

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7510840号
(P7510840)

(45)発行日 令和6年7月4日(2024.7.4)

(24)登録日 令和6年6月26日(2024.6.26)

(51)国際特許分類 F I
 A 6 1 B 5/055(2006.01) A 6 1 B 5/055 3 7 6
 G 0 1 N 24/00 (2006.01) G 0 1 N 24/00 5 3 0 Y

請求項の数 11 (全34頁)

(21)出願番号	特願2020-176316(P2020-176316)	(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	令和2年10月20日(2020.10.20)	(74)代理人	110002147 弁理士法人酒井国際特許事務所
(65)公開番号	特開2022-67560(P2022-67560A)	(72)発明者	別宮 光洋 栃木県大田原市下石上1385番地 キ ヤノンメディカルシステムズ株式会社内
(43)公開日	令和4年5月6日(2022.5.6)	審査官	永田 浩司
審査請求日	令和5年8月30日(2023.8.30)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 情報処理装置、情報処理方法、および情報処理プログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の受信コイルを用いた第1の平行イメージングにより収集された第1の磁気共鳴データを用いて生成された第1のgファクタと、前記複数の受信コイルを用いた第2の平行イメージングに関する第2の磁気共鳴データを用いて生成された第2のgファクタとを取得する取得部と、

前記第1のgファクタと当該第1のgファクタより小さい前記第2のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整する調整部と、
を備える情報処理装置。

【請求項2】

前記調整部は、前記第1の磁気共鳴データから前記第1のgファクタを生成する過程において用いられる正規化パラメータを変更することで、前記第1のgファクタを調整する、請求項1に記載の情報処理装置。

【請求項3】

前記調整部は、前記複数の受信コイル各々に関して、前記第1のgファクタを調整する、請求項1または2に記載の情報処理装置。

【請求項4】

前記調整部は、前記第1のgファクタの分布を示す第1のgマップにおいて閾値以上の第1の領域に含まれる複数の前記第1のgファクタと、前記第2のgファクタの分布を示す第2のgマップにおいて前記第1の領域に対応する第2の領域に含まれる複数の前記第

2のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整する、
請求項1乃至3のうちいずれか一項に記載の情報処理装置。

【請求項5】

前記調整部は、前記第1の領域に含まれる複数の前記第1のgファクタの平均値と、前記第2の領域に含まれる複数の前記第2のgファクタの平均値と、の差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整する、

請求項4に記載の情報処理装置。

【請求項6】

前記調整部は、前記第1の磁気共鳴データから前記第1のgファクタを生成する過程において用いられる正規化パラメータが上限に到達するまで前記正規化パラメータを増加させることで、前記第1のgファクタを調整する、

請求項1乃至5のうちいずれか一項に記載の情報処理装置。

【請求項7】

前記第1の磁気共鳴データと調整後の前記第1のgファクタに関する重みとを用いて、第1の平行イメージングに関する磁気共鳴画像を生成する生成部をさらに備える、請求項1乃至6のうちいずれか一項に記載の情報処理装置。

【請求項8】

前記調整部は、

前記第1の平行イメージングにより生成される磁気共鳴画像に対応する画像空間に関して、調整後の前記第1のgファクタの元となるデータに基づいて、第3のgファクタを生成し、

前記画像空間に関して、前記第2のgファクタの元となるデータに基づいて、第4のgファクタを生成し、

前記第3のgファクタと前記第4のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整する、

請求項1乃至7のうちいずれか一項に記載の情報処理装置。

【請求項9】

前記第1の平行イメージングは、k空間において自動校正信号に対応するトラジェクトリーに関する磁気共鳴信号を収集する撮像プロトコルを有し、

前記第2の平行イメージングは、前記複数の受信コイルに対応する複数の感度マップにより画像空間における画像の折り返しが展開される磁気共鳴信号を収集する撮像プロトコルを有し、

前記複数の受信コイル各々における前記第1の磁気共鳴データは、前記自動校正信号に関するデータを有し、

前記複数の受信コイル各々における前記第2の磁気共鳴データは、前記複数の感度マップ各々の生成に用いられるデータを有する、

請求項1乃至8のうちいずれか一項に記載の情報処理装置。

【請求項10】

複数の受信コイルを用いた第1の平行イメージングにより収集された第1の磁気共鳴データを用いて生成された第1のgファクタと、前記複数の受信コイルを用いた第2の平行イメージングにより収集された第2の磁気共鳴データを用いて生成された第2のgファクタとを取得し、

前記第1のgファクタと当該第1のgファクタより小さい前記第2のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整すること、

を備える情報処理方法。

【請求項11】

コンピュータに、

複数の受信コイルを用いた第1の平行イメージングにより収集された第1の磁気共鳴データを用いて生成された第1のgファクタと、前記複数の受信コイルを用いた第2の平行イメージングにより収集された第2の磁気共鳴データを用いて生成された第2の

10

20

30

40

50

gファクタとを取得し、

前記第1のgファクタと当該第1のgファクタより小さい前記第2のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整すること、
を実現させる情報処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書及び図面に開示の実施形態は、情報処理装置、情報処理方法、および情報処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging : 以下、MRIと呼ぶ) 装置において、パラレルイメージングを用いた手法で被検体を撮像して、MR画像を生成することがある。このとき、パラレルイメージングの手法によっては、アーチファクトが低減できても、展開処理におけるノイズ成分の増幅度を示すgファクタの値が高くなり、生成されたMR画像において、信号対雑音比 (SNR : signal-to-noise ratio) が下がることある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特開2019-208990号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本明細書及び図面に開示の実施形態が解決しようとする課題の一つは、gファクタを低減するように当該gファクタを調整することにある。ただし、本明細書及び図面に開示の実施形態により解決しようとする課題は上記課題に限られない。後述する実施形態に示す各構成による各効果に対応する課題を他の課題として位置づけることもできる。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態に係る情報処理装置は、取得部と、調整部とを備える。取得部は、複数の受信コイルを用いた第1のパラレルイメージングにより収集された第1の磁気共鳴データを用いて生成された第1のgファクタと、前記複数の受信コイルを用いた第2のパラレルイメージングに関する第2の磁気共鳴データを用いて生成された第2のgファクタとを取得する。調整部は、前記第1のgファクタと前記第2のgファクタとの差が小さくなるように、前記第1のgファクタを調整する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、実施形態に係る情報処理装置の一例を示すブロック図。

【図2】図2は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の一例を示すブロック図。

【図3】図3は、実施形態に係り、正規化パラメータの大きさに応じたMR画像への影響の一例を示す図。

【図4】図4は、実施形態に係り、複数の受信コイルに対応する複数の第1のgマップの一例を示す図。

【図5】図5は、実施形態に係り、画像生成処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図6】図6は、実施形態に係り、画像生成処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図7】図7は、実施形態に係り、j番目の受信コイルに対応する第2のgマップの一例を示す図。

【図8】図8は、実施形態に係り、j番目の受信コイルに対応する第1のgマップの一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、実施形態に係り、図 8 に示す j 番目の受信コイルに対応する第 1 の g マップに対して、所定の閾値を用いたセグメンテーション処理の結果の一例を示す図。

【図 10】図 10 は、実施形態に係り、図 7 に示す j 番目の受信コイルに対応する第 2 の g マップに対して、第 1 の領域と同じ領域の第 2 の領域の一例を示す図。

【図 11】図 11 は、実施形態に係り、j 番目の受信コイルに対応する正規化パラメータの増加により更新された第 1 の g マップにおいて、第 1 の領域における第 1 の g ファクタの分布の一例を示す図。

【図 12】図 12 は、実施形態に係り、生成機能による本スキャン画像の生成に関する概要を示す図。

【図 13】図 13 は、実施形態に係り、g ファクタ調整処理の実行前後において、本スキャン画像に対応する画像空間における第 1 の全体 g マップの一例を示す図。

10

【図 14】図 14 は、実施形態に係り、第 2 の全体 g マップと、g ファクタ調整処理後の第 1 の全体 g マップとを示す図。

【図 15】図 15 は、実施形態に係り、比較例として g ファクタ調整処理が未実施での本スキャン画像と、g ファクタ調整処理の適用により第 1 の g ファクタが低減された状態で生成された本スキャン画像との一例を示す図。

【図 16】図 16 は、実施形態の第 1 の変形例に係る g ファクタ調整処理の手順の一例を示すフローチャート。

【図 17】図 17 は、実施形態の第 1 の変形例の応用例に係り、画像生成処理の手順の一例を示すフローチャート。

20

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながら、情報処理装置、情報処理方法、および情報処理プログラムの実施形態について詳細に説明する。図 1 は、情報処理装置 1 の一例を示すブロック図である。情報処理装置 1 は、例えば、本情報処理装置 1 における各種機能が搭載されたモダリティや、院内などにおけるサーバに搭載される。なお、情報処理装置 1 における各種機能は、医用画像管理システム（以下、PACS (Picture Archiving and Communication Systems) と呼ぶ）のサーバや、病院情報システム（以下、HIS (Hospital Information System) と呼ぶ）のサーバ、ネットワークに設けられたクラウドに関するサーバなどに搭載されてもよい。

30

【0008】

また、モダリティは、例えば、磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging: 以下、MRI と呼ぶ) 装置、PET (Positron Emission Tomography: 陽電子放出コンピュータ断層撮影) - MRI 装置、SPECT (single photon emission computed tomography: 単一光子放出コンピュータ断層撮影) - MRI 装置などの MRI に関する医用画像診断装置である。以下、説明を具体的にするために、情報処理装置 1 は、MRI 装置に搭載されているものとする。このとき、MRI 装置は、処理回路 15 における各種機能を有することとなる。

【0009】

40

(実施形態)

図 2 は、本実施形態に係る MRI 装置 100 の一例を示す図である。図 2 に示すように、MRI 装置 100 は、静磁場磁石 101 と、傾斜磁場コイル 103 と、傾斜磁場電源 105 と、寝台 107 と、寝台制御回路 109 と、送信回路 113 と、送信コイル 115 と、受信コイルアレイ 117 と、受信回路 119 と、撮像制御回路 (撮像制御部) 121 と、システム制御回路 (システム制御部) 123 と、メモリ 11 と、入力インターフェース 125 と、ディスプレイ 127 と、通信インターフェース 13 と、処理回路 15 と、を備える。なお、情報処理装置 1 は、メモリ 11 と、通信インターフェース 13 と、処理回路 15 とに加えて、入力インターフェース 125 とディスプレイ 127 とをさらに有していてもよい。

50

【 0 0 1 0 】

静磁場磁石 1 0 1 は、中空の略円筒状に形成された磁石である。静磁場磁石 1 0 1 は、内部の空間に略一様な静磁場を発生する。静磁場磁石 1 0 1 としては、例えば、超伝導磁石等が使用される。

【 0 0 1 1 】

傾斜磁場コイル 1 0 3 は、中空の略円筒形状に形成されたコイルであり、円筒形の冷却容器の内面側に配置される。傾斜磁場コイル 1 0 3 は、傾斜磁場電源 1 0 5 から個別に電流供給を受けて、互いに直交する X、Y、及び 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。傾斜磁場コイル 1 0 3 によって発生される 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、位相エンコード用傾斜磁場および周波数エンコード用傾斜磁場を形成する。スライス選択用傾斜磁場は、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は、空間的位置に応じて磁気共鳴信号（以下、MR (Magnetic Resonance) 信号と呼ぶ) の位相を変化させるために利用される。周波数エンコード用傾斜磁場は、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。

10

【 0 0 1 2 】

傾斜磁場電源 1 0 5 は、撮像制御回路 1 2 1 の制御により、傾斜磁場コイル 1 0 3 に電流を供給する電源装置である。

【 0 0 1 3 】

寝台 1 0 7 は、被検体 P が載置される天板 1 0 7 1 を備えた装置である。寝台 1 0 7 は、寝台制御回路 1 0 9 による制御のもと、被検体 P が載置された天板 1 0 7 1 を、ボア 1 1 1 内へ挿入する。

20

【 0 0 1 4 】

寝台制御回路 1 0 9 は、寝台 1 0 7 を制御する回路である。寝台制御回路 1 0 9 は、入出力インターフェース 1 7 を介した操作者の指示により寝台 1 0 7 を駆動することで、天板 1 0 7 1 を長手方向および上下方向、場合によっては左右方向へ移動させる。

【 0 0 1 5 】

送信回路 1 1 3 は、撮像制御回路 1 2 1 の制御により、ラーモア周波数で変調された高周波パルスを送信コイル 1 1 5 に供給する。例えば、送信回路 1 1 3 は、発振部や位相選択部、周波数変換部、振幅変調部、RF アンプなどを有する。発振部は、静磁場中における対象原子核に固有の共鳴周波数の RF パルスを発生する。位相選択部は、発振部によって発生した RF パルスの位相を選択する。周波数変換部は、位相選択部から出力された RF パルスの周波数を変換する。振幅変調部は、周波数変換部から出力された RF パルスの振幅を例えば $\sin c$ 関数に従って変調する。RF アンプは、振幅変調部から出力された RF パルスを増幅して送信コイル 1 1 5 に供給する。

