

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年6月16日(16.06.2016)



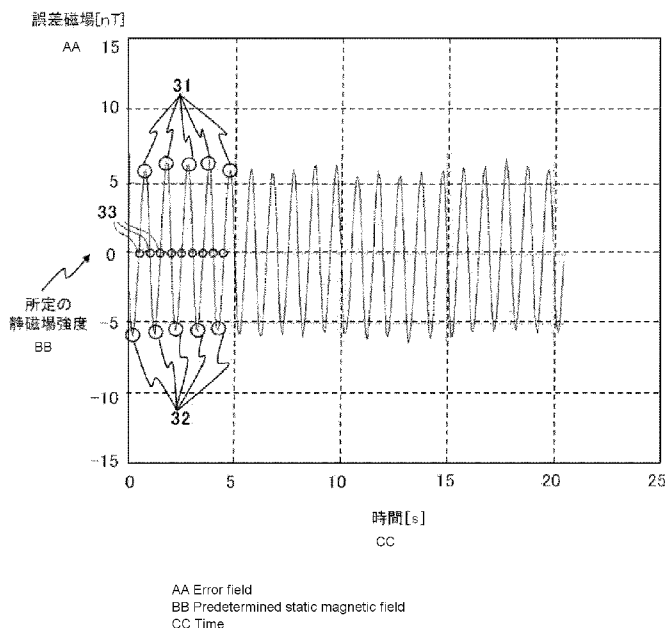
(10) 国際公開番号

WO 2016/093085 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/3815 (2006.01)
A61B 5/05 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/083409
- (22) 国際出願日: 2015年11月27日(27.11.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-248890 2014年12月9日(09.12.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内1丁目
6番6号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 津田 宗孝(TSUDA, Munetaka); 〒1010021
東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式
会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 田村 尚隆(TAMURA, Naotaka); 〒
2770804 千葉県柏市新十番二2-1 株式会社
日立製作所 ヘルスケアビジネスユニット 経
営戦略室 知的財産部内 Chiba (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN,
CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES,
FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN,
IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR,
LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH,
PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC,
MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND METHOD FOR CONTROLLING OPERATION OF REFRIGERATOR

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び冷凍機の運転制御方法



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to prevent image degradation due to an error field in the time axis direction caused by a refrigerator of a superconducting magnet. The superconducting magnet includes the refrigerator, the refrigerator is provided with a movable section for providing cooling and a drive section for operating the movable section, and a control section operates the movable section of the refrigerator in cycles synchronized with the repetition time (TR) of a pulse sequence at least during execution of the pulse sequence. This suppresses the influence of an error field caused by operation of the refrigerator, and allows for accurate detection of NMR signals.

(57) 要約: 超電導磁石の冷凍機に起因して生じる時間軸方向の誤差磁場による画像劣化を抑制するために、超電導磁石は、冷凍機を含み、冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、可動部を動作させる駆動部とを備え、制御部は、少なくともパルスシーケンスの実行中は、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で冷凍機の可動部を動作させ、これにより、冷凍機の動作に起因する誤差磁場の影響を抑制してNMR信号を精度よく検出することができる。

WO 2016/093085 A1

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置及び冷凍機の運転制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging、以下、MRI)装置に係わり、特に、超電導磁石を用いて高い磁場強度を達成し、高精細な診断画像を得るMRI装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、磁場強度に比例して核磁気共鳴信号強度が強くなる。そのため、強い磁場を発生することができる超電導磁石が磁場発生手段として多く用いられる。例えば、1テスラから3テスラの磁場強度のMRI装置が医療施設で診断に用いられている。

[0003] 超電導磁石は、NbTiの超電導材料を線材に加工した後コイル状にした超電導コイルを、臨界温度である10ケルビン温度(−263℃)以下に冷却した構造である。冷却された超電導コイルには、目的の値の永久電流が流れており、磁場を発生する。

[0004] 超電導磁石は、超電導コイルを臨界温度以下に維持するため、優れた断熱特性を有するクライオスタット内に超電導コイルを収容した構造である。クライオスタット内の超電導コイルの周囲の空間は、液体ヘリウムで満たされている。クライオスタットが優れた断熱構造であっても、気化熱の小さい液体ヘリウムは、クライオスタットの外側の室温からの僅かな伝導熱や輻射熱で気化し、大気中に放出される。このため、超電導磁石を用いたMRI装置を運用するには定期的に液体ヘリウムを補充することが必要である。

[0005] そこで、液体ヘリウムの補充頻度を低減するために、クライオスタットに冷凍機を組込んで、気化したヘリウムガスを冷凍機で冷却凝縮し、液体ヘリウムとして再利用する超電導磁石が現在のMRI装置の主流となっている。冷凍機が組み込まれたクライオスタットの内部には、一般的にはヒータが配置さ

れ、微弱電流が供給される。微弱電流量を制御することにより、冷凍機が冷却凝縮するヘリウムガス量と、液体ヘリウムから気化するヘリウムガス量とを一致させ、クライオスタット内の圧力を一定に保ち、磁場を安定させている。

[0006] 特許文献1には、冷凍機を駆動するモータに供給する電力の周波数を超電導磁石のヘリウム容器内の圧力に応じて制御し、冷却能力を調整する超電導磁石が開示されている。これにより、ヒータを用いなくて、超電導磁石の冷媒の蒸発と冷凍機による液化を均等化させ、超電導磁石のヘリウム容器(ベッセル)の圧力を一定にしている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2011-5091号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] MRI装置は、高精細な画像を表示可能にするために、時間軸方向および空間軸方向の誤差のない高磁場が求められている。発明者が超電導磁石の時間軸方向の誤差磁場を高精度に測定したところ、冷凍機の動作に伴う周期的な誤差磁場が5ナノテスラ程度あることが判明した。誤差磁場の主な原因は、冷凍機の動作に伴う機械振動が超電導磁石に伝わることや、冷凍機に用いられている磁性蓄冷剤の動きが磁場に擾乱を与えるためであると考えられる。高精細の画像では、この僅かな誤差磁場が診断画像の輪郭のボケや擬像の原因となる。冷凍機は商用電源に同期して回転するシンクロナスモータによって駆動されるため、周期的な誤差磁場が発生する。撮影モード(撮影パルスシーケンスのタイミング)によっては、この誤差磁場のために被検体の核磁気共鳴(以下、NMRと称する)信号が規則的に変調され、本来の画像の両脇にサイドバンド画像が生ずることがある。

[0009] 特許文献1には、冷凍機の駆動に伴う誤差磁場については全く考慮されてい

ない。

[0010] 冷凍機の駆動に伴う周期的な誤差磁場による画像劣化を防ぐために、撮像中は冷凍機の運転を一時的に停止する方法が考えられるが、撮影中の冷凍機の冷却能力が低下し、液体ヘリウムの消費が避けられない。特に、撮影が長時間に及んだ場合は、液体ヘリウムの補充の頻度が増え、補充用の液体ヘリウム経費や補充作業のためのメンテナンス費用もかさむという問題が生じる。また、液体ヘリウムを用いない伝導冷却方式の超電導磁石では、冷凍機を停止すると超電導コイルの温度が上昇し、超電導コイルのクエンチリスクが生じる。

[0011] 本発明の目的は、超電導磁石の冷凍機に起因して生じる時間軸方向の誤差磁場による画像劣化を抑制することにある。

課題を解決するための手段

[0012] 上記課題を解決するため、本発明のMRI装置は、以下のような構成としている。すなわち、MRI装置は、撮像空間に静磁場を発生する超電導磁石と、撮像空間に傾斜磁場パルスを印加する傾斜磁場発生部と、撮像空間に高周波磁場パルスを照射する高周波磁場発生部と、撮像空間に配置された被検体からの核磁気共鳴信号を検出する検出部と、傾斜磁場発生部と前記高周波磁場発生部の動作を制御して所定のパルスシーケンスを実行させる制御部とを有する。超電導磁石は、冷凍機を含み、冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、可動部を動作させる駆動部とを備える。制御部は、少なくともパルスシーケンスの実行中は、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で冷凍機の可動部を動作させるように駆動部を制御する。

[0013] また、本発明の冷凍機の運転制御方法は、冷凍機を含んで撮像空間に静磁場を発生する超電導磁石と、被検体から核磁気共鳴信号を検出する所定のパルスシーケンスを実行させる制御部とを有し、冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、可動部を動作させる駆動部とを備えた磁気共鳴イメージング装置における冷凍機の運転制御方法であって、少なくともパルスシーケンスの実行中は、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で冷凍機

の可動部を動作させるように駆動部を制御するステップを有することを特徴とする。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、超電導磁石の冷凍機に起因して生じる時間軸方向の誤差磁場による画像劣化を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]実施形態の超電導磁石を用いたMRI装置の構成を示すブロック図。

[図2]図1のMRI装置に用いられる開放型超電導磁石の断面図。

[図3]超電導磁石の誤差磁場の計測結果を示すグラフ。

[図4]MRI装置のコンピュータによる冷凍機の制御動作を示すフローチャート。

[図5]実施形態の撮影パルスシーケンスと、冷凍機へ供給する交流電圧を示すタイミングチャート図。

[図6]図1のMRI装置に用いられる伝導冷却型の開放型超電導磁石の断面図。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。尚、発明の実施形態を説明するための全ての図面において、同一の機能を有するものは同一の符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

