

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4926976号
(P4926976)

(45) 発行日 平成24年5月9日(2012.5.9)

(24) 登録日 平成24年2月17日(2012.2.17)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6
G O 1 R 33/54 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 5 5
G O 1 R 33/34 (2006.01)	G O 1 N 24/02 5 3 O Y
	G O 1 N 24/04 5 2 O A

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-547755 (P2007-547755)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年12月19日 (2005.12.19)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2008-525088 (P2008-525088A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成20年7月17日 (2008.7.17)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/054312		ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02006/067727		1
(87) 国際公開日	平成18年6月29日 (2006.6.29)	(74) 代理人	100087789
審査請求日	平成20年12月18日 (2008.12.18)		弁理士 津軽 進
(31) 優先権主張番号	04106844.6	(74) 代理人	100114753
(32) 優先日	平成16年12月22日 (2004.12.22)		弁理士 宮崎 昭彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙
		(72) 発明者	カチエル ウルリヒ
			オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン
			ドーフェン プロフ ホルストラーン 6
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マルチコイルアレイを構成する複数の R F コイル、
複数の個別のコイル駆動信号を発生するコイル駆動装置、
重み係数Uに従って各々の前記コイル駆動信号の振幅及び/又は位相を個別に設定する制
御装置、並びに

前記 R F コイルの感度Sを測定し所与の励起パターンPに対する前記重み係数Uを次式

$$\underline{U} = (\underline{S}^H \underline{S} + \lambda^2)^{-1} \underline{S}^H \underline{P}$$

に従って計算することにより複数の R F コイルに対する前記重み係数Uを決定する重み付
け装置を有し、λ は自由に調整可能な正規化パラメータとして使用される、磁気共鳴撮像
システム。

【請求項 2】

前記重み付け装置が M R スキャンの間リアルタイムに前記重み係数を決定する請求項 1
に記載のシステム。

【請求項 3】

マルチコイルアレイを構成する複数の R F コイルを有する磁気共鳴撮像システムを動作
させる磁気共鳴撮像方法であって、

前記 R F コイルの感度Sを測定し所与の励起パターンPに対する重み係数Uを次式

$$\underline{U} = (\underline{S}^H \underline{S} + \lambda^2)^{-1} \underline{S}^H \underline{P}$$

に従って計算することにより複数のRFコイルに対する前記重み係数Uを決定するステップであって、は自由に調整可能な正規化パラメータとして使用される、ステップ、複数の個別のコイル駆動信号を発生するステップ、及び重み係数Uに従って各々の前記コイル駆動信号の振幅及び/又は位相を個別に設定するステップを有する磁気共鳴撮像方法。

【請求項4】

マルチコイルアレイを構成する複数のRFコイルを有する磁気共鳴撮像システムを動作させるコンピュータプログラムであって、
コンピュータで実行される際に、
前記RFコイルの感度Sを測定し所与の励起パターンPに対して重み係数Uを次式

$$\underline{U} = (\underline{S}^H \underline{S} + \lambda^2)^{-1} \underline{S}^H \underline{P}$$

に従って計算することにより複数のRFコイルに対する前記重み係数Uを決定するコンピュータ命令であって、は自由に調整可能な正規化パラメータとして使用される、コンピュータ命令、並びに

重み係数Uに従って複数の個別のコイル駆動信号それぞれの振幅及び/又は位相を個別に設定するコンピュータ命令、
を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マルチコイルアレイを構成する複数のRFコイルを有する磁気共鳴撮像システムに関する。さらに本発明は、そのようなシステムにおける磁気共鳴撮像方法及びコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴(MR)撮像技術においては、被検査体、例えば人体の陽子スピンの高周波のB1磁場を用いて励起される。B1磁場の周波数は、静磁場B0の強度に依存し、かつラジオ周波数(RF)の範囲内である。励起の後、スピンは平衡状態に緩和し、この過程においてスピンは電磁信号を発生する。このことは自由誘導減衰と呼ばれる。この信号は受信することができ、MR画像をそこから得ることができる。このMR撮像技術は従来技術においてよく知られている。

