

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5064826号  
(P5064826)

(45) 発行日 平成24年10月31日(2012.10.31)

(24) 登録日 平成24年8月17日(2012.8.17)

(51) Int.Cl.

F 1

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
**G 0 1 R 33/36 (2006.01)**A 6 1 B 5/05 3 5 0  
G 0 1 N 24/04 5 3 0 E  
A 6 1 B 5/05 3 5 5  
G 0 1 N 24/04 5 3 0 A

請求項の数 12 (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願2007-31164 (P2007-31164)

(22) 出願日

平成19年2月9日(2007.2.9)

(65) 公開番号

特開2008-194180 (P2008-194180A)

(43) 公開日

平成20年8月28日(2008.8.28)

審査請求日

平成22年2月8日(2010.2.8)

(73) 特許権者 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(72) 発明者 鈴木 伸一郎

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディ

コ内

審査官 伊藤 幸仙

(56) 参考文献 特開平08-322816 (JP, A)

特開昭63-117744 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 R F 回路のためのスイッチング回路および磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路、磁気共鳴イメージング装置用のR F コイル又はR F プローブ、それを備える磁気共鳴イメ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

R F 回路のためのスイッチング回路において、互いに逆極性となるように直列接続された一対のスイッチング素子と、上記一対のスイッチング素子の中間に接続される少なくとも1つのキャパシタス素子と、上記一対のスイッチング素子の導通非導通を制御するバイアス電源と、を備えることを特徴とするR F 回路のためのスイッチング回路。

## 【請求項 2】

請求項1記載のR F 回路のためのスイッチング回路において、上記スイッチング素子は、ダイオードであることを特徴とするスイッチング回路。 10

## 【請求項 3】

請求項2記載のR F 回路のためのスイッチング回路において、上記ダイオードは、P i nダイオードであることを特徴とするスイッチング回路。

## 【請求項 4】

被検体に高周波信号を送信し、被検体からの核磁気共鳴信号を受信する磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路において、

高周波送信部及び高周波受信部と高周波送受信コイルとの間の信号伝送路に、請求項1乃至3のいずれか一項に記載のスイッチング回路を備え、高周波送信時には、上記一対のスイッチング素子が非導通となり、高周波受信時には、上記一対のスイッチング素子が導

通となるように制御されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路。

**【請求項 5】**

請求項 4 記載の磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路において、上記信号伝送路とグランド間に上記スイッチング回路を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路。

**【請求項 6】**

請求項 4 又は 5 記載の高周波信号送受信切替回路を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 7】**

被検体から核磁気共鳴信号を受信する磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブにおいて、

上記 R F コイル又は R F プローブは、直並列切替型共振回路を備え、

上記直並列切替型共振回路は、

互いに直列に接続された第 1 のインダクタンス素子及び第 1 のキャパシタンス素子からなる第 1 の直列共振回路と、

互いに直列に接続された第 2 のインダクタンス素子及び第 2 のキャパシタンス素子からなる第 2 の直列共振回路と、

上記第 1 のインダクタンス素子と第 2 のキャパシタンス素子からなる第 1 の並列共振回路と、

上記第 1 のキャパシタンス素子と第 2 のインダクタンス素子からなる第 2 の並列共振回路と、

上記第 1 及び第 2 の直列共振回路を並列接続するか、上記第 1 及び第 2 の並列共振回路を直列接続するかを切り替えるスイッチング回路とを備え、

上記スイッチング回路は、互いに逆極性となるように直列接続された一対のスイッチング素子と、上記一対のスイッチング素子の中間に接続される少なくとも 1 つのキャパシタンス素子と、上記一対のスイッチング素子の導通非導通を制御するバイアス電源とからなり、

上記 R F コイル又は R F プローブのタイプに応じて、高周波送信時と核磁気共鳴信号の受信時で、上記スイッチング回路のスイッチング素子の導通/非導通が制御されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブ。

**【請求項 8】**

請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブにおいて、上記 R F コイル又は R F プローブは送信コイルであり、

