

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4762432号
(P4762432)

(45) 発行日 平成23年8月31日(2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日(2011.6.17)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 0
	A 6 1 B 5/05 3 6 6

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2001-112857 (P2001-112857)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成13年4月11日(2001.4.11)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2002-306446 (P2002-306446A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成14年10月22日(2002.10.22)		エルシー
審査請求日	平成20年2月12日(2008.2.12)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100094053
			弁理士 佐藤 隆久
		(72) 発明者	永野 成夫
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会
			社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像装置およびその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を画像処理する第1の信号処理手段における処理以外の磁気共鳴撮像に係る他の信号処理を行うクロックを基準に動作する第2の信号処理手段として、そのクロック周波数および動作速度の周波数またはいずれか一方が、ラーモア周波数より高い周波数のコンピュータおよび電子回路またはいずれか一方を用いることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項2】

前記第1の信号処理手段が磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を前記第1の信号処理手段に読み込む間は、前記第2の信号処理手段は例外割り込み処理などの前記コンピュータおよび前記電子回路またはいずれか一方の動作速度を不規則にする処理動作を行わない、請求項1記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項3】

前記第1の信号処理手段が磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を前記第1の信号処理手段に読み込む間は、前記第2の信号処理手段はテーブルなど低速動作する制御対象の処理を停止する、請求項1または2記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項4】

受信コイル部とデータ収集部とを接続する導線、送信コイル部とRFコイル駆動部とを接続する導線、勾配コイル部と勾配コイル駆動部とを接続する導線、テーブルとテーブル駆動部とを接続する導線、又は、テーブル駆動部と操作制御部とを接続する導線が、同軸

10

20

ケーブルである、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 5】

前記同軸ケーブルは、しゃへいケーブル内に収容された、請求項 4 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 6】

前記第 2 の信号処理手段としてのコンピュータおよび電子回路またはいずれか一方のクロック周波数が 300 MHz 以上である請求項 1 から 5 のいずれかに記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

10

【発明の属する技術分野】

本発明は磁気共鳴撮像（MRI、MRI イメージング）装置に関するものであり、より特定のには、磁気共鳴撮像結果の画像（以下、MR 画像）の画質（IQ・イメージクオリティ）を低下させ、アーチファクトの要因となるノイズの影響を低減する磁気共鳴撮像装置（MRI 装置）とその方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

MRI 装置は、マグネットシステムの内部空間、すなわち、静磁場を形成した空間（ガントリ）内に被検体、たとえば、被検者を導き入れ（導入し）、勾配（傾斜）磁場および高周波（RF）磁場を被検者に印加して被検体内に磁気共鳴信号を発生させ、マグネットシ

20

【0003】

MRI 装置において、マグネットアセンブリは電磁波および磁気をしゃへいしたガントリに設置され、RF コイルで受信した磁気共鳴信号はガントリの外部に取り出されて、ガントリから離れた場所に設置された信号処理装置に伝送路を經由して伝送される。

RF コイルで検出された磁気共鳴信号は数 μ V であり、それをガントリの外部に設置された増幅回路で数 mV 程度まで増幅した後、伝送路を經由して信号処理装置に伝送される。増幅回路から信号処理装置に伝送される磁気共鳴信号は、高周波の数 mV 程度の低レベルのアナログ信号なので、伝送路においてノイズの影響を受けやすい。

30

【0004】

MR 撮像はパラメータをすこし変更しただけで被検体の組織のコントラストを簡単に変化させることができるという特徴を持つ。その反面、たくさんのパラメータがあるので、パラメータの設定をすこし間違えただけで MR 画像にアーチファクトが発生する可能性がある。アーチファクトは MR 画像から被検者の健康状態などを診断するとき誤診を招く可能性があるため、極力アーチファクトが発生しないような方法および発生したアーチファクトを低減する方法が種々試みられている。

【0005】

アーチファクトはいくつかの種類に分類できる。たとえば、被検者の体動に起因するアーチファクト、被検者の呼吸に起因するアーチファクト、磁化率の不均衡に起因するアーチ

40

ファクトなどが知られている。オペレータによるパラメータの操作で防止できるアーチファクトもあれば、そのような操作ではアーチファクトの発生を防止できないものもある。

【0006】

このような MR 撮像本来の原因に起因して発生するアーチファクトに加えて、伝送路において検出した磁気共鳴信号が不規則なノイズの影響で起こる MR 画像の画質の低下が無視できない。そのような MR 画像の画質の低下も 1 種のアーチファクトとなる可能性がある。

再現性のない不規則なノイズに起因して発生したアーチファクトはオペレータによるパラメータの操作で修復できないので特に問題となる。

50

【 0 0 0 7 】

これまで信号処理手段、たとえば、コンピュータおよび電子回路またはいずれか一方で処理する信号に対するノイズを低減するまたはノイズを削減する対策が種々提案され、実行されてきた。

そのような対策の1つの方法として、ノイズ帯域の対接地（対グラウンド）経路のインピーダンスを低減する方法が知られている。

【 0 0 0 8 】

ノイズ対策の他の方法として、本願出願人は平成12年2月18日に出願した特願2000-40488号において、受信コイルで検出した高周波・低レベルのアナログの磁気共鳴信号を、MRI装置内のガントリの外部のガントリの近傍のスキャンルーム内で、画像処理装置に伝送する前にデジタル信号に変換し、符号化して伝送路におけるノイズの影響を受けにくくしてスキャンルーム内を経由して操作室まで伝送し、そのような信号を受信した操作室内の画像処理装置において符号化した信号を復号したのち、MR画像を生成する方法を提案している。

