

(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
2018年5月11日(11.05.2018)

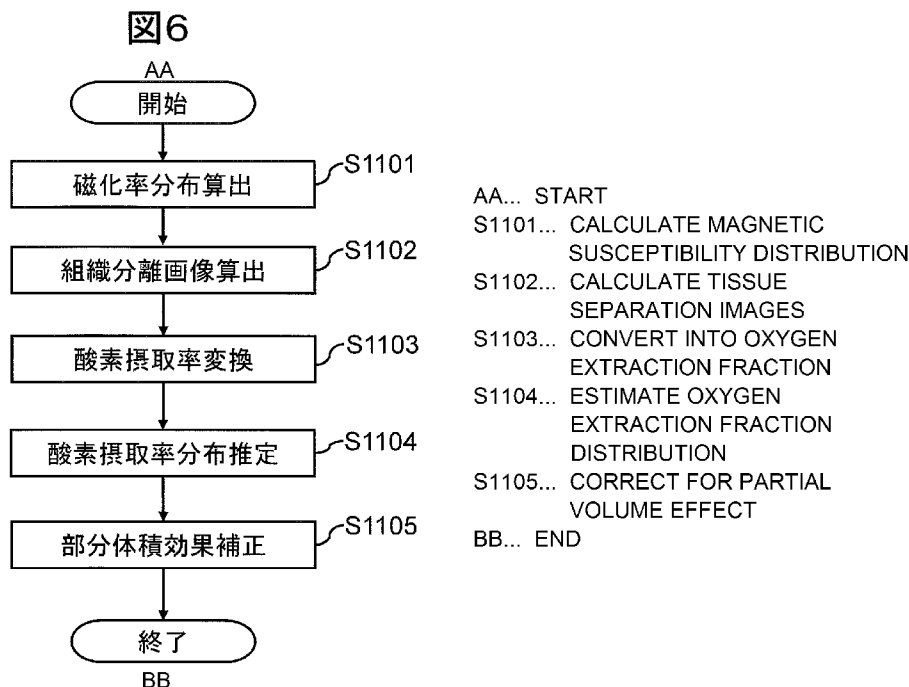


(10) 国際公開番号
WO 2018/083952 A1

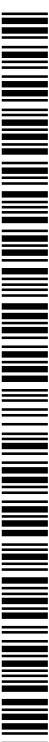
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01N 24/08 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/036826
- (22) 国際出願日: 2017年10月11日(11.10.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-217307 2016年11月7日(07.11.2016) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立製作所(HITACHI, LTD.)
[JP/JP]; 〒1008280 東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). 谷口 陽(TANIGUCHI, Yo); 〒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). 越智 久晃(OCHI, Hisaaki); 〒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). 尾藤 良孝(BITO, Yoshitaka); 〒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

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND METHOD FOR CALCULATING OXYGEN EXTRACTION FRACTIONS

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および酸素摂取率算出方法



(57) Abstract: Provided is technology to calculate oxygen extraction fraction distribution in a brain containing cerebral parenchyma using simple processing without applying a load such as caffeine administration to a patient when calculating the oxygen extraction fraction distribution using MRI. This MRI device for this purpose measures a complex image of a nuclear magnetic resonance signal and, from the measured complex image, calculates a physical property value distribution for calculating a physical property value image that reflects the oxygen extraction fraction. The calculated



WO 2018/083952 A1

内 Tokyo (JP), 村瀬 毅倫(MURASE, Takenori);
〒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);
〒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))

physical property value distribution is separated into at least two types of physical property value distributions (tissue separation images) for each tissue. After converting any of the tissue separation images into an oxygen extraction fraction, the oxygen extraction fraction distribution is estimated on the basis of the condition that the pixel value of an arbitrary pixel and the average value of pixels surrounding the pixel are substantially equal.

(57) 要約: MR I を用いて酸素摂取率分布を算出するにあたり、被験者に対してカフェイン投与などの負荷を与えず簡易な処理で脳実質を含む脳内の酸素摂取率分布を算出する技術を提供する。このため本発明の MR I 装置は、核磁気共鳴信号の複素画像を計測し、計測した複素画像から、酸素摂取率を反映した物性値画像を算出する物性値分布を算出する。そして、算出した物性値分布を少なくとも 2 種類以上の組織毎の物性値分布 (組織分離画像) に分離する。組織分離画像のいずれかを酸素摂取率に換算したのち、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて酸素摂取率分布を推定する。

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および酸素摂取率算出方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 技術に関する。特に、取得した画像を用いて生体内の酸素量特性を算出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的な医用画像診断装置である。核磁気共鳴信号はプロトン密度や緩和時間など様々な物性値によって変化するため、病変の形態や物質的な評価のみならず、生体組織の代謝や血液灌流を評価できる可能性がある。現在はこれを脳虚血疾患や腫瘍の評価に応用することにより、治療効果や予後を予測することが試みられている。

[0003] 脳虚血疾患および腫瘍の病態診断や重症度診断には、脳酸素摂取率 (OEF: Oxygen Extraction Fraction) や腫瘍内の酸素飽和度 (StO₂: Tissue Oxygen Saturation) などの酸素イメージングによる組織内の酸素代謝を評価することが临床上重要である。現在の臨床における酸素代謝の評価は、¹⁵O 標識ガスや¹⁸F 標識 fluoromisonidazole (FMISO) 薬剤を用いた Positron Emission Tomography (PET) 検査が至適基準となっている。しかしながら、PET 検査は検査時間が長く放射線被曝があるという点が問題となっている。これに対し、MRI 検査は撮像時間が短く放射線被曝がないため、患者の負担を軽減できるという特長がある。

[0004] MRI を用いて酸素摂取率を算出する方法はいくつか提案されている。その一つの方法として、速度選択プリパルスシーケンスとスピンエコーシーケ

ンスを用いて、生体組織の毛細血管内の血液信号を複数のTEで計測する。計測した複数のTEの信号強度から血液信号のT2値を信号フィッティングにより算出する。そして、別途取得した血液の酸素飽和度と血液信号のT2値との関係を用いて、生体組織の酸素摂取率を算出する（例えば、特許文献1を参照）。

[0005] 別の方法として、生体内の磁化率の変化から酸素摂取率を算出する方法がある。その中でも、酸素摂取率を反映した磁化率変化を捉える方法として、定量的磁化率マッピング（QSM: Quantitative Susceptibility Mapping）法を用いた方法がある。QSMは、MR画像の位相分布から組織間の磁化率差によって生じる局所的な磁場変化を算出し、磁場と磁化率の関係式に基づいて磁化率分布を推定する手法である。

[0006] 動脈血内のオキシヘモグロ빈は、生体組織内で酸素が消費されると静脈血内でデオキシヘモグロ빈に変化する。静脈血内のデオキシヘモグロ빈の濃度に対して、静脈血の磁化率は線形に変化することが知られている。したがって、QSM法は、デオキシヘモグロ빈の磁化率の変化から、生体組織内の酸素摂取率を算出できる。

[0007] QSMを用いて酸素摂取率を算出する方法には、例えば、QSM法で算出した磁化率分布の静脈のみに注目し、その磁化率から静脈内の酸素飽和度を算出する方法がある（例えば、非特許文献1参照）。また、被験者にカフェインを投与し、その前後でASL（Arterial Spin Labeling）法とQSM法を用いて脳血流量（CBF）と磁化率分布をそれぞれ算出する。そして、CBFとOEFの積であらわされる酸素代謝率（CMRO₂）がカフェイン投与前後で変化しないという条件の下でカフェイン投与前後のOEFを算出する方法がある（例えば、非特許文献2参照）。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：米国特許8958866号明細書

非特許文献

[0009] 非特許文献1: Audrey P. Fan他、 ” Quantitative Oxygenation Venography from MRI Phase”、 Magnetic Resonance in Medicine、2014年、72巻、149-159頁

非特許文献2: Jingwei Zhang他、 ” Quantitative Mapping of Cerebral Metabolic Rate of Oxygen (CMRO₂) Using Quantitative Susceptibility Mapping (QSM)”、 Magnetic Resonance in Medicine、2015年、74巻、945-952頁

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 特許文献1の方法は、生体組織の毛細血管における血液信号のT₂値を算出するため、脳実質内の酸素摂取率を算出できるという利点がある。しかしながら、血液のT₂値は、ヘマトクリット値などの血液の組成に対して非線形に変化するため、血液のT₂値から酸素摂取率を算出することは困難であるという課題がある。

[0011] 非特許文献1の方法は、QSM法を用いて静脈の磁化率から酸素摂取率を算出するため、精度が高いという利点がある。しかしながら、静脈血の酸素摂取率のみを算出するため、脳実質内の酸素摂取率を算出することができないという課題がある。

[0012] 非特許文献2の方法は、QSM法を用いて脳実質内の酸素摂取率を算出できるという利点があるものの、被験者にカフェインを投与するという負荷を与えなければいけないという課題がある。また、カフェイン投与前後でCMRO₂が変化する疾患では算出する酸素摂取率の精度が低下するという課題がある。

[0013] 本発明は、上記事情に鑑みて成されたもので、MRIで得た画像を用いて

酸素摂取率（OEF）を算出するにあたり、カフェイン投与などの負荷を与えず簡易な処理で脳実質を含む脳内のOEFを算出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

[0014] 本発明は、核磁気共鳴信号から生成した複素画像から、酸素摂取率等の酸素量特性を反映した物性値を画素値とする物性値画像を算出する。そして、算出した物性値画像を少なくとも2種類以上の組織に分離し、組織分離画像のいずれかを酸素量特性に換算したのち、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて、目的とする領域についての酸素量特性分布を推定する。

[0015] すなわち本発明のMRI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、予め設定した撮像シーケンスに従い、前記計測部の動作を制御する計測制御部と、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、少なくとも1つのエコー時間で取得した核磁気共鳴信号からの複素画像を生成する画像再構成部と、酸素量特性を反映した物性値を画素値とする物性値画像を算出する物性値分布算出部と、対象領域の物性値画像を少なくとも2種類以上の組織に分離し、複数の組織分離画像を生成する組織分離部と、前記複数の組織分離画像のいずれかについて、各画素の前記物性値を酸素量特性に変換する酸素量特性変換部と、画素値を酸素量特性に変換した後の組織分離画像において、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて前記対象領域の酸素量特性分布を推定する酸素量特性分布推定部と、を有する。

酸素量特性は、酸素摂取率、酸素飽和度のいずれかを含む。

発明の効果

[0016] MRIを用いて酸素量特性を算出するにあたり、被験者に対してカフェイン投与などの負荷を与えず簡易な処理で脳実質を含む脳内の酸素量特性分布

を算出でき、診断精度が向上する。

図面の簡単な説明

[0017] [図1] (a) は、本発明の実施形態の、垂直磁場方式の磁気共鳴イメージング装置の外観図、(b) は、本発明の実施形態の、水平磁場方式の磁気共鳴イメージング装置の外観図、(c) は、本発明の実施形態の、開放感を高めた磁気共鳴イメージング装置の外観図である。

[図2] 本発明の実施形態におけるMRI装置の概略構成を示すブロック図である。

[図3] (a)、(b) は、それぞれ、各実施形態に共通する計算機の機能ブロック図

[図4] 図3の計算機による処理の流れを示す図

[図5] 複素画像用データを取得するのに用いられるパルスシーケンスの一例を示す図

[図6] 第一実施形態における酸素摂取率分布算出処理の流れを示す図

[図7] 第一実施形態における組織分離処理を説明する図

[図8] (a) ~ (c) は、それぞれ、第一の実施形態の各処理で算出した分布を示す図

[図9] 第二実施形態における酸素摂取率分布算出処理の流れを示す図

[図10] 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

[図11] 第三の実施形態における酸素摂取率分布算出処理の流れを示す図

発明を実施するための形態

[0018] まず、本発明が適用されるMRI装置の実施形態について説明する。

[0019] [MRI装置の外観]

