

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010 年 5 月 27 日(27.05.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/058732 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/48 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/069269
- (22) 国際出願日: 2009 年 11 月 12 日(12.11.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2008-294274 2008 年 11 月 18 日(18.11.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 本間 義隆 (HONMA, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 磯部 正幸 (ISOBE, Masayuki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 常木 隆史 (TSUNEKI, Takashi) [JP/JP]

JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

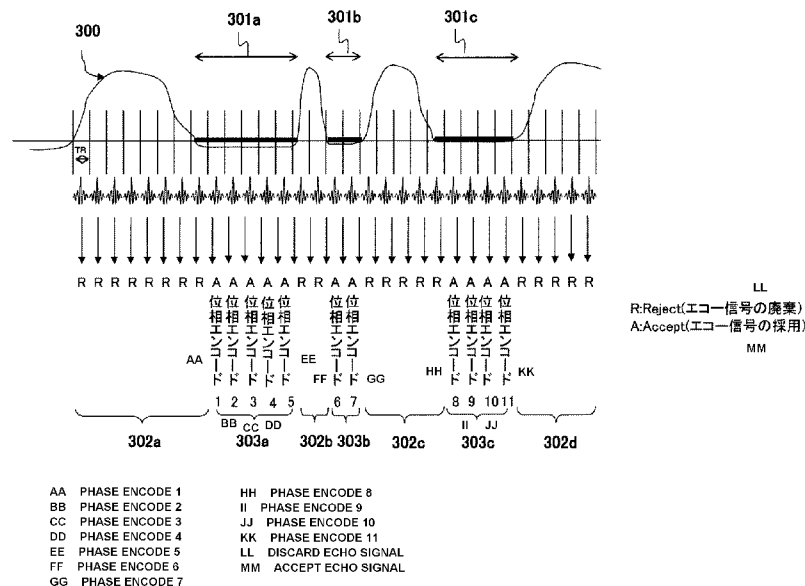
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法

[図3]



(57) Abstract: An image having a high imaging efficiency and few body movement artifacts can be acquired by detecting a measurement period for each cycle on the basis of body movement information for a plurality of cycles which was detected from a subject that makes cyclic body movements, and by controlling the number of echo signals to be measured according to the duration of the detected measurement period.

(57) 要約: 撮像効率が良く、体動アーチファクトの少ない画像を取得するために、周期的体動を有する被検者から検出された、複数周期の体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出し、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数を制御する。

WO 2010/058732 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検者中の水素や炭等からの核磁気共鳴(以下、「NMR」という)信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置における呼吸同期計測に関する。

背景技術

[0002] MRI装置は、被検者、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生するNMR信号(エコー信号)を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次元に或いは3次元的に画像化する装置である。撮像においては、エコー信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたエコー信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

[0003] 上記MRI装置で被検者を撮像すると、撮像中に被検者の体動が生じた場合には、その体動に起因するアーチファクトが画像に発生し、診断の障害となってしまう。被検者の体動の一種として呼吸動があり、呼吸動に基づくアーチファクトを排除するべく、色々な手法が採用されている。例えば、呼吸に同期して撮像を行う手法がある。この手法は、呼吸をモニタリングするための体動検出センサやナビゲーターエコー(navigator echo)を用いて呼吸時相、即ち呼吸に基づく腹壁面等の変位位置の検出を行い、所定の呼吸時相、即ち所定の変位位置で得られたエコー信号を用いて画像を再構成する。この呼吸同期撮像は、心電波形との同期と併用して行われることもある。

[0004] 呼吸をモニタリングするための体動検出センサを用いた呼吸同期撮像では、操作者が呼吸波形を視覚的に判断して、呼吸に応じて駆動されるトリガー信号から呼吸が安定するまでの遅延時間と、呼吸が安定している時間とを設定する。そして、この設定に応じて装置が、設定された呼吸安定時間内で収

まる時間分のパルスシーケンスを実行する。

- [0005] また、画像に混入する呼吸アーチファクトの低減策としては、例えば特許文献1に記載の方法がある。この方法は、呼吸による腹壁移動の加速度が最も低くなるタイミングで計測されるエコー信号が、 k 空間の低周波領域に配置されるように、位相エンコードの印加が制御される。この方法の時間効率化は、このような位相エンコード制御の無い通常撮像と同じであり、通常撮像と比べるとアーチファクトは少なくなる。

先行技術文献

特許文献

- [0006] 特許文献1：特開2008-148918号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 呼吸をモニタリングするための体動検出センサを用いた呼吸同期撮像では、上述したとおり、設定された呼吸安定時間内で収まる時間分のパルスシーケンスを実行することから、必然的に、呼吸安定時間内で繰り返されるパルスシーケンス回数及び計測されるエコー信号数は、呼吸周期に依らず一定となる。そのため、被検者の呼吸間隔が不規則な場合に、撮像時間が長くなり、非効率になってしまう可能性がある。なぜなら、体動アーチファクトの少ない画像を取得しようとする、不規則な呼吸安定時間の中で最小の呼吸安定時間に、一呼吸分のパルスシーケンスの実行時間を合わせなければならぬために、一呼吸時間内で計測できるエコー信号数が減少してしまうためである。さらに、いくら一呼吸分のパルスシーケンス実行時間を短くしても、不規則な呼吸により、呼吸が乱れたタイミングで計測されたエコー信号が k 空間の低周波領域に入り込むとアーチファクトが目立ってしまう。
- [0008] また、特許文献1に記載の方法では、呼吸が不安定な状態で計測されたエコー信号が k 空間の低周波領域に入り込む可能性があり、アーチファクト低減の度合いは、呼吸の状態に依存してしまうことになる。さらに、呼吸が不規則

な被検者の場合には、心電波形に同期して同一の呼吸時相の検出が困難となり、画質が安定しない上に撮像に多くの時間がかかってしまう可能性がある。つまり、撮像時間が心電波形の周期と呼吸安定度に依存してしまう。

[0009] そこで、本発明の目的は、磁気共鳴イメージング装置を用いた撮像において、不規則な体動があっても、撮像効率が良く、体動アーチファクトの少ない画像を取得することである。

課題を解決するための手段

[0010] 上記目的を達成するために、本発明の磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法は、周期的体動を有する被検者から検出された、複数周期の体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出し、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数を制御する。

[0011] 具体的には、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、自由呼吸する被検者の周期的な体動情報を検出する体動検出部と、所定のパルスシーケンスに基づいて、体動情報に応じて、被検者から所定の位相エンコードのエコー信号を計測する計測制御部と、エコー信号を用いて被検者の画像を再構成する演算処理部と、画像を表示する表示部と、を備え、演算処理部は、複数周期の体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出し、計測制御部は、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数を制御することを特徴とする。

[0012] また、本発明の磁気共鳴イメージング方法は、自由呼吸する被検者の周期的な体動情報を検出する体動検出ステップと、複数周期の体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出するステップと、所定のパルスシーケンスに基づいて、体動情報に応じて、被検者から所定の位相エンコードのエコー信号を計測する計測ステップと、を備え、計測ステップでは、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数が制御されることを特徴とする。

発明の効果

[0013] 本発明の磁気共鳴イメージング装置及び磁気共鳴イメージング方法によれ

ば、体動の安定度に依存せずに同一の体動時相での計測が可能となる。その結果、不規則な体動があっても、撮像効率が良く、体動アーチファクトの少ない画像を取得することが可能になる。

図面の簡単な説明

- [0014] [図1]本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図
- [図2]呼吸が規則的な場合の呼吸波形の一例と、本発明に係る呼吸同期撮像の第1の実施形態を説明する図
- [図3]呼吸が不規則的な場合の呼吸波形の一例と、本発明に係る呼吸同期撮像の第1の実施形態を説明する図
- [図4]本発明の第1の実施形態に係る処理フローを表すフローチャート
- [図5]呼吸が不規則的な場合の呼吸波形の一例と、本発明に係る呼吸同期撮像の第2の実施形態を説明する図
- [図6]呼吸波形を解析して得られるヒストグラムの一例を示す図
- [図7]呼吸波形上で、平坦期間を選択するための閾値を設定するGUIの一例を示す図
- [図8]本発明に係る呼吸同期撮像の進行状況を表示する表示例を示す図
- [図9]呼吸が不規則的な場合の呼吸波形の一例と、本発明に係る呼吸同期撮像の第3の実施形態を説明する図

発明を実施するための形態

- [0015] 以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、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。
- [0016] 最初に、本発明に係るMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検者の断層画像を得るもので、図1に示すように、MRI装置は静磁場発生部2と、傾斜磁場発生部3と、送信部5と、受信部6と、演算処理部7と、計測制御部4と、を備えて構成される。
- [0017] 静磁場発生部2は、垂直磁場方式であれば、被検者1の周りの空間にその体

軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検者1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

[0018] 傾斜磁場発生部3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX, Y, Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成る。後述の計測制御部4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10が駆動されることにより、X, Y, Zの3軸方向の傾斜磁場 G_x , G_y , G_z が、被検者1が横たわる静磁場空間に印加される。撮像時には、スライス面(撮像断面)に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G_s)が印加されて被検者1に対するスライス面が設定され、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス(G_f)とが印加されて、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報がエンコードされる。

