

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4358834号
(P4358834)

(45) 発行日 平成21年11月4日(2009.11.4)

(24) 登録日 平成21年8月14日(2009.8.14)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)
G 0 1 R 33/48 (2006.01)A 6 1 B 5/05 3 1 1
G 0 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 11 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-91445 (P2006-91445)
 (22) 出願日 平成18年3月29日(2006.3.29)
 (65) 公開番号 特開2006-280930 (P2006-280930A)
 (43) 公開日 平成18年10月19日(2006.10.19)
 審査請求日 平成20年11月14日(2008.11.14)
 (31) 優先権主張番号 11/095,520
 (32) 優先日 平成17年4月1日(2005.4.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 594131304
 トーシバ アメリカ エムアールアイ イ
 ンコーポレイテッド
 TOSHIBA AMERICA MRI
 , INC.
 アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94
 080、サウス・サン・フランシスコ、ス
 イート 100、ユタ・アベニュー 30
 0、トーシバ・アメリカ・エムアールアイ
 ・リサーチ・アンド・ディベロップメント
 ・センター気付
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

バランス定常自由歳差運動(SSFP)のMRIシーケンスの間に一つの磁場マップを生成する磁気共鳴イメージング(MRI)システムにおいて、

R F コイルと傾斜磁場コイルに対して関連回路を介して接続され、マルチスキャンのための位相インクリメント又は周波数シフトを伴ってバランスSSFPのMRIのシーケンスを実行し、k空間上のSSFPデータのそれぞれに対応する複数のセットを収集するために構成されたプログラムコントローラと、

前記収集された複数のSSFPデータセットを信号絶対値だけを用いて演算処理して、一つの磁場マップを生成するデータプロセッサであって、前記k空間の前記複数のデータセットをそれぞれに対応する複数の絶対値画像に変換し、前記複数の絶対値画像の対応画素の絶対値を分析することにより一つの磁場マップを生成するデータプロセッサとを具備する磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 2】

前記データプロセッサは、前記マルチスキャンの結果として生じるそれぞれに対応する画素の強度を分析し、各画素位置で最小強度を生じさせる位相インクリメント又は周波数シフトの値を特定するように構成される請求項1記載のシステム。

【請求項 3】

スピン歳差角のマップは、最小強度を示す複数の画素を特定するために3点の2次関数近似を用いて発生される請求項1記載のシステム。

10

20

【請求項 4】

前記データプロセッサは、前記歳差角のマップの折り返しを除去するように構成される請求項 3 記載のシステム。

【請求項 5】

前記マルチスキャン各々の前記バランス S S F P のイメージングシーケンスを実行して、前記 k 空間の中央部分が k 空間の他の部分より高密度になる k 空間データを収集する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記データプロセッサは、前記収集された k 空間データを、磁場マップ用データとイメージング用データとに分類するように構成される請求項 5 記載のシステム。

10

【請求項 7】

前記磁場マップ用データは、前記 k 空間の中央部分を占め、前記イメージング用データより多くの位相インクリメント又は周波数シフトのステップ数を使って収集される請求項 5 記載のシステム。

【請求項 8】

前記データプロセッサは、前記磁場マップを用いて前記 MRI システムを調整して、前記磁場マップ中に示された磁場異常を補正するように構成される請求項 1 記載のシステム。

【請求項 9】

前記データプロセッサは、前記磁場マップを使って、一つの水細胞分離 S S F P 画像を生成するように構成される請求項 1 記載のシステム。

20

【請求項 10】

前記位相インクリメント又は周波数シフトによる S S F P データは、

【数 2】

$$TR = 2TE = (2n + 1) / (2\Delta f_{\text{water-fat}}), \quad n = 0, 1, 2, \dots$$

の条件のもとで収集され、

前記式において、T R は S S F P シーケンスの繰り返し時間、T E はエコー時間、 $f_{\text{water-fat}}$ は水と脂肪の間の核スピンの共鳴周波数の差である請求項 9 記載のシステム。

30

【請求項 11】

前記データプロセッサは、前記位相インクリメント又は周波数シフトされた S S F P 信号を合成して、分離エコー信号 S_0 、 S_{-1} を生成し、

前記エコー信号 S_0 、 S_{-1} を k 空間から画像空間に変換して、それぞれ分離画像 I_0 、 I_{-1} を生成し、

前記分離エコー画像を位相補正し、

前記位相補正した分離画像を合成して、水 S S F P 画像と脂肪 S S F P 画像とを生成するように構成される請求項 9 記載のシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

