

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6400375号
(P6400375)

(45) 発行日 平成30年10月3日 (2018. 10. 3)

(24) 登録日 平成30年9月14日 (2018. 9. 14)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 7 6

A 6 1 B 5/055 3 1 1

請求項の数 10 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-158134 (P2014-158134)
 (22) 出願日 平成26年8月1日 (2014. 8. 1)
 (65) 公開番号 特開2015-51264 (P2015-51264A)
 (43) 公開日 平成27年3月19日 (2015. 3. 19)
 審査請求日 平成29年7月26日 (2017. 7. 26)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-165470 (P2013-165470)
 (32) 優先日 平成25年8月8日 (2013. 8. 8)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 1 3 8 5 番地
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (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

審査官 伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

k 空間上のフルサンプリング位置の一部にサンプル値を有する第 1 の k 空間データのうち、前記サンプル値を有しないサンプリング位置の少なくとも一部にサンプル値を与えて第 2 の k 空間データを生成する k 空間データ生成部と、

前記第 1 の k 空間データから第 1 画像を生成し、前記第 2 の k 空間データから第 2 画像を生成する画像生成部と、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に対する重み係数を導出する導出部と、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に対して、前記重み係数を用いた重み付け加算を行い、磁気共鳴画像を算出する算出部と

を備える、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記 k 空間データ生成部は、前記サンプル値を有しないサンプリング位置に、前記第 1 の k 空間データのうちサンプリング位置に既に与えられているサンプル値に基づいて定まる値を与えることで、前記第 1 の k 空間データから前記第 2 の k 空間データを生成する、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 k 空間データ生成部は、前記サンプル値を有しないサンプリング位置に、特定の位置関係にあるサンプリング位置における、前記第 1 の k 空間データのサンプル値を与えることで、前記第 1 の k 空間データから第 2 の k 空間データを生成する、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 k 空間データ生成部は、前記第 2 の k 空間データのうち、前記第 1 の k 空間データではサンプル値を有するサンプリング位置に、特定の値を与えることで、前記第 1 の k 空間データから第 2 の k 空間データを生成する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記 k 空間データ生成部は、前記第 1 の k 空間データのうち、前記サンプル値を有しないサンプリング位置に、前記サンプル値を有するサンプリング位置のサンプル値を平行移動により与えることで、前記第 1 の k 空間データから第 2 の k 空間データを生成する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 6】

前記導出部は、注目チャネルの k 空間データにおける各サンプリング位置のサンプル値が、前記注目チャネル以外のチャネルを含む、全チャネルの k 空間データにおける周辺のサンプリング位置のサンプル値の重み付き線形和と等しいことを拘束式として、前記重み係数を導出する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記導出部は、前記磁気共鳴画像と同一の解像度を有する基準画像における画素値と、前記磁気共鳴画像における画素値との差を小さくするように、前記重み係数を決定する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 8】

前記導出部は、前記磁気共鳴画像内の特定の領域の信号値がゼロであると仮定して、前記重み係数を決定する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

k 空間上のフルサンプリング位置の一部にサンプル値を有する第 1 の k 空間データのうち、前記サンプル値を有しないサンプリング位置の少なくとも一部にサンプル値を与えて第 2 の k 空間データを生成する k 空間データ生成部と、

前記第 1 の k 空間データから第 1 画像を生成し、前記第 2 の k 空間データから第 2 画像を生成する画像生成部と、

30

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に対する重み係数を導出する導出部と、

前記第 1 画像及び前記第 2 画像に対して、前記重み係数を用いた重み付け加算を行い、磁気共鳴画像を算出する算出部と

を備える、画像処理装置。

【請求項 10】

フルサンプリングに対応する k 空間上のサンプリング位置の一部のサンプリング位置にサンプル値を有する第 1 の k 空間データから、第 2 の k 空間データを生成する k 空間データ生成部と、

前記第 1 の k 空間データから、折り返しのある第 1 画像を生成し、前記第 2 の k 空間データから第 2 画像を生成する画像生成部と、

40

前記第 1 画像及び前記第 2 画像を用いて、折り返しのない磁気共鳴画像を算出する算出部と

を備える、磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、画像処理装置及び磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング装置（以下、適宜「MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置

50

」)は、核磁気共鳴現象を利用して、被検体内部の情報を画像化するための装置である。MRI装置は、コイルを利用して物体内部にある特定の原子(例えば、水素原子)からの核磁気共鳴信号をサンプリングすることで、k空間データと呼ばれるデータを取得する。また、MRI装置は、k空間データにフーリエ変換を適用することで、磁気共鳴画像(以下、適宜「MR(Magnetic Resonance)画像」)を再構成する。

【0003】

核磁気共鳴信号(以下、適宜「MR(Magnetic Resonance)信号」)は、1次元のデータとしてサンプリングされる。そこで、MRI装置は、2次元あるいは3次元の再構成画像を得るために、k空間上で1次元のサンプリングを繰り返し行い、再構成に必要なk空間データを取得する。MR画像と同じ解像度(フルサンプリング)でk空間データをサンプリングすれば、得られたk空間データにフーリエ変換を適用することで再構成が可能である。しかし、MRI装置でフルサンプリングを行うと、その撮像時間は非常に長くなる。そこで、従来より、撮像時間短縮に向けて、撮像手法及び再構成手法の両面において技術開発がなされている。

【0004】

例えば、撮像時間短縮のための再構成手法として、複数のコイルを利用し、フルサンプリングよりも少ないサンプル数で被検体の撮像を行い、コイル毎のコイル感度の違いを利用してMR画像を再構成する、パラレルイメージング(以下、適宜「PI(Parallel Imaging)」)と呼ばれる技術がある。PIの技術として、例えば、SENSE(sensitivity encoding)及びGRAPPA(Generalized Auto calibrating Partially Parallel Acquisition)が広く知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第8026720号明細書

【特許文献2】米国特許第7282917号明細書

【特許文献3】米国特許第768868号明細書

【非特許文献1】K.P.Pruessmann et al., "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI," MRM 42: 952-962, 1999.

【非特許文献2】Mark A. Griswold et al., "Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)," MRM, vol.47, pp.1202-1210, 2002

【非特許文献3】A. C. S. Brau et al., Comparison of Reconstruction Accuracy and Efficiency Among Autocalibrating Data-driven Parallel Imaging Methods, MRM, vol.59, pp.382-395, 2008.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、画質を向上することができる磁気共鳴イメージング装置及び画像処理装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、k空間データ生成部と、画像生成部と、導出部と、算出部とを備える。k空間データ生成部は、k空間上のフルサンプリング位置の一部にサンプル値を有する第1のk空間データのうち、前記サンプル値を有しないサンプリング位置の少なくとも一部にサンプル値を与えて第2のk空間データを生成する。画像生成部は、前記第1のk空間データから第1画像を生成し、前記第2のk空間データから第2画像を生成する。導出部は、前記第1画像及び前記第2画像に対する重み係数を導出する。算出部は、前記第1画像及び前記第2画像に対して、前記重み係数を用いた重み付け加算を行い、磁気共鳴画像を算出する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100を示す機能ブロック図。

【図2】図2は、GRAPPAにおけるサンプル値の関係を説明するための図。

【図3】図3は、第1の実施形態におけるMR画像の重み付け線形和を説明するための図

。

【図4】図4は、第1の実施形態における処理手順の概要を示すフローチャート。

【図5】図5は、第1の実施形態における出力MR画像を得る処理を説明するための図。

【図6】図6は、第1の実施形態におけるk空間データを説明するための図。

【図7】図7は、第1の実施形態における処理手順を示すフローチャート。

10

【図8】図8は、第1の実施形態における処理手順を示すフローチャート。

【図9】図9は、第1の実施形態における処理手順を示すフローチャート。

【図10】図10は、第1の実施形態の変形例を説明するための図。

【図11】図11は、その他の実施形態におけるk空間データを説明するための図。

【図12】図12は、その他の実施形態におけるk空間データを説明するための図。

【図13】図13は、その他の実施形態におけるk空間データを説明するための図。

【図14】図14は、その他の実施形態におけるk空間データを説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

各実施形態に係るMRI装置及び画像処理装置は、SENSEあるいはGRAPPAと同様、フルサンプリングよりも少ないサンプル数で被検体の撮像を行い、コイル毎のコイル感度の違いを利用して、MR画像を再構成する。既存のPI技術の大半は、SENSEあるいはGRAPPAの改良技術であるが、以下では、既存の枠組みとは異なる定式化によって、PI技術を提供する。以下、図面を参照しながら、各実施形態に係るMRI装置及び画像処理装置を説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、各実施形態において説明する内容は、原則として、他の実施形態においても同様に適用することができる。

20

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100を示す機能ブロック図である。図1に示すように、MRI装置100は、静磁場磁石101と、静磁場電源102と、傾斜磁場コイル103と、傾斜磁場電源104と、寝台105と、寝台制御部106と、送信コイル107と、送信部108と、受信コイルアレイ109と、受信部110と、シーケンス制御部120と、計算機130とを備える。なお、MRI装置100に被検体P(例えば、人体)は含まれない。

