

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4879811号
(P4879811)

(45) 発行日 平成24年2月22日(2012.2.22)

(24) 登録日 平成23年12月9日(2011.12.9)

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

請求項の数 13 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-113252 (P2007-113252)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成19年4月23日(2007.4.23)	(74) 代理人	100099852 弁理士 多田 公子
(65) 公開番号	特開2008-264306 (P2008-264306A)	(74) 代理人	100099760 弁理士 宮川 佳三
(43) 公開日	平成20年11月6日(2008.11.6)	(72) 発明者	羽原 秀太 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
審査請求日	平成22年2月10日(2010.2.10)	(72) 発明者	尾藤 良孝 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コイル装置及びそれを用いた磁気共鳴検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

信号の送信および/または受信に用いるコイル装置であって、
 中心軸の回りに配置された複数の線状導体と、
 前記複数の線状導体の各々の一方の端部に接続するループ状の第1導体と、
 前記複数の線状導体の各々の他方の端部に接続するループ状の第2導体と、
 前記線状導体、第1導体および第2導体の少なくとも一つに配置されたコンデンサとを
 備え、

前記複数の線状導体は、第1線状導体群と第2線状導体群とを有し、前記第1導体群が
 配列する面と前記第2線状導体が配列する面とは互いに間隔を有し、

前記第1導体および第2導体には、それぞれ、前記第1線状導体群を構成する線状導体
 と第2線状導体群を構成する線状導体とが交互に接続されていることを特徴とするコイル
 装置。

【請求項2】

信号の送信および/または受信に用いるコイル装置であって、
 中心軸の回りに該中心軸に平行に配置された複数の線状導体と、
 前記複数の線状導体の各々の一方の端部に接続するループ状の第1導体と、
 前記複数の線状導体の各々の他方の端部に接続するループ状の第2導体と、
 前記線状導体、第1導体および第2導体の少なくとも一つに配置されたコンデンサとを
 備え、

前記第 1 導体および第 2 導体は、それぞれ、前記中心軸からの距離が近い部分と遠い部分を持ち、中心軸を中心として回転対称性を持つ形状を有し、

前記複数の線状導体は、前記第 1 導体および第 2 導体の、前記中心軸からの距離が近い部分と遠い部分とに接続されていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載のコイル装置であって、前記第 1 導体及び第 2 導体は、頂角が 180°未満の頂点と頂角が 180°を超える頂点とを交互に有する多角形であって、前記線状導体は当該多角形の頂点に接続されていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は 2 記載のコイル装置であって、
前記第 1 導体および第 2 導体は多角形であって、それぞれ、前記中心点を中心として第 1 半径を有する第 1 円弧上に位置する第 1 頂点と、前記中心点を中心として第 2 半径を有する第 2 円弧上に位置する第 2 頂点を有し、前記第 1 頂点と第 2 頂点は交互に配置されていることを特徴とするコイル装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載のコイル装置であって、
前記第 1 導体および第 2 導体にコンデンサが配置されていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載のコイル装置であって、
前記複数の線状導体の少なくとも一つにコンデンサが配置されていることを特徴とするコイル装置。

20

【請求項 7】

請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載のコイル装置であって、
前記第 1 導体および第 2 導体に第 1 コンデンサが配置され、前記複数の線状導体の少なくとも一つに第 2 コンデンサが配置されていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 記載のコイル装置であって、
前記第 1 線状導体群及び第 2 線状導体群のいずれか一方の線状導体のみにコンデンサが配置されていることを特徴とするコイル装置。

30

【請求項 9】

請求項 6 又は 7 記載のコイル装置であって、
前記第 1 線状導体群及び第 2 線状導体群のいずれにもコンデンサが配置されていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 10】

請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載のコイル装置であって、
前記コンデンサの少なくとも一つに、給電 / 受電手段が並列に設けられていることを特徴とするコイル装置。

【請求項 11】

静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場発生手段が発生する静磁場空間に配置され、前記静磁場方向と直交する方向に高周波磁場を発生する送信用 RF コイルと、前記静磁場方向と直交する方向の高周波磁場を検出する受信用 RF コイルと、前記静磁場空間に置かれた被検体から発生し、前記受信用 RF コイルが検出した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の内部情報を画像化する手段とを備えた磁気共鳴検査装置において、
前記送信用 RF コイル及び / 又は前記受信用 RF コイルとして請求項 1 から 10 のいずれか 1 項記載のコイル装置を備えたことを特徴とする磁気共鳴検査装置。

40

【請求項 12】

静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場発生手段が発生する静磁場空間に配置され、前記静磁場方向と直交する方向に高周波磁場を発生するとともに前記静磁場方向と直交する方向の高周波磁場を検出する RF コイルと、前記静磁場空間に置かれた被検体が

50

ら発生し、前記RFコイルが検出した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の内部情報を画像化する手段とを備えた磁気共鳴検査装置において、

前記RFコイルとして請求項1から10のいずれか1項記載のコイル装置を備えたことを特徴とする磁気共鳴検査装置。

【請求項13】

請求項11又は12記載の磁気共鳴検査装置において、

前記RFコイルは、周波数の異なる第1及び第2の同調モードを備え、

前記第1及び第2の同調モードのいずれか一方は、水素の原子核の共鳴周波数に同調し、他方は水素以外の原子核の共鳴周波数に同調するように、前記コンデンサが調整されていることを特徴とする磁気共鳴検査装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電磁波送信受信を行うためのコイル装置、及びそれを用いた磁気共鳴検査装置（以下、MRI装置という）に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、マグネットが発生する均一な静磁場中に被検体を配置し、被検体に電磁場を照射し、被検体内の核スピンを励起すると共に、その後、核スピが発生する電磁波である核磁気共鳴信号を受信し、被検体を画像化する。電磁波の照射と核磁気共鳴信号の受信は、ラジオ周波数（RF）の電磁波を送信あるいは受信するRFコイルによって行なわれ、MRI装置に適した種々の形状の送信コイル、受信コイル或いは兼用コイルが開発されている。

20

【0003】

通常MRI装置で測定する信号は、水や脂肪などに含まれる水素原子核の信号である。近年MRI装置の高磁場化が進み、感度が向上している。その結果、水素以外の原子核の信号（他核種からの信号と呼ぶ）を取得することが可能になってきている。例として、りん、炭素、フッ素、ナトリウムなどの原子核からの信号を得ることができる。りんや炭素の信号の画像化により、筋肉やたんぱく質などの代謝にかかわる情報を得ることができると期待されている。

30

【0004】

一般に他核種からのMRI信号は水素のMRI信号に比べて1/10から1/100以下程度と著しく弱いため、細密な画像を得ることは難しい。そのため他核種からの解像度の低いMRI信号を、水素のMRI信号から作成した形態画像と重ね合わせて表示することが通常行われる。この場合、水素のMRI信号と他核種のMRI信号とは同時に、あるいは連続して撮影されることが望ましい。

【0005】

MRIの送受信に使用されるコイルは高い周波数選択性を持つため、水素のMRI信号を得るコイルと他核種の信号を得るコイルとは別に設置するのが普通であったが、1種類のコイルで2つの周波数に同調させる試みも行われてきている。

40

【0006】

例えば、特許文献1には、同心円上に配置された二重円筒の間にラングと呼ばれる導線を軸線方向に複数配置した形状のRFコイルを用いて、マルチプルパッチレゾネータの方式で2周波以上に同調させる方法が開示されている。また特許文献2には、鳥かご型コイルの各ラングにインダクタ/コンデンサ共振回路を並列接続し、2つ以上の周波数で同調させる方法が提案されている。さらに特許文献3には、鳥かご型のエンドリングと呼ばれる部分を複数セット設けることで2周波以上に同調させる方法が提案されている。

