

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5230967号
(P5230967)

(45) 発行日 平成25年7月10日(2013.7.10)

(24) 登録日 平成25年3月29日(2013.3.29)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 2

A 6 1 B 5/05 3 7 6

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-147865 (P2007-147865)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成19年6月4日(2007.6.4)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-295925 (P2008-295925A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成20年12月11日(2008.12.11)	(72) 発明者	鎌田 康弘
審査請求日	平成22年5月27日(2010.5.27)		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
		(72) 発明者	瀧澤 将宏
			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	高橋 哲彦
			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】核磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

高周波磁場パルスおよび傾斜磁場パルスを制御し、非直交系計測空間データとなるエコー信号を計測する撮影手段と、

前記非直交系計測空間データを直交系計測空間データに再配置するグリッディング手段と、

前記直交系計測空間データを再構成して画像化する画像形成手段と、

を備える磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮影手段は、前記非直交系計測空間データの収集に用いる高周波磁場パルスに複数種のフリップ角を設定するフリップ角設定手段を備え、

前記グリッディング手段は、フリップ角の異なる非直交系計測空間データの重み付け加算を用いて前記再配置を行う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、

前記グリッディング手段は、当該非直交系計測空間データの収集に用いた前記高周波磁場パルスのフリップ角に応じた重み係数を用いて前記重み付け加算を行うこと

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又は2に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮影手段は、前記エコー信号の計測を複数のセグメントに分けて実行し、
前記フリップ角設定手段は、前記フリップ角を、セグメント毎に変化させること
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 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記フリップ角設定手段は、前記フリップ角を連続的に変化させること
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 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記グリッディング手段は、さらに、前記エコー信号の計測時刻に応じた重み係数を用
いて前記重み付け加算を行うこと
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記撮影手段は、
全計測を計測空間における回転角の異なる複数のブレードの計測に分割し、
前記複数のブレードの各々で位相エンコード量を変えた複数のエコー信号を取得する計
測を行い、
前記フリップ角設定手段は、少なくとも一つの前記ブレード内でフリップ角を変更する
こと
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記フリップ角設定手段は、前記フリップ角を前記ブレードの中央で所望の値となるよ
うに単調に変化させること
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 6 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記撮影手段は、前記ブレード内で変更されるフリップ角が最大となるときに計測され
るエコー信号が計測空間の原点を通る軌跡のデータとなるように、前記ブレード内で計測
するエコー信号の計測順序を制御すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【請求項 9】

請求項 6 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記撮影手段は、前記ブレード内で変更されるフリップ角が最大となるときに計測され
るエコー信号が、計測空間の原点を通る軌跡のデータとなるように、前記計測空間におけ
る前記ブレードの位置を制御すること
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 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記グリッディング手段は、前記重み付け加算に用いる重み係数を作用させる前に、前
記エコー信号の振幅補正を行うこと
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

40

【請求項 11】

請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記グリッディング手段は、前記フリップ角に前記計測空間の原点からの距離を加味し
、前記重み付け加算に用いる重み係数を設定すること
を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

50

前記グリッドイング手段は、前記重み付け加算に用いる重み係数に、前記非直交系計測空間データと、当該非直交系計測空間データが再配置される直交系計測空間データとの間の距離をさらに加味すること

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、核磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置）において、アーチファクトおよび比吸収率を低減する技術に関する。特に、非直交系の走査における同技術に関する。

10

【背景技術】

【0002】

MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生するNMR信号（エコー信号）を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元的に或いは3次元的に画像化する装置である。撮影においては、エコー信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコード、周波数エンコードが付与される。計測されたエコー信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

【0003】

MRI装置を用いた撮影では、スピンの励起に用いるRFパルスのエネルギーが人体に吸収される割合である比吸収率（Specific Absorption Rate；SAR）が高くなると、人体に対して発熱などの影響を与える。SARと撮影パラメータとの間には以下の（式1）の関係がある。

20

【数1】

$$SAR \propto B_0^2 \alpha^2 D \quad (\text{式1})$$

ここで B_0 は静磁場強度[T]、 α はフリップ角[rad]、Dはデューティーサイクル（単位時間当たりのRFパルス照射時間）である。（式1）より、SARは静磁場強度の2乗に比例するため、MRI装置の高磁場化によりSARの影響はより顕著なものとなる。また、デューティーサイクルに比例するため、特に180度のリフォーカスRFパルスを高速に照射する高速スピンエコーシーケンスや、短い繰り返し時間（TR）で励起RFパルスを照射するSSFPシーケンスなどでSARが大きくなる。

30

【0004】

一般に、SARを低減するためには、TRを長くする（Dを小さくする）かフリップ角を小さくすればよい。しかし、TRを長くすることにより撮影時間の延長やコントラストの変化、フリップ角を低くすることにより信号ノイズ比（Signal to Noise Ratio；SNR）の低下、などの影響がある。

【0005】

そこで、このような問題に対し、2次元または3次元k空間の位相エンコード量に応じてフリップ角を変化させ、RFパワーを低減することでSARを低減する技術が提案されている（非特許文献1、特許文献1）。非特許文献1には、高速スピンエコーシーケンスを構成するリフォーカスパルスのフリップ角（フロップ角）を、特許文献1には、SSFPシーケンスの励起パルスのフリップ角を、それぞれ位相エンコード量に応じて変更し、撮影全体のSARを低減する技術が開示されている。ここでは、計測空間（いわゆるk空間と呼ばれる空間）の低空間周波領域に配置されるエコー信号は、再構成画像のSNRに強く寄与するため、SNRの高い、高フリップ角の信号を低空間周波領域に配置し、再構成画像のSNRの低下を防いでいる。

40

【0006】

【非特許文献1】“Hyperechoes”、Magnetic Resonance in Medicine 46: 6-12 (2001)

【特許文献1】特表2005-524453号公報

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

前述したように、高磁場のMRI装置を用いる撮影ではk空間位置によってフリップ角を可変にし、RFパワーを低減することでSARを低減させる。上記文献に開示の方法では、SNRの低下を防ぐため、SNRへの寄与が小さいk空間の高空間周波数領域に配置されるエコー信号を低いフリップ角のRFパルスで計測するよう、位相エンコード量の絶対値（3次元撮影の場合は、位相エンコード量とスライスエンコード量の合成量）に応じてフリップ角を制御する。これは、k空間をkx軸またはky軸に沿ってサンプリングする直交座標系の走査（直交系計測）では有効である。

【0008】

直交系計測に対し、原点を中心に放射線状やラセン状にk空間を走査する非直交系の走査（非直交系計測）がある。非直交系計測では、1つのエコー信号でもky軸（位相エンコード方向）について異なる値をとるため、上述の方法でSNRの低下を防ぐことができない。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、非直交系計測において、SARを低減させつつ、良好なSNRを持たせ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】

