

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4763124号
(P4763124)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日 (2011.6.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 3 0

G 0 1 R 33/385 (2006.01)

G 0 1 N 24/06 5 1 0 Y

請求項の数 6 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2000-301959 (P2000-301959)
 (22) 出願日 平成12年10月2日 (2000.10.2)
 (65) 公開番号 特開2002-102206 (P2002-102206A)
 (43) 公開日 平成14年4月9日 (2002.4.9)
 審査請求日 平成19年9月14日 (2007.9.14)

(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 星野 伸
 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 吉野 仁志
 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

審査官 大▲瀬▼ 裕久

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】

被検体を挿入し得る空間を挟んで対向して配置されて、内部が減圧された状態で静磁場を発生させる一対の静磁場発生装置と、

前記一対の静磁場発生装置の各々の前記空間側に配置されて傾斜磁場を発生させる一対の傾斜磁場発生装置と、

前記傾斜磁場発生装置を前記静磁場発生装置の前記空間側の面に取り付ける複数の取付手段と、

を有する磁気共鳴イメージング装置において、

前記複数の取付手段の内の少なくとも一つは、前記静磁場発生装置の前記内部の減圧に基づく該静磁場発生装置の表面歪みにより、該静磁場発生装置の表面と該取付手段との間に生じた空隙を埋める調整手段を介して、該傾斜磁場発生装置を該静磁場発生装置の前記空間側の面に取り付け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】

前記調整手段は、振動減衰素材で構成されもしくは振動減衰機構を備えることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記調整手段は、スペーサ、ボルトナットの内の何れか一つを含むことを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

10

20

被検体を挿入し得る空間を挟んで対向して配置されて、内部が減圧された状態で静磁場を発生させる一対の静磁場発生装置と、

前記一対の静磁場発生装置の各々の前記空間側に配置されて傾斜磁場を発生させる一対の傾斜磁場発生装置と、

前記傾斜磁場発生装置を前記静磁場発生装置の前記空間側の面に取り付ける複数の取付手段と、

を有する磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場発生装置の前記内部の減圧に基づく該静磁場発生装置の表面歪みに応じて、該静磁場発生装置の表面と前記傾斜磁場発生装置との間の距離を調整する調整手段を備え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】

前記調整手段は、前記静磁場発生装置と前記傾斜磁場発生装置との間隔を広げる機構と縮める機構を備えることを特徴とする請求項 4 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記取付手段は、ジャッキ、ブロックの内の何れか一つを含むことを特徴とする請求項 5 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴を利用して被検体の所望箇所を画像化する磁気共鳴イメージング装置に係り、特に、傾斜磁場を断続的に発生することに伴う傾斜磁場コイル振動を抑止した磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

20

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置と記す）は、核磁気共鳴（以下、NMRと記す）現象を利用して被検体中の所望の検査部位における核スピンの密度分布、緩和時間分布を計測対象から発せられる信号を計測して、断層像として画像表示するものである。ここで、複数点から発せられる信号を同時に計測するため、各々の信号には信号発生位置を特定できる情報が含まれている必要がある。このため、MRI装置には、NMR現象を起こさせるための静磁場発生装置と被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射する照射コイルと、計測対象から発せられる各々の信号に位置情報を与えるための傾斜磁場コイルで構成される磁界発生装置が必要である。また、MRI装置には被検体から発せられる信号を受信するための受信コイルと、前記受信信号を用いて検査対象の物理的性質をあらわす画像を得る画像再構成手段と、検査条件を制御する手段が備えてある。

30

【0003】

従来のMRI装置の磁界発生装置について説明する。図9に示すように磁界発生装置は被検体が挿入される空間Hを介して、距離Lで相対させた静磁場発生装置1a、1bが配置されている。上記静磁場発生装置の空間側には傾斜磁場コイル2a、2bが配置されている。また、上記静磁場発生装置の空間側には傾斜磁場コイル2a、2bを固定するための傾斜磁場取り付け手段3a、3bと磁場調節手段4a、4bが設置されている、上記傾斜磁場コイル2a、2bの空間側には照射コイル5a、5bが配置されている。

