

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4572404号
(P4572404)

(45) 発行日 平成22年11月4日(2010.11.4)

(24) 登録日 平成22年8月27日(2010.8.27)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 6 0
F 2 5 B 9/00 (2006.01)	F 2 5 B 9/00 Z
G 0 1 R 33/3815 (2006.01)	G 0 1 N 24/06 5 1 0 D

請求項の数 7 外国語出願 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2004-197763 (P2004-197763)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年7月5日(2004.7.5)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル エルシー
(65) 公開番号	特開2005-28132 (P2005-28132A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ・ノース・グランドヴ ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0 ・3 0 0 0
(43) 公開日	平成17年2月3日(2005.2.3)		
審査請求日	平成19年6月26日(2007.6.26)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	10/604, 242		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成15年7月3日(2003.7.3)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冷媒消費を低減するための予冷却器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マグネット・アセンブリ(12)と、

第1の冷媒冷却用流体(20)と、

前記マグネット・アセンブリ(12)と連通している、前記第1の冷媒冷却用流体(20)を前記マグネット・アセンブリ(12)まで搬送するための第1の供給ライン(16)と、

前記マグネット・アセンブリ(12)と連通している、前記マグネット・アセンブリ(12)から出た前記第1の冷媒冷却用流体(20)を搬送するための第1の帰還ライン(18)と、

前記第1の供給ライン(16)と前記第1の帰還ライン(18)の間においてこれらと連通するように位置決めされたブローア・アセンブリ(22)と、

前記第1の供給ライン(16)及び前記第1の帰還ライン(18)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)から前記第1の帰還ライン(18)に熱エネルギーを転送しており、前記ブローア・アセンブリ(22)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされている再生式熱交換器(36)と、

第2の冷媒流体(26)を搬送している第2の供給ライン(28)と、

前記再生式熱交換器(36)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされており、前記第1の供給ライン(16)及び前記第2の供給ライン(28)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)から前記第2の供給ライン(28)に熱エネルギーを

10

20

転送している予冷却器アセンブリ(24)と、
前記第1の供給ライン(16)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)と室温環境とを熱的に連絡している冷却器熱交換器(38)と、
を備える、MRIシステム(10)。

【請求項2】

前記第1の供給ライン(16)内に包含されている熱エネルギーにより前記ブローア・アセンブリ(22)内に入る前記第1の冷媒冷却用流体(20)の温度を上昇させることにより、前記第1の冷媒冷却用流体(20)が前記ブローア・アセンブリ(22)の軸受けを凍結または溶着させるのを防止している、請求項1に記載のMRIシステム(10)。

【請求項3】

MRIマグネット・アセンブリ(12)と一緒に使用するためのMRI冷却アセンブリ(14)であって、

第1の冷媒冷却用流体(20)と、

前記マグネット・アセンブリ(12)と連通しており、前記第1の冷媒冷却用流体(20)を前記マグネット・アセンブリ(12)まで搬送するための第1の供給ライン(16)と、

前記マグネット・アセンブリ(12)と連通しており、前記マグネット・アセンブリ(12)から出た前記第1の冷媒冷却用流体(20)を搬送するための第1の帰還ライン(18)と、

前記第1の供給ライン(16)と前記第1の帰還ライン(18)の間においてこれらと連通するように位置決めされたブローア・アセンブリ(22)と、

前記ブローア・アセンブリ(22)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされており、前記第1の供給ライン(16)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)と室温環境とを熱的に連絡している冷却器熱交換器(38)と、

第2の冷媒流体(26)を搬送している第2の供給ライン(28)と、

前記第1の供給ライン(16)及び前記第1の帰還ライン(18)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)から前記第1の帰還ライン(18)に熱エネルギーを転送しており、前記ブローア・アセンブリ(22)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされている再生式熱交換器(36)と、

前記再生式熱交換器(36)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされており、前記第1の供給ライン(16)及び前記第2の供給ライン(28)と連通しており、前記第1の供給ライン(16)から前記第2の供給ライン(28)に熱エネルギーを転送している予冷却器アセンブリ(24)と、
を備えるMRI冷却アセンブリ(14)。

【請求項4】

前記第1の冷媒冷却用流体(20)がヘリウムであり、前記第2の冷媒流体(26)が液体窒素であり、

前記第2の冷媒流体(26)を大気中に逃がすベント(32)をさらに備える請求項3に記載のMRI冷却アセンブリ(14)。

【請求項5】

前記第1の帰還ライン(18)と連通しており、前記再生式熱交換器(36)と前記ブローア・アセンブリ(22)の間に位置決めされている補給気体サプライ(34)をさらに備える請求項3に記載のMRI冷却アセンブリ(14)。

