

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4045769号
(P4045769)

(45) 発行日 平成20年2月13日 (2008. 2. 13)

(24) 登録日 平成19年11月30日 (2007. 11. 30)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 3 2

A 6 1 B 5/05 3 4 0

請求項の数 13 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2001-312117 (P2001-312117)
 (22) 出願日 平成13年10月10日 (2001. 10. 10)
 (65) 公開番号 特開2003-116812 (P2003-116812A)
 (43) 公開日 平成15年4月22日 (2003. 4. 22)
 審査請求日 平成16年7月23日 (2004. 7. 23)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100100310
 弁理士 井上 学
 (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
 (72) 発明者 谷口 陽
 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
 (72) 発明者 板垣 博幸
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁場発生装置及びこれを用いるMR I装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場を発生する手段と、第1のコイルと該第1のコイルを取り囲む第2のコイルとを具備して鉛直方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルと、検査対象を搭載されるベッドと有し、

前記静磁場を発生する手段と、前記傾斜磁場コイルとは、前記ベッドの下方のみに配置され、前記第1のコイルが発生する磁場の方向が前記第2のコイルが発生する磁場の方向と逆方向であり、前記静磁場を発生する手段の上面の形状は凹曲面であり、前記傾斜磁場コイルは前記凹曲面に沿って配置されることを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の磁場発生装置に於いて、前記第1及び第2のコイルの各コイルは円の形状を有することを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 3】

請求項2に記載の磁場発生装置に於いて、前記第1及び第2のコイルは同心に配置されることを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 4】

請求項2に記載の磁場発生装置に於いて、前記第1及び第2のコイルの半径が15cm以上、35cm以下であることを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 5】

請求項1に記載の磁場発生装置に於いて、前記第1及び第2のコイルの各コイルは8の

10

20

字の形状を有し一部に不連続部をもつ円の形状をもつことを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の磁場発生装置に於いて、前記第 1 及び第 2 のコイルは同心に配置されることを特徴とする磁場発生装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の磁場発生装置に於いて、前記第 1 及び第 2 のコイルの半径が 15 cm 以上、35 cm 以下であること特徴とする磁場発生装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の磁場発生装置に於いて、前記静磁場を発生する手段は、水平方向の前記静磁場を発生し、水平方向で対向するマグネット、又は、コイルのなす面が水平方向で対向するコイルを有すること特徴とする磁場発生装置。

10

【請求項 9】

請求項 1 に記載の磁場発生装置に於いて、前記静磁場を発生する手段は、鉛直方向の前記静磁場を発生するマグネット、又は、静磁場発生コイルを有すること特徴とする磁場発生装置。

【請求項 10】

水平方向又は鉛直方向の静磁場を発生する手段と、半径の異なる 2 つの円形コイルを有し鉛直方向に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルと、検査対象を搭載されるベッドと有し、前記静磁場を発生する手段と、前記傾斜磁場コイルとは、前記ベッドの下方のみに配置され、前記 2 つのコイルが発生する磁場の方向が逆方向であり、前記静磁場を発生する手段の上面の形状は凹曲面であり、前記傾斜磁場コイルは前記凹曲面に沿って配置されることを特徴とする磁場発生装置。

20

【請求項 11】

請求項 10 に記載の磁場発生装置に於いて、前記 2 つの円形コイルの半径が 15 cm 以上、35 cm 以下であること特徴とする磁場発生装置。

【請求項 12】

鉛直方向に静磁場を発生する手段と、前記静磁場が発生された空間で検査対象が搭載されるベッドと、第 1 のコイルと該第 1 のコイルを取り囲む第 2 のコイルとを備えて鉛直方向に傾斜磁場を発生する第 1 の傾斜磁場コイルと、前記静磁場の不均一よりも大きい強度をもつスライス方向の傾斜磁場を発生する第 2 の傾斜磁場コイルと、前記静磁場の不均一よりも大きい強度をもつ位相エンコード方向の傾斜磁場を発生する第 3 の傾斜磁場コイルと、感度分布を時間軸に沿って複数回変化させてリードアウト方向に関する位置情報を付与する受信 RF コイルとを具備し、前記第 1 の傾斜磁場コイル及び前記静磁場を発生する手段が前記ベッドの下方のみに配置され、前記第 1 のコイルが生じる磁場の方向は、前記第 2 のコイルが生じる磁場の方向と逆方向であり、前記静磁場を発生する手段の上面の形状は凹曲面であり、前記傾斜磁場コイルは前記凹曲面に沿って配置されることを特徴とする MRI 装置。

30

【請求項 13】

請求項 12 に記載の MRI 装置に於いて、前記第 1 及び第 2 のコイルの半径が 15 cm 以上、35 cm 以下であること特徴とする MRI 装置。

40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、検査対象が搭載されるベッドの下方にのみ配置されるオープン型の磁場発生装置、及びこれを用いる MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置に係わり、特にインターベンショナル MRI 装置に適した磁場発生装置、及び装置に係わる。

【0002】

【従来の技術】

以下の説明で使用する用語を以下の通り定義する。

「合成磁場」：静磁場を発生する手段により発生される静磁場と鉛直方向の傾斜磁場とを

50

合成した磁場をいう。

「静磁場の不均一」：撮影領域内に於ける静磁場の最大磁場強度と最小磁場強度の差をいう。

「静磁場（の）均一度」：「静磁場の不均一」を撮影領域内に於ける静磁場の平均磁場強度で割った値をいう。

「合成磁場の不均一」：撮影領域内に於ける合成磁場の最大磁場強度と最小磁場強度の差をいう。

「合成磁場（の）均一度」：「合成磁場の不均一」を撮影領域内に於ける合成磁場の平均磁場強度で割った値をいう。

【 0 0 0 3 】

10

医療コスト低減に最も効果的な方法は入院期間を短縮することである。内視鏡下手術，超音波加熱凝固治療等の低侵襲手術の普及により入院期間の劇的な短縮が期待されている。特に，開口部が広く多方向から患者にアクセスできるMRI装置（例えば，特開平10-57344号公報，特開平10-57345号公報，特開平10-57346号公報：従来技術-1）は，放射線被曝の問題がないことから低侵襲手術実現のための最有力機器と目され，インターベンショナルMRI装置（術中MRI装置）装置の実用化が期待されている。図2は，広い開口部をもつ従来技術のMRI装置の例を示す斜視図であり，上下の方向で対向する，上方に配置される静磁場発生手段210と下方に配置される静磁場発生手段200を示している。