[0017] <超電導磁石を用いたMRI装置の構成>

図1、図2を用いて本実施形態の超電導磁石を用いたMRI装置の構成について説明する。図1はMRI装置の全体構成を示し、図2は、超電導磁石の構造を示している。

[0018] 図1のように、撮像空間102に均一な静磁場を発生する超電導磁石103と、撮像空間102に1以上の傾斜磁場パルスを印加する傾斜磁場発生部(106、107)と、撮像空間102に高周波磁場パルスを照射する高周波磁場発生部(108、109)と、撮像空間102に配置された被検体101からの核磁気共鳴信号を検出する検出部(110、111)と、傾斜磁場発生部(106、107)と高周波磁場発生部(108、109)の動作を制御して所定のパルスシーケンスを実行させる制御部(112)とを有す

る。

[0019] 超電導磁石103は、ここでは図1のように、開放的な構造を有する場合を例に説明するが、円筒形状等の他の形状にすることももちろん可能である。開放的な構造の超電導磁石103は、撮像空間(以下、検査空間と呼ぶ)102の上下に配置された一对のクライオスタット104と連結柱105とを備えている。クライオスタット104には、超電導コイル202が組込まれている。図1の構造の超電導磁石103は、検査空間102の前方(y軸)と左右(x軸)は、視界が遮られず、開放的な検査環境を提供することができる。

[0020] クライオスタット104内の超電導コイル202には、例えば、450アンペアの永久電流が流れ、この永久電流により検査空間102に均一な1.2テスラの磁場を発生することができる。超電導コイル202が安定に超電導状態を維持するため、クライオスタット104の内部空間は、図2のように、冷媒となる液体ヘリウム203で満たされている。上側に配置されるクライオスタット104には、冷凍機105が組込まれている。冷凍機105が、気化したヘリウムガスを冷却して液体ヘリウムに再凝縮することにより、クライオスタット104内で液体冷媒として再利用している。

[0021] クライオスタット104の検査空間102側には、傾斜磁場コイル組立体106が取り付けられている。傾斜磁場コイル組立体106は、検査空間102に、互いに直交する3軸方向に沿ってそれぞれ勾配した磁場を発生させることができる。傾斜磁場コイル組立体106には、x、y、zの3種類のコイル(不図示)が積層され、円板形状を成している。この円板形状により、検査空間102の開放的な特性は維持される。傾斜磁場コイル組立体106の、xコイル、yコイル、zコイルには、それぞれに独立して電流が印加できる3チャンネルの傾斜磁場電源107が接続されている。

[0022] 傾斜磁場コイル組立体106と傾斜磁場電源107の機能は、例えば、プラス電流がzコイルに印加されると、上クライオスタット104に取り付けられたzコイルは、超電導磁石103が発生する磁束と同じ方向である+z軸に沿った磁束を発生して超電導磁石103の磁場に重畳し、検査空間102の磁場強度を強める。

[0023] 一方、下クライオスタット104に取り付けられたzコイルは超電導磁石103の発生する磁束とは反対方向の $-z$ 軸に沿った磁束を発生して、検査空間102の磁場強度を弱める。この結果、検査空間102の z 軸に沿って下から上に向かって磁場強度が強くなる磁場勾配を作ることができる。

同様に、xコイルは、 x 軸に沿って超電導磁石103の発生する磁束密度を変化させ、検査空間102の x 軸に沿って勾配する磁場を発生する。また、yコイルは、検査空間102の y 軸に沿って勾配する磁場を発生する。

[0024] 更に、クライオスタット104の検査空間102側には、一対の高周波トランスミッターコイル108が取り付けられている。高周波トランスミッターコイル108は、開放的な検査空間102を維持するように、平面形状である。高周波トランスミッターコイル108には、高周波電力アンプ109が接続されている。高周波トランスミッターコイル108は、検査空間102の $x-y$ 面に平行な磁束を発生するようにコイル回路が構成されている。

[0025] このコイル回路は、高周波電力アンプ109の出力インピーダンスに整合するように構成されている。そのため、高周波電力アンプ109から、例えば1.2テスラの磁場強度でプロトン核スピンのNMR現象を起こす51メガヘルツの高周波電流を高周波トランスミッターコイル108に印加すると、検査空間102には、 $x-y$ 面に磁束が平行で、51メガヘルツで回転する高周波磁場が発生する。

[0026] 以上説明した、超電導磁石103が発生する例えば1.2テスラの均一な静磁場強度と、傾斜磁場コイル組立体106が発生する x 、 y 、 z の磁場勾配と、高周波トランスミッターコイル108が発生する高周波磁場により、検査空間102に配設された被検体101の特定部位のプロトン核スピンは、NMR現象を起こす。

[0027] 次に、NMR現象を起こしたプロトン核スピンの歳差運動を電磁誘導にてNMR信号として検出する高周波レシーバコイル110について説明する。高周波レシーバコイル110は、被検体101の検査部位近傍に取り付けられる。高周波レシーバコイル110は、高周波トランスミッターコイル108と同様に、51メガヘルツの周波数に同調している。但し、プロトン核スピンの歳差運動を効率よく電気信号に変換するために、被検体101の検査部位にできるだけ近接して装着

されるように、高周波レシーバコイル110は検査部位毎に形状の異なるものが用意され、検査部位に応じて選択して使用される。図1では、腹部用の高周波レシーバコイル110が使用されている。

[0028] 高周波レシーバコイル110には、信号処理ユニット111が接続されており、高周波レシーバコイル110の出力信号は、信号処理ユニット111に入力される。信号処理ユニット111では、NMR信号の増幅、検波、アナログ・デジタル変換の処理が行われる。信号処理ユニット111にはコンピュータ112が接続されている。コンピュータ112は、デジタル電気信号に変換されたNMR信号から診断に最適な画像に再構成し、再構成画像を表示装置114に表示させる。また、コンピュータ112は、NMR信号および再構成画像を記憶装置113に記録する。

[0029] 診断目的に合った画像を得るためには、被検体101の特定部位からNMR信号を検出できるように、適切なタイミングで傾斜磁場と高周波磁場を印加する必要がある。そのため、コンピュータ112には、種々の撮影モードのプログラムが組込まれ、撮影モードの選択などMRI装置の操作の入力装置115が接続されている。

[0030] また、コンピュータ112には、シーケンスコントローラ116が接続されている。シーケンスコントローラ116は、選択された撮影モードのプログラムに基づき、傾斜磁場電源107と高周波電源109と信号処理ユニット111の動作をコントロールする。このシーケンスコントローラ116は、コンピュータ112とこれらのユニットのインターフェース機能を有し、各ユニットの動作を制御するだけでなく、NMR信号やユニットの動作状態をモニターする機能を有している。

[0031] <磁石内部構造と冷凍機>

次に、超電導磁石103の構造について図2を用いて説明する。ここでは、開放的な構造を有する超電導磁石103について説明するが、1.5テスラから3テスラの磁場強度を発生する円筒形状等の超電導磁石であっても形状以外は同様に構成することができる。

なお、図2には、上部のクライオスタット104のみを示しているが、下部のク

ライオスタット104は、冷凍機105の組込み部分を除いて、上部のクライオスタット104に対して上下対称の構造である。

[0032] 図2のように、超電導コイル202は、ステンレススチールで作られたコイルボビン201に巻かれ、液体ヘリウム203を満たしたヘリウム容器204内に配置されている。

[0033] ヘリウム容器204の外側には、真空容器205が配置され、真空容器205とヘリウム容器204の間隙には、真空層206が形成されている。ヘリウム容器204は、真空容器205に対して、複数のサポート207によって固定されている。ヘリウム容器204や真空容器205は、超電導コイル202に加わる電磁力等に十分に耐えるように、例えば8ミリメートル厚のステンレススチールで構成されている。サポート207は、真空容器205からヘリウム容器204に伝わる伝導熱を極力減らすためにカーボンファイバーやFRP(繊維強化プラスチック)で構成されている。

[0034] 真空層206には、ヘリウム容器204に対して所定の間隔をあけて、ヘリウム容器204を囲むように輻射シールド板208とスーパーインシュレータ209が配置されている。輻射シールド板208は、例えば5ミリメートル厚のアルミニウム板で構成され、複数の銅網線213により冷凍機105に接触している。これにより、輻射シールド板208は、約50ケルビン温度に冷却され、ヘリウム容器204への輻射熱を低減する機能を実現している。スーパーインシュレータ209は、ポリエチレンフィルムにアルミウム蒸着薄膜を施した鏡面シートを数十枚積層した構造であり、輻射シールド板208の外表面に貼りつけられ、輻射熱を低減する。

[0035] 上部のクライオスタット104の真空容器205の上には、冷凍機105が搭載されている。冷凍機105は、50ケルビン温度の第一冷却部210と4ケルビン温度の第二冷却部211とモータ駆動部212とを有している。図示されていないが、冷凍機105の内部には、銅と鉛の蓄冷剤を詰めた第一ディスプレイサー(可動部)とホロビウム合金の蓄冷剤を詰めた第二ディスプレイサー(可動部)が配置されており、これら可動部は、モータ駆動部212によって駆動され、図2の例では

