

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3748657号
(P3748657)

(45) 発行日 平成18年2月22日(2006.2.22)

(24) 登録日 平成17年12月9日(2005.12.9)

(51) Int.C1.

F 1

A 61 B 5/055	(2006.01)	A 61 B 5/05	3 3 2
G 01 R 33/3875	(2006.01)	G 01 N 24/06	5 2 O J
G 01 R 33/387	(2006.01)	G 01 N 24/06	5 2 O Y

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願平9-73339

(22) 出願日

平成9年3月26日(1997.3.26)

(65) 公開番号

特開平10-262948

(43) 公開日

平成10年10月6日(1998.10.6)

審査請求日

平成16年3月8日(2004.3.8)

(73) 特許権者 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(74) 代理人 100099852

弁理士 多田 公子

(74) 代理人 100099760

弁理士 宮川 佳三

(72) 発明者 津田 宗孝

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

株式会社 日立メ

ディコ内

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を配置する空間に静磁場を発生する手段と、前記静磁場の均一度を改善する磁場均一度補正手段と、前記空間に位置に応じて磁場強度が異なる傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体に核磁気共鳴現象を生じさせるために高周波磁界を発生する手段と、前記核磁気共鳴現象を検出する手段と、前記検出した核磁気共鳴信号を演算処理し、処理結果を表示する手段とを備えた磁気共鳴検査装置において、

前記磁場均一度補正手段と前記傾斜磁場発生手段との干渉を制御する手段を有し、前記干渉を制御する手段は、前記磁場均一度補正手段とそれを駆動する電源との接続を切り換えるスイッチ手段と、検査モードに応じて前記スイッチ手段の動作を制御する制御手段を備えることを特徴とする磁気共鳴検査装置。

【請求項 2】

前記干渉を制御する手段は、前記静磁場の高い均一度が要求される検査モードである場合に、前記スイッチ手段を接続状態にさせ、前記静磁場の均一度の影響を受けにくい検査モードである場合に、前記スイッチ手段を非接続状態にさせることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴検査装置。

【請求項 3】

前記干渉を制御する手段は、EPI法による計測又はMRスペクトル計測を実行する検査モードでは、前記スイッチ手段を接続状態にさせ、スピニエコー法または高速スピニエコー法による計測を実行する検査モードでは、前記スイッチ手段を非接続状態にさせること

を特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴検査装置。

【請求項 4】

前記干渉を制御する手段は、第 1 の検査モードで撮影した画像を基に第 2 の検査モードの検査を行う際に、前記スイッチ手段を非接続状態にして前記第 1 の検査モードを実行し、前記スイッチ手段を接続状態にして前記第 2 の検査モードを実行することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は静磁場の均一度を補正するためのシムコイルを備えた磁気共鳴検査装置（以下、M R I 装置という）に関し、特に高精度の検査結果が得られるように、検査手法に応じて装置状態を切り換えて使い分けることができる M R I 装置に関する。 10

【0002】

【従来の技術】

M R I 装置は、核磁気共鳴（以下、N M R という）現象を用いて、人体などの体内を無侵襲に測定して医学的診断などに供する画像やスペクトルを得るもので、X 線や超音波を用いた検査装置では得られない有用な医学診断情報が得られることから、広く医療施設で普及している。

【0003】

このような M R I 装置は、静磁場中に置かれた被検体組織を構成する原子核スピンに N M R 現象を生じさせ、また N M R 信号を計測するための高周波磁場コイルを備えると共に、計測された N M R 信号が人体のどの部位から得られたものであるかを識別するため、静磁場磁石に傾斜磁場コイルを組み合わせてある。傾斜磁場コイルは、x、y、z 軸に沿って磁場強度が変化する傾斜磁場を発生する 3 つの傾斜磁場コイルが用いられ、これら傾斜磁場によって位置情報（位相エンコード或いは周波数エンコード）を付与された N M R 信号を二次元フーリエ変換法により画像再構成することにより被検体断面の画像を得ることができる。 20

