

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-185300

(P2007-185300A)

(43) 公開日 平成19年7月26日(2007.7.26)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 8 2 4 C 0 9 6
 A 6 1 B 5/05 3 9 0

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-4919 (P2006-4919)
 (22) 出願日 平成18年1月12日 (2006.1.12)

(71) 出願人 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
 (74) 代理人 100077816
 弁理士 春日 譲
 (72) 発明者 後藤 智宏
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディ
 コ内
 (72) 発明者 高橋 哲彦
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディ
 コ内

最終頁に続く

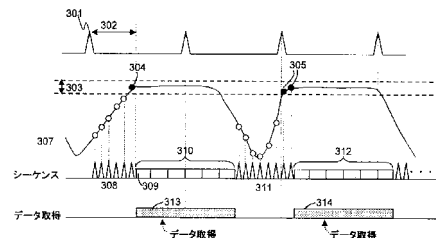
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】ナビゲータシーケンスを用いた撮影において、データ取得効率が高く、撮影時間を短縮可能な磁気共鳴イメージング装置を実現する。

【解決手段】心電波301を検出後、ナビゲータシーケンス308を連続して実行し呼吸動をモニターする。モニターした呼吸変位307が変位304のようにゲートウィンドウ303内に入ったら本計測310を実行しマルチフェーズエコーデータを取得する。本計測310で1心周期分のデータが取得できたら、再び、ナビゲータシーケンス311を連続して実行し呼吸動変位をモニターする。モニターした呼吸動変位が変位305のようにゲートウィンドウ303内に入った時点で次の心周期の本計測312を実行しデータ312を取得する。以降、同様な制御を繰り返し、必要なデータが全て取得できた時点で計測を終了する。

【選択図】 図2



【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、高周波信号送受信手段と、この高周波送受信手段により受信した被検体からの核磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、上記静磁場発生手段、傾斜磁場発生手段、高周波信号送受信手段及び画像再構成手段の動作を制御する制御手段とを備える磁気共鳴イメージング装置において、

上記制御手段は、

ナビゲーターシーケンスを用いて、ナビゲーターエコーを取得して上記被検体の呼吸動による変位を検出し、検出した変位が予め設定した範囲内か否かを判断し、上記変位が予め設定した範囲内であると判断したとき、上記ナビゲーターシーケンスを停止して、被検体の画像撮像シーケンスを実行させ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 2】

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

被検体の心電波を検出する心電波検出手段を備え、上記制御手段は、上記心電波検出手段により検出された心電波の複数の周期毎に、互いに異なるタイミングでナビゲーターシーケンスを実行させ、上記心電波の複数の周期で行なわれた画像撮像シーケンスにより取得したエコーデータを用いて画像再構成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 3】

請求項 1 又は 2 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、ナビゲーターエコー取得タイミングと画像撮像シーケンスによるエコーデータ取得タイミングとの関係に応じて、複数の画像撮像シーケンスによるエコーデータの k 空間配置順を制御して、画像を再構成させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20

【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、

上記制御手段は、画像撮像シーケンスによるエコーデータのうち、上記変位が予め設定した範囲内であると判断したときのナビゲーターエコーに近い時刻に取得したエコーデータから順に、k 空間の低周波領域に配置して画像を再構成させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30

【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、

上記制御手段は、上記ナビゲーターシーケンスを停止後、上記画像撮像シーケンスの実行に先だって、プリパルスを印加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 2 ~ 5 のうちのいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置において、

上記ナビゲーターシーケンスは、複数回連続して行なわれ、1 回のナビゲーターシーケンスの実行期間は、上記画像撮像シーケンスの 1 フェーズの倍数であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴 (NMR) 信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する磁気共鳴イメージング装置 (MRI 装置) に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、心臓 MRI の臨床適用が一般化している。この心臓 MRI では、心拍動によるアーチファクトが問題となり、このアーチファクトを除去するための技術が特許文献 1 に記載されている。

50

【 0 0 0 3 】

また、心臓MRIでは、呼吸動によるアーチファクトが問題であり、呼吸動アーチファクトの抑制方法として、一般的に用いられている手法が、付加的なエコーであるナビゲーターエコーを用いて呼吸動をモニターする方法である（非特許文献1）。

