

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3897958号
(P3897958)

(45) 発行日 平成19年3月28日(2007.3.28)

(24) 登録日 平成19年1月5日(2007.1.5)

(51) Int.C1.

F 1

A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 4 O
G 0 1 R	33/28	(2006.01)	G 0 1 N	24/02	Z
G 0 1 R	33/385	(2006.01)	G 0 1 N	24/06	5 1 O Y

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2000-203695 (P2000-203695)
(22) 出願日	平成12年7月5日 (2000.7.5)
(65) 公開番号	特開2002-17705 (P2002-17705A)
(43) 公開日	平成14年1月22日 (2002.1.22)
審査請求日	平成16年10月12日 (2004.10.12)

(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	津田 宗孝 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 伊藤 幸仙

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】

空隙空間を間に挟んで対向配置された一対の静磁場発生手段の各々が静磁場発生源をして該空隙空間に静磁場を形成し、前記一対の静磁場発生手段を支持する静磁場発生手段支持手段と、前記空隙空間を間に挟んで前記静磁場発生手段の内側に対向配置されて前記静磁場に磁場強度勾配を与える一対の傾斜磁場発生手段と、前記一対の傾斜磁場発生手段の各々を支持する支持手段と、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記一対の傾斜磁場発生手段の各々は、前記静磁場の方向に垂直な面を有する平板状に形成されており、

前記支持手段は、前記傾斜磁場発生手段をその面に略垂直に支持すると共に前記静磁場発生手段に対し非接触に前記静磁場発生手段支持手段に固定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】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記支持手段は、該支持手段及び前記傾斜磁場発生手段と前記静磁場発生手段との間に空隙を確保して、前記傾斜磁場発生手段の振動を前記静磁場発生手段に直接伝搬させないように、前記傾斜磁場発生手段を前記静磁場発生手段支持手段に固定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3】

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

10

20

前記静磁場発生手段は磁場方向と同じ方向に貫通する空隙を備え、

前記支持手段は、前記空隙内に配置された支持部材を含む支持構造体を有して、

前記傾斜磁場発生手段は、その中央部にて、前記支持構造体を介して前記静磁場発生手段支持手段に固定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記支持手段は、前記静磁場発生手段を非接触に取り囲む支持部材を有して、

前記傾斜磁場発生手段は、その周辺部にて、前記支持部材を介して前記静磁場発生手段支持手段に固定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

10

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記支持手段は、前記静磁場発生手段を非接触に取り囲む支持部材を有して、

前記傾斜磁場発生手段は、さらにその周縁部にて、前記支持部材を介して前記静磁場発生手段支持手段に固定されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段の周縁部と前記静磁場発生手段との間に振動減衰材が配置されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段は吸音マットによって覆われていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。 20

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記静磁場発生手段支持手段は、前記一対の静磁場発生手段を囲んで磁気回路を形成する鉄ヨークを含む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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は磁気共鳴イメージング(以下、MRIと称する)装置に係わり、特に、被検者に圧迫感を与えない開放型の磁石を採用したMRI装置において、検査に伴って発生する騒音を低減して被検者に快適な検査環境を提供するMRI装置に関する。 30

【0002】

【従来の技術】

核磁気共鳴(NMR)現象を利用して人体の断層画像を得るMRI装置は広く医療機関で利用されている。このMRI装置では、従来、均一な磁場空間を効率よく発生することができる細長い筒状のソレノイドコイルを用いていたが、被検者に対して圧迫感をなくし、また閉所恐怖症者や小児に対しても恐怖感を与えないために側面に閉口部を設けたり、被検者搬入部を広くなるように前面を開放構造にした磁石と平板型の傾斜磁場コイルを採用したオープンMRI装置が近年普及している。

【0003】

40

このような開放構造の磁石を用いたオープンMRI装置は検査中に治療を行うインターベンショナル手技が可能な空隙を有していることから、MRI検査でのインターベンショナル(以下、MRインターベンショナルと称す)が先進的な医療機関で進められている。このMRインターベンショナルでは、処置中のMRI画像をリアルタイムで術者が確認できる必要がある。

