

(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2011-72448

(P2011-72448A)

(43) 公開日 平成23年4月14日(2011.4.14)

| | | |
|--------------------------------|--------------------|-------------|
| (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 | |
| | A 6 1 B 5/05 3 7 2 | |

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 20 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2009-225702 (P2009-225702) | (71) 出願人 | 300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000 |
| (22) 出願日 | 平成21年9月30日 (2009.9.30) | (74) 代理人 | 100106541 弁理士 伊藤 信和 |
| | | (72) 発明者 | 竹井 直行 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 |
| | | Fターム(参考) | 4C096 AA10 AA18 AB50 AD06 AD12 AD27 BA24 BA36 BA41 DA01 DA18 DA20 FC20 |

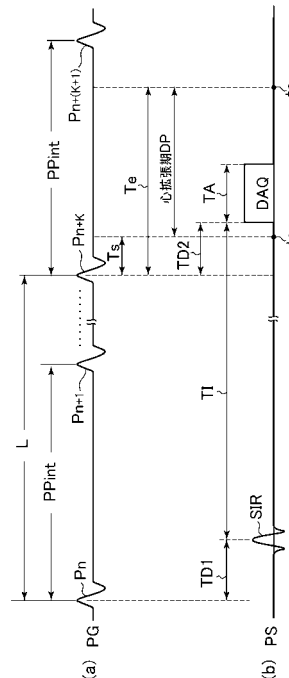
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体の心拍が変動しても所望の心位相のときにデータを収集することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【解決手段】時刻 t_n における心拍数 HR と、時刻 t_{n-1} における心拍数 HR とが同じであるか否かを求めることによって、心拍が変動したか否かを判断する。心拍は変動していないと判断された場合、遅延時間 $TD1$ を更新することなく次のパルスシーケンス PS を実行する。心拍は変動したと判断された場合、新たな遅延時間 $TD1$ を決定し、遅延時間 $TD1$ を更新する。遅延時間 $TD1$ を更新した場合、次のパルスシーケンス PS は、更新された遅延時間 $TD1$ に従って実行される。不整脈などにより、心位相 H が心収縮期 SP と判断された場合、次のパルスシーケンス PS で、データが取り直される。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心拍を表す生体信号のトリガポイントに同期してパルスシーケンスを繰り返し実行し、前記被検体からデータを収集する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記生体信号のトリガポイントと前記パルスシーケンスとの間の遅延時間を決定する遅延時間決定手段を有し、

前記遅延時間決定手段は、前記被検体の心拍が変動した場合、前記遅延時間の値を更新する、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記被検体の心拍が変動したか否かを判断する判断手段を有し、

前記遅延時間決定手段は、

前記判断手段が前記被検体の心拍が変動したと判断した場合、前記遅延時間の値を更新する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記判断手段は、

前記被検体の心拍数に基づいて、前記被検体の心拍が変動したか否かを判断する、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記パルスシーケンスは、前記生体信号のトリガポイントから前記遅延時間が経過した時点で送信される R F パルスと、前記 R F パルスが送信された後に前記被検体からデータを収集するために実行されるデータ収集シーケンスとを有し、

前記遅延時間決定手段は、前記データ収集シーケンスが心拡張期で実行されるように、前記遅延時間を決定する、請求項 1 ~ 3 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記 R F パルスは、反転パルスである、請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記遅延時間決定手段は、以下の式を用いて前記遅延時間を決定する、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

$$T D 1 = k \cdot (6 0 / H R) + u \cdot (6 0 / H R) - T I$$

ここで、T D 1 : 前記遅延時間

H R : 前記被検体の心拍数

T I : 前記反転パルスの反転時間

k、u : 係数

ただし、係数 k は、以下の式が成り立つときの整数値である。

$$T I - u \cdot (6 0 / H R) < k \cdot (6 0 / H R) < T I - (u - 1) \cdot (6 0 / H R)$$

【請求項 7】

前記遅延時間決定手段は、以下の式を用いて前記遅延時間を決定する、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

$$T D 1 = u \cdot (6 0 / H R) - T I$$

ここで、T D 1 : 前記遅延時間

H R : 前記被検体の心拍数

T I : 前記 R F パルスの反転時間

u : 係数

【請求項 8】

前記被検体の心位相に基づいて、前記被検体から収集されたデータを取り直すか否かを

10

20

30

40

50

決定するデータ取直し決定手段、
を有する、請求項 4 ~ 7 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記データ取直し決定手段は、

前記 R F パルスと前記データ収集シーケンスとの間の任意の時刻における前記被検体の心位相に基づいて、前記被検体から収集されたデータを取り直すか否かを決定する、請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

前記データ取直し決定手段は、

前記パルスシーケンスが終了した後、次のパルスシーケンスが開始される前の任意の時刻における前記被検体の心位相に基づいて、前記被検体から収集されたデータを取り直すか否かを決定する、請求項 8 又は 9 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 11】

前記パルスシーケンスは、前記 R F パルスと前記データ収集シーケンスとの間に、一つ以上の別の R F パルスを有する、請求項 4 ~ 10 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 12】

前記生体信号のトリガポイントは、前記被検体の脈波信号のピーク、又は前記被検体の心電信号の R 波である、請求項 1 ~ 11 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 13】

前記生体信号に基づいて前記被検体の心拍数を算出する心拍数算出手段を有する、請求項 1 ~ 12 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体からデータを収集する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈血を撮影する方法として、F S E (Fast Spin Echo) を用いた非造影 M R A (Magnetic Resonance Angiography) が知られている (特許文献 1 参照)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2008-086748 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

F S E を用いた非造影 M R A では、心収縮期のときにデータを収集してしまうと、動脈血を強調して描出することができない場合がある。したがって、データ収集は、できるだけ心拡張期のときの行う必要がある。そこで、心拡張期のときにデータ収集が行われるように、心拍に同期して撮影することが行われている。しかし、撮影中に被検体の心拍が変動してしまうと、心拡張期にデータを収集することができない場合がある。

40

【0005】

本発明は、上記の事情に鑑み、被検体の心拍が変動しても所望の心位相のときにデータを収集することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

50

上記の問題を解決する本発明の磁気共鳴イメージング装置は、
 被検体の心拍を表す生体信号のトリガポイントに同期してパルスシーケンスを繰り返し
 実行し、前記被検体からデータを収集する磁気共鳴イメージング装置であって、
 前記生体信号のトリガポイントと前記パルスシーケンスとの間の遅延時間を決定する遅
 延時間決定手段を有し、
 前記遅延時間決定手段は、前記被検体の心拍が変動した場合、前記遅延時間の値を更新
 する。

【発明の効果】

【0007】

本発明では、被検体の心拍が変動した場合、被検体の心拍とパルスシーケンスとの間の
 遅延時間の値を更新している。したがって、被検体の心拍が変動しても所望の心位相のと
 きにデータを収集することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【図2】被検体14の撮影部位の一例を示す図である。

【図3】被検体14を撮影するときに使用されるパルスシーケンスPSの一例を示す図で
 ある。

【図4】心拍同期法の説明図である。

【図5】 $TI = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $HR = 60$ の場合の係数kの値について説
 明する図である。

20

【図6】 $TI = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $HR = 40$ の場合の係数kの値について説
 明する図である。

【図7】係数 $k = 0$ の場合のPG信号とパルスシーケンスPSとの関係について説明する
 図である。

【図8】撮影中に被検体14の心拍が変動した様子を示す図である。

【図9】MRI装置1の処理フローを示す図である。

【図10】図9の処理フローが実行されているときのPG信号およびパルスシーケンスP
 Sを示す図である。

【図11】図9の処理フローが実行されているときのPG信号およびパルスシーケンスP
 Sを示す図である。

30

【図12】図9の処理フローが実行されているときのPG信号およびパルスシーケンスP
 Sを示す図である。

【図13】心拍数cのときのPG信号のピーク間隔 $P_{Pint} = w c$ が、心拍数aのときの
 PG信号のピーク間隔 $P_{Pint} = w a$ より短くなった場合の説明図である。

