

(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2013-144099

(P2013-144099A)

(43) 公開日 平成25年7月25日 (2013.7.25)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
**G 0 1 R 33/3815 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 5/05 3 6 0  
G 0 1 N 24/06 5 1 0 D

テーマコード (参考)

4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-231931 (P2012-231931)  
(22) 出願日 平成24年10月19日 (2012.10.19)  
(31) 優先権主張番号 特願2011-271570 (P2011-271570)  
(32) 優先日 平成23年12月12日 (2011.12.12)  
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 594164542  
東芝メディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 110001380  
特許業務法人東京国際特許事務所  
(72) 発明者 横井 基尚  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
Fターム (参考) 4C096 AB32 AB43 AD08 CA02 CA52

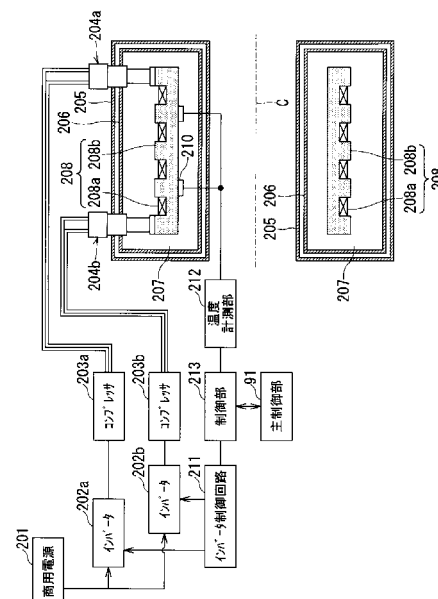
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 磁気共鳴イメージング (MRI) 装置において、冷却容器が液体ヘリウムレスの構成である場合において、クエンチの発生リスクを抑えること。

【解決手段】 MRI装置は、超電導コイル208aと、超電導コイルを支持するボビン208bとを含む超電導コイルユニット208と、超電導コイルユニット208を収納し、液体ヘリウムレスの冷却容器207と、超電導コイルユニット208上に配置され、超電導コイルユニット208を冷却する複数の冷凍機204a、204bと、を有する。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超電導コイルと、前記超電導コイルを支持する支持部材とを含む超電導コイルユニットと、

前記超電導コイルユニットを収納し、液体ヘリウムレスの冷却容器と、

前記超電導コイルユニット上に配置され、前記超電導コイルユニットを冷却する複数の冷凍機と、

を有する磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 2】**

前記複数の冷凍機の各冷凍機は、圧縮された冷媒ガスを膨張させて冷熱を発生させるコールドヘッドである請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

**【請求項 3】**

前記複数の冷凍機は、前記超電導コイルユニットの前記ボビン上に配置される請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 4】**

前記複数の冷凍機は、被検体を載置する寝台の進退方向に平行な一直線上に並べて配置される請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 5】**

前記冷却容器の内部を真空とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

**【請求項 6】**

前記超電導コイルユニット上に配置され、前記超電導コイルユニットの温度を検知する温度センサと、

前記複数の冷凍機のうち少なくとも 1 個の冷凍機の動作中、前記検知された温度に基づいて前記少なくとも 1 つの冷凍機の冷却能力が低下したと判断する場合、動作を前記複数の冷凍機の残りの冷凍機に切り替える制御手段と、をさらに有する請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 7】**

前記制御手段は、前記少なくとも 1 個の冷凍機と、前記残りの冷凍機とを交互に動作させる場合、前記少なくとも 1 個の冷凍機の動作中の温度が、前記残りの冷凍機の動作中の温度に比べて高い傾向を示した場合、前記少なくとも 1 個の冷凍機の冷却能力が低下したと判断する請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

30

**【請求項 8】**

前記複数の冷凍機の少なくとも 1 つは、冷却能力が可変である請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 9】**

前記制御手段は、前記少なくとも 1 つの冷凍機の冷却能力が低下した旨を報知する請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 10】**

電源に接続される電力制御回路と、

40

前記電力制御回路に接続されたバッテリーと、をさらに有し、

前記電力制御回路は、前記電源から前記バッテリーに電力供給源を切り替える請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 11】**

前記超電導コイルに蓄えられたエネルギーを前記バッテリーに回生する減磁用電源回路をさらに有する請求項 10 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 12】**

前記減磁用電源回路は、前記バッテリーの残量が所定量以下になると、前記超電導コイルに蓄えられたエネルギーを前記バッテリーに回生する請求項 11 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング(MRI:magnetic resonance imaging)装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数のRF信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号から画像を再構成する撮像法である。

10

## 【0003】

MRI装置では、液体ヘリウムによる浸漬冷却を利用した超電導マグネットを用いている。超電導マグネットは、液体ヘリウムを貯蔵したヘリウム容器中に超電導コイルを浸漬冷却させることによって、超伝導状態を維持するように構成されている(特許文献1を参照)。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特開2007-167229号公報

