

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4789244号
(P4789244)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年7月29日(2011.7.29)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 382
A 6 1 B 5/05 390

請求項の数 9 (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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成20年12月26日 (2008.12.26)

(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 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
 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
 (72) 発明者 蘭澤 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

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エコーデータ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、

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ンケンスを停止して、被検体の画像撮像シーケンスを実行させる磁気共鳴イメージング装置であって、

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で、互いに異なるタイミングでナビゲータシンケンスを実行させ、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 2】

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エコーデータ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

10

20

段の動作を制御する制御手段とを備え、

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磁気共鳴イメージング装置であって、

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、上記心電波の一周期を複数の心時相に分割して、上記心電波の複数の周期で、上記ナビゲーターシーケンスを実行する期間を異ならせて、上記画像撮像シーケンスを実行させ、取得されたエコーデータを用いて画像再構成させて複数の心時相の画像をそれぞれ取得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 3】

請求項 2 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、一つの心時相の時間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。

【請求項 4】

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 5】

請求項 4 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。

【請求項 6】

請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

30

上記制御手段は、上記ナビゲーターシーケンスの実行期間を、上記心電波の互いに時間的に隣接する周期において、上記所定の心時相分だけ、時間的に異な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、

上記制御手段は、上記心電波の周期毎に、上記所定の心時相分だけナビゲーターシーケンスを実行し検出した上記被検体の呼吸動による変位が予め設定した範囲外であると判断したとき、上記所定の心時相に続く心時相でナビゲーターシーケンスを実行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 7 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

40

上記制御手段は、上記心電波の複数の周期のうち、ナビゲーターシーケンスが実行された心時相が、互いに時間的に対応し、かつ、上記被検体の呼吸動による変位が予め設定した範囲内であるときに実行された上記被検体の画像撮像シーケンスにより得られたデータを積算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 1 乃至 8 のいずれい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。

【発明の詳細な説明】

50

【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。

【0003】

10

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）。

【0004】

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）。

【0005】

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。

20

【0006】

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インドウ（ゲートウインドウ）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）。

【0007】

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、ウインドウ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。

30

【0008】**【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)

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】**【0009】**

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。

【0010】

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

50

ゲータシーケンス、空打ち、本計測シーケンスの順に実行するため、ナビゲータシーケンス、空打ちの間は本計測ができない。

【0011】

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。

【0012】

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。

10

【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。

20

【0015】

そして、上記制御手段は、ナビゲーターエコーシーケンスを用いて、ナビゲーターエコーを取得し、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、ナビゲーターエコーシンケンスを停止して、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ーエコーシンケンスを実行させ、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ドーティアを用いて画像再構成させる。

30

【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。

40

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。

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

50

、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 M R I 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 M R 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。

【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 心周期 (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、マルチフェース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周期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インドウ 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 のようにゲートウインドウ 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インドウ 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インドウ外の場合に、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】

10

20

30

40

50

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、ゲートウイ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。

10

【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。

20

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。

30

【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))。

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。

40

【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。

【0037】

50

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ドデータが取得できた時点で計測を終了する。

【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。

【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 100～200 ms 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。

【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、同様に全心周囲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。

【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スライスづ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。

10

20

30

40

50

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なってもよい。

【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。

【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。 10

【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。 20

【図12】ナビゲーター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SSFPシーケンスを示す図である。

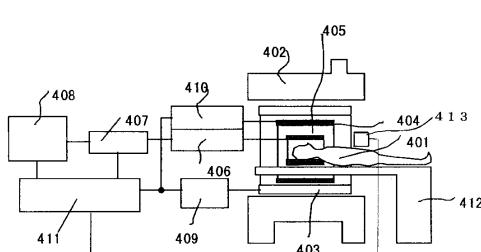
【符号の説明】

【0049】

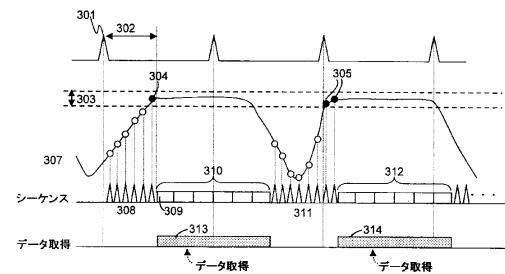
401	被検体
402	静磁場磁石
403	傾斜磁場コイル
404	R F コイル
405	R F プローブ
406	信号検出部
407	信号処理部
408	表示部
409	傾斜磁場電源
410	R F 送信部
411	制御部
412	ベッド
413	心電計

