

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6867256号
(P6867256)

(45) 発行日 令和3年4月28日 (2021.4.28)

(24) 登録日 令和3年4月12日 (2021.4.12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)
G 0 1 N 24/00 (2006.01)A 6 1 B 5/055 3 7 6
G 0 1 N 24/00 5 3 0 Y

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-162615 (P2017-162615)
 (22) 出願日 平成29年8月25日 (2017.8.25)
 (65) 公開番号 特開2019-37575 (P2019-37575A)
 (43) 公開日 平成31年3月14日 (2019.3.14)
 審査請求日 令和2年1月20日 (2020.1.20)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 伊藤 公輔
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 黒川 眞次
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 瀧澤 将宏
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像装置及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の受信コイルを有し、被検体から核磁気共鳴信号を収集する撮像部と、
 前記撮像部が収集した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像処理
 部と、を備え、

前記画像処理部は、前記複数の受信コイルが取得した核磁気共鳴信号から再構成した、
複数の画像が重畳した本撮像画像に含まれる前記複数の画像を分離する画像分離部を備え

、
前記本撮像画像は、前記撮像部が前記被検体の複数の断面から同時に核磁気共鳴信号を
収集して得た、複数の断面画像が重畳された画像であり、

前記画像分離部は、前記複数の受信コイルがそれぞれ取得した核磁気共鳴信号から再構
 成した低分解能画像の位相と、前記本撮像画像の位相と、を用いて、前記本撮像画像に含
 まれる前記複数の画像を分離することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、
 前記低分解能画像は、前記撮像部によるプリスキャンによって得た画像であることを特
 徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、
 前記低分解能画像は、前記複数の受信コイルの受信感度分布画像であることを特徴とす

10

20

る磁気共鳴撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記画像分離部は、前記複数の断面について、前記複数の受信コイルのそれぞれから得た前記低分解能画像の位相から各断面画像の位相を算出し、算出した各断面画像の位相と、前記本撮像画像の信号強度及び位相と、を用いて前記各断面画像の信号強度を算出することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 5】

複数の受信コイルを有し、被検体から核磁気共鳴信号を収集する撮像部と、

前記撮像部が収集した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像処理部と、を備え、

前記画像処理部は、前記複数の受信コイルがそれぞれ取得した核磁気共鳴信号から再構成した低分解能画像の位相と、前記複数の受信コイルが取得した核磁気共鳴信号から再構成した、複数の画像が重畳した本撮像画像の位相と、を用いて、前記本撮像画像に含まれる前記複数の画像を分離する画像分離部と、

前記画像分離部による画像分離の際のノイズ増幅を評価するノイズ増幅評価部と、を備えることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記ノイズ増幅評価部は、ノイズ増幅を最小にするように前記低分解能画像の位相を最適化することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記低分解能画像は、前記撮像部によるプリスキャンによって得た画像であることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 8】

請求項 5 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記低分解能画像は、前記複数の受信コイルの受信感度分布画像であることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 9】

請求項 5 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記本撮像画像は、前記撮像部が位相エンコード方向のデータを間引いた計測を行って得た画像であることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 10】

請求項 5 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記本撮像画像は、視野内の画像と視野外から折り返された画像とが重畳されていることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の磁気共鳴撮像装置であって、

前記画像分離部は、前記複数の受信コイルのそれぞれから得た前記低分解能画像の位相から算出した前記視野内の画像の位相と、前記本撮像画像の信号強度及び位相と、を用いて前記視野内の画像の信号強度を算出することを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 12】

磁気共鳴撮像によって取得され、真の画像を含む複数の画像が重畳された計測画像から、前記真の画像を分離する画像処理方法であって、

低分解能画像を用いて前記真の画像の位相を算出するステップ(1)と、

算出した前記真の画像の位相と、前記計測画像の位相及び画素値とを用いて前記真の画像の画素値を算出するステップ(2)と、を含み、

前記計測画像は、被検体の複数の断面を同時に励起し、同時に収集した核磁気共鳴信号から再構成した画像であり、

10

20

30

40

50

前記低分解能画像は、前記複数の断面を別個に撮像して得た画像であることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 3】

磁気共鳴撮像によって取得され、真の画像を含む複数の画像が重畳された計測画像から、前記真の画像を分離する画像処理方法であって、

低分解能画像を用いて前記真の画像の位相を算出するステップ(1)と、

算出した前記真の画像の位相と、前記計測画像の位相及び画素値とを用いて前記真の画像の画素値を算出するステップ(2)と、を含み、

前記ステップ(2)は、ノイズ増幅を最小化するように前記低分解能画像の位相を最適化するステップを含む、ことを特徴とする画像処理方法。

10

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の画像処理方法であって、

前記計測画像は、複数の受信コイルを用いて間引き計測撮像した画像であり、

前記ステップ(1)は、複数の受信コイルのそれぞれについて取得した低分解能画像の位相を用いて真の画像の位相を算出することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴撮像装置(以下、MRI装置という)において画像の折り返しを除去、或いは重畳した画像を分離する技術に関する。

20

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、被検体組織中の所定の原子核スピンの磁気共鳴現象によって得られる信号から画像を得る撮像装置であり、核磁気共鳴信号には、画像化のために傾斜磁場パルスにより1ないし2方向の位相エンコードが付与される。MRI装置では位相エンコード付与のために核磁気共鳴信号の計測を繰り返し行う必要があり、計測時間が長引くという問題がある。

【0003】

計測時間を短縮する技術が種々提案されているが、その一つにk空間データを間引いて計測するパラレルイメージングがある。位相エンコード方向にk空間データを間引いた場合、画像には折り返しを生じる。パラレルイメージングでは複数の受信コイルの感度分布を利用して、間引計測によって生じる画像の折り返しを解消する。折り返しを展開する手法は、大きく分けて二つあり、一つは計測空間の演算により折り返しを展開する方法(SMASH法、GRAPPA)、もう一つは画像空間の演算により折り返しを除去する方法(SENSE法)である(非特許文献1)。