[0019] 送信部5は、被検者1の生体組織を構成する原子の原子核スピンのNMR現象を誘起するために、被検者1に高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスが、計測制御部4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調され、この振幅変調された高周波パルスが高周波増幅器13で増幅された後に、被検者1に近接して配置された高周波コイル14aに供給されることにより、RFパルスが被検者1に照射される。

[0020] 受信部6は、被検者1の生体組織を構成する原子核スピンのNMR現象により放出されるエコー信号を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル)14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射されたRFパルスによって誘起された被検者1の応答のエコー信号が被検者1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、計測制御部4からの指令によるタイミングで、直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D

変換器17でデジタル量に変換されて、エコーデータとして演算処理部7に送られる。

[0021] 計測制御部4は、ある所定のパルスシーケンスに基づいて、傾斜磁場発生部3、送信部5、および受信部6を制御して、RFパルスと傾斜磁場パルスの印加と、エコー信号の計測とを、繰り返す制御手段である。計測制御部4は、CPU8の制御で動作し、被検者1の断層画像の再構成に必要なエコーデータ収集に必要な種々の命令を傾斜磁場発生部3、送信部5、および受信部6に送って、これらを制御する。

[0022] 演算処理部7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、CPU8と、光ディスク19や磁気ディスク18等の外部記憶装置と、ディスプレイ20と、から成る。受信部6からのエコーデータがCPU8に入力されると、CPU8内のK空間に対応するメモリに、このエコーデータが記憶される(以下、エコー信号またはエコーデータをK空間に配置する旨の記載は、エコーデータがこのメモリに書き込まれて記憶されることを意味する。そして、K空間に配置されたエコーデータをK空間データという)。そして、CPU8はこのK空間データに対して、信号処理、画像再構成等の演算処理を実行し、その結果である被検者1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置に記録する。

[0023] 操作部25は、操作者からの、MRI装置の各種制御情報や上記演算処理部7で行う処理の制御情報の入力を受け付け、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

[0024] また、本発明に係るMRI装置は、被検者に装着又は近傍に配置されて、被検者の体動を検出する体動センサと、体動センサからの信号が入力されて、被検者の体動情報を検出する体動検出ユニット26を備える。そして、体動検出ユニット26で検出された体動情報は、計測制御部4を介してCPU8に入力される。

[0025] 例えば、呼吸に基づく腹壁面の位置変動を検出する体動検出センサの例として、腹部に腹壁面に応じて伸縮する空中ベローズを装着し、その空中ベローズ内部の空気圧を検出する空気圧センサを用いることができる。ベローズの伸縮に応じてベローズ内部空気圧が変動するので、この空気圧により腹壁面の位置変動を間接的に検出することができる。或いは、超音波を腹壁面に照射して、反射波の検出に要する時間から腹壁面の位置変動を検出する超音波センサでも良い。

[0026] なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検者1が挿入される静磁場発生部2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検者1に対向して、水平磁場方式であれば被検者1を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検者1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

[0027] 現在のMRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検者の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

[0028] <第1の実施形態>

次に、本発明のMRI装置及びMRI方法についての第1の実施形態を説明する。本実施形態は、複数周期の体動情報に基づいて、体動の安定期間を検出し、各安定期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数を制御する。以下、体動として呼吸動を例にして、本実施形態を詳細に説明するが、本発明及び本実施形態は呼吸動に限定されることはない。最初に本実施形態の概要を説明し、次に、実施形態の処理フローを詳細に説明する。

[0029] 本実施形態の概要は次の通りである。

本実施形態を実行するに際し、事前に操作者は、被検者をテーブルに搭載し、体動検出センサを被検者に装着して、被検者の所望の撮像部位が磁場中心に位置するように、テーブルを移動させる。この事前準備期間中と次の本

計測期間中では、被検体は息止めすることなく自由呼吸をしているものとする。即ち、本発明及び本実施形態は被検者に息止めを強要するものではない。

[0030] 体動検出センサからの信号は、体動検出ユニット26に入力される。被検者の所望の撮像部位が磁場中心に配置されると、CPU8は、本計測を実施する前に、体動検出ユニット26から入力される被検者の呼吸波形を複数周期に亘ってモニタリングし、複数周期の呼吸波形の解析を行う。そして、CPU8は、呼吸波形の内から検出すべき呼吸安定期間、即ち呼吸波形の平坦期間(つまり、エコー信号の計測期間)を決定する。

[0031] 図2と図3に、体動検出ユニット26から入力された被検者の呼吸波形の一例を示す。図2は呼吸が規則的な被検者の呼吸波形200の一例を示し、図3は、呼吸が不規則な被検者の呼吸波形300の一例を示す。共に、被検者の周期的な呼吸に伴い、腹壁面が垂直方向に周期的に上下することを示している。図2と図3に示す呼吸波形は、縦軸が腹壁面の垂直方向の変位位置を表し、横軸は時間を表す。縦軸の上側が息を吸い込んで腹部が膨らみ腹壁面が上昇した状態に対応し、縦軸の下側が息を吐いて腹部が凹んで腹壁面が下降した状態に対応する。また、腹壁面の位置があまり変化しない呼吸安定期間である平坦期間は、呼吸が規則的な図2では複数周期に亘ってほぼ同じ時間間隔となっており、201a, 201bが平坦期間である。一方、呼吸が不規則な図3では301a, 301b, 301cが平坦期間であり、複数周期の内で異なる時間間隔となっている。また、これらの平坦期間の間の期間は腹壁面が急速に変位する非平坦期間となる。

[0032] 本実施形態では、平坦期間の長さ応じて、計測するエコー信号の数を変え、計測するエコー信号に印加する位相エンコードも制御する。その結果、従来よりも時間的に効率良く画像再構成に必要なエコー信号を計測することができるようになる。すなわち、従来の呼吸同期撮像では、1回の呼吸周期において計測するエコー信号数を一定(例えば4つ)としていたため、図3のように呼吸が不規則な被検者の場合には、1回目の平坦期間301aでは一定数のエコー信号の計測には時間が余りすぎ、2回目の平坦期間301bでは同じ一定数のエコー

一信号の計測には時間が足りないことになる。しかしながら、本実施形態は、平坦期間の長さに応じて、計測するエコー信号の数を異ならせる。好ましくは平坦期間の全期間を使って最大可能数のエコー信号を計測する。そのため、時間を効率良く使って画像再構成に必要なエコー信号を計測することができる。

[0033] (呼吸波形の平坦期間の決定方法)

次に、呼吸波形の平坦期間の決定方法を説明する。最初に、第1の決定方法として、呼吸波形の値の度数分布を表すヒストグラムを用いる方法を説明する。

[0034] CPU8は、図2に示した様な呼吸波形を用いて、呼吸波形の値の度数分布、即ち腹壁面に垂直な方向(以下 z 方向)についての腹壁面の位置頻度を表すヒストグラムを作成する。ヒストグラムの一例を図6に示す。図6に示すヒストグラムの横軸は、呼吸に伴う腹壁面位置の z 方向の変位を、その最低値から最高値までの間を所定の間隔で量子化して表している。つまり、0(ゼロ)は z 方向の腹壁面位置の最低位置、144は z 方向の腹壁面位置の最高位置に対応しており、間の値は、それぞれ腹壁面の中間位置に対応している。ヒストグラムの縦軸は、呼吸の1周期内で、 z 方向の腹壁面の各位置の発生頻度を表している。一般的に、呼吸周期において、息を吐いて z 方向の腹壁面位置の低い状態の期間が、息を吸って z 方向の腹壁面位置が高い状態の期間よりも長いので、ヒストグラムでは左側の低腹壁面位置の方が高頻度となる。

[0035] 上述のような呼吸波形の値の度数分布を表すヒストグラムを作成した後、CPU8は、作成したヒストグラムより、息を吐いた状態に対応する呼吸波形の範囲、すなわち呼吸波形の値が低い範囲で、最も度数が多い呼吸波形の値601を検出する。そして、CPU8は、601を中心としヒストグラムの左右双方向に、所定の度数を有する呼吸波形の値の範囲を呼吸安定状態として選択し、この呼吸安定状態の期間をエコー信号の計測期間として選択する。以後、この期間を平坦期間という。具体的には、601から右側、即ち呼吸波形の値の大きい方で、所定の度数を有すると共に所定の幅 β の所に位置する度数に対応する呼

吸波形の値を上端閾値602とし、601から左、即ち呼吸波形の値の小さい方で、所定の度数を有すると共に所定の幅 α の所に位置する度数に対応する呼吸波形の値を下端閾値603として決定し、間に挟まれる呼吸波形の値の範囲を呼吸波形の平坦期間とする。なお、 α を601から呼吸波形最小値までとし、さらに β を0として、呼吸波形最小値から601までを呼吸波形の平坦期間としても良い。

