

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6013161号

(P6013161)

(45) 発行日 平成28年10月25日(2016.10.25)

(24) 登録日 平成28年9月30日(2016.9.30)

|                         |                    |
|-------------------------|--------------------|
| (51) Int.Cl.            | F I                |
| A 6 1 B 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 5/05 3 7 6 |
| A 6 1 B 5/05 (2006.01)  | A 6 1 B 5/05 3 7 4 |
|                         | A 6 1 B 5/05 Z D M |

請求項の数 15 (全 26 頁)

|              |                              |           |                    |
|--------------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2012-266944 (P2012-266944) | (73) 特許権者 | 000005108          |
| (22) 出願日     | 平成24年12月6日(2012.12.6)        |           | 株式会社日立製作所          |
| (65) 公開番号    | 特開2014-64880 (P2014-64880A)  |           | 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  |
| (43) 公開日     | 平成26年4月17日(2014.4.17)        | (74) 代理人  | 100145735          |
| 審査請求日        | 平成27年11月27日(2015.11.27)      |           | 弁理士 田村 尚隆          |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2012-196068 (P2012-196068) | (72) 発明者  | 村瀬 毅倫              |
| (32) 優先日     | 平成24年9月6日(2012.9.6)          |           | 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 |
| (33) 優先権主張国  | 日本国(JP)                      |           | 株式会社日立メディコ内        |
|              |                              | (72) 発明者  | 吉澤 延之              |
|              |                              |           | 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        |
|              |                              | (72) 発明者  | 板垣 博幸              |
|              |                              |           | 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        |

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【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、を備える磁気共鳴イメージング装置であって、

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、のうちの少なくとも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、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、

10

20

前記位相画像をフーリエ変換して得た位相データの周波数分布を求め、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 乃至 3 のいずれか一項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ことににより、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

10

20

30

40

50

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 1 2】

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。

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記核磁気共鳴信号から画像を生成する画像処理部と、  
前記静磁場の不均一に起因する前記画像の位相成分を除去する静磁場不均一除去部と、  
撮像条件に応じてフィルタのカットオフ周波数を変更する周波数帯域算出部と、  
を有し、

前記静磁場不均一除去部は、前記カットオフ周波数より低い周波数帯域を透過し、高い周波数帯域を遮断する低周波域透過フィルタを作成し、該作成した低周波域透過フィルタを前記核磁気共鳴信号に施して得た低周波画像を、静磁場不均一除去フィルタとして、前記画像に施して、前記静磁場の不均一に起因する前記画像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 1 4】

請求項 1 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記撮像条件は E T L と I E T の少なくとも一方であり、  
前記静磁場不均一除去部は、前記 E T L と I E T の少なくとも一方の値に応じて前記カットオフ周波数を変更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 1 5】

請求項 1 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、  
前記撮像条件は撮像対象とする対象組織であり、  
前記静磁場不均一除去部は、前記対象組織として、微小出血又は微小出血と腫瘍の選択に応じて、前記カットオフ周波数の変更を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【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、静磁場の中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

10

20

30

40

50

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1つの画像を生成する手法も知られている。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。

【0004】

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 $t$ 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。

10

【0005】

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】

【0006】

20

【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】

【0007】

【非特許文献1】E. MARK HAACKE, 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】

【0008】

30

(実施例1から実施例4)

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。

【0009】

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。

【0010】

40

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。

【0011】

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】

【0012】

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

50

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】

【0013】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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

20

【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

【図15】撮像条件と低周波域透過フィルタのカットオフ周波数との関係を示す図(a)は実施例5のETL数とカットオフ周波数との関係を示す図であり、(b)は実施例6のIETとカットオフ周波数との関係を示す図

30

【図16】実施例5の処理手順を示すフローチャート

【図17】実施例6の処理手順を示すフローチャート

【図18】実施例7の実施例における、実施例5に対応する場合を示すフローチャート

【図19】実施例7の実施例における、実施例6に対応する場合を示すフローチャート

【図20】実施例8のカットオフ周波数が異なる複数の低周波域透過フィルタの一例

【図21】実施例8の処理手順を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

40

【0016】

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

50

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。

#### 【0017】

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。

#### 【0018】

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。

#### 【0019】

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。

#### 【0020】

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。

#### 【0021】

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。

#### 【0022】

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。

#### 【0023】

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。

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(T

10

20

30

40

50

E)を所定時間( $t$ )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 $T_0 + t$ ( $t \neq 0$ )に設定して同様に所定の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。

#### 【0024】

予備撮像シーケンスは、エコータイムを $t$ 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、特許文献2(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。

10

#### 【0025】

予備撮像シーケンスの2回の計測で受信器108が検波して得られた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。

#### 【0026】

20

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。

#### 【0027】

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)。

30

#### 【0028】

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。

40

#### 【0029】

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。

#### 【0030】

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

50

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。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。

10

#### 【0031】

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)。

#### 【0032】

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。

20

#### 【0033】

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】

#### 【0034】

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。

30

#### 【0035】

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。

40

#### 【0036】

[ステップS601] (S401に相当)

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))。

#### 【0037】

#### 【数1】

$$Spr = IFT(Epr) \quad \text{式(1)}$$

#### 【0038】

50



【数 2】

$$Spi = IFT(Epi) \quad \text{式 (2)}$$

【 0 0 3 9 】

[ ステップS602 ] (S402に相当)

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。

【 0 0 4 0 】

【数 3】

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

【 0 0 4 1 】

[ 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、隣接する画素(x+1, y)の位相値が-π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、(-π, 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、(-π, 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。

【 0 0 4 2 】

【数 4】

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

【 0 0 4 3 】

[ ステップS604 ] (S403に相当)

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。フーリエ変換後のデータは位相データ $Dp_p$ となる(式5)。

