

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2019-195589
(P2019-195589A)

(43) 公開日 令和1年11月14日(2019. 11. 14)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 1 1	4 C 0 9 6
G O 1 N 24/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 3 2	
G O 1 N 24/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0	
	G O 1 N 24/08 5 1 0 Y	
	G O 1 N 24/00 6 1 0 Y	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 24 頁)		

(21) 出願番号	特願2018-92513 (P2018-92513)	(71) 出願人	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地
(22) 出願日	平成30年5月11日 (2018. 5. 11)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913 弁理士 鶴飼 健
		最終頁に続く	

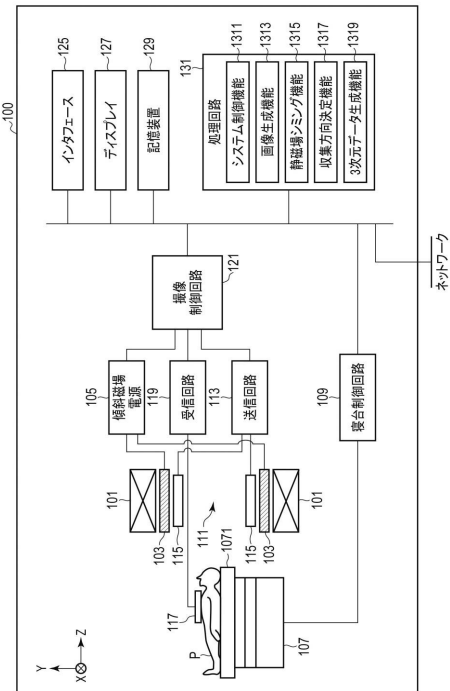
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置およびマルチスライス撮像方法

(57) 【要約】

【課題】MR画像の画質を向上可能にマルチスライス撮像における収集方向を決定すること。

【解決手段】実施形態に係るMRI装置100は、入力部と、収集方向決定部と、撮像制御部と、を備える。入力部は、位置決め画像において、表示断面の位置を示す第1領域を入力する。収集方向決定部は、前記第1領域と少なくとも一部が重なる第2領域に関する静磁場分布と前記第1領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定する。撮像制御部は、前記第1領域を含む第3領域における前記複数のスライスに対して、前記収集方向に沿って前記マルチスライス撮像を実行する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

位置決め画像において、表示断面の位置を示す第 1 領域を入力する入力部と、

前記第 1 領域と少なくとも一部が重なる第 2 領域に関する静磁場分布と前記第 1 領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定する収集方向決定部と、

前記第 1 領域を含む第 3 領域における前記複数のスライスに対して、前記収集方向に沿って前記マルチスライス撮像を実行する撮像制御部と、

を具備する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記表示断面は、前記複数のスライスに対応する複数の断面とは異なり、

前記マルチスライス撮像により収集された磁気共鳴信号に基づいて、前記第 3 領域に対応する 3 次元データを生成する 3 次元データ生成部と、

前記表示断面の位置を用いた断面変換処理を前記 3 次元データに対して実行することにより、前記表示断面に対応する磁気共鳴画像を生成する画像生成部と、

前記磁気共鳴画像を表示する表示部と、をさらに具備する、

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記表示断面に直交する方向とは異なる複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照領域各々に対してスライス毎静磁場シミングを実行することにより、複数の参照領域にそれぞれ対応する複数の参照静磁場分布を生成する静磁場シミング部をさらに具備し、

前記収集方向決定部は、

前記第 1 領域に対応する前記静磁場分布を用いて、前記第 1 領域における静磁場の不均一性を示す基準不均一度を計算し、

前記参照静磁場分布を用いて、前記複数の参照領域各々における静磁場の不均一性を示し、前記複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照不均一度を計算し、

前記基準不均一度を超えかつ前記複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度に対応する前記参照方向を、前記収集方向として決定する、

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記収集方向決定部は、

前記参照方向各々に直交する一連の複数のスライスの位置と前記表示断面の位置との相対的な位置関係とに基づいて、前記表示断面における画像の歪みの程度を示し前記複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の歪み度を計算し、

前記複数の歪み度のうち前記歪み度の上限値以下の歪み度に対応しかつ前記基準不均一度を超えかつ前記複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度に対応する前記参照方向を、前記収集方向として決定する、

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記収集方向に直交する前記一連の複数のスライスの位置と前記表示断面の位置とを前記位置決め画像に重畳することにより重畳画像を生成し、

前記表示部は、前記重畳画像を表示する、

請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記収集方向決定部は、

前記表示断面の位置と前記一連の複数のスライスの位置との相対的な位置関係を用いた前記断面変換処理により、前記磁気共鳴画像の歪みの程度を示す歪み情報を生成し、

前記相対的な位置関係と前記静磁場分布とに基づいて、前記収集方向に関する前記第 3 領域の静磁場の不均一性の程度を示す不均一情報を生成し、

前記表示部は、前記歪み情報と前記不均一情報とを、前記重畳画像とともに表示する、

10

20

30

40

50

請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記収集方向決定部は、アキシャル方向とコロナル方向とサジタル方向とのうち、前記静磁場分布の不均一度が最小となる方向を、前記収集方向として決定する、

請求項 1、請求項 2、請求項 5、および請求項 6 のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記収集方向決定部は、

前記重畳画像に対して入力された操作者の指示に従って前記収集方向を変更し、

前記変更された収集方向に対応する前記相対的な位置関係に従って、前記歪み情報と前記不均一情報とを更新し、

前記画像生成部は、前記変更された収集方向に対応する前記相対的な位置関係に従って、前記重畳画像を更新し、

前記表示部は、前記更新された歪み情報と前記更新された不均一情報とを、前記更新された重畳画像とともに表示する、

請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

位置決め画像において、表示断面の位置を示す第 1 領域を入力し、

前記第 1 領域と少なくとも一部が重なる第 2 領域に関する静磁場分布と前記第 1 領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定し、

前記第 1 領域を含む第 3 領域における前記複数のスライスに対して、前記収集方向に沿って前記マルチスライス撮像を実行する、

ことを具備するマルチスライス撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング装置およびマルチスライス撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、静磁場分布に基づいて静磁場に対するシミング（以下、静磁場シミングと呼ぶ）を実行する磁気共鳴イメージング（以下、MRI（Magnetic Resonance Imaging）と呼ぶ）装置の技術が知られている。例えば、MRI 装置は、脂肪抑制のためのプリパルスに伴うマルチスライス撮像における静磁場シミングにより、スライスごとにプリパルスの中心周波数と RF パルスの中心周波数とを最適化する。しかしながら、マルチスライス撮像における複数のスライス各々における静磁場の不均一性によっては、画質が向上しないことがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 7-327960 号公報

【特許文献 2】特開平 9-182729 号公報

【特許文献 3】特開 2010-35991 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、磁気共鳴画像の画質を向上可能に、マルチスライス撮像における収集方向を決定することである。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【0005】

実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置によれば、入力部と、収集方向決定部と、撮像制御部とを有する。入力部は位置決め画像において、表示断面の位置を示す第1領域を入力する。収集方向決定部は、前記第1領域と少なくとも一部が重なる第2領域に関する静磁場分布と前記第1領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定する。撮像制御部は、前記第1領域を含む第3領域における前記複数のスライスに対して、前記収集方向に沿って前記マルチスライス撮像を実行する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

10

【図1】図1は、本実施形態における磁気共鳴イメージング装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、本実施形態における収集方向の決定に関する処理手順の一例を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態において、アキシャル断面のマルチスライスに対応する静磁場シミング前の複数の静磁場分布の一例を示す図である。

【図4】図4は、本実施形態において、サジタル断面に対応する静磁場シミング前の静磁場分布の一例を示す図である。

【図5】図5は、本実施形態において、生成された3次元データに対するMPR処理により、表示断面に対応する磁気共鳴画像を生成する処理に関する処理手順の一例を示す図である。

20

【図6】図6は、本実施形態の変形例における収集方向決定処理に関する処理手順の一例を示す図である。

【図7】図7は、本実施形態の第1応用例における重畳画像の表示例を示す図である。

【図8】図8は、本実施形態の第2応用例における収集方向決定処理に関する処理手順の一例を示す図である。

【図9】図9は、本実施形態の第2応用例において、ディスプレイの表示画面に表示された歪み情報、不均一情報、および重畳画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながら、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置と呼ぶ）の実施形態について詳細に説明する。以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

30

【0008】

（実施形態）

図1を参考にして、本実施形態におけるMRI装置100の全体構成について説明する。図1は、本実施形態におけるMRI装置100の構成を示す図である。図1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117と、受信回路119と、撮像制御回路121と、インタフェース125と、ディスプレイ127と、記憶装置129と、処理回路131とを備える。インタフェース125と、ディスプレイ127と、記憶装置129と、処理回路131とは、無線、有線を問わず、データの伝送のために接続される。なお、被検体Pは、MRI装置100に含まれない。

40

【0009】

静磁場磁石101は、中空の略円筒状に形成された磁石である。静磁場磁石101は、内部の空間に略様な静磁場を発生する。静磁場磁石101としては、例えば、超伝導磁石等が使用される。

