

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3673472号

(P3673472)

(45) 発行日 平成17年7月20日(2005.7.20)

(24) 登録日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

F I

G 0 6 T 1/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 C

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G 0 1 R 33/32

G 0 1 N 24/02 5 2 0 Y

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2000-543931 (P2000-543931)	(73) 特許権者	500480919
(86) (22) 出願日	平成11年4月14日 (1999.4.14)		メイヨ フォンデーシヨン フオー メデ
(65) 公表番号	特表2002-511621 (P2002-511621A)		イカル エジユケーシヨン アンド リサ
(43) 公表日	平成14年4月16日 (2002.4.16)		ーチ
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/008123		アメリカ合衆国 5 5 9 0 5 ミネソタ州
(87) 国際公開番号	W01999/053444		, ローチエスター, ファースト スト
(87) 国際公開日	平成11年10月21日 (1999.10.21)		リート サウスウエスト 2 0 0
審査請求日	平成13年6月27日 (2001.6.27)	(74) 代理人	100070002
(31) 優先権主張番号	60/081,864		弁理士 川崎 隆夫
(32) 優先日	平成10年4月15日 (1998.4.15)	(74) 代理人	100076439
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 飯田 敏三
(31) 優先権主張番号	60/109,488	(72) 発明者	マンドウカ, アーマンド
(32) 優先日	平成10年11月23日 (1998.11.23)		アメリカ合衆国 5 5 9 0 1 ミネソタ州
(33) 優先権主張国	米国 (US)		, ローチエスター, インジゴ コート
			, ノースウエスト 7 0 2 3
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動きアーティファクトに関するMRイメージの自動補正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

a) イメージデータセットを形成するための一連のビューを取得し、  
b) 前記取得されたイメージデータセットからイメージを再構築し、  
c) 前記再構築されたイメージから勾配イメージを算出し、  
d) 前記勾配イメージに基づきコスト関数を計算することによって前記再構築されたイメージの品質を評価し、  
e) 前記イメージデータセットのビューを補正して前記コスト関数の最小化を繰り返し、  
そして、ステップb)、c)、d)、およびe)を反復する  
各ステップを含んでなる、アーティファクトに関して医療イメージを補正する方法。

10

【請求項 2】

MRIシステム上で前記一連のビューが取得され、フーリエ変換を実行することによって前記イメージが再構築される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

患者の運動によって前記アーティファクトが生ずる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

補正すべき前記イメージ内の領域を選択し、前記選択された領域に対してステップc)、d)、およびe)を行うことを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記選択された領域を含む前記イメージの部分のみがステップb)で再構築される、請求

20

項 4 記載の方法。

【請求項 6】

補正すべき前記イメージ内の第2の領域を選択して、前記第2の領域に対してステップc)、d)、およびe)を行うことを含む、請求項 4 記載の方法。

【請求項 7】

前記コスト関数が前記勾配のエントロピーとして計算される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

コスト関数 ( $F_1$ ) が下記式により算出される、請求項 1 記載の方法。

【数 1】

$$F_1 = -\sum_{ij} h_{ij} \log_2[h_{ij}]$$

10

ここで、

【数 2】

$$h_{ij} = \sum_{ij} \left( \frac{\left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|}{\sum_{ij} \left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|} \right)$$

20

$g_{ij}$  = 行  $i$  と列  $j$  に位置するイメージ画素での値

【請求項 9】

前記コスト関数が前記勾配の正規化分散として算出される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

コスト関数 ( $F_2$ ) が下記式により算出される、請求項 1 記載の方法。

【数 3】

$$F_2 = \sum_{ij} \left( \frac{\left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|}{\sum_{ij} \left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|} \right)^2$$

30

ここで、

$g_{ij}$  = 行  $i$  と列  $j$  に位置するイメージ画素での値

【請求項 11】

i) 各ブロックの複数個のビューの各々を補正し、全ブロックについて前記コスト関数が最小化されるまでステップb)、c)、d)を反復し、

ii) 各ブロックのビュー数を減らしてステップi)を反復し、そして

iii) 前記ブロックのビュー数が最小値に達するまでステップii)を反復する

ことによってステップe)で前記コスト関数の最小化を繰り返す、請求項 1 記載の方法。

40

【請求項 12】

ブロックあたりの最小値が1ビューである、請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】

前記のイメージデータセットのビューの補正が、位相補正により行われる、請求項 1 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本出願は、1998年4月15日と1998年11月23日にそれぞれ出願された仮特許出願番号第60/081,864号および同第60/109,488号に基づくものである。

