

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5377838号  
(P5377838)

(45) 発行日 平成25年12月25日(2013.12.25)

(24) 登録日 平成25年10月4日(2013.10.4)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B	5/05	3 8 2
A 6 1 B	5/05	3 1 1
A 6 1 B	5/05	3 7 6

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願2007-159292 (P2007-159292)

(22) 出願日

平成19年6月15日(2007.6.15)

(65) 公開番号

特開2008-307287 (P2008-307287A)

(43) 公開日

平成20年12月25日(2008.12.25)

審査請求日

平成22年6月7日(2010.6.7)

(73) 特許権者 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(72) 発明者 板垣 博幸

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディ

コ内

(72) 発明者 西原 崇

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

株式会社日立メディ

コ内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

静磁場発生手段と、傾斜磁場発生手段と、高周波磁場発生手段と、被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する複数の受信コイルを含む信号検出手段と、

検出された核磁気共鳴信号に対して演算処理を行いプロジェクションデータの作成並びに画像を再構成する画像再構成手段と、

上記傾斜磁場発生手段、上記高周波磁場発生手段、上記信号検出手段及び上記画像再構成手段の動作を制御する制御手段と、

を備え、

上記制御手段は、

呼吸モニターシーケンスと画像化シーケンスとを含む撮影シーケンスに基づいて上記核磁気共鳴信号の検出を制御し、

複数のスライスの内で、プロジェクションデータにおける脂肪の呼吸による位置変動量が最大になるスライスを決定し、

上記決定したスライスから上記呼吸モニターシーケンスにより検出された上記核磁気共鳴信号のプロジェクションデータに基づいて、上記画像化シーケンスにおける上記受信コイルの選択と該選択した受信コイル毎に上記画像の再構成に使用する上記核磁気共鳴信号の選択を行い、

上記画像再構成手段は、上記選択された核磁気共鳴信号を用いて上記画像の再構成を行う

ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記制御手段は、上記決定したスライスのプロジェクトデータにより呼吸動の大小領域を判定し、該判定した呼吸動の大きい領域の信号を除去するように再構成画像の信号強度を重み付けする空間フィルタを決定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記制御手段は、上記呼吸による位置変動が所定範囲内か否かを判断し、該位置変動が所定範囲内となった計測回数に基づいて、上記複数の受信コイルの内の一つ以上を選択して、該選択した受信コイル毎に上記画像の再構成に用いる核磁気共鳴信号の積算回数を制御することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。 10

【請求項 4】

請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、表示手段を備え、

上記制御手段は、上記呼吸による位置変動を検出するためのスライスを決定するために、上記被検体の所定領域の脂肪を示す画像を上記表示手段に表示させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記画像再構成手段は、リードアウト方向を A P 方向として検出した核磁気共鳴信号を用いて上記プロジェクトデータを得ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（M R I 装置）に係り、特に呼吸モニタ併用撮影技術に関する。

【背景技術】

【0002】

M R I 装置を用いた胸部・腹部の撮影において、モニタ信号を用いて呼吸周期を検出することにより、呼吸周期と同期して撮影を実施する技術が適用されている。この呼吸同期撮影を適用する撮影法の例として、例えば、特許文献 1 に記載された技術がある。 30

【0003】

特許文献 1 に記載された技術は、被検者の呼吸を検出する呼吸検出手段と、呼吸検出手段によって検出された呼吸状態を被検者に表示する手段とを備え、被検者が、表示された呼吸状態に基づいて自らの呼吸状態を調整できるようにし、呼吸同期撮影を能率よく行なうというものである。

【0004】

呼吸動を検出するための技術としては、横隔膜ナビゲーターシーケンスがあるが、これは、横隔膜を含む肝臓の上端から M R 信号（横隔膜ナビ信号）を発生させるものである。横隔膜ナビ信号は、代表的なモニタ信号であり、横隔膜ナビ信号に一次元フーリエ変換を施したプロジェクトデータを用いて、横隔膜の位置を同定することができる。そして、一定の時間間隔で横隔膜ナビゲーターシーケンスを実行し、得られた上記プロジェクトデータによって横隔膜位置の時間変動を追尾することにより、呼吸周期が判断される。 40

