

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6640859号
(P6640859)

(45) 発行日 令和2年2月5日 (2020. 2. 5)

(24) 登録日 令和2年1月7日 (2020. 1. 7)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)
G O 1 N 24/00 (2006. 01)
G O 1 N 24/08 (2006. 01)

A 6 1 B 5/055 3 8 0
 A 6 1 B 5/055 3 9 0
 A 6 1 B 5/055 3 1 1
 G O 1 N 24/00 5 3 0 Y
 G O 1 N 24/08 5 1 0 N

請求項の数 14 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2017-538307 (P2017-538307)
 (86) (22) 出願日 平成28年1月21日 (2016. 1. 21)
 (65) 公表番号 特表2018-506337 (P2018-506337A)
 (43) 公表日 平成30年3月8日 (2018. 3. 8)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/051199
 (87) 国際公開番号 W02016/116545
 (87) 国際公開日 平成28年7月28日 (2016. 7. 28)
 審査請求日 平成31年1月17日 (2019. 1. 17)
 (31) 優先権主張番号 15151936.0
 (32) 優先日 平成27年1月21日 (2015. 1. 21)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)
 (31) 優先権主張番号 62/138, 492
 (32) 優先日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴システム、磁気共鳴システムの作動方法及びコンピュータ・プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するための磁気共鳴撮像システムであって、

マシン実行可能な命令及びパルス・シーケンス・データを保存するメモリであって、前記パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有するデータを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マップを測定するためのマルチ・エコー・パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マッピング・パルス・シーケンス・データを含み、及び、(a)ないし(c)のうちの何れかであり；

(a)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1マグニチュード・マップを測定するためのB1マグニチュード測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであり；

(b)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1位相マップを測定するためのB1位相測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1位相マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであり；及び

(c)は、前記(a)及び(b)の組み合わせである、メモリと、
 前記磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサと、
 を有し、前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに；

10

20

前記パルス・シーケンス・データで前記磁気共鳴撮像システムを制御することにより、前記磁気共鳴データを取得すること；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出すること；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出すること；及び

前記B1位相マップの二次導関数及び/又はB1マグニチュード・マップの二次導関数及び/又は前記B0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出することであって、前記二次導関数は前記少なくとも1つの所定の方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出され、前記補正されたボクセル・サイズは前記B0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して算出される、こと；

10

を行わせる、磁気共鳴撮像システム。

【請求項2】

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに、

前記B0不均一性マップを利用してゼロのエコー時間に対して前記B1位相マップを補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップを算出すること

を行わせ、前記B1位相マップの二次導関数は前記ゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して算出される、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項3】

前記パルス・シーケンス・データはDixonパルス・シーケンス・データであり、前記磁気共鳴撮像法はn点Dixon法であり、nは2以上であり、前記B0不均一性マップ及び前記B1位相マップは、前記n点Dixon法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより推定される、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

20

【請求項4】

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに：

前記n点Dixon法に従って前記磁気共鳴データを分析する場合に、脂肪画像及び水分画像を算出すること；

前記脂肪画像をセグメント化することにより前記対象内の脂肪領域を識別すること；

前記水分画像をセグメント化することにより前記対象内の水分領域を識別すること；及び

30

前記脂肪領域及び前記水分領域を利用して、推定される導電性マップ及び推定される誘電率マップを算出すること；

を行わせる、請求項3に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項5】

前記磁気共鳴撮像システムは電磁組織加温システムを有し、

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに、前記推定された誘電率マップを利用して前記対象の空間的に依存した温まり方を推定させ、

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに、前記推定された誘電率マップ及び/又は少なくとも1つの算出された導電性マップを利用して、前記対象の温まり方を更に推定させる、請求項4に記載の磁気共鳴撮像システム。

40

【請求項6】

前記マルチ・エコー・パルス・シーケンスは、n点Dixon法及びマルチ・エコー・パルス・シーケンス法のうち何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、前記磁気共鳴撮像システムを制御することを含む、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項7】

前記B1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンスは、アクチャル・フリップ・アングル・イメージング(AFI)磁気共鳴撮像法、デュアル・リフォーカシング・エコー取得モード(DREAM)磁気共鳴撮像法、及び、プロッホ・シーゲルト・シフト磁気共鳴撮像法のうちの何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、前記磁気共

50

鳴撮像システムを制御することを、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 8】

前記B1位相測定パルス・シーケンスは、スピン・エコーに基づく磁気共鳴撮像法、及び、バランス・グラジエント・エコー磁気共鳴撮像法のうちの何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、前記磁気共鳴撮像システムを制御することを、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 9】

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに、
前記少なくとも所定方向における前記B1位相マップの二次導関数を利用して少なくとも1つの導電性マップを算出させる、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

10

【請求項 10】

前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに、
定量的感受率マッピング法に従って少なくとも1つの所定方向における前記B0不均一性マップの二次導関数を利用して少なくとも1つの感受率マップを算出させる、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 11】

前記パルス・シーケンス・データは前記少なくとも1つの所定方向の各々について読み出しグラジエントを指定し、前記少なくとも1つの所定方向の各々における補正されたボクセル・サイズは：

【数 1】

20

$$dx_{\text{true}}(\vec{r}) = dx_{\text{nominal}} \left(1 + \frac{f'(\vec{r})}{\gamma G_R} \right)$$

であり、 x は前記少なくとも1つの所定方向の何れかであり、 \vec{r} はボクセルの位置を示し、 dx_{nominal} は前記少なくとも1つの所定方向の何れかにおける公称ボクセル・サイズであり、 $f'(\vec{r})$ は前記少なくとも1つの所定方向における前記B0不均一性マップの導関数であり、 γ は磁気回転比であり、 G_R は前記少なくとも1つの所定方向の何れかにおける読み出しグラジエントの強度である、請求項1に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 12】

30

前記磁気共鳴データから再構築されるMR位相画像の二次導関数は：

【数 2】

$$\Phi''(\vec{r}) = \frac{\Phi(x - dx_{\text{nominal}}) - 2\Phi(x) + \Phi(x + dx_{\text{nominal}})}{dx_{\text{true}}(\vec{r})^2}$$

であり、 Φ は、前記B1位相マップ、前記B1マグニチュード・マップ及び前記B0不均一性マップのうち何れかである、請求項11に記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 13】

撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するための磁気共鳴撮像システムの作動方法であって：

40

マシン実行可能な命令及びパルス・シーケンス・データを利用して前記磁気共鳴撮像システムを制御することにより、前記磁気共鳴データを取得するステップであって、前記パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有するデータを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マップを測定するためのマルチ・エコー・パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マッピング・パルス・シーケンス・データを含み、及び、(a)ないし(c)のうちの何れかであり：

(a)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1マグニチュード・マップを測定するためのB1マグニチュード測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであ

50

り；

(b)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1位相マップを測定するためのB1位相測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1位相マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであり；及び

(c)は、前記(a)及び(b)の組み合わせである、ステップ；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出するステップ；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出するステップ；及び

前記B1位相マップの二次導関数及び/又はB1マグニチュード・マップの二次導関数及び/又は前記B0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出するステップであって、前記二次導関数は前記少なくとも1つの所定の方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出され、前記補正されたボクセル・サイズは前記B0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して算出される、ステップ；

を有する作動方法。

【請求項14】

撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するために磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサにより実行されるマシン実行可能な命令を有するコンピュータ・プログラムであって、前記マシン実行可能な命令の実行は、前記プロセッサに；

マシン実行可能な命令及びパルス・シーケンス・データを利用して前記磁気共鳴撮像システムを制御することにより、前記磁気共鳴データを取得するステップであって、前記パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有するデータを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マップを測定するためのマルチ・エコー・パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB0マッピング・パルス・シーケンス・データを含み、及び、(a)ないし(c)のうちの何れかであり；

(a)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1マグニチュード・マップを測定するためのB1マグニチュード測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであり；

(b)は、前記パルス・シーケンス・データが、B1位相マップを測定するためのB1位相測定パルス・シーケンスを含み、前記パルス・シーケンス・データはB1位相マッピング・パルス・シーケンス・データを含む、ということであり；及び

(c)は、前記(a)及び(b)の組み合わせである、ステップ；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出するステップ；

前記磁気共鳴撮像法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出するステップ；及び

前記B1位相マップの二次導関数及び/又はB1マグニチュード・マップの二次導関数及び/又は前記B0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出するステップであって、前記二次導関数は前記少なくとも1つの所定の方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出され、前記補正されたボクセル・サイズは前記B0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して算出される、ステップ；

を実行させる、コンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁気共鳴撮像に関連し、特に、ボクセル・サイズの幾何学的歪みに対処する磁気共鳴画像処理に関連する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

患者の身体内の画像を生成するプロシジャの一部として、原子の核スピンを整列させるために、大きな静磁場が磁気共鳴撮像(Magnetic Resonance Imaging: MRI)により使用される。この大きな静磁場はB0フィールド(the B0 field)のように言及される。MRI スキャンの最中に、1つ又は複数のトランスミッタ・コイルにより生成される無線周波数(Radio Frequency: RF)は、ローカルな磁場に対して摂動(perturbations)を生じさせ、核スピンの放出されるRF信号が1つ又は複数のレシーバ・コイルにより検出される。これらのRF信号はMR画像を構成するために使用される。これらのコイルはアンテナとして言及されても良い。更に、トランスミッタ及びレシーバ・コイルは、双方の機能を実行する1つ以上のトランスミッタ・コイルに統合されることも可能である。トランスミッタ・コイルという用語の使用が、個別的なトランスミッタ及びレシーバ・コイルが使用されるシステムを指しても良いことが、理解される。伝達されるRFフィールドはB1フィールドのように言及される。

10

【 0 0 0 3 】

MRIスキャナは、スライス又はボリュームの何れかの画像を構成することが可能である。スライスは、僅か1ボクセルの厚みである薄いボリュームである。ボクセルは、MR信号が平均化される小さなボリューム(又は体積)であり、MR画像の分解能を表す。本願においてボクセルはピクセル(又は画素)として言及されても良い。

【 0 0 0 4 】

磁気共鳴撮像のディクソン法(Dixon methods)は、個別的な水と脂質(又は脂肪)の画像を生成するための一群の技術を含む。限定ではないが、本願では、2点Dixon法、3点Dixon法及び多点Dixon法のような様々なDixon法が、まとめてDixon技術又は方法として言及される。Dixon法を表す専門用語は公知であり、多くの記事の主題となっており、磁気共鳴撮像に関する標準的なテキストに載っている。例えば、次の文献がある：

20

“Handbook of MRI Pulse Sequences” by Bernstein et al., published by Elsevier Academic Press in 2004(857ないし887ページに幾つかのDixon技術の考察が含まれている)；

米国特許出願公開US20140184219 A1(B0不均一マップを利用してB1位相マップのゼロ位相推定を算出することが開示されている)。

【 発明の概要 】

30

【 0 0 0 5 】

本発明は、磁気共鳴撮像システム、磁気共鳴撮像システムの作動方法及びコンピュータ・プログラム・プロダクトを独立請求項において提供する。実施形態は従属請求項で与えられる。

