

(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2004-201977

(P2004-201977A)

(43) 公開日 平成16年7月22日(2004.7.22)

(51) Int.Cl.⁷A61B 5/055
G01R 33/48

F I

A61B 5/05 370
G01N 24/08 510Y

テーマコード (参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2002-375402 (P2002-375402)
(22) 出願日 平成14年12月25日 (2002.12.25)(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000

(74) 代理人 100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者 北川 誠一

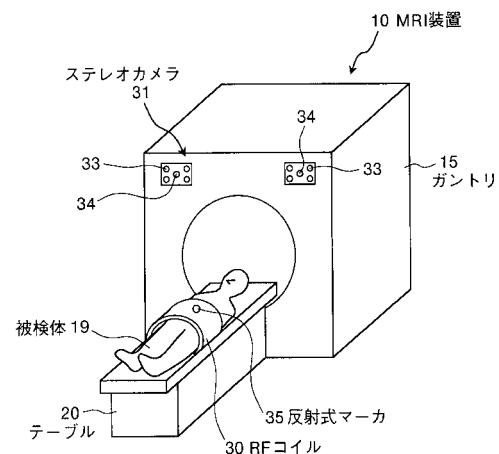
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会
社内Fターム(参考) 4C096 AA20 AB36 AB50 AD18 AD24
EA04 EB08

(54) 【発明の名称】 MRI装置

(57) 【要約】

【課題】 撮像対象部位を磁場中心に対して容易且つ、正
確に合わせることができるMRI装置を提供する。【解決手段】 MRI装置の前面部には、赤外線送信手段
および位置検出用受信手段とを有するステレオカメラを
備え、RFコイルには、赤外線送信手段からの赤外線を
反射し、その赤外線を位置検出用受信手段に受信させる
少なくとも1個の反射式マーカを備えており、この1個
の反射式マーカとステレオカメラにより被検体の撮像対
象部位を3次元空間座標として検出し、この撮像対象部
位を磁場中心に対して正確に一致させる位置決めをおこ
なう。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

勾配磁場を発生する勾配磁場発生手段と、静磁場を発生する静磁場発生手段とからなるマグネットアセンブリと、当該静磁場中に載置された被検体に対して所定の電磁波を照射する照射コイルとを備え、前記被検体に装着された R F コイルを介して被検体の撮像対象部位から放出される磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成する M R I 装置において、

前記被検体が前記マグネットアセンブリ内に挿入される挿入口が存在する当該 M R I 装置本体の前面部に赤外線送信手段および位置検出用受信手段とを有するステレオカメラが備えられ、

前記 R F コイルには、前記赤外線送信手段からの赤外線を反射させてその赤外線を前記位置検出用受信手段に受信させる少なくとも 1 個の反射式マーカが備えられていることを特徴とする M R I 装置。

10

【請求項 2】

前記赤外線送信手段と前記反射式マーカとの離隔距離および前記撮像対象部位に対応する 3 次元位置を算出する 3 次元位置検出手段をさらに備え、当該 3 次元位置検出手段により算出された離隔距離および 3 次元位置に基づいて、前記被検体の撮像対象部位を前記マグネットアセンブリの磁場中心に一致させることを特徴とする請求項 1 に記載の M R I 装置。

【請求項 3】

前記 3 次元位置検出手段は、前記反射式マーカに対する位置検出にともなって、前記 R F コイルの中心位置を検出する機能をさらに備えるとともに、前記撮像対象部位に対応する 3 次元空間座標を検出することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の M R I 装置。

20

【請求項 4】

前記反射式マーカは、球体状の反射式マーカであることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の M R I 装置。

【請求項 5】

勾配磁場を発生する勾配磁場発生手段と、静磁場を発生する静磁場発生手段とからなるマグネットアセンブリと、当該静磁場中に載置された被検体に対して所定の電磁波を照射する照射コイルとを備え、R F コイルを介して被検体の撮像対象部位から放出される磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成する M R I 装置において、

赤外線を送信自在な赤外線送信手段を内部に有する自光式マーカ手段を備え、当該自光式マーカ手段による前記被検体に対する複数の測定ポイントに基づいて、前記被検体の撮像対象部位に対応する 3 次元空間座標を検出することを特徴とする M R I 装置。

30

【請求項 6】

前記自光式マーカ手段は、撮影者が把持する把持部と被検体に当接させる当接部とを備え、当該当接部は球体状に構成されるとともに、前記把持部の内部には被検体の測定ポイントとの当接時に赤外線送信手段による赤外線を送信する接触検知スイッチとをさらに備えることを特徴とする請求項 5 に記載の M R I 装置。

【請求項 7】

前記自光式マーカ手段による被検体に対する測定は、少なくとも 2 ~ 4 箇所の測定ポイントに基づいておこなうことを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の M R I 装置。

40

【請求項 8】

前記ステレオカメラの位置検出用受信手段は C M O S センサであることを特徴とする請求項 1 ~ 7 いずれか一つに記載の M R I 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、静磁場中に載置された被検体に装着した R F コイルに対して所定の周波数の電磁波を照射する照射コイルと、被検体が放出する磁気共鳴信号を受信することにより磁

50

気共鳴イメージを撮影するMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に関し、特に、被検体の撮像対象部位を磁場の中心位置 (スキャンセンター) に対して確実に位置決めすることができる磁気共鳴イメージング装置における位置決め方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来から、核磁気共鳴現象を用いて撮影対象物の内部構造を画像化する磁気共鳴イメージング装置 (以下、「MRI装置」と言う) が知られている。核磁気共鳴現象は生体に対して無害であるため、MRI装置は、特に医療用として有用であり、全身の精密検査や脳腫瘍の診断などに用いられている。

10

【0003】

この核磁気共鳴現象とは、一様な静磁場が印加された物体において、物体を構成する原子の原子核のスピン方向が揃い、静磁場の強度に比例した周波数 (以下、『共鳴周波数』と称する) の電磁波を吸収、放出する現象である。MRI装置は、特定の核種 (主に水素原子) に対して核磁気共鳴現象を利用することで、撮影対象物の任意の断層面を任意の厚さで画像化することができる。

