

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-261806

(P2005-261806A)

(43) 公開日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 5/055  
G01R 33/3873

F I

A61B 5/05 332  
G01R 24/06 520E

テーマコード(参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-82116(P2004-82116)  
(22) 出願日 平成16年3月22日(2004.3.22)

(71) 出願人 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
(72) 発明者 竹島 弘隆  
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 竹内 博幸  
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 安藤 電弥  
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号  
株式会社日立製作所  
電力・電気開発研究所内  
最終頁に続く

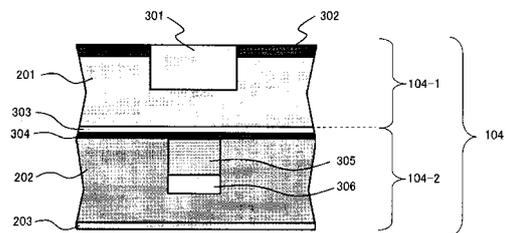
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 シミング作業を容易にすると共に高い磁場均一度の達成を可能とし、更に傾斜磁場コイルやRFコイルの磁場発生効率を向上させられるシミング構造を提供する。

【解決手段】 高周波磁場発生手段はベース板とコイル実装板とから構成され、ベース板には複数のシム取付け構造が設けられ、コイル実装板には高周波磁場を発生するための電気回路が実装され、かつ、ベース板とコイル実装板とは容易に脱着可能であり、コイル実装板を外した状態で前記シム取付け構造へのシム材の脱着を可能とする。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

計測空間側に凹部が設けられた少なくとも一つの静磁場発生器を有する静磁場発生手段と、前記凹部に少なくともその一部が収容された高周波磁場発生手段と傾斜磁場発生手段を有する磁気共鳴イメージング装置において、

前記各高周波磁場発生手段は、高周波磁場発生のための高周波電気回路が配置された第1の平板と、静磁場補正手段が配置された第2の平板とを有し、

前記第1の平板が前記第2の平板よりも前記計測空間側に配置され、

前記第1の平板は前記第2の平板に着脱可能に取り付けられたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

## 【請求項2】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記静磁場補正手段はシム部材であり、前記第2の平板は少なくとも1つの前記シム部材を着脱可能に取付け可能な構造を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項3】

請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記第1の平板と前記第2の平板との間に、前記シム部材を覆うように電気導体を配置し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】

## 【技術分野】

20

## 【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング（以下、MRIと略記する）装置に係り、特に静磁場の均一性を高めるためのシム部材を配置する領域を高周波コイル（以下、RFコイルと略記する）構成体内部に設けることで、静磁場を均一化する作業を容易化し、及び傾斜磁場コイルとRFコイルの磁場発生効率を高めることを可能とする技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

一般にMRI装置は、計測空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生手段と、前記静磁場に重ねて線形な傾斜磁場を発生させる傾斜磁場コイルと、高周波電磁場を送信・受信するRFコイルを備えている。撮像時には、所望のパルスシーケンスに従い、均一な静磁場中に置かれた被検体にX、Y、Z軸方向に線形傾斜磁場が重ねられ、被検体の原子核スピンのラーモア周波数の高周波磁場パルスで磁氣的に励起される。この励起に伴い、核磁気共鳴（以下、NMRと略記する）信号が検出され、被検体の例えば2次元断層画像が再構成される。

30

## 【0003】

このようなMRI装置において、静磁場の空間的均一性は画質を左右する重要な特性であり、例えば、直径40cmの球空間内において1ppm前後といった非常に高い均質性を要求される。これを実現するために、所定空間内の磁場分布を測定し、鉄片や磁石片などのシム部材の配置位置を調整することによって静磁場の空間的均質性を改善する、所謂シミングを実施することが公知である（例えば、[特許文献3]、[特許文献5]）。

40

## 【0004】

ところで、現在、MRI装置に使用されている磁石装置は、形態の面から大別すると2種類がある。一つは、水平磁場装置であり、もう一つは対向型装置（所謂オープン型装置）である。水平磁場装置の場合には、傾斜磁場コイルを構成する主コイルとシールドコイルとの間にシム部材を配置する領域を設け、ここにシム部材を配置する事が一般に行われている（例えば、[特許文献1]）。

## 【0005】

一方、対向型装置の場合には、以下の特許文献に示すような技術が知られている。

[特許文献2]では、高周波シールド（以下、RFシールドと略記する）、シムプレート、RFコイルの順に積層され、RFシールドとRFコイルを一体成型することにより、RFコイルとRFシ

