

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-508019

(P2014-508019A)

(43) 公表日 平成26年4月3日(2014. 4. 3)

(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 1 1	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 7 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2013-558529 (P2013-558529)
 (86) (22) 出願日 平成24年2月14日 (2012. 2. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年9月11日 (2013. 9. 11)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/050661
 (87) 国際公開番号 W02012/123830
 (87) 国際公開日 平成24年9月20日 (2012. 9. 20)
 (31) 優先権主張番号 11158694.7
 (32) 優先日 平成23年3月17日 (2011. 3. 17)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

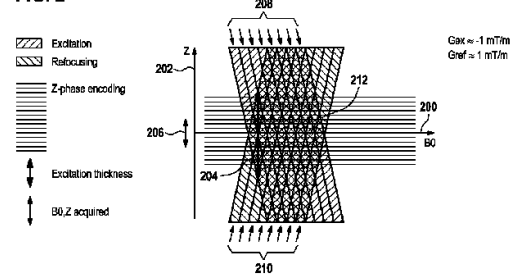
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 不均一磁場中におけるMRIのための撮像領域の制約

(57) 【要約】

本発明は、静磁場の深刻な空間的摂動が生じる金属オブジェクト（たとえば金属インプラントなど）近傍における磁気共鳴撮像に関する。遠隔の共鳴外れ信号が関心領域に折り返されるのを抑制するため、撮像体積は、スピンエコー・シーケンスにおける励起および再集束RFパルスと同時に加えられる選択勾配によって空間的に制約される。励起パルス中に加えられる選択勾配は、再集束パルス中に加えられる選択勾配とは異なる振幅および/または極性をもつ。そのため、共鳴外れ周波数対空間座標の図における個々の選択されたスライスは、互いに対して傾斜をもつようになる。適用される撮像技法はSEMACまたはMAVRIC型であってもよく、圧縮センシング、パラレル・イメージング、脂肪抑制および/またはSVDベースのノイズ削減を含んでいてもよい。

FIG. 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集される、磁気共鳴撮像システムと；

前記医療装置を制御するプロセッサと；

前記プロセッサによる実行のための機械実行可能命令を記憶しているメモリとを有する磁気共鳴撮像システムであって、前記命令の実行は、前記プロセッサに；

マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成する段階であって、前記パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードし、前記撮像ゾーンは前記制約された撮像領域を含み、前記パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含み、前記励起磁場勾配および前記再集束磁場勾配は異なる極性および/または異なる大きさをもつ、段階と；

前記磁気共鳴制御コマンドを前記磁気共鳴撮像システムに送らせる段階と；

前記磁気共鳴撮像システムから前記磁気共鳴データを受領する段階と；

前記磁気共鳴データを使って、制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成する段階とを実行させる、
磁気共鳴撮像システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気共鳴撮像システムは、B0磁場を生成する磁石を有しており、前記命令の実行はさらに、前記プロセッサに；

前記磁気共鳴撮像システムに予備的磁気共鳴データを収集させる予備的磁気共鳴制御コマンドを生成する段階と；

予備的な磁気共鳴画像を再構成する段階と；

前記予備的な磁気共鳴画像を使って前記撮像ゾーン内のB0不均一性領域を同定する段階であって、前記B0不均一性領域は、B0場が所定の磁場強さから所定量より大きく異なる領域である、段階と；

前記制約された撮像領域を、少なくとも部分的に、前記B0不均一性領域内に位置付けする段階とを実行させる、

磁気共鳴撮像システム。

【請求項 3】

前記マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスがMAVRICパルス・シーケンスである、請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 4】

前記励起磁場勾配および前記再集束磁場勾配のうち一つのみが大きさゼロをもつ、請求項 3 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 5】

前記励起磁場勾配および前記再集束磁場勾配が反対の極性をもつ、請求項 3 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 6】

前記マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスがSEMACパルス・シーケンスである、請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 7】

請求項 6 記載の磁気共鳴撮像システムであって、前記命令の実行がさらに、前記プロセッサに；

前記磁気共鳴撮像システムに予備スキャン磁気共鳴データを収集させる予備スキャン磁気共鳴制御コマンドを生成する段階であって、前記予備スキャン磁気共鳴データは、前記制約された撮像領域を選択する、段階と；

予備スキャン磁気共鳴画像を再構成する段階と；

前記予備スキャン磁気共鳴画像を使って、前記制約された撮像領域を選択する位相エンコード因子を決定する段階とを実行させる、

10

20

30

40

50

磁気共鳴撮像システム。

【請求項 8】

前記パルス・シーケンスが圧縮センシングを組み込んでいる、請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 9】

前記パルス・シーケンスが平行・イメージングを組み込んでいる、請求項 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 10】

前記パルス・シーケンスが脂肪抑制のための反転パルスを組み込んでいる、請求項 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

10

【請求項 11】

前記命令の実行がさらに、前記プロセッサに、前記磁気共鳴データを使ってフル帯域幅画像を再構成する段階を実行させる、請求項 1 ないし 10 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 12】

前記命令の実行がさらに、前記プロセッサに、特異値分解を使って前記磁気共鳴画像におけるノイズ削減を実行させる、請求項 1 ないし 11 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 13】

磁気共鳴撮像システムを制御する機械実行可能命令を有するコンピュータ・プログラムであって、前記医療装置は、被験体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムを有しており、前記磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集され、前記命令の実行は、前記プロセッサに：

20

・マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成する段階であって、前記パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードし、前記撮像ゾーンは前記制約された撮像領域を含み、前記パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含み、前記励起磁場勾配および前記再集束磁場勾配は異なる極性および/または異なる大きさをもつ、段階と；

・前記磁気共鳴制御コマンドを前記磁気共鳴撮像システムに送る段階と；

・前記磁気共鳴撮像システムから前記磁気共鳴データを受領する段階と；

30

・前記磁気共鳴データを使って、前記制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成する段階とを実行させる、

コンピュータ・プログラム。

【請求項 14】

磁気共鳴撮像システム医療装置を制御する方法であって、前記医療装置は、被験体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムを有し、前記磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集され、当該方法は：

・マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成する段階であって、前記パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードし、前記撮像ゾーンは前記制約された撮像領域を含み、前記パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含み、前記励起磁場勾配および前記再集束磁場勾配は異なる極性および/または異なる大きさをもつ、段階と；

40

・前記磁気共鳴制御コマンドを前記磁気共鳴撮像システムに送る段階と；

・前記磁気共鳴撮像システムから前記磁気共鳴データを受領する段階と；

・前記磁気共鳴データを使って、前記制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成する段階とを含む、

方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、磁気共鳴撮像に、詳細には制約された撮像領域からのスピンを選択的にエンコードする撮像技法に関する。

【背景技術】

【0002】

マルチスペクトル撮像技法MAVRICおよびSEMAC画像取得技法が、金属の存在に起因する感受性アーチファクトの低減のために現在研究されている。

【0003】

MAVRIC取得は体積選択的でなく、よってMAVRICには、エンコードされる体積が小さすぎると、折り返された (back-folded) 信号という問題がある。SEMACにおいて使われるスライス選択は、再集束〔リフォーカシング〕および励起両方のための単一の選択勾配強さと組み合わせた単一の周波数帯選択であり、これは隔たった、共鳴から外れた信号が選択されることにつながることもあり、結果として折り返された信号につながる。

【0004】

非特許文献1ではMAVRIC技法が説明されている。

【0005】

非特許文献2ではSEMAC画像取得技法が説明されている。

【0006】

非特許文献3では視野角傾斜 (view angle tilting) が説明されている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Koch et al., "Multiple Resonant Frequency Offset Acquisitions for Imaging of Metallic Implants", Magnetic Resonance in Medicine, volume 61, 2009, pp.381-390