30

【0004】

これらパラレルイメージング技術では、受信コイルの形状や空間的配置で決まるgファクターによって画質が大きく影響を受ける。gファクターは理想的には1となることが望ましいが、全ての撮像において理想的な受信コイル構成とすることには限界があり、感度分布に依存したパラレルイメージングの画像再構成においてはgファクター程度のSNRの劣化が発生する。gファクターを小さくするために間引き方を工夫する提案もなされている(非特許文献2)。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Klaas P. Pruessmann, et al Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962(1999), "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI"

【非特許文献2】Felix A. Breuer, et al Magnetic

50

Resonance in Medicine 55:549-556 (2006) "Controlled Aliasing in Volumetric Parallel Imaging"

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし非特許文献2が提案する間引き法は、三次元のk空間データには適用することができるが、2Dデータに適用することは難しい。またこの技術でも、gファクターや間引き計測によるノイズの増幅が依然として発生する。特に、受信コイルのチャンネルごとの感度の独立性によって決まるgファクターによるノイズの増幅は避けられない。このため、真の画像の位置の近くに折り返し部分が生じるような高い倍速率にすると、SNRの劣化が避けられない。

10

【0007】

本発明は、受信コイルの感度分布を利用して折り返しを除去する従来技術とは異なり、画像の位相を利用して折り返しを除去する新たな技術を提供することにより、ノイズ増幅を抑制することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明は複数の画像が重畳した状態で取得される本撮像の画像から分離すべき画像（複数の画像の一つである真の画像）の位相が、基本的に低解像度で取得した画像の位相と同一であることを利用し、低解像度画像の位相と、本撮像の画像の位相との位相差を求め、当該位相差と本撮像の画像の画素値とを用いた演算により、真の画像を分離する。この際、低解像度画像は、複数の受信コイルのそれぞれで取得したものであり、これら複数の低解像度画像にノイズ増幅を最小化する複素数を乗じた後、真の画像を算出する。

20

【0009】

すなわち、本発明のMRI装置は、複数の受信コイルを有し、被検体から核磁気共鳴信号を収集する撮像部と、前記撮像部が収集した核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像処理部と、を備え、前記画像処理部は、前記複数の受信コイルがそれぞれ取得した核磁気共鳴信号から再構成した低分解能画像の位相と、前記複数の受信コイルが取得した核磁気共鳴信号から再構成した、複数の画像が重畳した本撮像画像の位相と、を用いて、前記本撮像画像に含まれる前記複数の画像を分離する画像分離部を備えるものである。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、受信コイルの感度分布を用いることなく画像を分離することができるので、gファクターに起因するノイズ増幅を抑制することができる。特に複数の受信コイルから得た複数の低分解能画像の位相を用いることで、撮像で得た画像のノイズが画像処理により増幅することを抑制し、SNRのよい画像を得ることができる。本発明は、所謂パラレルイメージング（間引き計測）で得た折り返しを含む画像の処理に適用できるのみならず、それに限らず、複数励起断面の画像や、FOV以外の被検体画像の折り返しアーチファクトを含む画像にも同様に適用することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】MRI装置の全体構成を示す図

【図2】撮像部の詳細を含むMRI装置の全体構成図

【図3】撮像画像及び真の画像の位相の関係を示す説明図

【図4】第一実施形態の画像処理部による処理を示すフロー

【図5】第一実施形態における撮像画像と折り返し画像を説明する図

【図6】第一実施形態における撮像画像、低分解能画像及び折り返し画像の各位相の関係

50

を示す図

【図 7】第二実施形態で用いるパルスシーケンスの一例を示す図で、(a)はSMSパルスシーケンス図、(b)及び(c)は、それぞれ、SMSのRFパルス例を示す図。

【図 8】(a)は、第二実施形態における異なる断面の同時励起を説明する図、(b)は同時励起時の撮像画像、(c)及び(d)は、それぞれ、異なる断面の画像を示す図

【図 9】(a)及び(b)は、第二実施形態における撮像画像及び各断面画像の各位相の関係を示す図

【図 10】第二実施形態の画像処理部による処理を示すフロー

【図 11】(a)～(d)は、第二実施形態の効果を説明する図

【図 12】(a)～(d)は、第三実施形態における撮像画像と折り返しを説明する図

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して、本発明のMRI装置の実施形態を説明する。

【0013】

<装置の構成>

最初に、後述する各実施形態に共通する装置の構成を説明する。

図 1 に本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す。このMRI装置 10 は、主として、撮像部 100、画像処理部 200、制御部 300 を備える。

【0014】

撮像部 100 は、被検体の組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を生じさせ、その結果、原子核スピンの核磁気共鳴信号を収集するものであり、公知のMRI装置と同様の構成を持つ。具体的には、図 2 に示すように、被検体 10 が置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生部 20、静磁場空間に磁場勾配を与える傾斜磁場発生部 30、被検体 10 の組織を構成する原子核の核スピンの核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場を発生する送信部 40、送信部 40 から高周波磁場に反応して被検体 10 (核スピン) から発生する核磁気共鳴信号を受信する受信部 50、及び、傾斜磁場発生部 30、送信部 40 及び受信部 50 を所定のパルスシーケンスに従って動作させるシーケンサ 60 を備える。

20

【0015】

静磁場発生部 20 は、超電導磁石、常電導磁石或いは永久磁石等の静磁場発生装置を備える。静磁場の方向により、垂直磁場方式及び水平磁場方式があり、そのいずれを採用してもよい。

30

【0016】

傾斜磁場発生部 30 は、互いに直交する 3 軸方向 (x、y、z) に傾斜磁場を発生する 3 組の傾斜磁場コイル 31 と、各傾斜磁場コイル 31 を駆動する傾斜磁場電源 33 とを備える。各軸の傾斜磁場の組み合わせにより、任意方向に磁場勾配を形成することができ、これにより核磁気共鳴信号に位置情報を付与する。

