(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5717839号
(P5717839)
(45)発行日　平成27年5月13日(2015.5.13)　(24)登録日　平成27年3月27日(2015.3.27)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/055 (2006.01)　A61B 5/05 311
A61B 5/05 376

請求項の数 19　(全 26 頁)

(21)出願番号　特願2013-500333(P2013-500333)
(86)(22)出願日　平成22年3月23日(2010.3.23)
(65)公表番号　特表2013-521955(P2013-521955A)
(43)公表日　平成25年6月13日(2013.6.13)
(86)国際出願番号　PCT/EP2010/001814
(87)国際公開番号　WO2011/116785
(87)国際公開日　平成23年9月29日(2011.9.29)
審査請求日　平成25年2月2日(2013.2.2)

(73)特許権者　501497655
マックス　プランク　ゲゼルシャフト　ツ　ヴァー　フェデルゥン　デル　ヴィッセンシャフテン　エー　フォー
ドイツ連邦共和　８０５３９　ミュンヘン、　ホフガーテンシュトラーセ　８
(74)代理人　100104949
弁理士　豊栖　康司
(74)代理人　100074354
弁理士　豊栖　康弘
(72)発明者　フラーム，イェンス
ドイツ連邦共和国，３７０８５，ゲッティンゲン，フリチョフ・ナンゼン・ヴェーク　５

最終頁に続く

(54)【発明の名称】正規化非線形逆再構成法を用いて磁気共鳴画像シーケンスを再構成するための方法及び装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
調査対象物の一連の磁気共鳴画像を再構成する方法であって、
（ａ）磁気共鳴画像化装置の少なくとも一の高周波受信コイルを用いて収集される、再構成対象の前記ＭＲ画像の画像コンテンツを含む、画像未処理データの連続したセットを提供する工程と、
（ｂ）非線形方程式を用いて一連のＭＲ画像を提供する正規化非線形逆再構成プロセスを、前記画像未処理データのセットに対して行う工程と、
を含み、
各画像未処理データのセットが、少なくとも一の高周波受信コイルによって受信されるＭＲＩ信号を、非デカルトｋ空間軌道を用いて空間的に符号化する傾斜エコーシーケンスによって生成される複数のデータサンプルを有し、
各画像未処理データのセットは、空間周波数成分が等価である、ｋ空間における１セットの均等に分配された複数のラインを備え、
各画像未処理データのセットの複数のラインが、ｋ空間の中心で交差し、空間周波数の連続的な範囲をカバーしており、
各画像未処理データのセットの複数のラインの位置が、連続するセットにおいて異なり、
前記正規化非線形逆再構成プロセスを行う工程において、ＭＲ画像のそれぞれが、少なくとも一の受信コイルの感度及び画像コンテンツの同時推定によって、かつ少なくとも一

の受信コイルの感度及び画像コンテンツの現在の推定と先の推定との差に応じて、形成されてなることを特徴とする方法。
【請求項２】
請求項１に記載の方法であって、再構成プロセスは、画像アーティファクトを抑制するフィルタリングプロセスを有してなることを特徴とする方法。
【請求項３】
請求項２に記載の方法であって、フィルタリングプロセスは時間的中央値フィルタを有してなることを特徴とする方法。
【請求項４】
請求項１～３のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットの複数のラインは、回転された複数の直線に対応してなることを特徴とする方法。
【請求項５】
請求項１～４のいずれか一に記載の方法であって、
一連のＭＲ画像は、対象の時間的に連続した単一断面スライスであるか、
一連のＭＲ画像は、対象の連続した複数の断面スライスであるか、又は
一連のＭＲ画像は、対象の時間的に連続した複数の断面スライスであり、異なるスライスがｋ空間における連続するラインで生成されるよう（交互配置マルチスライス・データセット）、あるいは異なるスライスが連続するセットの画像で生成されるよう（連続マルチスライス・データセット）、画像未処理データが収集されてなることを特徴とする方法。
【請求項６】
請求項１～５のいずれか一に記載の方法であって、傾斜エコーシーケンスが、
シングルエコーＦＬＡＳＨシーケンス、
マルチエコーＦＬＡＳＨシーケンス、
リフォーカシング傾斜によるＦＬＡＳＨシーケンス、
フリー・バランスド・グラディエンツによるＦＬＡＳＨシーケンス、又は
ｔｒｕｅ－ＦＩＳＰシーケンス
を備えてなることを特徴とする方法。
【請求項７】
請求項１～６のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットは、均等に軸状に分配された奇数のラインを備えてなることを特徴とする方法。
【請求項８】
請求項１～７のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットの複数のラインの数は、結果として得られるアンダーサンプリングの程度が少なくともファクタ５となるよう選択されてなることを特徴とする方法。
【請求項９】
請求項１～８のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットの複数のラインの数は、３０以下であることを特徴とする方法。
【請求項１０】
請求項１～９のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットを収集する時間は、１００ｍｓ以下であることを特徴とする方法。
【請求項１１】
請求項１～１０のいずれか一に記載の方法であって、画像未処理データの各セットの複数のラインが、画像未処理データの連続するセットの複数ラインが互いに対して所定の角変位で回転されるよう、選択されてなることを特徴とする方法。
【請求項１２】
請求項１１に記載の方法であって、ラインの位置が異なる、画像未処理データの連続するセットの数は、２～１５の範囲から選択されてなることを特徴とする方法。
【請求項１３】
請求項１１に記載の方法であって、前記画像未処理データのセットは、少なくとも一の

受信コイルを有するＭＲＩ装置に対象物を配置し、対象物に傾斜エコーシーケンスを行い、少なくとも一の受信コイルを用いて画像未処理データの連続したセットを収集することによって得られてなることを特徴とする方法。
【請求項１４】
請求項１～１２のいずれか一に記載の方法であって、前記画像未処理データのセットは、離れたＭＲＩ装置から収集されたデータ送信によって前記セットの画像未処理データを受信することによって得られてなることを特徴とする方法。
【請求項１５】
調査対象物の一連のＭＲ画像を形成するよう構成されたＭＲＩ装置であって、
主磁場装置と、少なくとも一の高周波励起コイルと、少なくとも２つの磁場傾斜コイル及び少なくとも一の高周波受信コイルを有するＭＲＩスキャナと、
請求項１～１２のいずれか一に方法によって、画像未処理データの連続したセットを収集し、一連のＭＲ画像を再構成するようＭＲＩスキャナを制御するよう構成される制御装置と、
を備えてなることを特徴とするＭＲＩ装置。
【請求項１６】
請求項８に記載の方法であって、
画像未処理データの各セットの複数のラインの数は、結果として得られるアンダーサンプリングの程度が少なくともファクタ１０となるよう選択されてなることを特徴とする方法。
【請求項１７】
請求項９に記載の方法であって、
各画像未処理データのセットの複数のラインの数は、２０以下であることを特徴とする方法。
【請求項１８】
請求項１０に記載の方法であって、
各画像未処理データのセットを収集する時間は、５０ｍｓ以下であることを特徴とする方法。
【請求項１９】
請求項１２に記載の方法であって、
ラインの位置が異なる、画像未処理データの連続するセットの数は、３～７の範囲から選択されてなることを特徴とする方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、一連の各磁気共鳴（ＭＲ）画像を再構成する方法に関する。また本発明は、該方法を実行するよう構成された磁気共鳴画像化（ＭＲＩ）装置に関する。本発明の用途は、ＭＲ画像化（イメージング）の分野、特に医療用ＭＲ画像化（心臓血管の画像化）又は自然科学における非医療的調査（例えばワークピースや動的プロセスの調査）にわたる。
【背景技術】
【０００２】
１９７３年に磁気共鳴画像化（ＭＲＩ）が提案されて以来、その更なる技術的、科学的かつ臨床的な開発は、主に高速化に取り組んできた。歴史的には、ファースト・ローアングル・ショット（Fast Low-Angle Shot：ＦＬＡＳＨ）ＭＲＩ技術（ドイツ特許公開公報ＤＥ３５０４７３４号（特許文献１）又は米国特許第４７０７６５８号（特許文献２））によって、断面画像の取得時間を１ｓのオーダに短縮し、十分に強く安定な状態のＭＲＩ信号を生成することで連続的画像化を可能にするまでに、１０年以上の歳月を要した。しかしながら、動的なプロセスをリアルタイムにモニタリングするには、以下の２つの理由による障害があった。すなわち、適当な空間分解能の画像化には数百ｍｓという比較的長

い測定時間を必要とすることと、直線格子（グリッド）上でＭＲＩデータ空間（ｋ空間）をサンプリングするデカルト（Cartesian）符号化スキームを用いることの２つである。デカルトサンプリングとは、ｋ空間において平行線を取得することをいう。デカルトサンプリングは、初期のＭＲＩシステムの機器の不完全さに対して許容度があり、未処理データ（raw data）に逆高速フーリエ変換（inverse Fast Fourier Transformation（FFT））を行うことで画像を簡単に再構成できるので、好ましいサンプリングであった。ただ、静止画像に対するこれらの利点にもかかわらず、動いている対象物を連続的にモニタリングするには、ラジアル符号化スキーム（radial encoding schemes）を用いる方がより適切である。ｋ空間における個々の「スポーク」の情報コンテンツが、画像の再構成には同じく重要だからである。これは、平行線とは違って、スポークがｋ空間の中心で交差するため、高空間周波数にも低空間周波数にも寄与するという事実による。後者によってのみ、動いている対象物の位置等の全体の画像コンテンツが決定される。

【０００３】

一方、リアルタイムＭＲＩに対する高速取得技術を用いるには、多くの特定の欠点がある。例えば、エコープラナー画像化（echo-planar imaging）等のいわゆる単発傾斜エコーシーケンス（single-shot gradient-echo sequences）（Ｐ．マンスフィールド他，磁気共鳴ジャーナル，第２９巻１９７８年３５５～３７３頁及び，英医療会報，第４０巻１９８４年１８７～１９０頁：非特許文献１、２）、及びスパイラル画像化（spiral imaging）（Ｃ．Ｂ．アーネット他，ＩＥＥＥ医療画像会報，第５巻１９８６年２～７頁：非特許文献３、及びＣ．Ｈ．マイヤー他，医療工学磁気共鳴，第２８巻１９９２年２０２～２１３頁：非特許文献４）では、体の各部において避けられないオフ共鳴効果、組織磁化率差及び磁界不均質性に対する固有の感度によって、幾何学的な歪みや、局所的信号損失さえ生じる傾向がある。補足すると、高周波再焦点スピンエコー（radiofrequency-refocused spin echoes）（Ｊ．ヘニッグ他，医療工学磁気共鳴，第３巻１９８６年８２３～８３３頁：特許文献５）又は励起エコー（stimulated echoes）（Ｊ．フラーム他，磁気共鳴ジャーナル，第６５巻１９８５年１３０～１３５頁：非特許文献６）を用いることで、このような問題の生じない単発ＭＲＩシーケンスによれば、それぞれ局所的な組織の加熱のリスクがある高周波数出力吸収が顕著となるか、あるいは信号対雑音比が損なわれる問題がある。

