

(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
2014年5月22日(22.05.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/076808 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/079728
- (22) 国際出願日: 2012年11月16日(16.11.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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: 佐藤 良太(SATO Ryota); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 白猪亨(SHIRAI Toru); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 谷口 陽(TANIGUCHI Yo); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 五月女 悦久(SOUTOME Yoshihisa); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 井上 学, 外(INOUE Manabu et al.); 〒1008220 東京都千代田区丸の内一丁目6番1号 株式会社日立製作所内 Tokyo (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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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.

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND QUANTITATIVE SUSCEPTIBILITY MAPPING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および定量的磁化率マッピング法

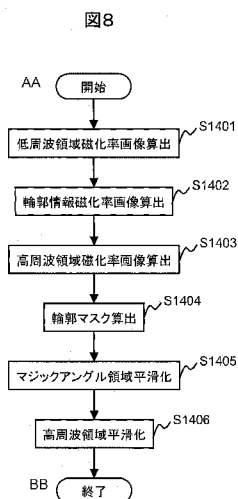


FIG. 8:
AA Start
BB End
S1401 Compute low frequency region magnetic susceptibility image
S1402 Compute contour information magnetic susceptibility image
S1403 Compute high frequency region magnetic susceptibility image
S1404 Compute contour mask
S1405 Smooth magic angle region
S1406 Smooth high frequency region

(57) Abstract: The objective of the present invention is to improve estimation accuracy of a magnetic susceptibility value of tissue by computing a contour image which represents the contour of the tissue on a magnetic susceptibility distribution and to reduce background noise without lowering the magnetic susceptibility value of the tissue. The present invention computes an absolute value image and a phase image from a complex image obtained by MRI, from the phase image, computes a low frequency region magnetic susceptibility image in which background noise is greater than a desired value but which has information on magnetic susceptibility value of a tissue, computes a contour information magnetic susceptibility image in which the magnetic susceptibility value is not correct but which has contour information of the tissue on a magnetic susceptibility distribution and computes a high frequency region magnetic susceptibility image in which the magnetic susceptibility value of the tissue is not correct but which is computed by a regularization method using a regularization parameter in which a contrast-to-noise ratio is at a maximum, computes a contour mask from the contour information magnetic susceptibility image, smooths a magic angle region from the contour mask and the low frequency region magnetic susceptibility image and finally smooths a high frequency region using the high frequency region magnetic susceptibility image.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/076808 A1



(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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

磁化率分布上における組織の輪郭を表す輪郭画像を算出することにより組織の磁化率値の推定精度を向上させ、また組織の磁化率値を低下させずに背景ノイズを低減する。MRIで得られる複素画像から絶対値画像と位相画像を算出し、位相画像から、背景ノイズは所望の値に比べて大きい組織の磁化率値の情報を有する低周波領域磁化率画像を算出し、磁化率値は正しくないが磁化率分布の組織の輪郭情報を有する輪郭情報磁化率画像を算出し、組織の磁化率値は正しくないがコントラスト対ノイズ比が最大となる正則化パラメータを用いた正則化法で算出した高周波領域磁化率画像を算出し、輪郭情報磁化率画像から輪郭マスクを算出し、輪郭マスクと低周波領域磁化率画像からマジックアングル領域を平滑化し、最後に高周波領域磁化率画像を用いて高周波領域を平滑化する。

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および定量的磁化率マッピング法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング（MRI）技術に関する。特に、再構成後の画像の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（以下、MRI装置ともいう）は、静磁場内に置かれた被検体に高周波磁場、傾斜磁場を印加し、核磁気共鳴により被検体から発生する信号を計測し、画像化する医用画像診断装置である。

[0003] MRI装置では、一般に、撮像断面を特定するスライス傾斜磁場を印加すると同時にその面内の磁化を励起させる励起パルス（高周波磁場パルス）を与え、これにより励起された磁化が収束する段階で発生する核磁気共鳴信号（エコー）を得る。このとき、磁化に三次元的な位置情報を与えるため、励起からエコーを得るまでの間に、スライス傾斜磁場と撮像断面において互いに垂直な方向の位相エンコード傾斜磁場とリードアウト傾斜磁場とを印加する。計測されたエコーは、 k_x 、 k_y 、 k_z を軸とする k 空間に配置され、逆フーリエ変換によって画像再構成が行われる。

[0004] 再構成された画像の各画素値は、絶対値と偏角（位相）とからなる複素数となる。絶対値を画素値とする濃淡画像（絶対値画像）は、プロトン（水素原子核）の密度や緩和時間（ T_1 、 T_2 ）を反映した画像であり、組織構造の描出に優れる。一方、位相を画素値とする濃淡画像（位相画像）は、静磁場不均一や生体組織間の磁化率差などに起因した磁場変化を反映した画像である。

[0005] 近年、位相画像が組織間の磁化率差を反映することを利用し、位相画像から生体内の磁化率分布を推定する定量的磁化率マッピング（QSM: Quantitatively Susceptibility Mapping）法が提案されている。生体組織の磁化率は、鉄分の量や静脈中の酸素量に

よって変化することが知られている。この磁化率の変化は、神経変性疾患や脳卒中の診断に有用な情報を提供する。

[0006] 例えば、神経変性疾患の一つであるアルツハイマー病の患者では、病状の進行に応じて、被殻とよばれる組織など脳内の複数の組織の鉄沈着量が増加し、その結果磁化率が増加することが知られている。そのため、これらの組織の磁化率を測定することができれば、アルツハイマー病の病状の進行度に関する客観的な情報を得られることが期待される。なお、組織の磁化率は、対象組織内に任意の大きさで設定されたROI (Region of Interest : 関心領域) 内の平均磁化率値で定義される。

[0007] 脳内の磁化率分布を推定するには、式(1)で表わされる位相分布 ϕ と磁化率分布 χ の関係式を用いる。

$$\phi(r) = -\frac{\gamma B_0 \tau_{TE}}{4\pi} \int \chi(r') \frac{3 \cos^2 \alpha - 1}{|r' - r|^3} d^3 r' \quad (数1)$$

[0008] ここで、式(1)において、 $\phi(r)$ は位置 r における位相(rad)、 γ はプロトンの磁気回転比、 B_0 は静磁場強度(T)、 τ_{TE} はTE(Echo Time : エコー時間)(s)、 $\chi(r')$ は位置 r' における磁化率(ppm)、 α は静磁場方向とベクトル $r' - r$ がなす角である。しかし、式(1)を用いて位相画像から磁化率分布を推定するには、右辺のたたみこみ積分を逆に解かなければならない。これは、解が一意に定まらない逆問題であるため、正確な磁化率分布を一意に推定することができない。

[0009] 従って、QSM法は、近似的な磁化率分布を推定し、これを画像化する。以下、式(1)に基づき磁化率分布を近似的に推定し、画像化したものを磁化率画像とよぶ。磁化率画像は、算出方法や算出に用いるパラメータによって様々に変化する。

[0010] 組織の磁化率を高精度に算出するため、近年様々なQSM法が提案されている。組織の磁化率を高精度に算出するためには、磁化率画像の k 空間上のマジックアングル近傍の領域の信号をできる限り高精度に求めることが必要である。 k 空間上における位相分布と磁化率分布の関係式は、静磁場方向を

z 方向とすると、式 (1) をフーリエ変換した式 (2) で表わされる。

$$\Delta(k) = \left(\frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k^2} \right) \cdot X(k) \quad (\text{数 } 2)$$

[0011] ここで、 k は k 空間上の位置ベクトル、 k_z はベクトル k の z 成分、 Δ は k 空間上における位相分布、 X は k 空間上における磁化率分布をあらわす。

[0012] ここで、マジックアングルとは、 k 空間の原点中心から静磁場方向に対して 55 度または 135 度の角度のことを指し、式 (2) において、 $(1/3 - k_z^2/k^2) = 0$ となる領域に対応する。

[0013] 以下、 k 空間上におけるマジックアングル近傍の領域を、マジックアングル領域とする。マジックアングル領域は、ある閾値 a_{th} を用いて、 $|1/3 - k_z^2/k^2| < a_{th}$ を満たす領域で定義される。また、この閾値 a_{th} をマジックアングル閾値とする。磁化率画像のマジックアングル領域では、ノイズが最も増大し、組織の磁化率の情報がノイズに埋もれて失われてしまうことが知られている。一方で、マジックアングル領域以外では、ノイズは存在するが、組織の磁化率の情報は失われていない。そのため、 k 空間のマジックアングル領域における組織の磁化率の情報を高精度に算出できれば、組織の磁化率を高精度に算出できる。

[0014] 上述の課題を解決するため、組織の輪郭領域を表す輪郭画像を事前に算出し、それを用いて磁化率画像における輪郭以外の領域を平滑化する手法が、近年有力な手法として提案されている。輪郭画像とは、組織の輪郭領域における画素値が他の領域における画素値に比べて大きい値をもつ画像のことである。磁化率分布上における組織の輪郭領域を表す輪郭画像を事前に算出できれば、それを用いてマジックアングル領域に相当する磁化率値を平滑化することによって、背景ノイズを低減し、組織の磁化率の推定精度を向上させることができる。なお、背景ノイズは、例えば磁化率画像上の脳実質など任意の領域に設定された ROI 内の標準偏差で定義される。近年、輪郭画像を用いた手法の中で、最も代表的な手法が、MED I (M o r p h o l o g y e n a b l e d d i p o l e i n v e r s i o n) 法 (非特許文献 1

）とHEIDI (Homogeneity Enabled Incremental Dipol Inversion) 法（非特許文献2）である。

先行技術文献

非特許文献

[0015] 非特許文献1: Liu T他、Morphology enabled dipole inversion (MEDI) from a single-angle acquisition: comparison with COSMOS in human brain imaging、Magnetic Resonance in Medicine、66巻、3号、777-783頁（2011年）

非特許文献2: Schweser F他、Quantitative susceptibility mapping for investigating subtle susceptibility variations in the human brain、NeuroImage、62巻、3号、2083-2100頁（2012年）

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0016] MEDI法は、絶対値画像に表れる組織と磁化率分布に表れる組織の輪郭が類似しているという仮定のもと、絶対値画像から輪郭画像を作成し、輪郭以外の領域を平滑化して磁化率画像を算出する手法である。MEDI法により、背景ノイズの少ない磁化率画像を得ることができる。

[0017] しかし、絶対値画像と磁化率分布の輪郭が一致しない領域において、磁化率の推定精度が低下するという課題がある。また、マジックアングル領域以外に相当する磁化率値も平滑化するため、平滑化の効果によって組織の磁化率値が低下し、推定精度が低下するという課題がある。

[0018] HEIDI法は、位相画像に表れる組織と磁化率分布に表れる組織の輪郭

が類似しているという仮定のもと、位相画像から組織の輪郭画像を作成し、そこに位相画像をラプラスフィルタ処理した画像と絶対値画像から得られる輪郭情報を付加し、輪郭以外の領域を平滑化して磁化率画像を算出する手法である。平滑化は、図10に示されるように、磁化率画像のk空間上のマジックアングル領域902とその周辺の領域903に相当する磁化率値にのみ行う。

