

[数18]

$$f_2 = f_{RN2} = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{L_G^{-1} + L_A''^{-1} + L_B''^{-1}}{C_C''}} \qquad (18)$$

[0088] 上述してきたように、本変形例のバラン１１８Ｃは、式（１６）、式（１７）、式（１８）を満たすようｆ$_A$、ｆ$_B$、ｆ$_C$、および各構成インダクタおよびキャパシタの値を調整することで、２つの元素の磁気共鳴周波数（ｆ$_1$、ｆ

$_2$）で共振し、高いインピーダンスを示す。従って、これらの磁気共鳴周波数ｆ$_1$、ｆ$_2$のコモンモードノイズを除去することができる。また、除去可能なコモンモードノイズの周波数の数以外は、上記本実施形態のバラン１１８の効果と同様の効果が得られる。

[0089] なお、本変形例では２つの異なる周波数を水素とフッ素の磁気共鳴周波数としたが、組み合わせはこれに限られない。例えば、フッ素とヘリウム（^{3}Ｈｅ）、燐（^{31}Ｐ）とリチウム（^{7}Ｌｉ）などでもよい。もちろん、原子核の組み合わせはこれに限定されるものではない。

[0090] また、キャパシタとインダクタとが直列接続される直列共振回路を、さらに、第三の直列共振回路３３０と並列に接続することにより３つの異なる周波数のコモンモードノイズを除去することが可能である。また、原理的には高次の同調も可能である。

[0091] ＜＜第二の実施形態＞＞

次に本発明を適用する第二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、二つの直列共振回路３１０、３２０を並列に接続したバラン形成回路と、同軸ケーブル１０とを直接物理的に接続する代わりに、磁気結合を用いて、磁気的に誘導接続する。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。

[0092] 図１０（ａ）は、本実施形態のバラン１１８－２の形状を示す図である。本実施形態のバラン形成回路３００－２は、並列に接続された第一の直列共振回路３１０および第二の直列共振回路３２０と、これらに並列に接続された導体３５０を備える。本図に示すように、第一の実施形態とは異なり、二つの直列共振回路３１０、３２０を並列に接続したバラン形成回路３００－２と同軸ケーブル１０とは直接物理的に接続されていない。本実施形態のバラン１１８－２は、導体３５０を、同軸ケーブル１０の外部導体１２に密着させ、磁気結合させる。

[0093] 図１０（ｂ）は、本実施形態のバラン１１８－２の回路図５００－２であ

って、同軸ケーブル１０の内部導体１１および外部導体１２のインダクタンスを、それぞれ集中素子（インダクタ）２２１、２２２で表し、さらに、導体３５０によるインダクタンスを集中素子（インダクタ）３５１で表し、簡略化したものである。なお、第一の実施形態同様、インダクタ２２１のインダクタンスはL_S、インダクタ２２２のインダクタンスはL_G、また、インダクタ３５１のインダクタンスはL_Cとする。

[0094] 回路図５００－２内では、インダクタ２２２とインダクタ３５１との間には磁気結合９９０が生じているため、インダクタ２２２とインダクタ３５１とは電磁気的に誘導接続されている。従って、本実施形態のバラン１１８－２では、バラン形成回路３００－２と同軸ケーブル１０とは直接物理的に導体で接続されていないが、電磁気的に誘導接続されているため、本実施形態のバラン１１８－２も、電気的な等価回路は、回路図５００と同等となる。ただし、第一の実施形態のバラン１１８とは接合方法が異なるため、インダクタ２２２のインダクタンスL_Gは、相互インダクタンスを考慮しなければならない。すなわち、相互インダクタンスを考慮して、検出対象核種の核磁気共鳴周波数f_0で高いインピーダンスが得られるように、各構成素子のインダクタンスL_A、L_B、キャパシタンスC_A、C_Bを決定する。

[0095] 以上より、本実施形態のバラン１１８－２は、計測核種の核磁気共鳴周波数f_0でコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを与えることができる。また、バラン１１８－２を構成する第一の直列共振回路３１０の共振周波数f_Aおよび第二の直列共振回路３２０の共振周波数f_Bのいずれか一方を、核磁気共鳴周波数f_0より低い周波数とし、他方をf_0より高い周波数と設定するため、何らかの理由により同軸ケーブル１０によるインダクタンスL_Gに変化が生じた場合であっても、本実施形態のバラン１１８－２の共振周波数f_{RN}はほとんど変化しない。従って、本実施形態のバラン１１８－２は、調整された周波数f_0を共振周波数とした動作を維持できる。このため、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、調整された周波数f_0のコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを

提供することができる。以上により、本実施形態のバラン１１８－２は、第一の実施形態と同様に、高性能のＲＦコイルを提供することができる。

[0096] また、本実施形態のバラン１１８－２は、同軸ケーブル１０に対して、直接物理的な接続を必要としないため、より簡易な構成で、上記第一の実施形態と同様の効果を実現できる。さらに、直接物理的な接続を必要としないため、ＭＲＩ検査実施者が、必要に応じてバラン１１８－２を使用することが可能である。従って、バラン１１８－２使用の自由度が高まり、精度の高い検査が可能となる。

[0097] なお、上記各実施形態において、バランを形成する同軸ケーブル１０も含め、電波シールド６００で覆うよう構成してもよい。図１１は、第一の実施形態のバラン１１８を電波シールド６００で覆った場合の例（１１８Ｄ）を説明するための図である。本図に示すように、バラン１１８Ｄは、その全体が電波シールド６００に覆われる。また電波シールド６００はアース１７に接続されている。

[0098] 第一の実施形態のバラン１１８の全体を電波シールド６００で覆うことにより、バラン１１８Ｄに検査対象や他のケーブルが近づいた場合でも、これらの検査対象や他のケーブルとバラン１１８Ｄ内のインダクタとの磁気結合を防止することができる。バラン１１８Ｄ内のインダクタとは、同軸ケーブル１０が作るインダクタ、第一の直列共振回路３１０のインダクタ３３１、第二の直列共振回路３２０のインダクタ３３２である。

[0099] 磁気結合を防止できるため、電波シールド６００で覆われたバラン１１８Ｄは、第一の実施形態で説明した構成のバラン１１８に比べ、さらに、共振周波数の変動が小さくなる。従って、所望の核磁気共鳴周波数におけるコモンモードノイズに対して高いインピーダンスを与えることができるとともに、同軸ケーブル１０の特性インピーダンスにアンバランスが生じた場合であっても、より共振ピークの移動が少なく、より高いインピーダンスを維持できる。

[0100] また、同軸ケーブル１０や、インダクタ３３１、３３２で発生する磁場の

乱れを抑えることができるので、他のバランや、ＲＦコイルなどへの影響を抑えることができる。すなわち、本形態によれば、外部から加わる影響を低減し、磁気結合による損失を低減させることができる。

[0101] 上記各実施形態では、計測核種が１種（水素原子核）であり、１の周波数の磁気共鳴信号のみ取得するＲＦコイルに、上記各実施形態および変形例のバランを使用する場合を例にあげて説明した。しかしこれに限られるものでは無い。上記各実施形態および変形例のバランは、たとえば、一つのＲＦコイルで二つの原子核の磁気共鳴信号が取得できる二重同調ＲＦコイルに使用しても良い。もちろん、これに限定されるものではない。

[0102] また、上記各実施形態および変形例では、バランの共振周波数f_0、第一の直列共振回路３１０の共振周波数f_Aおよび第二の直列共振回路３２０の共振周波数f_Bとの関係を、式（２）で示されるものとした場合を例にあげて説明しているが、共振周波数f_Aおよび共振周波数f_Bは、逆であってもよい。すなわち、以下の式（１９）を満たす構成であってもよい。

