

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4481648号
(P4481648)

(45) 発行日 平成22年6月16日(2010.6.16)

(24) 登録日 平成22年3月26日(2010.3.26)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 7 4

請求項の数 27 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-551742 (P2003-551742)	(73) 特許権者	501352882
(86) (22) 出願日	平成14年12月5日 (2002.12.5)		キネテイツク・リミテッド
(65) 公表番号	特表2005-511224 (P2005-511224A)		イギリス国、ロンドン・エス・ダブリュ・
(43) 公表日	平成17年4月28日 (2005.4.28)		1・6・テイ・デイ、バツキンガム・ゲー
(86) 国際出願番号	PCT/GB2002/005528		ト・85
(87) 国際公開番号	W02003/050761	(74) 代理人	100062007
(87) 国際公開日	平成15年6月19日 (2003.6.19)		弁理士 川口 義雄
審査請求日	平成17年10月27日 (2005.10.27)	(74) 代理人	100113332
(31) 優先権主張番号	0129465.1		弁理士 一入 章夫
(32) 優先日	平成13年12月8日 (2001.12.8)	(74) 代理人	100114188
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 小野 誠
		(74) 代理人	100103920
			弁理士 大崎 勝真
		(74) 代理人	100124855
			弁理士 坪倉 道明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像中の物体の動きの影響を補償する方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴映像法(MRI)の走査中の物体の望ましくない動きによって導入されるアーチファクトを補正された走査された前記物体の画像を作成する磁気共鳴映像(MRI)システムの作動方法であって、

a) 磁気共鳴映像法(MRI)の走査から得られるいくつかのデータポイントを含むk空間の画像データセットを画定するステップ、

b) k空間の画像データポイントのいくつかから第1のデータセットを形成するステップ、

c) 第1のデータセットよりも高い画像の解像度に対応する第2のデータセットを形成するために第1のデータセットにデータを追加するステップ、

d) 第1のデータセットに基づいて追加されたデータを予測するために予測アルゴリズムを使用するステップであって予測されたデータを提供するステップ、

e) 望ましくない動きを決定するために追加されたデータを予測されたデータと比較するステップ、

f) 望ましくない動きに関する第2のデータセットを補償し、補正されたデータセットを得るために追加されたデータを補正するステップ、および

g) 補正されたデータセットを第1のデータセットとして処理し、そして累進的に解像度を増加させ、走査された物体の動きの補正された画像を得るためにステップc)からg)を繰り返すステップを含む方法。

10

20

【請求項 2】

予測アルゴリズムを使用するステップは、生の k 空間の第 1 のデータセットを使用して実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

予測アルゴリズムを使用するステップは、第 1 のデータセットから形成された画像を使用して画像空間内で実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

予測アルゴリズムを使用するステップは、ハイブリッド空間内で実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

ハイブリッド空間が、周波数エンコード (F E) 方向で k 空間の一次元のフーリエ変換を実行することによって形成される請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

第 1 のセットの位相から追加データの位相を予測することを含む請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 7】

予測された位相と追加されたデータの実際の位相と比較すること、および物体の動きを決定するために、予測された位相と追加されたデータの実際の位相との間の差を使用することを含む請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

F E 方向および位相エンコード (P E) 方向のうち的一方の方向への移動を、他方の方向への移動を決定する前に、決定することを含む請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

ある方向への移動を、F E 方向および位相エンコード (P E) 方向のうち他方の方向への移動を決定する前に、補償することを含む請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

第 1 のデータセットはいくつかの位相エンコードラインを含む請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

追加されたデータは少なくとも 1 つの位相エンコードラインを含む請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

ステップ b) の第 1 のデータセットは前に焦点合わせされている複数の位相エンコードラインを含む最初の繰り返しを有する請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

周波数エンコード方向での移動が、

a) ハイブリッド空間のデータセットを形成するために第 1 の k 空間のデータセットに周波数エンコード方向に沿って次元 (1 D) フーリエ変換を行うステップ、

b) ハイブリッド空間データの次のラインを予測するためにハイブリッド空間のデータセットを分析するステップ、

c) k 空間内に予測されたラインを供給するためにハイブリッド空間データと予測されたラインとを k 空間内に変換するステップ、

d) 追加された実際の k 空間ラインに対する前記予測された k 空間ラインの点毎の比を形成するステップ、および、

e) 実際と予測のライン間の線形位相変化の量を F E 方向での移動の推定値として決定するステップによって決定される請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

M R I 画像の自動焦点合わせのためのコンピュータソフトウェアであって、請求項 1 から 13 のいずれか一項に記載の方法を実行するための指令を有するコンピュータソフトウ

10

20

30

40

50

エア。

【請求項 15】

磁気共鳴映像法 (MRI) の走査中の物体の望ましくない動きによって導入されるアーチファクトを補正された走査された前記物体の画像を作成する磁気共鳴映像 (MRI) システムであって、

- a) データポイントを生成するために物体を走査する MRI 画像手段、および
- b) i) 磁気共鳴映像法 (MRI) の走査から得られるいくつかのデータポイントを含む k 空間の画像データセットを画定し、
- ii) k 空間の画像データポイントのいくつかから第 1 のデータセットを形成し、
- iii) 第 1 のデータセットよりも高い画像の解像度に対応する第 2 のデータセットを形成するために第 1 のデータセットにデータを追加し、
- iv) 第 1 のデータセットに基づいて追加されたデータを予測するために予測アルゴリズムを使用するステップであって予測されたデータを提供し、
- v) 望ましくない動きを決定するために追加されたデータを予測されたデータと比較し、
- vi) 望ましくない動きに関する第 2 のデータセットを補償するために追加された補正し、補正されたデータセットを生成し、および
- vii) 補正されたデータセットを第 1 のデータセットとして処理し、そして累進的に解像度を増加させ、走査された物体の動きの補正された画像を得るためにステップ iii) から vii) を繰り返すようにプログラムされたコンピュータ手段を含む磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 16】

コンピュータ手段は、生の k 空間の第 1 のデータセットを使用して予測するようにプログラムされる請求項 15 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 17】

コンピュータ手段は、第 1 のデータセットから形成された画像を使用して画像空間内で予測するようにプログラムされる請求項 15 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 18】

コンピュータ手段は、ハイブリッド空間内で予測するようにプログラムされる請求項 15 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 19】

コンピュータ手段は、周波数エンコード (FE) 方向で k 空間の一次元のフーリエ変換を実行することによってハイブリッド空間を形成するようにプログラムされる請求項 18 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 20】

コンピュータ手段は、第 1 のセットの位相から追加データの位相を予測するようにプログラムされる請求項 15 から 19 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 21】

コンピュータ手段は、予測された位相と追加されたデータの実際の位相と比較すること、および物体の動きを決定するために、予測された位相と追加されたデータの実際の位相との間の差を決定するようにプログラムされる請求項 20 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 22】

コンピュータ手段は、FE 方向および位相エンコード (PE) 方向のうちの一方の方向への移動を、FE 方向および位相エンコード (PE) 方向のうちの他方の方向への移動を決定する前に、決定するようにプログラムされる請求項 15 から 21 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 23】

