

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4782921号
(P4782921)

(45) 発行日 平成23年9月28日 (2011.9.28)

(24) 登録日 平成23年7月15日 (2011.7.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 5 0

請求項の数 8 外国語出願 (全 8 頁)

| | |
|--|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2000-393955 (P2000-393955) (22) 出願日 平成12年12月26日 (2000.12.26) (65) 公開番号 特開2001-218753 (P2001-218753A) (43) 公開日 平成13年8月14日 (2001.8.14) 審査請求日 平成19年12月21日 (2007.12.21) (31) 優先権主張番号 09/469434 (32) 優先日 平成11年12月27日 (1999.12.27) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p> | <p>(73) 特許権者 390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1番 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (72) 発明者 エディー・ビー・ボスカンプ アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メノモニー・フォールズ、ストーンフィールド・ロード、ダブリュー168・エヌ5083番 審査官 島田 保</p> |
|--|---|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング用頭部コイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

頭部の磁気共鳴イメージング用の短尺無線周波数コイル(46)であって、軸(51)の周りに配置され、前記軸の周りに第1の実質的に円筒形状の部分(54)を形成している複数の間隔をあけて設けられた導体(52)と、その各々が前記円筒状部分を形成する軸方向導体の端部を支持している少なくとも2つの円形導体(56、58)と、を備え、前記軸方向導体は、前記円形導体の一方を超えて一定の角度で延び(50)、概して円錐形状の部分(35)に沿って内側方向に延びており、前記導体の前記延伸部分が円錐台の形状を形成しており、当該コイルがさらに、前記2つの円形導体と比べてより小さい直径を有し且つ前記導体の前記延伸部分の端部を固定している第3の円形導体(53)を備えており、前記各導体により、各端部の位置で概して円形の開口をもつ該頭部コイルが形成されており、前記導体の前記延伸部分が、前記円錐台を超えてさらに一定の角度で延び、前記軸の周りで前記第1の円筒から隔たった第2の縮小直径の円筒(157)を形成していること、を特徴とする頭部磁気共鳴イメージング用短尺無線周波数コイル。

【請求項 2】

非導電性の支持体(159)により、前記円錐部分と前記第2の円筒との接合部の位置で前記導体を支持している請求項1に記載の磁気共鳴イメージング用頭部コイル。

【請求項 3】

前記第1の円筒形状部分と隔たった第3の円形導体により、前記円錐部分を形成する前記導体の端部を支持している請求項1に記載の磁気共鳴イメージング用頭部コイル。

【請求項 4】

等しい間隔とした少なくとも 8 つの傾斜付き導体をもつ請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング用頭部コイル。

【請求項 5】

磁気共鳴イメージング用の短尺無線周波数頭部コイル (46) であって、その軸の周りで軸方向 (51) に延びる導体 (52) からなる鳥かご形構造体を備え、前記導体が第 1 のチューブ状部分 (54) 及びテーパ付き部分 (55) を形成しており、前記テーパ付き部分は、前記チューブ状部分に対して一定の角度をなしており、かつ前記チューブ状部分と比べてより小さい開口の位置で終端しており、当該コイルはさらに、前記導体の端部の位置で開口を形成する端部支持導体 (56、53) を備え、前記チューブ状部分が、イメージング対象のヒトの頭部を囲繞するだけの十分な大きさであり、前記軸方向導体が前記円錐台を超えて延び (160)、前記円錐台の端部の位置で前記第 1 の円筒と隔たった第 2 の円筒 (157) を形成していること、を特徴とする短尺無線周波数頭部コイル。

10

【請求項 6】

前記鳥かご形構造体の前記チューブ状部分は、円形の断面をなして第 1 の円筒を形成している請求項 5 に記載の短尺頭部コイル。

【請求項 7】

前記鳥かご形構造体の前記テーパ付き部分が円錐台の形状である請求項 5 または 6 に記載の短尺頭部コイル。

【請求項 8】

前記円錐台は円形の開口に向かって狭まるようにテーパが付いている請求項 7 に記載の短尺頭部コイル。

20

【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・システム (以下、「MRI」という) に関し、さらに詳細には、ヒトの頭部や脳を画像化するための短尺頭部コイル装置に関する。