図1(a) ~ 図1(c) は、MRI装置の外観図である。図1(a) は、ソレノイドコイルで静磁場を生成するトンネル型磁石を用いた水平磁場方式のMRI装置100である。図1(b) は、開放感を高めるために磁石を上下に分離したハンバーガー型（オープン型）の垂直磁場方式のMRI装置120である。また、図1(c) は、図1(a) と同じトンネル型磁石を用い

、磁石の奥行を短くし、かつ、斜めに傾けることによって、開放感を高めたMRI装置130である。

[0020] 本実施形態では、これらの外観を有するMRI装置のいずれを用いることもできる。但し、これらは一例であり、本実施形態のMRI装置はこれらの形態に限定されるものではない。本実施形態では、装置の形態やタイプを問わず、公知の各種のMRI装置を用いることができる。以下、特に区別する必要がない場合は、MRI装置100で代表する。

[0021] [MRI装置の構成]

図2は、本実施形態のMRI装置100の機能構成図である。本図に示すように、本実施形態のMRI装置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を備えた静磁場発生装置と、静磁場分布を調整するシムコイル104と、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、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、被検体101から生じる核磁気共鳴信号に位置情報を付加するために、x方向、y方向、z方向それぞれに傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル103と、送信機107と、受信機108と、計算機109と、傾斜磁場用電源部112と、シム用電源部113と、シーケンス制御装置114と、を備える。これら要素のうち、計算機109（及びシーケンス制御装置114）を除く要素を総括して計測部ともいう。

[0022] 静磁場発生装置は、常電導式或いは超電導式の静磁場コイル102、静磁場生成磁石などで構成され、図1(a)、図1(b)、図1(c)にそれぞれ示した各MRI装置100、120、130の構造に応じて、種々の形態のものが採用される。

[0023] 送信コイル105と送信機107は送信部として機能し、送信機107が生成する高周波信号を送信コイル105に送信することにより送信コイルから高周波磁場が照射される。受信コイル106と受信機108は受信部として機能し、受信コイル106が検出した核磁気共鳴信号は受信機108を通し

て計算機 109 に送られる。なお、図 2 では、送信コイル 105 と受信コイル 106 とに別個のものを用いる場合を示しているが、送信コイル 105 と受信コイル 106 との機能を兼用する 1 つのコイルで構成してもよい。

[0024] 傾斜磁場コイル 103 及びシムコイル 104 は、それぞれ傾斜磁場用電源部 112 及びシム用電源部 113 により駆動される。傾斜磁場コイル 103 と傾斜磁場用電源部 112 は傾斜磁場発生部として機能する。

[0025] シーケンス制御装置 114 は、傾斜磁場コイル 103 の駆動用電源である傾斜磁場用電源部 112、シムコイル 104 の駆動用電源であるシム用電源部 113、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 109 が備える記憶装置等に格納される。

[0026] 本実施形態の MRI 装置では、被検体の所定の物性値の影響を含む核磁気共鳴信号を発生させるパルスシーケンスが格納されている。所定の物性値は、被検体の酸素量特性を反映した物性値であり、例えば、磁化率や R_2^* 或いは「 R_2^* と R_2 との差 R' 」などである。 R_2 及び R_2^* は、それぞれ、真の横緩和時間 T_2 の逆数、みかけの横緩和時間 T_2^* の逆数であり、TE の異なる複数のエコー信号を用いて算出することができる。一般に R_2^* (T_2^*) はグラディエントエコーを用いて、 R_2 (T_2) はスピンエコーを用いて算出される。

[0027] 計算機 109 は、MRI 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。本実施形態では、任意のエコー時間の複素画像や物性値分布、酸素摂取率分布などを生成する。計算機 109 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 109 にはディスプレイ 110、外部記憶装置 111、入力装置 115 などが接続される。

[0028] ディスプレイ 110 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ーフェースである。入力装置 115 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115を介して、例えば、計測するエコーの数や、エコー時間、エコー間隔などの計測パラメータを入力できる。外部記憶装置111は、計算機109内部の記憶装置とともに、計算機109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。

[0029] 上述した機能を実現する計算機109の構成例を図3(a)、(b)に示す。計算機109は、図3(a)に示すように、高周波磁場パルスの照射に応じて被検体から発生する核磁気共鳴信号(エコー信号)を複素信号として計測する計測制御部310と、計測制御部310が計測した複素信号から画素値が複素数である複素画像を再構成する画像再構成部320と、画像再構成部320が再構成した複素画像から酸素摂取率分布を算出する酸素摂取率分布算出部330とを備える。酸素摂取率分布算出部330の詳細は、後述する。

[0030] 上述した計算機109の各部の機能は、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111に格納される。また、計算機109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100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。

[0031] 次に本実施形態のMRI装置(主として計算機109)の動作の概要を説明する。図4に動作の流れを示す。ここでは酸素量特性として酸素摂取率を算出する場合を例示する。

まず、計測制御部310は、予め定められたパルスシーケンスにしたがってシーケンス制御装置114を制御し、予め定めたエコー時間のエコー信号を計測する（ステップS1001）。その後、画像再構成部320は、得られたエコー信号を、k空間上に配置してフーリエ変換することにより、複素画像Iを再構成する（ステップS1002）。

酸素摂取率分布算出部330は、複素画像から酸素摂取率を反映した物性値分布を算出し、その物性値分布から酸素摂取率分布を算出する酸素摂取率分布算出処理を行う（ステップS1003）。

[0032] この酸素摂取率分布算出のステップS1003において、物性値画像（物性値分布ともいう）を、複数の組織に分離する（組織分離処理）。即ち物性値画像のもととなる複素画像は、所望の被検体領域、例えば頭部（脳）を対象とする画像であり、物性値画像もこの領域の物性値を表している。被検体領域には、複数の異なる組織、例えば脳であれば、脳実質、血管が含まれる。この処理では、物性値画像を、その画素値を用いて異なる組織毎の物性値画像に分離する。分離後の物性値画像を組織分離画像とする。なお組織分離処理は、所望の一つの組織をそれ以外の組織から分離する場合を含み、必ずしも複数の組織分離画像を得なくてもよい。その後、組織分離画像の一つについて、画素値を物性値から酸素量特性に変換する処理を行う（変換処理）。これにより分離した組織について酸素量特性が得られる。変換処理後の組織分離画像（すなわちその酸素量特性の値）を用いて、対象とする被検体領域の酸素量特性を推定し、酸素量特性分布を得る。必要に応じて精度を高めるための補正、例えば部分体積効果補正を行う。

[0033] その後、算出した酸素摂取率分布をディスプレイ110に表示する（ステップS1004）。なお、酸素摂取率分布をディスプレイ110に表示する際、必要に応じて、ステップS1003で算出した酸素摂取率分布のほか、酸素摂取率分布算出処理の過程によって算出される画像をディスプレイ110に表示してもよい。

[0034] これらの処理は、図3に示す酸素摂取率分布算出部330の各部により実

現することができる。すなわち、図3(a)に示ように、酸素摂取率分布算出部330は、複素画像1から酸素摂取率を反映した物性値分布を算出する物性値分布算出部331と、算出した物性値分布から、少なくとも2種類以上の生体組織に分離した組織分離画像を算出する組織分離部332と、組織分離画像のいずれかを酸素摂取率に対応する画素値に変換する酸素摂取率変換部333と、組織分離画像において、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて酸素摂取率分布を推定する酸素摂取率分布推定部334と、を備える。酸素摂取率分布算出部330は、図3(b)に示すように、酸素摂取率分布推定部334が算出した推定酸素摂取率分布に対して補正を行う補正部を備えていてもよい。図示する例では、酸素摂取率分布算出部330は、任意の静脈の酸素摂取率と脳全体の酸素摂取率の平均値が略等しいという条件に基づいて部分体積により低下した酸素摂取率を補正し、最終的な酸素摂取率分布を得る部分体積効果補正部335を備える。

[0035] 以下、具体的な実施形態に基き、計算機109による処理を詳細に説明する。以下の実施形態では、対象部位(領域)が脳であり、酸素量特性分布として脳(実質)の酸素摂取率分布を求める場合を説明する。なお本実施形態における計算機109の構成は図3に示すものと同様であるが、本実施形態では、図3における物性値分布算出部331を磁化率分布算出部と読み替える。

[0036] <第一実施形態>

本実施形態では、物性値として磁化率分布を算出し、磁化率分布から酸素摂取率分布を算出する。また組織分離処理では、静脈とそれ以外の組織に分離し、静脈分布を算出する。以下、図4に示す処理フローを参照して、本実施形態の処理を説明する。

[0037] [計測：S1001]

計測制御部310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、予め定めたエコー時間（TE）の核磁気共鳴信号（エコー信号）を取得する計測を実施する。シーケンス制御装置114は、計測制御部310からの指示に従って、計測部を制御して計測を行う。本実施形態では、任意の1つのエコー時間のエコー信号を得る。

[0038] ここで、計測制御部310が計測に用いるパルスシーケンスの例を説明する。本実施形態では、例えば、GrE（Gradient Echo）系のパルスシーケンスを用いる。このGrE系のパルスシーケンスで得られた画像は、生体組織の酸素摂取率を鋭敏に反映する。

[0039] 図5に、GrE系のパルスシーケンスの一例として、RSSG（RF-spoiled-Steady-state Acquisition with Rewound Gradient-Echo）-Multiechoシーケンス550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550では、スライス傾斜磁場パルス501の印加とともに高周波磁場（RF）パルス502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。次いで磁化の位相にスライス方向および位相エンコード方向の位置情報を付加するためのスライスエンコード傾斜磁場パルス503および位相エンコード傾斜磁場パルス504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505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506、507、508、509を印加しながら核磁気共鳴信号（エコー）510、511、512、513をそれぞれ計測する。そして最後に、スライスエンコード傾斜磁場パルス503および位相エンコード傾斜磁場パルス504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スライスエンコード傾斜磁場パルス514および位相エンコード傾斜磁場パルス515を印加する。

[0042] 計測制御部310は、以上の手順を、スライスエンコード傾斜磁場パルス

503、514（スライスエンコード数 k_s ）および位相エンコード傾斜磁場パルス504、515（位相エンコード数 k_p ）の強度と、RFパルス502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、エコー時間毎に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、前回の励起後に残っている横磁化の影響を除くために、RFパルス502の位相を所定量、例えば、117度ずつ増加させる。また、図5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] なお、計測される各エコーにおいて、血流などの流れの影響を補償するFlow Compensation傾斜磁場パルスを各軸に印加してもよい。

[0044] 計測された各エコーは k_r 、 k_p 、 k_s を座標軸とする3次元の k 空間上（メモリ空間）に配置される。このとき、一つのエコーは k 空間上で k_r 軸に平行な1ラインを占める。このRSSGシーケンス550により得られる絶対値画像は、TEが短いエコーの場合は T_1 （縦緩和時間）強調画像、TEが長いエコーの場合は画素内の位相分散を反映した T_2^* 強調画像となる。

[0045] なお図5に例示したRSSGシーケンス550は、 k 空間の座標軸に平行にデータを取得するカーテシアン撮像の一つであるが、 k 空間のデータ取得手法は、任意であり、例えば、 k 空間において回転状にデータを取得するラジアルスキャンなど、ノンカーテシアン撮像を用いてもよい。またここではTEの異なるマルチエコー510～513のエコー毎に画像を得ているが、各エコーに異なるエンコードを与えるエコープラナー型の k 空間走査法（マルチエコーエコープラナーイメージング法）でもよい。さらに複数のエコー時間の複素画像を得るのではなく、一つのTEのエコーを計測するシーケンスを用いて、一つの複素画像を計測してもよい。

[0046] [画像再構成：S1002]

次に、画像再構成部320は、ステップS1001で k 空間上に配置したエコー時間TEのエコー信号をフーリエ変換し、複素画像Iを算出する。

[0047] [酸素摂取率分布算出処理：S1003]

次に、酸素摂取率分布算出部330は、画像再構成部320が再構成した複素画像Iから、酸素摂取率分布を算出する。酸素摂取率分布は、生体組織が消費した酸素の量を画像化したものである。

