

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6120806号
(P6120806)

(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)

(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 0

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 16 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2014-131489 (P2014-131489)
 (22) 出願日 平成26年6月26日 (2014. 6. 26)
 (65) 公開番号 特開2015-13117 (P2015-13117A)
 (43) 公開日 平成27年1月22日 (2015. 1. 22)
 審査請求日 平成27年7月14日 (2015. 7. 14)
 (31) 優先権主張番号 10 2013 212 894.0
 (32) 優先日 平成25年7月2日 (2013. 7. 2)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
 (31) 優先権主張番号 10 2014 206 011.7
 (32) 優先日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 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】 金属物体を含むターゲット範囲の磁気共鳴データの取得方法および磁気共鳴装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高周波コイル装置 (3') を介して送出される少なくとも 1 つの高周波励起を含む磁気共鳴シーケンスが使用される磁気共鳴装置 (9) により、金属物体 (2) を含むターゲット範囲 (1) の磁気共鳴データを取得する方法において、

異なる振幅および位相の少なくとも一方により個々に制御可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置 (3') が使用され、高周波場の偏波を記述するコイル部材の前記振幅および位相の少なくとも一方が、前記金属物体 (2) 内に前記高周波励起により生じるアーチファクトを少なくとも部分的に減少するために、前記ターゲット範囲 (1) 内における前記高周波場の均一な円偏波を参照して選定されることを特徴とする磁気共鳴データの取得方法。

【請求項 2】

前記磁気共鳴シーケンスがターボスピンエコー・シーケンスであることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記振幅および位相の少なくとも一方が、計算により、測定データに関連して、または最適化工程において、求められることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の方法。

【請求項 4】

金属物体を記述する少なくとも 1 つの物体パラメータにおいてターゲット範囲 (1) 内の前記金属物体 (2) と一致する別の金属物体について前記磁気共鳴装置 (9) により校

正データが取得され、前記振幅および位相の少なくとも一方の検出の際に利用されることを特徴とする請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

計算のため磁気共鳴データの取得のシミュレーションが実施されることを特徴とする請求項 3 または 4 記載の方法。

【請求項 6】

前記最適化工程において、高周波場の均一な円偏波を記述する基本設定から出発して前記振幅および位相の少なくとも一方の許容される変化範囲が規定され、前記磁気共鳴データの最小限所望される画像品質によって決められることを特徴とする請求項 3 から 5 の 1 つに記載の方法。

10

【請求項 7】

前記最適化工程が、前記磁気共鳴装置において前記金属物体を有するターゲット範囲のモデルを利用して行われることを特徴とする請求項 3 から 6 の 1 つに記載の方法。

【請求項 8】

モデル内の前記金属物体は、液体で満たされた無限長円筒または楕円体内で幾何学的形状を有する均一なモデル物体とされることを特徴とする請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

少なくとも 1 つのモデルパラメータが、前記磁気共鳴装置による予備測定から検出されることを特徴とする請求項 7 または 8 記載の方法。

【請求項 10】

20

最適化ターゲットとして、前記モデル物体によって占められるモデル範囲内の電場が、テストパラメータにより記述される偏波を有する高周波励起に対してできるだけ小さい高周波磁場、およびテストパラメータにより記述される偏波を有する高周波励起のできるだけ均一な全高周波磁場の少なくとも一方が、前記モデル物体に隣接する範囲において得られることを特徴とする請求項 7 から 9 の 1 つに記載の方法。

【請求項 11】

前記最適化工程において前記振幅および位相の少なくとも一方を求めた後に高周波場マップのテスト測定が実施され、前記振幅および位相の少なくとも一方を高周波場マップに関連して適合させることを特徴とする請求項 7 から 10 の 1 つに記載の方法。

【請求項 12】

30

前記振幅および位相の少なくとも一方が、前記磁気共鳴データの取得前に前記金属物体 (2) を記述する少なくとも 1 つの物体パラメータに関連してルックアップテーブルから呼び出されることを特徴とする請求項 1 から 11 の 1 つに記載の方法。

【請求項 13】

前記磁気共鳴データの取得前に振幅および位相の少なくとも一方の少なくとも 2 つのパラメータセットに対して調整測定が実施され、前記振幅および位相の少なくとも一方が前記調整測定の結果に応じて選定されることを特徴とする請求項 1 から 11 の 1 つに記載の方法。

【請求項 14】

前記調整測定が投影測定であることを特徴とする請求項 13 記載の方法。

40

【請求項 15】

少なくとも 2 つの取得工程においてそれぞれ前記磁気共鳴データのサブデータセットが取得され、前記ターゲット範囲 (1) の種々の部分範囲でアーチファクトが減少されるようにし、前記磁気共鳴データの再構成の際に前記部分範囲を考慮して前記サブデータセットの組み合わせが行われることを特徴とする請求項 1 から 14 の 1 つに記載の方法。

【請求項 16】

種々の振幅および位相の少なくとも一方により制御可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置 (3') および請求項 1 から 15 の 1 つに記載の方法を実施するために構成された制御装置 (13) とを備えた磁気共鳴装置 (9)。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、高周波コイル装置を介して送出される少なくとも1つの高周波励起を含む磁気共鳴シーケンスが使用される磁気共鳴装置により、金属物体を含むターゲット範囲の磁気共鳴データを取得する方法に関する。さらに本発明は磁気共鳴装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージングは従来技術で既に広く知られている。この場合、静磁場 (B_0 磁場) においてスピンを偏向し、そこから得られた信号を測定できるように高周波励起が使用される。高周波励起の高周波場はこの場合一般に B_1 磁場と称される。

