

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3814340号
(P3814340)

(45) 発行日 平成18年8月30日(2006.8.30)

(24) 登録日 平成18年6月9日(2006.6.9)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 1 1

請求項の数 12 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願平8-202678	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成8年8月1日(1996.8.1)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開平9-103418		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成9年4月22日(1997.4.22)		MPANY
審査請求日	平成15年7月18日(2003.7.18)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	08/510683		クタデイ、リバーロード、1番
(32) 優先日	平成7年8月3日(1995.8.3)	(74) 代理人	100093908
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 松本 研一
		(72) 発明者	トーマス・クオック・ファー・フー
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウ
			ケシャ、サウス・ハートウェル・アベニュー、405番
		審査官	右▲高▼ 孝幸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 NMRデータを収集する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

コントラストを改善した被検体の像を作成するためにNMRデータを収集する装置が作動する方法であって、

(a) 前記NMRデータを収集する装置が、被検体に分極磁界(140)をかける工程と、

(b) 60°から140°までの範囲内のはじき角を有する加速RF磁界(210)を前記NMRデータを収集する装置が、前記被検体に印加する工程と、

(c) 前記加速RF磁界のはじき角よりも実質的に小さなはじき角を有するRF磁界を前記被検体に印加することを含んでいるディスダク・パルス・シーケンス(212)を前記NMRデータを収集する装置が、実行する工程と、

(d) 一連のNMR測定(214)を前記NMRデータを収集する装置が、実行する工程であって、該工程において、励振RF磁界(21)により横方向磁化が発生され、該横方向磁化により発生されたNMR信号が収集される、一連のNMR測定を実行する工程と、

(e) 収集された前記NMR信号(161)から像を再生するように前記NMRデータを収集する装置が作動する工程とを備えたNMRデータを収集する方法。

【請求項2】

前記NMR測定(214)を実行する前に、複数のディスダク・パルス・シーケンス(212)を前記NMRデータを収集する装置が、実行する請求項1に記載の方法。

10

20

【請求項 3】

前記加速 RF 磁界 (210) は、実質的に 90° のはじき角を有している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記一連の NMR 測定 (214) は、一連の高速勾配エコー・パルス・シーケンスを用いて実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記ディスダク・パルス・シーケンス (212) は、高速勾配エコー・パルス・シーケンスである請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記加速 RF 磁界 (210) は、高速勾配エコー・パルス・シーケンスの一部として印加される請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記収集された NMR 信号から像が再生される前に、工程 (a) ~ 工程 (d) が複数回実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

工程 (c) で複数のディスダク・パルス・シーケンス (212) が実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

工程 (c) で 2 つのディスダク・パルス・シーケンス (212) が実行される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

工程 (d) で実行される前記一連の NMR 測定 (214) は、一連の高速勾配エコー・パルス・シーケンスである請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

8 つの高速勾配エコー・パルス・シーケンスが実行される請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

コントラストを改善した被検体の像を作成するために NMR データを収集する装置であって、(a) 被検体に分極磁界 (140) をかける手段と、(b) 60° から 140° までの範囲内のはじき角を有する加速 RF 磁界 (210) を前記被検体に印加する手段と、(c) 前記加速 RF 磁界のはじき角よりも実質的に小さなはじき角を有する RF 磁界を前記被検体に印加することを含んでいるディスダク・パルス・シーケンス (212) を実行する手段と、(d) 一連の NMR 測定 (214) を実行する手段であって、該工程において、励振 RF 磁界 (21) により横方向磁化が発生され、該横方向磁化により発生された NMR 信号が収集される、一連の NMR 測定を実行する手段と、(e) 収集された前記 NMR 信号 (161) から像を再生する手段とを備えた NMR データを収集する装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、核磁気共鳴作像方法及び装置に関する。更に具体的に言えば、本発明は、心臓ゲート式の像の収集に関する。

【0002】

【従来の技術】

人間の組織のような物質に様な磁界 (分極磁界 B_0) をかけたときに、組織内のスピンの個々の磁気モーメントはこの分極磁界と揃おうとするが、その特性的なラーモア周波数で規則的な順序でその回りに歳差運動をする。この物質又は組織が、 $x-y$ 平面内にあって、ラーモア周波数に近い磁界 (励振磁界 B_1) の作用を受けると、正味の揃ったモーメント M_z を $x-y$ 平面へ回転させ又は「傾け」、正味の横方向磁気モーメント M_t を発生することができる。励振信号 B_1 が終了した後に、励振されたスピンによって放出された

