

(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2005-296461

(P2005-296461A)

(43) 公開日 平成17年10月27日(2005.10.27)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 5/055

F I

A61B 5/05

311

A61B 5/05

355

テーマコード (参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-119439 (P2004-119439)

(22) 出願日 平成16年4月14日 (2004.4.14)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

(74) 代理人 100077757

弁理士 須渡 章雄

(74) 代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

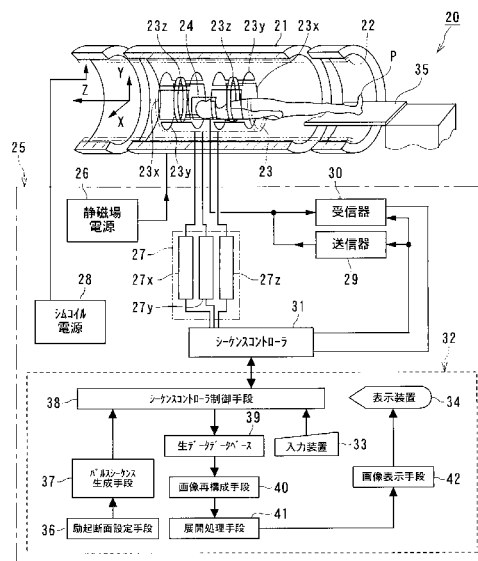
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】 S / N比の低下を抑制しつつより短時間で画像データを収集することが可能な磁気共鳴イメージング装置である。

【解決手段】 磁気共鳴イメージング装置20は、感度分布がそれぞれ異なる複数の高周波コイル24を用いてパラレルイメージングを行う磁気共鳴イメージング装置20であって、異なる位相の高周波磁場パルスを略同時に被検体Pに印加することにより複数の断面を選択励起する手段と、複数の高周波コイル24それぞれにより被検体Pから発生する磁気共鳴信号を収集する手段と、高周波コイル24それぞれにより得られた前記磁気共鳴信号により画像を生成した後、前記感度分布に基づきパラレルイメージングの展開処理を行う手段41とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

感度分布がそれぞれ異なる複数の高周波コイルを用いてパラレルイメージングを行う磁気共鳴イメージング装置であって、異なる位相の高周波磁場パルスを略同時に被検体に印加することにより複数の断面を選択励起する手段と、前記複数の高周波コイルそれぞれにより前記被検体から発生する磁気共鳴信号を収集する手段と、前記高周波コイルそれぞれにより得られた前記磁気共鳴信号により画像を生成した後、前記感度分布に基づきパラレルイメージングの展開処理を行う手段とを備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 2】

前記高周波コイルのパラレルイメージングにとっての感度分布が適切となるように前記高周波磁場パルスの位相を設定したことを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、核磁気共鳴信号を利用して被検体の画像を撮像する磁気共鳴イメージング装置に係り、特に複数のコイルを用いて画像を撮像する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療現場におけるモニタリング装置として、図 8 に示すような磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置 1 が利用される (例えば特許文献 1 参照)。

【0003】

磁気共鳴イメージング装置 1 は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石 2 内部にセットされた被検体 P の撮像領域に傾斜磁場コイルユニット 3 の各傾斜磁場コイル 3 x、3 y、3 z で X 軸、Y 軸、Z 軸方向の傾斜磁場を形成するとともに RF (Radio Frequency) コイル 4 からラーモア周波数の高周波 (RF) 信号を送信することにより被検体 P 内の原子核スピンを磁氣的に共鳴させ、励起により生じた核磁気共鳴 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) 信号を利用して被検体 P の画像を再構成する装置である。

【0004】

すなわち、予め静磁場電源 5 により静磁場用磁石 2 内部に静磁場が形成される。さらに、入力装置 6 からの指令によりシーケンスコントローラ制御手段 7 は、信号の制御情報であるシーケンスをシーケンスコントローラ 8 に与え、シーケンスコントローラ 8 はシーケンスに従って各傾斜磁場コイル 3 x、3 y、3 z に接続された傾斜磁場電源 9 および RF コイル 4 に高周波信号を与える送信器 10 を制御する。このため、撮像領域に傾斜磁場が形成され、被検体 P には高周波信号が送信される。

【0005】

この際、傾斜磁場コイル 3 x、3 y、3 z により形成された X 軸傾斜磁場、Y 軸傾斜磁場、Z 軸傾斜磁場は主として、位相エンコード (PE: phase encoding) 用傾斜磁場、読出し (RO: readout) 用傾斜磁場、スライスエンコード (SE: slice encoding) 用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、原子核の位置情報である X 座標、Y 座標、Z 座標はそれぞれ原子核スピンの位相、周波数、スライスの位置に変換され、位相エンコード量を変えながらシーケンスが繰返し実行される。

