

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4980693号
(P4980693)

(45) 発行日 平成24年7月18日(2012.7.18)

(24) 登録日 平成24年4月27日(2012.4.27)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 5 0

請求項の数 7 (全 14 頁)

| | |
|---|--|
| <p>(21) 出願番号 特願2006-305841 (P2006-305841) (22) 出願日 平成18年11月10日(2006.11.10) (65) 公開番号 特開2008-119214 (P2008-119214A) (43) 公開日 平成20年5月29日(2008.5.29) 審査請求日 平成21年10月28日(2009.10.28)</p> | <p>(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 八尾 武 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社 日立メディコ内 (72) 発明者 竹内 博幸 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社 日立メディコ内 (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 右▲高▼ 孝幸</p> |
|---|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置およびRF照射コイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、
 前記傾斜磁場発生手段の内側に配置されてRF磁場を発生するRF照射手段と、
 を備え、
 前記RF照射手段は、可逆的に変形可能である磁気共鳴イメージング装置であって、
 前記RF照射手段は、
 当該RF照射手段の軸方向に伸びる複数のリング導体と、
 前記リング導体と平行に、前記リング導体の間に、可撓性を有する折曲部と、
 を備え、
 前記可逆的変形は、前記折曲部を折り曲げることにより行われることを特徴とする磁気
 共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
 前記可逆的変形は、前記折曲部を折り曲げて折り畳むことにより行われることを特徴と
 する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
 前記RF照射手段は、
 前記リング導体の両端部の2つの円環状のリング導体と、

前記ラング導体およびリング導体を支持するRFベースと、
を備え、
前記折曲部上の前記リング導体は、可撓性を有する導体からなり、
前記折曲部上のRFベースは、スリット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4】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記RF照射手段は、
当該RF照射手段の軸方向に伸びる複数のラング導体と、
前記ラング導体の両端部の2つの円環状のリング導体と、
前記ラング導体およびリング導体を支持するRFベースと
を備え、
前記RFベースは可撓性のある部材で構成されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項5】

請求項3又は4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記RF照射手段は、前記RFベースを支持する支持バーをさらに備え、
前記RF照射手段は、前記支持バーを用いて前記傾斜磁場発生手段の内側に固定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項6】

傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、RF磁場を発生するRF照射手段と、を備える水平磁場方式の磁気共鳴イメージング装置において、
前記RF照射手段は、複数のラング導体を備えて、該ラング導体と平行に、該ラング導体の間で、4つの部分照射部に分割されて構成され、
前記各部分照射部は、前記ラング導体を複数含み、前記傾斜磁場発生手段の内側であって、該傾斜磁場発生手段の軸方向から見て、右斜め上、右斜め下、左斜め上、左斜め下の位置にそれぞれ配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】

請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記各部分照射部を接続するコネクタ部を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング（以下、MRIという）装置に関し、特に、傾斜磁場コイルの効率を向上させたMRI装置における、RF照射コイルの構造に関する。

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、磁場中に置かれた被検体の核磁気共鳴（以下、NMRという）現象から得られる信号（NMR信号）を計測し演算処理することにより、被検体中の各スピンの密度分布、緩和時間分布等を断層像として画像表示するものであり、人体を被検体として各種の診断等に使用されている。

40

【0003】

MRI装置では、静磁場発生源が形成する空間的、時間的に一様な強度と方向を持った静磁場空間中に被検体を置き、高周波コイル（RF照射コイル）によりパルス状に電磁波を被検体に照射し、それによって発生するNMR信号を高周波コイル（RF受信コイル）により受信する。このとき、3軸方向に直交する傾斜磁場コイルが生成する傾斜磁場により、NMR信号に位置情報が与えられる。

【0004】

上述の静磁場発生源と、RF照射コイルと、傾斜磁場コイルとは、被験体が入る空間（

50

撮像空間)から見ると、内側から、RF照射コイル、傾斜磁場コイル、静磁場発生源の順に、層構造を成して配置される。また、RF照射コイルと被験体の入る空間の間には、カバーが、RF照射コイルと、傾斜磁場コイルとの間には、RFシールドが配置される。静磁場方向が水平方向である水平磁場機の場合、これらはそれぞれ概ね円筒形状で、静磁場に平行な方向をZ軸方向とすると、Z軸を中心とした同心円状に配置される。

【0005】

MRI装置では、カバーから傾斜磁場コイルまでの厚さはできるだけ薄い方がよい。この厚さを薄くすることにより、外側の静磁場発生源と被検体との距離が短くなり磁場発生効率が向上するためである。または、同じ静磁場発生源により、被検体の入る空間を広く構成できる。一方で、MRI装置では、各層間の間隔等はできるだけ広い方がよい。間隔を広くすることにより、傾斜磁場コイル、RF照射コイルの磁場発生効率が上がり、傾斜磁場強度の増大もしくは傾斜磁場の立ち上がり速度の高速化を図ることが出来るためである。従って、MRI装置には、カバーから傾斜磁場コイルまでの厚さは薄くし、かつ、それぞれの層間の間隔は広げるといふ、相反する要求がある。

10

【0006】

近年、RF照射コイルの存在しない部分において、傾斜磁場コイルを円筒の半径方向内側にせり出させる構造が提案されている(例えば、特許文献1参照)。この構造により、カバーから傾斜磁場コイルまでの厚さは同じであっても、傾斜磁場コイルをせり出させた部分では、各コイル間の間隔を広げることができ、傾斜磁場コイルの効率を向上させることができる。

