

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-2464

(P2016-2464A)

(43) 公開日 平成28年1月12日 (2016.1.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 3 2	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/387 (2006.01)	G 0 1 N 24/06 5 2 0 Y	
	A 6 1 B 5/05 3 9 0	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2015-116786 (P2015-116786)
 (22) 出願日 平成27年6月9日 (2015.6.9)
 (31) 優先権主張番号 10 2014 211 354.7
 (32) 優先日 平成26年6月13日 (2014.6.13)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(71) 出願人 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 Siemens Aktiengesellschaft
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
 ヴィッテルスバッハープラッツ 2
 Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
 (74) 代理人 100075166
 弁理士 山口 巖
 (74) 代理人 100133167
 弁理士 山本 浩

最終頁に続く

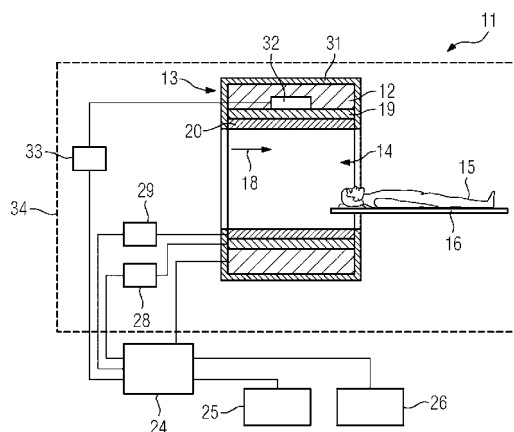
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】磁気共鳴イメージングのためのシム設定の効率的な算定を可能にする磁気共鳴イメージング方法および磁気共鳴装置を提供する。

【解決手段】磁気共鳴装置 11 による検査対象 15 の磁気共鳴イメージング方法が次のステップを有する。磁気共鳴装置により検査対象の第 1 の磁気共鳴画像データを取得するステップ、第 1 の磁気共鳴画像データを少なくとも 2 つの物質クラスに分割するステップ、分割された第 1 の磁気共鳴画像データと少なくとも 2 つの物質クラスの磁化率値とに基づいて B 0 マップを算定するステップ、算定された B 0 マップに基づいてシム設定を算定するステップ、磁気共鳴装置により検査対象の第 2 の磁気共鳴画像データを取得するステップであって、第 2 の磁気共鳴画像データの取得は、算定されたシム設定を用いて行われるステップ。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

磁気共鳴装置により検査対象の第 1 の磁気共鳴画像データを取得するステップと、
前記第 1 の磁気共鳴画像データを少なくとも 2 つの物質クラスに分割するステップと、
前記分割された第 1 の磁気共鳴画像データと前記少なくとも 2 つの物質クラスの磁化率
値とに基づいて、B 0 マップを算定するステップと、
前記算定された B 0 マップに基づいて、シム設定を算定するステップと、
前記磁気共鳴装置により検査対象の第 2 の磁気共鳴画像データを取得するステップであ
って、前記第 2 の磁気共鳴画像データの取得は、前記算定されたシム設定を用いて行われ
るステップと、
を有する磁気共鳴装置による検査対象の磁気共鳴イメージング方法。

10

【請求項 2】

前記少なくとも 2 つの物質クラスのうち第 1 の物質クラスが空気であり、前記少なくと
も 2 つの物質クラスのうち第 2 の物質クラスが検査対象の組織である、請求項 1 記載の方
法。

【請求項 3】

前記少なくとも 2 つの物質クラスが、少なくとも 2 つの異なる組織クラスを含む、請求
項 1 から 2 の 1 つに記載の方法。

【請求項 4】

第 1 の撮像領域からの前記第 1 の磁気共鳴画像データの取得と、第 2 の撮像領域からの
前記第 2 の磁気共鳴画像データの取得とが行われ、前記第 2 の撮像領域が前記第 1 の撮像
領域の一部分である、請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の方法。

20

【請求項 5】

前記第 1 の磁気共鳴画像データの取得が、前記磁気共鳴装置の患者用テーブルの移動中
に行われる、請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 6】

前記第 2 の磁気共鳴画像データの取得前に、前記磁気共鳴装置とは異なる少なくとも 1
つの他のセンサにより、第 1 の測定データが取得され、前記 B 0 マップの算定が前記第 1
の測定データの使用を含む、請求項 1 から 5 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 7】

前記第 2 の磁気共鳴画像データの取得後に、
第 2 の測定データが前記他のセンサにより取得され、
適合化された B 0 マップが、前記第 2 の測定データおよび前記算定された B 0 マップに
基づいて決定され、
適合化されたシム設定が、前記適合化された B 0 マップに基づいて算定され、
第 3 の磁気共鳴画像データが前記磁気共鳴装置により前記検査対象から取得され、前記
第 3 の磁気共鳴画像データの取得が前記適合化されたシム設定を用いて行われる、
請求項 6 記載の方法。

30

【請求項 8】

前記第 1 の測定データに基づいて前記検査対象の輪郭を記述するモデルが決定され、前
記 B 0 マップの算定が前記モデルの使用を含む、請求項 6 又は 7 記載の方法。

40

【請求項 9】

前記第 2 の測定データに基づいて前記モデルが適合化され、前記適合化された B 0 マッ
プの決定が、前記適合化されたモデルの使用を含む、請求項 7 又は 8 記載の方法。

【請求項 10】

前記検査対象に依存しない前記磁気共鳴装置の主磁場の不均一性が、前記 B 0 マップの
算定時に考慮される、請求項 1 から 9 のいずれか 1 つに記載の方法。

【請求項 11】

画像データ取得ユニットと、シムユニットと、計算ユニットと、シム制御ユニットとを
有し、請求項 1 から 10 のいずれか 1 つに記載の方法を実施するように構成されている、