【特許文献1】米国特許5557247号公報

【特許文献2】米国特許4916418号

【特許文献3】米国特許6100694号

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一般に、マルチプルパッチレゾネータや鳥かご型は均一な感度領域を持つコイルとして知られており、人体の頭部などの撮影領域を正確に撮影するために有効である。しかし、特許文献1に記載された方法では、円周方向に配置されたラングを円周方向に1本おきに違う周波数に割り当てるため、実効的な感度の均一度が下がってしまうという欠点がある。

【0008】

また特許文献2に記載された方法は、回路の調整が複雑になる、3テスラ以上の高磁場MRI装置で体幹部撮影用コイルなど大きなコイルに適用するにはコンデンサの容量が小さくなりすぎて適用が難しい、などの問題がある。特許文献3に記載された方法では、鳥かご型のコイルの端部が複数セットのエンドリングで構成されるため、縦方向の大きさが大きくなり、たとえば人体頭部をコイル内に配置したときに、肩の部分が狭くなるなどの問題がある。

【0009】

本発明の目的は、均一な感度領域を持ち、なおかつ2周波の同調周波数を持ち、2周波のMRI信号を送受信できるコイル装置を提供することにある。また本発明の目的は、2つの同調周波数を持ちながら、コイルが占める空間スペースが実質的に1つのコイル程度であるコイル装置を提供することにある。更に本発明の目的は、高磁場のMRI装置に対応できるコイル装置を提供することにある。また本発明は、上記コイル装置を搭載することにより、水素原子核からの信号と他原子核からの信号を同一検査工程で取得することが可能なMRI装置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】

【0010】

上記課題を解決するため、本発明では、中心軸の回りに配置される複数の線状導体を2つの群に分け、一方を中心軸に近く、他方を中心軸から遠くに配置する。これら2つの群の線状導体を、その両方の端部で、2つのループ状の導体で接続し、コイル装置とする。この構造により、2つの同調モードが実現できる。その一つは、従来の鳥かご型の共振モードと同様の共振モードであり、コイルの中心部の複数の線状導体に垂直に切った平面での感度分布が中心軸を中心とした第1半径を持つ円内部全体と第2半径を持つ円内部全体に一樣に広がった感度を持つ。他の一つは、同じく中心部の感度分布が、中心軸に対し近い位置にある線状導体群付近でゼロ(節)となる共振モードである。

【0011】

すなわち本発明のコイル装置は、信号の送信および/または受信に用いるコイル装置であって、中心軸の回りに配置された複数の線状導体と、複数の線状導体の各々の一方の端部に接続するループ状の第1導体と、複数の線状導体の各々の他方の端部に接続するループ状の第2導体と、線状導体、第1導体および第2導体の少なくとも一つに配置されたコンデンサとを備え、複数の線状導体は、第1線状導体群と第2線状導体群とを有し、第1導体群が配列する面と第2線状導体群が配列する面とは互いに間隔を有し、第1導体および第2導体には、それぞれ、第1線状導体群を構成する線状導体と第2線状導体群を構成する線状導体とが交互に接続されていることを特徴とする。

【0012】

或いは、信号の送信および/または受信に用いるコイル装置であって、中心軸の回りに該中心軸に平行に配置された複数の線状導体と、複数の線状導体の各々の一方の端部に接続するループ状の第1導体と、前記複数の線状導体の各々の他方の端部に接続するループ状の第2導体と、線状導体、第1導体および第2導体の少なくとも一つに配置されたコンデンサとを備え、第1導体および第2導体は、それぞれ、中心軸からの距離が近い部分と遠い部分を持ち、中心軸を中心として回転対称性を持つ形状を有することを特徴とする。複数の線状導体は、第1導体および第2導体の、中心軸からの距離が近い部分と遠い部分

10

20

30

40

50

とに接続される。

【0013】

本発明のコイル装置において、コンデンサの配置は種々の形態を採り得る。例えば、コンデンサは、第1導体および第2導体のみに或いは線状導体のみに配置される。或いは第1導体、第2導体および線状導体に配置される。コンデンサが線状導体に配置される場合、2つの線状導体群の一方のみとすることもできる。このようなコンデンサの配置及び各コンデンサの容量を異ならせることにより、共振周波数を調整することができ、2つの異なる同調モードを持つコイルを構成できる。

【0014】

本発明のコイル装置は、典型的な形状は、略円筒状であり、その場合、第1導体および第2導体の形状は星型となる。本発明のコイル装置は、円筒状の他、中空の円錐台状、円形など種々の形状とすることができ、用途に応じた形状のものを使用することができる。円筒状の形状とすることにより、例えば、MRI装置において人の頭部用コイルや全身用コイルとして好適な形状となる。

10

【0015】

本発明のコイル装置において、給電/受電手段は、導体部に挿入されたコンデンサの少なくとも1つに並列に設けられている。給電/受電手段は、円偏波給電/受電可能な2箇所設けることができる。これにより、円偏波送信或いは円偏波受信が可能となり、感度と効率が向上する。

【0016】

本発明のMRI装置は、静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場発生手段が発生する静磁場空間に配置され、前記静磁場方向と直交する方向に高周波磁場を発生し或いは前記静磁場方向と直交する方向の高周波磁場を検出するRFコイルと、前記静磁場空間に置かれた被検体から発生し、前記RFコイルが検出した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の内部情報を画像化する手段とを備え、RFコイルとして上述した本発明のコイル装置を備えたものである。RFコイルは、送信用、受信用、送受信用のいずれでもよい。

20

【0017】

また本発明のMRI装置において、RFコイルは、周波数の異なる第1及び第2の同調モードを備え、第1及び第2の同調モードのいずれか一方は、水素の原子核の共鳴周波数に同調し、他方は水素以外の原子核の共鳴周波数に同調するように、コンデンサが調整されているものである。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば1つのコイルで、均一な感度領域を持ち且つ2つの周波数に同調させるコイル装置が提供される。これにより、例えば、MRI装置において、同一コイルで2種の原子核からのNMR信号を検出することができ、検査対象を動かすことなく異なる種類の測定が実現できる。

【0019】

また本発明のコイル装置は、隣接して配置される複数の線状導体の間は電磁波透過性であり、外部からのRF電磁場の侵入を許す形式になっている。従って、本発明のコイル装置を、その外側に配置される他の送信コイルと併用して用いることが可能となる。例えば、MRI装置への適用において、RF送信は外部に存在する他の大きなコイルで行って、本発明のコイル装置を受信専用コイルとして使用することもできる。

40

さらに本発明によれば、MRI装置のRFコイルとして、上述した本発明のコイル装置を用いる、比較的簡単な構成で、2つの周波数で均一な感度をもつMRI装置を構成できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

まず本発明のMRI装置の第1の実施の形態について説明する。図1は、本発明が適用

50

されるMRI装置の概要を示す図である。

【0021】

このMRI装置は、被検体に対し静磁場を印加するマグネット101と、静磁場に所定の方向の磁場勾配を与える傾斜磁場コイル102と、マグネット101内に挿入され、被検体に対してラジオ波などの電磁波を送信するとともに電磁波を受信するRFコイル103と、RFコイル103に接続され、RFコイルから照射される電磁波を作成し送信するとともに、RFコイルからの核磁気共鳴信号を検出し、信号の処理を行う送受信機104と、傾斜磁場コイル102に電流を供給する傾斜磁場電源109と、送受信機104および傾斜磁場電源109の駆動を制御するとともに、種々の情報処理およびオペレーターによる操作を行うデータ処理部105と、データ処理部105の処理結果を表示するためのディスプレイ108とから構成されている。

10

【0022】

傾斜磁場電源109と傾斜磁場コイル102とは傾斜磁場制御ケーブル107で結ばれている。また、RFコイル103と送受信機104は、コイルを制御するケーブルおよび送受信ケーブル106で結ばれている。送受信機104は、図示していないが、シンセサイザー、パワーアンプ、受信ミキサー、アナログデジタルコンバータ、送受信切り替えスイッチなどから構成されている。

