

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4350913号  
(P4350913)

(45) 発行日 平成21年10月28日(2009.10.28)

(24) 登録日 平成21年7月31日(2009.7.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 350

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2001-21988 (P2001-21988)  
 (22) 出願日 平成13年1月30日 (2001.1.30)  
 (65) 公開番号 特開2002-224082 (P2002-224082A)  
 (43) 公開日 平成14年8月13日 (2002.8.13)  
 審査請求日 平成18年8月2日 (2006.8.2)

早期審査対象出願

(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 宮内 義明  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社 日立メディコ内  
 (72) 発明者 永井 静  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社 日立メディコ内  
 (72) 発明者 太田 敦士  
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号  
 株式会社 日立メディコ内

審査官 後藤 順也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】高周波コイル及び磁気共鳴イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第1の閉曲線状導体と、  
 前記第1の閉曲線状導体の内側に配置された第2の閉曲線状導体と、  
 前記第1の閉曲線状導体と前記第2の閉曲線状導体とを接続する複数の第1の導体と  
 を有し、少なくとも高周波磁場パルスを発生する高周波コイルにおいて、  
 前記高周波磁場パルスを均一化するための均一化導体であって、前記第1の導体と前記  
 第2の閉曲線状導体とに接続された導体を備え、  
 隣り合う2つの前記均一化導体は、少なくとも1つの共振容量素子を介して接続されて  
 いることを特徴とする高周波コイル。

## 【請求項 2】

第1の閉曲線状導体と、  
 前記第1の閉曲線状導体の内側に配置された第2の閉曲線状導体と、  
 前記第1の閉曲線状導体と前記第2の閉曲線状導体とを接続する複数の第1の導体と  
 を有し、少なくとも高周波磁場パルスを発生する高周波コイルにおいて、  
 前記高周波磁場パルスを均一化するための均一化導体であって、前記第1の導体に接続  
 された第2の導体と、前記第2の導体と前記第2の閉曲線状導体とに接続された1以上の  
 第3の導体と、を有し、  
 異なる前記第1の導体に接続された隣り合う2つの前記第3の導体は、少なくとも1つの  
 共振容量素子を介して接続されていることを特徴とする高周波コイル。

10

20

**【請求項 3】**

第 1 の閉曲線状導体と、

前記第 1 の閉曲線状導体の内側に配置された第 2 の閉曲線状導体と、

前記第 1 の閉曲線状導体と前記第 2 の閉曲線状導体とを接続する複数の第 1 の導体とを有し、少なくとも高周波磁場パルスを発生する高周波コイルにおいて、

前記高周波磁場パルスを均一化するための均一化導体であって、前記第 1 の導体に接続された第 2 の導体と、前記第 2 の導体と前記第 2 の閉曲線状導体とに接続された 1 以上の第 3 の導体と、を有し、

前記 1 以上の第 3 の導体の各々は、隣り合う 2 つの前記第 1 の導体の間ににおいて、前記第 1 の閉曲線状導体に接続されずに、前記各閉曲線状導体の径方向に略放射状に配置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 2 又は 3 に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 2 の導体は、前記第 1 の導体の略中央の位置で接続されていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 5】**

請求項 2 又は 3 に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 2 の導体は、前記第 1 の導体の略中央と前記第 1 の閉曲線状導体との間の位置で接続されていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 6】**

請求項 2 又は 3 に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 3 の導体の長さは、前記第 1 の導体の前記第 2 の閉曲線状導体との接続点から前記第 2 の導体との接続点迄の長さと略等しいことを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 7】**

請求項 2 又は 3 に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 1 の導体の少なくとも 1 つは、前記第 2 の導体を複数備え、

前記第 3 の導体は、前記複数の第 2 の導体の各々と接続されていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 8】**

請求項 2 又は 3 に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 2 の導体と前記第 3 の導体とは、第 4 の導体を介して接続されていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 9】**