40

【0004】

このように形成された磁気回路は、静磁場発生装置1a、1bに挟まれた空間中に静磁場を形成し、前記静磁場空間の中に位置した傾斜磁場コイル2a、2bに高周波パルスを印加させることにより傾斜磁場を形成している。また、磁場調節手段4a、4bは磁性体群で構成されており、この磁性体群の取り付け量や配置を変えることにより被検体が挿入される空間H部の磁場均一度を調整している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

50

しかし、このような従来のMRI装置における上記磁界発生装置では、静磁場が発生されていない状態では傾斜磁場コイル2a、2bは傾斜磁場取り付け手段3a、3bと密接に接した状態で固定されているが、静磁場が発生された状態になると、図7に示すように傾斜磁場コイル2a、2bと傾斜磁場取り付け手段3a、3bの間に空隙Kが生じてしまう。これは、静磁場発生装置1a、1bの空間側に配置された磁場調整手段4a、4bは磁性体であるために磁力により、矢印に示す磁場調整手段4a、4bには静磁場発生源の方向に力が加わる。これにより、静磁場発生装置の表面にひずみを生じてしまう。傾斜磁場取り付け手段3a、3bは静磁場発生装置の表面に設置されているためこのひずみの影響を受けてしまう。

また、静磁場発生装置が超電導方式である場合には、断熱を目的とするために装置内部を減圧したものがあり静磁場が発生の有無に関わらず、この減圧によっても静磁場発生装置の表面にひずみを生じさせてしまう。

10

【0006】

また、上記傾斜磁場コイル2a、2bは静磁場空間の中に位置した状態で使用するためX方向およびY方向傾斜磁場コイル2a、2bに電流を流すと、フレミングの左手の法則により或る定まった方向に力が生じる。上記電流は時間的にパルス変化するため、傾斜磁場コイル2a、2bは振動する。

【0007】

空隙Kが生じた状態で傾斜磁場コイル2a、2bを傾斜磁場取り付け手段3a、3bに固定した場合、機械的な支持が不完全であり前述したように傾斜磁場コイル2a、2bには振動する作用が働くため、図8に示すように傾斜磁場コイル2a、2bは大きな振動を繰り返す。このような状態では計測対象から発せられる各々の信号の位置情報は誤ったものとなり、得られる画像に悪影響を与えてしまう。また、これだけでなく傾斜磁場コイル2a、2bと傾斜磁場取り付け手段3a、3bとが衝突し、その打撃音が騒音として被検体に不快感や不安感を与えていた。

20

【0008】

そこで、本発明はこのような問題点に対処し、傾斜磁場コイルの振動を抑制することにより計測対象から発せられる各々の信号に正確な位置情報を与えることができるために良質な画像を得ることができ且つ、傾斜磁場コイルの振動による騒音を低減することにより被検体に不安感等を排除することができるMRI装置を提供することを目的とする。

【0009】

30

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための本発明によるMRI装置は、被検体を挿入し得る空間を挟んで対向して配置されて静磁場を発生させる一対の静磁場発生装置と、前記一対の静磁場発生装置の各々の前記空間側に配置されて傾斜磁場を発生させる一対の傾斜磁場発生装置と、前記傾斜磁場発生装置を前記静磁場発生装置に取り付ける複数の取付手段と、を有し、前記複数の取付手段の内の少なくとも一つは、前記静磁場発生装置の表面歪みにより、該静磁場発生装置の表面と前記傾斜磁場発生装置との間に生じた空隙を埋める調整手段を介して該傾斜磁場発生装置を取り付ける。

【0010】

【発明の実施の形態】

40

以下、本発明の一実施例について図1～図6を用い説明する。

図2に本発明を実施した磁界発生装置概観図を示す。

【0011】

本発明のMRI装置は、静磁場発生装置と被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射する照射コイルと、計測対象から発せられる各々の信号に位置情報を与えるための傾斜磁場コイルで構成される磁界発生装置が必要である。また、MRI装置には被検体から発せられる信号を受信するための受信コイルと、上記受信信号を用いて検査対象の物理的性質をあらわす画像を得る画像再構成演算手段と、検査条件を制御する手段から構成されている。