【0002】

50

## 発明の背景

本発明の分野は、核磁気共鳴イメージングの方法とシステムである。さらに詳しくは、本発明はMRイメージにおける動きアーティファクト（人為構造部）の補正に関する。

## 【0003】

ヒトの組織などの物質が均一な磁場（分極磁場 $B_0$ ）を受けるとき、組織内スピンの個々の磁気モーメントによってこの分極磁場と整列しようとするが、その周囲ではそれらの特有のラーモア回転数での歳差運動がランダムに引き起こされる。物質または組織が、x-y平面にありラーモア回転数に近い磁場（励起磁場 $B_1$ ）を受けるとき、整列された正味のモーメント（ $M_z$ ）はx-y平面に対して回転または「傾き」が施され、正味の横方向磁気モーメント $M_x$ が生じる。信号は励起信号 $B_1$ が終了した後に励起されたスピンによって放出される。この信号を受信、処理してイメージ形成することができる。

10

## 【0004】

これらの信号を利用してイメージを作成するとき、磁場の勾配（ $G_x$ 、 $G_y$ 、および $G_z$ ）が採用される。典型的には、イメージ化すべき領域は一連の測定サイクルによってスキャンされる。その際、これらの勾配は使用される特定の局在化方法によって異なる。結果としての一連の受信NMR信号は、数多くの周知の再構築技術の1つを使用して、デジタル化されイメージ再構築処理される。

## 【0005】

NMRイメージデータを取得中のオブジェクト運動によって、位相コード化方向にぶれと「ゴースト」の両方が生じる。運動が周期的またはほぼ周期的であるとき、ゴーストは特にはっきりと識別できる。ほとんどの生理学的運動に関しては、NMR信号の各ビュー（view）は十分短い期間に取得されるため、オブジェクトは取得ウィンドウの間に静止していると見なされる。このような場合、ぶれとゴーストは、ビューからビューまでのオブジェクトの外観に一貫性がないことにより生じる。患者の動作、呼吸または心臓のサイクル、または蠕動によって生じた運動など、ビュー間の外観を変化させる運動を、以下に「ビュー・トゥ・ビュー（view-to-view）運動」と呼ぶ。運動は、パルスシーケンスの間、展開するに従ってNMR信号の振幅と位相を変化させる場合もあり、そのような運動は以下に「イン・ビュー（in-view）運動」と呼ぶ。

20

## 【0006】

データの取得をオブジェクトの機能サイクルと同期させることによってビュー・トゥ・ビュー運動を減少させれば、ぶれとゴーストの両方を減少させることができる。この方法は、ゲートされたNMRスキミングとして知られる。その目的は、NMRデータを、連続した機能（functional）サイクル中の同じポイントで取得して、そのオブジェクトが各ビューで同じに「見える」ようにすることである。ゲートすることの欠点は、オブジェクトの機能サイクルのわずかな部分でしかNMRデータが取得されないことである。たとえ最短許容パルスシーケンスが採用される場合でさえ、ゲート技術によってデータ取得が著しく延長される可能性がある。

30

## 【0007】

ゴーストアーティファクトを除去するための別の提案された方法は、1986年2月4日に発行された米国特許No.4,567,893で開示される。この先行特許は、NMRパルスシーケンスの反復回数が、周期的信号変化が有する持続時間の1/4の奇数倍であるとき、ゴーストとイメージ化されるオブジェクトとの間におけるイメージ内の距離が最大になることを教示する。これは、呼吸運動を原因とするゴーストの軽減に使用することができる。この方法は、実際に画質を改善する一方で、NMRパルスシーケンスの反復回数に制約を課すため、合計スキャン時間はしばしば延長される。また、この方法は運動が周期的であることを前提にしている。

40

## 【0008】

さらに、周期的信号変化による望ましくない影響を減少させるための別の方法が1987年11月10日に発行された米国特許No.4,706,026に開示されている。この特許は、「NMRイメージングにおける周期的変化を原因とするイメージアーティファクトを減少させる方法（

50

A Method For Reducing Image Artifacts Due To Periodic Variations In NMR Imaging )」と題する。この方法の1つの実施態様では、信号変化の周期(例えば、患者の呼吸を原因とする)に関する1つの仮定が行われており、ビューの順序は通常単調に増加する位相コード化勾配からあらかじめ選択された順序に変更される。所与の信号変化の周期に対して、ビューの順序は、NMR信号変化を位相コード化振幅の関数として所望の周波数で変化させるように選択される。1つの実施態様では、ビューの順序は、変化の周期が合計NMRスキャン時間と等しく見えるように(低周波数)、その結果ゴーストアーティファクトがイメージ化されるオブジェクトにできるだけ近づくように選択される。別の実施態様では(高周波数)、ビューの順序は、変化の周期ができるだけ短く見えるように、その結果ゴーストアーティファクトがオブジェクトからできるだけ遠くに押し出されるように選択される。