【 0 0 4 4 】

【数 5】

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

【 0 0 4 5 】

[ ステップS605 ] (S404に相当)

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。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。

(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thresh

10

20

30

40

50

oldを算出する。

【 0 0 4 6 】

[ ステップS606 ] (S405に相当)

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。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。

【 0 0 4 7 】

10

[ 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))。

【 0 0 4 8 】

【数 6】

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

【 0 0 4 9 】

20

[ 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))。

【 0 0 5 0 】

【数 7】

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

30

【 0 0 5 1 】

[ 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))。

【 0 0 5 2 】

【数 8】

$$Fmr = Emr \times Fp_l \quad \text{式 (8)}$$

【 0 0 5 3 】

40

【数 9】

$$Fmi = Emi \times Fp_l \quad \text{式 (9)}$$

【 0 0 5 4 】

[ ステップS610 ]

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

【 0 0 5 5 】

最終的に振幅画像 $Sm_m$ を生成したい場合には、実部画像 $Smr$ および虚部画像 $Smi$ の画素値から式(12)により振幅画像を生成する。また、 $\arctan(Smr/Smi)$ を求めることにより、位

50

相画像を生成することももちろん可能である。

【 0 0 5 6 】

【 数 1 0 】

$$Smr = IFT(Fmr) \quad \text{式 (10)}$$

【 0 0 5 7 】

【 数 1 1 】

$$Smi = IFT(Fmi) \quad \text{式 (11)}$$

【 0 0 5 8 】

【 数 1 2 】

$$Sm_m = \sqrt{Smi^2 + Smr^2} \quad \text{式 (12)}$$

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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 】

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

[ 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 $Dp_l$ 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))。

【 0 0 6 4 】

[ 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 $Cp$ を生成し、その実部成分を画素値とする低周波実部画像 $Cpr$ 、虚部成分を画素値とする低周波虚部画像 $Cpi$ をそれぞれ生成する。この低周波実部画像 $Cpr$ 、低周波虚部画像 $Cpi$ 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。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

[ 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。

【 0 0 6 6 】

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))。

【 0 0 6 7 】

【 数 1 3 】

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

10

【 0 0 6 8 】

【 数 1 4 】

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

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

【 数 1 5 】

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

20

【 0 0 7 1 】

【 数 1 6 】

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

30

【 0 0 7 2 】

[ ステップS610' ]

最終的に振幅画像Sm<sub>m</sub>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<sub>m</sub>の画素値を算出し、振幅画像Sm<sub>m</sub>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。

【 0 0 7 3 】

【 数 1 7 】

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

40

【 実施例 3 】

【 0 0 7 4 】

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。

【 0 0 7 5 】

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

50

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。

【 0 0 7 6 】

[ 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。

【 0 0 7 7 】

[ 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))。

【 0 0 7 8 】

【 数 1 8 】

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

【 0 0 7 9 】

[ 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))。

【 0 0 8 0 】

【 数 1 9 】

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

【 0 0 8 1 】

【 数 2 0 】

$$Fmi = Emi \times SF_{hp} \quad \text{式 (20)}$$

【 0 0 8 2 】

[ ステップS610 ]

この静磁場不均一除去後エコー508の実部 $Fmr$ 、虚部 $Fmi$ 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 $Sm_m$ や位相画像を生成する。

【 実施例 4 】

【 0 0 8 3 】

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。この処理ステップを図13を用いて説明する。

【 0 0 8 4 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 8 5 】

[ 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。

【 0 0 8 6 】

10

[ 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))。

【 0 0 8 7 】

【 数 2 1 】

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

【 0 0 8 8 】

20

[ 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))。

【 0 0 8 9 】

【 数 2 2 】

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

【 0 0 9 0 】

【 数 2 3 】

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

30

【 0 0 9 1 】

[ 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))。

【 0 0 9 2 】

【 数 2 4 】

40

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

【 0 0 9 3 】

【 数 2 5 】

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

【 0 0 9 4 】

50

## [ ステップS610 ]

この静磁場不均一除去後エコー508の実部F<sub>mr</sub>、虚部F<sub>mi</sub>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<sub>m</sub>や位相画像を生成する。

## 【 0 0 9 5 】

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<sub>m</sub>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。

## 【 0 0 9 6 】

< 実施例5から実施例8 >

次に、実施例5から実施例8について説明する。これらの実施例は、操作者が設定した撮像条件に応じてカットオフ周波数を変更する例であって、そのため、前述の予備撮像を行う必要のない例である。

## 【 0 0 9 7 】

カットオフ周波数の変更に係わる撮像条件としては、1つの励起パルス後に複数のエコーを計測するマルチエコーシーケンスにおけるエコートレイン(Echo Train Length:ETL)数やエコー間隔(Inter Echo Time:IET)、或いは撮像対象とする対象組織を想定するが、これらに限定されるものではない。マルチエコーシーケンスの例としては、高速スピネコー(Fast Spin Echo:FSE)シーケンスやエコープランナー(Echo Planer Imaging:EPI)シーケンスが知られている。

## 【 0 0 9 8 】

これらの実施例は、ETL数を多くしたりIETを長くしたりして、エコーに静磁場不均一を多く取り込んでしまうような撮像条件・装置環境、または微小出血と腫瘍が混在する被検体において、シェーディングおよびアーチファクトを低減した画像を得るのに好適な例である。

## 【 0 0 9 9 】

以下、実施例5から実施例8を詳細に説明する。なお、MRI装置の構成は前述の実施例1で説明した図1の構成と同様である。

## 【 実施例 5 】

## 【 0 1 0 0 】

本実施例5では、操作者が設定したETL数に応じて本撮像で得られるk空間データに適用する低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する。このように予備計測に依らずにカットオフ周波数を求めることから、本実施例5は、予備計測を行うことはないが、予備計測に基づく閾値周波数(カットオフ周波数)の設定以降は前述の各実施例のいずれかと同様の処理を行う。以下、前述の各実施例と同様の処理については説明を省略し、主に本実施例特有の処理について詳細に説明する。

