

(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3月13日(13.03.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/038441 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/072966
- (22) 国際出願日: 2013年8月28日(28.08.2013)
- (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 2012-196068 2012年9月6日(06.09.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 村瀬 毅倫(MURASE, Takenori); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 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, 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, 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, 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).

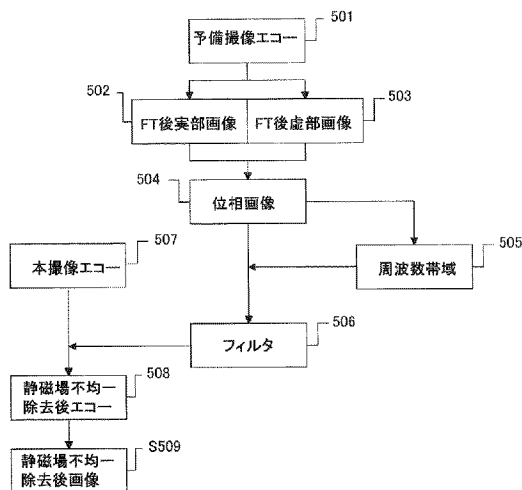
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

[図5]



- 501 Preliminary imaging echo
502 Real part image after FT
503 Imaginary part image after FT
504 Phase image
507 Main imaging echo
505 Frequency band
506 Filter
508 Echo after inhomogeneous static magnetic field elimination
S509 Image after inhomogeneous static magnetic field elimination

(57) Abstract: In order to eliminate a global phase change caused by an inhomogeneous static magnetic field and included in a nuclear magnetic resonance signal, attention is paid to the fact that a phase component caused by an inhomogeneous static magnetic field and generated in a nuclear magnetic resonance signal is in a predetermined frequency band (low-frequency band), and the phase component in the frequency band caused by the inhomogeneous static magnetic field is eliminated from an image generated from a nuclear magnetic resonance signal in main imaging. The predetermined frequency band of the phase component caused by the inhomogeneous static magnetic field is found from a nuclear magnetic resonance signal acquired by preliminary imaging.

(57) 要約: 核磁気共鳴信号に含まれる、静磁場不均一に起因する大域的な位相変化を除去する。そのために、静磁場不均一に起因して核磁気共鳴信号に生じる位相成分が、所定の周波数帯域(低周波帯域)であることに着目し、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を、本撮像の核磁気共鳴信号から生成した画像から除去する。静磁場不均一に起因する位相成分の所定の周波数帯域は、予備撮像により取得した核磁気共鳴信号から求める。

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁気共鳴イメージング(以下、MRIと呼ぶ)装置に係り、特に静磁場不均一に起因するアーチファクトを補正する手段を備えたMRI装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、静磁場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。MRI装置では、一般に撮像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)を取得する。このとき、磁化に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、撮像面内で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、横軸を k_x 、縦軸を k_y とする k 空間に配置され、 k 空間のエコーに逆フーリエ変換を施すことによって画像再構成が行われる。

[0003] 再構成画像の画素値は、絶対値情報と位相情報を含む複素数である。この絶対値と位相は、撮像シーケンスの種類、画素サイズや繰り返し時間などからなる撮像パラメータや、被検体内における磁化の密度や緩和時間、共鳴周波数の空間分布などによって決まる。通常の再構成画像として、絶対値を画素値とする濃淡画像が用いられることが多いが、絶対値と位相とを組み合わせることで1つの画像を生成する手法も知られている。

[0004] 例えば、特許文献1では、再構成画像の各画素の位相を、閾値を $[-\pi, \pi]$ とする値に変換して位相画像を生成し、さらに位相画像の閾値を $[0, 1]$ に変換した位相マスクを作成し、位相マスクの各画素の位相を q 乗($q \geq 1$)した

値と、同画素の絶対値との積を求め、求めた積を画素値とする画像を生成することが開示されている。qの値は、コントラスト-ノイズ比が最大になるように決定される。このような処理によって高コントラストの画像を得ることができる。

[0005] 一方、特許文献2は、エコーの位相値に静磁場強度の情報が反映されることを利用して、エコータイムを Δt ずらした2つの位相分布画像から静磁場強度分布を求めることを開示している。この静磁場強度分布を用いてシミングを行う。

[0006] また、非特許文献1には、ゼロエンコードで取得したエコー信号を用いてk空間のエコー信号の位相補正を行うことが開示されている。また、k空間上のエコーにハイパスフィルタ処理やローパスフィルタ処理を施すことにより静磁場不均一に起因する位相情報を除去する処理も知られている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：米国特許第6658280号明細書

特許文献2：特開2001-238866号公報

非特許文献

[0008] 非特許文献1：E. MARK HAACKER, JURGEN R. REICHENBACH 著、「SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING IN MRI Basic Concepts and Clinical Applications」WILEY-BLACKWELL出版、p. 622-626

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] MRIの静磁場発生装置が発生する静磁場に不均一がある場合、被検体の磁化が本来受けるべき位相回転以上の回転を受け、画像上にアーチファクトとして表れる。そのため、特許文献2のようにシムコイル等を用いて静磁場不均一を補正する方法があるが、完全に静磁場不均一を補正することは難しい。

[0010] また、非特許文献1に開示されているゼロエンコードのエコーを用いてk空

間のエコーの位相補正を行う方法は、静磁場不均一に起因する位相情報のみを補正することはできない。

[0011] また、k空間上のエコーにハイパスフィルタ処理やローパスフィルタ処理を施すことにより静磁場不均一に起因する位相情報を除去する処理も知られているが、画像上にアーチファクトが残留することや、静磁場不均一に起因する位相情報以外の重要な位相情報まで除去することがある。

[0012] 本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、核磁気共鳴信号に含まれる、静磁場不均一に起因する大域的な位相変化を除去する技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明は、静磁場不均一に起因して核磁気共鳴信号に生じる位相成分が、所定の周波数帯域であることに着目し、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を、本撮像の核磁気共鳴信号から生成した画像から除去する。静磁場不均一に起因する位相成分の所定の周波数帯域は、予備撮像により取得した核磁気共鳴信号から求める。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、予備撮像で得た核磁気共鳴信号から静磁場不均一に起因する位相成分の周波数範囲を求めることができるため、本撮像により取得した核磁気共鳴信号に対する信号処理により、静磁場不均一に起因する位相成分を除去することが可能である。よって、静磁場強度、撮像シーケンス、撮像パラメータ、被検体内における磁化の密度や緩和時間などの要因や、本撮像の撮像方法に関わらず、静磁場不均一によるアーチファクトを低減できる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の実施形態のMRI装置の概略構成を示すブロック図

[図2]画像処理部の詳しい構成を示すブロック図

[図3]本発明の実施形態の撮像および画像生成の動作を示すフローチャート

[図4]図3のステップ302の詳しい動作を示すフローチャート

[図5]図3のフロー処理で得られる画像および信号を示す説明図

[図6]実施例1の処理手順を示すフローチャート

[図7]実施例1において位相データの周波数分布のヒストグラムと閾値周波数を示すグラフ

[図8]本発明を適用せず得た位相画像の例

[図9]実施例1で得た位相画像の例

[図10]実施例2の処理手順を示すフローチャート

[図11]実施例3の処理手順を示すフローチャート

[図12]実施例3の高周波域透過フィルタを示すグラフ

[図13]実施例4の処理手順を示すフローチャート

[図14]実施例4の低周波域透過フィルタを示すグラフ

発明を実施するための形態

[0016] 本発明は、核磁気共鳴信号に含まれる、静磁場不均一に起因する磁化の位相回転による信号成分(位相成分)が、所定の周波数帯域(具体的には、低周波帯域)として表れることに着目し、静磁場不均一に起因する位相成分を、本撮像で取得した核磁気共鳴信号、および、本撮像で取得した核磁気共鳴信号から再構成した画像の少なくとも一方から除去する。予備撮像により取得した核磁気共鳴信号から静磁場不均一により生じた位相情報を取得し、静磁場不均一に起因する所定の周波数帯域(低周波帯域)の範囲を割り出す。これにより、所望の本撮像で得る画像において、静磁場不均一に起因する位相成分によるアーチファクトの低減を実現する。以下、本発明の実施形態を具体的に説明する。

[0017] 本実施形態のMRI装置の構成について図1および図2を用いて説明する。図1のように、MRI装置は、静磁場の中に置かれた被検体103に高周波磁場および傾斜磁場を印加して、被検体103から発生する核磁気共鳴信号を検出する撮像部10と、撮像部10の動作を制御する制御部11と、核磁気共鳴信号に対して演算を行い、画像を生成する画像処理部12とを備えている。制御部11は、所定の予備撮像と本撮像とを撮像部10に実行させる。図2に示すように、画像処理

部12は、予備撮像により取得した核磁気共鳴信号から、静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域を求める周波数帯域算出部202と、本撮像により取得された核磁気共鳴信号から生成した画像から低周波数帯域の位相成分を除去するための静磁場不均一除去部203とを含む。以下、さらに説明する。