【0012】

50

すなわち、図2において1対の静磁場発生装置1a、1bは両者間に被検体が入り得る空間Hを形成し例えば上下に対向配置されている。これらの静磁場発生装置1a、1bは上記空間H内に静磁場を発生させるためのもので、例えば磁場発生方式は超電導方式であっても常伝導方式であってもよく、形状は円盤状に形成されている。

【0013】

また、上記静磁場発生装置1a、1bの空間H側には傾斜磁場コイル2a、2bを固定するための傾斜磁場取り付け手段3a、3bと磁場調整手段4a、4bが設置されている。傾斜磁場取り付け手段3a、3bは静磁場発生装置1a、1bに固着されているか、または静磁場発生装置1a、1bと一体型となっていてよい。磁場調整手段4a、4bは磁性体群で構成されており、この磁性体群の取り付け量や配置を変えることにより被検体が挿入される空間H部の磁場均一度を調整している。調整量は諸条件により異なるため機体ごとに適宜選択する。

10

【0014】

これらの静磁場発生装置1a、1bの空間H側には傾斜磁場コイル2a、2bが配置されている。例えば形状は円盤状に形成されており、内部構造はX、Y、Zの傾斜磁場方向：三方向に対応する三組のコイルから成っている。そして、これらの前記傾斜磁場コイル2a、2bに高周波パルス印加させることにより傾斜磁場を形成している。そして、静磁場空間内に位置した傾斜磁場コイル2a、2bに電流を流すと、フレミングの左手の法則により或る定まった方向に力が生じる。上記電流は時間的にパルス変化するため、傾斜磁場コイル2a、2bは振動する。

【0015】

20

また、前記静磁場発生装置1a、1bの空間H側に位置した磁性体で構成された磁場調整手段4a、4bには磁力により強い力が作用し、磁場調整手段4a、4bが取り付けられている静磁場発生装置1a、1bの表面全体にひずみを生じさせる。また、静磁場発生装置1a、1b内部を減圧している場合にはさらに静磁場発生装置1a、1bの表面にひずみを生じさせてしまう。

【0016】

前述の静磁場発生装置1a、1b表面のひずみのため傾斜磁場コイル2a、2bと傾斜磁場取り付け手段3a、3bは密接に接触せず傾斜磁場コイル2a、2bの振動を抑制できないが、本発明では、傾斜磁場取り付け手段3a、3bと傾斜磁場コイル2a、2bとの間に下記に詳述するような高さ調整機構を採用するので、傾斜磁場コイル2a、2bの振動を抑制することができる。

【0017】

30

まず、第一の実施形態として、図1に示すように傾斜磁場取り付け手段3a、3bと傾斜磁場コイル2a、2bの間に少なくとも一枚のスペーサから成るスペーサ6a、6bを設ける。各々の設置箇所の厚みはひずみにより生じる空隙Kに適合した厚さのものをを用いる。このように、スペーサ6a、6bを設置することにより、傾斜磁場コイル2a、2bはスペーサ6a、6bに密接に接触し完全に機械的に支持した状態で傾斜磁場取り付け手段3a、3bに固定されるため、傾斜磁場コイル2a、2bの振動を抑制することができる。

【0018】

また、スペーサ6a、6bを傾斜磁場取り付け手段3a、3bとして兼用してもよい。このように、材質および形状を問わないため安価な高さ調整手段を構成することができ、各々のNMR信号に正確な位置情報を与えることができるため画質の向上、および傾斜磁場コイル2a、2bの振動による騒音を抑制することにより被検体への不快感や不安感を排除することができる。

40

【0019】

第二の実施形態として、傾斜磁場コイル2a、2bを上下動可能にする高さ調整機構を設ける。例えば、その構造として図3に示すようなジャッキ7a、7bや、図4に示すようにボルトナット8、9、10や、図5に示すようにブロック11、12、13で構成する。