30

【0011】

静磁場磁石101は、中空の円筒形状に形成された磁石であり、内部の空間に静磁場を発生する。静磁場磁石101は、例えば、超伝導磁石等であり、静磁場電源102から電流の供給を受けて励磁する。静磁場電源102は、静磁場磁石101に電流を供給する。なお、静磁場磁石101は、永久磁石でもよく、この場合、MRI装置100は、静磁場電源102を備えなくてもよい。また、静磁場電源102は、MRI装置100とは別に備えられてもよい。

40

【0012】

傾斜磁場コイル103は、中空の円筒形状に形成されたコイルであり、静磁場磁石101の内側に配置される。傾斜磁場コイル103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104から個別に電流を受けて、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させる。なお、Z軸方向は、静磁場と同方向とする。

【0013】

傾斜磁場電源104は、傾斜磁場コイル103に電流を供給する。ここで、傾斜磁場コ

50

イル 103 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 MR 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 MR 信号の周波数を変化させるために利用される。

【0014】

寝台 105 は、被検体 P が載置される天板 105a を備え、寝台制御部 106 による制御の下、天板 105a を、被検体 P が載置された状態で傾斜磁場コイル 103 の空洞（撮像口）内へ挿入する。通常、寝台 105 は、長手方向が静磁場磁石 101 の中心軸と平行になるように設置される。寝台制御部 106 は、計算機 130 による制御の下、寝台 105 を駆動して天板 105a を長手方向及び上下方向へ移動する。

10

【0015】

送信コイル 107 は、傾斜磁場コイル 103 の内側に配置され、送信部 108 から RF (Radio Frequency) パルスの供給を受けて、高周波磁場を発生する。送信部 108 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 RF パルスを送信コイル 107 に供給する。

【0016】

受信コイルアレイ 109 は、傾斜磁場コイル 103 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 MR 信号を受信する。受信コイルアレイ 109 は、MR 信号を受信すると、受信した MR 信号を受信部 110 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 109 は、複数の受信コイルを有するコイルアレイである。

20

【0017】

受信部 110 は、受信コイルアレイ 109 から出力される MR 信号に基づいて MR データを生成する。具体的には、受信部 110 は、受信コイルアレイ 109 から出力される MR 信号をデジタル変換することによって MR データを生成する。また、受信部 110 は、生成した MR データをシーケンス制御部 120 へ送信する。なお、受信部 110 は、静磁場磁石 101 や傾斜磁場コイル 103 等を備える架台装置側に備えられていてもよい。

【0018】

ここで、第 1 の実施形態において、受信コイルアレイ 109 の各コイルエレメント（各受信コイル）から出力される MR 信号は、適宜分配合成されることで、チャンネル等と呼ばれる単位で受信部 110 に出力される。このため、MR データは、受信部 110 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」と表記する場合、その処理が、コイルエレメント単位で行われてもよいし、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単位で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。MR 信号若しくは MR データは、後述する画像の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

40

【0019】

シーケンス制御部 120 は、計算機 130 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 104、送信部 108 及び受信部 110 を駆動することによって、被検体 P の撮像を行う。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 104 が傾斜磁場コイル 103 に供給する電源の強さや電源を供給するタイミング、送信部 108 が送信コイル 107 に送信する RF パルスの強さや RF パルスを印加するタイミング、受信部 110 が MR 信号を検出するタイミング等が定義される。

【0020】

50

なお、シーケンス制御部 120 は、傾斜磁場電源 104、送信部 108 及び受信部 110 を駆動して被検体 P を撮像した結果、受信部 110 から MR データを受信すると、受信した MR データを計算機 130 へ転送する。

【0021】

計算機 130 は、MRI 装置 100 の全体制御や、データ収集、画像再構成等を行い、インタフェース部 131、記憶部 132、制御部 133、入力部 134、及び表示部 135 を有する。

【0022】

インタフェース部 131 は、シーケンス情報をシーケンス制御部 120 へ送信し、シーケンス制御部 120 から MR データを受信する。また、インタフェース部 131 は、MR データを受信すると、受信した MR データを記憶部 132 に格納する。記憶部 132 に格納された MR データは、後述する k 空間データ収集部 133a によって k 空間に配置される。この結果、記憶部 132 は、複数チャネル分の k 空間データを記憶する。

【0023】

記憶部 132 は、インタフェース部 131 によって受信された MR データや、k 空間データ収集部 133a によって k 空間に配置された k 空間データ、制御部 133 によって生成された画像データ等を記憶する。例えば、記憶部 132 は、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、光ディスク等である。

【0024】

入力部 134 は、操作者からの各種指示や情報入力を受け付ける。入力部 134 は、例えば、マウスやトラックボール等のポインティングデバイス、モード切替スイッチ等の選択デバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスである。表示部 135 は、制御部 133 による制御の下、スペクトラムデータや画像データ等の各種の情報を表示する。表示部 135 は、例えば、液晶ディスプレイ等の表示デバイスである。

【0025】

制御部 133 は、MRI 装置 100 の全体制御を行う。具体的には、制御部 133 は、入力部 134 を介して操作者から入力される撮像条件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部 120 に送信することによって撮像を制御する。また、制御部 133 は、撮像の結果としてシーケンス制御部 120 から送られる MR データに基づいて行われる画像の再構成を制御したり、表示部 135 による表示を制御したりする。例えば、制御部 133 は、記憶部 132 によって記憶された k 空間データに対して、フーリエ変換処理等の再構成処理を施すことによって、スペクトラムデータや、画像データを生成する。例えば、制御部 133 は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路、CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro Processing Unit) 等の電子回路である。

【0026】

ここで、PI の技術の 1 つである SENSE 及び GRAPPA を説明する。SENSE では、コイル毎の感度を表す感度マップが予め収集される。また、k 空間データは、フルサンプリングに対して等間隔に間引かれたサンプリングにより収集される。間引かれた k 空間データにフーリエ変換が適用され、再構成が行われると、コイル毎に、折り返し画像が得られる。なお、SENSE においては、フルサンプリングによるサンプリング量を、間引きサンプリングによるサンプリング量で除した値を「Reduction Factor」と呼び、「R」で表す。

【0027】

再構成された折り返し画像は、R 個の折り返し信号が重ねられた画像である。このとき、コイルを「 $c = 1, \dots, C$ 」で表し、各コイルの折り返し画像の画素値を「 $p(c)$ 」で表すと、折り返し画像内で注目する 1 画素の画素値は、次の (1) 式で表される。また、(1) 式をコイルの本数分並べた線形システムは、行列表記を用いて、(2) 式で

表される。なお、「出力MR画像」は、出力対象のMR画像のことである。

【数 1】

$$\rho(c) = \sum_{p=1}^R s(c,p) \hat{f}(p) \quad \dots (1)$$

$p=1, \dots, R$: 出力MR画像で対応する画素の位置

$s(c,p)$: 出力MR画像に対する各コイルの感度

$\hat{f}(p)$: 出力MR画像で $\rho(c)$ に対応する画素値

10

【数 2】

$$\rho = S \hat{f} \quad \dots (2)$$

【0028】

このとき、コイルのノイズ共分散行列 Ψ によって重み付けされた最小二乗法による解は、(3)式で表される。SENSEでは、各画素について(3)式を適用することで、出力MR画像を再構成する。

【数 3】

$$\hat{f} = (S^* \Psi^{-1} S)^{-1} S^* \Psi^{-1} \rho \quad \dots (3)$$

20

【0029】

一方、GRAPPAでは、複数のコイルにより収集されたk空間データについて、未知のサンプル値が周辺のサンプル値の重み付け線形和に等しいと考える。また、GRAPPAでは、k空間の中心から離れた領域(周辺領域)については、SENSEと同様、フルサンプリングに対して等間隔に間引かれたサンプリングが行われ、k空間の中心に近い領域(中心領域)については、SENSEと異なり、フルサンプリングでサンプリングが行われる。

【0030】

GRAPPAでは、「重み係数の算出」及び「未知のサンプル値の生成」の2つのステップが行われる。「重み係数の算出」のステップでは、フルサンプリングされた領域を利用して重み係数が推定される。具体的には、GRAPPAでは、サンプル値を得ようとするk空間上のサンプリング位置を「k」で表し、サンプル値を有するk空間上のサンプリング位置における「k」からの移動量を「b」で表すときに、(4)式が成り立つと考える。なお、ここでは、k空間データが2次元の場合を説明するが、3次元の場合にも同様の考えが成り立つ。

30

【数 4】

$$F(k, c_{out}) = \sum_c \sum_b w(b, c, c_{out}) F(k+b, c) \quad \dots (4)$$

【0031】

「 $F(k, c_{out})$ 」は、コイル c_{out} におけるサンプリング位置 k のサンプル値である。また、「 $w(b, c, c_{out})$ 」は、移動量 b 、コイル c に対応する、コイル c_{out} における重み係数である。また、「 $F(k+b, c)$ 」は、コイル c において、サンプリング位置「k」から「b」だけ移動したサンプリング位置でサンプリングされたサンプル値である。

40

【0032】

図2は、GRAPPAにおけるサンプル値の関係を説明するための図である。図2は、(4)式を具体的な数値例で説明するものであり、一例に過ぎない。図2に示すように、サンプル値 $F(k, 1)$ は、コイル1におけるサンプリング位置 k のサンプル値である。また、サンプル値 $F(k+1, 3)$ は、コイル3において、サンプリング位置 k から「1」だけ移動したサンプリング位置のサンプル値である。図2に示すように、サンプル値 F

