

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4854448号  
(P4854448)

(45) 発行日 平成24年1月18日(2012.1.18)

(24) 登録日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

A 6 1 B 5/05 3 5 5

A 6 1 B 5/05 3 5 0

請求項の数 12 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-264453 (P2006-264453)  
 (22) 出願日 平成18年9月28日(2006.9.28)  
 (65) 公開番号 特開2008-79906 (P2008-79906A)  
 (43) 公開日 平成20年4月10日(2008.4.10)  
 審査請求日 平成21年8月31日(2009.8.31)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100109900  
 弁理士 堀口 浩  
 (72) 発明者 加藤 裕  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社内  
 審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR I 装置及びMR I 装置用RFコイルユニット

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の上方に位置し前記被検体に対しMR信号の検出あるいはRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう可撓性を有した上部RFコイルと、  
 前記上部RFコイルを前記被検体の上方の好適な距離に保持するコイル支持部と、  
 前記被検体の下方に位置し前記被検体に対しMR信号の検出あるいはRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう下部RFコイルを備え、  
 前記コイル支持部の端部と前記上部RFコイルの端部とは回動可能に接合されていることを特徴とするMRI装置用RFコイルユニット。

【請求項2】

前記コイル支持部の端部は、上部RFコイルの端部を回動可能に接合する回動部と、前記上部RFコイルの端部を下方より支えることにより前記上部RFコイルを前記被検体に対し所定距離に保持する支持アームとを備えていることを特徴とする請求項1記載のMRI装置用RFコイルユニット。

【請求項3】

前記支持アームは、前記上部RFコイルを前記被検体の体表面に沿って配置することを特徴とする請求項2記載のMRI装置用RFコイルユニット。

【請求項4】

コイル固定手段を備え、前記コイル固定手段は、前記支持アームと前記上部RFコイルの端部とを固定することを特徴とする請求項2記載のMRI装置用RFコイルユニット。

## 【請求項 5】

コイル固定手段を備え、前記上部 R F コイルの収納に際し、前記コイル固定手段は、前記上部 R F コイルの近傍に回動した前記コイル支持部と前記上部 R F コイルとを固定することを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用 R F コイルユニット。

## 【請求項 6】

前記コイル固定手段は、固定ベルト及び面ファスナの少なくとも何れかを用いて前記コイル支持部と前記上部 R F コイルとを固定することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載した M R I 装置用 R F コイルユニット。

## 【請求項 7】

前記コイル支持部の他の端部を、前記被検体が載置された天板のガイド溝に対してスライド可能に取り付けることにより、前記上部 R F コイルと前記下部 R F コイルとを対向させて配置することを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用 R F コイルユニット。

10

## 【請求項 8】

前記コイル支持部の他の端部に設けられた挿入脚を、前記被検体を載置する天板に設けられた複数の挿入孔の中の好適な挿入孔へ挿入することにより、前記上部 R F コイルと前記下部 R F コイルとを対向させて配置することを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用 R F コイルユニット。

## 【請求項 9】

前記上部 R F コイル及びこの上部 R F コイルを保持する前記コイル支持部を前記被検体の体軸方向に対して複数個配列し、隣接する前記コイル支持部の高さを異ならせることにより隣接する前記上部 R F コイルの端部を重ねて配置することを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用 R F コイルユニット。

20

## 【請求項 10】

前記コイル支持部の各々は前記体軸方向に対し所定の長さを有するストッパーを備え、複数個からなる前記上部 R F コイルを前記ストッパーによって体軸方向に所定間隔で配置することを特徴とする請求項 9 記載の M R I 装置用 R F コイルユニット。

## 【請求項 11】

静磁場と勾配磁場が印加された被検体に対して R F パルスを照射することにより発生する M R 信号を検出して M R I 画像データを生成する M R I 装置において、前記 R F パルスの照射手段及び前記 M R 信号の検出手段として請求項 1 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載した M R I 装置用 R F コイルユニットを用いることを特徴とする M R I 装置。

30

## 【請求項 12】

静磁場と勾配磁場が印加された被検体に対して R F パルスを照射することにより発生する M R 信号を検出して M R I 画像データを生成する M R I 装置において、前記 M R 信号の検出手段として請求項 1 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載した M R I 装置用 R F コイルユニットを用いることを特徴とする M R I 装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

40

本発明は M R I 装置及び M R I 装置用 R F コイルユニットに係り、特に、上部 R F コイルを被検体に対し所定距離だけ離して配置することにより被検体に対する負荷を軽減した M R I 装置及び M R I 装置用 R F コイルユニットに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴イメージング法 ( M R I ) は、静磁場中に置かれた被検体組織の原子核スピンを、そのラーモア周波数をもつ高周波信号 ( R F パルス ) で励起し、この励起に伴って発生する磁気共鳴信号 ( M R 信号 ) から画像データを再構成するイメージング法である。

