

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6172737号  
(P6172737)

(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)

(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/055</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 7 6
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/05</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 1 1
			A 6 1 B	5/05	3 8 2
			A 6 1 B	5/05	Z D M

請求項の数 20 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-70797 (P2013-70797)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成25年3月29日 (2013.3.29)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2013-215568 (P2013-215568A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(43) 公開日	平成25年10月24日 (2013.10.24)		4 5、スケネクタデー、リバーロード、1
審査請求日	平成28年3月11日 (2016.3.11)		番
(31) 優先権主張番号	13/441,088	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成24年4月6日 (2012.4.6)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 金属付近でMR位相コントラスト画像を生成するためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁石のボアの周囲に位置付けられた複数の傾斜磁場コイルを有するMRIシステムと、MR画像を獲得するために、パルスモジュールによって制御されてRF信号をRFコイルアセンブリに送信するRFトランスバシシステムおよびRFスイッチと、

コンピュータであって、

複数の3次元(3D)MRデータセットを獲得することであって、各3D MRデータセットが、各3D MRデータセットごとに異なるオフセット周波数値に設定された中心送信周波数および中心受信周波数を使用して獲得されるように、複数の3次元(3D)MRデータセットを獲得すること、

前記複数の3D MRデータセットに基づいて、複数の周波数画像を生成することと

、  
前記複数の周波数画像を複数の時間領域画像に変換すること、ならびに

前記複数の時間領域画像に基づいて、位相画像を生成すること

を行うようにプログラムされたコンピュータと

を備える磁気共鳴撮像(MRI)装置。

【請求項 2】

前記コンピュータが、前記複数の周波数画像を変換するようにプログラムされる際に、前記複数の周波数画像にフーリエ変換を適用するようにプログラムされる、請求項1記載のMRI装置。

## 【請求項 3】

前記コンピュータが、前記複数の周波数画像に基づいて、磁場マップを生成するようにさらにプログラムされる、請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 4】

前記コンピュータが、前記磁場マップに基づいて、前記位相画像から低空間周波數位相を除去するようにさらにプログラムされる、請求項 3 記載の MRI 装置。

## 【請求項 5】

前記複数の時間領域画像が、2つを超える時間領域画像を含み、

前記コンピュータが、前記位相画像を生成するようにプログラムされる際に、1対の前記複数の時間領域画像間の位相に基づいて、前記位相画像を生成するようにプログラムされる、

10

請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 6】

前記 1 対の前記複数の時間領域画像が、時間的に隣接しない時間領域画像に対応する、請求項 5 記載の MRI 装置。

## 【請求項 7】

前記コンピュータが、前記位相画像を生成するようにプログラムされる際に、前記複数の時間領域画像のすべてに基づいて、前記位相画像を生成するようにプログラムされる、請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 8】

20

前記コンピュータが、前記位相画像を生成するようにプログラムされる際に、各隣接対の時間領域画像間の位相の平均に基づいて、前記位相画像を生成するようにプログラムされる、請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 9】

前記コンピュータが、撮像勾配を介するスラブ選択を行わずに、前記複数の 3D MR データセットの各々を獲得するようにさらにプログラムされる、請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 10】

前記コンピュータが、少なくとも  $+/- 125 \text{ kHz}$  の受信機帯域幅を使用して、前記複数の 3D MR データセットの各々を獲得するようにさらにプログラムされる、請求項 9

30

## 【請求項 11】

前記コンピュータが、連続的な 3D MR データセットが非連続的なオフセット周波数値を使用して獲得されるように、前記複数の 3D MR データセットを獲得するために使用されるオフセット周波数値をインタリーブするようにさらにプログラムされる、請求項 1 記載の MRI 装置。

## 【請求項 12】

複数の 3D MR データ獲得の各々について、異なる中心周波数を決定するステップと、前記複数の 3D MR データ獲得を実行するステップであって、各 3D MR データ獲得が、決定された前記異なる中心周波数に設定された中心送信周波数および中心受信周波数を有する、ステップと、

40

前記複数の 3D MR データ獲得の各々について、周波数画像を再構成するステップと、

前記再構成された周波数画像に基づいて、複数の時間画像を生成するステップと、

前記複数の時間画像に基づいて、位相画像を生成するステップと

を含む磁気共鳴 (MR) 撮像の方法。

## 【請求項 13】

前記再構成された周波数画像に基づいて、磁場マップを生成するステップと、

前記磁場マップに基づいて、前記位相画像から低空間周波數位相を除去するステップとをさらに含む、請求項 12 記載の方法。

50

## 【請求項 14】

前記位相画像を生成するステップが、1対の時間的に隣接する時間画像間の位相を計算するステップを含む、請求項12記載の方法。

## 【請求項 15】

前記位相画像を生成するステップが、1対の時間的に隣接しない時間画像間の位相を計算するステップを含む、請求項12記載の方法。

## 【請求項 16】

前記位相画像を生成するステップが、各隣接対の時間画像間の位相の平均を計算するステップを含む、請求項12記載の方法。

## 【請求項 17】

命令を含むコンピュータプログラムを記憶するコンピュータ可読記憶媒体であって、前記命令が、コンピュータによって実行された場合、前記コンピュータに、

第1の3D MR獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第1の中心周波数オフセットに等しく設定することと、

