

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6618754号
(P6618754)

(45) 発行日 令和1年12月11日(2019.12.11)

(24) 登録日 令和1年11月22日(2019.11.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/055 3 8 2

請求項の数 13 (全 20 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-198220 (P2015-198220) (22) 出願日 平成27年10月6日 (2015.10.6) (65) 公開番号 特開2017-70386 (P2017-70386A) (43) 公開日 平成29年4月13日 (2017.4.13) 審査請求日 平成30年9月27日 (2018.9.27)</p>	<p>(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 (74) 代理人 110001380 特許業務法人東京国際特許事務所 (72) 発明者 塩寺 太一郎 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 武口 智行 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝内 審査官 後藤 順也</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置、画像処理装置、及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体からの磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する第1の生成部と、
 前記画像の信頼度を示す情報に基づいて信頼度マップを算出する算出部と、
 体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、前記信頼度マップを用いて前記画像から生成する第2の生成部と、
 を備え、
 前記算出部は、前記磁気共鳴信号を受信する受信コイルの感度特性を用いて前記信頼度マップを算出する、
 磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

被検体からの磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する第1の生成部と、
 前記画像の信頼度を示す情報に基づいて信頼度マップを算出する算出部と、
 体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、前記信頼度マップを用いて前記画像から生成する第2の生成部と、
 を備え、
 前記算出部は、磁場中心からの距離に基づいて、前記信頼度マップを生成する、
 磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

前記信頼度マップは、前記受信コイルの感度が高い位置ほど大きな値を有するように生成

されるマップである、

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記信頼度マップは、前記画像の信号対雑音比が高い位置ほど大きな値を有するように生成されるマップである、

請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記算出部は、前記磁気共鳴信号を受信する複数の受信コイルの感度特性を用いて前記信頼度マップを算出する、

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 6】

前記信頼度マップは、複数の受信コイルの感度特性から算出されるジオメトリファクタ (geometry factor) を用いて算出される、

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記第 2 の生成部は、前記信頼度マップに基づく重み付き最適化処理によって、前記画像の位相情報を示す位相画像から前記定量的磁化率画像を生成する、

請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記第 2 の生成部は、前記画像の位相情報を示す位相画像から、背景磁場の影響を除去することにより体内組織に起因する位相成分を求め、前記体内組織に起因する位相成分から、前記定量的磁化率画像を生成する、

請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 9】

磁気共鳴イメージング装置で生成した画像から定量的磁化率画像を生成する画像処理装置であって、

前記画像を取得する取得部と、

体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、取得した前記画像の信頼度を示す情報に基づく信頼度マップを用いて前記画像から生成する生成部と、

を備え、

30

前記生成部で用いられる前記信頼度マップは、磁気共鳴信号を受信する受信コイルの感度特性を用いて算出されたものである、

画像処理装置。

【請求項 10】

磁気共鳴イメージング装置で生成した画像から定量的磁化率画像を生成する画像処理装置であって、

前記画像を取得する取得部と、

体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、取得した前記画像の信頼度を示す情報に基づく信頼度マップを用いて前記画像から生成する生成部と、

を備え、

40

前記生成部で用いられる前記信頼度マップは、磁場中心からの距離に基づいて生成されたものである、

画像処理装置。

【請求項 11】

前記信頼度マップは、感度マップ、又は、複数の受信コイルの感度特性から算出されるジオメトリファクタ (geometry factor) を含み、前記画像の付帯情報として、前記感度マ

ップ、又は、前記ジオメトリファクタが、前記画像のデータに付加されている、

請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

磁気共鳴イメージング装置で生成した画像を取得し、

50

体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、取得した前記画像の信頼度を示す情報に基づく信頼度マップを用いて前記画像から生成し、

磁気共鳴信号を受信する受信コイルの感度特性を用いて前記信頼度マップを算出する、
画像処理方法。

【請求項 13】

磁気共鳴イメージング装置で生成した画像を取得し、

体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、取得した前記画像の信頼度を示す情報に基づく信頼度マップを用いて前記画像から生成し、

磁場中心からの距離に基づいて、前記信頼度マップを生成する、
画像処理方法。

10

【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、画像処理装置、及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置で取得される画像の位相信号から、組織の磁化率を算出する定量的磁化率マッピング (QSM: Quantitative Susceptibility Mapping) が知られている。

20

【0003】

定量的磁化率マッピングは、生体状態の指標や特定の病状を画像化するバイオマーカーイメージングの1つと考えることができる。組織の磁化率をマッピングすることによって、鉄分や鉄沈着に関連する疾患の診断が可能となる。例えば、アルツハイマー病や多発性硬化症における異常部位は鉄沈着を起こすと言われている。このような脳内の鉄沈着部位を定量的磁化率マッピングで確認することが可能となる。

【0004】

また、従来のMRI装置の画像では、脳内出血部位と石灰化部位との区別がつきにくかったため、脳内出血部位と石灰化部位との判別には主にCT装置が用いられてきた。一方、水の磁化率を基準としてゼロとした場合、石灰の磁化率はマイナスとなり、血液の磁化率はプラスとなることが知られている。このため、定量的磁化率マッピングにより、X線被曝のないMRI装置によっても、脳内出血部位と石灰化部位とを判別することが可能となる。

30

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】T. Li et al, Morphology Enabled Dipole Inversion (MEDI) from a Single-Angle Acquisition: Comparison with COSMOS in Human Brain Imaging, MRM 66:77-783 (2011)

【非特許文献2】K.P. Pruessmann et al, "SENSE, Sensitivity Encoding for Fast MRI", "Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962 (1999)

40

【非特許文献3】Y. Wang et al, "Quantitative Susceptibility Mapping (QSM): Decoding MRI Data for a Tissue Magnetic Biomarker", "Magnetic Resonance in Medicine 73:82-101 (2015)

【非特許文献4】Y. Wang et al, "A novel background field removal method for MRI using projection onto dipole fields (PDF)", "NMR Biomed. 2011 November; 24(9): 1129-1136

【非特許文献5】F. Schweser et al, "A Novel Approach for Separation of Background Phase in SWI Phase Data Utilizing the Harmonic Function Mean Value Property" ISMRM 2010 p.142

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、推定精度の高い定量的磁化率画像を生成する磁気共鳴イメージング装置、画像処理装置、及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の磁気共鳴イメージング装置は、被検体からの磁気共鳴信号に基づいて画像を生成する第1の生成部と、前記画像の信頼度を示す情報に基づいて信頼度マップを算出する算出部と、体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、前記信頼度マップを用いて前記画像から生成する第2の生成部と、を備える。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の構成例を示す図。

【図2】RFコイルの例を示す図。

【図3】第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の機能ブロック図。

【図4】第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の処理例を示すフローチャート。

【図5】感度マップから信頼度マップを生成する処理の概念を説明する図。

【図6】MR信号から脳の形態画像と位相画像とを生成する処理の概念を説明する図。

【図7】位相折り返し除去前と位相折り返し除去後の脳の位相画像を例示する図。

20

【図8】位相折り返し除去後の脳の位相画像と、背景磁場影響除去処理を行った後の脳の組織位相画像とを例示する図。

【図9】組織位相画像と定量的磁化率画像とを例示する図。

【図10】重み無しの最適化処理で生成した定量的磁化率画像と、信頼度マップによる重み付きの最適化処理によって生成した定量的磁化率画像とを例示する図。

【図11】ディスプレイに定量的磁化率画像を表示する例を示す図。

【図12】信頼度マップを生成する複数の方法を例示する図。

【図13】第2の実施形態の画像処理装置の機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

30

実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置、画像処理装置、及び画像処理方法について、添付図面を参照して説明する。なお、以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作をするものとして、重複する説明を適宜省略する。