## 【発明の概要】

20

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、ヘリウムは希少物質であるため、大量な液体ヘリウムを用いなくて超電導コイルの冷却が可能な超電導マグネットが求められている。そこで、超電導コイルの円周上に電子冷却部材を取り付けて超電導コイルを冷却する液体ヘリウムレスの技術も開示されている。しかしながら、この技術では、超電導コイルの冷却が十分なものとは言い難い。超電導コイルの冷却が不十分であれば、外部熱侵入などの要因によるクエンチのリスクが上昇してしまう。

## 【0006】

本実施形態は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、冷却容器が液体ヘリウムレスの構成である場合において、クエンチの発生リスクを抑えることを目的とする。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本実施形態の磁気共鳴イメージング装置は、上述した課題を解決するために、超電導コイルと、前記超電導コイルを支持する支持部材とを含む超電導コイルユニットと、前記超電導コイルユニットを収納し、液体ヘリウムレスの冷却容器と、前記超電導コイルユニット上に配置され、前記超電導コイルユニットを冷却する複数の冷凍機と、を有する。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

【図1】第1の実施形態に係るMRI装置の構成を示す概略図。

40

【図2】第1の実施形態に係るMRI装置における円筒型マグネットを示す図。

【図3】第1の実施形態に係るMRI装置における超電導マグネットユニットの構成を示す図。

【図4】複数の冷凍機の第1の配置例を示す図。

【図5】複数の冷凍機の第2の配置例を示す図。

【図6】複数の冷凍機の第3の配置例を示す図。

【図7】複数の冷凍機の第4の配置例を示す図。

【図8】第2の実施形態に係るMRI装置における超電導マグネットユニットの構成を示す図。

【図9】超電導コイルを励磁する処理を説明するための図。

50

**【発明を実施するための形態】****【0009】**

本実施形態に係る磁気共鳴イメージング（MRI）装置について添付図面を参照して説明する。

**【0010】**

（第1の実施形態）

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置の構成を示す概略図である。

**【0011】**

図1は、第1実施形態のMRI装置100を示す。MRI装置100は、被検体150に対して磁場を発生する静磁場発生部1及び傾斜磁場発生部2と、被検体150に対しRFパルスの照射とMR信号の受信を行う送受信部3と、被検体150を載置する寝台4を備える。また、MRI装置100は、送受信部3によって受信されたMR信号を再構成処理して画像データを生成する画像データ生成部5と、生成した画像データを表示する表示部6と、MR信号の収集条件や画像データの表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行う入力部7と、MRI装置100の各ユニットを制御する制御部9を備える。

10

**【0012】**

静磁場発生部1は、超電導マグネットユニット11と、超電導マグネットユニット11に電流を供給する静磁場電源12と、を備え、被検体150の周囲に静磁場を形成する。

**【0013】**

傾斜磁場発生部2は、互いに直交するX、Y及びZ軸方向の傾斜磁場を形成する傾斜磁場コイル21と、傾斜磁場コイル21の各々に対して電流を供給する傾斜磁場電源22を備える。

20

**【0014】**

傾斜磁場電源22には、制御部9によって傾斜磁場制御信号が供給され、被検体150が置かれた空間の符号化が行なわれる。即ち、上記傾斜磁場制御信号に基づいて傾斜磁場電源22からX、Y、Z軸方向の傾斜磁場コイル21に供給されるパルス電流を制御することにより、X、Y、Z軸方向の傾斜磁場は合成されて互いに直交するスライス選択傾斜磁場Gs、位相エンコード傾斜磁場Ge及び読み出し（周波数エンコード）傾斜磁場Grが任意の方向に形成される。各方向の傾斜磁場は、超電導マグネットユニット11によって形成された静磁場に重畳されて被検体150に加えられる。

30

**【0015】**

送受信部3は、被検体150に対してRFパルスを照射すると共に被検体150にて発生したMR信号を検出するための送受信コイル31と、送受信コイル31に接続された送信部32及び受信部33を備える。但し、送受信コイル31は、送信コイルと受信コイルが分離して設けられていてもよい。

**【0016】**

送信部32は、超電導マグネットユニット11の静磁場強度によって決定される磁気共鳴周波数と同じ周波数を持ち、選択励起波形で変調されたRFパルス電流によって送受信コイル31を駆動し、被検体150にRFパルスを照射する。一方、受信部33は、送受信コイル31がMR信号として受信した電気信号に対して、A/D変換などの信号処理を行い、デジタル信号としてMR信号記憶部511に一旦保存する。

40

**【0017】**

寝台4に備えられた天板は、所望の撮影位置を設定するために被検体150を体軸方向の任意の位置に移動させることが可能であり、ガントリの撮像空間に挿入可能な構造になっている。静磁場発生部1の超電導マグネットユニット11、傾斜磁場発生部2の傾斜磁場コイル21及び送受信部3の送受信コイル31は、ガントリに設けられ寝台4と共に撮影室（シールドルーム）に設置される。