20

【0007】

【特許文献1】特表2005-515051号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

水平磁場機において、特許文献1に記載の構成によって傾斜磁場コイルを形成した場合、上述の利点がある。しかし、RF照射コイルの外径は傾斜磁場コイルの最も小さい内径よりも大きくなるので、円筒型を基本とした水平磁場機では従来のように完成した傾斜磁場コイルの内側にそのままRF照射コイルを挿入することは出来ない。また、RF照射コイルは、実装時にチューニングを行うため、取り外す必要がある。しかし、上述の構成では、容易に取り外すことが出来ない。すなわち、特許文献1では、このような場合のRF照射コイルの実装形態についての検討はなされていない。

30

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、傾斜磁場コイルの最も小さい内径よりもRF照射コイルの外径が大きいMRI装置において、RF照射コイルの現実的な実装形態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】

上記目的を達成するために、本発明のRFコイルは、実装時にその外径が傾斜磁場コイルの最小内径より小さくなるよう変形可能とする。

40

【0011】

具体的には、傾斜磁場を発生する中空の回転体である傾斜磁場発生手段と、RF磁場を発生する中空の回転体であるRF照射手段と、を備える水平磁場方式の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段は、前記RF照射手段の最大外径より小さい内径を有する部分を備え、前記RF照射手段は、当該RF照射手段の最も大きい断面が前記傾斜磁場発生手段の最も小さい断面に含まれるよう可逆的に変形可能であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【0012】

また、円筒形状の静磁場発生手段と、中空形状の傾斜磁場発生手段と、中空形状のRF照射手段と、を備える磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段は、第

50

1の内径と該第1の内径より小さい第2の内径とを有し、前記RF照射手段は、前記第1の内径に対応した第1の形態と前記第2の内径に対応した第2の形態とに可逆的に変更可能に形成されているとともに、前記傾斜磁場発生手段の第1の内径の近傍では、前記第1の形態を有して配設されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

また、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、RF磁場を発生するRF照射手段と、を備える水平磁場方式の磁気共鳴イメージング装置において、RF照射手段は、複数のラング導体を備えて、該ラング導体と平行に、該ラング導体の間で、複数の部分照射部に分割されて構成され、各部分照射部は、ラング導体を複数含み、傾斜磁場発生手段の内側に配置されていること特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。好ましくは、RF照射手段は、4つの前記部分照射部に分割されて、各部分照射部は、傾斜磁場発生手段の軸方向から見て、右斜め上、右斜め下、左斜め上、左斜め下の位置にそれぞれ配置されている。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、傾斜磁場コイルの最も小さい内径よりもRF照射コイルの外径が大きいMRI装置において、RFコイルの現実的な実装形態を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、本発明は、静磁場方向が水平方向である水平磁場機に適用される。

20

【0015】

<第一の実施形態>

本発明を適用する第一の実施形態のMRI装置の一例の全体概要を説明する。図1は、本実施形態のMRI装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【0016】

本実施形態の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、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、操作部25と、を備える。

【0017】

静磁場発生系2は、被検体1の体軸方向に均一な静磁場を発生させる。静磁場発生系2は、被検体1の周りに配置された、例えば、永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源により実現される。

30

【0018】

傾斜磁場発生系3は、受信した信号の位置を特定するための傾斜磁場を発生させる。本実施形態の傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z をそれぞれ発生する傾斜磁場コイル200と、それらを駆動する傾斜磁場電源10とを備える。傾斜磁場電源10は、後述するシーケンサ4からの命令に従って、傾斜磁場コイル200を駆動し、所定方向の傾斜磁場を発生させる。各傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z は、それぞれ、スライス面(撮影断面)の選択、位相エンコードおよび周波数エンコード(読み取り)に用いられ、NMR信号に位置情報を与える。

40

【0019】

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、被検体1に照射するRFパルスが発生させる。送信系5は、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(RF照射コイル)400とを備える。高周波発振器11から出力された高周波パルスは、シーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調され、高周波増幅器13で増幅され、被検体1に近接して配置されたRF照射コイル400からRFパルスとして被検体1に照射される。

【0020】

50

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 NMR 信号を検出する。受信系 6 は、受信側の高周波コイル (RF 受信コイル) 14 と信号増幅器 15 と直交位相検波器 16 と A/D 変換器 17 とを備える。RF 照射コイル 400 から照射された RF パルスによって誘起された被検体 1 からの NMR 信号は、被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14 で検出され、信号増幅器 15 で増幅され、シーケンサ 4 から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 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。なお、RF 照射コイル 400 は、RF 受信コイル 14 を兼ねる構成であってもよい。

【0021】

シーケンサ 4 は、CPU 8 から受け取るパルスシーケンス情報に従って、傾斜磁場発生系 3、送信系 5、および、受信系 6 を制御し、所定のパルスシーケンスを実行させ、スピネコー法、グラジエントエコー法等の種々の撮像方法を実現する。パルスシーケンス情報は、高周波パルス (RF 照射パルス) および傾斜磁場パルスの磁場強度、磁場パルス照射、および、NMR 信号検出のタイミング、繰り返し時間などの情報であり操作部 25 を介してユーザが設定した条件または予め定められた条件が用いられる。

【0022】

信号処理系 7 は、各種データ処理と処理結果の表示および保存等を行う。信号処理系 7 は、光ディスク 19、磁気ディスク 18、ROM 21、RAM 22 等の記憶装置と、CRT 等からなるディスプレイ 20 とを備える。信号処理系 7 は、CPU 8 の制御に従って、受信系 6 から受け取ったデータに信号処理、画像再構成等の処理を実行し、得られた被検体 1 の断層画像をディスプレイ 20 に表示するとともに、外部記憶装置の磁気ディスク 18 等に記録する。

