

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-143563

(P2012-143563A)

(43) 公開日 平成24年8月2日(2012.8.2)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 6 0 4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-1997 (P2012-1997) (22) 出願日 平成24年1月10日 (2012.1.10) (31) 優先権主張番号 13/004, 700 (32) 優先日 平成23年1月11日 (2011.1.11) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 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 クタデイ、リバーロード、1番 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博 (74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久 (74) 代理人 100113974 弁理士 田中 拓人</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 熱リザーバを備えた磁気共鳴撮像システム及び冷却の方法

(57) 【要約】

【課題】 熱リザーバを備えた磁気共鳴撮像システム及びそのコイル冷却方法を提供すること。

【解決手段】 熱リザーバを備えた磁気共鳴撮像 (MRI) システム並びに冷却の方法を提供する。MRI システムのマグネットシステム (20) 向けの冷却容器 (22) は、MRI システムの複数のマグネットコイル (50) と接触させたヘリウム冷媒を包含する第1の部分 (26) を含む。この冷却容器はさらに、第1の部分から分離させかつこれから流体的に脱結合させた第2の部分 (24) を含んでおり、この第2の部分はヘリウム冷媒と異なる材料を包含すると共に第1の部分より大きな体積を有する。

【選択図】 図3

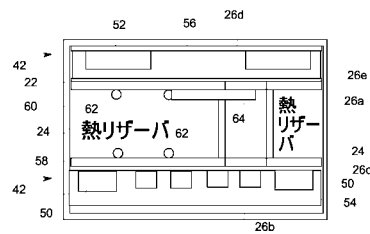


FIG. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

磁気共鳴撮像（MRI）マグネットシステム（20）のための冷却容器（22）であって、

MRIシステムの複数のマグネットコイル（50）と接触させたヘリウム冷媒を包含する第1の部分（26）と、

前記第1の部分から分離させかつこれから流体的に脱結合させた第2の部分（24）であって、ヘリウム冷媒と異なる材料を包含すると共に第1の部分より大きな体積を有する第2の部分と、

を備える冷却容器（22）。

10

【請求項 2】

前記第2の部分（24）は液体窒素を包含する熱リザーバを画定している。請求項1に記載の冷却容器（22）。

【請求項 3】

前記第2の部分内の材料は、前記第1の部分内のヘリウム冷媒と比べてより大きな熱容量を有する、請求項1に記載の冷却容器（22）。

【請求項 4】

前記第1の部分（26）と流体接続状態にありかつ前記第2の部分（24）と熱的接触状態にある複数の冷却用チューブ（62）をさらに備える請求項1に記載の冷却容器（22）。

20

【請求項 5】

互いに同心性に整列させた複数のマグネットコイル（50）を支持している円筒状の内側巻き型（54）と円筒状の外側巻き型（56）をさらに備えると共に、前記第1及び第2の部分の間に挿入された冷却アセンブリ（74）として構成している、請求項1に記載の冷却容器（22）。

【請求項 6】

前記冷却アセンブリ（74）は、前記内側及び外側巻き型（54、56）のマグネットコイル（50、52）の間に流体連通を提供している1つまたは複数の相互接続（78）を備える、請求項5に記載の冷却容器（22）。

【請求項 7】

前記1つまたは複数の相互接続（78）は、前記内側及び外側巻き型（54、56）の配置を支持するように構成されたブラケット構造を備える、請求項6に記載の冷却容器（22）。

30

【請求項 8】

前記1つまたは複数の相互接続（78）はさらに、前記部分（26、24）のうちの一方の内部でかつ主マグネットコイル（50）とパッキングコイル（52）の間に流体通路（80）を画定している、請求項6に記載の冷却容器（22）。

【請求項 9】

前記第2の部分内の材料は超伝導温度において固体形態の冷媒である、請求項1に記載の冷却容器（22）。

40

【請求項 10】

前記第2の部分（24）は、MRIマグネットシステムの動作時に固体状態にある窒素を包含すると共に、熱リザーバとして構成されている、請求項1に記載の冷却容器（22）。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本明細書に開示した主題は、全般的には冷媒冷却式の磁気共鳴撮像（MRI）システムに関し、またさらに詳細にはMRIシステムの磁気コイルを冷却するためのシステム及び方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

超伝導コイルMRIシステムでは、超伝導マグネットを形成するコイルはヘリウム容器を用いて冷媒冷却されるのが典型的である。これら従来のMRIシステムでは、その超伝導コイルは液体ヘリウム（He）浴内でそのコイルが液体He中に浸漬されるようにして冷却されている。この冷却機構では、かなりの量の液体He（例えば、1500～2000リットルの液体He）を包含する極めて大きな高圧力容器の使用が必要である。こうして得られる構造では、製造コストが高いのみならず、重量も重くなる。

