

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6571495号
(P6571495)

(45) 発行日 令和1年9月4日(2019.9.4)

(24) 登録日 令和1年8月16日(2019.8.16)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/055 3 7 2
G 0 1 N 24/00 (2006.01) G 0 1 N 24/00 5 3 0 Y
 A 6 1 B 5/055 Z DM

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-218826 (P2015-218826)	(73) 特許権者	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成27年11月6日(2015.11.6)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2017-86337 (P2017-86337A)	(72) 発明者	竹島 秀則 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内
(43) 公開日	平成29年5月25日(2017.5.25)	(72) 発明者	油井 正生 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成30年9月26日(2018.9.26)	(72) 発明者	重田 高志 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

パルスシーケンスの実行を制御することによって、k空間に配置される磁気共鳴信号を、撮像パラメータが第1の範囲に含まれる場合には、k空間の中心を含む第1領域を第1のサンプリング密度で収集するとともに、前記第1領域とは異なる第2領域を前記第1のサンプリング密度とは異なる第2のサンプリング密度で収集し、前記撮像パラメータが、前記第1の範囲とは異なる第2の範囲に含まれる場合には、前記第1領域を前記第1のサンプリング密度よりも低いサンプリング密度で収集するとともに、前記第2領域を前記第2のサンプリング密度よりも高いサンプリング密度で収集するシーケンス制御部と、

前記磁気共鳴信号を撮像パラメータ軸上の各点に対するk空間データとしてk空間に配置する配置部と、

前記k空間データに基づいて、画像を生成する画像生成部と、

を備える、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

前記撮像パラメータは、TI(Inversion Time)であり、

前記シーケンス制御部は、90度よりも大きいRF(Radio Frequency)パルスを照射するためのパルス制御を含む前記パルスシーケンスの実行を制御することによって前記磁気共鳴信号を収集し、

前記画像生成部は、前記k空間データに基づいて、T1マッピング画像を生成する、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記撮像パラメータは、T E (Echo Time) であり、

前記シーケンス制御部は、マルチエコー収集を行うためのパルス制御を含む前記パルスシーケンスの実行を制御することによって前記磁気共鳴信号を収集し、

前記画像生成部は、前記 k 空間データに基づいて、T 2 マッピング画像を生成する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記撮像パラメータは、T S L (Spin Lock Time) であり、

前記シーケンス制御部は、スピンロックパルスを照射するためのパルス制御を含む前記パルスシーケンスの実行を制御することによって前記磁気共鳴信号を収集し、

前記画像生成部は、前記 k 空間データに基づいて、T 1 マッピング画像を生成する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記第 1 の範囲は、対応する画素値の変化の度合いが所定値以上となる範囲であり、前記第 2 の範囲は、対応する画素値の変化の度合いが所定値未満となる範囲である、請求項 1 ~ 4 の何れか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記第 1 領域及び第 2 領域の少なくとも 1 つの領域内で、k 空間データとして収集されていない位置の k 空間データを、当該位置に対応する値の撮像パラメータとは異なる値の撮像パラメータにおける前記位置と同一の位置の k 空間データを利用して生成する、請求項 1 ~ 5 の何れか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記第 1 領域及び第 2 領域の少なくとも 1 つの領域内で、k 空間データとして収集されていない位置の k 空間データを、当該位置から所定の範囲内の位置の k 空間データを利用して生成する、請求項 1 ~ 5 の何れか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記シーケンス制御部は、前記磁気共鳴信号を、前記第 1 領域を前記第 1 のサンプリング密度で収集し、前記第 2 領域を前記第 2 のサンプリング密度で収集した後に、前記第 1 領域を前記第 1 のサンプリング密度よりも低いサンプリング密度で収集し、前記第 2 領域を前記第 2 のサンプリング密度よりも高いサンプリング密度で収集する、請求項 1 ~ 7 の何れか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

パルスシーケンスの実行を制御することによって、k 空間に配置される磁気共鳴信号を、撮像パラメータが第 1 の範囲に含まれる場合には、k 空間の中心を含む第 1 領域を第 1 のサンプリング密度で収集するとともに、前記第 1 領域とは異なる第 2 領域を前記第 1 のサンプリング密度とは異なる第 2 のサンプリング密度で収集し、前記撮像パラメータが、前記第 1 の範囲とは異なる第 2 の範囲に含まれる場合には、前記第 1 領域を前記第 1 のサンプリング密度よりも低いサンプリング密度で収集するとともに、前記第 2 領域を前記第 2 のサンプリング密度よりも高いサンプリング密度で収集するシーケンス制御ステップと

前記磁気共鳴信号を撮像パラメータ軸上の各点に対する k 空間データとして k 空間に配置する配置ステップと、

前記 k 空間データに基づいて、画像を生成する画像生成ステップと、
を含む、画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【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及び画像生成方法に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 2 】

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置）は、磁場中に配置された水素などの原子が、様々な周波数の電磁波のうち、原子及び磁場の種類に依存して決まる周波数の電磁波のみを選択的に吸収・放出するという性質を利用して、被検体内部の原子分布を非破壊的に可視化する装置である。

【 0 0 0 3 】

MRI装置では、データ収集においてRFパルスおよび磁場をパルスシーケンスと呼ばれる制御の流れに従って制御する。パルスシーケンスの種類に依存するが、パルスシーケンスは、例えば、フリップアングル、TR (Repetition Time)、TE (Echo Time)、TI (Inversion Time)、TSL (Spin Lock Time)、TSR (saturation recovery time) 10
といった撮像条件を有する。撮像条件の一部を段階的に変化させてコントラストが異なる複数の画像を生成した上で、これらの複数の画像のコントラストの違いを利用してT1値やT2値といった対象組織に依存したパラメータを推定し、推定したパラメータを画像化することにより、T1マッピングやT2マッピングといったパラメータマッピング画像を生成する技術がある。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【 0 0 0 4 】

【非特許文献1】J. Tsao et al., 'k-t BLAST and k-t SENSE: Dynamic MRI with High Frame Rate Exploiting Spatiotemporal Correlations,' MRM 50: 1031-1042 (2003). 20

【非特許文献2】F. Huang et al., 'k-t GRAPPA: A k-space Implementation for Dynamic MRI with High Reduction Factor,' MRM 54: 1172-1184 (2005)

【非特許文献3】H. Pedersen et al., 'k-t PCA: Temporally Constrained k-t BLAST Reconstruction Using Principal Component Analysis,' MRM 62: 706-716 (2009).

【非特許文献4】Lingala S. G. et al, 'Accelerated dynamic MRI exploiting sparsity and low-rank structure: k-t SLR,' IEEE Trans. Med. Imaging. 2011 May;30(5):1042-54. 30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

本発明が解決しようとする課題は、パラメータマッピングにおけるパラメータを効率良く推定することができる磁気共鳴イメージング装置及び画像生成方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

実施形態の磁気共鳴イメージング装置は、シーケンス制御部と、配置部と、画像生成部とを備える。シーケンス制御部は、パルスシーケンスの実行を制御することによって、k空間に配置される磁気共鳴信号を、前記撮像パラメータが第1の範囲に含まれる場合には、k空間の中心を含む第1領域を第1のサンプリング密度で収集するとともに、前記第1領域とは異なる第2領域を前記第1のサンプリング密度とは異なる第2のサンプリング密度で収集し、前記撮像パラメータが、前記第1の範囲とは異なる第2の範囲に含まれる場合には、前記第1領域を前記第1のサンプリング密度よりも低いサンプリング密度で収集するとともに、前記第2領域を前記第2のサンプリング密度よりも高いサンプリング密度で収集する。配置部は、前記磁気共鳴信号を撮像パラメータ軸上の各点に対するk空間データとしてk空間に配置する。画像生成部は、前記k空間データに基づいて、画像を生成する。 40

【図面の簡単な説明】 50

【 0 0 0 7 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る M R I 装置を示すブロック図。

【図 2】図 2 は、L o o k - L o c k e r 法による T 1 回復の曲線の一例を示す図。

【図 3】図 3 は、S A S H A 法による T 1 回復の曲線の一例を示す図。

【図 4】図 4 は、マルチエコースピンエコー撮像時の T 2 減衰の曲線の一例を示す図。

【図 5】図 5 は、T 1 マッピングの例を示す図。

【図 6】図 6 は、T 2 マッピングの例を示す図。

【図 7】図 7 は、実施形態に係るパラメータマッピングのための収集を行う処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 8】図 8 は、実施形態に係るサンプリング密度制御の一例を示す図。

10

【図 9】図 9 は、実施形態に係るビューシェアリング法を利用して M R 信号を推定する処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 0】図 1 0 は、実施形態に係るサンプル値の推定方法の一例を説明するための図。

