(19) **日本国特許庁(JP)** 

# (12) 特 許 公 報(B2)

(11)特許番号

特許第6074367号 (P6074367)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

(51) Int.Cl.

**A61B** 5/055 (2006.01) A61B 5/05 331 **H01F** 6/04 (2006.01) H01F 6/04 ZAA

FL

請求項の数 17 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-551287 (P2013-551287)

(86) (22) 出願日 平成24年1月24日 (2012.1.24) (65) 公表番号 特表2014-517702 (P2014-517702A)

(43) 公表日 平成26年7月24日 (2014.7.24) (86) 国際出願番号 PCT/US2012/022373

(87) 国際公開番号 W02012/106151 (87) 国際公開日 平成24年8月9日 (2012.8.9)

審査請求日 平成27年1月15日 (2015.1.15) (31) 優先権主張番号 13/017,481

(32) 優先日 平成23年1月31日 (2011.1.31)

(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・カンパニイ アメリカ合衆国、ニューヨーク州 12345、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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超伝導マグネットデバイスを冷却するための冷却システム及び方法

#### (57)【特許請求の範囲】

### 【請求項1】

少なくとも1つのコイル支持シェルと、

前記少なくとも 1 つのコイル支持シェルによって支持された複数の超伝導マグネットコイルと、

前記少なくとも1つのコイル支持シェルと熱的に結合させた複数の冷却用チューブと、 前記複数の冷却用チューブと流体結合させた閉循環冷却系を形成する冷媒冷凍機システム と、

### を備え、

前記冷媒冷凍機システムは、

少なくとも1つのヘリウムガスタンクと、

少なくとも1つの液体ヘリウムタンクと、

前記少なくとも1つの液体ヘリウムタンクからの液体ヘリウムが前記少なくとも1つのコイル支持シェルによってボイルオフしたヘリウムガスを再凝縮させて、前記少なくとも1つの液体ヘリウムタンクに液体ヘリウムを供給すると共に、前記少なくとも1つのヘリウムガスタンクからのヘリウムガスを再凝縮させて、前記少なくとも1つの液体ヘリウムタンクに液体ヘリウムを供給する再凝縮器と、

#### を備える、

超伝導マグネットデバイス用のマグネットシステム。

#### 【請求項2】

前記冷媒冷凍機システムは非ベント式システムを備える、請求項 1 に記載のマグネットシステム。

#### 【請求項3】

前記へリウムガスタンクは30気圧(atm)において300リットル未満のヘリウムガスを貯蔵する、請求項1または2に記載のマグネットシステム。

### 【請求項4】

前記へリウムガスタンクはトロイダル形状であると共に前記少なくとも 1 つのコイル支持 シェルを囲繞する、請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載のマグネットシステム。

#### 【請求項5】

前記液体へリウムタンクはハーメチック封止したインレットポートを備える、請求項 1 乃 至 4 のいずれかに記載のマグネットシステム。

### 【請求項6】

前記液体へリウムタンクと熱的に接触し、液体窒素を包含する予冷却チューブをそれと熱的に結合させて有する熱シールドを備える請求項1乃至<u>5</u>のいずれかに記載のマグネットシステム。

#### 【請求項7】

前記複数の超伝導マグネットコイル、前記熱シールド及び、前記少なくとも 1 つのヘリウムガスタンクを含む前記冷媒冷凍機システムとをその内部に包含する真空容器を備える、 請求項 6 に記載のマグネットシステム。

## 【請求項8】

前記少なくとも1つのコイル支持シェルは熱伝導性の円筒状金属シェルを備え、

前記少なくとも1つのコイル支持シェルは、複数の超伝導コイルを受け容れるように構成された複数の放射状ステップを備えたマグネットコイル支持を備えており、該複数の超伝導コイルのうちの幾つかは異なるサイズである、請求項1乃至<u>7</u>のいずれかに記載のマグネットシステム。

### 【請求項9】

さらに、少なくとも1つの追加の非主(non-main)マグネットコイルを備える請求項1乃至8のいずれかに記載のマグネットシステム。

### 【請求項10】

さらにバッキングコイルを備えており、前記複数の超伝導コイルは主マグネットを含むと共に、前記主マグネットコイルと該バッキングコイルは複数の円筒状の支持シェルによって同軸性に整列されかつ各々支持されている、請求項1乃至<u>9</u>のいずれかに記載のマグネットシステム。

