

(19) 日本国特許庁 (JP)

## (12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6684804号  
(P6684804)

(45) 発行日 令和2年4月22日 (2020.4.22)

(24) 登録日 令和2年4月1日 (2020.4.1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)  
G 0 1 N 24/00 (2006.01)A 6 1 B 5/055 3 7 4  
G 0 1 N 24/00 5 2 O Y

請求項の数 22 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2017-531981 (P2017-531981)  
 (86) (22) 出願日 平成27年9月4日 (2015.9.4)  
 (65) 公表番号 特表2017-526512 (P2017-526512A)  
 (43) 公表日 平成29年9月14日 (2017.9.14)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/048479  
 (87) 国際公開番号 W02016/037028  
 (87) 国際公開日 平成28年3月10日 (2016.3.10)  
 審査請求日 平成30年8月30日 (2018.8.30)  
 (31) 優先権主張番号 62/046,814  
 (32) 優先日 平成26年9月5日 (2014.9.5)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 62/174,666  
 (32) 優先日 平成27年6月12日 (2015.6.12)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

(73) 特許権者 517077511  
 ハイパーファイン リサーチ, インコーポ  
 レイテッド  
 アメリカ合衆国 O 6 4 3 7 コネティカ  
 ット州, ギルフォード, オールド・ウィッ  
 トフィールド・ストリート 530  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ノイズ抑制方法及び装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

磁気共鳴イメージングシステムの環境におけるノイズを抑制する方法であって、前記方法

は、  
 少なくとも1つの一次コイル及び少なくとも1つの補助センサそれぞれによって前記環  
 境から得られる複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するステップであって、前記  
 少なくとも1つの補助センサは、視野の外側に配置された複数の補助コイルを有し、前記  
 伝達関数は、前記複数の補助コイルのそれぞれによって前記環境から得られる複数の較正  
 測定値を使用して推定される、ステップと；

少なくとも部分的に前記伝達関数に基づいて前記少なくとも1つの一次コイルによって  
 受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するステップであって、前記少なくとも  
 1つの一次コイルは、前記磁気共鳴イメージングシステムの視野内に位置するときサンプ  
 ルによって作り出される磁気共鳴信号を検出するように前記磁気共鳴イメージングシス  
 テムの前記視野内に配置される、ステップと；

前記のノイズ推定を使用して前記磁気共鳴信号のノイズを抑制するステップと；を含む

方法。

## 【請求項 2】

磁気共鳴イメージングシステムの環境におけるノイズを抑制する方法であって、前記方  
 法は：

10

20

少なくとも1つの一次コイル及び少なくとも1つの補助センサそれぞれによって前記環境から得られる複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するステップであって、前記少なくとも1つの補助センサは、視野の外側に配置された少なくとも1つの補助コイルを有する、ステップと；

少なくとも部分的に前記伝達関数に基づいて前記少なくとも1つの一次コイルによって受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するステップであって、前記少なくとも1つの一次コイルは、前記磁気共鳴イメージングシステムの視野内に位置するときサンプルによって作り出される磁気共鳴信号を検出するように前記磁気共鳴イメージングシステムの前記視野内に配置される、ステップと；

前記のノイズ推定を使用して前記磁気共鳴信号のノイズを抑制するステップと；を含む

10

前記伝達関数は、前記少なくとも1つの補助コイルによって受信されるノイズ信号に適用されるとき、前記少なくとも1つの一次コイルによって受信されるノイズの推定値を提供する、

方法。

【請求項3】

前記磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するステップは、前記少なくとも1つの一次コイルが前記磁気共鳴信号を受信すると同時に前記少なくとも1つの補助コイルによって受信されるノイズ信号に前記伝達関数を適用するステップを含む、

請求項2に記載の方法。

20

【請求項4】

前記複数の較正測定値は、前記複数の補助コイルによって得られる第1の複数の較正測定値及び前記少なくとも1つの一次コイルによって得られる第2の複数の較正測定値を含み、前記第1の複数の較正測定値のそれぞれは、前記第2の複数の較正測定値のそれぞれの1つと実質的に同時に得られる、

請求項1に記載の方法。

【請求項5】

前記複数の補助コイルのそれぞれは、異なるそれぞれの場所に配置される、

請求項1に記載の方法。

【請求項6】

前記複数の補助コイルの少なくとも1つは、少なくとも1つの他の補助コイルと異なる種類である、

請求項1に記載の方法。

30

【請求項7】

前記ノイズを推定するステップは、前記複数の補助コイルのそれぞれによって受信され且つ前記少なくとも1つの一次コイルが前記磁気共鳴信号を受信すると実質的に同時に得られるノイズ信号に前記伝達関数を適用するステップを含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項8】

前記伝達関数を推定するステップは、関心のあるスペクトルにわたる複数の周波数ビンのそれぞれに関して前記伝達関数を推定するステップを含む、

請求項1に記載の方法。

40

【請求項9】

前記少なくとも1つの補助センサは、電源線によって作り出される環境ノイズを抑制するために前記電源線に結合されるセンサを含む、

請求項1に記載の方法。

【請求項10】

前記磁気共鳴イメージングシステムは、低磁場磁気共鳴イメージングシステムである、

請求項1に記載の方法。

【請求項11】

50

前記低磁場磁気共鳴イメージングシステムは、約 2 T 以下の B<sub>0</sub> 場を発生させるように構成される、

請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記低磁場磁気共鳴イメージングシステムは、約 1 T 以下の B<sub>0</sub> 場を発生させるように構成される、

請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記低磁場磁気共鳴イメージングシステムは、約 20 mT 以下の B<sub>0</sub> 場を発生させるように構成される、

請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

磁気共鳴イメージング (MRI) システムであって：

少なくとも 1 つの一次コイルと；

少なくとも 1 つの補助センサであって、前記少なくとも 1 つの補助センサは、複数の補助コイルを有する、少なくとも 1 つの補助センサと；

前記少なくとも 1 つの一次コイル及び前記少なくとも 1 つの補助センサに前記磁気共鳴イメージングシステムの環境から複数の較正測定値をそれぞれ取得させるように、並びに前記複数の補助コイルのそれぞれによって前記環境から得られるそれぞれの前記複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するように構成される少なくとも 1 つのコントローラと、を有し、

前記コントローラはさらに、少なくとも部分的に前記伝達関数に基づいて前記少なくとも 1 つの一次コイルによって受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するように、及び前記のノイズ推定を使用して前記磁気共鳴信号のノイズを抑制するように構成される、

MRI システム。

【請求項 15】

磁気共鳴イメージング (MRI) システムであって：

前記 MRI システムの視野内に位置するときサンプルによって作り出される磁気共鳴信号を検出するように前記 MRI システムの前記視野内に配置される、少なくとも 1 つの一次コイルと；

前記視野の外側に配置される少なくとも 1 つの補助コイルを有する、少なくとも 1 つの補助センサと；

前記少なくとも 1 つの一次コイル及び前記少なくとも 1 つの補助センサに前記磁気共鳴イメージングシステムの環境から複数の較正測定値をそれぞれ取得させるように、並びにそれぞれの前記複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するように構成される少なくとも 1 つのコントローラであって、前記コントローラはさらに、少なくとも部分的に前記伝達関数に基づいて前記少なくとも 1 つの一次コイルによって受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するように、及び前記のノイズ推定を使用して前記磁気共鳴信号のノイズを抑制するように構成される、少なくとも 1 つのコントローラと；を有し、