10

20

30

40

50

信号を受信して、それを処理して像を形成することができる。

【0003】

これらの信号を利用して像を発生するときに、磁界勾配 (G_x 、 G_y 、 G_z) が用いられる。典型的には、作像しようとする領域は、その勾配が用いられる特定の局在化方法に従って変化する一続きの測定サイクルによって走査される。この結果得られる1組の受信NMR信号をデジタル化し、多くの周知の再生方法のうちの1つを用いて、像を再生するように処理する。

【0004】

現在、医療用の像を発生するために用いられる大抵のNMR走査は、必要なデータを収集するのに何分も必要とする。この走査時間を短縮することが重要な観点である。それは、走査時間を短縮すれば、患者のスループットが増加し、患者の快適さが改善され、動きによるアーティファクトを減少させることによって、画質が改善されるからである。非常に短い繰り返し時間 (TR) を有しており、その結果、何分ではなく、何秒内に完全な走査を行うことのできるようなある種類のパルス・シーケンスがある。例えば心臓の作像に用いたときに、そのサイクルの相異なる段階の心臓を示す一連の像を得る元になる完全な走査は、1回呼吸を止める間に行うことができる。

10

【0005】

もっと普通のパルス・シーケンスは繰り返し時間TRが、スピンスピン緩和定数 T_2 よりもずっと長くて、磁化は相次ぐシーケンスの位相コヒーレント励振パルスの間に緩和する時間があるが、高速パルス・シーケンスの繰り返し時間TRは、 T_2 よりも短く、横方向磁化を平衡の定常状態に駆動する。このような方式は定常状態自由精度 (SSFP) 方式と呼ばれ、これらは、その結果得られるNMR信号が再焦点合わせされてエコー信号を発生するような横方向磁化の循環的なパターンを特徴とする。

20

【0006】

このような1つのSSFPパルス・シーケンスが勾配再焦点合わせ収集定常状態 (GRASS) と呼ばれ、これは、各々のRF励振パルスの後に発生されるNMRエコー信号のピークをパルス・シーケンスの中心に向かってシフトさせるために読み出し勾配 G_x を利用する。このパルス・シーケンスが図3に示されており、ここでは、NMR信号は、読み出し勾配 G_x によって誘起された勾配呼び戻しエコーである。2次元作像では、スライス選択勾配パルスが勾配 G_z によって発生され、周知のように直ちに再焦点合わせされる。その少し後に、位相符号化勾配パルス G_y が発生されて、収集されたNMRデータを位置符号化し、定常状態の平衡状態を温存するために、米国特許第4,665,365号に記載されているように、NMR信号が収集された後に、且つ次のパルス・シーケンスが開始される前に、位相符号化勾配パルスの効果に対応する G_y 巻き戻し (リワインダ) 勾配パルスによってゼロにされる。

30

【0007】

SSFPシーケンスは小さな傾き角を有するRF励振パルスを用いており、各々のパルス・シーケンスの後に磁化が回復することが許容されないで、スピン密度に依る像のコントラストは普通のパルス・シーケンスに近いと言えるほどよくない。このため、組織の相異なる T_1 及び T_2 定数に依る他の像コントラスト強化方法が提案されている。マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン誌13、77/1489 (1990年) 所載のA. ハースの論文「 T_1 及び T_2 並びに化学シフト作像に対するスナップショット・フラッシュMRIの応用」、マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン誌第10巻1~6頁 (1992年) 所載のD. マタエー等の論文「高解像度スナップショット・フラッシュMRIにおける高速反転回復 T_1 コントラスト及び化学シフト・コントラスト」、並びに米国特許第5,256,967号、発明の名称「スペクトル選択性反転パルスを用いた高速NMR像の収集」に記載されているように、一連のSSFPパルス・シーケンスの前に、 T_1 又は T_2 強化コントラスト像を作成するためにスピン磁化を条件付ける1つ又は更に多くの予備RFパルスを先行させることができる。このような方法はいずれも、コントラストが出てくるようにするために、像データを収集する前に、かなりの待ち期間を必

40

50

要とする。

【0008】

心臓データ式の収集を用いて、心臓サイクルの相異なる段階における心臓を描く像を発生する。SSF Pパルス・シーケンスを用いることにより、特定のスライスの位置に対して、各々の心臓サイクルの間にk-空間線の「グループ」又はビュー（例えば、8つ）を収集することができる。その結果、像に対するデータを一連の心臓サイクルで、1回呼吸を止めている間に収集することができる。ビューの各グループは同じ空間的な位置から収集することができ、この場合、同じ空間的な位置にある一連の像が得られ、各々の像は心臓サイクルの相異なる時間的な段階で収集されることに注意されたい。これは多重段階又は映画式の収集を表す。更に、各グループは相異なる空間的な位置から収集することができ、この場合、心臓サイクルの相異なる時間的な段階で、異なる空間的な位置にある一連の像が収集される。この2番目の実施形式は単一段階多重スライス収集を表し、この場合、収集での空間的なカバー範囲を一層大きくするために、心臓サイクルの時間的なカバー範囲を犠牲にする。