以上までが呼吸波形の平坦期間の第1の決定方法の説明である。

[0036] 次に、呼吸波形の平坦期間の第2の決定方法について説明する。第2の決定方法は、操作者が呼吸波形上で直接平坦期間を選択する方法である。図7は、操作者による呼吸波形の平坦期間の選択のためのGUI(グラフィカルユーザーインターフェース)の一例を示す。ディスプレイ20上に表示された呼吸波形700上に、平坦期間の範囲を選択するための上限閾値を表すバー701と下限閾値を表すバー702とが重ねて表示される。操作者は、トラックボール又はマウス23を用いて、これらのバー701と702の上下方向の位置を調整して設定することにより、それぞれ上限閾値と下限閾値が設定される。CPU8は、呼吸波形の値が、設定されたこれら上限閾値と下限閾値に挟まれる間の値となる期間を平坦期間として選択する。なお、下限閾値302を、呼吸波形最小値として、呼吸波形最小値から上限閾値701までを呼吸波形の平坦期間としても良い。

以上までが呼吸波形の平坦期間の第2の決定方法の説明である。

[0037] なお、上記2つの方法を組み合わせて平坦期間を検出するための閾値を決定してもよい。例えば、第1の方法で決定した閾値を、第2の方法で再調整してもよい。その場合には、例えば、第1の方法で決定した各閾値を、第2の方法における上下限閾値バー701、702の初期位置として表示する。

[0038] (本計測)

次に、自由呼吸する被検者の呼吸同期計測について説明する。操作者により設定された撮像条件に基づいて、計測制御部4は、撮像条件の一つとして設定された繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを繰り返し実行する。このパルスシーケンスの繰り返しは、平坦期間のみならず、非平坦期間でも継続さ

れるのが好ましい。特に、定常状態の下でエコー信号を計測するSSFP (Steady State Free Precision) 型パルスシーケンスでは、定常状態を維持するために、短い繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを継続して繰り返す必要があるため、平坦期間以外でも同じ繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを継続することが好ましい。

[0039] パルスシーケンスが実行されている状態で、CPU8は、体動検出ユニット26から連続して呼吸波形が入力されて、上記の様に設定又は選択した各閾値に基づいて、呼吸波形の平坦期間の開始時点と終了時点を検出する。平坦期間の開始時点は、呼吸波形が上下限の閾値範囲外から範囲内になった時点であり、平坦期間の終了時点は、呼吸波形が上下限の閾値範囲内から範囲外になった時点である。

[0040] そして、CPU8は、平坦期間の開始時点を検出したら計測制御部4にエコー信号の計測の開始又は再開を指示する。そして、計測制御部4はCPU8からの計測の開始又は再開の指示に従って、事前に設定された撮像条件に基づくパルスシーケンスによりエコー信号の計測を開始又は再開する。エコー信号の計測中に、CPU8は、平坦期間の終了時点を検出したら計測制御部4にエコー信号の計測中断を指示する。そして、計測制御部4はCPU8からの計測中断の指示に従って、エコー信号の計測を中断する。CPU8は、画像再構成に必要なエコー信号の計測が終了するまで、このような計測制御部4へのエコー信号の計測の開始又は再開と中断指示とを、それぞれ平坦期間の開始時点と終了時点の検出毎に行う。画像再構成に必要なエコー信号の計測が終了すると、CPU8は、計測制御部4に計測の終了を指示し、計測制御部4は、CPU8からの計測終了の指示に従って、パルスシーケンスの実行を終了する。

[0041] 一方、計測制御部4は、各平坦期間で同一のパルスシーケンスに基づいてエコー信号の計測を行う。この際、計測制御部4は、平坦期間それぞれの長さに応じて、計測するエコー信号の数を制御する。具体的には、計測制御部4は、長い平坦期間では多くのエコー信号を計測し、短い平坦期間では少ないエコー信号を計測する。好ましくは、計測制御部4は、平坦期間の長短に関わらず

、各平坦期間でそれぞれその全期間を使って最大可能数のエコー信号を計測する。この結果、平坦期間それぞれの長さに応じて、計測されるエコー信号の数が異なることになる。

[0042] また、計測制御部4は、各平坦期間でパルスシーケンスの位相エンコードを異ならせてエコー信号の計測を行う。具体的には、各平坦期間でのエコー信号の計測において、計測制御部4は、計測した位相エンコードを記憶しておき、次の平坦期間におけるエコー信号の計測では、未計測の位相エンコードのエコー信号を計測するように、位相エンコードの印加を制御する。例えば、平坦期間終了によるエコー信号の計測の中断時には、計測制御部4は、最後のエコー信号の計測の際に印加された位相エンコードを記憶しておき、次の平坦期間の計測再開時点で、計測制御部4は、記憶された最後の位相エンコードの次の位相エンコードからエコー信号の計測を再開する。つまり、前回の平坦期間におけるエコー信号の計測を引き継いで今回の平坦期間におけるエコー信号の計測を行う。このように、計測制御部4は、各平坦期間で計測するエコー信号に印加する位相エンコードが重複しないように、且つ、画像再構成に必要な全ての位相エンコードのエコー信号を計測するように、各平坦期間における位相エンコードの印加を制御する。

[0043] 図2に呼吸が規則的な被検者の各平坦期間におけるエコー信号の計測の一例を示す。縦線はパルスシーケンスにおける励起パルスの印加タイミングを表す。後述する図3、5、9においても、同様である。平坦期間201a前の非平坦期間で計測されたエコー信号202aは破棄される。平坦期間201aでは位相エンコード1～7の7エコー信号203aが計測され、次の平坦期間201b迄の間に計測されたエコー信号202bは破棄される。また、平坦期間201bは、その前の平坦期間301aと同じ期間幅となっているために、平坦期間201bに計測された位相エンコードは8～14で同じ7エコー信号203bとなっている。以降は同様である。このように、呼吸が規則的な場合には、各平坦期間で計測されるエコー信号数はほぼ同数となるとともに、各エコー信号に印加される位相エンコードは各平坦期間間で連続的となるように制御される。

[0044] 一方、呼吸が不規則な被検者の各平坦期間におけるエコー信号の計測の一例を図3示す。平坦期間301a前の非平坦期間で計測されたエコー信号302aは破棄される。平坦期間301aでは位相エンコード1～5の5エコー信号303aが計測され、次の平坦期間301b迄の間に計測されたエコー信号302bは破棄される。また、平坦期間301bは、その前の平坦期間301aよりも期間が短くなっているために、計測された位相エンコードは、6, 7の2エコー信号303bのみとなっている。同様に、平坦期間301bから次の平坦期間301c迄の間の期間が長いために、この間に計測されて破棄されるエコー信号302cが多くなっている。そして、次の平坦期間301cでは位相エンコード8～11の4エコー信号303cが計測されたことを示している。平坦期間301cの次の非平坦期間で計測されたエコー信号302dは破棄される。このように、呼吸が不規則な場合には、各平坦期間で計測されるエコー信号数は、その平坦期間幅に対応して制御される。即ち、平坦期間が短ければエコー信号数も少なくされ、平坦期間が長ければエコー信号数も多くされる。そして、呼吸が規則的な場合と同様に、各エコー信号に印加される位相エンコードは各平坦期間間で連続的となるように制御される。

[0045] 図2の規則的呼吸と図3の不規則的呼吸のいずれの場合でも、計測制御部4は、画像再構成に必要な全てのエコー信号の計測が完了したら、自由呼吸計測を終了とする。

[0046] 以上の2例のように、計測制御部4は、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、平坦期間でのエコー信号の計測と非平坦期間でのエコー信号の破棄とを繰り返す。その際、平坦期間それぞれの長さに応じて計測するエコー信号の数を制御する、と共に、計測するエコー信号に印加する位相エンコードが各平坦期間で連続するように、位相エンコードの印加を制御する。これにより、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、時間効率の良い撮像を行うことが可能になる。また、非平坦期間もパルスシーケンスを実行し続けるので、エコー信号強度が長期に亘って安定し、画質が向上する。

[0047] なお、上述の説明は、呼吸波形が非平坦期間でも、エコー信号の計測を継

続する例を説明したが、呼吸波形が非平坦期間では、パルスシーケンス及びエコー信号の計測を継続せずに中断しても良い。

以上までが、本実施形態の概要の説明である。

[0048] (計測進行状況表示)

次に、計測の進行状況の表示について説明する。自由呼吸している被検者の呼吸同期計測を継続している間は、計測の進行状況を操作者に、好ましくは被検者にも、分かり易く表示してもよい。表示内容としては、例えば、全位相エンコードに対する計測した位相エンコードの割合、計測済み/未計測の位相エンコード数、撮像残り時間の予測値などが良い。これらの内の少なくとも一つの値をディスプレイ20等に表示することにより、操作者に呼吸同期計測の進行状況を分かり易く示すことが可能になる。