前記伝達関数は、前記少なくとも 1 つの補助コイルによって受信されるノイズ信号に適用されるとき、前記少なくとも 1 つの一次コイルによって受信されるノイズの推定値を提供する、

MRI システム。

【請求項 16】

前記少なくとも 1 つのコントローラは、前記磁気共鳴信号が前記少なくとも 1 つの一次コイルによって受信されるのと実質的に同時に、前記少なくとも 1 つの補助コイルによって受信されるノイズ信号に前記伝達関数を少なくとも部分的に適用することによって、前記磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するように構成される、

請求項 15 に記載の MRI システム。

10

20

30

40

50

## 【請求項 17】

前記少なくとも 1 つのコントローラは、前記少なくとも 1 つの補助コイルに第 1 の複数の較正測定値を取得させるとともに前記少なくとも 1 つの一次コイルに第 2 の複数の較正測定値を取得させ、前記第 1 の複数の較正測定値のそれぞれは、前記第 2 の複数の較正測定値のそれぞれの 1 つと実質的に同時に取得されるようにされる、

請求項 15 に記載の M R I システム。

## 【請求項 18】

前記複数の補助コイルのそれぞれは、異なるそれぞれの場所に配置される、

請求項 14 に記載の M R I システム。

## 【請求項 19】

前記複数の補助コイルの少なくとも 1 つは、少なくとも 1 つの他の補助コイルと異なる種類である、

請求項 14 に記載の M R I システム。

## 【請求項 20】

前記ノイズを推定することは、前記少なくとも 1 つの一次コイルが前記磁気共鳴信号を受信するのと実質的に同時に前記複数の補助コイルのそれぞれから取得されるノイズ信号に前記伝達関数を適用することを含む、

請求項 14 に記載の M R I システム。

## 【請求項 21】

前記少なくとも 1 つのコントローラは、関心のあるスペクトルにわたる複数の周波数ビンのそれぞれに関して前記伝達関数を推定するように構成される、

請求項 14 に記載の M R I システム。

## 【請求項 22】

前記少なくとも 1 つの補助センサは、電源線によって作り出される環境ノイズを抑制するために前記電源線に結合されるセンサを含む

請求項 14 に記載の M R I システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【背景技術】

## 【0001】

磁気共鳴イメージング ( M R I ) は、多数の応用のために重要なイメージングモダリティを提供し、人体内部の画像を作り出すために臨床及び研究環境において広く用いられている。概論として、M R I は、磁気共鳴 ( M R ) 信号を検出することに基づき、この磁気共鳴は、加えられる電磁場から生じる状態変化に応じて原子から放射される電磁波である。例えば、核磁気共鳴 ( N M R ) 技術は、撮像されている物体における原子 ( 例えば、人体の組織の原子 ) の核スピンの再整列又は緩和に際して励起された原子から放射される M R 信号を検出することを含む。検出される M R 信号は、画像を作り出すために処理されることがあり、この画像は、医療応用との関連で、診断、治療及び / 又は研究目的のために、体内の内部構造及び / 又は生物学的プロセスの調査を可能にする。

## 【0002】

M R I は、他のモダリティの安全性への懸念なしに ( 例えば、患者を電離放射線、例えば、x 線にさらす必要なしに、又は体に放射性物質を導入する必要なしに ) 比較的高い解像度及びコントラストを有する非侵襲画像を作り出す能力のために、生物学的イメージングのための魅力的なイメージングモダリティを提供する。加えて、M R I は特に、軟組織コントラストを提供するのによく適し、これは、他のイメージングモダリティで満足にイメージングができない対象物を撮像するために利用されることができる。さらに、M R 技術は、他のモダリティが取得できない構造及び / 又は生物学的プロセスに関する情報を取り込むことができる。しかし、与えられたイメージング応用に関して、設備の比較的高いコスト、限定された利用可能性 ( 例えば、臨床 M R I スキャナにアクセスする難しさ ) 及び / 又は画像取得プロセスの長さを含む M R I の幾つかの欠点がある。

## 【 0 0 0 3 】

臨床MRIにおけるトレンドは、1又は複数のスキャン時間、画像解像度、及び画像コントラストを向上させるためにMRIスキャナの磁場の強さ(field strength)を増加させることであり、これは、コストを吊り上げさせ続けている。設置されたMRIスキャナの大多数は、1.5又は3テスラ(T)で動作し、これは、主磁場 $B_0$ の磁場の強さと称される。臨床MRIスキャナに関する大まかなコスト見積もりは、テスラにつき約100万ドルであり、これは、このようなMRIスキャナを運転するのに含まれる実質的な運転、サービス、及びメンテナンスコストを織り込んでいない。

## 【 0 0 0 4 】

これらの高磁場(high-field)MRIシステムは、典型的には、その中で物体(例えば、患者)が撮像される強い均一な静磁場( $B_0$ )を発生させるために大型の超伝導磁石及び関連電子機器を必要とする。このようなシステムのサイズは、磁石、電子機器、熱管理システム、及び制御コンソールエリアのための複数の部屋を含む典型的な高磁場MRI据え付けとともに、相当である。高磁場MRIシステムのサイズ及び費用は、一般的に、それらを購入し維持する十分なスペース及び財源を有する病院及び学術研究センターのような施設にそれらの使用を限定する。高磁場MRIシステムの高いコスト及び相当なスペース要件は、MRIスキャナの制限された利用可能性をもたらす。そのようなものとして、MRIスキャンが有益であるが、以下にさらに詳述されるように、上述の制限の1又は複数のために、実用的でない又は不可能であるという臨床的状況がしばしばある。

## 【 発明の概要 】

## 【 0 0 0 5 】

本発明者は、環境から取得されるノイズ測定値に基づくノイズ抑制及び/又は回避技術を開発した。ノイズ測定値は、その後、環境ノイズを抑制すること、より少ないノイズを持つ周波数バンド又はビン(bin)で動作するように磁気共鳴イメージング(MRI)システムを構成すること、又はその両方のいずれかによって、動作中にMRIシステムによって検出されるMR信号に存在するノイズを低減するために使用される。

## 【 0 0 0 6 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージングシステムの環境におけるノイズを抑制する方法を含み、方法は、少なくとも1つの一次コイル及び少なくとも1つの補助センサそれぞれによる環境から得られた複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するステップと、少なくとも部分的に伝達関数に基づいて少なくとも1つの一次コイルによって受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するステップと、ノイズ推定を使用して磁気共鳴信号のノイズを抑制するステップとを含む。

## 【 0 0 0 7 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージングシステムを含み、磁気共鳴イメージングシステムは、少なくとも1つの一次コイルと、少なくとも1つの補助センサと、少なくとも1つの一次コイル及び少なくとも1つの補助センサに磁気共鳴イメージングシステムの環境から複数の較正測定値をそれぞれ取得させるように、並びにそれぞれの複数の較正測定値に基づいて伝達関数を推定するように構成される少なくとも1つのコントローラと、を有し、コントローラはさらに、少なくとも部分的に伝達関数に基づいて少なくとも1つの一次コイルによって受信される磁気共鳴信号に存在するノイズを推定するように、及びノイズ推定を使用して磁気共鳴信号のノイズを抑制するように構成される。