【０００４】

リアルタイムのＭＲ画像に対する基本的な改良は、ファースト・ローアングル・ショットＭＲＩシーケンス（fast low-angle shot：ＦＬＡＳＨシーケンス）と、連続未処理データ取得のラジアルデータサンプリング（radial data sampling）及びビューシェアリング（view sharing）との組み合わせによってなされた（Ｓ．チャン他，磁気共鳴画像ジャーナル，第３１巻２０１０年１０１～１０９頁（非特許文献７）参照）。ラジアルデータサンプリングによって、まずまずのアンダーサンプリング・ファクタ（約２）が可能になり、１フレーム当たり約２５０ｍｓで画像の未処理データを取得できる。一部のフレームの現在の画像未処理データ及び前の画像未処理データを用いる画像更新の再構成（いわゆるスライディングウィンドウ法（sliding window method））によれば、約５０ｍｓの時間分解能が得られるようになり、１ｓ当たり２０のＭＲ画像のフレームレートが得られる。Ｓ．チャン他の方法は、ビデオフレームレートで連続したＭＲ画像を提供できるものの、スライディングウィンドウ技術に起因した画質に関する欠点が生じ得る。特に、画像再構成は、密度補償と逆ＦＦＴを組み合わせたｋ空間の直線補間であるグリッディング（gridding）によって行われる。この方法では、スライディングウィンドウ又は蛍光透視法の方法（Ｓ．Ｊ．リーデレレット他，医療工学磁気共鳴，第８巻１９８８年１～１５頁：非特許文献８）を用いる場合に、１ｓ当たり２０までのレートを得ることができるが、それでも画像の真の時間的忠実度は、２００～２５０ｍｓの測定時間によって決定される。２ｍｓの反復時間では、これらの時間は、１２８のマトリックス分解能を有する画像に対しては１００～１２５のラジアルスポークを取得する必要があることになる。

【０００５】

ｋ空間をアンダーサンプリングすることで未処理データ取得時間を短縮する他の方法として、複数の高周波受信コイルを用いることが挙げられる。各コイルは、異なる受信チャンネル（パラレルＭＲイメージング）を提供する。撮像領域（field of view：ＦＯＶ）において励起された高周波数信号は、高周波受信コイルによって同時に収集される。画像未処理データからＦＯＶのＭＲ画像を再構成するには、受信コイルの感度（特性）に関する知識を要する。実際のＭＲＩ装置（例えば医療用画像化）において、この再構成は、コイル感度が第１ステップにおいて演算され、続く第２ステップにおいてＭＲ画像が一定とされたコイル感度を用いて演算される線形逆方法をベースとする。線形逆再構成によるパラレルＭＲイメージングでは、アンダーサンプリングファクタ約２～３を提供する。

【０００６】

近年、可変密度軌道（variable density trajectories）の利用と画像コンテンツ及びコイル感度の複合推定を組み合わせた、自動較正パラレルイメージングを改良した非線形逆方法が発表された（Ｍ．ユッカー他，医療磁気共鳴，第６０巻２００８年６７４～６８２頁：非特許文献９）。このアルゴリズムでは、非常に小さな中央のｋ空間領域を十分にサンプリングすることのみが、正確な自動較正のために必要であることが示されている。両方の特性は、動いている対象物によって生じる実際の実験状況に従ってコイル感度情報を頻繁に更新しなければならないリアルタイム画像化においては、特に魅力的である。非線形逆方法によって画質が改良され、及び／又はアンダーサンプリングファクタが増加される（約３～４）。しかしながら、Ｍ．ユッカー他によって提案された画像再構成（２００８年）は、デカルトｋ空間軌道を用いて傾斜エコーシーケンス（gradient-echo sequence）によって生成される未処理データを画像化するのには適しているが、結果として上述したデカルトｋ空間軌道の欠点がある。

【０００７】

一方、非線形逆再構成を非デカルトｋ空間データに適用するために、アルゴリズムのそれぞれの反復に補間ステップを追加することが提案されている（Ｆ．ノール他アメリカ合衆国ハワイ州ホノルル２００９年４月１８日～２４日，第１７回ＩＳＭＲＭ科学ミーティング及びエキシビション講演予稿ポスター発表「正規化非線形インバージョンによる非デカルト・パラレル・イメージングにおける再構成の改良」：非特許文献１０を参照）。Ｆ．ノール他は、アンダーサンプリングファクタ約１２でＭＲ画像を再構成することに成功したが、正規化非線形逆方法の実行には約４０ｓの演算時間を要する結果、実用的な応用としてはたった１枚のＭＲ画像の再構成に過ぎなかった。このように演算速度がかなり遅いため、再構成時間を妥当な時間とするために、グラフィカルプロセッシングユニット（ＧＰＵ）を使用することが考えられる。これに関して、反復ＳＥＮＳＥ（Ｋ．Ｐ．プルースマン他，医療工学磁気共鳴，第４２巻１９８９年９５２～９６２頁：非特許文献１１）に対する実装が、リアルタイム画像化に対して実際に利用された（Ｔ．Ｓ．セレンセン他「ＧＰＩを用いた感度符号化ラジアルＭＲ画像化のリアルタイム再構成」ＩＥＥＥ医療画像会報，第２８巻（１２）２００９年１９７４～１９８５頁：非特許文献１２）。しかしながら、ＧＰＵにおける補間アルゴリズムの効率的な実装は、困難で時間がかかる作業である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】ドイツ特許公開第３５０４７３４号明細書

【特許文献２】米国特許第４７０７６５８号明細書

【非特許文献】

【０００９】

【非特許文献１】Ｐ．マンスフィールド他，磁気共鳴ジャーナル，第２９巻１９７８年３５５～３７３頁（P. Mansfield et al. in "J. Magn. Reson." vol. 29, 1978, p. 355-373）

【非特許文献２】Ｐ．マンスフィールド他，英医療会報，第４０巻１９８４年１８７～１

９０頁（P. Mansfield et al. in "Br. Med. Bull." vol. 40, 1984, p. 187-190）
【非特許文献３】Ｃ．Ｂ．アーネット他，ＩＥＥＥ医療画像会報，第５巻１９８６年２～７頁（C. B. Ahnet al. in " IEEE Trans. Med. Imag."vol. 5, 1986, p. 2-7）
【非特許文献４】Ｃ．Ｈ．マイヤー他，医療工学磁気共鳴，第２８巻１９９２年２０２～２１３頁（C. H. Meyer et al. in "Magn. Reson. Med." vol. 28, 1992, p. 202-213）
【非特許文献５】Ｊ．ヘニッグ他，医療工学磁気共鳴，第３巻１９８６年８２３～８３３頁（J. Hennig et al. in "Magn. Reson. Med."vol. 3, 1986, p. 823-833）
【非特許文献６】J．フラーム他，磁気共鳴ジャーナル，第６５巻１９８５年１３０～１３５頁（J. Frahm et al. in "J. Magn. Reson." vol. 65, 1985, P. 130-135）
【非特許文献７】Ｓ．チャン他，磁気共鳴画像ジャーナル，第３１巻２０１０年１０１～１０９頁（S. Zhang et al. in "Journal of magnetic resonance imaging", Vol. 31, 2010, p. 101 - 109）
【非特許文献８】Ｓ．Ｊ．リーデレレット他，医療工学磁気共鳴，第８巻１９８８年１～１５頁（S. J. Riedereret al. in "Magn. Reson. Med."vol. 8, 1988, p. 1-15）
【非特許文献９】Ｍ．ユッカー他，医療磁気共鳴，第６０巻２００８年６７４～６８２頁（M. Uecker et al. in "Magnetic resonance in medicine", Vol. 60, 2008, p. 674 - 682）
【非特許文献１０】Ｆ．ノール他「正規化非線形インバージョンによる非デカルト・パラレル・イメージングにおける再構成の改良」第１７回ＩＳＭＲＭ科学ミーティング及びエキシビション講演収録ポスター，２００９年４月１８日～２４日アメリカ合衆国ハワイ州ホノルル（F. Knoll et al., Poster "Improved reconstruction in non-Cartesian parallel imaging by regularized nonlinear inversion", in "Proceedings of the 17th ISMRM scientific meeting and exhibition", Honolulu, Hawaii, USA, April 18 - 24, 2009）
【非特許文献１１】Ｋ．Ｐ．プルースマン他，医療工学磁気共鳴，第４２巻１９９９年９５２～９６２頁（K. P. Pruessmann et al. in "Magn. Reson. Med." vol. 42, 1999, p. 952-962）
【非特許文献１２】Ｔ．Ｓ．セレンセン他「ＧＰＩを用いた感度符号化ラジアルＭＲ画像化のリアルタイム再構成」ＩＥＥＥ医療画像会報，第２８巻（１２）２００９年１９７４～１９８５頁（T. S. Sorensen et al. "Real-time reconstruction of sensitivity encoded radial magnetic resonance imaging using a graphics processing unit" in "IEEE Trans. Med. Imag." vol. 28(12), 2009, p. 1974-1985）
【非特許文献１３】Ｍ．ビューラー他，医療工学磁気共鳴，第５８巻２００７年１１３１～１１３９頁（M. Buehrer et al. in "Magn. Reson. Med." vol. 58, 2007, p. 1131-1139）
【非特許文献１４】Ｆ．ワーヤー，ＫＰ．プルースマン「任意軌道による符号化感度に対する再構成の主要な高速化」ＩＳＭＲＭ第９回年次会議講演予稿，スコットランド，グラスゴー，２００１年７６７（Wajer F, Pruessmann KP. "Major speedup of reconstruction for sensitivity encoding with arbitrary trajectories" in "Proceedings of the ISMRM 9th Annual Meeting", Glasgow, Scotland 2001;767）
【非特許文献１５】ＡＢ．バクシンスキ，ＭＹ．コクーリン「逆問題の近似解のための反復法」ドルドレヒト：スプリンガー２００４年（Bakushinsky AB, Kokurin MY. Iterative Methods for Approximate Solution of Inverse Problems. Dordrecht: Springer; 2004）
【非特許文献１６】Ｐ．ケルマン他，医療工学磁気共鳴第５９巻２００１年８４６～８５２頁（P. Kellman et al. in "Magn. Reson. Med." vol. 59, 2001, p.846-852）
【非特許文献１７】Ｊ．Ｄ．オサリバン他，ＩＥＥＥ医療画像会報，第４巻１９８５年２００～２０７頁（J. D. O'Sullivan et al. in "IEEE Trans. Med. Imag." vol. 4, 1985, p. 200-207）
【非特許文献１８】Ｊ．Ｆ．カイザー，ＩＥＥＥ回路システム国際シンポジウム講演予稿

