

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4322552号
(P4322552)

(45) 発行日 平成21年9月2日(2009.9.2)

(24) 登録日 平成21年6月12日(2009.6.12)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 4

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2003-138256 (P2003-138256)	(73) 特許権者	503178233
(22) 出願日	平成15年5月16日 (2003.5.16)		マヨ クリニック
(65) 公開番号	特開2004-615 (P2004-615A)		アメリカ合衆国 ミネソタ 55905,
(43) 公開日	平成16年1月8日 (2004.1.8)		ロチェスター, ファースト ストリー
審査請求日	平成18年5月11日 (2006.5.11)		ト エス. ダブリュー. 201
(31) 優先権主張番号	10/147, 701	(73) 特許権者	300019238
(32) 優先日	平成14年5月17日 (2002.5.17)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
			エルシー
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 寝台移動式MR I の傾斜非直線性補償

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移動する対象に関する傾斜非直線性補償を有するMR装置であって、
偏向磁場を印加するようにマグネット(106)のボアの周りに位置決めした複数の傾斜
コイル(50)と、MR画像を収集させるRF信号をRFコイル・アセンブリ(56)に
送信するようにパルスモジュール(38)によって制御を受けているRF送受信器システ
ム(58)及びRFスイッチ(62)と、を有する磁気共鳴イメージング・システム(1
0)と、
撮像対象(100)をマグネット(106)の周りで並進させるための移動可能寝台(1
02)と、
コンピュータ(20)であって、
マグネット(106)のボアを通過するように移動式寝台(102)を並進させること、
マグネット(106)のボアを通過するように移動可能寝台(102)を並進させながら
移動式寝台(102)上に位置決めした撮像対象(100)のMRデータを収集すること
、
収集したMRデータを各点単位と各線単位のうち的一方によって処理すること、
寝台運動方向でMRデータに対して1-D F Tを実行すること(214)、
前記MRデータに対して少なくとも1回の追加的F Tを実行すること(218)、
前記MRデータに対してGradWarp関数を適用すること(220)、
前記MRデータによって画像空間を満たすこと(226)、

を実行するようにプログラムしたコンピュータ(20)と、
を備えるMR装置。

【請求項2】

前記コンピュータ(20)が、一度につきMRデータの一部分を画像領域に変換し(214、216、218)、MRデータの前記一部分にワープ補正を適用し(220)、MRデータの前記一部分を運動に関して補正し(224)、運動補正済みMRデータを最終画像に積み上げることを(226)を実行するようにプログラムされている、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記収集したMRデータが、傾斜非直線性の変動の影響を受けている、請求項1に記載の装置。

10

【請求項4】

前記コンピュータ(20)はさらに、GradWarp関数を適用(220)した後に、運動に関してMRデータを補正するようにプログラムされている、請求項1に記載の装置。

【請求項5】

前記コンピュータ(20)が、処理すべきMRデータの量を決定すること(222)をさらに実行するようにプログラムされていると共に、MRデータをシフトさせる前記ステップが、処理されるMRデータの所与の量に対してMRデータを決まった量だけシフトさせること(224)を実行するようにプログラムされている、請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

20

【請求項6】

処理すべきMRデータ量が、寝台速さ、動かした距離及び利用した収集シーケンスに基づいて決定される、請求項5に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には磁気共鳴イメージング(MRI)に関し、さらに詳細には、対象が傾斜非直線性に対して移動している場合に傾斜磁場歪みを補正するための方法及び装置に関する。

30

【0002】

【発明の背景】

人体組織などの物質を均一な磁場(偏向磁場 B_0)にかけると、組織中のスピンの個々の磁気モーメントはこの偏向磁場と整列しようとして、この周りをラーモアの特性周波数で無秩序に歳差運動することになる。この物質(または組織)に、 $x-y$ 平面内にありラーモア周波数に近い周波数をもつ磁場(励起磁場 B_1)がかけられると、正味の整列モーメント(すなわち、「縦方向磁化」) M_z は、 $x-y$ 平面内に来るように回転させられ(すなわち、「傾けられ(tipped)」)、正味の横方向磁気モーメント M_t が生成される。励起信号 B_1 を停止させた後、励起したスピンにより信号が放出され、さらにこの信号を受信し処理して画像を形成することができる。

40

【0003】

これらの信号を用いて画像を作成する際には、磁場傾斜(G_x 、 G_y 及び G_z)が利用される。典型的には、撮像しようとする領域は、使用する具体的な位置特定方法に従ってこれらの傾斜を変更させている一連の計測サイクルによりスキャンを受ける。結果として得られる受信NMR信号の組はデジタル化され処理され、よく知られている多くの再構成技法のうちの1つを用いて画像が再構成される。

【0004】

MRイメージングでは、対象を空間エンコードするために磁場傾斜を使用している。磁場傾斜とは、 B_z 磁場の主要方向のいずれかに沿った直線的な変化のことである。磁場傾斜が非直線的であると最終画像に幾何学的な歪み、すなわち「ワープ(warping)」

50

を生じさせる。

【 0 0 0 5 】

連続またはステップ移動の寝台運動によって有効撮像域 (F O V) の画像を範囲拡張することは極めて望ましい。これらの技法では、傾斜が最も直線的な領域で撮像を試み傾斜非直線性に起因する誤差を最小限にしている。こうした誤差があると、得られた画像にゴースト及び/またはぼけが生じる。寝台を移動しながら画像を収集することの主目的は、利用可能な撮像 F O V を通常で達成可能な F O V の先まで範囲拡張することである。しかしこれまでのところ、連続的またはステップ移動する寝台運動を存在させながら傾斜歪みを補正するという課題はまだ十分に解決されていない。従来の取り組み手法では、傾斜コイルのうちその傾斜が実質的に直線的であるような比較的幅狭の領域にわたって撮像し、これにより補正の必要性を低下させることに傾注してきた。しかし、その撮像ボリュームを傾斜が非直線的な領域を含むまで拡大することによって、これらの種類のスキャンに関する収集時間を大幅に短縮することができる。

10

【 0 0 0 6 】

寝台移動式イメージングでは、収集の間に対象はマグネット内の様々な物理的位置を通過する。したがって、対象が傾斜磁場のアイソセンタから周辺部まで移動するのに伴って、対象は様々な量の傾斜非直線性に出会うことになる。したがって、磁場を通過する移動中に対象は様々な位置的誤差をもつエンコードを受ける。これらの誤差は、得られた画像に幾何学歪みに加えてぼけやゴーストを生じさせる可能性がある。すなわち、データの収集中に寝台を連続して移動させる場合、k 空間内の各点は撮像対象サンプル内の異なる位置で収集される。このことは、対象内の各点がデータ収集の過程全体にわたって異なる傾斜磁場と、これに対応して異なる量の歪みとに出会うことを意味する。

