

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年3月14日(14.03.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/049549 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01N 24/00 (2006.01)
(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/028301
(22) 国際出願日: 2018年7月27日(27.07.2018)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願 2017-172274 2017年9月7日(07.09.2017) JP
(71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内
一丁目6番6号 Tokyo (JP).

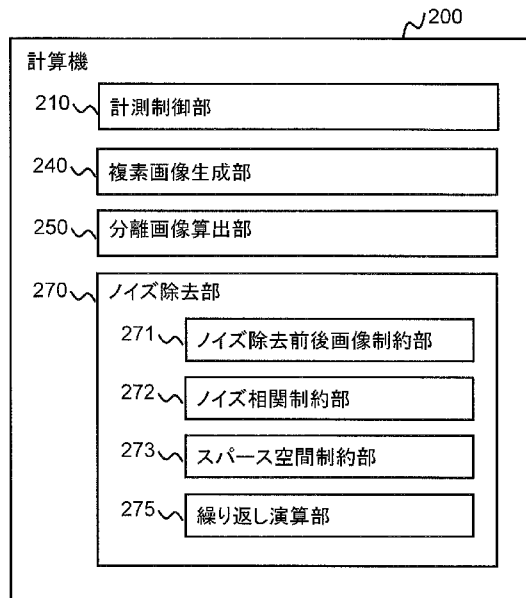
(72) 発明者: 白猪 亨(SHIRAI, Toru); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 佐藤 良太(SATO, Ryota); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 鎌田 康弘(KAMADA, Yasuhiro); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 瀧澤 将宏(TAKIZAWA, Masahiro); 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 Tokyo (JP). 五月女 悦久(SOTOME, Yoshihisa); 〒1008280 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 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人 山王坂特許事務所(SANNOZAKA PATENT LAW FIRM);

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND NOISE ELIMINATION METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置およびノイズ除去方法

図6



200... CALCULATOR
210... MEASUREMENT CONTROL UNIT
240... COMPLEX IMAGE GENERATION UNIT
250... SEPARATION IMAGE CALCULATION UNIT
270... NOISE ELIMINATION UNIT
271... PRE- AND POST-NOISE-ELIMINATION
IMAGE RESTRICTION UNIT
272... NOISE CORRELATION RESTRICTION UNIT
273... SPARSE SPACE RESTRICTION UNIT
275... REPEAT COMPUTATION UNIT

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to eliminate, with high precision, noise from separation images which are obtained by separating spatially overlapping signals by means of a PI-method in an image acquired by MRI using a plurality of receiving coils. From nuclear magnetic resonance signals received by a plurality of receiving coils, a measurement is taken of a complex image that includes spatial overlaps, and, by using sensitivity information of the receiving coils, spatially overlapping signals are separated and a plurality of separation images are calculated. Then, noise



〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴
屋町 2 丁目 2 6 番地 2 第 4 安田ビ
ル 9 階 Kanagawa (JP).

- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

is eliminated on the basis of correlations of noise mixed in the respective separation images.

(57) 要約: MRI を用いて複数の受信コイルを用いて取得した画像において、PI法を用いて空間的に重なり合った信号を分離した分離画像のノイズを精度よく除去する。複数の受信コイルで受信した核磁気共鳴信号から、空間的に重なり合った複素画像を計測し、複数の受信コイルの感度情報を使って、空間的に重なり合った信号を分離して複数の分離画像を算出する。そして、各分離画像に混入したノイズの相関に基づいてノイズを除去する。

明 細 書

発明の名称：磁気共鳴イメージング装置およびノイズ除去方法 技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング（MR I : M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g）技術に関する。特に、複数の受信コイルを用いて取得した画像において、空間的に重なり合った信号を分離した画像のノイズを除去する画像処理技術に関する。

背景技術

[0002] 磁気共鳴イメージング（MR I）装置は、静磁場内に置かれた水素原子核（プロトン）が特定の周波数の高周波磁場に共鳴する核磁気共鳴現象を利用した非侵襲な医用画像診断装置である。MR Iは撮像方法や撮像パラメータ変更により様々な組織コントラストの画像を撮像できることから、形態情報の他、血流や代謝機能などの生体機能に関する情報が取得可能であり、画像診断分野では不可欠な診断装置となっている。

[0003] MR Iにおける技術的な課題の一つに、撮像時間の短縮がある。MR Iにおける撮像時間の短縮法には、E c h o P l a n a r I m a g i n g（E P I）やF a s t S p i n E c h o（F S E）のようにk空間を高速に走査する手法と、S E N S E法（例えば、非特許文献1）やG R A P P A法（例えば、非特許文献2）のように、k空間の少数の点を計測し、未計測点を信号処理で復元する手法がある。また、2次元（2D）マルチスライス計測における撮像時間短縮の方法としてC A I P I R I N H A法（例えば、非特許文献3）のように複数のスライスを同時に撮像して、重なった信号を信号処理で分離する手法がある。E P I法やF S E法は、得られる画像コントラストが制限される他、静磁場不均一やT2減衰などの影響を受けやすい。一方、S E N S E法やG R A P P A法、C A I P I R I N H A法（以下、これらの手法をP a r a l l e l I m a g i n g（P I）法と総称する）は、撮像シーケンスに依存せず撮像時間を短縮できるという特長がある。

[0004] P I 法は、空間的に重なり合った信号を複数の受信コイルで取得し、受信コイル間の感度分布の差を利用して、空間的に重なり合った信号を分離する。P I 法によって分離された信号から成る分離後の画像（分離画像）の信号対雑音比（SNR）は、Geometry factor（g-factor）と呼ばれる指標に反比例することが知られている。空間的に重なり合った信号の位置における受信コイル間の感度の差が小さいとき、g-factorは増大し、SNRが低下する。

[0005] g-factor増大によるSNR低下を防ぐために、さまざまな方法が提案されている。代表的な方法として、正則化を用いたノイズ除去法（例えば、非特許文献4）や、参照画像と正則化を組み合わせたノイズ除去がある（例えば、特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：米国特許第7053613号明細書

非特許文献

[0007] 非特許文献1：Pruessmann KP他、“SENSE：Sensitivity Encoding for Fast MRI”、Magnetic Resonance in Medicine、1999年、42巻、952－962頁

非特許文献2：Griswold MA他、“Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)”、Magnetic Resonance in Medicine、2002年、47巻、1202－1210頁

非特許文献3：Felix AB他、“Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA) for Multi-Slice Imaging”、Magnetic Resonance

ance in Medicine、2005年、53巻、684-691
頁

非特許文献4: King KF他、"SENSE Image Quality Improvement Using Matrix Regularization"、In Proceedings of the 9th Annual Meeting of ISMRM, Glasgow, Scotland, 2001、1771頁

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 非特許文献4の方法は、空間的に重なり合った信号に対して、0次正則化 (Zeroth Order Regularization) と呼ばれる事前情報と、受信コイル間の感度分布の差を利用して感度を分離する処理と、を組み合わせることで、ノイズを低減した分離画像を得る。しかしながら、非特許文献4の方法は、正則化に含まれる事前情報が、空間的に重なり合った信号間の特性を表していないため、ノイズ低減の効果が低いという課題がある。

[0009] 特許文献1の方法は、空間的に重なり合った信号に対して、Tikhonov正則化と呼ばれる事前情報と、空間的に重なりのない参照画像と、受信コイル間の感度分布の差を利用して感度を分離する処理と、を組み合わせることで、ノイズを低減した分離画像を得る。しかしながら、特許文献1の方法は、受信感度分布とは別に、空間的に重なりのない参照画像を予め計測する必要があるため、撮像時間が延長するという課題がある。

[0010] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、複数の受信コイルを用いて取得した画像において、PI法を用いて空間的に重なり合った信号を分離した分離画像のノイズを、追加の参照画像を必要とせず、除去する技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明は、複数の受信コイルで受信した核磁気共鳴信号から、複数の受信

コイルの感度分布を使って、空間的に重なり合った信号を分離して複数の分離画像を算出する。そして、分離画像間に混入したノイズの相関に基づいてノイズを除去する。

なお空間的に重なり合った信号とは、異なる位置からの信号が信号だけからでは識別できない状態で重畳している状態の信号（重畳信号）を意味する。本明細書における空間的な重畳信号とは、画像空間における重畳信号だけでなく、画像再構成したときに空間的な重畳信号となるような k 空間の信号も含む。

[0012] すなわち本発明のMR I装置は、静磁場内に配置された被検体に高周波磁場パルスを送信する送信部、前記被検体が発生する核磁気共鳴信号を複数の受信コイルで受信する受信部、及び、静磁場に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生部を有する計測部と、前記受信した核磁気共鳴信号に演算を施す計算機と、を備え、前記計算機は、前記複数の受信コイルで受信した核磁気共鳴信号を処理し、前記複数の受信コイルの感度情報を使って、互いに空間的な重なりがない複数の分離画像を生成する画像生成部と、前記分離画像間に混入したノイズの相関に基づいて、各分離画像からノイズを除去するノイズ除去部と、を有する。

発明の効果

[0013] ノイズ除去のための参照画像等の撮像を行うことなく、ノイズが除去された高画質な画像を算出することができる。これにより全体としての撮像時間の延長を防止でき、且つ診断精度が向上する。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の実施形態におけるMR I装置の概略構成を示すブロック図である。

[図2]本発明が適用されるMR I装置の外観図で、（a）は垂直磁場方式のMR I装置、（b）は水平磁場方式のMR I装置、（c）は開放感を高めたMR I装置である。

[図3]計算機による処理の流れの一実施形態を示す図

[図4]ノイズ相関を説明する図で、（a）は複素画像の実部のノイズ相関、（b）は複素画像の虚部のノイズ相関を示す。

[図5]ノイズ除去の手法を選択するためのUIの一例を示す図

[図6]第一実施形態の計算機の機能ブロック図

[図7]第一実施形態の計算機による処理の流れを示す図

[図8]第一実施形態で採用するパルスシーケンスの一例を示す図

[図9]第一実施形態における空間的に重なり合った信号の一例を説明する図

[図10]第一実施形態のノイズ除去部の処理の流れを示す図

[図11]第二実施形態の計算機の機能ブロック図

[図12]（a）は第二実施形態で採用するパルスシーケンスの一例を示す図、（b）及び（c）はその要部を示す図

[図13]第二実施形態における空間的に重なり合った信号の一例を説明する図

発明を実施するための形態

[0015] まず、本発明が適用されるMR装置の実施形態について説明する。

[0016] [MR装置の概要]

