

(43) 国際公開日
2017 年 6 月 1 日(01.06.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/090620 A1

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 国際特許分類:
 <i>A61B 5/055</i> (2006.01) <i>G01R 33/3875</i> (2006.01)
 <i>G01R 33/3815</i> (2006.01)</p> <p>(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/084625</p> <p>(22) 国際出願日: 2016 年 11 月 22 日(22.11.2016)</p> <p>(25) 国際出願の言語: 日本語</p> <p>(26) 国際公開の言語: 日本語</p> <p>(30) 優先権データ:
 特願 2015-230744 2015 年 11 月 26 日(26.11.2015) JP</p> <p>(71) 出願人: 国立大学法人京都大学(KYOTO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒6068501 京都府京都市左京区吉田本町 3 6 番地 1 Kyoto (JP). 株式会社 Kyoto Future Medical Instruments (CORPORATION KYOTO FUTURE MEDICAL INSTRUMENTS) [JP/JP]; 〒1050003 東京都港区西新橋 2 丁目 1 3 番 1 4 号 パーク虎ノ門ビル Tokyo (JP).</p> <p>(72) 発明者: 浦山 慎一(URAYAMA, Shin-ichi); 〒6068501 京都府京都市左京区吉田本町 3 6 番地</p> | <p>1 国立大学法人京都大学内 Kyoto (JP). 福山秀直(FUKUYAMA, Hidenao); 〒1050003 東京都港区西新橋 2 丁目 1 3 番 1 4 号 パーク虎ノ門ビル 株式会社 Kyoto Future Medical Instruments 内 Tokyo (JP).</p> <p>(74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所(FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).</p> <p>(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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KW, 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.</p> |
|--|--|

[續葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(54) 発明の名称：磁気共鳴イメージング装置

FIG.1

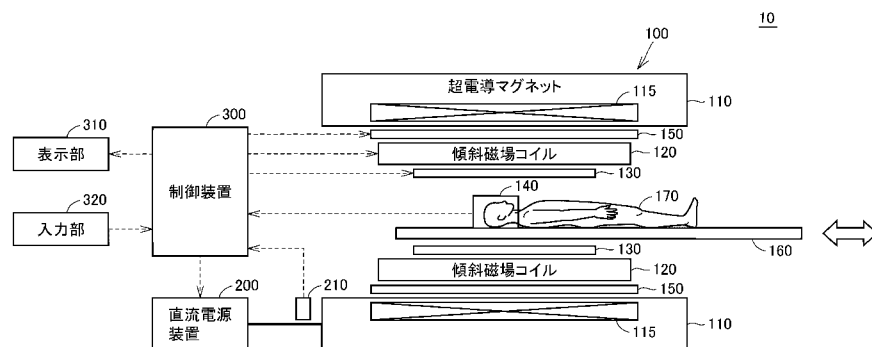


FIG. 1:
110 Superconducting magnet
120 Gradient-magnetic-field coil
200 DC power supply device
300 Control device
310 Display unit
320 Input unit

(57) Abstract: An MRI apparatus (10) includes: a superconducting coil (115) that includes a high-temperature superconducting material and that generates a static magnetic field to which a subject (170) is exposed; and a DC power supply device (200) that supplies a direct current to the superconducting coil (115). The DC power supply device (200) is configured to allow setting of a plurality of magnetic-field intensities by adjusting the amplitude of the output current that is supplied to the superconducting coil (115).

(57) 要約: M R I 装置 (1 0) は、高温超電導材料を含み被検体 (1 7 0) が曝露する静磁場を発生するための超電導コイル (1 1 5) と、超電導コイル (1 1 5) に直流電流を供給する直流電源装置 (2 0 0) とを備える。直流電源装置 (2 0 0) は、超電導コイル (1 1 5) へ供給する出力電流の大きさを調整することによって、複数の磁場強度を設定することが可能に構成される。

WO 2017/090620 A1



(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))

明 細 書

発明の名称：磁気共鳴イメージング装置

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング装置に関し、より特定的には、複数の磁場強度の設定が可能な磁気共鳴イメージング装置に関する。

背景技術

[0002] 医療分野などにおいて、核磁気共鳴現象を利用して生体内の情報を画像化し、画像化された人体の断面画像に基づいて検査や診断を行なう核磁気共鳴イメージング（Magnetic Resonance Imaging：MRI）装置が知られている。このMRI装置においては、画像の精度を向上させるために、強磁場を発生させる超電導磁石が用いられる場合がある。

[0003] 多くのMRI装置においては、磁石内の超電導コイルとして低温超電導材料が用いられる場合がある。この場合、超電導コイルを超電導温度に維持するために、液体ヘリウムが冷媒として用いられる。

[0004] しかしながら、液体ヘリウムは一般的に入手が困難であり、特に近年は価格高騰により、一層入手が困難となりつつある。また、液体ヘリウムを冷媒として用いる場合、その貯蔵や冷却設備のために、装置全体が大型化し設備コストが増大する傾向にある。

[0005] このような課題に対して、たとえば特開2009-183372号公報（特許文献1）や特開2015-167576号公報（特許文献2）のように、液体ヘリウムを冷媒とする必要のある低温超電導材料に代えて、低温超電導材料よりも臨界温度が高い高温超電導材料を用いる技術が提案されている。このような高温超電導材料を用いることで、液体ヘリウムの使用を抑制することができる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2009-183372号公報

特許文献2：特開2015-167576号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 従来のMR I装置は、その用途によって必要とされる静磁場の強度が異なり、たとえば、静磁場が1.5 T, 3 T, 7 TなどのMR I装置が知られている。すべての用途に対応する場合には、各用途に応じた個別のMR I装置を設けることが必要となるため、広い設置スペースが必要となり、また設備導入の費用が高額となってしまう。そのため、1台の設備で複数の磁場強度を発生させることのできるMR I装置の開発が望まれている。