このような方法によれば、デジタル信号がアナログ信号に比べてノイズの影響を受けにくいこと、および、符号化する際誤り訂正などの処理を施すとかかりに符号化された磁気共鳴信号に一過性のノイズが重畳した場合でも正常な磁気共鳴信号を再生できるという利点がある。

【 0 0 0 9 】

【発明が解決しようとする課題】

ノイズ帯域の対接地（対グラウンド）経路のインピーダンスを低減するというノイズ対策の第1の方法は、MRI装置を設置した病院などの施設のGND系の強弱に耐ノイズ特性が左右されるという問題がある。

【 0 0 1 0 】

近年は病院などのMRI装置が設置される諸施設には多数のコンピュータおよびコンピュータを用いた種々の装置またはいずれか一方が設けられており、それらの装置から大地に各種の接地電流が流れ込む。そのような接地電流が大地電位を変動させ、そのような接地場所の近傍にインピーダンスを低減する目的でMRI装置の接地をとると、逆に接地線からMRI装置の電子回路、マイクロコンピュータなどに不規則なノイズが入り込み、受信コイルで検出した磁気共鳴信号にノイズが重畳されることがある。そのような不規則なノイズが重畳された磁気共鳴信号を画像処理してMR画像を生成した場合、MR画像の画質が安定しないという問題に遭遇する。

【 0 0 1 1 】

特願2000-40488号で開示した方法は、MRI装置内のガントリの外部の近傍にアナログ・デジタル変換回路、符号化回路などを収容した電子装置を配設する必要があり、そのような電子装置を駆動する電力を給電することも考慮すると、ガントリの装置構成が複雑になるという不利益がある。

【 0 0 1 2 】

特願2000-40488号で開示した方法において、符号化の際、誤り訂正符号を付加した場合一過性のノイズに対しては効果があるが、ノイズは通常不規則な連続信号として重畳される場合が多く、そのようなノイズに対しては誤り訂正の効果は制限される。

【 0 0 1 3 】

このように、MRI装置において外部要因に影響を受けず、ノイズの影響を排除した正確な被検者のMR画像を生成することが望まれている。

【 0 0 1 4 】

したがって、発明の課題は、スキャンルーム内に配置されているガントリと操作室に配設されている画像処理装置との間の伝送路において磁気共鳴信号がデジタル信号に変換され、符号化されているか否かに係わらず、ノイズの影響によってアーチファクトが発生するようなMR画像の画質の低下が発生しないか、発生するアーチファクトが無視できる程度に抑制できる磁気共鳴撮像装置（MRI装置）を提供することにある。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

【課題を解決するための手段】

課題を解決する発明の第1の観点によれば、磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を画像処理する第1の信号処理手段における処理以外の磁気共鳴撮像に係る他の信号処理を行うクロックを基準に動作する第2の信号処理手段として、そのクロック周波数および動作速度の周波数またはいずれか一方が、ラーモア周波数より高い周波数のコンピュータおよび電子回路またはいずれか一方を用いることを特徴とする磁気共鳴撮像装置が提供される。

【 0 0 1 6 】

好ましくは、前記第1の信号処理手段が磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を前記第1の信号処理手段に読み込む間は、前記第2の信号処理手段は、例外割り込み処理などの前記コンピュータおよび前記電子回路またはいずれか一方の動作速度を不規則にする処理動作を行わない。

さらに好ましくは、前記第1の信号処理手段が磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を前記第1の信号処理手段に読み込む間は、前記第2の信号処理手段はテーブルなど低速動作する制御対象の処理を停止する。

【 0 0 1 7 】

課題を解決する発明の第2の観点によれば、磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を画像処理する第1の信号処理手段が磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を前記第1の信号処理手段に読み込む間は、前記第1の信号処理手段における処理以外の磁気共鳴撮像に係る他の信号処理を行うクロックを基準に動作する第2の信号処理手段は、磁気共鳴撮像装置内のテーブルなど低速動作する制御対象の処理を停止する、磁気共鳴撮像装置が提供される。

【 0 0 1 8 】

課題を解決する発明の第3の観点によれば、磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を画像処理手段に入力する間、磁気共鳴撮像装置内のテーブルなど低速動作する制御対象の処理を停止する、磁気共鳴撮像方法が提供される。

【 0 0 1 9 】

第1実施の形態

図1～図5を参照して課題を解決する発明の磁気共鳴撮像装置(MRI装置)の第1実施の形態について述べる。図1はMRI装置の主要部の配置を図解した図である。図2はMRI装置の主要な要素の構成を図解した図である。

【 0 0 2 0 】

図1に図解したように、MRI装置は、スキャンルームと、操作室に分離されて配設されている。たとえば、スキャンルームには、各種のコイルが配設されているガントリが配設されている。操作室には、医師、技師などが磁気共鳴撮像のために各種パラメータを設定し、テーブル、クレードルなどの操作を行う各種スイッチ、画像処理結果が表示される表示装置などが搭載されている操作部(または操作卓(コンソール))、各種の信号処理装置などが配置されている。

図2に図解したMRI装置は、マグネットシステム100を収容し、被検者が乗るクレードルを搭載したテーブル500を移動可能にした内腔を有するガントリと、ガントリの内部に収容された静磁場を提供する主磁場コイル部102と、勾配コイル部106と、RFコイル部108からなるマグネットシステム100と、被検体300を載置してガントリの内腔内を移動するテーブル500を有する。クレードルに被検者が乗せたテーブルは操作者の指示に応じてガントリの内腔内を搬送されたり、ガントリから排出される。

