

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4663076号
(P4663076)

(45) 発行日 平成23年3月30日 (2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月14日 (2011.1.14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 0

G 0 1 R 33/34 (2006.01)

G 0 1 N 24/04 5 2 0 Y

請求項の数 4 外国語出願 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-247158 (P2000-247158)
 (22) 出願日 平成12年8月17日 (2000.8.17)
 (65) 公開番号 特開2001-178703 (P2001-178703A)
 (43) 公開日 平成13年7月3日 (2001.7.3)
 審査請求日 平成19年8月15日 (2007.8.15)
 (31) 優先権主張番号 09/376543
 (32) 優先日 平成11年8月18日 (1999.8.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 デュワイン・アンソニー・パーギル
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
 ケシャー、ブブランディーブルック・ロー
 ド、ダブリュー 303・エス 1752 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低ノイズ RF コイルを有する MR イメージングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内腔 (1 2) をもつ主磁石 (1 0) と、
 内壁をもち且つ前記内腔内に配置された勾配コイル・アセンブリ (1 8) と、
 内面を備える管状 RF コイル巻棒 (3 4) と、前記 RF コイル巻棒の内面と隣接した関
 係で前記 RF コイル巻棒に取り付けられた RF コイル (3 0) とを備える RF コイル・ア
 センブリ (2 0) と、
 前記 RF コイルと前記 RF コイル巻棒 (3 4) とを前記勾配コイル・アセンブリ (1 8)
 が支持するように前記 RF コイル巻棒と前記勾配コイル・アセンブリの前記内壁との間
 に延びる取付け構造 (3 2 , 3 6 a、3 6 b) と、
 内部管状要素 (2 2) と、
 前記内腔 (1 2) に前記内部管状要素 (2 2) を支持する手段 (2 2 A、2 6) と、
 を備える MR イメージング・システムであって、
 前記内部管状要素 (2 2) が前記 RF コイルと前記 RF コイル巻棒とに対して間隔をあ
 けて配置され、
 前記内部管状要素 (2 2) が前記内腔の容積の特定部分を規定し、前記特定部分が MR
 イメージング容積を含んでおり、
 前記内部管状要素 (2 2) と前記主磁石 (1 0) とは、前記勾配コイル・アセンブリ (1 8) と前記 RF コイル・アセンブリ (2 0) を含む空間を規定し、
 前記内部管状要素 (2 2) には、近接離間した 2 つの壁 (5 0 a、5 0 b) が設けられ

10

20

ており、この2つの壁はそれぞれ密封されて、その壁の間に真空空間が保たれることを特徴とするMRイメージング・システム。

【請求項2】

前記取付け構造は、
前記勾配コイル・アセンブリの前記内壁(18a)に結合されたスリーブ要素(32)と、
前記スリーブ要素(32)と前記RFコイル巻棒(34)との間に延びる複数の調整可能なねじ(36a、36b)とを備える請求項1のシステム。

【請求項3】

前記調整可能なねじのうちの3つ(36a)は、互いに実質的に等距離の関係を有して配置され、且つ、前記スリーブ要素(32)と前記RFコイル巻棒(34)との間に配置された管状空間(38)の回りに配置されている請求項2のシステム。

【請求項4】

前記勾配コイル・アセンブリ(18)と前記RFコイル・アセンブリ(20)を含む前記空間(46)は、大気、もしくは、不活性ガスを含んでいる請求項1のシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

ここで開示され請求される本発明は、一般的に、磁気共鳴(MR)イメージング・システム、即ち、スキャナのRFコイルの構成に関する。特に、本発明は、ノイズ、即ち、スキャナの内腔(ボア)、即ち、MRイメージング容積内に位置する患者が経験する音響的擾乱を実質的に減らすために、スキャナのその他の構成要素と関連させてMRスキャナのRFコイルを選択的に配置する構成に関する。