10

【0003】

磁気共鳴検査における問題は、金属物体、たとえば金属インプラント (金属植込み物) が患者の体内にある場合に生じる。複雑な問題と関連しているにも拘わらず金属インプラントを有する患者の検査は重要な課題になってきている。特に整形用のインプラント (たとえばボルト、固定器具、人工関節等) を有する患者の数の増大は、金属による著しい画像歪みを低減するための新技術の開発に導いている。なぜなら磁気共鳴イメージングの高い軟部組織のコントラストはほかの検査方法より勝っているからである。この場合たとえばコンピュータトモグラフィのような他のイメージング法も強い金属アーチファクトを示すことを考慮しなければならない。

20

【0004】

磁気共鳴イメージングは特に術後の諸処置において、感染、拒絶反応および/または骨折をより明瞭に診断できるので好ましい。

【0005】

磁気共鳴イメージングではターゲット範囲に金属物体がある場合には主に静磁場 (B_0 磁場) のひずみによる画像アーチファクトが惹起され、これは同様に人体組織の磁化率と金属物体の磁化率との大きな相違に起因する。そのほか原理的に知られている作用は、たとえば渦電流によるダイナミック磁場、いわゆるイメージング傾斜磁場の乱れ、並びに最近知られていることであるが、たとえば金属物体とその周囲の組織に誘起される高周波電流による高周波場の乱れである。

30

【0006】

金属物体に基づくアーチファクト、特に画像ひずみおよびコントラスト変化の減少もしくは修正を目的とする公知の対処法は、従来主として金属物体近くの静磁場 B_0 の強い乱れに対して行われていた。このためたとえば、磁気共鳴シーケンスとして高い帯域幅を有するターボスピンエコー・シーケンス (TSEシーケンス) を使用することが知られている。ほかの試みはいわゆる「ビュー・アングル・ティルチング (view angle tilting) 法 (読み出し傾斜磁場の方向におけるひずみ修正) で行われている。さらにいわゆるキーワード SEMAC / MAVRIC で知られているスライス選択傾斜磁場の方向におけるひずみ修正が知られている (非特許文献1参照)。

40

【0007】

上述のほかのメカニズム、すなわち傾斜磁場および高周波によって誘起される渦電流ならびに高周波シャドウ効果に関する作用は従来技術において勿論知られているが、その解決法は臨床的な用途では实际的でない。これに関しては非特許文献2を指摘しておく。たとえばこの問題の解決のために測定を種々のトランスミッタ (送信器) 電圧で何回も繰り返すことが提案されている。これはとりわけ医療分野では甘受できないような測定時間の延長を生じる。代替的に断熱パルスを使用することも提案されているが、これは大きなパルス長と振幅を必要とし、それゆえ極めて制限された場合に使用できるものである。

【先行技術文献】

【非特許文献】

50

【 0 0 0 8 】

【非特許文献 1】B.A.Hargreaves et al, "Metal-Induced Artifacts in MRI", AJR:197, 2011, p. 547 - 555

【非特許文献 2】C.R.Camacho et al., "Nonsusceptibility Artifacts Due to Metallic Objects in MR Imaging", JMRI: 5, 1995, p. 75 - 88

【非特許文献 3】John G. Sled and G. Bruce Pike, "Standing-Wave and RF Penetration Artifacts Caused by Elliptic Geometry: An Electrodynamics Analysis of MRI", IEEE Transactions on Medical Imaging 17 (1998), p. 653 -662

【非特許文献 4】James Tropp, "Image brightening in samples of high dielectric contrast", Journal of Magnetic Resonance 167 (2004), p. 12 - 24

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

それゆえ、本発明の課題は、金属物体との高周波励起の相互作用により惹起されるアーチファクトを減少する方法を改良することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

この課題を解決するため冒頭に述べた方法において本発明によれば、異なる振幅および/または位相により個々に制御可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置が使用され、高周波場の偏波を記述するコイル部材の振幅および/または位相が、金属物体内に高周波励起により生じるアーチファクトを少なくとも部分的に減少するために、ターゲット範囲内で高周波場の均一な円偏波を参照して選定される。

20

【 0 0 1 1 】

上述のように本発明の基礎となる問題は、金属物体によって高周波電流が誘起され、この電流が外部の送信高周波場と重なるので、局部的に有効全高周波場が形成されることである。外部から作用する高周波場に対して局部的に誘起された高周波場の振幅、位相および空間的向きに応じて、これにより画像にコントラスト変化およびシャドウが生じ、信号消失まで生じる。本発明の出発点は、たとえばインプラントなどの金属物体もしくはその周囲の組織に局部的に誘起される電流が外部高周波場のパラメータ、たとえばその偏波に関係するという認識である。実験では、外部高周波場の変化により、特に偏波に関して上述の画像アーチファクトが回避されるか少なくとも弱められることが確認された。高周波場の変化の可能性は、多数のチャネルを介して独立的に制御可能なコイル部材を有する高周波コイル装置の使用することにより生じる。この種の高周波コイル装置は多チャネル送信システム（並列送信システム）とも呼ばれる。ここでは種々の振幅および相対位相を有する高周波信号が印加される多数の送信チャネルが用いられる。

30

【 0 0 1 2 】

この場合通常は円偏波された送信高周波場が使用されるが、所望のイメージング結果は種々のコイル部材に対し異なる振幅および相対位相を用いることによっても達成可能である。すなわち振幅および相対位相においてイメージング成果に顕著な制限を加えることなくしにアーチファクトの減少を可能にする、振幅および相対位相の変化範囲が生じる。この変化範囲は、本発明においては、アーチファクトの発生の減少を招来するか又は最適化工程の成果をもたらす振幅および相対位相を見つけるのに用いられる。