上下方向に往復運動する。この往復運動に連動して冷媒ガスを注入・排出する2つの弁が、モータ駆動部212内に配置されている。第一および第二ディスプレイサの往復運動に伴って冷媒ガスが断熱膨張を繰り返し、それぞれの蓄冷剤から熱を吸収する。これにより、冷却が実現される。

[0036] ディスプレサの往復運動と高圧の冷媒ガスの膨張により、冷凍機105には機械的振動が生じる。冷凍機105の第一冷却部210は、複数の銅網線213によって輻射シールド板208と接続されているため、第一冷却部210の振動が輻射シールド板208に伝達し振動する。輻射シールド板208が超電導コイル202の発生する磁束密度の変化領域で振動することで、輻射シールド板208には、反磁界となる渦電流が誘起する。

[0037] この渦電流を軽減するために、輻射シールド板208には複数のスリットが設けてある(図では見えない)。

[0038] 第二冷却部211は、気化ヘリウムガスを直接冷却するため、ヘリウム容器204の上部空間に設置される。第二冷却部211の先端は、ヘリウムガスとの接触面積が多くなるように銅製の熱置換器214が組込まれ、効率よくヘリウムガスを冷却し、液体ヘリウムに凝縮する。凝縮した液体ヘリウムは、自然落下により液体ヘリウム203の液層と一体となる。このように、ヘリウム容器204への熱侵入→液体ヘリウムの気化→冷凍機によるヘリウムガスの冷却→液体ヘリウムとして再利用、というヘリウムの完全循環が、超電導磁石103において実現されている。

[0039] ディスプレサの往復運動と、高圧冷媒ガスの吸入と膨張と排気の動作は、モータ駆動部212のシンクロナスモータと駆動機構(共に図では見えない)により行われる。このシンクロナスモータの駆動用交流電力は駆動電源ユニット118から供給される。

[0040] 超電導磁石103には、その運転状態をモニターするための複数のセンサーが組込まれている。ヘリウム容器204の上部には圧力センサー215が組込まれている。この圧力センサー215は、液体ヘリウムと4ケルビンのヘリウムガスの体積比が約10倍であることを利用して、気化する液体ヘリウムと液化するヘ

リウムガスの割合を間接的に測ることができる。すなわち、ヘリウム容器204に伝えられる熱量に対する、冷凍機105の第二冷却部211の冷却能力を知ることができる。

[0041] 更に、輻射シールド板208には、温度センサー216が取り付けられている。この温度センサー216は冷凍機105の第一冷却部210の冷却能力を間接的に測定することができ、冷凍機105のメンテナンス要否の判断材料となる。センサー217は、液体ヘリウムの数値レベルを検出するセンサーである。

[0042] コンピュータ112とシーケンスコントローラ116は、超電導磁石103の冷却状態をモニターし、冷凍機105の冷却能力を制御するための機能を有している。上述のセンサー215, 216, 217には、磁石監視ユニット117が接続されており、各センサー215, 216, 217の出力信号は、磁石監視ユニット117とシーケンスコントローラ116を介してコンピュータ112に入力される。コンピュータ112は、センサー215, 216, 217の値が適正範囲であるかを判定して、冷凍機105に交流電流を供給する駆動電源ユニット118と、圧縮ガスを供給する圧縮機ユニット119を制御する。

[0043] 例えば、圧力センサー215の信号から、クライオスタット104の圧力が上昇傾向になっていることを検出し、液体ヘリウムの気化する割合がヘリウムガスの凝縮する割合より高いとコンピュータ112が判定した場合は、冷凍機105の冷却能力を高めるため、駆動電源ユニット118が冷凍機105に出力する電力の周波数を増加させる。

[0044] 駆動電源ユニット118は、インバータ回路118aと、遅延回路118bとを内蔵している。インバータ回路118aは、出力する交流電力の周波数をコンピュータ112およびシーケンスコントローラ116の制御により、所定の範囲で変調することができるため、冷凍機105に出力する交流電力の周波数を増減して、冷凍能力を調整することができる。一方、遅延回路118bは、インバータ回路118aの出力する変調された周波数の交流電力の位相を、コンピュータ112およびシーケンスコントローラ116の制御により、所定値に遅延させる。

[0045] ここで、冷凍機105の振動に起因する超電導磁石103の磁場の誤差について

説明する。発明者が、検査空間102の中心の誤差磁場を高精度に測定した結果を図3に示す。

[0046] 図3のように、誤差磁場はほぼ正弦波であり、その振幅は±6ナノテスラ程度、周波数は60ヘルツ程度となっている。このような磁場の誤差は、冷凍機105のディスプレーサーの往復運動に伴う機械的振動や、冷凍機105の第二冷却部211の強磁性体の蓄冷剤が超電導コイル202に対して上下運動することによる磁場の擾乱に起因している。

[0047] そこで本実施形態では、少なくともパルスシーケンスの実行中は、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で冷凍機の可動部を動作させる。言い換えるならば、被検体101の撮像中は、超電導磁石103の各種センサーの信号によらず、撮影パルスシーケンスにおける傾斜磁場のいずれか、もしくは、高周波磁場の印加タイミングに同期させて冷凍機105のディスプレーサーを動作させる。これにより、磁場の誤差の影響を小さくし、ほぼ同じ磁場においてNMR信号を検出することができるため、高精度な画像を再構成できる。

[0048] 被検体101の撮影を行っていない時間においては、冷凍機105の動作は、上述したように超電導磁石103の各種センサーの値に基づいて制御する。例えば、ヘリウム容器204の圧力が一定になるように、冷凍機105に供給する交流電力の周波数を制御する。また、夜間などコンピュータ112やシーケンスコントローラ116の停止中には、磁石監視ユニット117のセルフコントロール機能によって冷凍機105の動作は適正に制御する。

[0049] 以下、本実施形態のMRI装置の冷凍機105について、図4のフローと、図5の撮影パルスシーケンス図を用いて説明する。コンピュータ112は、内蔵されているCPUが、内蔵するメモリに格納されているプログラムを読み込んで実行することにより以下のように動作する。

[0050] まず、MRI装置の電源をオンにし、装置を起動する(ステップ601)。起動の前には、コンピュータ112やシーケンスコントローラ116が停止しているため、磁石監視ユニット117のセルフコントロール機能によって冷凍機105の動作

は適正に制御されている(セルフモード)。MRI装置が起動すると、コンピュータ112は、冷凍機105の運転をセルフモードからシーケンスコントローラ116の制御信号で駆動電源ユニット118を運転するシーケンスモードに切り換える(ステップ602)。ステップ605において検査(撮像)がスタートするまで、コンピュータ112は、超電導磁石103の冷却状態を示すヘリウム容器204の圧力センサー215の値を計測し(ステップ603)、その結果に応じてインバータ回路118aの周波数を設定する(ステップ604)。

例えば、圧力が上昇傾向であると判断した場合には、インバータ回路118aがモータ駆動部212へ供給する交流電力の周波数を高くし、ディスプレイサの往復移動の周波数を大きくして冷却能力を高める。また、圧力が下降傾向であると判断した場合には、供給する交流電力の周波数を低くし、冷却能力を低下させる。

[0051] つぎに、コンピュータ112は、検査(撮像)の開始が操作者から指示されたかどうかを判定し(ステップ605)、検査の開始が指示されていない場合には、ステップ603に戻り、上記ステップ603、604の制御を繰り返す。検査の開始が指示されている場合には、ステップ606に進み、撮像パルスシーケンスのパラメータに応じてインバータ回路118aの周波数と遅延回路118bの遅延量を設定する(ステップ606)。以下、ステップ606において、コンピュータ112が周波数と遅延量を設定する動作を、撮像パルスシーケンスがグラジエントエコー・シーケンスである場合を例に説明する。

[0052] 図5は、撮影パルスシーケンスと、冷凍機105のモータ駆動部212に供給する交流電力の電圧波形を示す図であり、横軸は、時間である。撮影パルスシーケンスの期間Aにおいて、被検体101の検査部位の断面を特定するため、断面に直交する傾斜磁場401を印加した状態で、断面の位置の磁場の大きさに対応した周波数の高周波磁場402を印加する。図5では、被検体101の体軸がy軸に一致しており、y方向に垂直な断面をスライス面に設定するため、y方向の傾斜磁場をスライス用傾斜磁場401として印加している。例えば、スライス用傾斜磁場401は、10ミリテスラ/メートルの強度でパルス状に印加する。

[0053] このスライス用傾斜磁場401の印加により、被検体101の体軸(y軸)に沿って磁場強度が変化し、1センチメートル当たり4.28キロヘルツのNMR現象での周波数偏差が生じる。例えば、磁場中心から3センチ離れた部位(+y軸方向)の断面厚さ5ミリメートルを検査する場合、シーケンスコントロール116の制御信号に従って、高周波電力アンプ109は、 $51 \text{ MHz} + 4.28 \times 3 = 12.84 \text{ kHz}$ の中心周波数で、帯域が2.14キロヘルツを有するようにガウシアン形状に変調された高周波電力を高周波トランスミッターコイル108に供給する。これにより、上記中心周波数および帯域の高周波磁場402が、スライス用傾斜磁場401と共に印加される。