**【0018】**

画像データ生成部5は、記憶部51と高速演算部52を備え、記憶部51は、MR信号を記憶するMR信号記憶部511と、画像データを記憶する画像データ記憶部512を備

50

える。MR信号記憶部511には、受信部33によってデジタル変換されたMR信号が記憶され、画像データ記憶部512には、上述のMR信号を再構成処理して得られた画像データが保存される。画像データ生成部5の高速演算部52は、MR信号記憶部511に一旦保存されたMR信号に対して2次元フーリエ変換による画像再構成処理を行ない、実空間の画像データを生成する。

#### 【0019】

表示部6は、不図示の表示データ生成回路と変換回路とモニタを備え、表示データ生成回路は、画像データ生成部5の画像データ記憶部512から供給された画像データと制御部9を介して入力部7から供給された被検体情報等の付帯情報を合成して表示データを生成し、変換回路は、表示データを所定の表示フォーマットに変換して生成した映像信号をCRTあるいは液晶などで構成されるモニタに表示する。

10

#### 【0020】

入力部7は、操作卓上にスイッチやキーボード、マウスなどの各種入力デバイスや表示パネルを備えており、被検体情報の入力、MR信号の収集条件や画像データの表示条件の設定、天板4の移動指示信号や撮影開始コマンド信号等の入力を行う。

#### 【0021】

制御部9は、主制御部91と、シーケンス制御部92とを備える。主制御部91は、図示しないコントロール回路(第1のCPU)と記憶回路などから構成され、MRI装置100を統括して制御する機能を有する。主制御部91の記憶回路には、入力部7にて入力あるいは設定された被検体情報、MR信号の収集条件、画像データの表示条件、画像表示フォーマットに関する情報等が保存される。

20

#### 【0022】

主制御部91の第1のCPUは、入力部7から入力された上述の情報に基づくパルスシーケンス情報(例えば傾斜磁場コイル21や送受信コイル31に印加するパルス電流の大きさ、印加時間、印加タイミングなどに関する情報)を生成しシーケンス制御部92に供給する。

#### 【0023】

制御部9のシーケンス制御部92は、図示しないコントロール回路(第2のCPU)と記憶回路を備えており、主制御部91から送られてきたパルスシーケンス情報を前記憶回路に一旦記憶した後、このパルスシーケンス情報に従って傾斜磁場発生部2の傾斜磁場電源22と送受信部3の送信部32及び受信部33を制御する。

30

#### 【0024】

次に、超電導マグネットユニット11の構成につき図2及び図3を用いて説明する。ここでは、円筒型マグネットを用いた超電導マグネットユニット11を例にとって説明する。

#### 【0025】

図2は、第1の実施形態に係るMRI装置における円筒型マグネットを示す図である。図3は、第1の実施形態に係るMRI装置における超電導マグネットユニット11の構成を示す図である。

#### 【0026】

図3に示す超電導マグネットユニット11のマグネットは、図2の円筒型マグネットが、円筒の中心軸Cを縦とする縦断面によって示される。図3に示すように、マグネットとして円筒型マグネットを用いた場合、冷凍機の設置部分を除き、円筒の中心軸Cに対して対称である。

40

#### 【0027】

超電導マグネットユニット11のマグネットは、複数の冷凍機(小型極低温冷凍機:コールドヘッド)204a、204b、真空容器205、熱シールド206、冷却容器207、超電導コイルユニット208、及び温度センサ210を備える。図3では、冷凍機として2個の冷凍機204a、204bが示されているが、これに限定されず、3個以上であってもよい。

50

## 【0028】

超電導コイルユニット208は、超電導コイル208a及びボビン（支持部材）208bを含む。ボビン208bの外周には超電導コイル208aを巻くための溝が設けられる。超電導コイル208aは、その溝を介してボビン208bの上に配置される。

## 【0029】

冷凍機204a、204bは、冷却容器207内部の超電導コイルユニット208上に配置される。例えば、図2に示すように、冷凍機204a、204bは、超電導コイルユニット208のボビン208b上に配置される。そして、冷凍機204a、204bは、圧縮された冷媒ガス（ヘリウムガス及び窒素ガス等）を膨張させて冷熱を発生させてボビン208bを直接的に冷却することで、ボビン208b上に配置された超電導コイル208aを冷却する。

10

## 【0030】

又は、図示しないが、冷凍機204a、204bは、超電導コイル208a上に配置されていてもよい。その場合、冷凍機204a、204bは、圧縮された冷媒ガスを膨張させて冷熱を発生させて超電導コイル208aを直接的に冷却する。もちろん、図示しないが、冷凍機204a、204bは、超電導コイル208a及びボビン208b上に跨って配置されていてもよい。

## 【0031】

なお、インバータ、コンプレッサ、及びコールドヘッドの全体で「冷凍機」と呼ぶ場合もあるが、本実施形態では、コールドヘッドのみを「冷凍機」と呼ぶ。

20

## 【0032】

冷却容器207は、外部の熱を遮断するように構成された真空容器205内に設けられ、内部が真空に維持されている。すなわち、冷却容器207は、液体ヘリウムレスの構成とされる。冷却容器207は、熱遮断効果を高めるために熱シールド206を有する。

