

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4768627号  
(P4768627)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 5 0
<b>G O 1 R 33/34 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 6 2
	G O 1 N 24/04 5 2 0 A

請求項の数 24 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-540677 (P2006-540677)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年11月3日(2004.11.3)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-511316 (P2007-511316A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年5月10日(2007.5.10)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/052291		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/050239		1
(87) 国際公開日	平成17年6月2日(2005.6.2)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成19年10月31日(2007.10.31)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/520, 979	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成15年11月18日(2003.11.18)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超高磁場 (SHF) MR I用のRFコイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴画像用の無線周波数コイルシステムであって：  
夫々が段キャパシタを有する複数の並列な相隔たる段；  
当該コイルシステムの閉鎖端に配置されたエンドキャップ；及び  
該エンドキャップへ接続され、前記段に実質的に平行な方向に広がって前記段を囲む R F 遮蔽体；  
を有するコイルシステム。

【請求項 2】

前記 R F 遮蔽体は、導電性メッシュ又は他の導電体から部分的又は全体的に構成される、ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

10

【請求項 3】

当該コイルシステムの閉鎖端に配置され、前記段へ結合された端部リングを更に有し、  
該端部リングは、隣接した段の間にキャパシタを有する、  
ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

【請求項 4】

前記段は、開放端において、前記 R F 遮蔽体へ直接的に接続されている、ことを特徴とする請求項 3 記載のコイルシステム。

【請求項 5】

当該コイルシステムの開放端に配置され、前記段へ結合された端部リングを更に有し、

20

該端部リングは、隣接した段の間にキャパシタを有する。

ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

【請求項 6】

前記隣接した段の夫々の対は、更に、個々の独立した電流ループ又はメッシュを決めるよう、閉鎖端キャパシタを介して結合される、ことを特徴とする請求項 5 記載のコイルシステム。

【請求項 7】

前記キャパシタは、夫々のループが、選ばれた位相及び振幅特性を有するように、前記電流ループ又はメッシュを分離して、複数の個々の送信 / 受信チャネルを形成する送信 / 受信コイル配列を決めるよう選ばれる、ことを特徴とする請求項 6 記載のコイルシステム。

10

【請求項 8】

前記端部リング及び前記段のうちの少なくとも 1 つは、前記 R F 遮蔽体を流れる電流経路を決めるよう、キャパシタを介して、開放端に隣接する R F 遮蔽体へ容量結合される、ことを特徴とする請求項 5 記載のコイルシステム。

【請求項 9】

送信 / 受信コイル及びボリュームコイルである、ことを特徴とする請求項 8 記載のコイルシステム。

【請求項 10】

第 3 の共鳴モードを決めるよう、前記端部リング及び前記段のうちの少なくとも 1 つの間に接続されたインダクタを更に有する、請求項 9 記載のコイルシステム。

20

【請求項 11】

前記段及び端部リングのキャパシタは、当該コイルシステムを：

低域通過モード、

高域通過モード、及び

帯域通過モード、

のうちの 1 つにある共鳴周波数へと合わせるよう選ばれる、ことを特徴とする請求項 5 記載のコイルシステム。

【請求項 12】

前記段は、前記エンドキャップへ直接的に接続される、ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

30

【請求項 13】

前記段は、前記 R F 遮蔽体へ容量結合される、ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

【請求項 14】

前記段の対は、個々のメッシュを決めるよう開放端キャパシタによって結合され、更に：

隣接するメッシュへ結合され、

容量性デカップリング、

誘導性デカップリング、

インピーダンス変圧器、及び

前記個々のメッシュの重複部分、

のうちの 1 つを有する結合；

を有する、ことを特徴とする請求項 1 記載のコイルシステム。

40

【請求項 15】

前記段キャパシタ、前記開放端キャパシタ及び前記結合によって、ボリュームモード及びセンス ( S E N S E ) モードのうちの一方へ合わせられる、ことを特徴とする請求項 14 記載のコイルシステム。