（J. F. Kaiser in "Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst." 1974, p. 20-23）
【非特許文献１９】Ｊ．Ｉ．ジャックソネット他，ＩＥＥＥ医療画像会報，第１０巻１９９１年４７３～４７８頁（J. I. Jacksonet al. in "IEEE Trans. Med. Imag." vol. 10, 1991, p. 473-478）
【非特許文献２０】Ｓ．Ｊ．リーデレア他，医療工学磁気共鳴，第８巻１９８８年１～１５頁（S. J. Riederer et al. in "Magn. Reson. Med." vol. 8, 1988, p. 1-15）
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【００１０】
本発明の目的は、特に医療用画像化のため、従来技術の欠点を回避可能な、一連のＭＲ画像を再構成する改良方法を提供することにある。具体的に本発明の目的は、短縮された取得時間でＭＲ画像を連続的に取得でき、よって実用的なフレームレートで画像列を提供可能な一連のＭＲ画像再構成方法を提供することにある。さらに本発明の目的は、一連のＭＲ画像再構成方法を実行するよう特に構成された改良ＭＲＩ装置を提供することにある。
【課題を解決するための手段】
【００１１】
上記の目的は、独立請求項の特徴を備えるＭＲ画像再構成法及び／又はＭＲＩ装置によって達成される。本発明の好適な態様は、従属請求項に記載している。
【００１２】
本発明の第一の側面によれば、調査対象物の一連のＭＲ画像を再構成する方法を開示する。本方法は、ＭＲＩ装置の少なくとも一の高周波受信コイルを用いて収集される連続した画像未処理データのセットを提供する工程と、一連のＭＲ画像を提供するよう該画像未処理データのセットに非線形逆再構成プロセスを行う工程とを含む。画像未処理データは、再構成されるＭＲ画像の画像コンテンツを有している。各ＭＲ画像は、少なくとも一の受信コイルの感度及び画像コンテンツの同時推定に基づいて形成される。非線形逆再構成プロセスは、反復プロセスである。それぞれの反復工程では、非線形ＭＲＩ信号方程式の正規化線形化（regularized linearization）が解かれる。この非線形ＭＲＩ信号方程式の正規化線形化では、測定される未知のスピン密度及びコイル感度が、少なくとも一の受信コイルから取得されたデータにマッピングされる。
【００１３】
本発明では、各画像未処理データのセットは、少なくとも一の高周波受信コイルによって受信されるＭＲＩ信号を、非デカルトｋ空間軌道を用いて空間的に符号化する傾斜エコーシーケンスによって生成される（測定される）複数のデータサンプルを有する。さらに、各画像未処理データのセットが、等価な空間周波数成分（equivalent spatial frequency content）を有する、ｋ空間における複数のラインのセットを備える。各画像未処理データのセットの複数のラインは、ｋ空間の中心で交差し、空間周波数の連続的な範囲をカバーしている。各画像未処理データのセットの複数のラインの位置は、連続するセットにおいて異なる。好ましくは、各画像未処理データのセットの複数のラインは、ｋ空間において均等に分配されている。連続する画像未処理データのセットは、それぞれが空間周波数の連続的な範囲をカバーする、異なる非デカルトｋ空間軌道に沿って収集される。各ラインの空間周波数の連続的な範囲は、低い空間周波数（ｋ空間の中心部における周波数）と、所定の空間分解能のＭＲ画像を得るための高い空間周波数（ｋ空間の外側部における周波数）とを有する。
【００１４】
さらに本発明では、非線形逆再構成プロセスは、ＭＲ画像が少なくとも一の受信コイルの感度及び画像コンテンツの、現在のセット（推定）と以前のセット（推定）との差に応じて、反復的に再構成される正規化を含む。いいかえると、以前のＭＲ画像、好ましくは直前のＭＲ画像は、非線形逆方法によって現在のＭＲ画像を反復的に演算するために導入された、正規化のための基準イメージとして用いられる。Ｆ．ノール他によって提案され

た正規化非線形逆方法（２００８年）とは異なり、本発明のＭＲ画像（第１画像以外）の再構成において用いられる正規化項は、０でないノンゼロ基準イメージ、特に以前のＭＲ画像に依存する。

【００１５】

好ましくは、非線形逆方法は、再構成時間を短縮するＧＰＵでの実装、及び／又はグリッディング技術と比較してＧＰＵ実装を大幅に簡単化した、畳み込み（convolution）ベースの反復を含む非デカルトｋ空間符号化へ拡張された、自動較正パラレルイメージングに対する非線形逆再構成に基づく。好適には、非デカルト・ラジアル軌道への非線形再構成法の拡張は、反復再構成の前に準備ステップにおいて行なわれる単一の補間のみで行うことができる。一方で、続く反復再構成（最適化）は、点拡がり関数（非デカルト・サンプリングパターンのフーリエ変換）による畳み込みに依存する。

【００１６】

好適には、本発明は二つの原理を組み合わせて利用する。すなわち（ｉ）空間の符号化に対して非デカルト軌道を用いる顕著なアンダーサンプリングによる傾斜エコーシーケンスＭＲＩ技術と、（ｉｉ）正規化非線形逆方法によって画像を推定する画像再構成の、二つである。前者の技術は、オフ共鳴（off-resonance）アーティファクトの影響を受けない、高速かつ連続的で、さらにモーションロバストな画像化を可能にする。一方後者の技術は、ラジアルアンダーサンプリングの程度を、従来予想もできなかったようなファクタ約２０にまで向上できると共に、（利用する場合は）複数の受信コイルによってパラレルイメージングの利点を黙示的に利用する。

【００１７】

本発明者らは、単一のＭＲ画像の従来の再構成（上記Ｆ．ノール他を参照）とは対照的に、異なる非デカルトｋ空間軌道に沿って収集された、連続した画像未処理データのセットに適用される非線形逆再構成プロセスによって、画質が根本的に改良されたＭＲ画像列が得られることを見出した。それは、以前の画像の再構成ステップの結果が、ＭＲ画像列のそれ以降のＭＲ画像を改良するからである。

【００１８】

また本発明の第二の側面によれば、調査対象物の一連のＭＲ画像を形成するよう構成されたＭＲＩ装置が、ＭＲＩスキャナと、第一の側面に係る方法に従い連続した画像未処理データのセットを収集し、一連のＭＲ画像を再構成するようにＭＲＩスキャナを制御するよう構成された制御装置とを備える。ＭＲＩスキャナは、主磁場装置と、少なくとも一の高周波励起コイルと、少なくとも２つの磁場傾斜コイルと、少なくとも一の高周波受信コイルとを有する。

【００１９】

本発明の好ましい態様では、再構成プロセスは、画像アーティファクトを抑制するフィルタリングプロセスを含む。フィルタリングプロセスは、空間フィルタ及び時間フィルタの少なくとも一方を備える。特に好ましい変形例では、時間的中央値（メジアン）フィルタが再構成プロセスに適用される。

【００２０】

好適には、ｋ空間におけるラインの形に関して更なる特定の制約はなく、具体的な用途や条件に応じて選択できる。各画像未処理データのセットの複数のラインが、「ラジアルスポーク」として知られる回転された直線に対応する場合は、１ライン当たりの最小サンプリング時間の面で有利となる。

【００２１】

ここで「画像未処理データのセット」とは、所望のＦＯＶ内の画像のｋ空間情報をカバーする画像未処理データを意味する。したがって、各画像未処理データのセットは、一のフレーム（一連のＭＲ画像における複数のＭＲ画像の内の一）を提供する。本発明は、好適には、単一のスライス又は異なるスライスがフレーム毎に表わされた種々の態様で実行できる。第一の変形例では、一連のＭＲ画像は、対象の時間的に連続した単一断面スライスである。他の変形例では、一連のＭＲ画像は、対象の連続した複数の断面スライスであ

る。

【００２２】

さらに本発明の特に好適な態様を表す他の変形例では、一連のＭＲ画像は、対象物の時間的に連続した複数の断面スライスである。異なるスライスがｋ空間における連続するラインによって生成されるよう（交互配置（interleaved）マルチスライス・データセット）、又は異なるスライスが連続するセットの画像によって生成されるように（シーケンシャルマルチスライス・データセット）、画像未処理データが収集される。

【００２３】

交互配置マルチスライス・データセットでは、異なるスライスが、ｋ空間において各ラインで、つまり傾斜エコーシーケンスのそれぞれの反復時間で測定される。このような態様は、好ましくは、ある繰り返し運動の画像列の収集、例えば医療用画像化においては関節の動きを示す連続画像の収集に用いられる。連続マルチスライス・データセットでは、異なるスライスが、各画像未処理データのセットで測定される。連続マルチスライス・データセットは、例えば造影剤を心臓、肝臓又は乳房組織へ導入した後の灌流測定用の画像列の収集等に、好適に利用できる。

【００２４】

正規化は、時間正規化及び空間正規化の少なくとも一方を備える。例として、連続する画像未処理データのセットが対象内の時間的に連続した単一スライス又はマルチスライスを表す場合、時間的な正規化が行われる。後者のケースにおいて、ある時間的に連続した複数の画像未処理データのセットが、その画像未処理データの収集後に、各スライスに対して提供され、時間的に連続した複数のセット毎に時間的な正規化が行われる。他の例として、連続する画像未処理データのセットが、互いに隣接している対象物内の異なるスライスを表す場合には、空間的正規化が行われる。第１スライスの以前の画像は、隣接スライスの現在の画像の、正規化のための基準画像として用いられる。

【００２５】

本発明の更なる利点として、一連のＭＲ画像を再構成する方法を、種々の傾斜エコーシーケンスで実現できる。例えばシングルエコーＦＬＡＳＨシーケンス、マルチエコーＦＬＡＳＨシーケンス、リフォーカシング傾斜によるＦＬＡＳＨシーケンス、完全バランス傾斜（fully balanced gradients）によるＦＬＡＳＨシーケンス、又はｔｒｕｅ－ＦＩＳＰシーケンス等の特定の傾斜エコーシーケンスを、画像化タスクに応じて選択できる。

【００２６】

本発明の更に好ましい態様では、各画像未処理データのセットが均等に軸状に分配された奇数のラインを備える。これにより、一の画像未処理データのセット内のｋ空間軌道におけるラインが一致する事態（line coincidences）を回避できる。

【００２７】

本発明の更なる利点として、（例えば回転された直線に対してはサンプリング定理により）１ライン当たりのデータサンプルの数にπ／２を乗じた数で与えられるアンダーサンプリングの実質的に低減される程度によって、画像未処理データを選択できる。アンダーサンプリングの程度は、少なくともファクタ５、特に少なくともファクタ１０とできる。したがって、Ｓ．チャン他（上記参照）によって発表された方法と比較して、データ取得を一桁も高速化できる。さらに、各画像未処理データのセットの、複数のラインの数を低減できる。特に、医療用画像化に対しては、３０以下、特に２０以下の数のラインとすることで、高品質なＭＲ画像列を得るのに十分であることが判明している。