40

【 0 0 1 3 】

磁気共鳴装置における外部送信高周波場は、すなわち複数のコイル部材により、金属物体、特に金属インプラントを有する患者のターゲット範囲における画像アーチファクトが抑制されるように変えられる。従来はこの高周波場は円偏波され、すなわちできるだけ均一な高周波励起の目的を達成するため同じ振幅および相対位相の送信チャネルを 90° 交差したものが使用されている。高周波場のこのような均一円偏波とは異なった方法が本発明では金属アーチファクトを減少するためにとられており、特にインプラントを有する患者ではたとえばインプラント近くの信号シャドウが回避できるので診断上良好な画像品質

50

が生じる。

【0014】

2チャンネルシステム、すなわち独立して制御可能な2つのコイル部材を有する高周波コイル装置ではたとえば円偏波から楕円偏波に移行することができる。3つ以上の送信チャンネルを有するシステムでは局所的に変化する偏波を得ることもできる。ファントム実験および生体実験では、上述の方法でインプラントもしくは一般に金属物体近くの金属アーチファクトを著しく減少できることが示されている。

【0015】

ここで注記すべきことは、ほかの作用で惹起されるアーチファクトも同時に金属物体と関連して考慮することが合目的的であることである。たとえば磁気共鳴シ-ケンスをターボスピンエコー・シーケンスとすることができる。これにより B_0 磁場のひずみから惹起されるアーチファクトを大幅に回避できるからである。

10

【0016】

高周波励起による金属アーチファクトの減少に好適な振幅および/または位相の検出には種々のやり方が考えられる。たとえば振幅および/または位相を計算によりおよび/または測定データに関連しておよび/または最適化工程で検出することができる。特に合目的なのは、これらの手段をすべて組み合わせることで、もっと詳しく述べれば、計算特にシミュレーションを最適化工程用のモデルにおいて使用し、その結果を測定により細分化することである。

【0017】

20

具体的にはたとえば、金属物体を記述する少なくとも1つの金属物体パラメータにおいてターゲット範囲内の金属物体と一致するもう1つの金属物体について校正データを磁気共鳴装置により取得し、振幅および/または位相を検出する際に参考にすることができる。すなわち適当なパラメータ、すなわち振幅および相対位相を予備実験で求めることが考えられ、たとえば金属物体としての種々のインプラントタイプについてパラメータを求め、これを相応するインプラントタイプに対して再び使用することができる。すなわち種々の物体パラメータについて測定を実施し、磁気共鳴データの取得時に同じパラメータの金属物体を使用すべきときには、これから好適な振幅および位相が既知であればこの測定結果を再び利用できる。この場合指摘すべきことは、校正データはほかのパラメータ、たとえば異なる人体範囲に対するパラメータ、すなわち人体範囲を記述する異なるパラメータなどを考慮して取得できることである。

30

【0018】

さらに付加的にまたは代替的に、振幅および位相の計算に磁気共鳴データの取得のシミュレーションを実施することが可能である。シミュレーション法は磁気共鳴分野では広く知られており、場の分布、本例では特に高周波場の B_1 磁場の分布を計算することが可能である。この場合ターゲット範囲のモデルを使用して、アーチファクトを作るプロセスの計算を実施することができる。

【0019】

一般的には本発明において、最適化工程が実施されると好ましい。たとえば、最適化工程において振幅および/または位相の許容される変化範囲は特に高周波場の均一な円偏波を記述する基本設定から出発して規定され、特に磁気共鳴データの最小限所望される画像品質によって決められる。すなわち振幅および位相が離れてはならない範囲つまり変化範囲が予め定められる。最適化工程の費用関数はこの場合アーチファクトのできるだけ大幅な減少に設定される。この方法は計算との関連で並びに測定との関連で、たとえば最適化によりシミュレーションに対する新しいパラメータが与えられるかおよび/または別の測定用の新しいパラメータが検出されることにより行われる。このようにすれば磁気共鳴データの特別な取得工程のために、できるだけ労力の少ない最適化された振幅および/または位相を検出することが可能である。

40

【0020】

上述のようにシミュレーション計算においてモデルを使用することは特に好ましいこと

50

である。このモデルでは最適化工程の一ステップ用に役立つ結果が計算されるので、一般的に言えば最適化工程は磁気共鳴装置において金属物体を有するターゲット範囲のモデルを使用して行われる。すなわちモデルによる記述が行われ、これは特に金属物体の透磁率とたとえばその周囲の組織の透磁率との差を記述でき、さらに磁気共鳴装置、特に高周波励起の作用がまさにモデルの一部となるので、モデルパラメータは磁気共鳴装置内もしくは具体的には均一ボリューム内の金属物体の位置となり得る。

【0021】

具体的な有利な実施態様では、モデルにおいて金属物体は、液体、特に水で満たされた無限長円筒または楕円体内で幾何学的形状、特に丸棒または角棒および/または球体および/または楕円体として形成される均一なモデル物体として想定される。モデルの考えられる具体的な実現例はそれゆえ、液体、特に水で満たされた無限長円筒が想定され、代替的に楕円体も想定できる。円筒もしくは楕円体は最終的に検査すべき患者のモデル模像である。この円筒もしくは楕円体内に金属物体を記述し均一と想定されるモデル物体がある。たとえばモデル物体は規定の長さおよび規定の直径の金属棒を記述することができる。代替的に球体または楕円体としての記述もある。この関連においてさらにモデルの簡略化のためモデル物体と液体との間の相互作用の想定は行われ、すなわちモデル物体とこれを囲む液体との間の相応の相互作用がモデルの想定のカンバ内では無視されもはや観察されないようにすることができる。