リアルタイムの撮影(高速撮影)で画質向上や機能の充実を実現するためには、MRI装置には高速で動作する傾斜磁場コイルとその駆動電源、高感度でNMR信号を検出する高周波コイル、そして、より高い静磁場強度を有する磁石が必要である。

高い静磁場強度の要請については、従来の永久磁石や常電導コイルを用いた磁石から、超電導コイルを組込んだ磁石の開発が進められている(例えば、特開平10-179546号公報、 50

特開平11-155831号公報、特開平11-197132号公報など)。

【0004】

一方、傾斜磁場コイルについては、大容量のスイッチング電源などの開発が進み、高速駆動が可能となっている。しかし傾斜磁場駆動のための電流をパルス状に与えたときに電磁力が作用し、機械的歪と振動によって騒音が発生するという問題がある。

この問題はMRI装置を開放型にしたことに伴い、更に重大な問題となつた。即ち、開放型のMRI装置は、ソレノイドコイルを用いた細長い検査空間のMRI装置に比べ振動の影響を受けやすく、磁石の振動はその発生する静磁場の安定度を低下させ、画像を劣化させる原因になる。また前述したようにリアルタイムの高速撮影では、傾斜磁場コイルを高速でスイッチング駆動するため騒音も振動も増大する。例えば、EPIイメージングのように傾斜磁場を高速でスイッチングする撮影手法を用いた検査では、傾斜磁場動作音が100dBAを越える場合もあった。10

【0005】

従来、傾斜磁場コイルの振動と騒音の問題に対しては、傾斜磁場コイルボビンの剛性を強化する、傾斜磁場コイル自体の重量を増し振動振幅を制限する、傾斜磁場コイルの構造体内に多数の鉛玉を組み込み、傾斜磁場コイルの振動エネルギーを鉛玉同士の摩擦熱に変換する、傾斜磁場の騒音と逆位相の音を発生させ、

これらの方針はそれぞれ10dB程度の騒音低減の効果があつたが、騒音低減量の割には、傾斜磁場コイル自体の重量増加や構造と制御方法が複雑になる問題点があつた。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

これに対し、ソレノイドコイルを用いたMRI装置において、騒音低減効果をさらに高めた技術として、特開平10-118043号公報に記載されたMRI装置が提案されている。このMRI装置では、傾斜磁場コイルを真空密閉することが可能な設備で覆うとともに、傾斜磁場コイルを磁石に取付けるのではなく、磁石設置床に独立して設置するようにしている。この方法では、傾斜磁場コイル駆動に伴う空気伝播の振動と磁石に固定伝播する振動の両方を減少することができ、その結果、傾斜磁場コイルの振動に起因した装置全体の騒音を20~30dB低減することができるとされている。20

【0007】

しかし、この方法では、傾斜磁場コイルを磁石設置床に独立して設備する必要があるため、この設備が磁石周囲の床面と空隙を占有することになり、MRインターベンショナル手技に不都合となるおそれがある。また、この方法を高磁場開放型の磁石を用いたオープンMRI装置に適用しようとした場合、上下一対の傾斜磁場コイルのうち上側の傾斜磁場コイルを直接、磁石設置床に設備することは容易ではない。例えば上側の傾斜磁場コイルを安定に支持するためには複数の支柱が必要となるが、このような支柱は装置の側面に位置することになり、MRインターベンショナル手技を妨げると思われる。30

【0008】

本発明は上記観点に鑑みてなされたもので、その目的はオープンMRI装置において、その磁石周囲の空隙を確保するとともに傾斜磁場駆動に伴う振動とこれに伴う騒音を低減することにある。また本発明の目的は、被検者に快適な検査環境が提供でき、また高速の撮影手法やそれを利用したMRインターベンショナル手技を低騒音で実施できるオープンMRI装置を提供することである。40