[0019] しかし、位相画像は磁場方向によって画像のコントラストが変化するため、位相画像から抽出される組織の輪郭画像も磁場方向によって変化し、組織の磁化率の推定精度が低下する。また、3つの画像から輪郭画像を算出する必要があるため、輪郭画像の算出に必要なパラメータが増え、処理が煩雑になる。また、マジックアングル周辺の領域903に相当する磁化率値を平滑化すると、低周波領域に組織の磁化率の情報が存在するため、MEDI法と同様、平滑化の効果によって組織の磁化率値が低下し、推定精度が低下するという課題がある。

[0020] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、磁化率分布上における組織を表す正しい輪郭画像を算出することにより組織の磁化率の推定精度を向上させ、また組織の磁化率値を低下させずに背景ノイズを低減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

[0021] 上記課題を解決するための一例としては、被検体に静磁場を印加する静磁場印加手段と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、前記被検体に高周波磁場パルス照射する高周波磁場パルス照射手段と、前記被検体から核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記傾斜磁場と前記高周波磁場パルスを制御し受信した前記核磁気共鳴信号に演算を行う計算手段とを有する磁気共鳴イメージング装置であって、前記計算手段は、前記静磁場の中に置かれた前記被検体に前記高周波磁場パルスおよび前記傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する前記核磁気共鳴信号を複素信号として検出する計測部と、前記複素信号から各画素の値が

複素数である複素画像を再構成する画像再構成部と、前記複素画像を磁化率画像に変換する画像変換部と、前記生成した画像を表示装置に表示する表示処理部とを有し、

前記画像変換部は、前記複素画像から絶対値画像と位相画像とを生成する複素画像変換部と、前記位相画像から前記磁化率画像を生成する磁化率画像算出部とを備え、

前記磁化率画像算出部は、磁化率分布における組織の輪郭をあらわす輪郭情報磁化率画像を算出する輪郭情報磁化率画像算出部と、前記輪郭情報磁化率画像から組織の輪郭マスクを算出する輪郭マスク算出部とを備える。

発明の効果

[0022] 磁化率分布上における組織を表す輪郭画像を算出し、その輪郭画像を用いて磁化率画像を平滑化することにより、組織の磁化率を高精度に算出することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1](a)は垂直磁場方式の磁気共鳴イメージング装置の外観図、(b)水平磁場方式の磁気共鳴イメージング装置の外観図、(c)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]本実施形態における計算機の機能ブロック図である。

[図4]本実施形態における撮像処理のフローチャートである。

[図5]RSSG(RF-spoiled-Steady-state Acquisition with Rewound Gradient-Echo)シーケンスのパルスシーケンス図である。

[図6]本実施形態における画像変換処理のフローチャートである。

[図7]本実施形態における位相画像処理のフローチャートである。

[図8]本実施形態における磁化率画像算出処理のフローチャートである。

[図9]本実施形態における磁化率画像のk空間領域の概略図である。

[図10]非特許文献2記載の方法における磁化率画像のk空間領域の概略図で

ある。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明を適用する実施形態について、図面を参照し説明する。以下、本発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。また、以下の記述により本発明が限定されるものではない。

実施例 1

本発明の第一の実施形態について説明する。まず、本実施形態のMR I装置について説明する。図1は、本実施形態のMR I装置の外観図である。図1(a)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MR I装置(垂直磁場MR I装置)100である。図1(b)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MR I装置(水平磁場MR I装置)101である。また、図1(c)は、図1(b)と同じトンネル型磁石を用い、磁石の奥行を短くし且つ斜めに傾けることによって、開放感を高めたMR I装置102である。なお、各MR I装置の形態は、それぞれ、垂直磁場方式、水平磁場方式の一例であり、これらに限定されるものではない。

[0025] 以下、本実施形態を、図1(b)に示す水平磁場MR I装置101を用いる場合を例にあげて説明する。また、以下、本実施形態では、MR I装置101の静磁場方向をz方向、それに垂直な2方向のうち、測定対称の被検体を載置するベッド面に平行な方向をx方向、他方向をy方向とする座標系を用いる。また、以下静磁場を単に磁場とも呼ぶ。

[0026] 図2は、本実施形態のMR I装置101の概略構成を示すブロック図である。MR I装置101は、被検体に平行な方向に静磁場を発生するマグネット201と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル202と、シーケンサ204と、傾斜磁場電源205と、高周波磁場発生器206と、高周波磁場を照射するとともに核磁気共鳴信号(エコー)を検出するプローブ207と、受信器208と、計算機209と、表示装置210と、記憶装置211と、を備

える。被検体(例えば、生体)203は寝台(テーブル)等に載置され、マグネット201の発生する静磁場空間内に配される。本実施形態では、撮像対象を脳とする。

[0027] そのため、被検体の頭部が静磁場空間内に配される。ただし、撮像対象は脳に限定されず、肝臓や心臓など任意であることは云うまでも無い。

[0028] シーケンサ204は、傾斜磁場電源205と高周波磁場発生器206とに命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。発生された高周波磁場は、プローブ207を通じて被検体203に印加される。被検体203から発生したエコーはプローブ207によって受波され、受信器208で検波が行われる。

[0029] 検波の基準とする核磁気共鳴周波数(検波基準周波数 f_0)は、シーケンサ204によりセットされる。検波された信号は、計算機209に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。その結果は、表示装置210に表示される。必要に応じて、記憶装置211に検波された信号や測定条件、信号処理後の画像情報などを記憶させてもよい。シーケンサ204は、予めプログラムされたタイミング、強度で各部が動作するように制御を行う。プログラムのうち、特に、高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはパルスシーケンスと呼ばれる。

[0030] パルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られており、任意のパルスシーケンスを用いることができる。本実施形態のMRI装置101では、磁場強度の空間分布の不均一性に応じた信号が得られるGrE(Gradient Echo)系のパルスシーケンスを用いる。GrE系のパルスシーケンスには、例えば、RSSG(RF-spoiled-Steady-state Acquisition with Rewound Gradient-Echo)シーケンスがある。

[0031] 本実施形態の計算機209は、設定された計測パラメータとパルスシーケンスに従いエコーの計測をシーケンサ204に指示し、エコーを計測し、得られたエコーをk空間に配置し、k空間に配置されたエコーに対して演算を

行い所望のコントラストの画像を生成し、得られた画像を表示装置 210 に表示する。

[0032] 計算機 209 のこれらの各機能は、記憶装置 211 に格納されたプログラムを、計算機 209 の 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。

[0033] 以下、本実施形態の計算機 209 の、計測部 300、画像再構成部 400、画像変換部 500、表示処理部 600 による撮像処理の詳細を、処理の流れに沿って説明する。図 4 は、本実施形態の撮像処理の処理フローである。

[0034] 各種の計測パラメータが設定され、撮像開始の指示を受け付けると、計測部 300 は、計測を行う(ステップ S1101)。ここでは、計測部 300 は、予め定められたパルスシーケンスに従って、シーケンサ 204 に指示を行い、エコー信号を取得し、k 空間に配置する。シーケンサ 204 は、指示に従い、上述のように、傾斜磁場電源 205 と高周波磁場発生器 206 とに命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。そして、プローブ 207 によって受波され、受信器 208 で検波が行われたエコーを複素信号として受信する。

[0035] このとき、本実施形態では、上述のように G r E 系のパルスシーケンスを用いる。ここで、本実施形態で用いる G r E 系のパルスシーケンスを、その一例である R S S G シーケンスを用いて説明する。

[0036] 図 5 は、R S S G シーケンスのパルスシーケンス図である。本図において、R F、G s、G p、G r 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。

[0037] R S S G シーケンスでは、スライス傾斜磁場パルス 701 の印加とともに高周波磁場(R F)パルス 702 を照射し、被検体 203 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 703 および位相エンコード傾斜磁場パルス 704 を印加する。

[0038] 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 705 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 706 を印加しながら核磁気共鳴信号(エコー) 707 を一つ計測する。そして最後に、スライスエンコード傾斜磁場パルス 703 および位相エンコード傾斜磁場パルス 704 によってデ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 708 および位相エンコード傾斜磁場パルス 709 を印加する。

[0039] 計測部 300 は、以上の手順を、スライスエンコード傾斜磁場パルス 703、708 (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 704、709 (位相エンコード数 k_p) の強度と、RF パルス 702 の位相とを変化させながら、繰り返し時間 T_R で繰り返し実行し、1 枚の画像を得るために必要なエコーを計測する。なお、このとき、RF パルス 702 の位相は、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。

[0040] なお、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 シーケンスにより得られる絶対値画像は、 T_E (RF パルス 702 の照射からエコー 707 の計測までの時間) を短く設定すると T_1 (縦緩和時間) 強調画像、 T_E を長く設定すると画素内の位相分散を反映した T_2^* 強調画像となる。

[0041] なお、本実施形態では、 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 RSSG シーケンスを用いたが、任意のシーケンスを用い、任意の k 空間領域のデータを取得することができる。

[0042] 例えば、一回の T_R で複数のエコーを取得し、それらを異なる k 空間画像に配置してもよい。また、複数のエコーで取得した別々の複素画像や位相画像から一枚の複素画像や位相画像を作成してもよい。また、 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。

[0043] また、撮像を複数回行い、それぞれの撮像で別々の k 空間領域のデータを

取得し、それらを統合したデータを用いてもよい。

[0044] 計測を終えると、画像再構成部400は、 k 空間に配置されたエコー信号から画像を再構成する画像再構成処理を行う(ステップS1102)。ここでは、画像再構成部400は、 k 空間上に配置されたエコー(データ)に対して3次元逆フーリエ変換などの処理を行い、各画素の値が複素数で表される複素画像を再構成する。

[0045] 画像変換部500は、得られた複素画像に対して後述する種々の画像変換処理を行う(ステップS1103)。本実施形態では、画像変換部500は、画像再構成部400で得られた複素画像を磁化率画像に変換する。本実施形態の画像変換処理の詳細は後述する。

[0046] そして、本実施形態における表示処理部600は、得られた磁化率画像を濃淡画像として表示装置210に表示する(ステップS1104)。なお、最大値投影処理などの方法を用いて複数の画像情報を統合させて表示してもよい。また、磁化率画像に画像処理を行い、磁化率画像と異なるコントラストの画像を作成し、表示装置210に表示させてもよい。例えば、磁化率画像から組織間の磁化率差を強調した強調マスクを作成し、それを絶対値画像にかけ合わせた磁化率差強調画像を表示してもよい。磁化率差強調画像は、磁化率差を強調する処理によって組織の磁化率の情報は失われるが、磁化率の高い組織とそれ以外の組織とのコントラストが増加する。そのため、磁化率の高い組織が明瞭に描出される。

[0047] 以下、本実施形態における画像変換処理の流れについて説明する。図6は、本実施形態の画像変換処理の処理フローである。

[0048] 本実施形態の画像変換部500において画像変換処理が開始されると、まず、画像再構成部510が生成した複素画像から絶対値画像および位相画像を生成する(ステップS1201)。絶対値画像および位相画像は、複素画像の各画素の複素数の絶対値成分および位相成分とからそれぞれ作成する。画素 i における絶対値画像の画素値 $S(i)$ と位相画像の画素値 $\phi(i)$ とは、複素画像の画素値 $c(i)$ を用いて、それぞれ、式(3)と式(4)とから算出され

る。

$$S(i) = |c(i)| \quad (\text{数 } 3)$$

[0049] $\phi(i) = \arg\{c(i)\} \quad (\text{数 } 4)$

[0050] 次に、位相画像に対し、以下に述べる位相画像処理を行う(ステップS 1 2 0 2)。本実施形態では、4種の位相画像処理を行う。以下では、この4種の位相画像処理を、図7の処理フローを用いて説明する。