10

【0009】

単一段階多重スライス収集の場合、所与の空間的な位置における磁化は動的な平衡状態にはない。1心臓サイクルは1秒程度であるから、縦方向磁化は、グループの間でその熱平衡値まで緩和する十分な時間がある。その結果、SSF Pパルス・シーケンスの各グループの間、磁化は定常状態を確立する時間がない。その場合、その結果得られる像のコントラストは主に T_1 ではなく、スピン密度によって決定され、貴重な臨床用の情報が失われる。

20

【0010】

【発明の要約】

本発明は、再生像における T_1 コントラストを強化するために、一連の高速パルス・シーケンスを用いて、NMRデータを収集する前に、スピンの横方向磁化を平衡の定常状態に素早く駆動する方法を提供する。更に具体的に言うと、高速NMR信号の収集の各グループの前に、予備シーケンスを実行する。このときに、はじき（フリップ）角が実質的に 90° のRF励振パルスをスピンに印加し、複数のディスダク・パルス・シーケンスを実行して、NMRデータを収集するパルス・シーケンスを実行する前に、磁化を平衡の定常状態に素早く駆動する。

30

【0011】

本発明の全般的な目的は、データ収集の前に、スピン磁化を平衡の定常状態に素早く駆動することにより、高速で収集されたNMR像における T_1 コントラストを強化することである。 180° RF励振パルスを用いて磁化を反転させるか、又は単に一連のディスダク・パルス・シーケンスを印加して磁化を平衡の定常状態に駆動する代わりに、 90° RF励振パルスの後に数個のディスダク・パルス・シーケンスを印加することにより、走査時間に対する影響を最も小さくして、最善の像コントラストが得られる。これは、 T_1 加重NMR信号を収集するための、所望の定常状態の平衡状態に達する最も素早い道である。

【0012】

【実施例】

40

最初に図1について説明すると、本発明を用いた好ましいMRIシステムの主な部品が示されている。このシステムの動作は、キーボード及び制御パネル100と、表示装置104とを含んでいるオペレータ・コンソール100から制御される。コンソール100はリンク116を介して別個のコンピュータ・システム107と連絡しており、このシステムは、オペレータが像の発生及びスクリーン104でのその表示を制御することができるようにする。コンピュータ・システム107は、バックプレーンを介して互いに連絡する多数のモジュールを含んでいる。この中には、像プロセッサ・モジュール106と、CPUモジュール108と、メモリ・モジュール113とが含まれており、このメモリ・モジュールは、像データ配列を記憶するためのフレーム・バッファとして知られている。コンピュータ・システム107は、像データ及びプログラムを記憶するためのディスク記憶装置

50

1 1 1 及びテープ駆動装置 1 1 2 に接続されていると共に、高速直列リンク 1 1 5 を介して別個のシステム制御装置 1 2 2 と連絡している。

【0013】

システム制御装置 1 2 2 は、バックプレーンによって一緒に接続された 1 組のモジュールを含んでいる。その中には、CPU モジュール 1 1 9 と、パルス発生器モジュール 1 2 1 とが含まれており、これは直列リンク 1 2 5 を介してオペレータ・コンソール 1 0 0 に接続されている。システム制御装置 1 2 2 が、実行すべき走査シーケンスを示すオペレータからの指令を受け取るのは、リンク 1 2 5 を介してである。パルス発生器モジュール 1 2 1 はシステムの部品を作動させて、所望の走査シーケンスを実行する。これが、発生すべき RF パルスのタイミング、強さ及び形状と、データ収集窓のタイミング及び長さとを示すデータを発生する。パルス発生器モジュール 1 2 1 は 1 組の勾配増幅器 1 2 7 に接続されており、走査の間に発生すべき勾配パルスのタイミング及び形状を示す。パルス発生器モジュール 1 2 1 は、生理学用収集制御装置 1 2 9 からの患者データをも受け取る。この制御装置は、電極からの ECG 信号又はベローからの呼吸信号のような、患者に接続された多数の異なるセンサからの信号を受け取る。最後に、パルス発生器モジュール 1 2 1 は走査室インターフェイス回路 1 3 3 に接続されており、このインターフェイス回路は、患者の状態及び磁石システムに関連した種々のセンサからの信号を受け取る。患者位置決め装置 1 3 4 が、患者を走査のための所望の位置へ移動するための指令を受け取るのも、走査室インターフェイス回路 1 3 3 を介してである。

