(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
2012 年 2 月 16 日(16.02.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/020720 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/54* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/068014

(22) 国際出願日: 2011 年 8 月 2 日(02.08.2011)

(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 2010-180389 2010 年 8 月 11 日(11.08.2010) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目１番１号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上１３８５番地 Tochigi (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 草原 博志 (KUSAHARA, Hiroshi). 葛西 由守 (KASSAI, Yoshimori). 待井 豊 (MACHII, Yutaka).

(74) 代理人: 波多野 久, 外 (HATANO, Hisashi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目１７番１６号 宮田ビル２階 東京国際特許事務所 Tokyo (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, 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, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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.

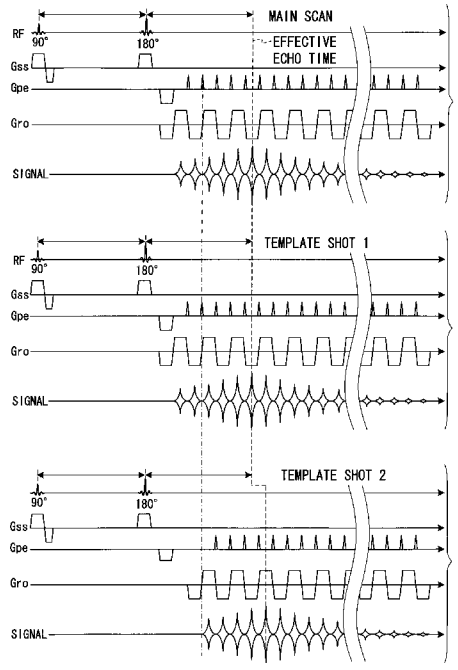
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) **Title**: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称 : 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

[図3]



(57) **Abstract**: According to one embodiment, an MRI device (20) includes a first collecting section, a second collecting section, and a correcting section (100). The first collecting section and the second collecting section generate a plurality of echo signals by executing an EPI echo-signal collecting sequence which involves the application of a phase-encoding-direction gradient magnetic field, and collect the echo signals respectively as first and second template data. The second collecting section collects the second template data after the collection of the first template data in accordance with a sequence in which the timing for starting the application of a read-out-direction gradient magnetic field is shifted from that at the time of collecting the first template data. The correcting section (100) corrects phase errors contained in the echo signals by using the first and second template data.

(57) 要約: 一実施形態では、ＭＲＩ装置（２０）は、第１収集部、第２収集部、補正部（１００）を備える。第１収集部および第２収集部は、位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで複数のエコー信号を発生させ、複数のエコー信号を第１、第２テンプレートデータとしてそれぞれ収集する。第２収集部は、第１テンプレートデータの収集後、第１テンプレートデータの収集時とは読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらしたシーケンスによって、第２テンプレートデータを収集する。補正部（１００）は、第１および第２テンプレートデータを用いて、エコー信号に含まれる位相誤差を補正する。

WO 2012/020720 A1

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および磁気共鳴イメージング方法

［技術分野］

［０００１］

本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法に関する。

［背景技術］

［０００２］

ＭＲＩは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数のＲＦパルスで磁気的に励起し、この励起に伴って発生するＭＲ信号から画像を再構成する撮像法である。なお、上記ＭＲＩは磁気共鳴イメージング（Ｍａｇｎｅｔｉｃ　Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ　Ｉｍａｇｉｎｇ）の意味であり、ＲＦパルスは高周波パルス（ｒａｄｉｏ　ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ　ｐｕｌｓｅ）の意味であり、ＭＲ信号は核磁気共鳴信号（ｎｕｃｌｅａｒ　ｍａｇｎｅｔｉｃ　ｒｅｓｏｎａｎｃｅ　ｓｉｇｎａｌ）の意味である。

［０００３］

ＭＲＩでは、ＥＰＩ（ｅｃｈｏ　ｐｌａｎａｒ　ｉｍａｇｉｎｇ：エコープラナーイメージング）と呼ばれる撮像法がある。ＥＰＩは、高速撮像法の１つであり、１回の核磁気励起に対して傾斜磁場を高速で連続的に反転させ、連続的にエコーを生じさせてＭＲ信号を収集するものである。

［０００４］

具体的には、ＥＰＩでは、励起パルスを印加後、ｘｙ平面内の磁化が横緩和（Ｔ２緩和）により減衰して消滅する前に、位相エンコードのステップにより連続的なグラジエントエコーを発生させ、画像再構成に必要な全てのデータを収集する。

［０００５］

ＥＰＩには、励起パルスおよび再収束パルスの後に発生するスピンエコー信号を収集するスピンエコー法（ＳＥ：ｓｐｉｎ　ｅｃｈｏ）を用いたＳＥ　ＥＰＩや、励起パルスの印加後に発生するエコー信号を収集するフィールドエコー法（ＦＥ：ｆｉｅｌｄ　ｅｃｈｏ）を用いたＦＥ　ＥＰＩや、ＦＦＥ（Ｆａｓｔ　ＦＥ）法を用いたＦＦＥ　ＥＰＩがある。

［０００６］

また、複数回に亘る励起パルスを印加して得られるエコートレインのデータを合わせて１枚分の画像データを生成するＥＰＩがマルチショットＥＰＩと呼ばれるのに対して、１回の励起パルスの印加のみで画像を再構成するＥＰＩは、シングルショットＥＰＩと呼ばれる。

［０００７］

ＥＰＩシーケンスでは傾斜磁場を高速に反転させながら撮像するため、収集されるエコ

ーデータには位相誤差が含まれてしまう。従って、かかるエコーデータに基づき再構成される画像には歪みが発生する。ＥＰＩにおける位相誤差の主な原因は、静磁場不均一性と、傾斜磁場のスイッチングにより発生する渦磁場の２つと考えられている（例えば、非特許文献１および非特許文献２参照)。

［０００８］

上記の静磁場不均一性による位相誤差は、撮像対象の信号強度分布と撮像領域内の静磁場不均一性の空間分布によって異なる。一方、上記の渦磁場による位相誤差は、主に実空間のリードアウト方向に１次の傾斜を持ち、エコーデータ収集中のリードアウト方向傾斜磁場の極性により、その位相傾斜の方向が反転する。

［０００９］

静磁場不均一性による位相誤差を低減する従来技術としては、特許文献１に記載の静磁場不均一性の補正方法などがある。

［００１０］

一方、静磁場不均一性以外の要因による位相誤差を低減する方法としては、特許文献２に記載の技術が知られている。

［００１１］

具体的には、特許文献２では、リードアウト方向傾斜磁場の極性を反転させた２回のテンプレートショットＡ、Ｂのエコーデータを本撮像前に収集している。そして、テンプレートショットＡ、Ｂでそれぞれ収集された１対のエコーデータは、同一のエコー時間を持つため、静磁場不均一性による位相ずれの値が等しいことに基づき、静磁場不均一性による位相誤差成分を取り除いている。これにより、静磁場不均一性以外の要因による位相誤差成分のみを抽出し、これを位相補正データとしている。

［先行技術文献］

［特許文献］

［００１２］

［特許文献１］特開２００６－２５５０４６号公報

［特許文献２］特開平９－２７６２４３号公報

［非特許文献］

［００１３］

［非特許文献１］Self-Correcting EPI Reconstruction Algorithm; A. Jesmanowicz. et. al.; Proceedings of SMR, No. 619, 1995

［非特許文献２］Phase Correction for EPI Using Internal Reference Line; A. Jesmanowicz. et. al.; Proceedings of SMR, No. 1239, 1995

［発明の概要］

［発明が解決しようとする課題］

［００１４］

エコーデータに含まれる位相誤差のうち、静磁場不均一性に起因するものと、その他の原因によるものとを補正する方法は、上記のように様々なものがある。従来技術のＥＰＩによっても実用上は十分に良好な画像が得られているが、位相誤差に起因する画像歪みは、できる限り小さいことが望ましい。

［００１５］

本発明が解決しようとする課題は、ＥＰＩにおける位相誤差に起因する画像歪みをさらに低減するための、従来とは異なる技術を提供することである。

［課題を解決するための手段］

［００１６］

一実施形態では、ＭＲＩ装置は、静磁場内の被検体に核磁気共鳴を起こすための励起パルスを送信し、読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しによって発生させた複数のエコー信号を収集し、複数のエコー信号に基づいて画像データを再構成するＥＰＩを実行可能であって、第１収集部と、第２収集部と、補正部とを備える。

第１収集部は、位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、発生させた複数のエコー信号を第１テンプレートデータとして収集する。

第２収集部は、位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、第１テンプレートデータの収集時とは読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらしたＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを第１テンプレートデータの収集後に実行することで、発生させた複数のエコー信号を第２テンプレートデータとして収集する。

補正部は、前記第１および第２テンプレートデータを用いて、少なくとも、エコー信号に含まれる位相誤差の補正を行う。

［００１７］

上記構成のＭＲＩ装置によれば、従来とは異なる技術により、ＥＰＩにおける位相誤差に起因する画像歪みをさらに低減できる。

［００１８］

一実施形態では、ＭＲＩ方法は、ＥＰＩを含むものであり、以下のステップを有する。

一つは、位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、発生させた複数のエコー信号を第１テンプレートデータとして収集するステップである。

一つは、位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、第１テンプレートデータの収集時とは読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらしたＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを第１テンプレートデータの収集後に実行することで、発生させた複数のエコー信号を第２テンプレートデータとして収集するステップである。

一つは、第１および第２テンプレートデータを用いて、少なくとも、エコー信号に含まれる位相誤差の補正を行うステップである。

［００１９］

上記構成のＭＲＩ方法によれば、従来とは異なる技術により、ＥＰＩにおける位相誤差に起因する画像歪みをさらに低減できる。

［図面の簡単な説明］

［００２０］

［図１］一実施形態に係るＭＲＩ装置の全体構成を示すブロック図。

［図２］図１に示すコンピュータ５８の機能ブロック図。

［図３］第１の実施形態において、スピンエコー系シングルショットＥＰＩとしての本スキャン、テンプレートショット１、２のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図。

［図４］位相エンコード及び周波数エンコードのマトリクス要素数が２５６×２５６の場合に、ｋ空間上でのＭＲ信号の配列順の一例を示す模式図。

［図５］テンプレートデータ１から得られる第１位相画像の一例を示す模式図。

［図６］テンプレートデータ２から得られる第２位相画像の一例を示す模式図。

［図７］第１位相画像と第２位相画像とを用いて、（３）式に基づいて得られる差分画像（磁場補正マップ）の一例を示す模式図。

［図８］磁場補正マップによる静磁場不均一性の補正を本スキャン前に行わずに、均一なファントムを撮像して得られる画像の一例。

［図９］磁場補正マップによる静磁場不均一性の補正を本スキャン前に行ってから、図８と同一のファントムを撮像して得られる画像の一例。

［図１０］図８における４箇所の歪み領域を抽出することで、磁場補正マップによる補正を行わない場合（図８）と、行う場合（図９）との違いを示す模式図。

［図１１］第１の実施形態におけるＭＲＩ装置の動作の流れを示すフローチャート。

［図１２］第２の実施形態において、スピンエコー系シングルショットＥＰＩとしての本スキャン、テンプレートショット１、２‘のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図。

［図１３］第２の実施形態におけるＭＲＩ装置の動作の流れを示すフローチャート。

［図１４］第３の実施形態において、スピンエコー系シングルショットＥＰＩとしてのテンプレートショット１、２‘、３のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図。

［図１５］第３の実施形態におけるＭＲＩ装置の動作の流れを示すフローチャート。

［図１６］ＦＩＤタイプのシングルショットＥＰＩとしての本スキャン、テンプレートショット１”、２”のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図。

［発明を実施するための形態］

［００２１］

以下、ＭＲＩ装置およびＭＲＩ方法の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、各図において同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

［００２２］

（第１の実施形態）

図１は、第１の実施形態におけるＭＲＩ装置２０の全体構成を示すブロック図である。図１に示すように、ＭＲＩ装置２０は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石２２と、静磁場用磁石２２の内側において軸を同じにして設けられた筒状のシムコイル２４と、傾斜磁場コイル２６と、ＲＦコイル２８と、制御装置３０と、被検体Ｐが乗せられる寝台３２とを備える。

［００２３］

ここでは一例として、装置座標系の互いに直交するＸ軸、Ｙ軸、Ｚ軸を以下のように定義する。まず、静磁場用磁石２２およびシムコイル２４は、それらの軸方向が鉛直方向に直交するように配置されているものとし、静磁場用磁石２２およびシムコイル２４の軸方向をＺ軸方向とする。また、鉛直方向をＹ軸方向とし、寝台３２は、その天板の載置用の面の法線方向がＹ軸方向となるように配置されているものとする。

［００２４］

制御装置３０は、静磁場電源４０と、シムコイル電源４２と、傾斜磁場電源４４と、ＲＦ送信器４６と、ＲＦ受信器４８と、シーケンスコントローラ５６と、コンピュータ５８とを備える。

［００２５］

傾斜磁場電源４４は、Ｘ軸傾斜磁場電源４４ｘと、Ｙ軸傾斜磁場電源４４ｙと、Ｚ軸傾斜磁場電源４４ｚとを有する。また、コンピュータ５８は、演算装置６０と、入力装置６２と、表示装置６４と、記憶装置６６とを有する。

［００２６］

静磁場用磁石２２は、静磁場電源４０に接続され、静磁場電源４０から供給された電流により撮像空間に静磁場を形成させる。

［００２７］

上記撮像空間とは、例えば、被検体Ｐが置かれて、静磁場が印加されるガントリ内の空間の意味である。ガントリとは、静磁場磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８を含むように、例えば円筒状に形成された構造体である。被検体Ｐが乗せられた寝台３２がガントリの内部に移動できるように、ガントリおよび寝台３２は構成される。なお、図１では煩雑となるので、ガントリ内の静磁場磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８を構成要素として図示し、ガントリ自体は図示していない。

［００２８］

撮像領域は、例えば、「１つの画像」または「１セットの画像」の生成に用いるＭＲ信号の収集範囲であって、撮像空間の一部として設定される領域の意味である。ここでの「１つの画像」および「１セットの画像」とは、２次元画像の場合もあれば３次元画像の場合

もある。ここでの「１セットの画像」とは、例えば、マルチスライス撮像などのように、１つのパルスシーケンス内で「複数の画像」のMR信号が一括的に収集される場合の、「複数の画像」である。撮像領域は、例えば、装置座標系によって３次元的に規定される。ここでは一例として、撮像領域は、厚さの薄い領域であればスライスと称し、ある程度の厚みのある領域であればスラブと称することとする。

［００２９］

シムコイル２４は、シムコイル電源４２に接続され、シムコイル電源４２から供給される電流により、この静磁場を均一化する。静磁場用磁石２２は、超伝導コイルで構成される場合が多く、励磁の際に静磁場電源４０に接続されて電流が供給されるが、一旦励磁された後は非接続状態とされるのが一般的である。なお、静磁場電源４０を設けずに、静磁場用磁石２２を永久磁石で構成してもよい。

［００３０］

傾斜磁場コイル２６は、Ｘ軸傾斜磁場コイル２６ｘと、Ｙ軸傾斜磁場コイル２６ｙと、Ｚ軸傾斜磁場コイル２６ｚとを有し、静磁場用磁石２２の内側で筒状に形成されている。Ｘ軸傾斜磁場コイル２６ｘ、Ｙ軸傾斜磁場コイル２６ｙ、Ｚ軸傾斜磁場コイル２６ｚはそれぞれ、Ｘ軸傾斜磁場電源４４ｘ、Ｙ軸傾斜磁場電源４４ｙ、Ｚ軸傾斜磁場電源４４ｚに接続される。

［００３１］

Ｘ軸傾斜磁場電源４４ｘ、Ｙ軸傾斜磁場電源４４ｙ、Ｚ軸傾斜磁場電源４４ｚからＸ軸傾斜磁場コイル２６ｘ、Ｙ軸傾斜磁場コイル２６ｙ、Ｚ軸傾斜磁場コイル２６ｚにそれぞれ供給される電流により、Ｘ軸方向の傾斜磁場Ｇｘ、Ｙ軸方向の傾斜磁場Ｇｙ、Ｚ軸方向の傾斜磁場Ｇｚが撮像領域にそれぞれ形成される。

［００３２］

即ち、装置座標系のＸ、Ｙ、Ｚ軸方向の傾斜磁場Ｇｘ、Ｇｙ、Ｇｚを合成して、論理軸としてのスライス選択方向傾斜磁場Ｇｓｓ、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅ、および、読み出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場Ｇｒｏを任意に設定できる。スライス選択方向、位相エンコード方向、および、読み出し方向の各傾斜磁場Ｇｓｓ、Ｇｐｅ、Ｇｒｏは、静磁場に重畳される。

