

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4751045号
(P4751045)

(45) 発行日 平成23年8月17日(2011.8.17)

(24) 登録日 平成23年5月27日(2011.5.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 370

請求項の数 14 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-282435 (P2004-282435)
 (22) 出願日 平成16年9月28日 (2004.9.28)
 (65) 公開番号 特開2005-261924 (P2005-261924A)
 (43) 公開日 平成17年9月29日 (2005.9.29)
 審査請求日 平成19年9月21日 (2007.9.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-405779 (P2003-405779)
 (32) 優先日 平成15年12月4日 (2003.12.4)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2004-42863 (P2004-42863)
 (32) 優先日 平成16年2月19日 (2004.2.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(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
 (73) 特許権者 594164531
 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、
 前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、
 前記傾斜磁場が印加された前記被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、
前記被検体を移動させる被検体移動手段と、
前記被検体移動手段により前記被検体が第1の方向に移動される際に受信された前記磁
気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、
前記被検体移動手段により前記被検体が前記第1の方向とは逆の第2の方向に移動され
る際に、前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを前記被検体に対して遠近方
向に移動させるコイル移動手段と、

前記受信された磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段と、
 を具備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2】

前記被検体から前記磁気共鳴信号を受信するホールボディコイルをさらに備え、
 前記制御部は、前記ホールボディコイルで受信された前記磁気共鳴信号に基づいて、前記
 被検体の外形を検出することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

前記画像生成手段は、前記ホールボディコイルで受信された磁気共鳴信号に基づいて、
 前記被検体のプリスキヤン画像を生成し、

10

20

前記制御部は、前記プリスキャン画像に基づいて前記被検体の外形を検出することを特徴とする請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記被検体移動手段により前記被検体が前記第1の方向に移動される際に、前記被検体移動手段により前記被検体が前記第2の方向に移動される際の撮影条件を検出する条件検出手段をさらに備え、

前記高周波コイルは前記検出された撮影条件下で前記磁気共鳴信号を受信することを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。 10

【請求項 5】

前記条件検出手段は、前記磁気共鳴信号の送信パワーデータを検出することを特徴とする請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。 10

【請求項 6】

前記条件検出手段は、シミングデータを検出することを特徴とする請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。 10

【請求項 7】

前記条件検出手段は、感度分布データを検出することを特徴とする請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。 10

【請求項 8】

前記条件検出手段は、チューニングデータを検出することを特徴とする請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。 20

【請求項 9】

架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、
 前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、
 前記傾斜磁場が印加された前記被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、
 前記被検体を移動させる被検体移動手段と、
 前記被検体移動手段により前記被検体が第1の方向に移動される際に受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、
 前記被検体移動手段により前記被検体が前記第1の方向と同じ方向に移動される際に、
 前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを移動させるコイル移動手段と、
 前記受信された磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段と、
 を具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。 30

【請求項 10】

前記高周波コイルは、局部撮影用の高周波コイルであることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】

架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、
 前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、
 前記傾斜磁場が印加された被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、
 前記被検体から前記磁気共鳴信号を受信するホールボディコイルと、
 前記ホールボディコイルで受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、 40

前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを前記被検体に対して遠近方向に移動させるコイル移動手段と、

前記コイル移動手段により移動される前記高周波コイルにより受信された前記磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段と、
 を具備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 12】

前記被検体を移動させる被検体移動手段をさらに備え、
 前記コイル移動手段は、前記被検体の移動に応じて、前記高周波コイルを移動させることを特徴とする請求項11に記載の磁気共鳴イメージング装置。 50

【請求項 1 3】

前記制御部は、前記被検体移動手段により前記被検体が第1の方向に移動される際に受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出し、

前記コイル移動手段は、前記被検体が前記第1の方向と同じ方向に移動される際に前記高周波コイルを移動させることを特徴とする請求項1_2に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 4】

前記高周波コイルは、局部撮影用の高周波コイルであることを特徴とする請求項1_1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】**【0 0 0 1】**

本発明は、磁気共鳴現象を利用して磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴イメージング（Magnetic Resonance Imaging : M R I）装置に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

磁気共鳴イメージング装置は、固有の磁気モーメントを持つ核の集団が一様な静磁場中に置かれたときに、特定の周波数で回転する高周波磁場のエネルギーを共鳴的に吸収する現象を利用して、物質の化学的および物理的な微視的情報を映像化し、あるいは化学シフトスペクトラムを観測する装置である。

20

【0 0 0 3】

この磁気共鳴イメージング装置による診断画像の撮影は、例えば次のようにして実行される。すなわち、磁石により形成される静磁場と傾斜磁場コイルにより形成される傾斜磁場とからなる合成磁場の中に、被検体を配置する。この様にセッティングされた被検体に対して、磁気共鳴現象を発生させるための所定周波数の高周波を印加する。印加された高周波により、被検体において磁気共鳴信号が発生し、これを受信用高周波コイルにより受信し画像化する。

【0 0 0 4】

このようなM R I装置で、撮像範囲を広くする技術として、特許文献1および特許文献2が知られている。

30

【0 0 0 5】

特許文献1に開示されるM R I装置は、上下に分割されたコイルを予め架台内の撮像領域に固定しておき、その上下のコイルの間を被検者が移動しながら広い領域の撮像を可能にする。

【0 0 0 6】

特許文献2に開示されるM R I装置は、コイルを上下に固定するための手段として、既存の寝台の上にコイルを保持するためのテーブルを置く。このテーブルの上に可動式の第2の寝台を置き、被検者はこの第2の寝台に乗ってすべるようにして架台内に送り込まれる。

【0 0 0 7】

40

特許文献3には、全身用高周波コイルと移動可能なサーフェスコイルとを備えるM R I装置が開示されている。

【特許文献1】米国特許第5 8 0 8 4 6 8号明細書**【特許文献2】米国特許第5 8 0 8 4 6 8号明細書****【特許文献3】特開昭6 4 - 3 7 9 3 9号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0 0 0 8】**

しかしながら特許文献1および特許文献2の技術では、いずれのコイルも固定されているため、コイルと被験者との距離が大きくなってしまい、効率的に感度を高めることがで

50

きない。

【0009】

また特許文献3の技術では、サーフェスコイルを撮像部位に近接させた後に撮像を行うのであって、一度の撮像範囲は狭くなってしまう。

【0010】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、局所用高周波コイルを用いた高画質かつ広範囲な撮像を、プローブを被検体に装着することなしに行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

以上の目的を達成するために第1の本発明は、架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、前記傾斜磁場が印加された被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、前記被検体を移動させる被検体移動手段と、前記被検体移動手段により前記被検体が第1の方向に移動される際に受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、前記被検体移動手段により前記被検体が前記第1の方向とは逆の第2の方向に移動される際に、前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを前記被検体に対して遠近方向に移動させるコイル移動手段と、前記受信された磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段とを備えて磁気共鳴イメージング装置を構成した。

【0012】

前記目的を達成するために第2の本発明は、架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、前記傾斜磁場が印加された被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、前記被検体を移動させる被検体移動手段と、前記被検体移動手段により前記被検体が第1の方向に移動される際に受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、前記被検体移動手段により前記被検体が前記第1の方向と同じ方向に移動される際に、前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを移動させるコイル移動手段と、前記受信された磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段とを備えて磁気共鳴イメージング装置を構成した。