【0014】

パルス発生器モジュール 1 2 1 によって発生される勾配波形が、 G_x 、 G_y 及び G_z 増幅器で構成されている勾配増幅器装置 1 2 7 に印加される。各々の勾配増幅器は、全体を参照番号 1 3 9 で示す集成体内にある対応する勾配コイルを励振して、収集された信号を位置符号化するために用いられる磁界勾配を発生する。勾配コイル集成体 1 3 9 は、分極磁石 1 4 0 と、全身 RF コイル 1 5 2 とを含んでいる磁石集成体 1 4 1 の一部である。システム制御装置 1 2 2 に設けられたトランシーバ・モジュール 1 5 0 が発生するパルスが、RF 増幅器 1 5 1 によって増幅され、送信／受信スイッチ 1 5 4 を介して RF コイル 1 5 2 に結合される。患者内の励振された原子核によって放射された信号を同じ RF コイル 1 5 2 によって感知し、送信／受信スイッチ 1 5 4 を介して前置増幅器 1 5 3 に結合することができる。増幅された NMR 信号は、トランシーバ 1 5 0 の受信器部で復調され、フィルタにかけられて、デジタル化される。送信／受信スイッチ 1 5 4 はパルス発生器モジュール 1 2 1 からの信号によって制御されて、送信モードの間には RF 増幅器 1 5 1 のコイル 1 5 2 に電氣的に接続すると共に、受信モードの間には前置増幅器 1 5 3 を接続する。送信／受信スイッチ 1 5 4 は、送信又は受信モードのいずれかで、別個の RF コイル（例えば、ヘッド・コイル又は表面コイル）を用いることができるようにもする。

【0015】

RF コイル 1 5 2 が拾った NMR 信号は、トランシーバ・モジュール 1 5 0 によってデジタル化され、システム制御装置 1 2 2 にあるメモリ・モジュール 1 6 0 に転送される。走査が完了し、データの配列全体がメモリ・モジュール 1 6 0 に収集されたときに、配列プロセッサ 1 6 1 がこのデータを像データ配列にフーリエ変換するように作用する。この像データは直列リンク 1 1 5 を介してコンピュータ・システム 1 0 7 に伝えられ、そこでディスク・メモリ 1 1 1 に記憶される。オペレータ・コンソール 1 0 0 から受け取った指令に応答して、この像データをテープ駆動装置 1 1 2 に記録資料として入れることができるし、又は像プロセッサ 1 0 6 によって更に処理して、オペレータ・コンソール 1 0 0 に伝え、表示装置 1 0 4 で表示することができる。トランシーバ 1 5 0 についての更に詳しいことは、米国特許第 4, 952, 877 号及び同第 4, 992, 736 号を参照されたい。

【0016】

特に図 2 について説明すると、心臓収集は、各々の勾配エコー・パルス・シーケンスの繰り返し時間 TR が、利用可能な勾配ハードウェアの種類及び選択された作像パラメータに

10

20

30

40

50

応じて、 $6\text{ ms} \sim 15\text{ ms}$ である一連の高速勾配エコー・パルス・シーケンスを用いる。これらのパルス・シーケンスは、R-R期間と呼ばれる心臓トリガ信号200の間の期間の間に実行される。R-R期間の長さは、患者の心室収縮率の関数であるが、典型的には1秒程度である。

【0017】

勾配エコーを用いる高速心臓収集では、R-R期間が多数の短いセグメントに分割され、各セグメントが $20^\circ \sim 40^\circ$ の公称はじき角度を有する高速勾配収集パルス・シーケンスである。各々の高速勾配エコー・セグメントは、k-空間の1つの線を表すNMR信号を収集する。これは、位相符号化されたビュー（図）又は「ビュー（図）」と呼ばれることがある。隣接した高速勾配エコー・セグメントはn個のグループに更に組み合わせられる。ここで、nは典型的には1～8である。“n”はグループ当たりの位相符号化されたビューの数と呼ばれる場合が多い。各グループからのデータが、心臓サイクル（R-R期間）の相異なる時間的な段階における像を作成することに寄与する。各段階の像の時間的な位置は、心臓トリガ（R-波）200から高速勾配エコー・セグメントの各グループの中心までの相対的な時間に関係する。図2では、セグメントの1番目のグループが、k-空間データの第1の組202に対するビューを収集するグループ201を形成する。高速勾配エコー・セグメントの次のグループが、k-空間データの第2の組204に対する第2の心臓段階におけるビューを収集する他のグループ203を形成し、セグメントの3番目のグループが、k-空間データの第3の組206に対するビューを収集する他のグループ205を形成する。好ましい実施例では、別々の心臓段階1、2及び3に収集された3つの像の各々は、患者内の別々のスライスの位置からも収集されている。その結果、各々のスライス内のスピン磁化が、ビューの相次ぐグループの収集の間に1心臓サイクルに近い（1秒）間緩和する機会を有する。