［００３３］

ＲＦ送信器４６は、シーケンスコントローラ５６から入力される制御情報に基づいて、核磁気共鳴を起こすためのラーモア周波数のＲＦパルス（ＲＦ電流パルス）を生成し、これを送信用のＲＦコイル２８に送信する。ＲＦコイル２８には、ガントリに内蔵されたＲＦパルスの送受信用の全身用コイルや、寝台３２または被検体Ｐの近傍に設けられるＲＦパルスの受信用の局所コイルなどがある。

［００３４］

送信用のＲＦコイル２８は、ＲＦ送信器４６からＲＦパルスを受けて被検体Ｐに送信す

る。受信用のＲＦコイル２８は、被検体Ｐの内部の原子核スピンがＲＦパルスによって励起されることで発生したＭＲ信号（高周波信号）を受信し、このＭＲ信号は、ＲＦ受信器４８により検出される。

［００３５］

ＲＦ受信器４８は、検出したＭＲ信号に前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、Ａ／Ｄ（ａｎａｌｏｇ　ｔｏ　ｄｉｇｉｔａｌ）変換を施すことで、デジタル化された複素データである生データ（ｒａｗ　ｄａｔａ）を生成する。ＲＦ受信器４８は、生成したＭＲ信号の生データをシーケンスコントローラ５６に入力する。

演算装置６０は、ＭＲＩ装置２０全体のシステム制御を行うものである。

［００３６］

シーケンスコントローラ５６は、演算装置６０の指令に従って、傾斜磁場電源４４、ＲＦ送信器４６およびＲＦ受信器４８を駆動させるために必要な制御情報を記憶する。ここでの制御情報とは、例えば、傾斜磁場電源４４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である。

［００３７］

シーケンスコントローラ５６は、記憶した所定のシーケンスに従って傾斜磁場電源４４、ＲＦ送信器４６およびＲＦ受信器４８を駆動させることにより、Ｘ軸傾斜磁場Ｇｘ、Ｙ軸傾斜磁場Ｇｙ、Ｚ軸傾斜磁場ＧｚおよびＲＦパルスを発生させる。また、シーケンスコントローラ５６は、ＲＦ受信器４８から入力されるＭＲ信号の生データ（ｒａｗ　ｄａｔａ）を受けて、これを演算装置６０に入力する。

［００３８］

図２は、図１に示すコンピュータ５８の機能ブロック図である。コンピュータ５８の演算装置６０は、ＭＰＵ（Ｍｉｃｒｏ　Ｐｒｏｃｅｓｓｏｒ　Ｕｎｉｔ）８６と、システムバス８８と、画像再構成部９０と、画像データベース９４と、画像処理部９６と、表示制御部９８と、補正部１００とを備える。

［００３９］

ＭＰＵ８６は、撮像条件の設定、撮像動作および撮像後の画像表示において、システムバス８８等の配線を介してＭＲＩ装置２０全体のシステム制御を行う。

［００４０］

「撮像条件」とは、例えば、スピンエコーやＥＰＩなどの内のどの種類のパルスシーケンスにより、どのような条件でＲＦ信号等を送信して、どのような条件で被検体からＭＲ信号を収集するか、の意味である。

［００４１］

「撮像条件」の各項目としては、例えば、撮像空間内での位置的情報としての撮像領域、フリップ角、繰り返し時間（ＴＲ：Ｒｅｐｅｔｉｔｉｏｎ　Ｔｉｍｅ）、スライス数、位

相エンコード方向及び周波数エンコード方向のステップ数、ＥＰＩやスピンエコー法などのパルスシーケンスの種類、などが挙げられる。

［００４２］

また、ＭＰＵ８６は、撮像条件設定部としても機能し、入力装置６２からの指示情報に基づいてパルスシーケンスを含む撮像条件を設定し、設定した撮像条件をシーケンスコントローラ５６に入力する。そのために、ＭＰＵ８６は、表示制御部９８を制御して、撮像条件の設定用画面情報を表示装置６４に表示させる。

入力装置６２は、撮像条件や画像処理条件を設定する機能をユーザに提供する。

［００４３］

画像再構成部９０は、内部にｋ空間データベース９２を有する。画像再構成部９０は、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間において、シーケンスコントローラ５６から入力されるＭＲ信号の生データをｋ空間データとして配置する。画像再構成部９０は、ｋ空間データに画像再構成処理を施して、被検体Ｐの各スライスの画像データを生成し、生成した画像データを画像データベース９４に保存する。

［００４４］

画像処理部９６は、画像データベース９４から画像データを取り込み、これに所定の画像処理を施し、画像処理後の画像データを表示用画像データとして記憶装置６６に記憶させる。

［００４５］

記憶装置６６は、上記の表示用画像データに対し、その表示用画像データの生成に用いた撮像条件や被検体Ｐの情報（患者情報）等を付帯情報として付属させて記憶する。

［００４６］

表示制御部９８は、ＭＰＵ８６の制御に従って、撮像条件の設定用画面や、撮像により生成された画像データが示す画像を表示装置６４に表示させる。

［００４７］

補正部１００は、目的とする画像用のＭＲ信号の収集（本スキャン）の前に、プレスキャンとして行われるテンプレートショット１、２の収集データに基づいて、以下の２つを行う。

［００４８］

第１に、補正部１００は、静磁場不均一性を補正（均一化）するための磁場補正マップを生成する。

［００４９］

第２に、補正部１００は、本スキャンで収集されたＭＲ信号から画像データを再構成する際にＭＲ信号に含まれる位相誤差の影響を取り除くための位相補正データを生成する。以下、これらの詳細について説明する。

［００５０］

図３は、本スキャンおよびテンプレートショット１、２の各パルスシーケンスの一例を示すタイミング図である。図３の上段、中段、下段はそれぞれ、本スキャン(MAIN SCAN)、テンプレートショット１(TEMPLATE SHOT 1)、テンプレートショット２(TEMPLATE SHOT 1)の各パルスシーケンスを示し、各横軸は経過時間ｔを示す。図３の上段、中段、下段において、ＲＦはＲＦパルス、Ｇｓｓはスライス選択方向の傾斜磁場、Ｇｐｅは位相エンコード方向傾斜磁場、Ｇｒｏは読み出し方向傾斜磁場、Ｓｉｇｎａｌはエコー（ＭＲ信号）をそれぞれ示す。なお、本実施形態の特徴の１つとして、テンプレートショット１、２で位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅが印加される点が挙げられる。

［００５１］

図３の本スキャンでは一例として、スピンエコー系のシングルショットＥＰＩを示す。即ち、フリップ角が９０°の励起パルス（ＲＦパルス）の印加後、実効エコー時間の約半分が経過したタイミングで１８０°励起パルスが印加され、ＭＲ信号が収集される。ここでは一例として、テンプレートショット１は、本スキャンと同じパルスシーケンスとする。

テンプレートショット１、２のパルスシーケンス上の違いは、次の２点のみである。

［００５２］

第１の相違点として、テンプレートショット２では、位相エンコードステップパルスの「印加開始のタイミング」、および、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの印加開始のタイミングをテンプレートショット１よりもエコー間隔の２倍の時間幅で遅らす。

［００５３］

ここでの「印加開始のタイミング」とは、例えば、１８０°ＲＦパルスの印加開始時刻を基準とするものである。なお、ここでは一例として、本スキャンおよび各テンプレートショット１、２について、９０°ＲＦパルス、１８０°ＲＦパルスの印加開始タイミングは共通である（後述の第２の実施形態のテンプレートショット２’、第３の実施形態のテンプレートショット３についても同様）。

［００５４］

また、上記「エコー間隔」とは、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性が反転してから再反転するまでの時間幅であり、以下、「Ｇｒｏ反転間隔」と表記する。これにより、テンプレートショット２における９０°励起パルスの印加時を基準としたエコー（ＭＲ信号）の発生開始タイミングは、テンプレートショット１の場合よりもＧｒｏ反転間隔の２倍の時間幅で遅れる。

［００５５］

また、上記「位相エンコードステップパルス」とは、図３の位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅの例では、最初に印加されるプレパルスを除く他の位相エンコード方向傾斜磁場パルスであり、Ｇｒｏ反転間隔で印加される。プレパルスは、図３では横軸（時間軸）の下側に台形状で示すものである。位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅについては、始めに

印加されるプレパルスだけが他とは異なり、２番目以降に所定の時間間隔で印加される位相エンコードステップパルスは、互いに同じである。

［００５６］

これら位相エンコードステップパルスが読み出し方向傾斜磁場の反転に同期して印加されることで、傾斜磁場の反転に伴って連続発生する各MR信号に位相エンコード方向の位置的情報が付与される。

［００５７］

第２の相違点として、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの印加強度の時間積分値の絶対値がテンプレートショット１、２で異なる（両者の印加タイミングは同じである）。

［００５８］

具体的には、ｋ空間データの中心ラインには、位相エンコードステップがゼロのタイミングで受信したMR信号が配列される。位相エンコードステップがゼロとは、シングルショットのＥＰＩの場合、所定間隔で順次印加される位相エンコードステップパルスの合算面積が、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの面積に等しくなるタイミングである。ここでの面積とは、信号強度の時間積分値の絶対値である。また、ここでの位相エンコードステップがゼロとは、通常のスピンエコー法で位相エンコードステップを変えてその都度ＭＲ信号を収集する場合に、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅを印加せずに収集するステップに対応する。

［００５９］

テンプレートショット１では、以下の２つのタイミングが同じにされている。一方は、スピンエコー法による９０°および１８０°ＲＦパルスの印加により、選択スライスにおける全水素原子核のスピンの位相（各スピンの横磁化ベクトルの方向）が揃い、ＭＲ信号強度が最大になるべきタイミングである。このタイミングは、実効エコー時間(EFFECTIVE ECHO TIME)として、図３では縦方向の破線で示す。他方は、位相エンコード方向傾斜磁場によって信号強度が最大になるべきタイミング、即ち、位相エンコードステップがゼロのタイミングである。

［００６０］

即ち、テンプレートショット１では、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅにおいて、始めのプレパルスの面積は、その直後の位相エンコードステップパルス５個の合算面積に等しい。この場合、図３に破線で示す実効エコー時間において、信号強度が最大のＭＲ信号が収集され、このデータがｋ空間の中心ラインに配置される。

［００６１］

一方、テンプレートショット２の位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅでは、始めのプレパルスの面積は、その直後の位相エンコードステップパルス４個の合算面積に等しい。さらに、テンプレートショット２では、テンプレートショット１よりも読み出し方向傾斜磁

場の印加開始タイミングを遅らせた分、ＭＲ信号の発生開始タイミングも２エコー分遅れる。従って、テンプレートショット２では、(時間的に早い方から）４つ目の位相エンコードステップパルスの印加直後に収集されるＭＲ信号が、位相エンコードステップゼロに該当して、ｋ空間の中心ラインに配置される（このＭＲ信号が、最大強度となる)。

［００６２］

即ち、テンプレートショット２では、ｋ空間中心ラインのＭＲ信号（位相エンコードステップがゼロのタイミングでの収集信号）は、テンプレートショット１よりも、収集タイミングが１エコー分遅れる。このため、テンプレートショット２から得られる位相画像は、テンプレートショット１から得られる位相画像よりも、静磁場の不均一性等によって位相が進んだものとなる。

［００６３］

従って、上記のテンプレートショット１、２の収集データの差分を用いることで、位相誤差を補正するための位相補正データ、および、磁場補正マップを生成できる。

このように、第１の実施形態の原理として以下の２条件が言える。

［００６４］

第１の条件として、磁場補正マップの生成の点から、テンプレートショット１、２で、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングを、(例えばＧｒｏ反転間隔の自然数倍で）ずらすことが望ましい。ここでの「ずらす」とは、例えば、位相エンコード傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの印加開始時、或いは、１８０°ＲＦパルスの印加開始時を基準としてずらす。

［００６５］

第２の条件として、位相補正データの生成の点から、位相エンコードステップがゼロのタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を、テンプレートショット１、２で互いに逆にする。上記タイミングでの読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を反転させた２つのテンプレートショットのデータの差分により、静磁場不均一性による位相誤差成分が消去され、位相誤差成分のみを抽出できるからである。

［００６６］

従って、磁場補正マップを生成せずに、位相補正データを生成する場合、上記第１の条件を満たす必要はなく、テンプレートショット１、２で位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングを同じでもよい（後述の第２の実施形態および図１２参照)。

［００６７］

同様に、位相補正データの生成を考慮せずに、磁場補正マップの生成のみに着目した場合、上記第２の条件を満たす必要はない。即ち、位相エンコードステップがゼロのタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性は、２つのテンプレートショットで同じにしてもよい。この点は、後述の第３の実施形態のテンプレートショット１、３と、図１

４で説明する。

［００６８］

第１の実施形態では、磁場補正マップおよび位相補正データを生成するため、テンプレートショット１、２は、上記第１および第２の条件を満たす。

［００６９］

具体的には、図３のテンプレートショット１の例では、破線で示す実効エコー時間において、位相エンコードステップがゼロとなり、このタイミングの読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性はマイナスである。

［００７０］

一方、テンプレートショット２では、テンプレートショット１の場合よりもＧｒｏ反転間隔だけ（１エコー分だけ）遅れたタイミングにおいて、位相エンコードステップがゼロとなり、このタイミングの読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性はプラスである。

［００７１］

また、テンプレートショット１、２間でずらすＭＲ信号の発生開始タイミングは、Ｇｒｏ反転間隔を基準として、図３の例ではその２倍としているが、他の自然数倍の時間幅で遅らせてもよい。これは、位相エンコードステップパルス、および、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの印加開始タイミングを適宜ずらすことで実現できる。

［００７２］

本実施形態では、上記のテンプレートショット１、２の収集データを用いて、磁場補正マップおよび位相補正データを生成するが、位相補正データの生成方法について先に説明する。

［００７３］

まず、テンプレートショット１で収集される各ＭＲ信号（以下、テンプレートデータ１という）から、搬送周波数の余弦関数を差し引く等の処理をして、ｋ空間データの実数部分を得る。また、テンプレートデータ１から、搬送周波数の正弦関数を差し引く等の処理をして、ｋ空間データの虚数部分を得る。以下、図４を用いてｋ空間データの作成手段の一例について具体的に説明する。

［００７４］

図４は、位相エンコード及び周波数エンコードのマトリクス要素数が２５６×２５６の場合に、ｋ空間でのＭＲ信号の配列順の一例を示す模式図である。図４において、ＴＲは繰り返し時間（Ｒｅｐｅｔｉｔｉｏｎ　Ｔｉｍｅ）であり、横方向のＴｓはサンプリング時間（Ｓａｍｐｌｉｎｇ　Ｔｉｍｅ）であり、縦方向は位相エンコードステップ（Ｐｈａｓｅ　Ｅｎｃｏｄｅ　Ｓｔｅｐ）である。

［００７５］

通常のスピンエコー法のようなパルスシーケンスでは、位相エンコードを２５６回変えて、収集した２５６ラインのＭＲ信号からそれぞれ、搬送周波数の余弦関数又は正弦関数

を引く。この処理後の２５６のMR信号を、図４のように位相エンコードステップ順に下から－１２７、－１２６、・・・－１、０、１、・・・１２７、１２８のように並べる。これにより、２５６×２５６のマトリクス要素からなるマトリクスデータ、即ち、ｋ空間データの実数部分又は虚数部分を得る。

［００７６］

一方、本実施形態のようなシングルショットのＥＰＩでは、位相エンコードステップがゼロのタイミングの前に４ライン分のMR信号しか収集できなければ、収集数は（２５６／２）＋４＝１３２ラインとなる。この場合、収集されなかった１２４ラインは、ｋ空間上では例えばデータとしてゼロが入る。

［００７７］

テンプレートショット１の場合、位相エンコードステップが－１２７～－６の各ラインには、MR信号のデータとして、例えばゼロが入る（図４参照）。そして、テンプレートショット１で収集されるMR信号は、図３のように、時間順に位相エンコードステップが－５、－４、－３、－２、－１、０、１、・・・１２７、１２８の順番となる。即ち、テンプレートショット１では、時間的に最も早く収集されるMR信号は、ｋ空間において位相エンコードステップが－５のラインに配置される。また、テンプレートショット１では、時間的に６番目に早く収集されるMR信号は、ｋ空間において位相エンコードステップがゼロのライン（ｋ空間の中心ライン）に配置される。

［００７８］

ここで、図４の横方向では、例えば、各MR信号のサンプリング時間Ｔｓを２５６で等間隔に割ったΔＴｓ毎に、MR信号の強度をマトリクス値にする。これにより、実数と虚数についてそれぞれ、２５６行２５６列のマトリクスデータが求まる。これをｋ空間データとする。

［００７９］

次に、テンプレートデータ１から得たｋ空間データの実数部分の中心ラインのデータに１次元フーリエ逆変換を施すことで、横軸を周波数、縦軸をスペクトル強度とするデータを得る。次に、この１次元フーリエ逆変換後のデータを－∞から＋∞（単位はヘルツまたはラジアン）までで周波数積分した値をＲｅａｌ１とする。