[0051] まず、位相画像から大域的な位相変化を除去する大域的位相変化除去処理を行う(ステップS 1 3 0 1)。式(4)で算出される位相画像は、撮像部位(例えば、頭部など)の形状等に依存して生じる静磁場不均一に起因する大域的な位相変化と、組織間の磁化率変化に起因する局所的な位相変化との和になっている。

[0052] また、それぞれ、位相画像のk空間上における低周波成分と高周波成分に対応する。本処理によって、大域的な位相変化のみを除去できるため、組織間の磁化率変化に起因する局所的な位相変化を算出できる。本実施形態の大域的位相変化除去処理は、まず、撮像した三次元画像(元画像)に対して二次元画像ごとにそれぞれローパスフィルタ処理を施し、低解像度画像を算出する。

[0053] そして、元画像を低解像度画像で複素除算することにより、低解像度画像に含まれる大域的な位相変化を元画像から除去する。なお、大域的な位相変化を除去する方法には様々な方法がある。例えば、三次元画像を低次多項式でフィッティングすることにより大域的な位相変化を抽出し、それを元画像から減算する方法などがある。大域的位相変化除去処理では、こうした他の方法を用いてもよい。

[0054] 次に、位相の折り返しを補正する位相折り返し補正処理を行う(ステップS 1 3 0 2)。位相画像における一部の領域では、 $-\pi$ から π の範囲を超えた位相値が $-\pi$ から π の範囲内に折り返される。そのため、脳の全領域において正確な位相を求めるためには、これらの折り返しを補正する必要がある。本

実施形態では、例えば領域拡大法などを用い、 $-\pi$ から π の範囲に折り返されている位相値を補正する。

[0055] 次に、位相画像の中でノイズ成分のみの領域(ノイズ領域)にノイズマスク処理を実施する(ステップS 1303)。本実施形態のノイズマスク処理は、まず、絶対値画像を用いて、マスク画像を作成する。マスク画像は、予め定めた閾値を用い、絶対値画像における当該閾値より小さい値を持つ領域の画素値を0、それ以外の領域の画素値を1とする。そして、作成したマスク画像を位相画像にかけあわせる。なお、閾値は、絶対値画像の全画素の画素値分布から判別分析法等の方法を用いて求めてもよい。

[0056] なお、ノイズマスク処理法には様々な方法がある。例えば、ノイズマスク処理に用いるマスク画像として、空気領域の画素値を0とする方法などがある。この場合、脳と空気との境界部分を検出し、検出結果をもとに空気領域を抽出する。ノイズマスク処理では、こうした他の方法を用いてもよい。

[0057] 次に、ノイズマスク処理を実施した位相画像の中で、脳と空気の境界領域を除去する処理を行う(ステップS 1304)。空気に隣接している境界領域の位相は、他の領域に比べて空間的変化が激しいため、算出した磁化率画像においてアーチファクトの発生原因となることがある。そのため、この境界領域を除去する必要がある。本実施形態の境界領域除去処理では、領域拡大法によりノイズマスク処理した位相画像において空気領域から領域を拡大し、位相値が所定の閾値をこえた場合に0でおきかえる処理を行うことにより、境界領域を除去する。なお、境界領域の除去処理法には、様々な公知の方法がある。例えば、ガウス関数を用いて境界領域の位相変化をフィッティングし、それを元画像から減算する方法などがある。境界領域の除去処理では、こうした他の方法を用いてもよい。

[0058] なお、位相画像処理における上にあげた4つの処理はあくまで一例であり、これらに限る必要はない。また、これら4つの処理のうちのいくつかの処理を省略することもできる。また、各処理の処理順は問わない。また、位相画像処理は、行わなくてもよい。位相画像処理を行わないと、ノイズや位相

不均一を除去できないため、ステップS 1 2 0 3で算出される磁化率画像上にアーチファクトが発生する可能性もあるが、少ない処理回数と処理時間で磁化率画像を算出できる。

[0059] 最後に、位相画像処理を行った位相画像から表示装置2 1 0に表示する磁化率画像を算出する(ステップS 1 2 0 3)。

[0060] 本実施形態では、まず、位相画像から、低周波領域に用いる磁化率画像である低周波領域磁化率画像 χ_o の算出(ステップS 1 4 0 1)と、磁化率値は正しくないが磁化率分布上における組織の輪郭情報を有する磁化率画像である輪郭情報磁化率画像 χ_g の算出(ステップS 1 4 0 2)と、高周波領域に用いる磁化率画像である高周波領域磁化率画像 χ_c の算出(ステップS 1 4 0 3)を行い、 χ_g から輪郭マスクを算出し(ステップS 1 4 0 4)、輪郭マスクと低周波領域磁化率画像 χ_o からマジックアングル領域に相当する磁化率値を平滑化し(ステップS 1 4 0 5)、最後に高周波領域磁化率画像 χ_c を用いて高周波領域に相当する磁化率値を平滑化する(ステップS 1 4 0 6)。

[0061] ここで、ステップS 1 4 0 1からステップS 1 4 0 6の具体的な処理法の説明を行う前に、本実施形態における磁化率画像算出処理のk空間の領域分割方法を説明する。

[0062] 本実施形態では、表示装置2 1 0に表示する磁化率画像上のk空間を3つの領域に分割し、事前に算出した3つの異なる磁化率画像を用いて、それぞれの領域に異なる処理を適用する。図9に本実施形態におけるk空間の領域分割の模式図を示す。図9に示すように、本実施形態では、組織の磁化率の情報が存在する低周波領域8 0 2、解の精度が大きく低下するマジックアングル領域8 0 3、組織の磁化率の情報は低周波領域に比べて少ないが微小な組織のコントラストの情報が存在する高周波領域8 0 4の3つに分割する。

[0063] 本実施形態では、低周波領域8 0 2には、背景ノイズは所望の値に比べて大きい組織の磁化率値の情報を有する磁化率画像 χ_o を用いる。本実施形態では、低周波領域に用いる磁化率画像 χ_o を低周波領域磁化率画像とよぶ。マジックアングル領域8 0 3には、組織の磁化率値は正しくないが磁化率分布

上における組織の輪郭の情報を有する磁化率画像 χ_g を事前に算出し、その磁化率画像から算出される輪郭画像を用いた平滑化を行う。本実施形態では、輪郭画像の算出に用いる磁化率画像 χ_g を輪郭情報磁化率画像とよぶ。高周波領域 804 には、組織の磁化率値は正しくないが CNR（コントラスト対ノイズ比）が最大となる正則化パラメータを用いた正則化法で算出した磁化率画像 χ_c を用いる。本実施形態では、高周波領域に用いる磁化率画像 χ_c を高周波領域磁化率画像とよぶ。

[0064] 上記3つの分類の仕方の詳細については、後述することとする。

[0065] 本実施形態における k 空間の領域分割では、組織の磁化率の情報が存在する低周波領域には平滑化を行わず、高周波領域に平滑化を行うため、組織の磁化率値を低下させずに背景ノイズを低下させることができる。

[0066] また、マジックアングル領域においては、磁化率分布上における正しい組織の輪郭情報を有する輪郭情報磁化率画像 χ_g から輪郭画像を算出し、これを用いて平滑化を行う。輪郭情報磁化率画像 χ_g から算出した輪郭画像は、磁化率分布上における組織の輪郭と一致し、また静磁場方向によって輪郭が変化しない。そのため、絶対値画像や位相画像から算出した輪郭画像を用いて平滑化を行った場合に比べて、組織の磁化率の推定精度が向上する。

[0067] 本実施形態における上述した3つの低周波領域磁化率画像 χ_o 、輪郭情報磁化率画像 χ_c 、高周波領域磁化率画像 χ_g は、L1 ノルム正則化法により算出する。本実施形態では、L1 ノルム正則化法の正則化パラメータを変化させることにより、これらの異なる性質の磁化率画像を算出する。ここで、L1 ノルム正則化法の正則化パラメータの大きさと、算出される磁化率画像の性質との関係について簡単に説明する。L1 ノルム正則化法は、式（1）の関係式を用いて以下の評価関数 $e(\chi)$ を設定し、 $e(\chi)$ を最小化することにより磁化率画像を算出する。

$$e(\chi) = \|W \cdot (C\chi - \delta)\|^2 + \lambda \|\chi\|_1 \quad (\text{数5})$$

[0068] ここで、 δ は全画素数 N の大きさを持つ位相画像の列ベクトル、 χ は磁化

率画像の列ベクトル、 C は $N \times N$ の大きさを持ち、 χ に対する畳み込み演算に相当する行列、 W は N の大きさを持つ列ベクトルであり、各画素における誤差に重みづけする係数ベクトルである。また、 $\cdot$ はベクトルの要素ごとの掛け算、 $\|A\|$ はベクトル A のノルム、 λ は任意の定数、 $\|A\|_1$ はベクトル A の L_1 ノルムを表す。ベクトル A の L_1 ノルム $\|A\|_1$ は、ベクトル A の各要素の絶対値の総和で表わされる。

[0069] 式(5)において、第一項目は位相と磁化率の関係式の誤差を小さくし、第二項目は背景ノイズを低減する働きを持つ。 L_1 ノルム正則化法においては、正則化パラメータ λ の大きさによって、背景ノイズ低減の働きをもつ第二項目の磁化率画像に対する寄与の大きさが制御され、磁化率画像の性質が変化する。

[0070] 基本的には、正則化パラメータ λ の増加に伴い、背景ノイズが低減され、同時に組織の磁化率も低下する。ただし、 L_1 ノルム正則化法は、ある λ の範囲においては、組織の磁化率の低減率よりも背景ノイズの低減率の方が大きいという特徴をもつ。具体的には、 λ を0から増加させると、まずある λ_0 において磁化率の推定精度が最大になる。また、さらに λ を λ_0 から増加させると、背景ノイズと組織の磁化率が低下するが、ある λ の値 λ_c までは、組織の磁化率の低減率よりも背景ノイズの低減率の方が大きい。従って、組織間の磁化率差と背景ノイズの比で定義されるCNRは、 λ_c において最大値をもつ。 $\lambda = \lambda_c$ で算出した磁化率画像は、 $\lambda = \lambda_0$ で算出した磁化率画像と比較して、組織の磁化率の推定精度は低い、背景ノイズが小さく、CNRが大きい。なお、 λ_0 と λ_c の関係は、 $\lambda_0 < \lambda_c$ である。また同様に、 λ を λ_0 から増加させると、ある λ の値 λ_g までは、対象組織の輪郭領域における組織内外の磁化率差の低減率よりも背景ノイズの低減率の方が大きい。磁化率画像を用いた輪郭画像の精度は、輪郭領域における組織内外の磁化率差と背景ノイズの比に比例する。従って、式(5)から算出される磁化率画像を用いた輪郭画像の精度は、 λ_g において最大となる。 $\lambda = \lambda_g$ で算出した磁化率画像は、 $\lambda = \lambda_0$ で算出した磁化率画像と比較して、組織の磁化率の推定精度は低

いが、背景ノイズが小さく、対象組織の輪郭抽出の精度が大きい。なお、 λ_0 と λ_g の関係は、 $\lambda_0 < \lambda_g$ である。なお、磁化率画像の空間勾配のL1ノルムを正則化する正則化法も、上述したL1ノルム正則化法と同様の特徴をもつ。