[0018] 撮像部10は、図1のように、被検体103が配置される撮像空間に均一な静磁場を発生するマグネット101と、撮像空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル102と、撮像空間に高周波磁場を照射するとともに核磁気共鳴信号(以下、エコーと呼ぶ)を検出するプローブ107と、傾斜磁場コイル102に電流を供給する傾斜磁場電源105と、プローブ107に高周波電圧を供給する高周波発生装置106と、プローブ107の検出したエコーを検波する受信器108と、シーケンサ104とを備えている。被検体(例えば生体)103は、寝台(テーブル)等に載置され、撮像空間に配置される。

[0019] シーケンサ104は、制御部11によってその動作が制御され、所定の撮像方法および撮像条件による撮像を実行する。具体的には、シーケンサ104は、傾斜磁場電源105と高周波発生装置106とに、所定の撮像方法を実現するタイミングでそれぞれ命令を送り、電流・電圧信号を発生させ、傾斜磁場コイル102およびプローブ107にそれぞれ供給させる。傾斜磁場コイル102は傾斜磁場を、プローブ107は高周波磁場を、それぞれ発生し、被検体103に印加する。被検体103から発生したエコーはプローブ107によって受波され、受信器108で検波される。受信器108の検波の基準となる核磁気共鳴周波数(検波基準周波数 f_0)は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は、計算機109に送られる。

[0020] シーケンサ104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、傾斜磁場および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。パルスシーケンスは、撮像の目的に応じて種々のものが知られている。制御部11は、シーケンサ104にパルスシーケンスの種類の選択の指示や、上記タイミングや強度の設定を行う。これにより、所定の撮像方法で撮像が実行

されるように制御する。

[0021] 制御部11および画像処理部12は、計算機109内に配置される。計算機109内のCPUが内蔵されている不図示のメモリに格納されているプログラムを読み込んで実行することにより、制御部11および画像処理部12の機能をそれぞれ実現する。

[0022] また、画像処理部12内には、図2のように、周波数帯域算出部202および静磁場不均一除去部203の他に、受信器108が検波したエコーをk空間に配置するエコー計測部201と、k空間に配置されたデータから画像を再構成する画像再構成部204と、得られた画像を表示装置110に表示させる画像表示部205とが備えられている。これらの各部についても、計算機109内のCPUが予め格納されたプログラムを読み込んで実行することによりそれぞれ実現する。

[0023] 計算機109には、表示装置110と記憶媒体111が接続され、画像処理により得た画像等が表示される。検波された信号や計測条件を必要に応じて記憶媒体111に記憶させてもよい。

[0024] 次に、本実施形態の撮像処理の流れを図3のフローチャートを用いて説明する。

[0025] 制御部11は、予め定めた予備撮像のシーケンスを撮像部10に実行させる(S301)。予備撮像シーケンスは、所定部位を画像化するための核磁気共鳴信号(エコー)をエコータイム(TE)を所定時間(Δt)ずらして2組取得するものである。例えば、エコータイムを T_0 に設定して位相エンコード量を変更しながら、画像生成に必要な所定数のエコーを取得する計測と、エコータイムを $T_0 + \Delta t$ ($\Delta t \neq 0$)に設定して同様に所定数のエコーを取得する計測とを行う予備撮像シーケンスを行う。2回の計測の撮影条件は、エコータイム以外は、同一条件であることが望ましい。また、予備撮像は、被検体103を撮像空間に配置した状態で行うことが望ましい。

[0026] 予備撮像シーケンスは、エコータイムを Δt ずらす他は、通常の撮像シーケンス(スピンエコーシーケンスやグラディエントエコーシーケンス等)と同様に行う。また、公知の静磁場強度分布を算出するための撮像シーケンス(例え

ば、特開2001-238866号公報(図1)に開示されているシーケンス)を用いることも可能である。

[0027] 予備撮像シーケンスの2回の計測で受信器108が検波した得られた2組のエコーは、画像処理部12のエコー計測部201において、k空間に配置されるとともに、k空間上の同一位置同士で信号値の差分を求められる。2組のエコーは、静磁場強度の不均一を感受した時間に比例した位相情報と他の条件による位相情報が付与されているため、両エコーの差分を求めることにより、静磁場不均一以外の要素による位相情報を低減したエコーを得ることができる。差分により得られたエコーを以下、予備撮像エコー501と呼ぶ。

予備撮像エコーは、複素数である。

[0028] 画像処理部12の周波数帯域算出部202は、予備撮像エコー501から、静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域を求める(図3のS302)。S302の処理を図4のフローおよび図5のデータの流れを示す説明図を用いて詳しく説明する。周波数帯域算出部202内の位相画像生成部21は、k空間に配置された予備撮像エコー501に対して逆フーリエ変換(FT)を行う(図4のS401)。これにより、図5のように、予備撮像エコー501から実部画像502および虚部画像503が得られる。位相画像生成部21は、実部画像502と虚部画像503から各画素の位相値を算出し、位相画像504を生成する(S402)。この位相画像は、予備撮像で得た2組のエコーの位相差の分布を実空間で示しており、静磁場強度の不均一を反映している。

[0029] 周波数帯域算出部202の閾値周波数算出部22は、位相画像504から静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域505を求める(図5)。まず、閾値周波数算出部22は、位相画像504をフーリエ変換し、フーリエ変換後のデータ(位相データ)を得る(図4のS403)。静磁場不均一に起因する位相成分が低周波に現れることを利用して、この位相データの周波数分布から静磁場不均一に起因する位相データの周波数帯域を算出する。具体的には、位相データの周波数分布に基づいて高周波位相データと低周波位相データとに分離する閾値周波数を求める。位相データの閾値周波数以下の周波数帯域を、静磁場不均一

に起因する位相成分の周波数帯域とする(S404, 405)。周波数分布に基づいて閾値周波数を求める処理としては各種の方法を用いることができる。一例としては、位相データの周波数分布のヒストグラムに対して、判別分析法、加重平均、加算平均、および、p-tile(Pタイル)法等のうち少なくとも一つの処理を施すことにより、ヒストグラムの中心を求め、これを閾値周波数とすることができる。

[0030] 次に、制御部11は、操作者が設定した所望の本撮像シーケンスを撮像部10に実行させ、本撮像による核磁気共鳴信号(本撮像エコー507)を取得する(図3のS303)。なお、本撮像シーケンスの実行は、このタイミングでなくてもよく、本撮像をこれ以前のタイミングで行って、取得した本撮像エコー507を記憶媒体111に格納しておき、これを記憶媒体111から読み出して用いてもよい。

[0031] 静磁場不均一除去部203および画像再構成部204は、S302で求めた静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域と、S303で得た本撮像エコー507と、を用いて、静磁場不均一による位相成分を除去した再構成画像を生成する(S304)。除去の手法としては、本撮像エコー507から、静磁場不均一に起因する位相成分の周波数帯域を除去して静磁場不均一除去後エコー508を得て、このエコー508から静磁場不均一除去後画像509を再構成する手法(k空間上での処理)がある。

[0032] また、本撮像エコー507から画像を再構成し、再構成画像から静磁場不均一に起因する位相成分を除去することにより、静磁場不均一除去後画像509を得る手法(画像空間上での処理)を用いることも可能である。いずれの場合も、上記周波数帯域の位相成分を除去するフィルタ506を生成し、フィルタを適用することによりエコーや再構成画像から上記周波数帯域の位相成分を除去する手法を用いることができる。具体的な処理の例については、後の実施例で説明する。

[0033] 静磁場不均一に起因する位相成分が除去された再構成画像は、画像処理部12の画像表示部205によって表示装置110に表示される(図3のS305)。

[0034] 以上説明したように、本実施形態によれば、予備撮像により静磁場不均一

に起因する位相成分の周波数範囲を求めることができるため、本撮像を行う撮像空間の静磁場不均一の周波数帯域を求めることができる。これにより、本撮像により取得した核磁気共鳴処理に対する信号処理により、静磁場不均一に起因する位相成分を除去することができるため、画像診断における重要な位相情報が表れる局所的な高周波の位相成分から、静磁場不均一に起因する低周波位相成分を分離できる。

[0035] また、予備撮像により静磁場不均一に起因する位相成分の周波数帯域を求めることにより、静磁場強度、撮像シーケンス、撮像パラメータ、被検体内における磁化の密度や緩和時間などの要因や、本撮像の撮像方法の影響に依らず、静磁場不均一によるアーチファクトを除去することが可能である。このため、固定の周波数帯域のフィルタ処理で静磁場不均一に起因する位相成分を除去する場合と比較して、低周波の位相が残留しにくく、画像上にアーチファクトをより低減できる。

実施例 1

[0036] 以下、上述の図2の周波数帯域算出部202による周波数帯域算出処理(S302)、ならびに、静磁場不均一除去部203と画像再構成部204による静磁場不均一除去後画像の生成処理(S304)の具体例について、図6を用いて説明する。本実施例では、本撮像エコーからk空間上で静磁場不均一による位相成分を除去する。

