

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4350889号
(P4350889)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月31日(2009.7.31)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/05 350

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-397769 (P2000-397769)
 (22) 出願日 平成12年12月27日 (2000.12.27)
 (65) 公開番号 特開2002-191575 (P2002-191575A)
 (43) 公開日 平成14年7月9日 (2002.7.9)
 審査請求日 平成18年12月4日 (2006.12.4)

(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1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1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】

略円環状の第1の閉曲線導体と、前記第1の閉曲線導体の内側に配置された略円環状の第2の閉曲線導体と、前記第1の閉曲線導体と前記第2の閉曲線導体とを接続し、前記第1の閉曲線導体と前記第2の閉曲線導体を均等な角度で分割するように配置された第1の導体と、高周波磁場パルスを発生させるための高周波信号が供給される給電部を90度異なる方向から2箇所右側と左側に配置したQD送信方式の高周波コイルにおいて、

動作電圧を分散させるための電圧分散手段を備え、前記電圧分散手段は、前記2つの給電部のうちの右側に対して反対側と、前記2つの給電部のうちの左側に対して反対側に対応する隣合う前記第1の導体に挟まれた前記第1の閉曲線導体の領域に、直列配置された第1の数の複数の共振容量素子を有し、前記複数の共振容量素子の第1の数は、前記2つの反対側に対応する隣合う前記第1の導体に挟まれた前記第1の閉曲線導体の領域以外の、隣合う前記第1の導体に挟まれた前記第1の閉曲線導体の領域に配置された共振容量素子の第2の数よりも多いことを特徴とする高周波コイル。

【請求項 2】

前記第1の導体の本数は4n本であることを特徴とする請求項1記載の高周波コイル。

【請求項 3】

前記第1の導体の本数は8本であることを特徴とする請求項1又は請求項2記載の高周波コイル。

【請求項 4】

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コイルと、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高周波コイルと、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、

前記高周波コイルとして、請求項 1 乃至 3 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】

10

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に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置（以下 M R I 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、被検体に外部より照射すると、スピンが励起され高いエネルギー状態に遷移する（核磁気共鳴現象）。

【0005】

この照射を打ち切ると、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、被検体から外部に電磁波（N M R 信号）を放出する。これを、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。

30

【0007】

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。

【0008】

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。

【0009】

図 4 は、照射コイルの一例を示す図であり、平面型バードケージコイルの例を示している。

図 4 において、同一平面上に同心円状で大きさの異なる 2 つのリング状導体 1 a 及び 1 b は、複数本の直線導体 2 によって相互接続されている。

40

【0010】

図 5 は、このバードケージコイルにおける回路図を示した図である。図 5 において、ループ a は、図 4 中のリング状導体 1 a を、ループ b はリング状導体 1 b を示したものである。

【0011】

ループ a 及びループ b は、通常、磁気共鳴周波数に同調されており、この同調にはコンデンサ c およびコイル 1 が使用されている。

【0012】

図 6 は、図 5 に示したループ a における電圧分布及び電流分布を示した図である。

50

【0013】

図6において、ループaは共振周波数に同調されているため、給電点dにおいて電流は最大、電圧は最小となる。

【0014】

図7は、図4に示した照射コイルが、MR装置内に実装されている一例を示した図である。

【0015】

図7において、照射コイル18は、通常、被検体14に照射パルスを効率よく印加するために、被検体14の近傍に配置されている。

【0016】

また、被検体14の周囲には、被検体14からの磁気共鳴信号を受信するための受信コイル17及び受信信号を増幅させるプリアンプ22、さらにプリアンプ22にて増幅された信号を、A/D変換器(図示せず)に接続するための配線23などが配置されており、それらは、通常、被検体14を乗せるための寝台内に実装されている。

【0017】

また、これらの受信コイル17、プリアンプ22および配線23は、製作の容易性及び操作性の観点から一箇所にまとめて配置されている場合がある。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、患者(被検体14)を乗せる寝台は、撮影部位を調整するために可動構造となっており、結果として、照射コイル18と、プリアンプ22と、配線23との位置関係は固定されていないため、変化する。

【0019】

その場合、受信コイル17、プリアンプ22及び配線23の持つ電位と照射コイル18の電位との間に、電位差が生じ高周波結合を発生する。この高周波結合の強さは、電位差に影響を受けるため位置関係が変化すると、その結果として、高周波結合の強さが変動する。

【0020】

図8は、高周波結合の変動を簡単に説明するための図である。

図8において、照射コイル18はQDコイルとして動作する。ここで、Cは図5の回路図中のコンデンサcの一部を示したものであり、このうち、コンデンサ8は図6におけるもっとも電圧の高い場所に位置する。