【0022】

金属物体とそれを取り囲む患者との簡単な幾何学的形状で作動するこの種のモデルについては、部分的に、最適化工程において種々の偏波に使用することのできる場の計算のための分析的解決法が知られている。勿論当然のことながら、モデル物体の幾何学的形状をより正確にまたは厳密に形成することも可能であり、この場合にはモデルの計算を実施するために数学的シミュレーション法を使用することができる。すなわちモデル物体の幾何学的形状として金属物体の幾何学的形状を使用し、数学的シミュレーションの形でモデルの計算を行うことが可能である。

【0023】

各例においてモデルは磁気共鳴装置自体との結合も有するので、最適化工程中に変化する偏波を記述する高周波励起がモデルにおいて考慮される。したがって振幅および/または位相により記述される種々の偏波に対して、発生する場を記述する結果を得ることができ、これらは再び最適化工程の目標関数においてインプットすることができる。

【0024】

できるだけ正確に実際の状況を模造するモデルを得るために、少なくとも1つのモデルパラメータ、特に磁気共鳴装置内の患者の位置および/または患者内の金属物体の位置を磁気共鳴装置での予備測定から求めることができる。すなわちこの実施形態において最適化は患者個々に実施され、重要なモデルパラメータ、たとえば患者内における金属物体たとえばインプラントの空間的位置並びに磁気共鳴装置内における患者の位置が予備測定により求められる。代替的には、たとえば「タイプX左の人工股関節」のような典型的な臨床例に対しては最適化を1回実施し、パラメータを上述のように磁気共鳴装置内にたとえばルックアップテーブルの形で格納し、患者個々の適合化をしなくてもよいようにすることも考えられる。このようにすれば場合によっては時間の節約が図れる。

【0025】

最適化工程における具体的な最適化に対しては種々の可能性がある。このためにまず注記すべきことは、高周波場 (B_1 磁場) には基本的に電場が関係することである。金属物体の範囲内で電場の振幅が大きければ大きいほど、その金属物体内に誘起される電流やこの電流によって誘起される高周波妨害場が大きくなり、この高周波妨害場が高周波励起の外部高周波場と重なり、金属物体の周囲における上述のイメージング乱れを導く。この観察においてアーチファクト減少のための第1の最適化基準が導出される。

【0026】

本発明の有利な実施態様によれば、最適化目標として金属物体によって占められるモデ

10

20

30

40

50

ル範囲内の電場はテストパラメータによって記述される偏波を有する高周波励起に対してできるだけ小さくしなければならない。指摘すべきことは、電場も勿論高周波であることである。それにも拘らず以下において B_1 磁場は以前において用いたように引き続き高周波場と呼ぶことにする。いずれにしても公知のように目標関数によって記述され得るこの種の最適化目標において金属物体の電場がゼロである高周波励起の偏波が検出されなければならないので、電流の誘起およびこの電流から生じる妨害場の誘起がこのようにしてできるだけ回避されなければならない。しかし代替的にまたは付加的に有効高周波場 (B_1 磁場) の均一性も少なくとも金属物体の範囲において観察でき、最適化目標としてテストパラメータによって記述される偏波を有する高周波励起のできるだけ均一な磁気的全高周波場 (全高周波磁場) が金属物体に隣接する範囲、特にターゲット範囲において達成される必要がある。いずれにせよ高周波励起自体の寄与と誘起によって生じる妨害場とをも含む有効全 (B_1) 高周波場を評価するために、金属物体、モデルではモデル物体に隣接する少なくとも1つの範囲が観察されるが、これは必ずしも全ターゲット範囲を含む必要はない。しかしまた、発生する磁気的高周波場 (高周波磁場) のできるだけ高い均一性が全ターゲット範囲で実現されることが好ましい。

10

【0027】

ここで注記すべきことは、この範囲、特にターゲット範囲における高周波場の強さは問題にならないことである。なぜならこの強さは高周波励起の対応するパラメータ、特にトランスミッタ電圧、すなわち高周波励起を作る際の参照電圧により再調整できるからである。

20

【0028】

本発明の有利な実施態様では、最適化工程において振幅および/または位相を求めた後に (B_1) 高周波場マップのテスト測定が実施され、振幅および/または位相が磁気的高周波場 (高周波磁場) を記述する高周波場マップに関連して適合される。すなわちしばしば B_1 マップとも言われる高周波場マップを最適化工程の結果である偏波の高周波励起により測定し、モデル計算と実際との偏倚を求め、これにより偏波を記述する振幅および/または位相をより正確に規定することも考えられる。この場合、測定結果をモデルの改良のために使用するかおよび/またはテスト測定において別の最適化工程を実施し、偏波の適合化後に新しい偏波により改めて規定の品質基準が得られるまでテスト測定を実施する実施形態も考えられる。

30

【0029】

上述のように、トランスミッタ電圧の適合化を、高周波場マップによって特に最後に測定された高周波場の強さに応じて設定値に向かって行うことが特に好ましい。したがって有利には高周波場マップ (B_1 マップ) に基づいてトランスミッタ調節が行われるので、全体として生じる高周波場は磁気共鳴データの取得にとって大きすぎること小すぎることもない。これは一般的には、画像取得が最適化された振幅および/または位相で、すなわち最適化された偏波で行われる前の最後の方法ステップである。

