

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6317756号
(P6317756)

(45) 発行日 平成30年4月25日(2018.4.25)

(24) 登録日 平成30年4月6日(2018.4.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 7 6

請求項の数 13 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2015-546113 (P2015-546113)
 (86) (22) 出願日 平成25年10月21日 (2013.10.21)
 (65) 公表番号 特表2015-536746 (P2015-536746A)
 (43) 公表日 平成27年12月24日 (2015.12.24)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2013/059489
 (87) 國際公開番号 WO2014/087270
 (87) 國際公開日 平成26年6月12日 (2014.6.12)
 審査請求日 平成28年10月18日 (2016.10.18)
 (31) 優先権主張番号 61/733,945
 (32) 優先日 平成24年12月6日 (2012.12.6)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 副作用の少ない局所アーチファクトの低減

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療画像化システムにおいて：

磁気共鳴 k 空間データを格納するメモリであって、前記 k 空間データが非剛性運動欠損を含む、メモリと；

1 つ又は複数のプロセッサであって：

前記 k 空間データから、高い信号対雑音比及び動きアーチファクトを含む第 1 の画像を再構築し、

前記 k 空間データのうち非剛性運動欠損を含む部分を検出して除外し、

部分並列再構築を使用して、前記 k 空間データのうちの除外されてない部分及び前記第 1 の画像から第 2 の画像を再構築することであって、前記第 1 の画像に対して低減された動きアーチファクト及びより低い信号対ノイズ比を含む第 2 の画像を再構築し、

前記第 1 及び第 2 の画像から、動きアーチファクトの位置を特定し、

前記第 1 の画像、前記動きアーチファクトの特定された位置及び前記 k 空間データの前記除外されていない部分を使用して、アーチファクト低減又はアーチファクトのない画像を再構築する

ように構成される、1 つ又は複数のプロセッサと；

を備える、システム。

【請求項 2】

前記動きアーチファクトの前記位置を特定することは、前記第 1 及び第 2 の画像から差

10

20

分マップを生成することを含み、

前記アーチファクト低減又はアーチファクトのない画像を再構築することは、前記差分マップ及びコイル感度を使用することを含む、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

医療画像化システムにおいて：

磁気共鳴 k 空間データを格納するメモリであって、前記 k 空間データが非剛性運動欠損を含む、メモリと；

1 つ又は複数のプロセッサであって：

前記 k 空間データから、高い信号対雑音比及び少なくとも 1 つの動きアーチファクトを含む第 1 の画像を再構築し、10

前記 k 空間データのうち非剛性運動欠損を含む部分を検出して除外し、

前記 k 空間データの除外されていない部分から、部分並列再構築を使用して第 3 の画像を再構築し、

前記第 1 又は第 3 の画像における少なくとも 1 つの動きアーチファクトの位置を検出し、20

前記 k 空間データの前記除外されていない部分、前記第 1 の画像及び前記少なくとも 1 つの動きアーチファクトの前記検出された位置から、第 2 の画像を再構築する、

ように構成される、1 つ又は複数のプロセッサと；

を備える、システム。

【請求項 4】

前記 1 つ又は複数のプロセッサは、コイル感度マップを使用して前記第 2 の画像を再構築する

ように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記 1 つ又は複数のプロセッサは更に、

高勾配値により前記少なくとも 1 つの動きアーチファクトを示す、前記第 3 の画像と前記第 1 の画像との間の差分マップを生成する

ように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記 1 つ又は複数のプロセッサは更に、30

前記少なくとも 1 つの動きアーチファクトの前記位置に基づいて前記コイル感度マップを修正する

ように構成される、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記 1 つ又は複数のプロセッサは、

データコンボリューション及び結合演算法 (COCOA) を使用して前記 k 空間データの前記部分を検出して除外する

ように構成される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 8】

非剛性運動欠損を含む磁気共鳴 k 空間データを受信するステップと、

非剛性運動欠損を含む前記 k 空間データから第 1 の画像を再構築するステップと、40

前記 k 空間データのうち非剛性運動欠損を含む部分を検出して除外するステップと、

前記 k 空間データの除外されていない部分から、部分並列再構築を使用して第 3 の画像を再構築するステップと、

前記第 1 又は第 3 の画像における少なくとも 1 つのアーチファクトの位置を検出するステップと、

前記 k 空間データの前記除外されていない部分、前記第 1 の画像及び前記少なくとも 1 つのアーチファクトの前記検出された位置から、第 2 の画像を再構築するステップと、