50

($k, 1$) は、コイル 1 ~ 3 それぞれにおいて、サンプリング位置 k から「1」だけ移動したサンプリング位置のサンプル値、コイル 1 ~ 3 それぞれにおいて、サンプリング位置 k から「-1」だけ移動したサンプリング位置のサンプル値の重み付け線形和で表される。重み係数は、それぞれ、 $w(1, 1, 1)$ 、 $w(1, 2, 1)$ 、 $w(1, 3, 1)$ 、 $w(-1, 1, 1)$ 、 $w(-1, 2, 1)$ 、 $w(-1, 3, 1)$ である。

【0033】

フルサンプリングされた領域では全てのサンプル値（即ち、 $F(k, c_{out})$ 及び $F(k+b, c)$ ）が既知であるから、例えば、最小二乗法により重み係数 $w(b, c, c_{out})$ を推定することができる。そして、「未知のサンプル値の生成」のステップでは、「重み係数の算出」のステップで得られた重み係数を（4）式にあてはめて、未知のサンプル値を生成する。

10

【0034】

ここで、第 1 の実施形態においては、出力 MR 画像を、この出力 MR 画像と同じ解像度を有する複数の MR 画像の重み付け加算で表現できると考える。また、第 1 の実施形態においては、重み係数の推定において、重み係数に制約を与える条件の一例として、（4）式と同等のデータ拘束を与える手法を説明する。なお、「（4）式と同等のデータ拘束」とは、フルサンプリングされた領域における、全てのサンプリング位置「 k 」に対する、（4）式の左辺と右辺との差を 2 乗した値（誤差）の総和のことである。もっとも、仮に重み係数の推定において（4）式と同等のデータ拘束を用いたとしても、第 1 の実施形態において、出力 MR 画像の再構成処理は、 k 空間におけるサンプル値の補間ではなく、MR 画像間の重み付け線形和によって行われるので、GRAPPA とは全く異なるものである。

20

【0035】

出力 MR 画像は、予め定められた出力解像度で配置された格子点上で、画素値を持つ。もっとも、MRI 装置 100 は、 k 空間データのサンプリングを行う際に、出力解像度に対応した全ての格子点でサンプリングを行うとは限らない。以下では、説明の便宜上、出力解像度に対応した格子点の全てについてサンプリングを行うことを「フルサンプリング」と呼ぶ。また、出力解像度に対応した各格子点の全部あるいは一部でサンプリングを行う手法を「Cartesian サンプリング」と呼び、格子点でない点も含めてサンプリングを行う手法を「非 Cartesian サンプリング」と呼ぶ。

30

【0036】

Cartesian サンプリング、非 Cartesian サンプリングにかかわらず、サンプリング間隔が大きい場合、即ち、MR 画像の再構成に必要なサンプリング密度よりもサンプル値が少ない場合、再構成された MR 画像は、エイリアシングにより複数の信号が重ねられた画素値を持つ。PI 技術では、コイルの感度を利用して、重ねられた複数の信号から、エイリアシングされていない信号値を復元する。

【0037】

第 1 の実施形態においては、線形の重みを考え、エイリアシングされていない（復元の目的である）出力 MR 画像は、エイリアシングされた MR 画像を重み付けした形で表せると考え、その重み係数を推定した上で、その重み係数を利用して、出力 MR 画像を復元する。

40

【0038】

図 3 は、第 1 の実施形態における MR 画像の重み付け線形和を説明するための図である。PI の考え方から、複数のコイル（チャネル）で収集されたデータに基づいて MR 画像を生成し、生成した MR 画像に適切な重み係数を乗じた上で合成すれば、エイリアシングのない再構成画像が得られるはずである。言い換えれば、図 3 に示すように、複数のコイル（チャネル）で収集されたデータから生成された複数の MR 画像の重み付け線形和によって表現可能な出力解像度の空間における部分空間上に、出力 MR 画像は存在すると考えることができる。また、線形和の重み係数を推定する方法の 1 例として、コイルの感度とリンクした制約条件を用いた重み係数の推定を利用することができる。なお、目的は、所

50

望の再構成画像を得ることであって、線形和の重み係数を推定する方法は、必ずしもコイルの感度と密接にリンクしている必要はない。また、図3に示すように、出力MR画像の解像度を「256×256ピクセル」とした場合、その変数の数は「65536」である。これに対し、仮に、チャンネル数を「16」、各チャンネルから生成された補正用MR画像の数を「4」とした場合、その変数の数は、(折り返し画像の分を含めても)「65」である。すべての画素を推定する手法と比べ、出力MR画像を複数のMR画像の重み付け線形和として表現しその重みを推定する手法を用いた方が、推定すべき変数の数が少なくてすむことがわかる。

【0039】

より具体的には、第1の実施形態に係るMRI装置100は、フルサンプリングよりも少ないサンプル数でk空間データを収集すると、このk空間データに対して何等かの処理を施すことで別のk空間データを得る。そして、MRI装置100は、オリジナルのk空間データから得られた「折り返しのある」MR画像と、別のk空間データから得られたMR画像との重み付け加算によって、「折り返しのない」出力MR画像を得る。

【0040】

なお、以下では、重み付け加算の対象となるMR画像を「補正用MR画像」と呼び、補正用MR画像の重み付け加算で得られるMR画像を「出力MR画像」と呼ぶが、これらは単なる説明の便宜上の区別に過ぎない。例えば、補正用MR画像が出力されてもよい。また、例えば、出力MR画像に対して後処理が施されたMR画像が、最終的に表示部135等に出力されるものであってもよい。

【0041】

制御部133は、k空間データ収集部133aと、補正用MR画像生成部133bと、重み係数導出部133cと、出力MR画像算出部133dとを備える。

【0042】

k空間データ収集部133aは、操作者から入力された撮像条件に従ってk空間データを収集する。具体的には、k空間データ収集部133aは、各種撮像条件の入力をGUI(Graphical User Interface)上で受け付け、受け付けた撮像条件に従っ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部120へ送信する。また、k空間データ収集部133aは、シーケンス制御部120から受信したMRデータを、k空間に配置する。

【0043】

ここで、第1の実施形態に係るk空間データ収集部133aは、フルサンプリングではなく、フルサンプリングよりも少ないサンプル数のk空間データを収集する。例えば、k空間データ収集部133aは、k空間の中心領域においては、フルサンプリングと同一の解像度でサンプリングを行い、k空間の周辺領域においては、間引きサンプリングを行う。間引きサンプリングにより得られたk空間データは、フルサンプリングに対応するk空間上のサンプリング位置のうち、一部のサンプリング位置にサンプル値を有するものとなる。なお、以下では、k空間データ収集部133aによって収集されたオリジナルのk空間データを、適宜「撮像k空間データ」と呼び、オリジナルのk空間データに対して何等かの処理を施すことで得られた別のk空間データと区別する。

【0044】

補正用MR画像生成部133bは、出力MR画像を算出するための補正用MR画像を生成する。具体的には、補正用MR画像生成部133bは、フルサンプリングよりも少ないサンプル数の撮像k空間データに対して、サンプル値を有しないサンプリング位置の少なくとも一部にサンプル値を与える処理を施すことで、別のk空間データを生成する。また、補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データから、補正用MR画像を生成し、撮像k空間データから得られた別のk空間データからも、補正用MR画像を生成する。補正用MR画像生成部133bによる処理の詳細は、後述する。

【0045】

重み係数導出部133cは、補正用MR画像生成部133bによって生成された補正用

10

20

30

40

50

MR画像に関する重み係数を導出する。重み係数導出部133cによる処理の詳細は、後述する。

【0046】

出力MR画像算出部133dは、補正用MR画像生成部133bによって生成された補正用MR画像に対して、重み係数導出部133cによって導出された重み係数を用いた重み付け加算を行い、出力MR画像を算出する。出力MR画像算出部133dによる処理の詳細は、後述する。

【0047】

さて、具体的な処理の説明に入る前に、まず、第1の実施形態における処理の定式化を行う。以下では、出力MR画像を縦ベクトル X で表し、 X と同じ大きさを持つ N 個(N 10 2)の補正用MR画像を、縦ベクトル X_i で表し、重み係数(スカラー値)を w_i で表す。補正用MR画像 X_i は、出力MR画像 X と同一画素数を持つ画像である。以下の実施形態において、出力MR画像 X は、(5)式で与えられる。補正用MR画像 X_i が与えられると、出力MR画像 X の自由度は、未知の重み係数の数 N を超えることはない。なお、任意の m 、 n ($m \neq n$)に対し、 X_m と X_n とは、独立であっても、従属であってもよい。

【数5】

$$X = \sum_i w_i X_i \quad \dots (5)$$

【0048】

このように、出力MR画像 X は、補正用MR画像 X_i の線形和として表現可能な空間上 20 の点であり、補正用MR画像 X_i に対する重みは、 w_i で表現される。言い換えると、出力MR画像 X が所望の再構成画像であるためには、所望の再構成画像が補正用MR画像 X_i の線形和として表現されなければならない。

【0049】

そこで、以下の実施形態においては、出力MR画像 X を得る問題を、「補正用MR画像 X_i を与える過程」と、「重み係数 w_i を導出する過程」とを含む問題として捉える。具体的には、補正用MR画像生成部133bが、補正用MR画像 X_i を生成し、重み係数導出部133cが、重み係数 w_i を導出する。そして、出力MR画像算出部133dが、補正用MR画像 X_i と、重み係数 w_i とを用いて、(5)式の関係から、出力MR画像 X を算出 30 する。