[0049] 呼吸同期計測の進行状況表示の一例を図8に示す。図8(a)は、全位相エンコード数(801)に対して、計測した位相エンコード数(802)を”/”を間に挟んで左右に表示する例である。図8(b)は、実際の計測経過時間(804)と、全位相エンコード数から予測される全計測時間(803)とを”/”を間に挟んで左右に表示する例を示す。図8(c)は、全位相エンコード数に対応する計測済み位相エンコード数の割合をプログレスバーで表示する例であって、全位相エンコード数に対応するバー全体を、計測済み位相エンコード数の割合に対応する異なる色のバーで塗りつぶしていく例を示す。

[0050] (処理フロー)

次に、本実施形態の処理フローを説明する。本実施形態の処理フローは、事前準備処理フローと本計測処理フローの2つから成る。図4は、本実施形態の2つの処理フローをそれぞれ表すフローチャートである。以下、各ステップの処理を説明する。

[0051] 本計測前の事前準備処理フローでは、まず最初に、操作者が被検者をテーブルに搭載し、体動検出センサを被検者に装着し、テーブルを移動させて、被検者の所望の撮像部位を磁場中心に配置した状態で以下の各ステップが実行される。

- [0052] ステップ401で、CPU8は、体動検出ユニット26から入力される、自由呼吸している被検者の呼吸波形を一定時間モニタリングする。
- [0053] ステップ402で、CPU8は、呼吸波形を解析して、呼吸波形の平坦期間を検出するための閾値を決定する。平坦期間の決定は、前述の第1の方法であるヒストグラムを用いる方法、と、第2の方法である操作者が直接選択する方法、のいずれでも良い。或いは、第1の方法で決定した閾値を、第2の方法で再調整してもよい。
- [0054] 上記のとおりにより事前準備が終了すると、以下に説明する本計測の処理フロー403～410に移行する。
- [0055] ステップ403で、操作者により設定された撮像条件に基づいて、計測制御部4は、繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを繰り返し実行し、エコー信号の計測を開始する。
- ステップ404で、CPU8は、体動検出ユニット26から入力される被検者の呼吸波形の値、即ち腹壁面の変位位置を取得する。
- [0056] ステップ405で、CPU8は、ステップ402で決定した各閾値に基づいて、呼吸波形の値が平坦期間に属するか非平坦期間に属するかを判定する。平坦期間に属すると判定した場合は、ステップ406に移行し、非平坦期間に属すると判定した場合は、ステップ408に移行する。
- [0057] ステップ406で、計測されたエコー信号が平坦期間で計測されたものなので、CPU8は、そのエコー信号を画像再構成に採用すべく、このエコー信号に印加された位相エンコードに対応するk空間位置にエコーデータを配置する。また、前述のとおり、計測した位相エンコード数に応じて、CPU8は、計測の進行状況表示を更新しても良い。
- [0058] ステップ407で、計測制御部4は、位相エンコードを次のステップに進める。
- [0059] ステップ408で、計測されたエコー信号が非平坦期間で計測されたものなので、CPU8は、そのエコー信号を画像再構成に使用せずに破棄する。
- [0060] ステップ410で、CPU8は、全位相エンコードのエコー信号を計測したか否か

判定し、全位相エンコードのエコー信号を計測したのであれば本計測処理フローを終了し、全位相エンコードのエコー信号を計測していなければステップ404に戻る。

以上までが本実施形態の処理フローの説明である。

[0061] なお、本実施形態の説明では、呼吸波形を例に説明したが、心電波形や脈波などの他の生体情報を用いた計測においても同様に本発明を適用できる。

[0062] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置及びMRI方法によれば、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、呼吸波形の平坦期間に計測したエコー信号のみを用いて画像再構成するので、呼吸が不規則であってもその不規則な呼吸に基づくアーチファクトを抑制して高画質の画像を取得することが可能になる。また、呼吸波形の平坦期間の長さに応じて、計測するエコー信号の数を制御するとともに、複数の平坦期間に計測が跨る場合には、各平坦期間で計測するエコー信号に印加する位相エンコードが重複しないように位相エンコードの印加を制御する。その結果、被検者に息止めを強要することなく自由呼吸下で撮像可能であって、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、撮像効率が良くなるので、撮像時間の延長を最小限にすることが可能になる。

[0063] <第2の実施形態>

次に、本発明のMRI装置及びMRI方法についての第2の実施形態について説明する。本実施形態はマルチスライス撮像に、本発明の呼吸同期計測を適用するものである。前述の第1の実施形態と異なる点は、マルチスライス撮像であって、平坦期間でのエコー信号の計測を、各スライスから同一位相エンコードのエコー信号の計測を優先して実施する点である。つまり、一繰り返し時間(TR)内では、位相エンコードを同一にして、各スライスからのエコー信号を計測する。以下、前述の第1の実施形態と異なる点のみを図5に基づいて説明し、同一の点については説明を省略する。図5は、3枚のマルチスライス撮像を行う一例を示す。

[0064] 本計測前の事前準備は前述の第1の実施形態と同じなので説明を省略する。

本計測においては、呼吸波形が平坦期間のときに、計測制御部4は、一回の繰返し時間(TR)でスライス毎のエコー信号を同一位相エンコードで計測する。例えば、図5に示すように、平坦期間501aでは、計測制御部4は、マルチスライスシーケンスを3回繰返し、最初の繰返し時間(TR)で位相エンコード1のエコー信号をスライス毎に計測し、位相エンコード1-1～位相エンコード3-1のエコー信号を計測する。ここで、最初の数字はスライス番号を意味し、次の数字は位相エンコード番号を意味する。2回目の繰返し時間(TR)では、計測制御部4は、次の位相エンコード2のエコー信号をスライス毎に計測し、位相エンコード1-2～位相エンコード3-2のエコー信号を計測する。3回目の繰返し時間(TR)では、計測制御部4は、次の位相エンコード3のエコー信号をスライス毎に計測し、位相エンコード1-3～位相エンコード3-3のエコー信号を計測する。

[0065] 次の平坦期間501bでは、計測制御部4は、平坦期間501aで最後に計測した位相エンコードの次のステップである、位相エンコード4のエコー信号をスライス毎に計測し、位相エンコード1-4～位相エンコード3-4のエコー信号を計測する。なお、各平坦期間間で、同じスライス番号及び位相エンコードのエコー信号を重複して計測しなければ良いので、スライス番号及び位相エンコードを連続させなくても良い。

[0066] 以下、同様にして、計測制御部4は、後続の各平坦期間で、スライス毎に同一位相エンコードのエコー信号の計測を、位相エンコードを変えて、繰返し時間(TR)で繰返し、スライス毎に全位相エンコードのエコー信号の計測が終了するまで平坦期間でのエコー信号の計測を繰返す。

[0067] なお、計測制御部4は、非平坦期間でもマルチスライスシーケンスを繰返すが、その際の位相エンコードはいずれでも良く、或いは、印加されなくても良い。これによりエコー信号の信号強度が安定し、画質が向上する。また、非平坦期間である、平坦期間501aの前、平坦期間501aと次の平坦期間501bとの間、及び平坦期間501bの後、で計測された各スライスのエコー信号は画像再構成に採用されることなく破棄される。

[0068] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置及びMRI方法によれば、マルチスライス撮像においても、前述の第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。即ち、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、スライス毎に呼吸波形の平坦期間に計測したエコー信号のみを用いて画像再構成するので、呼吸に基づくアーチファクトを抑制して、時間的に効率よく、高画質の画像をスライス毎に取得することが可能になる。

[0069] <第3の実施形態>

次に、本発明のMRI装置及びMRI方法についての第3の実施形態について説明する。本実施形態は3次元撮像に、本発明の呼吸同期計測を適用するものである。3次元撮像は、マルチスライス撮像におけるスライス位置を異ならせる代わりに、ボリュームを励起した後に、スライス方向にスライスエンコードを位相エンコードと独立に印加して、エコー信号にスライス方向の位置情報をエンコードする。前述の各実施形態と異なる点は、3次元撮像であって、各平坦期間間でのエコー信号の計測を、スライスエンコードと位相エンコードとが重複しないように、つまり、スライスエンコードと位相エンコードの少なくとも一方が異なるように、各エンコードの印加を制御する点である。以下、前述の各実施形態と異なる点のみを図9に基づいて説明し、同一の点については説明を省略する。図9は、スライスエンコード数4の3次元撮像を行う一例を示す。

[0070] 本計測前の事前準備は前述の第1の実施形態と同じなので説明を省略する。

本計測においては、呼吸波形が平坦期間のときに、計測制御部4は、一回の繰返し時間(TR)で所定のスライスエンコードと位相エンコードのエコー信号を計測し、繰返し毎にスライスエンコードと位相エンコードの少なくとも一方を変えてエコー信号を計測する。図9では、位相エンコードを固定してスライスエンコードを変えてエコー信号の計測を繰返す単位を、位相エンコードを変えて繰返す例を示している。即ち、計測制御部4は、パルスシーケンスを繰返し時間(TR)で繰返す際に、スライスエンコードのループを内側

にして変更し、このループの外側に位相エンコードを変えるループを設けて、両エンコードの印加を制御する。なお、逆に、スライスエンコードを固定して位相エンコードを変えてエコー信号の計測を繰り返す単位を、スライスエンコードを変えて繰り返してもよい。