【0003】

さらに幾つかの事例では、コスト削減などのためにヘリウム容器を完全に満たさないことがある。この状況では、MRI超伝導マグネットのコイルを形成するワイヤの一部が、冷却用の液体Heではなく気体に対して曝されることになる。したがって、不安定やクエンチ事象が発生する確率が増大する。クエンチ事象の間に、これらのシステム内の液体Heがボイルオフし、マグネットコイルを浸漬させている冷媒浴からボイルオフしたヘリウムが逃げ出す可能性がある。クエンチがあるごとに、その後で再充填とマグネットの再ランピングがなされるため、クエンチは費用が高くつきかつ時間の無駄となる事象である。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許出願第2010/0231215 A1号

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって従来のMRIシステムでは、かなりの量の液体Heが必要である。この大量のHeは、大型のヘリウム容器を満たすことが必要であるのみならず、続いて生じる再充填に伴っても増加させる必要がある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

一実施形態では、磁気共鳴撮像（MRI）マグネットシステム向けの冷却容器を提供する。本冷却容器は、MRIシステムの複数のマグネットコイルと接触させたヘリウム冷媒を包含する第1の部分を含む。本冷却容器はさらに、第1の部分から分離させかつこれから流体的に脱結合させた第2の部分であって、ヘリウム冷媒と異なる材料を包含すると共に第1の部分より大きな体積を有する第2の部分を含む。

30

【0007】

別の実施形態では、主マグネットコイルを支持する主マグネット巻き型と、バックアップコイルを支持する2次巻き型と、を含んだ磁気共鳴撮像（MRI）マグネットシステムを提供する。本MRIマグネットシステムはさらに、その各々は異なる冷媒を包含する物理的に分離された部分を有する分割型冷却容器を含んでおり、また主マグネットコイル及びバックアップコイルはこれら分離された部分のうちの1つの内部の冷媒で覆われている。

40

【0008】

さらに別の実施形態では、磁気共鳴撮像（MRI）システム向けの冷却容器を形成するための方法を提供する。本方法は、主マグネット巻き型と2次巻き型を同心性配列で整列させるステップを含んでおり、ここでこれらの巻き型の各々がマグネットコイルを有している。本方法はさらに、主マグネット巻き型と2次巻き型の間に分割型冷却アセンブリを同心性に挿入するステップを含む。この分割型冷却アセンブリは、ヘリウム冷媒と別の異なる冷媒とをその内部に受け容れるために分離された2つの部分を含んでおり、ここでヘリウム冷媒を受け容れるための部分は別の冷媒を受け容れるための部分より小さくなっている。本方法はさらに、同心性に整列させた巻き型と分割型冷却アセンブリのそれぞれの端部に容器フランジを結合させるステップを含む。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 9 】

【図 1】様々な実施形態に従って形成した分割型冷却容器を表した磁気共鳴撮像 (MRI) マグネットシステムの簡略ブロック図である。

【図 2】様々な実施形態に従って形成した分割型冷却容器機構を表した図である。

【図 3】一実施形態に従って形成した分割型冷却容器の概要ブロック図である。

【図 4】一実施形態による内側巻き型の斜視図である。

【図 5】一実施形態による内側巻き型の斜視図である。

【図 6】一実施形態による外側巻き型の斜視図である。

【図 7】一実施形態による巻き型及び冷却アセンブリを表した分解斜視図である。

【図 8】同心性に整列させた図 7 の巻き型及び冷却アセンブリの斜視図である。

10

【図 9】同心性に整列させた図 7 の巻き型及び冷却アセンブリの斜視図である。

【図 10】同心性に整列させた図 7 の巻き型及び冷却アセンブリ並びに容器フランジを表した斜視図である。

【図 11】様々な実施形態に従って形成した分割型冷却容器をその内部で実現し得る MRI システムの概要ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

上述した要約並びにある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。これらの図面が様々な実施形態の機能ブロックからなる図を表している場合も、必ずしもこれらの機能ブロックがハードウェア間で分割されることを意味するものではない。したがって例えば、1つまたは複数の機能ブロックは、単一のハードウェアの形や複数のハードウェアの形で実現させることがある。こうした様々な実施形態は図面に示した配置や手段に限定されるものではないことを理解すべきである。

20

【 0 0 1 1 】

本明細書で使用する場合、単数形で「a」や「an」の語を前に付けて記載した要素やステップは、これに関する複数の要素やステップも排除していない(こうした排除を明示的に記載している場合を除く)と理解すべきである。さらに、「一実施形態」に対する言及は、記載した特徴も組み込んでいる追加的な実施形態の存在を排除すると理解されるように意図したものではない。さらに特に明示的に否定する記述をしない限り、ある具体的な性状を有する1つまたは複数の構成要素を「備える (comprising)」または「有する (having)」実施形態は、当該性状を有しない追加的なこうした構成要素も含むことがある。