【0013】

前記目的を達成するために第3の本発明は、架台内に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場内に配置された被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場発生手段と、前記傾斜磁場が印加された前記被検体から磁気共鳴信号を受信する高周波コイルと、前記被検体から前記磁気共鳴信号を受信するホールボディコイルと、前記ホールボディコイルで受信された前記磁気共鳴信号に基づいて前記被検体の外形を検出する制御部と、前記検出された外形に基づいて、前記高周波コイルを前記被検体に対して遠近方向に移動させるコイル移動手段と、前記受信された磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する画像生成手段とを備えて磁気共鳴イメージング装置を構成した。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、局所用高周波コイルを用いた高画質かつ広範囲な撮像を、プローブを被検体に装着することなしに行える。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、図面を参照して本発明の実施形態につき説明する。

(第1の実施形態)

図1は第1の実施形態に係るMRI装置の構成を示す図である。図1に示すMRI装置は、静磁場磁石1、傾斜磁場コイル2、傾斜磁場電源3、高周波コイル4、送信部5、局所用プローブ6、位置調整機構7、受信部8、寝台制御部9および計算機システム10を具備する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

静磁場磁石 1 は、中空の円筒形をなし、内部の空間に一様な静磁場を発生する。この静磁場磁石 1 としては、例えば永久磁石、超伝導磁石等が使用される。

【 0 0 2 4 】

傾斜磁場コイル 2 は、中空の円筒形をなし、静磁場磁石 1 の内側に配置される。傾斜磁場コイル 2 は、互いに直交する X , Y , Z の各軸に対応する 3 つのコイルが組み合わされている。傾斜磁場コイル 2 は、上記の 3 つのコイルが傾斜磁場電源 3 から個別に電流供給を受けて、磁場強度が X , Y , Z の各軸に沿って傾斜する傾斜磁場を発生する。なお、Z 軸方向は、静磁場と同方向とする。X , Y , Z 各軸の傾斜磁場は、スライス選択用傾斜磁場 G_s、位相エンコード用傾斜磁場 G_eおよびリードアウト用傾斜磁場 G_rにそれぞれ対応される。スライス選択用傾斜磁場 G_sは、任意に撮影断面を決めるために利用される。位相エンコード用傾斜磁場 G_eは、空間的位置に応じて磁気共鳴信号の位相をエンコードするために利用される。リードアウト用傾斜磁場 G_rは、空間的位置に応じて磁気共鳴信号の周波数をエンコードするために利用される。

10

【 0 0 2 5 】

高周波コイル 4 は、中空の円筒形をなし、傾斜磁場コイル 2 の内側に配置される。この高周波コイル 4 の内側に、寝台 C に載置された被検体 P が挿入される。高周波コイル 4 は、送信部 5 から高周波パルスの供給を受けて、高周波磁場を発生する。また高周波コイル 4 は、上記の高周波磁場の影響により被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する。高周波コイル 4 は、被検体 P が容易に通過できるような内径を有しており、このために全身用 R F プローブとして機能する。

20

【 0 0 2 6 】

送信部 5 は、発振部、位相選択部、周波数変換部、振幅変調部および高周波電力増幅部を有している。発振部は、静磁場中における対象原子核に固有の共鳴周波数の高周波信号を発生する。位相選択部は、上記高周波信号の位相を選択する。周波数変調部は、位相選択部から出力された高周波信号の周波数を変調する。振幅変調部は、周波数変調部から出力された高周波信号の振幅を例えばシンク関数に従って変調する。高周波電力増幅部は、振幅変調部から出力された高周波信号を増幅する。そしてこれらの各部の動作の結果として送信部 5 は、ラーモア周波数に対応する高周波パルスを高周波コイル 4 に送信する。

30

【 0 0 2 7 】

局所用プローブ 6 は、高周波コイル 4 よりも小さな高周波コイルを内蔵する。局所用プローブ 6 は、高周波コイル 4 の内側に配置され、位置調整機構 7 により支持される。局所用プローブ 6 に内蔵された高周波コイルは、被検体 P から放射される磁気共鳴信号を受信する。

【 0 0 2 8 】

図 2 は高周波コイル 4 およびその内側を図 1 の左側から見た様子を示す図である。図 1 および図 2 に示すように、位置調整機構 7 は、高周波コイル 4 の内側に配置され、高周波コイル 4 の天井面に固定される。位置調整機構 7 は、高周波コイル 4 に直接固定されなくとも、種々の方法により高周波コイル 4 の内側に支持されていればよい。位置調整機構 7 は、図 2 中に矢印で示すように、局所用プローブ 6 を上下に移動させる。

40

【 0 0 2 9 】

受信部 8 は、選択器、前段増幅器、位相検波器およびアナログディジタル変換器を有している。選択器は、高周波コイル 4 および局所用プローブ 6 から出力される磁気共鳴信号を選択的に入力する。受信部 8 は、選択器から出力される磁気共鳴信号を増幅する。位相検波器は、前置増幅器から出力される磁気共鳴信号の位相を検波する。アナログディジタル変換器は、位相検波器から出力される信号をデジタル信号に変換する。

【 0 0 3 0 】

寝台制御部 9 は、移動機構部および移動制御部を有する。移動機構部は、寝台 C を高周波コイル 4 の軸方向、すなわち図 6 における左右方向に往復移動させる。移動制御部は、後述する順方向移動および逆方向移動を行うように移動機構部を制御する。

50

【0031】

計算機システム10は、インターフェース部10a、データ収集部10b、再構成部10c、記憶部10d、表示部10e、入力部10fおよび制御部10gを有している。

【0032】

インターフェース部10aには、傾斜磁場電源3、送信部5、位置調整機構7、受信部8および寝台制御部9が接続される。インターフェース部10aは、これらの接続された各部と計算機システム10との間で授受される信号の入出力を行う。

【0033】

データ収集部10bは、受信部8から出力されるデジタル信号をインターフェース部10aを介して収集する。データ収集部10bは、収集したデジタル信号、すなわち磁気共鳴信号データを、記憶部10dに格納する。10

【0034】

再構成部10cは、記憶部10dに記憶された磁気共鳴信号データに対して、後処理、すなわちフーリエ変換等の再構成を実行し、被検体P内の所望核スピンのスペクトラムデータあるいは画像データを求める。

【0035】

記憶部10dは、磁気共鳴信号データと、スペクトラムデータあるいは画像データとを、患者毎に記憶する。

【0036】

表示部10eは、スペクトラムデータあるいは画像データ等の各種の情報を制御部10gの制御の下に表示する。表示部10eとしては、液晶表示器などの表示デバイスを利用可能である。20

【0037】

入力部10fは、オペレータからの各種指令や情報入力を受け付ける。入力部10fとしては、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、モード切替スイッチ等の選択デバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスを適宜に利用可能である。

【0038】

制御部10gは、CPUやメモリ等を有しており、上記の各部を総括的に制御する。また制御部10gは、高周波コイル4から出力された磁気共鳴信号に応じて再構成された画像データに基づいて、被検体Pの外形を検出する。また制御部10gは、被検体Pを移動させることによる被検体Pの表面と局所用プローブ6との間隔の変化を補償して、局所用プローブ6を被検体Pの表面に近接した状態に維持するように、位置調整機構7を制御する。30

【0039】

次に以上のように構成されたMRI装置の動作について説明する。

被検体Pの全身を撮像しようとする場合、高周波コイル4の中から引き出した寝台Cに被検体Pを載置した状態とする。この上でオペレータは、入力部10fを操作して、全身撮影の開始を指令する。