を備える、方法。

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つのアーチファクトの位置を検出するステップは、

前記少なくとも 1 つのアーチファクトを示す高勾配値を有する、前記第 3 の画像と前記第 1 の画像との間の差分マップを生成するステップ

を含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つのアーチファクトの位置に基づいてコイル感度マップを修正するステップ

を更に含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

前記 k 空間データの前記部分を検出して除外するステップは、データコンボリューション及び結合演算法 (COCOA) を使用して実行される、

請求項 8 に記載の方法。

【請求項 12】

請求項 8 に記載の方法を実行するよう 1 つ又は複数の電子データ処理デバイスを制御するソフトウェアを担持する、非一時的コンピュータ読取可能記憶媒体。

【請求項 13】

請求項 8 に記載の方法を実行するように構成される電子データ処理デバイス。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

以下の説明は、一般に医療画像に関する。本出願の具体的な適用は、磁気共鳴撮像、画像の再構築及び非剛性運動のアーチファクトの低減に関連し、これに特に関連して説明されることになる。しかしながら、本発明の適用は、他の利用シナリオにおいても見られることがあり、必ずしも上述の適用に限られないことが理解されよう。

【背景技術】**【0002】**

磁気共鳴 (MR) 画像法は、被験体 (subject) の詳細な解剖学的情報及び代謝情報を提供する。MR 画像法は、電離放射線を伴わず、被験体の細胞内で磁気共鳴を励起させることにより機能する。磁気共鳴は、典型的に水平又は垂直に方向付けられる、静的な主磁場 B_0 内で生じる。無線周波数 (RF) パルスを印加して共鳴を励起する。勾配磁場が静磁場にわたって印加され、被験体内の共鳴をフォーカスして操作する。局所コイルは、身体の近くの弱い磁気共鳴減衰 RF 信号を受信し、受信した信号をレシーバに再送する。受信した RF 磁場の磁場方向は、主磁場 (B_0) の磁場方向に対して直交する。受信した RF 又は磁気共鳴 (MR) データは、空間周波数の k 空間又はメモリへと受け取られる。 k 空間内の MR データは、1 つ又は複数の画像へと再構築される。

30

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

画像化処理の間、受信した MR データは、動きアーチファクトの影響を受けやすい。動きは、点頭のような剛性運動と、眼球運動のような非剛性運動とに分類される。剛性運動は、MR データを適切に再配向するよう、骨のような身体の剛性部分を使用する技術によって補償され得る。例えば回転角度と並進距離 (translation distance) を使用して点頭を補償することができる。しかしながら、眼球の回転を含む眼球運動や、顔をしかめること (frowning) を含む皮膚の動き、嚙下を含む顎運動等のうち非剛性運動の部分は、そのままである。非剛性運動は、空間的に局所化されるアーチファクトを生じる可能性がある。非剛性運動では、画像のほとんどが高い信号対雑音比 (SNR) の良好な画像品質を有するが、画像の一部の部分が動きアーチファクトを含む。

40

【0004】

1 つのアプローチは、単純に画像化シーケンスを再実行することであるが、これは貴重

50

な臨床時間を使用する。別のアプローチは、動き欠陥 (motion defect) を含む k 空間データの部分を除外し、次いで動きのない k 空間を使用して画像を再構築することである。データコンボリューション及び結合演算法 (COCOA : data convolution and combination operation algorithm) のようなアルゴリズムを使用して、 k 空間ににおける動きを検出し、 k 空間の動きを含む部分を除外する。感度エンコーディング (SENSE : sensitivity encoding) のようなアルゴリズムを使用して、部分的な k 空間の再構築を実行し、画像にすることができる。しかしながら、部分的な k 空間の再構築は典型的に、 k 空間の中央部の高い低減係数 (reduction factor) とデータ損失に起因して、低い画像品質を生じる。その結果として得られるのは、動きのない画像であるが、低いSNRを含む。

10

【0005】

部分的な k 空間の再構築がもたらす 1 つの結果は、画像のエイリアシングである。 k 空間の一部分の欠損と低下した SNR に起因して、動きアーチファクトの減少が起こることと同様に、画像のエイリアシングが k 空間の一部分を除去した結果として生じる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