【 0 0 0 4 】

20

従来技術のMRI装置で要求されている静磁場均一度のレベルは，30cm程度の領域で10ppm以下である。一方，不均一な静磁場下でMR画像を取得することを目的として，事前に計測した磁場マップを利用し画像歪みを低減する方法（K.Sekihara: "NMR Imaging for Magnets with Large Nonuniformities", IEEE Trans. Med. Imag., vol. MI-4, no. 4, pp. 193-199(1985)：従来技術-2）や，RF磁場の動的制御により位置情報を付与する方法（特開平8-322814号公報：従来技術-3，特開平9-019410号公報：従来技術-4）が知られている。

【 0 0 0 5 】

【 発明が解決しようとする課題 】

図2に示す従来技術のMRI装置は，トンネル型の空間に静磁場が形成される一般のMRI装置と比較すると開放度は高いものの，大型の手術道具や超音波加熱凝固治療装置を上方，及び下方に配置されるの静磁場発生手段の間に搬入することは困難であり，さらなる開放度の向上がユーザー（医師）から要求されている。仮りに，図2に示す上方に配置される静磁場発生手段210のない形状とし，下方にのみ配置されるマグネット（静磁場発生手段200）（以下，オープン型マグネットという）を使用して，開放度がより向上したMRI装置（以下，オープン型MRI装置という）が実現すると，大型の手術道具や超音波加熱凝固治療装置の使用が容易となる。

30

【 0 0 0 6 】

オープン型マグネットを使用する場合の最大の課題は，従来技術のMRI装置で要求されているレベルの静磁場均一度（鉛直方向での30cm程度の領域で10ppm以下）を実現する点にある。床上に置かれる下方のマグネットのみを用いるオープン型マグネットでは，静磁場均一度は鉛直方向での20cmの領域でも10%程度となり，現状のMRI装置の約10000倍（4桁）の劣化となる。

40

【 0 0 0 7 】

一般に，静磁場の分布に不均一があると，MR画像の歪みやボケや信号欠落につながるが，静磁場均一度が現状のMRI装置の10000倍に劣化した場合は，核磁気共鳴信号の取得そのものが困難である。従来技術-2，-3，-4の方法を用いれば，現状のMRI装置よりも1桁以上静磁場均一度が劣化しても歪みの小さい画像を取得可能である。しかし，現状のMRI装置よりも4桁静磁場均一度が劣化する場合には，従来技術-2，-3，-4の方法は適用困難である。

50

【 0 0 0 8 】

従来技術 - 2 に示された磁場マップを利用し画像歪みを低減する補正技術は、リードアウト傾斜磁場強度が静磁場の不均一に対して十分大きいことを前提とした補正技術である。このため、傾斜磁場強度を現状と同等とする場合、補正適用の限界は現状よりも 1 桁程度の静磁場均一度の劣化までである。傾斜磁場強度を強化すれば、より大きな静磁場の不均一を有するマグネットにも適用可能であるが、リードアウト傾斜磁場強度を大きくすると信号受信時に広い計測帯域が必要となる。計測信号の S/N は計測帯域の 0.5 乗に比例して劣化する。

【 0 0 0 9 】

オープン型マグネットの鉛直方向の静磁場均一度は、現状の MRI 装置の静磁場均一度よりも 4 桁程度劣化するため、オープン型マグネットを使用するオープン型 MRI 装置では、鉛直方向の位置情報の取得は困難である。オープン型マグネットを使用するオープン型 MRI 装置では、鉛直方向での静磁場の分布の不均一の改善が課題である。

10

【 0 0 1 0 】

従来技術 - 3、又は従来技術 - 4 に示された RF 磁場の動的制御により位置情報を付与する方法では、傾斜磁場を用いないため 1 軸方向については、現状よりも 2 桁以上静磁場均一度が劣化しても位置情報を取得可能である。しかし、残りの 2 軸方向については傾斜磁場による位置情報付与が必要であり、残りの 2 軸方向の位置情報には歪みが生じる。オープン型マグネットを使用するオープン型 MRI 装置では、正確に位置情報を付与することが大きな課題である。

20

【 0 0 1 1 】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、静磁場均一度が劣化しても、 S/N が大きく劣化せず歪みの小さい画像の撮影を可能とし、検査対象が搭載されるベットの下方にのみ配置されるオープン型の磁場発生装置、及び、これを用いるオープン型 MRI 装置を提供することにある。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

本発明の磁場発生装置は、MRI 装置に於いて検査対象が搭載されるベットの下方にのみ配置され使用される。磁場発生装置は、静磁場を発生する手段として、水平方向の静磁場を発生する、水平方向で対向し磁氣的に結合されるマグネット又はコイルの面が水平方向で対向するコイルを具備し、あるいは、鉛直方向の静磁場を発生するマグネット又は静磁場発生コイルを具備する。また、磁場発生装置は、鉛直方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルを具備する。傾斜磁場コイルは、第 1 のコイルと第 1 のコイルを取り囲む第 2 のコイルとから構成され、第 1 及び第 2 のコイルは平面上又は曲面上に配置される。傾斜磁場コイルは、静磁場を発生する手段の上又は上方に配置される。

30

【 0 0 1 3 】

第 1 及び第 2 のコイルには逆方向の電流が流され、第 1 のコイルが発生する磁場の方向は、第 2 のコイルが発生する磁場の方向と逆方向である。第 1 及び第 2 のコイルに逆方向の電流を流すことにより、静磁場を発生する手段により発生される静磁場の均一度を改善し、静磁場と鉛直方向の傾斜磁場との合成磁場の均一度を、現状の MRI 装置の静磁場均一度に対して 2 桁以下の劣化に抑える。

40

【 0 0 1 4 】

第 1 及び第 2 のコイルは同一の平面上又は同一の曲面上（凹状の曲面又は凸状の曲面）に配置され、あるいは、第 1 及び第 2 のコイルの各コイルはそれぞれ異なる平面上又は異なる曲面上に配置される。第 1 及び第 2 のコイルは円の形状、あるいは、変形した 8 の字の形状を有し一方に不連続部をもつ円の形状をもち、第 1 及び第 2 のコイルは同心に配置される。第 1 及び第 2 のコイルの半径は 15 cm 以上、35 cm 以下とする。