【0006】

そして、被検体 P 内の原子核スピンの励起に伴って発生した NMR 信号は、RF コイル 4 で受信されるとともに受信器 11 に与えられてデジタル化された生データ (raw data) に変換される。さらに、生データは、シーケンスコントローラ 8 を介してシーケンスコントローラ制御手段 7 に取り込まれ、シーケンスコントローラ制御手段 7 は生データデータ

ベース 1 2 に形成された K 空間（フーリエ空間）に生データを配置する。そして、画像再構成手段 1 3 が、K 空間に配置された生データに対してフーリエ変換を実行することにより、被検体 P の再構成画像が得られ、画像表示手段 1 4 により再構成画像が適宜表示装置 1 5 に与えられて表示される。

【0007】

このような磁気共鳴イメージング装置 1 による撮影技術として、複数の断面を異なる位相で同時に順次選択励起することにより、1 回の励起で通常の撮影に比べて複数倍、例えば図 9 に示すように P E 方向に 4 倍の断面画像を撮影する技術が提案される。この技術により 2 倍または 4 倍の数の断面画像を撮影する場合、1 . 4 倍または 2 倍の S / N 比が得られるという利点がある。

10

【0008】

一方、RF コイル 4 を複数の表面コイルを備えたマルチコイルで構成し、各表面コイルで同時に NMR 信号を受信してより多くの生データを短時間で収集することにより、撮像時間を短縮するパラレルイメージング技術が提案される（例えば非特許文献 1、非特許文献 2、非特許文献 3、非特許文献 4 参照）。

【0009】

この撮影方法では、図 10 (a) に示すように、例えば 4 つの各表面コイルにより同一断面の画像がそれぞれ撮影される。この際、各画像には、折り返し部分が生じる。そこで、表面コイルの感度分布に基づいて展開（アンフォールディング）処理により、折り返し部分が所定の位置にマッピングされて図 10 (b) に示すような折り返し部分のない画像

20

【特許文献 1】特開平 10 - 277005 号公報

【非特許文献 1】論文 “ Carlson J.W. and Minemura T., Image Time Reduction Through Multiple Receiver Coil Data Acquisition and Image Reconstruction, MRM 29:681-688, 1993 ”

【非特許文献 2】論文 “ Sodikson D.K. and Manning W.J., Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH): Fast Imaging with Radiofrequency Coil Arrays, MRM 38:591-603, 1997 ”

【非特許文献 3】論文 “ Pruessman K.P., Weiger M., Scheidegger M.B., and Boesiger P., SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI, MRM 42:952-962, 1999 ”

30

【非特許文献 4】論文 “ Ra J.B. and Rim C.Y., Fast Imaging Using Subencoding Data Sets From Multiple Detectors, MRM 30:142-145, 1993 ”

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

従来の複数の断面を異なる位相で同時に順次選択励起する撮像方法を用いた磁気共鳴イメージング装置 1 では、2 倍ないし 4 倍数の断面におけるデータを得るために、実際には 2 倍ないし 4 倍の撮像時間を必要とする。このため、S / N 比を向上することができるにも拘わらず、十分に活用することができず、殆ど試用されていないのが現状である。

【0011】

40

一方、RF コイル 4 を複数の表面コイルを備えたマルチコイルで構成した磁気共鳴イメージング装置 1 では、通常の撮像方法による撮影と比較して撮像時間が短くなるものの S / N 比が低下するという問題がある。例えば、撮影時間が 1 / 2 または 1 / 4 となった場合には、S / N 比は 1 / 1 . 4 または 1 / 2 となる。

【0012】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、S / N 比の低下を抑制しつつより短時間で画像データを収集することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

50

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述の目的を達成するために、請求項１に記載したように、感度分布がそれぞれ異なる複数の高周波コイルを用いてパラレルイメージングを行う磁気共鳴イメージング装置であって、異なる位相の高周波磁場パルスと同時に被検体に印加することにより複数の断面を選択励起する手段と、前記複数の高周波コイルそれぞれにより前記被検体から発生する磁気共鳴信号を収集する手段と、前記高周波コイルそれぞれにより得られた前記磁気共鳴信号により画像を生成した後、前記感度分布に基づきパラレルイメージングの展開処理を行う手段とを備えることを特徴とするものである。