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 1 の閉曲線状導体と前記第 2 の閉曲線状導体のうちの少なくとも一方は、略リンク状の形状を有することを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 10】**

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 1 の閉曲線状導体と前記第 2 の閉曲線状導体のうちの少なくとも一方は、略多角形の形状を有することを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 11】**

請求項 2 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の高周波コイルにおいて、

前記複数の第 1 の導体のうちの少なくとも 1 つは、前記第 2 の導体と前記第 1 の閉曲線状導体との間に共振容量素子を備えていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 12】**

請求項 2 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の高周波コイルにおいて、

前記第 1 の閉曲線状導体は、隣り合う 2 つの前記第 1 の導体との接続点間に、共振容量素子を備えていることを特徴とする高周波コイル。

**【請求項 13】**

静磁場を発生する静磁場発生装置と、前記静磁場に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生コ

10

20

30

40

50

イルと、前記静磁場に配置された被検体に核磁気共鳴を誘起するための高周波磁場パルスを発生する照射コイルと、前記核磁気共鳴により発生するエコー信号を受信する受信コイルと、前記エコー信号を用いて前記被検体の画像を再構成する信号処理手段と、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記照射コイルとして、請求項 1 乃至 12 のいずれか一項に記載の高周波コイルを備えた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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴を利用して被検体の所望箇所を画像化する磁気共鳴イメージング装置 10 に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置と記す）は、核磁気共鳴現象を利用して、被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測して、その計測データから、被検体の断面を画像表示するものである。

【0003】

均一で強力な磁場発生装置内に置かれた被検体の原子核スピンは、磁場の強さによって定まる周波数（ラーモア周波数）で磁場の方向を軸として歳差運動を行なう。 20

【0004】

そこで、このラーモア周波数に等しい周波数の高周波パルスを外部から被検体に照射すると、原子核スピンが励起されて高いエネルギー状態に遷移する（核磁気共鳴現象）。 20

【0005】

そして、この高周波パルスの被検体への照射を打ち切ると、原子核スピンは、それぞれの状態に応じた時定数でもとの低いエネルギー状態にもどり、このときに外部に電磁波（NMR 信号）を放出する。この放出された NMR 信号をその周波数に同調した高周波受信コイルで検出する。

【0006】

このとき、空間内に位置情報を付加する目的で、X 軸、Y 軸、Z 軸の 3 軸の傾斜磁場を磁場空間に印加する。この結果、空間内の位置情報を周波数情報として捕らえることが可能となる。 30

【0007】

高周波パルスの照射には、静磁場方向に直行する向きの高周波磁場を発生する照射コイルが使用される。この照射コイルは、磁場空間の広範囲な領域において照射均一性向上のための研究、改良がなされており、種々のコイルが使用されている。

【0008】

その中で使用されているコイルの一つに、図 9 に示すような平面型バードケージコイルがある。この平面型バードケージコイルは、同一平面上に同心円状で、半径の大きさが互いに異なる 2 つのリング状導体 1a 及び 1b が、半径方向に延びる複数本の直線導体 2 によって相互接続されている。 40

【0009】

図 10 は、上述した平面型バードケージコイルにおける直線導体 2 上の任意の位置を通る円周上（図 10 の（A）に一点鎖線で示す c、d、e、f、g、h、i、j）での被検体に印加させる照射強度分布を模式的に示したものである（図 10 の（B））。

【0010】

ただし、図 10 の（B）の縦軸は照射強度を示し、横軸は上記一点鎖線で示した位置を示す）。

【0011】

図 10 の（B）に示すように、直線導体 2 が存在する位置は、直線導体 2 間より、照射強度は大となり、一定の幅で脈動する形状の照射強度となる。 50

**【0012】****【発明が解決しようとする課題】**

ところで、上記平面型バードケージコイルは、2つの大きさの異なるリング状導体1aと1bとの間に、直線導体2が放射状に接続されている。

**【0013】**

これにより、中心部付近では、直線導体2間の距離が狭いため、照射強度分布は、ほぼ均一になるが、半径が大となる外側方向に向かうにつれて、直線導体2間の距離が広がり、この距離が大となるに従って照射強度分布が不均一となる特性を有している。