【0005】

画像化シーケンスで取得された M R 信号は、横隔膜位置に従って以下の様に処理される。  
。

【0006】

すなわち、横隔膜位置の有効範囲は予め定められ、逐次検出される横隔膜位置が有効範

50

囲内の場合には、撮影シーケンスで取得されたMR信号を画像再構成に適用し、範囲外の場合には取得されたMR信号を画像再構成に適用しない。

【0007】

【特許文献1】特開2006-158762号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従来より、胸部、腹部のMR撮影において、横隔膜ナビゲータシーケンスを適用する場合は、モニタ信号取得のため肝臓上端にプリパルスを付与してしまう。そのため、肝臓の動きにより、画像が劣化する可能性があった。また、肝臓以外の部分が撮影対象であれば画質劣化の影響は少ないが、肝臓そのものを撮影対象とする場合には、画質が劣化してしまう。このため、肝臓の動きの影響を受けることのない呼吸同期撮影法の開発が望まれていた。

【0009】

本発明の目的は、画質劣化が抑制された呼吸同期撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の磁気共鳴イメージング装置は、静磁場発生手段と、傾斜磁場発生手段と、高周波磁場発生手段と、被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、検出された核磁気共鳴信号に対して演算処理を行いプロジェクションデータを生成するとともに、画像を再構成する画像再構成手段と、上記傾斜磁場発生手段、上記高周波磁場発生手段、上記信号検出手段及び上記画像再構成手段の動作を制御する制御手段とを備え、上記制御手段は、プロジェクションデータを用いて被検体の所定領域の脂肪の位置変動量を算出し、算出した脂肪位置変動量に従って、被検体の呼吸周期を検出するための部位を決定し、この決定した部位の画像により検出した呼吸周期に基づいて、被検体の撮影動作を制御する。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、画質劣化が抑制された呼吸同期撮影が可能な磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴信号処理方法を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について添付図面を参照し説明する。

【0013】

なお、本発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。また、本発明の実施形態として、拡散強調イメージング(Diffusion Weighted Imaging: DWI)を例として説明する。

【0014】

図1は、本発明が適用される磁気共鳴イメージング装置(MRI装置)の概略構成図である。図1において、101は静磁場を発生する磁石、102は患者などの被検体、103は被検体102を載せるベッド、104は高周波磁場(RFパルス)を被検体102に照射しエコー信号を検出するRFコイル(高周波磁場の送信とMR信号の受信を兼ねる)、105、106、107はそれぞれX方向、Y方向、Z方向のいずれかの方向にスライス選択、位相エンコード、周波数エンコードのいずれかの傾斜磁場を発生させるための傾斜磁場発生コイルである。

【0015】

また、108はRFコイル104に電源を供給するためのRF電源、109、110、111は、それぞれ各傾斜磁場発生コイル105、106、107に電流を供給するための傾斜磁場電源である。116はシーケンサであり、傾斜磁場電源109、110、111

10

20

30

40

50

1、R F 電源 108、シンセサイザ 112、変調装置 113、増幅器 114、エコー受信器 115などの周辺装置に命令を送信しMRI装置の動作を制御する。

#### 【0016】

また、117は撮影条件などのデータを格納する記憶媒体である。118は計算機であり、受信器 115から入力されたエコー信号と記憶媒体 117内のデータを参照して画像再構成を行う。そして、119は計算機 118で行った画像再構成結果を表示するディスプレイである。

#### 【0017】

なお、図1において、簡便化のためにRFコイルを送受信兼用として図示したが、送信用コイルと受信用コイルとをそれぞれを別個の物として搭載してもよい。また、受信コイルは、複数の受信コイルを並列化したマルチプルコイルとしてもよい。10

#### 【0018】

次に、図1に示したMRI装置を用いて被検体 102の撮影を行う場合の、動作手順の一例を説明する。

#### 【0019】

まず、オペレータにより指定された撮影条件に従い、シーケンサ 116は、所定のパルスシーケンスに則り、傾斜磁場電源 109、110、111に命令を送信し、傾斜磁場コイル 105、106、107により各方向の傾斜磁場を発生させる。これと同時に、シーケンサ 116は、シンセサイザ 112、変調装置 113に命令を送信してRF波形を生成し、RF電源 108により増幅されたRFパルスをRFコイル 104より発生し、被検体 102に照射する。20