【 0 0 1 5 】

本発明の磁場発生装置を使用する MRI 装置では、各方向に関する位置情報の付与を次のように行なう。受信 RF コイルを動的に制御し、受信 RF コイルの感度分布を時間軸に沿

50

って複数回変化させて、リードアウト方向に関する位置情報を付与する。静磁場の不均一よりも十分大きい強度（静磁場の不均一よりも少なくとも2桁以上大きな傾き）をもつ傾斜磁場の印加により、残りの2方向（スライス方向、位相エンコード方向）に関する位置情報を付与する。より詳細に説明すると、本発明のMRI装置は、鉛直方向に静磁場を発生する手段と、静磁場が発生された空間で検査対象が搭載されるベットと、第1のコイルと第1のコイルを取り囲む第2のコイルとが平面上又は曲面上に配置され、鉛直方向の傾斜磁場を発生する第1の傾斜磁場コイルと、静磁場の不均一よりも大きい強度をもつスライス方向の傾斜磁場を発生する第2の傾斜磁場コイルと、静磁場の不均一よりも大きい強度をもつ位相エンコード方向の傾斜磁場を発生する第3の傾斜磁場コイルと、感度分布を時間軸に沿って複数回変化させてリードアウト方向に関する位置情報を付与する受信RFコイルとを具備する。本発明のMRI装置では、第1の傾斜磁場コイル及び静磁場を発生する手段はベットの下方に配置され、第1及び第2のコイルには逆方向の電流が流され、第1のコイルが発生する磁場の方向は、第2のコイルが発生する磁場の方向と逆方向である。また、第1及び第2のコイルの半径が15cm以上、35cm以下である。

【0016】

【発明の実施の形態】

MRI装置は、核磁気共鳴を利用して検査対象の断層像を計測する装置である。図1は、本発明のMRI装置の構成の一例を示す図である。図1に於いて、検査対象（被写体）103は、静磁場を発生する手段及び鉛直方向の傾斜磁場を発生するコイルを具備する磁場発生装置101、及び、鉛直方向に直交する2方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル102の上方に設置される。傾斜磁場コイル102の上方に、検査対象103が搭載されるベッド220、230が配置される。静磁場を発生する手段は、水平方向の静磁場を発生する、水平方向で対向し磁氣的に結合されるマグネット又はコイルのなす面が水平方向で対向する1対のコイル、あるいは、鉛直方向の静磁場を発生する、床上に置かれるマグネット又は静磁場発生コイルである。

【0017】

シーケンサ104は、傾斜磁場電源105、RFパルス発生器106に命令を送り、鉛直方向に直交する2方向の傾斜磁場を傾斜磁場コイル102より発生させ、RFパルスを照射用コイル107より発生させる。また、シーケンサ104は、図示しない傾斜磁場電源に命令を送り、鉛直方向の傾斜磁場をコイル41-1、41-2、41'-1、41'-2より発生させる。さらに、シーケンサ104は、図示しない磁場電源に命令を送り、静磁場を1対の静磁場発生コイル91-1、91-2により発生させる場合もある。

【0018】

通常、RFパルスは、RFパルス発生器106の出力をRFパワーアンプ115により増幅し、照射用コイル107を通じて検査対象103に印加される。検査対象103から発生した核磁気共鳴信号は受信用コイル116により受波される。照射用コイル107は、検査対象103が搭載されるベッド220、230とマグネット300、301（又は、1対の静磁場発生コイル91-1、91-2）との間の空間、あるいは、ベッド220、230の内部に配置される。受信用コイル116は、検査対象103の検査対象部位（撮影部位）に近接する空間に配置される。

【0019】

受信用コイル116は検査対象103の内部に挿入される場合もある。受信用コイル116により受波された信号は、受信器108により、A/D変換（サンプリング）、検波が行われる。検波の基準とする中心周波数（磁気共鳴周波数）は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は計算機109に送られ、ここでサンプリング処理された後、画像再構成等の信号処理が行われる。画像再構成等の結果はディスプレイ110に表示される。

【0020】

必要に応じて、記憶媒体111に信号や測定条件を記憶させることもできる。静磁場均一度を調整する必要がある時は、シムコイル112を使う。シムコイル112は複数のチャ

10

20

30

40

50

ネルからなり、シム電源 1 1 3 により電流が供給される。静磁場均一度の調整時には、複数のチャンネルの各コイルに流れる電流をシーケンサ 1 0 4 により制御する。シーケンサ 1 0 4 はシム電源 1 1 3 に命令を送り、静磁場の不均一を補正する付加的な磁場をシムコイル 1 1 2 より発生させる。

【 0 0 2 1 】

なお、シーケンサ 1 0 4 は、各装置がプログラムされたタイミング、強度で動作するように制御を行なう。このプログラムのうち、特に R F パルスの印加、傾斜磁場の印加、核磁気共鳴信号の受信のタイミングや、R F パルスと傾斜磁場の強度を記述したものは撮影シーケンスと呼ばれている。

(第 1 の実施例)

第 1 の実施例では、鉛直方向の静磁場を発生するオープン型マグネットを使用する磁場発生装置とこれを用いるオープン M R I 装置について説明する。

【 0 0 2 2 】

図 3 は、本発明のオープン型 M R I 装置の例を示す斜視図である。図 3 に示すオープン M R I 装置では、図 2 に示す上方の上方に配置される静磁場発生手段 2 1 0 を取り外した外観をもち、床上に置かれ、鉛直方向の静磁場を発生するオープン型マグネット 3 0 0 を磁場発生装置 1 0 1 として使用している。

【 0 0 2 3 】

図 3 に示すように、オープン型マグネット 3 0 0 の鉛直方向の上方に、x y 面にフラットな形状をもち検査対象が置かれるベッド 2 2 0 が設置されており、検査対象 1 0 3 の検査対象部位はオープン型マグネット 3 0 0 の上方の 5 c m ~ 2 5 c m の空間に配置されている。検査対象 1 0 3 が搭載されるベッド 2 2 0 の天板は天板支持台の上で x , y 方向で移動可能である。