本実施形態のMR装置は、図1に示すように、大きく分けて、被検体101から発生する核磁気共鳴信号の計測を行う計測部100と、計測部100を制御するとともに計測部100が計測した核磁気共鳴信号を用いて画像再構成、補正その他の演算を行う計算機200とを備える。

[0017] 計測部100は、被検体101が置かれる空間に静磁場を生成する静磁場コイル102と、静磁場内に配置された被検体101に高周波磁場パルスを送信する送信部（105、107）と、被検体が発生する核磁気共鳴信号を受信する受信部（106、108）と、核磁気共鳴信号に位置情報を付与するために静磁場コイル102が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場コイル103とを備える。

[0018] 静磁場コイル102は、常電導式或いは超電導式の静磁場コイル、静磁場生成磁石などで構成され、発生する静磁場の方向によって、垂直磁場方式、水平磁場方式などがあり、方式によってコイルの形状及び装置全体の外観が

異なる。図2（a）～（c）に、これら方式の異なるMR I装置の外観を示す。本実施形態は図示するMR I装置のいずれにも適用可能である。

[0019] 送信部は、被検体101の計測領域に対し高周波磁場を送信する送信用高周波コイル105（以下、単に送信コイルという）と、高周波発振器や増幅器などを備えた送信機107とを備える。受信部は、被検体101から生じる核磁気共鳴信号を受信する受信用高周波コイル106（以下、単に受信コイルという）と、直交検波回路やA/D変換器などを含む受信機108とを備える。本実施形態において、受信コイルは複数のチャンネル（小型受信コイル）からなり、それぞれに受信機108を構成する直交検波回路やA/D変換器が接続されている。受信機108が受信した核磁気共鳴信号は、複素デジタル信号として計算機200に渡される。本実施形態では、空間的に重なり合った信号を計測し、再構成画像において分離する。分離において、被検体101から発生する磁気共鳴信号を受信する受信コイルの感度分布を用いる。このため、本実施形態では、受信コイル106の数は、少なくとも、分離する信号の数以上とする。

[0020] 傾斜磁場コイル103は、x方向、y方向、z方向それぞれに傾斜磁場を印加する3組の傾斜磁場コイルを有し、それぞれ傾斜磁場用電源部112に接続されている。さらにMR I装置は、静磁場分布を調整するシムコイル104とそれを駆動するシム用電源部113を備えていてもよい。

[0021] さらに計測部100は、計測部100の動作を制御するシーケンス制御装置114を備える。シーケンス制御装置114は、傾斜磁場用電源部112、送信機107及び受信機108の動作を制御し、傾斜磁場、高周波磁場の印加および核磁気共鳴信号の受信のタイミングを制御する。制御のタイムチャートはパルスシーケンスと呼ばれ、計測に応じて予め設定され、後述する計算機200が備える記憶装置等に格納される。

[0022] 計算機200は、MR I装置100全体の動作を制御するとともに、受信した核磁気共鳴信号に対して様々な演算処理を行う。計算機200は、CPU、メモリ、記憶装置などを備える情報処理装置であり、計算機200には

ディスプレイ 201、外部記憶装置 203、入力装置 205 などが接続される。

[0023] ディスプレイ 201 は、演算処理で得られた結果等をオペレータに表示するインタフェースである。入力装置 205 は、本実施形態で実施する計測や演算処理に必要な条件、パラメータ等をオペレータが入力するためのインタフェースである。ユーザーは、入力装置 205 を介して、例えば、PI 法における倍速数などの計測パラメータを入力できる。外部記憶装置 203 は、計算機 200 内部の記憶装置とともに、計算機 200 が実行する各種の演算処理に用いられるデータ、演算処理により得られるデータ、入力された条件、パラメータ等を保持する。

[0024] 本実施形態では、計算機 200 は、受信コイルの感度分布や、分離画像、ノイズ除去画像などを生成する。このため、図 1 に示したように、計算機 200 は、計測制御部 210、画像生成部 230、ノイズ除去部 270、表示制御部 290 などの機能部を備える。これら各部の機能は、計算機 200 に組み込まれたソフトウェアとして実現可能であり、記憶装置が保持するプログラム（ソフトウェア）を、CPU がメモリにロードして実行することにより実現される。各機能の処理に用いる各種のデータ、処理中に生成される各種のデータは、記憶装置あるいは外部記憶装置 203 に格納される。また、計算機 200 が実現する各種の機能のうち、少なくとも一つの機能は、MRI 装置 10 とは独立した、情報処理装置であって、MRI 装置 100 とデータの送受信が可能な情報処理装置により実現されていてもよい。さらに、全部または一部の機能は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (field-programmable gate array) などのハードウェアによって実現してもよい。

[0025] 次に本実施形態の MRI 装置（主として計算機 200）の動作の概要を説明する。図 3 に動作の流れを示す。

[0026] まず、入力装置 115 を介してユーザーによる撮像シーケンスや撮像条件

の設定を受け付ける（S301）。撮像シーケンスは、特に限定されないが、本実施形態では、撮像時間の短縮のために、空間的に重なり合った信号を計測する撮像手法（PI法）が選択され、設定される。撮像条件は、撮像シーケンスのパラメータ（繰り返し時間TR、エコー時間TE）を含み、k空間の間引き計測を行う場合には間引き率を含む。また複数スライス同時励起（SMS: Simultaneous Multi-Slice）の場合にはスライス数の設定を含む。なお検査プロトコルとしてこれら撮像条件等が設定されている場合には、検査プロトコルに設定された条件等を読み込む。

[0027] ここで、空間的に重なり合った信号とは、実空間における異なる位置からの信号が傾斜磁場によりエンコードされないで重なっている信号を言い、アンダーサンプリングすることで空間的に重なり合った信号（いわゆる折り返しを含む信号）や、同時励起マルチスライス（SMS）からの信号を含む。どのような「空間的に重なり合った信号」であるかは、計測法によって異なる。

[0028] 計測制御部210は、ユーザーが入力したパラメータに基づいて設定されるパルスシーケンスに従って、シーケンス制御装置114を動作させ、予め定めた条件の核磁気共鳴信号（エコー信号）を計測する。シーケンス制御装置114は、計測制御部210からの指示に従って、MRI装置100の各部を制御して、撮像時間の短縮のために、空間的に重なり合った信号を計測する（S302）。即ち受信コイル毎にk空間データが収集される。画像生成部230は、受信コイル毎のk空間データと、複数の受信コイルの感度分布とを用いて、空間的に重なり合った信号を分離して、空間的に異なる位置の画像（分離画像という）を複数形成する（S303）。

[0029] 次いで、ノイズ除去部270は、各分離画像に含まれるノイズの相関関係に基づいてノイズを除去する（S304）。

ノイズ除去は、公知のTotal Variation正則化やスパース正則化を含む非線形フィルタなどと同様に、所定の制約条件のもとでノイズを最小化するように繰り返し演算を行うことで実現されるが、本実施形態のノ

イズ除去部270は、分離画像間のノイズの相関を制約条件として含む繰り返し演算を行う。

[0030] 分離画像間のノイズの相関関係を、計算機シミュレーションを用いて説明する。シミュレーションにより求めたノイズ相関の具体例を図4に示す。この例では、ヒト頭部を計測して算出した15チャンネルの受信コイル感度分布を用いて、互いに無相関な複素ノイズ画像を15チャンネル分、作成した。この複素ノイズ画像を合成して、二つの重なり合った複素画像に見立てて、15チャンネルの受信コイル感度分布を用いて二つの分離した画像を得た。図4(a)、(b)は、分離した二つの画像 ρ_1 、 ρ_2 の実部と虚部の信号を、横軸を ρ_1 、縦軸を ρ_2 にとり、プロットした結果である。図4に示すように、複素ノイズ画像を分離した後の画像 ρ_1 および ρ_2 には、実部および虚部のいずれについても、負の相関があることがわかる。すなわち、分離後画像 ρ_1 および ρ_2 の和の分散は、分離前の分散よりも小さくなることがわかる。

[0031] なお、上述した条件設定ステップS301において、ノイズ除去の手法についてもユーザー選択を受け付けることが可能であり、その場合、例えば、表示制御部290は、図5に示すようなUIをディスプレイ201に表示する。図示する例では、公知のノイズ除去手法、例えば、平均値フィルタやGaussianフィルタなどの線形フィルタ、Bilateralフィルタなどのエッジ保存フィルタ、Total Variation正則化やスパース正則化を含む非線形フィルタ等、とともに、本実施形態のノイズ除去手法を選択できるようにしている。これによってユーザーによる手法選択の自由度が高くなる。

ノイズ除去後の分離画像は、必要に応じて、記憶装置203に格納され、或いはディスプレイ201に表示される(S305)。

[0032] 本実施形態によれば、複数の受信コイルを用いて、空間的に重なり合った信号を取得し、それを各受信コイルの感度分布を用いて、空間的な重なりがない複数の画像(分離画像)に分離し、分離画像間のノイズ相関を制約条件

として用いて分離画像のノイズを除去する。分離画像間のノイズ相関をノイズ除去処理の制約条件とすることで、分離画像のノイズ除去に特化した高精度のノイズ除去が可能となる。

[0033] 以下、計測法別に各実施形態の処理の詳細を説明する。なお図1に示すMRI装置の概要は、各実施形態に共通であり、適宜参照する。

[0034] <第一実施形態>

本実施形態は、位相エンコード方向にアンダーサンプリングする2Dパラレルイメージング法を採用する。また本実施形態では、SENSE法により空間的に重なり合った信号を分離する。即ち、受信コイル毎に収集したk空間データを画像再構成した後の画像について、演算により分離画像を生成する。

[0035] 本実施形態の計算機200の構成を図6に示す。図6において図1と同じ要素は同じ符号で示し、重複する説明は省略する。図示するように、本実施形態では、画像生成部230は、複素画像生成部240及び分離画像算出部250を含む。またノイズ除去部270は、繰り返し演算を実行するための繰り返し演算部275、繰り返し演算における制約条件を設定する複数の制約部(271~273)を備える。