## 【 0 0 0 8 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージング(MRI)システムの環境におけるノイズを回避するようにMRIシステムを動作させる方法を含み、方法は、関心のあるスペクトル内の複数の周波数ビンのそれぞれの中に存在する環境からの少なくとも1つのノイズ信号を取得するステップ、少なくとも部分的に、それぞれの少なくとも1つのノイズ信号に基づいて、複数の周波数ビンのうちの1つを選択するステップ、及び選択された周波数ビン内の周波数で動作するように、低磁場MRIシステムの少なくとも1つの一次送信/受信コイルを設定するステップ、を含む。

## 【 0 0 0 9 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージング（MRI）システムの環境におけるノイズを回避するように異なるモードで動作するように構成されることができるMRIシステムであって、MRIシステムは、磁気共鳴信号を検出する少なくとも1つの一次送信／受信コイル、並びに、少なくとも1つのコントローラであって、関心のあるスペクトル内の複数の周波数ピンのそれぞれの中に存在する環境からの少なくとも1つのノイズ信号を取得するように、少なくとも部分的に、それぞれの少なくとも1つのノイズ信号に基づいて、複数の周波数ピンのうちの1つを選択するように、及び選択された周波数ピン内の周波数で動作するように少なくとも1つの一次送信／受信コイルを設定するように、構成される、少なくとも1つのコントローラ、を有する。

10

## 【 0 0 1 0 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージングシステムの環境で検出されるノイズを抑制する方法を含み、方法は、第1の空間エンコーディングを使用して第1のパルスシーケンスを適用することによって少なくとも1つの第1の磁気共鳴信号を取得するステップ、第1の空間エンコーディングを使用して第1のパルスシーケンスを適用することによって少なくとも1つの第2の磁気共鳴信号を取得するステップ、少なくとも1つの第1の磁気共鳴信号と少なくとも1つの第2の磁気共鳴信号との間の差を計算するステップ、及び少なくとも部分的に、計算された差に基づいてノイズを推定するステップ；を含む。

## 【 0 0 1 1 】

幾つかの実施形態は、磁気共鳴イメージングシステムの環境で検出されるノイズを抑制する装置を含み、システムは、磁気共鳴信号を検出するように構成される少なくとも1つの受信コイル、空間エンコーディングのための少なくとも1つの勾配コイル、並びに少なくとも1つのコントローラであって、少なくとも1つの第1の磁気共鳴信号を取得するよう第1の空間エンコーディングを使用して第1のパルスシーケンスにしたがって、少なくとも1つの受信コイル及び少なくとも1つの勾配コイルを作動させるように、少なくとも1つの第2の磁気共鳴信号を取得するよう第1の空間エンコーディングを使用して第1のパルスシーケンスにしたがって、少なくとも1つの受信コイル及び少なくとも1つの勾配コイルを作動させるように、少なくとも1つの第1の磁気共鳴信号と少なくとも1つの第2の磁気共鳴信号との間の差を計算するように、及び少なくとも部分的に、計算された差に基づいてノイズを推定するように；構成される、少なくとも1つのコントローラ；を含む。

20

30

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 2 】

開示される技術の様々な態様及び実施形態が、以下の図を参照して説明される。図面は必ずしも正確な縮尺でないことが理解されるべきである。

【図1】磁気共鳴イメージング（MRI）システムの例証の構成要素のブロック図を示す。

【図2】本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するために使用されるMRIシステムの例示の構成要素を示す。

【図3】本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するために使用されるMRIシステムの例示の構成要素を示す。

40

【図4】本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するために使用されるMRIシステムの例示の構成要素を示す。

【図5】本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するために使用されるMRIシステムの例示の構成要素を示す。

【図6】本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するための例証のプロセスのフローチャートである。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 3 】

MRIスキャナのマーケットは、高磁場システムによって圧倒的に支配され、医療又は

50

臨床MRI応用に関してはそれが独占的である。上述のように、医療イメージングにおける一般的なトレンドは、ますます大きい磁場の強さを持つMRIスキャナを作ることであり、臨床MRIスキャナの大多数は1.5T又は3Tで動作し、7T及び9Tの高磁場強さが研究環境において使用されている。本明細書で使用されるとき、「高磁場 (high-field)」は、概して臨床環境で目下使用されるMRIシステムを、より具体的には、1.5T以上の主磁場 (すなわち、B<sub>0</sub> 場) で動作するMRIシステムを指すが、1.5Tから1.5Tの間で動作する臨床システムも一般に「高磁場」とみなされる。対照的に、「低磁場 (low-field)」は、概して、約0.2T以下のB<sub>0</sub> 場で動作するMRIシステムを指す。

【0014】

10

高磁場MRIシステムの魅力は、低磁場システムに比べて改良された解像度及び/又は減少したスキャン時間を含み、臨床及び医療用MRIシステム応用に関してますます高い強さのための努力に動機を与える。しかし、上述のように、MRIシステムの磁場強さを増加させることは、ますます高価で複雑なMRIスキャナをもたらし、したがって、利用可能性を制限するとともに、多目的の及び/又は一般に利用できるイメージング解決法としてのそれらの使用を妨げる。

【0015】

低磁場MRIが、非イメージング研究目的及び狭く且つ特定の造影イメージング応用の限定された状況で探究されているが、慣習的に、臨床的に有用な画像を作るのに適していないと見なされている。例えば、解像度、コントラスト、及び/又は画像取得時間は概して、限定されるものではないが、組織識別 (tissue differentiation)、血流又は灌流イメージング、拡散強調 (DW) 又は拡散テンソル (DT) イメージング、ファンクショナルMRI (fMRI) 等のような、臨床目的のために適していると見なされていない。

20

【0016】

発明者は、病院及び研究施設における大型MRIの据付けを越えて、様々な環境におけるMRI技術の広範囲の配置可能性を向上させることができる、改良された品質の、ポータブルな及び/又はより低いコストの低磁場MRIシステムを作り出すための技術を開発した。このようなものとして、低磁場MRIは、魅力的なイメージング解決法を提示し、高磁場MRIに代わる、比較的低コストの、高い利用可能性を提供する。特に、低磁場MRIシステムは、例えば、輸送可能、運搬可能 (cartable) 又は必要な所で展開できるようにその他の方法で概して移動可能 (mobile) であるおかげで、高磁場システムができない広範囲の臨床環境で展開可能である自己完結型 (self-contained) システムとして実装されることができる。結果として、このような低磁場MRIシステムは、概してシールドされていない又は部分的にシールドされた環境 (例えば、特別にシールドされた部屋又は周囲を取り囲むケージの外側) で動作すること及びそれらが展開される特定のノイズ環境に対処することが期待され得る。

30

【0017】

発明者の貢献の幾つかの態様は、フレキシブル低磁場MRIシステム (例えば、概して移動可能、輸送可能若しくは運搬可能なシステム及び/又は救急室、オフィス又は診療所のような様々な環境に設置されることができるシステム) の性能が、特に、RF干渉のようなノイズに対して弱いことがあるという彼らの認識から生じ、このノイズに対して、従来の高磁場MRIシステムは、広範囲のシールドを伴う特殊な部屋に設置されているためにほとんど影響されない。特に、このようなシステムは、シールドされていない又は部分的にシールドされた環境で、並びに取り組むためのノイズの異なる及び/又は可変のソースを有し得る多数の環境で動作することを必要とされ得る。