[0071] 以上に説明したk空間の領域分割法とL1ノルム正則化法の正則化パラメータの性質をふまえ、本実施形態の磁化率画像算出手順を、図8の処理フローに従って説明する。

[0072] まず、低周波領域に用いる磁化率画像である低周波領域磁化率画像 χ_0 を算出する（ステップS1401）。

[0073] 本実施形態における χ_0 は、式（5）のL1ノルム正則化法を用いて、組織の磁化率の推定精度が最も向上する λ を用いて算出する。組織の磁化率の推定精度は、磁化率分布における組織の磁化率値と算出した磁化率画像における組織の磁化率値の類似度を表す。

[0074] 組織の磁化率の推定精度は、例えば計算機シミュレーションを用いて算出することができる。その場合、例えば、まずモデルの磁化率分布を設定する。モデルの磁化率分布は、例えば近似的に算出した磁化率画像などを用いる。次に、モデルの磁化率分布から式（1）の関係式を用いて計算機シミュレーションにより位相画像を算出し、算出した位相画像から式（5）を用いて磁化率画像を推定する。そして、モデルの磁化率分布上における対象組織内の平均磁化率値と式（5）を用いて推定した磁化率画像上における対象組織内の平均磁化率値との相対誤差を算出し、相対誤差が最も小さくなるときの λ の値を採用する。本実施形態では、 $\lambda = 10^{-5}$ で求めた磁化率画像を低周波領域磁化率画像 χ_0 とする。また本実施形態では、式（5）における係数ベクトル W は全て1の値を用いる。また、本実施形態では、式（5）における評価関数 $e(\chi_0)$ を最小にする χ_0 の値は、非線形共役勾配法により反復計算で求める。非線形共役勾配法の反復終了条件は、反復回数が所定の回数を超えた場合に終了するという基準にする。また、反復計算の初期値は全ての要素が0のベクトルとする。

[0075] なお、 λ は任意の値を用いることができる。また、 λ の値は、装置や撮像方法に応じて常に一定の値を用いてもよいし、絶対値画像のSN比（シグナル対ノイズ比）から自動的に算出するなどしてもよい。また、係数ベクトル W には、絶対値画像の画素値を用いるなど任意のベクトルを用いることができる。また、反復計算の初期値は、低解像度で求めた磁化率画像やフーリエ変換を利用して求めた磁化率画像など、任意のベクトルを用いることができる。また、 χ_0 の最小値は、線形計画法などの方法を用いて求めてもよい。また反復終了条件は、 $e(\chi_0)$ があらかじめ定めた閾値より小さくなった時点で終了させるなど、任意の条件を用いることができる。また、 L_2 ノルム正則化法や、磁化率画像の空間勾配の L_1 ノルムを正則化する方法など、任意の正則化法を用いることができる。また、正則化法ではなく、他の方法を用いることもできる。例えば、式（2）における k 空間上の関係式より、 k 空間上における磁化率画像を求め、それを逆フーリエ変換することにより実空間上の磁化率画像を求めてもよい。また、位相画像から低解像度の位相画像を算出し、低解像度位相画像から低周波領域磁化率画像を算出してもよい。また、組織の磁化率の推定精度の算出に用いるモデルの磁化率分布も任意である。また、磁化率の推定精度は任意の方法で算出できる。

[0076] 次に、輪郭情報磁化率画像 χ_g を算出する（ステップS1401）。本実施形態における輪郭情報磁化率画像 χ_g は、輪郭画像の精度が最も向上する λ を用いて算出する。輪郭画像の精度は、輪郭画像が磁化率分布における組織の輪郭情報をどれだけ正しく表しているかを示す。輪郭画像の精度は、例えば計算機シミュレーションを用いて算出することができる。その場合、例えば、式（5）を用いて推定した磁化率画像から、ステップS1404における方法により算出される輪郭マスクを算出し、算出した輪郭マスクを用いてステップS1405における方法によりマジックアングル領域に相当する磁化率値を平滑化し、平滑化後の磁化率画像における組織の磁化率の推定精度が最も大きくなる時の λ を採用する。本実施形態では、 $\lambda = 10^{-2}$ で求めた磁化率画像を輪郭情報磁化率画像 χ_g とする。また、式（5）における係数ベ

クトル W 、評価関数 $e(\chi_g)$ を最小化する方法、最小化計算の終了条件は、ステップS1401の方法と同一とする。

[0077] なお、式(5)における λ の値、係数ベクトル W 、 $e(\chi_g)$ の最小化方法、最小化計算の終了条件は、ステップS1401と同様、任意である。また、磁化率画像の算出方法においても、ステップS1401と同様、任意である。また、輪郭画像の精度の算出方法も任意である。

[0078] 次に、高周波領域磁化率画像 χ_c を算出する(ステップS1403)。本実施形態における χ_c は、CNRが最も向上する λ を用いて算出する。本実施形態では、CNRは、対象組織の磁化率値の平均値と白質の磁化率値の平均値の差を、白質の磁化率値の標準偏差で除算することにより算出する。なお、CNRは、任意の定義を用いることができる。本実施形態では、 $\lambda = 10^{-3}$ で求めた磁化率画像を高周波領域磁化率画像 χ_c とする。また、式(5)における係数ベクトル W 、評価関数 $e(\chi_c)$ を最小化する方法、最小化計算の終了条件は、ステップS1401の方法と同一とする。

[0079] なお、式(5)における λ の値、係数ベクトル W 、 $e(\chi_c)$ の最小化方法、最小化計算の終了条件は、ステップS1401と同様、任意である。また、磁化率画像の算出方法においても、ステップS1401と同様、任意である。また、本実施形態における χ_c を定数倍した磁化率画像を新たな χ_c としてもよい。

[0080] 次に、輪郭マスク算出部534において、輪郭情報磁化率画像 χ_g から輪郭画像を算出し、輪郭画像から輪郭マスクを算出する(ステップS1404)。本実施形態における輪郭画像は、 χ_g における空間的な変化が大きい領域の画素値が大きく、変化が小さい領域の画素値が小さい画像である。本実施形態では、 χ_g の x 方向、 y 方向、 z 方向の三方向の勾配を計算することにより、輪郭画像を算出する。

$$S_x = G_x \chi_g \quad (\text{数6})$$

$$S_y = G_y \chi_g \quad (\text{数7})$$

$$S_z = G_z \chi_g \quad (\text{数8})$$

ここで、 S_x 、 S_y 、 S_z はそれぞれx方向、y方向、z方向の輪郭画像、 G_x 、 G_y 、 G_z はそれぞれx方向、y方向、z方向の画像の勾配を計算する演算子を表す。本実施形態では、勾配は当該画素の左右の画素値の差を、左右の画素間の距離でわった値で定義する。

[0081] なお、勾配は、隣同士の画素値の差分を隣同士の画素間の距離でわった値で定義するなど、任意の定義を用いることができる。また、ラプラシアンフィルタによって画像にフィルタ処理を行うなど、任意の方法で輪郭を抽出することができる。また、メディアンフィルタなどを利用して輪郭情報磁化率画像 χ_g を平滑化してから輪郭画像を算出してもよい。また、輪郭画像にメディアンフィルタなどを利用して平滑化を行ってもよい。

[0082] 次に、輪郭画像から組織の輪郭マスクを算出する。本実施形態では、画素 i におけるx方向の輪郭マスク W_x は、以下の式を用いて算出される。

$$W_x(i) = \begin{cases} 1 & (|S_x(i)| < a_w) \\ 0 & (|S_x(i)| > a_w) \end{cases} \quad (\text{数9})$$

[0083] 組織の輪郭マスクは、組織の輪郭領域における画素値が0、輪郭以外の領域における画素値が1となる画像である。本実施形態における輪郭マスク W_x は、閾値 a_w を基準として、輪郭画像 S_x の画素値が大きい画素では0、輪郭画像 S_x の画素値が小さい画素では1とするマスク画像である。また、この閾値 a_w を輪郭マスク閾値とする。y方向、z方向に対しても同様の計算を行い、 W_y 、 W_z を算出する。本実施形態における輪郭マスク閾値 a_w の値は、例えば計算機シミュレーションなどを用いて、ステップS1405における方法によりマジックアングル領域を平滑化した後の磁化率画像において、組織の磁化率の推定精度が最も大きくなるように決める。また、脳全体の領域の中で、マスク W_x 、 W_y 、 W_z が1となる領域の比 w を用いて決める。すなわち w は、脳全体の領域の画素数を m 、 W_x 、 W_y 、 W_z が1となる画素数をそれぞれ w_x 、 w_y 、 w_z とすると、 $w = (w_x + w_y + w_z) / 3m$ で算出される。本実施形態では、 $w = 0.35$ となるように輪郭マスク閾値 a_w を決める。

[0084] なお、絶対値画像や事前取得した画像など複数の画像から輪郭マスクを算出し、それらを W_x 、 W_y 、 W_z に乗算してもよい。また、輪郭マスク閾値 a_w は任意に決めることができる。 x 方向、 y 方向、 z 方向でそれぞれ異なる輪郭マスク閾値を用いてもよい。また、本実施形態における W_x 、 W_y 、 W_z は0と1の二値のみから構成されるが、0と1の境界点においてなめらかに変化するように構成してもよい。

[0085] 次に、マジックアングル領域平滑化部535において、マジックアングル領域に相当する磁化率値を平滑化し、マジック平滑磁化率画像 χ_1 を算出する（ステップS1405）。マジックアングル領域平滑化とは、マジックアングル領域に相当する磁化率値を平滑化し、背景ノイズを低減する処理である。本実施形態では、以下の式（10）における $g(\chi_1)$ の最小化計算を行うことにより、低周波領域磁化率画像 χ_0 と輪郭マスク W_x 、 W_y 、 W_z からマジックアングル領域平滑化を行う。

$$g(\chi_1) = \|M_k(FT(\chi_1) - FT(\chi_0))\|^2 + \lambda_1 (\|W_x G_x \chi_1\|_1 + \|W_y G_y \chi_1\|_1 + \|W_z G_z \chi_1\|_1) \quad (\text{数 } 10)$$

[0086] ここで、 χ_1 は算出するマジック平滑磁化率画像、第一項目の M_k はマジックアングル領域を0、それ以外の領域は1とするマジックアングルマスク、 λ_1 は任意の定数である。第一項目は、マジック平滑磁化率画像 χ_1 の k 空間上のマジックアングル以外の領域は低周波領域磁化率画像 χ_0 と同一の解にする働きをもつ。第二項目は、 W_x 、 W_y 、 W_z が1となる領域において、 χ_1 の隣接する画素間の互いの画素値を近づける働きをもつ。第二項により、 W_x 、 W_y 、 W_z が1となる領域、すなわち輪郭情報磁化率画像 χ_g における輪郭以外の領域が平滑化される。本実施形態におけるマジックアングル領域の大きさはマジックアングル閾値 a_{th} で規定し、 $|1/3 - k_z^2/k^2| < a_{th}$ の領域を $M_k = 0$ 、それ以外を $M_k = 1$ とする。また、本実施形態におけるマジックアングル閾値 a_{th} と λ_1 は、 χ_1 における組織の磁化率の推定精度が最も大きくなる値に設定する。具体的には、 $a_{th} = 0.05$ 、 $\lambda_1 = 10^{-2}$ を用いる。また、式（10）の解は非線形共役勾配法による反復計算により算出し、