【0002】

【従来の技術】

周知のことであるが、MRシステム、即ち、スキャナは一般的に主磁石の内腔に配置された強力な超伝導主磁石を含む低温保持装置を備える。超伝導磁石は極低温に維持され、内腔に強い静磁場 B_0 を作る。ここで、この B_0 磁場は内腔の軸方向を向いている。MRシステムのその他の基本要素には、RFコイル、即ち、RFアンテナと、中空円筒構造の勾配コイル・アセンブリがある。RFコイルは撮像対象にMR信号を生成する送信モードで動作可能であり、また、MR信号を検出する受信モードでも動作可能である。勾配コイル・アセンブリは1つ以上の円筒状コイルと、それらに支持される一連の勾配コイルを備え、X、Y及びZ勾配磁場を作る。MRデータを空間的に符号化するためにこれらの場が必要となる。典型的には、勾配コイル・アセンブリは主磁石の内腔に配置される。

【0003】

従来は、円筒状の内部構造をもつ基本的なMRシステムの構成要素にRFコイルを取り付けることによって主磁石の内腔にRFコイルを支持することが通常行われていた。勾配コイル・アセンブリに、それと同じ軸方向で挿入する管状の構成要素がこの内部構造に含まれる。この内部管状要素の内部には、患者の内腔、即ち、関連のMRシステムのイメージング容積がある。即ち、この容積は患者を受け入れるために用意され、その中でMR信号が生成され、検出される。端キャップ等によって内部管状要素の端を低温保持装置に取り付けることにより、その管状要素が支えられる。典型的には、RFコイルは内部管状要素の外径回りに隣接配置され、それによって支えられる、即ち、持上げられる。管状要素は非伝導材料から構成されているため、イメージング容積の範囲内でRF性能を下げることはない。

【0004】

上述の従来技術の構成とその構成要素については、例えば、ジェネラルエレクトリック社に譲渡された米国特許第5,570,021号、同第5,760,584号に開示されている。米国特許第5,570,021号の2人の発明者は本件の共同発明者である。この構成では、RFコイルと勾配コイル・アセンブリに基本的な間隔を与える従来技術の内部

10

20

30

40

50

構造、即ち、管状要素上に R F コイルを載せて支持する。

【 0 0 0 5 】

【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、M R イメージング・システムでは電氣的に励磁する勾配コイルを用いて、1 次磁場、即ち、 B_0 磁場に対して時間依存で変化する磁場を与える。この時間依存の変化磁場により、渦電流を R F コイルの導体に誘導する。これによって、R F コイルが機械的に動くことがある。上述の従来技術構成でこの機械的動きがイメージング容積の範囲内でノイズを発生させる主な理由であることを本発明者はわかっている。具体的には、もし、R F コイルを内部管状要素に接続して支えたならば、R F コイルの動きを誘導する渦電流によって音響スピーカのような管状要素を駆動できることを発明者はわかっている。このように、内部管状要素はイメージング容積の範囲内でのノイズ生成器として働く。従来、当業者はノイズの主原因として R F コイルの動きを見逃がしていた。このようなことが起こるのはありがちなことである。何故ならば、誘導渦電流によって R F コイルが動くときに得られる M R 画像の質は、この動きから悪影響を受けたものではないように見えるためである。

【 0 0 0 6 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明は、一般的な M R イメージング・システムのための R F コイル装置に関し、この装置は、M R システムで患者をイメージングする容積内で発生するノイズ、即ち、音響的擾乱を実質的に削減することを意図している。R F コイル装置は、円筒状の内面を備える管状 R F コイル巻枠を備え、さらに、前記内面と隣接した関係で前記 R F コイル巻枠に選択的に取り付けられた R F コイルを備える。取付け構造は、前記勾配コイル・アセンブリ上で前記 R F コイルと前記 R F コイル巻枠を支持するために、前記 R F コイル巻枠と前記勾配コイル・アセンブリの内壁との間に延びる。さらに、本発明の R F コイル装置は内部管状要素を備える。M R システムの内腔で、前記 R F コイルと前記 R F コイル巻枠に対して選ばれた間隔をあけた関係で前記内部管状要素を固定的に支持する手段が提供される。支えられた内部管状要素は、前記主磁石の内腔の特定部分を M R イメージング容積として定義する。また、前記内部管状要素は、R F コイルとイメージング容積との間に音響バリアを与えるものとして作用する。