【0040】

この指令は、入力部10fから制御部10gに伝えられる。上記の指令を受けて制御部10gは、図3のフローチャートに示されるような処理を開始する。40

ステップSa1において制御部10gは、受信部8に対して「全身」を指定する。この指定を受けて受信部8は、高周波コイル4から出力される磁気共鳴信号を入力するようになる。続いてステップSa2において制御部10gは、寝台Cの順方向移動を開始するよう寝台制御部9へ指示する。この指示を受けて寝台制御部9は、寝台Cを順方向（例えば図1中の左側に向かう方向）に移動させる。寝台制御部9は、寝台Cを一定速度で移動させても良いし、1ピッチ毎に断続的に移動させても良い。そしてステップSa3において制御部10gは、外形検出を開始する。

【0041】

この外形検出は、被検体の外形を検出する処理である。具体的には、受信部8から出力50

される磁気共鳴信号データ、すなわち高周波コイル4で受信された磁気共鳴信号から受信部8で生成された磁気共鳴信号データに基づいて、被検体の断面形状を求める、その外形を検出する。外形の検出は、寝台Cの所定の位置毎に行われる。この外形検出を行いながら、ステップSa4において制御部10gは、順方向移動が完了するのを待ち受ける。

【0042】

予め定められた移動範囲の終端まで寝台Cが移動したならば、寝台制御部9は順方向移動を停止し、順方向移動が完了したことを制御部10gへ通知する。この通知を受けて制御部10gは、ステップSa4からステップSa5へと進む。そしてステップSa5において制御部10gは、外形検出を終了する。

【0043】

続いてステップSa6において制御部10gは、受信部8に対して「局所」を指定する。この指定を受けて受信部8は、局所用プローブ6から出力される磁気共鳴信号を入力するようになる。続いてステップSa7において制御部10gは、寝台Cの逆方向移動を開始するよう寝台制御部9へ指示する。この指示を受けて寝台制御部9は、寝台Cを逆方向（例えば図1中の右側に向かう方向）に移動させる。そしてステップSa8において制御部10gは、局所用プローブ6の位置制御を開始する。

【0044】

位置制御は、被検体Pと局所用プローブ6とを干渉することなく近接させた状態を維持するように、局所用プローブ6の位置を調整する処理である。すなわち、被検体Pの移動にともなって局所用プローブ6に対向する被検体Pの部位が変化することにより、被検体Pと局所用プローブ6との間隔が変化するので、この間隔の変化を補償するように局所用プローブ6の位置を調整する。具体的には制御部10gは、寝台Cの移動に同期して、前述の外形検出により検出した被検体Pの外形を参照しながら位置調整機構7を駆動する。

【0045】

図4は位置制御の下での局所用プローブ6の位置の変化の一例を示す図である。この図4に示すように、局所用プローブ6に対向している部位の高さに応じて、位置調整機構7の基部から局所用プローブ6までの間隔が、それぞれ異なるL1,L2,L3とされている。

【0046】

このように、寝台Cの逆方向移動および局所用プローブ6の位置制御が開始されたのちに、ステップSa9において制御部10gは、本撮像処理を開始する。この本撮像処理は、被検体Pの全体に関するスペクトラムデータあるいは画像データを求める処理である。この本撮像処理は、具体的には、受信部8から出力される磁気共鳴信号データ、すなわち局所用プローブ6で受信された磁気共鳴信号から受信部8で生成された磁気共鳴信号データに基づいて行われる。当該磁気共鳴信号データに基づき、被検体Pについての局所的なスペクトラムデータあるいは画像データを求める処理を、寝台Cの移動に同期して周期的に行う。そして、これらの局所的なスペクトラムデータあるいは画像データを集積することで、被検体Pの全体に関するスペクトラムデータあるいは画像データを求める。

【0047】

このような本撮像処理を行いながら、ステップSa10において制御部10gは、被検体Pの全体の撮像が完了するのを待ち受ける。そして、被検体Pの全体の撮像が完了したならば、制御部10gはステップSa10からステップSa11へ進む。ステップSa11において制御部10gは、本撮像処理を停止するとともに、局部用プローブ6の位置制御を停止する。そしてこれをもって、制御部10gは図3に示す処理を終了する。

【0048】

以上のように第1の実施形態によれば、まず、全身用プローブである高周波コイル4を使用して被検体Pの外形を検出する。そして、この検出した外形を参照して局所用プローブ6を被検体Pに近接させた状態を維持しながら、局所用プローブ6を使用して被検体Pの全身を撮像する。この結果、局所用プローブ6の特徴を十分に生かして高品質に撮像することが可能である。また、局所用プローブ6を被検体Pに装着しないので、被検体Pに

10

20

30

40

50

余計な負担を掛けることがない。また、寝台Cを往復移動させる間に外形検出と本撮像との双方を行なうようにしているので、効率的に短時間で撮像を終えることが可能である。

【0049】

この第1の実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

高周波コイル4を受信専用とし、送信用の高周波コイルを別途設けたクロスコイル方式を採用する構成であってもよい。

図5に示すように、局所用プローブ6に代えて局所用プローブ6a, 6bを設けるとともに、位置調整機構7に代えて位置調整機構7a, 7bを備えるようにして、局所用プローブ6a, 6bの位置を個別に調整するようにしても良い。

以上では全身撮影を例に説明しているが、全身でなくとも被検体Pの移動をともなう広範囲な撮影にも本発明を適用できる。あるいは、被検体の移動なしでは撮像できない被検体の離れた複数部位を撮像するような場合にも本発明を適用できる。10

【0050】

(第2の実施形態)

図6は、第2の実施形態に係るMRI装置の構成を示すブロック図である。また、図7および図8は、図6中の受信コイルの移動機構の構成を示す図である。なお、説明の便宜上、図示のようにX, Y, Zの各軸方向を定義する。

【0051】

図6に示すように第2の実施形態のMRI装置は、架台21、寝台22、静磁場磁石23、傾斜磁場コイル24、高周波コイル25、受信コイル26a, 26b, 26c, 26d、第1の移動機構27、第2の移動機構28、測距センサ29、センサ制御部30、傾斜磁場駆動部31、送信部32、移動機構制御部33、受信部34、データ収集部35、計算機36、コンソール37、ディスプレイ38およびシーケンスコントローラ39を具備する。20

【0052】

架台21は図6においてはYZ面で破断した断面を示している。架台21には、静磁場磁石23、傾斜磁場コイル24、高周波コイル25、受信コイル26a, 26b, 26c, 26d、第1の移動機構27、第2の移動機構28および測距センサ29が設けられる。

【0053】

寝台22は、被検体Pを架台21内に搬送する。

【0054】

静磁場磁石23は、被検体Pに一様な静磁場を印加する。傾斜磁場コイル24は、被検体Pに対して傾斜磁場を印加する。高周波コイル25は、被検体Pに高周波磁場を印加する。受信コイル26a～26dは、被検体Pから放射される磁気共鳴信号を受信する。

【0055】

第1の移動機構27は、受信コイル26aをY方向へ移動させる。第2の移動機構28は、受診コイル26aをX方向へ移動させる。測距センサ29は、被検体Pの体厚測定を行う。

【0056】

センサ制御部30は、被検体Pが架台21内に搬送されるのに同期して体厚測定を行うように測距センサ29を制御する。傾斜磁場駆動部31は、傾斜磁場コイル24を駆動する。送信部32は、高周波コイル25に高周波パルスを印加する。移動機構制御部33は、第1の移動機構27および第2の移動機構28の動作を制御する。受信部34は、受信コイル26a～26dで受信された磁気共鳴信号を增幅および検波する。データ収集部35は、受信部34から出力される磁気共鳴信号をA/D変換して収集する。計算機36は、データ収集部35から出力された磁気共鳴信号に基づく画像再構成処理を行う。コンソール37は、計算機36に対して操作者により入力される情報を取り込む。ディスプレイ38は、計算機36の制御の下に各種の情報表示を行う。シーケンスコントローラ39は、傾斜磁場駆動部31、送信部32、移動機構制御部33、受信部34、データ収集部340