【0004】

このように二次元フーリエ変換法では傾斜磁場をパルス状に印加することになるが、この磁束の変化が傾斜磁場コイルの周辺に存在する電気導体（磁気回路やその容器）内に渦電流を誘起するという問題がある（ジャーナル・オブ・マグネチック・レゾナンス誌 66巻、573～576 頁、「Active Magnetic Screening of Gradient Coils in NMR Imaging」）。特に静磁場磁石として超電導磁石を用いた場合には、その容器や容器内に組み込まれている熱シールド円筒（銅やアルミニウム）に無視できない渦電流が発生する。 30

【0005】

このような渦電流が発生する磁場は、位相エンコードや周波数エンコードの誤差となり、フーリエ変換後の画像の分解能の低下となる。この問題を解決するために、傾斜磁場のコイルの外側に漏洩する磁束をキャンセルするシールド型の傾斜磁場コイルが開発されている（米国特許公報第 4,737,716 号）。

【0006】

一方、M R I 装置において 1 回の高周波磁場照射で 1 枚の画像分の N M R 信号を計測する高速撮像法（エコープレナーメージング：E P I）や、N M R スペクトル計測、化学シフトを画像化するスペクトロスコピックイメージングでは静磁場の高い均一度が要求されるため、静磁場磁石に静磁場均一度を補正するためのシムコイルを組合せている。また被検者毎に磁化率の差異を補正する手法も提案されている（特開昭 60-161552 号）。 40

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

上記傾斜磁場コイルと磁石との干渉の問題については、従来の技術（米国特許公報第 4,737,716 号）により防止することができ、画像の分解能を向上することが可能となつたが、傾斜磁場コイルの直近に配設されるシムコイルとの干渉については考慮されていなかつた

。

【0008】

そこで本発明は、検査法の目的に応じて傾斜磁場コイルとシムコイルとの干渉を制御することが可能なMRI装置を提供することを目的とする。また渦電流を最少にして高い分解能の画像を撮影する検査法と、静磁場の均一度を高くして歪の少ない画像を撮影したり、スペクトルを計測する検査法とともに実現できるMRI装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明のMRI装置は、被検体を配置する空間に静磁場を発生する手段と、静磁場の均一度を改善する磁場均一度補正手段と、空間に位置に応じて磁場強度が異なる傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に核磁気共鳴現象を生じさせるために高周波磁界を発生する手段と、核磁気共鳴現象を検出する手段と、検出した核磁気共鳴信号を演算処理し、処理結果を表示する手段とを備え、さらに磁場均一度補正手段と傾斜磁場発生手段との干渉を制御する手段を有するものである。

【0010】

干渉を制御する手段は、前記磁場均一度補正手段とそれを駆動する電源との接続を切り換えるスイッチ手段と、検査モードに応じて前記スイッチ手段の動作を制御する制御手段を備える。

【0011】

干渉を制御する手段は、静磁場の高い均一度が要求される検査モードである場合にスイッチ手段を接続状態にさせ、静磁場の均一度の影響を受けにくい検査モードである場合に、スイッチ手段を非接続状態にさせる。

【0012】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の好適な実施例を図面を参照して説明する。尚、以下の実施例で示す数値は単なる例示であって、本発明はそれらの数値に限定されるものではない。

【0013】

図2は、本発明が適用されるMRI装置の一実施例を示す概略構成図である。図2において、磁石1はMRI装置の静磁場を発生するもので、永久磁石、常電導磁石或いは超電導磁石が用いられるが、図示する例では超電導線をソレノイド状に巻き、液体ヘリウムの入った容器内に納めた超電導磁石が用いられている。この磁石の容器の典型的な寸法は、人体が検査できるようにボア径は1メートル、長さは1.5メートルである。そのボア中心で発生する磁場強度は例えば1.5テスラ、磁場均一度はボアの中心40センチメートルの球状空間で5ppmの値が達成可能なよう設計製造されている。但し、磁場均一度は磁石の周囲の環境に左右されるので、磁石の据え付け環境に応じて磁場均一度を調整するために、磁石1のボア内壁には磁性体の小片2が貼り付けられる。