【0003】

最近、多素子RFコイルアレイを備えた強磁場MRシステムが改良されたMR撮像のために導入されている。それに関して、多素子RFコイルアレイは、単一のRFコイル素子のセットアップを基にしている。例えば被検査体の異なる誘電特性に起因した磁場分布の変動の影響を補償するために、撮像シーケンス中におけるB1磁場の均一性を制御する必要がある。規定された(例えば、均一な)B1励起を所与のコイルアレイを用いて実現するためには、単一のコイル素子達が一定の手法により組み合わされる必要がある。従来技術では、これはトライ・アンド・エラーアプローチを用いて行われている。

【0004】

特許文献1には、複数の発信コイルを備えたMR撮像システムが記述され、B1磁場の均一性を改善するために個別のコイル駆動信号が供給されている。同文献では、各々のコイルに対して個別の重み係数を用いること、すなわち各々のコイル駆動信号の振幅及び/又は位相を個別に設定すること(RF shimming: RFシミング)が提案されている。

【特許文献1】国際公開公報2004-053514号

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、振幅又は位相の調整の仕方については何ら説明されていない。

【0006】

そこで、本発明の目的は、所望のB1磁場が迅速かつ容易な態様で得られるMR撮像システム及び方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によると、この目的は、マルチコイルアレイを構成する複数のRFコイル、複数の個別のコイル駆動信号を発生するコイル駆動装置、各々の前記コイル駆動信号の振幅及び/又は位相を重み係数に従って個別に設定する制御装置、及び前記RFコイルの感度を測定し所与の励起パターンに対して前記重み係数を計算することにより複数のRFコイルに対する前記重み係数を決定する重み付け装置を有する磁気共鳴撮像システムにより実現される。

10

【0008】

本発明の目的は、マルチコイルアレイを構成する複数のRFコイルを有する磁気共鳴撮像システムを動作させる磁気共鳴撮像方法によっても同様に実現され、当該方法は、前記RFコイルの感度を測定し所与の励起パターンに対して重み係数を計算することにより複数のRFコイルに対する重み係数を決定するステップ、複数の個別のコイル駆動信号を発生するステップ、及び重み係数に従って各々の前記コイル駆動信号の振幅及び/又は位相を個別に設定するステップを有する。

20

【0009】

本発明の目的は、コンピュータで実行される際に、RFコイルの感度を測定し所与の励起パターンに対して重み係数を計算することにより複数のRFコイルに対する重み係数を決定するコンピュータ命令、及び重み係数に従って複数の個別のコイル駆動信号それぞれの振幅及び/又は位相を個別に設定するコンピュータ命令を有するコンピュータプログラムによっても同様に実現される。それゆえ、本発明によれば、必要な技術的效果は本発明に沿ったコンピュータプログラムの命令に基づいて実現することができる。そのようなコンピュータプログラムは、搬送媒体上に記録することができ、又はインターネット若しくはその他のコンピュータネットワーク上で入手することができる。実行する前に、例えばCD-ROMプレーヤーを用いて搬送媒体から、又はインターネットから本発明のコンピュータプログラムを読み出し、コンピュータのメモリ中にそのプログラムを格納することにより、当該コンピュータプログラムはコンピュータ中にロードされる。コンピュータは、とりわけ、中央演算ユニット(CPU)、バスシステム、例えばRAM又はROM等の記憶手段、及び入出力ユニットを含む。

30

【0010】

本発明は、所望のB1パターン(例えば、所与のコイルアレイで可能な最も均一なB1励起)を得るために単一のコイル素子達をどのように組み合わせるのかについて分析的手続きを利用するアイデアに基づく。換言すれば、B1磁場の均一性が非常に迅速かつ容易な手法により改善される。コイルアレイの各々のRFコイルの感度は、複素係数により増減、すなわち重み付けされる。言い換えれば、各々のコイル駆動信号の位相及び振幅はこの複素係数に従って調整される。本発明によれば、これらの複素係数はコイル素子の感度及び所望の励起パターンを利用して分析的に決定される。本発明は、任意のRFコイルアレイに対する磁場分布の最適化された制御(RFシミング)を可能にする。本発明によれば、強磁場MRシステムに現れる被検査体が引き起こすRF不均一性を低減するために、迅速かつ容易な独自のコイル素子の位相及び振幅制御が提供される。