、傾斜磁場駆動部31、送信部32、移動機構制御部33、受信部34、データ収集部350

5 および計算機 3 6 を制御する。

【0057】

受信コイル 2 6 a が上側のコイル、受信コイル 2 6 b ~ 2 6 d が下側のコイルとなっている。第 2 の実施形態では、複数の受信コイルが設けられる場合、受信コイル 2 6 a のように、少なくとも一つの受信コイルが上側にセットされて、残りが下側にセットされる。そして、上側のコイルと下側のコイルとがペアとなって信号を検出することで、広い撮像領域を得ることができる。下側に置くコイル数は、必要とされる撮像領域の広さに応じて定めればよい。撮像時、受信コイル 2 6 a は撮像領域の中央に配置される。受信コイル 2 6 a は、移動機構制御部 3 3 の制御の下に被検体 P の体厚に応じて上下動する。受信コイル 2 6 b ~ 2 6 d は、後述する撮像領域指定法により Z 方向の撮像範囲が指定されると、それに応じて受信コイル 2 6 a の下に順次移動する。10

【0058】

架台 2 1 の内部空間はボアと呼ばれる。架台 2 1 には、被検体 P を載置した寝台 2 2 の天板 2 2 a をボアに出し入れするための開口 2 1 a が設けられている。ボアの内壁上面部には、第 2 の移動機構 2 8 が設けられている。

【0059】

また、受信コイル 2 6 a の受信面（被検体 P に対向する面）の裏側に接続された後述する保持手段が、第 1 の移動機構 2 7 の一端に接続される。第 1 の移動機構 2 7 の他端が、第 2 の移動機構 2 8 に取り付けられている。

【0060】

図 7 に示すように、第 1 の移動機構 2 7 は、蛇腹機構 2 7 a を含む。第 1 の移動機構 2 7 は、コンプレッサも含む。コンプレッサが、架台 2 1 内に配置された流入管 2 7 b を介して蛇腹機構 2 7 a に空気を送り込んだり、あるいは蛇腹機構 2 7 a から空気を吸引したりすることにより、蛇腹機構 2 7 a を伸縮させる。蛇腹機構 2 7 a は、その伸縮方向を Y 方向に向けて配置される。なお、第 1 の移動機構 2 7 の Y 方向の移動変位と蛇腹機構 2 7 a 内の圧力値との相関関係を示すデータをデータ収集部 3 5 に格納しておく。そして当該データをシーケンスコントローラ 3 9 が参照して、必要な変位に応じて蛇腹機構 2 7 a 内の気圧を判定する。20

【0061】

第 2 の移動機構 2 8 はレール 2 8 a を備える。レール 2 8 a には、Z 方向に溝 2 8 b が形成されている。矩形に形成された保持部材 4 0 が溝 2 8 b に係合することにより、受信コイル 2 6 a がレール 2 8 a にガイドされて Z 方向に移動可能である。これは、ボア内の撮像位置を変更するための仕組みである。なお保持部材 4 0 は、第 1 の移動機構 2 7 によって受信コイル 2 6 a を Y 方向に移動させるときに溝 2 8 b との係合が解除される構造を有している。30

【0062】

第 2 の移動機構 2 8 は、受信コイル 2 6 a を上記のように Z 方向に移動させるための動力源も備えている。この動力源としては、第 1 の移動機構 2 7 側にモータを設けるようにしてもよいし、第 1 の移動機構 2 7 から離れて配置したモータにより牽引紐を介して受信コイル 2 6 a を動かす機構を設けてもよい。40

【0063】

測距センサ 2 9 は、開口 2 1 a の上部に配置されている。測距センサ 2 9 は例えば、測距用のレーザまたは超音波を用いて天板 2 2 a や被検体 P の体表に反射させることによって測距するセンサを適用することが望ましい。

【0064】

次に、以上のように構成された第 2 の実施形態の M R I 装置の動作について説明する。撮像のためにはまず、寝台 2 2 に載置された被検体 P を架台 2 1 内に送り込む。これは、寝台 2 2 が天板 2 2 a を所定の速度で Z 方向に移動することによる。このときに作業者は、被検体 P の撮像領域が測距センサ 2 9 の真下に位置したときに、作業者がコンソール 3 7 に設けられた測距開始ボタンを押下して開始信号をシーケンスコントローラ 3 9 に送信50

する。つぎに被検体 P の撮像領域が測距センサ 2 9 の真下を通過し終えたときに、作業者がコンソール 3 7 に設けられた測距終了ボタンを押下して終了信号をシーケンスコントローラ 3 9 に送信する。このため、測距開始ボタンおよび測距終了ボタンは、架台 2 1 の横に取り付けておくと都合がよい。

【 0 0 6 5 】

開始信号がシーケンスコントローラ 3 9 に送信されたことを契機として、シーケンスコントローラ 3 9 は、センサ制御部 3 0 に対して体厚測定を開始するよう指示する。この後、終了信号がシーケンスコントローラ 3 9 に送信されたことを契機として、シーケンスコントローラ 3 9 は、センサ制御部 3 0 に対して体厚測定を終了するよう指示する。センサ制御部 3 0 は、上記のように開始が指示された後、上記のように終了が指示されるまでの間に、測距センサ 2 9 に被検体 P の体厚を計測させる。測距センサ 2 9 は、測定によって得られた情報を、センサ制御部 3 0 を介してシーケンスコントローラ 3 9 に送信する。10

【 0 0 6 6 】

そしてボア内に搬送された被検体 P に対して、静磁場磁石 2 3 により一様な静磁場を印加する。このとき、印加された静磁場の向きは Z 方向とする。

【 0 0 6 7 】

次に、移動機構制御部 3 3 は、第 2 の移動機構 2 8 によって、受信コイル 2 6 a を図 8 (a) に示す位置から、図 8 (b) に示すように静磁場磁石 2 3 の中央へ移動させる。この後、撮像領域の開始点に相当する被検体 P の部位が載置されている受信コイルが受信コイル 2 6 a の下方に位置するように寝台 2 2 を移動させる。ここでは、撮像領域の開始点が受信コイル 2 6 b の頭側端であり、終了点が受信コイル 2 6 d の足側端であるとして説明する。すなわちまず、受信コイル 2 6 a の下に受信コイル 2 6 b が位置するように寝台 2 2 を移動させる。20

【 0 0 6 8 】

この後に移動機構制御部 3 3 は、保持部材 4 0 と溝 2 8 b との係合を解除する。移動機構制御部 3 3 はさらに、シーケンスコントローラ 3 9 から送信された Y 方向の移動変位に関する情報に基づいて蛇腹機構 2 7 a 内に空気を出し入れして、図 8 (c) に示すように受信コイル 2 6 a の Y 方向位置を調整し、受信コイル 2 6 a の受信面を被検体 P の体表に近接させる。

【 0 0 6 9 】

この後に傾斜磁場コイル 2 4 は、シーケンスコントローラ 3 9 の制御の下に傾斜磁場駆動部 3 1 によって駆動され、磁場強度が X , Y , Z 方向に関して直線的にそれぞれ変化する傾斜磁場 G_x , G_y , G_z を被検体 P に対して印加する。また、高周波コイル 4 は、シーケンスコントローラ 3 9 の制御の下に送信部 3 2 から高周波パルスが印加されることにより、被検体 P に高周波磁場を印加する。そして、受信コイル 2 6 a および受信コイル 2 6 b を利用して磁気共鳴信号を受信する。30