#### 【0020】

被検体 102から発生したエコー信号は、RFコイル 104により受信された後、増幅器 114で増幅され、受信器 115で検波とA/D変換が行われる。検波の基準とする中心周波数は、事前に計測され、その値が記憶媒体 117に保持されているので、シーケンサ 116により読み出し、受信器 115にセットされている。A/D変換されたエコー信号は、計算機 118に送られて画像再構成処理が行なわれる。像再構成等の結果はディスプレイ 119に表示される。

#### 【0021】

図2は本発明の一実施形態における、撮影処理手順を示すフローチャートである。図2において、まず、複数のスライス位置の指定を含む撮影条件入力を行う(工程1)。次に、スタートボタン操作を行い、第1のプリスキヤンを実行する(工程2)。この第1のプリスキヤンは、マルチスライス型パルスシーケンスを用いて各スライスのRF照射強度や受信ゲインを調整するために行なわれる。30

#### 【0022】

本発明においては、更に、第2のプリスキヤンを実行して呼吸モニタシーケンスを実行する際のモニタ信号の検出位置が決定される(工程3)。この工程3における具体的な手順は次のとおりである。

#### 【0023】

この第2のプリスキヤンも、第1のプリスキヤンと同様に、マルチスライス型パルスシーケンスを用いて、工程1で設定した複数のスライス位置において、スライス毎の信号取得間隔が100ms～1秒程度となる様に各スライスからのMR信号を受信する(工程3-1)。この際、各スライスのリードアウト方向はAP方向(図3参照)が望ましい。工程3-1で受信した受信信号を一次元フーリエ変換してプロジェクションデータを作成し(工程3-2)、作成したプロジェクションデータの信号強度から、撮影対象のエッジを抽出する(工程3-3)。40

#### 【0024】

同ースライスのエッジの情報がモニタシーケンスの繰り返し時間TR間隔で得られるで、呼吸によるエッジの変動量を検出し(工程3-4)、エッジ変動量の大きな(最大の)スライスを特定する(工程3-5)。50

**【 0 0 2 5 】**

工程 3 - 5 で特定されたスライスの位置情報が呼吸モニタシーケンスにおけるスライス選択条件となる（工程 4）。本条件は、プリスキャン後に行われる本撮影において、呼吸モニタシーケンス実行時に適用される。次に、本撮影が実行される（工程 5）。撮影実行時には、呼吸モニタシーケンスとそれに引き続いて画像化シーケンスが実行される。呼吸モニタシーケンスではモニタ信号が取得され、取得したモニタ信号を用いてエッジ位置を検出する。以下、検出された位置が範囲内の場合をアクセプト、範囲外の場合をリジェクトと表現する。

**【 0 0 2 6 】**

アクセプト・リジェクトの結果に基づき、後続する画像化シーケンスでの制御を決定する。この制御に関する典型的な例は、受信コイルを選択して画像再構成に使用する M R 信号を選択することである。画像再構成に必要な M R 信号の取得が完了したかを判断し（工程 6）、完了した場合、撮影を終了する。10

**【 0 0 2 7 】**

以下、図 2 で示したフローに関して、更に詳細に説明する。

**【 0 0 2 8 】**

図 3 ( a ) はサジタル画像をスカウト画像として用いてスライス位置を指定した一例を示す図であり、図では 10 枚の撮影スライス面が指定されている。図 2 中の工程 3 で説明したモニタ信号の検出位置決定に関わる第 2 のプリスキャンでは、プリスキャンを実施するスライスを、図 3 ( a ) 中の画像化シーケンスでのスライス位置に一致させる。かつ、20  
プリスキャンでのリードアウト方向を A P 方向にする。

**【 0 0 2 9 】**

モニタ信号検出位置決定のための第 2 のプリスキャンシーケンスの例を図 3 ( b ) に示す。本シーケンスは、グラディエント・エコーのマルチスライスシーケンスであり、縦軸に示す R F は高周波磁場を、G s はスライス選択傾斜磁場、G p は位相エンコード傾斜磁場、G r はリードアウト傾斜磁場である。高周波磁場 R F 波形の横に表記した Freq.1、Freq.2 等は、各スライスに対する励起周波数を表現している。第 2 のプリスキャンでは、リードアウト傾斜磁場 G r の方向を A P 方向とし、図 3 ( b ) に示すように位相エンコード傾斜磁場 G p を印加せずに M R 信号が計測される。 freq.1、freq.2、... で示される各スライスから計測された M R 信号は、一次元フーリエ変換され、A P 方向のプロジェクトションデータとされる。30

