

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6133124号
(P6133124)

(45) 発行日 平成29年5月24日 (2017.5.24)

(24) 登録日 平成29年4月28日 (2017.4.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 O

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 2 O Z

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 3 O Z

G O 1 T 1/161 (2006.01)

G O 1 T 1/161 E

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2013-99823 (P2013-99823)
 (22) 出願日 平成25年5月10日 (2013.5.10)
 (65) 公開番号 特開2013-240592 (P2013-240592A)
 (43) 公開日 平成25年12月5日 (2013.12.5)
 審査請求日 平成28年4月26日 (2016.4.26)
 (31) 優先権主張番号 13/470,442
 (32) 優先日 平成24年5月14日 (2012.5.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用撮像システムにおけるノイズ制御システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像システムのノイズを測定し、測定された前記ノイズに基づいてスイッチモード電源 (S M P S) 入力信号を生成するように構成されたプロセッサと、

前記 S M P S 入力信号を受信し、前記 S M P S 入力信号に基づいて前記スイッチモード電源のスイッチング周波数を調整することによって、前記撮像システムの撮像帯域幅の範囲外の高調波を発生する周波数で動作するように構成された調整可能スイッチモード電源と、

を備えるノイズ軽減システム。

【請求項 2】

前記撮像システムは磁気共鳴画像 (M R I) システムであり、
 前記プロセッサが更に、
 R F コイルから高周波 (R F) 情報を受信し、
 前記 R F 情報のノイズを測定し、
 前記 R F 情報の測定された前記ノイズに基づいて前記 S M P S 入力信号を生成するように構成されている、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

【請求項 3】

前記プロセッサから入力信号を受信し、前記入力信号を修正することによって、前記 S M P S 入力信号を生成するように構成された周波数駆動制御装置を更に備える、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

【請求項 4】

前記 S M P S が電圧制御発振器を備える、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

【請求項 5】

前記プロセッサが更に、磁気共鳴撮像システムのノイズを測定し、測定された前記ノイズに基づいて前記 S M P S 入力信号を生成するように構成されている、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

【請求項 6】

磁気共鳴画像 (M R I) システムのコヒーレントノイズを測定し、測定された前記ノイズに基づいて前記 S M P S 入力信号を生成するように構成されたノイズ解析モジュールを更に備える、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

10

【請求項 7】

前記撮像システムは磁気共鳴画像 (M R I) システムであり、
前記ノイズ軽減システムは、
R F コイルから R F 信号を受信し、前記 R F コイルは前記 S M P S が起動している間にノイズを測定し、
コヒーレントノイズ試験を用いて受信した R F 信号のコヒーレントノイズを測定し、
測定された前記コヒーレントノイズに基づいて前記 S M P S のスイッチング周波数を変動させるように構成された、ノイズ解析モジュール
を更に備える、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

【請求項 8】

前記プロセッサと前記 S M P S との間にイーサネット (登録商標) 接続を更に有する、請求項 1 に記載のノイズ軽減システム。

20

【請求項 9】

R F コイルと、
前記 R F コイルに結合されたノイズ軽減システムと
を備えた磁気共鳴画像 (M R I) システムであって、
前記ノイズ軽減システムは、
前記 R F コイルから R F 情報を受信し、前記 R F 情報を用いて前記 M R I システムのノイズを測定し、測定された前記ノイズに基づいてスイッチモード電源 (S M P S) 入力信号を生成するように構成されたプロセッサと、
前記 S M P S 入力信号を受信し、前記 S M P S 信号に基づいて前記スイッチモード電源のスイッチング周波数を調整することによって、前記 M R I システムの撮像帯域幅の範囲外の高調波を発生する周波数で動作するように構成された調整可能スイッチモード電源と
、
を備える、M R I システム。

30

【請求項 10】

前記プロセッサから入力信号を受信し、受信した前記入力信号を修正することによって、前記 S M P S 入力信号を生成するように構成された周波数駆動制御装置を更に備える、請求項 9 に記載の M R I システム。

【請求項 11】

前記 S M P S が電圧制御発振器を備える、請求項 9 に記載の M R I システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本明細書に開示の主題は主に撮像システムに関し、特に磁気共鳴画像 (M R I) システム用等のノイズ制御システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

M R I は、X 線又はその他の電離放射線を用いることなく人体の内部の画像を生成する、医療用画像診断法である。M R I システムでは、高周波 (R F) コイルを利用して、定

50

磁場に曝されている間にRFパルスによって励起された後、ヒト又は動物の体内の原子によって放出された高周波信号を増幅させる。

【0003】

動作中、MRI撮像システムは、MRIシステムの動作周波数と重複するRFノイズの影響を受けやすい。したがって、MRI受信回路には、MRIシステムの動作周波数と一致するスプリアスノイズがあってはならない。スプリアスノイズを低減するために、通常、MRIシステムの内部で利用されるか、又はMRIシステムの付近に位置する周辺機器を評価し、MRIシステム動作に干渉してスプリアスノイズを生じる可能性のある高調波信号を周辺機器が発生しているか否かを判定する。

【0004】

例えば、周知のスプリアスノイズの潜在源の1つは、MRIシステム及び/又は周辺機器に電力を供給する電源である。MRIシステムに使用する少なくとも1つの周知の電源は、線形電源である。動作中、線形電源は、スプリアスノイズを発生しないように予め選択された周波数を有する電力を発生する。しかし、従来の線形電源は所定の周波数帯又は範囲内で動作する。したがって、動作中、線形電源はまだスプリアスノイズを生じる高調波を有する信号を生成する可能性がある。更に、従来の線形電源及び関連するレギュレータは比較的大型で重く、非効率的で高額である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許出願公開第2011/0291657号明細書