[0048] 本実施形態における酸素摂取率分布算出部330の処理(S1003)の詳細を、図6を参照して説明する。この処理S1003では、図6に示すように、物性値分布算出部331が、まず、複素画像Iから、磁化率分布を算出する(S1101)。組織分離部332は、算出した磁化率分布を、少なくとも2種類の生体組織毎に分離し、組織分離画像(組織毎の磁化率分布)を算出する(S1102)。次いで、酸素摂取率換算部333が、組織分離画像のいずれかに対し、その画素値(磁化率)を酸素摂取率に対応する画素値に変換する(S1103)。その後、組織分離画像において、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて、対象とする領域全体の酸素摂取率分布を推定する(S1104)。必要に応じ推定した酸素摂取率分布の精度を高める補正を行い、最終的な酸素摂取率分布を得る(S1105)。例えば、部分体積効果補正処理を行う。この補正は、処理対象である画像の画素の大きさと、酸素摂取率推定に用いた画素毎の磁化率に寄与する組織の大きさとの違いに基づく誤差を補正する処理であり、算出した推定酸素摂取率分布に対して、任意の静脈の酸素摂取率と脳全体の酸素摂取率の平均値が略等しいという条件に基づいて部分体積により低下した酸素摂取率を補正する。

[0049] 以下、本実施形態の酸素摂取率分布算出部330の各部が行う処理内容を詳述する。

[0050] [磁化率分布算出：S1101]

磁化率分布算出部331は、計測した複素画像Iの位相情報(位相画像)からQSM法を用いて磁化率分布を算出する。QSM法を用いた磁化率分布の算出手法は、公知であり、ここではその概略を説明する。

[0051] QSM法では、生体組織間の磁化率差によって生じる局所的な磁場変化を

、 Gradient Echo (GrE) 法で撮像した位相画像から算出する。ここで、位置ベクトルを r とすると組織間の磁化率差によって生じる相対的な磁場変化 (磁場分布) $\delta(r)$ は、以下の式 (1) で表される。

[数1]

$$\delta(\mathbf{r}) = -\frac{\phi(\mathbf{r})}{\gamma \cdot B_0 \cdot TE} \dots (1)$$

式中、 $\phi(r)$ は位相画像、 γ はプロトンの核磁気回転比、 B_0 は静磁場強度、 TE はエコー時間をそれぞれ表す。

[0052] また、磁場分布 $\delta(r)$ は、静磁場に関するマクスウェル方程式より、生体内の磁化率分布 $\chi(r)$ を用いて以下の式 (2) で表される。

[数2]

$$\begin{aligned} \delta(\mathbf{r}) &= \frac{1}{4\pi} \int \chi(\mathbf{r}') \frac{3\cos^2\alpha - 1}{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|^3} d\mathbf{r}'^3 \\ &= d(\mathbf{r}) \otimes \chi(\mathbf{r}) \dots (2) \end{aligned}$$

式 (2) において、 α は、ベクトル ($r' - r$) と静磁場方向とのなす角度、 $d(r)$ は、点ダイポール磁場をそれぞれ表す。

[0053] 式 (2) に示すように、磁場分布 $\delta(r)$ は、磁化率分布 $\chi(r)$ と点ダイポール磁場 $d(r)$ との畳み込み積分で表される。したがって、式 (2) の両辺をフーリエ変換することにより、式 (2) は以下の式 (3) に変換される。

[数3]

$$\begin{aligned} \Delta(\mathbf{k}) &= \left(\frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} \right) \cdot X(\mathbf{k}) \\ &= D(\mathbf{k}) \cdot X(\mathbf{k}) \dots (3) \end{aligned}$$

式 (3) 中、 $k = (k_x, k_y, k_z)$ は、 k 空間上の位置ベクトル、 $\Delta(k)$ 、 $X(k)$ 、 $D(k)$ は、磁場分布 $\delta(r)$ 、磁化率分布 $\chi(r)$ 、点ダイポール磁場 $d(r)$ のフーリエ成分をそれぞれ表す。

[0054] 式(3)に示すように、磁化率分布のフーリエ成分 $X(k)$ は、磁場分布のフーリエ成分 $\Delta(k)$ を点ダイポール磁場のフーリエ成分 $D(k)$ で除算することによって算出できる。しかしながら、式(3)は、 $D(k) = 0$ 近傍の領域において、その逆数が発散してしまうため、直接的に $X(k)$ を算出することができない。

[0055] この $D(k) = 0$ となる領域はマジックアングルと呼ばれ、磁場方向に対しておよそ 54.7° の2倍の頂角を持つ逆双円錐領域となる。マジックアングルの存在により磁場分布から磁化率分布を推定するQSM法は、不良条件逆問題(*ill-conditioned inverse problem*)に帰着され、いくつかの解法が提案されている。

[0056] その代表的な方法として、磁場と磁化率との関係式に基づく制約条件下で、磁場分布から算出した磁化率分布に対して平滑化処理を行うことを繰り返す方法(本発明者らによる特願2014-228843号記載の方法)や、磁場分布および点ダイポール磁場の k 空間上の演算により磁化率分布を算出するTKD(*Truncated-based K-space Division*)法、TKD法で算出した磁化率分布と、閾値処理により微細構造を抽出した磁化率分布とを繰り返し演算により合成するIterative SWIM(*Susceptibility Weighted Imaging and Mapping*)法、正則化付き最小二乗法を用いたMEDl法(*Morphology enabled dipole inversion*)法がある。

[0057] 本実施形態の磁化率分布算出部331は、これらの方法を用いて定量的磁化率(QSM)分布を算出する。本実施形態では、いずれの方法を用いて定量的磁化率分布を算出してもよい。

[0058] [組織分離画像算出:S1102]

組織分離部332は、算出した磁化率分布から、少なくとも2種類以上の生体組織に分離した組織分離画像を算出する。本実施形態では、物性値分布算出部331で算出した磁化率分布から静脈部分を抽出して、静脈の磁化

率分布と、それ以外の組織の磁化率分布をそれぞれ算出する。

[0059] 磁化率分布を、組織毎の磁化率分布に分離する手法は、いくつかあり得るが、ここではモルフォロジーフィルタバンクを用いて静脈の磁化率分布を算出する手法を説明する。モルフォロジーフィルタバンクは、オープニング処理やトップハット変換を用いて所与の画像から特徴抽出するモルフォロジー演算を基礎とする処理であり（詳細は I E I C E T e c h n i c a l R e p o r t M I 2 0 1 0 - 1 0 1 (2 0 1 1 - 1) を参照）、モルフォロジー演算に用いる構造要素のサイズを変えて、処理を繰り返す。即ち、図7に示すように、まず算出した磁化率分布に対して、直線構造要素の角度を三次元的に変えた多重直線構造要素によるトップハット変換により粒状成分を分離し、球形の構造要素によるトップハット変換により静脈成分を分離する。これにより元画像 I_0 を、粒状成分画像 I_{1P} 、血管成分画像 I_{1V} 、平滑化画像 I_1 に分離する。分離した平滑化画像 I_1 に対して、サイズを大きくした複数の構造要素によるトップハット変換を再び実施し、粒状成分画像 I_{2P} 、血管成分画像 I_{2V} 、平滑化画像 I_2 に分離する。この処理を、構造要素のサイズを大きくさせながら繰り返す。その後、各処理で分離した血管成分画像の和をとることにより構造要素のサイズの最大値に対応した直径以下の血管を抽出できる。なお図7では繰り返し回数が3回の場合を例示しているが、繰り返し回数は任意である。

[0060] 本実施形態では、粒状成分を分離した後、静脈成分を分離するので、磁化率分布において高磁化率となる淡蒼球や赤核、黒質などの鉄タンパク（フェリチン）沈着組織を取り除いた静脈の磁化率分布を算出することができる。

[0061] 以上、モルフォロジーフィルタバンクを用いて静脈の磁化率分布とその他の組織の磁化率分布を分離する例を説明したが、分離処理はこの方法に限られない。例えば、磁化率分布（画像）に、複数の画素からなる小領域を設定し、この小領域における磁化率の平均値と標準偏差を算出し、平均値 + $N \times$ 標準偏差の範囲を超える画素値を静脈として抽出してもよい（ N は任意の実数）。また、微分フィルタなどの各種フィルタを組み合わせてもよい。また

図4のステップS1002で取得した画像の絶対値を用いて、静脈組織を分離し、静脈領域を1、それ以外を0とするマスクを作成し、このマスクを磁化率分布に掛けてもよい。但し、毛細血管等の描出能は、絶対値画像よりも磁化率分布のほうが優れているため、磁化率分布を用いる手法が好適である。

[0062] [酸素摂取率変換：S1103]

酸素摂取率変換部333は、少なくとも2つの生体組織に分離した組織分離画像のうちのいずれかを酸素摂取率に変換する。本実施形態では、静脈の磁化率分布を酸素摂取率に変換する。静脈の磁化率は、デオキシヘモグロビンの濃度、すなわち酸素摂取率に比例することが知られている。即ち、静脈と生体組織との磁化率差を χ_v 、ヘマトクリット（血液中に占める血球の体積の割合を示す数値）をHct、単位ヘマトクリットあたりの動静脈間の磁化率差を $\Delta\chi_d$ 。とすると、酸素摂取率は式4を用いて算出することができる（Jan Sedlacik他、”Validation of Quantitative Estimation of Tissue Oxygen Extraction Fraction and Deoxygenated Blood Volume Fraction in Phantom and In Vivo Experiments by Using MRI”、Magnetic Resonance in Medicine、2010年、63巻、910-921頁の式6を参照）。

[数4]

$$OEF = \frac{\chi_v}{4\pi\Delta\chi_d \cdot Hct} \dots (4)$$

[0063] ここで、ヘマトクリット値は正常男性でおよそ0.42、正常女性で0.38と言われている。また、単位ヘマトクリットあたりの動静脈間の磁化率差 $\Delta\chi_d$ 。は0.18ppm（CGS単位系）であることが知られている。したがって、静脈と生体組織の磁化率差 $\Delta\chi_v$ を算出できれば静脈のOEFに変換することができる。なおヘマトクリット値については、MRI検査とは別

に行った血液検査から被検体について求めた値を代入してもよい。

[0064] [酸素摂取率分布推定：S 1 1 0 4]

酸素摂取率分布推定部 3 3 4 は、酸素摂取率に変換した静脈の磁化率分布において、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという制約条件（第 1 の条件）に基づいて、検査対象である組織全体、例えば脳実質の酸素摂取率分布を推定する。ここで、対象とする領域を 1、それ以外（例えば脳表などの領域）を 0 とするマスク（バイナリマスク）を M 、第 1 の条件を満たすと推定できる局所的領域の半径を r 、半径 r の球状のカーネルを ρ 、デルタ関数を δ とすると、生体組織（対象とする領域）の酸素摂取率 OEF_t は、半径 r の範囲内では大きく変化しないと仮定できるため、式（5）の関係式が成り立つ。

[0065] [数5]

$$M(\rho - \delta) \otimes OEF_t = 0 \quad \dots (5)$$

式（5）において、 \otimes は畳込み積分を表す。

なおバイナリマスク M は、絶対値画像から予め作成しておくことができ、磁化率分布算出の際に用いるマスクと同じものでもよいし、それより範囲が小さいものでもよい。

[0066] 式（5）は、フーリエ変換演算子 F 、逆フーリエ変換演算子 F^{-1} を用いると、式（6）のように書き換えることができる。

[数6]

$$MF^{-1}(C - \Delta)F \cdot OEF_t = 0 \quad \dots (6)$$

[0067] 式（6）において、 C はカーネル ρ のフーリエ成分（ $C = F \rho$ ）、 Δ はデルタ関数 δ のフーリエ成分（ $\Delta = F \delta$ ）をそれぞれ表す。式（6）を満たすような生体組織の酸素摂取率 OEF_t を算出できればよい。そこで本実施形態では、静脈の酸素摂取率 OEF_v の局所平均値と、生体組織の酸素摂取率 OEF_t の局所平均値が等しいという制約条件（第二の条件）を加えて、式（6）を満たす酸素摂取率 OEF_t を算出する。すなわち式（7）を最小化する「 OEF_t 」を求める。