【 0 0 7 0 】

この後にシーケンスコントローラ 3 9 は、移動機構制御部 3 3 に対して、第 1 の移動機構 2 7 の移動変位に関する情報を送信して受信コイル 2 6 a の移動を指示する。

【 0 0 7 1 】

引き続き寝台 2 2 の移動により、受信コイル 2 6 c を受信コイル 2 6 a の下方に位置させる。この状態で、上記と同様にして受信コイル 2 6 a および受信コイル 2 6 c を利用して磁気共鳴信号を受信する。さらに、受信コイル 2 6 d を受信コイル 2 6 a の下方に位置させる。この状態で、上記と同様にして受信コイル 2 6 a および受信コイル 2 6 d を利用して磁気共鳴信号を受信する。これにより、受信コイル 2 6 b ~ 2 6 d の位置にわたる広い領域の磁気共鳴信号を取得できることになる。そして受信コイル 2 6 b ~ 2 6 d のそれぞれの位置における被検体 P の体厚に応じて受信コイル 2 6 a が上下動するために、被検体 P に受信コイル 2 6 a が近接し、いずれの位置においても良好に磁気共鳴信号を得ることができる。40

【 0 0 7 2 】

受信コイル 26a ~ 26d でそれぞれ受信された磁気共鳴信号は、受信部 34 で増幅および検波された後、A / D 変換され、シーケンスコントローラ 39 の制御の下にデータ収集部 35 へと送られる。そして、データ収集部 35 では、シーケンスコントローラ 39 の制御の下に磁気共鳴信号を収集し、記憶する。データ収集部 35 は、シーケンスコントローラ 39 の制御の下に、記憶している磁気共鳴信号を計算機 36 に送る。計算機 36 は、シーケンスコントローラ 39 の制御の下に、データ収集部 35 から送られた磁気共鳴信号に基づく画像再構成を行う。計算機 36 により再構成された画像は、ディスプレイ 38 により表示される。

【0073】

この第2の実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

10

以上に説明した具体例では、撮像したい領域の端部が受信コイル 26b ~ 26d のコイル端と合っていたが、合わない場合もあり得る。このような場合には例えば、受信コイル 26a に対して、受信コイル 26b および受信コイル 26c の両方の受信コイルに跨る撮像をすることになる場合には、受信コイル 26a, 26b, 26c を利用して磁気共鳴信号を受信すればよい。受信コイル 26b ~ 26d が予め寝台 22 に固定されているのであれば、撮像開始点および撮像終了点が指定された時点で、受信コイル 26b ~ 26d のどの組合せで何回に分けて画像データを収集すべきか適宜計画すればよい。

【0074】

第2の移動機構 28 は省略することもできる。この場合には、受信コイル 26a は、Z 方向に対して固定される。そこで、開始信号が測距センサ 29 に送信されたことを契機に、寝台 22 上における被検体 P の撮像部位を特定する。そして、当該撮像部位が受信コイル 26a の真下に来るよう寝台 22 の Z 方向の変位を制御すればよい。

20

【0075】

この第2の実施形態を変形して、図 9 に示すような構成としてもよい。すなわち、受信コイル 26a を架台 21 内で移動させる機構を、L 字型の支持具 41 を用いるものに変更する。支持具 41 の一端に受信コイル 26a が取り付けられる。支持具 41 の他端を、架台 21 の外側に取り付けられる。そして架台 21 の側に設けた動力源により支持具 41 を移動させて、受信コイル 26a を移動させる。

【0076】

受信コイル 26a を取り外し可能とし、プローブのような態様で検者が使用できるようにしてもよい。また、受信コイル 26a, 26b, 26c, 26d をそれぞれ、1 つのユニットに複数のコイルを有するアレイコイルとしてもよい。

30

【0077】

寝台 22 に天板 22a を上下動させる第3の移動機構を備えてもよい。被検体 P が小さいかまたは体厚が少ない場合に、受信コイル 26a を被検体 P に対して大きく移動させる必要が生じる。これは、磁場磁石の好適な撮像領域である磁石中心から撮像領域を下げすぎることになり、感度が低下することになる。しかし、上述のような第3の移動機構を利用すれば、受信コイル 26a の移動量を小さく抑えることができ、上記のような不具合を解消することができる。

【0078】

40

受信コイル 26b ~ 26d を利用せずに、受信コイル 26a のみにより磁気共鳴信号の受信を行うことも可能である。

【0079】

測距センサ 29 は、受信コイル 26a に取り付けるようにしても良い。この場合、まず被検体 P の撮影部位を受信コイル 26a に対向させるように、天板 22a を移動させる。この後、受信コイル 26a から被検体 P までの距離を測距センサ 29 で測定する。そしてこの測定結果に基づいて、受信コイル 26a を上下動させれば良い。なおこの場合、測距センサ 29 の取り付け位置は、受信コイル 26a の受信感度を低下させないように十分に考慮して定めるべきである。また測距センサ 29 は、アルミなどの電波シールド材によりシールドしておくことが望ましい。また測距センサ 29 により測距するタイミングは、撮

50

像のためのパルスシーケンスが実行されていない期間、もしくは信号受信の期間外とすることが望ましい。

【0080】

(第3の実施形態)

図10は第3の実施形態に係るMRI装置の構成を示す図である。なお、説明の便宜上、図示のようにX, Y, Zの各軸方向を定義する。

図10に示すように第3の実施形態のMRI装置は、架台51、寝台52、受信コイル53, 54、ワイヤ55、滑車56, 57、巻き上げ装置58、センサ59および制御部60を具備する。

【0081】

架台51は図10においてはYZ面で破断した断面を示している。架台51には、静磁場磁石、傾斜磁場コイルおよび高周波コイルなどが設けられるが、これらの図示は省略している。第3の実施形態に係るMRI装置は、この他にも撮像を行うための周知の各種の要素を具備しているが、図10では特徴的な要素のみを図示し、他の要素は図示を省略している。

【0082】

寝台52は、上天板52aおよび下天板52bからなる二重式の天板を備える。寝台52は、上天板52aをZ方向に移動させることにより、上天板52aに載置される被検体Pを架台51の内部空間に搬送する。上天板52aと下天板52bとの間には空隙を有し、この空隙内にRFコイル53が配置されている。全身スキャン時には、上天板52aが移動し、下天板52bは移動しない。すなわち、上天板52aに載置された被検体PがRFコイル53, 54の間を搬送される。

【0083】

RFコイル53は、マルチタイプの受信用コイルである。RFコイル53は、被検体Pから放射される磁気共鳴信号を受信する。

【0084】

RFコイル54は、マルチタイプの受信用コイルである。RFコイル54は、架台51の内部空間に配置される。RFコイル54には、ワイヤ55の一端が接続される。ワイヤ55の他端は、滑車56, 57によって架台51の外部に導かれ、巻き上げ装置58に接続されている。そしてRFコイル54は、ワイヤ55により吊り下げられた状態となっている。なお、滑車56, 57は、支持部材により架台51に取り付けられている。

【0085】

巻き上げ装置58は、ワイヤ55を巻き取ったり、あるいは繰り出したりすることにより、RFコイル54をY方向へ移動させる。

【0086】

センサ59は、RFコイル54に固定されており、RFコイル54とともに移動する。センサ59は、RFコイル54と被検体Pの近接状態を検知する。

【0087】

制御部60は、センサ59の出力を参照しながら、RFコイル54を被検体Pに近接させるように巻き上げ装置58を制御する。

【0088】

図11は図10中の制御部60の詳細構成を示す図である。

制御部60は、超音波駆動部60a、マルチプレクサ60b、受信部60cおよび巻き上げ駆動部60dを具備する。この構成は、センサ59として超音波振動子59aを用いる場合のものである。