## 【 0 1 0 1 】

はじめに、本実施例5におけるETL数とカットオフ周波数との関係について説明する。本実施例5では、ETL数が多いときにはカットオフ周波数を大きくし、ETL数が少ないときにはカットオフ周波数を小さくする。例えば、ETL数に比例してカットオフ周波数を連続的に変更しても良いし、ETL数を数段階に分けて各段階に応じてカットオフ周波数を不連続的(段階的)に変更しても良い。低周波数域透過フィルタの形状(プロファイル)は、カットオフ周波数より低い低周波域では値が1であり、カットオフ周波数近傍の過渡領域では値が1から0に低減していき、カットオフ周波数から高い周波数域では値が0となるフィルタである。

## 【 0 1 0 2 】

本実施例5の低周波数域透過フィルタの一例を図15(a)に基づいて説明する。図15(a)は、低周波域透過フィルタのカットオフ周波数とETL数との関係を示す図である。カットオフ周波数を、ETL数が1以上5未満(1 ETL < 5)のとき小(一点鎖線)とし、ETL数が5以上10未満(5 ETL < 10)のとき中(実線)とし、ETL数が10以上(10 ETL)のときの大(点線)とする、

10

20

30

40

50

3段階でカットオフ周波数を切り替える。もちろん、ETL数の各区分の範囲及び区分数(つまりカットオフ周波数の切り替え数)についてはこの限りではない。

【 0 1 0 3 】

次に、本実施例5の機能ブロックを図2に示した画像処理部12内のブロック図に基づいて説明する。本実施例5では、予備計測を実施しないことから、周波数帯域算出部202内に位相画像生成部21及び閾値周波算出部22は必要なく、周波数帯域算出部202自身が、操作者が設定したETL数に応じてカットオフ周波数を上述の如く決定し、静磁場不均一除去部203が決定されたカットオフ周波数を有する低周波域透過フィルタを生成する。また、制御部11は、本計測におけるエコーの計測のみを行い、エコー計測部201は計測されたエコーをk空間に配置する。

10

【 0 1 0 4 】

次に、本実施例5の処理フローを図16に示すフローチャートに基づいて説明する。

ステップS1601で、操作者は表示装置110に表示されたGUIを介して、マルチエコーシーケンスの選択と、そのETL数やIETを設定入力する。

【 0 1 0 5 】

ステップS1602で、周波数帯域算出部202は、ステップS1601で設定入力されたETL数に基づいて、低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を設定する。具体的には図15(a)に示したように、カットオフ周波数を、1 ETL < 5のとき小とし(ステップS1603)、5 ETL < 10のとき中とし(ステップS1604)、10 ETLのときの大とする(ステップS1605)。

20

【 0 1 0 6 】

ステップS1606で、制御部11は、ステップS1601で選択されたマルチエコーシーケンスを実行してETL数分のマルチエコーを計測し、エコー計測部201は、計測されたエコーをk空間に配置する。

【 0 1 0 7 】

ステップS1607で、静磁場不均一除去部203は、ステップS1603～S1605のいずれかで設定されたカットオフ周波数より低い周波数帯域を透過し、高い周波数帯域を遮断する低周波域透過フィルタ $DF_{lp}$ を作成する。

【 0 1 0 8 】

ステップS1608で、静磁場不均一除去部203は、本撮像で得られたエコーが配置されたk空間データに対してステップS1607で求めた低周波域透過フィルタ $DF_{lp}$ を適用する。具体的には、静磁場不均一除去部203は、この低周波域透過フィルタ $DF_{lp}$ を、本撮像エコーの実部 $Emr$ 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の実部 $Fmr'$ および虚部 $Fmi'$ を算出する(式(26)、式(27))。

30

【 0 1 0 9 】

【 数 2 6 】

$$Fmr' = Emr \times Dpi \quad (式 2 6)$$

【 0 1 1 0 】

【 数 2 7 】

$$Fmi' = Emi \times Dpi \quad (式 2 7)$$

40

【 0 1 1 1 】

ステップS1609で、画像再構成部204は、ステップS1608で得られたフィルタ適用エコーの実部 $Fmr'$ と虚部 $Fmi'$ を逆フーリエ変換して、低周波実部画像 $Cpr$ と低周波虚部画像 $Cpi$ を算出する(式(28)、式(29))。

【 0 1 1 2 】

【 数 2 8 】

$$Cpr = IFT(Fmr') \quad (式 2 8)$$

【 0 1 1 3 】

50



【数 2 9】

$$C_{pi} = IFT(F_{mi}') \quad (式 2 9)$$

【0 1 1 4】

この低周波実部画像 $C_{pr}$ 、低周波虚部画像 $C_{pi}$ を、実施例5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静磁場不均一除去フィルタとして用いる。

【0 1 1 5】

ステップS1610で、画像再構成部204は、本撮像エコーの実部 $Emr$ 、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))。

【0 1 1 6】

ステップS1611で、静磁場不均一除去部203は、ステップS1610で求められたFT後実部画像 $Smr$ 、FT後虚部画像 $Smi$ の各画素値を、ステップS1609で求めた静磁場不均一除去フィルタである低周波画像実部 $C_{pr}$ 、低周波画像虚部 $C_{pi}$ の各画素値で、式(15)、式(16)のように除算し、得られた値 $F_{mr}$ 、 $F_{mi}$ をそれぞれ画素値とするフィルタ適用実部画像 $F_{mr}$ 、フィルタ適用虚部画像 $F_{mi}$ をそれぞれ生成する。