40

【0011】

本発明のこれらの及び他の特徴は、以下の実施の形態に基づいてさらに詳細に説明され、従属請求項において規定される。

【0012】

50

本発明の好ましい実施の形態では、重み付け装置は請求項 2 に記載の数式に従って重み係数を計算するように構成される。R個の R F コイル素子の複素重み係数 U_r と感度 $S_r(x)$ との間に線形関係があると仮定すると、最終的な励起パターン $P(x)$ は下記数式 1 により推定される。

【数 1】

$$P(x) = \sum_{r=1}^R S_r(x) U_r .$$

【0013】

10

N個の空間点（例えば、 $N \times N$ のデカルト格子）において P 及び S_r を離散化すると、この式は行列ベクトルの乗算に変換でき、R についての和が消去される。

【数 2】

$$\underline{P} = \underline{S} \underline{U} .$$

【0014】

行列

\underline{S}

20

は積

$$\underline{S} = \underline{S}' \underline{Y}$$

に分割できる。

\underline{S}'

はカップリングを無視したコイルの感度を示す。アドミッタンス行列

\underline{Y}

を

30

\underline{U}

と乗算することにより、カップリングの結果生じるコイル電流が計算される。従って、数式 2 は数式 3 のように書き直すことができる。

【数 3】

$$\underline{P} = \underline{S}' \underline{Y} \underline{U} ,$$

一方、数式 3 は数式 4 のように書くこともできる。

【数 4】

40

$$\begin{array}{c} \left[\begin{array}{c} \underline{P} \\ \vdots \\ \underline{P} \end{array} \right]_N = \left[\begin{array}{c} \underline{S}' \\ \vdots \\ \underline{S}' \end{array} \right]_N \left[\begin{array}{c} \underline{Y} \\ \vdots \\ \underline{Y} \end{array} \right]_R \left[\begin{array}{c} \underline{U} \\ \vdots \\ \underline{U} \end{array} \right]_R \end{array}$$

50

【 0 0 1 5 】

問題は不良条件 ($ill\ conditioned$) 問題であると予期されるので、数式 5 による正規化が数式 2 を解くために適用される。

【 0 0 1 6 】

ここで は自由に調整可能な正規化パラメータとして使用される。上付きの H は、関係する行列の転置複素共役を示す。従って、通常は均一な励起磁場である所望の励起パターン

P

を仮定し、あらかじめ測定されたデータで

10

S

を埋めることにより、数式 5 を介した分析的な、従って迅速かつ容易な手法で、 R 個のコイルに対する最適な重み係数

U

を計算することができる。複素重み係数

U

から既知の手法によりコイル駆動信号の振幅及び位相が得られ、複素係数の絶対値がコイル駆動信号の振幅に対応し、複素係数の位相がコイル駆動信号の位相に対応する。

20

【 0 0 1 7 】

本発明の他の好ましい実施の形態において、重み付け装置は、 MR スキャンの間、重み係数をリアルタイムに決定するように構成される。この実施の形態は、コイルカップリングひいてはコイル感度が測定の間に変化する場合、有利である。この変化は、例えば呼吸器の動きに起因して、特に体積の大きい患者をスキャンしている間、又は寝台を移動させながらのスキャン ($moving\ table\ scan$) 中に起こりうる。そのような場合でも、上記の実施の形態はスキャン中のリアルタイムな RF シミングを可能とする。

【 0 0 1 8 】

本発明のこれらの及び他の特徴は、例示を目的として、以下の実施例及び添付の図面を参照して、以下に詳細に述べられる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

図 1 に発信装置を備えた MR 撮像システム 1 が図解されている。 MR 画像を再構成するための制御及び処理装置を含む、システム 1 の受信装置は示されていない。 MR 撮像システム 1 は、静磁場 B_0 を発生する装置、及び内部に被検査体 3 が配置される磁場勾配システム 2 を有する。複数の発信コイル 4 がマルチコイルアレイを構成するように、磁石ボア内に配置されている。発信コイル 4 の代わりに、複数の発信受信コイルを使用できる。そのようなアレイの主要なアプリケーションの一つは、高周波数において人体組織内で発生し、再構成された画像中の強い信号変調につながる誘電体共振の補償である。複数の個別のコイル駆動信号を発生し増幅するコイル駆動装置 5 は、対応する符号 'a' から 'e' で示される端子を介して複数の発信コイル 4 に接続されている。コイル駆動装置 5 は、重み係数