上記スイッチング回路は、高周波送信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が非導通となり、核磁気共鳴信号の受信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が導通となるように制御されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブ。

**【請求項 9】**

請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブにおいて、上記 R F コイル又は R F プローブは受信コイルであり、

上記スイッチング回路は、高周波送信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が導通となり、核磁気共鳴信号の受信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が非導通となるように制御されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブ。

**【請求項 10】**

請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブにおいて、上記 R F コイル又は R F プローブは送受信コイルであり、

上記スイッチング回路は、高周波送信時と核磁気共鳴信号の受信時共に、上記スイッチング回路のスイッチング素子が非導通となるように制御されることを特徴とする磁気共鳴

10

20

30

40

50

イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブ。**【請求項 1 1】**

請求項 7 乃至 10 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブにおいて、上記スイッチング回路のスイッチング素子は、Pin ダイオードであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用の R F コイル又は R F プローブ。

**【請求項 1 2】**

請求項 7 乃至 11 のいずれか一項に記載の R F コイル又は R F プローブを備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

**【0001】**

本発明は、磁気共鳴イメージング（MRI）装置に係り、特にハイパワーの高周波伝送線路のためのスイッチング回路に関する。

**【背景技術】****【0002】**

MRI 装置は、被検体の生体組織を構成する原子核に高周波信号を照射して核磁気共鳴を起こさせ、それによって発生する核磁気共鳴信号（高周波信号）を検出し、検出された核磁気共鳴信号にフーリエ変換を行って画像を再構成し、被検体の任意個所における断層像を画像表示することができる。

**【0003】**

20

高周波信号の照射及び検出には、静磁場方向に直交する向きの高周波信号を発生する R F コイルが使用される。R F コイルに送信 / 受信兼用コイルと、送信専用、受信専用の送信コイルと受信コイルとがある。

**【0004】**

送受信兼用コイルの場合、コイルに対して送信伝送路と受信伝送路とを、送信 / 受信のタイミングに合わせて切り替える送受信切替回路を備えている。

**【0005】**

送受信切替回路には、送信伝送路の有効 / 無効切替回路が構成され、受信時において送信伝送路からの高周波ノイズをカットする、あるいは受信信号が送信伝送路に吸収されるのを防止する。送信伝送路からの高周波ノイズが撮像画像に影響を与え、画像の S / N を劣化させるからである。

30

**【0006】**

しかし、有効 / 無効切替回路は、スイッチング素子の導通時における抵抗損失成分のために送信伝送路からの大電力により発熱してしまう課題を有する。

**【0007】**

また、有効 / 無効切替回路は、キャパシタンスとインダクタンスの並列共振による阻止インピーダンスを用いてコイルループを切断する。そのため、特に静磁場強度が小さい MRI 装置の場合、ラモア周波数も低くなるので、受信コイルの共振周波数を同調させるためにキャパシタンスの容量を大きくしなければならない。このため、インダクタンスとの並列共振状態における阻止インピーダンスが低下してしまう。

40

**【0008】**

上記有効 / 無効切替回路の課題を解決するために、特許文献 1 には、直並列切替型共振回路のようなコイルの有効 / 無効切替回路が記載されている。この特許文献 1 に記載された有効 / 無効切替回路は、インダクタンス同士およびキャパシタンス同士が互いに対向配置されたブリッジ回路の 2 つの中点間にスイッチング素子が配置される。そして、このスイッチング素子が非導通時には 2 組の直列共振回路が並列接続された状態となり、導通時には 2 組の並列共振回路が直列接続された状態となる直並列切替型共振回路である。

**【0009】**

ところで、送受信切替回路のスイッチング素子として用いられる Pin ダイオードは、非導通時には 0.5 ~ 3.0 pF 程度のキャパシタンス成分を有するので、受信時におい