30

【 0 0 1 2 】

様々な実施形態は、磁気共鳴撮像 (MRI) システム (特に、MRI システムの超伝導マグネットのコイル) を冷却するためのシステム及び方法を提供する。少なくとも1つの実施形態の実施によって、超伝導マグネットのコイルの完全な浸漬を維持しながら (すなわち、超伝導マグネットコイルのワイヤを液体 He で覆ってながら) マグネットの冷却に用いる液体ヘリウム (He) の体積が例えば 1500 ~ 2000 リットルから約 200 リットルにまで低減される。

40

【 0 0 1 3 】

図 1 及び 2 は、MRI システム向けの (特に、ヘリウム容器の別々の部分内に設けられた複数の冷媒を用いて MRI システムのマグネットを冷却するための) 冷却機構の実施形態を表している。例えば様々な実施形態では、別々の部分の各々がその内部に異なる冷媒または材料を含むような分割型冷却容器が設けられている。幾つかの実施形態では、使用する液体 He (例えば、He I と呼ばれる液体 He - 4) の体積を削減し、冷却容器内部の残りの空間は別の冷媒 (例えば、より廉価な液体窒素 (LN₂)) で満たしている。

【 0 0 1 4 】

具体的には図 1 及び 2 は、1つまたは複数の超伝導マグネットを含んだ MRI マグネッ

50

トシステム 20 を表した簡略ブロック図である。図面全体を通じて同じ参照番号は同じ部分を示していることに留意すべきである。MRI マグネットシステム 20 は、液体の He と LN_2 など 2 種類の液体冷媒を保持する分割型容器である容器 22 を含む。したがってこの実施形態では容器 22 は、ある種類の冷媒を包含した 1 つまたは複数の部分 24 a 及び 24 b と別の種類の冷媒など別の材料を包含した部分 26 (または、複数の部分) とを含んだ冷却容器または冷媒容器である。部分 24 a と 24 b を物理的に分離された部分とすることがあること、また互いに連結させたり同じ部分 (例えば、様々な実施形態では熱リザーバとする単一のリザーバ) の一部を形成することがあることに留意すべきである。幾つかの実施形態ではその部分 24 a 及び 24 b は部分 26 より大きい。一実施形態では、その部分 24 a 及び 24 b は LN_2 を含みかつその部分 26 は液体 He を包含する。部分 24 a 及び 24 b は全体として、部分 26 の一部となっていない空間内で 1 つのリザーバを画定している。例えば様々な実施形態ではその部分 24 a 及び 24 b は部分 26 a から物理的に分離されている。したがって部分 24 及び 26 は、異なる冷媒を包含する別々の第 1 の冷媒領域と第 2 の冷媒領域を画定している。

10

【0015】

部分 24 a、24 b 及び 26 はその内部に冷媒を有する領域を画定するようなチェンバー、領域、タンクまたは同様の構造のうちの任意のタイプとし得ることに留意すべきである。部分 24 a、24 b 及び 26 は、冷媒圧力容器とし得る容器 22 の内部の各区画とすることや容器 22 の一部を形成することがある。

20

【0016】

容器 22 は真空容器 28 により囲繞されており、また任意選択ではその内部及び/またはその間に熱シールド 30 を含む。熱シールド 30 は例えば、断熱性放射シールドとすることがある。様々な実施形態ではクライオクーラであるようなコールドヘッド 32 が、コールドヘッドスリーブ 34 (例えば、ハウジング) 内部の真空容器 28 を通過して延びている。したがって、コールドヘッド 32 の低温端部は、真空容器 28 内部の真空中に悪影響を及ぼすことなくコールドヘッドスリーブ 34 の内部に位置決めされることがある。コールドヘッド 32 は、1 つまたは複数のフランジ及びボルトあるいは当技術分野で周知の別的手段などの適当な任意の手段を用いて、コールドヘッドスリーブ 34 の内部に挿入され (または、受け容れられ) ると共に確保されている。さらに真空容器 28 の外部には、コールドヘッド 32 のモータ 36 が設けられている。

30

【0017】

図 2 に示したように、様々な実施形態におけるコールドヘッド 32 は、コールドヘッドスリーブ 34 の下側端部に再凝縮器 38 を含む。再凝縮器 38 は、容器 22 からボイルオフしたヘリウムガスを再凝縮させる。再凝縮器 38 はさらに、1 つまたは複数の通路 40 を介して容器 22 と結合させている。例えば通路 40 は、ボイルオフしたヘリウムガスを容器 22 から再凝縮器 38 まで転送するために容器 22 から再凝縮器 38 まで設けられることがあり、この再凝縮器 38 は次いで再凝縮させたヘリウム液体を開放端部にある容器 22 に転送して戻すことがある。部分 26 (図 1 参照) から部分 24 と熱的接触の状態にある冷却用チューブ (図示せず) までの通路 (図示せず) を設けることもある。