【0010】

傾斜磁場コイル103は、中空の略円筒状に形成されたコイルである。傾斜磁場コイル

50

103は、静磁場磁石101の内側に配置される。傾斜磁場コイル103は、互いに直交するX、Y、Zの各軸に対応する3つのコイルが組み合わされて形成される。Z軸方向は、静磁場の方向と同方向であるとする。また、Y軸方向は、鉛直方向とし、X軸方向は、Z軸及びY軸に垂直な方向とする。傾斜磁場コイル103における3つのコイルは、傾斜磁場電源105から個別に電流供給を受けて、X、Y、Zの各軸に沿って磁場強度が変化する傾斜磁場を発生させる。

【0011】

傾斜磁場コイル103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（リードアウト傾斜磁場ともいう）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。また、傾斜磁場コイル103によって発生されるX、Y、Z各軸の傾斜磁場は、グラジエントエコー法において、X-Y平面上のスピンの位相を再収束させるために、傾斜磁場の方向を2回反転させた再収束パルスとして用いられる。加えて、傾斜磁場コイル103によって発生されるX、Y、Z各軸の傾斜磁場は、後述する静磁場の1次シミングのオフセットとして用いられる。

【0012】

傾斜磁場電源105は、撮像制御回路121の制御により、傾斜磁場コイル103に電流を供給する電源装置である。

【0013】

寝台107は、被検体Pが載置される天板1071を備えた装置である。寝台107は、寝台制御回路109による制御のもと、被検体Pが載置された天板1071を、ボア111内へ挿入する。寝台107は、例えば、長手方向が静磁場磁石101の中心軸と平行になるように、検査室内に設置される。

【0014】

寝台制御回路109は、寝台107を制御する回路である。寝台制御回路109は、インタフェース125を介した操作者の指示により寝台107を駆動することで、天板1071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。寝台制御回路109は、寝台制御部の実現手段の一例である。

【0015】

送信回路113は、撮像制御回路121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115に供給する。送信回路113は、送信部の実現手段の一例である。

【0016】

送信コイル115は、傾斜磁場コイル103の内側に配置されたRFコイルである。送信コイル115は、送信回路113からの出力に応じて、高周波磁場に相当するRF（Radio Frequency）パルスを発生する。送信コイル115は、例えば、複数のコイルエレメントを有する全身用コイル（以下、WB（Whole Body）コイルと呼ぶ）である。WBコイルは、送受信コイルとして使用されてもよい。また、送信コイル115は、1つのコイルにより形成されるWBコイルであってもよい。

【0017】

受信コイル117は、傾斜磁場コイル103の内側に配置されたRFコイルである。受信コイル117は、高周波磁場によって被検体Pから放射されるMR信号を受信する。受信コイル117は、受信されたMR信号を受信回路119へ出力する。受信コイル117は、例えば、1以上、典型的には複数のコイルエレメントを有するコイルアレイである。なお、図1において送信コイル115と受信コイル117とは別個のRFコイルとして記載されているが、送信コイル115と受信コイル117とは、一体化された送受信コイルとして実施されてもよい。送受信コイルは、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。

【0018】

受信回路119は、撮像制御回路121の制御により、受信コイル117から出力された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117から出力されたMR信号に対して各種信号処理を施した後、各種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））変換を実行する。受信回路119は、A/D変換されたデータを標本化（サンプリング）する。これにより、受信回路119は、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、撮像制御回路121に出力する。受信回路119は、受信部の実現手段の一例である。

10

【0019】

撮像制御回路121は、処理回路131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、検査に応じた各種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、撮像制御部の実現手段の一例である。

20

【0020】

インタフェース125は、操作者からの各種指示や情報入力を受け付けるための、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。インタフェース125は、処理回路131等に接続されており、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131へと出力する。なお、本明細書において、インタフェースは、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、装置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、この電気信号を制御回路へ出力する電気信号の処理回路もインタフェース125の例に含まれる。インタフェース125は、入力部の実現手段の一例である。

30

【0021】

ディスプレイ127は、処理回路131におけるシステム制御機能1311による制御のもとで、画像生成機能1313により生成された各種MR画像、撮像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である。ディスプレイ127は、表示部の実現手段の一例である。

【0022】

記憶装置129は、画像生成機能1313を介してk空間に充填されたMRデータ、画像生成機能1313により生成された画像データ、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。記憶装置129は、処理回路131で実行される各種機能に対応するプログラムを記憶する。記憶装置129は、スライスごとの静磁場シミングにより0次シミング値と1次シミング値とを算出するプログラム（以下、算出プログラムと呼ぶ）を記憶する。0次シミング値とは、マルチスライス撮像に関する複数のスライス各々において、水の共鳴周波数に相当する。1次シミング値は、静磁場の不均一性の1次成分に対する補正值である。具体的には、1次シミング値は、複数のスライス各々において、静磁場の不均一性のX成分、Y成分、Z成分を補正するために、3つの傾斜磁場コイルに傾斜磁場電源105からそれぞれ供給される電流値に相当する。

40

50

【0023】

記憶装置129は、例えば、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスクドライブ(Hard Disk Drive)、ソリッドステートドライブ(Solid State Drive)、光ディスク等である。また、記憶装置129は、CD-ROMドライブやDVDドライブ、フラッシュメモリ等の可搬性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あってもよい。記憶装置129は、記憶部の実現手段の一例である。

【0024】

処理回路131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等のメモリ等を有し、本MRI装置100を制御する。処理回路131は、システム制御機能1311、画像生成機能1313、静磁場シミング機能1315、収集方向決定機能1317、3次元データ生成機能1319を有する。システム制御機能1311、画像生成機能1313、静磁場シミング機能1315、収集方向決定機能1317、3次元データ生成機能1319にて行われる各種機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶装置129に記憶されている。処理回路131は、これら各種機能に対応するプログラムを記憶装置129から読み出し、読み出したプログラムを実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読みだした状態の処理回路131は、図1の処理回路131内に示された複数の機能等を有する。

【0025】

なお、図1においては単一のプロセッサにてこれら各種機能が実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路131を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしてもかまわない。換言すると、上述のそれぞれの機能がプログラムとして構成され、1つの処理回路が各プログラムを実行する場合であってもよいし、特定の機能が専用の独立したプログラム実行回路に実装される場合であってもよい。また、図1においては、単一の記憶装置129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、複数の記憶装置を配置して、処理回路131は、個別の記憶装置から、対応するプログラムを読み出す構成としてもかまわない。

【0026】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)或いは、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】

プロセッサは、記憶装置129に記憶されたプログラムを読み出し実行することで各種機能を実現する。なお、記憶装置129にプログラムを記憶する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成してもかまわない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、寝台制御回路109、送信回路113、受信回路119、撮像制御回路121等も同様に、上記プロセッサなどの電子回路により構成される。

【0028】

処理回路131は、システム制御機能1311により、MRI装置100を制御する。具体的には、処理回路131は、記憶装置129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、処理回路131は、インタフェース125を介して操作者から入力された撮像条件に基づいて、撮像プロトコルを記憶装置129から読み出す。なお、処理回路131は、撮像条件に基づいて、撮像プロトコルを生成してもよい。処理回路131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。システム制御機能1311を実行する処理回路131は、システム制御部の実現手段の一例である。

【0029】

処理回路131は、画像生成機能1313により、リードアウト傾斜磁場の強度に従って、k空間のリードアウト方向に沿ってMRデータを充填する。処理回路131は、k空間に充填されたMRデータに対してフーリエ変換を行うことにより、MR画像を生成する。処理回路131は、生成されたMR画像を、ディスプレイ127や記憶装置129に出力する。画像生成機能1313を実行する処理回路131は、画像生成部の実現手段の一例である。

【0030】

以上が本実施形態に係るMRI装置100の全体構成についての概略的な説明である。以下、本実施形態における静磁場シミング機能1315、収集方向決定機能1317に関する動作について、図2を用いて説明する。図2は、収集方向の決定に関する処理（以下、収集方向決定処理と呼ぶ）に関する処理手順の一例を示す図である。収集方向とは、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する方向である。

【0031】

撮像制御回路121は、収集方向決定処理の実行に先立って、被検体Pに対して、シミング撮像を実行する。撮像制御回路121は、例えば、2つの異なるエコー時間間隔を用いたダブルエコー法を用いたマルチスライス撮像により、シミング撮像を実行する。なお、シミング撮像は、例えば、3つの異なるエコー時間間隔を用いたトリプルエコー法を用いたマルチスライス撮像など他の撮像法により実行されてもよい。シミング撮像が実行される領域は、後述する表示断面の位置を示す第1領域と少なくとも一部が重なる第2領域に対して実行される。具体的には、撮像制御回路121は、ダブルエコー法に従って、傾斜磁場電源105、送信回路113、受信回路119を制御する。撮像制御回路121は、シミング撮像により、受信コイル117及び受信回路119を介して、2つのエコー時間間隔に対応するMR信号を収集する。