## 【0033】

熱シールド206は、複数層（通常、2層又は3層）で構成されることが好ましい。

## 【0034】

少なくとも1つの温度センサ210は、超電導コイルユニット208（超電導コイル208a又はボビン208b）上に設けられる。図2に示す例では、温度計測部212は、温度センサ210に接続され、温度センサ210の計測値から超電導コイルユニット208の温度を求める。

30

## 【0035】

なお、図3の下側の真空容器205は、円筒型マグネットの下側断面であり、冷凍機204a、204bを除き中心軸で対称となる構造である。

## 【0036】

図4乃至図7は、複数の冷凍機の配置例を示す図である。

## 【0037】

図4乃至図7の左側は、図2の円筒型マグネットの正面（被検体150が挿入される側の面）を示す。図4乃至図7の右側は、図2の円筒型マグネットの側面を示す。

## 【0038】

図4に示す配置例では、複数の冷凍機204a、204bは、円筒型マグネットの側面にランダムに配置される。

40

## 【0039】

図5に示す配置例では、複数の冷凍機204a、204bは、円筒型マグネットの円周上に並べて配置される。

## 【0040】

図6及び図7に示す配置例では、複数の冷凍機204a、204bは、寝台4の進退方向（中心軸C）に平行な一直線上に並べて配置される。また、3個以上の冷凍機が備えられる場合も同様に、中心軸Cに平行な一直線上に並べて配置される。

## 【0041】

50

図 6 に示す配置例では、真空容器 205 の真上から超電導コイルユニット 208 に向かってそれぞれ挿入された冷凍機 204 a、204 b が並べて配置される。図 7 に示す配置例では、真空容器 205 の斜め上から超電導コイルユニット 208 に向かってそれぞれ挿入された冷凍機 204 a、204 b が並べて配置される。

【0042】

MRI 装置 100 における冷凍機 204 a、204 b の配置は図 4 乃至図 7 のいずれであってもよい。しかしながら、図 6 及び図 7 に示す配置例では、マグネットを正面から見た場合に、後方の冷凍機 204 b が前方の冷凍機 204 a に隠れるのでマグネットが小さく見える。よって、図 6 及び図 7 に示す配置例によれば、マグネットの正面を見ながらボアに挿入される被検体 150 の圧迫感を抑えるという効果が発生する。

10

【0043】

図 3 の説明に戻って、冷凍機 204 a、204 b は、コンプレッサ 203 a、203 b から高圧の冷媒ガスを供給するための供給管をそれぞれ備える。冷凍機 204 a、204 b は、冷凍機 204 a、204 b の内部で膨張した気体をコンプレッサ 203 a、203 b へ排出するための排出管をそれぞれ備える。

【0044】

コンプレッサ 203 a、203 b は、インバータ 202 a、202 b にそれぞれ接続される。インバータ 202 a、202 b は、コンバータ回路と、平滑回路と、インバータ回路とを含む。インバータ 202 a、202 b は、商用電源 201 に接続され、商用電源 201 の交流電圧をコンバータ回路で直流電圧に変換した後、平滑回路で平滑化し、インバータ回路で直流電圧から任意の周波数の交流電圧に変換する。

20

【0045】

インバータ制御回路 211 は、温度計測部 212 に接続される。インバータ制御回路 211 は、温度計測部 212 で計測した超電導コイルユニット 208 (超電導コイル 208 a 又はボビン 208 b) の温度に基づいて、超電導コイルユニット 208 の温度が設定温度となるように、インバータ 202 a、202 b を制御する。

【0046】

従来、液体ヘリウムによる冷却の他、熱伝導率の高い物質を用いて冷却する伝導冷却がある。伝導冷却で超電導コイルを冷却する場合、冷凍機 1 台で全ての超電導コイルを冷却する構造であるため、冷凍機の故障又は停電などで冷凍機が停止すると、外部からの熱侵入により、磁石コイルの温度が上昇する。そして、超電導コイルの超電導臨界温度に達したところで超電導マグネットが超伝導状態を保持できなくなり、一気に超電導コイルに蓄えられていたエネルギーを放出する (一般的にクエンチと称する) 現象の恐れがある。

30

【0047】

クエンチが発生すると、超電導コイルに蓄えられていたエネルギー、すなわち数～数 10 メガジュール程度のエネルギーが熱として放出される。超電導コイルに急激な熱が発生すると、超電導コイル本体やそれを保持するボビンに急激な熱ストレスが発生し、超電導マグネットに損傷を与えかねない。また、内部に発生した熱を取り除く再冷却のために多大な時間 (通常、数週間) が必要である。

【0048】

冷凍機は構造上、磨耗部品が存在するため、定期的なメンテナンスも必要である。この場合、冷凍機を一旦停止させる必要があり、上記理由によりクエンチが発生しないように、一旦磁場を落とす (減磁) ことと、メンテナンス後の再励磁が必要である。磁石の励磁・減磁作業は、クエンチのリスクが多いので、可能な限り回数を減らす仕組みが求められる。