40

【0018】

容器 22 の内部には様々な実施形態において超伝導マグネットとするマグネット 42 が設けられており、これを本明細書でより詳細に説明するような MRI 画像データの収集のための MRI システムの動作時に制御している。さらに MRI システムの動作時において、MRI マグネットシステム 20 の容器 22 の内部の液体冷媒によって、例えば主マグネットコイル 42 a やバックアップ/シールドコイル 42 b (図 1 参照) などの異なるコイルを含む周知のようなコイルアセンブリとして構成し得る超伝導マグネット 42 を冷却している。超伝導マグネット 42 は、例えば 4.2 ケルビン (K) などの超伝導温度まで冷却されることがある。この冷却過程には、ボイルオフした He ガスを再凝縮器 38 によって液体に再凝縮させて容器 22 に戻すこと、並びに部分 26 を部分 24 と熱的接触の状態にある冷却用チューブに接続している 1 つまたは複数の気体通路 (図示せず) を通過させる

50

ことによるなど部分 2 4 (複数のこともある) から形成される熱リザーバによってボイルオフした H e を冷却すること、を含むことがある。この熱リザーバはさらに、搬送中にマグネット 4 2 を冷却することも可能である。

【 0 0 1 9 】

容器 2 2 の一実施形態を、容器 2 2 の簡略ブロック図である図 3 に示している。容器 2 2 は、マルチ冷媒冷却容器として具現化した液体冷媒冷却容器である。容器 2 2 は、自己独立式 (self - contained) 熱リザーバとして構成された部分 2 4 を含む。この部分 2 4 は、一実施形態では L N₂ としている大熱容量材料で満たしている (部分充填のことも完全充填のこともある) 。この実施形態では、MRI マグネットシステム 2 0 のランプアップが済んで 4 . 2 K の超伝導温度で動作しているとき、その窒素 (N₂) は固体状態にある。固体状態において N₂ は大きな熱容量を有しており (大気圧では約 7 7 K で沸騰) 、部分 2 6 内での液体 H e のボイルオフ時に有用となり得る。

10

【 0 0 2 0 】

容器 2 2 内のうち部分 2 6 の一部とならない領域または空間は、別の冷媒 (この実施形態では液体 N₂) で満たした部分 2 4 (複数のこともある) によって画定されている。部分 2 4 を様々なセクションによって画定させる場合、様々な実施形態では部分 2 4 内のセクションの全部によって容器 2 2 全体に及ぶ 1 つの連続領域が形成される。この実施形態では、部分 2 6 により画定される領域は部分 2 4 (複数のこともある) により画定される領域と比べてかなり小さいことが理解できよう。例えば一実施形態では、部分 2 6 (複数のこともある) 内の H e の体積が (容器 2 2 全体を H e で満たす場合と比較して) 1 0 分の 1 に低減される。

20

【 0 0 2 1 】

様々な実施形態では、容器 2 2 はマグネット 4 2 を形成する 1 つまたは複数のコイルをその内部に含む。例えば、複数のコイル 5 0 を巻き型 5 4 (例えば、主マグネット巻き型) 上に支持し維持することがあり、また複数のコイル 5 2 を巻き型 5 6 (例えば、2 次巻き型) 上に支持し維持することがある。巻き型 5 4 及び 5 6 は、超伝導マグネット向けにコイルを支持し維持することが可能な適当な任意の巻き型とすることができる。一実施形態では、コイル 5 0 は主マグネットコイルでありかつコイル 5 2 はバックグまたはシールドコイルである。コイル 5 0 及び 5 2 の数及び配置は所望によりまたは必要に応じて様々とすることができる。

30

【 0 0 2 2 】

コイル 5 0 及び 5 2 は、上述のように体積を低減した部分 2 6 (複数のこともある) により包含される液体 H e 中に浸漬されている。例えば部分 2 6 は、部分 2 4 同士の間で部分 2 6 a によって画定されたより大きい領域と、巻き型 5 4 の周りの領域 2 6 b 及び 2 6 c によって画定されたより小さいギャップと、巻き型 5 6 の周りの領域 2 6 d 及び 2 6 e によって画定された追加のより小さいギャップと、を含んでおり、これらは巻き型 5 4 及び 5 6 の周りで周回方向に延びている。

【 0 0 2 3 】

部分 2 4 を形成する (すなわち、熱リザーバを画定する) 構造は 1 つまたは複数の支持壁 5 8 を含むことに留意すべきである。支持壁 5 8 は、熱リザーバの境界 (例えば、容器 2 2 の内部で物理的に分離された空間) を画定しており、また適当な任意の金属 (例えば、スチール) や薄い金属コーティングを有する複合材から形成させることがある。この実施形態では容器フランジ 6 0 は、支持壁 5 8 によって (少なくとも部分的に) 支持されたより薄い構造から形成されている。例えば一実施形態ではその容器フランジ 6 0 は、厚さが約 1 0 m m ~ 約 2 0 m m の金属 (例えば、スチール) から形成されている。