【００２８】

さらに本発明によれば、従来の技術と比較して、各画像未処理データのセットを収集する時間が根本的に短縮される。取得時間は１００ｍｓ以下、特に５０ｍｓ以下、更には３０ｍｓ以下とできる。したがって本発明は、リアルタイムＭＲＩを達成できる。リアルタイムＭＲＩとは、短い取得時間で画像を連続的に取得することを指す。本発明の適用によって、１ｓ当たり５０フレームの動画にも対応する２０ｍｓと同程度の取得時間で高品質な画像を提供できる。本発明の潜在的な用途としては、医療（例えば心電図と同期しない

、自由呼吸の際の心臓血管の画像化）から、自然科学（例えば乱流に関する研究）まで、広範囲の分野に及ぶ。

【００２９】

本発明の更に好ましい態様では、各画像未処理データのセットの複数のラインを、連続する画像未処理データのセットの複数ラインが互いに対して所定の角変位で回転されるよう選択できる。この結果、このような画像未処理データのセットの組み合わせによって、所望の画像のｋ空間情報を均等な有効範囲（homogeneous coverage）で表すことができる。この利点として、このような回転により、画像再構成内のフィルタリングプロセスの効果が改良される。なお、一連の画像のすべての画像を互いに異なるｋ空間軌道に沿って収集することが、厳密に必要という訳ではない。特に、ラインの位置が異なる、画像未処理データの連続するセットの数を、２～１５、特に３～７の範囲から選択できる。

【００３０】

一連のＭＲ画像を再構成する本発明の方法は、ＭＲＩ装置の少なくとも一の高周波受信コイルを用いて画像未処理データを収集する際に、及び／又は直後に、実行することができる。この場合、連続した画像未処理データのセットの提供は、少なくとも一の受信コイルを有するＭＲＩ装置に対象物を配置する工程と、対象物に傾斜エコーシーケンスを行う工程と、少なくとも一の受信コイルを用いて連続した画像未処理データのセットを収集する工程とを含む。一連のＭＲ画像の再構成は、リアルタイムで、すなわち画像未処理データ収集に対して遅延が無視できる速度で行われる（オンライン再構成）。あるいは、場合によっては再構成には、一連のＭＲ画像を表現する際に、ある程度の遅延を要してもよい（オフライン再構成）。この場合は、従来の方法、例えばＳ．チャン他の技術によって再構成された画像の、同時オンライン表現を提供できる。

【００３１】

他の態様では、本発明の一連のＭＲ画像を再構成する方法は、所定の測定条件による画像未処理データの収集とは独立して行うことができる。この場合、画像未処理データのセットを、データ記憶装置と離れたＭＲＩ装置からのデータ通信によって、受信できる。

【００３２】

本発明によれば、更に以下のような利点を享受できる。第一に、本発明はリアルタイムＭＲＩに対して、顕著なモーションロバスト性と、画像の高画質化と、他の高速ＭＲＩ技術で知られているアーティファクトに対する耐性と、柔軟な時間分解能及び空間分解能と、画像コントラストとを達成できる。この達成の鍵は、ラジアルＦＬＡＳＨ・ＭＲＩ取得を、正規化非線形逆方法による画像再構成と組み合わせることにある。これによって、一画像当たりのスポークの数を低減するという、従来予想もできなかった可能性が得られる。実際、本方法によればいくつかの利点が組み合わせられる。すべての時間フレームに対するコイル感度の連続的な更新と、パラレルＭＲＩ取得の黙示的データ低減容量と、アンダーサンプリングに対するラジアル符号化の許容範囲と、アンダーサンプリングに対する非線形アルゴリズムの許容範囲の向上と、連続するフレームに対する交互配置符号化スキームと連携した時間的フィルタリング等が挙げられる。これらを総合すると、本発明の方法によればＭＲＩの時間分解能を、従前のグリッディング再構成と比較して一桁大きく改良できる。

【００３３】

さらに、ここで説明する本発明のリアルタイムＭＲＩ方法は、種々の研究領域において新たな応用例を提供する。例えば、非医療的な応用例として、様々な物理化学系における混合流体の流体力学特性に対してなされる、特に乱流現象の三次元的特性を対象とできる。一方で、臨床ＭＲＩシステムの広範囲な有効性により、生物医学的・臨床的画像化シナリオに対する顕著な影響が得られる。さらにこのことは、取得技術の実装の容易化、及び反復再構成の高速化に対する既存のコンピュータハードウェアの予想される進歩によっても支持される。今現在で直ちに影響を与えられることとしては、心臓血管のＭＲＩが挙げられる。これは本発明を適用することで、高時間分解能でリアルタイムに心筋機能を評価できるからである。実際、本願発明者の報告では、心臓弁の機能をモニタする可能性や、

さらに心臓及び大きな血管における（乱流の）血液の流れの特性を判定する可能性も示唆している。さらに、本願発明に係る方法によれば、サスセプティビリティー（susceptibility）によって引き起こされる画像アーティファクトを受け難いので、インターベンショナルＭＲＩに応用できる。ここでインターベンショナルＭＲＩとは、低侵襲外科的処置のリアルタイムなモニタリングを意味する。

【００３４】

また本発明のリアルタイムＭＲＩ方法によれば、関節運動の動的評価や、例えばＭＲＩ造影剤の投与後の速い生理的プロセスのオンライン視覚化等、他の可能性も示している。実際、最大の時間分解能を要求しないような特定の用途の場合は、低いフレームレートを使用することで、より高い空間分解能に転換したり、あるいは複数の部位における動画の同時記録等にも転換できる。あるいは、リアルタイムＭＲＩを、追加情報の符号化（例えば位相差顕微鏡の技術を用いた流速に関する追加情報の符号化）と組み合わせることもできる。

【００３５】

本発明の更なる詳細及び利点を、以下の添付図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【００３６】

【図１】本発明に係るＭＲ画像再構成法の好ましい実施形態の概略図である。

【図２】本発明に係るＭＲＩ装置の好ましい実施形態の概略図である。

【図３】図１に係る方法の更に詳細な概略図である。

【図４】図４Ａ～図４Ｄは、傾斜エコーシーケンス、ラジアルｋ空間軌道及びＭＲ画像の例である。

【図５】乱流のＭＲ画像の例である。

【図６】人間を対象とした発声を示すＭＲ画像の例である。

【図７】人間の心臓のＭＲ画像の例である。

【発明を実施するための形態】

【００３７】

本発明の好ましい実施形態を、ｋ空間軌道の設計、正規化非線形逆再構成の数式、及び本発明の技術で得られた画像の例を、特に参照しながら以下説明する。なおＭＲＩ装置、傾斜エコーシーケンスの構成、及び特定の画像化対象物へのその応用、入手可能なソフトウェアツールを用いる数式の数値的実装、並びに任意選択可能な追加の画像処理工程等、従来のＭＲＩ技術において既知の事項については、詳細説明を省略する。また、画像未処理データに複数の高周波受信コイルで受信されたＭＲＩ信号を持たせるパラレルＭＲ画像化を、以下に例示的に説明する。ただ本発明の用途は、パラレルＭＲ画像に限定されるものではなく、単一の受信コイルの使用も可能であることを付言しておく。

【００３８】

図１は、測定データを収集する第一ステップＳ１と、測定データを前処理する第２ステップＳ２と、反復的に一連のＭＲ画像を再構成する第３ステップＳ３とを含んだ、本発明の再構成プロセスの総合的なデータの流れを纏めたものである。また図２は、ＭＲＩスキャナ１０を備えるＭＲＩ装置１００を概略的に示している。ここでＭＲＩスキャナ１０は、主磁場装置１１、少なくとも一の高周波励起コイル１２、少なくとも２つの磁場傾斜コイル１３及び少なくとも一の高周波受信コイル１４を有する。さらにＭＲＩ装置１００は、図１の方法によって連続した画像未処理データのセットを収集し、一連のＭＲ画像を再構成するように、ＭＲＩスキャナ１０を制御可能に構成された制御装置２０を有する。制御装置２０は、正規化非線形逆方法を実行するように好適に利用可能なＧＰＵ２１を有する。

【００３９】

ステップＳ１では、再構成されるＭＲ画像の画像コンテンツを有する連続した画像未処理データのセットが、ＭＲＩ装置１００の高周波受信コイル１４を用いて収集される。対象物Ｏ（例えば患者の組織又は臓器）に対して、高周波数励起パルスを印加し、高周波受

信コイル１４で受信されたＭＲＩ信号を符号化する傾斜エコーシーケンスが適用される。傾斜エコーシーケンスは、データサンプルが非デカルトｋ空間軌道に沿って収集されるように構成される。このような例を、図３Ａ、図３Ｂ及び図４Ｂに示す。

【００４０】

図３Ａは、ｋ空間における$k_x - k_y$面で延長されるラジアルスポークを備えたｋ空間軌道の第一の例を、概略的に示している。ここでは例示として、５つのスポークを図３Ａに示している。実際には、特定の画像化タスクに十分なアンダーサンプリングの程度に応じて、スポークの数を選択できる。各スポークは、ｋ空間の中心で交差すると共に、すべてのスポークは、低空間周波数から高空間周波数の範囲をカバーする等価な空間周波数成分を有する。また図３Ｂは、曲線状スパイラルラインを備えるｋ空間軌道の他の例を、概略的に示している。すべてのラインは、ｋ空間の中心で交差しており、等価な空間周波数成分を有している。さらに図３Ａ及び図３Ｂは、各画像未処理データのセットの複数のラインの位置が、時間的に連続するセットにおいて異なっていることを示している。ラインは、所定の角変位で回転される。また角変位も、アンダーサンプリングの特定の程度に応じて選択できる。図３Ｃは、３６０°にわたって分配されたラジアルスポークに沿った各未処理データ収集によって、セット１、２、３、．．．の画像未処理データが得られることを、概略的に示している。角変位により、セット１、２、３、．．．の画像未処理データのすべては、多少異なる再構成エラーを含む画像推定となる。収集された画像未処理データのセットの内の時間的に連続した４つに、続くステップＳ２及びステップＳ３が適用される。

【００４１】

ステップＳ２では、画像未処理データに、任意選択可能なホワイトニング及びアレイ圧縮ステップＳ２１と、非デカルトデータのデカルトグリッドへの補間を行う補間ステップＳ２２とを適用する。第一に、ホワイトニングステップＳ２１（図１を参照）は、取得データの相関を排するために適用される。ノイズ相関行列の固有分解（eigendecomposition）$U\Sigma U^H$からスタートして、$\Sigma^{-1/2}U^H$によって受信チャンネルが変換される。第二に、演算時間を短縮するため、本発明では主成分分析を第１フレームのデータに適用できる。そして第一主成分のみが再構成プロセスに用いられる。これは多変量解析では標準的な技術であって、ＭＲＩのコンテキストにおいてはアレイ圧縮として知られている（上で引用したＳ．チャン他及びＭ．ビューラー他，医療工学磁気共鳴，第５８巻２００７年１１３１～１１３９頁：非特許文献１３参照）。またデータの共分散行列の固有分解$U\Sigma U^H$から、U^Hによって受信チャンネルが変換される。これらの仮想チャンネルから、最も高い固有値に対応するサブセットが再構成に用いられる。上記処理ステップでは、物理的な受信チャンネルが少数の仮想チャンネルと線形的に再結合される。ここではコイル感度推定が非線形再構成へ統合されるので、それ以上の変更は必要でない。またアルゴリズムは、変換されたチャンネルの仮想感度を物理的な感度の代わりとして単に推定する。