【0023】

MRI装置は、マグネット101が発生する静磁場の方向によって、水平磁場方式と垂直磁場方式とがある。水平磁場方式の場合には、一般的には、マグネット101は円筒状のボアを有し、図1中左右方向の静磁場を発生する。また垂直磁場方式の場合には、一对の磁石が被検体を挟んで上下に配置され、図1中上下方向の静磁場を発生する。本発明はいずれにも適用することが可能である。

20

【0024】

このような構成のMRI装置において、静磁場中に配置された被検体（図示せず）に対し、RFコイル103および傾斜磁場コイル102により、数ミリ秒間隔程度の断続した電磁波、傾斜磁場を照射し、その電磁波に共鳴して被検体から発せられる信号を受信し、信号処理を行い、磁気共鳴像を取得する。図では、電磁波の照射と受信を行なうRFコイルとして、単一のRFコイル103が示されているが、例えば広範囲撮像用のRFコイルと局所用のRFコイルなど、複数のRFコイルを用いる場合もある。

30

【0025】

本発明のMRI装置は、このようなRFコイルのいずれかに、後述する2周波の同調周波数を持つコイル装置を用いたものである。同調周波数の一つは、例えば、水素の原子核スピンの共鳴周波数であり、他の一つは、水素以外の原子核例えば炭素、ナトリウム、りんなどの原子核スピンの共鳴周波数である。これら共鳴周波数は、静磁場強度に依存するが、例えば3テスラの磁場強度を持つMRI装置の場合、水素のMRI信号の周波数はおよそ128MHz、炭素のMRI信号の周波数は32.2MHz、ナトリウムの信号は33.9MHz、りんの信号は51.8MHzである。

【0026】

本発明のMRI装置では、RFコイル103として、2つの原子核種に合わせた2周波の同調周波数を持つコイル装置を用いることにより、同一の検査工程において2つの原子核からの信号を取得することができる。これにより、例えば水素からの信号で作成した形態画像に、りんや炭素の信号から作成した代謝情報を重ねて表示することができる。この際、形態画像を取得したときと、代謝情報を取得したときに、時間的なずれが少ないので、正確な検査に資する画像が提供される。

40

【0027】

2つの原子核からの信号を取得する際には、RFコイル103が2周波数対応であること以外に、送受信機104も2周波数が入出力できるようになっている必要がある。具体的には、送受信機104を構成するシンセサイザー、パワーアンプ、受信ミキサー、アナログデジタルコンバータ、直交検波回路、送受信切り替えスイッチなどのうち、シンセサ

50

イザーとパワーアンプ、受信ミキサー、送受切り替えスイッチなどは使用される２つの周波数に対応し、２系統が備えられる。

【 0 0 2 8 】

送信時には、測定対象である原子核の周波数に応じて、送受切り替えスイッチを第 1 又は第 2 の周波数を発生するシンセサイザーおよびパワーアンプに切り替えて R F コイル 1 0 3 に第 1 の周波数の高周波を印加する。受信時には、送受切り替えスイッチをアナログデジタルコンバータおよび直交検波回路に切り替え、R F コイル 1 0 3 が検出した信号を受信する。

【 0 0 2 9 】

次に本発明のコイル装置の実施の形態について説明する。

< 第一の実施の形態 >

本発明のコイル装置の第一の実施の形態の全体図を図 2 に示す。このコイル装置は、例えば水平磁場 M R I の頭部用コイルに好適な R F コイルである。

【 0 0 3 0 】

本実施の形態の R F コイルは、複数の線状導体 2 0 0、2 0 1 と、これら線状導体 2 0 0、2 0 1 の一端に接続された第 1 導体 2 0 2 と、線状導体 2 0 0、2 0 1 の他方の一端に接続された第 2 導体 2 0 3 と、線状導体 2 0 0、2 0 1 に挿入されたコンデンサ 2 0 4、2 0 5 と、第 1 導体 2 0 2 および第 2 導体 2 0 3 に挿入されたコンデンサ 2 0 6 とから構成され、全体として筒状の構造を有している。図 2 では、給電回路および / 又は受電回路は省略されているが、コンデンサ 2 0 4 ~ 2 0 6 のいずれかに並列に給電回路および / 又は受電回路が付加される。

図では、線状導体の数が 2 4 本である場合を示したが、線状導体の数は 2 4 本に限定されず 6 本以上あればよい。好適な本数はコイルのサイズなどによるが、頭部コイルとして用いる際には 1 6 本以上、より好適には 2 0 ~ 2 8 本である。

【 0 0 3 1 】

線状導体 2 0 0、2 0 1 はコイルの中心に対して近いもの 2 0 0 (図示する例では 1 2 個) と遠いもの 2 0 1 (同じく 1 2 個) の 2 種類に分類され、線状導体 2 0 0 と線状導体 2 0 1 とが交互に配置されている。第 1 導体 2 0 2 および第 2 導体 2 0 3 は、それぞれ線状導体の数 (ここでは 2 4) だけ折れ曲がった星型リング状の形状を有し、それぞれの頂点で交互に配置された線状導体 2 0 0、2 0 1 に接続されている。コンデンサ 2 0 6 は、線状導体との接続部と接続部の間の導体上に配置されている。以下、第 1 導体 2 0 2 および第 2 導体 2 0 3 をリング導体と呼ぶ。

【 0 0 3 2 】

頭部用コイルとして用いる場合、この筒状の構造の内部に人体の頭部が挿入され、M R I 撮像が行なわれる。コイルの大きさは、限定されるものではないが、頭部コイルの場合、一例として全体の外径が 3 4 0 ミリメートル、内径が 2 7 0 ミリメートル、軸方向の長さが 2 2 0 ミリメートル程度である。

【 0 0 3 3 】

線状導体 2 0 0、2 0 1 の導体部およびリング導体 2 0 2、2 0 3 は薄い導電性の金属シート、または導電性金属の棒やパイプなどから構成することができる。また R F コイルが M R I 装置用コイルの場合には、コイルを構成する部品はすべて非磁性の材料からなる。これによって、部品の影響で画像のノイズや歪みが発生するのを防止できる。コイルの導体部は、デルリンやアクリルなどの非磁性のエンジニアリングプラスチックからなる支持体に支持されている。

【 0 0 3 4 】

本実施の形態の R F コイルは、リング導体の、線状導体との接続部をジグザグに折り曲げ、星状のリング導体にしたことにより、従来鳥かご型コイルとは異なり、コイル中心に対し近い位置に配列した線状導体 2 0 0 により構成される仮想的な円筒 (第 1 半径の円筒) と、コイル中心に対し遠い位置に配列した線状導体 2 0 1 により構成される仮想的な円筒 (第 2 半径の円筒) 間に、ドーナツ状の領域が形成される。これにより第 1 半径を持

10

20

30

40

50

つ円周付近に感度の節を持つ共振モードが加わり、従来の鳥かご型の同調モードとで、2つの異なる共振モードが1つのコイルで共存することになる。第1半径を持つ円周付近に感度の節を持つ共振モードは、マルチプルパッチレゾネータ型共振モードに相当しているため、ここではマルチプルパッチレゾネータ型モードという。

【0035】

2つの共振モードについて、図3～6を用いて更に詳述する。図3および図4は、鳥かご型の同調モードにおける電流の流れと感度分布を示す図、図5および図6は、マルチプルパッチレゾネータ型モードにおける電流の流れと感度分布を示す図である。

【0036】

鳥かご型の共振がおきている場合、円筒構造のコイルを中心軸を含む面で2分割したときに、一方の側に位置する複数の線状導体には導体によって大きさが異なり同じ向き of 電流が流れ、他方の側に位置する複数の線状導体には導体によって大きさが異なり且つ一方の側の線状導体とは逆向きの電流が流れる。概略的には、図3に描かれた楕円形の矢印のように流れる。この場合、24本の線状導体と垂直にコイルの中心で切った平面での感度分布は図4のように中心付近が均一な感度分布を持つ。これは、円筒構造の内部に挿入された検査対象を撮影するMRIに好適なコイルの感度分布である。