【 0 0 0 4 】

心臓撮影における、ナビゲーターエコーを用いた呼吸動アーチファクト低減方法の一例を図10を参照して説明する。この図10は心電同期併用でナビゲーターエコーを用いた呼吸ゲーティング撮影のシーケンス図である（非特許文献2）。

【 0 0 0 5 】

図10において、心電波101を検出後、設定したディレイタイム107の後に、本計測（マルチフェーズ撮影）109が実行されるタイミングで、ナビゲーターシーケンス108を実行する。ナビゲーターシーケンス108によって取得されたナビゲーターエコーにより着目部位の呼吸動による変位104を得る。

10

【 0 0 0 6 】

ナビゲーターシーケンス108に続いて本計測シーケンス109を実行する。ここで、ナビゲーターシーケンス108、112によって得られた変位104、106のように、予め設定した狭いウィンドウ（ゲートウィンドウ）103から外れている場合、本計測109、113によって得られたデータは破棄する（破棄データ114、115）。

【 0 0 0 7 】

逆に、ナビゲーターシーケンス110にて検出した変位105のように、ウィンドウ103内にある場合は、ナビゲーターシーケンス110の直後のシーケンス111のデータは取得する（取得データ115）。このような本計測データの取得制御を繰り返し、画像再構成に必要なデータ取得が完了したら終了する。この手法により、ほぼ同じ変位においてデータを取得することで呼吸動による体動の影響が大きく低減された画像が得られる。

20

【 0 0 0 8 】

【特許文献1】特開2005-80855号公報

【非特許文献1】Adaptive Technique for High-Definition MR Imaging of Moving Structures, Radiology 1989;173:255-263, Richard L. Ehman & Joel P. Felmlee

【非特許文献2】Navigator Echoes in Cardiac Magnetic Resonance, Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance, 3(3)、183-193(2001)

30

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、上記従来技術にあっては、破棄データ114、116のように破棄するデータが多いため、データ取得効率の低下が問題である。また、本計測が心臓のマルチフェーズ撮影の場合、ナビゲーターエコーを取得している間の心時相は撮影できないため、全心周期のシネ画像が取得できない問題もある。

【 0 0 1 0 】

図11は、5フェーズのシネ画像を4心拍で撮影する例である。心電波201の直後の心時相（収縮初期220）は、ナビゲーターエコーの取得を行っているため、本計測ができない。つまり、図12に示すように、心臓撮影の場合は、心電波Rを検出した後、ナビゲーターシーケンス、空打ち、本計測シーケンスの順に実行するため、ナビゲーターシーケンス、空打ちの間は本計測ができない。

40

【 0 0 1 1 】

心臓撮影の場合、本計測に用いるパルスシーケンスは、図13に示すようなSSFPシーケンスを行なうのが一般的である（ $TR = 3 \sim 6 \text{ ms}$ ）。そのため、ナビゲーターシーケンスを実行したことで壊れた定常状態を回復するために、空打ち（一般的に10～20回）が必要であり、上述したように、空打ちの間も本計測ができない。

【 0 0 1 2 】

シネ画像は、通常、駆出率などを求める心機能解析に用いられるのだが、上述したよう

50

な不完全なシネ画像を用いて心機能解析を行うと、正しい結果が得られない可能性がある。

【0013】

本発明の目的は、ナビゲータシーケンスを用いた撮影において、データ取得効率が高く、撮影時間を短縮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】

【0014】

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、高周波信号送受信手段と、被検体から発生された核磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する画像再構成手段と、静磁場発生手段、傾斜磁場発生手段、高周波信号送受信手段及び画像再構成手段の動作を制御する制御手段とを備える。

10

【0015】

そして、上記制御手段は、ナビゲータエコーシーケンスを用いて、ナビゲータエコーを取得し、被検体の呼吸動による変位を検出して、この変位が予め設定した範囲内であると判断したとき、ナビゲータエコーシーケンスを停止して、被検体の画像撮像シーケンスを実行させる。

【0016】

また、本発明の磁気共鳴イメージング装置は、被検体の心電波を検出する心電波検出手段を備え、制御手段は、心電波検出手段により検出された心電波の複数の周期毎に、互いに異なるタイミングでナビゲータエコーシーケンスを実行させ、心電波の複数の周期で行なわれた画像撮像シーケンスにより取得したエコーデータを用いて画像再構成させる。