【００４２】

最終の前処理ステップＳ２２として、データがデカルトグリッド上に補間される。ただし、従来のグリッディング技術とは対照的に、ここでは密度補償を用いない。非線形逆方法による再構成は、畳み込みベースの感度符号化と同様な技術によって非デカルト軌道へと拡張される（Ｆ．ワーヤー，ＫＰ．プルースマン「任意軌道による符号化感度に対する再構成の主要な高速化」ＩＳＭＲＭ第９回年次会議講演予稿，グラスゴー，スコットランド２００１年７６７：非特許文献１４）。非デカルトＭＲＩに対する従来の反復的アルゴリズムでは、各反復ステップにおいて、デカルトグリッド上に表される推定フーリエデータを実際の非デカルトｋ空間位置へ補間する。これとは対照的に、ここで用いられる代替技術では、単一の以前の処理ステップ（preceding processing step）Ｓ２２へ補間を移動させる一方、すべての反復演算はデカルトグリッドで行われる。この目的のため、非デカルトサンプル位置への射影は、点像分布関数（point-spread function）とも称される非デカルトサンプリングパターンのフーリエ変換で画像の畳み込みとして数式化される。ゼロ・パッディング（zero-padding）によりデカルトグリッド（処理マトリックス）を増

加させることで、点像分布関数を切り捨てた後、この制限された畳み込みの結果を、ＦＦＴアルゴリズムによって効率的に演算できる。この変更は、パラレル化及び再構成時間の大幅な短縮を実現するのに利用可能なＧＰＵ上でのアルゴリズムの実装に役立つ。

【００４３】

最後に、ステップＳ３では、連続する５つの対象物ＯのＭＲ画像は、正規化非線形逆再構成プロセスによって再構成される（詳細は後述）。ＭＲ画像及びコイル感度に対する初期推定Ｓ３１からスタートして、各ＭＲ画像は、受信コイルの感度及び画像コンテンツの反復的な同時推定Ｓ３２によって形成される。ステップＳ３２は、畳み込みベースの共役傾斜アルゴリズムＳ３３を有する反復正規化ガウス－ニュートン方法を用いる非線形逆再構成を含む。反復（ニュートン・ステップ）の数は、特定の画像化タスクの画質要件に応じて選択される。最後に、再構成されたシリーズのＭＲ画像が出力される（Ｓ３５）。また必要に応じて、従来の処理や画像データの記憶、表示又は記録といった更なるステップも継続できる。

【００４４】

ここでステップＳ３２、Ｓ３３について、詳細に説明する（１．１～１．３）。正規化Ｓ３４は、以下（１．４）に説明するように、アルゴリズムＳ３３において現在の基準画像を用いて導入される。ただ本発明の実施は、以下に説明するアルゴリズムの使用に限定されるものでないことを付言しておく。例えば、Ｆ．ノール他によって提案されたような、非線形逆再構成の他の実行を、先の基準イメージに基づいた正規化と共に用いることができる。

［１．　リアルタイムＭＲＩの非線形逆再構成］

［１．１　好ましい非線形逆再構成の基礎的な数式化］

【００４５】

Ｍ．ユッカー他（２００８年）は、画像コンテンツ及びコイル感度が利用可能なデータ全体から連帯的に推定される場合、パラレルＭＲＩ再構成を著しく改良できることを実証した。結果として、ＭＲＩ信号方程式は、反復正規化ガウス－ニュートン法等の演算法で解くことが可能な非線形方程式となる。再構成には初期の推定が必要であるので、画像を１に、コイル感度を０に初期化する一方（ステップＳ３１）、時間的に連続したものに対しては、これを前フレームと置き換えることができる（ステップＳ３４、以下の１．４参照）。Ｍ．ユッカー他の発表（医療磁気共鳴，第６０巻２００８年６７４～６８２頁：非特許文献９）の開示を、本明細書に参照して援用する。

【００４６】

不良条件の逆問題に共通して必要とされるように、正規化項が、所定の基準（通常初期の推定）に対するバイアスを犠牲にして、インバージョンの際のノイズの増大を制御する。非線形逆方法アルゴリズムにおいて、画像に対しては従来のＬ２正規化を用いつつ、正規化は、コイル感度における高い周波数に強くペナルティを課している。本発明者らは、Ｍ．ユッカー他によって提案されたアルゴリズム（２００８年）の強みが、任意のサンプリング・パターン及びｋ空間軌道を可能にするその独特な柔軟性であることを見出した。実際、ラジアル軌道への特定の応用によって、完全に自己完結した再構成プロセスが得られる結果、コイル感度の特別な較正なしにリアルタイムデータ処理が可能となる。前回の再構成法を非デカルト・ラジアル軌道へ拡張することは、準備ステップＳ２２（図１を参照）において行われる単一の補間のみによって達成される一方、続く反復的最適化は点像分布関数（ＰＳＦ）による畳み込みに依存する。補間とは対照的に、演算上の要求の点では、畳み込みは主として高速フーリエ変換（ＦＦＴ）アルゴリズムの２つのアプリケーションを含んでいる。したがって、再構成時間を大幅に短縮を実現するよう利用できる、非常に簡単なＧＰＵ実装が可能になる。

［１．２　非線形逆方法（ステップＳ３２、Ｓ３３）］

【００４７】

ＭＲＩ信号方程式は、すべての受信コイルから取得するデータに未知のスピン密度ρ及びコイル感度c_jをマッピングする非線形方程式である。

［数式１］
【００４８】
【数１】

$$F:x:=(\rho,c_1,\ldots,c_N)\mapsto(y_1,\ldots,y_N)$$

【００４９】
演算子は、以下の式で与えられる。
［数式２］
【００５０】
【数２】

$$F:x\mapsto\begin{pmatrix}P_{\vec{k}}FP_{FOV}\{c_1\cdot\rho\}\\ \vdots\\ P_{\vec{k}}FP_{FOV}\{c_N\cdot\rho\}\end{pmatrix}\qquad with\quad x=\begin{pmatrix}\rho\\ c_1\\ \vdots\\ c_N\end{pmatrix}$$

【００５１】
ここで、以下の記号
【数３】

$$F$$

は（多次元）フーリエ変換であり、以下の記号
【数４】

$$P_{\vec{k}}$$

は軌道への正射影である。自動較正パラレルイメージングに対する従来のアルゴリズム（Ｍ．ユッカー他，２００８年）と比較して、スピン密度及びコイル感度に関してこの非線形方程式を連立的に解くことにより、両方の推定量が改善される。さらに、このアルゴリズムにより、殆どの低周波変化が推定されたコイル感度へと移されるので、非常に均質な画像が形成される。
【００５２】
数式［１］の解は、反復正規化ガウスーニュートン方法（Iteratively Regularized Gauss Newton Method：ＩＲＧＮＭ）、ステップＳ３２）（ＡＢ．バクシンスキ，ＭＹ．コクーリン「逆問題の近似解のための反復法」ドルドレヒト：スプリンガー２００４年：非特許文献１５）によって演算される。解は、更なる正の定符号の重み付け行列によって変更される以下の演算子方程式に適用される。
【数５】

$$G=F\circ W^{-1/2}$$

【００５３】
再構成では、信号方程式の正規化線形化を解くことにより反復プロセスにおいて改善される初期の推定x_0を使用する。改善された推定x_{n+1}は、更新規則から与えられる。
［数式３］
【００５４】
【数６】

$$x_{n+1}-x_n=\left(DG_{x_n}^HDG_{x_n}+\alpha_nI\right)^{-1}\left(DG_{x_n}^H\left(y-Gx_n\right)-\alpha_nx_n\right)$$

【００５５】
本発明では、変更された更新規則は、時間的に連続した複数の画像未処理データのセッ

トの効率的な再構成に適用される。以前のフレームは連続するフレームの再構成において基準推定として用いられる（１．４を参照）。

【００５６】

重み付け行列$W^{1/2}$は、先の情報に適合するよう、この双一次方程式の解を制約する。重み付け行列は、２つのサブマトリックスから成るブロック行列である。第一のサブマトリックスは、コイル感度における高い周波数に、適当に選ばれた制約によって、以下の項に応じてペナルティを課す。

【数７】

$$(1+a\cdot\|k\|^2)^l$$

【００５７】

第二のサブマトリックスは、画像に対する正規化項を含んでいる。ここで、この項は画像に対する従来のL_2正規化に対応する単位行列である。

【００５８】

正規化パラメータαは、各反復において以下の式に従って低減される。

【数８】

$$\alpha_n=\alpha_0\,q^n with\ q\in(0,1).$$

【００５９】

こうして、最後の反復正規化は、再構成された画像におけるノイズとアーティファクトとの間の相反関係を決定する。一般に、初期の正規化α_0を一定としながら、反復の数を変更することにより制御される。

［１．３　非デカルト軌道への拡張］

【００６０】

アルゴリズムの非デカルト軌道への拡張は、ｋ空間データの再グリッディング（regridding）を行う演算子に補間（上に引用したＦ．ノールらを参照）を加えることにより達成される。あるいは、この作業に、先に述べた畳み込みベースのＳＥＮＳＥアルゴリズム（Ｆ．ワーヤー，ＫＰ．プルースマン「任意の軌道による符号化感度に対する再構成の主要な速度向上」ＩＳＭＲＭ第９回年次会議講演予稿，グラスゴー、スコットランド２００１年７６７：非特許文献１４）と同様の技術を用いることもできる。

【００６１】

説明を続けると、フォワード演算子Ｆは、感度を含む対象の乗算を含んでいる（非線形）演算子Ｃと、ＦＯＶへの射影P_{FOV}と、フーリエ変換と、軌道への射影とに分解できる。

【００６２】

フーリエ変換は以下の記号で表す。

【数９】

$$F$$

【００６３】

軌道への射影は

【数１０】

$$P_{\vec{k}}$$

で表す。つまり、フォワード演算子Ｆは以下の式で表される。

［数式４］

【００６４】

【数１１】

$$F=P_{\vec{k}}FP_{FOV}C$$

【００６５】
この演算子と重み付け行列$W^{1/2}$との乗算、及びその結果のＩＲＧＮＭに関する更新規則への挿入により、以下の式が得られる。
［数式５］
【００６６】
【数１２】

$$dx=\left(W^{-1/2}DC_{x_n}^{H}P_{FOV}F^{-1}P_{\vec{k}}FP_{FOV}DC_{x_n}W^{-1/2}+\alpha_n I\right)^{-1}\left(W^{-1/2}DC_{x_n}^{H}P_{FOV}F^{-1}\left(y-P_{\vec{k}}FP_{FOV}\circ CW^{-1/2}x_n\right)-\alpha_n x_n\right)$$