【 0 0 0 6 】

当業者に理解されるように、本発明の形態は、装置、方法又はコンピュータ・プログラム・プロダクトとして具現化されても良い。従って、本発明の形態は、完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態(ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含む)、或いは、ソフトウェア及びハードウェアの形態を含む実施形態の形式を取っても良く、本願ではこれらの形態は全て「回路」、「モジュール」又は「システム」として言及されて良い。更に、本発明の形態は、コンピュータで実行することが可能なコードをそこに組み込んだ1つ以上のコンピュータ読み取り可能媒体に組み込まれるコンピュータ・プログラム・プロダクトの形式をとっても良い。

40

【 0 0 0 7 】

1つ以上のコンピュータ読み取り可能媒体の任意の組み合わせが使用されて良い。コンピュータ読み取り可能媒体は、コンピュータで読み取ることが可能な信号媒体又はコンピュータで読み取ることが可能な記憶媒体であっても良い。本願で使用される「コンピュータ読み取り可能な記憶媒体」は、コンピューティング・デバイスのプロセッサにより実行可能な命令を保存する任意の有形の記憶媒体を包含する。コンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、コンピュータ読み取り可能な非一時的な記憶媒体として言及されても良い。コ

50

コンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、有形のコンピュータ読み取り可能な媒体と言及されても良い。一実施形態において、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、コンピューティング・デバイスのプロセッサによりアクセスされることが可能なデータを保存することが可能である。コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の具体例は、以下のものを含むが、それらに限定されない：フロッピー・ディスク、磁気ハード・ディスク・ドライブ、ソリッド・ステート・ハード・ドライブ、フラッシュ・メモリ、USBサム・ドライブ、ランダム・アクセス・メモリ(RAM)、リード・オンリ・メモリ(ROM)、光ディスク、磁気光ディスク、及びプロセッサのレジスタ・ファイル。光ディスクの具体例は、コンパクト・ディスク(CD)及びデジタル多用途ディスク(DVD)を含み、例えば、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクを含む。コンピュータ読み取り可能な記憶媒体という用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータ・デバイスによりアクセスされることが可能な様々なタイプの記録媒体を指して良い。例えば、データは、モデムを介して、インターネットを介して又はローカル・エリア・ネットワークを介して取り出されて良い。コンピュータ読み取り可能媒体に組み込まれるコンピュータ実行可能なコードは、適切な任意の媒体を利用して伝送されても良く、その媒体は、例えば、無線、有線、光ファイバ・ケーブル、RF等又はそれらの任意の組み合わせであっても良いが、これらに限定されない。

【0008】

コンピュータ読み取り可能な信号媒体は、例えばベースバンド又は搬送波の一部に組み込まれるコンピュータ実行可能コードとともに伝搬されるデータ信号を含んで良い。そのような伝搬される信号は任意の形式を取って良く、その形式は、電磁的なもの、光学的なもの又はそれらの任意の組み合わせを含んでよいが、これらに限定されない。コンピュータ読み取り可能信号媒体は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体ではない何らかのコンピュータ読み取り可能媒体であって、命令実行システム、装置又はデバイスにより又はそれに関連して使用するプログラムを通信、伝搬又は転送することが可能なものであってよい。

【0009】

「コンピュータ・メモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の一例である。コンピュータ・メモリは、プロセッサにとって直接的にアクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータ・ストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体の別の例である。コンピュータ・ストレージは、任意の不揮発性コンピュータ読み取り可能な記憶媒体である。実施形態では、コンピュータ・ストレージはコンピュータ・メモリであっても良く、或いはその逆も成り立つ。

【0010】

本願で使用される「プロセッサ」は、プログラム又はマシン実行可能な命令又はコンピュータ実行可能なコードを実行することが可能な電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を有するコンピューティング・デバイスに対する言及は、1つより多いプロセッサ又はプロセッシング・コアを含む可能性があるように解釈されるべきである。プロセッサは例えばマルチ・コア・プロセッサであっても良い。プロセッサは、単独のコンピュータ・システム内のプロセッサの集まり、又は、複数のコンピュータ・システムに分散したプロセッサの集まりを指しても良い。コンピューティング・デバイスという用語は、1つ又は複数のプロセッサをそれぞれが有するコンピューティング・デバイスの集まり又はネットワークを指す可能性があるように解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同一のコンピューティング・デバイス内にある複数のプロセッサ、或いは、複数のコンピューティング・デバイスに分散されている複数のプロセッサにより実行されて良い。

【0011】

コンピュータ実行可能コードは、本発明の一形態の実行をプロセッサに行わせるマシン実行可能な命令又はプログラムを含んで良い。本発明の形態に対するオペレーションを実行するためのコンピュータ実行可能なコードは、1つ以上のプログラミング言語のうちの任意の組み合わせで書き込まれても良く、プログラミング言語は、Java(登録商標)、Sm

10

20

30

40

50

alltalk、C++等のようなオブジェクト指向プログラミング言語、及び、Cプログラミング言語或いは類似するプログラミング言語等のような通常の手続プログラミング言語であり、マシン実行可能な命令にコンパイルされる。一例では、コンピュータ実行可能コードは、ハイ・レベル言語の形式又は事前にコンパイルされる形式であっても良く、マシン実行可能な命令を動作中に生成するインタープリタと共に使用されても良い。

【0012】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザーのコンピュータで、部分的にユーザーのコンピュータで、スタンド・アローン・ソフトウェア・パッケージとして、部分的にユーザーのコンピュータで、部分的にリモート・コンピュータで、又は、完全にリモート・コンピュータ又はサーバーで実行して良い。後者の状況では、リモート・コンピュータは任意のネットワークを通じてユーザーのコンピュータに接続されても良く、そのネットワークはローカル・エリア・ネットワーク(LAN)又はワイド・エリア・ネットワーク(WAN)を含み、或いは、そのコネクションは(例えば、インターネット・サービス・プロバイダを利用してインターネットを介して)外部コンピュータに対して為されても良い。

【0013】

本発明の形態は、本発明の実施形態による方法、装置(システム)及びコンピュータ・プログラム・プロダクトのフローチャート例及び/又はブロック図を参照しながら説明される。フローチャートの各ブロック又はブロックの一部、イラスト、及び/又はブロック図は、適用可能な場合にコンピュータ実行可能コードの形式におけるコンピュータ・プログラム命令による実現が可能であることが、理解される。更に、相互に排他的でない場合には、異なるフローチャート、イラスト及び/又はブロック図における複数のブロックの組み合わせがコンパイルされても良いことが、理解される。これらのコンピュータ・プログラム命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ又はその他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサに提供されて或るマシンを生成し、それにより、コンピュータ又はその他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサにより実行される命令は、フローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックで指定される機能/処理を実現する手段をもたらす。

【0014】

これらのコンピュータ・プログラム命令はコンピュータ読み取り可能媒体に保存され、コンピュータ、その他のプログラム可能なデータ処理装置又はその他のデバイスを指図して特定の方法で機能させることが可能であり、それにより、コンピュータ読み取り可能媒体に保存された命令は、フローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックで指定される機能/処理を実現する命令を含む製造品をもたらす。

【0015】

コンピュータ・プログラム命令は、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置又はその他のデバイスにロードされ、一連のオペレーション・ステップが、コンピュータ、他のプログラム可能な装置又はその他のデバイスで実行されることを引き起こし、それにより、コンピュータ又は他のプログラム可能な装置で実行される命令が、フローチャート及び/又はブロック図の1つ又は複数のブロックで指定される機能/処理を実現するプロセスをもたらす。

【0016】

本願で使用されるような「ユーザー・インターフェース」は、ユーザー又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータ・システムと相互作用することを許容するインターフェースである。「ユーザー・インターフェース」は、「ヒューマン・インターフェース・デバイス」として言及されても良い。ユーザー・インターフェースは、情報又はデータをオペレータに提供しても良いし、及び/又は、情報又はデータをオペレータから受信しても良い。ユーザー・インターフェースは、オペレータからの入力がコンピュータにより受け入れられることを可能にし、及び、ユーザーへの出力をコンピュータから提供する。言い換えれば、ユーザー・インターフェースは、オペレータがコンピュータを制御又は操作することを許容し、インターフェースは、コンピュータが、オペレータの制御又は操作の影

10

20

30

40

50

響を示すことを許容する。ディスプレイ又はグラフィカル・ユーザー・インターフェースのディスプレイにおけるデータ又は情報の表示は、オペレータに情報を提供することの一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティング・スティック、グラフィックス・タブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ペダル、ワイヤード・グローブ、リモート・コントロール及び加速度計を介するデータの受信は、全て、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザー・インターフェース・コンポーネントの具体例である。

【 0 0 1 7 】

本願で使用されるような「ハードワイヤ・インターフェース」は、コンピュータ・システムのプロセッサが、外部のコンピューティング・デバイス及び/又は装置と相互作用する及び/又はそれらを制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードワイヤ・インターフェースは、プロセッサが、制御信号又は命令を外部コンピューティング・デバイス及び/又は装置へ送信することを許容しても良い。ハードワイヤ・インターフェースは、プロセッサが、外部コンピューティング・デバイス及び/又は装置とデータをやり取りすることを可能にする。ハードワイヤ・インターフェースの具体例は、以下のものを含むが、これらに限定されない：ユニバーサル・シリアル・バス、IEEE1394ポート、パラレル・ポート、IEEE1284ポート、シリアル・ポート、RS-232ポート、IEEE-488ポート、ブルートゥース（登録商標）・コネクション、ワイヤレス・ローカル・エリア・ネットワーク・コネクション、TCP/IPコネクション、イーサネット・コネクション、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、及び、ディ

【 0 0 1 8 】

本願で使用されるような「ディスプレイ」又は「ディスプレイ・デバイス」は、画像又はデータを表示するように適合される出力デバイス又はユーザー・インターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚的、聴覚的及び/又は触覚的なデータを出力しても良い。ディスプレイの具体例は、コンピュータ・モニタ、テレビジョン・スクリーン、タッチ・スクリーン、触覚的電子ディスプレイ、ブライユ(Braille)スクリーン、陰極線管(CRT)、ストレージ・チューブ、バイスタブル・ディスプレイ(Bi-stable display)、電子ペーパー、ベクトル・ディスプレイ、フラット・パネル・ディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ(Vacuum fluorescent display: VF)、発光ダイオード(LED)ディスプレイ、エレクトロルミネセンス(ELD)、プラズマ・ディスプレイ・パネル(PDP)、液晶ディスプレイ(LCD)、有機発光ダイオード・ディスプレイ(OLED)、プロジェクタ、及びヘッド・マウント・ディスプレイ等を含むがこれらに限定されない。

【 0 0 1 9 】

磁気共鳴(MR)データは、磁気共鳴撮像スキンの間に磁気共鳴装置のアンテナを利用して、原子スピンにより放出される無線周波数信号を記録した測定(値)であるように本願では規定される。磁気共鳴データは医療画像データの一例である。磁気共鳴(MR)画像は、磁気共鳴撮像データ内に含まれる解剖学的データの再構築された2又は3次元的な可視化であるように本願では規定される。この可視化はコンピュータを利用して実行されることが可能である。