50

磁気共鳴装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング方法および磁気共鳴装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴装置（「磁気共鳴トモグラフィシステム」ともいう。）では、一般に被検者の、特に患者の被検体が主磁石の助けにより比較的高い、例えば1.5又は3又は7テスラの主磁場に曝される。さらに、傾斜磁場コイルユニットの助けにより傾斜磁場パルスが印
10
加される。高周波アンテナユニットを介して適切なアンテナ装置により高周波パルス、特に励起パルスが送出され、これによって、これらの高周波パルスによって共鳴励起される特定の原子の核スピンの磁場の磁力線に対して定められたフリップ角だけ傾けられる。核スピンの緩和時に、高周波信号、即ちいわゆる磁気共鳴信号が放射され、放射された信号が適切な高周波アンテナにより受信され、それから後続処理される。そのようにして取得された生データから、最終的に所望の画像データを再構成することができる。

【0003】

特定の測定のために、特定の磁気共鳴シーケンス（「パルスシーケンス」ともいう。）が送出される。そのシーケンスは、一連の高周波パルス、特に励起パルスおよびリフォーカスパルスと、それに適切に連系して送出される異なる空間方向に沿った異なる傾斜磁場
20
軸上の傾斜磁場パルスとから構成されている。これに対して、時間的に適切に読み出し窓が設定され、磁気共鳴信号が取得される。

【0004】

磁気共鳴装置による磁気共鳴イメージングでは、検査ボリューム内での主磁場の均一性が非常に重要である。均一性の小さな誤差でさえ、核スピンの周波数分布に大きな誤差をもたらし、それによって、画質の劣った磁気共鳴画像データが取得される。

【0005】

検査ボリューム内の均一性を改善するために、シム装置が知られている。磁気共鳴装置が指定位置に設置された際に、周辺に存在する磁場が、特に磁気共鳴装置のアイソセンタの周りにおいて、主磁場の与えられた均一性を制限することがある。従って、磁気共鳴装置の設置および試運転の際に、しばしば測定に関連して、できるだけ最適な均一性が生じ
30
るようにシム装置が調整される。そのようにして、磁気共鳴装置の設置および試運転の際に基本シム設定が算定される。

【0006】

しかし、撮像されるべき検査対象自体がさらに別の不均一性の原因になす。例えば、被検者が磁気共鳴装置内へ導入されると、身体物質が、その磁化率の影響で均一性を再び乱すことになる。この問題に対処するために、調整可能なシムユニットを使用することは公知である。このために、被検者が磁気共鳴装置の患者撮像領域内に導入された際に、特に均一性を改善するべく、異なるシム電流により制御されて異なる補償磁場を生成する電気
40
的なシムコイルを使用することが知られている。

【0007】

検査対象自体によるこのような妨害作用を除去するために、被検者が磁気共鳴装置の患者撮像領域内に導入されたときに、先ずシムユニットを制御する際に、磁気共鳴装置の設置および試運転中に得た基本シム設定により、磁気共鳴装置自体を使用して、磁場分布、いわゆるB0マップを測定するのが通常である。その後で、基本シム設定から出発して、シム制御ユニットにより測定された磁場分布を考慮して最適なシム設定が求められる。最適なシム設定を使用して、できるだけ最適な均一性に到達するためシムユニットが制御される。

【0008】

従来の方法において、シム設定の算定に必要とされるB0マップは、一般的には、分離
50

した別個の測定で求められる。この分離した測定では、一般的にB 0マップの作成のために位相差および/又は周波数差が測定される。従来の方法におけるB 0マップのこのような分離した測定は、測定時間が長くなるという欠点を有する。その原因は、B 0マップが場合によっては、磁気共鳴装置の患者寝台装置のテーブル位置の変更後に、改めて他の分離した測定において求められなければならないことにもある。さらに、従来の方法に従って分離した測定で求められたB 0マップは、位相エンコード方向の信号折り返しアーチファクトを有し、従ってB 0マップに基づいてシム設定を正確に算定する際に問題をもたらす。

【0009】

磁化率値の分布からB 0マップを算定することは公知である（例えば、非特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】Salomir et al., "A Fast Calculation Method for Magnetic Field Inhomogeneity due to an Arbitrary Distribution of Bulk Susceptibility", Concepts in Magnetic Resonance Part B (Magnetic Resonance Engineering), Vol.19B(1) 26-34 (2003)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の課題は、磁気共鳴イメージングのためのシム設定の効率的な算定を可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

この課題は、独立請求項の特徴事項によって解決される。有利な実施形態は従属請求項に記載されている。

【0013】

本発明は、磁気共鳴装置による検査対象の磁気共鳴イメージング法から出発し、次のステップを有する。

磁気共鳴装置により検査対象の第1の磁気共鳴画像データを取得するステップ、
第1の磁気共鳴画像データを少なくとも2つの物質クラスに分割するステップ、
分割された第1の磁気共鳴画像データと少なくとも2つの物質クラスの磁化率値とに基づいてB 0マップを算定するステップ、
算定されたB 0マップに基づいてシム設定を算定するステップ、
磁気共鳴装置により検査対象の第2の磁気共鳴画像データを取得するステップであって、第2の磁気共鳴画像データの取得は、算定されたシム設定を用いて行われるステップ。

【0014】

検査対象は、患者、訓練者又はファントム（phantom）であってよい。第2の磁気共鳴画像データに基づいて、特に磁気共鳴画像が磁気共鳴装置の計算ユニットにより作成される。磁気共鳴画像は磁気共鳴装置の表示ユニットに出力されるか、データベースに格納されるかのいずれか一方又は両方であってよい。