【0023】

操作部 25 は、MRI 装置の各種制御情報や信号処理系 7 で行う処理の制御情報の入力のインターフェースである。操作部 25 は、トラックボール又はマウス 23、及び、キーボード 24 を備える。操作部 25 は、ディスプレイ 20 に近接して配置され、操作者がディスプレイ 20 を見ながら操作部 25 を通してインタラクティブに MRI 装置の各種処理を制御可能なように構成されている。

【0024】

本実施形態の MRI 装置の構造を説明する。図 2 は、本実施形態の水平磁場方式の MRI 装置の Z 軸に平行な方向の断面図である。本実施形態の MRI 装置は、従来の MRI 装置同様、静磁場発生源 100、傾斜磁場コイル 200、RF シールド 300、RF 照射コイル 400、カバー 500 を備える。

【0025】

これらは、従来例同様、それぞれ、概ね円筒形状を有し、被検体 1 の入る空間 (撮像空間) から見ると、内側から、カバー 500、RF 照射コイル 400、RF シールド 300、傾斜磁場コイル 200、静磁場発生源 100 の順に、Z 軸を中心軸とした概ね同心円状に配置される。

【0026】

静磁場発生源 100 は、静磁場発生系 2 を実現するもので、超伝導磁石、永久磁石などが用いられる。カバー 500 は、内部の電気部品と被検体との間の電氣的絶縁および保護の役目をし、数 mm の厚さの樹脂材料で構成される。また、RF シールド 300 は、RF 照射コイル 400 の外側に、RF 照射コイル 400 から一定の距離を置いて配置され、a) 傾斜磁場コイル 200 から放出される傾斜磁場電源のノイズを低減する、b) 傾斜磁場コイル 200 と RF 照射コイル 400 との電磁結合を遮蔽して誘導損失を減らすことにより RF 照射コイル 400 の Q (Quality factor) を高くする、という 2 つの役割を果たす。RF シールドは、非磁性金属箔や網を適宜積層して構成し、樹脂製支持部材に貼り付ける、または、後述の傾斜磁場コイル 200 の表面に貼り付けることにより配置する。なお、RF シールド 300 と RF 照射コイル 400 との距離は、典型的には 1

10

20

30

40

50

0 mmから40 mm必要である。近接させると、a) 高周波渦電流が増えて磁場を打ち消すため、磁場の発生効率が悪くなる、b) RF照射コイル400近傍での磁場分布が急激に変化するため、撮影領域におけるRF強度の不均一性が大きくなる、という問題が生じるため、この間隔を狭くすることは難しい。

【0027】

傾斜磁場コイル200は、メインコイル、シールドコイルからなるASGC (Active Shielded Gradient Coil) が用いられる。メインコイルとシールドコイルとは、互いに逆向きの磁場を発生させる。また、傾斜磁場コイル200は、RF照射コイル400の、撮影空間に対してZ軸方向両外側に、中央部分の傾斜磁場コイル200の内半径(以下、Rとする。)より小さい内半径(以下、 R_{min})を有する部分を用意する。以下、傾斜磁場コイル200の内半径Rの部分、凹部210、内半径 R_{min} の部分、凸部220と呼ぶ。なお、内半径 R_{min} は、RF照射コイル400の外半径(以下、 R_{rf} とする。)より小さいものとする。RF照射コイル400は、傾斜磁場コイル200の凹部210に嵌め込まれる。

10

【0028】

次に、本実施形態のRF照射コイル400の形態について図3および図4を用いて説明する。本実施形態のRF照射コイル400は、その一部を柔軟な導体で構成し、折り畳むことにより配設時の形状に可逆的に変形可能な構造とする。折り畳んで傾斜磁場コイル200の凸部220を通過させて凹部210に挿入した後、凹部210内で拡げて実装する。

20

【0029】

図3は、本実施形態のRF照射コイル400の概観図である。本図に示すように、本実施形態のRF照射コイル400は、基本的にはいわゆる従来のバードケージ型のコイルであり、中空の円筒形状のRFベース410と、RFベース410上の導体部420とを備える。

【0030】

導体部420は、Z軸方向に伸びるラング導体421と、ラング導体421の両端部の円環状のリング導体422a、422bと、リング導体422a、422b上のコンデンサ等の電気部品423とを備える。ラング導体421の本数は問わない。例えば、16本、24本などである。導体部420の形状(導体パターン)は、例えば、10 mmから30 mmの幅の銅箔(銅条)を折り曲げ、接続することで得られる。もしくは、銅箔を貼り付けた基板から、不要な部分をエッチングで除去することで得られる。得られた導体パターンには、コンデンサ、ダイオード等の電気部品が取り付けられる。

30

【0031】

RFベース410は、巻き型にグラスファイバーのローピング(紐)を巻きつけ、樹脂を染み込ませて固める。もしくは、ガラスクロスにエポキシ樹脂を染み込ませ、半固化した状態のものを型に巻きつけて、プレスして固める。その後、規定の寸法になる様に削り、必要な穴を空けてRF照射コイル400のベースとする。このRFベース410は、前述のカバー500を兼ねる構造になっていてもよい。