20

【 0 0 0 7 】

運動方向で周波数エンコードするような特殊なケースでは、位相エンコードの各ステップは撮像対象内の異なる位置に対応した異なる寝台位置で収集される。この技法では、データを先ず周波数エンコード方向でフーリエ変換して混成 (h y b r i d) データを得ている。次いで、パルスシーケンス反復時間 (T R) 及び寝台速度 (v) から画素オフセットを計算し、かつ適当なシフトを適用することによって、この混成データに関する各位相エンコードの位置合わせ (r e g i s t e r) が可能となる。次いで、位相エンコードの各々に適当なシフトを適用した後、再構成するのが 2 D 画像か 3 D 画像かに基いた数の追加的なフーリエ変換を混成データ組全体に対して実行することができる。この技法は多くの用途において適当な画像を提供できることが立証されているが、傾斜非直線性が大きい領域を含むまで F O V を広げることによってこの技法を改善できる可能性があり、かつ/または傾斜非直線性補正を利用すればより高品質の画像の恩恵が得られる可能性がある。

30

【 0 0 0 8 】

したがって、傾斜内に変動があるような傾斜非直線性に対する補償のための方法及び装置があることが望ましい。この具体的な実現形態の 1 つは寝台移動式イメージングである。

【 特 許 文 献 1 】

特開平 0 8 - 1 7 3 3 9 6 号 公 報

40

【 0 0 0 9 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明は、連続的またはステップ移動の寝台運動を用いた大サイズ F O V の M R イメージングを可能にするように傾斜磁場の非直線性を補償するシステム及び方法に関する。

【 0 0 1 0 】

従来のイメージングでは、理想的には、直線的な傾斜の存在下でデータを収集する。しかし、この理想的な直線性から何らかの偏差があると最終画像に誤差が生じることがある。すなわち、その磁場強度が傾斜方向におけるマグネット・アイソセンタからの距離に正比例することを前提としている。この直線性から何らかの変動があると、得られる画像を歪ませるような誤差が導入される。傾斜磁場の誤差または直線性からの偏差に関する知見が

50

得られれば、理想画像の近似像を計算することができる。本発明は、傾斜磁場歪みを補正するための方法及び装置を含む。本発明は、単一の範囲拡張画像 (extended image)、またはより大サイズの F O V を備えるようなより小サイズ画像の 1 系列が望ましいような寝台移動式イメージングにおいて特に適用可能である。本発明は、傾斜非直線性の存在下で運動を伴う M R データを収集すること、この収集した M R データを画像領域に変換すること、次いで変換した M R データにワープ補正関数を適用すること、を含む。次いでこのワープ補正済み M R データは、M R 収集中に誘導された運動に関して補正する。このデータは、各点ごと、各線ごと、あるいは収集した M R データ全体に対する何らかの別の小部分 (sub-portion) を単位として処理することがあり、また必要とする運動補正量が最小になるように処理することがある。寝台速度や利用した収集シーケンスに基づいて、データは共通運動補正係数に従って区分し、運動に関する補正の後で、最終画像を構築させるようにデータを集積させている。

10

【 0 0 1 1 】

本技法では、まず各データ組を 1 つの画像に変換することによって、傾斜歪みに関して各データ組を別々に補正している。データを画像領域 (image domain) に配置するために、データにファーストフーリエ変換 (好ましくは、周波数エンコード方向の変換) を行う。寝台移動式 M R I では、その周波数エンコード方向は寝台運動方向であることが好ましい。さらに各位相エンコード点または線に関して、第 2 のフーリエ変換 (3 D イメージングの場合では第 2 と第 3 のフーリエ変換) を実行する。この処理は現在の位相エンコード・データをその内部に有しておりかつ残りにはゼロを埋め込んでいるようなマトリックスに対してフーリエ変換を適用すること、またはその位相エンコードのステップが一意的位相変調に対応した位相エンコード方向に沿ったデルタ関数であるという基準を使用することのいずれかによって実行することができる。次いで得られた画像は、所定の傾斜誤差マップを用いて傾斜歪みに関して補正することができる。補正の後、データを運動オフセットだけシフトさせて先行するデータに加算する。この処理は、エンコードした各データに関しかつすべての収集にわたって、最終 F O V 画像が構築されるまで反復する。

20

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様では、M R イメージングにおいて傾斜の非直線性を補正する方法であって、傾斜非直線性の存在下で様々な位置での収集を含むような運動を伴う M R データを収集すること、並びに収集した M R データを画像領域に変換した後、変換した M R データにワープ補正を適用すること、を含んでいる方法を開示する。次いでワープ補正済み M R データを、M R データ収集中に発生した運動に関して補正する。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の別の態様では、寝台移動式 M R イメージングにおいて傾斜の非直線性を補正する方法であって、マグネット範囲内で移動可能寝台上の患者を並進させること、並びに傾斜非直線性の存在下の収集により M R データを収集することを含む方法を開示する。本方法はさらに、M R データを各点単位で画像に再構成させること、傾斜非直線性の存在下で収集した M R データの一部分内の任意のワープを画像領域内にある間に補正すること、並びに寝台運動に関する補償のために該収集 M R データをシフトさせること、を含む。

40

【 0 0 1 4 】

本発明の別の態様では、その装置は、偏向磁場を印加するようにマグネットのボアの周りに位置決めした複数の傾斜コイルを有している M R I システムを含む。R F 送受信器システム及び R F スイッチは、M R 画像を収集させる R F 信号の R F コイル・アセンブリへの送信及び R F コイル・アセンブリからの受信を行うようにパルスモジュールによって制御を受けている。さらに、マグネットの周りで撮像対象を並進させるように移動可能寝台を設けると共に、コンピュータを、マグネットのボアを通過するように移動可能寝台を並進させること、並びにマグネットのボアを通過するように移動可能寝台を並進させながら該寝台上に位置決めした任意の撮像対象の M R データを収集すること、を行わせるようにプログラムしている。このコンピュータはさらに、収集した M R データを各点単位と各線単