[0036] 以下、計算機200の各部の機能及び動作を、図7のフローを参照して説明する。

[0037] [計測：S701]

計測制御部210は、入力装置115を介してユーザーが入力したパラメータに基づいて設定されるパルスシーケンスに従って、シーケンス制御装置114を動作させ、予め定めた条件の核磁気共鳴信号(エコー信号)を計測する。

[0038] ここで、計測制御部210が用いるパルスシーケンスは特に限定されないが、ここでは2D-GrE系のパルスシーケンスを用い、間引き率1/2(倍速率2)で撮像する場合を説明する。

[0039] 図8に、2D-GrE系のパルスシーケンスの一例として、2D-RSS

G (RF-spoiled-Steady-state Acquisition with Rewound Gradient-Echo) シーケンス 800 例を示す。本図において、RF、Gs、Gp、Gr はそれぞれ、高周波磁場、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、リードアウト傾斜磁場を表す。

[0040] RSSG シーケンス 800 では、スライス傾斜磁場パルス 801 の印加とともに高周波磁場 (RF) パルス 802 を照射し、被検体 101 内の所定のスライスの磁化を励起する。次いで、スライス系差磁場パルス 801 の印加に伴って分散した磁化の位相を収束させるリフェーズスライス傾斜磁場パルス 803 の印加とともに、位相エンコード方向の位置情報を付加するための位相エンコード傾斜磁場パルス 804 を印加する。

[0041] 画素内の核磁化の位相を分散させるディフェーズ用のリードアウト傾斜磁場パルス 805 を印加した後、リードアウト方向の位置情報を付加するためのリードアウト傾斜磁場パルス 806 印加しながら核磁気共鳴信号 (エコー) 807 を計測する。そして、最後に、位相エンコード傾斜磁場パルス 804 によってディフェーズされた核磁化の位相を収束させるリフェーズ用の位相エンコード傾斜磁場パルス 809 を印加する。

[0042] 計測制御部 210 は、以上の手順を、位相エンコード傾斜磁場パルス 804、809 (位相エンコード数 k_p) の強度と、RF パルス 802 の位相とを変化させながら、繰り返し時間 TR で繰り返し実行し、1 枚の画像を得るために必要なエコーを計測する。このとき、位相エンコード方向に 2 倍速となる計測を実施するため、FOV で決まる位相エンコード数 k_p を一つ飛ばしに間引きながら計測をする。これにより、撮像時間を半分に低減することができる。また、繰り返し毎に、RF パルス 802 の位相を、例えば、117 度ずつ増加させる。なお、図 8 において、ハイフン以下の数字は、繰り返しの何回目であることを示す。

[0043] [複素画像算出: S702]

複素画像生成部 240 は、S701 で、複数の受信コイルで計測したエコ

一信号を、それぞれ、 k 空間上に配置して k 空間データとし、この k 空間データを逆フーリエ変換することによって、複素画像を算出する。このとき得られる複素画像は、例えば、図 9 に示すように、被検体 900 の位相エンコード方向の両側（斜線で示す部分）901、902 がその反対側に（右側部分は左側に、左側部分は右側に）折り返り、空間的に重なり合った画像 910 となる。図では二つの受信コイル C_1 、 C_2 の画像を示す。

[0044] [分離画像算出：S703]

分離画像算出部 250 は、空間的に重なり合った複素画像を、複数の受信コイルの感度分布を用いて分離する。ここで、位置 n （ n は 1 ～ N の整数： N は画像の重なり数即ち倍速数：但し本例では 2）における分離後の画像の信号を ρ_n 、位置 n における受信コイル m （ m は 1 ～ M の整数）の感度を C_{mn} とすると、受信コイル m から生成した画像の信号 S_m は式（1）で表される。

[0045] [数1]

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ \vdots \\ S_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \cdots & C_{1n} \\ C_{21} & C_{22} & \cdots & C_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ C_{M1} & C_{M2} & \cdots & C_{MM} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \rho_1 \\ \rho_2 \\ \vdots \\ \rho_N \end{bmatrix} \quad \cdots (1)$$

式（1）のベクトルと行列をそれぞれ、ベクトル ρ 、行列 C 、ベクトル S とすると、ベクトル ρ は 式（2）より算出できる。

[0046] [数2]

$$\rho = (C^H \Psi^{-1} C)^{-1} C^H \Psi^{-1} S \quad \cdots (2)$$

ここで、行列 C^H は感度行列 C の複素転置行列、行列 Ψ は、受信コイル間のノイズ相関行列をそれぞれ表す。例えば、SENSE 法における 2 倍速（ $N = 2$ ）で計測した信号を受信コイル数 2（ $M = 2$ ）によって分離する場合、ベクトル ρ は 2×1 のベクトル、感度行列 C は 2×2 の行列、ベクトル S は 2×1 のベクトルとなる。

[0047] 式（2）を用いることにより、空間的に重なった画像 ρ_1 および ρ_2 を分離

することができる。即ち図9に示すような画像920を得ることができる。

[0048] [ノイズ除去：S704]

ノイズ除去部270は、繰り返し演算（反復処理）によってノイズ除去処理を行う。このノイズ除去処理において、分離画像算出部250で分離した画像 ρ_1 および ρ_2 に混入したノイズの相関を用いる。分離後の画像 ρ_1 および ρ_2 に混入したノイズに相関関係は、例えば、計算機シミュレーションを用いて予め求めておくことができ、図4に示したように、負の相関があり、分離後画像 ρ_1 および ρ_2 の和の分散は、分離前の分散よりも小さくなるというものである。

[0049] すなわちノイズ除去部270は、繰り返し演算の制約条件として、ノイズ除去前の分離画像の和画像と、ノイズ除去後の分離画像の和画像が略等しいという制約条件（以下、ノイズ相関制約と言う）を用いる。

[0050] ノイズ除去部270は、ノイズ相関制約の他に、ノイズ除去の制約条件として一般的な条件を加えることが好ましい。具体的には、ノイズ除去前の分離画像とノイズ除去後の分離画像とが略等しいという制約条件（以下、ノイズ除去前後画像制約という）や、分離画像をスパース空間に写像した画像のノイズが略ゼロに等しいという制約条件（以下、スパース空間制約という）である。このためノイズ除去部270は、各制約条件を生成するノイズ除去前後画像制約部271、ノイズ相関制約部272、及び、スパース空間制約部273を備えている。

[0051] 制約条件の生成を含むノイズ処理（S704）の詳細を説明する。図10にノイズ処理の処理フローを示す。

まず、ノイズ除去前後画像制約部271が、ノイズ除去前後画像制約を表す関数を生成する（S1701）。次に、ノイズ相関制約部272が、ノイズ除去前の分離画像の和画像とノイズ除去後の分離画像の和画像とが略等しいという制約条件（ノイズ相関制約）を表す関数を生成する（S1702）。そして、スパース空間制約部273は、スパース空間制約を表す関数を生成する（S1703）。最後に、ノイズ除去前後画像制約部271と、ノイ

ズ相関制約部 272 と、スパース空間制約部 273 とで生成された制約を組み合わせて、繰り返し演算処理を実施する（S1704）。

[0052] 次に、各処理の詳細を説明する。

[0053] [ノイズ除去前後画像に基づく制約条件決定：S1701]

ノイズ除去前後画像制約部 271 は、ノイズ除去前の分離後画像をそれぞれ ρ_1 および ρ_2 とし、ノイズ除去後の分離後画像をそれぞれ I_1 および I_2 とするとき、式（3）で定義される関数 $E_1(I_1, I_2)$ を生成する。

[数3]

$$E_1(I_1, I_2) = \sum_{i=1}^2 \|M_i(\rho_i - I_i)\|_2^2 \quad \dots (3)$$

ここで、 M_i は重み画像を表す。本実施形態では、受信コイルの感度領域を 1、その他の領域を 0 とするようなバイナリマスクを用いる。式（3）の関数 $E_1(I_1, I_2)$ は、ノイズ除去後の分離画像 I_1 および I_2 が、過剰なノイズ除去処理によってノイズ除去前の画像 ρ_1 および ρ_2 から離れないための制約条件（以下、前後画像制約という）を表す。

[0054] [分離後画像のノイズ相関に基づく制約条件決定：S1702]

次に、ノイズ相関制約部 272 は、式（4）で定義される関数 $E_2(I_1, I_2)$ を生成する。

[数4]

$$E_2(I_1, I_2) = \left\| \sum_{i=1}^2 W_i(\rho_i - I_i) \right\|_2^2 \quad \dots (4)$$

ここで、 W_i は、重み画像を表す。本実施形態では、例えば *g-factor* マップを重み画像に用いる。*g-factor* は、受信コイルの感度分布と受信間のノイズの相関行列とを用いて求めることができる。

[0055] なお、重み画像 W_i は、これに限られない。例えば、任意の閾値 Th を設定し、*g-factor* マップから閾値 Th を差し引いた重みを用いてもよい。ただし、 W_i が 0 より小さい値になるときは 0 に設定する。これにより、分離画像 I_1 および I_2 が重複した領域に対してのみノイズ相関の制約が作用

することになる。また、その他の重みとして式（３）で用いたバイナリマスク M_i を用いてもよい。

式（４）の関数 $E_2(I_1, I_2)$ は、分離後のノイズの相関関係から、分離画像 I_1 および I_2 のノイズ除去前後のノイズの和が略等しいという制約を表す。すなわち、ノイズ除去によって、分離後画像の和の関係性が崩れないようにするための制約条件（以下、ノイズ相関制約という）を表す。

[0056] [スパース空間に基づく制約条件決定：S 1 7 0 3]

次に、スパース空間制約部 2 7 3 は、式（５）で定義される関数 $E_3(I_1, I_2)$ を生成する。

[0057] [数5]

$$E_3(I_1, I_2) = \sum_{i=1}^2 A_i \|\Phi(I_i)\|_1 \quad \dots (5)$$

ここで、 Φ は、画像をスパース空間に写像するスパース空間写像演算子である。本実施形態では、例えば Wavelet 変換を用いる。また、 $\|\cdot\|_1$ は L_1 ノルムを表す。 A_i は重み画像を表す。本実施形態では、例えば g-r-factor を重み画像に用いる。但し、この A_i は、これらに限られず、式（３）で用いたバイナリマスク M_i を用いてもよい。