【0032】

また、本実施形態のRF照射コイル400は、さらに、Z軸方向に円筒の端から端まで伸びる折り曲げ可能な折曲部430を少なくとも4箇所備える。折曲部430は、ラング導体421および電気部品423を避けて設けられる。また、折曲部430において、リング導体422a、422bは、それぞれ、柔軟な導体424a、424bで構成され、RFベース410は、円筒の側面Z軸方向全長にわたるスリット411を有する。なお、柔軟な導体424a、424bの長さは、スリット411の幅以上とする。

40

【0033】

すなわち、本実施形態のRF照射コイル400は、従来のバードケージ型のRF照射コイルを周方向についてZ軸に沿って分割して得られる複数の円弧状の部分円筒からなる。そして、それぞれの部分円筒のリング導体422a、422bが、所定長の柔軟な導体4

50

24a、424bで接続されている。図3は、その円弧の中心角がそれぞれおよそ90度をなす部分円筒に4分割されている例である。

【0034】

柔軟な導体424a、424bに用いられる素材は、ポリイミドフィルムに銅箔を貼り付けたものに対してエッチングすることで得られるフレキシブル基板、銅板そのもの、銅線を平たく編んだ銅網線、細い導体を平面状に束ねたフラットケーブル等である。また、幅の広い導体を柔軟な導体424a、424bとして用いると、傾斜磁場により渦電流が発生し、傾斜磁場と静磁場との相互作用で振動、騒音が発生し、導体に曲げ疲労が発生する。このため、柔軟な導体424a、424bの導体幅は、傾斜磁場による渦電流の発生を抑制可能な範囲とする。例えば、数センチ程度がよい。

10

【0035】

図4は、本実施形態のRF照射コイル400のZ軸に垂直な方向の断面図であり、実装時の様子を説明するための図である。図4(a)は、RF照射コイル400を折り畳んだ時の状態を説明するための図であり、図4(b)は、RF照射コイル400を展開して配設した時の状態を説明するための図である。本実施形態のRF照射コイル400は、上記の構造を有するため、図4(a)に示すように折曲部430において折り曲げることにより、折り畳むことが可能である。本実施形態では、RF照射コイル400を、折り畳んだ状態で傾斜磁場コイル200の凸部220を通し、凹部210に挿入してから図4(b)に示すように展開する。展開後、非磁性体好ましくは非導体のねじ、リベット等の固定ねじ440によりRFベース410を傾斜磁場コイル200側に設けた支持ボス230に固定し、配設する。

20

【0036】

固定時の様子を図5を用いて説明する。図5は、本実施形態のMRI装置のRF照射コイル400、RFシールド300、傾斜磁場コイル200部分の、Z軸に平行な方向の断面図である。傾斜磁場コイル200の内側(撮像空間側)にはRFシールド300が貼り付けられるとともに、支持ボス230が設けられる。支持ボス230には、RF照射コイル400が、固定ねじ440により固定される。

【0037】

本実施形態では、展開時のRF照射コイル400の外半径 R_{rf} は、傾斜磁場コイル200の凸部220の内半径 R_{min} より大きい。RF照射コイル400は、図4(a)に示すように折り畳むことにより、径方向の最大長 h を展開時のRF照射コイル400の外半径 R_{rf} より小さくすることができる。この最大長 h が傾斜磁場コイル200の凸部220の内半径 R_{min} より小さければ、RF照射コイル400の最も大きい断面が、凸部220の断面に含まれ、凸部220を通過させて凹部210へ挿入することが可能となる。従って、RF照射コイル400の折曲部430の数、位置は、上述のように折り畳んだ際の最大長 h が、傾斜磁場コイル200の凸部220の内半径 R_{min} 以下になるよう定める必要がある。このとき、折曲部430の数を多くすれば、リング導体422a、422b上の柔軟な導体424a、424bで形成される領域が増えて構成が複雑になる。このため、折曲部430の数は、できるだけ少ない方がよい。また、折曲部430を設ける位置は、RF照射コイル400の対称性を保つため、等間隔であることが望ましい。

30

40

【0038】

以上より、折曲部430の数は、RF照射コイル400を折り畳んだ場合の最大の断面が、傾斜磁場発生手段の最小の断面に含まれるようになるものを選択する。ここでは、最大長 h が、 R_{min} より小さくなる最小のものを選択する。具体的には、折曲部430の数、すなわち、RFベース410の分割数は、以下のように決定することができる。傾斜磁場コイル200の凸部220の内半径を R_{min} とすると、 $2 * R_{min}$ が分割後の各RFベース410の弦の円筒の弦の長さ l より大きければ、凸部220を通すことができる。RFベース410の分割数を n 、展開後のRF照射コイル400外半径を R_{rf} とすると、弦の長さ l は、 $2 * R_{rf} * \sin(\pi/n)$ であるため、 $2 * R_{min} > 2 * R_{rf} * \sin(\pi/n)$ であればよい。従って、 $n > \pi / (\arcsin(2 * R_{min} / 2 * R_{rf}))$

50

R r f)) を満たすように、R F ベースの分割数 n を定めればよい。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態の R F 照射コイル 4 0 0 は、折り畳んで凸部 2 2 0 を通すため、折曲部 4 3 0 を少なくとも 4 箇所以上設ける必要がある。すなわち、R F ベース 4 1 0 を少なくとも 4 つ以上に分割する。従って、例えば、 $2 * R_{min}$ が 6 0 0 mm で、 $2 * R_{rf}$ が 6 5 0 mm の場合、 $n > 2 . 6 7$ となり、折曲部 4 3 0 を等間隔に 4 箇所設ける。

【 0 0 4 0 】

なお、一般に R F 照射コイル 4 0 0 は、図示した以外に、デカップリング用のダイオード、デカップリング電流用の給電点、R F 電力の給電点、チューニング用インダクタ等を備える。しかし、本発明にはそれらの存在の有無は関与しないので図では省略している。