40

【 0 0 2 4 】

部分 2 4 により画定された熱リザーバは任意選択で、補助的な冷却を含むことがある。幾つかの実施形態ではその補助的冷却は、部分 2 4 (例えば、支持壁 5 8) と熱的接触の状態にある複数の冷却用チューブ 6 2 を含む。冷却用チューブ 6 2 は、部分 2 4 内部で冷媒の内部に冷却用チューブ 6 2 が来るように、部分 2 4 内部で支持壁 5 8 に沿って確保さ

50

れることがある。冷却用チューブ 6 2 は、1 つまたは複数の通路 6 4 を介して部分 2 6 と流体連通している。したがって動作時において、部分 2 6 からボイルオフした H e が冷却用チューブ 6 2 内部を循環し、冷却用チューブ 6 2 は部分 2 4 内の冷媒によって冷却されることがある。冷却用チューブ 6 2 は、任意の形状及びサイズとすると共に、適当な任意の材料（例えば、銅）から形成させることがある。

【0025】

ここで容器 2 2 の一構成について図 4 ~ 1 0 を具体的に参照しながら説明することにする、図 4 ~ 1 0 はまた全体として容器 2 2 を形成するための組み上げ処理法の 1 つも示している。図 4 ~ 1 0 に示した図は、その構造内部を示すために切欠いた部分を含むことに留意すべきである。

10

【0026】

具体的に図 4 は、コイル 5 0（主マグネットコイル）をその上に支持している内側巻き型（主マグネット巻き型）として構成した巻き型 5 4 を表している。図 5 に示したように巻き型 5 4 には、巻き型 5 4 の熱伝導率を上昇させるために薄い金属層などの内側層 7 0 が設けられることがある。図 6 に示したようにこの実施形態では、巻き型 5 6 はコイル 5 2（パッキングコイル）をその上に支持している外側巻き型（パッキング巻き型）として構成されている。したがって図 7 に示したように巻き型 5 4 と 5 6 は、円筒状であると共に、その間に空間 7 2（例えば、ギャップ）を画定するように同心性に整列させている。巻き型 5 4 及び 5 6 は、空間 7 2 によって部分 2 4 及び 2 6 を含む冷却アセンブリ 7 4（例えば、分割型冷却アセンブリ）をその内部に受け容れるための領域が画定されるようにして設けられている。支持壁 5 8 はその間に、様々な実施形態では L N₂ であるような冷媒で満たされた熱リザーバ 7 6 を画定していることが理解できよう。図 7 が分解図を示していることに留意すべきである。

20

【0027】

冷却アセンブリ 7 4 は、支持壁 5 8 の間に 1 つまたは複数の相互接続 7 8 を含む。相互接続 7 8 は、巻き型 5 4 及び 5 6 の機構並びにその同心性の整列を支持するブラケット構造として構成されている。相互接続 7 8 は、リザーバ 7 6 の自己独立領域を維持しながらリザーバ 7 6 の外側面と内側面の間に通路 8 0（例えば、開口部）が画定されるようにした様々な形状及びサイズに形成させることができる。相互接続 7 8 は、冷媒領域のうちの 1 つを画定する部分 2 6 の一部（図 3 では 2 6 a で示す）を形成している。

30

【0028】

ある組み上げ処理法では、図 8 に示したように巻き型 5 4 及び 5 6 を整列させた状態で、冷却アセンブリ 7 4 が空間 7 2 の内部に挿入される。冷却アセンブリ 7 4 をこの空間の内部に位置決めした状態で、部分 2 6 c の内部にコイル 5 0 との流体接触を提供する別の領域が画定されることが理解できよう。例えば液体 H e は、コイル 5 0 が液体 H e 中に完全に覆われかつ浸漬されるようにコイル 5 0 を覆っている。相互接続 7 8 はさらに、部分 2 6 c から部分 2 6 e への液体 H e の流れを可能にする。

【0029】

巻き型 5 6 の外部周回には、同じくその内部に液体 H e を含む部分 2 6 d を画定するように図 9 に示したような外側シェル 8 2 を結合させている。一実施形態ではその組み上げ処理法は、例えば容器フランジ 6 0 を同心性に整列させた構成要素の上部及び底部に溶接することによって整列させた構成要素の上部と底部を結合させ、これによりマルチ冷媒容器構造を形成する部分 2 4 及び 2 6 を画定させることを含む。

40

【0030】

本明細書に記載した構成及び組み上げは単に例示であることに留意すべきである。別の構成及び組み上げ方法を提供することもできる。例えば、様々な部分の位置決め及び整列の順序を変更することができる。さらに様々な実施形態について特定の冷媒を用いて説明してきたが、異なる冷媒や異なる冷媒量とすることもできる。