【 0 0 2 4 】

マグネットは検査対象 1 0 3 の下方にのみ存在するため、図 1 1 に示すように検査対象 1 0 3 の上方に大型の超音波加熱凝固治療装置 9 9 9 を配置することが可能となる。同様に、レーザー治療装置、手術用ロボットマニピュレータなどを検査対象 1 0 3 の上方に配置することも可能である。また、オープン型マグネット 3 0 0 とベッド 2 2 0 の位置関係を図 1 2 に示すように配置にすれば、装置全体の寸法をよりコンパクトにすることができる。図 1 1、図 1 2 に示す構成では、ベッド 2 2 0 に検査対象 1 0 3 は横たわり、オープン型マグネット 3 0 0 の上方の空間に検査対象の検査対象部位が配置される。ベッド 2 2 0 は非磁性体から構成される。検査対象 1 0 3 が搭載されるベッド 2 2 0 の天板は天板支持台の上で x , y 方向で移動可能である。

【 0 0 2 5 】

ここで、鉛直方向を z 軸方向とし、検査対象 1 0 3 の体軸方向を y 軸方向とする。オープン型マグネット 3 0 0 の x y 面の形状は円形とし、円の半径は 5 0 c m とする。円の中心を $x = y = 0$ 、z 方向にはオープン型マグネット 3 0 0 の上端を $z = 0$ とし、オープン型マグネット 3 0 0 の上方を z 軸の正の方向とする。

【 0 0 2 6 】

このオープン型マグネット 3 0 0 では、x y 面の中心付近の半径 1 0 c m の範囲に於いて、 $5 \text{ c m} < z < 25 \text{ c m}$ の範囲では、静磁場強度は z 軸方向に沿って線形に低下する ($z = 5 \text{ c m}$ の位置の静磁場強度が 1 T であるとする)。この時、 $z = 25 \text{ c m}$ の位置の静磁場強度は約 0 . 7 T となる。z 軸方向の静磁場均一度は \pm 約 1 8 % であり、現状の M R I 装置の静磁場均一度が $\pm 10 \text{ p p m}$ であるとする、静磁場均一度が 4 桁以上劣化する。

【 0 0 2 7 】

図 4 は、本発明の第 1 の実施例の磁場発生装置の構成を示す図であり、円形マグネットと鉛直方向 (z 軸方向) の傾斜磁場コイルの配置例を示す図である。図 4 (A) は斜視図、図 4 (B) は上面図である。

【 0 0 2 8 】

z 軸方向の静磁場均一度を改善するため、図 4 に示すように、z 軸方向の傾斜磁場コイル

10

20

30

40

50

を半径の異なる2つのコイル41-1と41-2で構成し、2つのコイルには逆方向の電流を流す。2つのコイルは同心円形であり、コイル41-1の半径は30cm、コイル41-2の半径は20cmとする。2つのコイル41-1、41-2の中心は、円筒形のオープン型マグネット300は円筒の中心軸に一致するように配置されている。z軸方向の傾斜磁場コイル41-1、41-2の上方にベッド220が配置される。

【0029】

図5は、本発明の第1の実施例に於いて、オープン型マグネット300及びコイル41-1、41-2を有する磁場発生装置により生成される磁場の計算例を示す図である。xy面の中心付近の半径10cmの範囲に於いて、 $5\text{ cm} < z < 25\text{ cm}$ の範囲では、2つのコイル41-1、41-2がそれぞれ生成する磁場強度は、z軸方向に沿ってほぼ線形に変化する。コイル41-1の生成する磁場の極性は正であり、コイル41-2の生成する磁場の極性は負であり、コイル41-1、41-2の生成する磁場強度は何れも低下する。この時、コイル41-1が $z = 5\text{ cm}$ の位置で生成する磁場強度が0.43T、コイル41-2が $z = 5\text{ cm}$ の位置で生成する磁場強度が-0.58Tとなるように、コイルに流れる電流を設定する。コイル41-1の巻数を540、コイル41-2の巻数を505とすると、コイル41-1とコイル41-2に流す電流値はいずれも約400Aとなる。

【0030】

オープン型マグネット300の生成する磁場と、コイル41-1、41-2が生成する磁場とを合成した合成磁場について考える。xy面の中心付近の半径10cmの範囲に於いて、 $5\text{ cm} < z < 25\text{ cm}$ の範囲では、合成磁場均一度が向上し、0.85Tを中心として合成磁場均一度は $\pm 1000\text{ ppm}$ 以下となる。この値は、現状のMRI装置の静磁場均一度よりも2桁劣化している。図5に示すように、コイルの生成する磁場は、z軸方向に沿って最初は線形に変化していき、やがてゼロに漸近していく。変曲点のz座標はコイルの寸法が小さいほど小さい。コイル41-1の生成する磁場の極性は正であり、コイル41-2の生成する磁場の極性は負であり、コイル41-1、41-2の生成する磁場強度は何れも低下する。

【0031】

検査対象がベッド220に寝ているとき、検査対象103の厚みは20cm程度であることから、少なくとも $z < 20\text{ cm}$ の範囲では合成磁場均一度を向上させたいことから、コイル41-1、41-2の半径の望ましい値は15cmから35cmの範囲である。合成磁場が最も均一な状態を定常状態とし、コイル41-1、41-2に流れる電流を増減させることにより、鉛直方向の傾斜磁場を生成できる。例えば、コイル41-1、41-2に流れる電流をゼロとした場合は、合成磁場はオープン型マグネット300の生成する磁場と等価となる。この時の鉛直方向の傾斜磁場強度は約1500mT/mとなり、現状のMRI装置で用いられている傾斜磁場強度よりも約2桁大きな値である。なお、図4に示したコイル41-1、41-2の形状は円形でなく多角形でも良い。

【0032】

図6は、本発明の第1の実施例に於ける撮影シーケンスの例を示す図である。ここでは、z方向をスライス方向、x方向をリードアウト方向、y方向を位相エンコード方向として選択する。傾斜磁場として、スライス傾斜磁場Gs(z軸方向の傾斜磁場)4と位相エンコード傾斜磁場Ge(y軸方向の傾斜磁場)2を用いる。まず、スライス傾斜磁場4と同時に励起RF磁場1を照射し、所望の厚さを持ったスライス断面の内部に存在する原子核を励起する。

【0033】

上述したように、オープンMRI装置で使用する磁場発生装置による合成磁場均一度は、現状のMRI装置よりも2桁劣化している。このため、現状のMRI装置で用いられているスライス傾斜磁場強度を用いて撮影を行なうと、スライス断面が平面とならず曲面になってしまう。この曲面は不均一な合成磁場の分布に沿った形となる。このことは医師による検査対象の内部の位置情報の把握を著しく阻害する。スライス傾斜磁場強度を現状のMRI装置で用いられている強度よりも2桁増加させることにより、現状のMRI装置で得