【 0 0 2 0 】

一形態における具体例は、撮像ゾーン内の対象(a subject)から磁気共鳴データを取得する磁気共鳴撮像システムを提供する。磁気共鳴撮像システムは、マシン実行可能な命令とDixonパルス・シーケンス・データを保存するメモリを有する。本願で使用されるようなパルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を含むデータ、又は、そのような命令に容易に変換されるデータを含む包含する。例えば、パルス・シーケンスは、一般に、磁気共鳴撮像システムのコンポーネントが特定の時点で行うことを示すタイミング・ダイヤグラムである。そのようなタイミング・ダイヤグラム又はタイミング・ダイヤグラムを記述するデータは、磁気共鳴撮像システムを制御する命令に変換されることが可能である。

【 0 0 2 1 】

Dixonパルス・シーケンス・データは、n点Dixon法に従って磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を含む。nは2以上である。一般的なDixon法については例えば次の文献を参照されたい：

“the Handbook of MRI Pulse Sequences by Bernstein et al. (see pages 857-887)”。

【 0 0 2 2 】

磁気共鳴撮像システムは磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサを有する。マシン実行可能な命令の実行は、Dixonパルス・シーケンス・データを利用して磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能な命令の実行は、n点Dixon法で磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップ(a B0 inhomogeneity map)を推定すること及び推定B1位相マップ(an estimated B1 phase map)を推定することを、プロセッサに行わせる。

【 0 0 2 3 】

n点Dixon法は、時間経過に対するMR信号の進展を記述する信号方程式を、Dixonパルス・シーケンス・データに適合させる。信号方程式は、典型的には、未知のMR信号に対する水分及び脂肪の寄与、及び、水分及び脂肪に共通する時間位相オフセットを含む。これに対して、水分及び脂肪の間の化学シフトの差分に起因する水分及び脂肪の時間位相オフセットは、通常、既知であることが仮定され、脂肪のスペクトル成分のデフェーズ及びリフェーズに起因する時間的な脂肪信号の振幅変動であるとされる。MR信号に対する水分及び脂肪の寄与は、実数変数として考察され、その場合、別の未知数が導入され、励起時点(即ち、RFパルスの中心)における水分及び脂肪に共通する位相オフセットを特徴付け、或いは、複素変数として考察されても良い。第1の場合、別の未知数は本願でゼロ・エコー時間B1位相マップ φ_0 と呼ばれる。第2の場合、MR信号に対する水分の寄与をモデリングする複素変数の位相(により記述される)は、次式に従ってゼロ・エコー時間に戻される(rewound)：

【 0 0 2 4 】

【 数 1 】

$$\varphi_0 = \varphi - \gamma \Delta B_0 t$$

ここで、 B_0 は水分及び脂肪に共通する単位時間当たりの位相オフセットであり、tは第1エコー時間であり、その時間にDixonパルス・シーケンスがデータを取得する。後者のステップは、例えば、米国特許出願公開第2014/0184219号により知られている。同様に、MR信号に対する脂肪の寄与をモデリングする複素変数の位相は、ゼロ・エコー時間に戻され、水分及び脂肪の間の化学シフトの相違に起因する水分及び脂肪の間の時間的な追加的な位相オフセットを考慮する。代替的に、両者が実行され、結果が適切に平均化されても良い。より詳細に言えば、EPTの基本方程式は次式で与えられる(cf. Katscher U et al., IEEE Trans Med Imag, 28 (2009) 1365)：

【 0 0 2 5 】

【 数 2 】

$$\frac{-\nabla^2 B_1}{\mu_0 \omega B_1} = \omega \varepsilon - i \sigma \quad (1)$$

ここで、 ε は誘電率であり、 σ は伝導率であり、 μ_0 は真空の透磁率であり、 ω は適用されるMRシステムのラーモア周波数である。しばしば、正の円偏波RFフィールドB1についての一定のB1振幅を仮定することが可能であり、その場合、数式(1)はB1位相のみに基づく伝導性イメージングに簡略化される(cf. Voigt T et al., MRM 66 (2011) 456)：

【 0 0 2 6 】

【数 3】

$$\frac{\nabla^2 \varphi}{\mu_0 \omega} = \sigma \quad (2)$$

Dixon法の基本方程式は次式で与えられる：

【 0 0 2 7 】

【数 4】

$$S_n = (W + F e^{i\vartheta_n}) e^{i\varphi_n} \quad (3)$$

ここで、 S_n はエコー時間 TE_n における測定された複合信号であり、 W は未知の水分信号であり、 F は未知の脂肪信号であり、 ϑ_n は TE_n における脂肪及び水分信号間の既知の位相オフセットであってこれは脂肪及び水分の間の化学シフトの相違により導入され、 φ_n は TE_n における未知の位相誤差であってこれは典型的には B_0 不均一性により主に導入される。Dixonスキンの位相の進展は、 $TE=0$ のエコー時間まで外挿/復調される(extrapolated/demodulated to $TE=0$)。ゼロ・エコー時間 $TE=0$ において、位相マップは B_0 不均一性により影響されておらず、すなわち、この位相マップは、組織の導電性を算出するためにEPTにより要求されるような数式2における純粋なRF関連位相を表現する。

10

【 0 0 2 8 】

Dixonスキンにより、脂肪 c_F (ベクトル r)及び水分 c_W (ベクトル r)の相対濃度が取得される(「ベクトル r 」は、太文字の r で表現されても良い)。ある種のDixonアプリケーションでは、これらの数を実際に定量的にするために何らかの手当が必要であり(例えば、水分/脂肪率イメージング)、なぜなら、信号強度は使用されるシーケンス・パラメータにより影響を受けているかもしれないからである。これは：

20

【 0 0 2 9 】

【数 5】

$$\sigma_T(\mathbf{r}) \approx \sigma_F c_F(\mathbf{r}) + \sigma_W c_W(\mathbf{r}) \quad (4)$$

のような数式による全体伝導性 σ_T (ベクトル r)の推定をもたらし、従って、誘電率に関して次式が得られる：

【 0 0 3 0 】

30

【数 6】

$$\varepsilon_T(\mathbf{r}) \approx \varepsilon_F c_F(\mathbf{r}) + \varepsilon_W c_W(\mathbf{r}) \quad (5)$$

その理由は、伝導性及び誘電率は近似的に線形であるとするのが可能だからである。この大まかな電気特性のマップは、大まかな推定で十分である状況において(例えば、温熱療法プランニング(hyperthermia treatment planning)又はSARモデリング等)、直接的に使用されても良い。代替的に、反復的なEPTアルゴリズムに対する開始点として使用されることが可能であり、この点については例えば、以下の文献を参照されたい：

Lee JS et al., ISMRM 2013;21:4183 and Balidemaj E et al., ISMRM 2013;21:4185 .

40

マシン実行可能な命令の実行は、ゼロ・エコー時間 B_1 位相マップを利用して、少なくとも1つの計算される導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。この具体例は、 n 点Dixon法が実行されるのと同じ時間に導電性マップが決定可能であるという利点を有する。

【 0 0 3 1 】

別の例において、マシン実行可能な命令の実行は、 n 点Dixon法に従って磁気共鳴データを分析する場合に、脂肪画像及び水分画像を算出することを、プロセッサに行わせる。

【 0 0 3 2 】

別の例において、命令の実行は、脂肪画像をセグメント化することにより、対象内の脂肪領域を識別することを、プロセッサに行わせる。命令の実行は、水分画像をセグメント

50

化することにより、対象内の水分領域を識別することを、プロセッサに行わせる。このセグメンテーションは、例えば、異なる方法で実行されることが可能である。セグメンテーションを支援するために、変型可能な形状の身体モデル又は解剖学的アトラス(anatomical atlas)のようなモデルが使用されても良く、或いは、脂肪画像及び水分画像のボクセルのそれ自体の分析が使用されても良い。例えば、脂肪領域及び水分領域がある場所についてのデータを生成するために、脂肪画像及び水分画像が閾値判定されても良い。或る具体例において、脂肪領域は、水で部分的に満たされた領域を含んでも良い。同様に、水分領域は脂肪組織を部分的に含んでも良い。

【0033】

別の例において、命令の実行は、脂肪領域及び水分領域を利用して、複数の微分カーネル領域(multiple differential kernel regions)に対象を分割することを、プロセッサに行わせる。命令の実行は、複数の微分カーネル領域同士の間境界条件を決定することを、プロセッサに行わせる。少なくとも1つの計算される導電性マップは、複数の微分カーネル領域同士のアイ医だの境界条件を利用して算出される。この具体例は解くに有益であり、なぜなら、脂肪及び水分画像からのデータが境界条件を生成するために使用され、その境界条件は、算出される導電性マップの計算の精度又は品質を改善するからである。脂肪及び水分領域は異なる電気特性を有していても良い。これらの領域間で境界条件を明示的に設定することにより、少なくとも1つの算出される導電性マップは更に高精度に計算されることが可能である。

【0034】

別の例において、少なくとも1つの算出される導電性マップは、微分方程式を解くカーネルを利用して算出される。

【0035】

別の例において、命令の実行は、脂肪領域及び水分領域を利用して、推定される導電性マップ及び推定される誘電率マップを算出することを、プロセッサに行わせる。推定される導電性マップ及び推定される誘電率マップは、脂肪及び水分の特性の情報を利用して算出されるだけである。これら2つのマップの算出は有益であり、その理由は、それらが他の特性を算出するのに直接的に利用されることが可能であるからであり、或いは、微分方程式を解くため又は他の数値問題のための初期条件として利用されても良いからである。

【0036】

別の例では、磁気共鳴撮像システムは電磁組織加温システム(an electromagnetic tissue heating system)を有する。本願で使用されるような電磁組織加温システムは、電磁放射を利用して対象の組織を温める(又は加熱する)ように使用されるシステムを包含する。命令の実行は、推定された導電性マップ及び推定された誘電率マップを利用して、対象の空間的に依存した温まり方を推定することを、プロセッサに行わせる。推定された導電性マップ及び推定された誘電率マップを利用して、対象の温まり方を求めることは、治療計画にとって有益であることに加えて、対象の一部分を過剰に温めてしまうことを回避する点でも有益である。

【0037】

別の例では、対象の空間的に依存する温まり方は、少なくとも1つの算出された導電性マップ及び推定される誘電率マップを利用して推定される。これが有益であるのは、ゼロ・エコー時間B1位相マップのみの情報により、導電性の算出が可能だからである。

【0038】

別の例において、組織加温システムはマイクロ波組織加温システムである。

【0039】

別の例において、組織加温システムは無線周波数組織加温システムである。

【0040】

別の例において、命令の実行は、追加的なパルス・シーケンス・データを受信すること、プロセッサに行わせる。命令の実行は、推定される導電性マップ又は少なくとも1つの算出される導電性マップ及び推定される誘電率マップを利用して、追加的なパルス・シ

10

20

30

40

50

ーケンス・データに対する対象の比吸収率(the specific absorption ratio:SAR)をモデル化することを、プロセッサに行わせる。これが有用であるのは、対象の温まり方の予測、及び、対象の損傷の回避を促すからである。