50

ールド間の距離を一定に保つようにしている。

[特許文献3]では、シム部材をRFコイル支持体で支持する構造としている。

[特許文献4]では、シム部材を傾斜磁場コイルとRFコイルとの間に配置する構造としている。

[特許文献5]では、シム部材を傾斜磁場コイルと磁石との間に配置する構造としている。

【0006】

【特許文献1】特開平5-329129号公報

【特許文献2】特開2002-336214号公報

【特許文献3】特開2000-333932号公報

【特許文献4】特開平9-238913号公報

【特許文献5】特開2001-68327号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、対向型装置における上記の公知技術には、以下のような問題がある。

[特許文献2]に開示されている構成では、磁石の側面からシムプレートを出し入れすることになり、横からのシムプレートへのアクセスが必須となる。従って、磁石の計測空間側の中央部付近に凹部を設け、その凹部の中にシム部材を配置する構成においては、[特許文献2]に記載の構成を採用することは困難となる。さらに、シムプレートを横から出し入れできるようにするために幾らかのクリアランスが必要となり、その結果、装置の構造的強度が低下して、装置全体としてねじれなどの変形を生じやすくなる等、解決すべき問題が残されている。

【0008】

[特許文献3]に開示されている構成では、RFコイルの実体を配置している面と同じ面にシム部材を配置する構成となっているため、RFコイルの電気回路がない部分にしかシム部材を配置できない。そのため、静磁場均一度を調整する際には、シム部材の配置に関して大きな制限が課されてしまい、その結果、高い静磁場均一度を達成するには更に工夫が必要となる場合がある。

【0009】

[特許文献4]の構成は、水平磁場装置における円筒形状の磁石、傾斜磁場コイル、RFコイルをベースに考案されたものである。このため、円筒の軸方向からのシム部材へのアクセスについては容易となる。しかし、磁石の計測空間側の中央部付近に凹部を設け、その凹部の中にシム部材を配置する対向型装置においては、横方向からシム部材へのアクセスが困難となるため、このような対向型装置には[特許文献2]と同様に[特許文献4]の構成も適用することができない。

【0010】

[特許文献5]の構成は、傾斜磁場コイルを取り付けた際に傾斜磁場コイルの重みや、傾斜磁場コイルや固定具内に僅かに含まれる磁性体の影響等により均一度に変化が生じる場合があり、この課題への対応が開示されていない。

【0011】

また、[特許文献4]や[特許文献5]では、シム部材を配置するスペースが必要であるため、RFコイルユニットや傾斜磁場コイルユニットを配置するスペースが狭くなる。そのため、RFコイルユニットや傾斜磁場コイルユニットの厚みを厚くすることが困難となる。一般に、RFコイルユニットの計測空間側にはRFコイルが、その裏側には高周波磁場をシールドするRFシールドが配置され、RFコイルとRFシールド間の距離が離れているほど高周波磁場発生効率が高くなる。また、傾斜磁場コイルユニットの計測空間側には傾斜磁場を発生する主コイルが、その裏側には傾斜磁場をシールドするシールドコイルが配置され、主コイルとシールドコイル間の距離が離れているほど傾斜磁場発生効率が高くなる。従って、[特許文献4]や[特許文献5]の構成では、高周波磁場や傾斜磁場発生効率の点で改善されるべき余地が残されている。

10

20

30

40

50

## 【0012】

そこで、本発明は上記課題を解決するためになされたものであり、本発明の第1の目的は、シミング作業を容易にすると共に高い静磁場均一度の達成を可能とすることである。

また、本発明の第2の目的は、更にRFコイルの高周波磁場発生効率を向上させることである。

また、本発明の第3の目的は、更に傾斜磁場コイルの磁場発生効率を向上させることである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0013】

上記課題を解決するために、本発明は以下の様に構成される。即ち

(1) 計測空間側に凹部が設けられた少なくとも一つの静磁場発生器を有する静磁場発生手段と、前記凹部に少なくともその一部が収容された高周波磁場発生手段と傾斜磁場発生手段を有するMRI装置において、

前記各高周波磁場発生手段は、高周波磁場発生のための高周波電気回路が配置された第1の平板と、静磁場補正手段が配置された第2の平板とを有し、前記第1の平板が前記第2の平板よりも前記計測空間側に配置され、前記第1の平板は前記第2の平板に着脱可能に取り付けられる。(請求項1)。