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成する本発明のMRI装置は、一対の静磁場発生手段と、前記静磁場発生手段が発生する磁場に磁場強度勾配を与える一対の傾斜磁場発生手段と、前記一対の静磁場発生手段を支持する静磁場発生手段支持部とを備えたMRI装置において、前記一対の傾斜磁場発生手段の各々は、それぞれ前記静磁場発生手段に対し非接触であつて前記静磁場発生手段支持部に固定されていることを特徴とする。

【0010】

10

20

30

40

50

本発明のMRI装置は、さらに静磁場発生手段が、磁場方向と同じ方向に貫通する空隙を備え、傾斜磁場発生手段は、前記空隙を介して前記静磁場発生手段支持部に固定されていることを特徴とする。傾斜磁場コイルを静磁場発生手段支持部に直接固定することにより、コイル自体の振動を抑制し、振動に起因する騒音を低減することができる。

特に静磁場発生手段支持部が鉄ヨークの場合には、一般にヨーク部は静磁場磁石に比べ非常に質量が大きいので、傾斜磁場コイルの振動がヨークから静磁場磁石に伝達されることはない。従って振動の固定伝播を効果的に抑制し、振動が静磁場磁石に与える影響、即ち磁場変動やそれに伴う画質の劣化を防止できる。さらにヨークは静磁場磁石の両側に配置されているので、磁石設置床や装置側面に特別な空間を設けることなく、傾斜磁場コイルを固定できる。これによりMRインターベンショナル手技を、装置の構造によって妨げられることなく実施できる。10

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態について図面を参照して説明する。

図1は本発明を適用したMRI装置の全体構成図である。このMRI装置は被検体1が置かれる空間を挟むように配置された一対の静磁場発生磁石2と、この静磁場発生磁石2の内側にそれぞれ配置された傾斜磁場コイル3と、さらにその内側に配置された高周波コイル5と、被検体1から発生するNMR信号を検出する検出コイル7とを備えている。傾斜磁場コイル3と高周波コイル5は開放型の形状を阻害しないように上下一対の板状構造をしている。

【0012】

このMRI装置は、さらに各コイルの動作タイミングを制御するシーケンサ9と、装置の制御を行うとともにNMR信号を処理し画像化するコンピュータ10と、被検体1を静磁場発生磁石2の中心空間に配設するテーブル14とを備えている。20

【0013】

静磁場発生磁石2は、図示する実施形態では上下に分割された超電導磁石で構成されている。上下に対向配置された一対の超電導磁石は被検体1の周りにその体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。その磁場強度は、例えば1.0テスラで、磁束の方向は矢印15に示すように床から天井に向っており、その磁場均一度は被検体1が配設される球空間で約5ppm以下になるように調整されている。この磁場均一度調整は超電導磁石の表面に複数の磁性体小片(図では記載されていない)を貼り付けるパッシブシミング方式が用いられている。30

さらに上下の超電導磁石を囲むように鉄ヨーク(ヨーク部)16が設けられている。鉄ヨーク16は、超電導磁石とともに磁気回路を構成し、磁石外に漏洩する磁束密度を低下させている。

【0014】

傾斜磁場コイル3は、互いに直交するx、y、zの3軸方向に磁束密度を変化させるように巻かれた3組のコイルからなり、それぞれ傾斜磁場電源4に接続され、傾斜磁場発生手段を構成する。シーケンサ9からの制御信号に従って傾斜磁場電源4を駆動して傾斜磁場コイル3に流れる電流値を変化させることにより3軸からなる傾斜磁場Gx、Gy、Gzを被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場は、被検体1の検査部位から得られるNMR信号の空間的な分布を把握するのに用いられる。40

【0015】

傾斜磁場コイル3は、上下それぞれについてx、y、zのコイルを平板状に一体化したもので、鉄ヨーク16に直接固定されている。この傾斜磁場コイル3の構造および鉄ヨークへの取り付け構造については後に詳述する。

【0016】

高周波コイル5は、高周波コイル5と高周波電流を流すための高周波電力アンプ6に接続され、被検体1の検査部位の原子核(通常、水素原子核が用いられている)を共鳴励起するための高周波磁場を発生する。高周波電力アンプ6もシーケンサ9の制御信号で制御されている。50