[0068] [数7]

$$\arg \min_{OEF_t} \|MF^{-1}(C - \Delta)F \cdot OEF_t\|_2^2 + \lambda \|MF^{-1}CF(OEF_v - OEF_t)\|_2^2 \quad \dots (7)$$

式(7)中、第一項が第一の条件、第二項が第二の条件を表す。また λ は正則化パラメータを表し、制約条件の影響の度合いを制御するパラメータである。 λ の値は、典型的には0.1~10.0の範囲とする。以上の処理により、静脈の酸素摂取率 OEF_v を用いて、生体組織の酸素摂取率 OEF_t を推定することができる。

[0069] なお、本実施形態では、式(7)に示す最小化処理により生体組織の酸素摂取率 OEF_t を推定したが、この方法に限られない。たとえば、静脈の酸素摂取率 OEF_v の局所平均値や、静脈の酸素摂取率 OEF_v のガウシアンフィルタによる平滑化処理を用いてもよい。

[0070] [部分体積効果補正：S1105]

部分体積効果補正部335は、S1104で算出した生体組織の酸素摂取率 OEF_t に対して、部分体積効果補正を実施する。S1103で生体組織の酸素摂取率 OEF_t を算出するのに用いた静脈の酸素摂取率 OEF_v は、画素サイズより小さい静脈については、画素内に含まれるその他の生体組織による部分体積効果によって小さい値に算出されている(部分体積効果)。したがって、部分体積効果による酸素摂取率の低下を補正する必要がある。このため、部分体積効果補正部335は、まず、任意の静脈の酸素摂取率と脳全体の酸素摂取率の平均値が等しいという条件に基づいて、部分体積効果により低下した酸素摂取率を補正するための補正係数(部分体積効果補正係数)を算出する。任意の静脈は、脳全体の酸素摂取率を代表するとみなすことができる静脈であることが好ましく、例えば静脈洞などの太い静脈とする。

[0071] ここで、任意の静脈の酸素摂取率の平均値を OEF_{SSS} 、バイナリマスクM内にある画素数をN、画素位置*i*における生体組織の酸素摂取率を $OEF_t(i)$ とすると、上述した条件(任意の静脈の酸素摂取率と脳全体の酸素摂取率の平均値が等しいという条件)は、式(8)で表すことができる。PVC

は式（８）を満たすための部分体積効果補正係数である。

[数8]

$$OEF_{SSS} = PVC \cdot \frac{\sum_{i=1}^N OEF_i(i)}{N} \dots (8)$$

任意の静脈の酸素摂取率 OEF_{SSS} は、例えば、組織分離処理において、静脈として分離された画像（磁化率分布画像）から任意の静脈に相当する 1 ないし複数の画素を選択し、その変換処理 S 1 1 0 3 後の酸素摂取率を用いることができる。

[0072] 次に部分体積効果補正部 3 3 5 は、式（８）を満たす部分体積効果補正係数 PVC を用いて、式（９）により各画素の酸素摂取率を補正する。これにより最終的な酸素摂取率分布 $OEF(i)_{corrected}$ を算出することができる。

[数9]

$$OEF(i)_{corrected} = PVC \cdot OEF_i(i) \dots (9)$$

[0073] 以上の処理 S 1 1 0 1 ~ S 1 1 0 5 により、図 3 の酸素摂取率分布算出処理 S 1 0 0 3 が完了する。なお、図 6 に示すフローは一例であり、その一部の処理を省いたり、順番を入れ替えたりすることも本実施形態に含まれる。例えば、図 6 の部分体積効果補正を省いたり、部分体積効果補正を組織分離画像算出後や酸素摂取率変換後に実施したりすることもあり得る。また部分体積効果補正以外に、適宜フィルタなどを用いた平滑処理などを施してもよい。さらに、算出した酸素摂取率を用いて、その他の酸素量特性、例えば酸素飽和度や酸素代謝率などを算出することも可能である。

[0074] 上記処理 S 1 1 0 1 ~ S 1 1 0 5 の各段階で得られる画像の例を図 8 に示す。図 8 は、QSM法を用いて算出した脳の酸素摂取率分布を示す図で、図 8 (a) は、物性値分布算出部 3 3 1 が算出した磁化率分布、図 8 (b) は、組織分離部 3 3 2 が算出した静脈の磁化率分布、図 8 (c) は最終的に算出した酸素摂取率分布である。

[0075] [画像表示：S1005]

酸素摂取率分布算出部330が算出した酸素摂取率分布や磁化率分布は、ディスプレイ110（図1）に表示することができる。或いは外部記憶装置111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。表示の形態は、特に限定されず、例えば酸素摂取率分布は、図8（c）に示すような等高線やカラーマップとして表示することができる。

[0076] 本実施形態のMRI装置（或いは演算処理装置）及び画像処理方法によれば、カフェイン投与などの負荷を与えず簡易な処理で脳実質を含む脳内の酸素摂取率分布を算出でき、診断精度を向上させることができる。また本実施形態によれば、酸素摂取率との線形な関係にある磁化率分布を用い、且つ磁化率を精度よく算出できる組織、例えば静脈、を分離して組織分離画像を作成し、酸素摂取率を推定するので、精度のよく酸素摂取率分布を算出することができる。

[0077] また部分体積効果補正を行うことにより、画素サイズよりも小さい毛細血管が含まれる組織についても、部分体積効果による誤差を低減し、算出した酸素摂取率分布の精度を高めることができる。

[0078] <第二実施形態>

第一実施形態では、酸素摂取率を反映する物性値として磁化率分布を用いた例であるが、本実施形態では、本実施形態では、酸素摂取率を反映する物性値分布として見かけの横緩和速度（ R_2^* ）分布を算出する。

[0079] 本実施形態においても計算機109及び酸素摂取率算出部330の構成は、第一実施形態と同様であるが、計測制御部310は2つ以上の複数のエコー時間のエコーを計測し、エコー時間が異なる複数の複素画像を取得する制御を行う。また物性値分布算出部331、及び酸素摂取率変換部332の処理内容が異なる。具体的には、また物性値分布算出部331では、複数のエコー時間の複素画像から、 R_2^* 分布を算出し、酸素摂取率変換部332では、 R_2^* 分布の各画素値を酸素摂取率に変換する。本実施形態では、図3における物性値分布算出部331は、 R_2^* 分布算出部と読み替える。

[0080] 以下、第一実施形態とは異なる点を中心に、本実施形態の計算機109、主として酸素摂取率算出部330の動作を、図9のフローを参照して説明する。以下の説明において、適宜、第一実施形態で用いた図3の機能ブロック図及び図4も参照する。

[0081] [計測及び画像再構成：S1001、S1002]

計測制御部310は、図5に示すような、GrE系パルスシーケンスに基づき計測部を制御し、複数のエコー時間(TE)の異なるエコーを計測する。なお図5は1回の励起後にTEの異なる複数のエコーを計測するマルチエコーシーケンスであるが、1つのエコーを計測するシーケンスを用いた撮像を、TEを変えて複数回実行してもよい。画像再構成部320は、各エコーから異なるTE毎に複素画像を再構成する。

[0082] [酸素摂取率分布算出：S1003]

[R_2^* 分布算出：S1101]

R_2^* 分布算出部331は、エコー時間(TE)で計測した複素画像 $I(TE)$ から、 R_2^* 分布を算出する。以下、複素画像 $I(TE)$ から R_2^* 分布を算出する手法について説明する。

[0083] 複素画像 I は強度情報と位相情報を含む画像であるが、ここでは強度情報を持つ画像(絶対値画像)を用いて、生体組織の磁化率変化によって生じる信号減衰を算出する。ここで、画素内のプロトン密度を M_0 、見かけの横緩和速度を R_2^* とすると、エコー時間TEにおける信号強度 $I(TE)$ は式(10)で表される。

[数10]

$$I(TE) = M_0 \exp(R_2^* \cdot TE) \quad (10)$$

[0084] GrE法で計測した、TEが異なる複数の画像の各画素の画素値を、式(10)の信号モデルに最小二乗フィッティングさせることでプロトン密度分布 M_0 、見かけの横緩和速度分布 R_2^* をそれぞれ算出することができる。式(10)の未知数は2つなので、TEが異なる画像の数は2以上であればよいが、画像数(エコー数)を多くすることでフィッティングの精度を高めるこ

とができる。

[0085] [組織分離画像算出：S 1 1 0 2]

組織分離部332は、算出した R_2^* 分布から、少なくとも2種類以上の生体組織に分離した組織分離画像を算出する。ここでは R_2^* 分布から静脈を抽出して、静脈の R_2^* 分布と、それ以外の R_2^* 分布に分離する。静脈の R_2^* 分布を抽出する方法は、第一実施形態と同様であり、例えばモルフォロジーフィルタバンクを用いた処理（図7）や局所の平均値と標準偏差から静脈を判別する処理などを採用することができる。

[0086] [酸素摂取率変換：S 1 1 0 3]

酸素摂取率変換部333は、S 1 1 0 2で分離した静脈の R_2^* 分布の各画素値（ R_2^* 値）を酸素摂取率に変換する。静脈の R_2^* 値は、デオキシヘモグロビンの濃度、すなわち酸素摂取率に比例することが知られている（Xiang He他、”Quantitative BOLD: Mapping of Human Cerebral Deoxygenated Blood Volume and Oxygen Extraction Fraction: Default State”、Magnetic Resonance in Medicine、2007年、57巻、115-126頁の式1と式2を参照）。ここで、静脈の横緩和速度を R_2 、ヘマトクリット（血液中に占める血球の体積の割合を示す数値）をHct、単位ヘマトクリットあたりの動静脈間の磁化率差を $\Delta\chi_d$ とすると、酸素摂取率OEFは式（11）で表される。

[0087] [数11]

$$OEF = \frac{3(R_2^* - R_2)}{4\pi\gamma B_0 \Delta\chi_d Hct} \dots (11)$$

式（11）中、 γ は核磁気回転比、 B_0 は磁場強度をそれぞれ表す。また前述したように、ヘマトクリット値及び動静脈間の磁化率差は標準的な値が知られている値である。また別途検査を行って予め計測しておいてもよい。静脈において、 R_2 は R_2^* 値に比べ無視できる程度小さいので、本実施形態では

式(11)を近似的な式(12)で代用し、静脈の R_2^* 値から酸素摂取率 OEF に変換する。

[0088] [数12]

$$OEF = \frac{3R_2^*}{4\pi\gamma B_0 \Delta\chi_{do} Hct} \dots (12)$$

[0089] 酸素摂取率変換以降の処理、即ち、酸素摂取率分布推定(S1104)や部分体積効果補正(S1105)は第一の実施形態と同様に実施する。

[0090] 以上の手順により、見かけの横緩和速度 R_2^* から脳実質の酸素摂取率が算出できる。この場合にも、図8(c)に示したような酸素摂取率分布を得ることができ、適宜、任意の表示形態でディスプレイ110に表示することができる。

[0091] 本実施形態によれば、第一実施形態と同様に、精度よく酸素摂取率を算出できる組織を分離して酸素摂取率の計算を行うので、非侵襲的に且つ精度よく酸素摂取率分布を得ることができる。また本実施形態によれば、特性値として見かけの横緩和速度 R_2^* を用いることにより、磁化率分布よりもミクロの構造の情報を得ることができ、組織分離の精度を高めることができる。その結果、酸素摂取率分布算出の精度を高めることができる。

[0092] なお第一実施形態で説明した変形例、例えばモルフォロジーフィルタバンク以外の組織分離方法を採用することや、図3に示す手順の入れ替え、部分体積効果補正の省略等は、本実施形態においても同様に適用することができる。