50

て送信伝送路の無効化が不十分となり、送信伝送路からのノイズが受信信号に混入する可能性がある。

**【0010】**

ここで、伝送路の非導通時のアイソレーションを改善するよく知られた方法として、伝送線路の途中にスイッチング素子D a、伝送線路とグランド間にスイッチング素子D bをそれぞれ挿入する方法がある。送信伝送路が有効時には、バイアス電流により素子D aのみを導通し（素子D bは非導通）、無効時には素子D bのみを導通（素子D aは非導通）することにより、受信時における送信伝送路と受信伝送路のアイソレーションを改善することができる。

**【0011】**

10

【特許文献1】特開平8-322816号公報

**【発明の開示】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0012】**

しかし、スイッチング素子であるPinダイオードは、0.6~0.8V程度の電圧で導通してしまうので、送信時において非導通でなければならない素子D 0に使用すると、ハイパワー高周波パルスの送信信号によって導通してしまうという課題がある。

**【0013】**

これは、特許文献1に記載された直並列切替型共振回路の場合も同様の問題が生じる。また、特許文献1に記載された直並列切替型共振回路の場合、Pinダイオードが非導通時に有する0.5~3.0pF程度のキャパシタンス成分の影響で、ブリッジ回路の2つの中点間に高周波漏れ電流が流れ、直列共振周波数がラーモア周波数からずれるという課題がある。

**【0014】**

20

本発明の目的は、ダイオード導通時における大高周波電流の通過を阻止すると共に、非導通時におけるアイソレーションを向上することが可能なハイパワーRF回路のためのスイッチング回路及びそれを用いた磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

**【課題を解決するための手段】**

**【0015】**

30

本発明のハイパワーRF回路のためのスイッチング回路は、一対のスイッチング素子が互いに逆極性となるように直列接続され、この一対のスイッチング素子の中間に少なくとも1つのキャパシタンス素子が接続され、上記一対のスイッチング素子の導通非導通がバイアス電源によって制御される。

**【0016】**

また、本発明の磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路は、高周波送信部と高周波送受信コイルとの間の信号伝送路に、上記スイッチング回路を備え、高周波送信時には、一対のスイッチング素子が非導通となり、高周波受信時には、上記一対のスイッチング素子が導通となるように制御される。

**【0017】**

40

また、本発明の高周波信号送受信コイルは、高周波送受信用コイルと、上記送受信コイルに内蔵される直並列切替型共振回路とを備え、上記直並列切替型共振回路は、互いに直列に接続された第1のインダクタンス素子及び第1のキャパシタンス素子からなる第1の直列共振回路と、互いに直列に接続された第2のインダクタンス素子及び第2のキャパシタンス素子からなる第2の直列共振回路と、上記第1のインダクタンス素子と第2のキャパシタンス素子からなる第1の並列共振回路と、上記第1のキャパシタンス素子と第2のインダクタンス素子からなる第2の並列共振回路と、上記第1及び第2の直列共振回路を並列接続するか、上記第1及び第2の並列共振回路を直列接続するかを切り替えるスイッチング回路とを備え、上記スイッチング回路は、互いに逆極性となるように直列接続された一対のスイッチング素子と、上記一対のスイッチング素子の中間に接続される少なくとも1つのキャパシタンス素子と、上記一対のスイッチング素子の導通非導通を制御するバ

50

イアス電源とからなり、高周波送信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が非導通となり、高周波受信時には、上記スイッチング回路のスイッチング素子が導通となるように制御される。

【0018】

本発明の磁気共鳴イメージング装置は、上記高周波信号送受信切替回路又は上記高周波信号送受信コイルを備える。

【発明の効果】

【0019】

ダイオード導通時における大高周波電流の通過を阻止すると共に、非導通時におけるアイソレーションを向上することが可能なハイパワーRF回路のためのスイッチング回路、MR装置用の高周波信号送受信切替回路、高周波信号送受信コイル及びそれを用いたMR装置を実現することができる。10