[数19]

$$f_B < f_0 < f_A \qquad (19)$$

すなわち、f_A、f_B、f_0は、それぞれ異なる周波数であり、f_Aおよびf_Bのいずれか一方がf_0より低い周波数であり、他方がf_0より高い周波数であればよい。

[0103] また、上記各実施形態および変形例では、バラン形成回路が、それぞれ異なる共振周波数を有する２つの直列共振回路を備える場合を例にあげて説明したが、バラン形成回路の回路構成はこれに限られない。少なくとも２種の異なる共振周波数を有する２つ以上の直列共振回路を備えるよう構成してもよい。この場合、上記各実施形態および変形例のバランの共振周波数が、いずれかの直列共振回路の共振周波数間にくるよう、各直列共振回路の共振周波数を調整する。すなわち、上述のように、バランの共振周波数f_{RN}を、検出核種の磁気共鳴周波数f_0に調整する場合、各直列共振回路の共振周波数のうち、少なくとも１つが、f_0より低い周波数であり、少なくとも１つがf_0

より高い周波数となるよう、核直列共振回路の共振周波数を調整する。

[0104] また、上記各実施形態および変形例のバランをＲＦコイルの給電点に直接接続するよう構成してもよい。このように構成することで、ＲＦコイルに流れ込むコモンモードノイズをより確実に除去することができる。ＲＦコイルの性能を向上させることができる。

[0105] また、上記各実施形態および変形例のバランは従来のバラン２０と併用しても良い。併用することで、更に高いインピーダンスを提供できるため、ＲＦコイルの性能を向上させることができる。

[0106] また、上記各実施形態および変形例のバランは多チャンネルＲＦコイルシステムで使用することも可能である。多チャンネルＲＦコイルシステムで使用することにより、バランとバランとのカップリングや、バランと同軸ケーブル１０とのカップリングによるバランの共振周波数のシフトを防ぐことができる。このため、多チャンネルＲＦコイルシステムでも、上記各実施形態および変形例のバランを用いることにより、ＲＦコイルの性能を向上させることができる。

[0107] 上記各実施形態および変形例では、ＭＲＩ装置１００において、高周波電源１０６と送信用ＲＦコイル１１６、もしくは、受信機１０８と受信用ＲＦコイル１１７との間にバランが一つある例を示したが、バランは二つ以上あっても良い。

[0108] また、上記各実施形態および変形例では、図４に示す構成を有する一般的の同軸ケーブル１０を用いてバランを形成する場合を例にあげて説明した。しかし、適用可能な同軸ケーブルは上記同軸ケーブル１０に限られない。例えば、外部導体を小径の銅パイプとした「セミリジッドケーブル」と呼ばれる同軸ケーブルを用いてもよい。もちろん、これに限定されるものではない。

符号の説明

[0109] １０：同軸ケーブル、１１：内部導体、１２：外部導体、１３：誘電体、１５：信号源、１６：負荷、２０：バラン、２１：回路図、３１：キャパシタ

、３２：インダクタ、３３：インダクタ、３４：並列共振回路、４０：直列共振回路、４１：インダクタ、４２：キャパシタ、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：高周波電源、１０８：受信機、１０９：計算機、１１０：ディスプレイ、１１１：記憶媒体、１１２：シムコイル、１１６：送信用ＲＦコイル、１１７：受信用ＲＦコイル、１２６：送受信用ＲＦコイル、１２７：送受信切り替えスイッチ、１１８：バラン、１１８－２：バラン、１１８Ａ：バラン、１１８Ｂ：バラン、１１８Ｃ：バラン、１１８Ｄ：バラン、２００：ＭＲＩ装置、２０１：マグネット、２２１：インダクタ、２２２：インダクタ、３００：バラン形成回路、３００－２：バラン形成回路、３１０：第一の直列共振回路、３２０：第二の直列共振回路、３３０：第三の直列共振回路、３３１：インダクタ、３３２：インダクタ、３３３：インダクタ、３４１：キャパシタ、３４２：キャパシタ、３４３：キャパシタ、３５０：導体、３５１：インダクタ、４００：並列回路、４０１：並列共振回路、４０２：並列共振回路、４０３：並列共振回路、５００：回路図、５００－２：回路図、５０１：等価回路、５１１：インダクタ、５１２：キャパシタ、５１３：キャパシタ、５１４：インダクタ、５１５：インダクタ、５１６：キャパシタ、６００：電波シールド、９９０：磁気結合

請求の範囲

[請求項1] 同軸ケーブルに流れるコモンモードノイズを除去するバランであって、

前記同軸ケーブルの一部と、

前記同軸ケーブルの一部の外部導体に並列接続される並列回路と、

を備え、

前記並列回路は、それぞれ並列に接続される複数の直列共振回路を備え、

前記複数の直列共振回路は、それぞれ、直列に接続されるキャパシタとインダクタとを備え、当該キャパシタのキャパシタンスおよび当該インダクタのインダクタンスによりそれぞれの共振周波数が調整可能であり、

前記複数の直列共振回路の共振周波数は、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低い周波数に、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高い周波数になるよう調整されていること

を特徴とするバラン。

[請求項2] 請求項１記載のバランであって、

前記複数の直列共振回路は、第一の直列共振回路と第二の直列共振回路の２つであり、

前記第一の直列共振回路の共振周波数である第一の共振周波数と、前記第二の直列共振回路の共振周波数である第二の共振周波数とは、いずれか一方が、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低い周波数に、他方が、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高い周波数になるよう調整されていること

を特徴とするバラン。

[請求項3] 請求項２記載のバランであって、

前記第一の共振周波数および前記第二の共振周波数の中で、前記バ

ランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低い周波数となるよう調整されている共振周波数は、前記バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数の７０%から９５%の間となるよう調整されていること

を特徴とするバラン。

[請求項4] 請求項２記載のバランであって、

前記第一の共振周波数および前記第二の共振周波数の中で、前記バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高く調整されている共振周波数は、前記バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数の１０５%から１３０%の間となるよう調整されていること

を特徴とするバラン。

[請求項5] 請求項１記載のバランであって、

前記複数の直列共振回路は、第一の直列共振回路と第二の直列共振回路と第三の直列共振回路の３つであり、

前記第一直列共振回路の共振周波数f_Aと前記第二直列共振回路の共振周波数f_Bと前記第一直列共振回路の共振周波数f_Cと当該バランが前記コモンモードノイズを除去する第一の周波数f_1と当該バランが前記コモンモードノイズを除去する第二の周波数f_2（$>f_1$）とが、$f_A<f_1<f_B<f_2<f_C$の関係を満たすように調整されていること

を特徴とするバラン。

[請求項6] 請求項１記載のバランであって、

前記同軸ケーブルの一部は、ループ形状を有すること

を特徴とするバラン。

[請求項7] 請求項１記載のバランであって、

前記同軸ケーブルの一部は、直線状であること

を特徴とするバラン。

[請求項8] 請求項１記載のバランであって、

前記同軸ケーブルの一部は、８の字型形状を有すること

を特徴とするバラン。

[請求項9] 請求項１記載のバランであって、

前記並列回路は、磁気結合手段を備え、前記同軸ケーブルの一部の外部導体と磁気的に接続されること

を特徴とするバラン。

[請求項10] 請求項１記載のバランであって、

前記同軸ケーブルの一部と、前記並列回路とに、電波シールドが施されていること

を特徴とするバラン。

[請求項11] バランを形成する同軸ケーブルであって、

当該同軸ケーブルの一部の外部導体に接続される並列回路を備え、

前記並列回路は、それぞれ並列に接続される複数の直列共振回路でを備え、

前記複数の直列共振回路は、それぞれ、直列に接続されるキャパシタとインダクタとを備え、当該キャパシタのキャパシタンスおよび当該インダクタのインダクタンスによりそれぞれの共振周波数が調整可能であり、