【 0 0 1 7 】

検出コイル7は受信器8に接続されており、NMR信号を検出する手段を構成する。受信器8は検出コイル7で検出したNMR信号を増幅・検波するとともに、コンピュータ10による処理が可能なデジタル信号に変換する。受信器8もシーケンサ9でその動作タイミングが制御されている。

【 0 0 1 8 】

コンピュータ10はデジタル量に変換されたNMR信号を用いて画像再構成、スペクトル計算等の演算を行うとともに、シーケンサ9を介してMRI装置の各ユニットの動作を定められたタイミングで制御する。コンピュータ10とデータを記憶する記憶装置11と処理後のデータを表示するディスプレイ装置12と操作入力する操作卓13とで演算処理系が構成される。

10

【 0 0 1 9 】

図2は、本発明の第1の実施形態として、図1に示すオープンMRI装置の静磁場発生磁石2と傾斜磁場コイル3の詳細な構造を示したものである。

【 0 0 2 0 】

まず静磁場磁石2の構造について詳述する。図示する実施形態において、静磁場発生磁石2は超電導磁石方式で、上下一対の静磁場発生磁石2が被検体1が配設される磁場空間を挟んで鉄ヨーク26に固定されている。上下の静磁場発生磁石共に、ドーナツ型の形状を有するクライオ21と、クライオ21内に熱シールド板22を介して配置された液体ヘリウム槽24と、液体ヘリウム槽24内に収納された超電導コイル23とを備えている。

【 0 0 2 1 】

20

クライオ21の内部は真空であり、液体ヘリウムの低温が保たれるようになっている。また液体ヘリウム槽24や熱シールド板22は液体ヘリウムの蒸発量を少なくするため、外部からの熱進入を防ぐため断熱特性の優れたワイヤー(図示せず)で支持されている。

【 0 0 2 2 】

尚、図では1重の熱シールド板22のみを示したが、通常複数の熱シールド板22が配置される。また図では上下共に单一の超電導コイル23を示したが、発生磁場の均一度を向上する目的であるいは外部への漏洩磁場を少なくするために、大きさの異なる複数の超電導コイルが組込まれることもある。

【 0 0 2 3 】

30

この上下クライオ21は、さらに図3に示すように、各ヘリウム槽24の液体ヘリウム量が均等になるように2本の連結管31で接続されている。尚、上部クライオ21には液体ヘリウムの消費量を低減させる目的でクライオクーラ32が組込まっている。

【 0 0 2 4 】

超電導コイル23には、約400アンペアの直流電流が流れしており、中心空間で1.0テスラの磁場強度を発生している。このような高磁場の磁束が外部に漏洩するのを防止し、高磁場空間が最小限に収まるようにするために、上下クライオ21の外周部には、磁気回路を構成する鉄ヨーク26が組込まれている。

【 0 0 2 5 】

40

図3に示す静磁場発生磁石2に鉄ヨーク26を組み込んだ状態を図4に示す。図示するように、鉄ヨーク26は超電導コイル23が発生する磁束に対して効率的な磁気回路を構成するように、上部プレート41と下部プレート42と左右の柱43、44で構成されている。左右の柱43、44は静磁場発生磁石2の前面空間が広くなるように後方にシフトして取り付けられている。

【 0 0 2 6 】

一般に漏洩磁場は静磁場発生磁石2が設置される検査室(通常5×8メートル)内に収まるようになることが望ましく、そのため磁気回路を構成する鉄ヨーク26は、鉄の固有値である飽和磁束密度とその断面積の積値が、超電導コイル23が発生する磁束以上でなければならぬ。ヨークを鉄材で構成する場合その重量は約35トンに達する。

【 0 0 2 7 】

次にこのような鉄ヨーク26に固定される一対の平板型の傾斜磁場コイル3について説明す

50

る。

【0028】

図5は、平板型のx軸傾斜磁場コイルのパターンを示すもので、図中白く示されている部分が導体部分で、黒色の線で示す部分は、導体部分をエッティングした絶縁部である。このパターンのポイント51と52は電線53で接続されている。これによって端子54から端子55までが、全体として一筆書きのパターンを呈している。