【請求項6】

前記ブローア・アセンブリ(22)が摂氏5～50度の間の温度で動作するように設計されており、

前記再生式熱交換器(36)は、前記第1の帰還ライン(18)を通過して移動している前記第1の冷媒冷却用流体(20)が実質的に室温で前記再生式熱交換器(36)から出るように構成されている請求項3に記載のMRI冷却アセンブリ(14)。

【請求項7】

10

20

30

40

50

M R I マグネット (1 2) を冷却する方法であって、
ブローア・アセンブリ (2 2) を用いて M R I マグネット (1 2) を通過させて第 1 の冷媒 (2 0) を循環させる工程であって、前記ブローア・アセンブリ (2 2) は第 1 の供給ライン (1 6) を用いて前記第 1 の冷媒 (2 0) を M R I マグネット (1 2) に供給しており、前記ブローア (2 2) は第 1 の帰還ライン (1 8) を用いて M R I マグネット (1 2) から前記第 1 の冷媒 (2 0) を受け取っているような循環工程と、
前記第 1 の帰還ライン (1 8) が前記ブローア・アセンブリ (2 2) に入る前に、前記第 1 の供給ライン (1 6) から前記第 1 の帰還ライン (1 8) に熱エネルギーを転送させる工程と、

前記第 1 の供給ライン (1 6) と熱的連絡している第 2 の冷媒 (2 6) を利用して、前記第 1 の冷媒 (2 0) が M R I マグネット (1 2) に入る直前に前記第 1 の供給ライン (1 6) 内の前記第 1 の冷媒 (2 0) を予冷却する工程と、
を含み、

前記第 1 の供給ライン (1 6) と室温環境との熱的に連絡が前記第 1 の供給ライン (1 6) から前記第 1 の帰還ライン (1 8) までの熱エネルギーの転送の前に行われる、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には磁気共鳴イメージング (M R I) システムに関し、さらに詳細には、M R I システムにおける冷媒消費を低減するための方法及びシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング (M R I) は、患者に関する詳細画像、1次元画像、2次元画像及び3次元画像を取得するためのよく知られた医学的手法であって、核磁気共鳴 (N M R) の手法を使用している。M R I は、軟部組織の描出によく適しており、また疾病の病状や内部の損傷を診断するために主に使用される。

【0003】

典型的な M R I システムは、強力で均一な磁場を患者または患者の一部分の周りに発生させることが可能な超伝導マグネットと、送信器及び受信器コイルを含むと共に患者の一部分を囲繞するか該一部分上に入射している無線周波数 (R F) 送信器 / 受信器システムと、患者の一部分を同じく囲繞している傾斜コイル・システムと、受信器コイルから信号を受信してこの信号を処理し視覚的イメージなどの解釈可能なデータにしているコンピュータ処理 / イメージング・システムと、を含んでいる。

【0004】

超伝導マグネットは傾斜コイル・アセンブリと連携して使用されており、この傾斜コイル・アセンブリは、M R I データの収集シーケンス中に主磁場内に制御された傾斜のシーケンスを生成させるように時間的パルス制御を受けている。超伝導主マグネットは均一な磁場を発生させているため、空間特性はその磁場に曝されている空間内の場所によって異なることがなく、したがって、その磁場強度に空間的 (並びに、時間的) 変動を生じさせるための補助的手段を導入しないと、空間情報 (特に画像に関連する空間情報) はここからはまったく抽出することができない。この機能は、上述の傾斜コイル・アセンブリによって満足させることができ、また空間情報が一般にエンコードを受けるのはこの傾斜磁場を操作する手段によってである。

【0005】

超伝導マグネットは、極めて低い温度下で動作する。この温度は液体ヘリウムなどの冷媒 (c r y o g e n) の使用を通じて実現するのが一般的である。適正な効率を提供するには多くの場合、この冷媒を低い温度下で貯蔵しかつ配給しなければならない。しかし、液体ヘリウムなどの冷媒は潤沢ではなく、したがって M R I システムの動作コストに多大な影響を及ぼす可能性がある。さらに、液体ヘリウムが室温のマグネットに曝されると液体ヘリウムが沸騰し、これによって M R I システムの動作性能及び効率にマイナスの影響