【図 1 1】図 1 1 は、変形例に係るサンプリング密度制御の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

以下、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置、及び、画像生成方法を詳細に説明する。

【 0 0 0 9 】

(実施形態)

20

図 1 は、第 1 の実施形態に係る M R I 装置 1 0 0 を示すブロック図である。図 1 に示すように、M R I 装置 1 0 0 は、静磁場磁石 1 0 1 と、傾斜磁場コイル 1 0 2 と、傾斜磁場電源 1 0 3 と、寝台 1 0 4 と、寝台制御回路 1 0 5 と、送信コイル 1 0 6 と、送信回路 1 0 7 と、受信コイルアレイ 1 0 8 と、受信回路 1 0 9 と、シーケンス制御回路 1 1 0 と、計算機システム 1 2 0 とを備える。なお、M R I 装置 1 0 0 に被検体 P (例えば、人体) は含まれない。

【 0 0 1 0 】

静磁場磁石 1 0 1 は、中空の円筒形状 (円筒の軸に直交する断面が楕円状となるものを含む) に形成された磁石であり、内部の空間に均様な静磁場を発生する。静磁場磁石 1 0 1 は、例えば、永久磁石、超伝導磁石などである。

30

【 0 0 1 1 】

傾斜磁場コイル 1 0 2 は、中空の円筒形状 (円筒の軸に直交する断面が楕円状となるものを含む) に形成されたコイルであり、静磁場磁石 1 0 1 の内側に配置される。傾斜磁場コイル 1 0 2 は、互いに直交する X , Y , Z の各軸に対応する 3 つのコイルが組み合わされて形成されており、これら 3 つのコイルは、傾斜磁場電源 1 0 3 から個別に電流の供給を受けて、X , Y , Z の各軸に沿って磁場強度が変化する傾斜磁場を発生する。ここで、傾斜磁場コイル 1 0 2 によって発生する X , Y , Z 各軸の傾斜磁場は、例えば、スライス選択用傾斜磁場 G s 、位相エンコード用傾斜磁場 G e 及びリードアウト用傾斜磁場 G r にそれぞれ対応する。スライス選択用傾斜磁場 G s は、任意に撮像断面を決めるために利用される。位相エンコード用傾斜磁場 G e は、空間的位置に応じて M R 信号 (磁気共鳴信号) の位相を変化させるために利用される。リードアウト用傾斜磁場 G r は、空間的位置に応じて M R 信号の周波数を変化させるために利用される。

40

【 0 0 1 2 】

傾斜磁場電源 1 0 3 は、傾斜磁場コイル 1 0 2 に電流を供給する。例えば、傾斜磁場電源 1 0 3 は、傾斜磁場コイル 1 0 2 を形成する 3 つのコイルのそれぞれに、個別に電流を供給する。

【 0 0 1 3 】

寝台 1 0 4 は、被検体 P が載置される天板 1 0 4 a を備え、寝台制御回路 1 0 5 による制御のもと、天板 1 0 4 a を、被検体 P が載置された状態で傾斜磁場コイル 1 0 2 の空洞 (撮像口) 内へ挿入する。通常、寝台 1 0 4 は、長手方向が静磁場磁石 1 0 1 の中心軸と

50

平行になるように設置される。

【 0 0 1 4 】

寝台制御回路 1 0 5 は、計算機システム 1 2 0 による制御のもと、寝台 1 0 4 を駆動して天板 1 0 4 a を長手方向及び上下方向へ移動するプロセッサである。

【 0 0 1 5 】

送信コイル 1 0 6 は、傾斜磁場コイル 1 0 2 の内側に配置され、送信回路 1 0 7 から R F (Radio Frequency) パルスの供給を受けて、高周波磁場を発生する。

【 0 0 1 6 】

送信回路 1 0 7 は、対象とする原子の種類及び磁場の強度で決まるラーモア周波数に対応する R F パルスを送信コイル 1 0 6 に供給する。

10

【 0 0 1 7 】

受信コイルアレイ 1 0 8 は、傾斜磁場コイル 1 0 2 の内側に配置され、高周波磁場の影響によって被検体 P から発せられる磁気共鳴信号 (以下、M R 信号と称する) を受信する。受信コイルアレイ 1 0 8 は、M R 信号を受信すると、受信した M R 信号を受信回路 1 0 9 へ出力する。なお、第 1 の実施形態において、受信コイルアレイ 1 0 8 は、1 以上、典型的には複数の受信コイルを有するコイルアレイである。

【 0 0 1 8 】

受信回路 1 0 9 は、受信コイルアレイ 1 0 8 から出力される M R 信号に基づいて M R データを生成する。例えば、受信回路 1 0 9 は、受信コイルアレイ 1 0 8 から出力される M R 信号をデジタル変換することによって M R データを生成する。また、受信回路 1 0 9 は、生成した M R データをシーケンス制御回路 1 1 0 へ送信する。

20

【 0 0 1 9 】

なお、受信回路 1 0 9 は、静磁場磁石 1 0 1 や傾斜磁場コイル 1 0 2 などを備える架台装置側に備えられていてもよい。ここで、第 1 の実施形態において、受信コイルアレイ 1 0 8 の各コイルエレメント (各受信コイル) から出力される M R 信号は、適宜分配・合成されることで、チャンネルなどと呼ばれる単位で受信回路 1 0 9 へ出力される。このため、M R データは、受信回路 1 0 9 以降の後段の処理においてチャンネル毎に取り扱われる。コイルエレメントの総数とチャンネルの総数との関係は、同一の場合もあれば、コイルエレメントの総数に対してチャンネルの総数が少ない場合、あるいは反対に、コイルエレメントの総数に対してチャンネルの総数が多い場合もある。以下において、「チャンネル毎」のように表記する場合、その処理が、コイルエレメント毎に行われてもよいし、あるいは、コイルエレメントが分配・合成されたチャンネル毎に行われてもよいことを示す。なお、分配・合成のタイミングは、上述したタイミングに限られるものではない。M R 信号若しくは M R データは、後述する再構成処理の前までに、チャンネル単位に分配・合成されればよい。

30

【 0 0 2 0 】

シーケンス制御回路 1 1 0 は、計算機システム 1 2 0 から送信されるシーケンス情報に基づいて、傾斜磁場電源 1 0 3、送信回路 1 0 7 及び受信回路 1 0 9 を駆動することによって、被検体 P の撮像を行う。シーケンス制御回路 1 1 0 は、被検体 P の撮像を行うことにより、M R データを収集する。なお、収集される M R データは、M R 信号に基づいて生成されるため、シーケンス制御回路 1 1 0 は、M R 信号を収集するともいえる。例えば、シーケンス制御回路 1 1 0 は、プロセッサにより実現される。ここで、シーケンス情報は、撮像を行うための手順を定義した情報である。シーケンス情報には、傾斜磁場電源 1 0 3 が傾斜磁場コイル 1 0 2 に供給する電源の強さや電源を供給するタイミング、送信回路 1 0 7 が送信コイル 1 0 6 に送信する R F パルスの強さや R F パルスを印加するタイミング、受信回路 1 0 9 が M R 信号を検出するタイミングなどが定義される。

40

【 0 0 2 1 】

なお、シーケンス制御回路 1 1 0 は、傾斜磁場電源 1 0 3、送信回路 1 0 7 及び受信回路 1 0 9 を駆動して被検体 P を撮像した結果、受信回路 1 0 9 から M R データを受信すると、受信した M R データを計算機システム 1 2 0 へ転送する。

【 0 0 2 2 】

50

計算機システム120は、MRI装置100の全体制御や、データ収集、画像再構成などを行う。計算機システム120は、インタフェース回路121、記憶回路122、処理回路123、入力回路124、及びディスプレイ125を有する。

【0023】

インタフェース回路121は、シーケンス情報をシーケンス制御回路110へ送信し、シーケンス制御回路110からMRデータを受信する。また、インタフェース回路121は、MRデータを受信すると、受信したMRデータを記憶回路122に格納する。記憶回路122に格納されたMRデータは、処理回路123の後述する配置機能123aによってk空間に配置される。この結果、記憶回路122は、複数チャンネル分のk空間データを記憶する。このようにして、k空間データが配置される。インタフェース回路121は、例えば、ネットワークインタフェースカードにより実現される。

10

【0024】

記憶回路122は、インタフェース回路121によって受信されたMRデータや、後述する配置機能123aによってk空間に配置されたk空間データ、後述する画像生成機能123bによって生成された画像データなどを記憶する。また、記憶回路122は、各種のプログラムを記憶する。記憶回路122は、例えば、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。

【0025】

入力回路124は、医師や診療放射線技師等の操作者からの各種指示や情報入力を受け付ける。入力回路124は、例えば、トラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等によって実現される。入力回路124は、処理回路123に接続されており、操作者から受け取った入力操作を電気信号に変換して処理回路123へと出力する。