30

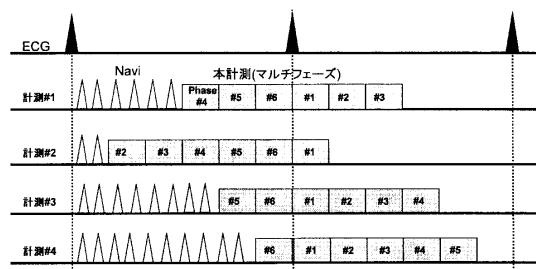
【図1】



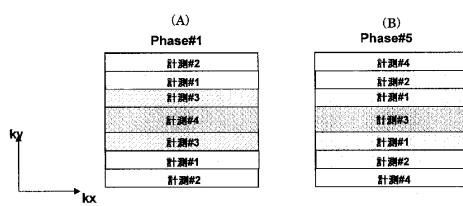
【図2】



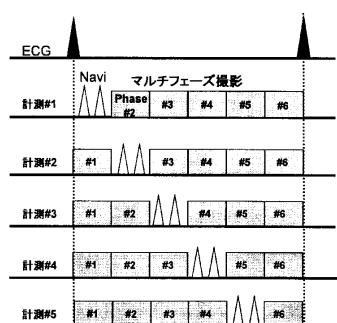
【図3】



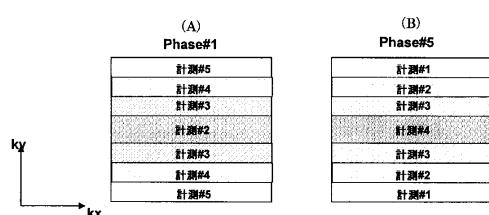
【図4】



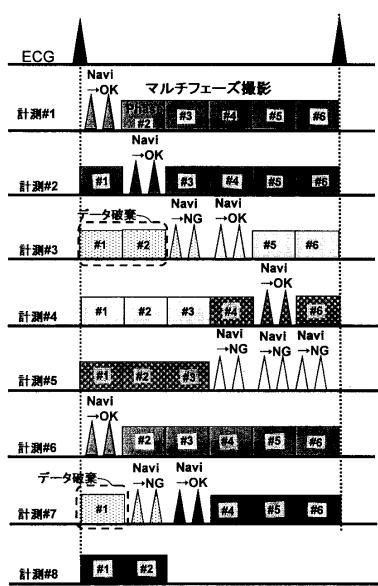
【図5】



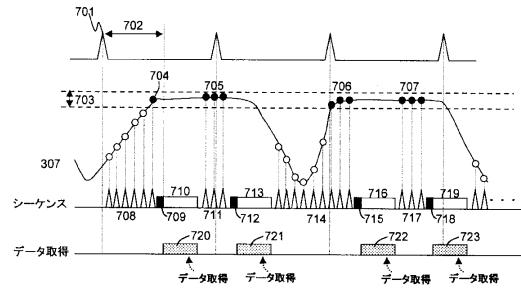
【図6】



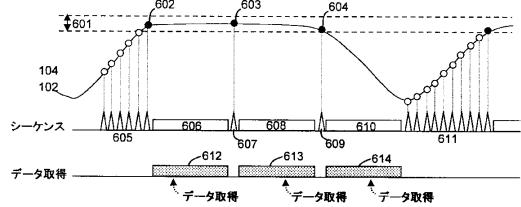
【図7】



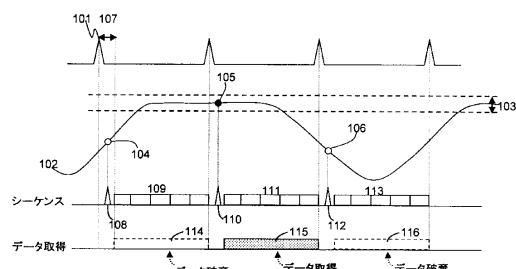
【図8】



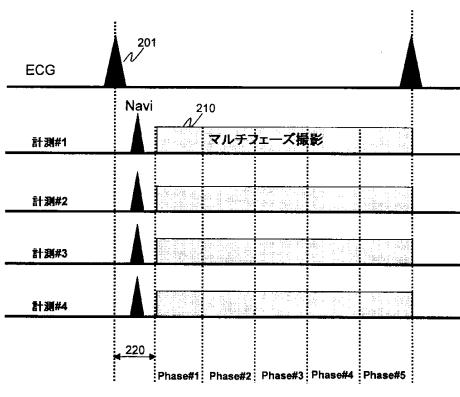
【図9】



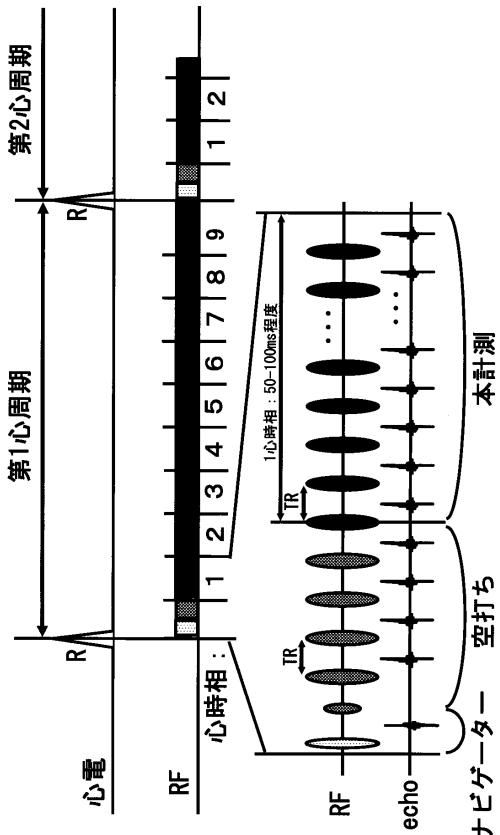