【 0 0 4 1 】

以上説明したように、本実施形態によれば、実装時に R F 照射コイルの最大断面が傾斜磁場コイルの最小断面に含まれるよう R F 照射コイルを折り畳み可能な構成としたため、R F 照射コイルを傾斜磁場コイルの内側の凹部に容易に設置することが出来る。その結果、磁場発生効率を向上させた傾斜磁場コイルを備えた M R I 装置を構成することが出来る。

【 0 0 4 2 】

なお、上記では、R F 照射コイル 4 0 0 の R F ベース 4 1 0 の形状を、従来のバードケージ型の R F 照射コイルの R F ベース 4 1 0 を周方向について Z 軸に沿って分割して得られる部分円筒からなるものとした場合を例にあげて説明したが、これに限られない。R F 照射コイル 4 0 0 を、傾斜磁場コイル 2 0 0 の凸部 2 2 0 を通過可能なように折り畳むことができ、かつ、凹部 2 1 0 に挿入後、図 4 (b) に示すように展開して配設可能な構造であればよい。すなわち、凹部 2 1 0 に配設時の形態と折り畳んで凸部 2 2 0 を通過可能な形態との間で可逆的に変形可能であれば、R F ベース 4 1 0 の分割の構造および R F 照射コイル 4 0 0 の折り畳みの方法は問わない。

【 0 0 4 3 】

< 第二の実施形態 >

次に、本発明の第二の実施形態を説明する。本実施形態では、R F 照射コイル全体を柔軟に形成することにより、配設時の形状に可逆的に変形可能な構造とし、変形して傾斜磁場コイルの凹部に挿入した後、凹部内で広げて所望の形状で実装する。なお、傾斜磁場コイルの凹部に取り付けの際、剛性の高い（硬い）部材で固定する。本実施形態の M R I 装置は、基本的に第一の実施形態と同じである。従って、以下、第一の実施形態と異なる構成のみを説明する。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本実施形態の R F 照射コイル（フレキシブル R F コイル）6 0 0 の Z 軸に垂直な方向の断面図である。本実施形態では、柔軟性のある基材を R F ベース 6 1 0 とし、その上に導体部 6 2 0 を配置することによりフレキシブル R F コイル 6 0 0 を形成する。導体部 6 2 0 は、第一の実施形態と同様のリング導体 6 2 1（不図示）とリング導体 6 2 2 a、6 2 2 b（不図示）と電気部品 6 2 3（不図示）とを備える。R F ベース 6 1 0 となる柔軟性のある基材は、例えば、0 . 5 mm 厚の F R P 板を基材とするプリント基板などである。

【 0 0 4 5 】

本実施形態のフレキシブル R F コイル 6 0 0 は、それ自体、剛性が小さい。このため、フレキシブル R F コイル 6 0 0 を補強するとともに、配設置箇所を押さえつける為に、本図に示すように R F コイル支持バー 6 3 0 を用いる。

【 0 0 4 6 】

本実施形態のフレキシブル R F コイル 6 0 0 は、自由に曲げることが可能であるため、折り曲げてその最大長 h を傾斜磁場コイル 2 0 0 の凸部 2 2 0 の内半径 R_{min} 以下にして凸部 2 2 0 を通過させ、凹部 2 1 0 に挿入してから図 6 に示すように広げて配設する。そして、R F コイル支持バー 6 3 0 で押さえ、第一の実施形態と同様の固定ねじ 6 4 0 に

10

20

30

40

50

よりRFコイル支持バー630とともに傾斜磁場コイル200側に設けた支持ボス230に固定する。なお、フレキシブルRFコイル600の周長における寸法公差、および熟収縮、膨張等による変化を吸収するために、周長調整代650を適宜設ける。

【0047】

以上説明したように、本実施形態によれば、実装時にRF照射コイルの最も大きい断面が傾斜磁場コイルの最も小さい断面に含まれるようRF照射コイルを変形可能な構成としたため、第一の実施形態同様、RF照射コイルを傾斜磁場コイルの内側の凹部に容易に設置することが出来る。その結果、磁場発生効率を向上させた傾斜磁場コイルを備えたMRI装置を構成することが出来る。

【0048】

<第三の実施形態>

次に、本発明の第三の実施形態について説明する。本実施形態では、RF照射コイルそのものを分割可能なように形成し、傾斜磁場コイルの凹部に取り付ける際に内部で組み立てる。本実施形態のMRI装置は、基本的に第一および第二の実施形態と同じである。従って、以下、異なる箇所のみを説明する。

【0049】

図7は、本実施形態のRF照射コイル700の構造を説明するための図である。図7(a)は、本実施形態のRF照射コイル700のZ軸に垂直な方向の断面図である。図7(b)は、図7(a)のコネクタ部730、240を拡大したものである。

【0050】

図7(a)に示すように、本実施形態のRF照射コイル700は、RFベース710と、ラング導体721(不図示)、リング導体722a、722b(不図示)および電気部品723(不図示)からなる導体部720と、を備える従来のいわゆるバードケージ型のRF照射コイルを、周方向についてZ軸に沿って所定数に分割した分割RF照射コイル部700a、700b、700c、700d・・・からなる。分割数は、自身の撓みを許容出来る程度の柔軟性を持ったRF照射コイル700であれば2、許容出来ない程度の剛性を有するRF照射コイル700であれば3以上とすればよい。

