

(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



(10) 国際公開番号

WO 2010/064572 A1

(43) 国際公開日

2010 年 6 月 10 日(10.06.2010)

PCT

- (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/JP2009/069945
- (22) 国際出願日: 2009 年 11 月 26 日(26.11.2009)
- (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 2008-309192 2008 年 12 月 4 日(04.12.2008) 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): 熊井 秀樹 (KUMAI, Hideki) [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). 板垣 博幸 (ITAGAKI, Hiroyuki) [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).

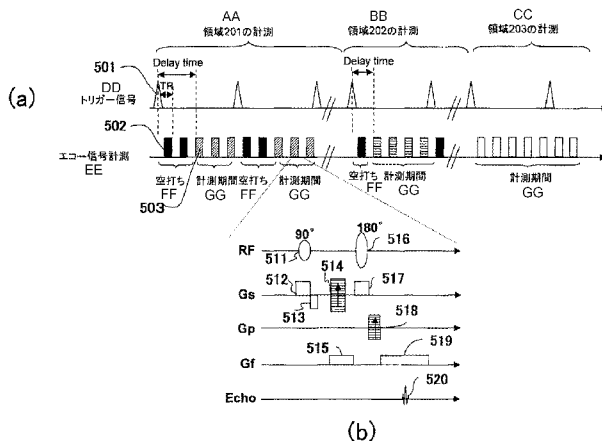
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

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

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および同期撮像方法

[図5]



AA... MEASUREMENT OF REGION 201
BB... MEASUREMENT OF REGION 202
CC... MEASUREMENT OF REGION 203
DD... TRIGGER SIGNAL
EE... ECHO SIGNAL MEASUREMENT
FF... EMPTY MEASUREMENT
GG... MEASUREMENT PERIOD

(57) Abstract: The time required for capturing an image in synchronization with cyclic body movement information relating to an examinee having a cyclic body movement can be reduced while maintaining a desired image contrast. In a synchronous measurement of an echo signal synchronized with trigger information detected from the cyclic body movement information relating to the examinee, a first period is provided before the measurement period of the echo signal or a second period is provided after the measurement period of the echo signal. A K-space is divided into a plurality of partial regions. At least one of the first period and the second period is made different between the echo signal measurement corresponding to the partial region of the low spatial frequency side and the echo signal measurement corresponding to the partial region of the high spatial frequency side.

(57) 要約: 被検者の周期的体動情報に同期させた撮像において、所望の画像コントラストを維持して、撮像時間を短縮する。そのために、周期的体動を有する被検者の該周期的体動情報から検出したトリガー情報に同期したエコー信号の同期計測において、エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設け、K空間を複数の部分領域に分割し、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

コー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

WO 2010/064572 A1

明 細 書

発明の名称： 磁気共鳴イメージング装置および同期撮像方法

技術分野

[0001] 本発明は、被検者中の水素や燐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磁気共鳴イメージング装置および同期計測方法に関し、特に同期計測の撮像効率向上に関するものである。

背景技術

[0002] 核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置は、被検者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次元的に或いは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装置における撮像では、一般的に数分から数十分もの撮像時間が必要となるため、撮像中に被検者の心拍や呼吸などの体動を避けることができない。このため、画像上に体動に由来するアーチファクトが発生し画質が劣化することが知られている。

[0004] MRI装置における撮像では、上記問題点を回避する方法として、特許文献1～3に開示されているような、被検者に心電極や脈波センサーなどを装着して生体信号を検出し、検出された生体信号をトリガー信号として、エコー信号を収集するタイミングを心臓の動きなどに同期させて撮像する方法が用いられる。つまり、特許文献1～3では、トリガー信号に同期して、被検者の比較的小さな動きの時相のみ選択的にエコー信号の計測を行うことにより体動に由来する画像上のアーチファクトを良好に抑制している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2008-125986号公報

特許文献2：特開2008-136851号公報

特許文献3：特許第4090619号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献1や特許文献2では、被検者の比較的小さな動きの時相のみ選択的にエコー信号の計測を行うために、撮像時間が延長するという課題が残されている。特に特許文献3で述べられている心電同期計測方法では、拡張期に所定スライスエンコード量分のエコー信号を収集する動作を一定の複数心拍毎に繰り返す3次元スキャンを実行している。これにより、乱流的な血流の影響を排除して、安定した血流状態でのエコー信号を計測し、再構成画像のコントラストを高めているが、一定の複数心拍毎にパルスシーケンスを繰り返すために、撮像時間の延長という課題は未解決のまま残ってしまう。

[0007] そこで本発明の目的は、MRI装置を用いた、被検者の周期的体動情報に同期させた撮像において、所望の画像コントラストを維持して、撮像時間を短縮することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記の目的を達成するために、本発明は、周期的体動を有する被検者の該周期的体動情報から検出したトリガー情報に同期したエコー信号の同期計測において、エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設け、K空間を複数の部分領域に分割し、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

[0009] 具体的には、本発明のMRI装置は、被検体の周期的体動情報からトリガー情報を検出する検出部と、トリガー情報に同期して被検体からのエコー信号を

計測する同期計測を制御する計測制御部と、エコー信号のデータがK空間に配置されて成るK空間データに基づいて、被検体の画像を取得する演算処理部と、を備え、同期計測は、エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設け、演算処理部は、K空間を複数の部分領域に分割し、計測制御部は、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

[0010] また、本発明の同期撮像方法は、被検体の周期的体動情報からトリガー情報を検出する検出工程と、トリガー情報に同期して被検体からのエコー信号を計測する同期計測を制御する計測制御工程と、エコー信号のデータが配置されるK空間を複数の部分領域に分割する工程と、エコー信号を用いて、被検体の画像を取得する演算処理工程と、を備え、同期計測は、エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設け、計測制御工程は、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

発明の効果

[0011] 本発明のMRI装置及び同期撮像方法によれば、被検者の周期的体動情報に同期させた撮像において、所望の画像コントラストを維持して、撮像時間を短縮することが可能になる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明に係るMRI装置の一実施例の全体基本構成を示すブロック図。

[図2]本発明に係る3次元K空間の分割の一例を示す図。

[図3]本発明に係る3次元K空間の分割設定用GUIの一例を示す図。

[図4]本発明に係る3次元K空間の分割設定用GUIの他の一例を示す図。

[図5]本発明の第1の実施形態に係る心電同期計測の一例を示す図。(a)は、トリガー信号としての心電波形のR波と、エコー信号計測のタイムテーブルをそれぞれ示す図。(b)は、エコー信号計測のためのパルスシーケンスのシーケン

スチャートを示す図。

[図6] 本発明の第1の実施形態の処理フローを示すフローチャート。

[図7] 1心拍動周期に計測するエコーデータ数(N)の決定処理フローを示すフローチャート。

[図8] 本発明の第2の実施形態に係る心電同期計測の一例を示す図。(a)は、T2強調画像を取得する場合のトリガー信号とエコー信号計測のタイムテーブルをそれぞれ示す図(b)は、エコー信号計測のためのパルスシーケンスのシーケンスチャートを示す図。

[図9] 本発明の第2の実施形態の処理フローを示すフローチャート。

[図10] 部分領域に応じたトリガー信号待機回数(NT)の設定処理フローを示すフローチャート。

発明を実施するための形態

[0013] 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。

[0014] 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、情報処理部7と、計測制御部4と、を備えて構成される。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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、エコー信号として演算処理部7に送られる。以下デジタル量に変換されたエコー信号をエコーデータという。

[0019] 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信号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。

[0020] 情報処理部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、CPU(演算処理部)8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。

[0021] 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。

[0022] 本発明に係るMRI装置は、さらに、被検者に装着されて被検者から心電波形信号を取得する心電極31と、心電極からの信号が入力されて、被検者の心電波形及びそのR波(トリガー信号)を検出する心電波形モニタ32とを備える。心電波形モニタ32が検出した心電波形情報(周期的体動情報の一例)は、計測制御部4を介してCPU8に入力され、計測制御部4がトリガー信号(トリガー情報)に同期して、所定のパルスシーケンスに基づいて上記各部を制御することにより同期計測を制御する。

[0023] 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。

[0024] 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次的に撮像する。

[0025] (K空間の分割)

最初に、本発明に係るK空間の分割について説明する。本発明のMRI装置及び同期撮像方法は、被検体の周期的体動情報から検出したトリガー情報に同期した同期計測において、エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設ける。そして、K空間を複数の部分領域に分割し、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、第1の期間と第2の期間の少なくとも一方を異ならせる。