3D MRデータの第1の組を獲得するために、前記第1の3D MR獲得を実行することと、

第2の3D MR獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を前記第1の中心周波数オフセットとは異なる第2の中心周波数オフセットに等しく設定することと、

3D MRデータの第2の組を獲得するために、前記第2の3D MR獲得を実行することと、

3D MRデータの前記第1および第2の組の各々について、周波数画像を再構成することと、

前記周波数画像をそれぞれ第1および第2の時間領域画像に変換することと、

前記第1および第2の時間領域画像に基づいて、位相画像を生成することと

を行わせる、

コンピュータ可読記憶媒体。

## 【請求項 18】

前記コンピュータに各周波数画像をそれぞれの時間領域画像に変換することを行わせる前記命令が、前記コンピュータに各周波数画像にフーリエ変換を適用することを行わせる、請求項17記載のコンピュータ可読記憶媒体。

## 【請求項 19】

前記命令が、前記コンピュータに、

第3の3D MR獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第3の中心周波数オフセットに等しく設定することと、

3D MRデータの第3の組を獲得するために、前記第3の3D MR獲得を実行することと、

3D MRデータの前記第3の組について、周波数画像を再構成することと、

3D MRデータの前記第3の組についての前記周波数画像を第3の時間領域画像に変換することと

をさらに行わせ、

前記コンピュータに前記位相画像を生成することを行わせる前記命令が、前記コンピュータに前記第1、第2、および第3の時間領域画像に基づいて、前記位相画像を生成することを行わせる、

請求項17記載のコンピュータ可読記憶媒体。

## 【請求項 20】

前記命令が、前記コンピュータに、

3D MRデータの前記第1および第2の組に基づいて、磁場マップを生成することと

、  
前記位相画像から低空間周波數位相を除去するために、前記位相画像内のデータから前記磁場マップ内のデータを減算することと

10

20

30

40

50

をさらに行わせる、請求項 17 記載のコンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、一般に、磁気共鳴 (MR) 撮像法に関し、より詳細には、金属付近で関心領域 (ROI) から MR 位相コントラスト画像を生成することに関する。

【背景技術】

【0002】

ヒトの組織などの物質が、均一磁場 (分極場  $B_0$ ) の作用を受けた場合、組織内におけるスピンの個々の磁気モーメントは、この分極場に沿って整列しようとするが、それぞれに特徴的なラーモア周波数 (Larmor frequency) で分極場の方向を中心にして無秩序に歳差運動をする。物質または組織が、 $xy$  平面内にある、ラーモア周波数に近い磁場 (励起場  $B_1$ ) の作用を受けた場合、正味の整列モーメント、すなわち「長手方向磁化」 $M_z$  は、 $xy$  平面に向かって回転する、すなわち「傾く」ことがあり、正味の横方向磁気モーメント  $M_x$  を発生させる。励起信号  $B_1$  が終わった後、励起されたスピンによって信号が発せられ、この信号を受信および処理して、画像を形成することができる。

【0003】

これらの信号を利用して画像を生成する場合、磁場勾配 ( $G_x$ 、 $G_y$ 、および  $G_z$ ) が利用される。通常、撮像される領域は、一連の測定サイクルによってスキャンされ、その際、これらの勾配は、使用される特定の局在化法 (localization method) によって変化する。得られた受信 NMR 信号の組は、多くのよく知られた再構成技法の 1 つを使用して画像を再構成するために、デジタル化され、処理される。

【0004】

筋骨格系 (MSK) 診断における MR の使用は、急速に成長している分野である。関節形成術は、インプラントを外科的に取り付けるものである。何らかの形態の金属インプラントを有する患者の人口は、非常に多く、急速に伸びている。MR は、インプラント再建 (implant revision) の診断を支援するうえで優れた能力を有する。しかし、磁気共鳴撮像法を使用して、MR 適合性関節形成インプラント (MR-compatible arthroplastic implant) の臨床診断を支援することは、根本的に困難な問題であることが分かっている。骨置換に利用するのに十分な堅牢性および耐久性を有するほとんどの材料は、典型的な  $B_0$  磁場に置いた場合、従来の空間符号化で利用される場オフセット (field offset) と比べて、振幅および空間的変動が大きい、異質な場を誘起するという磁氣的性質を有する。したがって、これらの材料は、主磁場に歪みを導入する可能性があり、不均一磁場を生じさせる。