## 【請求項11】

さらに、前記複数の円筒状の支持シェルを互いに結合させている補強輪を備える請求項10に記載のマグネットシステム。

## 【請求項12】

前記少なくとも1つの液体ヘリウムタンクが、前記主マグネットコイルと前記バッキング コイルとの間に配置される、請求項10または11に記載のマグネットシステム。

### 【請求項13】

前記複数の超伝導コイルはモールドコイルとエポキシ付きコイルのうちの一方を備える、 請求項1乃至12のいずれかに記載のマグネットシステム。

### 【請求項14】

前記冷媒冷凍機システムは前記再凝縮器を有するクライオクーラを備える、請求項 1 乃至 1 3 のいずれかに記載のマグネットシステム。

### 【請求項15】

さらに、前記複数の冷却用チューブに接続させた蒸気帰還マニホールドを備える、請求項 1 乃至 1 4 のいずれかに記載のマグネットシステム。

#### 【請求項16】

前記再凝縮器は、前記少なくとも1つのヘリウムガスタンクからヘリウムガスを引き出し

20

10

30

40

、前記少なくとも1つの液体ヘリウムタンクが、所定範囲の液体ヘリウムで満たされる自由対流循環ループを確立する、請求項1乃至1<u>5</u>のいずれかに記載のマグネットシステム

#### 【請求項17】

請求項1乃至1<u>6</u>のいずれかに記載のマグネットシステムにおいて、超伝導コイルを冷却 する方法であって、

ヘリウムガスが充填された前記少なくとも1つのヘリウムガスタンクを提供するステップと、

前記液体へリウムタンクと熱的に接触する熱シールドに熱的に結合する予冷却チューブを 液体窒素で満たすステップと、

前記再凝縮器を起動するステップと、

前記複数の超伝導マグネットコイルに電力を供給するステップと、

を含む、方法。

### 【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、全般的には超伝導マグネットデバイスに関し、またより具体的には超伝導マグネット(特に、電気的機械、磁気記憶及び磁気共鳴撮像(MRI)システム内のもの)を冷却するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

### [0002]

超伝導コイル(例えば、マグネットデバイスを形成する超伝導コイル)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。これら従来のマグネットデバイスにおける超伝導コイルは、液体ヘリウム(He)浴内で冷却されており、液体He内にそのコイルが浸漬されるようにしている。この冷却機構では、数千リットルの液体Heを包含するような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は製造費用が高させる床の補強が必要であるのみならず、典型的なエレベータではMRIシステムなどこうしたマグネットデバイスの重量の支持が不可能であるためマグネットデバイスの据え付けにクレーンの利用が必要となる。さらに、液体ヘリウムの送達やサービス提供を利用できないような多くの地域(例えば、サービスの十分でない区域や未開発な区域)が存在する。したがって、従来のマグネットデバイスはこれらの箇所に据え付けることが不可能である。

### [0003]

さらに、これらのシステム内にある液体 He はクエンチ事象の際など時にボイルオフを起こし、マグネットコイルが浸漬されている冷媒浴からボイルオフしたヘリウムが抜け出す可能性がある。クエンチが起きるたびに続いてマグネットに対する再充填及び再ランピングがあり、これには費用及び時間がかかる。さらに、従来の超伝導マグネットデバイスでは、マグネットクエンチ後にボイルオフしたヘリウムなどの気体をベント用配管を通じてベントさせるために外部ベントシステムが必要である。ベント用配管は据え付けが困難であり、またある種の状況では据え付けが不可能である。したがって追加のコストが生じており、またある種の状況では、ヘリウムベントにおいて環境や規制上の懸念が伴う可能性がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

#### [0004]

したがって、マグネットデバイス向けの従来の冷却機構では特殊な据え付け要件に繋がり、ある種の区域ではこれらのシステムの据え付けが不可能となり、また維持コストの上昇に繋がる可能性がある。

20

10

30

40

#### 【課題を解決するための手段】

### [0005]

少なくとも1つのコイル支持シェルと、該少なくとも1つのコイル支持シェルによって支持された複数の超伝導マグネットコイルと、該少なくとも1つのコイル支持シェルと熱的に結合させた複数の冷却用チューブと、を含んだ様々な実施形態に従った超伝導マグネットデバイス用のマグネットシステムを提供する。本マグネットシステムはさらに、閉循環冷却系を形成する複数の冷却用チューブと流体結合させた冷媒冷凍機システムを含む。