[0093] <第二実施形態の変形例>

上記実施形態では、真の横緩和速度 R_2 については、 R_2^* 値に対し無視できる程度に小さいものと仮定して酸素摂取率を算出したが、式(11)からわかるように、酸素摂取率と線形の関係にあるのは R' ($= R_2^* - R_2$)である。本変形例では、計測制御部310は、図5のパルスシーケンスの他に、 R_2 が求められるパルスシーケンスを用いて、TEの異なるスピンエコー(SE)画像を複数取得し、物性値として R' 分布を取得する。

[0094] R_2 が求められるパルスシーケンスとしては、例えば図10に示すように、反転パルス702-2や702-3を追加したMulti-echo SEシーケンス750を用いることができる。このシーケンスの詳細な説明は省略するが、このシーケンスでは、図5のGrEシーケンスと同様に、複数のTEの異なるエコー710、711が得られる。これらのエコーは静磁場の不均一の影響を含まないスピンエコーであり、図10のシーケンスを、スライス方向及び位相エンコード方向の各エンコード量を異ならせて繰り返すことにより複数のSE画像用データ(k空間データ)が得られる。画像再構成部320はこれら画像用データを再構成し、TEが異なる複数のSE画像を得る。

[0095] 酸素摂取率算出部330は、複数のSE画像から、式(10)と同様の信号減衰式を用いて、 R_2 を算出し(物性値分布算出)、GrE画像から算出した R_2^* とSE画像から算出した R_2 を用いて式(11)により酸素摂取率OEFを算出することができる(酸素摂取率変換)。

本変形例によれば、計測ステップ(図3:S1001)の時間は長くなるが、より正確なOEFを算出することができる。

なお、その他のパルスシーケンスを用いて R_2^* と R_2 をそれぞれ算出してもよい。例えば、2D GrE-EPIシーケンスのTEを複数回変えて計測した複数の画像から R_2^* を算出し、2D SE-EPIシーケンスのTEを複数回変えて計測した複数の画像から R_2 を算出してもよい。上記のようにEPI系シーケンスを用いることで計測ステップ(図3:S1001)の時間を短縮することができる。

[0096] <第三実施形態>

本実施形態も第二実施形態と同様に、物性値分布算出部331が、酸素摂取率を反映した特性として見かけの横緩和速度 R_2^* を算出する。ただし、組織分離部332(図3)の処理が第二の実施形態とは異なり、本実施形態では、見かけの横緩和速度 R_2^* を脳実質の R_2^* とその他の組織の R_2^* に分離する。

[0097] 以下、第二実施形態と異なる点を中心に本実施形態の酸素摂取率分布算出部330の処理を説明する。図11に本実施形態の処理の流れを示す。図11において、図9の各ステップと同じ内容のステップは同じ符号で示し、詳しい説明は省略する。

[0098] [R₂*分布 (R' 分布) 算出 : S 1 1 0 1]

第二実施形態のR₂*分布 (R' 分布) 算出ステップS 1 1 0 1と同様に、物性値算出部 (R₂*分布算出部) 331はTEの異なる複数の画像の強度情報を用いて、画素毎に見かけの横緩和速度R₂*を算出し、R₂*分布を得る。計測において、GrE系パルスシーケンスのみを用いた場合にはR₂*分布が得られるが、第二実施形態の変形例のようにSE系パルスシーケンスを併用した場合にはR' (=R₂* - R₂) 分布が得られる。以下、R₂*分布とR' 分布を代表して、R₂*分布が得られたものとして説明する。

[0099] [組織分離画像算出 : S 1 1 0 2]

組織分離部332は、R₂*分布から静脈を抽出して、静脈のR₂*分布を算出する。静脈のR₂*分布を抽出する方法は第一実施形態と同様であり、例えば、R₂*分布に対しモルフォロジーフィルタバンクを用いて線状の構造を抽出する手法や、絶対値画像から抽出する手法などを用いる。次いで、元のR₂*分布と静脈のR₂*分布との差分によって、脳実質のR₂*分布 (差分R₂*分布という) を算出する。

[0100] [特性値補正 : S 1 1 0 2 - 1]

この処理では、脳実質のR₂*を変化させる物質の影響を補正する。例えば、脳にフェリチンなどの鉄タンパクの沈着などがあるとその部分のR₂*は高い値となる。このようなR₂*の異常値を検出し、それを除去する。具体的には、差分R₂*分布に対して、複数の画素からなる小領域を設定し、この小領域におけるR₂*の平均値と標準偏差を算出し、平均値 + N × 標準偏差の範囲を超える画素値をフェリチン沈着組織のR₂*として抽出する。次いで抽出したR₂*を差分R₂*分布から差し引き、脳実質の補正後R₂*分布とする。

[0101] なおこの処理は、フェリチン沈着が疑われる被検体に対してのみ行っても

よいし、省略することも可能である。また組織分離画像算出S 1 1 0 2において、静脈の R_2^* 分布を抽出する際に、第一実施形態と同様に、直線構造要素の角度を三次元的に変えた多重直線構造要素によるトップハット変換により粒状成分を分離し、粒状成分の R_2^* 分布を算出した場合には、この粒状成分の R_2^* 分布を元の R_2^* 分布から差し引くことで、上述したフェリチン沈着組織を除去することができる。

[0102] 以降の酸素摂取率変換（S 1 1 0 3）や酸素摂取率分布推定（S 1 1 0 4）、部分体積効果補正（S 1 1 0 5）は第二実施形態と同様に実施する。

[0103] 本実施形態によれば、酸素摂取率を求める対象である脳実質の R_2^* 分布を組織分離して、その組織分離画像から、酸素摂取率を算出するので、より直接的な手法であり、精度よく、酸素摂取率を求めることができる。

[0104] <第三実施形態の変形例>

上記実施形態では、フェリチン沈着組織の R_2^* として抽出した値を、組織分離画像算出ステップS 1 1 0 2で求めた差分 R_2^* 分布から差し引き、脳実質の R_2^* 分布としたが、本変形例では、フェリチン沈着組織の R_2^* として抽出した R_2^* 分布を用いて、バイナリマスクを作成し、これを以降の計算に用いる。

[0105] 即ち、フェリチン沈着組織の R_2^* をゼロ、それ以外を1とするバイナリマスクを作成する。次の酸素摂取率変換（S 1 1 0 3）は、マスクされない領域（マスク値が1の領域）のみについて酸素摂取率変換を行う。このマスクされない領域にのみ、酸素摂取率変換後の組織分離画像（酸素摂取率画像）を用いて酸素摂取率分布推定（S 1 1 0 4）すること、さらに部分体積効果補正を行ってもよいことは上記実施形態と同様である。

[0106] 以上、本発明の各実施形態とその変形例を説明したが、これら実施形態では言及されない要素を追加した構成や必須ではない要素を削除した構成も本発明に包含される。また上記実施形態では、主としてMRI装置の計算機109の機能の実施形態を説明したが、計算機109の機能は、MRI装置で取得した画像データを無線、有線或いは可搬媒体等を介して取り込むことが

できる画像処理装置であれば、MRI装置から独立した画像処理装置でも実現することも可能であり、このような画像処理装置も本発明に包含される。

符号の説明

[0107] 100 : MRI装置、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、109 : 計算機、110 : ディスプレイ、111 : 外部記憶装置、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、115 : 入力装置、120 : MRI装置、130 : MRI装置、310 : 計測制御部、320 : 画像再構成部、330 : 酸素摂取率分布算出部、331 : 物性値分布算出部（磁化率分布算出部、 R_2^* 分布算出部）、332 : 組織分離部、333 : 酸素摂取率変換部、334 : 酸素摂取率分布推定部、335 : 部分体積効果補正部

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、
- 予め設定した撮像シーケンスに従い、前記計測部の動作を制御する計測制御部と、
- 前記受信した核磁気共鳴信号に演算を施す計算機と、を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記計算機は、
- 少なくとも1つのエコー時間で取得した核磁気共鳴信号からの複素画像を生成する画像再構成部と、
- 酸素量特性を反映した物性値を画素値とする物性値画像を算出する物性値分布算出部と、
- 対象領域の物性値画像を、少なくとも2種類以上の組織毎の物性値画像に分離し、組織分離画像を算出する組織分離部と、
- 前記組織分離画像の少なくとも1つについて、各画素の前記物性値を酸素量特性に変換する酸素量特性変換部と、
- 画素値を酸素量特性に変換した後の組織分離画像において、任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件に基づいて前記対象領域の酸素量特性分布を推定する酸素量特性分布推定部と、
- 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記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記物性値分布算出部は、前記複素画像の位相情報から磁化率分布を算出する磁化率分布算出部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3] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
- 前記計測制御部は、少なくとも2つの異なるエコー時間で核磁気共

鳴信号を取得する撮影シーケンスを用いて、前記計測部を制御し、

前記物性値分布算出部は、複数の異なるエコー時間で取得した前記複素画像の強度情報から見かけの横緩和速度 (R_2^*) 分布を算出する R_2^* 分布算出部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4] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記組織分離部は、静脈とそれ以外の組織に分離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5] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記組織分離部は、脳実質とそれ以外の組織に分離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6] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記酸素量特性分布推定部は、任意の組織の酸素量特性と脳全体の酸素量特性の平均値が略等しいという条件に基づいて部分体積効果を補正する部分体積効果補正部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7] 請求項4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記酸素量特性分布推定部は、
脳組織の酸素量特性の任意の画素の画素値とその周囲の画素の平均値が略等しいという条件と、

脳組織の酸素量特性の任意の画素の周囲の平均値と、静脈の酸素量特性の静脈の酸素量特性の任意の画素の周囲の平均値が略等しいという条件とに基づいて前記対象領域の酸素量特性分布を推定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記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記酸素量特性分布推定部が推定する前記酸素量特性は、酸素摂取率、酸素飽和度、酸素代謝率のいずれか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9] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記組織分離部は、元画像を粒状成分画像、血管成分画像及び平滑化画像に分離するモルフォロジーフィルタを用いて、任意の組織を分離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10] MRI装置を用いた撮影により取得した計測データを用いて、検査対象の酸素摂取率を算出する方法であって、
前記計測データを用いて前記検査対象の複素画像を画像再構成し、
前記複素画像を用いて磁化率分布を算出し、
前記磁化率分布を、複数の組織毎の磁化率分布に分離して、組織分離画像を得て、
前記組織分離画像の少なくとも一つについて、任意の画素の磁化率は、その画素を囲む所定サイズの領域の磁化率と等しいという推定のもとで、組織毎磁化率分布から検査対象の酸素摂取率を推定することを特徴とする酸素摂取率の算出方法。
- [請求項11] 請求項10に記載の方法であって、
前記組織分離画像から推定した酸素摂取率を、さらに、任意の組織の酸素摂取率と脳全体の酸素摂取率の平均値が略等しいという条件に基づいて部分体積効果補正することを特徴とする酸素摂取率の算出方法。
- [請求項12] MRI装置を用いた撮影により取得した計測データを用いて、検査対象の酸素摂取率を算出する方法であって、
前記計測データを用いて、エコー時間が異なる複数の複素画像を画像再構成し、
前記複数の複素画像を用いて見かけの横緩和速度 R_2^* 分布または見かけの横緩和速度 R_2^* と横緩和速度 R_2 との差の分布を算出し、
前記見かけの横緩和速度 R_2^* 分布または前記差の分布を、複数の組織毎の組織分離画像に分離し、
組織分離画像の少なくとも一つについて、任意の画素の画素値は、

その画素を囲む所定サイズの領域の画素値と等しいという推定のもとで、前記見かけの横緩和速度 R_2^* 分布または前記差の分布から、前記検査対象の酸素摂取率を推定することを特徴とする酸素摂取率の算出方法。