**【 0 0 3 0 】**

プロジェクトションデータの解析処理の一例を図 4 に示す。図 4 ( a ) はある特定スライスについて取得されたプロジェクトションデータを時系列に配列したもので、横軸は時間、縦軸は A P 方向の位置を示す。図 4 ( a ) に示す棒グラフは一般にプロファイルと呼ばれ、その濃淡は信号強度を反映している。各プロジェクトションデータにおいて、被検者の背中側の脂肪と胸部・腹部側の脂肪の M R 信号が高強度で示され、エッジとして検出することができる。

**【 0 0 3 1 】**

図 4 ( a ) のように、ある特定スライスについてプロジェクトションデータを 10 ~ 20 程度取得し、そのプロファイルを観察することにより、そのスライスにおける呼吸による胸部・腹部の動きを、胸部・腹部側エッジの上下限として検出できる。胸部・腹部側エッジの上下限の検出には、各計測時刻の胸部・腹部側脂肪層の最高輝度点を抽出し、その上限と下限を求める方法を採用することができる。その上限と下限の差分が胸部・腹部側エッジの位置変動量であり、この位置変動量の大きいスライスほど、呼吸周期のモニタに適したスライスである。40

**【 0 0 3 2 】**

図 4 ( b ) は胸部・腹部側エッジの位置変動量をスライス毎に導出した結果をスライス順に配置したものである。図 4 ( b ) において、横軸はスライス番号、縦軸は A P 方向の位置である。図 4 ( b ) の 2 本の曲線は、それぞれ、プロジェクトションデータ取得期間に50

おける、胸部・腹部側エッジの上限と下限である。図4( b )に示す2曲線から当該スライスにおける位置変動量を導出すること、並びに導出された位置変動量をスライス間で比較し、位置変動量が最大となるスライスを特定することが可能である。

#### 【 0 0 3 3 】

なお、以上のプロジェクションデータの処理解析は計算機118において、予め組み込まれたソフトウェアにより実行される。

#### 【 0 0 3 4 】

以上の処理により、モニタ信号を取得するスライスを決定することができる。

#### 【 0 0 3 5 】

更には、決定されたスライスにおける胸部・腹部側エッジの上限と下限を含む領域（脂肪領域）を、モニタ信号取得のための励起部位とする。決定されたスライスから励起部位を指定する処理は、例えば、胸部・腹部側エッジの上限・下限の中間位置を中心点とし、円柱状、或いは直方体状のボリュームの体積を設定すれば良い。或いは、決定されたスライスにおけるプロジェクションの時間変動データ（図4( a )に相当）に対し、時間軸方向にフーリエ変換を施して周波数スペクトルを導出し、一般的な呼吸周期0.2~0.3Hzにピークの存在するAP方向位置を抽出し、モニタ信号励起部位としても良い。10

#### 【 0 0 3 6 】

上述した様に、モニタ信号取得部位決定に関わる処理は簡便なので、自動的に部位を決定することが可能である。或いは、図4( a )と図4( b )のグラフをディスプレイ119により操作者に提示し、操作者が部位を指定しても良い。20

#### 【 0 0 3 7 】

以上の様に指定されたモニタ信号の取得部位は、呼吸モニタシーケンスで適用されるRF波形テーブルなどを考慮し、呼吸モニタシーケンスの撮影条件に変換される。

#### 【 0 0 3 8 】

本発明に関わる撮影シーケンスの第一の例を図5( a )に示す。本シーケンスは、呼吸モニタシーケンス1と、後続する画像化シーケンスの撮影スライス面の核磁化、特に脂肪のMR信号を抑圧する反転パルスで構成されるプリパルスシーケンス2と、画像化シーケンス3とで構成される。