【００６７】
このプロセスは、正射影の冪等性及び自己共役性（ＰＰ＝ＰかつP^{H}＝Ｐ）の点で有利となり、実際、データｙは軌道により以下の式で既に与えられている。
【数１３】

$$P_{\vec{k}}y=y$$

【００６８】
畳み込みベースのＳＥＮＳＥに関して、以下の項は、ＰＳＦによる畳み込みとして理解できる。
【数１４】

$$F^{-1}P_{\vec{k}}F$$

【００６９】
この畳み込みをコンパクトサポート領域（area with compact support）で評価する必要があるのみのため、（打切りの後に）ＦＦＴを用いることで効率的に実行できる。したがって、準備ステップにおいて、ベクトルｙはデータをグリッドに補間することにより打切られ、ＰＳＦが演算される。
［１．４　時間的正規化及びフィルタリング］
【００７０】
上述したように、画像及びコイルの感度は、ガウス－ニュートン方法のＮ回反復ステップによって演算される。正規化を導入するために、更新規則［３］（数６）は、下の方程式［６］（数１５）に従って変更される。各ステップは、データｙ、基準x_{ref}及び初期の推定x_0を用いて、次の推定x_{n+1}に対する以下の線形方程式を（例えば共役傾斜アルゴリズムによって反復的に）解くことを含む。
［数式６］
【００７１】
【数１５】

$$x_{n+1}-x_n=\left(DG_{x_n}^{H}DG_{x_n}+\alpha_n I\right)^{-1}\left(DG_{x_n}^{H}\left(y-Gx_n\right)-\alpha_n\left(x_n-x_{ref}\right)\right)$$

【００７２】
この方程式を解くことで得られる次の推定x_{n+1}は、以下の汎関数の最小点（minimizer）として理解できる（Ｍ．ユッカー他２００８年参照）。
［数式７］
【００７３】
【数１６】

$$\left\|DG_{x_n}\left(x_{n+1}-x_n\right)-\left(y-Gx_n\right)\right\|^2+\alpha_n\left\|x_{n+1}-x_{ref}\right\|^2$$

【００７４】
ここで、ｙは複数のコイルからの未処理データである。またx_0は、初期の推定（画像及び感度）である。x_nは、ｎ＋１番目のガウス－ニュートン・ステップで用いられる現

在の推定（画像及び感度）である。x_{n+1}は、ｎ＋１番目のガウス－ニュートン・ステップで得られた推定（画像及び感度）である。x_Nは、最後の（Ｎ番目の）ガウス－ニュートン・ステップで演算された最終推定である。x_{ref}は、正規化において用いられる基準画像である。α_nは、正規化パラメータ（それぞれの反復ステップで低減された）である。Ｇは、（重み付け行列を乗じた）フォワード演算子である。ＤＧは、x_nにおける演算子の導関数である。またＤG^Hは、導関数の随伴行列である。

【００７５】

正規化は、演繹的な（a priori）知識を導入し、画質を向上させる上で重要である。汎関数［７］（数１６）において、正規化項はペナルティ項として理解できる。上記の基本アルゴリズム（１．１を参照）では、正規化項において、基準画像及び感度を省略しているが（基準$x_{ref}=0$、対応するペナルティ$\alpha_n||x_{n+1}||^2$、数式［３］（数６）参照）、本発明の正規化は、（任意選択的に、｜ｂ｜＜１であるスケーリングファクタｂを乗じると）基準として前フレームの画像及び感度の最終推定$x^{prev}{}_N$を用いる。

［数式８］

【００７６】

【数１７】

$$X_{ref} = b \quad X^{prev}N$$

【００７７】

適当な初期の推定によって、ガウス－ニュートン・ステップの数及び画像再構成の時間を低減できる。時間的に連続したものの内、第一フレームに対しては、x_0の画像成分は１に設定され、x_0のコイル感度成分は０に設定される（静止画像の再構成と同様）。後のフレームに対しては、正規化項に用いられるのと同じ基準が初期の推定として用いられる。つまり、$x_0 = b\,x^{prev}{}_{ref}$である。

【００７８】

最終再構成画像Ｉ（ステップＳ３５）は通常、（任意選択的にコイル感度によって重み付けされた）画像に対応するx_Nの複素数成分の絶対値をとることによって得られる。

【００７９】

さらに画質を向上するために、二つの技術を組み合わせて用いることができる。ラジアルスポークを、連続するフレームの取得においてある角度で回転させる。この結果、一のフレームから次のフレームで外観が変わる不可避のアーティファクトが生じるが、それらは時間的フィルタリングで除去することができる（中央値フィルタ）。一のフレームのピクセル値は、ｋの先のフレーム及びｋの続くフレームの、対応する値のメジアンと置き換えられる。つまり、

［数式９］

【００８０】

【数１８】

$$I^{filtered} = median\left\{ \quad I^{-k},\ldots, \quad I^{-1}, \quad I, \quad I^{+1},\ldots,I^{+k} \right\}$$

である（好ましくはピクセル方向）。

［１．５　ＧＰＵにおける実装］

【００８１】

ＰＳＦを用いた畳み込みによる非デカルトデータへのアルゴリズムの適用では、反復的最適化から補間を分離する。したがってアルゴリズムの残りの部分を、デカルトデータに必要なものと殆ど同一のコードを用いたＧＰＵ実装によって高速化できる。

【００８２】

大規模データパラレルプロセッサであるＧＰＵの効率的なプログラミングは、畳み込みベースのアルゴリズムの選択によって大幅に簡単化されている。したがって、少数のＣＰＵベースの前処理及び初期化ステップとは別に、ＧＰＵベースの反復的最適化は、（ｉ）点方向（ポイントワイズ）オペレーション、（ｉｉ）ＦＦＴアプリケーション及び（ｉｉ

ｉ）スカラー積の演算に簡単化される。これらの動作は各々簡単に実行でき、又はＧＰＵベンダのプログラミングライブラリを通じて容易に入手できる。グリッディング技術の補間は時間的にクリティカルではないが、ＧＰＵ上で実行するのが難しいので、前処理の際にＣＰＵ上で実行できる。

【００８３】

完全にサンプリングする必要のある中央のｋ空間における、非常に小さな領域だけを用いた一回の収集から、コイル感度及び画像コンテンツを正確に推定することができるので、自動較正パラレルイメージングに対する非線形逆再構成は、ラジアル軌道によるリアルタイムＭＲＩに対する理想的な選択として現れる。人間の心臓のリアルタイムＭＲＩに関する実験結果によって、改善された画質及び再構成速度が十分に確認されている。ＴＳＥＮＳＥ（Ｐ．ケルマン他，医療工学磁気共鳴，第５９巻２００１年８４６～８５２頁：非特許文献１６）等の他の再構成技術は、複数の時間フレームからのデータを組み合わせて正確なコイル感度を推定しなければならないため、突然の感度変動における誤較正エラーの影響を受けやすい。実際のところ、これは確かに問題となる。なぜなら、新しい実験条件の（永久でないにしても）頻繁な生成が、動的プロセスをモニタリングするＭＲＩ研究の固有の特性であるからである。画像コンテンツ及び／又はコイル感度の変化は、（インターベンショナルＭＲＩにおいて）器官動きや外科用器具の位置が画像化パラメータの相互干渉変化によって生じることがある。本アルゴリズムは、完全に自己完結したプロセスにおいて各フレームを再構成することにより、これらの問題を回避する。

［２．　正規化非線形逆方法によって得られる実験結果］

［２．１　ラジアルＦＬＡＳＨ・ＭＲＩ］

【００８４】

ＭＲＩ研究はすべて、高周波数（ＲＦ）励起のために未変更の市販のＭＲＩシステム（ドイツ：ティム・トリオ（Tim Trio）、ジーメンス・ヘルスケア（Siemens Healthcare）、エルランゲン（Siemens Healthcare））及びボディコイルを用いて３Ｔにおいて行った。あらゆる環境、例えば高いフレームレートでの心臓のリアルタイムＭＲＩにおける二重斜位断面方向（double oblique section orientations）での人体研究において末梢神経刺激を回避するために、磁場傾斜は可能な限り高速のスイッチング時間ではなく「通常」モードで適用した。図４Ａに示すように、データ取得にはＲＦスポイルドＦＬＡＳＨ・ＭＲＩシーケンスを用いて（図はラジアルデータ符号化によるＭＲＩシーケンスを示しており、ＲＦは高周波励起パルス、Ｅｃｈｏは傾斜エコー、ＴＥはエコー時間、ＴＲは反復時間、Ｇｓはスライス選択的傾斜、Ｇｘ及びＧｙは符号化傾斜である）、ＲＦ励起パルスの反復時間ＴＲ及びフリップ角に応じてスピン密度すなわちＴ１コントラストを生させた。実験では、５つの連続する画像に対する交互配置マルチターン（複数回転）アレンジメントで強くアンダーサンプリングされたラジアル符号化スキームを使用した（図４Ｂ）。ラジアル符号化スキームは、３６０°全体に亘って均等に配置されたスポークによりデータ空間をカバーし、一方、連続するフレームは交互配置アレンジメントを使用している。また矢印は読み取り方向を示している。それぞれの一回分の回転は完全な画像に対応し、均等にｋ空間をサンプリングするために、３６０°円全体に均等に配置された少数のスポークのみ（典型的には９～２５）を有する。

【００８５】

交互配置ストラテジにより、いくつかの利点が得られる。第一に、非常に小さなデータセットからの再構成による不可避な縞模様状（ストリーキング）アーティファクトは、フレーム毎に異なることとなるが、マイルドな時間的フィルタリングによって除去することができる。第二に、交互配置スキームは、連続する一回分の回転取得を組み合わせることにより、異なる空間と時間の分解能で、以前の再構成を利用した再構成の可能性を提供できる。そして第三に、現状では多くのＭＲＩシステムが反復リアルタイム再構成に関する十分な演算能力を未だ備えていないので、複数回分のデータセットを、グリッディングに基づいてオンライン・スライディングウィンドウ再構成に用いることができる。実際、非線形逆再構成では、それぞれの一回分の回転から得られたが（以下を参照）、リアルタイ

ム取得のオンライン制御は、より少ないアンダーサンプリングされたデータセットを使用し（Ｓ．チャン他，２０１０年）、５回の連続する回転からのデータを組み合わせ、さらにスライディングウィンドウを適用して達成された（Ｓ．Ｊ．リーデレア他，医療工学磁気共鳴，第８巻１９８８年１～１５頁：非特許文献２０）、グリッディングによる各画像を再構成することで（Ｊ．Ｄ．オサリバン他，第４巻１９８５年２００～２０７頁：非特許文献１７、Ｊ．Ｆ．カイザー，ＩＥＥＥインターナショナル・シンポジウム・オン・サーキッツ・アンド・システムズ講演予稿１９７４年，２０－２３頁：非特許文献１８、Ｊ．Ｉ．ジャックソネット他，ＩＥＥＥ医療画像会報，第１０巻１９９１年４７３～４７８頁：非特許文献１９を参照）。