20

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、ナビゲータシーケンスを用いた撮影において、データ取得効率が高く、撮影時間を短縮可能な磁気共鳴イメージング装置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】

【0018】

以下、本発明の実施形態を添付図面を参照して説明する。

図1は、本発明が適用されるMRI装置の概略構成図である。

図1において、MRI装置は、被検体401の周囲に静磁場を発生する磁石402と、静磁場空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル403と、静磁場空間領域に高周波磁場を発生するRFコイル404と、被検体401が発生するMR信号を検出するRFプローブ405とを備える。

30

ここで、傾斜磁場コイル403は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源409からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。

【0019】

RFコイル404は、RF送信部410の信号に応じて高周波磁場を発生する。また、RFプローブ405で受信した信号は、信号検出部406で検出され、信号処理部407で信号処理され、また計算により画像信号に変換され、画像は表示部408で表示される。

40

傾斜磁場電源409、RF送信部410、信号検出部406は制御部411で制御され、制御のタイムチャートは一般にパルスシーケンスと呼ばれている。ベッド412は被検体が横たわるためのものである。

【0020】

上記MRI装置において、傾斜磁場により異なる位相エンコードを与え、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号を検出する。位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり128、256、512等の値が選ばれる。各エコー信号は通常128、256、512、1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像を作成する。

心電計413は、被検体401の心電波を検出し、制御部411に供給する。

50

【0021】

次に、本発明の第1の実施形態におけるナビゲーターシーケンスを図2を参照して説明する。この第1の実施形態は、心電同期併用のマルチフェーズ撮影の場合の例である。以下に示す動作の制御は、制御部411によって実行される。

【0022】

図2において、心電計413からの心電波301を制御部411が検出後、ナビゲーターシーケンス308を連続して実行し、呼吸動をモニターする。ここで、ナビゲーターシーケンス308は、複数回連続して行なわれ、1回のナビゲーターシーケンスの実行期間は、本撮影310の1心時相(フェーズ)の時間309の倍数となるように管理する。

【0023】

これは、通常、マルチフェーズエコーデータの取得が、複数の心周期に渡って行われるため、心電波からの遅延時間302がランダムにずれると、1つの画像の中に異なる心時相のデータが混在するためである。

【0024】

ナビゲーターエコーでモニターした呼吸変位307が、変位304のように予め設定しておいたゲートウィンドウ303内に入ったら、その後、本計測310を実行し、マルチフェーズエコーデータを取得する(取得データ313)。本計測310で1心周期分のデータが取得できたら、再び、ナビゲーターシーケンス311を連続して実行し、呼吸動変位をモニターする。

【0025】

モニターした呼吸動変位が変位305のようにゲートウィンドウ303内に入った時点で、次の心周期の本計測312を実行し、データ312を取得する。図2において、変位305が2点あるのは、上述のように、ナビゲーターシーケンスの実行時間が1フェーズの倍数となるように調整しているためである。以降、同様な制御を繰り返し、必要なデータが全て取得できた時点で計測を終了する。

【0026】

例えば、位相エンコード数128のとき、1回の本計測で32エコー取得すると、4回の計測で1画像分のデータが取得できることとなり、例えば、図3に示すような状態で全データ取得完了となる。以上のような計測法により、全身周期をカバーするマルチフェーズ画像が取得できる。

【0027】

以上のように、本発明の第1の実施形態によれば、心電波を検出後、ナビゲーターシーケンス308を行って呼吸動をモニターし、呼吸変位がゲートウィンドウ303内に入ったら、本計測を実行し、マルチフェーズエコーデータを取得する。

これにより、呼吸変位がゲートウィンドウ外の場合に、本計測を開始してしまい、取得したデータが不要となってしまうことを回避し、データ取得効率が高く、撮影時間を短縮可能な磁気共鳴イメージング装置を実現することができる。

【0028】

また、ナビゲーターシーケンスの実行タイミングを変えることで、例えば、心臓撮影において、全心周期のエコーデータ取得が可能となる。

【0029】

次の、本発明の第2の実施形態について、説明する。

この第2の実施形態においては、上述した図3に示したような計測が行われた場合、画質をより向上させるために、ナビゲーターエコーを取得したタイミングと、本計測データを取得したタイミングとの関係に応じて、本計測データのk空間への配置順を調整する。