40

【0018】

柔軟に且つ広範囲に展開されることができる低磁場MRIシステムを促進するために、本発明者は、不必要なノイズを除去若しくは軽減するために又は低磁場システムの動作へのその影響を減少させるために、低磁場MRIシステムで使用するためのノイズ抑制技術を開発した。幾つかの実施形態によれば、ノイズ抑制及び/又は回避技術は、環境から取

50

得されるノイズ測定値に基づく。ノイズ測定値は、その後、環境ノイズを抑制すること、より少ないノイズを有する周波数バンド又はピンで動作するように低磁場MRIシステムを設定すること、又は両方のいずれかによって、動作中に低磁場MRIシステム（例えば、約2 T以下、約1 T以下、約50 mT以下、約20 mT以下、約10 mT以下等のB<sub>0</sub>場を有するシステム）によって検出されるMR信号に存在するノイズを減少させるために使用される。したがって、低磁場MRIシステムは、システムが展開されるどんな環境に存在するノイズも補償し、そのために、シールドされていない又は部分的にシールドされた環境で動作することができるとともに、特殊なシールドされた部屋に制限されない。

#### 【0019】

本発明者によって開発されたノイズ抑制技術は、以下により詳細に説明され、本明細書に記載されるノイズ抑制技術は、携帯型及び運搬可能なMRIシステムを含む、実質的に任意の施設で展開される任意の適切な低磁場又は高磁場MRIシステムで使用され得る。本明細書に記載されるノイズ抑制技術が使用され得る低磁場MRIシステムの非限定の例は、2015年9月4日に出願され且つ“Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus”と題する、代理人整理番号00354.70000US01の下に共に出願された米国特許出願に記載されている、及び/又は2015年9月4日に出願され且つ“Thermal Management Methods and Apparatus”と題する、代理人整理番号00354.70004US01の下に共に出願された米国特許出願に記載され、これらのそれぞれは本明細書にその全体が参照により援用される。本明細書に記載されるノイズ抑制の態様は、広範囲のシールドが利用不能又は相でなければ提供されないことがある低磁場状況において特に有益であり得るが、本明細書に記載される技術が、高磁場状況においても適切であり、如何なる特定のタイプのMRIシステムでの使用にも限定されないことが理解されるべきである。

#### 【0020】

したがって、本明細書に記載される技術の態様は、RF干渉のようなノイズの存在がこのようなシステムの性能に悪影響を及ぼすことがある低磁場MRIシステムの性能を向上させることに関する。幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、ノイズ（例えば、環境ノイズ、内部システムノイズ、無線周波数干渉等）を検出するように、及び、それに応じて、システムの動作へのノイズの影響を減少させるように低磁場MRIシステムを適合させるように構成され得る。低磁場MRIシステムは、RF受信コイルによって取得されるRF信号のノイズを抑制することによって、環境におけるノイズ（例えば、RF干渉）に破壊的に干渉するRF信号を発生させることによって、送信/受信コイルが干渉から十分に逃れている周波数バンドで動作するように、低磁場MRIシステムによって作られる（例えば、B<sub>0</sub>磁石の磁場強度を調整すること）及び/又は受信される磁場の特性を調整することによって、又はこれらの技術の組合せを使用して、ノイズの影響を減少するように構成され得る。

#### 【0021】

幾つかの実施形態によれば、本明細書に記載されるノイズ抑制技術は、MRIシステムが、少なくとも部分的にMRIシステムが展開される特定の環境にノイズ補償を適合させることによって、シールドされていない又は部分的にシールドされている環境で動作することを可能にする。結果として、MRIシステムの展開は、特別にシールドされた部屋又は他のカスタマイズされた施設に制限されず、代わりに、広範囲の環境で動作することができる。

#### 【0022】

幾つかの実施形態では、システムは、システムの環境の又はシステム自体の中の（例えば、RF干渉）のノイズに関する情報を取得するように、及び少なくとも部分的に、取得された情報に基づいて、RF受信コイルによって測定されるRF信号のノイズを抑制するように構成され得る。システムは、1又は複数の補助センサを使用することによって環境のノイズに関する情報を取得するように構成され得る。用語「補助」は、ノイズを検出することができるセンサ又は検出器とMRIで使用するMR信号を受信する一次受信チャン



ネルとを区別するために使用される。幾つかの実施形態では、補助センサは 1 又は複数の M R 信号も受信し得ることが理解されるべきである。例えば、低磁場 M R I システムは、撮像されている対象によって放射される M R 信号を検出することなしに R F ノイズを検出するように、一次送信 / 受信コイル ( 複数可 ) 隣接するが、B 0 場の視界の外側に位置する 1 又は複数の補助 R F 受信コイルを有し得る。補助 R F コイル ( 複数可 ) によって検出されるノイズは、M R I システムの一次 R F コイルによって取得される M R 信号のノイズを抑制するために使用され得る。

#### 【 0 0 2 3 】

このような構成は、低磁場 M R I システムが動作する環境に応じて異なる及び / 又は変化するレベルの R F ノイズにさらされる可能性がある、例えば、概して輸送可能な及び / 又は運搬可能な低磁場 M R I システムの提供を促進するために、R F ノイズを動的に検出するとともに抑制する能力を有する。すなわち、ノイズ抑制は、現在のノイズ環境に基づくので、本明細書に記載される技術は、システムが展開される特定の環境に特化したノイズ抑制能力を提供する。

#### 【 0 0 2 4 】

本発明者は、一次受信コイル ( 複数可 ) によって測定された信号から 1 又は複数の補助センサによって取得されたノイズのサンプルを減じる単純化したアプローチが、たとえ補助センサ ( 複数可 ) によって検出されるノイズのゲインが調整されとしても、不十分なノイズ抑制を提供し得ることを認識していた。一次受信コイル ( 複数可 ) 及び補助センサ ( 複数可 ) は、異なる位置にあり得る、異なる向きを有し得る、及び / 又は異なる物理的特性を有し得る ( 例えば、異なる数のコイル巻数を有し得る、サイズ、形状、インピーダンスが異なり得る、又は全く異なる種類のセンサであり得る ) ので、一次受信コイル ( 複数可 ) 及び補助センサ ( 複数可 ) は、異なるノイズ信号を測定し得る。

#### 【 0 0 2 5 】

一次受信コイル ( 複数可 ) 及び補助センサ ( 複数可 ) の異なる位置及び / 又は向きは、一次コイル及び補助センサによって受信されるノイズ信号の特性の違いにつながり得る。一次コイル ( 複数可 ) と補助センサ ( 複数可 ) との間の異なる物理的な特性は、一次コイル ( 複数可 ) 及び補助センサ ( 複数可 ) によって受信されるノイズ信号間の周波数依存性の差につながり得る。結果として、一次コイル ( 複数可 ) によって測定された信号から 1 又は複数の補助センサによって測定されたノイズを減じることは、一次コイル ( 複数可 ) によって検出されるノイズを適切に抑制しないことがある。たとえ補助センサ ( 複数可 ) によって測定されたノイズ信号が、一次コイル ( 複数可 ) 及び補助センサ ( 複数可 ) によって受信されるノイズ信号のゲインにおける差を補償する試みで定数によって調整されとしても、このような補償は、ノイズ信号における周波数依存性の差を説明しないだろう。