式（５）の関数 $E_3(I_1, I_2)$ は、Wavelet 変換によってスパース空間に写像された画像を、 L_1 ノルムによってさらにスパースな画像とするための制約条件（以下、スパース空間制約と言う）を表す。

[0058] [繰り返し演算：S 1 7 0 4]

繰り返し演算部 2 7 5 は、前述の３つの各制約部によって生成された制約に基づいた繰り返し演算処理にてノイズを除去する。すなわち、式（６）で定義される関数 $E_{total}(I_1, I_2)$ を最小化することでノイズを除去した分離後画像 I_1 および I_2 をそれぞれ算出する。

[0059] [数6]

$$E_{total}(I_1, I_2) = \arg \min_{I_1, I_2} \{ \lambda_1 E_1(I_1, I_2) + \lambda_2 E_2(I_1, I_2) + \lambda_3 E_3(I_1, I_2) \} \quad \dots (6)$$

ここで、 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 は、正規化パラメータであり、それぞれの制約条件 E_1 、 E_2 、 E_3 の重みを調整するパラメータである。本実施形態では、 $\lambda_1 = \lambda_2 = 1$ とし、 λ_3 は、discrepancy principleなどの公知の方法によって、計測した画像ごとに調整する。あるいは、計測条件によって予測されるSNRに応じて固定の値を用いてもよい。また、計測した画像のノイズ領域の標準偏差に応じて固定の値を用いてもよい。

以上のステップS1701～S1704により、ノイズ除去ステップS704が完了する。

[0060] [画像表示：S705]

ノイズ除去部270が算出したノイズ除去後の分離画像は、ディスプレイ201（図1）に表示することができる。或いは外部記憶装置203に画像データとして格納し、所望の表示装置で表示されてもよい。

[0061] 本実施形態のMRI装置及び画像処理方法によれば、複数の受信コイルを用いて取得した画像において、分離画像のノイズの相関を制約条件としてノイズ除去演算を行うことで、分離画像のノイズ除去の精度を高めることができ、高画質な画像を算出でき、診断精度が向上する。また本実施形態によれば、ノイズ相関制約とともに、ノイズ低減に必要な制約を用いて繰り返し演算を行うことにより、ノイズ除去によって原画像からのずれを生じたり、過度に平滑化されたりすることを防止できる。

[0062] <第一実施形態の変形例1>

第一実施形態では、画像空間において、空間的に重なり合った信号の分離を行うSENSE法によって分離した画像に対しノイズ除去処理を行う例を示したが、これに限られない。例えばコイル感度分布を用いてk空間における未計測データを推測し、空間的な折り返しを生じない画像（分離画像）を生成する手法（SMASH法やGRAPPA法など）にも第一実施形態で説明したノイズ除去処理を適用することができる。

[0063] この場合には、図11に示すように、画像生成部230（図1）は、信号分離部245、複素画像生成部255で構成される。またGRAPPA法の

ように受信コイルの感度分布に相当する感度分布情報を ACS (Auto Calibration Signal) と呼ばれる参照信号から算出する場合には、感度分布情報算出部 265 が追加される。本変形例では、信号分離部 245 において各受信コイルの k 空間データと各受信コイルの感度分布情報を用いて、一つの k 空間データが形成され、複素画像生成部 255 は、この k 空間データを用いて画像を再構成する。この再構成画像は、空間的に異なる位置の複数の画像 (図 9 の p_1 、 p_2 : 分離画像) から構成された画像であるので、これら分離画像に対し、上述のノイズ除去部 270 の処理を行い、ノイズの除去を行う。

[0064] 本変形例は第一実施形態とは分離画像生成の手法が異なるだけであり、第一実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0065] <第一実施形態の変形例 2>

第一実施形態では、ノイズ除去処理において、ノイズ相関制約の他に、Wavelet 変換を用いたスパース空間制約を用いたが、それ以外のスパース空間変換を用いてもよい。例えば、離散コサイン変換や Total Variation (TV) を用いたスパース空間変換を用いてもよい。任意の画像 I における TV 変換は、式 (7) で定義される。本変形例では、スパース空間制約部 273 は式 (5) に代えて式 (7) を生成する。

[0066] [数 7]

$$\|TV(I)\|_1 = |\nabla_x I| + |\nabla_y I| + |\nabla_z I| \quad \dots (7)$$

ここで、 ∇_x 、 ∇_y 、 ∇_z は、 x 、 y 、 z 方向の空間勾配をそれぞれ表す。

繰り返し演算部 275 は、式 (6) における関数 $E_3(I_1, I_2)$ として式 (7) の TV を用いて繰り返し演算を行い、ノイズを最小化する。TV は、分離画像の空間微分値画像のノイズが略ゼロに等しいという制約条件であり、TV を用いることで、局所空間的に平滑化されるようにノイズが除去される効果がある。

[0067] <第二実施形態>

第一実施形態及びその変形例では、 k 空間データを間引き計測することにより空間的に重なり合う信号を含む画像の分離画像を対象としてノイズ除去を行ったが、本実施形態では、複数のスライスと同時に励起する SMS 撮像によって、一つの画像に複数のスライスから信号が重畳している画像の分離画像を対象とする。

[0068] 本実施形態では、撮像方法は異なるが、撮像で得られた画像から空間的に重なり合った信号を分離する手法は、第一実施形態の SENSE 法による複数の受信コイル感度分布を用いる画像分離と同様である。以下、第一実施形態の説明に用いた図面を適宜援用し、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。

[0069] 本実施形態で採用する SMS パルスシーケンスの一例を、図 12 (a) に示す。図 12 (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 12 (a) 中、四角点線で囲った部分)。例えば、SMS の典型的な手法である CAIPIRINHA 法では、同時に励起する複数のスライスのそれぞれの位置に対応した送信周波数を混合した RF パルス (MB: MultiBand パルス (図 12 (b))) が使用され、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る。

[0070] 同時に励起するスライス枚数を N (N は整数) とし、所望のスライス厚を励起するための傾斜磁場強度を G 、 n 番目のスライスの位置を z_n とすると、時刻 t [sec] における RF パルス波形 $RF(t)$ は、次式 (8) のよう

に表される。

[数8]

$$RF_{sms}(t) = RF(t) \sum_{n=1}^N \exp(i2\pi Gz_n t) \exp(\phi_n) \quad \dots (8)$$

ϕ_n は、 n 番目のスライスを励起する際の初期位相を表す。CAIPIRNH A法において、同時に2枚 ($N=2$) を同時に計測する場合、RFパルスの初期位相 ϕ_2 を位相エンコード方向に線形に変化させることで、当該スライスの信号を撮像視野 (FOV) 内でシフトさせて計測する。

[0071] なおSMSパルスシーケンスは、上述したものに限定されない。例えば、RFパルスはMBパルスの他、図12(c)に示すようなPINS (Power Independent of Number of Slice) パルスと呼ばれるRFパルスと、ブリップ状のスライス傾斜磁場を組み合わせたものや、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。

[0072] 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13に示すように、2つのスライス SL_1 、 SL_2 を同時励起した場合、スライス SL_1 の画像 S_1 とスライス SL_2 の画像 S_2 とが重畳した画像である。複数の受信コイルで得られるこれら画像 S_1 、 S_2 は、受信コイルの感度分布 C_1 、 C_2 を用いて、第一実施形態で示した式(2)を解くことによりスライス毎の画像即ち分離画像 ρ_1 、 ρ_2 を得ることができる。

[0073] ノイズ除去部270が、こうして算出した分離画像に対し、複数の制約条件を用いた繰り返し演算によってノイズ除去を行うことは第一実施形態と同じである。即ちノイズ除去部270は、図10に示したように、ノイズ除去前後制約、ノイズ相関制約、及びスパース空間制約を制約条件として、式(6)に示す関数を最小化する繰り返し演算を行い、分離画像のノイズを除去する。これによりノイズが除去された高画質のスライス毎の画像を得ること

ができる。

[0074] 本実施形態においても、ノイズ除去の制約条件について、第一実施形態の変形例2のような変形例（TV変換を用いたスパース空間制約）を適用するなど、適宜、変更を加えることが可能である。

[0075] また以上説明した各実施形態では、空間的に重なり合った信号を分離した分離画像のノイズ除去を、MRI装置内の計算機において実行する場合を説明したが、MRI装置から独立した計算機や画像処理装置内で実行することも本発明に包含される。また本発明は分離画像のノイズ除去において、分離画像間のノイズ相関を利用することを要旨とするものであり、上述の実施形態において、要旨を逸脱しない範囲での要素の追加或いは削除も本発明に包含される。

符号の説明

[0076] 10：MRI装置、100：計測部、101：被検体、102：静磁場コイル、103：傾斜磁場コイル、104：シムコイル、105：送信コイル、106：受信コイル、107：送信機、108：受信機、112：傾斜磁場用電源部、113：シム用電源部、114：シーケンス制御装置、200：計算機、201：ディスプレイ、203：外部記憶装置、205：入力装置、210：計測制御部、230：画像生成部、240：複素画像生成部、250：分離画像算出部、270：ノイズ除去部、271：ノイズ除去前後画像制約部、272：ノイズ相関制約部、273：スパース空間制約部、275：繰り返し演算部、290：表示制御部

請求の範囲

- [請求項1] 静磁場内に配置された被検体に高周波磁場パルスを送信する送信部、前記被検体が発生する核磁気共鳴信号を複数の受信コイルで受信する受信部、及び、静磁場に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生部を有する計測部と、
- 前記受信した核磁気共鳴信号に演算を施す計算機と、を備え、
- 前記計算機は、
- 前記複数の受信コイルで受信した核磁気共鳴信号を処理し、前記複数の受信コイルの感度情報を使って、互いに空間的な重なりがない複数の分離画像を生成する画像生成部と、
- 前記分離画像間に混入したノイズの相関に基づいて、各分離画像からノイズを除去するノイズ除去部と、
- を有することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記画像生成部は、前記核磁気共鳴信号を用いて、空間的に重なり合った信号を含む複素画像を生成する複素画像生成部と、
- 前記複数の受信コイルの感度情報を使って、前記複素画像の空間的に重なり合った信号を分離して複数の分離画像を算出する分離画像算出部と、を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記ノイズ除去部は、
- ノイズ除去前の前記分離画像の和画像とノイズ除去後の分離画像の和画像とが略等しいという制約条件を生成するノイズ相関制約部と、
- 前記制約条件を含む制約条件のもとでノイズ最小化の繰り返し演算処理を行う繰り返し演算部と、
- を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記ノイズ除去部は、