[0008] 一般的に、磁場強度を変更するには、磁石内の超電導コイルに流れる電流を変化させることで実現可能である。しかしながら、特に液体ヘリウムを用いる低温超電導材料においては、超電導コイル内を流れる電流を変更する場合には、電流スイッチを動作させて超電導コイルに外部から電流を供給したり、超電導コイルから電流を取り出すことが必要となる。このとき、電流スイッチの動作による電流の増減によって発熱が生じるため、液体ヘリウムが消費（蒸発）されてしまう。そのため、液体ヘリウムの補充等によるコストの増加となってしまう。

[0009] また、低温超電導材料を用いた装置では、装置内の各部品の設計時に液体ヘリウム温度ぎりぎりで作動するように設計されていることが多いため、磁場変更時に大きな温度変動が生じると機器の破損につながる可能性がある。そのため、低温超電導材料を用いた装置における磁場変更は、専門技術を有する技術者以外では行なうことが困難である。

[0010] 一方で、上記の特許文献に記載されているような高温超電導材料を用いた場合、たとえば超電導材料の接続部分等において超電導状態にできない状況が発生し得るため、微小の電流損失が生じ得ることが知られている。そして、高温超電導材料を用いる場合には、この電流損失を補うために、高い安定性を有する電源装置が設けられて超電導コイルに対して電源供給がなされることが一般的である。

[0011] 本願発明者は、高温超電導材料を用いたMR I装置において、当該電源装置を調節することによって、超電導コイルで発生される磁場強度を変更できる可能性があることに着目した。

[0012] 本発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであって、その目的は、複数の磁場強度を切換えて使用できる磁気共鳴イメージング（MR I）装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0013] 本開示に係る磁気共鳴イメージング装置は、複数の磁場強度を設定することが可能であって、超電導コイルと、直流電源装置と、シムコイルとを備える。超電導コイルは、高温超電導材を含んで構成され、被検体が曝露する静磁場を発生する。直流電源装置は、超電導コイルに出力電流を供給する。直流電源装置は、超電導コイルへ供給する出力電流の大きさを調整することによって、複数の磁場強度を設定することが可能となるように構成される。シムコイルは、超電導コイルにより生成された磁場分布を補正可能に構成される。磁場分布は、複数の磁場強度の各々に対応した電流をシムコイルに供給することによって補正される。

[0014] 磁気共鳴イメージング装置は、所定周波数の励磁パルスを発生させるための送信コイルと、被検体からの磁気共鳴信号を受信するための受信コイルをさらに備える。複数の磁場強度は、第1の磁場強度および第2の磁場強度を含む。送信コイルは、第1の磁場強度に対応する第1の周波数、および第2の磁場強度に対応する第2の周波数の双方で共振するように構成される。

[0015] 好ましくは、第1および第2の磁場強度は、それぞれ1.5 Tおよび3 Tである。そして、第1の周波数は64 MHzであり、第2の周波数は128 MHzである。

[0016] 好ましくは、シムコイルに供給される電流は、複数の磁場強度の各々における磁場強度変化の主成分分析に基づいて決定される。

[0017] 好ましくは、磁気共鳴イメージング装置は、超電導コイルに供給される駆動電流を計測するための電流計測装置をさらに備える。直流電源は、電流計

測装置によって計測される駆動電流の変動に基づいて出力電流を調整する。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、複数の磁場強度を切換えて使用することができるMR I装置を提供することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本実施の形態に従うMR I装置の概略を説明するための機能ブロック図である。

[図2]異なる磁場強度のMR I装置における特徴を説明するための図である。

[図3]本実施の形態に従うMR I装置用のシムコイルの設計手法を説明するためのフローチャートである。

[図4]本実施の形態に従うMR I装置用のシムコイルへの電流供給制御を説明するためのフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

[0021] (MR I装置の説明)

図1は、本実施の形態に従う磁気共鳴イメージング(MR I)装置10の概略を説明するための機能ブロック図である。

[0022] 図1を参照して、MR I装置10は、本体装置100と、直流電源装置200と、制御装置300と、表示部310と、入力部320とを備える。本体装置100は、超電導マグネット110と、傾斜磁場コイル120と、RF送信コイル130と、RF受信コイル140と、シムコイル150とを含む。また、超電導マグネット110は、高温超電導材料(たとえばビスマス系超電導材料)で形成された高温超電導コイル115を含む。

[0023] 本実施の形態においては、MR I装置10は、いわゆるトンネル型のMR I装置である場合を例として説明する。本体装置100の高温超電導コイル115、傾斜磁場コイル120、RF送信コイル130、シムコイル150

は、概略的には円筒型の形状を有している。高温超電導コイル 115、傾斜磁場コイル 120、およびシムコイル 150 が励磁されると、空洞部（トンネル）内に磁場が発生する。

[0024] 被検者 170 は、検査用テーブル 160 上に横たえられた状態で、円筒型の本体装置 100 のトンネル内に挿入される。RF 受信コイル 140 は、被検者 170 における検査対象部位を覆うように設置される。図 1 においては、RF 受信コイル 140 は、頭部を検査する場合を例として示されているが、たとえば、検査対象部位が胴部の場合には、RF 受信コイル 140 は胴部を覆うように設置される。

[0025] 高温超電導コイル 115 は、トンネル内に空間的および時間的に均一な静磁場を生成するためのコイルである。高温超電導コイル 115 は、直流電源装置 200 から供給される電流の大きさに応じた強度の磁場（たとえば、1.5 T, 3 T, 7 T）を生成することが可能に構成されている。高温超電導コイル 115 で生じる静磁場によって、被検者 170 の検査対象部位の水素原子核の持つ核スピンを一定方向に整列させることができる。

[0026] シムコイル 150 は、高温超電導コイル 115 によって生成される静磁場を補正するための磁場を生成するためのコイルである。シムコイル 150 は、たとえば常電導材料で形成される。

[0027] MRI 装置 10 における静磁場の磁場均一性は、標準的には撮像領域内で 10 ppm 以下に抑える必要がある。しかしながら、高温超電導コイル 115 により生成される静磁場は、MRI 装置 10 に含まれる各機器や、当該装置が設置される建物の鉄筋等の構造物の影響等により少なからず歪みが生じてしまうため、一般的には、高温超電導コイル 115 のみでは均一した静磁場を得ることは困難である。そのため、シムコイル 150 を用いて、これらの影響を相殺するような磁場を形成することによって、トンネル内に発生する静磁場を均一化する。