## 【0003】

M R I 装置は、生体内から検出される M R 信号に基づいて画像データを生成する画像診

50

断装置であり、解剖学的診断情報のみならず生化学的情報や機能診断情報など多くの診断情報を得ることができるため、今日の画像診断の分野では不可欠なものとなっている。

【0004】

MRI装置により良質の画像データを生成するためには、生体からの微弱なMR信号を高感度で検出する必要があり、MR信号の検出を行なう高周波コイル（以下では、RFコイルと呼ぶ。）に対し多くの技術的な工夫がなされている。MRI装置に設けられたRFコイルは、RFパルスを照射して被検体の診断対象部位を励起する送信用RFコイルと前記被検体からのMR信号を検出する受信用RFコイルによって構成されるが、励起タイミングとMR信号検出タイミングは異なるため、同一のRFコイルを用いてRFパルスの照射とMR信号の検出を行なうことも可能である。

10

【0005】

ところで上述のMR信号を効率よく検出するためには被検体の診断対象部位に対しRFコイルを接近させて配置することが望ましく、このため診断対象部位（例えば、頭部、頸部、肩部、乳房、膝部等）に対する専用RFコイルが開発されている。

【0006】

一方、被検体の体幹部や全身に対するMRI撮影においては、可撓性を有した汎用フレキシブルRFコイルをその体表面に直接装着する方法が採用されてきた。この方法によれば、全身がRFコイルによって覆われた被検体は強い閉塞感や圧迫感を感じ、特に、近年のように複数個のRFコイルが配列された所謂phased array coilが使用される場合には、部品点数の増加に伴うRFコイルの重量増大により被検体が受ける圧迫感は更に大きな問題となってきている。

20

【0007】

被検体に対する閉塞感や圧迫感を軽減あるいは排除する方法として、フレキシブルなRFコイルを被検体の体表面に対し所定距離に保持するコイル保持具を用いる方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0008】

図10は、コイル保持具を使用した従来の上部RFコイルの配置方法を示したものであり、被検体150の上方に配置された上部RFコイル38と下方に配置された下部RFコイル36を用いてMRI撮影を行なう場合、MRI装置の操作者は、先ず、天板35に固定された下部RFコイル36の上方に被検体150の診断対象部位が位置するように体軸方向（Z方向）に対する被検体150の位置を調整し、次いで、被検体150を囲むように円筒状のコイル保持具37を配置する。更に、操作者は、可撓性を有する上部RFコイル38によってコイル保持具37の上面を覆い、この上部RFコイル38が下部RFコイル36と略対向するようにその位置を調整する。そして、コイル保持具37と上部RFコイル38がその周囲に配置された被検体150を天板35と共に体軸方向へ移動し、図示しないMRI装置のガントリに形成された撮影野に配置する。

30

【特許文献1】特開平7-100123号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

図10に示した方法によれば、上部RFコイル38が直接装着された被検体において発生する閉塞感や圧迫感の問題を改善することができる。しかしながら、この方法においてコイル保持具37と上部RFコイル38が夫々独立に構成されている場合には、先ず、天板上に載置した被検体150の診断対象部位を覆うようにコイル保持具37を天板35に取り付け、次いで、このコイル保持具37の上面に沿って上部RFコイル38を装着しなくてはならない。即ち、被検体150に対する上部RFコイル38の設定を上述の2つのステップによって行なう必要があるため、上部RFコイル38の設定に多くの時間と労力を要していた。

40

【0010】

又、コイル保持具37と上部RFコイル38を一体化させた場合には、これらを収納す

50

る際に大きな収納スペースが要求されるという問題点を有していた。

【0011】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、MR信号の検出を行なうRFコイルの被検体に対する設定と収納を短時間かつ容易に行なうことが可能なMRI装置及びMRI装置用RFコイルユニットを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明のMRI装置用RFコイルユニットは、被検体の上方に位置し前記被検体に対しMR信号の検出あるいはRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう可撓性を有した上部RFコイルと、前記上部RFコイルを前記被検体の上方の好適な距離に保持するコイル支持部と、前記被検体の下方に位置し前記被検体に対しMR信号の検出あるいはRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう下部RFコイルを備え、前記コイル支持部の一方の端部と前記上部RFコイルの端部とは回動可能に接合されていることを特徴としている。