【発明の効果】

【００１４】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置においては、Ｓ／Ｎ比の低下を抑制しつつより短時間で画像データを収集することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１５】

本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【００１６】

図１は本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す機能ブロック図である。

【００１７】

磁気共鳴イメージング装置２０は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石２１と、この静磁場用磁石２１の内部に設けられたシムコイル２２、傾斜磁場コイルユニット２３およびＲＦ（高周波）コイル２４とを図示しないガントリに内蔵した構成である。

【００１８】

また、磁気共鳴イメージング装置２０には、制御系２５が備えられる。制御系２５は、静磁場電源２６、傾斜磁場電源２７、シムコイル電源２８、送信器２９、受信器３０、シーケンスコントローラ３１およびコンピュータ３２を具備している。制御系２５の傾斜磁場電源２７は、Ｘ軸傾斜磁場電源２７ｘ、Ｙ軸傾斜磁場電源２７ｙおよびＺ軸傾斜磁場電源２７ｚで構成される。また、コンピュータ３２は、図示しない演算装置および記憶装置を備え、入力装置３３および表示装置３４が設けられる。

【００１９】

静磁場用磁石２１は静磁場電源２６と接続され、静磁場電源２６から供給された電流により撮像領域に静磁場を形成させる機能を有する。また、静磁場用磁石２１の内側には、同軸上に筒状のシムコイル２２が設けられる。シムコイル２２はシムコイル電源２８と接続され、シムコイル電源２８からシムコイル２２に電流が供給されて静磁場が均一化されるように構成される。

【００２０】

傾斜磁場コイルユニット２３は、Ｘ軸傾斜磁場コイル２３ｘ、Ｙ軸傾斜磁場コイル２３ｙおよびＺ軸傾斜磁場コイル２３ｚで構成され、静磁場用磁石２１の内部において筒状に形成される。傾斜磁場コイルユニット２３の内側には寝台３５が設けられて撮像領域とされ、寝台３５には被検体Ｐがセットされる。ＲＦコイル２４はガントリに内蔵されず、寝台３５や被検体Ｐ近傍に設けられる場合もある。

【００２１】

また、傾斜磁場コイルユニット２３は、傾斜磁場電源２７と接続される。傾斜磁場コイルユニット２３のＸ軸傾斜磁場コイル２３ｘ、Ｙ軸傾斜磁場コイル２３ｙおよびＺ軸傾斜磁場コイル２３ｚはそれぞれ、傾斜磁場電源２７のＸ軸傾斜磁場電源２７ｘ、Ｙ軸傾斜磁場電源２７ｙおよびＺ軸傾斜磁場電源２７ｚと接続される。

【００２２】

そして、Ｘ軸傾斜磁場電源２７ｘ、Ｙ軸傾斜磁場電源２７ｙおよびＺ軸傾斜磁場電源２７ｚからそれぞれＸ軸傾斜磁場コイル２３ｘ、Ｙ軸傾斜磁場コイル２３ｙおよびＺ軸傾斜

10

20

30

40

50

磁場コイル 2 3 z に供給された電流により、撮像領域にそれぞれ X 軸方向の傾斜磁場 G_x 、Y 軸方向の傾斜磁場 G_y 、Z 軸方向の傾斜磁場 G_z を形成することができるように構成される。

【0023】

RF コイル 2 4 はマルチコイルで構成され、送信器 2 9 および受信器 3 0 と接続される。RF コイル 2 4 は、送信器 2 9 から高周波信号を受けて被検体 P に高周波磁場パルスを送信する機能と、被検体 P 内部の原子核スピンの高周波信号による励起に伴って発生した NMR 信号を受信して受信器 3 0 に与える機能を有する。

【0024】

図 2 は図 1 に示す RF コイル 2 4 の詳細構成の一例を示す図であり、図 3 は図 2 に示す WB コイル 2 4 a とフェーズドアレイコイル 2 4 b の配置例を示す断面模式図である。 10

【0025】

RF コイル 2 4 は、例えば送信用の RF コイル 2 4 と受信用の RF コイル 2 4 とから構成される。送信用の RF コイル 2 4 には、全身用 (WB: whole-body) コイル 2 4 a が用いられる一方、受信用の RF コイル 2 4 には、複数のコイルを具備するフェーズドアレイコイル 2 4 b が用いられる。フェーズドアレイコイル 2 4 b は、複数の表面コイル 2 4 c を備え、各表面コイル 2 4 c は、それぞれ個別に受信系回路 3 0 a と接続される。