【0050】

なお、出力チャンネルが複数の場合、チャンネル $k = 1, \dots, C$ に対する出力MR画像 X_k は(6)式で与えられる。この場合、補正用MR画像生成部133bが、補正用MR画像 $X_{i,k}$ を生成し、重み係数導出部133cが、重み係数 $w_{i,k}$ を導出する。そして、出力MR画像算出部133dが、補正用MR画像 $X_{i,k}$ と、重み係数 $w_{i,k}$ とを用いて、(6)式の関係から、出力MR画像 X_k を算出する。出力チャンネルが複数の場合には、各チャンネル $k = 1, \dots, C$ に対して、同一の処理が適用される。以下では、説明の便宜上、チャンネル k を省略して表現するが、出力チャンネルが複数の場合にも、以下の実施形態を同様に適用することができる。

【数6】

$$X_k = \sum_i w_{i,k} X_{i,k} \quad \dots (6)$$

【0051】

続いて、第1の実施形態における処理手順の概要を説明する。図4は、第1の実施形態における処理手順の概要を示すフローチャートであり、図5は、第1の実施形態における出力MR画像を得る処理を説明するための図である。なお、図4に示す処理手順の前には、 k 空間データ収集部133aによる k 空間データの収集が既に行われ、処理対象の k 空間データが、記憶部132に記憶されているものとする。

【0052】

ここで、以下で用いる用語を定義する。まず、出力解像度に対応した全ての格子点につ 50

いてサンプリングを行う操作を「フルサンプリング」と呼び、出力解像度に対応した格子点のうちの一部についてサンプリングを行う操作を「間引きサンプリング」と呼ぶ。また、各格子点を「サンプリング位置」と呼び、サンプリングが行われた「サンプリング位置」のデータを「既知サンプル」（図5において黒丸）と呼び、間引きサンプリングによってサンプリングが行われなかった「サンプリング位置」のデータを「未知サンプル」（図5において白丸）と呼ぶ。即ち、「既知サンプル」は、サンプル値を有し、「未知サンプル」は、サンプル値を有しない。

【0053】

ステップS1：補正用MR画像生成部133bが、記憶部132から、処理対象の撮像k空間データを読み出す。第1の実施形態において、この撮像k空間データは、図5に示すように、k空間の中心領域においては、フルサンプリングと同一の解像度でサンプリングが行われ、k空間の周辺領域においては、間引きサンプリングが行われたものである。既知サンプルは複数のチャンネルのそれぞれについてサンプリングされたデータであってもよい。

10

【0054】

ステップS2：補正用MR画像生成部133bは、記憶部132から読み出した撮像k空間データを用いて、補正用MR画像を生成する。例えば、補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データのうち、既知サンプルが存在しないサンプリング位置のサンプル値を「ゼロ」で埋めることで、フルサンプリングと同一の解像度のk空間データを生成する。そして、補正用MR画像生成部133bは、生成したk空間データを再構成することで、第1補正用MR画像を生成する。この第1補正用MR画像は、撮像k空間データの既知サンプルを加工せずに用いて生成された画像である。

20

【0055】

また、補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データを用いて、別途定めた規則に従った既知サンプルの平行移動（シフト）を行い、フルサンプリングと同一の解像度の新たなk空間データ（以下、適宜「シフトk空間データ」）を生成する。そして、補正用MR画像生成部133bは、生成したシフトk空間データを再構成することで、第2補正用MR画像を生成する。この第2補正用MR画像は、撮像k空間データの既知サンプルを加工して生成された画像である。既知サンプルが複数のチャンネルに対するデータであれば、補正用MR画像生成部133bは、第2補正用MR画像を全チャンネル分だけ生成する。

30

【0056】

例えば、補正用MR画像生成部133bは、別途定めた平行移動の規則に従って、既知サンプルをk空間上で移動させる。次に、補正用MR画像生成部133bは、「平行移動されたサンプル値が存在し、且つ、既知サンプルが存在しない」という条件を満たすサンプリング位置のサンプル値を「平行移動されたサンプル値」とし、そうでないサンプリング位置のサンプル値を「ゼロ」として、フルサンプリングと同じ解像度にしたシフトk空間データを生成する。そして、補正用MR画像生成部133bは、そのk空間データを再構成した第2補正用MR画像を生成する。

【0057】

ステップS3：重み係数導出部133cは、重み係数を導出する。例えば、重み係数導出部133cは、撮像k空間データのうちフルサンプリングされた領域を利用し、重み係数を推定する。例えば、重み係数導出部133cは、「k空間のあるサンプリング位置におけるサンプル値は周辺のサンプル値の重み付け線形和で表現される」という仮定の下、フルサンプリングされた領域で、(4)式と同等のデータ拘束を用いて、あるサンプリング位置におけるサンプル値を、周辺のサンプル値の重み付け線形和で表現する場合の重み係数を推定する。これを言い換えると、重み係数導出部133cは、注目チャンネルのk空間データにおける各サンプリング位置のサンプル値と、注目チャンネル以外のチャンネルを含む、全チャンネルのk空間データにおける周辺のサンプリング位置のサンプル値の重み付け線形和との差を小さくする項をデータ拘束として、重み係数を推定する。フルサンプリングされた領域では全ての値が既知であるので、例えば、最小二乗法を利用することで、重

40

50

み係数を推定することができる。最小二乗法を最小化問題のデータ項として表すと、重み係数導出部 133c は、フルサンプリングされた領域における、全てのサンプリング位置「k」に対する、(4)式の左辺と右辺との差を2乗した値(誤差)の総和として表せる。この総和に対する最小化問題を解くことにより、重み係数 $w(b, c, c_{out})$ を推定することができる。

【0058】

ここで推定された重み係数は、ステップS4において、補正用MR画像の重み付け線形和で用いられる重み係数となる。フーリエ変換は線形変換であるので、(4)式と同等のデータ拘束を用いて推定された重み係数は、フーリエ変換後の画像空間においても(4)式の関係を維持し、補正用MR画像の重み付け線形和の重み係数としてそのまま利用することができる。なお、(4)式において、重み係数 w が、移動量 b とコイル c との組合せ毎に求められるということは、補正用MR画像の重み付け線形和で用いられる重み係数が、平行移動の規則とチャンネルとの組合せ毎に求められることと対応する。

【0059】

ステップS4：出力MR画像算出部133dは、出力MR画像を算出する。具体的には、出力MR画像算出部133dは、ステップS2で生成した各補正用MR画像に対して、ステップS3で導出した重み係数をかけることで、重み付け加算を行い、図5に示すように、出力MR画像を算出する。なお、複数のチャンネルが入力され、複数のチャンネルについてそれぞれ出力MR画像を算出する場合には、ステップS2～S4の処理を全チャンネルについて適用すれば良い。

【0060】

次に、第1の実施形態における処理手順の詳細を説明する。図6は、第1の実施形態におけるk空間データを説明するための図であり、図7～9は、第1の実施形態における処理手順を示すフローチャートである。以下では、k空間データが2次元の場合の例を説明するが、実施形態はこれに限られるものではなく、k空間データが3次元の場合でも、以下の実施形態を同様に適用することができる。

【0061】

ステップS101：補正用MR画像生成部133bが、記憶部132から処理対象の撮像k空間データを、各チャンネル(チャンネル $k = 1, \dots, C$)について読み出す。第1の実施形態において、この撮像k空間データは、図6に示すように、位相エンコード(Phase Encode)方向では、k空間の中心領域において、フルサンプリングと同一の解像度でサンプリングが行われ、周辺領域において、1ラインずつ規則的に間引きサンプリングが行われたものである。また、図6では図示を省略しているが、この撮像k空間データは、リードアウト(Readout)方向では、フルサンプリングと同一の解像度でサンプリングが行われたものである。そして、補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データのうち既知サンプルが存在しないサンプリング位置のサンプル値を「ゼロ」で埋めることで、フルサンプリングと同一の解像度のk空間データを生成する。

【0062】

ステップS102：ステップS101で生成された各チャンネルの撮像k空間データについて、ステップS102-1～S102-4に示す処理が行われる。ステップS102-1～S102-4に示す処理は、例えば、チャンネル数が「8」であれば、8回行われる。

【0063】

ステップS102-1：補正用MR画像生成部133bは、注目するチャンネルの撮像k空間データにフーリエ変換を適用し、第1補正用MR画像を生成する。

【0064】

ステップS102-2：補正用MR画像生成部133bは、注目するチャンネルの撮像k空間データを用いて別途定めた規則に従った平行移動を行い、平行移動後のシフトk空間データを再構成することで、第2補正用MR画像を生成する。また、補正用MR画像生成部133bは、各チャンネルに対する各平行移動量について、ステップS102-31～S102-33の処理を行う。例えば、平行移動の規則が、(Readout、Phase Encode) =

(0, 1) (0, -1) (1, 1) (1, -1) (-1, 1) (-1, -1) の6通りの平行移動量を定めているとする。これは、位相エンコード (Phase Encode) 方向で2種類 (位相を +1 及び -1 とする)、各位相エンコード (Phase Encode) 方向の移動に対してリードアウト (Read Out) 方向で3種類 (位相を +0、+1、-1 とする) とした、 2×3 の6通りの平行移動である。