MRI装置はまた、勾配コイル部106に駆動信号を印加する勾配コイル駆動部130と、RFコイル部108に駆動信号を印加するRFコイル駆動部140と、RFコイル部108で受信(検出)した磁気共鳴信号を受信するデータ収集部150と、制御部160と、データ処理部170と、表示部180と、操作部(操作卓)190とを有する。

MRI装置はさらに、被検者300が搭載されるテーブル500と、テーブル500を駆

10

20

30

40

50

動するテーブル駆動部 210 と、操作制御装置 200 を有する。

データ収集部 150 と、制御部 160 と、データ処理部 170 が本発明の第 1 の信号処理手段に相当する。

操作部 190 および操作制御装置 200 が本発明の第 1 の信号処理手段に相当する。

【0021】

スキャンルーム内のガント리는被検者 300 について磁気共鳴撮影を行う部分であり、その内部に主磁場コイル部 102、勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 が収容されている。

ガントリには、被検者 300 に検査状態を表示しおよび指示するまたはいずれか一方を行う各種表示器、たとえば、発光ダイオード (LED)、被検者 300 に検査状態を通報するための音声出力装置などが設けられている。

10

【0022】

操作部 190 は MRI 装置の操作者 (オペレータ)、たとえば、医師、技師などが、被検者の MR 画像を撮像するに際して、各種パラメータを設定したり、テーブル 500 の搬送操作を指示したり、撮像されて画像処理された表示部 180 に表示された MR 画像を見るなどの MRI 装置との対話処理を行う部分であり、操作者の指示を設定する各種スイッチ、MRI 装置の動作状態などを指示および表示する各種のデバイスが搭載されている。表示部 180 も操作部 190 に搭載されている場合が多い。

【0023】

データ処理部 170 は操作部 190 から設定された操作者の指令に応じて制御部 160 を

20

制御する。制御部 160 はデータ処理部 170 からの指令に応じて、勾配コイル駆動部 130 および RF コイル駆動部 140 に制御信号を出力し、勾配コイル駆動部 130 および RF コイル駆動部 140 からそれぞれ勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を励起する駆動電流を出力させる。

【0024】

データ収集部 150 は RF コイル部 108 で検出した信号を受信してデータ処理部 170 に送出する。なお、RF コイル部 108 で検出 (受信) した磁気共鳴信号は数 μ V 程度と非常に低レベルの信号であるから、通常は、スキャンルーム内のガントリの外部またはガントリの外部の近傍に高周波増幅回路 (図示せず) を設置して、たとえば、数 mV 程度まで増幅した後、データ収集部 150 に伝送することが多い。

30

データ処理部 170 はまた、データ収集部 150 から送出された信号を受信して、所定の信号処理および画像信号処理を行い、被検者 300 の MR 画像を生成して表示部 180 に表示する。

【0025】

操作制御装置 200 は、被検者 300 の MR 画像の撮像時、必要に応じてデータ処理部 170 と協働して、さらに必要に応じては制御部 160 と協働して、テーブル駆動部 210 を駆動してガントリの内腔内にテーブル 500 に乗っている被検者 300 を移動させ、撮像状況に応じてガントリの内部を被検者 300 を移動させ、撮像後、被検者 300 をガントリの外部に移動させる。

40

テーブル 500 には、テーブル駆動部 210 の駆動信号に応じて移動させるためのモータ、駆動機構などが設置されている。

操作制御装置 200 はまた、上述したように、ガントりに設置された LED などの表示器、音声出力装置を駆動制御する。

【0026】

図 1 を参照して述べたように、第 1 実施の形態の MRI 装置においては、ガントりに設置されている勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を駆動制御し、RF コイル部 108 で検出した磁気共鳴信号を受信して信号処理して表示部 180 に MR 画像を表示するデータ処理部 170 と、テーブル駆動部 210 を介してモータなどが設置されているテーブル 500 を搬送駆動制御する操作制御装置 200 とが分離されている。

50

データ処理部 170 は検出した磁気共鳴信号に各種の信号処理を施し、表示部 180 に MR 画像を表示させるための画像信号処理を行うため、高速信号処理装置、たとえば、デジタル信号プロセッサ (DSP) およびマイクロコンピュータなどが内蔵されている。操作制御装置 200 もテーブル駆動部 210 を介してテーブル 500 の搬送制御などを行い、データ処理部 170 と協働するため、マイクロコンピュータが内蔵されている。しかしながら、テーブル駆動部 210 の駆動制御は、データ処理部 170 における程の高速信号処理ではないから、MRI 装置の価格を低価格にする観点から、操作制御装置 200 に内蔵されるマイクロコンピュータの動作速度は低速度のものにしている。すなわち、操作制御装置 200 のクロック周波数および動作速度は、データ処理部 170 のクロック周波数および動作速度より低い。このマイクロコンピュータが本発明の第 2 の信号処理手段に該当する。

10

【0027】

信号伝送ケーブルについて述べる。

勾配コイル駆動部 130 と勾配コイル部 106 との間、RF コイル駆動部 140 と RF コイル部 108 との間、および、RF コイル部 108 とデータ収集部 150 との間は、それぞれ、伝送路として、同軸ケーブル C1, C2, C3 で布線されている。

【0028】

操作部 190 とデータ処理部 170 との間の信号は通常、数 V 程度の、たとえば、TTL 信号である。同様に、操作部 190 と操作制御装置 200 との間の信号も通常、数 V 程度の、たとえば、TTL 信号である。したがって、ケーブル C4 および C13 は電子装置間を接続する通常の信号ケーブルを使用している。