[0028] なお、上記のような各影響要素によって生じる磁場の強度は一定ではないため、発生する異なる磁場強度を調整するために、シムコイル 150 は異な

る磁場分布を生成する複数のコイルで構成される場合がある。

[0029] 傾斜磁場コイル 120（または勾配磁場コイル）は、空間的に線形に変化する勾配磁場を形成するためのコイルである。この傾斜磁場によって、検査対象部位の水素原子核が出す信号の周波数を空間的に線形に変化させることができる。したがって、RF 受信コイル 140 によって受信される受信信号に対して位置情報を付加することができる。

[0030] RF 送信コイル 130 は、被検者 170 に対して所定の周波数の RF パルス信号を送信するためのコイルである。検査対象部位に対して RF パルス信号が照射されると、RF パルスにより与えられるエネルギーによって検査対象部位の水素原子核が励起される。そして、RF パルス信号が停止されると水素原子核が励起状態から復帰する。この励起状態から復帰する際に観測される信号が RF 受信コイル 140 にて受信される。

[0031] 上記の傾斜磁場コイル 120 によって生成される傾斜磁場のために、RF 受信コイル 140 で受信される各位置からの受信信号はその位相が異なったものとなる。そのため、印加する傾斜磁場と RF パルス信号の周波数とを適切に調整することで、得られた受信信号から当該信号を放出した水素原子核の位置を特定することができる。この受信信号を平面的あるいは三次元的に配列することによって、検査対象部位を画像化することができる。

[0032] 直流電源装置 200 は、高温超電導コイル 115 により静磁場を生成させるための電流を供給する。直流電源装置 200 から高温超電導コイル 115 に供給される直流電流は電流センサ 210 によって測定される。なお、直流電源装置 200 から出力される電流は、制御装置 300 からの信号により調整可能である。制御装置 300 は、電流センサ 210 で計測された電流値を受け、直流電源装置 200 からの出力電流が一定となるようにフィードバック制御を行なう。これにより、安定した静磁場を発生することができる。

[0033] 制御装置 300 は、入力部 320 から入力されるユーザからの情報を受ける。ユーザからの情報には、たとえば使用する磁場強度の情報、被検者 170 に関する情報などが含まれる。制御装置 300 は、磁場強度の情報に基づ

いて直流電源装置 200 から高温超電導コイル 115 に供給するための電流を制御する。

[0034] 制御装置 300 は、傾斜磁場コイル 120 およびシムコイル 150 についての励磁電流を調整する。また、制御装置 300 は、RF 送信コイル 130 に対して RF パルス信号を出力するとともに、当該 RF パルス信号に対して RF 受信コイル 140 で受信された受信信号を受ける。制御装置 300 は、この受信信号に基づいて、検査対象部位の断面を画像化し、表示部 310 に表示する。

[0035] なお、高温超電導コイルにおいては上記のように電流損失のために少なからず発熱が生じ得るため、図 1 には記載されていないが、高温超電導コイルを冷却するための冷却装置が設けられる。この場合、コイルが高温超電導材料であるため、冷媒は液体ヘリウムである必要はなく、たとえば液体窒素などのより安価で入手しやすい冷媒を用いることができる。

[0036] 図 2 は、現在医療分野で用いられている MRI 装置の、各磁場強度における特徴を説明するための図である。磁場強度としては、医療分野で多く用いられる 1.5 T, 3 T, 7 T の場合を例として説明する。また、特徴としては、S/N 比、各検査対象に対する適否が示されており、A は「非常に適している」を意味し、B は「適している」、C は「やや不適」、D は「不適」を意味している。

[0037] S/N 比については、磁場強度が大きくなるほど良くなっている。すなわち、磁場強度を大きくするほど、得られる画像品質（解像度、コントラスト）が向上する。そのため、磁場強度の高い MRI 装置は、頭部（脳内）や手足のような細かい部分を撮像する場合、あるいは、代謝情報を撮像する場合に適している。

[0038] 一方で、磁場強度の大きい MRI では、磁場強度に比例して生体内の不均一磁場が大きくなるため、不均一磁場の原因となる酸素分子が多い腹部臓器などを含む体幹部の撮像には不利になりやすい。このような部位には、磁場強度が比較的小さい MRI 装置の方が有利になる。

[0039] なお、MR I装置は強磁場を生成するため、たとえば体内にペースメーカーやインプラントなどの金属がある場合には使用できない場合が生じ得る。これは、生成される磁場強度が大きくなる場合に特に問題になりやすい。そのため、体内の金属の有無を事前に知ることができない救急対応の場合などには、磁場強度の小さいMR Iを使用することが好ましい。

[0040] このように、医療分野においては、高分解能となる磁場強度の大きいMR I装置のみが求められるのではなく、依然として磁場強度の小さいMR I装置に対するニーズも多い。そのため、検査対象部位や検査状況に応じて、異なる磁場強度を用いて撮像変化することが必要となる。

[0041] ところが、従来のMR I装置においては、使用される磁場強度は固定されているため、各用途に応じて個別のMR I装置を設けることが必要となる。そのため、複数の設備を設置するための広いスペースが必要となり、さらには設備導入の費用が高額になってしまうという問題がある。

[0042] MR I装置において磁場強度を変更するには、磁石内の超電導コイルに流れる電流を変化させることで実現することができる。しかしながら、特に液体ヘリウムを用いる低温超電導材料を用いるMR I装置においては、超電導コイル内を流れる電流を変更する場合には、永久電流スイッチと呼ばれるスイッチを動作させて超電導コイルに外部から電流を供給したり、超電導コイルから電流を取り出すことが必要となる。このとき、永久電流スイッチの動作によって発熱が生じるため、液体ヘリウムが消費（蒸発）されてしまう。そのため、液体ヘリウムの補充等によるコストの増加となってしまう、さらには急激に温度が上昇すると、爆発的に液体ヘリウムの蒸発が発生するいわゆる「クエンチ」が生じるおそれがある。