【0005】

金属ハードウェアの存在下における MR 撮像法が開発されており、他の撮像技法によっては検出可能ではないメタルオンメタルインプラント置換故障モード (metal-on-metal implant replacement failure mode) に鑑みて、重要性を増している。そのようなインプラントに由来する併発症は、高い摩耗率と、高い摩耗率とは関係のない過敏性反応の両方に原因があった。残念なことに、従来のマグニチュードコントラスト技法 (magnitude contrast technique) は、そのような軟組織変化の間の違いを容易に識別することができない。

【0006】

これらの組織構成間の変化のあるものには、高磁化率の粒子状物質の存在が関与しているので、これらの領域における MR 画像の位相解析から、潜在的な差別化コントラスト (potential differentiating contrast) が得られることがある。しかし、金属によって誘起されるかなりの  $B_0$  摂動が、従来の位相コントラストメカニズムを役に立たなくする。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 3 0 8 8 2 7 号明細書

【発明の概要】

【 0 0 0 8 】

したがって、MR 撮像法を使用する、局部組織反応のこれらのクラス間およびクラス内での差別化を可能にするために、インプラント接触部付近または周辺において画像アーチファクトを低減することが可能なシステムおよび方法があることが望ましい。

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様により、磁気共鳴撮像 (MRI) 装置は、磁石のボア (bore) の周囲に位置付けられた複数の傾斜磁場コイルを有する MRI システムと、MR 画像を獲得するために、パルスモジュールによって制御されて RF 信号を RF コイルアセンブリに送信する RF トランシーバシステムおよび RF スイッチとを含む。MRI 装置はまた、複数の 3 次元 (3D) MR データセットを獲得し、複数の 3D MR データセットに基づいて、複数の周波数画像 (frequency image) を生成するようにプログラムされたコンピュータを含む。各 3D MR データセットは、各 3D MR データセットごとに異なるオフセット周波数値 (offset frequency value) に設定された中心送信周波数 (central transmit frequency) および中心受信周波数 (central receive frequency) を使用して獲得される。コンピュータはまた、複数の周波数画像を複数の時間領域画像 (time domain image) に変換し、複数の時間領域画像に基づいて、位相画像 (phase image) を生成するようにプログラムされる。

【 0 0 1 0 】

本発明の別の態様により、磁気共鳴 (MR) 撮像の方法は、複数の 3D MR データ獲得の各々について、異なる中心周波数を決定するステップと、複数の 3D MR データ獲得を実行するステップであって、各 3D MR データ獲得が、その決定された異なる中心周波数に設定された中心送信周波数および中心受信周波数を有する、ステップと、複数の 3D MR データ獲得の各々について、周波数画像を再構成するステップとを含む。方法はまた、再構成された周波数画像に基づいて、複数の時間画像 (temporal image) を生成するステップと、複数の時間画像に基づいて、位相画像を生成するステップを含む。

【 0 0 1 1 】

本発明のまた別の態様により、コンピュータ可読記憶媒体は、命令を含むコンピュータプログラムを記憶し、この命令は、コンピュータによって実行された場合、コンピュータに、第 1 の 3D MR 獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第 1 の中心周波数オフセットに等しく設定することと、3D MR データの第 1 の組を獲得するために、第 1 の 3D MR 獲得を実行することと、第 2 の 3D MR 獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第 1 の中心周波数オフセットとは異なる第 2 の中心周波数オフセットに等しく設定することとを行わせる。命令はまた、コンピュータに、3D MR データの第 2 の組を獲得するために、第 2 の 3D MR 獲得を実行することと、3D MR データの第 1 および第 2 の組の各々について、周波数画像を再構成することと、周波数画像をそれぞれ第 1 および第 2 の時間領域画像に変換することと、第 1 および第 2 の時間領域画像に基づいて、位相画像を生成することとを行わせる。

【 0 0 1 2 】

様々な他の特徴および利点は、以下の詳細な説明および図面から明らかにされる。

【 0 0 1 3 】

図面は、本発明を実施するために現時点で企図される実施形態を示している。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】本発明の実施形態を組み込んだ例示的な MR 撮像システムの概略ブロック図である。