[0037] すなわち、静磁場不均一除去部203は、閾値周波数以下の低周波位相データを逆フーリエ変換して低周波位相画像を生成し、低周波位相画像からフィルタを生成する。このフィルタを本撮像で得た核磁気共鳴信号に適用することにより、周波数帯域の位相成分を除去する。例えば、静磁場不均一除去部203は、低周波位相画像の画素値を逆数にした画像をフーリエ変換したデータをフィルタとして用いる。このフィルタを本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛け合わせることで、周波数帯域の位相成分を除去する。

[0038] [ステップS601]

周波数帯域算出部202の位相画像生成部21は、図3のS301で得た複素数の予

備撮像エコー501の実部Epr、虚部Epiに対して、それぞれ逆フーリエ変換IFT(x)を実施し、実部画像(Spr)502および虚部画像(Spi)503を算出する(式(1), 式(2))(図6S601(S401に相当))。

[0039] [数1]

$$Spr = IFT(Epr) \quad \text{式 (1)}$$

[0040] [数2]

$$Spi = IFT(Epi) \quad \text{式 (2)}$$

[0041] [ステップS602]

実部画像(Spr)502および虚部画像(Spi)503の画素値を、画素ごとの複素数としてみなし、下式(3)によりその画素における位相値 Sp_p を算出し、この位相値 Sp_p を画素値とする位相画像(Sp_p)504を生成する(S602(S402に相当))。

[0042] [数3]

$$Sp_p = \arctan\left(\frac{Spi}{Spr}\right) \quad \text{式 (3)}$$

[0043] [ステップS603]

ここで、算出した位相画像(Sp_p)504に対して位相アンラップ処理を実施してもよい(S603)。位相アンラップ処理は、例えば、画素(x, y)の位相値が π 、隣接する画素(x+1, y)の位相値が $-\pi$ であるような場合、すなわち、隣接する画素の位相値が、急峻な変化を持つ場合に画素(x+1, y)以降の画素の位相値を補正し、全体として緩やかな変化(連続した位相値)を持つように補正する処理である。位相アンラップ処理の詳細な処理内容には公知の処理方法が種々あり、(0, 2π)の範囲に変換する方法や、($-\pi$, π)の範囲に変換する方法があるが、これらに限ったものではない。位相アンラップ処理を関数のようにUnwrap(A)と表すと、($-\pi$, π)の範囲に変換された位相アンラップ後の位相画像 Sp_{pu} は、位相アンラップ処理前の位相画像 Sp_p を用いて、式(4)のように表わされる。

[0044]

[数4]

$$Sp_{pu} = Unwrap(Sp_p) \quad \text{式 (4)}$$

[0045] [ステップS604]

次に、閾値周波数算出部22は、位相アンラップ処理後の位相画像 Sp_{pu} の画素値を並べたデータを1行の有限長で周期的なデータとして扱い、フーリエ変換 $FT(x)$ を実施する(S604(S403に相当))。フーリエ変換後のデータは位相データ Dp_p となる(式5)。

[0046] [数5]

$$Dp_p = FT(Sp_{pu}) \quad \text{式 (5)}$$

[0047] [ステップS605]

この位相データ Dp_p の周波数分布から、どの周波数成分がどの程度含まれているかを知ることができる。静磁場不均一に起因する位相データの周波数成分は、低周波であるので、閾値周波数算出部22は、低周波位相データと高周波位相データとを分離する閾値周波数を求める(S605(S404に相当))。例えば、図7に示すように、位相データ Dp_p の周波数分布のヒストグラムを求め、加重平均や加算平均を用いてヒストグラムの中心を求め、その中心を閾値周波数とする方法を用いることができる。また、判別分析法やp-tile法などの方法で分離することもできる。具体的には、判別分析法によって分離を行う場合、以下のような手順により、高周波と低周波とに分離する閾値周波数を求める。

[0048] (1)位相データ Dp_p のパワースペクトルを求め、図7に示すような横軸が周波数、縦軸が度数のヒストグラムを作成する。

(2)ヒストグラムに対し、判別分析法を適用し、図7に破線で示すような閾値周波数thresholdを算出する。

[0049] [ステップS606]

閾値周波数算出部22は、位相データ Dp_p から算出した位相閾値threshold以下の周波数の位相データ(低周波位相データ Dp_l)の帯域を求め、位相閾値threshold

ldより大きい周波数の位相データ(高周波位相データ Dp_h)から分離する(S606(S405に相当))。この低周波位相データ Dp_l が静磁場不均一に起因する位相データの周波数帯域である。位相閾値thresholdより大きい周波数の位相データ(高周波位相データ Dp_h)は、静磁場不均一以外の条件に起因する位相データである。

[0050] [ステップS607]

次に、静磁場不均一除去部203は、本撮像エコー507からS405で求めた周波数帯域の位相成分を除去するために、フィルタを作成する。フィルタを作成するために、本実施例1では、静磁場不均一除去部203は、S606で求めた低周波位相データ Dp_l を逆フーリエ変換し、低周波位相画像 Sp_l を算出する(式(6))。

[0051] [数6]

$$Sp_l = IFT(Dp_l) \quad \text{式(6)}$$

[0052] [ステップS608]

算出した低周波位相画像 Sp_l を用いて、静磁場不均一除去部203は、低周波位相除去フィルタ Fp_l を作成する。本実施例では、最も簡単な方法として、低周波位相画像 Sp_l の各画素値の逆数を並べたデータをフーリエ変換し、低周波位相除去フィルタ Fp_l を生成する(式(7))。

[0053] [数7]

$$Fp_l = FT\left(\frac{1}{Sp_l}\right) \quad \text{式(7)}$$

[0054] [ステップS609]

静磁場不均一除去部203は、この低周波位相除去フィルタ Fp_l を、本撮像エコー507の実部 Emr および虚部 Emi にそれぞれ掛け合わせ、フィルタ適用エコー(静磁場不均一除去後エコー508)の実部 Fmr および虚部 Fmi を算出する(式(8), 式(9))。

[0055]

[数8]

$$F_{mr} = E_{mr} \times Fp_l \quad \text{式 (8)}$$

[0056] [数9]

$$F_{mi} = E_{mi} \times Fp_l \quad \text{式 (9)}$$

[0057] [ステップS610]

この静磁場不均一除去後エコー508の実部 F_{mr} および虚部 F_{mi} をそれぞれ逆フーリエ変換して実部画像 S_{mr} 、虚部画像 S_{mi} を算出する(式(10)、式(11))。

[0058] 最終的に振幅画像 S_{m_m} を生成したい場合には、実部画像 S_{mr} および虚部画像 S_{mi} の画素値から式(12)により振幅画像を生成する。また、 $\arctan(S_{mr}/S_{mi})$ を求めることにより、位相画像を生成することももちろん可能である。

[0059] [数10]

$$S_{mr} = IFT(F_{mr}) \quad \text{式 (10)}$$

[0060] [数11]

$$S_{mi} = IFT(F_{mi}) \quad \text{式 (11)}$$

[0061] [数12]

$$S_{m_m} = \sqrt{S_{mi}^2 + S_{mr}^2} \quad \text{式 (12)}$$

[0062] 上述してきたように、本実施例を適用することにより、本撮像エコー507から静磁場不均一に起因する低周波の位相成分のみを除去することができるため、最終表示画像において、静磁場不均一に起因する大域的な位相によるアーチファクトを低減した画像が取得できる。

[0063] 一例として、本撮像エコー507から生成した本実施例適用することなく生成した位相画像を図8に、本実施例1の図6の処理を適用して生成した位相画像を図9に示す。図8と比較して、本実施例を適用した図9の位相画像は、位相の不連続がなく、また、静磁場不均一に起因する大域的なアーチファクトもない画像となっている。

実施例 2

[0064] 上述の実施例1では、本撮像エコー507にフィルタを適用してk空間上で静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を除去したが、実施例2では、本撮像エコー507の再構成画像についてフィルタを適用して、画像空間上で静磁場不均一に起因する位相成分を除去した画像を得る。この処理を図10を用いて説明する。

[0065] すなわち、静磁場不均一除去部203は、閾値周波数以下の前記低周波位相データを逆フーリエ変換して低周波位相画像を生成し、低周波位相画像からフィルタを生成し、このフィルタを本撮像で得た核磁気共鳴信号から生成した画像に適用することにより、周波数帯域の位相成分を除去する。例えば、静磁場不均一除去部203は、低周波位相画像をフィルタとし、本撮像で得た核磁気共鳴信号から生成した画像の画素値を低周波位相画像の画素値で除算することにより、周波数帯域の位相成分を除去する。

[0066] [ステップS601～S607]

S601からS606の各ステップは、実施例1と同様であるので説明を省略する。S607では、実施例1と同様に、S606で求めた低周波位相データ D_{p_l} を逆フーリエ変換し、低周波位相画像 Sp_l を算出する(式(6))。

[0067] [ステップS608']