#### 【 0 0 2 6 】

したがって、幾つかの実施形態では、伝達関数が、推定されるとともに、低磁場 M R I システムの 1 又は複数の一次受信コイルによって受信される R F 信号におけるノイズを抑制するために使用される。以下により詳細に論じられるように、伝達関数は、1 又は多数の補助センサ ( 例えば、1 又は複数の補助 R F コイル及び / 又は本明細書に記載される他の種類のセンサ ) を介して受信されるノイズ信号を、一次受信コイル ( 又は多数の一次受信コイル ) によって受信されるノイズの推定値に変換するように働き得る。幾つかの実施形態では、ノイズ抑制は：( 1 ) 1 又は複数の補助センサを使用することによってノイズのサンプルを取得するステップ；( 2 ) 一次 R F コイルを使用して M R データのサンプルを取得するステップ；( 3 ) 伝達関数を取得するステップ；( 4 ) 伝達関数を使用してノイズサンプルを変換するステップ；及び( 5 ) ノイズを抑制及び / 又は除去するために、取得した M R データから変換されたノイズサンプルを減じるステップ、を含み得る。

#### 【 0 0 2 7 】

伝達関数は、補助センサ ( 複数可 ) 及び一次コイル ( 複数可 ) を使用して取得される多数の ( 例えば、少なくとも 1 0 、少なくとも 1 0 0 、少なくとも 1 0 0 0 等の ) 校正測定

10

20

30

40

50

値から推定され得る。多数の較正測定値は、高精度で伝達関数を推定することを可能にし、特に、伝達関数が規定される周波数のスペクトルにわたる複数の周波数ビンに関する伝達関数の振幅及び位相を推定することを可能にし得る。例えば、K点DFTを使用して信号を処理するとき（例えば、Kは、128、256、512、1024等と等しい整数）、多数の測定値は、K周波数ビンのそれぞれに関する伝達関数の振幅及び位相を推定することを可能にし得る。

#### 【0028】

幾つかの実施形態では、複数の補助受信コイルが、低磁場MRIシステムの一次送信/受信コイル（複数可）によって受信されるノイズを抑制するために補助センサとして使用され得る。例えば、幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、撮像される対象によって放射されるMR信号を検知するように位置決めされる/構成される複数のRFコイル（例えば、複数の「一次」コイル）及び/又はノイズデータを受信するように、しかし、MR信号をほとんど又は全く検出しないように位置決めされる/構成される複数のコイル（例えば、複数の「補助」コイル）を含み得る。このような構成は、与えられた環境に存在し得る様々なノイズを抑制するために複数のノイズ源の検出及び特性評価（characterization）を容易にする。複数の一次受信コイルもまた使用されることができ、それは、本明細書に記載されるノイズ特性評価技術に組み入れるとともに、並列MRを介する、又は以下にさらに詳述される、他の適切な方法での画像取得を加速するために使用され得る。

#### 【0029】

幾つかの実施形態では、複数の補助センサが、低磁場MRIシステムの環境にノイズの複数のソースがあるとき、ノイズ補償を実行するために使用され得る。例えば、1又は複数の補助RFコイル及び/又は1又は複数の他の種類のセンサが、複数のソースによって生み出されるノイズから生じるノイズ環境に関する情報を得るために使用されることができ、この情報は次に、複数のソースによって生み出されるノイズを補償するために、一次受信コイル（複数可）によって受信されるRF信号を処理するために使用され得る。例えば、幾つかの実施形態では、マルチチャンネル伝達関数が、以下により詳細に記載されるように、複数の補助センサ及び一次RFコイル（複数可）を使用して得られる較正測定値から推定され得る。マルチチャンネル伝達関数は、一次RFコイル（複数可）及び複数の補助センサのそれぞれによって取り込まれるノイズ信号の間の関係を表し得る。例えば、伝達関数は、複数の補助センサによって受信されるノイズ信号の間の相関を捕え得る。伝達関数はまた、複数の補助センサによって受信されるノイズ信号及び一次RFコイル（複数可）によって受信されるノイズ信号の間の相関を捕え得る。

#### 【0030】

幾つかの実施形態では、複数の補助センサは、（1）複数の補助センサを使用することによってノイズのサンプルを取得すること；（2）一次RFコイル（複数可）を使用することによってMRデータのサンプルを取得すること；（3）マルチチャンネル伝達関数を取得すること；（4）マルチチャンネル伝達関数を使用してノイズサンプルを変換すること；及び（5）ノイズを抑制及び/又は除去するように取得されたMRデータから変換されたノイズサンプルを減じること；によってノイズ抑制を実行するために使用され得る。

#### 【0031】

幾つかの実施形態では、マルチチャンネル伝達関数は、複数の（例えば、少なくとも10、少なくとも100、少なくとも1000等の）較正測定値から推定され得る。複数の較正測定値は、それにわたってマルチチャンネル伝達関数が規定される複数の周波数ビンに関する伝達関数の振幅及び位相を推定することを可能にし得る。例えば、K点DFTを使用して信号を処理するとき（例えば、Kは、128、256、512、1024等と等しい整数）、複数の較正測定値は、K周波数ビンのそれぞれに関するマルチチャンネル伝達関数の振幅及び位相を推定することを可能にし得る。

#### 【0032】

本発明者はさらに、1又は複数の一次受信コイルによって検出されるMR信号もまたM

10

20

30

40

50

Rデータからノイズを抑制又は除去するためにノイズの特性を明らかにするために用いられ得ることを理解していた。特に、本発明者は、同じ空間エンコーディングを使用するMRデータ取得を繰り返すことによって（例えば、勾配コイルに関して同じ動作パラメータでパルスシーケンスを繰り返すことによって）、取得される「冗長」データがノイズの特性を明らかにするために使用されることができると理解していた。例えば、パルスシーケンスが複数回同じ空間エンコーディングで繰り返されるとき、得られるMRデータは、理論的には、同じであるべきである。結果として、同じ空間エンコーディングを使用する複数の取得から取得される信号の差は、ノイズに起因していたと推測されることができると。したがって、同じ空間エンコーディングを使用することから得られる複数の信号は、位相シフトされるとともに、ノイズの大きさを得るために減算（又は加算）される。

10

#### 【0033】

幾つかの実施形態によれば、この方法で特性を明らかにされるノイズは、伝達関数を計算するために使用されることができるとは如何により詳細に論じられるように、マルチチャンネル伝達関数のチャンネルとして含まれることができる。代替的には、この方法で特性を明らかにされるノイズは、単独で又は取得されたMR信号からノイズを抑制するための他の技術との組合せで使用されることができると。例えば、同じ空間エンコーディングを使用して得られる複数のMR信号に基づいて得られるノイズ推定値が、他の適切な技術が使用され得るとき、伝達関数を計算することなしにノイズを抑制するために使用され得る。