#### [0006]

別の実施形態では、それに熱的に結合されると共に冷媒冷凍システムの第2段を形成している複数の冷却用チューブを有する少なくとも1つのコイル支持シェルによって支持された複数の超伝導マグネットコイルを含むような超伝導マグネットデバイス用のマグネットシステムを提供する。本マグネットシステムはさらに、冷媒冷凍システムの第1段と熱的に結合させた熱シールドを含む。マグネットシステムはさらに、ハーメチック封止した液体ヘリウムタンクと複数の冷却用チューブに接続させたヘリウムガスタンクとを含む。

### [0007]

さらに別の実施形態では、少なくとも1つのコイル支持シェルと、該少なくとも1つのコイル支持シェルによって支持された複数の超伝導マグネットコイルと、該少なくとも1つのコイル支持シェルと熱的に結合させた複数の冷却用チューブと、を含んだ超伝導マグネットデバイス用のマグネットシステムを提供する。本マグネットシステムはさらに、複数の冷却用チューブと流体結合させた非ベント式冷媒冷凍機システムを含む。

#### 【図面の簡単な説明】

#### [0008]

【図1】様々な実施形態に従って形成した超伝導マグネットを冷却するための冷却機構の 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磁気共鳴撮像(MRI)マグネットシステムの 冷却機構を表したブロック図である。

【図3】様々な実施形態に従って形成した冷却機構を表したMRIマグネットシステムの 側面概略図である。

【図4】一実施形態に従って形成したコイル支持シェルの側面図である。

【図5】様々な実施形態に従った超伝導コイルを熱サイフォン冷却系を用いて冷却する方法の流れ図である。

【図 6 】様々な実施形態に従って形成した冷却機構をその内部に実現し得るMRIシステムのブロック図である。

### 【発明を実施するための形態】

## [0009]

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、これらの機能ブロックのうちの1つまたは幾つかは、単一のハードウェアの形で実現することや、複数のハードウェアの形で実現することができる。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。さらに、様々な図面におけるシステムブロックは配列や構成を変更することができる。

## [0010]

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

10

20

40

30

「有する(having)」実施形態は、当該性状を有しないこうした構成要素を追加的に含むことがある。

#### [0011]

様々な実施形態により超伝導マグネットを冷却するため(具体的には、超伝導マグネットのコイルにおいてその電源切断、付勢または定常動作時に転送される熱を減少させるため)のシステム及び方法を提供する。例えば様々な実施形態により、電気的機械、磁気記憶及び/または磁気共鳴撮像(MRI)システム向けの超伝導マグネットの冷却など、超伝導マグネットデバイスに対して冷却が提供される。本実施形態のうちの少なくとも1つの実施によれば、MRIシステムの超伝導マグネットなどの超伝導マグネットを冷却するために必要となる液体ヘリウム(He)が少なくなり、これによりMRIシステムの重量が軽減されまたこれらのシステムの据え付け要件が緩和される。さらに、少なくとも1つの実施形態の実施によって失われる可能性があるHeの量が削減される。

#### [0012]

様々な実施形態は一般に、MRIシステムの超伝導コイルなどの超伝導コイルを含む超伝導マグネットデバイスを冷却するための冷却システム(2段系とすることがある)を含む。この冷却システムは、様々な実施形態では閉ループ系としたヘリウム熱サイフォンシステムを用いて冷却を提供する冷媒冷凍機を含む。したがって幾つかの実施形態では非ベント式の(または、極高圧設定のベントによる)冷媒冷凍機構を提供する。様々な実施形態ではさらに、ハーメチック封止の液体ヘリウムタンクを含むようにし、これによりマグネットデバイスを冷却用流体で満たした後にその内部を空気や気体が通過するのを防止するために様々な実施形態において冷却用流体ポートの位置に気密封止が設けられているようなマグネットシステムも提供する。

#### [0013]

様々な実施形態についてMRIシステム向けの超伝導マグネットに関連して説明することがあるが、この様々な実施形態は任意のタイプの超伝導マグネットデバイスなど超伝導マグネットを有する任意のタイプのシステムに接続して実現し得ることに留意すべきである。この超伝導マグネットはさらに、別のタイプの医用撮像デバイス並びに非医用撮像デバイスでも実現することができる。