## 【0014】

特に、前記静磁場補正手段はシム部材であり、前記第2の平板は少なくとも1つの前記シム部材を着脱可能に取り付け可能な構造を有する(請求項2)。

これにより、第1の平板を取り外して、第2の平板における静磁場補正手段の調整を行う作業を容易に繰り返すことができるようになる。特に静磁場補正手段をシム部材とする場合は、その着脱を容易に行うことができる構造とすることで、シム部材の配置位置と配置量を調整して静磁場均一度を向上させる所謂シミング作業が容易になり、シミング作業を繰り返して高い静磁場均一度を達成することが容易になる。その結果、前記第1の目的を達成することができる。

## 【0015】

(2) 本発明の、好ましい一実施態様は、さらに前記第1の平板と前記第2の平板との間に、前記シム部材を覆うように電気導体を配置する(請求項3)。特に、前記シム部材のみを覆うように電気導体を配置する。

これにより、シム部材とRFコイル用の高周波電気回路との間の電磁気的な干渉が低減されるので、シム部材の配置によって高周波電気回路の調整がばらつくことを防止でき、高周波電気回路の調整をシム部材の有無に関わらず一定して行うことが可能となる。特に、なるべくシム部材のみを覆うように電気導体を配置することで、RFシールドがRFコイルに実質的に近づくことを防止できる。その結果、さらに第2の目的を達成することができる。

## 【0016】

(3) また、本発明の好ましい一実施態様は、さらに前記第2の平板を着脱可能に上下2分割して、上側部分にシム部材を配置する。

これにより、上側部分(つまり計測空間側部分)をシムプレートとして作成し、これを取り外すことで、静磁場の外でシム部材の脱着を行うことができるので、シミング作業が更に容易となる。

## 【0017】

また、以上の(1)~(3)により、凹部内にシム部材を配置する層を別に設ける必要が無くなるので、RFコイルユニットにおけるRFコイルとRFシールド間の距離、及び傾斜磁場コイルユニットにおける主コイルとシールドコイル間の距離を離すことができ、間接的に第2及び第3の目的を達成することができる。

## 【発明の効果】

## 【0018】

以上説明した様に、本発明によれば、計測空間に対向する磁石面に凹部を有して、その

10

20

30

40

50

凹部に少なくともRFコイルの一部を収容するオープン型MRI装置用の磁石において、容易に静磁場の均一度調整が行えるようになる。また、RFコイルと傾斜磁場コイルの磁場発生効率を高めることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施例を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

はじめに、本発明が適用されるMRI装置の概略を図8に基づいて説明する。図8は、本発明が適用される垂直磁場方式（対向型又は開放型とも呼ばれる）のMRI装置の一実施形態に関する全体斜視図である。

10

【0020】

このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図8に示すように被検体にNMR現象を誘起してNMR信号を受信するための各種装置を収容するガントリ51、被検体を載置するテーブル52、ガントリ51内各種装置を駆動する電源や制御する各種制御装置を収納した筐体53、および受信したNMR信号を処理して被検体の断層画像を再構成する処理装置54からなり、それぞれ電源・信号線55で接続される。ガントリ51とテーブル52は図示していない高周波電磁波と静磁場を遮蔽するシールドルーム内に配置され、筐体53と処理装置54はシールドルーム外に配置される。

【0021】

20

また、図8のMRI装置の構成をより詳細な機能毎に分解したブロック構成図を図9に示す。図9に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置（CPU）8とを備えて構成される。

【0022】

静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向（水平磁場方式）または体軸と直交する方向（垂直磁場方式）に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源を有する静磁場発生器（例えば、静磁場発生源を内部に含む容器）が配置されている。また、静磁場の不均一を補正して均一度を向上させるために、図示していないシムコイルやシム部材が配置される。静磁場発生系2はガントリ51内に収容される。

30

【0023】

傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイル9を駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場GZ、GY、GXを被検体1に印加する。より具体的には、X、Y、Zのいずれかの1方向にスライス方向傾斜磁場パルス（GS）を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス（GP）と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス（GF）を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。傾斜磁場コイル9はガントリ51内に、傾斜磁場電源10は筐体53にそれぞれ収容される。

【0024】

40

シーケンサ4は、高周波磁場パルスと傾斜磁場パルスをおよびある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。シーケンサ4は筐体53内に収容される。