【0030】

以上においては、特に比較的大きな金属物体、たとえば人工股関節のようなインプラントにおいて生じる高周波場の乱れに基づく大きな画像アーチファクトを減少できる臨床ルーチンで使用可能な具体的な方法を述べた。

40

【0031】

有利な実施態様では、振幅および/または位相は磁気共鳴データの取得前に金属物体を記述する少なくとも1つの物体パラメータに関連してルックアップテーブルから呼び出される。この種のルックアップテーブルには、たとえば校正データのまさに記述された計算および/または測定の結果が格納され、特定の金属物体を有する規定のターゲット範囲についての磁気共鳴データの取得毎に実際の取得計画を記述する物体パラメータに一致するデータセットが求められ、対応する振幅および/または位相が使用される。勿論ルックアップテーブルは付加的にほかのパラメータ、たとえばターゲット範囲を記述するパラメータ (たとえば身体領域)、取得目標 (求められる診断)、使用される具体的な磁気共鳴シ

50

ーケンスなどに関連して求めることもできる。このようにしてすべての標準化可能な取得工程に適した位相および/または振幅が用意される。

【 0 0 3 2 】

ルックアップテーブルを使用する代わりに、磁気共鳴データの取得前に振幅および/または位相の少なくとも2つのパラメータセットに対して調整測定を実施し、振幅および/または位相を調整測定の結果に応じて選定することも考えられる。すなわち本来の診断的測定の前に、すなわち磁気共鳴データの取得前に、最適パラメータを自動的に求める付加的な調整測定を実施することができる。この場合迅速に行うことのできる測定が有利であり、調整測定は特に周知のように極めて迅速に実施できる投影測定とすることができる。調整測定の評価はたとえば画像輝度などの評価により同様に時間的に極めて迅速に実施することができる。この場合もちなみに最適化工程が行われ、以後の調整測定に使用される振幅および/または位相は先行する調整測定の結果に関連させることができる。

10

【 0 0 3 3 】

金属物体の周囲に誘起された高周波場は極めて均一であるので、アーチファクトは修正された振幅および/または位相によっては完全には回避できないが、その強度および/または空間的位置は変化させることも可能である。この場合にも本発明方法におけるアーチファクトの著しい減少はいずれにしても可能である。なぜなら少なくとも2つの取得工程においてそれぞれ磁気共鳴データのサブデータセットが取得され、ターゲット範囲の種々の部分範囲においてサブデータセットがアーチファクトを減少され、磁気共鳴データの再加工の際に部分範囲を考慮したサブデータセットの組み合わせが行われるからである。したがって種々の送信パラメータにより測定が繰り返され、そのようにして全体として画像の比較的大きな範囲を、減少したアーチファクトでカバーすることができる。具体的には、サブデータセットの組み合わせを個々の画像の平方和の加法 (sum-of-squares addition) により行うことができるが、具体的な事情を考慮したほかの複雑な組み合わせ法も考えられる。たとえばアーチファクト検出アルゴリズムによりサブデータセット内に残存するアーチファクトを検出し、そこからたとえば重み係数を検出し、サブデータセットの組み合わせの際に考慮することができる。

20

【 0 0 3 4 】

本発明は上記の方法のほかに本発明方法を実施するために形成された制御装置を有する磁気共鳴装置も対象とする。本発明方法の実施例全体は本発明による磁気共鳴装置にも同様に適用できるので、この装置によっても本発明の利点を得ることができる。

30

以上に詳細に説明したように、本発明によれば、高周波コイル装置を介して送出される少なくとも1つの高周波励起を含む磁気共鳴シーケンスが使用される磁気共鳴装置により、金属物体を含むターゲット範囲の磁気共鳴データを取得する方法において、異なる振幅および/または位相により個々に制御可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置が使用され、高周波場の偏波を記述するコイル部材の振幅および/または位相が、金属物体内に高周波励起により生じるアーチファクトを少なくとも部分的に減少するために、ターゲット範囲内における高周波場の均一な円偏波を参照して選定される磁気共鳴データの取得方法が提供される (請求項1)。

磁気共鳴データの取得方法に関する本発明の実施態様は次の通りである。

40

- ・磁気共鳴シーケンスがターボスピンエコー・シーケンスである (請求項2)。
- ・振幅および/または位相が計算によりおよび/または測定データに関連しておよび/または最適化工程において求められる (請求項3)。
- ・金属物体を記述する少なくとも1つの物体パラメータにおいてターゲット範囲内の金属物体と一致する別の金属物体について磁気共鳴装置により校正データが取得され、振幅および/または位相の検出の際に利用される (請求項4)。
- ・計算のため磁気共鳴データの取得のシミュレーションが実施される (請求項5)。
- ・最適化工程において特に高周波場の均一な円偏波を記述する基本設定から出発して振幅および/または位相の許容される変化範囲が規定され、特に磁気共鳴データの最小限所望される画像品質によって決められる (請求項6)。

50

・最適化工程が磁気共鳴装置において金属物体を有するターゲット範囲のモデルを利用して行われる（請求項 7）。

・モデル内の金属物体は、液体特に水で満たされた無限長円筒または楕円体内で幾何学的形状を有する、特に丸棒または角棒および／または球体および／または楕円体として形成された均一なモデル物体とされる（請求項 8）。

・少なくとも 1 つのモデルパラメータ、特に磁気共鳴装置内の患者の位置および／または患者内の金属物体の位置が磁気共鳴装置による予備測定から検出される（請求項 9）。