【0014】

更に磁石1の内側には、静磁場の均一度を補正するためのシムコイル3が組み込まれている。シムコイル3は、例えば9種類のパターンから構成された複数のシムコイルから成り、被検者の検査部位毎にシムコイルに流す電流(シム電流)を調整することにより検査に必要とする磁場均一度を達成する。シムコイル3にはシム電流を流すためのシム電源4がスイッチ回路(Sw)5を介して接続されている。スイッチ回路5は、後述するコンピュータ14の指令によりシムコイル3のオン/オフを切換える。

【0015】

シムコイル3の内側にはx、y、zの傾斜磁場コイル6が組み込まれている。これらの傾斜磁場コイル6には、それぞれx、y、zの傾斜磁場(GC)電源7、8、9が接続されている。これにより、検査空間の静磁場のx、y、zの頂の磁場不均一成分の補正のための定常電流と、検査部位の空間にx、y、zの軸に沿って磁場強度を変化させてNMR信号に位置情報を付与するためのパルス電流が流れている。

10

20

40

50

【0016】

従って本実施例では、シムコイル3と傾斜磁場コイル6とが静磁場均一度補正手段として機能している。

【0017】

傾斜磁場コイル6の内側には高周波コイル10が組み込まれている。高周波コイル10は、検査部位の核スピンを励起する周波数の高周波磁場を発生するとともに、励起後の核スピンの歳差運動をNMR信号として検出する。この高周波コイル10には高周波回路11が接続され、励起のための高周波電力の供給とNMR信号の増幅を行う。尚、高周波コイル10としては、高周波磁場の励起用と検出用とで別個の高周波コイルを用いてもよい。

【0018】

被検者12は搬送用の患者テーブル13の上に横たわり、検査部位が磁石1の中心に配置されるようになっている。

【0019】

コンピュータ14は上述の各構成要素の動作状態を制御するとともに、検出されたNMR信号の演算処理を行う。演算処理された結果はコンピュータ14に接続されたモニター15に表示される。コンピュータ14には入力装置のオペレーションコンソール16が接続されており、このコンソールにより検査条件や画像処理条件等を設定することができる。

【0020】

図1は図2の傾斜磁場コイル6とシムコイル3と傾斜磁場電源7～9とシム電源4を詳細に説明した図である。図において、傾斜磁場コイル6は被検者12が配設されるその内部にx、y、zの方向に傾斜磁場を発生するインナーコイル61とインナーコイル61がその外側に発生する磁場をキャンセルするためのアウターコイル62とから構成されている。インナーコイル61とアウターコイル62の各々のx、y、zコイルは直列に接続され、それぞれ独立の傾斜磁場電源7、8、9に接続されている。インナーコイル61とアウターコイル62の巻数と寸法は磁石1が存在する位置で磁場がゼロとなるように設計されている。この傾斜磁場コイルの構成により、超電導磁石1の容器や容器内に組み込まれている熱シールド円筒（銅やアルミニウム）に誘起される渦電流を抑えることができる。

【0021】

シムコイルは、磁石1とアウターコイル62との間に配置され、図示する実施例では9種のシムコイル31～39が巻かれている。9種のシムコイルは、例えば X^2 、 Y^2 、 Z^2 、 X^3 、 Z^3 、 Y^3 、 XY 、 ZY 、 XZ の各項の補正コイルから成る。各々のシムコイル31～39にはそれぞれスイッチ回路(SW)51～59の出力側が接続されている。スイッチ回路51～59の入力側にはインダクタンスLを介してシム電源41～49が接続されている。インダクタンスLは、シムコイル-シム電源-インダクタンスから成る閉ループのインピーダンスを高くしてシム回路に過渡的な電流を流れにくくするもので、例えば1ヘンリーのものが用いられる。