コンピュータ手段は、ある方向への移動を、他の方向への移動を決定する前に、補償す

るようにプログラムされる請求項 22 に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 24】

第 1 のデータセットはいくつかの位相エンコードラインを含む請求項 15 から 23 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 25】

追加されたデータは少なくとも 1 つの位相エンコードラインを含む請求項 15 から 24 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【請求項 26】

コンピュータ手段は、最初の繰り返しの中の第 1 のデータセットとして前に焦点合わせされている複数の位相エンコードラインを使用するようにプログラムされる請求項 15 から 23 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

10

【請求項 27】

コンピュータ手段は、

a) ハイブリッド空間のデータセットを形成するために第 1 の k 空間のデータセットに周波数エンコード方向に沿って一次元 (1D) フーリエ変換を行うステップ、

b) ハイブリッド空間データの次のラインを予測するためにハイブリッド空間のデータセットを分析するステップ、

c) k 空間内に予測されたラインを供給するためにハイブリッド空間データと予測されたラインとを k 空間内に変換するステップ、

d) 追加された実際の k 空間ラインに対する前記予測された k 空間ラインの点毎の比を形成するステップ、および、

20

e) 実際と予測のライン間の線形位相変化の量を FE 方向での移動の推定値として決定するステップによって、周波数エンコード方向での移動を決定するようにプログラムする請求項 15 から 26 のいずれか一項に記載の磁気共鳴映像 (MRI) システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像中の物体の動きの影響を減少させる方法および装置、特に、磁気共鳴映像法で被写体の動きの影響を減少させることに関する。本発明は特に、焦点の合った画像を作り出すために患者の動きを補償する方法および装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴映像法もしくは MRI は、よく知られている医学的映像技術である。本質的にこの技術は、印加される磁場に対する或る核の磁気モーメントの反応に頼る。核の基本的な構成要素である陽子と中性子は、磁気双極子モーメントを有する。偶数の陽子と偶数の中性子を備えた核では、正味の影響で残留磁気モーメントは存在しない。しかしながら偶数ではない原子番号 (偶数ではない原子量) を備えた核は、正味の磁気双極子を有し、それゆえに磁気モーメントを有する。室温で外部磁場が存在しない場合、媒質中では磁気モーメントの無秩序の配向を見出すことが予期される。

【0003】

40

MRI 映像システムでは、強い磁場が画像化される領域に印加される。この磁場は習慣的に z 方向と称される 1 つの方向に印加される。印加磁場の影響は画像化される物体内の磁気双極子を整列させることである。しかしながら、双極子が全部正確に同じ方向に整列するわけではない。双極子は平行性と称される磁場と同じ方向に整列した配向、または双極子が磁場方向と反対に整列する逆行性の配向のいずれかを取り入れる傾向がある。室温では、平行の状態がエネルギーの点でわずかに有利であるせいで、核は逆行性の配位よりもわずかに平行性の配位を取り入れる傾向がある。これは結果として印加磁場と平行な媒質の全体的正味の磁気モーメントにつながる。

【0004】

核の磁気モーメントと印加磁場の結合効果が、核のモーメントと印加磁場の確実な整列

50

を引き起こすわけではない。その代わりに、磁気モーメントが印加磁場の周りで歳差運動する。ラーモア周波数と呼ばれる歳差運動の周波数は印加磁場の強さに比例する。印加磁場が強くなるにつれて歳差運動の速度も速くなる。

【 0 0 0 5 】

事実上、核の双極子モーメントはそのように整列しており、モーメントの或る成分は z 方向にあり、或る成分はラーモア周波数で $x - y$ 平面で回転していると考えることが可能である。述べたように、画像化される物体全体を通して z 方向に対して逆行性よりも平行性の多くの成分が存在し、それゆえに物体に関する正味のモーメントが存在する。しかしながら、単一磁場の存在下では $x - y$ 平面の成分はまだ無秩序に配列し、それゆえに $x - y$ 平面で正味のモーメントは存在しない。

10

【 0 0 0 6 】

印加磁場に直交してラーモア周波数で RF 磁場を印加することが双極子を横切る、もしくは $x - y$ 平面に傾ける原因となる。それはまた、双極子の整列も生じさせる。したがって、最終的な結果はラーモア周波数で回転する $x - y$ 平面内の正味の磁気モーメントとなる。

【 0 0 0 7 】

RF 磁場が取り除かれるとき、受信コイル内に生じるインダクタンスのせいでこの正味の磁気モーメントが測定されることが可能である。もちろん、いったん RF 磁場が取り除かれると核の磁気モーメントが再び z 方向に整列し始めるので、画像化される物体の正味の磁化はそれがかつてあった状態に戻り始めるであろう。

20

【 0 0 0 8 】

生じる 2 つの別の減衰過程が存在する。第 1 は全体的磁気モーメントの z 方向成分の増加である。これは、ときには縦もしくはスピンの緩和と称され、励起された核と格子、もしくは近接マクロ分子の間のエネルギーの転移に起因する。第 1 とは無関係の第 2 の過程は、直交 rf 磁場によって同相に至っていた核のモーメントの歳差運動が位相分散を生じ始めて $x - y$ 成分を減少させることである。横緩和もしくはスピン - スピン相互作用として知られている位相分散の過程は、異なる状態の核の間のエネルギー転移に起因し、磁場の不均質性からもまた由来する。両方の減衰過程で、物体に存在する異なるタイプの物質、すなわち患者の中の異なるタイプの組織が、緩和過程に影響を与えるであろう。それゆえに、異なるタイプの組織が受ける信号の強度を違えて測定することが画像のコントラストを明瞭にするであろう。

30

【 0 0 0 9 】

磁化の後に核によって発射された信号は、それら核の空間位置に関する情報を有する。 画像化処理は、普通、以下の項目で説明されることが可能である。まず最初は、画像スライス、すなわち画像化されるべき小さい体積を選択し、その後、そのスライスから発散される磁気共鳴信号を空間的に符号化する工程である。これに関する根拠は、核が共鳴する周波数であるラーモア周波数が、それが所在する静磁場の強度の関数であるということである。したがって、位置の関数として磁場の強度を変化させる、すなわち磁場の勾配を導入することによって、ラーモア周波数もまた位置の関数として変わるであろう。

【 0 0 1 0 】

したがって、通常、位置と共に直線的に変化する弱い磁場が主静磁場に重畳されることで z 方向に沿った磁場勾配が作り出される。その後、周波数範囲の狭い RF パルスが横断方向で印加される。そのラーモア周波数が印加 RF パルスと一致する核だけが、実際に RF エネルギーを吸収し、上述した傾きと整列を受けるであろう。したがって、RF 周波数を慎重に選択することによって、画像化される物体の狭いバンドもしくはスライスだけが励起されるであろう。

40

【 0 0 1 1 】

画像化される物体のスライスを選択的に励起するために、スライス内で空間的分解能を確立することが必要である。1次元、すなわち x 方向の空間的分解能は、周波数エンコード磁場勾配の使用を通じて確立されることが可能である。RF 励起パルスの直後に、選択

50

されたスライス内の関心対象の核のすべてのスピンは同じ周波数で歳差運動するであろう。z方向に直交する追加的な勾配の適用が、1次元の空間的分解能を与える。周波数エンコード磁場勾配として知られるこの追加的な勾配は、スライスを横切ってスピンの歳差運動のラーモア周波数を変化させ、空間的分解能を可能にするであろう。