従来の磁気共鳴イメージング(MRI)方法は、磁場と、撮影対象の被検体中の核スピンの空間的な位置との間の線形関係を活用している。この関係は、均一性のある磁石と線形性のある傾斜磁場コイルの組合せを使用することによって、実現される。この線形関係が崩れると、画像の歪みやアーチファクトが生じる。

【0002】

磁場の異常は規定値から磁場が外れることである。異常は、シーケンスに起因する静的である。静的な異常は、例えば静磁場を発生するのに使用される磁石による磁場不均一性

50

に起因する。シーケンスに起因する異常は、例えば渦電流又はマクスウェルフィールドにより起こる。

【 0 0 0 3 】

次の2つの対処法が磁場異常を補正するのに使用される。(i)特別なシミング用ハードウェアを用いて磁場を補正することにより、磁場均一性を最小化する。(ii)磁場異常の影響を補正するためにデータ収集後に画像を補正する。これらの対処法では、画像データが収集されたときの磁場の空間分布に関する正確な情報が必要とされる。

【 0 0 0 4 】

従来では、磁場マップは、それ専用の磁場マッピングシーケンスを使って生成される。画像は異なるシーケンスを使って収集されるので、磁場マップはイメージングシーケンスに関わる磁場異常に関する情報を全く含まない。バランス定常自由歳差運動(SSFP)のシーケンスのような場合、イメージング用と同一のシーケンスを使って磁場マップを生成することが望ましい。

【 0 0 0 5 】

さらに、磁場マップは画像の位相から得られる。当業者周知の通り、磁気共鳴(MR)信号の位相は静磁場以外の要因の影響を受ける。この要因としては典型的には化学シフトや高周波(RF)磁場である。例えば、水脂肪分離SSFPのために最近紹介されたシングル・クアドラチュア・ディクソン(SVD)法では、複数の磁場マップがエコー画像の位相で得られる。エコー信号の位相では、化学シフトと同様に磁場不均一性の影響を受けるので、磁場マップは、化学シフトの影響下にある。

【特許文献1】米国特許第2005/0030023号明細書

【特許文献2】米国特許第2003/0042905号明細書

【特許文献3】米国特許第2004/0064035号明細書

【特許文献4】米国特許第6909119号明細書

【非特許文献1】Y.C. Chung and J.L. Duerk, "Signal Formation in Echo Shifted Sequences". Proceedings of Seventh Scientific Meeting and Exhibition of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Philadelphia, PA, 1999, Page 5.

【非特許文献2】S.S. Vasanawala, J.M. Pauly, and D.G. Nishimura, "Linear Combination SSFP". Proceedings of Seventh Scientific Meeting and Exhibition of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Philadelphia, PA, 1999, Page 11.

【非特許文献3】Shreyas Vasanawala et al., "Linear Combination Steady-State Free Precession MRI", Magnetic Resonance In Medicine 43:82-90(2000).

【非特許文献4】Dong-Hyun Kim et al., "Regularized Higher-Order In Vivo Shimming", Magnetic Resonance in Medicine 43:715-722(2002).

【非特許文献5】Yuval Zur et al., "An Analysis Of Fast Imaging Sequences With Steady-State Transverse Magnetization Refocusing", Magnetic Resonance In Medicine 6:175-193(1988).

【非特許文献6】Y. Zur et al., "Motion-Insensitive, Steady-State Free Precession Imaging", Magnetic Resonance In Medicine 16, 444-459(1990).

【非特許文献7】M.Miyoshi et al., "SSFP Fat Water Separation By Fourier Transfer Phase Cycling And The Single Quadrature Dixon Method", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11(2003), p.981.

【非特許文献8】W.Zhang et al., "An Approach To True Water-Fat Separation By Phase-Cycled SSFP And Single Quadrature Dixon", Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11(2004), p. 2684.