次に、低周波位相画像 Sp_l の画素値(位相値)を用いて、偏角が位相値 Sp_l 、大きさが1の複素数 C_p を生成し、その実部成分を画素値とする低周波実部画像 C_{pr} 、虚部成分を画素値とする低周波虚部画像 C_{pi} をそれぞれ生成する。この低周波実部画像 C_{pr} 、低周波虚部画像 C_{pi} を、実施例2では、静磁場不均一に起因する位相成分を除去するためのフィルタとして用いる。

[0068] [ステップS609']

次に、本撮像エコー507から再構成した画像に、ステップ608'で生成したフィルタを適用し、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を除去した画像を生成する。

[0069] まず、本撮像エコー507の実部 Emr 、虚部 Emi を逆フーリエ変換してFT後実部

画像Smr、FT後虚部画像Smiを算出する(式(13)、式(14))。

[0070] [数13]

$$Smr = IFT(Emr) \quad \text{式 (13)}$$

[0071] [数14]

$$Smi = IFT(Emi) \quad \text{式 (14)}$$

[0072] 求めたFT後実部画像Smr、FT後虚部画像Smiの各画素値を、フィルタである低周波画像実部Cpr、低周波画像虚部Cpiの各画素値で、式(15)、式(16)のように除算し、得られた値Fmr、Fmiをそれぞれ画素値とするフィルタ適用実部画像Fmr、フィルタ適用虚部画像Fmiをそれぞれ生成する。

[0073] [数15]

$$Fmr = \frac{Smr \times Cpr + Smi \times Cpi}{\sqrt{Cpr^2 + Cpi^2}} \quad \text{式 (15)}$$

[0074] [数16]

$$Fmi = \frac{Smi \times Cpr - Smr \times Cpi}{\sqrt{Cpr^2 + Cpi^2}} \quad \text{式 (16)}$$

[0075] [ステップS610']

最終的に振幅画像Sm_mを生成したい場合には、フィルタ適用実部画像Fmr、フィルタ適用虚部画像Fmiの画素値から、式(17)により振幅画像Sm_mの画素値を算出し、振幅画像Sm_mを生成する。また、arctan(Fmr/Fmi)を求めることにより、位相画像を生成することももちろん可能である。

[0076] [数17]

$$Sm_m = \sqrt{Fmi^2 + Fmr^2} \quad \text{式 (17)}$$

実施例 3

[0077] 実施例3として、実施例1のステップ605で求めた閾値周波数から低周波位相除去フィルタを作成し、これを用いて本撮像エコー507から静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を除去する処理について図11を用いて説明する

。

[0078] すなわち、実施例3において、静磁場不均一除去部203は、閾値周波数より大きい周波数帯域を透過する高周波透過フィルタを生成し、本撮像で得た核磁気共鳴信号に適用することにより、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分を除去する。例えば、静磁場不均一除去部203は、高周波透過フィルタをフーリエ変換した低周波位相除去フィルタを本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛けることにより、上記周波数帯域の位相成分を除去する。

[0079] [ステップS601～S605]

S601からS605の各ステップは実施例1と同様であり、ステップ605により閾値周波数を求める。なお、実施例3では、実施例1のステップ606、607の周波数帯域の算出や、低周波位相データの逆フーリエ変換は行わない。

[0080] [ステップS608”]

次に、図12のように、高周波域透過フィルタ DF_{hp} を作成する。高周波域透過フィルタ DF_{hp} は、カットオフ周波数が閾値周波数 $threshold$ であり、閾値周波数以上の高周波帯域を透過帯域とし、閾値周波数より低い低周波帯域を遮断帯域とする高周波域透過フィルタ DF_{hp} を作成する。このとき、図12のグラフは、縦軸が係数、横軸が周波数である。この高周波域透過フィルタ DF_{hp} をフーリエ変換し、低周波位相除去フィルタ SF_{hp} を作成する(式(18))。

[0081] [数18]

$$SF_{hp} = FT(DF_{hp}) \quad \text{式(18)}$$

[0082] [ステップS609”]

低周波位相除去フィルタ SF_{hp} を本撮像エコー507の実部 Emr 、虚部 Emi にそれぞれ掛け合わせ、フィルタ適用エコー(静磁場不均一除去後エコー508)の実部 Fmr 、虚部 Fmi を算出する(式(19)、式(20))。

[0083] [数19]

$$Fmr = Emr \times SF_{hp} \quad \text{式(19)}$$

[0084]

[数20]

$$F_{mi} = E_{mi} \times SF_{hp} \quad \text{式 (20)}$$

[0085] [ステップS610]

この静磁場不均一除去後エコー508の実部 F_{mr} 、虚部 F_{mi} から、実施例1のステップ610と同様に、式10、式11、式12等を用いて、所望の振幅画像 S_m や位相画像を生成する。

実施例 4

[0086] 実施例4では、本撮像エコー507の高周波位相成分の信号強度の低減を防ぎながら、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分(低周波位相成分)を除去する。まず、本撮像エコー507に高周波位相除去フィルタを適用して、閾値周波数より高周波の位相成分を除去して、低周波位相成分のみが残ったエコーを用いて、低周波位相成分のみを本撮像エコー507から除去する。これにより、本撮像エコー507の高周波位相成分はフィルタ適用を受けないため、信号強度を低減することなく、高周波位相成分を取得することができる。この処理ステップについて図13を用いて説明する。

[0087] 具体的には、静磁場不均一除去部203は、閾値周波数より小さい周波数帯域を透過する低周波透過フィルタを生成し、本撮像で得た核磁気共鳴信号に適用することにより、前記周波数帯域の核磁気共鳴信号を得て、これを本撮像で得た核磁気共鳴信号から差し引くことにより、静磁場不均一に起因する周波数帯域の位相成分が除去された信号を得る。例えば、静磁場不均一除去部203は、低周波透過フィルタをフーリエ変換した高周波位相除去フィルタを、本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛けることにより、上記周波数帯域の核磁気共鳴信号を得る。

[0088] [ステップS601～S605]

S601からS605の各ステップは実施例1と同様であり、ステップ605により閾値周波数を求める。なお、実施例4では、実施例1のステップ606、607の周波数帯域の算出や、低周波位相データの逆フーリエ変換は行わない。

[0089] [ステップS620]

次に、図14のように、カットオフ周波数が閾値周波数thresholdであり、閾値周波数以下を透過帯域とし、閾値周波数より大きい周波数を遮断帯域とする低周波域透過フィルタ DF_{lp} を作成する。この低周波域透過フィルタ DF_{lp} をフーリエ変換して、高周波位相除去フィルタ SF_{lp} を作成する(式(21))。

[0090] [数21]

$$SF_{lp} = FT(DF_{lp}) \quad \text{式 (21)}$$

[0091] [ステップS621]

この高周波位相除去フィルタ SF_{lp} を本撮像エコーの実部 Emr 、虚部 Emi に適用し、フィルタ適用エコー Fmr_{lp} 、 Fmi_{lp} を算出する(式(22)、式(23))。

[0092] [数22]

$$Fmr_{lp} = Emr \times SF_{lp} \quad \text{式 (22)}$$

[0093] [数23]

$$Fmi_{lp} = Emi \times SF_{lp} \quad \text{式 (23)}$$

[0094] [ステップS622]

S621で求めた高周波位相除去フィルタ適用エコー Fmr_{lp} 、 Fmi_{lp} は、位相閾値threshold以下の低周波成分のみが残ったエコーである。すなわち、本撮像エコーの実部 Emr 、虚部 Emi を高周波位相除去フィルタ適用エコーの実部 Fmr_{lp} 、虚部 Fmi_{lp} で除算することにより、静磁場不均一除去後エコー508の実部 Fmr 、虚部 Fmi を算出することができる(式(24)、式(25))。

[0095] [数24]

$$Fmr = \frac{Fmr \times Fmr_{lp} + Fmi \times Fmi_{lp}}{\sqrt{Fmr_{lp}^2 + Fmi_{lp}^2}} \quad \text{式 (24)}$$

[0096] [数25]

$$Fmi = \frac{Fmi \times Fmr_{lp} - Fmr \times Fmi_{lp}}{\sqrt{Fmr_{lp}^2 + Fmi_{lp}^2}} \quad \text{式 (25)}$$

[0097] [ステップS610]

この静磁場不均一除去後エコー508の実部 F_{mr} 、虚部 F_{mi} から、実施例1のステップ610と同様に、式10、式11、式12等を用いて、所望の振幅画像 S_{m_n} や位相画像を生成する。

[0098] 本実施例4では、低周波位相除去フィルタ適用エコー(静磁場不均一除去後エコー508)である高周波位相成分は、フィルタの適用を受けていない成分であるため、信号強度が大きい。よって、S610において生成される振幅画像 S_{m_n} や位相画像としてコントラスト比の大きな鮮明な画像が得られる。