【0017】

送信部 40 は、高周波発生器 41、変調器 43、増幅器 45、及び送信用の高周波コイル (送信 RF コイル) 47 を備える。受信部 50 は、受信用の高周波コイル (受信プローブという) 51、増幅器 53、直交位相検波器 55 及び A/D 変換器 57 を備える。受信プローブ 51 は、複数の受信 RF コイルを組み合わせたもので、受信 RF コイル毎に増幅器 53、直交位相検波器 55 及び A/D 変換器 57 が備えられている。即ち、各受信 RF コイルは受信プローブの各チャンネルを構成し、また受信プローブを構成する受信 RF コイル毎、即ちチャンネル毎に出力が得られる。

40

【0018】

送信 RF コイル 47 及び受信プローブ 51 は、被検体 10 に近接して配置され、高周波磁場の印加と核磁気共鳴信号の検出を行う。なお図では送信 RF コイル 47 及び受信プローブ 51 は、別個のものとして示しているが、一つのコイルが送信用と受信用とを兼ねていてもよい。

50

【 0 0 1 9 】

画像処理部 2 0 0 と制御部 3 0 0 とは、CPU 7 0 内にソフトウェアとして構築される。但し、画像処理部 2 0 0 の一部の機能は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field Programmable Gate Array) などのハードウェアで実現してもよい。MRI 装置には、画像処理部 2 0 0 及び制御部 3 0 0 に付随して、これら各部の動作に必要な情報や画像処理部の処理結果などを記憶する記憶装置 (CPU 内のメモリを含む) 7 1、処理結果等を表示する表示装置 7 3 及び各部の動作に必要な条件や数値等を入力するための入力装置 7 5 が備えられている。表示装置 7 3 及び入力装置 7 5 を近接して配置し、ユーザインターフェイス部 8 0 として機能するようにしてもよい。

10

【 0 0 2 0 】

制御部 3 0 0 は、シーケンサ 6 0 を介して撮像部 1 0 0 の動作を制御するとともに (撮像制御部 3 1 0)、画像処理部 2 0 0 の動作及び表示装置 7 3 の表示を制御する。撮像制御部 3 1 0 は、予めプログラムされた種々のパルスシーケンスから撮像目的に応じて選択した所定のパルスシーケンスと、入力装置 7 5 を介して入力されたパルスシーケンスのパラメータをシーケンサ 6 0 に渡し、撮像を制御する。

【 0 0 2 1 】

画像処理部 2 0 0 は、撮像部 1 0 0 が収集した核磁気共鳴信号を処理し、被検体の所望の部位や組織を画像化するものであり、核磁気共鳴信号からなる k 空間データに対し、フーリエ変換等の演算を施し、画像データを作成する再構成部 2 1 0 と、再構成部 2 1 0 が作成した画像データに対し、位相情報を用いた折り返し除去等の演算を行う画像分離部 2 3 0 と、を備える。画像分離部 2 3 0 は、画像分離処理においてノイズ増幅を最適化するためノイズ増幅を評価するノイズ増幅評価部 2 5 0 を備えることが好ましい。

20

【 0 0 2 2 】

MRI 装置で用いられるパルスシーケンスには、撮像目的等によって異なる種々のパルスシーケンスがあるが、大きくはスピンエコー (SE) 系パルスシーケンスとグラディエントエコー (GRE) 系パルスシーケンスに分けられる。いずれの場合にも、その実行により収集される核磁気共鳴信号は各軸の傾斜磁場パルスにより位相エンコードされており、それをサンプリングしたデータは、読出し傾斜磁場方向と位相エンコード傾斜磁場方向を軸とする k 空間に配置される。k 空間のサイズは FOV (視野) との関係で決まり、通常は視野外からの信号を含まないように k 空間データをサンプリングする。しかし高速化を図るために、k 空間データを間引く撮像や、複数のスライスと同時に励起して複数のスライスからの信号を一度に収集する撮像もある。前者の場合、k 空間データは画像の折り返しを含むデータとなり、後者の場合、複数のスライスの画像用データが重畳したデータとなる。また通常はオーバーサンプリングして除去すべき被検体部分からの信号が視野外にある場合に、オーバーサンプリングせず撮像した場合にも、折り返しとして含むデータとなる。

30

【 0 0 2 3 】

画像処理部 2 0 0 の画像分離部 2 3 0 は、このように初期的に収集される k 空間データが複数の画像用データを含む場合に、それを、折り返しを生じない条件で或いは一つのスライスのみから取得した低分解能画像の位相情報を用いて、分離する。以下、画像分離部 2 3 0 で行う位相を用いた画像分離の原理を説明する。なお位相を用いた画像分離においては、基本的に複素画像の画像空間における位相の変化はなだらかであることを前提とする。従ってパルスシーケンスとしては、静磁場分布不均一の影響を受けにくい SE 系パルスシーケンスであることが好ましい。

40

【 0 0 2 4 】

< 画像分離の原理 >

k 空間データをフーリエ変換することにより得られる MRI の画像は複素画像であり、各画素の値 (信号) が、絶対値 (信号強度) と位相とで表される複素数である。今、折り返しを含む撮像画像 R の 1 点 (1 画素) の複素数を $R_n(\varphi)$ とすると、図 3 に示すよう

50

に、 $R_n(\phi)$ は真の画像Tの信号 $T_n(\theta)$ と折り返し画像Aの信号 $A_n(\psi)$ とのベクトル和で表される(ここで ϕ 、 θ 、 ψ は、それぞれ各信号(複素数)の位相である)。つまり信号 T_n と信号 A_n で作られる平行四辺形の対角線が R_n である。この関係から、真の画像の信号強度(T_n の絶対値)は、 R_n と ϕ 、 θ 、 ψ を使って次式により表される。