#### 【 0 0 3 9 】

プリパルスシーケンス2を実施後、反転時間TI経過後に画像化シーケンス3が実行される。30

#### 【 0 0 4 0 】

図5( a )に示す画像化シーケンス3は、スピンドルエコー(SE)型のシングルショットEcho Planar Imaging(EPI)法をベースの撮影法とし、その中にMPGパルスを付与したものである。一般的なDWIBSでは、診断には不要な脂肪の信号を除去するために、ケミカルシフトを利用して脂肪を選択的に励起するCHESS、或いは反転パルスのどちらか一方を適用する。静磁場均一度が低い場合は、断熱反転パルスに代表される反転パルスが、静磁場均一度が良好な場合はCHESSを適用する例が多い。

#### 【 0 0 4 1 】

本発明に関わるシーケンスの第一の例では、図5( a )に示した呼吸モニタシーケンス1において、図2中の工程3で導出したモニタ信号計測部位に含まれる脂肪からMR信号を発生させ、呼吸による位置変動を検出する。40

#### 【 0 0 4 2 】

呼吸モニタシーケンスとしては、モニタ信号計測部位の脂肪を選択的に励起するspectral-spatial法を適用することが望ましい。spectral-spatial法による励起の後、AP方向をリードアウト方向として傾斜磁場を印加してMR信号を取得する。

#### 【 0 0 4 3 】

図5( a )に示したプリパルスシーケンス2においても反転パルスを印加することにより脂肪のMR信号を抑圧するため、呼吸モニタシーケンス1のフリップ角は、低フリップ角であることが望ましい。これは、脂肪中に存在するプロトンの核磁化に対して、呼吸モ50

ニタシーケンス1と後続するプリパルスシーケンス2とで、二重にRFパルスを印加する影響を低減するためである。

#### 【0044】

呼吸モニターシーケンス1において取得されたMR信号は一次元フーリエ変換によりプロジェクトションデータとされる。これにより、モニタ信号計測部位の呼吸による位置変動が検出できる。なお、本図は、画像化シーケンス3におけるGs、Gp、Gr方向に合わせて符号を付けているため、呼吸モニタシーケンス1におけるリードアウト傾斜磁場はGp方向になっている。

#### 【0045】

本発明に関わる撮影シーケンスの第二の例を図5(b)に示す。本シーケンスは、プリパルスシーケンス4としてCHESSを適用し、脂肪抑圧とモニタ信号の取得を同時にを行うものである。すなわち、本プリパルスシーケンス4においては、CHESSのRFパルス印加後にリードアウト傾斜磁場を印加して呼吸モニタ用MR信号が取得されるが、その際、図2に示した工程3で決定したモニタ信号計測部位に近接する受信コイルを用いてMR信号が取得される。

#### 【0046】

これにより、モニタ信号計測部位からのMR信号を選択的に取得できるので、第一のシーケンス例と同様に、呼吸変動の観察を行うことが可能になる。取得されたモニタ信号の処理、及び画像化シーケンス3に関しては、第一のシーケンスの場合と同様である。

#### 【0047】

上述した撮影シーケンスの第一又は第二の例を用いて、胸部・腹部の脂肪からのMR信号を用いて呼吸性体動をモニタすることができる。モニタ信号のアクセプト・リジェクトの判断結果に応じて、画像化シーケンスを主な対象とした制御が行われる。本発明では、撮影シーケンス中の制御として、例えば以下の制御が行われる。

#### 【0048】

撮影シーケンス中の第一の制御例においては、モニタ信号を用いたアクセプト・リジェクトの判断結果に基づき、受信コイルのオン・オフに関わる制御を行う。ここで、オン・オフとは、MR信号を受信して画像再構成に使用するか否かを意味し、受信コイル毎にオン・オフを変更する。

#### 【0049】

呼吸による体動は、被検者の胸部・腹部領域で大きいのに対して、背中側では無視できる程度なので、胸部・腹部領域を対象部位とする受信コイルに対してオン・オフの制御を適用し、背中側に配置された受信コイルは常時オンとする。

#### 【0050】

上記制御を行う場合、画像再構成に適用するMR信号を受信した回数が、胸部・腹部側と背中側とで異なる。例えば、積算回数4回の計測において、リジェクトの割合が50%の場合、胸部・腹部側の領域は計測回数4回、背中側の領域は計測回数8回となる。オン・オフが発生する胸部・腹部側の受信コイルでは撮影条件として指定された積算回数が、常時オンの背中側の受信コイルに関しては延べ計測数が、それぞれの計測回数となる。これに対しては、コイル別に取得・積算されたMR信号を、各コイルの計測回数で割り算する。これにより、MR信号量が規格化され、計測回数の差異に起因するダイナミックレンジの違いが低減される。