【0029】

このようなx軸傾斜磁場コイルの端子54と55間に、矢印56で示す向きの電流が流れるよう所定の電圧を印加すると、右半分の渦巻きパターンでは紙面の裏から表に向かう磁束が発生する。左半分の渦巻きパターンでは紙面の表から裏に向かう磁束が発生する。これによって紙面に直交する方向(z軸方向)の静磁場にx方向の磁場勾配を与えることができる。10

【0030】

y軸傾斜磁場コイルは、構成はx軸傾斜磁場コイルと全く同じであり図示を省略するが、その配置される向きが、x軸傾斜磁場コイルに対し90度の角度となるように配置される。従ってy軸傾斜磁場の端子に所定の電圧を印加することにより、静磁場にy方向の磁場勾配を与えることができる。

【0031】

z軸傾斜磁場コイルは、図6に示すような単一の渦巻きパターンを有する。このようなパターンのコイル2個を検査空間を挟んで対向配置し、それぞれ逆向きの電流が流れるよう所定の電圧を印加することにより、z軸方向(紙面に垂直)に強度勾配を有する磁束が発生する。20

【0032】

図1及び図2に示す上下の傾斜磁場コイル3は、それぞれこのようなパターンを有するxyz傾斜磁場コイルを、エポキシ系接着剤等の絶縁体を介して重ね一体化したものである。このような構成の傾斜磁場コイル3は、ドーナツ形状の静磁場発生磁石2の中央空隙を介して、コイル支持棒27とネジ28を介して鉄ヨークに固定されている。支持棒27はクライオ21(空隙の内壁)には接触しないようにその外径が空隙の内径より小さく設計されており、また傾斜磁場コイル3にかかる応力に対して充分な強度を有するように非磁性の金属材料(例えば、ステンレススチールやアルミニウム)で構成されている。30

【0033】

MRIの検査では、前述したような高磁場、例えば1.0テスラの強度の磁束がz軸方向に発生している静磁場空間内で、これら傾斜磁場コイルにパルス状の電流が印加される。これにより傾斜磁場コイル3には複雑な応力がかかることになる。このような傾斜磁場コイル3に発生した応力は、支持棒27を介して鉄ヨーク26に直接加えられ、上下クライオ21には直接伝わることはない。また前述したように鉄ヨーク26の重量は約35トンであり、傾斜磁場コイル3の応力エネルギーを吸収することになるので、固体伝播により振動が上下クライオ21が伝わるので防ぐことができる。

【0034】

さらに傾斜磁場コイル3を支持するための機構(支持棒27)は、上下クライオ21の内部を利用して配置することができるので、このような機構が静磁場発生磁石2の周辺空間を占めることなく、MRインターベンショナル術者が有効に使うことができる。40

【0035】

次に本発明の第2の実施形態を説明する。

図7は第2の実施形態のオープンMRI装置を示す図であり、静磁場発生磁石2と傾斜磁場コイル3の取り付け構造の以外の構成は、図2のMRI装置と同じであるのでその説明を省略する。

【0036】

第2の実施形態においても静磁場発生磁石2は超電導磁石方式で、その構造は第1の実施形態とほぼ同じ同様であり、上下一対のクライオ71と、クライオ71に収納された熱シールド

50

板72と、超電導コイル73が収められた液体ヘリウム槽74とを備えている。ここでも熱シールド板72は複数であってもよく、または超電導コイル73も複数組み込まれていてもよい。また上下クライオ71の外周部には、磁気回路を構成する鉄ヨーク26が組込まれている。

【0037】

しかしこの実施形態では、クライオ71はドーナツ形状ではなく円筒形であり、一対の傾斜磁場コイル3は、この円筒形の上下クライオ71の外側に位置する支持リング75を介して鉄ヨーク26に固定されている。