【図14】被検体14に不整脈が発生した場合のPG信号とパルスシーケンスPSとの関
 係を示す図である。

【図15】データを取り直すときのフローを説明する図である。

【図16】図15の処理フローが実行されているときのPG信号およびパルスシーケンス
 PSを示す図である。

40

【図17】データ収集シーケンスDAQの終了直後における心位相 H' を求めることが好
 ましい場合の説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら、発明を実施するための形態を詳細に説明するが、本発明は
 、以下の実施形態に限定されることはない。

【0010】

(1) 第1の実施形態

図1は、本発明の第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【0011】

50

磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置と呼ぶ）1は、磁場発生装置2、テーブル3、脈波センサ4、受信コイル5などを有している。

【0012】

磁場発生装置2は、被検体14が収容されるボア21と、超伝導コイル22と、勾配コイル23と、送信コイル24とを有している。超伝導コイル22は静磁場B0を印加し、勾配コイル23は勾配パルスを印加し、送信コイル24はRFパルスを送信する。

【0013】

テーブル3は、被検体14を搬送するためのクレードル31を有している。クレードル31によって、被検体14はボア21に搬送される。

【0014】

脈波センサ4は、被検体14の脈波を検出する。

【0015】

受信コイル5は、被検体14の頭部14aに取り付けられており、頭部14aからの磁気共鳴信号を受信する。

【0016】

MRI装置1は、更に、シーケンサ6、送信器7、勾配磁場電源8、PGユニット9、受信器10、中央処理装置11、入力装置12、および表示装置13を有している。

【0017】

シーケンサ6は、中央処理装置11の制御を受けて、RFパルスの情報（中心周波数、バンド幅など）を送信器7に送り、勾配磁場の情報（勾配磁場の強度など）を勾配磁場電源8に送る。

【0018】

送信器7は、シーケンサ6から送られた情報に基づいて、送信コイル24を駆動する。

【0019】

勾配磁場電源8は、シーケンサ6から送られた情報に基づいて、勾配コイル23を駆動する。

【0020】

PGユニット9は、脈波センサ4からのPG（Peripheral Gating）信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施し、中央処理装置11に伝送する。

【0021】

受信器10は、受信コイル5で受信された磁気共鳴信号を信号処理し、中央処理装置11に伝送する。

【0022】

中央処理装置11は、シーケンサ6および表示装置13に必要な情報を伝送したり、受信器10から受け取った信号に基づいて画像を再構成するなど、MRI装置1の各種の動作を実現するように、MRI装置1の各部の動作を総括する。また、中央処理装置11は、PGユニット9からの信号に基づいて、パルスシーケンスを実行するときの遅延時間TD1（後述する図4参照）を決定する。中央処理装置11は、例えばコンピュータ（computer）によって構成される。尚、中央処理装置11は、特許請求の範囲における遅延時間決定手段、判断手段、データ取直し決定手段、および心拍数算出手段の一例であり、所定のプログラムを実行することにより、これらの手段として機能する。

【0023】

入力装置12は、オペレータ15の操作に応じて、種々の命令を中央処理装置11に入力する。

【0024】

表示装置13は種々の情報を表示する。

【0025】

上記のように構成されたMRI装置1を用いて、被検体14を撮影する。

【0026】

図2は、被検体14の撮影部位の一例を示す図、図3は、被検体14を撮影するときに

10

20

30

40

50

使用されるパルスシーケンス P S の一例を示す図である。

【 0 0 2 7 】

本実施形態では、被検体 1 4 の頭部 1 4 a および頸部 1 4 b を撮影する。MRI 装置 1 は、心臓 1 4 c からの動脈血 1 4 d の流入効果を利用して、撮像領域 R における動脈血 1 4 d を描出するためのパルスシーケンス P S を実行する。

【 0 0 2 8 】

パルスシーケンス P S は、選択反転パルス S I R (Selective Inversion Recovery) およびデータ収集シーケンス D A Q を有している。

【 0 0 2 9 】

選択反転パルス S I R は、被検体 1 4 の撮像領域 R (図 2 参照) の血液 (動脈血および静脈血) の縦磁化を反転させるパルスである。選択反転パルス S I R の反転時間 T I は、選択反転パルス S I R によって血液の縦磁化を反転させてから、反転した血液の縦磁化がヌルポイントに到達するまでの時間に設定されている。反転時間 T I は、例えば 1 (sec) ~ 1 . 5 (sec) 程度の値である。反転時間 T I の間に、心臓 1 4 c からの動脈血 1 4 d が撮像領域 R に流入するので、反転時間 T I が経過した時点でデータ収集シーケンス D A Q を実行することによって、動脈血が強調して描出されるとともに静脈血が抑制された MR 画像を得ることができる。データ収集シーケンス D A Q は、例えば F S E (Fast Spin Echo) や、S S F P (Steady State Free Precession) である。

10

【 0 0 3 0 】

動脈血 1 4 d の流入効果を利用して動脈血 1 4 d を描出する場合、心臓 1 4 e の心収縮期にデータを収集してしまうと、フローボイド (Flow Void) によって動脈血 1 4 d を高コントラストで描出することができなくなるので、データ収集シーケンス D A Q はできるだけ心拡張期に実行することが望まれる。そこで、本実施形態では、心拍同期法によってパルスシーケンス P S を実行している。以下に、心拍同期法について説明する。

20

【 0 0 3 1 】

図 4 は、心拍同期法の説明図である。

図 4 (a) は、P G 信号を示す図であり、図 4 (b) は、パルスシーケンス P S を示す図である。

【 0 0 3 2 】

上記のように、データ収集シーケンス D A Q は、心拡張期 D P に実行されることが望ましい。心拡張期 D P の開始時点は、P G 信号のピーク P_{n+k} からの時間 T_s によって規定することができ、心拡張期 D P の終了時点は、P G 信号のピーク P_{n+k} からの時間 T_e によって規定することができる。時間 T_s および T_e は、P G 信号のピーク間隔 $P P_{int}$ の値を用いて、例えば、以下の式で表すことができる。

30

$$T_s = v_1 \times P P_{int} \quad \dots (1)$$

$$T_e = v_2 \times P P_{int} \quad \dots (2)$$

【 0 0 3 3 】

式 (1) の係数 v_1 および式 (2) の係数 v_2 は、予め決められる値であり、例えば、 $v_1 = 0 . 15$ 、 $v_2 = 0 . 85$ である。 v_1 および v_2 の値は、経験的に決めてもよく、P G 信号のピーク間隔 $P P_{int}$ の値に基づいて決めてもよい。

40

【 0 0 3 4 】

データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に実行するためには、データ収集シーケンス D A Q は、P G 信号のピーク P_{n+k} から遅延時間 T_{D2} だけ遅延させて実行すればよい。遅延時間 T_{D2} は、P G 信号のピーク間隔 $P P_{int}$ の値に基づいて決めており、以下の式で表される。

$$T_{D2} = u \cdot P P_{int} \quad \dots (3)$$

ただし、 $v_1 < u < v_2$

【 0 0 3 5 】

係数 u は、予め決められる値であり、例えば、 $u = 0 . 2$ である。 u の値は、経験的に決

50

めてもよく、P G 信号のピーク間隔 P P int の値に基づいて決めてもよい。u = 0 . 2 の場合、T D 2 = 0 . 2 P P int となる。ピーク P_{n+k} の直前および直後は心収縮期 S P であるが、ピーク P_{n+k} から 0 . 2 P P int だけ遅れた時刻では、心拡張期 D P に十分に移行していると考えられるので、データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に開始することができる。ただし、係数 u の値を係数 v 2 の値に近づけすぎると、ピーク間隔 P P int の値によっては、データ収集シーケンス D A Q が心拡張期 D P からみ出してしまうので、係数 u の値は、できるだけ係数 v 1 の値に近いことが望ましい（尚、ここでは、データ収集シーケンス D A Q に掛かる時間 T A は、心拡張期 D P よりもある程度短いとする）。したがって、P G 信号のピーク P_{n+k} を、データ収集シーケンス D A Q を実行するためのトリガポイントにすることができれば、ピーク P_{n+k} から遅延時間 T D 2 だけ遅れてデータ収集シーケンス D A Q を開始させることによって、データを心拡張期 D P に収集できる。