20

【0026】

ディスプレイ125は、処理回路123による制御のもと、各種GUI(Graphical User Interface)や、後述する画像生成機能123bによって生成された各種の画像等を表示する。

【0027】

処理回路123は、MRI装置100の全体制御を行う。具体的には、処理回路123は、入力回路124を介して操作者から入力される撮像条件(撮像パラメータ)に基づいてシーケンス情報を生成し、生成したシーケンス情報をシーケンス制御回路110に送信することによって撮像を制御する。また、処理回路123は、撮像の結果としてシーケンス制御回路110から送られるMRデータに基づいて行われる画像の生成(再構成)を制御したり、ディスプレイ125による表示を制御したりする。処理回路123は、プロセッサにより実現される。処理回路123は、配置機能123aと、画像生成機能123bとを有する。

30

【0028】

ここで、例えば、処理回路123の構成要素である配置機能123a及び画像生成機能123bの各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路122に記憶されている。処理回路123は、各プログラムを記憶回路122から読み出し、読み出した各プログラムを実行することで、各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路123は、図1の処理回路123内に示された各機能を有することとなる。なお、図1においては、単一の処理回路123にて、配置機能123a及び画像生成機能123bの各処理機能が実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路123を構成し、各プロセッサが各プログラムを実行することにより各処理機能を実現するものとしても構わない。配置機能123a及び画像生成機能123bについては後述する。

40

【0029】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU(central process unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回

50

路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。なお、記憶回路 122 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むように構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【0030】

ここで、パルスシーケンスは、例えば、上述したように、フリップアングル、TR (Repetition Time)、TE (Echo Time)、TI (Inversion Time)、TSL (Spin Lock Time)、TSR (saturation recovery time) といった撮像パラメータを有する。これらの撮像パラメータのいずれかを変化させることで、MRI装置によって得られる画像のコントラストは変化する。これらのコントラストは撮像対象となる組織 (対象組織) に依存した T1 値や T2 値により変化するため、複数の撮像パラメータによるコントラストの違いを利用することで、操作者は、撮像対象について詳しく知ることができる。そこで、撮像パラメータの一部を段階的に変化させてコントラストが異なる複数の画像を生成した上で、これらの複数の画像のコントラストの違いを利用して T1 値や T2 値といった対象組織に依存したパラメータを推定し、推定したパラメータを画像化することにより、T1 マッピングや T2 マッピングといったパラメータマッピング画像を生成する技術がある。

【0031】

例えば、T1 マッピング画像は、Look-Locker 法、心電同期を用いた MOLLI (modified look-locker inversion recovery) 法、又は、SASHA (saturation-recovery single-shot acquisition) 法といった手法により得ることができる。また、T2 マッピング画像は、マルチスピンエコー法により撮像された TE の異なる複数の画像を利用して得ることができる。ここで、撮像パラメータを段階的に変化させた複数の画像を並べると、時系列画像に類似した画像が得られる。MRI装置は、各画素が撮像パラメータに依存した曲線に従うと考えてその曲線の係数を推定し、得られた係数から T1 値や T2 値を推定し、推定した T1 値や T2 値を画像化することにより、T1 マッピングや T2 マッピングといったパラメータマッピング画像を生成する。

【0032】

一方、MRI装置を利用して心臓のシネ撮像等の時系列撮像を行う分野においては、撮像空間である k 空間の一部を間引いてデータ収集を行うことで、撮像時間を短縮する手法が知られている。撮像時間の短縮手法を大別すると、(1) 常に k 空間全域について均一の割合で間引く方法、(2) k 空間中心付近をフルサンプリングし、k 空間中心付近以外の部分を間引く手法、の 2 種類が知られている。(1) の手法としては k-t SENSE (sensitivity encoding) 法や k-t PCA (principal component analysis) 法、(2) の手法としては k-t GRAPPA (generalized auto calibrating partially parallel acquisition) 法や圧縮センシング法が知られている。

【0033】

上述したように、MRI装置は、パラメータマッピング画像を生成する際に、T1 値や T2 値などのパラメータを推定する。そして、MRI装置は、パラメータを推定する際に、撮像パラメータの一部を段階的に変化させてコントラストが異なる複数の画像を生成する。このように、MRI装置は、複数の画像を生成するため、パラメータを推定する際に時間がかかり、効率良くパラメータを推定することが困難である。また、この結果、撮像時間が長くなり、MRI装置は、効率良くパラメータマッピング画像を生成することが困難である。

【0034】

そこで、以下に説明するように、本実施形態に係る MRI装置 100 は、効率良くパラメータを推定することができるように各種の処理を実行する。

【 0 0 3 5 】

配置機能 1 2 3 a は、シーケンス制御回路 1 1 0 により収集された M R データを、後述する p 軸上の各点に対する k 空間データとして k 空間に配置する。なお、上述したように、M R データは、M R 信号に基づいて生成されるため、配置機能 1 2 3 a は、M R 信号を、後述する p 軸上の各点に対する k 空間データとして k 空間に配置するともいえる。

【 0 0 3 6 】

画像生成機能 1 2 3 b は、配置機能 1 2 3 a により配置された k 空間データに基づいて、画像を生成する。例えば、画像生成機能 1 2 3 b は、上述した撮像パラメータの一部を段階的に変化させてコントラストが異なる複数の画像を生成する。なお、ここでいう画像は、後述するパラメータマッピングを生成する際に用いられる原画像である。そして、画像生成機能 1 2 3 b は、生成した複数の画像のコントラストの違いを利用して T 1 値や T 2 値といった対象組織に依存したパラメータを推定する。そして、画像生成機能 1 2 3 b は、推定したパラメータを画像化することにより、T 1 マッピングや T 2 マッピングといったパラメータマッピング画像を生成する。

【 0 0 3 7 】

ここで、画像生成機能 1 2 3 b が生成する各種のパラメータマッピング画像について説明する。以下、パラメータマッピング画像の例を 4 つ挙げて説明するが、画像生成機能 1 2 3 b が生成するパラメータマッピング画像は、以下の例に限られない。

【 0 0 3 8 】

(T 1 マッピング画像)

まず、T 1 マッピング画像について説明する。被検体 P に R F パルスを与えていない状態では、被検体 P の撮像対象の領域 (対象領域) における磁化ベクトルの向きは静磁場の方向である Z 方向となる。ここで、磁化ベクトルの強さ (大きさ) を M 0 とする。被検体 P がラーモア周波数に対応した R F パルスを受けると、被検体 P の対象領域の Z 方向 (縦方向) の磁化ベクトルの強さは M 0 よりも弱い値になり、その後、徐々に M 0 まで回復していく。R F パルスを受けた直後の時刻を t = 0 で表し、t = 0 における Z 方向の磁化ベクトルの強さを M 1 で表すと、Z 方向の磁化ベクトルの強さ M (t) は、以下の式 (1) で表される。

$$M (t) = M 0 + (M 1 - M 0) e x p (- t / T 1) \quad (1)$$

【 0 0 3 9 】

T 1 緩和と呼ばれる、式 (1) で表される回復の過程は、撮像の際に、所定の撮像パラメータ、例えば、T I を段階的に変化させながら撮像し、各 T I で撮像された各画像を生成することで、各画像に対するコントラストの変化として間接的に画像化できる。T I を変化させながら撮像する手法は L o o k - L o c k e r 法として知られている。また、心臓のように動きの激しい部位では、M O L L I 法や S A S H A 法といった方法が用いられる。L o o k - L o c k e r 法や M O L L I 法は 1 8 0 度、あるいは 9 0 度よりも大きく 1 8 0 度に近い R F パルスを被検体 P に照射することで M 1 = - M 0 とする撮像法である。また、S A S H A 法は M 1 = 0 とする撮像法である。T 1 マッピングとは、先に示したいずれかの撮像パラメータを段階的に変化させながら各画素の T 1 値を推定し、推定した T 1 値を画像に反映させる技術である。画像生成機能 1 2 3 b は、このような技術を用いて、k 空間データに基づいて、T 1 マッピング画像を生成する。なお、M O L L I 法については、「D. R. Messroghli et al. 'Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High-Resolution T1 Mapping of the Heart,' 'Magnetic Resonance in Medicine 52: 141-146 (2004).」等の文献に記載されている。

【 0 0 4 0 】

(T 2 マッピング画像)

次に、T 2 マッピング画像について説明する。被検体 P がラーモア周波数に対応した R F パルスを受けた直後は、磁化ベクトルの X Y 平面の成分は乱雑さが最も少ない状態になる。その後、磁化ベクトルの X Y 平面の成分は徐々に減衰していく。磁場の不均一性に影響されない減衰の時定数を T 2 値と呼び、磁場の不均一性の影響も含めた減衰の時定数を