【0025】

【数1】

$$|T_n| = |R_n| \times \left| \frac{\sin(\phi-\psi)}{\sin(\theta-\psi)} \right| \quad (1)$$

10

【0026】

従って、各信号の位相(ϕ 、 θ 、 ψ)がわかれば、これら位相と折り返しを含む画像R(各画素の複素数)とから、真の画像T(各画素の複素数)を分離することができる。ここで「 ϕ 」は、撮像画像Rのその中心部分のデータをフーリエ変換することで得ることができ、また「 θ 」は、予め折り返しがない状態の画像(低分解能画像)を得ておき、その中心部分のデータをフーリエ変換することで得ることができる。さらに「 ψ 」は、間引き率に応じて θ からのずれ量が決まるので、間引き率がわかればそのずれ量から求めることができる。

【0027】

このように真の画像は、理論的には、その位相がわかっていれば、式(1)により撮像画像から分離することができる。一方、折り返しを含む画像Rに含まれるノイズ δR が、真の画像Tの大きさに与える影響を考えたとき、ノイズの増幅は誤差伝搬の法則を使って次式(2)で評価することができる。

20

【0028】

【数2】

$$(\delta T)^2 = \frac{1}{\sin^2(\theta-\phi)} (\delta R)^2 \quad (2)$$

【0029】

式(2)からわかるように、画像Rに含まれるノイズ δR は、 $1/\sin(\theta-\phi)$ 倍になる。そして、真の画像Tと折り返しAとの位相差($\theta-\phi$)が 90° の奇数倍にちかいかいほどノイズは増幅されにくい。即ちノイズ増幅は最小となる。ここで、真の画像Tと画像Rとの位相差($\theta-\phi$)は装置やパルスシーケンスのパラメータによって決まる値であり、調整することが難しい。本実施形態では、複数の受信コイルがそれぞれ受信した低分解能画像の位相を用いることで、さらにノイズ増幅の最小化を図る。以下、位相情報を用いた真の画像の分離とノイズ増幅の最小化の手法を、撮像方法が異なる各実施形態において詳述する。

30

【0030】

<第一実施形態>

本実施形態では、撮像部100が所定の間引き率でアンダーサンプリングしたk空間データを得る。このk空間データは、位相エンコード方向の折り返しを含む。以下、2Dのk空間データを取得する場合を例に、本実施形態のMRI装置の動作を、図4のフローを参照して説明する。

40

【0031】

まず制御部300の制御のもと、撮像部100は2つのプリスキャンを実行する(S41)。一つのプリスキャンでは、折り返しが発生しない撮像条件で被検体のプリスキャンを実行し、受信プローブ51を構成する複数のチャンネルのk空間データを収集する(S41-1)。もう一つのプリスキャンでは本撮像と同じ間引き率でプリスキャンを実行し、複数のチャンネルのk空間データを収集する(S41-2)。これらプリスキャンのパルスシーケンスは特に限定されないが、例えばFSE(Fast Spin Echo:図

50

7 (a) 参照) 等の S E 系パルスシーケンスとする。再構成部 2 1 0 は、各プリスキャンデータについて、チャンネル毎の k 空間データの中心部分を複素加算した後、フーリエ変換して得られた画像の位相 θ 、 ϕ を得る (S 4 2)。位相 θ は折り返しが発生しない撮像条件のプリスキャンで得られた画像の位相、位相 ϕ は間引き撮像のプリスキャンで得られた画像の位相である。

【 0 0 3 2 】

次に制御部 3 0 0 は、S E 系パルスシーケンスと所定の間引き率を設定し (S 4 3)、撮像部 1 0 0 による本撮像を開始する (S 4 4)。本撮像では、複数チャンネルの出力の k 空間データを合成して、一つの k 空間データを作る。再構成部 2 1 0 は、この k 空間データをフーリエ変換し画像データを生成する (S 4 5)。これを本撮像画像という。本撮像画像は、間引き率に対応する折り返しを含む画像である。例えば、間引き率が 1 / 2 の場合、図 5 に示すように、画像 T の上に画像 A (A 1、A 2) が折り返した状態の画像が得られる。以下では、特に区別する必要が無い限り、A 1 と A 2 は、まとめて画像 A として説明する。

10

【 0 0 3 3 】

画像分離部 2 3 0 は、ステップ S 4 2 で得た低分解能画像の位相 θ 、 ϕ と、本撮像画像 R の信号強度とを用いて、画像 T と画像 A とを分離する (S 4 6 ~ S 4 8)。以下、画像分離処理を詳述する。

【 0 0 3 4 】

画像 T、画像 A 及び本撮像画像 R について、画像上の 1 点 (例えば図 5 の点 n) の信号を複素平面に示すと図 6 に示すような複素数 (ベクトル) で表現できる。太矢印で示す複素数は、図 3 に示す T、A、R と同じ関係にある。従って、画像 T は式 (1) で表され、画像 A は次式 (3) で表される。

20

【 数 3 】

$$|A_n| = |R_n| \times \left| \frac{\sin(\phi - \theta)}{\sin(\psi - \theta)} \right| \quad (3)$$

【 0 0 3 5 】

式中、分離すべき画像 T 及び本撮像画像 R の位相 (各画素の位相) は、それぞれ、ステップ S 4 2 で取得したチャンネルごとの画像 (折り返しを生じない低空間分解能画像及び折り返しを生じている低空間部会能画像) の位相 θ 、 ϕ であり、また画像 A の位相 ψ は、間引き率に応じた θ からのずれ量を用いて求められる ($\psi = \theta + k \pi$ 、 k は間引き率で決まる係数)。

30

【 0 0 3 6 】

一方、画像 T は、複数のチャンネルのうち一つのチャンネルの画像 (複素数) を T^i 、複数のチャンネルから T^i を除くチャンネル (1 以上のチャンネル) の画像 (複素数) を T^0 とすると、これら複数のチャンネルの画像 T^i 、 T^0 を合成したものである。そしてこれら画像 (T^i 、 T^0) の位相を α 、 β とすると、画像 (T^i) の信号強度 (絶対値) は次式 (4) で表すことができる。