10

【0013】

一方、請求項11に係る本発明のMRI装置は、静磁場と勾配磁場が印加された被検体に対してRFパルスを照射することにより発生するMR信号を検出してMRI画像データを生成するMRI装置において、前記RFパルスの照射手段及び前記MR信号の検出手段として請求項1乃至請求項10の何れか1項に記載したMRI装置用RFコイルユニットを用いることを特徴としている。

20

【0014】

又、請求項12に係る本発明のMRI装置は、静磁場と勾配磁場が印加された被検体に対してRFパルスを照射することにより発生するMR信号を検出してMRI画像データを生成するMRI装置において、前記MR信号の検出手段として請求項1乃至請求項10の何れか1項に記載したMRI装置用RFコイルユニットを用いることを特徴としている。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、被検体に対するMRI撮影に際し、MR信号の検出を行なうRFコイルの被検体に対する設定と収納を短時間かつ容易に行なうことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0017】

以下に述べる本実施例のMRI装置が備えるRFコイルユニットの特徴は、当該被検体の上方に配置され被検体に対しRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう上部RFコイルと、この上部RFコイルを被検体上方の好適な距離に保持するためのコイル支持部と、被検体と天板との間に配置され被検体に対しRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう下部RFコイルを有し、上部RFコイルの端部とコイル支持部の端部とを回動可能に接合したことにある。

40

【0018】

尚、以下では、RFパルスの照射機能とMR信号の検出機能を備えたRFコイルについて述べるが、これに限定されるものではなく、MR信号の検出のみを行なうRFコイルユニットであってもよい。

【0019】

(装置の構成)

本発明の実施例におけるMRI装置の構成につき図1乃至図8を用いて説明する。尚、図1は、本実施例におけるMRI装置の全体構成を示すブロック図であり、図2乃至図8は、このMRI装置に設けられたRFコイルユニットの構成を説明するための図である。

【0020】

50

図1に示したMRI装置200は、被検体150に対して磁場を発生する静磁場発生部1及び傾斜磁場発生部2と、被検体150に対しRFパルスの照射とMR信号の受信を行なう送受信部3と、被検体150を載置する天板4と、この天板4を被検体150の体軸方向に移動する天板移動機構部5を備えている。

【0021】

更に、MRI装置200は、送受信部3において受信されたMR信号を再構成処理して画像データを生成する画像データ生成部6と、生成した画像データを表示する表示部7と、MR信号の収集条件及び画像データの表示条件の設定や各種コマンド信号の入力等を行なう入力部8と、MRI装置200における上述の各ユニットを制御する制御部9を備えている。

10

【0022】

静磁場発生部1は、常伝導磁石あるいは超伝導磁石等によって構成される主磁石11と、この主磁石11に電流を供給する静磁場電源12を備え、図示しないガントリの撮影野に配置された被検体150に対して強力な静磁場を形成する。尚、主磁石11は、永久磁石によって構成されていてもよい。

【0023】

一方、傾斜磁場発生部2は、互いに直交するX軸方向、Y軸方向及びZ軸方向に対して傾斜磁場を形成する傾斜磁場コイル21と、傾斜磁場コイル21の各々に対してパルス電流を供給する傾斜磁場電源22を備えている。

【0024】

傾斜磁場電源22は、制御部9から供給されたシーケンス制御信号に基づいて被検体150が置かれた撮影野に対して符号化を行なう。即ち、傾斜磁場電源22は、シーケンス制御信号に基づいてX軸方向、Y軸方向及びZ軸方向の傾斜磁場コイル21に供給するパルス電流を制御することにより各々の方向に対して傾斜磁場を形成する。そして、X軸方向、Y軸方向及びZ軸方向の傾斜磁場は合成されて互いに直交するスライス選択傾斜磁場Gs、位相エンコード傾斜磁場Ge及び読み出し(周波数エンコード)傾斜磁場Grが所望の方向に形成され、これらの傾斜磁場は、主磁石11によって形成された静磁場に重畳されて被検体150に印加される。

20

【0025】

次に、送受信部3は、被検体150に対しRFパルスを照射すると共に被検体150からのMR信号を検出するためのRFコイルを有したRFコイルユニット31と、RFコイルに対しRF信号を供給する送信部32と、前記RFコイルが検出したMR信号に対し所定の処理を行なう受信部33を有している。

30

【0026】

図2は、MRI撮影時に使用されるRFコイルユニット31を、被検体150の体軸方向(図1のZ方向)に垂直な断面(X-Y断面)において示したものであり、このRFコイルユニット31は、被検体150の上方に配置され被検体150に対してRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう上部RFコイル311と、上部RFコイル311を被検体上方の好適な距離に保持するためのコイル支持部312と、被検体150と天板4の間に配置され被検体150に対しRFパルスの照射とMR信号の検出を行なう下部RFコイル313と、上部RFコイル311と後述のコイル支持部312における支持アーム312bとを固定するコイル固定部314を備えている。