【0041】

別の例において、命令の実行は、反復ソルバ(an iterative solver)により、ゼロ・エコー時間B1マップを利用して少なくとも1つの導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。反復ソルバは、微分方程式を解くための反復法により、少なくとも1つの導電性マップに対する解を求めるために使用される。反復ソルバは、反復ソルバを初期化する初期解を少なくとも部分的に決定するために、推定された導電性マップ及び推定された誘電率マップを利用するように構成される。

10

【0042】

別の例では、命令の実行は、第1の所定の範囲内で、或る脂肪-対-水分の比率を有する領域を選択することにより、脂肪領域を識別することを、プロセッサに行わせる。例えば、第1の所定の範囲は、特定の値より大きなボクセルが脂肪領域であると識別される閾値を規定しても良い。他の例において、領域はボクセルに対する特定の値の範囲内にある。

【0043】

別の例において、命令の実行は、第2の所定の範囲内で、或る脂肪-対-水分の比率を有する領域を選択することにより、水分領域を識別することを、プロセッサに行わせる。脂肪領域と同様に、これは、閾値判定により為されても良いし、或いは、特定の範囲内の値に収まる脂肪-対-水分の比率をプロットすることにより為されても良い。第1の所定の範囲の値は、第2の所定の範囲の値より大きい。

20

【0044】

別の例において、少なくとも1つの導電性マップは、水分の導電性マップ及び脂肪の導電性マップを含んでも良い。命令の実行は、第1の所定の閾値より大きな強度を有する水分画像中のボクセルについてゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して水分の導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。命令の実行は、第2の所定の閾値より大きな強度を有する脂肪画像中のボクセルについてゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して脂肪の導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。この例では、2つのマップが別々に算出される。これは、微分方程式の計算又は解を簡略化又は安定化させる効果を奏する。

30

【0045】

別の例では、命令の実行は、水分の導電性マップ及び脂肪の導電性マップを組み合わせることにより、コンバインされた導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。この例では、コンバインされた導電性マップを作成するために、2つの画像が組み合わせられる。

【0046】

別の形態における具体例は、撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するための磁気共鳴撮像システムの作動方法を提供する。本方法は、Dixonパルス・シーケンス・データを利用して磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得するステップを有する。Dixonパルス・シーケンス・データは、nポイントDixon法に従って磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有する。nは2以上である。本方法は、nポイントDixon法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを推定し且つ推定B1位相マップを推定するステップを有する。本方法は、B0不均一性マップを利用してゼロのエコー時間まで推定B1位相マップを補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップを算出するステップを有する。本方法は、ゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して、少なくとも1つの算出された導電性マップを算出するステップを有する。

40

【0047】

別の形態における具体例は、撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するために磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサにより実行されるマシン実行可能な命令を有

50

するコンピュータ・プログラム・プロダクトを提供する。マシン実行可能な命令の実行は、Dixonパルス・シーケンス・データを利用して磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得することを、プロセッサに行わせる。Dixonパルス・シーケンス・データは、nポイント・Dixon法に従って磁気共鳴データを取得するように、磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を有する。nは2以上である。

【0048】

命令の実行は、nポイントDixon法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを推定し且つ推定B1位相マップを推定することを、プロセッサに行わせる。命令の実行は、B0不均一性マップを利用してゼロのエコー時間まで推定B1位相マップを補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップを算出することを、プロセッサに実行させる。マシン実行可能な命令の実行は、ゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して、少なくとも1つの算出された導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

10

【0049】

金属オブジェクト(metallic objects)の存在は、磁場の不均一性を引き起こし、撮像されるボクセルの幾何学的歪みを招く。従って、ボクセルのこの幾何学的歪みは、微分方程式で計算される値の誤差を招く。例えば、導電性トモグラフィを実行する場合に、導電性及び誘電率は微分方程式を利用して算出される。しかしながら、微分の計算の中で直接的に磁場の不均一性を補正する又は対処することが可能である。

【0050】

一形態において、本発明は、撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するための磁気共鳴撮像システムを提供する。磁気共鳴撮像システムは、マシン実行可能な命令及びパルス・シーケンス・データを保存するメモリを有する。パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有する。磁気共鳴撮像システムは、磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサを有する。

20

【0051】

マシン実行可能な命令の実行は、パルス・シーケンス・データで磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得することを、プロセッサに行わせる。場合によっては、パルス・シーケンス・データは1つより多いパルス・シーケンスを有していても良い。従って磁気共鳴データは1つより多いデータセットから形成されても良い。マシン実行可能な命令の実行は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。命令の実行は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

30

【0052】

マシン実行可能な命令の実行は、B1位相マップの二次導関数の算出、及び/又は、B1マグニチュード・マップの二次導関数の算出、及び/又は、B0不均一性マップの二次導関数の算出を、少なくとも1つの所定方向において、プロセッサに行わせる。二次導関数は少なくとも1つの所定方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出される。補正されたボクセル・サイズはB0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して算出される。

40

【0053】

この実施形態は有用であり、なぜなら、B1位相マップの二次導関数、B1マグニチュード・マップの二次導関数、又は、B0不均一性マップの二次導関数さえも、高精度に算出する手段を提供するからである。

【0054】

別の実施形態において、マシン実行可能な命令の実行は、B0不均一性マップを利用してゼロのエコー時間に対してB1位相マップを補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップを算出することを、プロセッサに行わせる。B1位相マップの二次導関数はゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して算出される。

50

【 0 0 5 5 】

別の実施形態において、パルス・シーケンス・データはDixonパルス・シーケンス・データである。磁気共鳴撮像法はn点Dixon法である。nは2以上である。B0不均一性マップ及びB1位相マップは、n点Dixon法に従って前記磁気共鳴データを分析することにより推定される。

【 0 0 5 6 】

別の実施形態において、マシン実行可能な命令の実行は、n点Dixon法に従って磁気共鳴データを分析する場合に、脂肪画像及び水分画像を算出することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能な命令の実行は、脂肪画像をセグメント化することにより対象内の脂肪領域を識別することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能な命令の実行は、水分画像をセグメント化することにより対象内の水分領域を識別することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能な命令の実行は、脂肪領域及び水分領域を利用して、推定される導電性マップ及び推定される誘電率マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

【 0 0 5 7 】

別の実施形態において、磁気共鳴撮像システムは電磁組織加温システムを有する。命令の実行は、推定された誘電率マップを利用して対象の空間的に依存した温まり方を推定することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能命令の実行は、推定された導電性マップ及び/又は少なくとも1つの算出された導電性マップを利用して、対象の温まり方を推定することを、プロセッサに行わせる。

【 0 0 5 8 】

別の実施形態では、パルス・シーケンス・データはB0マップを測定するマルチ・エコー・パルス・シーケンスを含む。パルス・シーケンス・データはB0マッピング・パルス・シーケンス・データを含む。或る具体例では、パルス・シーケンス・データが、B1マグニチュード・マップを測定するためのB1マグニチュード測定パルス・シーケンスを含む。パルス・シーケンス・データはB1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンス・データを含む。別の具体例では、パルス・シーケンス・データが、B1位相マップを測定するためのB1位相測定パルス・シーケンスを含む。パルス・シーケンス・データはB1位相マッピング・パルス・シーケンス・データを含む。更に別の具体例では、パルス・シーケンス・データが、B1マグニチュード測定パルス・シーケンス及びB1位相測定パルス・シーケンスの双方を含む。

【 0 0 5 9 】

この組み合わせられた具体例では、B1マグニチュード及びB1位相の双方が測定され、それらは磁気共鳴データの別々のスキャンで取得される。

【 0 0 6 0 】

別の実施形態では、マルチ・エコー・パルス・シーケンスは、n点Dixon法及びマルチ・エコー・パルス・シーケンス法のうち何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を含む。

【 0 0 6 1 】

別の実施形態では、B1マグニチュード・マッピング・パルス・シーケンスは、アクチュアル・フリップ・アングル・イメージング(an actual flip-angle imaging: AFI)磁気共鳴撮像法、デュアル・リフォーカシング・エコー取得モード(a dual refocusing echo acquisition mode: DREAM)磁気共鳴撮像法、及び、ブロッホ・シーゲルト・シフト(a Bloch-Siebert shift)磁気共鳴撮像法のうちの何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、前記磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を含む。

【 0 0 6 2 】

別の実施形態では、B1位相測定パルス・シーケンスは、スピン・エコーに基づく磁気共鳴撮像法、及び、バランス・グラジエント・エコー磁気共鳴撮像法のうちの何れかの磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように、磁気共鳴撮像システムを制御するための命令を含む。

【 0 0 6 3 】

別の実施形態では、マシン実行可能な命令の実行は、少なくとも所定の方向におけるB1位相マップの二次導関数を利用して少なくとも1つの算出される導電性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

【0064】

別の実施形態では、マシン実行可能な命令の実行は、定量的感受率マッピング法(a quantitative susceptibility mapping method)に従って少なくとも1つの所定の方向におけるB0不均一性マップの二次導関数を利用して少なくとも1つの感受率マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

【0065】

別の実施形態では、パルス・シーケンス・データは少なくとも1つの所定の方向の各々について読み出しグラジエントを指定する。少なくとも1つの所定の方向の各々における補正されたボクセル・サイズは：

【0066】

【数7】

$$dx_{\text{true}}(\vec{r}) = dx_{\text{nominal}} \left(1 + \frac{f'(\vec{r})}{\gamma G_R} \right)$$

により表現される。この数式において、 x は少なくとも1つの所定の方向の何れかであり、 r はボクセルの位置を示し、 dx_{nominal} は前記少なくとも1つの所定の方向の何れかにおける公称ボクセル・サイズであり、 $f'(\vec{r})$ は少なくとも1つの所定の方向におけるB0不均一性マップの導関数であり、 γ は磁気回転比であり、 G_R は少なくとも1つの所定の方向の何れかにおける読み出しグラジエントの強度である。

【0067】

別の実施形態では、B1位相マップの二次導関数は：

【0068】

【数8】

$$\Phi''(\vec{r}) = \frac{\Phi(x - dx_{\text{nominal}}) - 2\Phi(x) + \Phi(x + dx_{\text{nominal}})}{dx_{\text{true}}(\vec{r})^2}$$

により表現され、この数式において、 Φ はB1位相マップ、B1マグニチュード・マップ及びB0不均一性マップのうち何れかである。

【0069】

B0不均一性マップが $dx_{\text{true}}(\vec{r})$ を計算するために使用されているが、上記の数式を利用したB0不均一性の二次導関数の計算は、より正確な値をもたらす点に留意すべきである。

【0070】

別の形態における本発明は、撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するための磁気共鳴撮像システムの作動方法を提供する。本方法は、パルス・シーケンス・データで磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得するステップを有する。パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有する。本方法は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出するステップを有する。

【0071】

本方法は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出するステップを有する。本方法は、B1位相マップの二次導関数及び/又はB1マグニチュード・マップの二次導関数及び/又はB0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出するステップを有する。二次導関数は少なくとも1つの所定の方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出さ

10

20

30

40

50

れる。補正されたボクセル・サイズはB0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して、少なくとも1つの所定の方向において算出される。