【 0 0 3 7 】

40

【 数 4 】

$$|T_n^i| = |R_n| \times \frac{\sin(\phi - \psi) \sin(\theta - \beta)}{\sin(\theta - \psi) \sin(\alpha - \beta)} \quad (4)$$

【 0 0 3 8 】

上述の通り、チャンネル毎の画像 T^i 、 T^0 の位相 α 、 β は、ステップ S 5 1 で、それぞれ、折り返しが発生しない撮像条件 (第 1 プリスキャン) で取得したチャンネル毎の低分解能画像の位相である。この時、本撮像画像 (R) に含まれるノイズの増幅を式 (2) と同様に求めると、式 (5) のようになる。

【数 5】

$$(\delta T^i)^2 = \frac{m * \sin^2(\theta - \beta)}{\sin^2(\theta - \psi) \sin^2(\alpha - \beta)} (\delta R)^2 \quad (5)$$

式中、 m は T^0 のチャンネル数 n に 1 を足した数（即ち全チャンネル数）である。

【0039】

画像分離部 230 は、各チャンネルの画像に対し所定の複素数 z を乗算したときに、式（5）で表されるノイズ増幅が最小化するような複素数 z を決定する（S46）。そしてこの複素数 z を乗算した画像の位相を用いて、式（4）により各画像を算出する（S47）。すなわち、ノイズ増幅評価部 250 が、次式（6-1）～（6-4）に示すように、
 所定の複素数 z に対応する位相分だけ、各チャンネルの画像 T^i （ $= IU_i$ ）、画像 T^0 （ $= IU_j$ ）の位相を回す処理を行ったときのノイズ増幅を、式（5）を評価関数として評価する。そして、ノイズ増幅が最小となるように複素数 z を決定する。

10

【0040】

【数 6】

$$\theta = \arg(\sum_{i=1}^{m+1} z_i \times IU_i) \quad (6-1)$$

$$\beta = \arg(\sum_{j \neq i}^n z_j \times IU_j) \quad (6-2)$$

20

$$\psi = \arg(\sum_{i=1}^{m+1} z_i \times A_i) \quad (6-3)$$

$$\alpha = \arg(z_i \times IU_i) \quad (6-4)$$

なお式（6-3）の A_i は、ステップ S41-2 のプリスキャンで得た折り返しを含む低分解能画像から、ステップ S41-1 のプリスキャンで得た低分解能画像（ IU_i ）を差し引いて計算した折り返しのみの低分解能画像である。

画像分離部 230（ノイズ増幅評価部 250）は、式（5）を評価関数とする繰り返し演算を行い、ノイズ増幅を最小とする位相 θ 、 β 、 ψ 、 α となるように、各チャンネルの画像 T^i （ IU_i ）、 A_i に乗ずる複素数 z_i を決定する。

30

【0041】

このようにノイズ増幅を最小化する複素数 z が決定したならば、それを乗じた画像から式（6-1）～（6-4）で求めた位相 θ 、 β 、 ψ 、 α を式（4）に適用し、 $|T^i|$ を算出する（S47）。これらのステップを全てのチャンネルの画像について実行し、各チャンネルの真の画像を取得する。最後に各チャンネルについて求めた真の画像 $|T^i|$ を用いて、折り返しが除去された画像（ $T = \sum z_i \times IU_i$ ）を得る（S48）。これにより、ノイズ増幅を最小としつつ、真の画像を分離することができる。

【0042】

画像 A についても、同様に、式（4）と同様の式を用いて、真の画像を分離する、即ち折り返しを展開することができる。最終的に図 5（a）に示すように、画像 T 及び画像 A （ $A1$ 、 $A2$ ）が展開した画像を得ることができる。

40

【0043】

以上、説明したように本実施形態によれば、各チャンネルの感度分布を用いることなく、各画像間の位相差を用いることにより、折り返しを除去した画像を得ることができる。また各チャンネルの低分解能画像から得た位相をについて真の画像 T^i を算出し、これらに対しノイズを最小化する処理を加えることで、チャンネルの感度分布を用いた場合には抑制することが困難であったノイズ増幅を抑制することができる。

【0044】

< 第一実施形態の変形例 >

50

第一実施形態では、プリスキャンによって各チャンネルの低分解能画像を得たが、一般的な撮像では、本撮像とは別に、感度補正のために感度分布取得のための低分解能画像を取得する。このような低分解能画像を第一実施形態のプリスキャンで取得する画像に代えてもよい。また折り返しを生じる画像の位相 ϕ は、折り返しを生じる条件でプリスキャンした低分解能画像から求めるのではなく、本撮像において k 空間中心部分のみを通常のサンプリング密度で撮像し、その中心部分をフーリエ変換することで求めることも可能である。

【0045】

また第一実施形態では、プリスキャンを本撮像に先立って行う場合を示したが、これらは前後を問わない。

【0046】

<第二実施形態>

本実施形態は、パルスシーケンスとして、複数のスライスと同時に励起するRFパルスを用いるパルスシーケンス(SMSシーケンス: Simultaneous Multi Slice)を採用する。SMSパルスシーケンスでは、収集するエコー信号は複数のスライスからの信号が含まれ、エコー信号で構成される k 空間データをフーリエ変換して得られる画像は、複数のスライスの画像が重畳されている。本実施形態の画像処理部は、このような撮像画像から各スライスの画像を分離する。