【非特許文献2】Lu et al., "SEMAC: Slice Encoding for Metal Artifact Correction in MRI", Magnetic Resonance in Medicine, volume 62, 2009, pp.66-76

【非特許文献3】C. Bos et al., 'MR imaging near orthopedic implnatd with artefact redcution using view-angle tilting and off-resonance suppression', ISMRM 2010 abstract 1128

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、独立請求項において医療装置、コンピュータ・プログラム・プロダクトおよび方法を提供する。従属請求項では実施形態が与えられる。

【0009】

よって、金属オブジェクトの近傍で磁気共鳴撮像を実行するためのよりよい収集技法が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

いくつかの実施形態では、上述した問題その他は、信号の選択を制約された空間領域および制約された周波数範囲に限定するよう、MAVRICおよびSEMACのようなマルチスペクトル撮像技法の収集方式を適応させることによって解決される。選択は、励起に比べて再集束の際に、異なる勾配強さおよび/または勾配極性を使うことによって限定される。

【0011】

SEMACについては、現在報告されているSEMAC収集方式はすでに励起および再集束の際の勾配の使用を含んでいるので、この選択機構は直接適用できる。現在報告されているSEMAC収集方式は限定された体積中の共鳴信号を選択するばかりでなく、その体積外の、共鳴から外れた信号をも選択する。本願で提案される選択機構を使うと、選択される体積および選択される周波数帯が限定される。よって、隔たった、共鳴から外れた信号の折り返し

10

20

30

40

50

が回避される。選択される体積は、選択されたスライスの位相エンコードによってカバーされる体積にマッチさせることができる。逆に、位相エンコードされる体積を選択される体積に合わせるよう、位相エンコード・ステップの数を選ぶことも可能である。

【0012】

この選択機構を、今まで非選択的な収集技法として報告されていたMAVRICについて可能にするために、本発明は、MAVRIC収集方式に励起勾配および再集束勾配を追加することを提案する。

【0013】

選択を、制約された空間領域および制約された周波数帯に限定するために、再集束とは異なる勾配強さまたは異なる勾配符号を励起に使ういくつかの方式がある。

10

【0014】

今まで発表されているあらゆるMAVRIC技法について、励起および再集束は空間的には非選択的であり、制約された周波数帯を選択するのみである。MAVRICを空間的に選択的にするために、本発明は、励起中または再集束中または両方において勾配を使うことを提案する。励起中だけに勾配を使うことは、再集束の間にゼロに等しい勾配強さを選ぶことと同じであり、逆に、再集束中だけに勾配を使うことは、励起の間にゼロに等しい勾配強さを選ぶことと同じである。励起中にも再集束中にも勾配を使う場合には、両勾配の強さまたは符号または強さと符号の両方が異なっている必要がある。

【0015】

二つの勾配の組み合わせとRFパルスの周波数帯域幅が、励起および再集束両方によって影響されるスピンの空間範囲および周波数帯を決定する。これはB0-Z図において視覚化できる。ここで、B0はスピンの周波数に正比例し、Zは選択方向における空間位置である。B0-Z図では、まっすぐな垂直な帯は、限られた周波数帯をもつ空間的に非選択的なRFパルスであり、傾いた帯は、勾配と組み合わせる限られた周波数帯をもつRFパルスである。共鳴から外れたスピンが存在すると、勾配は必ずしもRFパルスの空間選択性を意図した空間位置に制限しない。共鳴から外れた大きな周波数および意図した空間位置からの大きな空間的偏位のあるスピンの存在がまだ選択されることがありうる。

20

【0016】

励起勾配と反対符号をもつ再集束勾配を選ぶことで、選択が、励起勾配と再集束勾配の重なりによって画定される空間的領域に制限される。再集束勾配をゼロになるよう選ぶことは、同様だがそれほど顕著でない効果をもつ。あるいはまた、重なり、よって空間的選択性は、励起と再集束について反対符号をもつより強い勾配を選ぶことによって、より小さくできる。これは、面を通じた(through-plane)方向での位相エンコードを控えることによって、単一スライスMAVRICを実行する可能性を開く。

30

【0017】

今日までに発表されているSEMAC技法については、励起および再集束は、励起および再集束の両方に使われる単一の選択勾配によって空間的に選択的となることが意図されている。しかしながら、SEMACについても、空間的選択性は、共鳴から外れたスピンの存在のため、必ずしも意図した空間位置に限定されない。共鳴から外れた大きな周波数および意図した空間位置からの大きな空間的偏位のあるスピンの存在がまだ選択されることがありうる。

40

【0018】

SEMACの空間的選択性を改善するため、本発明は、励起中において、再集束中とは異なる強さまたは異なる符号または異なる強さおよび異なる符号を使うことを提案する。これは、MAVRICについて提案されるのと同様である。励起中に再集束中とは異なる勾配強さを選ぶこと(図4)で、選択が、励起勾配と再集束勾配の重なりによって画定される空間的領域に制限される。

【0019】

ある側面では、本発明は、中に金属オブジェクトが位置しているオブジェクト、特に検査対象患者の一部を撮像する、または金属オブジェクトの近傍にある部分を撮像するため

50

に適用される。すなわち、何らの手段も講じられなければ、金属オブジェクトは撮像すべき部分からの磁気共鳴画像の画像収集に影響しうる。この側面では、制約された撮像領域は、被験体内の金属オブジェクト(1022)までの所定の距離内に位置される。あるいは、制約された撮像領域が少なくとも部分的に金属オブジェクトを含むよう、制約された撮像領域が位置される。

【0020】

本発明の実施形態は次のような技法を含んでいてもよい。

【0021】

・これまで発表されているMAVRIC-SEMACハイブリッドは、相変わらず再集束および励起に単一スラブ選択勾配強さが使われるので、本願で提案される発明とは本質的に異なっている。よって、この技法はMAVRICの体積選択的なバージョンとして提起されはしたが、SEMACの場合と同様、相変わらず、隔たった、共鳴から外れた信号の折り返しのリスクを伴う。そして、SEMACと同様に、本願で提案される発明は、隔たった、共鳴から外れた信号のこの折り返しを避けるために、MAVRIC-SEMACハイブリッド技法に適用することもできる。

10

【0022】

・位相エンコード・ステップの数を減らし、それにより選択された体積をアンダーサンプリングすることによって、すべての選択された信号の周波数範囲に依存して、収集速度と、選択された体積の境界から発する共鳴から外れた信号の潜在的な折り返しのリスクとの間のトレードオフをすることができる。このトレードオフは、体積選択的なMAVRICに、共鳴外れ抑制(Off-Resonance Suppression)のあるSEMACに、また共鳴外れ抑制のあるMAVRIC-SEMACハイブリッドに適用されうる。

20

【0023】

・諸実施形態は、圧縮センシングと組み合わせられてもよい。

【0024】

・諸実施形態は、(画像ベースおよびk空間ベース両方の)パラレル・イメージングと組み合わせられてもよい。

【0025】

・諸実施形態は、単一MAVRICスペクトル・ビンまたは単一SEMACスライス励起からの画像の組み合わせから、フル帯域幅の画像を再構成するすべての技法と組み合わせられてもよい。これらの再構成技法は次のものを含みうる：

30

結果として得られる信号が $L_1(S(\cdot))^L$ によって与えられる組み合わせアルゴリズム(たとえば線形結合、平方和組み合わせ、最大輝度投影法(maximum intensity projection))

複素領域における組み合わせ、また絶対値領域における組み合わせ

モデル当てはめ〔フィッティング〕

畳み込み解除〔デコンボリューション〕またはぼけ解除〔デブラー〕。

【0026】

・発明された技法は、特異値分解を使ったノイズ削減と組み合わせることができる。

【0027】

・発明された技法は、スライス当たりの周波数範囲を、よってスライス当たりの必要とされるSEMAC因子を決定する予備スキャンと組み合わせることができる。

40

【0028】

・発明された技法は、STIRパルスを使う脂肪抑制と組み合わせることができる。

【0029】

・発明された技法は、DIXON技法と組み合わせることができる。

【0030】

本発明の諸実施形態は、いくつかの応用をもちうる。たとえば、高齢化社会においてますます多くの患者が金属インプラントを担持するなか、金属の存在における診断撮像の必要性は高まっている。マルチスペクトル撮像技法は、金属の存在における診断撮像を可能