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置1の全体構成を示すブロック図である。磁気共鳴イメージング装置1は、磁石架台100、制御キャビネット300、コンソール400、寝台500、及びRF(Radio Frequency)コイル20を備える。

【0011】

磁石架台100は、静磁場磁石10、傾斜磁場コイル11、及びWB(Whole Body)コイル12を有している。これらの構成品は円筒状の筐体に収納されている。寝台500は、寝台本体50と天板51を有している。

40

【0012】

制御キャビネット300は、静磁場用電源30、傾斜磁場電源31(X軸用31x、Y軸用31y、Z軸用31z)、コイル選択回路36、RF受信器32、RF送信器33、及びシーケンスコントローラ34を備えている。

【0013】

コンソール400は、処理回路40、記憶回路41、入力デバイス42、及びディスプレイ43を備えている。コンソール400は、ホスト計算機として機能する。

【0014】

50

磁石架台 100 の静磁場磁石 10 は、概略円筒形状をなしており、被検体、例えば患者、が搬送されるボア内に静磁場を発生させる。ボアとは、磁石架台 100 の円筒内部の空間のことである。静磁場磁石 10 は超電導コイルを内蔵し、液体ヘリウムによって超電導コイルが極低温に冷却されている。静磁場磁石 10 は、励磁モードにおいて静磁場用電源 30 から供給される電流を超電導コイルに印加することで静磁場を発生する。その後、永久電流モードに移行すると、静磁場用電源 30 は切り離される。一旦永久電流モードに移行すると、静磁場磁石 10 は長時間、例えば 1 年以上に亘って、大きな静磁場を発生し続ける。なお、図 1 において、被検体の胸部にある黒丸は、磁場中心を示している。

【0015】

傾斜磁場コイル 11 も概略円筒形状をなし、静磁場磁石 10 の内側に固定されている。この傾斜磁場コイル 11 は、傾斜磁場電源 (31x、31y、31z) から供給される電流により X 軸、Y 軸、Z 軸の方向に傾斜磁場を被検体に印加する。

【0016】

寝台 500 の寝台本体 50 は天板 51 を上下方向及び水平方向に移動することができる。撮像前に天板 51 に載置された被検体を所定の高さまで移動させる。その後、撮像時には天板 51 を水平方向に移動させて被検体をボア内に移動させる。

【0017】

WB コイル 12 は全身用コイルとも呼ばれ、傾斜磁場コイル 11 の内側に被検体を取り囲むように概略円筒形状に固定されている。WB コイル 12 は、RF 送信器 33 から伝送される RF パルスを被検体に向けて送信する。また、水素原子核の励起によって被検体から放出される磁気共鳴信号、即ち MR (Magnetic Resonance) 信号を受信する。

【0018】

磁気共鳴イメージング装置 1 は、WB コイル 12 の他、図 1 に示すように RF コイル 20 を備える。RF コイル 20 は、被検体の体表面に近接して載置されるコイルである。RF コイル 20 は、後述するように複数の要素コイルを備えている。これら複数の要素コイルは、RF コイル 20 の内部でアレイ状に配列されるため、PAC (Phased Array Coil) と呼ばれることもある。RF コイル 20 には幾つかの種別がある。例えば、RF コイル 20 として、図 1 に示すように被検体の胸部や腹部、或いは脚部に設置されるボディコイル (Body Coil) や、被検体の背側に設置されるスパインコイル (Spine Coil) といった種別がある。この他、RF コイル 20 として、被検体の頭部を撮像するための頭部コイル (Head Coil) や、足を撮像するためのフットコイル (Foot Coil) といった種別もある。図 1 では、これらの RF コイルのうち、ボディコイル、スパインコイル、及び頭部コイルを例示している。RF コイル 20 の多くは受信専用のコイルであるが、頭部コイルの中には、送信と受信を双方行う種別のものである。RF コイル 20 はケーブルを介して天板 51 と着脱可能に構成されている。

【0019】

RF 送信器 33 は、シーケンスコントローラ 34 からの指示に基づいて RF パルスを生成する。生成した RF パルスは WB コイル 12 に伝送され、被検体に印加される。RF パルスの印加によって被検体から MR 信号が発生する。この MR 信号を RF コイル 20 又は WB コイル 11 が受信する。

【0020】

RF コイル 20 で受信した MR 信号、より具体的には、RF コイル 20 内の各要素コイルで受信した MR 信号は、天板 51 及び寝台本体 50 に設けられたケーブルを介してコイル選択回路 36 に伝送される。各要素コイルの出力経路や、WB コイル 12 の出力経路はチャンネルと呼ばれる。このため、各要素コイルや WB コイル 12 から出力される夫々の MR 信号をチャンネル信号と呼ぶこともある。WB コイル 12 で受信したチャンネル信号もコイル選択回路 36 に伝送される。

【0021】

コイル選択回路 36 は、RF コイル 20 から出力されるチャンネル信号、或いは WB コイルから出力されるチャンネル信号を、シーケンスコントローラ 34 或いはコンソール 400

10

20

30

40

50

から出力される制御信号に応じて選択する。

【 0 0 2 2 】

選択されたチャネル信号は R F 受信器 3 2 に出力される。R F 受信器 3 2 は、チャネル信号、即ち M R 信号を A D (Analog to Digital) 変換して、シーケンスコントローラ 3 4 に出力する。デジタルに変化された M R 信号は、生データ (Raw Data) と呼ばれることもある。なお、A D 変換は、R F コイル 2 0 の内部やコイル選択回路 3 6 で行ってもよい。

【 0 0 2 3 】

シーケンスコントローラ 3 4 は、コンソール 4 0 0 による制御のもと、傾斜磁場電源 3 1、R F 送信器 3 3 及び R F 受信器 3 2 をそれぞれ駆動することによって被検体のスキャンを行う。スキャンによって R F 受信器 3 2 から生データを受信すると、シーケンスコントローラ 3 4 は、その生データをコンソール 4 0 0 に送信する。

【 0 0 2 4 】

シーケンスコントローラ 3 4 は、処理回路 (図示を省略) を具備している。この処理回路は、例えば所定のプログラムを実行するプロセッサや、F P G A (Field Programmable Gate Array)、A S I C (Application Specific Integrated Circuit) 等のハードウェアで構成される。

【 0 0 2 5 】

コンソール 4 0 0 は、記憶回路 4 1、入力デバイス 4 3、ディスプレイ 4 2、及び処理回路 4 0 を備える。記憶回路 4 1 は、R O M (Read Only Memory) や R A M (Random Access Memory) の他、H D D (Hard Disk Drive) や光ディスク装置等の外部記憶装置を含む記憶媒体である。記憶回路 4 1 は、各種の情報やデータを記憶する他、処理回路 4 0 が具備するプロセッサが実行する各種のプログラムを記憶する。

【 0 0 2 6 】

入力デバイス 4 3 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル等であり、各種の情報やデータを操作者が入力するための種々のデバイスを含む。ディスプレイ 4 2 は、液晶ディスプレイパネル、プラズマディスプレイパネル、有機 E L パネル等の表示デバイスである。

【 0 0 2 7 】

処理回路 4 0 は、例えば、C P U や、専用又は汎用のプロセッサを備える回路である。プロセッサは、記憶回路 4 1 に記憶した各種のプログラムを実行することによって、後述する各種の機能を実現する。処理回路 4 0 は、F P G A や A S I C 等のハードウェアで構成してもよい。これらのハードウェアによっても後述する各種の機能を実現することができる。また、処理回路 4 0 は、プロセッサとプログラムによるソフトウェア処理と、ハードウェア処理とを合わせて、各種の機能を実現することもできる。