【0026】

また、フェーズドアレイコイル 2 4 b の各表面コイル 2 4 c は、例えば被検体 P の特定関心部位を含む断面 L の周囲となる Z 軸周りに対称に配置される。さらにフェーズドアレイコイル 2 4 b の外側には、WB コイル 2 4 a が設けられる。そして、WB コイル 2 4 a により被検体 P に高周波信号を送信する一方、WB コイル 2 4 a またはフェーズドアレイコイル 2 4 b の各表面コイル 2 4 c により多チャンネルで特定関心部位を含む断面 L からの NMR 信号を受信して各受信器 3 0 の各受信系回路 3 0 a に与えることができるように構成される。 20

【0027】

一方、制御系 2 5 のシーケンスコントローラ 3 1 は、傾斜磁場電源 2 7、送信器 2 9 および受信器 3 0 と接続される。シーケンスコントローラ 3 1 は傾斜磁場電源 2 7、送信器 2 9 および受信器 3 0 を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源 2 7 に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報を記述したシーケンス情報を記憶する機能と、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源 2 7、送信器 2 9 および受信器 3 0 を駆動させることにより X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z および高周波信号を発生させる機能を有する。 30

【0028】

また、シーケンスコントローラ 3 1 は、受信器 3 0 からデジタル化された NMR 信号である生データ (raw data) を受けてコンピュータ 3 2 に与えるように構成される。

【0029】

このため、送信器 2 9 には、シーケンスコントローラ 3 1 から受けた制御情報に基づいて高周波信号を RF コイル 2 4 に与える機能が備えられる一方、受信器 3 0 には、RF コイル 2 4 から受けた NMR 信号に所要の信号処理を実行するとともに A/D 変換することにより、デジタル化された NMR 信号である生データを生成する機能と、生成した生データをシーケンスコントローラ 3 1 に与える機能が備えられる。 40

【0030】

また、コンピュータ 3 2 には、プログラムが読み込まれて実行されることにより励起断面設定手段 3 6、パルスシーケンス生成手段 3 7、シーケンスコントローラ制御手段 3 8、生データデータベース 3 9、画像再構成手段 4 0、展開処理手段 4 1 および画像表示手段 4 2 として機能する。ただし、プログラムによらず、特定の回路を設けてコンピュータ 3 2 を構成してもよい。

【0031】

励起断面設定手段 3 6 は、Quad 法によるスキャンを実行する際に励起させるスライ 50

ス、すなわちスライス方向の位相をマルチコイルの各コイルの感度分布に応じて設定する機能と、設定したスライス方向の位相をパルスシーケンス生成手段 37 に与える機能とを有する。尚、Q u a d 法の詳細については、特開平 10 - 277005 号公報に記載されている。

【0032】

パルスシーケンス生成手段 37 は、Q u a d 法によるスキャンをマルチコイルの各コイルにより実行するためのパルスシーケンスである Q u a d S c a n シーケンスを生成する機能と、生成した Q u a d S c a n シーケンスをシーケンスコントローラ制御手段 38 に与える機能とを有する。この際、Q u a d S c a n シーケンスによるスキャン実行時に励起させるスライスが、励起断面設定手段 36 により設定されたスライスとなるようにされる。 10

【0033】

シーケンスコントローラ制御手段 38 は、入力装置 33 またはその他の構成要素からの情報に基づいて、パルスシーケンス生成手段 37 から受けた Q u a d S c a n シーケンスをシーケンスコントローラ 31 に与えることによりスキャンを実行させる機能を有する。また、シーケンスコントローラ制御手段 38 は、シーケンスコントローラ 31 から Q u a d S c a n シーケンスによるスキャン実行によりマルチコイルのコイル毎に収集された生データを受けて生データデータベース 39 に形成された K 空間（フーリエ空間）に配置する機能を有する。

【0034】

このため、生データデータベース 39 には、受信器 30 において生成されたコイル毎の各生データが保存される。すなわち、生データデータベース 39 に形成された K 空間に生データが配置される。 20

【0035】

画像再構成手段 40 は、生データデータベース 39 の K 空間に配置された生データに対してフーリエ変換（F T）を実行することにより被検体 P の画像データをパラレルイメージング技術を用いて再構成させる機能と、再構成させた画像データを展開処理手段 41 に与える機能とを有する。

【0036】

展開処理手段 41 は、画像再構成手段 40 から受けた画像データに対して R F コイル 2 4 の感度分布に基づいてパラレルイメージングの展開（アンフォールディング）処理を実行する機能を有する。 30