【0022】

スイッチ回路51～59はコンピュータ14からの制御信号により、シム回路を開或いは閉にするもので、ダイオードとトランジスタの組合せ等公知のスイッチ回路を用いることができる。スイッチ回路のオン時及びオフ時におけるシムコイルと傾斜磁場コイルとの干渉を図3を参照して説明する。ここでは簡単のために、 x^2 シムコイルについて説明するが、その他のシムコイルでも同様である。

【0023】

コンピュータ14よりスイッチ回路の接続信号が出力された状態では、図3(a)に示すように、シムコイル31はインダクタンスLとシム電源41と閉ループを構成して電流が流れる。この電流値を適当な値にすることにより静磁場の x^2 項が補正され均一な静磁場を達成できる。一方、シムコイル31の直近には傾斜磁場コイルのアウターコイル62の x チャンネルコイルが配置されているので、 x チャンネルの偶数の高次歪(x^2 、 x^4 、...)が x^2 シムコイル31と干渉する。ここで、傾斜磁場をパルス駆動すると誘導結合係数Mと互いのコイルの巻数比による起電力がシムコイル31に発生する。この起電力による

10

20

30

40

50

電流が閉ループを流れ、傾斜磁場の誤差磁場となるが、この誤差磁場の発生は、インダクタンス L により閉ループのインピーダンスを高くして過渡的な電流を流れにくくしたことにより、極力抑えられる。

【 0 0 2 4 】

一方、コンピュータ 1 4 より遮断信号が出力された状態では、図 3 (b) に示すように、シムコイル 3 1 は開ループとなる。この場合には、傾斜磁場のパルス駆動による起電力が発生しても誤差磁場となる電流は流れないので、高精度の傾斜磁場を達成できる。

【 0 0 2 5 】

このようなスイッチ回路のオン / オフは、コンソール 1 6 により検査法を選択すると、自動的にその検査法に適した状態（オンまたはオフ）となるようにコンピュータ 1 4 が制御信号を送るか、またコンソール 1 6 にシムコイルにオン / オフを選択する手段を設け、これにより操作者が検査法に適した状態を選択し、この選択操作に基づきコンピュータ 1 4 が制御信号を送ることができる。また複数のシムコイルを個々にオン / オフ制御することも可能である。10

【 0 0 2 6 】

例えば静磁場の高い均一度が要求される検査法、例えば E P I 法による計測や、 M R スペクトル計測を実行する場合には、コンピュータ 1 4 よりスイッチ回路の接続信号が出力される。また静磁場の均一度の影響を受けにくい検査法や静磁場の均一度に比べて傾斜磁場精度が要求される検査法、例えば高速スピニエコー法や小視野で高空間分解能の画像を得る撮像法を実行する場合には、コンピュータ 1 4 より遮断信号が出力される。20

【 0 0 2 7 】

次に、上記構成による M R I 装置を用いて一連の検査を実行する実施例を図 4 及び図 5 を参照して説明する。この実施例では最初に、高速スピニエコー (F S E) 法で被検者 1 2 の横断面を撮影し、次いで F S E 法で撮影した画像を基に、局所領域の N M R スペクトル計測の検査を施行する。

【 0 0 2 8 】

F S E 法は、スピニエコー法と同様に、不均一磁場により見かけ上の横緩和時間 (T 2 *) で急速に分散するスピンの位相を一定時間後に再び揃えてエコー信号として計測するため、磁場の不均一の影響を受けにくい撮影法であるが、1 回の核スピンの励起で n 個のエコー信号を発生し、それぞれのエコー信号に n 分割された異なる位相エンコードを付与するため、位相エンコード傾斜磁場の精度が必要となる。30

【 0 0 2 9 】

従って F S E 法のシーケンスを実行する際には、図 4 に示すように起動前にコンピュータ 1 4 より遮断信号 7 1 を発生させて全てのスイッチ回路 5 1 ~ 5 9 を開いてシムコイルを開ループの状態にしておく。磁場の均一度は傾斜磁場コイルによる x 、 y 、 z の一次のシミングで F S E 法に必要とする値を達成するようとする。