#### 【0051】

次いで、規格化後のMR信号を用いて画像再構成して受信コイル毎の再構成画像を作成し、その後、受信コイル毎の再構成画像をマージして最終的な再構成画像とする。

#### 【0052】

上記マージに関わる処理は、マルチプルアレイ受信コイルを用いた撮影で一般的に行われている処理である。

#### 【0053】

撮影シーケンス中の第二の制御例においては、モニタ信号を用いたアクセプト・リジェ

10

20

30

40

50

クトの判断結果に基づき、再構成画像に適用する空間フィルタを変更する制御を行う。上述した第一の制御例が受信コイルのオン・オフにより胸部・腹部領域の信号から体動を除去したのに対し、第二の制御例では、受信コイルは常にオンとし、再構成後の画像に対してフィルタ処理を施し、胸部・腹部領域の信号を除去する。つまり、脂肪位置変動量が所定範囲内となった計測回数に従って空間フィルタが除去する信号を変更する。

#### 【0054】

上記フィルタは、例えば、図2に示した工程3に関わる処理で取得される図4(a)のデータを用いて、呼吸動が十分小さい領域を判断し、決定する。呼吸動の大小は、例えば、既に述べた様に、呼吸モニタ信号を時間軸方向にフーリエ変換して周波数スペクトルを導出して判断すれば良い。上記制御を行う場合、胸部・腹部側と背中側で空間フィルタの効果が異なるため、積算計測を行った場合には、単純な加算平均処理を適用することはできない。このため、空間フィルタの逆関数と、アクセプト・リジェクトの回数により重み付けし、加算平均処理を行う。

10

#### 【0055】

なお、上述した制御例は本発明を適用した場合の一例であり、本発明は説明した例に限定されるものではない。また、第一の制御例及び第二の制御例とも、モニタ信号を用いた判断でアクセプトの場合に後続する制御は同じである、例えば、位相エンコード印加量の変化、MR信号を保存するアドレス、MPGパルスの変更などが挙げられる。これらの制御については、従来技術と同様である。

#### 【0056】

20

以上のように、本発明によれば、被検者の胸部・腹部の脂肪により呼吸周期をモニタする技術を中心に、そのモニタ計測部位の自動設定技術、撮影シーケンス技術、モニタ信号のアクセプト・リジェクトの判断に後続する制御技術で構成されている。

#### 【0057】

これらの技術は、それぞれを単独に使用すること、併用することの何れも可能であり、単独使用の場合、或いは併用の場合に限定されるものではない。また、本発明の適用対象としてDWIを例に用いたが、本発明は呼吸同期を行う全ての撮影に対して適用することが可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0058】