反復終了条件は、反復回数が所定の回数を超えた場合に終了するという基準にする。

[0087] 本実施形態におけるマジックアングル領域における平滑化においては、輪郭情報磁化率画像 χ_0 から輪郭画像を算出し、これを用いて平滑化を行う。輪郭情報磁化率画像 χ_0 から算出した輪郭画像は、磁化率分布上における組織の輪郭と一致し、また静磁場方向によって輪郭が変化しない。そのため、絶対値画像や位相画像から算出した輪郭画像を用いて平滑化を行った場合に比べて、組織の磁化率の推定精度が向上する。また、絶対値画像や位相画像から算出した輪郭画像を用いて平滑化を行った場合と同様、平滑化の効果によって背景ノイズが低減する。

[0088] なお、マジックアングルマスク M_k は、低周波領域におけるマジックアングル領域のみを 0 としてもよい。また、本実施形態における M_k は 0 と 1 の二値のみから構成されるが、 $|1/3 - k_z^2/k^2| = a_{th}$ となる境界点において 0 と 1 がなめらかに変化するように構成してもよい。また、マジックアングル閾値 a_{th} や λ_1 は任意の値を用いることができる。また、式 (10) の解は線形計画法などの任意の手法を用いて算出することができる。また、反復終了条件は、 $g(\chi_1)$ があらかじめ定めた閾値より小さくなった時点で終了させるなど、任意の条件を用いることができる。また、マジックアングル領域における平滑化には、任意の定式化を用いることができる。例えば、以下の式 (11) を満たす条件のもとで、式 (12) であらわされる $h(\chi_1)$ を最小化させてもよい。

$$M_k FT(\chi_1) = M_k FT(\chi_0) \quad (\text{数 } 11)$$

[0089]
$$h(\chi_1) = \|\mathbf{W}_x \mathbf{G}_x \chi_1\|_1 + \|\mathbf{W}_y \mathbf{G}_y \chi_1\|_1 + \|\mathbf{W}_z \mathbf{G}_z \chi_1\|_1 \quad (\text{数 } 12)$$

[0090] 最後に、高周波領域平滑化部 536 において、高周波領域に平滑化を行い、高周波平滑磁化率画像 χ_L を算出する (ステップ S1406)。高周波領域平滑化とは、磁化率画像の k 空間上の高周波領域に相当する磁化率値を平滑化することにより、磁化率画像の背景ノイズを減少させる処理のことである

。本実施形態における高周波領域平滑化处理では、高周波領域を高周波領域磁化率画像算出部533において算出した高周波領域磁化率画像 χ_c でおきかえる。すなわち、式(13)により、高周波平滑磁化率画像の k 空間信号 X_L を得る。

$$X_L(k) = \begin{cases} X_1(k) & (|k| < k_{th}) \\ X_c(k) & (|k| \geq k_{th}) \end{cases} \quad (\text{数13})$$

[0091] ここで、 k は k 空間上の位置ベクトル、 X_1 はマジック平滑磁化率画像 χ_1 の k 空間信号、 X_c は高周波領域磁化率画像 χ_c の k 空間信号である。本実施形態では、 k 空間の原点中心からの距離 $|k| = \sqrt{(k_x^2 + k_y^2 + k_z^2)}$ によって、高周波領域と低周波領域の境界を定義する。ある閾値 k_{th} を用いて、 $|k| < k_{th}$ の領域を低周波領域、 $|k| \geq k_{th}$ の領域を高周波領域とする。また、この k_{th} を分割点とよぶ。本実施形態では、分割点 k_{th} を、組織の磁化率推定精度が低下せずに、背景ノイズが最も低下するときの値を採用する。具体的には、 $k_{th} = 0.4$ とする。 X_L を逆フーリエ変換することにより、高周波平滑磁化率画像 χ_L を算出できる。

[0092] 組織の磁化率の情報は低周波成分に主に存在する。そのため、高周波領域を背景ノイズが小さくCNRの大きい高周波領域磁化率画像 χ_c でおきかえることにより、組織の磁化率とコントラストをできるだけ維持したまま背景ノイズを低減することができる。また、本実施形態における高周波領域磁化率画像 χ_c は、微小な構造のコントラストを強調しつつ平滑化を行うL1正則化法で算出している。そのため、高周波領域磁化率画像 χ_c を高周波領域に用いても、高周波領域に存在する微小な組織のコントラストの情報が平滑化の効果によって失われない。

[0093] なお、高周波領域を平滑化する方法は、CNRの大きい画像で置きかえるだけでなく、任意の方法を用いることができる。例えば、任意の正則化法を用いて平滑化を行うことや、メディアンフィルタなどのフィルタ処理によって平滑化を行うことなどができる。また、分割点 k_{th} の値は、任意の値を用

いることができる。例えば、組織の磁化率値が低下せずに、背景ノイズが最も低下するときの値を採用してもよい。また、本実施形態における X_1 と X_c の混合は、高周波領域と低周波領域の分割点において階段状に変化するように混合したが、 X_1 と X_c の割合が徐々に変化するように混合してもよい。また、本実施形態では高周波領域と低周波領域を二段階で分割したが、三段階で分割してそれぞれに異なる処理を適用するなど、任意の段階数で分割してもよい。

[0094] なお、ステップS 1 4 0 5までの処理によって所望の基準まで背景ノイズを小さくできた場合は、ステップS 1 4 0 6は行わなくてもよい。なお、その場合は、ステップS 1 4 0 3も行わなくてもよい。また、ステップS 1 4 0 5とステップS 1 4 0 6の順序は入れ替えてもよい。

[0095] 本実施形態における高周波平滑磁化率画像 χ_L は、磁場方向によってコントラストが変化せず、組織の輪郭を正しく抽出できる輪郭画像を用いて算出されるため、高い精度で組織の磁化率を推定できる。また、高周波領域に平滑化を行うことにより、組織の磁化率値を低下させずに背景ノイズを低減させることができる。これらにより、背景ノイズが少なくかつ高精度に組織の磁化率を算出できる。

[0096] なお、本実施形態の磁化率画像算出処理におけるステップS 1 4 0 1からS 1 4 0 6の各処理を任意に組み合わせ、種々の磁化率画像を算出することができる。例えば、低周波領域磁化率画像算出処理（ステップS 1 4 0 1）によって低周波領域磁化率画像 χ_o を算出し、高周波領域磁化率画像算出処理（ステップS 1 4 0 3）によって高周波領域磁化率画像 χ_c を算出し、高周波領域平滑化処理（ステップS 1 4 0 6）によってこれらの二つの画像を混合した磁化率画像 χ_{L1} を算出してもよい。この場合、マジックアングル領域平滑化処理を行わないため、本実施形態で算出される高周波平滑磁化率画像 χ_L に比べて組織の磁化率の推定精度が低下し、背景ノイズが増加するが、少ない処理回数で磁化率画像 χ_{L1} を算出できる。

[0097] あるいは、輪郭情報磁化率画像算出処理（ステップS 1 4 0 2）によって

輪郭情報磁化率画像 χ_g を算出し、輪郭マスク算出処理（ステップ S 1404）によって輪郭情報磁化率画像 χ_g から輪郭マスク W_x 、 W_y 、 W_z を算出し、例えば以下の式（14）における $g(\chi_{L2})$ の最小化計算を行うことにより、磁化率画像 χ_{L2} を算出してもよい。

$$g(\chi_{L2}) = \|W \cdot (C\chi_{L2} - \delta)\|^2 + \lambda_1 (\|W_x G_x \chi_{L2}\|_1 + \|W_y G_y \chi_{L2}\|_1 + \|W_z G_z \chi_{L2}\|_1) \quad (\text{数 } 14)$$

[0098] ここで、式（14）における第一項目は式（5）における第一項目と同一、第二項目は式（10）における第二項目と同一である。この場合、マジックアングル領域以外の低周波領域も平滑化するため、組織の磁化率値が低下する。そのため、本実施形態で算出される高周波平滑磁化率画像 χ_L に比べて組織の磁化率の推定精度が低下するが、少ない処理回数で磁化率画像 χ_{L2} を算出できる。

[0099] あるいは、本実施形態において算出されたマジック平滑磁化率画像 χ_1 や高周波平滑磁化率画像 χ_L を輪郭情報磁化率画像 χ_g' とし、本実施形態における磁化率画像算出処理をもう一度行い、新たなマジック平滑磁化率画像 χ_1' や高周波平滑磁化率画像 χ_L' を算出してもよい。輪郭情報磁化率画像 χ_g' は、本実施形態における輪郭情報磁化率画像 χ_g よりさらに輪郭画像の精度が大きい。そのため、高周波平滑磁化率画像 χ_L' は、本実施形態における高周波平滑磁化率画像 χ_L より、算出に必要な処理回数は増加するが組織の磁化率の推定精度が大きい。また、上述の方法で算出したマジック平滑磁化率画像 χ_1' や高周波平滑磁化率画像 χ_L' を新たな輪郭情報磁化率画像 χ_g'' とし、本実施形態における磁化率画像算出処理をもう一度行い、新たなマジック平滑磁化率画像 χ_1'' や高周波平滑磁化率画像 χ_L'' を算出してもよい。また、これらの一連の処理を複数回行ってもよい。

[0100] なお、本実施形態では水平磁場 MRI について説明したが、垂直磁場 MRI やその他の装置を用いても、同様の処理が適用でき、同様の効果が得られる。また、撮像断面も、横断面、冠状断面、矢状断面、オブリーク断面など任意の撮像断面で同様の処理が適用でき、同様の効果が得られる。

- [0101] また、複素画像から絶対値画像と位相画像に変換せず、複素画像から直接に磁化率画像算出処理を行ってもよい。
- [0102] また、本実施形態における輪郭画像の算出法や高周波領域の平滑化法は、磁化率画像の算出以外にも応用することができる。例えば、 T_1 値や T_2 値の定量値の分布の算出や、導電率の分布の算出などにも用いることができる。
- [0103] また、上記各実施形態では、画像再構成部、画像変換部、表示処理部の各部の機能を、MRI 装置が備える計算機内で実現する場合を例にあげて説明したが、これに限られない。これらの各部の少なくとも 1 つは、例えば、MRI 装置の計算機 209 とデータの送受信が可能な MRI 装置とは独立した情報処理装置上に構築されていてもよい。
- [0104] 上述した実施例においては、基本的な考え方として、 k 空間領域を低周波領域、マジックアングル領域、高周波領域の少なくとも 3 つの領域に分割し、それぞれの領域に以下の異なる処理を適用するものであるが、これに限るものではなく、さらに細かく領域を分割することも可能である。

符号の説明

- [0105] 101：垂直磁場 MRI 装置、102：水平磁場 MRI 装置、103：MRI 装置、201：マグネット、202：傾斜磁場コイル、203：被検体、204：シーケンサ、205：傾斜磁場電源、206：高周波磁場発生器、207：プローブ、208：受信器、209：計算機、210：表示装置、211：記憶装置、300：計測部、400：画像再構成部、500：画像変換部、510：複素画像変換部、520：位相画像処理部、530：磁化率画像算出部、531：低周波領域磁化率画像算出部、532：輪郭情報磁化率画像算出部、533：高周波領域磁化率画像算出部、534：輪郭マスク算出部、535：マジックアングル領域平滑化部、536：高周波領域平滑化部、600：表示処理部、701：スライス傾斜磁場パルス、702：RF パルス、703：スライスエンコード傾斜磁場パルス、704：位相エンコード傾斜磁場パルス、705：リードアウト傾斜磁場パルス、706