10

【0 1 1 7】

ステップS1612で、画像再構成部204は、最終的に振幅画像 $Sm_m$ を生成したい場合には、ステップS1611で求められたフィルタ適用実部画像 $F_{mr}$ 、フィルタ適用虚部画像 $F_{mi}$ 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、 $\arctan(F_{mr}/F_{mi})$ 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。

20

以上までが本実施例5の処理フローの説明である。

【0 1 1 8】

以上、説明したように本実施例5は、ETL数に応じて低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する。これにより、エコーに静磁場不均一を多く取り込んでしまうような撮像条件・装置環境であっても、図9と同様に位相の不連続のない位相画像を得ることができる。その結果、シェーディングおよびアーチファクトを低減した画像を得ることができる。

【実施例 6】

【0 1 1 9】

前述の実施例5は、ETL数に応じて低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する例であったが、本実施例6では、操作者が設定したIETに応じて本撮像で得られるk空間データに適用する低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する。このこと以外は前述の実施例5と同様なので、以下、前述の実施例5と同様の処理については説明を省略し、主に本実施例特有の処理について詳細に説明する。

30

【0 1 2 0】

はじめに、本実施例6におけるIETとカットオフ周波数との関係について説明する。本実施例6では、IETが長いときにはカットオフ周波数を大きくし、IETが短いときにはカットオフ周波数を小さくする。例えば、IETに比例してカットオフ周波数を連続的に変更しても良いし、IETを数段階に分けて各段階に応じてカットオフ周波数を不連続的(段階的)に変更しても良い。なお、低周波数域透過フィルタの形状(プロファイル)は前述の実施例5

40

【0 1 2 1】

一例を図15(b)に示す。図15(b)に示す例は、低周波域透過フィルタのカットオフ周波数が、IETが7msec以下( $IET \leq 7msec$ )のとき小(一点鎖線)とし、IETが7msecより大きく10msec未満( $7msec < IET < 10msec$ )のとき中(実線)とし、IETが10msec以上( $IET \geq 10msec$ )のときの大(点線)とする、3段階でカットオフ周波数を切り替える。もちろん、IETの各区分の範囲及び区分数(つまりカットオフ周波数の切り替え数)についてはこの限りではない。

【0 1 2 2】

次に、本実施例6の機能ブロックを図2に示した画像処理部12内のブロック図に基づいて説明する。本実施例6では、周波数帯域算出部202自身が、操作者が設定したIETに応じて

50

カットオフ周波数を上述の如く決定し、静磁場不均一除去部203が決定されたカットオフ周波数を有する低周波域透過フィルタを生成する。このこと以外は前述の実施例5と同様であるので詳細な説明を省略する。

#### 【0123】

次に、本実施例6の処理フローを図17に示すフローチャートに基づいて説明する。前述の実施例5と異なる処理内容のステップは、ステップS1702であり、それ以外は前述の実施例5と同様なので、以下ステップS1702について説明する。

#### 【0124】

ステップS1702で、周波数帯域算出部202は、ステップS1601で設定入力されたIETに基づいて、低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を設定する。具体的には、カットオフ周波数を、 $IET \leq 7\text{msec}$ のとき小とし(ステップS1603)、 $7\text{msec} < IET < 10\text{msec}$ のとき中とし(ステップS1604)、 $IET \geq 10\text{msec}$ のときの大とする(ステップS1605)。

#### 【0125】

他のステップは前述の実施例5と同様である。以上までが本実施例6の処理フローの説明である。

#### 【0126】

以上、説明したように本実施例6は、IETに応じて低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する。これにより、前述の実施例5と同様に、エコーに静磁場不均一を多く取り込んでしまうような撮像条件・装置環境であっても、図9と同様に位相の不連続のない位相画像を得ることができる。その結果、シェーディングおよびアーチファクトを低減した画像を得ることができる。

#### 【実施例7】

#### 【0127】

撮像対象に微小出血と腫瘍が混在する場合、腫瘍近傍で位相が不連続となってしまう、所望の画像にアーチファクトが発生する可能性がある。そこで、本実施例7は、前述の実施例5、6において、撮像条件として撮像対象の組織も考慮して、操作者が入力画面(GUI)上で撮像対象の組織を選択入力できるようにする。そして、前述の実施例5、6の撮像条件によるカットオフ周波数の変更が好適な撮像対象の組織(例えば、微小出血)が選択された場合に、実施例5、6を適用する。撮像対象として選択できる組織は、例えば「微小出血、微小出血と腫瘍」とすることができる。ただし、選択できる対象組織はこれらの2種類に限られない。

#### 【0128】

本実施例7の処理フローは、図16、図17に示した前述の実施例5、6の処理フローにおいて、ステップS1601とステップS1602との間に、操作者による対象組織の選択を受け付けて、対象組織を選択するステップS1801を設ける。特に、本実施例7では、ステップS1801で対象領域として微小血管を選択する場合を想定している。他の処理ステップについては前述の実施例5、6と同様であり詳細な説明を省略するが、実施例5に相当する処理フローを図18に、実施例6に相当する処理フローを図19に、それぞれ示す。

#### 【0129】

以上説明したように、本実施例7は、操作者による対象組織の選択を受け付け、選択された対象組織が微小出血の場合、前述の実施例5、6で説明した、撮像条件によるカットオフ周波数の変更を実施する。これにより、撮像対象が微小出血の場合、画像にアーチファクトが発生することを回避でき、画質を向上させることができる。

#### 【0130】

以上の各実施例5から7は、ETL数又はIETに応じて低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を変更する例を説明したが、ETL数とIETとを両方用いて(つまり組み合わせで)、これらの値に応じてカットオフ周波数を変更してもよい。ETL数とIETの区分条件の組み合わせは、ETL数とIETとでそれぞれカットオフ周波数を求め、いずれか高い方のカットオフ周波数としても良い。