【請求項 16】

前記結合は、前記ボリュームモードと前記センスモードとの間を選択的に切り替えるた

50

めのスイッチング部品を有する、ことを特徴とする請求項 15 記載のコイルシステム。

【請求項 17】

夫々の段は、前記エンドキャップへ直接的に接続され、

夫々のメッシュは、当該コイルシステムの開放端に配置された端部リングキャパシタを有する、

ことを特徴とする請求項 16 記載のコイルシステム。

【請求項 18】

夫々のメッシュの段の夫々の対は、更に、個々の独立した電流ループを決めるよう、閉鎖端キャパシタによって結合される、ことを特徴とする請求項 17 記載のコイルシステム。

10

【請求項 19】

当該コイルシステムの開放端へ、帯域通過モードを決めるよう、隣接した段の間に開放端キャパシタを有する端部リングを結合するステップ、

を有する請求項 1 記載のコイルシステムを用いる方法。

【請求項 20】

個々の独立した電流ループを決めるよう、閉鎖端キャパシタを介して、隣接した段の夫々の対を結合するステップ；及び

前記電流ループを分離して送信／受信コイル配列を決めるよう、ストリップ及び開放端キャパシタを釣り合わせるステップ；

を更に有する、請求項 19 記載の方法。

20

【請求項 21】

前記 RF 遮蔽体を流れる電流経路を決めるよう、キャパシタを介して、開放端に隣接する前記 RF 遮蔽体へ、前記端部リング及び前記段のうちの少なくとも 1 つを容量結合するステップ；及び

二重共鳴モードを決めるよう、高い共鳴周波数へと前記キャパシタを合わせるステップ；

を更に有し、

前記コイルシステムは、送信／受信コイル及びボリュウムコイルである、

ことを特徴とする請求項 19 記載の方法。

30

【請求項 22】

個々のメッシュを決めるよう、開放端キャパシタによって前記段の対を結合するステップ；並びに

容量性結合、

誘導性結合、及び

インピーダンス変圧器、及び

前記個々のメッシュの重複部分、

のうちの 1 つによって、隣接するメッシュを結合するステップ；

を更に有する、請求項 19 記載の方法。

【請求項 23】

前記段キャパシタ、前記開放端キャパシタ、及び前記結合によって、前記コイルシステムをボリュウムモード及びセンスモードのうち的一方へと合わせるステップを更に有する、請求項 19 記載の方法。

40

【請求項 24】

メイン磁場を作り出す磁石；

前記メイン磁場への磁場傾斜を作るよう配置された複数の磁場傾斜コイル；及び

請求項 1 記載の無線周波数コイルシステム；

を有し、

前記段は、前記メイン磁場に実質的に平行な方向に広がっている、

ことを特徴とする磁気共鳴画像スキャナ。

【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴技術に関する。それは、超高磁場磁気共鳴画像(MRI)における特定の利用を考え、特にそれに関して記述する。しかし、また、磁気共鳴分光法、低磁場画像及び同様のもののような他の磁気共鳴アプリケーションにおける利用も考えられる。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、磁気共鳴画像スキャナは、メイン磁石、通常は超電導体を有している。メイン磁石は、検査部位を通る空間的及び時間的に一定の磁場 $B_0$ を発生させる。例えば、全身コイル、頭部コイル、及び同様のもののような無線周波数(RF)コイル並びに送信器は、磁場 $B_0$ において撮像されるように、双極子の共鳴周波数へと合わせられてきた。コイル及び送信器は、しばしば、これら双極子を励起して操るために使用されてきた。空間情報は、磁場 $B_0$ に加えて様々な方向で検査部位を横切る磁場傾斜を作るよう傾斜コイルを電流により駆動することによって、エンコードされている。磁気共鳴信号は、同一又は別個の受信専用RFコイルによって取得され、RF受信器によって復調されて、フィルターをかけられて、サンプリングされ、最後に、ある専用の又は汎用のハードウェア上で画像に再構成されている。