【発明の概要】

【0006】

一実施形態におけるノイズ軽減システムを記載する。このノイズ軽減システムは、撮像システムのノイズを測定するように構成されたプロセッサを含む。プロセッサは、測定されたノイズに基づいてスイッチモード電源(SMP S)入力信号を生成する。調整可能スイッチモード電源は、SMP S入力信号を受信するように構成されており、撮像システムの撮像帯域幅の範囲外の高調波を発生する周波数で動作するように、SMP S信号に基づいて、スイッチモード電源のスイッチング周波数を調整する。

【0007】

別の実施形態における磁気共鳴画像(MRI)システムを記載する。このMRIシステムは、RFコイル及びRFコイルに結合されたノイズ軽減システムを含む。ノイズ軽減システムは、RFコイルからRF情報を受信し、RF情報を用いてMRIシステムのノイズを測定し、測定されたノイズに基づいてスイッチモード電源(SMP S)入力信号を生成するように構成された、プロセッサを含む。調整可能スイッチモード電源は、SMP S入力信号を受信するように構成されており、MRIシステムの撮像帯域幅の範囲外の高調波を発生する周波数で動作するように、SMP S信号に基づいてスイッチモード電源のスイッチング周波数を調整する。

【0008】

更なる実施形態におけるMRIシステムを校正する方法を提供する。この方法は、MRI撮像システムのノイズを測定するステップと、測定されたノイズに基づいて信号を生成するステップと、MRI撮像システムの撮像帯域幅の範囲外の高調波を発生する周波数でシステムを動作するように、信号に基づいてスイッチモード電源(SMP S)のスイッチング周波数を調整するステップと、を含む。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】様々な実施形態に係り形成されたノイズ制御システムの概略ブロック図である。

【図2】様々な実施形態に係る撮像システムを校正する方法のフローチャートである。

【図3】様々な実施形態に係る、図1に示すシステムで利用可能な様々な共振周波数のグラフである。

10

20

30

40

50

【図 4】様々な実施形態に係り形成された磁気共鳴画像（MRI）システムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施形態は、添付図面と併せて読むと、より良く理解されるであろう。図面が様々な実施形態の機能ブロック図を示す範囲において、機能ブロックは必ずしもハードウェア回路の間の区切りを示しているとは限らない。このため、例えば、機能ブロックのうちの 1 つ以上（例えばプロセッサ、コントローラ、又はメモリ）が、1 つのハードウェア（例えば汎用信号プロセッサ又はランダムアクセスメモリ、ハードディスク等）或いは複数のハードウェアに実装可能である。同様に、プログラムは、スタンドアローンプログラムであって、オペレーティングシステムにサブルーチンとして組み込まれても、インストール済みソフトウェアパッケージの機能等であってもよい。なお、これら様々な実施形態は、図面に記載の配置及び手段に限定されるものではない。

10

【0011】

本明細書で使用する際に、単数形で記載されて「a」又は「an」を伴う要素又はステップは、そのような除外が明確に記載されない限り、複数の前記要素又はステップを除外しないものとして理解されるべきである。更に、「一実施形態」との言及は、言及された特徴を組み込む追加の実施形態の存在を排除すると解釈されることは、意図していない。また、特に記載されない限り、特定の性質を有する 1 つ又は複数の要素を「備える」又は「有する」実施形態は、その性質を有していないような要素を付加的に含んでもよい。

20

【0012】

様々な実施形態により、磁気共鳴画像（MRI）システムの動作に干渉する可能性のあるスプリアスノイズを低減及び／又は解消するために使用される、ノイズ軽減システム（NACS）を提供する。NACS は、MRI システムに電力供給するように構成された、調整可能スイッチモード電源（SMPS）を含む。動作中、SMPS は外部源からの入力を受信し、受信した入力に基づいて、MRI システムの撮像帯域幅の範囲外のスイッチング周波数高調波を有する電力信号を出力する。

【0013】

図 1 は、様々な実施形態によって形成された NACS 100 を示す概略ブロック図である。動作中、NACS 100 はシステムに電力供給を提供するように構成されている。図示の実施形態において、システムは MRI システム 102 である。但し、NACS 100 はいずれのシステムに電力を供給するように構成されてもよい。例えば、様々なその他の実施形態において、システム 102 は、とりわけポジトロン放出断層撮影（PET）システム、単光子放出コンピュータ断層撮影（SPECT）システム、コンピュータ断層撮影（CT）撮像システム、超音波撮像システム、及び／又は X 線システムであってもよい。MRI システム 102 は、少なくとも RF コイル 104 及び RF 受信器 106 を含む。動作中、単一の RF コイル又は RF コイルのアレイであってもよい、RF コイル 104 からの出力は、RF 受信器 106 に向けて送信される。RF 受信器 106 からの出力はその後、以下により詳細に記載される追加の処理のため、プロセッサ又はワークステーション 108 に向けて送信される。

30

40

【0014】

図示の実施形態において、NACS 100 は制御／設備室 110 に配置され、MRI システム 102 は別の走査室 112 に配置されている。別の実施形態において、NACS 100 は、MRI システム 102 と共に走査室 112 に配置される。MRI システム 102 は、NACS 100 によって制御される電源 114 から電力を受け取るように構成されている。様々な実施形態において、電源 114 への入力、走査室電子機器 116 を含む MRI システム 102 を動作させるために利用可能な、いずれの電圧又は周波数であってもよい。MRI システム 102 に供給される電力の動作周波数を含む実際の電力は、以下により詳細に論じるように、NACS 100 を用いて制御又は調整可能である。

【0015】

50

様々な実施形態において、NACS100は、周波数駆動制御装置120と、周波数駆動制御装置120に結合されたスイッチモード電源(SMPS)122とを含む。周波数駆動制御装置120は、プリント回路基板(PCB)としても実装可能である。より具体的には、様々な実施形態において、周波数駆動制御装置120を形成する様々な装置又はコンポーネントが、単一のPCB上に実装される。