【0089】

超音波駆動部60aは、超音波振動子59aに超音波を送信させるための送信信号を出力する。マルチプレクサ60bは、超音波駆動部60aが出力する送信信号を超音波振動子59aに出力する。マルチプレクサ60bは、超音波振動子59aが出力する信号を受信部60cへ出力する。受信部60cは、マルチプレクサ60bを介して入力される超音

10

20

30

40

50

波振動子 59a の出力信号に基づいて、RFコイル 54 と被検体 P との距離が既定距離以下であるか否かを判定し、上記既定距離以下となった時に検出信号を巻き上げ駆動部 60d へ出力する。巻き上げ駆動部 60d は、上記の検出信号と、計算機システムから送られる制御信号とに基づいて巻き上げ装置 58 を駆動する。

【0090】

次に以上のように構成されたMRI装置の動作について説明する。なお、再構成画像を得るための動作は第1の実施形態や第2の実施形態と同様で良いので、その説明は省略する。そしてここでは、RFコイル 54 の位置制御について説明する。

【0091】

RFコイル 53, 54 の受信範囲に相当する部位の撮像を行う毎に、上天板 52a により被検体 P を移動させることを繰り返す。 10

【0092】

さて、上天板 52a を移動させる前には、巻き上げ駆動部 60d に制御信号によって引き上げ指示が与えられる。これに応じて巻き上げ駆動部 60d は、RFコイル 54 を十分に上昇させるべく、ワイヤ 55 を巻き取るように巻き上げ装置 58 を駆動する。このようにして RFコイル 54 を被検体 P から引き離した後に、上天板 52a が移動される。

【0093】

上天板 52a の移動が終了したならば、巻き上げ駆動部 60d に制御信号によって近接指示が与えられる。これに応じて巻き上げ駆動部 60d は、ワイヤ 55 を送り出すように巻き上げ装置 58 を駆動する。 20

【0094】

さて、巻き上げ装置 58 がワイヤを送り出すと、RFコイル 54 は降下し、被検体 P に近接して行く。このとき、超音波駆動部 60a は、送信信号を間欠的に出力し、超音波振動子 59a から超音波を送信させる。そして被検体 P により反射されて超音波振動子 59a により受信された信号を受信部 60c で受信する。受信部 60c は、超音波振動子 59a から超音波が送信されてから、その反射信号が受信されるまでの遅延時間が、既定距離に相当する既定時間以下になったか否かを判定する。なお既定時間は、予め計算により定めておいても良いし、例えばファントム等で測定して、キャリブレーションする様にしても良い。受信部 60c は、上記の遅延時間が規定時間以下になったならば検出信号を出力する。巻き上げ駆動部 60d は、受信部 60c から検出信号が出力されると、巻き上げ装置 58 を停止させる。 30

【0095】

すなわち制御部 60 は、RFコイル 54 が既定距離まで被検体 P に近接したならば、RFコイル 54 の移動を停止させる。そしてこの後に、RFコイル 53, 54 により磁気共鳴信号を受信する。

【0096】

以上のように第3の実施形態によれば、被検体 P を移動させて撮像部位を変更しながら、それぞれの撮像部位に対する距離が既定距離となるように RFコイル 54 が移動される。そして RFコイル 53, 54 により磁気共鳴信号を受信することで撮像が行われる。 40

【0097】

この結果、RFコイル 54 の特徴を十分に生かして高品質に撮像することが可能である。また、RFコイル 54 を被検体 P に装着しないので、被検体 P に余計な負担を掛けることがない。

【0098】

なお、超音波振動子 59a の取り付け位置は、RFコイル 54 の性能に影響しない様、各エレメント内に来ない様に配置することが望ましい。また、超音波振動子 59a は、アルミ等の電波シールド材によりシールドしておくことが望ましい。超音波の送・受信に用いる周波数は、空気中での減衰が少なくなる様、比較的低い周波数を用いる。超音波の送・受信のタイミングは、MRIのパルスシーケンスが実行されていない期間とするか、もしくはパルスシーケンス実行中であっても信号受信の期間を外す様にする。 50

【0099】

この第3の実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

図12は図10中の制御部60の別の構成を示す図である。なお、図11と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

図12に示す制御部60は、巻き上げ駆動部60d、レーザ駆動部60eおよび受信部60fを具備する。この構成は、センサ59をレーザ発振器59bおよび受光器59cにより構成する場合のものである。

【0100】

レーザ駆動部60eは、レーザ発振器59bにレーザを発振させるための送信信号を出力する。受信部60fは、受信部60cは、受光器59cの出力信号に基づいて、RFコイル54と被検体Pとの距離が既定距離以下であるか否かを判定し、上記既定距離以下となつた時に検出信号を巻き上げ駆動部60dへ出力する。10

【0101】

この図12に示す構成においては、被検体Pにレーザ光を照射した際に被検体Pから反射する光の強度に基づいて、RFコイル54が被検体Pに近接したことを検出する。

【0102】

なお、被検体Pには、レーザ光の反射効率を高めるシートを貼付するか、塗料等を塗布しておくようにしても良い。レーザ光に代えて、赤外光などの他の光を利用しても良い。また、レーザ光は連続でなくても良く、MRIのデータ収集の妨げにならない時期に、断続的に送受する。20

【0103】

図13(a)は図10中の制御部60の別の構成を示す図である。なお、図11と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

図13(a)に示す制御部60は、巻き上げ駆動部60dおよび受信部60gを具備する。この構成は、センサ59を圧力センサ59dおよび圧力探査針59eにより構成する場合のものである。圧力探査針59eは、被検体Pに接触して圧力を圧力センサ59dに伝える。

【0104】

受信部60gは、圧力センサ59dの出力信号に基づいて、RFコイル54と被検体Pとの距離が既定距離以下であるか否かを判定し、上記既定距離以下となつた時に検出信号を巻き上げ駆動部60dへ出力する。30

【0105】

この図13(a)に示す構成においては、被検体Pに圧力探査針59eが接触した際に圧力センサ59dに伝わる圧力に基づいて、RFコイル54が被検体Pに近接したことを検出する。そして受信部60gは、圧力センサ59dにより一定値以上の圧力が感知されたときに検出信号を出力する。

【0106】

圧力センサ59dは、図13(b)に示すように、RFコイル54に取り付けた支持部材59fの先端に取り付け、圧力センサ59dが被検体Pに接触するようにしても良い。なお、圧力探査針59eは、面状としたり、複数針を用いる様にしても良い。また、圧力センサ59dを、複数箇所に設置する様にしても良い。圧力センサ59dは、面状(シート状)としたり、RFコイル54のエレメント部を避けるグリッド状等にしても良い。40

【0107】

図14は図10中の制御部60の別の構成を示す図である。なお、図11と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

図14に示す制御部60は、巻き上げ駆動部60dおよび判定部60hを具備する。この構成は、センサ59をマイクロスイッチ59gおよび探査針59hにより構成する場合のものである。探査針59hは、被検体Pに接触した際に変位してマイクロスイッチ59gをONする。

【0108】1020304050

判定部 60 h は、マイクロスイッチ 59 g の出力信号に基づいて、R F コイル 54 と被検体 P との距離が既定距離以下であるか否かを判定し、上記既定距離以下となつた時に検出信号を巻き上げ駆動部 60 d へ出力する。

【0109】

この図 14 に示す構成においては、被検体 P に探査針 59 h が接触したことによってマイクロスイッチ 59 g がON したことに基づいて、R F コイル 54 が被検体 P に近接したこと検出する。

