

(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2015-145853

(P2015-145853A)

(43) 公開日 平成27年8月13日(2015.8.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 R 33/465 (2006.01)	GO 1 N 24/08 5 1 0 Q	
GO 1 R 33/48 (2006.01)	GO 1 N 24/08 5 1 0 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-19225 (P2014-19225)
 (22) 出願日 平成26年2月4日(2014.2.4)

(71) 出願人 500445000
 株式会社エム・アール・テクノロジー
 茨城県つくば市千現2-1-6-B5
 (74) 代理人 100087479
 弁理士 北野 好人
 (72) 発明者 拝師 智之
 茨城県つくば市千現2-1-6-B5 株
 株式会社エム・アール・テクノロジー内

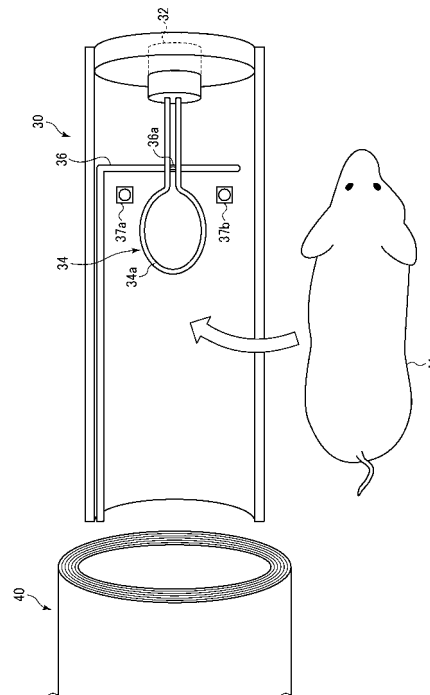
(54) 【発明の名称】 画像撮像ユニット及び画像撮像ユニットの駆動方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 人間に対する機能MRIのような高度な撮像を行うことができる画像撮像ユニット及び画像撮像ユニットの駆動方法を提供する。

【解決手段】 画像撮像ユニットは、勾配磁場を発生させる中空円筒の勾配磁場コイル40と、勾配磁場コイル40の中央の穴に収納され、撮像対象である生体マウスMを収容するための収容部30と、収容部30に設けられ、収容された生体マウスMの表面近傍に位置する検出コイル34と、収容部30に設けられ、生体マウスMが噛み付くための噛み付き棒36とを有し、噛み付き棒36は、液体又は気体を通すことができる銅管により形成され、生体マウスMが噛み付く噛み付き棒36の噛み付き箇所には穴36aが開けられている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、
 前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象である生体マウスを収容するための収容部と、
 前記収容部に設けられ、収容された前記生体マウスの表面近傍に位置する検出コイルと、
 前記収容部に設けられ、前記生体マウスが噛み付くための噛み付き棒とを有し、
 前記噛み付き棒は、液体又は気体を通すことができる銅管により形成され、
 前記生体マウスが噛み付く前記噛み付き棒の噛み付き箇所には穴が開けられている画像撮像検出部
 を有することを特徴とする画像撮像ユニット。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の画像撮像ユニットにおいて、
 前記生体マウスにより操作可能なスイッチを更に有することを特徴とする画像撮像ユニット。

【請求項 3】

勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、
 前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象である生体マウスを収容するための収容部と
 を有する画像撮像検出部
 を有する画像撮像ユニットであって、
 前記勾配磁場コイルは、
 第 1 の層に配置され、第 1 の方向で磁束密度が変化する第 1 の傾斜磁場を生成する中空円筒形の第 1 の勾配磁場コイルと、
 前記第 1 の層とは異なる第 2 の層に配置され、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向で磁束密度が変化する第 2 の傾斜磁場を生成する中空円筒形の第 2 の勾配磁場コイルとを有し、
 前記第 1 の勾配磁場コイルの戻り線が、前記第 2 の層に配置されており、
 前記第 1 の勾配磁場コイル及び前記第 2 の勾配磁場コイルのうち、Z 軸の方向で磁束密度が変化する勾配磁場コイルの渡線と戻り線が、収容される前記生体マウスの下顎側を通過する位置に配置されている
 ことを特徴とする画像撮像ユニット。

20

30

【請求項 4】

請求項 3 記載の画像撮像ユニットにおいて、
 前記勾配磁場コイルの最内層には、Z 軸方向の磁束密度が変化する勾配磁場を生成するための Z 軸勾配磁場コイルが設けられている
 ことを特徴とする画像撮像ユニット。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 記載の画像撮像ユニットにおいて、
 前記勾配磁場コイルは、
 第 1 の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第 1 の勾配磁場コイルと、
 前記第 1 の勾配磁場コイルの外側に設けられ、第 2 の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第 2 の勾配磁場コイルとを有し、
 前記第 1 の勾配磁場コイルの最内層には、Z 軸方向の磁束密度が変化する勾配磁場を生成するための Z 軸勾配磁場コイルが設けられており、
 前記第 2 の勾配磁場コイルの最外層には、Z 軸方向の磁束密度が変化する勾配磁場を生成するための Z 軸勾配磁場コイルが設けられている
 ことを特徴とする画像撮像ユニット。

40

【請求項 6】

50

第1の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第1の勾配磁場コイルと、前記第1の勾配磁場コイルの外側に設けられ、第2の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第2の勾配磁場コイルとを有し、前記第2の勾配磁場コイルの電流密度は前記第1の勾配磁場コイルの電流密度よりも小さい中空円筒形の勾配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象を収容するための収容部とを有する画像撮像検出部を有する画像撮像ユニットの駆動方法であって、

前記第2の勾配磁場コイルによる第2の勾配磁場が、前記第1の勾配磁場コイルによる第1の勾配磁場とは同じ方向になるように、前記第1の勾配磁場コイルと前記第2の勾配磁場コイルに電流を流す

ことを特徴とする画像撮像ユニットの駆動方法。

10

【請求項7】

勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象を収容するための収容部と、前記収容部に設けられ、収容された撮像対象の表面近傍に位置する表面検出コイルとを有する画像撮像検出部を有する画像撮像ユニットの駆動方法であって、

前記撮像対象からの画像信号強度が最大となるように前記検出コイルの送信電力を設定する

ことを特徴とする画像撮像ユニットの駆動方法。

【請求項8】

請求項7記載の画像撮像ユニットの駆動方法において、

20

前記撮像対象により引き起こされる静磁場の不均一性を解消するために、前記勾配磁場コイルにバイアス電流を印加する

ことを特徴とする画像撮像ユニットの駆動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像撮像ユニット及び画像撮像ユニットの駆動方法に関し、特に、核磁気共鳴現象を利用して小動物の内部の状態を撮像する画像撮像ユニット及び画像撮像ユニットの駆動方法に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、核磁気共鳴(NMR:Nuclear Magnetic Resonance)現象を利用して小動物の内部の情報を画像にする核磁気共鳴画像法(MRI:Magnetic Resonance Imaging)によるMRI画像撮像装置が注目されている。

【0003】

人間を撮像対象とする臨床用MRI装置は医学分野において広く普及している。ラットやサルなどの中小型動物を撮像対象とするMRI装置においても、人間に対する臨床用MRI装置と同様の横型MRI装置が一般的である。横型MRI装置は特に超電導磁石が大型で高価であるため、中小型動物を対象とするMRI装置としては広く普及するには至っていない。

40

【0004】

簡便なMRI画像撮像装置として、臨床用MRI装置の静磁場を借用するNMRマイクロスコープ(MRM)装置が知られている。MRM装置においてコストの大部分を占める高磁場の超電導磁石を必要としないので安価に高空間分解能を達成するNMRマイクロスコープ(MRM)装置を実現することができる(特許文献1参照)。

【0005】

また、既設のNMR装置を活用したMRI装置により生体マウスを撮像する研究が行われている(非特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0006】

【特許文献1】特開2000-51174号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】拝師智之、久恒辰博、巨瀬勝美、阿部欣史、富樫数馬、「既設のNMR装置を活用したMRMICSによる600MHzでの生体マウス撮像の初期検討」、第17回NMRマイクロイメージング研究会(2013年8月2日)講演要旨集、第21~24頁

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0008】

このように、マウス等の小動物を撮像対象とする専用のMRI画像撮像装置は、撮像対象が小動物であっても、臨床用MRI装置と同様な構造を必要とし、また、マウスと人体の体重比が千分の一よりも小さいために、7T以上の高い静磁場強度と40mT/m以上の強い勾配磁場強度を必要とし、大型で高価なものとなっている。

【0009】

また、臨床用MRI装置の静磁場を借用するNMRマイクロスコープ装置は比較的安価で実現できるものの、臨床用MRI装置の静磁場強度は小動物の撮像のためには低く適していない。

【0010】

20

また、撮像対象であるマウス等の小動物に対しても、人間に対する機能MRIのような高度な撮像が行えることが期待されている。

【0011】

本発明の目的は、人間に対する機能MRIのような高度な撮像を行うことができる画像撮像ユニット及び画像撮像ユニットの駆動方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の一態様による画像撮像ユニットは、勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象である生体マウスを収容するための収容部と、前記収容部に設けられ、収容された前記生体マウスの表面近傍に位置する検出コイルと、前記収容部に設けられ、前記生体マウスが噛み付くための噛み付き棒とを有し、前記噛み付き棒は、液体又は気体を通すことができる銅管により形成され、前記生体マウスが噛み付く前記噛み付き棒の噛み付き箇所には穴が開けられている画像撮像検出部を有することを特徴とする。