【非特許文献9】Klaus Scheffler et al., "Principles And Applications Of Balanced SSFP Techniques". Eur. Radio1. (2003) 13:2409-2418.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、化学シフトの影響をあまり受けないものであって、イメージングシーケンスに関わる磁場マップを生成する方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

システムは、バランス定常自由歳差運動 (SSFP) のシーケンスの間に磁場マップを生成するために開発された。磁場マップは、画像生成のための位相インクリメント又は周波数シフトを伴ってSSFPシーケンスの間に収集されたデータを使って生成される。このシステムは、絶対値画像を画素ごとに分析することにより磁場マップを生成する。システムは、位相情報を必要としない。

10

【0008】

磁場マップは、位相インクリメント又は周波数シフトを伴うバランスSSFPのシーケンスで収集された絶対値画像を分析することにより生成される。画素値は、データ収集の間に用いられる位相インクリメント又は周波数シフトの関数として調べられる。繰り返し期間 (TR) の各時点の核スピンの歳差角は、最小が素強度を生じさせる高周波 (RF) の位相インクリメント又は周波数シフトから画素毎に決定される。歳差角のマップの折り返しは、磁場のマップを形成するために、除去される。

【0009】

この磁場マップは、静磁場の不均一性と、シーケンスに起因する磁場変化の影響とに関する情報を含んでいる。磁場マップを使って磁場を自動的に補正 (シミング) を行って、静磁場不均一を補正し、またSSFPの間にシーケンスに起因する磁場異常を補正することができる。磁場マップを、水脂肪信号の分離処理のような後処理に用いて、磁場異常の影響を補正することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図1に示すように、磁気共鳴イメージング (MRI) システムは、典型的には、静磁場 (B0) を発生する大きな磁石10と、直交3軸座標系に関して空間的に変化する傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル14と、被検体の対象原子核に対してRF信号を送受信するRFコイル15、16とを有する。被検体13は、移動可能な天板12上に載置される。それにより被検体の撮影対象部位を、磁石10とコイル14、15、16の間の3次元の撮影空間11内で移動することができる。撮影空間11は、撮影視野FOVと称される。

30

【0011】

MRIデータを収集するために、MRIシステムは、ワークステーションコンピュータ24等のプログラマブルプロセッサ19の制御下にあるMRIパルスシーケンスコントローラ17、19を介して磁場傾斜とRF章動パルスを発生させる。さらに、プロセッサ19は、傾斜磁場アンプ20、RF発生回路21、RFアンプ回路22を制御する。MR信号回路 (RF検出器) 25は、シールドされたMRシステムガントリ内に配置されたRFコイル15、16を介してMR信号を受信する。受信されたMR RFエコー信号レスポンスは、デジタイザ23によりデジタル化され、プロセッサ19に供給される。プロセッサ19は、アレイプロセッサ又はそれと同様の画像処理部と、MR信号データの収集やその処理の制御、またコントロール端末24のディスプレイ上に画像を表示するための複数のプログラムが選択的に使用可能に書き込まれたコンピュータプログラム記憶媒体 (図示しない) とを有する。MRシステムコントロール端末24は、適当なキーボード、タッチスクリーン、操作者が操作できる他の入力デバイス等を有する。画像はフィルムに直接記録され、電氣的に記憶され、または適当な媒体に印刷機で印刷される。

40

【0012】

図2は、リフォーカスされる定常自由歳差運動 (SSFP) を伴う3次元 (3D) 磁気共鳴イメージングシーケンスを示している。高周波 (RF) 励起パルス30は、スキャン対象の被検体に印加される。RFパルス30は繰り返し時間 (TR) で繰り返し印加され

50

る。RFエコー信号(S)は、データ収集(ADC)期間32に受信される。受信エコー信号は、エコー時間(TE)の後に生じる。傾斜磁場は、x, y, zの方向に印加される。スライス傾斜磁場(Gslice)はスライスを選択し、またスライスごとにエンコードをかける。また位相エンコード傾斜磁場(Gphase)は、選択されたスライス内の励起された原子核に対して空間的な位相エンコードをかける。リードアウト傾斜磁場(Greadout)はADC期間に印加され、受信エコー信号に周波数エンコードをかける。