50

位のうちの一方によってさらに処理すること、並びに寝台運動方向でMRデータに対して1-Dフーリエ変換(F T)を実行すること、を行わせるようにプログラムしている。次いでこのコンピュータは、収集しているのが2D画像か3D画像かに基いてMRデータに対して追加的F Tを実行し、次いでこのMRデータに対して傾斜非直線性補正(Grad Warp)関数を適用している。次いで傾斜非直線性に関して補正したMRデータによって画像空間を満たしている。

【0015】

本発明のさらに別の態様では、寝台移動式MRIにおいて傾斜非直線性を補償するためのコンピュータ・プログラムを開示する。本コンピュータ・プログラムは、コンピュータ読み取り可能記憶媒体上に記憶されていると共に、実行した際にコンピュータに対して、傾斜コイルに対して患者寝台を移動すること、複数のMRデータ点を収集すること、並びに各MRデータ点に対して1-DFFTを実行すること、を行わせる命令の組を含んでいる。本コンピュータ・プログラムはさらに、コンピュータに対して、求められる所望の画像次元に基づいたサイズのマトリックスとなるように少なくとも1つのMRデータ点を配置すること、並びに該マトリックスの残りの部分をゼロで満たすこと、を実行させている。求められる所望の画像次元は2D画像や3D画像である可能性がある。次いで、求められる所望の画像に基づいたタイプとした別のFFTを実行し、次いでこのMRデータ点にGradWarp関数を適用する。次いで、患者寝台運動に関して各MRデータ点を補正し加算して画像を構築させる。

【0016】

本発明のその他の様々な特徴、目的及び利点は、以下の詳細な説明及び図面より明らかとなる。

【0017】

図面では、本発明を実施するように目下のところ企図されている好ましい実施の一形態を図示している。

【0018】

【発明の実施の形態】

図1を参照すると、本発明を組み込んでいる好ましい磁気共鳴イメージング(MRI)システム10の主要コンポーネントを表している。このシステムの動作は、キーボードその他の入力デバイス13、制御パネル14及び表示スクリーン16を含むオペレータ・コンソール12から制御を受けている。コンソール12は、オペレータが画像の作成及び表示スクリーン16上への画像表示を制御できるようにする独立のコンピュータ・システム20と、リンク18を介して連絡している。コンピュータ・システム20は、バックプレーン20aを介して互いに連絡している多くのモジュールを含んでいる。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール22、CPUモジュール24、並びに当技術分野でフレーム・バッファとして知られている画像データ・アレイを記憶するためのメモリ・モジュール26が含まれる。コンピュータ・システム20は、画像データ及びプログラムを記憶するためにディスク記憶装置28及びテープ駆動装置30とリンクしており、さらに高速シリアルリンク34を介して独立のシステム制御部32と連絡している。入力デバイス13は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチ作動スクリーン、光学読取り棒、音声制御器、あるいは同様な任意の入力デバイスや同等の入力デバイスを含むことができ、また入力デバイス13は対話式の幾何学的指定のために使用することができる。

【0019】

システム制御部32は、バックプレーン32aにより互いに接続させたモジュールの組を含んでいる。これらのモジュールには、CPUモジュール36や、シリアルリンク40を介してオペレータ・コンソール12に接続させたパルス発生器モジュール38が含まれる。システム制御部32は、実行すべきスキャンシーケンスを指示するオペレータからのコマンドをリンク40を介して受け取っている。パルス発生器モジュール38は、各システム・コンポーネントを動作させて所望のスキャンシーケンスを実行させ、発生させるRF

パルスのタイミング、強度及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示しているデータを発生させている。パルス発生器モジュール 38 は、スキャン中に発生させる傾斜パルスのタイミング及び形状を指示するために 1 組の傾斜増幅器 42 と接続させている。パルス発生器モジュール 38 はさらに、患者に接続した多数の異なるセンサからの信号（例えば、患者に装着した電極からの ECG 信号）を受け取っている生理学的収集制御器 44 から患者データを受け取ることができる。また最終的には、パルス発生器モジュール 38 はスキャン室インタフェース回路 46 と接続させており、スキャン室インタフェース回路 46 はさらに、患者及びマグネット系の状態に関連する様々なセンサからの信号を受け取っている。このスキャン室インタフェース回路 46 を介して、患者位置決めシステム 48 が、スキャンを希望する位置に患者を移動させるコマンドを受け取っている。

10

【0020】

パルス発生器モジュール 38 が発生させる傾斜波形は、 G_x 増幅器、 G_y 増幅器及び G_z 増幅器を有する傾斜増幅器システム 42 に加えられる。各傾斜増幅器は、収集した信号の空間エンコードに使用する磁場傾斜を生成させるように傾斜コイル・アセンブリ（全体を番号 50 で示す）内の対応する物理的傾斜コイルを励起させている。傾斜コイル・アセンブリ 50 は、偏向マグネット 54 及び全身用 RF コイル 56 を含んでいるマグネット・アセンブリ 52 の一部を形成している。システム制御部 32 内の送受信器モジュール 58 は、RF 増幅器 60 により増幅を受け送信 / 受信スイッチ 62 により RF コイル 56 に結合するようなパルスを発生させている。患者内の励起された原子核が放出して得た信号は、同じ RF コイル 56 により検知し、送信 / 受信スイッチ 62 を介して前置増幅器 64 に結合させることができる。増幅された MR 信号は、送受信器 58 の受信器部分で復調され、フィルタ処理され、さらにデジタル化される。送信 / 受信スイッチ 62 は、パルス発生器モジュール 38 からの信号により制御し、送信モードでは RF 増幅器 60 をコイル 56 と電氣的に接続させ、受信モードでは前置増幅器 64 をコイル 56 に接続させる。送信 / 受信スイッチ 62 によってさらに、送信モードと受信モードのいずれに関しても同じ単独の RF コイル（例えば、表面コイル）を使用することが可能となる。

20

【0021】

RF コイル 56 により取り込まれた MR 信号は送受信器モジュール 58 によりデジタル化され、システム制御部 32 内のメモリ・モジュール 66 に転送される。未処理 k 空間データのアレイをメモリ・モジュール 66 に収集し終わると、1 回のスキャンが完了となる。この未処理 k 空間データは、各画像を再構成させるように別々の k 空間データ・アレイの形に配置し直している。さらに、これらの各々は、データをフーリエ変換して画像データのアレイにするように動作するアレイ・プロセッサ 68 に入力される。この画像データはシリアルリンク 34 を介してコンピュータ・システム 20 に送られ、コンピュータ・システム 20 において画像データはディスク記憶装置 28 内などのメモリ内に記憶される。この画像データは、オペレータ・コンソール 12 から受け取ったコマンドに応じて、テープ駆動装置 30 上などの長期記憶装置にアーカイブしたり、画像プロセッサ 22 によりさらに処理してオペレータ・コンソール 12 に送ったりディスプレイ 16 上に表示させたりすることができる。