【0051】

なお、自身の撓みを許容できない剛性を有するRF照射コイル700の場合の分割数は、第一の実施形態同様、組み立て後のRF照射コイル700の外半径 R_{rf} と、傾斜磁場コイル200の凸部220のうち半径 R_{min} とにより決定することができる。図7(a)は、4分割した場合の例である。

【0052】

本図に示すように、各分割RF照射コイル部700a、700b、700c、700dは、分割面近傍のリング導体722a、722b上にコネクタ部730を有する。また、傾斜磁場コイル200側に設けられた支持ボス230には、コネクタ部240が設けられる。コネクタ部240は、コネクタ部730が備えるコネクタに嵌合するコネクタを備える。

【0053】

図7(b)に示すように、本実施形態では、各分割RF照射コイル部700a、700b、700c、700dのコネクタ部730に、棒状のコネクタのオス731が設けられ、傾斜磁場コイル200の支持ボス230側のコネクタ部240に、コネクタのメス241と、同じ支持ボス230内の隣接するコネクタのメス241との間を接続する接続バー242とが設けられる。

【0054】

本実施形態では、RF照射コイル700を、個々の分割RF照射コイル部700a、700b、700c、700dに分割した状態で傾斜磁場コイル200の凹部210に挿入した後、傾斜磁場コイル200側の支持ボス230に設けられたコネクタ部240のコネクタ241に、コネクタ731を嵌め込むことにより、リング導体722a、722bを接続する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

R F 照射コイル 7 0 0 には最大数 1 0 k W の高周波電圧が印加されるので、コネクタは、この高周波電圧に耐えられるものを選択する。さらに、振動にも晒されるので、振動による影響が無いものを選択する。具体的には、例えば、大電流ブスバー用のコネクタや車両、航空機にて使用されるコネクタである。また、コネクタ接続時に、上記各実施形態同様、固定ねじ 7 4 0 で、支持ボス 2 3 0 に固定し、振動時の接触部にかかる応力を低減させることが望ましい。コネクタの接触部に振動により接触部の抵抗値が増えて生じる発熱を避けるためである。

【 0 0 5 6 】

図 8 は、本実施形態の R F 照射コイル 7 0 0 のコネクタ部 7 3 0 と傾斜磁場コイル 2 0 0 の支持ボス 2 3 0 の概観図である。本図に示すように、本実施形態では、コネクタ部 7 3 0 は、R F 照射コイル 7 0 0 の円筒の側面、リング導体 7 2 2 a、7 2 2 b に設けられている。ここでは、支持ボス 2 3 0 内にコネクタ類が内包されている。しかし、コネクタ部 7 3 0 を設ける位置はここに限らない。

10

【 0 0 5 7 】

また、上記の例では、棒状のコネクタを例にあげて説明したが、コネクタの形状は、これに限られない。図 9 に、コネクタの他の例を示す。本例では、分割面近傍のリング導体 7 2 2 a、7 2 2 b 上に平板型コネクタ 7 3 2 を設ける。傾斜磁場コイル 2 0 0 側は、接続バー 2 4 2 を備える。組み立て時は、固定ねじ 7 4 0 で接触圧力をかけることにより、R F 照射コイル 7 0 0 上の平板型コネクタを接続バー 2 4 2 に接触させ、各分割 R F 照射

20

【 0 0 5 8 】

以上説明したように、本実施形態によれば、上記各実施形態同様、R F 照射コイルを、その展開時の外半径より小さな内半径の部分をも有する傾斜磁場コイルの内側の凹部に容易に設置することが出来る。その結果、磁場発生効率を向上させた傾斜磁場コイルを備えた M R I 装置を構成することが出来る。

【 0 0 5 9 】

なお、上記の各実施形態において、内半径 R の凹部 2 1 0 と内半径 R_{min} の凸部 2 2 0 とを備える形状の傾斜磁場コイル 2 0 0 を有する M R I 装置の場合を例にあげて説明したが、傾斜磁場コイル 2 0 0 の形状はこれに限られない。傾斜磁場を発生可能な中空の回転体であればよい。同様に、R F 照射コイルの形状も、R F 磁場を発生可能な中空の回転体であればよい。本発明は、R F 照射コイル 4 0 0 の外半径 R_{rf} より小さい内半径の部分をも有する傾斜磁場コイル 2 0 0 を備える M R I 装置全てに適用可能である。例えば、傾斜磁場コイル 2 0 0 の両端部が最小内半径 R_{min} を有し、中央部に向かって連続的に内半径が大きくなり、中央部が最大内半径 R を有する傾斜磁場コイル 2 0 0 を備える M R I 装置であってもよい。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 0 】

【 図 1 】 第一の実施形態の M R I 装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【 図 2 】 第一の実施形態の M R I 装置の Z 軸に平行な方向の断面図である。