[0054] 次に撮影シーケンスの期間Bと期間Cでは、体軸に直交する2軸、ここでは前後方向(z軸)と左右方向(x軸)の傾斜磁場パルス403, 404を使って、断面の励起された核スピンの歳差運動に2軸方向に位置エンコードする。具体的には、期間Bでは、例えば0.06ミリテスラ/メートル強度の位相エンコード用傾斜磁場403を印加して、z軸に沿って核スピンの歳差運動に周波数変調を加える。

[0055] 次の期間Cで、例えば30ミリテスラ/メートルの周波数エンコード用傾斜磁場404を印加した状態で、NMR信号405を高周波レシーバコイル110が受信する。信号処理ユニット111は、高周波レシーバコイル110の出力するNMR信号を、1.6ミリ秒のサンプリングウィンドウを設定し、1.3マイクロ秒の間隔で512点サンプリングする。この1.3マイクロ秒の間隔は、周波数エンコード用傾斜磁場404の傾斜磁場強度GとFOVの大きさFと、データ点数Pとによって決まるNMR信号の最大周波数(例えば160.5kHz)を、ナイキスト定理によりサンプリングするために設定された間隔である。

[0056] 最初のスライス用傾斜磁場401から所定の繰り返し時間(TR)が経過したならば、再び、スライス用傾斜磁場401をパルス印加した状態で、同じ中心周波数と帯域を有する高周波磁場402を印加して、同じ検査部位断面の核スピンを励起する。そして、z軸の位相エンコード用傾斜磁場406を印加する。この位相エンコード用傾斜磁場406は、その強度を例えば0.12ミリテスラ/メートルにして、核スピンの歳差運動にz軸に沿って2倍のエンコード量にあたる周波数

変調を加える。次に例えば30ミリテスラ/メートルの周波数エンコード用傾斜磁場404を印加した状態で、NMR信号407をサンプリングする。

[0057] 以降の繰り返し時間(TR)ごとに、z軸の位相エンコード用傾斜磁場の変化量を例えば0.06ミリテスラ/メートルずつ変化させながら、期間Aから期間Cまでのシーケンスを512回繰り返す。こうして得られた、 512×512 のマトリクスデータを二次元フーリエ解析することで、検査部位のz-x面のNMR信号強度の分布を示す画像が得られる。

[0058] 図5の撮影シーケンスでは、繰り返し時間(TR)は、一例として100ミリ秒に設定されている。繰り返し時間(TR)は、検査結果の画像の組織コントラストを左右するパラメータの一つで、操作者の選択によって定められる値である。この選択に従って、シーケンスコントローラ116は、傾斜磁場電源107と高周波電力アンプ109と信号処理ユニット111を動作させて、図5の撮像パルスシーケンスを実現する。

[0059] ステップ606においては、コンピュータ112は、シーケンスコントローラ116を介して、駆動電源ユニット118のインバータ回路118aを制御し、繰り返し時間(TR)に同期した周期の交流電力が、インバータ回路118aからモータ駆動部212に供給されるように制御する。具体的には、TRのn倍、もしくは、 $1/n$ 倍(ただし、nは整数)の周期の交流電力をインバータ回路118aで生成し、モータ駆動部212に供給する。例えば撮像パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)(例えば100ミリ秒)に同期した周期(例えば1周期20ミリ秒)の交流電圧408がモータ駆動部212に供給される。これにより、冷凍機105のディスプレイサーは、繰り返し時間(TR)に同期した周期で往復運動するため、冷凍機105の機械的振動に起因して生じる誤差磁場の周期も、繰り返し時間(TR)に同期する。

[0060] 信号処理ユニット111がNMR信号を検出するサンプリングウィンドウは、繰り返し時間(TR)と同一の周期で設定される。このため、冷凍機105の機械的振動に起因して生じる誤差磁場の周期がTRに同期していることにより、NMR信号を検出する期間であるサンプリングウィンドウ(1.6ミリ秒)は、TRに同期した誤差磁場の周期と同期する。よって、TRごとにサンプリングウィンドウが設

定される時点の誤差磁場の大きさは一定になり、誤差磁場変化の影響を受けることなくNMR信号を検出することができる。

[0061] なお、繰り返し時間(TR)に同期した交流電圧408を供給することについて説明したが、NMR信号を検出する際には、周波数エンコード用傾斜磁場404が印加されているので、周波数エンコード用傾斜磁場404に同期する交流電圧408をインバータ回路118aに生成させても同様の効果が得られる。

[0062] このように撮影パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)または周波数エンコード用傾斜磁場404に同期させて冷凍機105の駆動電力の周波数を決定することにより、512点でプロジェクションするNMR信号(405、407、……)には、冷凍機105の動作による磁場変化分が同じように重畳されている。よって、マトリクスデータ間の位相誤差が生じなくなるため、このマトリクスデータをフーリエ解析することにより、検査部位の高精細な断層画像が得られる。

[0063] 検査(撮像パルスシーケンス)が終了したと判定した場合(ステップ607)、別の撮像パルスシーケンスを実行するまで待機するのか、それともMRI装置を停止させるかの判定を行う(ステップ608)。待機の場合は、超電導磁石の冷却状態をチェックし、ステップ603に戻り、圧力センサー215の出力に応じて、適切な冷却能力で冷凍機105の運転を行うループに入る。

[0064] 一方、MRI装置を停止させる場合は、冷凍機105の運転をセルフモードに切り替え(ステップ609)、その後、MRI装置の電源をオフにして終了する作業を行う(ステップ610)。セルフモードでは、磁石監視ユニット117は、圧力センサー215の信号を基準としてインバータ回路118aに制御信号を出力して交流電力の周波数を制御し、連続運転により超電導磁石103を冷却する。これにより、夜間などコンピュータ112やシーケンスコントローラ116が停止している時間帯も安定に超電導磁石103の冷却を実施することができる。

[0065] なお、冷凍機105のモータ駆動部212に供給する交流電圧408の周期は、サンプリングウィンドウ(1.6ミリ秒)に対して十分大きい値に設定することが望ましい。例えば、サンプリングウィンドウの4倍以上であることが好ましく、特に、10倍以上であることが好ましい。サンプリングウィンドウの値に対して

、交流電圧408の周期が十分大きくない場合には、サンプリングウィンドウにおいてサンプリングしている最中に誤差磁場が変化するため、NMR信号が誤差磁場の影響を受けるためである。サンプリングウィンドウは、傾斜磁場強度GとF0Vの大きさFとデータ点数Pを考慮すると、一般的なF0Vでは、1ミリ秒から6ミリ秒の間に設定されるため、冷凍機105に供給する交流電圧の周期は、サンプリングウィンドウよりも十分大きな値に容易に設定できる。

[0066] なお、図5では、グラジエントエコー・シーケンスを例に説明したが、他の撮影シーケンスについても、同様に選択された繰り返し時間(TR)に同期させて冷凍機の可動部を動作させることにより、同様に高精細な断層画像が得られる。

[0067] 上述のステップ606では、冷凍機105に供給する交流電圧408の周期を、繰り返し時間(TR)に同期させ、NMR信号のサンプリングウィンドウのタイミングで、同じ大きさの誤差磁場が印加されるように構成したが、交流電圧408の位相を遅延回路118bによって遅延させることにより、さらに誤差磁場の影響を抑制して高精細な断層画像が得られる。図3に示したように、誤差磁場の変化は、ほぼ正弦波であるので、コンピュータ112は、遅延回路118bに設定する遅延値を制御することにより、サンプリングウィンドウが誤差磁場の正弦波の常に山の位置(極大値)31、あるいは常に谷の位置(極小値)32に一致、もしくは、山の位置31あるいは谷の位置32を含むようにする。

[0068] 正弦波の山あるいは谷(極値)は、変化率が最も小さいため、このポイントにサンプリングウィンドウが一致するように交流電圧408を供給することにより、より均一な磁場強度でNMR信号を検出して撮影を行うことができる。

[0069] なお、冷凍機105に設定可能な動作周期より、繰り返し時間(TR)が高速の撮影パルスシーケンスをステップ606で実行する場合、コンピュータ112は遅延回路118bを制御して、誤差磁場が、誤差磁場の強度変化の中心(誤差磁場ゼロ)を通過するポイント、即ち、静磁場が所定の静磁場強度に一致するポイント33にサンプリングウィンドウが位置するようにすることが望ましい。これにより誤差磁場の正弦波の常に山、または、常に谷の位置にサンプリングウイ

ンドウが位置するように設定する場合と比較して、2倍のタイミング、すなわち冷凍機の動作周期より高速に計測することができる。よって、高速撮像シーケンスでも、冷凍機105の動作を誤差磁場の周期に同期させることができる。