30

【 0 0 1 6 】

送信コイル 1 1 5 は、傾斜磁場コイル 1 0 3 の内側に配置された RF (Radio Frequency) コイルである。送信コイル 1 1 5 は、送信回路 1 1 3 からの出力に応じて、高周波磁場に相当する RF パルスを発生する。

【 0 0 1 7 】

受信コイルアレイ 1 1 7 は、傾斜磁場コイル 1 0 3 の内側に配置される。受信コイルアレイ 1 1 7 は、例えば、1 以上、典型的には複数の受信コイル (コイルエレメントともいう) を有するコイルアレイである。また、受信コイルアレイ 1 1 7 は、全身用コイル (以下、WB コイル (Whole body coil) と呼ぶ) をさらに有していてもよい。受信コイルアレイ 1 1 7 は、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 1 1 7 は、MR 信号を受信すると、受信した MR 信号を受信回路 1 1 9 へ出力する。なお、図 2 において送信コイル 1 1 5 と受信コイルアレイ 1 1 7 とは別個に記載されているが、送信コイル 1 1 5 と受信コイルアレイ 1 1 7 とは、一体化された送受信コイル装置として実施されてもよい。送受信コイル装置は、被検体 P の撮像部位に対応し、例えば、頭部コイルのような局所的な送受信 RF コイルである。

40

50

【0018】

受信回路119は、受信コイルアレイ117から出力されるMR信号に基づいて、デジタルのMR信号（以下、MRデータと呼ぶ）を生成する。具体的には、受信回路119は、受信コイルアレイ117から出力されたMR信号に対して、検波、フィルタリングなどの信号処理を施した後、当該信号処理が施されたデータに対してアナログ/デジタル（A/D（Analog to Digital））変換（以下、A/D変換と呼ぶ）を実行することにより、MRデータを生成する。受信回路119は、生成されたMRデータを、シーケンス制御回路とも称される撮像制御回路121に出力する。例えば、MRデータは、受信コイルごとに生成され、受信コイルを識別するタグとともに、撮像制御回路121に出力される。なお、受信回路119は、静磁場磁石101や傾斜磁場コイル103などを備える架台装置（ガントリともいう）側に備えられていてもよい。

10

【0019】

なお、受信コイルアレイ117の各受信コイルから出力されたMR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119に出力されてもよい。このとき、MRデータは、受信回路119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。受信コイル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、受信コイル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、受信コイル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、「受信コイルごと」のように表記する場合、その処理が、チャンネルごとに行われてもよいし、あるいは、受信コイルが分配・合成されたチャンネルごとに行われてもよい。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。例えば、MR信号もしくはMRデータは、後述する処理回路15による再構成処理の前までに、チャンネル単位に分配・合成されてもよい。

20

【0020】

撮像制御回路121は、処理回路15から出力された撮像プロトコルに従って、傾斜磁場電源105、送信回路113及び受信回路119等を制御し、被検体Pに対する撮像を行う。撮像プロトコルは、検査の種類に応じたパルスシーケンスを有する。撮像プロトコルには、傾斜磁場電源105により傾斜磁場コイル103に供給される電流の大きさ、傾斜磁場電源105により電流が傾斜磁場コイル103に供給されるタイミング、送信回路113により送信コイル115に供給される高周波パルスの大きさや時間幅、送信回路113により送信コイル115に高周波パルスが供給されるタイミング、受信コイルアレイ117によりMR信号が受信されるタイミング等が定義されている。撮像制御回路121は、傾斜磁場電源105、送信回路113及び受信回路119等を駆動して被検体Pを撮像した結果、受信回路119からMRデータを受信すると、受信したMRデータをメモリ11に記憶させる。

30

【0021】

撮像制御回路121は、感度マップの生成に関するMRデータ（以下、感度データと呼ぶ）を、任意の撮像手法により収集する。感度マップは、受信コイルの感度の分布を示すマップである。複数の感度マップは、MRデータの収集に関する受信コイルアレイ117における複数の受信コイルにそれぞれ対応する。感度データの収集は、例えば、本スキャンとしてのパラレルイメージングによる撮像に先立って、ロケータスキャンやマップスキャンなどを含むプリスキャンにおいて撮像制御回路121により実行される。撮像制御回路121は、例えばプロセッサにより実現される。

40

【0022】

パラレルイメージングは、MR信号の収集時間を短縮するために、複数の受信コイルによる同時収集技術および複数の受信コイルにより生成されたMRデータを利用した再構成技術を組み合わせたものである。パラレルイメージングは、例えば、SMASH（Simultaneous acquisition of spatial harmonics）、SENSE（Sensitivity encoding）、GRAPPA（Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions）などが知られている。

50

【0023】

以下、説明を具体的にするために、被検体Pに対する本スキャンは、k空間において自動校正信号（オートキャリブレーションシグナル（Auto-Calibrated Signal）：以下、ACSと呼ぶ）に対応するトラジェクトリーに関するMR信号を収集する撮像プロトコルを有するパラレルイメージング（以下、第1のパラレルイメージングと呼ぶ）であるものとする。すなわち、本スキャンに関する第1のパラレルイメージングは、GRAPPAに類する撮像プロトコルを有する。なお、第1のパラレルイメージングにおけるACSに対応するトラジェクトリーは、GRAPPAのようにk空間の中心付近に限定されず、任意に設定可能である。

【0024】

複数の受信コイル各々において第1のパラレルイメージングにより収集されたMRデータ（以下、第1のMRデータと呼ぶ）は、ユーザの指示等により予め設定された間引き率（Redaction factor：R、加速率（acceleration factor）ともいう）に従ってk空間において位相エンコードステップを間引いて収集されたデータと、ACSと、を有する。ACSは、データの間引きの位置に関連するターゲット点（target point）におけるターゲットデータ（target data）とターゲット点の近隣のソース点（source point）におけるソースデータ（source data）と、を有する。

【0025】

また、被検体Pに対するプリスキャンにより収集される感度データ（第2のMRデータ）は、画像空間上でエイリアシング信号を分離するSENSE系のパラレルイメージング（以下、第2のパラレルイメージングと呼ぶ）に関する。感度データは、WBコイルおよび複数の受信コイルを用いた被検体Pに対するボリュームスキャンにより得られる。第2のパラレルイメージングは、複数の受信コイルに対応する複数の感度マップにより画像空間における画像の折り返しが展開される磁気共鳴信号を収集する撮像プロトコルを有する。第2のMRデータは、例えば、第2のパラレルイメージングに関するプリスキャン（以下、単に、プリスキャンと呼ぶ）により取得される。すなわち、複数の受信コイル各々における第2のMRデータは、複数の感度マップ各々の生成に用いられるデータを有する。

【0026】

「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU、GPU（Graphics Processing Unit）、特定用途向け集積回路（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。

【0027】

システム制御回路123は、ハードウェア資源として図示していないプロセッサ、ROM（Read-Only Memory）やRAM（Random Access Memory）等のメモリ等を有する。システム制御回路123は、システム制御機能23およびgマップ生成機能25を備える。システム制御機能23およびgマップ生成機能25を実現するシステム制御回路123は、システム制御部およびgマップ生成部に相当する。システム制御機能23およびgマップ生成機能25などの各機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で、システム制御回路123に搭載されたメモリに記憶されている。例えば、システム制御回路123は、プログラムをメモリから読み出し、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システム制御回路123は、システム制御機能23およびgマップ生成機能25などの各機能を有することとなる。

【0028】

10

20

30

40

50

システム制御回路 123 は、システム制御機能 23 により、MRI 装置 100 を制御する。具体的には、システム制御回路 123 は、メモリ 11 に記憶されたシステム制御プログラムを読み出してメモリ上に展開し、展開されたシステム制御プログラムに従って本 MRI 装置 100 の各回路を制御する。例えば、システム制御回路 123 は、入力インターフェース 125 を介して操作者から入力された撮像条件に基づいて、撮像プロトコルをメモリ 11 から読み出す。システム制御回路 123 は、撮像プロトコルを撮像制御回路 121 に送信し、被検体 P に対する撮像を制御する。

【0029】

システム制御回路 123 は、g マップ生成機能 25 により、第 1 のパラレルイメージングによる複数の受信コイル各々における ACS を含む第 1 の MR データに基づいて、複数の受信コイル各々に対応する第 1 の g マップを生成する。第 1 の g マップは、第 1 の g ファクタの空間的な分布を示すマップであって、受信コイルごとに生成される。第 1 の g ファクタは、例えば、フルサンプリングによる画像のノイズに対して、第 1 のパラレルイメージングにより生成される（例えば受信コイルごとの）画像のノイズの増減の度合いを示す指標値である。第 1 の g ファクタは、例えば、複数の受信コイルの間の相対的な位置関係などの幾何学的配置に依存する。

10

【0030】

具体的には、g マップ生成機能 25 は、複数の受信コイル各々において、複数の重みマップの絶対値の 2 乗の和に対して平方根を計算することで、複数の受信コイル各々の g マップを生成する。重みマップとは、複数の受信コイルごとの第 1 の MR データに対するフーリエ変換により生成された折り返しのある MR 画像（以下、折り返し画像と呼ぶ）において当該折り返しを展開するための重みの分布を示すマップに対応する。すなわち、折り返し画像に対応する重みマップを当該折り返し画像に乗じることで、折り返し画像における折り返しが展開される。

20

【0031】

g マップ生成機能 25 は、第 1 の MR データに基づいて、受信コイルごとの複数の重みマップを生成する。なお、g マップ生成機能 25 による重みマップの生成において、複数の受信コイルによるノイズの相関は解消されているものとする。第 1 の MR データは、複素数データであるため、重みマップは、実部と虚部とを有する複素数で表されたデータとなる。また、折り返し画像は複素画像であり、折り返し画像に対する重みマップの乗算は複素数同士の積によって実施される。このため、重みマップの絶対値は、重みマップの実部と虚部との積（換言すれば、重みマップと当該重みマップのエルミート共役との積）の平方根に相当する。以下の段落において、重みマップの生成について説明する。

30

【0032】

g マップ生成機能 25 は、複数の受信コイルに亘る第 1 の MR データにおける ACS に基づいて、k 空間において間引かれた位相エンコードステップに対応する行に配置されるデータ（以下、間引きデータと呼ぶ）の生成に関するコイル係数を、受信コイルごとに生成する。コイル係数は、k 空間において、複数の受信コイルに亘る第 1 の MR データから重み付け加算により間引きデータを生成するための重みに相当する。g マップ生成機能 25 は、生成されたコイル係数を間引き率に応じて配列することにより、間引きデータの生成のために第 1 の MR データに対する畳み込みに使用可能な畳み込みカーネルを、受信コイルごとに生成する。

40

【0033】

g マップ生成機能 25 は、折り返し画像の大きさに応じて、畳みこみカーネルの周囲をゼロで埋めること（以下、ゼロパディング（zero-padding）と呼ぶ）で、コイル係数マップを生成する。g マップ生成機能 25 は、コイル係数マップに対してフーリエ変換など画像変換を実行することで、画像空間における重みマップを生成する。以下の段落において、コイル係数の生成について説明する。

【0034】

以下の式（1）は、j 番目のコイル係数の生成に用いられる校正行列方程式（cali

50

bration matrix equation) を示している。

【数 1】

$$A_j x_j = b_j \quad \dots (1)$$

【0035】

ここで、添え字 j は、1 から複数の受信コイルの総数（以下、コイル総数と呼ぶ） N_c までの任意の自然数である。式（1）の左辺における行列 A_j は、 j 番目の受信コイルによる第 1 の MR データにおける間引きデータの生成に関するコイル係数に関し、キャリブレーションマトリクスと称される。キャリブレーションマトリクス A_j は、全ての受信コイルにおける ACS において、 j 番目の受信コイルに関するすべてのターゲット点に関するソースデータにより構成される。キャリブレーションマトリクス A_j は、例えば、ターゲット点の数（換言すれば、複数のキャリブレーションの位置の数） m を行数とし、一つの畳み込みカーネルにおけるコイル係数の総数とコイル総数 N_c との積 n を列数とする、 m 行 n 列の行列で表される。

10

【0036】

式（1）における右辺の

【数 2】

$$b_j$$

20

は、 j 番目の受信コイルによる第 1 の MR データにおける間引きデータの生成に関するコイル係数に関し、 j 番目の受信コイルにより収集された第 1 の MR データにおけるターゲットデータを要素とする、 m 行 1 列のベクトルである。また、式（1）における右辺の

【数 3】

$$x_j$$

は、複数の受信コイル各々に対応する畳み込みカーネルにおけるコイル係数を要素とする、 n 行 1 列のベクトルである。

【0037】

30

式（1）は、ill-condition（悪条件）線形方程式である。このため、式（1）を満たす x_j を算出するために、g マップ生成機能 25 は、受信コイルごとに異なる正則化パラメータ λ_j を用いたティコノフ（Tikhonov）正則化法（Tikhonov regularization）を実行する。正則化パラメータ λ_j は、ハイパーパラメータやティコノフパラメータと称されることもある。 j 番目の受信コイルに関するティコノフ正則化法における標準形