【0030】

ナビゲーター呼吸ゲート法では、ナビゲーターエコーによってモニターされた呼吸動変位に基づいて、本計測のデータ取得制御を行っている。そのため、ナビゲーターエコー取得時に近いタイミングで取得した本計測データほど、ゲートウィンドウ位置に近い呼吸動変位のデータである。そのため、ナビゲーターエコー取得直後の本計測データを画質に影

10

20

30

40

50

響の大きな低周波数領域に配置し、ナビゲーター取得から最も時間が経過してから取得した本計測データを高周波数領域に配置する。

【0031】

例えば、図3のPhase 1のデータであれば、図4の(A)に示すように、最もナビゲーターエコーに近いタイミングで取得した計測4のデータが、最低域に配置され、ナビゲーターエコーから遠くなるに従い、計測3、計測1、計測2の順で高域側に配置される。

【0032】

他の心時相においても制御方法は同様であり、図4の(B)に示したPhase 5の例では、低域から順に計測3、計測1、計測2、計測4となる。このような制御により、より画質を向上することができる。

10

他の構成は、第1の実施形態と同様であるので、詳細な説明は省略する。

【0033】

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。

上述した図3に示す例では、呼吸変位がゲートウインドウ内に入るまでナビゲーターシーケンスを繰り返す方法で全心周期分のデータ取得を行ったが、この第3の実施形態においては、他の手法により全心周期分のデータ取得を行なう。

【0034】

図5は、本発明の第3の実施形態におけるマルチフェーズ撮影の説明図である。図5において、ナビゲーターシーケンスの繰り返し時間を、例えば1心時相分とし、ナビゲーターシーケンスの実行タイミングを異なる心時相にずらしながら、呼吸変位がゲートウインドウに入った後に本計測を行う。このような制御により、図3に示した例と同様に、全心周期のマルチフェーズ画像を取得することができる。

20

【0035】

この第3の実施形態においては、データ取得効率が、図3に示した例比べて低下するが、ナビゲーターエコーを取得してから最も時間的に離れた本計測データ取得までが、図3に示した例の場合に比べて短いので、より呼吸動の影響が抑制された画像となる。また、第2の実施形態と同様に、ナビゲーターエコーに近い時刻に取得した本計測データから順に、k空間の低周波数領域に配置することで、更に画質向上を図ることが可能である(図6の(A)、(B))。

30

図5に示した第3の実施形態は、ナビゲーターエコーによる呼吸動変位が毎回ゲートウインドウ内の理想的な例であるが、実際には、ゲートウインドウから外れることが容易にありうる。そのような場合を図7に示す。

【0036】

図7において、計測1、計測2では、図5の場合と同様に、呼吸動変位がゲートウインドウ内(図7中「OK」と表記)であったとする。続く計測3で、Phase 3の時刻に計測したナビゲーターエコーにおいて、呼吸動変位がゲートウインドウから外れていたとすると(図7中「NG」と表記)、ナビゲーターシーケンスを続くPhase 4でも実行する。ここで、Phase 4のナビゲーターエコーで呼吸変位がゲートウインドウ内であることが確認できたら、本計測を実行し、データを取得する。

40

【0037】

続いて、計測3とは異なるタイミングでナビゲーターエコーを取得し、「OK」であれば本計測データを取得する(計測4のPhase 4~計測5のPhase 3)。本計測実行後、再び、ナビゲーターエコーを取得し、「OK」と判定されるまでナビゲーターを実行する。

【0038】

ここで、計測6のように、計測1と全く同じタイミングで取得したナビゲーターエコーで「OK」と判定されたとする。このような場合、計測6で取得されたデータは、S/N向上のために計測1に積算される。以降、同様にナビゲーターによる判定を繰り返し、全ての心周期でエコーデータが取得できた時点で計測を終了する。

50

【0039】

この第3の実施形態において、他の構成は、第1の実施形態と同様であるので、詳細な説明は省略する。

【0040】

次に本発明の第4の実施形態について説明する。

上述した本発明の第1～3の実施形態では、マルチフェーズ撮影への適用例を示したが、他のプリパルスが付いたシングルフェーズのトリガー撮影にも本発明を適用することができる。