【0010】

本発明は、SAR低減のため、非直交系計測内でフリップ角を変化させる。取得したエコー信号の各サンプリングデータの直交系座標（直交系グリッド）への再配置（グリidding）において、k空間の低空間周波数領域の格子点にSNRの良好なサンプリングデータが高い寄与率で再配置されるようフリップ角に応じた重み係数を用いる。

【0011】

具体的には、高周波磁場パルスおよび傾斜磁場パルスを制御し、非直交系計測空間データとなるエコー信号を計測する撮影手段と、前記非直交系計測空間データを直交系計測空間データに再配置するグリidding手段と、前記直交系計測空間データを再構成して画像化する画像形成手段とを備える磁気共鳴イメージング装置であって、前記撮影手段は、前記非直交系計測空間データの収集に用いる高周波磁場パルスに複数種のフリップ角を設定するフリップ角設定手段を備え、前記グリidding手段は、フリップ角の異なる非直交系計測空間データを用いて前記再配置を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、アーチファクトの少ない画像を再構成可能な非直交系計測において、SARを低減させつつ、良好なSNRを持たせることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

<< 第一の実施形態 >>

以下、添付図面に従って本発明の実施形態について説明する。なお、本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け、その繰り返しの説明は省略する。最初に、第一の実施形態のMRI装置の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本実施形態のMRI装置100の全体構成を示すブロック図である。MRI装置100は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置（CPU）8とを備える。

【0014】

静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体1の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体

10

20

30

40

50

1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

【0015】

傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系（静止座標系）であるX、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とを備え、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を印加する。撮影時には、スライス面（撮影断面）に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス（ G_s ）を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス（ G_p ）と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス（ G_f ）とを印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

10

【0016】

シーケンサ4は、高周波磁場パルス（以下、RFパルスという）と傾斜磁場パルスとを所定のパルスシーケンスに従って繰り返し印加するよう各部を制御する。CPU8の制御に従って動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

【0017】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル（送信コイル）14aとを備える。送信系5は、高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12によって振幅変調し、振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された送信コイル14aに供給することにより、RFパルスを被検体1に照射する。

20

【0018】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるNMR信号（エコー信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル（受信コイル）14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とを備える。送信コイル14aから照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答のエコー信号が被検体1に近接して配置された受信コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

30

【0019】

信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、ROM21、RAM22等のメモリと、CRT等からなるディスプレイ20とを備える。受信系6から受け取ったデータに対してCPU8が信号処理、画像再構成等を実行した結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

40

【0020】

操作部25は、MRI装置100の各種制御情報や信号処理系7で行う処理の制御情報の入力インタフェースで、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24を備える。操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置100の各種処理を制御する。

【0021】

なお、送信コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置される。また、受信コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。現在、MRI装置の撮像対象核種であって臨

50

床で普及しているものは、被検体の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を２次元もしくは３次的に撮像する。

【 0 0 2 2 】

次に、一般的な非直交系計測におけるデータの再構成手順を説明する。ここでは、非直交系計測の中のラディアルサンプリング計測と呼ばれる、計測空間の略一点を回転中心として回転角を変えながら放射状にサンプリングを行い、１枚の画像再構成に必要なデータを得る計測を例にあげて説明する。また、ここでは、１枚の画像を構成するために必要な位相エンコードデータの取得を複数のセグメントに分割して行うものとする。以下、この

10

【 0 0 2 3 】

図２は、非直交系セグメント計測におけるデータの再構成の手順を説明するための図である。ここでは、説明を簡単にするために、セグメントの数を３とする。本図に示すように、非直交系セグメント計測においては、２軸方向、例えば、位相エンコード方向と周波数エンコード方向との傾斜磁場を組み合わせるとともに、両者の大きさの比率を変化させて計測を繰り返す。各セグメントにおいて取得したエコー信号は、 k 空間原点を中心として G_x と G_y との比率で決まる傾斜を持つ走査線上にサンプリングされる（３１１、３１２、３１３）。セグメント単位で取得したデータ３１１、３１２、３１３をひとつの計測空間内に配置する（ステップ３０１）。そして、計測空間に配置されたデータに対してグリiddingと呼ばれる非直交系サンプリングデータを直交系サンプリングデータに変換する補間処理（以後、グリidding処理と呼ぶ）を実施し、データを非直交座標系から直交座標系（直交系グリッド）に変換して k 空間に再配置し（ステップ３０２）、再配置後のデータに対してフーリエ変換を行い（ステップ３０３）、画像化する（ステップ３０４）。

20

【 0 0 2 4 】

グリidding処理では、直交座標系の１つの格子点について、その点から一定距離にある非直交座標のデータを用いて当該格子点のデータを作成する。このとき、各サンプリングデータについて、当該データの直交系グリッドからの距離 r の関数を重み係数 W として作用させる。

30

【 0 0 2 5 】

次に、本実施形態の、非直交系セグメント計測においてフリップ角を変化させて行う計測（可変フリップ角非直交系セグメント計測と呼ぶ。）について説明する。図３は、可変フリップ角非直交系セグメント計測において、セグメント単位でフリップ角 F_A を変化させる計測を説明するための図である。本図において、（ a ）は、フリップ角 F_A と時間 t との関係、（ b ）は、各フリップ角で取得するエコー信号と時間 t との関係、（ c ）は、取得したエコー信号を計測空間に配置したイメージを、それぞれ示す。以下、本実施形態では、説明を簡単にするために、セグメントを３つとする。

【 0 0 2 6 】

本実施形態では、撮影全体の SAR を低減するため、セグメント毎にフリップ角を変化させて撮像を行う。ここでは、セグメント２１１におけるフリップ角を F_{A1} 、セグメント２１２におけるフリップ角を F_{A2} 、セグメント２１３におけるフリップ角を F_{A3} とすると、 $F_{A1} > F_{A2} > F_{A3}$ となるよう変化させる。本実施形態では、各セグメントにおいてフリップ角 F_A を変化させているため、それぞれのセグメント２１１、２１２、２１３で取得したエコー信号（計測空間データ）２２１、２２２、２２３は、異なる SNR を持つ。異なる SNR を持つエコー信号２２１、２２２、２２３から得られたサンプリングデータは、図３（ c ）２３１、２３２、２３３に示すようにそれぞれ計測空間に配置される。なお、フリップ角の変化は上述のものに限られない。ただし、磁化の運動を安定に保つために、徐々に高く、もしくは低くしていくのが望ましい。

40

【 0 0 2 7 】

50

次に、本実施形態の可変フリップ角非直交系セグメント計測におけるデータの再構成手順を説明する。なお、以下の処理は、信号処理系 7 の CPU 8 が予め ROM 21 または RAM 22 に記憶されたプログラム、または、操作部 25 を介して入力されたユーザからの指示に従って、ROM 21 または RAM 22 に記憶されたデータ、または、操作部を介してユーザから入力されたデータを用いて実行する。図 4 は、可変フリップ角非直交系セグメント計測におけるデータの再構成の手順を説明するための図である。データ再構成の手順は、上述の一般的な非直交系計測における手順と基本的に同様である。