【0032】

処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、シミング撮像により収集されたMR信号に基づいて、第2領域における複数のスライスにそれぞれ対応する複数の静磁場分布を生成する。具体的には、処理回路131は、第2領域における複数のスライスに各々におけるMR信号に基づいて、2つのエコー時間間隔にそれぞれ対応する2つの複素数画像を生成する。処理回路131は、2つの複素数画像のうち一方の複素数画像に対して複素共役演算を実施し、複素共役演算が実施された複素数画像と複素共役演算が実施されていない他方の複素数画像との積を計算する。処理回路131は、計算された積の位相を用いて位相差画像を生成する。

【0033】

処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、2つの複素数画像のうち少なくとも一つを用いて、強度画像を生成する。処理回路131は、強度画像に基づいて、位相差画像における背景領域を抽出する。処理回路131は、抽出された背景領域を用いて、位相差画像に対して背景を除去する。処理回路131は、背景が除去された位相差画像に対して、位相の連続性を考慮した位相アンラップ処理を実行する。処理回路131は、位相アンラップ処理が実行された位相差画像における複数のピクセル各々の位相差の値に対して2つのエコー時間間隔の差に相当するエコー間隔と磁気回転比とを用いた線形変換を行うことで、周波数情報としての2次元的な静磁場分布を生成する。処理回路131は、複数の2次元的な静磁場分布を結合することで、3次元的な静磁場分布（以下、シミング前分布と呼ぶ）を生成する。静磁場シミング機能1315を実行する処理回路131は

、静磁場シミング部の実現手段の一例である。また、シミング前分布は、撮像部位、性別、年齢等に応じてデフォルトとして記憶装置 129 に記憶されていてもよい。このとき、シミング撮像は不要となる。

【0034】

撮像制御回路 121 は、収集方向決定処理の実行に先立って、位置決め撮像を実行する。処理回路 131 は、画像生成機能 1313 により、位置決め撮像により収集された MR 信号を用いて、位置決め画像を生成する。処理回路 131 は、生成された位置決め画像を、ディスプレイ 127 に出力する。

【0035】

(収集方向決定処理)

(ステップ S a 1)

ディスプレイ 127 は、位置決め画像を表示する。インタフェース 125 は、位置決め画像において、画像生成機能 1313 により生成される後述の MR 画像に関する表示断面の位置を示す第 1 領域を入力する。なお、インタフェース 125 は、複数の表示断面に対応する複数のスライスの位置を入力してもよい。このとき、処理回路 131 は、複数の表示断面を統合することにより第 1 領域を生成する。なお、第 1 領域の入力を目的として用いられる画像は、位置決め画像に限定されない。以下の説明において、第 1 領域または表示断面の位置を受け付ける目的で利用される画像を、便宜上「位置決め画像」と呼ぶこととする。

【0036】

(ステップ S a 2)

処理回路 131 は、静磁場シミング機能 1315 により、第 1 領域における複数の表示断面の位置とシミング前分布とを用いて、第 1 領域における複数の表示断面の位置にそれぞれ対応する複数のスライス各々に対してスライス毎静磁場シミングを実行する。具体的には、処理回路 131 は、静磁場シミング機能 1315 により、記憶装置 129 から算出プログラムを読み出し、自身のメモリに展開する。処理回路 131 は、算出プログラムにより、第 1 領域における複数のスライス各々に対して、0 次シミング値および 1 次シミング値を計算する。処理回路 131 は、計算された 0 次シミング値および 1 次シミング値を、表示断面の位置に対応するスライスに対応付ける。以下、静磁場シミングの基本式について説明し、次いでスライス毎静磁場シミングについて説明する。

【0037】

静磁場シミングに関する基本式の一例を以下の式 (1) に示す。

【数 1】

$$b'_0(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + b_0(x, y, z) \cdots (1)$$

式 (1) における x 、 y 、 z は、空間中の 3 次元位置である。具体的には、 x は、水平方向 (X 軸) における静磁場の中心 (以下、磁場中心と呼ぶ) を原点とした位置を表す。 y は、鉛直方向 (Y 軸) における磁場中心を原点とした位置を表す。 z は、軸長方向 (Z 軸) における磁場中心を原点とした位置を表す。 x 、 y 、 z の単位は [m] とする。式 (1) における a_0 は、0 次シミング値である。 a_0 は、RF パルスの中心周波数にマイナスを付与した値を表す。 a_0 の単位は [ppm] とする。式 (1) における a_1 、 a_2 、 a_3 は、1 次シミング値である。具体的には、 a_1 、 a_2 、 a_3 は、X、Y、Z 軸のそれぞれについて単位長さあたりの共鳴周波数の変化量を表す。単位長さあたりの共鳴周波数の変化量は、傾斜磁場の傾き、すなわち傾斜磁場コイル 103 へ印加される電流値に相当する。 a_1 、 a_2 、 a_3 の単位は [ppm/m] とする。式 (1) における $b_0(x, y, z)$ は位置 (x 、 y 、 z) における静磁場シミング前の共鳴周波数である。換言すれば、 $b_0(x, y, z)$ は、上述のシミング前分布に相当する 3 次元的な静磁場分布を共鳴周波数に変換したもの、すなわち静磁場の不均一性を共鳴周波数の分布として表したものに相当する。 $b_0(x, y, z)$ の単位は [ppm] とする。 $b'_0(x, y, z)$ は位置 (x 、 y 、 z) におけるシミング後の共鳴周波数と RF パルスの中心周波数との差分値で

10

20

30

40

50

ある。 $\mathbf{b}'(x, y, z)$ の単位は $[\text{ppm}]$ とする。

【0038】

式(1)の左辺、すなわちシミングの後の共鳴周波数とRFパルスの中心周波数との差分値は、小さければ小さいほど理想的な静磁場シミングの条件となる。シミング前分布を示す画像について、非背景領域に対応する前景領域における複数の画素（以下、前景画素と呼ぶ）全ての位置の集合（以下、位置集合Sと呼ぶ）を考えると、位置集合Sは、例えば、以下の式(2)で表される。

【数2】

$$S \in \{(x_i, y_i, z_i)^T, i = 1, 2, \dots, N\} \quad \dots (2)$$

式(2)において、 i は、前景画素の通し番号を表す。 N は、前景画素の総数を表す。

【0039】

この時、式(1)は、シミング前分布の画像における全前景画素に亘って N 本分立てることができる。全前景画素に亘る N 本の式をまとめると、以下の式(3)で表すことができる。

【数3】

$$\begin{pmatrix} b'_0(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b'_0(x_N, y_N, z_N) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_N & y_N & z_N \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} b_0(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b_0(x_N, y_N, z_N) \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

【0040】

式(3)において、ベクトル $\mathbf{b}'$ 、行列 $\mathbf{X}$ 、ベクトル $\mathbf{a}$ 、ベクトル $\mathbf{b}$ を、

【数4】

$$\mathbf{b}' = \begin{pmatrix} b'_0(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b'_0(x_N, y_N, z_N) \end{pmatrix}, \mathbf{X} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_N & y_N & z_N \end{pmatrix}, \mathbf{a} = \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix}, \mathbf{b} = \begin{pmatrix} b_0(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b_0(x_N, y_N, z_N) \end{pmatrix}$$

として定義すると、式(3)は、以下の式(4)のように表される。

【数5】

$$\mathbf{b}' = \mathbf{X}\mathbf{a} + \mathbf{b} \quad \dots (4)$$

【0041】

上述のように、式(1)の左辺、すなわち式(3)または式(4)の左辺のベクトルの各要素は、小さいほど理想的な静磁場シミングとなる。そこで、静磁場の均一性をベクトル $\mathbf{b}'$ の大きさとして定義し、0次シミング値と1シミング値とをまとめたベクトル $\mathbf{a}$ に関するコスト関数 E を式(5)として定義する。

【数6】

$$E(\mathbf{a}) = (\mathbf{X}\mathbf{a} + \mathbf{b})^T \boldsymbol{\Omega}^{-1} (\mathbf{X}\mathbf{a} + \mathbf{b}) \quad \dots (5)$$

式(5)における行列 $\boldsymbol{\Omega}$ は、ベクトル $\mathbf{b}'$ の各要素の重要度や相関によって正規化するための行列である。例えば、行列 $\boldsymbol{\Omega}$ を単位行列とすると、コスト関数は単純なベクトル要素の二乗和となる。また、行列 $\boldsymbol{\Omega}$ をベクトル $\mathbf{b}'$ に関する共分散行列とすれば、コスト関数は、マハラノビス距離の二乗となる。式(5)のコスト関数を最小化する0次シミング値と1次シミング値との組み合わせであるベクトル $\mathbf{a}$ は、最小二乗法により以下の式(6)として求めることができる。

【数7】

$$\hat{\mathbf{a}} = \text{argmin}_{\mathbf{a}} E(\mathbf{a}) \quad \dots (6)$$

【0042】

以下、スライス毎静磁場シミングについて説明する。スライス毎静磁場シミングを実行する第1領域について、第1領域のスライスごとの複数の前景画素の位置集合 S_j を考え

ると、位置集合 S_j は、例えば、以下の式 (7) で表される。

【数 8】

$$S_j \in \{(x_i, y_i, z_i)^T\}, j = 1, 2, \dots, M, i = 1, 2, \dots, N_j \quad \dots (7)$$