## 【0003】

MRIにおいて、RFコイルは、核スピンを励起して、それらからの信号を検出するための磁場 $B_1$ を発生させるために使用される。RFコイルの2つの形式、即ち、バードケージ及びTEM(Transverse Electromagnetic)コイルは、撮像のために幅広く用いられている。バードケージコイルは、メイン磁場方向に平行に広がって、検査部位の周囲に配置されている複数の導電体の段を有する。並行導体段は、コイルの一端ではエンドキャップ又はリングを介して互いに、他端では環状ループ導電体に接続されている。電流は、段、エンドキャップ及びループを、順方向及び逆方向に往復して流れる。バードケージの共鳴動作は、並行導体及び環状ループ導電体の中に配置されたキャパシタ素子によって決められる。バードケージコイルは、3Tのメイン磁場 $B_0$ でのプロトン撮像に対応する約128MHz又はそれより低い周波数で、その内部において実質的に均一な磁場分布を示す。しかし、超高磁場アプリケーション( $B_0 > 3T$ )では、バードケージコイルの利用は、MRシステムのボア内部の伝搬効果と、組織の強い負荷効果とによって、放射損失に関して制限される。

## 【0004】

放射損失の問題は、RFボアの直径を小さくすることによって解決可能である。従来の直径0.7mを有するボアの遮断周波数は、259MHzである。従って、開放型バードケージは、7Tにある全身用MRIでは使用不可能である。なお、プロトン共鳴は298MHzであり、半波長ではより一層小さい。ボアの直径を縮小化は、遮断周波数を増大させるが、RF渦電流による組織への強い結合( $\sim r^2$ )が依然として根本的な問題である。非対称な対象負荷によって生ずる導電体の誘導インピーダンスは、強い磁場 $B_1$ 非均一性を発生させる。患者負荷を対称に保つことは、RFコイルがより小さくなり、対象により近く付くので、更に難しくなっている。

## 【0005】

バードケージコイルと同様に、TEMコイルは、検査部位の周りに配置された並行導体を有する。TEMコイルは、通常、両端を開放されており、エンドキャップ及び環状ループ導電体のいずれも欠いている。TEMコイルは、通常、外部RF電流リターン経路を有する。TEMコイルは、より高い周波数アプリケーション( $B_0 > 3T$ )に関して、放射損失がより少ないために、バードケージコイルに比べて改善された無線周波数性能を提供する。しかし、TEMコイルは、幾つかの欠点を有する。例えば、TEMコイルは、電磁場の観点からは漏洩しやすく、浮遊RF磁場を発生させる。バードケージコイルは、z軸方向に、より良い磁場 $B_1$ 均一性を有する。

## 【発明の開示】

10

20

30

40

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

高周波アプリケーションにおいて良好なRF特性を提供する超高周波(SHF)コイルシステムが必要である。本発明は、上記及び他の問題を解決する、改善された撮像装置及び改善された方法を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明の1つの態様に従って、磁気共鳴画像用の無線周波数コイルシステムが開示される。当該コイルシステムは、夫々が段キャパシタを有する複数の並列な相隔たる段；当該コイルシステムの閉鎖端に配置されたエンドキャップ；及び該エンドキャップへ接続され、前記段に実質的に平行な方向に広がって前記段を囲むRF遮蔽体；を有する。

10

## 【0008】

本発明の他の態様に従って、当該コイルシステムを使用する方法が開示される。当該コイルシステムは、夫々が段キャパシタを有する複数の並列な相隔たる段；当該コイルシステムの閉鎖端に配置されたエンドキャップ；及び該エンドキャップへ接続され、前記段に実質的に平行な方向に広がって前記段を囲むRF遮蔽体；を有する。

## 【発明の効果】

## 【0009】

本発明の1つの利点は、超高周波でバードケージ状構造を用いる際に均一な磁場を提供することにある。

20

## 【0010】

他の利点は、帯域通過送信/受信コイル配列として機能するその能力にある。

## 【0011】

他の利点は、その拡張性にある。

## 【0012】

他の利点は、それがTEMコイル及びバードケージコイルの特性を有することにある。

## 【0013】

他の利点は、二重共鳴コイルシステムを提供するよう構成されるその能力にある。

## 【0014】

本発明の更なる利点は、以下の詳細な記述を読んで理解することで当業者に理解されうる。

30

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0015】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の配置と、様々なステップ及びステップの配置とを具体化する。図面は、好ましい実施例を説明する目的のために過ぎず、本発明を限定するものではない。

