

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4719438号
(P4719438)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 350
A 6 1 B 5/05 360

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-230068 (P2004-230068)
 (22) 出願日 平成16年8月6日 (2004.8.6)
 (65) 公開番号 特開2005-52658 (P2005-52658A)
 (43) 公開日 平成17年3月3日 (2005.3.3)
 審査請求日 平成19年8月2日 (2007.8.2)
 (31) 優先権主張番号 10/604,654
 (32) 優先日 平成15年8月7日 (2003.8.7)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聰志
 (74) 代理人 100105588
 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】円筒状のMR Iシステム内のMR I患者ボアに対する能動的冷却のための装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

円筒状のMR Iイメージング・システム内のRFコイル(330)向けの患者ボア冷却アセンブリであって、

内側表面を有する全体として円筒状のRFコイル(330)と、
 前記RFコイル(330)に装着した複数の冷却用チャンネル(332)と、
 を備え、

前記複数の冷却用チャンネルがさらに、

前記RFコイル(130)の内側表面に装着した外側円筒(132)と、

前記外側円筒(132)と同心状とした内側円筒(131)と、

前記内側円筒(131)から半径方向で外方に延びると共に前記外側円筒(132)に装着されている複数の長手方向スペーサ(133)と、
 を備えている、患者ボア冷却アセンブリ。

10

【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(MRI)システムに関し、さらに詳細には、MRI内で使用する傾斜コイル及びRFコイルが発生させる熱を放散させるように設計したアセンブリに関する。

20

【背景技術】

【0002】

人体組織などの物質を均一な磁場（偏向磁場 B_0 ）にかけると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と整列しようとして、この周りをラーモアの特性周波数で無秩序に歳差運動することになる。この物質（または組織）に、 x - y 平面内にありラーモア周波数に近い周波数をもつ磁場（励起磁場 B_1 ）がかけられると、正味の整列モーメント（すなわち、「縦方向磁化」） M_z は、 x - y 平面内に来るよう回転させられ（すなわち、「傾けられ（tipped）」）、正味の横方向磁気モーメント M_t が生成される。励起信号 B_1 を停止させた後、励起したスピンにより信号が放出され、さらにこの信号を受信し処理して画像を形成することができる。

10

【0003】

患者のスキャン中に、上述の磁場を生成させる傾斜コイルは大量の熱（典型的には、概ね数十キロワットの熱）を放散している。この熱の大部分は、 x 、 y 及び z 軸傾斜コイルに通電した際に、これらのコイルを形成する銅製の導電体の抵抗性加熱によって発生している。発生する熱の量は、これらの傾斜コイルに加えられる電力に正比例している。電力消費が大きいと、傾斜コイルの温度上昇をもたらすだけではなく、発生した熱が傾斜コイル・アセンブリや共鳴モジュールの内部に伝達され、別の2つの重要領域の温度に影響を及ぼすことになる。これら2つの領域は傾斜アセンブリの境界の位置にあると共に、これにはマグネットを収容するクライオスタットに隣接した患者ボア表面と常温ボア表面とが含まれる。これら3つの領域のそれぞれは、特定の最大温度限界を有している。共鳴モジュールでは、ガラス転移温度などの材料温度限界が存在する。すなわち、コイルに対する銅や繊維強化の裏当てによって 120 を超える温度に耐えることができるようになるが、これらの層を互いに結合するために使用するエポキシは、典型的には、その最大動作温度が概ね 70° から 100° までとかなり低くなっている。規制上の制限によって、患者や表面上でのピーク温度は 41° に義務づけられている。常温ボア表面を通ってクライオスタット内に過剰に熱が伝達されるのを防ぐために、常温ボア表面はさらに概ね 40° を限度とした1つの最大温度を有している。さらに、温度に応じて磁気特性の変動を示すような磁場シム材料の温度依存性のために、20° を超えるような温度変動があると磁場均一性の変動を生じさせることがある。