[0026] K空間が2次元である場合には、K空間の分割を位相エンコード方向に行い、K空間が3次元である場合には、K空間の分割をスライスエンコード方向と位相エンコード方向の内の少なくとも一方向に行う。K空間の分割の一例を図2に示す。図2は、3次元K空間200を、スライスエンコード方向(kz)に、原点を通るSlice(kz)軸に垂直な平面に関して正負対称に、正負それぞれの側を3つの領域(領域201、202、203)に分割する例を示す。具体的には、CPU8は、3次元K空間を、原点を含む低空間周波数側の部分領域201と、その両側の高空間周波数側をそれぞれ2つの部分領域202-1及び203-1と、202-2及び203-2 (ハイフン“-”以降の数字は、1がK空間スライスエンコード方向(Kz)の正側、2が負側を意味する)とに分割する。さらに、分割の割合は操作者の設定に応じて変更可能とする。図2は、部分領域201が3次元K空間全体の50%と設定され、部分領域202と部分領域203はそれぞれ3次元K空間全体の25%ずつとなるように設定されて3次元K空間が分割された例を示す。なお、さらに位相エンコード方向にもK空間を分割してもよい。

[0027] 各分割領域の3次元K空間全体に対する割合は、操作者が変更可能な撮像パ

ラメータとする。この各分割領域のK空間全体に対する割合の設定は、例えば図3に示すようなGUI300を介して操作者が行うことを可能とする。図3に示す例は、操作者がGUI300上の3次元K空間の分割数Segment#(301)を入力設定した後、CPU8は各部分領域の全体に対する割合(Data Rate)をそれぞれ決定するためのタグをディスプレイ20に表示させ、操作者が部分領域毎の3次元K空間全体に対する割合タグ(302, 303, 304)に所望の数値を入力設定する。これらの操作者の設定入力に基づいて、CPU8はそれぞれの部分領域の割合を決定すると共に、この設定情報を計測制御部4に通知する。

[0028] 或いは、図4に示すように、3次元K空間の分割数Segment#301と、K空間の低空間周波数側の部分領域の、K空間全体に対する割合Data Rate302のみを操作者に入力設定してもらい、CPU8は、残りの部分領域のK空間全体に対する割合を均等に分割するものとして、残りの部分領域のK空間全体に対する割合を算出して決定するとともに、各部分領域の割合を計測制御部4に通知することも可能である。

[0029] 以下、体動として心臓の拍動を、周期的体動情報として心電波形を想定し、心電波形のR波をトリガー信号(トリガー情報の一例)として、このトリガー信号に同期してエコー信号の計測を制御する心電同期計測を例にして、本発明の各実施形態を説明する。しかし、本発明は、心電同期計測に限らず、血流の脈動や関節の周期的運動等の他の周期的体動にも適用可能である。

[0030] (第1の実施形態)

次に、本発明のMRI装置及び同期撮像方法の第1の実施形態を説明する。本実施形態は、第1の期間として、トリガー情報とエコー信号の計測期間との間にディレイ時間を設定し、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測におけるディレイ時間を、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測におけるディレイ時間よりも短くする。本実施形態は、例えばT1強調画像の取得に好適である。以下、図5～図7に基づいて本実施形態を説明する。

[0031] 最初に本実施形態の概要を、図5を用いて説明する。図5は、被検者の心電

波形を検出しそのR波をトリガー信号としてこれに同期して行う、本実施形態に係る心電同期計測の一例を示す。図5(a)は、トリガー信号としての心電波形のR波と、エコー信号計測のタイムテーブルをそれぞれ示している。また、図5(b)は、エコー信号計測のためのパルスシーケンスの一例のシーケンスチャートを示している。

[0032] 操作者により図5に示す心電同期計測が起動されると、計測制御部4は、トリガー信号501に同期してパルスシーケンスを駆動する。計測制御部4は、このパルスシーケンスを短い繰り返し時間(TR)で繰り返してエコー信号を計測(503)するが、部分領域201のエコー信号計測中では、トリガー信号から一定時間(Delay time)経過まではエコー信号収集は行わず空打ち502を行う。この空打ち502は、同じパルスシーケンスであるがエコー信号を計測しないか、計測しても画像再構成に用いない。このようにトリガー信号から一定のDelay timeを設けて空打ちを行う理由は、Delay timeの時間帯は心臓の収縮期で心臓の動きが速いためであり、心臓の動きが比較的ゆっくりしている拡張期にエコー信号の計測を行うためである。これにより、心臓の動きに起因して画像上に発生するアーチファクトを低減して高画質の画像を取得することが可能になる。

[0033] 計測制御部4は、トリガー信号から一定時間(Delay time)経過後、被検者の体動が少ない時間帯に、短い繰り返し時間(TR)で位相エンコードを変えてパルスシーケンスを少なくとも1回繰り返して、部分領域201に対応するエコー信号を少なくとも1以上計測する。そして、計測制御部4は、このようなDelay time後に短い繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを繰り返して行うエコー信号の計測を、1心拍動周期毎に複数心拍繰り返し実行して、部分領域201に対応するエコー信号を全て計測する。

[0034] 次に、部分領域202のエコー信号の計測へ移行すると、計測制御部4はDelay Timeを短く設定し、1心拍動周期に計測するエコー信号の数を増加させる。図5では、部分領域201のエコー信号計測時と比較して、部分領域202のエコー信号計測時のDelay Timeが、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR)の一繰り返し

し時間分(1TR)短くなっているが、Delay Timeの短縮は、1TRに限定されるものではなく、また、パルシーケンスの繰り返し時間(TR)単位に限定されるものでもなく、任意に設定することが可能である。

[0035] 同様にして、部分領域203のエコー信号計測へ移行した段階で、計測制御部4は部分領域202のエコー信号計測時と比較して、部分領域203のエコー信号計測時のDelay Timeをさらに短く設定し、1心拍動周期に計測するエコー信号の数を増加させる。図5の例は、Delay Time=0(ゼロ)と設定した場合を示す。すなわち、計測制御部4はトリガー信号直後から空打ち無しにエコー信号の計測を行う。

[0036] 一般的に、低空間周波数領域のエコー信号は、その強度が大きく、画像のコントラストを含む画質を支配する重要な信号である。このような低空間周波数領域のエコー信号を、心臓の動きが比較的ゆっくりしている拡張期に計測できるようDelay Timeを設定することにより、動きに起因するアーチファクトを低減して、所望のコントラストを有する画像を取得できるようになる。

[0037] 一方、高空間周波数領域のエコー信号は、低空間周波数領域のエコー信号と異なり、画像のコントラストに影響するものではなく、画像の分解能に寄与する。また、高空間周波数領域のエコー信号は強度も小さいので画像への影響が少ない。そのため、本実施形態のように、部分領域202と203のエコー信号を、Delay Timeを少なくして収縮期にかかる時間帯で計測して、これらのエコー信号を画像再構成に用いても画像への影響が軽微となる。そのため、本実施形態の様に、高空間周波数領域のエコー信号ほど、Delay Timeを少なくして計測して良いことになる。逆に、高空間周波数領域のエコー信号計測の際のDelay Timeを短くすることによって、計測できるエコー信号数を増加できるので、全体の撮像時間を短縮できる。

[0038] また、本実施形態は、前述の通り、1心拍動周期内で短い繰り返し時間(TR)でパルスシーケンスを繰り返してエコー信号を計測する。そのため、本実施形態はT1強調画像の取得に好適となる。そこで、T1強調画像の取得に好適な

パルスシーケンスとして、例えば図5(b)に示すスピンエコー(SE)シーケンスを用いる。図5(b)に示すシーケンスチャートのRF、Gs、Gp、Gf及びEchoは、それぞれRFパルス、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、周波数エンコード傾斜磁場、及びエコー信号を表す。スライス選択傾斜磁場512を被検者に印加した状態で、90度RFパルス511を被検者に印加して所望の領域の磁化を90度励起して横磁化を発生させる。その直後に、スライスリフェーズ傾斜磁場513を印加して、所望領域の励起に伴う横磁化の位相分散を再収束させる。次に、スライスエンコード傾斜磁場514を印加して、エコー信号の位相にスライスエンコード方向の空間情報をエンコードする。また、対称なエコー信号を発生させるために周波数ディフェーズ傾斜磁場515を印加して、横磁化の位相を分散させる。その後、スライス傾斜磁場517と180度RFパルス516を印加して、横磁化を180度反転させて再収束させる。そして、位相エンコード傾斜磁場518を印加して、エコー信号の位相に位相エンコード方向の空間情報をエンコードし、周波数エンコード傾斜磁場519を印加しながらエコー信号520を計測する。これによりエコー信号520に周波数エンコード方向の空間情報がエンコードされる。以上の各パルスを、スライスエンコード傾斜磁場514と位相エンコード傾斜磁場518の少なくとも一方を変えながら短い繰り返し時間(TR)で繰り返して、各部分領域のエコー信号を計測する。