【数 4】

$$F_{\lambda_j}(x_j)$$

40

は、例えば、以下の式（2）で与えられる。

【0038】

【数 5】

$$F_{\lambda_j}(x_j) = \|A_j x_j - b_j\|_2^2 + \lambda_j^2 \|x_j\|_2^2 \quad \dots (2)$$

【0039】

具体的には、g マップ生成機能 25 は、キャリブレーションマトリクス A_j に対して、特異値分解（singular value decomposition：以下、SVD と呼ぶ）を実行する。このとき、キャリブレーションマトリクス A_j は、 j 番目の受信コ

50

イルに関する m 行 m 列のユニタリー行列 U_j と、 j 番目の受信コイルに関する n 行 n 列のユニタリー行列 V_j の転置行列 V_j^T と、 j 番目の受信コイルに関する m 行 n 列の SVD の標準形 Σ_j とを用いて、以下の式 (3) のように表すことができる。

【0040】

$$A_j = U_j \Sigma_j V_j^T \dots (3)$$

m 行 m 列のユニタリー行列 U_j の各列は、キャリブレーションマトリクス A_j の左特異ベクトル (Left singular vector) に相当する。以下、 m 行 m 列のユニタリー行列 U_j を左特異ベクトル行列と呼ぶ。また、 n 行 n 列のユニタリー行列 V_j の各列は、キャリブレーションマトリクス A_j の右特異ベクトル (Right singular vector) に相当する。以下、 n 行 n 列のユニタリー行列 V_j を右特異ベクトル行列と呼ぶ。また、SVD の標準形 Σ_j は、複数の特異値 ($\sigma_1, \dots, \sigma_k$) を用いて以下のように表すことができる。

10

【0041】

【数6】

$$\begin{aligned} \Sigma_j &= \text{diag}(\sigma_1, \dots, \sigma_k, \mathbf{0}) \\ &= \begin{bmatrix} \text{diag}(\sigma_1, \dots, \sigma_k) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

ここで、添え字 k は、キャリブレーションマトリクス A_j の数値的階数を示している。

20

【0042】

このとき、 j 番目の受信コイルに関するティコノフ正則化法の解

【数7】

$$\hat{\mathbf{x}}_j$$

、すなわち j 番目の受信コイルに対応する第1のMRデータにおける間引き位置のデータの生成に関して、複数の受信コイル各々に対応する第1のMRデータに適用される受信コイルごとの畳み込みカーネルを示すコイル係数は、 n 行 m 列の行列 D_j

【数8】

$$D_j = \begin{bmatrix} \frac{\sigma_1}{\sigma_1^2 + \lambda_j^2} & 0 & 0 & \dots & 0 & \mathbf{0} \\ 0 & \frac{\sigma_2}{\sigma_2^2 + \lambda_j^2} & 0 & \ddots & \vdots & \mathbf{0} \\ 0 & 0 & \ddots & \ddots & 0 & \mathbf{0} \\ 0 & 0 & 0 & \frac{\sigma_{k-1}}{\sigma_{k-1}^2 + \lambda_j^2} & 0 & \mathbf{0} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \frac{\sigma_k}{\sigma_k^2 + \lambda_j^2} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \dots & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix}$$

30

40

を用いて、以下の式 (4) で表される。

【0043】

【数9】

$$\hat{\mathbf{x}}_j = V_j D_j U_j^T \mathbf{b}_j \dots (4)$$

式 (4) に示すように、ターゲットデータの集合である

50

【数 1 0】

$$b_j$$

は実測データであって、ノイズが含まれている。このため、当該ノイズは、 j 番目の受信コイルに関するティコノフ正則化法の解

【数 1 1】

$$\hat{x}_j$$

に影響を与える。

【0 0 4 4】

式(4)での行列 D_j において、 j 番目の受信コイルに関する正則化パラメータ λ_j が小さすぎる場合、すなわち正則化が弱いとき、式(2)の右辺の正則化項(罰則項ともいう)による式(2)への寄与は小さくなる。このとき、 j 番目の受信コイルに関するティコノフ正則化法の解

【数 1 2】

$$\hat{x}_j$$

は、ターゲットデータの集合である

【数 1 3】

$$b_j$$

のノイズに敏感となる。このため、第1のMRデータにより生成されるMR画像におけるノイズは多くなる。

【0 0 4 5】

また、式(4)での行列 D_j において、 j 番目の受信コイルに関する正則化パラメータ λ_j が大きすぎる場合、すなわち正則化が強いとき、式(2)の右辺の正則化項による式(2)への寄与は大きくなる。このとき、 j 番目の受信コイルに関するティコノフ正則化法の解

【数 1 4】

$$\hat{x}_j$$

は、真の解からほど遠くなる。このため、第1のMRデータにより生成されるMR画像には、多くのアーチファクトが現れる。

【0 0 4 6】

図3は、正則化パラメータ λ_j の大きさに応じたMR画像への影響の一例を示す図である。図3における画像TSに示すように、正則化パラメータ λ_j が小さすぎる場合、適切な正則化パラメータ λ_j による画像APに比べて、画像TSにおいてノイズが多くなる。また、図3における画像TBに示すように、正則化パラメータ λ_j が大きすぎる場合、画像APに比べて画像TBにおいて多くのアーチファクトノイズが現れる。これらのことから、最適な正則化パラメータ λ_j の設定が肝要となる。

【0 0 4 7】

これらのことから、gマップ生成機能25は、SVDによるティコノフ正則化法の実施に先立って、ティコノフパラメータ最適化法を用いて、受信コイルごとに正則化パラメータ λ_j を決定する。ティコノフパラメータ最適化法は、例えば、食い違い原理(disc discrepancy principle)、L字曲線法(L-curve method)、

10

20

30

40

50

一般化交差検証法 (Generalized Cross Validation: 以下、GCVと呼ぶ) などがある。本実施形態においては、いずれの方法が、正則化パラメータ j の決定に用いられてもよい。

【0048】

例えば、正則化パラメータ j の決定としてGCVを用いる場合、gマップ生成機能25は、複数の受信コイルごとの第1のMRデータに基づいて、より詳細には式(1)における各項と、行列 A_j のSVDにより生成された複数の特異値、左特異ベクトル行列 U_j および右特異ベクトル行列 V_j と、を用いて、正則化パラメータ j についての最適化基準関数を決定する。次いで、gマップ生成機能25は、最適化基準関数が最大値を示すときの正則化パラメータ j を、ティコノフ (Tikhonov) 正則化法に用いる準最適化されたハイパーパラメータとして決定する。ティコノフパラメータ最適化法により決定された正則化パラメータ j は、メモリ11などの記憶装置に記憶され、かつティコノフ正則化法に用いられる。

10

【0049】

以上の各種計算・処理過程を経て、gマップ生成機能25は、複数の受信コイル各々に対応する第1のMRデータに基づいて、複数の受信コイル各々に関する第1のgファクタの分布を示す第1のgマップを生成する。第1のgマップにおける複数の画素は、複数の受信コイルを用いた第1の平行イメージングにより収集された第1のMRデータを用いて生成された第1のgファクタを有する。

【0050】

図4は、複数の受信コイルに対応する複数の第1のgマップの一例を示す図である。図4に示す C_{g_1} は、1番目の受信コイルのgマップを示している。図4に示す $C_{g_{N_c}}$ は、 N_c 番目の受信コイルのgマップを示している。図4に示すように、複数の第1のgマップは、受信コイルごとに異なる。

20

【0051】

gマップ生成機能25は、プリスキャンにより取得された第2のMRデータを受信回路119から取得してk空間に配置し、k空間に配置された感度データに基づいて感度マップを生成(再構成)する。すなわち、gマップ生成機能25は、WBコイルおよび複数の受信コイルに関する第2のMRデータに基づいて、ロケータ画像により設定されたFOVによる所望の断面に関して、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の感度マップを生成する。gマップ生成機能25は、所定の規格化手法により、複数の感度マップを規格化する。

30

【0052】

なお、複数の感度マップの生成および規格化は、生成機能155により実行されてもよい。gマップ生成機能25は、複数の感度マップに基づいて、第2の平行イメージングにより生成されるMR画像に関するgマップ(以下、全体gマップと呼ぶ)を生成する。gマップ生成機能25は、全体gマップに、規格化された複数の感度マップ各々を乗算することで、複数の受信コイルにそれぞれ対応する第2のgマップを生成する。第2のgマップの生成に関する算出方法は、既存の方法が利用できるため、詳細な説明は省略する。

【0053】

第2のgマップは、第2のgファクタの空間的な分布を示すマップである。第2のgマップにおける複数の画素は、複数の受信コイルを用いた第2の平行イメージングに関する第2のMRデータを用いて生成された第2のgファクタを有する。第2のgファクタは、例えば、フルサンプリングによる画像のノイズに対して、第2の平行イメージングにより生成される画像のノイズの増減の度合いを示す指標値である。第2のgファクタは、例えば、複数の受信コイルの間の相対的な位置関係などの幾何学的配置に依存する。

40

【0054】

以上において説明したgマップ生成機能25による各種処理は、例えば、処理回路15における生成機能155などにより実現されてもよい。このとき、gマップ生成機能25は、処理回路15に搭載されることとなる。

50

【 0 0 5 5 】

なお、システム制御回路 1 2 3 は、処理回路 1 5 に組み込まれてもよい。このとき、システム制御機能 2 3 および g マップ生成機能 2 5 は処理回路 1 5 により実行され、処理回路 1 5 は、システム制御回路 1 2 3 の代替として機能する。システム制御回路 1 2 3 を実現するプロセッサは、上述と同様な内容なため、説明は省略する。

【 0 0 5 6 】

メモリ 1 1 は、システム制御回路 1 2 3 において実行されるシステム制御機能 2 3 に関する各種プログラム、各種撮像プロトコル、撮像プロトコルを規定する複数の撮像パラメータを含む撮像条件等を記憶する。また、メモリ 1 1 は、処理回路 1 5 により実現される取得機能 1 5 1、調整機能 1 5 3、生成機能 1 5 5 を、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する。

10

【 0 0 5 7 】

また、メモリ 1 1 は、生成機能 1 5 9 により生成された MR 画像や、ロケータスキャンなどのプリスキャンにより生成されたプリスキャン画像を記憶する。プリスキャン画像は、例えば、本スキャンにおける撮像視野（以下、FOV (Field of view) と呼ぶ）を設定するための位置決め画像（ロケータ画像とも称される）や、本スキャンにおける MR 画像の生成（再構成）に用いられる感度マップなどである。

【 0 0 5 8 】

例えば、メモリ 1 1 は、受信コイルアレイ 1 1 7 における複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の感度マップを記憶する。また、メモリ 1 1 は、ロケータ画像において、入力インターフェース 1 2 5 を介したユーザの指示により設定された FOV を記憶する。メモリ 1 1 は、本スキャンに関する MR データおよび当該 MR データに基づいて MR 画像を再構成するアルゴリズムを記憶する。

20

【 0 0 5 9 】

なお、メモリ 1 1 は、通信インターフェース 1 3 を介して受信された各種データを記憶してもよい。例えば、メモリ 1 1 は、放射線情報システム (RIS: Radiology Information System) 等の医療機関内の情報処理システムから受信した被検体 P の検査オーダーに関する情報（撮像対象部位、検査目的等）を記憶する。また、メモリ 1 1 は、複数の受信コイルに対応する複数の第 1 の g マップおよび複数の第 2 の g マップ、SVD により生成された受信コイルごとの複数の特異値、受信コイルごとの左特異ベクトル行列 U および右特異ベクトル行列 V、複数の受信コイルに対応する複数の重みマップなどを記憶する。

30

【 0 0 6 0 】

メモリ 1 1 は、例えば、ROM、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、HDD (Hard disk Drive)、SSD (Solid State Drive)、光ディスク等により実現される。また、メモリ 1 1 は、CD (Compact Disc) - ROM ドライブや DVD (Digital Versatile Disc) ドライブ、フラッシュメモリ等の可搬型記憶媒体との間で種々の情報を読み書きする駆動装置等で実現されてもよい。

【 0 0 6 1 】

入力インターフェース 1 2 5 は、操作者からの各種指示や情報入力を受け付ける。入力インターフェース 1 2 5 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、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力回路、及び音声入力回路等によって実現される。入力インターフェース 1 2 5 は、処理回路 1 5 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へ変換し処理回路 1 5 へと出力する。

40

【 0 0 6 2 】

なお、本明細書において入力インターフェース 1 2 5 は、マウス、キーボードなどの物理的な操作部品を備えるものだけに限られない。例えば、MRI 装置 1 0 0 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、この電気信号を制