10

20

【0036】

しかし、パルスシーケンス P S は、データ収集シーケンス D A Q の前に、選択反転パルス S I R を有している。したがって、データ収集シーケンス D A Q の直前に発生する P G 信号のピーク P_{n+k} をトリガポイントとすることはできず、データ収集シーケンス D A Q の直前に発生する P G 信号のピーク P_{n+k} をトリガポイントにしなければならない。このため、データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に実行するには、データ収集シーケンス D A Q が P G 信号のピーク P_{n+k} から遅延時間 T D 2 だけ遅れて実行されるように、パルスシーケンス P S の遅延時間 T D 1 を決定する必要がある。以下に、パルスシーケンス P S の遅延時間 T D 1 の決定方法について説明する。

【0037】

図 4 から、遅延時間 T D 1、反転時間 T I、ピーク P_n とピーク P_{n+k} との間の間隔 L、および遅延時間 T D 2 の間には、以下の関係式が成り立つ。

$$T D 1 + T I = L + T D 2 \quad \dots (4)$$

【0038】

ここで、ピーク間隔 P P int は、パルスシーケンス P S が実行されている間は変化しない一定値であると仮定する。この場合、ピーク P_n とピーク P_{n+k} との間の間隔 L は、以下の式のように、ピーク間隔 P P int の整数倍で表される。

$$L = k \cdot P P int \quad \dots (5)$$

30

ここで、k : 整数

【0039】

式 (5) を式 (4) に代入すると、以下の式が得られる。

$$T D 1 + T I = k \cdot P P int + T D 2 \quad \dots (6)$$

【0040】

式 (6) から、遅延時間 T D 1 は、以下の式で表される。

$$T D 1 = k \cdot P P int + T D 2 - T I \quad \dots (7)$$

【0041】

式 (3) を式 (7) に代入すると、以下の式が得られる。

$$T D 1 = k \cdot P P int + u \cdot P P int - T I \quad \dots (8)$$

40

【0042】

また、ピーク間隔 P P int は、心拍数 H R を用いて、以下の式で表される。

$$P P int = 60 / H R \quad \dots (9)$$

【0043】

したがって、式 (9) を式 (8) に代入すると、以下の式が得られる。

$$T D 1 = k \cdot (60 / H R) + u \cdot (60 / H R) - T I \quad \dots (10)$$

【0044】

式 (10) において、反転時間 T I は、パルスシーケンス P S によって決まる固定値であり、心拍数 H R は、P G 信号から求められる値である。また、係数 u は、式 (3) を参照しながら説明したように、予め決められる値である。したがって、係数 k の値を求める

50

ことができれば、遅延時間 $T D 1$ を決定することができる。以下に、係数 k の算出方法について説明する。

【 0 0 4 5 】

係数 k を算出する場合、先ず、反転時間 $T I$ の値と遅延時間 $T D 2$ の値とを比較する。反転時間 $T I$ はパルスシーケンス $P S$ によって決まる固定値であり、遅延時間 $T D 2$ は心拍数 $H R$ から求められる値であるので（式（ 3 ）および（ 9 ）参照）、反転時間 $T I$ の値および遅延時間 $T D 2$ の値は知ることができる。反転時間 $T I$ の値と遅延時間 $T D 2$ の値とを比較すると、以下の場合に分けられる。

$T I \geq T D 2$ 、又は $T I < T D 2 \quad \dots (1 1)$

【 0 0 4 6 】

以下に、係数 k を算出する手順について、 $T I \geq T D 2$ の場合と、 $T I < T D 2$ の場合とに分けて考察する。

（ 1 ） $T I \geq T D 2$ の場合

先ず、図 4 から、以下の式が成り立つことがわかる。

$T I - T D 2 < L < T I - T D 2 + P P_{int} \quad \dots (1 2)$

【 0 0 4 7 】

ここで、遅延時間 $T D 2$ は式（ 3 ）で表され、間隔 L は式（ 5 ）で表され、ピーク間隔 $P P_{int}$ は式（ 9 ）で表されるので、式（ 1 2 ）は、以下の式に変形できる。

$T I - u \cdot (60 / H R) < k \cdot (60 / H R) < T I - (u - 1) \cdot (60 / H R) \quad \dots (1 3)$

【 0 0 4 8 】

式（ 1 3 ）において、反転時間 $T I$ はパルスシーケンス $P S$ によって決まる固定値であり、係数 u は予め決められる値であり、心拍数 $H R$ は $P G$ 信号から計測される値である。したがって、式（ 1 3 ）が成り立つ整数 k を求めることができる。例えば、 $T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 60$ の場合、係数 k は、以下のようになる。

【 0 0 4 9 】

図 5 は、 $T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 60$ の場合の係数 k の値について説明する図である。

【 0 0 5 0 】

$T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 60$ の場合、式（ 1 3 ）は、以下のようになる。

$$1.3 < k < 2.3$$

【 0 0 5 1 】

したがって、式（ 1 3 ）を満たす整数 k は、 $k = 2$ となることがわかる。 $k = 2$ の場合、 $P G$ 信号のピーク P_n と P_{n+2} との間の間隔 L は、 $L = 2 \cdot P P_{int}$ となる。

【 0 0 5 2 】

$k = 2$ 、 $T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 60$ を式（ 1 0 ）に代入すると、 $T D 1 = 0.7$ (sec) となる。したがって、 $P G$ 信号のピーク P_n から 0.7 (sec) だけ遅延させてパルスシーケンス $P S$ を実行させることによって、データ収集シーケンス $D A Q$ を心拡張期 $D P$ に実行することができる。

【 0 0 5 3 】

また、 $T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 40$ の場合、係数 k は、以下のようになる。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、 $T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 40$ の場合の係数 k の値について説明する図である。

【 0 0 5 5 】

$T I = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $H R = 40$ の場合、式（ 1 3 ）は、以下のようになる。

$$1.2 < 1.5 k < 2.7$$

【 0 0 5 6 】

10

20

30

40

50

したがって、式(13)を満たす整数 k は、 $k = 1$ となることがわかる。 $k = 1$ の場合、PG 信号のピーク P_n と P_{n+1} との間の間隔 L は、 $L = P \text{ Pint}$ となる。

【0057】

$k = 1$ 、 $TI = 1.5$ (sec)、 $u = 0.2$ 、 $HR = 40$ を式(10)に代入すると、 $TD1 = 0.3$ (sec) となる。したがって、PG 信号のピーク P_n から 0.3 (sec) だけ遅延させてパルスシーケンス PS を実行させることによって、データ収集シーケンス DAQ を心拡張期 DP に実行することができる。

【0058】

(2) $TI < TD2$ の場合

$TI < TD2$ の場合は、図4において、PG 信号のピーク P_n と P_{n+k} が一致していると見なすことができる。したがって、ピーク P_n と P_{n+k} との間の間隔 $L = 0$ となるので、 $k = 0$ となる。係数 $k = 0$ の場合、PG 信号とパルスシーケンス PS との関係は、以下のようなになる。

10

【0059】

図7は、係数 $k = 0$ の場合のPG 信号とパルスシーケンス PS との関係について説明する図である。

【0060】

$k = 0$ の場合、PG 信号のピーク間隔 $P \text{ Pint}$ の間に、パルスシーケンス PS が実行されることになる。 $k = 0$ を式(10)に代入すると、以下の式が得られる。

$$TD1 = u \cdot (60 / HR) - TI \quad \dots (10)'$$

20

【0061】

上記のように、反転時間 TI は、パルスシーケンス PS によって決まる固定値であり、心拍数 HR はPG 信号から求められる値であり、係数 u は予め決められる値である。したがって、式(10)'を用いて、遅延時間 $TD1$ を決定することができる。

【0062】

以上説明したように、係数 k を算出することができるので、式(12)を用いることにより、遅延時間 $TD1$ が求められることがわかる。

【0063】

しかし、撮影中に被検体14の心拍が変動することがある。

【0064】

図8は、撮影中に被検体14の心拍が変動した様子を示す図である。

30

図8(a)は、心拍数 $HR = a$ のときのPG 信号を示す図、図8(b)は、心拍数 HR が a から b に変化した場合のPG 信号を示す図、図8(c)は、 n 回目のパルスシーケンス PS と、 $n+1$ 回目のパルスシーケンス PS とを示す図である。