20

【0029】

操作制御装置 200 からテーブル・クレードル駆動部 210 へ各種の駆動制御信号を送るケーブル C11 も、各種の駆動制御信号が数 V 程度の、たとえば TTL 信号であるから電子装置間を接続する通常の信号伝送ケーブルを使用している。テーブル駆動部 210 からテーブル 500 の状態検出信号などを操作制御装置 200 に伝送するケーブル C12 も状態検出信号などが数 V 程度の、たとえば TTL 信号であるから、電子装置間を接続する通常の信号伝送ケーブルを使用している。

操作制御装置 200 から、直接または、テーブル駆動部 210 を経由して、MRI 装置の LED 表示器、音声通報装置などに駆動信号を送るケーブル (図示せず) も、それらの駆動信号などが数 V 程度の、たとえば、TTL 信号であるから電子装置間を接続する通常の信号ケーブルを使用している。しかしながら、音声通報装置の電源が、たとえば AC 100V の場合は、電子装置に給電を行う低電源ケーブルを用いる。

30

【0030】

テーブル 500 の移動にはモータ、たとえば、ステッピングモータを使用する。そのため、テーブル駆動部 210 に内蔵された電源を介して、あるいは別置の電源を介して直接、テーブル 500 にモータを駆動するためのケーブル C15 で給電が行われる。モータの駆動用の電圧は AC 100V ~ AC 200V 程度であるから、テーブル 500 を駆動するモータへの給電用ケーブル C15 は低圧電源ケーブルを用いる。

【0031】

上述したように、本実施の形態の MRI 装置においては、課題を解決する発明の第 1 の信号処理手段に対応するデータ処理部 170 系と、課題を解決する発明の第 2 の信号処理手段に対応する操作制御装置 200 系とに分離しているが、データ処理部 170 と操作制御装置 200 とは近接した位置に配設されているのが一般的であり、ケーブル C1 ~ C3 と、ケーブル C11、C12、給電ケーブル C15 は、スキャンルーム内のガントリまで接近して布線されることも多い。

40

【0032】

図 2 に図解した MRI 装置におけるノイズとその対策について述べる。

【0033】

第 1 のノイズとその対策

50

操作制御装置 200 とテーブル駆動部 210 との間を伝送される信号は RF コイル部 108 からデータ収集部 150 に伝送される信号に比較すると低周波の信号であるがスイッチング信号が多く、RF コイル部 108 からデータ収集部 150 に伝送される低レベルの磁気共鳴信号に対してスイッチングノイズとなる可能性が高い。

このようなノイズに対する対策として、ケーブル C3 を同軸ケーブルにしている。さらに好ましくは、同軸ケーブル C1 ~ C3 を電磁・静電しゃへいケーブル内に收容して、ケーブル C11、C12 もしゃへいケーブル内に收容し、両者のしゃへいケーブル同士を極力離間させる。

【0034】

同様に、テーブルおよびクレードル 500 を移動させるモータの回転を開始させたり、モータの回転を停止させたり、移動の向きを変更させるための駆動用スイッチング信号が印加される。このような駆動用スイッチング信号は低周波であるが、電圧レベルは、たとえば AC 100V 程度と高く、モータはテーブル 500 に搭載されてガントリの内腔内を移動するから、RF コイル部 108 で検出した非常に低レベルの磁気共鳴検出信号に影響を与える可能性が高い。

このようなノイズに対する対策は、基本的には、上記同様、ケーブル C3 を同軸ケーブルにした上でテーブル 500 に乗っているモータなどの駆動信号が外部に漏洩しないように、ケーブル C16 をしゃへいケーブルにする。さらに好ましくは、同軸ケーブル C1 ~ C3 をしゃへいケーブル内に收容して、ケーブル C15、C16 もしゃへいケーブル内に收容し両者のしゃへいケーブル同士を極力離間させる。

【0035】

第 2 のノイズとその対策

上述した第 1 のノイズ対策に対して、あるいは、第 1 のノイズ対策を講じた上で、有効な第 2 のノイズ対策は、すくなくとも、勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を駆動して MR 信号を受信している期間は、上述したスイッチング動作を起こさないことである。

換言すれば、操作制御装置 200 は、データ処理部 170、および、必要に応じて、制御部 160 と協働して動作タイミングの調整を行い、データ処理部 170 および制御部 160 の動作により勾配コイル駆動部 130 および RF コイル駆動部 140 を介して勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を駆動し、RF コイル部 108 で検出し、MRI 装置の外部の高周波増幅回路で RF コイル部 108 で検出した微弱な磁気共鳴信号を増幅したのち、データ収集部 150 で受信し、データ処理部 170 に取り込む期間（本明細書において、これを MR 撮像期間と呼ぶ）は、テーブル駆動部 210 を介してテーブル 500 を搬送動作させることを停止する。さらに、操作制御装置 200 はガントりに設置されている LED 表示器、音声通報装置などの付属装置の動作も停止する。

本明細書において、データ処理部 170 および制御部 160 が、磁気共鳴撮像のために勾配コイル部 106 および RF コイル部 108 を駆動制御し、データ収集部 150 がその結果を読み込むまでの期間を、「MR 撮像期間」と呼ぶ。