## 【0016】

図1を参照すると、磁気共鳴画像スキャナ10は、その内部に関連撮像対象16が配置された一様に円筒形のスキャナボア14を定める筐体12を有する。メイン磁石、即ちメイン磁場コイル20は、スキャナボア14の中心軸22に平行に位置するz軸に沿う方向を有するメイン磁場 $B_0$ を作るよう、好ましい高い磁場の実施例において、一様なソレノイド構造に配置されている。メイン磁場コイル20は、通常、低温隔壁24の内部に配置された超電導コイルであるが、常電導メイン磁石が用いられても良い。

40

## 【0017】

筐体12は、また、z軸に平行に、(例えば、直交するx及びy方向に平行であるように)z軸を横断する面内方向に平行に、又は他の選ばれた方向に平行に、磁場傾斜を選択的に作り出すために、磁場傾斜コイル30を収容又は支持する。筐体12は、また、磁気共鳴を選択的に励磁及び/又は検出するために、高周波全身RF(無線周波数)コイル32を収容又は支持する。筐体12は、通常、スキャナボア14を定める表面的な内部ライナー34を有する。全身無線周波数コイル32に加えて、1又はそれ以上のRFコイル4

50

0を有する高周波頭部RFコイルシステム38が配置される。以下で詳細に述べるように、高周波全身及び頭部RFコイルは、バードケージ、TEM、ハイブリッド、バードケージとTEMコイルとの組み合わせ、又は他の実施例を有する。コイルシステム38は、望ましくは、環状に円筒形であるが、当然のことながら、例えば、楕円断面、半円断面、半楕円断面、及びそれらと同様のもののように、他の形状を有する。

#### 【0018】

メイン磁場コイル20は、例えば7.0Tといった、望ましくは3.0Tより大きいメイン磁場 $B_0$ をz軸方向に作り出す。シーケンス制御器42は、磁場傾斜コイル30を選択的に作動させるよう傾斜制御器44を動作させ、無線周波数コイル32、40の一方又は両方を作動させるよう無線周波数コイル32、40のうちの1又はそれ以上へ結合された無線周波数送信器46を動作させる。磁場傾斜コイル30と1又はそれ以上の無線周波数コイル32、40とを選択的に動作させることによって、磁気共鳴が、撮像対象16の関心のある選択部位の少なくとも一部で発生し、空間的にエンコードされる。無線周波数受信器48、又は、センス(SENSE)モードにおいては、夫々のセンスチャンネル用の受信器は、k空間メモリ50で記憶されるエンコードされた磁気共鳴k空間サンプルを受信するよう、無線周波数コイル32、40のうちの1又はそれ以上へ結合されている。

#### 【0019】

再構成処理装置52は、撮像対象の関心のある部位の少なくとも一部を含む再構成されたボリューム画像表示へとk空間サンプルを再構成するよう、例えば、逆フーリエ変換再構成アルゴリズム、センسالゴリズム、又は同様のもののように、適切な再構成アルゴリズムを適用する。再構成された画像表示は、画像メモリ54に電子的に記憶され、ユーザインターフェース56に表示され、不揮発性メモリに記憶され、ローカルイントラネット又はインターネットにより送信され、あるいは別なふうに表示、記憶、操作等をなされる。ユーザインターフェース56は、また、放射線科医、技術者、又は磁気共鳴画像スキャナ10の他の操作者が、磁気共鳴画像シーケンスを選択、変更及び実行するようシーケンス制御器42と通信することを可能にする。

