

(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2011-251038

(P2011-251038A)

(43) 公開日 平成23年12月15日(2011.12.15)

(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 7 2 4 C 0 9 6  
 A 6 1 B 5/05 3 1 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2010-127527 (P2010-127527)  
 (22) 出願日 平成22年6月3日 (2010.6.3)

(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  
 (72) 発明者 白井 裕基  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 株式会社日立メディコ内  
 Fターム(参考) 4C096 AB45 BB02 BB03 CB08 DA01  
 DE10 EA10

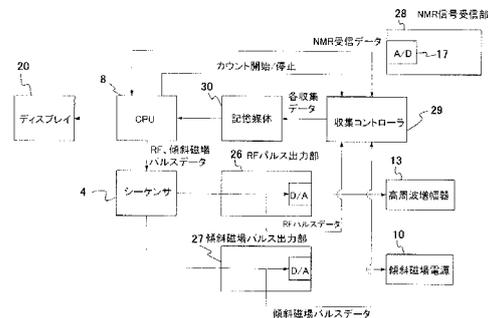
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び、波形調整方法

(57) 【要約】

【課題】 撮像を行う際、シーケンス制御出力データ、受信したNMR信号などのデータを正しく出力、受信されているかを容易に判断することができ、画像不良などの不具合期間やシーケンス開発期間を短縮することを可能とする。

【解決手段】 被検体に静磁場および傾斜磁場を与える磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射する送信手段と、この核磁気共鳴により放出される核磁気共鳴信号を検出する受信手段と、前記受信系で検出された核磁気共鳴信号を用いて画像再構成演算をおこなう信号処理手段と、装置全体の動作を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段による制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記核磁気共鳴信号の少なくとも一つの波形を、時系列的に記憶する記憶手段と、前記波形を時系列的に表示する表示手段が前記磁気共鳴イメージング装置の内部に備えられている。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に静磁場および傾斜磁場を与える磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射する送信手段と、この核磁気共鳴により放出される核磁気共鳴信号を検出する受信手段と、前記受信系で検出された核磁気共鳴信号を用いて画像再構成演算をおこなう信号処理手段と、装置全体の動作を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段による制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記核磁気共鳴信号の少なくとも一つの波形データを、時系列的に記憶する記憶手段が備えられてい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】

前記波形データを時系列的に表示する表示手段が備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 3】

前記波形データを収集する収集手段が備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 4】

前記波形を時系列的に記憶するために、タイムカウンタが備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 5】

前記記憶手段に記憶された波形データを、持ち運び可能な記憶媒体を解して外部へ持ち運び可能となっていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

## 【請求項 6】

前記記憶手段に記憶された波形データを、インターネットを介して外部へ転送可能となっていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 7】

前記記憶手段に記憶された波形データが正常であることを判定する判定手段が備えられていることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項 8】

被検体に静磁場、傾斜磁場、高周波磁場を与えるステップと、前記被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴信号を起こさせるための高周波磁場を照射するステップと、この核磁気共鳴信号により放出される核磁気共鳴信号を検出するステップと、装置全体の動作を制御するステップとを備えた磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法において、

30

前記制御するステップの制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記核磁気共鳴信号の少なくとも一つの波形データを記憶するステップを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法。

## 【請求項 9】

前記記憶するステップにより記憶された波形データを時系列的に表示するステップを備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法。

## 【請求項 10】

前記波形データが正常であることを判定するステップを備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法。

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(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核磁気共鳴イメージング(以下、「MRI」という)装置に関し、特にMRI装置の出力パルス等を好適に観察するための技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

50

MRI装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生するNMR信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を2次的に或いは3次的に画像化する装置である。撮影においては、NMR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NMR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】

このようなMRI装置において、画像取得を行うためには、各シーケンスでの傾斜磁場パルスやRFパルスなどの出力強度、出力タイミングなどの出力処理、NMR信号受信処理が正しく実行されていることが必須である。通常、その出力確認には、オシロスコープなどの各測定器を用いて行う。

10

【0004】

一方、医用機器において所定の動作を行ったときに、自動的にログを作成し出力する従来技術(例えば、特許文献1)がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-116499号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

しかし、常に測定器が接続できる環境下であるとは限らないため、不具合発生率が低い場合、原因を判別するのに時間を要する場合があります。また、多大なシステムダウン時間が発生してしまうことがあります。また、特許文献1記載の従来技術では、MRI装置において、実際の傾斜磁場パルス等の出力波形を観察できない欠点がある。

【0007】

そこで、本発明の目的は、傾斜磁場パルスやRFパルスが正しく出力され、あるいはNMR信号が正しく受信されているかを容易に判断することを可能とし、画像不良などの不具合期間やシーケンス開発期間を短縮することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