40

【0049】

第 1 の実施形態では、冷凍機を複数 (2 個以上) 用いる。これによって、少なくとも 1 台の冷凍機が故障しても、残りの冷凍機の少なくとも 1 つに切り替えることにより、クエンチの発生を抑えることができる。図 3 を参照して、複数の冷凍機を切り替える処理について説明する。

50

## 【 0 0 5 0 】

( 複数の冷凍機における第 1 の動作例 )

## 【 0 0 5 1 】

複数の冷凍機 2 0 4 a、2 0 4 b のうち、冷凍機 2 0 4 a が使用中であり、冷凍機 2 0 4 b は使用していない場合に、冷凍機 2 0 4 a が故障 ( 性能劣化 ) した場合を例にとって説明する。

## 【 0 0 5 2 】

冷凍機 2 0 4 a が故障したとすると、超電導コイルユニット 2 0 8 の温度が上昇する。制御部 2 1 3 は、温度計測部 2 1 2 で計測した温度が設定温度から所定温度以上上昇すると、冷凍機 2 0 4 a の冷却能力が低下したと判断する。制御部 2 1 3 が冷凍機 2 0 4 a の冷却能力が低下したと判断した場合、インバータ制御回路 2 1 1 を通してインバータ 2 0 2 a への商用電源 2 0 1 の供給を停止すると共に、インバータ 2 0 2 b への商用電源 2 0 1 の供給を開始する。インバータ 2 0 2 a は、商用電源 2 0 1 の供給が停止すると、コンプレッサ 2 0 3 a への交流電圧の供給を停止する。その結果、コンプレッサ 2 0 3 a が停止し、冷凍機 2 0 4 a の使用が停止する。

10

## 【 0 0 5 3 】

インバータ 2 0 2 b は、商用電源 2 0 1 の供給が開始すると、コンプレッサ 2 0 3 b への交流電圧の供給を開始する。その結果、コンプレッサ 2 0 3 b が動作し、冷凍機 2 0 4 b の使用が開始する。

## 【 0 0 5 4 】

このように、複数の冷凍機のうち少なくとも 1 つが故障した場合、残りの冷凍機の少なくとも 1 つに切り替えることによって、クエンチの発生を抑えることが出来る。

20

## 【 0 0 5 5 】

冷凍機が停止すると、外部からの熱侵入が大きくなるため、冷凍機の少なくとも 1 個は、冷却能力が可変であることが望ましい。より望ましくは、冷凍機の少なくとも 1 個は、必要な冷却能力よりも高く ( 例えば、1 1 0 % 程度 ) に設定されることが好ましい。冷凍機の冷却能力は、インバータからコンプレッサに与えられる交流電圧の周波数を変更することによって変更することができる。具体的には、コンプレッサに与える交流電圧の周波数が高くすれば、コンプレッサのモータの回転数が上昇して冷却能力が高くなる。逆に、コンプレッサに与える交流電圧の周波数が低くすれば、コンプレッサのモータの回転数が減少して冷却能力が低下する。

30

## 【 0 0 5 6 】

( 複数の冷凍機における第 2 の動作例 )

## 【 0 0 5 7 】

複数の冷凍機 2 0 4 a、2 0 4 b のうち、冷凍機 2 0 4 a が使用中であり、冷凍機 2 0 4 b は使用していない場合に、冷凍機 2 0 4 a のメンテナンスを行う場合を例にとって説明する。

## 【 0 0 5 8 】

この場合、第 1 の動作例で説明したように、停止させる冷凍機を残りの冷凍機に切り替えることにより、磁場を落とす ( 減磁 ) ことなく、メンテナンスを行うことができる。これにより、減磁・励磁作業が不要となり、クエンチのリスクを低減させることができる。

40

## 【 0 0 5 9 】

上記のシステムにおいては、少なくとも 1 個の冷凍機が停止しても、他の冷凍機により、十分な冷却性能が保持されることが重要である。このため、冷凍機の性能が低下し、メンテナンスが必要になったことを、予め操作者などに報知することが重要である。図 3 を参照して、その方法を説明する。

## 【 0 0 6 0 】

インバータ 2 0 2 a、コンプレッサ 2 0 3 a、冷凍機 2 0 4 a ( 以下、これらを総称して「a 群」という ) と、インバータ 2 0 2 b、コンプレッサ 2 0 3 b、冷凍機 2 0 4 b (

50



以下、これらを総称して「b群」という)とは、決められた時間(例えば、1日から1週間など)ごとに運転を切り替えるものとする。

【0061】

a群運転時の超電導コイルユニット208の温度と、b群運転時における温度計測部212で測定した超電導コイルユニット208の温度とが、共に異常とならなければ問題がない。しかしながら、仮に片方の群で運転中に温度計測部212で測定した超電導コイルユニット208の温度が他の群に比べて高い傾向を示した場合は、温度が上がった方の群は性能が劣化し、メンテナンスが必要と判断する。この内容は、制御部213からシステム制御部91を通じて操作者などに通知される。一部の群の性能が劣化した場合は、他の群にて冷却性能を保持する。また、2つ以上の群において性能劣化した場合は、2つ以上の群で性能を補完し合う形で冷却能力を保持するように制御部213が制御する。