30

【0013】

本発明の一態様による画像撮像ユニットは、勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象である生体マウスを収容するための収容部とを有する画像撮像検出部を有する画像撮像ユニットであって、前記勾配磁場コイルは、第1の層に配置され、第1の方向で磁束密度が変化する第1の傾斜磁場を生成する中空円筒形の第1の勾配磁場コイルと、前記第1の層とは異なる第2の層に配置され、前記第1の方向とは異なる第2の方向で磁束密度が変化する第2の傾斜磁場を生成する中空円筒形の第2の勾配磁場コイルとを有し、前記第1の勾配磁場コイルの戻り線が、前記第2の層に配置されており、前記第1の勾配磁場コイル及び前記第2の勾配磁場コイルのうち、Z軸の方向で磁束密度が変化する勾配磁場コイルの渡線と戻り線が、前記生体マウスの下顎側を通過することを特徴とする。

40

【0014】

本発明の一態様による画像撮像ユニットの駆動方法は、第1の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第1の勾配磁場コイルと、前記第1の勾配磁場コイルの外側に設けられ、第2の勾配磁場を発生させる中空円筒形の第2の勾配磁場コイルとを有し、前記第2の勾配磁場コイルの電流密度は前記第1の勾配磁場コイルの電流密度よりも小さい中空円筒形の勾

50

配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象を収容するための収容部とを有する画像撮像検出部を有する画像撮像ユニットの駆動方法であって、前記第2の勾配磁場コイルによる第2の勾配磁場が、前記第1の勾配磁場コイルによる第1の勾配磁場とは同じ方向になるように、前記第1の勾配磁場コイルと前記第2の勾配磁場コイルに電流を流すことを特徴とする。

【0015】

本発明の一態様による画像撮像ユニットの駆動方法は、勾配磁場を発生させる中空円筒形の勾配磁場コイルと、前記勾配磁場コイルの穴に収納され、撮像対象を収容するための収容部と、前記収容部に設けられ、収容された撮像対象の表面近傍に位置する表面検出コイルとを有する画像撮像検出部を有する画像撮像ユニットの駆動方法であって、前記撮像対象からの画像信号強度が最大となるように前記検出コイルの送信電力を設定することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0016】

以上の通り、本発明によれば、生体マウスが噛み付くための噛み付き棒を設け、噛み付き棒は、液体又は気体を通すことができる銅管により形成され、生体マウスが噛み付く噛み付き棒の噛み付き箇所穴を開けるようにしたので、人間に対する機能MRIのような高度な撮像を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

20

【図1】本発明の一実施形態による画像撮像システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットのクレードルの構造を示す図(その1)である。

【図4】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットのクレードルの構造を示す図(その2)である。

【図5】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける送信電力と画像信号強度の関係を示す説明図である。

【図6】本発明の一実施形態による画像撮像システムで撮像するための既設のNMR装置での準備動作を示す図である。

30

【図7】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの端面を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルにおける各コイルのパターンと渡線と戻線を示す図である。

【図9】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルにおける各コイルのパターンと渡線と戻線が各層に配置される状態を示す図である。

【図10】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルにおける各コイルを重ね合わせる方法の説明図である。

40

【図11】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの駆動方法(その1:モードA-B)の説明図である。

【図12】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの駆動方法(その2:モードA+B)の説明図である。

【図13】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの駆動方法(その3:モードA)の説明図である。

【図14】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの駆動方法(その4:モードA)の説明図である。

【図15】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける画像撮像ユニットの勾配磁場コイルの駆動方法(その5:モードB)の説明図である。

50

【図16】本発明の一実施形態による画像撮像システムにおける機能MRIユニットの構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

[一実施形態]

本発明の一実施形態による画像撮像システムについて図面を用いて説明する。

【0019】

(画像撮像システム)

本実施形態による画像撮像システムについて図1を用いて説明する。

【0020】

本実施形態の画像撮像システムは、マウスのような小動物を撮像対象とする核磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging; MRI)による画像撮像システムである。核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance; NMR)現象を利用して、小動物の生体内部の情報を画像にする。

10

【0021】

本実施形態の画像撮像システム1は、図1に示すように、高分解能のNMR装置10に、小動物に適合するように調整されたMRIユニット20を組み合わせている。

【0022】

NMR装置10としては、有機化合物等の構造決定において広く利用されている既設のNMR装置を使用する。これにより、高解像度の小動物用の画像撮像システムを安価に実現することを可能としている。

20

【0023】

NMR装置10は、超電導磁石12と、超電導磁石12を制御するためのNMRコンソール14と、NMRコンソール14を操作するためのモニタ16とを有する。本実施形態では、NMR装置10が有する高磁場の超電導磁石12を利用するだけであるので、NMRコンソール14とモニタ16については詳細な説明を省略する。

【0024】

NMR装置10の超電導磁石12には試料を収納するためのボア12aが形成されている。超電導磁石12はボア12aが垂直となるように配置されている。超電導磁石12は、例えば、ボア12aの内径が54mm径で、磁石外径が75cm径で、9.4ステラ以上の高磁場を発生する標準ボアNMR磁石である。

30

【0025】

超電導磁石12のボア12aは、例えば、銅パイプにより形成される。ボア12aを銅パイプにより形成することにより、MRI装置で一般的に用いられているステンレスパイプに比較して、NMR装置10の価格を下げるができる。また、ボア12aを樹脂によって形成することもできる。

【0026】

MRIユニット20は、撮像対象である小動物、例えばマウスMを収容するMRI検出部22と、MRI検出部22を制御するためのMRIコンソール24と、MRIコンソール24を操作するためのモニタ26とを有する。超電導磁石12のボア12aには通常室温シムコイル13が収納されていて(図6(a))、NMRコンソール14によって制御される。MRI検出部22の外径は、超電導磁石12のボア12aに収納されている室温シムコイル13の形状、すなわち、外径53mm、内径40mmに合わせて形成されており、例えば、39mm径である。

40

【0027】

小動物、例えばマウスMを撮像する場合には、MRIユニット20のMRI検出部22にマウスMを収納し、マウスMを収納したMRI検出部22を、NMR装置10の超伝導磁石12のボア12aに収納して、小動物の内部を撮像する。

【0028】

(画像撮像システムのMRIユニット)

50

本実施形態による画像撮像システムのMRIユニット20について図2を用いて説明する。

【0029】

MRIユニット20のMRI検出部22は、撮像対象である小動物、例えばマウスMを収納するためのクレードル30と、勾配磁場を発生するための勾配磁場コイル40と、勾配磁場コイル40を支持するための架台42とを有している。

【0030】

クレードル30は、中空円筒を縦に半分に割った半中空円筒形をしている。クレードル30が勾配磁場コイル40にスムーズに挿入できるように、クレードル30の外径は、勾配磁場コイル40の内径に適合するように設定されている。

10

【0031】

クレードル30には、RFコイル34と共振回路を形成するためのトリマキャパシタ32と、共振条件を満たす高周波磁場を送受信するためのRFコイル34と、噛み付き棒36とが設けられている。噛み付き棒36の詳細については後述する。クレードル30の底面には、高周波信号をシールドするための銅箔シート38が敷かれている。銅箔シート38は、銅の薄いシートであり、例えば50 μ m厚で、クレードル30の底面内側の全面に敷かれている。

【0032】

クレードル30の内側の面に銅箔シート38を貼る場合は、マウスの糞尿などで表面が汚染されないように、汚れが想定される位置にはフィルム等でコーティングを行う。

20

【0033】

勾配磁場コイル40には、別途、円筒状に銅箔シールド54および銅箔シールド64が設けられている(図7参照)。これら銅箔シールド54、64はクレードル30のシールドと電気的なカップリングを形成する。その結果、マウスM全体が円筒状シールドに入っているのと同等の状態となる。

【0034】

勾配磁場コイル40は、複数の中空円筒形コイルが重ね合わせられて、X方向、Y方向、Z方向の変位に比例したZ軸方向の勾配磁場を発生する。MRI検出部22が超電導磁石12のボア12aにスムーズに挿入できるように、勾配磁場コイル40の外径は超電導磁石12のボア12aの内径に適合するように設定されている。勾配磁場コイル40は、例えば長さ103mmで、外径39mm径で、内径32mm径である。

30

【0035】

勾配磁場コイル40の中心高さは架台42によって調整され、超電導磁石12の下端面から332mmに調整される。超電導磁石12の均一磁場領域は静磁場強度などによって様々であるが、架台42を適宜に選択・調整する。勾配磁場コイル40の詳細については後述する。

【0036】

勾配磁場コイル40の下側内部には、温度測定のための白金測温抵抗体44が設けられている。

【0037】

MRIコンソール24には、操作者が操作するためのキーボード・マウス24Aと、MRIコンソール24全体を制御するための制御用PC24Bと、温度測定のための温度ロガー24Cと、NMR周波数にトランシーバ24Eを同調させるための周波数コンバーター24Dと、NMR信号の検波や送信信号の変調を行うためのトランシーバ24Eと、RFコイル34に電力(最大50W程度)を供給するためのRF電力送信アンプ24Fと、勾配磁場コイル40に電流(最大 \pm 20A程度)を供給するためのXYZ三軸勾配磁場電源24Gと、高周波NMR信号及び送信信号を時間的に切り替えるためのRFスイッチ・LNA24Hとが設けられている。

40

【0038】

白金測温抵抗体44は温度ロガー24Cに接続されている。温度ロガー24Cは勾配コ

50

イル 40 の温度を監視して制御用 P C 2 4 B に伝え、制御用 P C 2 4 B は M R I コンソール 2 4 の安全を管理する。勾配磁場コイル 40 は X Y Z 三軸勾配磁場電源 5 7 に接続されている。R F コイル 3 4 は R F スイッチ・L N A 2 4 H に接続されている。トランシーバ - 2 4 E と R F 電力送信アンプ 2 4 F は、R F スイッチ・L N A 2 4 H に接続されている。