[0043] また、低温超電導材料を用いた装置では、装置内の各部品の設計時に液体ヘリウム温度ぎりぎり動作するように設計されていることが多いため、磁場変更時に大きな温度変動が生じると機器の破損につながる可能性がある。そのため、低温超電導材料を用いた装置における磁場変更はリスクを伴うものであり、専門技術を有する技術者以外では行なうことが困難である。

[0044] 一方で、図1に示した本実施の形態に係るMR装置10のように高温超電導コイル115を用いる場合、液体ヘリウムを用いる必要はなくなるが、たとえば超電導材料の接続部分等において超電導状態にできない状況が発生するため、微小の電流損失が生じ得る。そのため、本実施の形態に係るMR装置10では、直流電源装置200を設けて、高温超電導コイル115に対して電源供給を行なうことで、均一な静磁場を安定的に発生させる構成となっている。

[0045] そして、本実施の形態に係るMR装置10においては、入力部320からの設定により直流電源装置200から高温超電導コイル115に供給する電流を変化させることによって、1台のMR装置10によって異なる磁場強度を発生させることができる。

[0046] 発生する磁場強度が変化すると、それに応じてRF送信コイル130によって送信するRFパルス信号の周波数を変更させる必要がある。本実施の形態に係るMR装置10においては、RF送信コイル130は、使用される磁場強度に対応した複数の周波数で共振するように構成されている。たとえば、使用される磁場強度が1.5Tと3Tである場合には、RF送信コイル130は、1.5Tの磁場強度に対応した周波数である64MHzと、3Tの磁場強度に対応した周波数である128MHzで共振するように構成される。このように、複数の周波数で共振するようにRF送信コイル130を設計することによって、磁場強度の変更に対応してRF送信コイルの交換を抑制することができる。なお、3つ以上の磁場強度が切換可能とされる場合には、それらの磁場強度に対応した周波数で共振するようにRF共振コイルを設計することが好ましい。

[0047] また、超電導マグネット110で生成される静磁場の磁場強度が変化すると、当該静磁場に対する周囲からの影響（歪み）も変化し得る。そのため、本実施の形態に係るMR装置10においては、各磁場強度に適合されたシムコイル150が設けられる。なお、シムコイル150は複数のシムコイルから構成されており、当該複数のシムコイルの組合せによって静磁場を補正

するように構成される。そのため、一部のシムコイルについては、異なる磁場強度においても共通に使用される場合がある。

[0048] 以上のように、本実施の形態に係るMR I装置10においては、超電導マグネット110に高温超電導コイル115を用いることにより液体ヘリウムを使用しないようにするとともに、静磁場を保持するための直流電源装置200の出力電流を変化させることによって、1台のMR I装置で異なる磁場強度を発生させることができるように構成されている。これによって、設備の小型化および省スペース化を実現することができるとともに、MR I装置の台数を削減できるためトータルコストを削減することが可能となる。

[0049] また、RF送信コイルを、使用する複数の磁場強度に適合したそれぞれの周波数で共振するように設計することで、磁場強度の変更を容易にすることが可能となる。

[0050] さらに、高温超電導材料で形成された超電導コイルを用い、直流電源装置の電流を変更することによって磁場強度を変更させることができるので、一般的な超電導マグネットの場合と比較して、磁場強度の変更に伴うリスクを低減でき、磁場強度の変更を容易に行なうことが可能になる。そのため、各医療機関において、たとえば曜日ごとに磁場強度の変更を行なうなど、頻繁に磁場強度を変更することが可能となる。

[0051] (シムコイルの設計方法)

本実施の形態に係るMR I装置においては、1台のMR I装置で複数の磁場強度を生成することができるが、磁場強度が異なると不均一磁場の程度や分布が変化するため、磁場強度に対応したシムコイルの設定が必要となる。

[0052] ここで、本実施の形態のように磁場強度が可変である場合には、鉄シムのような固定的な補正磁場では十分に補正することができず、シムコイルを用いて補正磁場も可変とすることが必要となる。この場合、大きな磁場補正のために、シムコイル自体の抵抗値の上昇やシムコイルに流れる電流量が増加してしまい、結果としてシムコイルによる発熱量が増加してしまう。

[0053] 発生した熱は冷却装置の冷媒により冷却されるが、冷却配管の設置および

冷却効率の観点からは、発熱箇所を局所的に集中させることが好ましい。

[0054] そこで、本実施の形態においては、使用するシムコイルを、強い補正磁場を生成するための「高発熱系シムコイル」と、微調整用の弱い補正磁場を生成するための「低発熱系シムコイル」とに分けることにより、シムコイルの冷却効率を向上させる。

[0055] 以下、上記の「高発熱系シムコイル」および「低発熱系シムコイル」の設計手法について図3のフローチャートを用いて説明する。

[0056] MR I 装置は、設置場所ごとに外部からの磁場への影響が異なるため、シムコイルの設計にあたっては、所望の設置場所へのMR I 装置の設置が完了した状態で図3のフローチャートに従って設計を行なう場合がある。

[0057] 図3を参照して、MR I 装置で設定可能な所定の各磁場強度 b （たとえば、1.5 Tおよび3 T）を発生させている状態において、検査領域内の複数の測定箇所の磁場強度を複数回計測する（ステップS100）。この時の測定された磁場強度を $B_{b,n}$ と表す。ここで、 n は測定回数（ $1 \leq n \leq N$ ）を表し、 N は総測定回数を示す。また、 B は M 次元ベクトルであり、 M は総測定点数を表している。

[0058] 次に計測した $B_{b,n}$ とその平均磁場からの磁場強度変化 $\Delta B_{b,n}$ を以下の式（1）のように演算する（ステップS110）。

$$[0059] \quad \Delta B_{b,n} = B_{b,n} - (\sum_b B_{b,n}) / N \quad \cdots \quad (1)$$