【0072】

別の形態における本発明は、撮像ゾーン内の対象から磁気共鳴データを取得するために磁気共鳴撮像システムを制御するプロセッサにより実行されるマシン実行可能な命令を有するコンピュータ・プログラム・プロダクトを提供する。マシン実行可能な命令の実行は、パルス・シーケンス・データで磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得することを、プロセッサに実行させる。パルス・シーケンス・データは、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御する命令を有する。マシン実行可能な命令の実行は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出することを、プロセッサに行わせる。

10

【0073】

マシン実行可能な命令の実行は、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出することを、プロセッサに行わせる。マシン実行可能な命令の実行は、B1位相マップの二次導関数及び/又はB1マグニチュード・マップの二次導関数及び/又は前記B0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出することを、プロセッサに実行させる。二次導関数は少なくとも1つの所定の方向における補正されたボクセル・サイズを利用して算出される。補正されたボクセル・サイズはB0不均一性マップの導関数から算出される補正因子を利用して算出される。

20

【0074】

本発明の上記の実施形態及び/又は具体例のうちの何れか又は複数個は、組み合わせられる実施形態及び/又は具体例が相互に矛盾しない限り組み合わせられて良いことが、理解される。

【図面の簡単な説明】

【0075】

以下、本発明の好ましい実施形態が単なる例示として図面に関連して説明される。

【図1】磁気共鳴撮像システムの一例を示す図。

【図2】請求項1に係る磁気共鳴撮像システムの作動方法のフローチャートを示す図。

【図3】磁気共鳴撮像システムの別の例を示す図。

30

【図4】mDixon画像からのマグニチュード画像を示す図。

【図5】図4のmDixon画像のうちの水分離画像を示す図。

【図6】図4のmDixon画像のうちの脂肪分離画像を示す図。

【図7】ラプラス・オペレータを利用する図4のセグメンテーションを示す図。

【図8】ラプラス・オペレータを利用する図5のセグメンテーションを示す図。

【図9】ラプラス・オペレータを利用する図5のセグメンテーションを示す図。

【図10】画像8及び9の組み合わせを示す図。

【図11】磁気共鳴撮像システムの別の例を示す図。

【図12】請求項11に係る磁気共鳴撮像システムの作動方法のフローチャートを示す図。

【図13】4つの画像を示す図。

40

【図14】或る実験に対する1スライスのx方向に沿う10ボクセルにわたって平均化される、読み出し方向に沿う位相の二次導関数の相対誤差のプロットを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0076】

これらの図中で同様な番号要素は、等価な要素である或いは同一の機能を実行する。機能が等価であるならば、既に議論されている要素は、後の図面において議論される必要はない。

【0077】

図1は磁石104を有する磁気共鳴撮像システム100の一例を示す。磁石は、それを通るボア106を有する超電導円筒型磁石104である。異なるタイプの磁石の利用も可能であり；例

50

えば、分割円筒マグネット及び所謂オープン・マグネットの双方を利用することも可能である。分割円筒マグネットは、標準的な円筒磁石に類似しているが、クライオスタット(cryostat)が2つのセクションに分割され、磁石のアイソプレーン(the iso-plane)へのアクセスを許容する点が異なり、そのような磁石は例えば荷電粒子ビーム治療に関連して使用される。オープン・マグネットは2つの磁石セクションを有し、対象を受け入れる程度に十分大きく上下に隔たって存在し：2つのセクションの配置は、ヘルムホルツ・コイル(a Helmholtz coil)の配置と同様である。オープン・マグネットは、対象が比較的閉じ込められないという理由で評判が良い。円筒磁石のクライオスタットの内側には、超電導コイルの集まりが存在する。円筒磁石104のボア106の中には撮像ゾーン108があり、ここでは、磁場は、磁気共鳴撮像を実行できる程度に十分に強く且つ一様である。

10

【0078】

磁石のボア106の中には一群の磁場グラジエント・コイル110も存在し、磁場グラジエントコイル110は、磁気共鳴データを獲得する際に、磁石104の撮像ゾーン108内の磁気スピンを空間的にエンコードするために使用される。磁場グラジエント・コイル110は、磁場グラジエント・コイル電源112に接続される。磁場グラジエント・コイル110は代表的なものであるように意図されている。典型的には、磁場グラジエント・コイル110は、3つの直交する空間方向で空間的にエンコードするために3つの個別的なコイル群を包含する。磁場グラジエント電源は、磁場グラジエント・コイルに電流を供給する。磁場グラジエント・コイル110に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ波形(ramped)又はパルス波形(pulsed)であっても良い。

20

【0079】

撮像ゾーン108に隣接する無線周波数コイル114は、撮像ゾーン108内での磁気スピンの向きを操作し、及び、撮像ゾーン108内のスピンから無線信号を受信する。無線周波数アンテナは、複数のコイル・エレメントを含んでも良い。無線周波数アンテナは、チャンネル又はアンテナとして言及されても良い。無線周波数コイル114は、無線周波数トランシーバ116に接続される。無線周波数コイル114及び無線周波数トランシーバ116は、個別的な送信及び受信コイル並びに個別的なトランスミッタ及びレシーバで置換されても良い。無線周波数コイル114及び無線周波数トランシーバ116は代表的なものであることが、理解される。無線周波数コイル114は、専用の送信アンテナ及び専用の受信アンテナをも表現するように意図されている。同様に、トランシーバ116は、個別的なトランスミッタ及びレシーバを表現しても良い。無線周波数コイル114は複数の受信/送信エレメントを有しても良いし、及び、無線周波数トランシーバ116は複数の受信/送信チャンネルを有していても良い。

30

【0080】

磁石104のボア106の中には、選択的なアクチュエータ122に取り付けられる対象支持部120が存在し、そのアクチュエータ122は、撮像ゾーン108の中で、対象支持部及び対象118を動かすことが可能である。トランシーバ116、磁場グラジエント・コイル電源112及びアクチュエータ122は、何れも、コンピュータ・システム126のハードウェア・インターフェース128に接続されるように示されている。

【0081】

コンピュータ・ストレージ134及びコンピュータ・メモリ136の中身は可換であっても良い。或る具体例においては、コンピュータ・ストレージ134の中身はコンピュータ・メモリ136におけるものと重複していても良い。

40

【0082】

コンピュータ・ストレージ134は、Dixonパルス・シーケンス・データを包含するように示されている。コンピュータ・ストレージ134は、Dixonパルス・シーケンス・データ140により磁気共鳴撮像システム100を制御することで取得される磁気共鳴データ142を包含するようにも示される。コンピュータ・ストレージ134は、Dixon法に従って磁気共鳴データ142から再構築される脂肪画像144及び水分画像146を包含するように更に示される。コンピュータ・ストレージ134は、Dixon法を利用して算出されるB0不均一性マップ148及び推

50

定B1位相マップ150を包含するようにも示される。コンピュータ・ストレージ134は、B0不均一性マップを利用して0のエコー時間に対する推定B1位相マップを補間することにより算出されるゼロ・エコー時間B1位相マップ152を包含するようにも示される。コンピュータ・ストレージ134は、ゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して算出される導電性マップ154を包含するようにも示される。コンピュータ・ストレージ134は、脂肪画像144及び水分画像146からそれぞれ決定される脂肪領域ロケーション・データ156及び水分領域ロケーション・データ158を包含するようにも示される。これらは、例えば、脂肪画像144及び水分画像146に関する画像処理を実行することにより決定されることも可能である。

【0083】

コンピュータ・メモリ136は制御モジュール160を包含するように示されている。制御モジュール160は、プロセッサ130が磁気共鳴撮像システム100を制御できるようにするコンピュータ実行可能コードを包含する。例えば、制御モジュール160は、プロセッサ130が、Dixonパルス・シーケンス・データにより磁気共鳴撮像システム100を制御して磁気共鳴データ142を取得することを可能にする。コンピュータ・メモリ136は、画像再構築モジュール162を包含するようにも示されている。画像再構築モジュール162は、プロセッサ130が、磁気共鳴データ142を、脂肪画像144、水分画像146、B0不均一性マップ148及び推定B1位相マップ150へ処理することを可能にする。画像再構築モジュールは、本質的には、プロセッサ130がDixon法のデータ分析の部分を実行することを可能にする。

【0084】

コンピュータ・メモリ136は画像処理モジュール164を包含するようにも示される。画像処理モジュール164は、プロセッサ130が、画像データに関する様々な画像処理タスクを実行することを可能にする。例えば、脂肪領域ロケーション・データ156及び水分領域ロケーション・データ158は、脂肪画像144及び水分画像146から決定されることが可能である。コンピュータ・メモリ136は、微分方程式カーネル・モジュール166を包含するようにも示される。微分方程式カーネル・モジュールは微分方程式ソルバを含み、微分方程式ソルバは、プロセッサ130が、本願で説明される様々な方法に従って1つ以上の伝導性マップ154を算出することを可能にする。

【0085】

図2は図1の磁気共鳴撮像システム100の作動方法を示すフローチャートを示す。まず、ステップ200において、Dixonパルス・シーケンス・データ140により磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データ142が取得される。次に、ステップ202において、n点Dixon法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップ148及び推定B1位相マップ150が算出される。次に、ステップ204において、B0不均一性マップ148を利用して、0のエコー時間に対する推定B1位相マップ150を補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップ152が算出される。最終的に、ステップ206において、ゼロ・エコー時間B1位相マップ152を利用して、少なくとも1つの導電性マップ154が算出される。

【0086】

図3は、磁気共鳴撮像システム300という別の例を示す。この例では、磁気共鳴撮像システム300は、対象118に隣接するアンテナ302及び無線周波数トランスミッタ304により形成される組織加温システムを更に含んでいる。アンテナ302及び無線周波数トランスミッタ304の組み合わせは一例である。例えば、これは、対象118を温めるマイクロ波又は他の電磁放射を生成するシステムで置換されることが可能である。対象118は、対象118の中で温められる(又は加熱される)ように望まれるターゲット・ゾーン306を有するように示されている。

【0087】

コンピュータ・ストレージ134は治療プラン312を包含するように示される。治療プラン312は、対象118の内部構造を記述していても良いし、更に、ターゲット・ゾーン306の同定又は測位を可能にするデータを包含していてもよい。コンピュータ・ストレージ134は、治療計画312を利用して生成される一群の加温システム制御コマンド314を更に含む。加温システム制御コマンド314は、プロセッサ130が加温システム302、304の動作及び機能を

10

20

30

40

50

制御することを可能にするコマンドを含む。コンピュータ・メモリ136は、加温システム制御生成モジュール316を包含するように更に示される。加温システム制御生成モジュール316はコンピュータ実行可能コードを包含し、そのコードは、プロセッサ130が、おそらくは磁気共鳴撮像システム300により取得される磁気共鳴データから及び治療計画312から、加温制御コマンドを生成することを可能にする。

【0088】

無線周波数加温システムはアンテナ302及び無線周波数トランスミッタ304を有する。アンテナ302はターゲット・ゾーン306の近辺にある。トランスミッタ304により生成され且つアンテナ302により放射される無線周波数エネルギーは、ターゲット・ゾーン306を選択的に温める(又は加熱する)ように使用される。この実施形態では、無線周波数トランスミッタ304は、ハードウェア・インターフェース128に接続されるように示されている。