【 0 0 2 8 】

図 2 は、頭部コイルとして構成された R F コイル 2 0 の構成例を示す図である。頭部コイルとしての R F コイル 2 0 は、図 1、図 2 (a)、図 2 (b) に示すように、被検体の頭部をカバーするように設置される。頭部コイル、ボディコイル、スパインコイル等の R F コイル 2 0 は、その内部に複数の要素コイル 2 0 0 を具備している。図 2 (a)、(b) に例示する頭部コイルでは、図 2 (b) に示すように頭部のアキシャル面の周りに 5 つの要素コイル 2 0 0 が配列されている。そして、これらの配列が頭部の頭足方向 (Z 方向) に 2 列されている。図 2 (a)、(b) はあくまで頭部コイルの一例を示すものであり、要素コイル 2 0 0 の数や配列はこれに限定されるものではない。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 のうち、特にコンソール 4 0 0 で実現される機能を示すブロック図である。また、図 4 は、第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 の処理例を示すフローチャートである。

【 0 0 3 0 】

図 3 に示すように、コンソール 4 0 0 の処理回路 4 0 は、撮像条件設定機能 4 0 1、再

10

20

30

40

50

構成機能 402、信頼度マップ生成機能 403、形態画像生成機能 404、位相画像処理機能 406、及び磁化率画像生成機能 406 を実現する。これらの各機能は、例えば、処理回路 40 が具備するプロセッサが、記憶回路 41 に記憶される所定のプログラムを実行することによって実現される。上記の各機能について、図 4 のフローチャートにしたがって説明する。

【0031】

図 4 に示すフローチャートは、被検体の診断用画像を得る本スキャンにおいて、パラレルイメージングを用いた高速撮像法を適用する例を示しているが、実施形態の磁気共鳴イメージング装置 1 は、パラレルイメージング以外の撮像法にも適用可能である。

【0032】

パラレルイメージングでは、RF コイル 20 内の複数の要素コイル 200 のそれぞれに対応した複数の縮小画像が生成される。これらの複数の縮小画像は、位相エンコード方向に間引きされたデータから生成されるためエリアシングを持っている。エリアシングをもつ各縮小画像は、複数の要素コイル 200 の感度マップの情報を用いて展開処理され、エリアシングの除去された画像が生成される。このように、パラレルイメージングでは、被検体に対する各要素コイル 200 の感度分布を示す感度マップが必要となる。そこで、本スキャンの前に準備スキャンが行われ、この準備スキャンにおいて被検体から収集した MR 信号を用いて感度マップが生成される。

【0033】

図 4 のステップ ST100 は撮像条件設定機能 401 に対応するステップである。ステップ ST100 では、処理回路 40 が、操作者からの撮像条件の設定を受け付ける。記憶回路 41 には、撮像目的や撮像部位毎に、準備スキャン用のパルスシーケンス群や、本スキャン用のパルスシーケンス群に関する各種の撮像パラメータの初期値が記憶されている。例えば、TR (Repetition Time)、TE (Echo Time)、フリップ角、スライス厚、スライス枚数等の撮像パラメータの初期値がパルスシーケンス群毎に記憶されている。処理回路 40 は、GUI (Graphical User Interface) を介して、撮像目的や撮像部位毎に操作者にパルスシーケンス群を提示し、操作者からパルスシーケンス群や撮像パラメータの選択や変更を受け付けることで、準備スキャンや本スキャンで実行されるパルスシーケンス群や撮像パラメータを撮像条件として確定する。処理回路 40 は、確定した撮像条件をシーケンスコントローラ 34 に対して設定する。

【0034】

撮像条件の設定後、操作者から準備スキャンの開始が指示されると、ステップ ST101 において、シーケンスコントローラ 34 は、設定された準備スキャンの撮像条件に従って準備スキャンを実施する。

【0035】

準備スキャンの実施によって各要素コイル 200 で受信された MR 信号、及び WB コイル 12 で受信された MR 信号を、シーケンスコントローラ 34 を介して、処理回路 40 が収集する。なお、準備スキャンには、シミングのためのスキャンや、位置決め画像を取得するためのスキャンが含まれてもよい。

【0036】

ステップ ST102 は、再構成処理機能 402 に対応するステップである。ステップ ST102 において、処理回路 40 は、収集した夫々の要素コイル 200 の MR 信号、及び WB コイル 12 の MR 信号を再構成して、要素コイル 200 毎の感度分布を示す感度マップを生成する。例えば、処理回路 40 は、要素コイル 200 毎の再構成画像の強度分布を、WB コイル 12 の再構成画像の強度分布で除算して、要素コイル 200 毎の感度マップを生成する。生成された各感度マップは、記憶回路 41 に保存され、パラレルイメージングの展開処理に用いられる他、本実施形態では、次のステップ ST103 における信頼度マップの生成処理に用いられる。

【0037】

ステップ ST103 は、信頼度マップ生成機能 403 に対応するステップである。ステ

10

20

30

40

50

ステップST103において、処理回路40は、ステップST102で生成した複数の感度マップから1つの信頼度マップを生成する。より具体的には、処理回路40は、複数の感度マップから1つのジオメトリファクタ(Geometry Factor)の空間分布、即ちジオメトリファクタマップを生成する。さらに、処理回路40は、生成したジオメトリファクタマップの逆数、即ち、ジオメトリファクタの逆数マップ、を信頼度マップとする。

【0038】

図5は、頭部コイルが具備する5つの要素コイル200A~200Eから、夫々対応する5つの感度マップA~感度マップEを生成し、5つの感度マップA~感度マップEから1つの信頼度マップを生成する処理の概念を示す図である。

【0039】

複数の感度マップから1つのジオメトリファクタ(Geometry Factor)の空間分布を生成する方法は、例えば、非特許文献2に記載されている方法を用いれば良い。また、非特許文献2には、SENSE法に基づくパラレルイメージングの展開画像のSNR(信号対雑音比)が、ジオメトリファクタの逆数に比例することが示されている。したがって、ステップST103で生成される信頼度マップは、パラレルイメージングで生成される展開画像のSNRが高い位置ほど大きな値を有するマップである、とすることができる。また、ステップST103で生成される信頼度マップは、パラレルイメージングで生成される展開画像の信号値の算出精度が高い位置ほど大きな値を有するマップである、ということもできる。

【0040】

図5に示す信頼度マップは、1つのアキシャル面(X-Y面)のスライスに対応するものであるが、Z方向の複数のスライスに対応する信頼度マップを集めることによって、3次元の信頼度マップを生成することができる。

【0041】

次に、操作者から本スキヤンの開始が指示されると(ステップST104のYES)、シーケンスコントローラ34は、ステップST105で、設定された本スキヤンの撮像条件に従って本スキヤンを実施する。ここでは、本スキヤンとして、パラレルイメージングによる高速撮像が行われる。

【0042】

ステップST106は、再構成機能502に対応するステップである。ステップST106において、処理回路40は、収集した夫々の要素コイル200のMR信号を再構成して、夫々の要素コイル200に対応するエリアシングのある縮小画像を生成する。その後、処理回路40は、各縮小画像を、感度マップを用いて展開処理することによって、エリアシングが除去された展開画像を生成する。この段階での展開画像は、各画素の値が複素数で与えられる複素画像である。

【0043】

ステップST107は、形態画像生成機能404に対応するステップである。ステップST107において、処理回路40は、展開画像の各画素における複素数を強度、例えば、絶対値や二乗値、に変換して、通常の画像診断に供される形態画像を生成する。