【0002】

【発明の背景】

周知のように、超伝導マグネットは、マグネットを極低温の環境下に置くことにより (例えば、液体ヘリウムその他の冷凍剤を収容したクライオスタット内すなわち圧力容器内にマグネットを封入するなどにより) 超伝導状態とすることができる。この極低温によって、マグネット・コイルは永久電流モードで動作する超伝導状態が保証される。すなわち、コイルを短時間電源に接続して電流を通し、次いで超伝導動作のスイッチを閉じると、電源を取り外しても電流が流れ続けることになり、これによりコイルの電流および得られた磁場が維持される。超伝導マグネットは、MRI の分野で広い用途が知られている。

30

【0003】

典型的な MRI マグネットでは、その主超伝導マグネット・コイルは、円筒状の冷凍剤用圧力容器内に封入され、真空容器内に収容され、かつ中央領域で撮影用ボアを形成している。この主マグネット・コイルは撮影用ボア内に強い磁場を発生する。

40

【0004】

しかし、受容可能な高品質なイメージングのためには、撮影領域内に強い均一磁場を提供しかつ維持することが必要である。典型的な 0.5 ~ 1.5 T (テスラ) の磁場強度は、直径が約 45 cm の球の体積にわたって 10 ppm (parts per million) の均一性をもつ必要がある。

【0005】

MRI イメージングでは、撮影用磁場を成形しかつ MRI 動作をさせるために、複数の追加の磁場を付加している。これらの磁場は、無線周波数 (以下、「RF」という) 信号を含み、さらに解剖学的関心領域の様々な部位からの核磁気共鳴 (NMR) 信号を空間的にエンコードするためのパルス状磁場傾斜を含む。パルス状磁場傾斜、核スピンの RF 励起

50

、並びに信号情報の収集は、一般にパルス・シーケンスと呼ばれている。パルス状電流を導体に通すことにより、その導体の外部にパルス状磁場を発生させる。このパルス状磁場は、撮影体積内の均一な主磁場など超伝導マグネット内の他の磁場と相互作用して、画質に悪影響を及ぼすことがある。

【 0 0 0 6 】

ヒトの頭部及び脳の画像化（イメージング）では、撮影時に頭部の周囲に配置させた頭部コイル、すなわち追加のコイル・アセンブリが利用されることは周知である。こうした頭部コイルの別々の平行な導体は、鳥かご(birdcage)形と呼ばれる構成になっている。

【 0 0 0 7 】

R F 頭部コイルは脳の全体にわたる均一な R F 磁場を発生させるために用いられる。一般に、これらの頭部コイルは極めて長く、患者の頭部の頭頂部より先まで延びている。信号対雑音比は装荷されたコイルの Q 値(Quality factor)を有効体積で除した値の平方根（コイル内に蓄えられた R F エネルギーの体積積分にあたる）に比例するので、R F コイルの大きさを制限すること、並びに必要な M R I 信号を提供すると同時に R F コイルをできるだけ小さく保つことが重要である。しかし、送信パルスの間では等しいフリップ角度分布とし受信の間には等しい感度とするためには、コイルの R F 磁場の均一性を維持しながらこれを達成させる必要がある。

10

【 0 0 0 8 】

R F 頭部コイルを短くしようとする試みは、全体として満足のゆくものとは認められておらず、例えば、R F 磁場の均一性や画質を阻害するホットスポット、すなわち B 1 の振幅が大きい領域が生じてしまう。

20

【 0 0 0 9 】

【 発明の概要 】

したがって、上記の問題を克服し均一性を真に維持する短い R F 頭部コイルが特に必要である。

【 0 0 1 0 】

本発明の実施の一形態によれば、ヒトの頭部を圍繞してその磁気共鳴イメージングを行うための短尺の無線周波数コイルは、複数の平行導体により形成される鳥かご形構造体を含んでいる。これらの導体は、先ずその軸の周りに円筒状部分を形成し、続いて円錐台の形状のテーパ付き部分を形成しており、その円錐台の頂上部の位置には、この軸の周りの円筒状部分と比べてより小さい開口を有している。次いで、これらの導体はまた別の角度で延び、直径がより小さい第 2 の円筒状部分を形成している。これらの平行導体は、導電性の円形端部リングにより円筒の開放端部の位置で支持されている。