【 0 0 3 9 】

(M R I ユニットのクレードル)

本実施形態による画像撮像システムの M R I ユニット 2 0 のクレードル 3 0 の詳細について図 3 及び図 4 を用いて説明する。

【 0 0 4 0 】

半中空円筒形のクレードル 3 0 は、例えばアクリルにより形成され、半中空円筒形の外径は、例えば 3 2 m m で、肉厚は、例えば 2 m m 厚である。

【 0 0 4 1 】

半中空円筒形のクレードル 3 0 の端部には、円形ベースにキャパシタ及びトリマキャパシタ 3 2 が設けられている。トリマキャパシタ 3 2 を含む円形ベースの中央に R F コイル 3 4 の両端が接続されている。トリマキャパシタ 3 2 からは、セミリジッド同軸ケーブル (図示せず) を一部介して R F スイッチ・L N A 2 4 H まで N M R 信号線 (図示せず) が接続される。

【 0 0 4 2 】

R F コイル 3 4 として、円形の表面コイル 3 4 a が設けられている。表面コイル 3 4 a は、例えば、1 5 m m 径であって、撮像対象であるマウス M の頭部の形状に沿うように、全体が 1 5 m m 径の円柱の曲表面に沿うように曲げられている。

【 0 0 4 3 】

このように両側を被写体側へ曲げることによって、表面コイルの探查位置をよりマウス脳の深部へ移動させることができる。

【 0 0 4 4 】

特に R F コイル 3 4 a を用いて N M R 信号が飽和する繰り返し時間 T R を用いた勾配エコー法で撮像を行う場合、送信電力によって決まってくるフリップアンプル (F A) と探查深度を特に定めずに、検出される M R I 信号が最大になる送信電力を選ぶことで、マウス M の脳の画質と信号均一性を高めることができる。

【 0 0 4 5 】

図 5 に送信電力と画像信号強度の関係を示す。図 5 (a) は送信電力と画像信号強度の関係を示すグラフであり、図 5 (b) は様々な送信電力での撮像画像である。

【 0 0 4 6 】

図 5 (a) のグラフに示すように、送信電力 T X が大きくなると検出信号が大きくなるが、送信電力 T X = - 1 2 d B 近傍で検出信号が最大となり、その後、送信電力 T X を大きくすると検出信号は小さくなる。

【 0 0 4 7 】

図 5 (b) に、送信電力 T X が - 1 5 d B (A 点) 、 - 1 2 d B (B 点) 、 - 8 d B (C 点) 、 - 4 . 5 d B (D 点) での撮像画像を示す。A 点、B 点では良好な撮像画像が得られているが、C 点、D 点では良好な撮像画像が得られないことがわかる。

【 0 0 4 8 】

したがって、例えば、図 5 (a) の A 点、B 点を含む破線領域となるように送信電力を設定する。それにより画像ムラの少ない良好な撮像画像が得られる。

【 0 0 4 9 】

これは、コイル近傍では感度は高いがフリップアンプル (F A) が深く (N M R 信号が飽和のため弱く) 、コイル遠位では感度が低いフリップアンプル (F A) が浅い (N M R 信号が回復して強い) ためである。これによりサーフェスコイルによる脳の撮像画像で画像ムラができる問題点を克服できる。特に、縦型 N M R 装置の狭いボア空間を利用する本実施形態では、湾曲サーフェスコイルとの組み合わせでより良好な画像が取得でき

10

20

30

40

50

る。

【0050】

本実施形態では、チューニング・マッチング用のトリマキャパシタ32が、クレードル30のRFコイル34近傍に設けられているので、撮像対象を勾配磁場コイル40の鉛直上方から収容した状態でトリマキャパシタ32の共振周波数および50 整合を容易に確認することができる。

【0051】

RFコイル34近傍には、撮像対象であるマウスMに噛み付かせるための噛み付き棒36が設けられている。マウスMが噛み付き棒36に噛み付かせたいときに、RFコイル34の表面コイル部34aがマウスMの脳を覆うように、噛み付き棒36と表面コイル部34aの位置を調整する。

10

【0052】

マウスMは週齢と性別によって頭部の大きさは殆ど同一であるため、マウスMの前歯の位置を決めることができる噛み付き棒36によって勾配磁場コイル40の中心にマウスMの脳とRFコイル34を再現性良く確定できる。

【0053】

噛み付き棒36は液体又は気体を通すことができる管により形成され、鉛直下側から配管されており、マウスMの噛み付き箇所には穴36aが開けられている。例えば、噛み付き棒36に適宜制御して砂糖水や酸素等を導入することにより、マウスMに穴36aから砂糖水や酸素等を供給することができる。

20

【0054】

噛み付き棒36は、例えば、電気的アースを形成するように銅パイプにより形成され、外径は、例えば1.5mm径であり、内径は、例えば1.0mm径である。噛み付き棒36の穴36aは、例えば1.0mm径の大きさである。噛み付き棒36の銅パイプ等をプラスチック等でコーティングして嫌味を低減させるようにしてもよい。

【0055】

RFコイル34の左右には、スイッチ37a、37bが設けられている。スイッチ37a、37bは、撮像対象であるマウスMの前肢により押下できるように設置位置を調整してある。

【0056】

マウスMに噛み付き棒36から砂糖水を供給することや、マウスMによるスイッチ37a、37bの操作等を利用して、マウスに対する双方向的な機能MRI (Functional MRI) を実現することができる。

30

【0057】

本実施形態による画像撮像システムによりマウスMを撮像する場合には、まず、図3に示すように、マウスMをクレードル30に移動させ、次に、図4に示すように、マウスMを噛み付き棒36にカギ状の前上歯を引っ掛けて噛み付かせ、尾部を軽く後方へ引っ張るようにして固定する。その状態で、RFコイル34の表面コイル34aがマウスMの頭部に沿うように、表面コイル34aの位置や、その曲げ量を若干調整する。

40

【0058】

次に、そのようにマウスMを収納したクレードル30を勾配磁場コイル40内に収納して、ネットワークアナライザ等でRFコイル34のインピーダンス整合を確認して、MRI検出部22の準備が完了する。

【0059】

(画像撮像システムで撮像するための準備動作)

本実施形態による画像撮像システムで撮像するための既設のNMR装置での準備動作について図6を用いて説明する。

【0060】

既設のNMR装置10は、通常、図6(a)に示すように、最外周の主磁場超電導磁石12の内側に室温シムコイル13が設けられ、その室温シムコイル13の内側に試料測定

50

用プローブ15が設けられている。試料測定用プローブ15の内部が試料を挿入するための空間となっている。

【0061】

本実施形態による画像撮像システムで撮像する場合には、準備動作として、図6(b)に示すように、試料測定用プローブ15を取り外しておく。

【0062】

次に、図3及び図4に示すように、マウスMをクレードル30に収納し、マウスMを収納したクレードル30を勾配磁場コイル40に収納して、MRI検出部22の準備が完了すると、図6(b)に示すように、試料測定用プローブ15を取り外した空間に、MRIユニット20のMRI検出部22を収納する。

10

【0063】

その結果、図6(c)に示すように、室温シムコイル13の内部に、MRI検出部22の勾配磁場コイル40とRFコイル34が収納された状態となる。

【0064】

(勾配磁場コイルのシムコイル機能)

本実施形態による画像撮像システムでは、図6(c)に示すように、既設のNMR装置10の室温シムコイル13の内部にMRI検出部22を収納した状態で画像を撮像する。

【0065】

しかしながら、本実施形態では、NMR装置10の超電導磁石12を利用するだけであり、室温シムコイル13への電流を制御して動作させることはしない。そこで、本実施形態では勾配磁場コイル40にバイアス電流を印加することにより、室温シムコイルと同等の機能を実現している。

20

【0066】

本願発明者等は、MRI撮像時に撮像対象を挿入することによって引き起こされる静磁場の不均一性の主たる部分が、X軸傾斜磁場(GX)、Y軸傾斜磁場(GY)、Z軸傾斜磁場(GZ)の1次項であることを発見した。

【0067】

勾配磁場コイル40にバイアス電流を印加することにより、MRI検出部22及び撮像対象を挿入することによって引き起こされる静磁場のX軸傾斜磁場(GX)、Y軸傾斜磁場(GY)、Z軸傾斜磁場(GZ)の1次項を打ち消すようにする。すなわち、勾配磁場コイル40の、後述するX軸勾配磁場コイル53、63、Y軸勾配磁場コイル52、62、Z軸勾配磁場コイル51、61に印加するバイアス電流を調整する。

30

【0068】

操作者がNMR信号又はMRI信号をモニタ26により目視しながら、NMR信号の絶対値面積が最大となるように、又はフーリエ変換したスペクトルピークが最大になるように、上述したX軸勾配磁場コイル53、63と、Y軸勾配磁場コイル52、62と、Z軸勾配磁場コイル51、61とに印加するバイアス電流を調整する。操作者の代わりに制御用PC24Bが自動調整を行っても良い。

【0069】

マウスMのようにほとんど水で形成される被写体から誘起される磁場の不均一性は、その磁化率から考えておおよそ-9ppm程度である。静磁場強度が10テスラの場合は、最大10 μ テスラ \times 9=90 μ テスラの不均一磁場となる。

40

【0070】

本発明の勾配磁場コイル40は、最低でも10(mテスラ/メートル)/アンペア、つまり、100(μ テスラ/cm)/アンペアの出力効率を持っているため、-0.9アンペアから+0.9アンペアの範囲でバイアス電流を調整すれば不均一傾斜磁場を打ち消すことができる。