前記複数の直列共振回路の共振周波数は、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より低い周波数に、少なくとも１つが、当該バランが前記コモンモードノイズを除去する周波数より高い周波数になるよう調整されていること

を特徴とする同軸ケーブル。

[請求項12] 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とともに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、前記送受信コイルで受信した磁気共鳴信号を処理する信号処理手段と、前記高周波磁場を検査対象に印加する時

は、前記高周波磁場形成手段と前記送受信コイルとを接続し、前記送受信コイルで受信した磁気共鳴信号を処理する時は、前記送受信コイルと前記信号処理手段とを接続する送受信切替手段と、前記傾斜磁場形成手段、前記高周波磁場形成手段および前記信号処理手段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、

前記送受信コイルと前記送受信切替手段とは同軸ケーブルで接続され、

前記同軸ケーブルはバランを備え、

前記バランは、請求項１記載のバランであり、前記同軸ケーブルに接続されていること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項13] 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、前記受信コイルで受信した磁気共鳴信号を処理する信号処理手段と、前記傾斜磁場形成手段、前記高周波磁場形成手段および前記信号処理手段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、

前記高周波磁場形成手段で形成した高周波磁場を前記送信コイルに送信する第一の同軸ケーブルと、

前記受信コイルで受信した磁気共鳴信号を前記信号処理手段に送信する第二の同軸ケーブルと、を備え、

前記第一の同軸ケーブルと前記第二の同軸ケーブルとはそれぞれバランを備え、

前記バランは、請求項１記載のバランであり、前記第一の同軸ケーブルおよび前記第二の同軸ケーブルに接続されていること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

[請求項14] 請求項１２記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記同軸ケーブルは、前記バランを複数備えること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

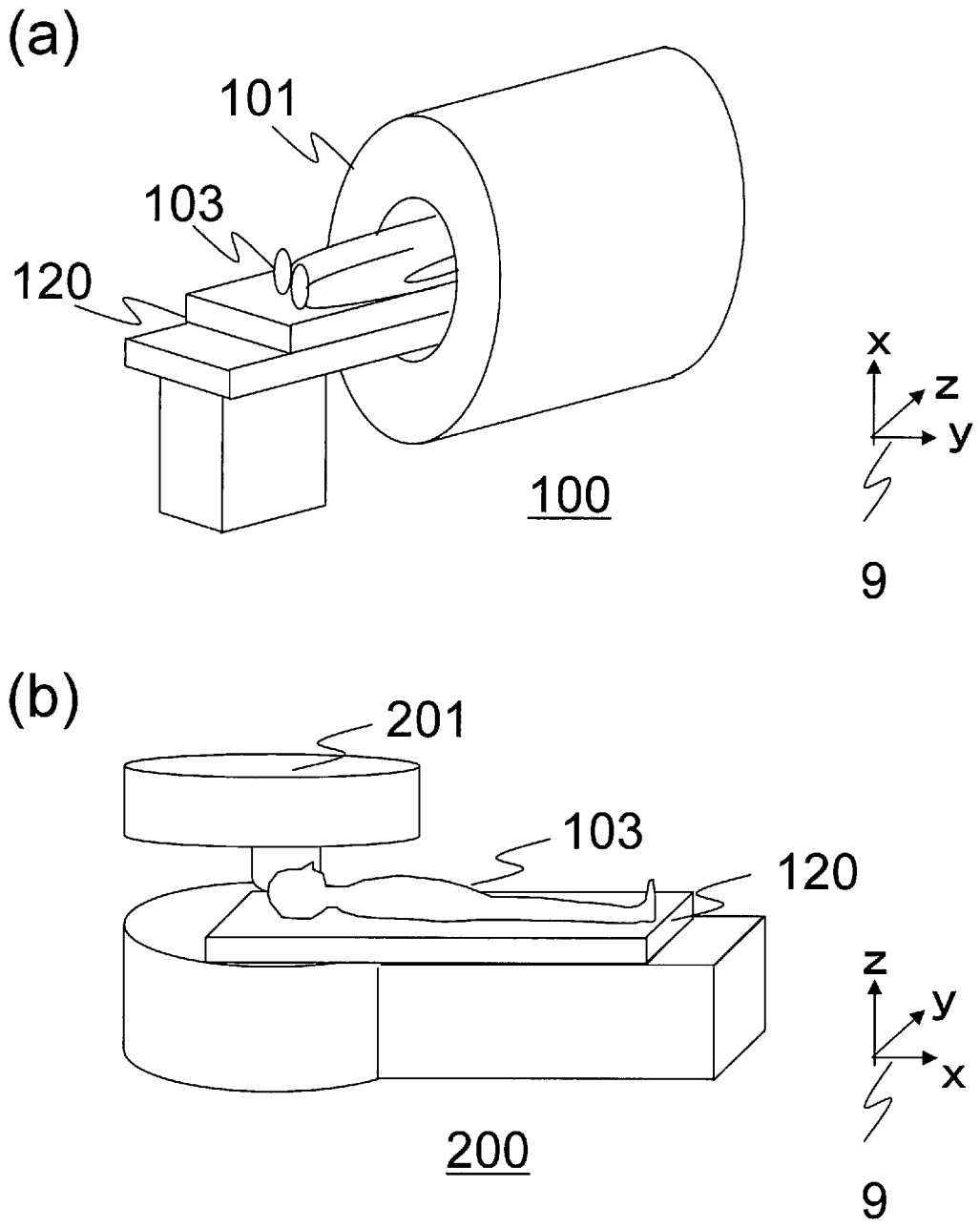
[請求項15] 請求項１３記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記第一の同軸ケーブルおよび前記第二の同軸ケーブルの少なくとも一方は、前記バランを複数備えること