【0013】

定常自由歳差運動(SSFP)は、完全に熱平衡状態に戻ることなく、歳差運動をする水素原子核からMRI信号を発生させるのに使われる技術である。SSFPシーケンスは、被検体内の水素原子核のスピン格子緩和時間(T1)とスピンスピン緩和時間(T2)より短い繰り返し時間(TR)で印加されるRF励起パルスと傾斜磁場パルスの系列を用いる。完全なリフォーカスSSFPシーケンスでは、傾斜磁場パルスは完全に釣り合いがとれている。例えば各TR期間の全傾斜磁場パルスの合計(傾斜磁場モーメント)は各傾斜磁場チャンネルに関してゼロである。

10

【0014】

SSFP間で磁場マップを生成する原理:

SSFPシーケンスのTR期間の間、核スピンは歳差運動をして、歳差角()は磁場オフセットに応じて累積していく。

【数3】

$$\phi = \gamma \Delta B_0 TR$$

20

【0015】

SSFP信号(S)の絶対値は、このスピン歳差角に対応している。

【数4】

$$S = \frac{ae^{i\phi} + b}{c \cos(\phi) + d}$$

30

$$a = -(1 - E_1)E_2 \sin(\alpha)$$

$$b = (1 - E_1) \sin(\alpha)$$

$$c = E_2(E_1 - 1)(1 + \cos(\alpha))$$

$$d = 1 - E_1 \cos(\alpha) - (E_1 - \cos(\alpha))E_2^2$$

40

$$E_1 = e^{-TR/T_1}$$

$$E_2 = e^{-TR/T_2}$$

【0016】

SはSSFPシーケンスで発生する定常状態の信号である。B0はシーケンスに起因

50

する磁場異常のような静磁場不均一性を含んでいる磁場オフセットである。は対象原子核の磁気回転比である。は S S F P シーケンスで使われるフリップ角である。T R は S S F P シーケンスでの繰り返し時間である。T 1 は原子核スピンのスピン格子緩和時間であり、T 2 はスピンスピン緩和時間である。

【 0 0 1 7 】

図 3 はバランス S S F P シーケンスで得られる定常状態にある横断磁場の絶対値を平衡磁化に対する比率として表すグラフである。図 3 は、T R = 1 0 m s、 $\alpha = 55^\circ$ 、T 1 = 5 0 0 m s、T 2 = 8 0 m s と仮定した場合の S S F P 信号の理論上のスペクトルを示している。

【 0 0 1 8 】

10

図 3 から明らかなように、S S F P 信号はスピンの歳差角がゼロのとき、すなわちスピンの歳差周波数が M R I システムの R F 搬送波の周波数に一致するとき、最小値を示す。位相インクリメント S S F P シーケンスにおいて、R F 励起パルスの位相は、ある T R 期間から次の期間に対して、 $\phi_{i+1} = \phi_i + \Delta\phi$ にしたがって、増加される。は R F パルスの位相を表し、 $\Delta\phi$ は R F パルスの位相増分を表している。この位相インクリメントスキームは、等価周波数オフセットを伴う周波数シフトの場合と同じ影響を S S F P 信号上で及ぼす。

【 数 5 】

$$\Delta f = \frac{\delta}{2\pi TR}$$

20

【 0 0 1 9 】

位相インクリメント S S F P 信号は、スピン歳差角が R F パルスの位相インクリメントのそれに一致するとき最小値を示す。最小の R F 信号が発生する R F 位相インクリメントを発見することにより、画像の各画素に関する核スピンのスピン歳差角を決定することができる。

【 0 0 2 0 】

S S F P 信号のスペクトルが 2 期間有するので、測定されたスピン歳差角は - と + との間に折り返る。磁場オフセットは、測定されたスピン歳差角に関連する。

30

【 数 6 】

$$\phi_{meas} = \gamma \Delta B_0 TR \pm n2\pi$$

【 0 0 2 1 】

40

ϕ_{meas} のマップの折り返りを除去することで、磁場マップ (ΔB_0) が得られる。

【 数 7 】

$$\Delta B_0 = \frac{\text{unwrap}\{\phi_{meas}\}}{\gamma TR}$$

【 0 0 2 2 】

図 4 は、位相インクリメント又は周波数シフト S S F P 収集から、磁場マップを発生す

50

るための典型的な方法のフローチャートを示している。ステップ 100 において、SSFP の複数のスキャンは位相サイクリング又は周波数シフトとともに実行される。各スキャンは、スキャン間で所定の位相インクリメント値、または所定の周波数シフト値で実行される。スキャンは、完全に同じイメージングシーケンスで同じ被検体に対して行われる。