10

20

30

40

50

を及ぼす可能性がある。

【0006】

室温から、液体ヘリウムの最終的な動作温度に近い温度であるある中間的な温度までMRマグネットの構成要素を冷却することによって、冷媒ベースのMRIシステムの経済性及び効率が改善される可能性があることが知られている。MRマグネットの構成要素に対する予冷却(pre-cooling)は、低コストで容易に入手可能な冷媒材料によって実現することが好ましい。既存の予冷却設計は、冷却剤/冷媒をより多く消費するような熱力学的に非効率な動作となっている。これによって、液体ヘリウム系のコスト部分が強調される。さらに、この非効率性によって、望ましくない凝縮物/着氷の発生を生ずる可能性がある。こうなると、ブロー軸受けの凍結や溶着を生じる可能性がある。軸受けの凍結の影響を最小限にするために、このブロー軸受けを設計し直すことがある。しかしこのためには、特殊なブロー軸受けを使用することが必要となり、MRIシステムの初期コストとメンテナンス及び交換用ブロー軸受けのコストとの両方が増加することになる。

10

【特許文献1】米国特許第6,560,969号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、冷却効率を改善させかつ冷媒消費を低下させたMRI冷却アセンブリがあることが極めて望ましい。さらに、高価で特殊なブロー軸受け・アセンブリを必要とせず実現が可能であるようなMRI冷却アセンブリがあることが極めて望ましい。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様ではMRIシステムを提供する。本MRIシステムはマグネット・アセンブリを含んでいる。このマグネット・アセンブリを冷却するためには、第1の冷媒冷却用流体が利用されている。第1の供給ラインは、この第1の冷媒冷却用流体をマグネット・アセンブリまで連通させている。第1の帰還ラインは、この第1の冷媒冷却用流体が該マグネット・アセンブリから出るように連通させている。ブロー軸受け・アセンブリは、第1の供給ラインと第1の帰還ラインの間にこれらと連通して位置決めされている。再生式熱交換器は、第1の供給ライン及び第1の帰還ラインと連通させた状態としている。再生式熱交換器は、第1の供給ラインから第1の帰還ラインまで熱エネルギーを転送している。再生式熱交換器は、ブロー軸受け・アセンブリとマグネット・アセンブリの間に位置決めされている。第2の供給ラインは、予冷却器アセンブリを通るように第2の冷媒流体を搬送している。予冷却器アセンブリは、再生式熱交換器とマグネット・アセンブリの間に位置決めされている。予冷却器アセンブリは第1の供給ラインから第2の供給ラインまで熱エネルギーを転送している。

30

【0009】

本発明自体並びに付随する利点は、添付の図に関連して取り上げている以下の詳細な説明を参照することによって最良に理解されよう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明に関するより完全な理解を得るために、ここで、添付の図にさらに詳細に図示すると共に以下に本発明の単一例として記載している実施形態を参照することにする。

40

【0011】

ここで図1を参照すると、本発明によるMRIシステム10の概要図を表している。本発明は、広範な磁気共鳴イメージング設計内に実現することが可能であり、記載したこれら特定の実施形態に限定すべきでないことが企図される。MRIシステム10はマグネット・アセンブリ12を含むことが企図される。マグネット・アセンブリ12の使用については、医学的イメージングの分野ではよく知られている。多種多様なマグネット・アセンブリ12が企図されるが、実施の一形態では、超伝導式のマグネット・アセンブリ12を使用するように企図している。

50

【0012】

マグネット・アセンブリ12は、最適な動作性能を得るためにある特定の温度幅を維持することが必要である。このため、本発明はさらに、MRI冷却アセンブリ14を含んでいる。MRI冷却アセンブリは、マグネット・アセンブリ12と連通する第1の供給ライン16及び第1の帰還ライン18を含んでいる。第1の供給ライン16及び第1の帰還ライン18は、第1の冷媒冷却用流体20をマグネット・アセンブリ12に搬送し、かつこのマグネット・アセンブリ12からの第1の冷媒冷却用流体20を搬送している。第1の供給ライン16及び第1の帰還ライン18は、この目的に適した多種多様な構成で形成させることができることを理解すべきである。同様に、多種多様な第1の冷媒冷却用流体20が企図されるが、実施の一形態では第1の冷媒冷却用流体20としてヘリウム流体/気体を利用して