【0021】

通常、QDコイルの場合、2つの給電点は直交するように配置されているため、一方の給電点が、他方の給電点の共振回路に影響をあらわすことはない。

【0022】

ところが、図7に示すように、照射コイル18の一方側のみが配線23などの影響により高周波結合すると(図8においては、プリアンプ22と配線23とは図示の位置となる)、照射コイル18の電位が高い位置をプリアンプ22と配線23とが位置することとなる。この場合、プリアンプ22と、配線23と、照射コイル18との高周波結合は、プリアンプ22、配線23の位置変動により変動する。

【0023】

図9は電位の変動を説明するための図であり、d(図9の(A)及びd'(図9の(B))の共振回路に発生する電圧を示したものである。理想的な状態では、各々の電圧分布は、実線で示すv1及びv1'となり、v1の電位が最も高い(又は低い)場所においてv1'の電位はベース電位となり高周波結合を阻止している。

【0024】

ところが、図8におけるプリアンプ22、配線23が、照射コイル18に対して相対的に移動すると、g点では共振回路dのもっとも電位の高い位置となり、図9においてg点に示すように電位の変化が現れる(破線図示)。

10

20

30

40

50

【0025】

その結果、図9においてe点に示すように、dのベース電位となる位置が移動し、d'との電位差に変動が発生する。

【0026】

そのため、d及びd'のQDコイルの直交性が失われ、QDコイルの2つのコイル間で高周波結合を発生する。

【0027】

この高周波結合によりQDコイルの両コイルから発生する高周波磁場の位相が90°から誤差を生じ、結果として照射パルスの均一度の劣化や照射効率の低下を招くこととなっていた。

10

【0028】

しかしながら、従来の技術においては、上記照射コイル18とその近傍にある配線23などの高周波結合については、考慮がなされていなかった。

【0029】

本発明の目的は、照射コイルと配線等との高周波結合の割合を低下させ、照射均一度及び照射効率を向上させ、良質の画像を撮影することができる照射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。

【0030】

【課題を解決するための手段】

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、前記第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、前記第1の閉曲線導体と前記第2の閉曲線導体とを接続する複数の第1の導体と、高周波磁場パルスを発生させるための高周波信号が供給される給電部と、動作電圧を分散させるための電圧分散手段を備えている。

20

好ましくは、電圧分散手段は、隣接する2つの第1の導体の間の第1の閉曲線導体部分の内の少なくとも一つに、直列配置された複数の共振容量素子を有している。

また、好ましくは、電圧分散手段は、給電部に対して略90°ずれた位置に対応する第1の閉曲線導体部分に配置される。

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高周波コイルと、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前記被検体の画像を再構成する信号処理手段と、を備え、この高周波コイルとして上記いずれかの高周波コイルを有している。

30

【0031】

被検体に照射パルスを印加するための、この照射コイルの動作電圧を分散させるための手段を、照射コイルが有するように構成すれば、照射コイルの有する電位の変化がなだらかとなり、照射コイルの周辺に配置されるプリアンプ等の位置が変動しても、これらプリアンプ等と照射コイルとの高周波結合の変化を低減することができる。

【0032】

つまり、本発明では照射コイルの電位変化を局所的に小さくすることで高周波結合の強さが周辺物の位置により変動することを防止することができる。

40

【0033】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図3は、本発明に係るMRI装置の全体構成概略を示すブロック図である。

【0034】

図3において、MRI装置は、核磁気共鳴(NMR)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、MRI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。

50

【0035】

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。

【0036】

MRI 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。

【0037】

傾斜磁場コイル 21 は、X 軸、Y 軸、Z 軸の 3 軸に、それぞれ 1 組づつ配置され、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、NMR 信号に位置情報を与える。

【0038】

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 にスピン励起のための高周波パルスを照射する。

【0039】

この結果生じる NMR 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 MRI 画像を表示装置 15 に出力するようになっている。

【0040】

ここで、本発明の一実施形態である照射コイル 18 の構成を図 1 を用いて説明する。

【0041】

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 を等間隔になるように接続する。これにより、リング状導体 3 とリング状導体 5 とは相互接続される。

【0042】

直線導体 4 の本数は、本発明の一実施形態においては 8 本としているが、直交送信 (QD 送信) 方式を用いる場合には $4n$ (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。

【0043】

リング状導体 3 の円周上と直線導体 4 との接続部間に、互いに直列に共振容量素子 8 を配置し、リング状導体 5 の円周上と直線導体 7 との接続部間に、互いに直列に図示しない共振容量素子を、それぞれ接続し照射コイル 18 を構成する。

【0044】

ここで、照射コイル 18 には給電点 30 及び給電点 31 から高周波装置 19 の高周波信号が供給される。給電点 30 及び 31 からみてもっとも電圧の高くなる位置 (90 度回転した位置、つまり、共振容量 32、33 が配置される位置) には共振容量素子を直列に複数設ける。