[0071] さらに、計測制御部4は、各平坦期間で、スライスエンコードと位相エンコードの少なくとも一方が異なるように各エンコードの印加を制御する。図9では、スライスエンコードと位相エンコードの計測順序が各平坦期間で連続するように、計測制御部4が各エンコードを制御する例を示している。なお、各平坦期間で少なくとも一方のエンコードが異なればよいので、連続させなくても良い。

[0072] 具体的には、図9に示す3次元撮像では、計測制御部4は、平坦期間901aでは、3次元パルスシーケンスを繰り返し、位相エンコードを1に固定してスライスエンコードを変更する最初のループとして、エンコード1-1~4-1の4エコー信号を計測する。ここで第1の数字はスライスエンコードを、第2の数字は位相エンコードを表す。次に、位相エンコードを2に変更してスライスエンコードを変更するループを繰り返し、エンコード2-1~2-4の4エコー信号を計測する。以下同様にして、計測制御部4は、この平坦期間901aの期間幅に応じて、エンコード3-3のエコー信号までを計測し、合計でエンコード1-1~3-3の11エコー信号(903a)を計測する。

[0073] 次の平坦期間901bでは、計測制御部4は、前の平坦期間901aで印加された最後のエンコード3-3の次のエンコード4-3からエコー信号の計測を開始する。次に、位相エンコードを4に変更してスライスエンコードを変更するループを繰り返し、エンコード1-4~4-4の4エコー信号を計測する。次に、位相エンコードを5に変更してスライスエンコードを変更するループを繰り返し、エンコード1-5~2-5の2エコー信号を計測する。つまり、計測制御部4は、この平坦期間901bの期間幅に応じて、エンコード4-3から2-5迄のエコー信号までを計測し、合計でエンコード1-1~3-3の7エコー信号(903b)を計測する。以降の平坦期間でも同様である。

- [0074] なお、計測制御部4は、非平坦期間でも3次元パルスシーケンスを繰り返すが、その際のスライスエンコードと位相エンコードはいずれでも良く、或いは、印加されなくても良い。これによりエコー信号の信号強度が安定し、画質が向上する。また、非平坦期間である、平坦期間901aの前、平坦期間901aと次の平坦期間901bとの間、及び平坦期間501bの後、で計測された各エコー信号は画像再構成に採用されることなく破棄される。
- [0075] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置及びMRI方法によれば、3次元撮像においても、前述の第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。即ち、呼吸が規則的と不規則的とに依らずに、呼吸波形の平坦期間に計測したエコー信号のみを用いて画像再構成するので、呼吸に基づくアーチファクトを抑制して、時間的に効率よく、高画質の3次元画像を取得することが可能になる。
- [0076] 以上までが、本発明のMRI装置及びMRI方法の各実施形態の説明である。しかし、本発明のMRI装置及びMRI方法は、上記各実施形態の説明で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で他の形態を取り得る。
- [0077] 例えば、前述の各実施形態では、エコー信号の計測期間として、体動波形の平坦期間を選択する例を説明したが、本発明は平坦期間に限るものではなく、体動波形の所望の期間を選択して良い。体動が安定している期間が他に有る場合には、その様な安定期間を選択しても良い。例えば、呼吸動においては息を吸い込んだ状態の期間が可能である。所望の期間を選択できるように、閾値を設定すればよい。

符号の説明

- [0078] 1 被検者、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンサ、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 中央処理装置(CPU)、9 傾斜磁場コイル、10 傾斜磁場電源、11 高周波発信器、12 変調器、13 高周波増幅器、14a 高周波コイル(送信コイル)、14b 高周波コイル(受信コイル)、15 信号増幅器、16 直交位相検波器、17 A/D変換器、18 磁気ディスク、19 光ディスク、20 ディスプレイ、21 ROM、22 RAM、23 トラックボール又

はマウス、24 キーボード、51 ガントリ、52 テーブル、53 筐体、54
処理装置

請求の範囲

- [請求項1] 自由呼吸する被検者の周期的な体動情報を検出する体動検出部と、
所定のパルスシーケンスに基づいて、前記体動情報に応じて、前記被検者から所定の位相エンコードのエコー信号を計測する計測制御部と、
前記エコー信号を用いて前記被検者の画像を再構成する演算処理部と、
前記画像を表示する表示部と、
を備えた磁気共鳴イメージング装置であって、
前記演算処理部は、複数周期の前記体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出し、
前記計測制御部は、前記検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号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。
- [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、
前記計測制御部は、前記計測期間の期間幅に応じて、計測するエコー信号数を異なら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3] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、第1の計測期間で計測するエコー信号数を、前記第1の計測期間より期間幅の短い第2の計測期間で計測するエコー信号数よりも多く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4] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、第1の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコードと、第2の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコードを異なら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記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、第1の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコードと、第2の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコード

とが連続するように位相エンコード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。

[請求項6] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、前記計測期間とそれ以外の非計測期間とで、所定のパルスシーケンスを連続して実行し、前記非計測期間で計測したエコー信号を前記画像の再構成に用いずに破棄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7] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、前記計測期間のみ所定のパルスシーケンスを実行して前記エコー信号を計測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8] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記体動検出部は、前記被検者の所望の位置の時間的変位を表す波形を検出し、
前記演算処理部は、前記複数周期の前記波形に基づいて、波形の値についてのヒストグラムを作成し、該ヒストグラムに基づいて、前記周期毎の計測期間を検出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9] 請求項8記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記演算処理部は、前記ヒストグラムに基づいて、前記計測期間を検出するための、前記波形の値についての閾値を決定し、該波形の値についての閾値に基づいて、前記周期毎の計測期間を検出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10] 請求項9記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記波形の値についての閾値に挟まれる期間は、他の波形領域と比較して実質的に平坦な期間であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記体動検出部は、前記被検者の所望の位置の時間的変動を表す波形を検出し、

前記表示部は、前記計測期間を検出するための、前記波形の値についての閾値の設定を受け付ける閾値設定部を該波形に重畳して表示し、

前記閾値設定部の操作を受け付ける入力部を備え、

前記演算処理部は、前記閾値設定部を介して設定された閾値に基づいて、前記周期毎の計測期間を検出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12] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記表示部は、計測された位相エンコード数又は計測経過時間の内の少なくとも一方を表す情報を表示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13] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記パルスシーケンスの繰り返し時間の間に複数のスライスからエコー信号を計測するマルチスライスシーケンスであり、

前記計測制御部は、各計測期間において、スライス毎の同一位相エンコードのエコー信号の計測を、位相エンコードを変えて繰り返すことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項14] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記パルスシーケンスは3次元撮像を行うパルスシーケンスであり、

、

前記計測制御部は、各計測期間において、スライスエンコードと位相エンコードの少なくとも一方が異なるように、該スライスエンコードと位相エンコードの印加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。