【0025】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場パルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側のRFコイル14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置されたRFコイル1

50

4aに供給することにより、高周波磁場パルスが被検体1に照射される。一般的にRFコイル14aがガントリ51内に収容され、他は筐体53内に収容される。

【0026】

本発明を適用したMRI装置においては、このRFコイル14aは、以下に説明するRFコイルユニットの一部として構成される。

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側のRFコイル14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側のRFコイル14aから照射された電磁波によって誘起される被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置されたRFコイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。一般的に受信系6を構成する前記装置群はガントリ51内に収容される。

10

【0027】

信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。信号処理系7は処理装置54内に収容される。

【0028】

なお、図7において、送信側のRFコイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に被検体1に対向して設置されている。また、受信側のRFコイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

20

【0029】

現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

【0030】

以下、本発明を説明する。本発明は、主として、計測空間側の中央部付近に凹部を有する磁石を一对にして対向配置させた対向型磁石を有するMRI装置において、RFコイルユニットに静磁場補正手段を備えたことである。即ち、

30

RFコイルユニットをコイル実装板（第1の平板）とベース板（第2の平板）とから構成して、これを磁石の凹部に配置し、コイル実装板をベース板に対して容易に脱着可能とする。そして、ベース板内にシム部材の配置領域を設けてシム部材を着脱可能に配置する（第1の実施形態）。これにより、コイル実装板を取り外してシム部材の配置を調整する作業を容易に繰り返すことができるようになり、その結果、シミング作業が容易になるので高い静磁場均一度を達成することができるようになる。

【0031】

図9に示したMRI装置の一実施例に本発明を適用すると、RFコイル14aは、コイル実装板の表面上に高周波磁場を発生するための高周波電気回路が配置されて構成される。さらにこのコイル実装板が着脱可能に取り付けられるベース板内に静磁場均一度を改善するシム部材が配置される。そして、ベース板にコイル実装板を取り付けてRFコイルユニットとして構成される。

40

【0032】

また、本発明は、コイル実装板とベース板との間に、シム部材を覆うように電気導体を配置する。好ましくは、シム部材のみを覆うように電気導体を配置する（第2の実施形態）。これにより、シム部材と高周波電気回路との間の電磁気的な干渉が低減されるので、高周波電気回路の調整をシム部材の有無に関わらず一定して行うことが可能となる。その結果、RFコイルの高周波磁場発生効率を向上させることができる。

50

## 【0033】

さらに、ベース板を2分割して、計測空間側部分を他方の部分に対して着脱可能にすると共に、計測空間側部分をシム部材の取付け穴を設けたシムプレートとする（第3の実施形態）。これにより、シムプレートを取り外すことで、静磁場の外でシム部材の脱着を行うことができるので、シミング作業が更に容易となる。

## 【0034】

また、以上の本発明により、凹部内にRFコイルユニットや傾斜磁場コイルユニットとは別にシム部材を配置する層を新たに設ける必要がなくなるので、その分だけ凹部内に配置されるRFコイルユニットや傾斜磁場コイルユニットの層を厚くすることができる。その結果、RFコイルユニットにおけるRFコイルとRFシールド間の距離、及び傾斜磁場コイルユニットにおける主コイルとシールドコイル間の距離を離すことができるので、高周波磁場及び傾斜磁場の発生効率を高めることができる。

10

## 【0035】

以下、図8、9で説明した構成を有し、且つ、静磁場発生源として超電導磁石を用いた静磁場発生器を上下に対向させて配置し、各静磁場発生器の計測空間側に凹部を備えた静磁場発生系を有する対向型MRI装置に基づいて本発明の実施形態を説明する。ただし、本発明は上下対向型に限定されず、計測空間側に凹部が設けられた静磁場発生器を有するMRI装置について広く適用が可能である。

## 【0036】

図1に静磁場発生源として超電導磁石を用いた上下対向型のMRI装置の一例を示す。図1に示したMRI装置は、上下に対向配置された静磁場発生源（超電導コイル）102により、ガントリ51の中央部（計測空間）107に均一な静磁場を発生させる。超電導特性を発揮させるために、超電導コイル102は極低温を保持する低温容器（図示省略）内に配置される。この低温容器は断熱により外部からの熱を遮断するための真空槽（収容手段；この真空槽とその内部構成を含めて静磁場発生器を構成する）101に内包される。見やすくするために、本図では冷凍機やヘリウム槽などのように一般的に用いられている構成要素の図示を省略してある。なお、伝導冷却を用いた超電導磁石の場合にはヘリウム槽は不要である。