10

【0089】

コンピュータ・ストレージ134は推定誘電率マップ310を有するように示され、推定誘電率マップ310は、脂肪及び水分の誘電特性を把握し、そして、脂肪領域ロケーション・データ156及び水分領域ロケーション・データ158を利用して推定される誘電率を算出することにより、算出されたものである。

【0090】

加温システム制御生成モジュール316は、推定誘電率マップ310と少なくとも1つの導電性マップ154とを利用して、アンテナ302により対象118の温まり方を推定することが可能である。これは、加温システム制御コマンド314の更に正確な計算及び決定を可能にする。

20

【0091】

本願における具体例の説明は、電気特性トモグラフィ(Electric Properties Tomography: EPT)をDixonスキニングと組み合わせている。EPTは、水分/脂肪組織成分などのような事前知識からの恩恵を享受し、再構築を簡易化し且つ再構築をよりいっそう堅牢(robust)にすることが可能である。考えられる3つの主要な相乗効果が確認されている：

EPT及び水分/脂肪の同時イメージングによるスキャン時間の短縮。これは、EPTが適用可能なシーケンスの範囲を広げる可能性がある；

脂肪/水分画像情報を反復EPTの開始点として使用することによる伝導性推定の改善；

標準的な(T1/T2重み付け)画像ではなく、脂肪/水分画像をセグメント化することによる、EPT再構築に必要な画像セグメンテーション・プロセスの最適化。

30

【0092】

電気組織特性(伝導性及び誘電性)は、ヘルムホルツ方程式をRF送信(及び/又は受信)フィールドに適用することにより、体内において決定されることが可能である。基本的には、EPTは逆問題の「直接解」(the “direct” solution of an inverse problem)を必要とする。しかしながら、進歩した研究は、電気特性の適切な初期推定とともに始まって「順問題(the forward problem)を反復的に解く利点を示している。

【0093】

一般に、人間の身体は大まかに65%の水分と、10%の脂肪(しばしばそれ以上となる)と、20%のタンパク質と、ミネラルとで構成され、最後の2つはプロトンMRによって直接的に検出することはしばしば困難である。水分が豊富な組織は、明らかに、脂肪よりもかなり高い伝導性を有し、脂肪はしばしば一種の電気絶縁体のように見える。受信したMR信号に対する脂肪及び水分の寄与は、いわゆるDixon法を利用した化学シフト・エンコード捕捉(a chemical shift encoded acquisition)に基づいて分離されることが可能である。化学シフト・エンコーディングは、通常、異なるエコー時間で反復される測定により達成され、脂肪・水分の分離は、通常、根底にあるメイン磁場(B0)の不均一性の推定を包含する。

40

【0094】

EPTは物理的/技術的な問題点の結び付きにより妨げられる。本発明では、これらの問題点のうちの3つが考慮される。

50

【 0 0 9 5 】

EPTは、RFの進行に純粋に関連する位相データ(即ち、B0不均一性による寄与が無い位相データ)を必要とし、そのような要求は、通常、スピン・エコーに基づくシーケンスについてしか十分に充足されない。従って、患者検査がフィールド・エコーに基づくシーケンスのみを含む場合、EPTは、専用MRIシーケンスを利用して追加的なスキャン時間を必要とする。

【 0 0 9 6 】

反復的なEPT再構築アルゴリズムは、適切な開始点を必要とする。これは、典型的には、(逆問題を解く)標準的なEPTを、或いは、電気特性の文献値を、個々の患者のコンパートメント(the compartments)に適用することにより実現される。何れの方法も時間がかかる。

10

【 0 0 9 7 】

EPTに必要とされる数値微分カーネルは、異なるコンパートメントからのボクセルを包含すべきではなく、適切な画像セグメント化を必要とする。画像セグメント化は、しばしば、組織のコンパートメント同士の間の低いコントラストによって妨げられてしまう。

【 0 0 9 8 】

具体例は以下の特徴のうちの1つ以上を有する；

RFの進行に純粋に関連する必要なRF位相は、更なるスキャンによらず、Dixonスキャンから取り出すことが可能である。更に、取得されるB0マップは、EPTを、他のフィールド・エコーに基づくシーケンスに適用するために使用されることが可能である。

20

【 0 0 9 9 】

(純粋な)脂肪及び(純粋な)水分は典型的な(一定の、既知の)電気特性値を有するので、全体の(重ね合わせられた脂肪/水分)電気特性は、大まかに、Dixonスキャンにより与えられる脂肪/水分比率によって推定されることが可能である。電気特性のこの大まかなマップは、(例えば、SARモデリング等のために)直接的に使用されても良いし、或いは、反復的なEPTアルゴリズムの開始点として使用されても良い。

【 0 1 0 0 】

何らかのコンパートメントに関し、水分及び脂肪画像は、生体構造画像(anatomic images)より高いコントラストを示し、検査されるコンパートメントについての更に信頼性の高いセグメンテーションをもたらす。

30

【 0 1 0 1 】

EPTの基本方程式は次のとおりである：

【 0 1 0 2 】

【 数 9 】

$$\frac{-\nabla^2 B_1}{\mu_0 \omega B_1} = \omega \varepsilon - i \sigma \quad (1)$$

ここで、 ε は誘電率であり、 σ は導電率であり、 μ_0 は真空の透磁率であり、 ω は適用されるMRシステムのラーモア周波数である。しばしば、定常的なB1振幅の仮定が可能であり、数式(1)はB1位相 ϕ のみに基づく導電性イメージングに簡略化される：

40

【 0 1 0 3 】

【 数 1 0 】

$$\frac{\nabla^2 \phi}{\mu_0 \omega} = \sigma \quad (2)$$

Dixon法に対する基本方程式は、次式により与えられる：

【 0 1 0 4 】

【 数 1 1 】

$$S_n = (W + F e^{i\phi_n}) e^{i\varphi_n} \quad (3)$$

50

ここで、 S_n はエコー時間 TE_n で測定された複合信号であり、 W は未知の水分信号であり、 F は未知の脂肪信号であり、 ϕ_n は TE_n における脂肪及び水分信号間の既知の位相オフセットであり、位相オフセットは脂肪と水分との間のケミカル・シフトの差分から導出され、 ϕ_n は TE_n において未知の位相エラーであり、典型的には、位相エラーは B_0 不均一性により主に誘発される。

【0105】

以下、Dixon法をEPTと組み合わせる3つの異なる相乗効果を説明する。

【0106】

組み合わせスキャン

EPT位相決定に対する個別的なスピン・エコー・スキャンをスキップするために、Dixon スキャンの位相の進展が、 $TE=0$ に対して外挿/復調される。 $TE=0$ において、位相マップは B_0 不均一性により影響されず、即ち、EPTにより必要とされるような純粋にRFに関連する位相を表現している。取得チェーンでの遅延は存在しないことが仮定され、この仮定は空間ドメインにおいて線形な位相変化を招く結果となる。しかしながら、適切なシステム調整を利用して、この問題は緩和されることが可能である。このように、Dixonデータは、追加的なスキャン時間を必要とすること無く、伝導性の計算に再利用されることが可能である。

【0107】

電気特性の推定

脂肪が多い組織は約 $\sigma_F=10$ の比誘電率及び約 $\sigma_F=0.05S/m$ の伝導性を有する。(水分を表現する)血液は、約 $\sigma_W=70$ の比誘電率及び約 $\sigma_W=1S/m$ の伝導性を有する。Dixon スキャンから、脂肪 c_F (ベクトル r)及び水分 c_W (ベクトル r)の相対濃度が取得される。ある種のDixon アプリケーションでは、これらの数を実際に定量的にするために何らかの手当が必要であり(例えば、脂肪率の定量化)、なぜなら、信号強度は使用されるシーケンス・パラメータにより影響を受けているかもしれないからである。これは：

【0108】

【数12】

$$\sigma_T(\mathbf{r}) \approx \sigma_F c_F(\mathbf{r}) + \sigma_W c_W(\mathbf{r}) \quad (4)$$

のような数式による全体伝導性 σ_T (ベクトル r)の推定をもたらし、従って、誘電率に関して次式が得られる：

【0109】

【数13】

$$\epsilon_T(\mathbf{r}) \approx \epsilon_F c_F(\mathbf{r}) + \epsilon_W c_W(\mathbf{r}) \quad (5)$$

その理由は、伝導性及び誘電率は近似的に線形であることが可能だからである。この大まかな電気特性のマップは、大まかな推定で十分である状況において(例えば、温熱療法プランニング又はSARモデリング等)、直接的に使用されても良い。代替的に、反復的なEPTアルゴリズムに対する開始点として使用されることが可能である。

【0110】

画像セグメンテーション

様々な電気特性を有する組織コンパートメントの境界を数値微分カーネルが交差しないことを保証するように、画像セグメンテーションがEPTに対して要求される。このケースは、数式(1,2)によってはカバーされておらず、コンパートメント境界に沿って再構築される電気特性において、強く振動するアーチファクトを招いてしまう。

【0111】

画像セグメンテーションは、典型的には、セグメント化されるコンパートメント同士の間のMR信号のマグニチュード(the magnitude)の差分に基づく。しかしながら、この差分は常には保証されず、なぜなら、電気特性はMR信号マグニチュードに直接的には影響しないからである。脂肪及び水分の画像は画像セグメンテーションをサポートしており、なぜ

10

20

30

40

50

なら、それらは標準の(複合的な)MR画像とは異なるコントラストを提供するからである。セグメンテーションは、様々な画像からのローカルに最高の(極大の)コントラストのエリアを結合する複数の画像を基礎とすることも可能である。

【0112】

代替的に、画像セグメンテーションは、2つの別個のEPT再構築を適用することで考慮されることが可能であり：その場合における第1再構築は水分画像に基づいており、第2再構築は脂肪画像に基づいている。結果の2つの伝導性マップは、診断に別々に使用されても良いし、或いは、 $c_F = c_F(\text{ベクトル}r)$ 、 $c_F = c_F(\text{ベクトル}r)$ 、 $c_W = c_W(\text{ベクトル}r)$ 、 $c_W = c_W(\text{ベクトル}r)$ により、平均値を再構築された空間分布で置換した数式(4,5)を利用して組み合わせられても良い。このプロシジャは、潜在的な化学シフトがEPT再構築を劣化させないという追加的な恩恵を有する。

10

【0113】

実施例

以下、Dixon法とEPT法とを結合させるてもたらされる3つの異なる相乗効果がファントム実験(a phantom experiment)により示される。ファントムは、生理食塩水(瓶の下方にある)と油(瓶の上方にある)を含む瓶(又はボトル)である。エコー1のマグニチュード画像が図4に示され、水分画像が図5に示され、脂肪画像が図6に示されている。

【0114】

結合スキニング

Dixon法に基づく再構築から取得される平均伝導性が表1に示されている。更に、bFFE法に基づく伝導性画像(スピン・エコーのような特性を有することが知られている)が比較のために取得されている。2つのアプローチによる脂肪及び水分の伝導性の平均値は、非常に類似している(表1参照)。

20

【0115】

【表1】

	水分	脂肪
bFFE (再構築)	$0.73 \pm 0.09 \text{ S/m}$	$0.01 \pm 0.16 \text{ S/m}$
Dixon (再構築)	$0.76 \pm 0.25 \text{ S/m}$	$0.01 \pm 0.40 \text{ S/m}$
Dixon (推定)	0.99 S/m	0.09 S/m