**【0014】**

このため、直線導体2がリング状導体1bから、より離れた位置では、中心付近と比較して照射強度分布が不均一となるため、比較的大きな被検体を撮影した際、得られた画像が中心付近に比べて感度が低くなるといった問題があった。 10

**【0015】**

しかしながら、従来技術においては、上記照射強度の不均一さに関する配慮がされていなかった。

したがって、得られる画像の感度を向上することが困難であった。

**【0016】**

本発明は、平面型バードケージコイルにおける上述したような問題点を解消するためになされたものであり、その目的は、撮影対象とする領域において均一な高周波パルスを照射し、得られる画像の感度を向上可能なバードケージコイル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。 20

**【0017】**

上記目的を達成するための本発明の高周波コイルは以下のように構成される。即ち、第1の閉曲線導体と、第1の閉曲線導体の内側に配置された第2の閉曲線導体と、第1の閉曲線導体と第2の閉曲線導体とを接続する複数の第1の導体と、第1の導体に接続されて該第1の導体に流れる電流を分流することにより高周波磁場パルスを均一化する均一化導体を備えている。

好ましくは、均一化導体の他端は、第2の閉曲線導体に接続されている。

また、好ましくは、均一化導体は、第1の導体に接続された第2の導体と、第2の導体と第2の閉曲線導体とに接続された1以上の第3の導体と、を有している。 30

上記目的を達成するための本発明の磁気共鳴イメージング装置は以下のように構成される。即ち、静磁場を発生する静磁場発生装置と、静磁場に傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生コイルと、静磁場に配置された被検体に核磁気共鳴を誘起するための高周波磁場パルスを発生する照射コイルと、核磁気共鳴により発生するエコー信号を受信する受信コイルと、エコー信号を用いて被検体の画像を再構成する信号処理手段と、を備え、この照射コイルとして、上記いずれかの高周波コイルを有して成る。

**【0020】**

第1の直線導体に、第2の直線導体を介して複数本の第3の直線導体を接続したことにより、第1の直線導体に流れる電流を分流させて、発生する高周波磁場の分布を拡大することができるため、照射強度が均一な領域が拡大する。 40

**【0021】**

これにより、撮影対象とする領域において均一な高周波パルスを照射し、得られる画像の感度を向上可能な照射コイル（平面型バードケージコイル）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ができる。

**【0022】****【発明の実施の形態】**

以下、本発明の実施形態を添付図面を参照して詳細に説明する。

図4は本発明の実施形態が適用されるMRI装置の全体概略構成を示すブロック図である。

**【0023】**

このM R I 装置は、核磁気共鳴（N M R）現象を利用して被検体14の断層画像を得るものであり、磁場発生装置11と、M R I ユニット12と、傾斜磁場コイル21と、照射コイル18と、受信コイル17と、ベッド16と、表示装置15とを備える。

【0024】

磁場発生装置11は、被検体14に強く均一な静磁場を発生させるもので、被検体14の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式あるいは超電導方式等の磁場発生手段が配置されている。

【0025】

また、M R I ユニット12は、撮像における種々のパルスシーケンスをコントロールする制御装置10と、高速な画像データ演算装置13と、傾斜磁場電源20と、高周波装置19とを備える。

10

【0026】

また、傾斜磁場コイル21は、X軸、Y軸、Z軸の3軸毎に配置され（傾斜磁場コイルは3組）、制御装置10に制御される傾斜磁場電源20の出力電流によって被検体14の周りに必要な傾斜磁場空間を形成し、N M R 信号に位置情報を与える。