を特徴とする磁気共鳴撮像装置。

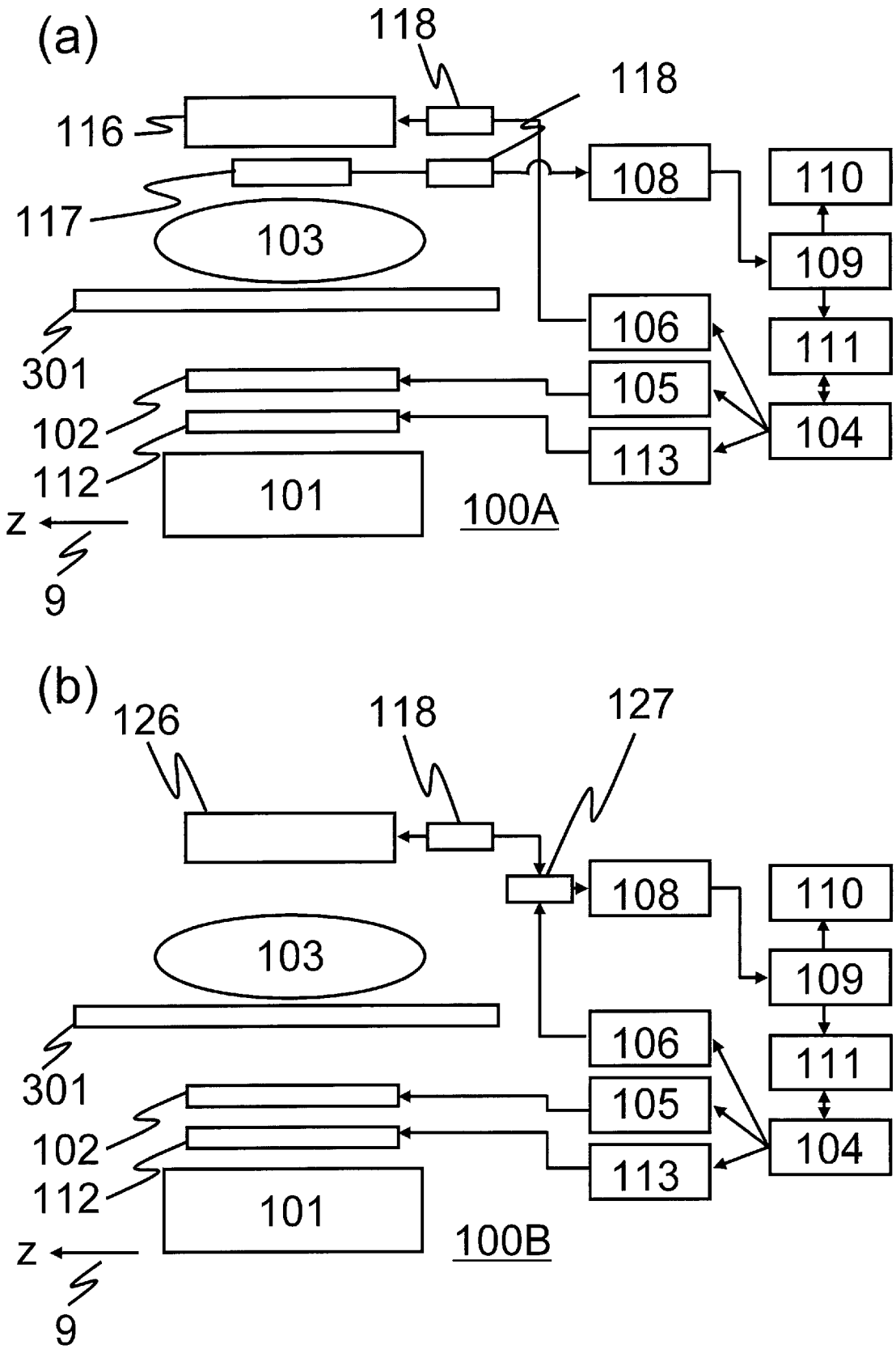
[図1]

図1



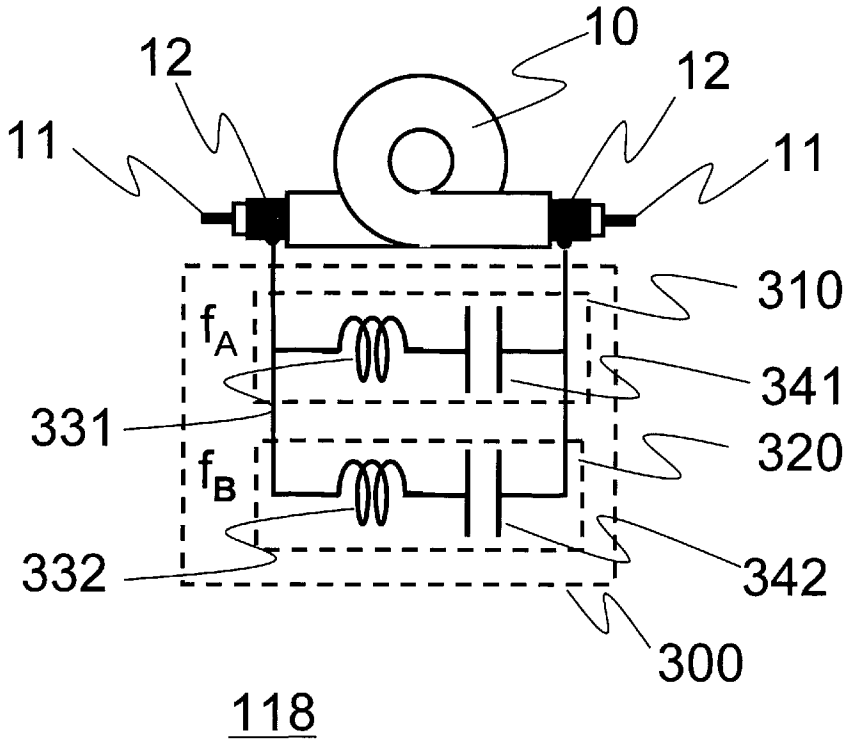
[図2]

図2


(a)
118
118
116
108
110
117
103
109
106
111
301
105
102
104
112
113
101
100A
z
9
(b)
126
118
127
108
110
103
109
106
111
301
105
102
104
112
113
101
100B
z
9

[図3]