【0015】

シム設定は、磁気共鳴装置のシムユニットを制御するための設定を含み得る。例えば、シム設定は、シムユニットのシムコイル電流の、場合によっては時間に依存する電流分布を規定することができる。それゆえ、シム設定の算定はシム電流の算定を含む。シム設定に基づいて、第2の磁気共鳴画像データの取得前に周波数調整を行うこともできる。第2の磁気共鳴画像データの取得前にさまざまなシム設定を算定することができる。

【0016】

B 0マップは、特に磁気共鳴装置の主磁場の磁場分布である。B 0マップは、特に磁気

10

20

30

40

50

共鳴装置の主磁場 (B_0 磁場) に比例する。従って、 B_0 マップは、特に検査対象が磁気共鳴装置内に位置決めされたときに主磁場内の不均一性を識別するのに役立つ。シム設定の算定は、第 2 の磁気共鳴画像データの取得中に、適用されたシム設定によって主磁場の不均一性が補償されるように、算定された B_0 マップに基づいて行われる。

【0017】

提案された方法によれば、シム設定の算定に使用される B_0 マップが、第 1 の磁気共鳴画像データに基づいて算定される。第 1 の磁気共鳴画像データは、特に B_0 マップの算定前に磁気共鳴装置により検査対象から取得される。第 1 の磁気共鳴画像データは、例えば、一般に次の診断の撮像を計画するための測定を開始する際に行われる磁気共鳴概観撮像 (ロカライザ: localizer) の期間中に取得することができる。既に取得した検査対象の診断画像データから、第 1 の磁気共鳴画像データを形成することも考えられ得る。例えば画像データの基準化のためのプリスキャン測定中に、第 1 の磁気共鳴画像データを取得することも可能である。もちろん、第 1 の磁気共鳴画像データを取得するために、当業者にとって有効と思える他の可能性も考えられ得る。その際に、第 1 の磁気共鳴画像データは、特に B_0 マップの分離した測定の間には取得されない。提案された本発明による方法によれば、有利なことに、 B_0 マップの分離した直接的な取得は行われず。このために、できるかぎりなんとしてでも、検査対象の画像データの取得過程に取得される第 1 の磁気共鳴画像データを B_0 マップの作成に使用するとよい。

【0018】

B_0 マップの算定のために、第 1 の磁気共鳴画像データが少なくとも 2 つの物質クラスに分割される。少なくとも 2 つの物質クラスは、特に異なる物理的特性、特に異なる磁化率値を持った物質を有する。第 1 の磁気共鳴画像データを少なくとも 2 つの物質クラスに分割する場合に、少なくとも 2 つの物質クラスにそれぞれの磁化率値を割り当てることができる。物質クラスのそれぞれの磁化率値は、例えばデータベースに格納されているとよい。第 1 の磁気共鳴画像データは、そのようにして、検査対象の磁化率値の空間分解された 3 次元分布である磁化率マップに変換される。この磁化率マップは、 B_0 マップの算定の基礎として使用することができる。磁化率マップから B_0 マップを作成する方法は、先に挙げた非特許文献 1 から公知である。

【0019】

作成された B_0 マップに基づいて、当業者に知られている方法を用いてシム設定を算定することができる。シム設定の算定は、例えばシムユニットの個々のシムコイルのためのシム電流の算定を含む。シム設定は、第 1 の磁気共鳴画像データが取得された検査対象に適合するように行われる。従って、前記検査対象の第 2 の磁気共鳴画像データの取得のために、主磁場の格別に高いレベルの均一性をもたらし、従って第 2 の磁気共鳴画像データの高い画質をもたらしようにシム設定が使用される。算定されたシム設定が第 2 の磁気共鳴画像データの取得中に投入されることは、特に、算定されたシム設定によって規定されるシム電流が、第 2 の磁気共鳴画像データの取得中に磁気共鳴装置のシムユニットのシムコイルに流れることを意味する。

【0020】

提案された方法は、第 2 の磁気共鳴画像データを取得するべくシム設定を算定するのに使用される B_0 マップを算定するための適切かつ効率的な方法を提供する。従来の方法による B_0 マップの分離した測定は省略できる。むしろ B_0 マップは、既に取得された第 1 の磁気共鳴画像データから直接的に得ることができる。このようにして、先ず測定時間が節約され、このことが病院における作業進行の効率向上をもたらし、そして高められた患者快適さをもたらし得る。そのようにして得られた B_0 マップは、分離した測定の期間に測定される B_0 マップよりも少ない画像アーチファクトを有することもできる。シム設定を算定するためのプロシージャ (procedure) 全体の複雑さが軽減される。

【0021】

一実施形態によれば、少なくとも 2 つの物質クラスのうち第 1 の物質クラスが空気であり、少なくとも 2 つの物質クラスのうち第 2 の物質クラスが検査対象の組織である。磁気

10

20

30

40

50

共鳴画像データを正確に２つの物質クラスに分割することもできる。ここで、２つの物質クラスのうち第１の物質クラスが空気であり、２つの物質クラスのうち第２の物質クラスが組織であると有利である。その場合に、組織種類のさらなる区別は省略することができる。この方法は、一般的に組織と空気との間に格別高い磁化率差が存在するという考えを基礎としている。例えば脂肪組織および骨組織のような２つの異なる組織クラスの間における磁化率差は、一般的に空気と組織との間の磁化率差よりも少ない。それゆえ、既に第１の磁気共鳴画像データの空気と組織へのセグメンテーションに基づいて、多くの用途においてシム設定の算定に十分であるＢ０マップを作成することができる。空気と組織へのこのようなセグメンテーションは、有利なことに非常に適切でもあり、計算時間の節約にもなる。