【0028】

本実施形態では、セグメント毎にフリップ角を変化させているため、各セグメントで得られるエコー信号の信号強度は異なる。異なる信号強度のエコー信号から得られたサンプリングデータ 1111、1112、1113 を、ひとつの計測空間内に配置する（ステップ 1101）。そして、グリッディング処理を行って k 空間に再配置し（ステップ 1102）、再配置後のデータに対してフーリエ変換を行い（ステップ 1103）、画像化する（ステップ 1104）。

10

【0029】

上述のように本実施形態ではセグメント毎にフリップ角を変化させているため、全セグメントの信号を配置した計測空間には、フリップ角の異なる RF パルスによるエコー信号から得られたデータが混在する。従って、SNR に差があるエコー信号が計測空間の同じ空間周波数領域に配置される。この計測空間を従来の方法で再構成すると、再構成画像の SNR に大きく寄与する低空間周波数領域にも低いフリップ角の RF パルスによるエコー信号も配置され、画像の SNR が低下するとともに、信号強度差により画像にアーチファクトが生じる。

20

【0030】

そこで、本実施形態では、グリッディングする際に、再構成画像にアーチファクトの発生を低減させるように、距離 r に加え、信号のフリップ角 FA に応じた重みをデータに付けて再配置する。各データに作用させる重みを重み関数 W と呼ぶ。本実施形態では、重み関数 W は、各サンプリングデータ（計測点）の直交系グリッドからの距離 r の関数 $w(r)$ と、フリップ角 FA の関数 $w(FA)$ からなる。

【0031】

距離 r の関数 $w(r)$ は、直交系グリッドからの距離が大きくなるにつれて値が小さくなるものを採用する。例えば、以下の（式 2）を用いる。

30

【数 2】

$$w(r) = \text{sinc}(\pi r / r_{\max}) \quad (\text{式 2})$$

ここで、 r_{\max} は、グリッディング最大半径である。

【0032】

図 5 に本実施形態の重み係数 W に用いる各関数を示す。図 5 (a) は、（式 2）で示される関数 $w(r)$ のグラフ 501 である。このような関数 $W(r)$ を用いると、グリッディング時に直交系グリッドに近い計測点ほど重視される。なお、k 空間原点から直交系グリッドまでの距離 R が大きくなると計測点の密度が低くなり、半径 r の円内の計測点数が減少する。従って、原点からの距離 R に応じて重み係数 $W(r)$ を変化させてもよい。

40

【0033】

また、フリップ角 FA の関数 $w(FA)$ は、高いフリップ角の RF パルスによるエコー信号に対しては大きく、低いフリップ角のそれに対しては小さく作用するものを採用する。これは、フリップ角の高い RF パルスによるエコー信号からの寄与を高め、画像 SNR を向上させるためである。例えば、関数 $w(FA)$ として、例えば、以下の（式 3）を用いる。

【数 3】

$$w(\text{FA}) = \frac{4}{5} \sin\left(\frac{\text{FA}}{\text{FA}_{\max}} \frac{\pi}{2}\right) + \frac{1}{5} \quad (\text{式 3})$$

ここで、 FA_{\max} は、フリップ角 FA の最大値である。

【0034】

図 5 (b) は、(式 3) で示されるフリップ角 FA の関数 $w(\text{FA})$ のグラフ 502 である。ここで、 w_{\min} はフリップ角 FA が 0 のときの重み係数を示す。 w_{\min} は FA_{\max} 時の $w(\text{FA})$ の値 (ここでは 1) より小さい値をとり、0 としても良い。本図に示す $w(\text{FA})$ は、SNR の高い高フリップ角の RF パルスによるエコー信号に対して大きく、低フリップ角のエコー信号に関しては小さい。従って、フリップ角が大きい (高い) サンプルングデータほど重視される。

10

【0035】

次に、本実施形態の重み係数 W を用いたグリidding 処理について説明する。図 6 は、本実施形態のグリidding 処理の模式図である。図 6 (a) は、非直交系セグメント計測における計測空間のデータ配置の一部を表した図である。黒丸 (401) は非直交系セグメント計測で取得したサンプルングデータ (計測点群)、白丸 (402) は再配置する直交系グリッドである。また、 R_{404} は、原点からの距離である。本図においても、3 つの異なるフリップ角 ($\text{FA}_1 > \text{FA}_2 > \text{FA}_3$) を用いて、エコー信号を取得したものとす。

20

【0036】

本実施形態では、グリidding 処理時に用いる重み係数 $W = W_{\text{FA}}$ を、直交系グリッドからの距離 r (403) の関数 $w(r)$ とフリップ角 FA の関数 $w(\text{FA})$ との関数 $W(w(r), w(\text{FA})) = W_{\text{FA}}(r, \text{FA})$ (405) として定義する。図 6 (b) に示すように、グリidding 処理前の各計測点 (406) に、距離 r およびフリップ角 FA により変化する重み係数 W_{FA} (407) を作用させ、直交系グリッド 408 に再配置する。

【0037】

以上説明したように、本実施形態では、非直交系計測により得られたサンプルングデータをグリidding する際に、各サンプルングデータに、距離 r の要素にフリップ角 FA の要素を加味した重み係数 W を作用させる。フリップ角 FA の要素として、フリップ角 FA が大きくなるにつれて値が大きくなる関数を採用する。従って、グリidding 時に、高いフリップ角 FA の RF パルスにより得られたエコー信号、つまり、SNR の良好なエコー信号の寄与が高まる。これにより、体動などの影響を受けにくい非直交系計測において、フリップ角を変化させて SAR を低減させながら、画像 SNR を向上させることができる。

30

【0038】

なお、上述のように、本実施形態では、セグメント毎にフリップ角を変化させているため、各セグメントで得られるエコー信号の信号強度は異なる。このフリップ角の異なるエコー信号間の信号強度差を補正するため、グリidding 処理の前に振幅補正を行うよう構成してもよい。すなわち、異なるフリップ角の振幅同士を規格化する。ここでは、異なる信号強度 i 番目のエコー信号に補正係数 $C_i = A_{\text{st}} / A_i$ (ここで、 A_i は i 番目エコー信号の最大振幅、 A_{st} は基準とするエコー信号の最大振幅とする。) を乗算することで、全エコー信号を基準とする振幅に揃える。

40

【0039】

振幅補正を含む場合のデータ再構成の手順を図 7 に示す。ここでは、異なる信号強度のエコー信号から得られたサンプルングデータ 1211、1212、1213 を、ひとつの計測空間内に配置する (ステップ 1201)。全セグメントの信号を配置した計測空間には、フリップ角の異なる RF パルスによるエコー信号から得られたデータが混在する。上述の手法で振幅補正 (ステップ 1202) を行った後、グリidding 処理を行い (ステ