20

## 【0037】

また、上下の真空槽101の中央部には凹部106が設けられ、ここにRFコイルユニット104や傾斜磁場コイルユニット105等がそれぞれ上下対向して配置される。

30

## 【0038】

図2に、図1のMRI装置における下側の凹部106内の各構成要素の配置を示す。上側凹部においても同じ構成要素が計測空間107を間に挟んで対称に配置される。各構成要素は、計測空間107側から順に、RFコイルユニット104、傾斜磁場コイル（図7の傾斜磁場コイル9相当）、シム領域204が配置される。ここで、シム領域204にはシムコイルやシム部材が真空槽101に固定されて配置され、静磁場不均一の大部分を補正する。それに対して本発明のRFコイルユニット104に配置されるシム部材は静磁場不均一補正の微調整を行う。シム領域204とRFコイルユニット104内のシム部材とで静磁場均一度を向上させる。

## 【0039】

最初に、本発明の第1の実施形態を詳細に説明する。この実施形態は、RFコイルユニットをコイル実装板とベース板とから構成して、コイル実装板をベース板よりも計測空間側に配置する。この際、コイル実装板をベース板に対して容易に脱着可能に取り付ける。そして、コイル実装板の計測空間側の表面上には高周波磁場を発生するための高周波電気回路を配置し、ベース板内には静磁場均一度を向上させるためのシム部材の配置領域を設けて、そこにシム部材を着脱可能に配置する。

40

## 【0040】

この実施形態の実施例を図3～図5に示す。図3、4はRFコイルユニットの断面図であり、図5は、RFコイルユニットを分解した状態の全体斜視図である。

## 【0041】

本実施例のRFコイルユニットは、図3に示した様に、大別してコイル実装板104-1（図9

50

のRFコイル14a相当)とベース板104-2とから構成される。更に、コイル実装板104-1の計測空間107側には高周波磁場を発生するための高周波電気回路が配置されている。この高周波電気回路が送信コイルの実体であり、主に、高周波電流路となる導体302に電気素子(コンデンサ、インダクタ、ダイオード等)301を付加して構成される。導体302としては、例えば1mm前後の薄い銅板が用いられる。電気素子は、送信コイルが静磁場強度で定まるプロトンの共鳴周波数(例えば、0.5Tで約21MHz)で高い照射感度(Q値)を持つように調整される。

#### 【0042】

一方、ベース板104-2にはシム部材305を取り付けるために少なくとも1個の取付け穴306が形成される。ベース板104-2を凹部106の所定位置に固定した状態で、この取付け穴306にシム部材305を脱着して配置し、静磁場方向に対して平行及び垂直な方向の配置位置とそれぞれの配置量を調整することにより静磁場の均一度調整を行う。静磁場均一度の調整が終了した時点で、コイル実装板104-1をベース板104-2の上に被せて取り付けることによりRFコイルユニットを完成させ、高周波磁場を発生させることが可能となる。

コイル実装板104-1の着脱作業を容易にするためには、例えばベース板104-2にネジ穴を設けておき、コイル実装板104-1をボルトでベース板104-2に取り付けることができる。

#### 【0043】

シム部材305のベース板104-2への取付け方の一例としては、シム部材305をネジ形状とし、取付け穴306にもネジを切っておくことで、シム部材305の取付け穴306への着脱が容易になる。さらに、シム部材305の取付けのための取付け穴306がベース板104-2を貫通しないようにすることで、ベース板104-2の曲げ剛性を高く保つことが可能となる。その結果、RFコイルユニットのたわみが小さくなるので、安定した高周波磁場の発生が可能となる。

あるいは、図4に示すように、シム部材305の取付け穴306がベース板104-2を貫通する様に設けることも可能である。この場合には、取付け穴306を製作する加工が容易となる。

#### 【0044】

また、高周波磁場の発生効率を低下させないために、コイル実装板104-1とベース板104-2には、誘電損失の少ない部材を用いることが好ましく、例えばガラスエポキシ、ポリテトラフルオロエチレン等の部材を用いることが好適である。また、コイル実装板104-1の厚さは例えば3~20mmとし、ベース板の厚さは例えば10~40mmの範囲とするのが好適である。そして、RFコイルユニット全体の厚さとしては、例えば20~50mmの程度が好適である。