10

【００２２】

同時に空気と組織へのセグメンテーションのために多数の第１の磁気共鳴画像データが使用されるとよい。その際に、例えば検査対象の輪郭を第１の磁気共鳴画像データから求めることができる。代替又は追加として、第１の磁気共鳴画像データにおいて検査対象の体内の空気の満ちた領域を求めることも同様に考えられ得る。このような空気の満ちた領域は、例えば、検査対象の肺領域内、頸部・咽頭領域内、又は副鼻腔領域内に存在し得る。組織および空気へのセグメンテーションは、一般的には、相対的に少ない費用で適切に行うことができる。

【００２３】

一実施形態によれば、少なくとも２つの物質クラスが少なくとも２つの異なる組織クラスを含む。異なる組織クラスは、例えば水、脂肪、骨等を含み得る。少なくとも２つの異なる組織クラスのうち１つの組織クラスが、検査対象内の人工インプラントおよび／又は異物によって形成されていてもよい。異なる組織クラスへの検査対象の再分割によって、より正確な磁化率マップを算定することができ、従ってより正確に検査対象に合わせたシム設定を算定することができる。その際に少なくとも２つの物質クラスは、特に少なくとも２つの異なる組織クラスに追加して、物質クラスとして空気を含む。

20

【００２４】

一実施形態によれば、第１の撮像領域からの第１の磁気共鳴画像データの取得と、第２の撮像領域からの第２の磁気共鳴画像データの取得とが行われ、第２の撮像領域が第１の撮像領域の部分領域である。従って、第１の撮像領域は第２の撮像領域よりも大きい。それゆえ、第２の磁気共鳴画像データ用のシム設定を作成するための基礎として使用される第１の磁気共鳴画像データが、好ましくは第２の磁気共鳴画像データよりも大きい検査対象領域を表示する。これは、主磁場の磁場歪みが、離れた個所にも影響を及ぼし得ることから有利である。検査対象の肩部位の磁化率の不均一性は、主磁場に影響し、それゆえ心臓検査中の画質に影響する。第２の磁気共鳴画像データに対して、第１の磁気共鳴画像データの撮像領域を大きくすることは、その事実を考慮している。というのは、そのようにして、第２の磁気共鳴画像データの外側に存在する磁化率も、第２の磁気共鳴画像データのためのシム設定の算定時に考慮することができるからである。従って、算定されたＢ０マップの質を改善することができ、第２の磁気共鳴画像データの画質を高めることができる。代替又は追加として、検査対象のモデルも第１の磁気共鳴画像データに基づいて作成し、Ｂ０マップを算定するために、そのモデルに基づいて第１の磁気共鳴画像データの境界を越えて、検査対象の解剖学的構造を外挿するとよい。ここでの関心は、検査対象の輪郭である。従って、Ｂ０マップの作成は、さらに大きい視野に基づいて行われるとよい。

30

40

【００２５】

一実施形態によれば、第１の磁気共鳴画像データの取得が磁気共鳴装置の患者用テーブルの移動中に行われる。このような撮像技術は「move-during-scan」撮像又は「continuous-table-motion」撮像として知られている。このようにして第１の磁気共鳴画像データを格別に時間節約して取得することができる。患者用テーブルの移動により、検査対象の非常に大きな部分をできるだけ短い時間で撮像することができる。これは、第１の磁気共鳴画像データが第２の磁気共鳴画像データより

50

も明らかに大きい撮像領域を有することに寄与する。

【0026】

一実施形態によれば、第2の磁気共鳴画像データの取得前に、磁気共鳴装置とは異なる少なくとも1つの他のセンサにより、第1の測定データが取得され、B0マップの算定がその第1の測定データの使用を含む。このような他のセンサは、光学のカメラ（例えば3Dカメラ）、レーザセンサ、超音波センサ、心電図装置等であってよい。もちろん、当業者にとって有効と思われる他の異なるセンサも考えられ得る。他のセンサにより取得された第1の測定データは、検査対象の外部および内部のうち少なくとも一方の輪郭の解析か、検査対象のボリウムの解析かのいずれか一方又は両方に使用すると有利である。従って、例えば第1の磁気共鳴画像データが検査対象のボリウム全体を包囲していない場合に、第1の測定データに基づいて、第1の磁気共鳴画像データの空気および組織へのセグメンテーションを支援することができる。それにより、算定されたB0マップの質をさらに改善することができる。

10

【0027】

一実施形態によれば、第2の磁気共鳴画像データの取得後に、第2の測定データが前述の他のセンサにより取得され、適合化されたB0マップが第2の測定データおよび算定されたB0マップに基づいて決定され、適合化されたシム設定が適合化されたB0マップに基づいて算定され、第3の磁気共鳴画像データが磁気共鳴装置により検査対象から取得され、第3の磁気共鳴画像データの取得が適合化されたシム設定を用いて行われる。このような方法は、有利なことに第2の磁気共鳴画像データの取得と第3の磁気共鳴画像データの取得との間における、検査対象の運動を考慮することを可能にする。その際に、検査対象の運動は、他のセンサにより取得された第2の測定データにより検出することができる。従って、例えば、第2の磁気共鳴画像データの取得と第3の磁気共鳴画像データの取得との間における検査対象の呼吸運動を、B0マップの算定時に考慮することができる。検査対象の手足の任意の運動を考慮することができる。心電図装置により、検査対象の心臓位相も検出することができ、このことは検査対象の心臓運動を考慮することを可能にする。第2の磁気共鳴画像データおよび第3の磁気共鳴画像データは、磁気共鳴測定中に、例えば1つの磁気共鳴シーケンスの異なる部分において取得される。第2の磁気共鳴画像データおよび第3の磁気共鳴画像データを、異なる磁気共鳴シーケンスにより取得することも可能である。検査対象の運動へのB0マップの適合化は、検査対象の運動へのシム設定の適合化を可能にする。従って、検査対象の検査中に動的にシム設定を変更することができる。