ノイズ除去前の前記分離画像とノイズ除去後の分離画像とが略等しいという制約条件を生成するノイズ除去前後画像制約部、及び、
前記分離画像をスパース空間に写像した画像のノイズが略ゼロに等しいという制約条件を生成するスパース空間制約部、
の少なくとも一方をさらに含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5]

請求項3に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記ノイズ除去部は、
ノイズ除去前の前記分離画像とノイズ除去後の分離画像とが略等しいという制約条件を生成するノイズ除去前後画像制約部、及び、
前記分離画像の空間微分値画像のノイズが略ゼロに等しいという制約条件を生成する空間微分値制約部、
の少なくとも一方をさらに含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6]

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
予め設定した撮像シーケンスに従い、前記計測部を制御する計測制御部をさらに備え、
前記計測制御部は、前記核磁気共鳴信号をk空間上で間引いて計測するように前記傾斜磁場発生部の動作を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7]

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
予め設定した撮像シーケンスに従い、前記計測部を制御する計測制御部をさらに備え、
前記計測制御部は、前記被検体の異なる位置のスライスの核磁気共鳴信号を同時に計測するように前記送信部と前記傾斜磁場発生部の動作を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8]

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記ノイズ除去部によるノイズ除去の選択を受け付ける入力装置を

さらに備える

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9] 複数の受信コイルで計測された核磁気共鳴信号を用いて作成した画像のノイズを除去する方法であって、

空間的に重なり合った信号を含む複素画像を生成するステップと、

前記複素画像から、前記複数の受信コイルの感度分布を用いて、空間的に重なり合った信号を分離し、複数の分離画像を生成するステップと、

前記複数の分離画像間のノイズ相関に基づいて、各分離画像のノイズを除去するステップと、を含むノイズ除去方法。

[請求項10] 複数の受信コイルで計測された核磁気共鳴信号を用いて作成した画像のノイズを除去する方法であって、

前記核磁気共鳴信号および前記複数の受信コイルの感度分布を用いて、空間的な重なりがない複数の分離画像を生成するステップと、

前記複数の分離画像間のノイズ相関に基づいて、各分離画像のノイズを除去するステップと、を含むノイズ除去方法。

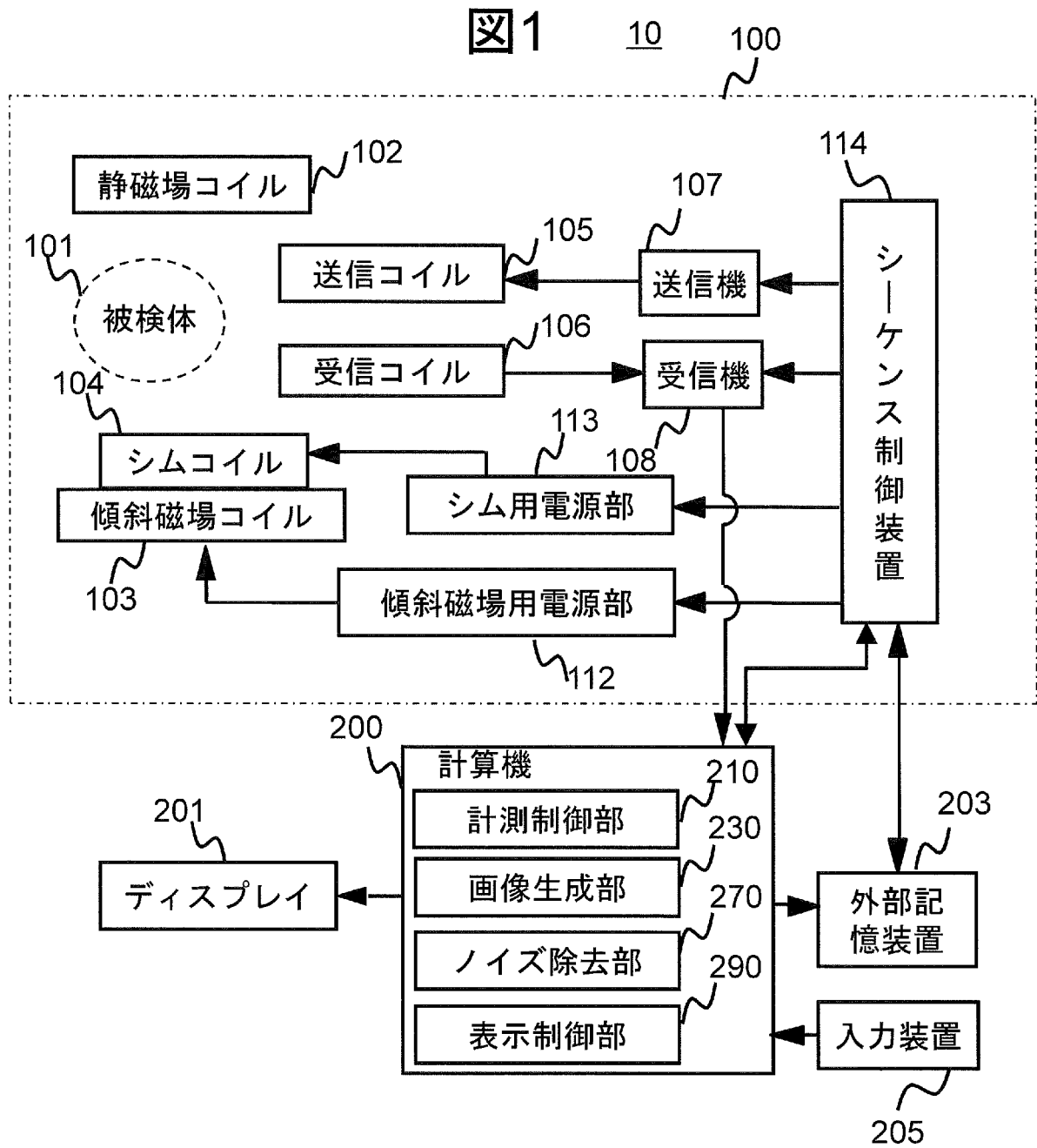
[請求項11] 請求項9に記載のノイズ除去方法であって、

前記ノイズを除去するステップは、ノイズ除去前の前記分離画像の和画像とノイズ除去後の分離画像の和画像とが略等しいという制約条件を用いて、ノイズ最小化の繰り返し演算処理を行うステップを含むことを特徴とするノイズ除去方法。

[請求項12] 請求項10に記載のノイズ除去方法であって、

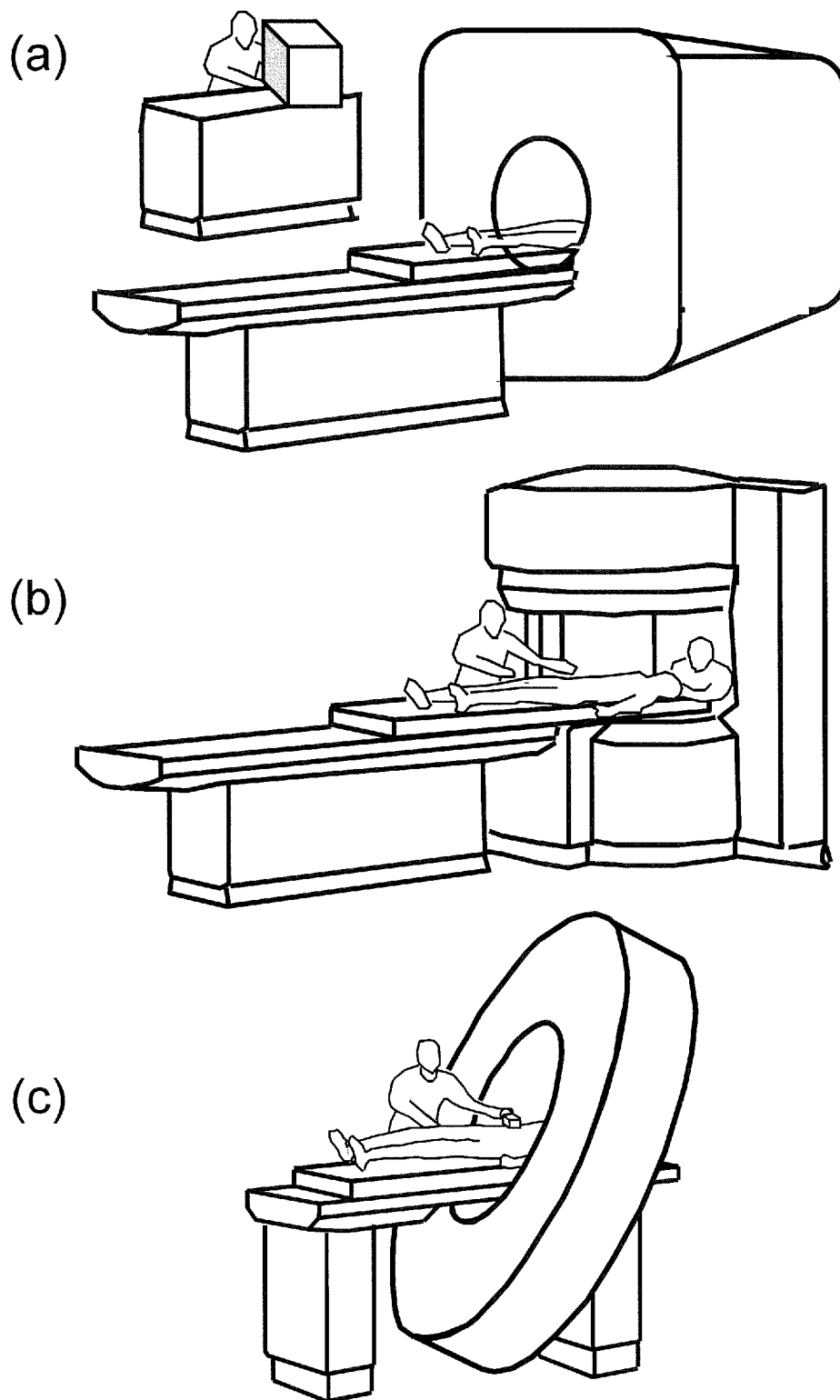
前記ノイズを除去するステップは、ノイズ除去前の前記分離画像の和画像とノイズ除去後の分離画像の和画像とが略等しいという制約条件を用いて、ノイズ最小化の繰り返し演算処理を行うステップを含むことを特徴とするノイズ除去方法。

