(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5551930号
(P5551930)
(45)発行日　平成26年7月16日(2014.7.16)　(24)登録日　平成26年5月30日(2014.5.30)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 320
G01R 33/28 (2006.01)　　G01N 24/02 Y

請求項の数 2　(全 8 頁)

(21)出願番号　特願2009-291644(P2009-291644)
(22)出願日　平成21年12月24日(2009.12.24)
(65)公開番号　特開2011-130864(P2011-130864A)
(43)公開日　平成23年7月7日(2011.7.7)
審査請求日　平成24年11月15日(2012.11.15)

(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　八尾　武
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
株式会社日立メディコ内
(72)発明者　田崎　寛
東京都千代田区外神田四丁目１４番１号
株式会社日立メディコ内

審査官　宮澤　浩

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】
被検体を収容する空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生手段と、
前記被検体へ照射する高周波磁場を発生する高周波コイルと、
前記空間に収容された被検体と対向する面に、凸部と凹部の内の少なくとも凸部を備えたカバーと、
少なくとも一つの前記凸部の脇又は影となる位置に配置された照明と、
を有して成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】
被検体を収容する空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生手段と、
前記被検体へ照射する高周波磁場を発生する高周波コイルと、
前記空間に収容された被検体と対向する面に、凸部と凹部の内の少なくとも凸部を備えたカバーと、
を有し、
少なくとも一つの前記凸部に、前記高周波コイルを構成する要素コイルの少なくとも一部が収められていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、磁気共鳴イメージング装置(以下、MRI装置という)に関し、特に被検体に聞

こえる騒音をなるべく低減することが可能なMRI装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンが発生するNMR信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元的に或いは3次元的に画像化する装置である。撮影においては、NMR信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。
【０００３】
MRI装置は、その代表的なハードウェアの構成例として円筒型MRI装置があり、その構成として、例えば特許文献1が知られている。特許文献1記載の従来技術によれば、最も外側の円筒形状の静磁場磁石10の内側に円筒形状の能動遮蔽型傾斜磁場コイルユニット12があり、その内側に円筒形状の全身用のRFコイル13が備えられる構成となっている。実際のMRI装置の製品では、これら全部を覆うようにカバーが備えられており、その形状も全身用のRFコイルの内側と静磁場磁石の外側を覆う円筒形状になっている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特開平8-196518号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
しかしながら、特許文献1記載の従来技術は、次のような課題が残されている。すなわち、被検体は円筒形状の狭い空間に閉じ込められるため、能動遮蔽型傾斜磁場コイルユニットによって発生した振動が、被検体に音として伝わり騒音となって不快であるという課題が未解決のまま残されている。また、円筒形のガントリ内(内側のカバー内)に照明を設置した場合、遮るものが無い為、直接的な照明となり被検者がまぶしさを感じる場合がある。
【課題を解決するための手段】
【０００６】
上記の課題を解決するために、本発明は、被検体を収容する空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生手段と、前記静磁場へ重畳して傾斜磁場を発生させる傾斜磁場発生手段と、前記被検体へ照射する高周波磁場を発生する高周波コイルと、前記静磁場発生手段と、前記傾斜磁場発生手段と、前記高周波コイルを覆うようにカバーを備えた磁気共鳴イメージング装置であって、前記カバーの前記被検体と対向する面おいて、凸部と凹部の内の少なくとも凸部を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。
また好ましくは、少なくとも一つの前記凸部の脇又は影となる位置に照明が配置されている磁気共鳴イメージング装置が提供される。
また好ましくは、少なくとも一つの前記凸部に前記高周波コイルを構成する要素コイルが収められている磁気共鳴イメージング装置が提供される。
【発明の効果】
【０００７】
本発明は、円筒形の磁気共鳴イメージング装置のガントリ内部において、音が散乱して被検体に聞こえる音が低減するMRI装置が提供される。
また、ガントリ内で照明を灯した時に被検体に直接光があたりにくいMRI装置が提供される。
【図面の簡単な説明】
【０００８】
【図１】本発明に係るMRI装置の一例の全体概要を説明する図。
【図２】本発明に係る実施例1を説明する図。

【図３】凸部の角がなだらかである場合を説明する図。
【図４】照明を凸部の影となる位置に配置した例を示す図。
【図５】凸部の数が3個である例を示す図。
【図６】凸部の数が2個である例を示す図。
【図７】楕円ボアである例を示す図。
【図８】開放型MRI装置の例を示す図。
【発明を実施するための形態】
【０００９】
以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。
【００１０】
最初に、本発明に係るMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。
静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体1の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。
【００１１】
傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX，Y，Zの3軸方向に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシ-ケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X，Y，Zの3軸方向に傾斜磁場Gx，Gy，Gzを印加する。撮影時には、スライス面(撮影断面)に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス(Gs)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(Gp)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス(Gf)を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。
【００１２】
シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。
【００１３】
送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンに核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとから成る。高周波発振器11から出力されたRFパルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調されたRFパルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。
【００１４】
受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル) 14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14ａから照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA／D変換器17でディジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有する。受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