【0037】

次に磁気共鳴イメージング装置 20 の作用について説明する。

【0038】

図 4 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 20 により被検体 P の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャートであり、図中 S に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。

【0039】

まずステップ S 1 において、Q u a d 法によるスキャンを実行する際に励起させる断面（スライス）、すなわちスライス方向の位相が励起断面設定手段 36 により設定される。 40

【0040】

図 5 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 20 により設定される励起断面および励起順序の一例を示す図である。

【0041】

1 回に励起させる断面の個数および位置は任意に設定することができる。例えば、図 5（a）に示すように、被検体 P の頭部断面をスキャンする場合に、隣接する 4 つの断面を 1 回で励起させることができる。

【0042】

一方、後述するマルチコイルでパラレルイメージングによるスキャンを実行して得られ 50

る画像には、折り返しが発生するが、この折り返しを展開する処理は、各表面コイル 24c の感度が互いに異なる程、正確に実施することができる。そこで、折り返し画像の展開処理をより正確に実施するために、マルチコイルの各表面コイル 24c のパラレルイメージングにとっての感度分布が適切となるように同時に励起させる断面の位相を設定することができる。

【0043】

例えば図 5 (b) に示すように 1 回で励起させる断面を互いに隣接させずに、一定の間隔で 4 つの断面を設定することができる。このように励起断面を設定すれば、各断面間において表面コイル 24c の感度の相違を励起断面を隣接させる場合に比べて大きく設定できる。そして、より正確に後の展開処理を実施することができる。

10

【0044】

次に、ステップ S2 において、パルスシーケンス生成手段 37 により、Quad Scan シーケンスが生成されてシーケンスコントローラ制御手段 38 に与えられる。

【0045】

図 6 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 20 により生成される Quad Scan シーケンスの一例を示す図である。

【0046】

図 6 に示すように Quad Scan シーケンスでは、1 回で励起させる断面の数に応じて、RF パルスに複数の励起パルスが若干タイミングをずらして設けられる。このとき各励起パルスの位相が一定量ずつ変化するように設定される。図 6 は、同時に 4 つの断面を励起させる場合における Quad Scan シーケンスの例である。従って、RF パルスは、位相が一定量ずつ変化する 4 つの励起パルスを有する。

20

【0047】

また X、Y、Z 軸方向に印加される各傾斜磁場およびアナログ - デジタル変換回路 (ADC: analog to digital converter) の動作タイミングが Quad Scan シーケンスにより設定される。図 6 の例は、SE (スピンエコー) 法によるシーケンスの例であるが、他のシーケンスであってもよい。この際、Y 軸方向の PE 用の傾斜磁場 GRADY の刻みは撮影視野を広くするために、例えば通常の 1/4 とされる。

【0048】

次に、ステップ S3 において、被検体 P の生データが収集されて生データデータベース 12 に形成された K 空間に配置される。

30

【0049】

すなわち予め寝台 35 には被検体 P がセットされ、静磁場電源 26 から静磁場用磁石 21 に電流が供給されて撮像領域に静磁場が形成される。また、シムコイル電源 28 からシムコイル 22 に電流が供給されて撮像領域に形成された静磁場が均一化される。

【0050】

次に、入力装置 33 からシーケンスコントローラ制御手段 38 に動作指令が与えられる。このため、シーケンスコントローラ制御手段 38 は Quad Scan シーケンスをシーケンスコントローラ 31 に与える。シーケンスコントローラ 31 は、シーケンスコントローラ制御手段 38 から受けた Quad Scan シーケンスに従って傾斜磁場電源 27、送信器 29 および受信器 30 を駆動させることにより被検体 P がセットされた撮像領域に X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z を形成させるとともに、高周波信号を発生させる。

40

【0051】

この際、傾斜磁場コイルにより形成された X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z は主として、位相エンコード (PE) 用傾斜磁場、読出し (RO) 用傾斜磁場、スライスエンコード (SE) 用傾斜磁場としてそれぞれ使用される。このため、被検体 P 内部における原子核のスピン回転方向に規則性が現れ、SE 用傾斜磁場により Z 軸方向に形成されたスライスにおける二次元的な位置情報である X 座標および Y 座標は、PE 用傾斜磁場および RO 用傾斜磁場によりそれぞれ被検体 P 内部における原子核のスピン位相変化量お