符号の説明

[0099] 10 撮像部、11 制御部、12 画像処理部、21 位相画像生成部、22 閾値周波数算出部、101 マグネット、102 傾斜磁場コイル、103 被検体、104 シーケンサ、105 傾斜磁場電源、106 高周波発生装置、107 プローブ、108 受信器、109 計算機、110 表示装置、111 記憶媒体、201 エコー計測部、202 周波数帯域算出部、203 静磁場不均一除去部、204 画像再構成部、205 画像表示部

請求の範囲

- [請求項1] 静磁場の中に置かれた被検体に高周波磁場および傾斜磁場を印加して、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する撮像部と、
前記撮像部の動作を制御する制御部と、
前記核磁気共鳴信号に対して演算を行い、画像を生成する画像処理部と、
を備え、
前記制御部は、
所定の予備撮像と、本撮像とを前記撮像部に実行させ、
前記画像処理部は、前記予備撮像により取得した核磁気共鳴信号から、前記静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域を求める周波数帯域算出部と、
前記本撮像により取得された核磁気共鳴信号、および、前記本撮像により取得された核磁気共鳴信号から再構成した画像、のうちのいずれか一方から前記周波数帯域の位相成分を除去する静磁場不均一除去部と
を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記予備撮像は、所定部位を画像化するための核磁気共鳴信号を、エコータイムをずらして2組取得するものであり、
前記周波数帯域算出部は、前記予備撮像により取得した2組の核磁気共鳴信号から、前記所定部位における前記2組の核磁気共鳴信号の位相差の分布を表す位相画像を生成する位相画像生成部と、前記位相画像をフーリエ変換して得た位相データの前記周波数分布を求め、前記周波数分布に基づいて前記位相データを高周波位相データと低周波位相データとに分離する閾値周波数を求め、前記閾値周波数以下の範囲を前記周波数帯域とする閾値周波数算出部と
を含むことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- [請求項3] 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記閾値周波数算出部は、前記位相差の周波数分布について、判別分析法、加重平均、加算平均、および、Pタイル法のうち少なくとも一つの処理を用いて、前記閾値周波数を求める
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に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記静磁場不均一除去部は、前記周波数帯域の位相成分を除去するフィルタを生成し、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号または前記本撮像で得た核磁気共鳴信号から生成した画像、に前記フィルタを適用することにより、前記周波数帯域の位相成分を除去する
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2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記静磁場不均一除去部は、前記閾値周波数以下の前記低周波位相データを逆フーリエ変換して低周波位相画像を生成し、前記低周波位相画像からフィルタを生成し、前記フィルタを、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号または前記本撮像で得た核磁気共鳴信号から生成した画像に適用することにより、前記周波数帯域の位相成分を除去する
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5に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記静磁場不均一除去部は、前記低周波位相画像の画素値を逆数にした画像をフーリエ変換したデータを前記フィルタとして用い、前記フィルタを前記本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛け合わせるにより、前記周波数帯域の位相成分を除去する
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5に記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記静磁場不均一除去部は、前記低周波位相画像を前記フィルタとし、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号から生成した画像の画素値を前記低周波位相画像の画素値で除算することにより、前記周波数帯域の

位相成分を除去する

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2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場不均一除去部は、前記閾値周波数より大きい周波数帯域を透過する高周波透過フィルタを生成し、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号に適用することにより、前記周波数帯域の位相成分を除去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9]

請求項8に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場不均一除去部は、前記高周波透過フィルタをフーリエ変換した低周波位相除去フィルタを前記本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛けることにより、前記周波数帯域の位相成分を除去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2に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場不均一除去部は、前記閾値周波数より小さい周波数帯域を透過する低周波透過フィルタを生成し、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号に適用することにより、前記周波数帯域の核磁気共鳴信号を得て、これを前記本撮像で得た核磁気共鳴信号から除去することにより、前記周波数帯域の位相成分が除去された信号を得る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10に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記静磁場不均一除去部は、前記低周波透過フィルタをフーリエ変換した高周波位相除去フィルタを、前記本撮像で得た核磁気共鳴信号に掛けることにより、前記周波数帯域の核磁気共鳴信号を得ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

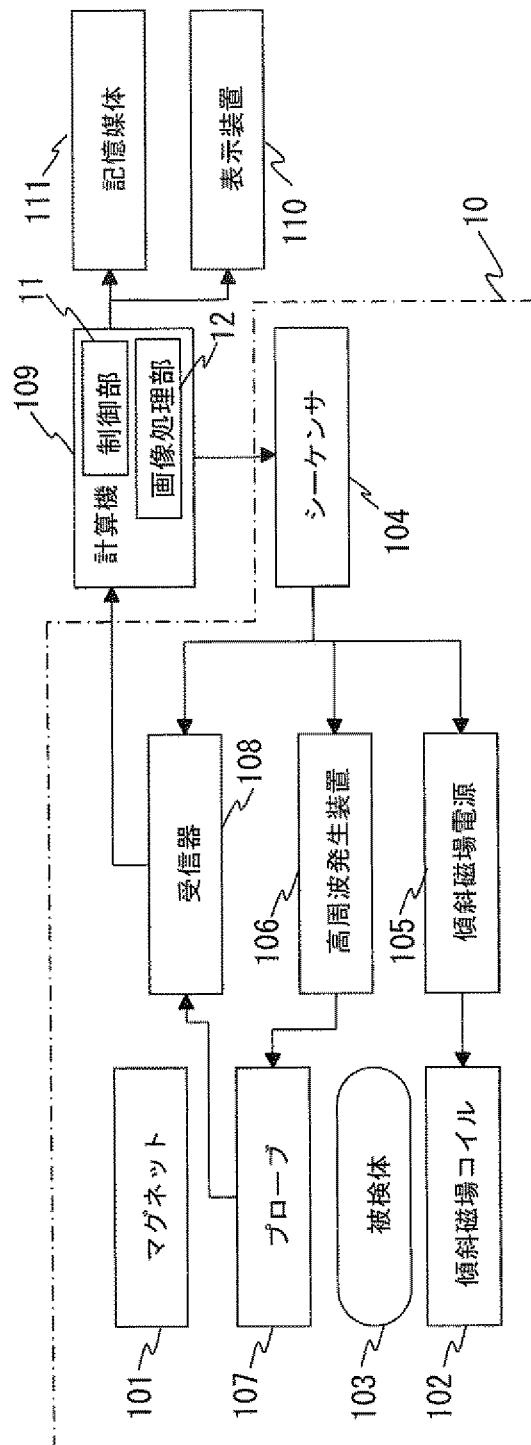
[請求項12]

静磁場の中に置かれた被検体に所定の予備撮像を実施して得た核磁気共鳴信号から、前記静磁場の不均一に起因する位相成分の周波数帯域を求め、

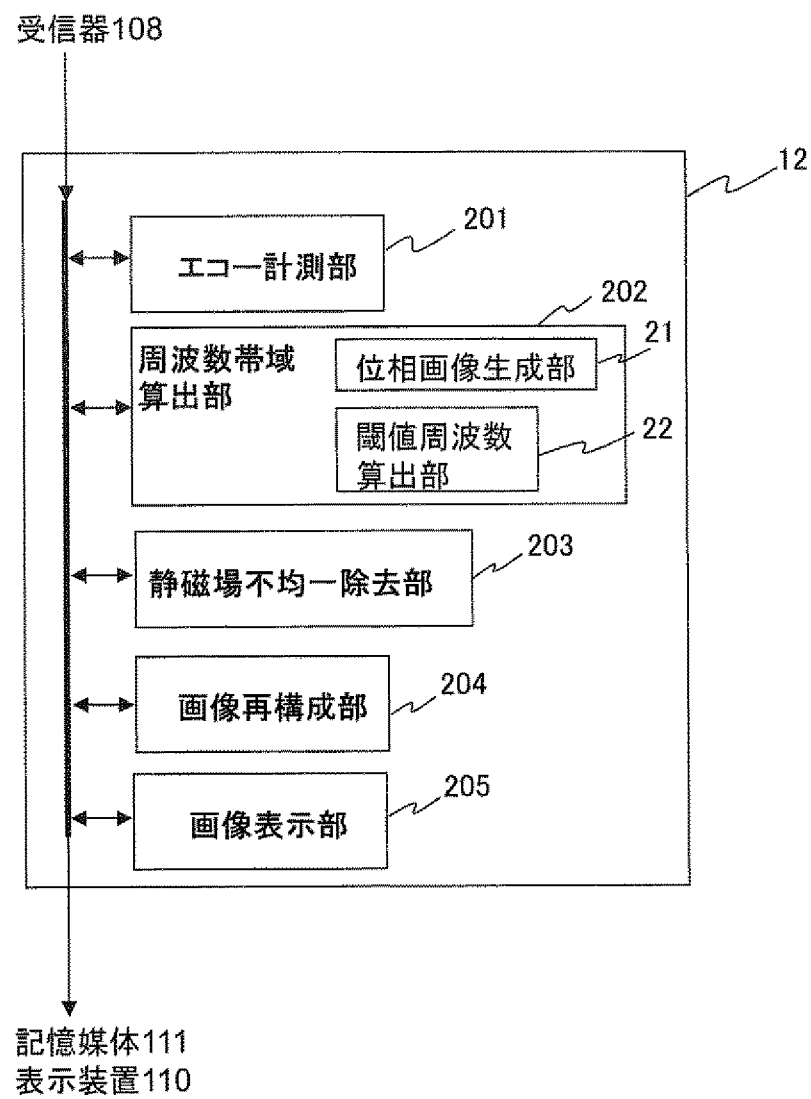
前記静磁場の中に置かれた前記被検体に所定の撮像を実施して得

た核磁気共鳴信号から生成した画像から、前記周波数帯域の位相成分を除去することを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