20

30

【0028】

一実施形態によれば、第1の測定データに基づいて検査対象の輪郭を記述するモデルが決定され、B0マップの算定が該モデルの使用を含む。B0マップの算定時にモデルを使用することは、特に、モデルが入力パラメータとしてB0マップの算定に入り込むことを意味する。モデルは、B0マップの算定のための初期パラメータを規定する。モデルは、例えば、どの空間点が検査対象の内部および外部にあるかを記述することができる。例えば、検査対象内で組織および空気の満ちた領域の境界を定めることを可能にする検査対象の内部輪郭も、モデルによって記述することができる。それゆえモデルに基づいて、空気および組織への検査対象のセグメンテーションを支援することができる。

40

【0029】

一実施形態によれば、第2の測定データに基づいてモデルが適合化され、適合化されたB0マップの決定が適合化されたモデルの使用を含む。その際に、モデルは運動モデルとして使用されると有利である。従って、検査対象の輪郭の元のモデルを第2の測定データに基づいて変形することができる。このようにして、適合化されたB0マップにおいて、空気および組織への変更されたセグメンテーションが、検査対象の適合化されたモデルに基づいて行われる。それゆえ、格別に簡単に検査対象の運動をB0マップの作成時に考慮することができる。

【0030】

50

一実施形態によれば、検査対象に依存しない磁気共鳴装置の主磁場の不均一性がB 0マップの算定時に考慮される。主磁場のこのような不均一性は、特に主磁場の周縁領域に存在する。というのは、この周縁領域において主磁場の均一性が、一般的に相対的に速く減少するからである。主磁場の不均一性は、磁気共鳴装置の主磁石の固有の特性であり得る。代替又は追加として、このような不均一性は、例えば患者用テーブルのような磁気共鳴装置の構成部分によっても引き起こされ得る。シム設定の質を改善するためには、磁気共鳴装置により検査されている検査対象に依存しない主磁場の不均一性を考慮することが格別に有利である。主磁場のこのような不均一性を、第1の磁気共鳴画像データにより確定することは困難である。従って、B 0マップ算定時に検査対象に依存しない主磁場の不均一性に関する付加的な情報を使用することが有意義である。そのために、第2の磁気共鳴画像データの取得前に磁気共鳴装置により較正測定を行い、その較正測定中に較正磁気共鳴画像データを検出するとよい。検査対象に依存しない磁気共鳴装置の主磁場の不均一性は、較正磁気共鳴画像データに基づいて決定することができる。これらのいわゆる機器に基づく不均一性は、検査対象の組織分布により発生する不均一性に加算重畳される。主磁場の不均一性に関する基本的な前提は既にB 0マップの算定時に考慮することができることから、B 0マップの算定をさらに加速することもできる。特定の用途においては、シム設定の算定前に、検査対象に依存しない磁気共鳴装置の主磁場の不均一性を考慮して、算定されたB 0マップを修正し、その修正されたB 0マップに基づいてシム設定の算定を行うことも考えられ得る。

10

20

【0031】

さらに、本発明は、画像データ取得ユニットと、シムユニットと、計算ユニットと、シム制御ユニットとを有する磁気共鳴装置から出発し、その磁気共鳴装置は本発明による方法を実施するように構成されている。

【0032】

それゆえ、磁気共鳴装置は検査対象の磁気共鳴イメージング方法を実施するように構成されている。画像データ取得ユニットは、検査対象の第1の磁気共鳴画像データを取得するように構成されている。計算ユニット、特に計算ユニットのセグメンテーションユニットは、第1の実施形態画像データを少なくとも2つの物質クラスに分割するように構成されている。計算ユニット、特に計算ユニットのセグメンテーションユニットは、分割された第1の磁気共鳴画像データと少なくとも2つの物質クラスの磁化率値とに基づいてB 0マップを算定するように構成されている。シム制御ユニットは、算定されたB 0マップに基づいて、シム設定を算定するように構成されている。画像データ取得ユニットは、磁気共鳴装置により検査対象の磁気共鳴画像データを取得するように構成されており、算定されたシム設定を用いて第2の磁気共鳴画像データの取得が行われる。その際に、シムユニットがシム制御ユニットによって制御される。

30

【0033】

磁気共鳴装置は、本発明による方法を実施するために必要な、および/又は有利な他の制御構成要素を有することができる。計算ユニットおよび/又は制御ユニットの記憶ユニットには、コンピュータプログラムおよび他のソフトウェアが、本発明による方法のシーケンスを自動的に制御および/又は実行する計算ユニットおよび/又は制御ユニットのプロセッサによって、記憶されているとよい。

40

【0034】

本発明による磁気共鳴装置の利点は、既に詳しく説明した本発明による方法の利点に殆ど対応する。そこで述べた、特徴、利点又は代替実施例は、同様に他の請求対象にも転用することができ、その逆の転用も可能である。換言するならば、方法に関連して記載又は請求された特徴事項を有する具体的な請求項も作成できる。方法のそれぞれの機能的な特徴事項は、対応した具体的なモジュール、特にハードウェアモジュールによって構成される。

【0035】

以下において図示の実施例に基づいて本発明をさらに詳細に説明する。

50

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図1】図1は本発明による磁気共鳴装置を示す概略図である。

【図2】図2は本発明による方法の第1の実施形態を示すフローチャートである。

【図3】図3は本発明による方法の第2の実施形態を示すフローチャートである。

【図4】図4は本発明による方法の第3の実施形態を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0037】