#### 【0045】

さらに、高周波磁場を計測空間に一樣に照射するためには、高周波電気回路とRFシールドとの距離を精度良く一定とする必要がある。コイル実装板104-1とベース板104-2の厚さを精度良く加工することは容易であることから、図3に示すように、RFシールド板203をベース板104-2の底面に固着して配置することにより、高周波電気回路(301と302)とRFシールド板203との距離を精度良く一定とすることができる。その結果、計測空間に高周波磁場を一樣に照射することができる。なお、RFシールド板203により高周波磁場を遮蔽することによって、その下に配置される傾斜磁場コイルとの干渉を防止できるので、安定して高周波磁場を発生させることも可能となる。

#### 【0046】

次に、本発明の第2の実施形態を詳細に説明する。この実施形態は、前記第1の実施形態に加えて、更に、コイル実装板とベース板との間にシム部材を覆うように電気導体を配置して、つまり、コイル実装板の高周波電気回路側から見てシム部材が電気導体に隠れて見えないように電気導体を配置して、シム部材による高周波電気回路への影響を抑制する。これは、シム部材と高周波電気回路との間に電磁気的な干渉が生じて、シム部材の配置によって高周波電気回路の調整がばらつくことを防止するためである。すなわち、予めコイ

10

20

30

40

50

ル実装板とベース板との間に電気導体を配置しておくことで、ベース板内のシム部材の有無に関わらず、高周波電気回路に対しては高周波の観点で一定の環境と見なせるようにすることができるので、高周波電気回路の調整を一定して行うことが可能となる。

【0047】

また、電気導体の配置は、シム部材を覆うように且つ電気導体の領域がなるべく少なくなるように、つまり、なるべくシム部材のみを覆うように配置することが好適である。これは、高周波磁場の発生効率の観点から、RFコイルとRFシールドとの距離をなるべく離れた方が好適であるところ、ベース板の全面に電気導体を配置すると、実質的にRFシールドがRFコイルに近づいたのと同じ結果になり、高周波磁場の発生効率が低下するので、これを避けるためである。

10

【0048】

この実施形態の実施例である電気導体303の配置例を図6に示す。図6には、図5に示した様な配置の取付け穴306にシム部材305を配置した場合の電気導体303の配置例を示す。図6の示す電気導体の配置は、図5に示したAの方向からコイル実装板の裏側表面を見た場合の電気導体の配置図である。シム部材305の取付け部分を覆うように局在して電気導体303を配置している。図5(a)の例は、取付け穴306のライン上に電気導体303を配置しているが、取付け穴306毎に電気導体303を細かくして配置することで、高周波磁場への影響を最小限にすることもできる。この例を図5(b)に示す。

【0049】

また図4に示す様に、この電気導体303の少なくともシム部材側の面を絶縁材304でカバーすることにより、シム部材305と電気導体303との電氣的絶縁を行うことが好ましい。もし、シム部材305が電気導体303と電氣的に接触していると、傾斜磁場コイル105の振動等によって、シム部材305と電気導体303との間で電氣的接触が断続的に生じて、それが原因となって電氣的ノイズを発生させる可能性があるためである。

20

【0050】

次に、本発明の第3の実施形態を詳細に説明する。この実施形態は、前記第1又は第2の実施形態において、更に、ベース板を上下2分割して、上側部分(つまり、計測空間側部分)をシム部材の取付け穴を設けたシムプレートとする。また、上側部分を下側部分に対して着脱可能に取り付ける。

【0051】

本実施形態の実施例を図7に示す。図7では、ベース板104-2を上側部分104-2-1と下側部分104-2-2に分割し、上側部分104-2-1にシム部材の取付け穴306を設けてシムプレート状とし、この取付け穴306にシム部材305を配置している。上部と下部の固定は、例えばネジ止めする。これ以外は、図3と同様である。

30

【0052】

以上は、静磁場発生源として超電導磁石を用いた一对の静磁場発生器を上下に対向させて配置した対向型のMRI装置に本発明を適用した実施例を説明したが、本発明のMRI装置は上記実施例に限定されず、種々の変更が可能である。例えば、永久磁石や常電導磁石を用いたMRI装置においても同様の構造を適用することが可能である。また、計測空間側に凹部の無い平坦な磁石構造を持つMRI装置に対しても同様に本発明を適用することができる。

40

また、静磁場発生器が左右又は左右のいずれか一方のみに配置されて、計測空間内に配置される被検体の体軸に垂直な方向に静磁場を発生するMRI装置にも本発明を適用することができる。