【0004】

核磁気共鳴現象を用いて撮影対象物の内部構造を画像化する場合、位置情報を調べるために、静磁場とは別に空間的および時間的に変動する勾配磁場を撮影対象物に対して印加する。このように撮像対象部位に勾配磁場を印加することによって、撮影対象物に印加される磁場は場所によって異なることとなり、撮影対象物を構成する各原子の共鳴周波数は場所によって変化する。

20

【0005】

したがって、勾配磁場を印加して共鳴周波数を調べることで、撮影対象物のどの位置にどのような原子が存在するかを知ることができる。具体的には、一様な静磁場に置かれた被検体に対して、所定のパルスシーケンスで高周波磁場、傾斜磁場を印加させ、この印加により発生した磁気共鳴信号を受信し、この磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成することができる。

【0006】

ここで、MRI装置による撮影をおこなう場合には、マグネットアセンブリ内における磁場強度の均一な領域 (マグネットセンターである磁場中心) に被検体の撮像対象部位を一致させることが重要となるため、RFコイルの感度中心 (中心位置) をMRI装置に認識させるための位置決めが必要となる。ここで、RFコイルの中心位置 (感度中心) は、被検体の撮像対象部位となる。

30

【0007】

通常、MRI装置にはテーブルに載置された被検体にレーザー光やハロゲン光などの光束を照射して、被検体の位置決めをおこなうポジショニングライト (Positioning Light) が設けられている。具体的には、ポジショニングライトが交差する点とRFコイルの中心部 (感度中心) とが一致するまで、被検体の位置を移動させ、一致した部位に目印 (ランドマーク) を付けて、この位置を磁場中心に一致させて撮影をおこなうものとなる。

40

【0008】

すなわち、まず、前準備としてテーブルのクレードル上に載置された被検体の撮像対象部位にRFコイルを装着するとともに、MRI装置の装置本体に設けられた位置決め用のポジショニングライトやレーザー光を点灯させる。次いで、ポジショニングライトの照射位置と被検体に装着されたRFコイルの感度中心 (撮像対象部位) とが一致するようにテーブルを移動させる。

【0009】

ここで、ポジショニングライトからマグネットアセンブリにおける磁場中心との距離は、予め固定された数値であるため、この距離だけテーブルの位置を移動させることにより、

50

被検体の撮像対象部位を磁場中心に一致させることができる（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 1 0 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 1 - 7 8 9 8 0 号公報

【 0 0 1 1 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来技術における M R I 装置での位置決め方法の場合には、以下のような問題があった。すなわち、前述したように、従来では、ポジショニングライトやレーザ光の照射位置と R F コイル中心位置（感度中心）とを目視による確認で合わせていたが、この肉眼による位置合わせは視認性の観点から手間がかかるうえ、撮影をおこなう操作者は、無理な姿勢で位置決め作業をおこなわなければならないという不具合があった。

【 0 0 1 2 】

また、位置決めが不正確であった場合には、コントラストが適正（均一）で分解能が高い良好な撮影画像を取得できなくなるという問題がある。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記従来技術の欠点に鑑みてなされたものであって、位置決め用のポジショニングライトなどを使用することなく、被検体の撮像対象部位をマグネットアセンブリの磁場中心に対して正確に合わせることができる磁気共鳴イメージング装置における位置決め方法を提供することを目的とする。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、第 1 の観点にかかる発明は、勾配磁場を発生する勾配磁場発生手段と、静磁場を発生する静磁場発生手段とからなるマグネットアセンブリと、当該静磁場中に載置された被検体に対して所定の電磁波を照射する照射コイルとを備え、前記被検体に装着された R F コイルを介して被検体の撮像対象部位から放出される磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成する M R I 装置において、前記被検体が前記マグネットアセンブリ内に挿入される挿入口が存在する当該 M R I 装置本体の前面部に赤外線送信手段および位置検出用受信手段とを有するステレオカメラが備えられ、前記 R F コイルには、前記赤外線送信手段からの赤外線を反射させてその赤外線を前記位置検出用受信手段に受信させる少なくとも 1 個の反射式マーカが備えられていることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

この第 1 の観点にかかる発明によれば、ステレオカメラの赤外線送信手段から R F コイルに備えられた 1 個の反射式マーカに対して、赤外線が送信され、この信号は、位置検出用受信手段により受信されて、被検体の撮像対象部位を M R I 装置に認識させることができる。

【 0 0 1 6 】

第 2 の観点にかかる発明は、第 1 の観点にかかる発明において、前記赤外線送信手段と前記反射式マーカとの離隔距離および前記撮像部位に対応する 3 次元位置検出手段をさらに備え、当該 3 次元位置検出手段により算出された離隔距離および 3 次元位置に基づいて、前記被検体の撮像対象部位を前記マグネットアセンブリの磁場中心に一致させることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

この第 2 の観点にかかる発明によれば、第 1 の観点にかかる発明において、赤外線送信手段と前記反射式マーカとの離隔距離は 3 次元位置検出手段により算出され、この 3 次元位置検出手段により算出された離隔距離に基づいて、被検体の撮像対象部位をマグネットアセンブリの磁場中心に一致させることができる。

【 0 0 1 8 】

第 3 の観点にかかる発明は、第 1、2 の観点にかかる発明において、前記 3 次元位置検出手段は、前記反射式マーカに対する位置検出にともなって、前記 R F コイルの中心位置を検出する機能をさらに備えるとともに、前記被検体の撮像対象部位に対応する 3 次元空間座標を検出することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

この第 3 の観点にかかる発明によれば、前記 3 次元位置検出手段は、前記反射マーカの位置検出にともなって、前記 R F コイルの中心位置を検出するとともに、前記被検体の撮像対象部位に関する 3 次元空間座標を検出する。

【 0 0 2 0 】

第 4 の観点にかかる発明は、第 1 ~ 3 の観点の何れか一つにかかる発明において、前記反射式マーカは、球体状の反射式マーカにより構成されていることを特徴とする。 10