【 図 3 】 第一の実施形態の R F 照射コイルの概観図である。

【 図 4 】 第一の実施形態の R F 照射コイルの Z 軸に垂直な方向の断面図である。

【 図 5 】 第一の実施形態の M R I 装置の Z 軸に平行な方向の断面図である。

【 図 6 】 第二の実施形態の R F 照射コイル（フレキシブル R F コイル）の Z 軸に垂直な方向の断面図である。

【 図 7 】 第三の実施形態の R F 照射コイルの構造を説明するための図である。

【 図 8 】 第三の実施形態の R F 照射コイルの概観図である。

【 図 9 】 第三の実施形態のコネクタの他の例を説明するための図である。

40

50

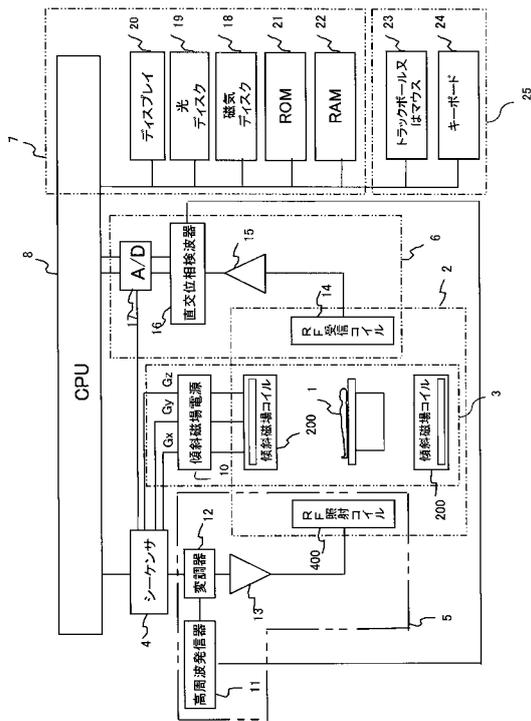
【符号の説明】

【0061】

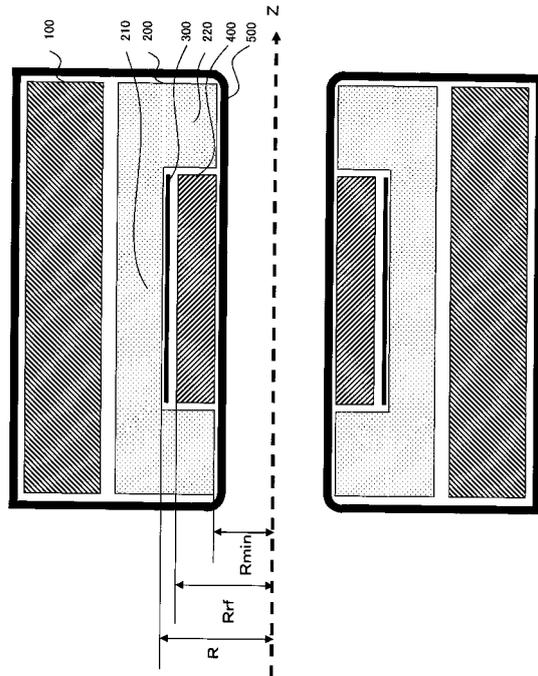
1：被検体、2：静磁場発生系、3：傾斜磁場発生系、4：シーケンサ、5：送信系、6：受信系、7：信号処理系、8：中央処理装置（CPU）、10：傾斜磁場電源、11：高周波発信器、12：変調器、13：高周波増幅器、14：高周波コイル（受信コイル）、15：信号増幅器、16：直交位相検波器、17：A/D変換器、18：磁気ディスク、19：光ディスク、20：ディスプレイ、21：ROM、22：RAM、23：トラックボール又はマウス、24：キーボード、200：傾斜磁場コイル、210：凹部、220：凸部、230：支持バース、300：RFシールド、400：RF照射コイル、500：カバー、410：RFベース、411：スリット、420：導体部、421：リング導体、422a、422b：リング導体、423：電気部品、424a、424b：柔軟な導体、430：折曲部、440：固定ねじ、600：RF照射コイル（フレキシブルRFコイル）、610：RFベース、620：導体部、630：RFコイル支持バー、640：固定ねじ、650：周長調整代、700：RF照射コイル、710：RFベース、720：導体部、730：コネクタ部、731：コネクタ（オス）、740：固定ねじ、240：コネクタ部、241：コネクタ（メス）、242：接続バー