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0021】

図1は、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置(MRI装置)の概略構成図である。図1において、MRI装置は、被検体301の周囲に静磁場を発生する磁石302と、静磁場空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル303と、この領域に高周波磁場を発生するRFコイル304と、被検体301が発生するMR信号を検出するRFプローブ305とを備える。20

【0022】

傾斜磁場コイル303は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源309からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RFコイル304はRF送信部310の信号に応じて高周波磁場を発生する。RFプローブ305の信号は、信号検出部306で検出され、信号処理部307で信号処理され、計算により画像信号に変換される。そして、画像処理部313で撮影画像に対する演算処理がされ、画像は表示部308で表示される。

【0023】

傾斜磁場電源309、RF送信部310、信号検出部306は演算制御部311で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。ベッド312は被検体が横たわるためのものである。30

【0024】

本発明によるハイパワーRF回路のためのスイッチング回路は、RF送信部310とRFコイル304間の伝送路上またはRFコイル304、またはRFプローブ305に配置されている。

【0025】

図2は、本発明による高周波回路(RF回路)の一実施形態を示す図である。図2において、ダイオードD0、D1は互いに逆極性で、キャパシタンスC0を介して直列接続されている。キャパシタンスC0は流れる高周波電流の周波数に対して負荷とならないよう、容量の大きなものを選ぶのが望ましい。40

【0026】

また、ダイオードD0のスイッチングを制御するバイアス電源1がダイオードD0とキャパシタンスC0を挟み込んで接続されている。そして、ローパスフィルタ回路2がキャパシタンスC0とダイオードD1を挟み込んで接続されている。但し、バイアス電源は、MRI装置の演算制御部311によって制御される。

【0027】

図2において、バイアス電流が導通時には、ダイオードD0、キャパシタンスC0、ダイオードD1の直列接続回路は高周波電流に対して導通状態となり、バイアス電流が非導通時には、高周波電流に対しても非導通状態となる。特に、バイアス電流が非導通時には50

、ダイオードD0、D1は逆極性で直列接続されているので、順バイアス方向のみであればダイオードD0、D1を導通するような大きな高周波電流を阻止することができる。

#### 【0028】

図2に示した例は、バイアス電源が1つの場合を示したものであるが、図3に示すように、2つのバイアス電源3、4を使用してダイオードD0、D1をそれぞれ制御する場合も、図2に示した例と同様な効果を得ることができる。

#### 【0029】

さらに、ダイオードD0、D1の極性が図2に示した例と、それぞれ反対の場合も同様な効果が得られる。この場合には、バイアス電源の極性を逆にすればよいことは明らかである。

10

#### 【0030】

次に、本発明の他の実施形態について説明する。図4は本発明のMRI装置用送受信切替回路100の一実施形態であり、伝送線路とグランド間に配置される例を示す図である。図4において、送信回路5は、ダイオードD2、キャパシタンスC4を介して送受信コイル7に接続されている。また、受信回路9及び保護回路8が送受信コイル7に接続されている。

#### 【0031】

ここで、ダイオードD2は伝送線路の途中に挿入されており、ダイオードD0、D1は伝送線路とグランド間に、互いに逆極性で直列接続されており、ダイオード間にキャパシタンスC0を挿入してある。キャパシタンスC0は流れる高周波電流の周波数に対して負荷とならないように、容量の大きなものを選ぶのが望ましい。

20

#### 【0032】

また、ダイオードD2のスイッチングを制御するバイアス電源6がD2を挟み込んで接続され、バイアス電源1が、ダイオードD0とキャパシタンスC0を挟み込んで接続されている。そして、高周波電流に対して高インピーダンスを有するフローティング回路2がキャパシタンスC0とダイオードD1を挟み込んで接続されている。ダイオードD0、キャパシタンスC0、ダイオードD1は、直列に接続された直列回路を形成し、この直列回路は、キャパシタンスC4と送受信コイルとに一端が接続され、他端は、送信回路と送受信コイルとに接続される。バイアス電源1、6はMRI装置の演算制御部311によって制御される。つまり、高周波送信時にダイオードD2のバイアス電流を導通し、ダイオードD0、ダイオードD1のバイアス電流は非導通とする。そして、高周波受信時にダイオードD2のバイアス電流を非導通とし、ダイオードD0、D1のバイアス電流は導通するように制御される。

