

(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
2014 年 10 月 2 日(02.10.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/157237 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/48* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/058340
- (22) 国際出願日: 2014 年 3 月 25 日(25.03.2014)
- (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 2013-065260 2013 年 3 月 26 日(26.03.2013) JP
- (71) 出願人: 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 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 森田 禎也 (MORITA, Yoshinari); 〒3248550 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 知的財産部 気付 Tochigi (JP). 高井 博司 (TAKAI, Hiroshi); 〒3248550 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 知的財産部 気付 Tochigi (JP). 渡邊 良照 (WATANABE, Yoshiteru); 〒3248550 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 知的財産部 気付 Tochigi (JP).

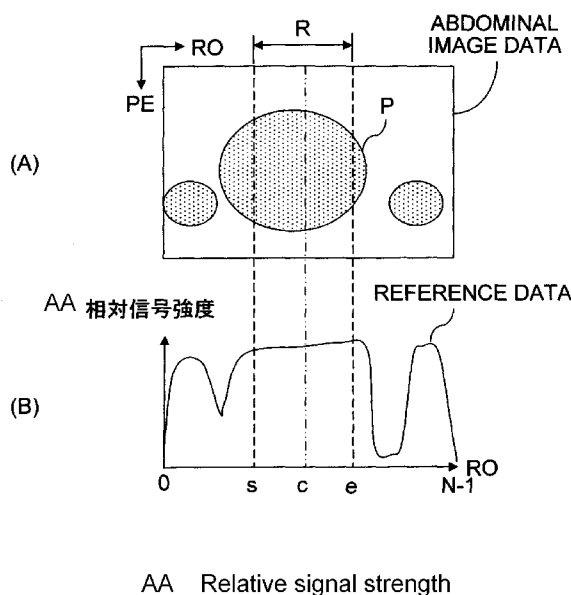
ムズ株式会社 知的財産部 気付 Tochigi (JP). 重田 高志 (SHIGETA, Takashi); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部 気付 Tochigi (JP).

- (74) 代理人: 山田 毅彦 (YAMADA, Takehiko); 〒3210132 栃木県宇都宮市雀の宮 4-1-1 雀宮レジデンス 201 Tochigi (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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: An MRI device according to an embodiment is provided with a data collection unit and an image generation unit. While collecting imaging data according to a data collection condition that an MR signal is collected a plurality of times following one-time excitation, the data collection unit collects reference data for the phase correction of real-space data for imaging generated on the basis of the imaging data. The image generation unit calculates a phase error that is the phase error of the reference data and the phase error in a real-space region determined on the basis of a collection condition for the reference data or a condition corresponding to the collection condition for the reference data, and generates MR image data based on the imaging data with the phase correction of the real-space data for imaging on the basis of the calculated phase error.

(57) 要約: 実施形態に係る MRI 装置は、データ収集ユニットと画像生成ユニットを備える。データ収集ユニットは、1 回の励起に続いて MR 信号を複数回収集するデータ収集条件に従ってイメージングデータを収集する一方、イメージングデータに基づいて生成されるイメージング用の実空間データの位相補正のためのリファレンスデータを収集する。画像生成ユニットは、リファレンスデータの位相エラーであって、リファレンスデータの収集条件又はリファ

レンスデータの収集条件に対応する条件に基づいて決定された実空間領域における位相エラーを算出し、算出された位相エラーに基づくイメージング用の実空間データの位相補正を伴ってイメージングデータに基づく MR 画像データを生成する。

WO 2014/157237 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称 : 磁気共鳴イメージング装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、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高周波(RF: radio frequency)信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する磁気共鳴(MR: magnetic resonance)信号から画像を再構成する画像診断装置である。

[0003] MRI装置における高速撮像法としてFSE(fast spin echo)法やEPI(echo planar imaging)法等の1回の励起で複数のMRエコー信号を収集する撮像法が知られている。このようなマルチエコー収集を行う撮像法では、180度RFパルスの印加又は読出し用傾斜磁場の反転の連続的な繰返しによって複数のMR信号が順次収集される。

[0004] 但し、磁場の不均一性等の要因によって、MR信号の位相が揃わないという問題がある。そこで、FSE法やEPI法等の高速撮像法では、画像信号の位相エラー（位相誤差）の推定及び推定された位相エラーに基づく画像信号の位相補正が行われている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開平9－253069号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1：“A New Phase Correction Method in NMR Imaging Based on Autocorrelation and Histogram Analysis”, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. MI-6, NO. 1, MARCH 1987

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 本発明は、1回の励起で複数のMR信号を収集するFSE法やEPI法等の撮像法において、より適切なMR信号の位相補正を行う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

[0008] 本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、データ収集ユニットと画像生成ユニットを備える。データ収集ユニットは、1回の励起に続いて磁気共鳴信号を複数回収集するデータ収集条件に従ってイメージング用の複数の磁気共鳴信号を収集する一方、前記イメージング用の前記複数の磁気共鳴信号に基づいて生成されるイメージング用の実空間データの位相補正のための参照用の磁気共鳴信号を収集する。画像生成ユニットは、前記参照用の磁気共鳴信号に基づいて生成される参照用の実空間データの位相エラーであって、前記参照用の磁気共鳴信号の収集条件又は前記参照用の磁気共鳴信号の収集条件に対応する条件に基づいて決定された実空間領域における前記位相エラーを算出し、算出された前記位相エラーに基づく前記イメージング用の実空間データの前記位相補正を伴って前記イメージング用の前記複数の磁気共鳴信号に基づく磁気共鳴画像データを生成する。

図面の簡単な説明

- [0009] [図1]本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成図。
- [図2]図1に示すRFコイルの詳細構成の一例を示す図。
- [図3]図2に示す被検体の体表側に設けられるコイル要素の配置例を示す図。
- [図4]図2に示す被検体の背面側に設けられるコイル要素の配置例を示す図。
- [図5]図1に示すコンピュータの機能ブロック図。
- [図6]図5に示す撮像条件設定部において設定することが可能なFSEシーケンスの一例を示す図。
- [図7]図5に示す撮像条件設定部において設定することが可能なEPIシーケンスの一例を示す図。
- [図8]図5に示す位相補正部における位相エラーの算出領域の第1の決定方法

を示す図。

[図9]図5に示す位相補正部における位相エラーの算出領域の第2の決定方法を示す図。

[図10]図5に示す位相補正部における位相エラーの算出領域の第3の決定方法を示す図。

[図11]図5に示す位相補正部における位相エラーの算出領域の第4の決定方法を示す図。

[図12]図5に示す位相補正部における位相エラーの算出領域の第5の決定方法を示す図。

[図13]図1に示す磁気共鳴イメージング装置の動作及び処理を示すフローチャート。

[図14]位相エラーの算出領域の決定方法を選択する場合における選択方法の一例を示すフローチャート。

実施形態

[0010] 本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置について添付図面を参照して説明する。

[0011] 図1は本発明の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成図である。

[0012] 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、この静磁場用磁石21の内側に設けられたシムコイル22、傾斜磁場コイル23及びRFコイル24を備えている。

[0013] 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及びコンピュータ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及びZ軸傾斜磁場電源27zで構成される。また、コンピュータ32には、入力装置33、表示装置34、演算装置35及び記憶装置36が備えられる。

- [0014] 静磁場用磁石 2 1 は静磁場電源 2 6 と接続され、静磁場電源 2 6 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。尚、静磁場用磁石 2 1 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 2 6 と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。また、静磁場用磁石 2 1 を永久磁石で構成し、静磁場電源 2 6 が設けられない場合もある。
- [0015] また、静磁場用磁石 2 1 の内側には、同軸上に筒状のシムコイル 2 2 が設けられる。シムコイル 2 2 はシムコイル電源 2 8 と接続され、シムコイル電源 2 8 からシムコイル 2 2 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。
- [0016] 傾斜磁場コイル 2 3 は、X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y 及び Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z で構成され、静磁場用磁石 2 1 の内側において筒状に形成される。傾斜磁場コイル 2 3 の内側には寝台 3 7 が設けられて撮像領域とされ、寝台 3 7 には被検体 P がセットされる。RF コイル 2 4 にはガントリに内蔵された RF 信号の送受信の全身用コイル(WBC: whole body coil)や寝台 3 7 や被検体 P 近傍に設けられる RF 信号の受信用の局所コイルなどがある。
- [0017] また、傾斜磁場コイル 2 3 は、傾斜磁場電源 2 7 と接続される。傾斜磁場コイル 2 3 の X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y 及び Z 軸傾斜磁場コイル 2 3 z はそれぞれ、傾斜磁場電源 2 7 の X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y 及び Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z と接続される。
- [0018] そして、X 軸傾斜磁場電源 2 7 x、Y 軸傾斜磁場電源 2 7 y 及び Z 軸傾斜磁場電源 2 7 z からそれぞれ X 軸傾斜磁場コイル 2 3 x、Y 軸傾斜磁場コイル 2 3 y 及び Z 軸傾斜磁場コイル 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構成される。
- [0019] RF コイル 2 4 は、送信器 2 9 及び受信器 3 0 の少なくとも一方と接続され

る。送信用のRFコイル24は、送信器29からRF信号を受けて被検体Pに送信する機能を有し、受信用のRFコイル24は、被検体P内部の原子核スピンのRF信号による励起に伴って発生したMR信号を受信して受信器30に与える機能を有する。

[0020] 図2は図1に示すRFコイル24の詳細構成の一例を示す図であり、図3は図2に示す被検体Pの体表側に設けられるコイル要素24cの配置例を示す図、図4は図2に示す被検体Pの背面側に設けられるコイル要素24cの配置例を示す図である。

[0021] 図2に示すようにRFコイル24は、筒状の全身用(WB:whole-body)コイル24aとフェーズドアレイコイル24bを備えている。フェーズドアレイコイル24bは、複数のコイル要素24cを備えており、被検体Pの体表側と背面側とにそれぞれ複数のコイル要素24cが配置される。

[0022] 例えば図3に示すように被検体の体表側には、広範囲の撮影部位がカバーされるようにx方向に4列、z方向に8列の合計32個のコイル要素24cが配置される。また、図4に示すように被検体の背面側にも同様に広範囲の撮影部位がカバーされるようにx方向に4列、z方向に8列の合計32個のコイル要素24cが配置される。背面側では、被検体Pの背骨の存在を考慮した感度向上の観点から、体軸付近に他のコイル要素24cよりも小さいコイル要素24cが配置される。

[0023] 一方、受信器30は、デュプレクサ30a、アンプ30b、切換合成器30c及び受信系回路30dを備えている。デュプレクサ30aは、送信器29、WBコイル24a及びWBコイル24a用のアンプ30bと接続される。アンプ30bは、各コイル要素24c及びWBコイル24aの数だけ設けられ、それぞれ個別に各コイル要素24c及びWBコイル24aと接続される。切換合成器30cは、単一又は複数個設けられ、切換合成器30cの入力側は、複数のアンプ30bを介して複数のコイル要素24又はWBコイル24aと接続される。受信系回路30dは、各コイル要素24c及びWBコイル24aの数以下となるように所望の数だけ設けられ、切換合成器30cの出力側に設

けられる。

[0024] WBコイル24aは、RF信号の送信用のコイルとして用いることができる。また、MR信号の受信用のコイルとして各コイル要素24cを用いることができる。さらに、WBコイル24aを受信用のコイルとして用いることもできる。

[0025] このため、デュプレクサ30aは、送信器29から出力された送信用のRF信号をWBコイル24aに与える一方、WBコイル24aにおいて受信されたMR信号を受信器30内のアンプ24dを経由して切換合成器30cに与えるように構成されている。また、各コイル要素24cにおいて受信されたMR信号もそれぞれ対応するアンプ24dを経由して切換合成器30cに出力されるように構成されている。