【0016】

動作中、ワークステーション108は、NACS入力信号とも称されるコマンド130を、通信リンク131を通じてNACS100に送信し、その周波数をインクリメント又はデクリメントさせるようにNACS100に命令する。コマンド130に基づいて、周波数駆動制御装置120はSMPS122に向かって、本明細書においてSMPS入力信号132とも称される信号を出力するように構成されている。動作中、SMPS入力信号132は、SMPS122がMRIシステム102に向けて電力信号134を出力するように、SMPS122の動作を制御する。より具体的には、RFコイル104からのRF情報136が、RF受信器106を通じてワークステーション108に向けて送信される。ワークステーション108は、SMPS入力信号132を生成するためにNACS100によって利用されるコマンド130を生成するために、RF情報136に基づく様々な処理技術を実行する。

10

【0017】

動作中、RF情報136はワークステーション108を経由して、通信ネットワーク140を用いてMRIシステム102からNACS100に送信される。様々な実施形態において、通信ネットワーク140は、ローカル・エリア・ネットワーク(LAN)としても実装可能である。例えば、通信ネットワーク140の一部は、ワークステーション108がNACS100と無線通信できるようにするための、又はRFコイル104がワークステーション108に情報を無線送信できるようにするための、WiFiネットワーク(IEEE802.11)としても実装可能である。

20

【0018】

別の実施形態において、通信ネットワーク140の一部は、例えば有線IEEE802.3(イーサネット(登録商標))接続及び/又はユニバーサルサービスバス(USB)接続等による、有線接続を用いて実装可能である。例えば、RF受信器106を有線接続を用いてワークステーション108に接続し、ワークステーション108をWiFiシステムを用いてNACS100と無線接続してもよい。別の実施形態において、ワークステーション108がUSB接続を通じてNACS100と通信する一方で、RF受信器106はイーサネット(登録商標)経路でワークステーション108と通信する。更に、ワークステーション108は、RF受信器106がインターネット経路でワークステーション108及びNACS100と通信できるようにするルータとしても機能する。様々な実施形態を医療現場に関連して記載しているが、NACS100を非医療現場で使用してもよい。

30

【0019】

様々な実施形態において、NACS100はプロセッサ150、デジタルアナログ(D/A)変換器152、及び可変周波数発生器154を含む。図示の実施形態において、可変周波数発生器154は電圧制御発振器156である。しかし、その他の実装も利用可能である。このような実装は、例えば、とりわけ位相ロックループを有するフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)を含む。

40

【0020】

動作中、プロセッサ150は、コマンド130を受信し、コマンド130に様々な処理技術を実行することによって、その後の処理に向けてコマンド130の質を高めるように構成されている。様々な処理技術は、例えば、コマンド130のフィルタリング、コマンド130の平滑化等を含む。

【0021】

プロセッサ150による処理の後、出力はD/A変換器152に送信される。動作中、

50

D/A変換器152は、コマンド130に基づいて生成されたデジタル情報をプロセッサ150から受信し、デジタル情報を、電圧制御発振器156を制御するアナログ信号に変換する。

【0022】

一般的に、可変周波数発生器154は、プロセッサ150又はワークステーション108からのNACS入力情報に基づく繰り返し周波数でデジタルトリガパルスが発生するように構成されている。動作中、周波数はD/A変換器152から受信した入力に、より具体的にはプロセッサ150又はワークステーション108からのNACS入力情報に、基づいている。上述のように、図示の実施形態において、可変周波数発生器154は電圧制御発振器156として実装される。電圧制御発振器156は、ワークステーション108からのNACS入力情報を利用して、SMP S入力信号132を生成するように構成されている。より具体的には、電圧制御発振器156は、ワークステーション108からのNACS入力情報に基づいて、SMP S入力信号132の繰り返し周波数を制御する。このため、ワークステーション108からNACS100への情報は、SMP S入力信号132の周波数を変更するための電圧制御発振器156の制御を可能にする。

【0023】

SMP S122は、MRIシステム102に電力を供給するように構成されている。より具体的には、SMP Sは、電圧を調整するためにSMP S122が動作する周波数を制御するように構成されている。様々な実施形態において、SMP S122は例えば、MRIシステム102及び/又は走査室電子機器116に供給される電力の電圧を制御するための、幾つかの段を含んでもよい。例えば、SMP S122は、電源114からSMP S122に供給される電力における電氣的干渉を低減及び/又は解消するための、入力フィルタリング段を含んでもよい。SMP S122は、電源114からのAC電流をパルスのかかった不連続DC波形に変換する、主整流器を含んでもよい。SMP S122は、不連続DC波形を実質的に平滑化された一定のDC波形に平滑化するための、複数の一次キャパシタも含んでよい。SMP S122は、平滑化された一定のDC波形を元の不連続又はパルスDC波形に変換するための、複数のスイッチングトランジスタも含んでよい。なお、実施例においては、パルスDC波形の周波数がコマンド130に基づいて制御される。SMP S122は、電源114から受信した信号の電圧レベルをMRIシステム102によって使用可能な電圧レベルに修正するための、少なくとも1つの変圧器も含んでよい。SMP S122は、パルスDC波形が単一方向にのみ流れるようにするための、ブリッジ整流器等の少なくとも1つの整流器も含んでよい。SMP S122は付加的に、スイッチングトランジスタによって生成され得るDC電圧出力信号のリップルを平滑化するように構成された、出力フィルタリング段を含んでもよい。したがって、電力信号134は、コマンド130に基づく周波数で動作するSMP S122によって調整されたDC電圧である。様々な実施形態において、ワークステーション108は、以下により詳細に記載するようにコマンド130を生成するように構成された、ノイズ解析モジュール160を含む。なお、SMP S122は、上述の回路又はコンポーネントとは異なる回路又はコンポーネントを用いても実装可能である。