10

【0062】

以上のように、第1の実施形態のMRI装置100によれば、冷却容器207が液体ヘリウムレスの構成である場合において、複数の冷凍機による超電導コイルユニット208の冷却によって、クエンチの発生リスクを抑えることができる。具体的には、第1の実施形態のMRI装置100によれば、複数の冷凍機のうち、少なくとも1個の冷凍機の動作を停止しても、残りの冷凍機の少なくとも1つに切り替えることにより、クエンチの発生リスクを抑えることができる。

【0063】

(第2の実施形態)

20

第2の実施形態に係るMRI装置の構成の概略図は、図1に示す第1の実施形態に係るMRI装置の構成を示す概略図と同様であるので説明を省略する。

【0064】

図8は、第2の実施形態に係るMRI装置における超電導マグネットユニットの構成を示す図である。

【0065】

図8に示す第2の実施形態の各部について、図3の超電導マグネットユニット11と同様の部分は、同一符号で示す。第2の実施形態が第1の実施形態と異なる点は、超電導マグネットユニット11が、バッテリー304に蓄えられたエネルギーを用いることによって、停電等により商用電源等の商用電源201から電力が供給されなくなっても、冷凍機を継続して運転させることができる点である。なお、バッテリー304の容量は、超電導コイル208aに蓄えられるエネルギー以上であることが望ましい。バッテリーとしては、特に限定されないが、産業用バッテリーを用いてもよいし、電気自動車用バッテリー(例えば、容量約10MJ以上)を用いてもよい。

30

【0066】

ここで、超電導コイル208aを励磁する処理について説明する。

【0067】

図9は、超電導コイル208aを励磁する処理を説明するための図である。

【0068】

図9は、冷凍機204a、冷却容器207、超電導コイル208a、励磁用電源回路301、減磁用電源回路302、スイッチヒータ401、接続部402、及び線材403を示す。

40

【0069】

図9では、図示を簡単にするため、冷凍機204aだけを示しているが、他の冷凍機についても同様である。なお、減磁用電源回路302は電氣的に切り離しておく。

【0070】

まず、図9に示すA-B間に設置されたスイッチヒータ401をONにする。すると、A-B間の温度が上昇して、超伝導状態から常伝導状態になり、A-B間に電圧が発生して所定の電流が流れる。A-B間を流れる電流は、A-B間の超伝導部分を通過し、超電導コイル208aにエネルギーが蓄積される。A-B間を流れる電流が臨界電流よりも低

50

く設定された所定の電流値に達すると、スイッチヒータ401をOFFにする。

#### 【0071】

次いで、A - B間を冷却するために、冷凍機204aに接続された熱伝導率の高い接続部402を用いて、A - B間のヒータの熱を熱伝導により放出する。A - B間が冷却されて超伝導状態になると、励磁用電源回路301を解して流れていた電流がA - B間を流れる状態となり、永久電流モードとなる。永久電流モードになると、励磁用電源回路301から流している電流を遮断する。

#### 【0072】

このようにA - B間のヒータの熱を熱伝導により放出するためには、スイッチヒータ401周辺の冷却構造を強化する必要がある。このような冷却構造としては、例えば、超電導コイル208aと励磁用電源回路301とを接続する線材403を超伝導線材とすればよい。これにより、スイッチヒータ401をOFFした後、スイッチヒータ401の冷却が効率良く行われ、超電導コイル208aを容易に永久電流モードに遷移させることが可能となる。

10

#### 【0073】

次に、減磁手段について説明する。図9において、励磁用電源回路301の出力端子を電氣的に切り離す。まず減磁用電源回路302に超電導マグネットに流れている電流と同じ電流を矢印方向に流す。その後、スイッチヒータ401をONとして、A - B間の超伝導状態を常伝導状態に遷移させる。その後の電流経路は、減磁用電源回路 A点 超電導コイル208a B点 減磁用電源回路となる。減磁用電源回路302の出力電圧をマイナスに減ずることで電流は徐々に減っていき、最終的に全ての磁場を消滅させる。この時、減磁用電源回路302から見ると、マイナスの出力電圧に対してプラスの電流を流しているため、磁石内部のエネルギーを外に取り出していることになる。通常は外部発熱素子にて熱エネルギーとして消費される。

20

#### 【0074】

図8の説明に戻って、電力制御回路303は、MRI装置100の各部の電力を制御する制御回路である。電力制御回路303は、商用電源201に接続され、商用電源201から供給された電力をバッテリー304、インバータ202a、202b、インバータ制御回路211及びMRIシステム305(MRI装置100の超電導マグネットユニット11以外の構成)に供給する。