### [0014]

図1は、様々な実施形態に従って形成した超伝導マグネットを冷却するための冷却機構20の簡略図である。様々な実施形態では冷却機構20は、冷却用チューブ22や適当な別の冷却経路(冷媒冷凍機を用いて冷却された冷却用チューブ22の内部をHe循環させている)を含むヘリウム熱サイフォンシステムとして構成されている。冷却用チューブ22は、MRIマグネットコイル(図示した実施形態ではMRIシステムの主モールド(molded)コイル26である)の位置を支持または維持している1つまたは複数のコイル支持シェル24と熱的に結合されている。例えば主モールドコイル26は、シュリンクフィットさせて1つまたは複数のコイル支持シェル24(円筒状の金属コイル支持シェルとし得る)の内部にボンディングさせ、これによりこれらの間に熱接触を提供することがある。例えばエポキシ付きコイルなど別のタイプのコイル26を設けることがある。

### [0015]

これらの様々な実施形態は、2段冷却機構を介して冷却が提供される図2のブロック図に示したようなMRIマグネットシステム30の一部として実現することができる。図面全体を通じて同じ番号が同じ部分を表していることに留意すべきである。図2は全体として、冷却用流体経路及び2段冷却機構を表している。

#### [0016]

コイル支持シェル 2 4 は、熱伝導性材料 (例えば、アルミニウム)から形成されており、これによりマグネットコイル 2 6 の位置の維持またはその支持を行うコールドマス支持構造が提供される。冷却用チューブ 2 2 は、適当な任意の金属(例えば、銅、ステンレス鋼、アルミニウム、その他)から形成されることがあり、該冷却用チューブ 2 2 は複数の液体 He 貯蔵タンクから形成させることがある液体 He 貯蔵システム 3 2 と流体連通して

10

20

30

40

20

30

40

50

いる。液体 H e 貯蔵システム 3 2 は、M R I マグネットシステム 3 0 のマグネットコイル 2 6 を冷却するための閉ループ冷却系で用いられる液体 H e を包含している。冷却用チューブ 2 2 と液体 H e 貯蔵システム 3 2 の間の流体連通は、1 つまたは複数の流体通路 3 4 (例えば、流体チューブ、コンジット、その他)を介して提供することがある。したがって液体 H e 貯蔵システム 3 2 は、マグネットコイル 2 6 を冷却するために冷却用チューブ 2 2 を通って流れる液体 H e を提供する。

#### [0017]

様々な実施形態では、液体冷媒(例えば、液体He)を冷却機構20内に提供するため にインレットポートを設けている。図2に表したように一実施形態では、冷媒インレット ポート33を液体ヘリウム貯蔵システム32の一部として設けている。冷媒インレットポ -ト33は、閉ループ冷却系が得られるようにハーメチック封止構成を提供しており、 グネットデバイスを冷却用流体(例えば、液体 H e )で満たした後の空気や気体のその中 の通過が気密封止によって防止(あるいは、大幅に制限)される。例えば気密封止によっ て酸素、湿気、湿度及び/または外部の不純物の封止した閉ループ冷却機構への侵入が防 止されると共に、系からの冷却剤の放出も防止される。しかし、任意のタイプの適当な封 止機構を代替として設けることもできる。図示した実施形態の冷却機構20は、ベントを 含まない。しかし幾つかの実施形態では任意選択で、例えば従来のベントと比べてかなり 高い非常に高いベント圧レベルを有するベント35を用いるなどベントを備け、例えば、 通常のベントシステムに対する圧力レベルより高い圧力レベルでボイルオフしたヘリウム に対するベントだけが生じるようにすることがある。例えば幾つかの実施形態ではベント 3 5 は、システムによる喪失障害への対処が可能な最高圧力(あるいは、その事前定義の レンジ域内)でベントを提供できるように構成されている。しかしベント35を含む実施 形態では、システム要件、規制要件、その他に基づくような別の圧力レベルを提供するこ とがある。したがって幾つかの実施形態では、冷媒冷凍機システムは通常のボイルオフベ ントレベルまたは通常のクエンチ事象ベントレベルより高いベント圧を有するベント35 を含む。

### [0018]

冷却用チューブ22はさらに、蒸気帰還マニホールド44と流体連通しており、また蒸気帰還マニホールド44は再凝縮器42を通してHeガス貯蔵システム36と流体連通している。Heガス貯蔵システム36(1つまたは複数のHeガス貯蔵タンク(例えば、トロイダル形状の2つのタンク)から形成させることがある)は、マグネットコイル26からの熱を除去する冷却用チューブ22からのHe蒸気として受け取るHeガスを包含すると共に、閉ループ冷却系の一部を形成する。再凝縮器42とHeガス貯蔵システム36の間の流体連通は1つまたは複数の通路38を通じて提供することがある。