50

御回路へ出力する電気信号の処理回路も入力インターフェース 125 の例に含まれる。

【0063】

入力インターフェース 125 は、ディスプレイ 127 に表示されたロケータ画像に対し、ユーザの指示により F O V を入力する。具体的には、入力インターフェース 125 は、ディスプレイ 127 に表示されたロケータ画像において、ユーザによる範囲の設定指示により F O V を入力する。また、入力インターフェース 125 は、検査オーダに基づくユーザの指示により、本スキャンに関する各種撮像パラメータを入力する。

【0064】

ディスプレイ 127 は、処理回路 15 またはシステム制御回路 123 による制御のもとで、各種の GUI (Graphical User Interface) や、処理回路 15 によって生成された MR 画像、ロケータ画像などのプリスキャン画像等を表示する。また、ディスプレイ 127 は、本スキャンやプリスキャンに関する撮像パラメータ、および画像処理に関する各種情報などを表示する。ディスプレイ 127 は、例えば、CRT ディスプレイや液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、LED ディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイ、モニタ等の表示デバイスにより実現される。

【0065】

通信インターフェース 13 は、例えば、H I S、P A C S などとの間でデータ通信を行う。通信インターフェース 13 および病院情報システムとの通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、H L 7 (H e a r t h L e v e l 7)、D I C O M、又はその両方等が挙げられる。通信インターフェース 13 は、R I S 等の医療機関内の情報処理システムから受信した被検体 P の検査オーダに関する情報 (撮像対象部位、検査目的等) を受信する。

【0066】

また、MRI 装置 100 に情報処理装置 1 が搭載されていない場合、情報処理装置 1 における通信インターフェース 13 は、複数の第 1 の g マップ、複数の第 2 の g マップ、複数の特異値、複数の重みマップを、MRI に関する医用画像診断装置から受信する。このとき、受信された、複数の第 1 の g マップ、複数の第 2 の g マップ、複数の特異値、複数の左特異ベクトル行列、複数の右特異ベクトル行列、複数の重みマップは、メモリ 11 に記憶される。

【0067】

処理回路 15 は、例えば、上述のプロセッサなどにより実現される。処理回路 15 は、取得機能 151、調整機能 153、生成機能 155 などを備える。取得機能 151、調整機能 153、生成機能 155 をそれぞれ実現する処理回路 15 は、取得部、調整部、および生成部に相当する。取得機能 151、調整機能 153、生成機能 155 などの各機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 11 に記憶されている。例えば、処理回路 15 は、プログラムをメモリ 11 から読み出し、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 15 は、取得機能 151、調整機能 153、生成機能 155 などの各機能を有することとなる。

【0068】

上記説明では、「プロセッサ」が各機能に対応するプログラムをメモリ 11 から読み出して実行する例を説明したが、実施形態はこれに限定されない。プロセッサが例えば CPU である場合、プロセッサはメモリ 11 に保存されたプログラムを読み出して実行することで機能を実現する。一方、プロセッサが ASIC である場合、メモリ 11 にプログラムを保存する代わりに、当該機能がプロセッサの回路内に論理回路として直接組み込まれる。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせるとして 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。また、単一の記憶回路が各処理機能に対応するプログラムを記憶するものとして説明したが、複数の記憶回路を分散して配置して、処理回路 15

10

20

30

40

50

は個別の記憶回路から対応するプログラムを読み出す構成としても構わない。

【 0 0 6 9 】

処理回路 1 5 は、取得機能 1 5 1 により、複数の受信コイルを用いた第 1 のパラレルイメージングにより収集された第 1 の MR データを用いて生成された第 1 の g ファクタと、複数の受信コイルを用いた第 2 のパラレルイメージングに関する第 2 の MR データを用いて生成された第 2 の g ファクタと、を取得する。具体的には、取得機能 1 5 1 は、複数の受信コイルに対応する複数の第 1 の g マップおよび複数の第 2 の g マップ、複数の特異値、および複数の重みマップを、システム制御回路 1 2 3 またはメモリ 1 1 から取得する。なお、MRI 装置 1 0 0 に情報処理装置 1 が搭載されていない場合、取得機能 1 5 1 は、通信インターフェース 1 3 を介して、複数の第 1 の g マップと、複数の第 2 の g マップと、複数の受信コイル各々に対応する複数の特異値と、複数の左特異ベクトル行列と、複数の右特異ベクトル行列と、複数の重みマップとを、MRI に関する医用画像診断装置から取得する。

10

【 0 0 7 0 】

処理回路 1 5 は、調整機能 1 5 3 により、第 1 の g ファクタと第 2 の g ファクタとの差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。具体的には、調整機能 1 5 3 は、第 1 の MR データから第 1 の g ファクタを生成する過程において用いられる正則化パラメータを変更することで、第 1 の g ファクタを調整する。また、調整機能 1 5 3 は、複数の受信コイル各々に関して、第 1 の g ファクタを調整する。例えば、調整機能 1 5 3 は、第 1 の MR データから第 1 の g ファクタを生成する過程において用いられる正則化パラメータが上限に到達するまで正則化パラメータを増加させることで、第 1 の g ファクタを調整する。

20

【 0 0 7 1 】

より詳細には、調整機能 1 5 3 は、第 1 の g ファクタの分布を示す第 1 の g マップにおいて閾値以上の第 1 の領域に含まれる複数の第 1 の g ファクタと、第 2 の g ファクタの分布を示す第 2 の g マップにおいて第 1 の領域に対応する第 2 の領域に含まれる複数の第 2 の g ファクタとの差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。例えば、調整機能 1 5 3 は、第 1 の領域に含まれる複数の第 1 の g ファクタの平均値と、第 2 の領域に含まれる複数の第 2 の g ファクタの平均値と、の差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。調整機能 1 5 3 により実行される第 1 の g ファクタの調整に関する処理については、g ファクタの調整により第 1 のパラレルイメージングに関する MR 画像を生成する画像生成処理において詳述する。

30

【 0 0 7 2 】

処理回路 1 5 は、生成機能 1 5 5 により、被検体 P に対するプリスキャンにより生成された MR データ（以下、プリスキャンデータと呼ぶ）を受信回路 1 1 9 から取得して k 空間に配置し、k 空間に配置されたプリスキャンデータに基づいて、ロケータ画像や感度マップなどのプリスキャン画像を生成する。生成機能 1 5 5 は、生成されたプリスキャン画像を、メモリ 1 1 に記憶させる。プリスキャン画像の生成は、既存の再構成手法を用いることができるため、説明は省略する。

【 0 0 7 3 】

生成機能 1 5 5 は、第 1 の MR データと調整後の第 1 の g ファクタに関する重みとを用いて、第 1 のパラレルイメージングに関する MR 画像（以下、本スキャン画像と呼ぶ）を生成する。具体的には、生成機能 1 5 5 は、複数の受信コイル各々に対応する第 1 の MR データに足してフーリエ変換を実行することにより、複数の受信コイル各々に対応する折り返し画像を生成する。生成機能 1 5 5 は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の折り返し画像と、調整後の第 1 の g ファクタに関し、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の重みマップと、複数の受信コイルにそれぞれ対応する感度マップとを用いて、本スキャン画像を生成する。生成機能 1 5 5 により実行される本スキャン画像の生成処理については、画像生成処理において詳述する。

40

【 0 0 7 4 】

50

以上のように構成された本実施形態のMRI装置100や情報処理装置1により実行される画像生成処理について、図5乃至図12などを用いて説明する。図5および図6は、画像生成処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【0075】

(画像生成処理)

(ステップS501)

撮像制御回路121は、被検体Pに対してプリスキャン(第2の平行イメージングに関する撮像プロトコルのうち感度データを収集する撮像プロトコル)を実行する。これにより、撮像制御回路121は、複数の受信コイル各々に対応する第2のMRデータを収集する。gマップ生成機能25は、第2のMRデータに基づいて、感度マップを生成する。メモリ11は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の感度マップを記憶する。

10

【0076】

(ステップS502)

gマップ生成機能25は、複数の感度マップに基づいて、全体gマップを生成する。次いで、gマップ生成機能25は、全体gマップに、規格化された複数の感度マップ各々を乗じる。これにより、gマップ生成機能25は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の第2のgマップを生成する。第2のgマップは、第1のgマップとの比較における基準となるため、基準マップと称されてもよい。

【0077】

図7は、j番目の受信コイルに対応する第2のgマップ B_{g_j} の一例を示す図である。図7に示すように、gマップ生成機能25は、j番目の受信コイルに対応する折り返し画像に対応する画像空間において、j番目の第2のgマップ B_{g_j} を生成する。図7における右側の凡例は、第2のgファクタの値を示している。

20

【0078】

(ステップS503)

撮像制御回路121は、被検体Pに対する本スキャンを実行する。本スキャンは、第1の平行イメージングに関し、被検体Pに対してACSを含む間引き収集を実行する撮像プロトコルを有する。これにより、撮像制御回路121は、複数の受信コイル各々に対応する第1のMRデータを収集する。撮像制御回路121は、収集された第1のMRデータを、受信コイルの番号と関連付けて、メモリ11に記憶させる。

30

【0079】

(ステップS504)

gマップ生成機能25は、第1のMRデータに基づいて、例えばGCVにより、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の正則化パラメータを決定する。以下、一例として、GCVによる、j番目の受信コイルに関する正則化パラメータ λ_j (jは、 $1 \leq j \leq N_c$ (コイル総数)における自然数)の決定について説明する。まず、gマップ生成機能25は、キャリブレーションマトリクス A_j に対してSVDを実行することにより、複数の特異値($\sigma_1, \dots, \sigma_k$)と、左特異ベクトル行列 U_j と、右特異ベクトル行列 V_j とを算出する。

【0080】

次いで、gマップ生成機能25は、複数の特異値($\sigma_1, \dots, \sigma_k$)と、左特異ベクトル行列 U_j と、右特異ベクトル行列 V_j とに基づいて、正則化パラメータを変数とする最適化基準関数を決定する。続いて、gマップ生成機能25は、最適化基準関数において最大となる正則化パラメータを、ティコノフ正則化法に用いられる正則化パラメータ λ_j として決定する。

40

【0081】

本ステップにおける処理は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の正則化パラメータ($\lambda_1, \dots, \lambda_j, \dots, \lambda_{N_c}$)が決定されるまで繰り返される。gマップ生成機能25は、生成された複数の正則化パラメータ、複数の左特異ベクトル行列 U_j 、および複数の右特異ベクトル行列 V_j を、受信コイルの番号と関連付けて、メモリ11に記

50

憶させる。

【 0 0 8 2 】

(ステップ S 5 0 5)

g マップ生成機能 2 5 は、第 1 の M R データと正規化パラメータとに基づいて、複数の受信コイル各々に対応する複数のコイル係数マップを生成する。以下、具体的に説明するために、j 番目の受信コイルにおけるコイル係数マップの生成について説明する。g マップ生成機能 2 5 は、正規化パラメータ α_j と、j 番目の受信コイルに対応する左特異ベクトル行列 U_j および右特異ベクトル行列 V_j とを用いたティコノフ正規化法により、複数の受信コイル各々にそれぞれ対応する複数のコイル係数を算出する。

【 0 0 8 3 】

g マップ生成機能 2 5 は、複数の受信コイル各々に関して、第 1 のパラレルイメージングにおける間引き率に応じて複数のコイル係数を配列する。これにより、g マップ生成機能 2 5 は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の畳み込みカーネルを生成する。次いで、g マップ生成機能 2 5 は、複数の畳み込みカーネル各々において、畳み込みカーネルの周囲に関してゼロパディングを実行し、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数のコイル係数マップを生成する。本ステップにおける処理は、複数の受信コイル各々に対応する複数のコイル係数マップが生成されるまで繰り返される。

【 0 0 8 4 】

(ステップ S 5 0 6)

g マップ生成機能 2 5 は、複数のコイル係数マップ各々に対して、フーリエ変換を実行することで、複数の受信コイル各々に対応し画像空間における複数の重みマップを生成する。複数の重みマップの総数は、 N_c の 2 乗となる。g マップ生成機能 2 5 は、複数の重みマップを、受信コイルの番号と関連付けて、メモリ 1 1 に記憶させる。

【 0 0 8 5 】

(ステップ S 5 0 7)

g マップ生成機能 2 5 は、複数の重みマップに基づいて、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の第 1 の g マップを生成する。以下、説明を具体的にするために、j 番目の受信コイルにおける第 1 の g マップの生成について説明する。g マップ生成機能 2 5 は、j 番目の受信コイルに関する複数の重みマップ各々について、絶対値の 2 乗を算出する。重みマップの絶対値の 2 乗は、重みマップにおける実部と虚部との積に相当する。g マップ生成機能 2 5 は、算出された絶対値の 2 乗を、j 番目の受信コイルに関する重みマップの総数すなわちコイル総数 N_c に亘って積算する。次いで、g マップ生成機能 2 5 は、当該積算された結果に対して平方根を取ることで、j 番目の受信コイルに関する第 1 の g マップを生成する。