図1は、本発明による磁気共鳴装置11を概略的に示す。磁気共鳴装置11は、磁石ユニット13によって構成された検出ユニットを含み、この検出ユニットは強い一定の主磁場18を生成するための主磁石12を有する。さらに磁気共鳴装置11は、検査対象15（図示の場合は患者15）を撮像するための円筒状の患者撮像領域14を有し、患者撮像領域14の周囲方向は磁石ユニット13によって円筒状に包囲されている。患者15は、磁気共鳴装置11の患者寝台装置16により患者撮像領域14内に送り込まれる。患者寝台装置16は、このために、磁気共鳴装置11内に移動可能に配置されている患者用テーブルを有する。磁石ユニット13は、磁気共鳴装置のハウジング外装31により、外側に対して遮られている。

【0038】

磁気共鳴ユニット13は、さらに、傾斜磁場を生成するための傾斜磁場コイルユニット19を有し、傾斜磁場はイメージング中に空間エンコーディングのために使用される。傾斜磁場コイルユニット19は、傾斜磁場制御ユニット28により制御される。さらに磁石ユニット13は、図示の場合には磁気共鳴装置11内に固定して組み込んだボディコイルとして構成された高周波アンテナユニット20と、主磁石12によって生成される主磁場18において生じる分極を励起するための高周波アンテナ制御ユニット29とを有する。高周波アンテナユニット20は高周波アンテナ制御ユニット29によって制御され、高周波の磁気共鳴シーケンスを、殆ど患者撮像領域14によって形成されている検査空間内に照射する。高周波アンテナユニット20は、さらに、特に患者15からの磁気共鳴信号を受信するように構成されている。

【0039】

主磁石12、傾斜磁場制御ユニット28および高周波アンテナユニット29の制御のために磁気共鳴ユニット11は計算ユニット24を有する。計算ユニット24は、例えば画像化を行う予め定められたグラジエントエコーシーケンスの実行のように、磁気共鳴装置11を重要な制御を行う。例えばイメージングパラメータのような制御情報ならびに再構成された磁気共鳴画像は、使用者のために、磁気共鳴装置11の表示ユニット25、例えば少なくとも1つのモニタに表示されるとよい。さらに、磁気共鳴装置11は入力ユニット26を有し、使用者は、その入力ユニットを用いて測定過程中に情報および/又はパラメータを入力することができる。計算ユニット24は、傾斜磁場制御ユニット28および/又は高周波アンテナ制御ユニット29および/又は表示ユニット25および/又は入力ユニット26を含んでいてもよい。

【0040】

磁気共鳴装置11は、さらに画像データ取得ユニット34を含む。画像データ取得ユニット34は、この例では、高周波アンテナ制御ユニット29および傾斜磁場制御ユニット28と磁石ユニット13によって構成されている。磁気共鳴装置11は、さらにシムユニット32と、シムユニット32を制御するためのシム制御ユニット33とを含む。シム制御ユニット33は、データ交換を行うため計算ユニット24と接続されている。シム制御ユニット33は、計算ユニット24の一部であってもよい。シムユニット32は、典型的にはシムコイルを含む。シムコイルは、磁石ユニット13内に配置されている全体シムコイル、および/又は患者撮像領域14内に配置されている局所シムコイルによって構成されている。シムユニット32のシムコイルに流れる電流は、シム制御ユニット33によってシム設定に基づいて調整することができる。従って、磁気共鳴装置11は、計算ユニッ

10

20

30

40

50

ト 2 4 とシムユニット 3 2 と画像データ取得ユニット 3 4 とシム制御ユニット 3 3 と一緒に、本発明による方法を実施するべく構成されている。

【 0 0 4 1 】

図示の磁気共鳴装置 1 1 は、磁気共鳴装置 1 1 が普通に有する他の構成要素を含み得ることは言うまでもない。さらに磁気共鳴装置 1 1 の一般的な動作態様は当業者にとって周知であるので、他の構成要素の詳細な説明は省略する。

【 0 0 4 2 】

図 2 は、磁気共鳴装置 1 1 により検査対象 1 5 の磁気共鳴イメージングのための本発明による方法の第 1 の実施形態のフローチャートを示す。

【 0 0 4 3 】

第 1 のステップ 4 0 において、検査対象 1 5 の第 1 の磁気共鳴画像データが磁気共鳴装置 1 1 の画像データ取得ユニット 3 4 により取得される。これは、例えば 3 次元概観データ取得中に検査対象 1 5 の検査開始時に行われるとよい。他のステップ 4 1 において、第 1 の磁気共鳴画像データが、計算ユニット 2 4 の図示されていないセグメンテーションユニットにより、少なくとも 2 つの物質クラスに分割される。他のステップ 4 2 において、計算ユニット 2 4 の図示されていない算定ユニットが、分割された第 1 の磁気共鳴画像データと少なくとも 2 つの物質クラスの磁化率値とに基づいて B 0 マップを算定する。他のステップ 4 3 において、算定された B 0 マップに基づいてシム制御ユニット 3 3 によってシム設定が算定される。他のステップ 4 4 において、画像データ取得ユニット 3 4 により検査対象の第 2 の磁気共鳴画像データの取得が行われ、第 2 の磁気共鳴画像データの取得中に、算定されたシム設定を用いてシム制御ユニット 3 3 によってシムユニット 3 2 が制御される。しかる後に、第 2 の磁気共鳴画像データを磁気共鳴装置 1 1 の表示ユニット 2 5 に表示し、又はデータベースに格納し、あるいはその両方を行うとよい。

【 0 0 4 4 】

図 3 は、本発明による方法の第 2 の実施形態のフローチャートを示す。

【 0 0 4 5 】

この後に続く説明は、主として図 2 の実施例に対する相違点に限定し、同一のステップに関しては図 2 の実施例の説明を参照されたい。実質的に同一のステップには、基本的に同じ参照符号が付されている。