20

【0004】

30

従来の傾斜コイルでは大きな電流レベルを利用すると、コイルの近傍に大量の熱が発生する。コイルや関連する構造に対する損傷の防止、マグネット・コンポーネントの加熱による磁場の無用な変動の回避、並びにボア内の患者その他の被検体に対する受容しがたい加熱の防止のためには、この熱をコイル及びマグネットのボア領域から運び去らなければならない。

【0005】

傾斜コイル用の冷却システムは一般に、コイルの活性の回路内で発生した熱を、この傾斜コイルからある距離離れた位置（場合によっては、10 mm 程度の離間）にある通水パイプに導くことに依っている。活性の回路と水パイプの間の空間は、熱伝導を非効率とするようなガラス繊維などの良好な断熱特性を有する材料によって構成させるのが普通である。またこの通水パイプは、コイルの加熱領域から半径方向で外方にあるため、スキャンを受けている患者の最も近くに最高温の領域が生じ、この高温領域と患者の間には直接の冷却は存在しないことになる。生じる熱の発生は、コイルの動作に熱的な限界を与える。一般に、ピーク強度を上昇させて患者スループットを高めると、動作電流及び動作電圧が上昇することになる。動作電流が大きいと既存の熱システムの能力を超えるようなさらなる熱負荷を発生させることになる。

40

【0006】

一般に、従来のデバイスは、通常は水またはエチレンギリコールのような何らかの形態をした冷却材を利用して熱遮断性を提供している。しかし、最新の撮像プロトコルでは使用するパワーレベルがより大きく、温度限界を超えることなくこうした高度な検査を可

50

能にするにはさらなる努力が要求される。別のデバイスでは、患者ボア内に直接空気を吹き入れているような空気冷却方式を利用している。この方式の主たる限界は、患者から寒すぎるとの苦情が多いことである。さらに別の欠点は、患者の大きさに応じて空気の流量が大幅に変動することがあり、これによって幾つかのケースでは空気の流れが不十分となつたり不規則となって患者をまったく冷却できないことである。

【特許文献 1】米国特許第 5 7 9 3 2 0 9 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

R F コイルはパルスシーケンスの正味の磁化を回転させる B_1 磁場を生成させている。
R F コイルはさらに、横方向磁化が X Y 面内で歳差運動するのに連れてこの横方向磁化を検出している。 B_1 磁場を生成させるためには、次いでこの R F コイルを通るように電流を流して磁場を発生させている。大きな電流の流れに起因する抵抗性加熱は、患者に不快感を生じさせ、また極端なケースではやけどを生じさせることがありうる。したがって、患者ボア内の熱負荷を低下させることによって、R F コイルの電気的及び磁気的特性を維持しながら患者の快適性を高めるような装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明はこの目的を達成させている。本発明は、内側円筒と、外側円筒と、複数の冷却材通路が作成されるようにこれらの円筒間に配置させた複数の長手方向スペーサと、を備える R F コイル向けの冷却システムを有する患者ボア・アセンブリ及び R F コイルを提供している。本発明の同様の実施形態では、内側と外側の円筒間に冷却材を流すための連続した通路が形成されるようにらせん形状に巻き付けた連続したスペーサを提供している。

20

【0009】

本発明は、患者ボアを冷却するように冷却材を循環させるための冷却システムを提供する。実施の一形態では、その患者ボアは、長手方向またはらせん状のいずれかで布設されたスペーサによって分離した 2 つの同心状円筒からなる。次いで、これらのスペーサ間に形成させたギャップを用いて空気などの冷却用流体を通過させている。空気以外の冷却用流体を用いる場合は、1 つのマニホールドによって冷却用流体をこのギャップ内に導き、次いでもう一方の端部にある第 2 のマニホールドによって冷却用流体を回収してこれを再利用できるようにするのが一般的である。空気の代わりに、MR 信号を生成させないような過フルオロカーボンなどの材料を使用することも可能である。