#### 【実施例8】

## 【0131】

撮像対象に微小出血と腫瘍が混在する場合、腫瘍近傍で位相が不連続となり、所望の画像にアーチファクトが発生する可能性があることは前述の実施例7で説明したとおりである。

## 【0132】

この、腫瘍近傍の位相の不連続は、低周波域透過フィルタのカットオフ周波数を高くすることで解決できるが、カットオフ周波数が高過ぎると微小出血の描出に影響を及ぼす可能性がある。そのため、微小出血の描出にはできるだけ低いカットオフ周波数を持つフィルタを適用することが望ましい。

## 【0133】

そこで、本実施例8では、カットオフ周波数が異なる複数の低周波域透過フィルタを用意し、それぞれk空間データに適用し、低周波域透過フィルタ毎にフィルタ適用画像(フィルタ適用実部画像とフィルタ適用虚部画像)をそれぞれ生成する。そして、生成した複数のフィルタ適用画像を重ね合わせることで、微小出血の描出に最適でかつ腫瘍近傍における位相不連続に起因するアーチファクトのない画像を取得する。

## 【0134】

なお、本実施例8のアルゴリズムは、前述の実施例7で説明した「微小出血」が選択された場合に適用することも可能である。

## 【0135】

次に、本実施例8のカットオフ周波数が異なる複数の低周波域透過フィルタの一例を図20に基づいて説明する。図20は、カットオフ周波数(閾値周波数)が $f_1$ (低周波数)～ $f_n$ (高周波数)( $n \geq 2$ )の低周波域透過フィルタを重ねて示した図である。各低周波域透過フィルタのカットオフ周波数以外の基本的な形状(プロファイル)は、前述の実施例5で説明したとおりである。このように、通過域では1、遮断域では0であり、カットオフ周波数近傍の遷移領域の形状が同形であって、カットオフ周波数のみが異なる(したがって、通過域と遮断域の範囲が異なる)低周波域透過フィルタを複数用意する。

## 【0136】

次に、本実施例8の処理フローを図21に示すフローチャートに基づいて説明する。前述の実施例7と異なる処理ステップは、ステップ番号を2100以上としており、同一処理ステップについては、同じステップ番号を付している。以下、前述の実施例7と異なる処理ステップの処理内容のみを説明し、同一処理内容の処理ステップの説明は省略する。

## 【0137】

ステップS2101で、操作者は、対象領域として「微小出血と腫瘍」を選択する。

## 【0138】

ステップS2107で、ステップS2101での「微小出血と腫瘍」の選択を受けて、静磁場不均一除去部203は、図20に示すような、カットオフ周波数が異なる複数の低周波域透過フィルタを作成する。そして、フィルタ選択カウンタ $i$ に1をセットする。

## 【0139】

ステップS2108で、静磁場不均一除去部203は、カットオフ周波数が $f_i$ ( $1 \leq i \leq n$ )の低周波域透過フィルタを選択する。

## 【0140】

ステップS1608～S1611で、ステップS2108で選択されたカットオフ周波数が $f_i$ の低周波域透過フィルタを用いて、この低周波域透過フィルタでのフィルタ適用画像(フィルタ適用実部画像、フィルタ適用虚部画像)を作成する。具体的な処理内容は前述の実施例5の通りである。

## 【0141】

ステップS2110で、静磁場不均一除去部203は、フィルタ選択カウンタ $i$ が $n$ より小さいか否かを判定し、小さい場合(yes)には、ステップS2109に移行して $i$ をインクリメント(1を加算)し、ステップS2108に移行して、次のカットオフ周波数の低周波域透過フィルタを選択する。逆に大きい場合(no)には、ステップS2111に移行する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 4 2 】

ステップS2111で、画像再構成部204は、ステップS1608～S1611のループ処理で得られた各フィルタ適用画像を重ね合わせ(単純加算又は重み付け加算)て重ね合わせ画像(フィルタ適用実部重ね合わせ画像 $Fmr^{sum}$ 、フィルタ適用虚部重ね合わせ画像 $Fmi^{sum}$ )を得る。そして重ね合わせ画像から振幅画像を生成したい場合には、式(17)により振幅画像の画素値を算出し、振幅画像を生成する。また、 $\arctan(Fmr^{sum}/Fmi^{sum})$ 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。

## 【 0 1 4 3 】

以上説明したように、本実施例8は、操作者による対象組織の選択を受け付け、選択された対象組織が微小出血と腫瘍の場合、カットオフ周波数が異なる複数の低周波域通過フ

10

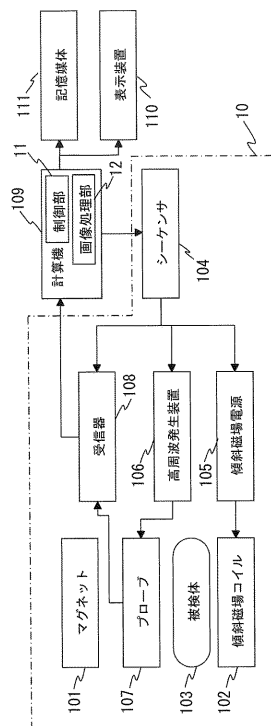
## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 4 4 】

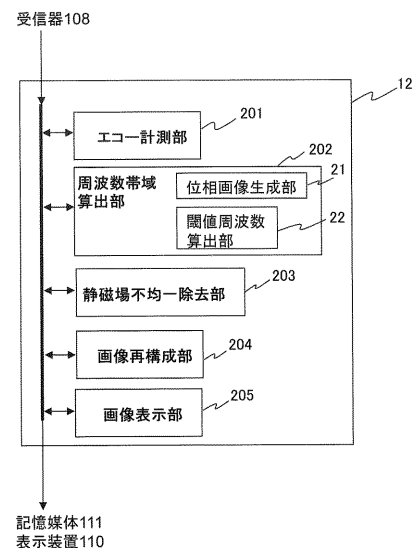
10 撮像部、11 制御部、12 画像処理部、21 位相画像生成部、22 閾値周波数算出部、101 マグネット、102 傾斜磁場コイル、103 被検体、104 シーケンサ、105 傾斜磁場電源、106 高周波発生装置、107 プローブ、108 受信器、109 計算機、110 表示装置、111 記憶媒体、201 エコー計測部、202 周波数帯域算出部、203 静磁場不均一除去部、204 画像再構成部、205 画像表示部