【0071】

勾配磁場効率が4倍の場合は、電流の調整範囲は1/4となる。例えば、X軸勾配磁場コイル63に印加するバイアス電流を-0.9アンペアから+0.9アンペアの範囲でマ

50

イナス側からプラス側へ順次変化させて前述の信号値が最大になるバイアス電流値を決定する。X軸バイアスを決定後に、同様にY軸勾配磁場コイル62のバイアス電流を最適化し、その後に、Z軸勾配磁場コイル61のバイアス電流を最適化する。最適化の収束精度を上げるためには、前述のルーチンをたとえば2回繰り返し行う。

【0072】

同週齢・同体重のマウスMの同じ部位を撮像する場合には誘起される不均一性も同様に再現されるので、バイアス電流の探查範囲を、たとえば-0.6アンペアから+0.2アンペアのようにアンバランスに狭めるようにしてもよい。これにより最適化時間を短縮することができる。

【0073】

(勾配磁場コイル)

本実施形態による画像撮像システムのMRIユニット20の勾配磁場コイル40の詳細について図7乃至9を用いて説明する。

【0074】

本実施形態の勾配磁場コイル40は、図7に示すように、中空円筒形の6層のコイル51~53、61~63を重ね合わせたXYZ三軸勾配磁場コイルである。6層のコイル51~53、61~63の内周側に銅箔シールド54が設けられ、63層のコイル51~53と3層の61~63の間に銅箔シールド64が設けられている。

【0075】

6層のコイル51~53、61~63は、例えば銅により形成され、厚さは、例えば0.8mmである。例えば、円形の無垢の銅材から掘り出して薄い層のコイル51~53、61、63を形成する。

【0076】

内側から第1層、第2層、第3層のコイル51、52、53により内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50を構成し、内側から第4層、第5層、第6層のコイル61、62、63により外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60を構成している。

【0077】

第1層のコイル51は、内側XYZ三軸勾配磁場コイル50において、Z軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのZ軸勾配磁場コイル51である。

【0078】

第2層のコイル52は、内側XYZ三軸勾配磁場コイル50において、Y軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのY軸勾配磁場コイル52である。

【0079】

第3層のコイル53は、内側XYZ三軸勾配磁場コイル50において、X軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのX軸勾配磁場コイル53である。

【0080】

第4層のコイル61は、外側XYZ三軸勾配磁場コイル60において、Z軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのZ軸勾配磁場コイル61である。

【0081】

第5層のコイル62は、外側XYZ三軸勾配磁場コイル60において、Y軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのY軸勾配磁場コイル62である。

【0082】

第6層のコイル63は、外側XYZ三軸勾配磁場コイル60において、X軸方向の磁束密度が線形に変化する勾配磁場を生成するためのX軸勾配磁場コイル63である。

【0083】

本実施形態では、外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60の勾配磁場強度が内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50の勾配磁場強度よりも小さくなるようなパターンの密度で形成されている。例えば、内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50の中空円筒形中心における勾配磁場強度と、外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60の中空円筒形中心における勾配磁場強度との比が、2:1~5:1の範囲となるように形成されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 と外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 の間隔が狭くなるほどこの比は大きくする必要がある。

【 0 0 8 5 】

内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 のサイズは、被写体が内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 内部に収納できること、各コイルの勾配磁場強度は内径の二乗に反比例すること、が考慮される。

【 0 0 8 6 】

外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 のサイズは、室温シムコイルのボア内径、例えば 40 mm 径と、内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 の外径を境界条件としてさらに被写体のサイズを考慮して決定する。

10

【 0 0 8 7 】

内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 における、内側 Z 軸勾配磁場コイル 5 1、内側 Y 軸勾配磁場コイル 5 2、内側 X 軸勾配磁場コイル 5 3 の順番や、外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 における、内側 Z 軸勾配磁場コイル 6 1、内側 Y 軸勾配磁場コイル 6 2、内側 X 軸勾配磁場コイル 6 3 の順番については、設計上どのような順番で形成してもよい。

【 0 0 8 8 】

例えば、被写体側に最も近い最内層に、内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 における内側 Z 軸勾配磁場コイル 5 1 を配置し、被写体側から最も遠い最外層に、外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 における、内側 Z 軸勾配磁場コイル 6 1 を配置し、それらの間に、内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 における内側 Y 軸勾配磁場コイル 5 2 と内側 X 軸勾配磁場コイル 5 3 と、外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 における内側 Y 軸勾配磁場コイル 6 2 と内側 X 軸勾配磁場コイル 6 3 との合計 4 コイルを設けるようにしてもよい（図示せず）。これにより、外部へ発生する漏れ傾斜磁場を低減することができ、超電導磁石 1 2 の内径であるボア 1 2 a から戻ってくる Z 軸渦電流による計測精度劣化の影響を最も低減することができる。

20

【 0 0 8 9 】

各コイル 5 0、6 0 の巻数は、内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 と外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル 6 0 に逆極性で電流を流した場合に、超電導磁石 1 2 の内径ボア 5 4 mm 径表面に勾配磁場コイル 4 0 の外側に発生する漏れ磁場が到達しないバランスで決定する。同様に室温シムコイル 1 3 の内径ボア 4 0 mm 径の表面に対する漏れ磁場を考慮してもよい。なお、室温シムコイル 1 3 を渦電流を発生しない材料で構成してもよい。

30

【 0 0 9 0 】

図 8、図 9 に、勾配磁場コイル 4 0 における 6 層のコイル 5 1 ~ 5 3、6 1 ~ 6 3 のパターンの一具体例を示す。図 8、図 9 では、中空円筒形のコイル 5 1 ~ 5 3、6 1 ~ 6 3 のパターンを、平面に展開した状態で示している。

【 0 0 9 1 】

パターンは X 軸コイル Y 軸コイルに関してはゴレイ型のフィンガープリントパターン、Z 軸コイルに関してはマクスウェルペア型の分散巻を使用しており、勾配磁場均一領域の形状や体積、勾配磁場コイルの電気的特性によって最適化できるが、その詳細については省略する。

40

【 0 0 9 2 】

図 8 では、勾配磁場コイル 4 0 におけるコイル 5 1 ~ 5 3、6 1 ~ 6 3 が機能的にどのようなパターンと渡線と戻線により構成されているかを示している。

【 0 0 9 3 】

コイル 5 1 ~ 5 3、6 1 ~ 6 3 の渡線と戻線は、それぞれのペアを並行に束ねたり対称に対置したりすることによって、勾配磁場の劣化を最小限にすることができる。

【 0 0 9 4 】

特に、内側 Z 軸勾配磁場コイル 5 1、外側 Z 軸勾配磁場コイル 6 1 の渡線 5 1 c、6 1 c と戻線 5 1 d、6 1 d は勾配磁場への影響が大きいので、これら渡線と戻線の位置を、

50

被写体にとって意味のある計測部位から引き離れた方位に位置させることが望ましい。例えば、マウスMの脳を撮像する場合には、内側Z軸勾配磁場コイル51、外側Z軸勾配磁場コイル61の渡線51c、61cと戻線51d、61dを、被写体であるマウスMの下顎側を通過する位置に配置する。これによりマウスMの脳をより高精細に可視化することができる。

【0095】

図8(a)はZ軸勾配磁場コイル51のパターンと渡線及び戻線を示し、図8(b)はY軸勾配磁場コイル52のパターンと渡線及び戻線を示し、図8(c)はX軸勾配磁場コイル53のパターンと渡線及び戻線を示し、図8(d)はZ軸勾配磁場コイル61のパターンと渡線及び戻線を示し、図8(e)はY軸勾配磁場コイル62のパターンと渡線及び戻線を示し、図8(f)はX軸勾配磁場コイル63のパターンと渡線及び戻線を示している。

10

【0096】

図9(a)は第1層に配置されるパターンと渡線を示し、図9(b)は第2層に配置されるパターンと渡線及び戻線を示し、図9(c)は第3層に配置されるパターンと渡線及び戻線を示し、図9(d)は第4層に配置されるパターンと渡線を示し、図9(e)は第5層に配置されるパターンと渡線及び戻線を示し、図9(f)は第6層に配置されるパターンと渡線及び戻線を示している。

【0097】

図8(a)は主として第1層に位置するZ軸勾配磁場コイル51のパターンである。Z軸勾配磁場コイル51は2つの平行パターン51a、51bを有する。平行パターン51aの一端と平行パターン51bの一端とが渡線51cにより接続され、平行パターン51aの他端と平行パターン51bの他端とが戻線51dにより接続されている。

20

【0098】

図9(a)に示すように、Z軸勾配磁場コイル51の平行パターン51a、51bと渡線51cは、第1層に配置されているが、Z軸勾配磁場コイル51の戻線51dは、第1層に配置できないので、図9(c)に示すように、第3層に配置されている。戻線51dの平行パターン51b側は給電のための端子となる。

【0099】

図8(b)は主として第2層に配置されるY軸勾配磁場コイル52のパターンである。Y軸勾配磁場コイル52は4つの渦巻きパターン52a、52b、52c、52dを有する。渦巻きパターン52aの一端と渦巻きパターン52bの一端とが渡線52eにより接続される。渦巻きパターン52aの他端と渦巻きパターン52bの他端とが戻線52fにより接続されているが、渦巻きパターン52b側は給電のために接続が解かれて2つの端子となる。渦巻きパターン52cの一端と渦巻きパターン52dの一端とが渡線52gにより接続される。渦巻きパターン52cの他端と渦巻きパターン52dの他端とが戻線52hにより接続されているが、渦巻きパターン52d側は給電のために接続は解かれて2つの端子となる。