[0039] また、本実施形態は、前述のDelay Timeを利用して空打ちを行うことにより、エコー信号計測前に励起領域からのエコー信号の強度を安定化させる。特に低空間周波数領域に対応するエコー信号の計測の際には、積極的にDelay Timeを利用して空打ちを行うことにより、強度の安定したエコー信号を計測して高画質の画像を取得する。

[0040] 以上迄が本実施形態の概要である。次に本実施形態の動作フローを、図6、図7に示すフローチャートを用いて説明する。図6は、本実施形態の動作フローの概要を、図7は特にステップ602の処理の詳細を示す。これらの処理フローは、プログラムとして外部記憶装置に記憶されており、必要に応じてCPU8がそのメモリに読み込んで実行することにより、実行される。なお、図6、図7

は、例えば図3、図4に示したGUIを介して事前に操作者が3次元K空間の分割数を入力設定し、CPU8がその入力された設定値に応じて、K空間の分割数を決定した後の処理フォローを表している。

- [0041] ステップ601で、操作者により心電同期計測が起動されると、計測制御部4は、被検体の心電波形におけるR波を、同期計測を行うためのトリガー信号として、その読み込みを開始する。
- [0042] ステップ602で、3次元K空間の部分領域に応じた、1心拍動周期で計測するエコー信号数(N)やDelay time(Td)等が決定される。この決定処理の詳細は図7に基づいて後述する。なお、ステップ601と602の実行順序はどちらが先でも良い。
- [0043] ステップ603で、計測制御部4は、トリガー信号を待つ。
- [0044] ステップ604で、トリガー信号が受信されると、計測制御部4は、ステップ602で決定されたDelay time(Td)だけ待機する処理を行う。このDelay time(Td)期間中には、計測制御部4は、前述の通り空打ち605を行う。
- [0045] ステップ606で、Delay time(Td)が経過した時点が最も被検者の動きが少ないタイミングであるとして、図5に示すような、1心拍動周期のエコー信号計測が実行される。つまり、計測制御部4は、スライスエンコード傾斜磁場もしくは位相エンコード傾斜磁場の印加量を変えて、ステップ602で設定された、1心拍動周期に計測するエコー信号数分の計測を行う。
- [0046] ステップ607で、1心拍動周期のエコー信号計測が終了し、且つ心電同期計測が終了でない場合はステップ601に戻って、再度トリガー信号の読み込みの開始と、K空間の部分領域に応じた1心拍動周期に収集するエコー信号数の決定を行い、撮像終了となるまでステップ601～606を繰り返し実行する。
- [0047] 以上迄が、本実施形態の処理フローの概要である。次にステップ602の1心拍動周期に計測するエコー信号数の決定処理フローを、図7に示すフローチャートに基づいて説明する。
- [0048] ステップ701で、CPU8は、部分領域201のエコー信号計測時におけるDelay Time(Td1)と計測するエコー信号数(N1)を基準として、部分領域202のエコー信

号計測時における、Delay Time(Td2)、計測エコー信号数(N2)と、部分領域203のエコー信号計測時における、Delay Time(Td3)、計測エコー信号数(N3)と、を求める。なお、計測エコー信号数(N1)とDelay Time(Td1)は、例えば、操作者が計測エコー信号数(N1)とDelay time(Td1)を設定する、操作者が計測エコー信号数(N1)を設定した後、CPU8がDelay Time(Td1)を算出する、操作者がDelay time(Td1)を設定した後、CPU8が計測エコー信号数(N1)を算出する、のいずれでも良い。分割領域202、分割領域203でのDelay Time、計測エコー信号数は、例えば、撮像パラメータとして操作者により設定される撮像高速化率Rapid Rateを用いて下式で求めることが出来る。

$$[0049] \quad N2=N1 \times (1+Rapid\ Rate/100), \quad Td2=Td1+TR \times (N2-N1)$$

(1)

$$N3=N2 \times (1+Rapid\ Rate/100), \quad Td3=Td2+TR \times (N3-N2)$$

撮像高速化率Rapid Rateは、例えば、最終的にDelay Timeが最小値となるように、つまり、最後の部分領域(この場合では部分領域203)のエコー信号計測時のDelay Timeが最小値となるように、自動的に算出することも可能である。

[0050] ステップ702で、CPU8は、部分領域202のエコー信号の計測であるか否かを判断し、そうであれば、ステップ703で、Delay Timeと計測エコー信号数とを、(1)式で求めた部分領域202の値Td2, N2にそれぞれ設定し、計測制御部4に通知する。

[0051] ステップ704で、CPU8は、部分領域203のエコー信号の計測であるか否かを判断し、そうであれば、ステップ705で、Delay Timeと計測エコー信号数とを、(1)式で求めた部分領域203の値Td3, N3にそれぞれ設定し、計測制御部4に通知する。

[0052] 以上迄が、ステップ602の1心拍動周期に計測するエコー信号数の決定処理フローの説明である。

[0053] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置及び同期撮像方法によれば、3次元K空間をスライスエンコード方向に複数分割し、分割された部分領域のス

ライスエンコード方向の位置に応じて、エコー信号を計測する際のDelay Timeを異ならせることにより、1心拍動周期に計測するエコー信号数を増加させて撮像時間の短縮化を行うことが可能となる。具体的には、低空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際のDelay Timeを所望の画像コントラストとなるように設定することにより3次元画像のコントラストを所望の状態に維持できる。そして、高空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際のDelay Timeを低空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際のDelay Timeよりも短くすることにより、高空間周波数側の部分領域において1心拍動周期に計測するエコー信号数を増加させて撮像時間の短縮化を行うことができる。

[0054] なお、以上の本実施形態の説明では、3次元計測を例にしたが、2次元の心電同期計測においても、2次元K空間を位相エンコード方向に複数分割し、分割された部分領域の位相エンコード方向の位置に応じて、エコー信号を計測する際のDelay Timeを異ならせることにより、2次元画像のコントラストを所望の状態に維持しつつ、1心拍動周期に計測するエコー信号の数を増加させて撮像時間の短縮化を行うことが可能である。

[0055] (第2の実施形態)

次に、本発明のMRI装置及び同期撮像方法の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、第2の期間として、一つのエコー信号計測期間から、次のエコー信号計測期間のトリガーとなるトリガー情報までの待ち時間を設定し、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測における待ち時間を、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測における待ち時間よりも短くする。好ましくは、周期的体動の一周期の整数倍だけ、待ち時間を異ならせる。すなわち、エコー信号の計測を行うためのパルスシーケンスの繰り返し時間について、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間を、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間よりも短くする。本実施形態は、例えばT2強調画像の取得に好適である。以下、前述の第1の実施形態と異なる点のみを図8～図10に基づいて説明し、同じ点の説明は省略する。

- [0056] 最初に本実施形態の概要を、図8を用いて説明する。図8は、被検者の心電波形を検出しそのR波をトリガー信号としてこれに同期して行う、本実施形態に係る心電同期計測の一例を示す。図8(a)は、T2強調画像を取得する場合のトリガー信号とエコー信号計測のタイムテーブルをそれぞれ示している。図8(b)は、エコー信号計測のためのパルスシーケンスの一例のシーケンスチャートを示している。
- [0057] 計測制御部4は、トリガー信号801-1aの検出から一定時間(Delay time)経過後、パルスシーケンスを起動してエコー信号計測802-1aを行う。このパルスシーケンスには、図8(b)に示すように、複数のエコー信号を計測可能なFSEシーケンスやEPIシーケンスなどのマルチエコータイプのパルスシーケンスが用いられる。詳細は後述する。計測制御部4は、このようなパルスシーケンスに基づいて所定数のエコー信号の計測を制御する。この心拍動周期でのエコー信号計測後、T2強調画像を得るために、数(例えば2, 3)心拍を待ち時間として、この待ち時間経過後、再度トリガー信号801-1bの検出後にパルスシーケンスを起動してエコー信号の計測802-1bを行う。
- [0058] 計測制御部4は、このような、Delay Time後のエコー信号の計測と、数心拍動周期分の待ち時間の待機と、を一単位とする処理を、複数心拍動周期毎(ここでは3心拍動周期毎)に複数回繰り返して、つまりパルスシーケンスの繰り返し時間(TR1)=3心拍動周期として、部分領域201のエコー信号を計測する。
- [0059] 次に、分割領域202のエコー信号計測へ移行すると、計測制御部4は、トリガー信号801-2aの検出から、部分領域201の計測時と同じ一定時間(Delay time)経過後、パルスシーケンスを起動してエコー信号の計測802-2aを行う。その後の待ち時間は、分割領域201のエコー信号計測時と比較して短く設定される。図8(a)の例では、パルスシーケンス終了後の待ち時間が、分割領域201の場合と比較して1心拍動周期分短くされている。ただし、本実施形態は、待ち時間の短縮度合いとして1心拍動周期に規定されるものではなく、任意に設定可能である。そして、この待ち時間後に、再度トリガー信号801-2bの検出後にパルスシーケンスを起動してエコー信号の計測802-2bを行う。