［２．２　リアルタイム再構成］

【００８６】

正規化非線形逆方法を用いる再構成により、９～２５のスポークで一回分の回転のラジアル符号化をオフラインで行った。対応する動画は、スライディングウィンドウを用いない、連続する再構成から構成される。したがって、実際の画像収集時間の逆数に対応する真のフレームレートが達成された。すべてのラジアルスポークは、ファクタ２のオーバーサンプリングによって得られた。その結果、一スポーク当たり１２８のデータサンプルのベース分解能により、画像再構成に対して２５６の複合サンプルが得られた。この手順により、実際の対象より小さな撮像領域に対して画像エイリアシングがないことを保証できる。

【００８７】

本例において、４つのテスラ（Tesla）Ｃ１０６０ＧＰＵ（米国カリフォルニア州エヌビディア（Nvidia）社製）が用いられ、それぞれが２４０のプロセッシングコアを提供する。少数のＣＰＵベースの前処理及び初期化ステップとは別に、ＧＰＵベースの反復再構成は、点方向オペレーション、ＦＦＴアプリケーション及びスカラー積の演算に簡単化される。これらの動作はそれぞれ簡単に実行でき、又はＧＰＵベンダーのプログラミングライブラリを通じてすぐに入手できる。典型的には、１２８のマトリックス分解能の単一フレームの反復再構成は、一ＧＰＵ当たり約４ｓとしているが、更なる高速化も可能である。

【表１】

	乱流 （図５）	発声 （図６）	心臓 （図７）
画像化時間／ｍｓ	20	55	30
率／フレーム s^{-1}	50	18	33
分解能／mm^3	1.5 x 1.5 x 8	1.5 x 1.5 x 10	2.0 x 2.0 x 8
撮像領域／mm^2	256 x 256	192 x 192	256 x 256
再構成行列	176 x 176	128 x 128	128 x 128
取得スポーク	9	25	15
反復時間／ｍｓ	2.2	2.2	2.0
エコー時間／ｍｓ	1.4	1.4	1.3
フリップ角／°	8	5	8
バンド幅／Ｈｚピクセル$^{-1}$	1580	1630	1955
プロセッシング行列*	352 x 352	384 x 384	384 x 384
ニュートン・ステップ*	7	9	7
正規化* （ｎ番目のニュートン・ステップ）	$.5^{n-1} \| x_n - .8x_0 \|^2$	$.5^{n-1} \| x_n - x_0 \|^2$	$.5^{n-1} \| x_n - x_0 \|^2$
コイル感度フーリエ重付 $-0.5 < k_x, k_y < 0.5$	$(1 + 225 \| k \|^2)^{16}$	$(1 + 225 \| k \|^2)^{16}$	$(1 + 225 \| k \|^2)^{16}$

（＊Ｍ．ユッカー他，２００８年参照）

【００８８】
ここに示したすべての例については、前処理ステップ（Ｓ２１、図１参照）を行った。演算時間を短縮するために、すべての（３２まで）受信チャンネルからの未処理データを、チャンネル圧縮技術によって１２の主成分に低減する。そして低減されたデータは、プロセッシンググリッドで補間され、プロセッシングマトリックスへの補間後のＬ２ノルムが１００となるように規格化される。最後に、データが再構成用ＧＰＵに転送される。特定の再構成パラメータに関する詳細については、上記の表を参照されたい。
【００８９】
さらに再構成の後、動画の連続的なフレームは、交互配置スポークアレンジメントと対応する、５つの画像に対して適用される中央値フィルタを用いて、一時的にフィルタリングされる（１．４参照）。最後に、画像に対し、（好ましくは市販のソフトウェアを用いて）中程度の輪郭強調及び局部組織構造の連続を考慮した適応性のあるスムージングを含む空間フィルタリングを適用する。時間分解能又はアンダーサンプリングの程度の相関結果として達成された再構成品質を、各リアルタイムＭＲＩ動画から選択された人間の心臓の短軸像の心臓拡張期（図４Ｃ）及び収縮期（図４Ｄ）に関して示す。画像は、たった２５、１５及び９本のスポーク（１２８のマトリックス分解能）から５０、３０及び１８ｍｓの取得時間でそれぞれ得たものである。
［２．３　リアルタイムＭＲＩ研究］
【００９０】
図５は、２０ｍｓ分解能での乱流のリアルタイムＭＲＩを示す。水道水（高さ約３０ｍｍ）で満たした円筒状ビーカー（内径１４４ｍｍ）における乱流パターンの発生を、約５ｓ間の手動撹拌の後６０ｓ間観察した。ビーカーは、標準的な３２チャンネルヘッドコイル内に配置した。中間高さにおける水平画像は、２５６・２５６ｍｍ^{2}のＦＯＶを１７６のデータサンプルのベース分解能（１．５・１．５ｍｍ^2、８ｍｍのスライス厚さ）でカバーしている。ＲＦスポイルドＦＬＡＳＨ・ＭＲＩ取得は、ＴＲ＝２．２ｍｓの反復時間、ＴＥ＝１．４ｍｓの傾斜エコー時間、及び８°のフリップ角を用い、Ｔ１コントラストを形成した（詳細は表を参照）。
【００９１】
２つのセットのＴ１重み付け画像（左上から右下に向かって連続する１０のフレーム＝２００ｍｓ）は、水道水で満たされた円形ビーカーを通じた水平スライスを示す。これらは、手動撹拌が終わった後の（ａ）１０ｓ及び（ｂ）３０ｓにおいて同じ動画から選択されたものであり、異なる速度を有するフローパターンを反映している。各画像（１．５ｍｍの面内分解能、８ｍｍのスライス厚さ）は、１ｓ当たり５０フレームのレートに対応する２０ｍｓ（９つのスポーク、ＴＲ＝２．２ｍｓ）で得られた。
【００９２】
図６は、５５ｍｓ分解能での発声のリアルタイムＭＲＩを示す。人間の発声に関する研究は、唇、舌、軟口蓋、咽頭領域及び声帯皺襞をカバーする中心矢状方向で行われた。取得は、３２チャンネルヘッドコイルの後部１６コイルアレイを、喉頭に隣接する面コイル（直径７０ｍｍ）及び顔の下部に約２０ｍｍ離れて円形状に配置される可撓性４アレイコイルと組み合わせた。予備的な応用では、［ブツ（ｂｕｔｕ）］又は［ビーディ（ｂｉｄｉ）］等の簡単なドイツ語のロガトムにおける母音（例えば、［ア（ａ）］、［ウ（ｕ）］、［イ（ｉ）］）及び破裂音（例えば［ト（ｔ）］［ド（ｄ）］）の同時調音に注目した。ＲＦスポイルドＦＬＡＳＨ・ＭＲＩ取得（１．５・１．５ｍｍ^2、１０ｍｍスライス厚さ）は、ＴＲ＝２．２ｍｓの反復時間、ＴＥ＝１．４ｍｓの傾斜エコー時間（３Ｔにおける水及び脂肪からの陽子信号をオーバーラップする逆位相条件）及び５°のフリップ角を用いた。画像は、１２８データサンプルの行列分解能でＦＯＶ１９２・１９２ｍｍ^{2}をカバーした。リアルタイム動画は、３３～５５ｍｓ（１５～２５のスポーク）の画像収集時間に対応する１ｓ当たり１８～３０のフレームで得られた。適度なスピードにおける発声の本例については、最良の結果は１ｓ当たり１８フレームにおける２５のスポークに対して達成された（詳細は表を参照）。

【００９３】
画像（左上から右下に連続する１２のフレーム＝６６０ｍｓ）は、ドイツ語のロガトム［ｂｕｔｕ］の発声の際に健常者から得られた。選択された期間は、舌が上部歯槽縁に触れる破裂音の［ｔ］（矢印）の発音を中心とした約１５０ｍｓである。各画像（正中矢状面方向、１．５mmの面内分解能、１０mmのスライス厚さ）は、１ｓ当たり１８フレームのレートに対応する５５ｍｓ（２５のスポーク、ＴＲ＝２．２ｍｓ）で得られた。
【００９４】
図７は、３０のｍｓ分解能での人間の心臓のリアルタイムＭＲＩを示す。心電図と同期しない、自由呼吸の際の人間の心臓のリアルタイムＭＲＩは、前部・後部１６コイルアレイから成る３２チャンネル心臓コイルで行われた。Ｔ１重み付けＲＦスポイルドＦＬＡＳＨ・ＭＲＩ取得（２．０・２．０mm^2、８mmスライス厚さ）は、ＴＲ＝２．０ｍｓの反復時間、ＴＥ＝１．３ｍｓの傾斜エコー時間（逆位相条件）及び８°のフリップ角を用いた。画像は、１２８データサンプルのベース分解能でＦＯＶ２５６・２５６mm^2をカバーした。前述の応用例のように、動画は５０～１８ｍｓ（２５～９のスポーク）と対応する１ｓ当たり２０～５５のフレームレートの広範囲に対して得られた。異なる解剖学的に定義された方向における記録には、短軸図、２チャンバ図、及び連続する走査において全心臓をカバーする４チャンバ図が含まれる（詳細は表を参照）。
【００９５】
短軸図（２４の連続するフレーム＝７２０ｍｓ）は自由呼吸の際に健常者から得られ、心臓周期の約３／４に亘って心拡張期（左上）から心収縮期（右下）へと延長している。各画像（２．０mmの面内分解能、８mmのスライス厚さ）は、１ｓ当たり３３フレームのレートに対応する３０ｍｓ（１５つのスポーク、ＴＲ＝２．０ｍｓ）で得られた。
【００９６】
上述した説明、図面及び特許請求の範囲において開示した本発明の特徴は、本発明を異なる態様で個別に又は組み合わせて実現するものにも同様に有効である。
【符号の説明】
【００９７】
１０…ＭＲＩスキャナ
１１…主磁場装置
１２…高周波励起コイル
１３…磁場傾斜コイル
１４…高周波受信コイル
２０…制御装置
２１…ＧＰＵ
１００…ＭＲＩ装置
Ｏ…対象物