10

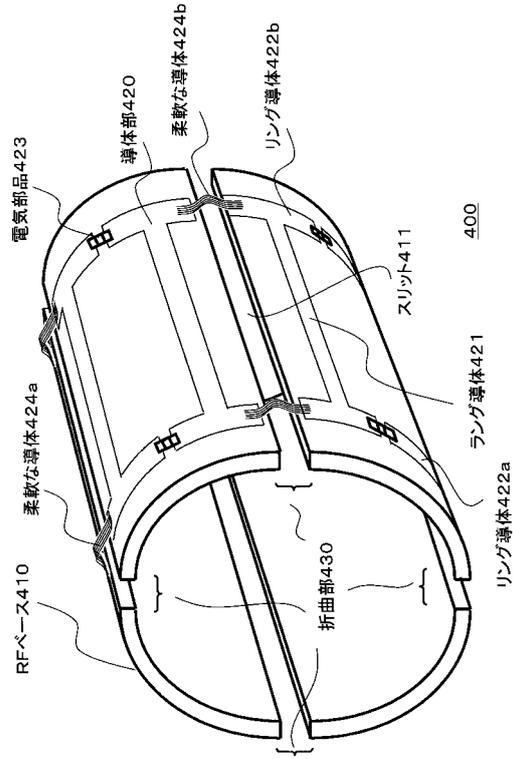
【図1】



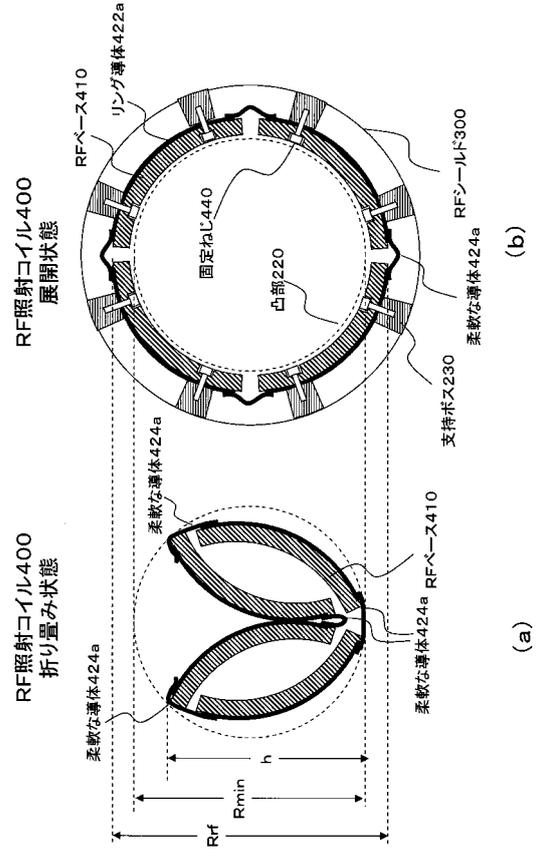
【図2】



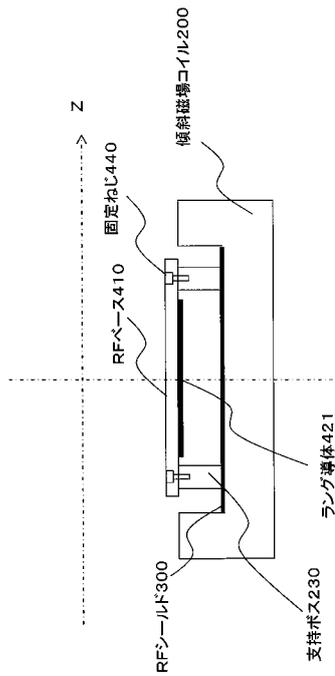
【図3】



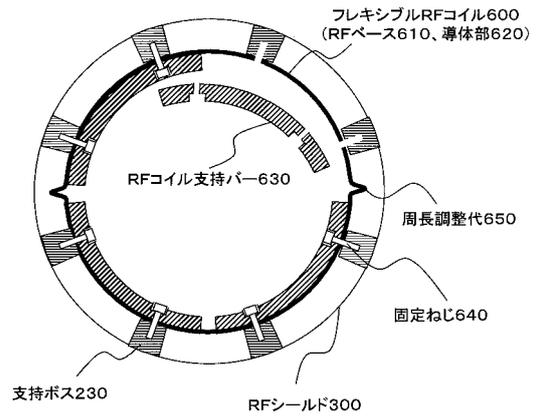
【図4】



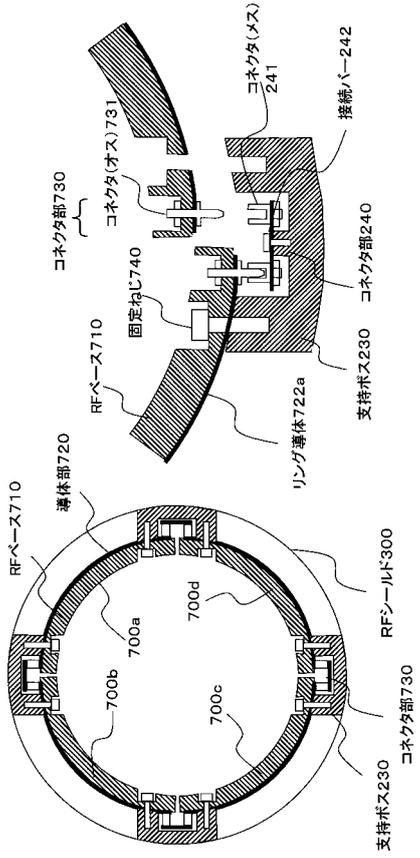
【図5】



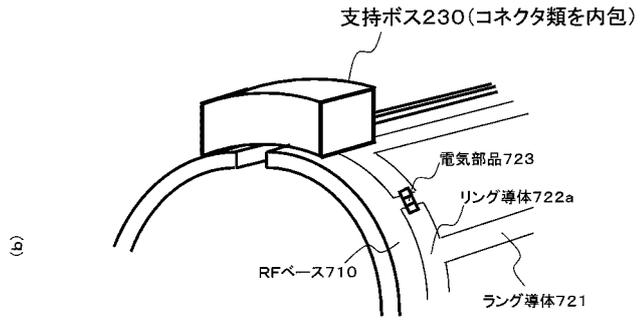
【図6】



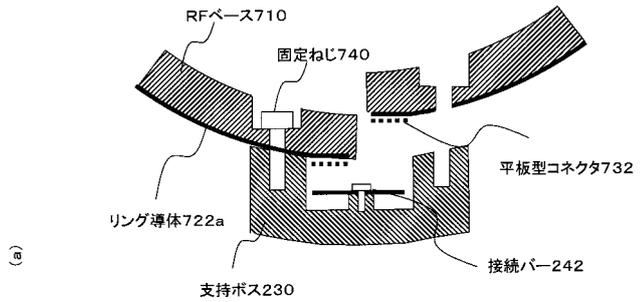
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 実開昭63 - 172407 (J P , U)
特開平4 - 231028 (J P , A)
特開平5 - 23316 (J P , A)
特開平9 - 10187 (J P , A)
特開2001 - 276015 (J P , A)
特開2002 - 85366 (J P , A)
特表2005 - 515051 (J P , A)
国際公開第2006 / 057395 (WO , A 1)
国際公開第2006 / 114923 (WO , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5