【 0 0 2 1 】

この第 4 の観点にかかる発明によれば、前記反射式マーカは、球体状の反射式マーカにより構成されている。

【 0 0 2 2 】

第 5 の観点にかかる発明は、勾配磁場を発生する勾配磁場発生手段と、静磁場を発生する静磁場発生手段とからなるマグネットアセンブリと、当該静磁場中に載置された被検体に対して所定の電磁波を照射する照射コイルとを備え、R F コイルを介して被検体の撮像対象部位から放出される磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成する磁気共鳴イメージング装置において、赤外線を送信自在な赤外線送信手段を内部に有する自光式マーカ手段を備え、当該自光式マーカ手段による被検体に対する測定ポイントに基づいて、前記被検体の撮像対象部位に対応する 3 次元空間座標を検出することを特徴とする。 20

【 0 0 2 3 】

この第 5 の観点にかかる発明によれば、被検体に装着された R F コイルを介して被検体の撮像対象部位から放出される磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴イメージを作成する磁気共鳴イメージング装置において、赤外線を送信自在な赤外線送信手段を内部に有する自光式マーカ手段を備え、自光式マーカ手段による被検体に対する測定ポイントに基づいて、前記被検体の撮像対象部位に対応する 3 次元空間座標を検出することを特徴とする。

【 0 0 2 4 】

第 6 の観点にかかる発明は、第 5 の観点にかかる発明において、前記自光式マーカ手段は、撮影者が把持する把持部と被検体に当接させる当接部とを備え、当該当接部は球体状に構成されるとともに、前記把持部の内部には被検体の測定ポイントとの当接時に赤外線送信手段による赤外線を送信する接触検知スイッチとをさらに備えることを特徴とする。 30

【 0 0 2 5 】

この第 6 の観点にかかる発明によれば、前記自光式マーカ手段は、撮影者が把持する把持部と被検体に当接させる球体状の当接部と、把持部の内部には被検体の測定ポイントとの当接を検知する接触検知スイッチとをさらに備え、被検体の測定ポイントとの当接時に接触検知スイッチが作動し赤外線送信手段から赤外線をステレオカメラに対して送信することができる。

【 0 0 2 6 】

第 7 の観点にかかる発明は、第 5、6 の観点にかかる発明において、前記自光式マーカ手段による被検体に対する測定は、少なくとも 2 ~ 4 箇所の測定ポイントに基づいておこなうことを特徴とする。 40

【 0 0 2 7 】

この第 7 の観点にかかる発明によれば、前記自光式マーカ手段による被検体に対する測定ポイントによる測定は、少なくとも 2 ~ 4 箇所の範囲でおこなうので、ステレオカメラにより撮像対象部位の 3 次元座標を精度よく検出することができる。

【 0 0 2 8 】

第 8 の観点にかかる発明は、第 1 ~ 7 の観点の何れか一つにかかる発明において、前記ステレオカメラの位置検出用受信手段は C M O S センサであることを特徴とする。 50

【 0 0 2 9 】

この第 8 の観点にかかる発明によれば、ステレオカメラの位置検出用受信手段は C M O S センサにより構成されている。

【 0 0 3 0 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態にかかる磁気共鳴イメージング装置について詳細に説明する。

【 0 0 3 1 】

(実施の形態 1)

図 1 は、M R I 装置と被検体との位置構成を示す斜視図である。本例では、被検体に装着される R F コイルには複数個の反射式マーカが取り付けられている。また、図 2 は、本発明で使用するステレオカメラを示す正面図、図 3 (a)、(b) は、R F コイル上の反射式マーカを示す斜視図および正面図、図 4 は、本発明にかかる M R I 装置の内部構成および機能ブロックの概要を示す図である。M R I 装置による M R I 撮影は、M R I 装置が設置されたスキャンルームに隣接した撮影室で撮影者が操作用コンソールを操作することによりおこなわれる。

【 0 0 3 2 】

ここで、本発明の特徴は、M R I 撮影の基準となる基準面および被検体の撮像対象部位の 3 次元空間座標を検出するため、ステレオカメラ 3 1 により R F コイル 3 0 に設けられた反射式マーカ 3 5 の位置 (撮像対象部位) を M R I 装置 1 0 に認識させることにある。具体的には、テーブル 2 0 の位置を基準とした座標系の座標値から、断層撮影の基準となる撮像対象部位の大きさ (サイズ) および傾きなどを把握することができる。そして、ステレオカメラ 3 1 により検出された 3 次元空間座標に基づいて、被検体 1 9 を搬送するテーブル 2 0 の移動量および移動位置 (軸方向位置、左右位置) を制御して撮影対象部を磁場の中心位置 (図 4 の A 点) に正確に一致させることにある。

【 0 0 3 3 】

このため、図 1 に示すように M R I 装置 1 0 のガントリ 1 5 であるボア (B o r e) を構成する前面部であって、R F コイル 3 0 と対向する位置にはステレオカメラ 3 1 が備えられている。また、ガントリ 1 5 には、操作パネル (図示せず) が設けられており、この操作パネルに配置されたスイッチを操作することによりテーブル 2 0 の移動量 (軸方向位置、左右方向位置) に対する調整をおこなうことができる。

【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、ステレオカメラ 3 1 は、カメラ筐体の両端部に離間して設けた 1 対のカメラ部 3 2 を有し、それぞれのカメラ部 3 2、3 2 には複数 (図では、8 個) の赤外線 L E D 3 3 と 1 個の位置検出用受信センサ 3 4 とを有している。位置検出用受信センサ 3 4 は、複数の赤外線 L E D 3 3 が位置するほぼ中央部に設けられている。そして、このステレオカメラ 3 1 は、赤外線 L E D 3 3 と 1 個の位置検出用受信センサ 3 4 および内部に備えた画像処理手段とにより反射式マーカ 3 5 に対応する撮像対象部位を 3 次元空間座標として正確に検出する機能を有している。また、本例では、位置検出用受信センサ 3 4 として C M O S センサが使用されている。