40

【0027】

次に、上部RFコイル311の具体例を図3に示す。但し、図3(a)は、上部RFコイル311の平面図を、又、図3(b)は、図3(a)の上部RFコイル311におけるA-A断面を示している。この上部RFコイル311は、X-Z平面において2次元配列された孔を有するコイルカバー311bと、これらの孔の周囲においてループ状に配設されたコイル311aを備え、コイル311aは、可撓性を有する樹脂等によって構成されたコイルカバー311bによって覆われている。尚、図3では、X方向及びZ方向に対し夫々3個の孔が2次元配列された上部RFコイル311について示しているが、孔の個数

50

や配列方法はこれに限定されない。又、孔を有することなく矩形あるいはループ状のコイルがX-Z平面において1つあるいは複数個配設されていてもよい。

【0028】

図2に戻って、RFコイルユニット31におけるコイル支持部312の一方の端部は、上部RFコイル311の端部との連結を行なう回動部312aと上部RFコイル311の端部を下方より支える支持アーム312bを有し、他の端部は天板4の上面に取り付けられたガイド溝41に沿ってスライド可能に装着されている。

【0029】

図4は、コイル支持部312の構造と機能を更に詳しく説明するための図であり、図4(a)は、コイル支持部312のみを、又、図4(b)は、上部RFコイル311と一体化(連結)されたコイル支持部312を示している。即ち、図4(a)において、コイル支持部312の上端部には円筒状の回動部312aが固定され、更に、回動部312aにおけるZ方向の両端部にはL字状の支持アーム312bが取り付けられている。尚、上述の回動部312a及び支持アーム312bはコイル支持部312と共に一体化して成形することが可能である。

【0030】

一方、上部RFコイル311と組み合わされたコイル支持部312を示す図4(b)において、上部RFコイル311におけるコイルカバー311bの端部が図示しないコイル311aと共にコイル支持部312における回動部312aの円筒内を貫通することにより、上部RFコイル311とコイル支持部312は回動可能に取り付けられる。そして、コイル支持部312の支持アーム312bは、回動部312aの両端におけるコイルカバー311bの端部を下方より支えることにより、被検体150の体表面に沿った所望の曲率を有する上部RFコイル311を形成する。

【0031】

このようにして回動可能に取り付けられたMRI撮影時における上部RFコイル311及びコイル支持部312の側面図と平面図を図5及び図6に示す。尚、図2に示したRFコイルユニット31の断面図は、図5のRFコイルユニット31におけるB-B断面及び図6のRFコイルユニット31におけるC-C断面に対応しており、これらの構成の説明は図2乃至図4の説明と重複するため省略する。

【0032】

次に、コイル支持部312の天板4に対する取り付け方法につき図7を用いて説明する。図7(a)は、図2において既に示したガイド溝41を用いる方法であり、天板4の上面において体軸方向(Z方向)に配設されたガイド溝41の溝にコイル支持部312の脚部がスライド可能に取り付けられている。そして、天板4と被検体150の間に予め装着された下部RFコイル313と上述の上部RFコイル311が略対向するようにコイル支持部312のZ方向に対する位置が設定される。

【0033】

一方、図7(b)は、挿入孔43を用いた取り付け方法であり、挿入孔43がZ方向に対し所定間隔で配置された支持台44が天板4の上面に設けられ、コイル支持部312の脚部には複数の挿入脚312dが挿入孔43と等しい間隔で取り付けられている。そして、下部RFコイル313と上部RFコイル311が略対向するようにコイル支持部312の挿入脚312dが好適な挿入孔43に挿入され、天板4に対するコイル支持部312の取り付けが行なわれる。

【0034】

以上、MRI撮影の際に使用される上部RFコイル311とコイル支持部312の構成について述べたが、次に、MRI撮影終了時における上部RFコイル311及びコイル支持部312の収納方法につき図8を用いて説明する。RFコイルユニット31の収納に際し、操作者は、コイル支持部312の回動部312aを回動中心として上部RFコイル311におけるコイルカバー311bの面とコイル支持部312の面が略接触するまでコイル支持部312を図中の矢印方向に回動させ、次いで、この状態が維持されるようにコイ

10

20

30

40

50

ル支持部 3 1 2 とコイルカバー 3 1 1 b をコイル固定部 3 1 4 によって固定する。この場合、例えば、コイル支持部 3 1 2 とコイルカバー 3 1 1 b を固定ベルトによって束ねてもよく、又、コイル支持部 3 1 2 とコイルカバー 3 1 1 b との接触面に面ファスナを取り付けることによりこれらを固定してもよい。