#### 【0020】

図2及び3を参照すると、RFコイル40は、メイン磁場 $B_0$ に平行なz軸で縦方向に広がる、複数の相隔たる並行導体、即ち段又はストリップ60を有する。段60は、プリント回路基板、銅ホイル及び導電性ロッド等から作られ、一実施例では、可変な大きさ及び幅を有する円弧を有する。段60は、図2では、点線でz軸方向に示されている。例えばループセンサのような局所的なRF磁場検出器(図示せず。)が、コイル電流を測定するよう、コイルに接続されている。一様に円筒形の無線周波数スクリーン又は遮蔽体62は、ストリップ60を囲む。渦電流を最小限にするよう、望ましくは、RFスクリーン62は、細長い溝を作られたホイル、メッシュ、又は同様のものである。導電性エンドキャップ64は、コイルシステム38の端面66に配置されている。図2において、直交x-y-z座標は、図1に示した円筒形のスキャナボア14内のコイルシステム38の空間的定位に対応して示されている。しかし、コイルシステム38が他の方向で用いられても良いことは明らかである。

#### 【0021】

図4を参照すると、コイル40のバードケージ実施例において、夫々の個々のストリップ60は、複数のストリップ共鳴周波数同調キャパシタ68を有し、エンドキャップ64へ接続されている。エンドキャップ64は、段のリターン経路を定める。望ましくは、キャパシタは、伝搬効果を妨げるよう、ストリップ60に平行な集中及び/又は分割PCB設計である。エンドキャップ64は、バードケージコイル40が超高周波で動作することを可能にするRFスクリーン62へ直接的に接続されている。夫々のストリップ60は、銅リング70へ接続されている。銅リング70は、コイルシステム端面66の反対に位置するコイルシステム38の上面72に配置されている。2つの隣接するストリップ60の夫々は、電流経路を決めるよう、リング70に沿って配置された端部同調キャパシタ74によって結合されている。ストリップ及びリングの両方にキャパシタを有する図4のコイ

10

20

30

40

50

ルは、概して、帯域通過コイルとして動作する。リング70のストリップ60又は円弧部分が誘導的に動作するか否かに依存して、帯域通過コイル40は、高域通過型又は低域通過型コイルとして動作しうる。低域通過型は、ストリップ60のストリップキャパシタ68がエンドキャパシタ74よりもずっと高い値を有する場合に形成され、従って、端部リング70の円弧部分は誘導性を示し、一方、ストリップ60は、容量性を示す。高域通過型は、ストリップ60のキャパシタ68が端部キャパシタ74よりもずっと低い値を有する場合に形成され、従って、端部リング70の円弧部分は、容量性を示し、一方、ストリップ60は、誘導性を示す。帯域通過型に関しては、キャパシタ68、74は、高域通過又は低域通過のいずれの動作も現れないように釣り合わされる。

#### 【0022】

図5を参照すると、RFコイル40は、図4のコイルに類似する。上面72は開かれている。個々のストリップ60は、上面72において(点線76で示された)RFスクリーン62へ直接的に接続されている。夫々のストリップ60は、銅リング78へ接続されている。銅リング78は、コイルシステム上面72の反対に位置するコイルシステム38の端面66に配置されている。2つの隣接するストリップ60の夫々は、電流経路を決めるよう、リング78に沿って配置された閉鎖端同調キャパシタ80によって結合されている。このような構造は、上面72付近で、z軸方向の磁場成分 $B_1$ のRF成分を低減し、ひいては、コイルのこの部位においてSARを低減する。