【 0 0 8 6 】

図 8 は、j 番目の受信コイルに対応する第 1 の g マップ C_{g_j} の一例を示す図である。図 8 に示すように、g マップ生成機能 2 5 は、j 番目の受信コイルに対応する折り返し画像に対応する画像空間において、j 番目の第 1 の g マップ C_{g_j} を生成する。図 8 における右側の凡例は、第 1 の g ファクタの値を示している。

【 0 0 8 7 】

本ステップにおける処理は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の第 1 の g マップが生成されるまで繰り返される。g マップ生成機能 2 5 は、生成された複数の第 1 の g マップを、受信コイルの番号と関連付けて、メモリ 1 1 に記憶させる。第 1 の g マップは、第 2 の g マップを基準として比較されるため、比較マップと称されてもよい。

【 0 0 8 8 】

なお、M R I 装置 1 0 0 に情報処理装置 1 が搭載されていない場合、ステップ 5 0 8 以降の処理が画像生成処理として実施されることとなる。このとき、ステップ S 5 0 8 の処理の実行の前段において、処理回路 1 5 は、取得機能 1 5 1 により、通信インターフェース 1 3 を介して、複数の第 1 の g マップと、複数の第 2 の g マップと、複数の受信コイル各々に対応する複数の特異値と、複数の左特異ベクトル行列と、複数の右特異ベクトル行

10

20

30

40

50

列と、複数の重みマップとを、MRIに関する医用画像診断装置から取得する。加えて、取得機能151は、複数の第1のgマップと、複数の第2のgマップと、複数の受信コイル各々に対応する複数の特異値と、複数の左特異ベクトル行列と、複数の右特異ベクトル行列と、複数の重みマップとを、メモリ11に記憶させる。

【0089】

(ステップS508)

処理回路15は、調整機能153により、複数の第1のgマップ各々において所定の閾値以上の第1のgファクタを有する第1の領域を特定する。所定の閾値は、予め設定されて、メモリ11に記憶される。例えば、調整機能153は、所定の閾値を用いて、複数の第1のgマップに対してセグメンテーション処理を実行し、第1の領域を特定する。調整機能153は、複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の第1のgマップにおいて、マスクがかけられた領域である第1の領域をメモリ11に記憶させる。

10

【0090】

図9は、図8に示すj番目の受信コイルに対応する第1のgマップ C_{g_j} に対して、所定の閾値を用いたセグメンテーション処理の結果の一例を示す図である。図9は、所定の閾値として1.25を用いたセグメンテーション処理の結果を示している。図9に示すように、所定の閾値未滿となる領域 RE_1 を除く領域は、第1のgマップ C_{g_j} においてマスクがかけられた領域に相当する。

【0091】

(ステップS509)

処理回路15は、調整機能153により、特定された複数の第1の領域各々に対して、第1の領域に含まれる複数の第1のgファクタの平均値(以下、第1の平均値と呼ぶ)を算出する。すなわち、調整機能153は、複数の第1の領域に対応する複数の第1の平均値を算出する。調整機能153は、複数の第1のgマップと対応付けて複数の第1の平均値を、メモリ11に記憶させる。

20

【0092】

(ステップS510)

処理回路15は、調整機能153により、複数の第2のgマップ各々において、第1の領域に対応する第2の領域を特定する。すなわち、調整機能153は、複数の第2のgマップにおいて、第2のgマップに対応する第1のgマップにおける第1の領域と同じ領域を、第2の領域として特定する。

30

【0093】

図10は、図7に示すj番目の受信コイルに対応する第2のgマップ B_{g_j} に対して、第1の領域 RE_1 と同じ領域の第2の領域 RE_2 の一例を示す図である。図10に示すように、第2の領域 RE_2 を除く領域は、第2のgマップ B_{g_j} においてマスクがかけられた領域に相当する。第2の領域 RE_2 は、第1のgマップ C_{g_j} における第1の領域 RE_1 と同じ領域である。

【0094】

(ステップS511)

処理回路15は、調整機能153により、特定された複数の第2の領域各々に対して、第2の領域に含まれる複数の第2のgファクタの平均値(以下、第2の平均値と呼ぶ)を算出する。すなわち、調整機能153は、複数の第2の領域に対応する複数の第2の平均値を算出する。調整機能153は、複数の第2のgマップと対応付けて複数の第2の平均値を、メモリ11に記憶させる。

40

【0095】

(ステップS512)

処理回路15は、調整機能153により、受信コイルの番号を示すiを1に設定する。なお、本ステップは、ステップS512以前であれば、任意の段階で実行されてもよい。

【0096】

(ステップS513)

50

処理回路 15 は、調整機能 153 により、 i 番目の受信コイルに関して、第 1 の平均値が第 2 の平均値を超えているか否かを判定する。第 1 の平均値が第 2 の平均値を超えていれば (ステップ S513 の Yes)、ステップ S514 の処理が実行される。第 1 の平均値が第 2 の平均値を超えていなければ (ステップ S513 の No)、ステップ S521 の処理が実行される。なお、調整機能 153 は、本ステップにおける判定として、第 1 の平均値が第 2 の平均値の近傍の値を超えているかを判定してもよい。

【0097】

(ステップ S514)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、 i 番目の受信コイルに関する正規化パラメータ α_i が上限値を超えているか否かを判定する。正規化パラメータ α_i が上限値を超えてい
れば (ステップ S514 の Yes)、ステップ S520 の処理が実行される。正規化パラメータ α_i が上限値を超えていなければ (ステップ S514 の No)、ステップ S515 の処理が実行される。

10

【0098】

本ステップにおいて用いられる受信コイルごとの上限値は、例えば、ステップ S504 において、GCV により決定された受信コイルごとの正規化パラメータの自然数倍 (例えば 10 倍) などである。このとき、調整機能 153 は、ステップ S504 において決定された複数の正規化パラメータ各々に対して自然数を乗ずることにより、複数の受信コイルに対応する複数の上限値を、ステップ S514 の処理以前に算出する。次いで、調整機能 153 は、算出された複数の上限値を、受信コイルの番号とともにメモリ 11 に記憶させる。

20

【0099】

(ステップ S515)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、 i 番目の受信コイルに関する正規化パラメータ α_i を増加させる。例えば、調整機能 153 は、正規化パラメータ α_i に対して、1 以上の所定の比 R_a を乗ずることにより、正規化パラメータ α_i を増加させる。所定の比は、例えば、 $1.41 (2^{1/2})$ などの数値であって、予めメモリ 11 に記憶される。調整機能 153 は、正規化パラメータ α_i に所定の比 R_a を乗じた値 ($\alpha_i \times R_a$) を、 i 番目の受信コイルに関する新たな正規化パラメータ α_i として、受信コイルの番号 i と関連付けて、メモリ 11 に記憶させる。これにより、正規化パラメータ α_i は更新される。

【0100】

30

(ステップ S516)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、第 1 の MR データと更新された正規化パラメータ α_i とに基づいて、 i 番目の受信コイルに関する複数のコイル係数マップを生成する。具体的には、調整機能 153 は、 i 番目の受信コイルに関する左特異ベクトル行列 U_i 、 i 番目の受信コイルに関する右特異ベクトル行列 V_i 、および複数の特異値と、更新された正規化パラメータ α_i とを用いてティコノフ正規化法を実行する。これにより、調整機能 153 は、 i 番目の受信コイルに関し、複数の受信コイル各々にそれぞれ対応する複数のコイル係数 (ベクトル

【数 15】

$$\hat{x}_i$$

40

の成分) を算出する。

【0101】

調整機能 153 は、ティコノフ正規化法の解である

【数 16】

$$\hat{x}_i$$

における成分を、複数の受信コイルごとに分類する。次いで、調整機能 153 は、複数の受信コイル各々において、第 1 のパラレルイメージングにおける間引き率に応じて、分類された成分を用いて畳み込みカーネルを生成する。調整機能 153 は、複数の受信コイル

50

にそれぞれ対応する複数の畳み込みカーネル各々に対してゼロパディングを実行し、 i 番目の受信コイルに関する複数のコイル係数マップを生成する。調整機能 153 は、受信コイルの番号 i と関連付けて、複数のコイル係数マップを更新してメモリ 11 に記憶させる。

【0102】

(ステップ S517)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、複数のコイル係数マップを画像空間に変換することにより、 i 番目の受信コイルに関する複数の重みマップを生成して、更新する。具体的には、調整機能 153 は、複数のコイル係数マップ各々に対して画像変換を実行することで、 i 番目の受信コイルに関して複数の受信コイルにそれぞれ対応する複数の重みマップを生成する。調整機能 153 は、受信コイルの番号 i と関連付けて、複数の重みマップ

10

【0103】

(ステップ S518)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、更新された複数の重みマップに基づいて、 i 番目の受信コイルに対応する第 1 の g マップを生成し、更新する。具体的には、調整機能 153 は、複数の重みマップ各々の絶対値の 2 乗を計算し、計算された絶対値の 2 乗をコイル総数 N_c に亘って積算する。次いで、調整機能 153 は、積算された結果に対して平方根を取ることで、 i 番目の受信コイルに対応する第 1 の g マップを生成する。調整機能 153 は、受信コイルの番号 i と関連付けて、第 1 の g マップを更新してメモリ 11 に記憶させる。

20

【0104】

(ステップ S519)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、更新された第 1 の g マップに基づいて、第 1 の領域における第 1 の平均値を計算し、更新する。具体的には、調整機能 153 は、更新された第 1 の g マップにおいて、ステップ S508 により特定された第 1 の領域と同じ領域を特定する。次いで、調整機能 153 は、特定された第 1 の領域に含まれる複数の第 1 の g ファクタを用いて平均値を計算することにより、第 1 の平均値を算出する。調整機能 153 は、受信コイルの番号 i と関連付けて、計算された第 1 の平均値を更新してメモリ 11 に記憶させる。

【0105】

(ステップ S520)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、受信コイルの番号を示す i をインクリメントする。

30

【0106】

図 11 は、 j 番目の受信コイルに対応する正規化パラメータ α_j の増加により更新された第 1 の g マップ $U C g_j$ において、第 1 の領域 $R E 1$ における第 1 の g ファクタの分布の一例を示す図である。図 11 に示すように、第 1 の領域 $R E 1$ における第 1 の g ファクタは、図 9 に比べて減少している。

【0107】

(ステップ S521)

処理回路 15 は、調整機能 153 により、受信コイルの番号を示す i がコイル総数 N_c に等しければ (ステップ S521 の Yes)、ステップ S522 の処理が実行される。受信コイルの番号を示す i がコイル総数 N_c に等しくなければ (ステップ S521 の No)、ステップ S520 の処理が実行される。本ステップにおける処理において、Yes と判定された場合、第 1 の g ファクタと第 2 の g ファクタとの差が小さくなるように第 1 の g ファクタを複数の受信コイルに亘って調整する処理 (以下、 g ファクタ調整処理と呼ぶ) が完了する。 g ファクタ調整処理は、例えば、ステップ S508 からステップ S521 までの処理手順に相当する。上述の g ファクタ調整処理は、例えば、実部と虚部各々において実行される。

40

【0108】

50

gファクタ調整処理において、調整機能153は、第1のMRデータから第1のgファクタを生成する過程において用いられる正則化パラメータの変更により、第1のgファクタと第2のgファクタとの差が小さくなるように、複数の受信コイル各々に関して第1のgファクタを調整する。ステップS514に示すように、調整機能153は、正則化パラメータが上限に到達するまで当該正則化パラメータを増加させることで、第1のgファクタを調整する。より詳細には、調整機能153は、第1の領域に含まれる複数の前記第1のgファクタと第2の領域に含まれる複数の第2のgファクタとの差が小さくなるように、第1のgファクタを調整する。具体的には、調整機能153は、第1の平均値と第2の平均値との差が小さくなるように第1のgファクタを調整する。

【0109】

なお、ステップS513、ステップS514、ステップS521において実行される複数の判定のうち少なくとも一つは、処理回路15において別途設けられた判定機能により実行されてもよい。また、図6において、ステップS513乃至ステップS519における複数の処理は、受信コイルごとに実行される手順として記載しているが、複数の受信コイルに対して同時並行的に実行されてもよい。

【0110】

(ステップS522)

処理回路15は、生成機能155により、複数の受信コイル各々に関して、第1のMRデータに基づいて折り返し画像を生成する。具体的には、生成機能155は、複数の受信コイル各々に対応する第1のMRデータに対してフーリエ変換を実行することにより、複数の受信コイル各々に対応する折り返し画像を生成する。すなわち、生成機能155は、複数の受信コイルに対応する複数の折り返し画像を生成する。生成機能155は、受信コイルの番号*i*と関連付けて、生成された複数の折り返し画像をメモリ11に記憶させる。

【0111】

(ステップS523)