【0012】

医学的なMRIに關すると、関心対象の核が殆ど排他的に水素の核であることに留意すべきである。しかしながら或る種の応用では他の核の種が関心対象である可能性がある。スライスを横切って二次元の解像度を得るために、位相符号化工程を同様に使用することが必要である。ここでは、RF励起パルスに続いて、位相エンコード磁場勾配が短時間についてy方向に加えらる。RF励起パルスの直後に、選択されたスライスのすべてのスピンは同相であり、同じ周波数で歳差運動することを想起されたい。位相エンコード磁場勾配がy方向に加えられた場合には、スピンはそれらの共鳴周波数を有し、それゆえに歳差運動の速度は、y方向に沿ったそれらの位置に従って変化するであろう。位相エンコード磁場勾配が取り除かれると、スライス内のすべての核は再び同じ静磁場強度に晒され、それゆえにスピンは再び同じ周波数で歳差運動を始めるであろう。位相エンコード磁場勾配の影響は、スピンの位相をy軸に沿ったそれらの位置に従って知られている方式で変えているであろう。その後、周波数エンコード磁場勾配が再び加えられることが可能である。

10

【0013】

特定の周波数（およびそれゆえにx軸に沿った位置）で測定された信号は、y方向のスピンの行からの全ベクトルの寄与の合計である。もちろん測定された実際の信号はx軸に沿った全周波数成分の合成である。

20

【0014】

周波数エンコード磁場勾配が加えられている時間に画像を作り出すために、信号が N_x 回サンプリングされ、 N_x 個の点を有するデータのベクトルもしくは線である「PEライン」を生じる。その測定をy磁場勾配の値を違えて N_y 回測定を繰り返し、 $N_x \times N_y$ の振幅の点のマトリックスを生じる。概して、 $N \times N$ 画素の最終画像を作り出すために、位相エンコード工程は位相エンコード磁場勾配の異なる値でN回繰り返されねばならない。

【0015】

スライスもしくは体積の画像化のための他の収集の仕組みが存在し、それは異なる方式でデータを収集するが、しかしながら基本原理は同じままである。応用可能ないくつかの異なる画像化シーケンスもやはり存在する。しかしながら、すべてのケースで、収集される生データはk空間と呼ばれるものの中にある。

30

【0016】

画像を得るために、xおよびy軸の両方に沿ってフーリエ変換が実施され、それによってその強度が画像化スライス内の信号分布を表わすデータポイントの2Dスペクトルを作り出す。

【0017】

MRI画像の収集時の患者の動きは、結果的に画像の劣化につながり、それは診断関連の情報を不明瞭にする可能性がある。各々の読み出し時間、すなわち（位相エンコードラインとして知られている）一連の N_x 個のデータポイントの読み出しは、数ミリ秒を要するだけであるが、それに対して読み出し間の時間間隔、すなわち位相エンコード磁場勾配の次の値、は100と4000msの間である可能性がある。患者の動きによって引き起こされる大部分のぼやけとゴーストアーチファクトは、単一の読み出しの間の動きではなく、k空間内のライン間での動きに起因する。

40

【0018】

動きはk空間のライン間でのエラーにつながり、それは、結果的に得られる画像内で、ぼやけおよびゴーストとして現れ、それは位相エンコード（PE）および周波数エンコード（FE）の方向である可能性がある。これらのエラーはPEおよびFE方向の並進の動き、および回転の動きからもやはり結果的に生じる可能性がある。読み出し方向で患者が

50

並進することは、 k 空間の各ラインで、周波数依存性の位相シフトの結果となる。空間領域での回転は、やはり k 空間での回転でもあり、 k 空間内の位置のさらに複雑な関数である、 k 空間の変化の結果的となる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

動きを通じて画像内に導入される画像のアーチファクトを補正する試みのために様々な技術が使用されてきた。しかしながら、患者の動きを補正するための知られている技術の大部分は追加的な走査あるいは追加的な機器すら含む可能性のある改造された信号収集技術を含む。

10

【0020】

国際特許出願WO98/01828号は、純粋にデータ収集後の信号処理の効果を使用して画像内に導入される動きのアーチファクトの影響を低減させるための技術を開示している。そこに述べられている技術では、データは、アーチファクトを誘導する可能な動きの影響を打ち消すように操作され、操作されたデータが、画像品質が改善されるかどうかを調べるために焦点条件を使用して比較される。この技術は、動きのパラメータの空間内の高次元の探査を実施する必要性に起因して多量の処理を含む可能性がある。さらに、この方法は動きのパラメータをさらに正確に決定するために k 空間のラインのグループ化を含むが、しかしながらこのグループ化は見受けられた動きのその時間の解像度を低下させる可能性がある。

20

【0021】

動きで誘導される画像のアーチファクトを補正する別の方法はHedley M、Hong YとRosenfeld DのProjection onto Complex Sets (POCS)法、「Motion Artifact Correction in MRI using generalized Projections」、IEEE Trans. Med. Imag., 10巻、40~46頁、1991年である。これはバイナリマスクを形成するために良質の画像が使用される方法である。このマスクは、組織と大気の境界を規定する、すなわちマスクの外側で信号は存在しないはずである。得られる画像内で動きにより誘導されるアーチファクトは、大気中に明らかな信号を生じさせる。POCS法は、得られる画像内でマスクの外側すべてを暗黒に設定する。その後、画像データは k 空間へとフーリエ変換される。測定されたデータのモジュラスおよび前段から得られる推定値の位相から新たな複素 k 空間が形成される。この新たな k 空間が画像領域へとフーリエ変換され、そしてこの処理が反復する。しかしながら、この方法は、処理が反復するので、多量のフーリエ変換を含み、それゆえに多量の計算労力および時間を含む。さらに、この方法は、処理の前にバイナリマスクと得られる画像の空間的位置合わせを必要とし、それは常に達成することが可能であるわけではない。

30

【0022】

本発明は、画像内で動きにより誘導されるアーチファクトを補正するための別の選択肢の方法を提供することを探求する。

【課題を解決するための手段】

40

【0023】

したがって本発明に従って、走査中の物体の望ましくない動きによって導入されるアーチファクトを補正された、走査された前記被写体の画像を作成する方法であって、物体の走査から得られるいくつかのデータポイントを含む k 空間の画像データセットをとるステップ、 k 空間の画像データポイントのいくつかから第1のデータセットを形成するステップ、第1のデータセットに少なくとも1つの追加データポイントを加えて第2のデータセットを形成するステップ、第1のデータセットから少なくとも1つの追加データポイントを予測するステップ、少なくとも1つの追加データポイントを予測された少なくとも1つのデータポイントと比較していかなる動きの程度を決定するステップ、およびいかなる検出された動きを補償するために少なくとも1つの追加データポイントを補正するステップ

50

を含む、方法が提供される。

【0024】

上記で検討したMRI画像は、一般的に、k空間内のデータポイントのアレーとして収集される。各々のk空間データポイントが全体的画像に寄与する。したがって、アンダーサンプリングされず、かつゼロの空間周波数を含むk空間データポイントのいかなるセットも画像を形成するために使用される可能性がある。画像の解像度は、画像を形成するのに使用されるk空間データポイントの数が増加するにつれて増大する。