30

上記の課題を解決するために、本発明は、被検体に静磁場および傾斜磁場を与える磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射する送信手段と、この核磁気共鳴により放出される核磁気共鳴信号を検出する受信手段と、前記受信系で検出された核磁気共鳴信号を用いて画像再構成演算をおこなう信号処理手段と、装置全体の動作を制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段による制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記核磁気共鳴信号の少なくとも一つの波形データを、時系列的に記憶する記憶手段が備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

40

【0009】

また、前記波形データを時系列的に表示する表示手段が備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0010】

また、前記波形データを収集する収集手段が備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0011】

また、前記波形を時系列的に記憶するために、タイムカウンタが備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0012】

50

また、前記記憶手段に記憶された波形データを、持ち運び可能な記憶媒体を解して外部へ持ち運び可能となっていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0013】

また、前記記憶手段に記憶された波形データを、インターネットを介して外部へ転送可能となっていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0014】

また、前記記憶手段に記憶された波形データが正常であるかを判定する判定手段が備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

【0015】

また、被検体に静磁場、傾斜磁場、高周波磁場を与えるステップと、前記被検体の生体組織を構成する原子核に核磁気共鳴信号を起こさせるための高周波磁場を照射するステップと、この核磁気共鳴信号により放出される核磁気共鳴信号を検出するステップと、装置全体の動作を制御するステップとを備えた磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法において、

10

前記制御するステップの制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記核磁気共鳴信号の少なくとも一つの波形データを記憶するステップを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法が提供される。

【0016】

また、前記記憶するステップにより記憶された波形データを時系列的に表示するステップを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法が提供される。

20

【0017】

また、前記波形データが正常であるかを判定するステップを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置の波形調整方法が提供される。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、シーケンス出力制御データや受信したNMR信号データなどの各データが、正しく出力、受信されているかを容易に判断することが可能になり、画像不良などの不具合期間やシーケンス開発期間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0019】

【図1】本発明に係るMRI装置の全体構成のブロック図

【図2】収集コントローラの周辺構成図

【図3】収集コントローラの内部構成図

【図4】収集データの表示

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

40

【0021】

最初に、本発明に係るMRI装置の全体構成のブロック図を図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体の断層画像を得るもので、図1に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。

【0022】

静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体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、被検体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

50

。

## 【0023】

傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系(静止座標系)であるX、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル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とから成り、後述のシーケンサ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を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ を印加する。撮影時には、スライス面(撮影断面)に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス( $G_s$ )を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、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( $G_f$ )を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

10

## 【0024】

シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスである所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

## 【0025】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルスを照射するもので、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をシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。

20

## 【0026】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR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から照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答のNMR信号が被検体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、シーケンサ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、信号処理系7に送られる。

30

## 【0027】

信号処理系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、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

## 【0028】

操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、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。

40

## 【0029】

なお、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体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、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

## 【0030】

現在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、被検体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

50

、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。

【実施例】

【0031】

次に、本発明の実施例について図2を用いて説明する。

図2は、本実施例が備える収集コントローラ29の周辺構成図である。

CPU8は、シーケンスデータであるRFパルス、傾斜磁場パルスの波形データをシーケンサ4に送り、シーケンサ4を介して各波形データがRFパルス出力部26、傾斜磁場パルス出力部27に送られる。ここで、この各データは、RFパルス出力部26、傾斜磁場パルス出力部27内のD/A変換器を介して高周波増幅器13、傾斜磁場電源10に送られると共に、収集コントローラ29へも送られる。また、NMR信号受信部28で受信されたNMRデータは、A/D変換器17を介してCPU8に送られると共に、収集コントローラ29へも送られる。収集コントローラ29は、収集した各波形データを記憶媒体30に送ることにより各波形データは記憶媒体30に記憶され、CPU8は記憶媒体30から各データを読み出し、時系列に各データを表示手段(ディスプレイ20)に表示することが可能となる。

10

【0032】

次に、実施例の動作について図3を用いて説明する。

図3は、収集コントローラの内部構成図である。

スキャン開始前に、CPU8は収集コントローラ29の内部にあるタイムカウンタ31に対して、カウント開始命令を出力し、タイムカウンタ31が動作を開始する。これにより、表示用時間データが生成される。スキャンが開始すると、CPU8はシーケンスに応じたRFパルス、傾斜磁場パルスの波形データをシーケンサ4に送るため、収集コントローラ29にも各波形データが送られてくる。収集コントローラ29は、入力された各波形データに対し表示用時間データを付加し、記憶媒体30に送りデータは保存される。スキャン終了後、CPU8はタイムカウンタ31に対してカウント停止命令を出力し、タイムカウンタ31を停止させる。さらに、CPU8は記憶媒体30にアクセスすることでデータを読み出し、表示用時間データに従って収集データを図4のように表示する。いつでもシーケンスに関する収集したデータを時系列に表示手段(ディスプレイ20)に表示することができるため、各測定器を用いることなしに不具合箇所を容易に検出し、調整することが可能となる。