【 0 0 3 5 】

一方、図 3 (a)、(b) に示すように被検体 1 9 に装着される R F コイル 3 0 の周辺部には、1 個の反射式マーカ 3 5 が設けられている。本例では、この反射式マーカ 3 5 は、球体状でありその外形寸法は、1 0 m m 程度とすることができる。具体的には、ステレオカメラ 3 1 によって R F コイル 3 0 における反射マーカ 3 5 の位置 (撮像対象部位) を 3 次元空間座標として検出することによって、撮像対象部位における基準位置 (x 方向、y 方向、z 方向) を決めることができる。

【 0 0 3 6 】

図 4 に示すように、M R I 装置 1 0 を構成するガントリ 1 5 の内部には、外側から順に、静磁場を発生する静磁場発生磁石 1 6 と、勾配磁場を発生する勾配磁場発生コイル 1 7 と

10

20

30

40

50

、前記静磁場中に載置された被検体 19 に対して所定の電磁波を照射する照射コイル 18 とを有している。静磁場発生磁石 16 および勾配磁場発生コイル 17 によりマグネットアセンブリを構成する。

【0037】

また、勾配磁場発生コイル 17 の内側に円筒状の照射コイル 18 を設け、この照射コイル 18 の内部に被検体 19 (患者)を載置したテーブル 20 を搬入可能としている。

【0038】

また、MRI装置 10 の制御をおこなうMRI制御装置 40 は、RF送信部 41、磁気制御部 42、RF受信部 43、イメージ処理部 44、信号送信駆動部 45、3次元位置検出部 46、テーブル駆動制御部 47 とを有している。なお、このMRI制御装置 40 は、撮影操作室内に据置されたMRI装置 10 を操作をするための操作用コンソールに備えることができる。

【0039】

RF送信部 41 は、生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴現象を起こさせるために照射コイル 18 から高周波の電磁波を照射する機能を有している。磁気制御部 42 は、静磁場発生磁石 16 および勾配磁場発生コイル 17 にそれぞれ接続され、静磁場発生磁石 16 および勾配磁場発生コイル 17 に対して電力を供給してマグネットアセンブリ内に静磁場および勾配磁場を印加する処理をおこなう。

【0040】

RFコイル 30 は、核磁気共鳴現象によって被検体 19 が放出した電磁波を受信しRF受信部 43 に送信する機能を有している。このRFコイル 30 には、反射式マーカ 35 が設けられている。

【0041】

イメージ処理部 44 は、RF受信部 43 が受信した電磁波に基づいて、MRI画像を作成する機能を有している。

【0042】

3次元位置検出部 46、ステレオカメラ 31 と反射式マーカ 35 との離隔距離 L_1 を算出する機能を有している。このステレオカメラ 31 と3個の反射式マーカ 35 との離隔距離 L_1 は、三角測量の原理により算出することができる。ここで、3次元位置検出部 46 により検出された離隔距離 L_1 が算出されると予め設定されている固定距離 L_2 (図4参照)は決まっているため、磁場中心 A までの距離 L は、「 $L = L_1 + L_2$ 」により算出することができる。

【0043】

ここで、図5を参照して本発明において採用している三角測量の原理について簡単に説明する。この図5は、前述した図3におけるX-Y座標を幾何学的に図示するものである。すなわち、図5に示すように、ステレオカメラ 31 のカメラ部 32 に設けられた一対の位置検出用受信センサ 34 間を2等分した距離 F_1 と、既知の角度 θ とに基づいて離間距離 L_1 は、 $L_1 = F_1 \cdot \tan \theta$ により算出することができる。ここで、位置検出用受信センサ 34 と反射式マーカ 35 とは、同一平面上に存在するものとなり、位置検出用受信センサ 34 から測定点である反射式マーカ 35 までの距離 d は、赤外線が往復する時間を t とし、この赤外線が伝搬速度を c とすると、この距離 d は、 $d = c \cdot t / 2$ から算出されたため、この距離 d と距離 F_1 とにより角度 θ は算出される。

【0044】

3次元位置検出部 46 は、ステレオカメラ 31 により撮影対象部の位置を3次元の空間座標として検出し、テーブル 20 を基準とした3次元座標系の座標値から、自動的に撮影対象部(撮影エリア)のサイズおよび傾きを検出する機能を有している。

【0045】

具体的には、3次元位置検出部 46 によりテーブル 20 を軸方向前後位置(IN/OUT)および左右方向に移動させる制御をおこなうことにより、この検出された撮影エリアが磁場中心 A と一致するように、テーブル 20 の移動量および移動位置を制御する。

【 0 0 4 6 】

テーブル駆動制御部 47 は、3次元位置検出部 46 により算出された離隔距離 L_1 に基づいて、被検体 19 に装着された RF コイル 30 の中心位置がマグネットアセンブリの磁場中心に一致するまで、テーブル 20 の搬送をおこなう機能を有している。前述したように、ここでの搬送位置は 3次元位置検出部 46 により検出された 3次元空間座標に基づいた移動量および移動位置に基づいておこなわれる。

【 0 0 4 7 】

以下、本発明の磁気共鳴イメージング装置の位置決め方法による処理手順について図 6 および図 7 に示すフローチャートを参照して説明する。すなわち、まず、MRI 装置 10 による MRI 撮影をおこなう前準備を実施する。具体的に説明すると、この前準備は、被検体 19 をテーブル 20 上に載置するとともに、この被検体 19 の撮像対象部位となる部分（本例では、腹部）に RF コイル 30 を装着する作業である（ステップ S 100）。前述したように、RF コイル 30 には 3 個の反射式マーカ 35 が取り付けられている。

10

【 0 0 4 8 】

次いで、撮影者は、RF コイル 30 の装着が完了したことを判断し（ステップ S 101 肯定）、操作パネルにより RF コイル 30 のセットコマンドを入力する（ステップ S 102）。このコマンドは、被検体 19 に対して反射式マーカ 35 を取り付けられた RF コイル 30 の装着が完了したことを示すコマンドである。