10

20

30

40

50

られるスライス断面と同程度の歪みのスライスを設定できる。

【0034】

2次元画像を取得する方法について説明する。従来技術 - 3, 又は従来技術 - 4に開示されたRF磁場の動的制御(受信RFコイルの感度分布を時間軸に沿って変化させる動的制御)により, 検査対象のリードアウト方向(x方向)の位置情報(プロジェクション)を得る。即ち, 受信RFコイル(プローブ)の感度分布を時間軸に沿って複数回変化させながら, FID(free induction decay)信号96を複数回計測して1次元像再構成を行なう。図6では, 信号計測の時刻 t_1, t_2, \dots, t_N に於いて, プローブの感度分布を予め設定された関数 f_1, f_2, \dots, f_N となるように変化させることを示している。受信RFコイルの感度分布に傾斜をもたせるとともにその感度分布を変化させることにより, この感度分布の傾斜方向(リードアウト方向)の位置情報を付与する制御をできる。時間的に変化するプローブの感度分布を表わす関数 f_1, f_2, \dots, f_N により定義される感度マトリックスの行列式がゼロとならないように感度分布を変化させることにより(従来技術 - 3), 又は, 受信RFコイル(プローブ)の感度分布をWavelet基底関数に従って複数回時間的に変化させることにより(従来技術 - 4), 検査対象の特定方向のプロジェクションを再構成できる。

10

【0035】

傾斜磁場によりリードアウト方向の位置情報を付与する撮影法では, リーdoaウト傾斜磁場強度を大きくすると信号受信時に広い計測帯域が必要となる。計測信号のS/Nは計測帯域の0.5乗に比例して劣化する。本発明では, リーdoaウトの位置情報はRF磁場の動的制御(受信RFコイルの感度分布の動的制御)により取得するため, リーdoaウト傾斜磁場が不要であり, 計測帯域を狭くできるため傾斜磁場強度強化に伴うS/N劣化が少ない。

20

【0036】

再構成される2次元画像の位相エンコード方向の画素数を128とすると, 位相エンコード傾斜磁場 $G_e(2)$ の印加量を128回ステップ状に変化させ, 受信RFコイル(プローブ)の感度分布を時間軸に沿って変化させながら, 前述のプロジェクションを求める手順を繰り返す。得られた128個のプロジェクションを位相エンコード傾斜磁場印加方向にフーリエ変換することにより, 2次元画像を得る。本発明では3軸方向のうち1軸方向については, RF磁場の動的制御(受信RFコイルの感度分布の動的制御)により位置情報を取得する。その他の2軸方向については, オープン型マグネットを使用する磁場発生装置による合成磁場均一度が現状のMRI装置の静磁場均一度に対して2桁劣化していても, 傾斜磁場強度を2桁強化すれば, 画像歪みは現状のMRI装置と同程度である。傾斜磁場電源の容量を小さく抑えたい等の理由により, 傾斜磁場強度を1桁程度しか強化できない場合は画像に歪みが生じるが, この歪みは従来技術 - 2により, 除去あるいは低減できる。従来技術 - 2では, まず, 不均一な静磁場の分布を事前に計測しておく。不均一な静磁場下で取得したMR画像は, 磁場不均一性による画像の歪みと濃度値の変化を含んでいる。静磁場の分布(磁場マップ)を利用し, 磁場不均一性の影響(磁場不均一性による画像の歪みと濃度値の変化)を補正し, 磁場不均一性の影響を含んだ画像からこれらの影響を除去する。

30

40

【0037】

照射RF磁場1のフリップ角を10度以下に設定し, TR(繰り返し時間)を2ミリ秒にすると, 256ミリ秒で2次元画像が得られる。ある G_e 印加量について新たに計測したデータを, 1巡前の同じ G_e 印加量のデータと入れ替えながら撮影すれば, リアルタイムに動画を表示することもできる。

【0038】

図6に示す例では, RF磁場の動的制御(受信RFコイルの感度分布の動的制御)により, 検査対象のリードアウト方向の位置情報(プロジェクション)を得たが, 関心領域(視野)を10cm以下に限れば, 従来技術 - 2に示された磁場マップを利用し画像歪みを低減する補正技術を用いて, 歪みの小さい画像を取得可能である。これは関心領域(視野)

50

を小さくすれば、オープン型マグネットを使用する磁場発生装置による合成磁場均一度を現状のMRI装置の静磁場均一度に対して1桁以下の劣化に抑えることが可能なためである。この場合、視野が小さくなるという欠点があるが、感度分布の動的制御が可能な特殊な受信RFコイルが不要となるという効果がある。

【0039】

また、図4に示す例では、上面(xy面)にフラットな形状をもつオープン型マグネット300の上方の空間に検査対象が横たわる例について説明したが、図7に示すように、磁場発生装置101に使用する鉛直方向の静磁場を発生するオープン型マグネット301の上面の形状を凹曲面71の形状とすることにより、合成磁場の均一な空間の領域や、傾斜磁場の線形な空間の領域を広げることが可能である。この場合、先に説明した、磁場発生装置101を構成するマグネット要素、傾斜磁場コイルとともに凹曲面71に沿って曲面上に構成する。凹曲面71にフィットする凹曲面をもつベッド230に検査対象103は横たわり、オープン型マグネット301の上方の空間に検査対象の検査対象部位が配置される。ベッド220、230は非磁性体から構成される。検査対象103が搭載されるベッド230の天板は天板支持台の上でx、y方向で移動可能である。

10

(第2の実施例)

第2の実施例では、水平方向の静磁場を発生する磁場発生装置101について説明する。

【0040】

図8は、本発明の第2の実施例に於ける磁場発生装置101に使用するオープン型マグネットの形状例を示す図である。水平方向の静磁場を発生するオープン型マグネットとしては、図8に示すように、水平方向で対向し磁気的に結合される2つの永久磁石を用いる。永久磁石は、図示しない筐体に囲まれており、その筐体の上方の空間にベッド230を配置する。