[0060] 計測制御部4は、このような、Delay Time後のエコー信号の計測と、部分領域201のエコー信号計測時よりも短い1以上の心拍動周期分の待ち時間の待機と、を一単位とする処理を、複数心拍動周期毎(ここでは2心拍動周期毎)に複数回繰り返して、つまりパルスシーケンスの繰り返し時間(TR2)=2心拍動周期として、部分領域202のエコー信号を計測する。

[0061] 同様にして、分割領域203のエコー信号計測へ移行した段階で、計測制御部4は、パルスシーケンス動作後の待ち時間を分割領域202のエコー信号計測時よりも短く設定して、エコー信号の計測周期を短縮させる。つまり、分割領域203のエコー信号計測へ移行すると、計測制御部4は、トリガー信号801-3aの検出から、部分領域201の計測時と同じ一定時間(Delay time)経過後、パルスシーケンスを起動してエコー信号の計測802-3aを行う。その後の待ち時間は、分割領域202のエコー信号計測時と比較して短く設定される。図8(a)の例では、パルスシーケンス終了後の待ち時間が、分割領域202の場合と比較して1心拍動周期分短くされて、結果として1心拍動周期以下の時間とされている。そして、この待ち時間後に、再度トリガー信号801-3bの検出後にパルスシーケンスを起動してエコー信号の計測802-3bを行う。つまり、計測制御部4は、パルスシーケンスの繰り返し時間(TR3)=1心拍動周期として、部分領域203のエコー信号を計測する。

[0062] 以上の説明を纏めると、本実施形態は、エコー信号の計測を行うためのパルスシーケンスの繰り返し時間(TR)について、待ち時間を異ならせることにより、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間を、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間よりも短くする。

[0063] なお、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測においては、Delay time=0(ゼロ)としてもよい。

[0064] また、本実施形態は、前述の通り、部分領域に応じて1以上の心拍動周期毎にマルチエコータイプのパルスシーケンスを繰り返してエコー信号を計測する。特に低空間周波数側の部分領域では、複数心拍動周期毎にパルスシーケ

ンスを繰り返す。そのため、本実施形態はT2強調画像の取得に好適となる。そこで、T2強調画像の取得に好適なパルスシーケンスとして、例えば図8(b)に示すFSEシーケンスを用いる。図8(b)に示すシーケンスチャートのRF、Gs、Gp、Gf及びEchoは、図5(b)と同様である。FSEシーケンスは、図5(b)に示すスピンエコーシーケンスの180度RFパルス(516-1~516-6)とスライス傾斜磁場(517-1~517-5)と周波数エンコード傾斜磁場(519-1~519-5)とを繰り返して複数のエコー信号(520-1~520-5)を計測するパルスシーケンスであって、各エコー信号の計測の前後で、絶対量が同じで極性の異なる印加量となる一対の位相エンコード傾斜磁場(801-1a、801-1b~801-5a、ただし801-5b、801-3は印加量ゼロ)を、エコー信号の計測毎にその印加量を変えて印加する。そのため位相エンコード傾斜磁場518は印加しない。これにより、位相エンコードの異なる複数のエコー信号(520-1~520-5)を一回の90度RFパルス511で計測することが可能になる。

[0065] 以上迄が本実施形態の概要である。次に本実施形態の動作フローを、図9、図10に示すフローチャートを用いて説明する。図9は、本実施形態の動作フローの概要を、図10は特にステップ901の処理の詳細を示す。これらの処理フローは、プログラムとして外部記憶装置に記憶されており、必要に応じてCPU8がそのメモリに読み込んで実行することにより、実行される。なお、前述の第1の実施形態の図6、図7の説明と同様に、操作者が3次元K空間の分割数を入力設定し、CPU8がその入力された設定値に応じて、K空間の分割数を決定したものとする。

[0066] ステップ901で、操作者により心電同期計測が起動されると、撮像を行うK空間の部分領域に応じてトリガー信号待機回数(NT)の設定が行われる。この設定処理の詳細は図10に基づいて後述する。

[0067] ステップ902で、上記トリガー信号待機回数(NT)の設定完了後、計測制御部4は、トリガー信号の読み込みを開始する。

[0068] ステップ903で、計測制御部4は、トリガー信号を受信すると、ステップ904で、設定されたトリガー信号待機回数(NT)から1を減算する。

- [0069] ステップ905で、計測制御部4は、事前に設定されたDelay time (Td) だけ待機する。このDelay Time 期間中に前述の空打ちを行えば、その後に計測するエコー信号の強度が安定して高画質の画像を得ることができる。
- [0070] ステップ906で、Delay time (Td) が経過した時点が最も被検者の動きが少ないタイミングであるとして、計測制御部4は、例えば図8 (b) に示すようなパルスシーケンスを実行する。
- [0071] ステップ907で、このイメージングスキャンが終了した後、計測制御部4は、再度トリガー信号の読み込みを行い、トリガー信号を受信すると、設定したトリガー信号待機回数 (NT) から1を減算する処理ステップ908を行い、NT=0となるまで実行 (909) する。
- [0072] ステップ910で、上記待機時間が終了すると、撮像終了でない場合、ステップ901に戻って、再度トリガー信号待機回数 (NT) の設定が行われ、撮像終了となるまで上記ステップ901～909が繰り返される。
- [0073] 以上迄が、本実施形態の処理フローの概要である。次に、ステップ901のK空間の部分領域に応じたトリガー信号待機回数 (NT) の設定処理フローの概要を図10に示すフローチャートに基づいて説明する。
- [0074] ステップ1001で、CPU8は、分割領域201計測時におけるトリガー信号待機回数 (NT1) を基準として、部分領域202のトリガー信号待機回数 (NT2) と、部分領域203のトリガー信号待機回数 (NT3) の設定を行う。なお、トリガー信号待機回数 (NT1) は、例えば、操作者がトリガー信号待機回数 (NT1) を設定する、予め所定の値を記憶しておく、のいずれでも良い。分割領域202、分割領域203でのトリガー信号待機回数は、例えば、撮像パラメータとして操作者により設定される撮像高速化率Rapid Rateを用いて下式で求めることが出来る。
- [0075]
$$NT2 = NT1 \times (1 - \text{Rapid Rate}/100) \quad (2)$$
$$NT3 = NT2 \times (1 - \text{Rapid Rate}/100)$$
- 撮像高速化率Rapid Rateは、例えば、前述の第1の実施形態と同様に、最終的にDelay Timeが最小値となるように自動的に算出することも可能である。
- [0076] ステップ1002で、CPU8は、部分領域202のエコー信号の計測であるか否かを

判断し、そうであれば、ステップ1003で、トリガー信号待機回数を、(2)式で求めた部分領域202の値NT2に設定する。

[0077] ステップ1004で、CPU8は、部分領域203のエコー信号の計測であるか否かを判断し、そうであれば、ステップ1005で、トリガー信号待機回数を、(2)式で求めた部分領域203の値NT2に設定する。

[0078] 以上迄が、ステップ901のK空間の部分領域に応じたトリガー信号待機回数(NT)の設定処理フローの説明である。

[0079] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置及び同期撮像方法によれば、3次元K空間をスライスエンコード方向に複数分割し、分割された部分領域のスライスエンコード方向の位置に応じて、エコー信号を計測した後の待ち時間を異ならせることにより、撮像時間の短縮化を行うことが可能となる。具体的には、低空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際の待ち時間を所望の画像コントラストとなるように設定することにより3次元画像のコントラストを所望の状態に維持できる。そして、高空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際の待ち時間を低空間周波数側の部分領域のエコー信号の計測の際の待ち時間よりも短くすることにより、撮像時間の短縮化を行うことが可能となる。

[0080] 以上までが、本発明のMRI装置及び同期撮像方法に係る心電同期計測の各実施形態の説明である。しかし、本発明のMRI装置及び同期撮像方法は、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。例えば、第1の実施形態の部分領域毎のDelay Timeの制御と第2の実施形態の部分領域毎の待ち時間の制御を組み合わせ実施してもよい。また、第1の実施形態でFSEシーケンスを用いてT2強調画像を取得してもよいし、第2の実施形態で、プロトン強調画像の取得や、スピンエコー(SE)シーケンスを用いてもよい。