【 0 0 4 9 】

このコマンドの入力により、ステレオカメラ 31 の赤外線 LED 33 の駆動電源（信号送信駆動部 45）から駆動 ON 信号が送信され（ステップ S 103）、この駆動 ON 信号の送出により、赤外線 LED 33 が ON となり（ステップ S 104）、次いで、図 6（a）に示すように、赤外線 LED 33 から赤外線 LED 信号が RF コイル 30 に取り付けられた反射式マーカ 35 に向けて射出される（ステップ S 105）。そして、この赤外線 LED 信号は、それぞれ 3 個の反射式マーカ 35 により反射され（ステップ S 106）、この赤外線 LED 信号は、図 6（b）に示すように、ステレオカメラ 31 に戻り位置検出用受信部 34 により受信される（ステップ S 107）。

20

【 0 0 5 0 】

これにより、RF コイル 30 の 3次元空間位置が検出されるとともに RF コイル 30 とステレオカメラ 31 との離隔距離 L_1 が算出される（ステップ S 108）。この離隔距離 L_1 および 3次元空間座標の算出は、3次元位置検出部 46 において三角測量の原理を利用しておこなわれる。

30

【 0 0 5 1 】

次いで、ステップ S 108 において 3次元位置検出部 46 により算出された離隔距離 L_1 に基づく駆動信号によりテーブル駆動制御部 47 が駆動され、被検体 19 の撮像対象部位をマグネットアセンブリの磁場中心 A までテーブル 20 の移動がおこなわれる（ステップ S 109）。ここでの、テーブル 20 の移動制御は、ステレオカメラ 31 により検出した 3次元空間座標に基づいて、被検体 19 を搬送するテーブル 20 の移動量および移動位置（軸方向位置、左右位置）を制御する移動制御である。そして、この 3次元空間座標に基づく移動制御により撮影対象部を磁場の中心位置（図 4 の A 点）に正確に一致させることができる。

40

【 0 0 5 2 】

以下、撮影室では、撮像対象部位と磁場中心とが一致したかの判定をおこない（ステップ S 110）、撮像対象部位と磁場中心とが一致した場合には（ステップ S 110 肯定）、操作用コンソールの操作パネル上にあるスキャンボタンの ON 操作により（ステップ S 111）、MRI 装置 10 による MRI 撮影がおこなわれる（ステップ S 112）。ここで、テーブル 20 の移動制御は、操作パネルのセットコマンドの入力によりおこなうこととしているが、被検体 19 に RF コイル 30 を装着した時点で自動により一連の移動制御をおこなうようにしてもよい。

【 0 0 5 3 】

50

以上説明したように、この実施の形態 1 では、ステレオカメラ 31 により RF コイル 30 に設けられた反射式マーカ 35 の位置（撮像対象部位）を MRI 装置 10 に認識させるとともに、被検体 19 を搬送するテーブル 20 の移動量（z 方向）を制御して撮影対象部を磁場の中心位置に正確に一致させることができ、3 次元空間座標での RF コイルの中心位置と磁場中心（スキャンセンタ）とが確実に一致するため、この撮影位置で取得される MRI 画像は、撮影ムラのないコントラストおよび画像品質が良好な MRI 画像を取得することができる。

【0054】

また、MRI 装置 10 を構成するガントリ 15 に反射式マーカ 35 を設けた場合には、被検体 19 の動きなどを外部からモニタなどを利用することにより把握することができる。 10

【0055】

なお、本例では、核磁気共鳴現象を利用する MRI 装置を対象として説明したが、本発明は、MRI 装置以外にも、例えば、X 線により断層撮影をおこなう CT (Computed Tomography) 装置などにも好ましく適用することができる。この場合、複数個の反射式マーカは、被検体が着用する検査着に取り付けることにより、被検体の撮像対象部位をステレオカメラにより 3 次元空間座標として検出することができる。そして、この CT 装置の場合には、テーブルの上下方向位置 (UP/DOWN)、軸方向前後位置 (IN/OUT)、チルト（傾き）を検出することができる。

【0056】

（実施の形態 2）

20

ここで、実施の形態 1 では、RF コイル 30 上に取り付けた 3 個の反射式マーカ 35 により被検体 19 の撮像対象部位の空間座標を 3 次元的に検出しているが、本実施の形態 2 においては、被検体 19 の撮像対象部位を自光式マーカ手段 60 を使用し、この自光式マーカ手段 60 により 3 次元空間座標位置を検出することに特徴がある。

【0057】

以下、実施の形態 2 の詳細について、図 8～図 12 を参照して説明する。ここで、図 8 (a)、(b) は、自光式マーカ手段 60 を使用した 2 点ピックによる測定例を、図 9 (a)、(b)、(c) は、自光式マーカ手段 60 を使用した 3 点ピックによる測定例をそれぞれ示している。

【0058】

30

ここで、図 10 を参照して本発明に適用される自光式マーカ手段 60 の構成を説明する。自光式マーカ手段 60 は、把握部 62 と内部が中空である球体状のピック部 61 とから構成されており、このピック部 61 の内部には赤外線 LED 66 が設けられている。また、自光式マーカ手段 60 の把持部 62 にはピック部 61 と被検体 19 との接触を検知するための接触検知スイッチ 71 と駆動制御部 72 とが設けられている。駆動制御部 72 は電源部 73 により駆動され、この電源部 73 には、単 4 の電池などを使用する。

【0059】

自光式マーカ手段 60 により所定の部位を測定（ピック）した時だけ、接触検知スイッチ 71 が ON となり、図 8 (a)、(b) に示すように、赤外線 LED 66 からステレオカメラ 31 に向けて赤外線の送信がおこなわれる。実際には、被検体 19 に対する測定ポイントのピック時に、ステレオカメラ 31 により測定点が認識した際には、自光式マーカ手段 60 からはクリック音が発せられる。 40

【0060】

この自光式マーカ手段 60 による被検体 19 に対する測定点によるピックポイントは、少なくとも 2 箇所～4 箇所を選定するものとしている。例えば、頭部の撮影断面の基準となる線 (OM ライン) を認識する際には、測定ポイントとして 2 箇所～4 箇所によるピックポイントを選定しておこなう。

