

【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】令和1年6月27日(2019.6.27)

【公開番号】特開2018-78959(P2018-78959A)

【公開日】平成30年5月24日(2018.5.24)

【年通号数】公開・登録公報2018-019

【出願番号】特願2016-221863(P2016-221863)

【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 1 2

【手続補正書】

【提出日】令和1年5月17日(2019.5.17)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 0 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 0 7】

被検体パラメータの一つである緩和時間には、縦緩和時間T1、横緩和時間T2の二種類がある。さらに横緩和時間T2は、撮影方法によってT2そのもの（真の横緩和時間）が得られる場合と見かけの横緩和時間T2\*が得られる場合がある。T2\*は静磁場不均一の影響を含む横緩和時間であり、静磁場不均一の影響が出るGE系の撮影シーケンスで、T2はスピニエコー(SE: Spin Echo)系の撮影シーケンスを用いてそれぞれ取得することができる。特許文献1では、GE系の撮影シーケンスを用いているため、算出される横緩和時間はT2\*であり、T2を取得することはできない。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 6】

<装置構成>

本発明が適用されるMRI装置の実施形態について説明する。図1は、本実施形態のMRI装置100の概略構成を示すブロック図である。MRI装置100は、静磁場を発生するマグネット101と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル102と、シーケンサ104と、傾斜磁場電源105と、高周波磁場発生器106と、高周波磁場を照射するとともに核磁気共鳴信号を検出する送受信コイル107と、受信器108と、計算機109と、ディスプレイ111と、記憶装置112とを備える。送受信コイル107は、図では単一のものを示しているが送信コイルと受信コイルとを別個に備えていてもよい。以下、マグネット101、傾斜磁場コイル102と傾斜磁場電源105、シーケンサ104、高周波磁場発生器106、送受信コイル107及び受信器108を総括して、計測部110ともいう。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 9

【補正方法】変更

**【補正の内容】****【0019】**

計算機109は、CPUとメモリとを備え、上述した各部の動作を制御する制御部として機能するとともに、各種信号処理や演算を行う演算部として機能する。具体的には、パルスシーケンスに従って、計測部を動作させ、エコー信号を計測する。また、得られたエコー信号に対し、各種の信号処理を施し、所望の画像を得る。画像には、被検体パラメータをピクセルの値とする計算画像が含まれる。制御や演算のためのプログラムやアルゴリズムは記憶装置112に格納されており、記憶装置112に格納されたプログラムを、計算機109のCPUがメモリにロードして実行することにより計算機109の各機能が実現される。なお計算機109の機能の一部は、PLD(programmable logic device)等のハードウェアで実現されてもよい。

**【手続補正4】****【補正対象書類名】明細書****【補正対象項目名】0024****【補正方法】変更****【補正の内容】****【0024】**

以下、各処理の詳細を説明する。

**[撮影条件の設定S301]**

この処理では、撮影シーケンスと撮影条件を設定する。撮影条件とは撮影シーケンス実行時に、ユーザが任意に設定可能なパラメータ（撮影パラメータ）であり、具体的には、繰り返し時間（TR）、エコー時間（TE）、高周波磁場の設定強度（フリップ角（Flip Angle : FA））、高周波磁場の位相の増分（）などがある。本実施形態では、これらの値を異ならせて、組み合わせたものを複数種用意しておく。

**【手続補正5】****【補正対象書類名】明細書****【補正対象項目名】0038****【補正方法】変更****【補正の内容】****【0038】****[撮影S302、S303]**

計測部110は、制御部210による制御のもと、上述した複数の撮影パラメータセットを用いて複数の画像を撮影する。即ち撮影パラメータセットを変えながら、複数回の撮影を行い、複数のグラディエント画像（GE画像）と複数のスピニエコー画像（SE画像）を得る。例えば図4(a)のGE-SEシーケンスによって得たエコーは、エコー番号毎に図4(b)に示すようなk空間に配置され、2次元逆フーリエ変換することによって画像が再構成される。例えば、第1エコーから第1エコー画像、第2エコーから第2エコー画像が再構成される。第1エコー画像はGE画像であり、第2エコー画像以降はSE画像である。図5に示す、1回の繰り返しで1つのグラディエントエコーを得るRF-spoke method GEの場合には、1回の撮影で一つのGE画像が得られる。図6に示すパラメータセットを用いた複数の撮影では、図7(a)、(b)に示すように、6枚のGE画像及び4枚のSE画像が得られる。

**【手続補正6】****【補正対象書類名】明細書****【補正対象項目名】0039****【補正方法】変更****【補正の内容】****【0039】****[パラメータ算出S304、S305]**

演算部230は、上述のように取得した複数の画像を用いて被検体パラメータ及び装置

パラメータを算出する。以下、パラメータ算出に関わる演算部 230 の処理を、図 8 を参照して説明する。図 8 は各処理と入力及び出力データの関係を示す図である。