このような方法によれば、すくなくとも MR 撮像期間は上述した高周波スイッチング信号の影響は受けない。

その結果、データ収集部 150 を経由して磁気共鳴信号を信号処理し画像化した MR 画像はノイズの影響を受けない高い品質の MR 画像となる。

【0036】

なお第 2 のノイズ対策を行うと、上述した第 1 のノイズ対策を行う必要がないか、あるいは、厳格な方法で第 1 のノイズ対策を行う必要がなくなり、設備価格が非常に安価になり、布線作業も簡単になるという利点がある。

【0037】

第 3 のノイズとその対策

テーブル 500 に搭載されているモータなどに給電される電流は、RF コイル部 108 で検出した低レベルの磁気共鳴信号、および、高周波増幅回路で増幅後の磁気共鳴信号に対

10

20

30

40

50

して、低レベルの磁気共鳴検出信号へ電磁誘導ノイズになる可能性が高い。
 このようなノイズに対する対策としてケーブルC3として同軸ケーブルを用いている。
 さらに好ましくは、同軸ケーブルC1～C3をしゃへいケーブル内に収容して、給電ケーブルC15、および、駆動制御ケーブルC16もしゃへいケーブル内に収容し、両者のしゃへいケーブル同士を極力離間させている。

【0038】

第4のノイズとその対策

上述したように、MRI装置は、検出した磁気共鳴信号に各種の信号処理を施し、表示部180にMR画像を表示させるための画像信号処理を行うため、高速信号処理装置、たとえばデジタル信号プロセッサ(DSP)およびマイクロコンピュータなどが内蔵されているデータ処理部170と、テーブル駆動部210を介してテーブルの搬送制御などを行い、データ処理部170と協働するためマイクロコンピュータが内蔵されている操作制御装置200とを独立に設けている。

また上述したように、テーブル駆動部210の駆動制御は、データ処理部170における程の高速信号処理ではないから、MRI装置の価格を低価格にする観点から、操作制御装置200に内蔵されるマイクロコンピュータは動作速度が低速度のものにしている。そのようなマイクロコンピュータの基準クロック周波数は、10～30MHz程度で充分であった。

【0039】

本願発明者は、操作制御装置200に内蔵されているマイクロコンピュータおよび電子回路またはいずれか一方がノイズ源になることを見いだした。

通常、操作制御装置200とデータ処理部170とは近傍に配設されている。操作制御装置200に内蔵されている基準クロック周波数が10～30MHz程度のマイクロコンピュータの動作信号が高周波ノイズとして、データ処理部170に伝搬・放射してデータ収集部150から受信してデータ処理部170内で信号処理されている信号に重畳し、画像処理信号の品質を低下させ、最終的に、データ処理部170で画像処理したMR画像の画質(IQ、イメージクオリティ)が低下するという問題を見いだした。

したがって、このノイズは、特願2000-40488号に提案した符号化方法を採用した場合でも問題となる。以下その詳細を述べる。

【0040】

MRIにおけるラーモア周波数は下記式で定義される。

【0041】

【数1】

$$f = \gamma \cdot B \quad \dots (1)$$

ここで、 f は磁気回転比であり、
 B は外部磁場の大きさである(単位はテスラT)。

【0042】

プロトンが外部磁場 B を中心として歳差運動を行い、この歳差運動の周波数は磁場強度に比例する。

この歳差運動の周波数を共鳴周波数またはラーモア周波数と呼ぶ。このように、ラーモア周波数は外部磁場 B の大きさに比例する。

プロトンの磁気回転比は42.56MHz/Tである。

【0043】

現在主流のMRI装置のコイルの外部磁場の強度は0.2T～1.5Tであり、そのラーモア周波数は8.512～63.84MHzとなる。このようなラーモア周波数の磁気共鳴信号がRFコイル部108で検出され、データ処理部170で信号処理される。したがって、操作制御装置200からこのラーモア周波数帯域の外部に周波数を持つパルス信号、スイッチング信号などが出力されていることが望ましい。しかしながら、現在、操作制御装置200に使用している低価格のマイクロコンピュータの基準クロック周波数が10MHz～30MHz程度であるから、基準クロックの周波数自体が帯域が8.512～

10

20

30

40

50

63.84 MHzのラーモア周波数の帯域に入り、課題を解決する発明の第2の信号処理手段としての操作制御装置200内のマイクロコンピュータがノイズ源となる。もちろん、このような周波数の信号でもそのレベルに応じてノイズの程度は異なる。

【0044】

さらに操作制御装置200内のマイクロコンピュータにおいて1つの命令を実行処理するのに、1～数クロック分の時間が必要となる。したがって、操作制御装置200内のマイクロコンピュータの実際の動作速度は、(基準クロック周波数)/(1命令を実行するのに必要なクロック数)となる。

基準のクロック周波数 f_{CLK} が10MHzで1命令を実行するとき2クロック必要な場合、実質的な動作速度は5MHzとなる。基準クロック周波数 f_{CLK} が30MHzで1命令を実行するとき2クロック必要な場合、実質的な動作速度の周波数 f_{OP} は15MHzとなる。

10

さらに、例外割り込み処理や入力待ちのカウンタ処理などの不規則な動作が加わるとマイクロコンピュータの実質的な動作速度の周波数 f_{OP} は、上述した値からさらに低下する。

【0045】

たとえば、クロック周波数 f_{CLK} が30MHzのマイクロコンピュータを用いると、上述したラーモア周波数帯域内に基準のクロック周波数 f_{CLK} が30MHz、2クロック分で1命令実行時の実質的な動作速度の周波数 f_{OP} 、たとえば12～15MHzの周波数 f_{OP} の2つの周波数の信号が入る。