【0061】

図 11 は、上述した自光式マーカ手段 60 に適用される駆動制御部 72 の回路構成を示すブロック図である。すなわち、図 11 に示すように駆動制御部 72 はタイマ 81 と赤外線 50

駆動回路 8 2 とからなり、自光式マーカ 6 0 の当接部 6 1 と被検体 1 9 との測定点とが接触し、この接触が接触検知スイッチ 7 1 により検知されると、タイマ 8 1 による赤外線駆動回路 8 2 の作動により赤外線 L E D 6 6 から赤外線パルスを送信ステレオカメラ 3 1 に向けて射出させることができる。

【 0 0 6 2 】

以下、実施の形態 2 にかかる磁気共鳴イメージング装置の位置決め方法による処理手順について図 9 および図 1 2 に示すフローチャートを参照して説明する。すなわち、まず、MRI 装置 1 0 による MRI 撮影をおこなう前準備を実施する。具体的に説明すると、この前準備は、被検体 1 9 をテーブル 2 0 上に載置するとともに、この被検体 1 9 の撮像対象部位を選定し測定点を決める準備である（ステップ S 2 0 0）。本例の場合、前述したように測定点は 2 ～ 4 箇所の範囲でおこなうものとする。

10

【 0 0 6 3 】

次いで、ステップ S 2 0 0 で決定した測定点に対して、自光式マーカ 6 0 により測定（ピック）をおこなう（ステップ S 2 0 1）。具体的には、被検体 1 9 の測定部とピック部 6 1 とが当接すると接触検知スイッチ 7 1 が ON し、赤外線 L E D 6 6 の駆動電源（信号送信駆動部 4 5）から駆動 ON 信号が送信され、この駆動 ON 信号の送出により、図 8（a）、（b）に示すように、赤外線 L E D 3 3 から赤外線 L E D 信号がステレオカメラ 3 1 の位置検出用受信センサ 3 4 に向けて射出され（ステップ S 2 0 2）、そして、この自光式マーカ 6 0 から射出された赤外線 L E D 信号は、位置検出用受信センサ 3 4 により受信される（ステップ S 2 0 3）。

20

【 0 0 6 4 】

これにより、ステレオカメラ 3 1 により測定した撮像対象部位の 3 次元空間座標が検出されるとともに（ステップ S 2 0 4）、この撮像対象部位とステレオカメラ 3 1 との離隔距離 L 1 および 3 次元空間座標が算出される。前述したように、離隔距離 L 1 および 3 次元空間座標の算出は、3 次元位置検出部 4 6（図 4）において三角測量の原理を利用しておこなわれる。

【 0 0 6 5 】

次いで、ステップ S 2 0 5 により 3 次元位置検出部 4 6 により算出された離隔距離 L 1 に基づく駆動信号によりテーブル駆動制御部 4 7 が駆動され（ステップ S 2 0 5）、被検体 1 9 の撮像対象部位をマグネットアセンブリの磁場中心 A までテーブル 2 0 の移動がおこなわれる。ここでの、テーブル移動は、ステレオカメラ 3 1 により検出した 3 次元空間座標に基づいて、被検体 1 9 を搬送するテーブル 2 0 の移動量および移動位置（高さ位置、左右位置）を制御する移動制御である。

30

【 0 0 6 6 】

以下、実施の形態 1 と同様に撮影室では、撮像対象部位と磁場中心とが一致したかの判定をおこない（ステップ S 2 0 6）、撮像対象部位と磁場中心とが一致した場合には（ステップ S 2 0 6 肯定）、操作用コンソールの操作パネル上にあるスキャンボタンの ON 操作により（ステップ S 2 0 7）、MRI 装置 1 0 による MRI 撮影がおこなわれる（ステップ S 2 0 8）。

【 0 0 6 7 】

ここで、実施の形態 1 と同様に、テーブル 2 0 の移動制御は、操作パネルのセットコマンドの入力によりおこなうこととしているが、被検体に RF コイル 3 0 を装着した時点で自動により一連の移動制御をおこなうようにしてもよい。具体的には、テーブル 2 0 の高さ制御としてエアパッドなどによる自動調整を利用することができる。

40

【 0 0 6 8 】

以上説明したように、本実施の形態 2 にかかる磁気共鳴イメージング装置では、被検体 1 9 の撮像対象部位を自光式マーカ手段 6 0 を使用し、この自光式マーカ手段 6 0 により 3 次元空間座標位置を検出することにより被検体 1 9 の撮影対象部の位置決めをおこなうことができる。このステレオカメラを利用した位置決めの場合、3 次元空間座標での RF コイルの中心位置と磁場中心（スキャンセンタ）とが確実に一致するため、この撮影位置で

50

取得されるMRI画像は、撮影ムラのないコントラストおよび画像品質が良好なMRI画像を取得することができる。

【0069】

なお、本実施の形態1、2では、RFコイルを被検体の腹部に装着する例で説明したが、本発明は腹部用だけでなく、頭部用のヘッド用のRFコイル、腕を撮影するためのアーム用のRFコイルなど任意の用途で使用するRFコイルを装着する際にも適用することができる。

【0070】

【発明の効果】

上述したように、本発明によれば、磁気共鳴イメージング装置による撮影をおこなう場合、10
操作者が撮像対象部位を自光式マーカにより被検体の測定点を指示するだけで、撮像対象部位の3次元座標値を簡単な操作により常に把握できるので、高い精度の位置決めをおこなうことができるという効果を奏する。

【0071】

また、本発明によれば、ポジショニングライトなどを使用する手間などがなく操作者が撮像対象部位をマーカで指示するだけで、スキャンセンタに撮影部位を正確にセットできるため、MRI装置によるMRI検査の作業時間を向上させるとともに、検査者の手間を大幅に低減することができるという効果を奏する。自光式マーカにより、テーブル自体の位置検出をおこなうことができるので、テーブルを設置する際の微調整も容易に実施でき、これにより作業性の向上を図ることができるという効果を奏する。20