30

【 0 0 1 1 】

非対称コイル・アセンブリは、第 1 の円筒を圍繞し、かつ導体のテーパ付き部分まで延びることができる。非対称コイル・アセンブリの中央領域にあるコイルは、このコイル・アセンブリの端部のコイルと比べて直径が大きい。得られる磁場均一性の改善により、改良された高品質の画像化ができる。頭部コイルは、磁気共鳴撮影装置の送信コイルによりパルス動作させることができる、また別法として超伝導マグネットのボア内部を圍繞する送信コイルからの送信パルスに対する受信コイルの役割をさせることもできる。

40

【 0 0 1 2 】

【 発明の実施の形態 】

先ず図 1 について説明すると、M R I 超伝導マグネット・アセンブリ 1 0 は、真空容器 2 1 内に同軸状に配置され、軸 5 の周りに撮影用中央ボア 1 2 を形成している冷凍剤用圧力容器 1 1 を含んでいる。圧力容器 1 1 内には、主マグネット・コイル 1 6 をその上にある軸方向スロットに軸方向で間隔をあけて巻き付けた複合ドラム 4 が配置されている。圧力容器 1 1 の補正コイル 1 7、1 8 及び 1 9 により、ボア 1 2 内での磁場のシム調整をして磁場均一性を受容可能な限度まで改善することが可能となる。支持体 3 2 により超伝導マグネット・アセンブリ 1 0 を床 3 4 に固定させている。

【 0 0 1 3 】

50

外部の電源及び制御に対する接続は、アクセス用ポート 28 を介してリード・アセンブリ 26 によりなされており、このリード・アセンブリ 26 は、真空容器 23 の外部にあるコネクタ 25 と、冷凍剤用圧力容器 11 内のマグネット・コイル 16、17、18、19 及び 21 などの各コンポーネントに対する機械的リード、すなわちワイヤを電氣的に接続するためにプレート 27 を貫通する導管 20 とを含んでいる。

【0014】

超伝導マグネット 10 のボア 12 内には、矢印 7 及び 9 によって示すように、このボア内で移動可能な患者支持体 38 が配置されている。患者支持体 38 の一方の端部の位置で、患者支持体に固定された取り付け部材 47 上に、頭部コイル 46 が配置されている。患者支持体 44 上に横たえられた患者（図示せず）は、画像化しようとする患者の頭部が頭部コイル 46 内にくるようにして位置決めされることになる。頭部コイル 46 については以下で詳細に説明する。

10

【0015】

真空容器 21 の中央のボアを囲繞して RF アセンブリ 40、41、42 があり、例えば RF シールド 41 により傾斜コイル 40 及び送信コイル 42 が分離されている。

【0016】

真空容器 21 の外部にあるコンピュータ・パルス発生装置 31 は、超伝導マグネット 10 及び磁気共鳴イメージング・システム 2 に対する適当な信号及び制御指示を、当技術分野でよく知られている方式により与えかつ受け取っている。これらの例としては、傾斜コイル 40 用の RF パルス、送信コイル 42 用の送信パルス 43、また所望であれば、頭部コイル 46 用の送信パルス 44 及び / または頭部コイルからの受信信号 45 などがある。すなわち、頭部の画像化のために頭部コイル 46 を使用する場合、頭部コイル 46 に送信 RF パルスを与えることができる。また別法として、頭部コイルは、送信コイル 42 に供給されている送信パルスから得られる画像化信号を受信するための受信コイルの役割を果たすことができる。図 1 では、パルス 42 ~ 45 を矢印で示している。

20

【0017】

次に図 2 について説明すると、頭部コイル 46 は、適当なガラス繊維エポキシ・プラスチック製ハウジング 50 内に收容されるか、または埋め込まれる導体からなる、いわゆる鳥かご形構成（図 2 にその一部分を示す）を含んでいる。軸方向に延びる複数の平行な導体またはロッド 52 は、その端部が円形の端部リム導体 56 及び 58 により支持されている円筒状部分 54 を形成している。導体 52、56 及び 58 は銅製であり、また応用例の 1 つでは、幅が 1 / 2 インチの細片である。円形導体 56 及び 58 の直径は 23 センチメートルである。

30

【0018】

軸方向導体 52 は、円形の端部導体 58 を超えて 45 度の角度で軸 51 の方向に延びている。導体 52 の傾斜付き部分 50 は軸 51 やその他の点で会合しておらず、各導体は縮小径の円形導体 53 の位置で終わり、直径が 10 センチメートルの開口及び円錐台状のテーパ付き部分 55 を形成している。撮影の間では、患者の頭部を円形端部リング 56 を通過させて円筒状部分 54 内に位置決めすることになる。