30

【0100】

図9(b)に示すように、Y軸勾配磁場コイル52の渦巻きパターン52a、52b、52c、52dは、第2層に配置されているが、渡線52e、戻線52f、渡線52g、戻線52hは、第2層に配置できないので、図9(c)に示すように、第3層に配置されている。

40

【0101】

図8(c)は主として第3層に配置されるX軸勾配磁場コイル53のパターンである。X軸勾配磁場コイル53は4つの渦巻きパターン53a、53b、53c、53dを有する。渦巻きパターン53aの一端と渦巻きパターン53bの一端とが渡線53eにより接続される。渦巻きパターン53aの他端と渦巻きパターン53bの他端とが戻線53fにより接続されているが、渦巻きパターン53b側は給電のために接続は解かれて2つの端子となる。渦巻きパターン53cの一端と渦巻きパターン53dの一端とが渡線53gにより

50

接続される。渦巻きパターン 5 3 c の他端と渦巻きパターン 5 3 d の他端とが戻線 5 3 h により接続されているが、渦巻きパターン 5 3 d 側は給電のため接続が解かれて 2 つの端子となる。

【0102】

図 9 (c) に示すように、X 軸勾配磁場コイル 5 3 の渦巻きパターン 5 3 a、5 3 b、5 3 c、5 3 d は、第 3 層に配置されているが、渡線 5 3 e、戻線 5 3 f、渡線 5 3 g、戻線 5 3 h は、第 3 層に配置できないので、図 9 (b) に示すように、第 2 層に配置されている。

【0103】

図 8 (d) は主として第 4 層に位置する Z 軸勾配磁場コイル 6 1 のパターンである。Z 軸勾配磁場コイル 6 1 は 2 つの平行パターン 6 1 a、6 1 b を有する。平行パターン 6 1 a の一端と平行パターン 6 1 b の一端とが渡線 6 1 c により接続され、平行パターン 6 1 a の他端と平行パターン 6 1 b の他端とが戻線 6 1 d により接続されている。

10

【0104】

図 9 (d) に示すように、Z 軸勾配磁場コイル 6 1 の平行パターン 6 1 a、6 1 b と渡線 6 1 c は、第 4 層に配置されているが、Z 軸勾配磁場コイル 6 1 の戻線 6 1 d は、第 1 層に配置できないので、図 9 (f) に示すように、第 6 層に配置されている。戻線 6 1 d の平行パターン 6 1 b 側は給電のための端子となる。

【0105】

図 8 (e) は主として第 5 層に配置される Y 軸勾配磁場コイル 6 2 のパターンである。Y 軸勾配磁場コイル 6 2 は 4 つの渦巻きパターン 6 2 a、6 2 b、6 2 c、6 2 d を有する。渦巻きパターン 6 2 a の一端と渦巻きパターン 6 2 b の一端とが渡線 6 2 e により接続される。渦巻きパターン 6 2 a の他端と渦巻きパターン 6 2 b の他端とが戻線 6 2 f により接続されているが、渦巻きパターン 6 2 b 側は給電のために接続が解かれて 2 つの端子となる。渦巻きパターン 6 2 c の一端と渦巻きパターン 6 2 d の一端とが渡線 6 2 g により接続される。渦巻きパターン 6 2 c の他端と渦巻きパターン 6 2 d の他端とが戻線 6 2 h により接続されているが、渦巻きパターン 6 2 d 側は給電のために接続は解かれて 2 つの端子となる。

20

【0106】

図 9 (e) に示すように、Y 軸勾配磁場コイル 6 2 の渦巻きパターン 6 2 a、6 2 b、6 2 c、6 2 d は、第 5 層に配置されているが、渡線 6 2 e、戻線 6 2 f、渡線 6 2 g、戻線 6 2 h は、第 5 層に配置できないので、図 9 (c) に示すように、第 6 層に配置されている。

30

【0107】

図 8 (f) は主として第 6 層に配置される X 軸勾配磁場コイル 6 3 のパターンである。X 軸勾配磁場コイル 6 3 は 4 つの渦巻きパターン 6 3 a、6 3 b、6 3 c、6 3 d を有する。渦巻きパターン 6 3 a の一端と渦巻きパターン 6 3 b の一端とが渡線 6 3 e により接続される。渦巻きパターン 6 3 a の他端と渦巻きパターン 6 3 b の他端とが戻線 6 3 f により接続されているが、渦巻きパターン 6 3 b 側は給電のため接続は解かれて 2 つの端子となる。渦巻きパターン 6 3 c の一端と渦巻きパターン 6 3 d の一端とが渡線 6 3 g により接続される。渦巻きパターン 6 3 c の他端と渦巻きパターン 6 3 d の他端とが戻線 6 3 h により接続されているが、渦巻きパターン 6 3 d 側は給電のために接続は解かれて 2 つの端子となる。

40

【0108】

図 9 (f) に示すように、X 軸勾配磁場コイル 6 3 の渦巻きパターン 6 3 a、6 3 b、6 3 c、6 3 d は、第 6 層に配置されているが、渡線 6 3 e、戻線 6 3 f、渡線 6 3 g、戻線 6 3 h は、第 6 層に配置できないので、図 9 (e) に示すように、第 5 層に配置されている。

【0109】

図 10 (a) に示すように、図 9 (a) ~ (f) に示された第 1 層 ~ 第 6 層を、各層の

50

×印が一致するように重ねて位置合わせし、中空円筒形の勾配磁場コイル40を形成する。

【0110】

このように配置することによって、第1層の渡線51dを、第2層を飛び越して第3層へ移動させ、第1層の渡線51cおよび戻線51dを、第2層および第3層の×印の位置に重ね合わせることができる。

【0111】

同様に、第4層の渡線61dを、第5層を飛び越して第6層へ移動させ、第4層の渡線61cおよび戻線61dを、第5層および第6層の×印の位置に重ね合わせることができる。

【0112】

マウス頭部を撮像するときは、マウス下顎側が×印側に来るように固定することによって、渡線51cおよび戻線51dもしくは渡線61cおよび戻線61dによって発生する不均一な勾配磁場が与える影響を、マウス脳の位置で最少とすることが出来る。

【0113】

なお、重ね合わせる第1層～第6層の間は絶縁シート(図示せず)による互いに絶縁されている。

【0114】

中空円筒形の6層のコイル51～53、61～63を重ね合わせた勾配磁場コイル40の上側及び下側には、各コイル51～53、61～63の端子位置が設けられている。

【0115】

図7に示すように、勾配磁場コイル40の上側には、コイル51の端子51p、コイル52の端子52p、52q、コイル53の端子53p、53q、コイル61の端子61p、コイル62の端子62p、62q、コイル63の端子63p、63qが設けられている。勾配磁場コイル40の下側にも、各コイル51～53、61～63の端子が設けられているが、上側に設けられた端子と同様であるので、図示を省略する。

【0116】

(勾配磁場コイルの駆動方法)

本実施形態による画像撮像システムのMRIユニット20の勾配磁場コイル40の駆動方法について図11乃至14を用いて説明する。

【0117】

勾配磁場コイル40の駆動方法としては、内側勾配磁場コイル50と外側勾配磁場コイル60の各コイルに流す電流の向きと、内側勾配磁場コイル50と外側勾配磁場コイル60を使用するか否かにより、複数のモードでの駆動が可能である。

【0118】

図11のモードA-Bは、内側勾配磁場コイル50による円筒外側への漏れ磁場を、外側勾配磁場コイル60により打ち消し、勾配磁場コイル40からの超電導磁石12への漏れ磁場を少なくするモードである。

【0119】

モードA-Bでは、図11に示すように、Z軸勾配磁場コイル51による磁場とZ軸勾配磁場コイル61による磁場が逆方向となるように、Z軸勾配磁場コイル51の端子とZ軸勾配磁場コイル61の端子とを接続する。また、Y軸勾配磁場コイル52による磁場とY軸勾配磁場コイル62による磁場が逆方向となるように、Y軸勾配磁場コイル52の端子とY軸勾配磁場コイル62の端子とを接続する。また、X軸勾配磁場コイル53による磁場とX軸勾配磁場コイル63による磁場が逆方向となるように、X軸勾配磁場コイル53の端子とX軸勾配磁場コイル63の端子とを接続する。

【0120】

これにより、Z軸勾配磁場コイル51による外部への漏れ磁場をZ軸勾配磁場コイル61による磁場により打ち消す。また、Y軸勾配磁場コイル52による外部への漏れ磁場をY軸勾配磁場コイル62による磁場により打ち消す。また、X軸勾配磁場コイル53によ

10

20

30

40

50

る外部への漏れ磁場を X 軸勾配磁場コイル 6 3 による磁場により打ち消す。

【 0 1 2 1 】

図 1 2 のモード A + B は、内側勾配磁場コイル 5 0 による磁場に、外側勾配磁場コイル 6 0 による磁場により強力な勾配磁場を生成するモードである。勾配磁場コイル 4 0 からの超電導磁石 1 2 への漏れ磁場については許容する。

【 0 1 2 2 】

モード A + B では、図 1 2 に示すように、Z 軸勾配磁場コイル 5 1 による磁場と Z 軸勾配磁場コイル 6 1 による磁場が同じ方向となるように、Z 軸勾配磁場コイル 5 1 の端子と Z 軸勾配磁場コイル 6 1 の端子とを接続する。また、Y 軸勾配磁場コイル 5 2 による磁場と Y 軸勾配磁場コイル 6 2 による磁場が同じ方向となるように、Y 軸勾配磁場コイル 5 2 の端子と Y 軸傾斜磁場 6 2 の端子とを接続する。また、X 軸勾配磁場コイル 5 3 による磁場と X 軸勾配磁場コイル 6 3 による磁場が同じ方向となるように、X 軸勾配磁場コイル 5 3 の端子と X 軸勾配磁場コイル 6 3 の端子とを接続する。