30

表1：脂肪及び水分の伝導性の平均値は、Dixon法の伝導性及びbFFE法の伝導性(スピン・エコーのような特性を有することが知られている)に関して非常に類似している。これは、Dixon法及びEPT法を同時に適用する可能性を明確に示している。第3行は、測定した脂肪率から伝導性を大まかに推定する可能性を明確に示している。

【0116】

電気特性の推定

Dixonスキンは、生理食塩水のコンパートメントに対して平均的に $c_F=1.3\%$ 及び $c_W=98.7\%$ の相対濃度を示し、油のコンパートメントに対して平均的に $c_F=95.4\%$ 及び $c_W=4.6\%$ の相対濃度を示した。数式(4)によれば、表1に与えられるような伝導性値を推定することが可能であり、数式(2)を利用して明示的に再構築される伝導性を大まかに反映する。

40

【0117】

画像セグメンテーション

図4ないし6に示される3つの画像は、図7ないし9に示される結果となるラプラス・オペレータによりセグメント化される。脂肪画像(図6)又は水分画像(図5)をセグメント化することにより、油/生理食塩水の境界は、エコー1の画像(図4)よりも適切に鮮明に描写されている。最適なセグメンテーションは、様々な画像からのセグメンテーションを統合することにより得られる(図10は最大強度投影により統合されている)。

【0118】

50

図4、図5及び図6ははファントムに関して2点Dixon法を実行した結果を示す。ファントムは、図4で402のラベルが付されている脂肪状のファントムにより構成される上方部分と、図4で400のラベルが付されている下方の生理食塩水の部分とを有する。図4はmDixon画像からのマグニチュード画像を示す。図5は分離された水分画像146を示す。図6は対応する脂肪画像144を示す。

【 0 1 1 9 】

図7はラプラス・オペレータを利用した図4のセグメンテーションを示す。脂肪402及び生理食塩水400の領域の鮮明な区別は図7では示されていないことが、図7から分かる。

【 0 1 2 0 】

図8はラプラス・オペレータを利用した図6のセグメンテーションを示す。図6は脂肪画像であるので、図8におけるセグメンテーションは脂肪領域156を示す。

10

【 0 1 2 1 】

図9はラプラス・オペレータを利用した図5のセグメンテーションを示す。図5は水分画像146であるので、図9におけるセグメンテーションは水分領域158を示す。

【 0 1 2 2 】

図10は図8及び図9の結合を示す。図8及び図9の結合は、脂肪領域156及び水分領域158として示される領域を示す。これら2つの間に鮮明に示される境界領域1000も存在する。その境界は図7では非常に鮮明でない。図10は、Dixon法による画像のセグメンテーションが、画像中の脂肪及び水分の領域を識別するために使用可能であることを示す。これは、導電性を決定するために微分方程式を解く場合に特に有用である。更に、境界領域1000は微分方程式ソルバ又はカーネルに提供されることが可能であり、それにより、脂肪領域156及び水分領域158間の適切な境界条件を使用することが可能になる。

20

【 0 1 2 3 】

図11は、図1及び図3に示されるものに類似する磁気共鳴撮像システム1100の一例を示す。図1、図3及び図11に示される磁気共鳴撮像システムは、それらの特徴を組み合わせても良い。

【 0 1 2 4 】

コンピュータ・ストレージ134は、磁気共鳴撮像システム1100を制御するためのパルス・シーケンス・データを包含するように示される。場合によっては、パルス・シーケンス・データ1102は、図1のパルス・シーケンス・データ140と同一であっても良い。コンピュータ・ストレージ134は、磁気共鳴データ1104を包含するようにも示される。場合によっては、磁気共鳴データ1104は図1の磁気共鳴データ142と同一であっても良い。コンピュータ・ストレージ134は、磁気共鳴データ1104を利用して決定されたB0不均一性マップ148を包含するようにも示される。コンピュータ・ストレージ134は、推定B1位相マップ150及びB1振幅マップ1106を包含するようにも示される。B1位相マップ150及びB1振幅マップ1106は、磁気共鳴データ1104から算出又は導出される。推定B1位相マップ150及びB1振幅マップ1106は、全ての実施形態に存在するものでなくて良い。

30

【 0 1 2 5 】

コンピュータ・メモリ136は、制御モジュール160、画像再構築モジュール162及び画像処理モジュール164を包含するように示される。これらのモジュールは図1及び/又は図3に示されるようなものである。例えば、画像処理モジュール164は、二次導関数を計算するための補正因子を計算し、二次導関数の値を計算するために使用されても良い。コンピュータ・ストレージ134は、補正されたボクセル・サイズ1108及び二次導関数1110を包含するようにも示される。二次導関数は、B0不均一性マップの二次導関数、B1位相マップの二次導関数、及び/又は、B1振幅マップの二次導関数を表すものであって良い。補正されたボクセル・サイズ1108及び二次導関数1110は数値コードによって計算されても良く、数値コードは、個別的なモジュールであっても良いし、或いは、例えば画像処理モジュール164の一部分であっても良い。

40

【 0 1 2 6 】

図11には示されていないが、コンピュータ・ストレージ134又はコンピュータ・メモリ1

50

36は、定量的磁化率マッピング又は電気特性トモグラフィ等を実行するための追加的なデータ及び/又は数値を包含しても良い。

【 0 1 2 7 】

図12は、図11の磁気共鳴システム1100の作動方法例を示すフローチャートを示す。先ず、ステップ1200において、パルス・シーケンス・データ1102により磁気共鳴撮像システム1100を制御することにより、磁気共鳴データ1104が取得される。次に、ステップ1202において、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データ1104を分析することにより、B0不均一性マップ148が算出される。次に、ステップ1204において、磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データ142を分析することにより、B1位相マップ150及び/又はB1振幅マップ1106が算出される。最終的に、ステップ1206において、B1位相マップ150の二次導関数1110、及び/又はB1マグニチュード・マップ1106の二次導関数、及び/又は、B0不均一性マップ148の二次導関数が、少なくとも1つの所定の方向で算出される。二次導関数は、少なくとも1つの所定の方向において、補正されたボクセル・サイズ1108を利用して算出される。補正ボクセル・サイズは、B0不均一性マップ148の導関数から算出される補正因子を利用して算出される。

10

【 0 1 2 8 】

磁場の静的な不均一性に起因する幾何学的歪みは、空間微分を当てにする何れの画像処理プロシジャにも悪影響を及ぼし、そのような画像処理プロシジャは、例えば、定量的磁化率マッピング(Quantitative Susceptibility Mapping: QSM)又は電気特性トモグラフィ(Electric Properties Tomography: EPT)等である。そこで、本発明では、幾何学的歪みの補正を、導関数の計算に含めることが提案される。二次導関数の相対誤差は±4%の範囲内にあり、より不都合な条件の下では容易に50%にも及び得ることが、ファントム実験で示されている。

20

【 0 1 2 9 】

MRスキャナに配置される対象によって生じる磁場歪みは、追加的に空間的に変動する磁場勾配を招く。これらの追加的な勾配(又はグラジエント)は、再構築される画像の幾何学的歪みを招き、その画像の中では、ターゲットの公称ボクセル・サイズ(スキャナGUIで示されるもの)が、真の(物理的な)ボクセル・サイズと相違する。磁場の歪みは、適切なMRシーケンスを利用してB0マップ(即ち、オフ共鳴マップ(off-resonance map))を取得することにより測定されることが可能である。

30

【 0 1 3 0 】

例えば、定量的磁化率マッピング(QSM)又は電気特性トモグラフィ(EPT)等のような多くの新たな定量的MRコントラストは、微分方程式として表現される物理モデルを前提とする。導電性又は磁化率などのような(生体の)物理組織の量を取り出すために、ボクセル・サイズが入る有限差分を利用して、適切なMR画像の導関数が算出される。従って、50%を超え得るシステム誤差を回避するために、幾何学的歪みが考慮されることは重要である。

【 0 1 3 1 】

幾何学的に補正されたMR画像を差分化するのではなく(そのような方法は、例えば、画像に適用される補間ステップに起因して、アーチファクトを導入してしまうかもしれない)、本願では、導関数の計算それ自体を補正することが、提案される。これは、単独のステップで、更なる仮定をすること無く、定量的に補正された結果を求めることを可能にする。

40

【 0 1 3 2 】

オフ共鳴フィールド・マップ及び読み出しグラジエント G_R の強度の下で、(G_R により決定される読み出し方向における)真のボクセル・サイズに対する補正因子が、公称ボクセル・サイズに関連する各々の空間位置について算出されることが可能である。空間中の所与の位置における真のボクセル・サイズ $dx_{true}(x)$ は、次式で与えられる：

【 0 1 3 3 】

【数 1 4】

$$dx_{\text{true}}(\vec{r}) = dx_{\text{nominal}} \left(1 + \frac{f'(\vec{r})}{\gamma G_R} \right)$$

ここで、 f' は読み出し方向におけるB0マップの導関数であり、 γ は磁気回転比である。
例えば、MR位相画像の下で、読み出し方向における二次導関数(例えば、位相に基づくEPTで重要である)は、次式のように算出される：

【0 1 3 4】

【数 1 5】

$$\Phi''(\vec{r}) = \frac{\Phi(x - dx_{\text{nominal}}) - 2\Phi(x) + \Phi(x + dx_{\text{nominal}})}{dx_{\text{true}}(\vec{r})^2}$$

フィールド・マップの過剰に大きくないグラジエントに関し、ボクセル・サイズの誤差及び導関数の次数の双方は、結果の中に線形に入る。導関数の次数が高いほど、誤差は大きくなる。

【0 1 3 5】

マルチ・エコー・グラジエント・エコー・シーケンスを利用する15チャンネル・コイルを有する3T磁気共鳴スキャナにおいて、ファントムに関する実験が行われた(ファントムは、約2lのCuSO4溶液と、Resovist及びGadovistの変動する濃度を有する長いバルーンとで満たされた円筒状の容器である)(FOV：(AP, FH, RL)240×145×210 mm³, acq voxel：0.6×0.6×2.0 mm³, FA=14°, TE=3.5 ms, TE=4ms, 7エコー, TR=31 ms, パイポーラ読み出し, BW=275.9 Hz/vx, SENSE(P/S)1.8×1.2)。全てのエコーに対する画像は、スキャナで再構築され、更なる処理に備えてエクスポートされる。位相がオフ共鳴周波数 f の関数として時間的に線形に進展する仮定の下で、偶数エコー(even echoes)からの位相画像が、B0マップを算出するために使用された。位相オフセット ϕ_0 は $t=0$ における位相オフセットである：

【0 1 3 6】

【数 1 6】

$$\Phi(t) = \Phi_0 + 2\pi f t$$

位相画像及びフィールド・マップは、ベスト・パス領域成長アルゴリズムを利用してアンラップされた。幾何学的歪みの影響を評価するため、第3偶数エコーの二次導関数(TE=19.4)が、上述したように読み出し方向に沿って算出された。提示されている例では、結果の誤差は±4%の範囲内にあり、より不都合な条件の下では、例えばエコー・プレーナ・イメージングを利用する場合又は高次の導関数を計算する場合には、容易に50%に及び得る。これらの実験は図13及び図14にまとめられている。