30

【0010】

本発明のさらに別の実施形態では、患者ボアのうち患者に対して露出した部分が直接冷却されるように、この患者ボアの外側直径に結合させたチューブに沿って流体を通している。患者ボアの加熱が非対称である場合には、最も冷却を要する領域にその流体を導くように流体経路を最適化することが可能であることは明らかであろう。また第 3 の実施形態では、らせん状の流体チャンネルによってこの患者ボアを囲繞させた状態として R F コイルによってその患者ボアの一部を形成させることができる。

40

【0011】

本発明はさらに、コンピュータと電子的に接続させた患者ボアの内部にある複数の温度センサからなる環境制御システムを有する患者ボア・アセンブリを提供する。次いでこのコンピュータは、温度センサがより高い温度を示した場合に冷却材の流れを増加させ、かつ適当な温度に達した場合に冷却材の流れを減少させるように冷却材ポンプを調節している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

ここで、同じ番号を付けた要素がその全体を通じて同じ要素に対応しているような図面を詳細に参照すると、図 1 は従来技術による R F コイル 130、傾斜コイル 114、マグネット 116 及び患者ボア表面を備えた MR イメージング・システム 100 の一部分を

50

表している。図1にはさらに、導電層を分離させるために使用するエポキシ様材料からなる2重層123、125も図示している。図2は、本発明のMRイメージング・システム向けのマグネット216、傾斜コイル214、患者ボア表面240及びRFマグネット・コイル230を備えたMRイマージング・システム200についての当該部分を表している。これらの図面をより具体的に参照すると、図2は、MRマグネット216、円筒状の傾斜コイル巻き線214、及びRFコイル230のそれぞれを共通アクセスAに対して同心状配列で配置させて備えているMRイマージング・システム(図示せず)向けのMRニアセンブリ200を表している。一般に、連続した冷却用チューブを、傾斜コイル巻き線214を通過させてらせん状に巻き付けている。この傾斜コイル巻き線214は層223及び225のために使用するエポキシによって、互いに対して並びにマグネット116及びRFコイルに対して、半径方向に離間させた共軸関係で保持しており、その熱伝導率を増大させるためにこのエポキシには粒子状のアルミナ材料を含めている。

【0013】

図2にはさらに、傾斜コイル214の内部にありかつ傾斜コイル214と同心状としている患者ボア・エンクロージャ240及びRFコイル230も表している。このRFコイル230は、パルスシーケンスの正味の磁化を回転させるような B_1 磁場を生成させていている。これらのコイルはさらに、横方向磁化がXY面内で歳差運動するのに連れてこの横方向磁化を検出している。RFコイル230の磁化は、傾斜コイル214における場合とまさに同じく、コイルに電流を通すことによって達成させている。これによってもコイルの抵抗性加熱が生じることは明らかであろう。このRFコイル230は患者に近いため、患者(特に、大柄の患者)に不快感を起こさせる可能性が高い。

【0014】

したがって、本発明のRFコイルの第1の実施形態では、図6及7に示すように、RFコイル130と患者ボア表面140の間に冷却用チャンネルを設けている。この第1の実施形態は、内側円筒131、同心状の外側円筒132及び複数の長手方向スペーサ133を提供している。長手方向スペーサ133は内側円筒131を外側円筒132に接続させている。2つの同心状円筒の間にこの長手方向スペーサ間の開口は、冷却材通路134のために使用する。さらに本発明では、やはり内側円筒131を外側円筒132に接続させると共に、らせん状の通路(図示せず)を通る冷却材の通過路を提供するような連続らせん状のスペーサ(図示せず)も設けている。このスペーサ、並びに内側及び外側の円筒は、複合材料から製造するのが一般的である。上で検討したようなスペーサ135のらせん状の向きによって、患者ボアチューブ140の強度及び剛性を高めることができる。次いで、この配置によって生成されるギャップを用いて空気などの冷却用流体、あるいはMR信号を発生させないある種の流体をその内部に通過させている。この流体は通常、一方の端部においては第1のマニホールドによって冷却用チャンネル内に導かれ、またもう一方の端部においては第2のマニホールドによって回収されている。この作業を実行するためには、全体として均等に流体を分布させると共に熱せられた流体を回収するような任意のタイプのマニホールドを使用することが可能であり、また利用するマニホールドのタイプは本発明の限定とはならない。RFコイル130の冷却のために空気を使用する場合には、第2のマニホールドは不要であることは明らかであろう。