【 0 1 2 3 】

図 1 3 のモード A (その 1) は、外側勾配磁場コイル 6 0 を除去して、内側勾配磁場コイル 5 0 のみより勾配磁場を生成するモードである。

【 0 1 2 4 】

モード A (その 1) では、内側勾配磁場コイル 5 0 の Z 軸勾配磁場コイル 5 1 と Y 軸勾配磁場コイル 5 2 と X 軸勾配磁場コイル 5 3 により X Y Z 勾配磁場を生成する。

【 0 1 2 5 】

モード A (その 1) では外側勾配磁場コイル 6 0 を用いないので、安価に X 勾配磁場、Y 勾配磁場、Z 勾配磁場を生成することができる。

【 0 1 2 6 】

図 1 4 のモード A (その 2) は、外側勾配磁場コイル 6 0 を除去することなく、内側勾配磁場コイル 5 0 のみに電流を流して勾配磁場を生成するモードである。

【 0 1 2 7 】

モード A (その 2) では、内側勾配磁場コイル 5 0 の Z 軸勾配磁場コイル 5 1 と Y 軸勾配磁場コイル 5 2 と X 軸勾配磁場コイル 5 3 にのみ電流を流して X 勾配磁場、Y 勾配磁場、Z 勾配磁場を生成する。

【 0 1 2 8 】

モード A (その 2) では、外側勾配磁場コイル 6 0 を独立したシムコイルとして使用することができる。

【 0 1 2 9 】

図 1 5 のモード B は、内側勾配磁場コイル 5 0 を除去して、外側勾配磁場コイル 6 0 のみより勾配磁場を生成するモードである。

【 0 1 3 0 】

モード B では、外側勾配磁場コイル 6 0 の Z 軸勾配磁場コイル 6 1 と Y 軸勾配磁場コイル 6 2 と X 軸勾配磁場コイル 6 3 により X 勾配磁場、Y 勾配磁場、Z 勾配磁場を生成する。

【 0 1 3 1 】

モード B では内側勾配磁場コイル 5 0 を用いないので、外側勾配磁場コイル 6 0 の大きな内径を利用することができる。これにより、内側勾配磁場コイル 5 0 では収納できないより大きなクレードル 3 0 を収納することができる。これにより、内側勾配磁場コイル 5 0 では収納できないより大きなマウス等の小動物を撮像することができる。また、内側勾配磁場コイル 5 0 を用いないので、安価に X 勾配磁場、Y 勾配磁場、Z 勾配磁場を生成することができる。

【 0 1 3 2 】

(画像撮像システムによる機能 M R I (Functional MRI) の制御方法)

本実施形態の画像撮像システムにおいては、前述したように、マウス M に噛み付き棒 3 6 から砂糖水等を供給することや、マウス M によるスイッチ 3 7 a、3 7 b の操作等を利

10

20

30

40

50

用して、マウスに対する双方向の機能MRI (Functional MRI) を実現することができる。

【0133】

図16にマウスに対する機能MRIを実現するための機能MRIユニット70を示す。

【0134】

機能MRIユニット70には、制御装置72と、マイクロポンプ74と、タンク76とが設けられている。マイクロポンプ74には噛み付き棒36が接続されており、タンク76には、例えば、砂糖水が収納されている。制御装置72からの制御信号により、マイクロポンプ74を駆動して噛み付き棒36に砂糖水を供給する。制御装置72からはマウスの五感(視覚、聴覚、嗅覚、味覚、触覚)に対する刺激を与える制御信号が出力される。

10

【0135】

スイッチ37a、37bにはフィルタ78a、78bが接続されており、マウスMによるスイッチ37a、37bの操作を検出することができる。

【0136】

マウスMに対しては、噛み付き棒36を介して、ご褒美として砂糖水を与えて、測定者からの意思表示を伝えることができる。マウスMからは、スイッチ37a、37bを介して、その意思応答を知ることができる。

【0137】

これらの機能を利用したマウスに対する機能MRIを実現する。

【0138】

例えば、マウスMに対して砂糖水等を与えて、そのときのマウスMの脳を撮像して、脳のどの部位が興奮するかを知ることができる。

20

【0139】

また、マウスMに対して、赤い光を左目側に見せた時はスイッチ37aを押し、赤い光を右目側に見せた時は37bを押し、正解時には砂糖水を与えながら訓練し、そのときのマウスMの脳を撮像して、脳のどの部位が興奮するかを知ることができる。

【0140】

[変形実施形態]

本発明は上記実施形態に限らず種々の変形が可能である。

【0141】

上記実施形態では、撮像対象の小動物としてマウスを撮像したが、他の小動物、例えば、ラット、マーモセット等の霊長類、鳥類等を撮像してもよい。また、小動物に限らず、例えば、昆虫類、爬虫類、魚類等を撮像してもよい。

30

【0142】

また、上記実施形態では、既設のNMR装置の超電導磁石の静磁場を利用したが、既設の他の装置、例えば、臨床用MRI装置の静磁場を利用してもよい。また、既設の装置ではなく、本発明の画像撮像ユニット用に新たに磁石を設計して使用してもよい。

【0143】

また、上記実施形態では、勾配磁場コイル40として2組の内側勾配磁場コイル50と外側勾配磁場コイル60を設けたが、内側勾配磁場コイル50又は外側勾配磁場コイル60のいずれかを、もしくはいずれかの部分的な組合せを設けてもよい。また、勾配磁場コイル40として、3組以上の勾配磁場コイルを設けてもよい。

40

【0144】

また、上記実施形態では、勾配磁場コイル40において、外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60の勾配磁場強度が内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50の勾配磁場強度よりも小さくなるように形成したが、逆に、外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60の勾配磁場強度が内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50の勾配磁場強度よりも大きくなるように形成してもよいし、外側のXYZ三軸勾配磁場コイル60の勾配磁場強度と内側のXYZ三軸勾配磁場コイル50の勾配磁場強度が同じになるように形成してもよい。

【0145】

50

また、内側の X Y Z 三軸勾配磁場コイル 5 0 と外側の X Y Z 勾配磁場コイル 6 0 に独立した三軸勾配磁場電源を接続して生成勾配磁場を合成するようにしてもよい。

【 0 1 4 6 】

また、モード A - B の応用形態として Z 軸傾斜磁場の漏れ磁場が最も取得画像に悪影響を及ぼす点のみ考慮して、Y 軸勾配磁場コイル 6 2、および X 軸勾配磁場コイル 6 3 を取り除いて、Z 軸勾配磁場コイル 5 1 の漏れ磁場のみを Z 軸勾配磁場コイル 6 1 で打ち消せず駆動方法によって、安価に X Y Z 勾配磁場を生成するようにしてもよい。

【符号の説明】

【 0 1 4 7 】

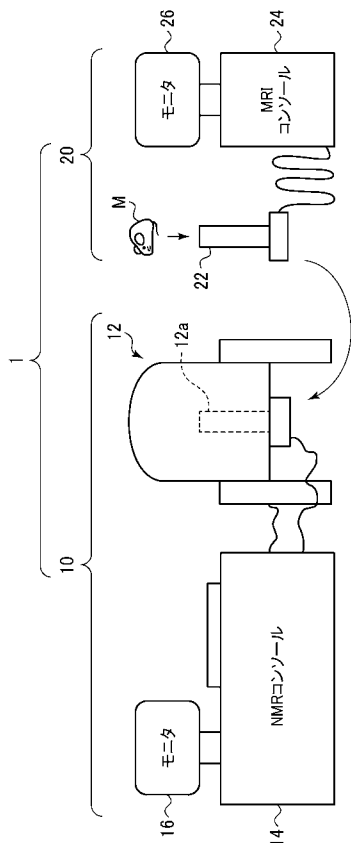
1 ... 画像撮像システム	10
1 0 ... N M R 装置	
1 2 ... 超電導磁石	
1 2 a ... ボア	
1 3 ... 室温シムコイル	
1 4 ... N M R コンソール	
1 5 ... 試料測定用プローブ	
1 6 ... モニタ	
2 0 ... M R I ユニット	
2 2 ... M R I 検出部	
2 4 ... M R I コンソール	20
2 4 A ... キーボード・マウス	
2 4 B ... 制御用 P C	
2 4 C ... 温度口ガー	
2 4 D ... 周波数コンバーター	
2 4 E ... トランシーバー	
2 4 F ... R F 電力送信アンブ	
2 4 G ... X Y Z 三軸勾配磁場電源	
2 4 H ... R F スイッチ・L N A	
2 6 ... モニタ	
3 0 ... クレードル	30
3 2 ... トリマキャパシタ	
3 4 ... R F コイル	
3 4 ... 表面コイル部	
3 6 ... 噛み付き棒	
3 6 a ... 穴	
3 7 a、3 7 b ... スイッチ	
3 8 ... 銅箔シート	
4 0 ... 勾配磁場コイル	
4 2 ... 架台	
4 4 ... 白金測温抵抗体	40
5 0 ... 内側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル	
5 1 ... 内側 Z 軸勾配磁場コイル	
5 1 a、5 1 b ... 平行パターン	
5 1 c ... 渡線	
5 1 d ... 戻線	
5 2 ... 内側 Y 軸勾配磁場コイル	
5 2 a、5 2 b、5 2 c、5 2 d ... 渦巻きパターン	
5 2 e ... 渡線	
5 2 f ... 戻線	
5 3 ... 内側 X 軸勾配磁場コイル	50