【0031】

したがって、MRI マグネット向けのマルチ冷媒容器を提供できる。様々な実施形態で

50

は、He 体積を低減しても依然としてコイルの冷却が可能であるようにして液体 He の使用量を低減させることができ、これを LN₂などの別の冷媒との組み合わせで提供することがある。例えば工場から病院へなどMRIシステムの出荷時において、この冷媒の組み合わせ式冷却によってコイルの冷却が維持される。様々な実施形態では、例えばMRIシステムを電源断としているときであるライドスルー期間を、50時間を超える長さとすることができる。さらに様々な実施形態では、容器内でより大きな体積となった熟リザーバを、MRIマグネットのコイルを覆っている冷媒（例えば、液体He）と比べてより費用対効果がよいまたはより安価な冷媒（例えば、LN₂）で満たすことがある。

【0032】

幾つかの実施形態についてMRIシステム向けの超伝導マグネットと関連して説明することがあるが、これら様々な実施形態は、超伝導マグネットを有する任意のタイプのシステムと連携して実現し得ることに留意すべきである。これらの超伝導マグネットは、別のタイプの医用撮像デバイスの形で、並びに非医用の撮像デバイスの形で実現することもできる。

10

【0033】

したがってこの様々な実施形態は、MRIシステム向けの超伝導コイルなど別のタイプの超伝導コイルと連携して実現させることもできる。例えばこの様々な実施形態は、図11に示したMRIシステム100で用いるための超伝導コイルと一緒に実現させることもできる。システム100を単一モダリティの撮像システムとして例証しているが、これらの様々な実施形態はマルチモダリティ撮像システムの形であるいはこれと一緒に実現し得ることを理解されたい。システム100はMRI撮像システムとして例証していると共に、コンピュータ断層(CT)、陽電子放出断層撮像(PET)、単一光子放出コンピュータ断層(SPECT)及び超音波システム、あるいは画像(特に、人の画像)の作成が可能な別の任意のシステムなどの様々なタイプの医用撮像システムと組み合わせることができる。さらにこれらの様々な実施形態は人を対象とする撮像のための医用撮像システムに限定されるものではなく、人以外の対象、手荷物その他を撮像するための獣医学システムや非医用システムを含むことがある。

20

【0034】

図11を参照するとMRIシステム100は一般に、撮像部分102と、プロセッサまたは別のコンピュータ処理デバイスや制御器デバイスを含み得る処理部分104と、を含む。MRIシステム100はガントリ106の内部に、マグネットコイル支持構造上に支持され得るようなコイルから形成した超伝導マグネット42を含む。この超伝導マグネット42を(本明細書の記載ではマルチ冷媒容器であるような)ヘリウム容器22が囲繞すると共に、このヘリウム容器22は例えば本明細書でより詳細に説明するような液体He及びLN₂で満たしている。

30

【0035】

容器22の外側表面と超伝導マグネット42の内側表面とを囲繞するような断熱体112が設けられている。超伝導マグネット42の内部には複数の磁場傾斜コイル114が設けられており、またこの複数の磁場傾斜コイル114の内部にはRF送信コイル116が設けられている。幾つかの実施形態ではそのRF送信コイル116は、送信/受信コイルで置き換えられることがある。ガントリ106内部の構成要素は全体として撮像部分102を形成している。超伝導マグネット42を円筒形状としているが、別の形状のマグネットも使用可能であることに留意すべきである。

40

【0036】

処理部分104は一般に、制御器118と、主磁場制御120と、傾斜磁場制御122と、メモリ124と、表示デバイス126と、送信受信(T-R)スイッチ128と、RF送信器130と、受信器132と、を含む。

【0037】

動作時において撮像しようとする患者やファントムなどの対象体を、ボア134内で適当な支持体(例えば、患者テーブル)上に配置させる。超伝導マグネット46は、ボア

50

134を横断する均一で静的な主磁場 B_0 を生成する。ボア134内及び対応する患者内部の電磁場強度は、主磁場制御120を介して制御器118によって制御されており、主磁場制御120はさらに超伝導マグネット42への付勢用電流の供給も制御している。

【0038】

超伝導マグネット42内部でボア134内の磁場 B_0 に対して直交する3つの方向 x 、 y 及び z のうちの任意の1つまたは幾つかの方向で磁場傾斜を印加できるように、磁場傾斜コイル114(1つまたは複数の傾斜コイル素子を含む)が設けられている。磁場傾斜コイル114は、傾斜磁場制御122により付勢される共に、さらに制御器118により制御を受けている。

【0039】

複数のコイルを含み得るRF送信コイル116は、磁気パルスを送信するように、かつ/またはRF受信コイルとして構成された表面コイルなどの受信コイル素子も設けられている場合に任意選択で同時に患者からのMR信号を検出するように配列されている。RF受信コイルは、例えば単独の受信表面コイルなど任意のタイプの構成とすることができる。受信表面コイルはRF送信コイル116の内部に設けられたRFコイルからなるアレイとすることができる。