【0015】

詳細には図示していないが、RFコイルを通るように冷却用流体を循環させた後、流体はマニホールド内で回収される。マニホールド内に来ると一般に、先ず抵抗性加熱による熱を除去しつつ冷却用チャンネルを通して流体を循環させるように、ポンプを用いて流体が熱交換器を通るように押し出されている。

【0016】

本発明の第2の実施形態では、図2に示すように、患者ボア・エンクロージャ240とRFコイル230の間にあり患者ボア・エンクロージャ240と結合させた複数のチューブを設けている。既に述べたように、この冷却用チューブ232は、RFコイル230に対してらせん状または長手方向の関係で配置させることができる。この実施形態では、冷

却材が冷却用チューブ 232 を通過し終えた後に冷却材を回収するためのマニホールドを必要としないことは明らかであり、単に冷却材が熱交換器を通りさらに冷却用チューブ 232 を通って戻るようにポンプまで配管されているだけである。

【0017】

本発明の第3の実施形態300では、図3に示すようにこの場合も、RFコイル330、傾斜コイル314、並びに傾斜コイル314とマグネット316の間のエポキシ層325を設けている。この第3の実施形態ではさらに、患者ボア・エンクロージャ340の一体の一部を形成している複数の冷却用チューブ332を設けている。この実施形態の冷却用チューブも同様に、RFコイルに対してらせん状と長手方向の関係のいずれによって配置させることも可能である。この第3の実施形態は、本発明の中で最も空間効率がよい実施形態である。これらの実施形態のいずれにおいても、そのチューブは、加熱がより強力であるエリアに冷却材の流れを導くことができるよう設計することが可能である。

【0018】

図5は、本発明の第1の実施形態の一例であり、冷却用チューブ232の長手方向の配置を表している。比較のために、第2の実施形態に関連して検討したような冷却用チューブ232のらせん状の配置を図4に示している。

【0019】

傾斜コイル114は、磁場を発生させているときに銅製コイルの抵抗のために数キロワットの熱を発生させる。MRI装置の適正な動作や患者の快適性のためには、この熱を放散させなければならない。上で検討したように、水、空気、過フルオロカーボン、エチレングリコール、プロピレングリコール、あるいはこれらのうちの幾つかの混合物などの冷却材を、傾斜コイルを通るように循環させている。次いで、この冷却材によってRFコイルから熱を搬出している。図4及び5では、冷却材用に单一の流入ポートと单一の流出ポートだけを図示しているが、別の実施形態では、冷却用チューブ/チャンネル134、232、332が撮像ボリュームを取り囲むような円形であるため、あるいはMRI検査の延長によって生じる熱負荷を除去するようにより大きな熱搬出能力が必要となるためのいずれかの理由により、複数の流入ポート及び流出ポートを存在させることがある。

【0020】

RFコイルを通るように冷却材を循環させるために使用できるような多くの可能性が存在しており、本発明を限定するような特定の方法や装置は存在しないように意図している。しかし、冷却材循環システムを提供するための可能な一方法では、システムのニーズに応じかつ本発明に従ってある温度で冷却材を循環させるような冷却材ポンプを設けることになる。

【0021】

RFコイル130、230、330に流入する冷却材は、冷却用チューブ/チャンネル134、232、332を通って移動し、こうした移動の間にコイルから熱を吸収する。次いで、熱負荷を搬出する冷却材はRFコイルから排出され、熱交換器に出て行く。この熱交換器は、冷却材から吸収した熱を放散させると共に、その冷却材温度をコンピュータ制御(図示せず)により指令された所望の温度まで低下させるように設計されている。