【００１５】

操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

【００１６】

なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

【００１７】

現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

【実施例１】

【００１８】

本発明の実施例1について、図2を用いて説明する。図2は円筒形のMRI装置を静磁場方向から見た断面図である。図2において、2は静磁場発生系を構成し、被検体を収容する空間に均一な静磁場を発生する静磁場発生手段である円筒形状の静磁場発生源、3は前記静磁場に重畳して傾斜磁場を発生させる傾斜磁場発生手段である磁場発生系を構成する傾斜磁場コイル、14aは前記被検体へ照射する高周波磁場を発生する高周波コイルである。更に、高周波コイル14aの被検体を収容する空間側にカバー31が備えられていて、そのカバー内面の静磁場方向に垂直な断面はほぼ円形であるが、少なくとも1箇所(図2は4箇所の例を示す。)において突起部(凸部)31a～dが備えられていて、より一般的には凸部もしくは凹部が備えられている。このような構成とすると、以下の効果を得ることができる。

【００１９】

まず、傾斜磁場コイルから放射される音が傾斜磁場コイルとカバーの間において共鳴しにくくなる。なぜなら、カバーが凹凸形状をしていて、音が乱反射するからである。更に、凹凸形状のいずれかの位置に吸音材をおくことによって、音が吸収され騒音も低減される。

【００２０】

次に、カバー自体の剛性が上がるので、カバーの振動が減り、カバーの振動音を小さくすることができる。言い換えれば、凹凸形状の角の部分はカバーにとってはリブ(変形防止の作用)として働き、剛性を上げ、固有振動数を高くして振動音を小さくすることができる。

【００２１】

さらに、カバーの内面側(被検体側)に凹凸があることにより、音の放射自体を減らすことができる。平面が振動すると空気が効率的に揺すられるが、凹凸がある面が振動すると、凹部、凸部の位相が打ち消されることで、音の放射効率が小さくなる。

【００２２】

さらには、カバー内面の凹凸によってカバー内の空間における定在波が生じにくくなる。定在波とは、波長・周期・振幅・速さが同じで進行方向が互いに逆向きの2つの波が重なり合うことによってできる、波形が進行せずその場に止まって振動しているようにみえる波動のことである。凹凸がない平たい平面から構成される空間では定在波が生じやすく

、その周波数の騒音は大きくなる。本発明の様にカバー内面に凹凸があると、定在波は発生しにくくなり、騒音を小さくすることができる。

【００２３】

上述の様に、カバーに凹凸を加えることにより、被検体あるいは操作者にとっての騒音が低減される効果がある。ただし、凸部31a～dの角の部分は図2のように角張っていても良いが、図3のカバーのみを示した図のようになだらかになっていても良い。

【００２４】

一方、照明を凸部の影となる位置に配置した例を図4に示す。図4の例では、凸部の影で直接被検体1から見えない位置に照明32が配置されている。このような構成によれば、均一磁場空間に配置された被検体の目に、直接光が当たらず眩しさを感じることが無い一方、被検体に近い場所から間接的な照明33によって、十分な明るさを被検体が得ることができ、均一磁場空間内の照明が程良くなる。

【００２５】

本実施例によれば、略円筒形の磁気共鳴イメージング装置のガントリ内部において、被検体に聞こえる音を低減したMRI装置が提供される。また、ガントリ内で照明を灯した時に被検体に直接光があたりにくいMRI装置が提供される。

【００２６】

本実施例における4つの凸部は、全身照射用RFコイルを分割構成にする場合は各要素コイルを収めるのに好適である。なぜなら、各要素コイルを突起部のない円筒のボアの外側に配置するよりは、カバーの凸部内に配置した方が撮影空間に近くなるため照射効率が高くなるからである。

【００２７】

本発明は、突起部の数が4個でなくても良い。例えば、図5のように3個突起部が設けられていて、撮影空間中心を通る任意の平面に対して突起部の個数又は配置又は形状が非対称でも良い。この場合、ベッドを配置するためのスペースを必要とする下側に突起部が配置される数が少なくても図2の4個の場合と同等の効果が得られる利点がある。また、図6のように被検体の左右に2個配置する場合でも、被検体の耳に近い位置における音を低減できる利点がある。また、図7のように、例えば水平方向の長軸の長さaと鉛直方向の短軸の長さｂとが異なる楕円ボアにも本発明は適用しても良い。また、図8のように開放型MRI装置のカバーに凹凸をつけるようにして本発明は適用しても良い。