30

40

【0022】

本発明は、上で言及した MRI システムや、好ましくは移動式寝台により MR 画像を取得するための同様に同等な任意のシステムと共に使用するような、MR 画像データの傾斜非線形性を補正する方法及びシステムを含む。

【0023】

図 2 を参照すると、図 1 のシステム制御部 32 の CPU 36 によって制御を受けているコンピュータ制御式の移動可能寝台 102 上に支持された患者 100 を表している。移動可能寝台 102 は、MRI 装置 10 のマグネット 106 のボアを通るように、矢印 104 で示すような前後方向に移動または並進させることができる。したがって、患者 100 は主マグネット 106 のボア内部で選択的な位置決めができ、また寝台は軸 104 に沿ってコ

50

ンピュータ制御下で移動させている。さらに、本システムは、矢印 108 で示すような横方向に寝台 102 が移動できるような設計が可能である。

【0024】

図2の例では、患者100の呼吸器系112をマグネット106のアイソセンタ110に位置させている。血管120のごく近傍にモニタ114、116及び118を配置させ、所望により患者100内の造影剤の通過をモニタリングすることができる。しかし、本発明は、ボラス検出の使用に限定するものではなく、造影剤を必要としないこともある（ただし、コントラスト強調を使用することが望ましいことが多い）。典型的には、画像アーチファクトを低減するためマグネットの最適位置、すなわち「スイートスポット（sweet spot）」での撮像を可能とするように寝台102を並進させながら、マグネ

10

【0025】

図3のグラフは、3種類の対象位置に関して位置合わせ不良誤差を寝台位置の関数として表したものである。横軸は、センチメートルを単位としたアイソセンタからの寝台位置（すなわち、z座標）であり、また縦軸は、3種類の対象位置130、140及び150に関する誤差（単位：センチメートル）である。第1の対象位置130は座標 $x = 0$ 、 $y = 0$ を有しており、これらの座標をもつ対象はマグネットのアイソセンタに一番近いいため、寝台がz方向に沿って移動するのに伴う位置誤差が一番小さい量であることを示している。次の対象位置140は座標 $x = 1\text{ cm}$ 、 $y = 1\text{ cm}$ を有しており、誤差が漸進的に増加している。しかし図3のグラフで明らかに示されているように、座標 $x = 5\text{ cm}$ 、 $y = 5\text{ cm}$ を有する対象位置150では、対象位置をマグネット・アイソセンタからより遠くまで移動させるに従って直線性からの偏差に起因する位置誤差が極端に増加することを示している。この誤差は、得られる画像内にぼけ及び/またはゴーストを生じさせ、補正が必要であることを示している。

20

【0026】

上述したように、データ収集中に寝台を移動させるに従って、スキャン対象は、マグネットの様々な物理的位置を通過し、ここで各位置が撮像される。その結果、対象がアイソセンタから傾斜磁場の周辺部まで移動するのに伴って、対象は様々な量の非直線性を有する傾斜磁場を通ることになる。対象が磁場を通過するに従って対象は様々な位置誤差でエンコードを受けるため、得られた画像に生じるぼけやゴーストは、その傾斜非直線性の重大性（significance）に従ってその程度が様々となることがある。寝台移動式MRIでは、k空間の各点が撮像対象内の異なる位置で収集されている。しかし、データを収集する範囲である磁場内の物理的位置は寝台位置と独立である。画像領域で傾斜非直線性を補正するには、先ず2つの座標系を規定することが有用である。第1の座標系はマグネットに対するもの、また第2の座標系は撮像対象に対するものであり、次式により得られる。

30

【0027】

【数5】

$$\begin{aligned} \vec{r} &= \{x, y, z\} \\ \vec{r}' &= \vec{r} - \vec{p}(t) \end{aligned} \quad (\text{式1})$$

40

【0028】

上式において、

【0029】

【外3】

$$\vec{p}(t)$$

50

【 0 0 3 0 】

は時間の関数としたマグネットを基準とした対象の位置である。z 方向に沿った速度が一定である最も簡単な場合では、これを $v_z t$ まで簡略化できる。

【 0 0 3 1 】

この再構成処理は各 k 空間点にわたる和を得るように一般化することができる。

【 0 0 3 2 】

【数 6】

$$\hat{s}(\vec{r}) = \sum_n s(\vec{k}_n) e^{j\vec{k} \cdot \vec{r}} \quad (\text{式2})$$

10

【 0 0 3 3 】

上式において、

【 0 0 3 4 】

【外 4】

\vec{k}_n

【 0 0 3 5 】

は収集する第 n 番目の k 空間点であり、

【 0 0 3 6 】

【外 5】

$s(\vec{k}_n)$

20

【 0 0 3 7 】

は対応する信号値である。

【 0 0 3 8 】

(式 1) と (式 2) を組み合わせることによって、これらの信号に関して撮像対象内の位置の関数とした一般式を次のように定式化することができる。

【 0 0 3 9 】

【数 7】

$$\hat{s}(\vec{r}') = \sum_n s(\vec{k}(t_n)) e^{j\vec{k} \cdot \vec{r}'} = \sum_n s(\vec{k}(t_n)) e^{j\vec{k} \cdot \vec{r}} e^{-j\vec{k} \cdot \vec{p}(t_n)} \quad (\text{式3})$$

30

【 0 0 4 0 】

上式において、 t_n は k 空間点 n を収集する時刻である。(式 3) は、適当なフーリエ荷重係数及び寝台を移動した距離に関する補正を用いた各 k 空間点にわたる加算によって撮像対象の再構成を実施できることを示している。

【 0 0 4 1 】

したがって、ワープ補正関数(一般に Grad Warp と呼ばれる関数など)を適用することによって、(式 3) から一般化補正方程式を定式化することができる。標準的な非寝台移動式イメージングでは、傾斜不均一性は「Grad Warp」と呼ばれる手順を用いて補正することができる。この「Grad Warp