【0110】

なお、本発明は上記実施形態そのままで限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成を示す図。

【図 2】図 1 中の高周波コイル 4 およびその内側を図 1 の左側から見た様子を示す図。

【図 3】制御部 10 g の処理手順を示すフローチャート。

【図 4】位置制御の下での局所用プローブ 6 の位置の変化の一例を示す図。

【図 5】局部用プローブおよび位置調整機構の配置の変形例を示す図。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に係るM R I 装置の構成を示すブロック図。

【図 7】図 6 中の受信コイルの移動機構の構成を示す図。

【図 8】図 6 中の受信コイルの移動機構を示す図。

【図 9】受信コイルの移動機構の変形構成例を示す図。

【図 10】第 3 の実施形態に係るM R I 装置の構成を示す図である。

【図 11】図 10 中の制御部 60 の詳細構成を示す図である。

【図 12】図 10 中の制御部 60 の別の構成を示す図である。

【図 13】図 10 中の制御部 60 の別の構成を示す図である。

【図 14】図 10 中の制御部 60 の別の構成を示す図である。

【符号の説明】

【0112】

1 ... 静磁場磁石、 2 ... 傾斜磁場コイル、 3 ... 傾斜磁場電源、 4 , 25 ... 高周波コイル、
 5 , 32 ... 送信部、 6 , 6a , 6b ... 局所用プローブ、 7 , 7a , 7b ... 位置調整機構、
 8 ... 受信部、 9 ... 寝台制御部、 10 ... 計算機システム、 21 ... 架台、 21a ... 開口、 C ,
 22 , 34 ... 寝台、 22a ... 天板、 23 ... 静磁場磁石、 24 ... 傾斜磁場コイル、 26a ,
 26b , 26c , 26d ... 受信コイル、 27 ... 第 1 の移動機構、 28 ... 第 2 の移動機構、
 29 ... 測距センサ、 30 ... センサ制御部、 31 ... 傾斜磁場駆動部、 33 ... 移動機構制御部
 、 35 ... データ収集部、 36 ... 計算機、 37 ... コンソール、 38 ... ディスプレイ、 39 ...
 シーケンスコントローラ、 40 ... 保持部材、 41 ... 支持具、 51 ... 架台、 52 ... 寝台、 5
 2b ... 下天板、 52a ... 上天板、 53 , 54 ... コイル、 55 ... ワイヤ、 56 , 57 ... 滑車
 、 58 ... 巻き上げ装置、 59 ... センサ、 59a ... 超音波振動子、 59b ... レーザ発振器、
 59c ... 受光器、 59d ... 圧力センサ、 59e ... 圧力探査針、 59f ... 支持部材、 59g ...
 マイクロスイッチ、 59h ... 探査針、 60 ... 制御部、 60a ... 超音波駆動部、 60b ...
 マルチプレクサ、 60c , 60f , 60g ... 受信部、 60d ... 巻き上げ駆動部、 60e ...
 レーザ駆動部、 60h ... 判定部。