【0023】

位相インクリメント SSFP 収集に関して、RF パルスの位相は、スキャンの繰り返しごとに増加される。位相の増分（ステップ 101）は 0 ~ 2 の範囲をカバーするように次のようにスキャン毎に変化する。

【数 8】

$$\phi_i = \phi_{i-1} + \delta_j$$

$$\delta_j = j2\pi / N$$

10

【0024】

なお、i は繰り返し番号（0 ~ M - 1）である。j はスキャン番号（0 ~ N - 1）である。M はスキャンあたりの繰り返し総数、N はスキャン総数である。

20

【0025】

周波数シフト SSFP 収集に関して、RF 搬送周波数はスキャンごとに次のように増加される（ステップ 101）。

【数 9】

$$f_j = f_0 + \Delta f_j$$

$$\Delta f_j = j2\pi / (N \cdot TR)$$

30

【0026】

f0 はオフセットのない RF 搬送周波数である。fj は、スキャン j の RF 搬送周波数である。fj は、スキャン j で使用される RF 周波数オフセットである。TR は SSFP の繰り返し時間である。

【0027】

単一のセットのスキャンを使って、磁場マッピング及びイメージングが行われる。代わりに、位相インクリメント又は周波数シフトが不均一のスキーム（non-uniform scheme）が、ステップ 100 で用いてもよい。このような不均一の体系において、k 空間の中心のデータは他の部分の k 空間データより高分解能で収集される。

【0028】

図 5 はこのような不均一の体系で収集された k 空間データの一例を示している。この例において、k 空間の中心部分は、k 空間の周辺部分の 2 倍の周波数でサンプルされる。磁場マッピングのために、中心部分では位相インクリメント又は周波数シフトのより多くのステップ数をカバーするのに用いられる。低い周波数で収集されるが空間分解能の高い全 k 空間データを使って画像を得る。このような不均一の体系により、磁場マップを得るのに、位相インクリメント又は周波数シフトのステップ数は増加するが、総スキャン時間はそれほど増加することない。位相インクリメント又は周波数シフトのステップ数を増加することにより、磁場マップの精度は向上する。

40

【0029】

このような不均一の収集の場合、ステップ 102 において、収集された k 空間データは

50

イメージング用データと磁場マップ作成用データとに分類される。このステップは、同じデータがイメージング用データと磁場マップ作成用データとで使われる均一収集の場合にはスキップされる（飛ばされる）。

【 0 0 3 0 】

ステップ 1 0 3 において、磁場マップ作成用データは k 空間から画像空間に変換される。 k 空間データから画像データに変換するアルゴリズムは、従来通りであり、MRI 分野の当業者であれば周知である。この変換のための正確なアルゴリズムは、 k 空間データを収集する方法に基づいて選択される。従前のフーリエ収集に関しては、高速フーリエ変換 (FFT) が k 空間データから画像データに変換するのに用いられる。

【 0 0 3 1 】

ステップ 1 0 4 では、画素値がスキャン間で比較される。各画素の位置において、最小強度を示す画素のスキャン番号を、 j_{\min} とする。ステップ 1 0 5 において、 j_{\min} の左右隣の画素を次のように特定される。

【数 1 0】

$$j_{\text{left}} = j_{\min} - 1 \text{ and } j_{\text{right}} = j_{\min} + 1 \text{ if } 0 < j_{\min} < N - 1$$

$$j_{\text{left}} = j_{N-1} \text{ and } j_{\text{right}} = j_{\min} + 1 \text{ if } j_{\min} = 0$$

$$j_{\text{left}} = j_{\min} - 1 \text{ and } j_{\text{right}} = j_0 \text{ if } j_{\min} = N - 1$$

【 0 0 3 2 】

隣り合う 3 点 ($I_{\text{left}}, J_{\text{left}}$)、(I_{\min}, J_{\min})、($I_{\text{right}}, J_{\text{right}}$) を、最小位置の精度を向上するために改良された 2 次関数に近似する。