【0065】

この場合、補正用MR画像生成部133bは、1つのチャンネルについて、6通りの平行移動量それぞれについて、ステップS102-31~S102-33の処理を行う。また、チャンネル数が8であれば、補正用MR画像生成部133bは、48回、ステップS102-21~S102-23の処理を行う。なお、第1の実施形態においては、6通りの平行移動を行う例を説明したが、これは一例に過ぎず、例えば、1通りの平行移動を行うものであってもよい。

10

【0066】

ステップS102-21：補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データを、注目する平行移動量だけずらす。例えば、補正用MR画像生成部133bは、平行移動の規則が (Readout, Phase Encode) = (0, 1) の場合、図6に示すように、まず、撮像k空間データ全体を、位相エンコード方向に「1」平行移動する。

【0067】

ステップS102-22：次に、補正用MR画像生成部133bは、平行移動後のシフトk空間データのうち、撮像k空間データにおける既知サンプルのサンプリング位置に「ゼロ」を設定して、マスク済シフトk空間データを生成する。このマスク済シフトk空間データは、撮像k空間データにおける未知サンプルのサンプリング位置にのみサンプル値が存在するk空間データである。

20

【0068】

ステップS102-23：そして、補正用MR画像生成部133bは、ステップS102-22で生成されたマスク済シフトk空間データにフーリエ変換を適用し、第2補正用MR画像を生成する。

【0069】

ステップS102-3：こうして、補正用MR画像生成部133bは、全てのチャンネルについて、それぞれ6通りの平行移動量に従った第2補正用MR画像を生成する。例えば、チャンネル数が8であれば、補正用MR画像生成部133bは、48の第2補正用MR画像を生成する。ここで、撮像k空間データから生成された第1補正用MR画像を X_0 、各チャンネル $c = 1, \dots, C$ のマスク済シフトk空間データから生成された第2補正用MR画像を X_i ($i = 1, \dots, C$) とすると、出力MR画像 X は、(6)式において重み係数 $w_0 = 1$ とした、(7)式で表現することができる。

30

【数7】

$$X = X_0 + \sum_{i=1}^C w_i X_i \quad \dots (7)$$

【0070】

この例において、補正用MR画像は、第1補正用MR画像 X_0 及び第2補正用MR画像 X_i ($i = 1, \dots, C$) である。フーリエ変換は線形変換であるから、出力MR画像 X を、第1補正用MR画像 X_0 及び第2補正用MR画像 X_i の重み付き加算として算出することは、撮像k空間データ及びマスク済シフトk空間データに対して重み係数 w_i の重み付き加算を算出し、それをフーリエ変換によって再構成することと等価である。また、マスク済シフトk空間データは、撮像k空間データにおける未知サンプルのサンプリング位置にのみ「ゼロ」でない値を持ち、また、撮像k空間データ全体を位相エンコード方向に平行移動する操作によって生成されたものである。この操作は、k空間の線形補間と数学的には同等の操作である。したがって、この場合、重み係数は、(4)式と同等のデータ拘束を用いた最小化問題を解くことによって推定することができる。なお、後述するよう

40

50

に、(4)式のデータ拘束以外の拘束式と組み合わせることで、PIの性能を向上することが可能である。

【0071】

こうして、重み係数導出部133cが、(4)式と同等のデータ拘束を用いて重み係数を推定する。例えば、重み係数導出部133cは、データ拘束の誤差が小さくなるように、第2補正用MR画像のそれぞれに対する重み係数を推定する。また、第1の実施形態においては、第1補正用MR画像に対する重み係数は「1」とする。

【0072】

ステップS102-4：そして、出力MR画像算出部133dは、各補正用MR画像について対応する重み係数をかけ、その総和を、注目するチャンネルの出力MR画像とする。

10

【0073】

ステップS103：また、出力MR画像算出部133dは、全チャンネルの出力MR画像を統合して、最終的な出力MR画像を得る。例えば、出力MR画像算出部133dは、全チャンネルの出力MR画像の2乗和の平均を算出して、最終的な出力MR画像とする。なお、ここでいう「最終出力MR画像」とは、説明の便宜上、「出力MR画像」と区別するための表現に過ぎない。例えば、最終出力MR画像に対して後処理が施されたMR画像が、最終的に表示部135等に出力されるものであってもよい。

【0074】

(第1の実施形態の変形例)

上述した第1の実施形態においては、k空間データ全体に対して同じ種類の平行移動の規則を適用する手法を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。各サンプリング位置に対して平行移動の規則を定め、同一の平行移動の規則が適用されるサンプリング位置をグループ化した上で、第2補正用画像Xiを生成する手法を適用することもできる。例えば、これまで説明した処理手順のうち、一部の処理手順を以下に示す処理手順に置き換えて実現することができる。なお、以下に説明する手法は、各サンプリング位置に対して平行移動の規則を定める手法であるので、サンプリング密度が可変の場合にも対応することができる。

20

【0075】

ステップS201：補正用MR画像生成部133bは、撮像k空間データにおける未知サンプルのサンプリング位置それぞれについて、平行移動の規則を定める。なお、平行移動の規則は、事前に定めておいてもよい。

30

【0076】

ステップS202：補正用MR画像生成部133bは、シフトk空間データにおいて、同一の平行移動の規則が適用されるサンプリング位置を、同一の重み係数wiを有するサンプリング位置の集合としてグループ化する。図10は、第1の実施形態の変形例を説明するための図である。例えば、図10に示すように、2次元Cartesianサンプリングによりk空間データを収集する際に、中心部をフルサンプリング、周辺部のうち中心部に近い一部を1/2ライン毎のサンプリング、それ以外の部分を1/3ライン毎のサンプリングで収集する例を考える。このとき、1/2ライン毎のサンプリングを行う領域を第1のグループ(Group1)、1/3ライン毎のサンプリングを第2のグループ(Group2)として2つにグループ化したうえで、グループ1については(Readout、Phase Encode) = (0, 1)(0, -1)(1, 1)(1, -1)(-1, 1)(-1, -1)という平行移動の規則を利用し、グループ2については(Readout、Phase Encode) = (0, 1)(0, -1)(1, 1)(1, -1)(-1, 1)(-1, -1)(0, 2)(0, -2)(1, 2)(1, -2)(-1, 2)(-1, -2)という平行移動の規則を利用する。この際、グループ外に平行移動されたサンプルはマスクの対象(即ち、サンプル値を「ゼロ」とする。また、平行移動量が同一であっても別のグループである場合には、別々の平行移動として扱う。なお、補正用MR画像生成部133bは、必ずしも、同一の平行移動の規則が適用されるサンプリング位置全てを1つのグループに所属させる必要はない。

40

50

【 0 0 7 7 】

ステップ S 2 0 3 : 補正用 M R 画像生成部 1 3 3 b は、各グループ、各平行移動の規則、各チャンネルについて、第 2 補正用 M R 画像 X_i を生成する。上述したように、グループ毎に異なる平行移動の規則が適用される場合、第 2 補正用 M R 画像 X_i は、平行移動の規則の数の全てのグループ分の総和と、チャンネル数との積の数分、生成される。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 0 4 : 重み係数導出部 1 3 3 c は、各平行移動の規則に対応した（なお、上述したように、平行移動量が同一であっても別のグループである場合には、別々の平行移動として扱う）、（ 4 ）式と同様のデータ拘束式を生成し、生成したデータ拘束式を用いて、重み係数 w_i を推定する。具体的には、重み係数導出部 1 3 3 c は、各チャンネル、各グループの各平行移動の規則に対して、それぞれ、フルサンプリング領域を用いて（ 4 ）式の拘束式を生成し、誤差の総和である（ 4 ）式に基づくデータ拘束を最小化するような重み係数を推定する。例えば、重み係数導出部 1 3 3 c は、各チャンネルにおいて、グループ 1 の領域に適用される平行移動の規則、及び、グループ 2 の領域に適用される平行移動の規則、それぞれに対して、フルサンプリング領域を用いて（ 4 ）式の拘束式を生成し、誤差の総和である（ 4 ）式に基づくデータ拘束を最小化するような重み係数を推定する。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 2 0 5 : 出力 M R 画像算出部 1 3 3 d は、各補正用 M R 画像について対応する重み係数をかけ、その総和を、注目するチャンネルの出力 M R 画像とする。

【 0 0 8 0 】

（第 1 の実施形態の効果）

上述してきたように、第 1 の実施形態によれば、フルサンプリングよりも少ないサンプル数で収集された k 空間データから、高画質の出力 M R 画像を得ることができる。

【 0 0 8 1 】

（第 2 の実施形態）

上述した第 1 の実施形態においては、サンプリングされたデータから得られる拘束式を用いて（データ拘束）重み係数を導出する手法を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。データ拘束の手法は、第 1 の実施形態で説明した手法に限られるものではない。例えば、重み係数は、データ拘束とプライア（事前知識）による拘束との組合せで導出されてもよい。また、例えば、重み係数は、プライアによる拘束のみで導出されてもよい。