【0038】

この実施形態の場合、傾斜磁場コイル3の外周部が支持リング75によって強固に鉄ヨーク26に固定されるのでより一層の剛性を持たせることができる。これにより固体伝播による振動騒音の低減効果も向上する。ここでも支持リング75の材質は、第1の実施形態と同様に非磁性の金属材料(例えば、ステンレススチールやアルミニウム)を採用することも可能であるが、支持リング75の材質を強磁性体にすることで、超電導コイル74の側面からの漏洩磁束に対しても磁気シールド効果が得られる。従って第1の実施形態に比べてよりコンパクトに静磁場発生磁石2を構成することができる。このことはMRインターベンショナル使用にあたってより好適な術者空間を提供することになる。

【0039】

図8は本発明の第3の実施形態によるオープンMRI装置を示す図である。この実施形態では、第1の実施形態と第2の実施形態を組み合わせた傾斜磁場コイル3の取り付け構造になっている。

即ち、静磁場発生磁石2は第1の実施形態と同様にドーナツ形状であり、傾斜磁場コイル3はドーナツ中心の空隙を利用して、支持棒82とネジ84とにより鉄ヨーク26に固定されるとともに、その周囲を支持リング83とネジ84で鉄ヨーク26に直接固定されている。

【0040】

この実施形態の場合、傾斜磁場コイル3の外周部が支持棒82と支持リング83を介して鉄ヨーク26に強固に固定されるのでより一層の剛性を持たせることができる。また、傾斜磁場コイル3の中央部分が支持棒82により鉄ヨーク26に固定されているので、傾斜磁場コイル3の振動振幅が抑制され、より一層傾斜磁場コイル3の振動に伴う騒音を低減できる。ここでも支持リング83を強磁性体で構成することにより、磁気シールド効果が得られ、よりコンパクトに静磁場発生磁石2を構成することができる。

また本実施形態の場合は、傾斜磁場コイル3を吸音マット85で覆った構成としている。このような吸音マット85を併用することにより、傾斜磁場コイル3のより高い周波数の振動モードにも対応することができ、これに高い騒音の減衰効果が得られる。

【0041】

このように本発明のMRI装置では、第3の実施形態に限らず、従来技術として知られている他の振動騒音抑制技術を併用することが可能であり、これにより種々の振動モードや騒音を効果的に抑制することができる。

また以上の実施形態では、静磁場発生磁石が超電導磁石である場合について説明し、その場合に本発明の高い効果が期待できるが、本発明は超電導磁石に限らず、永久磁石や常電導磁石を用いたオープンMRI装置であっても同様に適用することができる。

【0042】

【発明の効果】

以上述べたように、傾斜磁場コイルをヨークに取付けることで、傾斜磁場コイル駆動に伴う固体伝搬の振動を減衰することができる。さらに、傾斜磁場コイルに減音カバーを取り付けることにより、空気伝搬の振動による騒音を減衰することができる。この結果、高磁場オープンMRI装置で高速の撮影手法を実施しても、その磁石周囲の空間を確保するとともに傾斜磁場駆動に伴う振動と共に起因する騒音を低減することができる。これにより、被検者に快適な検査環境と、MRインターベンショナル手技を可能としたオープンMRI装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