符号の説明

[0081] 1 被検者、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 計測制御部、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 高周波発振器、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] 被検体の周期的体動情報からトリガー情報を検出する検出部と、
前記トリガー情報に同期して前記被検体からのエコー信号を計測する同期計測を制御する計測制御部と、
前記エコー信号のデータがK空間に配置されて成るK空間データに基づいて、前記被検体の画像を取得する演算処理部と、
を備え、
前記同期計測は、前記エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設け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、前記K空間を複数の部分領域に分割し、
前記計測制御部は、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、前記第1の期間と前記第2の期間の少なくとも一方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K空間はスライスエンコード方向と位相エンコード方向を含む3次元空間であり、前記K空間の分割はスライスエンコード方向に行われ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、前記第1の期間として、前記トリガー情報と前記エコー信号の計測期間との間にディレイ時間を設け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3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、前記高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測における前記ディレイ時間を、前記低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測における前記ディレイ時間よりも短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5] 請求項3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、前記部分領域に対応するエコー信号の計測を、
1心拍動周期毎に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、前記第2の期間として、一つのエコー信号計測
期間から、次のエコー信号計測期間のトリガーとなるトリガー情報ま
での待ち時間を設け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6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、前記高空間周波数側の部分領域に対応するエコ
ー信号の計測における前記待ち時間を、前記低空間周波数側の部分領
域に対応するエコー信号の計測における前記待ち時間よりも短くする
ことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項8] 請求項6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、前記周期的体動の一周期の整数倍だけ、前記待
ち時間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9] 請求項6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、前記低空間周波数側の部分領域に対応するエコ
ー信号の計測を、複数心拍動周期毎に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10] 請求項6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、前記第1の期間として、前記トリガー情報と前
記エコー信号の計測期間との間にディレイ時間を設け、前記部分領域
に依らずに、前記ディレイ時間を同じに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、
前記計測制御部は、前記エコー信号の計測を行うためのパルスシー
ケンスの繰り返し時間について、前記高空間周波数側の部分領域に対

応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間を、前記低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間よりも短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12] 請求項3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、スピンエコーシーケンスを用いて前記エコー信号の計測を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

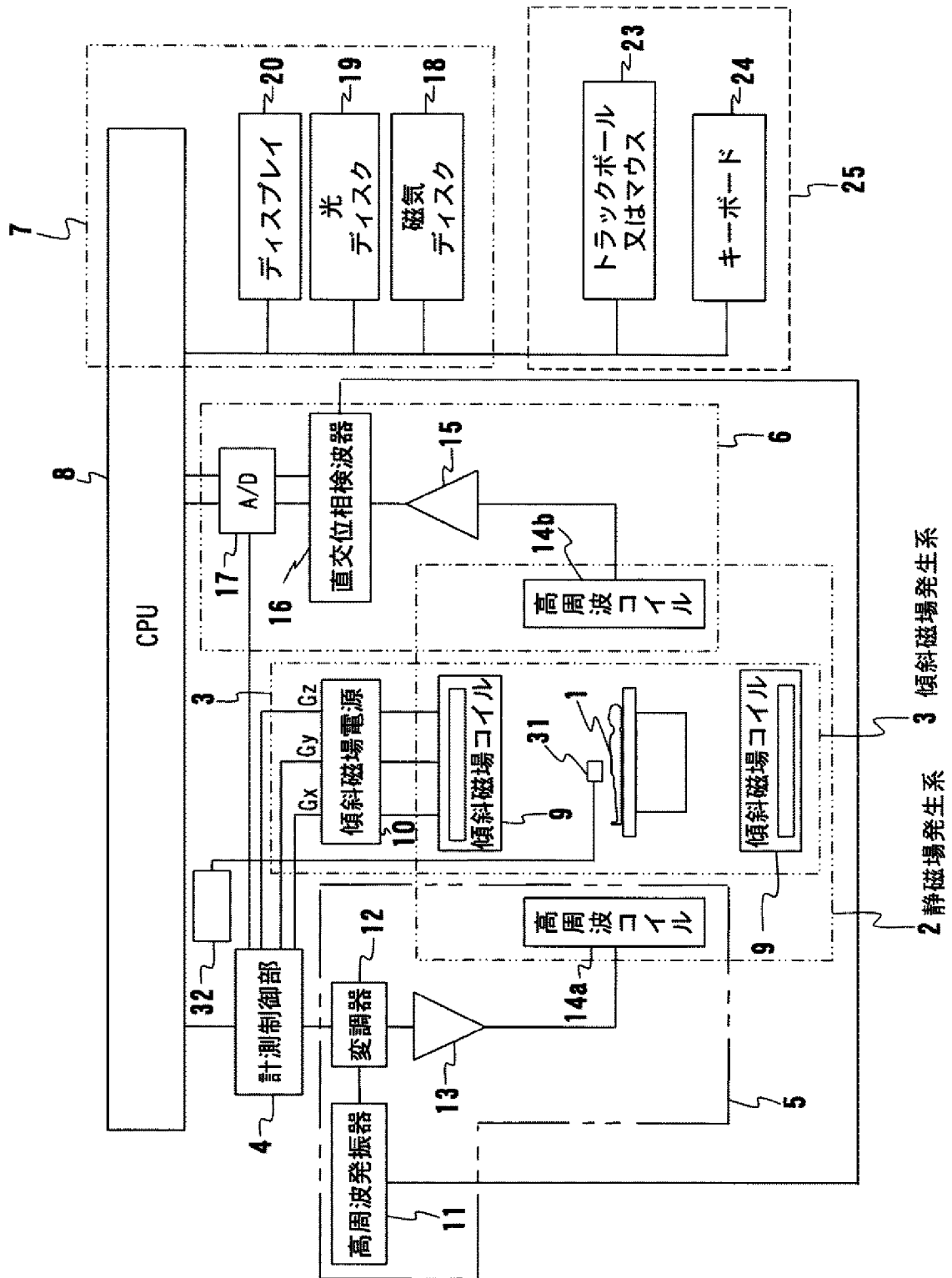
[請求項13] 請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置において、
前記計測制御部は、マルチエコータイプのパルスシーケンスを用いて前記エコー信号の計測を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[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K空間を複数の部分領域に分割するための分割数と、少なくとも一つの部分領域の前記K空間に対する割合の設定を受け付ける入力設定部を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

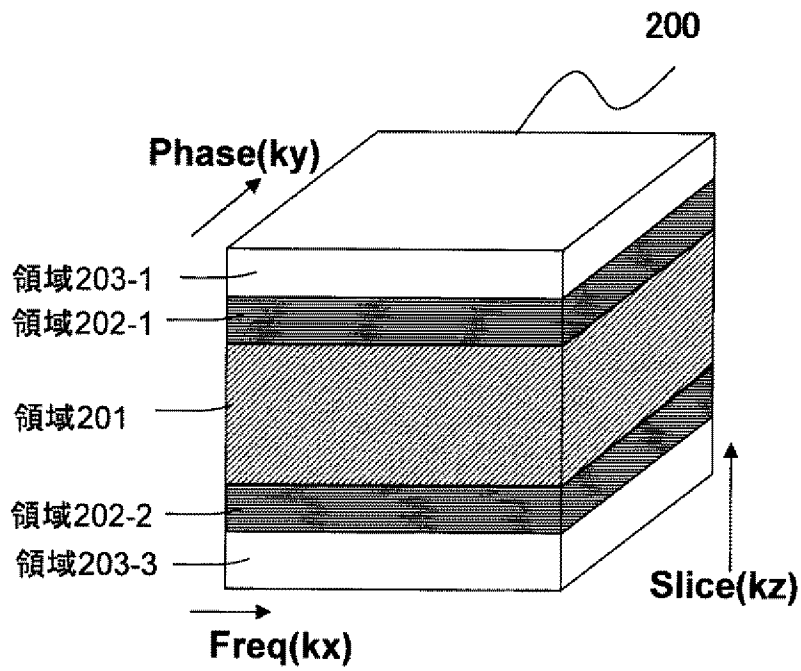
[請求項15] 被検体の周期的体動情報からトリガー情報を検出する検出工程と、
前記トリガー情報に同期して前記被検体からのエコー信号を計測する同期計測を制御する計測制御工程と、
前記エコー信号を用いて、前記被検体の画像を取得する演算処理工程と、
を備え、
前記同期計測は、前記エコー信号の計測期間の、前に第1の期間と後に第2の期間の少なくとも一方を設けた同期撮像方法であって、
前記エコー信号のデータが配置されるK空間を複数の部分領域に分割する工程を更に備え、
前記計測制御工程は、低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測と、高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測とで、前記第1の期間と前記第2の期間の少なくとも一方を異ならせることを特徴とする同期撮像方法。

- [請求項16] 請求項15記載の同期撮像方法において、
前記計測制御工程は、前記第1の期間として、前記トリガー情報と前記エコー信号の計測期間との間にディレイ時間を設けることを特徴とする同期撮像方法。
- [請求項17] 請求項15記載の同期撮像方法において、
前記計測制御工程は、前記第2の期間として、一つのエコー信号計測期間から、次のエコー信号計測期間のトリガーとなるトリガー情報までの待ち時間を設けることを特徴とする同期撮像方法。
- [請求項18] 請求項15記載の同期撮像方法において、
前記計測制御工程は、前記エコー信号の計測を行うためのパルスシーケンスの繰り返し時間について、前記高空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間を、前記低空間周波数側の部分領域に対応するエコー信号の計測の場合の繰り返し時間よりも短くすることを特徴とする同期撮像方法。