・最適化ターゲットとして、モデル物体によって占められるモデル範囲内の電場がテストパラメータにより記述される偏波を有する高周波励起に対してできるだけ小さく、および／またはテストパラメータにより記述される偏波を有する高周波励起のできるだけ均一な全高周波磁場が、モデル物体に隣接する範囲、特にターゲット範囲において得られる（請求項 10）。

・最適化工程において振幅および／または位相を求めた後に高周波場マップのテスト測定が実施され、振幅および／または位相を高周波場マップに関連して適合させる（請求項 11）。

・トランスミッタ（送信器）電圧の適合化は特に高周波場マップによって最後に測定された高周波場の強さに応じて設定値に向かって行われる（請求項 12）。

・振幅および／または位相が、磁気共鳴データの取得前に金属物体を記述する少なくとも 1 つの物体パラメータに関連してルックアップテーブルから呼び出される（請求項 13）

・磁気共鳴データの取得前に振幅および／または位相の少なくとも 2 つのパラメータセットに対して調整測定が実施され、振幅および／または位相が調整測定の結果に応じて選定される（請求項 14）。

・調整測定が投影測定である（請求項 15）。

・少なくとも 2 つの取得工程においてそれぞれ磁気共鳴データのサブデータセットが取得され、ターゲット範囲の種々の部分範囲でアーチファクトが減少されるようにし、磁気共鳴データの再加工の際に部分範囲を考慮してサブデータセットの組み合わせが行われる（請求項 16）。

さらに、本発明によれば、種々の振幅および／または位相により制御可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置および本発明による方法を実施するために構成された制御装置とを備えた磁気共鳴装置も提供される（請求項 17）。

【0035】

本発明のほかの利点および詳細は以下に記述する実施例から並びに図面を基に明らかにされる。

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図 1】図 1 は従来技術による金属物体を有するターゲット範囲のデータ取得装置の概略図を示す。

【図 2】図 2 は本発明方法を使用した図 1 に対応する概略図を示す。

【図 3】図 3 は本発明による磁気共鳴装置を示す。

【発明を実施するための形態】

【0037】

図 1 により本発明の前提となる従来技術を説明する。高周波送信システムの一部のみを示した磁気共鳴装置により、たとえばインプラント（植込み物）である金属物体 2 があるターゲット範囲 1 が撮影される。磁気共鳴データの取得のため、高周波コイル装置 3 を駆動し、少なくともターゲット範囲 1 に符号 4 で示すような高周波励起を起こすべく発生する高周波場の均一な円偏波が生じることは知られている。それゆえターゲット範囲 1 には円偏波 B_1 磁場が生じる。これは増幅装置 5 により作られた高周波信号が 90°ハイブリッド装置 6 を介して分割され高周波コイル装置 3 に与えられることにより達成される。金

属物体 2 内に高周波場により誘起された高周波電流が生じ、この高周波電流が再び高周波場 7 を生じるので、取得された磁気共鳴データにたとえば信号シャドウのようなアーチファクトが生ずるおそれがある。高周波場 (B_1 磁場) により作られるこのようなアーチファクトは本発明方法により減少しなければならない。

【0038】

本発明においては、高周波場が特にその偏波に関して修正可能であり、それにも拘わらずほぼ同じイメージング結果が得られるが、変化した高周波場によりアーチファクトが少なくとも減少することが認められた。すなわち図 2 に示すように、別々に駆動可能な複数のコイル部材を有する高周波コイル装置 3' が使用され、各コイル部材に対して異なる振幅および位相を個別に選択できるようにすると、振幅および位相に対する変化範囲が生じ、この変化範囲は本発明によりアーチファクトを減少する設定を見出すのに利用することができる。

10

【0039】

これを図 2 により 2 つの送信チャネルを有する高周波コイル装置 3' の例で説明する。各送信チャネルはそれぞれ増幅装置 5 a、5 b を介して制御される。この場合第 1 の送信チャネルに対しては振幅 A_1 および位相 p_1 が使用され、第 2 の送信チャネルに対しては振幅 A_2 および位相 p_2 が使用される。位相および振幅は磁気共鳴装置の制御装置により特殊な応用例に対して選択され、アーチファクトを減少するようにされる。これは本例では符号 8 で示すような周波数場の楕円偏波を用いることにより達成される。このようにすれば金属物体 2 内に誘起された高周波電流が減少するので、誘起された高周波場 7' も結果として減少し、全体として磁気共鳴データにおけるアーチファクトの減少が生じる。

20

【0040】

本発明は勿論 2 つの送信チャネルつまり 2 つのコイル部材に限定されず、個々に制御可能なもっと多くの送信チャネルを有する高周波コイル装置 3' に対しても使用可能である。

【0041】

本発明方法の第 1 の実施例において金属物体 2、特にインプラントがあるターゲット範囲 1 を撮影しようとするときには、まずターゲット範囲 1、特に身体領域を記述するパラメータおよび金属物体 2 を記述する物体パラメータが集められる。磁気共鳴シーケンスとしては静磁場 (B_0 磁場) の乱れによるアーチファクトも大幅に回避するためにターボスピネコー・シーケンスが使用され、この磁気共鳴シーケンスが変化する場合にはこの変化を記述するシーケンスパラメータも予め既知とする。これらのすべてのパラメータはロックアップテーブルにおいて実際の磁気共鳴データの取得に適した振幅および位相を呼び出すのに使用される。該位相および振幅は次いで高周波コイル装置の励起に使用される。