【0037】

マルチプルパッチレゾネータ型モードの共振が起きている場合には、図5に複数の楕円形状の矢印で示すように、およそ、隣接する2本の線状導体とそれらを接続するリング状導体の部分とで構成されるループを流れる。この場合、コイルの中心で切った平面での感度分布は図6のように第1の円周付近に感度がほぼゼロになるような節を持つ。第1半径の円周と第2半径の円周の間の部分の感度は高くなり、また、コイルの中心部分の感度もある程度高く、かつ均一になる。このような感度分布は、鳥かご型の共振の場合と同様に、第1の円周よりも内部に存在する検査対象のMRI撮影に好適である。

【0038】

次にRFコイルの共振周波数の調整について説明する。

一般にインダクタ/コンデンサ共振回路において共振周波数は $1/\sqrt{LC}$ に比例する。ここでインダクタンスの値Lは、コイルの大きさや形から決まるので、検査対象である原子核種の共鳴周波数に応じて、各コンデンサの値を調整することにより、2つの同調モードで動作させることができる。すなわち、MRI信号の同調周波数は検査対象である原子核種と静磁場の大きさによって正確に決まり、一方、コイルの共振周波数を決定するインダクタンスの値Lは、コイルの大きさや形から決まるので、検査対象である原子核種によって各同調モードに必要な合成容量が自動的に決まる。

【0039】

鳥かご型の共振がおきている場合の合成容量は、線状導体200に挿入されたコンデンサ204の容量をC1、線状導体201に挿入されたコンデンサ205の容量をC2、リング状導体202、203に挿入されたコンデンサ206の容量をC3とすると、次式(1)で表される。

$$C_{LP} = (C1 + C2) / 2, \quad C_{HP} = C3 \quad (1)$$

式(1)で C_{LP} はローパス型の鳥かご型コイルとみなした場合のコンデンサ容量、 C_{HP} はハイパス型の鳥かご型コイルとみなした場合のコンデンサ容量をあらわしている。

【0040】

一方、マルチプルパッチレゾネータ型モードの同調がおきる場合は、電流は図5のように隣り合う線状導体と上下のリング部分の一部が形成する小ループを流れる。この小ループに挿入されているコンデンサは、4つのコンデンサ204、205、および2つの206コンデンサの直列配置と考えることができる。従って同調周波数に関係するコンデンサの合成容量 C_{MRP} は、次式(2)となる。

$$1 / C_{MRP} = 1 / C1 + 1 / C2 + 2 / C3 \quad (2)$$

【0041】

従って、鳥かご型、マルチプルパッチレゾネータ型の2つの同調モードそれぞれについ

10

20

30

40

50

て、望ましい合成容量 C_{LP} または C_{HP} 、および C_{MPR} を概算し、式(1)および式(2)を満たすように各コンデンサの容量を調整することにより、所望の2つの共振周波数を実現できる。なお、コンデンサの容量を調整する場合、小ループでモデルを立てて計算すると比較的容易に計算ができるので、まず式(2)により合成容量を見積もり、次に式(1)を満たすように調整することが実用的である。

【0042】

本実施の形態のコイル装置では、コンデンサの値にもよるが、通常鳥かご型の同調モードは低周波数側に出てきて、マルチプルパッチレゾネータ型モードは高周波側に出てくる。本実施形態のコイルの典型的なインピーダンス特性を図7に示す。低周波側のインピーダンスのピーク700が鳥かご型の共振モードのピークであり、高周波側のピーク701がマルチプルパッチレゾネータ型モードのピークである。

10

【0043】

次に本実施の形態のコイルに、給電および受電する回路を付加した場合の構成を説明する。図8および9に、給電および受電する回路の一例を示す。なお、給電及び受電は同一の回路構成で構成されることが多いので、ここでは給電についてのみ例示する。

【0044】

一般に、給電には、直線偏波給電と呼ばれる方法と円偏波給電と呼ばれる方法があり、いずれを採用してもよい。直線偏波給電と呼ばれる方法では給電点は1箇所であり、たとえば複数の外側の線状導体201のうち1つに挿入されたコンデンサ205と並列に交流電波を給電する。この方法ではコイル内部に生じる電磁場の偏波は直線偏波となる。円偏波給電では、図8に示すように、コンデンサと並列に設けられた第1の給電点に加えて、円筒軸方向から見て90度ずれた位置にあるコンデンサにも給電する。この第2の給電点には、第1の給電点の波長と1/4波長ずらした交流電波を給電する。その際にコイル内部に生じる偏波は円偏波となる。すなわち、図3に示す電流の流れは、円筒軸を中心として回転する。円偏波給電を採用した場合、MRI装置では感度と効率が直線偏波よりも向上する。

20

【0045】

図8では外側にある線状導体に給電した例を示したが、内側にある線状導体に給電した場合が図9である。給電を外側にした場合と内側にした場合を比較すると、内側に給電したほうが高感度の場合が多い。

30

【0046】

以上、説明したように、本実施の形態のコイル装置は、比較的簡単な回路構成で一つのコイルで2つの異なる周波数で同調することができる。また鳥かご型の同調モードとマルチプルパッチレゾネータ型モードのいずれもコイル中心付近の感度の均一性が良好であり、送信効率が低い。また送信コイルとして使用した場合、なおかつ、2つの周波数をカバーすることのできるパワーアンプを使用した場合には、別々に2つの周波数の送信コイルと送信パワーアンプを準備する場合に比べて、コイルが占めるスペースを減少させることができ、また、電力消費が大きいパワーアンプの台数を減らすこともできる。更に、測定周波数ごとにコイルを付け替える手間も減り、測定対象を再設置しなおす手間なしに2つの周波数で測定できる。

40

MRI装置のRFコイルとして本実施の形態のコイルを適用する場合、受信用コイル、送信用コイル、送受信共用コイルそれぞれの場合に、以下説明する第二から第五を含む5つの実施形態のどのコイルが好適であるかを区分けすることは適切でない。むしろ、使用する周波数の組み合わせと製作の容易さから各実施形態は選択されるものである。

【0047】

また本実施の形態のコイル装置は、周波数調整の自由度が大きく、コイルの占める空間スペースも少なく済み、MRI装置のRFコイルとして特に好適である。例えば、MRI装置において、りん、炭素、ナトリウムなどの水素以外の核種からの信号と水素からの信号の両方を同時に撮影することを可能にし、感度の均一度のよい良好な画像を提供できる。

50

なお本実施の形態のコイル装置のように円筒形状のコイル装置は、円筒の軸に垂直な方向に偏波を持つ電磁波成分に対し感度を有するので、円筒の軸がMRI装置の静磁場方向とほぼ平行となるように設置されることが好ましい。従って本実施の形態のコイル装置、通常被検体の体軸方向が静磁場方向（水平）と同じである水平磁場方式のMRI装置に好適である。

【0048】

以上、本発明のコイル装置の第一の実施の形態を説明したが、本発明のコイル装置の形状やコイル装置を構成する素子等については、種々の変更が可能である。以下、第一の実施の形態のコイル装置における、コンデンサの配置を変更した他の実施の形態を図10～図13を参照して説明する。図10～図13に示すコイル装置は、いずれも、複数の線状導体および星状のリング導体からなる構造は第一の実施の形態と同じである。また図中、給電点あるいは受電点は省略している。