【0018】

収集の間に作像される心臓段階の数（又は単一段階多重スライス収集では収集されるスライスの位置の数）は、患者のR-R期間に当てはまるグループ当たりのn個の位相符号化されたビューのグループの数に関係する。8つの高速勾配エコー・セグメントを選択してグループを構成することにしたのは、これが各々の像の時間的な分解能（8セグメントのグループからデータを収集するのに必要な時間と定義される）と像収集の合計時間との間の兼合いになるからである。完全な像を形成するためには公称128個のビューが必要であるから、グループ当たり8セグメントを用いることは、心臓トリガ当たりk-空間の8つのビューが収集されることを意味する。従って、普通のNMR像に対するデータ収集を完了するためには、16個の心臓トリガが必要であるが、これは大抵の患者が呼吸を止めていられる能力の範囲内の時間である。

【0019】

グループ当たり8つの位相符号化されたビューを用いる好ましい実施例では、16個の心臓搏動の後に、データの各組202、204及び206に対する128個の位相符号化されたビューの全部が収集される。その後、各々のk-空間データの組202、204及び206を用いて、周知のように2次元フーリエ変換を行うことによって像を再生する。この結果得られる像は、3つのスライスの位置で、段階1、段階2及び段階3と図2に記した心臓サイクルの相次ぐ段階における心臓を描き出している。好ましい実施例では、段階1、段階2及び段階3と記したのは、それぞれ位置1、2及び3をも表していることに注意されたい。

【0020】

図3について具体的に説明すると、本発明の好ましい実施例で用いられる高速パルス・シーケンスは、S+ NMR信号を収集し、この分野では勾配再焦点合わせ収集定常状態（GRASS）シーケンスとして知られている。 G_z スライス選択勾配20が、 $20^\circ \sim 40^\circ$ の公称はじき角を有する選択性RF励振パルス21と共に印加される。好ましい実施例では、流れによって誘起される位相外れ効果を最小限に抑えるために、TE時間が短いことが望ましい。TE時間が短いことは、流れの補償を用いるかどうかに関係なく好まし

10

20

30

40

50

い。TR時間も、ビューの1つのグループに対するデータを収集するのに要する時間にわたって平均した動きによる空間的なぼけのアーティファクトを最小限に抑えるためにできるだけ短くすべきである。シーケンスのTRを短くする1つの方法は、部分エコーを用いることである。TRを6.8 msecに短縮するために、データ収集窓22の間に、160個の周波数符号化されたデータ・サンプルの部分エコー収集をし、 G_x 読み出し勾配24が所望の視野を形成する。256という周波数符号化方向(x軸)における実効的な解像度は、1991年5月1日に出願された米国特許第5,168,227号、発明の名称「非対称なNMRエコー収集を用いた短いTE及びTRパルス・シーケンスを用いた高解像度作像」に記載されているようなホモダイン像再生を用いることによって達成される。各スライスの収集の際に、 G_y 位相符号化勾配パルス23を128つの個別の値にわたって歩進させて、対応する数の「ビュー」を収集する。各々の心臓サイクルの間に8つのビューが収集されるので、完全な像は、14秒~16秒の走査で収集することができる。

10

【0021】

再び図2に戻って説明すると、縦方向磁化は、相次ぐ心臓サイクルでの収集の間に著しく回復する。その結果、相異なる T_1 緩和時間のスピンによって発生されたNMR信号にほとんど違いがなく、心筋及び流れる血液のような組織の間での像のコントラストがほとんどない。このようなコントラストを持たせるために、縦方向磁化を、 T_1 が短いスピン種目が T_1 の長いスピン種目よりもずっと大きなNMR信号を発生するような動的な平衡状態に駆動することが望ましい。これは、パルス・シーケンスを実行するが、NMR信号を収集しないダミー・パルス・シーケンス(業界では「ディスダク」と呼ばれている)を実行することにより達成することができる。図4に実線30で示すように、このためには、縦方向磁化を線31で示す動的な平衡レベルまで駆動するのに約18個~20個のディスダク・シーケンスを必要とする。これは、8つのビューから成る各グループを収集するのに要する時間を3倍以上長くするので、不満足である。