10

## 【0009】

この先行技術方法は、アーティファクトを減少させるのに効果的であり、変化がむしろ規則的であり既知の周波数で行われればある観点において理想的である。他方では、運動の一時的周期に関する前提が保持されなければ(例えば、患者の呼吸パターンが変化したりまたは不規則なために)、この方法はそれほど強固なものではない。これが発生する場合、オブジェクトにできるだけ近づけてまたはオブジェクトからできるだけ遠ざけてゴーストに焦点を合わせるとぶれてしまうため、この方法はその有効性の一部を失う。この問題の解決方法は、「NMRイメージングにおける周期的信号変化を原因とするイメージアーティファクトを減少させる方法(A Method For Reducing Image Artifacts Due To Periodic Signal Variations in NMR Imaging)」と題する、米国特許No.4,663,591に開示される。この方法では、非単調なビューの順序は、スキャンが実行されたときに決定され、信号変化と勾配パラメータとの間における所望の関係(低周波数または高周波数)をつくり出すように期間の変化にตอบสนองする。この方法の有効性は、もちろん、患者の運動の感知に使用する手段の精度に、および特にその運動の周期性についての任意の変化に依存する。

20

## 【0010】

さらに、NMRイメージ内の動きアーティファクトを減少させるための別の方法は、当該技術では「勾配モーメントの無効化」と呼ばれる。この方法は、パルスシーケンスへの勾配パルスの追加を必要とする。この場合、勾配パルスは、位置コード化に使用された勾配に入り込むスピンのによって引き起こされるNMR信号位相への影響を取り消すかまたは無効化する。そのような解決策は、例えば、「勾配モーメントの無効化によるフローイング核を原因とするNMRイメージアーティファクトを減少させる方法(Method For Reduction of NMR Image Artifacts Due To Flowing Nuclei By Gradient Moment Nulling)」と題する米国特許No. 4,731,583に開示される。

30

## 【0011】

動きアーティファクトに関してMRイメージを補正する最も成功している方法では、スキャン中に取得されるナビゲータ信号が使用される。米国特許No.4,937,526で説明されるように、そのようなナビゲータ信号はスキャン中に周期的に取得され、これらの信号内の情報は患者の運動に関するイメージデータの補正に使用することができる。あいにく、ナビゲータ信号の取得によってスキャン時間が増加する。

40

## 【0012】

より最近では、D.アトキンソン(D. Atkinson)他著「メディカルイメージングにおける情報処理(Information Processing in Medical Imaging)」341~354ページ、1997年によって自動補正方法が提案された。ここでは、再生されたイメージのエントロピーは、運動見積りを反復的に調整する焦点評価基準として考察される。この先行方法は、エントロピーの特性のため、主として暗いエリアをできるだけ暗くすることによって機能するが(その結果、ゴーストが除去される)、イメージの明るいエリアからは多くの情報を使用しない。この方法は簡単な試験イメージでは首尾良く機能するが、臨床のMRイメージではしばしば要求されるほどには鮮明にならず、処理時間が非常に長くなることがある。

## 【0013】

50

## 発明の要約

本発明は、臨床イメージを補正するための実用的なツールを実現する、自動補正アプローチの改良に関する。第1は、イメージに関するはるかに優れたコスト関数（すなわち、品質の測定または測定基準）の開発であり、過去に行われたMRイメージ自体のエントロピーというよりも、MRイメージの勾配のエントロピーまたは正規化された変化の計算に基づく。本発明では、全体のイメージからの情報を使用するとともに、できるだけ鮮明なエッジによって区切られた均一な輝度のエリアに向かったイメージを駆動する。これは、理想的な状況における身体の臨床MRイメージとして期待される良いモデルである。本発明は、自動補正性能を大いに改善するとともに、放射線専門医が品質イメージについて調べたいと期待するものと、イメージエントロピーよりもはるかに近接した相関関係を示す。

10

## 【0014】

本発明の第2の態様は、主として運動が単一の次元に沿っている場合（例えば、患者の運動が主として上下運動である肩のイメージ）を検討することから始まる。そのような場合、計算をかなり簡略化することができ、イメージの残りを補正して評価するために必要な計算を実行せずに、再構築したイメージのある程度の輪郭を評価することが可能になる。例えば、臨床的な肩のイメージでは、イメージ内のすべての256列ではなく32列のみを評価することによって、非常に有効な補正が可能であり、演算時間を8分の1に節約することができる。これにより、より複雑な運動については、それらを切り離すと同時に（すなわち、しばらく一方向で補正した後、別の方向を補正して、再び最初の方向を補正する）、そのような各計算のセットを高速化するために上記の技術を使用することによって、これらの運動の自動補正を高速化するメカニズムもまた提供される。

20

## 【0015】

さらに本発明の別の態様は、kスペースのサンプリング中に運動によって引き起こされる位相エラーの系統的な見積りに使用される方法である。kスペースは、取得されたビューごとの位相エラーを反復的に見積もるというよりも、それらが取得されたこの時間順序に従って選択されるビューのブロック（ビューの集まり）に分割される。これらのブロックは、最適なイメージが作成されるまでそれぞれ反復的に位相を調整される。その後、ブロックサイズは縮小され、最適なイメージを再び実現するまで各ブロックの位相を調整することによってプロセスが繰り返される。このプロセスは、ブロックサイズが最小サイズに縮小されるまで繰り返される。自動補正プロセスによって、最も好ましいイメージに急速に収束する。