50

よび周波数変化量に変換される。

【0052】

そして、送信器29からQuadScanシーケンスに応じてRFコイル24の各チャネルを経由して各WBコイル24aにそれぞれに高周波信号が与えられ、各WBコイル24aから被検体Pに異なる位相の高周波信号（高周波磁場パルス）が略同時に印加される。この際、高周波信号は複数の励起パルスで構成されるため、同時に複数のスライスが選択励起される。そして、被検体Pの内部において高周波信号の周波数に応じた各スライスに含まれる原子核の核磁気共鳴により生じたNMR信号が、RFコイル24の各表面コイル24cによりそれぞれ受信されて受信器30に与えられる。

【0053】

受信器30は、RFコイル24の各表面コイル24cからNMR信号を受けて、前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリング等の各種信号処理を実行する。さらに受信器30は、NMR信号をA/D変換することにより、デジタルデータのNMR信号である生データを生成する。受信器30は、生成した生データをシーケンスコントローラ31に与える。

【0054】

シーケンスコントローラ31は、受信器30から受けた生データをシーケンスコントローラ制御手段38に与え、シーケンスコントローラ制御手段38は生データデータベース39に形成されたK空間に生データを配置する。

【0055】

次に、ステップS4において、画像再構成手段40は、生データデータベース39のK空間に配置された生データに対してフーリエ変換（FT）を実行することにより被検体Pの画像データをパラレルイメージング技術により再構成させる。また必要な再構成処理が画像再構成手段40により実施される。そして、画像再構成手段40は、再構成させた画像データを展開処理手段41に与える。

【0056】

次に、ステップS5において、展開処理手段41は、画像再構成手段40から受けた画像データに対して展開処理を実行する。

【0057】

図7は、図1に示す磁気共鳴イメージング装置20による展開処理の方法を説明する図である。

【0058】

尚、ここでは4つの断面1、2、3、4を同時に励起させた場合の例について説明する。

【0059】

パラレルイメージングにより得られた展開処理前の画像データは、複数の表面コイル24cを用いて得られるため、図7(a)に示すように、例えば4つの断面1、2、3、4が互いに重なった状態でPE方向に連続的に生成される。このため、通常の撮影で4つの断面の画像を得る場合に比べて短時間で画像データを再構成させることができる。

【0060】

そこで、図7(b)に示すように4つの断面1、2、3、4の中央部分ごとに分割することができる。分割した各断面1、2、3、4の画像には折り返し部分が存在する。従ってパラレルイメージングにより生じた折り返し部分の展開処理が必要となる。

【0061】

ここで、従来のマルチコイルを用いて得られる画像の折り返し部分は、図10(a)に示すように単一の断面において生じるものであるのに対し、図7(b)に示す折り返し部分は、ある断面の一部が他の断面に折り返し部分として入り込んでいる。このため、従来の展開処理をそのまま施しても折り返し部分のない画像を得ることができない。

【0062】

そこで、展開処理手段41は、単一の断面ではなく対応する他の断面に入り込んだ折り

10

20

30

40

50

返し部分に対して展開処理を実施する。例えば、断面 1 の上部に入り込んだ断面 4 の下部および断面 3 の下部に入り込んだ断面 4 の上部をそれぞれ断面 4 にマッピングすることにより折り返しのない断面 4 を生成することができる。

【0063】

尚、図 7 は、隣接する断面に折り返し部分が入り込んだ例を示すが、励起パルスの位相を調節して励起断面の位置を変更するが可能であるため、折り返し部分の位置は必ずしも一定でなく、撮影条件に応じた折り返し画像が生成される。

【0064】

従って、撮影条件に応じた適切な展開処理が展開処理手段 4 1 により実施される。

【0065】

そして、このような展開処理により図 7 (c) のような折り返しのない各断面 1、2、3、4 の画像を得ることができる。さらに、得られた画像は適宜画像表示手段 4 2 により表示装置 3 4 に与えられて表示される。

10

【0066】

以上の磁気共鳴イメージング装置 2 0 によれば、S / N 比の低下を抑制しつつより短時間で画像データを収集することができる。

【0067】

例えば、磁気共鳴イメージング装置 2 0 によれば、従来の技術と同等の精度で、従来の q u a d 法によるスキャンと比較して撮影時間を 1 / 2 または 1 / 4 とし、かつ従来のマルチコイルを用いたスキャンと比較して、S / N 比を 1 . 4 倍または 2 倍にすることができる。

20

【0068】

このため、磁気共鳴イメージング装置 2 0 によれば、被検体 P である患者のスループットの向上や診断能の向上を期待することができる。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図 1】本発明に係る磁気共鳴イメージング装置の実施の形態を示す機能ブロック図。