【0041】

本発明の第4の実施形態は、本発明を他のプリパルスが付いたシングルフェーズのトリガー撮影に適用した場合の例である。図8は、第4の実施形態である脂肪抑制パルス付きのトリガー撮影の説明図である。図8において、ナビゲーターシーケンス708を連続して実行して、呼吸動をモニターし、呼吸動の変位がゲートウインドウ703内に入ったら（変位704）、本計測710を実行する。

10

【0042】

ここで、本計測の前に付加されている709が脂肪抑制パルスである。本計測710は100～200ms程度のシングルフェーズ撮影で、第1の実施形態と同様の理由で、ナビゲーターを連続して実行する時間は本計測の時間の倍数で制御される。

この手法により、第1の実施形態と同様な効果を得ることができる他、心電波701からの遅延時間702が異なる脂肪抑制画像が取得可能である。

20

【0043】

この第4の実施形態は、例えば、複数の心時相における冠状動脈の形態を観察する手法などに適用できる。更に、図5に示したナビゲーターシーケンスを脂肪抑制パルスに置き換えて、息止め状態で撮影することでも、同様に全心周親の冠状動脈マルチフェーズ画像を取得可能である。

【0044】

次に、本発明の第5の実施形態について説明する。

上述した第1～4の実施形態は、心電波（脈波）同期と併用した、心臓をターゲットとした撮影への適用例であったが、非同期撮影でも本発明は適用可能である。本発明の第5の実施形態は、非同期撮影に適用した場合の例である。

30

【0045】

図9は本発明の第5の実施形態の説明図である。

図9に示すように、まず、ナビゲーターシーケンス605を連続的に繰り返し実行し、呼吸動変位をモニターする。モニターした変位がゲートウインドウ601に入ったら（変位602）、本計測606を実行する。この計測は非同期であるため、本計測は1スライス分のデータ取得完了まで一度に実行する。

【0046】

すなわち、本計測606、608、610でそれぞれ1スライスずつ画像が取得される。加えて、本計測の実行時間とナビゲーターの実行時間とを関連付けて管理する必要がないので、変位603、604のように、1回ナビゲーターを実行して、変位がゲートウインドウ601内と判断したら、即座に本計測が実行される。

40

この第5の実施形態は、第1の実施形態と同様な効果を得ることができる他、心電同期が不要で、呼吸動抑制が必須の腹部撮影などに有効である。

【0047】

なお、上述した例では、被検体の心電波を用いたが、被検体の脈波に同期して計測を行ってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【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】本発明の第1の実施形態のマルチフェーズ撮影の説明図である。

50

【図 3】本発明の第 1 の実施形態において全身周期をカバーするマルチフェーズ画像の取得説明図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態の説明図である。

【図 5】本発明の第 3 の実施形態の説明図である。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態の説明図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態の説明図である。

【図 8】本発明の第 4 の実施形態の説明図である。

【図 9】本発明の第 5 の実施形態の説明図である。

【図 10】従来技術におけるナビゲーター呼吸ゲート法の説明図である。

【図 11】従来技術におけるナビゲーター呼吸ゲート法を用いたマルチフェーズ撮影の説明図である。 10

【図 12】ナビゲータシーケンスを用いた一般的な心周期毎のマクロな計測シーケンス図である。

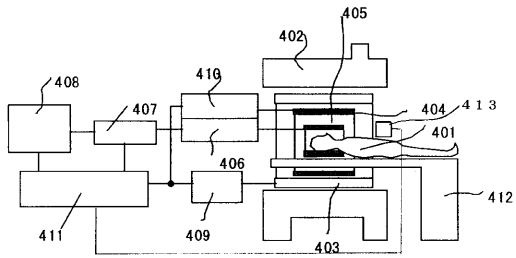
【図 13】一般的な S S F P シーケンスを示す図である。

【符号の説明】

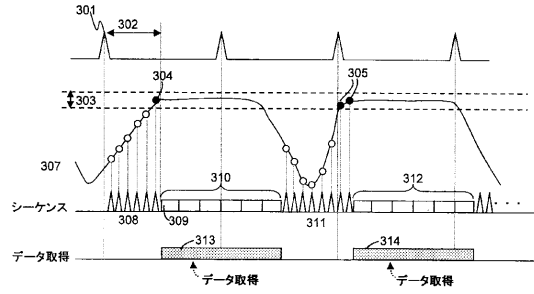
【0049】

401	被検体
402	静磁場磁石
403	傾斜磁場コイル
404	R F コイル
405	R F プローブ
406	信号検出部
407	信号処理部
408	表示部
409	傾斜磁場電源
410	R F 送信部
411	制御部
412	ベッド
413	心電計