以下では、上記で言及した問題及び他の問題に対処する、副作用の少ない局所アーチファクト低減のための新たな改善された方法を開示する。

【0007】

一態様によると、医療画像化システムは、メモリと、1つ又は複数のプロセッサとを備える。メモリは、磁気共鳴 k 空間データを格納し、この磁気共鳴データは非剛性運動欠損 (non-rigid motion defects) を含む。1つ又は複数のプロセッサは、磁気共鳴データから、高い信号対雑音比と動きアーチファクトを含む第 1 の画像を再構築するように構成される。1つ又は複数のプロセッサは更に、非剛性剛性欠損を含む k 空間の部分を検出して除外し、 k 空間の除外されていない部分と第 1 の画像とから、第 2 の画像を再構築するように構成される。

20

【0008】

別の態様によると、医療画像化の方法は、非剛性運動欠損を含む磁気共鳴 k 空間データを受信するステップを含む。第 1 の画像が、非剛性運動欠損を含む磁気共鳴データから再構築される。非剛性運動欠損を含む k 空間の部分が検出され、除外される。第 2 の画像が、 k 空間の除外されていない部分と第 1 の画像とに基づいて再構築される。

30

【0009】

別の態様によると、医療画像化システムは、メモリと、1つ又は複数のプロセッサと、ディスプレイを備える。メモリは、受信した磁気共鳴 k 空間データを格納し、この磁気共鳴データは非剛性運動欠損を含む。1つ又は複数のプロセッサは、磁気共鳴データから、動きアーチファクトを含む第 1 の画像を再構築するように構成される。1つ又は複数のプロセッサは更に、 k 空間データの前記動きアーチファクトのない部分と、第 1 の画像と、正規化推定とから、第 2 の画像を再構築するように構成され、該再構築は、正規化される感度エンコーディング (SENSE) を使用する。ディスプレイは第 2 の画像を表示する。

40

【0010】

1つの利点は、高い信号対雑音比であり、かつ非剛性の動きアーチファクトが低減される、画像の再構築であることである。

【0011】

別の利点は、画像のエイリアシングを伴わない画像の再構築であることである。

【0012】

別の利点は、追加のデータ取得を必要としないアーチファクトの低減にある。

【0013】

別の利点は、画像を再構築する際に、事前情報を明示的又は暗黙的に使用することにある。

50

【0014】

別の利点は、取得及び再構築における既存のハードウェア及びソフトウェアの再使用にある。

【0015】

以下の詳細な説明を読み、理解すると、更なる利点が当業者には認識されるであろう。

【0016】

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの配置並びに様々なステップ及びステップの配置の形式をとることがある。図面は、単に好ましい実施形態を例示するものであり、本発明を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

10

【0017】

【図1】副作用の少ない局所アーチファクト低減の実施形態のフローチャートである。

【図2】動き検出されて部分的に除外されたk空間の例示の画像を示す図である。

【図3A】高いSNRと脈動アーチファクトを有する、例示の再構築画像を示す図である。

【図3B】局所アーチファクト低減の実施形態により再構築される、例示の再構築画像を示す図である。

【図3C】COCOAを使用する例示の再構築画像を示す図である。

【図3D】事前情報を必要としない部分並列画像(PPA)再構築を使用する例示の画像を示す図である。

20

【図4】副作用の少ない局所アーチファクト低減の別の実施形態のフローチャートである。

【図5】局所アーチファクト低減システムの実施形態を図式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1を参照すると、副作用の少ない局所アーチファクト低減の実施形態がフローチャート化されている。ステップ2において、磁気共鳴(MR)又はk空間データが取得され、格納される。MRデータは、完全なk空間4のサンプルを含み、非剛性運動を含む。ステップ6において、完全なk空間のサンプルから画像8が再構築される。完全にサンプルされたk空間からの再構築される画像8は、高い信号対雑音比(SNR)を有するが、1つ又は複数の局所動きアーチファクトを有する画像を生じる。

30

【0019】

ステップ10において、やはり完全なk空間4のサンプルから、k空間の一部分において動きが検出され、この動きを有する部分が除外される。k空間の除外されない部分は、アーチファクトのない部分的k空間12を形成する。動きは、k空間内において、データコンボリューション及び結合演算法(COCOA)や一般化自動較正部分並列法(GRAPPA: generalized auto-calibrating partially parallel algorithm)等のような技術を使用して検出され得る。k空間データのうち動きを含む部分は除外される。