【 0 0 0 7 】

好適な一実施形態によれば、前記取付け構造は、前記勾配コイル・アセンブリの内壁に対して選ばれた間隔をあけた関係で前記 R F コイルと前記 R F コイル巻枠とを支持するように配置される。前記取付け構造は、前記勾配コイル・アセンブリの内壁に結合されるスリーブ要素と、前記スリーブ要素と前記 R F コイル巻枠との間に延びる複数の調整可能なねじとを備えることが望ましい。前記調整可能なねじのうちの 3 つが互いに実質的に等距離の関係で、前記スリーブ要素と前記 R F コイル巻枠との間に配置された管状空間の回りの前記 R F コイル巻枠の各端に配置される。

【 0 0 0 8 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 を参照すると、M R 高磁場イメージング・システムに接続して一般的に使われる低温保持装置と主磁石巻枠 1 0 が示されている。当業者にとっては周知のことであるが、主磁石は内腔 1 2 に配置されて低温保持装置内に入れられる、即ち、封入される。従って、主磁石は超伝導状態になり、M R イメージング用の B_0 強静磁場を生み出す。これ以後説明を簡単にするため、低温保持装置と主磁石巻枠 1 0 を主磁石 1 0 と呼ぶ。主磁石 1 0 は床 1 6 上に金属脚 1 4 によって支えられる。主磁石と、M R イメージング・システム（不図示）のその他の構成要素が設置されて使用される。

【 0 0 0 9 】

主磁石 1 0 の内腔 1 2 は中空円筒状構造を備え、勾配コイル・アセンブリ 1 8 を受け入れるように配置される。周知のことであるが、勾配コイル・アセンブリ 1 8 は、M R イメージングに必要である主磁石の内腔に X , Y 及び Z 勾配場のそれぞれを生成するコイル（不

10

20

30

40

50

図示)を備える。これらの勾配場はそれぞれ、X、Y及びZ座標軸に対して方向づけられる。ここで、Z軸は B_0 磁場の方向と平行となるように主磁石の内腔の軸に沿って位置合わせされている。

【0010】

さらに図1を参照すると、同様の中空円筒構造をもつRFコイル・アセンブリ20が示されており、以下で詳細に説明される。RFコイル・アセンブリ20の外径は勾配コイル・アセンブリ18の内径より短くなるように選択でき、また、RFコイル・アセンブリ20は勾配コイル・アセンブリ内に、そこから間隔を空けてそれと同じ軸をもつように配置される。RFコイル・アセンブリ20は、MRイメージング処理に必要なRF信号を送受信するRFコイル、即ち、アンテナを備える。

10

【0011】

また、図1は、RFコイル・アセンブリ20内に、そこから間隔を空けてそれと同じ軸をもつように配置される薄壁管状要素を備える円筒状の内部構造22を示す。また、管状要素22は、勾配コイル・アセンブリ18と主磁石10の内腔12と同じ軸を持つように配置されている。管状要素22内の空間、即ち、容積24は、MR撮像する患者、もしくは、その他の非検体(不図示)を受け入れることができるようにその大きさが決められている。従って、この容積は、患者の内腔、即ち、イメージング容積24を含む。この容積内での B_0 磁場、勾配磁場、RF信号の全体から、周知のMR処理に基づくMRイメージングデータを生成する。端キャップ26等によって端部22を主磁石10に固定することによって、管状要素22は適切に配置される。図2に最もよく示されているが、管状要素22の端部22aは外側に効果的に張り出している。

20

【0012】

図2と図3を共に参照すると、支持要素28によって主磁石10上に間隔が空けられて支えられた勾配コイル・アセンブリ18が示されている。要素28は複数のねじ等を備えてもよい。他の方法では、それらは勾配コイル・アセンブリ18と主磁石10を振動絶縁する構造を備えてもよい。勾配コイル・アセンブリと内腔が同じ軸をもつように、支持要素28によって勾配コイル・アセンブリ18を内腔12内で位置合わせする。勾配コイル・アセンブリ18は円筒状の内壁18aをもち、スリーブ要素32がそれに取り付けられる。