[0070] なお、誤差磁場が誤差磁場の強度変化の中心を通過するポイント(静磁場が所定の静磁場強度に一致するポイント)33は、誤差磁場の変化率の最も大きいポイントであるが、サンプリングウィンドウを誤差磁場の変化に対して十分短時間に設定することにより、画質の劣化を回避することが可能である。

[0071] ここで、撮影パルスシーケンスと同期させる駆動電源ユニット118の交流電圧408の許容可能な時間的な誤差について説明する。誤差磁場の画質への影響度は、撮影シーケンスの種類によって異なるが、経験上1ナノテスラ以下の誤差磁場の場合、撮影された画像の輪郭のボケは視認できない。そこで、図3の誤差磁場の特性から、10ミリ秒以下の精度で冷凍機105の動作と、撮影パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)を同期させればよい。一般的に、温度管理などの特別な時間精度向上策を施さない汎用的な電気素子で構成したインバータ回路118aや遅延回路118bで、1ミリ秒の時間精度は容易に達成できる。よって、本実施の形態においても、誤差磁場1ナノテスラ以下の安定な磁場強度下で信号計測ができる。

[0072] 上述してきた実施形態ではステップ603、604では、冷凍機105に供給する交流電圧の周波数を制御することにより、冷却能力を調整したが、本実施形態は、これに限られるものではなく、冷凍機105の冷却出力を、ヘリウム容器204内等に配置したヒータ(図示せず)の出力制御で補償することも可能である。

[0073] すなわち、ヘリウム容器204に侵入する熱量と、冷凍機105の冷却バランスさせるため、この侵入する熱量より大きな冷却能力を有する冷凍機105を用い、ヘリウム容器204内や冷凍機105の第二冷却部211にヒータ218を取り付け、このヒータの発熱量で熱バランスを確保してもよい。このヒータ218には磁石監視ユニット117から電流が印加される。この構成にした場合、ステップ603、604のみならずステップ606の撮影中においても熱バランスを確保すること

ができる。

[0074] 即ち、本実施形態では、撮影中は、ヘリウム容器204の熱侵入量とは関係なく、撮影パルスシーケンスの繰り返し周期(TR)に応じて冷凍機の冷却能力が変化するが、ヒータ218の発熱量を制御することで、熱バランスを確保することができ、撮影中においてもヘリウム容器204の圧力を極めて安定に一定の圧力に維持することができる。結果として、画像の質的向上と安定性を高めることができる。

[0075] また、撮影終了後においても、ヒータ218を用いることにより、ヘリウム容器204の圧力を許容範囲に精度よく制御することができるため、磁場安定度を更に向上させることが可能となった。すなわち、撮影で用いる傾斜磁場の交番磁界は、ヘリウム容器204や輻射シールド板208を構成する導電部材内部で渦電流を誘起し、この渦電流による誘電加熱現象で、ヘリウム容器204内に約200ミリワットの熱増加が生じる。

[0076] このため撮影前後ではヘリウム容器204への誘電加熱現象による熱侵入が生じ、ヘリウム容器204の圧力が急峻に変化する。冷凍機105の冷却能力は、供給する周波数を変化させても急激に変化できず、冷却能力が変化するまで十数分を要する。そのため、急峻な圧力変化は、冷凍機105の冷却能力で補償するのは困難であるが、ヒータ218を併用した場合には、供給電流を制御することにより、瞬時にヒータ218の発熱量を変化させることができるため、ヘリウム容器204の圧力許容範囲を精度よく制御することができる。よって、磁場安定度を更に向上させることが可能となる。

[0077] また、撮像パルスシーケンスにおいては、超電導磁石103が発生する静磁場空間で傾斜磁場コイルがパルス状の勾配磁場を発生するため、傾斜磁場コイル組立体106が磁氣的抗力により振動する。MRIの撮影時には、この振動による大きな振動音が発生するため、多くの撮影モードで振動音は、被検体にとっては騒音と感じられる。一方、冷凍機105も運転音が発生し、被検体によっては、ディスプレイサの上下運動の機械的振動音より、冷媒ガスの体積膨張に伴う破裂音「プシュー、プシュー、・・・」の方が不快な騒音と感じる

ことがある。

[0078] 本発明の実施形態のMRI装置によれば、冷凍機105の動作が撮影パルスシーケンスに同期するため、冷凍機105の動作音は傾斜磁場コイル組立体106の振動に伴う撮影音に同期し、マスクされる。このため、破裂音が被検体には感じられなくなる。騒音は音の強弱や高低に関わらず、複数の音発生源からランダムに発生する場合の方が姦しく感じられるものだが、一つの音に統一される本発明は画質向上ばかりでなく、被検体の検査環境を向上する効果も有している。

[0079] また、MRI装置の操作者は、冷凍機105の動作音と傾斜磁場コイル組立体106の撮影音とが同期していることを音で確認することにより、誤差磁場の影響無い状態でMRI装置が動作していることを、容易に確認することができる。そのため、この状態で撮影した画像にボケが生じていた場合には、誤差磁場の影響ではなく、その原因が撮影中に被検体が動いた結果等他の要因であると操作者は判断できる。よって、被検体に注意喚起することや検査部位の固定を確実にして、直ちに再検査できる。これにより、良好な検査結果を得ることができる。よって、検査の質的向上のみならず、検査効率を向上させることができるという効果がある。

[0080] <伝導冷却方式の超電導磁石構造>

上述してきた実施形態では、図2のように液体冷媒と冷凍機の併用で冷却する超電導磁石103について説明したが、冷凍機による熱伝導で直接コイルを冷却する伝導冷却の超電導磁石についても本発明を適用することが可能である。

[0081] 図6は、伝導冷却の超電導磁石103の構造を示す図である。超電導コイル202は、伝導冷却用コイルボビン301に巻かれ、複数のサポート207により真空容器205に直接固定されている。伝導冷却用コイルボビン301は熱伝導が良好なアルミニウム合金で構成され、超電導コイル202に加わる電磁力に対する耐力を有し、かつ、蓄熱容量を確保するための質量を有している。コイルボビン301は、冷凍機105の第二冷却部211と熱接触点302において熱接触している。こ

の熱接点302には、熱伝導の極めて良好なインジウム金属板を挟み込まれている。このため、冷凍機105の機械的振動は、超電導コイル202に直接が加わる。これにより、第二冷却部211の磁性蓄冷剤の往復運動による磁場擾乱に加え、超電導コイル202の機械振動によるコイルボビン301の振動磁場が組み合わせられた誤差磁場が発生する。

[0082] 輻射シールド板208は図2の超電導磁石103と同じ構造である。複数のサポート207には、真空容器205の近い中間点で輻射シールド板208と熱接触ポイント303が設けられ、伝導冷却用コイルボビン301に伝わる伝導熱を低減する構造になっている。

[0083] 伝導冷却方式の超電導磁石の運転状態をモニターするためのセンサーとしては、伝導冷却用コイルボビン301の温度を計測する極低温温度センサー304と輻射シールド板208の温度センサー216が配置されている。コンピュータ112は、図4のステップ603、604において、伝導冷却用コイルボビン301の温度センサー303の値を計測して、インバータ回路118aの周波数を設定する。

[0084] 他の構成は、上述の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

符号の説明

[0085] 101 被検体、102 検査空間、103 超電導磁石、104 クライオスタット、105 冷凍機、106 傾斜磁場コイル組立体、107 傾斜磁場電源、108 高周波トランスミッターコイル、109 高周波電力アンプ、110 高周波レシーバコイル、111 信号処理ユニット、112 コンピュータ、116 シーケンスコントローラ、117 磁石監視ユニット、118 駆動電源ユニット、201 コイルボビン、202 超電導コイル、203 液体ヘリウム、204 ヘリウム容器、205 真空容器、206 真空層、207 サポート、208 輻射シールド板、210 第一冷却部、211 第二冷却部、213 銅網線、215 圧力センサー、216 温度センサー、217 センサー、301 伝導冷却用コイルボビン、302 極低温熱コンタクトポイント、304 極低温温度センサー、401 スライス用傾斜磁場、402 高周波磁場、403 位相エンコード用傾斜磁場、404 周波数エンコード用傾斜磁場、405 NMR信号、408 交流電圧

請求の範囲

[請求項1] 撮像空間に静磁場を発生する超電導磁石と、前記撮像空間に傾斜磁場パルスを印加する傾斜磁場発生部と、前記撮像空間に高周波磁場パルスを照射する高周波磁場発生部と、前記撮像空間に配置された被検体からの核磁気共鳴信号を検出する検出部と、前記傾斜磁場発生部と前記高周波磁場発生部の動作を制御して所定のパルスシーケンスを実行させる制御部とを有し、

前記超電導磁石は、冷凍機を含み、前記冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、前記可動部を動作させる駆動部とを備え、

前記制御部は、少なくとも前記パルスシーケンスの実行中は、前記パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で前記冷凍機の前記可動部を動作させるように前記駆動部を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2] 撮像空間に静磁場を発生する超電導磁石と、前記撮像空間に傾斜磁場パルスを印加する傾斜磁場発生部と、前記撮像空間に高周波磁場パルスを照射する高周波磁場発生部と、前記撮像空間に配置された被検体からの核磁気共鳴信号を検出する検出部と、前記傾斜磁場発生部と前記高周波磁場発生部の動作を制御して所定のパルスシーケンスを実行させる制御部とを有し、