### [0019]

日 e ガス貯蔵システム 3 6 は再凝縮器 4 2 を含む冷媒冷凍機 4 0 と流体連通しており、この流体連通は 1 つまたは複数の流体通路 3 8 を通じて提供することがある。様々な実施形態ではその再凝縮器 4 2 は、マグネットコイル 2 6 及びコイル支持シェル 2 4 を極低温まで冷却するための自由対流循環ループを形成するように動作する H e ガス貯蔵システム 3 6 から H e ガスを引き出すと共に、 1 つまたは複数の通路 4 5 を通じて液体 H e 貯蔵システム 3 2 を液体 H e で満たしている。様々な実施形態ではその液体 H e 貯蔵システム 3 2 は、約8~10リットルの液体 H e を含む。液体 H e 貯蔵システム 3 2 内の液体 H e は、サービスの間など冷媒冷凍機 4 0 の電源中断時またはシャットダウン時の(例えば、10~12時間にわたる)マグネットコイル 2 6 に対する冷却の提供のために用いることがある。

## [0020]

コールドヘッドや適当な別のクライオクーラとし得る冷媒冷凍機40は、様々な実施形態のMRIマグネットシステム30及び冷却用構成要素をその内部に包含する真空容器46を通過して延びている。冷媒冷凍機40は、スリーブまたはハウジング(図示せず)の内部を延びることがある。したがって、冷媒冷凍機40の低温端部は、真空容器46内部

の真空に悪影響を生じることなくスリーブの内部に位置決めすることができる。冷媒冷凍機40は、1つまたは複数のフランジ及びボルト、あるいは適当な別の手段など適当な任意の手段を用いてスリーブ内部に挿入され(または、受け容れられ)かつ確保されている。さらに、真空容器46の外部に冷媒冷凍機40のモータ48が設けられている。

#### [0021]

図2に示したように様々な実施形態の冷媒冷凍機40は、冷媒冷凍機40の下側端部に Heガス貯蔵システム36と並列に蒸気帰還マニホールド44から受け取ったボイルオフ したヘリウムガスを再凝縮させる再凝縮器42を含む。再凝縮器42は、ボイルオフした ヘリウムガスのHeガス貯蔵システム36から液体He貯蔵システム32への転送に対応 している。

### [0022]

様々な実施形態ではモールドコイルとしたマグネットコイル26は、MRI画像データの収集のために本明細書でより詳細に記載したようなMRIシステムの動作中に制御を受ける主超伝導マグネット50を形成している。MRIシステムの動作中にはさらに、液体Heが超伝導マグネット50を冷却している。超伝導マグネット50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、本明細書に記載したような再凝縮器42によってボイルオフしたヘリウムガスを液体にまで再凝縮させ液体He貯蔵システム32まで戻すことを含むことがある。

#### [0023]

様々な実施形態はさらに熱シールド52を備えており、熱シールド52はHeガス貯蔵システム36と熱的に接触させることがある。様々な実施形態では、そのMRIマグネットシステム30及び様々な実施形態の冷却用構成要素を、その内部及び/またはその間に熱シールド52を含んだ真空容器46(例えば、スチール製の真空容器)の内部に設けている。熱シールド52は複数の冷却用チューブ54(例えば、予冷却チューブ)と熱的に結合させており、このチューブ54は様々な実施形態では冷却用チューブ22と異なっており、また冷却用チューブ22と流体連通していない。例えば冷却用チューブ22はHeを用いて冷却を提供しており、また冷却用チューブ54は液体窒素(LN2)を用いて冷却または予冷却を提供することがある。したがって、冷却用チューブ54に関する熱シールド52は、対流冷却を備えた断熱輻射シールドとして動作させることができる。

## [0024]

様々な実施形態では、多段冷却機構(図では2段冷却機構とした)を設けている。具体的には熱シールド52に関する冷却は、MRIシステムを据え付けて最初にオンにしたときなどに予冷却を提供し得るようにLN₂を用いて例えば約77Kと80Kの間の温度で第1段の冷却を提供することがある。第2段の冷却は<math>He冷却を用いて提供しており、また定常動作時及び/または電源喪失状態中に冷却を提供し、約4.2Kの動作温度を提供するような「ライドスルー(ride-through)」モードに対応することがある。したがって、様々な実施形態におけるマグネットコイル26を冷却するための冷却機構は冷凍機タイプ方式で動作し、またさらに電源断状態中のHeのボイル(例えば、5~10時間の電源断)に対応しており、これによりさらにMRIシステムをマグネットクエンチ前に断にすることが可能となる。