20

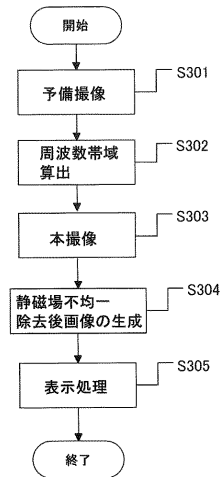
【 図 1 】



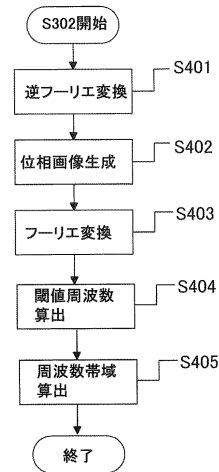
【 図 2 】



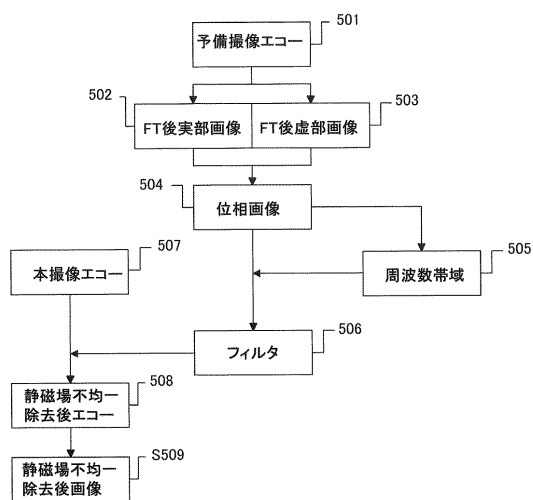
【図 3】



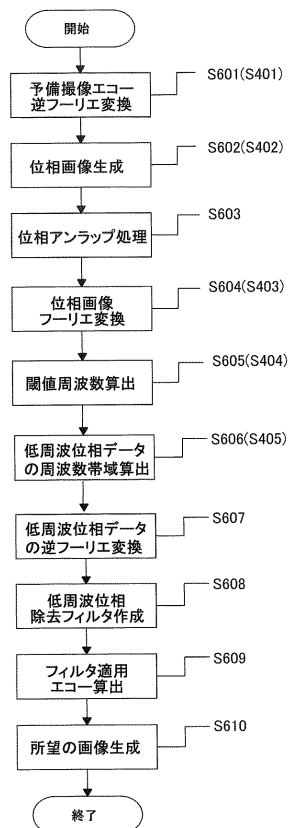
【図 4】



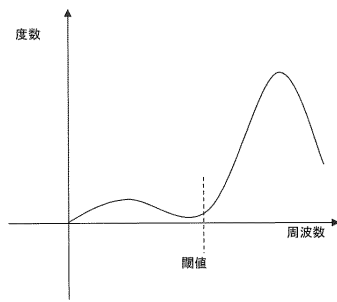
【図 5】



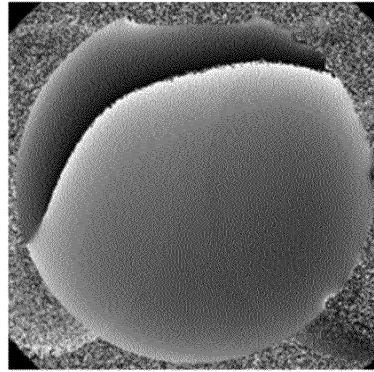
【図 6】



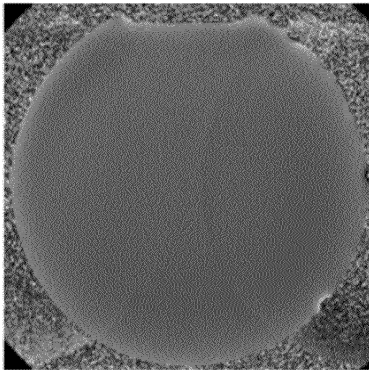
【図 7】



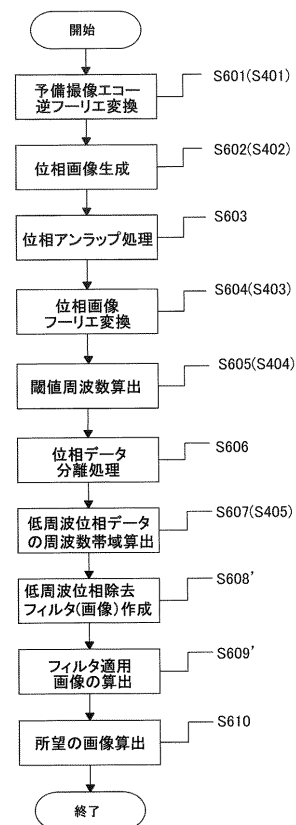
【図 8】



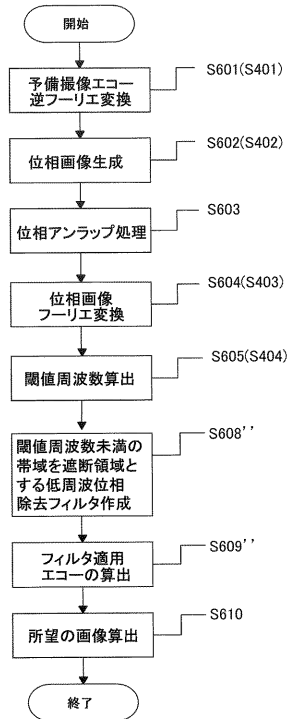
【図 9】