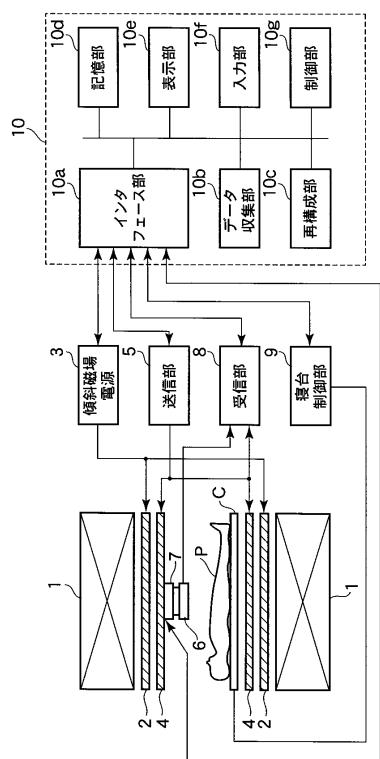
10

20

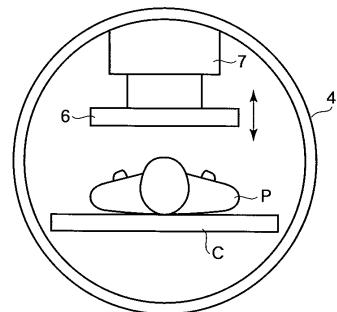
30

40

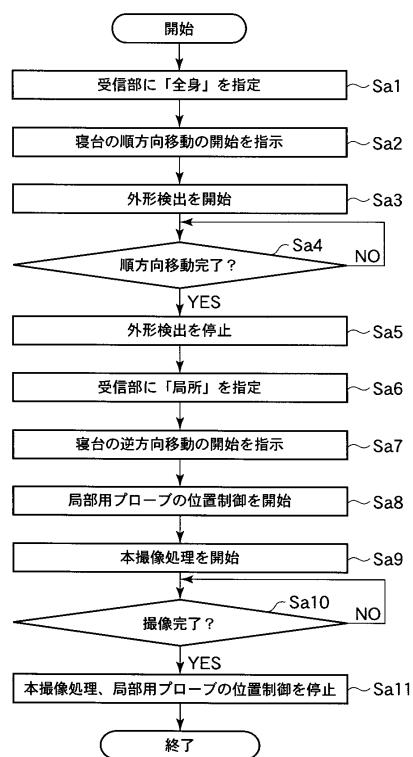
【図1】



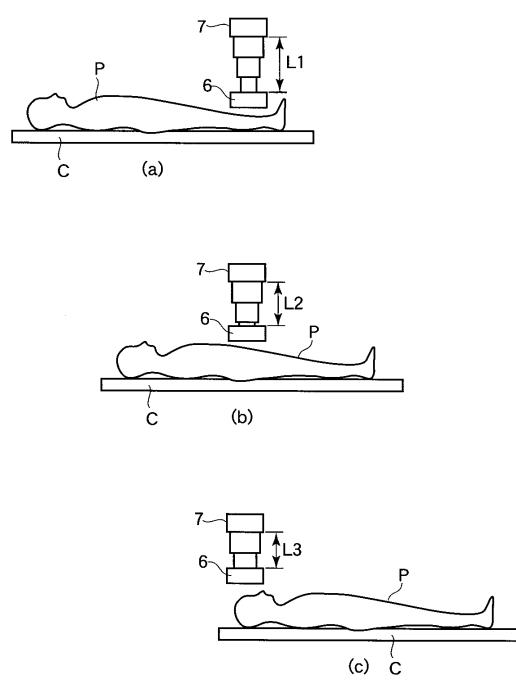
【図2】



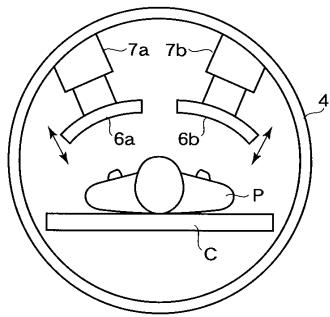
【図3】



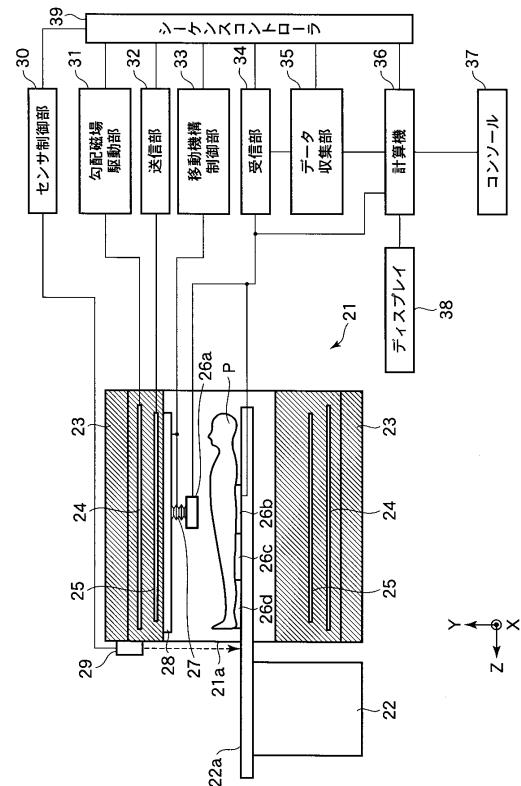
【図4】



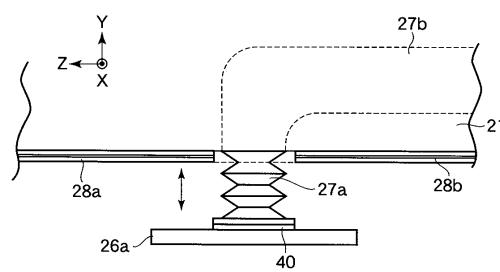
【図5】



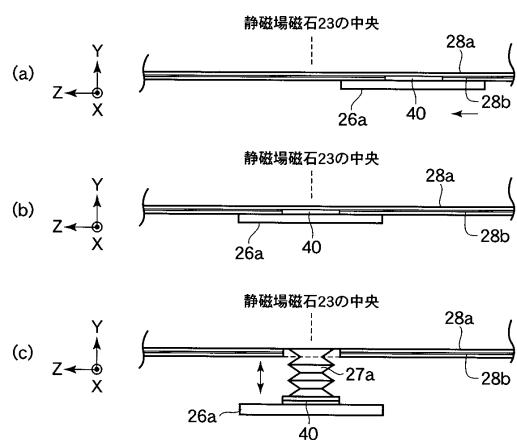
【図6】



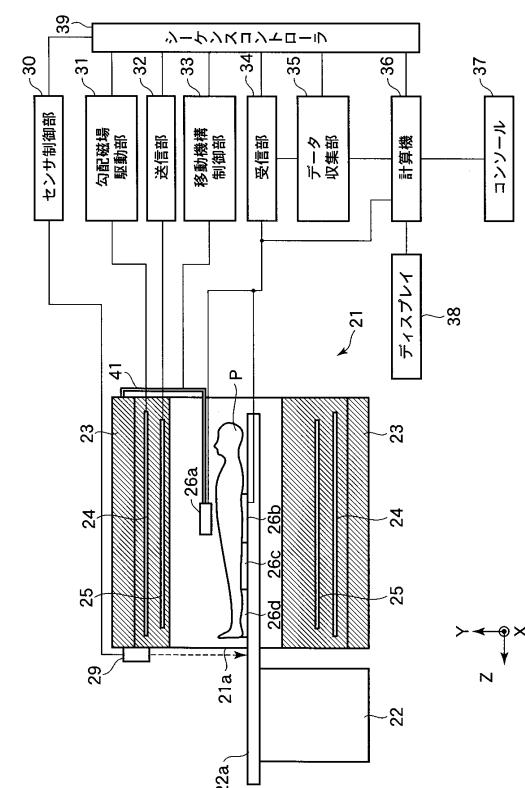
【図7】



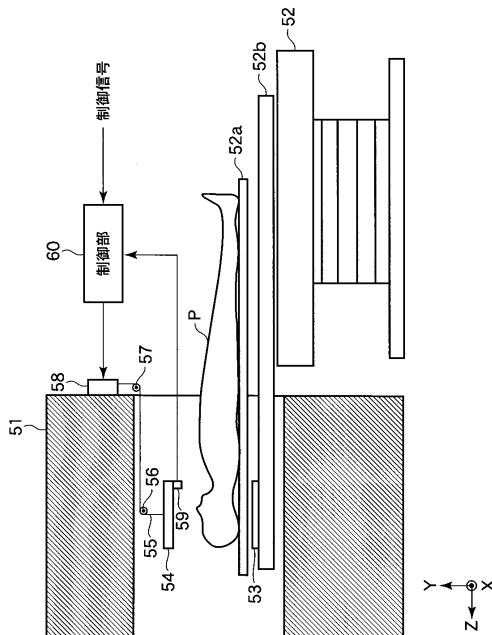
【図8】



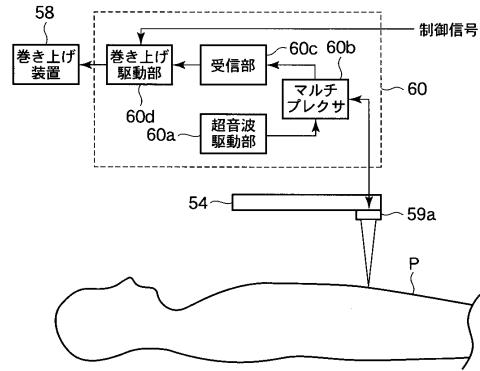
【図9】



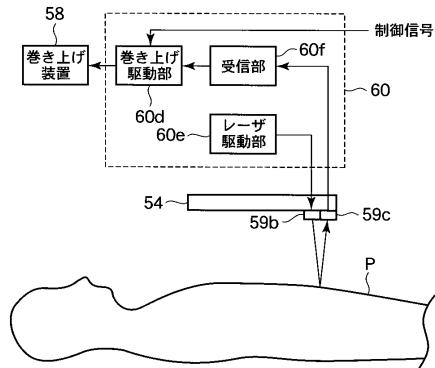
【図10】



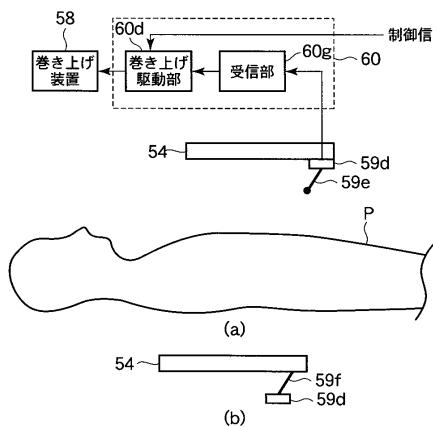
【図11】



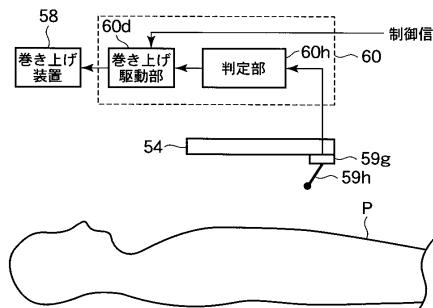
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(72)発明者 安原 康毅
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本社内
(72)発明者 岡本 和也
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本社内
(72)発明者 山中 正昭
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本社内
(72)発明者 石井 學
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
(72)発明者 五十嵐 勉
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
(72)発明者 久原 重英
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本社内

審査官 田中 洋介

(56)参考文献 特開平07-143974(JP,A)
特開2001-340332(JP,A)
特開平10-192273(JP,A)
特開2001-095777(JP,A)
特開平05-123310(JP,A)
特開昭62-299247(JP,A)
特開2000-107152(JP,A)
特許第2615160(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055
G 01 R 33 / 20 - 33 / 64
G 01 N 24 / 00 - 24 / 14
J M E D P l u s (J D r e a m I I)
J S T P l u s (J D r e a m I I)