- 5 3 a、5 3 b、5 3 c、5 3 d ... 渦巻きパターン
- 5 3 e ... 渡線
- 5 3 f ... 戻線
- 5 4 ... 銅箔シールド
- 6 0 ... 外側 X Y Z 三軸勾配磁場コイル
- 6 1 ... 外側 Z 軸勾配磁場コイル
- 6 1 a、6 1 b ... 平行パターン
- 6 1 c ... 渡線
- 6 1 d ... 戻線
- 6 2 ... 外側 Y 軸勾配磁場コイル
- 6 2 a、6 2 b、6 2 c、6 2 d ... 渦巻きパターン
- 6 2 e ... 渡線
- 6 2 f ... 戻線
- 6 3 ... 外側 X 軸勾配磁場コイル
- 6 3 a、6 3 b、6 3 c、6 3 d ... 渦巻きパターン
- 6 3 e ... 渡線
- 6 3 f ... 戻線
- 6 4 ... 銅箔シールド
- 7 0 ... 機能MRIユニット
- 7 2 ... 制御装置
- 7 4 ... マイクロポンプ
- 7 6 ... タンク
- 7 8 a、7 8 b ... フィルタ

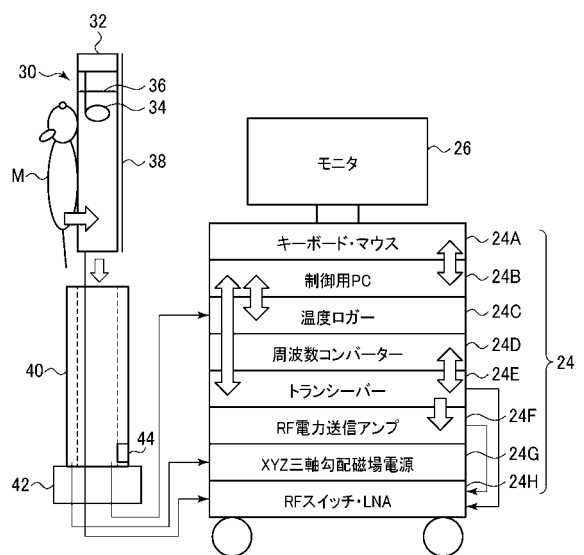
10

20

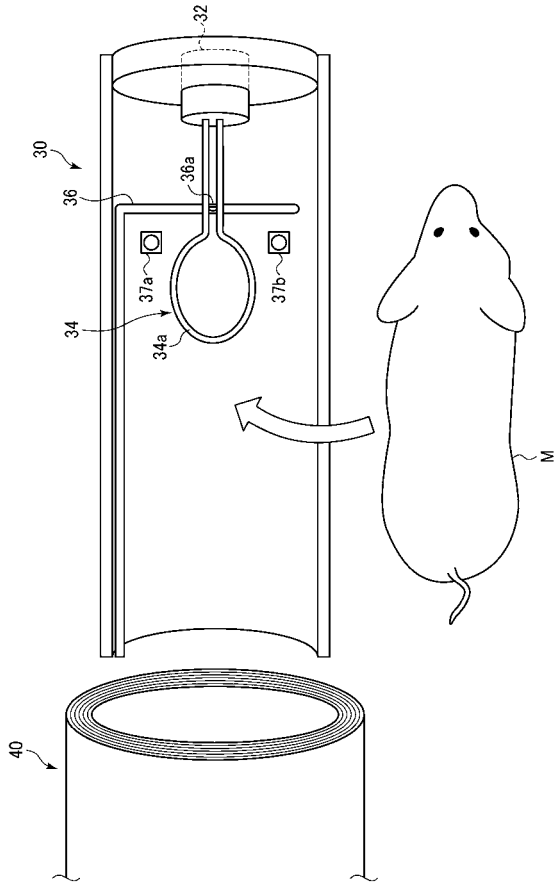
【 図 1 】



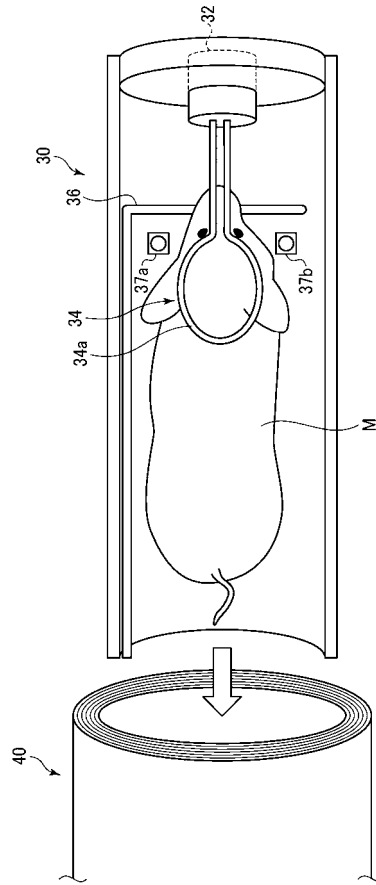
【 図 2 】



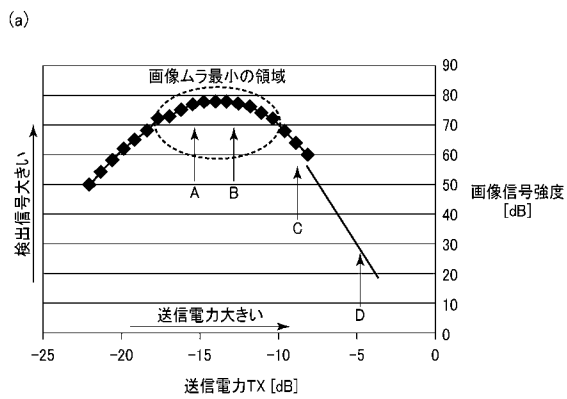
【 図 3 】



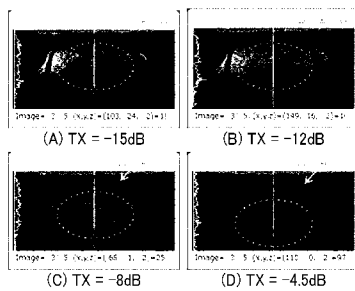
【 図 4 】



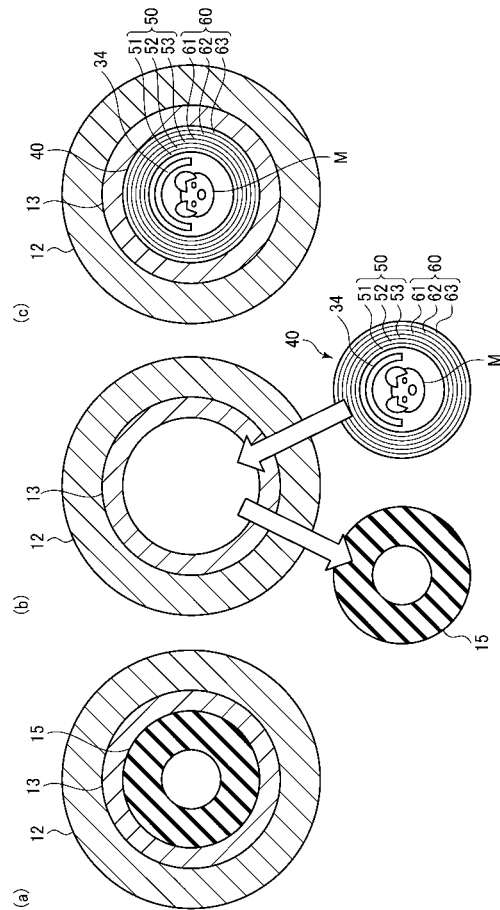
【 図 5 】



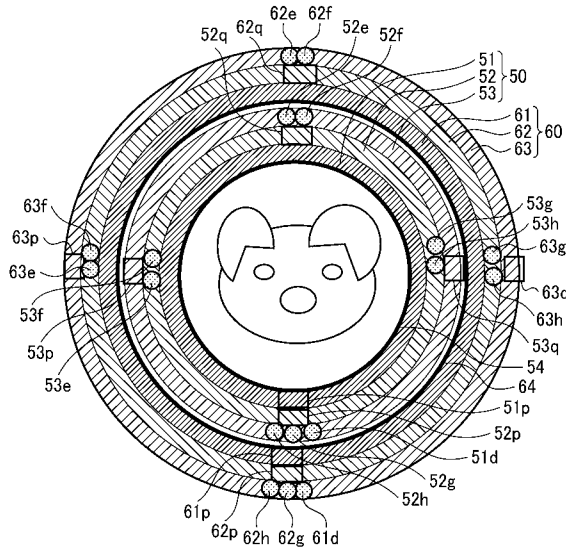
(b)