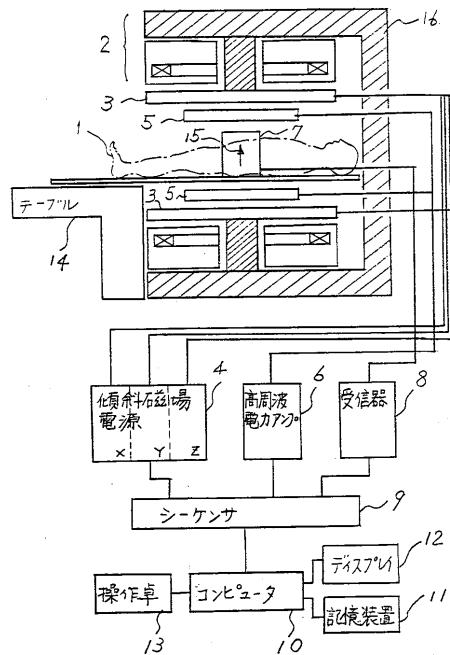
50

- 【図1】本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。
 【図2】本発明の第1実施形態によるMRI装置の要部を示す図。
 【図3】図2のMRI装置の超電導磁石のクライオ部分を示す斜視図。
 【図4】図2のMRI装置の超電導磁石全体を示す斜視図。
 【図5】x軸傾斜磁場コイルのパターン図。
 【図6】z軸傾斜磁場コイルのパターン図。
 【図7】本発明の第2実施形態によるMRI装置の要部を示す図。
 【図8】本発明の第3実施形態によるMRI装置の要部を示す図。

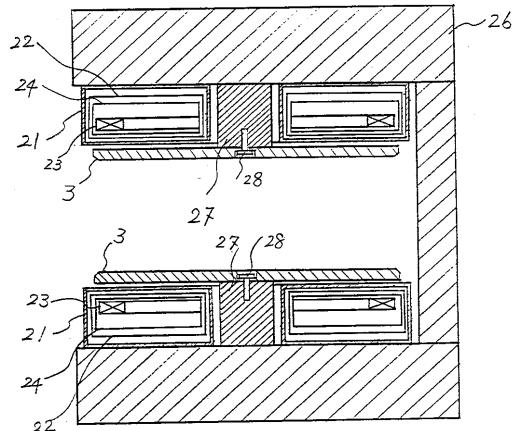
【符号の説明】

1	被検体	10
2	静磁場発生磁石	
3	傾斜磁場コイル	
4	傾斜磁場電源	
5	高周波コイル	
6	高周波電力アンプ	
7	検出コイル	
8	受信器	
9	シーケンサ	
10	コンピュータ	
21	クライオ	20
26	鉄ヨーク	
27	支持棒	
75	支持リング	
85	吸音マット	