【0013】

図2で最もよく示されているが、RFコイル・アセンブリ20はRFコイル30とRFコイル巻棒34を備える。コイル巻棒34は、ファイバー強化プラスチック等の堅い材料からなる中空円筒構造を備え、さらに、内面34aをもつ。RFコイル30の導線は、内面34aの近傍に適切な手段でコイル巻棒34aに取り付けられている。RFコイル30とコイル巻棒34は、RFコイル巻棒34の対面端にそれぞれ配置されているねじ36aと36bを使って、内腔12内のかつスリーブ要素32内で支えられている。以後、図4に関してさらに詳細に説明するが、ねじ36aと36bの各々は、RFコイル巻棒34とスリーブ要素32との間に延びている。これらのねじによって、勾配コイル・アセンブリ18から間隔を空けた状態でRFコイル・アセンブリ20を固定することにより、図3で最もよく示されているように、それらの間に特定の幅の環状間隔38を与える。また、図3は、ねじ36aと36bが複数の組にグループ化されることが望ましいことを示す。ここで、その各組には、環状空間38の回りに互いに等距離に配置される3つのねじを備える。従って、図3に示される3つのねじ36aは環状空間38の回りに互いに120°離れた方向にを向く。他の方法では、ねじ36a及び36bだけでなく他の手段も使って、勾配コイル・アセンブリ18から間隔を空けてRFコイル30とRFコイル巻棒34とを支持してもよい。

30

40

【0014】

図2を参照すると、RFコイル・アセンブリ20から間隔を空けた非接触となる関係でフレア端22aと端キャップ26とによって支持された内部管状要素22が示されている。コイル・アセンブリ20と内部要素22との間に分離空間を作ることにより、上述した

50

誘導渦電流に起因するＲＦコイルの機械的動作によって重大なノイズがイメージング容積内に生成することはない。管状要素２２は、音の伝達に対するバリアとして働くＦＲＰ等の材料から有益に構成されている。

さらに、勾配コイル・アセンブリ１８は２５００ポンドのオーダの質量をもち、ＲＦコイル・アセンブリ２０は５０ポンドのオーダの質量をもつ。従って、図２と図３について上述したように、ＲＦコイル・アセンブリ２０が勾配コイル・アセンブリ１８上で支え続けられたとしても、ＲＦコイル３０の振動、即ち、機械的動作は、ＲＦコイル・アセンブリ１８に影響を与えない。

【００１５】

ここで説明される構成要素を備えるＭＲイメージング・システムでは、ＲＦコイル・アセンブリ２０は、磁石内腔への挿入が簡単となるだけでなく、そこから簡単に外すことができるように配置されている。これは、初期のセットアップ、定期的メンテナンス、あるいはその他の理由から必要である。従って、ねじ山がつけられた穴がＲＦコイル巻棒３４に形成され、ねじ３６ａ、３６ｂの各々を受け入れる。ここで、これらの穴は、図２と図３について上述したそれぞれのねじ位置に配置されている。従って、図４に示されているように、穴４０に、ねじ３６ａのうちの１つのねじ山４４とかみ合う大きさに合わせられたねじ山４２が作られる。勾配コイル・アセンブリ１８から離して方向付けられた穴４０の端に、ねじ回し等を使ってねじをかみ合わせることができる。かみ合わされたねじ３６ａを回転させることにより、勾配コイル・アセンブリ１８の方にねじを前進させ、さらに、スリーブ３２まで進む。また、ＲＦコイル・アセンブリ２０を磁石の内腔からはずしたいときは、ねじ３６ａを反対方向に回転させることによりねじを勾配コイル・アセンブリ１８から外すことができる。

【００１６】

図２を参照すると、空間４６内に含まれる勾配コイル・アセンブリ１８とＲＦコイル・アセンブリ２０が示されている。空間４６は内部管状要素２２、端キャップ２６、主磁石１０によって囲まれている。本発明の変形例としては、空間４６を囲む巻棒を密封することで気密を保つ構成がある。次に、空気が空間４６から吸い出されるので空間４６は真空となる。この真空状態によって、ＲＦコイル３０から内部管状要素２２とイメージング容積２４へのノイズの伝達が妨げられる。