【 0 0 3 5 】

図 1 に戻って、送受信部 3 の送信部 3 2 は、制御部 9 の後述するシーケンス制御部 9 2 から供給されるシーケンス制御信号に基づき、主磁石 1 1 の静磁場強度によって決定される磁気共鳴周波数（ラーモア周波数）と同じ周波数の搬送波を有し所定の選択励起波形で変調されたパルス電流を生成し R F コイルユニット 3 1 の上部 R F コイル 3 1 1 及び下部 R F コイル 3 1 3 へ供給する。

10

【 0 0 3 6 】

一方、受信部 3 4 は、図示しない増幅回路、中間周波変換回路、検波回路、A / D 変換器及びフィルタリング回路を備え、R F コイルユニット 3 1 の上部 R F コイル 3 1 1 及び下部 R F コイル 3 1 3 が検出した微小な M R 信号を増幅し、更に、中間周波変換、位相検波、フィルタリング等の信号処理を行った後 A / D 変換を行なう。但し、前記増幅回路は、上部 R F コイル 3 1 1 及び下部 R F コイル 3 1 3 が検出した M R 信号を高 S / N で増幅するために、通常、R F コイルユニット 3 1 の近傍に設置される。

【 0 0 3 7 】

そして、M R I 撮影に際し、上述の主磁石 1 1 及び傾斜磁場コイル 2 1 により M R I 装置 2 0 0 の図示しないガントリの中央部に撮影野が形成され、R F コイルユニット 3 1 の上部 R F コイル 3 1 1 及び下部 R F コイル 3 1 3 がその周囲に装着された被検体 1 5 0 は天板 4 と共に体軸方向に移動し、その診断対象部位が前記撮影野に配置される。

20

【 0 0 3 8 】

次に、天板 4 は、ガントリの近傍に設置された図示しない寝台の上面において被検体 1 5 0 の体軸方向にスライド自在に取り付けられ、天板 4 の上面に載置された被検体 1 5 0 を Z 軸方向に移動することによりその撮影対象部位を撮影野の所望位置に設定する。

【 0 0 3 9 】

一方、天板移動機構部 5 は、例えば、上述の寝台に取り付けられ、後述の制御部 9 における天板移動制御部 9 3 から供給される天板移動制御信号に基づいて天板移動用駆動信号を生成し、この天板移動用駆動信号によって天板 4 を Z 軸方向に所定速度で移動する。

30

【 0 0 4 0 】

次に、画像データ生成部 6 は、記憶部 6 1 と高速演算部 6 2 を備え、記憶部 6 1 は、M R 信号を記憶する M R 信号記憶部 6 1 1 と、画像データを記憶する画像データ記憶部 6 1 2 を備えている。そして、M R 信号記憶部 6 1 1 には、受信部 3 4 によって中間周波変換、位相検波、更には A / D 変換された N チャンネルの M R 信号が被検体 1 5 0 の移動に対応して順次記憶され、更に、これらの M R 信号には制御部 9 の主制御部 9 1 あるいはシーケンス制御部 9 2 から供給された撮影位置情報が付帯情報として付加される。又、画像データ記憶部 6 1 2 には、上述の M R 信号とその撮影位置情報に基づく再構成処理によって得られた画像データが保存される。

【 0 0 4 1 】

一方、画像データ生成部 6 の高速演算部 6 2 は、M R 信号記憶部 6 1 1 に一旦保存された M R 信号と撮影位置情報を読み出し、2 次元フーリエ変換による画像再構成処理を行なって画像データを生成する。

40

【 0 0 4 2 】

表示部 7 は、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備え、前記表示データ生成回路は、画像データ生成部 6 の画像データ記憶部 6 1 2 から供給された画像データと入力部 8 から制御部 9 を介して供給された被検体情報等の付帯情報を合成して表示データを生成する。そして、前記変換回路は、前記表示データを所定の表示フォーマットに変換し、更に、D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって生成した映像信号を C R T あるいは液晶パネルからなる前記モニタに表示する。

50

## 【 0 0 4 3 】

次に、入力部 8 は、操作卓上にスイッチやキーボード、マウスなどの各種入力デバイスや表示パネルを備え、被検体情報の入力、MR 信号の収集条件や画像データの表示条件の設定、天板 4 の移動速度の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう。

## 【 0 0 4 4 】

制御部 9 は、主制御部 9 1、シーケンス制御部 9 2 及び天板移動制御部 9 3 を備えている。主制御部 9 1 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、MRI 装置 1 0 0 を統括して制御する機能を有している。そして、主制御部 9 1 の記憶回路には、入力部 8 にて入力あるいは設定された被検体情報、MR 信号の収集条件、画像データの表示条件、天板移動速度等の情報が保存される。