【0024】

図2は、図1に示すMRIシステム102等のシステムを校正する方法200のフローチャートである。動作中、電源114等、MRIシステム102に使用する装置が、MRIシステム102の動作に干渉し得る高調波が発生するような周波数で動作していると、スプリアスノイズが発生する可能性がある。より具体的には、検出が望まれる様々な原子核の共振周波数で、又はその付近で、RFエネルギーのパルスを生成するために、RFコイル104を使用してもよい。例えば、図3は、MRIシステム102で利用可能な様々な共振周波数のグラフである。図示の実施形態においては、RFコイル104は、実施例において1.5テスラ(T)のMRIシステムで64MHzの、本明細書においてラーモア周波数とも称される、水素原子核の共振周波数に合わせられる。様々なその他の実施形態において、RFコイル104は、実施例において1.5TのMRIシステムで48MH

10

20

30

40

50

z の、ヘリウムの共振周波数に合わせられる。なお、RF コイル 104 はいずれの所望の周波数に合わせることができ、図 3 に示す周波数はあくまでも例示目的である。

【0025】

再び図 2 を参照すると、202 において、SMP S 122 は停止する。204 において、SMP S が停止した状態の基準ノイズレベルが決定される。様々な実施形態において、基準ノイズレベルは、例えば図 1 に示すノイズ解析モジュール 160 を用いても決定可能である。本明細書において使用する際に、「モジュール」又は「コンピュータ」という用語は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ (RISC)、特定用途向け集積回路 (ASIC)、論理回路、又は本明細書に記載の機能を実行可能なその他いずれかの回路又はプロセッサを用いるシステムを含む、いずれのプロセッサベース又はマイクロプロセッサベースのシステムをも含み得る。上記の例は例示に過ぎず、したがって「コンピュータ」という用語の定義及び/又は意味を限定ことは意図していない。

【0026】

基準ノイズレベルは、SMP S 122 が停止している間に MRI システム 102 を用いて生成される画像の画質に影響を及ぼし得るノイズを特定するために決定される。そして、ノイズ解析モジュール 160 は、MRI システム 102 によって検出されている原子核のラーモア周波数と一致し、生成された画像にスプリアスノイズを生じ得る、高調波周波数を生成するあらゆるコンポーネントを特定するために、利用される。このようなスプリアスノイズは、例えば、走査室 112 内の漏れ、又は MRI システム 102 に関わる様々なその他のコンポーネントによって、発生する可能性がある。したがって、202 における基準ノイズレベルの決定は、走査室 112 の内部であってもなくても、SMP S 122 が停止している間に RF コイル 104 によって検出されている原子核のラーモア周波数と実質的に一致する周波数を有する信号を生成している、あらゆるコンポーネント又は装置の特定も含む。

【0027】

様々な実施形態において、基準ノイズレベルは、MR 取得連鎖において様々なコンポーネントを個別に動作させることによって、決定される。より具体的には、RF コイル 104 が例えばノイズ解析モジュール 160 等のワークステーション 108 に RF 情報 136 を同時に提供している間、単一のコンポーネントが動作する。そしてノイズ解析モジュール 160 は、RF 情報 136 に含まれるいずれかの信号が、SMP S 122 が停止している間に RF コイル 104 によって検出されている原子核のラーモア周波数と一致する高調波を発生しているか否かを判定するために、RF 情報を解析する。

【0028】

様々な実施形態において、ノイズ解析モジュール 160 は、現在動作しているコンポーネントが、MRI システム 102 の動作周波数と同期又は一致するであろう高調波を有する信号を生成しているか否かを特定するために、RF 情報 136 に対してコヒーレントノイズ試験を実行する。本明細書において使用される際に、コヒーレントノイズ試験とは、干渉の潜在源、例えば信号を破損して実質的に生成された画像に影響を及ぼす可能性のある MRI 動作周波数とコヒーレントな信号を特定するために、RF 情報 136 に対して実行される試験である。なお、コヒーレントノイズを特定するにあたり、複数の異なる診断試験を MRI システム 102 で利用可能であり、本明細書に記載のコヒーレントノイズ試験はこのような試験の一実施形態である。様々な実施形態において、コヒーレントノイズ試験の結果は、所定の閾値を超え、そのため生成された画像にアーチファクトを生じ得る、コヒーレント及び/又は同期周波数のリストであってもよい。リストを、ワークステーション 108 のユーザに対して表示し、ユーザが様々なコンポーネントを起動及び/又は停止することによって、リスト上の周波数の源を確認できるようにしてもよい。任意で、ユーザは、コヒーレントノイズによって生じたアーチファクトがないかどうか判定するために、ワークステーション 108 で画像を観察してもよい。

【0029】

コヒーレントノイズ試験は、ユーザがほぼ同時にリストに示された周波数の表を確認し

10

20

30

40

50

ながら様々なコンポーネントを起動及び／又は停止している一方で、MRIシステム102、及び様々なコンポーネントに対して反復的に実行される。なお、上述の実施形態では、ユーザによって手動で実行されるが、様々な実施形態において、コヒーレントノイズ試験はMRI撮像システム102によって自動的に実行されてもよい。コヒーレントノイズのいずれかの潜在源が特定及び解消された後、方法はステップ206に進む。

【0030】

ステップ206において、SMP S 122は起動又は通電される。ステップ208において、コマンド130はSMP S 122に公称又は初期動作周波数で動作するように命令する。より具体的には、SMP S 入力信号132を生成してSMP Sを初期又は動作周波数で動作させるために、NACS 入力信号132が周波数駆動制御装置120に送信される。SMP S 入力信号132はその後、電力信号134の周波数を制御するSMP S 122に送信され、これは上述のようにコマンド130に基づいてMRIシステム102に入力される。