［００８０］

同様に、テンプレートデータ１から得たｋ空間データの虚数部分の中心ラインのデータを１次元フーリエ逆変換後に、－∞から＋∞までで周波数積分した値をＩｍａｇ１とする。次に、逆正接（ａｒｃｔａｎｇｅｎｔ）を用いた次式によって、テンプレートデータ１の位相角度Ｐｈ１を算出する。

［００８１］

Ｐｈ１＝ａｒｃｔａｎ（Ｉｍａｇ１／Ｒｅａｌ１）　…（１）

［００８２］

同様に、テンプレートショット２で収集される各ＭＲ信号（以下、テンプレートデータ２という）から、搬送周波数の余弦関数または正弦関数を差し引く等の処理をして、ｋ空間データの実数部分および虚数部分をそれぞれ得る。次に、テンプレートデータ２から得たｋ空間データの実数部分の中心ラインのデータを１次元フーリエ逆変換後に、－∞から＋∞までで周波数積分した値をＲｅａｌ２とする。

［００８３］

同様に、テンプレートデータ２から得たｋ空間データの虚数部分の中心ラインのデータを１次元フーリエ逆変換後に、－∞から＋∞までで周波数積分した値をＩｍａｇ２とする。そして、次の（２）式によって、テンプレートデータ２の位相角度Ｐｈ２を算出する。

［００８４］

Ｐｈ２＝ａｒｃｔａｎ（Ｉｍａｇ２／Ｒｅａｌ２）　…（２）

［００８５］

上記の位相角度Ｐｈ１、Ｐｈ２を位相補正データとして、本スキャンで収集したＭＲ信号から画像データを再構成する際に、位相補正データに基づいて位相補正を行う。

［００８６］

次に、磁場補正マップの生成方法について、位相エンコードステップ数および周波数エンコード数が共に２５６の場合を例に説明する。但し、位相エンコードステップ数および周波数エンコードステップ数については、２５６以外でもよい。

［００８７］

まず、第１位相画像として、テンプレートデータ１から得たｋ空間データの実数部分および虚数部分を用いて、縦横の画素数が２５６×２５６の位相画像を生成する。具体的には、ｋ空間データの実数部分の２５６×２５６の各マトリクス要素と、ｋ空間データの虚数部分の２５６×２５６の各マトリクス要素とで、同じ位置にあるもの同士の比に基づき逆正接を算出する。

［００８８］

例えばｋ空間データの実数部分の第１行第１列目のマトリクス要素の値をａとし、ｋ空間データの虚数部分の第１行第１列目のマトリクス要素の値をｂとする。

［００８９］

そして、θ＝ａｒｃｔａｎ（ｂ／ａ）で与えられる角度θを算出し、これを第１位相画像における、第１行第１列目のマトリクス要素値とする。同様にして２５６×２５６の全てのマトリクス要素値を算出後、算出したマトリクス要素値のデータに２次元フーリエ変換を施すことで、画素数２５６×２５６の第１位相画像を得る。

さらに、テンプレートデータ２の位相画像も同様にして生成し、これを第２位相画像とする。

［００９０］

次に、（同じ位置にある画素同士で）第１位相画像の各画素値と、第２位相画像の各画素

値との差分を算出後、所定の係数を乗じることで差分画像（画素数２５６×２５６）を生成する。具体的には、例えば第１位相画像の第１行第１列目の画素値をθ１とし、第２位相画像の第１行第１列目の画素値をθ２とする。そして、以下の（３）式で与えられるθｓｕｂを差分画像の第１行第１列目の画素値とする。

［００９１］

θｓｕｂ＝γ×（θ１－θ２）／ＤＴ　…（３）

［００９２］

（３）式において、γは水素原子の磁気回転比（４２．６ＭＨｚ／Ｔ）であり、ＤＴはテンプレートショット１、２でずらしたデータ収集開始の時間差（秒）である。

［００９３］

図３の例では、Ｇｒｏ反転間隔の２倍がＤＴとなる。他の画素についても（３）式によって同様に画素値を算出することで、差分画像を生成する。このようにして生成した第１位相画像と第２位相画像との差分画像を磁場補正マップとする。

［００９４］

より詳細には、図３のテンプレートショット１では、スピンエコー法に基づく実効エコー時間でのＭＲ信号のデータがｋ空間の中心ラインに配置されるように、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅが印加される。スピンエコー法に基づく実効エコー時間でのＭＲ信号のデータは、９０°および１８０°ＲＦパルスの印加により、選択スライス内の全水素原子核のスピンの位相が理想的には揃っており、これがｋ空間の中心に配置されれば、ほぼ対称的な磁場マップとして第１位相画像が生成される。

［００９５］

一方、テンプレートショット２では、前述のように、スピンエコー法の９０°および１８０°ＲＦパルスの印加によってＭＲ信号が最大強度になるべきタイミングと、位相エンコードステップがゼロになるタイミングとが、Ｇｒｏ反転間隔だけずれる。

［００９６］

このため、テンプレートショット２では、位相をずらした分だけ非対称な磁場マップとして、第２位相画像が生成される。即ち、テンプレートショット２では、テンプレートショット１の場合よりも磁場が不均一な磁場マップとして、第２位相画像が生成される。従って、上記のように第１位相画像と第２位相画像との差分画像を生成することで、これを磁場補正マップとして活用できる。

［００９７］

図５は、テンプレートデータ１から得られる第１位相画像の一例を示す模式図である。図５では、簡単化のため、画素数を２０×２０の粗めにしている（後述の図６、図７も同様）。また、図５では、画素値が大きい画素ほど白く（輝度レベルを高く）、画素値が小さい画素ほど黒くしている（後述の図６、図７、図８、図９も同様）。図５に示すように、テンプレートショット１からは、ほぼ対称的な磁場マップとしての第１位相画像が得られる

。

［００９８］

図６は、テンプレートデータ２から得られる第２位相画像の一例を示す模式図である。図６に示すように、テンプレートショット２からは、テンプレートショット１の場合よりも対称性の悪い第２位相画像が得られる。

［００９９］

図７は、第１位相画像と第２位相画像とを用いて（３）式に基づいて得られる差分画像（磁場補正マップ）の一例を示す模式図である。図７に示すように、テンプレートショット１、２からそれぞれ得られる位相画像の差分を取ることで、画素値の高低の勾配として、位相差が表れる。

［０１００］

図８は、磁場補正マップによる静磁場不均一性の補正を本スキャン前に行わずに、均一なファントムを撮像して得られる画像の一例を示す。

［０１０１］

図９は、磁場補正マップによる静磁場不均一性の補正を本スキャン前に行ってから、図８と同一のファントムを撮像して得られる画像の一例を示す。

［０１０２］

図１０は、磁場補正マップによる補正を行わない場合（図８）と、行う場合（図９）との違いを説明するための模式図である。図１０は、図８の画像に存在する４箇所の歪み領域を抽出し、歪み領域１２２、１２４、１２６、１２８としたものである。

［０１０３］

磁場補正マップによる補正を行わない場合、図８と図１０との対比で示されるように、４箇所の歪み領域１２２、１２４、１２６、１２８が表れている。磁場補正マップによる補正を行う場合、図９に示すように、歪み領域１２２はファントムの左上側の外縁に、歪み領域１２４はファントムの右上側の外縁に、歪み領域１２６はファントムの右下側の外縁に、歪み領域１２８はファントムの左下側の外縁にそれぞれ移動している。これにより、歪みが大きく改善され、本来均一なはずのファントムが図８の場合よりも均一に改善されている。

［０１０４］

図１１は、第１の実施形態におけるＭＲＩ装置２０の動作の流れを示すフローチャートである。以下、前述の各図を適宜参照しながら、図１１に示すステップ番号に従って、ＭＲＩ装置２０の動作を説明する。

［０１０５］

［ステップＳ１］ＭＰＵ８６（図２参照）は、入力装置６２を介してＭＲＩ装置２０に対して入力された撮像条件に基づいて、ＭＲＩ装置２０の初期設定を行う。この初期設定において、位置決め画像の撮像時におけるＲＦパルスの暫定的な中心周波数等が設定され

る。

［０１０６］

［ステップＳ２］シーケンスコントローラ５６は、不図示の寝台制御系を駆動して、撮像空間となるガントリ内の磁場中心に被検体Ｐの撮像部位が位置するように、寝台３２（図１参照）移動させる。撮像部位とは、頭部、胸部、腹部、腰部、脚部などの被検体Ｐのどの部分を撮像領域として画像化するか、の意味である。

［０１０７］

次に、ＭＲＩ装置２０は、位置決め画像のデータ収集用のＲＦパルス等を送信し、ＭＲ信号をＲＦ受信器４８により検出する。ＲＦ受信器４８は、ＭＲ信号に所定の信号処理を施し、デジタル化したＭＲ信号である生データを生成し、これをシーケンスコントローラ５６に入力する。

［０１０８］

シーケンスコントローラ５６は、ＭＲ信号の生データを画像再構成部９０に入力し、画像再構成部９０は、この生データに所定の処理を施して位置決め画像の画像データを生成し、これを画像データベース９４に入力する。

［０１０９］

画像処理部９６は、入力された画像データに所定の画像処理を施し、記憶装置６６は、画像処理後の位置決め画像の画像データを記憶する。この後、表示制御部９８は、ＭＰＵ８６の指令に従って表示装置６４に位置決め画像を表示させ、これに基づいて関心領域等の撮像条件が設定される。

［０１１０］

［ステップＳ３］ＭＲＩ装置２０は、以下の＜１＞～＜４＞のフローに従って、位相補正データおよび磁場補正データを生成するための２種類のテンプレートショットをプレスキャンとして実行後、目的とする画像用のデータ収集（本スキャン）を実行する。

［０１１１］

なお、以下のテンプレートショット１、２は、空間的に互いに同一の領域であって、本スキャンの撮像領域と同一の領域に対してそれぞれ行う。

［０１１２］

＜１＞　ＭＰＵ８６は、テンプレートショット１のパルスシーケンスとして、例えば、ステップＳ２までに入力された撮像条件に基づいて設定される本スキャンのパルスシーケンスと同じものを設定する（図３参照）。次に、ＭＰＵ８６は、テンプレートショット１のパルスシーケンスをシーケンスコントローラ５６に入力し、収集開始を指令する。

［０１１３］

これにより、ＭＲＩ装置２０は、テンプレートショット１のパルスシーケンスに従って、データ収集用のＲＦパルス等を送信し、ＭＲ信号をＲＦ受信器４８により検出する。

［０１１４］

シーケンスコントローラ５６は、ＲＦ受信器４８により検出および生成されたＭＲ信号の生データを画像再構成部９０に入力する。

［０１１５］

画像再構成部９０は、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間に、この生データをテンプレートショット１のｋ空間データとして配置する。

［０１１６］

＜２＞　ＭＰＵ８６は、テンプレートショット２のパルスシーケンスとして、位相エンコードステップパルス、および、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの印加開始のタイミングをテンプレートショット１よりも遅らせたものを設定する。また、位相エンコードステップがゼロのタイミングにおける、テンプレートショット１、２の各読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を逆にする。テンプレートショット１、２の違いの詳細については、図３を用いて説明済なので、説明を省略する。

［０１１７］

次に、ＭＰＵ８６は、テンプレートショット２のパルスシーケンスをシーケンスコントローラ５６に入力し、収集開始を指令する。これにより、上記（１）と同様にしてｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間において、テンプレートショット２のｋ空間データが配置される。

［０１１８］

＜３＞　補正部１００は、画像再構成部９０のｋ空間データベース９２からテンプレートショット１、２のｋ空間データをそれぞれ取得し、テンプレートショット１の位相画像である第１位相画像と、テンプレートショット２の位相画像である第２位相画像とを生成する。

［０１１９］

次に、補正部１００は、第１位相画像と第２位相画像とを用いて、（３）式によって差分画像を生成し、この差分画像を磁場補正マップとしてＭＰＵ８６に入力する。第１および第２位相画像と、差分画像の生成方法については、前述した通りである。

［０１２０］

＜４＞　磁場補正マップに基づいて静磁場を均一化するための補正（シミング）を行ってから、設定された撮像条件に従って本スキャンのＭＲ信号の収集が行われる。

［０１２１］

そのために、ＭＰＵ８６は、磁場補正マップが示す磁場の不均一性を相殺して静磁場を均一化するオフセット磁場を計算する。そして、ＭＰＵ８６は、静磁場にオフセット磁場が重畳して印加されるように、シーケンスコントローラ５６を介して各部を制御する。なお、一般に静磁場の不均一成分における２次以上の成分は、例えばシムコイル２４への供給電流の調整でシミング可能である。また、静磁場の不均一成分における１次成分は、例えばＸ軸、Ｙ軸、Ｚ軸傾斜磁場コイル２６ｘ、２６ｙ、２６ｚへの各供給電流の調整でシ

ミング可能である。

［０１２２］

具体的動作としては、まず、静磁場電源４０により励磁された静磁場用磁石２２によって撮像空間に静磁場が形成される。そして、入力装置６２からＭＰＵ８６に撮像開始指示が入力されると、ＭＰＵ８６は、本スキャンのパルスシーケンス等を含む撮像条件をシーケンスコントローラ５６に入力する。

［０１２３］

シーケンスコントローラ５６は、入力されたパルスシーケンスに従って傾斜磁場電源４４、ＲＦ送信器４６およびＲＦ受信器４８を駆動させることで、スライス選択方向傾斜磁場Ｇｓｓ、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅ、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏを撮像領域に形成させると共に、ＲＦコイル２８からＲＦ信号を発生させる。

［０１２４］

このとき、傾斜磁場電源４４からＸ軸、Ｙ軸、Ｚ軸傾斜磁場コイル２６ｘ、２６ｙ、２６ｚへの供給電流には、上記オフセット磁場を生成させる分が重畳され、静磁場がほぼ均一化されたのと等価になる。

［０１２５］

そして、被検体Ｐ内の核磁気共鳴により生じたＭＲ信号がＲＦコイル２８により受信されて、ＲＦ受信器４８により検出される。ＲＦ受信器４８は、検出したＭＲ信号に前述の所定の信号処理を施して、ＭＲ信号の生データを生成し、これをシーケンスコントローラ５６に入力する。

［０１２６］

シーケンスコントローラ５６は、生データを画像再構成部９０に入力し、画像再構成部９０は、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間において、生データをｋ空間データとして配置する。

［０１２７］

ＭＲＩ装置２０は、以上の＜１＞～＜４＞の処理を１スライスのデータ収集として、全スライスのデータ収集を行う。

［０１２８］

［ステップＳ４］補正部１００は、全てのスライスに対してそれぞれ位相補正データを算出する。補正部１００は、各々の位相補正データを、各位相補正データの算出対象となった各スライスとそれぞれ関連付けて画像再構成部９０に入力する。

［０１２９］

具体的には、補正部１００は、テンプレートデータ１のｋ空間データの実数部分および虚数部分の各中心ラインを１次元フーリエ逆変換した各データの各周波数積分値を算出後、前述のように逆正接を用いてテンプレートデータ１の位相角度Ｐｈ１を算出する。補正部１００は、同様にしてテンプレートデータ２の位相角度Ｐｈ２を算出し、位相角度Ｐｈ

１、ｐｈ２を、当該テンプレートデータ１、２に対応するスライスの位相補正データとする。

［０１３０］

［ステップＳ５］画像再構成部９０は、ｋ空間データベース９２からｋ空間データを取り込み、これにフーリエ変換を含む画像再構成処理を施すことで、各スライス毎に画像データを再構成する。

［０１３１］

この画像再構成処理において、画像再構成部９０は、スライス毎に別々に算出した位相補正データを用いて、ＭＲ信号に含まれる位相誤差の影響を取り除く補正を併せて行う。なお、位相補正データを生成するまでの処理は従来とは異なるが、位相補正データを生成後の位相誤差の補正処理については従来技術と同様でよいため（特許文献２等を参照）、詳細な説明を省略する。

［０１３２］

画像再構成部９０は、上記のようにして全スライスの画像データを生成し、これらを画像データベース９４に保存する。画像処理部９６は、画像データベース９４から画像データを取り込み、これに所定の画像処理を施すことで２次元の表示用画像データを生成し、この表示用画像データを記憶装置６６に保存する。

［０１３３］

［ステップＳ６］表示制御部９８は、ＭＰＵ８６の制御に従って表示用画像データを記憶装置６６から取得し、表示用画像データが示す画像を表示装置６４に表示させる。以上が第１の実施形態のＭＲＩ装置２０の動作説明である。

［０１３４］

このように第１の実施形態では、各エコーに対応する位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、エコーの発生開始タイミングを互いにずらしたテンプレートショット１、２を本スキャン前に実行してテンプレートデータ１、２を得る。

［０１３５］

そして、テンプレートデータ１、２に基づき磁場補正マップと位相補正データを生成するため、本スキャンでの静磁場を均一化する補正と、本スキャンのＭＲ信号の収集後における位相誤差の補正とを一括的に行うことができる。