【0047】

以下、第一実施形態と異なる点を中心に本実施形態を説明する。まず図7を参照してパルスシーケンスについて説明する。図7(a)は、TurboSpinEcho或いはFastSpinEcho等と呼ばれる高速SE系パルスシーケンスで、被検体の所定の領域を励起する 90° RFパルスの後、反転RFパルス(180° RFパルス)を連続して印加し、その際、隣接する反転RFパルス間で位相エンコード傾斜磁場を印加するとともに読出し傾斜磁場を印加してエコー信号を計測する。エコー毎に印加する位相エンコード傾斜磁場の印加量を変化させることで、1回或いは数回の励起で k 空間を満たすデータを収集する。ここでSMSパルスシーケンスではRFパルスとそれと同時に印加する傾斜磁場パルスとが、シングルスライスを励起する通常の高速SE系パルスシーケンスと異なる(図7(a)中、四角点線で囲った部分)。即ち、このパルスシーケンスでは、複数のスライスを同時励起するためにMB(マルチバンド)パルス(図7(b))或いはPINS(Power Independent of Number of Slice)パルス(図7(c))と呼ばれるRFパルスが使用され、MBパルスの場合にはその印加中に一定の強さのスライス選択傾斜磁場が印加され、PINSパルスの場合には、ブリップ状のスライス傾斜磁場が印加される。さらにMBパルスとPINSパルスとを組み合わせたパルス等も知られており、いずれのパルスを用いてもよい。

【0048】

このようなパルスシーケンスによって発生するエコーは、励起された複数のスライスからの信号が合わさったものとして計測される。これらエコーから構成される k 空間データをフーリエ変換して得られる画像は、例えば図8に示すように、2つのスライスを同時励起した場合、スライス1の画像 S_1 とスライス2の画像 S_2 とが重畳した画像である。なお各画像は、複数チャンネルの画像を合成したものである。

【0049】

画像分離部230は、複数のスライスの画像が重畳した本撮像画像 R から各スライスの画像を分離する。以下、図8に示した2つのスライス画像 S_1 、 S_2 を分離する場合を例に、画像分離部230の処理を説明する。

【0050】

これら2つのスライス画像 T_{S_1} 、 T_{S_2} と本撮像画像 R とは、1点の信号を複素平面に示すと図9(a)に示すような複素数(ベクトル)で表される。この図は、図3に示した真の画像 T と折り返し A との関係と同様であり、それぞれの複素数 S_{1n} 、 S_{2n} のベクトル和が R_n となる。さらに、スライス画像 S_1 、 S_2 は、図9(b)に示すように、

10

20

30

40

50

複数チャンネルがそれぞれ取得した画像 (S_{1n}^i 、 S_{1n}^0) の和である。なお図 9 (b) では、代表としてスライス画像 S_1 を示すが、スライス画像 S_2 についても同様である。スライス画像 S_{1n}^i 、 S_{1n}^0 の位相 (α 、 β) は、各スライスについてプリスキャンにより低分解能画像を取得し、その中央部分をフーリエ変換することで取得することができる。

【0051】

従って、本実施形態についても、処理の流れは第一実施形態と同様であり、図 10 に示すように、個々のスライスのプリスキャン (S_{101})、各スライスについてチャンネル毎の低分解能画像及び位相 (α 、 β) を取得 (S_{102})、SMS パルスシーケンスにより複数スライスを同時励起し、本撮像画像を取得 (S_{103})、画像の分離 ($S_{104} \sim S_{107}$) を行う。そして、画像分離処理においては、各チャンネルの画像に乗ずる複素数を最適化することで、ノイズ増幅を最小化した上で (S_{105})、決定した位相 ϕ 、 ψ 、 α 、 β と本撮像画像 R の信号強度及び位相 θ を、式 (4) と同様の式を適用し、各チャンネルについてスライス画像 (S_{1n}^i 、 S_{1n}^0) の信号強度を算出する (S_{106})。その際、具体的には、スライス画像 S_{1n}^i を算出する場合、式 (4) は次式 (7) のようになる。

【0052】

【数 7】

$$|S_{1n}^i| = |R| \times \frac{\sin(\phi - \psi)\sin(\theta - \beta)}{\sin(\theta - \psi)\sin(\alpha - \beta)} \quad (7)$$

またスライス画像 S_{2n}^i を算出する場合、式 (4) は次式 (8) のようになる。

【数 8】

$$|S_{2n}^i| = |R| \times \frac{\sin(\phi - \theta)\sin(\psi - \beta)}{\sin(\psi - \theta)\sin(\alpha - \beta)} \quad (8)$$

【0053】

最終的に各チャンネルのスライス画像を合成し (S_{107})、各スライスの画像を得ることができる。

【0054】

本実施形態によれば、SMS パルスシーケンスで取得した画像について、画像に含まれる複数のスライスの画像を、低分解能画像の位相を用いることで分離することができる。その際、複数チャンネルの画像に対し、所定の位相回転を与えて合成することで、撮像画像のノイズが増幅することを抑制することができる。

なお本実施形態では、通常のサンプリングを行う場合を説明したが、本実施形態でもアンダーサンプリングを行うことも可能である。

【0055】

< 第二実施形態の効果 >

実際に SMS パルスシーケンスで撮像した頭部の画像データを用いて、本実施形態の手法により各スライス画像を分離した結果を、各スライスを単独で撮像した画像と比較した。結果を図 11 に示す。図 11 の (a) は、2 つのスライスを同時励起で撮像した画像、(b) は 2 つのスライスを単独で励起して撮像した画像、(c) は (a) の画像から本実施形態の手法により一つのスライスを分離した画像、(d) は (b) の一つのスライスの画像と (c) の分離画像との差分である。

【0056】

図 11 (d) に示す差分画像からわかるように、頭蓋骨で囲まれた部分の信号値はほぼゼロになっており、本実施形態の手法により分離された画像 (図 11 (c)) は、単独で撮像した画像 (図 11 (b)) とよく一致していた。

【0057】

< 第三実施形態 >

第一実施形態は、所定の間引き率でアンダーサンプリングすることで画像に折り返しが発生する場合であるが、通常の撮像においても、視野の外側に被検体がある場合には、視野外からの信号が折り返しとなって混入する。本実施形態は、本発明手法をこのような折り返しの除去に適用した実施形態である。