20

【0022】

本発明の1つの考えは、磁化を飽和状態に駆動するために、はじき角が非常に大きい初期RF励振パルスを用いることにより、磁化の動的な平衡状態を一層早く確立することができるということである。この初期RF励振パルスは、RF加速パルスと呼ばれるが、線31で示すように動的な平衡レベルの下から、動的な平衡の定常状態への接近を駆動する助けになる。

30

【0023】

TR時間の短い高速勾配エコー・パルス・シーケンスにおける動的な平衡状態は、利用可能な縦方向磁化 M_0 の小さな端数であるから、 M_0 に近い M_z の値からよりも、 M_z の小さい値からの方が、動的な平衡状態に接近する時間がずっと短くなる。これが図4に示されている。同図において、破線32は、RF加速パルスが18~20ではなく、約5つ~8つのTR期間で磁化を定常状態に駆動するRF加速パルスの効果を示している。RF加速パルスの公称のはじき角は 90° である。

【0024】

本発明の他の考えは、RF加速パルスを印加した後に、1つ又は更に多くのディスダク期間だけ、データ収集を遅らせることができるということである。こうすると、ビューのグループのデータ収集の間の磁化は、動的な平衡状態に更に早く達すると思われる。これが、 90° RF加速パルス及び2つのディスダクの後に、心臓の筋肉に対する定常状態への接近を示す鎖線33によって示されている。

40

【0025】

再び図2について説明すると、各々のパルス・シーケンスのグループ201、203及び205にRF加速パルス210及び2つのディスダク・シーケンス212を追加することにより、本発明が高速心臓ゲート式の収集に適用される。RF加速パルス210は、図3に示すように、高速勾配エコー・パルス・シーケンスとして印加されるが、NMRデータは収集しない。NMRデータをこの後で収集するのに用いるのと同じパルス・シーケンスを用いて、縦方向磁化を平衡状態に駆動する利点は、速やかに切り替わる勾配時間によっ

50

て導入される渦電流が、NMRデータが収集される前に安定になる機会があることである。このため、そうしない場合に像のアーティファクトを生ずるおそれのある収集データの位相誤差が減少する。

【0026】

本発明の好ましい実施例では、RF加速パルス210は90°のはじき角を有している。実際、60°と140°との間のRF加速パルスのはじき角を用いて、実質的な改善を達成することができる。しかしながら、一層大きなはじき角を用いるときには、組織のT₁コントラストが改善され、一層小さなはじき角を用いるときには、収集されたNMRデータの信号対雑音比が改善される。約90°のはじき角は、このような2つの相反する性能パラメータの間の最適の兼合いになる。

10

【0027】

RF加速パルス210に続くディスダク・シーケンス212の数は、多数の因子によって決定される。相異なるT₁緩和時間による組織の弁別ができるようにするために、RF加速パルス210の後に、中間の期間が必要である。これは反転回復実験におけるTI時間と同様であるが、今の場合の期間が1桁短い点異なる。2つのディスダク212を選択したのは、それがT₁コントラストが出てくるようにし、それが縦方向磁化を動的な平衡に向かって駆動し、それが各グループ201、203及び205にあるパルス・シーケンスの数を不当に長くしないからである。ディスダク212の数を増加すると、走査時間が長くなる、又は走査中に収集されるスライス数が減るという犠牲を払って、T₁コントラストが改善され、像のアーティファクトが減少する。

20

【0028】

定常状態の平衡に接近する間に磁化がサンプリングされるので、収集される相異なる図の重みが相等しくない。この可変の加重がk-空間フィルタとして作用し、それが像のぼけに寄与する。この効果を最小限に抑えるために、ディスダクを含んでいる1つのグループ内のすべてのRFパルスに対する可変はじき角方式を用いる。

【0029】

可変のはじき角は、すべての横方向磁化が駄目になるという仮定で、ブロッホの方程式から導き出した公式を用いて計算される。一定の値の横方向磁化に対して、はじき角は次のように計算される。

$$\tan \alpha_{n-1} = \{M_n - \sin \alpha_n \exp(-TR/T_1)\} / \{M_n - M_0 (1 - \exp(-TR/T_1))\} \quad (1)$$

30

ここで、n=ディスダク、・・・、0、1、2、・・・、m+pであり、pは可変のはじき角を計算するための余分のビューの数、及び α_{n-m+p} は目標はじき角である。M_nは、n番目のRFパルスの前の磁化の縦方向成分である。これはマッキノン(Magn, Reson, Med誌1993年、30:609-616、G. C. マッキノン)によって用いられた可変はじき角方式と同様である。わずかにより大きなはじき角を発生し、しかもk-空間のビューの加重を等しい状態に保つために、式(1)の近似式を用いることができる。TR << T₁であれば、分子の指数関数項を無視して次のようにすることができる。