50

ップ 1 2 0 3)、再配置後のデータに対してフーリエ変換を行い(ステップ 1 2 0 4)、画像化する(ステップ 1 2 0 5)。

【 0 0 4 0 】

なお、振幅補正と同様の効果を得られるように、重み係数を変更してもよい。この場合の重み係数 W' は以下のとおりである。各エコー信号の振幅 A_i は、磁化の $x y$ 平面成分(横磁化: $M_{xy} = M_z \sin(FA)$)の関数になることから、振幅補正係数 C_i は、以下の(式 4)で表すことができる。

【 数 4 】

$$C_i = A_{st} / A_i = M_z \sin(FA_{st}) / M_z \sin(FA_i) \propto \{\sin(FA_i)\}^{-1} \quad (\text{式 4})$$

10

すなわち、振幅補正係数 C_i は、フリップ角の関数 $C(FA)$ と表すことができる。従って、重み係数のフリップ角 FA の関数 $w(FA)$ にフリップ角の関数で表される振幅補正係数を乗算することにより、振幅補正と同様の効果が得られる。ただし、(式 4)は、フリップ角 FA が 0 に近づくと発散するため、(式 5)で表される発散防止の係数 c を導入する。

【 数 5 】

$$c(FA) = \begin{cases} \sin(3FA) & 0 < FA \leq \pi/6 \text{ のとき} \\ 1 & \pi/6 < FA \leq FA_{\max} \text{ のとき} \end{cases} \quad (\text{式 5})$$

上記発散係数を用い、フリップ角の関数として表される振幅補正係数 $C(FA)$ は、以下の(式 6)で表される。

20

【 数 6 】

$$C(FA) = c(FA) \times \frac{\sin(FA_{\max})}{\sin(FA)} \quad (\text{式 6})$$

従って、重み係数 W' は以下の(式 7)で表される。

【 数 7 】

$$W' = C(FA) \times w(FA) = c(FA) \times \frac{\sin(FA_{\max})}{\sin(FA)} \times \left\{ \frac{4}{5} \sin\left(\frac{FA}{FA_{\max}} \frac{\pi}{2}\right) + \frac{1}{5} \right\} \quad (\text{式 7})$$

30

【 0 0 4 1 】

また、距離 r の関数 $w(r)$ と同様に、 k 空間原点からの距離 R によってフリップ角 FA の関数 $w(FA)$ を変化させてもよい。図 5(c)、(d)は、原点からの距離 R と、フリップ角 FA とを変数とする $w(FA)$ 5 0 3、5 0 4 の一例を示す図である。 $w(FA)$ 5 0 3 (または 5 0 4) に示すように重み係数 W の中のフリップ角 FA の関数部分 $w(FA)$ がフリップ角 FA と原点からの距離 R との関数になる($w(FA) = (w(FA), w(R))$)。ここで R_{\max} はグリッディング最大半径である。 $w(FA)$ 5 0 3 は、 R 方向には R^{-2} の関数になっている。これは非直交系セグメント撮像の計測点密度が R 方向に R^{-2} に比例して減少していくためである。 $w(R)$ は、例えば、以下の(式 8)で表される。

40

【 数 8 】

$$w(R) = \frac{5}{4} - \frac{1}{(1 + R/R_{\max})^2} \quad (\text{式 8})$$

【 0 0 4 2 】

重み関数に用いるフリップ角の関数に、原点からの距離 R をさらに加味することにより、 k 空間の低空間周波数領域では、各エコー信号はフリップ角に応じて重み付けされるとともに、高空間周波数領域に向かうに従って重み係数がフリップ角に関して一定になり、すべての信号を同等にグリッディングに用いることができる。

【 0 0 4 3 】

50

<< 第二の実施形態 >>

次に、本発明の第二の実施形態を説明する。第一の実施形態では、非直交系計測の中でも、1枚の画像を構成するために必要なデータの取得を複数のセグメントに分割して行い、セグメント内ではフリップ角 FA を一定としている。しかし、本実施形態では、フリップ角 FA は連続的に変化する。以下、非直交系の時間分解血管造影法を例にあげて説明する。また、本実施形態において、MRI装置の構成は基本的に第一の実施形態と同様である。以下、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

【0044】

時間分解血管造影法は、ガドリニウム (Gd) などの造影剤の静脈注入と並行して高速撮影を連続的にを行い、血管造影の様子を撮影する手法であり、高速撮影が可能な SSFP シーケンスが用いられる。本実施形態では、この時間分解血管造影法において、SAR を低減するために、連続撮影間のフリップ角を連続的に変化させる。

【0045】

本実施形態のフリップ角 FA の連続変化を、フリップ角の変化関数 $FA(t)$ として定義する。変化関数 $FA(t)$ は、連続性、規則性を有する、例えば、正弦波形状のように規則的な形状とするのが望ましい。これは、フリップ角が急激に変化すると磁化の定常状態に影響し、画像にアーチファクトを招くためである。例えば、フリップ角 FA の変域を $FA_{min} \sim FA_{max}$ とする正弦波形状とすると、変化関数 $FA(t)$ は、以下の(式9)のように定義する。

【数9】

$$FA(t) = \frac{FA_{max} - FA_{min}}{2} \sin \omega t + \frac{FA_{max} + FA_{min}}{2} \quad (\text{式9})$$

ここで角周波数 ω は TR (繰り返し時間) や位相エンコード数などの撮影パラメータ、または、心拍や呼吸周期などの生体情報から決定してもよい。図8は、本実施形態の計測を説明するための図である。図8(a)は、(式9)で定義されるフリップ角 FA の変化関数のグラフ701である。また、図8(b)は、各フリップ角で取得するエコー信号と時間 t との関係を示す。

【0046】

本実施形態においても、第一の実施形態と同様に、フリップ角 FA を変化させて取得したエコー信号のサンプリングデータのグリidding処理時に、重み係数 W を作用させる。重み係数 W は、距離 r の関数 $w(r)$ にフリップ角 FA の要素を加味する。フリップ角 FA の関数 $w(FA)$ は、たとえば、第一の実施形態の(式3)を用いる。本実施形態では、(式3)の FA に(式9)の $FA(t)$ を代入する。

【0047】

このようにして、本実施形態においても、グリidding時に、高いフリップ角 FA の RFパルスにより得られたエコー信号の寄与が高まり、SNRの良好なエコー信号の寄与が高まる。これにより、体動などの影響を受けにくい非直交系計測において、フリップ角を変化させて SAR を低減させながら、画像 SNR を向上させることができる。