#### 【0034】

20

本発明者はさらに、1又は複数のセンサ（例えば、1又は複数のRFコイル或いは電磁場を検出できる他のセンサ）が、送信/受信コイル（複数可）が特定された周波数バンドで動作するように設定され得るように、関心のあるスペクトル内のどのバンドがノイズの観点から最もクリーンであるかを評価するよう関心のあるスペクトルのノイズバックグラウンドを評価するために使用され得ると。したがって、幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、送信/受信コイル（複数可）を調整することによって、送信/受信コイル（複数可）が動作するように設定されることができると他の周波数バンドに対してより少ない干渉を有する周波数バンドで動作するように適合され得ると。例えば、1又は複数の補助RFコイルは、一次RFコイルが動作できる複数の周波数バンドにわたってノイズをモニタするように設定され得るとともに、一次RFコイルは、補助RFコイルを使用して得られる測定値によって決定される、ノイズの最少量を有する周波数バンドで動作するように設定され得ると。特に、補助RFコイルは、広帯域の周波数にわたってノイズレベル（例えば、ノイズフロア（noise floor）を測定するように設定される広帯域RFコイルであつてよい。関心のある周波数バンドにわたって測定されるノイズに基づいて、（例えば、狭帯域コイルであり得る）一次送信/受信コイル（複数可）は、他の周波数バンドより小さいノイズを有するように決定されるバンドで動作するように設定され得ると。代替的には、複数のセンサが設けられてよく、それぞれは、それぞれの周波数バンドにおけるノイズレベルを測定する。一次送信/受信コイル（複数可）はその結果、存在するノイズの最少量を有するように決定される周波数バンドで動作するように設定され得ると。

30

#### 【0035】

40

本発明者はまた、低磁場MRIシステムに対する干渉のかなりのソースが、低磁場MRIシステムに電力を供給する1又は複数の電源線（例えば、電源コード）にあり得ることも理解していた。それに応じて、幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、電源線に起因する如何なる干渉も直接測定するように及びこのような干渉を抑制又はキャンセルするために測定値を使用するように構成される。例えば、幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、電源線によって生み出される又は運ばれる任意のRF信号を測定するようにシステムの電源線に結合される1又は複数のセンサを含むことができ、センサ（複数可）によって得られた測定値は、（例えば、ノイズ環境の特性をさらに明らかにするとともに包括的な伝達関数の推定を容易にするために）本明細書に記載されるノイズ抑制技術の一部として使用され得ると。

50

## 【 0 0 3 6 】

幾つかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、システムの電源線の1つに容量的に結合されるアンテナを含み得るとともに、低磁場MRIシステムの一次RFコイルによって受信されるRF信号のノイズを抑制するためにアンテナによって得られる測定値を使用するように構成され得る。このようなアンテナは、任意の適切なタイプのものであってよく、例えば、電源線の周りに巻かれる薄い金属シート及び/又は電源線に結合される1若しくは複数のコンデンサを有してよい。低磁場MRIシステムは、例えば、単相、二相、又は三相電力を運ぶ活線を含む、システムに電力を供給する任意の所望の数の電源線から生じるノイズを検出する複数のこのようなアンテナを含み得る。幾つかの例では、低磁場MRIシステムは、アース線のためのこのようなアンテナを含み得る。他の例として、低磁場MRIシステムは、これらの測定値が低磁場MRIシステムの一次RFコイルによって測定されるRF信号のノイズを抑制するために使用され得るように、電源線によって運ばれるRF信号を測定するために（例えば、環状体又は任意の他の適切な方法の使用によって）電源線又は複数のそれぞれの電源線に誘導結合されたセンサを含み得る。

10

## 【 0 0 3 7 】

幾つかの実施形態では、電源線に起因する干渉のセンサ測定値が、一次RF受信コイルとセンサとの間の伝達関数を推定することによって一次RF受信コイルによって測定されるRF信号におけるノイズを抑制するために使用され得る。これは、任意の適切な方法で行われてよく、例えば、一次RF受信コイルと補助RF受信コイルとの間の伝達関数を推定するために本明細書に記載される方法を使用して行われてよい。例えば、この方法で特性を明らかにされるノイズは、伝達関数のみを推定するために使用され得る又はマルチチャンネル伝達関数のチャンネルであり得る。1又は複数の電源線結合されるセンサによって特性を明らかにされるノイズは、態様がこの点に限定されないところでは、他の方法で用いられてよい（例えば、ノイズを抑制するために直接使用されてよい）。

20

## 【 0 0 3 8 】

本発明者はさらに、環境におけるノイズが、1又は複数のセンサを1又は複数の電磁干渉（EMI）シールドに結合することによって検出され得ることを理解していた。例えば、センサは、シールドによって捕えられるEMIを検出するように1又は複数のEMIシールドとグラウンドとの間に誘導的又は容量的に接続され得る。この方法で特性を明らかにされるノイズは、一次受信コイル（複数可）によって検出されるMR信号からノイズを抑制又は除去するために使用され得る。例えば、センサを1又は複数のEMIシールドに結合することによって特性を明らかにされるノイズは、伝達関数のみを推定するために使用され得る又はマルチチャンネル伝達関数のチャンネルとして使用され得る。1又は複数のEMIシールドに結合されるセンサによって特性を明らかにされるノイズは、態様がこの点に限定されないところでは、他の方法で用いられてよい。

30

## 【 0 0 3 9 】

幾つかの実施形態によれば、様々なソースからのノイズが、様々なソースからのノイズを抑制又は除去するために使用されることができ、マルチチャンネル伝達関数を決定するために上述の技術の組合せを使用して、特性を明らかにされる。ノイズ測定値は、マルチチャンネル伝達関数が動的に決定され得るようにMRIシステムの動作中に得られることができ、MRIシステムの変化しているノイズ環境に適応するノイズ抑制を可能にする。しかし、環境におけるノイズは、システムが異なる場所に動かされるとき、システムの起動に際して、及び/又は任意のイベントの発生に際して、特性を明らかにされてよく、特性を明らかにされたノイズは、本明細書に記載される技術が要望通りに適用されることができるところでは、取得されたMR信号におけるノイズを抑制及び/又は除去するために使用される。

40

## 【 0 0 4 0 】

以下は、ノイズ抑制及び/又はキャンセリング（cancellation）のための方法及び装置に関する様々な概念及びその実施形態のより詳細な説明である。具体的な実装の例が、説明目的だけのために本明細書に提供されている。加えて、以下の実施形態に記載される様

50

々な態様は、単独で又は任意の組合せで使用されてよく、本明細書に明示的に記載される組合せに限定されない。

#### 【0041】

図1は、MRIシステム100の例示的な構成要素のブロック図である。ノイズ抑制技術は、低磁場MRIシステムに関して特定の利点を有し得るが、本明細書に記載される技術は、低磁場での使用に限定されるものではなく、態様がこの点に限定されないところでは、高磁場環境におけるノイズを抑制するために用いられ得る。図1の説明例では、MRIシステム100は、ワークステーション104、コントローラ106、パルスシーケンスストア部108、電力管理システム110、及び磁石コンポーネント120を有する。システム100は例証であること及びMRIシステムは、図1に示された構成要素に加えて又は同構成要素の代わりに任意の適切な種類の1又は複数の他の構成要素を有してよいことが理解されるべきである。

10

#### 【0042】

図1に示されるように、磁石コンポーネント120は、 $B_0$ 磁石122、シムコイル124、RF送信及び受信コイル126、並びに勾配コイル128を有する。 $B_0$ 磁石122は、少なくとも部分的に、主磁場 $B_0$ を発生させるために使用され得る。 $B_0$ 磁石122は、主磁場（例えば、約0.2T以下の低磁場強度）を発生させることができる任意の適切な種類の磁石であってよく、1又は複数の $B_0$ コイル、補正コイル等を含んでよい。シムコイル124は、磁石122によって発生する $B_0$ 場の均一性を向上させるために磁場（複数可）に寄与するように使用され得る。勾配コイル128は、勾配磁場を提供するように配置されることができ、例えば、MR信号がどこに誘起されるかを特定するために3つの実質的に直交する方向（X、Y、Z）における磁場の勾配を発生するように配置され得る。