【 0 0 8 2 】

データ拘束を改めて説明する。データ拘束は、出力 M R 画像に対応する k 空間データを Y で表現し、各第 2 補正用 M R 画像 X_i に対応する k 空間データを Y_i で表現し、 k 空間データ全体からフルサンプリングに利用する領域のみを抽出するための行列を M で表現し、重み係数を並べたベクトルを w で表現した場合に、次の（ 8 ）式で表現される最適化問題を解くことに相当する。なお、この（ 8 ）式では、データ拘束の各項について等しい重みを考えているが、重みを考慮してもよい。

【 数 8 】

$$w = \arg \min_w E_{\text{data}}(w) = \arg \min_w \left\| M \left(\sum_i w_i Y_i - Y \right) \right\|_2^2 \quad \cdots (8)$$

【 0 0 8 3 】

また、重み係数導出部 1 3 3 c は、重み係数の導出にあたり、プライア（事前知識）による拘束を加えてもよい。上述したように、重み係数 w は、第 2 補正用 M R 画像 X_i の係数であり、（ 5 ）式から、出力 M R 画像 X は、重み係数 w の関数である。そこで、出力 M R 画像を $X(w)$ で表し、またデータ拘束からの誤りを評価する関数を $E_{\text{data}}(w)$ で表現し、プライア拘束からの誤りを評価する関数を $E_{\text{prior}}(w)$ で表現し、データ拘束とプライア拘束とのバランスを調整するためのパラメータを λ で表現すると、重み係数は、

(9) 式で導出される。

【数 9】

$$w = \arg \min_w \{E_{\text{data}}(w) + \lambda E_{\text{prior}}(w)\} \quad \dots (9)$$

【 0 0 8 4 】

重み係数導出部 1 3 3 c は、この (9) 式の最適化問題を解いて、重み係数 w を推定してもよい。そして、出力 MR 画像算出部 1 3 3 d は、出力 MR 画像 (w) を算出して出力する。重み w の推定問題は、(1 0) 式のエネルギー関数の最小化問題であるので、既存のエネルギー最小化の枠組みがそのまま利用できる。

【数 1 0】

$$E(w) = E_{\text{data}}(w) + \lambda E_{\text{prior}}(w) \quad \dots (10)$$

【 0 0 8 5 】

重み係数導出部 1 3 3 c は、上述したように、 $E_{\text{prior}}(w) = 0$ であり、 $E_{\text{data}}(w)$ が 2 次の拘束式であれば、最小二乗解を求めればよい。そうでないエネルギー関数については、エネルギー関数の形に依存するが、Gradient descent 法、Conjugate gradient 法や Nonlinear conjugate gradient 法のいずれかが利用されることが多い。なお、ここで例示した方法以外のエネルギー最小化方法を用いてもよい。

【 0 0 8 6 】

続いて、プライア拘束を説明する。プライア拘束からの誤りを評価する関数 $E_{\text{prior}}(w)$ を、出力 MR 画像 $X(w)$ の関数として与えることを考える。数式で表現すると、 f を MR 画像の関数として、 $E_{\text{prior}}(w) = f(X(w))$ で表現することを考える。このとき、関数 f は、画像に対する関数であるから、画像再構成やノイズ除去で用いられるプライア拘束と同様のプライアを利用できる。例えば、以下のプライア拘束を適用できる。なお、以下に説明する各手法は、適宜組み合わせることができる。

【 0 0 8 7 】

(手法 1) 重み係数導出部 1 3 3 c は、テンプレート画像 (基準画像) によるレギュライズのプライア拘束を適用することができる。例えば、重み係数導出部 1 3 3 c は、関数 f を (1 1) 式のように定めたプライアを適用する。なお、(1 1) 式では L_2 ノルムを用いているが、圧縮センシングのように、別のノルム (例えば (1 2) 式の L_1 ノルム) を用いてもよい。

【数 1 1】

$$f(X) = \|X - X_0\|_2^2 \quad \dots (11)$$

【数 1 2】

$$f(x) = \|X - X_0\|_1 \quad \dots (12)$$

【 0 0 8 8 】

テンプレート画像 X_0 としては次のものを利用することができる。例えば、MRI 装置 1 0 0 において時系列に沿って連続的に収集されたデータが存在する場合、重み係数導出部 1 3 3 c は、例えば、時系列順で 1 つ前のフレームの画像を、テンプレート画像 X_0 として利用することができる。なお、1 つ前のフレームの画像は一例に過ぎない。時系列順で一定程度の相関が認められるフレームの画像であれば、1 つ前のフレームのみならず、1 つ後のフレーム、数フレーム前のフレーム、数フレーム後のフレームについても、テンプレート画像 X_0 として利用することができる。

【 0 0 8 9 】

また、例えば、MRI 装置 1 0 0 において、複数スライスを含む領域を撮像領域とするスラブ撮像が行われる場合、重み係数導出部 1 3 3 c は、例えば、同一スラブ内であって、且つ、他のスライスの画像を、テンプレート画像 X_0 として利用することができる。

【 0 0 9 0 】

10

20

30

40

50

また、例えば、MRI装置100において、複数のプロトコルが連続して実行される場合、重み係数導出部133cは、他のプロトコルで収集され、生成された画像を、テンプレート画像X0として利用することができる。例えば、MRI装置100による撮像では、位置決め画像を収集するプロトコル、感度マップを収集するプロトコル、といった準備スキャンや、T1強調画像を収集するプロトコル、T2強調画像を収集するプロトコル、といったイメージングスキャン等、複数のプロトコルが連続して実行される場合がある。このような場合に、重み係数導出部133cは、例えば、位置決め画像を収集するプロトコルで収集された位置決め画像を、テンプレート画像X0として利用することができる。また、例えば、重み係数導出部133cは、例えば、イメージングスキャン内のプロトコル間で、得られた画像をテンプレート画像X0として利用することができる。

10

【0091】

その他、テンプレート画像X0は、必ずしも被検体本人の画像でなくてもよく、何等かの学習等によって得られた画像であってもよい。

【0092】

(手法2) 重み係数導出部133cは、特定領域の信号値を「ゼロ」とであると仮定するプライア拘束を適用することができる。例えば、重み係数導出部133cは、MR画像Xに対し、信号値をゼロとする領域を抽出するための行列をMzeroで表すとき、関数fを(13)式のように定めたプライアを適用する。

【数13】

$$f(X) = \|M_{\text{zero}} X\|_2^2 \quad \cdots (13)$$

20

【0093】

なお、ここでいう「特定領域」とは、例えば、被検体の外側や、脳の画像を撮像する場合の四隅等のように、信号値が「ゼロ」であることが明らかである領域である。

【0094】

(手法3) 重み係数導出部133cは、スパース変換(例えば、wavelet変換やtotal variation)を利用したプライア拘束を適用することができる。このプライア拘束は、「圧縮センシング技術」という名称で知られている。例えば、重み係数導出部133cは、 Ψ をスパース変換とすると、関数fを(14)式のように定めたプライアを適用する。

【数14】

$$f(X) = \|\Psi X\|_1 \quad \cdots (14)$$

30

【0095】

また、重み係数導出部133cは、2種以上のスパース変換を利用してもよい。 Ψ_1 、 Ψ_2 をスパース変換とし、 λ_1 、 λ_2 をパラメータとすると、重み係数導出部133cは、関数fを(15)式のように定めたプライアを適用する。

【数15】

$$f(X) = \lambda_1 \|\Psi_1 X\|_1 + \lambda_2 \|\Psi_2 X\|_1 \quad \cdots (15)$$

【0096】

40

(手法4) 重み係数導出部133cは、上記手法1から手法3までのプライア拘束を、2つ以上の組み合わせたプライア拘束を適用することができる。この場合、重み係数導出部133cは、関数fを、上記各式で求められる関数fの重み付き加算で定める。

【0097】

これらの例に示されるように、画像空間に特有の知識を、プライア拘束として、データ拘束と組み合わせる結果、より高精度な画像再構成を実現することができる。なお、この処理は、出力MR画像を複数チャネルデータに基づく部分空間で表現したうえで、部分空間内でデータ拘束とプライア拘束を利用して出力MR画像を推定していると解釈できる。

【0098】

(その他の実施形態)

50

実施形態は、上述した第 1 及び第 2 の実施形態に限られるものではない。

【 0 0 9 9 】

(定式化 時系列撮像に対する平行移動パターン)

上述した実施形態は、時系列の k 空間データを再構成する場合にも、同様に適用することができる。時系列の k 空間データを再構成する場合、「 $k - t$ GRAPPA」と呼ばれる手法が用いられることもある。図 1 1 は、その他の実施形態における k 空間データを説明するための図である。

【 0 1 0 0 】

図 1 1 に示すように、例えば、 k 空間データ収集部 1 3 3 a は、各時刻において $1 / 4$ の間引きを行いながらサンプリングを行うが、そのサンプリング位置を、1 単位時刻毎にずらしながらサンプリングを行っている。図 1 1 において、サンプリング位置 8 0 2 は、サンプル値を有しないサンプリング位置を示し、サンプリング位置 8 0 3 は、サンプリング位置 8 0 2 の推定に利用する、サンプル値を有するサンプリング位置を示す。また、キャリアレーション用データとして、領域 8 0 1 は、フルサンプリングされているものとする。