10

【0049】

<第二の実施の形態>

図10は、第二の実施の形態のコイル装置を示す図である。このコイル装置は、上下の星状のリング導体の辺上のみコンデンサ206が存在し、複数の線状導体にはコンデンサを配置しない点が異なる。この場合、コンデンサ206の容量のみで合成容量が決まるため、2つの共振周波数の設定の自由度は減少する。第一の実施の形態のコイル装置のインピーダンス特性は、図7に示したように、鳥かご型の共振モードのピークが低周波側に、マルチプルパッチレゾネータ型モードのピークが高周波側に現れるものであったが、本実施の形態では、それとは逆に、鳥かご型の共振モードが高周波側に、第1半径の円周付近に感度の節を持つ共振モードは低周波側に出てくる。鳥かご型の共振モードの周波数特性はハイパス型であり、鳥かご型のモードは比較的共振周波数が高い高周波信号の送信/受信に適している。本実施の形態のコイル装置は、2つの周波数を設定する自由度は低い

20

が、部品点数が少ない点で第一の実施の形態よりも優れている。なおコンデンサによる共振周波数調整の自由度は低い

【0050】

<第三の実施の形態>

図11に示すコイル装置は、複数の線状導体にもコンデンサ204、205が存在し、リング部分にはコンデンサを配置しない点が異なる。この場合も、コンデンサ204、205の容量のみで合成容量が決まるため、2つの共振周波数の設定の自由度は減少する。このコイル装置のインピーダンス特性は、第一の実施の形態と同様に鳥かご型の共振モードのピークが低周波側に、マルチプルパッチレゾネータ型モードのピークが高周波側に出てくる。鳥かご型の共振モードの周波数特性はローパス型であり、鳥かご型のモードは比較的共振周波数が低い信号の検出に適している。

30

本実施の形態のコイル装置は、2つの周波数を設定する自由度は低い

40

【0051】

<第四の実施の形態>

図12に示すコイル装置は、複数の線状導体のうち、外側に位置する線状導体のみコンデンサを配置し、内側の線状導体にはコンデンサを配置しない点が第一の実施の形態と異なる。上下の星状のリング部分にはコンデンサを配置する。

本実施の形態のコイル装置は、2つの共振周波数はほぼ自由に設定できる。第一の実施の形態と比較した場合、高周波のマルチプルパッチレゾネータ型の共振点での感度は低い

50

信号の送信 / 受信に適している。

【 0 0 5 2 】

< 第五の実施の形態 >

図 1 3 に示すコイル装置は、複数の線状導体のうち、内側に位置する線状導体のみにコンデンサを配置し、外側の線状導体にはコンデンサを配置しない点が第一の実施の形態と異なる。上下の星状のリング部分にはコンデンサを配置する。

本実施の形態のコイル装置は、2つの共振周波数はほぼ自由に設定できる。第一の実施の形態と比較した場合、高周波のマルチプルパッチレゾネータ型の共振周波数での感度に優れている。

【 0 0 5 3 】

次に上記実施の形態のコイル形状を作成する方法の一例を図 1 4 に示す。

まず第 1 半径を持つ円周を内側の面とし、それよりも大きい第 2 半径の円周を外周とする円筒状の構造 1 4 0 を、プラスチックなどの非磁性の物質で作成する。そこに薄さ 0 . 1 ミリ程度の銅板から Y の字状に切り取った導体 1 4 1 を両面テープなどで貼り付けていくことでコイルを作成できる。Y の字状の導体 1 4 1 は、図 1 4 に示すように、互いにコンデンサの大きさ程度のギャップをあけて配置し、そのギャップ部分にコンデンサを配置する。金属板に代えて、金属線や金属棒で作成してもよい。

【 0 0 5 4 】

以上、第一の実施の形態およびそれと同じ構造を有し、コンデンサの配置の異なる実施の形態を説明した。以上説明したコンデンサの設置方法や第一の実施の形態で説明した給電方法は、本発明のコイル装置が適用される用途、例えば M R I 装置を構成する方法によって最適構成形態が異なり、適宜選択して採用される。また上記構成を基本として多くの派生的な組み合わせを取ることにも可能である。

【 0 0 5 5 】

また第一～第五の実施の形態のコイル装置は、M R I 装置の方式や検査対象の形状に合わせて、形状や線状導体等についても変更できる。例えば、図では円筒状の R F コイルを示したが、中心軸に垂直な断面の形状を楕円形や長円形などに変形させてもよい。また一方のリング導体を他方のリング導体より大きくし、中空の円錐台状や略円形などに変形させることも可能である。この場合には、同形のコイルを二つ組み合わせて、被検体の上下または左右に配置することも可能である。円錐台状や略円形のは、線状導体とほぼ平行な方向の磁場を検出（或いは磁場を発生）できるので、これを被検体の上下に配置し、垂直磁場の M R I 装置に適用することができる。

【 0 0 5 6 】

次に本発明の M R I 装置の第二の実施の形態を説明する。図 1 に示す M R I 装置では、本発明のコイル装置を送受信兼用の R F コイルとして用いていたが、本実施の形態の M R I 装置は、受信専用コイルおよび送信専用コイルを備え、本発明のコイル装置を受信専用コイル及び / または送信専用コイルとして用いることもできる。

【 0 0 5 7 】

図 1 5 に本発明のコイル装置を M R I 装置の送信専用コイル 1 0 0 1、または受信専用コイル 1 0 0 2 として用いる際の構成を示す。静磁場を発生するマグネット、傾斜磁場を発生させるマグネット、傾斜磁場電源、およびディスプレイは図 1 と同様に設置されるので図 1 5 では省略されている。

【 0 0 5 8 】

R F コイル 1 0 0 1 および 1 0 0 2 はともに静磁場中に設置されている。R F コイル 1 0 0 1 は送信用コイルであり、送信機 1 0 0 4 と接続されている。R F コイル 1 0 0 2 は受信用コイルであり、受信機 1 0 0 3 と接続されている。受信機 1 0 0 3 と送信機 1 0 0 4 はデータ処理部 / 操作部 1 0 0 5 と接続されている。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 の M R I 装置の一つの実施形態では、受信専用コイル 1 0 0 2 は、図 2、8、9 に示すような本発明のコイル装置で構成されている。R F コイル 1 0 0 1 は、例えば公知

10

20

30

40

50

の鳥かご型コイルやマルチプルパッチレゾネータ型コイルで構成することができる。本発明のコイル装置は、上述したように2つの星状リング状部材で連結された複数の線状導体が互いに離れて配置されており、外部からの電磁波の侵入を許す形式になっている。従って、RFコイル1001による送信を阻害することなく、受信専用コイル1002を装着した被検体内部にRFコイル1001からの電磁波を照射することができる。この場合、RFコイル1001から照射される電磁波の周波数に対応する周波数の同調モードで核磁気共鳴信号を受信することができる。

【0060】

図15のMRI装置の他の実施形態では、本発明のRFコイルを送信専用コイル1001として使用する。この場合には、送信専用コイル1001として、例えば、図2、8、9などに示すようなコイル装置を使用し、このコイル装置を送受信切り替えスイッチ（図示せず）を介して2つの周波数に対応した2系統の送信機1004に接続する。また受信専用コイル1002として異なる周波数の同調モードを持つ2種類のコイルを用意する。これにより、2つの周波数の高周波パルスを選択的に検査対象に印加し、異なる核種の検査が可能となる。

【0061】

図15のMRI装置の更に別の実施形態では、送信専用コイル1001及び受信専用コイル1002として本発明のコイル装置を用いる。さらに本発明のコイル装置は、周波数調整の自由度が大きいため、線状導体に挿入されるコンデンサやリング状導体部に挿入されるコンデンサの容量を調整することにより、異なるサイズ、形状のコイルを構成することができるので、同じ共振周波数を有し且つサイズ或いは形状の異なるものを組み合わせることが可能となる。この場合、送信専用コイル1001は、送受信切り替えスイッチを介して2系統の送信機1004に接続することは、上述した実施形態と同じである。