【0065】

図8を参照すると、心拍数 $HR = a$ の場合(図8(a)参照)、遅延時間 $TD1 = td11$ でパルスシーケンス PS を実行することによって、データ収集シーケンス DAQ は心拡張期 DPa に実行される。しかし、心拍数 HR が $HR = b$ に変化すると(図8(b)参照)、データ収集シーケンス DAQ の大部分が心収縮期 SPb に実行されてしまうことになる。したがって、心拍が変動したにもかかわらず、遅延時間 $TD1 = td11$ でパルスシーケンス PS を実行し続けてしまうと、動脈を十分に強調して描出することができない恐れがある。そこで、第1の実施形態のMRI装置1は、撮影中に心拍が変動した場合、遅延時間 $TD1$ の値を更新し、パルスシーケンス PS を実行している。

40

【0066】

以下に、パルスシーケンス PS を実行するためのMRI装置1の処理フローについて、図9～図12を参照しながら説明する。

【0067】

図9は、MRI装置1の処理フローを示す図、図10～図12は、図9の処理フローが実行されているときのPG 信号およびパルスシーケンス PS を示す図である。

【0068】

50

図9の処理フローの説明に当たっては、必要に応じて図10～図12を参照しながら説明する。

【0069】

まず、ステップS1において、被検体14の心拍数HRを算出する。ここでは、時刻 t_1 における被検体14の心拍数HRを算出する(図10参照)。算出された時刻 t_1 における心拍数HRは、 $HR = a$ であるとする。心拍数 $HR = a$ を算出した後、ステップS2に進む。

【0070】

ステップS2では、図4～図7を参照しながら説明した手順で、心拍数 $HR = a$ のときの係数 k を算出する。ここでは、係数 $k = 1$ であるとする(したがって、PG信号とパルスシーケンスPSとの関係は、図6で表される)。係数 k を算出した後、ステップS3に進む。

10

【0071】

ステップS3では、算出した心拍数 $HR = a$ および係数 $k = 1$ を式(10)に代入し、遅延時間TD1を計算する。式(10)において、 u は予め決められている値であり、反転時間TIもパルスシーケンスPSに応じて決まっている固定値であるので、算出した心拍数 $HR = a$ および係数 $k = 1$ を式(10)に代入することにより、遅延時間TD1を決定することができる。ここでは、決定された遅延時間 $TD1 = t_{d11}$ とする。遅延時間TD1を決定した後、ステップS4に進む。

【0072】

ステップS4では、パルスシーケンスPSを実行する。ここでは、まず、1回目のパルスシーケンスPSが実行される。1回目のパルスシーケンスPSは、PG信号のピークP11から遅延時間 t_{d11} だけ遅れて実行される。遅延時間 t_{d11} は、ステップS3において式(10)を用いて決定された値である。したがって、データ収集シーケンスDAQを、PG信号のピークP12から遅延時間TD2だけ遅れて開始させることができるので、データ収集シーケンスDAQを心拡張期DPに実行することができる。1回目のパルスシーケンスPSを実行した後、ステップS5に進む。

20

【0073】

ステップS5では、 k 空間を埋めるために必要な全データが収集されたか否かを判断する。全データが収集された場合、フローを終了する。一方、全データが収集されていない場合は、ステップS6に進む。ここでは、全データが収集されていないと判断され、ステップS6に進む。

30

【0074】

ステップS6では、時刻 t_n における心拍数HRを算出する。ここでは、時刻 t_2 における心拍数HRを算出する。算出された時刻 t_2 における心拍数HRは、 $HR = a$ であるとする。心拍数 $HR = a$ を算出した後、ステップS7に進む。

【0075】

ステップS7では、時刻 t_n における心拍数HRと、時刻 t_{n-1} における心拍数HRとが同じであるか否かを求めることによって、心拍が変動したか否かを判断する。時刻 t_n における心拍数HRが、時刻 t_{n-1} に算出された心拍数HRと同じである場合、心拍は変動していないと判断される。この場合、遅延時間TD1を変更することなく、ステップS4に戻る。一方、時刻 t_n における心拍数HRが、時刻 t_{n-1} に算出された心拍数HRとは異なる場合、心拍が変動したと判断され、ステップS8に進む。ここでは、時刻 t_2 における心拍数HRが、時刻 t_1 における心拍数HRと同じであるか否かが判断される。時刻 t_2 における心拍数HR、および時刻 t_1 における心拍数HRは、いずれも $HR = a$ であるので、心拍数HRは同じである。したがって、心拍は変動していないと判断され、遅延時間TD1を変更することなくステップS4に戻る。

40

【0076】

ステップS4では、パルスシーケンスPSを実行する。ここでは、2回目のパルスシーケンスPSが実行される。遅延時間TD1は変更されていないので、2回目のパルスシー

50

ケンス P S は、P G 信号のピーク P 2 1 から遅延時間 $t d 1 1$ だけ遅れて実行される。したがって、2 回目のパルスシーケンス P S においても、データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に実行することができる。2 回目のパルスシーケンス P S を実行した後、ステップ S 5 に進む。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 5 では、k 空間を埋めるために必要な全データが収集されたか否かを判断する。ここでは、全データが収集されていないと判断され、ステップ S 6 に進む。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 6 では、時刻 $t n$ における心拍数 H R を算出する。ここでは、時刻 $t 3$ における心拍数 H R を算出する（図 1 1 参照）。算出された時刻 $t 3$ における心拍数 H R は、 $H R = a$ であるとする。心拍数 $H R = a$ を算出した後、ステップ S 7 に進む。

10

【 0 0 7 9 】

ステップ S 7 では、時刻 $t n$ における心拍数 H R と、時刻 t_{n-1} における心拍数 H R とが同じであるか否かを求めることによって、心拍が変動したか否かを判断する。ここでは、時刻 $t 3$ における心拍数 H R が、時刻 $t 2$ における心拍数 H R（図 1 0 参照）と同じであるか否かが判断される。時刻 $t 3$ における心拍数 H R、および時刻 $t 2$ における心拍数 H R は、いずれも $H R = a$ であるので、心拍数 H R は同じである。したがって、心拍は変動していないと判断され、遅延時間 T D 1 を変更することなくステップ S 4 に戻る。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 4 では、パルスシーケンス P S を実行する。ここでは、3 回目のパルスシーケンス P S が実行される（図 1 1 参照）。遅延時間 T D 1 は変更されていないので、3 回目のパルスシーケンス P S は、P G 信号のピーク P 3 1 から遅延時間 $t d 1 1$ だけ遅れて実行される。したがって、3 回目のパルスシーケンス P S においても、データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に実行することができる。3 回目のパルスシーケンス P S を実行した後、ステップ S 5 に進む。

20

【 0 0 8 1 】

ステップ S 5 では、k 空間を埋めるために必要な全データが収集されたか否かを判断する。ここでは、全データが収集されていないと判断され、ステップ S 6 に進む。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 6 では、時刻 $t n$ における心拍数 H R を算出する。ここでは、時刻 $t 4$ における心拍数 H R を算出する。図 1 1 では、時刻 $t 4$ の前の時刻 $t j$ において、心拍数 H R が、 $H R = a$ から $H R = b$ に変化したとする。したがって、時刻 $t 4$ における心拍数 H R は、 $H R = b$ と算出される。心拍数 $H R = b$ を算出した後、ステップ S 7 に進む。

30

【 0 0 8 3 】

ステップ S 7 では、時刻 $t n$ における心拍数 H R と、時刻 t_{n-1} における心拍数 H R とが同じであるか否かを求めることによって、心拍が変動したか否かを判断する。ここでは、時刻 $t 4$ における心拍数 H R が、時刻 $t 3$ における心拍数 H R と同じであるか否かが判断される。時刻 $t 4$ における心拍数 H R は $H R = b$ であるが、時刻 $t 3$ における心拍数 H R は $H R = a$ である。したがって、心拍数 H R は異なるので、心拍は変動したと判断され、ステップ S 8 に進む。