10

【0013】

ブロー/コンプレッサ・アセンブリ22は、マグネット・アセンブリ12の反対側で第1の供給ライン16と第1の帰還ライン18の間に位置決めされている。ブロー・アセンブリ22は、MRI冷却アセンブリ14の全体にわたって第1の冷媒冷却用流体20を移動させる役割をしている。MRI冷却アセンブリ14を通過させてヘリウム/第1の冷媒20を圧縮及び移動させることによって、予冷却動作の間にマグネット・アセンブリ12の温度を低下させることができる。しかし、こうしたシステムを単独で動作させている熱非効率性のためにMRI冷却アセンブリ14の設計に影響が及ぶことがある。したがって、本発明はさらに予冷却器アセンブリ24を含んでいる。

20

【0014】

予冷却器アセンブリ24は、第1の供給ライン16を介して第1の冷媒冷却用流体20と熱的に連絡している。予冷却器アセンブリ24は、マグネット・アセンブリ12の直ぐ近傍に位置決めすることが好ましい。直ぐ近傍に(immediately adjacent)という表現は、この後で記載する熱交換器と比べてフローの近接性に関してマグネット・アセンブリ12により近いと規定されるように意図したものである。予冷却器アセンブリ24は、多種多様な方式で構成させることができる。実施の一形態は、第2の供給ライン28を通して流れる第2の冷媒流体26の使用を企図している。予冷却器アセンブリ24はこの第2の供給ライン28を第1の供給ライン16と熱的連絡して配置しており、これにより第1の供給ライン16からの熱エネルギー29が第2の供給ライン28内に引き込まれるようにしている。これによって、マグネット・アセンブリ12に入る前に第1の冷媒20の温度を低下させている。またこれによって、MRI冷却アセンブリ14の効率が改善される。

30

【0015】

第2の冷媒流体26は多種多様な方式で提供することが可能であるが、実施の一形態は、第2の供給ライン28と連通しているような、圧縮された冷媒の供給源30を使用するように企図している。この圧縮を受けている第2の冷媒26は、第1の冷媒20の予冷却を制御するために、第2の供給ライン28内に制御式で放出させることができる。この実施形態では、圧縮冷媒供給源30と反対側の位置に第2の供給ライン28と連通させてベント(vent)32を配置させることがある。このベント32は、第2の冷媒26を大気中に逃がすことができるようするために利用される。このベント32は、その動作環境の大きさに応じて、第2の冷媒26を外気中に逃がすようにして位置決めすることが望ましい。第2の冷媒26は多種多様な材料から構成させることができるが、実施の一形態では液体窒素を使用するように企図している。これによって比較的安価な冷却剤を利用することが可能となり、一方より高価な冷媒は第1の冷媒20のフロー経路の比較的閉じたループ系の内部に保護しておくことができる。第1の冷媒20のフローは閉ループと見なすことができるが、通常の動作中に第1の冷媒20の損失が企図されることを理解すべきである。このため、本発明はさらに、第1の冷媒20の損失を補充するために、第1の帰還ライン18と連通する補給気体サプライ34を含むことができる。

40

【0016】

50

予冷却器アセンブリ 2 4 を使用することに基づく懸念は、マグネット・アセンブリ 1 2 からブローア・アセンブリ 2 2 まで帰還させる第 1 の冷媒 2 0 の温度が低いことに由来している。本発明は、第 1 の供給ライン 1 6 と第 1 の帰還ライン 1 8 の両方と連通する再生式熱交換器 3 6 を含むことによってこの問題に対処している。再生式熱交換器 3 6 はマグネット・アセンブリ 1 2 とブローア・アセンブリ 2 2 の間に位置決めされている。再生式熱交換器 3 6 では、第 1 の供給ライン 1 6 から第 1 の帰還ライン 1 8 内に熱エネルギー 2 9 を転送できるように、第 1 の供給ライン 1 6 を第 1 の帰還ライン 1 8 と熱的連絡させて配置している。この方式では、供給ライン 1 6 内に含まれている熱エネルギー 2 9 を利用して、ブローア・アセンブリ 2 2 内に入る第 1 の冷媒 2 0 の温度を上昇させることができる。これによって、第 1 の冷媒 2 0 がブローア・アセンブリ 2 2 の軸受けを凍結または溶着させるのを防止している。第 1 の帰還ライン 1 8 を通って流れる第 1 の冷媒 2 0 は室温か室温に近い温度で再生式熱交換器 3 6 から出ることが好ましい。これによってありふれた低コストの室温ブローア・アセンブリ 2 2 の使用が可能となる。「室温ブローア・アセンブリ」という語は、摂氏 5 ~ 5 0 度の間の温度で動作するように設計されたある範囲のブローア・アセンブリを含むものとして知られている。この範囲は本質的に、単に例示であることを理解すべきである。これらのブローア・アセンブリ 2 2 によれば、効率を向上させたコストの低い M R I 冷却アセンブリ 1 4 が可能となる。こうして得られる効率のため高価な冷却剤の使用が可能となる。