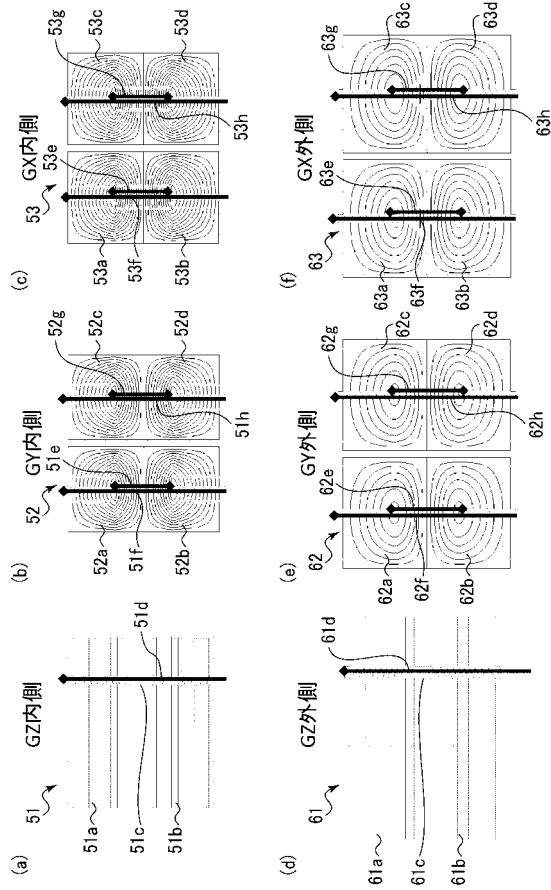
【 図 6 】



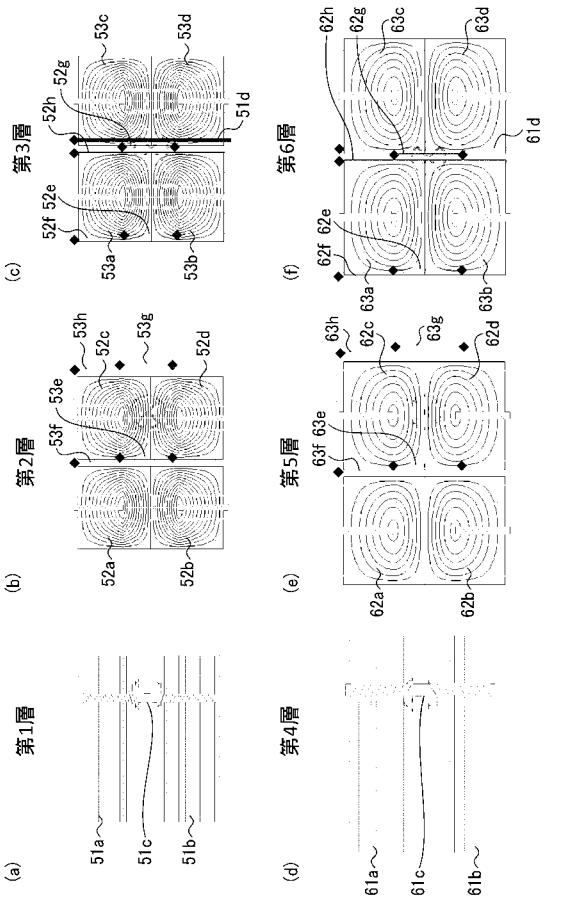
【 図 7 】



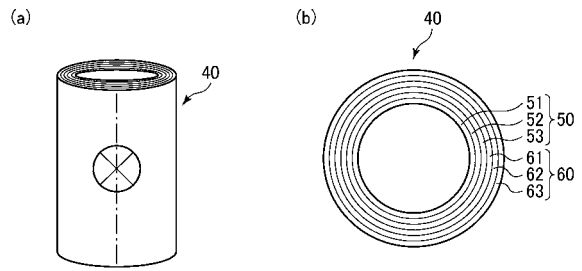
【 図 8 】



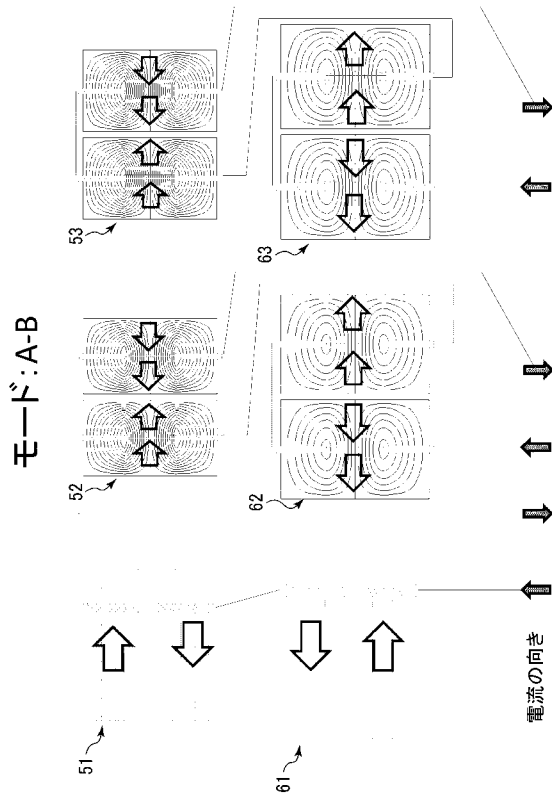
【 図 9 】



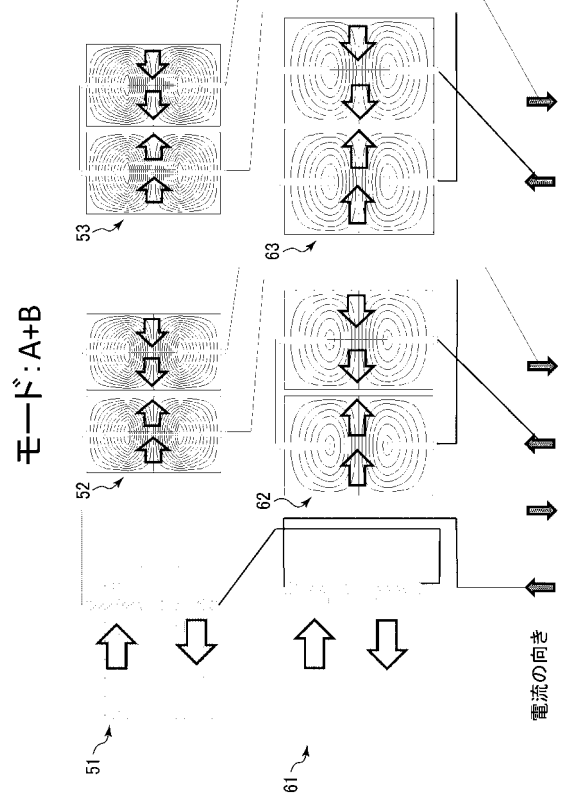
【 図 10 】



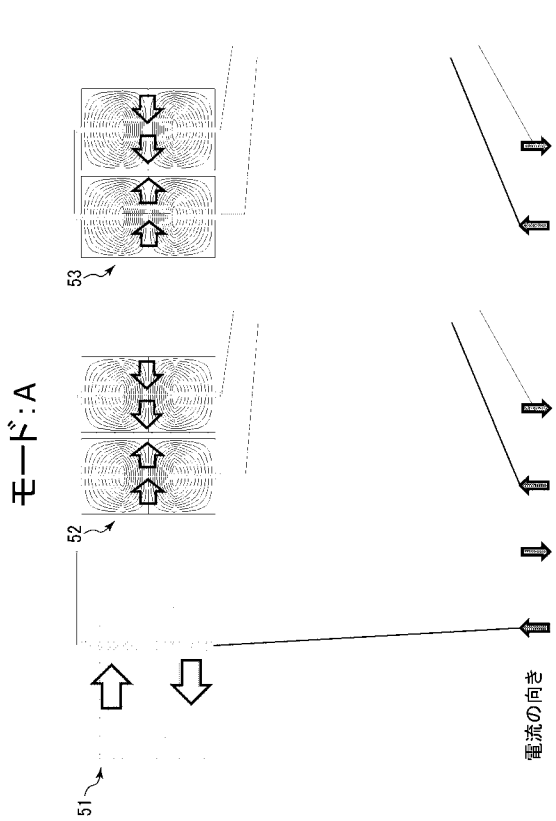
【図 1 1】



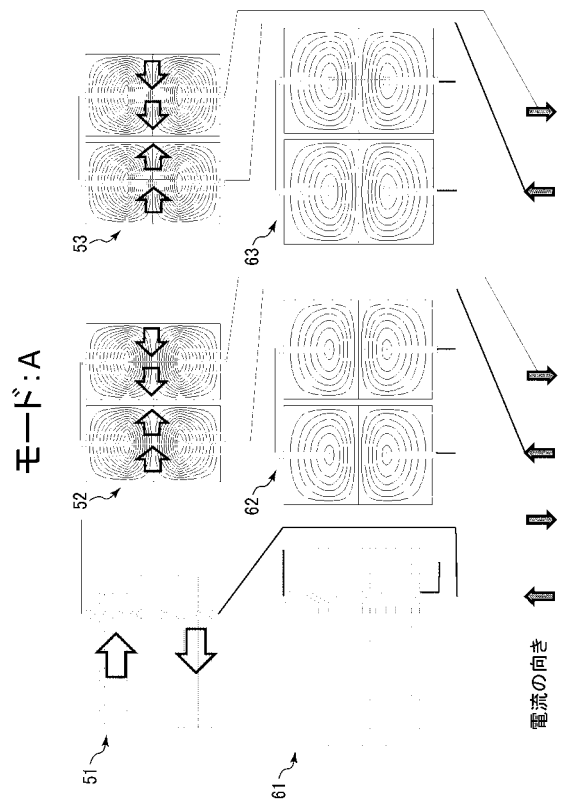
【図 1 2】



【図 1 3】

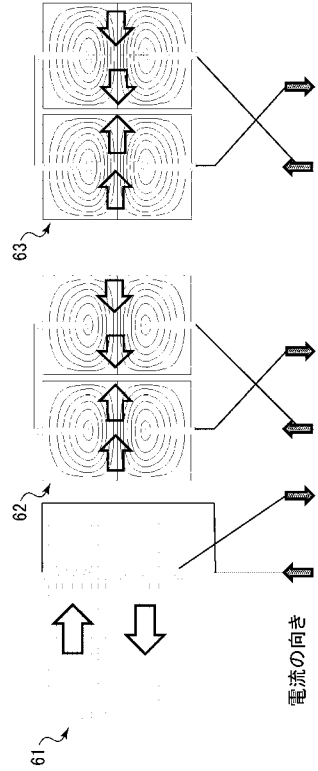


【図 1 4】



【図 15】

モード：B



【図 16】