【0040】

RF送信コイル116及び受信表面コイルは、T-Rスイッチ128によってRF送信器130と受信器132のそれぞれの1つに選択可能に相互接続させている。RF送信器130及びT-Rスイッチ128は、RF送信器130によってRF磁場パルスまたは信号を発生させると共に、これを患者に選択的に印加し患者内に磁気共鳴を励起させるように制御器118によって制御されている。RF励起パルスが患者に加えられている間に、さらに受信表面コイルを受信器132から切断するようにT-Rスイッチ128を作動させている。

【0041】

RFパルスの印加に続いてT-Rスイッチ128を再度作動させ、RF送信コイル116をRF送信器130から切断しかつ受信表面コイルを受信器132に接続させている。受信表面コイルは、患者内の励起した原子核に由来するMR信号を検出または検知するように動作すると共に、このMR信号を受信器132に伝送している。検出したこれらのMR信号は一方、制御器118に伝送される。制御器118は、例えば患者の画像を表す信号を生成するためのMR信号の処理を制御するプロセッサ(例えば、画像再構成プロセッサ)を含む。

【0042】

画像を表すこの処理済み信号はまた、画像の視覚的表示を提供するために表示デバイス126に送られる。具体的にはMR信号は観察可能な画像が得られるようにフーリエ変換を受ける k 空間を満たすまたはこれを形成している。画像を表すこの処理済み信号は次いで表示デバイス126に送られる。

【0043】

上の記述は例示の意図であって限定でないことを理解されたい。例えば上述の実施形態(及び/または、その態様)は、互いに組み合わせて使用することができる。さらに、具体的な状況や材料を様々な実施形態の教示に適応させるようにその趣旨を逸脱することなく多くの修正を実施することができる。本明細書内に記載した材料の寸法及びタイプが様々な実施形態のパラメータを規定するように意図していても、これらは決して限定ではなく単なる例示である。上の記述を検討することにより当業者には別の多くの実施形態が明らかとなろう。様々な実施形態の範囲はしたがって、添付の特許請求の範囲、並びに本請求範囲が規定する等価物の全範囲を参照しながら決定されるべきである。添付の特許請求の範囲では、「を含む(including)」や「ようになった(in which)」という表現を「を備える(comprising)」や「であるところの(wherein)」という対応する表現に対する平易な英語表現として使用している。さらに添付の特許請求の範囲では、「第1の」、「第2の」及び「第3の」その他の表現を単にラベル

10

20

30

40

50

付けのために使用しており、その対象に対して数値的な要件を課すことを意図したものではない。さらに、添付の特許請求の範囲の限定は手段プラス機能形式で記載しておらず、また35 U.S.C. § 112、第6パラグラフに基づいて解釈されるように意図したものでもない(ただし、本特許請求の範囲の限定によって「のための手段(means for)」の表現に続いて追加的な構造に関する機能排除の記述を明示的に用いる場合を除く)。

【0044】

この記載では、様々な実施形態(最適の形態を含む)を開示するため、並びに当業者による任意のデバイスやシステムの製作と使用及び組み込んだ任意の方法の実行を含む様々な実施形態の実施を可能にするために例を使用している。この様々な実施形態の特許性のある範囲は本特許請求の範囲によって規定していると共に、当業者により行われる別の例を含むことができる。こうした別の例は、その例が本特許請求の範囲の文字表記と異なる構造要素を有する場合や、その例が本特許請求の範囲の文字表記と実質的に差がない等価的な構造要素を有する場合があるが、本特許請求の範囲の域内にあるように意図したものである。

10

【符号の説明】

【0045】

20 MRIマグネットシステム

22 容器

24 部分

20

26 部分

28 真空容器

30 熱シールド

32 コールドヘッド

34 コールドヘッドスリーブ

36 モータ

38 再凝縮器

40 通路

42 マグネット

46 マグネット

30

50 コイル

52 コイル

54 巻き型

56 巻き型

58 支持壁

60 容器フランジ

62 冷却チューブ

64 通路

70 内側層

72 空間

40

74 冷却アセンブリ

76 リザーバ

78 相互接続

80 通路

82 外側シェル

100 MRIシステム

102 撮像部分

104 処理部分

106 ガントリ

112 断熱体

50

- 1 1 4 磁場傾斜コイル
- 1 1 6 R F 送信コイル
- 1 1 8 制御器
- 1 2 0 主磁場制御
- 1 2 2 傾斜磁場制御
- 1 2 4 メモリ
- 1 2 6 表示デバイス
- 1 2 8 T - R スイッチ
- 1 3 0 R F 送信器
- 1 3 2 受信器
- 1 3 4 ボア