10

20

30

40

50

【図2】本発明の一実施形態による、MR撮像技法のフローチャートである。

【図3】本発明の一実施形態による、磁場マップ(magnetic field map)を構成するための技法の図である。

【図4】本発明の別の実施形態による、磁場マップを構成するための技法の図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1を参照すると、本発明の実施形態を組み込んだ例示的な磁気共鳴撮像(MRI)システム10の主要な構成要素が示されている。システムの動作は、キーボードまたは他の入力デバイス13と、コントロールパネル14と、表示スクリーン16とを含む、操作者コンソール12から制御される。コンソール12は、リンク18を介して別個のコンピュータシステム20と通信し、コンピュータシステム20は、操作者が、画像の生成および表示スクリーン16への画像の表示を制御することを可能にする。コンピュータシステム20は、バックプレーン20aを介して互いに通信する多数のモジュールを含む。これらは、画像プロセッサモジュール22と、CPUモジュール24と、画像データ配列を記憶するためのフレームバッファを含むことができるメモリモジュール26とを含む。コンピュータシステム20は、画像データおよびプログラムを記憶するための、アーカイブ媒体デバイス、永続的もしくはバックアップメモリストレージ、またはネットワークに結合され、高速シリアルリンク34を介して別個のシステムコントロール32と通信する。入力デバイス13は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチスクリーン、ライトワンド(light wand)、音声制御、または任意の類似もしくは同等の入力デバイスを含むことができ、対話的な幾何学的配置指示(geometry prescription)を行うために使用することができる。

【0016】

システムコントロール32は、バックプレーン32aによって互いに接続された1組のモジュールを含む。これらは、CPUモジュール36と、シリアルリンク40を介して操作者コンソール12に接続するパルス発生器モジュール38とを含む。システムコントロール32が、実行されるスキューンシーケンスを指示するコマンドを操作者から受け取るのは、リンク40を介してである。パルス発生器モジュール38は、所望のスキューンシーケンスを実施するようにシステム構成要素を動作させ、生成されるRFパルスのタイミング、強度、および形状と、データ獲得窓のタイミングおよび長さなどを指示するデータを生成する。パルス発生器モジュール38は、1組の勾配増幅器42に接続して、スキューン中に生成される勾配パルスのタイミングおよび形状を指示する。パルス発生器モジュール38は、患者に取り付けられた電極からのECG信号など、患者に接続された多くの異なるセンサからの信号を受信する生理的獲得コントローラ(physiological acquisition controller)44から患者データを受け取ることもできる。最後に、パルス発生器モジュール38は、患者および磁石システムの状態に関連する様々なセンサから信号を受信するスキューンルームインタフェース回路(scan room interface circuit)46に接続する。患者位置決めシステム(patient positioning system)48が、スキューンするために患者を所望の位置に移動させるコマンドを受け取るのも、スキューンルームインタフェース回路46を介してである。

【0017】

パルス発生器モジュール38によって生成された勾配波形は、 $G_x$ 、 $G_y$ 、および $G_z$ 増幅器を有する勾配増幅器システム42に印加される。各勾配増幅器は、全体的に50で示される傾斜磁場コイルアセンブリ内の対応する物理的な傾斜磁場コイルを励起させ、それによって、獲得された信号を空間的に符号化するために使用される磁場勾配が生成される。傾斜磁場コイルアセンブリ50は、分極磁石(polarizing magnet)54および全身RFコイル(whole-body RF coil)56を含む磁石アセンブリ52の一部を形成する。本発明の一実施形態では、RFコイル56は、マルチチャンネルコイルである。システムコントロール32内のトランシーバモジュール58は、R

10

20

30

40

50

F増幅器60によって増幅されて、送信/受信スイッチ62によってRFコイル56に結合される、パルスを生成する。患者内の励起された原子核が発することで得られた信号は、同じRFコイル56によって感知し、送信/受信スイッチ62を介して前置増幅器64に結合することができる。増幅されたMR信号は、トランシーバ58の受信機部において復調され、フィルタリングおよびデジタル化される。送信/受信スイッチ62は、パルス発生器モジュール38からの信号によって制御されて、送信モード中にはRFアンプ60をコイル56に電氣的に接続し、受信モード中には前置増幅器64をコイル56に接続する。送信/受信スイッチ62は、送信モードまたは受信モードのいずれかにおいて、別個のRFコイル(例えば、表面コイル)の使用を可能にすることもできる。

【0018】

マルチチャネルRFコイル56によって獲得されたMR信号は、トランシーバモジュール58によってデジタル化され、システムコントロール32内のメモリモジュール66に転送される。スキャンは、原k空間データ(raw k-space data)の配列がメモリモジュール66内に獲得されたときに完了する。この原k空間データは、再構成される各画像ごとに、別個のk空間データ配列に並び替えられ、これらの各々は、データを画像データの配列にフーリエ変換するように動作するアレイプロセッサ68に入力される。この画像データは、シリアルリンク34を介してコンピュータシステム20に運ばれ、コンピュータシステム20においてメモリ内に記憶される。操作者コンソール12から受け取ったコマンドに回答して、この画像データは、長期ストレージ内にアーカイブすることができ、または画像プロセッサ22によってさらに処理され、操作者コンソール12