【図面の簡単な説明】

【図1】実施の形態1にかかるMRI装置とRFコイルが装着された被検体との位置構成を示す斜視図である。

【図2】ステレオカメラの構成を示す説明図である。

【図3】(a)、(b)は、RFコイル上の反射式マーカを示す斜視図および正面図である。

【図4】実施の形態1にかかるMRI装置の内部構成および機能ブロックの概要を示す図である。

【図5】三角測量の原理を説明する説明図である。

【図6】実施の形態1によるMRI装置を示す説明図である。30

【図7】実施の形態1によるMRI装置を示すフローチャートである。

【図8】(a)、(b)は、自光式マーカ手段を使用した2点ピックによる測定例を示す説明図である。

【図9】(a)、(b)、(c)は、自光式マーカ手段を使用した3点ピックによる測定例をそれぞれ示す図である。

【図10】実施の形態2に適用される自光式マーカ手段の概略を示す構成図である。

【図11】駆動制御部の概要を示す全体回路ブロック図である。

【図12】実施の形態2によるMRI装置及び医用イメージング装置の処理手順を示すフローチャートである。

【符号の説明】40

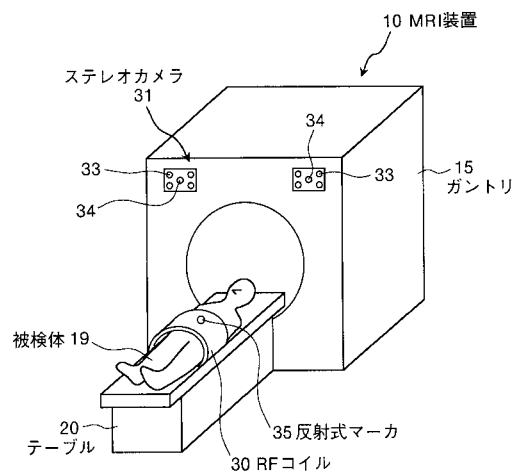
- 10 MRI装置
- 15 ガントリ
- 16 静磁場発生磁石
- 17 勾配磁場発生コイル
- 18 照射コイル
- 19 被検体
- 20 テーブル
- 30 RFコイル
- 31 ステレオカメラ
- 32 カメラ部

- 3 3 赤外線ＬＥＤ
- 3 4 位置検出用受信センサ
- 3 5 反射式マーカ
- 4 0 ＭＲＩ制御装置
- 4 1 ＲＦ送信部
- 4 2 磁気制御部
- 4 3 ＲＦ受信部
- 4 4 イメージ処理部
- 4 5 信号送信駆動部
- 4 6 ３次元位置検出部
- 4 7 テーブル駆動制御部
- 6 0 自光式マーカ手段
- 6 1 ピック部
- 6 2 把握部
- 6 6 赤外線ＬＥＤ
- 7 1 接触検知スイッチ
- 7 2 駆動制御部
- 7 3 電源部
- 8 0 駆動回路
- 8 1 タイマ
- 8 2 赤外線駆動回路