30

## 【0016】

本発明の一般的な目的は、MRIイメージの臨床的品質をスキャン時間の増加なしに改善することである。イメージの勾配に基づくコスト関数を使用することによって、自動補正で臨床的に改善されたイメージが作成される。この方法は、患者の運動が発生した可能性がある期間における、一連のビューとして取得された任意のイメージについて使用することができる。これ以上のデータは取得する必要はない。

## 【0017】

本発明の別の目的は、自動補正技術を使用して最適なイメージに収束するのに必要な時間を短縮することである。これは、臨床的に関心をもたれる主なイメージの特定領域での自動補正に焦点を合わせることによって、または補正を特定方向の運動による位相エラーに限定することによってある程度達成される。

40

## 【0018】

本発明における前記のおよび他の目的と利点は、以下の説明から明らかとなるであろう。説明では、この文書の一部を構成する添付の図面が参照される。これらの図面には、本発明の好ましい一実施態様が例示のために示されている。ただし、そのような実施態様は、必ずしも本発明のすべての範囲を表すわけではない。したがって、本発明の範囲を解釈するためにここに請求の範囲を参照すべきである。

## 【0019】

本発明の全般的な説明

50

スキャン中の全体的並進患者運動を原因とするデータ破壊は、実際には情報を失わない。運動が知られており、適切な位相補正が適用された場合、イメージは完全に復元することができる。回転運動は、情報を失う可能性があるが、通常は著しく失うことはない。したがって、MRスキャナから生データのみを与えられた運動に対して補正を施すことは原則として可能である。これは、想定される異なった可能な運動に対して単純に補正を試みて、適切な評価機能を使用して結果として作成される最高品質のイメージを検索することによって行う。

【0020】

我々は、「自動補正」と名付けた方法を開発した。自動補正は、(ナビゲータエコーとして行われる)患者の運動の追跡を試みない点において、さらに一部の位相検索技術のようにkスペースデータ内で運動に関する情報を明示的に検索しない点において先行方法と基本的に異なる。むしろ、自動補正は、画質の測定または測定基準を定義して、可能な患者運動の多数の組み合わせを評価して、対応する補正がイメージに対してなされた後にこの品質を最適化するセットを検索することによって運動の補正を実行する。これは明らかに計算が集中するプロセスであり、最近の高性能プロセッサの出現によってのみこのようなアプローチが実現可能になる。

10

【0021】

運動はインタービュー(inter-view)であると考えられる。この場合、kスペースの各ラインまたはビューは対応した変位を有しており、ビューが取得された時点における患者の位置を表す。すべてのビューに関するこれらの変位値のセットは、運動履歴である。自動補正方法は、ゼロ運動の初期見積りから開始して、反復的に運動履歴の見積りを調整する。各見積りにおいて、kスペースのラインは想定された運動に対して適切な位相シフトだけ補正される。データは、イメージドメインに変換され、画質が評価される。患者運動の見積りは、徐々に洗練され画質が最適化される。オブジェクトが静止している場合、測定基準には最適値があると想定される。さらに、イメージングシーケンス中の任意の運動は、イメージを破壊してこの値を劣化させると想定される。言い換えれば、スキャン中に患者の運動があるため、よりよいイメージの作成が不可能であり(測定基準と視覚的品質の両面において)、測定基準の値が向上すればするほど、イメージの視覚的品質もより好ましくなると考えられる。

20

【0022】

数学用語では、自動補正は、コスト関数としての測定基準を使用して、可能な運動補正の非常に高次元なスペースで(取得されたデータ内にあるビューと同じくらい多くの次元)最適化問題として運動補正を計算する。そのようなコスト関数の真の全体的最小値を見出すことは非常に困難である。しかし、実際には、しばしば妥当な時間内に画質に非常に好ましい改善をもたらす方法で可能な解決策のスペースを検索することは可能である。

30

【0023】

自動補正方法は、運動履歴(各ビューが取得されたときの相対的運動)の見積りを反復的に調整する。つまり、ゼロ運動の初期見積りから開始して、異なる可能な運動履歴の補正を試みて、結果として作成される最高品質のイメージを検索する。上述したように、これは、各ビュー(典型的に256個)にはそれ自体に対応した相対的な運動があるため、非常に高次元なスペースの最適化である。我々は、この最適化問題に対して可能なさまざまなアプローチを検討して、多重解像度技術を最も強固なものとして定めた。

40

【0024】

好ましい方法では、取得されたkスペースデータで開始して、それらの取得の順序に従って選択された64個で1ブロックとして最初にビューを分類する。所与のブロックは、適切な位相シフトを適用することによって、あたかも患者がそれらのビューの取得中に事実上その量だけ移動したかのように、トライアル運動に対して「補正」される。ビュー $k_j$ のyの運動(画素単位)に対する位相補正は、そのビューの各要素を単純に