【００１７】

図５を参照すると、本発明の別の変形例が示されている。ここでは、管状要素２２の代わりに内部管状要素５０を用いる。上述したように、管状要素２２は単一の壁を備える。しかしながら、管状要素５０は、２つの壁５０ａ及び５０ｂを備え、狭い間隔を空けてこれらを配置することによりそれらの間に空間４８が作られる。密封材５２を使って空間４８を封じるように囲むことでその空間は密封される。また、空気が空間４８から除去、即ち、排出されるので、そこは真空となる。真空空間４８はＲＦコイル３０からイメージング容積２４へのノイズの伝達を妨げる卓越したバリアとして働く。しかしながら、真空空間４８は、図２について上述された真空空間４６よりかなり狭い。要素５０の範囲内にあり、勾配コイル・アセンブリとＲＦコイル・アセンブリを囲む図５の空間５４は、大気、もしくは、不活性ガスを含んでもよい。特に、不活性ガスを使用すると空間５４でのアーキの発生を有効に防ぐことができる。

【００１８】

上述した教唆の観点から、本発明に多くの修正や変形を行うことが可能であることは明らかである。従って、開示された概念の範囲で、具体的に述べられた方法とは別の方法で本発明を実施してもよいことを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施形態に関するＭＲシステムの特定の構成要素を示す単純化された概観図である。

【図２】図１で示された構成要素に関する本発明の一実施形態を示す、図１の２－２線に沿って切り取られた断面図である。

10

20

30

40

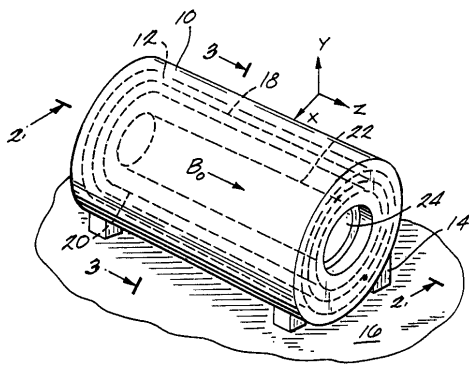
50

【図 3】図 1 の 3 - 3 線に沿って切り取られた断面図である。

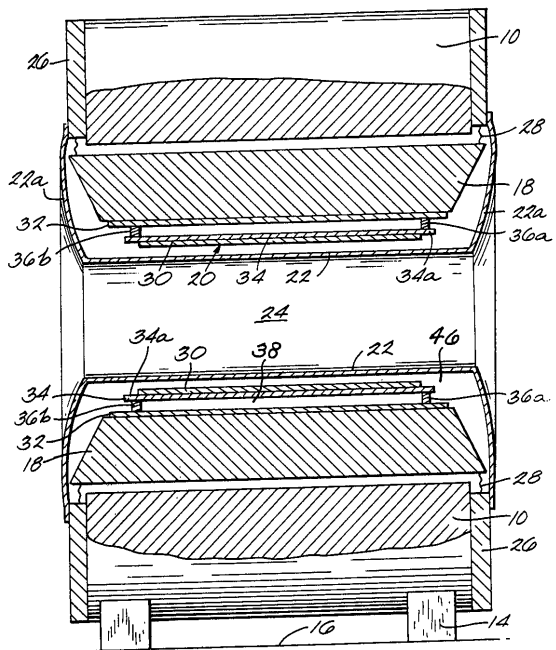
【図 4】図 2 の一部を具体的に示す図である。

【図 5】図 2 に示された実施形態の変形を示す断面図である。

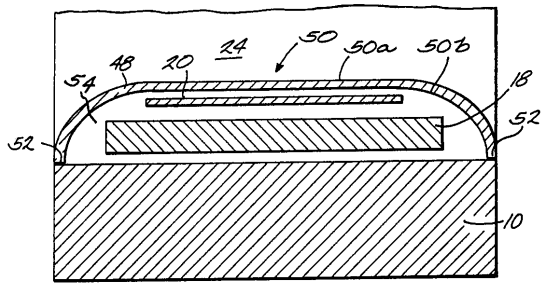
【図 1】



【図 2】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル・ジェイ・ラジアン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーターフォード、リンダ・レーン、29040番
- (72)発明者 デビッド・イー・ディーン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ハートランド、ヒッコリー・コート、288番

審査官 島田 保

- (56)参考文献 米国特許第04652824(US, A)
特開昭59-174746(JP, A)
実開昭61-151711(JP, U)
特表2002-528204(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055