T2*値と呼ぶ。これらの減衰の時定数は、複数のエコー時間(T_E)に対応した複数の画像を撮像し、撮像した複数の画像の違いを利用することで画像に反映させることができる。具体的には、例えば、T₂マッピングでは、XY平面での磁化ベクトルの強さM(t)が初期時刻での磁化ベクトルの強さM₀に対し、以下の式(2)で示すように減衰することを利用し、複数のT_Eに対するT₂値を推定し、推定したT₂値を画像に反映させることで、T₂マッピング画像を生成する。

$$M(t) = M_0 \exp(-T_E / T_2) \quad (2)$$

【0041】

また、T₂*マッピングでは、T₂マッピングと同様に、複数のT_Eに対するT₂*値を推定し、推定したT₂*値を画像に反映させることで、T₂*マッピング画像を生成する。画像生成機能123bは、上述したT₂マッピングやT₂*マッピングの技術を用いて、k空間データに基づいて、T₂マッピング画像やT₂*マッピング画像を生成する。なお、T₂値はマルチエコーのスピネコーシーケンスにより磁場の不均一性の影響を除去しながら繰り返し撮像することで推定できる。また、T₂*値はマルチエコーのグラディエントエコーシーケンスを用いることで推定できる。

【0042】

(T₁マッピング画像)

次に、T₁マッピング画像について説明する。例えば、MRI装置の磁場強度として1~7T程度を考えると、T₁緩和は数十~数百MHzのラーモア周波数で起こる分子の動きに対応する。一方、数kHzといった低周波数で起こる分子の動きには、磁化移動や化学交換といった分子構造や組成による動きが含まれるため、このような低周波数での緩和を計測する方法としてT₁パルスシーケンスがある。T₁パルスシーケンスでは、Z方向の磁化ベクトルの強さM₀に対し専用のプリパルスを加えT₁に依存した強さで減衰させてから、任意のパルスシーケンスで撮像するパルスシーケンスである。専用のプリパルスは、Z方向の磁化ベクトルをXY方向に倒してから、ラーモア周波数とは別の低周波数に対応したパルスであるスピンロックパルスをT_SL時間だけ照射し続けた後、磁化ベクトルをZ方向に戻すというものである。このプリパルスにより、収集信号の強さSは、T_SLがない場合の信号の強さをS₀とし、またスピンロックパルスの強度を変えないものとするれば、以下の式(3)で表される。

$$S(T_{SL}) = S_0 \exp(-T_{SL} / T_1) \quad (3)$$

【0043】

T₁マッピングとは、T_SLを段階的に変化させながら各画素のT₁値を推定し、推定したT₁値を画像に反映させる技術である。画像生成機能123bは、このような技術を用いて、k空間データに基づいて、T₁マッピング画像を生成する。

【0044】

(ADC画像)

任意のパルスシーケンスの前に拡散強調用プリパルスを加えて拡散に依存した信号減衰を発生させてから、任意のパルスシーケンスで収集を行うことで、分子の拡散(Diffusion)を画像に反映させることができる。パルスシーケンスで用いる撮像パラメータをまとめた値をb値と呼ぶ。プリパルスを適用しない場合の信号の強さをS₀、プリパルスを適用した場合の信号の強さをS(b)、分子の拡散係数をADCで表すと、理想的には、以下の式(4)で表される。

$$S(b) = S_0 \exp(-b \cdot ADC) \quad (4)$$

【0045】

理想的でない場合でも、S(b)は、b値が大きくなるほど減衰することが多い。Diffusionの目的の1つは、b値を段階的に変化させることで各画素のADC値を推定し、推定したADC値を画像に反映させて、ADC画像を生成することである。なお、理想から外れた部分を考慮に入れ、より複雑なモデルを用いて拡散を分析するDKI(Diffusional Kurtosis Imaging)やQSI(Q-Space Imaging)と呼ばれる技術も存在する。この場合もb値を変化させながら撮像する部分は同じであるが、複雑なモデルを推定

10

20

30

40

50

するためにb値の種類を増やすことが多い。本実施形態では、D i f f u s i o nもパラメータマッピングの1例として考える。画像生成機能123bは、このような技術を用いて、k空間データに基づいて、ADC画像を生成する。

【0046】

(パラメータマッピングとサンプリング)

上述したように、パラメータマッピング技術とは、注目する撮像パラメータを段階的に変化させ、その信号減衰の程度から何らかのパラメータを推定し、推定したパラメータを画像に反映させる技術と考えられる。以下の説明では、撮像パラメータのうち段階的に変化させる撮像パラメータを注目撮像パラメータと呼ぶ。また、注目撮像パラメータの軸をp軸と呼ぶ。以下の説明では特に断らない限り、p軸が1次元の場合の例について説明するが、2次元以上でもあっても良く、この場合には、各次元について、以下で述べる方法をそのまま適用すればよい。

10

【0047】

パラメータマッピング技術では、T1値、T2値、T2*値、T1値及びADC値などのパラメータを推定する際に、p軸上で複数の点に対する複数の画像を生成する必要がある。例えば、p軸が、TIの軸である場合には、TIの複数の値に対する複数の画像を生成する必要がある。複数の画像を生成する際の撮像時間は1枚の画像を生成する場合と比べ長くなることが多い。したがって、MRI装置100において、効率良くパラメータを推定することが重要な課題である。効率良くパラメータを推定することができれば、撮像時間の短縮につながる。

20

【0048】

パラメータマッピングの対象とする画像の各画素における、信号強度(Intensity)と注目撮像パラメータの値との関係を示す曲線は、注目撮像パラメータの値を段階的に変化させると、指数曲線もしくは類似の曲線となる。具体的な例を挙げて説明する。図2は、Look-Locker法によるT1回復の曲線の一例を示す図である。図3は、SASHA法によるT1回復の曲線の一例を示す図である。図4は、マルチエコースピンエコー撮像時のT2減衰の曲線の一例を示す図である。

【0049】

図2の例に示す曲線210は、画像201~204内の領域205内の各画素における、信号強度とTIの値との関係を示す。信号強度は、絶対値で表されている。このため、-1から1まで回復するT1回復の曲線が、図2の例では、後述するヌルポイントで折り返された曲線210として示されている。曲線210は、領域205内の各画素における、TIの値「TI1」に対応する信号強度、TIの値「TI2」に対応する信号強度、TIの値「TI3」に対応する信号強度、及び、TIの値「TI4」に対応する信号強度を示す。

30

【0050】

また、曲線211は、画像201~204内の領域206内の各画素における、信号強度とTI値との関係を示す。例えば、曲線211は、領域206内の各画素における、TIの値「TI1」に対応する信号強度、TIの値「TI2」に対応する信号強度、TIの値「TI3」に対応する信号強度、及び、TIの値「TI4」に対応する信号強度を示す。

40

【0051】

ここで、領域205と領域206は、被検体Pの異なる組織に対応する。また、組織ごとに、磁場強度が一定であれば、T1値は特有である。このため、図2の例に示すように、信号強度とTIの値との関係を示す曲線210、211は、組織毎に特有となる。

【0052】

また、図3の例に示す曲線310は、画像301~304内の領域305内の各画素における、信号強度とTSRの値との関係を示す。例えば、曲線310は、領域305内の各画素における、TSRの値「TSR1」に対応する信号強度、TSRの値「TSR2」に対応する信号強度、TSRの値「TSR3」に対応する信号強度、及び、TSRの値「

50

TSR4」に対応する信号強度を示す。

【0053】

また、曲線311は、画像301～304内の領域306内の各画素における、信号強度とTSR値との関係を示す。例えば、曲線311は、領域306内の各画素における、TSRの値「TSR1」に対応する信号強度、TSRの値「TSR2」に対応する信号強度、TSRの値「TSR3」に対応する信号強度、及び、TSRの値「TSR4」に対応する信号強度を示す。

【0054】

ここで、領域305と領域306は、被検体Pの異なる組織に対応する。また、上述したように、磁場強度が一定であれば、組織ごとに、T1値は特有である。このため、図3の例に示すように、信号強度とTSRの値との関係を示す曲線310、311は、組織毎に特有となる。

【0055】

また、図4の例に示す曲線410は、画像401～404内の領域405内の各画素における、信号強度とTEの値との関係を示す。例えば、曲線410は、領域405内の各画素における、TEの値「TE1」に対応する信号強度、TEの値「TE2」に対応する信号強度、TEの値「TE3」に対応する信号強度、及び、TEの値「TE4」に対応する信号強度を示す。