40

」については、本願譲受人に譲渡された Glover に対する【特許文献 1】米国特許第 4, 591, 789 号(1986 年 5 月 27 日発行)に詳細に記載されており、また本願譲受人に譲渡された Bernstein に対する【特許文献 2】米国特許第 5, 642, 047 号(1997 年 6 月 24 日発行)の記載のように応用される(この両特許とも参照により本明細書に組み込むものとする)。磁場の傾斜が変動する、すなわち不均一であると、得られた画像は歪む(すなわち、ワープが生じる)可能性がある。この問題は、典型的には、マグネットのアイソセンタからの距離の増加に伴って激しくなる。

【 0 0 4 2 】

50

ワーブ補正関数は物理的なマグネット座標系で実行するのが最も一般的であるため、寝台移動に関する補正の前に重み付けした各 k 空間点にこうした補正関数の 1 つを適用することによって (式 3) を修正することができ、次式を得ることができる。

【 0 0 4 3 】

【 数 8 】

$$\hat{s}_{GW}(\vec{r}') = \sum_n f_{GW}(s(\vec{k}(t_n)) e^{j\vec{k} \cdot \vec{r}} e^{-j\vec{k} \cdot \vec{p}(t_n)} \quad (\text{式4})$$

【 0 0 4 4 】

上式において、

【 0 0 4 5 】

【 数 9 】

$$\sum_n s(\vec{k}(t_n)) e^{j\vec{k} \cdot \vec{r}}$$

【 0 0 4 6 】

は各 k 空間点にわたる再構成和、 f_{GW} はワーブ補正関数、また

【 0 0 4 7 】

【 外 6 】

$$\vec{p}(t)$$

【 0 0 4 8 】

は時間の関数とした移動可能寝台の位置である。

【 0 0 4 9 】

(式 4) は一般解であるが、同時に、時間がかかる解であるとも考えられる。すなわち、等方性 (i s o t r o p i c) 3 D データ組では、全体で N^3 回の G r a d W a r p 演算が必要となる。

【 0 0 5 0 】

(式 4) に示した解の組の具体的実現形態の 1 つに、寝台移動式 M R I における運動方向に沿った周波数エンコードの場合がある。こうした実現形態の 1 つでは、寝台を z 方向に沿って一定速度で連続して移動させ、 z 方向で周波数エンコードするのが一般的である。この特殊な場合に関して本発明による傾斜非直線性補正を実行するためには、先ず処理すべきデータ量を決定することが望ましい。例えば、寝台を比較的高速で移動している場合や、低速の収集シーケンスを実施している場合では、そのデータは各点単位で処理することが望ましいことがある。しかし、寝台をより低速度で移動している場合や、高速のシーケンスを使用している場合では、そのデータを各線単位で処理することがある。所与の時点でどれだけのデータを処理できるかを決定するためには、一定速度の場合ではスキンの全過程にわたる速度を知ること、あるいは、速度を決定するために寝台運動を連続してモニタリングすることのいずれかが必要である。さらに、読み出し中に寝台が動く距離を確定してぼけを回避する必要がある。換言すると、この随意的距離範囲内でデータ線を収集した場合、そのデータ線内のすべての点に対して同じ距離補正を適用することができる。例えば、データ線の読み出し中に寝台が動く距離が 1 画素未満であると判定され、かつ 1 画素未満の変位で収集したデータは画像明瞭度の劣化なしに同様に処理できると見なせる場合、当該データ線内のすべてのデータに対して同じ補正を適用することができる。この例では周波数エンコードの存在下で寝台が移動しているが、その速度が次式、

$$v < B W \cdot F O V_{f r e q} / N_{f r e q}^2 \quad (\text{式 5})$$

(上式において、 $B W$ は受信器帯域幅、 $F O V_{f r e q}$ は周波数エンコードする撮像域、また $N_{f r e q}$ は周波数エンコード点の数) を満たせば、読み出し中に寝台が動く距離は 1 画素未満でありかつ運動補正に関して同様の処理が可能であることが分かる。例えば、31.25 kHz の受信器帯域幅、24 cm の撮像域及び 256 個のエンコード点では、その速度

10

20

30

40

50

は 1 1 . 4 c m / s e c 未 満 で な け れ ば な ら ない。

【 0 0 5 1 】

そこでこの問題は、周波数エンコード (z) 方向に沿って高速フーリエ変換 (F F T) を実行し終えかつフーリエ荷重係数を適用し終えた後に G r a d W a r p 補正を適用できるかという問題に変形できる。そこで、寝台速度が z 方向に沿って一定でありかつ運動方向に沿った周波数エンコードを伴って 3 D データを収集するような特定の場合に合わせて (式 4) を次式のように変形することができる。

【 0 0 5 2 】

【 数 1 0 】

$$\hat{s}_{GW}(\vec{r}') = \sum_{np}^{NP} f_{GW} \left[F_z^{-1} \left\{ s(\vec{k}_{mnp}) \right\} e^{j(k_n x + k_p y)} \right] \otimes \delta(z - v_z t_{mnp}) \quad (式6)$$

10

【 0 0 5 3 】

上式において、m、n 及び p は、それぞれ周波数エンコード、位相エンコード及びスライス・エンコードの各方向に関する指標であり、また t_{mnp} 及び

【 0 0 5 4 】

【 外 7 】

$$\vec{k}_{mnp}$$

【 0 0 5 5 】

は各点 m、n、p に従った対応する時間及び k 空間データ点である。

【 0 0 5 6 】

【 外 8 】

$$\otimes \delta(z - v_z t_{mnp})$$

【 0 0 5 7 】

の項は z 方向に沿った量 $v_z t_{mnp}$ (ここで、 v_z は z 方向の寝台速度) の位置シフトに対応する。

【 0 0 5 8 】

(式 6) に記述した方法を実現するには、収集しているのが 2 D 画像か 3 D 画像かに基いて位相エンコード / スライス・エンコードの各ステップを画像あるいはボリュームに対応するように変換する。これを実施するには、周波数エンコード方向に沿ってデータにファーストフーリエ変換 (1 - D F F T) を実行する。次いで、処理している位相エンコード済みの各データ組に関して、必要に応じて追加的なフーリエ変換を実施する。この処理は、現在の位相エンコード・ステップ (k_{np}) 以外をすべてゼロとしたマトリックスに対するフーリエ変換、または k_{np} が一意の位相変調に対応した位相エンコード方向に沿ったデルタ関数