【0025】

【数4】

50

$$\Delta\phi = 2\pi k_j \Delta y_j$$

【0026】

だけ回転させたものである。補正されたデータはイメージスペースに変換され、測定基準が計算される。この測定基準は、他のトライアル運動の結果と比較され、そのビューから構成されるブロックに対する最適な運動補正が決定される。我々は、現在黄金分割による最適化を使用して、最適な運動を0.02画素の精度で見出している。これは、他の方策が使用される場合もあるが、最も一般的には、kスペースの中心の片側で開始して、外側に交互に動作するように行われる。

【0027】

補正が64個のビューから構成されるブロックに対して完了したとき、個々のビューが一度に1つであると見なされるまで、プロセスは32個などのビューから構成されるブロックで再開される。この手順では、より小さいブロックサイズに移行していくため、運動履歴をさらに正確に徐々に近似させることができる。64個のブロックサイズから開始することは臨界的に重要なことではなく（任意の大きな数で良い）、さらにおそらく意外にも、常に個々のビューを完全に補正する必要があるわけではない。2つまたは4つのビューから構成されるブロックで停止した場合でさえ、補正はしばしば本質的には完了する。この場合、運動記録の主要な特徴は取り込まれており、これ以上の詳細は重要ではない。

【0028】

自動補正方法の成功は、画質の測定基準の適切な選択に依存する。自動補正の好ましい測定基準は、ぶれとゴーストが減少されるという適切な改良を示すのみでなく、より重要なことは、画質の熟練した観察者の見解と十分な相関関係がなければならない。我々は、イメージの勾配に基づく新しい測定基準を開発した。これらの1つは、イメージの勾配のエントロピーである。イメージが均一な輝度を有するエリアから成り、鮮明なエッジによって区切られるとき、この量は最小限に抑えられる。なぜならばそのような場合、勾配はエッジを除いたすべての箇所でゼロであるからである（エッジでは高い値を有する）。これは、理想的な状況における身体のMRイメージとして期待されるかなり良いモデルである。勾配はより多くのポイントで非ゼロであり、実際のエッジ位置ではさらに小さい値をとるため、任意のぶれまたはゴーストが勾配のエントロピーを増加させるであろう。1つの位相コード化による好ましいコスト関数、または測定基準（ $F_1$ ）によって、その方向に沿った一次元勾配演算子が適用された後、この勾配のエントロピーが計算される。

【0029】

【数5】

$$F_1 = -\sum_{ij} h_{ij} \log_2[h_{ij}] \quad (1)$$

【0030】

ここで、

【0031】

【数6】

$$h_{ij} = \sum_{ij} \left( \frac{\left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|}{\sum_{ij} \left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|} \right) \quad (2)$$

【0032】

$g_{ij}$  = 行*i*と列*j*に位置するイメージ画素での値

【0033】

別の好ましい測定基準は、同様に非常に良い結果をもたらすイメージの勾配の正規化分散である。この場合、一次元勾配演算子 $g_{ij}$ が適用され、結果が正規化されてからコスト関数 $F_2$ に従って2乗される。

【0034】

【数7】

$$F_2 = \sum_{ij} \left( \frac{\left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|}{\sum_{ij} \left| \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} * g_{ij} \right|} \right)^2 \quad (3)$$

10

【0035】

好ましい実施態様の説明

最初に図1を参照すると、本発明を取り入れた好ましいMRIシステムの主要な構成要素が示される。システムの操作は、オペレータコンソール100から制御される。オペレータコンソール100には、キーボードとコントロールパネル102、およびディスプレイ104などが含まれる。コンソール100は、リンク116を通じて別のコンピュータシステム107とコミュニケーションするため、オペレータはスクリーン104上でイメージの作成と表示を制御することができる。コンピュータシステム107には、バックプレーンを通じて互いにコミュニケーションするいくつかのモジュールが含まれる。これらには、イメージプロセッサモジュール106、CPUモジュール108、メモリモジュール113などが含まれる。メモリモジュール113は、当該技術ではイメージデータアレイを格納するためのフレームバッファとして知られる。コンピュータシステム107は、イメージデータとプログラムを保存するためのディスク記憶装置111とテープドライブ112にリンクされており、かつ高速シリアルリンク115を通じて別のシステムコントロール122とコミュニケーションする。