#### 【0023】

図6及び7を参照すると、個々のストリップ60は、夫々が異なった位相受信特性を有する個々のメッシュ82内に配置されている。夫々のメッシュ82は、開放端面72において夫々2つのストリップ60の間に接続された端部キャパシタ74を介して結合された2つのストリップ60を有する。メッシュ82のRF電流は、個々の端部リング円弧84を介して流れる。端部リング円弧84は、RFスクリーン62へ直接的には接続されていない。メッシュ82は、個々の送信/受信チャネルを提供するよう、望ましくは容量性又は誘導性インピーダンス回路である結合86によって、受信器48と、随意的に送信器46とに結合されている。更に、個々のメッシュの間のインピーダンス回路の使用により、相互誘導は、より高いモード分離と、非対称性及び重い患者負荷に対するより良い口バラスト性を提供するよう増大しうる。一実施例において、結合86は、図8に示すインピーダンス変圧器88を有する。インピーダンス変圧器88は、個々のメッシュ82の間の相互磁気結合を制御する。結合86は、図6及び7のコイル40が、バードケージコイルのような円偏向RF磁場 $B_1$ を発生させるボリュームコイルとして、又は例えばセンスコイルのような送信/受信配列として動作することができるように、調節可能である。このような送信/受信配列は、円偏向RF磁場を発生させることができ、更に、全てのモードパターンを網羅し、RFシミングに必要とされる個々のRF磁場均一性を生ずることができる。能動スイッチング部品(図示せず。)は、望ましくは、ボリュームモードコイルから送信/受信モードコイルへと切り替えるようキャパシタ(68、74)を切り替えるために使用される。切替えは、コイルを交換する必要性を伴わずに行われる。

#### 【0024】

図7を参照すると、個々のメッシュ82は、個々の完全ループ90内に配置されている。完全ループ90は、エンドキャップ又はRF遮蔽体へ直接的には結合されていない。開放端キャパシタ74を介して結合されている夫々のストリップ60に加えて、夫々の2つのストリップは、また、閉鎖端キャパシタ80を介して結合されている。図7のコイル構造では、RFスクリーン62は、コイル40へ直接的には接続されていない。

#### 【0025】

図9を参照すると、分離されたメッシュの他の構造が示されている。図9において、個々のメッシュ82は、望ましくは、相互誘導結合を最小限にする程度に、互いに重なり合わされている。

#### 【0026】

図10を参照すると、表されたコイル40は、RFスクリーン62内部に配置された帯

10

20

30

40

50

域通過バードケージコイルである。隣接する段60は、リング70に配置された開放端キャパシタ74と、閉鎖端キャパシタ80とを介して結合されている。キャパシタ74、68の容量比は、電流ループを分離するよう選ばれる。コイル40は、代替的に、送信/受信配列として使用可能であって、夫々の個々のコイル円弧は、個々の送信/受信チャンネルへ接続されている。夫々の送信/受信チャンネルは、望ましくは、完全に制御可能な個々の位相及び振幅を有する。図10のコイルシステムは、高周波アプリケーションに対して、幾何学的な開放性と優れたRF特性とを提供する。

#### 【0027】

図11を参照すると、コイル40は、二重共鳴RFコイル共鳴器である。共鳴器の静電容量は、共鳴器が、1つの双極子の共鳴周波数ではバードケージ帯域通過コイルとして、他の双極子の共鳴周波数ではTEMコイルとして機能するように、選ばれる。夫々の段60は、エンドキャップ64と、更に、開放端72にある端部リング70とへ接続されている。段60の夫々の対は、開放端キャパシタ74により結合されている。開放端キャパシタ74は、端部リング70に沿って配置されている。キャパシタ92は、端部リング70上の接続ノード98とRFスクリーン62との間に接続されており、RFスクリーン62を通る整調可能な電流経路を生成する。キャパシタ92を通る電流経路は、より高い共鳴周波数でTEM共鳴モードへ、及びより低い周波数で回転磁場 $B_1$ 帯域通過モードへと合わせられる。例えば、TEMモードは、プロトン( $^1H$ )共鳴周波数へと合わせられ、帯域通過モードは、ホスホン( $^31P$ )共鳴周波数へと合わせられる。

#### 【0028】

図12に示された一実施例において、三重共鳴RFコイル共鳴器は、キャパシタ92に並列に接続された集中インダクタ100により構成されている。インダクタ100は、第3の共鳴モードを発生させる。

#### 【0029】

図13に示された二重共鳴RFコイル共鳴器では、キャパシタ92は、RFスクリーン62を通る電流経路を提供し、第2の共鳴モードを調整するように、段60沿いにある少なくとも1つの点102と、RFスクリーン62との間に接続されている。