30

【 0 0 5 9 】

【 外 9 】

$$e^{j(k_n x + k_p y)}$$

40

【 0 0 6 0 】

であるとの基準の使用のいずれかによって実施することができる。

【 0 0 6 1 】

次いで、当技術分野で周知の事前計算の傾斜誤差マップを用い、得られた画像領域データを傾斜歪みに関して補正することができる。収集の物理的位置は収集全体を通じて変化しないため、関連する傾斜誤差も一定のままである。関連する G r a d W a r p 荷重係数はすべて事前計算できるため、画像再構成を迅速に実行することができる。補正の後、データを画素オフセットだけシフトさせて寝台運動に関して補償し、これを先行するデータに加算する。この処理は、位相エンコードした各値に関しかつすべての収集にわたって、最

50

終の大サイズ F O V 画像が再構成されるまで反復する。

【 0 0 6 2 】

歪みの量は位相エンコード方向に沿った F O V、並びに運動方向に沿った「サブ」F O V (F O V_{sub}) 範囲によって決定される。この「サブ」F O Vとは、位相エンコード組を一式収集する間に寝台が移動する距離であり、 $F O V_{sub} = v \cdot N P \cdot T R$ (ここで、N Pは位相エンコードの総ステップ数) である。全体のカバー範囲は、 $F O V_{tot} = N \cdot F O V_{sub}$ (ここで、NはサブF O Vすなわち完全収集の総数) に対応する。

【 0 0 6 3 】

傾斜非直線性の補正によって、より大サイズのサブF O Vを使用することができる。その結果、寝台速度、位相エンコードのステップ数、T R、その他をこれに応じて増大することができ、補正をしないと、そのサブF O Vは傾斜が主として直線的に維持される範囲が極めて小さく制限され、これによってF O V全体が制限されることになる。

【 0 0 6 4 】

本技法の好ましい実施実現形態の1つに関する一般化記述を図4の流れ図に示す。スキャン・ステーション (s t a t i o n) を開始させた後 (2 0 0)、患者を移動可能寝台の上に位置決めし (2 0 2)、さらに寝台の並進を開始した後 (2 0 4)、寝台運動速度の初期判定を実施する (2 0 6)。次いで2 0 8においてM Rデータを収集し、さらに寝台運動が一定でない場合は、2 1 0において寝台運動速度を連続してモニタリングする。本発明はリアルタイム (すなわち、データの収集中)、あるいはデータをすべて収集した後の後処理のいずれかで実現可能な再構成アルゴリズムを目的としている。この流れ図はリアルタイム再構成を目的としたものである。しかし、系統的に処理できる量と比べより多くのデータを収集することがあり、したがって、ほぼリアルタイムで再構成するために収集したデータをバッファ内に格納することがある。したがって、次のステップでは、2 1 2において各反復ごとに処理すべきデータ量を選択している。次いで、この選択したデータは、寝台運動方向でフーリエ変換し (2 1 4)、所望の収集に応じて2 Dまたは3 Dの元々は空のマトリックス内に配置する (2 1 6) ことが好ましい。次いでこのマトリックスを2 D / 3 D F F Tに通し (2 1 8)、さらにワープに関して補正する (2 2 0)。好ましい実施の一形態では、データに対してよく知られているG r a d W a r p関数を適用し (2 2 0)、さらにこのデータを運動に関して補正する。すなわち、寝台運動による画素オフセットを上述のようにして決定し (2 2 2)、さらにこのデータを適当にシフトさせる (2 2 4)。次いで、最終画像を構築させるように、シフトさせた該データを先行するデータに加算する (2 2 6)。画像が完成したら (2 2 8、2 3 0)、2 3 2においてスキャン・セッションは単一の再構成画像によって終了する。しかし画像が所望のデータで満たされるまでは (2 2 8、2 3 4)、2 1 0において寝台運動をモニタリングした後に再度処理すべき各反復ごとのデータ量を選択しながら (2 1 2)、別の再構成反復を開始している。別法として、寝台運動が一定の場合には、処理すべきデータ量の変更を要しないためその再構成処理は分岐2 3 6を通してフーリエ変換 (2 1 4) に進むことができる。さらに別法として、画像再構成をリアルタイムで実行する場合には、その反復は、2 0 8において追加的データを収集するように分岐2 3 8を通して再開させることがある。寝台運動が一定のままであっても、そのパルスシーケンスをスキャン・セッションの途中にリアルタイムで変更する場合などのように、処理すべきデータ量を2 1 2において変更することもあり得ることを理解されたい。

【 0 0 6 5 】

実際のデータは、G E M e d i c a l S y s t e m s , I n c . (M i l w a u k e e , W I) による1 . 5 TのL x S c a n n e r (商標) を用いて、スピネコー・パルスシーケンス ($T E / T R = 14 / 100 \text{ msec}$ 、フルエコー、 $F O V = 36 \text{ cm} \times 36 \text{ cm}$ 、10 mmスライス厚、 256×256 マトリックス) によりグリッド・ファントムで収集した。様々な量の歪みの論証のため2種類のF O V_{sub}を使用した。1つの場合として、32 . 6 cmのF O V_{sub}、並びにN = 3及び1 : 17分のスキャン時間に対応して1 . 28 cm / s e cの速度を使用した (これを、図5に示す)。別のある場合

では、 16.3 cm の FOV_{sub} 、並びに $N = 6$ 及び $2:34$ 分のスキャン時間に対応してその速度を 0.64 cm/sec まで低下させた（これを、図7に示す）。これら2つの場合とも、傾斜歪みに関して補正ありと補正なしとしてその画像を再構成した。図5～8に示す結果によりこの補正の有効性が証明される。図5（ $\text{FOV}_{\text{sub}} = 32.6\text{ cm}$ ）では、周波数エンコード方向の FOV_{sub} 範囲が大きいいため、かなりの量の歪みが存在している。図7（ $\text{FOV}_{\text{sub}} = 16.3\text{ cm}$ ）では、歪みの量はかなり低下しているが、特に位相エンコード方向に沿った FOV の辺縁に向かってある程度のぼけが依然として存在する。図6及び8は $\text{FOV}_{\text{sub}} = 32.6\text{ cm}$ 及び 16.3 cm の傾斜歪み補正後を表している。両方ともに改善が見られるが、より大サイズの FOV_{sub} は大幅に改善されており、一方より小さい FOV では特に FOV の辺縁部において改善を示している。

10

【0066】

したがって、寝台移動式スキャンにおいて本発明に従って傾斜歪みを補正することによって、より高速の寝台移動、位相エンコードのより大きなマトリックス・サイズ、及び/またはより長いTR時間を可能にするようなより大サイズのサブ FOV の収集が可能となる。本発明を周波数エンコード方向に沿った運動の補正に関して記述してきたが、本発明はこれに限定するものではなく任意のエンコード方向に沿った運動や、さらには非デカルト式サンプル技法に関してであっても使用が可能である。本発明は2Dや3Dイメージングに等しく適用可能である。3Dイメージングでは、位相エンコード/スライス・エンコードの各ステップに関する傾斜歪み補正を実行することができる。