【 0 0 3 0 】

この状態で、通常の F S E 法のシーケンスを実行する。即ち、高周波パルス列 7 3 と z 傾斜磁場パルス 7 4 によりマルチエコー信号 7 7 を発生させる。エコー信号 7 7 は特に限定されないが図では 4 エコーの場合を示している。このエコー信号計測の前後に位相エンコード用の y 傾斜磁場パルス 7 5 を印加して、それぞれのエコー信号が異なる位相エンコードになるようにする。すなわち、最初のエコー信号は y 傾斜磁場のパルス 751 と 752 の積分値が位相エンコード量に、第 2 のエコーは y 傾斜磁場のパルス 751 と 752 と 753 と 754 の積分値が位相エンコード量になる。同様に第 3 以降のエコーについてもその発生までに印加された傾斜磁場パルスの積分値の総和が位相エンコードとなる。このように異なる位相エンコードが付与された各エコー信号を x 傾斜磁場パルス 7 6 を印加しながら計測する。一枚の画像に必要な位相エンコード（例えば、 256 ）量になるまで、 y 傾斜磁場パルス 751 （図では $256 / 4 = 64$ ステップ）を変化させながら図 4 のシーケンスを繰り返し、計測されたエコー信号を処理することにより画像を再構成する。40

【 0 0 3 1 】

次に、上記で撮影した画像を基に、局所領域のNMRスペクトル計測の検査を施行する。この場合、領域を含む部位の磁場均一度はスペクトルを分離するために0.1 ppm程度の高い均一度が必要である。そこで、図5に示すようにコンピュータ14より接続信号81を出力して、全てのスイッチ回路を閉じてシムコイルの回路を閉ループにする。

【0032】

スペクトル計測に先立って、シムコイルに流れる電流を決定するためのオートシミングシーケンス82を起動させる。オートシミングシーケンスは、検査部位の種々の組織の磁化率の差異による静磁場の乱れを補正するためのシム電流を求める手法で、例えば特開昭60-161552号に記載された手法を採用できる。

【0033】

即ち、スライス選択のためのスライス選択傾斜磁場と90°パルスを印加して被検体組織を構成する核スピンを励起し、90°パルス印加から時間後にスライス選択傾斜磁場と180°パルスを印加し、180°パルス印加から(+)時間後にリードアウト傾斜磁場を印加しながらエコー信号を計測する。180°パルス印加から時間が経過すると、90°パルス印加直後からの静磁場不均一に起因するスピンの位相変化は完全に相殺されるため、エコー信号にはその後の間に静磁場不均一により生じる位相情報だけが含まれることになる。従ってこのようなシーケンスを位相エンコード量を変化させながら繰り返し、計測されたエコー信号の位相情報から静磁場不均一分布を求めることができる。

【0034】

シムコイルに流れる電流値は、上記のように求められた静磁場不均一分布及びシムコイルのシム特性（単位電流当りの発生磁場強度）から計算によって求めることができ、この電流値に基づきシム電源を駆動する。

【0035】

このようなオートシミングシーケンス82の実行により静磁場の均一度が目的値、例えば0.1 ppm以下になった状態で、スペクトル計測のシーケンス83を起動する。スペクトル計測シーケンス83は、ISIS (Image Selected In vivo Spectroscopy) 法等3次元空間から任意の領域（通常1cm³）のNMR信号を計測するシーケンスを実行する。図5に例示するISIS法では、まずx傾斜磁場パルス85を印加した状態で選択励起高周波パルス841を印加する。次に、y傾斜磁場パルス86を印加した状態で選択励起高周波パルス842を印加する。さらに、z傾斜磁場パルス87を印加した状態で選択励起高周波パルス843を印加する。それに引き続き信号検出用の高周波パルス844を印加してNMR信号88を検出する。