式 (7) において、 j は、第 1 領域におけるスライスの通し番号を表す。また、式 (7) における M は、第 1 領域におけるスライス数を表す。式 (7) における i は、前景画素の通し番号を表す。 N_j は、スライス j における前景画素の総数を表す。

【0043】

スライス毎静磁場シミングにおいて、式 (1) は、第 1 領域における各スライス j に対して前景画素 N_j 本分立てることができる。スライス j において、ベクトル $\mathbf{b}_j'$ 、行列 $\mathbf{X}_j$ 、ベクトル $\mathbf{a}_j$ 、ベクトル $\mathbf{b}_j$ を、

10

【数 9】

$$\mathbf{b}_j' = \begin{pmatrix} b_0'(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b_0'(x_{N_j}, y_{N_j}, z_{N_j}) \end{pmatrix}, \mathbf{X}_j = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_{N_j} & y_{N_j} & z_{N_j} \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{a}_j = \begin{pmatrix} a_0(j) \\ a_1(j) \\ a_2(j) \\ a_3(j) \end{pmatrix}, \mathbf{b}_j = \begin{pmatrix} b_0(x_1, y_1, z_1) \\ \vdots \\ b_0(x_{N_j}, y_{N_j}, z_{N_j}) \end{pmatrix}$$

として定義する。ベクトル $\mathbf{b}_j$ は、上述のシミング前分布に関する複数の静磁場分布のうち、スライス j に対応する静磁場分布における全前景画素に相当する。スライス j において、全前景画素に亘る N_j 本の式をまとめると、以下の式 (8) で表すことができる。

【数 10】

$$\mathbf{b}_j' = \mathbf{X}_j \mathbf{a}_j + \mathbf{b}_j \quad \dots (8)$$

処理回路 131 は、静磁場シミング機能 1315 により、式 (8) について、式 (5) と同様にコスト関数を定義する。処理回路 131 は、式 (8) に関するコスト関数を最小化する最小二乗法により、0 次シミング値と 1 次シミング値との組み合わせであるベクトル $\mathbf{a}_j$ を、第 1 領域のスライスごとに計算する。すなわち、処理回路 131 は、第 1 領域におけるスライス j ごとに、 M 通りのベクトル $\mathbf{a}_j$ を、シミング値として算出する。

30

【0044】

(ステップ S a 3)

処理回路 131 は、静磁場シミング機能 1315 および収集方向決定機能 1317 により、シミング値を用いて第 1 領域における静磁場の不均一性を示す基準不均一度を計算する。具体的には、処理回路 131 は、静磁場シミング機能 1315 により、算出されたシミング値を用いて、第 1 領域におけるスライス毎静磁場シミング後の 3 次元的な静磁場分布 (以下、基準シミング後分布と呼ぶ) を生成する。より詳細には、処理回路 131 は、シミング値とシミング前分布とを式 (8) に代入することにより、スライス毎静磁場シミング後の静磁場分布をスライス毎に計算する。処理回路 131 は、式 (8) により計算されたスライス毎の静磁場分布を、第 1 領域における複数のスライスに亘って結合することで、基準シミング後分布を生成する。処理回路 131 は、基準シミング後分布を、第 1 領域と対応付けて記憶装置 129 に記憶させる。

40

【0045】

処理回路 131 は、収集方向決定機能 1317 により、基準シミング後分布を用いて、基準不均一度を計算する。具体的には、処理回路 131 は、基準シミング後分布における複数のボクセル値を用いて、第 1 領域における静磁場の不均一度を、基準不均一度として計算する。基準不均一度は、例えば、第 1 領域に対応する基準シミング後分布における複数のボクセル値の標準偏差である。なお、静磁場の不均一度は、標準偏差に限定されず、例えば、分散などの他の統計値であってもよい。処理回路 131 は、計算された基準不均

50

一度を第1領域と対応付けて、記憶装置129に記憶させる。

【0046】

なお、基準不均一度は、第1領域とは異なり第2領域に包含される他の領域に対して、計算されてもよい。例えば、表示断面に直交する方向とは異なる方向に直交する一連の複数のスライス（以下、他スライス群と呼ぶ）により他の領域が規定される場合、処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、他の領域に対してスライス毎静磁場シミングを実行する。このとき、処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、ステップSa2およびステップSa3の処理を実行することで、他の領域に対応する基準不均一度を計算する。他の領域とは、例えば、第1領域と少なくとも一部が重なり、かつ他スライス群がアキシアル方向により規定される領域である。

10

【0047】

（ステップSa4）

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、表示断面に直交する方向を微小変化させた複数の参照方向を設定し、複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照領域を設定する。具体的には、処理回路131は、記憶装置129に予め記憶された微小変化に対応する角度（以下、微小角度と呼ぶ）を、記憶装置129から読み出す。微小角度は、例えば、マルチスライス撮像に関する撮像条件において収集方向を弁別可能な最小な角度に相当する。処理回路131は、表示断面に直交する方向に対する半頂角として微小角度を用いた立体角において、表示断面に直交する方向を方位の基準とした複数の方位を、複数の参照方向として設定する。複数の方位は、例えば、4方位、8方位、16方位などであって、上記最小な角度に対応付けて記憶装置129に予め記憶される。

20

【0048】

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、複数の参照方向各々に直交する複数の断面（以下、参照断面と呼ぶ）と第1領域とに基づいて、複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照領域を設定する。具体的には、処理回路131は、複数の参照方向各々において、複数の参照断面により形成される領域が第1領域を含むように参照領域を設定する。処理回路131は、複数の参照方向と複数の参照領域とを対応付けて記憶装置129に記憶させる。

【0049】

（ステップSa5）

処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、複数の参照領域各々に対してスライス毎静磁場シミングを実行する。処理回路131は、このスライス毎静磁場シミングの実行により、複数の参照領域にそれぞれ対応する複数のシミング値（以下、参照シミング値と呼ぶ）を計算する。具体的には、処理回路131は、シミング前分布に対して参照方向を用いて断面変換処理（以下、MPR（Multi-Planar Reconstruction）処理と呼ぶ）を行うことで、参照方向に直交する複数のスライスにおける静磁場分布（以下、参照シミング前静磁場分布と呼ぶ）を生成する。処理回路131は、参照領域における複数のスライスの位置と参照シミング前静磁場分布とを用いてスライス毎静磁場シミングを参照領域ごとに実行し、複数の参照シミング値を計算する。複数の参照領域にそれぞれ対応する複数の参照シミング値の計算において、式（7）における位置集合 S_j は、複数の参照領域各々における複数のスライス毎に設定される。加えて、式（7）における j は、複数の参照領域各々におけるスライスの通し番号となる。また、式（7）における M は、複数の参照領域各々におけるスライス数となる。スライス毎静磁場シミングによる参照シミング値の計算手順については、ステップSa2と同様のため、説明は省略する。処理回路131は、計算された参照シミング値を、スライス毎静磁場シミングにおいて用いられた参照領域と対応付けて、記憶装置129に記憶させる。

40

【0050】

（ステップSa6）

処理回路131は、静磁場シミング機能1315および収集方向決定機能1317により、複数の参照シミング値を用いて、複数の参照領域にそれぞれ対応する複数の参照不均

50

一度を、参照領域ごとに計算する。具体的には、処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、参照シミング値を用いて、参照領域における静磁場シミング後の3次元的な静磁場分布（以下、参照シミング後分布と呼ぶ）を生成する。より詳細には、処理回路131は、参照シミング値と参照シミング前静磁場分布とを式（8）に代入することにより、スライス毎静磁場シミング後の静磁場分布を参照領域のスライス毎に計算する。処理回路131は、式（8）により計算されたスライス毎の静磁場分布を、参照領域における複数のスライスに亘って結合することで、参照シミング後分布を生成する。処理回路131は、参照シミング後分布を、参照シミング後分布の生成に用いられた参照領域と対応付けて記憶装置129に記憶させる。

【0051】

10

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、参照シミング後分布を用いて、参照領域に対応付けられた参照方向ごとに参照不均一度を計算する。具体的には、処理回路131は、参照シミング後分布における複数のボクセル値を用いて、参照領域における静磁場の不均一度を、参照不均一度として計算する。参照不均一度は、例えば、参照領域における複数のボクセル値により計算される標準偏差である。処理回路131は、参照領域ごとに計算された複数の参照不均一度を、関連する参照方向と対応付けて、記憶装置129に記憶させる。

【0052】

（ステップSa7）

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度と、基準不均一度とを比較する。基準不均一度より最小の参照不均一度のほうが小さければ（ステップSa7のYes）、ステップSa8の処理が実行される。最小の参照不均一度が基準不均一度以上であれば（ステップSa7のNo）、ステップSa9の処理が実行される。

20

【0053】

（ステップSa8）

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、最小の参照不均一度を、新たな基準不均一度として設定する。処理回路131は、最小の参照不均一度に対応する参照方向を微小変化させた複数の方向にそれぞれ対応する複数の領域を、新たな複数の参照領域として設定する。新たな複数の参照領域の設定は、ステップSa4における処理と略同一なため、説明は省略する。本ステップの後、ステップSa5乃至7の処理が繰り返される。