【0019】

このため、出来上がった鳥かご形構成は、チューブ状部分すなわち円筒状部分 54 と、テーパ付き部分すなわち円錐部分 55 とを含んでおり、このテーパ付き部分は反体側の端部のチューブ状の端部リング 56 と比べてより小さい開口を含んでいる端部リングすなわち支持体 53 の位置で終わっている。この 2 つのリングの直径の比は、0.4 ~ 0.6 のレンジであることが好ましい。応用例の 1 つでは、そのチューブ状部分 54 は長さが 14.6 インチで直径が 23 インチであり、またそのテーパ付き部分 55 は 5 インチにわたって軸方向に延び、円筒 54 の端部リング 56 の直径の概ね半分の直径をもつ端部リング 53 のところで終端している。

40

【0020】

ロッド 52 の数は様々とすることができ、例えば、8 本以上のロッドを軸 51 の周りで傾

50

斜付きで等しい間隔とすることができる。

【0021】

端部リング53が画像化しようとする患者の頭部に近づきすぎた場合、端部リングが患者の組織に近づいている位置に(B1の振幅が大きい)ハイ・スポットが出現することが知られている。本発明の鳥かご形構成により、こうしたハイ・スポットを防止することができ、このため磁場均一性及び画質が改善される。

【0022】

図3について説明すると、鳥かご形構造体146は、軸方向に延びる導体152により形成される第1の円筒状部分154及びテーパ付き部分155を含む。しかし、導電性の端部リング153は、円形で導電性の端部リング156及び158からさらに離されており、導体152の軸方向傾斜導体部分150はさらに曲げられ、軸151の周りで軸方向に延び、端部リング153の位置で終わる第2の円筒状部分157を形成している。傾斜付き導体150から第2の円筒状部分157を形成する軸方向導体160への円形の移行領域159は、図2の端部リング53と同様な導電性の接続用リングを含んでいないが、この円形領域は図3で点線で示す非導電性の支持リングを含むことがある。第2の円筒部分157の軸方向の長さは、得られる頭頂部画像が均一となるように選択される。応用例の1つでは、その長さが軸方向に3.5センチメートルである。Y方向(すなわち垂直方向)に沿った垂直直流(DC)磁場の場合、鳥かご形構造体146はリニア・モードで駆動させてX方向(すなわち、水平方向)にB1磁場を発生させることができる。端部リング53により軸方向導体152が一点で交わることが防止される。導体が交わると、同様に画質を低下させる磁場のハイ・スポットが生じることが知られている。さらに、端部リング153が円筒状部分154内の患者の頭部から離れるため、均一な頭頂部画像が得られるように軸方向の離隔を選択することにより均一性が改善される。

【0023】

図2～4は均一でテーパ付きの部分の円形断面を表しているが、例えば、楕円(すなわち偏平にした円)などの、非円形断面を使用することもできる。

【0024】

図4は、Z方向にB1磁場成分を生成させるために鳥かご形構造体146の周りに付加する非対称ソレノイド・コイル・アセンブリ160を表している。コイル・アセンブリ160の中心コイル162は、これ以外の巻き線(すなわちループ)164と比べて半径を若干大きくし、導体の近傍での均一性を維持している。鳥かご形構造体146のテーパ付きの端部上にある最端のコイル166は、これ以外のコイルと比べて直径をより小さくし、さらに長いソレノイドと同様な均一性を維持しながら、コイル・アセンブリ160を切り詰めし短いまま保持することができる。コイル162～166は、接続168により模式的に表したように、直列に接続させる。

【0025】

本発明について、その一定の好ましい実施形態に関して説明してきたが、本発明の精神及び範囲を逸脱することなく、構成の詳細、部品の配置及び組み合わせ、並びに使用する材料の種類に関する様々な変更が可能であることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を取り込んだ超伝導マグネットの簡略断面図である。