10

## 【 0 0 4 5 】

一方、主制御部 9 1 の CPU は、入力部 8 から入力された上述の情報に基づくパルスシーケンス情報（例えば傾斜磁場コイル 2 1 や RF コイルユニット 3 1 に供給するパルス電流の大きさ、供給時間、供給タイミングなどに関する情報）を生成しシーケンス制御部 9 2 に供給する。

## 【 0 0 4 6 】

制御部 9 のシーケンス制御部 9 2 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、主制御部 9 1 から供給されたパルスシーケンス情報を前記記憶回路に一旦記憶した後、このパルスシーケンス情報に従ってシーケンス制御信号を生成し傾斜磁場発生部 2 の傾斜磁場電源 2 2 や送受信部 3 の送信部 3 2 を制御する。又、制御部 9 の天板移動制御部 9 3 は、主制御部 9 1 から供給されたパルスシーケンス情報あるいはシーケンス制御部 9 2 から供給されたシーケンス制御信号に基づき、天板 4 の移動に対する天板移動制御信号を生成して天板移動機構部 5 に供給する。

20

## 【 0 0 4 7 】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体に対し RF パルスの照射と MR 信号の検出を行なう上部 RF コイルと、被検体の周囲において上部 RF コイルを支えるコイル支持部は一体化して構成されているため、上部 RF コイルの撮影開始時における設定及び撮影終了時における撤収に要する時間を短縮することができる。従って、検査効率が向上するのみならず MRI 撮影における操作者の負担を軽減することが可能となる。

## 【 0 0 4 8 】

又、コイル支持部の脚部を天板上に設けたガイド溝に対しスライド可能に取り付けることにより、被検体あるいは下部 RF コイルに対する上部 RF コイルの位置設定を容易に行なうことができる。更に、コイル支持部の支持アームによって上部 RF コイルの端部を下方から支えることにより、上部 RF コイルを被検体の体表面に沿って配置することができ、上部 RF コイルの端部と支持アームをコイル固定部を用いて固定することにより上部 RF コイルを更に安定かつ正確に配置することができる。

30

## 【 0 0 4 9 】

一方、コイル支持部の回動部と上部 RF コイルの端部は回動可能に接続されているため、MRI 撮影終了時には、これらを折りたたむことにより狭い収納スペースにおいて収納することができる。更に、上部 RF コイルの端部と支持アームをコイル固定部を用いて固定することにより収納時における上部 RF コイルとコイル支持部は確実に固定され、安全に運搬することが可能となる。

40

## 【 0 0 5 0 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく変形して実施してもよい。例えば、上述の実施例では、被検体に対し RF パルスの照射機能と MR 信号の検出機能を有した RF コイルユニット 3 1 について述べたが、MR 信号の検出のみを行なう RF コイルユニットであってもよい。この場合、RF パルスの照射を行なう送信用 RF コイルが MRI 装置 2 0 0 のガントリ内部に別途設けられる。

## 【 0 0 5 1 】

又、X 方向と Z 方向の各々に対し 3 個の孔が 2 次元配列された上部 RF コイル 3 1 1 に

50

ついて示したが、孔の個数や配列方法はこれに限定されない。又、孔を有することなく矩形形状あるいはループ状のRFコイルがX-Z平面において1つあるいは複数個配列されていてもよい。更に、上述のようにして構成された上部RFコイル311がZ方向に対し複数個配列されていてもよい。

【0052】

図9は、複数個の上部RFコイルが配列された本実施例の変形例を説明するためのものであり、説明を簡単にするために2つの上部RFコイル311-1及び上部RFコイル311-2がZ方向に配列された場合を示している。即ち、上部RFコイル311-1は高さh1のコイル支持部312-1により、又、上部RFコイル311-1は高さh2のコイル支持部312-2により所定位置に配置されている。そして、h1 h2とすることにより上部RFコイル311-1の端部と上部RFコイル311-2の端部は重なって配置され、連続した撮影領域が形成される。

10

【0053】

又、コイル支持部312-1及びコイル支持部312-2の端部に設けられたストッパ-316-1及びストッパ-316-2により、上部RFコイル311-1及び上部RFコイル311-2はZ方向に対して所定間隔で配置される。即ち、ストッパ-316により上部RFコイル311の位置設定を正確かつ短時間で行なうことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明の実施例におけるMRI装置の全体構成を示すブロック図。