[0026] 切換合成器30cは、コイル要素24cやWBコイル24aから受けたMR信号の合成処理及び切換を行って、対応する受信系回路30dに出力するように構成されている。換言すれば、受信系回路30dの数に合わせてコイル要素24cやWBコイル24aから受けたMR信号の合成処理及び切換が切換合成器30cにおいて行われ、所望の複数のコイル要素24cを用いて撮影部位に応じた感度分布を形成して様々な撮影部位からのMR信号を受信できるように構成されている。

[0027] ただし、コイル要素24cを設けずに、WBコイル24aのみでMR信号を受信するようにしてもよい。また、切換合成器30cを設けずに、コイル要素24cやWBコイル24aにおいて受信されたMR信号を直接受信系回路30dに出力するようにしてもよい。さらに、より多くのコイル要素24cを広範囲に亘って配置することもできる。

[0028] 一方、制御系25のシーケンスコントローラ31は、傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30と接続される。シーケンスコントローラ31は傾斜磁場電源27、送信器29及び受信器30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27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 27、送信器 29 及び受信器 30 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 及び RF 信号を発生させる機能を有する。

[0029] また、シーケンスコントローラ 31 は、受信器 30 における MR 信号の検波及び A/D (analog to digital) 変換により得られた複素データである生データ (raw data) を受けてコンピュータ 32 に与えるように構成される。

[0030] このため、送信器 29 には、シーケンスコントローラ 31 から受けた制御情報に基づいて RF 信号を RF コイル 24 に与える機能が備えられる一方、受信器 30 には、RF コイル 24 から受けた MR 信号を検波して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、デジタル化された複素データ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 31 に与える機能が備えられる。

[0031] また、コンピュータ 32 の記憶装置 36 に保存されたプログラムを演算装置 35 で実行することにより、コンピュータ 32 には各種機能が備えられる。ただし、プログラムの少なくとも一部に代えて、各種機能を有する特定の回路を磁気共鳴イメージング装置 20 に設けてもよい。

[0032] 図 5 は、図 1 に示すコンピュータ 32 の機能ブロック図である。

[0033] コンピュータ 32 の演算装置 35 は、記憶装置 36 に保存されたプログラムを実行することにより撮像条件設定部 40 及びデータ処理部 41 として機能する。データ処理部 41 は、位相補正部 41A 及び画像再構成部 41B を有する。また、演算装置 35 は、k 空間データ記憶部 42 及び画像データ記憶部 43 として機能する。

[0034] 撮像条件設定部 40 は、入力装置 33 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 31 に出力する機能を有する。特に、撮像条件設定部 40 では、FSE シーケンスや EPI シーケンス等の 1 回の励起で複数の MR エコー信号を収集するパルスシーケンスを撮像条件として設定することができる。

[0035] 図 6 は、図 5 に示す撮像条件設定部 40 において設定することが可能な FSE

シーケンスの一例を示す図である。

[0036] 図6において横軸は時間を、RFはRF送信パルスを、 G_{ss} はスライス選択(SS: slice selection)傾斜磁場パルスを、 G_{pe} は位相エンコード(PE: phase encode)傾斜磁場パルスを、 G_{ro} は読み出し(R0: readout)傾斜磁場パルスを、ECHOはMRエコー信号を、それぞれ示す。

[0037] 図6に示すようにFSEシーケンスは、SS傾斜磁場パルスとともに 90° RFパルスを印加することによって選択されたスライスを励起した後、SS傾斜磁場パルスとともに 180° RFパルスを繰返し印加することによって連続的にMRエコー信号を収集するシーケンスである。FSEシーケンスでは、イメージングに必要なMRエコー信号を収集するために、MRエコー信号を収集するためのR0傾斜磁場パルスの前に印加されるPE傾斜磁場パルスの強度が徐々に変化するように設定される。すなわち、PE量を変えながらMRエコー信号が収集される。

[0038] 図7は、図5に示す撮像条件設定部40において設定することが可能なEPIシーケンスの一例を示す図である。

[0039] 図7において横軸は時間を、RFはRF送信パルスを、 G_{ss} はSS傾斜磁場パルスを、 G_{pe} はPE傾斜磁場パルスを、 G_{ro} はR0傾斜磁場パルスを、ECHOはMRエコー信号を、それぞれ示す。

[0040] 図7に示すように、EPIシーケンスは、 90° RFパルス及び 180° RFパルスの印加によってSS傾斜磁場パルスの印加により選択されたスライスを励起した後、PE傾斜磁場パルス及びR0傾斜磁場パルスを繰返し印加することによって、選択されたスライスから連続的に複数のMRエコー信号を収集するパルスシーケンスである。 90° RFパルスの印加時刻からk空間中心におけるエコー信号の収集時刻までの時間は、実効エコー時間(effective TE: effective echo time)と呼ばれる。

[0041] 尚、図6及び図7に示すような複数のMR信号を連続収集するマルチエコー収集シーケンスを繰返すシーケンスを設定することもできる。 90° RFパルスの印加による1回の励起でMR画像データの生成に必要な全てのMR信号を収集するシーケンスはシングルショットマルチエコーシーケンスと呼ばれる。一

方、90° RFパルスの複数回の印加による複数回の励起によってMR画像データの生成に必要な全てのMR信号を収集するシーケンスはマルチショットマルチエコーシーケンスと呼ばれる。

[0042] シングルショットマルチエコーシーケンス又はマルチショットマルチエコーシーケンスによってMR信号を収集すると、磁場の不均一性等の要因によって、MR信号により生成される実空間データに位相エラーが生じる。このため、位相エラーの影響のないMR画像データを生成するためには、実空間データに対する位相補正処理が必須となる。

[0043] この位相補正処理には、望ましくはPE量をゼロとして収集される1次元(1D: one-dimensional)のMR信号列がリファレンスMRデータとして参照される。もちろん、PE量をゼロとせずにリファレンスMRデータを収集することも可能である。以降では、リファレンスMRデータがPE量をゼロとして収集される場合について説明する。PE量をゼロとして収集されるリファレンスMRデータは、PE傾斜磁場による位相エラーがないMRデータとなる。従って、リファレンスMRデータに基づいて、磁場不均一性を主とする実空間データの位相エラーを高精度に推定することができる。

[0044] そこで、撮像条件設定部40は、イメージングデータとしてのMR信号の収集条件の他、リファレンスMRデータの収集条件が設定される。リファレンスMRデータの収集シーケンスは、図6又は図7に示すマルチエコー収集シーケンスにおいてPE傾斜磁場パルスが印加されないシーケンスとなる。

[0045] そして、撮像条件設定部40において設定された1回の励起に続いてMR信号を複数回収集するデータ収集条件に従ってイメージング用の複数のMR信号を収集する一方、イメージング用の複数のMR信号に基づいて生成されるイメージング用の実空間データの位相補正のための参照用のMR信号をPE量をゼロとして収集することができる。

[0046] この他、撮像条件設定部40では、複数のコイル要素24cを用いてMR信号を収集するデータ収集条件を設定することができる。複数のコイル要素24cを用いてMR信号を収集するイメージング法は、パラレルイメージング(PI

: parallel imaging)と呼ばれる。複数のMR信号を連続的に収集するEPI法やFSE法によるスキャンは、多くの場合、PIによって実行される。PIが行われる場合には、MR信号の収集に用いるコイル要素24cの数や各コイル要素24cと撮像部位を関連付けた情報を始めとしてPIに必要な情報が撮像条件として設定される。

[0047] データ処理部41は、撮像条件設定部40において設定された撮像条件下におけるスキャンによって収集されたMR信号をシーケンスコントローラ31から取得してk空間データ記憶部42に形成されたk空間に配置する機能、k空間データ記憶部42からk空間データを取り込んでフーリエ変換(FT: Fourier transform)を含む画像再構成処理を施すことにより画像データを再構成する機能、再構成して得られた画像データを画像データ記憶部43に書き込む機能、画像データ記憶部43から取り込んだ画像データに必要な画像処理を施して表示装置34に表示させる機能を有する

[0048] 尚、PIによりMR信号が収集された場合には、PIにおける後処理として、各コイル要素24cに対応する画像データに対してPIの条件に基づくunfolding処理が行われる。そして、unfolding処理によって展開された画像データが生成される。unfolding処理には、各コイル要素24cの感度分布が用いられる。

[0049] データ処理部41の位相補正部41Aは、参照用のMR信号であるリファレンスMRデータに基づいて生成される参照用の実空間データの位相エラーを算出する機能と、算出した位相エラーに基づいて求められる位相補正量を用いてイメージング用の実空間データの位相補正を実行する機能を有する。特に、位相補正部41Aは、参照用の実空間データの位相エラーの算出領域を、撮像条件に基づいて決定された実空間領域に限定する機能を有している。

[0050] 以下、リファレンスMRデータのR0方向における1DFTによって生成される参照用の実空間データをリファレンス実空間データと称して説明する。また、リファレンスMRデータ及びリファレンス実空間データの総称をリファレンスデータとして説明する。

[0051] 図8は、図5に示す位相補正部41Aにおける位相エラーの算出領域の第1の決定方法を示す図である。

[0052] 図8(A)は、位相補正の対象となる画像データの例を示す。図8(A)において横方向はR0方向を示し、縦方向はPE方向を示す。一方、図8(B)はリファレンスMRデータの1DFTによって得られるN箇所のサンプリング点におけるリファレンス実空間データの信号強度のプロファイルを示す図である。すなわち、図8(B)において横軸はR0方向を示し、縦軸はリファレンス実空間データの相対信号強度を示す。

[0053] 撮像部位が腹部であり、かつR0方向における撮影視野(FOV: field of view)が広い場合には、図8(A)に示すように、画像データにおいて腕が描出される。しかしながら、腹部の領域と腕の領域とでは、位相エラーの分布が異なる。また、静磁場の中心と、静磁場の中心から離れた位置との間においても距離によっては位相エラーの分布に無視できない相異が生じる。つまり、R0方向におけるMR信号のサンプリング位置に応じて位相エラーの分布が異なる傾向を呈する場合がある。

[0054] このため、FOV内におけるR0方向の全ての領域について位相エラーを求めると、不適切な位相補正量が算出される。そして、このような不適切な位相補正量を用いて位相補正を実行すると、MR画像データにゴースト等のアーチファクトが生じる恐れがある。

[0055] そこで、FOVのR0方向における範囲を、図8(A)に示すようにリファレンス実空間データの収集範囲に基づいて決定された範囲に限定して位相エラーを算出するようにすることができる。位相エラーの算出範囲の決定方法として処理が簡易なのは、リファレンス実空間データの収集範囲の中心位置、つまり画像化領域であるFOVの中心位置を中心cとする開始位置sから終了位置eまでの所定の範囲Rを位相エラーの算出範囲とする方法である。

[0056] 位相エラーの算出範囲となる所定の範囲Rは、例えば20cmなど、予め経験的に適切な幅に設定することができる。或いは、所定の範囲Rをシミュレーション等によって設計値に基づいて理論的に決定してもよい。更に、所定の範囲Rを

ユーザがマニュアルで指定又は調整できるようにしてもよい。

[0057] また、別の方法として、リファレンス実空間データの収集範囲、つまりF0VのR0方向における範囲において、磁場中心に最も近い位置を中心cとする開始位置sから終了位置eまでの所定の範囲Rを、位相エラーの算出範囲としてもよい。この場合、被検体Oに固定された被検体座標系と撮像領域に固定された装置座標系との間における座標変換によって、被検体座標系における磁場中心に最も近い位置Cを求めることができる。尚、F0V内に磁場中心が存在する場合には、磁場中心を中心cとする開始位置sから終了位置eまでの所定の範囲Rが位相エラーの算出範囲となる。

[0058] このように、イメージング用の複数のMR信号の収集条件の1つであるF0V又はリファレンスMRデータの収集条件の1つであるリファレンス実空間データの収集範囲に基づいて位相エラーの算出範囲を限定することができる。これにより、磁場中心に近い腹部における位相エラーの分布と、磁場中心から離れたオフセンタの腕部における位相エラーの分布が互いに異なる場合であっても、F0V又は磁場中心付近における適切な位相エラーのみ選択的に求めることが可能となる。