処理回路15は、生成機能155により、複数の重みマップと、複数の折り返し画像と、複数の感度マップとに基づいて、間引き収集すなわち第1の平行イメージングに対応するMR画像(本スキャン画像)を生成する。図12は、生成機能155による本スキャン画像FI、すなわち第1の平行イメージングに関するMR画像の生成に関する概要を示している。

【0112】

図12に示すように、複数の受信コイルに対応する複数(N_c)の折り返し画像(AL_1 、 \dots 、 AL_{N_c})は、複数の受信コイル各々に関する第1のMRデータに基づくフーリエ変換により生成される。図12に示すように、複数(N_c の2乗)の重みマップ($WM_{1,1}$ 、 \dots 、 WM_{1,N_c} 、 \dots 、 WM_{N_c,N_c})は、複数の受信コイル各々に関する第1のMRデータにおけるACSにより生成され、画像空間における複数(N_c)の折り返し画像(AL_1 、 \dots 、 AL_{N_c})に、それぞれ乗算される。

【0113】

図12における最上段の行(以下、第1コイル展開と呼ぶ)C1UALは、第1の受信コイル($Coil_1$)に関する折り返し画像 AL_1 における折り返しの展開の一例を示している。重みマップ $WM_{1,1}$ は、第1の受信コイルに対応する折り返し画像 AL_1 について、第1の受信コイルに関する画像空間への重み付けを示すマップである。重みマップ WM_{1,N_c} は、第 N_c の受信コイルに対応する折り返し画像 AL_{N_c} について、第1の受信コイルに関する画像空間への重み付けを示すマップである。第1コイル展開C1UALにより生成される画像 UA_1 は、第1の受信コイル($Coil_1$)に関する折り返し画像 AL_1 における折り返しが展開された画像(以下、第1の展開画像と呼ぶ)に相当する。

【0114】

図12に示す第1コイル展開C1UALによる画像空間での演算は、以下の式で表すことができる。

【数17】

10

20

30

40

50

$$UA_1 = \sum_{i=1}^{Nc} WM_{1,i} AL_i$$

【 0 1 1 5 】

また、図 1 2 における最下段の行（以下、第 Nc コイル展開と呼ぶ） $CNcUAL$ は、第 Nc の受信コイル（ $Coil_{Nc}$ ）に関する折り返し画像 AL_{Nc} における折り返しの展開の一例を示している。重みマップ $WM_{Nc,1}$ は、第 1 の受信コイルに対応する折り返し画像 AL_1 について、第 Nc の受信コイルに関する画像空間への重み付けを示すマップである。重みマップ $WM_{Nc,Nc}$ は、第 Nc の受信コイルに対応する折り返し画像 AL_{Nc} について、第 Nc の受信コイルに関する画像空間への重み付けを示すマップである。第 Nc コイル展開 $CNcUAL$ により生成される画像 UA_{Nc} は、第 Nc の受信コイル（ $Coil_{Nc}$ ）に関する折り返し画像 AL_{Nc} における折り返しが展開された画像（以下、第 Nc の展開画像と呼ぶ）に相当する。図 1 2 に示す第 Nc コイル展開 $CNcUAL$ による画像空間での演算は、以下の式で表すことができる。

10

【 数 1 8 】

$$UA_{Nc} = \sum_{i=1}^{Nc} WM_{Nc,i} AL_i$$

20

【 0 1 1 6 】

一般化すると、重みマップ $WM_{i,j}$ は、第 i の受信コイルに対応する折り返し画像 AL_i について、第 j の受信コイルに関する画像空間への重み付けを示すマップとなる。このとき、第 i コイル展開により算出される第 i の展開画像 UA_i を生成するための画像空間での演算は、以下の式で表すことができる。

【 数 1 9 】

$$UA_i = \sum_{j=1}^{Nc} WM_{i,j} AL_j$$

30

【 0 1 1 7 】

生成機能 1 5 5 は、上式を全ての受信コイルに対して実行することにより、すべての受信コイル（ Nc 個）に対応する Nc 個の展開画像を生成する。次いで、生成機能 1 5 5 は、 Nc 個の展開画像と Nc 個の感度マップとを用いた $SENSE$ 合成により、本スキャン画像を生成する。 $SENSE$ 合成は、受信コイルに対応する展開画像と感度マップとを乗算して、すべての受信コイルに亘って、当該乗算結果を加算することにある。 $SENSE$ 合成については、既存の技術を利用で可能であるため、詳細な説明は省略する。以上のことから、図 1 2 に示すように、生成機能 1 5 5 は、第 1 の MR データと調整後の第 1 の g ファクタに関する重みとを用いて、第 1 のパラレルイメージングに関する MR 画像（本スキャン画像）を生成する。図 1 2 に示すように、本実施形態における本スキャン画像の生成は、 $GRAPPA$ による画像生成および $SENSE$ による画像生成とは異なる。

40

【 0 1 1 8 】

なお、生成機能 1 5 5 は、 Nc 個の展開画像を用いて複数の受信コイルに対する平方和（以下、 SOS （Sum of square）と呼ぶ）の平方根を計算することにより、本スキャン画像を生成してもよい。 SOS については、既存の技術を利用で可能であるため、詳細な説明は省略する。生成機能 1 5 5 により生成された本スキャン画像 FI は、メモリ 1 1 に記憶される。また、本スキャン画像 FI は、入力インターフェース 1 2 5 を介

50

したユーザに指示によりディスプレイ 127 に表示される。

【0119】

なお、MRI装置 100 に情報処理装置 1 が搭載されていない場合、生成機能 155 は、通信インターフェース 13 を介して、生成された本スキャン画像を、MRIに関する医用画像診断装置や、PACSのサーバ、HISのサーバなどに出力する。

【0120】

以上に述べた実施形態に係る情報処理装置 1 によれば、複数の受信コイルを用いた第 1 のパラレルイメージングにより収集された第 1 の MR データを用いて生成された第 1 の g ファクタと、複数の受信コイルを用いた第 2 のパラレルイメージングに関する第 2 の MR データを用いて生成された第 2 の g ファクタとを取得し、第 1 の g ファクタと第 2 の g ファクタとの差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。例えば、情報処理装置 1 は、第 1 の MR データから第 1 の g ファクタを生成する過程において用いられる正規化パラメータを変更することで、第 1 の g ファクタを調整する。情報処理装置 1 は、第 1 の g ファクタの調整を、複数の受信コイル各々に関して実行する。

10

【0121】

具体的には、実施形態に係る情報処理装置 1 によれば、第 1 の g ファクタの分布を示す第 1 の g マップにおいて閾値以上の第 1 の領域 RE1 に含まれる複数の第 1 の g ファクタと、第 2 の g ファクタの分布を示す第 2 の g マップにおいて第 1 の領域 RE1 に対応する第 2 の領域 RE2 に含まれる複数の第 2 の g ファクタとの差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。例えば、情報処理装置 1 は、第 1 の領域 RE1 に含まれる複数の第 1 の g ファクタの平均値と、第 2 の領域 RE2 に含まれる複数の第 2 の g ファクタの平均値と、の差が小さくなるように、第 1 の g ファクタを調整する。より詳細には、情報処理装置 1 は、第 1 の MR データから第 1 の g ファクタを生成する過程において用いられる正規化パラメータが上限に到達するまで、正規化パラメータを増加させることで、前記第 1 の g ファクタを調整する。

20

【0122】

図 13 は、g ファクタ調整処理の実行前後において、本スキャン画像に対応する画像空間における g マップ（以下、第 1 の全体 g マップと呼ぶ）の一例を示す図である。第 1 の全体 g マップ TG_1 は、例えば、複素数で表現された重みマップ $WM_{j,j}$ と当該重みマップ $WM_{j,j}$ のエルミート共役 $WM_{j,j}^H$ とを用いた以下の式により計算される。

30

【数 20】

$$TG_1 = \sqrt{\sum_{j=1}^{Nc} WM_{j,j} (WM_{j,j}^H)} \quad \dots (4)$$

【0123】

図 13 における左側の第 1 の全体 g マップ $B TG_1$ は、g ファクタ調整処理の前の第 1 の全体 g マップを示している。また、図 13 における右側の第 1 の全体 g マップ $A TG_1$ は、g ファクタ調整処理の後の第 1 の全体 g マップを示している。図 13 に示すように、g ファクタ調整処理の後の第 1 の全体 g マップにおける複数の画素各々には、g ファクタ（以下、第 3 の g ファクタと呼ぶ）の値が割り当てられている。図 13 に示すように、g ファクタ調整処理の実行後において、g ファクタの値は低減されている。

40

【0124】

図 14 は、第 2 のパラレルイメージングにより生成される MR 画像に関する全体 g マップ（以下、第 2 の全体 g マップと呼ぶ） TG_2 と、g ファクタ調整処理後の第 1 の全体 g マップ $A TG_1$ とを示す図である。図 14 に示すように、第 2 の全体 g マップ TG_2 における複数の画素各々には、g ファクタ（以下、第 4 の g ファクタと呼ぶ）の値が割り当てられている。図 13 および 14 に示すように、g ファクタ調整処理後の第 1 の全体 g マップ

50

プ A T G₁は、第2の全体 g マップ T G₂と同様な程度まで g ファクタが低減されている。

【0125】

図15は、比較例として g ファクタ調整処理が未実施での第1の平行イメージングによる未調整MR画像 R e f と、本実施形態における g ファクタ調整処理の適用により第1の g ファクタが低減された状態で生成された本スキャン画像 F I との一例を示す図である。図15に示すように、本実施形態における g ファクタ調整処理の適用により生成された本スキャン画像 F I での点線で囲まれた領域において、信号対雑音比 (S N R : s i g n a l - t o - n o i s e r a t i o) が、比較例としての未調整MR画像 R e f に比べて向上している。

【0126】

以上のことから、本実施形態における情報処理装置1によれば、第1の g ファクタを第2の g ファクタに近づけるように正則化パラメータを変更することで、第1の g ファクタを低減し、本スキャン画像 F I の S N R を向上させることができる。

【0127】

(第1の変形例)

本変形例は、図6に示すステップ S 5 2 1の後に、第1の全体 g マップ T G₁と第2の全体 g マップ T G₂とを生成し、第1の全体 g マップ T G₁における第3の g ファクタと第2の全体 g マップ T G₂における第4の g ファクタとに基づいて、第3の g ファクタと第4の g ファクタとの差が小さくなるように、第1の g ファクタを調整することにある。以下、本変形例における g ファクタ調整処理に関して、図6に示すステップ S 5 2 1の後の処理の手順について、図16を用いて説明する。

【0128】

図16は、本変形例における g ファクタ調整処理の手順の一例を示すフローチャートである。図16に示すように、本変形例における g ファクタ調整処理は、図6における画像生成処理におけるステップ S 5 2 1とステップ S 5 2 2との間において実施される。

【0129】

(g ファクタ調整処理)

(ステップ S 6 0 1)

ステップ S 5 2 1における Y e s の判定に続いて、本ステップが実行される。処理回路15は、調整機能153により、第1の平行イメージングにより生成される本スキャン画像に対応する画像空間に関して、調整後の第1の g ファクタの元となるデータに基づいて、第3の g ファクタを生成する。具体的には、調整機能153は、複数の重みマップを用いて式(4)の演算を実行することにより、画素ごとに第3の g ファクタを有する第1の全体 g マップ T G₁を生成する。

【0130】

(ステップ S 6 0 2)

処理回路15は、調整機能153により、第1の全体 g マップ T G₁において所定の閾値以上の第3の g ファクタを有する第3の領域を特定する。第3の領域の特定に関する処理は、ステップ S 5 0 8 の処理における処理対象が第1の全体 g マップ T G₁に変更したものに对应し、ステップ S 5 0 8 の処理に準ずるため、説明は省略する。

【0131】

(ステップ S 6 0 3)

処理回路15は、調整機能153により、特定された第3の領域に含まれる複数の第3の g ファクタを用いて、第3の領域における g ファクタの平均値(以下、第3の平均値と呼ぶ)を算出する。

【0132】

(ステップ S 6 0 4)

処理回路15は、調整機能153により、第2の全体 g マップ(ステップ S 5 0 2 に記載の全体マップ) T G₂において、第3の領域に対応する第4の領域を特定する。すなわち、調整機能153は、第2の全体 g マップ T G₂において、第1の領域と同じ領域を第

10

20

30

40

50

2の領域として特定する。なお、MRI装置100に情報処理装置1が搭載されていない場合、取得機能151は、通信インターフェース13を介して、gマップ生成機能25により生成された第2の全体gマップTG₂を、MRIに関する医用画像診断装置から取得する。

【0133】

また、MRI装置100に情報処理装置1が搭載されていない場合、取得機能151は、通信インターフェース13を介して、複数の感度マップを、MRIに関する医用画像診断装置から取得してもよい。このとき、調整機能153は、取得された複数の感度マップに基づいて、第2の全体gマップTG₂を生成する。なお、調整機能153は、一つの受信コイルに対応する第2のgマップを、当該受信コイルに対応する感度マップで除することにより、第2の全体gマップTG₂を生成してもよい。その後、調整機能153は、生成された第2の全体gマップTG₂において第4の領域を特定する。