20

【0036】

システムコントロール122には、バックプレーンによって一緒に接続される一連のモジュールが含まれる。これらには、CPUモジュール119とパルス発生器モジュール121が含まれる。パルス発生器モジュール121は、シリアルリンク125を通じてオペレータコンソール100と接続する。システムコントロール122が、実行すべきスキャンシーケンスを示すコマンドをオペレータから受け取るのは、このリンク125を通じてである。パルス発生器モジュール121は、システム構成要素を動作させて所望のスキャンシーケンスを実行する。それは、発生させるRFパルスのタイミング、強度、および形状、ならびにデータ取得ウィンドウのタイミングと長さを示すデータを生成する。パルス発生器モジュール121は、一連の勾配増幅器127と接続して、スキャン中に発生する勾配パルスのタイミングと形状を示す。さらに、パルス発生器モジュール121は、生理学的取得コントローラ129から患者データを受信する。生理学的取得コントローラ129は、患者に接続されたいくつかの異なるセンサーから信号を受信する。これらの信号には、電極からのECG信号またはベローからの呼吸信号などがある。最終的には、パルス発生器モジュール121は、スキャンルームインタフェース回路133と接続する。スキャンルームインタフェース回路133は、患者および磁気システムの状態と対応した様々なセンサーからの信号を受信する。患者位置合わせシステム134がスキャンのために患者を所望の位置に動かすコマンドを受信するのも、スキャンルームインタフェース回路133からである。

30

40

【0037】

パルス発生器モジュール121によって生成された勾配波形は、増幅器 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ を含む勾配増幅器システム127に加えられる。各勾配増幅器は、一般に139として示されるアセンブリ内で、対応する勾配コイルを励起して、取得された信号の位置コード化に使用する磁場勾配を生成する。勾配コイルアセンブリ139は、分極マグネット140と全身RFコイル152を含むマグネットアセンブリ141の一部を構成する。システムコントロール122にあるトランシーバモジュール150はパルスを発生させる。これらのパルスは、RF増幅器151によっ

50

て増幅され、送信/受信スイッチ154によってRFコイル152と結合される。患者内で励起された核によって放射された結果の信号は、同じRFコイル152によって感知され、送信/受信スイッチ154によってプリアンプ153に結合される。増幅されたNMR信号は、トランシーバ-150の受信機部分で復調、濾波、およびデジタル化される。送信/受信スイッチ154はパルス発生器モジュール121からの信号によって制御され、送信モード中はRF増幅器151をコイル152に電氣的に接続し、受信モード中はプリアンプ153を接続する。送信/受信スイッチ154は、さらに別個のRFコイル（例えば、ヘッドコイルまたは表面コイル）を送信モードまたは受信モードのいずれかで使用できるようにする。

【0038】

RFコイル152によって受信されるNMR信号は、トランシーバ-モジュール150によってデ  
ジタル化され、システムコントロール122内のメモリモジュール160に転送される。スキャン  
が完了して、メモリモジュール160でデータの全体のアレイが取得されたとき、アレイ  
プロセッサ161が作動してデータをイメージデータのアレイにフーリエ変換する。このイ  
メージデータは、シリアルリンク115を通じてコンピュータシステム107に伝達され、そこ  
でディスクメモリ111に格納される。オペレータコンソール100から受信されたコマンドに  
対応して、このイメージデータをテープドライブ112に格納したり、またはイメージプロ  
セッサ106によってさらに処理して、オペレータコンソール100に伝達してからディスプレ  
イ104上に表示することもできる。

【0039】

トランシーバ-150のさらに詳細な説明については、米国特許No.4,952,877およびNo.4,  
992,736（参照して本明細書の記載の一部とする）を参照することができる。

【0040】

自動補正方法は、図1のMRIシステムによって取得されたkスペースイメージデータセッ  
ト内のイメージアーティファクトを減少させるために用いられる。特に図2を参照すると  
、プロセスブロック200で示されるようにkスペースイメージデータセットが取得された後  
、プロセスブロック202で示されるようにkスペースビューの初期ブロックが補正のために  
選択される。好ましい実施態様では、この初期ブロックの中で64のビューが選択される。  
このブロックのビューは、その後、プロセスブロック204に示されるように、初期運動見  
積りに基づいて位相がシフトされる。次に、変更されたkスペースデータセットは、プロ  
セスブロック206に示されるように、イメージ作成のためにフーリエ変換される。さらに  
、プロセスブロック208に示されるように、この再構築されたイメージと上述した勾配測  
定基準 $F_1$ のエントロピーを使用してイメージ測定基準が計算される。

【0041】

計算された測定基準 $F_1$ が決定ブロック210で決定されたあらかじめ設定された許容誤差  
の範囲内ある場合、64個のビューから構成されるブロックが補正されており、プロセスブ  
ロック212で示されるように次の64個のビューから構成されるブロックが選択され、この  
プロセスが繰り返される。そうでなければ、このブロックに対する運動見積りはプロセス  
ブロック214で調整されて、プロセスが繰り返され、対応する調整された位相シフトによ  
ってイメージ測定基準が評価される。

【0042】

kスペースビューのすべてのブロックは、kスペースの中心で開始して外側に向かって動  
作していく位相で個別に調整される。決定ブロック216で決定されるように最後のブロッ  
クが補正されたとき、ブロックサイズはプロセスブロック218に示されるサイズに縮小さ  
れ、システムはプロセスブロック202に分岐して戻ってさらに小さなブロックサイズにつ  
いて各ステップを繰り返す。プロセスは繰り返され、決定ブロック220で決定されたとお  
りに最小のブロックサイズが処理されるまでブロックサイズは縮小される。好ましい実施  
態様では、各繰り返しの後にブロックサイズは2分割され、最小ブロックサイズはビュー1  
つである。次に、補正されたkスペースデータセットは、プロセスブロック222に示される  
ように、最適イメージの再構築のためにフーリエ変換される。