20

【0041】

図9は、本発明の第2の実施例に於ける磁場発生装置に使用する1対の静磁場発生コイル91-1、91-2の配置の例を示す図である。静磁場発生コイル91-1、91-2は、図示しない筐体に囲まれ、かつ、その筐体に支持されており、その筐体の上方の空間にベッド230を配置する。

【0042】

第2の実施例の磁場発生装置101に使用するオープン型マグネット(図8)又は静磁場発生コイル(図9)により発生される静磁場に於いても、鉛直方向(z軸方向)での静磁場均一度は、現状のMRI装置での静磁場の均一度よりも4桁以上劣化する。z軸方向での静磁場均一度を改善するため、図10に示すように、z軸方向の傾斜磁場コイルを半径の異なる2つのコイル41'-1、41'-2で構成し、2つのコイル41'-1、41'-2には逆方向の電流を流す。2つのコイル41'-1、41'-2はそれぞれ、y方向に不連続部をもつ変形した8の字型のコイルであり、全体として円形の形状をもち同心に配置される。コイル41'-1の直径は30cm、コイル41'-2の直径は20cmとする。

30

【0043】

xy面の中心付近の半径10cmの範囲に於いて、コイル41'-1、41'-2はそれぞれ、x方向と-x方向の磁場を生成する。5cm<z<25cmの範囲では2つのコイル41'-1、41'-2がそれぞれ生成するx方向と-x方向の磁場の強度は、z軸方向に沿ってほぼ線形に変化する。コイル41'-2が生成する磁場の強度は、コイル41'-1が生成する磁場の強度と比較して、z軸方向に沿ってより急峻に変化する。

40

【0044】

第1の実施例に於ける説明と同様に、2つのコイル41'-1、41'-2に流れる電流を適切に設定することにより、xy面の中心付近の半径10cmの範囲に於いて、5cm<z<25cmの範囲で、マグネット、又は、静磁場発生コイルが生成する磁場と、コイル41'-1、41'-2とが生成する磁場を合成した磁場の均一度、即ち、合成磁場均一度を向上できる。また、この合成磁場が最も均一な状態を定常状態とし、コイル41'

50

- 1, 41' - 2 に流れる電流を増減させることにより, 鉛直方向の傾斜磁場を生成できる。なお, 図 10 に示したコイル 41' - 1, 41' - 2 の形状は 8 の字型であれば良く, 全体としての形状は円形でなく多角形でも良い。

【0045】

図 8, 図 9 に示す磁場発生装置を用いるオープン MRI 装置では, 図 8 に示すように, 水平方向で対向する 2 つの永久磁石の上方の空間, あるいは, 図 9 に示す 1 対の静磁場発生コイル 91 - 1 と 91 - 2 の上方の空間に, 検査対象 103 を搭載するベッド 230 が配置される。磁場発生装置により合成磁場が発生されている空間に検査対象の検査対象部位が配置される。検査対象 103 が搭載されるベッド 230 の天板は天板支持台の上で少なくとも y 方向で移動可能である。

10

【0046】

水平方向で対向する 2 つの永久磁石, 1 対の静磁場発生コイル 91 - 1, 91 - 2 は, ベッド 230 の長軸方向に直交する方向に配置される。図 3 に示す第 1 の実施例のオープン型マグネット 300 を使用する磁場発生装置 101 と比較すると, 図 8, 図 9 に示す第 2 の実施例の磁場発生装置 101 は, フラットな形状を両側面にもつので, 医師は検査対象の側面からのアプローチが容易となるという効果がある。即ち, 医師は検査対象の体軸に直交する方向から検査対象にアプローチできる。

【0047】

図 8 ~ 図 10 に示す例では, 検査対象 103 は, 図 7 に示す凹曲面をもつベッド 230 に横たわるが, 図 3 に示すフラットな形状ベッド 220 に横たわる構成としても良い。

20

【0048】

また, 第 1 の実施例に於ける説明と同様に, リードアウト方向については RF 磁場の動的制御により位置情報を付与する方法により位置情報を取得し, 残りの 2 方向については静磁場の不均一よりも十分大きい強度 (静磁場の不均一よりも少なくとも 2 桁以上大きな傾き) をもつ傾斜磁場により位置情報を付与することにより, 2 次元画像を得ることができる。

【0049】

以上, 本発明を特定の形態について説明したが, 上記以外の形態についても同様に, リードアウト方向については RF 磁場の動的制御により位置情報を付与する方法により位置情報を取得し, 残りの 2 方向については静磁場の不均一よりも十分大きい強度 (静磁場の不均一よりも少なくとも 2 桁以上大きな傾き) をもつ傾斜磁場により位置情報を付与することにより, オープン型 MRI 装置により検査対象の断層像を得ることができる。

30

【0050】

また, 水平方向又は鉛直方向の静磁場を発生させるマグネットとして, 永久磁石, 電磁石, 超電導磁石を使用できることはいうまでもない。更に, 静磁場を発生する手段として, 常電導コイル又は超電導コイルが鉛直方向の軸を取り囲み巻かれて構成される, 鉛直方向の静磁場を発生する静磁場発生コイルを, ベットの下方の床上に配置して, 使用できることはいうまでもない。

【0051】

検査対象の上方に静磁場を発生する手段がないため, 大型の手術道具や超音波加熱凝固治療装置を検査対象の上方に設置可能という効果がある。即ち, インターベンショナル MRI 装置 (術中 MRI 装置) に於いて, ユーザーニーズに適った装置を提供できるという効果がある。例えば, 図 6 に示した撮影シーケンスでは, 2 次元画像の取得方法について述べているが, MRI 装置の分野で公知の技術により, 容易に 3 次元画像撮影に拡張することが可能である。

40

【0052】

【発明の効果】

検査対象の下方のみ置かれる磁場発生装置により得られる合成磁場の均一度が劣化しても, S/N が大きく劣化せず歪みの小さい画像 (検査対象の断層像) の撮影を可能とするオープン型 MRI 装置を提供できる。検査対象の上方に静磁場を発生する手段がないため,

50

大型の手術道具，治療のための装置を検査対象の上方に配置できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明のMRI装置の構成の一例を示す図。