10

【 0 1 0 1 】

例えば、サンプリング位置 8 0 2 は、サンプリング位置 8 0 3 の各点を、位相エンコード (Phase Encode) 方向及び時間方向に平行移動することで生成できるものとする。そして、補正用 MR 画像生成部 1 3 3 b は、各平行移動パターンに対してフーリエ変換を適用して、第 2 補正用 MR 画像 X_i を生成する。重み w_i の推定において、重み係数導出部 1 3 3 c は、データ拘束として、フルサンプリングされた領域 8 0 1 において、時空間で相対位置が等しい、サンプリング位置 8 0 4 及びサンプリング位置 8 0 5 を利用することができる。

20

【 0 1 0 2 】

(分割領域を用いたデータ拘束)

上述した実施形態は、 k 空間の領域が分割されていても、適用することができる。Radial GRAPPA とは、角度を変化させながら k 空間の中心を通る線分を順にスキャンすることで k 空間データを (非 Cartesian で) 取得する Radial スキャンを用いて得られた k 空間データに対する GRAPPA の 1 実装である。この手法では、スキャンを別途定めた基準によってグループ (セグメント) に分割し、各セグメント内のデータは近似的に Cartesian で取得されたものであると考えて、個々のセグメントについて GRAPPA が適用される。

30

【 0 1 0 3 】

Radial GRAPPA のように領域分割されている場合には、例えば、補正用 MR 画像生成部 1 3 3 b は、入力として与えられた撮像 k 空間データに、Non - uniform フーリエ変換 (NuDFT) による再構成を適用し、得られた MR 画像を、第 1 補正用 MR 画像 X_0 とする。また、補正用 MR 画像生成部 1 3 3 b は、個々の分割領域内で生成した補正用の k 空間データを再構成し、得えられた MR 画像を、第 2 補正用 MR 画像 X_i とする。また、重み係数導出部 1 3 3 c は、上述した実施形態と同様に、個々の分割領域に対して、データ拘束を与えればよい。

40

【 0 1 0 4 】

(任意の Trajectory に対する補正用 MR 画像の生成手法)

非 Cartesian サンプリングの種類によっては、上記の Cartesian や Radial のために設計された GRAPPA が適用できない場合がある。図 1 2 ~ 1 4 は、その他の実施形態における k 空間データを説明するための図である。

【 0 1 0 5 】

例えば、図 1 2 に示す Spiral スキャンでは、先に述べた Cartesian や Radial スキャンに対する手法を適用することはできない。そのような場合には、予め、 k 空間上での平行移動パターンを 1 グループ以上定めておく。補正用 MR 画像生成部 1 3 3 b は、各グループに対し、サンプル値を有する点の集合に平行移動パターンを適用し

50

、 k 空間上の点の集合を生成する。そして、補正用MR画像生成部133bは、生成された点の集合に対してNon-uniformフーリエ変換(NuFFT)による再構成を適用し、第2補正用画像 X_i を得る(例えば、図14を参照)。

【0106】

図12においてサンプル値を有する点の集合901(図13において、黒丸の渦巻き状の点の集合)を、 kx 方向に単位量だけ平行移動させた例を、図13に示す。図13において、パターン模様の丸の渦巻き状の点の集合1001は、点の集合901を平行移動させることによって生成した点であり、これらの点に対して各チャンネルの重み係数を総和するものとする。なお、点の集合1001は点の集合901全てを含む必要はなく、いくつかの点を除外してもよい。

10

【0107】

なお、NuFFTには何らかの形でサンプリング密度の不均一を補正する操作が含まれる(例えば、グリiddingと呼ばれる手法を介してCartesianのFFTに帰着させる手法を利用するのであれば、密度の不均一さを位置依存の重み値の除算によって補正する操作を行う)が、その部分については、全第2補正用MR画像 X_i を生成するために利用した、平行移動された k 空間データも含む k 空間全てをサンプリングデータとして、そのサンプリング密度を算出し、それに基づいて不均一の補正を行う。

【0108】

(k 空間データの生成)

上述した実施形態においては、撮像 k 空間データから別の k 空間データを生成する際に平行移動の処理を施す例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、MRI装置100において時系列に沿って連続的に収集されたデータが存在する場合、補正用MR画像生成部133bは、撮像 k 空間データとは別の k 空間データとして、他の時点の k 空間データを用いてもよい。例えば、補正用MR画像生成部133bは、時系列順で隣接している時点の k 空間データを用いて、撮像 k 空間データのうちの未知サンプルにサンプル値を与え、別の k 空間データを生成してもよい。

20

【0109】

また、例えば、補正用MR画像生成部133bは、撮像 k 空間データに対してGRAPPAを施すことで、撮像 k 空間データのうちの未知サンプルにサンプル値を与え、別の k 空間データを生成してもよい。

30

【0110】

また、上述した実施形態においては、撮像 k 空間データに対して平行移動の処理を施す手法を説明したが、更に、これに主成分分析(PCA; Principal Component Analysis)の考え方を導入してもよい。例えば、上述した実施形態においては、全てのチャンネルで得られた撮像 k 空間データに対して平行移動の処理を施し、これらを全て、重み付け加算の対象としていた。しかしながら、実施形態はこれに限られるものではなく、主成分分析の考え方に基づいて、重み付け加算の対象とするチャンネルを削減してもよい。この結果、計算量を減らすことができ、また、ノイズの影響を軽減する効果も期待できる。

【0111】

また、上述した実施形態においては、 k 空間で撮像 k 空間データに対して平行移動の処理を施す手法を説明したが、 k 空間ではなく、フーリエ変換後の画像空間で平行移動の処理を施してもよい。例えば、画像空間が1次元である場合を例に挙げて説明する。この場合、 k 空間における元のデータを $k(x)$ で表すと、 k 空間で a だけ平行移動されたデータは $k(x-a)$ で表される。元のデータ $k(x)$ の逆離散フーリエ変換を $T(k(x))$ で表すと、平行移動されたデータ $T(k(x-a))$ は、(16)式で表される。ここで、(16)式における $\exp(2\pi i a x / N)$ は、自然対数の底(ネイピア数) e の $(2\pi i a x / N)$ 乗を指す。

40

【数16】

$$T(k(x-a)) = T(k(x)) \cdot \exp(2\pi i a x / N) \quad \cdots (16)$$

50

【 0 1 1 2 】

したがって、各位置 x に対して $\exp(2\pi i a x / N)$ を乗じることで、画像空間で平行移動を行うことができる。なお、上述したような画像空間での平行移動の手法を 2 以上の座標軸のそれぞれに対して行うことで、画像空間が 2 次元以上である場合にも、画像空間上での平行移動を行うことができる。

【 0 1 1 3 】

(撮像 k 空間データ)

上述した実施形態においては、撮像 k 空間データとして、 k 空間の中心領域においてはフルサンプリングと同一の解像度でサンプリングが行われ、 k 空間の周辺領域においては間引きサンプリングが行われた k 空間データを想定したが、実施形態はこれに限られるものではない。撮像 k 空間データは、フルサンプリングに対応する k 空間上のサンプリング位置の一部のサンプリング位置にサンプル値を有する k 空間データであればよい。また、間引きサンプリングを行う場合のサンプリング間隔は、可変 (サンプリング位置によってサンプリング間隔が異なるもの) であってもよい。

10

【 0 1 1 4 】

(画像処理装置)

また、上述した実施形態においては、MRI 装置 100 の k 空間データ収集部 133 a が k 空間データを収集し、収集した k 空間データを対象に、補正用 MR 画像生成部 133 b、重み係数導出部 133 c、及び出力 MR 画像算出部 133 d による処理が行われる例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、MRI 装置 100 とは異なる画像処理装置が、フルサンプリングよりも少ないサンプル数の k 空間データを対象に、補正用 MR 画像生成部 133 b、重み係数導出部 133 c、及び出力 MR 画像算出部 133 d による処理と同等の処理を実行してもよい。この場合、画像処理装置は、MRI 装置 100 やその他の外部装置からネットワーク経由で k 空間データを受け取る、あるいは記憶媒体経由で k 空間データを受け取る等する。また、フルサンプリングよりも少ないサンプル数の k 空間データがどのように MRI 装置 100 において収集されたかは、画像処理装置における処理とは直接関係するものではない。即ち、フルサンプリングよりも少ないサンプル数の k 空間データは、必ずしも間引きサンプリングによって収集された場合に限りならず、フルサンプリングで収集された k 空間データが、事後的に間引かれたものであってもよい。結局、処理の対象として、フルサンプリングよりも少ないサンプル数の k 空間データが存在すればよい。

20

30

【 0 1 1 5 】

(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に基づいて実行されることが可能である。汎用の計算機が、このプログラムを予め記憶しておき、このプログラムを読み込むことにより、上述した実施形態の MRI 装置や画像処理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、ハードディスク等)、光ディスク (CD - ROM、CD - R、CD - RW、DVD - ROM、DVD $\pm$ R、DVD $\pm$ RW 等)、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、この記録媒体からプログラムを読み込み、このプログラムに基づいてプログラムに記述されている指示を CPU で実行させれば、上述した実施形態の MRI 装置や画像処理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。

40

【 0 1 1 6 】

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

50

を実現するための各処理の一部を実行してもよい。更に、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。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。

【0117】

なお、実施形態における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。また、実施形態におけるコンピュータとは、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。

10

【0118】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の磁気共鳴イメージング装置及び画像処理装置によれば、画質を向上することができる。