【0044】

ステップST108からステップST110までは、位相画像処理機能405に対応するステップである。

【0045】

ステップST108において、処理回路40は、展開画像の各画素における複素数を位相量に変換して、位相画像を生成する。例えば、処理回路40は、 $\theta = \tan^{-1}(\text{虚部} / \text{実部})$ による変換を行って位相画像を生成する。

【0046】

図6は、本スキヤンで収集されたMR信号から、脳の形態画像と位相画像とを生成するまでの処理(ステップST106からステップST108までの処理)の概念を説明する図である。図6の右下に示すように、ステップST108で生成される位相画像は、±

10

20

30

40

50

の範囲で折り返された位相画像である。

【 0 0 4 7 】

ステップ S T 1 0 9 において、処理回路 4 0 は、ステップ S T 1 0 8 で得られた位相画像の位相折り返し除去処理を行う。図 7 は、位相折り返し除去前の脳の位相画像（図 6 の右下と同じ図）と、位相折り返し除去後の脳の位相画像とを例示する図である。

【 0 0 4 8 】

位相折り返し除去処理としては、M R I の技術分野や、S A R (Synthetic Aperture Radar) の技術分野などで使用される公知の処理法を用いることができる。例えば、領域拡張法、ラプラシアン法、グラフカット法等の公知技術を用いて、処理回路 4 0 は、位相折り返し除去処理を行うことができる。

10

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ S T 1 1 0 において、処理回路 4 0 は、位相折り返しが除去された位相画像に対して、背景磁場影響除去処理を行う。位相折り返し除去後の位相画像は、体内組織の磁化率に起因する位相と、背景磁場の影響に起因する位相とが重畳している。そして、背景磁場の影響に起因する位相の方が、体内組織の磁化率に起因する位相よりもはるかに大きく、例えば、10 倍以上大きい。したがって、体内組織の磁化率を精度良く求めるためには、位相折り返しが除去された位相画像から、背景磁場の影響に起因する位相を取り除く処理、即ち、背景磁場影響除去処理が必要となる。

【 0 0 5 0 】

背景磁場影響除去処理としては、非特許文献 3、4、5 等に開示されている、ハイパスフィルタを適用する方法、S H A R P (Sophisticated Harmonic Artifact Reduction on Phase data) 法（改良 S H A R P 法、及び R E S H A R P (Regularization-Enabled SHARP) 法を含む）、P D F (Projection onto Dipole Field) 法などの種々の方法を用いることができる。

20

【 0 0 5 1 】

処理回路 4 0 は、上記のいずれかの背景磁場影響除去処理を、位相折り返し除去後の位相画像に対して行い、背景磁場の影響が除去された位相画像、即ち、組織位相画像を生成する。図 8 は、位相折り返し除去後の脳の位相画像（図 7 の右側の図）と、背景磁場影響除去処理を行った後の脳の組織位相画像とを例示している。

【 0 0 5 2 】

次のステップ S T 1 1 1 は、磁化率画像生成機能 4 0 6 に対応するステップである。ステップ S T 1 1 1 では、処理回路 4 0 は、体内の磁化率を定量的に示す定量的磁化率画像を、信頼度マップを用いて、組織位相画像から生成する。具体的には、処理回路 4 0 は、組織位相画像の各画素の位相 から磁化率 を、以下に示す方法によって画素毎に算出することにより、定量的磁化率画像を生成する。

30

【 0 0 5 3 】

非特許文献 1 によると、組織位相画像の位相 と磁化率 の間には、以下の（式 1）、（式 2）で示す関係がある。

$$\delta = d * \chi \quad (\text{式 1})$$

40

$$\delta = -\frac{\theta}{\gamma \cdot B_0 \cdot TE} \quad (\text{式 2})$$

【 0 0 5 4 】

ここで、（式 1）の χ は磁化率であり、 d はダイポールカーネル (dipole kernel) と呼ばれる磁気双極子のふるまいを表わす係数である。記号 $*$ は、畳み込み積分を表わす。

θ はローカルフィールドマップと呼ばれ、（式 2）で示すように、組織位相画像の位相を、磁気回転比 γ 、磁場強度 B_0 、及びエコー時間 TE で除算した値である。

【 0 0 5 5 】

（式 1）の畳み込み積分はフーリエ変換することによって、次の（式 3）で示すように

50

、乗算化することができる。

$$\delta = F^{-1}[DF[\chi]] \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 5 6 】

ここで、 $F[\]$ はフーリエ変換を表わし、 $F^{-1}[\]$ は逆フーリエ変換を表わす。また、(式 3)の D は(式 1)の d のフーリエ変換であり、 k 空間の位置座標(k_x, k_y, k_z)により、次の(式 4)で表される。

$$D = \frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} \quad (\text{式 4})$$

10

【 0 0 5 7 】

(式 3)より、 χ をフーリエ変換すると、 D と $F[\]$ の積($F[\] = DF[\]$)となることがわかる。したがって、 χ のフーリエ変換を D で除算して $F[\]$ を求め、 $F[\]$ を逆フーリエ変換すれば、磁化率 χ を算出することができる。しかしながら、(式 4)から判るように、 D の逆数は、

$$\frac{1}{D} = \frac{k_z^2}{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} \quad (\text{式 5})$$

20

のときにゼロとなるため、 D の除算によって $F[\]$ を求める方法は、不良設定問題(ill-posed problem)となる。

【 0 0 5 8 】

上記の不良設定問題に対しては、次の(式 6)による、磁化率 χ の空間的滑らかさや、エッジ構造等の正則化項(regularization term)を付加した最適化処理によって、磁化率 χ の近似解を安定的に得る方法がある。

$$f(\chi) = \|W(\delta - F^{-1}[DF[\chi]])\|_2 + \lambda \|\chi\|_p \quad (\text{式 6})$$

30

ここで、(式 6)の右辺第 1 項は、(式 3)の一致度を示すデータ項であり、右辺第 2 項は、磁化率 χ の空間的滑らかさを示す正則化項である。また、 λ は正則化項に関するパラメータ(regularization parameter)、 W は重み係数、 p はノルムを夫々表す。

【 0 0 5 9 】

(式 6)の右辺を最適化することによって、磁化率 χ を求めることができる。本実施形態では、右辺を最小化する例について説明する。具体的な最適化手法は特に限定するものではない。例えば、ニュートン法、最急降下法、共役勾配法、非線形共役勾配法、ペナルティ法、ADMM(Alternating Direction Method of Multipliers)等、種々の最適化手法を用いることができる。

40

【 0 0 6 0 】

(式 6)の重み係数 W は空間分布をもつ係数であり、空間分布の次数は 2 次元でも 3 次元でもよい。例えば、生成する定量的磁化率画像が 2 次元の場合は 2 次元の重み係数 $W(x, y)$ を用いればよいし、生成する定量的磁化率画像が 3 次元の場合は 3 次元の重み係数 $W(x, y, z)$ を用いればよい。

【 0 0 6 1 】

本実施形態の磁気共鳴イメージング装置 1 では、(式 6)の重み係数 W として、複数の要素コイル 200 の感度マップから生成した(ステップ S T 103)信頼度マップを用いるものとしている。以下、信頼度マップを、信頼度マップ $W(x, y, z)$ と呼ぶ場合もあ

50

る。ここまで説明してきた第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置1では、信頼度マップ $W(x, y, z)$ を、ジオメトリファクタマップの逆数によって算出するものとしている。