【0048】

<< 第三の実施形態 >>

次に、本発明の第三の実施形態を説明する。第一および第二の実施形態では、各計測点を直交座標にグリiddingする際、重み係数として、直交系グリッドからの距離 r の関数に、フリップ角 FA の関数を加味している。本実施形態では、さらに、各計測点のデータを取得する時刻も加味する。以下、非直交系 SSFP シーケンスのセグメント計測を例にあげて説明する。なお、本実施形態において、MRI装置の構成は基本的に第一の実施形態と同様である。以下、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

【0049】

図9は、本実施形態の計測を説明するための図であり、脂肪抑制パルス (CHEMIC al Shift Selective; CHESS) を併用した可変フリップ角 SSF

10

20

30

40

50

Pシーケンスの模式図である。CHES Sなどのプリパルス(601)を用いる計測の場合、その効果を保持するために計測を複数のセグメント(602~604)に分割する。この他にもセグメント計測は、撮影を心電図などの生体信号に同期させる場合などに用いられる。図9(a)は、セグメント毎の取得したエコー信号と時刻tとの関係を示す。図9(b)は、1つのセグメントにおけるRFパルスの照射シーケンスを示す。図9(c)は、図9(b)に示す照射シーケンスにおけるフリップ角FAの変化を示す。図9(d)は、図9(b)に示す照射シーケンスにおける重み係数の時間の要素の変化を示す。

【0050】

SSF Pシーケンスでは磁化を定常化するため、計測開始前に複数のダミーパルス(605)を印加し、その後本計測(606)を開始する。ここでは計測セグメント内のフリップ角FA(607)は線形変化とする。なお、フリップ角FAの変化は、磁化を安定にできるものであれば線形変化に限られない。

10

【0051】

セグメント計測には、セグメント毎にダミーパルスを照射する移行期間がある。一般に、移行期間中は信号を取得しないため、非セグメント計測に比べ撮影時間は延長し、SARも増大する。そこで、本実施形態では、撮影時間を短縮して撮影全体のSARを低減するために、ダミーパルス(605)によるエコー信号も読み出し、再構成に使用する。

【0052】

しかし、ダミーパルス照射期間は磁化が安定していないため、収集したエコー信号(データ)をそのまま計測空間に配置すると画質低下につながる。そこでこの間のデータを使用はするが、重視しないようにするため、グリッディングの重み係数Wに時間の要素を加える(608)。

20

【0053】

具体的には、CHES Sのプリパルス601のRF強度が最大となる時刻(609)を $t = 0$ 、本計測が開始される時刻(610)を $t = t_{start}$ とし、この間をダミーパルス期間(移行期間)とする。図9(d)に示すグラフ608のように、重み係数Wの時間の要素として、磁化の運動が安定でないダミーパルス期間の信号に対しては小さくし、定常状態の磁化からの信号に対しては大きくなるような関数 $W(t)$ を採用する。 $W(t)$ としては、例えば、以下の(式10)などが考えられる。

【数10】

30

$$w(t) = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{t}{t_{start}} \pi \right) \quad (\text{式10})$$

【0054】

さらに、本実施形態においても、第一の実施形態同様、各計測点について、直交系グリッドからの距離rの関数 $w(r)$ およびフリップ角FAの関数 $w(FA)$ を作用させる。

【0055】

以上説明したように、本実施形態によれば、磁化が安定していないダミーパルスによるエコー信号も画質を低下させる(アーチファクトを招く)ことなく画像の再構成に用いることができる。従って、上記各実施形態で得られる効果に加え、信号取得効率が向上し、全体の撮影時間を短縮することができるため、さらにSARを低減することができる。

40

【0056】

<< 第四の実施形態 >>

次に、本発明の第四の実施形態を説明する。本実施形態は、非直交系撮像の中でも、ハイブリッドラディアル走査(プロペラスキャン)に本発明を適用するものである。なお、本実施形態において、MRI装置の構成は基本的に第一の実施形態と同様である。以下、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

【0057】

プロペラスキャンは、全計測を複数のブロック(ブレード)に分割し、各ブレードが計

50

測空間上で異なる回転角となるよう計測する。各ブレード内では、1つの回転角に対して、通常計測の場合と同様に位相エンコードパルスが付加して複数のエコー信号を取得し、これを回転角毎に、すなわち、ブレード毎に繰り返して一枚の画像再構成に必要な全てのエコー信号を取得する。

【0058】

本実施形態では、1つのブレード内で取得されるエコー信号毎にフリップ角を変化させてSARの低減を図る。プロペラスキャンにおいても上述のようにフリップ角（および信号取得時刻）に応じた重み係数 W を設定することは、前述の各実施形態と同様である。しかし、プロペラスキャンの場合、ブレード内のエコー信号を取得する順番（走査順）の関係でフリップ角 FA の変化関数はいくつかの態様を取り得る。

10

【0059】

図10は、本実施形態のエコー信号の配置とフリップ角 FA の変化関数との関係を説明するための図である。ここでは、ブレード内のエコー信号数が5つの場合を例にあげて説明する。図10(a)は、プロペラスキャンの1つのブレードにおけるフリップ角 FA の変化関数の一例である。本図に示すように、フリップ角の変化関数 $FA(t)$ が801のような形状を有し、ブレード内の5つのエコー信号をシーケンシャルに取得する場合を考える。図10(b)は、取得したエコー信号を k 空間に配置したものである。ここで、最も高いSNRを持つエコー信号(803)が5番目のエコー信号であるとする、本図に示すように、これは k 空間においてブレードの端に配置され、 k 空間中心(k 空間原点)には配置されない。

20

【0060】

従って、所望の（最もSNRの高い）エコー信号を k 空間原点に配置するためには、ブレード内走査順とフリップ角 FA の変化関数とのうち、いずれか一方を変更する。以下、所望の信号を k 空間原点に配置する処理について説明する。

【0061】

図10(c)はフリップ角 FA の変化関数を変更する例である。本図に示すように、 k 空間中心に最もフリップ角の大きなRFパルスによるエコー信号が配置されるよう、フリップ角 FA の変化関数802の形状を変更する。ここでは、シーケンシャルに取得するエコー信号の中の中央のエコー信号（ここでは、3番目のエコー信号）のフリップ角が最も大きくなるような変化関数とする。フリップ角 FA の変化関数の形状は、データが k 空間に配置された際、 k 空間原点を通るエコー信号ほどフリップ角 FA が大きくなるように定める。

30

【0062】

図10(d)はブレード内のエコー配置順を変更する例である。この場合、フリップ角 FA の変化関数は図10(a)のものをを用いる。本図に示すように、 k 空間中心に最もフリップ角 FA の大きなRFパルスの照射により得られるエコー信号が配置されるよう変更する。ここで、805は図10(a)の走査順に従って各エコー信号に付与された番号（エコー番号）である。ここでは、最も大きいフリップ角 FA により得られるエコー信号（ここでは、5番のエコー信号）が k 空間の原点を通るよう走査順を変更する。なお、エコー信号の配置順は、データが k 空間に配置された際、 k 空間原点近くを通るエコー信号ほどフリップ角 FA が大きくなるよう定める。