30

【0042】

種々の送信チャネル用の位相および振幅を含み物体パラメータおよび / またはターゲット範囲パラメータおよび / またはシーケンスパラメータおよび / または別の入力パラメータに関係するデータセットは種々の方法で、有利には最適化工程において求められる。この場合校正データの取得用の測定も考えられ、代替的にまたは追加的に特にシミュレーションの使用のもとに計算も実施される。校正データの測定は、物体パラメータおよび場合によってはほかの入力パラメータの特定の値によってたとえば所定のインプラントを加えて規定の条件を作成し、各チャネル用の振幅および位相の種々の値のための校正データを取得することにより行われる。この場合に、既に一種の最適化工程が基礎となっており、すなわち校正データの測定のために最も近いものとして使用される振幅および位相が先に取得された校正データを考慮して求められると好ましい。シミュレーションにおいても同様に行われる。このような最適化工程および一般に校正測定および / またはシミュレーションの実施に際しては変化範囲が所定の画像品質を保持するために考慮される。シミュレーション結果もしくは校正データはアーチファクトの存在に関してたとえば費用関数用の値の検出によって評価されるので、最適なまたは少なくともアーチファクトに関して改良された値が振幅および相対位相に対して得られる。

40

50

【 0 0 4 3 】

ルックアップテーブルを使用する代わりに、磁気共鳴データの取得前にまず振幅および／または位相の少なくとも２つのパラメータセットについて調整測定を実施し、その際に測定された調整データをアーチファクトに関して評価し、振幅および／または位相を調整測定の結果に関連して選定し、再び最適化工程が行われるようにすることも可能である。調整測定は有利には迅速に実施可能な測定、たとえば投影測定である。この測定においてはちなみにシャドウアーチファクトも明瞭に現れる。

【 0 0 4 4 】

本発明の別の実施例では、最適な偏波、最適な位相および／または振幅を、患者個々に１つのモデルおよび少なくとも１回のテスト測定における計算を伴う最適化工程の結果により求めることも考えられる。この場合以下に記述する処置が当然のことながら上述のルックアップテーブル用のデータセットを取得するのに適している。

10

【 0 0 4 5 】

この関連においては患者、金属物体２および磁気共鳴装置との相互作用を記述するモデルが使用される。モデル中の金属物体２を表すモデル物体に簡単な幾何学的形状が使用される場合、分析的計算が考えられる。モデル物体の形状が金属物体２の実際の幾何学的形状に一致すべき場合には、モデル内の磁場計算に数値シミュレーションが使用される。

【 0 0 4 6 】

説明のための具体例として、本例では水で満たされた無限長円筒内のモデル物体として金属棒を考察する。患者のモデル記述のために楕円体も考えられる。これに関連する分析的計算の背景には非特許文献３および非特許文献４の論文が参照される。

20

【 0 0 4 7 】

モデルを完全なものにするためにまず患者内の金属物体２の位置および磁気共鳴装置内の患者の位置を求める予備測定が実施される。たとえばローカライザの取得など相応する測定方法は従来技術において既に十分に知られている。

【 0 0 4 8 】

以下においては再びたとえば２つのコイル部材、すなわち２つの送信チャネルを有する高周波コイル装置３'から出発する。一对の直線偏波高周波場 B_1^x 、 B_1^y が x 軸、 y 軸に沿って作られる。その結果生じるベクトルポテンシャル A は円筒（非特許文献３、４参照）内で分析的に求めることができ、これは全偏波を生じる両場の偏波に依存する。この場合 A_x は B_1^x により、 A_y は B_1^y により誘起される。

30

【数１】

$$A^t = \text{real} (A \cdot e^{i\omega t}) , \quad A = A_x \cdot e^{i\phi} + A_y$$

【 0 0 4 9 】

金属物体により乱されない高周波場は次いで

【数２】

$$\mathbf{B} = \text{rot} \mathbf{A}^t$$

となり、これに関連した位置 r （ベクトル）の電場は

【数３】

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}) = i\omega/2 \mathbf{r} \times \mathbf{B}(\mathbf{r}) ,$$

となり、ここで金属棒として形成された長さ l_R のモデル物体は位置（ベクトル） $p = (x_p, y_p)$ で z 方向に電流

【数４】

$$I_z \approx E_z(\mathbf{p}) l_R / (i\omega L_R) ,$$

をそのインダクタンス L_R に関係して作る。この電流は再び妨害場（interference field）

40

【数 5】

$$B_x^{ind}(\mathbf{r}) = -\frac{\mu_0}{2\pi} \frac{\sin(\Psi_r)}{r_p} I_z \quad B_y^{ind}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{2\pi} \frac{\cos(\Psi_r)}{r_p} I_z$$

を誘起し、ここで角度 Ψ_r は金属棒の周りの方位角、 r_p は観察点 \mathbf{r} (ベクトル) と金属棒の位置 \mathbf{p} (ベクトル) との間の長さを示す。

【0050】

物体内の全有効高周波場 (全高周波場) は

10

【数 6】

$$B_1^{tot}(\mathbf{r}) = (\partial_y + i\partial_x)\mathbf{A}(\mathbf{r}) + \frac{\mu_0 I_R}{4\pi L_R} \frac{\sin(\Psi_r) + i\cos(\Psi_r)}{r_p} (x_p \partial_x + y_p \partial_y)\mathbf{A}(\mathbf{p})$$

として記述することができる。この場合極めて速い伝播速度から出発する。

【0051】

これにより種々の偏波に対する種々の場が求められるので、最適化工程が実現される。この場合2つの最適化ターゲットが考えられる。一方は、最適化方法における偏波の変化を利用して、モデル物体に属する全ての点に対する電場をできるだけゼロにセットすることである。他方は、全高周波場 B_1^{tot} (ベクトル) をモデル物体に隣接する範囲において、有利には全範囲においてできるだけ均一にすることである。この場合 \mathbf{A} (ベクトル) の偏波は振幅および/または位相の変化によりそれぞれ変化する。