【0020】

ステップ14において、事前情報でガイドされる再構築により、動きアーチファクトのない部分的k空間12と、完全なk空間のサンプルからの動きアーチファクトのある最初の再構築画像8とから、高いSNPで動きのない画像16を再構築する。一実施形態において、再構築14は、事前情報で正規化されるSENSE法(sensitivity encoding)のような技術を使用して実行される。正規化推定(regularization estimate)は、最初の再構築画像8を使用して推定される。正規化推定は、プリスキャン及び/又は他の事前情報から生成されるコイル感度マップ18を使用して修正され得る。再構築は、修正されたコイル感度マップ20も生成することができる。事前情報は、再構築における制約を提供する。例えば動きアーチファクトのないk空間データ12と、アーチファクトのない部分を有する高いSNRの画像16とを用いて、連立一次方程式が、正規化を伴うSENSE法の一部として作成される。k空間ラインのセットは、関数 $f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) = v_i$

40

50

により画像空間内のボクセルを生成する。ここで、 x_j は k 空間のラインであり、 v_i は、この関数に基づいて、最初の高 S N R の画像 8 の再構築されたボクセルである。既知の動きアーチファクトのない k 空間の複数のライン \times と、最初の再構築された画像からの既知の幾つかの数のボクセル v とにより、正規化推定又は関数 f における定数を提供する一連の一次方程式が構築される。再構築された画像 16 は、最初の高 S N R の画像 8 に基づき高い S N R を含むが、アーチファクトのない k 空間データ 12 により局所アーチファクトがない。

【 0 0 2 1 】

図 2 は、動きが検出されて部分的に除外された k 空間の例示的な画像である。この画像は、図 1 に関連するアーチファクトのない部分的 k 空間 12 を表す。暗い色の帯部分 22 は、動きが検出されて除外された k 空間のラインを表す。暗くないライン 24 は、動きが検出されない k 空間のラインを表しており、このラインは、アーチファクトのない k 空間データとして使用される。

【 0 0 2 2 】

図 3 A は、図 1 に関連する最初の再構築画像 8 のような、高 S N R と脈動アーチファクトを有する例示の再構築画像である。脈動アーチファクトのようなアーチファクトは、点線内のエリアに現れる。局所化されたアーチファクトは、線条 (striation) として現れる。局所アーチファクトの低減は、図 3 D においてみられる。図 3 D は、図 3 A の画像とアーチファクトのない k 空間とを使用して再構築される画像 16 を示している。画像 16 は、高い S N R と、脈動のような除去される非剛性運動を含む。線条又は明暗のラインは、この画像内にはない。図 3 C は、元の完全な k 空間を使用する C O C O A 法のような画像再構築の他の技術との比較を提供する。アーチファクト及び / 又はアーチファクトのエイリアスが存在することに留意されたい。図 3 B は、比較のために、アーチファクトのない k 空間のデータのみを使用する画像の再構築及び部分並列画像再構築を提供する。

【 0 0 2 3 】

図 4 は、副作用の少ない局所動きアーチファクト低減の別な方法をフローチャート化している。M R データが、ステップ 2 において受け取られ、完全なサンプルの k 空間 4 として格納される。 k 空間 4 内の M R データは、眼球運動、皮膚の動き、顎運動等のような非剛性運動を含む。動きアーチファクトのある完全な k 空間 4 から、ステップ 6 において、高 S N R の画像 8 が再構築される。画像 8 は局所動きアーチファクトを含むが、高 S N R である。ステップ 10 において、完全な k 空間が、動きについて分析される。動きは、C O C O A 法、G R A P P A 法等のような技術を使用して検出される。 k 空間のうち、動きが検出された部分が除外される。残りの部分、すなわち除外されなかった部分は、アーチファクトのない k 空間 12 を形成する。アーチファクトのない k 空間データを、別個のメモリに格納することができ、あるいは直接参照することもできる。アーチファクトのない k 空間は、図 2 に関連して示され、説明されている。