[0059] 具体的な位相エラーの計算、位相エラーに基づく位相補正量の計算及び位相補正処理は、公知の任意の方法で行うことができる。一例として、開始位置s及び終了位置eをパラメータとする以下の計算によって位相エラーの計算、位相エラーに基づく位相補正量の計算及び位相補正処理を実行することができる。

[数1]

$$\theta_{1,k} = \arg \left(\sum_{n=s}^e \left(P_k(n) \overline{P_k(n-1)} \right) \right) \quad \dots \quad 0 \leq k < M \quad (1-1)$$

$$\theta_{0,k} = \arg \left(\sum_{n=s}^e \left(P_k(n) e^{+i \left(\theta_{1,k} \left(n - \frac{N}{2} \right) \right)} \right) \right) \quad \dots \quad 0 \leq k < M \quad (1-2)$$

$$\phi_k(x) = e^{-i \left(\theta_{0,k} + \theta_{1,k} \left(x - \frac{N}{2} \right) \right)} \quad \dots \quad 0 \leq k < M, \quad 0 \leq x < N \quad (1-3)$$

$$I'_k(x) = I_k(x) \overline{\phi_k(x)} \quad \dots \quad 0 \leq k < M, \quad 0 \leq x < N \quad (1-4)$$

但し、式(1-1)、式(1-2)、式(1-3)及び式(1-4)において、

N : リファレンスMRデータ及びリファレンス実空間データのサンプリング数

M : R_0 方向におけるMRエコー信号の数

$$0 \leq k < M$$

$$0 \leq x < N$$

$P_k(x)$: k エコー目のリファレンス実空間データ

$\theta_{1,k}$: k エコー目の1次の位相エラー

$\theta_{0,k}$: k エコー目の0次の位相エラー

$\phi_k(x)$: k エコー目の複素位相補正量

$I_k(x)$: k エコー目のイメージング用のMR信号を1DFTして得られる実空間データ

$I'_k(x)$: k エコー目のイメージング用の位相補正後における実空間データである。

[0060] 式(1-1)は、1次の傾斜する位相エラーの計算式、式(1-2)は0次のオフセットした位相エラーの計算式、式(1-3)は位相補正量の計算式、式(1-4)は位相補正処理の計算式である。範囲 R の開始位置 s に対応するピクセル位置及び終了位置 e に対応するピクセル位置は、範囲 R [cm]をピクセル単位の範囲に変換することによって求めることができる。また、リファレンス実空間データは、リファレンスMRデータにLPF(low pass filter)を施した後に1DFTした複素データである。

[0061] 上述の計算方法の他、例えば特開平9-253069号公報にも位相エラーの計算、位相エラーに基づく位相補正量の計算及び位相補正処理の具体的な方法が記載されている。尚、位相エラーの算出範囲を開始位置 s から終了位置 e までの範囲 R に限定しない場合には、式(2-1)が1次の位相エラーの計算式となり、式(2-2)が0次の位相エラーの計算式となる。

[数2]

$$\theta_{1,k} = \arg \left(\sum_{n=1}^{N-1} (P_k(n) \overline{P_k(n-1)}) \right) \quad \dots \quad 0 \leq k < M \quad (2-1)$$

$$\theta_{0,k} = \arg \left(\sum_{n=0}^{N-1} \left(P_k(n) e^{+i \left(\theta_{1,k} \left(n - \frac{N}{2} \right) \right)} \right) \right) \quad \dots \quad 0 \leq k < M \quad (2-2)$$

[0062] 図9は、図5に示す位相補正部41Aにおける位相エラーの算出領域の第2の決定方法を示す図である。

[0063] 図9(A)は、位相補正の対象となる画像データの例を示す。図9(A)において横方向はR0方向を示し、縦方向はPE方向を示す。一方、図9(B)はN箇所のサンプリング点におけるリファレンス実空間データの信号強度のプロファイルを示す図である。すなわち、図9(B)において横軸はR0方向を示し、縦軸はリファレンス実空間データの相対信号強度を示す。

[0064] 図8(A)を参照して説明した通り、撮像部位が腹部であり、かつR0方向におけるFOVが広い場合には、図9(A)に示すように、画像データにおいて腕が描出される。そこで、位相エラーの算出範囲Rをリファレンス実空間データの信号強度プロファイルに基づいて限定することができる。例えば、リファレンス実空間データのプロファイルの半値幅を開始位置sから終了位置eまでの位相エラーの算出範囲Rに設定することができる。これにより、腕を除いた範囲におけるリファレンス実空間データから位相エラーを求めることが可能となる。

[0065] 尚、具体的な位相エラーの計算、位相エラーに基づく位相補正量の計算及び位相補正処理は、公知の任意の方法で行うことができる。例えば上述の式(1-1)、式(1-2)、式(1-3)及び式(1-4)によって位相エラーの計算、位相エラーに基づく位相補正量の計算及び位相補正処理を実行することができる。

[0066] 尚、リファレンス実空間データの信号強度プロファイルの代わりに、PIにおいて必要となるコイル要素24cの感度マップデータから切り出された位置決め用のスライス面におけるプロファイルを用いることもできる。この場

合においても半値幅を開始位置sから終了位置eまでの位相エラーの算出範囲Rに設定することができる。

[0067] 図10は、図5に示す位相補正部41Aにおける位相エラーの算出領域の第3の決定方法を示す図である。

[0068] 図10(A)は、位相補正の対象となる画像データの例を示す。図10(A)において横方向はR0方向を示し、縦方向はPE方向を示す。一方、図10(B)はN箇所のサンプリング点におけるリファレンス実空間データの信号強度のプロファイルを示す図である。すなわち、図10(B)において横軸はR0方向を示し、縦軸はリファレンス実空間データの相対信号強度を示す。

[0069] 図8(A)を参照して説明した通り、撮像部位が腹部であり、かつR0方向におけるFOVが広い場合には、図10(A)に示すように、画像データにおいて腕が描出される。そこで、図10(B)に示すように、補正位置として指定された複数の位置c[x]を中心とする複数の範囲Rを位相エラーの算出範囲Rに設定することができる。範囲Rについては、例えば10cmなど、図8に示した例と同様に決定することができる。

[0070] この場合、位相補正処理は、低次の補正ではなく2次以上の高次の補正となる。具体的には、始めに上述した式(2-2)によって0次の位相エラー $\theta_{0,k}$ が算出される。算出された0次の位相エラー $\theta_{0,k}$ は、リファレンス実空間データの中心位置c[N/2]における0次の位相補正量とされる。次に、各補正位置c[x]を中心として指定された範囲R[cm]がピクセル単位に変換される。これにより、開始位置s[x]及び終了位置e[x]のピクセル位置を求めることができる。

[0071] そして、開始位置s[x]から終了位置e[x]までのピクセル範囲におけるリファレンス実空間データを用いて式(3)によりリファレンス実空間データの中心位置c[N/2]における1次の位相エラー $\theta_{1,k}[N/2]$ を算出することができる。

[数3]

$$\theta_{1,k}[x] = \arg \left(\sum_{n=s[x]}^{e[x]} (P_k(n) \overline{P_k(n-1)}) \right) \quad \dots \quad 0 \leq k < M \quad (3)$$

[0072] 次に、リファレンス実空間データの中心位置 $c[N/2]$ の正方向に隣接する右隣の補正位置 $c[N/2+1]$ における1次の位相エラー $\theta_{1,k}[N/2+1]$ が、負方向に隣接する左隣の補正位置 $c[N/2]$ における1次の位相エラー $\theta_{1,k}[N/2]$ に加算される。そして、加算結果が、補正位置 $c[N/2]$ における位相エラーとされる。このような演算を正方向に向かって順次実行した後、逆にリファレンス実空間データの中心位置 $c[N/2]$ から負方向に向かって演算を順次実行すると、式(4)に示すような位相補正量 $\phi_k(x)$ を求めることができる。

[数4]

$$\phi_k(x) = \begin{cases} e^{-i \left(\theta_{0,k} + \sum_{n=x}^{N/2-1} \theta_{1,k}[n] \right)} & \dots \quad 0 \leq k < M, \quad 0 \leq x < N/2 \\ e^{-i(\theta_{0,k})} & \dots \quad 0 \leq k < M, \quad x = N/2 \\ e^{-i \left(\theta_{0,k} + \sum_{n=N/2+1}^x \theta_{1,k}[n] \right)} & \dots \quad 0 \leq k < M, \quad N/2 < x < N \end{cases} \quad (4)$$

[0073] 図11は、図5に示す位相補正部41Aにおける位相エラーの算出領域の第4の決定方法を示す図である。

[0074] 図11は、位相補正の対象となる画像データの例を示す。図11において横方向はR0方向を示し、縦方向はPE方向を示す。撮像部位が下肢であり、かつR0方向における両足間の距離が長い場合には、図11に示すように2つの関心部位P1、P2がR0方向に離れて存在することになる。

[0075] この場合、2つの関心部位P1, P2は、磁場中心からR0方向に離れているため、位相エラーの分布が異なる。そこで、位相補正処理を行う領域を、R0方向に隣接する2つの第1及び第2の位相補正領域RA, RBに分割することができる。そして、第1及び第2の位相補正領域RA, RBそれぞれについて限定された第1及び第2の位相エラーの算出範囲R1, R2において個別に位相エラーを求めて位相補正処理を実行することができる。すなわち、第1の位相補正領域RA内において限定された第1の位相エラーの算出範囲R1から求めた第1の位相エラーに基づいて、第1の位相補正領域RAにおける位相補正処理を実行することができる。同様に、第2の位相補正領域RB内において限定された第2の位相エラーの算出範囲R2から求めた第2の位相エラーに基づいて、第2の位相補正領域RBにおける位相補正処理を実行することができる。

[0076] 尚、第1の位相補正領域RAと第2の位相補正領域RBとの境界の位置Bは、任意の方法で決定することができる。例えば、リファレンス実空間データの信号プロファイルの2つの半値幅領域間における中心、リファレンス実空間データの収集領域の中心又はF0Vの中心等を、第1の位相補正領域RAと第2の位相補正領域RBとの境界の位置Bとすることができる。また、コイル要素24cの感度マップデータから切り出された位置決め用のスライス面におけるプロファイルを用いて境界を決定してもよい。つまり、撮像部位が腹部である場合と同様な様々な方法によって境界の位置Bを決定することができる。

[0077] また、第1の位相エラーの算出範囲R1及び第2の位相エラーの算出範囲R2についても、撮像部位が腹部である場合と同様な様々な方法によって関心部位P1, P2が存在する領域に限定することができる。すなわち、リファレンス実空間データの信号プロファイル又はコイル要素24cの感度マップデータから切り出された位置決め用のスライス面におけるプロファイルを用いて位相エラーの各算出領域を決定することができる。

[0078] 尚、図11に示す例では、リファレンス実空間データの2つの極大値 MAX_1 , MAX_2 に対する半値幅間における中心が第1の位相補正領域RAと第2の位相補正領域RBとを分割する境界の位置Bに設定されている。そして、第1の位相補正

領域RAにおけるリファレンス実空間データの半値幅が第1の位相エラーの算出範囲に設定され、第2の位相補正領域RBにおけるリファレンス実空間データの半値幅が第2の位相エラーの算出範囲R2に設定されている。

[0079] 図12は、図5に示す位相補正部41Aにおける位相エラーの算出領域の第5の決定方法を示す図である。

[0080] 図12は、位相補正の対象となる画像データの例を示す。図12において横方向はPE方向を示し、縦方向はR0方向を示す。撮像部位が下肢であり、かつPE方向における両足間の距離が長い場合には、図12に示すように2つの関心部位P1、P2がPE方向に離れて存在することになる。

[0081] この場合、2つの関心部位P1、P2は、磁場中心からPE方向に離れているため、位相エラーの分布が異なる。そこで、位相補正処理を行う領域を、PE方向に隣接する2つの第1及び第2の位相補正領域RA、RBに分割することができる。第1の位相補正領域RAと第2の位相補正領域RBとの境界の位置Bについては、図11に示す例と同様な方法で決定することができる。