【0036】

三次元の領域を選択するために、図5のシーケンス83における3つの選択励起パルス841～843の位相を+/-に変えてx、y、zの傾斜磁場の組み合わせ、8通り(2^3)のシーケンスを繰り返す。これにより、各シーケンスごとに常に目的とする関心領域のNMR信号は加算され、周辺領域からのNMR信号は相殺される。得られたNMR信号をフーリエ変換することで関心領域のNMRスペクトルが得られる。

【0037】

このように本発明のMRI装置によれば、一連の計測を行う場合に、被検者を装置内に配設したままで、目的の複数検査を最適な条件で施行することができる。

【0038】

尚、上記実施例では検査法として高速スピニエコー法及びNMRスペクトル計測を説明したが、本発明はこれらの検査法に限定されない。また上記実施例では、全てのシムコイルをオンまたはオフする場合について述べたが、検査の目的によって、一部のシムコイルのみをオンすることとしてもよい。例えば、静磁場分布に応じて均一度を得るために最も重要なシムコイルのみをオンとして、傾斜磁場コイルとシムコイルとの干渉を極力少なくして傾斜磁場コイルの磁場誤差を最小にする、或いは高い傾斜磁場精度が必要である傾斜磁場コイルの直近にあるシムコイルのみをオフとして、その傾斜磁場コイルについての磁場

10

20

30

40

50

誤差を最小にする等が可能である。

【0039】

また図示する実施例では、シムコイルの配置として傾斜磁場コイルの外側に設けた場合を示したが、シムコイルの配置はこれに限定にされず、例えば傾斜磁場コイルの内側に局所的な静磁場補正をするために設けられたシムコイルであってもすべて適用できる。

【0040】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、静磁場の均一度を補正する手段と傾斜磁場発生手段との干渉を制御する手段を設けることにより、検査目的に応じて最適な条件を設定することができ、これにより渦電流の発生を最少にして高精度の検査結果を得ることも、また静磁場の均一度を最良にして高精度の検査結果を得ることも可能となる。 10

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の一実施例における傾斜磁場コイルとシムコイルの詳細を示す図

【図2】本発明の一実施例を示すMRI装置のブロック図

【図3】シムコイルと傾斜磁場コイルの干渉を説明する図で、(a)はシムコイルのオン状態、(b)はシムコイルのオフ状態を示す。

【図4】本発明のMRI装置により実施される検査パルスシーケンス(高速スピニエコード法)の一例を示す図

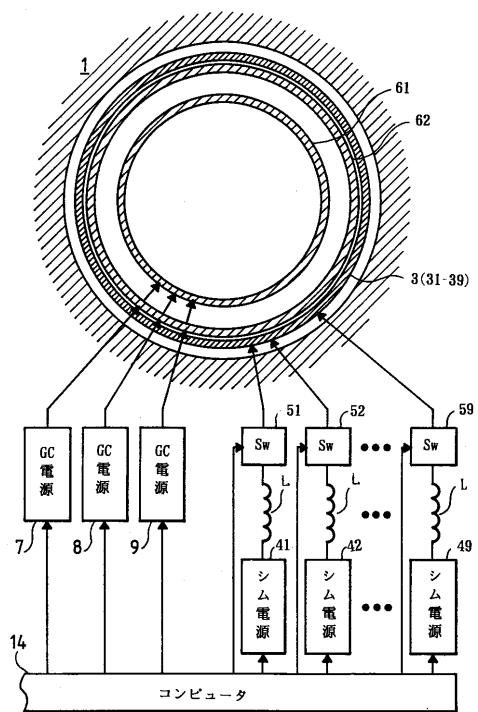
【図5】本発明のMRI装置により実施される検査パルスシーケンス(スペクトル計測) 20 の一例を示す図