#### 【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0053

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0053】

式(4)中、 $I$  は所定の撮影パラメータセット ( $FA$ 、 $\theta$ 、 $TR$ 、 $TE$ ) にて撮影された画像のピクセル値、 $a$  は式(3)の信号関数に推定された  $T_1$  と  $T_2$ 、 $B_1$ 、 $a$  を代入することで算出される値と画像のピクセル値との残差の総和である。この残差の総和  $\sigma$  が最小となるような  $T_1$  と  $T_2$ 、 $B_1$ 、 $a$  を推定する。ここで推定される  $T_2$  は、元画像にグラディエントエコー画像を用いているため、 $T_2^*$  である。そして、推定した  $T_1$  と  $T_2^*$ 、 $B_1$ 、 $a$  をパラメータ 860 として出力する。パラメータはピクセル毎の数値として算出されるので、各パラメータのマップ即ち計算画像となる。この例では、図 7(c) に示すように、4つのパラメータの計算画像が得られる。

なお受信感度分布  $S_c$  ( $= a / \sigma$ ) は一般の MRI 装置では既存の方法を用いて容易に計測することが可能であるため、その  $S_c$  と  $a$  からスピン密度  $\rho$  を求めることができる。

#### 【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0056

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0056】

図 4(a) に示す撮影シーケンスの例では、図 7(b) に示すように第 2 エコーから第 5 エコーまでを用いた 4 つの画像  $SE_1 \sim SE_4$  が得られ、これら画像のピクセルごとの信号値  $I$  を、式(5) に対してフィッティングすることにより  $T_2$  と  $a'$  を推定する。4 つの画像  $SE_1 \sim SE_4$  の  $TE$  は、例えば、反転パルスの間隔が 8 ms の場合、それぞれ 8 ms、16 ms、24 ms、32 ms である。また  $T_1$  は第一のパラメータ推定 S803 で算出された  $T_1$  を用いることができる。関数フィッティングは、第一の推定と同様に、撮影で得た画像のピクセル値と、信号関数(5) から算出した値との残差を最小化する最小二乗法により行うことができる。

#### 【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0057

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0057】

このように推定した  $T_2$  は、第一のパラメータ推定で得た  $T_2^*$  とは異なり、静磁場不均一の影響を受けていない「真の横緩和時間」である。パラメータ推定部 235 は、 $T_2$  をパラメータとして出力する。なお第二のパラメータ推定 S804 で推定されるパラメータのうち「 $a'$ 」は、式(6) に示すように第一のパラメータ推定 S803 において推定したパラメータ  $a$  と  $T_1$ 、 $T_2$  ( $T_2^*$ )、 $B_1$  を用いて表される。従って、第二のパラメータ推定 S804 では「 $a'$ 」の正解値として、S803 で算出した  $a$  と  $T_1$ 、 $T_2$  ( $T_2^*$ )、 $B_1$  の値をあらかじめ与えた上で  $T_2$  だけを推定しても良い。それにより、未知数の数が 2 個から 1 個に減るため、 $T_2$  の推定精度が向上する。以上が、図 3 のパラメータ推定処理 S305 である。

#### 【手続補正 10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0062

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0062】

<変形例2>

上記実施形態では、GE - SEシーケンスにおける反転パルスのパルス間隔を固定した例を説明したが、反転パルス間隔を異なるパラメータセットの撮影を追加してもよい。その場合、GE - SEシーケンスにおけるスピニエコー数が4であれば、スピニエコー - SEのTEが異なる画像が8つ得られるので、被検体パラメータの推定精度を高めることができる。或いはGE - SEシーケンスにおけるスピニエコー数を少なくして、撮影時間を短縮することも可能である。また、異なる反転パルス間隔のパラメータセットにおいてスピニエコー数は必ずしも等しくする必要はない。

【手続補正11】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0063

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0063】

<変形例3>

上記実施形態では、TRの短いパラメータセット(例えば図6のP1, P2、P4 ~ P6)では、一つのグラディエントエコーを計測する撮影シーケンスを採用したが、図5のRF - spoilt GEにおいて第一エコー407に続いて第二、第三・・・のグラディエントエコーを計測するマルチエコーシーケンスを用いることも可能である。この場合、第二エコー以降のエコーについても、第一エコーと同じ位相エンコードを付与することで、TEの異なる各エコーの画像を取得することができる。これにより上記変形例2と同様に、被検体パラメータの推定精度を高めることができる。

【手続補正12】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0066

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0066】

100 : MRI装置、101 : 静磁場を発生するマグネット、102 : 傾斜磁場コイル、  
104 : シーケンサ、105 : 傾斜磁場電源、106 : 高周波磁場発生器、107 : 送受  
信コイル、108 : 受信器、109 : 計算機、111 : ディスプレイ、112 : 記憶装置  
、210 : 制御部、230 : 演算部。

【手続補正13】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図6】

図6

撮影 パラメータ セット	FA (度)	θ (度)	TR (秒)	反転パル ス数
P1	10	8	0. 03	0
P2	40	2	0. 01	0
P3	40	2	0. 04	4
P4	40	5	0. 01	0
P5	40	7	0. 01	0
P6	40	22	0. 03	0