【 0 0 5 8 】

通常の撮像における折り返しの様子を図 1 2 に示す。図 1 2 (a) は被検体と視野との関係を示し、図 1 2 (b) は (a) のように視野を設定した場合の撮像画像 R を示している。図示するように、撮像画像 R は、真の画像 T の上に視野外からの折り返し A が重畳している。これら撮像画像 R、真の画像 T 及び折り返し A の関係は、図 3 に示す画像の関係と同じである。

10

【 0 0 5 9 】

従って第一実施形態と同様に、複数のチャンネルで取得した画像 T 及び折り返し A の位相 θ 、 ψ (図 1 2 (c))、及び、各チャンネルで取得した画像 T の位相 α 、 β (図 1 2 (d)) を、式 (5) の評価関数にて最適化した後、式 (4) に用いることで各チャンネルの真の画像の信号強度を得ることができる。ここで位相 θ 、 α 、 β は、1 回のプリスキャンで低分解能撮像することで得ることができるが、このプリスキャンにおいて折り返しを生じないために、本撮像の視野よりも広い視野にて撮像を行う。例えば、位相エンコード方向の視野を 2 倍にして撮像を行い、本撮像の視野であれば折り返しを生じる位置から半分の画像を用いて、位相を取得する。

【 0 0 6 0 】

20

こうして取得した位相を用いて真の画像の信号強度を得ること、各チャンネルの画像に乘じる複素数によりノイズ増幅を最適化すること、は第一実施形態と同様である。

【 0 0 6 1 】

本実施形態によれば、比較的大きな被検体について小さな視野を設定して撮像する場合にも、オーバーサンプリング等を行うことなく、即ち比較的短時間の撮像で折り返しのない画像を得ることができる。

【 0 0 6 2 】

以上、本発明の実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限定されることなく、適宜変更を加えることが可能である。例えば、各実施形態において本発明の実施に必須ではない要素を追加したり削除したりすることが可能である。また各実施形態の手法を技術的に矛盾がない限り適宜組み合わせることも可能である。さらに各実施形態の画像処理部の機能を、MRI 装置とは別の画像処理装置で実行すること、CPU に搭載したソフトウェア以外の手段で実行すること、例えばクラウドに置かれた演算手段で実行することなども全て本発明に包含される。

30

【符号の説明】

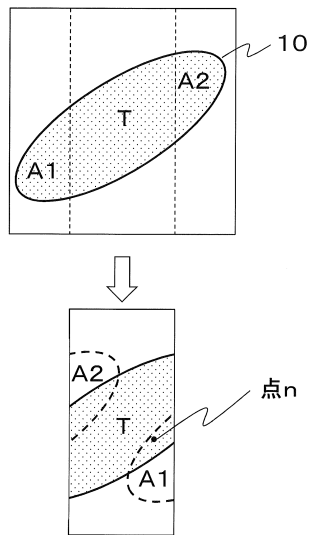
【 0 0 6 3 】

2 0 : 静磁場発生部、3 0 : 傾斜磁場発生部、4 0 : 送信部、5 0 : 受信部、6 0 : シーケンサ、7 0 : CPU (制御部、画像処理部)、8 0 : ユーザーインターフェイス部、1 0 0 : 撮像部、2 0 0 : 画像処理部、2 1 0 : 再構成部、2 3 0 : 画像分離部、3 0 0 : 制御部

40

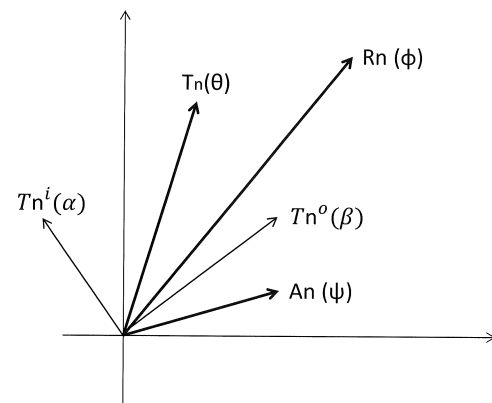
【図5】

図5



【図6】

図6



【図7】

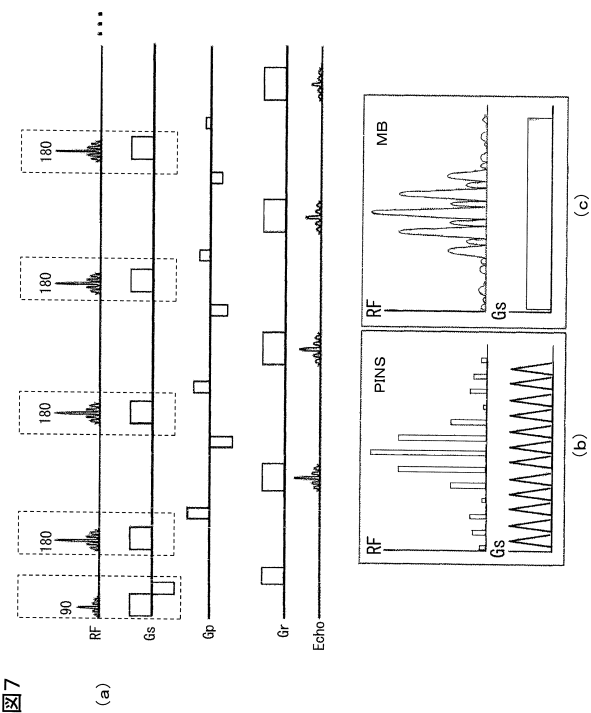
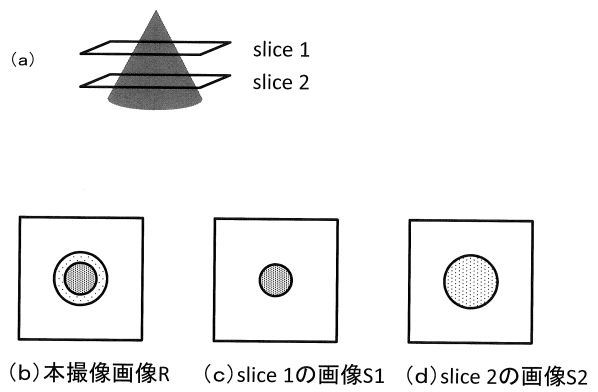