【0027】

高周波装置19は、制御装置10のコントロールに従って照射コイル18により被検体14にスピンドル起のための高周波パルスを照射する。この結果生じるN M R 信号を受信コイル17で検出し、高周波装置19で収集した信号データに演算装置13で画像再構成演算等を行ない、得られたM R I 画像を表示装置15に出力するようになっている。

20

【0028】

ここで、本発明の第1の実施形態である照射コイル（平面型バードケージコイル）18の構成を図1を参照して説明する。

図1において、リング状導体3と、このリング状導体3よりも小径であるリング状導体5との円周上に、複数の直線導体4を互いに等間隔となるように配置し、リング状導体3と5とを相互接続する。

【0029】

直線導体4の本数は、本発明の第1の実施形態においては8本としているが、直行送信（Q D送信）方式を用いる場合には、4n本（nは自然数）にする必要がある。

このため、直線導体4の本数は4～16本が適当である。

30

【0030】

直線導体4の任意の位置に直線導体4と直交するように直線導体6を接続し、その両端とリング状導体5の円周とを直線導体2で接続する。

この直線導体2の本数が多い程、照射強度の均一性が向上されるが、何本にするかについては任意である。本発明の第1の実施形態においては、2本としているが、1～3本が適当である。

【0031】

また、リング状導体3の円周上の、直線導体4とリング状導体3との接続部間に直列に共振容量8を接続し、リング状導体5の円周上の、直線導体7とリング状導体5との接続部間に直列に共振容量9を接続し、照射コイル18を構成するようになっている。

40

【0032】

図2は、この照射コイル18における直線導体4上の任意の位置を通る円周上（図2の（A）に一点鎖線で示す円周上）での被検体に印加する照射強度分布を模式的に示したものである。

【0033】

また、図2の（B）は、図2の（A）に示す一点鎖線上の照射強度を示し、実線は、第1実施形態の場合を示し、破線は、従来技術の場合を示すものである。

【0034】

図2に示すように、直線導体4に、直線導体6を介して複数本の直線導体2を接続したことにより、直線導体4を流れる電流を分流させて、発生する高周波磁場の分布をより均一

50

なものに近づけることが出来るため、照射強度をより均一化することができる。

【0035】

つまり、直線導体4に流れる電流を直線導体2に分流させた場合(図2の(B)の実線で示す場合)と、直線導体4に流れる電流を分流させない場合(図2の(B)の破線で示す場合)とを比較すると、図2の(A)の一点鎖線の部分における各導線に流れる電流値は、分流させない場合よりも分流させる場合の方が小となり、より広く分布させることとなる。

【0036】

したがって、照射強度の最大値と最小値との差は、分流させない場合よりも分流させた場合の方が小となり、照射強度の均一性が向上することとなる。

10

【0037】

次に、直線導体2の長さを延長した場合を考える。

図3は、この発明の第1の実施形態であるバードケージコイルにおいて、直線導体2の長さが図1の例より長い場合の例を示す図である。

【0038】

図1の例の場合は、直線導体6が直線導体4のほぼ中央部分に接続されているため、直線導体2の長さは、直線導体4の長さの半分より僅かながら長いものであった。

【0039】

これに対して、図3に示した例は、直線導体6が直線導体4のほぼ3分の2の長さ(小径のリング状導体5からの長さ)の部分に接続されているため、直線導体2の長さは、直線導体4の長さの3分の2より僅かながら長いものとなっている。

20

【0040】

そして、図3の(B)に、直線導体4上の任意の位置を通る円周での照射強度分布を示している(実線はこの図3に示した例のコイル、破線は、図1に示した例のコイルである)。