【 0 0 4 6 】

図 3 に示された本発明による方法の第 2 の実施形態は、主として、図 2 による本発明による方法の第 1 の実施形態のステップ 4 0 , 4 1 , 4 2 , 4 3 , 4 4 を含む。さらに、図 3 に示された本発明による方法の第 2 実施形態は、追加のステップおよび下位ステップを含む。図 2 に示された付加的なステップおよび / 又は下位ステップの一部のみ有する代替的なシーケンスも考えられ得る。もちろん、図 3 に対して代替的なシーケンスも、付加的なステップおよび / 又は下位ステップを有することができる。

【 0 0 4 7 】

第 1 のステップ 4 0 における第 1 の磁気共鳴画像データの取得は、磁気共鳴装置 1 1 の患者寝台装置 1 6 の患者用テーブルの 1 つの、特に連続的な移動の期間中に、第 1 のステップ 4 0 の下位ステップ 4 0 a において行われる。従って、検査対象の大きなボリュームを格別に迅速に取得することができる。その結果として、第 1 の磁気共鳴画像データの取得が第 1 のステップ 4 0 において第 1 の撮像領域から行われ、第 2 の磁気共鳴画像データの取得が他のステップ 4 4 において第 2 の撮像領域から行われ、第 2 の撮像領域は第 1 の撮像領域の一部分である。

【 0 0 4 8 】

他のステップ 4 1 において、計算ユニット 2 4 のセグメンテーションユニットが、第 1 の磁気共鳴画像データを 2 つの物質クラス 4 1 a , 4 1 b に分割する。それらのうち第 1 の物質クラス 4 1 a は空気であり、第 2 の物質クラス 4 1 b は組織である。他のステップ 4 2 における B 0 マップの算定のために、他のステップ 4 7 において、物質クラス 4 1 a , 4 1 b の各磁化率値 4 7 a , 4 7 b がデータベースから取り込まれる。他のステップ 4

2におけるB0マップの算定は、それぞれの磁化率値47a, 47bが割り当てられている分割された第1の磁気共鳴画像データに基づいて行われる。

【0049】

他のステップ45において、第2の磁気共鳴画像データの取得前に少なくとも1つの図示されていない他の（前記磁気共鳴装置とは異なる）センサにより第1の測定データが取得される。第1の測定データに基づいて、他のステップ46において、計算ユニット24により検査対象15の輪郭を記述するモデルが決定される。このモデルは、他のステップ41における第1の磁気共鳴画像データのセグメンテーションの際に使用される。例えば、そのモデルに基づいて第1の磁気共鳴画像データの外側にある患者輪郭を決定することができる。従って、他のステップ42において、第1の測定データを用いて、即ち第1の測定データから生成されたモデルを用いて、B0マップの算定が行われる。

10

【0050】

さらに、図示の例では、算定されたB0マップの運動補正が行われる。そのために、他のステップ48において、第2の測定データが第2の磁気共鳴画像データの取得後に前記他のセンサにより取得される。第2の測定データに基づいて、他のステップ46において算定されたモデルが、他のステップ49において計算ユニットにより適合化される。例えば、検査対象の輪郭が第2の測定データに応じて適合化される。他のステップ42において算定されたB0マップから、適合化されたモデルの使用により、適合化されたB0マップが他のステップ50において決定される。それから、ステップ51において、シム制御ユニット33が、適合化されたB0マップに基づいて、適合化されたシム設定を算定することができる。それから、画像データ取得ユニット34により第3の磁気共鳴画像データ52を取得するために、シム制御ユニット33により適合化されたシム設定を用いてシムユニット32が制御される。

20

【0051】

図4は、本発明による方法の第3の実施形態のフローチャートを示す。

【0052】

この後に続く説明は主として図2の実施例に対する相違点に限定する。同一のステップは、図2の実施例の説明を参照されたい。実質的に同一のステップには基本的に同じ参照符号が付されている。

【0053】

30

図4に示された本発明による方法の第3の実施形態は、主として、図2による本発明による方法の第1の実施形態のステップ40, 41, 42, 43, 44を含む。さらに、図4に示されたシーケンスは、図3の方法の第2の実施形態の他のステップ47を含む。さらに、図4に示された本発明による方法の第3の実施形態は、追加のステップおよび下位ステップを含む。図2に示された付加的なステップおよび/又は下位ステップの一部分だけを有する、図4に対して代替的なシーケンスも考えられ得る。もちろん、図4に対して代替的なシーケンスも、付加的なステップおよび/又は下位ステップを有することができる。

【0054】

40

他のステップ41において、計算ユニット24のセグメンテーションユニットが第1の磁気共鳴画像データを4つの物質クラス41a, 41b, 41c, 41dに分割し、そのうち第1の物質クラス41aは空気であり、第2の物質クラス41bは脂肪組織であり、第3の物質クラス41cは水組織であり、第4の物質クラス41dは骨組織である。従って、4つの物質クラス41a, 41b, 41c, 41dは、3つの異なる組織クラス41b, 41c, 41dを含む。他のステップ42におけるB0マップの算定のために、他のステップ47において、物質クラス41a, 41b, 41c, 41dのそれぞれの磁化率値47a, 47b, 47c, 47dがデータベースから取り込まれる。他のステップ42におけるB0マップの算定は、それぞれの磁化率値47a, 47b, 47c, 47dが割り当てられている分割された第1の磁気共鳴画像データに基づいて行われる。もちろん、図3および図4に示された物質クラスへの第1の磁気共鳴画像データのセグメンテー