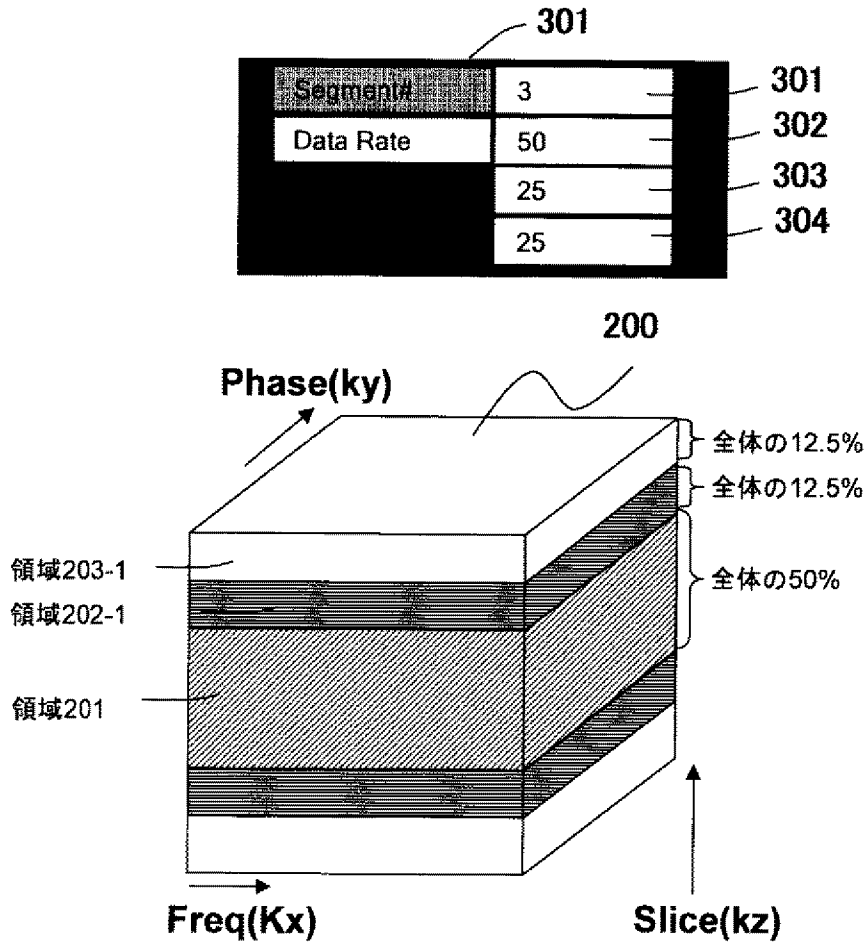
[図1]



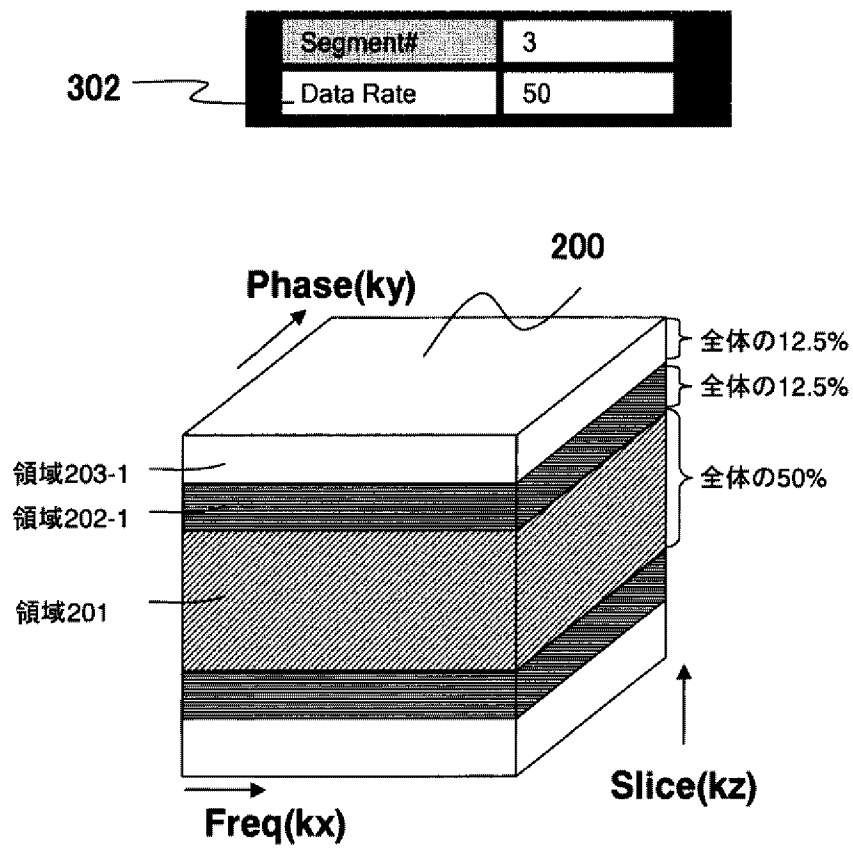
[図2]



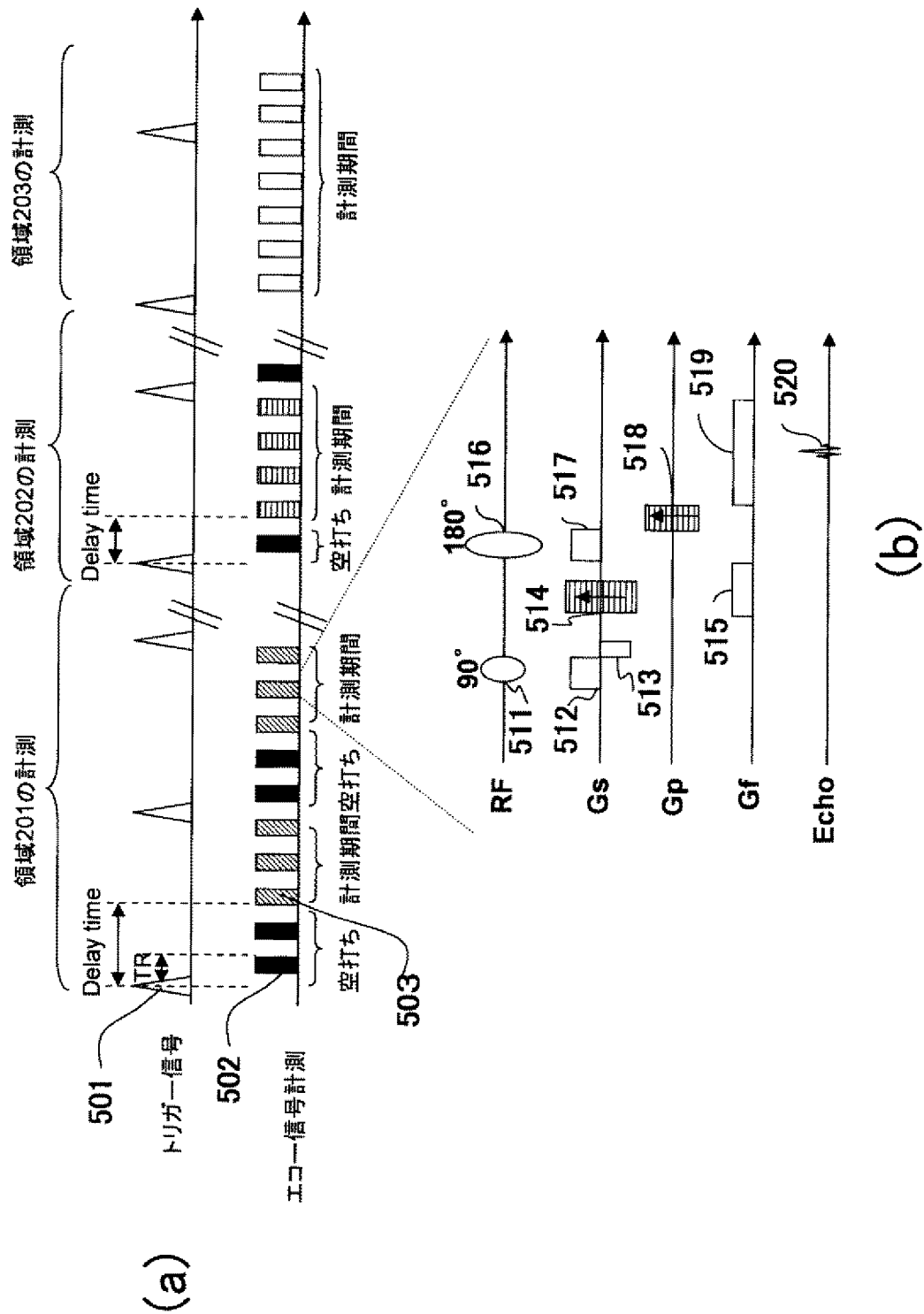
[図3]