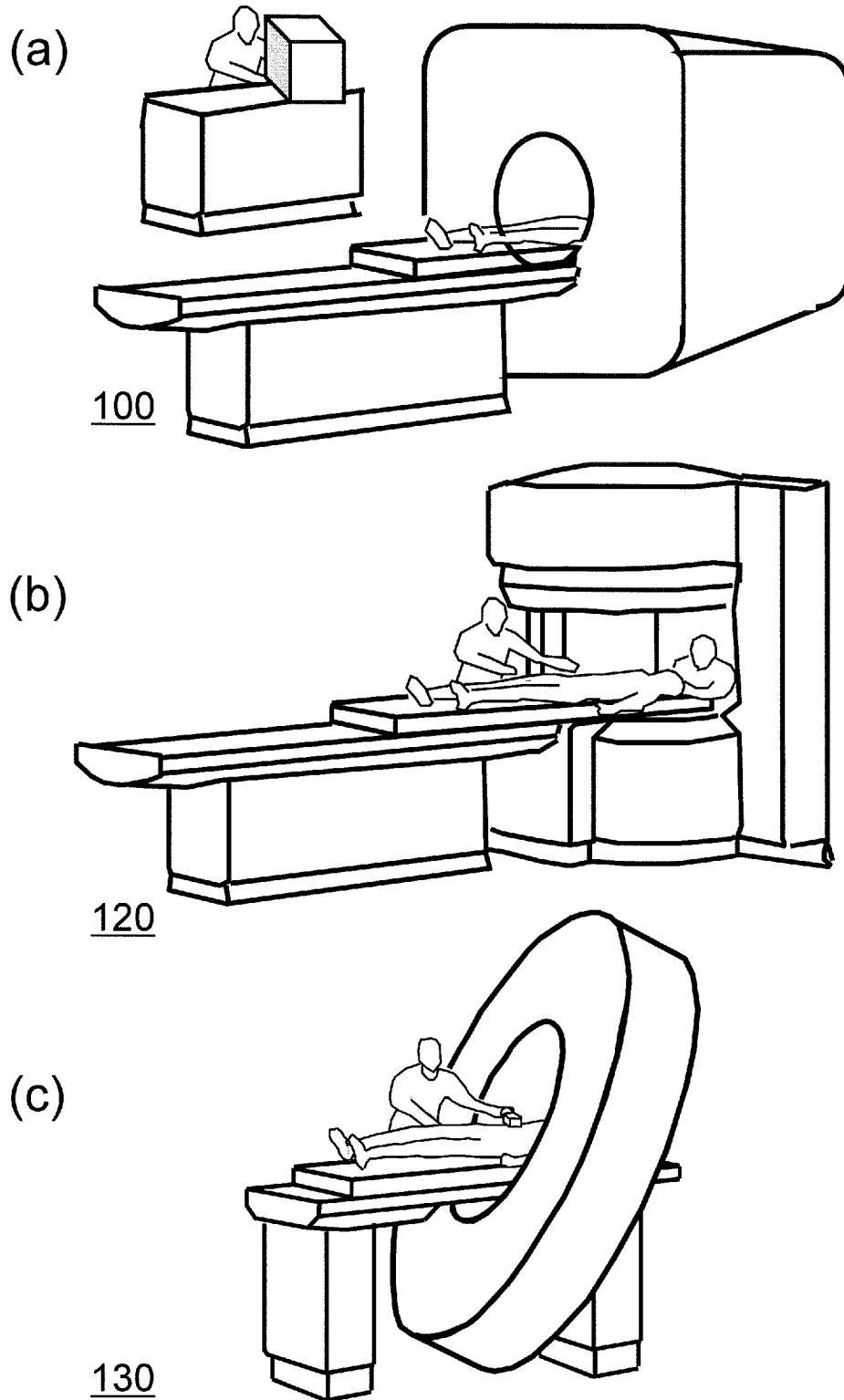
[請求項13]

請求項10又は12に記載の方法であって、

前記複数の組織は、脳静脈及び脳実質を含むことを特徴とする酸素摂取率の算出方法。

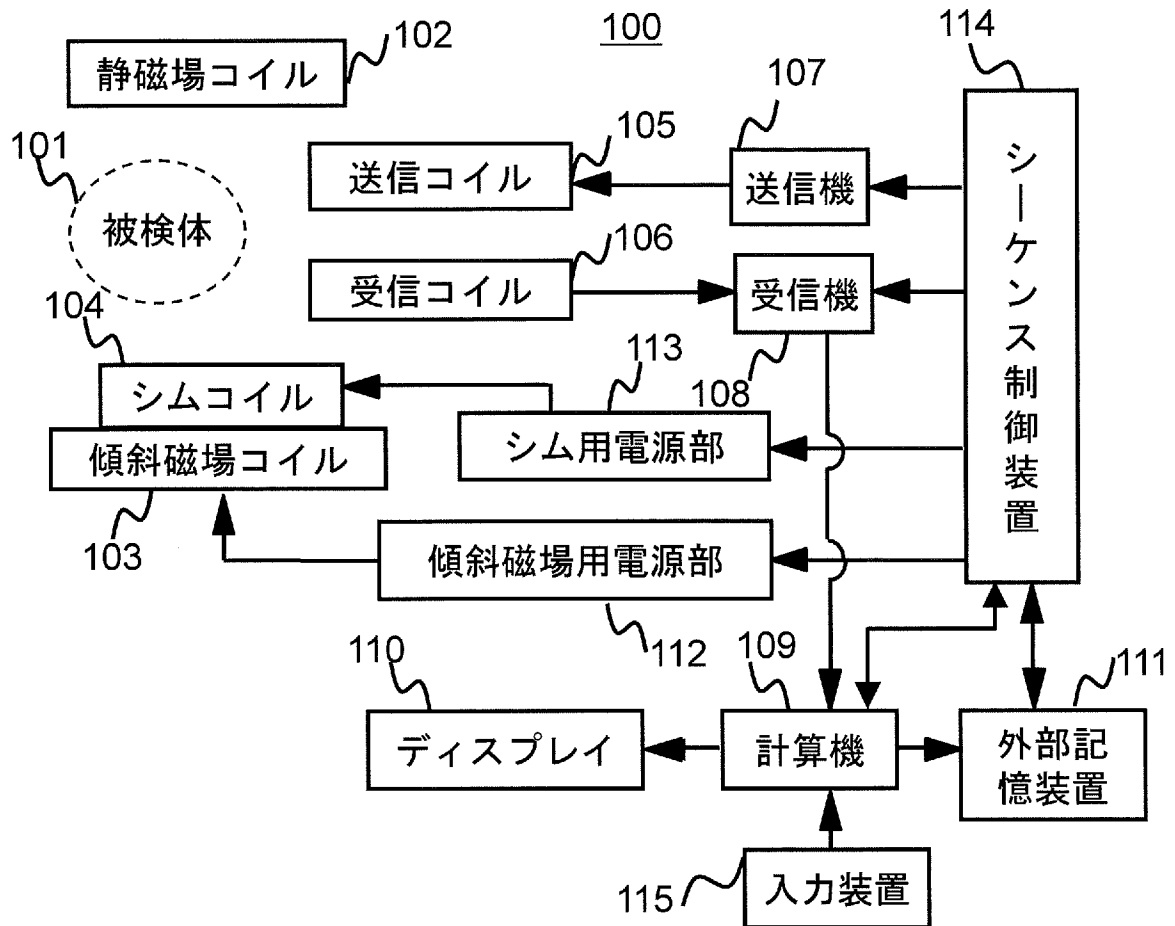
[図1]

図 1



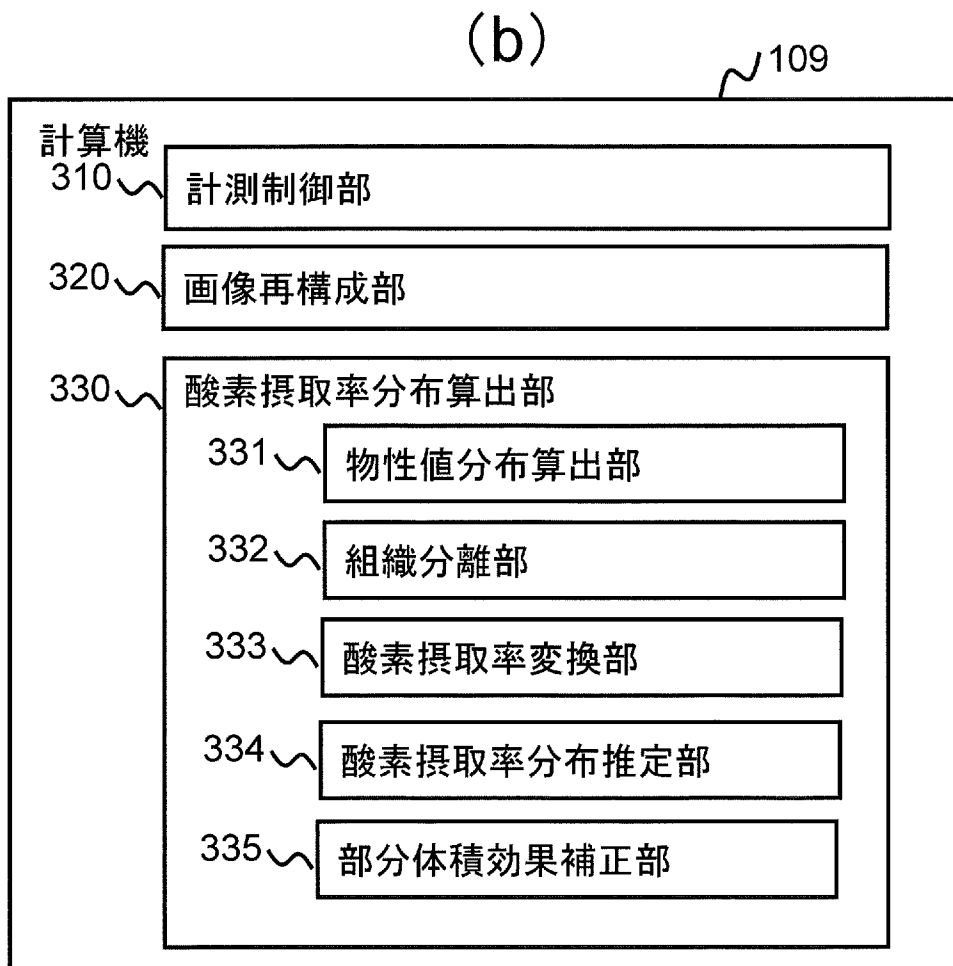
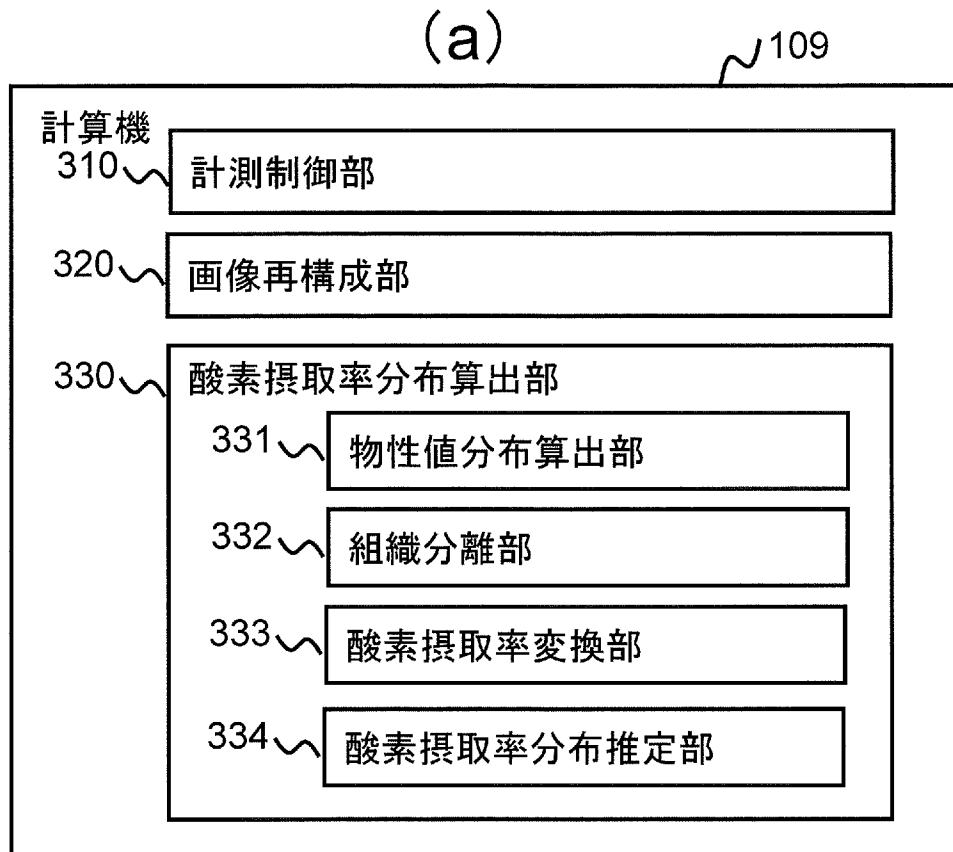
[図2]