[請求項15] 自由呼吸する被検者の周期的な体動情報を検出する体動検出ステップと、

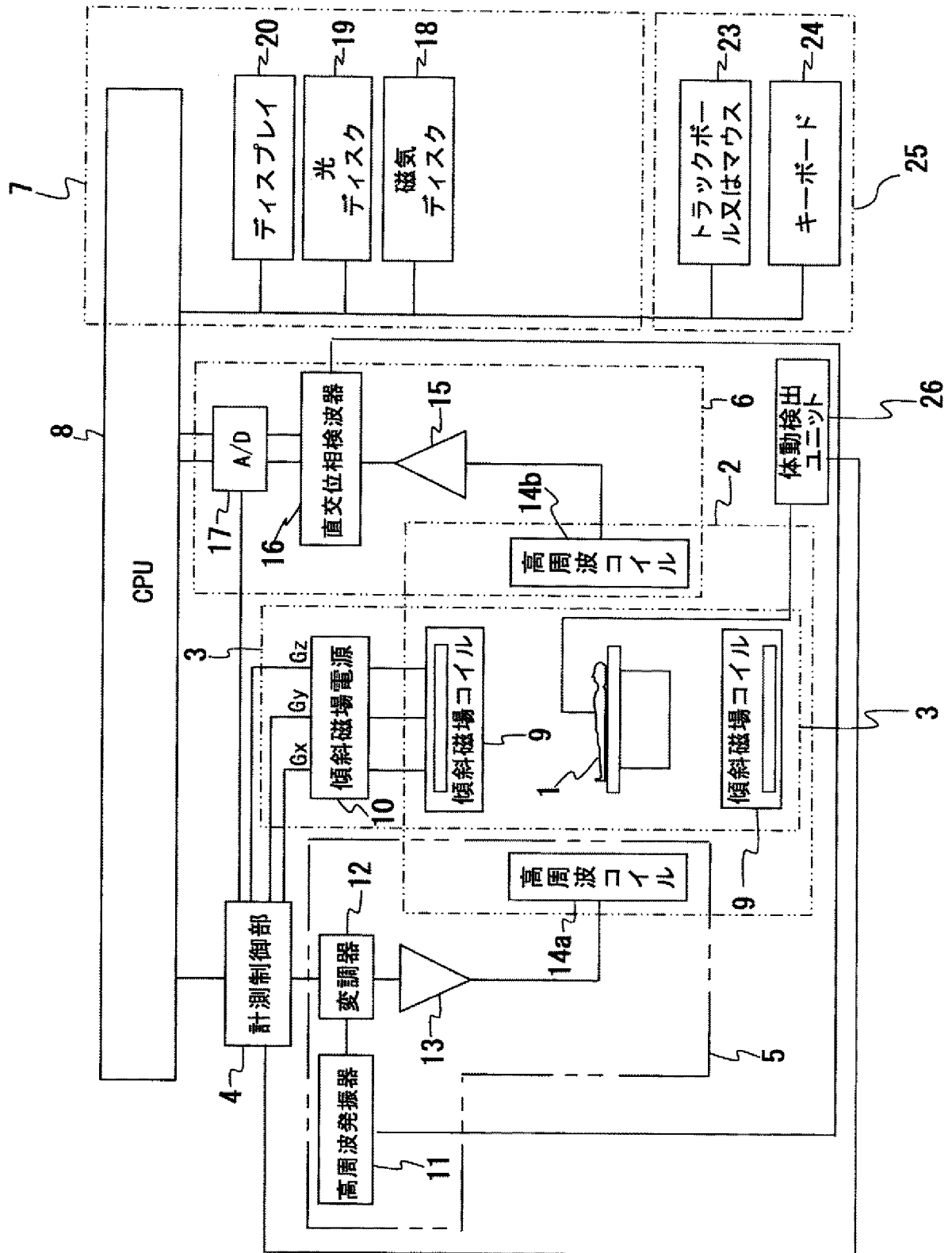
複数周期の前記体動情報に基づいて、周期毎の計測期間を検出するステップと、

所定のパルスシーケンスに基づいて、前記体動情報に応じて、前記被検者から所定の位相エンコードのエコー信号を計測する計測ステップと、

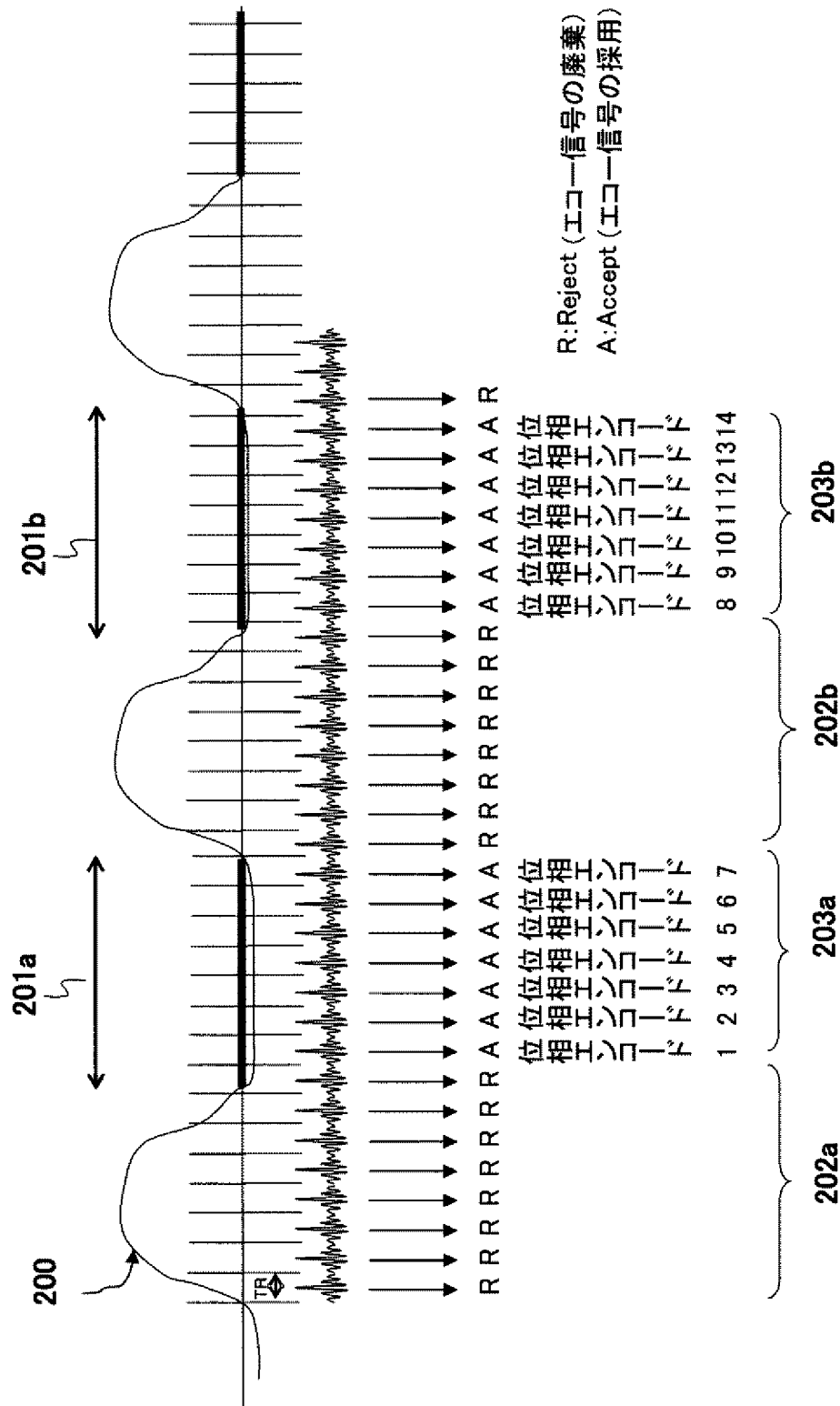
を備え、

前記計測ステップでは、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数が制御されることを特徴とする磁気共鳴イメージング方法。

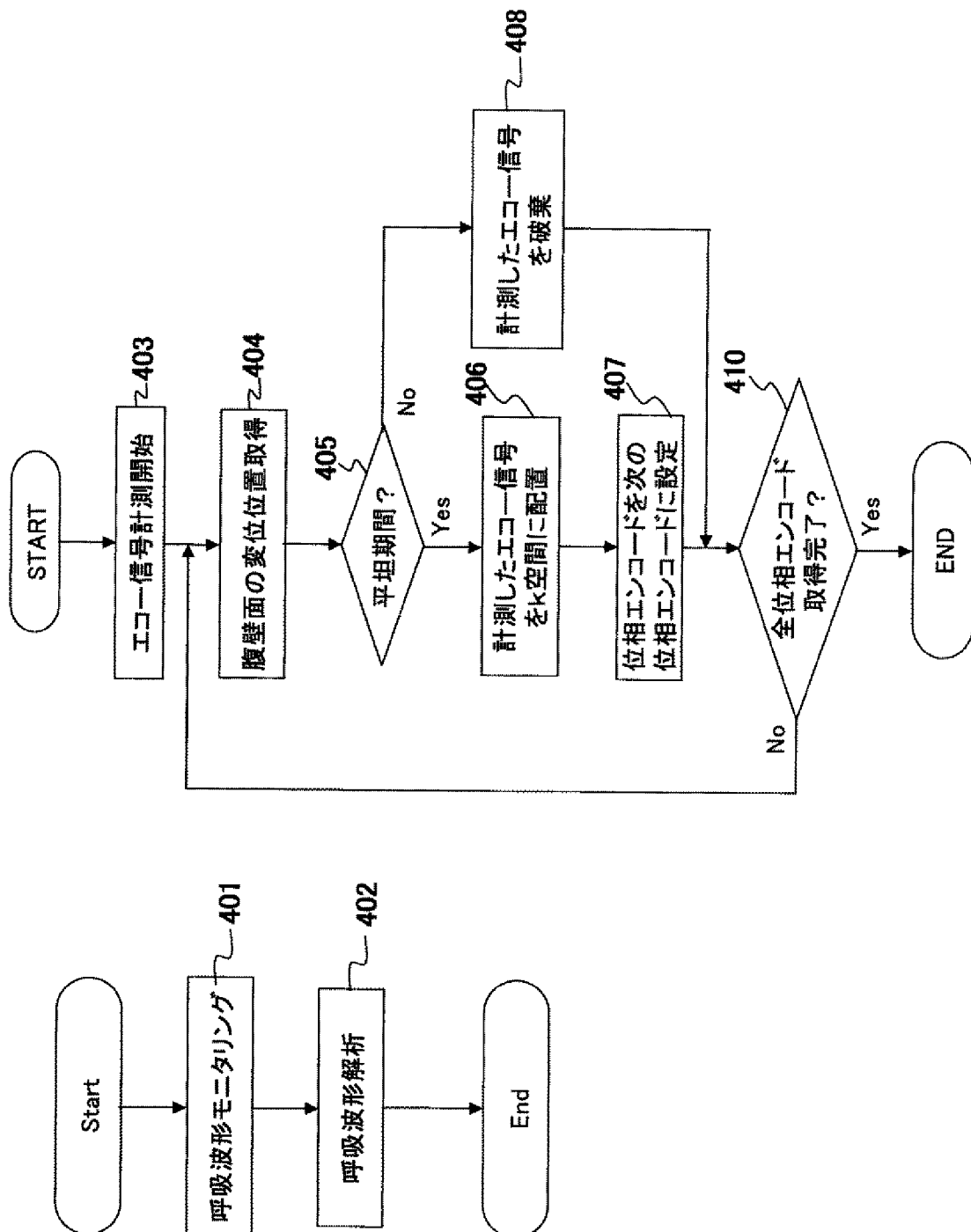
[図1]