図7

【図8】

図8



【図 9】

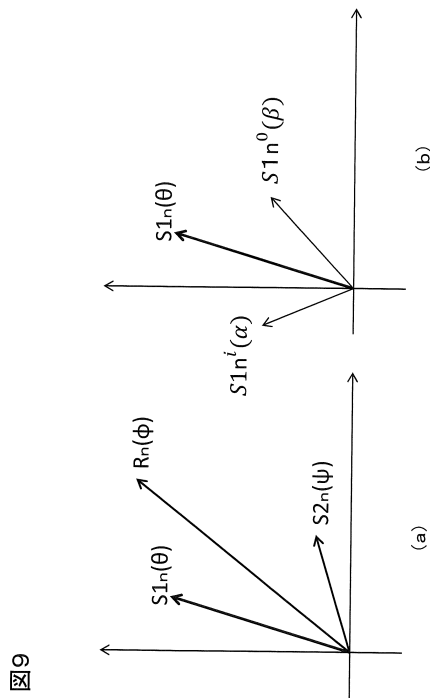
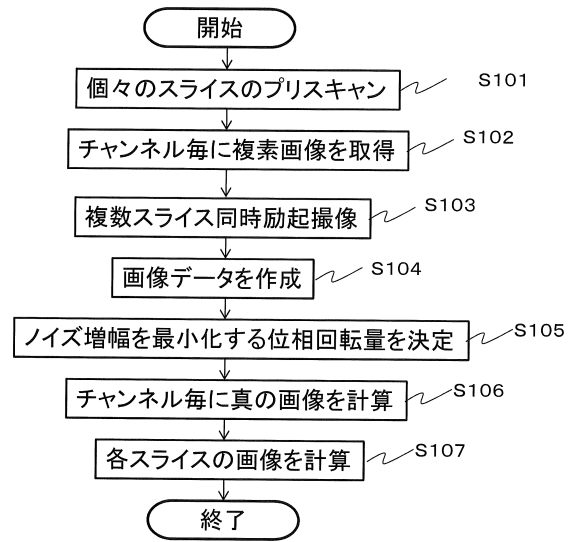


図9

【図 10】

図10



【図 11】

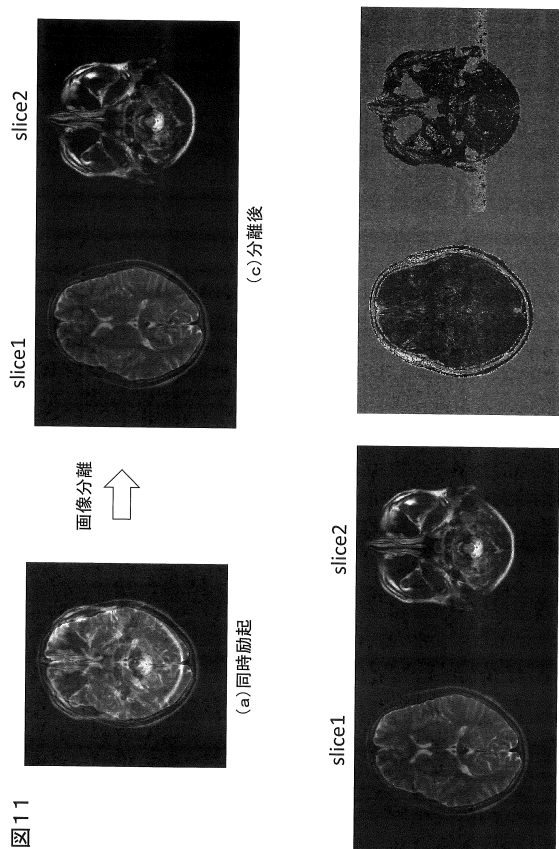


図11

【図 12】

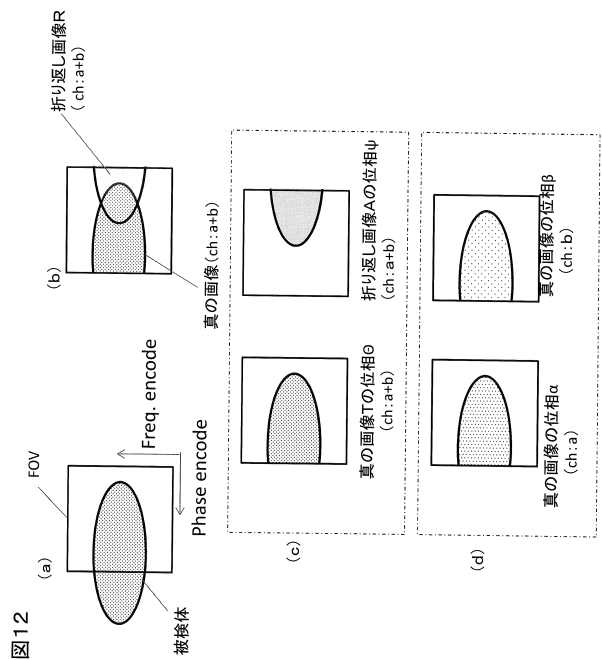


図12

フロントページの続き

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 特開2008-006117(JP,A)
特開2017-070386(JP,A)
国際公開第2013/054718(WO,A1)
特開2010-233907(JP,A)
特開2004-154401(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0001571(US,A1)
特開平04-357935(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
G01N 24/00 - 24/14
G01R 33/20 - 33/64