20

【0033】

上記実施例によれば、前記CPU8による制御の基に発生される前記傾斜磁場のパルスあるいは前記高周波磁場のパルスあるいは前記NMRデータの少なくとも一つの波形データを、時系列的に記憶する記憶媒体30と、前記波形を時系列的に表示するディスプレイ20が前記磁気共鳴イメージング装置に備えられていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置が提供される。

30

【0034】

本発明は、要旨を逸脱しない範囲内で種々に変更可能である。例えば、収集コントローラ29で収集された波形データは記憶媒体30に記憶されているが、持ち運び可能な記憶媒体等を介して外部へ持ち運んだり、インターネットを介して外部へ転送可能になっていても良いことは言うまでもない。また、前記波形データが正常であるかを波形のタイミングが正しいか等をCPU8が閾値で識別して測ることにより判定する手段及びステップを備えても良いことは言うまでもない。

40

【産業上の利用可能性】

【0035】

本発明は、MRI装置に利用することができる。

【符号の説明】

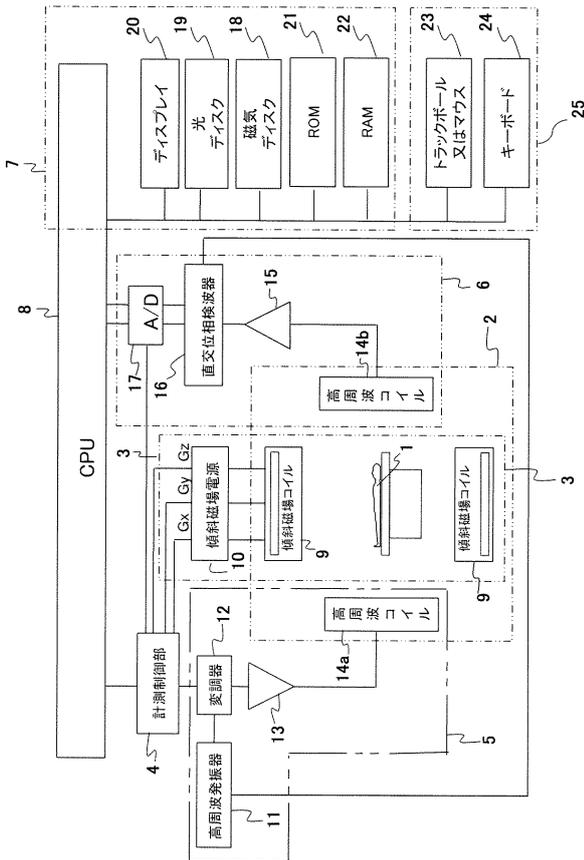
【0036】

1 被検体、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンサ、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 高周波発信器、12 変調器、13 高周波増幅器、14 a 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

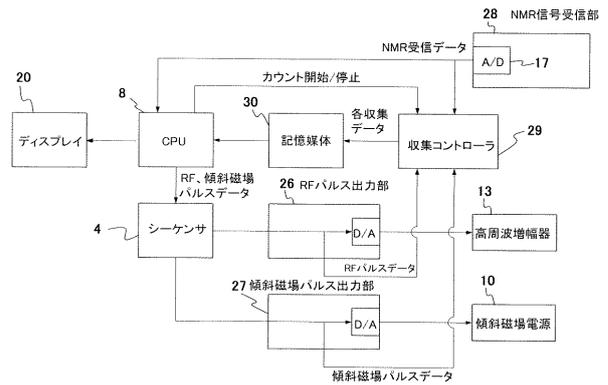
50

、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、25 操作部、26 RFパルス出力部、27 傾斜磁場パルス出力部、28 NMR信号受信部、29 収集コントローラ、30 記憶媒体、31 タイムカウンタ

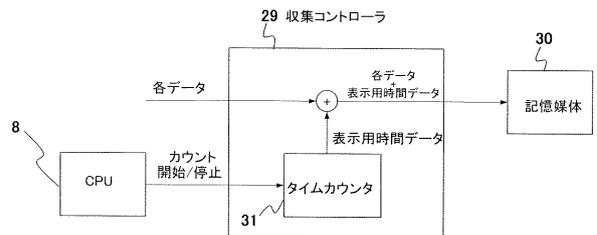
【 図 1 】



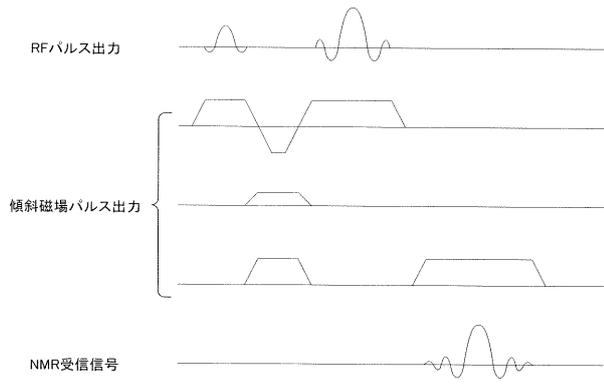
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】 図2