20

【図2】同実施例におけるRFコイルユニットのX-Y断面を示す図。

【図3】同実施例における上部RFコイルの具体例を示す図。

【図4】同実施例におけるコイル支持部の構造と機能を説明するための図。

【図5】同実施例における上部RFコイル及びコイル支持部の側面図。

【図6】同実施例における上部RFコイル及びコイル支持部の平面図。

【図7】同実施例におけるコイル支持部の天板に対する取り付け方法を示す図。

【図8】同実施例における上部RFコイル及びコイル支持部の収納方法を示す図。

【図9】同実施例における上部RFコイルの変形例を示す図。

【図10】従来の上部RFコイルの配置方法を示す図。

【符号の説明】

30

【0055】

1 ... 静磁場発生部

11 ... 主磁石

12 ... 静磁場電源

2 ... 傾斜磁場発生部

21 ... 傾斜磁場コイル

22 ... 傾斜磁場電源

3 ... 送受信部

31 ... RFコイルユニット

311 ... 上部RFコイル

40

311a ... コイル

311b ... コイルカバー

312 ... コイル支持部

312a ... 回動部

312b ... 支持アーム

312d ... 挿入脚

313 ... 下部RFコイル

313a ... コイル

313b ... コイルカバー

314 ... コイル固定部

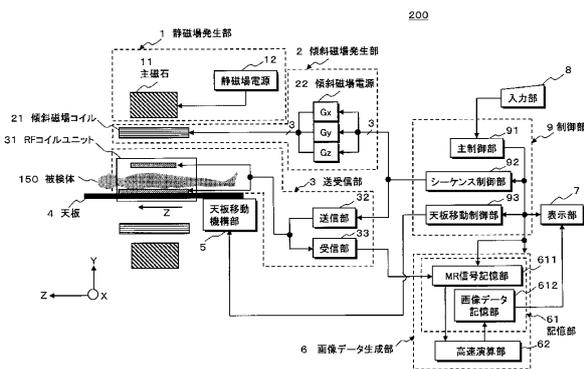
50

- 3 1 6 ... ストッパー
- 3 2 ... 送信部
- 3 3 ... 受信部
- 4 ... 天板
- 4 1 ... ガイド溝
- 4 2 ... マット
- 4 3 ... 挿入孔
- 4 4 ... 支持台
- 5 ... 天板移動機構部
- 6 ... 画像データ生成部
- 6 1 ... 記憶部
- 6 1 1 ... M R 信号記憶部
- 6 1 2 ... 画像データ記憶部
- 6 2 ... 高速演算部
- 7 ... 表示部
- 8 ... 入力部
- 9 ... 制御部
- 9 1 ... 主制御部
- 9 2 ... シーケンス制御部
- 9 3 ... 天板移動制御部
- 2 0 0 ... M R I 装置