図2



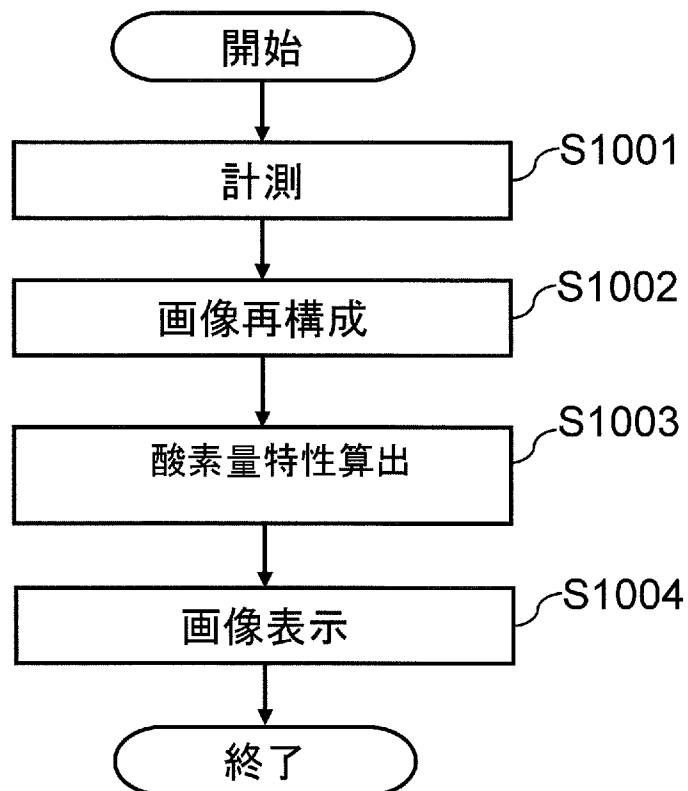
[図3]

図3



[図4]

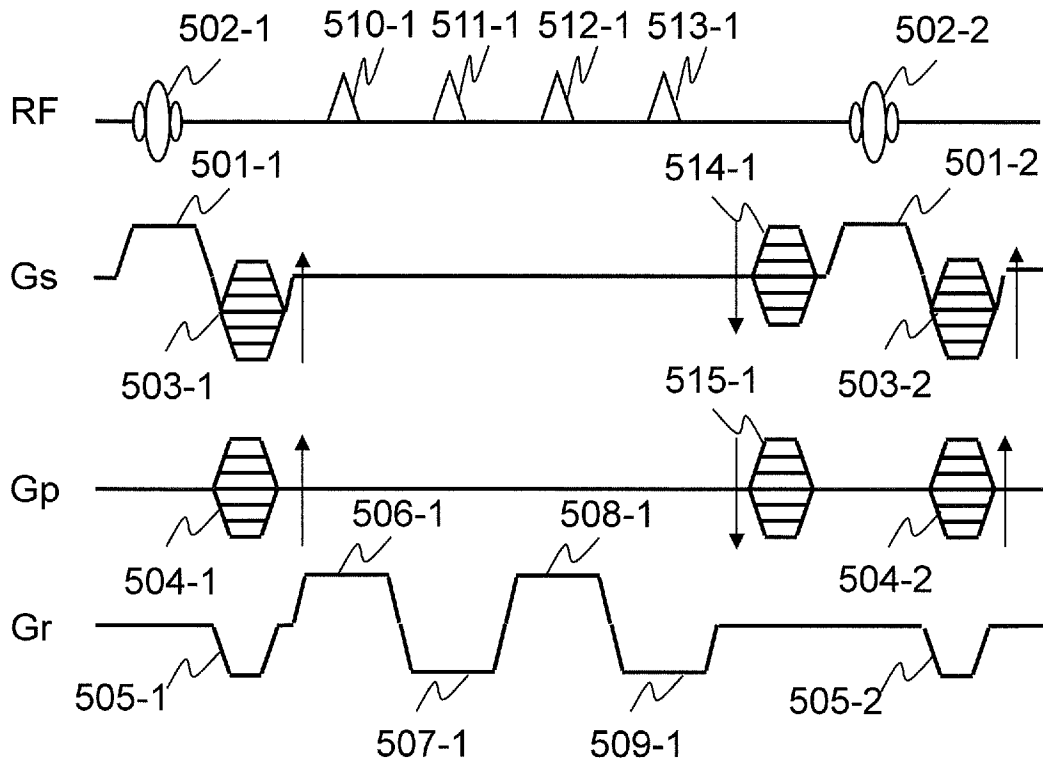
図4



[図5]

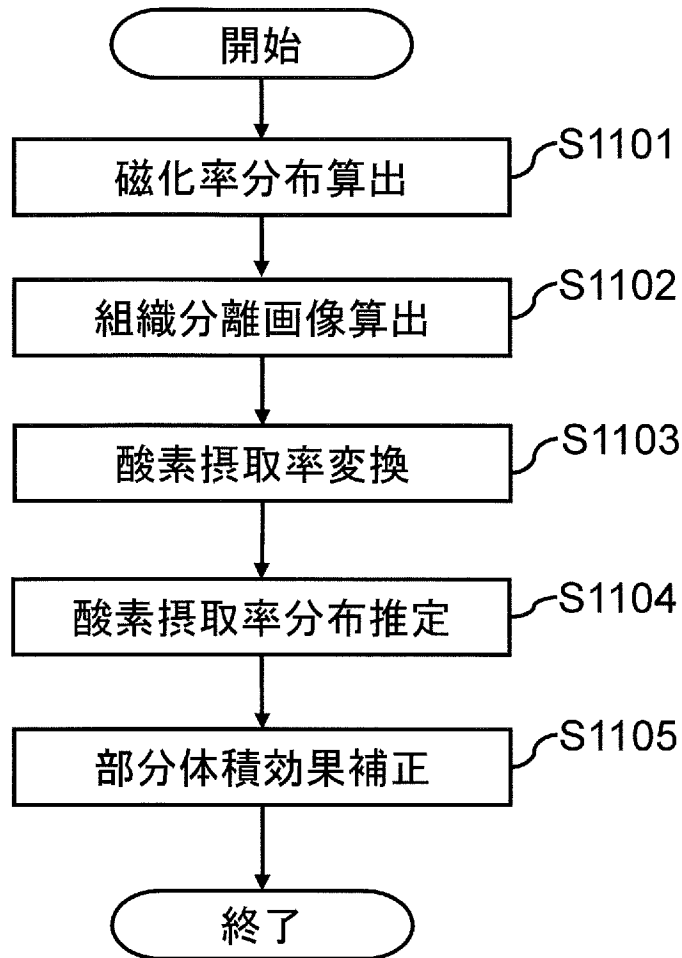
図5

550



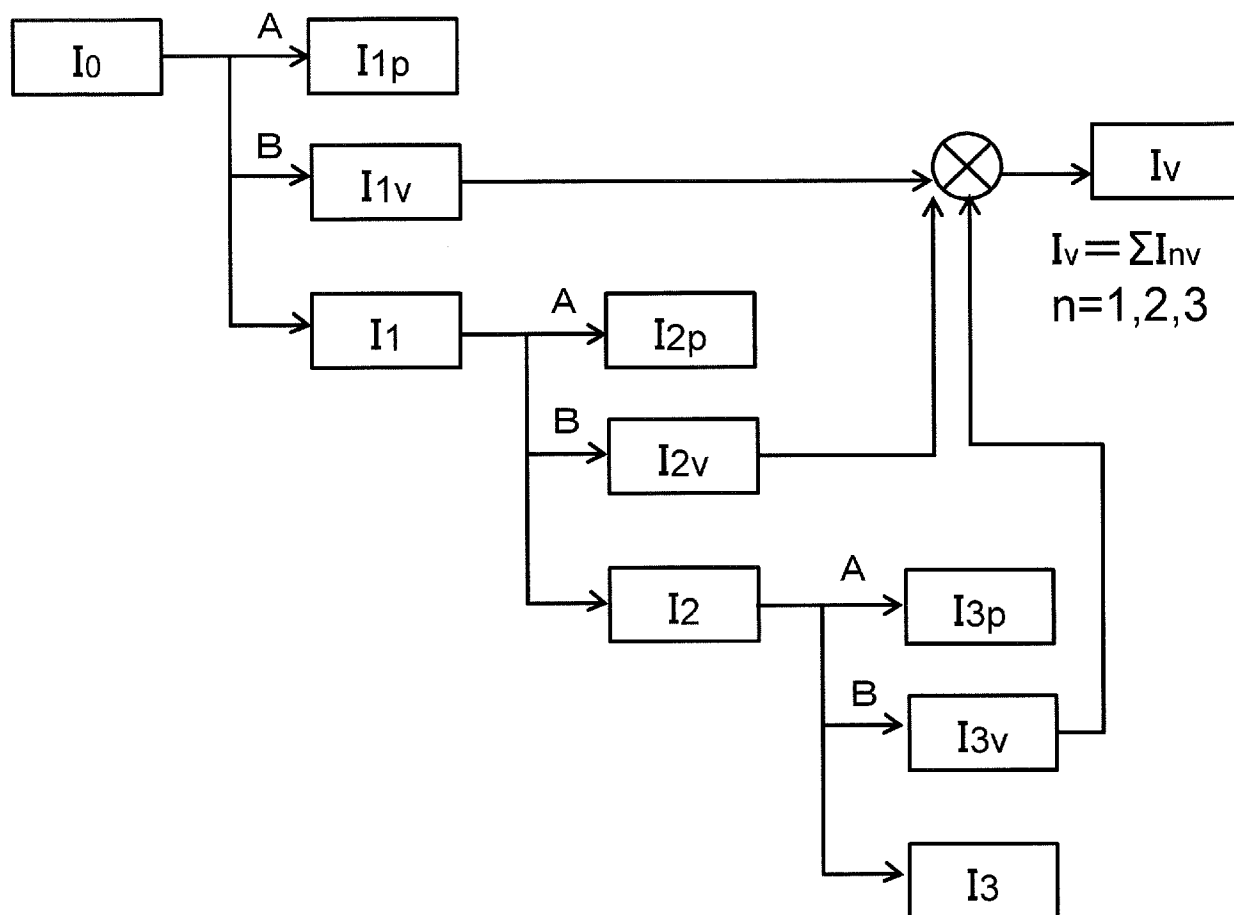
[図6]

図6

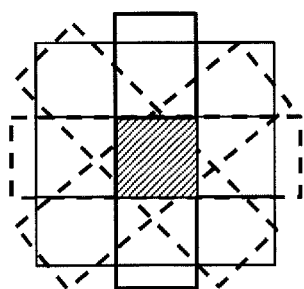


[図7]