【0067】

20

したがって、本発明は、MRイメージングにおいて傾斜の非直線性を補正する方法であって、傾斜非直線性の存在下で運動を伴うMRデータを収集すること、収集したMRデータを画像領域に変換すること、変換したMRデータにワープ補正を適用すること、さらにまたMRデータ収集中に誘導された運動に関してワープ補正済みMRデータを補正すること、を含んだ方法を含む。

【0068】

MRデータを変換する該ステップは、各線単位の変換や各点単位の変換などMRデータの一部を画像領域に変換することを含むことができる。こうした用法では、次いでMRデータの該一部分にワープ補正を適用し、さらにMRデータの該一部分を運動に関して補正した後、MRデータの該一部分を集積して最終画像を構築することができる。MRデータを収集する該ステップは、傾斜非直線性の変動の影響を受けているMRデータを収集することを含むことができ、また傾斜非直線性の補正は達成が可能である。運動を伴うMRデータを収集する該ステップでは、マグネットを通過するように患者を並進させている寝台移動式MRIを含むものと期待されるが、移動式のマグネット、移動式傾斜コイル、あるいはこれら3つの主要成分の運動を含むような上述要素の組み合わせも包含すると共に、該ステップにはさらに、電流や電圧が一貫していないこと（inconsistencies）やその他のファクタに起因するような傾斜非直線性の変動を含ませることもできる。

30

【0069】

本発明はさらに、寝台移動式MRイメージングにおいて傾斜の非直線性を補正する方法であって、マグネット範囲内で移動可能寝台上の患者を並進させること、傾斜非直線性の存在下でMRデータの少なくとも一部分を収集するようにMRデータを収集すること、並びにこのMRデータを各点単位で画像に再構成すること、を含んだ方法を含む。本方法はさらに、傾斜非直線性の存在下で収集したMRデータの一部内の任意のワープを画像領域内にある間に補正すること、並びに寝台運動に関する補償のために該収集MRデータをシフトさせること、を含む。

40

【0070】

この方法は、寝台速さ、移動した距離、あるいは利用した収集シーケンスに基づくことが可能であるような、処理すべきMRデータ量の決定を含むことがある。この場合、MRデータをシフトさせる該ステップは、画質の劣化なしに処理時間を節約するために、処理さ

50

れるMRデータの所与の量に対してMRデータを決まった量だけシフトさせることを含むことになる。

【0071】

本発明を好ましい実施形態について記載してきたが、明示的に記述した以外に、添付の特許請求の範囲の趣旨内で等価、代替及び修正が可能であることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明で使用するためのMRIイメージング・システムのブロック概要図である。

【図2】図1の患者寝台で、寝台上に患者を図示しかつ本発明によるコンピュータ制御下で移動可能とした寝台の拡大上面図である。

【図3】寝台位置に対して傾斜誤差を表したグラフである。

10

【図4】図1及び2の装置で使用する傾斜非直線性を補正するためのアルゴリズムを表した流れ図である。

【図5】本発明の実施結果を示したグリッド・ファントームの描出像である。

【図6】本発明の実施結果を示したグリッド・ファントームの描出像である。

【図7】本発明の実施結果を示したグリッド・ファントームの描出像である。

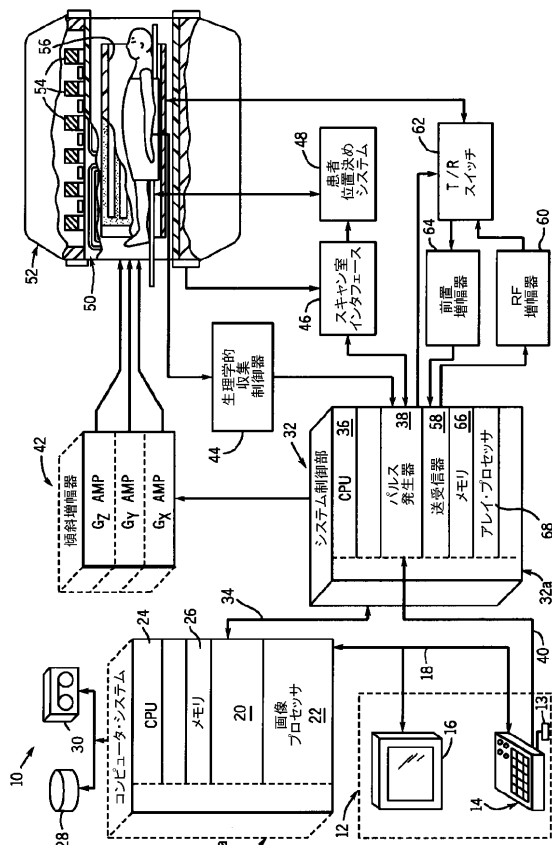
【図8】本発明の実施結果を示したグリッド・ファントームの描出像である。

【符号の説明】

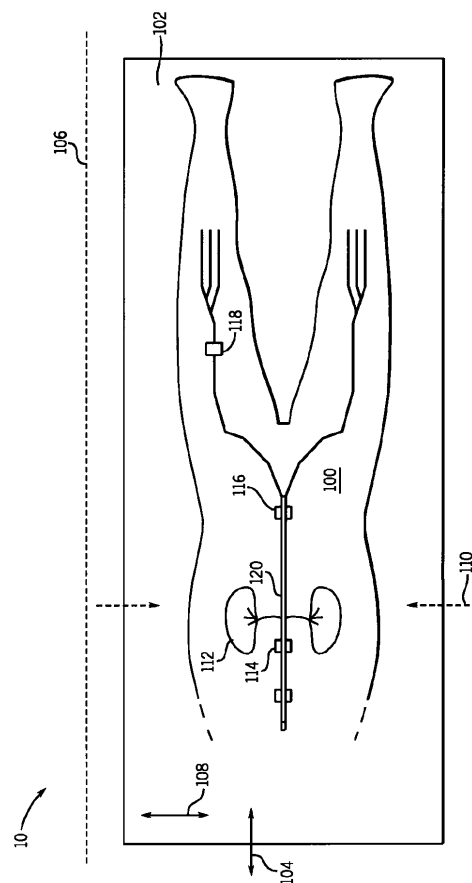
10	磁気共鳴イメージング(MRI)システム	
12	オペレータ・コンソール	
13	入力デバイス	20
14	制御パネル	
16	表示スクリーン	
18	リンク	
20	コンピュータ・システム	
20a	バックプレーン	
22	画像プロセッサ・モジュール	
24	CPUモジュール	
26	メモリ・モジュール	
28	ディスク記憶装置	
30	テープ駆動装置	30
32	システム制御部	
32a	バックプレーン	
34	高速シリアルリンク	
36	CPUモジュール	
38	パルス発生器モジュール	
40	シリアルリンク	
42	傾斜増幅器	
44	生理学的収集制御器	
46	スキャン室インタフェース回路	
48	患者位置決めシステム	40
50	傾斜コイル・アセンブリ	
52	マグネット・アセンブリ	
54	偏向マグネット	
56	全身用RFコイル	
58	送受信器モジュール	
60	RF増幅器	
62	送信/受信(T/R)スイッチ	
64	前置増幅器	
66	メモリ・モジュール	
68	アレイ・プロセッサ	50