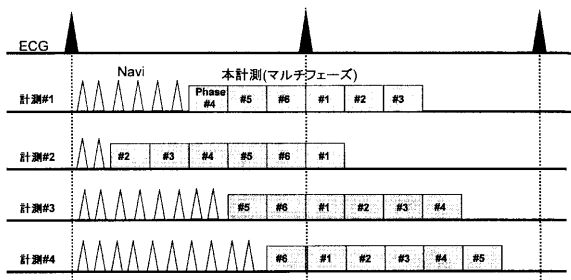
【 図 1 】



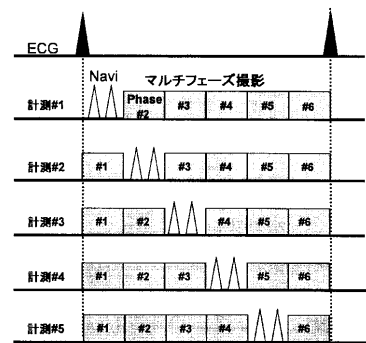
【 図 2 】



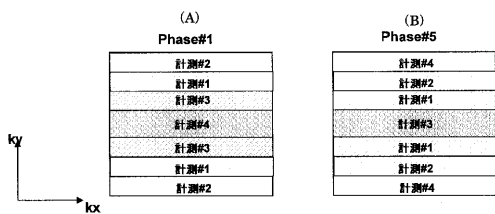
【 図 3 】



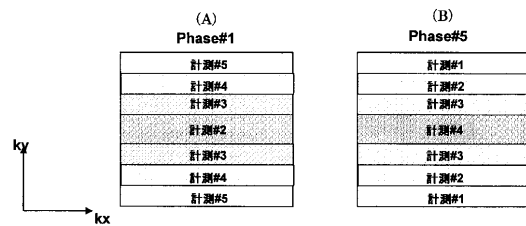
【 図 5 】



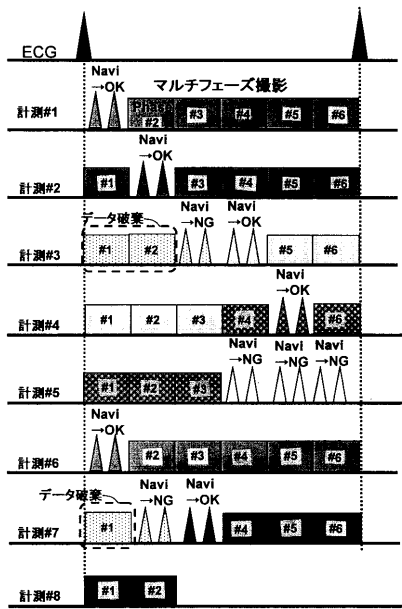
【 図 4 】



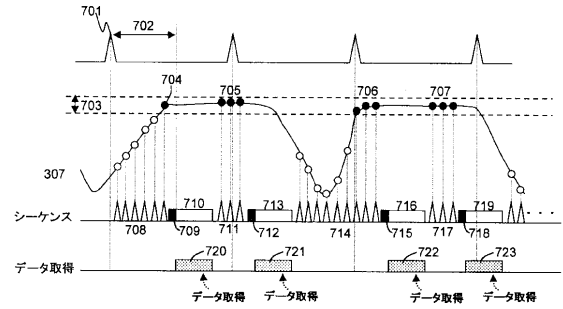
【 図 6 】



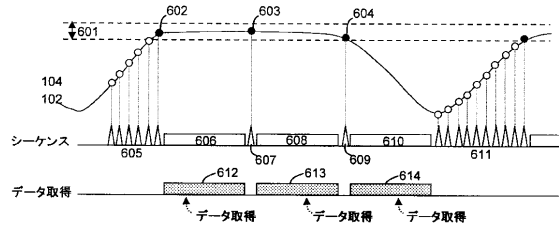
【 図 7 】