【産業上の利用可能性】

【００２８】

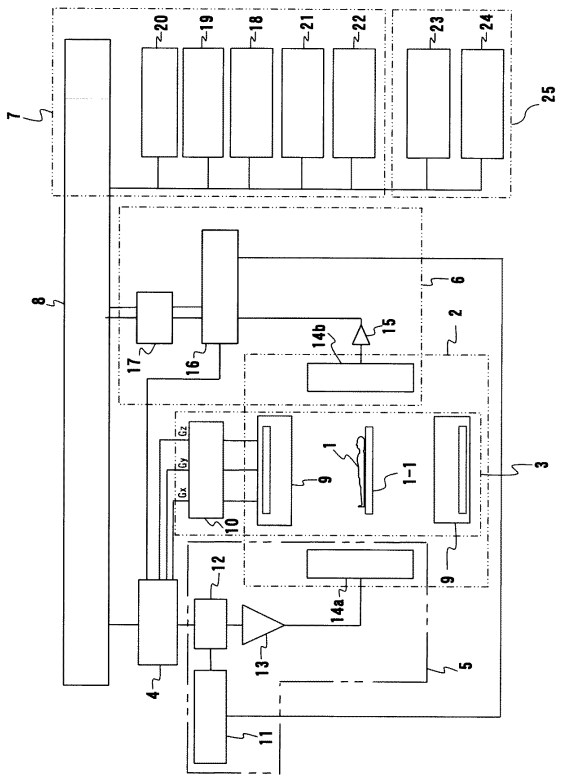
本発明は、MRI装置に利用することができる。

【符号の説明】

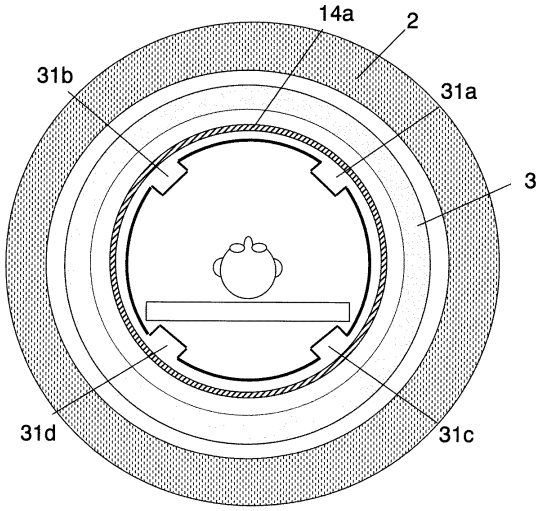
【００２９】

2　静磁場発生源、3　傾斜磁場発生源、31a～d　突起部

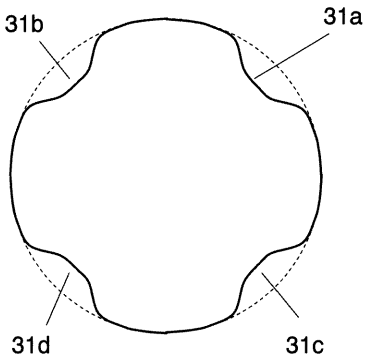
【図１】



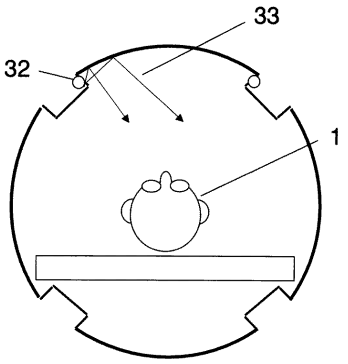
【図２】



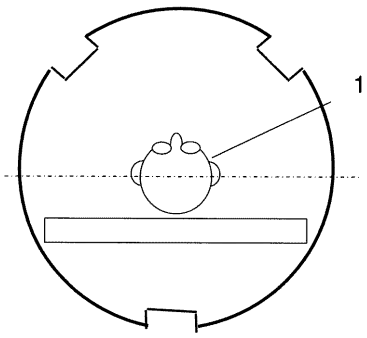
【図３】



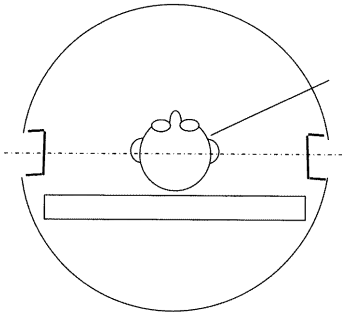
【図４】



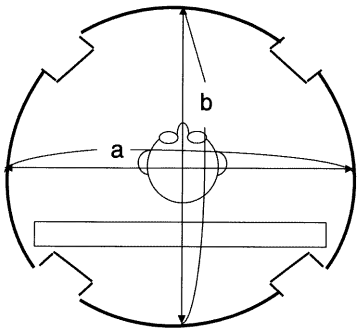
【図５】



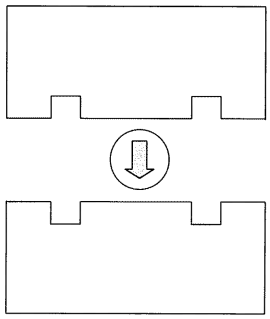
【図６】



【図７】



【図８】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０２－１２１６３２（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－２９６３５３（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－２１２５０４（ＪＰ，Ａ）
実開平０１－０７５４１３（ＪＰ，Ｕ）
実開昭６３－０９０８１３（ＪＰ，Ｕ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０５５
Ｇ０１Ｒ　３３／２８