【0119】

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。

20

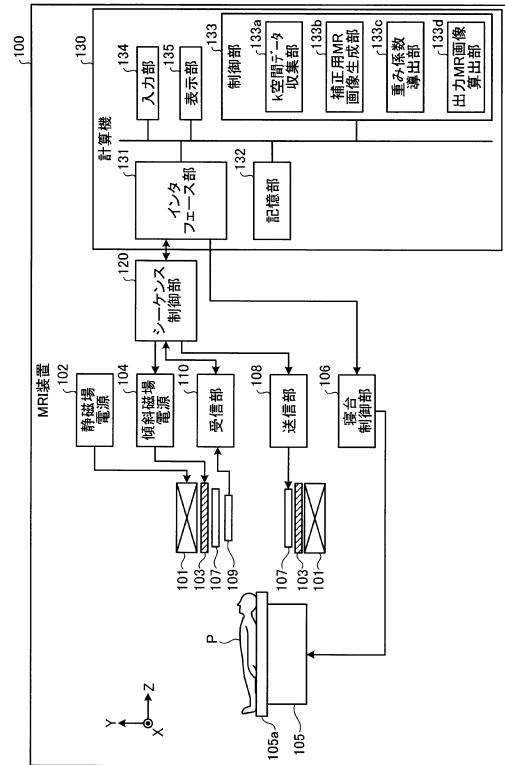
【符号の説明】

【0120】

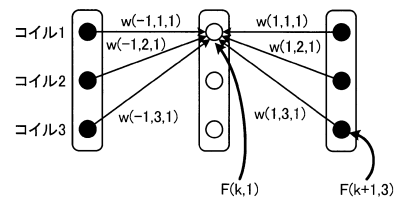
- 100 MRI装置
- 120 シーケンス制御部
- 133 制御部
- 133a k空間データ収集部
- 133b 補正用MR画像生成部
- 133c 重み係数導出部
- 133d 出力MR画像算出部

30

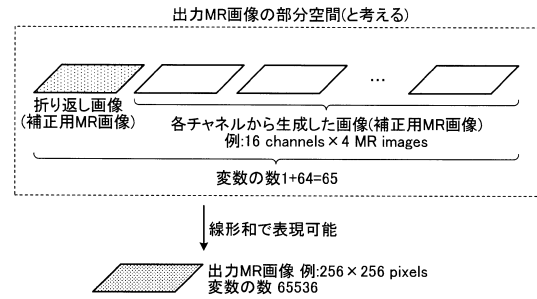
【図1】



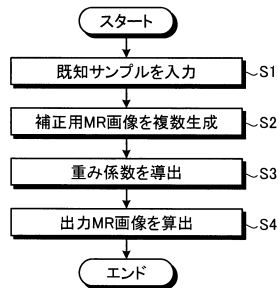
【図2】



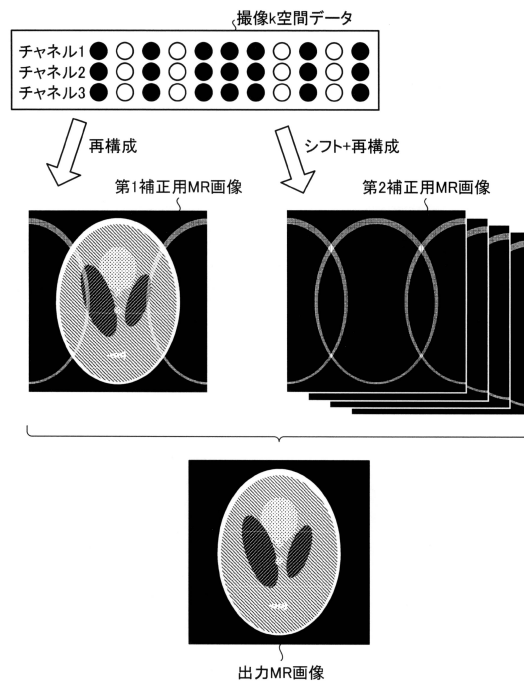
【図3】



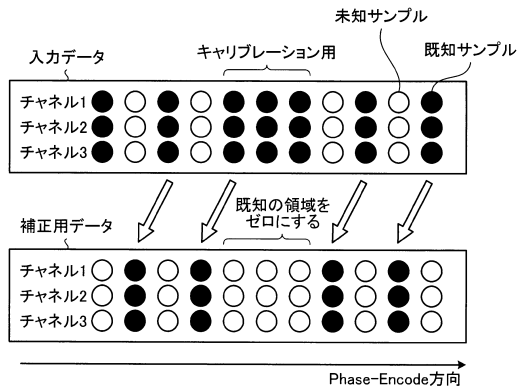
【図4】



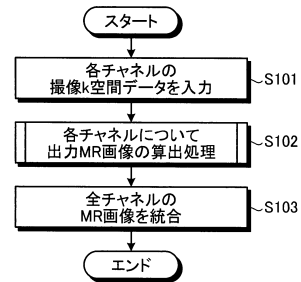
【図5】



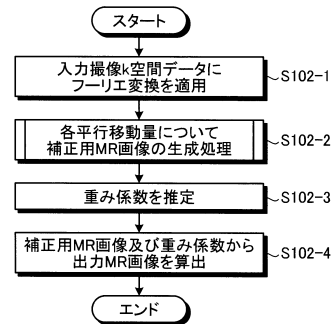
【図 6】



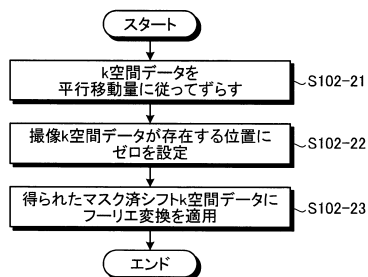
【図 7】



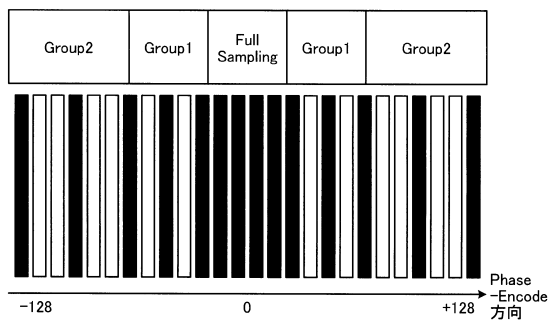
【図 8】



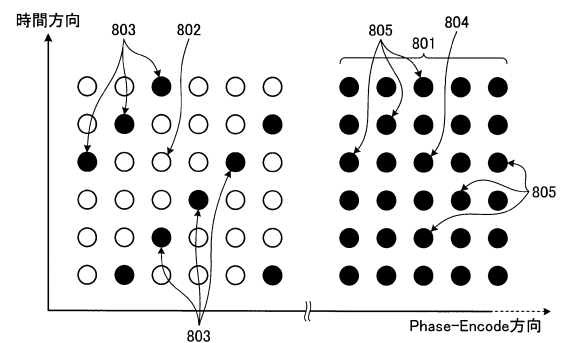
【図 9】



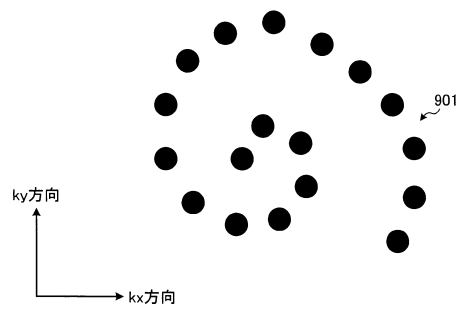
【図 10】



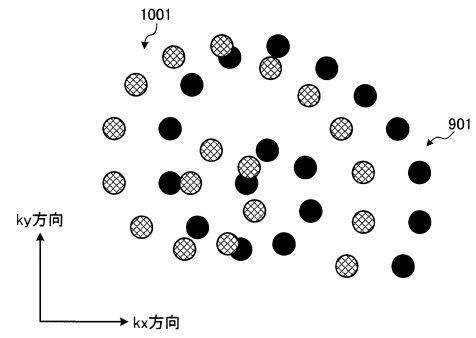
【図 11】



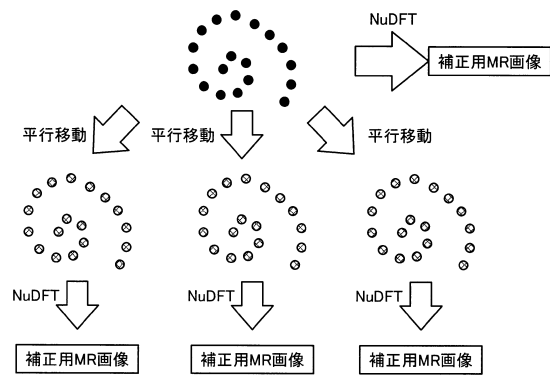
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2013-603(JP,A)

A. C. Brau, Simultaneous Calibration Scheme for Data-Driven Parallel Imaging Reconstruction, Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine [CD-ROM], 2008年5月3日

N. Seiberlich, Creation of Arbitrary Spatial Harmonics through the Combination of Orthogonal Weights (CASHCOW): A Generalized Direct GRAPPA Approach for Non-Cartesian Data, Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine [CD-ROM], 2009年8月18日

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01N 24/08