【0053】

あるいは、一对の静磁場発生器ではなく、計測空間側に凹部が設けられた唯一の静磁場発生器を有するMRI装置においても本発明を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】静磁場発生源として超電導磁石を用いた上下対向型のMRI装置の断面図。

50

- 【図2】図1のMRI装置における下側の凹部106の断面図。
- 【図3】シム部材の取付け穴がベース板を貫通しないRFコイルユニットの断面図。
- 【図4】シム部材の取付け穴がベース板を貫通するRFコイルユニットの断面図。
- 【図5】シム部材の配置例を示す図。
- 【図6】シム部材が配置されるライン状に電気導体を配置した例を示す図。
- 【図7】シム部材を覆うように電気導体を配置した例を示す図。
- 【図8】本発明に係る垂直磁場方式（開放型）のMRI装置の一実施形態に関する全体斜視図。

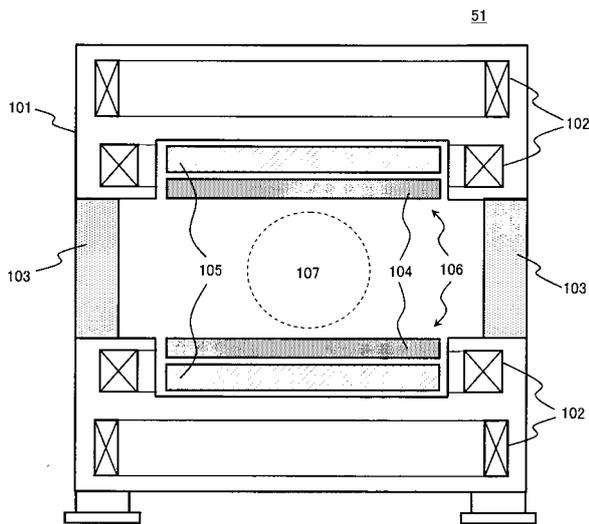
【図9】図8のMRI装置の構成をより詳細な機能毎に分解したブロック構成を示す図。

【符号の説明】

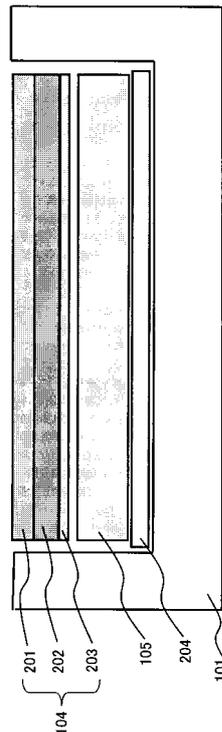
【0055】

1 ... 被検体、 2 ... 静磁場発生系、 3 ... 傾斜磁場発生系、 4 ... シーケンサ、 5 ... 送信系、  
 6 ... 受信系、 7 ... 信号処理系、 8 ... 中央処理装置（CPU）、 9 ... 傾斜磁場コイル、 10 ...  
 傾斜磁場電源、 11 ... 高周波発信器、 12 ... 変調器、 13 ... 高周波増幅器、 14 a ... 高周  
 波コイル（送信コイル）、 14 b ... 高周波コイル（受信コイル）、 15 ... 信号増幅器、 1  
 6 ... 直交位相検波器、 17 ... A/D変換器、 18 ... 磁気ディスク、 19 ... 光ディスク、 20  
 ... ディスプレイ、 51 ... ガントリ、 52 ... テーブル、 53 ... 筐体、 54 ... 処理装置