【0025】

本発明は、k空間のデータポイントのサブセットによって形成される低い解像度の画像が、次のデータポイントもしくは複数ポイントのセットとなるものを予測するために使用されることが可能であるという事実にある。データポイントもしくは複数データポイントのセットは、便宜的にデータベクトルと称されることが可能である。したがって、本発明に従った方法は、直接的焦点合わせ法と称されることが可能なものであり、いかなる動きの程度も計算を通じて直接的に決定される。これは、多数の高次の調査が動きのパラメータ空間内で実行されることを必要とする焦点判定基準を使用する焦点合わせ法と比較すると、大幅に処理の量を削減する。これは速度に利点を提供するだけでなく、焦点判定基準を使用する焦点合わせ法が全体の最小ではなく局所に集中する可能性があって、したがって動きの低質な評価を与える焦点合わせ法に大幅な頑強性の程度を提供する。

【0026】

予測は生のk空間の第1のデータセットを使用して実行される可能性がある。代わりに、予測は第1のデータセットから形成される画像を使用して画像空間内で実行される可能性がある。ここで、画像という用語はk空間のデータセット上に二次元フーリエ変換(F T)を行なうことによって得られる複素データセットに関して使用されることを書き留めておく。使用される実際の可視画像はこの画像の実部の振幅によって得られる。

【0027】

さらなる別の選択肢として、予測はハイブリッド空間で実行される可能性がある。ハイブリッド空間はk空間のデータセットを一方向でのみフーリエ変換することによって得られる。周波数エンコード(F E)方向または位相エンコード(P E)方向のいずれかでF Tを実行することによって異なるハイブリッド空間が得られる。F Eで変換されたハイブリッド空間が使用され得ることが好都合である。

【0028】

生のk空間データに関して予測を実行することは、実行されるべきいかなるフーリエ変換の必要性も取り除き、かつ最速の処理を提供する。しかしながら、k空間データは画像空間またはハイブリッド空間よりも大きな量で変化するので正確な予測は一層困難である。複素画像空間が使用されることが可能であるが、しかしハイブリッド空間の使用は過度の処理の要求を伴わずに優れた予測可能性を提供することが可能である。

【0029】

本発明は、k空間データにデータポイントを追加することによって画像の解像度が増加するので、新たなデータが追加された間で患者の動きが生じなかったと仮定すると、追加されるこれらの新たなデータポイントは、新たなデータの追加前に存在するデータセットから大部分が予測可能であるという事実に基づいている。

【0030】

位相エンコードデータの新たなラインの収集時に生じる患者の動きは、そのP Eライン上の位相のランプへと変わり、それはk空間またはハイブリッド空間内の画像またはデータの中で目に見える可能性がある。予測された追加の複素データが、追加データの実際の位相と比較され、それらの間の差がいかなる動きの程度も決定するために使用されることが好ましい。周波数エンコード方向に存在するいかなる移動も、いかなる位相エンコード方向の移動を決定するよりも前に判定される可能性がある。その後、一方の方向の移動が他方の方向のいかなる移動の程度の決定よりも前に補償されることが可能であることが好都合である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

本発明は帰納的に使用されることが好ましい。焦点合わせされた低解像度の画像が、第1のデータセットとして使用され、それにデータポイントが追加されて第2のデータセットを形成する。検出されたいかなる移動も補償するためにいったん追加データポイントが補正されると、焦点合わせされた第2のデータセットが出発点、すなわち次の反復での第1のデータセットとして使用されることが可能である。本発明の或る利点は、第1のデータセットの焦点が合っているため、それら追加の点に付随する移動のみが考慮される必要があることである。

【 0 0 3 2 】

第1のデータセットは、いくつかの位相エンコードラインを含むことが好ましい。位相エンコードラインは、特定の位相エンコード磁場勾配が印加された後にとられる一連のデータポイントを表わす。位相エンコードラインを構成するデータポイントは典型的には一瞬のうちにとられるので、物体の動きに起因するライン内部の有意の歪みは普通は存在しないであろう。したがって、つながった位相エンコードライン間の動きの増分に純粹に集中することが可能であり、それはライン全体について殆ど一定であると想定されることが可能である。

【 0 0 3 3 】

第2のデータセットを形成するために第1のデータセットに追加されるデータポイントもやはりいくつかの位相エンコードラインで構成されることが好都合である。上述したように、位相エンコードラインはライン内部に最小の動きの影響を有すると見なされることが可能である。したがって、或るPEライン全体または一度に複数のラインに追加することが、最大解像度まで画像を構築する便利な方式である。しかしながら、画像の全空間周波数を網羅する位相エンコードラインの完全なセットは、集めるのに何十秒もかかり、それはライン間で物体の動きについて補償を行なう必要性につながる結果となる可能性がある。しかしながら、データポイントの小さいグループを追加することは可能であり、所望であれば一度に1データポイントですら可能である。

【 0 0 3 4 】

容易に予測を行い、かつ精度を最大にするために、位相エンコードラインは一度に1つ追加されることが好ましい。

【 0 0 3 5 】

第1のデータセットが極めて少ない位相エンコードラインしか含まないとき、予測のための情報が殆ど無いので追加されたデータがいずれであるかを予測することは一層困難である。したがって、或る数の位相エンコードライン、言わば8または10を含む第1のデータセットが出発時の第1のデータセットとしてとられ、かつ位相エンコードラインが一度に1つ、またはDCについて対称的に対で追加されて最大解像度まで画像を構築する可能性がある。この出発時の第1のデータセットの画像は、焦点判定基準のような何らかの他の手段を使用して初期に焦点合わせされる可能性がある。出発時の第1のデータセットはDCについて対称的であるように選択されることが好ましい。その後、追加の位相エンコードラインがDCの両側に交互に順番に追加されることが可能である。DCは位相エンコード磁場勾配が印加されておらず、かつ周波数エンコード磁場勾配の無い点、すなわちk空間のゼロもしくは中心点である。それは生データ空間のPEおよびFE方向でゼロの空間周波数に相当する。位相エンコードラインが時間的に順々に取得されている必要がないことはもちろん気付かれるはずである。しかしながら、k空間のラインの観点から画像がk空間のブロック内で「穴」として順々に構築される場合には、ラインはアンダーサンプリングされているデータセットと同様であり、かつ画像内のアーチファクトの結果となる可能性があることが最善である。

【 0 0 3 6 】

ここでは、位相エンコードラインという用語は限定として見られるべきではない。本方法論が、極形式の収集で集められるような非デカルトのデータセットにも適用可能であることは当業者にとって明らかであろう。特定の位相エンコード磁場勾配の値でとられたデ

10

20

30

40

50

ータポイントのセットが、位相エンコードラインという用語によって単純に意味される。

【0037】

周波数エンコード方向の移動を判定する1つの方式は、k空間のデータセット上で周波数エンコード方向に沿って1Dのフーリエ変換を実施してハイブリッド空間のデータセットを形成することである。その後、ハイブリッド空間のデータが、ハイブリッド空間のデータの次のラインとなるものを予測するために、分析される。その後、予測されたデータと共にハイブリッドのデータセットは、k空間へと戻る方向に変換されてk空間内の予測されたラインを供給する。その後、実際のk空間の追加ラインに対する予測されたk空間のラインの点毎の比が形成され、直線的位相変化の量がFE方向での移動の推定値として使用される。その後、決定されたFE移動を補償するために追加データが補正される。代わりに、予測されたk空間のラインと実際の追加ラインのベクトル比がフーリエ変換され、DCに関してスペクトル最大値をエンコードする周波数の位置が使用されてFE方向の移動の推定値を与える。