【 0 0 2 4 】

ステップ 26 において、画像 28 が、アーチファクトのない部分的 k 空間データ 12 から、あるいは C O C O A 法のように元の完全な k 空間を使用する画像再構築の他の技術により再構築される。画像 28 は、動きアーチファクトが低減又は除去されているが、低い S N R を有する。再構築は、図 3 B 又は図 3 C に関連して示されるような、部分並列画像 (P P I) 再構築技術を使用して実行される。

【 0 0 2 5 】

ステップ 30 において、画像 28 内の 1 つ又は複数の動きアーチファクトの位置が識別される。例えば P P I を使用して再構築される画像 28 と、完全な k 空間 4 を使用して再構築される画像 8 との間の差分マップ 32 が生成される。差分マップは、高勾配によりアーチファクトの位置を示す。差分マップは、同じ元の k 空間からの両画像から構築され、したがって本質的に登録される。

【 0 0 2 6 】

ステップ 14 において、事前情報でガイドされる再構築により、完全な k 空間で再構築

10

20

30

40

50

された画像 8 を含む事前情報を使用して、アーチファクトのない高解像度の画像 16 を再構築する。事前情報は、差分マップ又は動きアーチファクトの位置 32 の他の指示を含むことができ、アーチファクトの位置、コイル感度マップ及び他の事前情報を提供する。例えば差分マップを使用して、正規化推定を修正することができる。これは、動きがなく、かつ高 SNR を含むように、完全な k 空間で再構築された画像 8 のうち検出された動きを含まない部分が更に、動きのない k 空間のラインと既知の生成されるボクセルとの間のエラーを最小にするためである。あるいは、再構築は、画像内の検出された動きの位置を、動きアーチファクトのない k 空間のデータの再構築部分と置換することができる。ステップ 14 はコイル感度マップを修正することができる。

【0027】

10

図 5 は、局所アーチファクト低減システム 34 の実施形態を図式的に示す。システム 34 は、垂直又は水平ボア MR スキャナのような磁気共鳴スキャナ 36 を含む。シーケンスコントローラ 38 は、無線周波数 (RF) トランスミッタ 40 及び勾配コントローラ 42 を制御する。RF トランスミッタ及び勾配コントローラは、MR スキャナ 36 の RF コイル及び勾配コイルにより、被験体内的共鳴を励起して操作する。MR スキャナ 36 は、被験体の MR データを RF レシーバ 44 に伝送し、RF レシーバ 44 が、MR データを復調して、完全な k 空間データ 4 としてメモリ 45 に格納する。

【0028】

20

システム 34 は、完全な k 空間データ 4 から画像 8 を再構築する完全 k 空間再構築モジュール 46 を含む。システム 34 は、k 空間アーチファクト検出モジュール 48、部分並列画像 (PPI) 再構築モジュール 50、画像アーチファクト検出モジュール 52 及び事前情報ガイド再構築モジュール 54 を含む。k 空間アーチファクト検出モジュール 48 は、完全な k 空間 4 における動きを検出し、k 空間のうち検出された動きを含む部分を除外する。k 空間アーチファクト検出モジュールは、k 空間の除外されていない部分 12 を別個のメモリ又はメモリ区分に格納することができる。k 空間アーチファクト検出モジュールは、COCOA 法のような技術を使用して、動きを検出して k 空間の一部を除外する。画像アーチファクト検出モジュール 52 は、差分マップ 32 を用いるなどして、画像 8 内の動きの位置を検出する。画像アーチファクト検出モジュールは、完全な k 空間画像 8 と部分的 k 空間画像 28 との間の差分マップを生成することと、動きアーチファクトを示す高勾配値の部分を識別することを含む。事前情報ガイド再構築モジュール 54 は、正規化を用いる SENSE 法のような並列撮像技術を使用して、アーチファクトのない部分的 k 空間 12 及び完全な k 空間の再構築画像 8 から、低減された動きアーチファクトと高い SNR を含む、画像 16 を再構築する。完全な k 空間の再構築画像 8 は、正規化推定を提供する。事前情報ガイド再構築モジュール 54 は、コイル感度マップ 18 とアーチファクトの位置 32 を含み、正規化推定を更に精査することができる。事前情報ガイド再構築モジュール 54 は、再構築プロセスの出力としてコイル感度マップを修正することができる。