30

#### 【0033】

図4において、ダイオードD2のバイアス電流が導通時には、伝送線路が高周波電流に対して導通状態となり、この時、ダイオードD0、D1のバイアス電流は非導通で、ダイオードD0、キャパシタンスC0、ダイオードD1の直列接続回路は高周波電流に対しても非導通状態となる。

#### 【0034】

一方、ダイオードD2のバイアス電流が非導通時には、伝送線路が高周波電流に対しても非導通状態となり、この時、ダイオードD0、D1のバイアス電流は導通で、ダイオードD0、キャパシタンスC0、ダイオードD1の直列接続回路は高周波電流に対しても導通状態となる。

40

#### 【0035】

特に、ダイオードD0、D1のバイアス電流が非導通時には、これらダイオードD0、D1は、互いに逆極性で直列接続されているので、順バイアス方向のみであればダイオードを導通するような大きな高周波電流を阻止することができる。

#### 【0036】

つまり、送信時の伝送線路とグランド間のアイソレーションを悪化させることはない。また、送信伝送路のスイッチング素子がダイオードD2のみの場合と比べて、受信時にお

50

ける送信伝送路と受信伝送路のアイソレーションを改善することができる。さらに、ダイオード D 0、D 1 には送信時のハイパワー高周波パルスが流れることはないので、発熱の問題も回避することができる。

#### 【 0 0 3 7 】

なお、図 4 に示した例は、バイアス電源が 2 つの場合を示したものであるが、図 5 に示すように、ダイオード D 1 の両端間に接続されるバイアス電源 4 を追加して、ダイオード D 0、D 1、D 2 を制御する送受信切替回路 101 の場合にも、図 4 に示した例と同様な効果を得ることができる。

#### 【 0 0 3 8 】

また、ダイオード D 0 と D 1 との極性が図 4 に示した例とそれぞれ反対の場合も、バイアス電源の極性を逆にすれば、図 4 に示した例と同様な効果を得ることができる。10

#### 【 0 0 3 9 】

次に、本発明の他の実施形態について説明する。図 6 は本発明の他の実施形態である M R I 装置用 R F コイルの有効 / 無効切替回路 102 を示す図である。この図 6 に示した例は、高周波信号送受信コイルのコイルエレメントに接続された直並列切替型共振回路として配置される。

#### 【 0 0 4 0 】

ここで、コイルエレメントによるインダクタンス L 0 とキャパシタンス C 3 は、ラモア周波数で共振状態となる M R I 装置用 R F コイルを形成している。直並列切替型共振回路 102 は、キャパシタンス C 3 とインダクタンス L 0 に直列接続され、送受信回路 10 はキャパシタンス C 3 の両端に接続されている。20

#### 【 0 0 4 1 】

インダクタンス L 1 はキャパシタンス C 1 と直列に接続され、キャパシタンス C 2 はインダクタンス L 2 と直列に接続されている。そして、インダクタンス L 1 及びキャパシタンス C 1 からなる直列回路と、キャパシタンス C 2 及びインダクタンス L 2 からなる直列回路とが、互いに並列に接続され、インダクタンス L 1 とキャパシタンス C 2 との接続点が送受信回路 10 の一端と接続されている。また、インダクタンス L 2 とキャパシタンス C 1 との接続点が、インダクタンス L 0 を介して送受信回路 10 の他端と接続されている。。

#### 【 0 0 4 2 】

そして、インダクタンス L 1 とキャパシタンス C 1 との接続点が、ダイオード D 0、キャパシタンス C 0、ダイオード D 1 を介して、キャパシタンス C 2 とインダクタンス L 2 との接続点に接続されている。30