【図10】



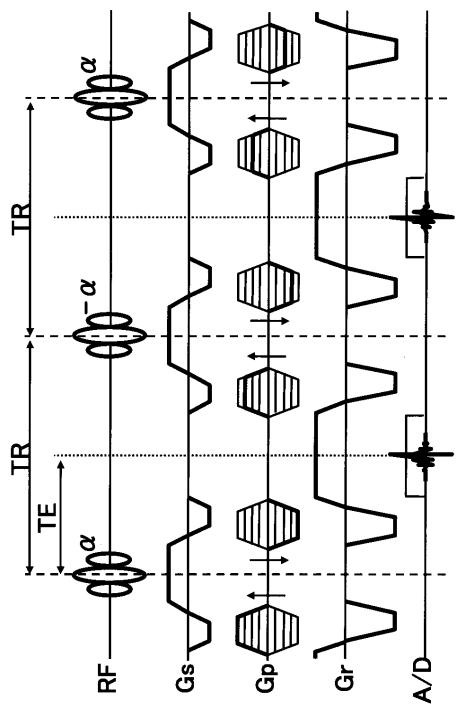
【図11】



【図12】



【図 1 3】



フロントページの続き

審査官 大瀬 裕久

- (56)参考文献 特開昭64-034342(JP,A)
特開2007-029250(JP,A)
特開2004-049478(JP,A)
特開2007-111188(JP,A)
国際公開第2005/023107(WO,A1)
特開平09-313463(JP,A)
特開2005-278919(JP,A)
特開2000-296120(JP,A)
J.Xu, "In vivo 1H Liver Spectroscopy with Free Breathing 2D PACE", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2006年 5月 6日, #2260

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055
Wiley InterScience