ジャッキ7a、7bは静磁場発生装置1a、1bと傾斜磁場コイル2a、2bにそれぞれ当接するよう複数箇所に配置するもので、場所によって高さが違ってジャッキ7a、7bを上下するだけで調整できる。

【0020】

50

次にボルトナット8、9、10は、固定用ピン10を傾斜磁場コイル2a、2bに通過させ、傾斜磁場取り付け手段3a、3bに至るようにネジ切りし、ナット9を固定用ピン10上の傾斜磁場コイル2a、2bと傾斜磁場取り付け手段3a、3bの間に配置し、固定用ナット8と傾斜磁場コイル2a、2bの空間H側に配置して構成される。ナット9はネジ穴があるものであれば形状は問わない。このようにすることで固定用ピン10を介して、ナット9は自由に上下動可能となり、傾斜磁場コイル2a、2bを固定することができる。

【0021】

次にブロック11、12、13は、ブロック11とサイドブロック12とストッパー13から構成され、サイドブロック12が水平方向に移動することによりブロック11が上下動する構造である。このような構造とすることで傾斜磁場コイル2a、2bとの隙間を調節し、傾斜磁場コイル2a、2bと密接に接触した状態で機械的に支持し傾斜磁場取り付け手段3a、3bに固定するため、傾斜磁場コイル2a、2bの振動を抑制することができる。この場合、容易に微調整ができるため作業性が高くジャッキ式やボルトナット式に比べより強固な固定ができる。

10

【0022】

また、ボルトナット式の変形例として図6に示すような構成としてもよい。

つまり、ピン14の側面にネジ切りし、このピン14を傾斜磁場コイル2a、2bに設けたネジ穴に嵌め込み、傾斜磁場コイル2a、2bと傾斜磁場取り付け手段3a、3bとの空隙Kの大きさに合わせ傾斜磁場取り付け手段3a、3bに固定する。また、ゆるみ止め用としてナット15がピン14の空間H側に配置される。したがって、容易に微調整ができるため作業性が高くより強固な固定ができ、画質の向上及び被検体への不快感や不安感を排除することができる。また、ピン14を傾斜磁場取り付け手段3a、3bに固定する際、取り付け手段3a、3bにネジ穴を設けて嵌め込んでもよい。

20

【0023】

以上のような高さ調整機構の素材として、振動減衰素材を用いることにより、さらなる振動抑制ができ、画質の向上及び騒音による被検体へ不快感や不安感を排除することができる。

【0024】

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、高さ調整手段を傾斜磁場コイル2a、2bと静磁場発生装置1a、1bあるいは傾斜磁場取り付け手段3a、3bとの間に配置し、傾斜磁場コイル2a、2bを機械的に支持することにより、傾斜磁場コイル2a、2bの振動を抑制することができ、またNMR信号に正確な位置情報を与えることができるために画質が向上する。また、振動による騒音を低減することで被検体への不快感や不安感を排除することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージング装置の特徴部分である高さ調整手段の実施例を示す図。