#### 【 0 0 4 3 】

つまり、コイルエレメントの中で、インダクタンス L 1、L 2 同士とキャパシタンス C 1、C 2 同士が対向配置され、このブリッジ回路の 2 つの中点間にダイオード D 0、D 1 が互いに逆極性で直列接続されており、ダイオード間にキャパシタンス C 0 を挿入してある。キャパシタンス C 0 は流れる高周波電流の周波数に対して負荷とならないように、容量の大きなものを選ぶのが望ましい。

#### 【 0 0 4 4 】

また、ダイオード D 0 のスイッチングを制御するバイアス電源 1 がダイオード D 0 とキャパシタンス C 0 とを挟み込んで接続され、ローパスフィルタ回路 2 がキャパシタンス C 0 とダイオード D 1 とを挟み込んで接続されている。但し、バイアス電源 1 は M R I 装置の演算制御部 311 によって制御される。そして、送信コイルの場合、送信時にバイアス電流非導通、受信時にバイアス電流導通というように制御される。また、受信コイルの場合、送信時にバイアス電流導通、受信時にバイアス電流非導通に制御される。さらに、送受信コイルの場合、送信時 / 受信時共にバイアス電流非導通というように制御される。40

#### 【 0 0 4 5 】

図 6 において、バイアス電流が導通時には、ブリッジ回路が並列共振状態となり、高インピーダンスになるので、R F コイルループは切断される。50

**【0046】**

一方、バイアス電流が非導通時には、ブリッジ回路が直列共振状態となり、低インピーダンスになるので、R Fコイルとして通常の動作をする。

**【0047】**

特に、バイアス電流が非導通時には、ダイオードD0、D1は互いに逆極性で直列接続されているので、順バイアス方向のみであればダイオードを導通するような大きな高周波電流を阻止することができる。

**【0048】**

このブリッジ回路を使用した送信コイルの場合、送信時にはスイッチング素子が非導通状態でなければならないが、送信伝送路からのハイパワー高周波パルスで、ダイオードD0、D1が導通することはない。さらに、ダイオードD0、D1にはハイパワー高周波パルスが流れることはないので、発熱の問題も回避することができる。10

**【0049】**

また、このブリッジ回路を使用した受信コイルの場合、受信時にはスイッチング素子が非導通状態でなければならないが、ダイオードD0、D1は互いに逆極性で直列接続されているので、Pinダイオードのキャパシタンス成分が1/2になる。このため、ブリッジ回路の2つの中点に流れる高周波漏れ電流を低減し、直列共振周波数がラーモア周波数からずれる大きさを低減することができる。

**【0050】**

図6に示した例は、バイアス電源が1つの場合を示したものであるが、図7に示すように、2つのバイアス電源3、4を使用してダイオードD0、D1を制御する直並列切替型回路103の場合も図6に示した例と同様な効果を得ることができる。20

**【0051】**

また、ダイオードD0、D1の極性を図6に示した例とそれぞれ反対の場合も、バイアス電源の極性を逆にすれば、同様な効果を得ることができる。

**【0052】**

以上詳細に説明したように、本発明の実施形態によれば、一対のスイッチング素子が互いに逆極性となるように直列接続され、この一対のスイッチング素子の中間に少なくとも1つのキャパシタンス素子を接続してスイッチング回路を構成したので、順バイアス方向のみであればダイオードを導通するような大きな高周波電流を阻止することができる。30

**【0053】**

また、そのようなスイッチング回路を伝送線路とグランド間に備えるMRI装置用送受信切替回路では、伝送線路とグランド間のアイソレーションを悪化させることなく、受信時における送信伝送路と受信伝送路のアイソレーションを改善することができる。

**【0054】**

あるいは、そのようなスイッチング回路をブリッジ回路の2つの中点間に備えた直並列切替型共振回路を、送受信の際の有効／無効切替回路としてエレメント中に備えたMRI装置用R Fコイルでは、直並列切替型共振回路の直列共振周波数がラーモア周波数からずれる大きさを低減し、かつ、大きな高周波電流に対しても並列共振状態を確実に実現することができる。これにより、高精度かつ高耐圧の有効／無効切替回路を提供することができる。40