【図 2】図 1 に示す R F コイルの詳細構成の一例を示す図。

【図 3】図 2 に示す W B コイルとフェーズドアレイコイルの配置例を示す断面模式図。

【図 4】図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置により被検体 P の断層画像を撮像する際の手順を示すフローチャート。

30

【図 5】図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置により設定される励起断面および励起順序の一例を示す図。

【図 6】図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置により生成される Q u a d S c a n シーケンスの一例を示す図。

【図 7】図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置による展開処理の方法を説明する図。

【図 8】従来の磁気共鳴イメージング装置の機能ブロック図。

【図 9】従来の磁気共鳴イメージング装置により Q u a d 法で得られた画像の一例を示す図。

【図 10】従来の磁気共鳴イメージング装置による展開処理の方法を説明する図。

40

【符号の説明】

【0070】

2 0 磁気共鳴イメージング装置

2 1 静磁場用磁石

2 3 傾斜磁場コイルユニット

2 4 R F コイル

2 4 a W B コイル

2 4 b フェーズドアレイコイル

2 4 c 表面コイル

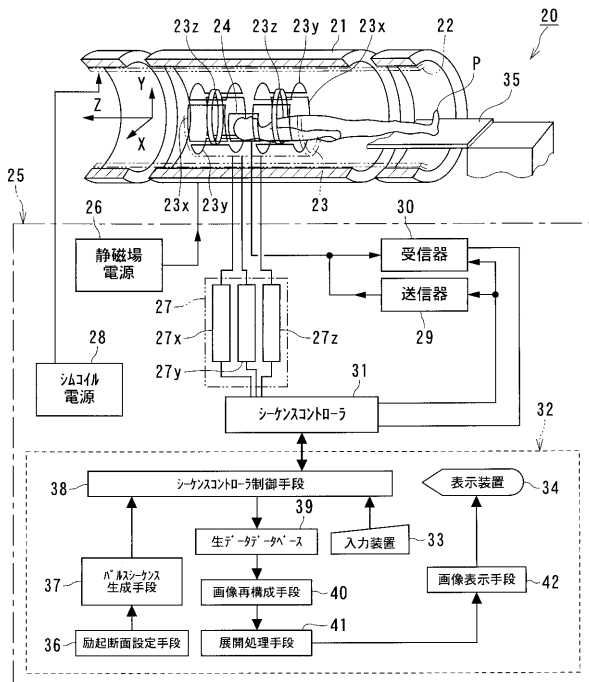
2 6 静磁場電源

50

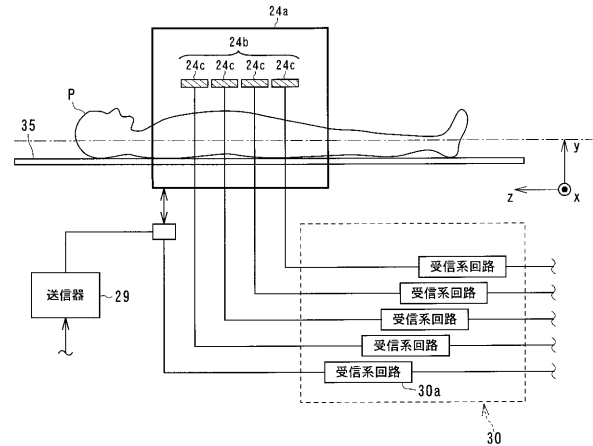
- 27 傾斜磁場電源
- 29 送信器
- 30 受信器
- 31 シーケンスコントローラ
- 33 入力装置
- 34 表示装置
- 36 励起断面設定手段
- 37 パルスシーケンス生成手段
- 38 シーケンスコントローラ制御手段
- 39 生データデータベース
- 40 画像再構成手段
- 41 展開処理手段
- 42 画像表示手段
- P 被検体