そして、得られた磁場強度変化 $\Delta B_{b,n}$ を M 次元空間上の N 点の集合と考え、主成分分析を行なう（ステップS120）。

[0060] 次に、主成分分析によって得られた第 K 主成分の累積寄与率が、所定のしきい値 T_1 以下であるか否かを判定する（ステップS130）。第 K 主成分の累積寄与率がしきい値 T_1 以下の場合（ステップS130にてYES）は、当該主成分が表す磁場分布を形成するために比較的大きな電流をシムコイルに流すことが必要になるため、当該シムコイルを高発熱系シムコイルとして設計する（ステップS140）。

[0061] 一方、第 K 主成分の累積寄与率がしきい値 T_1 より大きい場合（ステップ

S 1 3 0 にて N O) は、次に第 K 主成分の累積寄与率が、所定のしきい値 T_2 以下 ($T_1 < T_2$) であるか否かを判定する (ステップ S 1 5 0)。

[0062] 累積寄与率がしきい値 T_2 以下の場合 (ステップ S 1 5 0 にて Y E S) は、当該主成分が表す磁場分布を形成するためには比較的低い電流をシムコイルに流せばよいため、当該シムコイルを低発熱系のシムコイルとして設計する。一方、累積寄与率がしきい値 T_2 よりも大きい場合 (ステップ S 1 5 0 にて N O) は、当該主成分が表す磁場分布については補正の必要がないものと判断することができる。

[0063] ステップ S 1 2 0 の主成分分析の結果から得られる各主成分に対して、ステップ S 1 3 0 ~ S 1 6 0 までの手順を行ない、各主成分が表す磁場分布を形成するためのシムコイルを、高発熱系シムコイルまたは低発熱系シムコイルに分類して設計する。なお、得られた主成分に基づいたコイルの設計手法については、公知の手法を用いることができる。

[0064] このような手順に従ってシムコイルを設計することによって、必要となるシムコイルの数を低減でき、かつ、発熱箇所を局所的に集中させることができる。そのため、シムコイルを冷却するための冷却系をシンプル化し、冷却効率を向上させることができる。

[0065] (シムコイルへの電流供給制御)

次に、上記のように設計されたシムコイルに供給する電流を決定する手法について説明する。

[0066] 可変磁場を形成するための超電導マグネットで生成される磁場の不均一性および不安定性 (すなわち、磁場の時空間変化) は、静磁場強度変更起因する磁場強度変化 ΔB_f 、超電導マグネットの駆動電流の不安定性に起因する磁場強度変化 ΔB_o 、磁場変更直後の長周期リップルノイズに起因する磁場強度変化 ΔB_r 、および遮蔽電流に起因する磁場強度変化 ΔB_e の、4 つの磁場強度変化の時空間の関数の加算によりモデル化することができる。

[0067] 静磁場強度変更起因する磁場強度変化 ΔB_f は、磁場強度を変更した場合に、マグネットの製作誤差や電磁力による変形などのマグネット内部の構造

や周囲環境に起因して生じる磁場強度変化である。そのため、磁場強度を固定している間の時間変動は発生しない。

[0068] 駆動電流の不安定性に起因する磁場強度変化 ΔB_0 は、マグネットの駆動電流を供給する直流電源装置の不安定性によって駆動電流が変動することに起因して生じる磁場強度変化である。当該磁場強度変化 ΔB_0 の空間的なパターンは基本的には一定であるが、その大きさや向き（符号）については、駆動電流の変動に相関している。

[0069] 長周期リップルノイズに起因する磁場強度変化 ΔB_r は、磁場変更プロセスを終了した直後から始まり、マグネットの特性から定まる特定の周期で振動しながら単調に減衰する磁場強度変化である。この磁場強度変化 ΔB_r は、時間と空間の関数であり、時間的および空間的位置に応じて変動する。

[0070] 遮蔽電流に起因する磁場強度変化 ΔB_0 は、生成される静磁場を抑制する方向に生じる磁場強度変化であり、磁場変更プロセスの開始直後から非常に遅い速度で単調に減少する特性を有している。この磁場強度変化 ΔB_0 も時間と空間の関数であり、時間的および空間的位置に応じて変動する。

[0071] ここで、磁場強度変化 ΔB_r および磁場強度変化 ΔB_0 については、直流電源装置のインピーダンスを調整してマグネットに適合させたり、磁場変更時の電流調整を適切に行なうことによって、ある程度は低減することが可能である。

[0072] また、磁場強度変化 ΔB_f 、磁場強度変化 ΔB_r および磁場強度変化 ΔB_0 は、比較的再現性が高いため、事前に測定した磁場の時空間変化のデータを解析することによって推定することが可能である。磁場強度変化 ΔB_f については、磁場変更プロセスの開始から十分に時間が経過し、磁場強度変化 ΔB_r および磁場強度変化 ΔB_0 が減衰した後に、十分に多くの測定から算出した磁場強度を平均化することによって磁場強度変化 ΔB_0 の影響を排除することによって推定することができる。

[0073] 磁場強度変化 ΔB_r については、リップルの振動周波数を特定することによって推定することができる。さらに、磁場強度変化 ΔB_0 は、磁場強度変化 Δ

B_r に比べて減衰速度が十分に遅くかつ変化が大きいので、磁場測定を長時間行なうことによって推定することができる。

[0074] なお、磁場強度変化 ΔB_o については、駆動電流の不規則な変動によって生じるため再現性が低くランダムに変動する。しかしながら、上記のように空間的なパターンが一定であるため、磁場強度変化 ΔB_r を測定する際に空間パターンを予め推定しておくことで、リアルタイムで測定した駆動電流から推定することが可能である。

[0075] 以上のように4つの磁場強度変化が推定されると、これらの磁場強度変化を、上述のシムコイル設計手法の際に示した主成分で分解することによって、複数のシムコイルによって4つの磁場強度変化を補正するのに必要な電流値 I_f 、 I_o 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ の組合せを演算により求める。ここで電流値 I_f 、 I_o 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ の各々は、シムコイルと同じ数の要素を含むベクトルである。たとえば、 k 番目のシムコイルに1 Aの電流を流した時に発生する磁場分布を b_k とした場合には、磁場強度変化 ΔB は、 $\Delta B = I_k b_k$ と表すことができる。