【0062】

前述したように、SENSE法によるパラレルイメージングにおける展開画像のSNRは、ジオメトリファクタの逆数に比例する。したがって、展開画像から導出される組織位相画像のSNRもジオメトリファクタの逆数に比例することになる。このような組織位相画像から磁化率を算出する(式6)において、本実施形態では、ジオメトリファクタマップの逆数を重み係数 W としている。この結果、磁化率画像の算出において、SNRの高い位相画素からの影響は強められ、逆にSNRの低い位相画素からの影響は弱められることになり、精度の高い定量的磁化率画像を生成することができる。言い換えれば、組織位相画像に含まれる画素間においてSNRの違いが生じる場合であっても、定量的磁化率画像の全画素の磁化率を適切に生成することができる。図9は、脳の組織位相画像(図8の右側の図)と、上述の手法によって生成した脳の定量的磁化率画像とを例示する図である。

10

【0063】

図10は、重み無しの最適化処理、即ち、(式6)において重み係数 W を1として生成した定量的磁化率画像と、上述した信頼度マップによる重み付きの最適化処理によって生成した定量的磁化率画像との一例を示す図である。左側の重み無しの画像では、脳画像の中央部の左右に2つの環状のアーティファクトが発生しているのに対して、右側の重み付きの画像では、このようなアーティファクトは発生していない。重み無しの画像では、位相画像の中にSNRの低い画素があり、その位相画像から算出した定量的磁化率画像において、SNRの低い画素の影響を受けて、SNRの低い画素を中心にした環状領域にアーティファクトが発生したものと考えられる。また、位相画像中に、SNRの低い画素が分散しているような場合には、定量的磁化率画像の全体に亘ってボケが生じることも考えられる。本実施形態では、信頼度マップを用いた重み付き最適化処理を行うことによって、アーティファクトやボケのない、高精度の定量的磁化率画像を生成することができる。

20

【0064】

非特許文献1には、複数の異なるエコー時間 TE にそれぞれ対応する複数回の本スキャンで撮像した複数の画像から重み係数を求める手法が開示されている。これに対して、本実施形態では、本スキャンとは独立して重み係数、即ち、信頼度マップ、を求めているため、本スキャンは1回の撮像でよい。したがって、非特許文献1の手法に比べて、撮像時間が短縮される。

30

【0065】

図4に戻り、ステップST112において、処理回路40は、生成した定量的磁化率画像をディスプレイ42に表示する。図11は、ディスプレイ42の画像表示ウィンドウ $W1$ に定量的磁化率画像を表示する例を示している。図11に示すように、定量的磁化率画像と、ステップST107で生成した形態画像とを対比可能に表示してもよい。例えば、2つの画像を並べて表示しても良いし、時間的に切り換えて表示してもよい。これら2つの画像に加えて、組織位相画像を表示しても良い。また、各画像の座標位置に対応する強度値、位相値、磁化率を数値やグラフ等で表示してもよい。

40

【0066】

また、形態画像の強度信号を、組織位相画像や定量的磁化率画像の画素値に乗算したり、減算したりしてもよい。或いは、形態画像の強度信号に所定の係数を掛けた値を、組織位相画像や定量的磁化率画像の画素値に乗算したり、減算したりしてもよい。

この他、定量的磁化率画像をカラー化し、グレースケールである形態画像と重ねあわせて表示してもよい。

【0067】

(第1の実施形態の第1変形例)

信頼度マップに基づく重み係数 W を、次の(式7)に示すように、データ項ではなくて

50

正則化項に適用してもよい。

$$f(x) = \|(\delta - F^{-1}[DF[x]])\|_2 + \lambda \|Wx\|_p \quad (\text{式 7})$$

或いは、信頼度マップに基づく重み係数 W を、次の (式 8) に示すように、データ項と正則化項の双方に適用してもよい。

$$f(x) = \|W(\delta - F^{-1}[DF[x]])\|_2 + \lambda \|Wx\|_p \quad (\text{式 8})$$

【 0 0 6 8 】

10

(第 1 の実施形態の第 2 変形例)

上記では、信頼度マップを、Geometry Factor の逆数のマップであるとして説明したが、信頼度マップはこれに限定されない。信頼度マップは、定量的磁化率画像の算出元となる画像の SNR、或いは信号強度の空間的分布が反映されたものであれば良い。

例えば、Geometry Factor の算出に用いた感度マップ自体を、信頼度マップにしてもよい。また、RF コイル 20 を構成する複数の要素コイル 200 のそれぞれの感度マップを合成して RF コイル 20 全体として 1 つの感度マップを生成し、合成後の感度マップを信頼度マップとしてもよい。

【 0 0 6 9 】

また、パラレルイメージングを行わない撮像法においては、感度マップを生成するための準備スキャンが行われない場合がある。この場合、感度マップ自体が作成されず、したがって、Geometry Factor を算出することができない。

20

【 0 0 7 0 】

このような場合、磁場中心からの距離に基づく距離マップを信頼度マップとすることができる。距離マップは、例えば、磁場中心で最大値を示し、磁場中心から離れるにつれて値が小さくなるようなマップである。被検体を撮像する場合、通常、関心領域 (ROI) の中心が磁場中心となるように、被検体をボア内に配置する。また、撮像に使用される RF コイル 20 の中心位置も磁場中心に概ね合致するように配置される。また、RF コイル 20 の中から所定数の要素コイル 200 を選択する場合においては、磁場中心に近い要素コイル 200 が選択される。この結果、撮像された画像の SNR、或いは信号強度は、磁場中心に近い程高くなり、磁場中心から離れる程低くなる。磁場中心からの距離に基づく距離マップは、定量的磁化率画像の算出元となる画像の SNR、或いは信号強度の空間的分布が反映されたものとなり、信頼度マップとして好適である。また、距離マップに基づいて信頼度マップを生成する方法は、頭足方向 (Z 方向) に拡がりをもつ腹部、胸部、脚部等の撮像に有効である。

30

【 0 0 7 1 】

図 12 は、信頼度マップを生成する複数の方法を例示する図である。図 12 に示すように、上述した Geometry Factor の逆数マップ、感度マップ、或いは磁場中心からの距離に基づく距離マップは、それぞれ単独で信頼度マップとしても良いし、夫々のマップに所定の係数を乗じたり、所定のオフセット値を加減算したりするなどの加工を施して信頼度マップとしてもよい。或いは、これらのマップを組み合わせることで 1 つの信頼度マップを生成しても良い。

40

【 0 0 7 2 】

例えば、Geometry Factor の逆数マップ、感度マップ、距離マップのうち、任意の 2 つを組み合わせることで 1 つの信頼度マップを生成しても良いし、3 つのマップを組み合わせることで 1 つの信頼度マップを生成しても良い。例えば、Geometry Factor の逆数マップと感度マップとを乗算して信頼度マップを生成しても良い。

【 0 0 7 3 】

また、画像の画素の SNR 或いは信号強度が、Geometry Factor、RF コイル 20 や要素コイル 200 の感度、或いは磁場中心からの距離以外の撮像条件によって影響を受ける

50

場合には、その撮像条件に応じたSNR分布や信号強度分布を示す情報によって、信頼度マップを補正してもよい。例えば、画像が時系列で入力され、その信号強度が時間と空間で変化する、即ち、信号強度が $S(x, y, z, t)$ となるような場合には、信頼度マップ $W(x, y, z)$ を、信号強度 $S(x, y, z, t)$ を用いて補正してもよい。このような補正は、心臓等のように時相によって信号強度が変化する部位を撮像する場合に有効である。

また、信頼度マップは1つに限る必要はなく、2つの信頼度マップを併用してもよい。例えば、信号強度に影響を与えるデータに起因する第1の信頼度マップ W_0 と、信号強度に影響を与えないデータに起因する第2の信頼度マップ W_1 とを用意し、(式6)を解いて磁化率を算出してもよい。