［０１３６］

このとき、磁場補正マップに基づいて静磁場を均一化する補正を先に行ってから、本スキャンのＭＲ信号を収集後、位相補正データに基づく位相誤差の補正を行う。即ち、本スキャンのＭＲ信号は、磁場補正マップに基づいて良好に均一化された静磁場が印加された撮像領域から収集される。従って、位相誤差の補正の精度を向上できる。

［０１３７］

さらに、撮像スライスと同一断面からの収集データに基づいて磁場補正データを生成し

て、各スライス毎に静磁場の不均一性の補正を行うため、静磁場の補正効果が高くなる。

［０１３８］

従って、ＥＰＩにおける位相誤差に起因する画像歪みを従来よりも低減可能である（図８、図９参照)。

［０１３９］

なお、各エコーに含まれる位相誤差の内、静磁場不均一性に起因するものと、その他の原因によるものとを補正する方法は様々なものがあるが、従来はそれぞれ単独で行われていた。

［０１４０］

（第２の実施形態）

第２および第３の実施形態のＭＲＩ装置は、装置構成としては、第１の実施形態のＭＲＩ装置２０と同様である。第２の実施形態では、磁場補正マップに基づく静磁場を均一化する補正を行わず、位相誤差の補正のみを行う。以下、第１の実施形態との違いに焦点をおいて、第２の実施形態について説明する。

［０１４１］

図１２は、第２の実施形態において、スピンエコー系のシングルショットＥＰＩとしての本スキャン、テンプレートショット１、２’のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図である。図１２において、横軸等の書式は、図３と同じであり、図１２の上段の本スキャン、および、中段のテンプレートショット１はそれぞれ、第１の実施形態の本スキャン、および、テンプレートショット１と同じである。

［０１４２］

図１２において、下段のテンプレートショット２’（TEMPLATE SHOT 2’)のみ、第１の実施形態のテンプレートショット２とは異なる。

［０１４３］

例えば位相エンコード傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの印加開始時を基準として、テンプレートショット２’では、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングは、テンプレートショット１と同じである。磁場補正マップを生成するには、テンプレートショット１、２で、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングをずらすが、第２の実施形態では磁場補正マップを生成しないからである。

［０１４４］

テンプレートショット２’では、位相エンコード傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの面積（強度の時間積分値の絶対値）は、始めの４つの位相エンコードステップパルスの合算面積に等しい。即ち、テンプレートショット２’では、時間的に５番目に収集されるＭＲ信号が位相エンコードステップゼロに対応し、このＭＲ信号の強度が最大になる。

［０１４５］

ここで、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミング（図１２

では縦の破線で示す実効エコー時間）に着目する。このタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性は、テンプレートショット１ではマイナスであり、テンプレートショット２’ではプラスである。位相補正データを得るためには、位相エンコードステップがゼロのタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を、テンプレートショット１、２’で互いに逆にすることが望まれるからである。

［０１４６］

以上のテンプレートショット１、２’を用いることで、第１の実施形態と同様の原理で位相補正データを生成できる。

［０１４７］

図１３は、第２の実施形態におけるＭＲＩ装置２０の動作の流れを示すフローチャートである。以下、図１３に示すステップ番号に従って、第２の実施形態のＭＲＩ装置２０の動作を説明する。

［０１４８］

［ステップＳ２１］第１の実施形態のステップＳ１と同様に、ＭＲＩ装置２０の初期設定が行われる。

［０１４９］

［ステップＳ２２］第１の実施形態のステップＳ２と同様に、位置決め画像の画像データが生成され、これが表示装置６４に画像表示され、関心領域等の撮像条件が設定される。

［０１５０］

［ステップＳ２３］ＭＲＩ装置２０は、以下の＜１＞～＜３＞のフローに従って、位相補正データを生成するための２種類のテンプレートショットをプレスキャンとして実行後、本スキャンを実行する。なお、テンプレートショット１、２’は、空間的に互いに同一の領域であって、本スキャンの撮像領域と同一の領域に対してそれぞれ行う。

［０１５１］

＜１＞　ＭＲＩ装置２０は、第１の実施形態のステップＳ３の＜１＞と同様に、テンプレートショット１のパルスシーケンスを実行する。これにより、テンプレートショット１のｋ空間データが、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間に配置（記憶）される。

［０１５２］

＜２＞　ＭＰＵ８６は、前述したテンプレートショット２’のパルスシーケンスを設定後、このパルスシーケンスをシーケンスコントローラ５６に入力し、収集開始を指令する。これにより、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間において、テンプレートショット２’のｋ空間データが配置される。

［０１５３］

＜３＞　磁場補正マップに基づく静磁場均一化の補正を行わずに、設定された撮像条件に従って、本スキャンのＭＲ信号の収集が行われる。ＭＲ信号収集の具体的動作について

は、磁場補正マップが用いられないことを除き、第１の実施形態のステップＳ３の＜４＞と同様である。

［０１５４］

ＭＲＩ装置２０は、以上の＜１＞～＜３＞の処理を１スライスのデータ収集として、全スライスのデータ収集を行う。

［０１５５］

［ステップＳ２４］補正部１００は、テンプレートショット１、２’のｋ空間データを用いることで、第１の実施形態のステップＳ４と同様に、全スライスに対してそれぞれ位相補正データを算出する。補正部１００は、算出した各位相補正データを、算出対象の各スライスと関連付けて画像再構成部９０に入力する。

［０１５６］

［ステップＳ２５］第１の実施形態のステップＳ５と同様に、画像再構成部９０は、各スライス毎の位相補正データに基づいてＭＲ信号に含まれる位相誤差を補正しつつ、各スライスの画像データを再構成する。この後、第１の実施形態のステップＳ５と同様に、表示用画像データが生成され、記憶装置６６に保存される。

［０１５７］

［ステップＳ２６］第１の実施形態のステップＳ６と同様に、表示用画像データの画像表示が行われる。以上が第２の実施形態のＭＲＩ装置２０の動作説明である。

［０１５８］

このように第２の実施形態においても、第１の実施形態と同様の原理でＥＰＩにおける位相誤差を低減できる。なお、従来技術では、位相誤差を低減させるテンプレートショットにおいて、位相エンコード方向傾斜磁場Ｇｐｅを印加していなかった。

［０１５９］

（第３の実施形態）

第３の実施形態では、第１の実施形態と同様に、磁場補正マップに基づく静磁場を均一化する補正と、位相誤差の補正とを行う。第３の実施形態では、３つのテンプレートショットを行う。以下、第１の実施形態との違いに焦点をおいて、第３の実施形態について説明する。

［０１６０］

図１４は、第３の実施形態において、スピンエコー系のシングルショットＥＰＩとしてのテンプレートショット１、２’、３のパルスシーケンスの一例を示すタイミング図である。図１４において、横軸等の書式は、図３と同じである。

［０１６１］

第３の実施形態の本スキャンのパルスシーケンスは、第１の実施形態の本スキャンおよび第３の実施形態のテンプレートショット１と同じであるので、図示していない。

［０１６２］

図１４の上段に示すテンプレートショット１(TEMPLATE SHOT 1)は、第１の実施形態のテンプレートショット１と同じである。

［０１６３］

図１４の中段に示すテンプレートショット２’(TEMPLATE SHOT 2’)は、第２の実施形態のテンプレートショット２’と同じである。第３の実施形態では、テンプレートショット１、２’を用いることで、第２の実施形態と同様に位相補正データを生成し、位相誤差の補正を行う。

［０１６４］

図１４の下段に示すテンプレートショット３(TEMPLATE SHOT 3)は、磁場補正マップの生成用である。第３の実施形態では、テンプレートショット１、３を用いることで、第１の実施形態と同様にして磁場補正マップを生成し、静磁場均一性の補正を行う。磁場補正マップの生成のためには、テンプレートショット１、３で、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングをずらすことが望ましい。

［０１６５］

従って、テンプレートショット３では、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングは、テンプレートショット１よりもＧｒｏ反転間隔の１倍だけ遅れている。ここでの「遅れ」とは、例えば、位相エンコード傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの印加開始時を基準とする。

［０１６６］

テンプレートショット３では、位相エンコード傾斜磁場Ｇｐｅのプレパルスの面積（強度の時間積分値の絶対値）は、始めの５つの位相エンコードステップパルスの合算面積に等しい。即ち、テンプレートショット３では、時間的に６番目に収集されるＭＲ信号が位相エンコードステップゼロに対応してｋ空間の中心ラインに配置され、このＭＲ信号の強度が最大になる。

［０１６７］

ここで、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングに着目する。このタイミングは、テンプレートショット１では、図１４の縦方向の破線で示す実効エコー時間（EFFECTIVE ECHO TIME）に対応するが、テンプレートショット３では、テンプレートショット１よりも１エコー分遅れる。

［０１６８］

そうすると、位相エンコードステップがゼロに対応するＭＲ信号の発生タイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性は、テンプレートショット１、３の双方においてマイナスである（図１４参照）。即ち、第１の実施形態では、テンプレートショット２は位相補正データおよび磁場補正マップの双方の生成に用いられるため、このタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を逆にしている。位相補正データの生成のためには、それが望まれるからである。

［０１６９］

しかし、第３の実施形態のテンプレートショット３は、位相補正データの生成には用いられない。磁場補正マップの生成のみに着目した場合、位相エンコードステップゼロのタイミングにおける読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの極性を、２つのテンプレートショットで互いに逆にする必要はない。

［０１７０］

図１５は、第３の実施形態におけるＭＲＩ装置２０の動作の流れを示すフローチャートである。以下、図１５に示すステップ番号に従って、第３の実施形態のＭＲＩ装置２０の動作を説明する。

［０１７１］

［ステップＳ３１］第１の実施形態のステップＳ１と同様に、ＭＲＩ装置２０の初期設定が行われる。

［０１７２］

［ステップＳ３２］第１の実施形態のステップＳ２と同様に、位置決め画像の画像データが生成され、これが表示装置６４に画像表示され、関心領域等の撮像条件が設定される。

［０１７３］

［ステップＳ３３］ＭＲＩ装置２０は、以下の＜１＞～＜５＞のフローに従って、位相補正データおよび磁場補正マップを生成するための３種類のテンプレートショットをプレスキャンとして実行後、本スキャンを実行する。なお、テンプレートショット１、２’、３は、空間的に互いに同一の領域であって、本スキャンの撮像領域と同一の領域に対してそれぞれ行う。

［０１７４］

＜１＞　ＭＲＩ装置２０は、第１の実施形態のステップＳ３の＜１＞と同様に、テンプレートショット１のパルスシーケンスを実行する。これにより、テンプレートショット１のｋ空間データが、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間に配置（記憶）される。

［０１７５］

＜２＞　ＭＲＩ装置２０は、第２の実施形態のステップＳ２３の＜２＞と同様に、テンプレートショット２’のパルスシーケンスを実行する。これにより、テンプレートショット２’のｋ空間データが、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間に配置（記憶）される。

［０１７６］

＜３＞　ＭＰＵ８６は、前述したテンプレートショット３のパルスシーケンスを設定後、このパルスシーケンスをシーケンスコントローラ５６に入力し、収集開始を指令する。これにより、ｋ空間データベース９２に形成されたｋ空間において、テンプレートショット３のｋ空間データが配置される。

［０１７７］

＜４＞　補正部１００は、画像再構成部９０のｋ空間データベース９２からテンプレートショット１、３のｋ空間データをそれぞれ取得する。補正部１００は、テンプレートショット１の位相画像である第１位相画像と、テンプレートショット３の位相画像である第２位相画像とを生成する。

［０１７８］

次に、補正部１００は、第１位相画像と第２位相画像とを用いて、前述同様に（３）式によって差分画像を生成し、この差分画像を磁場補正マップとしてＭＰＵ８６に入力する。

［０１７９］

＜５＞　第１の実施形態のステップＳ３の＜４＞と同様にして、磁場補正マップに基づいて静磁場を均一化するための補正を行ってから、設定された撮像条件に従って本スキャンのＭＲ信号の収集が行われる。

［０１８０］

ＭＲＩ装置２０は、以上の＜１＞～＜５＞の処理を１スライスのデータ収集として、全スライスのデータ収集を行う。

［０１８１］

［ステップＳ３４］補正部１００は、テンプレートショット１、２’の各ｋ空間データを用いることで、第１の実施形態のステップＳ４と同様に、全スライスに対してそれぞれ位相補正データを算出する。補正部１００は、算出した各位相補正データを、算出対象のスライスと関連付けて画像再構成部９０に入力する。

［０１８２］

［ステップＳ３５］第１の実施形態のステップＳ５と同様に、画像再構成部９０は、各スライス毎の位相補正データに基づいてＭＲ信号に含まれる位相誤差を補正しつつ、各スライスの画像データを再構成する。この後、第１の実施形態のステップＳ５と同様に、表示用画像データが生成され、記憶装置６６に保存される。

［０１８３］

［ステップＳ３６］第１の実施形態のステップＳ６と同様に、表示用画像データの画像表示が行われる。以上が第３の実施形態のＭＲＩ装置２０の動作説明である。

このように第３の実施形態においても、第１の実施形態と同様の効果が得られる。

［０１８４］

（実施形態の補足事項）

［１］第１～第３の実施形態では、図３、図１２、図１４に示したように、本スキャンとテンプレートショット１とでパルスシーケンスを全く同じにする例を述べた。本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。本スキャンとテンプレートショット１とでパルスシーケンスに若干の変更を加えてもよい。

［０１８５］

但し、位相エンコードステップパルス、および、読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの印加開始のタイミングを除き、テンプレートショット１、２、２’３のパルスシーケンスは同じにすることが望ましい。条件を変えると、位相の差分のみを抽出することが困難となりうるからである。以上の点については、以下の補足事項［２］、［３］についても同様である。

［０１８６］

［２］第１および第３の実施形態のように、磁場補正マップに基づく静磁場均一性の補正を行った上で本スキャンのＭＲ信号の収集を行う場合、各テンプレートショット１、２、２’、３は、本スキャンの前に行うことが望まれる。この場合、本スキャンの前に、磁場補正マップが生成されていないと、磁場補正マップに基づく静磁場均一性の補正を実行できないからである。この場合、各テンプレートショット１、２、２’、３は、どれを先に行ってもよい。

［０１８７］

但し、例えば以下の変形例のように、本スキャンのＭＲ信号の収集時に、磁場補正マップに基づく静磁場均一性の補正を実行しない場合、各テンプレートショット（２、２’等）は、本スキャンの後に行ってもよい。

［０１８８］

具体的には、第１～第３の実施形態において、テンプレートショット１を行わないで、本スキャンで収集されたエコー信号群（ＭＲ信号群）から得られるデータに基づいて、位相誤差の補正を行ってもよい。この場合、例えば、本スキャンのＭＲ信号をテンプレートデータ１として、（１）式により位相補正データを計算する。これによりテンプレートショット１を省略できるので、撮像時間を短縮できる。

［０１８９］

ここで、第１および第３の実施形態では、磁場補正マップに基づきシムコイル２４等を用いて静磁場を均一化した上で本スキャンを実行するとの説明をした。しかし、以下のような第１および第３の実施形態の変形例を考える。具体的には、第１の実施形態においてテンプレートショット１を省略し、本スキャンで得られたデータを用いる変形例では、シムコイル２４等を用いた静磁場均一化の代わりに、例えば、以下の処理を行えばよい。即ち、本スキャンで収集されたＭＲ信号群をテンプレートデータ１とし、これと、テンプレートデータ２とに基づいて、本スキャン後のステップＳ４において磁場補正マップの生成も行う。そして、磁場補正マップに基づき歪み量を算出し、ＭＲ信号に位相補正を施して再構成した画像データに対して、歪補正（画素の移動）を行うことができる。

［０１９０］

第３の実施形態においてテンプレートショット１、３を省略し、本スキャンにより得られたデータを用いる変形例も、上記第１の実施形態の変形例と同様にすればよい。

［０１９１］

［３］第１～第３の実施形態ではスピンエコー系のシングルショットのＥＰＩの例を述べた。上記各実施形態の原理は、フィールドエコー系などの他のＥＰＩにも適用可能であると共に、シングルショットＥＰＩに限らずマルチショットＥＰＩにも適用可能である。

［０１９２］

図１６は、ＦＩＤタイプ（自由誘導減衰信号：Ｆｒｅｅ　Ｉｎｄｕｃｔｉｏｎ　Ｄｅｃａｙ）のシングルショットＥＰＩでの本スキャン、テンプレートショット１”、２”のパルスシーケンスの一例を図３と同様に示すタイミング図である。

［０１９３］

図１６において、上段、中段、下段はそれぞれ、本スキャン、テンプレートショット１”、テンプレートショット２”の各パルスシーケンスを示す。図１６では、テンプレートショット１’、２’で読み出し方向傾斜磁場Ｇｒｏの印加開始をエコー間隔の２倍ずらしているが、これは一例にすぎず、２倍以外の自然倍ずらしてもよい。

［０１９４］

［４］上記各実施形態では、スライスを撮像領域として設定し、２次元的な画像データを生成する例を述べた。本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。撮像領域は、スラブであってもよい。また、生成する画像データは、２次元画像用の画像データでも、３次元的なボリュームデータであってもよい。