：リードアウト傾斜磁場パルス、707：エコー、708：スライスエンコード傾斜磁場パルス、709：位相エンコード傾斜磁場パルス、801：k空間、802：低周波領域、803：マジックアングル領域、804：高周波領域、805：静磁場方向、806：k空間座標、807：原点中心、901：k空間、902：マジックアングル領域、903：マジックアングルの周辺領域、904：マジックアングルとその周辺を除く領域、905：静磁場方向、906：k空間座標

請求の範囲

[請求項1] 被検体に静磁場を印加する静磁場印加手段と、前記被検体に傾斜磁場を印加する傾斜磁場印加手段と、前記被検体に高周波磁場パルス照射する高周波磁場パルス照射手段と、前記被検体から核磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記傾斜磁場と前記高周波磁場パルスを制御し受信した前記核磁気共鳴信号に演算を行う計算手段とを有する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記計算手段は、前記静磁場の中に置かれた前記被検体に前記高周波磁場パルスおよび前記傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する前記核磁気共鳴信号を複素信号として検出する計測部と、前記複素信号から各画素の値が複素数である複素画像を再構成する画像再構成部と、前記複素画像を磁化率画像に変換する画像変換部と、前記生成した画像を表示装置に表示する表示処理部とを有し、

前記画像変換部は、前記複素画像から絶対値画像と位相画像とを生成する複素画像変換部と、前記位相画像から前記磁化率画像を生成する磁化率画像算出部とを備え、

前記磁化率画像算出部は、磁化率分布における組織の輪郭をあらわす輪郭情報磁化率画像を算出する輪郭情報磁化率画像算出部と、前記輪郭情報磁化率画像から組織の輪郭マスクを算出する輪郭マスク算出部とを備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記輪郭情報磁化率画像算出部は、前記輪郭情報磁化率画像から算出される輪郭画像の精度が最も向上する正則化パラメータを用いた正則化法で算出した磁化率画像を輪郭情報磁化率画像と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、

前記磁化率画像算出部は、 k 空間のマジックアングル領域以外に用いられる低周波領域磁化率画像を算出する低周波領域磁化率画像算出

部と、前記低周波領域磁化率画像と前記輪郭マスクから k 空間のマジックアングル領域における平滑化を行うマジックアングル領域平滑化部とを備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項4]

請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記低周波領域磁化率画像算出部は、磁化率の推定精度が最も向上する正則化パラメータを用いた正則化法で推定した磁化率画像を前記低周波領域磁化率画像と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4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記低周波領域磁化率画像算出部は、前記低周波領域磁化率画像の算出に用いられた正則化パラメータが前記輪郭情報磁化率画像の算出に用いられた正則化パラメータより小さい値をもつ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3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記マジックアングル領域平滑化部は、マジックアングル領域の大きさを規定するマジックアングル閾値を組織の磁化率の推定精度が最も向上する値に設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7]

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記磁化率画像算出部は、 k 空間の高周波領域を平滑化する高周波領域平滑化部を備えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8]

請求項7記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記高周波領域平滑化部は、事前に $L1$ ノルム正則化法で推定した高周波領域磁化率画像で高周波領域をおきかえることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9]

請求項8記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記高周波領域平滑化部は、コントラスト対ノイズ比が最も向上する正則化パラメータを用いた $L1$ ノルム正則化法で算出した磁化率画

像を前記高周波領域磁化率画像と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]

請求項9記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記高周波領域平滑化部は、前記高周波領域磁化率画像の算出に用いられた正則化パラメータが前記低周波領域磁化率画像の算出に用いられた正則化パラメータより大きい値をもつことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

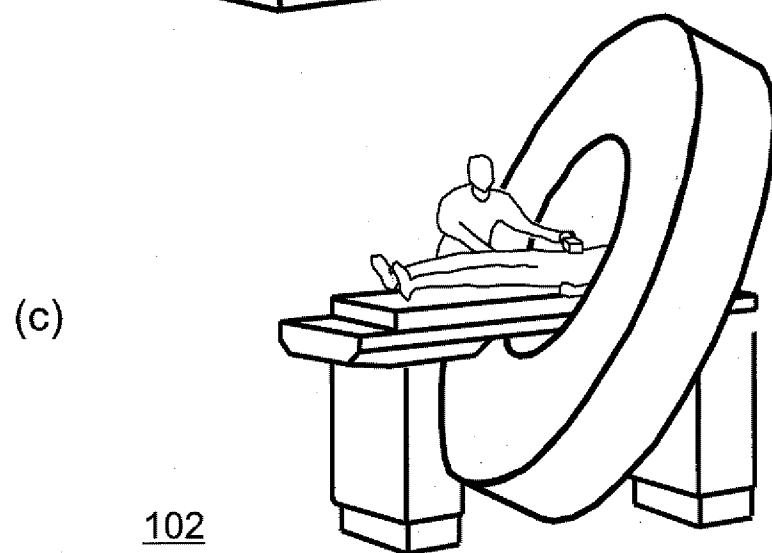
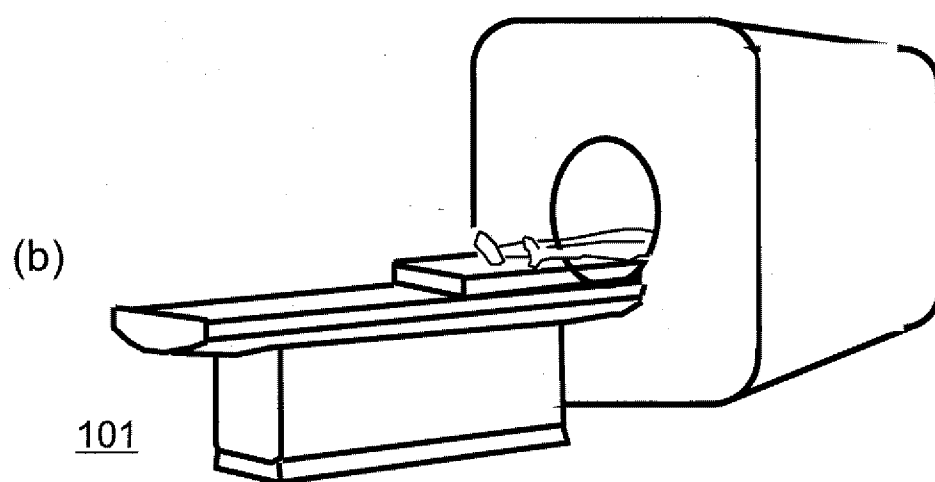
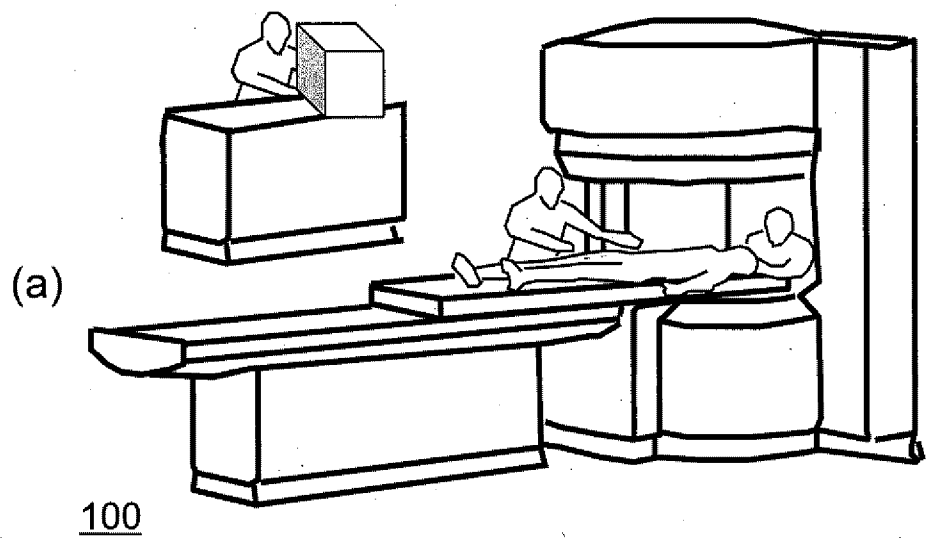
[請求項11]

請求項7記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記高周波領域平滑化部は、高周波領域と低周波領域の分割点を磁化率の推定精度が低下せずに背景ノイズが最も低減される値に設定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

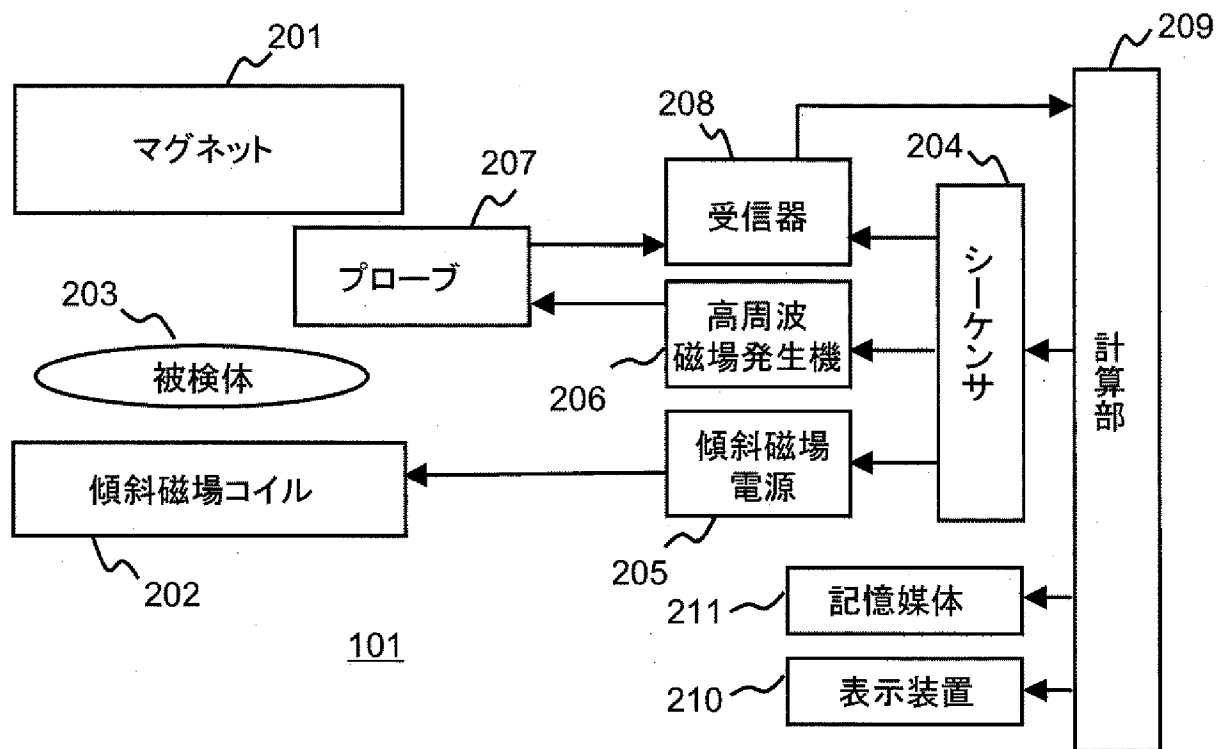
[図1]