[0082] 複数のコイル要素24cを用いてリファレンスMRデータを収集する場合には、通常、図12に示すように関心部位P1、P2の近傍に複数のコイル要素24cが配置される。そこで、第1及び第2の位相補正領域RA、RB毎に、関心部位P1、P2に最も近いコイル要素24cを用いて収集されたリファレンス実空間データを用いて位相エラーを算出することができる。

[0083] 図12に示す例では、第1の位相補正領域RAにおける位相エラーが、リファレンスMRデータの信号強度が大きいコイルCOIL Aによって収集されたリファレンス実空間データに基づいて算出される。そして、算出された位相エラーに基づいて、第1の位相補正領域RAにおける位相補正処理が実行される。同様に、第2の位相補正領域RBにおける位相エラーが、リファレンスMRデータの信号強度が大きいコイルCOIL Bによって収集されたリファレンス実空間データに基づいて算出される。そして、算出された位相エラーに基づいて、第2の位相補正領域RBにおける位相補正処理が実行される。

[0084] つまり、R0方向における位相エラーの算出領域R1、R2については限定せず

、位相補正処理を行う領域をPE方向に隣接する2つの第1及び第2の位相補正領域RA, RBに分割することによって、PE方向における位相エラーの算出領域を限定することができる。

[0085] 以上のように、磁場の不均一性等による不適切な位相エラーの算出を回避するために、限定された実空間領域におけるリファレンス実空間データの位相エラーを算出することができる。そして、位相エラーの算出対象となる実空間領域は、上述したようにリファレンスMRデータの収集条件又はリファレンスMRデータの収集条件に対応するリファレンス実空間データ等の条件に基づいて決定することができる。

[0086] 例えば、リファレンス実空間データの収集領域に基づいて位相エラーの算出対象となる実空間領域を設定することができる。具体例として、図8に示すようにリファレンス実空間データの収集領域の中心から指定された範囲R内を位相エラーの算出対象となる実空間領域として設定したり、リファレンス実空間データの収集領域の、磁場中心に最も近い位置から指定された範囲R内を位相エラーの算出対象となる実空間領域として設定することができる。

[0087] また、リファレンス実空間データの収集領域に含まれる関心部位に基づいて位相エラーの算出対象となる実空間領域を設定することもできる。具体例として、図9及び図11に示すようにリファレンス実空間データの信号強度プロファイルに基づいて位相エラーの算出対象となる実空間領域を設定することができる。或いは、RFコイル24の感度マップデータのプロファイルに基づいて位相エラーの算出対象となる実空間領域を設定することもできる。この場合、プロファイルの振幅の半値幅等に基づいて、被検体Pの腹部領域や下肢領域等の関心部位を特定することができる。

[0088] 更に、別の例として、図10に示すようにリファレンス実空間データの収集領域における複数の位相補正位置を中心として指定された各範囲R内を位相エラーの算出対象となる実空間領域として設定することができる。

[0089] また、リファレンス実空間データの収集領域に含まれる関心部位が下肢であり、かつ被検体Pの左右方向がR0方向であれば、図11に示すように、第

1の実空間領域R1における第1の位相エラー及び第2の実空間領域R2における第2の位相エラーを算出し、第1の位相エラーに基づく位相補正を第1の実空間領域R1を含む領域RAに対して実行する一方、第2の位相エラーに基づく位相補正を第2の実空間領域R2を含む領域RBに対して実行することができる。この場合、第1の実空間領域R1を含む領域RAと第2の実空間領域R2を含む領域RBとの境界Bを、リファレンス実空間データの信号強度プロファイル又はRFコイル24の感度マップデータのプロファイルに基づいて決定することができる。

[0090] 一方、リファレンス実空間データの収集領域に含まれる関心部位が下肢であり、かつ被検体Pの左右方向がPE方向であれば、図12に示すように、第1の実空間領域RAにおける第1の位相エラー及び第2の実空間領域RBにおける第2の位相エラーを算出し、第1の位相エラーに基づく位相補正を第1の実空間領域RAに対して実行する一方、第2の位相エラーに基づく位相補正を第2の実空間領域RBに対して実行することができる。この場合、リファレンスMRデータの収集に用いられた複数のコイル要素24cのうち、第1の実空間領域RA及び第2の実空間領域RBにおいてそれぞれ最も強度が大きいリファレンスMRデータを収集したコイル要素24c(COIL A, COIL B)によって収集された最も強度が大きいリファレンスMRデータに基づいてそれぞれ第1の位相エラー及び第2の位相エラーを算出することができる。

[0091] 尚、リファレンスMRデータのR0方向における実空間領域を限定的に設定する場合には、画像化領域よりも狭い範囲が位相エラーの算出対象となる実空間領域として設定されることとなる。また、関心部位に基づいて位相エラーの算出対象となる実空間領域を設定する場合には、関心部位に関連付けられた撮像プロトコルに応じた領域を位相エラーの算出対象となる実空間領域として設定することができる。

[0092] 上述したような位相エラーの算出対象となる実空間領域の決定方法は、予め選択可能に準備された複数の決定方法から選択された方法とすることができる。すなわち、位相エラーの算出対象となる実空間領域の複数の決定方法

から選択された決定方法で、実空間領域を決定することができる。また、一旦、選択された実空間領域の決定方法を別の決定方法に変更できるようにすることもできる。逆に、撮像に使用されるプロトコル等の任意の条件に合わせて自動的に実空間領域の決定方法が選択されるようにすることもできる。

[0093] もちろん、位相エラーの算出対象となる実空間領域を限定しない選択肢を設けることもできる。つまり、入力装置 33 の操作によって、位相エラーの算出対象となる実空間領域の限定を伴う位相補正処理を実行するか否かを決定することができる。

[0094] 一方、データ処理部 41 の画像再構成部 41B は、 k 空間データに FT を施すことによって実空間データを生成する機能を有している。そして、画像再構成部 41B 及び位相補正部 41A におけるデータ処理によって、位相エラーに基づくイメージング用の実空間データの位相補正を伴ってイメージング用の複数の MR 信号に基づく MR 画像データを生成することができる。

[0095] 次に磁気共鳴イメージング装置 20 の動作及び作用について説明する。

[0096] 図 13 は、図 1 に示す磁気共鳴イメージング装置 20 の動作及び処理を示すフローチャートである。

[0097] まず、予め寝台 37 に被検体 P がセットされ、静磁場電源 26 により励磁された静磁場用磁石 21 (超伝導磁石) の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。

[0098] そして、ステップ S1 において、MR マルチエコーデータ収集を伴う撮像条件として、1 回の励起に続いて MR 信号を複数回収集するデータ収集条件が設定される。すなわち、図 6 に示すような FSE シーケンス又は図 7 に示すような EPI シーケンス等の高速撮像シーケンスが撮像条件設定部 40 において設定される。併せて、PE 傾斜磁場パルスを印加しないパルスシーケンスが、イメージング用の複数の MR 信号に基づいて生成されるイメージング用の実空間データの位相補正のためのリファレンス MR データ用の収集条件として設定される。

[0099] 次に、ステップS 2において、撮像条件設定部4 0において設定された撮像条件に従って、リファレンスMRデータ及びイメージングデータが収集される。すなわち、シーケンスコントローラ3 1や静磁場用磁石2 1等のデータ収集を行うための磁気共鳴イメージング装置2 0の構成要素は、設定されたデータ収集条件に従ってイメージング用の複数のMR信号を収集する一方、リファレンスMRデータをPE量をゼロとして収集する。

[0100] より具体的なデータ収集の流れは以下の通りである。

[0101] 入力装置3 3から撮像条件設定部4 0にスキャン開始指示が与えられると、撮像条件設定部4 0は、パルスシーケンスを含む撮像条件をシーケンスコントローラ3 1に出力する。シーケンスコントローラ3 1は、パルスシーケンスに従って傾斜磁場電源2 7、送信器2 9及び受信器3 0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傾斜磁場を形成させるとともに、RFコイル2 4からRF信号を発生させる。

[0102] このため、被検体Pの内部における核磁気共鳴により生じたMR信号が、RFコイル2 4により受信されて受信器3 0に与えられる。受信器3 0は、RFコイル2 4からMR信号を受けて、所要の信号処理を実行した後、A/D (analog to digital)変換することにより、デジタルデータのMR信号である生データを生成する。受信器3 0は、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。シーケンスコントローラ3 1は、生データをコンピュータ3 2に出力する。そうすると、コンピュータ3 2のデータ処理部4 1は、k空間データ記憶部4 2に形成されたk空間に生データをk空間データとして配置する

[0103] 次にステップS 3において、リファレンスMRデータの収集条件又はリファレンスMRデータの収集条件に対応する条件に応じた位相エラーの算出領域が決定される。すなわち、データ処理部4 1の位相補正部4 1 Aは、図8から図1 2に例示されたような、或いはその他の指定された決定方法で、位相エラーの算出領域を決定する。これにより、関心部位に応じた適切な位相エラーの算出領域が決定される。

- [0104] 次にステップS 4において、位相補正部4 1 Aにより位相エラー及び位相補正量が算出される。すなわち、リファレンスMRデータの収集条件又はリファレンスMRデータの収集条件に対応する条件に基づいて決定された実空間領域におけるリファレンス実空間データの位相エラーが算出される。続いて、位相エラーに基づいて位相補正量が算出される。
- [0105] 次にステップS 5において、算出された位相補正量に基づく位相補正処理及び画像生成処理が実行される。すなわち、画像再構成部4 1 B及び位相補正部4 1 Aにおけるデータ処理により、位相エラーに基づくイメージング用の実空間データの位相補正を伴ってイメージング用の複数のMR信号に基づくMR画像データが生成される。
- [0106] 尚、位相エラーの算出領域の決定方法については、複数の決定方法から選択することができる。位相エラーの算出領域の決定方法の選択は、撮像条件の設定時や位相補正処理の直前に行うことができる。
- [0107] 図1 4は、位相エラーの算出領域の決定方法を選択する場合における選択方法の一例を示すフローチャートである。
- [0108] 図1 4に示すようにステップS 2 1において、位相エラーの算出領域の決定方法を選択するための判定に必要なユーザからの指定情報及び撮像条件が、位相補正部4 1 Aに読込まれる。ユーザからの指定情報としては、位相エラーの算出領域を限定するか否かを指定する情報や、位相エラーの算出領域を限定する場合に必要なパラメータ等の位相補正処理条件が挙げられる。
- [0109] また、位相補正部4 1 Aに読込まれる撮像条件としては、撮像部位、撮像部位に関連付けられた撮像プロトコル、リファレンスMRデータ及びリファレンス実空間データの収集領域、画像化領域等の条件のうち、位相補正処理条件に該当する条件として判定に用いられる条件が挙げられる。
- [0110] そして、ステップS 2 2からステップS 2 8までの判定処理によって、位相エラーの算出領域の決定方法を選択することができる。
- [0111] ステップS 2 2は、位相エラーの算出領域を限定するか否かを判定するス

トップである。従って、入力装置 33 から位相エラーの算出領域を限定する指示情報が位相補正部 41A に入力されなければ、位相エラーの算出領域を限定せずに位相エラーを算出することが位相補正処理条件となる。

[0112] 一方、入力装置 33 から位相エラーの算出領域を限定する指示情報が位相補正部 41A に入力された場合には、ステップ S23 の判定が行われる。ステップ S23 は、撮像部位が下肢であるか否かの判定を行うステップである。撮像部位が下肢であるか否かの判定に必要な情報は、ユーザからの撮像部位を特定するための指定情報又は撮像部位や撮像部位と関連付けられた撮像プロトコル等の撮像条件として位相補正部 41A が取得することができる。