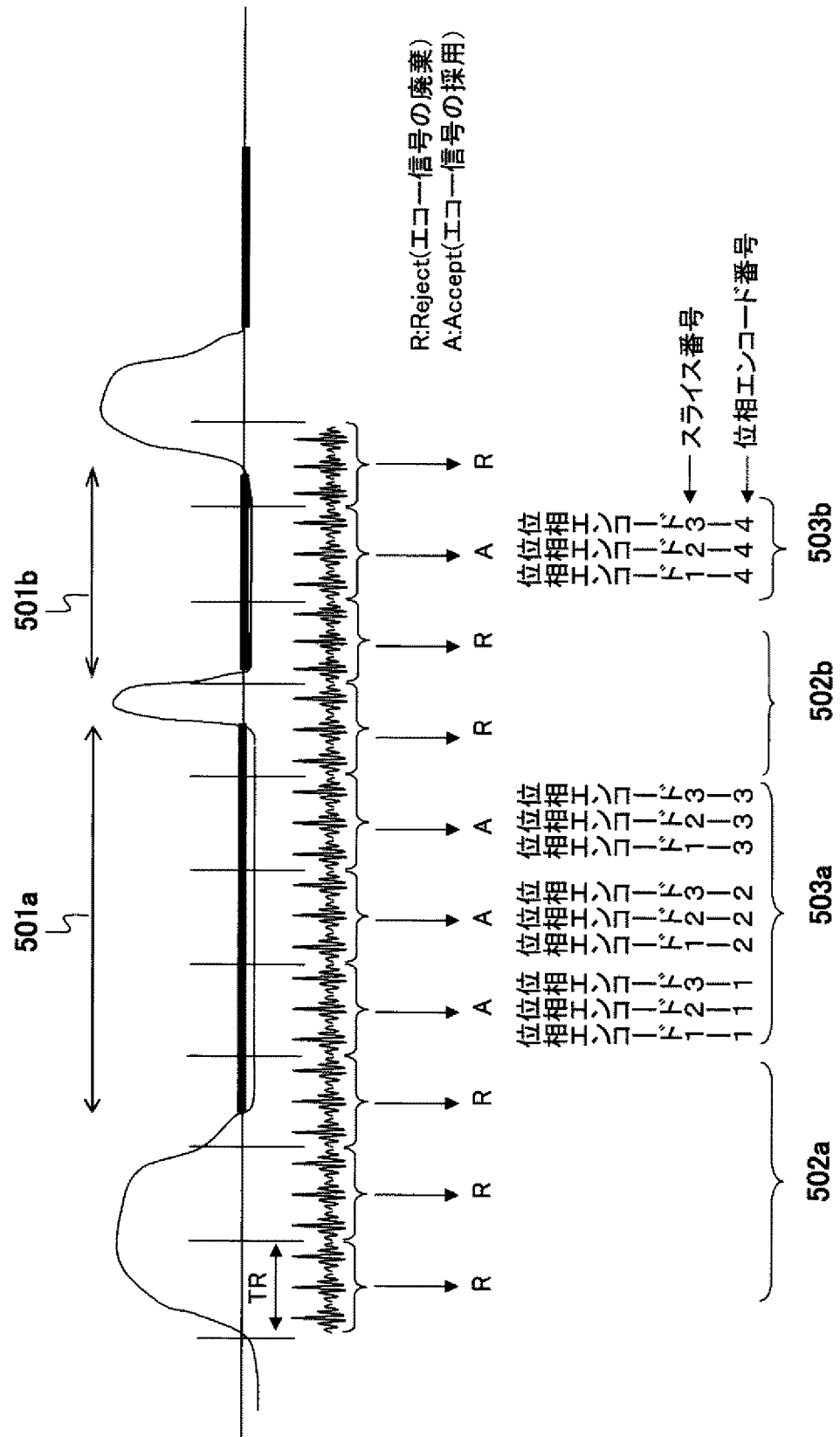
[図2]



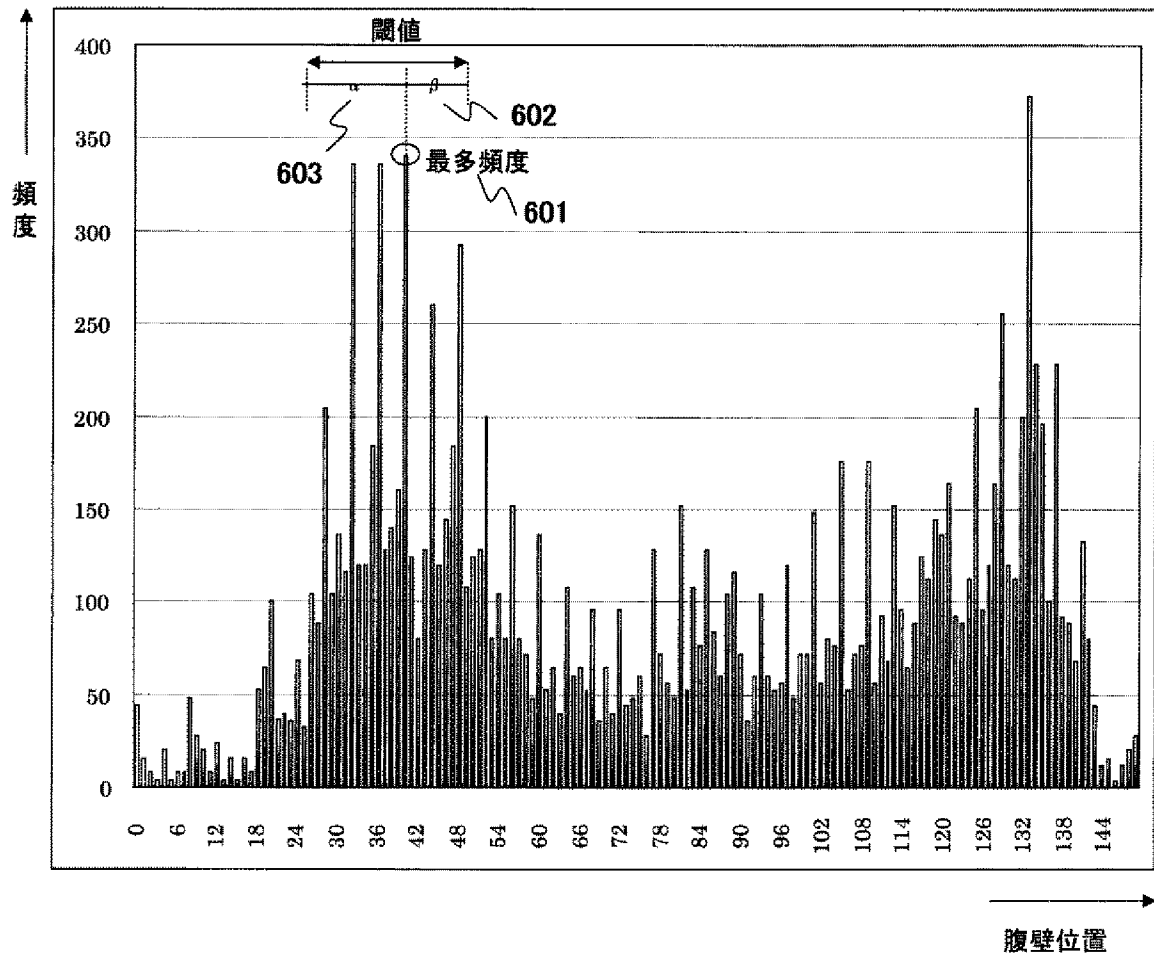
[図4]



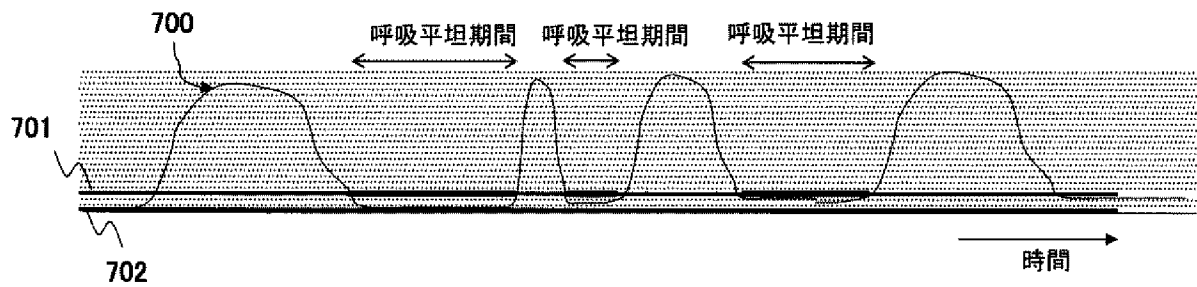
[図5]