この図3に示したコイルは、図1に示したコイルと比較して均一な照射強度領域がコイルの外側に向かって更に拡大する。

【0041】

以上のことから、検査目的やその磁気共鳴イメージング装置の性能に応じて、直線状導体2の長さを設定してコイルを製造することができる。

30

【0042】

以上のように、本発明の第1の実施形態によれば、リング状導体3と、このリング状導体3よりも小径であるリング状導体5と、リング状導体3と5と間に、これらリング状導体3及び5のそれぞれの円周が、等間隔に分割されるように、複数の直線導体4が、リング状導体3及び5の円周上に接続されているバードケージコイルにおいて、直線導体4のそれぞれに、直線導体4とほぼ直交して接続される直線導体6と、この直線導体6の両端と小径のリング状導体5とに接続される2つの直線導体2とを配置するように構成する。

【0043】

これにより、電流は、コイルの平面上において、より広く分布して流れ、照射強度の均一性が向上される。

40

【0044】

したがって、撮影対象とする領域において均一な高周波パルスを照射することができるバードケージコイルを実現することができるとともに、得られる画像の感度を向上可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【0045】

図5は、本発明の第2の実施形態であるバードケージコイルの概略構成図である。

この第2の実施形態においては、第1の実施形態であるバードケージコイルの直線導体2と2との間に共振容量素子100を接続する例である(図5の例の場合は、直線導体2と2との間には、2つの共振容量素子100を接続した場合の例である)。その他の部分については、図1の例と図5の例とは同等の構成となっている。

50

**【 0 0 4 6 】**

図6は、本発明の第2の実施形態であるバードケージコイルにおける直線導体2、2間に分布させた共振容量素子100、9上を通る直線上での照射強度分布を示す図である(実線は、図5に示したコイルの場合であり、破線は図1に示したコイルの場合である)。

**【 0 0 4 7 】**

図6に示すように、共振容量素子を分布させることにより、共振容量素子に流れる電流による高周波磁場が発生するため、共振容量素子上を通る直線上での照射強度分布が均一になる。

**【 0 0 4 8 】**

以上のように、本発明の第2の実施形態によれば、第1の実施形態と同様な効果を得ることができる他、共振容量素子を分布させることにより、共振容量素子に流れる電流による高周波磁場が発生するため、共振容量素子上を通る直線上での照射強度分布が均一になり、全体における照射強度分布がより均一になるという効果を得ることができる。 10

**【 0 0 4 9 】**

なお、この第2の実施形態においては、直線導体2、2間には、2個の共振容量素子100を接続することとしたが、接続される共振容量素子の数は多い方が、照射強度分布をより均一化することができる。これは、直線導体2の長さと共振容量素子の大きさとの関係等により、接続すべき共振容量素子の数を適切なものに設定することができる。

**【 0 0 5 0 】**

図7は、本発明の第3の実施形態であるバードケージコイルの概略構成図である。この第3の実施形態においては、第2の実施形態と同様な効果を得るために、直線導体2と直線導体4とに、直線導体4とほぼ直交する直線導体7を接続している。 20

**【 0 0 5 1 】**

つまり、第2の実施形態においては、照射強度の均一性を向上するために、共振容量素子を接続したが、この第3の実施形態においては、直線状導体4の電流をさらに、導体7に分流させることにより、照射強度の均一性を向上させている。

**【 0 0 5 2 】**

この第3の実施形態においても、第2の実施形態と同様な効果を得ることができる。

なお、図7に示した例は、図1の例に直線導体7を一つの直線導体4について、1本追加する例であるが、1本に限らず、2本又は3本追加することも可能である。 30

**【 0 0 5 3 】**

直線状導体7の本数を増加すれば、電流をより分流することとなり、照射強度をより均一化することができる。

**【 0 0 5 4 】**

図8は、本発明のバードケージコイルにおける他の変形例を示す図である。上述した例においては、共振容量素子が、リング状導体3、リング状導体5の、それぞれに直列に設けられたバードケージコイルに適用した場合の例であるが、図8の(A)のように、共振容量素子が直線導体4に設けられたバードケージコイルに、本発明を適用することができ、図1の例と同様な効果を得ることができる。 40