30

【図1】本発明が適用されるMRI装置の概略構成図である。

【図2】本発明の一実施形態における、撮影処理手順を示すフローチャートである。

【図3】スライス位置を指定した一例及びモニタ信号検出位置決定のためのプリスキアンシーケンスの例を示す図である。

【図4】本発明におけるプロジェクションデータ及び胸部・腹部の変動量を示す図である。

【図5】本発明における撮影シーケンスの第一例及び第二例を示す図である。

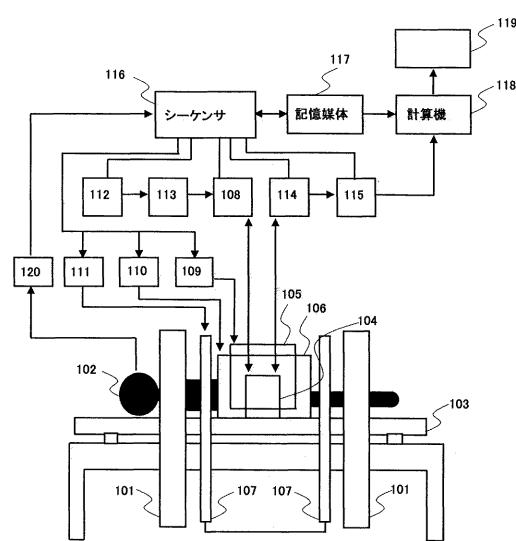
#### 【符号の説明】

#### 【0059】

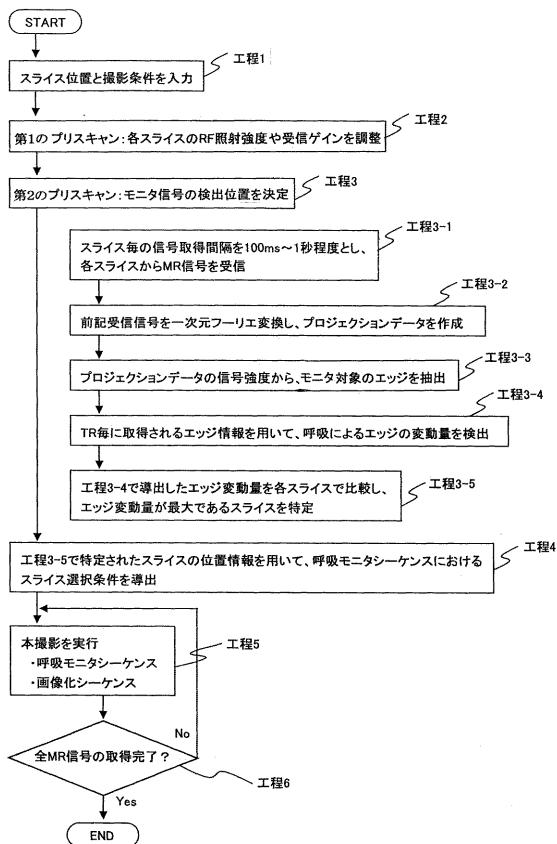
1 . . . 呼吸モニタシーケンス、2 . . . プリパルスシーケンス、3 . . . 画像化シーケンス、4 . . . プリパルスシーケンス(他の例)、101 . . . 静磁場発生磁石、102 . . . 撮影対象、103 . . . ベッド、104 . . . 高周波磁場コイル、105 . . . X方向傾斜磁場コイル、106 . . . Y方向傾斜磁場コイルノレ、107 . . . Z方向傾斜磁場コイル、108 . . . 高周波磁場電源、109 . . . X方向傾斜磁場コイル、110 . . . Y方向傾斜磁場コイル、111 . . . Z方向傾斜磁場コイル、112 . . . シンセサイザ、113 . . . 変調装置、114 . . . 増幅器、115 . . . エコー受信器、116 . . . シーケンサ、117 . . . 記憶媒体、118 . . . 計算機、119 . . . ディスプレイ

40

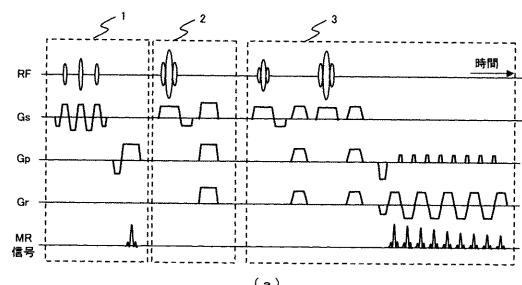
【図1】



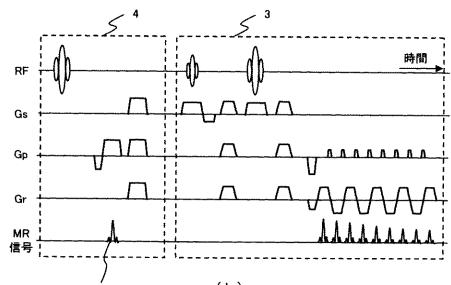
【図2】



【図5】



(a)



(b)

---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平3-184530 (JP, A)  
特開平6-189936 (JP, A)  
特開2000-296120 (JP, A)  
特開2004-57226 (JP, A)  
特開2006-314491 (JP, A)  
特開2006-320527 (JP, A)  
国際公開第2006/051911 (WO, A1)

Thanh D. Nguyen et al, Direct monitoring of coronary artery motion with cardiac fat navigator echoes, Magnetic Resonance in Medicine, Wiley-Liss, Inc., 2003年 8月, vol. 50, no.2, pp.235-241

Matt A. Bernstein et al, Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier Academic Press, 2004年, pp.457-461

M. M. Fung et al, Improvement in navigator echo displacement accuracy using a pre-saturation pulse, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 14, 2006年 5月, #2988

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B        5 / 055