10

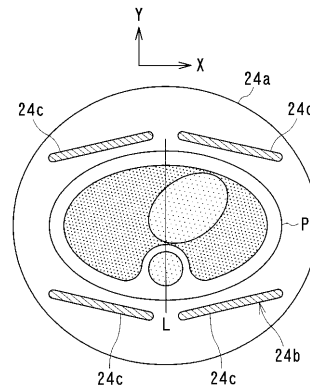
【図1】



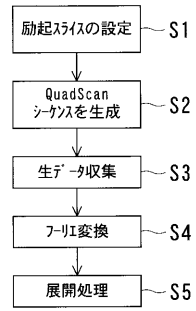
【図2】



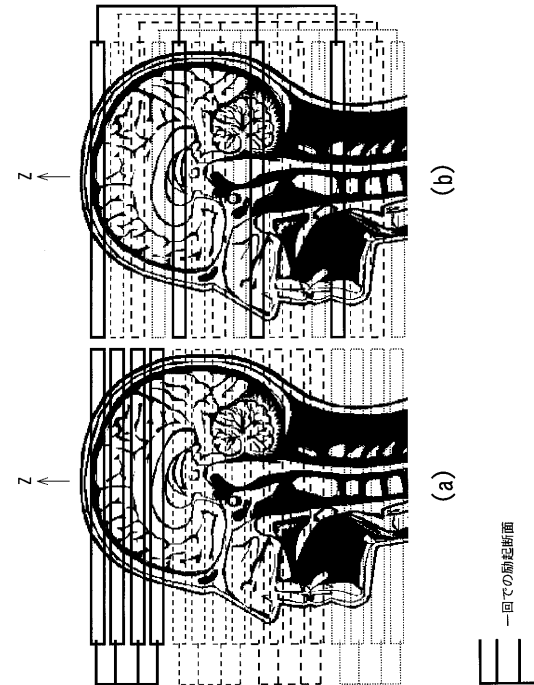
【図3】



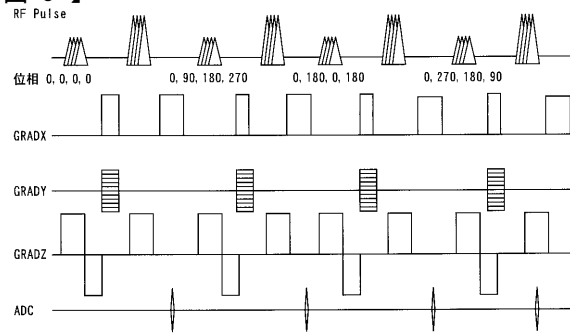
【 図 4 】



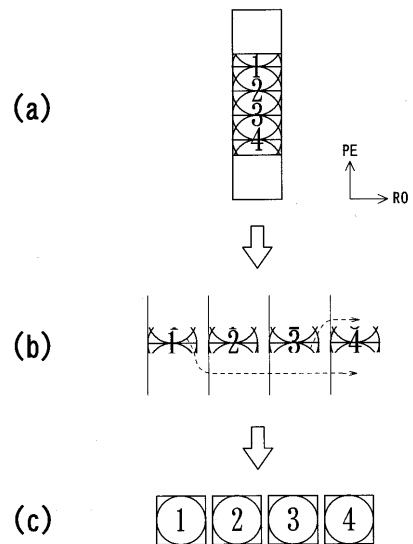
【 図 5 】



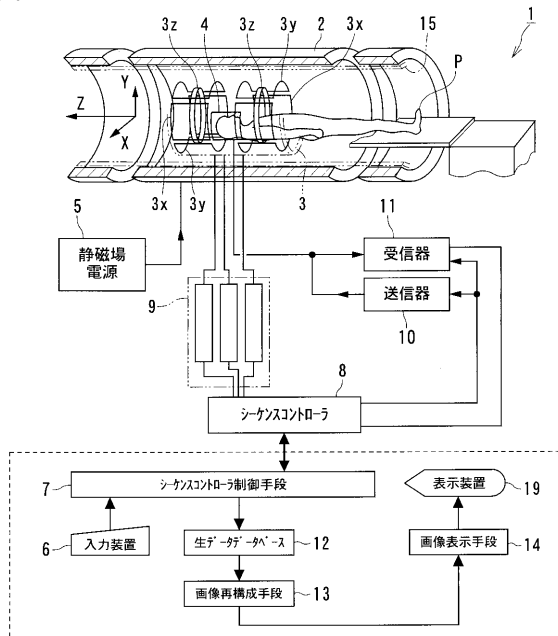
【 図 6 】



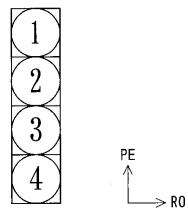
【 図 7 】



【図 8】

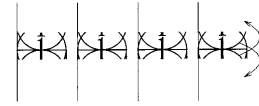


【図 9】

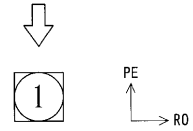


【図 10】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 春日井 隆夫

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 杉浦 聡

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

(72)発明者 町田 好男

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

F ターム(参考) 4C096 AA01 AA20 AB25 AD06 AD10 AD13 AD23 BA04 BA41 CA02
CA15 CA17 CC06 CC19 CC31 CC33 CD09 DB09 DB17 DC27