前記超電導磁石は、冷凍機を含み、前記冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、前記可動部を動作させる駆動部とを備え、

前記制御部は、前記パルスシーケンスの実行中は、前記傾斜磁場パルスのいずれかに同期させて前記冷凍機の前記可動部を動作させるように前記駆動部を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記冷凍機の可動部の動作周期は、前記繰り返し時間(TR)の n 倍または $1/n$ 倍(ただし、 n は正の整数)であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装

置。

[請求項4] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御部は、前記パルスシーケンスにおいて、前記傾斜磁場パルスのいずれかに同期した所定のサンプリングタイミングで前記検出部に前記核磁気共鳴信号を検出させ、

前記制御部は、前記サンプリングタイミングと、前記冷凍機の前記可動部の動作とを同期させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5] 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御部は、前記サンプリングタイミングと、前記冷凍機の可動部の動作に伴う前記静磁場の変動が極値になるタイミングとを一致させるように前記冷凍機の可動部を動作させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6] 請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御部は、前記サンプリングタイミングと、前記冷凍機の可動部の動作に伴って変動する前記静磁場が所定の静磁場強度に一致するタイミングとを一致させるように前記冷凍機の可動部を動作させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記超電導磁石は、超電導コイルと、前記超電導コイルと冷媒とを収容するための容器と、前記容器内に配置されたヒーターと、前記ヒーターに電流を供給する電流供給部と、前記容器内の空間の圧力を検出する圧力センサーとをさらに備え、

前記制御部は、前記パルスシーケンスの実行中に、前記圧力センサーの検出する圧力に応じて前記電流供給部が前記ヒーターに供給する電流を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御部は、前記パルスシーケンスの終了後には、前記駆動部が前記可動部を

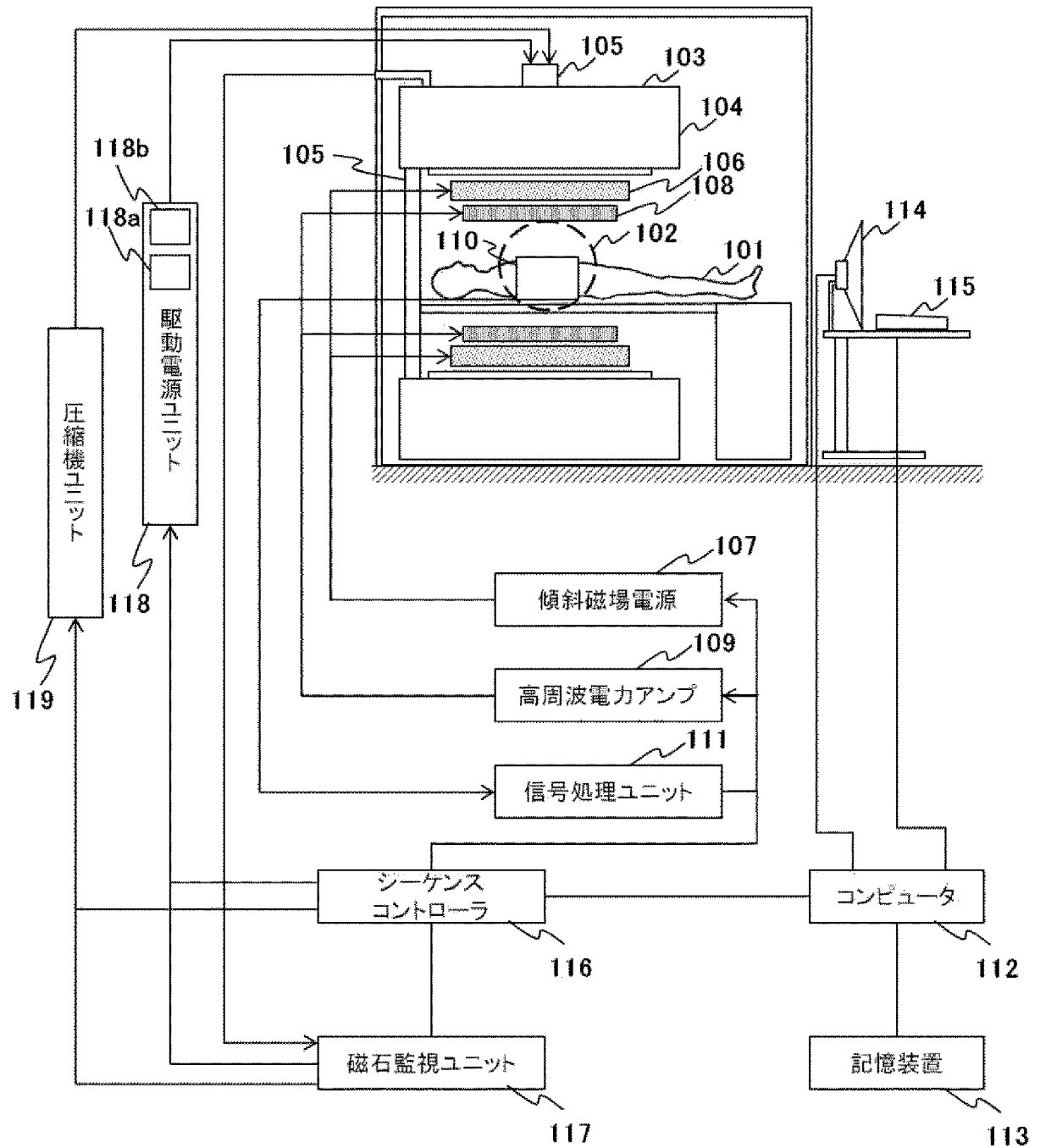
所定の周波数で動作させるモードに切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9] 冷凍機を含んで撮像空間に静磁場を発生する超電導磁石と、被検体から核磁気共鳴信号を検出する所定のパルスシーケンスを実行させる制御部とを有し、

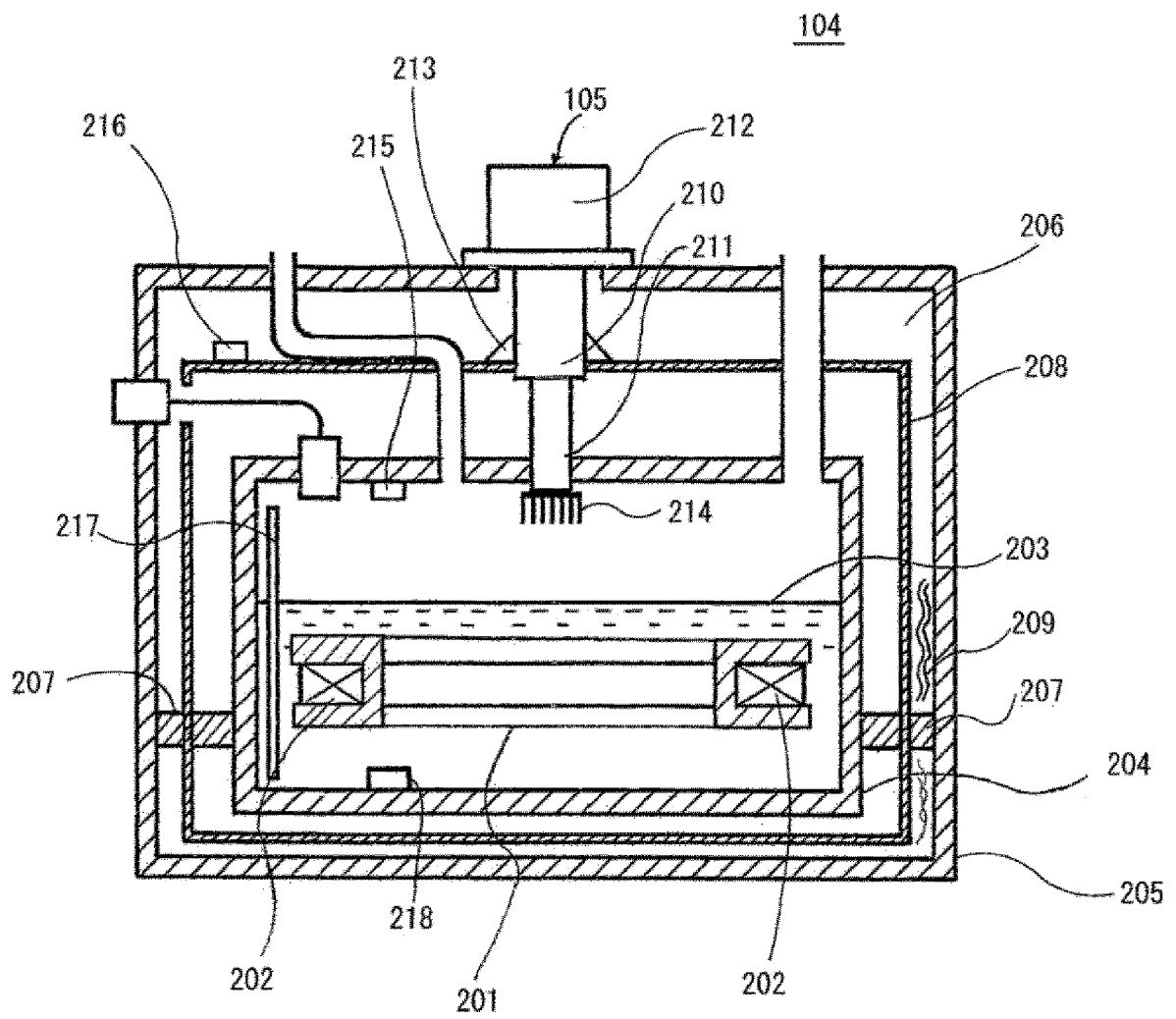
前記冷凍機は、冷却を実現するための可動部と、前記可動部を動作させる駆動部とを備えた磁気共鳴イメージング装置における前記冷凍機の運転制御方法であって、