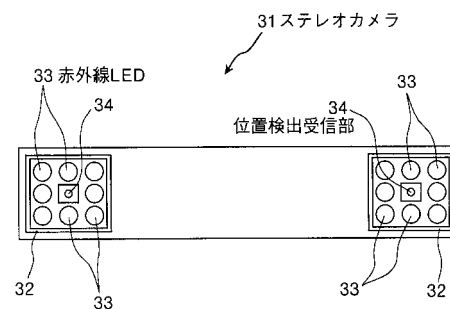
10

20

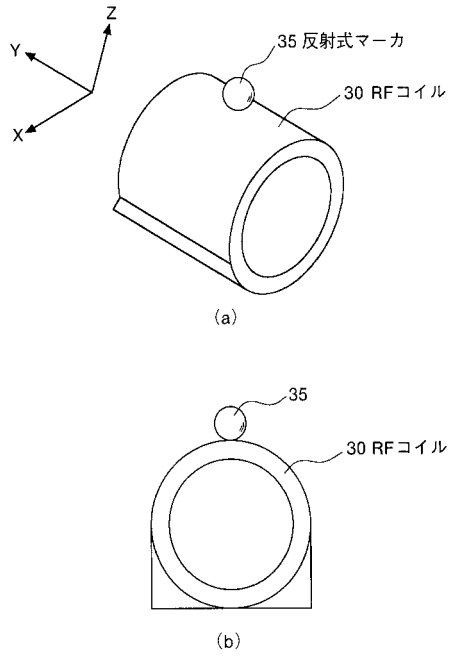
【図 1】



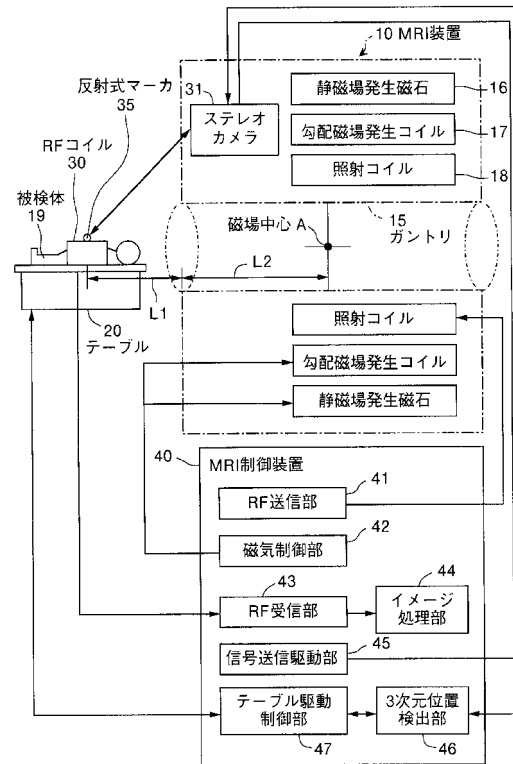
【図 2】



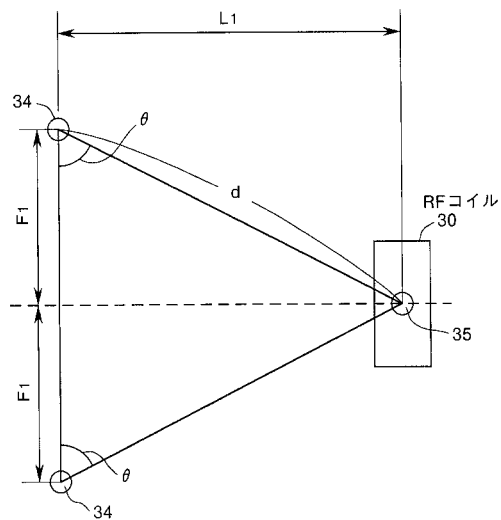
【図 3】



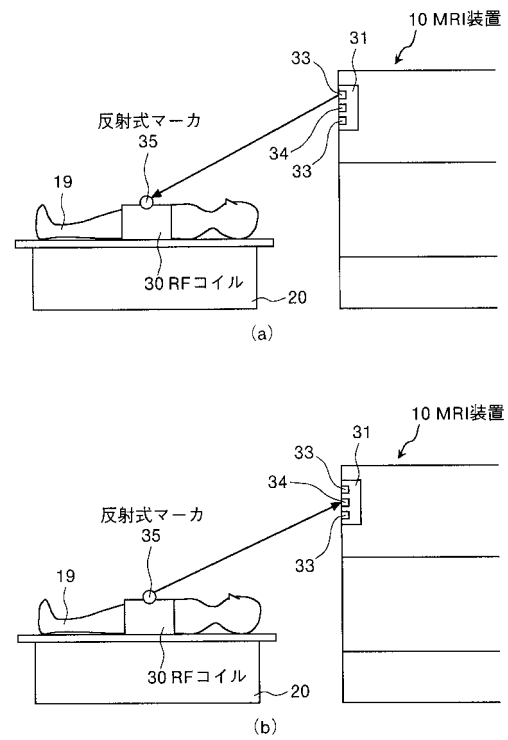
【図 4】



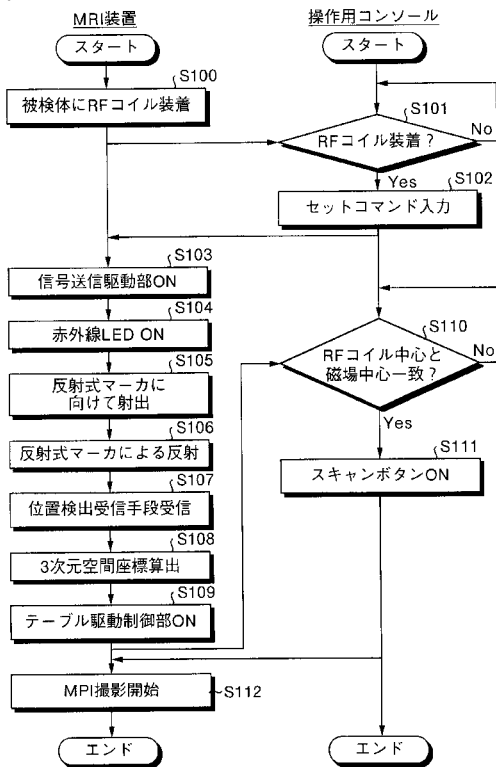
【図 5】



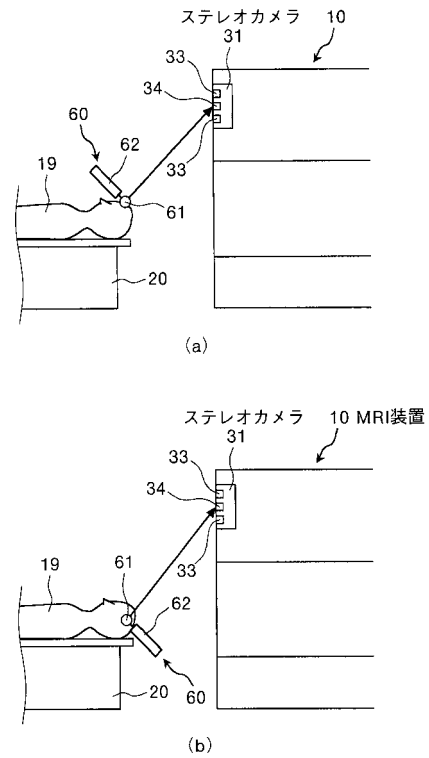
【図 6】



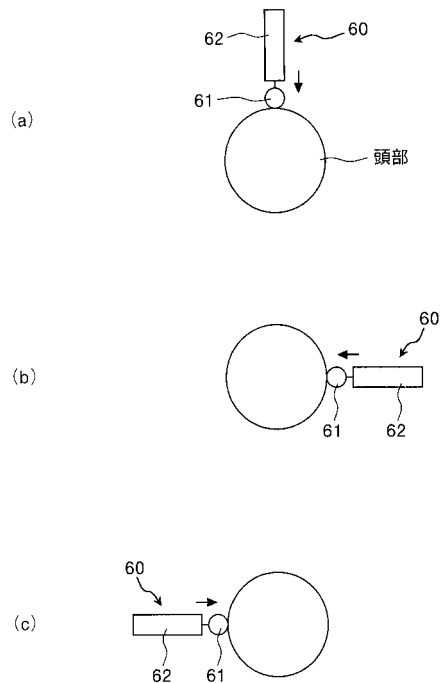
【図 7】



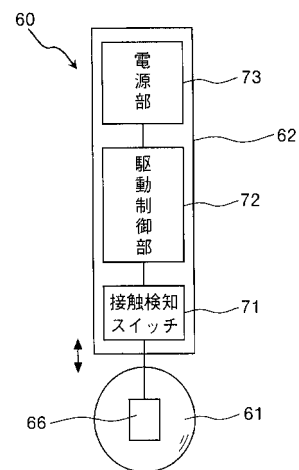
【図 8】



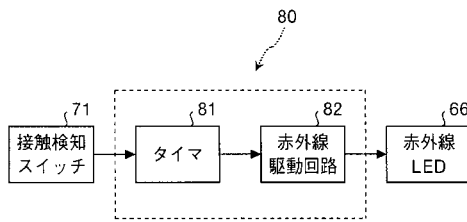
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】