50

にする強力な手段であり、手術後の患者のための臨床解決策としてなくてはならないものである。本発明を使えば、マルチスペクトル撮像技法のスキャン時間が短縮され、そうした技法が、金属のまわりの存在における診断撮像のために、より実際的に使用できるようになる。金属は、次のものを含むが、これに限定されない。

- ・コバルトクロム
- ・チタン
- ・ステンレス鋼
- ・酸化ジルコニウム。

【0031】

諸実施形態は、数ある中でも次のようなケースなどの診断を含む応用領域にとって有益となりうる。

- ・感染症を含む術後合併症、膝、腰、脊椎、肋骨、足首などのための整形外科インプラントまたは腫瘍骨再建または固定用プレートおよびねじまたはステントを含みうる金属オブジェクトの存在における周囲の軟組織の健全性の評価。
- ・鉄配列 (iron disposition) のような超常磁性外来物質。
- ・弾丸や弾片、たとえば手術、外傷、金属処理産業の職務から帰結するものの存在における診断撮像。

【0032】

また、

- ・短距離放射線療法などのための介入のための器具のまわりでの撮像
 - ・短距離放射線療法のために埋め込まれたシード
 - ・たとえば生検または脳深部刺激のための針追跡
- を含む療法応用や、可能性としては感受性アーチファクトが品質、よって画像の価値を制限する他の領域にとっても有益となりうる。

【0033】

本稿で使われる「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピューティング装置のプロセッサによって実行可能な命令を記憶しうる任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読の非一時的な記憶媒体と称されることもある。コンピュータ可読記憶媒体は、有体のコンピュータ可読媒体を称されることもある。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピューティング装置のプロセッサによってアクセスされることのできるデータも記憶できてよい。コンピュータ可読記憶媒体の例は、これに限られないが：フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスク・ドライブ、半導体ハードディスク、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）、読み出し専用メモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスクおよびプロセッサのレジスタ・ファイルを含む。光ディスクの例は、コンパクト・ディスク（CD）およびデジタル多用途ディスク（DVD）、たとえばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RWまたはDVD-Rディスクを含む。コンピュータ可読記憶媒体の用語は、ネットワークまたは通信リンクを介してコンピュータ装置によってアクセスされることのできるさまざまな型の記録媒体をもいう。たとえば、データはモデムを通じて、インターネットを通じてまたはローカル・エリア・ネットワークを通じて取得されてもよい。

【0034】

「コンピュータ・メモリ」または「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の例である。コンピュータ・メモリは、プロセッサにとって直接アクセス可能な任意のメモリである。コンピュータ・メモリの例は、これに限られないが、RAMメモリ、レジスタおよびレジスタ・ファイルを含む。

【0035】

「コンピュータ記憶」または「記憶」は、コンピュータ可読記憶媒体の例である。コンピュータ記憶は、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。コンピュータ記憶の例は、これに限られないが、ハードディスク・ドライブ、USBサム・ドライブ、フロッピー（登録商標）ドライブ、スマートカード、DVD、CD-ROMおよび半導体ハードドライブを

10

20

30

40

50

含む。いくつかの実施形態では、コンピュータ記憶はコンピュータ・メモリであってもよいし、逆にコンピュータ・メモリがコンピュータ記憶であってもよい。

【0036】

本稿で用いるところの「コンピューティング装置」は、プロセッサを有する任意の装置を包含する。本稿で用いるところの「プロセッサ」は、プログラムまたは機械実行可能な命令を実行できる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装置への言及は、二つ以上のプロセッサまたは処理コアを含む可能性があるとして解釈されるべきである。プロセッサはたとえば、マルチコア・プロセッサであってもよい。プロセッサはまた、単一コンピュータ・システム内のまたは複数のコンピュータ・システムの間分散されたプロセッサの集まりを指すこともある。コンピューティング装置という用語は、それぞれが単数または複数のプロセッサを有するコンピューティング装置の集合またはネットワークを指す可能性もあると解釈されるべきである。多くのプログラムはその命令を、同じコンピューティング装置内であってもよく、あるいは複数のコンピューティング装置を横断して分散されていてもよい複数のプロセッサに実行させる。

10

【0037】

本稿で用いるところの「ユーザー・インターフェース」は、ユーザーまたは操作者がコンピュータまたはコンピュータ・システムと対話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」はまた、「ヒューマン・インターフェース装置」と称されてもよい。ユーザー・インターフェースは情報またはデータを操作者に提供し、および/または情報またはデータを操作者から受け取ってもよい。ユーザー・インターフェースは操作者からの入力がコンピュータによって受け取れるようにしてもよく、コンピュータからユーザーに出力を提供してもよい。換言すれば、ユーザー・インターフェースは操作者がコンピュータを制御もしくは操作することを許容してもよく、該インターフェースはコンピュータが操作者の制御または操作の効果を示すことを許容してもよい。データまたは情報のディスプレイまたはグラフィカル・ユーザー・インターフェース上への表示は、情報を操作者に提供することの例である。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・タブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ギア・スティック、ハンドル、ペダル、ワイヤードグローブ、ダンス・パッド、リモコンおよび加速度計を通じたデータの受領はみな、操作者からの情報またはデータの受領を可能にするユーザー・インターフェース・コンポーネントの例である。

20

30

【0038】

本稿で用いるところの「ハードウェア・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装置および/または装置と対話するおよび/またはこれ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。ハードウェア・インターフェースは、プロセッサが、制御信号または命令を外部のコンピューティング装置および/または装置に送ることを許容してもよい。ハードウェア・インターフェースは、プロセッサが、外部のコンピューティング装置および/または装置とデータを交換することを可能にしてもよい。ハードウェア・インターフェースの例は、これに限られないが、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、ブルートゥース接続、無線ローカル・エリア・ネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、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およびデジタル入力インターフェースを含む。

40

【0039】

磁気共鳴（MR: Magnetic Resonance）データは、本稿では、磁気共鳴撮像スキャンの間に磁気共鳴装置のアンテナによって原子スピンによって放出された高周波信号の記録された測定として定義される。磁気共鳴撮像（MRI: Magnetic Resonance Imaging）画像は本稿では、磁気共鳴撮像データ内に含まれる解剖学上のデータの再構成された二次元もしくは三次元の視覚化として定義される。この視覚化はコンピュータを使って実行できる

50

。

【0040】

ある側面では、本発明は、被験体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムを有する医療装置を提供する。磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集される。本医療装置はさらに、本医療装置を制御するプロセッサを有する。本医療装置はさらに、プロセッサによる実行のための機械実行可能命令を記憶するメモリを有する。該命令の実行は、プロセッサに、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成させる。本稿で用いるところのパルス・シーケンスは、時間の関数として磁気共鳴撮像システムによって実行されるべき一組の動作を包含する。本質的には、パルス・シーケンスは、磁気共鳴撮像システムの機能を制御するための一組の高レベル命令である。パルス・シーケンスを磁気共鳴撮像システムを制御するコマンドに変換するために、ソフトウェア・モジュールなどが使用されてもよい。マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスは、磁気共鳴撮像システムにマルチスペクトル撮像を実行させるパルス・シーケンスである。マルチスペクトル撮像は、いくつかの異なる周波数上で実行される。撮像は、共鳴ピーク上および共鳴周波数ピークからぎりぎり外れた諸周波数において実行される。