10

【0134】

(ステップS605)

処理回路15は、調整機能153により、特定された第4の領域に含まれる複数の第4のgファクタを用いて、第4の領域におけるgファクタの平均値(以下、第4の平均値と呼ぶ)を算出する。調整機能153は、第4の平均値をメモリ11に記憶させる。

【0135】

(ステップS606)

処理回路15は、第3の平均値が第4の平均値を超えているか否かを判定する。第3の平均値が第4の平均値を超えていれば(ステップS606のYes)、ステップS607の処理が実行される。第3の平均値が第4の平均値を超えていなければ(ステップS606のNo)、ステップS522の処理が実行される。なお、調整機能153は、本ステップにおける判定として、第3の平均値が第4の平均値の近傍の値を超えているかを判定してもよい。

20

【0136】

(ステップS607)

処理回路15は、調整機能153により、複数の正則化パラメータのうち1つの正則化パラメータが上限値を超えているか否かを判定する。1つの正則化パラメータが上限値を超えていれば(ステップS607のYes)、ステップS522の処理が実行される。1つの正則化パラメータが上限値を超えていなければ(ステップS607のNo)、ステップS608の処理が実行される。なお、ステップS606、およびステップS607において実行される複数の判定のうち少なくとも一つは、処理回路15において別途設けられた判定機能により実行されてもよい。

30

【0137】

(ステップS608)

処理回路15は、調整機能153により、全ての正則化パラメータを増加させる。例えば、調整機能153は、全ての正則化パラメータに対して、1以上の所定の比Raを乗ずることにより、正則化パラメータを増加させる。調整機能153は、正則化パラメータ_iに所定の比Raを乗じた値($i \times Ra$)を、i番目の受信コイルに関する新たな正則化パラメータ_iとして、受信コイルの番号iと関連付けて、メモリ11に記憶させる。これにより、全ての正則化パラメータは更新される。

40

【0138】

(ステップS609)

処理回路15は、調整機能153により、第1のMRデータと更新された正則化パラメータとに基づいて、複数の重みマップを生成する。調整機能153は、生成された複数の重みマップを受信コイルの番号と対応付けてメモリ11に記憶することで、複数の重みマップを更新する。更新された正則化パラメータを用いた重みマップの更新に関する処理は、ステップS516およびステップS517における処理と同様なため、説明は省略する。

【0139】

50

(ステップS610)

処理回路15は、調整機能153により、更新された複数の重みマップに基づいて、第1の全体gマップを生成する。調整機能153は、生成された第1の全体gマップをメモリ11に記憶することで、第1の全体gマップを更新する。第1の全体gマップの生成は、ステップS601と同様のため、説明は省略する。

【0140】

(ステップS611)

処理回路15は、調整機能153により、更新された第1の全体gマップに基づいて、更新された第1の全体gマップにおける第3の領域を特定する。次いで、調整機能153は、第3の領域における第3の平均値を算出する。調整機能153は、算出された第3の平均値をメモリ11に記憶することで、第3の平均値を更新する。

10

【0141】

以上に述べた第1の変形例に係る情報処理装置1によれば、gファクタ調整処理において、第1の平行イメーシングにより生成されるMR画像(本スキャン画像)に対応する画像空間に関して、調整後の第1のgファクタの元となるデータ(複数の重みマップ)に基づいて第3のgファクタを生成し、当該画像空間に関して、第2のgファクタの元となるデータ(複数の感度データ)に基づいて第4のgファクタを生成し、第3のgファクタと第4のgファクタとの差が小さくなるように、第1のgファクタを調整する。

【0142】

具体的には、本変形例に係る情報処理装置1は、生成された第3のgファクタを有する第1の全体gマップTG₁において第3の領域を特定し、第3の領域と同様な領域を第2の全体gマップTG₂に設定する。次いで、情報処理装置1は、第3の領域におけるgファクタの第3の平均値が第4の領域におけるgファクタの第4の平均値を超えている場合、全ての正則化パラメータに対して所定の比を乗算することにより、正則化パラメータを増大させる。これにより、本変形例における情報処理装置1によれば、第3のgファクタを第4のgファクタに近づけるように正則化パラメータを変更することで、第1のgファクタを低減し、本スキャン画像FIのSNRを向上させることができる。本変形例における他の効果は、実施形態の記載と同様のため、説明は省略する。

20

【0143】

(応用例)

第1の変形例の応用例として、1つの正則化パラメータが上限値を超えるまで、全ての正則化パラメータに対して所定の比を乗算して、全ての正則化パラメータを増加させ、1つの正則化パラメータが上限値を超えた場合、上限値未満となる正則化パラメータを、受信コイルごとに増大させる。

30

【0144】

図17は、本応用例における画像生成処理の処理手順の一例を示すフローチャートである。図17に示すように、画像生成処理は、図5に示すステップS506の後、図16に示すS601からS605までの処理が実行される(ステップS701)。次いで、第3の平均値が第4の平均値を超えていれば(ステップS702のYes)、ステップS703の処理が実行される。また、第3の平均値が第4の平均値を超えていなければ(ステップS702のNo)、図5に示すステップS507の処理が実行される。ステップS702の処理は、図16に示すステップS606と同様のため、説明は省略する。

40

【0145】

1つの正則化パラメータが上限値を超えていれば、(ステップS703のYes)、ステップS507の処理が実行される。また、1つの正則化パラメータが上限値を超えていなければ(ステップS703のNo)、図16に示すステップS608乃至ステップS611の処理が実行される(ステップS704)。ステップS703の処理は、図16に示すステップS607と同様のため、説明は省略する。

【0146】

本応用例における効果は、第1の変形例における効果と同様のため、説明は省略する。

50

【 0 1 4 7 】

(第 2 の 変 形 例)

第 2 の 変 形 例 は、 生 成 機 能 1 5 5 に よ る 画 像 生 成 の 手 順 と し て G R A P P A に よ る 画 像 生 成 を 行 う こ と に あ る。 図 6 と の 相 違 は、 ス テ ッ プ S 5 2 2 以 降 の 処 理 と な る。 図 6 に 示 す ス テ ッ プ S 5 2 1 に お け る Y e s の 判 定 の 後、 処 理 回 路 1 5 は、 生 成 機 能 1 5 5 に よ り、 複 数 の コ イ ル 係 数 マ ッ プ の 元 と な る 複 数 の 畳 み 込 み カ ー ネ ル 各 々 を、 第 1 の M R デ ー タ に 適 用 す る こ と に よ り、 複 数 の 受 信 コ イ ル 各 々 に 対 応 し、 間 引 き デ ー タ が 補 間 さ れ た k 空 間 デ ー タ を 生 成 す る。

【 0 1 4 8 】

次 い で、 生 成 機 能 1 5 5 は、 k 空 間 デ ー タ に 対 し て フ ー リ エ 変 換 を 実 行 す る こ と に よ り、 複 数 の 受 信 コ イ ル に そ れ ぞ れ 対 応 す る 複 数 の M R 画 像 (以 下、 コ イ ル 対 応 画 像 と 呼 ぶ) を 生 成 す る。 生 成 機 能 1 5 5 は、 複 数 の コ イ ル 対 応 画 像 を 合 成 す る こ と に よ り 本 ス キ ャ ン 画 像 を 生 成 す る。 G R A P P A に よ る 画 像 生 成 は、 既 存 の 技 術 を 利 用 で 可 能 で あ る た め、 詳 細 な 説 明 は 省 略 す る。 本 変 形 例 に お け る 効 果 は、 実 施 形 態 に お け る 効 果 と 同 様 な た め、 説 明 は 省 略 す る。

10

【 0 1 4 9 】

(第 3 の 変 形 例)

第 3 の 変 形 例 は、 第 1 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ と し て、 S E N S E に 関 す る イ メ ー ジ ン グ を 実 行 す る こ と に あ る。 こ の と き、 第 2 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ と し て、 G R A P P A に 関 す る イ メ ー ジ ン グ が 実 行 さ れ る。 な お、 プ リ ス キ ャ ン は、 感 度 マ ッ プ の 生 成 に 関 し て 実 行 さ れ る も の と す る。 こ の と き、 第 1 の g マ ッ プ は、 第 1 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ に 関 し て、 正 則 化 パ ラ メ ー タ に 依 存 し て 既 知 の 方 法 に よ り 生 成 さ れ る こ と と な る。 ま た、 第 2 の g マ ッ プ は、 G C V に よ り 決 定 さ れ た 正 則 化 パ ラ メ ー タ を 用 い て 生 成 さ れ た 複 数 の 重 み マ ッ プ か ら 生 成 さ れ る こ と と な る。 本 変 形 例 に お け る 処 理 手 順 お よ び 効 果 は、 実 施 形 態 に 準 ず る た め、 説 明 は 省 略 す る。

20

【 0 1 5 0 】

本 実 施 形 態 に お け る 技 術 的 思 想 を 情 報 処 理 方 法 で 実 現 す る 場 合、 当 該 情 報 処 理 方 法 は、 複 数 の 受 信 コ イ ル を 用 い た 第 1 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ に よ り 収 集 さ れ た 第 1 の M R デ ー タ を 用 い て 生 成 さ れ た 第 1 の g フ ァ ク タ と、 複 数 の 受 信 コ イ ル を 用 い た 第 2 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ に よ り 収 集 さ れ た 第 2 の M R デ ー タ を 用 い て 生 成 さ れ た 第 2 の g フ ァ ク タ と を 取 得 し、 第 1 の g フ ァ ク タ と 第 2 の g フ ァ ク タ と の 差 が 小 さ く な る よ う に、 第 1 の g フ ァ ク タ を 調 整 す る。 本 情 報 処 理 方 法 に 関 す る 画 像 生 成 処 理 の 手 順 お よ び 効 果 は、 実 施 形 態 の 記 載 と 同 様 な た め、 説 明 は 省 略 す る。

30

【 0 1 5 1 】

本 実 施 形 態 に お け る 技 術 的 思 想 を 情 報 処 理 プ ロ グ ラ ム で 実 現 す る 場 合、 当 該 情 報 処 理 プ ロ グ ラ ム は、 コ ン ピ ュ ー タ に、 複 数 の 受 信 コ イ ル を 用 い た 第 1 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ に よ り 収 集 さ れ た 第 1 の M R デ ー タ を 用 い て 生 成 さ れ た 第 1 の g フ ァ ク タ と、 複 数 の 受 信 コ イ ル を 用 い た 第 2 の パ ラ レ ル イ メ ー ジ ン グ に よ り 収 集 さ れ た 第 2 の M R デ ー タ を 用 い て 生 成 さ れ た 第 2 の g フ ァ ク タ と を 取 得 し、 第 1 の g フ ァ ク タ と 第 2 の g フ ァ ク タ と の 差 が 小 さ く な る よ う に、 第 1 の g フ ァ ク タ を 調 整 す る こ と、 を 実 現 さ せ る。

40

【 0 1 5 2 】

例 え ば、 M R I 装 置 1 0 0 な ど の モ ダ リ テ ィ や P A C S サ ー バ な ど に お け る コ ン ピ ュ ー タ に 当 該 情 報 処 理 プ ロ グ ラ ム を イ ン ス ト ー ル し、 こ れ ら を メ モ リ 上 で 展 開 す る こ と に よ っ て も、 g フ ァ ク タ 調 整 処 理 や 画 像 生 成 処 理 を 実 現 す る こ と が で き る。 こ の と き、 コ ン ピ ュ ー タ に 当 該 手 法 を 実 行 さ せ る こ と の で き る プ ロ グ ラ ム は、 磁 気 デ ィ ス ク (ハ ー ド デ ィ ス ク な ど)、 光 デ ィ ス ク (C D - R O M、 D V D な ど)、 半 導 体 メ モ リ な ど の 記 憶 媒 体 に 格 納 し て 頒 布 す る こ と も 可 能 で あ る。 情 報 処 理 プ ロ グ ラ ム に よ る g フ ァ ク タ 調 整 処 理 お よ び 画 像 生 成 処 理 の 手 順 お よ び 効 果 は、 本 実 施 形 態 と 同 様 な た め、 説 明 は 省 略 す る。

【 0 1 5 3 】

以 上 説 明 し た 少 な く と も 1 つ の 実 施 形 態 等 に よ れ ば、 g フ ァ ク タ を 低 減 す る よ う に 当 該

50

gファクタを調整することができる。これにより、本スキャン画像に対応するgファクタを低減することができ、SNRを向上させたMR画像を生成することが可能となる。

【0154】

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、実施形態同士の組み合わせ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。

【符号の説明】

10

【0155】

- 1 情報処理装置
- 11 メモリ
- 13 通信インターフェース
- 15 処理回路
- 23 システム制御機能
- 25 gマップ生成機能
- 100 磁気共鳴イメージング装置
- 101 静磁場磁石
- 103 傾斜磁場コイル
- 105 傾斜磁場電源
- 107 寝台
- 109 寝台制御回路
- 111 ボア
- 113 送信回路
- 115 送信コイル
- 117 受信コイルアレイ
- 119 受信回路
- 121 撮像制御回路
- 123 システム制御回路
- 125 入力インターフェース
- 127 ディスプレイ
- 151 取得機能
- 153 調整機能
- 155 生成機能