[0113] 撮像部位が下肢でないと判定される場合には、ステップ S24 において、撮像部位が腹部であるか否かの判定が行われる。撮像部位が腹部であるか否かの判定は、撮像部位が下肢であるか否かの判定と同様に行うことができる。撮像部位が腹部でもないとは判定される場合には、位相エラーの算出領域を限定せずに位相エラーを算出することが位相補正処理条件となる。

[0114] 撮像部位が腹部であると判定される場合には、ステップ S25 において、被検体 P の左右方向が R0 方向であるか否かの判定が行われる。この判定についても、ユーザからの指定情報又は読込まれた撮像条件に基づいて行うことができる。被検体 P の左右方向が R0 方向でないと判定される場合には、位相エラーの算出領域を限定せずに位相エラーを算出することが位相補正処理条件となる。

[0115] 一方、被検体 P の左右方向が R0 方向であると判定される場合には、ステップ S26 からステップ S28 において、位相エラーの算出領域の限定方式が、ユーザからの指定情報に基づいて判定される。

[0116] そして、F0V の中心や磁場中心に最も近い F0V 内の位置等の指定された位置から所定の範囲を位相エラーの算出領域とする場合には、図 8 に例示される第 1 の位相エラーの算出領域の決定方法が選択される。一方、F0V 内におけるリファレンス実空間データの信号強度プロファイルやコイル要素 24c の感度マップデータのプロファイルに基づいて関心部位に対応する領域を位相エ

ラーの算出領域とする場合には、図 9 に例示される第 2 の位相エラーの算出領域の決定方法又は同様なコイル要素 24 c の感度マップデータのプロファイルに基づく位相エラーの算出領域の決定方法が選択される。更に、F0V 内の各位相補正位置から所定の範囲内を位相エラーの算出領域とする場合には、図 10 に例示される第 3 の位相エラーの算出領域の決定方法が選択される。

[0117] また、ユーザからの指定情報が第 1、第 2 及び第 3 の決定方法のいずれにも該当しない場合には、位相エラーの算出領域を限定せずに位相エラーを算出することが位相補正処理条件となる。

[0118] ステップ S 23 において、撮像部位が下肢であると判定される場合には、ステップ S 29 において、被検体 P の左右方向が R0 方向であるか否かの判定が行われる。ステップ S 29 の判定は、ステップ S 25 の判定と同様である。

[0119] ステップ S 29 において、被検体 P の左右方向が R0 方向であると判定される場合には、図 11 に例示される第 4 の位相エラーの算出領域の決定方法が選択される。一方、ステップ S 29 において、被検体 P の左右方向が R0 方向でないと判定される場合には、図 12 に例示される第 5 の位相エラーの算出領域の決定方法が選択される。

[0120] すなわち、撮像部位が下肢である場合には、位相補正領域が被検体 P の右足を含む領域と、左足を含む領域とに分割される。そして、分割された 2 つの位相補正領域について、それぞれ個別に位相エラーが算出される。

[0121] 被検体 P の左右方向が R0 方向である場合には、図 11 に例示されるように、F0V 内におけるリファレンス実空間データの信号強度プロファイルやコイル要素 24 c の感度マップデータのプロファイルに基づいて、R0 方向における位相エラーの各算出領域が各関心部位に対応する領域に更に限定される。一方、被検体 P の左右方向が R0 方向でない場合には、各関心部位に最も近いコイル要素 24 c に対応するリファレンス実空間データに基づいてそれぞれ位相エラーが算出される。

[0122] つまり以上のような磁気共鳴イメージング装置 20 は、マルチエコー収集

を行う撮像において実行される位相補正に必要となる位相エラーの算出領域をF0V等のリファレンスデータの収集条件又はリファレンスデータの収集条件に対応する条件に基づいて限定するようにしたものである。

- [0123] このため、磁気共鳴イメージング装置20によれば、磁場の不均一性等の影響による不適切な位相エラーに基づく位相補正を回避することができる。このため、R0方向における全ての領域についてリファレンスデータから算出した位相エラーに基づいて位相補正を実行する場合に比べて、振れが低減されたより高画質な画像を得ることができる。
- [0124] また、F0Vや撮像部位等の撮像条件に応じた適切な位相エラーの算出用の実空間領域を決定することができる。そして、撮像条件に応じた位相エラーの算出領域は、ユーザのマニュアル操作によって指定された条件で決定することができる。逆に、予め決定した方式で、撮像条件に応じて自動的に位相エラーの算出領域を限定するようにすれば、撮像部位や関心部位の特徴にユーザが特別な注意を払わなくても、適切な算出領域から算出された位相エラーに基づく位相補正を実行することができる。
- [0125] 以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。
- [0126] 例えば、リファレンスデータの収集領域についても、位相エラーの算出領域に合わせて限定することができる。

請求の範囲

- [請求項1] 1回の励起に続いて磁気共鳴信号を複数回収集するデータ収集条件に従ってイメージング用の複数の磁気共鳴信号を収集する一方、前記イメージング用の前記複数の磁気共鳴信号に基づいて生成されるイメージング用の実空間データの位相補正のための参照用の磁気共鳴信号を収集するデータ収集ユニットと、
- 前記参照用の磁気共鳴信号に基づいて生成される参照用の実空間データの位相エラーであって、前記参照用の磁気共鳴信号の収集条件又は前記参照用の磁気共鳴信号の収集条件に対応する条件に基づいて決定された実空間領域における前記位相エラーを算出し、算出された前記位相エラーに基づく前記イメージング用の実空間データの前記位相補正を伴って前記イメージング用の前記複数の磁気共鳴信号に基づく磁気共鳴画像データを生成する画像生成ユニットと、
- を備える磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの収集領域に基づいて前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域を設定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの収集領域の中心から指定された範囲内を前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域として設定するように構成される請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項4] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの収集領域の、磁場中心に最も近い位置から指定された範囲内を前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域として設定するように構成される請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項5] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの収集領域に含まれる関心部位に基づいて前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域を設定するように構成される請求項2記載の磁気共鳴イメー

ジング装置。

[請求項6] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの信号強度プロファイルに基づいて前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域を設定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7] 前記画像生成ユニットは、高周波コイルの感度マップデータのプロファイルに基づいて前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域を設定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の実空間データの収集領域における複数の位相補正位置を中心として指定された各範囲内を前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域として設定するように構成される請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9] 前記画像生成ユニットは、第1の前記実空間領域における第1の位相エラー及び第2の前記実空間領域における第2の位相エラーを算出し、前記第1の位相エラーに基づく前記位相補正を前記第1の実空間領域を含む領域に対して実行する一方、前記第2の位相エラーに基づく前記位相補正を前記第2の実空間領域を含む領域に対して実行するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10] 前記画像生成ユニットは、前記第1の実空間領域を含む領域と前記第2の実空間領域を含む領域との境界を、前記参照用の実空間データの信号強度プロファイル又は高周波コイルの感度マップデータのプロファイルに基づいて決定するように構成される請求項9記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11] 前記画像生成ユニットは、第1の前記実空間領域における第1の位相エラー及び第2の前記実空間領域における第2の位相エラーを算出し、前記第1の位相エラーに基づく前記位相補正を前記第1の実空間領域に対して実行する一方、前記第2の位相エラーに基づく前記位相

補正を前記第2の実空間領域に対して実行するように構成され、かつ前記参照用の磁気共鳴信号の収集に用いられた複数のコイル要素のうち、前記第1の実空間領域及び前記第2の実空間領域においてそれぞれ最も強度が大きい参照用の磁気共鳴信号を収集したコイル要素によって収集された前記最も強度が大きい参照用の磁気共鳴信号に基づいてそれぞれ前記第1の位相エラー及び前記第2の位相エラーを算出するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

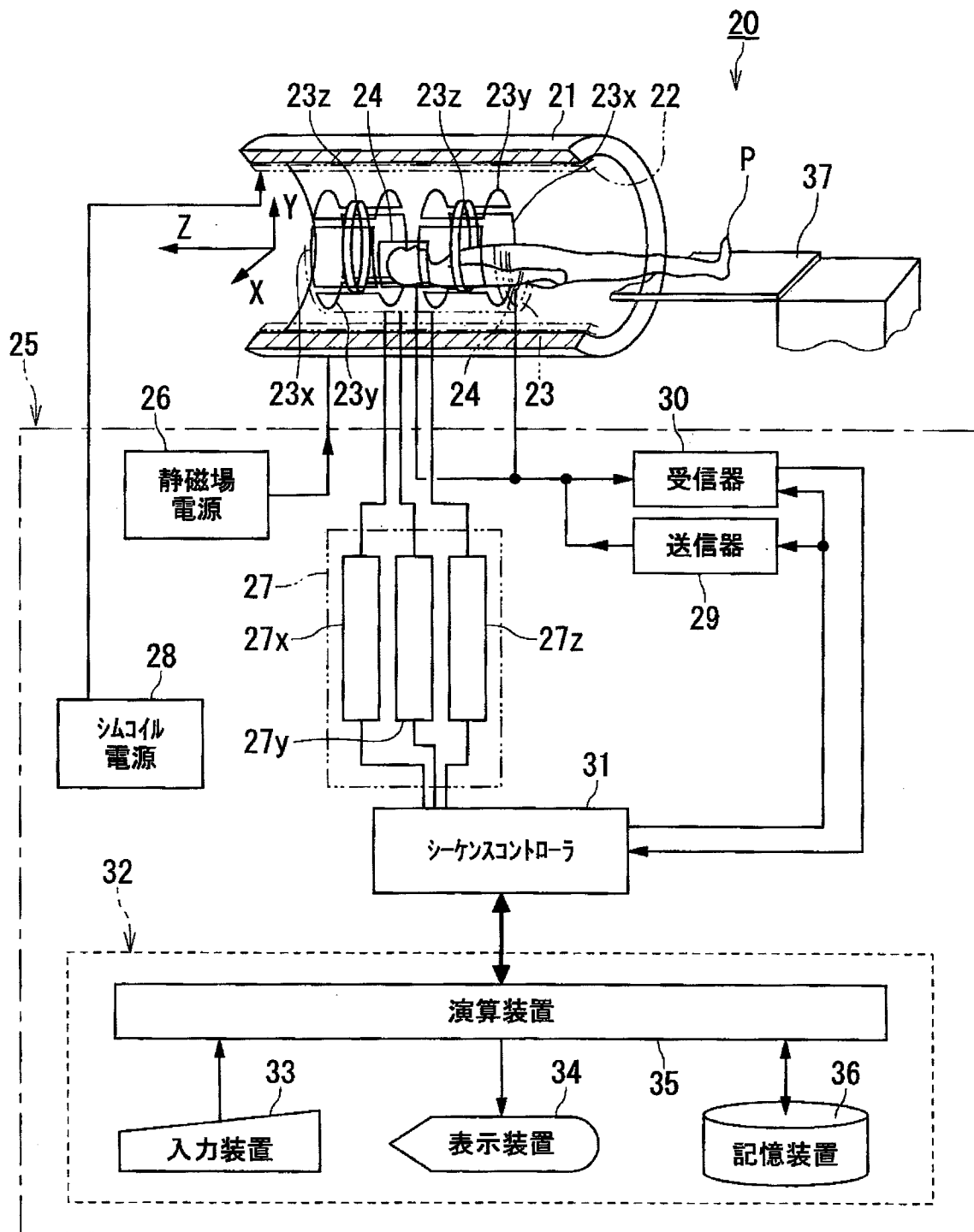
[請求項12] 前記画像生成ユニットは、前記参照用の磁気共鳴信号の読出し方向における前記実空間領域を設定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項13] 前記画像生成ユニットは、画像化領域よりも狭い範囲を前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域として設定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