40

【 0 0 8 4 】

ステップ S 8 では、図 4 ~ 図 7 を参照しながら説明した手順で、心拍数 $H R = b$ のときの係数 k を算出する。ここでは、係数 $k = 1$ であるとする。係数 k を算出した後、ステップ S 9 に進む。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 9 では、ステップ S 6 で算出した心拍数 $H R = b$ と、ステップ S 8 で算出した係数 $k = 1$ を式 (1 0) に代入し、遅延時間 T D 1 を計算する。これにより、新たな遅延時間 T D 1 が決定される。ここでは、決定された新たな遅延時間 $T D 1 = t d 1 2$ とする。新たな遅延時間 T D 1 を決定した後、ステップ S 1 0 に進む。

【 0 0 8 6 】

50

ステップ S 1 0 では、遅延時間 T D 1 を、ステップ S 9 において決定された新たな遅延時間 T D 1 に更新する。ステップ S 9 では、新たな遅延時間 T D 1 = t d 1 2 であるので、遅延時間 T D 1 は T D 1 = t d 1 2 に更新される。遅延時間 T D 1 を更新したら、ステップ S 4 に戻る。

【 0 0 8 7 】

ステップ S 4 では、パルスシーケンス P S を実行する。ここでは、4 回目のパルスシーケンス P S が実行される。遅延時間 T D 1 は更新されているので、4 回目のパルスシーケンス P S は、P G 信号のピーク P 4 1 から新たな遅延時間 t d 1 2 だけ遅れて実行される。遅延時間 t d 1 2 は、ステップ S 1 0 において式 (1 0) を用いて決定された値である。したがって、データ収集シーケンス D A Q を、P G 信号のピーク P 4 2 から遅延時間 T D 2 だけ遅れて開始させることができるので、データ収集シーケンス D A Q を心拡張期 D P に実行することができる。

10

【 0 0 8 8 】

以下同様に、ステップ S 5 において全データが収集されたと判断されるまで、図 9 に示すフローが繰り返し実行される。

【 0 0 8 9 】

図 1 2 は、P G 信号と、n 回目および n + 1 回目のパルスシーケンス P S とを示す図である。

【 0 0 9 0 】

図 1 2 では、n 回目のパルスシーケンス P S が実行される前は、遅延時間 T D 1 = t d 1 1、心拍数 H R = a であるが、n + 1 回目のパルスシーケンス P S が実行される前に、心拍数 H R = c に変化している。しかし、時刻 t_{n+1} において、心拍数 H R = c と算出されるので、心拍数 H R = c に対応した遅延時間 T D 1 = t d 1 3 が決定される。したがって、n + 1 回目のパルスシーケンス P S は、心拡張期 D P に実行される。

20

【 0 0 9 1 】

以上説明したように、第 1 の実施形態では、パルスシーケンス P S を実行する前に心拍数 H R を算出し、心拍が変動した場合、遅延時間 T D 1 を更新する。したがって、撮影中に被検体 1 4 の心拍が変動しても、心拡張期でデータを収集することができ、高品質な M R 画像を得ることができる。

【 0 0 9 2 】

尚、図 1 2 では、心拍数 c のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w c が、心拍数 b のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w a よりも長い場合について示されている。しかし、心拍数 c のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w c は、心拍数 a のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w a より短くなる場合もある。以下に、心拍数 c のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w c が、心拍数 a のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w a より短くなった場合について説明する。

30

【 0 0 9 3 】

図 1 3 は、心拍数 c のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w c が、心拍数 a のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w a より短くなった場合の説明図である。

【 0 0 9 4 】

心拍数 H R は変動値であるが、パルスシーケンス P S のデータ収集シーケンス D A Q の時間 T A は固定値である。したがって、心拍数 c のときの P G 信号のピーク間隔 P P_{int} = w c が狭くなりすぎると、データ収集シーケンス D A Q の一部 D A Q_s は心拡張期 D P に含まれているが、残りの部分 D A Q_r は心収縮期 S P に含まれてしまうことがある。しかし、このような場合であっても、データ収集シーケンス D A Q の一部 D A Q_s において、k 空間の低周波領域のデータを収集しておけば、十分なコントラストを有する M R 画像を得ることができる。したがって、ピーク間隔 P P_{int} が狭くなっても、式 (1 0) を用いて遅延時間 T D 1 を決定することによって、高品質な M R 画像を得ることができる。

40

【 0 0 9 5 】

尚、第 1 の実施形態では、式 (1 0) を用いて遅延時間 T D 1 を決定している。しかし

50

、式(10)の代わりに、式(8)を用いて遅延時間TD1を決定してもよい。

【0096】

第1の実施形態では、脈波信号を用いて被検体14の心拍数HRを算出している。しかし、脈波信号の代わりに、心電信号を用いて被検体14の心拍数HRを算出してもよい。

【0097】

第1の実施形態では、パルスシーケンスPSは、データ収集シーケンスDAQの前に、選択反転パルスSIRを有しているが、本発明は、パルスシーケンスPSが選択反転パルスSIRを備えておらず、データ収集シーケンスDAQしか備えていない場合にも適用できる。パルスシーケンスPSがデータ収集シーケンスDAQしか備えていない場合、遅延時間TD1は、PG信号のピークと、データ収集シーケンスDAQの一番最初に送信されるRFパルスとの間の時間になる。また、パルスシーケンスPSは、必要に応じて、データ収集シーケンスDAQの後に、一つ以上のRFパルスを有していてもよい。

10

【0098】

また、第1の実施形態では、パルスシーケンスPSは、データ収集シーケンスDAQの前に、選択反転パルスSIRを有している。しかし、パルスシーケンスPSは、必要に応じて、選択反転パルスSIRの代わりに、別のRFパルス(例えば、非選択反転パルス、フリップ角が 90° のRFパルス)を有していてもよい。また、パルスシーケンスPSは、必要に応じて、選択反転パルスSIRとデータ収集シーケンスDAQとの間に、一つ以上の別のRFパルスを有していてもよい。

【0099】

更に、第1の実施形態では、パルスシーケンスPSは、データ収集シーケンスDAQの前に、選択反転パルスSIRのみを有しているが、パルスシーケンスPSは、必要に応じて、データ収集シーケンスDAQの前に、複数のRFパルスを有していてもよい。この場合、遅延時間TD1は、PG信号のピークと、複数のRFパルスのうちの一番最初に送信されるRFパルスとの間の時間となる。

20

(2) 第2の実施形態

第2の実施形態のMRI装置のハードウェア構成は、第1の実施形態のMRI装置と同じであるので、ハードウェア構成の説明は省略し、相違点を主に説明する。

【0100】

図14は、被検体14に不整脈が発生した場合のPG信号とパルスシーケンスPSとの関係を示す図である。

30

【0101】

図14(a)は、被検体14に不整脈が発生していない場合のPG信号を示す図、図14(b)は、被検体14に不整脈が発生した場合のPG信号を示す図、図14(c)は、n回目のパルスシーケンスPSおよびn+1回目のパルスシーケンスを示す図である。

【0102】

図14(a)に示すように、心拍数 $HR = a$ の場合、被検体14に不整脈が発生しなければ、PG信号のピーク間隔PPintは、 $PPint = wa$ で一定である。したがって、遅延時間 $TD1 = td11$ でn回目のパルスシーケンスPSを実行した場合、データ収集シーケンスDAQは、心拡張期DPに実行される。

40

【0103】

しかし、図14(b)に示すように、心拍数 $HR = a$ であっても、被検体14に不整脈が発生した場合、PG信号のピーク間隔PPintが、瞬間的に $PPint = wa'$ に変化する。したがって、PG信号のピーク間隔PPintが wa' から wa に戻っても、データ収集シーケンスDAQの一部DAQsが心収縮期SPに実行されてしまうことになる。そこで、第2の実施形態では、データ収集シーケンスDAQの一部DAQsが心収縮期SPに実行される可能性が高い場合、次のパルスシーケンスPSでデータを取り直している。以下に、データを取り直すときのフローについて説明する。