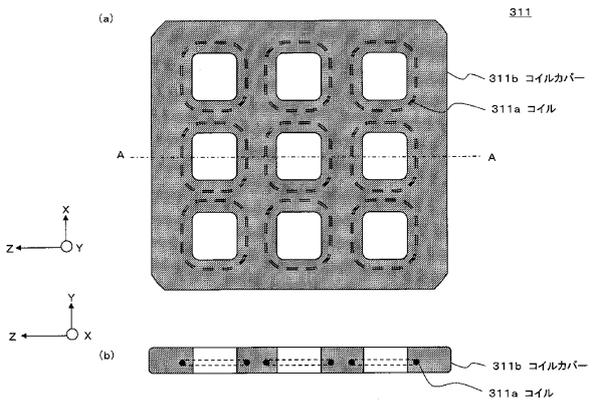
10

20

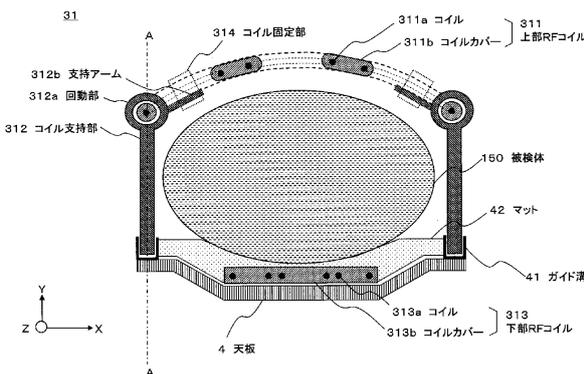
【図1】



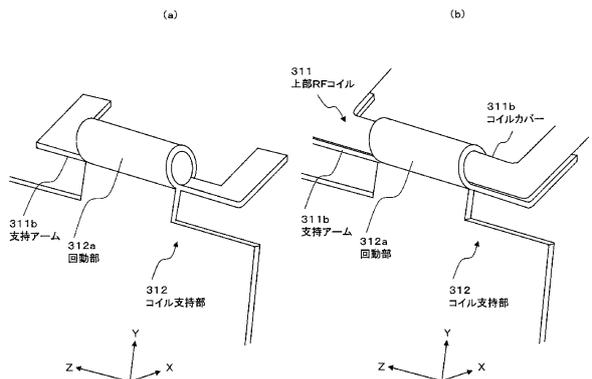
【図3】



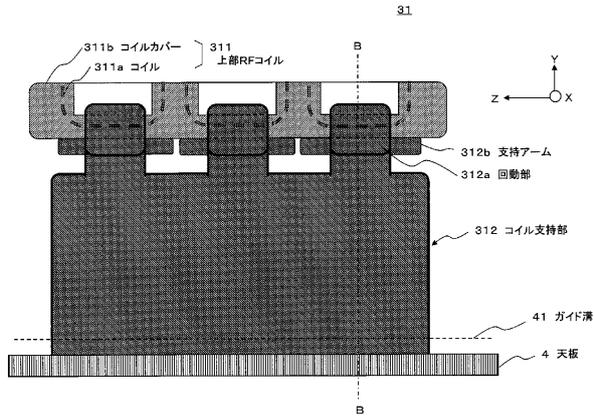
【図2】



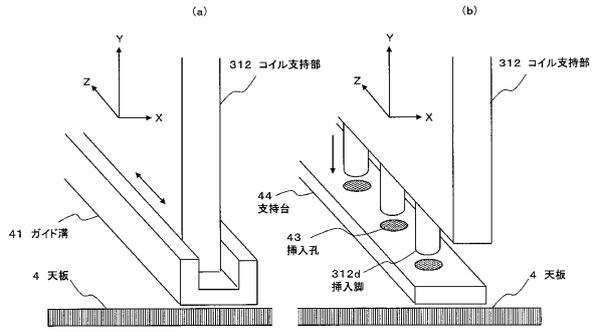
【図4】



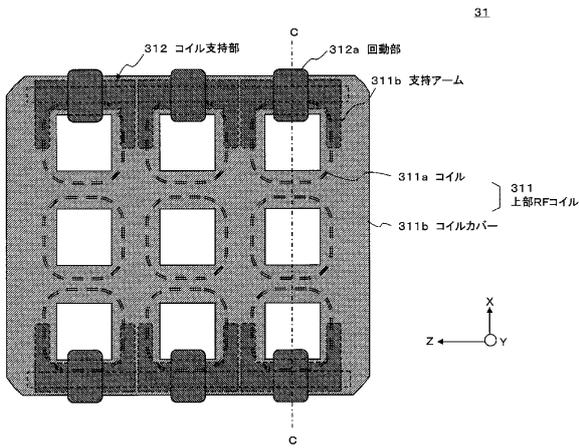
【図5】



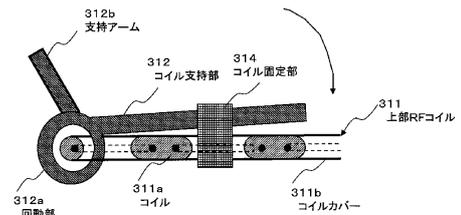
【図7】



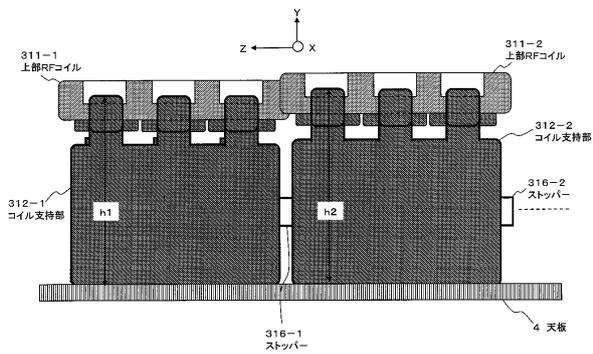
【図6】



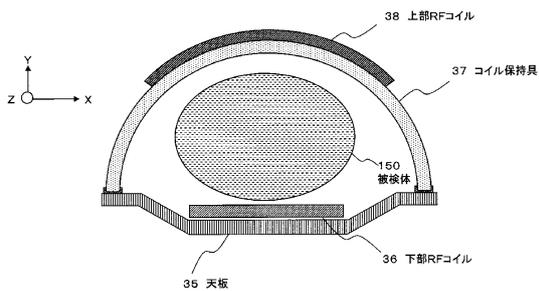
【図8】



【図9】



【図10】



## フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-121779(JP,A)  
特開平09-010187(JP,A)  
特開平04-295337(JP,A)  
特開昭63-011145(JP,A)  
特開2004-180833(JP,A)  
特開平07-100123(JP,A)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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