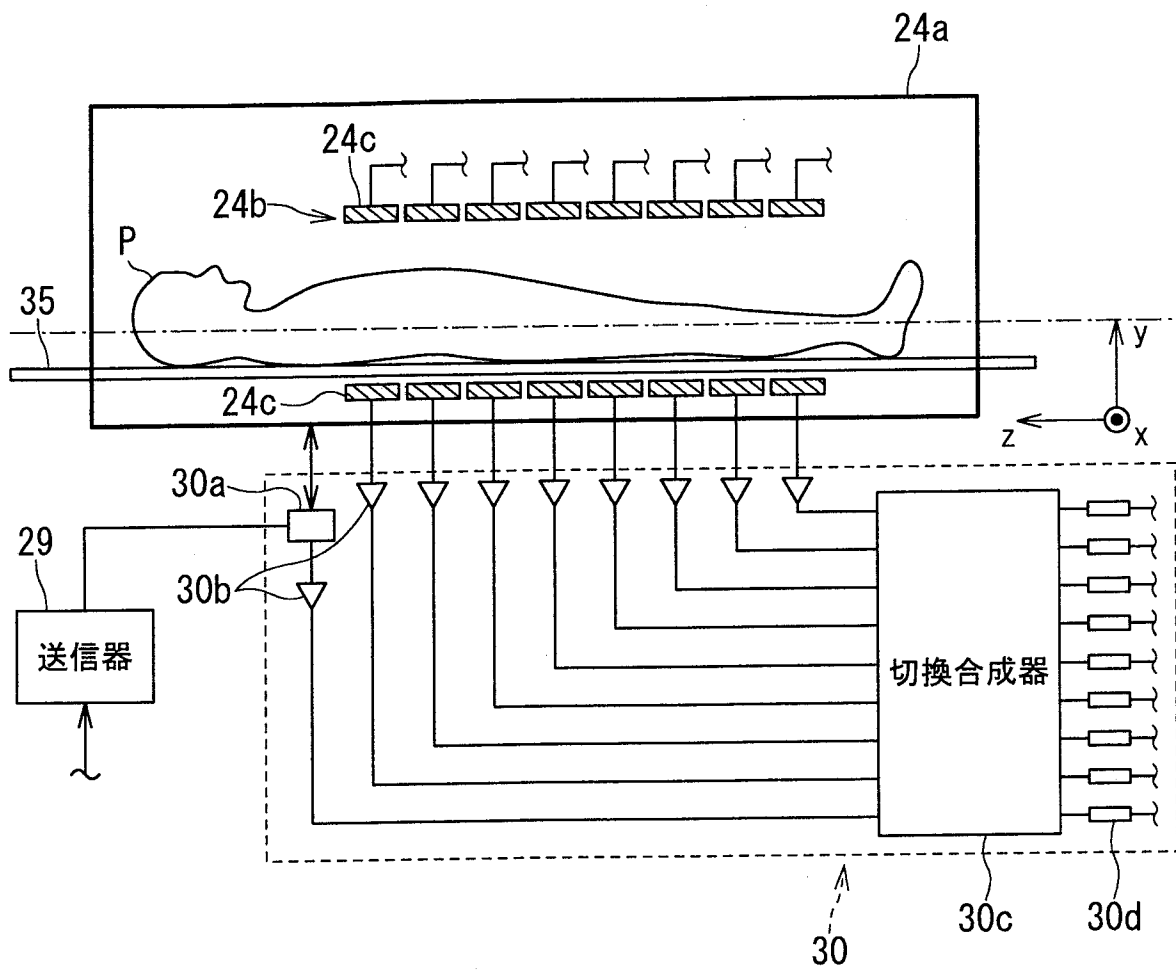
[請求項14] 前記画像生成ユニットは、前記関心部位に関連付けられた撮像プロトコルに応じた領域を前記位相エラーの算出対象となる前記実空間領域として設定するように構成される請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項15] 前記画像生成ユニットは、前記実空間領域の複数の決定方法から選択された決定方法で、前記実空間領域を決定するように構成される請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

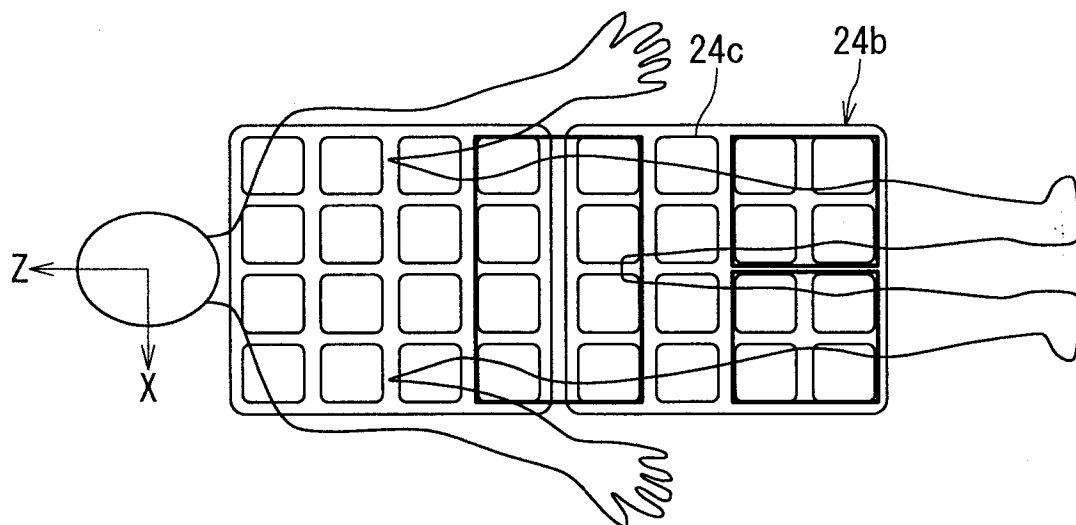
[図1]



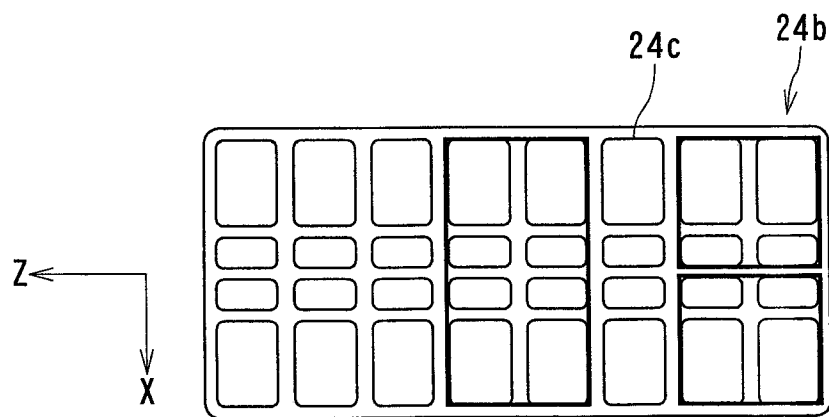
[図2]



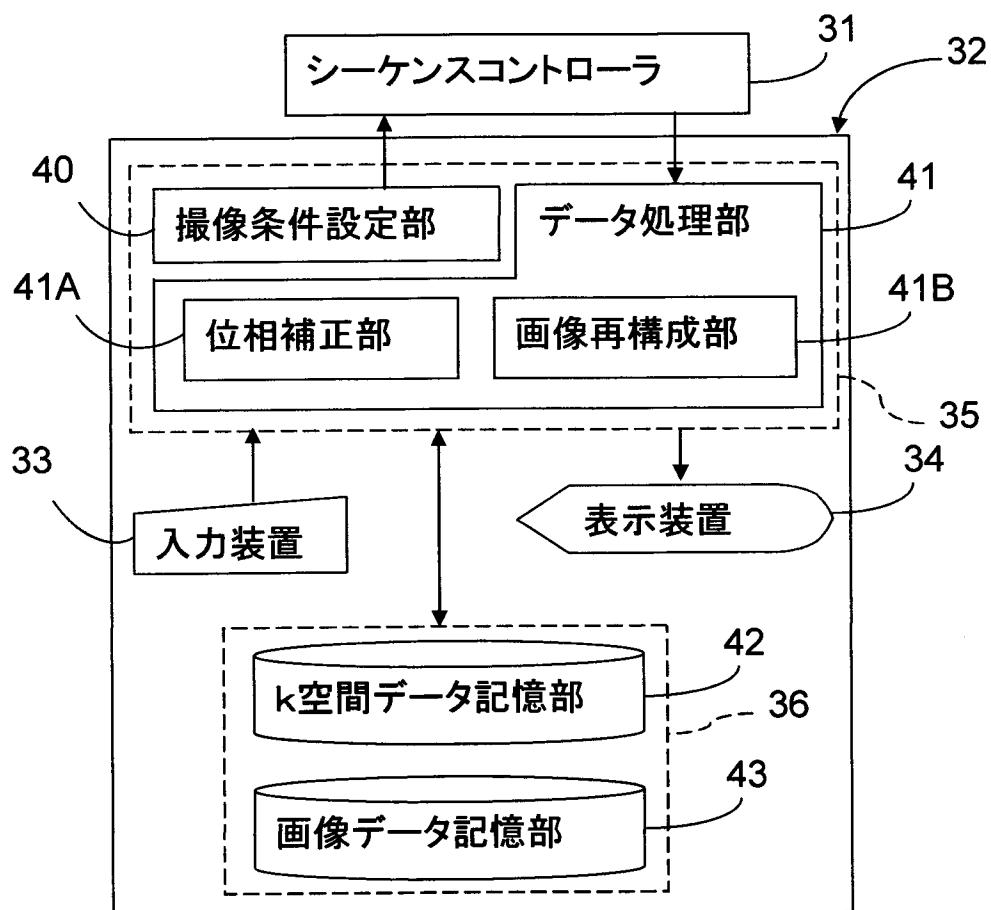
[図3]



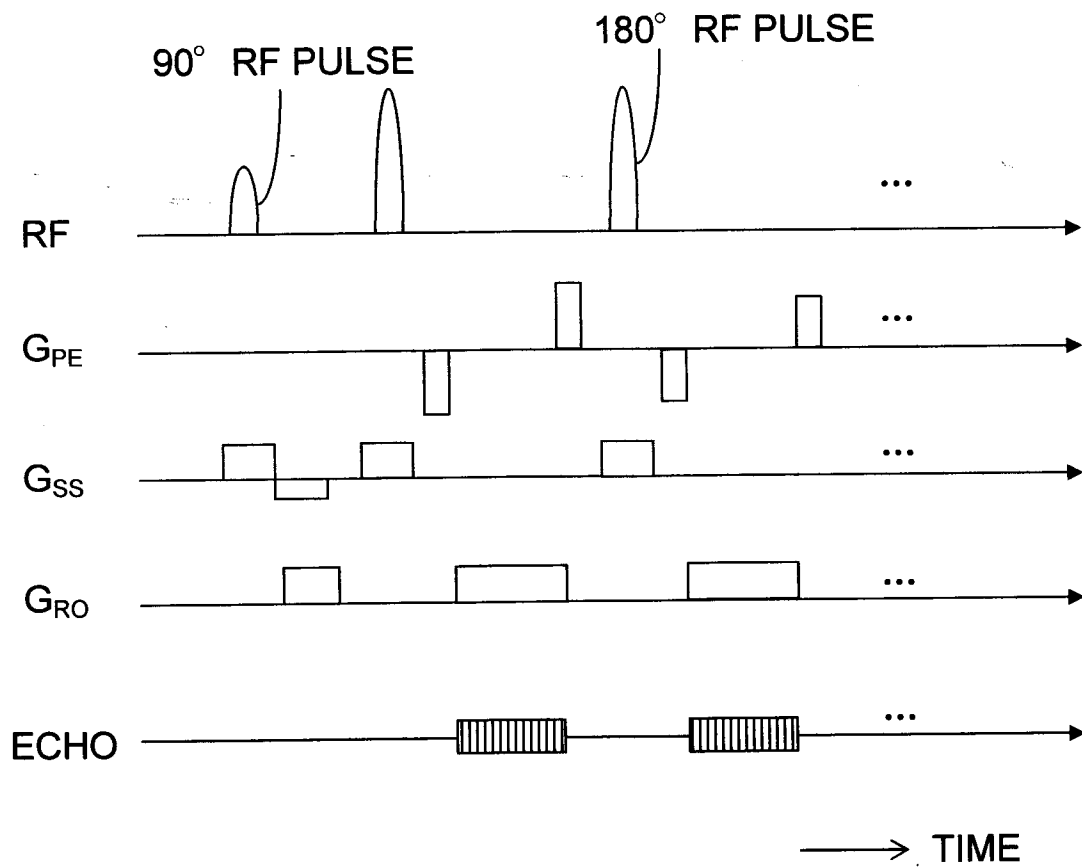
[図4]