［０１９５］

［５］ＭＲＩ装置２０として、静磁場磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイルユニット２６、ＲＦコイル２８が含まれるガントリの外にＲＦ受信器４８が存在する例を述べた（図１参照）。本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。ＲＦ受信器４８がガントリ内に含まれる態様でもよい。

［０１９６］

具体的には例えば、ＲＦ受信器４８に相当する電子回路基盤をガントリ内に配設する。そして、受信用ＲＦコイルによって電磁波からアナログの電気信号に変換されたＭＲ信号を、当該電子回路基盤内のプリアンプによって増幅し、デジタル信号としてガントリ外に出力し、シーケンスコントローラ５６に入力してもよい。ガントリ外への出力に際しては、例えば光通信ケーブルを用いて光デジタル信号として送信すれば、外部ノイズの影響が軽減されるので、望ましい。

［０１９７］

［６］請求項の用語と実施形態との対応関係を説明する。なお、以下に示す対応関係は、参考のために示した一解釈にすぎず、本発明を限定するものではない。

［０１９８］

静磁場用磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８、制御装置３０の全体（図１参照）が、ＥＰＩシーケンスに基づく本スキャンにおいてＭＲ信号を収

集する機能は、請求項記載の撮像データ収集部の一例である。

［０１９９］

静磁場用磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８、制御装置３０の全体がテンプレートショット１を実行してＭＲ信号を収集する機能は、請求項記載の第１収集部の一例である。但し、テンプレートショット１を実行せずに、本スキャンのＭＲ信号をテンプレートデータ１として（１）式により位相補正データを計算する場合、静磁場用磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８、制御装置３０の全体が本スキャンのＭＲ信号を収集する機能は、請求項記載の第１収集部の一例である。

［０２００］

静磁場用磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８、制御装置３０の全体がテンプレートショット２（または２’）を実行してＭＲ信号を収集する機能は、請求項記載の第２収集部の一例である。

［０２０１］

静磁場用磁石２２、シムコイル２４、傾斜磁場コイル２６、ＲＦコイル２８、制御装置３０の全体がテンプレートショット３を実行してＭＲ信号を収集する機能は、請求項記載の第３収集部の一例である。

［０２０２］

位相補正データおよび磁場補正マップを生成する補正部１００の機能、位相補正データに基づいて位相誤差の補正を行う画像再構成部９０の機能、磁場補正マップに基づいて本スキャン前に静磁場を均一化するための磁場補正を行う傾斜磁場電源４４、傾斜磁場コイル２６、制御装置３０の全体の機能は、請求項記載の補正部の一例である。

［０２０３］

［６］本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

請求の範囲

［請求項１］

静磁場内の被検体に核磁気共鳴を起こすための励起パルスを送信し、読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しによって発生させた複数のエコー信号を収集し、複数の前記エコー信号に基づいて前記被検体の画像データを再構成するＥＰＩ（エコープラナーイメージング）を実行可能な磁気共鳴イメージング装置であって、

位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含む前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、発生させた複数の前記エコー信号を第１テンプレートデータとして収集する第１収集部と、

前記位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、前記第１テンプレートデータの収集時とは前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらした前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを前記第１テンプレートデータの収集後に実行することで、発生させた複数の前記エコー信号を第２テンプレートデータとして収集する第２収集部と、

前記第１および第２テンプレートデータを用いて、少なくとも、前記エコー信号に含まれる位相誤差の補正を行う補正部と

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］

請求項１記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正部は、前記第１および第２テンプレートデータを用いて、前記位相誤差の補正、および、前記静磁場を均一化するための磁場補正の双方を行う

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２記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１および第２テンプレートデータの収集後、前記ＥＰＩのエコー信号シーケンスを実行することで、前記被検体からの複数の前記エコー信号を収集する撮像データ収集部をさらに備え、

前記補正部は、前記撮像データ収集部による複数の前記エコー信号の収集前に前記磁場補正を行うと共に、前記撮像データ収集部により収集された複数の前記エコー信号から前記画像データを再構成する際に前記位相誤差の補正を行う

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３記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１および前記第２収集部は、前記撮像データ収集部による複数の前記エコー信号の収集対象となる撮像領域と同一の領域に対して前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスをそれぞれ実行することで、前記同一の領域から前記第１および第２テンプレートデータを収集する

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項５］

請求項４記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第２収集部は、前記読み出し方向傾斜磁場の極性が反転してから再反転するまでの時間幅の自然数倍の時間幅だけ、前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングを前記第１テンプレートデータの収集時とはずらす

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記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生時における前記読み出し方向傾斜磁場の極性が逆になるように、前記第２収集部は前記第２テンプレートデータの収集を行う

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６記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正部は、前記第１および第２テンプレートデータから得られる各ｋ空間データに対して、虚数データの中心ラインを１次元フーリエ逆変換したデータの周波数積分値と、実数データの中心ラインを１次元フーリエ逆変換したデータの周波数積分値との比に基づく値の逆正接をそれぞれ算出し、前記逆正接に基づいて前記位相誤差の補正を行う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７記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第２収集部は、前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生タイミングがずれるように、前記第２テンプレートデータの収集を行い、

前記補正部は、前記第１テンプレートデータに基づく位相画像と、前記第２テンプレートデータに基づく位相画像との差分画像を前記磁場補正マップとして生成し、前記磁場補正マップに基づいて前記磁場補正を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項９］

請求項４記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生タイミングがずれるように、前記第２収集部は前記第２テンプレートデータの収集を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１０］

請求項９記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正部は、前記第１テンプレートデータと、前記第２テンプレートデータとの位相差に相当する磁場補正マップを生成し、前記磁場補正マップに基づいて前記磁場補正を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１１］

請求項１０記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正部は、前記第１テンプレートデータに基づく位相画像と、前記第２テンプレートデータに基づく位相画像との差分画像を前記磁場補正マップとして生成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１２］

請求項２記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記補正部は、前記静磁場を均一化するための磁場補正を行い、その後に、前記位相誤差の補正を行うように構成される

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１３］

請求項１記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生時における前記読み出し方向傾斜磁場の極性が逆になるように、前記第２収集部は前記第２テンプレートデータの収集を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１４］

請求項２記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生タイミングがずれるように、前記第２収集部は前記第２テンプレートデータの収集を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１５］

請求項１記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、前記第１テンプレートデータの収集時とは前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらした前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを前記第２テンプレートデータの収集後に実行することで、発生させた複数の前記エコー信号を第３テンプレートデータとして収集する第３収集部をさらに備え、

前記第２収集部は、前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生時における前記読み出し方向傾斜磁場の極性が逆になるように前記第２テンプレートデータの収集を行い、

前記第３収集部は、前記第１収集部による前記第１テンプレートデータの収集時とは、位相エンコードステップがゼロに対応する前記エコー信号の発生タイミングがずれるように前記第３テンプレートデータの収集を行い、

前記補正部は、前記第１および第２テンプレートデータを用いて、前記位相誤差の補正を行い、前記第１および第３テンプレートデータを用いて静磁場を均一化するための磁場補正を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１６］

請求項１５記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１および第３テンプレートデータの収集後、前記ＥＰＩのエコー信号シーケンスを実行することで、前記被検体からの複数の前記エコー信号を収集する撮像データ収集部をさらに備え、

前記補正部は、前記撮像データ収集部による複数の前記エコー信号の収集前に前記磁場補正を行うと共に、前記撮像データ収集部により収集された複数の前記エコー信号から前記画像データを再構成する際に前記位相誤差の補正を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１７］

請求項１６記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第１、第２、第３収集部は、前記撮像データ収集部による複数の前記エコー信号の収集対象となる撮像領域と同一の領域に対して前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスをそれぞれ実行することで、前記同一の領域から前記第１、第２、第３テンプレートデータを収集し、

前記補正部は、前記第１テンプレートデータに基づく位相画像と前記第３テンプレートデータに基づく位相画像との差分画像に基づいて前記磁場補正を行い、前記第１および第２テンプレートデータから得られる各ｋ空間データに対して、虚数データの中心ラインを１次元フーリエ逆変換したデータの周波数積分値と、実数データの中心ラインを１次元フーリエ逆変換したデータの周波数積分値との比に基づく値の逆正接をそれぞれ算出し、前記逆正接に基づいて前記位相誤差の補正を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

［請求項１８］

静磁場内の被検体に核磁気共鳴を起こすための励起パルスを送信し、読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しによって発生させた複数のエコー信号を収集し、複数の前記エコー信号に基づいて前記被検体の画像データを再構成するＥＰＩ（エコープラナーイメージング）を実行可能な磁気共鳴イメージング装置であって、

位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含む前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスにより本スキャンを実行することで、第１の前記エコー信号群を収集する第１収集部と、

前記位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、前記本スキャンの前記ＥＰＩのエコー信号収集時とは前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらした前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、第２の前記エコー信号群を収集する第２収集部と、

前記第１および第２のエコー信号群を用いて、少なくとも前記本スキャンのエコー信号に含まれる位相誤差の補正を行う補正部と

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１９］

静磁場内の被検体に核磁気共鳴を起こすための励起パルスを送信し、読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しによって発生させた複数のエコー信号を収集し、複数の前記エコー信号に基づいて前記被検体の画像データを再構成するＥＰＩ（エコープラナーイメージング）を含む磁気共鳴イメージング方法であって、

位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含む前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、発生させた複数の前記エコー信号を第１テンプレートデータとして収集するステップと、

前記位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、前記第１テンプレートデータの収集時とは前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらした前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを前記第１テンプレートデータの収集後に実行することで、発生させた複数の前記エコー信号を第２テンプレートデータとして収集するステップと、

前記第１および第２テンプレートデータを用いて、少なくとも、前記エコー信号に含まれる位相誤差の補正を行うステップと

を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

［請求項２０］

静磁場内の被検体に核磁気共鳴を起こすための励起パルスを送信し、読み出し方向傾斜磁場の極性反転の繰り返しによって発生させた複数のエコー信号を収集し、複数の前記エコー信号に基づいて前記被検体の画像データを再構成するＥＰＩ（エコープラナーイメージング）を含む磁気共鳴イメージング方法であって、

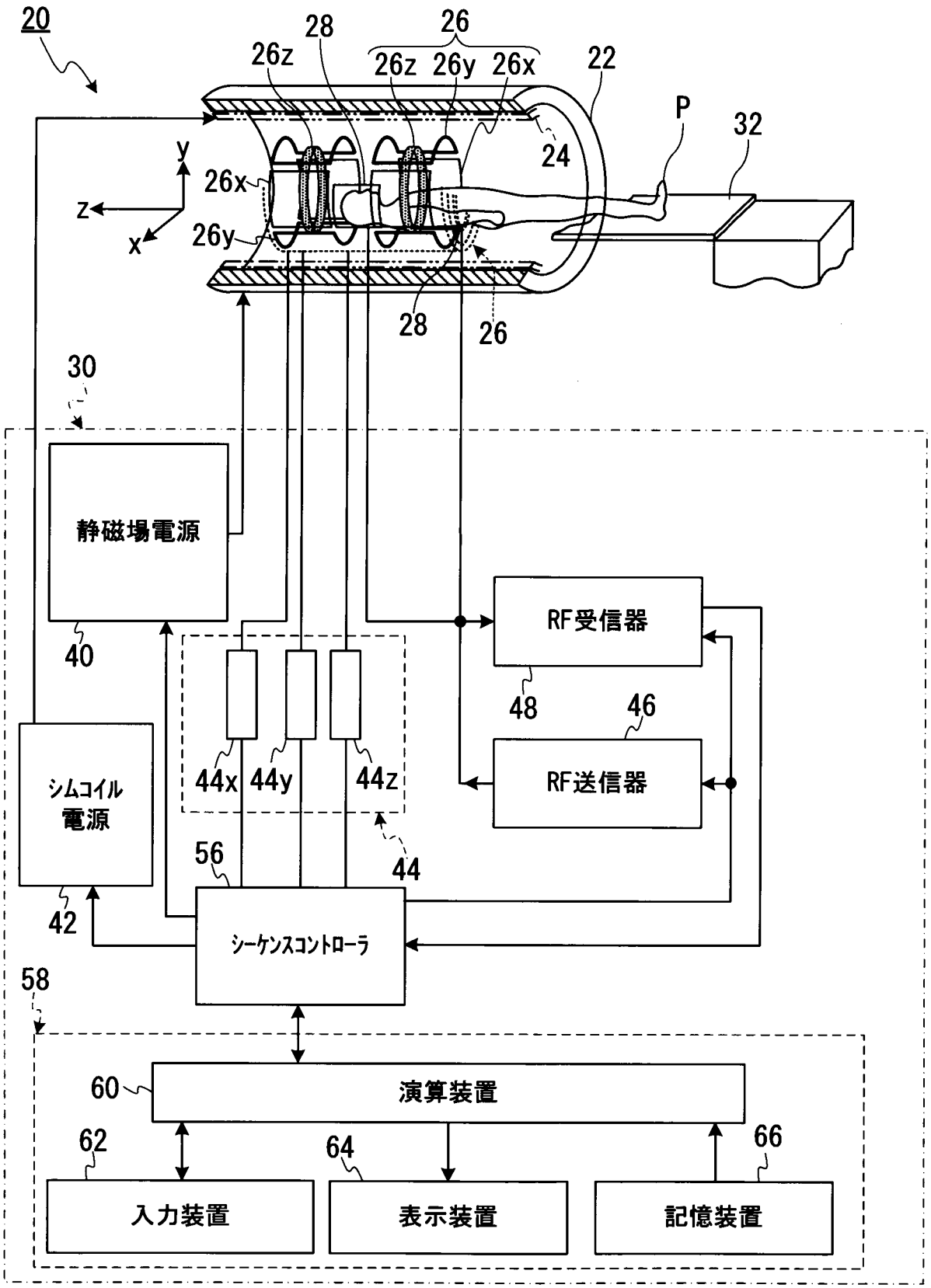
位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含む前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスにより本スキャンを実行することで、第１の前記エコー信号群を収集するステップと、

前記位相エンコード方向傾斜磁場の印加を含むと共に、前記本スキャンの前記ＥＰＩのエコー信号収集時とは前記読み出し方向傾斜磁場の印加開始タイミングをずらした前記ＥＰＩのエコー信号収集シーケンスを実行することで、第２の前記エコー信号群を収集するステップと、

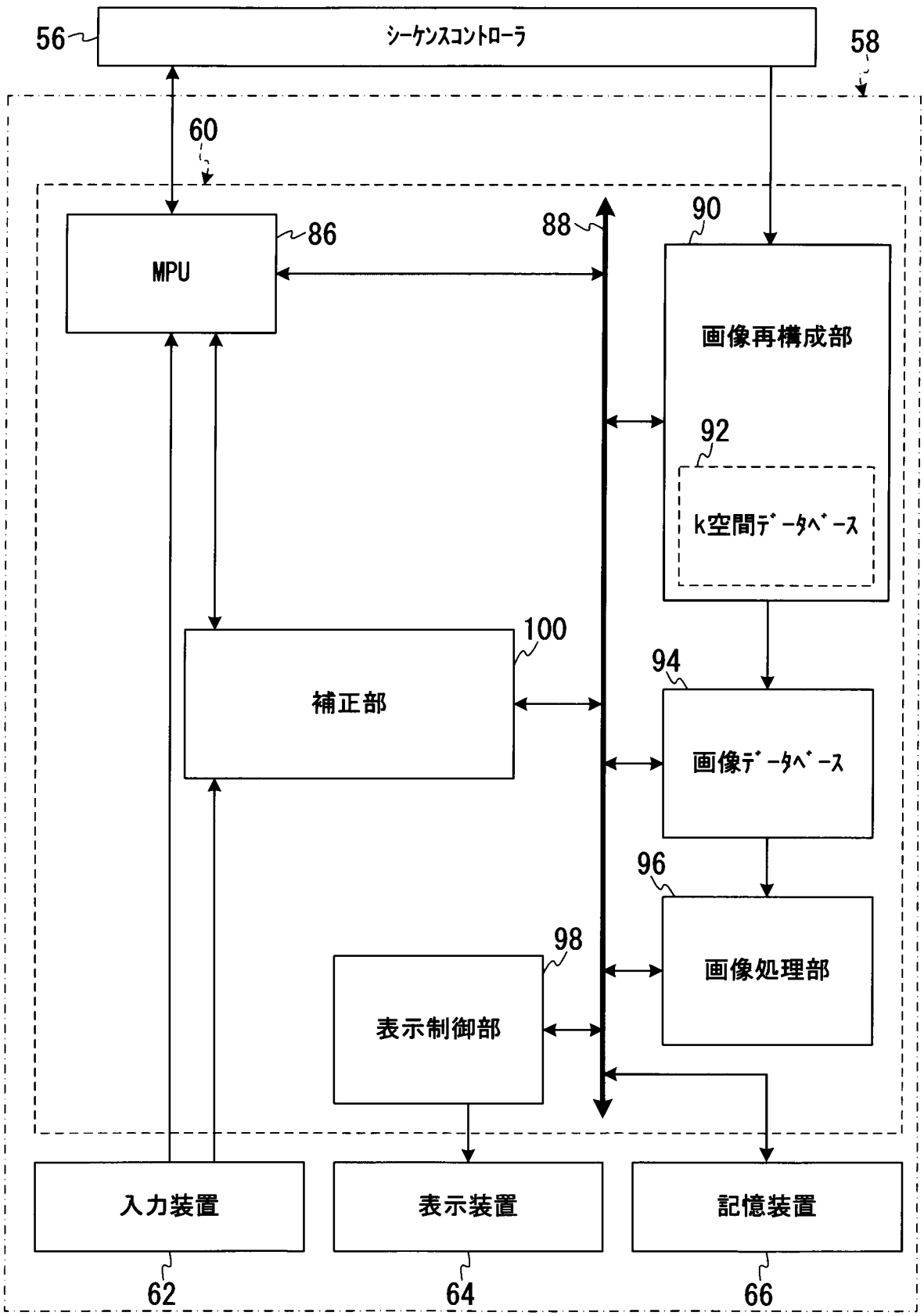
前記第１および第２のエコー信号群を用いて、少なくとも前記本スキャンのエコー信号に含まれる位相誤差の補正を行うステップと