図 1



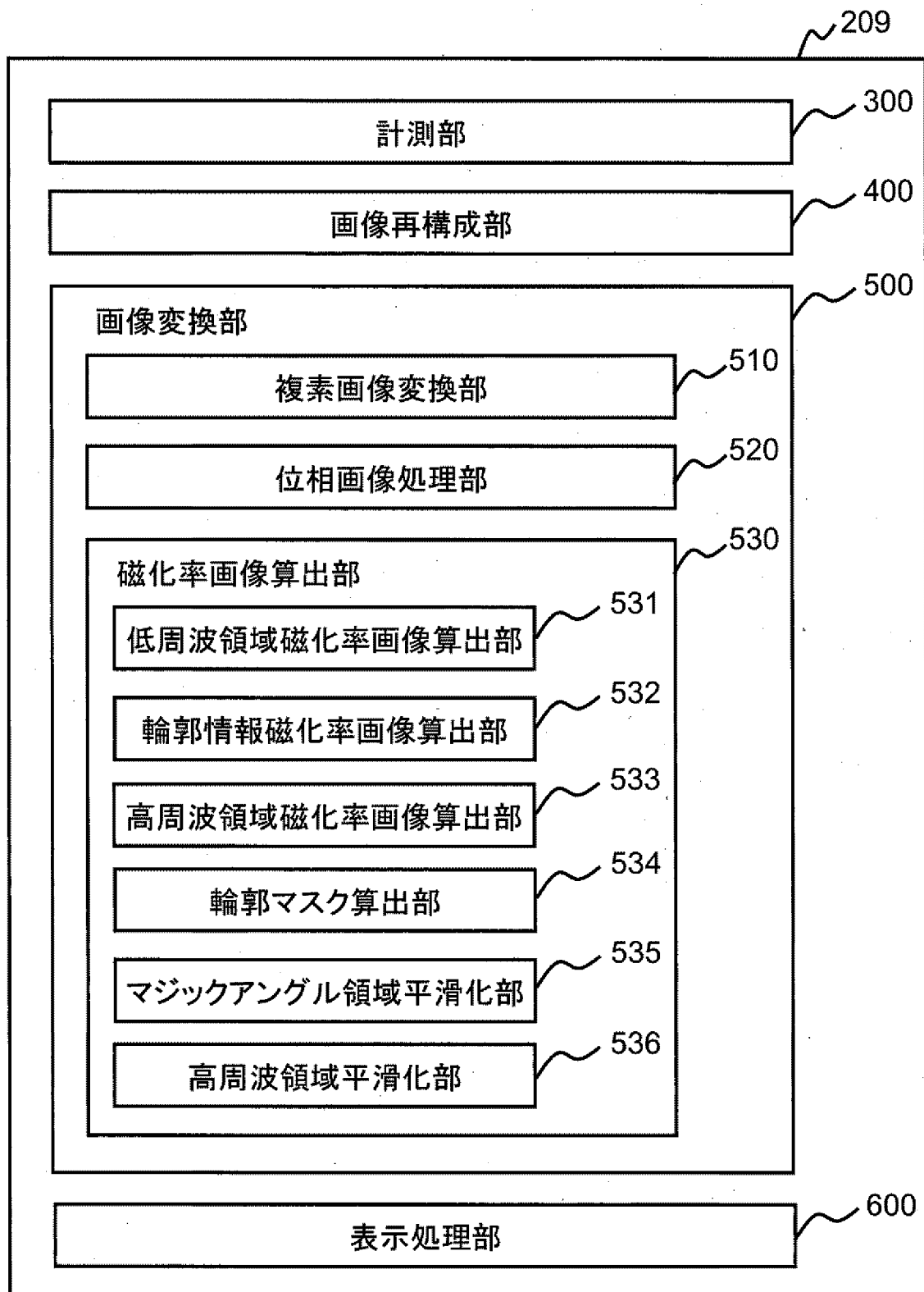
[図2]

図2



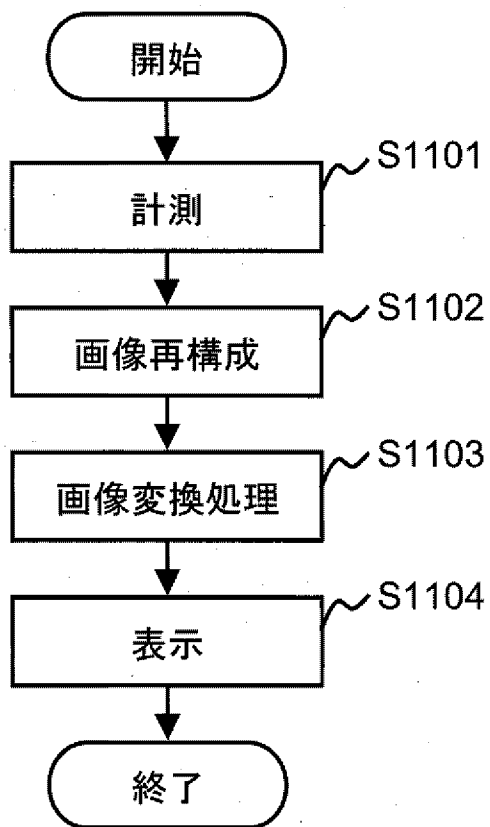
[図3]

図3



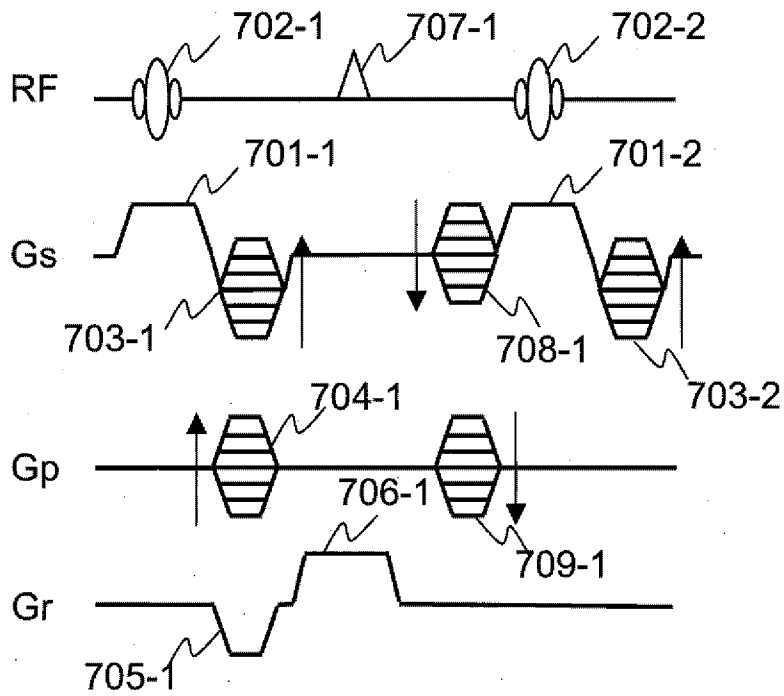
[図4]

図4



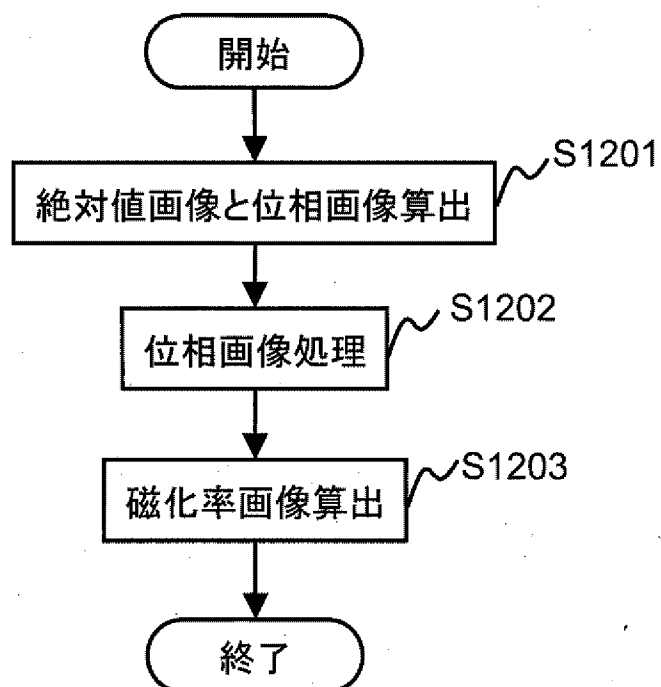
[図5]

図5



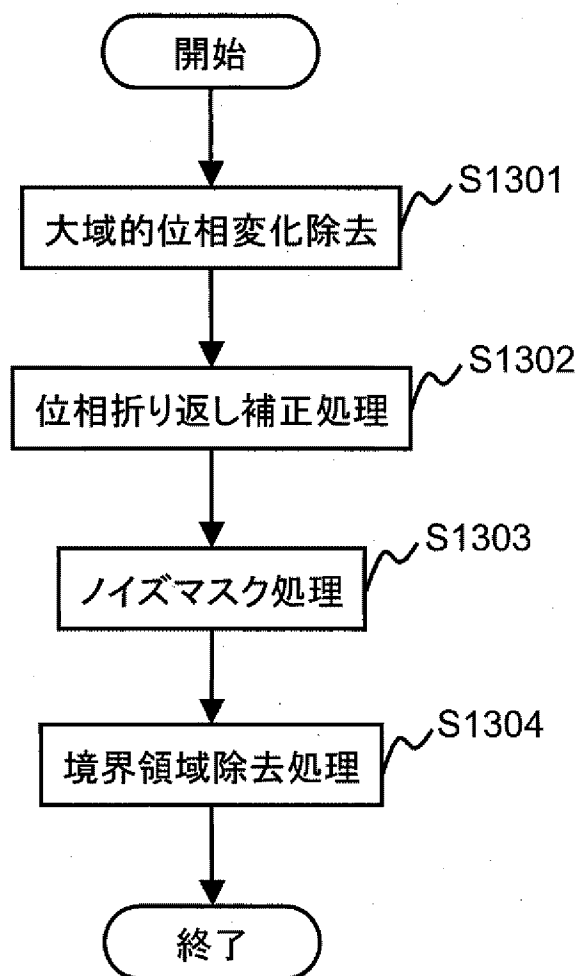
[図6]