40

【0063】

なお、変更を加える対象は、撮影の特性によって決定または選択する。連続計測の場合はフリップ角 FA の変化関数を、セグメント計測の場合はブレード内走査順を変更するのが望ましい。

【0064】

また、フリップ角 FA の変化関数またはブレード内走査順の変更以外に計測開始位置のシフトによっても所望のエコー信号を k 空間原点に配置できる。図11は計測開始位置のシフトによって所望のエコー信号が k 空間原点を通るよう配置する手順を説明するための図である。ここでは、全計測を8bladeに分割するものとする。また、フリップ角

50

F A の変化関数は図 1 0 (a) に示すような時間軸に沿って漸増する関数であり、ブレード内をシーケンシャルに計測するものとする。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 (a) は、計測開始位置をシフトさせない場合を示し、ここでは、エコー信号 9 0 1 を計測開始点とすると、最も S N R の高い (所望の) エコー信号 9 0 2 の配置位置が k 空間原点から外れた位置となる。このとき、全 8 ブレードについて k 空間走査を表すと 9 0 3 のようになる。図 1 1 (b) は、計測開始位置をシフトさせる場合を示す。計測開始位置 (9 0 4) をブレード内の走査方向に直交する方向にシフトさせると、所望のエコー信号 9 0 5 は、k 空間中心に配置される。このとき、全 8 ブレードについて k 空間走査を表すと 9 0 6 のようになる。

10

【 0 0 6 6 】

本実施形態では、以上のように、所望のエコー信号を k 空間の原点に配置するよう計測条件を設定して計測を行った後、サンプリングデータと直交系グリッドとの距離 r 、フリップ角 $F A$ 、時間 t に応じた重み係数 W を作用させてグリidding処理を行い、フーリエ変換し、画像を再構成する。

【 0 0 6 7 】

以上説明したように、本実施形態では、プロペラスキャンの場合であっても、グリidding時に、高いフリップ角 $F A$ の R F パルスにより得られたエコー信号の寄与が高まり、S N R の良好なエコー信号の寄与が高まる。これにより、体動などの影響を受けにくい非直交系計測において、フリップ角を変化させて S A R を低減させながら、画像 S N R を向上させることができる。

20

【 0 0 6 8 】

上記各実施形態によれば、フリップ角を変化させる非直交系計測において、良好な S N R を得ることができる。従って、S A R を低減させつつ良好な S N R を有し、かつ、アーチファクトの少ない画像を再構成できる。

【 0 0 6 9 】

なお、本発明は、パラレルイメージングにも適用することができる。パラレルイメージングではマルチプルコイルを用いる。本計測でエコー信号を間引いて取得し、マルチプルコイルの感度差を用いて折り返しを展開する。そのためパラレルイメージングでは、マルチプルコイルを構成する各コイルの感度分布を計測する必要があり、低いフリップ角を用いたシーケンスで各コイルの感度分布を本計測に先立って計測する。

30

【 0 0 7 0 】

図 1 2 は、本発明をパラレルイメージングに適用する場合の処理を説明するための図である。フリップ角を変更して取得した計測データ (1 0 0 1 ~ 1 0 0 3) を合成して本計測データ (1 0 0 4) とする。また、本計測データの中で低いフリップ角で取得したセグメントデータ (1 0 0 1) を各コイルの感度データとして用い、パラレル再構成 (1 0 0 5) を行い、展開画像 (1 0 0 6) を得る。このとき、感度データにアーチファクトが生じないように、k 空間にローパスフィルタを適用し、低域データのみを用いる。この手法によれば、パラレルイメージングにおいても、本計測の画像コントラストとは無関係に、常に低いフリップ角を用いたコイル感度に近いデータを取得できる。

40

【 0 0 7 1 】

また、上記第一の実施形態で説明した振幅補正については、第二 ~ 第四のいずれの実施形態においても適用できる。また、フリップ角 $F A$ の関数を k 空間原点からの距離 R に応じて変化させる構成についても同様である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 2 】

【図 1】第一の実施形態の M R I 装置のブロック図である。

【図 2】非直交系計測のデータ再構成の手順を説明するための図である。

【図 3】第一の実施形態の計測を説明するための図である。

【図 4】第一の実施形態のデータ再構成の手順を説明するための図である。

50

【図 5】第一の実施形態の重み係数のグラフである。

【図 6】第一の実施形態のグリidding処理の模式図である。

【図 7】第一の実施形態の振幅補正を含む場合のデータ再構成の手順を説明するための図である。

【図 8】第二の実施形態の計測を説明するための図である。

【図 9】第三の実施形態の計測を説明するための図である。

【図 10】第四の実施形態のエコー信号の配置を変換する処理を説明するための図である。

【図 11】第四の実施形態のエコー信号の配置を変換する処理の別の例を説明するための図である。

【図 12】パラレルイメージングに適用した実施形態のデータ再構成の手順を説明するための図である。

【符号の説明】

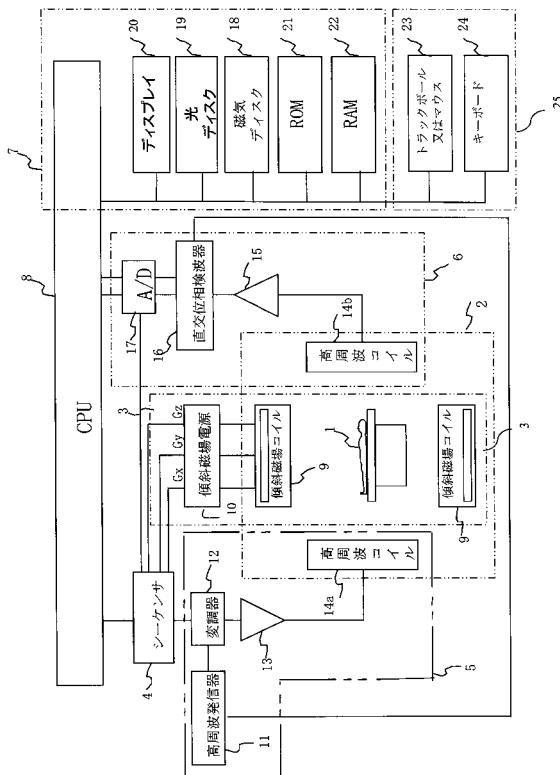
【0073】

1 ... 被検体、2 ... 静磁場発生系、3 ... 傾斜磁場発生系、4 ... シーケンサ、5 ... 送信系、6 ... 受信系、7 ... 信号処理系、8 ... 中央処理装置 (CPU)、9 ... 傾斜磁場コイル、10 ... 傾斜磁場電源、11 ... 高周波発振器、12 ... 変調器、13 ... 高周波増幅器、14a ... 高周波コイル (送信コイル)、14b ... 高周波コイル (受信コイル)、15 ... 信号増幅器、16 ... 直交位相検波器、17 ... A/D変換器、18 ... 磁気ディスク、19 ... 光ディスク、20 ... ディスプレイ、21 ... ROM、22 ... RAM、23 ... トラックボール又はマウス、24 ... キーボード、51 ... ガントリ、52 ... テーブル、53 ... 筐体、54 ... 処理装置