[図1]



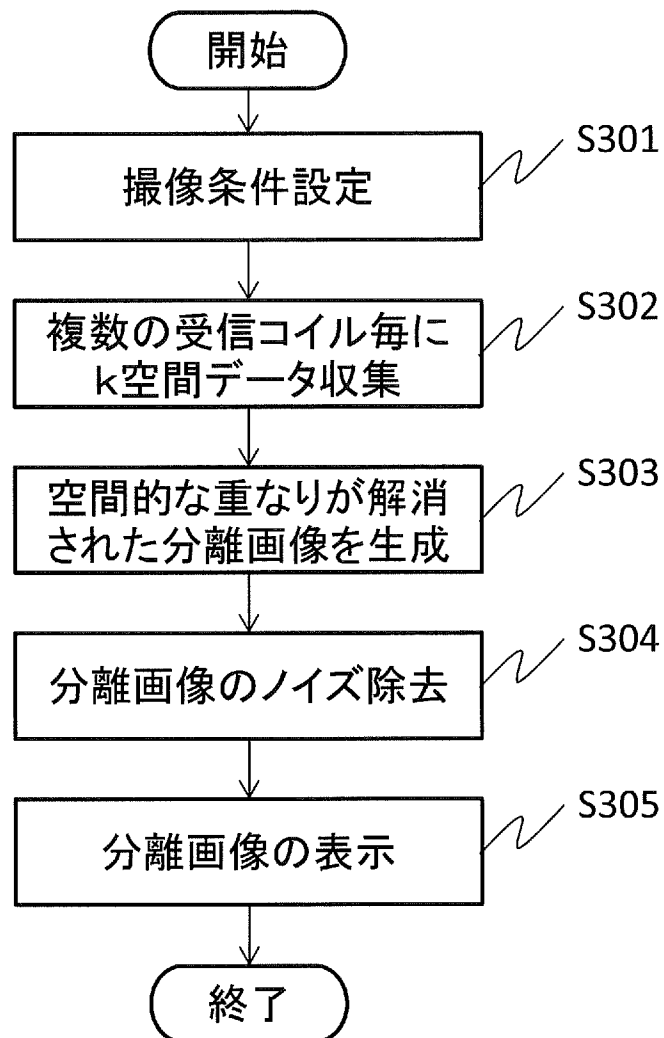
[図2]

図2



[図3]

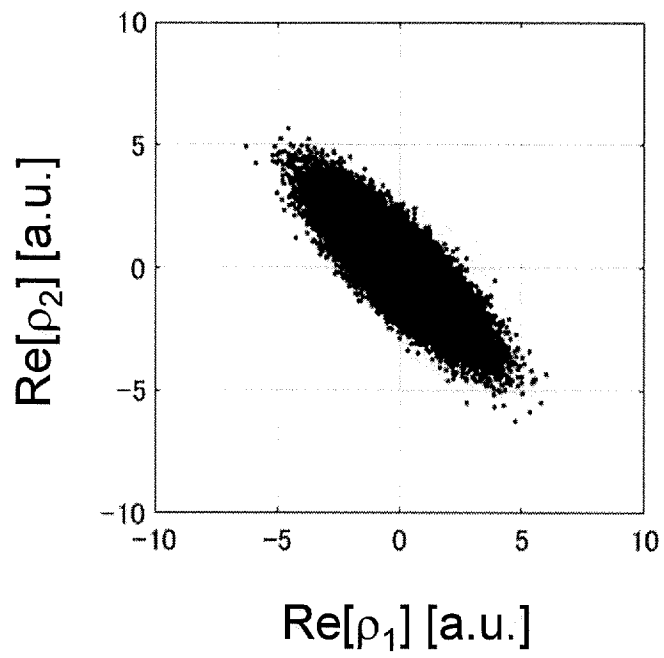
図3



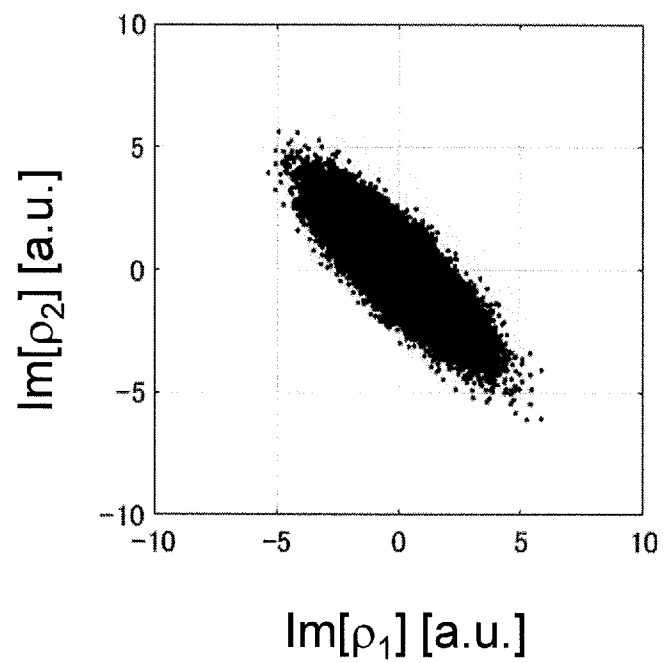
[図4]

図4

(a)



(b)



[図5]

図5

ノイズ除去

☐

☐

☐

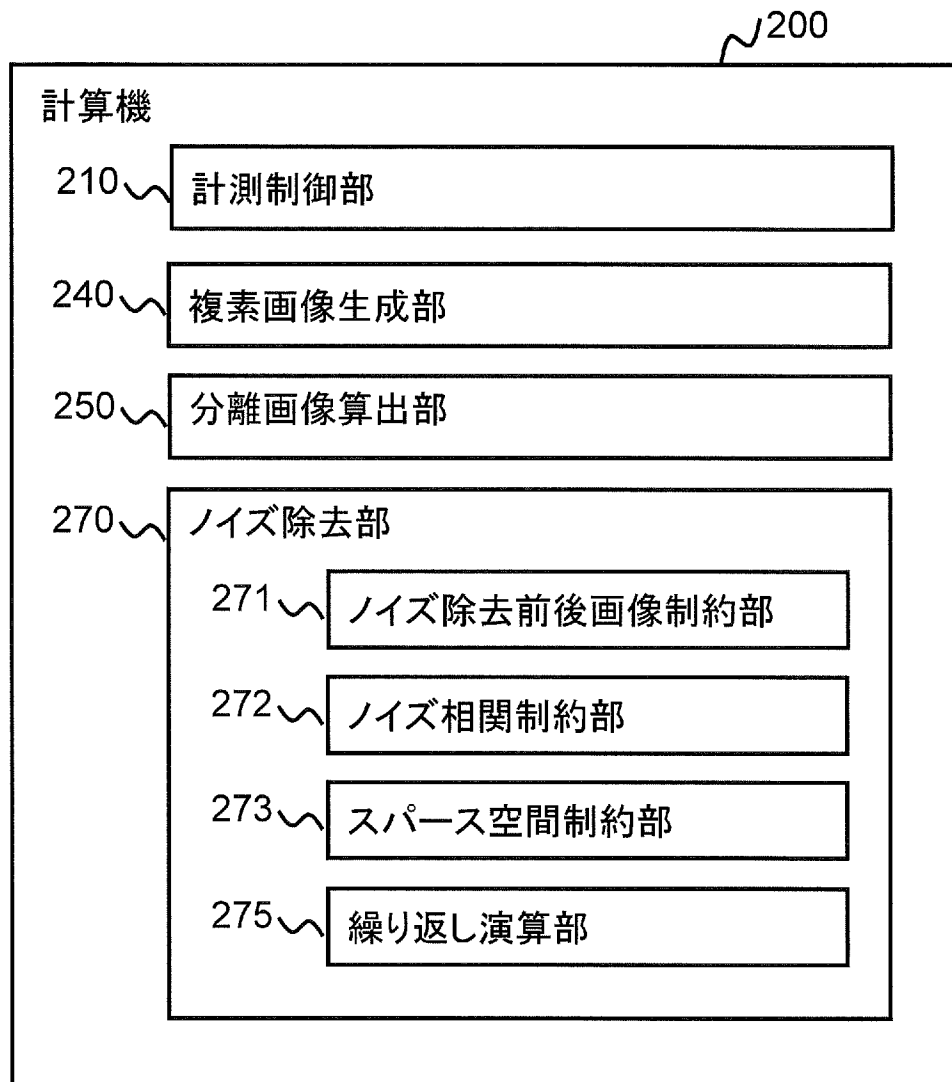
☐

☐

☐

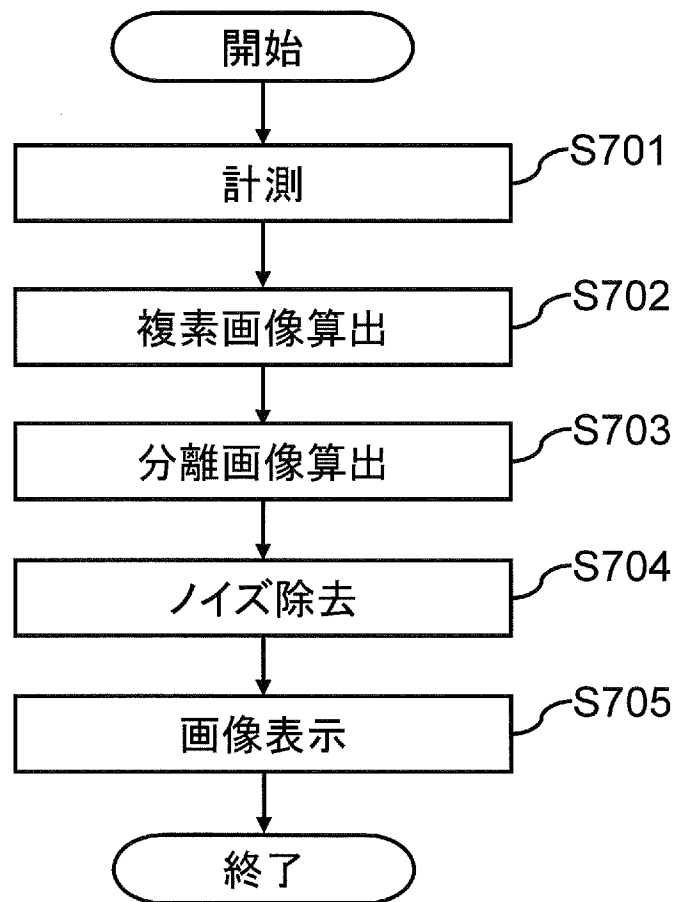
[図6]