【0045】

図 1 において、共振容量 32 (33) は 3 つの共振容量素子により構成されているが、この共振容量 32 (33) を構成する共振容量素子は複数であればよい。この複数設けた共振容量 32 (33) は、直列合成容量が図 1 中の共振容量 8 と等価になるように設定され、従って共振容量 32 (33) を構成する複数の容量は共振容量を構成する数 n に共振容量 8 を乗じた容量となる。

【0046】

ただし、図 1 中、給電点 30、31 では、高周波装置 19 とのインピーダンスマッチングをあわせ、効率よく照射を行うために必ずしも $n \times$ 共振容量 8 の容量にする必要はない。

【0047】

同様に、共振容量 32、33 においても照射コイル 18 の共振周波数調整のため $n \times$ 共振容量 8 の容量にする必要はない。

10

20

30

40

50

【0048】

図1における電位を示した図が図2である。

【0049】

図2において、共振容量32を1つのコンデンサで構成した場合の電位40（実線）の波形に対して共振容量32を複数のコンデンサにて構成した場合の電位41（破線）の波形は、電位40に比べて電位の変化がなだらかとなり、図7におけるプリアンプ22、配線23などに対する高周波結合の変化を低減することができる。

【0050】

つまり、電位41は、なだらかな波形となっているため、プリアンプ22、配線23などと照射コイル18との相対位置が変化して、電位41が変動しても、波形の傾斜が緩やかであるため、たとえば、図9に示すe点の電位変動は電位40と比較して小となる。

10

【0051】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、平面型バードケージコイルにおいて、このバードケージコイルの電位の高い位置で共振容量を直列に複数配置するように構成し、動作電位の変化を抑制することができ、結果的に外的要因に対する電位変化が少なくなるように構成されている。

【0052】

これにより、平面型バードケージコイルに対するプリアンプ、配線などの位置の変化による平面型バードケージコイルの電位ずれが少なくなり、高周波結合の変動を抑制することができる。

20

【0053】

したがって、本発明は、照射コイルと配線等との高周波結合の割合を低下させ、照射均一度及び照射効率を向上させ、良質の画像を撮影することができる照射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。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態である平面型バードケージコイルの概略構成図である。

【図2】本発明の一実施形態であるバードケージコイルの電位図である。

【図3】本発明が適用されるMR装置の概略構成図である。

【図4】従来のバードケージコイルの概略構成図である。

30

【図5】従来のバードケージコイルの回路図である。

【図6】バードケージコイルの動作電位説明図である。

【図7】バードケージコイル及びその周囲の概略断面図である。

【図8】バードケージコイルと周辺部の干渉を説明する図である。

【図9】プリアンプ等とバードケージコイルとの相対位置が変動した場合の電位変化を説明する図である。

【符号の説明】

3 リング状導体

4 直線導体

5 リング状導体

6 直線導体

8 共振容量

11 磁場発生装置

12 MR Iユニット

13 演算装置

14 被検体

15 表示装置

16 ベッド

17 受信コイル

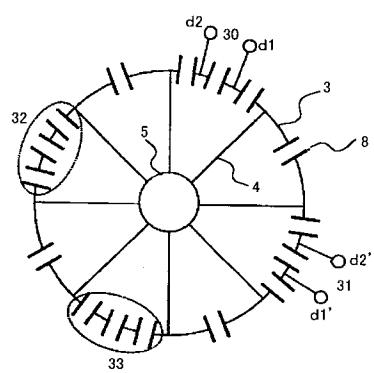
18 照射コイル

40

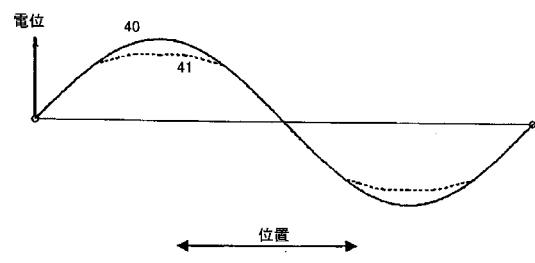
50

- 1 9 高周波装置
- 2 0 傾斜磁場電源
- 2 1 傾斜磁場コイル
- 2 2 プリンプ
- 2 3 配線
- 3 0 共振容量
- 3 1 共振容量
- 3 2 共振容量
- 3 3 共振容量