50

ションとは相違するセグメンテーションも考えられ得る。

【 0 0 5 5 】

図 4 に示された実施例において、磁気共鳴装置 1 1 の主磁場 1 8 の検査対象 1 5 に依存しない不均一性がシム設定の算定時に考慮される。これは、図 3 に示された B 0 マップの運動補正に追加して行うこともできる。

【 0 0 5 6 】

先ず、他のステップ 5 3 において第 2 の磁気共鳴画像データの取得前に磁気共鳴装置 1 1 の画像データ取得ユニット 3 4 により較正測定が行われる。較正測定中に較正磁気共鳴画像データが取得される。較正磁気共鳴画像データに基づいて、検査対象 1 5 に依存しない磁気共鳴装置 1 1 の主磁場 1 8 の不均一性が決定される。代替又は追加として、これらの不均一性は主磁石 1 2 の構成に関する既知情報に基づいて設定することもできる。不均一性をシミュレーションによって求めることも考えられ得る。

【 0 0 5 7 】

検査対象 1 5 に依存しない主磁場の不均一性は、他のステップ 5 4 において、他のステップ 4 2 における B 0 マップの算定時に計算ユニット 2 4 の算定ユニットによって考慮される。

【 0 0 5 8 】

図 2、図 3 および図 4 に示された本発明による方法のステップは、磁気共鳴装置によって実施される。このために、磁気共鳴装置は、磁気共鳴装置の計算ユニットおよび / 又は制御ユニットの記憶ユニットに記憶されている必要なソフトウェアおよび / 又はコンピュータプログラムを含む。ソフトウェアおよび / 又はコンピュータプログラムは、計算ユニットおよび / 又は制御ユニットにおいて、計算ユニットおよび / 又は制御ユニットのプロセッサユニットにより、コンピュータプログラムおよび / 又はソフトウェアが実行される際に本発明による方法を実施するように構成されているプログラム手段を含む。

【 0 0 5 9 】

本発明の細部を好ましい実施例によって詳しく図解して説明したが、本発明はそれらの開示された例によって限定されることはなく、その他の変形例を当業者によって本発明の保護範囲を逸脱することなく導き出すことができる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

- 1 1 磁気共鳴装置
- 1 2 主磁石
- 1 3 磁石ユニット
- 1 4 患者撮像領域
- 1 5 検査対象
- 1 6 患者寝台装置
- 1 8 主磁場
- 1 9 傾斜磁場コイルユニット
- 2 0 高周波アンテナユニット
- 2 4 計算ユニット
- 2 5 表示ユニット
- 2 6 入力ユニット
- 2 8 傾斜磁場制御ユニット
- 2 9 高周波アンテナ制御ユニット
- 3 1 ハウジング外装
- 3 2 シムユニット
- 3 3 シム制御ユニット
- 3 4 画像データ取得ユニット
- 4 0 ~ 5 4 ステップ

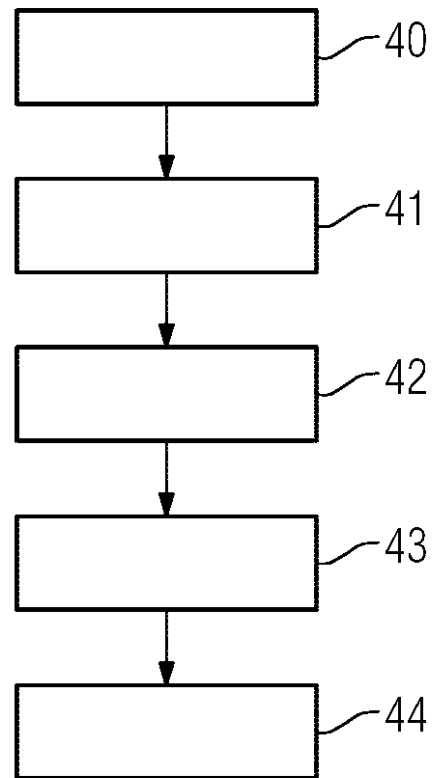
10

20

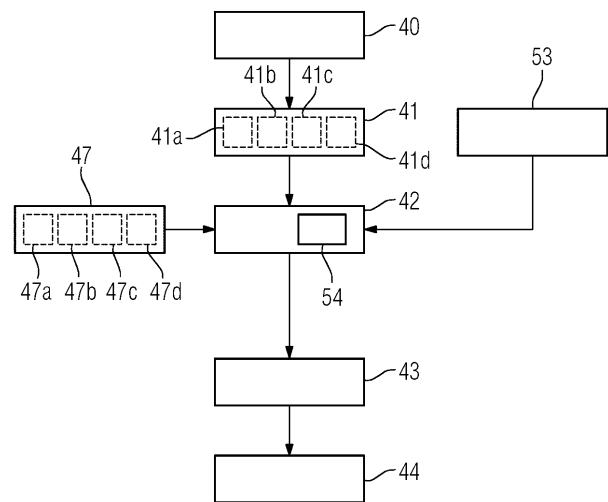
30

40

【 図 2 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 シュテファン ビーベル
ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 6 エアランゲン、フォン - レンタースハイム - シュトラーセ 5 ア
ー
- (72)発明者 ダニエル ニーダーレーナー
ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 4 エアランゲン、グスタフ - シュペヒト - シュトラーセ 1 1
- (72)発明者 アンドレアス シュミット
ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 2 エアランゲン、パウル - ゴーダン - シュトラーセ 2 7
- (72)発明者 マルクス フェスタ
ドイツ連邦共和国 9 0 4 7 1 ニュルンベルク、ハンス - ファラダ - シュトラーセ 5 9
- F ターム(参考) 4C096 AB32 AD08 AD14 AD19 BB32 CA27 CA35 DC18 DC19 DC35
DC36 FC20