10

20

【0019】

図2は、本発明の一実施形態による、患者の金属インプラント付近または周囲におけるMR撮像のための技法70を示している。本発明の一実施形態では、技法70は、3D高速スピネコー(FSE)MR撮像に関して説明されるが、技法70は、3D高速スピネコーシーケンスおよび他の3DMR獲得技法にも適用できることが企図されている。本発明の一実施形態では、コンピュータシステム20は、技法70を実行するようにプログラムすることができる。ブロック72において、技法70は、3DMRデータセットを獲得するためにMR撮像の各MR獲得中に使用される、MR獲得パルスシーケンスのパルストレイン(pulse train)を構成することで開始する。パルストレインは、スラブ選択撮像勾配(slab selection imaging gradient)が使用されないように構成される。このようにして、画像再構成を簡易化することができる。MR獲得パルスシーケンス内のパルストレインのパルスの形状も構成される。本発明の一実施形態では、ガウスパルス(Gaussian pulse)形状が、パルストレインのパルスのための形状として使用される。本発明の別の実施形態では、使用されるパルス形状は、空間-スペクトルパルス(spatial-spectral pulse)形状、またはハードパルス(hard pulse)もしくは方形パルスの形状に基づくことができる。

30

【0020】

ブロック74において、MR獲得のための撮像帯域幅が決定される。MRデータを獲得するために使用されるMR獲得パルスシーケンスのための励起パルス帯域幅が決定され、利用されるリフォーカスパルス(refocusing pulse)の帯域幅も決定される。利用されるリフォーカスパルス帯域幅は、励起パルスの帯域幅と等しいか、またはより小さくなるように決定される。MR獲得パルスシーケンス中にMRデータを獲得するために使用される受信コイルアレイのための受信機帯域幅は、3DFSE撮像において一般に使用されるよりも大きな帯域幅に設定される。一例では、受信機帯域幅は、+/-125kHzに設定される。受信機帯域幅は、+/-125kHzよりも大きな値にも設定できることが企図されている。説明される技法では、非共鳴読み取り歪み(off-resonance readout distortion)は、RFリフォーカス帯域内に含まれる周波数オフセットに制限される。受信機帯域幅をしかるべく設定すれば、再

40

50

構成画像においてこの残留読み取り歪みを最小化するのに役立つ。

【0021】

ブロック76において、獲得されたMRデータの組の間の、送信用の中心共鳴周波数と受信の中心共鳴周波数の両方についてのオフセットを表す共鳴間隔 ( resonance interval ) が決定される。本発明の一実施形態によれば、共鳴間隔は、利用されるリフォーカスパルスの帯域幅よりも小さい。ブロック78において、共鳴間隔シーケンスが、3D MRデータセットを獲得するために決定される。共鳴間隔シーケンスは、MR獲得中、中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数がそれに設定されるオフセット周波数値、すなわち  $B_0$  値を含む。本発明の一実施形態では、共鳴間隔シーケンスは、ゼロのオフセット周波数値を含む。共鳴間隔シーケンス内のさらなる値は、共鳴間隔の10  
 倍数を含む。例えば、共鳴間隔シーケンスは、 $-7\text{ kHz}$  から  $+7\text{ kHz}$  までの範囲内で各々が  $1\text{ kHz}$  オフセットきざみに設定された、中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数のための値を含むことができる。

【0022】

本発明の一実施形態では、共鳴間隔シーケンスは、オフセット周波数値に基づいた連続的なMR獲得が、連続的なオフセット周波数値に設定された中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数を用いてMRデータを獲得しないように、オフセット周波数値をインタリーブまたはインタレースして設定される。例えば、 $-7\text{ kHz}$  から  $+7\text{ kHz}$  までの範囲内の、共鳴間隔 ( またはオフセットきざみ ) が  $1\text{ kHz}$  の、インタリーブされた共鳴間隔シーケンスは、 $[-7, 1, -5, 3, -3, 5, -1, 7, -6, 0, -4, 6, -2, 4, 2\text{ kHz}]$  という順序を有することができる。したがって、共鳴間隔シーケンス内の隣接する値は、 $1\text{ kHz}$  のオフセットきざみよりも大きく隔てられている。共鳴間隔シーケンスをこのようにインタリーブすることで、撮像スキャンにおける3D MRデータ獲得間の相互作用が低減される。以下でさらに説明するように、共鳴間隔シーケンス内の各オフセット周波数値は、異なる3D MRデータ獲得のための中心送信周波数および中心受信周波数として使用される。一実施形態では、MR撮像スキャン ( またはプロトコル ) は、獲得の第1の組が、単一のスキャン中に、オフセット周波数値が  $[-7, 1, -5, 3, -3, 5, -1, 7\text{ kHz}]$  である共鳴間隔シーケンスを使用し、獲得の第2の組が、別の単一のスキャン中に、オフセット周波数値が  $[-6, 0, -4, 6, -2, 4, 2\text{ kHz}]$  である共鳴間隔シーケンスを使用するように構成することができる。上で列挙した共鳴間隔シーケンス値は、例示的なものにすぎず、本発明を限定するものではない。共鳴間隔シーケンス値のための他の異なる順序および値も考えられ、本発明の範囲内にある。20