## [0025]

MRIマグネットシステム30の一構成を図3に示している。様々な実施形態ではそのMRIマグネットシステム30は、本明細書でより詳細に記載したような冷媒冷凍を提供する低冷媒(10w cryogen)MRIマグネット機構である。この実施形態ではMRIマグネットシステム30は、高熱伝導率の円筒状シェル(コイル支持シェル24及びコイル支持シェル58)の内部に支持された共軸性の超伝導主コイル26とバッキングコイル56から形成されると共に、ヘリウム熱サイフォンシステムを通じて冷媒冷凍機40によって冷却を受ける超伝導MRIマグネット50を含む。したがって様々な実施形態では、その各々が異なるコイル支持シェル24と58のそれぞれの上に支持されている超伝導主コイル26とバッキングコイル56の間に放射状の空間が存在している。様々な実

10

20

30

40

20

30

40

50

施形態ではそのコイル支持シェル 2 4 及びコイル支持シェル 5 8 を、金属から形成するなどした円筒状のシェルとして形成しており、この際にコイル支持シェル 2 4 の外面に対して冷却用チューブ 2 2 を熱的に結合(例えば、ボンディング)させている。例えば支持シェル 2 4 とコイル支持シェル 5 8 は、その内部に 1 つのボアが画定された円周性に延びる中実の金属壁である。

### [0026]

様々な実施形態ではその超伝導コイル26及び/または56は、エポキシ樹脂でモールドされている。例えばこのモールドしたコイルは、湿潤エポキシを巻き付けると共に自己支持型構造を形成するように硬化させることがある。次いで超伝導コイル26及び/または56は、コイル支持シェル24と58のそれぞれに対して(例えば、アルミニウムから形成し得るコイル支持シェル24と58の外面に対して)ボンディングさせることがある。形成させる超伝導コイル26及び/または56は、対象(例えば、患者)の撮像のために用いられる貫通するボア60をその内部に画定するようなサイズとしている。例えば視野域(FOV)62は、本明細書により詳細に記載したような対象のある具体的な部分を撮像できるように規定される。

#### [0027]

へリウム熱サイフォン機構は、コイル支持シェル 2 4 及び / または 5 8 に熱的に取り付けられた複数の冷却用チューブ 2 2 と、冷媒冷凍機 4 0 に熱的に取り付けられた再凝縮器 4 2 と、He 貯蔵容器(液体 He 貯蔵システム 3 2 及び He ガス貯蔵システム 3 6 を形成するタンクとして図示)と、をこれらすべてをマグネット真空容器 4 6 内部に包含して有する蒸気器システムを含むことが理解できよう。超伝導モールドコイル 2 6 及び 5 6 は、幾つかの実施形態では良好な熱接触を提供するように円筒状の支持シェル 2 4 及び 5 8 のそれぞれの内部でシュリンクフィット及びボンディングを受ける。

#### [0028]

様々な実施形態ではその主コイル支持シェル24は、図4に示したように複数の放射状ステップ64(例えば、一連の逓昇ステップ)を有しており、これにより主コイル支持シェル24の中心の近傍またはこれに向かってより小さいコイル26から始め、サイズを大きくしながら主コイル支持シェル24の終端に向かってより大きなコイル26へと(主コイル支持シェル24の内部に(例えば、ボンディングによって)コイル26を確保して)軸方向にコイル26を順次組み上げることが可能である。様々な実施形態のバッキングコイル支持シェル58は、超伝導マグネット50の中間面の近傍で単一のバッキングコイル56または一対のバッキングコイル56を支持または収容するように形成されている。バッキングコイル支持シェル58は支持部材によって主コイル支持シェル24に接続されている、これをディスク66を補強するための離散的構成要素とし得る補強ガスケット68を有するディスク66(例えば、補強輪)として図示している。

### [0029]

様々な実施形態のヘリウム熱サイフォンシステムは、約200~約300リットルのHeガスを包含するHeガス貯蔵システム36を含んでおり、この量は必要なまたは所望の冷却量に基づいて変化する。様々な実施形態ではそのHeガス貯蔵システム36は、30気圧(atm)で260リットル未満のHeガスを提供する。さらに液体He貯蔵システム32は、約10リットル(または、10リットル未満)~約40リットルの液体Heを含んでおり、また液体He貯蔵システム32は再凝縮器42から液体Heを受け取ると共にコールドマス支持構造(すなわち、コイル支持シェル24及び/または58)に結合させた冷却用チューブ22に液体Heを供給している。