【0104】

図15は、データを取り直すときのフローを説明する図、図16は、図15の処理フロ

50

ーが実行されているときの P G 信号およびパルスシーケンス P S を示す図である。

【 0 1 0 5 】

尚、図 1 5 の説明に当たっては、図 1 6 を参照しながら説明する。

【 0 1 0 6 】

先ず、ステップ S 1 において、n 回目のパルスシーケンス P S のデータ収集シーケンス D A Q の直前の時刻 t_x における心位相 H が、心拡張期 D P であるのか心収縮期 S P であるのかを求める。心拡張期 D P の範囲は、図 4 を参照しながら説明したように、時間 T_s (式 (1) 参照) と、時間 T_e (式 (2) 参照) で求めることができる。したがって、P G 信号のピーク P_{n3} から時刻 t_x までの時間差を t とすると、以下の式 (14) が成り立つ場合、時刻 t_x における心位相 H は、心拡張期 D P であると考えられる。

$$T_s - t < T_e \quad \dots (14)$$

【 0 1 0 7 】

一方、以下の式 (15) が成り立つ場合、時刻 t_x における心位相 H は、心収縮期 S P であると考えられる。

$$t < T_s \quad \text{又は} \quad t > T_e \quad \dots (15)$$

【 0 1 0 8 】

図 1 6 を参照すると、 $t > T_e$ である。したがって、式 (15) が成り立つので、心位相 H は、心収縮期 S P であると判断される。心位相 H を求めた後、ステップ S 2 に進む。

【 0 1 0 9 】

ステップ S 2 では、心位相 H に基づいてデータを取り直すか否かを決定する。時刻 t_x における心位相 H が心収縮期 S P であるということは、時刻 t_x の直後に開始されるデータ収集シーケンス D A Q の始端側の部分 D A Q_s が心収縮期 S P の間に実行される可能性が高いことを意味する。したがって、心位相 H が心収縮期 S P の場合、n 回目のパルスシーケンス P S によって収集されたデータは取り直す必要があると決定し、フローを終了する。

【 0 1 1 0 】

n 回目のパルスシーケンス P S によって収集されたデータは取り直す必要があると決定した場合、n + 1 回目のパルスシーケンス P S は、以下のように行われる。

【 0 1 1 1 】

先ず、時刻 t_{n+1} において、心拍数 H R が算出される。ここでは、時刻 t_{n+1} における心拍数 $H R = c$ であるとする。したがって、心拍数 H R は、a から c に変化しているので、新たな遅延時間 $T D 1 = t d 1 3$ が決定される。n + 1 回目のパルスシーケンス P S は、新たな遅延時間 $t d 1 3$ で実行される。ただし、n 回目のパルスシーケンス P S によって収集されたデータは取り直す必要があると決定されているので、n + 1 回目のパルスシーケンス P S では、n 回目のパルスシーケンス P S によって収集されたデータが取り直される。

【 0 1 1 2 】

n + 1 回目のパルスシーケンス P S においても、図 1 5 に示すフローが実行される。n + 1 回目のパルスシーケンス P S においては、ステップ S 1 において、データ収集シーケンス D A Q の直前の時刻 t_y における心位相 H が、心拡張期 D P であるのか心収縮期 S P であるのかが求められる。n + 1 回目のパルスシーケンス P S においては、 $T_s - t < T_e$ である。したがって、式 (14) が成り立つので、心位相 H は、心拡張期 D P であると判断される。心位相 H を求めた後、ステップ S 2 に進む。

【 0 1 1 3 】

ステップ S 2 では、心位相 H に基づいてデータを取り直すか否かを決定する。時刻 t_y における心位相 H が心拡張期 D P であるということは、時刻 t_y の直後に開始されるデータ収集シーケンス D A Q の大部分は、心拡張期 D P の間に実行される可能性が高いことを意味する。したがって、心位相 H が心拡張期 D P の場合、n + 1 回目のパルスシーケンス P S によって収集されたデータは取り直す必要がないと決定し、フローを終了する。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 4 】

以下同様に、図 1 5 に示すフローを実行しながら、パルスシーケンス P S が繰り返し実行される。

【 0 1 1 5 】

第 2 の実施形態では、データ収集シーケンス D A Q の開始直前の心位相 H が心収縮期 S P の場合は、データを取り直すことができるので、より高画質な M R 画像が得られる。

【 0 1 1 6 】

尚、上記の説明では、データ収集シーケンス D A Q の開始直前の心位相 H が心収縮期 S P であるのか心拡張期 D P であるのかを求めている。しかし、データ収集シーケンス D A Q の終了直後における心位相 H ' が心収縮期 S P であるのか心拡張期 D P であるのかを求めてもよい。ただし、データ収集シーケンス D A Q の終了直後における心位相 H ' は、データ収集シーケンス D A Q の開始直前における心位相 H と異なる場合がある。例えば、図 1 6 の n 回目のパルスシーケンス P S では、データ収集シーケンス D A Q の開始直前の時刻 t_x における心位相 H は心収縮期 S P と判断され、一方、データ収集シーケンス D A Q の終了直後の時刻 t_x' における心位相 H ' は心拡張期 D P と判断される。しかし、心位相が心収縮期 S P であると判断されるのか、それとも心拡張期 D P であると判断されるのかに応じて、データが取り直されるか否かが決まるので、心位相の判断を、データ収集シーケンス D A Q の開始直前に行くか終了直後に行くかは重要である。以下に、心位相の判断を、データ収集シーケンス D A Q の開始直前に行く方が好ましい場合と、終了直後に行く方が好ましい場合の一例について説明する。

10

20

【 0 1 1 7 】

k 空間の高周波領域を埋めるデータは、低周波領域を埋めるデータに比べて、画像のコントラストに与える影響は小さい。したがって、k 空間の高周波領域を埋めるデータが、心収縮期 S P の間に収集されても、画像のコントラストが極端に低下することはない。しかし、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、心収縮期 S P の間に収集されてしまうと、画像のコントラストが大きく低下することがある。したがって、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、心収縮期 S P の間に収集された場合は、データの取直しが実行されるようにすることが望ましい。そこで、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、データ収集シーケンス D A Q の最初の方で収集される場合は、データ収集シーケンス D A Q の開始直前における心位相 H を求めることが好ましい。例えば、n 回目のパルスシーケンス P S を参照すると、データ収集シーケンス D A Q の始端側の部分 D A Q_s は、心収縮期 S P の間に実行されている。したがって、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、データ収集シーケンス D A Q の最初の方で収集される場合、n 回目のパルスシーケンス P S では、k 空間の低周波領域を埋めるデータは、心収縮期 S P に収集されることになる。しかし、データ収集シーケンス D A Q の開始直前における心位相 H を求めていれば、心位相 H は心収縮期 S P と判断されるので、n + 1 回目のパルスシーケンス P S で、データが取り直される。したがって、コントラストの低下が抑制された高品質な画像を得ることができる。

30

【 0 1 1 8 】

一方、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、データ収集シーケンス D A Q の最後の方で収集される場合は、データ収集シーケンス D A Q の終了直後における心位相 H ' を求めることが好ましい (図 1 7 参照)。

40

【 0 1 1 9 】

図 1 7 は、データ収集シーケンス D A Q の終了直後における心位相 H ' を求めることが好ましい場合の説明図である。

【 0 1 2 0 】

図 1 7 において、n 回目のパルスシーケンス P S を参照すると、データ収集シーケンス D A Q の終端側の部分 D A Q_e は、心収縮期 S P の間に実行されている。したがって、k 空間の低周波領域を埋めるデータが、データ収集シーケンス D A Q の最後の方で収集される場合、n 回目のパルスシーケンス P S では、k 空間の低周波領域を埋めるデータは、心収縮期 S P に収集されることになる。しかし、データ収集シーケンス D A Q の終了直後に

50

おける心位相 H' を求めていれば、心位相 H' は心収縮期 SP と判断されるので、 $n + 1$ 回目のパルスシーケンス PS (図示せず) で、データが取り直される。したがって、コントラストの低下が抑制された高品質な画像を得ることができる。

