

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成 28 年 1 月 21 日 (2016.1.21)

【公開番号】特開 2014-64880 (P2014-64880A)

【公開日】平成 26 年 4 月 17 日 (2014.4.17)

【年通号数】公開・登録公報 2014-019

【出願番号】特願 2012-266944 (P2012-266944)

【国際特許分類】

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

【F I】

A 6 1 B 5/05 3 7 6

A 6 1 B 5/05 3 7 4

A 6 1 B 5/05 3 8 0

【手続補正書】

【提出日】平成 27 年 11 月 27 日 (2015.11.27)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、

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 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本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 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 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。