【0023】

ブロック80において、3D MRデータ獲得のための中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数はともに、共鳴間隔シーケンス内の値の1つに設定され、特に、獲得のための中心送信周波数および中心受信周波数は、同じオフセット周波数値に設定される。ブロック82において、3D MRデータが、技法70の先行ステップにおいて構成および決定されたスキャンパラメータとシーケンスとを使用して獲得される。本発明の一実施形態では、3D MRデータは、非並列撮像技法を使用して獲得される。3D MRデータは、図1のマルチチャネルRFコイル56を介して、または別のマルチチャネル受信コイルを介して獲得することができる。しかし、ARCなどの並列撮像技法も使用できること、および3D MRデータを獲得するために複数のマルチチャネル受信コイルを使用することが企図されている。ブロック84において、別の3D MRデータ獲得を実行すべきかどうか決定される。共鳴間隔シーケンス内のすべてのオフセット周波数値が使用されていない場合 ( 86 )、プロセスは、ブロック80に戻って、次の3D MRデータ獲得のための中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数を共鳴間隔シーケンス内の別のオフセット周波数値に設定し、ブロック82において、別の3D MRデータセットのための3D MRデータが、上で説明したように獲得される。共鳴間隔シーケンス内のすべてのオフセット周波数値が使用された場合 ( 88 )、ブロック90において、獲得された40

10

20

30

40

50



各MRデータセットに対する周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  が再構成され、画像の集まりが得られる。各画像は、知られた再構成技法を使用して再構成される。

【0024】

ブロック92において、周波数画像、すなわちスペクトルデータ  $I^f(x, y, z, f)$  は、複素平面内で解析できる複合画像空間データビン (composite image-space data bin)、すなわち時間画像  $I^t(x, y, z, t)$  に変換または転換される。本発明の一実施形態によれば、データを時間画像に変換するために、撮像ボリューム内の各ピクセルにおけるスペクトル領域でのフーリエ変換が使用される。

【0025】

10

【数1】

$$I^f(x, y, z, f) \rightarrow FT \rightarrow I^t(x, y, z, t). \quad (\text{式1})$$

フーリエ変換によって、周波数スペクトルビンが合計され、互いに同期化 (phase) される。

【0026】

ブロック94において、位相画像が、複数の時間画像、すなわちビン  $I^t(x, y, z, t)$  に基づいて計算または生成される。一実施形態では、位相画像は、1対の時間ビンの位相に基づいて計算され、1対の時間ビンは、時間的に隣接する時間ビンとすることができ、または変換された時間ビンが3つ以上の場合は時間的に隣接しない時間ビンとすることができる。別の実施形態では、位相画像は、変換された時間ビンが2つか、それとも3つ以上に係わらず、変換された時間ビンのすべてに基づいて生成することができる。また別の実施形態では、位相画像は、各隣接対の時間ビン間の位相に基づいて生成された複数の位相画像を平均して計算することができる。

20

【0027】

本発明の一実施形態では、ブロック96において、適宜、磁場マップを周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  に基づいて生成することができる。図3を参照すると、技法102は、周波数符号化次元 (frequency-encoded dimension) において、周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  を互いに空間的に補正する。ブロック104において、周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  は、

30

【0028】

【数2】

$$\sum_{b=1}^{N_b} I_b^f(x, y, z, f) = 1 \quad \forall x, y, z, f, \quad (\text{式2})$$

40

に従って各ピクセル位置において正規化され、ここで、 $N_b$  は、周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  の数を表す。

【0029】

ブロック106において、式2から得られた正規化された画像強度を使用して、加重平均場マップ  $v_0(x, y, z, f)$  が、

【0030】

【数 3】

$$\Delta v_0(x, y, z, f) = \sum_{b=1}^{N_b} I_b^f(x, y, z, f) \cdot v_0^b, \quad (\text{式 3})$$