10

【0041】

パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードする。すなわち、パルス・シーケンスは、制約された撮像領域の外部のスピンを除外するように、制約された撮像領域内のスピンをエンコードするよう適応される。撮像ゾーンは制約された撮像領域を含む。パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含む。励起磁場勾配および再集束磁場勾配は異なる複数性および/または異なる大きさをもつ。本稿で用いるところの励起磁場勾配は、撮像ゾーン内のスピンの配向を操作する高周波パルスの中に磁気共鳴撮像システムによって生成される磁場勾配を包含する。本稿で用いるところの再集束磁場勾配は、撮像ゾーン内の磁性スピンを再集束させる磁場勾配を包含する。特に、再集束磁場勾配は、磁気共鳴データの収集の直前に加えられる。異なる複数性および/または異なる大きさをもつ励起磁場勾配および再集束磁場勾配を使うことの効果は、これが制約された撮像領域の選択であるということである。

20

【0042】

前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴制御コマンドを磁気共鳴撮像システムに送らせる。これは、磁気共鳴撮像システムに、磁気共鳴データを収集させてもよい。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムから磁気共鳴データを受領させる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴データを使って制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成させる。本発明の諸実施形態は、制約された撮像領域からの撮像データの位置を許容し、制約された撮像領域外のスピンからの磁気共鳴信号が磁気共鳴画像中にアーチファクトや歪みを引き起こさないような仕方で収集がされるので、有利となりうる。

30

【0043】

もう一つの実施形態では、前記命令の実行はさらに、プロセッサに、被験体内の金属オブジェクトまでの所定の距離以内の制約された撮像領域を位置付けさせる。いくつかの実施形態では、プロセッサは、磁気共鳴撮像システムに予備スキャンを取得させる。前記装置は、次いで予備スキャン内の金属オブジェクトを位置付けし、次いで該金属オブジェクトに隣接するまたは該金属オブジェクトまでの所定の距離内の制約された撮像領域を位置付けしてもよい。金属オブジェクトはB0場の歪みを引き起こすことがあり、よって金属オブジェクトに隣接する磁気共鳴画像におけるアーチファクトまたは歪みを引き起こしうる。この実施形態は有益となりうる。しかしながら、特許請求されるマルチスペクトル撮像パルスは、金属オブジェクトに隣接する画像の歪みを防止するために適応される。

40

【0044】

もう一つの実施形態では、前記命令の実行はさらに、プロセッサに、制約された撮像領域が金属オブジェクトを少なくとも部分的に含むよう、制約された撮像領域を位置付けさせる。この実施形態は、金属オブジェクトを少なくとも部分的に囲む組織の撮像を許容す

50

るので有益となりうる。たとえば、腰インプラントまたは他の金属デバイスを囲む組織が調査できる。

【0045】

もう一つの実施形態では、磁気共鳴撮像システムは、B0磁場を生成する磁石(1004)を有する。B0磁場は、主磁場と称されてもよい。B0磁場は、撮像ゾーン内の磁気スピンを整列させるためのものである。B0磁場の不均一性は、再構成される磁気共鳴画像におけるアーチファクトにつながりうる、磁気スピンにおける位相エンコード誤差を引き起こしうる。

【0046】

前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムに予備的磁気共鳴データを収集させる予備的磁気共鳴制御コマンドを生成させる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、予備的な磁気共鳴画像を再構成させる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、予備的な磁気共鳴画像を使って撮像ゾーン内のB0不均一性領域を同定させる。B0不均一性領域は、B0場が所定の磁場強さから所定量より大きく異なる領域である。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、制約された撮像領域を、少なくとも部分的に、B0不均一性領域内に位置付けさせる。

10

【0047】

予備的な磁気共鳴画像は、プロトン密度画像または撮像ゾーン内のB0場のマップであってもよい。よって、予備的磁気共鳴データは、通常のプロトン密度強調データであってもよいし、あるいはB0場を記述するデータを含む磁気共鳴データであってもよい。たとえば、DIXON B0マッピングが実行されてもよい。プロトン密度強調画像では、感受性効果を引き起こす多様な構造が同定されうる。感受性効果は、主磁場(B0場)における誘起された変動につながる。これは、解剖学的構造(たとえば肺)、衣服、スキャナ・アクセサリ、金属または非金属の介入設備、金属オブジェクトおよび金属または非金属のインプラントを含むがこれに限られない多くのことに起因しうる。B0密度画像においてB0不均一性領域を同定するためには、標準的な画像セグメンテーション技法が使用されてもよい。プロトン密度画像では、セグメンテーションされたオブジェクトが、B0不均一性を予測するために使われる。

20

【0048】

もう一つの実施形態では、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスは、MAVRICパルス・シーケンスである。MAVRICは、Multi-Acquisition Variable Resonance Image Combination(複数収集可変共鳴画像結合)の略である。MAVRICパルス・シーケンスは、励起される帯域幅を制限するときに歪みおよびアーチファクトを最小化する。次いで、MAVRICは、全スペクトル範囲をカバーするために複数の共鳴周波数オフセットを使う。

30

【0049】

もう一つの実施形態では、MAVRICパルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配のうち一つのみが大きさをゼロをもつ。

【0050】

もう一つの実施形態では、MAVRICパルス・シーケンスについて、励起磁場勾配および再集束磁場勾配が反対の極性をもつ。

40

【0051】

もう一つの実施形態では、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスはSEMACパルス・シーケンスである。SEMACはSlice-Encoding for Metal Artifact Correction(金属アーチファクト補正のためのスライス・エンコード)の略である。SEMACは視野角傾斜技法に基づいて歪みアーチファクトを補正し、スライス方向での追加的な位相エンコードを使うことによって、分解された(resolved)励起プロファイルを実際のボクセル位置に整列させる。本質的には、SEMAC技法は、磁場不均一性に対して、励起された各スライスのエンコードを使って金属アーチファクトを補正する。スライス・エンコードは、追加的なz位相エンコードのあるいくつかの実施形態では視野角傾斜スピンエコー・シーケンスを拡張することによって達成できる。

50

【 0 0 5 2 】

もう一つの実施形態では、SEMACパルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配のうち一つのみが大きさをゼロをもつ。

【 0 0 5 3 】

もう一つの実施形態では、SEMACパルス・シーケンスについて、励起磁場勾配および再集束磁場勾配が反対の極性をもつ。

【 0 0 5 4 】

もう一つの実施形態では、前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムに予備的磁気共鳴データを収集させる予備スキャン磁気共鳴制御コマンドを生成させる。予備的磁気共鳴データは、制約された撮像領域を表す。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、予備スキャン磁気共鳴画像を再構成させる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、予備スキャン磁気共鳴画像を使って、制約された撮像領域を選択する位相エンコード因子を決定させる。この実施形態は、SEMACパルス・シーケンスが、制約された撮像領域内のデータを収集するために最適化されうるので有利である。

10

【 0 0 5 5 】

もう一つの実施形態では、パルス・シーケンスは、圧縮センシングを組み込む。この実施形態では、完全なk空間はサンプリングされない。圧縮センシングでは、以前に収集された磁気共鳴画像が、のちに収集される画像を部分的に再構成するために使われる。これは、被験体に動きがあつて素早く画像を収集することが望ましい状況において、特に有用となりうる。

20

【 0 0 5 6 】

もう一つの実施形態では、パルス・シーケンスはパラレル・イメージングを組み込む。

【 0 0 5 7 】

もう一つの実施形態では、パルス・シーケンスは脂肪抑制のための反転パルスを組み込む。

【 0 0 5 8 】

もう一つの実施形態では、前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴データを使ってフル帯域幅画像を再構成させる。マルチスペクトル撮像技法では、画像の異なる領域が異なるスペクトル範囲で収集されうる。フル画像は、異なるスペクトル範囲で収集される画像の異なる部分を取得することによって再構成できる。