30

【0054】

（ステップSa9）

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、基準不均一度に対応する方向を、収集方向として決定する。処理回路131は、基準不均一度の計算に関連する領域を、マルチスライス撮像における収集範囲（以下、第3領域と呼ぶ）として決定する。第3領域は第1領域を含む領域である。処理回路131は、基準不均一度に関するシミング値を、決定された収集方向および第3領域とともに、記憶装置129に記憶させる。上記ステップSa1乃至ステップSa8の処理手順は、表示断面に直交する方向とシミング前分布と第1領域とを初期条件として用いて、参照方向を逐次的に変化させながら計算された参照不均一度と基準不均一度との比較により、収集方向を決定することを目的とした最急降下法に対応する。すなわち、収集方向決定機能1317により決定された収集方向は、第1領域における静磁場の不均一性を低減させた第3領域に関して、表示断面に直交する方向に最も近い方向となる。収集方向決定機能1317を実行する処理回路131は、収集方向決定部の実現手段の一例である。

40

【0055】

なお、収集方向の決定手順は、上記ステップSa2乃至ステップSa9における記載に限定されない。例えば、処理回路131は、収集方向決定機能1317として実装されたシミュレーションプログラムにより、収集方向を決定してもよい。例えば、このシミュ

50

レーションプログラムは、第2領域に関するあらゆる参照方向に対して参照不均一度を計算し、計算された参照不均一度のうち最小の不均一度に対応する方向を、収集方向として決定するプログラムである。

【0056】

また、処理回路131は、収集方向決定機能1317により、参照シミング後分布を微分することにより微分画像を生成し、生成された微分画像における複数の画素値の総和（以下、微分和と呼ぶ）を評価関数として用いた最適化処理により、収集方向を決定してもよい。この最適化処理は、第2領域における参照方向を変更させながら、参照方向の変化に対する微分和の変化が低減し、かつ微分和が極小となるように評価関数を繰り返し計算することで、収集方向を決定する。なお、参照不均一度の計算において、処理回路131は、参照方向に直交する複数のスライスごとに重み付け加算等を行うことにより、参照方向に対応する不均一度を計算してもよい。スライスごとの重みは、例えば、インタフェース125を介した操作者の指示、撮像対象部位、撮像目的等に応じて、適宜設定され、記憶装置129に記憶される。

10

【0057】

なお、処理回路131は、収集方向決定機能1317により、アキシャル方向とコロナル方向とサジタル方向とのうち、スライス毎静磁場シミング後の静磁場の不均一性が最小となる方向を、収集方向として決定してもよい。図3は、アキシャル断面のマルチスライス（以下、アキシャル面と呼ぶ）に対応する静磁場シミング前の複数の静磁場分布 $A \times s$ の一例を示す図である。図4は、サジタル断面（以下、サジタル面と呼ぶ）に対応する静磁場シミング前の静磁場分布 S_g の一例を示す図である。図3、図4におけるハッチングは、図3における凡例のバー $A \times B$ および図4における凡例のバー $S_g B$ に示すように、静磁場の強度を表している。図3、図4に示すように、アキシャル面の静磁場分布 $A \times s$ は、サジタル面の静磁場分布 S_g に比べて、略線形で分布している。このため、アキシャル面に対するスライス毎静磁場シミング後の静磁場の不均一性は、サジタル面におけるスライス毎静磁場シミング後の静磁場の不均一性に比べて、1次シミングにより低減される。例えば、スライス毎静磁場シミングの実行前における静磁場分布が、図3および図4に示されるような場合、処理回路131は、アキシャル方向を、収集方向として決定する。

20

【0058】

以上で説明した各種処理によれば、処理回路131は、収集方向決定機能1317により、第1領域と少なくとも一部が重なる第2領域に関する静磁場分布と第1領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定する。本ステップにより決定された収集方向に直交する一連の複数のスライス、すなわち第3領域に対して実行されるマルチスライス撮像においてMR信号が収集される複数の収集断面は、ステップSa1において入力された表示断面とは異なることとなる。例えば、表示断面がアキシャル面である場合、収集断面はオブリーク方向に垂直な断面となる。

30

【0059】

（画像生成機能）

本実施形態における3次元データ生成機能1319、および画像生成機能1313に関する処理の動作について、図5を用いて説明する。図5は、マルチスライス撮像により収集されたMR信号に基づいて3次元的な画像データ（以下、3次元データと呼ぶ）を生成し、生成された3次元データに対するMPR処理により表示断面に対応するMR画像を生成する処理（以下、表示断面画像生成処理と呼ぶ）に関する処理手順の一例を示す図である。

40

【0060】

（ステップSb1）

撮像制御回路121は、決定された収集方向に対応するシミング値と収集方向とを用いて、第3領域に対してマルチスライス撮像を実行する。具体的には、処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、決定された収集方向に対応する0次シミング値の符号を反転する、すなわち0次シミング値にマイナスを乗ずることにより、収集方向に直交

50

する複数のスライスにそれぞれ対応するRFパルスの中心周波数（以下、スライス毎周波数と呼ぶ）を決定する。処理回路131は、決定されたスライス毎周波数を、第3領域におけるスライス毎の1次シミング値、収集方向および第3領域とともに、撮像制御回路121に出力する。なお、処理回路131は、スライス毎周波数から3.5ppm離れた周波数、すなわち脂肪の共鳴周波数を決定してもよい。

【0061】

撮像制御回路121は、決定されたスライス毎周波数、スライス毎の1次シミング値、および収集方向を用いて、第3領域に対してマルチスライス撮像を実行する。このとき、ステップSa1での入力に関する表示断面の位置は、マルチスライス撮像に関する第3領域における一連の複数のスライス各々の位置とは異なる。撮像制御回路121は、マルチスライス撮像により収集されたMR信号を処理回路131に出力する。

10

【0062】

（ステップSb2）

処理回路131は、3次元データ生成機能1319により、マルチスライス撮像により収集されたMR信号に基づいて、第3領域に対応する3次元データを生成する。処理回路131は、生成された3次元データを記憶装置129に記憶させる。具体的には、処理回路131は、マルチスライス撮像により収集されたMR信号を用いて、マルチスライス撮像における複数のスライスにそれぞれ対応する複数のMR画像を生成する。処理回路131は、複数のMR画像を用いて隣接するMR画像間のデータを補間することにより、3次元データを生成する。3次元データは、ボリュームデータとも称される。

20

【0063】

なお、処理回路131は、3次元データ生成機能1319により、3次元的なk空間に配置されたMRデータ（以下、3次元MRデータと呼ぶ）に対してフーリエ変換を実行することで、3次元データを生成してもよい。具体的には、処理回路131は、マルチスライス撮像に関する複数のスライスのうち隣接する2つのスライスにおけるMRデータを用いて、隣接するスライス間のMRデータを補間する。次いで、処理回路131は、マルチスライス撮像に関する複数のスライスに関するMRデータと補間されたデータとを用いて、3次元MRデータを生成する。処理回路131は、3次元MRデータに対するフーリエ変換により、3次元データを生成する。3次元データ生成機能1319を実行する処理回路131は、3次元データ生成部の実現手段の一例である。

30

【0064】

（ステップSb3）

処理回路131は、画像生成機能1313により、表示断面の位置を用いて3次元データに対してMPR処理を実行することにより、表示断面の位置に対応するMR画像を生成する。なお、3次元データが3次元MRデータである場合、処理回路131は、3次元MRデータを用いた補間処理により、表示断面の位置に対応するMRデータ（以下、表示断面MRデータと呼ぶ）を生成する。次いで、処理回路131は、表示断面MRデータに対するフーリエ変換により、表示断面の位置に対応するMR画像を生成する。処理回路131は、生成されたMR画像をディスプレイ127に出力する。ディスプレイ127は、表示断面に対応するMR画像を表示する。

40

【0065】

以上に述べた構成によれば、以下に示す効果を得ることができる。

本実施形態におけるMRI装置100によれば、位置決め画像において表示断面の位置を示す第1領域を入力し、第1領域と少なくとも一部が重なる第2領域に関する静磁場分布と第1領域とに基づいて、マルチスライス撮像に関する一連の複数のスライスに直交する収集方向を決定し、第1領域を含む第3領域における複数のスライスに対して、収集方向に沿って前記マルチスライス撮像を実行することができる。

【0066】

また、本実施形態におけるMRI装置100によれば、表示断面に直交する方向とは異なる複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照領域各々に対してスライス毎静磁場シ

50

ミングを実行することにより、複数の参照領域にそれぞれ対応する複数の参照静磁場分布を生成し、第1領域に対応する静磁場分布を用いて第1領域における静磁場の不均一性を示す基準不均一度を計算し、参照静磁場分布を用いて複数の参照領域各々における静磁場の不均一性を示し複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の参照不均一度を計算し、基準不均一度を超えかつ複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度に対応する参照方向を、収集方向として決定することができる。