【図2】本発明による磁界発生装置の全体構成図。

【図3】本発明による高さ調整手段の他の実施例を示す図。

【図4】本発明による高さ調整手段の他の実施例を示す図。

【図5】本発明による高さ調整手段の他の実施例を示す図。

【図6】本発明による高さ調整手段の他の実施例を示す図。

【図7】従来の磁界発生装置の磁場調整手段によるひずみの生成を示す図。

【図8】従来の磁界発生装置の傾斜磁場コイルの振動を示す図。

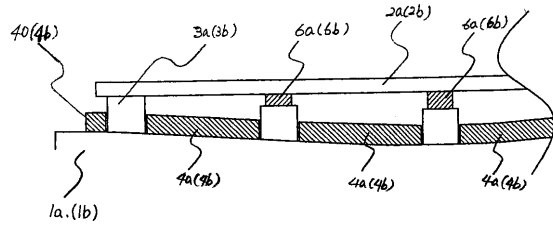
【図9】従来の磁界発生装置の全体構成図。

【符号の説明】

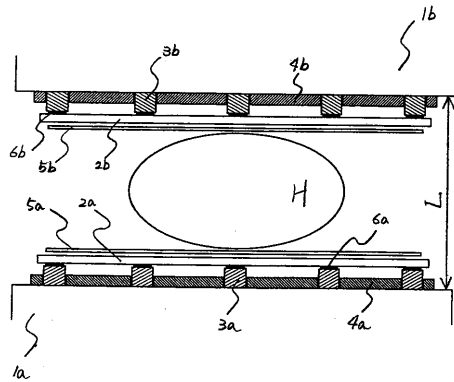
1a、1b...静磁場発生装置、2a、2b...傾斜磁場コイル、3a、3b...傾斜磁場コイル取付手段、4a、4b...磁場調整手段、5a、5b...照射コイル、6a、6b...スペーサ、7a、7b...ジャッキ、8...固定用ナット、9...ナット、10...固定用ピン、11...ブロック、12...サイドブロック、13...ストッパー、14...ピン、15...ナット

40

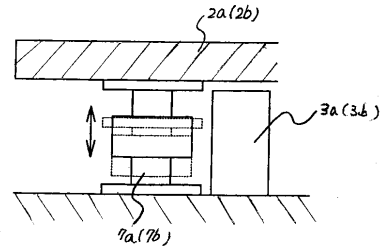
【図 1】



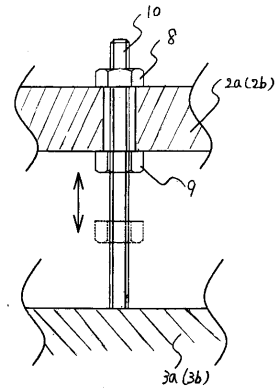
【図 2】



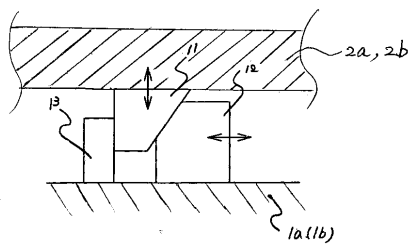
【図 3】



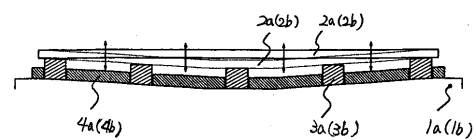
【図 4】



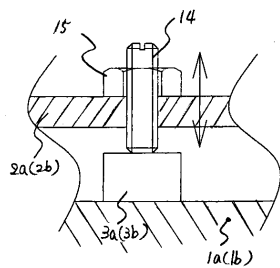
【図 5】



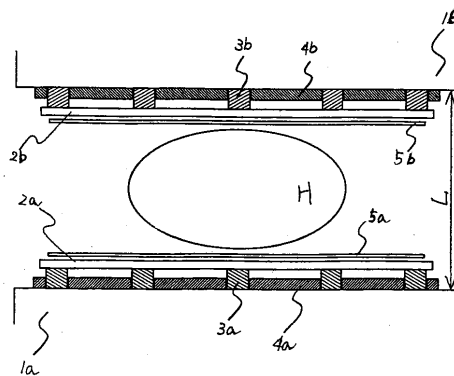
【図 8】



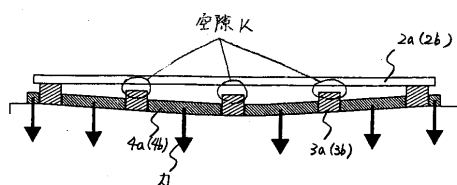
【図 6】



【図 9】



【図 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 0 7 6 2 0 0 (J P , A)
実開平 0 2 - 1 4 3 9 1 0 (J P , U)
特開 2 0 0 0 - 1 2 6 1 5 2 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 1 8 0 4 3 (J P , A)
特開平 0 1 - 1 9 4 3 0 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 7 9 5 4 7 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 3 7 5 3 5 (J P , A)
特開平 0 2 - 0 5 7 2 3 6 (J P , A)
特開昭 6 2 - 2 1 1 0 5 1 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055