**【 0 0 5 5 】**

また、図8の(B)のように、直線導体4の本数に合わせてリング状導体3またはリング状導体5の形状を、正n角形(nは4の倍数)とし、多角形としても、図1の例と同様な効果を得ることができる。

**【 0 0 5 6 】**

このように、多角形とした場合は、直線状導体を組み合わせてバードケージコイルを製造することができ、導体を円形状に加工する必要がないため、製造が容易である。

**【 0 0 5 7 】**

なお、本発明においては、円形状の導体及び多角形の導体を含めたものを、リング状導体と総称することとする。

**【 0 0 5 8 】**

10

20

30

40

50

また、直線導体 4 から直線導体 2 に分流する電流と、直線導体 4 に分流する電流とを等しくし、発生する高周波磁場を均一にするために、直線導体 4 の直線導体 6 との接続点からリング状導体 5 までの長さと、直線導体 6 の 2 分の 1 に直線導体 2 の長さとを加えた長さとが、近似するように、図 1 に示した直線導体 6 及び 2 の長さをカットして短縮し、図 8 の（C）に示すように、直線導体 6 と 2 とを接続する直線導体 6 a を設けても良い。

#### 【0059】

これは、導体にも僅かながら抵抗があるため、直線導体 4 の導体 6 の接続点からリング状導体 5 までの長さと、直線導体 6 の 2 分の 1 に直線導体 2 の長さとを加えた長さとの差が大となると、各導体 4、2 に流れる電流値の差が大きくなるが、これを回避するため、上記長さを互いに近似させ、照射強度の均一性をより向上するものである。 10

#### 【0060】

この場合、導体 6、6 a、2 を用いて、これらの導体の長さと直線導体 4 の長さとを近似させるための、条件の一例としては、直線導体 6 a と直線導体 6 とのなす角度を 90° 以上 180° 未満とし、直線導体 6 a と直線導体 2 とのなす角度も 90° 以上 180° 未満とすることがある。

#### 【0061】

なお、上述した例は、それぞれ、単独の形状として説明してきたが、これらの例同志を組み合わせた形状とすることもできる。例えば、図 7 に示した例と図 8 の（B）に示した例とを組み合わせれば、図 7 の例を多角形とすることもできる。

#### 【0062】

また、上述した例においては、共振容量を大径のリング状導体 3 及び小径のリング状導体 5 との両方に設ける例を説明したが、小径のリング状導体 5 に配置される共振容量は省略することも可能である。 20

#### 【0063】

さらに、本発明は、上記実施形態に限ることなく、本発明の範囲内において種々の変形が可能である。

#### 【0064】

##### 【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、第 1 のリング状導体と、この第 1 のリング状導体よりも小径である第 2 のリング状導体と、第 1 及び第 2 のリング状導体との間に、これら第 1 及び第 2 のリング状導体のそれぞれの円周が、等間隔に分割されるように、複数の第 1 の直線導体が、第 1 及び第 2 のリング状導体の円周上に接続されている平面型バードケージコイルにおいて、第 1 の直線導体のそれぞれに接続され、上記第 1 及び第 2 のリング状導体の円周方向に延びる第 2 の直線導体と、この第 2 の直線導体の両端と第 2 のリング状導体とに接続される少なくとも一つの第 3 の直線導体とを配置するように構成されている。 30

#### 【0065】

したがって、撮影対象とする領域において均一な高周波パルスを照射することができる照射コイル（バードケージコイル）を実現することができるとともに、得られる画像の感度を向上可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。 40

#### 【0066】

また、第 3 の直線状導体間に共振容量素子を接続するように構成すれば、さらに均一な照射強度領域を得ることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態である平面型バードケージコイルの概略的な構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態である平面型バードケージコイルの照射感度分布図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態である平面型バードケージコイルの改良例を示す図である。 50