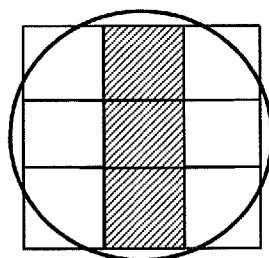
図7



粒状物抽出A



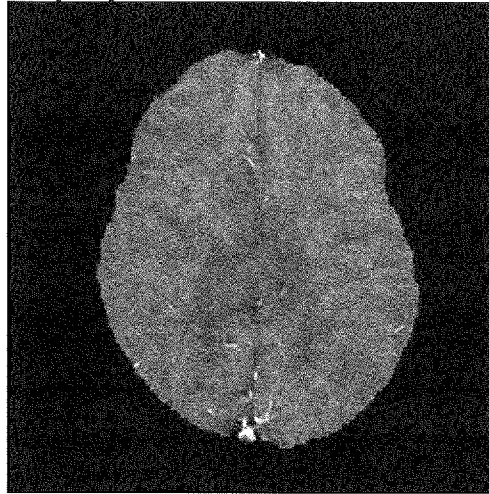
線状物抽出B



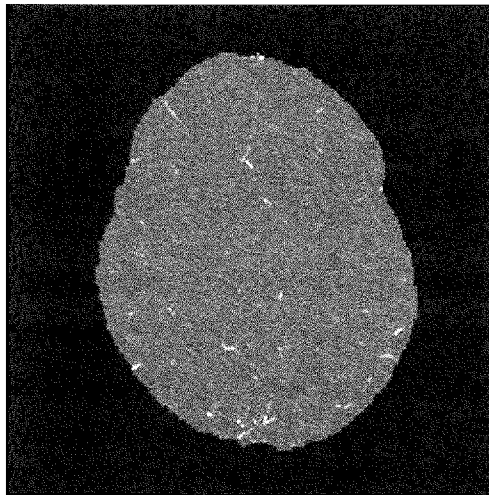
[図8]

図8

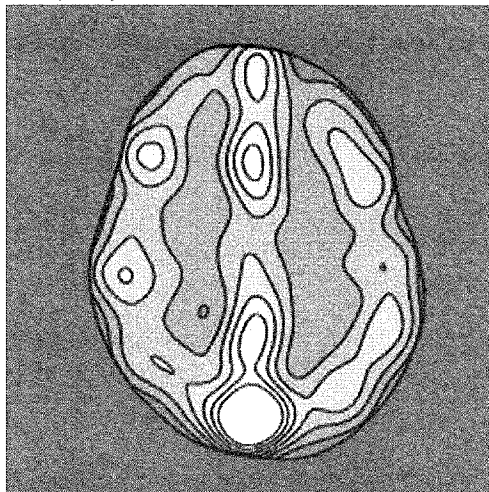
(a)



(b)

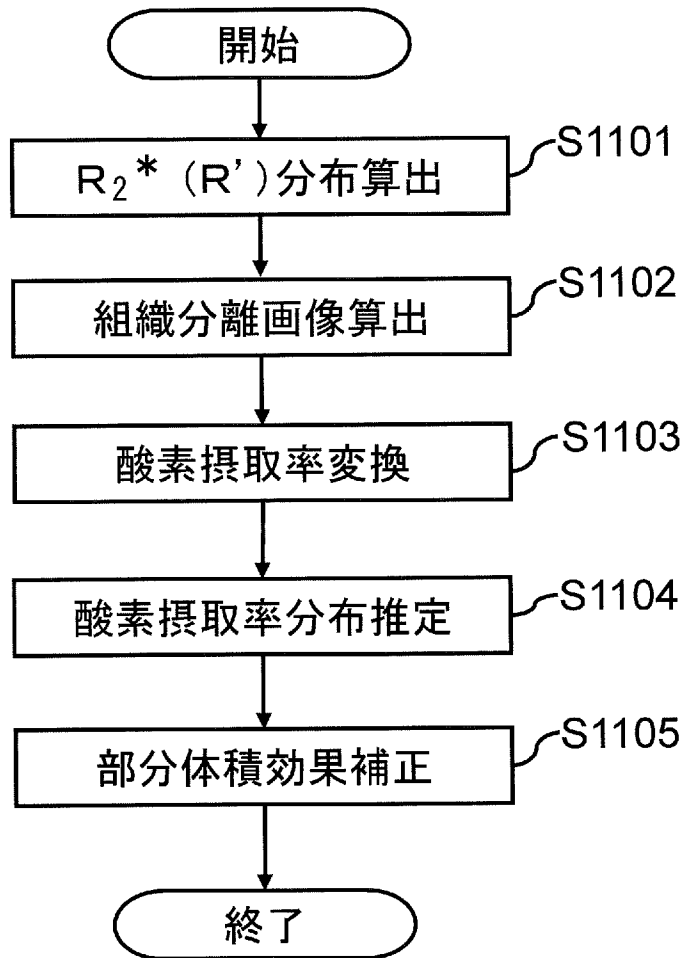


(c)



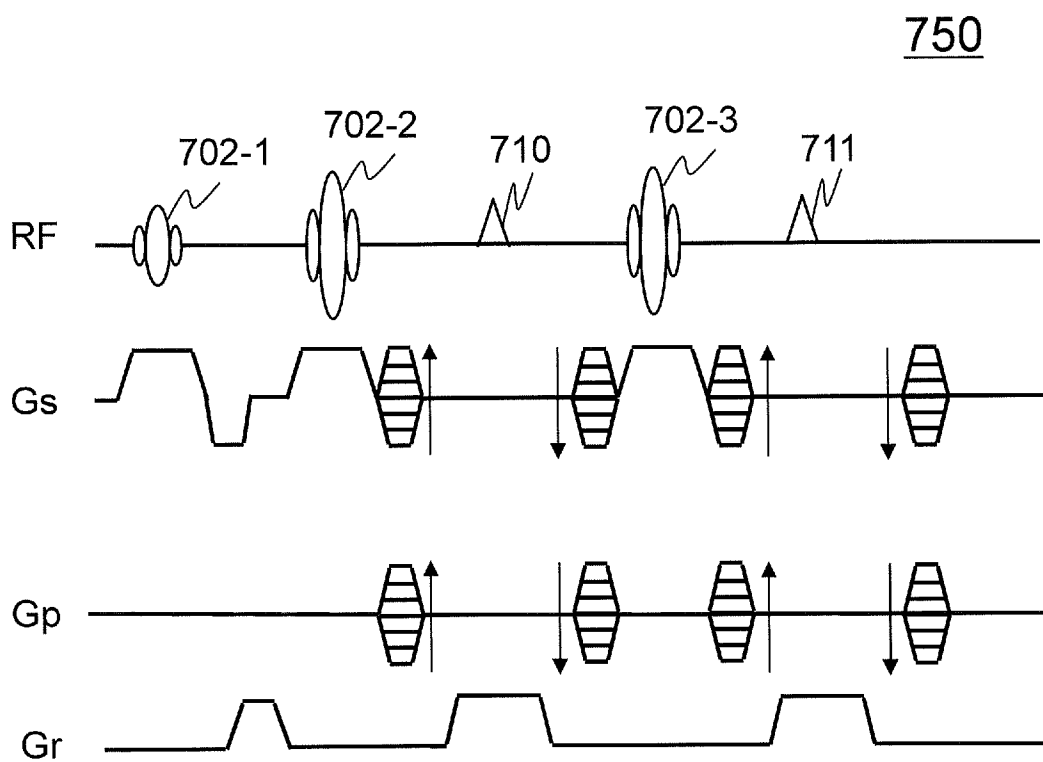
[図9]

図9



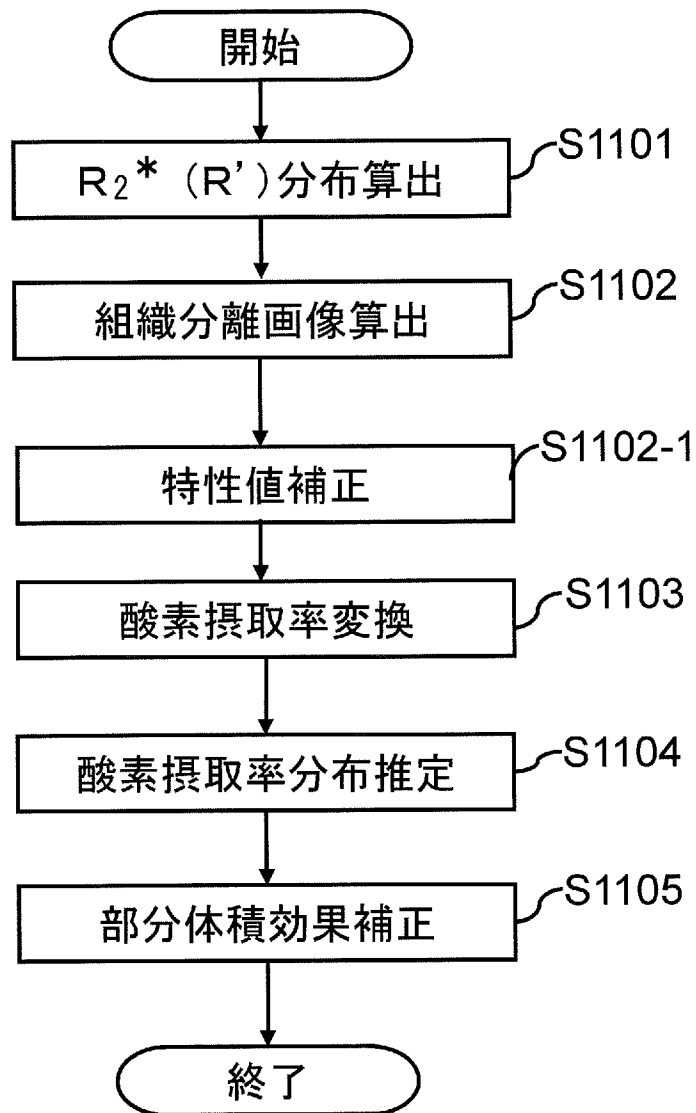
[図10]

図10



[図11]

図11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/036826

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B5/055(2006.01) i, G06T1/00(2006.01) i, G01N24/08(2006.01) n

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, G06T1/00, G01N24/08

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 1971-2017
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2017
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2017

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	BOLAR, D. S. et al., Quantitative Physiology / Imaging of Oxygenation, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015	1-13
A	ZHANG, J., et al., High Resolution Cerebral Metabolic Rate of Oxygen [CMRO2] using Quantitative Susceptibility Mapping (QSM) and an Oxygen Extraction Fraction (OEF) Constraint, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #3940	1-13

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

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“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
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	“&” document member of the same patent family
“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	Date of mailing of the international search report
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 REPORTInternational application No.
PCT/JP2017/036826

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DIMOV, A. et al., Estimation of Blood Oxygenation using Quantitative Susceptibility Mapping, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #1703	1-13
A	MCDANIEL, P. et al., Improved Accuracy in Susceptibility-based OEF Measurements by Mitigation of Partial-Volume Effects via Combined Magnitude and Phase Reconstruction, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #3330	1-13
A	JP 2015-62637 A (HITACHI MEDICAL CORP.) 09 April 2015, & US 2015/0084628 A1	1-13

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, G06T1/00(2006.01)i, G01N24/08(2006.01)n

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, G06T1/00, G01N24/08

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	BOLAR, Divya S., et al., Quantitative Physiology / Imaging of Oxygenation, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015	1-13
A	ZHANG, Jingwei, et al., High Resolution Cerebral Metabolic Rate of Oxygen (CMR02) using Quantitative Susceptibility Mapping (QSM) and an Oxygen Extraction Fraction (OEF) Constraint, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #3940	1-13

☑ 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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 29.11.2017	国際調査報告の発送日 19.12.2017
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） 2U 5062 姫島 あや乃 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	DIMOV, Alexey, et al., Estimation of Blood Oxygenation using Quantitative Susceptibility Mapping, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #1703	1-13
A	MCDANIEL, Patrick, et al., Improved Accuracy in Susceptibility-based OEF Measurements by Mitigation of Partial-Volume Effects via Combined Magnitude and Phase Reconstruction, ISMRM, 23, Institute of Navigation, 2015, #3330	1-13
A	JP 2015-62637 A (株式会社日立メディコ) 2015.04.09, & US 2015/0084628 A1	1-13