#### 【0030】

以上、本発明について、好ましい実施例を参照して説明した。明らかに、上記詳細な説明を読んで、理解することで、変形及び代替がなされることが可能である。本発明は、添付の特許請求の範囲又はそれと等価なものの主旨を損なわない範囲で、このような変形及び変更を行うことが可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0031】

【図1】本発明に従う磁気共鳴画像システムの概略図である。

【図2】図1のコイルシステムの端面の概略図である。

【図3】図1のコイルシステムの側面の概略図である。

【図4】図1のコイルシステムの遮蔽されたバードケージコイルの実施例の電気接続の概略図である。

【図5】上部に開放端リングを有する図1のコイルシステムの遮蔽されたバードケージコイルの実施例の電気接続の概略図である。

【図6】別のメッシュを含む図1のコイルシステムの共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

【図7】結合及び減結合回路網を有する個々のメッシュを含む図1のコイルシステムの共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

【図8】図1のコイルシステムとの結合/分離を制御するインピーダンス変圧器の概略図である。

【図9】重複によって分離される個々のメッシュを含む図1のコイルシステムの共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

【図10】図1のコイルシステムの帯域通過バードケージコイルの実施例の電気接続の概

10

20

30

40

50



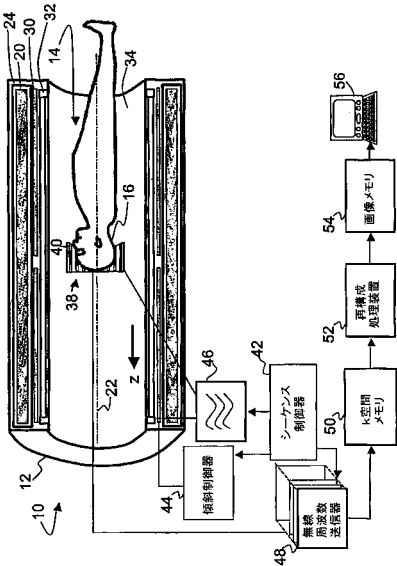
略図である。

【図11】図1のコイルシステムの二重共鳴RFコイル共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

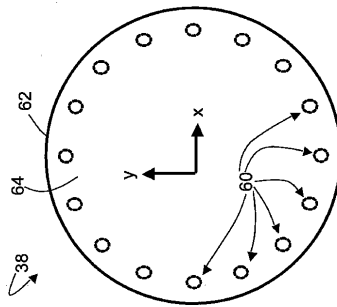
【図12】図1のコイルシステムの三重共鳴RFコイル共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

【図13】図1のコイルシステムの二重共鳴RFコイル共鳴器の実施例の電気接続の概略図である。

【図1】



【図2】



【図3】

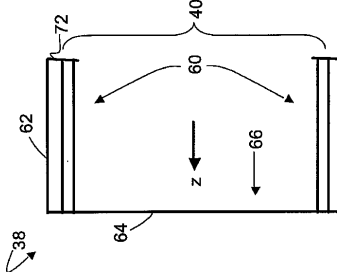
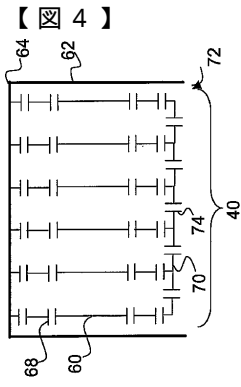