図6



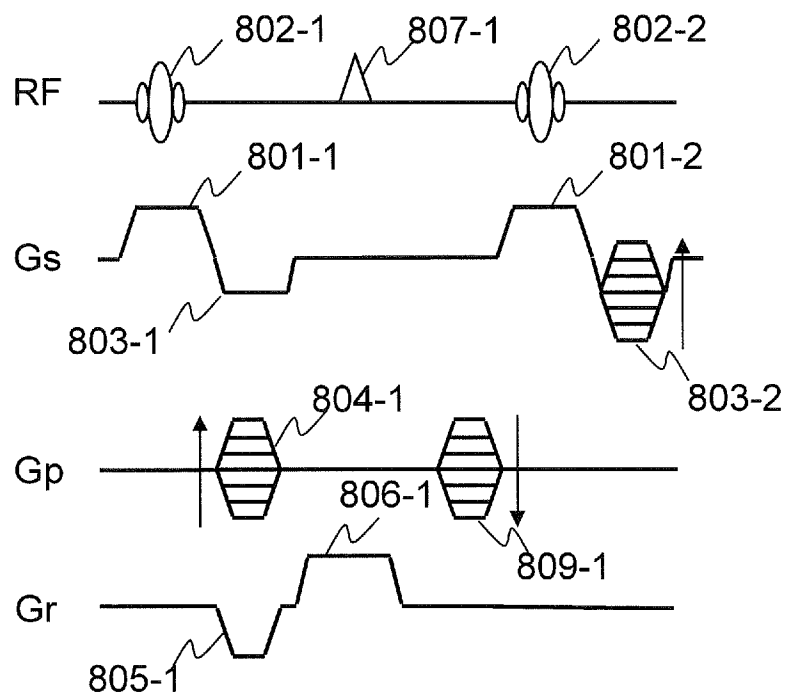
[図7]

図7

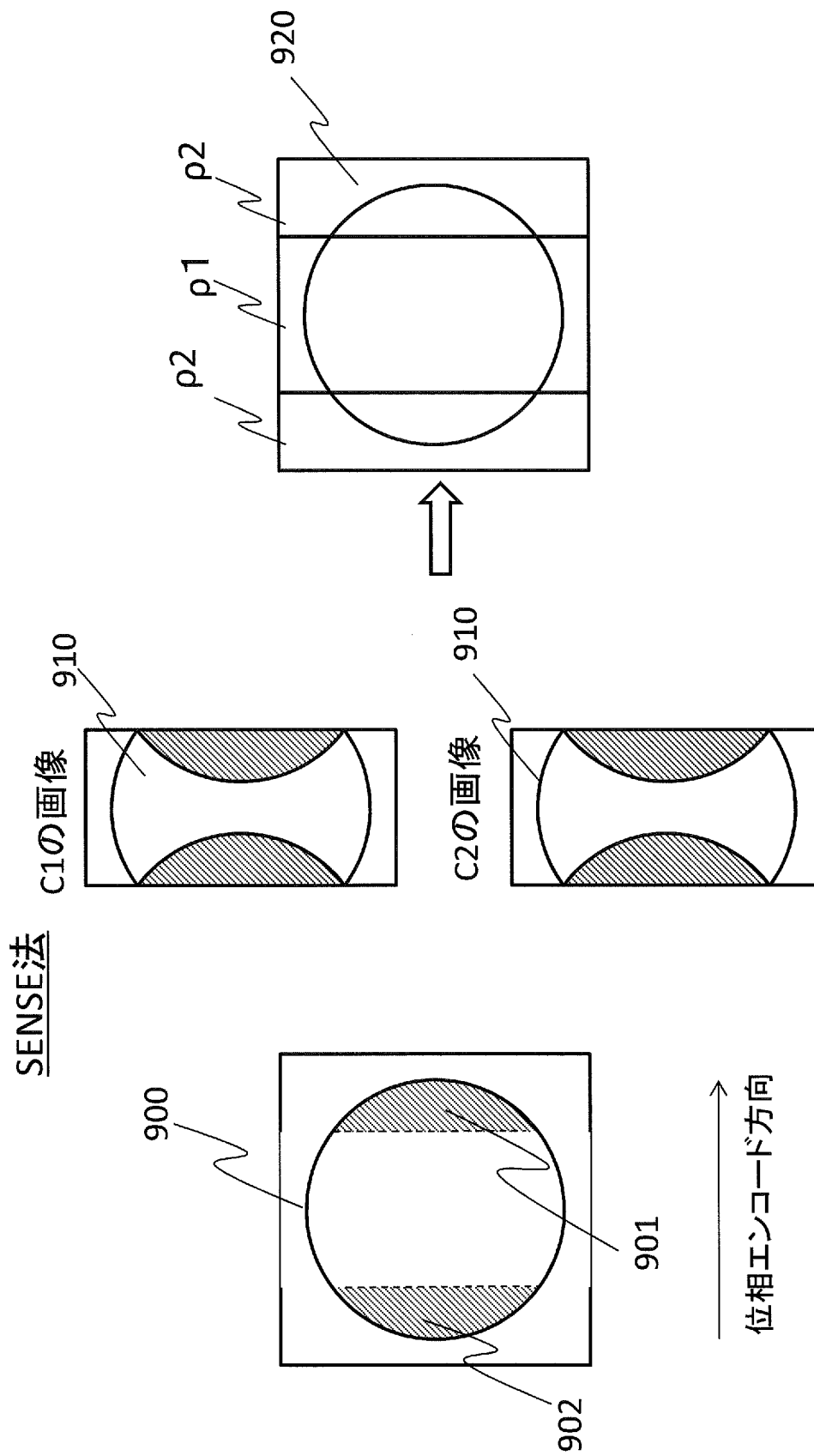


[図8]

図8

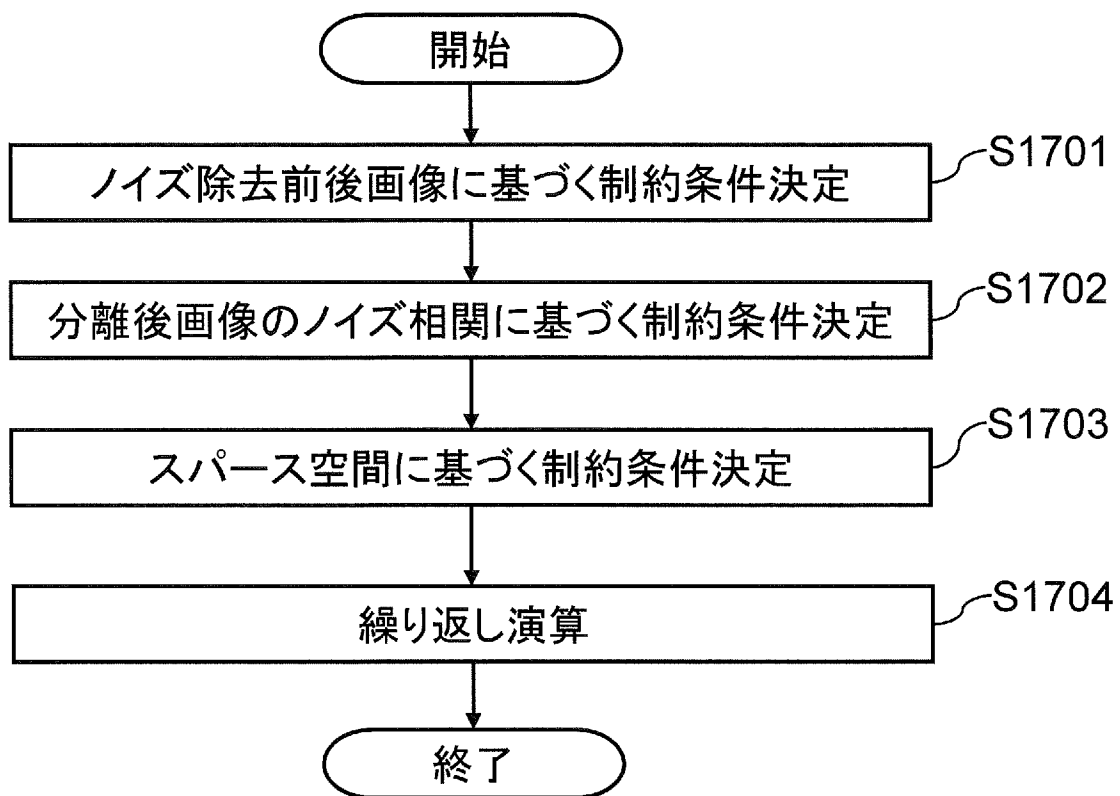
800

[図9]