を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

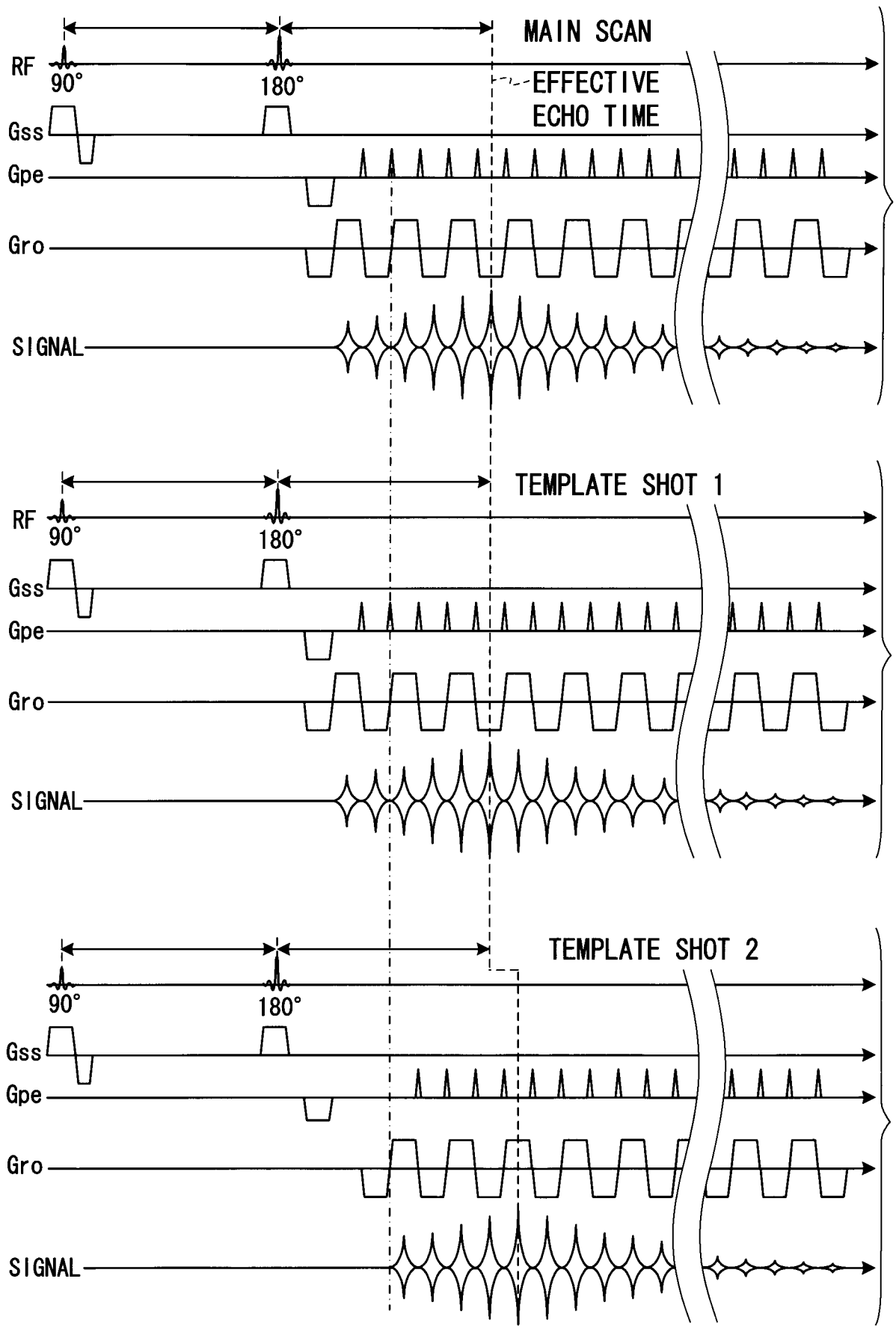
[図1]


20
28
26
26z
26z
26y
26x
22
P
32
24
y
z
x
26x
26y
28
26
30
静磁場電源
40
RF受信器
48
46
RF送信器
シムコイル
電源
44x
44y
44z
44
56
42
シーケンスコントローラ
58
60
演算装置
62
64
66
入力装置
表示装置
記憶装置

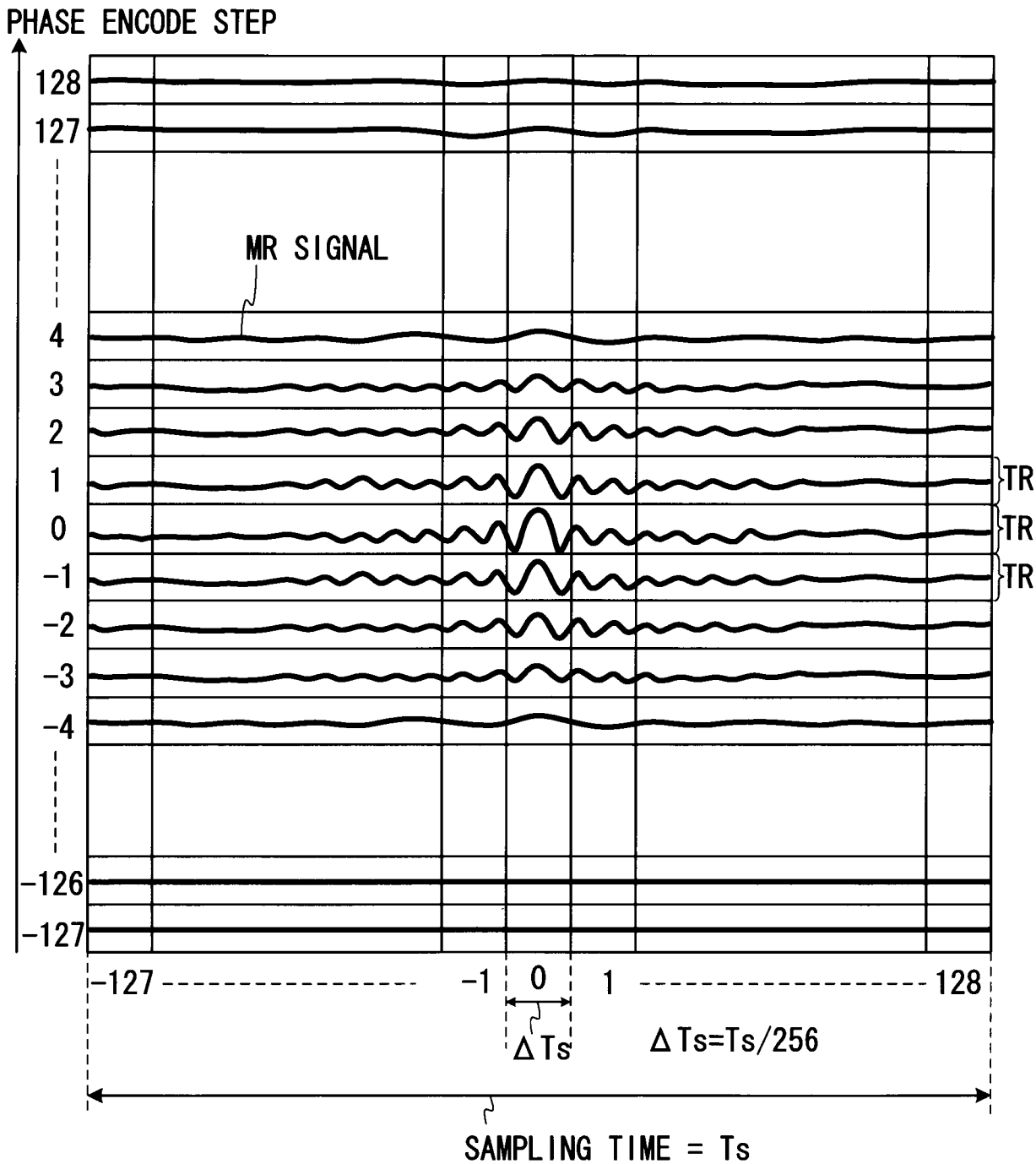
[図2]


56
シーケンスコントローラ
58
60
MPU
86
88
90
画像再構成部
92
k空間データベース
100
補正部
94
画像データベース
96
98
画像処理部
表示制御部
入力装置
表示装置
記憶装置
62
64
66

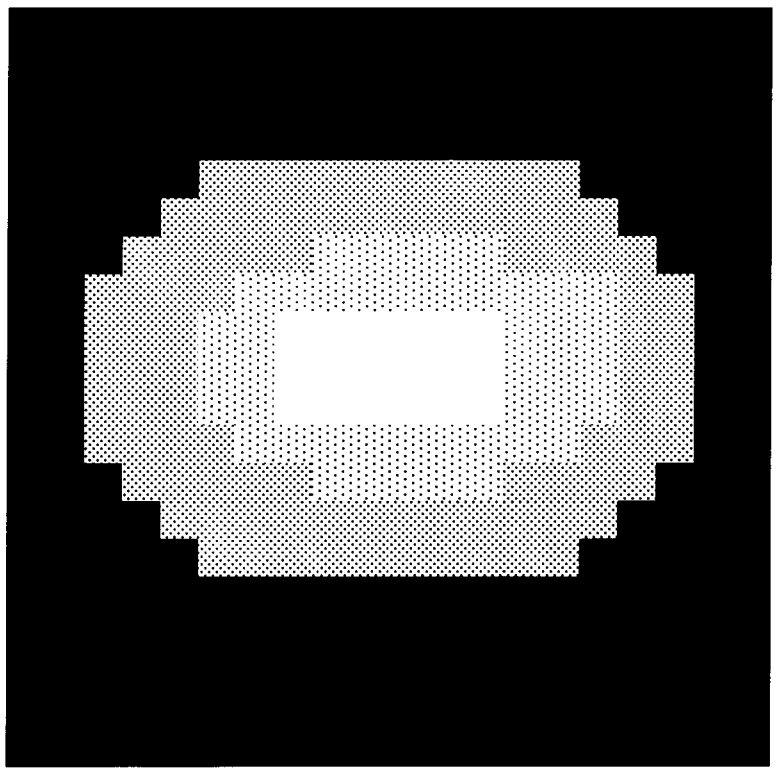
[図3]


MAIN SCAN
RF
90°
180°
EFFECTIVE
ECHO TIME
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 1
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 2
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL

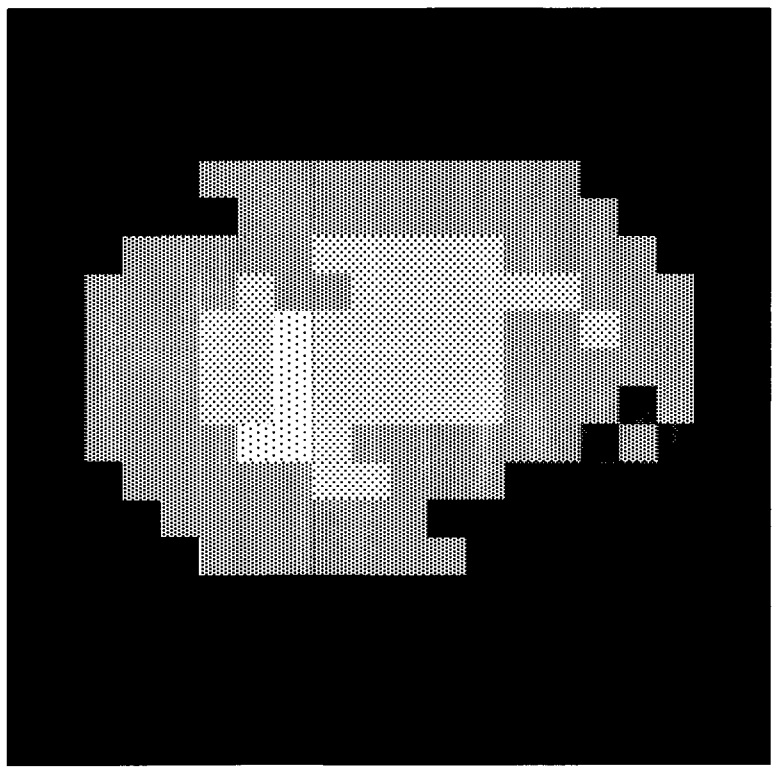
[図4] 4/15


PHASE ENCODE STEP
128
127
MR SIGNAL
4
3
2
1
0
-1
-2
-3
-4
-126
-127
TR
TR
TR
-127
-1
0
1
128
ΔTs
ΔTs=Ts/256
SAMPLING TIME = Ts

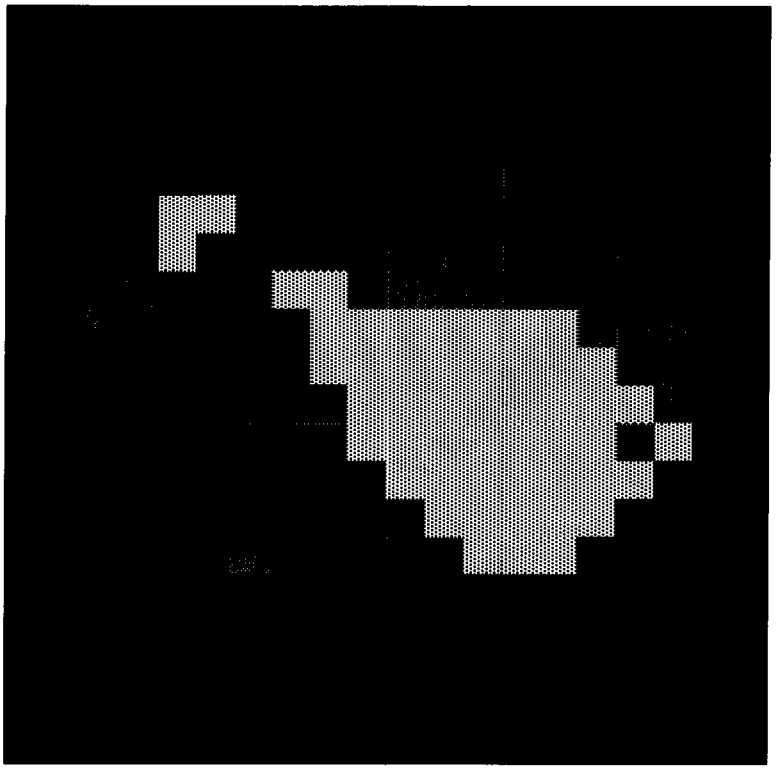
[図5]



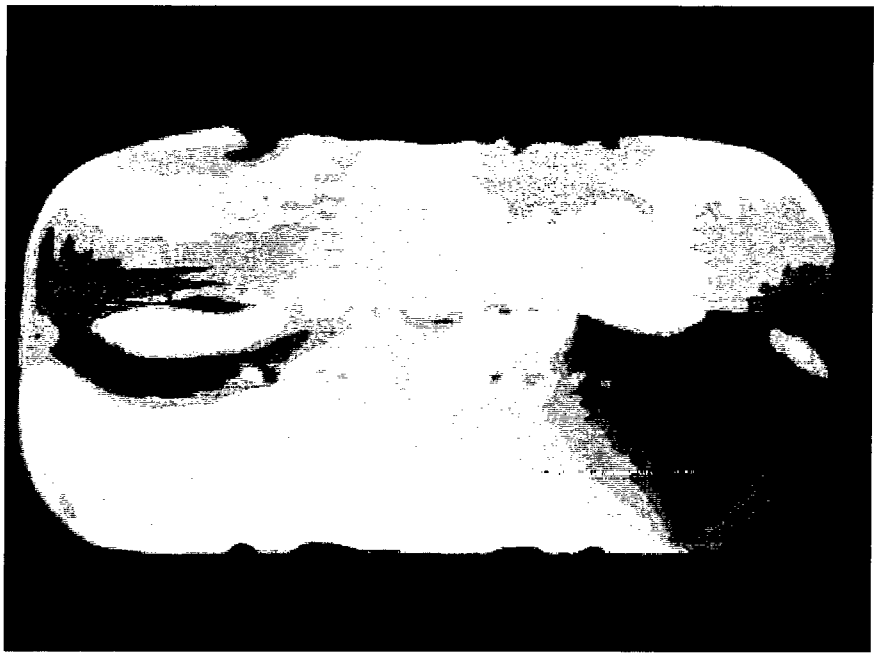
[図6]