30

【 0 0 5 9 】

もう一つの実施形態では、前記命令の実行はさらに、プロセッサに、特異値分解を使って磁気共鳴画像におけるノイズ削減を実行させる。

【 0 0 6 0 】

もう一つの側面では、本発明は、医療装置を制御する機械実行可能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。コンピュータ・プログラム・プロダクトはたとえばコンピュータ可読記憶媒体に記憶されていてもよい。前記医療装置は、被験体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムを有する。磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集される。前記命令の実行は、プロセッサに、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成させる。パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードする。前記撮像ゾーンは前記制約された撮像領域を含む。パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含む。励起磁場勾配および再集束磁場勾配は異なる複数性および/または異なる大きさをもつ。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴制御コマンドを磁気共鳴撮像システムに送らせる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴撮像システムから磁気共鳴データを受領させる。前記命令の実行はさらに、プロセッサに、磁気共鳴データを使って、制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成させる。

40

【 0 0 6 1 】

もう一つの側面では、本発明は、医療装置を制御する方法を提供する。同様に、本発明は、医療装置を制御するコンピュータ実装する方法をも提供する。前記医療装置は、被験

50

体から磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムを有する。磁気共鳴データは撮像ゾーンから収集される。本方法は、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドを生成する段階を含む。パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードする。前記撮像ゾーンは前記制約された撮像領域を含む。パルス・シーケンスは、励起磁場勾配および再集束磁場勾配を含む。励起磁場勾配および再集束磁場勾配は異なる複数性および/または異なる大きさをもつ。本方法はさらに、磁気共鳴制御コマンドを磁気共鳴撮像システムに送る段階を含む。本方法はさらに、磁気共鳴撮像システムから磁気共鳴データを受領する段階を含む。本方法はさらに、磁気共鳴データを使って、制約された撮像領域の磁気共鳴画像を再構成する段階を含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0062】

下記では、本発明の好ましい実施形態について、単に例として、図面を参照して、述べる。

【図1】本発明のある実施形態に基づく方法を示す流れ図を示している。

【図2】励起中の勾配および再集束のための反対の勾配をもつMAVRIC収集についてのB0-z図である。

【図3】励起中の勾配をもつMAVRIC収集についてのB0-z図である。

【図4】図2に呈示されたものと同様の、体積選択のあるMAVRIC収集についてのB0-z図である。

20

【図5】本発明のある実施形態に基づく、SEMAC共鳴外れ抑制パルス・シーケンスについてのB0-z図である。

【図6】標準的なSEMACパルス・シーケンスの一部についてのパルス図である。

【図7】本発明のある実施形態に基づく、SEMAC共鳴外れ抑制パルス・シーケンスについてのパルス図である。

【図8】標準的なMAVRICパルス・シーケンスについてのパルス・シーケンス図である。

【図9】本発明のある実施形態に基づく、選択的MAVRICパルス・シーケンスを示す図である。

【図10】本発明のある実施形態に基づく医療装置を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0063】

これらの図面における同様の符号を付けた要素は、等価な要素であるかまたは同じ機能を実行する。先に論じた要素は、機能が等価であればのちの図では必ずしも論じられない。

【0064】

図1は、本発明のある実施形態に基づく方法を示す流れ図である。ステップ1では、マルチスペクトル撮像パルス・シーケンスを使って磁気共鳴制御コマンドが生成される。パルス・シーケンスは、制約された撮像領域からの磁気共鳴データを選択的にエンコードする。ステップ102では、磁気共鳴制御コマンドが磁気共鳴撮像システムに送られる。ステップ104では、磁気共鳴データが磁気共鳴撮像システムから受領される。最後に、ステップ106では、磁気共鳴データを使って、制約された領域について、磁気共鳴画像が再構成される。

40

【0065】

図2は、励起中の勾配および再集束のための反対の勾配をもつMAVRIC収集についてのB0-z図である。B0軸は200とラベル付けされている。z軸は202とラベル付けされている。矢印204は励起厚さを示す。矢印206はデータが収集されたz方向における領域広がりを示す。208とラベル付けされた平行四辺形は、励起中のB0,z空間の領域を表す。210とラベル付けされた平行四辺形は、再集束勾配中のB0,z空間を示す。励起208および再集束勾配210によって画定される菱形様の領域は、制約された撮像領域212に対応する。この画像は、言語のある実施形態に基づくMAVRICパルス・シーケンスが、制

50

約された撮像領域 2 1 2 を選択的に選択するためにどのように使用されうるかを示す。B0 軸 2 0 0 に平行な諸水平線は、z 方向における位相エンコードされた空間を示す。

【 0 0 6 6 】

図 3 は、励起中の勾配のある MAVRIC 収集についての B0-z 図である。この収集方式では、再集束は勾配なしで行われる。他の実施形態では、別の方式は、勾配なしの励起および勾配のある再集束を含んでいてもよい。この場合における励起勾配によって選択された B0, z 空間の領域は、3 0 8 とラベル付けされ、収束勾配によるものは 3 1 0 とラベル付けされている。このスキャンでは、励起勾配および再集束勾配 3 1 0 による選択が、制約された撮像領域 2 1 2 を画定する。

【 0 0 6 7 】

図 4 は、図 2 に呈示したのと同様の体積選択をもつ MAVRIC 収集についての B0-z 図である。この場合、選択される体積は単一スライスに帰着され、そのため面を通じた (through-plane) 方向での位相エンコードを実行する必要はなくなる。これは二次元 MAVRIC 収集につながる。励起勾配によって選択される B0, z 空間中の領域は 4 0 8 とラベル付けされており、再集束勾配によって選択される B0, z 空間中の領域は 4 1 0 とラベル付けされる。励起および再集束勾配は制約された撮像領域 2 1 2 を画定する。

【 0 0 6 8 】

図 5 は、SEMAC 共鳴外れ抑制 (SEMAC-ORS: SEMAC Off-Resonance Suppression) として知られる、共鳴外れ抑制のある SEMAC パルス・シーケンスについての B0-z 図である。この実施形態では、励起勾配は再集束勾配よりやや強い。同じ概略図は、共鳴外れ抑制を使う SEMAC-MAVRIC ハイブリッドを示すためにも使用されうる。励起勾配によってエンコードされる領域は 5 0 8 とラベル付けされる。5 1 0 とラベル付けされる領域は再集束勾配によってエンコードされる領域である。これら二つの勾配の組み合わせが、制約された撮像領域 2 1 2 を画定する。共鳴外れ信号がない場合には、この制約された撮像領域の広がり、励起厚さを画定する矢印 2 0 4 によって示される領域となる。

【 0 0 6 9 】

図 6 は、標準的な SEMAC パルス・シーケンス 6 0 0 の一部についてのパルス図である。このパルス図では、m 勾配 6 0 2、p 勾配 6 0 4、s 勾配 6 0 6 および印加される RF 励起 6 0 8 が示されている。s 勾配 6 0 6 は選択 (select) 勾配である。s 勾配 6 0 6 内には、励起勾配 6 1 0 および再集束勾配 6 1 2 および VAT 勾配が示されている。この例では、励起勾配 6 1 0 および再集束勾配 6 1 2 は同じ大きさをもつ。

【 0 0 7 0 】

図 7 は、図 6 に示したのと似たパルス・シーケンス 7 0 0 を示している。この場合、図 6 の SEMAC パルス・シーケンスは、本発明のある実施形態に基づく SEMAC-ORS パルス・シーケンスとなるよう変更されている。励起勾配は 7 1 0 とラベル付けされ、再集束勾配は 7 1 2 とラベル付けされ、VAT 勾配は 7 1 4 とラベル付けされている。この場合、励起勾配 7 1 0 および再集束勾配 7 1 2 はもはや同じ大きさはもたない。図 7 のパルス・シーケンスは、図 5 に示したものと同様のサンプリング方式につながる。