40

【0030】

$$\tan \alpha_{n-1} = (M_n - \sin \alpha_n) / \{M_n - M_0 (1 - \exp(-TR/T_1))\} \quad (2)$$

ここで、式(2)は、式(1)よりもわずかに大きなはじき角の可変の一連のはじき角を発生する。図6に示すように、式(2)によって発生された信号(破線43)は、式(1)を用いた信号(実線41)とほとんど同一である。対応する縦方向磁化も式(2)(破線42)及び式(1)(実線40)に対して示してある。T₁ = 300、M₀ = 0.6及びp = 1の公称値が、1.5Tで最適の結果をもたらすと決定された。

【0031】

50

式(1)又は式(2)のいずれを用いても、画質を損なわない。好ましい実施例では、式(2)が反復的に適用され、 $\tan \alpha_{n-1}$ の計算にはディスダク212のはじき角も含まれている。

図5に示すように、パルス・シーケンスの各グループは、 90° RF加速パルス・シーケンス210と、その後続く2つのディスダク・パルス・シーケンス212及び8つのデータ収集パルス・シーケンス214とを含んでいる。ディスダク212及びデータ収集パルス・シーケンス214に用いられるRF励振パルス21(図3)のはじき角は、式(1)によって決定される。目標はじき角は典型的には、最善のコントラスト及び信号対雑音比に対して、 $20^\circ \sim 40^\circ$ の範囲内であり、典型的には、 n をグループ内のビューの数として、このはじき角には n 番目のデータ収集パルス・シーケンス214で到達する。

10

【0032】

本発明は、磁化の動的な平衡を素早く達成して、 T_1 コントラストを強化するために、高速心臓ゲート式のNMR走査に特に有用であるが、本発明は、この他の用途にも用いることができる。例えば、RF加速パルス及び一連のディスダクをエコー平面状作像(EPI)シーケンスの前に用いて、走査時間をあまり長くせずに、 T_1 コントラストを強化することができる。本発明のこのような用途及びその他の用途は当業者に明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を用いたNMRシステムのブロック図である。

【図2】図1のNMRシステムによって実行されるデータ収集シーケンスのグラフである。

20

【図3】図2の収集でビューの収集をするために用いられるパルス・シーケンスのグラフである。

【図4】縦方向磁化を動的な平衡状態に駆動するための異なる経路を示すグラフである。

【図5】図2のパルス・シーケンスの各グループに用いられるはじき角である。

【図6】図5に示すように可変のはじき角を用いるときの磁化を示すグラフである。

【符号の説明】

- 21 選択性RF励振パルス
- 22 データ収集窓
- 23 G_y 位相符号化勾配パルス
- 24 G_x 読み出し勾配
- 100 オペレータ・コンソール
- 104 表示装置
- 106 像プロセッサ・モジュール
- 107 コンピュータ・システム
- 108、119 CPUモジュール
- 111 ディスク記憶装置
- 112 テープ駆動装置
- 113 メモリ・モジュール
- 115 高速直列リンク
- 121 パルス発生器モジュール
- 122 システム制御装置
- 125 直列リンク
- 127 勾配増幅器
- 129 生理学用収集制御装置
- 133 走査室インターフェイス回路
- 134 患者位置決め装置
- 139 勾配コイル集成体
- 140 分極磁石
- 141 磁石集成体
- 150 トランシーバ・モジュール