【数 1 1】

$$I_j = I_0 + a(j - d_0)^2$$

【 0 0 3 3 】

I_j は、3 つの上述したペアの画素値であり、 j は 3 つの上述したペアのスキャン番号である。 I_0 は、最小の画素値であり、 d_0 は、そのスキャン番号である。スキャン番号 (d_0) は整数ある必要はない。

【 0 0 3 4 】

スキャン番号 (d_0) を使って、位相インクリメントを決定し、最小画素値を発生させる。

【数 1 2】

$$\delta_0 = d_0 2\pi / N$$

【 0 0 3 5 】

ステップ 1 0 6 において、ステップ 1 0 4、1 0 5 が、全画素について繰り返され、最小画素値が得られる期間のスピン歳差角を画素ごとに表す歳差角マップが生成される。

【 0 0 3 6 】

ステップ 1 0 7 では、歳差角マップの折り返しが除去され、磁場マップが生成される。

10

20

30

40

50

【数 1 3】

$$\Delta B_0 = \text{unwrap}\{\delta_0\}/(\gamma \cdot TR)$$

【0 0 3 7】

B_0 は、磁場オフセットマップである。 $\text{unwrap}\{\}$ は、米国特許5,909,119のような位相の折り返しを除去する処理を表している。は画像対象の原子核の磁気回転比を表している。 TR は $SSFP$ シーケンスの繰り返し時間である。

【0 0 3 8】

ステップ 1 0 7 において、水と脂肪とがともに最終画像に寄与する場合、磁場マップは、折り返し除去後の水信号と脂肪信号との間で歳差角の差が 2 になるように調整された歳差角マップから生成される。

【数 1 4】

$$\Delta B_0 = \text{unwrap}\{k\delta_0\}/(\gamma \cdot k \cdot TR)$$

$$k = \frac{1}{TR \cdot \Delta f_{\text{water-fat}}}$$

【0 0 3 9】

$f_{\text{water-fat}}$ は、水の核スピンと脂肪の核スピンとの間の共鳴周波数の差を表している。

【0 0 4 0】

磁場マップ (B_0) は、実際に $SSFP$ イメージングシーケンスを実行している最中の真の磁場を表している。このマップは、 MRI システムのシミング装置を設定するのに用いられ、磁場マップに反映されている磁場異常が補正される。磁場マップに従ってシミングシステムを設定するその手法は従来周知の通りである。磁場マップを使って MRI システムをシミングする技術はその一例が Kim らによって「*Journal of Magnetic Resonance in Medicine (MRM)* 48号(2002発行)の：715-722頁“Regularized Higher Order in Vivo Shimming”」に記載されている。

【0 0 4 1】

磁場マップは、 $SSFP$ イメージングにおいて水信号と脂肪信号との分離にも用いられる。図 6 には、水脂肪分離を伴う位相インクリメント又は周波数シフト型 $SSFP$ データの収集と処理の工程に関するフローチャートを示している。ステップ 2 0 0 において、位相インクリメント又は周波数シフト $SSFP$ データは、磁場マップ作成のために上述の通り収集される。このシーケンスの TR , TE は次の通りである。

【数 1 5】

$$TR = 2TE = (2n+1)/(2\Delta f_{\text{water-fat}}), \quad n = 0, 1, 2, \dots$$

【0 0 4 2】

データ収集の不均一な手法が、磁場マップ作成のための位相インクリメント又は周波数シフトのステップ数を増加するために用いられる。ステップ 2 0 1 において、収集された k 空間データは磁場マップ作成用のデータセットと水脂肪イメージング用のデータセットとに分類される。ステップ 2 0 2 において、絶対値 $SSFP$ 画像を使って磁場マップを作

10

20

30

40

50

成する上述の方法が実行され、イメージングシーケンスの期間の磁場マップが得られる。

【 0 0 4 3 】

ステップ 2 0 3 において、複数スキャンのイメージングデータセットは結合され、エコー信号に個々に分離される。

【 数 1 6 】

$$S_0 = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} S_j$$

10

$$S_{-1} = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} S_j e^{i(j2\pi)/N}$$

【 0 0 4 4 】

なお、 $i = (-1)^{1/2}$ 、 j はスキャン番号、 N はデータセットのスキャン総数、 S_0 、 S_{-1} は独特なエコー系列経路を経たエコー信号である。