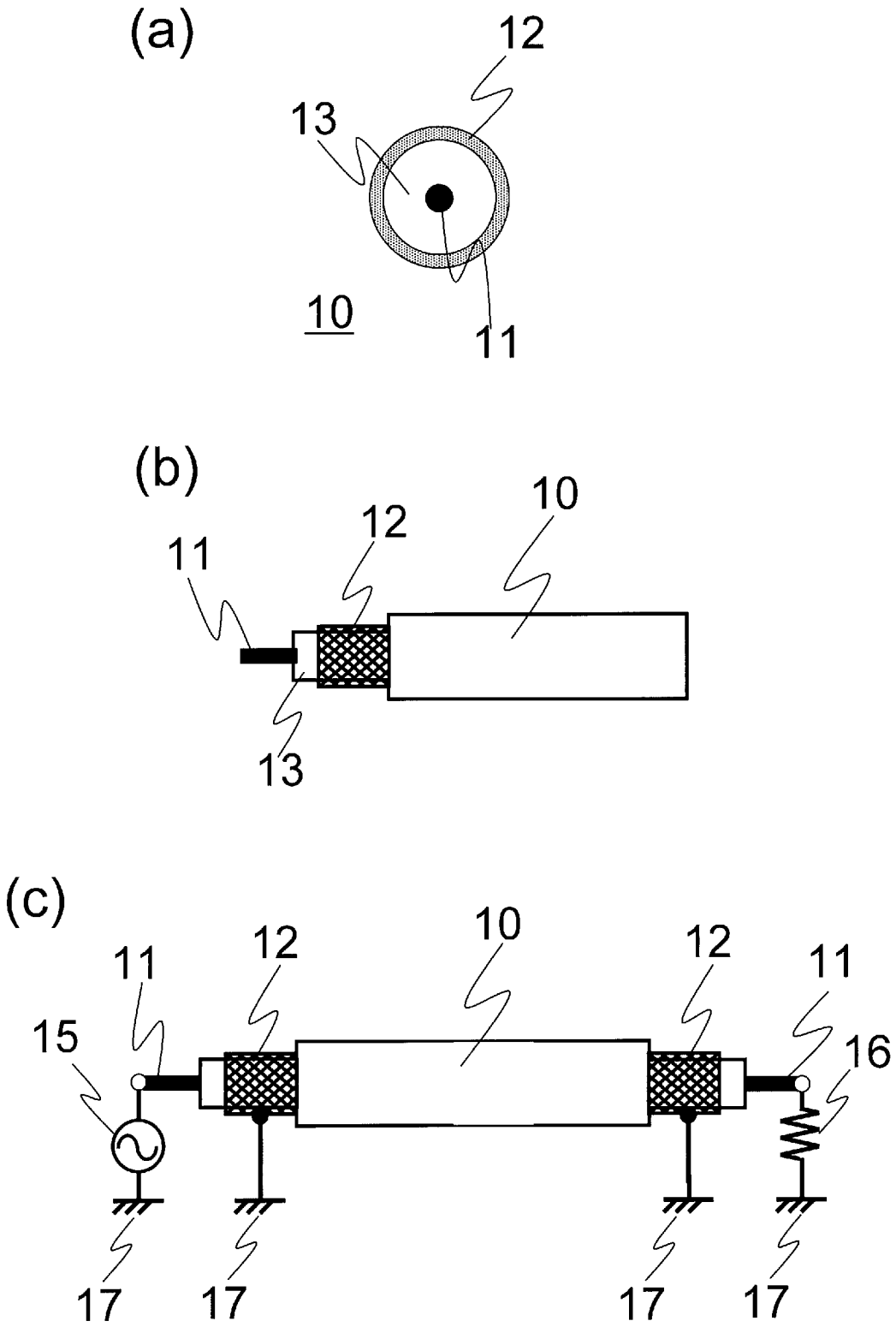
図3



118

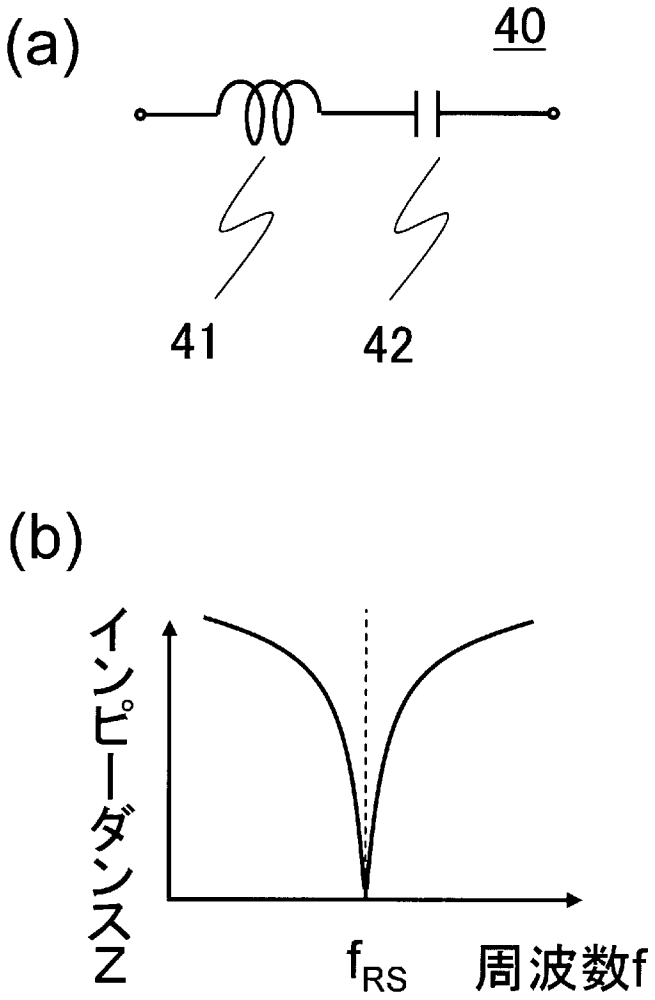
[図4]

図4



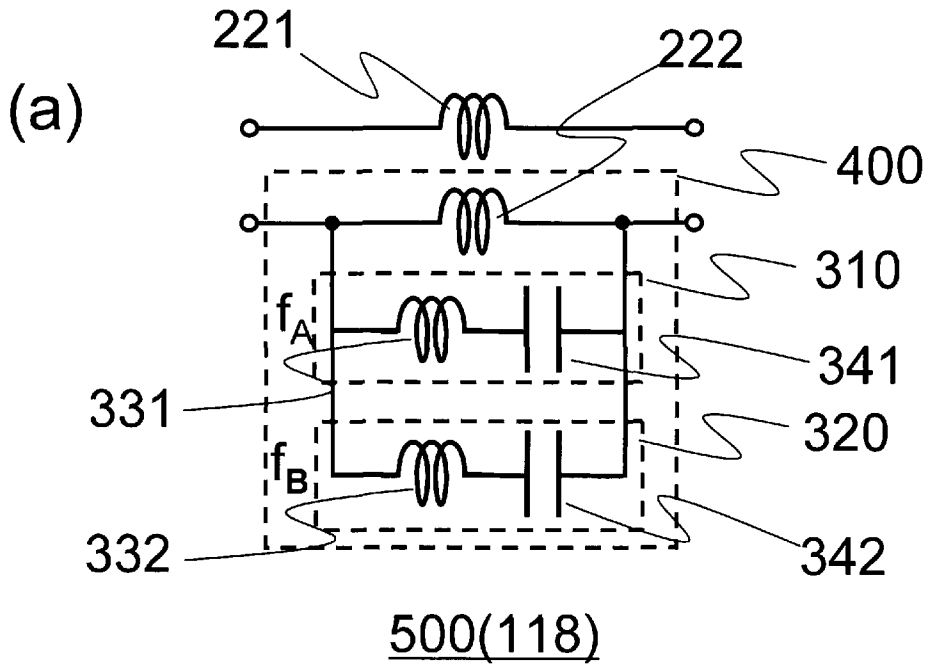
[図5]

図5

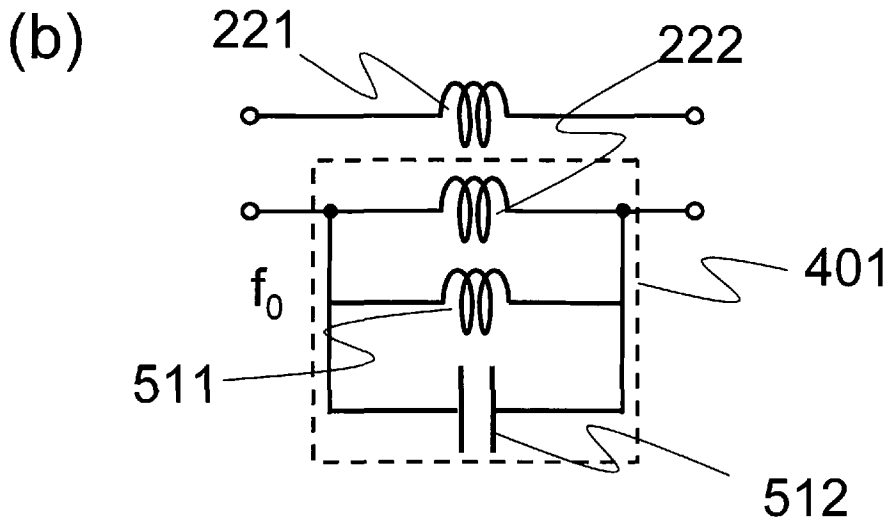


[図6]