3クロック分で1命令を実行するときの実質的な動作速度の周波数 f_{OP} は、たとえば8～9MHzになる。この場合は、上述したラーモア周波数帯域内に3つの周波数の周波数が入る。

20

【0046】

操作制御装置200内のマイクロコンピュータなどの電子回路の動作周波数がラーモア周波数帯域に入っていないなくてもラーモア周波数と接近した周波数の信号はノイズとなる可能性が高い。

【0047】

このようなノイズに対する対策として、かりに従来方法と同様に、ノイズ帯域の対接地(グランド)経路のインピーダンスを低減する方法を採用すると仮定した場合、上述した問題に加えてそのようなノイズ成分全てに対してノイズ処理を施すと非常に大変である。

30

このように現在主流になっている外部磁場0.2T～1.5TのMR装置におけるラーモア周波数8.5～63MHzの帯域で低速度のマイクロコンピュータを動作させた場合、その放射・伝導ノイズの除去対策には面倒な作業と、莫大な費用が必要となる。

とくに、ノイズ源となる信号の周波数とラーモア周波数が接近している場合、問題が大きくなる。

【0048】

またマイクロコンピュータの動作時の信号波形は単一の正弦波とはならないため、クロック周波数 f_{CLK} の整数倍の周波数のところに高調波スペクトルが出現する。このため、かりにマイクロコンピュータの動作周波数を低くしたとしても、そのような高調波の信号がラーモア周波数の帯域に入り込んでくるのでそのような方法が有効な対策とは言えない。

40

【0049】

図3(A)、(B)はその状況を図解したグラフである。図3(A)、(B)において、横軸は周波数を示し、縦軸は信号(および、ノイズ)のレベルを示している。

信号レベルが高いスペクトルはクロック周波数 f_{CLK} の信号を示し、信号レベルが低くなる順に実質動作速度の周波数 f_{OP} を示し、さらに基準クロック周波数より高い部分に上記高調波スペクトルを示す。

【0050】

上述した課題の解決方法として、課題を解決する発明の実施の形態においては下記の対策を講じた。

【0051】

50

(1) クロック周波数 f_{CLK} がラーモア周波数帯域よりも高い、本発明の第2の信号処理手段としてのマイクロコンピュータおよび電子回路またはいずれか一方(以下、マイクロコンピュータ、および/または、電子回路と記す)を操作制御装置200に使用すること。たとえば、クロック周波数 f_{CLK} が300MHzのコンピュータあるいはマイクロコンピュータを操作制御装置200に内蔵して上記制御動作を行わせる。コンピュータまたはマイクロコンピュータに代えて操作制御装置200にそのような電子回路、たとえばASIC (Applied Specific Integrated Circuit、特定用途型集積回路)を用いて構成した電子回路を用いてもよい。

クロック周波数 f_{CLK} が300MHzのコンピュータあるいはマイクロコンピュータは、たとえば現在、携帯用パーソナルコンピュータとして汎用されているから、そのようなコンピュータを操作制御装置200に適用することは容易である。

【0052】

(2) 実質的な動作速度の周波数 f_{OP} もラーモア周波数よりも高いマイクロコンピュータおよび/または電子回路を操作制御装置200に使用すること。

【0053】

(3) クロック周波数 f_{CLK} および周波数 f_{OP} の整数倍の高調波スペクトルが非常に低レベルになるマイクロコンピュータおよび/または電子回路を操作制御装置200に使用すること。

【0054】

図4(A)、(B)はその状況を図解したグラフである。図4(A)、(B)において、横軸は周波数を示し、縦軸は信号(および、ノイズ)のレベルを示している。

信号レベルが高いスペクトルはクロック周波数 f_{CLK} を示し、信号レベルが低くなる順に実質動作速度の周波数 f_{OP} を示し、さらに基準クロック周波数より高い部分に上記高調波スペクトルを示す。

図4(A)、(B)においては、代表的な3本のスペクトルについて例示したが、実際はさらに多数のスペクトルが存在する。その場合でも解決方法は変わらず、MR撮像期間中に動作している部分はラーモア周波数以上の周波数で動作させ、ラーモア周波数以上の動作速度で動作させ、ラーモア周波数以下かその高調波周波数がラーモア周波数帯域に入った場合は動作を停止し、動的な制御は行わない。

【0055】

たとえば、操作制御装置200に内蔵するマイクロコンピュータのクロック周波数 f_{CLK} を300MHzとし、外部磁場1.5TでMR装置の操作制御装置200の回路設計をする場合、300MHz/63.84MHz=4.7クロックとなるから、4クロック以内(周波数 f_{OP} = 75MHz)で1命令を処理するように操作制御装置200内のマイクロコンピュータを設計する。

【0056】

また操作制御装置200内に200MHz程度の動作速度で動作するマイクロコンピュータなどの電子回路を置く場合は、図4(A)に図解したようなスペクトルとなる。

200MHzの高調波、たとえば400MHz、600MHzの信号はMR撮像期間中は発生しない。ゆえに撮像中に存在するノイズスペクトルは実質的な動作速度の周波数 f_{OP} 以上となり、MR画像の画質(IQ)に直接影響を与えない。

【0057】

上述したように、外部磁場が0.2T~1.5T用のMRI装置の場合はラーモア周波数が8.512MHz~63.84MHzであったが、外部磁場が0.1T~3Tの場合は、図5に図解したようにラーモア周波数は4.256~127.68MHzとなる。したがって、操作制御装置200に用いる電子回路および/またはマイクロコンピュータの基準クロックの周波数および実質的な動作速度がこのラーモア周波数帯域から離れるような電子回路および/またはマイクロコンピュータを用いる。