【0056】

また、曲線411は、画像401～404内の領域406内の各画素における、信号強度とTE値との関係を示す。例えば、曲線411は、領域406内の各画素における、TEの値「TE1」に対応する信号強度、TEの値「TE2」に対応する信号強度、TEの値「TE3」に対応する信号強度、及び、TEの値「TE4」に対応する信号強度を示す。

【0057】

ここで、領域405と領域406は、被検体Pの異なる組織に対応する。また、組織ごとに、T2値は特有である。このため、図4の例に示すように、信号強度とTEの値との関係を示す曲線410、411は、組織毎に特有となる。

【0058】

推定対象のパラメータについて十分な推定精度が得られるように、収集データの量を確保する必要がある。このとき、少ないデータ量の収集データでも推定対象のパラメータの推定に十分な精度が得られるなら、短時間で効率良くパラメータを推定することができ、ひいては、撮像時間を短縮することができる。なお、パラメータマッピングでは、パラメータマッピングの収集を行うパルスシーケンスによって、p軸上における画像を撮る位置の間隔やフェーズエンコード数に制約が存在することがある。たとえば、Look-Locker法やマルチエコー収集では、p軸上において固定のパラメータ間隔で、同一のフェーズエンコード数のデータ収集を繰り返す。これは、p軸上の収集位置およびフェーズエンコード数を自由に制御できないことを意味する。

【0059】

そこで、本実施形態では、p軸上で収集可能な位置、撮像マトリックスサイズ、及び、収集可能なフェーズエンコード数が与えられたときに、画素ごとに、これらの軸に対応するパラメータ（例えば、T1、T2、T2*、T1又はADC）を高い精度で求めるために、フェーズエンコードの並び方を制御する。

【0060】

具体的には、実施形態に係るシーケンス制御回路110は、p軸上で画素値の変化が激しい領域では、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍に偏らせる。また、シーケンス制御回路110は、p軸上で画素値の変化が緩やかな領域では、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、k空間の周辺部を相対的に多く収集する。ここで、画素値の変化が激しい領域とは、例えば、画素値の変化の度合いが所定値以上となる領域を指し、先の図2～4における各種の曲線において、

10

20

30

40

50

接線の傾きの絶対値が所定値以上となる領域を指す。また、画素値の変化が緩やかな領域とは、例えば、画素値の変化の度合いが所定値未満となる領域を指し、各種の曲線において、接線の傾きの絶対値が所定値未満となる領域を指す。

【 0 0 6 1 】

ここで、 p 軸と曲線とが接する又は交差する点（ヌルポイント（null point））は、 $T1$ 値などのパラメータを推定する際に用いられる重要な情報を含んでいる。そこで、シーケンス制御回路 110 は、ヌルポイントを含む領域では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせてもよい。また、シーケンス制御回路 110 は、ヌルポイントを含まない領域では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、 k 空間の周辺部を相対的に多く収集してもよい。

10

【 0 0 6 2 】

すなわち、シーケンス制御回路 110 は、 p 軸上で画素値の変化が激しい領域及びヌルポイントを含む領域の少なくとも 1 つの領域では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせてもよい。また、シーケンス制御回路 110 は、 p 軸上で画素値の変化が緩やかな領域及びヌルポイントを含まない領域の少なくとも 1 つの領域では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、 k 空間の周辺部を相対的に多く収集してもよい。

【 0 0 6 3 】

図 5 及び図 6 を参照して、フェーズエンコードの並び方を制御する方法の一例を説明する。

20

【 0 0 6 4 】

図 5 は、 $T1$ マッピングの例を示す図である。図 5 の例では、範囲 501 は、 TI の値が、「 $TI5$ 」以上「 $TI6$ 」未満の範囲である。範囲 501 は、 TI の軸上で画素値の変化が激しい領域及び 2 つのヌルポイント $P1$ 、 $P2$ を含む領域に対応する範囲である。

【 0 0 6 5 】

また、範囲 502 は、 TI の値が、「 $TI6$ 」以上「 $TI7$ 」未満の範囲である。範囲 502 は、 TI の軸上で画素値の変化が緩やかな領域及び 2 つのヌルポイント $P1$ 、 $P2$ を含まない領域に対応する範囲である。

【 0 0 6 6 】

シーケンス制御回路 110 は、範囲 501 では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせる。また、シーケンス制御回路 110 は、範囲 502 では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、 k 空間の周辺部を相対的に多く収集する。

30

【 0 0 6 7 】

図 6 は、 $T2$ マッピングの例を示す図である。図 6 の例では、範囲 601 は、 TSR の値が、「 $TSR5$ 」以上「 $TSR6$ 」未満の範囲である。範囲 601 は、 TSR の軸上で画素値の変化が激しい領域及びヌルポイント $P3$ を含む領域に対応する範囲である。

【 0 0 6 8 】

また、範囲 602 は、 TSR の値が、「 $TSR6$ 」以上「 $TSR7$ 」未満の範囲である。範囲 602 は、 TSR の軸上で画素値の変化が緩やかな領域及びヌルポイント $P3$ を含まない領域に対応する範囲である。

40

【 0 0 6 9 】

シーケンス制御回路 110 は、範囲 601 では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせる。また、シーケンス制御回路 110 は、範囲 602 では、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、 k 空間の周辺部を相対的に多く収集する。

【 0 0 7 0 】

ここで、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせる領域と、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、 k 空間の周辺部を相対的に多く収集する領域とを決定する方法の一例について説明する。例えば

50

、MRI装置の静磁場強度及び被検体Pの部位ごとに、収集画像の画素値の変化が激しい領域及びヌルポイントを含む領域を事前学習などで予めデータベース化しておく。そして、シーケンス制御回路110は、被検体Pの撮像対象の部位に対応する、画素値の変化が激しい領域及びヌルポイントを含む領域をデータベースから取得する。そして、シーケンス制御回路110は、取得した領域を、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍に偏らせる領域として扱う。また、シーケンス制御回路110は、取得した領域以外の領域を、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍にあまり偏らせることなく、k空間の周辺部を相対的に多く収集する領域として扱う。

【0071】

なお、p軸上で収集する点列の中央より前の領域を画素値の変化が激しい領域、p軸上で収集する点列の中央より後の領域を画素値の変化が緩やかな領域というように、別途定めた基準で画素値の変化が激しい領域と画素値の変化が緩やかな領域を与えても良い。

10

【0072】

また、MRI装置ごとの静磁場強度及び被検体の組織と、T1値との関係は既知である。このため、撮像部位を構成する複数の組織のそれぞれと、MRI装置100の静磁場強度とに対応するT1値を算出しておく。そして、組織ごとに算出したT1値のうち、最大のT1値を上述の式(1)に適用して、式(1)からヌルポイントを特定し、特定したヌルポイントが含まれる領域を、上述のデータベースに登録してもよい。また、最大のT1値に所定値(例えば、1.4や0.6等)を乗じた値を、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍に偏らせる領域と、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍にあまり偏らせることなくk空間の周辺部を相対的に多く収集する領域とを区切るために用いてもよい。

20

【0073】

また、操作者によって、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍に偏らせる領域と、収集対象とするフェーズエンコードをk空間の中心近傍にあまり偏らせることなくk空間の周辺部を相対的に多く収集する領域とを変更可能にさせてもよい。

【0074】

(処理の流れ)

図7を参照して、上述したパラメータマッピングのための収集を行う処理の流れの一例について説明する。図7は、実施形態に係るパラメータマッピングのための収集を行う処理の流れの一例を示すフローチャートである。

30

【0075】

シーケンス制御回路110は、注目撮像パラメータに応じて上述した各領域のサンプリング密度を制御し、MR信号を収集する(ステップS701)。シーケンス制御回路110により制御されるサンプリング密度は、シーケンス制御部110に送られるパルスシーケンスに基づいたものである。MR信号は、受信コイルアレイ108により収集される。

【0076】

ここで、図8を参照して、ステップS701で実行されるサンプリング密度の制御(サンプリング密度制御)の一例について説明する。

【0077】

(サンプリング密度制御)

図8は、実施形態に係るサンプリング密度制御の一例を示す図である。図8は、Lock-Locker法をベースとしたT1マッピングにおける、TIに対するサンプリング密度の制御方法の一例を示す。なお、図8の例では、アンダーサンプリングされたk空間データのフルサンプリングに対するサンプル数の割合「Reduction Factor」を「R」で表している。以下の説明においても、「Reduction Factor」を「R」で表すこととする。また、図8の例では、フェーズエンコード(Phase Encode)の軸に加え、リードアウト(RO(readout))970の軸が示されている。リードアウト970の軸は、フェーズエンコードの軸に直交する。