10

【0038】

その後、PE方向のいかなる移動も補償するために、DCに関してスペクトル最大値をエンコードする周波数の位相がPE方向の移動の推定値として使用される。

【0039】

物体の走査は磁気共鳴映像装置で実行されることが好ましい。

【0040】

本発明の方法は、MRI画像の自動の焦点合わせのためのコンピュータプログラムとして導入されることが好都合である。

20

また、本発明に従って、磁気共鳴映像法(MRI)の走査中の物体の望ましくない動きによって導入されるアーチファクトを補正された走査された前記物体の画像を作成する磁気共鳴映像(MRI)システムであって、a)データポイントを生成するために物体を走査するMRI画像手段、およびb)i)磁気共鳴映像法(MRI)の走査から得られるいくつかのデータポイントを含むk空間の画像データセットを画定し、ii)k空間の画像データポイントのいくつかから第1のデータセットを形成し、iii)第1のデータセットよりも高い画像の解像度に対応する第2のデータセットを形成するために第1のデータセットにデータを追加し、iv)第1のデータセットに基づいて追加されたデータを予測するために予測アルゴリズムを使用するステップであって予測されたデータを提供し、v)望ましくない動きを決定するために追加されたデータを予測されたデータと比較し、vi)望ましくない動きに関する第2のデータセットを補償するために追加された補正し、補正されたデータセットを生成し、およびvii)補正されたデータセットを第1のデータセットとして処理し、そして累進的に解像度を増加させ、走査された物体の動きの補正された画像を得るためにステップiii)からvii)を繰り返すようにプログラムされたコンピュータ手段を含む、磁気共鳴映像(MRI)システムが提供される。

30

【0041】

ここで添付の図面を参照しながら単なる範例に過ぎない方式で本発明が述べられるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0042】

図1を参照すると、磁気共鳴映像システム10の概略図が示されている。システム10は従来のタイプの磁気共鳴映像スキャナ12を組み入れている。スキャナ12は超伝導または抵抗型的主マグネット20を有し、これが患者の内部で原子核の磁場方向に沿った正味の整列を生じさせるのに十分な強さの磁場を発生する。スキャナ12はまた、主マグネット20の磁場の望ましくない不均質性を補正するためにシムコイル22も含む。シムコイル22によって発生される磁場は、シムコイル電力供給ユニット24によって制御される。

【0043】

特定の原子核の共鳴周波数は、原子核と印加磁場の強度の特性である。空間情報を供給

50

するために、磁場勾配はコイル 26 のような傾斜磁場コイルによって発生される。傾斜磁場コイルは、しばしば 3 つの直交方向で傾斜磁場を作り出すように配置される。傾斜磁場コイルによって作り出される磁場は、傾斜磁場コイル電力供給ユニット 28 によって制御される。患者の原子核から信号を生じさせるために、送信コイル 30 によって無線周波数の磁気パルスが作り出される。このパルスが、患者の或るスライスの体積の中の核スピンの角度を「切り換える」。そして、これらの励起されたスピンまたは磁化が、送信コイル 30 と同じコイルであることも可能な受信コイル内に電流を誘導する。コイル 30 は送信ユニット 32 と受信ユニット 34 に接続され、それらの各々がやはり周波数源 36 から信号を受信する。

【 0044 】

システム 10 は、制御用コンピュータ 38 を含み、それがシステム 10 の構成要素の動作を制御する。コンピュータ 38 は勾配タイミング、磁場強度および配向の制御の形で傾斜磁場コイル電力供給ユニット 28 を制御する。更に、コンピュータは送信器のタイミングと共に受信ユニット 34 から信号を受信する。

【 0045 】

患者の組織の画像を形成するために、患者がシステム 10 内に入れられ、静的および / または変化する傾斜磁場の多様な組み合わせで一連の測定値が取られる。患者の組織から得られる信号は、組織の特性、磁場勾配強度、勾配の配向および、印加される無線周波数パルスに関係するタイミング具によって決まる。変化する勾配は、受信信号の位相、周波数および強度を符号化する。時間の関数として受信された信号は順序化されたセットを形成し、それがその後の処理のためにコンピュータ 38 のメモリ内に記憶される。

【 0046 】

引き続き信号処理ステージでは、受信された信号の順序化セットにフーリエ変換が実施され、画像を形成するために信号を階調へと割り当てるのに変換のモジュラスが使用される。受信された信号のセットは、k 空間に存在すると言われる。

【 0047 】

従来式の MRI では、データ収集の間に患者が動く場合には、受信される信号が影響を受け、k 空間の信号の一部が位相誤差によって崩される。画像が再構成される方式が理由で、この動きは全体の画像に影響を及ぼし、最終画像内のぼやけおよび / またはゴースト映像の原因となる。

【 0048 】

図 3 は画像に与える動きの影響を示している。図 3 a は最大解像度の MRI 画像を示している。図 3 b は同じ画像であるが処理された変移を伴った画像を示している。その変移は、DC + 18 のラインで導入されたものであって、1 画素の周波数エンコード変移および - 2 画素の位相エンコード変移で構成される。この範例では 1 画素は約 2 mm である。形成された画像に与える影響は極めて顕著であって、移動を伴った画像は明らかに、焦点集束および明確さで劣る。したがってそのような画像の診断的価値は、それ相応に下がる。

【 0049 】

ここで図 2 を参照すると、システム 10 の動作の機能ブロック図が示されている。コンピュータ 38 は、スキャナ 12 を制御してそこから情報を受け取り、ディスプレイ 50 上で画像を作成するためにこの情報を使用する。この画像は初期に再構成される画像である。初期画像が崩れているとシステム 10 の操作者が考える場合には、追加的な信号処理ルーチンが選択される。代わりに、さらなる信号処理が自動的に生じる可能性がある。いずれのケースでも、記憶された画像データは患者の動きの影響を削減するように処理される。

【 0050 】

本発明では、焦点合わせは、低い解像度の画像を焦点集束させ、その後、わずかに高い解像度へと進み、追加されるまさに新たなデータポイントに集中するという増加の手順によって実施される。患者の動きの量は、追加されたデータを予測されたデータと比較する

10

20

30

40

50

ことによって決定される。

【0051】

本発明の一実施形態では、わずかに高い解像度の画像は、低い解像度の画像に1つの追加の位相エンコードラインを加えることによって形成される。言い換えると、DCに対称的にまたがる $2m+1$ の位相エンコードラインが考えられ、ここで m は小さい正の整数である。これらは位相エンコード空間周波数、または k 空間、ライン k であり、ここで $-m$
 k m であり、 $k=0$ でDCである。各々の位相エンコード(PE)ラインは n_{FE} 個のデータポイントで構成され、すなわちそれらデータポイントは周波数エンコード方向で取られる。位相エンコードライン内の n_{FE} 個のデータポイントは数ミリ秒で取得され、それゆえに普通では位相エンコードライン内部で有意の画像歪みが動きの影響から生じる
 ことはないであろう。