【0043】

10

20

30

40

50

自動補正方法は、運動の1軸、2軸、または3軸上で使用できることが明らかでなければならぬ。この方法の数多くの臨床的応用では、処理が必要なのは運動の単一軸のみであることが判明した。これによって処理時間がかなり短縮される。例えば、運動が主として位相コード化方向に沿っている場合、自動補正方法が適用される前に、取得されたkスペースイメージデータセットについて、読み取り勾配方向に沿った一次元FFTを一度実行することができる。プロセス204における位相補正は、このハイブリッドスペースデータセットについて行われる。また、プロセス206におけるフーリエ変換は、位相コード化勾配方向に沿った一次元FFTである可能性がある。

【0044】

さらに、数多くの臨床的応用では、再構築されたイメージのわずかな部分のみが臨床的に重要である。自動補正方法は、プロセスブロック208におけるイメージ測定基準を、選択された関心とされる領域でのみ評価するために、この状況で変更することができる。すなわち、オペレータは関心とされる領域で画素を識別して、イメージ測定基準はこれらの画素についてのみ計算される。これによって処理時間が短縮され、場合によっては重要な領域における結果としてのイメージが改善される。また、これにより、イメージの異なる領域において運動が異なっているイメージの補正が可能になる。そのような場合、この自動補正方法を使用して各領域を個別に補正することができる。例えば、運動が複雑でない場合のMR血管造影法では、このタイプの簡単で非全体的運動を補正することができる。

【0045】

例えば、完結したイメージには、測定基準を計算するたびにフーリエ変換しなければならない256列の画素が含まれる場合がある。オペレータによって選択された領域が64列の画素のみに及ぶ場合、評価が繰り返されるごとにフーリエ変換する必要があるのはそれらの64列のみである。これによって、処理時間が1/4に短縮される。

【0046】

オリジナルのイメージは、マギー (McGee) 他によって説明されたナビゲータ研究のデータセット (Radiology 205、341~354ページ、1997年) から無作為に選択された。これらのイメージは、1-Dと2-Dの両方の方法によって自動補正された(1-Dは上腕頭にわたる64列を使用した)。計算時間は、2-Dの方法についてはおよそ30分であり、1-Dの方法については8分であった。オリジナルのイメージ、自動補正されたイメージ、およびナビゲータが補正したイメージは、フィルム上に印刷され、4人の放射線専門医によって評価された。放射線専門医は、1-D、2-Dおよびナビゲータが補正したイメージのそれぞれについてオリジナルイメージに対する改良の程度を評価するように依頼された。表1に結果を示す。1-Dの自動補正方法は、ほぼ2-Dの方法と同程度に首尾良く実行し、それらの方法の両方とも画質をかなり改善する(ただし、これはナビゲータが運動の測定を実際に試みてイメージを補正したほどではない)。

【0047】

【表1】

10

20

30

表 1

補正技術に関する観察者評価の平均

観察者	1-D	2-D	ナビゲータエコー	
	自動補正	自動補正		
放射線専門医#1	0.77	0.75	0.91	
放射線専門医#2	0.86	0.93	1.32	10
放射線専門医#3	0.52	0.52	0.77	
<u>放射線専門医#4</u>	<u>0.64</u>	<u>0.59</u>	<u>0.82</u>	
平均	0.70	0.70	0.95	

表 1. 25 個の肩のイメージに対する各技術ごとの改善の平均であり、尺度は以下のとおり：

-1 = 劣化

0 = 変化なし

1 = 目に見える改善

2 = 劇的な改善

#### 【 0 0 4 8 】

本発明の自動補正方法が、要求の厳しい臨床的応用における運動補正の実用的な技術であることを示した。ここに提示される方法では、MRIシステムからの生の（複雑な）データのみを使用する。必要とされる処理時間はほんの数分であり、動きアーティファクトがかなり減少する。その際、スキャン時間を増加させずにナビゲータエコー技術とほぼ同様に首尾良く実行する。さらに、この方法は、以前に取得されたデータセットに遡って適用することができる。その場合、上述した他のアーティファクト減少方法のいずれかを使用して取得したか否かは問題ではない。この方法は、2-Dと3-Dの並進および回転運動の両方に適用することができ、上述したように、補正を1つの軸で一度に行うことができる。

#### 【 0 0 4 9 】

本発明は、その他のMRエラーの補正にも使用することができる。例えば、エコー平面イメージング法（EPI）を使用した取得における勾配の非理想的な性質によって引き起こされるエラー、または心臓ゲーティングを使用してイメージングを行うときのTRの変化による彩度変化を補正することができる。