20

#### 【0043】

RF送信及び受信コイル126は、磁場 $B_1$ を誘起するようにRFパルスを発生させるために使用され得る1又は複数の送信コイルを有し得る。送信コイル（複数可）は、対象におけるMR応答を引き起こすように設定される任意の適切な種類のRFパルスを発生させるように及び放射される結果として生じるMR信号を検出するように構成され得る。RF送信及び受信コイル126は、1又は多数の送信コイル及び1又は多数の受信コイルを含み得る。送信及び受信コイルは、同じコイルを使用して実装され得る又は送信及び受信に付いて別個のコイルを使用して実装され得るとともに、一般的に、送信/受信コイル又はTx/Rxコイルと称される。磁石コンポーネント120のそれぞれは、任意の適切な方法で組み立てられ得る。例えば、幾つかの実施形態では、磁石コンポーネント120の1又は複数の、上述の援用される共に出願された出願に記載される積層技術を使用して製造され得る。

30

#### 【0044】

電力管理システム110は、動作電力を提示場MRIシステム100の1又は複数の構成要素に供給する電子装置を含む。例えば、以下により詳細に論じられるように、電力管理システム110は、1又は複数の電源、勾配パワーアンプ、送信コイルアンプ、及び/又は低磁場MRIシステム100の構成要素に通電し且つ動作させるための任意の他の適切な電子装置を含み得る。

40

#### 【0045】

図1に示されるように、電力管理システム110は、電源112、アンプ（複数可）114、送信/受信スイッチ116、及び熱管理コンポーネント118を有する。電源112は、低磁場MRIシステム100の磁石コンポーネント120への作動電力を供給する電子装置を含む。例えば、電源112は、低磁場MRIシステムのための主磁場を提供する1又は複数の $B_0$ コイル（例えば、 $B_0$ 磁石）に作動電力を供給する電子装置を含み得る。幾つかの実施形態では、電源112は、単極、連続波（CW）電源であるが、任意の適切な電源が使用され得る。送信/受信スイッチ116は、RF送信コイル又はRF受信コイルのどちらが動作されているかを選択するために使用され得る。

50

## 【 0 0 4 6 】

アンプ（複数可）１１４は、１又は複数のＲＦ受信コイル（例えば、コイル１２４）によって検出されるＭＲ信号を増幅する１又は複数のＲＦ受信（Ｒ×）プリアンプ、１又は複数のＲＦ送信コイル（例えば、コイル１２６）に電力を供給するように構成される１又は複数のＲＦ送信（Ｔ×）アンプ、１又は複数の勾配コイル（例えば、勾配コイル１２８）に電力を供給するように構成される１又は複数の勾配電力アンプ、１又は複数のシムコイル（例えば、シムコイル１２４）に電力を供給するように構成されるシムアンプ、を含み得る。

## 【 0 0 4 7 】

熱管理コンポーネント１１８は、低磁場ＭＲＩシステム１００の構成要素のための冷却を提供し、低磁場ＭＲＩシステム１００の１又は複数の構成要素によって生成される熱エネルギーのこれらの構成要素から離れる伝達を促進することによってそれを行うように構成され得る。熱管理コンポーネント１１８は、限定なしに、水ベースの又は空気ベースの冷却を実行するコンポーネントを含むことができ、このコンポーネントは、限定されるものではないが、Ｂ<sub>0</sub>コイル、勾配コイル、シムコイル、及び／又は送信／受信コイルを含む熱を発生させるＭＲＩ構成要素と一体にされ得る又は同ＭＲＩ構成要素に近接して配置され得る。熱管理コンポーネント１１８は、低磁場ＭＲＩシステム１００の構成要素から離れて伝達するように、限定されるものではないが、空気又は水を含む、任意の適切な熱伝達媒体を含み得る。

## 【 0 0 4 8 】

図１に示されるように、低磁場ＭＲＩシステム１００は、電力管理システム１１０に指令を送信する及び電力管理システム１１０から情報を受信する制御電子装置を有するコントローラ１０６（コンソールとも称される）を含む。コントローラ１０６は、１又は複数のパルスシーケンスを実装するように構成されることができ、このパルスシーケンスは、所望のシーケンスで磁石コンポーネント１２０を動作させるように電力管理システム１１０へ送信される指令を決定するために使用される。例えば、コントローラ１０６は、バランス定常状態自由歳差（balance steady-state free precession）（bSSFP）パルスシーケンス、低磁場勾配エコーパルスシーケンス、低磁場スピンエコーパルスシーケンス、低磁場反転回復パルスシーケンス、及び／又は任意の他の適切なパルスシーケンスにしたがって磁石コンポーネント１２０を動作させるように電力管理システム１１０を制御するように構成され得る。コントローラ１０６は、態様がこの点に限定されないところでは、ハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェアとソフトウェアの任意の適切な組み合わせとして実装され得る。

## 【 0 0 4 9 】

幾つかの実施形態では、コントローラ１０６は、パルスシーケンスリポジトリ１０８からパルスシーケンスに関する情報を得ることによってパルスシーケンスを実行するように構成されることができ、このパルスシーケンスリポジトリは、１又は複数のパルスシーケンスのそれぞれに関する情報を格納する。特定のパルスシーケンスのためにパルスシーケンスリポジトリ１０８によって格納される情報は、コントローラ１０６が特定のパルスシーケンスを実行することを可能にする任意の適切な情報であり得る。例えば、パルスシーケンスのためにパルスシーケンスリポジトリ１０８に格納される情報は、パルスシーケンスにしたがって磁石コンポーネント１２０を動作させるための１又は複数のパラメータ（例えば、ＲＦ送信及び受信コイル１２６を動作させるためのパラメータ、勾配コイル１２８を動作させるためのパラメータ等）、パルスシーケンスにしたがって電力管理システム１１０を動作させるための１又は複数のパラメータ、コントローラ１０６によって実行されるとき、コントローラ１０６に、パルスシーケンスにしたがって動作するようにシステム１００を制御させる１又は複数のプログラム、及び／又は任意の他の適切な情報を含み得る。パルスシーケンスリポジトリ１０８に格納される情報は、１又は複数の非一時的格納媒体に格納され得る。

## 【 0 0 5 0 】

図1に示されるように、コントローラ106はまた、受信したMRデータを処理するようにプログラムされるコンピューティングデバイス104と相互作用する。例えば、コンピューティングデバイス104は、任意の適切な画像再構成プロセス（複数可）を使用して1又は複数のMR画像を生成するように受信されるMRデータを処理し得る。コントローラ106は、コンピューティングデバイスによるデータの処理のために1又は複数のパルスシーケンスに関する情報をコンピューティングデバイス104に提供し得る。例えば、コントローラ106は、コンピューティングデバイス104に1又は複数のパルスシーケンスに関する情報を提供し得るとともにコンピューティングデバイスは、少なくとも部分的に、提供される情報に基づいて、画像再構成プロセスを実行し得る。