【0074】

(第1の実施形態の第3変形例)

第1の実施形態では、組織位相画像から定量的磁化率画像の算出(図4のステップST111、(式6))において信頼度マップを使用するものとしているが、信頼度マップは、位相折り返し除去処理(図4のステップST109)や、背景磁場影響除去処理(図4のステップST110)に使用することもできる。

例えば、領域拡張法による位相折り返し除去処理は、処理を開始する基点に隣り合う画素に位相飛びが発生する場合に、2を加減算して画素間を繋ぎ合わせる処理である。そこで、信頼度マップを用いて信頼度の高い画素を検出し、信頼度の高い画素を基点とすることで高い精度の位相折り返し除去処理を実現することができる。

【0075】

また、背景磁場影響除去処理の1つとしてRESHARP法が知られている。RESHARP法は、背景磁場が影響する位相成分が球面調和関数として表現できることを利用したSHARP法において、体内組織に由来するローカルフィールドマップの連続性を正則項として、体内組織に由来するローカルフィールドマップを生成する方法である。非特許文献3の式[10]以降の段落で説明するRESHARP法の最適化処理に信頼度マップに基づく重み付け処理を行うと、精度の高い体内組織に由来するローカルフィールドマップが生成できる。

【0076】

具体的には、次の(式9)に示す目的関数を解くことで体内組織に由来するローカルフィールドマップ δ_t を、即ち、背景磁場影響が除去された組織位相画像、を生成できる。

$$\delta_t = \operatorname{argmin}_{\delta_t} \|WM(\nabla^2(\delta - \delta_t))\|_2 + \lambda \|\delta_t\|_2 \quad (\text{式9})$$

(式9)の M は体内組織領域の一回り小さい領域を示すマスク、 W は信頼度マップに基づく重み係数である。

【0077】

背景磁場除去処理の別の実施例として、空気領域の背景磁場が体内組織領域内の磁場と直交することを利用して背景磁場を推定するPDF法が知られている。PDF法においても信頼度マップに基づいて背景磁場 δ_b を推定することが可能である。具体的には、非特許文献3の式[11]における w を、本実施形態の信頼度マップ W に置換えて、次の(式10)とする。

$$\chi_b = \operatorname{argmin}_{\chi_b} \|W(\delta - d * \chi_b)\|_2 \quad (\text{式10})$$

さらに、次の(式11)、(式12)から、ローカルフィールドマップ δ_t を求める。即ち、

$$\delta_b = d * \chi_b \quad (\text{式11})$$

$$\delta_t = \delta - \delta_b \quad (\text{式12})$$

10

20

30

40

50

(式12)で求まるローカルフィールドマップ_tが、背景磁場影響が除去された組織位相画像に該当する。

このように、信頼度マップに基づく重み付き最適化処理により背景磁場の影響を除去することができる。

【0078】

(第2の実施形態)

図13は、本発明の第2の実施形態に係る画像処理装置600の構成例を示すブロック図である。画像処理装置600には、磁気共鳴イメージング装置で生成した画像が提供される。そして、画像処理装置600は、提供された画像から定量的磁化率画像を生成する。画像処理装置600は、画像の提供元である磁気共鳴イメージング装置と同じ設備内に設置されても良いし、磁気共鳴イメージング装置が設置される設備とは異なる設備に設置されてもよい。

10

【0079】

画像処理装置600は、記憶回路601、入力デバイス602、ディスプレイ603、処理回路604、通信インターフェース605を有する。

処理回路604は、データ取得機能610、信頼度マップ生成機能611、位相画像処理機能612、磁化率画像生成機能613、形態画像生成機能614の各機能を、記憶回路601に記憶される所定のプログラムを実行することによって実現する。

【0080】

上記構成のうち、記憶回路601、入力デバイス602、ディスプレイ603、及び処理回路604は、第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置1における記憶回路41、入力デバイス43、ディスプレイ42、及び処理回路40と夫々実質的に同じであるため、説明を省略する。また、上記構成のうち、信頼度マップ生成機能611、位相画像処理機能612、磁化率画像生成機能613、形態画像生成機能614の各機能も、第1の実施形態における信頼度マップ生成機能403、位相画像処理機能406、磁化率画像生成機能406、及び形態画像生成機能404と夫々実質的に同じであるため、説明を省略する。

20

【0081】

画像処理装置600の記憶回路601は、画像の提供元である磁気共鳴イメージング装置で収集され、再構成されたMRI画像(複素画像)を記憶する。このMRI画像は、例えば、光ディスク等の記録媒体を介して画像処理装置600に提供される。或いは、磁気共鳴イメージング装置と画像処理装置600がネットワークで接続されている場合には、MRI画像をネットワークから、画像処理装置600の通信インターフェース605を介して取得してもよい。

30

【0082】

取得するMRI画像は、例えば、DICOM規格に基づくデータであり、画像の付帯情報として各種の撮像条件を含む。この撮像条件の中には、画像撮像時における磁場中心に関する情報が含まれる。また、磁気共鳴イメージング装置が感度マップを生成する場合には、感度マップに関する情報を、MRI画像の付帯情報として含ませても良い。さらには、感度マップから生成したGeometry FactorをMRI画像の付帯情報として含ませても良い。

40

【0083】

処理回路604は、定量的磁化率画像を生成する指示を操作者から入力デバイス602を介して受け付けると、データ取得機能610によって、記憶回路601から付帯情報とMRI画像(複素画像)とを取得する。そして、付帯情報に感度マップやGeometry Factorに関する情報が含まれている場合には、第1の実施形態と同様に感度マップ、或いはGeometry Factorに基づいて信頼度マップを生成する。一方、付帯情報に感度マップやGeometry Factorに関する情報が含まれていない場合には、付帯情報に含まれている磁場中心に関する情報から信頼度マップを生成する。その後の処理は、本スキンの開始と実施の処理(図4のステップST104、105)、及び再構成処理(図4のステップST106

50

)を除き、第1の実施形態と同じである。

【0084】

第2の実施形態に係る画像処理装置600によれば、MRI画像を取得する磁気共鳴イメージング装置と別の場所においても、定量的磁化率画像を生成することができる。また、MRI画像を取得後は、所望の時間に定量的磁化率画像を生成することができる。

【0085】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、推定精度の高い定量的磁化率画像を生成することができる。

【0086】

なお、各実施形態の説明における再構成機能402は、特許請求の範囲の記載に第1の生成部の一例である。各実施形態の説明における信頼度マップ生成機能403、611は、特許請求の範囲の記載における算出部の一例である。各実施形態の説明における位相画像処理機能405、612及び磁化率画像生成機能406、613は、特許請求の範囲の記載における第2の生成部の一例である。各実施形態の説明におけるディスプレイ42、603は、特許請求の範囲の記載における表示部の一例である。