【図１】

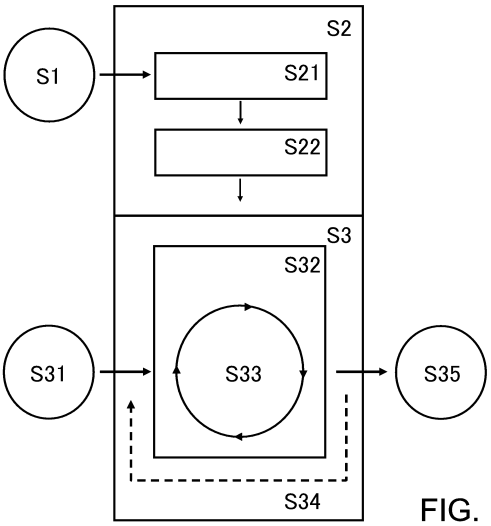

FIG. 1

【図２】

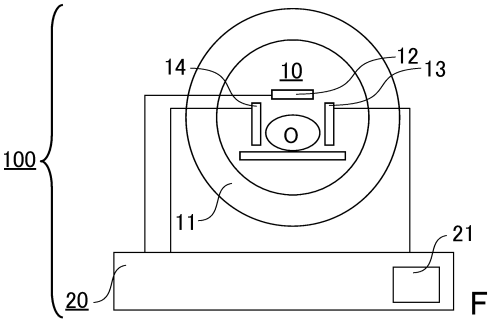

FIG. 2

【図３】

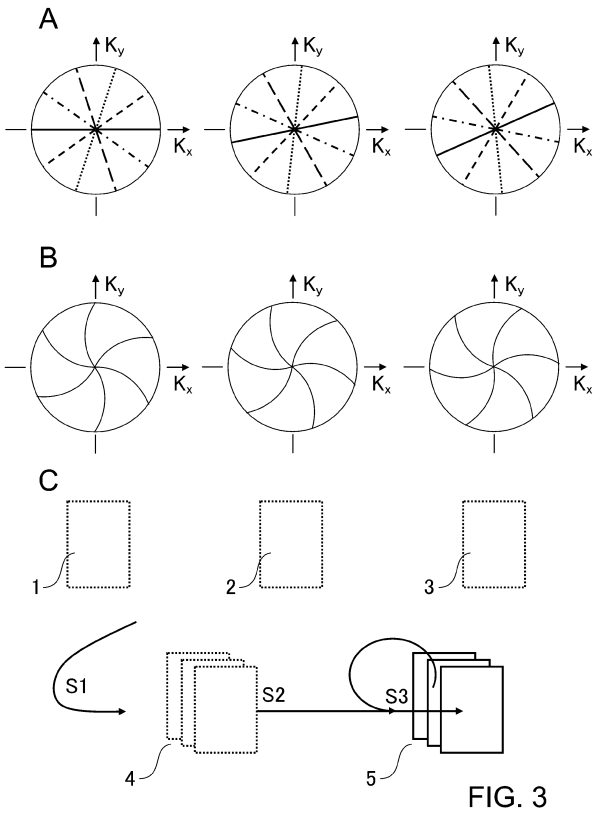

FIG. 3

【図４】

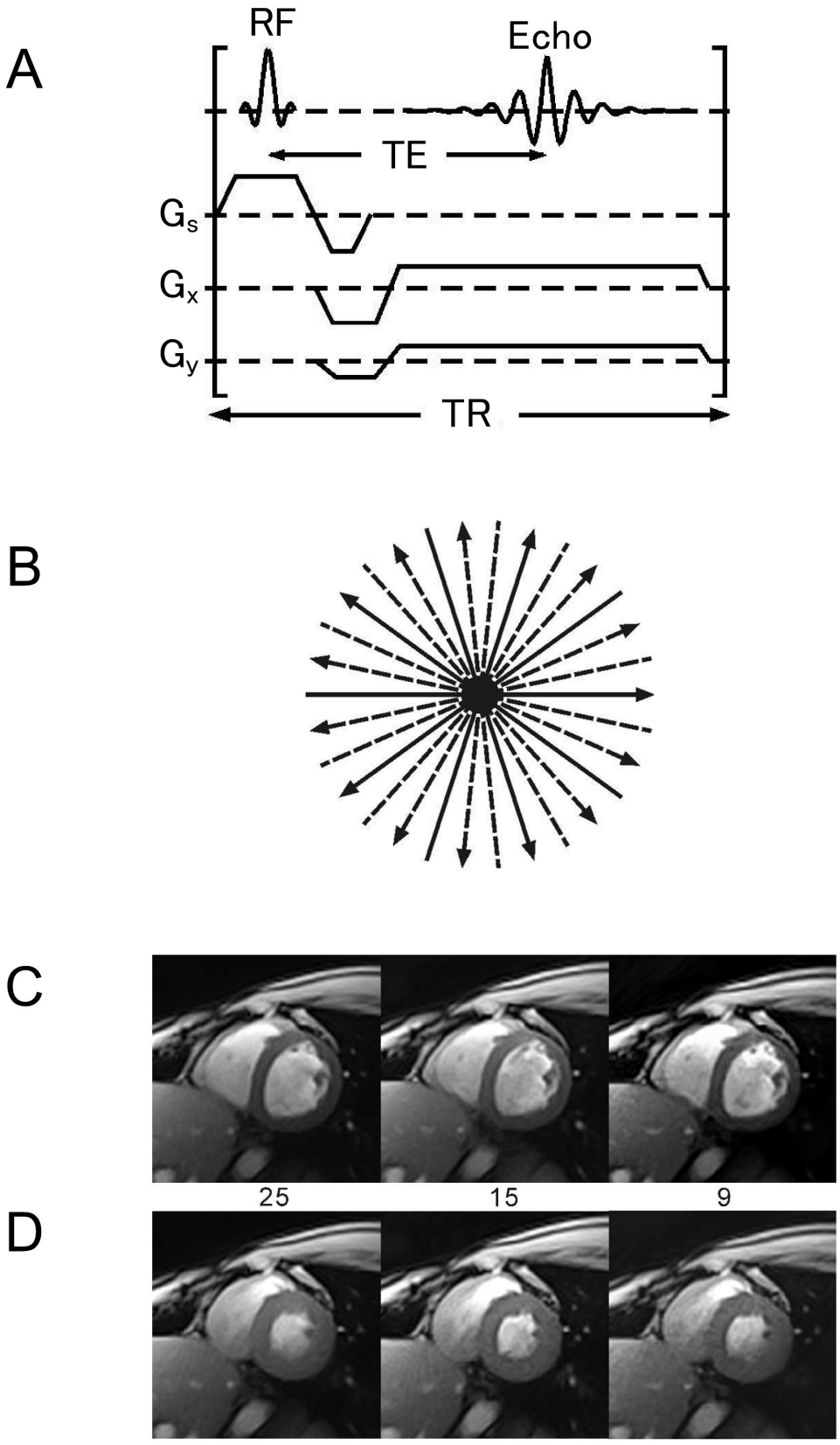

FIG. 4

【図５】

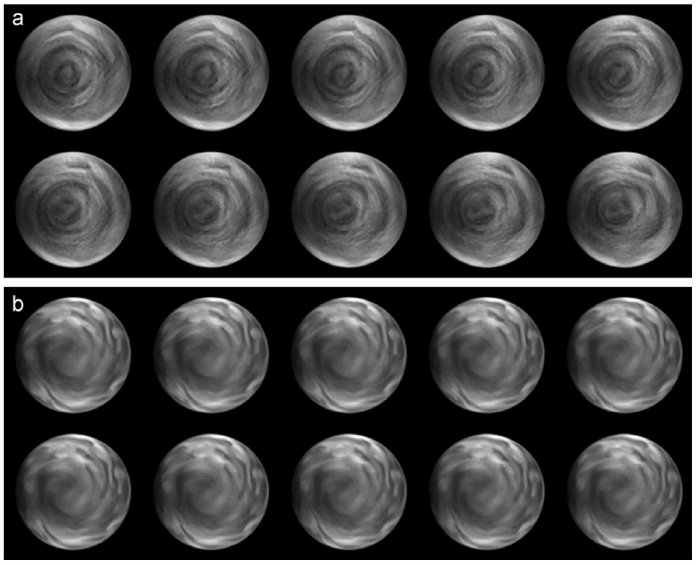

FIG. 5

【図６】

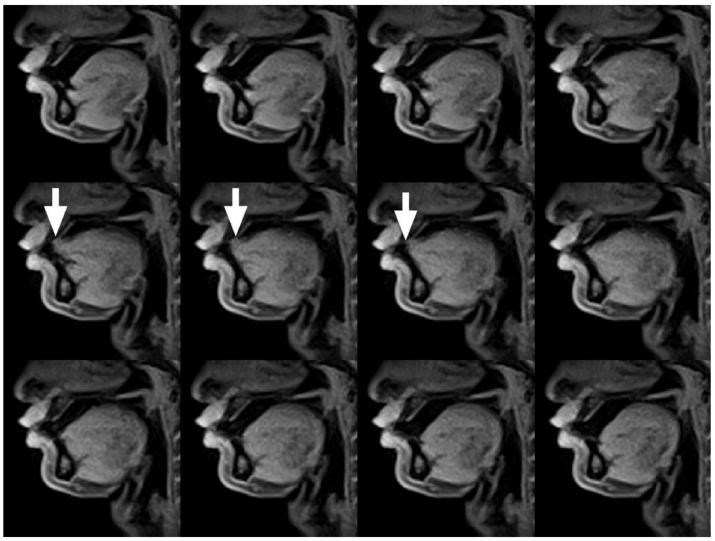

FIG. 6

【図７】

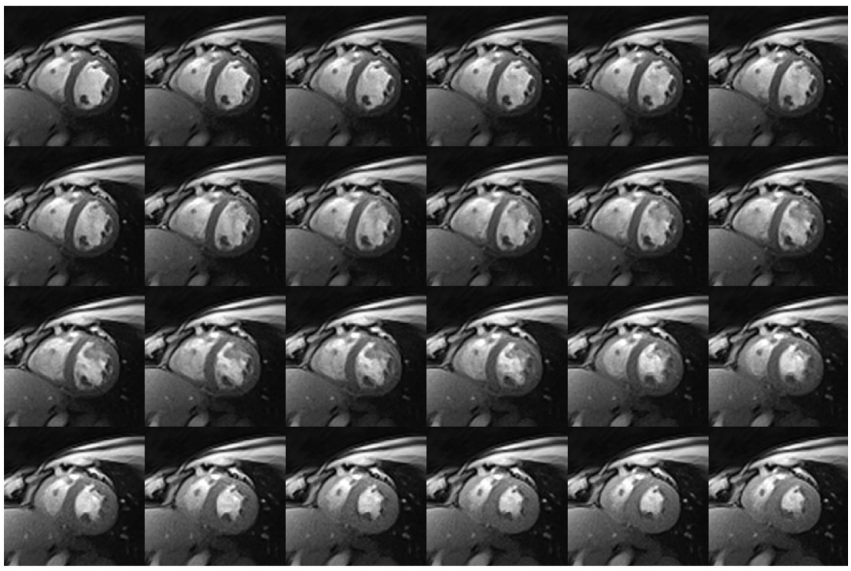

FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者　ユッカー，マルティン
ドイツ連邦共和国，３７０８３，ゲッティンゲン，シュテッティーナー・シュトラーセ　８
(72)発明者　ジャン，シュオ
ドイツ連邦共和国，３７０７５，ゲッティンゲン，クリストフォルスヴェーク　１２，アパルトマン　２０

審査官　島田　保

(56)参考文献　特開２００８－２５９８２１（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００９／１２８２１３（WO，Ａ１）
米国特許出願公開第２００８／０１９７８４４（ＵＳ，Ａ１）
UECKER M, NONLINEAR RECONSTRUCTION METHODS FOR PARALLEL MAGNETIC RESONANCE IMAGING, Niedersachsische Staats- und Universitatsbibliothek, ２００９年, P46-67,96-97

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／０５５