【0022】

コンピュータ制御装置は患者ボアの温度調節に使用する温度センサからの情報を取り込むことになる。温度センサが所望のレベルを超えるような温度を読み取った場合、コンピュータは冷却材の流れを増大させるようにポンプに信号を送ることになる。温度が指定した値未満まで低下した場合(MRIが動作状態がないときなど)には、コンピュータはその冷却材の流れを減少または停止させることができる。

【0023】

したがって、MRIマグネット内のRFコイルを冷却するための改良型デバイスが開示される。本発明の冷却システムでは、RFコイル130の周りを通過するように冷却材を循環させるための冷却材ポンプを設けている。この冷却材の流れは、患者ボア140内部に配置した複数の温度センサから情報を受け取っているコンピュータによって調節してい

10

20

30

40

50

る。温度が要求より高すぎるあるいは低すぎるとコンピュータが読み取った場合には、コンピュータは、冷却材の流れを増加または減少させるように冷却材ポンプに信号を送っている。

【0024】

さらに、RFコイルを冷却するための上述した発明は、開放設計型のMRIイメージング・システムに適用することが可能であることを理解されたい。図示していないが、開放設計型MRIイメージング・システムは、患者ボア表面、RFコイルを含んでおり、またさらに患者ボア・エンクロージャに装着したり、あるいはRFコイル内に実際に埋め込んでいる冷却用チューブを含むことも可能である。

【0025】

本明細書では、本発明の好ましい実施形態について極めて具体的に記載してきたが、本発明の範囲を逸脱することなく開示した改良に対して変更を加えることが可能であることを理解すべきである。したがって、本発明の範囲は、本明細書及び図面によって過度に限定させるべきではなく、本特許請求の範囲に対する可能な最も広範な解釈によって決定すべきであることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】従来技術のMR傾斜コイル・アセンブリを長手方向の中心軸を通る面で切り取った断面図である。