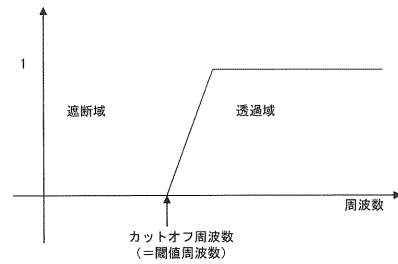
【図 10】



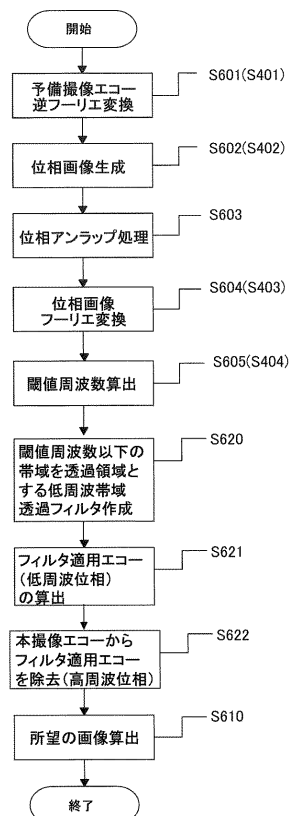
【図 1 1】



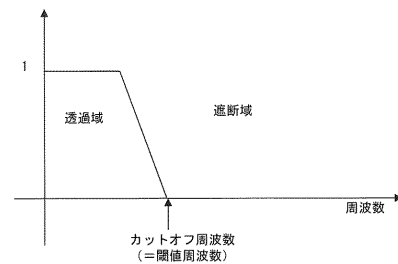
【図 1 2】



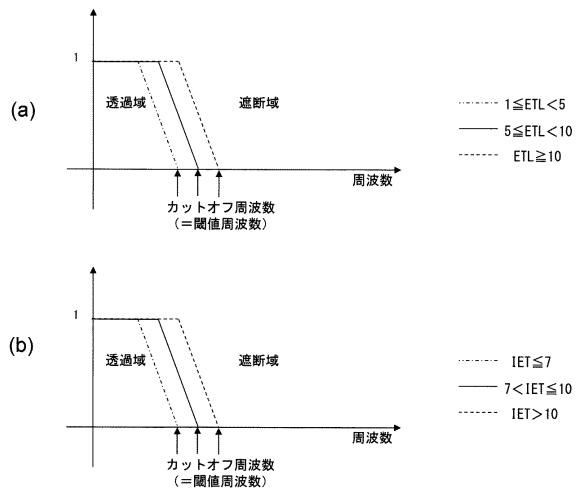
【図 1 3】



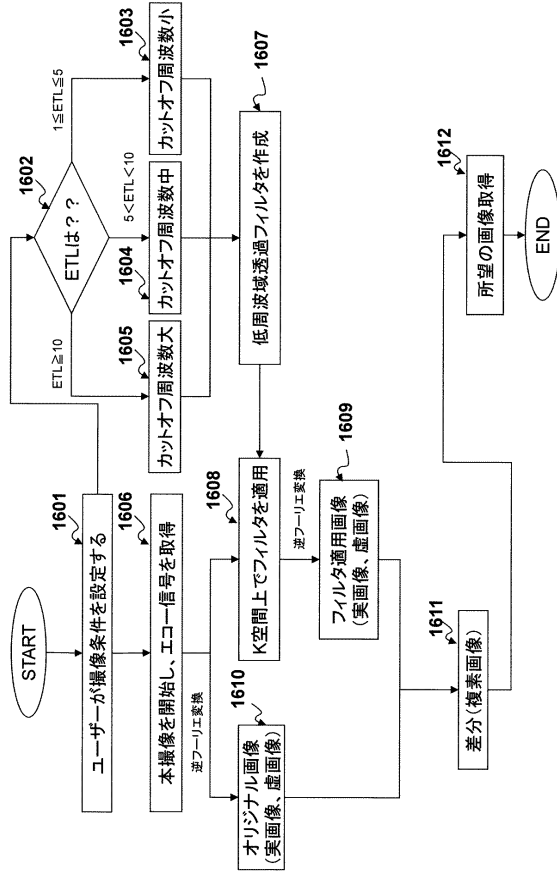
【図 1 4】



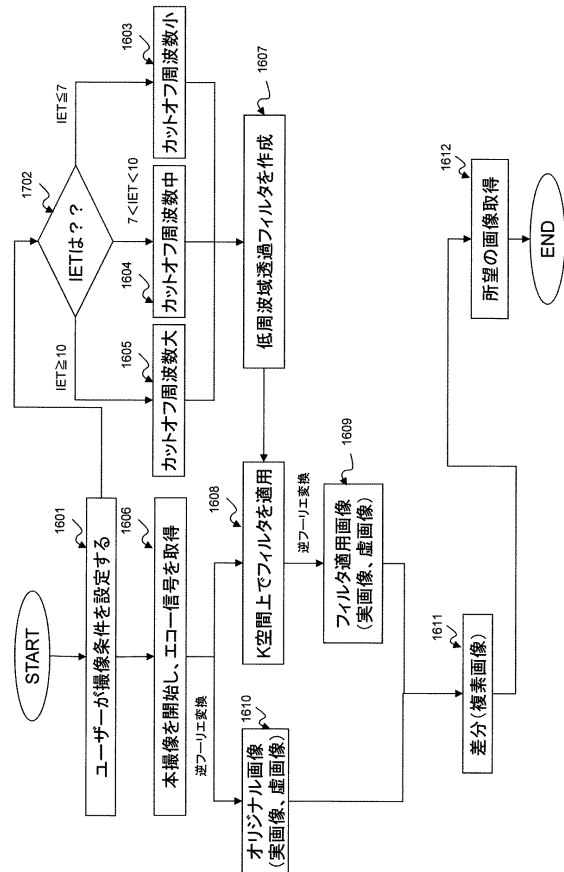
【図 1 5】



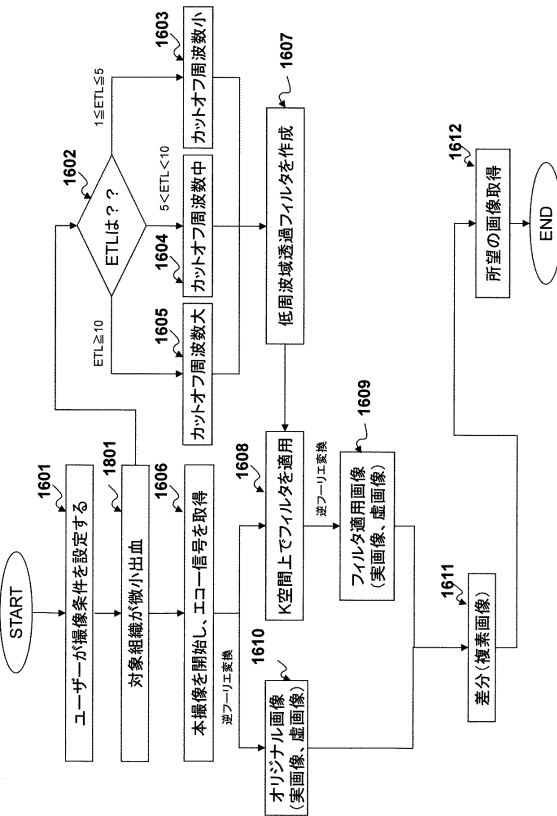
【図 16】



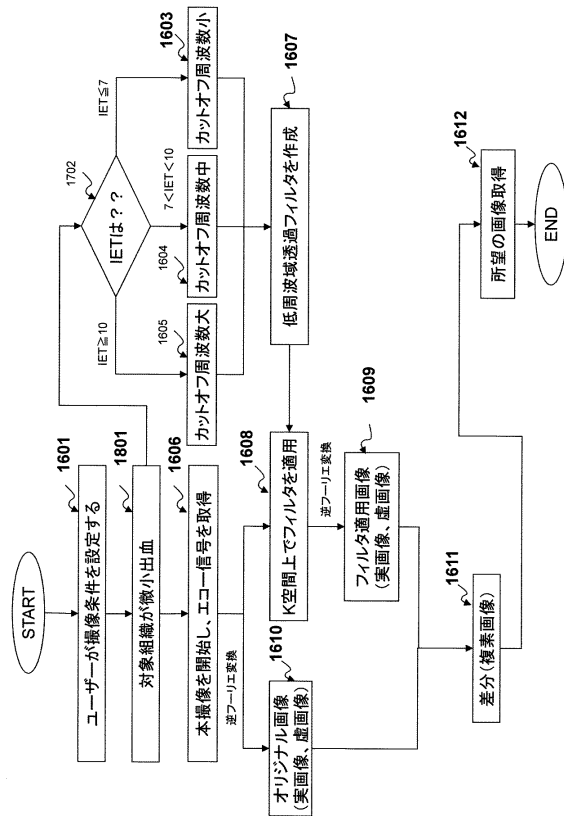
【図 17】



【図 18】

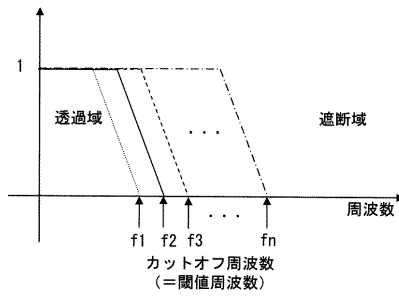