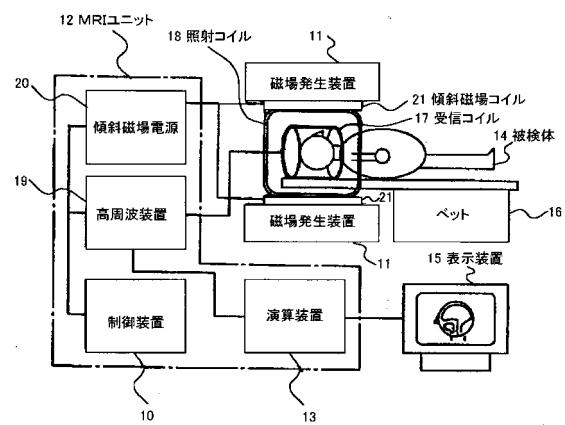
【図 1】



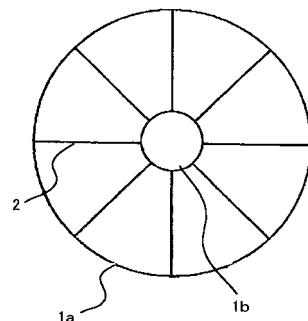
【図 2】



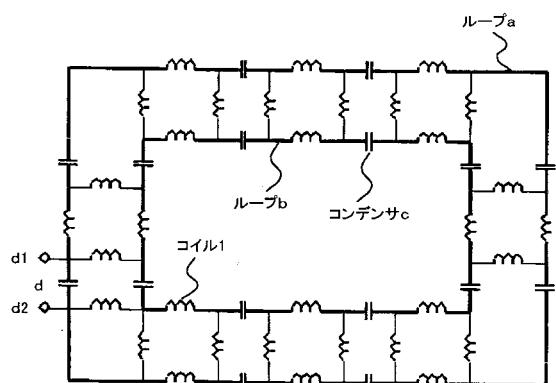
【図 3】



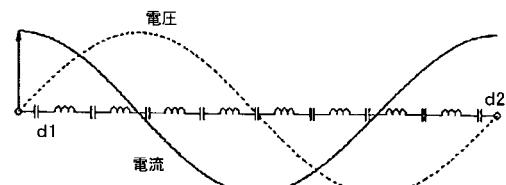
【図 4】



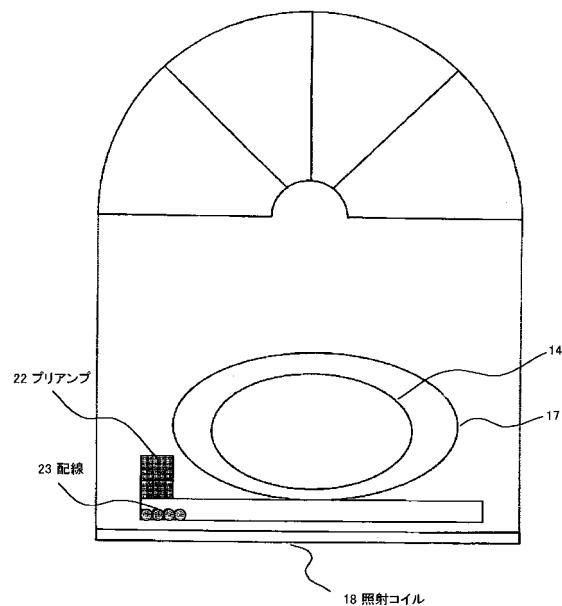
【図5】



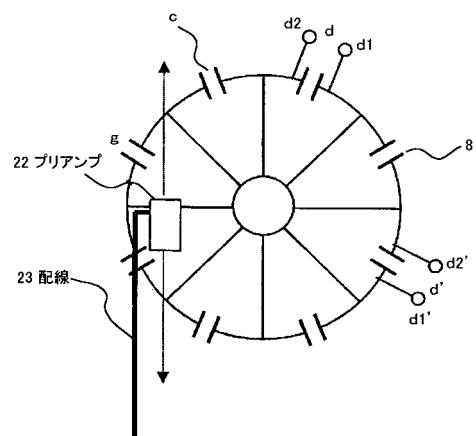
【図6】



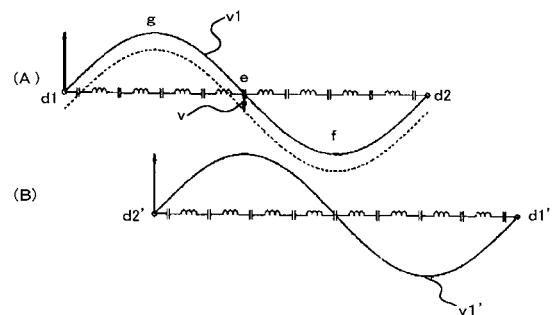
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表2004-513718(JP,A)
特開平08-280652(JP,A)
独国特許出願公開第10056807(DE,A1)
特開2000-166896(JP,A)
特開平11-009570(JP,A)
特開平08-252237(JP,A)
特開平06-051044(JP,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