[0076] 上述のように、磁場強度変化 ΔB_f 、磁場強度変化 ΔB_r および磁場強度変化 ΔB_o については、事前の測定に基づいて予め推定可能であるため、電流値 I_f 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ についても予め算出することが可能である。電流値 I_o については、電流センサによって計測した駆動電流から算出することができるので、事前に求めた電流値 I_f 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ と、駆動電流から算出した電流値 I_o を合算することによって、各シムコイルに必要とされる電流を決定することができる。

[0077] 図4は、上記の手順を表したフローチャートである。図4において、ステップS200～S240については、設備導入の際の調整時等のタイミングで、予めオフラインで処理が行なわれ、得られた電流値 I_f 、 I_o 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ は制御装置に含まれる記憶部に記憶される。ステップS250については、記憶された電流値 I_f 、 $I_r(t)$ 、 $I_e(t)$ と電流センサで計測される駆動電流から定まる電流値 I_o に基づいて、オンラインにて処理され

る。

- [0078] ステップS200において、磁場強度 b を変更したときの磁場強度の時間的変化 $B_b(t)$ および駆動電流の時間的変化 $I_o(t)$ を測定し、その測定データを制御装置内の記憶部に記憶する。
- [0079] 次に、記憶された磁場強度の時間的変化 $B_b(t)$ のデータをフーリエ変換することによって、リップルノイズに起因する磁場強度変化 ΔB_r を推定する(ステップS210)。
- [0080] ステップS220においては、記憶された磁場強度の時間的変化 $B_b(t)$ のデータからステップS210で推定した磁場強度変化 $\Delta B_r(t)$ を分離したデータに平滑化処理を施し、収束後の磁場分布を磁場強度変化 ΔB_f と推定するとともに、収束までの変動を磁場強度変化 $\Delta B_o(t)$ として推定する。
- [0081] そして、記憶された磁場強度の時間的変化 $B_b(t)$ から、ステップS210, S220で推定された磁場強度変化 $\Delta B_r(t)$, ΔB_f , $\Delta B_o(t)$ を分離したデータから、記憶された駆動電流の時間的変化 $I_o(t)$ に対応する変動を磁場強度変化 ΔB_o として分離する(ステップS230)。
- [0082] ステップS240にて、磁場強度変化 $\Delta B_r(t)$, ΔB_f , $\Delta B_o(t)$, ΔB_o の各々を、シムコイル設計時の主成分で分解することで、電流値 $I_r(t)$, I_f , $I_o(t)$, I_o を算出し、得られた電流値を記憶部に記憶する。ここまでのステップは、オフラインで実施される。
- [0083] そして、実際にMRI装置を運転する場合には、記憶された電流値 $I_r(t)$, I_f , $I_o(t)$ と、電流センサで計測された実際に超電導マグネットに供給される駆動電流 I_o とを合算することによって、各シムコイルに対して供給すべきトータル電流を算出し、算出した電流を各シムコイルに供給する。
- [0084] 以上のような処理を行なうことによって、設計したシムコイルに対して適切な電流を供給することが可能となる。
- [0085] 今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての

変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0086] 10 MRI装置、100 本体装置、110 超電導マグネット、115 高温超電導コイル、120 傾斜磁場コイル、130 RF送信コイル、140 RF受信コイル、150 シムコイル、160 検査用テーブル、170 被検者、200 直流電源装置、210 電流センサ、300 制御装置、310 表示部、320 入力部。

請求の範囲

- [請求項1] 複数の磁場強度を設定することが可能な磁気共鳴イメージング装置であって、
- 高温超電導材を含み、被検体が曝露する静磁場を発生するための超電導コイルと、
- 前記超電導コイルに直流電流を供給する直流電源装置と、
- 前記超電導コイルにより生成された磁場分布を補正可能なシムコイルとを備え、
- 前記直流電源装置は、前記超電導コイルへ供給する出力電流の大きさを調整することによって、複数の磁場強度を設定することが可能に構成され、
- 前記磁場分布は、前記複数の磁場強度の各々に対応した電流を前記シムコイルに供給することによって補正される、磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 所定周波数の励磁パルスを発生させるための送信コイルと、
- 被検体からの磁気共鳴信号を受信するための受信コイルをさらに備え、
- 前記複数の磁場強度は、第1の磁場強度および第2の磁場強度を含み、
- 前記送信コイルは、前記第1の磁場強度に対応する第1の周波数、および前記第2の磁場強度に対応する第2の周波数で共振するように構成される、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 前記第1および第2の磁場強度は、それぞれ1.5 Tおよび3 Tであり、
- 前記第1の周波数は64 MHz、前記第2の周波数は128 MHzである、請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項4] 前記シムコイルに供給される電流は、前記複数の磁場強度の各々における磁場強度変化の主成分分析に基づいて決定される、請求項1～