【図 19】

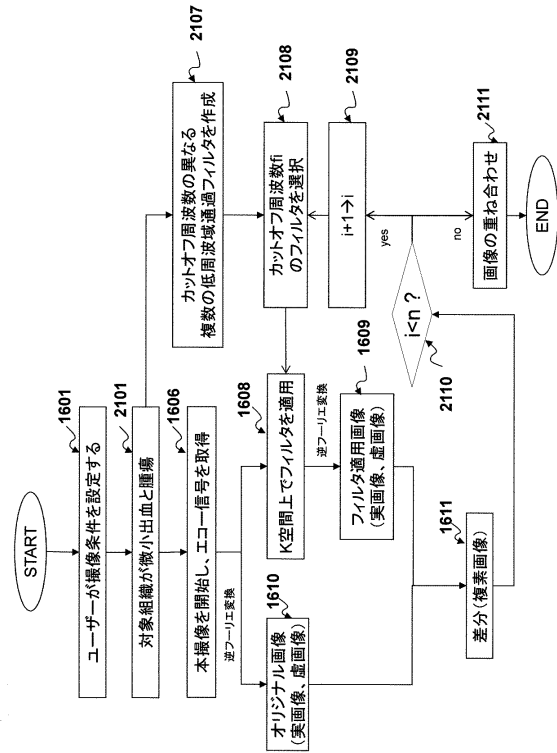




【図 20】



【図 21】



---

フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2001-238866 ( J P , A )

米国特許出願公開第2009/0256567 ( U S , A 1 )

Pei-Hsin Wu et al , Accurate B0 mapping with an adaptive algorithm integrating KESA, PR  
ELUDE, and time-domain phase unwrapping , Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 20 , 2 0 1  
2 年 5 月 , #2506

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5