【0067】

また、本実施形態におけるMRI装置100によれば、表示断面が複数のスライスに対応する複数の断面とは異なる断面であって、マルチスライス撮像により収集されたMR信号に基づいて第3領域に対応する3次元データを生成し、表示断面の位置を用いた断面変換処理を3次元データに対して実行することにより、表示断面に対応するMR画像を生成し、生成されたMR画像をディスプレイ127に表示することができる。以上により、本MRI装置100によれば、静磁場の均一性が良い収集方向で収集されたMRデータを用いて、操作者が所望する表示断面の位置に対するMR画像を生成することができる。

10

【0068】

また、本実施形態における本MRI装置100によれば、アキシャル方向とコロナル方向とサジタル方向とのうち、スライス毎静磁場シミングの後の静磁場分布の不均一度が最小となる方向を、収集方向として決定することができる。これにより、本MRI装置100によれば、収集方向の決定に関する処理時間を短縮させることができ、検査のスループットを向上させることができる。

20

【0069】

以上のことから、本MRI装置100、および図2、図5に関するマルチスライス撮像方法によれば、第3領域における一連の複数のスライスにおいて静磁場の均一性が最良となる方向を収集方向として、すなわちマルチスライス撮像においてMR信号が収集される収集断面をMR画像が表示される表示断面とは異ならせて、マルチスライス撮像を実行することができ、操作者が所望するいずれの表示断面の位置であっても、高画質なMR画像を生成することができる。

【0070】

(変形例)

本変形例と本実施形態との相違は、MPR処理による表示断面におけるMR画像の歪みの程度を考慮して、収集方向を決定することにある。図6は、本変形例における収集方向決定処理に関する処理手順の一例を示す図である。図6におけるステップSc1乃至ステップSc3の処理は、例えば、図2におけるステップSa6の処理の後に実行される。

30

【0071】

(収集方向決定処理)

(ステップSc1)

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、複数の参照領域にそれぞれ対応する複数の参照断面と表示断面との相対的な位置関係を計算する。相対的な位置関係は、例えば、距離、角度などの幾何学的な指標であって、複数の参照方向各々に対して計算される。

40

【0072】

(ステップSc2)

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、表示断面におけるMR画像の歪みの程度をメッシュで示すメッシュデータを生成する。例えば、処理回路131は参照シミング後分布に対応する正方格子データに対して相対的な位置関係を用いてMPR処理を実行することにより、メッシュデータを生成する。

【0073】

(ステップSc3)

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、複数の参照方向各々に対して生成されたメッシュデータに基づいて、複数の参照方向にそれぞれ対応する歪み度を計算す

50

る。具体的には、処理回路 131 は、メッシュデータにおける複数の格子点各々において、異なる方向の格子間隔の比率を計算する。処理回路 131 は、複数の格子点にそれぞれ対応する複数の比率を平均化、または加算することにより、MPR 処理後において表示断面の MR 画像の歪みの程度を示す歪み度を計算する。

【0074】

なお、歪み度の計算は、上記処理に限定されない。例えば、処理回路 131 は、収集方向決定機能 1317 により、表示断面における 2 次元的な正方格子と、メッシュデータとを差分することにより表示断面における MR 画像の歪み成分、例えばワープフィールド（歪み場）に対応する歪み量を計算してもよい。このとき、処理回路 131 は、計算された歪み成分を用いて歪み度を計算する。

【0075】

（ステップ Sc4）

処理回路 131 は、収集方向決定機能 1317 により、計算された複数の歪み度のうち歪み度の上限値（以下、歪み上限値と呼ぶ）以下の歪み度に対応し、基準不均一度を超えかつ複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度を特定する。歪み上限値とは、表示断面における MR 画像の空間分解能に関する制約条件に対応し、予め記憶装置 129 に記憶される。処理回路 131 は、特定された最小の参照不均一度を用いて、ステップ Sa7 の処理を実行する。本変形例における収集方向決定処理によれば、歪み度と参照不均一度との相反（トレードオフ）を最適化するために、歪み度を歪み上限値以下に抑え、かつ静磁場の不均一度を最小にするように、収集方向を決定することができる。なお、本変形例の応用例として、処理回路 131 は、第 2 領域のあらゆる参照方向に関して参照不均一度と歪み度とを計算し、静磁場の均一性を担保する閾値以下であって最小の参照不均一度と、歪み上限値以下である歪み度とに対応する参照方向を、収集方向として決定してもよい。

【0076】

以上に述べた構成によれば、以下に示す効果を得ることができる。

本変形例における MRI 装置 100 によれば、参照方向各々に直交する一連の複数のスライスの位置と表示断面の位置との相対的な位置関係とに基づいて、表示断面における画像の歪みの程度を示し複数の参照方向にそれぞれ対応する複数の歪み度を計算し、複数の歪み度のうち歪み度の上限値以下の歪み度に対応しかつ基準不均一度を超えかつ複数の参照不均一度のうち最小の参照不均一度に対応する参照方向を、収集方向として決定することができる。

【0077】

以上のことから、本 MRI 装置 100 によれば、表示断面における MR 画像の空間分解能に対する制約として設定された歪み上限値を更に用いて収集方向を決定することができるため、MR 画像の画質を担保したうえで、スライス毎静磁場シミングの後の静磁場の均一性が最良となる方向を収集方向として、マルチスライス撮像を実行することができる。

【0078】

（第 1 応用例）

本応用例と本実施形態との相違は、図 2 におけるステップ Sa9 において決定された収集方向に垂直な一連の複数のスライスの位置（以下、マルチスライス位置と呼ぶ）と、図 2 におけるステップ Sa1 で入力された第 1 領域とを位置決め画像に重畳してディスプレイ 127 に表示し、インタフェース 125 を介して収集方向を調整可能とすることにある。このとき、第 1 領域における表示断面の位置も位置決め画像に重畳されてもよい。本応用例における処理は、例えば、図 2 におけるステップ Sa9 の後に実行される。

【0079】

処理回路 131 は、画像生成機能 1313 により、位置決め画像において、決定された収集方向に垂直な一連の複数のスライスの位置（以下、マルチスライス位置と呼ぶ）を決定する。マルチスライス位置は、ステップ Sb1 において実行されるマルチスライス撮像が実行される複数のスライス位置に対応する。処理回路 131 は、位置決め画像に、マルチスライス位置と表示断面の位置とを位置決め画像に重畳することにより、重畳画像を生

成する。

【0080】

ディスプレイ127は、ステップSb1において実行されるマルチスライス撮像の実行前に、重畳画像と収集方向とを表示する。このとき、収集方向は、インタフェース125を介した操作者の指示（以下、方向変更指示と呼ぶ）により、変更されてもよい。方向変更指示は、重畳画像とともに表示された収集方向を調整する指示であってもよいし、重畳画像におけるマルチスライス位置を変更する指示であってもよい。収集方向が変更されると、処理回路131は、画像生成機能1313により、マルチスライス位置を変更することにより、重畳画像を更新する。ディスプレイ127は、更新された重畳画像を表示する。重畳画像の更新は、インタフェース125を介して収集方向の決定指示が入力されるまで、方向変更指示に入力に応じて繰り返される。収集方向の決定指示が入力されると、処理回路131は、静磁場シミング機能1315により、変更された収集方向に応じて、ステップSa5に記載のように参照シミング値を再計算する。

10

【0081】

図7は、本応用例における重畳画像SPの表示例を示す図である。図7における重畳画像SPは、例えば、スキャンプラン画面として、マルチスライス撮像の実行前すなわちステップSb1の実行前に表示される。図7において、位置決め画像LIには、第1領域IFOVにおける表示断面の位置と、第3領域RFOVにおけるマルチスライス位置とが、収集方向AQDとともに重畳される。収集方向AQDに対する方向変更指示の入力に応じて、第3領域RFOVにおけるマルチスライス位置は更新されて表示される。

20

【0082】

以上に述べた構成によれば、以下に示す効果を得ることができる。

本応用例におけるMRI装置100によれば、決定された収集方向に直交する一連の複数のスライスの位置と表示断面の位置とを位置決め画像に重畳することにより重畳画像を生成し、生成された重畳画像をディスプレイ127に表示することができる。これにより、本MRI装置100によれば、決定された収集方向AQD、第3領域RFOVおよびスライス領域IFOVを位置決め画像とともに表示することができるため、操作者は、相対的な位置関係を視認しながら収集方向を調整することができる。以上のことから、本変形例におけるMRI装置100によれば、収集方向の調整に関する操作性およびスループットを向上させることができる。

30

【0083】

（第2応用例）

本応用例と本実施形態との相違は、第1の応用例に加えて、MR画像の歪みの程度を示す歪み情報と、決定された収集方向に関する静磁場の不均一性の程度を示す不均一情報とをディスプレイ127に表示し、インタフェース125を介して収集方向を調整可能とすることにある。図8は、本応用例における収集方向決定処理に関する処理手順の一例を示す図である。図8における各処理は、例えば、図2におけるステップSa9の処理の後に実行される。

【0084】

（収集方向決定処理）

（ステップSd1）

処理回路131は、画像生成機能1313により、図2のステップSa9において決定された収集方向に関するマルチスライス位置と表示断面の位置とを位置決め画像に重畳することにより、重畳画像を生成する。本応用例において、ステップSa9で決定された収集方向は、仮の収集方向に相当する。本ステップにおける処理は、第1応用例に記載の処理に準拠するため、説明は省略する。