少なくとも前記パルスシーケンスの実行中は、前記パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)に同期した周期で前記冷凍機の前記可動部を動作させるように前記駆動部を制御するステップを有することを特徴とする冷凍機の運転制御方法。

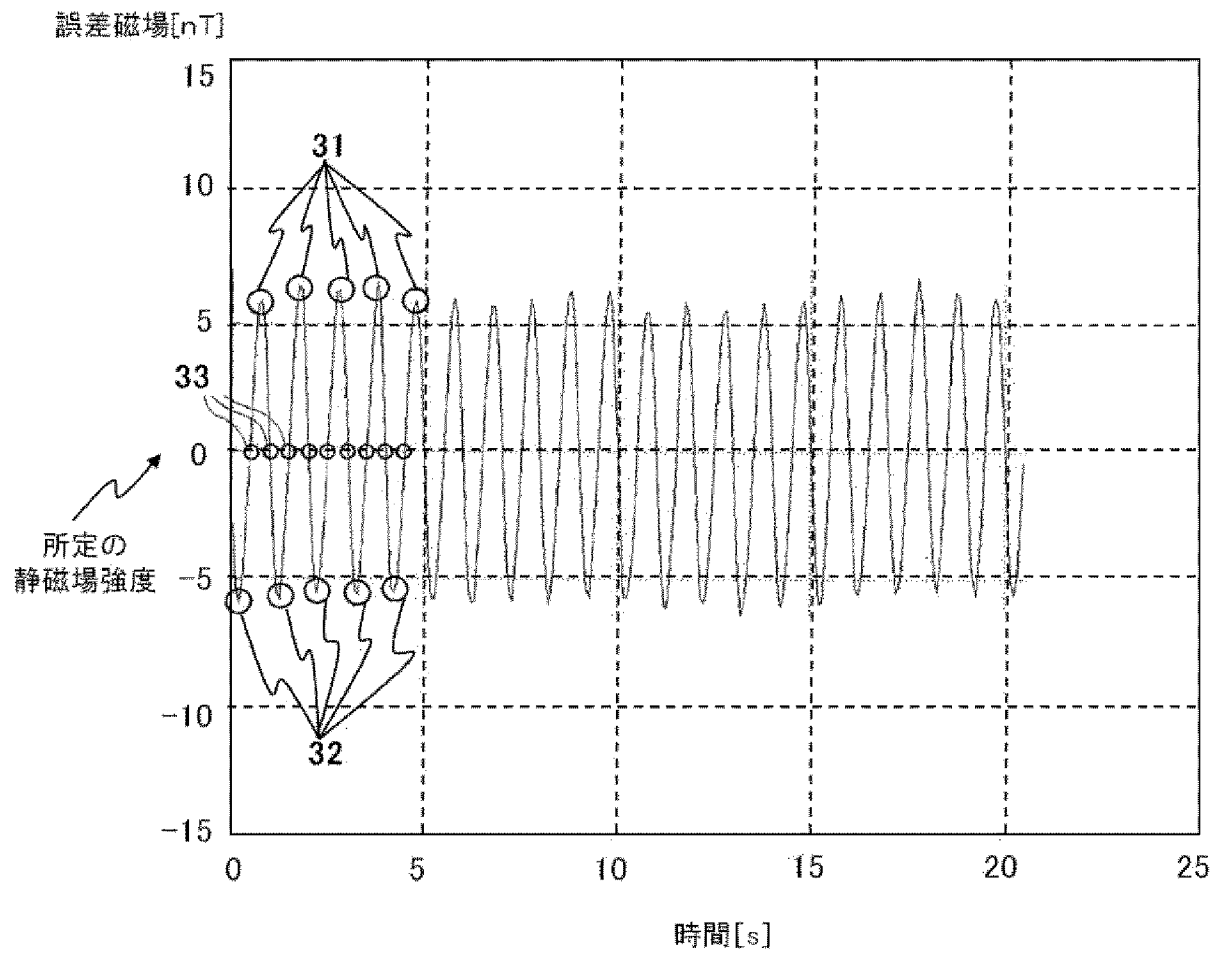
[図1]



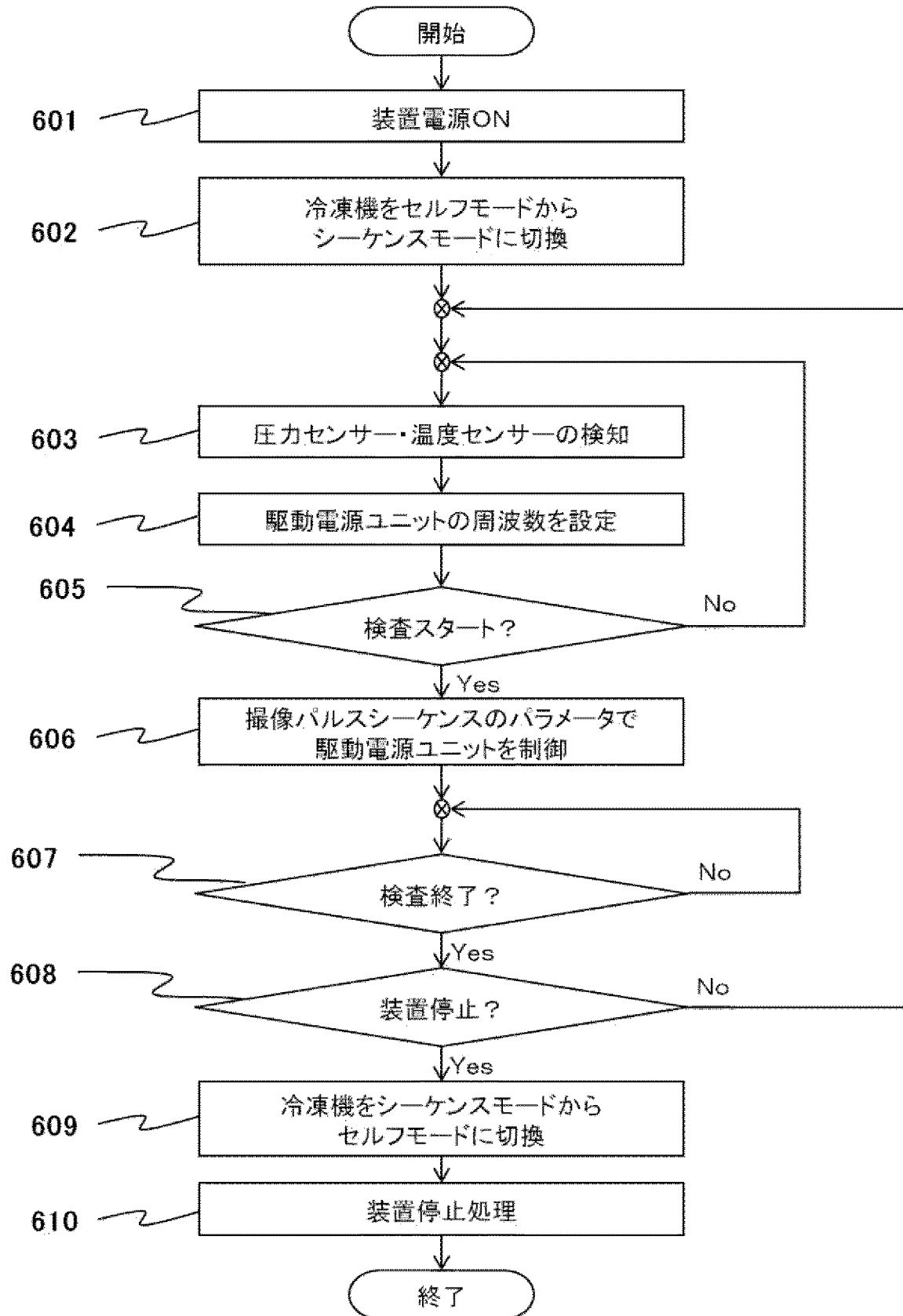
[図2]