【0029】

30

画像は、ワークステーション 58 のディスプレイデバイス 56 上に表示される。ワークステーション 58 は、電子プロセッサ又は電子処理デバイス 60 と、画像、メニュー、パネル及びユーザコントロールを表示するディスプレイ 56 と、医療関係者の選択を入力する少なくとも 1 つの入力デバイス 62 を含む。ワークステーション 58 は、デスクトップコンピュータ、ラップトップ、タブレット、モバイルコンピューティングデバイス、スマートフォン等とすることができる。入力デバイスは、キーボード、マウス、マイクロフォン等とすることができる。

【0030】

40

様々なモジュール 46、48、50、52、54 は、電子プロセッサ又は電子データ処理デバイス 60 によって、ネットワークによりワークステーション 58 に動作可能に接続されるネットワークベースのサーバコンピュータによって適切に具現化される。さらに、開示される再構築、k 空間の動き検出及び画像検出技術は、開示される再構築及び動き検出技術を実行するよう、電子データ処理デバイスによって読み取可能であり、かつ電子デー

50

タ処理デバイスによって実行可能な命令（例えばソフトウェア）を格納する、非一時的記憶媒体を使用して適切に実装される。

【0031】

「コンピュータ読取可能記憶媒体」は、本明細書で使用されるとき、コンピューティングデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を格納し得る任意の有形の記憶媒体を含む。コンピュータ読取可能記憶媒体は、コンピュータ読取可能な非一時的記憶媒体と呼ばれることがある。一部の実施形態において、コンピュータ読取可能記憶媒体は、コンピューティングデバイスのプロセッサによってアクセス可能なデータを格納することもできる。コンピュータ読取可能記憶媒体の例は、これらに限られないが、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、U S Bサムデバイス、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み取り専用メモリ（ROM）、光ディスク、磁気光学ディスク、プロセッサのレジスタファイルを含む。コンピュータ読取可能記憶媒体という用語は、コンピュータデバイスによりネットワーク又は通信リンクを介してアクセス可能な様々なタイプの記録媒体を指すこともある。例えばデータは、モデル上で、インターネット上で、あるいはローカルエリアネットワーク上で取得され得る。コンピュータ読取可能記憶媒体への言及は、潜在的には複数のコンピュータ読取可能記憶媒体であるように解釈されるべきである。1つ又は複数のプログラムの様々な実行可能コンポーネントが、異なる位置に格納されてよい。コンピュータ読取可能記憶媒体は、例えば同じコンピュータシステム内の複数のコンピュータ読取可能媒体であってもよい。また、コンピュータ読取可能記憶媒体は、複数のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスにわたって分散されるコンピュータ読取可能記憶媒体であってもよい。

10

【0032】

「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ読取可能記憶媒体の例である。コンピュータストレージは、任意の不揮発性コンピュータ読取可能記憶媒体である。ストレージは、例えば同じコンピュータシステム又はコンピューティングデバイス内の複数のストレージデバイスであっても、複数のコンピュータシステム又はコンピューティングデバイスにわたって分散される複数のストレージであってよく、かつ／あるいはクラウドベースのコンピューティングストレージデバイスに含まれてもよい。

20

【0033】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ読取可能記憶媒体の例である。コンピュータメモリは、プロセッサに対して直接アクセス可能な任意のメモリである。

30

【0034】

「プロセッサ」は、本明細書で使用されるとき、プログラム又はマシン実行可能命令を実行することができる電子的コンポーネントを含む。「プロセッサ」を備えるコンピューティングデバイスへの言及は、潜在的に、1つより多くのプロセッサ又はプロセッシングコアを含むものとして解釈されるべきである。プロセッサは、例えばマルチコアプロセッサであってよい。プロセッサは、単一のコンピュータシステム内又は複数のコンピュータ間で分散されるプロセッサの集合を指すこともある。また、コンピューティングデバイスという用語も、各コンピューティングデバイスが1つ又は複数のプロセッサを備えるコンピューティングデバイスの集合又はネットワークを潜在的に指すように解釈されるべきである。

40

【0035】

「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、本明細書で使用されるとき、画像又はデータを表示するのに適合された出力デバイス又はユーザインターフェースデバイスを含む。ディスプレイは、ビジュアル、オーディオ及び／又は触覚データを出力することができる。ディスプレイの例には、コンピュータモニタ、テレビ画面、タッチ画面、触覚電気的ディスプレイ、ブラウン管（CRT）、フラットパネルディスプレイ、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）等が含まれるが、これらには限定されない。