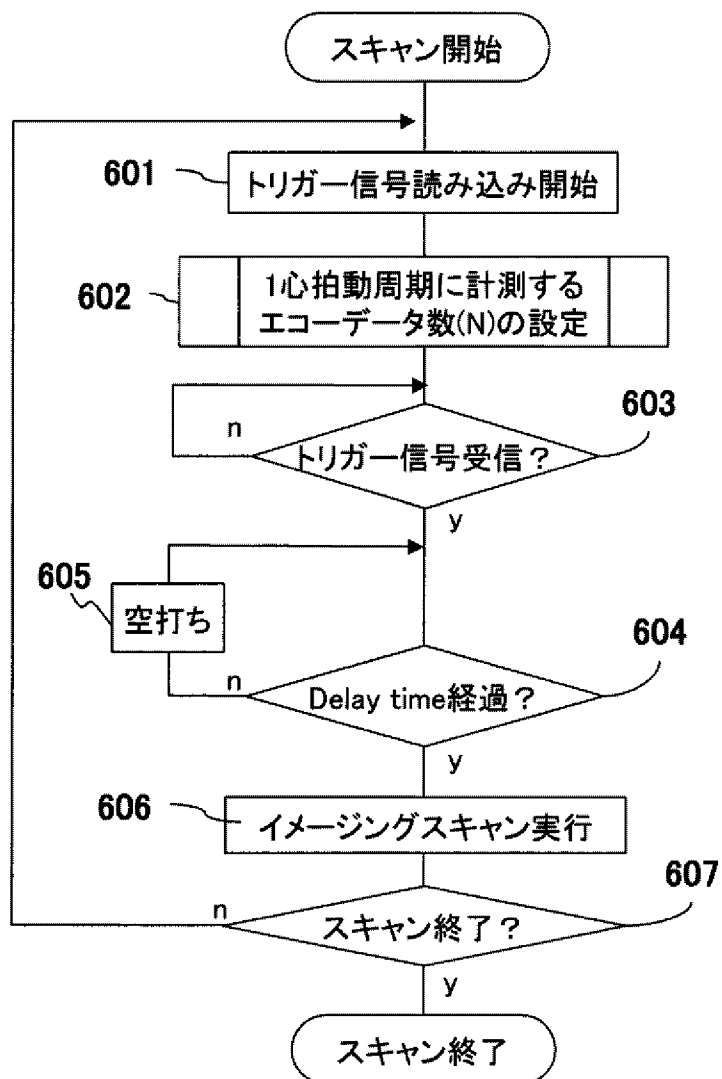
[図4]



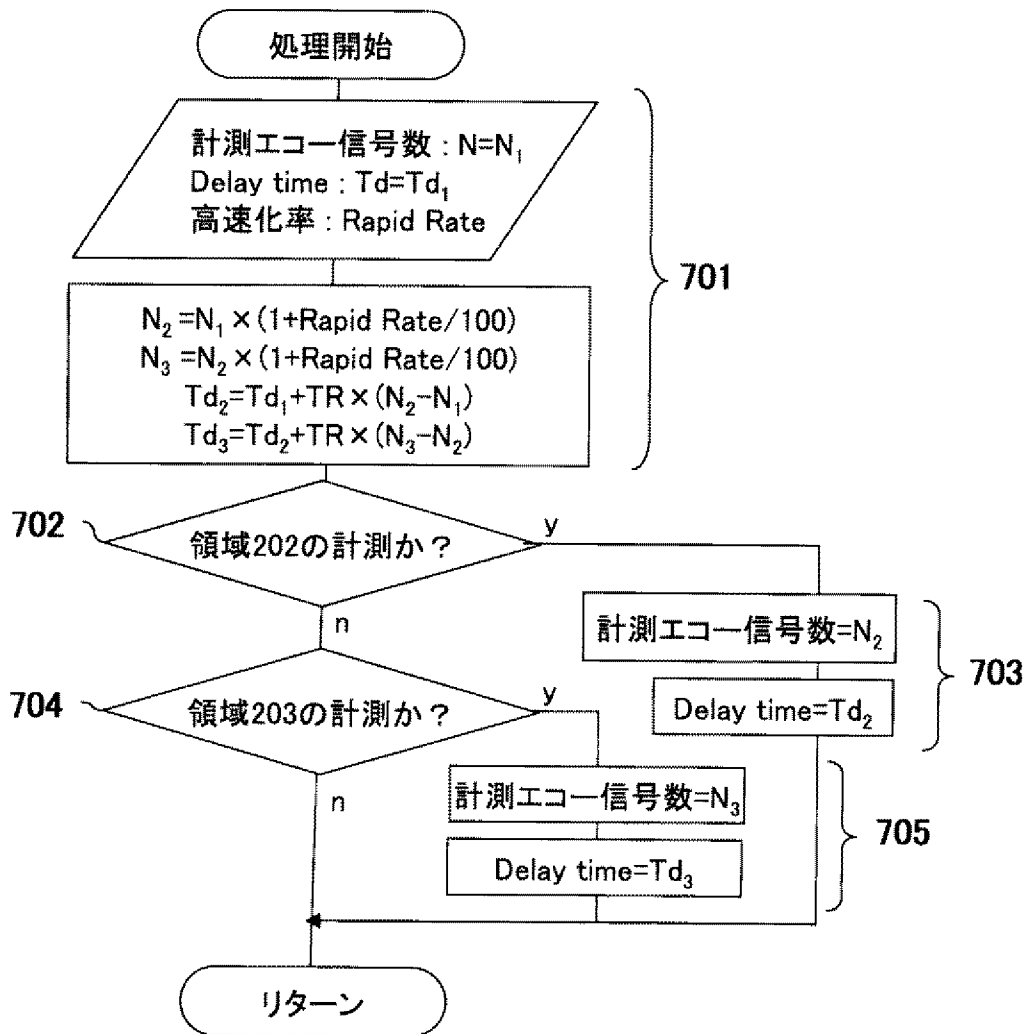
[図5]



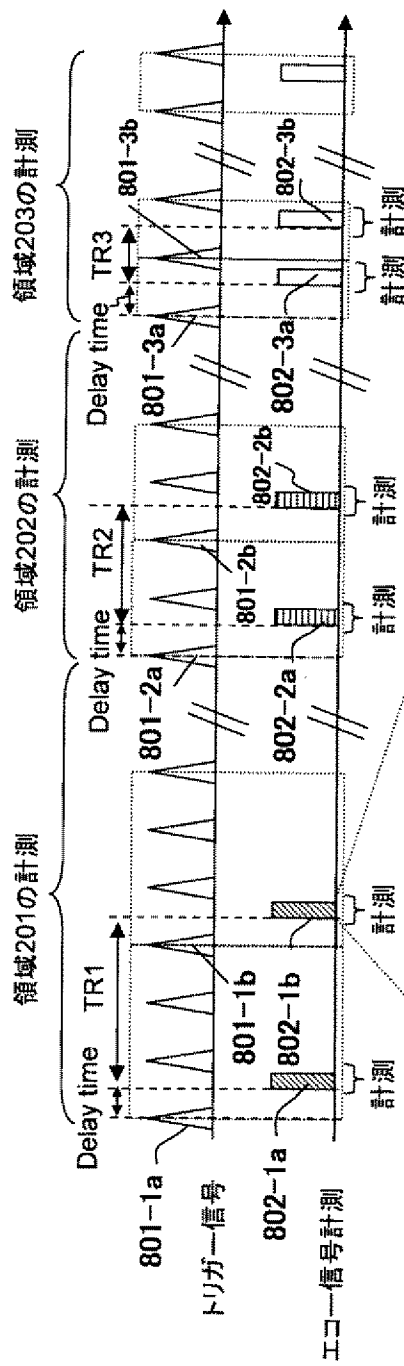
[図6]