#### [0030]

マニホールド44は冷却用チューブ22から蒸気He(Heガス)を受け取り、このHeガスを再凝縮器42に戻している。様々な実施形態ではそのHeガス貯蔵システム36は最初に、周囲温度で30~40atmのHeガスで満たされている。動作時に冷媒冷凍機40をオンにすると、再凝縮器42は、Heガス貯蔵システム36からHeを引き出すと共に、コイル26及び56並びに支持マス(コイル支持シェル24及び/または58)

20

30

40

50

の温度を極低温まで低下させかつ液体 He 貯蔵システム32 を約8~10 リットルの液体 He で満たしている自由対流循環ループを確立させる。動作時において液体 He 貯蔵システム32 内の液体 He は、例えば電源中断時や冷媒冷凍機40 のシャットダウン中(サービスのためなど)に最長10~12時間にわたってマグネット50 に冷却を提供するために用いられる。様々な実施形態では、熱サイフォンシステムがオンになると、システムは自身を冷却し、これにより自由対流循環システムが形成される。

#### [0031]

MRIマグネットシステム30はさらに、コイル26及び56に電力供給するための電源リード72を受け容れているサービスボックス70、並びに本明細書に記載したようなMRIマグネットシステム30の別の構成要素を含むことに留意すべきである。

### [0032]

したがって様々な実施形態では、4 . 2 Kの温度で動作可能な高熱伝導率の円筒状シェルにより伝導性に冷却されると共に構造的に支持されたモールド型超伝導コイルを有するMRIマグネットシステムを提供している。さらに様々な実施形態では、超伝導マグネットで用いられるのが一般的である大型の液体He貯蔵容器が排除されること並びにコイル支持構成要素がアルミニウムから製作されることによってマグネット重量が軽減される。様々な実施形態では、冷媒に対する追加やサービス作業が不要であり、また全体のシステム重量が約2000ポンド~2500ポンドとなる。

#### [0033]

さらに、超伝導マグネット向けの熱サイフォン冷却系も提供する。 2 段冷却系による冷却は、例えば図 5 に表した方法 8 0 に示したようにして実行されることがある。方法 8 0 は、熱サイフォン冷却系にHeガスを充填しタンクを満たすことを含む。例えばHe 貯蔵タンクは、最初に周囲温度で 3 0 ~ 4 0 a t mのHe ガスを充填することがある。任意選択ではその予冷却チューブ 5 4 を液体窒素(LN $_2$ )でフラッシュして事実上これにより満たし、これにより超伝導コイルを最初に冷却する速度を増大させることがある。初期冷却の後は、LN $_2$ を系から除去する(排出する)ことがある。

#### [0034]

その後であるいは同時に、ステップ86で冷媒冷凍機をオンにし、再凝縮器によって貯蔵タンクからHeを引き出させかつコイル及び支持マスを極低温まで温度低下させる自由対流冷却循環ループを確立する。液体He貯蔵タンクは、例えば電源中断時またはシステムのシャットダウン時における超伝導マグネットに対する冷却の提供に用いる液体Heで満たされている。

#### [0035]

超伝導コイルは次いで、対象のMRI画像の収集などのためにステップ88で電力供給を受けることがある。例えば、適当なMRI撮像磁場を発生させるように冷却された超伝導コイルが電力供給を受けることがある。

## [0036]

これらの様々な実施形態は、MRIシステム用の超伝導コイルなど様々なタイプの超伝導コイルと接続して実現することができる。例えばこれらの様々な実施形態は図6に示したMRIシステム100で用いられる超伝導コイルによって実現することができる。システム100を単一モダリティ撮像システムとして図示しているが、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として図示しており、コンピュータ断層(CTい。システム100はMRI撮像システムとして図示しており、コンピュータ断層(CTい、陽電子放出断層(PET)、単一光子放出コンピュータ断層(SPECT)並びに超音波システム、あるいは人の画像などの画像作成が可能な別の任意のシステムなど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、人を対象とした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や非医用のシステムを含むことができる。

#### [0037]

図6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、例えば本明細書に記載したような冷却を受けるモールドコイルなどのコイルから形成した超伝導マグネット50を含む。冷却用チューブ22を通じて1つまたは複数のHeタンク32及び/または36が液体Heを提供する(これらすべては、図1~3に表している)。超伝導マグネット50をコイル的に結合させている。この液体ヘリウムは超伝導マグネット50のコイルの冷却のために用いられており、これには本明細書でより詳細に説明するような冷却用チューブ22と熱にいるの提供を含む。コイル支持シェル24の外側表面と超伝導マグネット50の内部に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内部がは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50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。