10

【0031】

210において、SMP S 122が公称周波数で動作している間、SMP S 122のノイズレベルが判定される。上述のように、SMP S 122ノイズレベルは、例えば図1に示されるノイズ解析モジュール160を用いて判定される。SMP S 122ノイズレベルは、SMP S 122によって生じる、生成された画像の画質に影響を及ぼし得るノイズを特定するために判定される。SMP S 122ノイズレベルを判定するために、ノイズ解析モジュール160は、SMP S 122が起動している間に取得されたRF情報136を解析して、RFコイル104から受信したRF情報に含まれるいずれかの信号が、SMP S 122が起動している間にRFコイル104によって検出されている原子核のラーモア周波数と一致する高調波を発生しているか否かを判定する。

20

【0032】

上述のように、ノイズ解析モジュール160は、SMP S 122が、MRIシステム102の動作周波数と同期又は一致するであろう高調波を有する信号を生成しているか否かを判定するために、RF情報136に対してコヒーレントノイズ試験を実行する。しかしながらやはり、コヒーレントノイズを特定するために複数の異なる診断試験をMRIシステム102によって利用してもよく、本明細書に記載のコヒーレントノイズ試験はこのような試験の一実施形態である。様々な実施形態において、SMP S 122に対して実行されたコヒーレントノイズ試験の結果は、所定の閾値を超え、そのため生成された画像にアーチファクトを生じ得る、コヒーレント及び／又は同期周波数のリストであってもよい。別の実施形態において、ユーザは、生成された画像中にアーチファクトが存在するか否かを特定することによって、コヒーレントノイズを特定する。

30

【0033】

一実施形態において、例えばSMP S 122がコヒーレントノイズを発生していないことをコヒーレントノイズ試験が示す等、コヒーレントノイズ試験の結果がネガティブである場合には、212においてコマンド130は、210においてコヒーレントノイズ試験の実施前に設定された初期又は公称周波数で動作するように、SMP S 122に命令する。随意的に、例えばSMP S 122が望ましい動作周波数のコヒーレントノイズを発生していることをコヒーレントノイズ試験が示す等、コヒーレントノイズ試験の結果がポジティブである場合には、214において、コマンドによってSMP S 122の動作周波数を調整する。

40

【0034】

実施例において、SMP S 122のスイッチング周波数を修正するために、コマンド130の電圧レベルが修正される。コマンド130の電圧レベルを、画像アーチファクトが実質的に低減及び／又は解消されるまで、より高く又は低く変動することによって、SMP S 122のスイッチング周波数をインクリメント又はデクリメントすることができる。例えば、上述のように、SMP S 122は実質的に、この実施形態においてコヒーレントノイズを生じる公称動作周波数に設定される。

50

【 0 0 3 5 】

したがって、S M P S 1 2 2 によって生じるコヒーレントノイズを低減及び／又は解消するために、2 1 4 において、ノイズ解析モジュール 1 6 0 は、R F 情報 1 3 6 に対してコヒーレントノイズ試験を自動的に繰り返し実行して、M R I システム 1 0 2 の動作周波数と同期又は一致するであろう高調波を有する S M P S 1 2 2 の信号を特定するように構成される。様々な実施形態において、2 1 4 で S M P S 1 2 2 の動作周波数は、コマンド 1 3 0 の電圧レベルを調整することによって調整される。より具体的には、コマンド 1 3 0 をインクリメント又はデクリメントさせて、S M P S 1 2 2 の動作周波数をインクリメント又はデクリメントさせる一方で、アーチファクトが増加、減少、及び／又は解消されたか否かをほぼ同時に特定する。

10

【 0 0 3 6 】

例えば、M R I システム 1 0 2 の望ましい動作周波数が例えば水素原子核のラーモア周波数等、4 8 M H z であると仮定する。更に、S M P S 1 2 2 は 1 . 6 M H z の公称スイッチング周波数で動作すると仮定する。すると、S M P S 1 2 2 によって 3 0 回毎に生成される高調波が、図 3 に示すように 4 8 M H z 等の水素原子核のラーモア周波数と一致することがわかるはずである。そのため、本実施例では、S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数は、スイッチング周波数が 1 . 6 M H z とならないように、コマンド 1 3 0 を用いてインクリメント又はデクリメントされる。様々な実施形態において、S M P S 1 2 2 の動作周波数は、所定の段階毎に調整される。例えば、S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数は、例えば 0 . 1 M H z 毎に増加する等、1 . 6 M H z から 1 . 7 M H z まで増加してもよい。なお、0 . 1 M H z 毎の増加は例示に過ぎず、S M P S のスイッチング周波数はいずれの望ましい周波数毎にインクリメント又はデクリメントされてもよい。

20

【 0 0 3 7 】

2 1 6 において、S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数が調整された後、ノイズ解析モジュール 1 6 0 は再び、例えば S M P S 1 2 2 が M R I システム 1 0 2 の動作周波数と同期又は一致するであろう高調波を有する信号を生成しているか否かを特定するために、1 . 7 M H z の調整値において、R F 情報 1 3 6 に対してコヒーレントノイズ試験を自動的に実行するように構成される。一実施形態において、例えば S M P S 1 2 2 が調整された周波数においてコヒーレントノイズを発生していないことをコヒーレントノイズ試験が示す等、コヒーレントノイズ試験の結果がネガティブである場合には、2 1 8 において、コマンド 1 3 0 は調整周波数を 2 1 4 で設定されたまま維持する。例えば S M P S 1 2 2 が調整された動作周波数でコヒーレントノイズを発生していることをコヒーレントノイズ試験が示す等、コヒーレントノイズ試験の結果がポジティブである場合は、方法は 2 1 4 に戻り、S M P S 1 2 2 の動作周波数は 2 1 6 で調整及び試験される。様々なその他の実施形態において、ノイズ解析モジュール 1 6 0 は、コヒーレントノイズが発生するまで S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数を増加させるように構成されてもよい。ノイズ解析モジュール 1 6 0 はその後、コヒーレントノイズが実質的に所定の閾値未満まで減少及び／又は解消されるまで、S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数を減少させる。ノイズ解析モジュール 1 6 0 は更に、コヒーレントノイズが再び現れるまで、S M P S 1 2 2 のスイッチング周波数を減少させ続けるように構成されてもよい。この実施形態において、ノイズ解析モジュール 1 6 0 は、コヒーレントノイズが発生する第 1 閾値、コヒーレントノイズが減少する中間閾値、及びコヒーレントノイズが再び増加する第 3 閾値を、自動的に特定する。ノイズ解析モジュール 1 6 0 はその後、第 1 及び第 3 閾値の間の中心又はゼロ点を特定し、特定されたゼロ点に S M P S のスイッチング周波数を設定する。