10

【0087】

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。

20

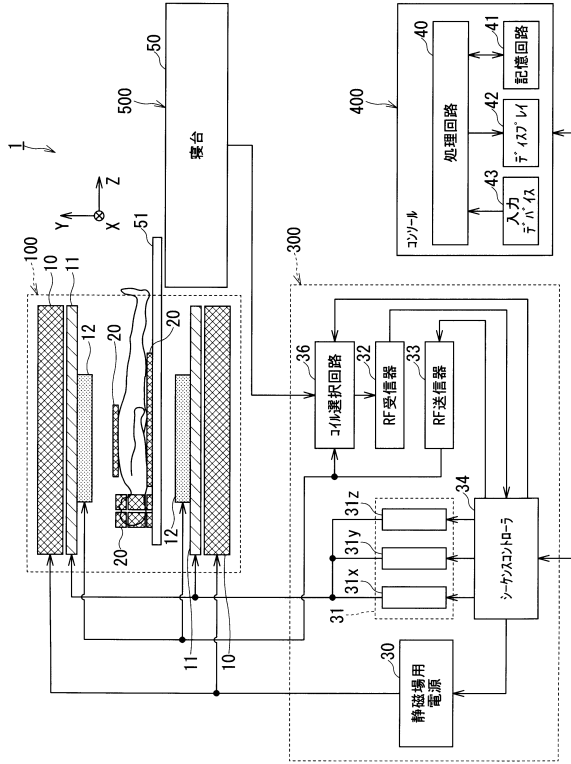
【符号の説明】

【0088】

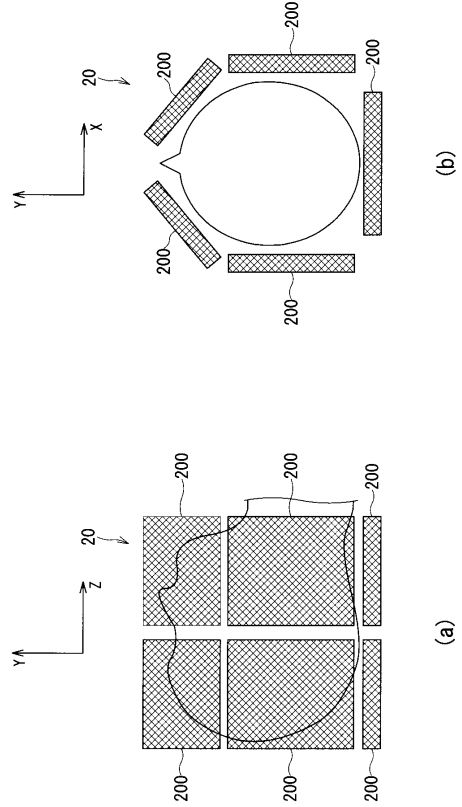
- 1 磁気共鳴イメージング装置
- 12 WBコイル
- 20 RFコイル
- 40、604 処理回路
- 41、601 記憶回路
- 42、603 ディスプレイ
- 43、602 入力デバイス
- 200 要素コイル
- 400 コンソール
- 402 再構成機能
- 403、611 信頼度マップ生成機能
- 404、614 形態画像生成機能
- 405、612 位相画像処理機能
- 406、613 磁化率画像生成機能
- 600 画像処理装置