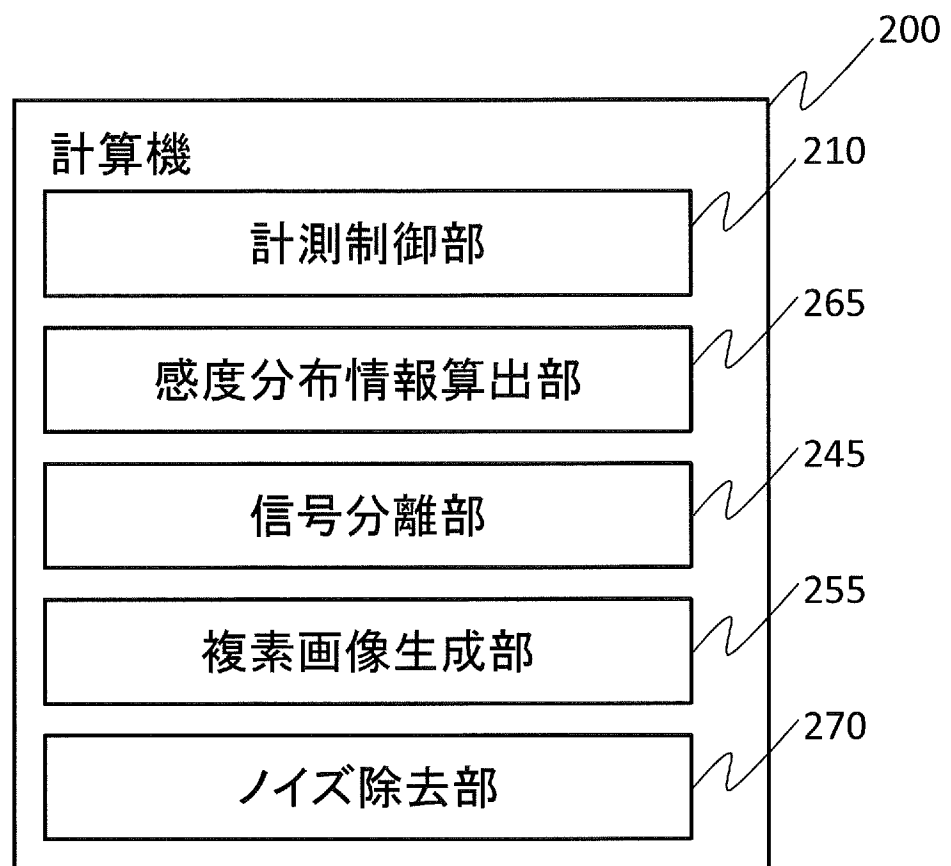
[図10]

図10



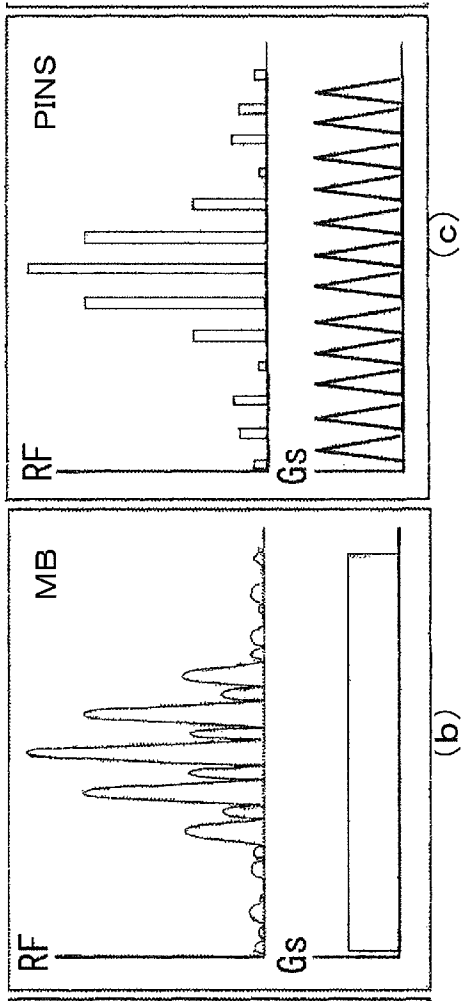
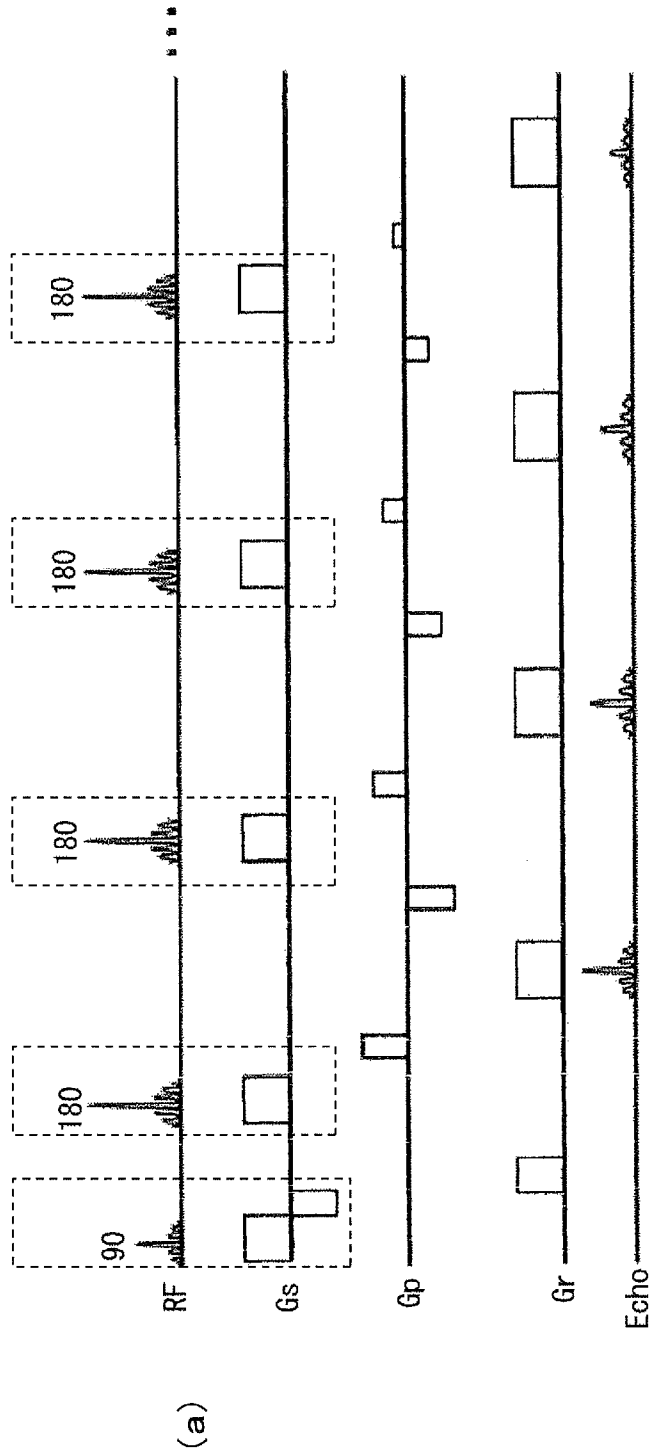
[図11]

図 11



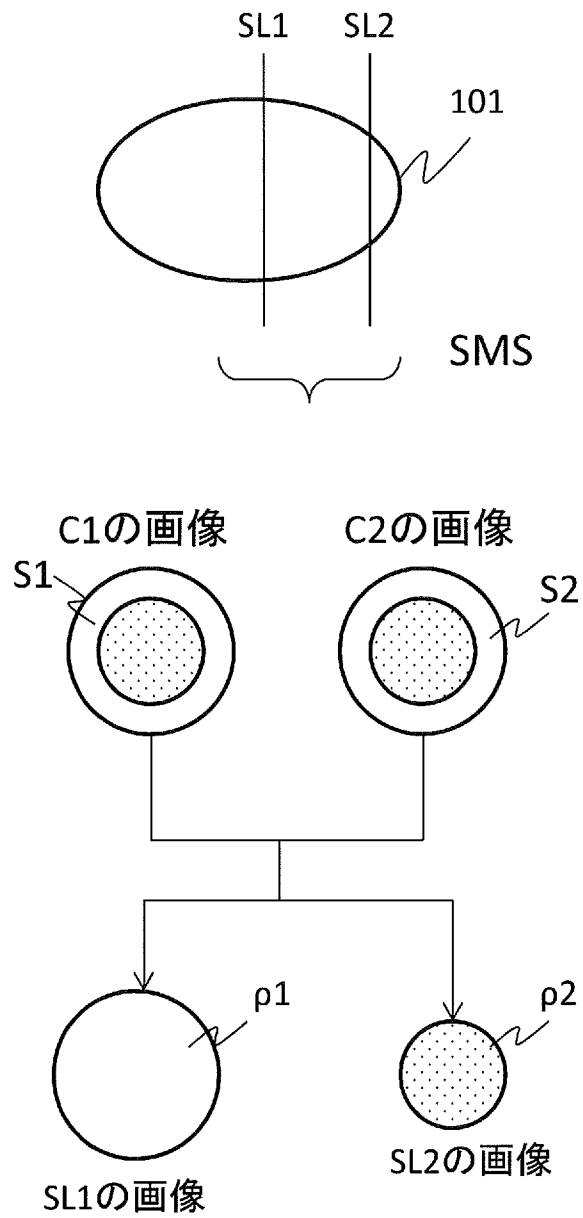
[図12]

図12



[図13]

図13



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/028301

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/055 (2006.01) i, G01N24/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/055, G01N24/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-345780 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO LLC) 03 December 2002, paragraphs [0047]-[0051] & US 2002/0167316 A1, paragraphs [0046]-[0050] & EP 1260826 A2	1-12
A	JP 2016-93494 A (TOSHIBA CORPORATION) 26 May 2016, paragraphs [0038]-[0077] & US 2016/0131730 A1, paragraphs [0044]-[0079]	1-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 18.10.2018	Date of mailing of the international search report 30.10.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/028301

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2006/109550 A1 (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 19 October 2006, entire text, all drawings & US 2009/0206835 A1, entire text, all drawings	1-12
A	JP 2006-130285 A (HITACHI MEDICAL CORPORATION) 25 May 2006, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	KING, K. F., Sense image quality improvement using matrix regularization, Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine [CD-ROM], 21 April 2001	1-12

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i, G01N24/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/055, G01N24/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2002-345780 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2002.12.03, [0047] - [0051] & US 2002/0167316 A1, [0046]-[0050] & EP 1260826 A2	1-12
A	JP 2016-93494 A（株式会社東芝）2016.05.26, [0038] - [0077] & US 2016/0131730 A1, [0044] - [0079]	1-12

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

18.10.2018

国際調査報告の発送日

30.10.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 昭治

2U

4077

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2006/109550 A1 (株式会社日立メディコ) 2006.10.19, 全文, 全図 & US 2009/0206835 A1, 全文, 全図	1-12
A	JP 2006-130285 A (株式会社日立メディコ) 2006.05.25, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12
A	K. F. King, SENSE Image Quality Improvement Using Matrix Regularization, Proceedings of International Society for Magnetic Re sonance in Medicine [CD-ROM], 2001.04.21	1-12