【0058】

さらに好ましくは下記の対策を付带的に行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

(a) M R 撮像期間中は、操作制御装置 2 0 0 において例外割り込み処理などのマイクロコンピュータの動作速度を不規則にするような処理は行わない。不規則な動作はスイッチングノイズの要因となるからである。

【 0 0 6 0 】

(b) M R 撮像期間中は、テーブルおよびクレードル 5 0 0 など低速動作を必要とする制御対象の処理は行わない。操作制御装置 2 0 0 内の電子回路および / またはマイクロコンピュータ自身のスペクトルおよびその高調波はラーモア周波数帯域まで延びる。そのため、この部分は M R 撮像期間中は動的な制御は行わないことで、高周波ノイズの発生を防止できる。

10

【 0 0 6 1 】

第 2 実施の形態

上述した第 1 実施の形態は、特願 2 0 0 0 - 4 0 4 8 8 号に提案されているように、スキャンルーム内でガントリの外部に設けた高周波増幅回路において微弱な R F コイル部 1 0 8 で検出した磁気共鳴信号を増幅した後、符号化しない場合について述べたが、特願 2 0 0 0 - 4 0 4 8 8 号に提案しているように、符号化してノイズ耐性を向上させた場合でも、データ収集部 1 5 0 でそのような信号を受信した後、データ収集部 1 5 0 またはデータ処理部 1 7 0 において復号した後、データ処理部 1 7 0 において信号処理する時に、第 4 のノイズ、すなわち、操作制御装置 2 0 0 に内蔵されたマイクロコンピュータなどの動作周波数のノイズの影響は受ける。したがって、特願 2 0 0 0 - 4 0 4 8 8 号に提案した方法でノイズ耐性を向上させた場合においても、第 4 のノイズ対策は有効である。

20

【 0 0 6 2 】

図 2 に図解した M R I 装置の構成は例示であり、課題を解決する発明は図解した構成に限定される訳ではない。たとえば、データ処理部 1 7 0 とデータ収集部 1 5 0 とは一体構成してもよいし、データ処理部 1 7 0 と制御部 1 6 0 とを一体構成してもよい。

【 0 0 6 3 】

上述した数値は例示であり、課題を解決する発明を実施するに際して上述した数値例に限定される訳ではないことは当業者にとって自明である。

【 0 0 6 4 】

【 発明の効果 】

課題を解決する発明によれば、磁気共鳴撮像のために各種コイルを駆動制御しその結果を画像処理する第 1 の信号処理手段における処理以外の磁気共鳴撮像に係る他の信号処理を行うクロックを基準に動作する第 2 の信号処理手段のクロック周波数または動作周波数をラーモア周波数より充分高くすることにより、M R 撮像期間中に磁気共鳴信号に影響するノイズを実質的に排除することができる。その結果、M R 画像の画質が向上する。

30

【 0 0 6 5 】

課題を解決する発明によれば、第 2 の信号処理手段による制御対象の動作を、M R 撮像期間の間停止させることにより、磁気共鳴信号に影響するノイズを実質的に排除することができる。その結果、M R 画像の画質が向上する。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 図 1 】 図 1 は課題を解決する発明の実施の形態の磁気共鳴撮像装置の各部分の配置を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は課題を解決する発明の実施の形態の磁気共鳴撮像装置 (M R I 装置) の構成図である。

【 図 3 】 図 3 (A)、(B) は外部磁場が 0 . 2 T ~ 1 . 5 T の場合のラーモア周波数の帯域と、ラーモア周波数帯域に操作制御装置内のマイクロコンピュータのクロック周波数が入っているか、近傍に存在する場合のスペクトルを図解したグラフである。

【 図 4 】 図 4 (A)、(B) は外部磁場が 0 . 2 T ~ 1 . 5 T の場合のラーモア周波数の帯域と、課題を解決する発明の実施の形態による操作制御装置内のマイクロコンピュータの駆動周波数の関係を示したグラフである。

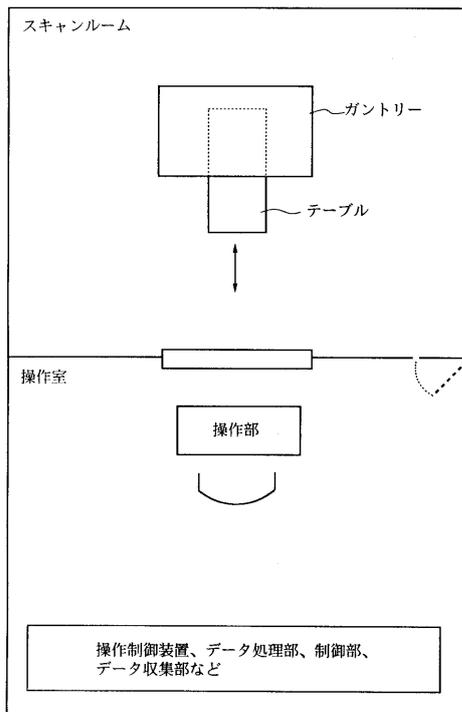
50

【図5】 図5は外部磁場が0.1T～3Tの場合のラーモア周波数の帯域と、操作制御装置内にクロック周波数 f_{CLK} が300MHz程度の動作速度で動作するマイクロコンピュータを用いた場合のスペクトルを図解したグラフである。