【符号の説明】

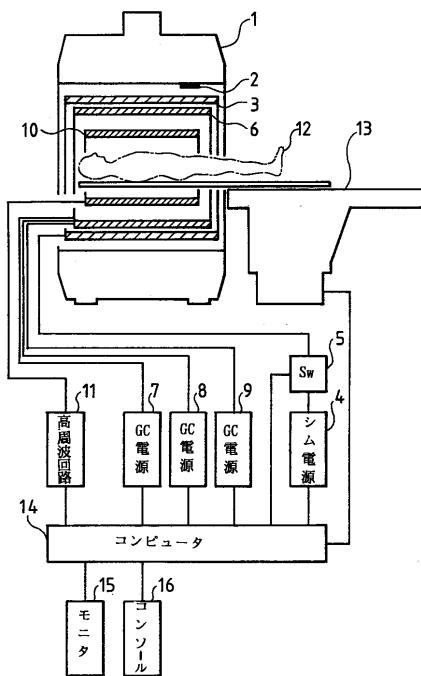
- 1 磁石(静磁場を発生する手段)
- 2 磁性体の小片(静磁場均一度補正手段)
- 3、31~39 シムコイル(静磁場均一度補正手段)
- 4、41~49 シム電源(静磁場均一度補正手段)
- 5、51~59 スイッチ回路(干渉を制御する手段)
- 6、61、62 傾斜磁場コイル
- 7~9 傾斜磁場電源
- 10 高周波コイル
- 11 高周波回路
- 12 被検者
- 13 患者テーブル
- 14 コンピュータ(干渉を制御する手段)
- 15 モニター
- 16 オペレーションコンソール

30

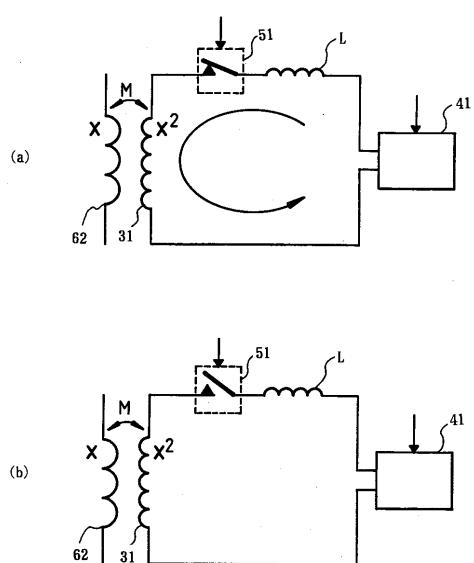
【図1】



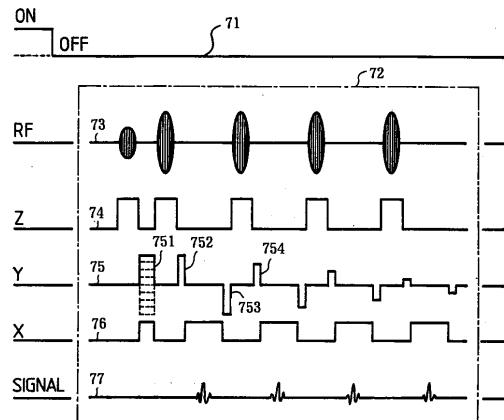
【図2】



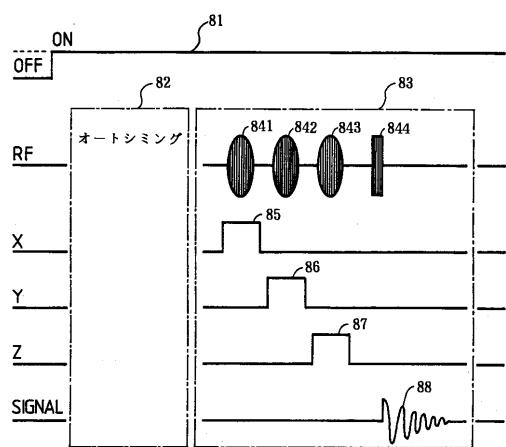
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05-277087(JP,A)
特開平01-284239(JP,A)
特開平05-212010(JP,A)
特開平01-181855(JP,A)
特開昭62-266042(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055