【図 2】広い開口部をもつ従来技術のMRI装置の例を示す斜視図。

【図 3】本発明のオープン型MRI装置の例を示す斜視図。

【図 4】本発明の第 1 の実施例の磁場発生装置の構成を示す図であり，円形マグネットと傾斜磁場コイルの配置例を示す図。

【図 5】本発明の第 1 の実施例に於いて，オープン型マグネット及びコイルを有する磁場発生装置により生成される磁場の計算例を示す図。

【図 6】本発明の第 1 の実施例に於ける撮影シーケンスの例を示す図。

10

【図 7】本発明の第 1 の実施例に於ける磁場発生装置に使用するオープン型マグネットの形状例を示す図。

【図 8】本発明の第 2 の実施例に於ける磁場発生装置に使用するオープン型マグネットの形状例を示す図。

【図 9】本発明の第 2 の実施例に於ける磁場発生装置に使用する 1 対の静磁場発生コイルの配置の例を示す図。

【図 10】本発明の第 2 の実施例に適用される傾斜磁場コイルの例を示す図。

【図 11】本発明のオープン型MRI装置に超音波加熱凝固治療装置を配置した構成例を示す図。

【図 12】本発明のオープン型MRI装置の他の例を示す斜視図。

20

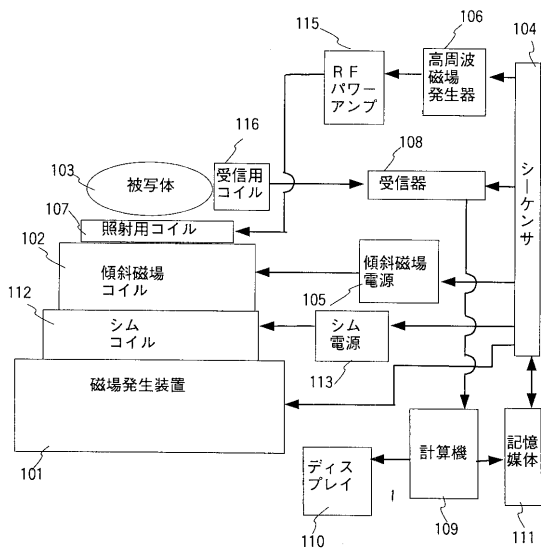
【符号の説明】

1 ... 励起 RF パルス， 2 ... 位相エンコード方向の傾斜磁場， 4 ... スライス方向の傾斜磁場， 4 1 - 1， 4 1 - 2， 4 1' - 1， 4 1' - 2 ... 傾斜磁場コイル， 7 1 ... 凹曲面， 9 1 - 1， 9 1 - 2 ... 静磁場発生コイル， 9 6 ... 信号， 1 0 1 ... 磁場発生装置， 1 0 2 ... 傾斜磁場を発生するコイル， 1 0 3 ... 検査対象， 1 0 4 ... シーケンサ， 1 0 5 ... 傾斜磁場電源， 1 0 6 ... RF パルス発生器， 1 1 6 ... プローブ， 1 1 5 ... RF パワーアンプ， 1 0 8 ... 受信器， 1 0 9 ... 計算機， 1 1 0 ... ディスプレイ， 1 1 1 ... 記憶媒体， 1 1 2 ... シムコイル， 1 1 3 ... シム電源， 2 0 0 ... 下方に配置される静磁場発生手段， 2 1 0 ... 上方に配置される静磁場発生手段， 2 2 0， 2 3 0 ... ベッド， 3 0 0 ... 上部にフラットな形状をもつオープン型マグネット， 3 0 1 ... 上部に凹曲面をもつオープン型マグネット。