本実施形態によれば、装置を複雑化したり、コイルの交換などの作業を行なうことなく、2種の核種の検査を容易に行なうことが可能となる。

【実施例】

【0062】

<実施例1>

図2に示すような24本の線状導体と上下の星状のリングを持つRFコイルを、3テスラの静磁場強度のMRI装置に設置し、水素及びりんの信号を取得する場合の実施例を説明する。

【0063】

本実施例におけるコイル設計は、軸方向の長さを220ミリメートル、第2半径の2倍と等しい外径を約350ミリメートル、第1半径の2倍と等しい内径を約260ミリメートルとした。また線状導体に配置されたコンデンサ204、205の値はともに12pF、上下の星状リング部分に設置されたコンデンサ206の値は500pFとした。導体は半径4ミリの銅の棒を仮定しており、導電率は銅の導電率を使用した。

【0064】

このRFコイルの共振特性をシミュレーションにより求めた結果は図7に示したとおりである。図7において、横軸は周波数、縦軸はインピーダンスである。インピーダンスは、一つのコンデンサに並列に直線偏波給電を行なった場合をシミュレーションして求めた。インピーダンスの極大ピークが共振点である。

【0065】

図7に示すように、本実施例のRFコイルには複数のピークが現れている。このうち、周波数50 - 135MHzの範囲に現れているおよそ10本のピークは、ローパス型に近いバンドパス型の鳥かご型コイルに特徴的な共振ピークであり、約52MHz付近のピーク700がコイル内部領域の広い範囲にわたって感度の均一度がよい同調ピークである。52MHzは3テスラの静磁場強度のMRI装置においてりんの同調周波数に相当する。

更に矢印701で示した、高周波側から4番目の128MHzにあるピークが、第1半径付近に感度の節を持ち、かつ、コイル内部領域の広い範囲にわたって均一感度を持つも

10

20

30

40

50

う1つの同調ピークである。128MHzは3テスラのMRI装置においておよそ水素の同調周波数に相当する。

【0066】

図7において特徴的に示されたように、本発明のコイルの形態ではインピーダンス特性グラフの低周波側に鳥かご型共振モードが現れ、高周波側に第1半径の円周付近に感度の節を持つマルチプルパッチレゾネータ型の共振モードが現れることがわかった。

【0067】

次に、鳥かご型共振モードと第1半径の円周付近に感度の節を持つ共振モード(マルチプルパッチレゾネータ型モード)の、それぞれの同調周波数で、コイル内部の感度を調べた。円筒型のコイルの中心軸と垂直にコイルの中心で切った断面での感度をシミュレーションで求めた。結果を図4および図6に示す。

10

【0068】

図4は、52MHzの鳥かご型共振点での感度マップ、図6は128MHzのマルチプルパッチレゾネータ型モードの共振点での感度マップを示している。感度マップの等高線の単位はA/(mW)である。図4での鳥かご型モードの感度マップでは中心部分が2.3程度の値で均一な感度が得られている。

【0069】

図6のマルチプルパッチレゾネータ型モードの共振点での感度マップは、中心付近は0.5程度の値の均一な感度が得られている。この場合、RFコイルを構成する内側の線状導体で形成される第1半径の円周と外側の線状導体で形成される第2半径の円周が挟むドーナツ状の空間、実際には厚みのある円筒状の空間にも2程度の比較的強い感度が得られている。この部分は実際のコイルではコイルの筐体に位置するため測定には使用できない。しかしこのドーナツ状の部分が、コイル内部に電磁波を閉じ込める役割を果たすので、特に3テスラ以上の超高磁場MRI装置においては有用な共振感度分布である。

20

【0070】

以上の結果から本発明のRFコイルが52MHzと128MHzの2つの周波数において、コイル内部で均一な感度を発生できることが明らかになった。

なお、本実施例に示したコンデンサの値は、12pFと500pFであるが、この値を変化させることにより、2つの同調周波数を多様に変化させることが可能である。

【0071】

30

<実施例2>

図10に示すような24本の線状導体と上下の星状のリングを持つRFコイルを、3テスラの静磁場強度のMRI装置に設置する場合のシミュレーションを行なった。このRFコイルは、コンデンサは上下の星状のリング導体の辺上のみ存在し、複数の線状導体にはコンデンサを配置しないハイパス型である。実施例1と同じコイルの大きさと導体の材質を仮定して、リング上にあるすべてのコンデンサの値を22pFとし、インピーダンスのシミュレーションを行ったところ、インピーダンス特性は、図7に示す実施例1の場合と異なり、鳥かご型の共振モードが高周波側に、マルチプルパッチレゾネータ型モードは低周波側に出た。また2つの共振周波数は66MHzと156MHzであった。

【0072】

40

<実施例3>

図11に示すような24本の線状導体と上下の星状のリングを持つRFコイルを、3テスラの静磁場強度のMRI装置に設置する場合のシミュレーションを行なった。このRFコイルは、コンデンサは複数の線状導体にのみ存在し、リング部分にはコンデンサを配置しないローパス型である。実施例1と同じコイルの大きさと導体の材質を仮定して、リング上にあるすべてのコンデンサの値を22pFとし、インピーダンスのシミュレーションを行ったところ、インピーダンス特性は、実施例1と同様に鳥かご型の共振モードが低周波側に、マルチプルパッチレゾネータ型モードは高周波側に出てきた。また2つの共振周波数は31MHzと98MHzであった。

【0073】

50

<実施例 4>

図 1 2 に示すような 2 4 本の線状導体と上下の星状のリングを持つ R F コイルを、3 テスラの静磁場強度の M R I 装置に設置する場合のシミュレーションを行なった。この R F コイルでは、複数の線状導体のうち、外側のみにコンデンサを配置し、内側の線状導体にはコンデンサを配置しない。上下の星状のリング部分にはコンデンサを配置する。

【 0 0 7 4 】

線状導体の外側のコンデンサの値として 6 . 1 p F を設定し、リング部分のコンデンサの値として 2 0 0 p F を設定し、インピーダンスと感度のシミュレーションを行った。その結果、1 2 7 M H z にマルチプルパッチレゾネータ型の共振が現れ、5 3 M H z に鳥かご型のような感度を持つ共振が現れた。5 3 M H z は、3 テスラの M R I 装置で、りん 10 の共振周波数に相当する。水素の共振周波数にあたる 1 2 7 M H z の共振のコイル中心部分での感度の値はおよそ 0 . 0 5 A / (m W) であり、実施例 1 に比べてかなり低かったが、5 3 M H z の共振の中心部分の感度の値はおよそ 2 . 3 3 A / (m W) でかなり高い感度を持つことがわかった。

【 0 0 7 5 】

<実施例 5>

図 1 3 に示すような 2 4 本の線状導体と上下の星状のリングを持つ R F コイルを、3 テスラの静磁場強度の M R I 装置に設置する場合のシミュレーションを行なった。この R F コイルでは、複数の線状導体のうち、内側のみにコンデンサを配置し、外側の線状導体にはコンデンサを配置しない。上下の星状のリング部分にはコンデンサを配置する。 20

線状導体の内側のコンデンサの値として 6 . 8 p F を設定し、リング部分のコンデンサの値として 2 0 0 p F を設定すると、1 2 7 M H z に第 1 半径を持つ円周付近に感度の節を持つ共振があらわれ、5 3 M H z 付近に鳥かご型のような感度を持つ共振が現れた。5 3 M H z の共振の中心部分の感度の値はおよそ 1 . 9 A / (m W) であり、1 2 7 M H z の共振の中心部分の感度の値はおよそ 1 . 1 A / (m W) であった。この結果は、実施例 1 のりんの共振周波数での感度 2 . 3 A / (m W) より劣るが、実施例 1 での水素の共振周波数の感度 0 . 5 A / (m W) よりも 2 倍もの感度が得られている。リンの信号の感度よりも水素の信号の感度を重視したい場合、実施例 5 の方法は有効である。