【符号の説明】

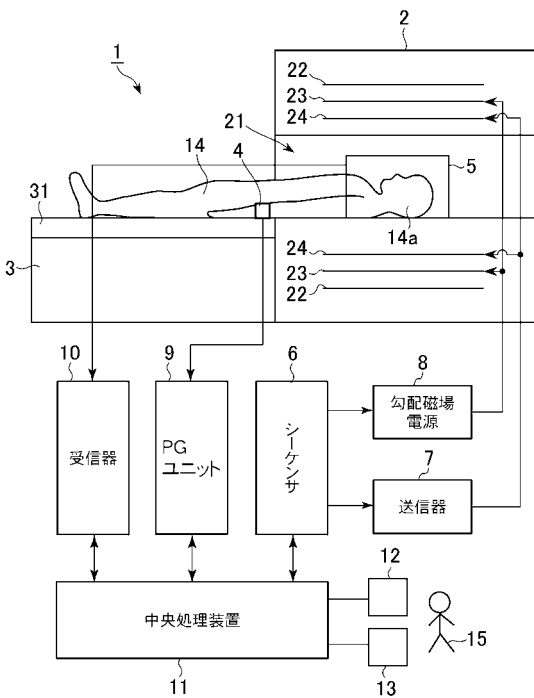
【0121】

- 1 MRI装置
- 2 磁場発生装置
- 3 テーブル
- 4 脈波センサ
- 5 受信コイル
- 6 シーケンサ
- 7 送信器
- 8 勾配磁場電源
- 9 PGユニット
- 10 受信器
- 11 中央処理装置
- 12 入力装置
- 13 表示装置
- 14 被検体
- 21 ボア
- 22 超伝導コイル
- 23 勾配コイル
- 24 送信コイル
- 31 クレードル