【 図 1 】

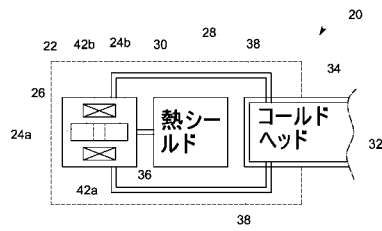


FIG. 1

【 図 3 】

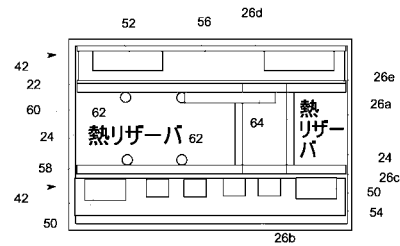


FIG. 3

【 図 2 】

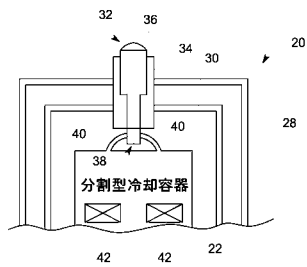


FIG. 2

【 図 4 】

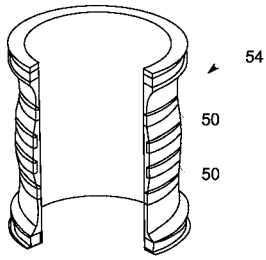


FIG. 4

【 図 5 】

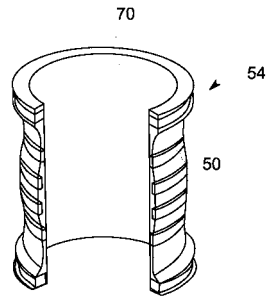


FIG. 5

【 図 6 】

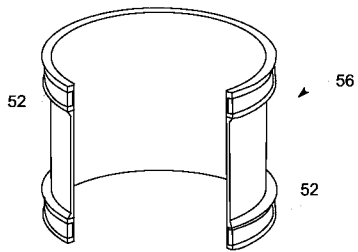


FIG. 6

【 図 7 】

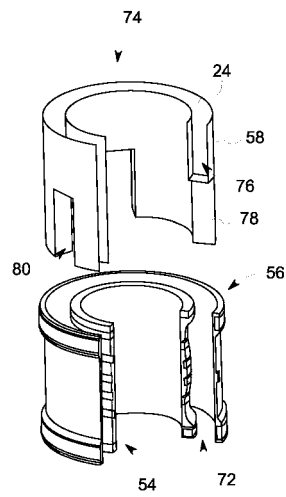


FIG. 7

【 図 8 】

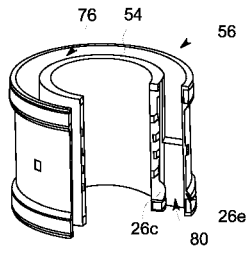


FIG. 8

【 図 1 0 】

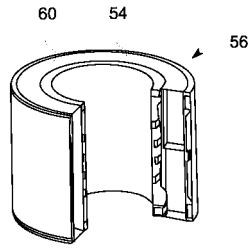


FIG. 10

【 図 9 】

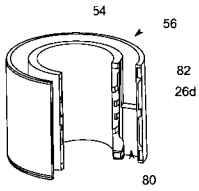


FIG. 9

【 図 1 1 】

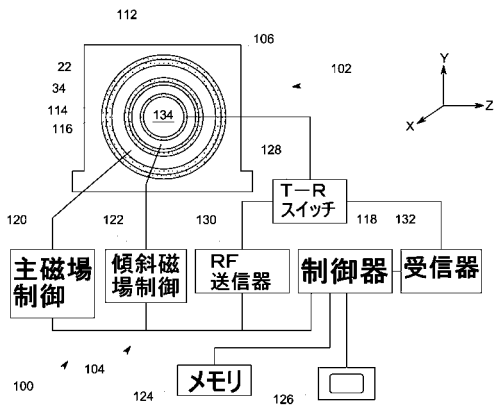


FIG. 11

フロントページの続き

- (72)発明者 ロンジ・チャン
アメリカ合衆国、サウスカロライナ州、フローレンス、ウエスト・レディオ・ドライブ、3001番
- (72)発明者 アーネスト・ウォルフガング・スタウトナー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ビルディング・ケイ1 - 3エイ59、ワン・リサーチ・サークル、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー・グローバル・リサーチ
- (72)発明者 ジョン・スキヤットウーロ, ジュニア
アメリカ合衆国、サウスカロライナ州、フローレンス、ウエスト・レディオ・ドライブ、3001番
- (72)発明者 ウィリアム・ルイス・アインジャー
アメリカ合衆国、サウスカロライナ州、フローレンス、ピーオーボックス・100539、ウエスト・レディオ・ドライブ、3001番

Fターム(参考) 4C096 AB42 AD08 CA02 CA15 CA17 CA33 CA52 CA54

【外国語明細書】

2012143563000001.pdf