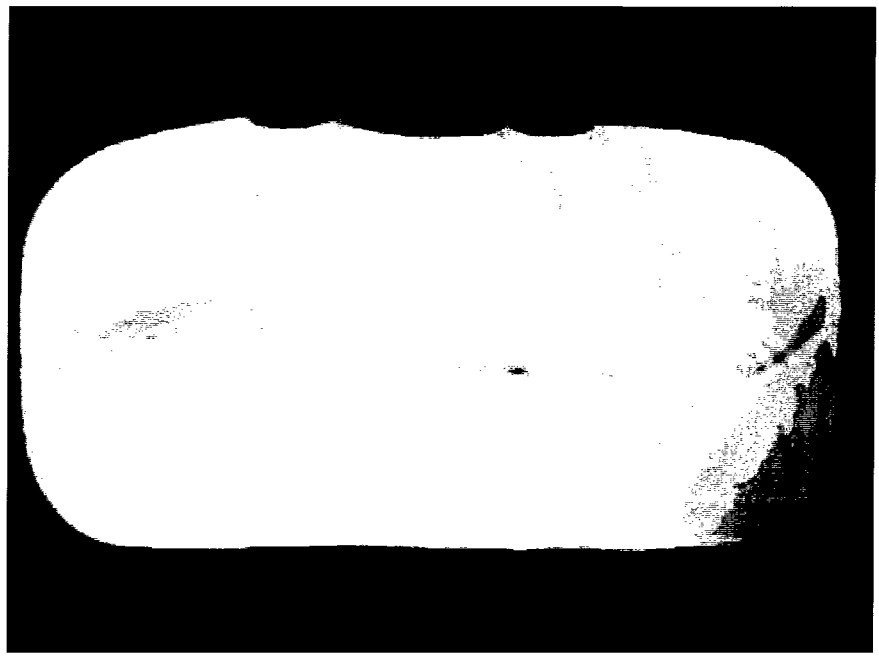
[図7]



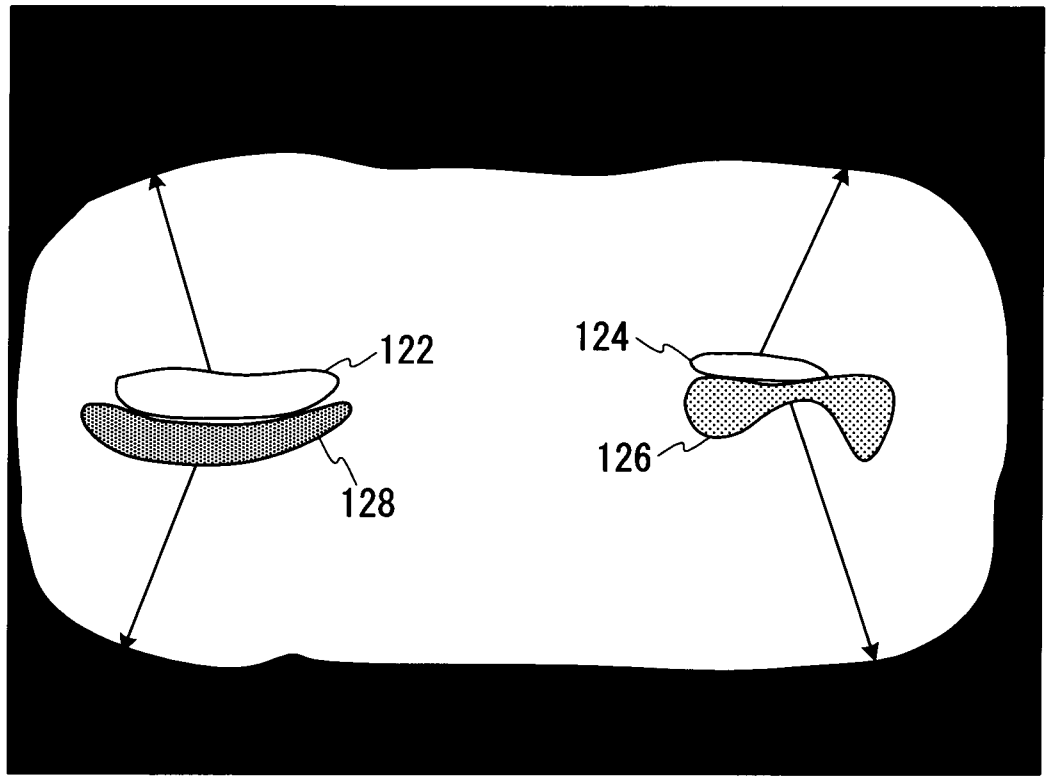
[図８]



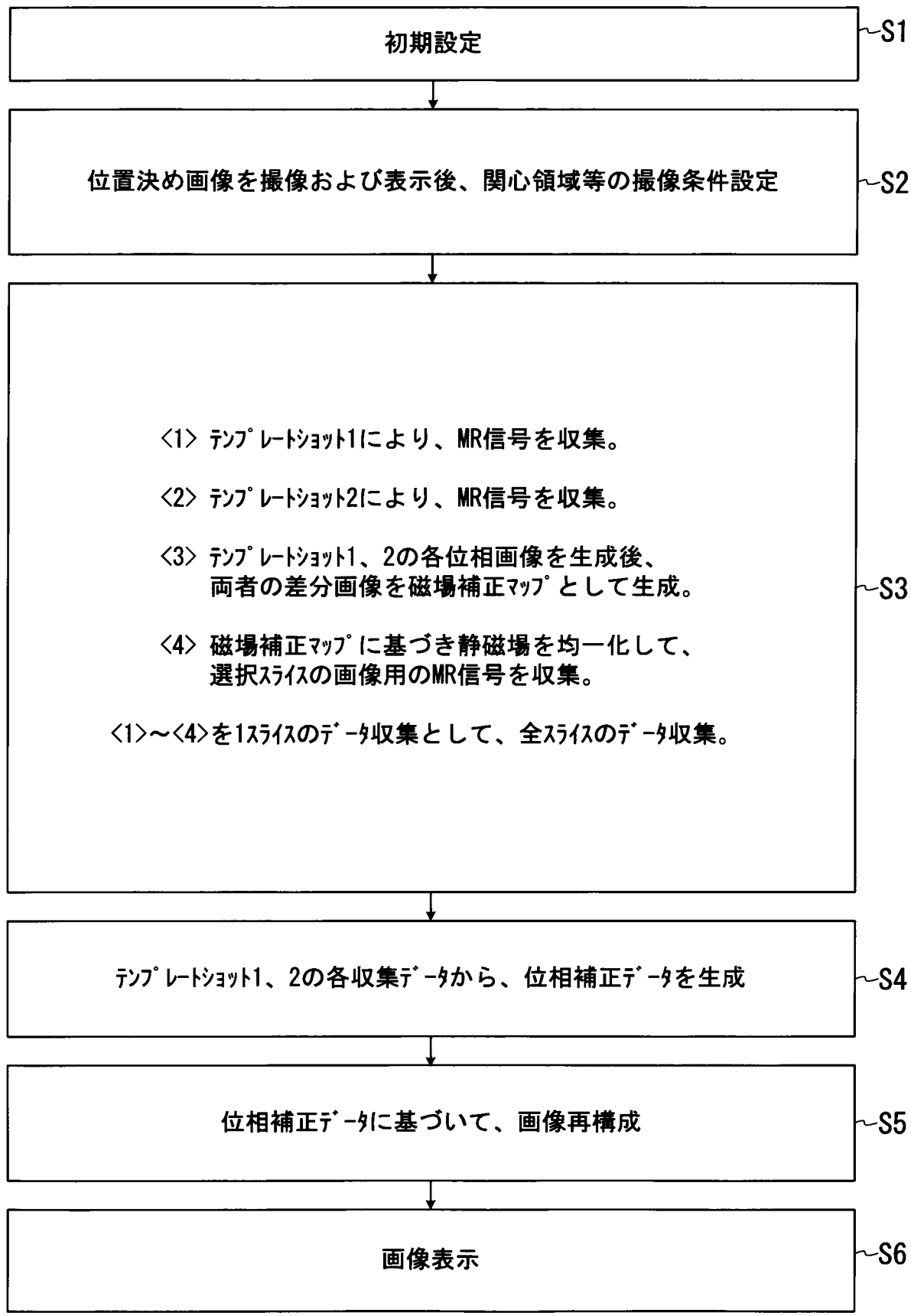
[図９]



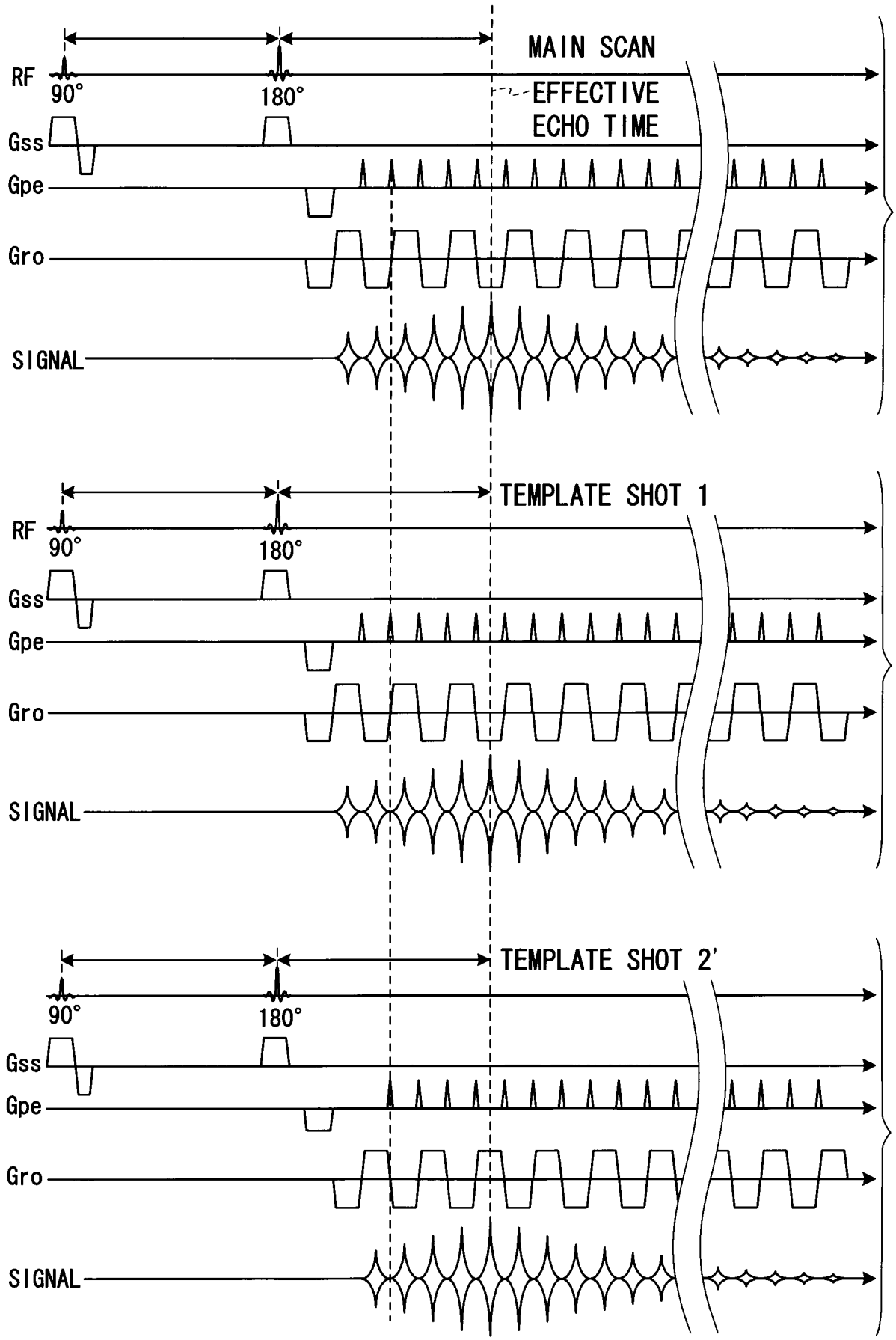
[図10]



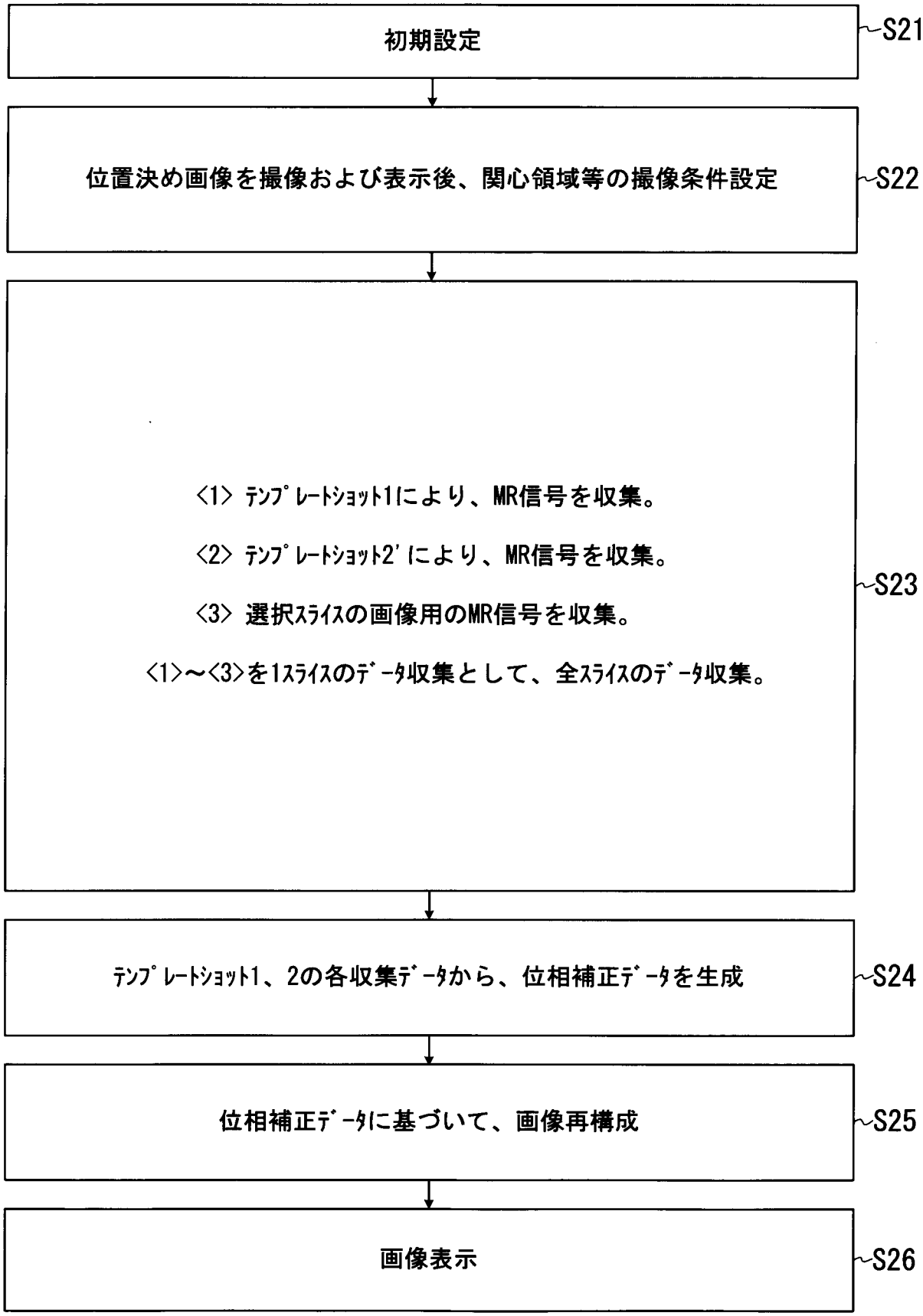
[図11]


初期設定
S1
位置決め画像を撮像および表示後、関心領域等の撮像条件設定
S2
<1> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1により、MR信号を収集。
<2> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ2により、MR信号を収集。
<3> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1、2の各位相画像を生成後、
両者の差分画像を磁場補正ﾏｯﾌﾟとして生成。
<4> 磁場補正ﾏｯﾌﾟに基づき静磁場を均一化して、
選択ｽﾗｲｽの画像用のMR信号を収集。
<1>～<4>を1ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集として、全ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集。
S3
ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1、2の各収集ﾃﾞｰﾀから、位相補正ﾃﾞｰﾀを生成
S4
位相補正ﾃﾞｰﾀに基づいて、画像再構成
S5
画像表示
S6