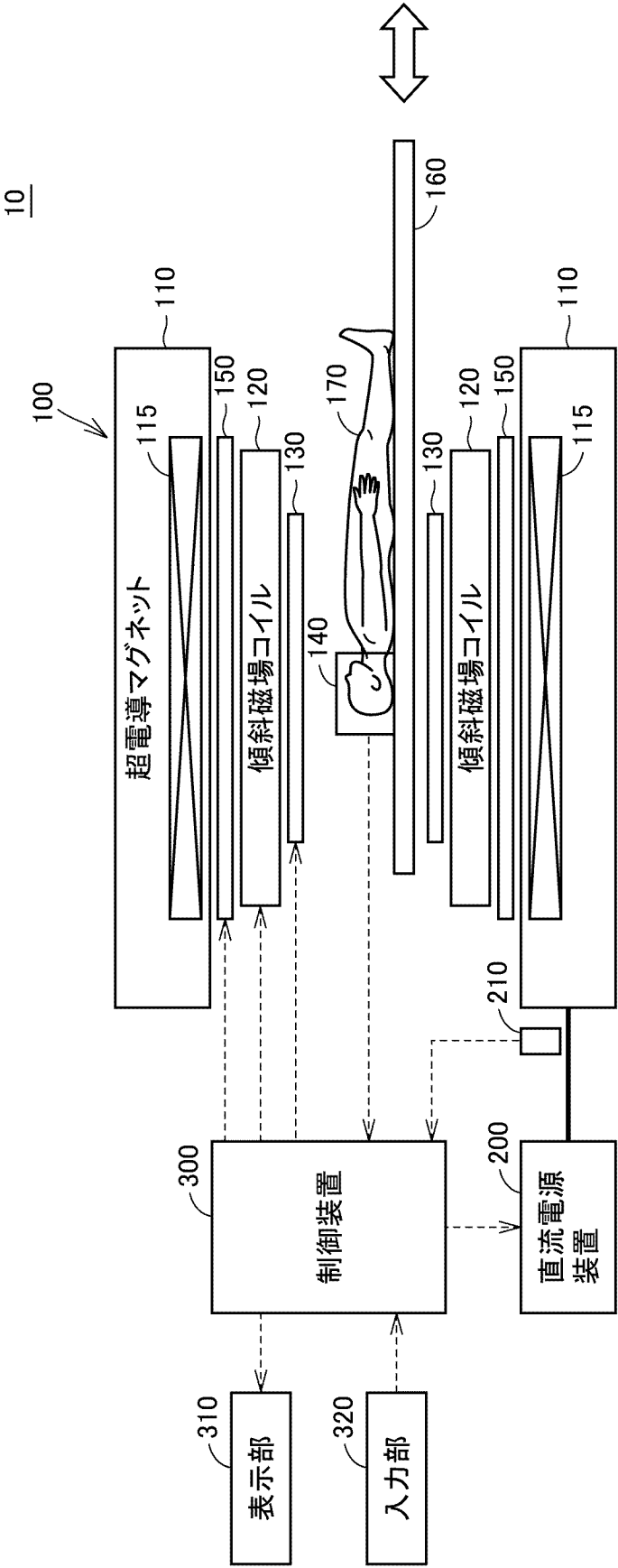
3 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5] 前記超電導コイルに供給される駆動電流を計測するための電流計測装置をさらに備え、

前記直流電源装置は、前記電流計測装置によって計測される駆動電流の変動に基づいて、前記出力電流を調整する、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

[図1]

FIG.1



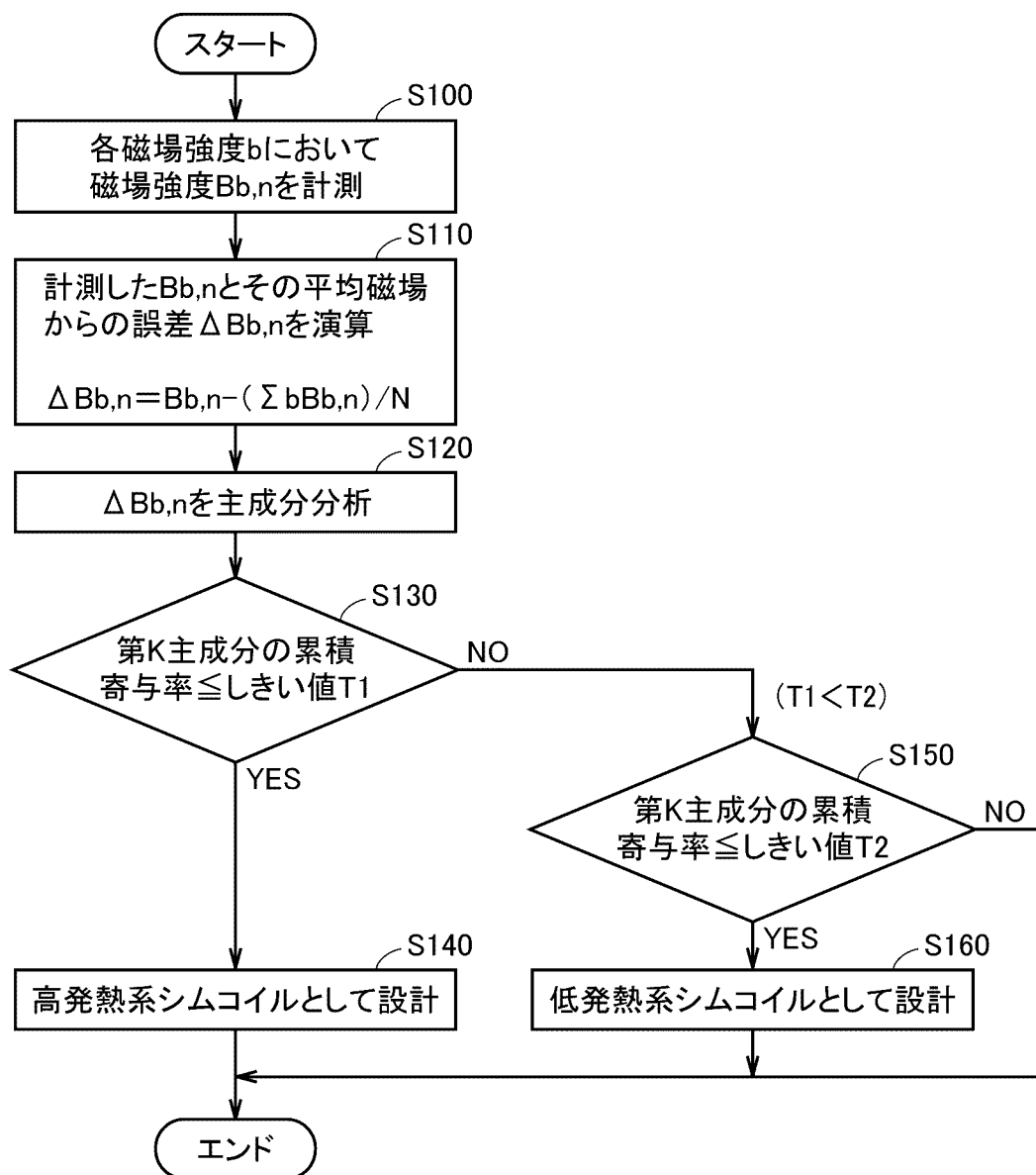
[図2]