【 0 0 4 5 】

ステップ 2 0 4 において、 S_0 、 S_{-1} は処理され、 k 空間データから画像空間に変換され、 I_0 、 I_{-1} が生成される。

20

【 0 0 4 6 】

ステップ 2 0 5 において、分離画像データはステップ 2 0 2 の磁場マップを使って次のように位相補正される。

【 数 1 7 】

$$I'_0 = I_0 e^{-i\gamma \Delta B_0 TE}$$

$$I'_{-1} = I_{-1} e^{i\gamma \Delta B_0 (TR - TE)}$$

30

【 0 0 4 7 】

ステップ 2 0 6 において、水画像と脂肪画像が次のように発生される。

【 数 1 8 】

$$I_{water} = \text{Real}(I'_0) + \text{Real}(I'_{-1})$$

$$I_{fat} = \text{Imag}(I'_0) - \text{Imag}(I'_{-1})$$

40

【 0 0 4 8 】

本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 M R I システムの概略図。

50

【図 2】 バランス S S F P をイメージングシーケンスを示す図。

【図 3】 バランス S S F P シーケンスで収集された歳差角の関数としての定常状態での横磁化の絶対値に関する理論上のスペクトルのグラフを示す図。

【図 4】 位相インクリメント又は周波数シフトされた S S F P データを収集し、磁場マップを生成するための手順を示すフローチャート。

【図 5】 イメージングのためのデータと磁場マップ生成のためのデータとに分類された不均一サンプルの k 空間データの概略図。

【図 6】 水脂肪分離のための位相インクリメント又は周波数シフトされた S S F P データを収集し、処理するための手順を示すフローチャート。

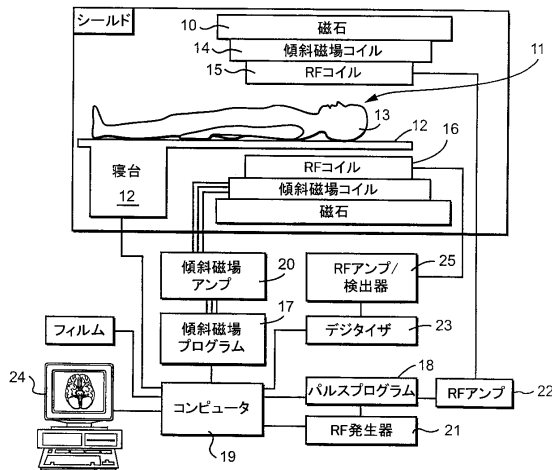
【符号の説明】

10

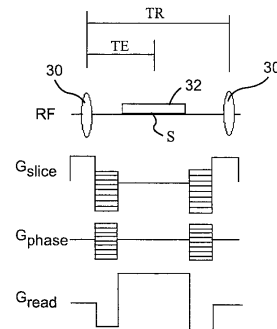
【 0 0 5 0 】

1 0 ... 磁石、1 4 ... 傾斜磁場コイル、1 5、1 6 ... R F コイル、1 3 ... 被検体、1 2 ... 天板、1 1 ... 撮影空間、1 7、1 8 ... M R I パルスシーケンスコントローラ、1 9 ... プログラブルプロセッサ、2 0 ... 傾斜磁場アンプ、2 1 ... R F 発生回路、2 2 ... R F アンプ回路、2 3 ... デジタイザ、2 4 ... ワークステーションコンピュータ、2 5 ... M R 信号回路 (R F 検出器)。