- | | |
|-------|--------|
| 1 0 0 | 患者 |
| 1 0 2 | 移動可能寝台 |
| 1 0 6 | マグネット |
| 1 1 0 | アイソセント |
| 1 1 2 | 呼吸器系 |
| 1 1 4 | モニタ |
| 1 1 6 | モニタ |
| 1 1 8 | モニタ |
| 1 3 0 | 対象位置 |
| 1 4 0 | 対象位置 |
| 1 5 0 | 対象位置 |

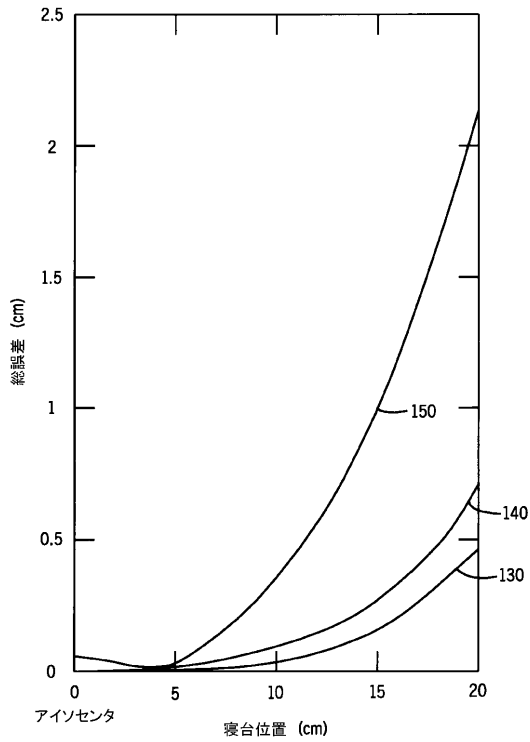
【圖 1】



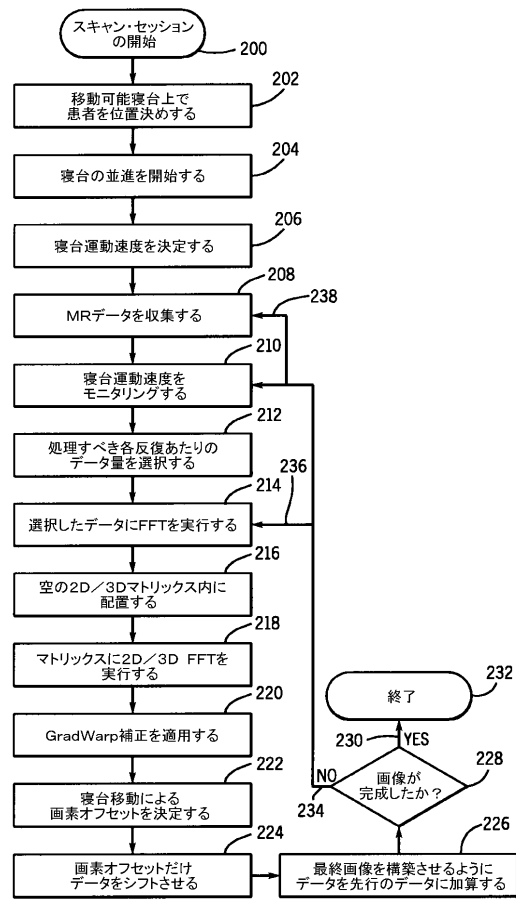
【圖 2】



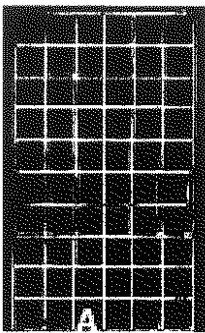
【図 3】



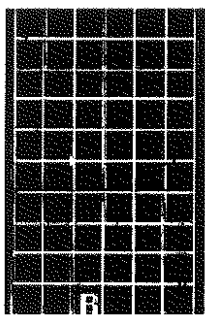
【図 4】



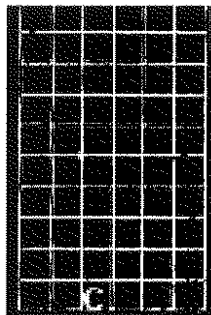
【図 5】



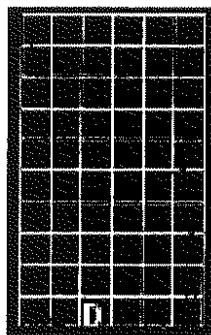
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100106541

弁理士 伊藤 信和

(72)発明者 ジェーソン・エー・ボルジン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、レイク・ミルズ、フランクリン・ストリート、140番

(72)発明者 スティーブン・ジェイ・リーダラー

アメリカ合衆国、ミネソタ州、ロチェスター、バイフリー・ヒルズ・ドライブ、2101番

(72)発明者 デビッド・ジー・クリューガー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ネルソン、ジェファーソン・ストリート、ダブリュ135番

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭60 - 209154 (J P , A)

特開2000 - 79107 (J P , A)

特表2005 - 503874 (J P , A)

米国特許第5642047 (U S , A)

Yudong Zhu , K-space Synthesis for MR Imaging in the Presence of Gradient Field Nonlinearity , Proc. Intl. Sot. Mag. Reson. Med. 8 , 2000年 , #1772

David G. Kruger et al , Continuously moving table data acquisition method for long FOV contrast-enhanced MRA and whole-body , Magnetic Resonance in Medicine , 2002年 2月 , vol.47, no.2 , pp.224-231

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055