【0036】

50

磁気共鳴 (M R) データは、本明細書では、磁気共鳴画像スキャンの間に磁気共鳴装置のアンテナによる原子スピンによって放出される無線周波数信号の記録された測定値として定義される。磁気共鳴画像法 (M R I) の画像は、本明細書では、磁気共鳴画像データ内に含まれる、解剖学的データの再構築される 2 次元又は 3 次元での可視化として定義される。この可視化は、コンピュータを使用して行うことが可能である。

【0037】

本明細書で説明される特定の要素又はコンポーネントは、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はその組み合わせにより適切に実装される機能性を有することが認識されよう。加えて、本明細書において、共に組み込まれるものとして説明される特定の要素は、適切な環境において、スタンドアロンの要素であってもよく、あるいは他の方法で分割されてもよいことが認識されよう。同様に、特定の要素によって実行されるように説明される複数の特定の機能が、それぞれ独立に個々の機能を実行するよう動作する複数の別個の要素によって実行されもよく、あるいは特定の個々の機能を分割して、共同で動作する複数の別個の要素によって実行してもよい。あるいは、相互に別個のものとして他に説明及び / 又は図示されている一部の要素又はコンポーネントを、適切な場合に、物理的又は機能的に組み合わせてもよい。

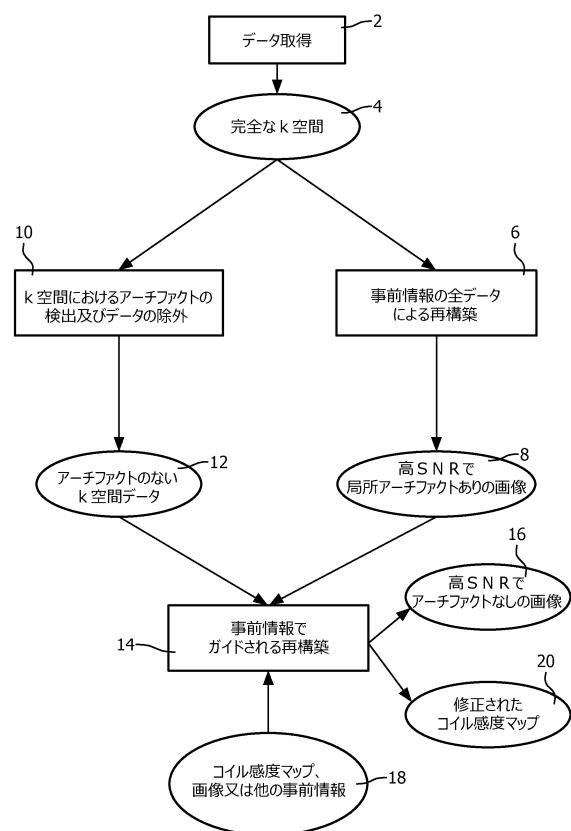
10

【0038】

すなわち、上記に開示される及び他の様々な特徴及び機能あるいはその代替形態は、所望に応じて多くの他の異なるシステム又はアプリケーションに組み合わされてよく、また現在予期又は認識されていない様々な代替形態、修正形態、変形形態又は改良形態が後に当業者によって構成されてもよく、これらの様々な形態も同様に以下の請求項によって含まれるように意図されていることが認識されよう。