30

#### 【0075】

通常使用時は、電力制御回路303は、バッテリー304に蓄えられたエネルギーの残量が所定値(例えば、最大容量の90%以上)となるようにバッテリー304を充電する。

#### 【0076】

停電時は、電力制御回路303は、電力供給源を商用電源201からバッテリー304に切り替えて、MRIシステム305を停止させる。この場合、電力制御回路303は、バッテリー304に蓄えられたエネルギーの残量を不図示のモニタに表示することが望ましい。電力制御回路303は、超電導コイル208aに蓄えられるエネルギーを回生してもバッテリー304の残量が最大容量の100%を超えない時点で、減磁用電源回路302及び変換回路306を動作させる。次いで、減磁用電源回路302は、超電導コイル208aに蓄えられたエネルギーを変換回路306を通してバッテリー304に回生する。

40

#### 【0077】

回生原理は以下による。すなわち、従来熱エネルギーとして消費されていたエネルギーを熱ではなく、電気エネルギーのままバッテリー304に充電する。通常減磁の際に発生する回生起電力とバッテリー304の充電用電圧は異なる。そのため、電圧変換回路306を一旦介して、磁石から発生する回生起電力をバッテリー304の充電電圧に変換してバッテリー304を充電する。一方、電力制御回路303は、バッテリー304に蓄えられたエネルギーを用いて、インバータ202a、202b及びインバータ制御回路211に電力を供給し続ける。減磁用電源回路302は、超電導コイル208aのエネルギーを

50

回生し、超電導コイル 208 a の残留エネルギー残量がなくなるまで運転が可能である。さらに、バッテリーに蓄えられたエネルギーが無くなるまで冷凍機の運転が可能であるため、停電などが長期にわたる場合においても、冷却保持が可能となる。

【0078】

以上のように、第 2 の実施形態の MRI 装置 100 によれば、第 1 の実施形態の MRI 装置 100 の効果に加え、バッテリーに蓄えられたエネルギーを用いることによって、停電等により商用電源から電力が供給されなくなっても、冷凍機を継続して運転させることができる。また、バッテリーの残量が所定量以下になると、減磁処理を行ってバッテリーに回生することにより、クエンチによる超電導マグネットの発熱を防止することができる。さらに、回生されたバッテリーのエネルギーにより、冷凍機をより長く運転することができる。

10

【0079】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

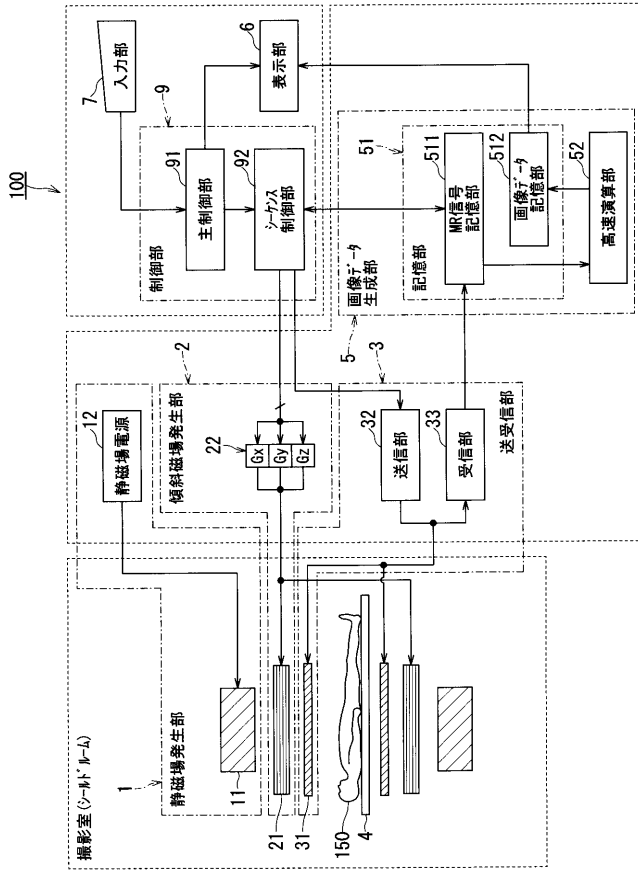
【符号の説明】

【0080】

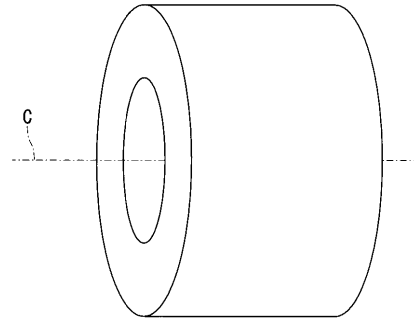
100 磁気共鳴イメージング (MRI) 装置  
204 a , 204 b 冷凍機  
207 冷却容器  
208 超電導コイルユニット  
208 a 超電導コイル  
208 b ボビン