40

【0078】

50

Look-Locker法の撮像では、TIが所定値よりも小さい範囲901では生成される画像の信号強度の変化が大きく、TIが先の所定値よりも大きい範囲902では生成される画像の信号強度の変化が小さいものとみなすことができる。医療用途では、対象物の組織がとり得るT1値の範囲は経験的に分かっているため、とり得るT1値の範囲を利用して、先の所定値を調整することが可能である。医療用途でない場合には、対象物の組成からとり得るT1値の範囲を予め調べておくことで、先の所定値の調整が可能である。

【0079】

図8の例では、シーケンス制御回路110は、範囲901では、k空間の中心を含む領域903のRを「1」とし、k空間の周辺の領域904、905のRを「4」より大きくなるように調整している。また、シーケンス制御回路110は、範囲902では、k空間の中心を含む領域903のRを「2」とし、k空間の周辺の領域904、905のRを「4」となるように調整している。ここで、シーケンス制御回路110は、例えば、リードアウト970方向のどの位置においても、上述したように、Rを調整している。したがって、図8の例に示すk空間データ全体では、Rが「3」程度になる。このため、本実施形態に係るMRI装置100によれば、k空間データ全体におけるRの値が比較的大きい「3」程度であるため、MR信号の収集に時間がかからない。そのため、MR信号の収集の開始からT1値やT2値などのパラメータを推定するまでの時間がかからない。そのため、MRI装置100によれば、効率良くパラメータを推定することができる。また、MRI装置100によれば、同様の理由で、効率良くパラメータマッピング画像を生成することができる。

【0080】

このように、シーケンス制御回路110は、範囲901では、領域903のRを下げ、領域904、905のRを上げるように調整している。また、シーケンス制御回路110は、範囲902では、領域903のRを範囲901よりも上げ、領域904、905のRを範囲901よりも下げるようにしている。

【0081】

すなわち、シーケンス制御回路110は、パルスシーケンスを実行することにより、k空間に配置されるMR信号を、注目撮像パラメータであるTIが範囲901に含まれる場合には、k空間の中心を含む領域903をR=1に対応するサンプリング密度で収集する。また、シーケンス制御回路110は、領域903とは異なる領域904、905を、R=1に対応するサンプリング密度とは異なるR>4に対応するサンプリング密度で上述のMR信号を収集する。なお、範囲901は、対応する画素値の変化の度合いが所定値以上となる範囲であり、第1の範囲の一例である。領域903は、第1領域の一例である。R=1に対応するサンプリング密度は、第1のサンプリング密度の一例である。R>4に対応するサンプリング密度は、第2のサンプリング密度の一例である。

【0082】

また、シーケンス制御回路110は、先のMR信号を、TIが範囲901とは異なる範囲902に含まれる場合には、領域903では、R=1に対応するサンプリング密度よりも低いサンプリング密度で収集するとともに、領域904、905では、R>4に対応するサンプリング密度よりも高いサンプリング密度で収集する。範囲902は、対応する画素値の変化の度合いが所定値未満となる範囲であり、第2の範囲の一例である。

【0083】

なお、シーケンス制御回路110は、範囲901では、領域903でデータ収集を行うフェーズエンコード数を「16」とし、領域904、905でのフェーズエンコード数を「7」としている。また、シーケンス制御回路110は、範囲902では、領域903でのフェーズエンコード数を「12」とし、領域904、905でのフェーズエンコード数を「9」としている。範囲901におけるフェーズエンコード数「30」と、範囲902におけるフェーズエンコード数「30」とは一致する。すなわち、シーケンス制御回路110は、範囲901におけるフェーズエンコード数と、範囲902におけるフェーズエン

10

20

30

40

50

コード数とを一致させるようにしている。なお、異なる範囲で、フェーズエンコード数は異なってもよい。

【 0 0 8 4 】

また、範囲 9 0 2 において収集された M R 信号 (M R データ) に基づいて、位相補正を行うことができるため、この場合には、シーケンス制御回路 1 1 0 は、ヌルポイントを含む領域を、収集対象とするフェーズエンコードを k 空間の中心近傍に偏らせる領域として扱わなくともよい。

【 0 0 8 5 】

図 7 の説明に戻り、配置機能 1 2 3 a は、受信コイルアレイ 1 0 8 によって収集された M R 信号に基づく M R データを k 空間データに変換し、注目撮像パラメータに対応した k 空間データとして記憶回路 1 2 2 に配置する (ステップ S 7 0 2) 。

10

【 0 0 8 6 】

そして、画像生成機能 1 2 3 b は、注目撮像パラメータの各値に対応した k 空間データに基づいて、先に説明した方法によりパラメータマッピング画像を生成する (ステップ S 7 0 3) 。パラメータマッピング画像の例としては、T 1 マッピング画像、T 2 マッピング画像、T 2 * マッピング画像、T 1 マッピング画像、A D C 画像のいずれか、又は、これらの組み合わせがあげられる。

【 0 0 8 7 】

(画像生成方法)

本実施形態では、画像生成機能 1 2 3 b による画像生成方法は、特に限定されない。以下、画像生成方法の一例として、p 軸方向のビューシェアリング法、および、k - p 法の 2 種類の手法について説明する。

20

【 0 0 8 8 】

(p 軸方向のビューシェアリング法)

ビューシェアリング法とは、時系列データを撮像する際に、ある時刻でサンプリングしなかった点のサンプル値を、その点をサンプリングした別の時刻のサンプル値を利用して推定する手法である。本実施形態では、p 軸を時間軸のように扱うことでこのビューシェアリング法を利用する。

【 0 0 8 9 】

p 軸上の位置に応じて収集密度を制御すると、p 軸上のある位置において M R 信号が収集された k 空間上の点において、p 軸上の別の位置では M R 信号が収集されない、ということが起こり得る。そこで、画像生成機能 1 2 3 b は、M R 信号が収集されなかった点に対しては、p 軸をビューシェアリング法における時間軸のように扱い、ビューシェアリング法を利用して、M R 信号を推定する。

30

【 0 0 9 0 】

図 9 は、実施形態に係るビューシェアリング法を利用して M R 信号を推定する処理の流れの一例を示すフローチャートである。なお、図 9 に示す処理を実行する前に、画像生成機能 1 2 3 b は、p 軸上の全 p 位置に対応する k 空間データを保持するだけのメモリを確保しておき、また、サンプリングされたサンプル値をメモリ上にコピーしておくものとする。

40

【 0 0 9 1 】

図 9 の例に示すように、画像生成機能 1 2 3 b は、p 軸上で注目 p 位置を設定する (ステップ S 8 0 1) 。

【 0 0 9 2 】

そして、画像生成機能 1 2 3 b は、注目 p 位置に対応する k 空間上で注目サンプル位置を設定する (ステップ S 8 0 2) 。なお、ステップ S 8 0 2 において、画像生成機能 1 2 3 b は、パラレルイメージング、圧縮センシング、あるいはパラレルイメージングと圧縮センシングの組み合わせによって画像の生成が可能な、先の R が所定値、例えば、「3」以下の領域については、注目サンプル位置を設定しないようにしてもよい。この場合には、画像生成機能 1 2 3 b は、パラレルイメージング、圧縮センシング、あるいはパラレル

50

イメージングと圧縮センシングの組み合わせによって画像の生成が困難な、Rが所定値、例えば、「3」より大きい領域について、注目サンプル位置を設定する。

【0093】

そして、画像生成機能123bは、注目サンプルが欠落しているか否かを判定する(ステップS803)。欠落していない場合(ステップS803:No)には、画像生成機能123bは、ステップS805へ進む。一方、注目サンプルが欠落している場合(ステップS803:Yes)には、画像生成機能123bは、p位置が注目p位置とは異なり、かつ、注目p位置における注目サンプル位置と同一のサンプル位置にあるサンプル値を利用して、欠落している注目サンプルのサンプル値を推定する(ステップS804)。例えば、画像生成機能123bは、最もp位置に近い位置のサンプル値をコピーする。なお、画像生成機能123bは、p軸上における位置の差の大きさを重みとして複数のサンプル値の重みつき平均を注目サンプルのサンプル値としてもよい。

10

【0094】

図10は、実施形態に係るサンプル値の推定方法の一例を説明するための図である。図10の例では、フェーズエンコードの軸に加え、リードアウト971の軸が示されている。リードアウト971の軸は、フェーズエンコードの軸に直交する。図10の例では、シーケンス制御回路110により、TIが所定値よりも小さい範囲921では、k空間の中心を含む領域913のRが「1.5」となり、k空間の周辺の領域914、915のRが「6」となるように調整されている。また、シーケンス制御回路110により、TIが先の所定値よりも大きい範囲922では、領域913のRが「3」となり、領域914、915のRが「9」となるように調整されている。ここで、シーケンス制御回路110は、例えば、リードアウト971方向のどの位置においても、上述したように、Rを調整している。