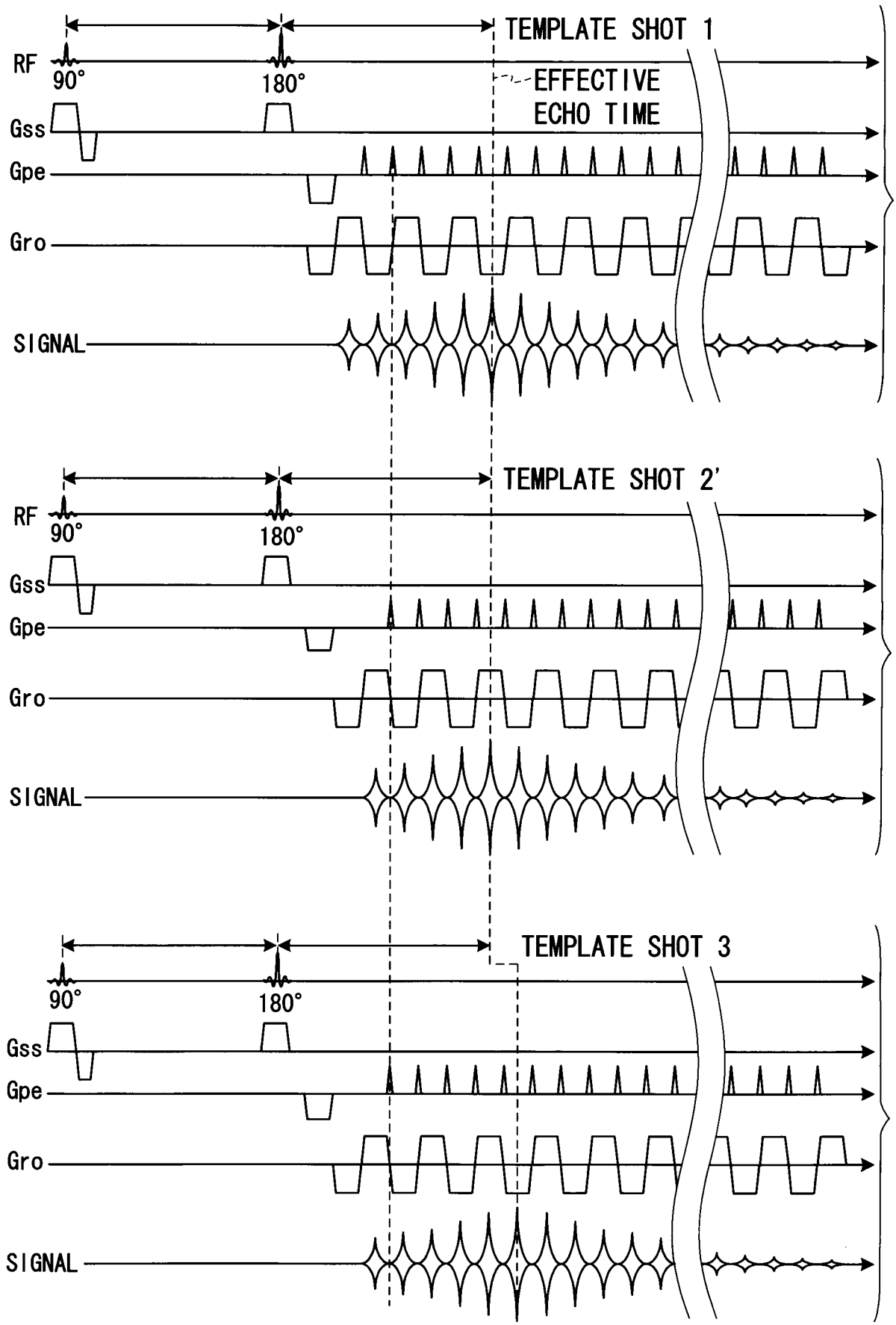
[図12]


MAIN SCAN
RF
90°
180°
EFFECTIVE
ECHO TIME
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 1
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 2'
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL

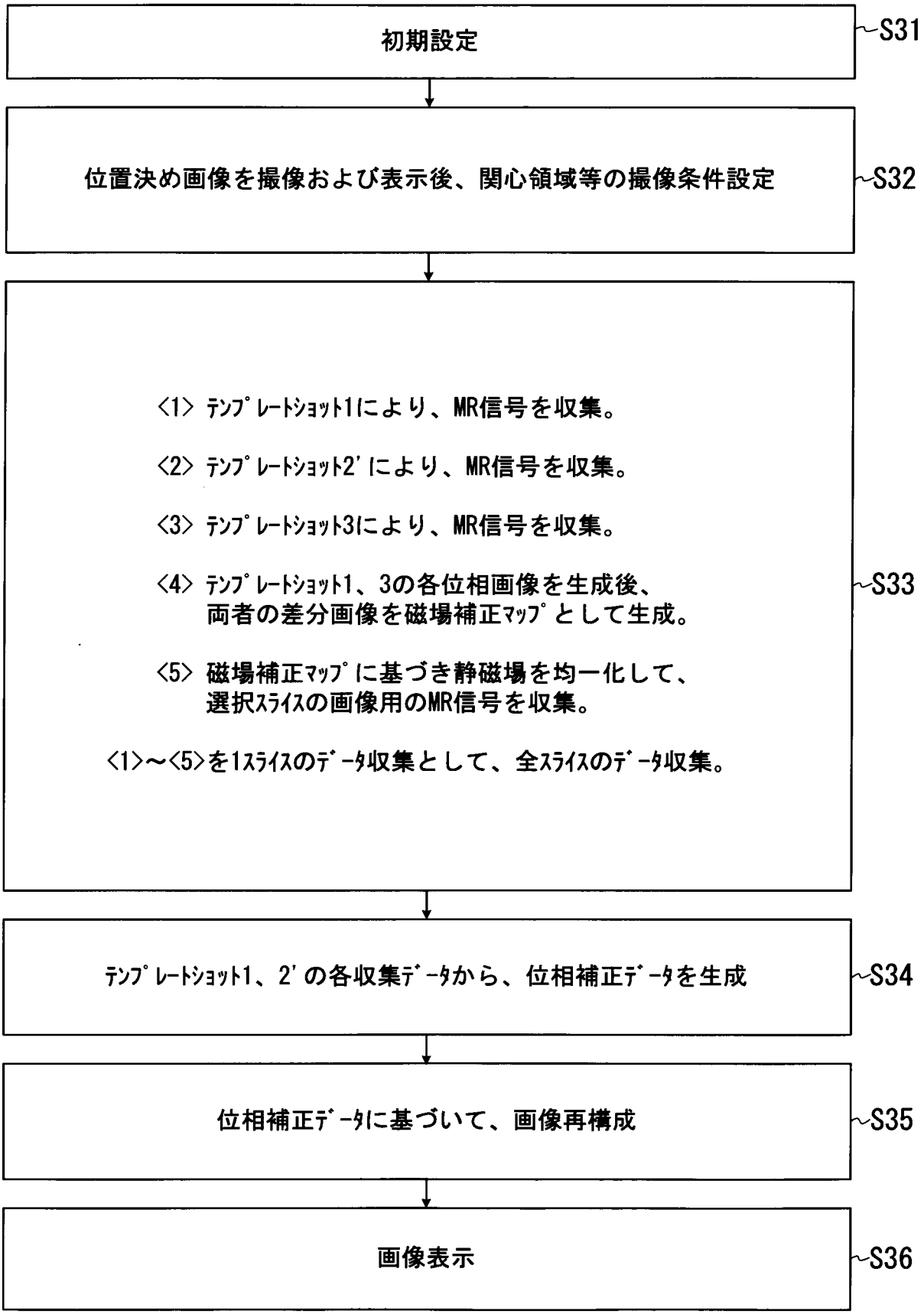
[図13]


初期設定
S21
位置決め画像を撮像および表示後、関心領域等の撮像条件設定
S22
<1> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1により、MR信号を収集。
<2> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ2'により、MR信号を収集。
<3> 選択ｽﾗｲｽの画像用のMR信号を収集。
<1>～<3>を1ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集として、全ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集。
S23
ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1、2の各収集ﾃﾞｰﾀから、位相補正ﾃﾞｰﾀを生成
S24
位相補正ﾃﾞｰﾀに基づいて、画像再構成
S25
画像表示
S26

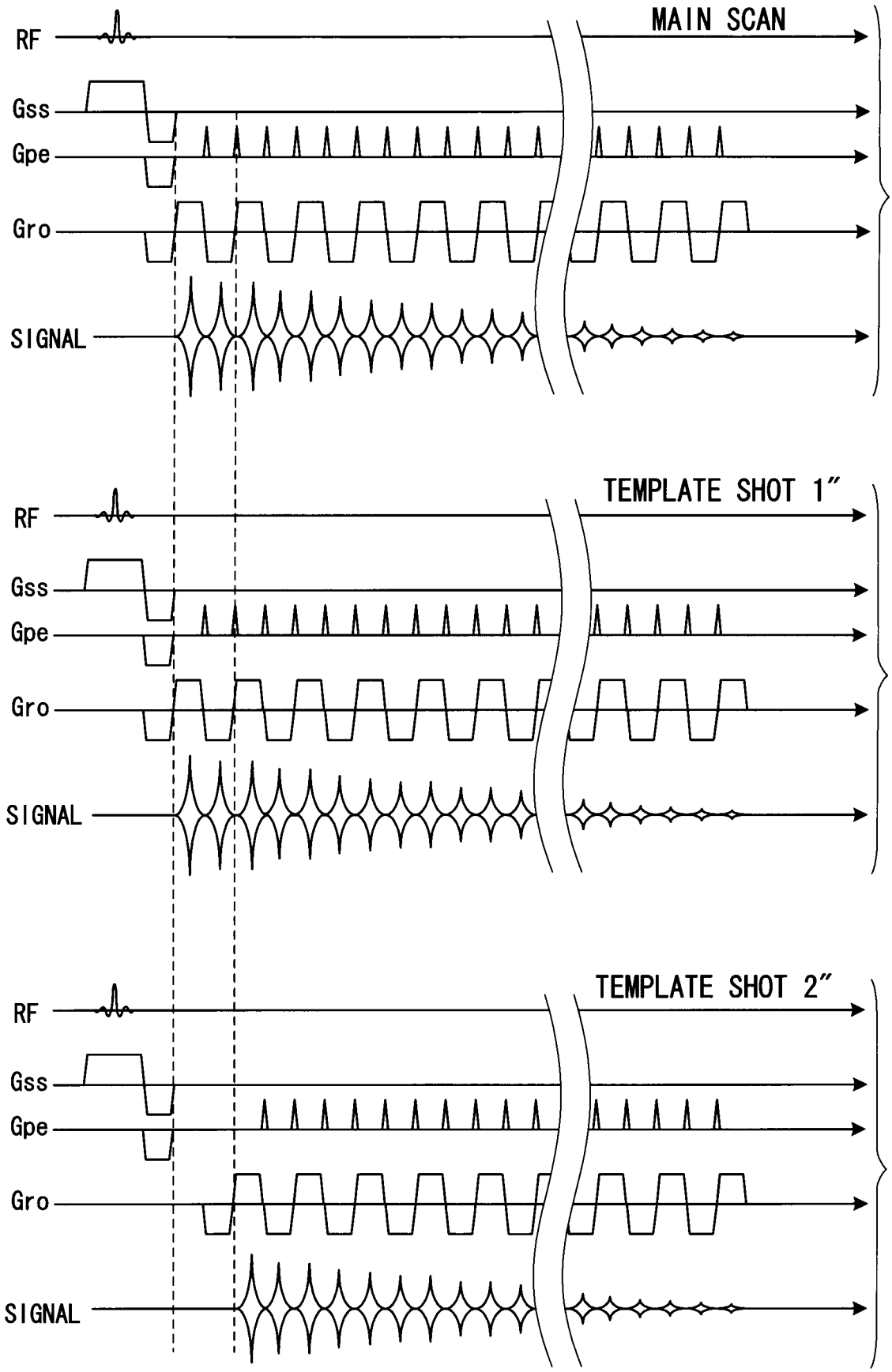
[図14]


TEMPLATE SHOT 1
RF
90°
180°
EFFECTIVE
ECHO TIME
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 2'
RF
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 3
90°
180°
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL

[図15]


初期設定
S31
位置決め画像を撮像および表示後、関心領域等の撮像条件設定
S32
<1> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1により、MR信号を収集。
<2> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ2'により、MR信号を収集。
<3> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ3により、MR信号を収集。
<4> ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1、3の各位相画像を生成後、
両者の差分画像を磁場補正ﾏｯﾌﾟとして生成。
<5> 磁場補正ﾏｯﾌﾟに基づき静磁場を均一化して、
選択ｽﾗｲｽの画像用のMR信号を収集。
<1>～<5>を1ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集として、全ｽﾗｲｽのﾃﾞｰﾀ収集。
S33
ﾃﾝﾌﾟﾚｰﾄｼｮｯﾄ1、2'の各収集ﾃﾞｰﾀから、位相補正ﾃﾞｰﾀを生成
S34
位相補正ﾃﾞｰﾀに基づいて、画像再構成
S35
画像表示
S36

[図16]


MAIN SCAN
RF
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 1″
RF
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL
TEMPLATE SHOT 2″
RF
Gss
Gpe
Gro
SIGNAL

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/068014

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01)i, *G01R33/54*(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, G01R33/54

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII), Wiley InterScience

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 9-276243 A (Toshiba Corp.), 28 October 1997 (28.10.1997), paragraphs [0067] to [0080]; fig. 10, 11, 13 & US 5942897 A	1,13,18-20 2-12,14-17
A	JP 2007-159718 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 28 June 2007 (28.06.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 2005-319074 A (Hitachi Medical Corp.), 17 November 2005 (17.11.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-20

☒ 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	Date of mailing of the international search report
21 October, 2011 (21.10.11)	01 November, 2011 (01.11.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/068014

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 2001-238866 A (Hitachi, Ltd., Hitachi Medical Corp.), 04 September 2001 (04.09.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	JP 11-290289 A (Technology Research Association of Medical and Welfare Apparatus), 26 October 1999 (26.10.1999), paragraphs [0026] to [0032]; fig. 1 (Family: none)	1-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/068014

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The inventions in claims 1, 13 and 18-20 have no special technical feature, since the inventions are described in the document 1 (JP 9-276243 A). As a result of judging special technical features with respect to claims dependent on claim 1 at the time of invitation for payment of additional fees, the invention in claim 2 has such a special technical feature that "a correction unit performs both the correction of phase error and the correction of magnetic field for uniformalizing static magnetic field with use of a first and a second template data".

(continued to extra sheet)

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☒ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

However, the inventions in claims 15-17 do not have a special technical feature which is same as or corresponding to the afore-said special technical feature of the invention in claim 2. Therefore, the inventions in claims 1-20 have no same or corresponding special technical feature, and do not comply with the requirement of unity of invention.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０６８０１４

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, G01R33/54(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, G01R33/54

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	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１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(JDreamII)
Wiley InterScience

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	JP 9-276243 A（株式会社東芝）1997.10.28, 段落 0067-0080, 第 10,11,13 図	1,13,18-20
A	& US 5942897 A	2-12,14-17
A	JP 2007-159718 A（株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社）2007.06.28, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-20

☑　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 ２１．１０．２０１１	国際調査報告の発送日 ０１．１１．２０１１
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　４００４ 島田　保 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
A	JP 2005-319074 A（株式会社日立メディコ）2005.11.17，全文、全図（ファミリーなし）	1-20
A	JP 2001-238866 A（株式会社日立製作所、株式会社日立メディコ）2001.09.04，全文、全図 （ファミリーなし）	1-20
A	JP 11-290289 A（技術研究組合医療福祉機器研究所）1999.10.26，段落 0026-0032，第１図 （ファミリーなし）	1-20

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０６８０１４

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

２．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求項＿＿＿＿＿＿＿＿は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求項１，１３，１８－２０に係る発明は文献１（JP 9-276243 A）に記載されているため、特別な技術的特徴を有していない。次に、請求項１の従属請求項について手数料の追加納付命令時点での特別な技術的特徴を判断すると、請求項２に係る発明は「補正部は、第１及び第２テンプレートデータを用いて、位相誤差の補正、および、静磁場を均一化するための磁場補正の双方を行う」という特別な技術的特徴を有している。しかし、請求項１５－１７に係る発明は、請求項２に係る発明が有する前記特別な技術的特徴と同一の又は対応する特別な技術的特徴を有していない。したがって、請求項１－２０に係る発明は、同一の又は対応する特別な技術的特徴を有しておらず、発明の単一性の要件を満たしていない。

１．☑ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。

２．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

４．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☑ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。