【図2】本発明の第2の実施形態を長手方向の中心軸を通る面で切り取った断面図である。

【図3】本発明の第3の実施形態を長手方向の中心軸を通る面で切り取った断面図である。

【図4】冷却用チューブのらせん状の向きを表している、本発明の第2の実施形態の右上からの断面斜視図である。

【図5】冷却用チューブの長手方向の向きを表している、本発明の第2の実施形態の右上からの断面斜視図である。

【図6】長手方向の向きとした冷却用スペースを表している、本発明の第1の実施形態の右上からの断面斜視図である。

【図7】本発明の第1の実施形態の立面図である。

【符号の説明】

【0027】

100 MRIイメージング・システム

114 傾斜コイル

116 マグネット

123 エポキシ様材料の層

125 エポキシ様材料の層

130 RFコイル

131 内側円筒

132 外側円筒

133 長手方向スペーサ

134 冷却材通路

135 スペーサ

140 患者ボア表面

200 MRIイメージング・システム

214 傾斜コイル

216 マグネット

223 エポキシ層

225 エポキシ層

230 RFマグネット・コイル

10

20

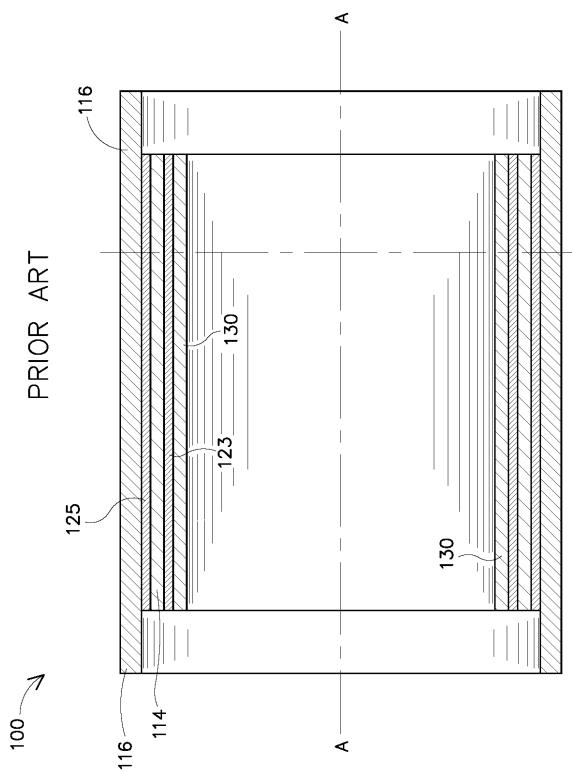
30

40

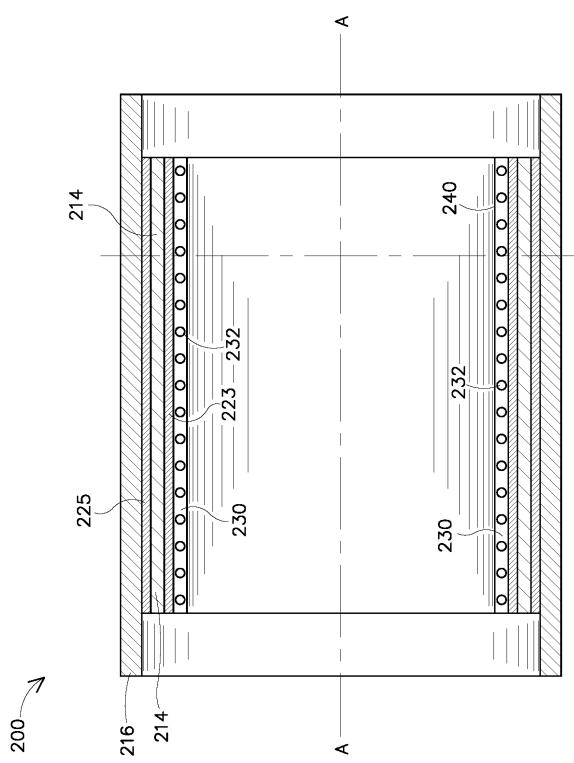
50

- 2 3 2 冷却用チューブ
 2 4 0 患者ボア表面
 3 1 4 傾斜コイル
 3 1 6 マグネット
 3 2 5 エポキシ層
 3 3 0 RFコイル
 3 3 2 冷却用チューブ
 3 4 0 患者ボア・エンクロージャ