【図4】本発明が適用されるMRI装置の全体概略構成図である。

【図5】本発明の第2の実施形態である平面型バードケージコイルであり、共振容量を分布させた例の概略構成図である。

【図6】本発明の第2の実施形態である平面型バードケージコイルの照射感度分布図である。

【図7】本発明の第3の実施形態である平面型バードケージコイルの概略的な構成図である。

【図8】本発明の実施形態である平面型バードケージコイルの他の変形例を示す図である。

【図9】従来技術における平面型バードケージコイルの斜視図である。

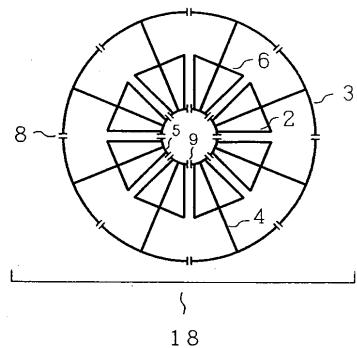
10

【図10】従来技術における平面型バードケージコイルの照射感度分布図である。

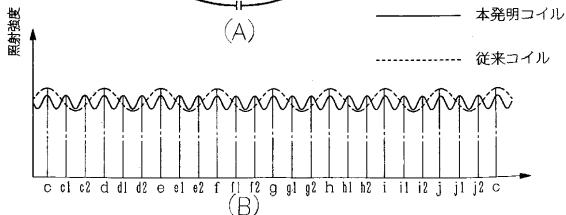
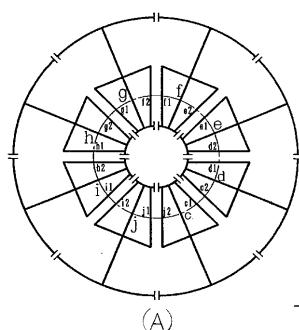
【符号の説明】

2	直線導体	
3	リング状導体	
4	直線導体	
5	リング状導体	
6	直線導体	
6 a	直線導体	
7	直線導体	
8	共振容量	20
9	共振容量	
1 1	磁場発生装置	
1 2	MRIユニット	
1 3	演算装置	
1 4	被検体	
1 5	表示装置	
1 6	ベッド	
1 7	受信コイル	
1 8	照射コイル	
1 9	高周波装置	30
2 0	傾斜磁場電源	
2 1	傾斜磁場コイル	
1 0 0	共振容量	