図6



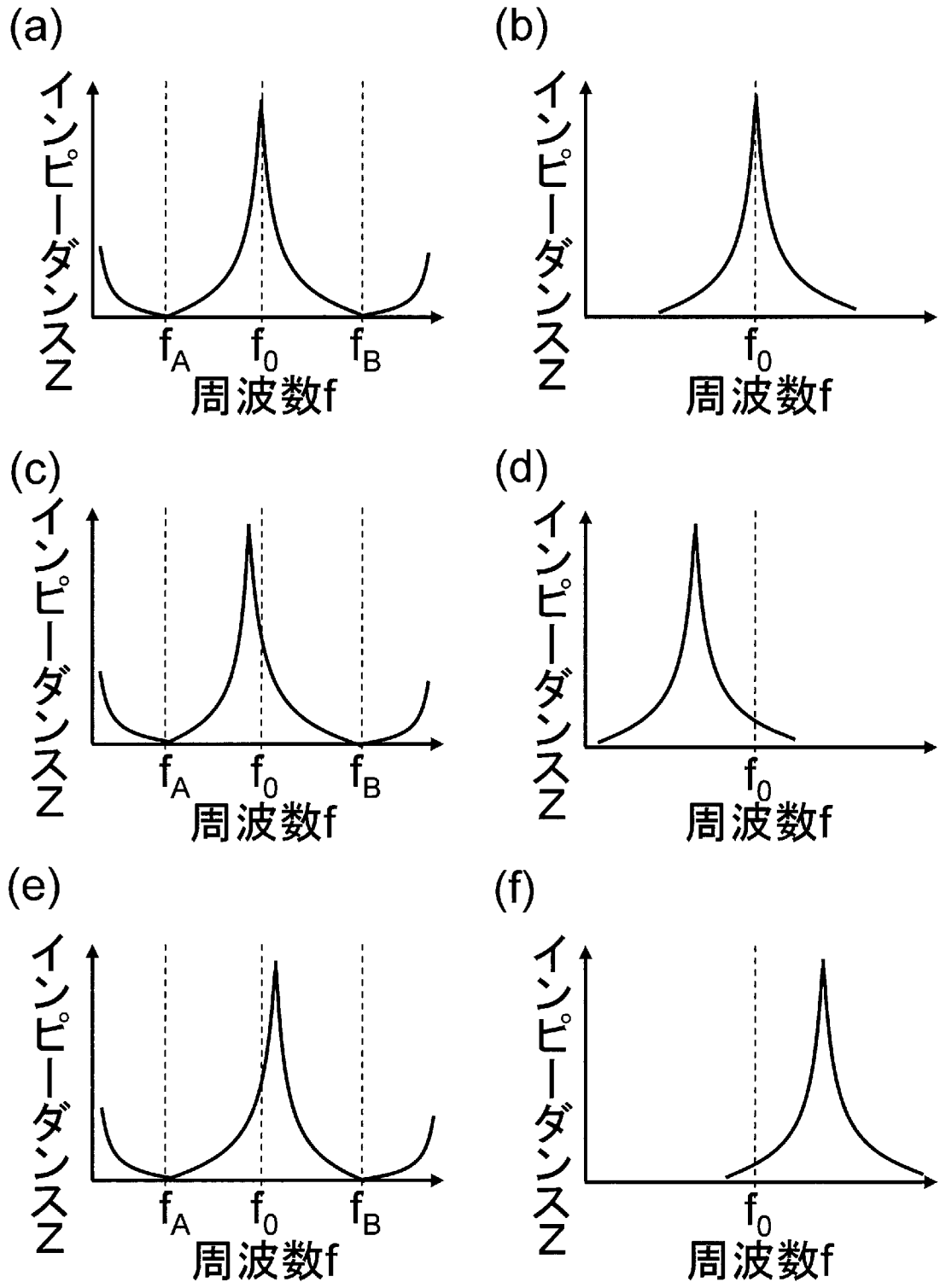
500(118)



501(118)

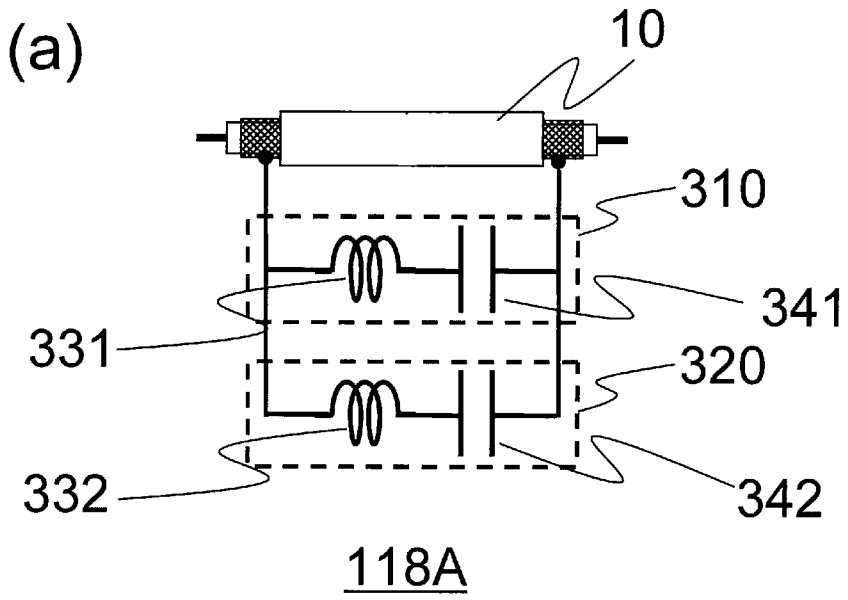
[図7]

図7

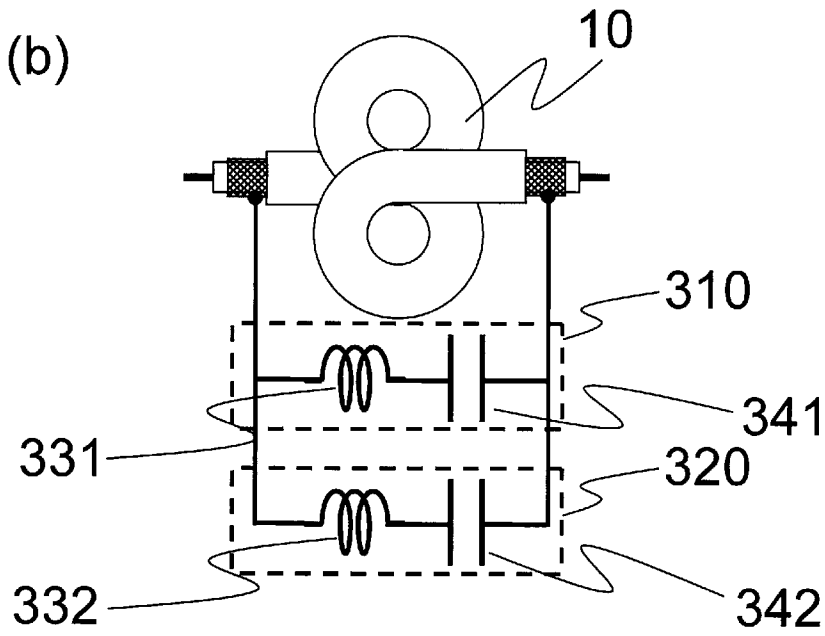

(a)
インピーダンスZ
f_A
f_0
f_B
周波数f
(b)
インピーダンスZ
f_0
周波数f
(c)
インピーダンスZ
f_A
f_0
f_B
周波数f
(d)
インピーダンスZ
f_0
周波数f
(e)
インピーダンスZ
f_A
f_0
f_B
周波数f
(f)
インピーダンスZ
f_0
周波数f

[図8]