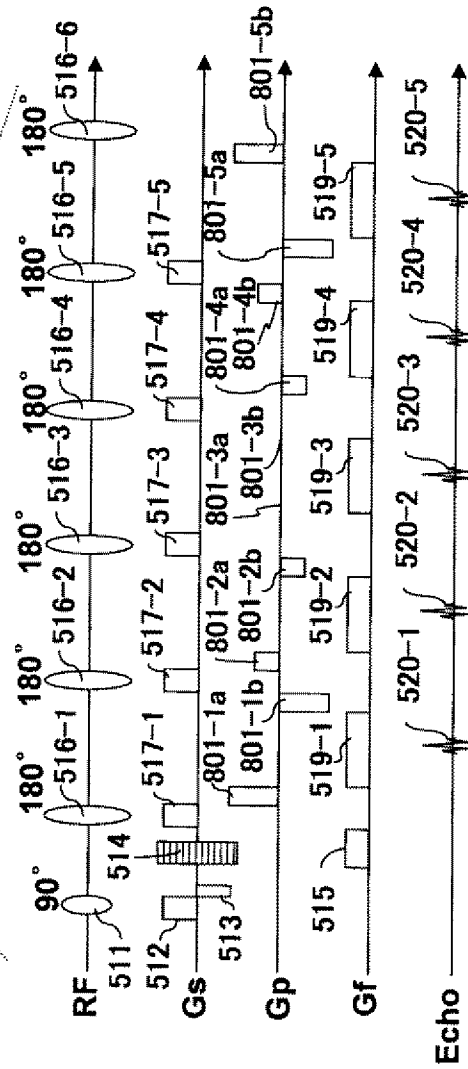
[図7]



[図8]

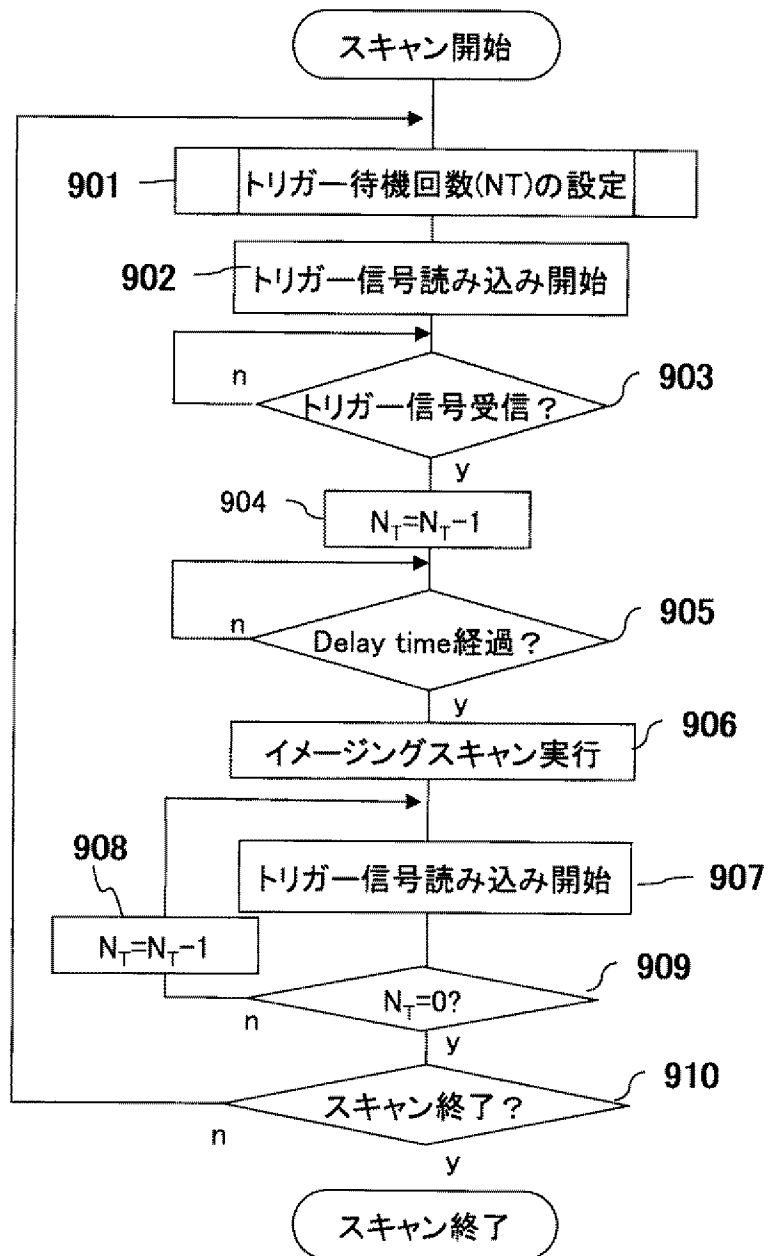


(a)

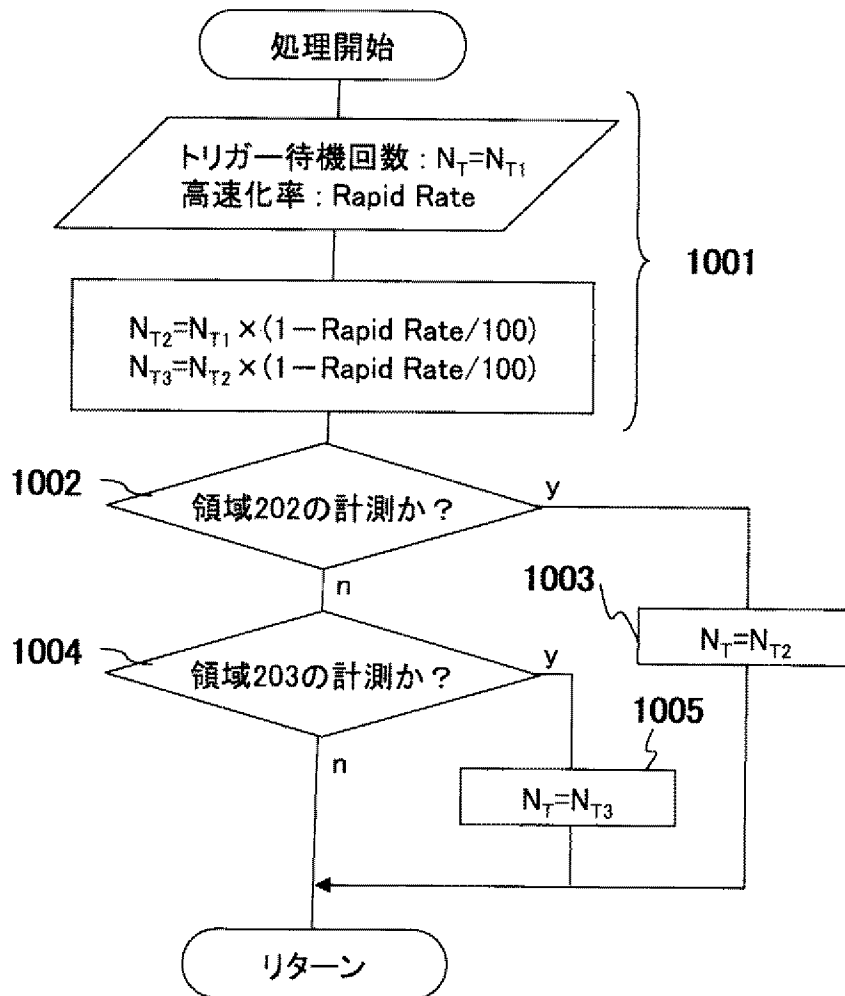


(b)

[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069945

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 A	JP 2002-200054 A (Toshiba Corp.), 16 July 2002 (16.07.2002), entire text; all drawings & US 2002/0032376 A1	1, 3, 6, 9, 12, 13, 15-17 2, 4, 5, 7, 8, 10, 11, 14, 18

☐ 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
07 January, 2010 (07.01.10)

Date of mailing of the international search report
19 January, 2010 (19.01.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/069945

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:

A matter common to the inventions in claims 1 – 18 is considered to be equivalent to the matter described in claim 1.

However, the search revealed that the matter described in claim 1 is not novel, since the matter is disclosed in JP 2002-200054 A (Toshiba Corp.), 16 July 2002 (16.07.2002), entire text, all drawings.

As a result, the matter in claim 1 does not make contribution over the prior art, and therefore, the matter is not a special technical feature in the meaning of the second sentence of PCT Rule 13.2.

In conclusion, the inventions in claims 1 – 18 do not satisfy the requirement of unity of invention.

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.:

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.

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 A	JP 2002-200054 A (株式会社東芝) 2002.07.16, 全文、全図 & US 2002/0032376 A1	1, 3, 6, 9, 12, 13, 15-17 2, 4, 5, 7, 8, 10 , 11, 14, 18

☐ 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

0 7 . 0 1 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 1 . 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)

伊藤 幸仙

2 Q

9 6 0 4

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。

請求項1－18に係る発明の共通の事項は、請求の範囲1に記載された事項と等価であると認められる。

しかしながら、調査の結果、請求項1に記載された事項は、文献JP 2002-200054 A（株式会社東芝）2002.07.16、全文、全図に、開示されているから、新規でないことが明らかとなった。結果として、請求項1に記載された事項は先行技術の域を出ないから、PCT規則13.2の第2文の意味において、この事項は特別な技術的特徴ではない。

よって、請求項1－18に係る発明は発明の単一性の要件を満たしていないことが明らかである。

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ため、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ため、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。

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。