【0 1 3 7】

図13は4つの画像1300、1302、1304及び1306を示す。第1画像1300は、フィールド・マップの測定を示すファントムの軸スライスを示す。画像1302は、画像1300に示されるボクセルに対するボクセル・サイズの相対誤差を示す。第3画像1304は、19.4msというエコー時間における画像1300の位相を示す。第4画像1306は、位相の二次導関数の相対誤差を示す。4つ全ての画像において、縦軸は読み出し方向におけるものである。

【0 1 3 8】

図14は、或るスライスにおけるx方向に沿う10ボクセルに対して平均化された、読み出し方向に沿う位相の二次導関数の相対誤差のプロットを示す。

【0 1 3 9】

本発明は図面及び上記の記述により詳細に説明及び記述されているが、そのような説明及び記述は模範又は例示であって限定ではないように考えられるべきであり；本発明は開示された実施形態に限定されない。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 0 】

開示された実施形態に対する他の変形例は、添付の特許請求の範囲、本開示及び図面を検討することにより、請求項に係る本発明を実施する当業者によって理解され施されることが可能である。特許請求の範囲において、「有する (comprising)」という言葉は他のエレメント又はステップを排除しておらず、「或る (“a” or “an”)」という不定冠詞的な語は複数を排除していない。単独のプロセッサ又は他のユニットが、請求項で引用されている複数のアイテムの機能を発揮しても良い。或る複数の事項が互いに異なる従属請求項で引用されているという単なる事実は、これらの事項の組み合わせが有利に使用できないことを示してはいない。コンピュータ・プログラムは、他のハードウェアとともに又はその一部として提供される光記憶媒体又はソリッド・ステート媒体などのような適切な媒体に保存/分散されても良いが、インターネット又はその他の有線又は無線のテレコミュニケーション・システム等を介する他の形式で分散されていても良い。請求項における任意の参照符合は範囲を限定するように解釈されるべきではない。

10

【 符号の説明 】

【 0 1 4 1 】

- 100 磁気共鳴システム
- 104 磁石
- 106 磁石のボア
- 108 測定ゾーン又は撮像ゾーン
- 110 磁場グラジエント・コイル
- 112 磁場グラジエント・コイル電源
- 114 無線周波数コイル
- 116 トランシーバ
- 118 対象
- 120 対象支持部
- 122 アクチュエータ
- 125 スライス
- 126 コンピュータ・システム
- 128 ハードウェア・インターフェース
- 130 プロセッサ
- 132 ユーザー・インターフェース
- 134 コンピュータ・ストレージ
- 136 コンピュータ・メモリ
- 140 Dixonパルス・シーケンス・データ
- 142 磁気共鳴データ
- 144 脂肪画像
- 146 水分画像
- 148 B0不均一性マップ
- 150 推定B1位相マップ
- 152 ゼロ・エコー時間B1位相マップ
- 154 少なくとも1つの導電性マップ
- 156 脂肪領域ロケーション・データ
- 158 水分領域ロケーション・データ
- 160 制御モジュール
- 162 画像再構築モジュール
- 164 画像処理モジュール
- 166 微分方程式カーネル・モジュール
- 200 Dixonパルス・シーケンス・データを利用して磁気共鳴撮像システムを制御することにより磁気共鳴データを取得する
- 202 n点Dixon法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップ148及

20

30

40

50

び推定B1位相マップを推定する

204 B0不均一性マップを利用して、0のエコー時間に対する推定B1位相マップを補間することにより、ゼロ・エコー時間B1位相マップを算出する

206 ゼロ・エコー時間B1位相マップを利用して、少なくとも1つの算出される導電性マップを算出する

300 磁気共鳴撮像システム

302 アンテナ

304 無線周波数トランスミッタ

306 ターゲット・ゾーン

310 推定誘電率マップ

10

312 治療プラン

314 加温システム制御コマンド

316 加温システム制御生成モジュール

400 水分領域

402 脂肪領域

1000 境界領域

1100 磁気共鳴システム

1102 パルス・シーケンス・データ

1104 磁気共鳴データ

1106 B1振幅マップ

20

1108 補正されたボクセル・サイズ

1110 二次導関数

1200 パルス・シーケンス・データにより磁気共鳴撮像システムを制御することにより、磁気共鳴データを取得する

1202 磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B0不均一性マップを算出する

1204 磁気共鳴撮像法に従って磁気共鳴データを分析することにより、B1位相マップ及び/又はB1振幅マップを算出する

1206 B1位相マップの二次導関数、及び/又は、B1マグニチュード・マップの二次導関数、及び/又は、B0不均一性マップの二次導関数を、少なくとも1つの所定の方向において算出する

30

1300 フィールド・マップの測定を示すファントムの軸スライスを示すファントムの磁気共鳴画像

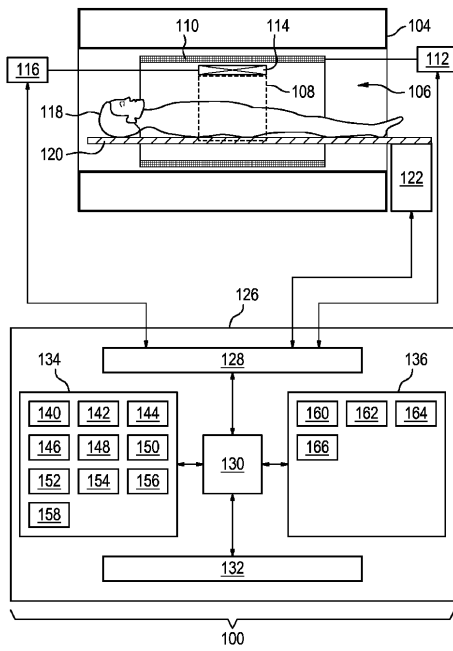
1302 画像1300に示されるボクセルに対するボクセル・サイズの相対誤差を示すファントムの磁気共鳴画像

1304 19.4msというエコー時間における画像1300の位相を示すファントムの磁気共鳴画像

1306 位相の二次導関数の相対誤差を示すファントムの磁気共鳴画像。4つ全ての画像において、縦軸は読み出し方向におけるものである。

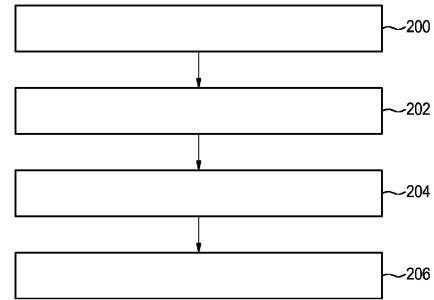
【 図 1 】

FIG. 1



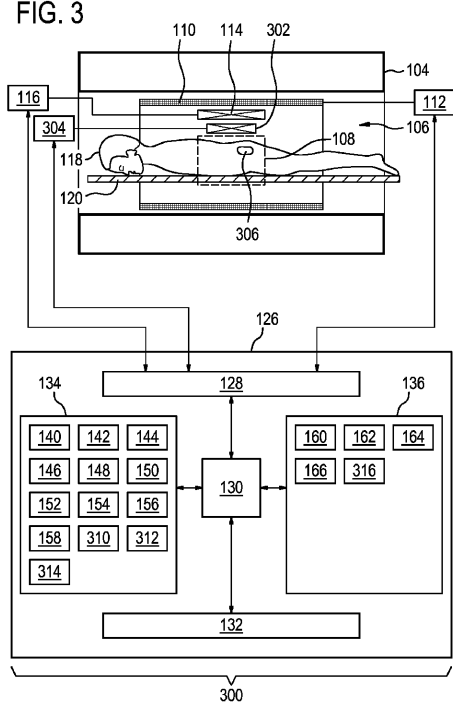
【 図 2 】

FIG. 2



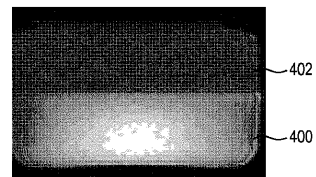
【 図 3 】

FIG. 3



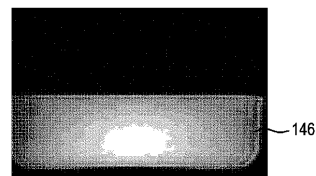
【 図 4 】

FIG. 4



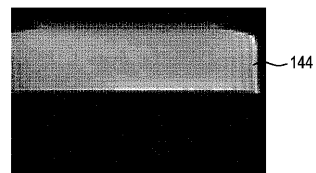
【 図 5 】

FIG. 5

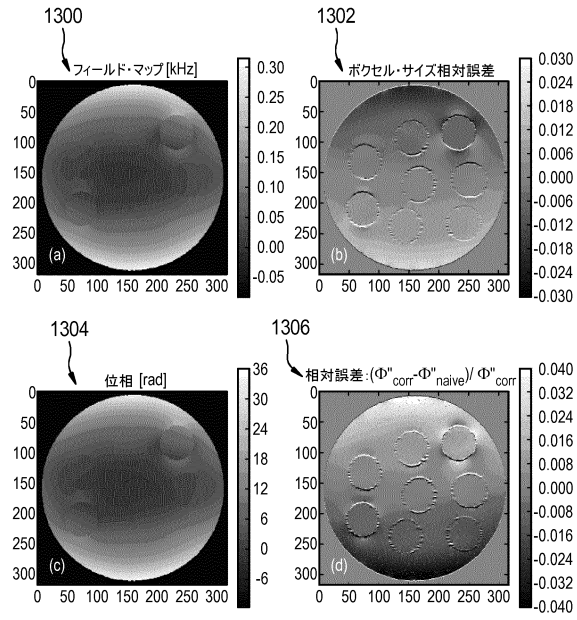


【 図 6 】

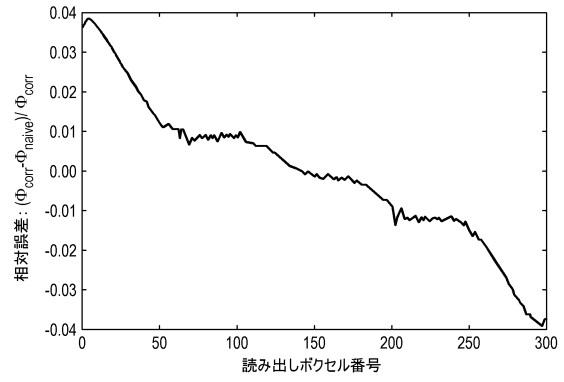
FIG. 6



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

早期審査対象出願

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 カッチャー, ウルリヒ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 マイネケ, ヤン ヤーコブ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 エッゲルス, ホルガー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

(72)発明者 ブールネルト, ペーテル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス 5

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平4 - 2 8 8 1 4 2 (J P , A)

K. Setsompop, et al. , In vivo Parallel RF Excitation with B0 correction , Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 15 , 2 0 0 7 年 , #671

G. Isaac, et al. , Fully Automated Shimming for High Lipid Regions using Phased Arrays at 3T , Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 16 , 2 0 0 8 年 , #3241

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 1 N 2 4 / 0 0