10

【0052】

n_{FE} 個の点によるこの $(2m+1)$ の第1のデータセットから、低い解像度の複素MRI画像 I_{2m+1} が普通的方式で二次元フーリエ変換(FT)によって形成されることが可能である。図4はこの方式で得られる低い解像度の画面の例を示している。図4aでは画像の焦点は合っており、図4bでは画像の焦点は合っていない。本発明に従った方法は帰納的であるので、低い解像度の画像は処理の早いステージで焦点合わせされる。一般的に、何らかの他の手段によって、或る数のPEラインを有する低い解像度の画像の焦点を合わせることによって処理に着手し、その後、本発明の方法を使用して一度に1つの位相エンコードラインを追加して画像を構築することが好ましい。

20

【0053】

焦点の合った I_{2m+1} 画像から、 I_{2m+1} よりもわずかに高い解像度の $(2m+1) \times n_{FE}$ 画像 I_{2m+2} が形成されることを想定する。この画像はPEライン k から成る生の K 空間データ上の2DのFTによって得られ、ここで $-m$ k $m+1$ である。特に患者の未補償の動きがライン $k=m+1$ で生じていた可能性があるため、一般にこの画像は焦点の合っていないものである可能性がある。前の画像の焦点が合っていたので、追加された新たなPEラインにのみ集中する必要がある。こうして、低い方の解像度の画像からわずかに高い解像度の画像へと画像が構築され、その目的は、最後の追加ラインについて最初は K 空間のプラス側、その後マイナス側等々で x (FE移動)、 y (PE移動)および (患者の角回転移動)を推定することである。一般則を損なうことなく、
 それらの移動は、 K 空間内のDCライン上の患者の何らかの「基準」位置に関すると考えられることが可能である。MRI画像の解像度増大として追加された新たなPEラインが必ずしも時間的に順番に取得されておらず、これが問題にならないことにやはり留意すべきである。PEラインのどのような通常の収集順序もあるであろう。ここではデカルト収集が記載されるが、しかし当業者によって理解されるであろうが、「ハーフフーリエ」または螺旋タイプの収集法も適切な変更を伴って同様の方式で含まれることが可能である。

30

【0054】

本方法は、前に焦点合わせされた画像 I_{2m+1} に関連する画像データから焦点の合った $(2m+2)$ ラインの画像 I_{2m+2} への妥当な近似 J_{2m+2} を予測することが可能であることを基本として進行する。その予測は I_{2m+1} に関連する生の k 空間データで実行されることが可能である。しかしながら、図3の画像の k 空間データの振幅と位相のプロットを示す図5から分かるように、生の k 空間データは急速に変化する構造を有する可能性があり、それは予測を一層困難にする可能性がある。さらに k 空間内のあらゆる点が画像内のあらゆる点に影響を与える。

40

【0055】

本実施形態では、予測はFE変換されたハイブリッド空間、すなわち k 空間データ上で実行された。FE変換されたハイブリッド空間 H_{2m+1} は、FE方向に沿って生の k 空間データ上でフーリエ変換を行なうことによって形成された。図6は $m=11$ の場合に k 空間データ上で形成されたハイブリッド空間を示している。ハイブリッド空間は k 空間よ

50

りもいくぶん少く変化し、それゆえに追加ラインを予測することはさらに容易である。さらに、この F E 変換されたハイブリッド空間内の所定の F E 位置にある更なるラインは、最終画像内の同じ F E 値にあるラインにマップし、それはハイブリッド空間の変化が二次元的であるよりも一次的であることを意味し、やはりハイブリッド空間内の予測をさらに容易にする。

【 0 0 5 6 】

追加される次のラインはライン $k = m + 1$ である。 $m = 1$ である図 6 に示した例については、次のラインはライン + 1 2、すなわち D C ラインの右に 1 2 の P E ラインである。最も負のライン (ライン $m = - 1 1$ 、D C の左へ 1 1 のライン) を 1 として数えると、追加される次のラインはライン $(2 m + 2) = 2 4$ である。このラインを予測するために、すべての F E 値でハイブリッド空間を通る断面が考慮される。図 7 は、図 6 に示したハイブリッド空間を通る特定の F E 値にある断面の例を示している。図 7 a は実部を通る断面を示し、図 7 b は虚部の断面を示している。両方のケースでとられる F E 値は $F E = 1$ であって、すなわち F E 移動は 1 画素と仮定された。両方の図中で実線は $I_{2 m + 2}$ の焦点の合ったバージョンに関する実際の断面である。新たなデータポイントを予測するために、フィッティングアルゴリズムが (既に焦点の合っている) 第 1 のハイブリッドデータセットに関連する最初の 2 3 の点に使用され、2 4 番目を予測するために伸ばされる。A R M A 級数を適合させることによって得られる可能性のある、予測された適合は点線で示される。ここで選択された特定のフィッティングと予測のアルゴリズムは、プロニールアルゴリズムであり、それは本例内の最初の 2 3 の点に自己回帰移動平均 (A R M A) 級数を適合させ (すなわち線形予測フィルタ)、その後、これを点 2 4 に外挿する。図 7 で実際の 2 4 番目の点が予測された点と比較するために示されていることに留意すべきである。予測された点が焦点の合った画像の 2 4 番目の点の値にほぼ近似していることを見て取ることが可能である。ここでは特定の線形予測アルゴリズムが指名されているけれども、なおもさらに適している可能性のある他の候補が存在する。さらに、線形の A R M A タイプの予測よりも優れているなら、非線形の予測器が考えられることすら可能であろう。

【 0 0 5 7 】

最初の $2 m + 1$ の P E ラインから $2 m + 2$ 番目のラインへと前方に予測されたハイブリッド空間内の $2 m + 2$ ラインを作り出すために、この処理はハイブリッド空間を通る各々の断面について異なる F E 位置で繰り返される。

【 0 0 5 8 】

そして、「予測された」 $2 m + 2$ ラインの画像 $J_{2 m + 2}$ を作り出すために P E 方向に沿ってフーリエ変換を実行することが可能である。そのような予測された画像は、図 8 a に示される実際の焦点の合った画像との比較で図 8 b に示されている。画像はフーリエシフトされており、それゆえに、生およびハイブリッドの空間内で位相変化を最少限にするために、4 の 4 分割として現れることに留意すべきである。画像は、視覚的に非常に近く現れるが、予測されて焦点合わせされた $(2 m + 2)$ ラインの画像の K 空間の位相が、ライン $2 m + 2$ 上のおそらく焦点の合っていない実際の画像の位相とそれを、意味を持って比較することが可能なように、十分に良好に振舞うことを立証するわけではない。それでもやはり、その位相がそのような比較に適していることはコンピュータシミュレーションによって示されている。