40

【0085】

（ステップSd2）

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、ステップSa9において決定された収集方向を仮の収集方向として、仮の収集方向に関するマルチスライス位置と、表示

50

断面の位置との相対的な位置関係を計算する。処理回路131は、計算された相対的な位置関係と、仮の収集方向に対応する参照シミング後分布とに基づいて、仮の収集方向に関する静磁場の不均一性の程度を示す不均一情報を生成する。不均一情報は、例えば、マルチスライス位置のうち中央部分のスライスにおけるスライス毎静磁場シミングの後の静磁場分布に相当する。なお、不均一情報に関するスライスは、第3領域における中央部分のスライスに限定されず、第3領域における任意のスライスとして設定可能である。具体的には、処理回路131は、相対的な位置関係と中央部分のスライスの位置とを用いて、仮の収集方向に対応する参照シミング後分布に対してMPR処理を実行することにより、不均一情報を生成する。なお、不均一情報は、仮の収集方向に関する参照不均一度であってもよい。

10

【0086】

(ステップSd3)

処理回路131は、収集方向決定機能1317により、相対的な位置関係を用いたMPR処理により、表示断面におけるMR画像の歪みの程度を示す歪み情報を生成する。歪み情報は、例えば、本実施形態の変形例におけるステップSc2に記載のメッシュデータに対応する。なお、歪み情報として、メッシュデータの代わりにワープフィールドが用いられてもよい。

【0087】

(ステップSd4)

ディスプレイ127は、歪み情報と不均一情報とを、重畳画像とともに表示する。例えば、ディスプレイ127は、トレードオフな関係にある歪み度と不均一度とを、歪み情報および不均一情報として、重畳画像とともに表示する。図9は、ディスプレイ127の表示画面DSに表示された歪み情報CI、不均一情報SMFD、および重畳画像の一例を示す図である。図9における不均一情報SMFDは、例えば、不均一度をカラー情報として用いたカラーマップとして表示される。

20

【0088】

なお、表示画面DSには、不均一情報として、不均一度、標準偏差等がさらに表示されてもよい。また、重畳画像SPにおける斜線部分は、不均一情報SMFDに対応するスライスである。また、不均一情報SMFDは、第1領域IFOVの中央部分におけるスライス毎静磁場シミングの後の2次元的な静磁場分布が表示されてもよい。また、不均一情報SMFDは、カラーマップで示された静磁場分布として、歪み情報CIに重畳されてもよい。

30

【0089】

(ステップSd5)

収集方向AQDに対する方向変更指示がインタフェース125を介して操作者により入力されると(ステップSd5のYes)、変更された収集方向を用いて、ステップSd1乃至ステップSd4の処理が繰り返される。すなわち、処理回路131は、収集方向決定機能1317により、重畳画像SPに対して入力された操作者の指示に従って収集方向を変更する。次いで、処理回路131は、ステップSd1に記載のように、画像生成機能1313により、変更された収集方向に関する相対的な位置関係に従って、重畳画像を更新する。加えて、処理回路131は、ステップSd2およびステップSd3における記載に従って、変更された収集方向に関する相対的な位置関係に従って、歪み情報と不均一情報とを更新する。ディスプレイ127は、ステップSd4における記載のように、更新された歪み情報と更新された不均一情報とを、更新された重畳画像とともに表示する。収集方向AQDが変更されなければ、ステップSd6の処理へ移行する。

40

【0090】

(ステップSd6)

インタフェース125により収集方向の決定指示が入力されなければ(ステップSd6のNo)、ステップSd5の処理に戻る。インタフェース125により収集方向の決定指示が入力されると(ステップSd6のYes)、図5におけるステップSb1の処理が実

50

行される。

【0091】

以上に述べた構成によれば、以下に示す効果を得ることができる。

本応用例におけるMRI装置100によれば、表示断面の位置と収集方向に垂直な一連の複数のスライスの位置との相対的な位置関係を用いた断面変換処理により表示断面におけるMR画像の歪みの程度を示す歪み情報を生成し、相対的な位置関係と収集方向に関するスライス毎静磁場シミングの後の静磁場分布とに基づいて収集方向に関する静磁場の不均一性の程度を示す不均一情報を生成し、歪み情報と不均一情報とを重畳画像とともにディスプレイ127に表示することができる。すなわち、本MRI装置100によれば、トレードオフな関係にある歪み度と均一度とを、歪み情報および不均一情報として、重畳画像とともに表示することができる。

10

【0092】

また、本MRI装置100によれば、重畳画像に対して入力された操作者の指示に従って収集方向を変更し、変更された収集方向に対応する相対的な位置関係に従って歪み情報と不均一情報とを更新し、変更された収集方向に対応する相対的な位置関係に従って重畳画像を更新し、更新された歪み情報と更新された不均一情報とを、更新された重畳画像とともにディスプレイ127に表示することができる。

【0093】

以上のことから、本MRI装置100によれば、収集方向の変更に応じて歪み情報と不均一情報と重畳画像とを更新して表示することができるため、操作者は相対的な位置関係と歪み情報と不均一情報とを視認しながら収集方向を調整することができ、収集方向の調整に関する操作性およびスループットを向上させることができる。

20

【0094】

本実施形態および各種応用例の上記変形例の他の応用例として、本MRI装置100の技術的思想をクラウド等で実現する場合には、インターネット上のサーバーは、例えば図1の構成図における記憶装置129および処理回路131を有するものとなる。このとき、画像生成機能1313、静磁場シミング機能1315、収集方向決定機能1317、3次元データ生成機能1319等は、当該機能を実行するプログラム（医用処理プログラム）をサーバーの処理回路131にインストールし、これらをメモリ上で展開することによって実現される。

30

【0095】

本明細書における送信部は、実施形態で述べた送信回路113によって実現する他にも、ハードウェアのみ、あるいはハードウェアとソフトウェアの混合によって同機能を実現するものであってもかまわない。本明細書における受信部は、実施形態で述べた受信回路119によって実現する他にも、ハードウェアのみ、あるいはハードウェアとソフトウェアの混合によって同機能を実現するものであってもかまわない。本明細書における撮像制御部は、実施形態で述べた撮像制御回路121によって実現する他にも、ハードウェアのみ、ソフトウェアのみ、あるいはハードウェアとソフトウェアの混合によって同機能を実現するものであってもかまわない。本明細書における処理部は、実施形態で述べた処理回路131によって実現する他にも、ハードウェアのみ、ソフトウェアのみ、あるいはハードウェアとソフトウェアの混合によって同機能を実現するものであってもかまわない。

40

【0096】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、MR画像の画質を向上可能に、マルチスライス撮像における収集方向を決定することができる。

【0097】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、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