#### [0038]

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。

### [0039]

動作時において撮像しようとする患者やファントームなどの対象体を、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 108 は、ボア 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 50 への付勢用電流の供給も制御している。【 0040】

超伝導マグネット 1 0 8 内部でボア 1 3 4 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 1 1 4 ( 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 1 1 4 は、傾斜磁場制御 1 2 2 により付勢される共に、さらに制御器 1 1 8 により制御を受けている。

## [0041]

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ある。

### [0042]

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。

#### [0043]

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 10

20

30

40

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。

## [0044]

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。

#### [0045]

上の記述は例示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ある。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)。

#### [0046]

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らない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。

## 【符号の説明】

#### [0047]

- 2 0 冷却機構
- 22 冷却用チューブ
- 2.4 コイル支持シェル
- 26 マグネットコイル
- 30 MRIマグネットシステム
- 3 2 液体 H e 貯蔵システム
- 33 冷媒インレットポート
- 3 4 流体通路
- 35 ベント
- 36 Heガス貯蔵システム
- 40 冷媒冷凍機
- 42 再凝縮器

10

20

30

40

4	4		蒸気帰還、	ィニホ	: <b>–</b>	ルト
4	5		通路			
4	6		真空容器			
4	8		モータ			
5	0		超伝導マグ	ブネッ	1	
5	2		熱シール	2		
5	4		冷却用チュ	ューブ	۶	
5	6		バッキング	ブコイ	ル	
5	8		コイル支持	きシェ	ル	
6	2		視野域			
6	4		放射状スラ	゠゙ップ	P	
6	6		ディスク、	補強	輪	
6	8		補強ガスク	ァット		
7	0		サービスで	<b>ドック</b>	ス	
1	0	0	MRIS	ノステ	<u>۸</u>	
1	0	2	撮像部分	ì		
1	0	4	処理部分	ì		
1	0	6	ガント!	J		
1	0	8	超伝導、	アグネ	・ツ	۲
1	1	2	断熱体			
1	1	4	磁場傾斜	斗コイ	ル	
1	1	6	RF送信	ョコイ	ル	
1	1	8	制御器			
1	2	0	主磁場制	刂御		
1	2	2	傾斜磁均	易制 御	]	
1	2	4	メモリ			
1	2	6	表示デル	バイス		

128 送信受信(T-R)スイッチ

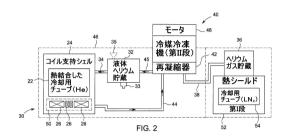
130 RF送信器

1 3 2受信器1 3 4ボア

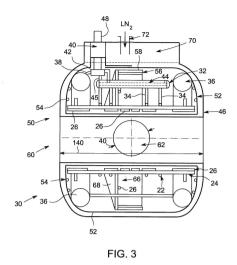
## 【図1】



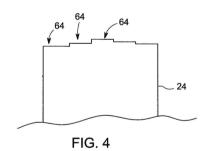
## 【図2】



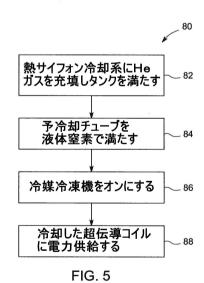
## 【図3】



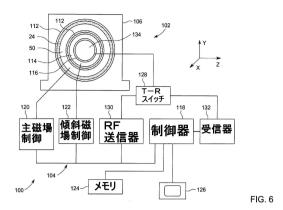
【図4】



【図5】



# 【図6】



#### フロントページの続き

(72)発明者 ラスカリス,エバンジェロス・トリフォン

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ、

(72)発明者 チャン, ロンジ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 ツァン,タオ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72) 発明者 アレクザンダー,ジェームズ・ペレグリノ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 チェン, ウィリアム

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ

(72)発明者 トムソン,ポール・セイント・マーク・シャドフォース

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、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・カンパニイ・グローバル・リサーチ

#### 審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開2010-245524(JP,A)

特開2006-093723(JP,A)

特開2001-004237(JP,A)

特開平11-288809(JP,A)

特開2003-336923(JP,A)

特開平04-079304(JP,A)

特開平08-125241(JP,A)

(58)調査した分野(Int.CI., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

H01F6/04

G01R33/3815