30

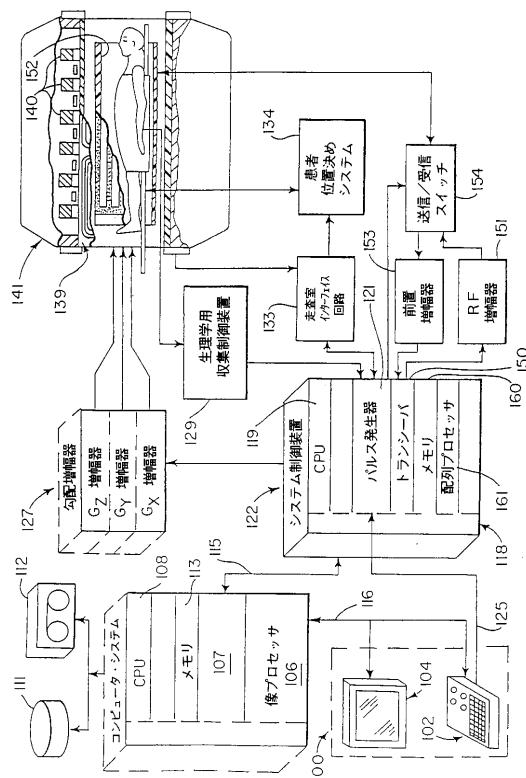
40

50

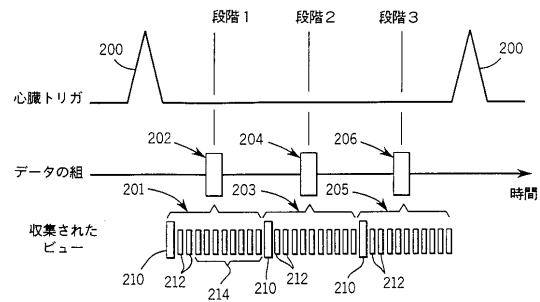
- 151 RF増幅器
- 152 RFコイル
- 153 前置増幅器
- 154 送信／受信スイッチ
- 160 メモリ・モジュール
- 161 配列プロセッサ
- 200 心臓トリガ信号
- 201、203、205 ビューのグループ
- 202 k-空間データの第1の組
- 204 k-空間データの第2の組
- 206 k-空間データの第3の組
- 210 RF加速パルス
- 212 ディスダク・シーケンス

10

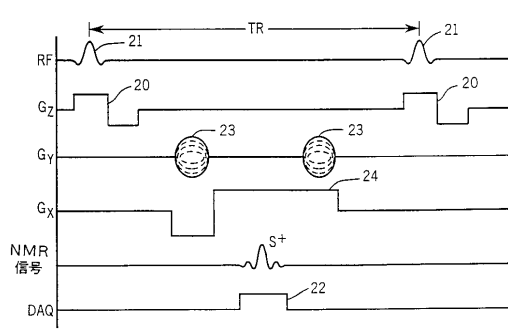
【図1】



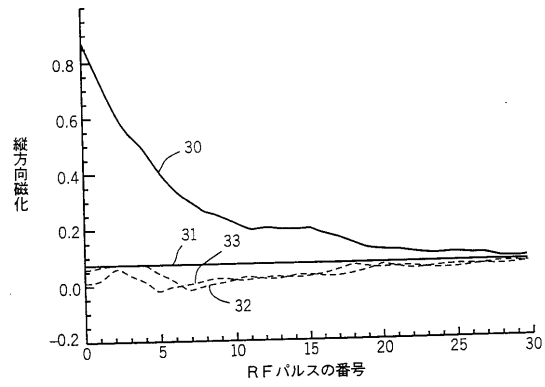
【図2】



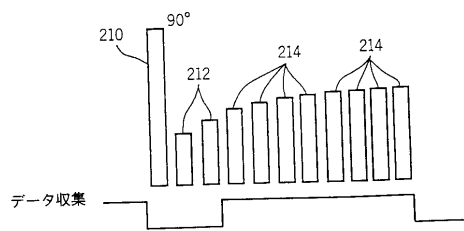
【図3】



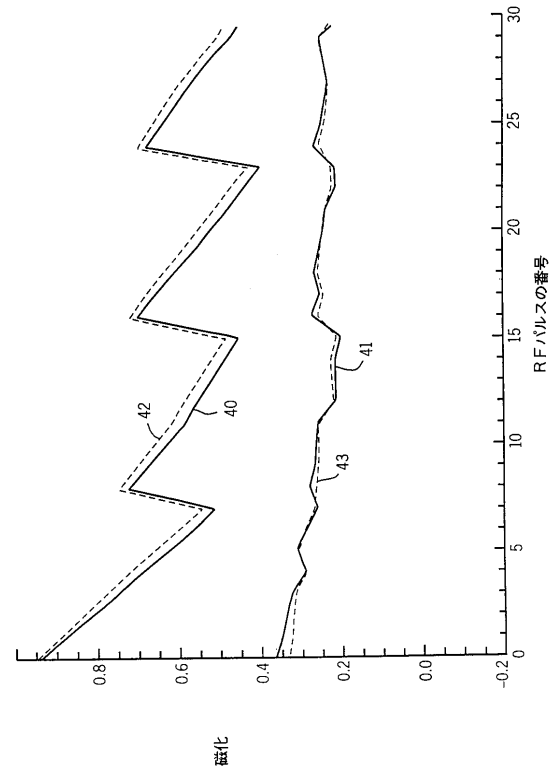
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平3-193032 (J P, A)
特開平6-133943 (J P, A)
特開平8-164121 (J P, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055