20

【0095】

図10の例に示す場合において、例えば、画像生成機能123bは、注目サンプル位置942の注目サンプルが欠落しているので、p位置が注目p位置とは異なり、かつ、注目p位置における注目サンプル位置942と同一のサンプル位置943にあるサンプル値を、注目サンプル位置942のサンプル値としてコピーする。

【0096】

なお、ステップS804において、画像生成機能123bは、図10の例に示すように、p位置が注目p位置と同一であり、かつ、注目p位置における注目サンプル位置941に最も近いサンプル位置940のサンプル値を、注目サンプル位置941のサンプル値としてコピーしてもよい。

30

【0097】

図9の説明に戻り、画像生成機能123bは、注目p位置におけるすべてのサンプル位置を処理したか否かを判定する(ステップS805)。全てのサンプル位置を処理した場合(ステップS805:Yes)には、画像生成機能123bは、ステップS806へ進む。一方、全てのサンプル位置を処理していない場合(ステップS805:No)には、画像生成機能123bは、S802に戻って次の注目サンプル位置を設定する。

【0098】

そして、画像生成機能123bは、全てのp位置を処理しているか否かを判定する(ステップS806)。全てのp位置を処理している場合(ステップS806:Yes)には、処理を終了する。一方、全てのp位置を処理していない場合(ステップS806:No)には、画像生成機能123bは、S801に戻って次の注目p位置を設定する。

40

【0099】

なお、S802において設定する注目サンプル位置は必ずしも再構成画像の解像度と等しい(フルサンプリングに対応した)サンプル位置である必要はない。この場合には、ビューシェアリング法の適用後に得られるk空間データはアンダーサンプリング状態のデータになる。画像生成機能123bは、ビューシェアリング法によってフルサンプリングに対応したk空間データを生成した場合には、フーリエ変換による再構成により再構成画像

50

を生成できる。

【0100】

一方、ビューシェアリング法の適用後に得られた k 空間データがアンダーサンプリング状態である場合には、画像生成機能123bは、パラレルイメージング、圧縮センシング、あるいはパラレルイメージングと圧縮センシングの組み合わせによって再構成することにより、再構成画像を生成できる。すなわち、画像生成機能123bは、ビューシェアリング法の適用後に得られた k 空間データ全体の R が、パラレルイメージング、圧縮センシング、あるいはパラレルイメージングと圧縮センシングの組み合わせによって再構成画像を生成可能な値（例えば、「3」）以下となるように、 k 空間データに対してビューシェアリング法を適用する。例えば、先の図10の例では、画像生成機能123bは、ビューシェアリング法の適用後に得られた k 空間データ全体の R が、「3」となるように、 k 空間データに対してビューシェアリング法を適用する。なお、画像生成機能123bが、 k 空間データ全体の R が所定値となる条件を満たすように、 k 空間データに対してビューシェアリング法を適用する例について説明したが、画像生成機能123bは、この条件を考慮せずに、 k 空間データに対してビューシェアリング法を適用してもよい。

10

【0101】

なお、画像生成機能123bは、 p 軸上である値に対応する k 空間データと、 p 軸上で別の値に対応する k 空間データとの間で相互に欠落サンプルを補っても良い。

【0102】

($k-p$ 法)

アンダーサンプリング状態の時系列データを直接再構成する方法は $k-t$ 法と総称され、様々な $k-t$ 法が知られている。本実施形態に係る画像生成機能123bは、 p 軸を時間軸のように扱うことで、この $k-t$ 法を利用して再構成画像を生成することができる。 p 軸を時間軸のように扱うことから、便宜上、この方法を $k-p$ 法と呼ぶことにする。

20

【0103】

$k-p$ 法に利用できる $k-t$ 法は大別して2グループに分けられる。第1グループは、非特許文献1に記載された $k-t$ BLAST、非特許文献2に記載された $k-t$ GRAPPA、及び、非特許文献3に記載された $k-t$ PCAのように、アンダーサンプリング状態に規則性を仮定した方法であり、便宜上、これらの $k-t$ 法を規則パターン $k-t$ 法と呼ぶことにする。第2グループは、非特許文献4に記載された $k-t$ SLRなどのアンダーサンプリング状態に規則性を仮定しない方法であり、便宜上、この $k-t$ 法を任意パターン $k-t$ 法と呼ぶことにする。

30

【0104】

画像生成機能123bは、 $k-p$ 法として規則パターン $k-t$ 法を用いる場合には、先に説明した p 軸方向のビューシェアリング法を適用し、 k 空間データが規則性が有するように、再構成に必要なサンプルデータを推定してから規則パターン $k-t$ 法を適用して、画像を生成すれば良い。また、画像生成機能123bは、 $k-p$ 法として任意パターン $k-t$ 法を用いる場合には、配置機能123aにより配置された k 空間データに対してそのまま任意パターン $k-t$ 法を適用して、画像を生成すれば良い。

【0105】

以上、実施形態に係るMRI装置100について説明した。上述したように、MRI装置100によれば、効率良くパラメータを推定することができる。

40

【0106】

(実施形態に係る変形例)

なお、上述した実施形態では、MRI装置100が、注目撮像パラメータの値を2つの範囲に分けて、各範囲に対応するサンプリング密度制御を行う場合について説明した。しかしながら、MRI装置100は、注目撮像パラメータの値を3つ以上の範囲に分けて、各範囲に対応するサンプリング密度制御を行ってもよい。そこで、このような変形例を実施形態に係る変形例として説明する。以下、図11を参照して、MRI装置100が、注目撮像パラメータの値を3つの範囲に分けて、各範囲に対応するサンプリング密度制御を

50

行う例について説明する。

【 0 1 0 7 】

図 1 1 は、変形例に係るサンプリング密度制御の一例を示す図である。図 1 1 は、L o o k - L o c k e r 法をベースとした T 1 マッピングにおける、T I に対するサンプリング密度の制御方法の一例を示す。なお、図 1 1 の例では、フェーズエンコードの軸に加え、リードアウト 9 7 2 の軸が示されている。リードアウト 9 7 2 の軸は、フェーズエンコードの軸に直交する。

【 0 1 0 8 】

図 1 1 の例に示す範囲 9 5 1 は、画像の信号強度の変化が所定値よりも大きい範囲である。また、範囲 9 5 2 は、ヌルポイント P 1、P 2 を含む範囲である。また、変形例に係る範囲 9 0 2 は、上述した実施形態に係る範囲 9 0 2 と同様の範囲である。

【 0 1 0 9 】

図 1 1 の例では、シーケンス制御回路 1 1 0 は、範囲 9 5 1 では、k 空間の中心を含む領域 9 5 3 の R を「 1 . 5 」とし、k 空間の周辺の領域 9 5 4、9 5 5 の R を「 4 」より大きい値となるように調整している。また、シーケンス制御回路 1 1 0 は、範囲 9 5 2 では、k 空間の中心を含む領域 9 5 3 の R を「 1 」とし、k 空間の周辺の領域 9 5 4、9 5 5 の R を「 4 」より大きい値となるように調整している。また、シーケンス制御回路 1 1 0 は、範囲 9 0 2 では、k 空間の中心を含む領域 9 5 3 の R を「 2 」とし、k 空間の周辺の領域 9 5 4、9 5 5 の R を「 4 」となるように調整している。ここで、シーケンス制御回路 1 1 0 は、例えば、リードアウト 9 7 2 方向のどの位置においても、上述したように、R を調整している。したがって、図 1 1 の例に示す k 空間データ全体では、R が「 3 」程度になる。このため、変形例に係る M R I 装置 1 0 0 によれば、k 空間データ全体における R の値が比較的大きい「 3 」程度であるため、M R 信号の収集に時間がかからない。そのため、M R 信号の収集の開始から T 1 値や T 2 値などのパラメータを推定するまでの時間がかからない。したがって、変形例に係る M R I 装置 1 0 0 によれば、効率良くパラメータを推定することができる。また、変形例に係る M R I 装置 1 0 0 によれば、同様の理由で、効率良くパラメータマッピング画像を生成することができる。

【 0 1 1 0 】

なお、実施形態の説明では 2 次元の収集について説明してきたが、3 次元の収集に対しても適用可能である。また、3 次元の k - p 法で用いる場合、その任意パターンとしては、例えば、スタックオブスターズパターン、ポアソンディスクパターンを用いることができる。

【 0 1 1 1 】

(画像生成プログラム)