40

U

に従って各々のコイル駆動信号の振幅及び位相を個別に設定する制御装置 6 に接続される。重み付け装置 7 は制御装置 6 に接続される。重み付け装置 7 は、発信コイル 4 の発信感度 S を測定し所与の励起パターン P に対する重み係数

U

50

を計算することにより、各々の発信コイルに対する重み係数

U

を決定するように構成される。重み係数

U

を計算するために、重み付け装置 7 はコンピュータを有する。

【 0 0 2 0 】

最初のステップで、例えば実際の M R スキャン前の短い測定により、感度 S が測定される。感度 S は、さらなる処理のために、重み付け装置 7 内に格納される。感度 S を決定した後、励起パターン P がオペレータにより重み付け装置 7 に入力される。典型的には、励起パターン P は均一であるか、又はアプリケーションが規定する対象の範囲に適合される。あるいは、励起パターン P は、複数の所与の励起パターンからオペレータにより選択され、又は重み付け装置 7 により自動的に選択される。次のステップにおいて、重み係数

10

U

は、上記数式 5 を用いて、重み付け装置 7 により決定される。複素重み係数

U

は、制御装置 6 により、発信コイル 4 に対するコイル駆動信号の振幅及び位相として解釈される。その結果、制御装置 6 は、重み係数

20

U

に従って各々のコイル駆動信号の振幅及び位相を個別に設定する。これらのコイル駆動信号は、コイル駆動装置 5 により発信コイル 4 に供給される。その結果、B 1 磁場全体の均一性が大幅に改善され、すなわち所望の励起パターンが可及的良好に達成される。

【 0 0 2 1 】

数式 5 の適用可能性を検証するためにテストが実施された。第 1 のテストでは、模擬の 3 2 素子受信アレイが使用された。コイル感度が 3 2 個のコイル素子全てから検出され、1 . 5 T において人体腹部の冠状断像として測定された。図 2 は、これらのコイル感度 8 を図示する。続いて、数式 5 を用いて重み係数

30

U

が計算された。次のステップで、数式 1 を用いて測定がシミュレートされ、 $P_{meas}(x)$ が計算された。所望の励起パターン $P(x)$ とシミュレートされた $P_{meas}(x)$ との間の平均差を当該方法の質についてのベンチマークとして使用した。3 2 個全てのコイル素子を使用して、均一な励起磁場を目指したとき、 $P_{meas}(x)$ は 5 . 3 % の平均差を示した。励起パターン 9 のシミュレーション結果を図 3 に示す。

【 0 0 2 2 】

3 2 個のコイルのいくつが満足できる結果を得る必要があるのかを調べるために、他のテストが実施された。この目的のために、3 2 個全てのコイルを使用するのではなく、第 1 のテストにおいては最も均一なコイルのみを使用して、第 2 のテストにおいては最も " 重要な " コイルのみ、すなわち、3 2 個全てのコイルを使用した上述のシミュレーションで得られた最も大きい重み係数 U_r を有するコイルのみを使用して、さらなるシミュレーションが実施された。R > 3 の場合、最も " 重要な " コイルは最も均一なコイルよりも良い均一性を示した。R = 4 の場合、平均差は 2 0 % を下回る。R = 12 の場合、平均差は 1 0 % を下回る。

40

【 0 0 2 3 】

他のテストにおいて、異なる励起パターンがテストされた。 $P(x)$ と $P_{meas}(x)$ との間の平均差は、矩形に対して 0 . 2 4 2 であり、円形に対して 0 . 2 7 4 であった。従って、測

50

定された前記感度に対しては、均一な励起磁場（平均差 0 . 0 5 3 ）を励起することよりも、これらのパターンを励起することの方が難しい。図 4 は異なる励起パターンに対する結果を示しており、左側に所望の励起パターン 1 0 , 1 1 が、右側に再構成された励起パターン 1 2 , 1 3 が示されている。