30

40

【 0 0 3 8 】

本明細書に記載の少なくとも 1 つの実施形態の技術的効果は、S M P S によって発生し得る、撮像システム中のスプリアスノイズを、自動的に又は手動で特定するシステムである。システムは、S M P S のスイッチング周波数を修正するために、ノイズに基づいて信号を自動的に生成し、その後スプリアスノイズが低減及び／又は解消されるまで、S M P S に信号を送信する。調整可能な S M P S を用いることで、より高い電圧配電配線及び局

50

所的スイッチングコンバータを実現する、より一般的な電力分配装置及びアーキテクチャが、MRIシステムによって利用可能となる。調整可能なSMPSによって、抵抗配線上での高電流低電圧の分配に関わる電力損失の低減も可能であり、90%を超える効率で動作して、消費電力を低減して熱損失を最小化することができる。

【0039】

本明細書に記載のNACS100及び方法の様々な実施形態は、図4に示す撮像システム300等の医療用撮像システムの一部として提供できるが、或いはこれと一緒に使用してもよい。なお、撮像システム300は、単一モダリティ撮像システムとして描かれているものの、様々な実施形態はマルチモダリティ撮像システムにおいて、又はこれと一緒に実装されてもよい。例えば、撮像システム300は、図4に示すMRIシステム102として実装可能なMRIシステムとして描かれており、コンピュータ断層撮影(CT)、ポジトロン放出断層撮影(PET)、単光子放出コンピュータ断層撮影(SPECT)、並びに超音波システム、又は特にヒトの画像を生成可能なその他いずれかのシステム等、異なるタイプの医療用撮像システムと組み合わせることができる。更に、これら様々な実施形態は、ヒトである対象を撮像するために医療用撮像システムに限定されるものではなく、ヒトではない対象、荷物等を撮像するための、獣医学用又は非医療用システムをも含み得る。

【0040】

本実施例において、撮像システム300は、超電導磁石314を含む超電導磁石アセンブリ312を含む。超電導磁石314は、磁石コイル支持体又はコイル巻型上に支持された複数の磁石コイルから形成される。一実施形態において、超電導磁石アセンブリ312は、熱遮蔽体316も含む。容器318(クライオスタットとも称される)は、超電導磁石314を包囲し、熱遮蔽体316は容器318を包囲する。容器318は通常、超電導磁石314のコイルを冷却するために液体ヘリウムで満たされている。容器318の外面を包囲するように、断熱材(図示せず)を設けてもよい。撮像システム300は、主傾斜磁場コイル320、遮蔽傾斜磁場コイル322、及びRF送信コイル324も含む。RF送信コイル324は、例えば、上述のRFコイル104であってもよい。撮像システム300は一般的に、コントローラ330、主磁場制御装置332、傾斜磁場制御装置334、メモリ336、ディスプレイ装置338、送受信(T-R)スイッチ340、RF送信器342、及び受信器344も含む。

【0041】

動作中、撮像される患者(図示せず)等の対象の体、又は幻像は、例えば電動台(図示せず)又はその他の患者台等、適切な支持体上の孔346内に載置される。超電導磁石314は、孔346全体に均一で静的な主磁場 B_1 を発生する。孔346及びひいては患者の電磁場の強度は、主磁場制御装置332を通じてコントローラ330によって制御される。コントローラ330はまた、超電導磁石314への付勢電流の供給も制御する。

【0042】

1つ以上の傾斜磁場コイル素子を含み得る主傾斜磁場コイル320を、3つの直交する方向x、y、及びzのうちのいずれか1つ以上において孔346内の磁場 B_1 に対して磁場勾配が付与されるように、準備する。主計磁場コイル320は、傾斜磁場制御装置334によって付勢され、コントローラ330によって制御される。

【0043】

RF送信コイル324は、磁気パルスを送信するために、及び/又は受信コイル素子が設けられていない場合に随意的に同時に患者からのMR信号を検出するために、配置される。RF送信コイル324及び受信表面コイル、又は受信コイルアレイは、設けられている場合には、T-Rスイッチ340によって、それぞれRF送信器342又は受信器344の一方に、選択可能に組み込まれてもよい。RF送信器342及びT-Rスイッチ340は、RF場パルス又は信号が、RF送信器342によって生成され、患者体内の磁気共鳴の励起のために患者に対して選択的に印加されるように、コントローラ330によって制御される。

【 0 0 4 4 】

R Fパルスの印加に続いて、T - Rスイッチ340は、R F送信器342からR F送信コイル324を切り離すために、再起動される。そして、検出されたMR信号は、コントローラ330及びワークステーション108に送られる。ノイズ解析モジュール160を含むワークステーション108は、本明細書に記載される方法を実現するために利用される。より具体的には、ワークステーション108を、S M P S 1 2 2のスイッチング周波数を変動させるためにN A C S 1 0 0の動作を制御するように構成する。コントローラ330は、患者の画像を表す信号を生成するためにMR信号の処理を制御する、プロセッサ348を含む。画像を表す処理済み信号はまた、画像を視覚的に表示するために、ディスプレイ装置338に送信される。具体的には、MR信号は、ディスプレイ装置338上で見られる視認可能な画像を取得するためにフーリエ変換されたk空間を、充填又は形成する。