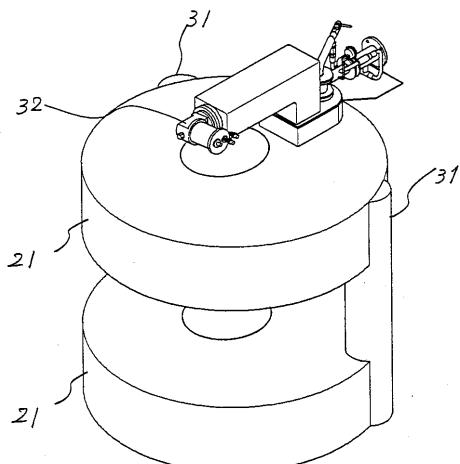
【図1】



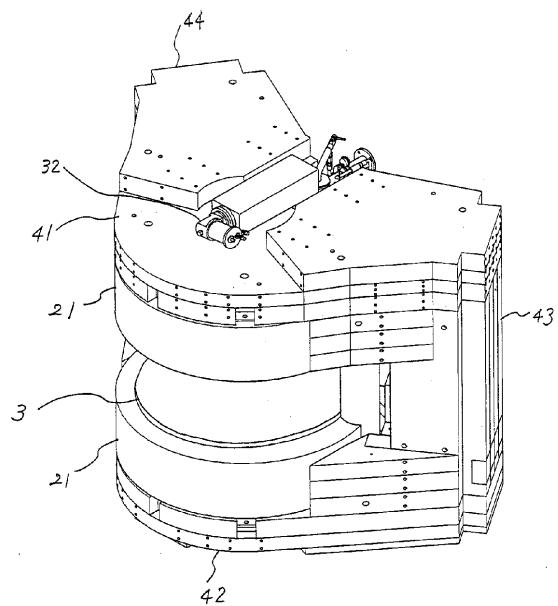
【図2】



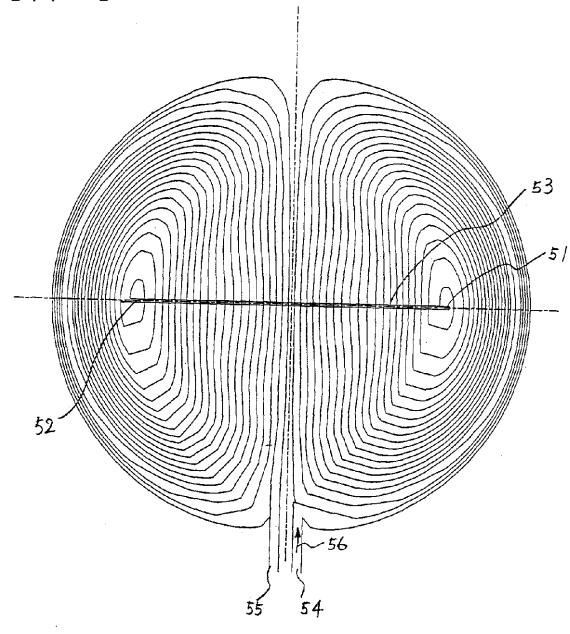
【図3】



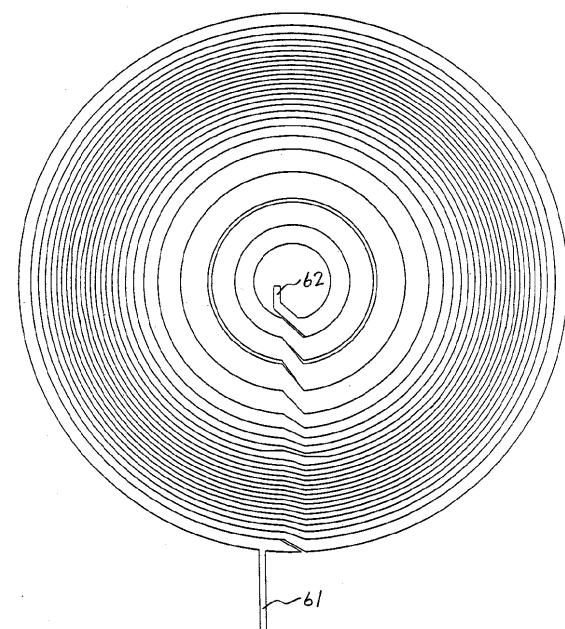
【図4】



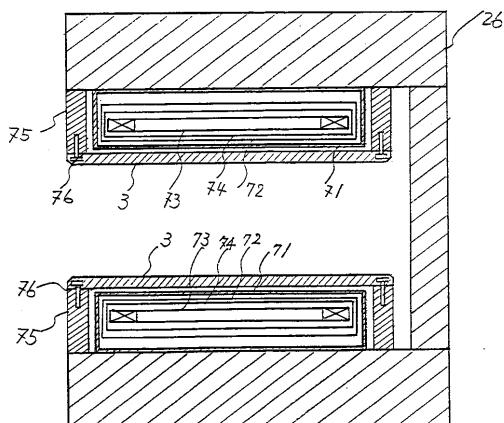
【図5】



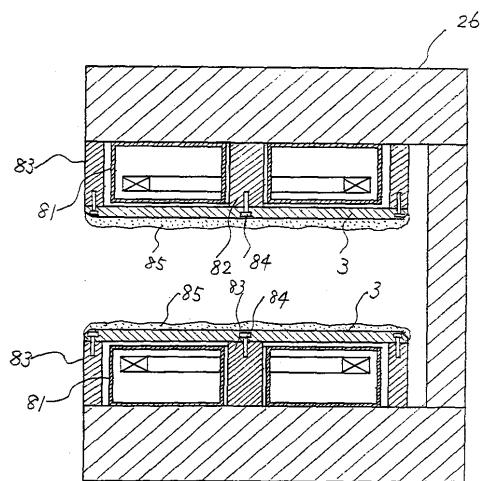
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 実開平03-073106 (JP, U)
特開平01-201242 (JP, A)
特開平07-163539 (JP, A)
特開平11-137535 (JP, A)
特開平09-038059 (JP, A)
特開昭63-065849 (JP, A)
国際公開第02/02010 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055