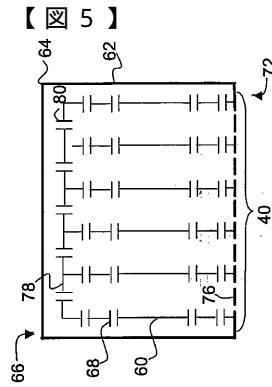
FIG 2

FIG 3



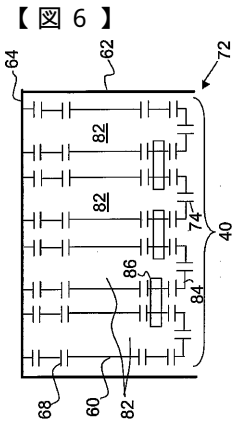
38

FIG 4



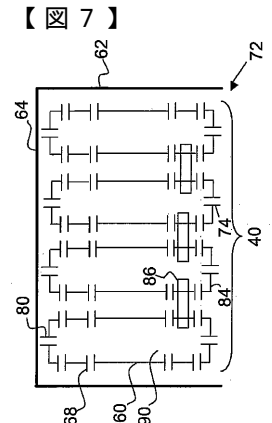
38

FIG 5



38

FIG 6



38

FIG 7

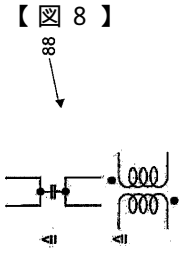


FIG 8

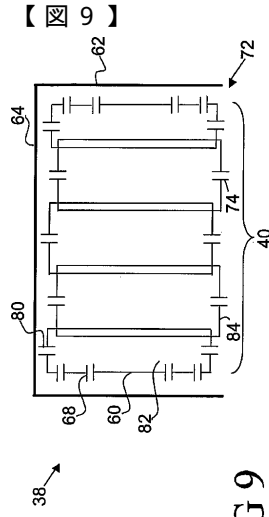


FIG 9

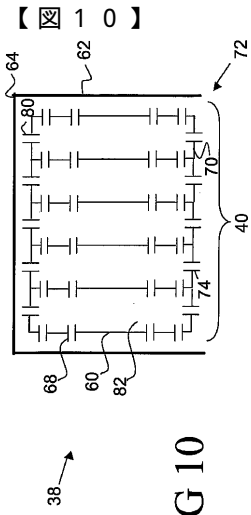


FIG 10

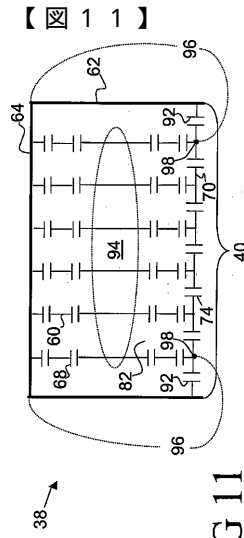


FIG 11

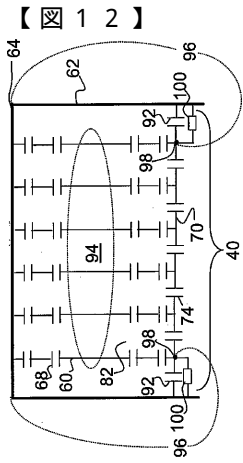


FIG 12

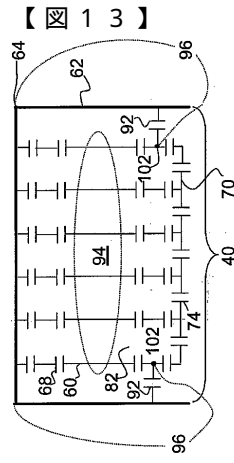


FIG 13

## フロントページの続き

- (72)発明者 ロイスラー, クリストフ ゲー  
オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
- (72)発明者 フィンデクレ, クリティアン  
オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
- (72)発明者 モーリッチ, マイケル エイ  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド, マイナー・ロード 5 9 5
- (72)発明者 ジャイ, ジョン  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド, マイナー・ロード 5 9 5
- (72)発明者 デミスター, ゴードン ディー  
アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド, マイナー・ロード 5 9 5

審査官 島田 保

- (56)参考文献 米国特許第0 4 6 9 2 7 0 5 ( U S , A )  
特開平0 9 - 0 5 1 8 8 6 ( J P , A )  
特表2 0 0 7 - 5 1 1 3 1 5 ( J P , A )  
特表2 0 0 6 - 5 0 7 9 1 3 ( J P , A )  
Marcello Alecci, et al., "Theoretical and Experimental Evaluation of Detached Endcaps  
for 3 T Birdcage Coils", Magnetic Resonance in Medicine, 2 0 0 3年 2月, Vol.49 Is  
sue.2, p363-370

## (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

A61B 5/055  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)  
Wiley InterScience