10

【 0 0 4 5 】

様々な実施形態において、R Fコイル324は、例えば陽子（水素原子核）及び/又は炭素（例えば¹³C原子核）のラーモア周波数を中心とする、1つ以上の共振周波数で、信号を生成するように構成されている。しかし、R F送信器342は、異なる原子核をそのラーモア周波数で共振させるその他の周波数を生成するように構成されてもよい。更に、MR信号及び生成された（1つ又は複数の）画像は、従来技術において周知のいずれかの技術を用いて符号化される。

【 0 0 4 6 】

20

撮像システム300等の、例えば内部のモジュール又はコンポーネント及びコントローラ等、様々な実施形態及び/又はコンポーネントはまた、1つ以上のコンピュータ又はプロセッサの一部として実装される。コンピュータ又はプロセッサは、計算装置、入力装置、表示ユニット、及び例えばインターネットに接続するためのインターフェースを含む。コンピュータ又はプロセッサは、マイクロプロセッサを含む。マイクロプロセッサは、通信バスに接続される。コンピュータ又はプロセッサは、メモリも含む。メモリは、ランダムアクセスメモリ（R A M）及び読み出し専用メモリ（R O M）を含む。コンピュータ又はプロセッサは、記憶装置を更に含んでもよく、これはハードディスクドライブ、又は光ディスクドライブ、固体ディスクドライブ（例えばフラッシュR A M）等のリムーバブル記憶ドライブであってもよい。記憶装置はまた、コンピュータ又はプロセッサにコンピュータプログラム又はその他の命令をロードするためのその他の類似手段であってもよい。

30

【 0 0 4 7 】

上述のように、「コンピュータ」又は「モジュール」という用語は、マイクロコントローラ、縮小命令セットコンピュータ（R I S C）、特定用途向け集積回路（A S I C）、論理回路、及び本明細書に記載される機能を実行可能なその他いずれかの回路又はプロセッサを用いるシステムを含む、いずれのプロセッサベース又はマイクロプロセッサベースのシステムも含む。上述の例は例示に過ぎず、したがって「コンピュータ」という用語の定義及び/又は意味を限定することは意図していない。

【 0 0 4 8 】

コンピュータ又はプロセッサは、入力データを処理するために、1つ以上の記憶素子に記憶された命令セットを実行する。記憶素子は、希望又は必要に応じて、データ又はその他の情報も記憶する。記憶素子の形態は、処理機械の内部の情報源であっても、物理メモリであってもよい。

40

【 0 0 4 9 】

命令セットは、本発明の様々な実施形態の方法及びプロセス等の特定の動作を実行するように処理機械としてのコンピュータ又はプロセッサに命令する、様々なコマンドを含む。命令セットは、1つ又は複数の有形の非一時的コンピュータ読み取り可能媒体の一部を形成する、ソフトウェアプログラムの形態であってもよい。ソフトウェアは、システムソフトウェア又はアプリケーションソフトウェア等、様々な形態であってもよい。更に、ソフトウェアは、個別のプログラム又はモジュールの集合、より大きいプログラムに含まれる

50

プログラムモジュール、又はプログラムモジュールの一部の形態であってもよい。ソフトウェアは、オブジェクト指向プログラミングの形態のモジュールプログラミングも含む。処理機械による入力データの処理は、オペレータコマンドに、又は先の処理の結果に、又は別の処理機械によって生成された要求に応答して行ってもよい。

【0050】

本明細書で使用する際に、「ソフトウェア」又は「ファームウェア」という用語は、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ、及び不揮発性RAM(NVRAM)メモリを含む、コンピュータによる実行のためにメモリに記憶された、いずれのコンピュータプログラムも含む。上記のメモリの種類は例示に過ぎず、したがってコンピュータプログラムの記憶に利用可能なメモリの種類を限定するものではない。

10

【0051】

上記の記述は例示目的であって限定的ではないことを理解されたい。例えば、上述の実施形態(及び/又はその態様)を互いに組み合わせて使用してもよい。加えて、その範囲から逸脱することなく様々な実施形態の教示に特定の状況又は材料を適合させるために、多くの修正がなされてもよい。本明細書に記載の材料の寸法及び種類は、様々な実施形態のパラメータを定義するように意図されるものの、これらは決して限定的ではなく、単なる例示に過ぎない。上記の説明を検討すれば、その他多くの実施形態が当業者には想到されよう。したがって、様々な実施形態の範囲は、添付の特許請求の範囲、並びにこのような請求項の権利が主張される同等物の全範囲を参照して定義される。添付の特許請求の範囲において、「有する」及び「である(in which)」という用語は、「備える」及び「であって(wherein)」というそれぞれの用語の平易な英語の相当語句として使用される。更に、以下の請求項において、「第1」、「第2」、及び「第3」等の用語は、あくまでも標識としてのみ使用され、これらの対象物に対して数値的要件を課すように意図したものではない。また、以下の請求項の限定はミーンズ・プラス・ファンクション形式で記載されておらず、このような請求項限定が明確に「~するための手段」という表現に続いて更なる構造に欠ける機能の記述を用いるのでない限り、及びそのような記述を用いない限り、米国特許法第112条第6項に基づいて解釈されることは意図していない。

20

【0052】

この明細書では例示を用いて、最良の形態を含む様々な実施形態を開示し、いずれかの装置又はシステムを作製及び使用すること、並びにいずれかの組み込まれた方法を実行することを含む、様々な実施形態を当業者が実現できるようにしている。様々な実施形態の特許可能な範囲は、請求項によって定義され、当業者に想到されるその他の例を含み得る。このようなその他の例は、これらの例が請求項の文言と相違ない構成要素を有する場合、或いはこれらの例が、請求項の文言とのごく僅かな違いを有する同等の構成要素を含む場合に、特許請求の範囲内にあると意図される。