に従って推定され、ここで、

【0031】

【数 4】

$$v_0^b$$

10

は、各周波数画像  $I^f(x, y, z, f)$  のスペクトルオフセットを表す。

【0032】

本発明の別の実施形態では、ブロック 96 において、磁場マップを図 4 に示される技法 108 に基づいて生成することができる。ブロック 110 において、複数の再構成された MR 周波数画像が選択される。一実施形態では、複数の再構成された MR 周波数画像は、図 1 に示されたメモリ 26 または別のコンピュータ可読記憶媒体など、画像記憶ロケーションから取り出される。複数の再構成された周波数画像は、図 2 に関して上で説明された技法を使用して生成することができる。別の実施形態では、複数の再構成された MR 周波数画像は、オンザフライで生成することができる。例えば、複数の MR 周波数画像は、図 2 に関して上で説明された技法を使用して生成することができる。ブロック 112 において、複数の MR 周波数画像の各々についてのピクセルが、各ピクセルロケーションごとに、複数の MR 画像のうちのどの画像が最大強度を有するかを決定するために検査される。ブロック 114 において、磁場マップ内の各ピクセルロケーションには、対応するピクセルロケーションについて最大強度を有すると決定された画像において中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数がそれに設定されるオフセット周波数値、すなわち  $B_0$  値が割り当てられる。例えば、与えられた磁場マップピクセルロケーションについて、3 kHz に設定された中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数を用いて獲得された画像が、対応するピクセルロケーションについて最大強度を有することができる。したがって、3 kHz の値が、与えられた磁場マップピクセルロケーションに対して使用される。隣接する磁場マップピクセルロケーションについては、-4 kHz に設定された中心送信共鳴周波数および中心受信共鳴周波数を用いて獲得された画像が、対応するピクセルロケーションについて最大強度を有できると決定することができる。したがって、-4 kHz の値が、隣接する磁場マップピクセルロケーションに対して使用される。

20

30

【0033】

図 2 に戻ると、この実施形態では、その後、ブロック 98 において、技法 102 または技法 108 から生成された磁場マップが、高周波數位相変動のみが位相画像に残るように、ブロック 94 において生成された位相画像から巨視的な位相トレンドを減算するために使用される。ブロック 100 において、位相画像（または磁場マップを使用して修正された場合は、修正された位相画像）を、ユーザに表示することができ、および/または画像記憶データベース内に記憶することができる。

40

【0034】

本発明の実施形態は、画像内のより微細な位相変動を明らかにするために、原位相画像データを劣化させる金属インプラントからの  $B_0$  摂動を除去することを可能にする。そのような位相コントラストメカニズムは、例えば、関節置換付近の局部組織反応の MR 位相

50

ベースの潜在的な差別化因子 ( d i f f e r e n t i a t o r ) をより容易に識別することを可能にする。

【 0 0 3 5 】

開示された方法および装置がなす技術的貢献は、金属付近の関心領域 ( R O I ) から M R 位相コントラスト画像を生成するためのコンピュータ実施方法を提供することである。

【 0 0 3 6 】

したがって、本発明の一実施形態により、磁気共鳴撮像 ( M R I ) 装置は、磁石のボアの周囲に位置付けられた複数の傾斜磁場コイルを有する M R I システムと、 M R 画像を獲得するために、パルスモジュールによって制御されて R F 信号を R F コイルアセンブリに送信する R F トランシーバシステムおよび R F スイッチとを含む。 M R I 装置はまた、複数の 3 次元 ( 3 D ) M R データセットを獲得し、複数の 3 D M R データセットに基づいて、複数の周波数画像を生成するようにプログラムされたコンピュータを含む。各 3 D M R データセットは、各 3 D M R データセットごとに異なるオフセット周波数値に設定された中心送信周波数および中心受信周波数を使用して獲得される。コンピュータはまた、複数の周波数画像を複数の時間領域画像に変換し、複数の時間領域画像に基づいて、位相画像を生成するようにプログラムされる。

10

【 0 0 3 7 】

本発明の別の態様により、磁気共鳴 ( M R ) 撮像の方法は、複数の 3 D M R データ獲得の各々について、異なる中心周波数を決定するステップと、複数の 3 D M R データ獲得を実行するステップであって、各 3 D M R データ獲得が、その決定された異なる中心周波数に設定された中心送信周波数および中心受信周波数を有する、ステップと、複数の 3 D M R データ獲得の各々について、周波数画像を再構成するステップとを含む。方法はまた、再構成された周波数画像に基づいて、複数の時間画像を生成するステップと、複数の時間画像に基づいて、位相画像を生成するステップを含む。