**【図面の簡単な説明】****【0055】**

【図1】本発明が適用されるMRI装置の概略構成図である。

【図2】本発明の一実施形態であるハイパワーR F回路のためのスイッチング回路を示す図である。

【図3】図2に示したスイッチング回路の変形例を示す図である。

【図4】本発明のMRI装置用送受信切替回路の一実施形態を示す図である。

【図5】図4に示した送受信切替回路の変形例を示す図である。

【図6】本発明のMRI装置用R Fコイルの有効／無効切替回路の一実施形態を示す図で50

ある。

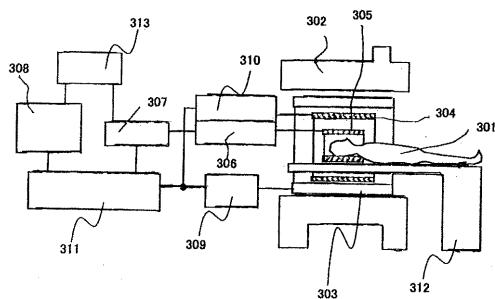
【図7】図6に示したRFコイルの有効／無効切替回路の変形例を示す図である。

【符号の説明】

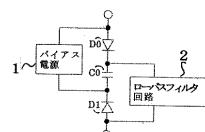
【0056】

1、3、4、6……バイアス電源、2……ローパスフィルタ、5……送信回路、  
 7……送受信コイル、8……保護回路、9……受信回路、10……送受信回路、  
 100、101……送受信切替回路、102、103……直並列切替型共振回路、3  
 01……被検体、302……静磁場磁石、303……傾斜磁場コイル、304……  
 RFコイル、305……RFプローブ、306……信号検出部、307……信号  
 処理部、308……表示部、309……傾斜磁場電源、310……RF送信部、3  
 11……演算制御部、312……ベッド、313……画像処理部、C0～C4……  
 キャパシタンス、D0～D4……ダイオード、L0～L3……インダクタンス

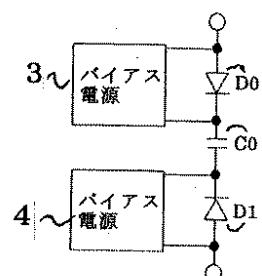
【図1】



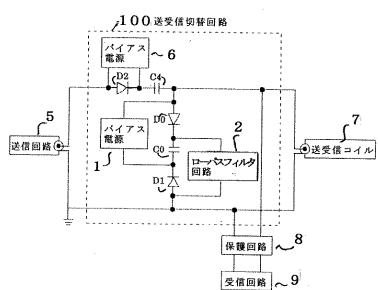
【図2】



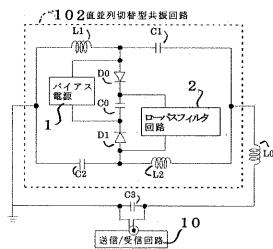
【図3】



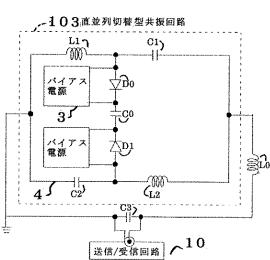
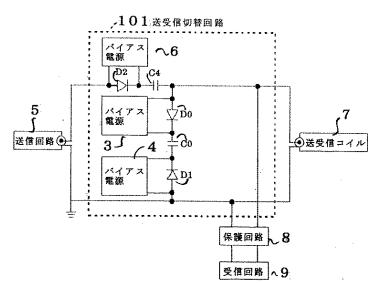
【図4】



【図6】



【図5】



【図7】

---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B        5 / 055

(54)【発明の名称】R F回路のためのスイッチング回路および磁気共鳴イメージング装置用の高周波信号送受信切替回路、磁気共鳴イメージング装置用のR Fコイル又はR Fプローブ、それを備える磁気共鳴イメージング装置