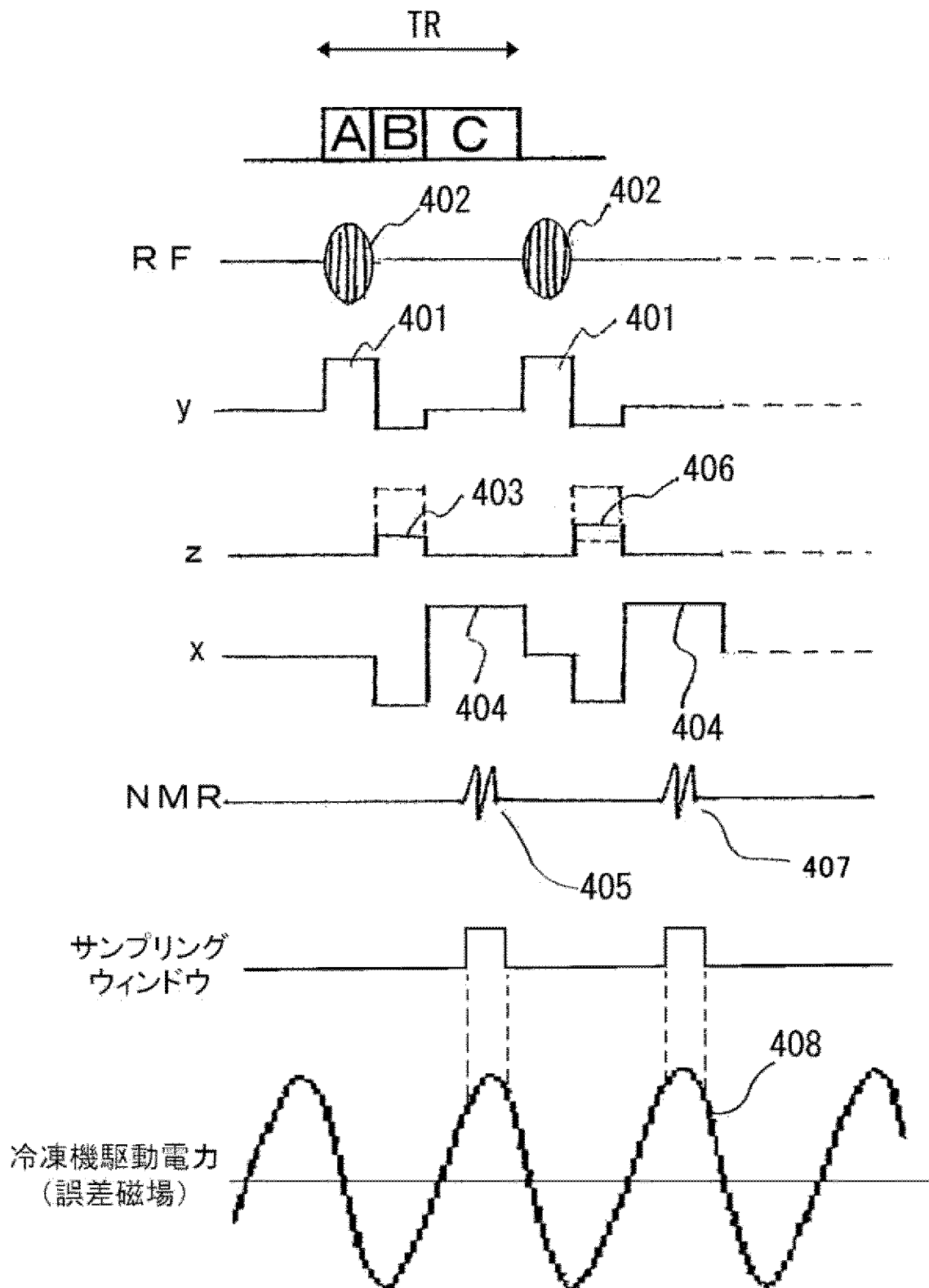
[図3]



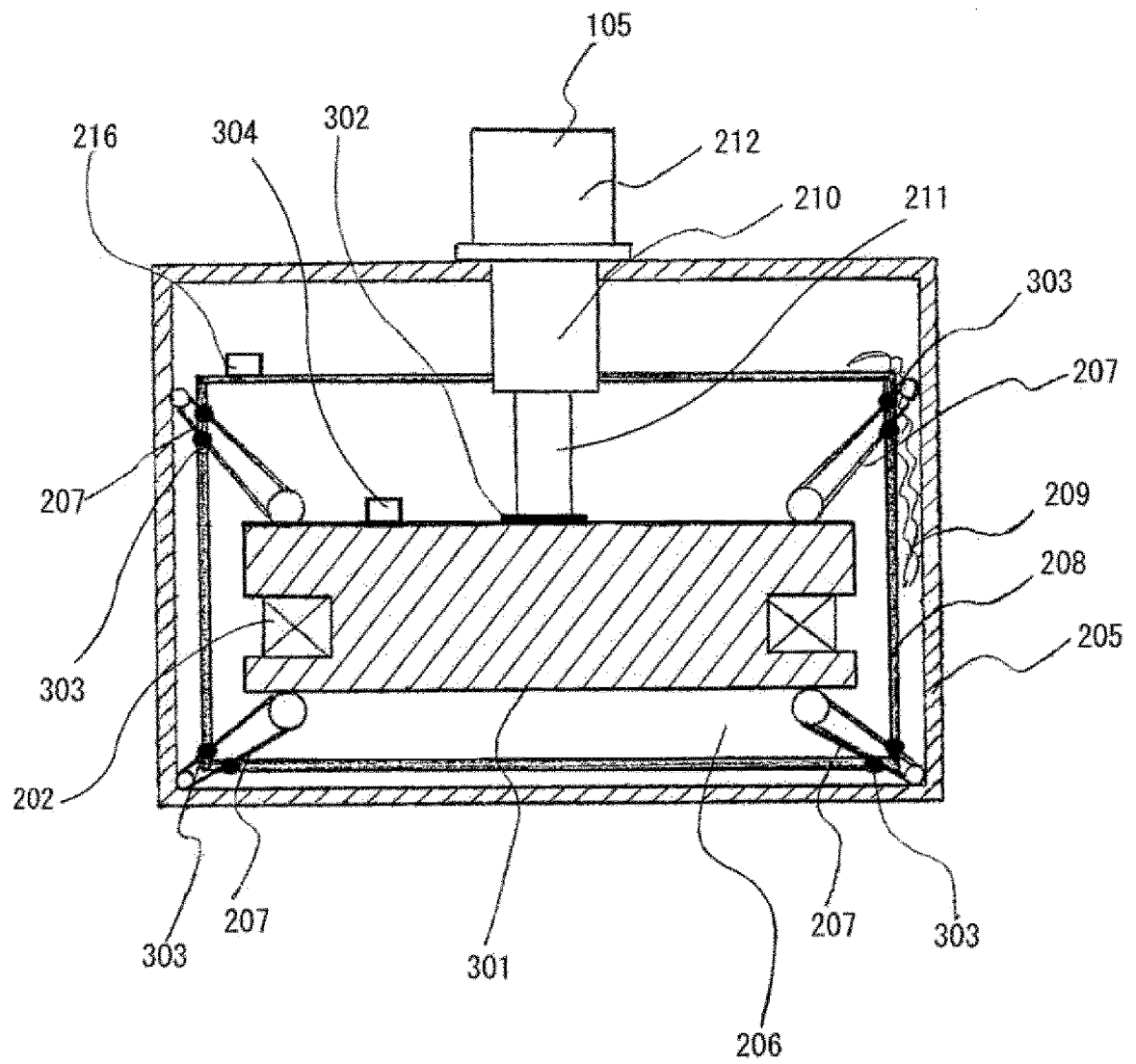
[図4]



[図5]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083409

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01)i, A61B5/05(2006.01)i, G01R33/3815(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055, A61B5/05, G01R33/3815

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2009/150576 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 17 December 2009 (17.12.2009), page 2, line 32 to page 11, line 29; fig. 1, 2 (Family: none)	1-9
A	JP 2000-175883 A (Director General of National Food Research Institute, Ministry of Agriculture, Forestry and Fisheries), 27 June 2000 (27.06.2000), paragraph [0010] (Family: none)	1-9



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

08 February 2016 (08.02.16)

Date of mailing of the international search report

23 February 2016 (23.02.16)

Name and mailing address of the ISA/

Japan Patent Office

3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,

Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083409

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-054381 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 27 March 2014 (27.03.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2001-218751 A (Hitachi Medical Corp.), 14 August 2001 (14.08.2001), entire text; all drawings & US 2001/0013778 A1	1-9
A	JP 2007-007393 A (General Electric Co.), 18 January 2007 (18.01.2007), entire text; all drawings & US 2006/0288710 A1	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, A61B5/05(2006.01)i, G01R33/3815(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/055, A61B5/05, G01R33/3815

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2009/150576 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2009.12.17, 第2頁第32行目-第11頁第29行目, 第1,2図 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2000-175883 A (農林水産省食品総合研究所長) 2000.06.27, 段落 0010 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2014-054381 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式 会社) 2014.03.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08.02.2016

国際調査報告の発送日

23.02.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

島田 保

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

4004

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2001-218751 A (株式会社日立メディコ) 2001.08.14, 全文、全図 & US 2001/0013778 A1	1-9
A	JP 2007-007393 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2007.01.18, 全文、全図 & US 2006/0288710 A1	1-9