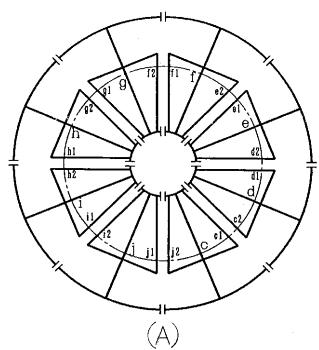
【図1】



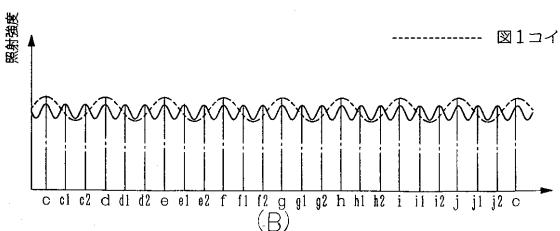
【図2】



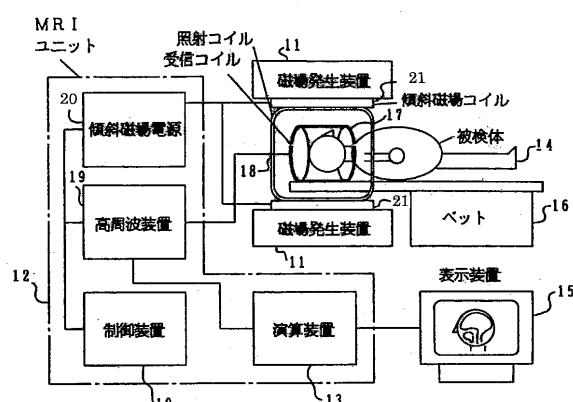
【図3】



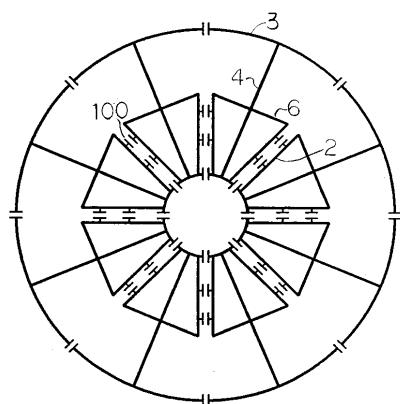
—— 本コイル  
----- 図1コイル



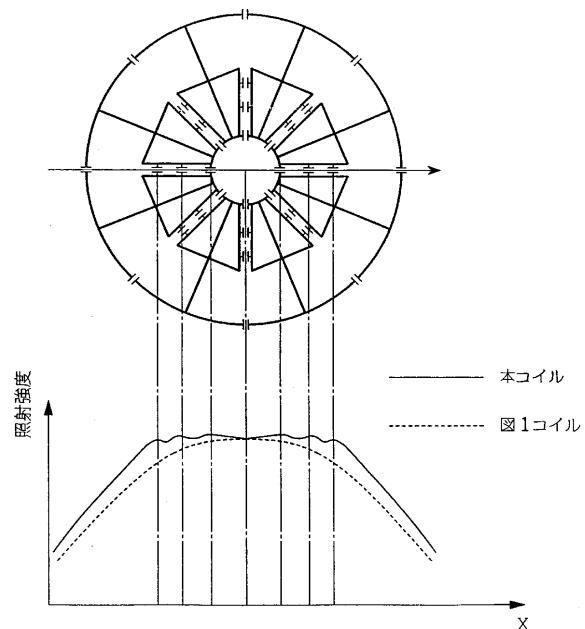
【図4】



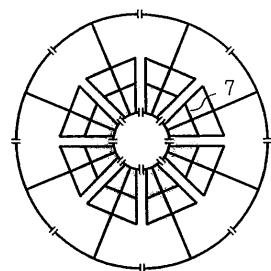
【図 5】



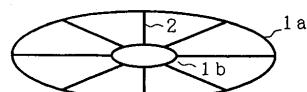
【図 6】



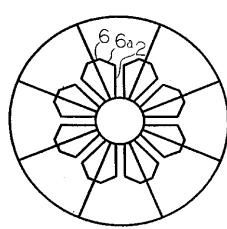
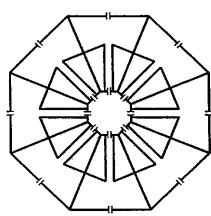
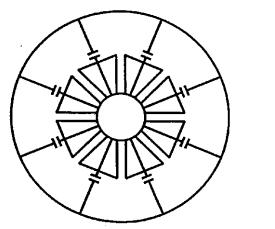
【図 7】



【図 9】

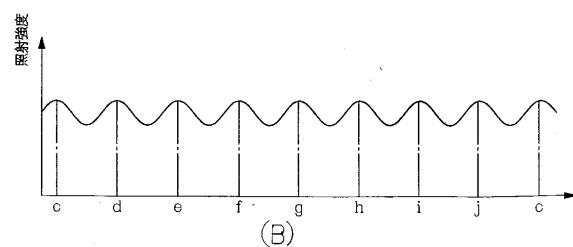
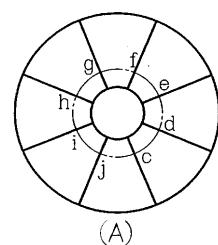


【図 8】



(C)

【図 10】



(B)

---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2004-513718(JP,A)  
特開平06-051044(JP,A)  
独国特許出願公開第10056807(DE,A1)  
特開平08-252237(JP,A)  
米国特許第06344745(US,B1)  
米国特許第05041790(US,A)  
特開2000-296122(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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