図6



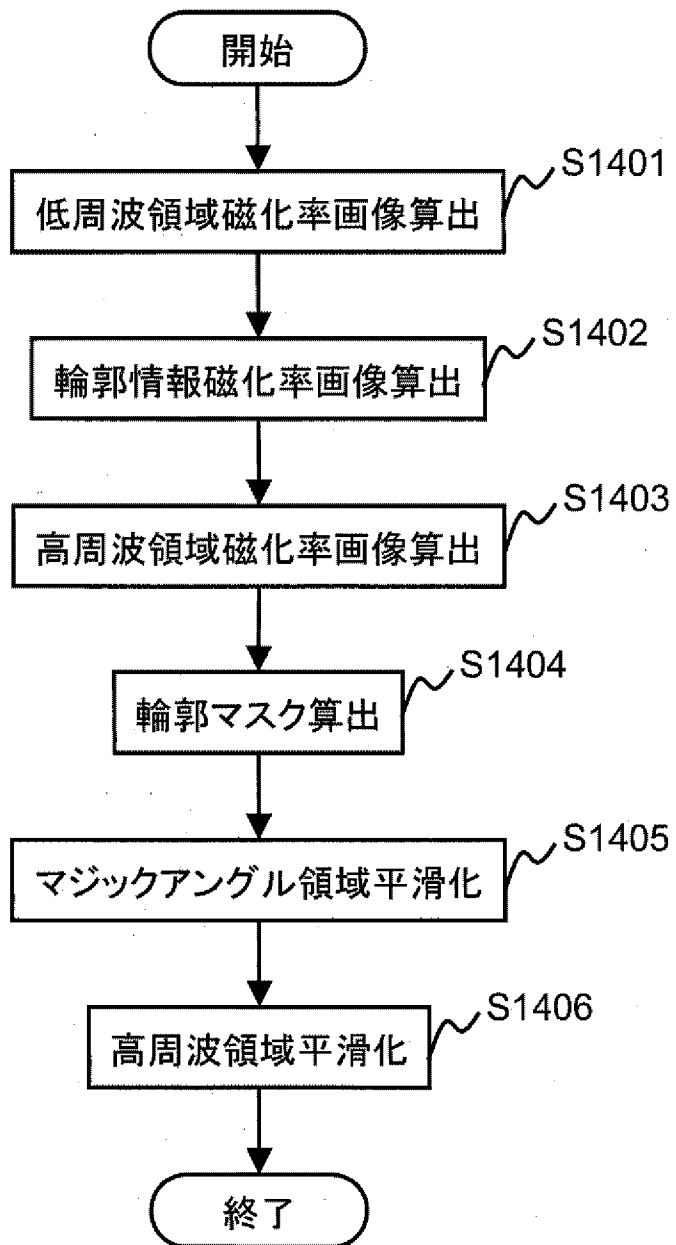
[図7]

図7



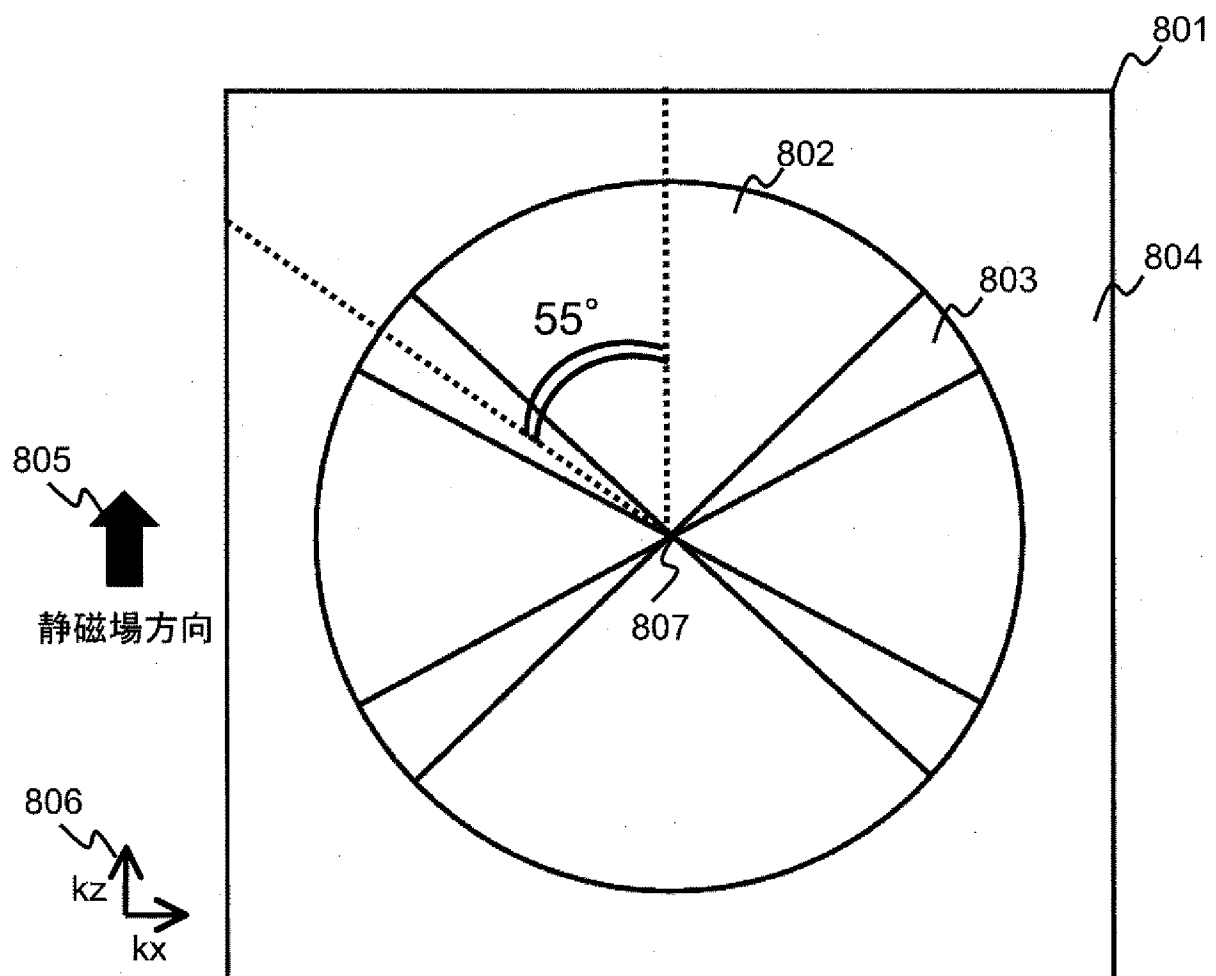
[図8]

図8



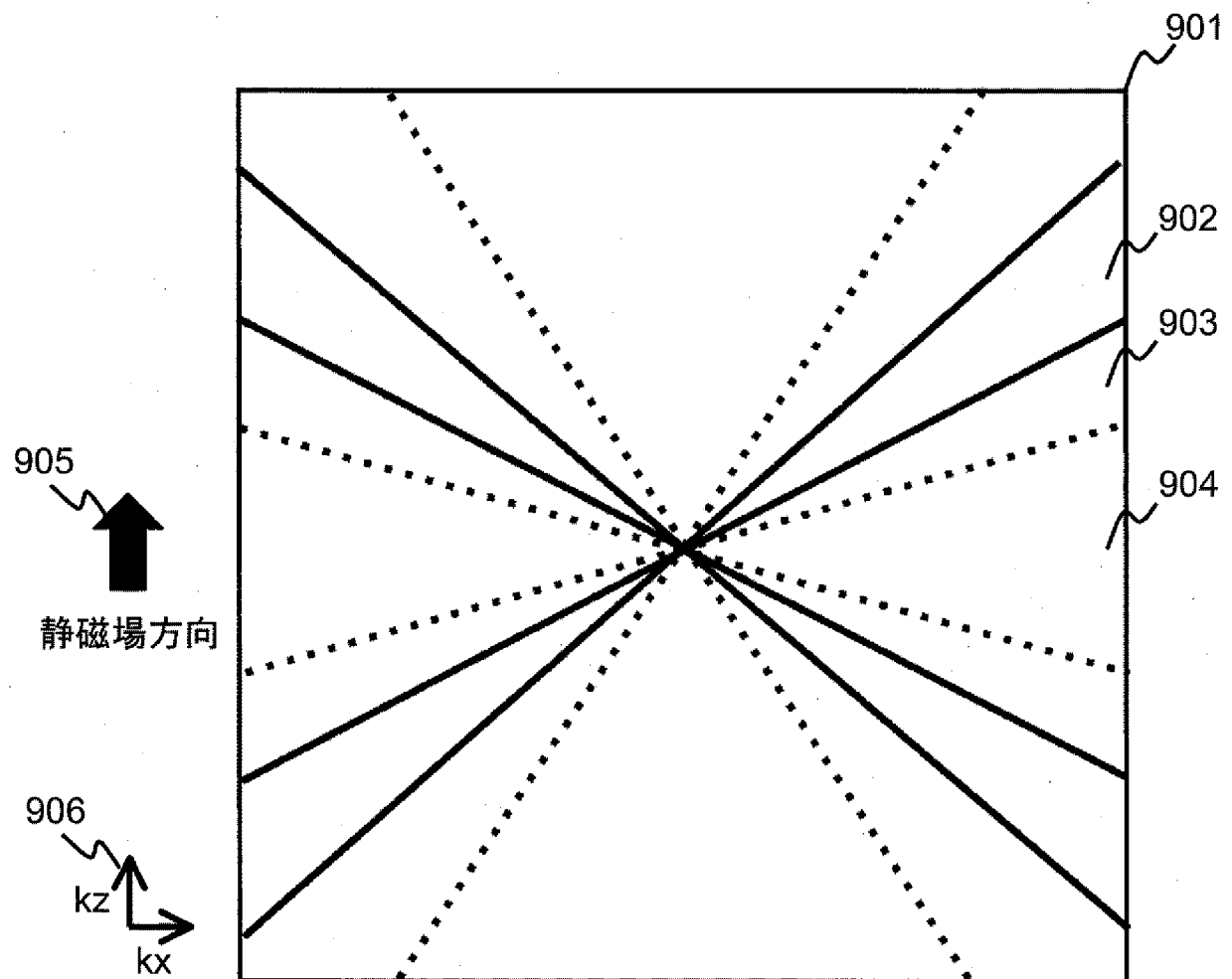
[図9]

図9



[図10]

図10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/079728

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055 (2006.01) i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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	WO 2009/081787 A1 (Hitachi Medical Corp.), 02 July 2009 (02.07.2009), entire text; all drawings & US 2010/0277172 A1	1-11
A	WO 2010/073923 A1 (National University Corporation Kumamoto University), 01 July 2010 (01.07.2010), entire text; all drawings & JP 4982881 B2 & EP 2380492 A1 & US 2011/304330 A1	1-11
A	F.Schweser, et al., "Feasibility of Brain Lesion Characterization at 1.5T . Whole-Brain Susceptibility Mapping Using A Homogeneous Lesion Constraint", Proc.Intl.Soc.Magn.Res.Med. 18, 2010.05.07, P.5245	1-11



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

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"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

"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

"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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
29 November, 2012 (29.11.12)

Date of mailing of the international search report
11 December, 2012 (11.12.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/079728

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	T.Liu, et al., "Quantitative Susceptibility Mapping: A comparison between COSMOS and weighted L1 regularization from single orientation", Proc.Intl.Soc.Magn.Res.Med.18, 2010.05.07, p.5116	1-11

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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	WO 2009/081787 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.07.02, 全文、全図 & US 2010/0277172 A1	1-11
A	WO 2010/073923 A1 (国立大学法人熊本大学) 2010.07.01, 全文、全図 & JP 4982881 B2 & EP 2380492 A1 & US 2011/304330 A1	1-11

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 9 . 1 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 1 . 1 2 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

9 6 0 4

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	F.Schweser, et al., "Feasibility of Brain Lesion Characterization at 1.5T . Whole-Brain Susceptibility Mapping Using A Homogeneous Lesion Constraint", Proc.Intl.Soc.Magn.Res.Med.18, 2010.05.07, P.5245	1-11
A	T.Liu, et al., "Quantitative Susceptibility Mapping: A comparison between COSMOS and weighted L1 regularization from single orientation", Proc.Intl.Soc.Magn.Res.Med.18, 2010.05.07, p.5116	1-11