20

【 0 0 3 8 】

本発明のまた別の態様により、コンピュータ可読記憶媒体は、命令を含むコンピュータプログラムを記憶し、命令は、コンピュータによって実行された場合、コンピュータに、第 1 の 3 D M R 獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第 1 の中心周波数オフセットに等しく設定することと、 3 D M R データの第 1 の組を獲得するために、第 1 の 3 D M R 獲得を実行することと、第 2 の 3 D M R 獲得の中心送信周波数および中心受信周波数を第 1 の中心周波数オフセットとは異なる第 2 の中心周波数オフセットに等しく設定することとを行わせる。命令はまた、コンピュータに、 3 D M R データの第 2 の組を獲得するために、第 2 の 3 D M R 獲得を実行することと、 3 D M R データの第 1 および第 2 の組の各々について、周波数画像を再構成することと、周波数画像をそれぞれ第 1 および第 2 の時間領域画像に変換することと、第 1 および第 2 の時間領域画像に基づいて、位相画像を生成することとを行わせる。

30

【 0 0 3 9 】

本明細書は、最良の形態を含む、本発明を開示するために例を使用し、またいずれかのデバイスまたはシステムを作製および使用し、いずれかの組み込まれた方法を実行することを含め、当業者が本発明を実施することを可能にするためにも例を使用する。本発明の特許性のある範囲は、特許請求の範囲によって定義され、当業者が思い付く他の例も含むことができる。そのような他の例は、それらが特許請求の範囲の文言と異なる構造的要素を有する場合、またはそれらが特許請求の範囲の文言と実質的には違いがない等価な構造的要素を含む場合、特許請求の範囲内にあることが意図されている。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 4 0 】

- 1 2 操作者コンソール
- 1 3 入力デバイス
- 1 4 コントロールパネル
- 1 6 表示スクリーン

50

1 8	リンク	
2 0	コンピュータシステム	
2 0 a	バックプレーン	
2 2	画像プロセッサモジュール	
2 4	C P Uモジュール	
2 6	メモリモジュール	
3 2	システムコントロール	
3 2 a	バックプレーン	
3 4	高速シリアルリンク	
3 6	C P Uモジュール	10
3 8	パルス発生器モジュール	
4 0	シリアルリンク	
4 2	勾配増幅器	
4 4	生理的獲得コントローラ	
4 6	スキャンルームインタフェース回路	
4 8	患者位置決めシステム	
5 0	傾斜磁場コイルアセンブリ	
5 2	磁石アセンブリ	
5 4	分極磁石	
5 6	全身 R F コイル	20
5 8	トランシーバ	
6 0	R F 増幅器	
6 2	送信 / 受信スイッチ	
6 4	前置増幅器	
6 6	メモリモジュール	
6 8	アレイプロセッサ	

【図1】

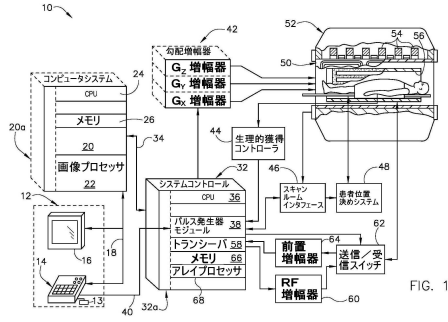


FIG. 1

【図2】

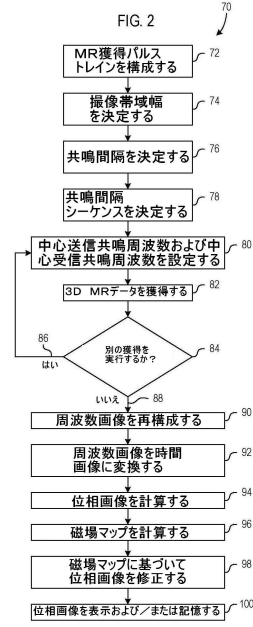


FIG. 2

【図3】

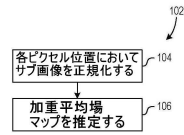


FIG. 3

【図4】

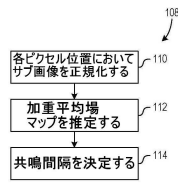


FIG. 4

---

フロントページの続き

(72)発明者 ケビン・エム・コッチ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・53188、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブル  
ヴァード・ダブリュー875、3200番

審査官 荒井 隆一

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0103670(US, A1)

米国特許出願公開第2011/0241669(US, A1)

米国特許出願公開第2010/0308827(US, A1)

米国特許出願公開第2010/0308828(US, A1)

米国特許出願公開第2009/0184711(US, A1)

特開平11-235324(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/20-33/64