【 0 0 7 1 】

図 8 は、標準的な MAVRIC パルス・シーケンスについてのパルス・シーケンス図を示している。s 勾配 6 0 6 において励起および再集束勾配がないことを注意しておくべきである。

【 0 0 7 2 】

図 9 は、本発明のある実施形態に基づく選択的な MAVRIC パルス・シーケンス 9 0 0 を示している。図 8 のパルス・シーケンス 8 は、今や逆極性の励起勾配 9 1 0 および再集束勾配 9 1 2 があるよう修正されている。これは、図 4 に示したものと同様のサンプリング方式につながる。

【 0 0 7 3 】

図 10 は、本発明のある実施形態に基づく医療装置 1 0 0 0 の例を示す。医療装置 1 0 0 0 は磁気共鳴撮像システム 1 0 0 2 を有する。磁気共鳴撮像システム 1 0 0 2 は磁石 1

10

20

30

40

50

004を有する。磁石1004は、ボア1006が貫通している円筒型の超伝導型磁石1004である。磁石1004は超伝導コイルとともに液体ヘリウム冷却されたクライオスタットを有する。永久磁石または抵抗のある磁石を使うことも可能である。複数の異なる型の磁石の使用も可能である。たとえば、分離円筒型磁石およびいわゆる開放型磁石の両方を使うことも可能である。分離円筒型磁石は、磁石のアイソ面(iso-plane)へのアクセスを許容するためにクライオスタットが二つのセクションに分離されているほかは、標準的な円筒型磁石と同様である。そのような磁石はたとえば、荷電粒子ビーム療法との関連で使用されることがある。開放型磁石は一方が他方の上にある二つの磁石セクションをもち、その間の空間は被験体を受け入れるのに十分大きい。二つのセクションの配置はヘルムホルツ・コイルと同様である。開放型磁石は、被験者が閉じ込められた感じを受けにくいので人気がある。円筒型磁石のクライオスタット内部には、超伝導コイルの集合がある。円筒型磁石1004のボア1006内には、磁場が磁気共鳴撮像を実行するために十分強くかつ一様である撮像ゾーン1008がある。

10

20

30

40

50

【0074】

磁石のボア1006内にはまた、磁石1004の撮像ゾーン1008内の磁気スピンを空間エンコードするよう磁気共鳴データの取得のために使われる一組の傾斜磁場コイル〔磁場勾配コイル〕1010もある。傾斜磁場コイル1010は傾斜磁場コイル電源1012に接続されている。傾斜磁場コイル1010は代表的であることが意図されている。典型的には、傾斜磁場コイル1010は、三つの直交する空間方向における空間エンコードのために、三つの別個の組のコイルを含む。傾斜磁場電源は傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイル1010に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ状またはパルス状にされてもよい。

【0075】

撮像ゾーン1008に隣接して、撮像ゾーン1008内の磁気スピンの配向を操作するためおよびやはり撮像ゾーン1008内のスピンからの電波送信を受信するための高周波コイル1014がある。高周波アンテナは複数のコイル要素を含んでもよい。高周波アンテナはチャンネルまたはアンテナと称されてもよい。高周波コイル1014は高周波トランシーバ1016に接続される。高周波コイル1014および高周波トランシーバ1016は、別個の送信および受信コイルならびに別個の送信機および受信機によって置き換えられてもよい。高周波コイル1014および高周波トランシーバ1016は代表的であることは理解される。高周波コイル1014は専用の送信アンテナおよび専用の受信アンテナをも代表することが意図されている。同様に、トランシーバ1016は別個の送信機および受信機を表していてもよい。

【0076】

被験体1018は磁石1004のボア1006内の被験体台1020上に置かれる。被験体1018は、部分的に撮像ゾーン1008内に位置される。被験体はその中に金属オブジェクト1022を有している。金属オブジェクト1022の隣に制約された撮像領域1024がある。金属オブジェクト1022は磁石1004によって生成されるB0場の歪みを引き起こす。金属オブジェクト1022はB0場における歪みを生成するものの、医療装置1000は、制約された撮像領域1024からのアーチファクト画像を収集することができる。傾斜磁場コイル電源1012およびトランシーバ1016はコンピュータ・システム1026のハードウェア・インターフェース1028に接続されている。コンピュータ・システム1026はさらに、プロセッサ1030を有する。プロセッサ1030は、ハードウェア・インターフェース1028、ユーザー・インターフェース1034、コンピュータ記憶1036およびコンピュータ・メモリ1038に接続される。

【0077】

コンピュータ記憶1036はマルチスペクトル撮像シーケンス1040を含むものとして示されている。コンピュータ記憶1036はさらに、マルチスペクトル撮像シーケンス1040から生成された磁気共鳴制御コマンド1042を含むものとして示されている。コンピュータ記憶1036はさらに、磁気共鳴撮像システム1002によって磁気共鳴制

御コマンド1042を使って収集された磁気共鳴データ1044を含むものとして示されている。コンピュータ記憶1036はさらに、磁気共鳴データ1044を使って制約された撮像領域1024の磁気共鳴画像1046を含むものとして示されている。コンピュータ記憶1036はさらに、項目1048、1050、1052、1054および1056を含むものとして示されている。これらの項目はすべての実施形態において存在するわけではない。項目1048は、予備スキャン磁気共鳴制御コマンドである。項目1050は、予備スキャン磁気共鳴制御コマンド1048を使って収集される予備スキャン磁気共鳴データ1050である。項目1052は、予備スキャン磁気共鳴データ1050を使って生成された予備スキャン磁気共鳴画像である。コンピュータ記憶1036は、予備スキャン磁気共鳴画像1052を使って生成されたSEMACパルス・シーケンスのための位相エンコード因子1054を示している。コンピュータ記憶1036はさらに、複数の制約された撮像領域の集合から再構成されたフル帯域幅画像1056を含むものとして示されている。各制約された撮像領域は、別個の周波数を使って取得される。フル帯域幅(full bandwidth)とは、異なる周波数領域からのこれらの画像がフル画像に組み合わせられることを意味する。

10

【0078】

コンピュータ記憶1036はさらに、予備的磁気共鳴データ1053、予備的な磁気共鳴画像1055および予備的な磁気共鳴画像1055において同定されたB0不均一性領域の位置1057を含むものとして示されている。いくつかの実施形態では、予備的な磁気共鳴画像はB0マップである。

20

【0079】

コンピュータ・メモリ1038は、制御モジュール1058を含むものとして示されている。制御モジュール1058は、医療装置1000の動作および機能を制御するためのコンピュータ実行可能なコードを含む。コンピュータ・メモリ1038はさらに、コマンド生成モジュール1060を含むものとして示されている。コマンド生成モジュール1060は、磁気共鳴制御コマンド1042および予備スキャン磁気共鳴制御コマンド1048およびパルス・シーケンス1040からの予備的な磁気共鳴制御コマンドを生成するよう適応される。コンピュータ・メモリ1038はさらに、画像再構成モジュール1062を含むものとして示されている。画像再構成モジュール1062は、磁気共鳴データ1044、1050、1053から磁気共鳴画像1046、1052、1055を再構成するためのコンピュータ実行可能なコードを含む。コンピュータ・メモリ1038はさらに、位相エンコード因子決定モジュール1064を含むものとして示されている。位相エンコード因子決定モジュール1064は、予備スキャン磁気共鳴画像1052から位相エンコード因子1054を計算するためのコンピュータ実行可能なコードを含む。コンピュータ・メモリ1038はさらに、フル帯域幅画像再構成モジュール1066を含むものとして示されている。フル帯域幅画像再構成モジュール1066は、フル帯域幅画像1056を再構成するために使われるコンピュータ実行可能なコードを含む。

30

【0080】

コンピュータ・メモリ1038はさらに、画像セグメンテーション・モジュール1068を含むものとして示されている。画像セグメンテーション・モジュール1068は、いくつかの実施形態では、B0場不均一性を生じる、磁気共鳴画像1055中のオブジェクトを同定するために存在していてもよい。B0不均一性領域の位置は、画像セグメンテーション・モジュール1068を使って同定および選択された。