FIG.2

磁場強度	S/N	頭部・四肢	体幹部	救急対応	インプラント	代謝情報
1.5T	C	B	A	B	B	D
3T	B	B	C	D	C	C
7T	A	A	D	D	D	B

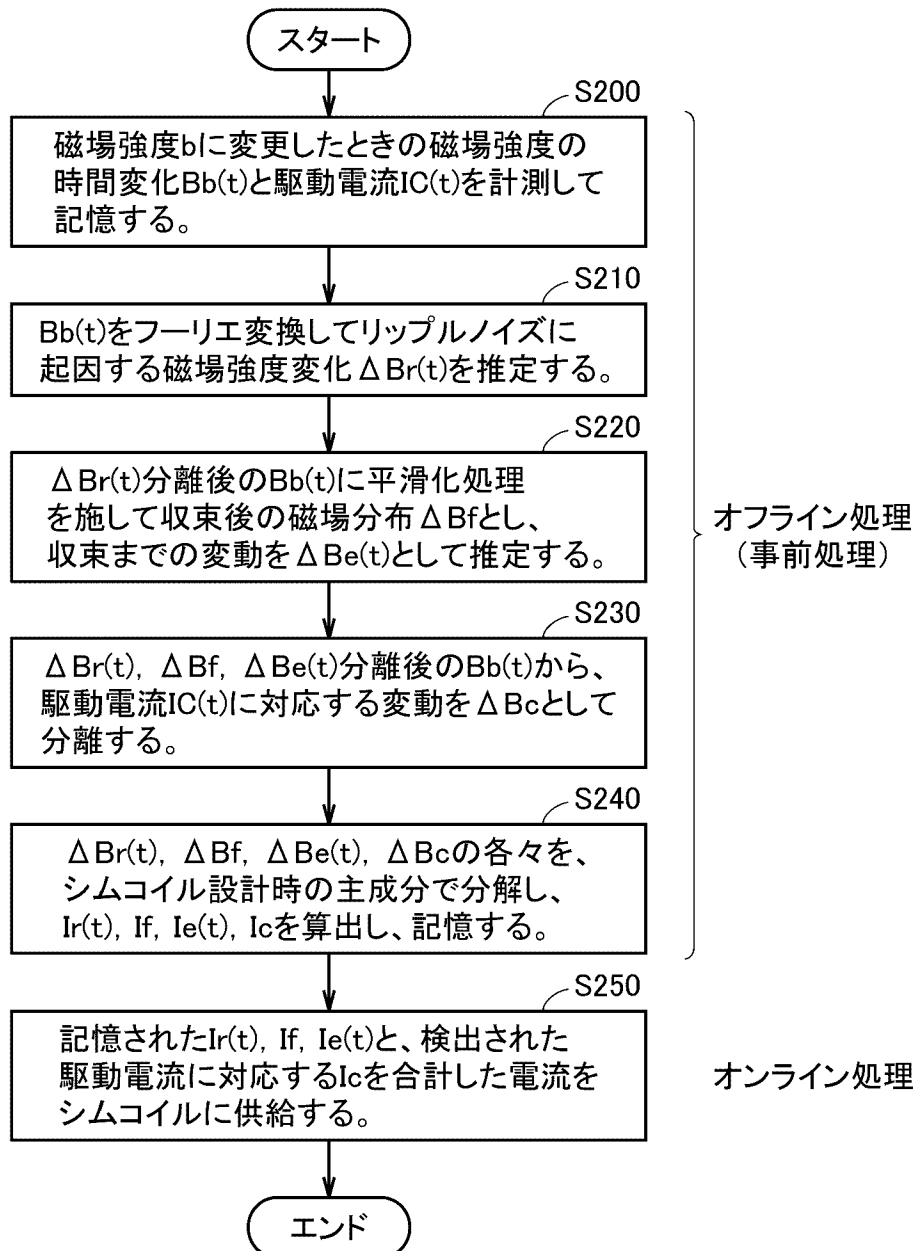
[図3]

FIG.3



[図4]

FIG.4



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/084625

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01)i, G01R33/3815(2006.01)i, G01R33/3875(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, G01R33/3815, G01R33/3875

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2015/133352 A1 (Hitachi Medical Corp.), 11 September 2015 (11.09.2015), paragraphs [0030] to [0033], [0065] to [0070] (Family: none)	1-5
Y	WO 2014/199793 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 December 2014 (18.12.2014), paragraphs [0051] to [0068] (Family: none)	1-5
Y	JP 1-236043 A (Hitachi Medical Corp.), 20 September 1989 (20.09.1989), page 2, upper left column, line 18 to lower left column, line 12 (Family: none)	2-3

☒ 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
07 February 2017 (07.02.17)

Date of mailing of the international search report
21 February 2017 (21.02.17)

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/JP2016/084625

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 7-148142 A (Siemens AG.), 13 June 1995 (13.06.1995), claim 3 & US 5592091 A & DE 4333440 C1	4

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, G01R33/3815(2006.01)i, G01R33/3875(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, G01R33/3815, G01R33/3875

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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)

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
Y	W0 2015/133352 A1 (株式会社日立メディコ) 2015.09.11, 段落[0030]-[0033], [0065]-[0070] (ファミリーなし)	1-5
Y	W0 2014/199793 A1 (株式会社日立メディコ) 2014.12.18, 段落[0051]-[0068] (ファミリーなし)	1-5

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

07.02.2017

国際調査報告の発送日

21.02.2017

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)

原 俊文

2 U

4 0 7 8

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y	JP 1-236043 A (株式会社日立メディコ) 1989.09.20, 第2頁左上欄第18行-左下欄第12行 (ファミリーなし)	2-3
Y	JP 7-148142 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 1995.06.13, 請求項3 & US 5592091 A & DE 4333440 C1	4