上述した実施形態の中で示した処理手順に示された指示は、ソフトウェアであるプログラム (画像生成プログラムとも称される) に基づいて実行されることが可能である。汎用の計算機システムが、この画像生成プログラムを予め記憶しておき、この画像生成プログラムを読み込むことにより、上述した実施形態の M R I 装置による効果と同様な効果を得ることも可能である。上述した実施形態で記述された指示は、コンピュータに実行させることのできる画像生成プログラムとして、磁気ディスク (フレキシブルディスク、ハードディスクなど)、光ディスク (C D - R O M、C D - R、C D - R W、D V D - R O M、D V D ± R、D V D ± R W など)、半導体メモリ、又はこれに類する記録媒体に記録される。コンピュータ又は組み込みシステムが読み取り可能な記憶媒体であれば、その記憶形式は何れの形態であってもよい。コンピュータは、この記録媒体から画像生成プログラムを読み込み、この画像生成プログラムに基づいて画像生成プログラムに記述されている指示を C P U で実行させれば、上述した実施形態の M R I 装置と同様な動作を実現することができる。もちろん、コンピュータが画像生成プログラムを取得する場合又は読み込む場合はネットワークを通じて取得又は読み込んでよい。

【 0 1 1 2 】

また、記憶媒体からコンピュータや組み込みシステムにインストールされた画像生成プ

10

20

30

40

50

プログラムの指示に基づきコンピュータ上で稼働しているOS（オペレーティングシステム）や、データベース管理ソフト、ネットワーク等のMW（ミドルウェア）等が、上述した実施形態を実現するための各処理の一部を実行してもよい。

【0113】

さらに、記憶媒体は、コンピュータあるいは組み込みシステムと独立した媒体に限らず、LAN（Local Area Network）やインターネット等により伝達された画像生成プログラムをダウンロードして記憶又は一時記憶した記憶媒体も含まれる。

【0114】

また、記憶媒体は1つに限られず、複数の媒体から、上述した実施形態における処理が実行される場合も、実施形態における記憶媒体に含まれ、媒体の構成は何れの構成であってもよい。

10

【0115】

なお、コンピュータ又は組み込みシステムは、記憶媒体に記憶されたプログラムに基づき、上述した実施形態における各処理を実行するためのものであって、パソコン、マイコン等の1つからなる装置、複数の装置がネットワーク接続されたシステム等の何れの構成であってもよい。

【0116】

また、コンピュータとは、パソコンに限らず、情報処理機器に含まれる演算処理装置、マイコン等も含み、プログラムによって実施形態における機能を実現することが可能な機器、装置を総称している。

20

【0117】

以上述べた少なくとも一つの実施形態又は変形例に係るMRI装置、及び、画像生成方法によれば、効率良くパラメータを推定することができる。

【0118】

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。また、被検体として人体を例として説明したが、被検体は人体や生体に限定されない。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。

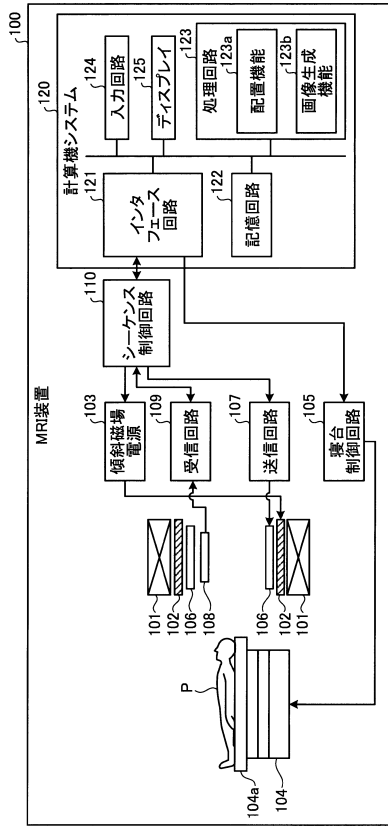
30

【符号の説明】

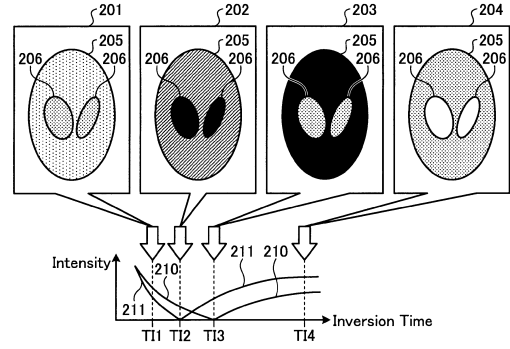
【0119】

- | | |
|------|-----------|
| 100 | MRI装置 |
| 110 | シーケンス制御回路 |
| 123a | 配置機能 |
| 123b | 画像生成機能 |

【図1】



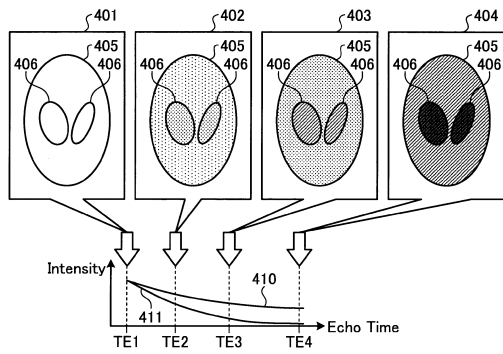
【図2】



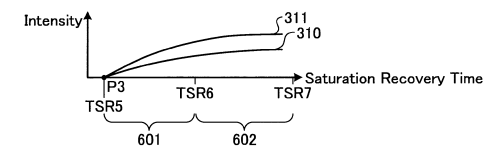
【図3】



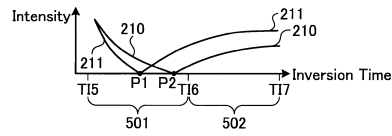
【図4】



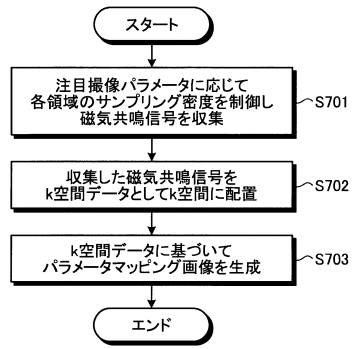
【図6】



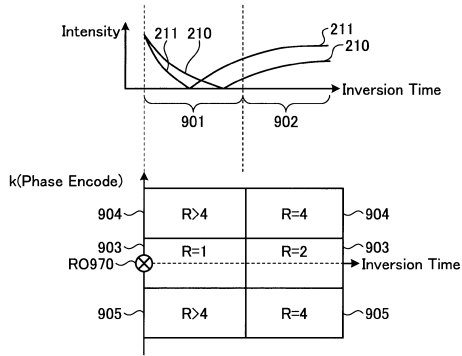
【図5】



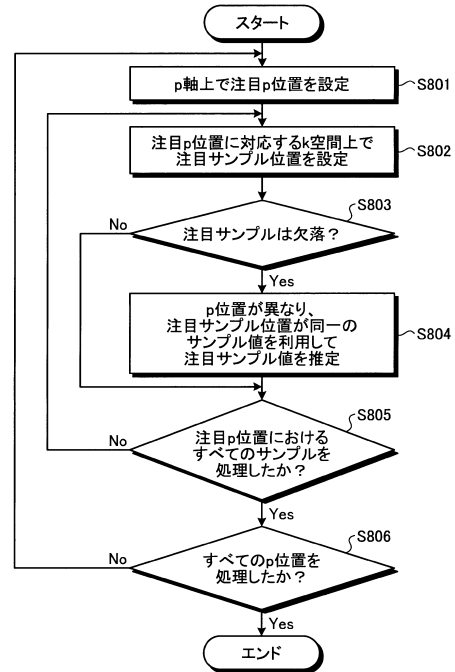
【図7】



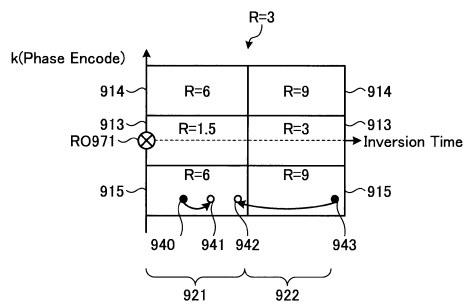
【図8】



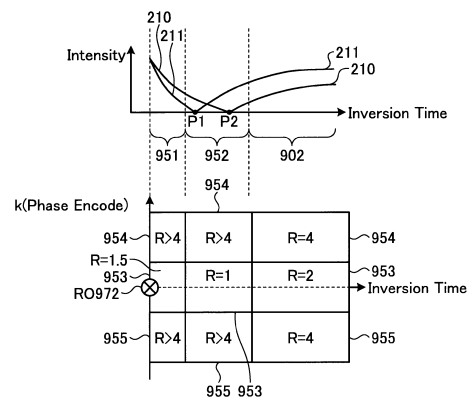
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特表2013-516276(JP,A)
特表2007-536970(JP,A)
特表2015-510812(JP,A)
米国特許出願公開第2013/0300416(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
G01N 24/00
G01R 33/00