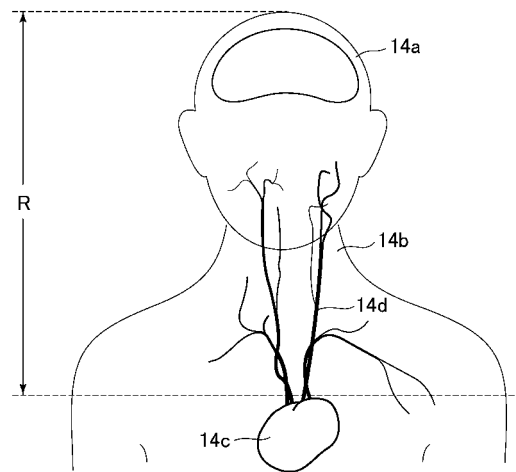
10

20

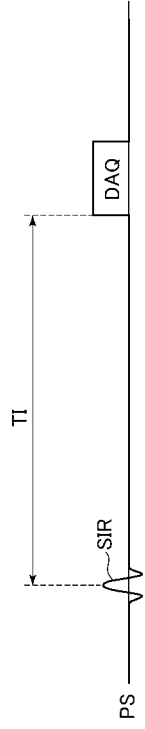
【図1】



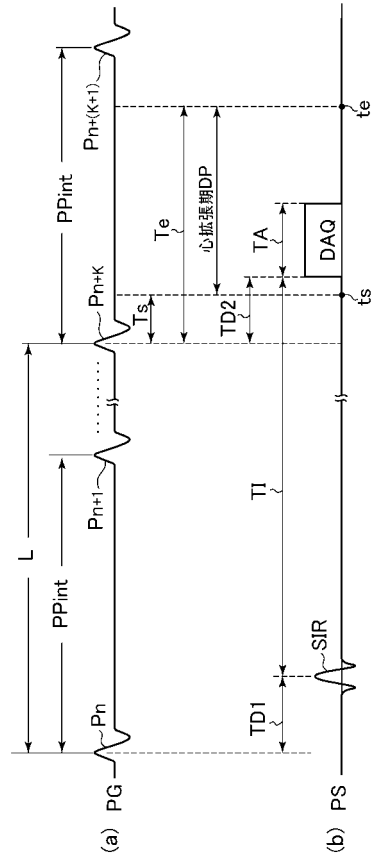
【図2】



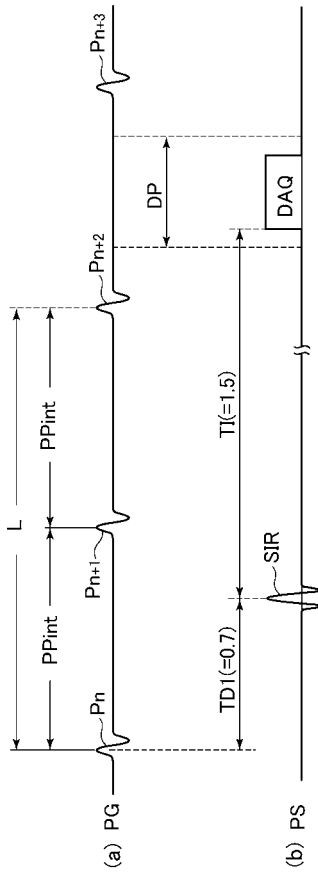
【 図 3 】



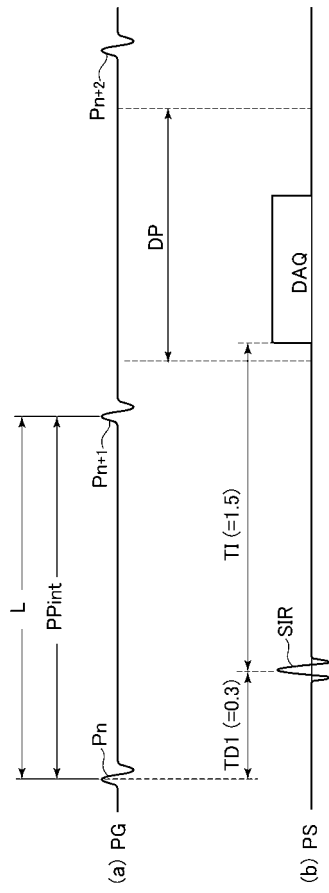
【 図 4 】



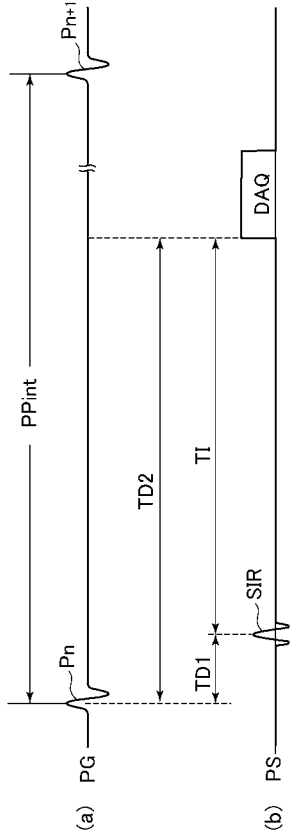
【 図 5 】



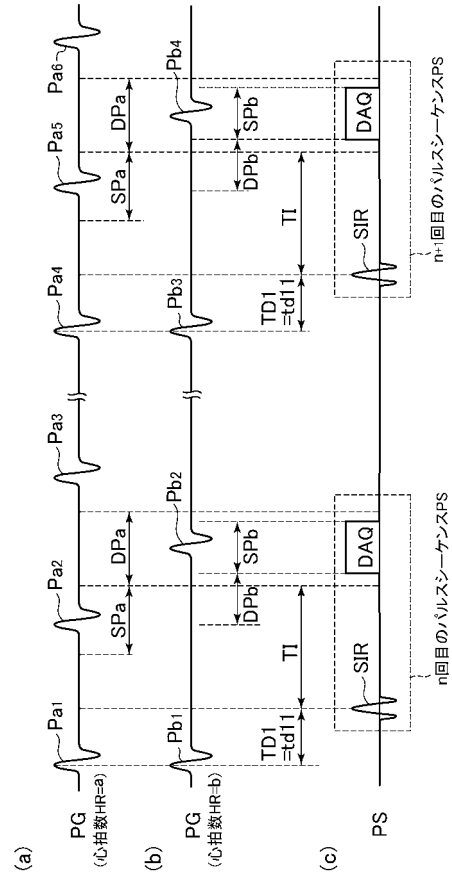
【 図 6 】



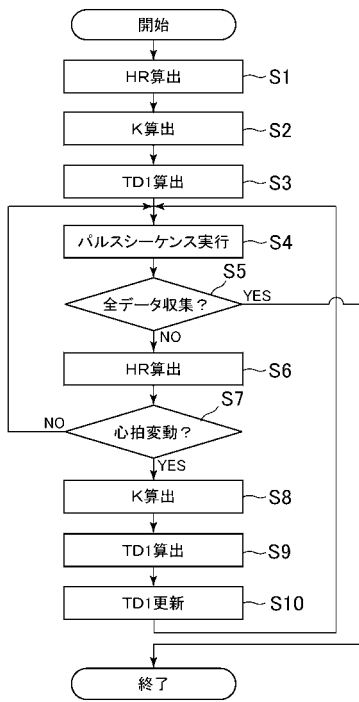
【 図 7 】



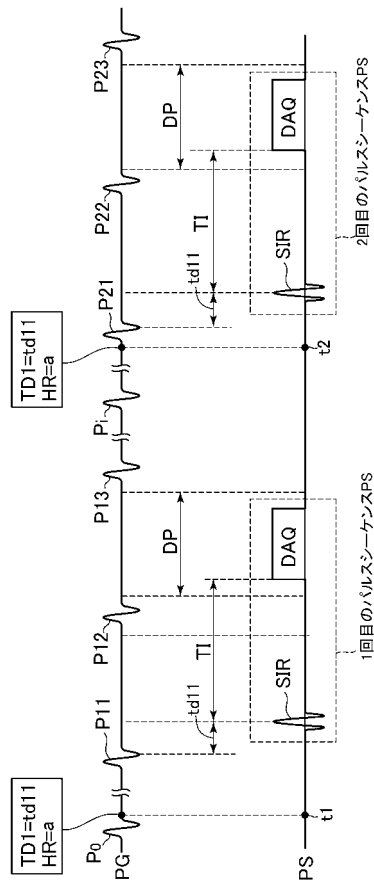
【 図 8 】



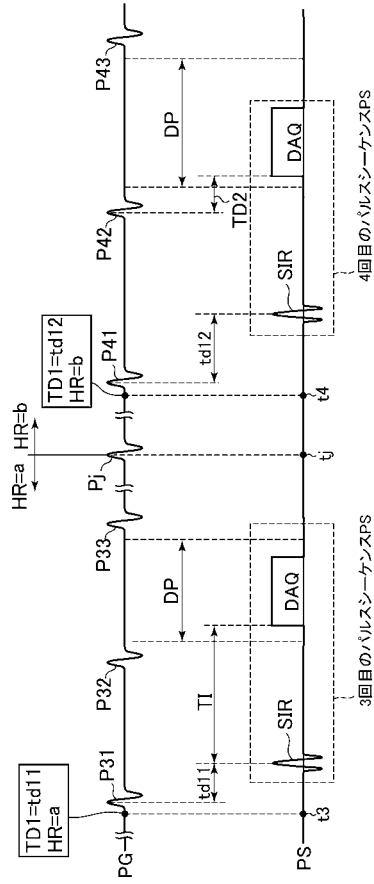
【 図 9 】



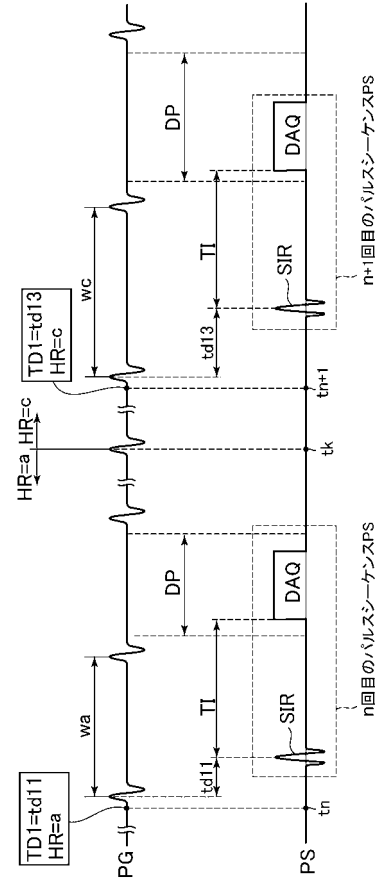
【 図 10 】



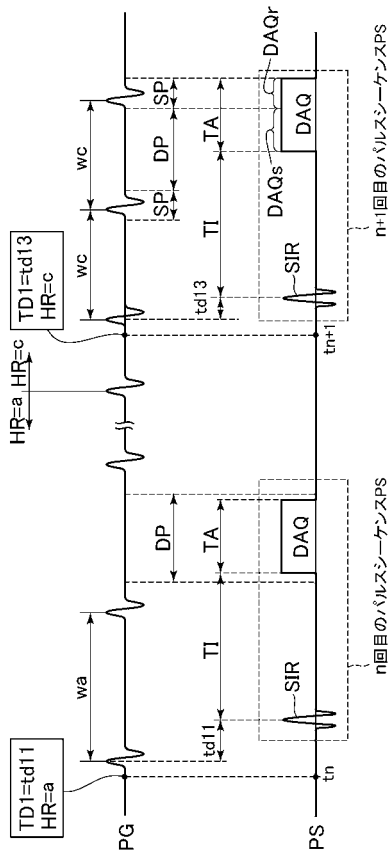
【 図 1 1 】



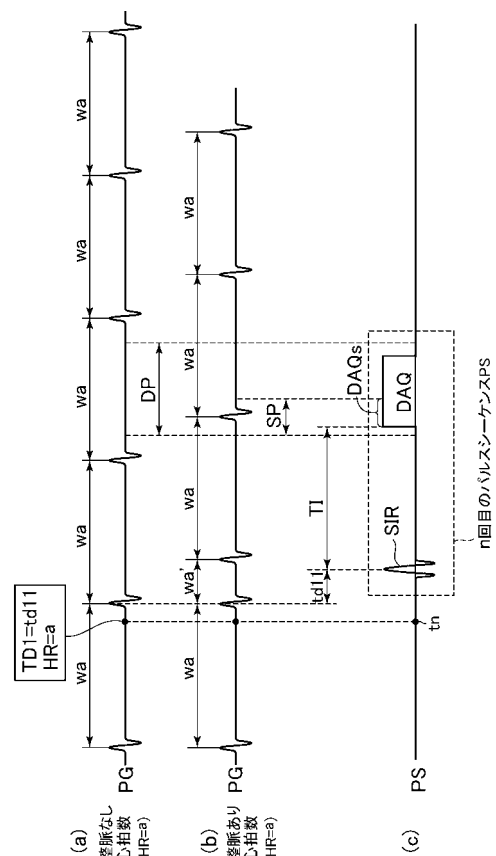
【 図 1 2 】



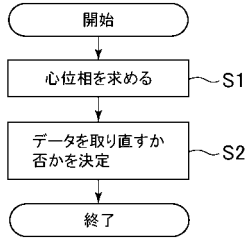
【 図 1 3 】



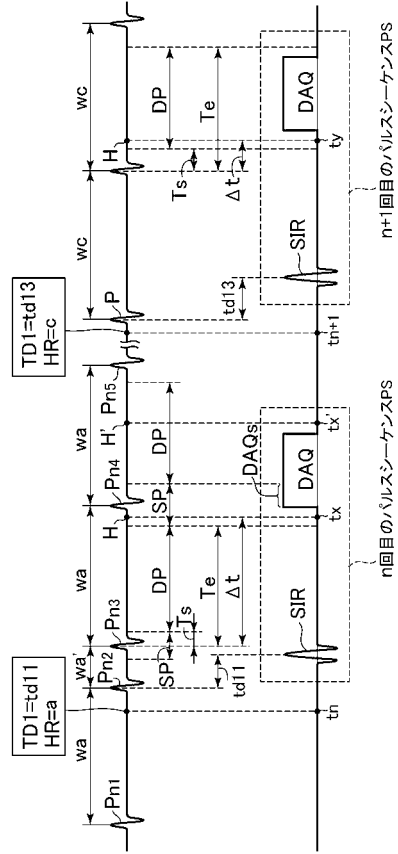
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】