20

【0052】

ここに述べた理論は当然のことながら3つ以上の送信チャネルを有する高周波コイル装置に拡大することができる。

【0053】

テスト測定において、最適化工程の終了後に求められた振幅および位相の有効性を実際に検証することができ、このため高周波場マップを測定し (B_1 マップ)、これを基にして振幅および/または位相またはモデルのさらなる適合化を新しい最適化により行うことができる。

30

【0054】

特にモデル物体の範囲においてできるだけ低いまたは全く存在しない電場に最適化される事例または同様の事例において、特にテスト測定において求められた全高周波場の強さが低すぎるか高すぎる事例が生じることがあるが、これはトランスミッタ電圧の適合化により補償できるので、所望のフリップ角が得られる。

【0055】

さらに本発明の方法では、アーチファクトの十分な減少は可能ではないが、アーチファクトの部分的な減少もしくは空間的なシフトが可能である場合には、振幅および位相の種々のパラメータセットを使用した複数のサブデータセットを取得することも考えられ、このサブデータセットの組み合わせにより全体としておよび広範囲にアーチファクトの減少された磁気共鳴データを取得することができる。

40

【0056】

最後に図3は本発明による磁気共鳴装置9を示す。これは原理的に知られているように静磁場ユニット10を有し、この中に円筒状の患者収容部11がある。患者ベッドは図を簡略化するため示していない。患者収容部11の周りには傾斜磁場コイル装置12および個々に制御可能なコイル部材を有する高周波コイル装置3'が設けられている。

【0057】

高周波コイル装置3'の送信チャネルを制御するパラメータ、すなわち振幅および位相は、制御装置13により上述のように金属物体2内の高周波誘導に基づくアーチファクト

50

の減少のために選定され、すなわち制御装置 13 は本発明方法を実施するために構成される。この場合有利なのは制御装置 13 内にルックアップテーブル格納用の記憶装置を設けることである。

【 0 0 5 8 】

本発明を有利な実施例により詳細に図示および説明したが、本発明は開示された例に限定されず、本発明の保護範囲を逸脱しない限り、当業者によりほかの変形例を導出することができる。

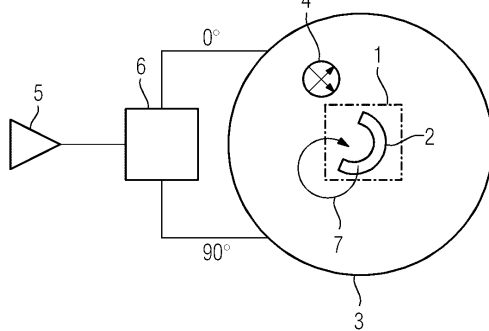
【符号の説明】

【 0 0 5 9 】

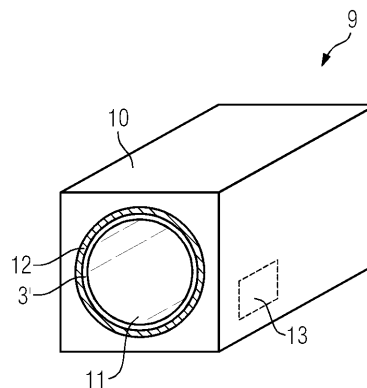
- | | | |
|------|-------------|----|
| 1 | ターゲット範囲 | 10 |
| 2 | 金属物体 | |
| 3、3' | 高周波コイル装置 | |
| 4 | 円偏波 | |
| 5 | 増幅装置 | |
| 6 | 90°ハイブリッド装置 | |
| 7、7' | 高周波場 | |
| 8 | 楕円偏波 | |
| 9 | 磁気共鳴装置 | |
| 10 | 静磁場ユニット | 20 |
| 11 | 患者収容部 | |
| 12 | 傾斜磁場コイル装置 | |
| 13 | 制御装置 | |

【図 1】

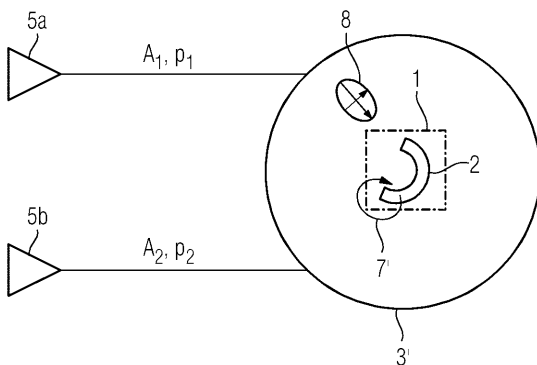
(従来技術)



【図 3】



【図 2】



フロントページの続き

(72)発明者 マシアス ニットゥカ

ドイツ連邦共和国 9 1 0 8 3 パイアースドルフ、リンデンシュトラッセ 7 1

(72)発明者 テレーザ バッハシュミット

ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 2 エアランゲン、シュティンツィングシュトラッセ 9

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 国際公開第2011/122086(WO, A1)

米国特許出願公開第2012/0306497(US, A1)

特表2013-506484(JP, A)

米国特許出願公開第2012/0179023(US, A1)

特開2010-029640(JP, A)

米国特許出願公開第2009/0322330(US, A1)

特開昭62-167554(JP, A)

特開2008-212643(JP, A)

米国特許出願公開第2008/0186025(US, A1)

Christopher R Camacho, Nonsusceptibility artifacts due to metallic objects in MR imaging, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 1995年 1月, vol.5, No.1, 75-88

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5