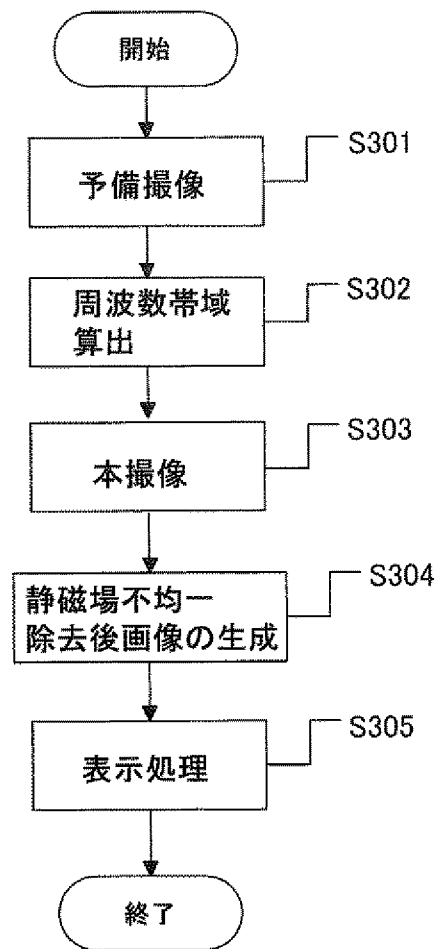
[図1]



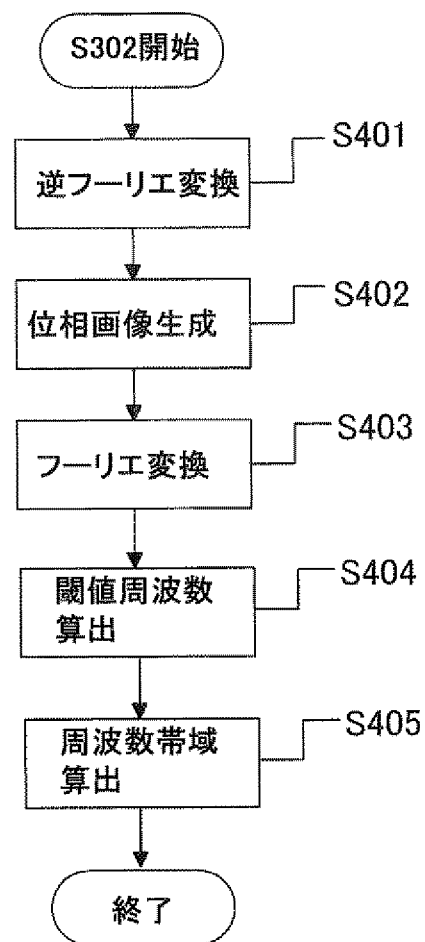
[図2]



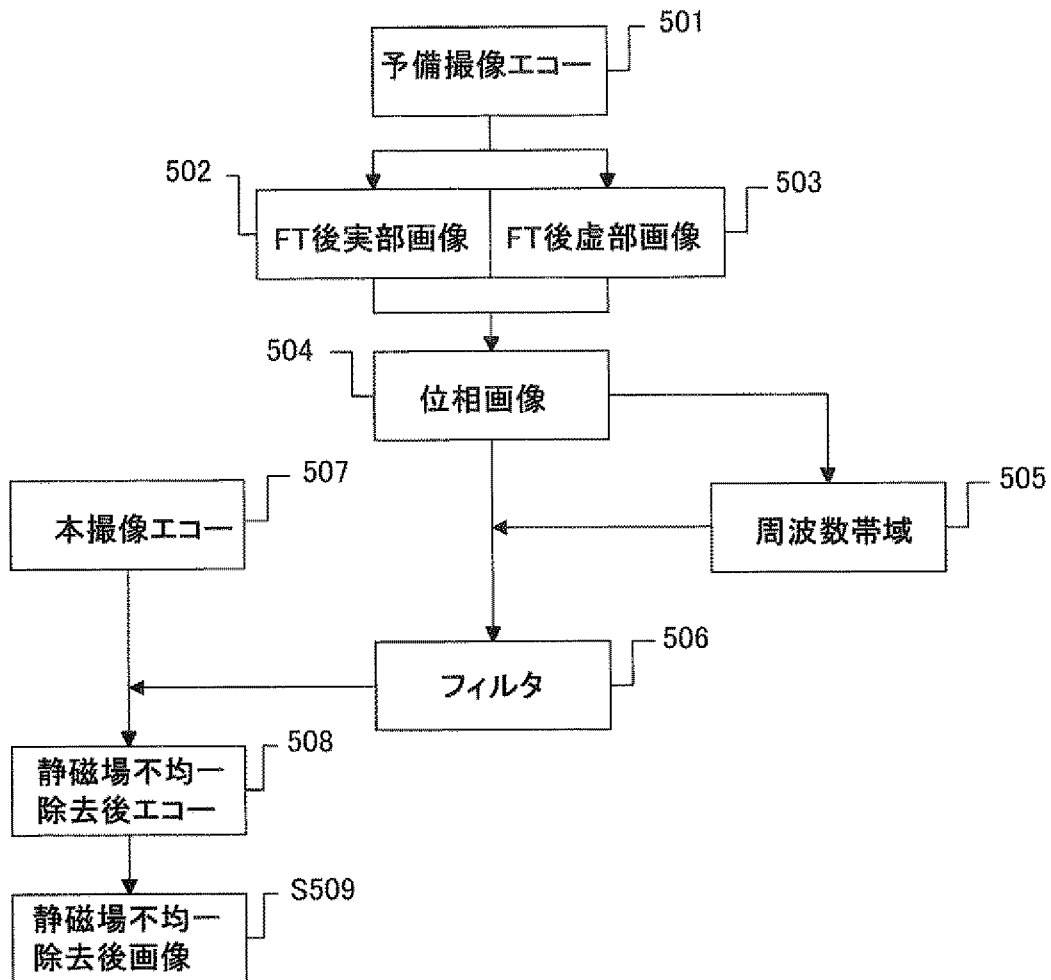
[図3]



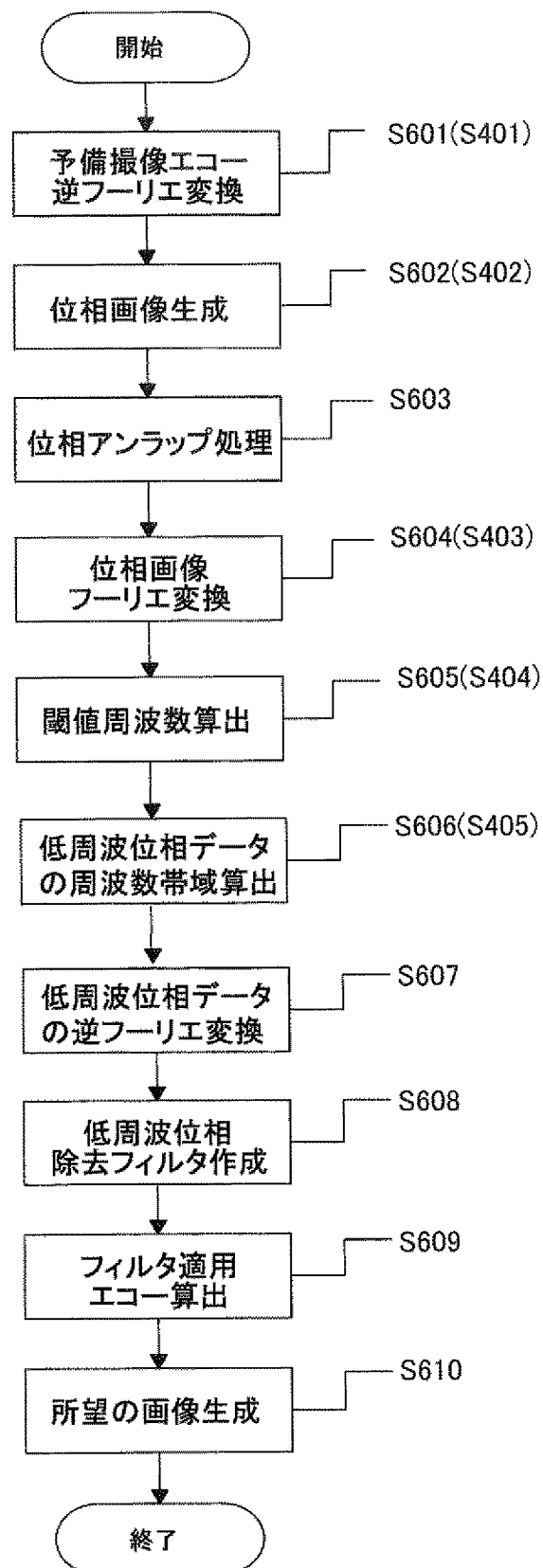
[図4]