20

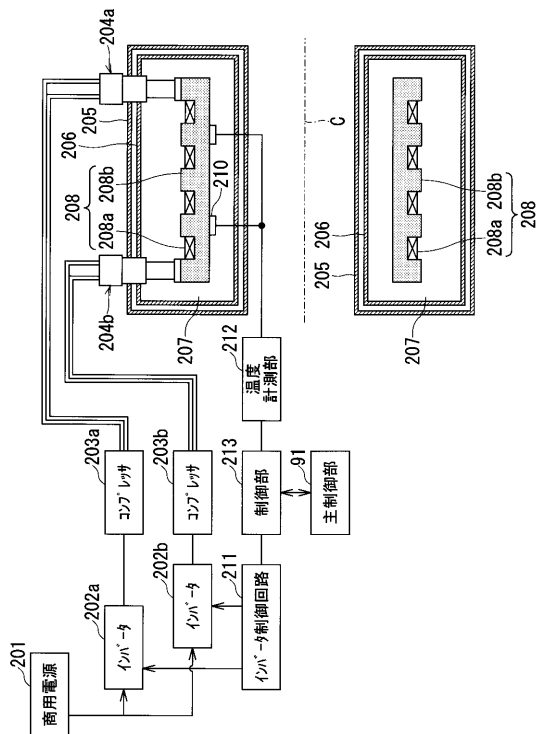
【図 1】



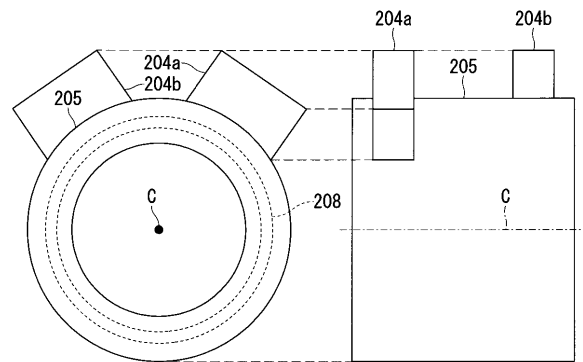
【図 2】



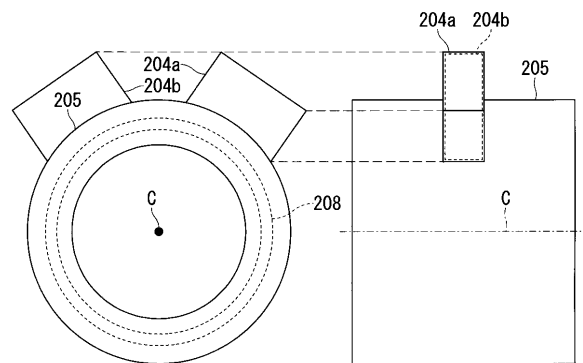
【図 3】



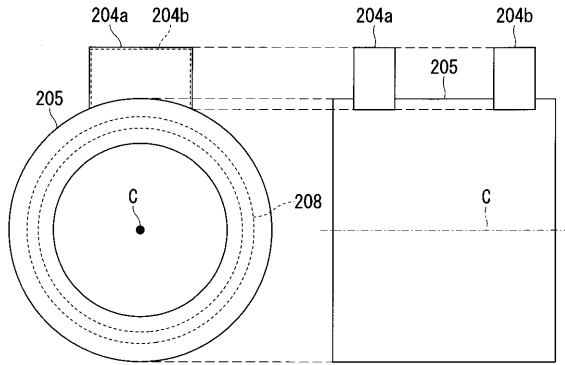
【図 4】



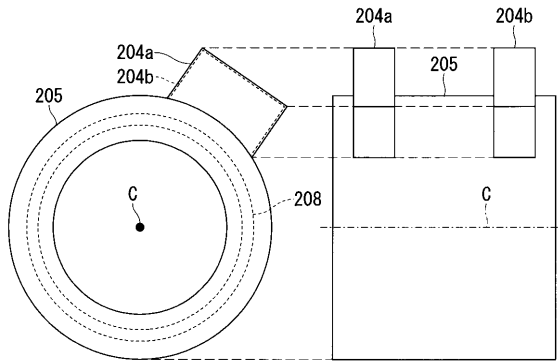
【図 5】



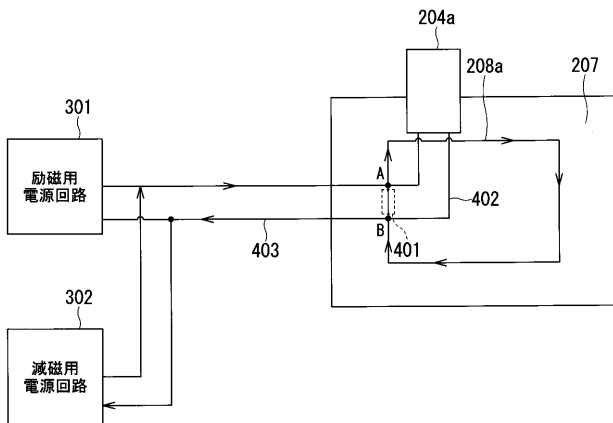
【図 6】



【図 7】



【図 9】



【図 8】