【 0 0 5 9 】

特に、予測されて焦点合わせされた複素画像 $J_{2 m + 2}$ は、逆 2 D F T を介して生の k 空間形式 $J_{2 m + 2}^{r a w}$ へと変換される。そして、 k 空間に追加された焦点の合っていない実際の新たなラインの点毎の比が、断定された k 空間データ $J_{2 m + 2}^{r a w}$ 内の対応するラインを伴って形成される。後者のラインはおそらく焦点の合っていないラインの予測であり、それに対してベクトル比の最初のラインは、F E 移動に起因して直線的な位相変化を有する。したがって、予測が適切な場合には、この線形位相は 2 つのラインの点毎の比の中で識別可能であろう。実際では、ベクトル比がフーリエ変換される場合には、F E 方向の動きに起因する線形位相は、ライン + $m + 1$ 上で生じる、F E 移動 x の

量を与える（DCに関する）位置でスペクトルの最大値として検出可能であろう。右の場所で生じるそのようなスペクトル最大値の存在は、シミュレーションで検証されており、存在するPE移動の量と独立である。

【0060】

いったん周波数エンコード方向のいかなる移動の程度も決定されると、PE移動の量を直接的に推定することが必要とされる。最初に、ちょうど決定されたいかなるFE移動に関するk空間データも補償する。そして、 $DC + m + 1$ にある新たなPEラインで、焦点の合っていない実際の画像 I_{2m+2} に関するハイブリッド空間の位相を焦点の合った予測された画像の位相と比較する。上述したようなFE移動の決定については、この比較はすべてのFE位置にわたって為される。その結果は複素数のベクトルであり、そしてそれはPE移動 y に起因する位相オフセットのさらに優れた推定値を与えるために、位相がとられる前に平均化される。当業者によく知られ、かつ容易に導き出されるように、位相オフセットは理論的に $2 \cdot y \cdot (m + 1) / n_{PE}$ で与えられ、ここで n_{PE} は最大解像度画像のPEラインの数であり、 y はPE移動である。こうして、位相オフセットはPE方向のいかなる移動の程度も与えるために使用されることが可能である。そして、k空間データがいかなるそのような移動について補償されることが可能であり、データセットは、いかなるPEもしくはFEの平行移動についても焦点合わせされる。

10

【0061】

PE移動を決定するために複素ベクトルを平均化することの代替選択肢として、上述のようにして得られるFEスペクトルの最大値の位相が使用される可能性がある。PEの位相に与えるモジュロ2の影響が高めの空間周波数で生じて存在するときに、これは好ましい可能性がある。

20

【0062】

PEとFEの移動を決定したとき、画像内の画像の回転を決定することが可能である。回転の量は、予測されたデータラインを使用して形成された画像を実際のデータラインを使用して形成された画像と比較することによって判定されることが好都合である。2つの画像の比較から、追加ライン上の回転の程度が決定されることが可能である。

【0063】

$2m + 2$ ラインの焦点の合った低解像度の画像に到達したとき、この画像はDCの負の側で $k_0 = -m - 1$ でPEラインを追加するため、および同様の予測処理をK空間の負の側で実行するための出発点と使用される、すなわち新たに焦点合わせした画像を第1のデータセットとして設定することが可能である。このステップに続いて、処理全体が再び繰り返されることが可能であるが、しかし元々の出発点であった $2m + 1$ ラインの焦点の合った画像の代わりにわずかに高い解像度の $2m + 3$ ラインの焦点の合った画像で出発する。したがって、全体の手順は、低い解像度の画像から高い解像度へと徐々に進みながら帰納的に繰り返される。

30

【0064】

したがって本発明の一実施形態では、手順は典型的には以下のように進行することが可能である。

- i) 焦点の合った第1の画像に対応するいくつかの位相エンコードラインの第1のデータセットをとり、
- ii) 第1のデータセットの一方の側にラインを追加して第2のデータセットを形成し、
- iii) 第1のデータセットで1DのFTを行なってハイブリッド空間の第1のデータセットを形成し、
- iv) ハイブリッド空間の第1のデータセットを通る断面を特定のFEの値でとり、追加される次の複素データポイントを予測するためにフィッティングアルゴリズムを使用し、
- v) ハイブリッド空間内に予測された追加ラインを形成するためにFEのすべての値についてステップ(iv)を繰り返し、
- vi) ハイブリッド空間の第1のデータセットおよび予測された追加ラインを変換して予測されたk空間の追加ラインを形成し、

40

50

- v i i) 予測された k 空間の追加ラインと実際の k 空間の追加ラインとの点毎の比を形成し、線形位相シフトを決定し、
- v i i i) 線形位相シフトを補償するために実際の k 空間の追加ラインを補正し、
- i x) 補正された k 空間のデータに F T を行ないハイブリッド空間のデータセットを形成し、
- x) ハイブリッド空間のデータセットの予測されたラインをハイブリッド空間内の補正された追加ラインと比較し、位相のオフセットを決定し、
- x i) 決定された位相オフセットを補正するために k 空間データを補正し、
- x i i) 最大の解像度が達成されるまでステップ (i) から (x i) を繰り返して十分に補正された k 空間のデータセットを新たな第 1 のデータセットとしてとる。

10

【 0 0 6 5 】

本発明は、或る特定の収集仕組みと予測手段に関連して、以上に説明されてきた。しかしながら、当業者は、本発明の本質から逸脱することなく他の仕組みおよび予測が使用される可能性があることに気付くであろう。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 磁気共鳴映像システムを示す概略図である。