【 0 0 7 6 】

<実施例 6>

実施例 5 と同じコンデンサ配置で、内側の線状導体のコンデンサの値を 6 . 3 p F とし、リング部分のコンデンサ配置を 5 3 0 p F にした場合に、インピーダンスと感度のシミュレーションを行った。その結果、3 2 M H z と 1 2 7 M H z に共振の周波数が得られた。3 2 M H z は 3 テスラの M R I 装置において炭素の共振周波数に相当する。3 2 M H z の共振での中心感度は 2 . 6 A / (m W) であり、1 2 7 M H z の共振周波数での中心感度は 1 . 0 A / (m W) であった。

このことは実施例 5 での 2 種類のコンデンサの値を適切に選ぶことによって、水素とりんだけでなく水素と炭素の 2 周波数に共振を合わせることができることを示している。よって本実施例により M R I 装置に有用な 2 周波を選んで共振コイルを設計できることが示された。 40

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 7 】

本発明のコイル装置は、単一のコイルで 2 つの同調モードを持ち、周波数の異なる 2 種の信号を受信或いは送信することができる。このコイル装置は、M R I 装置の一部品として使用可能のほか、数 M H z から数 G H z の周波数を持つ電磁波を使用するあらゆる機器に応用可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 8 】

【図 1】本発明が適用される M R I 装置の一実施の形態を示す図

【図 2】本発明のコイル装置の第一の実施の形態を示す図

10

20

30

40

50

【図 3】鳥かご型の共振モードにおいてコイルの導体を流れる電流の経路の概略を示す図

【図 4】鳥かご型の共振モードにおけるコイルの感度分布を等高線で示した図

【図 5】マルチプルパッチレゾネータ型モードにおいてコイルの導体を流れる電流の経路の概略を示す図

【図 6】マルチプルパッチレゾネータ型モードにおける感度分布を等高線で示した図

【図 7】第一の実施の形態のコイルのインピーダンス特性を示したグラフ。

【図 8】本発明のコイル装置の給電方法の一例を示す図

【図 9】本発明のコイル装置の給電方法の他の例を示す図

【図 10】本発明のコイル装置の第二の実施の形態を示す図

【図 11】本発明のコイル装置の第三の実施の形態を示す図

【図 12】本発明のコイル装置の第四の実施の形態を示す図

【図 13】本発明のコイル装置の第五の実施の形態を示す図

【図 14】本発明のコイル装置の作成方法の一例を説明する図

【図 15】本発明が適用されるMRI装置の他の実施の形態を示す図

【符号の説明】

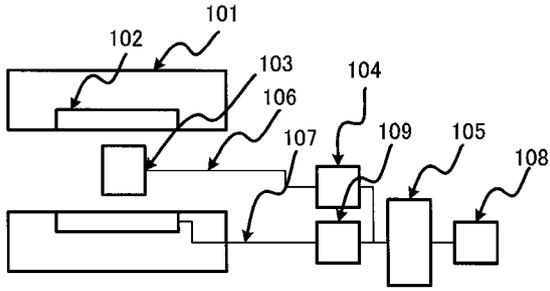
【0079】

101 ... 静磁場マグネット、102 ... 傾斜磁場コイル、103 ... RFコイル、104 ... 送受信機、105 ... データ処理部 / 操作部、106 ... RFコイルと送受信機をつなぐケーブル、107 ... 傾斜磁場コイルと傾斜磁場電源をつなぐケーブル、108 ... ディスプレイ、109 ... 傾斜磁場電源、200 ... 内側の線状導体（第1線状導体群）、201 ... 外側の線状導体（第1線状導体群）、202 ... 上部のリング状導体（第1導体）、203 ... 下部のリング状導体（第2導体）、204 ... 内側の線状導体に配置されたコンデンサ、205 ... 外側の線状導体に配置されたコンデンサ、206 ... 上下のリング状導体に配置されたコンデンサ、700 ... 実施例1における鳥かご型の共振ピーク、701 ... 実施例1における第1半径を持つ円周付近に感度の節を持つ共振ピーク、1001 ... 送信用コイル、1002 ... 受信用コイル、1003 ... 受信機、1004 ... 送信機、1005 ... データ処理部 / 操作部