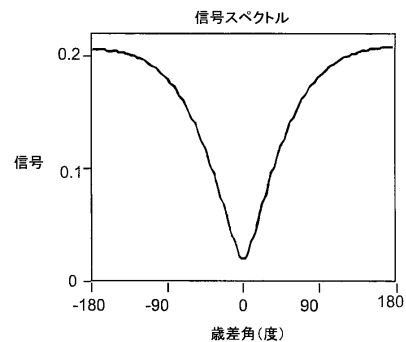
【図 1】



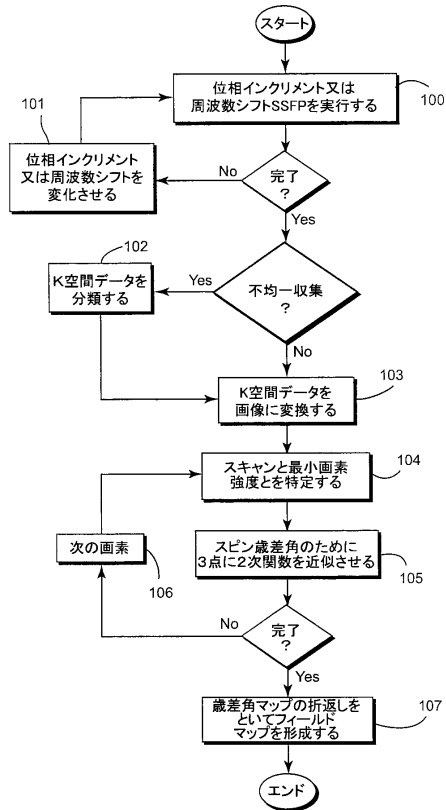
【図 2】



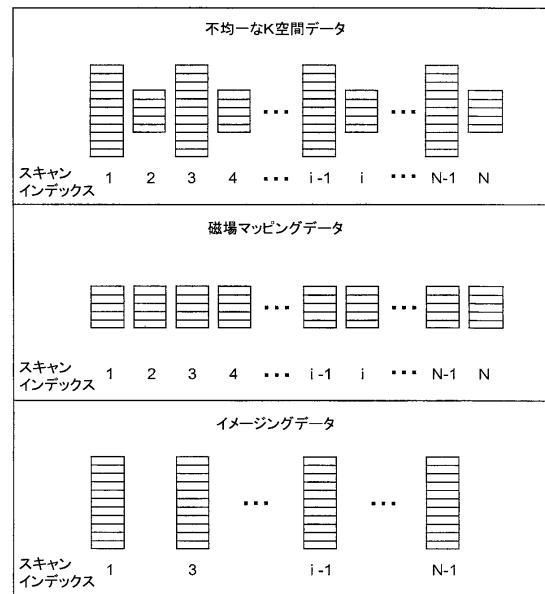
【図 3】



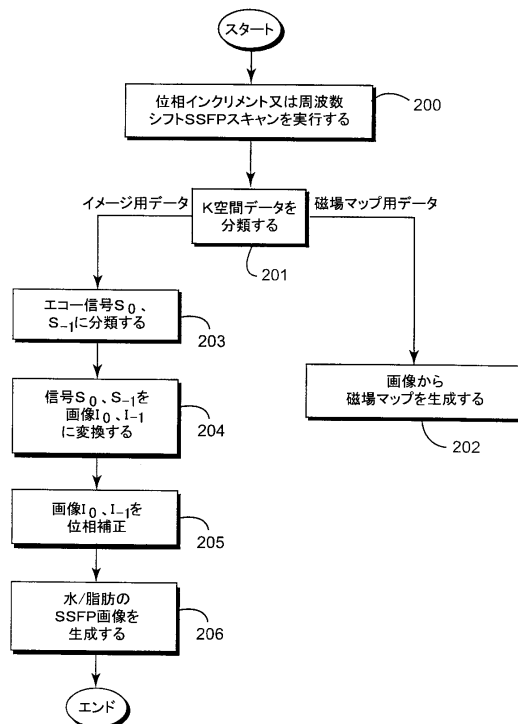
【図 4】



【図 5】



【図 6】



 フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (72)発明者 ウェイグォ・ジャン
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 94404、フォスター・シティ、ピンタ・レーン 746

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 特開2003-070763(JP,A)
特開2003-079594(JP,A)
特開2005-218505(JP,A)
特開2005-205206(JP,A)
W.Zhang, D.M.Kramer, AN APPROACH TO TRUE WATER-FAT SEPARATION BY PHASE-CYCLED SSFP AND SINGLE QUADRATURE DIXON, PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 2004年 5月21日, #2684
M.Miyoshi, S.Kosugi, A.Yamazaki, K.Asano, SSFP fat water separation by Fourier transfer phase cycling and the single quadrature Dixon method, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2003年 7月16日, #981
Shreyas S.Vasanawala, John M.Pauly, Dwight G.Nishimura, Linear Combination Steady-State Free Precession MRI, Magnetic Resonance in Medicine, 2000年 1月, Volume 43, Issue 1, p.82-90

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
G01R 33/48
Wiley InterScience