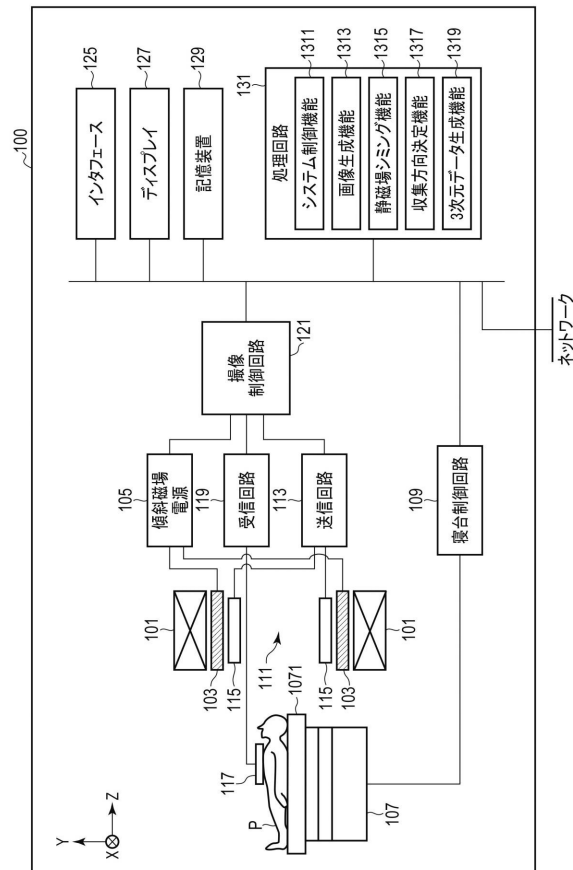
50

【符号の説明】

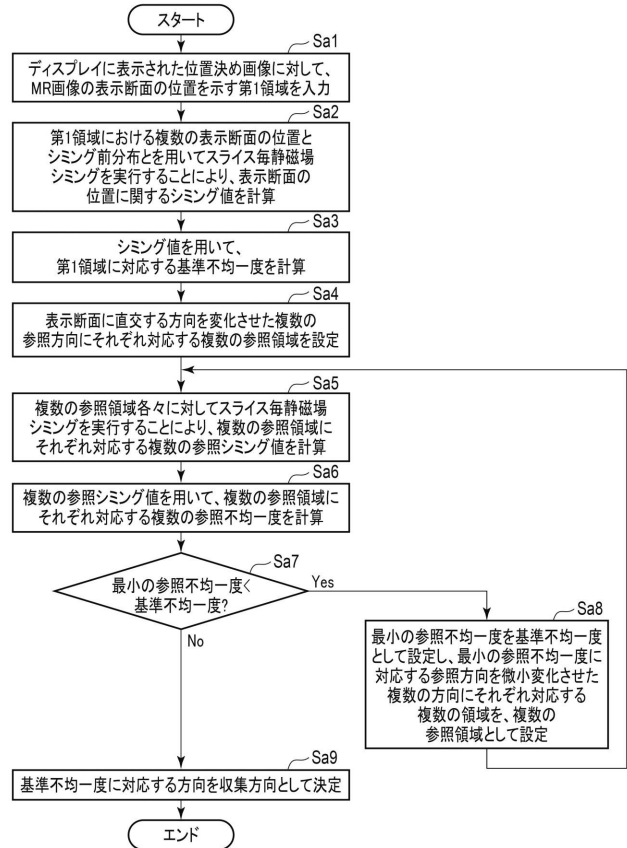
【0098】

- 100 MRI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
- 119 受信回路
- 121 撮像制御回路
- 125 インタフェース
- 127 ディスプレイ
- 129 記憶装置
- 131 処理回路
- 1071 天板
- 1311 システム制御機能
- 1313 画像生成機能
- 1315 静磁場シミング機能
- 1317 収集方向決定機能
- 1319 3次元データ生成機能

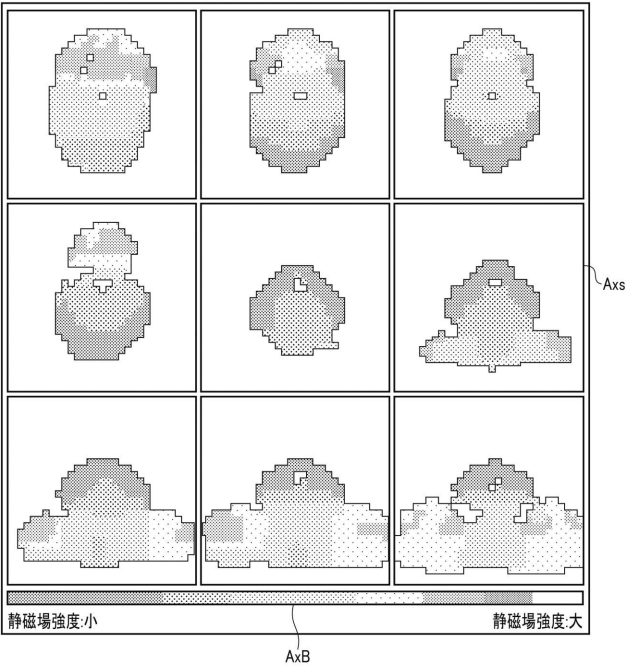
【図1】



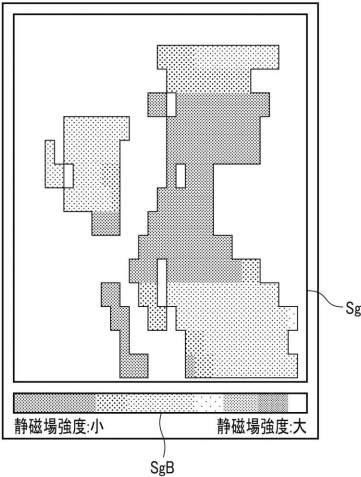
【図2】



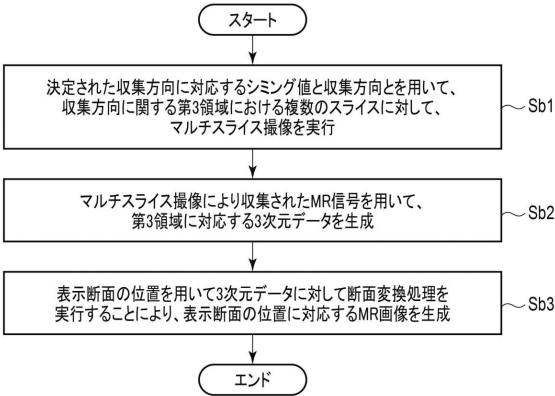
【図 3】



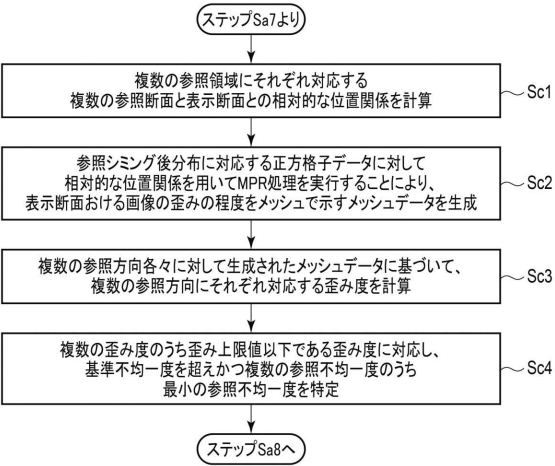
【図 4】



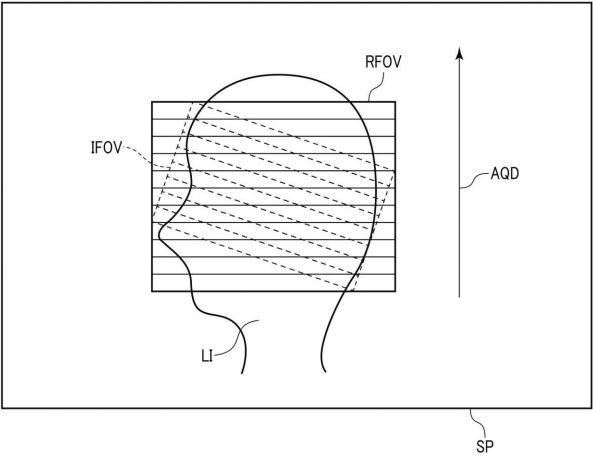
【図 5】



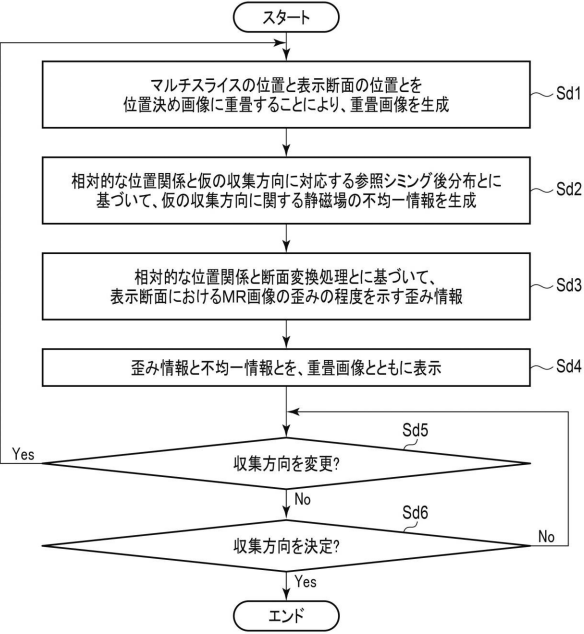
【図 6】



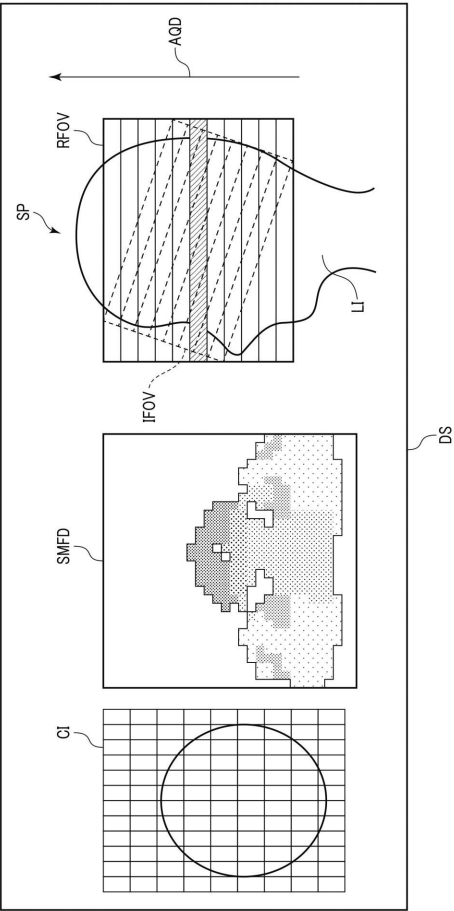
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 新田 修平

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 市之瀬 伸保

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

(72)発明者 高井 博司

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

(72)発明者 今村 那芳

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

Fターム(参考) 4C096 AA02 AB01 AD06 AD07 AD08 AD14 BA07 BA15 BB21 BB32

CA29 CA35 CB20 DB16 DC18 DC21 DC22 DC36 DC37