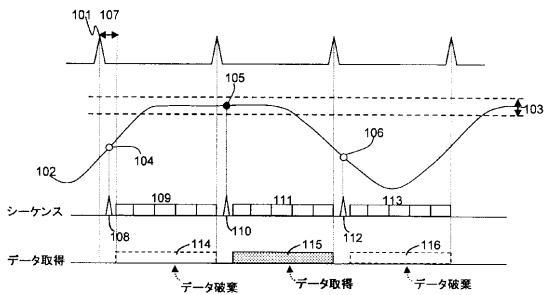
【 図 8 】



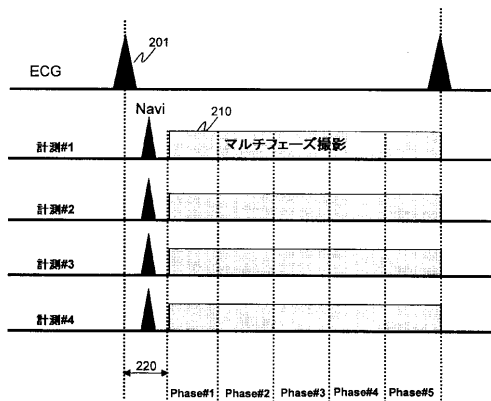
【 図 9 】



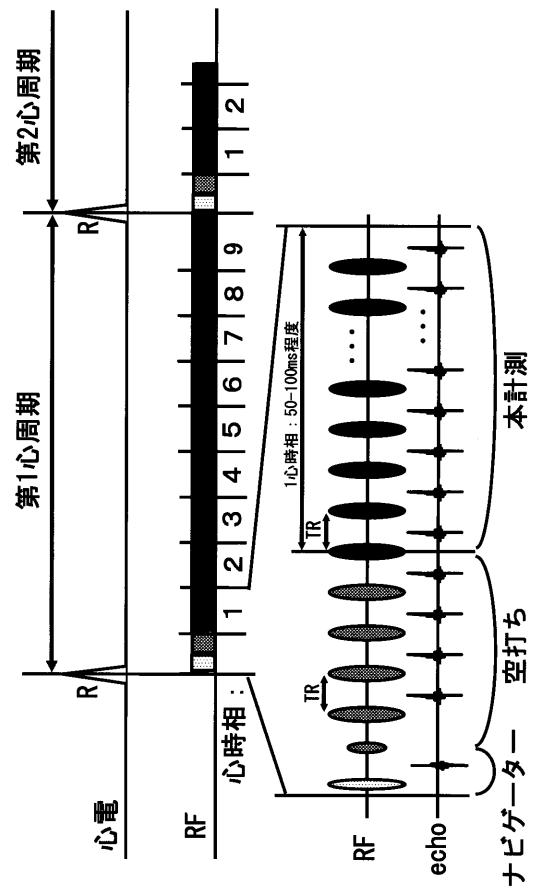
【 図 10 】



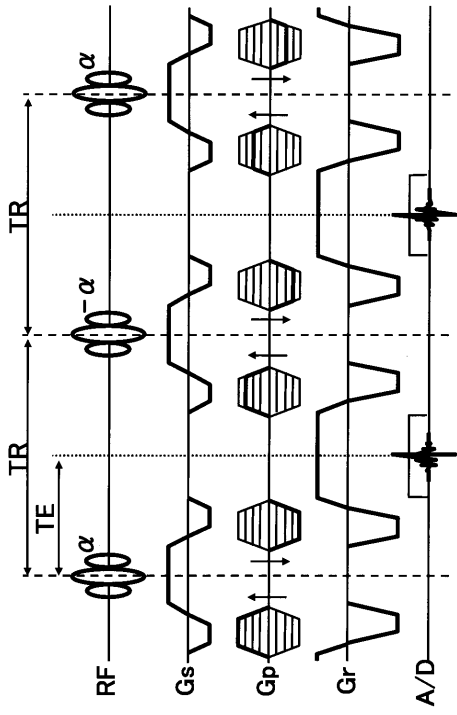
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 瀧澤 将宏

東京都千代田区内神田一丁目1番14号

株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C096 AA18 AA20 AB12 AD03 AD06 AD19 AD27 BA22 BA50 DA18

FC20