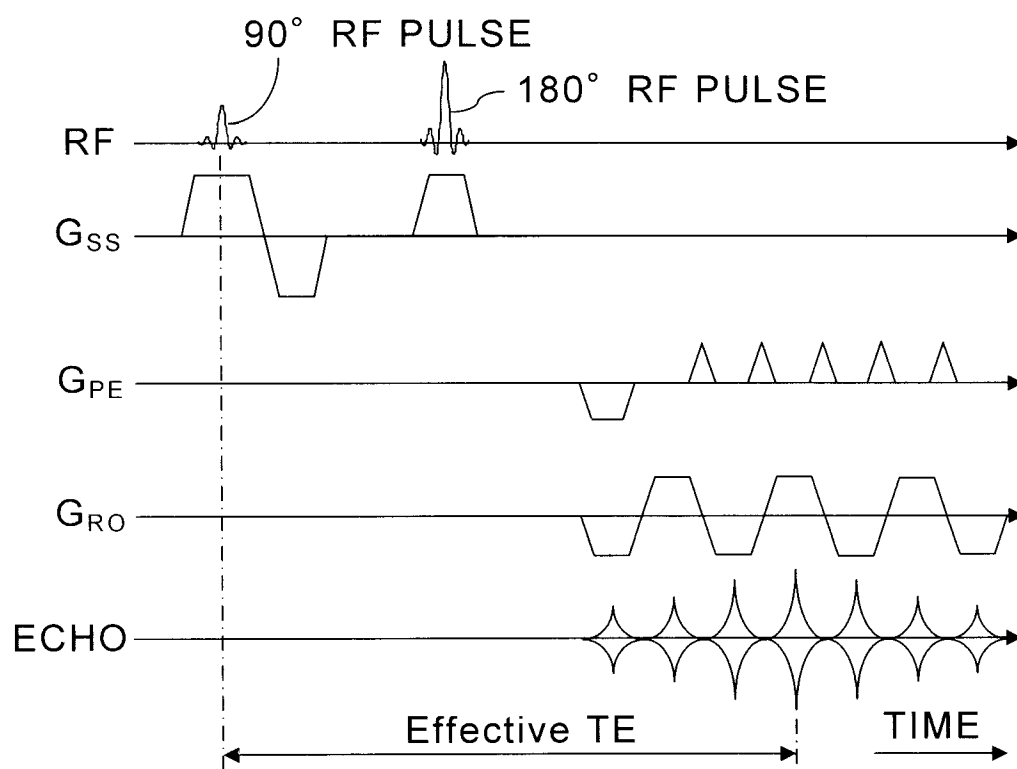
[図5]



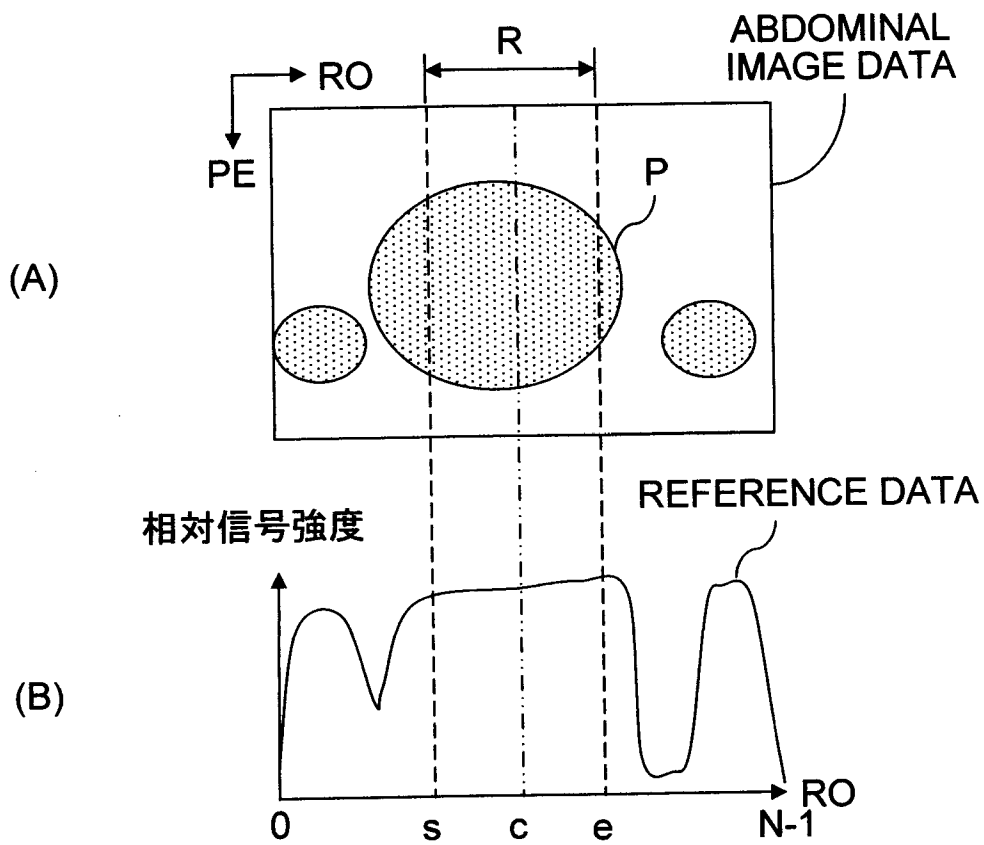
[図6]



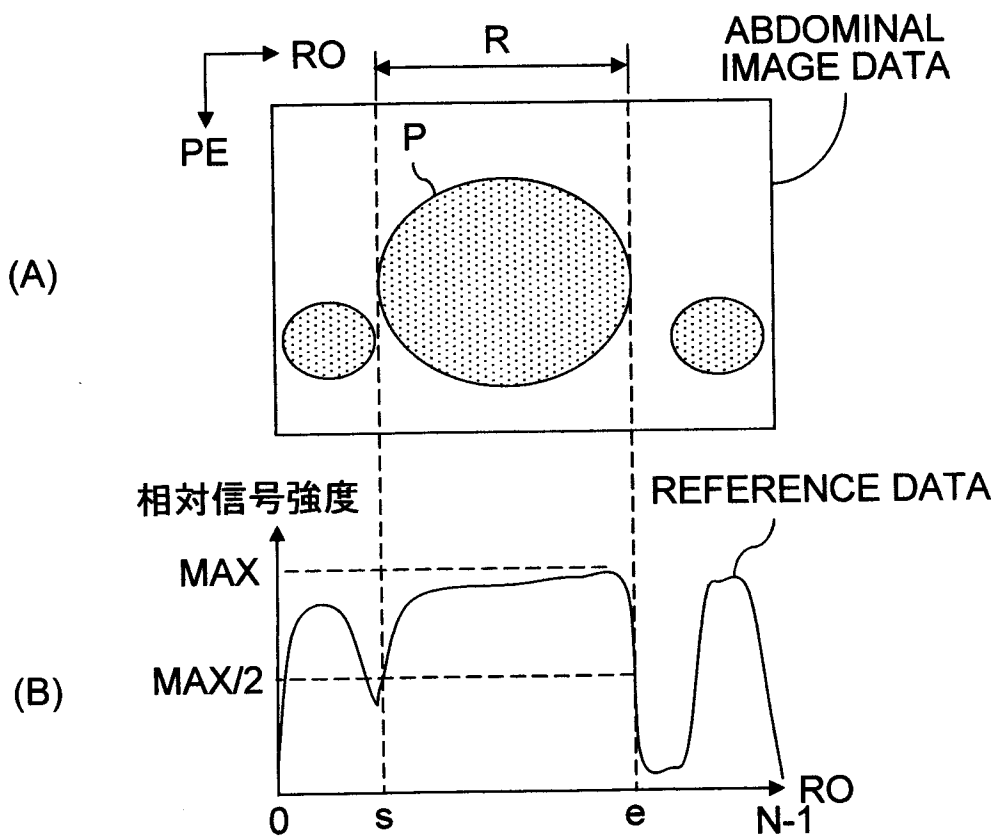
[図7]



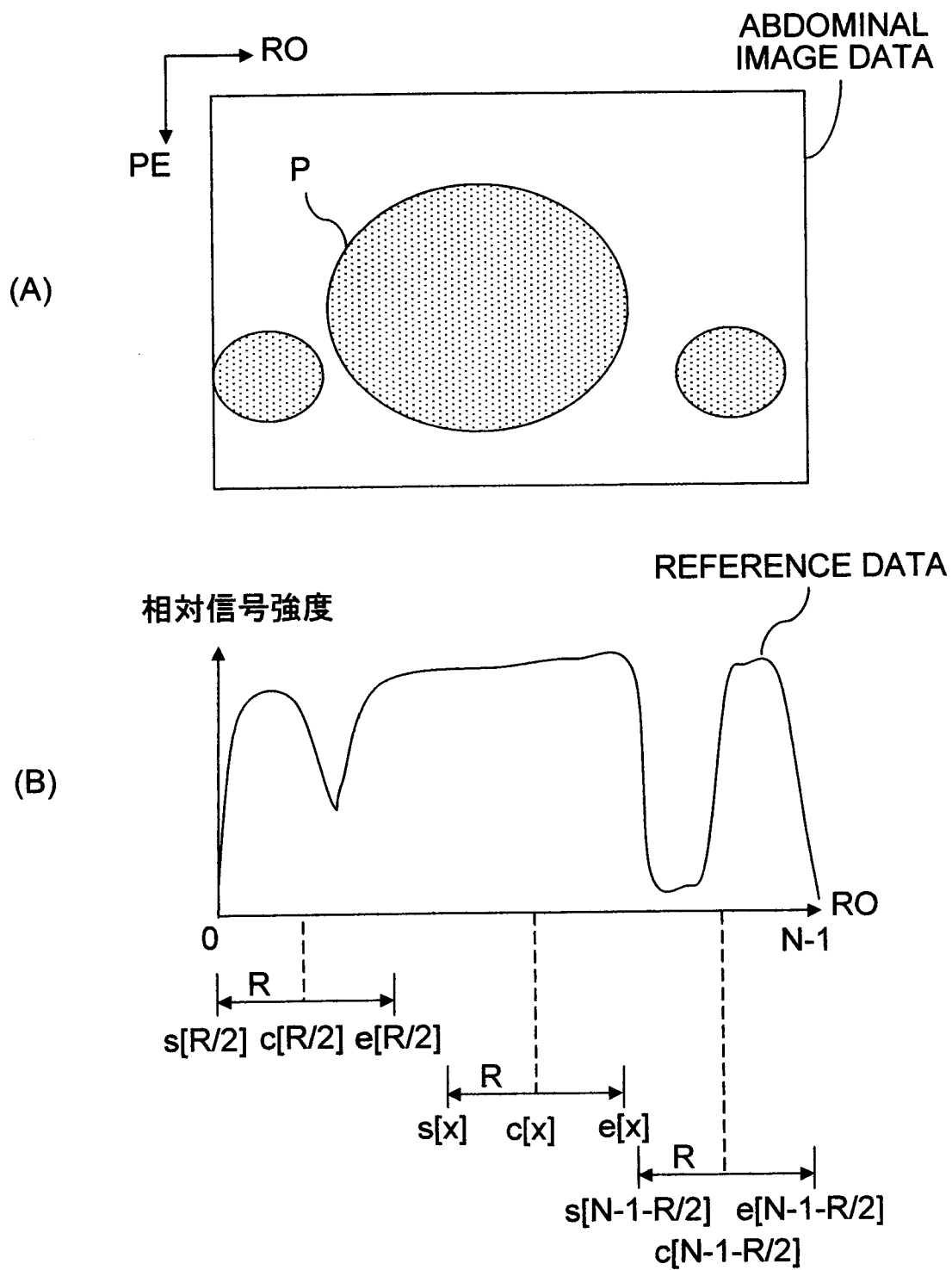
[図8]