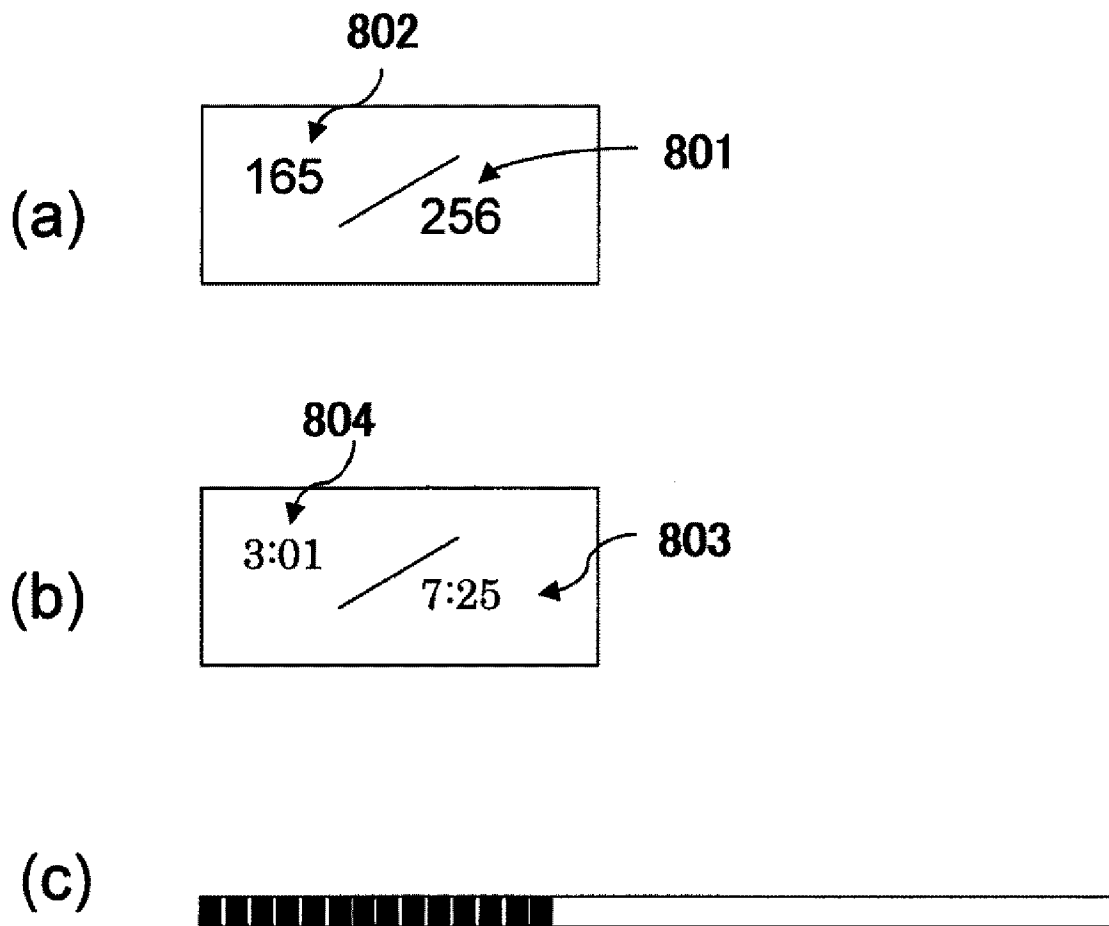
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069269

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i, G01R33/48(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/055, G01R33/48

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 63-300750 A (General Electric Co.), 07 December 1988 (07.12.1988), page 4, upper left column; page 6, upper left column to page 7, lower left column; page 9, lower left column; fig. 5 to 6 & US 4751462 A & DE 3817195 A	1-4, 6-7, 14-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
21 January, 2010 (21.01.10)

Date of mailing of the international search report
02 February, 2010 (02.02.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069269

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

JP 63-300750 A (hereinafter, referred to as "Document 1"), page 4, upper left column, page 6, upper left column to page 7, lower left column, page 9, lower left column, and fig. 5-6 discloses: acquisition of an echo signal during a measurement period by detecting a measurement period for each cycle in accordance with body movement information for a plurality of cycles; differentiation of the phase encode in each of the measurement periods; execution of a sequence even when no data is collected; and execution of 3D imaging.

(Continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-4, 6-7, 14-15

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069269

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

When compared to the invention disclosed in Document 1, the inventions of claims 1-2 have no novelty or special technical feature. If consideration is taken on special technical features of the claims dependent on claim 1 at the stage of invitation for payment of the additional fee, the present application includes six groups of inventions each linked by a special technical feature as follows.

It should be noted that the inventions of claims 1-2 having no special technical feature are divided into the first group of inventions.

Moreover, the inventions of claims 3-4, 6-7, 14-15 are added to the examination object since examination thereof is substantially complete as a result of examination of claims 1-2.

[First group of inventions] claims 1-4, 6-7, 14-15

An MRI device which "detects a measurement period for each cycle in accordance with body movement information for a plurality of cycles and controls the number of echo signals to be measured according to the time width of the detected measurement period."

[Second group of inventions] claim 5

An MRI device which "controls the phase encode so that a phase encode of the echo signal to be measured during a first measurement period is continuous to a phase encode of the echo signal to be measured during a second measurement period."

[Third group of inventions] claims 8-10

An MRI device which "creates a histogram of waveform values in accordance with the waveform of a plurality of cycles and detects a measurement period of each cycle according to the histogram."

[Fourth group of inventions] claim 11

An MRI device including "a display unit which displays the waveform superimposed by a threshold value setting unit for receiving setting of a threshold value for the value of the waveform so as to detect the measurement period."

[Fifth group of inventions] claim 12

An MRI device including "a display unit which displays the number of the measured phase encodes or the measurement elapse time."

[Sixth group of inventions] claim 13

An MRI device which "repeats measurement of an echo signal of the identical phase encode for each slice in each measurement period while modifying the phase encode."

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055 (2006.01)i, G01R33/48 (2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055, G01R33/48

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 63-300750 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1988.12.07, 第4頁左上欄、第6頁左上欄-第7頁左下欄、第9頁 左下欄及び第5-6図 & US 4751462 A & DE 3817195 A	1-4, 6-7, 14-15

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 1 . 0 1 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 2 . 0 2 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

谷 垣 圭二

2 Q

3 8 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

JP 63-300750 A（以下、「文献1」とする。）の第4頁左上欄、第6頁左上欄―第7頁左下欄、第9頁左下欄及び第5―6図には、複数周期の体動情報に基づいて周期毎の計測期間を検出し、測定期間中エコー信号を取得することと、各測定期間において位相エンコードを異ならせることと、データを収集しない時でもシーケンスを実行することと、3次元撮像を行うことが記載されており、請求項1―2に係る発明は、文献1に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有さない。そこで、請求項1の従属請求項について手数料の追加納付命令時点での特別な技術的特徴を判断すると、以下に示す各特別な技術的特徴で連関する6の発明が含まれるものと認められる。

[補充欄]に続く

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項 1-4, 6-7, 14-15

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

[補充欄]

< 第Ⅲ欄の続き >

なお、特別な技術的特徴を有さない請求項 1 - 2 に係る発明は、発明 1 に区分する。

また、請求項 3 - 4, 6 - 7, 1 4 - 1 5 に係る発明は、請求項 1 - 2 を審査した結果、実質的に審査が終了しているので、審査対象に加えた。

(発明 1) 請求項 1 - 4, 6 - 7, 1 4 - 1 5 に係る発明

「複数周期の体動情報に基づいて周期毎の計測期間を検出し、検出された計測期間の時間幅に応じて、計測するエコー信号数を制御する」MR I 装置。

(発明 2) 請求項 5 に係る発明

「第 1 の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコードと、第 2 の計測期間で計測するエコー信号の位相エンコードとが連続するように位相エンコードを制御する」MR I 装置。

(発明 3) 請求項 8 - 1 0 に係る発明

「複数周期の前記波形に基づいて、波形の値についてのヒストグラムを作成し、該ヒストグラムに基づいて、前記周期毎の計測期間を検出する」MR I 装置。

(発明 4) 請求項 1 1 に係る発明

「表示部は、前記計測期間を検出するための、前記波形の値についての閾値の設定を受け付ける閾値設定部を該波形に重畳して表示」するMR I 装置。

(発明 5) 請求項 1 2 に係る発明

「表示部は、計測された位相エンコード数又は計測経過時間の内の少なくとも一方を表す情報を表示する」MR I 装置。

(発明 6) 請求項 1 3 に係る発明

「各計測期間において、スライス毎の同一位相エンコードのエコー信号の計測を、位相エンコードを変えて繰り返す」MR I 装置。