【図2】図1の頭部コイルの拡大斜視図である。

【図3】別の頭部コイル構成を示す斜視図である。

【図4】別の頭部コイル構成を示す斜視図である

【符号の説明】

2 磁気共鳴イメージング・システム

5 軸

10 超伝導マグネット

11 冷凍剤用圧力容器

12 ボア

10

20

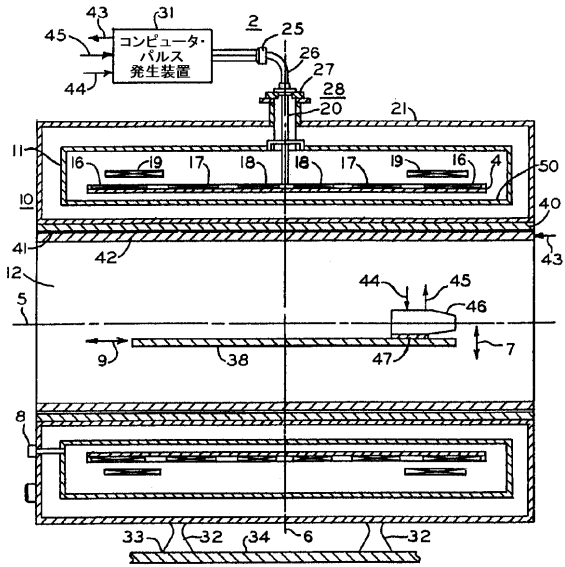
30

40

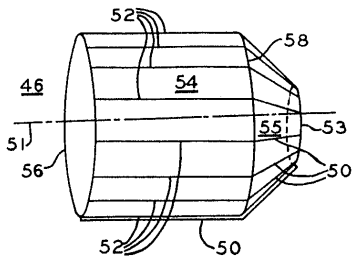
50

| | | |
|-------------|-------------------|----|
| 1 6 | 主マグネット・コイル | |
| 1 7、1 8、1 9 | 補正コイル | |
| 2 0 | 導管 | |
| 2 1 | 真空容器 | |
| 2 5 | コネクタ | |
| 2 6 | リード・アセンブリ | |
| 2 7 | プレート | |
| 2 8 | アクセス用ポート | |
| 3 1 | コンピュータ・パルス発生装置 | |
| 3 2 | 支持体 | 10 |
| 3 4 | 床 | |
| 3 8 | 患者支持体 | |
| 4 0 | 傾斜コイル | |
| 4 1 | R Fシールド | |
| 4 2 | 送信コイル | |
| 4 6 | 頭部コイル | |
| 4 7 | 取り付け部材 | |
| 5 0 | 導体の傾斜付き部分 | |
| 5 1 | 軸 | |
| 5 2 | 軸方向導体 | 20 |
| 5 3 | 端部リング | |
| 5 4 | チューブ状部分 | |
| 5 5 | テーパ付き部分、 | |
| 5 6、5 8 | 円形の端部リム導体 | |
| 1 4 6 | 鳥かご形構造体 | |
| 1 5 0 | 傾斜付き導体 | |
| 1 5 1 | 軸 | |
| 1 5 2 | 軸方向に延びる導体 | |
| 1 5 3 | 導電性の端部リング | |
| 1 5 4 | 第 1 の円筒状部分 | 30 |
| 1 5 5 | テーパ付き部分 | |
| 1 5 6 | 導電性の端部リング | |
| 1 5 7 | 第 2 の円筒状部分 | |
| 1 5 8 | 導電性の端部リング | |
| 1 5 9 | 移行領域 | |
| 1 6 0 | 非対称ソレノイドコイル・アセンブリ | |
| 1 6 2 | 直列接続コイル | |
| 1 6 3 | 直列接続コイル | |
| 1 6 4、1 6 5 | 直列接続コイル | |
| 1 6 6 | 直列接続コイル | 40 |

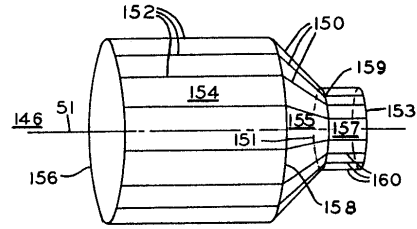
【図1】



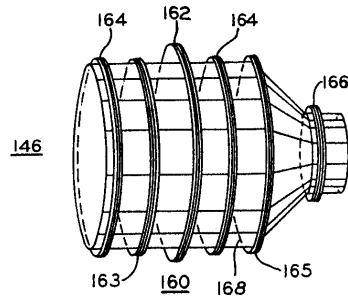
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-051886(JP,A)

特開平10-043161(JP,A)

Gregor Adiany, et al., "A Transmit/ Receive Quadrature Birdcage Array Coil for 4 Tesla", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1997年 4月12日, Vol.1, P177

E.Boskamp, "Homogeneous truncated Head Coil for vertical field", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2000年 4月 1日, P638

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

Wiley InterScience