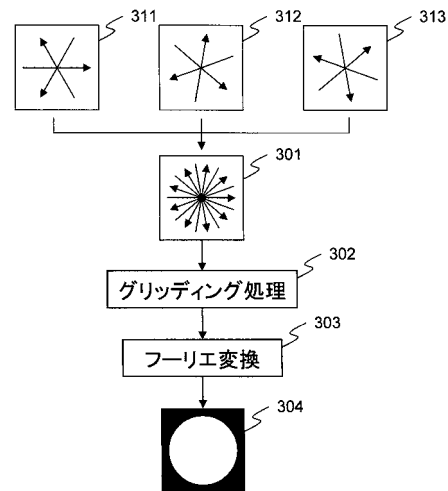
10

20

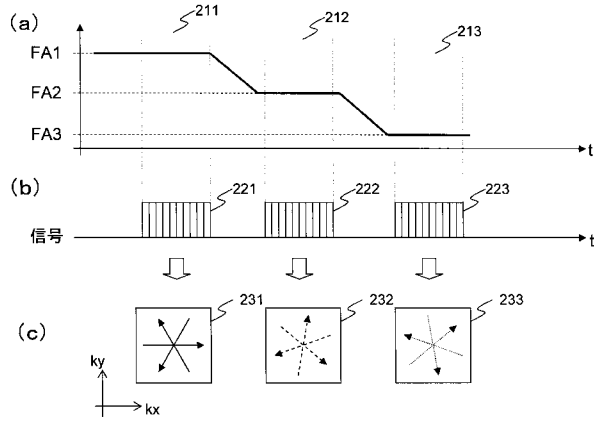
【図 1】



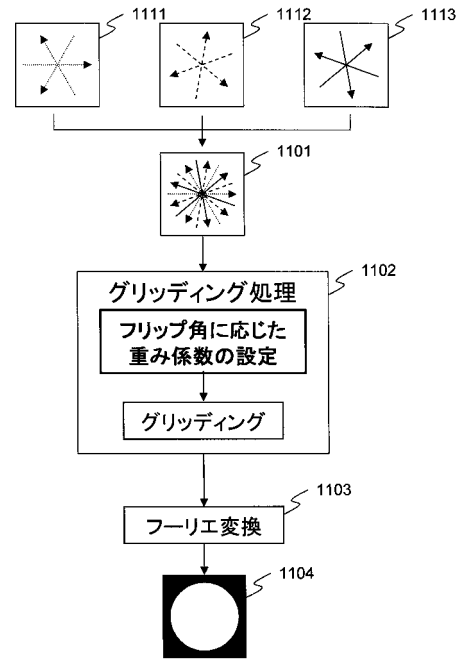
【図 2】



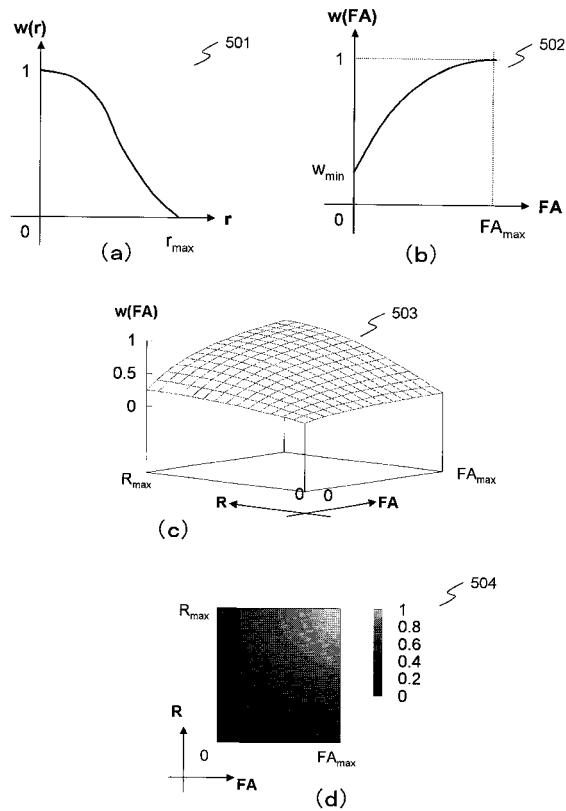
【図 3】



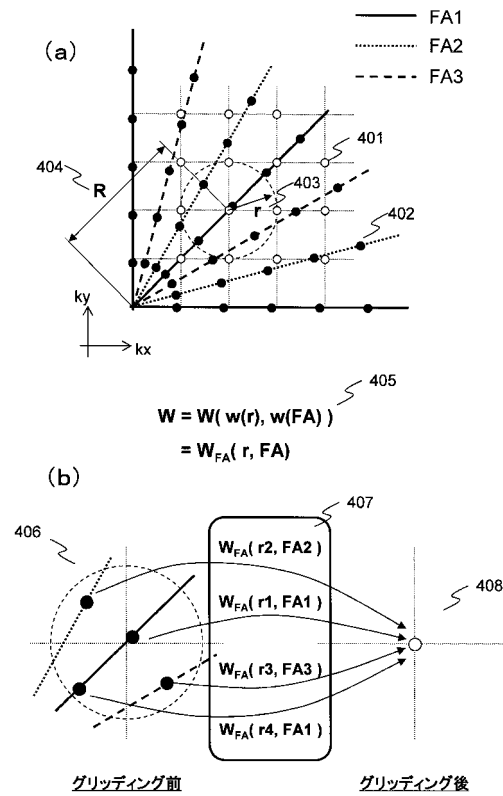
【図 4】



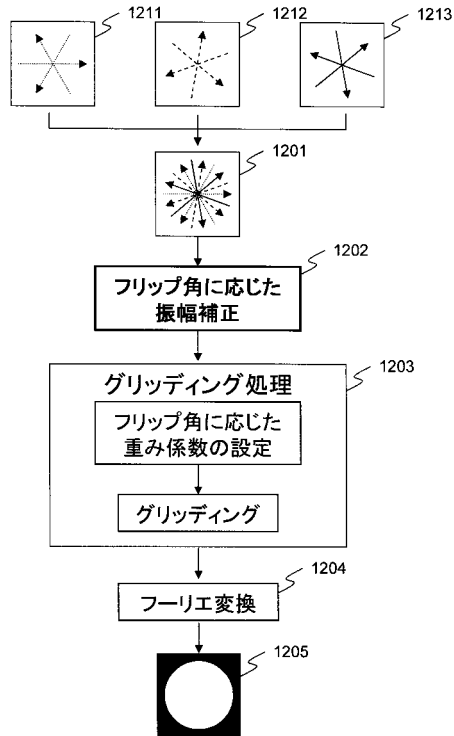
【図 5】



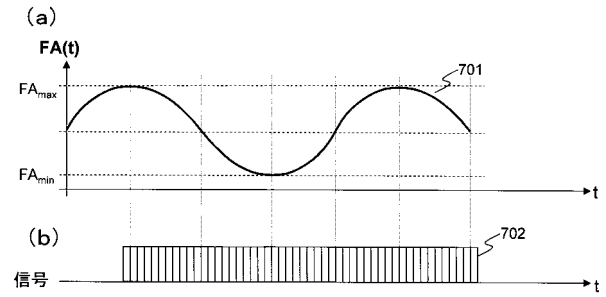
【図 6】



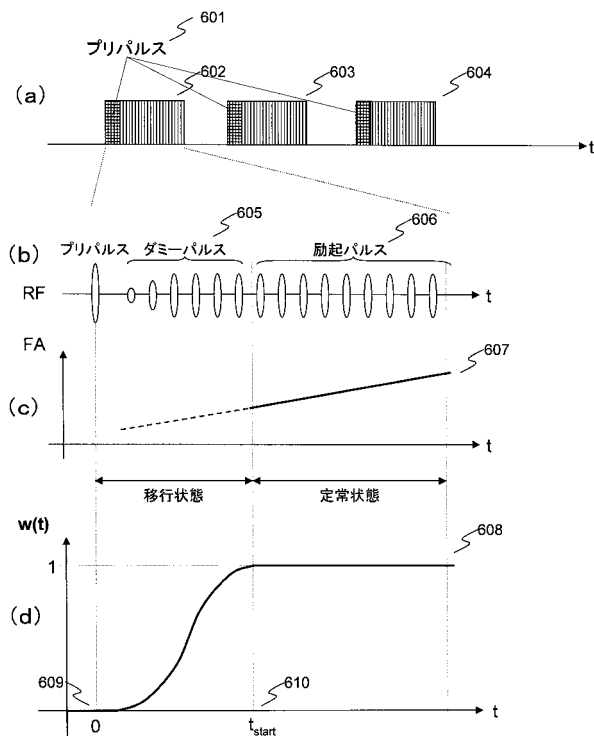
【図 7】



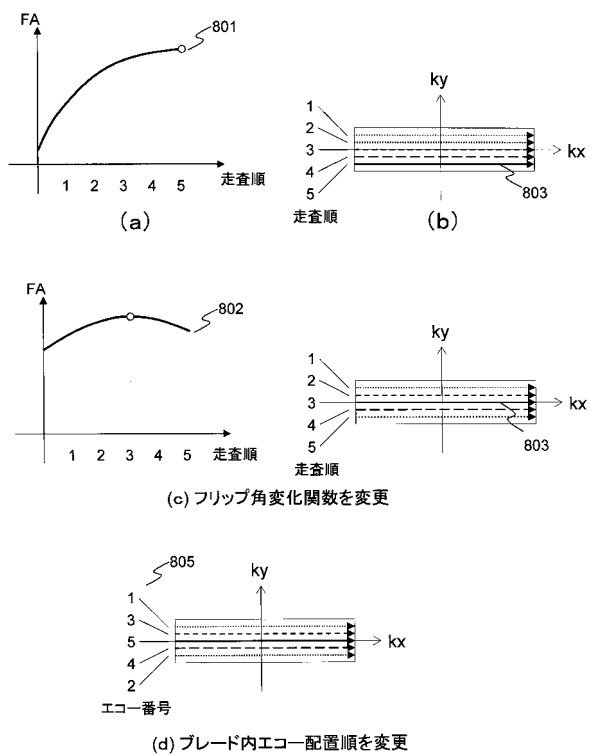
【図 8】



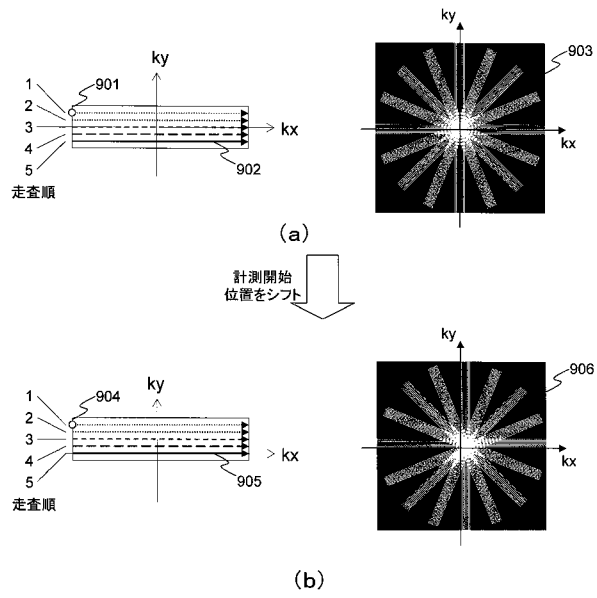
【図 9】



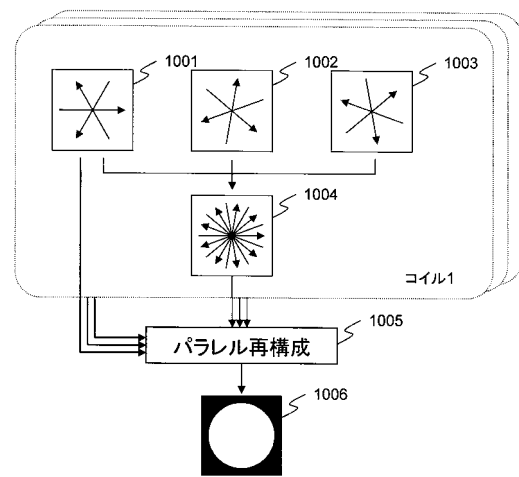
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開2006-025845(JP,A)
特表2005-524453(JP,A)
国際公開第2007/013423(WO,A1)
特開平07-323016(JP,A)
特開2007-275481(JP,A)
国際公開第2007/145193(WO,A1)
J.B.Kaffanke, et al., "Turbo RF-SPRITE: Methods to Reduce Acquisition Time and SAR for In Vivo Applications", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2005年 5月 7日, P 2399
M.Blaimer, et al., "Artifact Reduction in undersampled BLADE/PROPELLER MRI by k-space extrapolation using parallel imaging", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 2006年 5月 6日, P5
S.B.Fain, et al., "Real-Time Contrast-Bolus-Synchronized k-Space Sampling with Flip Angle Modulation", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1999年 5月 24日, P1887

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
Wiley InterScience