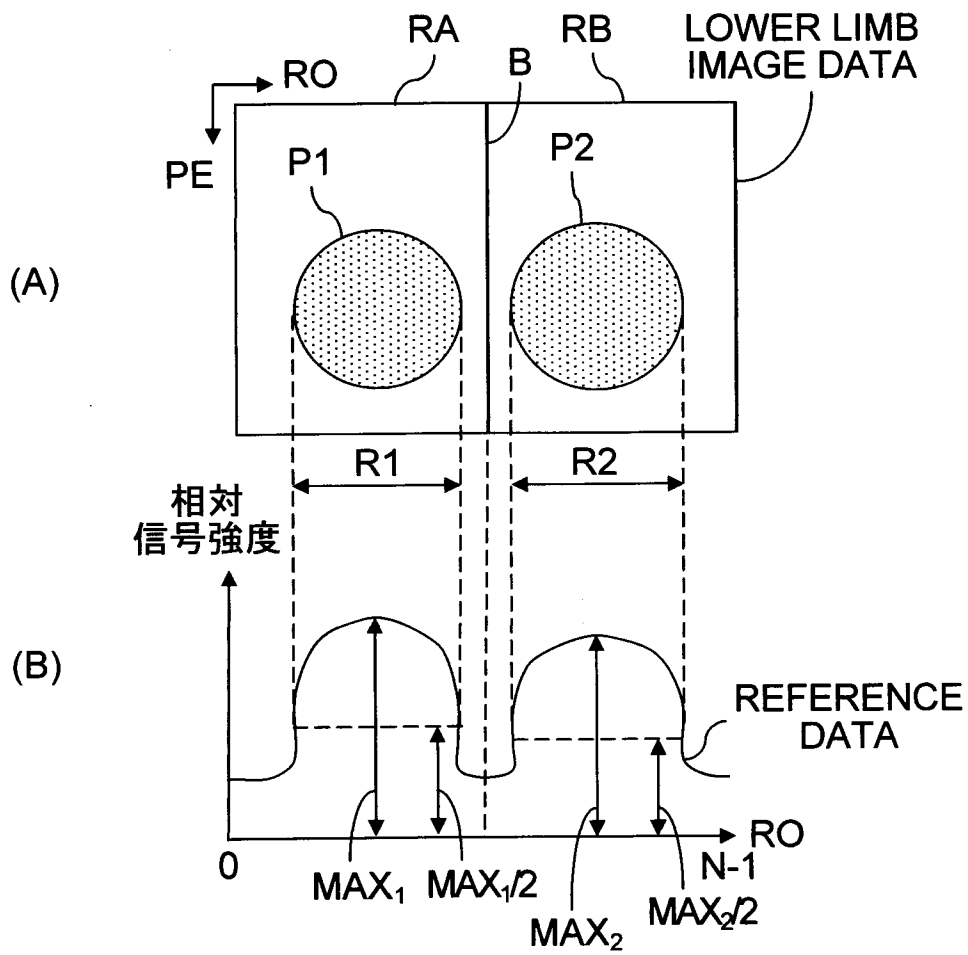
[図9]



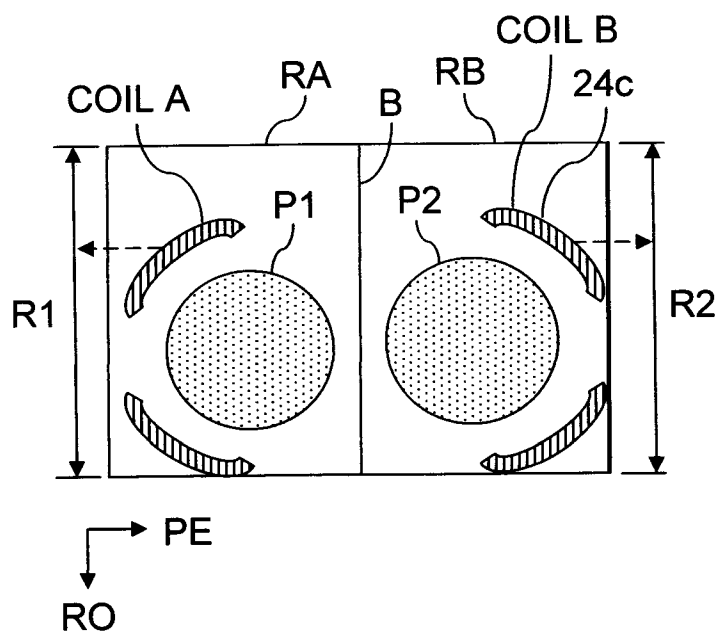
[図10]



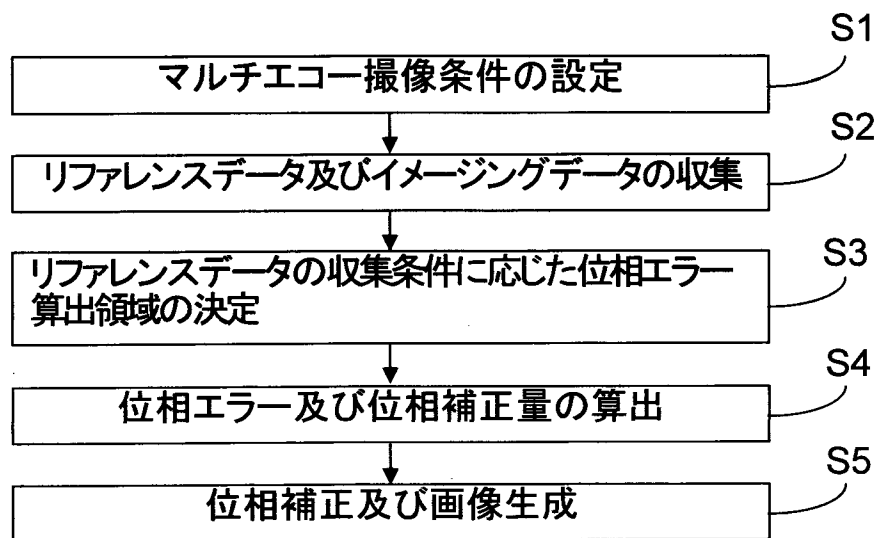
[図11]



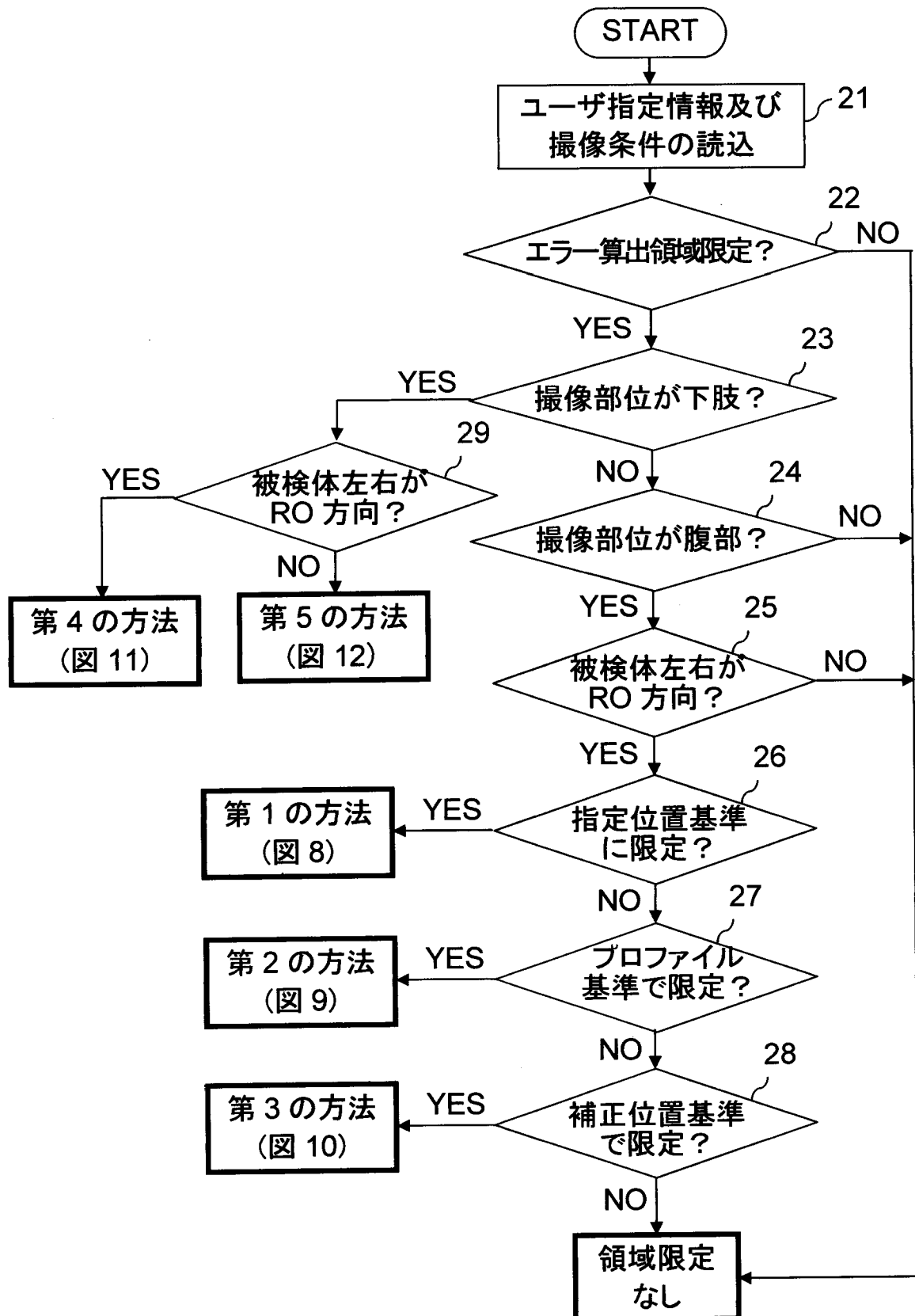
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/058340

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/48(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, G01R33/48

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 9-253069 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 30 September 1997 (30.09.1997), paragraphs [0005] to [0010], [0015] to [0023]; fig. 3 to 7, 15 (Family: none)	1-5, 12-14 6-11, 15
Y	JP 2001-292976 A (Hitachi Medical Corp.), 23 October 2001 (23.10.2001), paragraphs [0020], [0024] to [0029], [0033] to [0035]; fig. 4 (Family: none)	6, 15

☒ 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
30 May, 2014 (30.05.14)

Date of mailing of the international search report
10 June, 2014 (10.06.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/058340

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2006/051911 A1 (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), paragraphs [0064] to [0112]; fig. 6 to 11 & JP 2011-240201 A & US 2009/0010514 A1 & CN 1905836 A	7-11, 15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01R33/48(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/48

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 9-253069 A（ジーイー横河メディカルシステム株式会社）1997.09.30, [0005]-[0010], [0015]-[0023], 図 3-7, 15（ファミリーなし）	1-5, 12-14 6-11, 15
Y	JP 2001-292976 A（株式会社日立メディコ）2001.10.23, [0020], [0024]-[0029], [0033]-[0035], 図 4（ファミリーなし）	6, 15
Y	WO 2006/051911 A1（株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社）2006.05.18, [0064]-[0112], 図 6-11 & JP 2011-240201 A & US 2009/0010514 A1 & CN 1905836 A	7-11, 15

☐ 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

3 0 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 0 . 0 6 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

宮澤 浩

2 Q

5 0 6 2

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2