40

【0081】

本発明について、図面および以上の記述において詳細に図示および説明してきたが、そのような図示および説明は制約ではなく例解または例示するものと考えられるべきである。本発明は開示されている実施形態に限定されるものではない。

【0082】

図面、本開示および付属の請求項を吟味することから、開示されている実施形態への他の変形が、特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されること

50

ができる。請求項において、「有する／含む」の語は他の要素やステップを排除するものではなく、単数形の表現は複数を排除するものではない。単一のプロセッサまたは他のユニットが、請求項において記載されているいくつかの項目の機能を充足してもよい。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実がそれらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。コンピュータ・プログラムは、他のハードウェアと一緒にもしくは他のハードウェアの一部として供給される光学式記憶媒体または半導体媒体のような好適な媒体上で記憶／頒布されてもよいが、インターネットまたは他の有線もしくは無線の遠隔通信システムを介するなど他の形で頒布されてもよい。請求項に参照符号があったとしても、範囲を限定するものと解釈すべきではない。

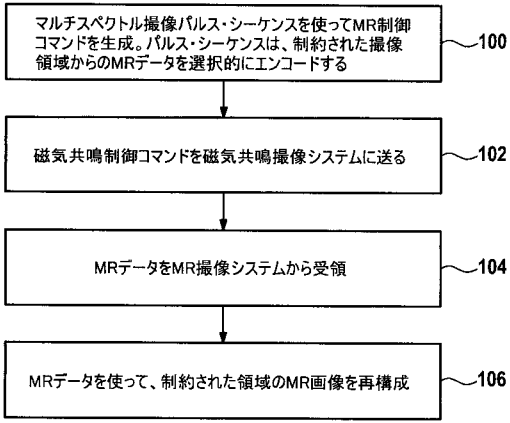
【符号の説明】

【0083】

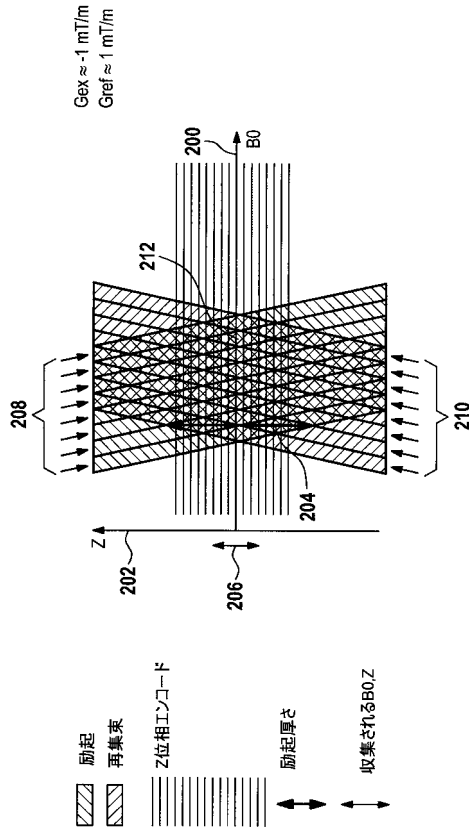
200	B0軸	
202	z軸	
204	励起厚さ	
206	収集されたB0,z	
208	励起勾配	
210	再集束勾配	
212	制約された撮像領域	
308	励起勾配	
310	再集束勾配	20
408	励起勾配	
410	再集束勾配	
508	励起勾配	
510	再集束勾配	
600	SEMACパルス・シーケンス	
602	M勾配	
604	P勾配	
606	S勾配	
608	RF励起パルス	
610	励起勾配	30
612	再集束勾配	
614	VAT勾配	
700	SEMAC-ORSパルス・シーケンス	
710	励起勾配	
712	再集束勾配	
714	VAT勾配	
800	MAVRICパルス・シーケンス	
900	選択的MAVRICパルス・シーケンス	
910	励起勾配	
912	再集束勾配	40
1000	医療装置	
1002	磁気共鳴撮像システム	
1004	磁石	
1006	磁石のボア	
1008	撮像ゾーン	
1010	傾斜磁場コイル	
1012	傾斜磁場コイル電源	
1014	高周波コイル	
1016	トランシーバ	
1018	被験体	50

1 0 2 0	被験体台	
1 0 2 2	金属オブジェクト	
1 0 2 4	制約された撮像領域	
1 0 2 6	コンピュータ・システム	
1 0 2 8	ハードウェア・インターフェース	
1 0 3 0	プロセッサ	
1 0 3 2	ユーザー・インターフェース	
1 0 3 4	ユーザー・インターフェース	
1 0 3 6	コンピュータ記憶	
1 0 3 8	コンピュータ・メモリ	10
1 0 4 0	マルチスペクトル撮像パルス・シーケンス	
1 0 4 2	磁気共鳴制御コマンド	
1 0 4 4	磁気共鳴データ	
1 0 4 6	磁気共鳴画像	
1 0 4 8	予備スキャン磁気共鳴制御コマンド	
1 0 5 0	予備スキャン磁気共鳴データ	
1 0 5 2	予備スキャン磁気共鳴画像	
1 0 5 3	予備的な磁気共鳴データ	
1 0 5 4	位相エンコード因子	
1 0 5 5	予備的な磁気共鳴画像	20
1 0 5 6	フル帯域幅画像	
1 0 5 7	B0不均一性領域	
1 0 5 8	制御モジュール	
1 0 6 0	コマンド生成モジュール	
1 0 6 2	画像再構成モジュール	
1 0 6 4	位相エンコード因子決定モジュール	
1 0 6 6	フル帯域幅画像再構成モジュール	
1 0 6 8	画像セグメンテーション・モジュール	

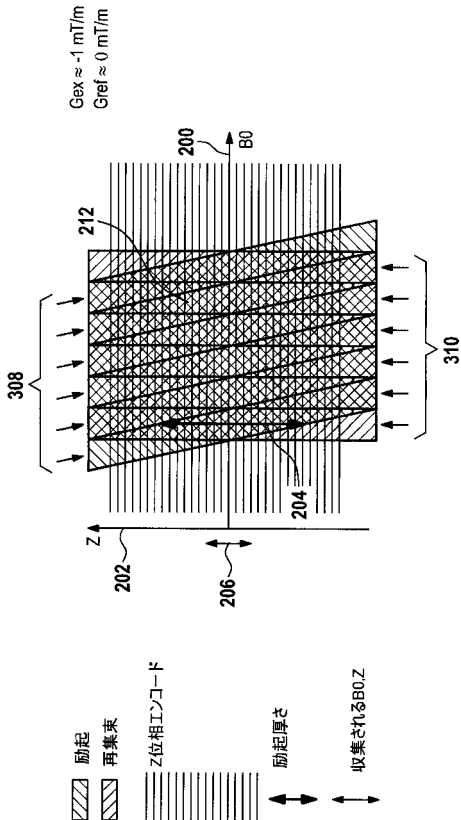
【 図 1 】



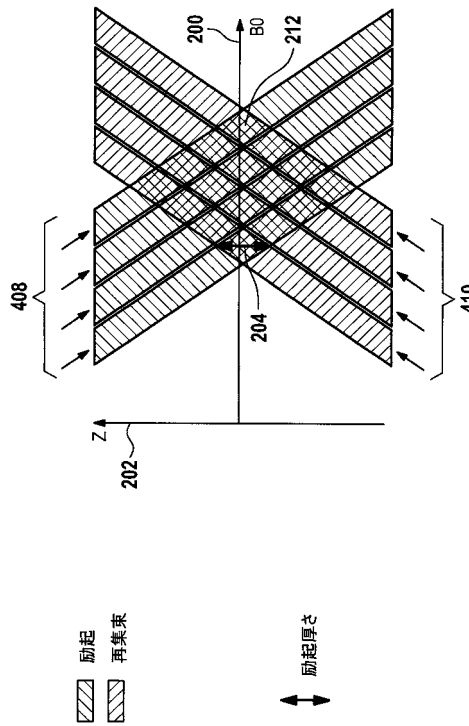
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 9 】