30

【符号の説明】

【0053】

- 100 NACS
- 102 MRIシステム
- 104 RFコイル
- 106 RF受信器
- 108 プロセッサ
- 110 制御/設備室
- 112 走査室
- 114 電源
- 116 走査室電子機器
- 120 周波数駆動制御装置
- 122 SMP S

40

50

1 3 0	N A C S 入力信号	
1 3 2	S M P S 入力信号	
1 3 4	電力信号	
1 3 6	R F 情報	
1 4 0	通信ネットワーク	
1 5 0	プロセッサ	
1 5 2	D / A 変換器	
1 5 4	可変周波数発生器	
1 5 6	電圧制御発振器	
1 6 0	ノイズ解析モジュール	10
2 0 0	方法	
2 0 2	スイッチモード電源を停止	
2 0 4	基準ノイズレベル	
2 0 6	スイッチモード電源を起動	
2 0 8	スイッチモード電源を動作させる	
2 1 0	スイッチモード電源のノイズレベルを判定	
2 1 2	S M P S を維持	
2 1 4	S M P S の動作周波数を調整	
2 1 6	S M P S のノイズレベルを判定	
2 1 8	S M P S を維持	20
3 0 0	撮像システム	
3 1 2	超電導磁石アセンブリ	
3 1 4	超電導磁石	
3 1 6	熱遮蔽体	
3 1 8	容器	
3 2 0	主傾斜磁場コイル	
3 2 2	遮蔽傾斜磁場コイル	
3 2 4	R F 送信コイル	
3 3 0	コントローラ	
3 3 2	主磁場制御装置	30
3 3 4	傾斜磁場制御装置	
3 3 6	メモリ	
3 3 8	ディスプレイ装置	
3 4 0	T - R スイッチ	
3 4 2	R F 送信器	
3 4 4	受信器	
3 4 6	孔	
3 4 8	プロセッサ	

【図 1】

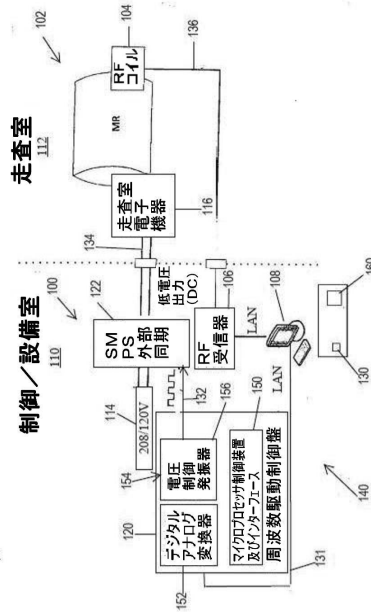


FIG. 1

【図 2】

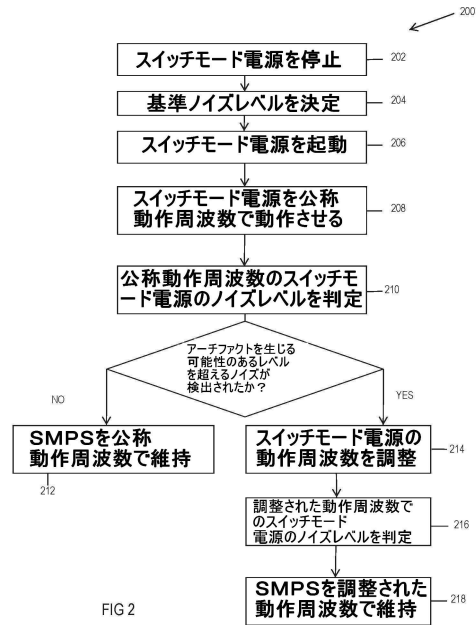


FIG 2

【図 3】

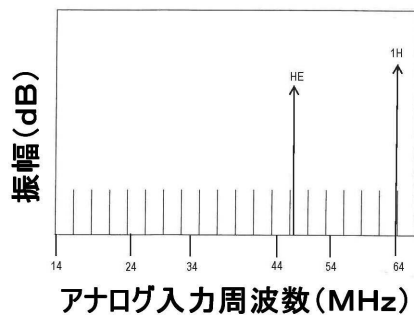


FIG. 3

【図 4】

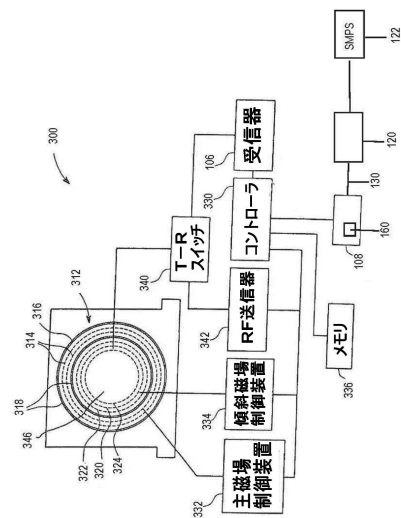


FIG. 4

フロントページの続き

- (72)発明者 ジェームズ・マラニー
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・ブールヴァード、３０００番
- (72)発明者 ジェニファー・ブラック
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・ブールヴァード、３０００番

審査官 荒井 隆一

- (56)参考文献 特開２００２－２２４０７９（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－２５３２０７（ＪＰ，Ａ）
特開平０６－１２１７７８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－２１４２４９（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－１６５３８９（ＪＰ，Ａ）
特開２０１０－６３７３２（ＪＰ，Ａ）
特開２０１１－２１７８４２（ＪＰ，Ａ）
特開２０１２－９５５１０（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A 6 1 B	5 / 0 5 5
G 0 1 R	3 3 / 2 0 - 3 3 / 6 4
A 6 1 B	6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B	8 / 0 0 - 8 / 1 4
G 0 1 T	1 / 1 6 1
H 0 2 M	3 / 2 8