【 0 0 1 7 】

本発明は、冷却器熱交換器 3 8 を含むことによってさらに効率を向上させている。冷却器熱交換器 3 8 は第 1 の供給ライン 1 6 と熱的に連絡しており、第 1 の冷媒 2 0 から室温環境 4 0 まで熱エネルギー 2 9 を転送している。周囲の室温はその M R I アセンブリ 1 0 の場所及び関連する部屋の状態に依存することを理解すべきである。冷却器熱交換器 3 8 は、再生式熱交換器 3 6 とブローア・アセンブリ 2 2 の間に位置決めすることが好ましい。これによって、圧縮熱が冷却媒質内ではなく周囲の室温内に入るのが拒絶される。このため、第 2 の冷媒 2 6 の消費が減少し、熱力学的な処理効率が上昇する。また一方このために、エントロピー生成が最小限となり冷却剤コストを軽減させることができる。

【 0 0 1 8 】

本明細書の上において多数の熱交換器に言及しているが、熱エネルギーの転送のためには、本発明では、記載しかつ特許請求したように機能する既存のまたはこれから登場する任意の方法を使用することを企図していることを理解すべきである。さらに、再生式熱交換器 3 6 及び予冷却器アセンブリ 2 4 は、冷媒の標準的な工業的通例に従って温度や湿度などの周囲の室内の状態から保護することができることが企図される。

【 0 0 1 9 】

当業者であれば、上述の装置は、様々な目的に適応することが可能であり、また M R I システム、磁気共鳴分光システム、予冷却が機能的及び/または経済的に有用であるようなその他の用途などのシステムに限定されないことが理解できよう。上述した発明はさらに、添付の特許請求の範囲の意図に従いながら本発明の精神及び趣旨を逸脱することなく変更することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 本発明の実施の一形態による M R I システムの概要図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 2 1 】

- 1 0 M R I システム
- 1 2 マグネット・アセンブリ
- 1 4 M R I 冷却アセンブリ
- 1 6 第 1 の供給ライン
- 1 8 第 1 の帰還ライン
- 2 0 第 1 の冷媒冷却用流体

10

20

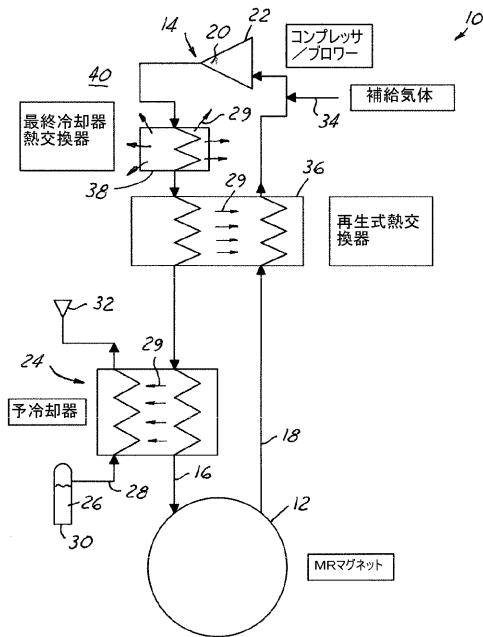
30

40

50

- 2 2 ブロワー/コンプレッサ・アセンブリ、ブロワー・アセンブリ
- 2 4 予冷却器アセンブリ
- 2 6 第2の冷媒流体
- 2 8 第2の供給ライン
- 2 9 熱エネルギー
- 3 0 圧縮冷媒供給源
- 3 2 ベント
- 3 4 補給気体サプライ
- 3 6 再生式熱交換器
- 3 8 冷却器熱交換器
- 4 0 室温環境

【図1】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 ラヴィクマー・クダラバリ

アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、エーピーティー・ナンバーシー、ブリタニー・ドライブ、1342番

審査官 田中 洋介

(56)参考文献 特開平06-117714(JP,A)

特表平08-504933(JP,A)

特開2003-004350(JP,A)

特開平05-267728(JP,A)

特開平10-009698(JP,A)

特開平11-224813(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/20-33/64

G01N 24/00-24/14

F25B 9/00-9/14

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)

Wiley InterScience