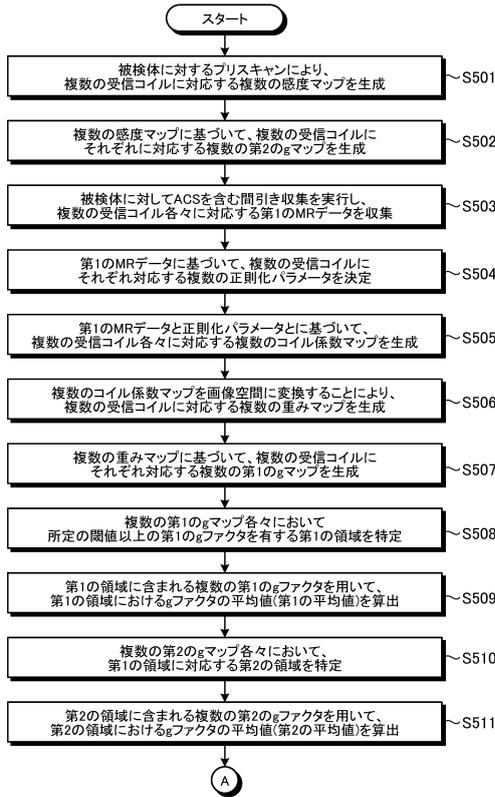
20

30

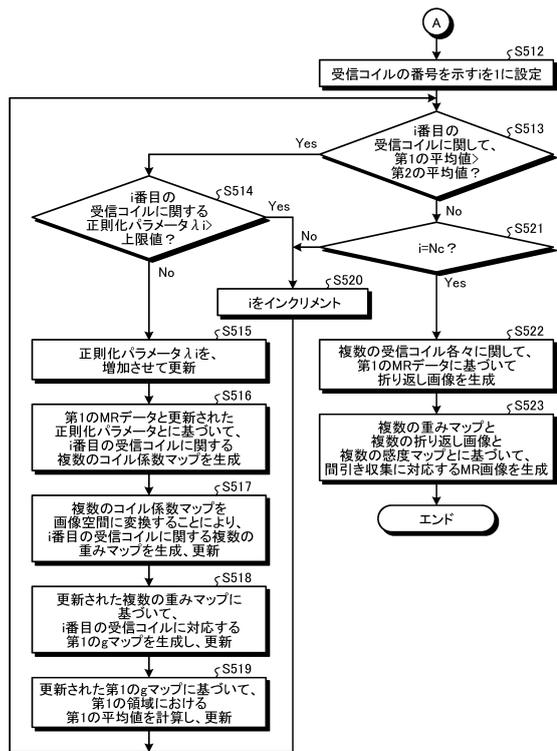
40

50

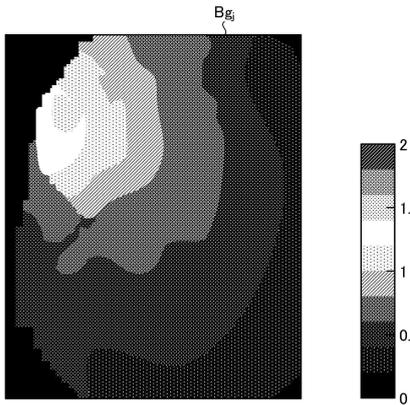
【図5】



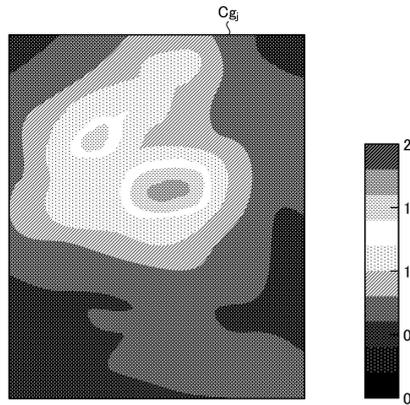
【図6】



【図7】



【図8】



10

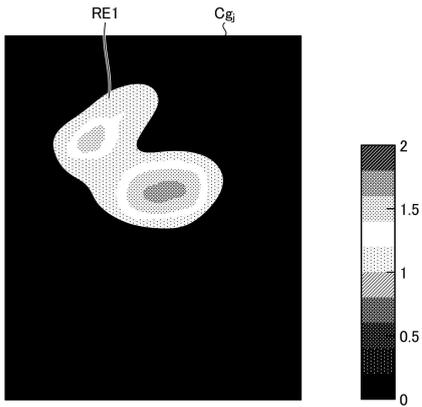
20

30

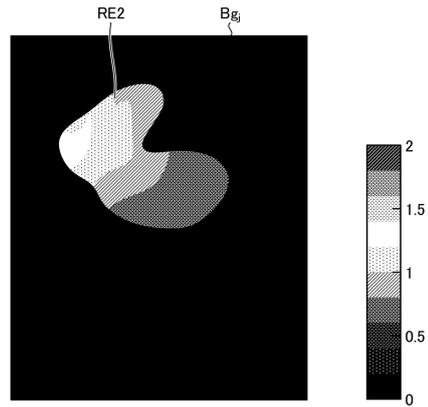
40

50

【図 9】



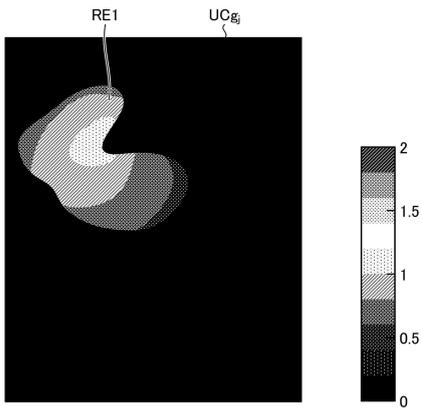
【図 10】



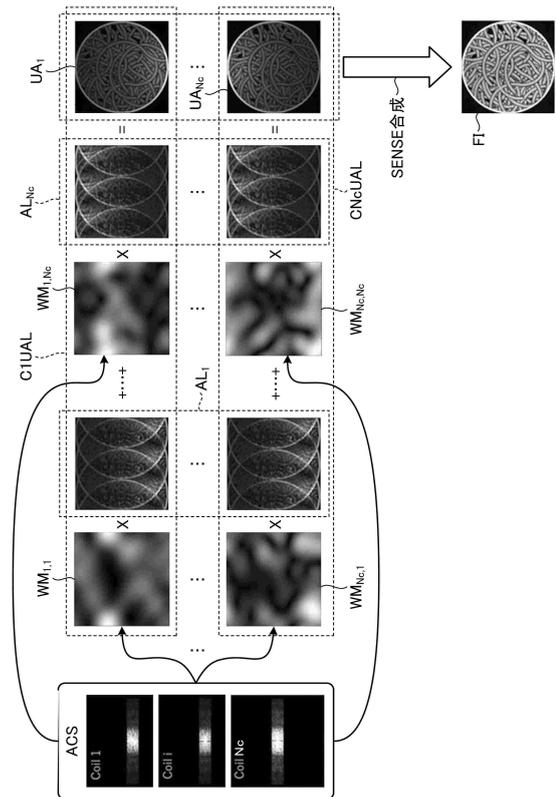
10

20

【図 11】



【図 12】

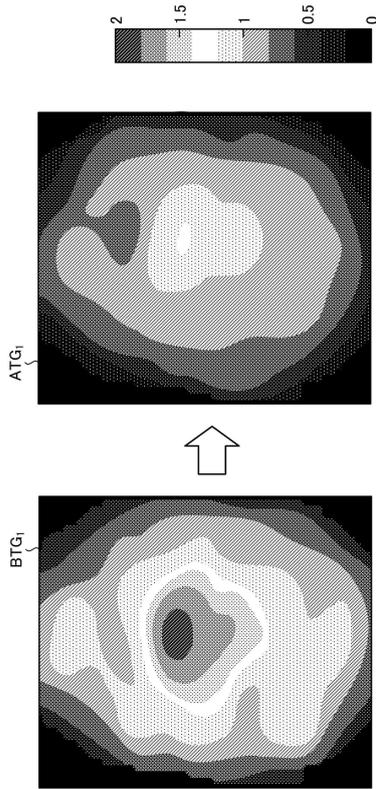


30

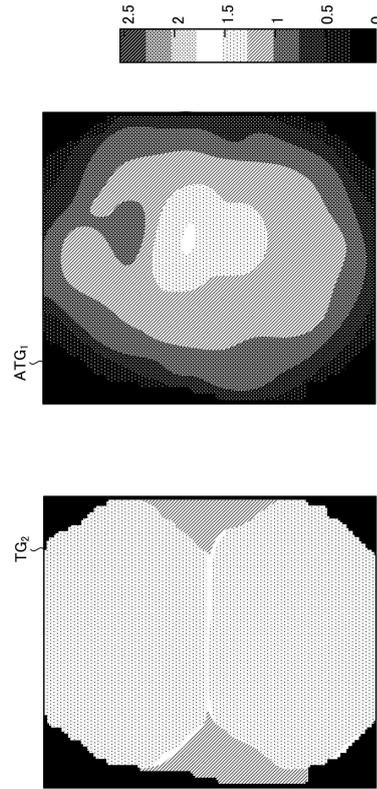
40

50

【図 1 3】



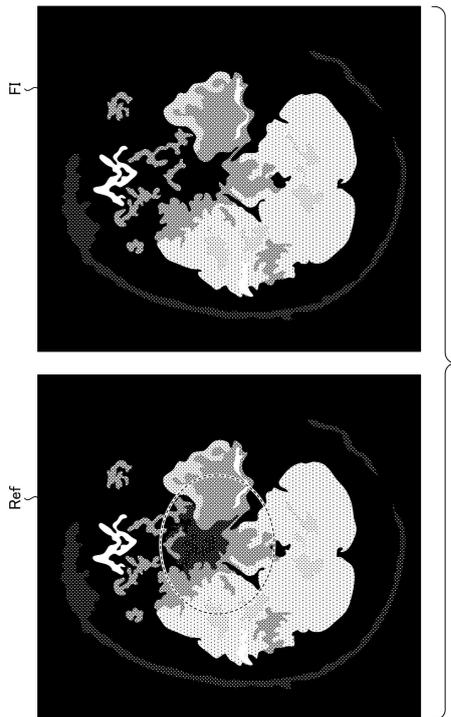
【図 1 4】



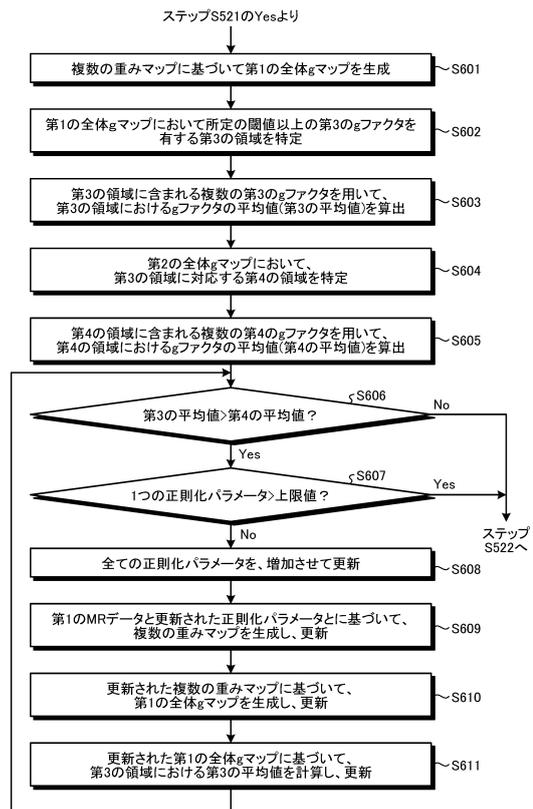
10

20

【図 1 5】



【図 1 6】

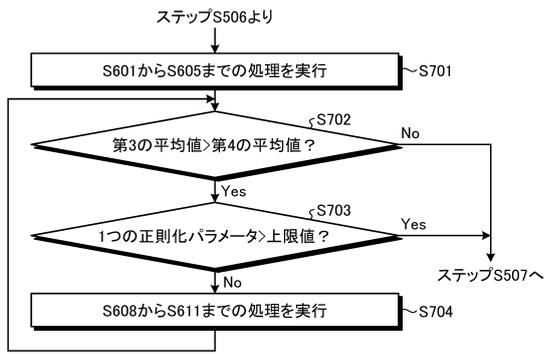


30

40

50

【 図 17 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2008/0197844 (US, A1)
特表2016-516502 (JP, A)
米国特許出願公開第2016/0054418 (US, A1)
特表2012-521247 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
G01N 24/00