図8



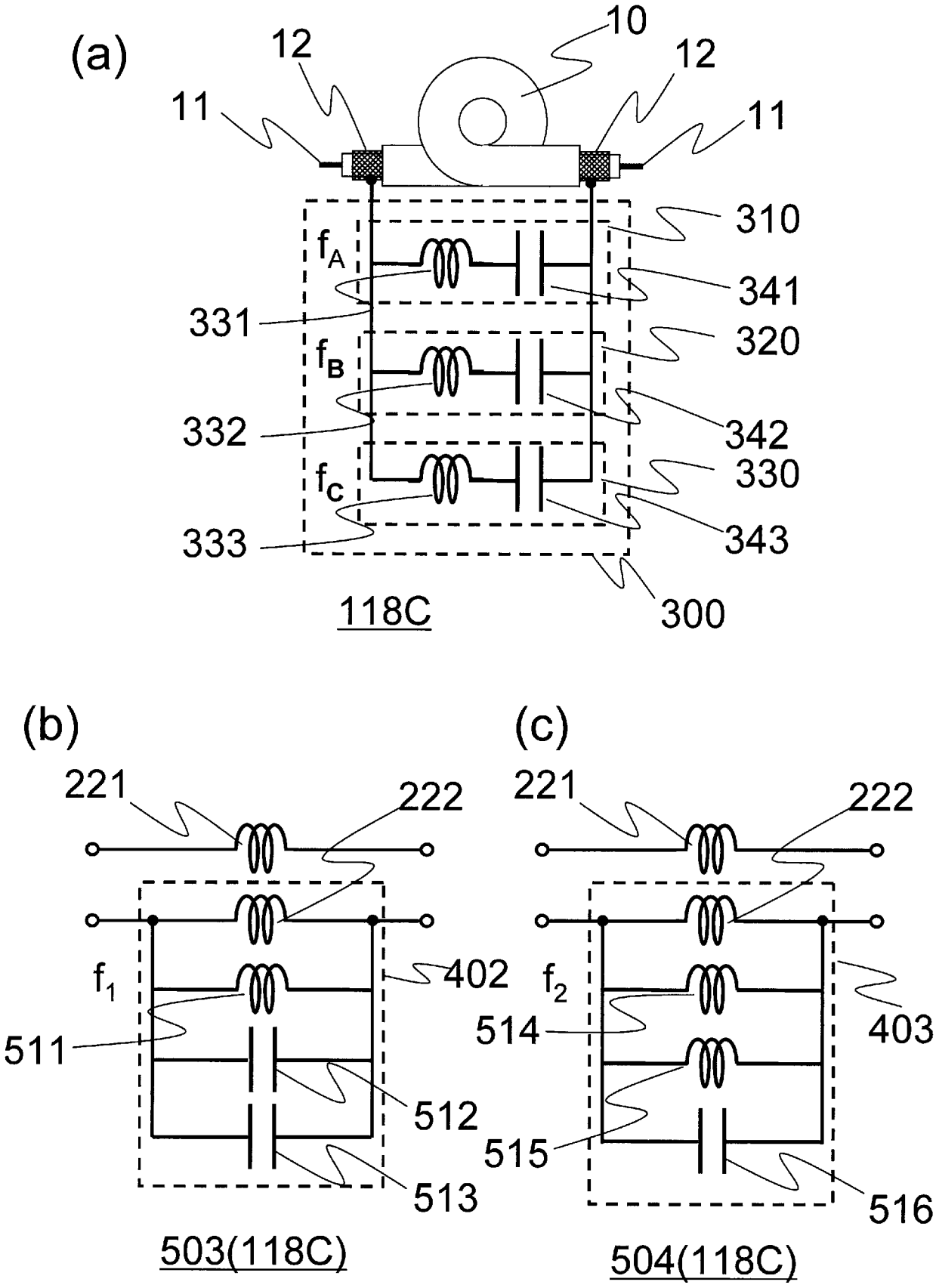
118A



118B

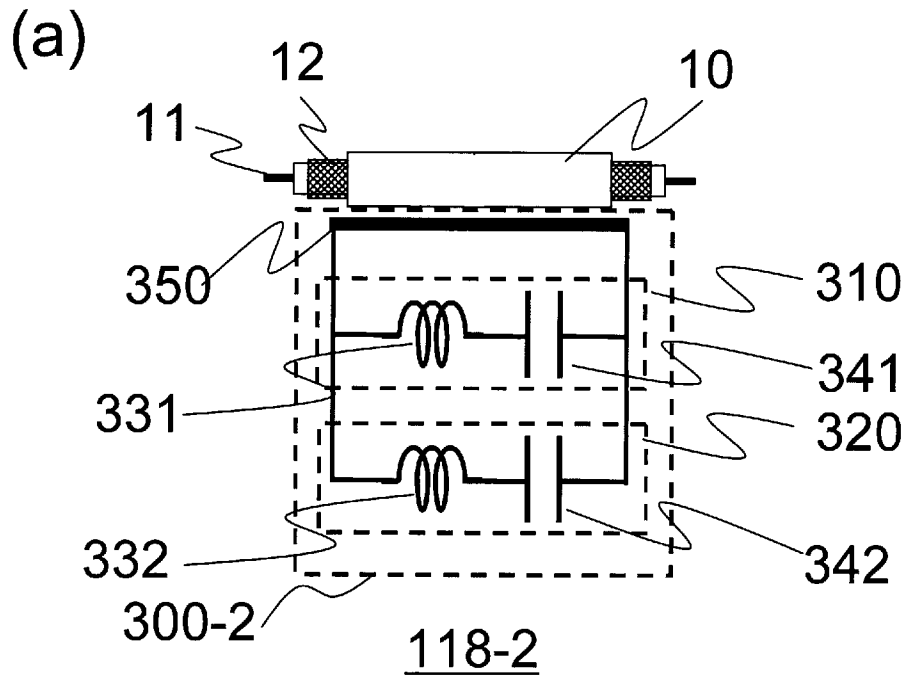
[図9]

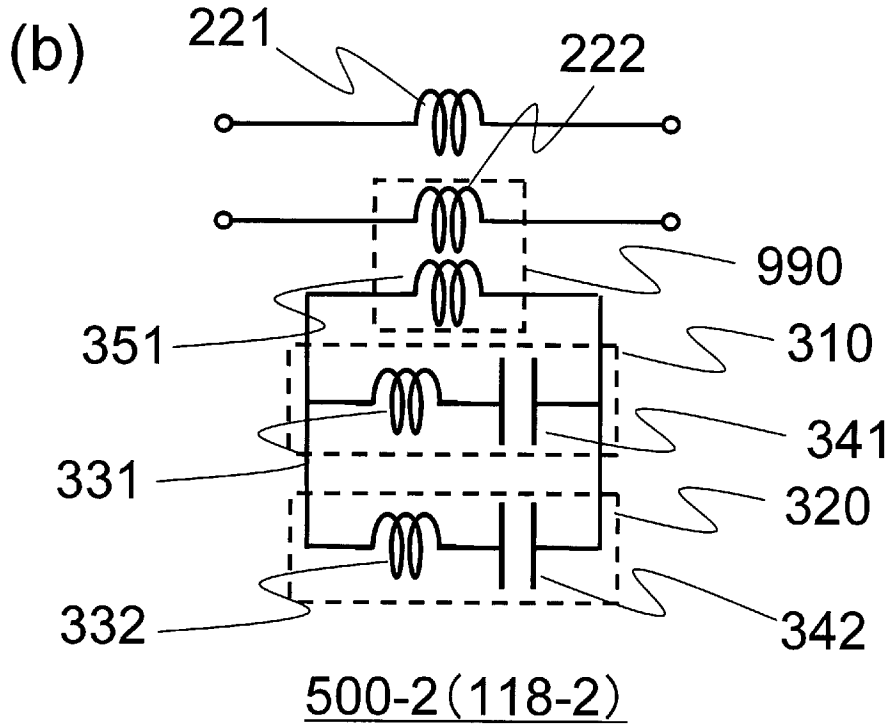
図9


(a)
10
12
12
11
11
310
f_A
341
331
320
f_B
342
332
330
f_C
343
333
300
118C
(b)
221
222
402
f_1
511
512
513
503(118C)
(c)
221
222
403
f_2
514
515
516
504(118C)

[図10]