【 0 0 2 4 】

本発明が前述の説明のための実施の形態の詳細に限定されず、本発明はその思想又は本質的な特性から逸脱することなく他の特定の態様にて実施され得ることは、当業者にとって明白である。本実施の形態は、従って、あらゆる面において、説明のためのものであり制限するものではないとして考慮されるべきであり、本発明の範囲は、前述の記述によってではなく特許請求の範囲によって示され、それゆえ、特許請求の範囲の意図及び均等な範囲の中でなされる全ての変更は、特許請求の範囲内に包含されることが意図されている。さらに、「有する」の語は、他の要素又はステップを排除せず、単数形の語は複数を排除せず、単一のユニット、例えばコンピュータシステムやその他のユニットが、特許請求の範囲に記載されるいくつかの手段の機能を実現することができることは明白である。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】本発明に係る MR システムを模式的に示す図である。

【図 2】3 2 素子受信アレイから得られた発信コイル感度を示す図である。

【図 3】図 1 に示された 3 2 個のコイル素子すべてを使用した計算結果を示す図である。

【図 4】異なる励起パターンに対する結果を示す図である。

20

【符号の説明】

【 0 0 2 6 】

- 1 MR 撮像システム
- 2 勾配システム
- 3 被検査体
- 4 発信コイル
- 5 コイル駆動装置
- 6 制御装置
- 7 重み付け装置
- 8 コイル感度
- 9 励起パターン
- 1 0 所望の矩形パターン
- 1 1 所望の円形パターン
- 1 2 再構成された矩形パターン
- 1 3 再構成された円形パターン

30

【 図 1 】

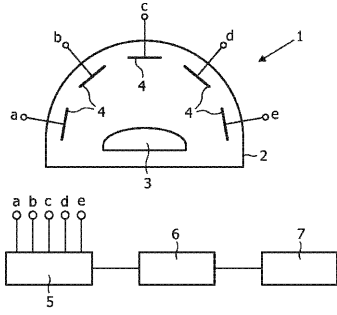


FIG.1

【 図 2 】

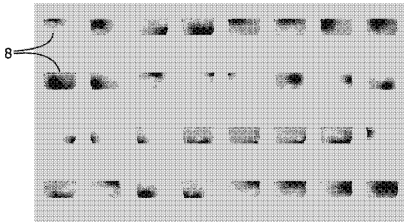


FIG.2

【 図 3 】

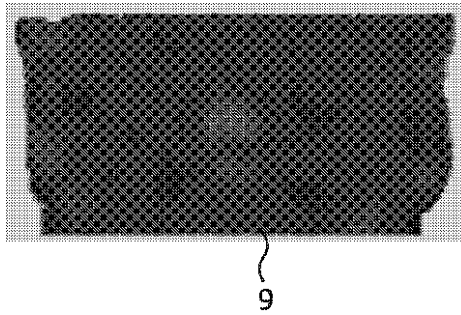


FIG.3

【 図 4 】

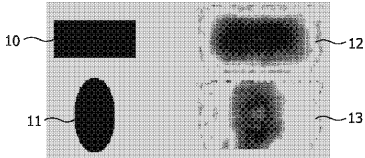


FIG.4

フロントページの続き

- (72)発明者 フィンデクレー クリスティアン
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6
- (72)発明者 フェルニッケル ベテル
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6
- (72)発明者 ロイッスレル クリストフ
オランダ国 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン プロフ ホルストラーン 6

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開2005-152657(JP,A)
特開2006-508759(JP,A)
Yudong Zhu, Parallel excitation with an array of transmit coils, Magnetic Resonance in
Medicine, 2004年 3月26日, Vol.51 No.4, pp.775-784
Klaas P.Pruessmann et al., SENSE:Sensitivity Encoding for Fast MRI, Magnetic Resonance
in Medicine, 1999年11月, Vol.42, pp.952-pp.962

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
G01R 33/20-33/64
JMEDIus(JDreamII)
JSTPlus(JDreamII)
Wiley InterScience