#### 【 0 0 5 0 】

この方法は、その他のイメージング物理療法で使用することもできる。それらのイメージング物理療法では、一定の期間にわたって複数のビューまたは投射が取得され、電子線またはエックス線CTなどのイメージの再構築に使用される。これらのビューまたは投射は調整することができ、画質に関する結果は、MRイメージに関して上述したのと同様の方法で評価して最適化することができる。

#### 【 0 0 5 1 】

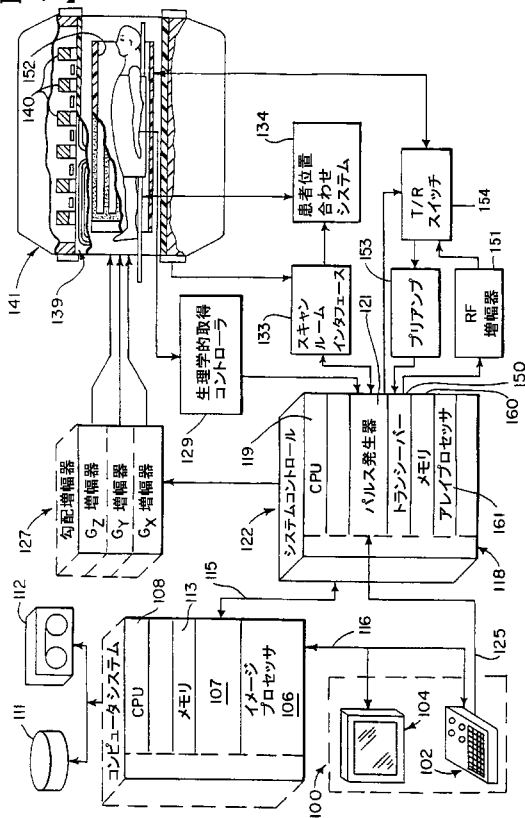
さらに、本発明では、自動補正をイメージ全体に一括して施すだけでなく局所的にも施すことができる。したがって、イメージ内の局部領域を別個に補正することによって処理時間をさらに短縮できるとともに、その領域内の特定の運動に合わせた補正を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

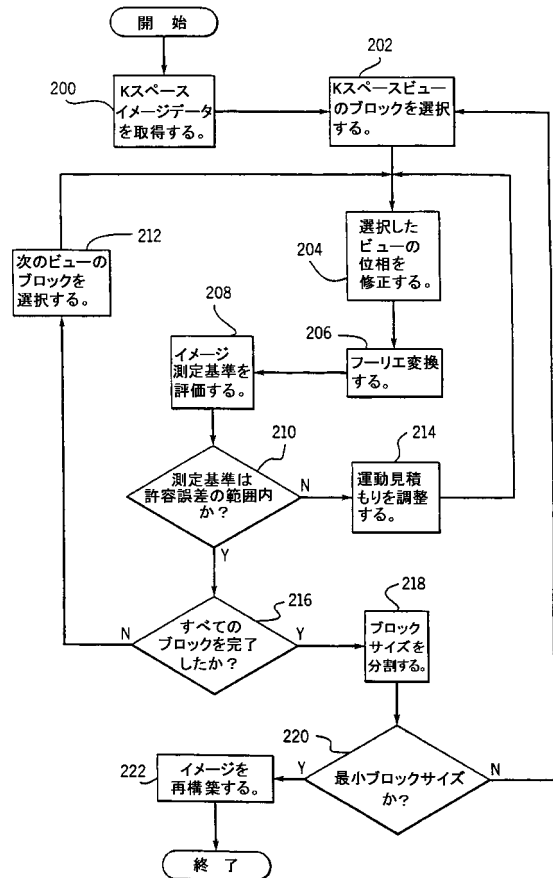
【図1】 図1は、本発明を使用するMRIシステムのブロック図である。

【図2】 図2は、図1のMRIシステムによって使用される好ましい自動補正方法のフローチャートである。

【図1】



【図2】



---

フロントページの続き

(72)発明者 イーマン, リチャード エル.  
アメリカ合衆国 55902 ミネソタ州, ローチエスター, トランジット コート サウス  
ウエスト 2212

審査官 脇岡 剛

(56)参考文献 特開平04-178782(JP,A)  
国際公開第98/001828(WO,A1)  
ATKINSON,D. HILL,D.L.G. et al ,Automatic Correction of MotionArtifacts in Magnetic Re  
sonance Images Using an Entropy Forcus , IEEE Transaction on Medical imaging , 米国 , IEE  
E , 1997年12月 , Vol.16,No.6 , 903-910  
杉山秀雄,野原功全,田中栄一, ECT用逐次近似型画像再構成法の基礎的研究,特別研究「重  
粒子線等の医学利用に関する調査研究」,日本,放射線医学総合研究所,1990年 3月, N  
IRS-R-19,162-169

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, DB名)

G06T 1/00 290

G06T 5/00 300

G06T 5/10

A61B 5/055

G01R 33/32

G01N 24/02

JICSTファイル(JOIS)