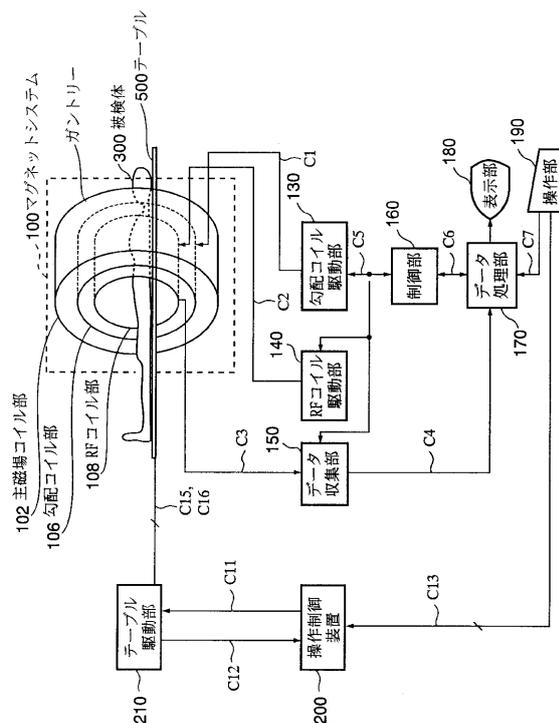
【符号の説明】

- 100・・・マグネットシステム
- 102・・・主磁場コイル部
- 106・・・勾配コイル部
- 108・・・RFコイル部
- 130・・・勾配コイル駆動部
- 140・・・RFコイル駆動部
- 150・・・データ収集部
- 160・・・制御部
- 170・・・データ処理部
- 180・・・表示部
- 190・・・操作部
- 200・・・操作制御装置
- 210・・・テーブル駆動部
- 300・・・被検者
- 500・・・テーブル

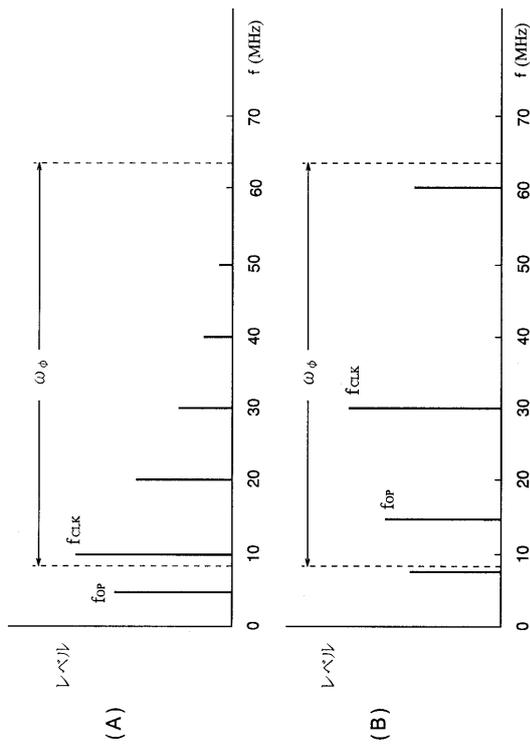
【図1】



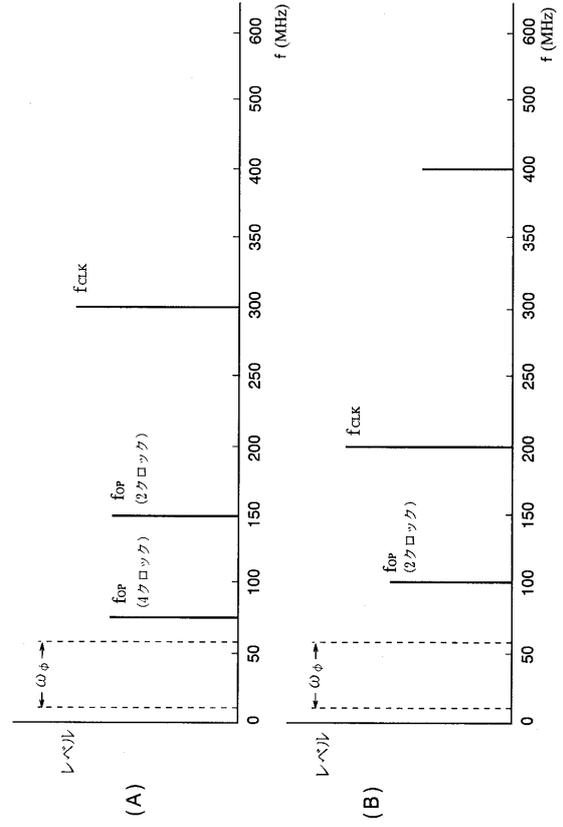
【図2】



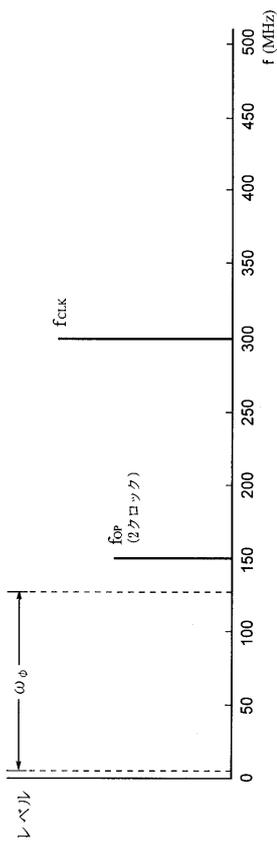
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 実開平6 - 66630 (J P , U)
特開平8 - 590 (J P , A)
特開平10 - 314141 (J P , A)
特開2001 - 224572 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 5/055