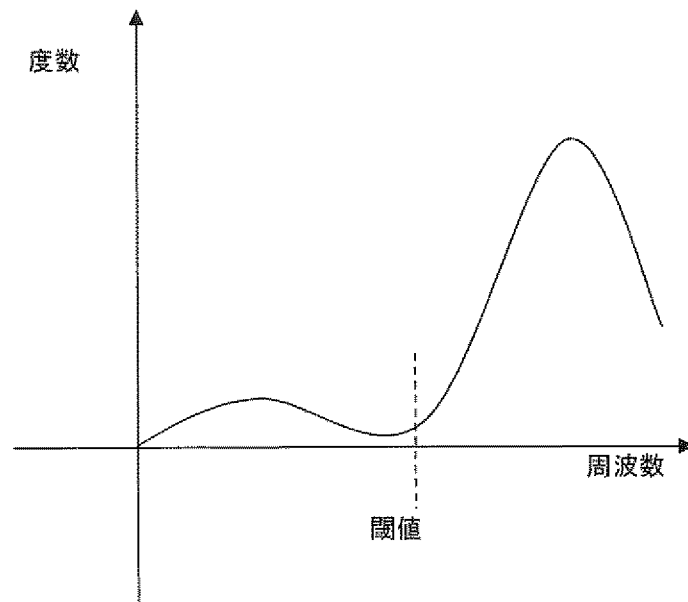
[図5]



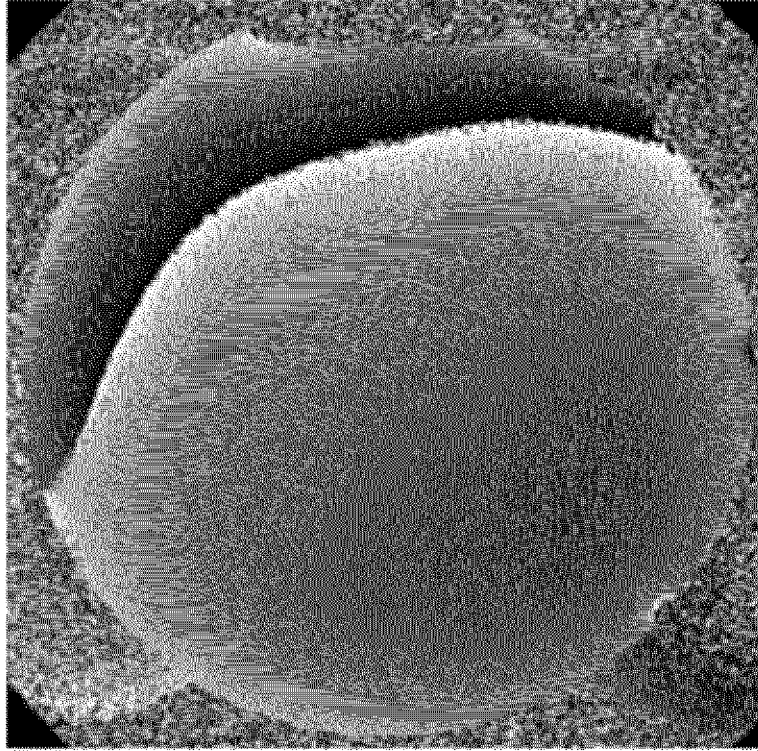
[図6]



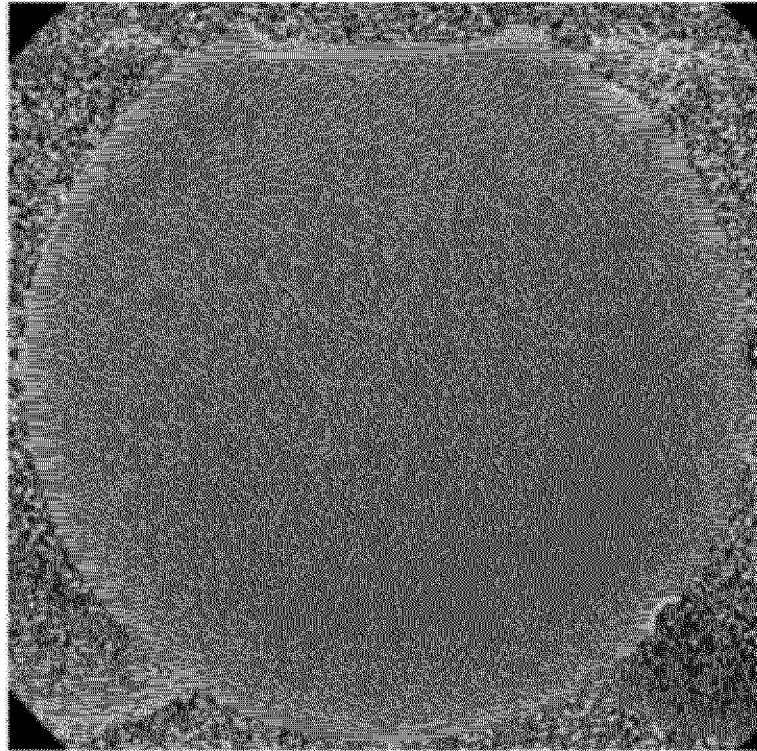
[図7]



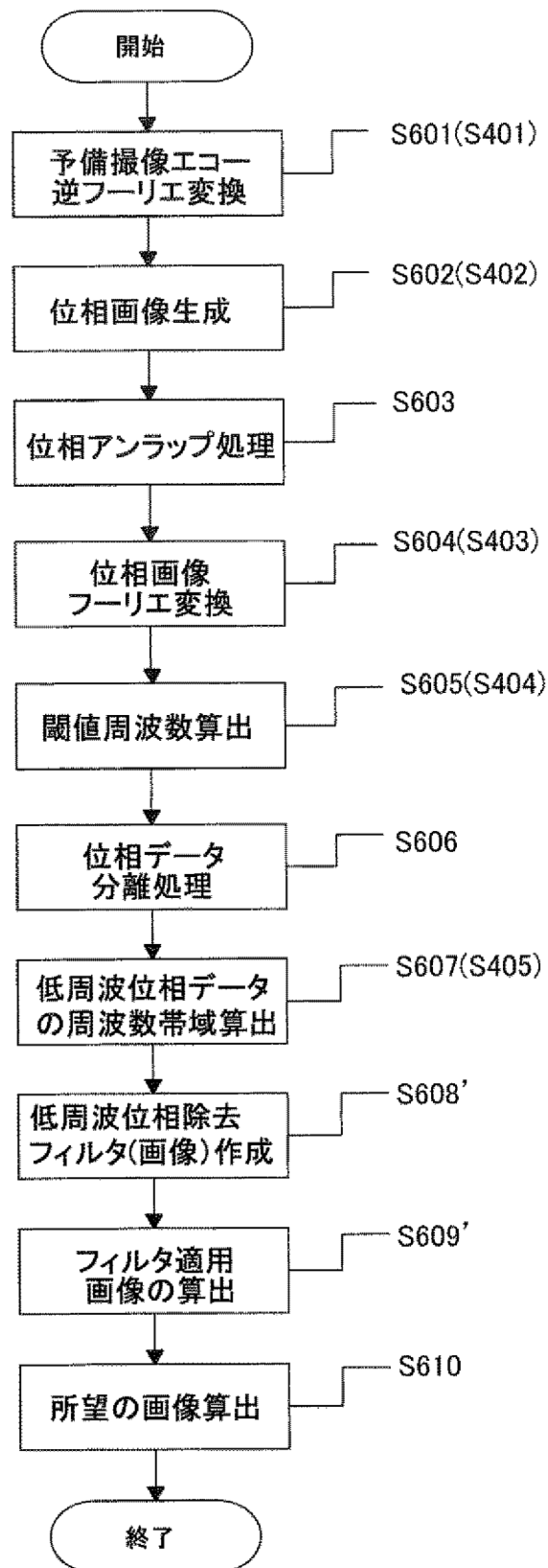
[図8]