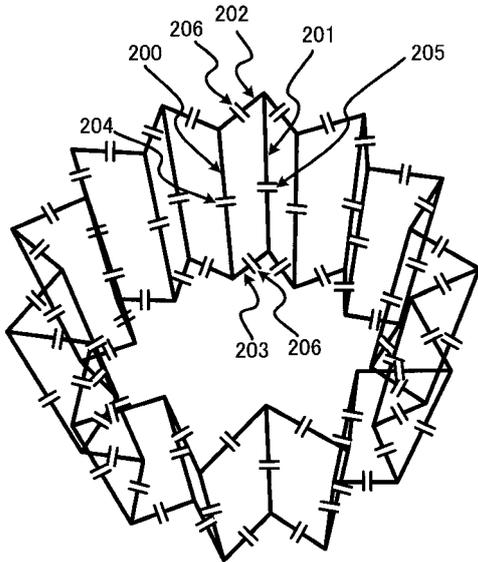
10

20

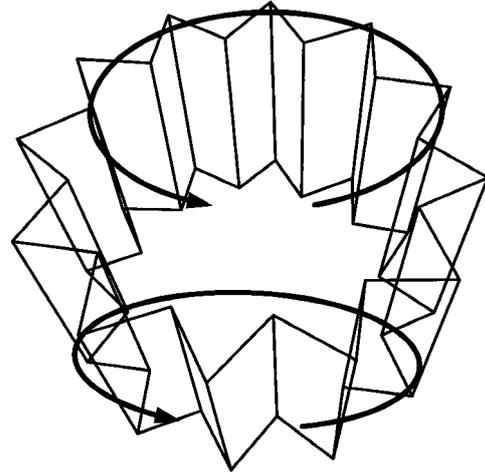
【 図 1 】



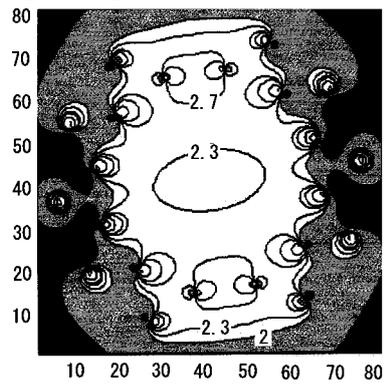
【 図 2 】



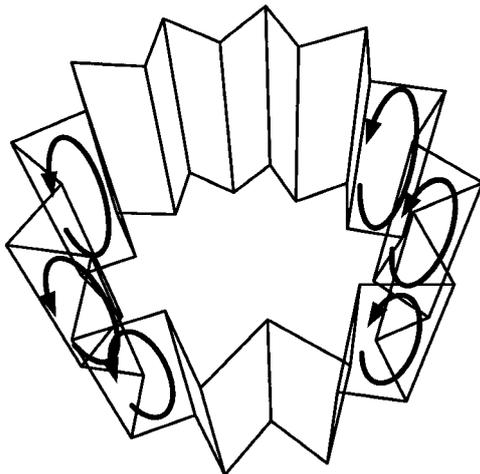
【 図 3 】



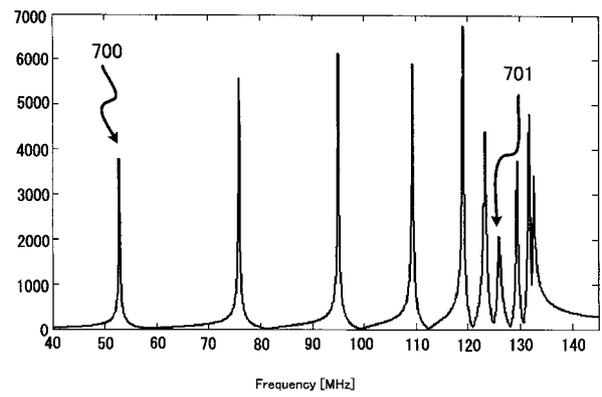
【 図 4 】



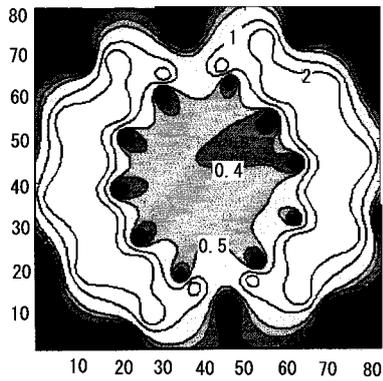
【 図 5 】



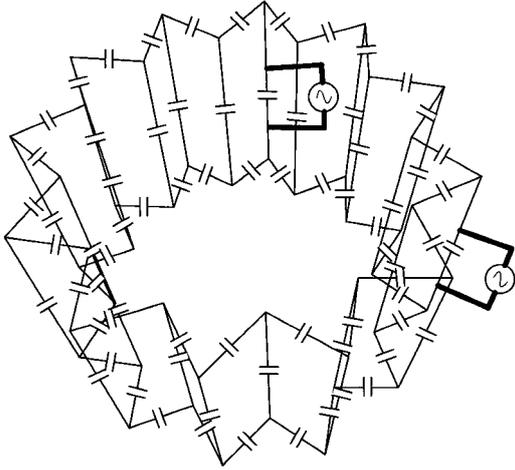
【 図 7 】



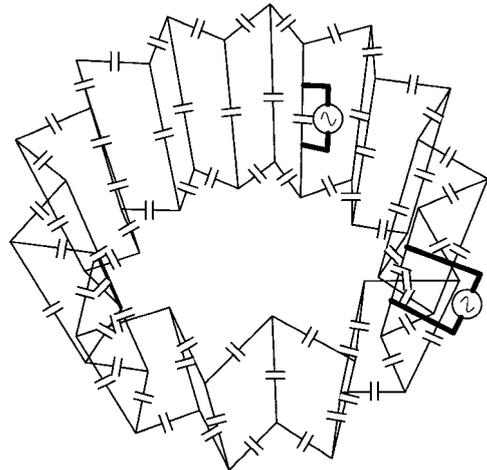
【 図 6 】



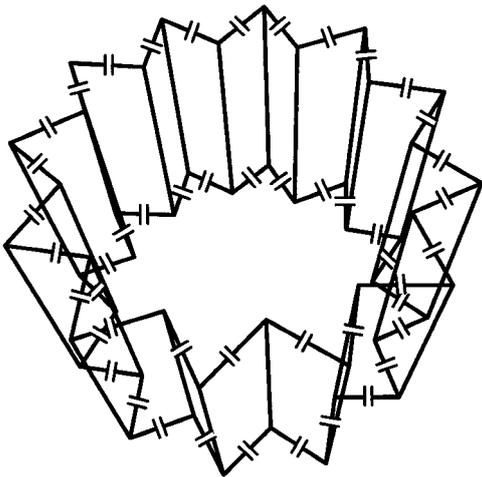
【図 8】



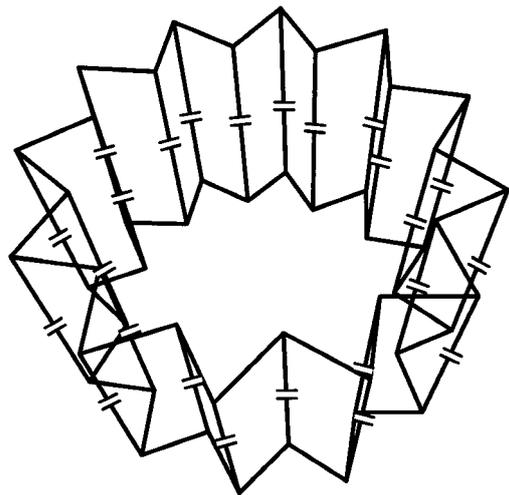
【図 9】



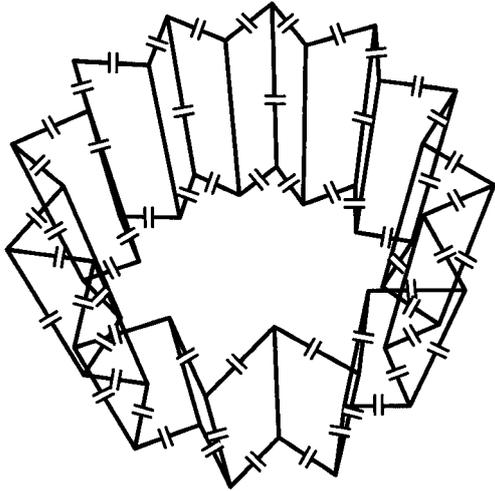
【図 10】



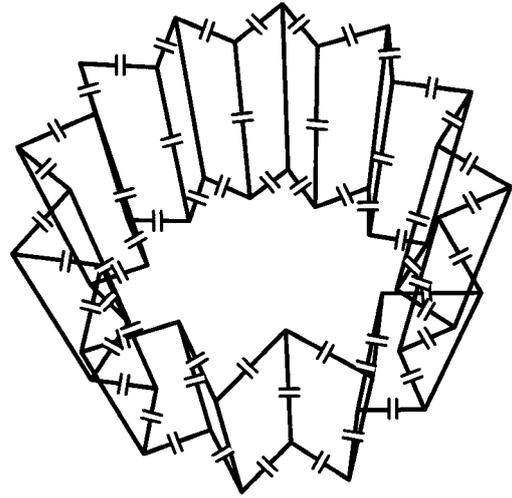
【図 11】



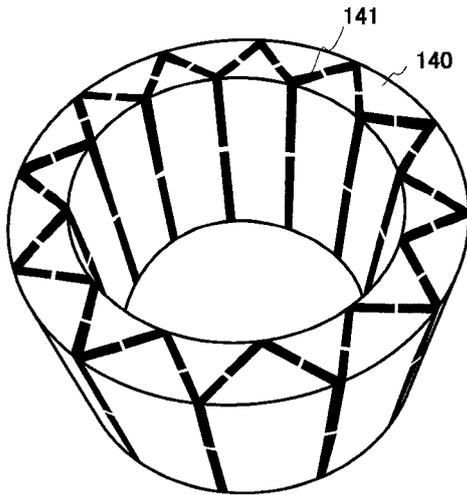
【図 12】



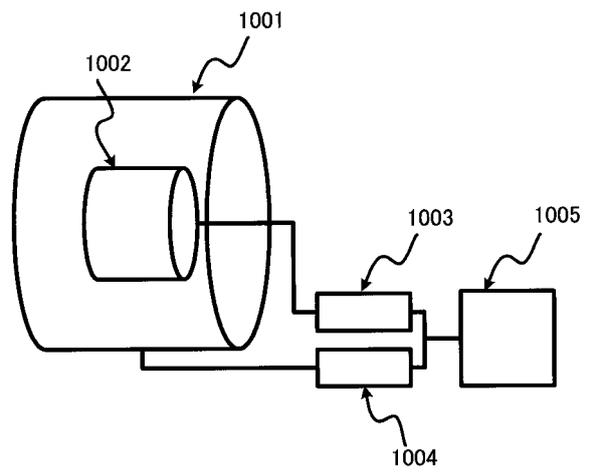
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (72)発明者 五月女 悦久
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
- (72)発明者 越智 久晃
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

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開平11-089812(JP,A)
特開2008-264306(JP,A)
特開2008-119091(JP,A)
米国特許第5557247(US,A)
特表平04-504217(JP,A)
特表2003-516770(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
Wiley InterScience