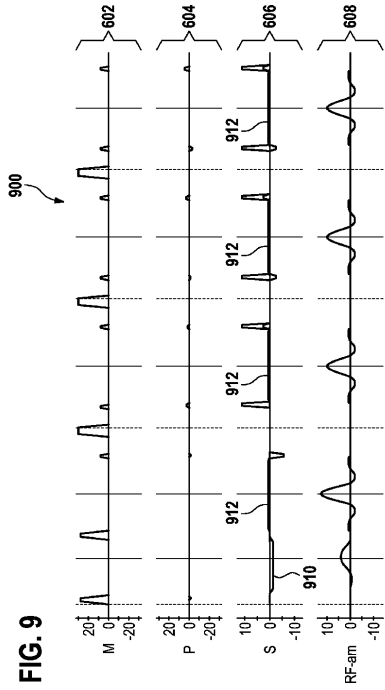


FIG. 9

【 図 10 】

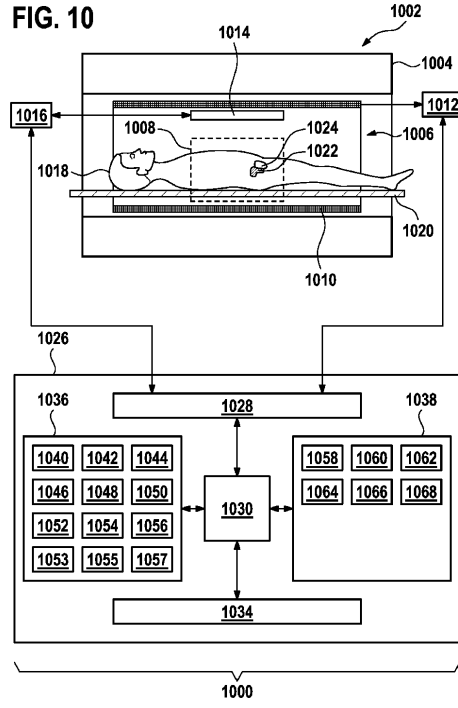


FIG. 10

1000

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2012/050661

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01R33/48 G01R33/565 G01R33/44 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01R		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X,P	C.J. DEN HARDER ET AL: "MR Imaging near orthopedic implants using Slice-Encoding for Metal Artifact Correction and Off-Resonance Suppression", PROC. INTL.SOC.MAG.RESON.MED. 19, 7 May 2011 (2011-05-07), page 3170, XP55022462, the whole document	1,2,4-14
X	C.BOS ET AL.: "MR Imaging near orthopedic implants with artifact reduction using view-angle tilting and off-resonance suppression", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639592, the whole document	1-6, 9-11,13, 14
Y	----- -/--	7,8,12
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 March 2012		Date of mailing of the international search report 03/04/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lersch, Wilhelm

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050661

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2001/025141 A1 (BUTTS ROSEMARY KIM [US] ET AL) 27 September 2001 (2001-09-27) paragraphs [0005] - [0008], [0035] - [0047]; figures 1,4,5 -----	1,2,13, 14
X	US 5 757 188 A (MIYAZAKI MITSUE [JP]) 26 May 1998 (1998-05-26) column 1, line 37 - column 2, line 14 column 5, line 26 - column 8, line 26; figures 1,2,5,7,9,10,13-16 -----	1,13,14
X	US 2001/045830 A1 (MAIER STEPHAN E [US] ET AL) 29 November 2001 (2001-11-29) paragraphs [0003] - [0009], [0042] - [0051]; figures 2a,2c -----	1,13,14
Y	K.M.KOCH ET AL.: "Imaging Near Metal with a MAVRIC-SEMAC Hybrid", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, vol. 65, 27 October 2010 (2010-10-27), pages 71-82, XP002639594, the whole document -----	1-3,5-7, 9,11,13, 14
Y	US 2002/101237 A1 (MIYOSI MITSU HARU [JP] ET AL) 1 August 2002 (2002-08-01) paragraphs [0002] - [0006], [0038] - [0048]; figures 2,5-7 -----	1-3,5-7, 9,11,13, 14
Y	US 2005/017719 A1 (HEUBES PETER [DE]) 27 January 2005 (2005-01-27) paragraphs [0011] - [0017], [0048] - [0094]; figures 4-8 -----	1-3,5-7, 9,11,13, 14
Y	RANGWALA NOVENA ET AL: "Reduction of fast spin echo cusp artifact using a slice-tilting gradient", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE: OFFICIAL JOURNAL OF THE SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, US, vol. 64, no. 1, 1 July 2010 (2010-07-01), pages 220-228, XP002592728, ISSN: 1522-2594, DOI: DOI:10.1002/MRM.22418 [retrieved on 2010-05-17] see the chapter 'Materials and Methods' -----	1-3,5-7, 9,11,13, 14
Y	B.A.HARGREAVES ET AL.: "Adaptive Slice Encoding for Metal Artifact Correction", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639595, the whole document -----	7
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050661

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	W.LU ET AL.: "Compressive Slice Encoding for Metal Artifact Correction", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639596, the whole document -----	8
Y	W.LU ET AL.: "Noise Reduction in Slice Encoding for Metal Artifact Correction Using Singular Value Decomposition", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639597, the whole document -----	12
A	W.CHEN ET AL.: "Parallel MRI near metallic implants", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., vol. 17, 2009, page 2783, XP002639598, the whole document -----	9,10
A	W.CHEN ET AL.: "Parallel MRI near metallic implants", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., vol. 17, 2009, page 2783, XP002639598, the whole document -----	9
A	B.A.HARGREAVES ET AL.: "Fat-Suppressed and Distortion-Corrected MRI Near Metallic Implants", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639600, the whole document -----	9,10
A	S-Y.ZHO ET AL.: "Stent Imaging using metal artifact reduction sequence", PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED., 2010, XP002639601, the whole document -----	2,6,7,9, 11
A	K.M.KOCH ET AL.: "A Multispectral Three-Dimensional Acquisition Technique for Imaging Near Metal Implants", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, vol. 61, 2009, pages 381-390, XP002639602, cited in the application the whole document -----	1-3,7-9, 11,13,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/050661

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2001025141	A1	27-09-2001	NONE

US 5757188	A	26-05-1998	JP 3683962 B2 17-08-2005
			JP 9122101 A 13-05-1997
			US 5757188 A 26-05-1998

US 2001045830	A1	29-11-2001	NONE

US 2002101237	A1	01-08-2002	CN 1286960 A 14-03-2001
			EP 1079238 A2 28-02-2001
			JP 2001000415 A 09-01-2001
			KR 20010066860 A 11-07-2001
			US 2002101237 A1 01-08-2002

US 2005017719	A1	27-01-2005	CN 1576875 A 09-02-2005
			DE 10333795 A1 03-03-2005
			JP 4546179 B2 15-09-2010
			JP 2005040612 A 17-02-2005
			KR 20050012172 A 31-01-2005
			US 2005017719 A1 27-01-2005

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, T, J, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, R, O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, H, U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 デン ハーデル, ヨハン ミヒール
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリッ
プス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 ボス, クレメンス
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリッ
プス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

(72)発明者 ブルーム, ウルリケ アンドレア
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4 4, フィリッ
プス・アイピー・アンド・エス - エヌエル内

Fターム(参考) 4C096 AA01 AB15 AB18 AB50 AC04 AC06 AC07 AC08 AD06 AD24
BA05 BA19 BA50 BB06 BB08 BB32 BB40 CA02 CA03 CA05
CA15 CA17