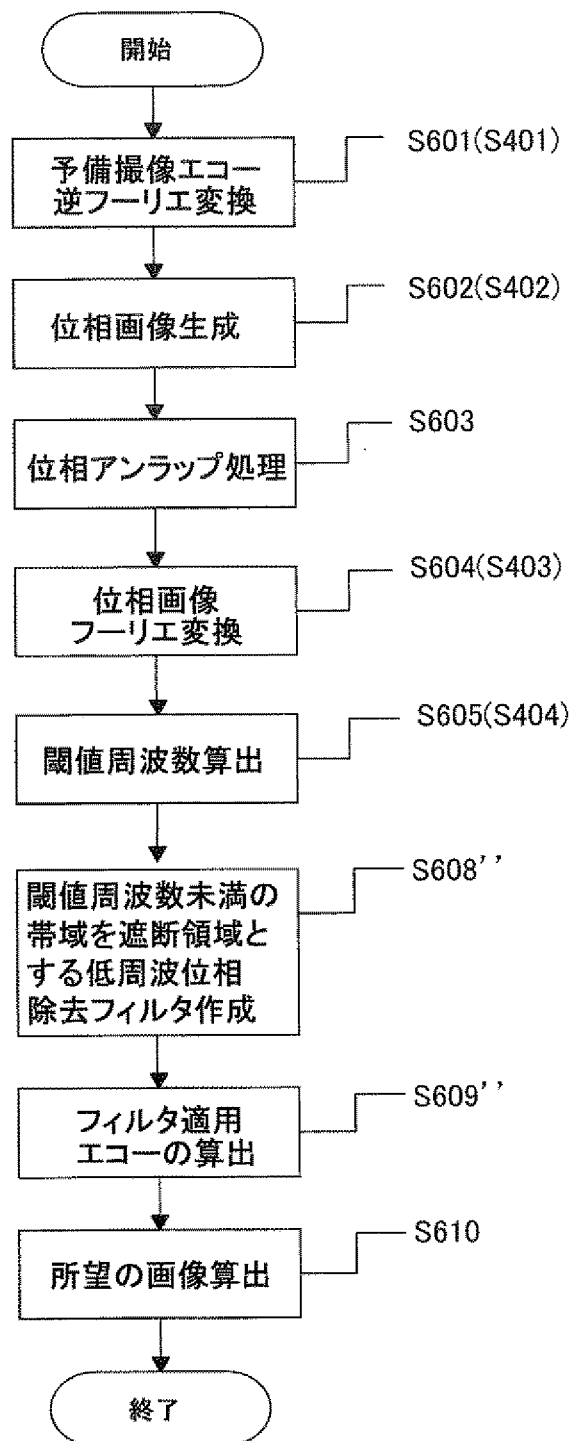
[図9]



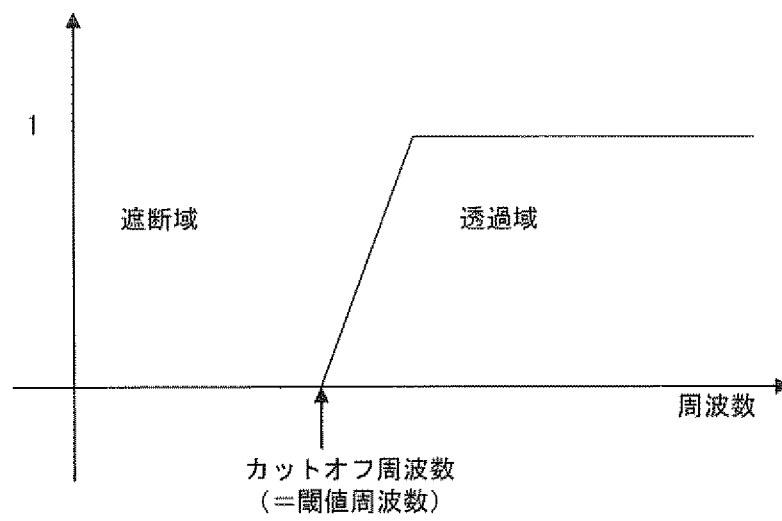
[図10]



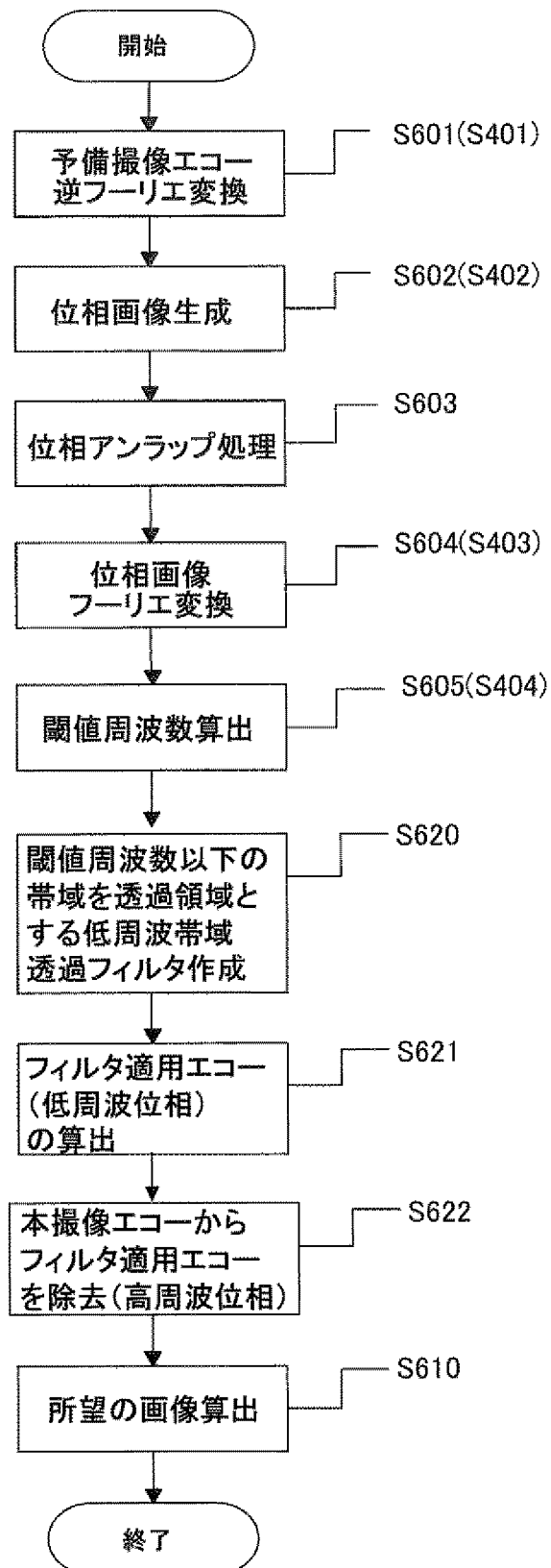
[図11]



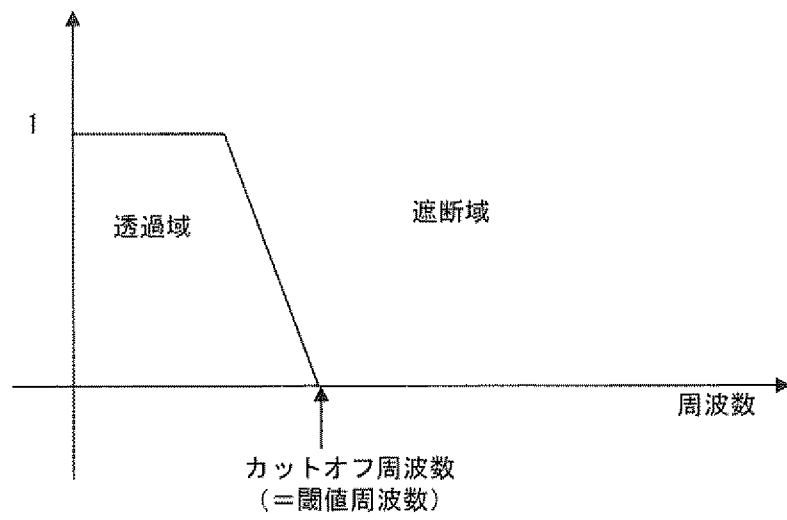
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/072966

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, G01R33/565

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-238866 A (Hitachi, Ltd.), 04 September 2001 (04.09.2001), abstract (Family: none)	1-12
A	US 2009/0256567 A1 (Pelin Aksit), 15 October 2009 (15.10.2009), fig. 2 (Family: none)	1-12
A	Pei-Hsin Wu et al, Accurate B0 mapping with an adaptive algorithm integrating KESA, PRELUDE, and time-domain phase unwrapping, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 20, 2012.05, #2506	1-12

☐ 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
12 November, 2013 (12.11.13)

Date of mailing of the international search report
26 November, 2013 (26.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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, G01R33/565

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 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2001-238866 A（株式会社日立製作所）2001.09.04 要約（ファミリーなし）	1-12
A	US 2009/0256567 A1 (Pelin Aksit) 2009.10.15 図2（ファミリーなし）	1-12
A	Pei-Hsin Wu et al, Accurate B0 mapping with an adaptive algorithm integrating KESA, PRELUDE, and time-domain phase unwrapping, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 20, 2012.05, #2506	1-12

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

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

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

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

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

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

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

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 2 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 6 . 1 1 . 2 0 1 3

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）

右高 孝幸

2 Q

9 8 0 8

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