20

【図 1】



【図 2】

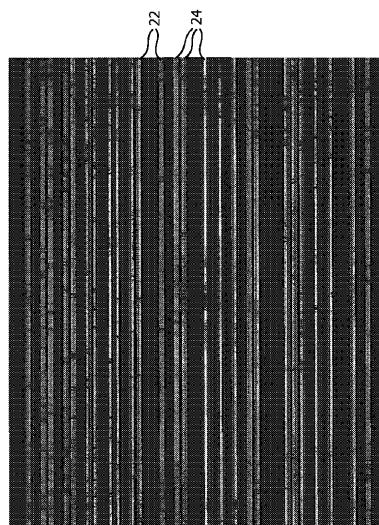


FIG. 2

【図 3 A】

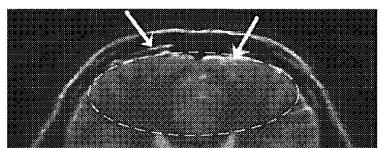


FIG. 3A

【図 3 B】

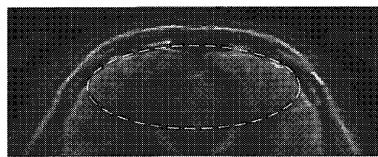


FIG. 3B

【図 3 C】

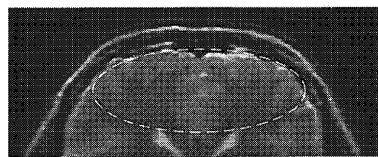


FIG. 3C

【図 3 D】

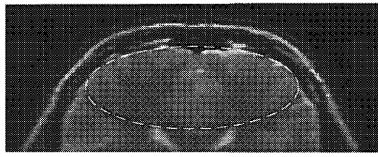
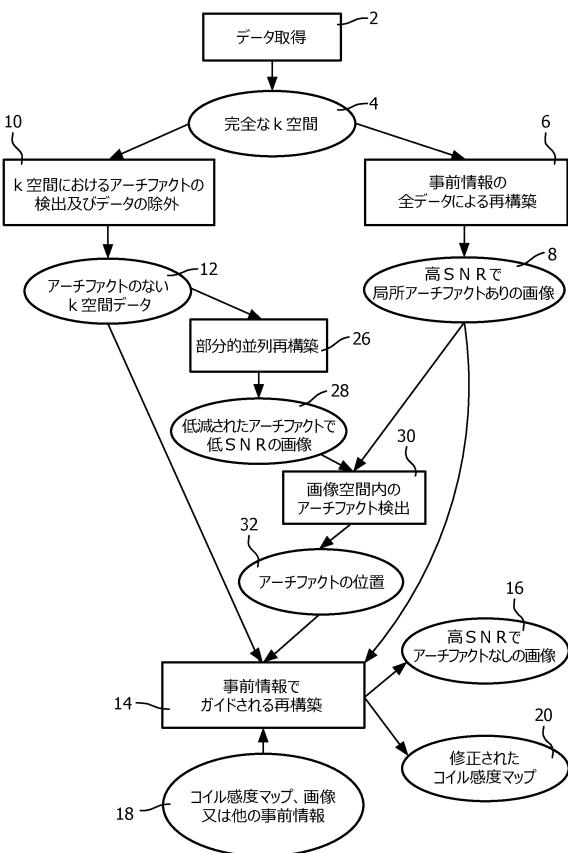
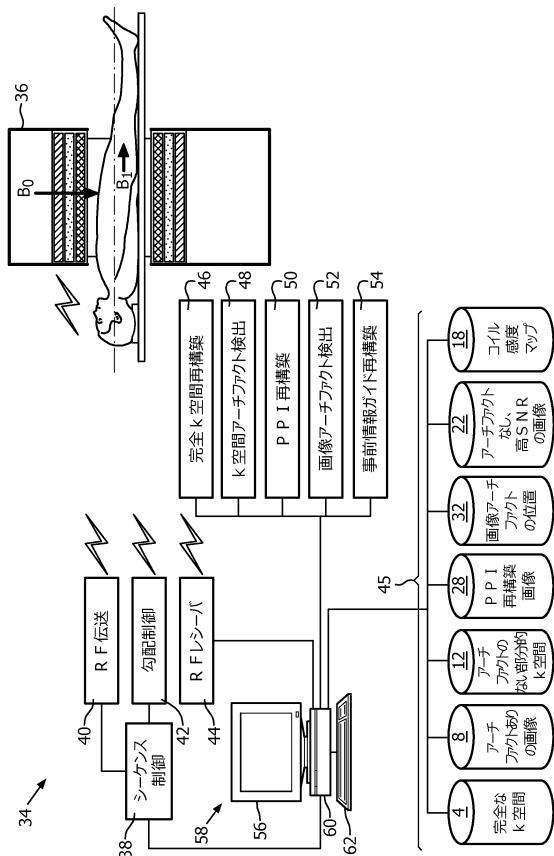


FIG. 3D

【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ホアン, フェン

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング

5

(72)発明者 レイコウスキー, アルネ

オランダ国, 5656 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング

5

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特表2012-521247 (JP, A)

特表2012-521246 (JP, A)

HUANG, Feng et al., A Reconstruction Method for Non-rigid Motion Compensation in Brain MRI, Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine (2012年), 2012

年 5月11日, page 3410

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055

G 01 R 33 / 20