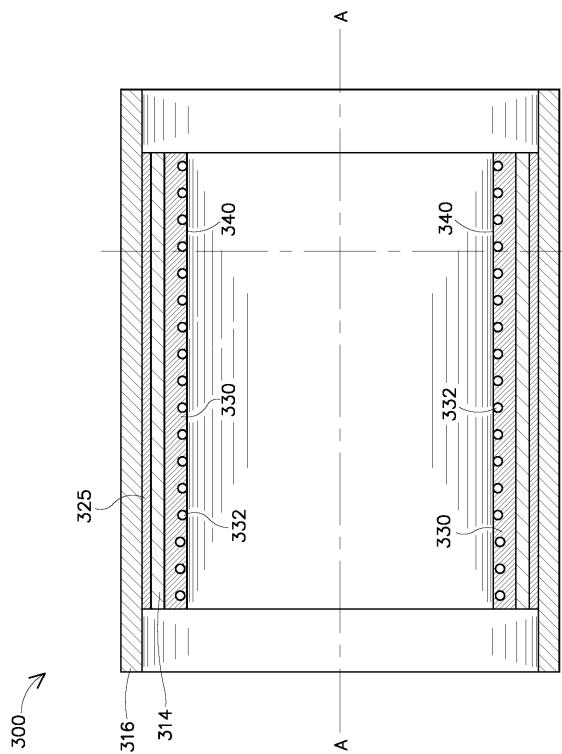
【図1】



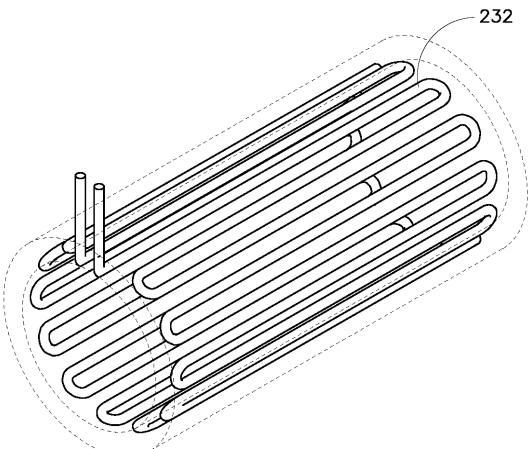
【図2】



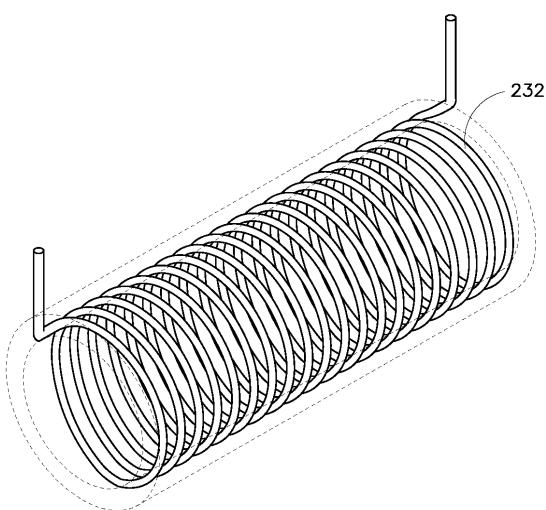
【図3】



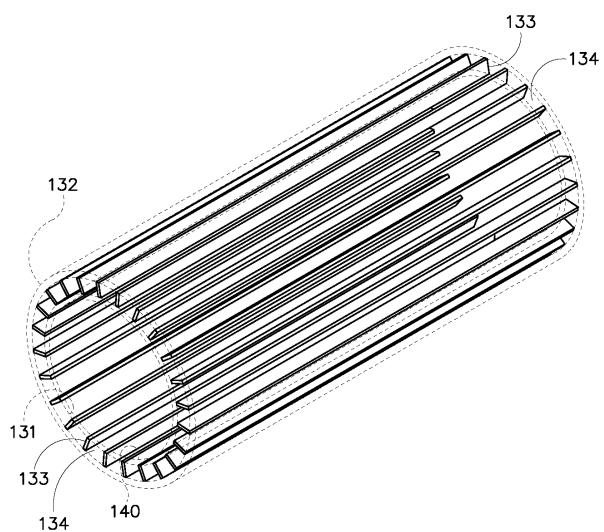
【図4】



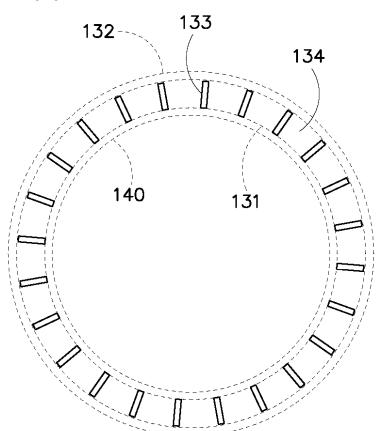
【図5】



【図6】



【図7】



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 ニール・クラーク
アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、サウス・バーリントン・ドライブ、22
2番

(72)発明者 マイケル・ビー・セラーズ
アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、ストックトン・ドライブ、3326番

(72)発明者 マイケル・エル・アルフォード
アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、チャドウィク・ドライブ、2229番

(72)発明者 アンソニー・マントーン
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・エッジフィールド・ロード、
2503番

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 実開昭60-79149 (JP, U)
特開昭64-37813 (JP, A)
特開平6-189932 (JP, A)
特開平8-80289 (JP, A)
特開平9-299348 (JP, A)
特開平10-234700 (JP, A)
特開平11-128203 (JP, A)
特開2001-46353 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055