【 図 2 】 図 1 のシステムの動作を示す機能図である。

【 図 3 a 】 最大解像度の M R I 画像上の物体の動きの影響を示す図である。

【 図 3 b 】 最大解像度の M R I 画像上の物体の動きの影響を示す図である。

20

【 図 4 a 】 図 3 に示されたそれよりも低い解像度の画像を示す図である。

【 図 4 b 】 図 3 に示されたそれよりも低い解像度の画像を示す図である。

【 図 5 】 図 3 に示した画像について生の k 空間のデータを示す図である。

【 図 6 a 】 低い解像度の画像についてハイブリッド空間のデータを示す図である。

【 図 6 b 】 低い解像度の画像についてハイブリッド空間のデータを示す図である。

【 図 7 a 】 図 6 のハイブリッド空間を通る断面を示す図である。

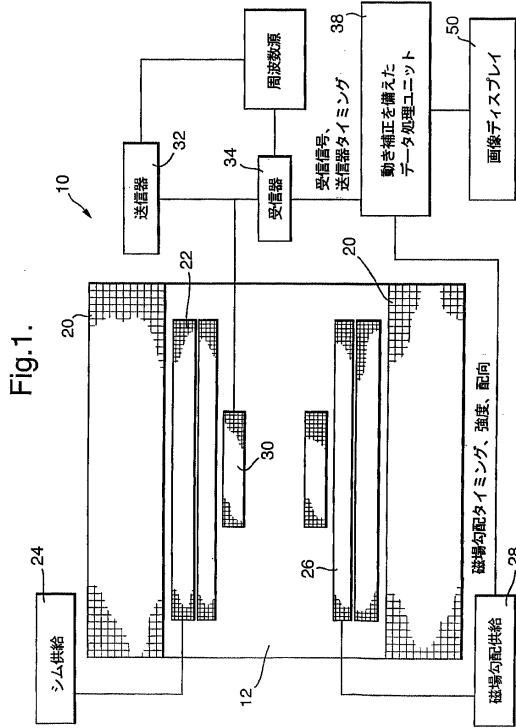
【 図 7 b 】 図 6 のハイブリッド空間を通る断面を示す図である。

【 図 8 a 】 低い解像度の画像のための焦点合わせされ、かつ予測された画像を示す図である。

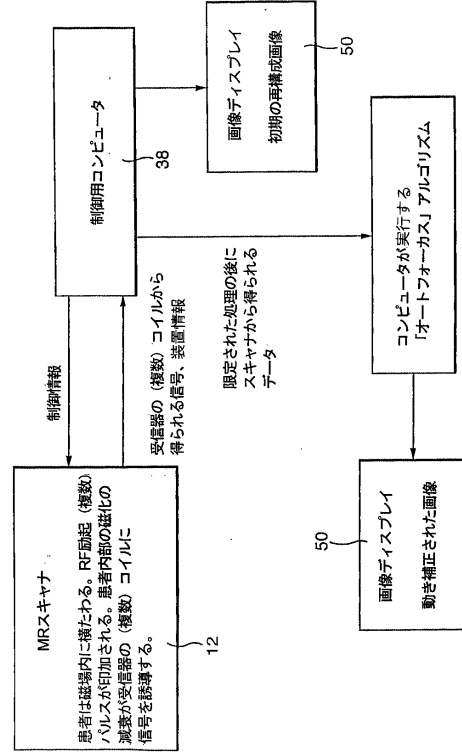
【 図 8 b 】 低い解像度の画像のための焦点合わせされ、かつ予測された画像を示す図である。

30

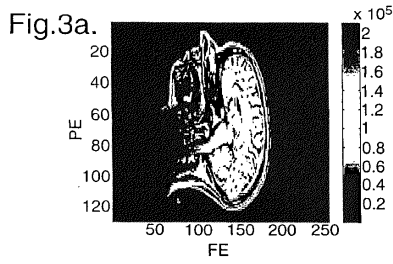
【 図 1 】



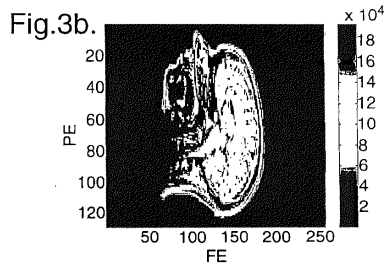
【 図 2 】



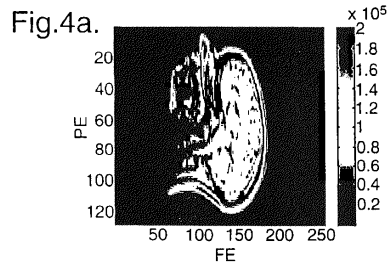
【 図 3 a 】



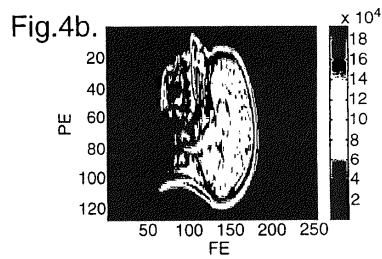
【 図 3 b 】



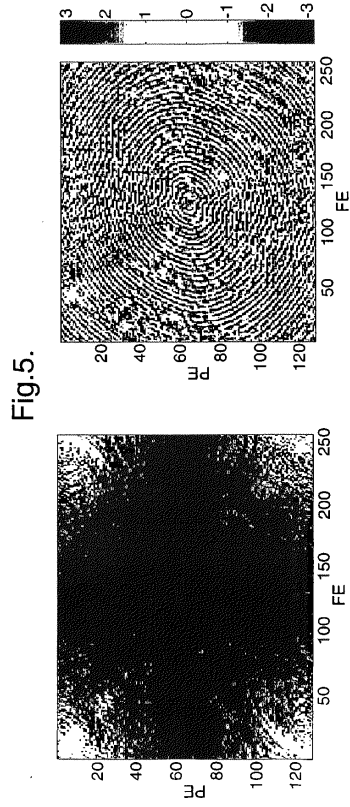
【 図 4 a 】



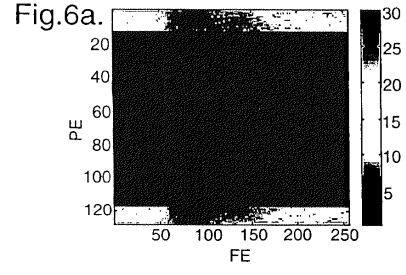
【 図 4 b 】



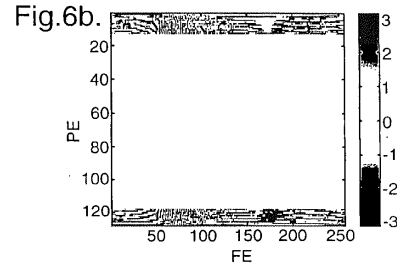
【 図 5 】



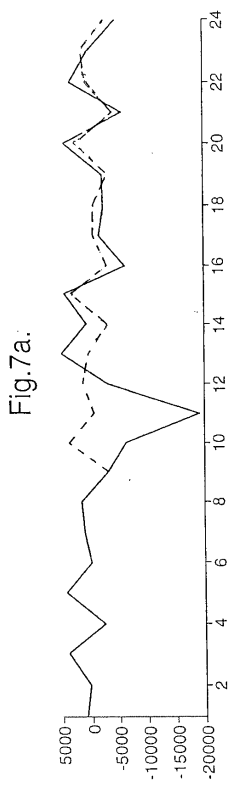
【 図 6 a 】



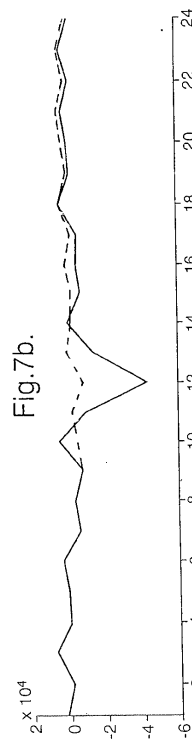
【 図 6 b 】



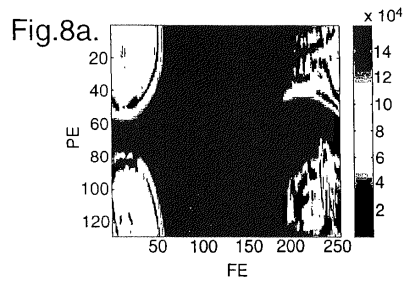
【 図 7 a 】



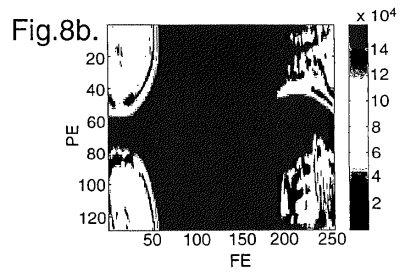
【 図 7 b 】



【 8 a 】



【 8 b 】



フロントページの続き

(72)発明者 ストイル, ピーター・ノーマン・ロバートソン
イギリス国、ウスターシャー・ダブリユ・アール・14・3・ピー・エス、モールバーン、セント
・アンドリュース・ロード、キネティック・モールバーン

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開平06 - 047021 (JP, A)
特表2000 - 513978 (JP, A)
特開平09 - 248286 (JP, A)
特開2000 - 157508 (JP, A)
特開平10 - 201736 (JP, A)
特表2005 - 509452 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055