30

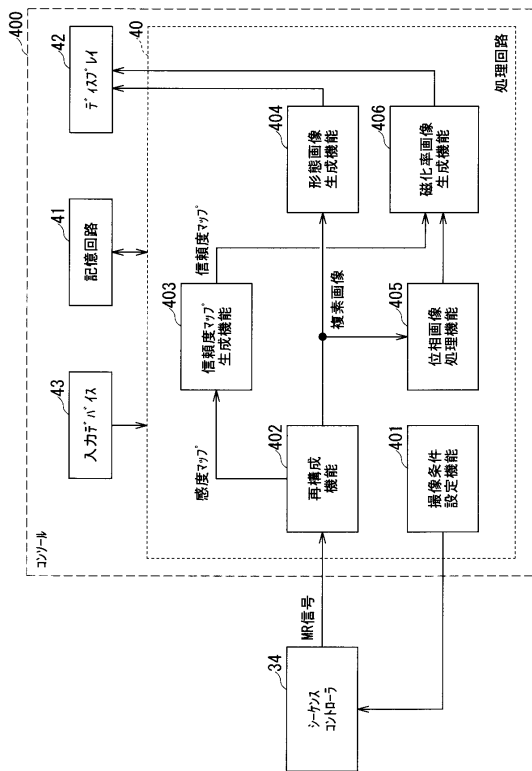
【図1】



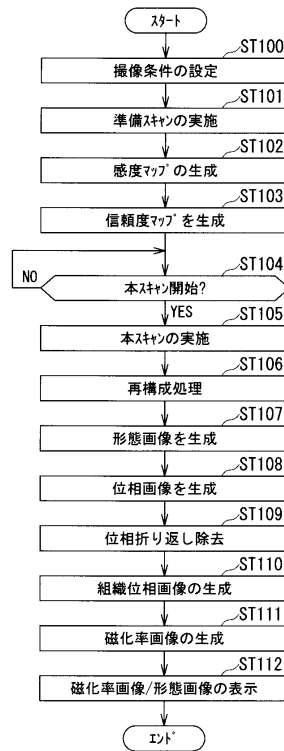
【図2】



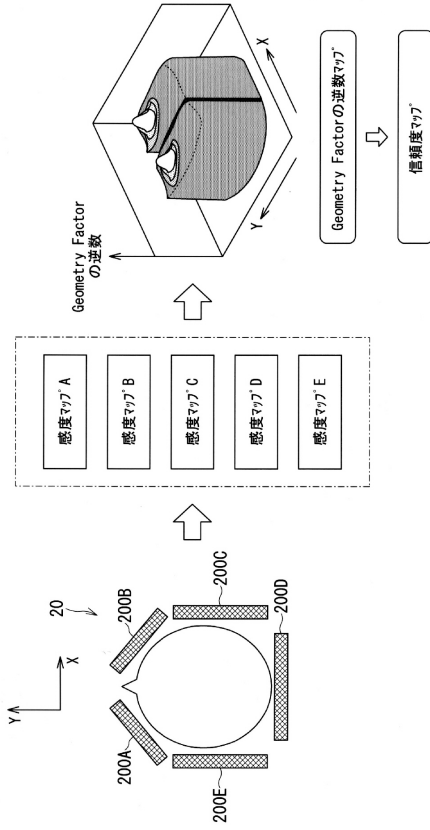
【図3】



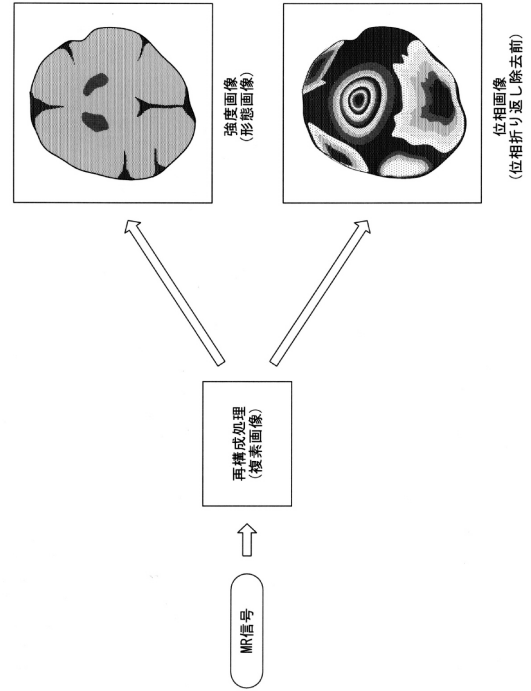
【図4】



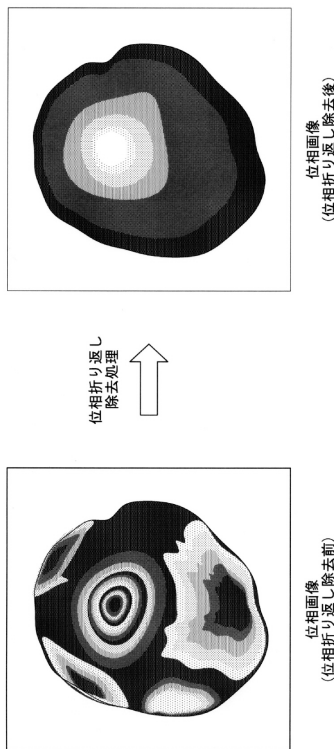
【 図 5 】



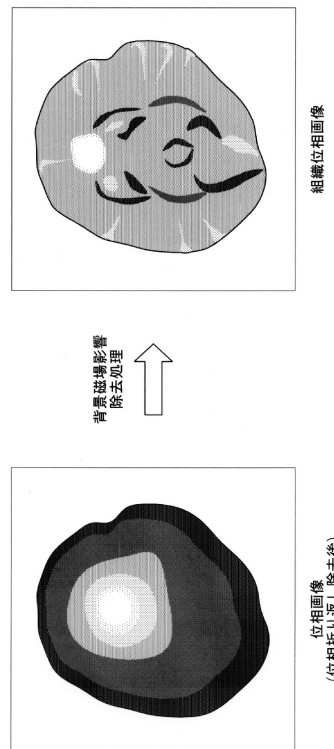
【 図 6 】



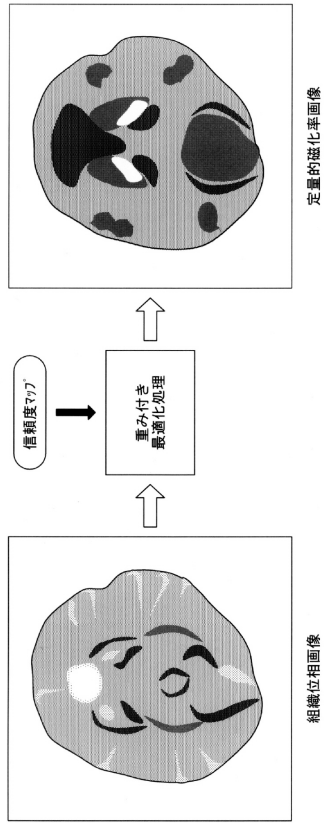
【 図 7 】



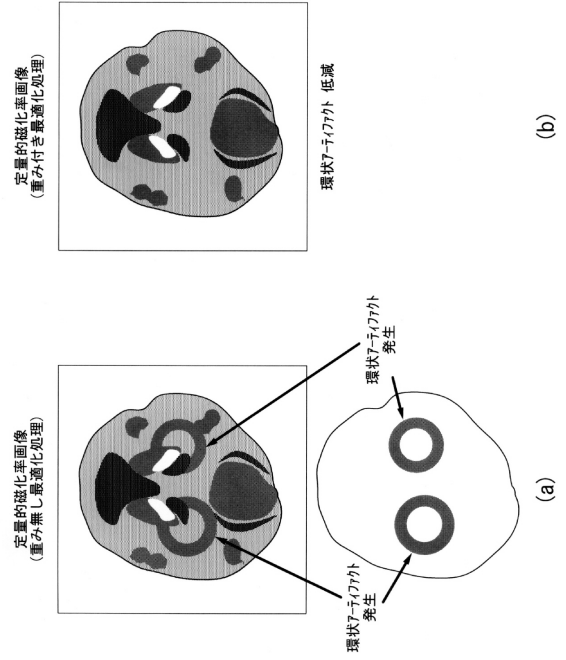
【 図 8 】



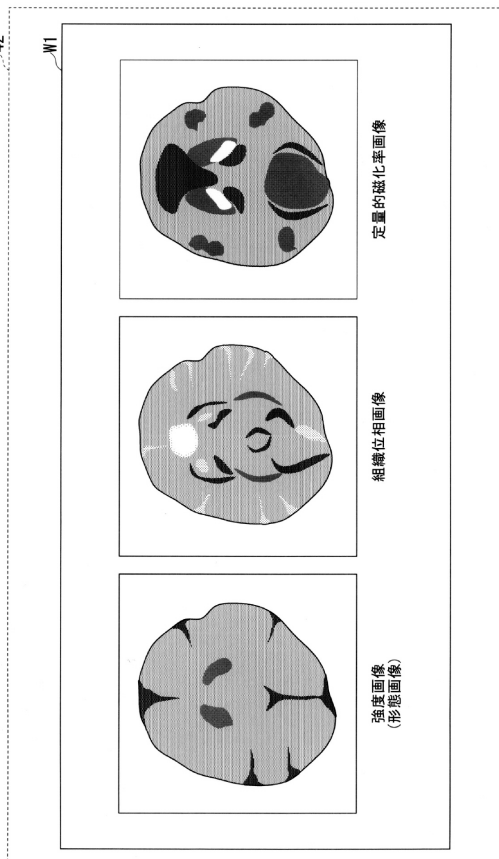
【 図 9 】



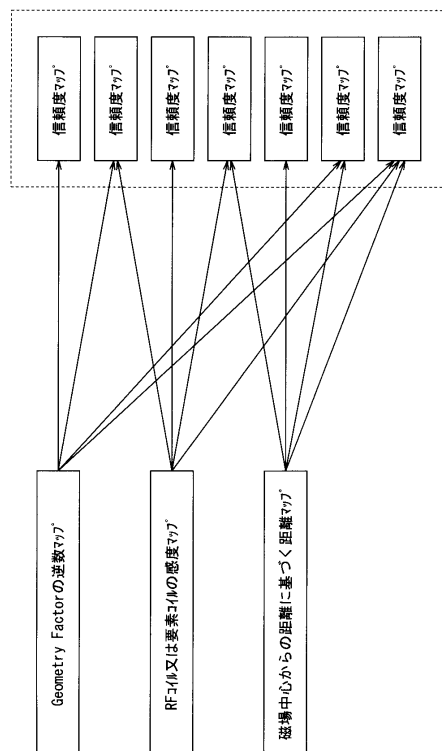
【 図 10 】



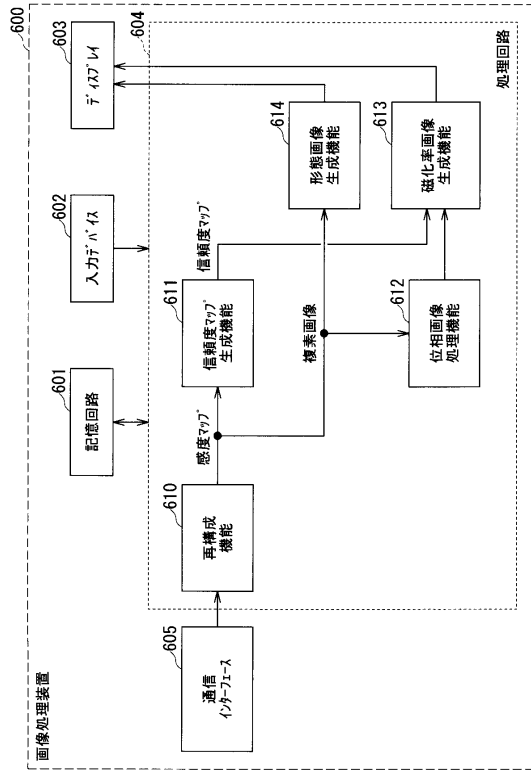
【 図 11 】



【 図 12 】



【図13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2015-062637(JP,A)
特表2013-521013(JP,A)
特開2017-064175(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0262017(US,A1)
米国特許出願公開第2015/0276903(US,A1)
A. Deistung, Calculation of the Magnetic Susceptibility from Susceptibility Weighted Phase Images, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2009年 5月17日
Berkin Bilgic et al., Wave-CAIPI for Highly Accelerated 3D Imaging, Magnetic Resonance in Medicine, 2014年 7月 1日, vol.73, pp.2152-2162

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
G01R 33/20-33/64
PubMed