30

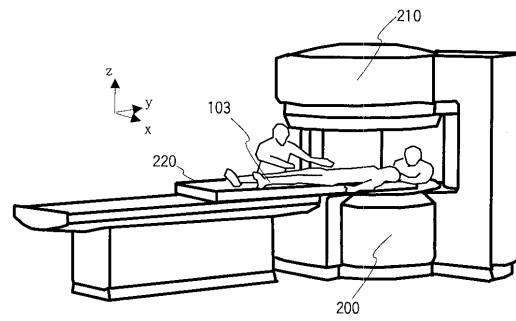
【図 1】

図 1



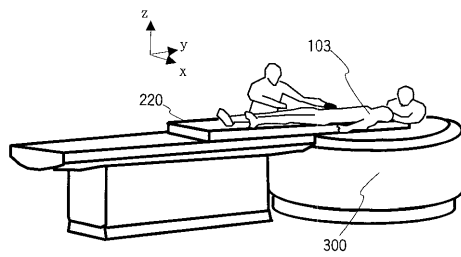
【図 2】

図 2



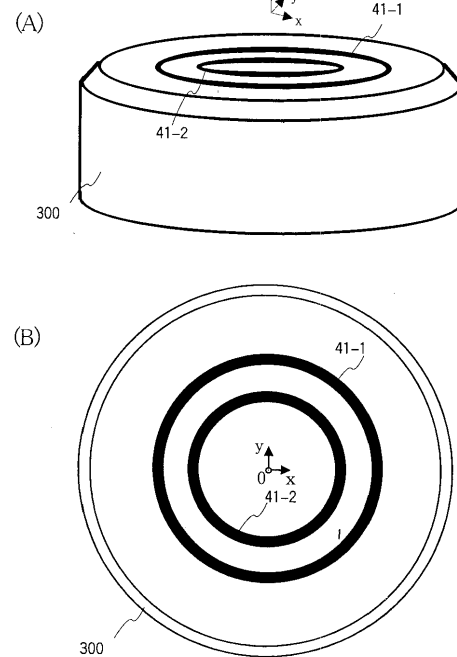
【図 3】

図 3

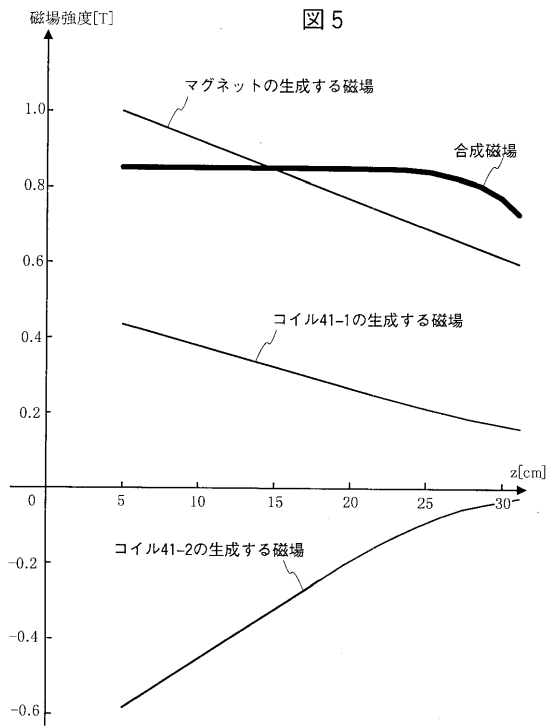


【図 4】

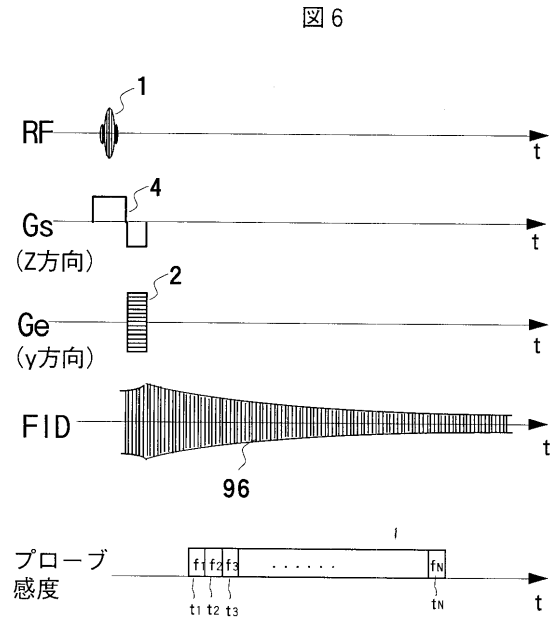
図 4



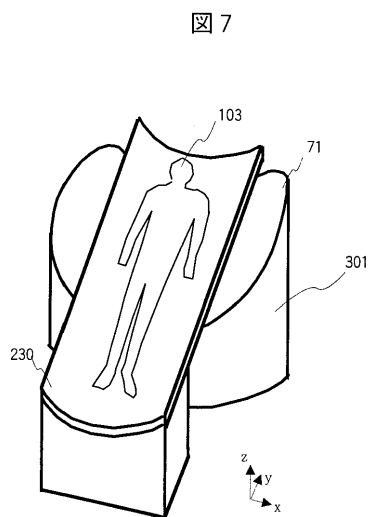
【図 5】



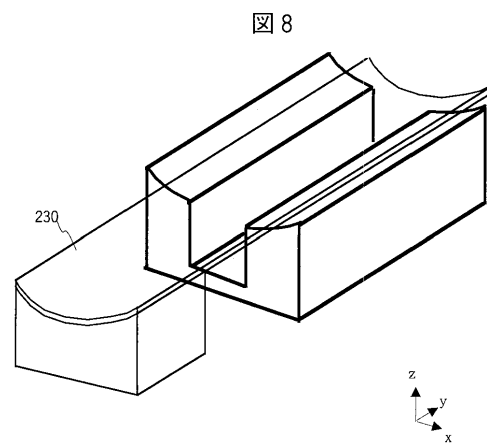
【図 6】



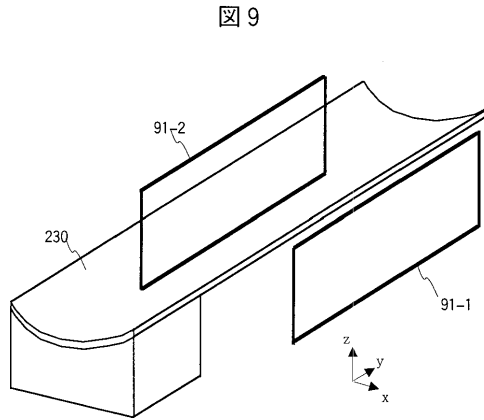
【図 7】



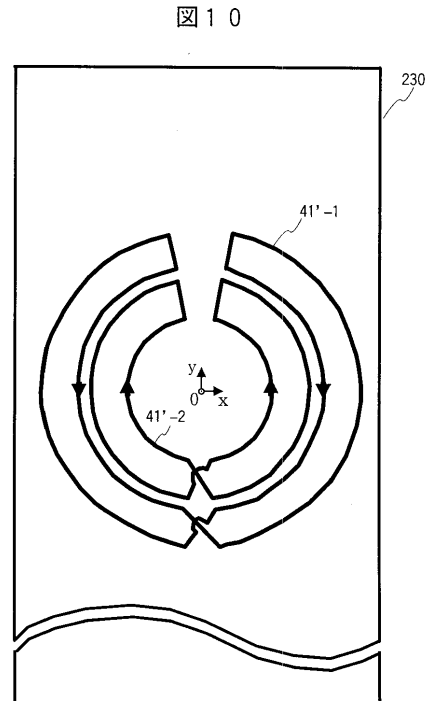
【図 8】



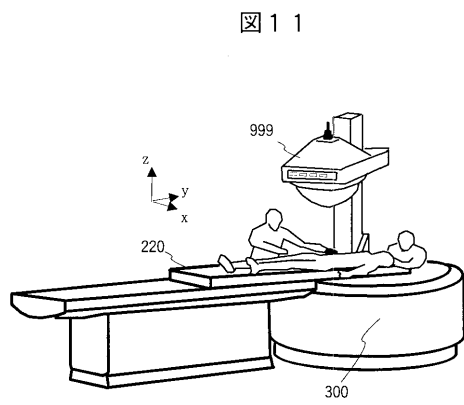
【図 9】



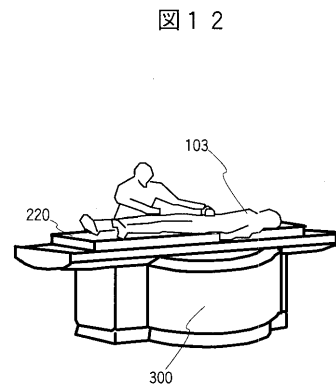
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所中央研究所内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平3 - 284243 (J P , A)

特開平10 - 108848 (J P , A)

特開平10 - 127604 (J P , A)

特開平11 - 99139 (J P , A)

特開2003 - 93366 (J P , A)

米国特許第4714881 (U S , A)

米国特許第4721914 (U S , A)

米国特許第6002255 (U S , A)

米国特許第6128522 (U S , A)

米国特許第6208142 (U S , B 1)

英国特許出願公開第2355800 (G B , A)

国際公開第90 / 5986 (W O , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055