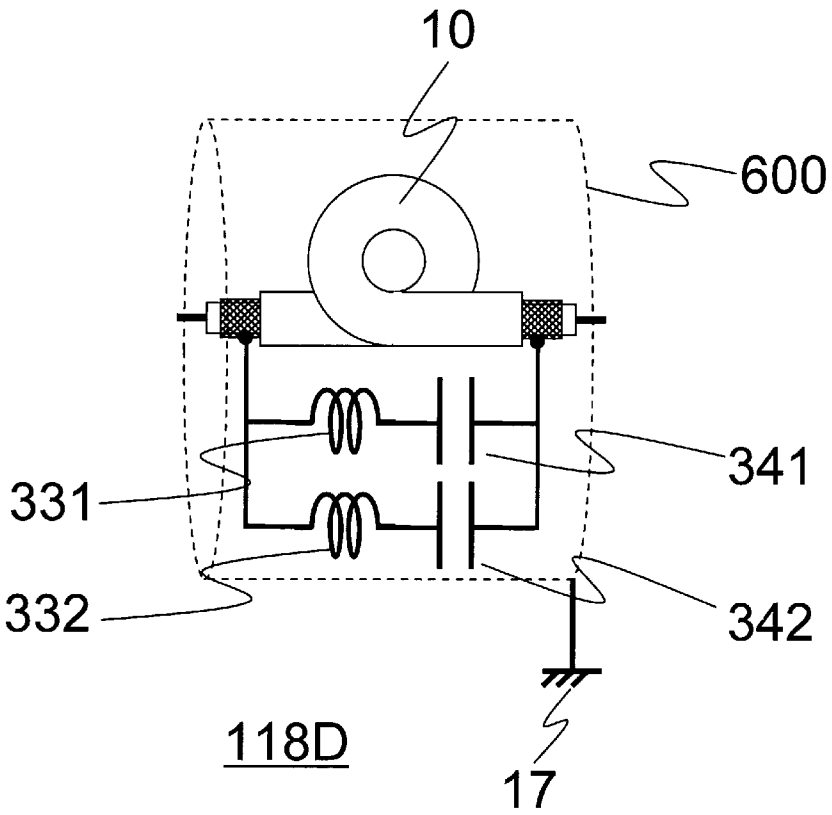
図10


(a)
12
10
11
350
310
341
331
320
332
342
300-2
118-2


(b)
221
222
990
351
310
341
331
320
332
342
500-2(118-2)

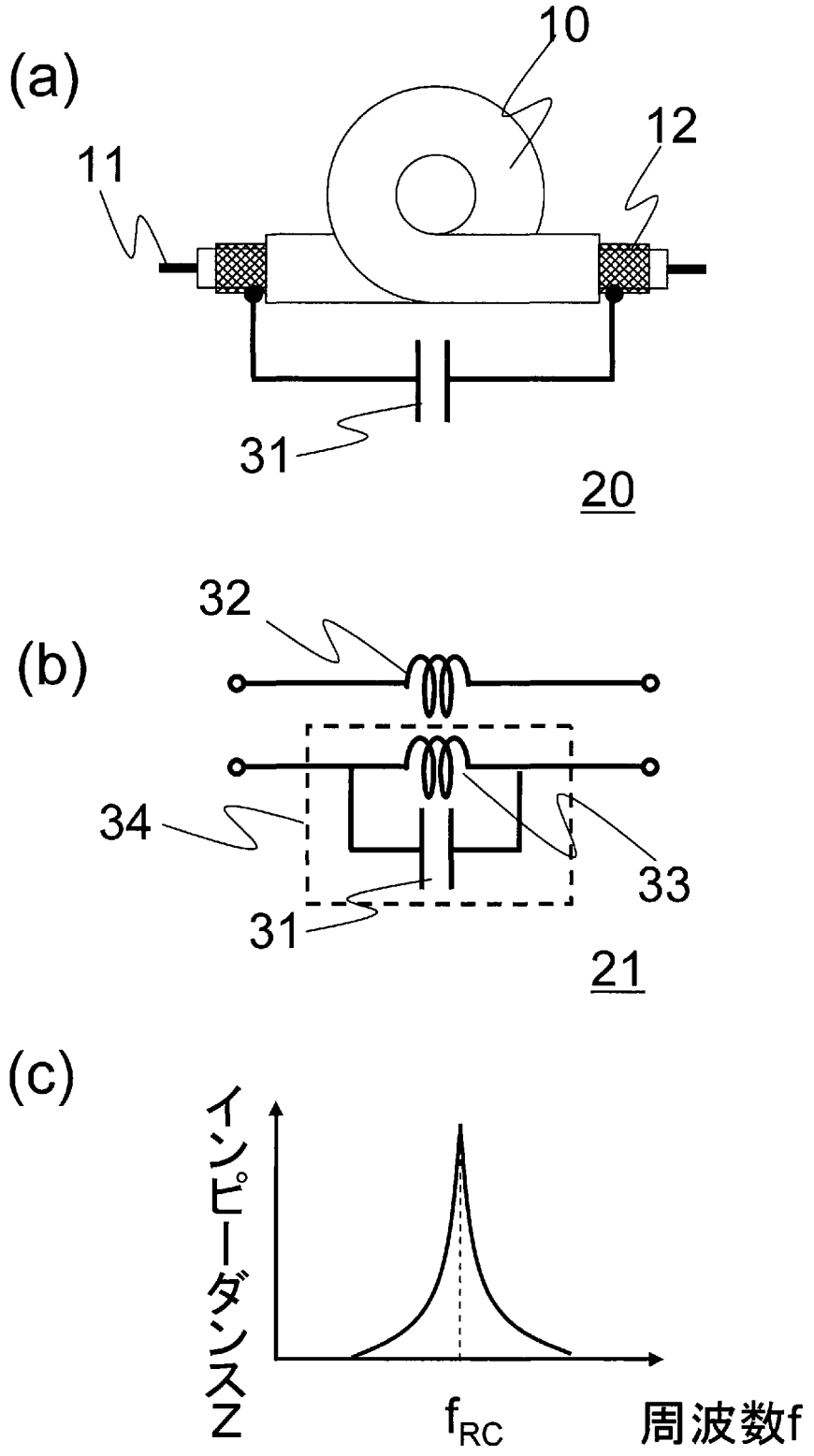
[図11]

図11



[図12]

図12



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2010/051144

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 1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	P.Sipila, et al., "A magnetic field monitoring add-on toolkit based on transmit-receive NMR probes" Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2008, p680	1-15
A	JP 2007-517570 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 05 July 2007 (05.07.2007), entire text; all drawings & US 2009/0021261 A1 & EP 1716428 A & WO 2005/069028 A1	1-15
A	JP 2008-295737 A (Hitachi, Ltd.), 11 December 2008 (11.12.2008), entire text; all drawings & US 2008/0297154 A1	1-15

☐ 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 April, 2010 (08.04.10)	20 April, 2010 (20.04.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１０／０５１１４４

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	１９７１－２０１０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１０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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

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
A	P.Sipila, et al., “A magnetic field monitoring add-on toolkit based on transmit-receive NMR probes” Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2008, p680	1-15
A	JP 2007-517570 A (コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ) 2007.07.05, 全文、全図 & US 2009/0021261 A1 & EP 1716428 A & WO 2005/069028 A1	1-15

☑　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 ０８．０４．２０１０	国際調査報告の発送日 ２０．０４．２０１０
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）　２Ｑ　４００４ 島田　保 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　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
A	JP 2008-295737 A (株式会社日立製作所) 2008.12.11, 全文、全図 & US 2008/0297154 A1	1-15