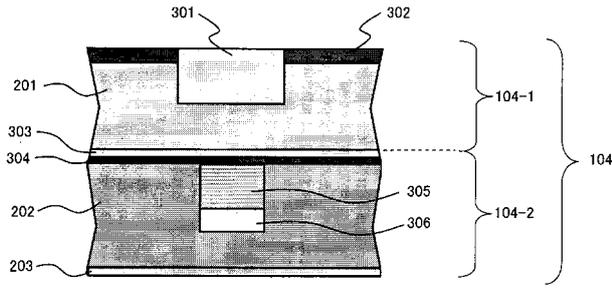
【図1】



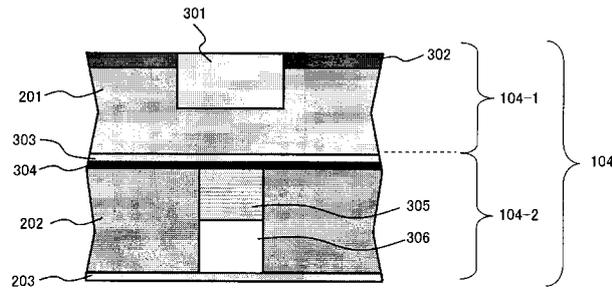
【図2】



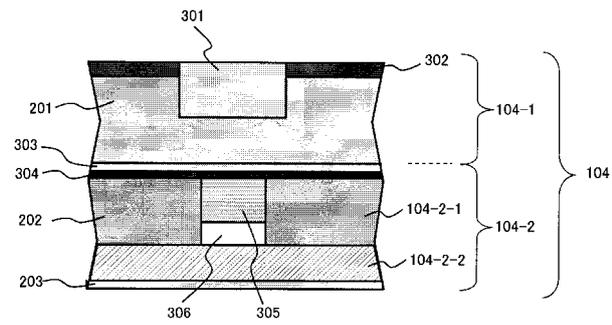
【 図 3 】



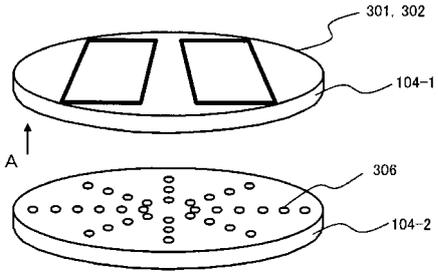
【 図 4 】



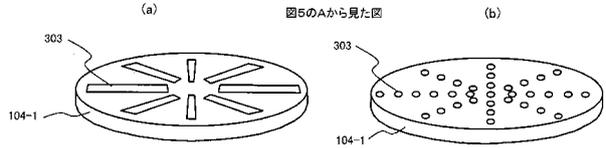
【 図 7 】



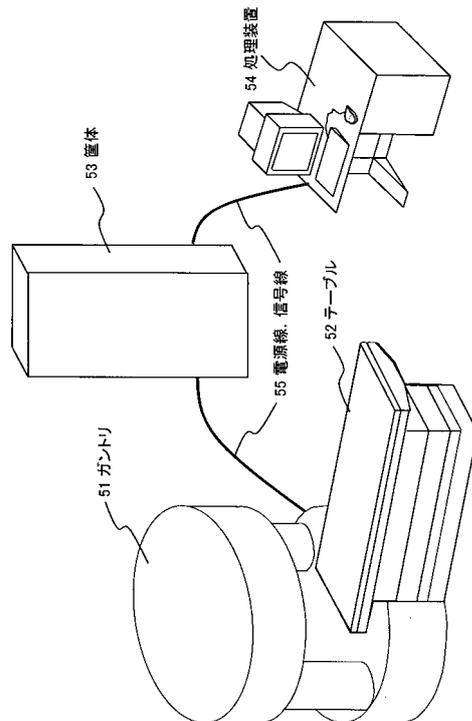
【 図 5 】



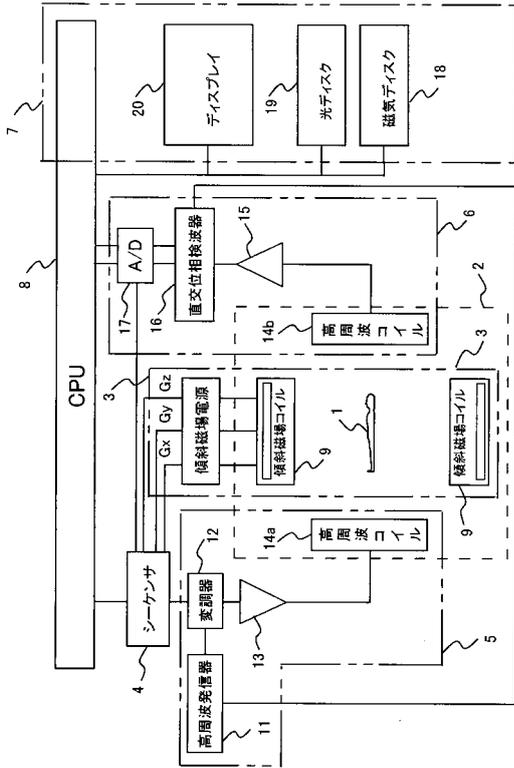
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AB32 AB33 AB34 AB45 AD08 CA25