#### 【0051】

コンピューティングデバイス104は、取得したMRデータを処理し得るとともに撮像される対象の1又は複数の画像を生成し得る任意の電子装置であり得る。幾つかの実施形態では、コンピューティングデバイス104は、デスクトップコンピュータ、サーバ、ラックマウントコンピュータ、又はMRデータを処理するとともに撮像される対象の1又は複数の画像を生成するように構成され得る任意の他の適切な固定電子デバイスのような固定電子デバイスであり得る。代替的には、コンピューティングデバイス104は、スマートフォン、携帯情報端末、ラップトップコンピュータ、タブレットコンピュータ、又はMRデータを処理するとともに撮像される対象の1又は複数の画像を生成するように構成され得る任意の他のポータブルデバイスのような、ポータブルデバイスであり得る。幾つかの実施形態では、コンピューティングデバイス104は、態様がこの点に限定されないと

20

ユーザ102は、低磁場MRIシステム100の態様を制御するために（例えば、特定のパルスシーケンスにしたがって動作するようにシステム100をプログラムする、システム100の1又は複数のパラメータを調整する等）及び/又は低磁場MRIシステム100によって得られる画像を見るためにワークステーション104と相互にやり取りし得る。

#### 【0052】

図2は、本明細書に記載される技術の実施形態による、ノイズ抑制を実行するために使用され得る例示のMRIシステムの一部の例証の構成要素を示している。例えば、送信/受信システム200は、上記の援用される共に出願された特許出願に記載される例示のシステムのいずれかのような、低磁場MRIシステムの送信/受信機器の少なくとも一部（

30

例えば、送信/受信コイル126、1又は複数のコントローラ等）を形成し得る。送信/受信システム200は、撮像される対象204の励起原子から放射されるMR信号を検出するように、及び以下により詳細に論じられるように、検出されたMR信号から特性を明らかにされたノイズを抑制する又は除去するために環境におけるノイズの特性を明らかにするように、構成される。

#### 【0053】

図2に示されるように、送信/受信システム200は、励起パルスシーケンス（例えば、パルスシーケンスリポジトリ108から選択されるとともにコントローラ102によって実行されるパルスシーケンス）に応じて対象204によって放射されるMR信号を測定するように構成される一次RF受信コイル202を有する。励起パルスシーケンスは、

40

一次RF受信コイル202によって及び/又は対象204に近接して配置されるとともに動作されるとき適切なMRパルスシーケンスを作り出すように構成される1又は複数の他の送信RFコイルによって作り出され得る。一次受信コイル202は、シングルコイルであってよい又は複数のコイルであってよく、これは、後者の場合、並列MRIを実行するために使用され得る。同調回路208は、一次受信コイル202の動作を容易にするとともにRFコイル（複数可）202によって検出される信号が取得システム210に提供され、この取得システムは、検出された信号を増幅し得る、検出された信号をデジタル化し得る、及び/又は任意の他の種類の処理を実行し得る。

#### 【0054】

送信/受信システム200はまた、補助センサ（複数可）206を含み、この補助セン

10

20

30

40

50

サは、環境におけるノイズソース及び／又はMRIシステム自体によって作り出される環境ノイズを検出する又は別な方法で測定するように構成される任意の数又はタイプのセンサ（複数可）を含み得る。補助センサ（複数可）206によって測定されるノイズは、特性を明らかにされ得るとともに以下により詳細に記載される技術を使用して一次RFコイル（複数可）202によって検出されるMR信号のノイズを抑制するために使用され得る。取得システム210が、RFコイル（複数可）202及び補助センサ（複数可）206によって検出される信号を処理した後、取得システム210は、さらなる処理のために（例えば、対象204の1又は複数のMR画像を形成することにおける使用のために）MRIシステムの1又は複数の他の構成要素に処理された信号を提供し得る。取得システム210は、任意の適切な回路を有し得るとともに、例えば、本明細書に記載される実施形態にしたがってノイズ抑制を実行するようにMRIシステムを制御するように構成される1又は複数のコントローラ及び／又はプロセッサを有し得る。図2に示される構成要素は、MRIシステムによって生成されたMR信号を検出するように構成され得るとともに、例えば、RFコイルは、上記の援用される共に出願された出願に記載されるものと同様若しくは同じであり得る、又は任意の他の適切なタイプのコイルであり得る。

#### 【0055】

幾つかの実施形態では、補助センサ（複数可206）は、図3に示されるように、MRIシステムが動作している環境の1又は複数のノイズソースからノイズを測定するように構成される。幾つかの例では、補助RFコイル（複数可）306は、コイル自体によって生成される任意のノイズより周囲ノイズに実質的により高感度であるように構成され得る。例えば、補助RFコイル306は、補助コイルが補助コイル自体によって生成されるノイズより環境からのノイズにより高感度であるように、十分に大きい開口及び／又は巻き数を有し得る。幾つかの実施形態では、補助RFコイル（複数可）306は、一次RFコイル（複数可）202より大きい開口及び／又は大きい数の巻き数を有し得る。しかし、補助RFコイル（複数可）306は、この点に関して一次RFコイルと同じであり得る及び／又は、本明細書に記載される技術が任意の特定のコイルの選択に限定されないところでは、他の点に関して一次RFコイル（複数可）202と異なり得る。例えば、幾つかの実施形態では、異なるタイプの補助センサが、以下により詳細に論じられるように、RFコイルタイプセンサの代わりに使用される。

#### 【0056】

図3の例証的な実施形態では、補助RFコイル（複数可）306は、一次RFコイル202から距離305離れて位置する。距離305は、補助コイル（複数可）306が、イメージングの間にサンプルによって放射される検知MR信号を開始するようにサンプル204から十分離れているように選択され得るが、そうでなければ、補助コイル（複数可）306が一次コイル（複数可）202によって検出されるノイズと同様のノイズを検出するように、一次RFコイル202と出来る限り近くに配置され得る。この方法では、補助コイル（複数可）306によって測定されるとともに本明細書で論じられる技術を使用して（例えば、検出されたMR信号に存在するノイズを抑制する及び／又は除去するために使用されることができる伝達関数を、少なくとも部分的に、計算するために検出されたノイズを使用することによって）特性を明らかにされる1又は複数のノイズソースからのノイズは、一次コイル（複数可）202によって検出されるノイズを表し得る。補助コイル（複数可）306は、RFコイルである必要はないが、本明細書に記載される技術が任意の特定のタイプのセンサと一緒に使用に限定されないところでは、MRIシステムの性能に影響を与え得る環境におけるノイズを検出又は測定することができる任意のタイプのセンサであってよいことが理解されるべきである。

#### 【0057】

幾つかの実施形態によれば、補助センサ（複数可）206は、図4に概略的に示されるように、MRIシステムの1又は複数の構成要素にセンサ（複数可）を結合することによってノイズを測定するように構成される1又は複数の補助センサ406を含み得る。例えば、補助センサ406は、MRIシステムの1又は複数の構成要素に結合された又は別の



方法でMRIシステムによって作り出されるノイズを検出するように配置される1又は複数のセンサを含み得る。上で論じられたように、電源ケーブルは、高周波で、MRIシステムの動作に負の影響を与えることができるノイズのソースであり、特に、1又は複数の一次コイルによって検出されるノイズを作り出し得る。幾つかの実施形態によれば、補助センサ(複数可)406は、そこから作り出されるノイズを検出するようにシステムの1又は複数の電源ケーブルに(例えば、容量的又は誘導的に)結合される1又は複数のセンサを含む。検出されたノイズは、特性を明らかにされ得るとともに、例えば、補助センサ(複数可)406によって検出されるノイズの特性を明らかにする伝達関数を、少なくとも部分的に、作り出すように検出されたノイズを使用することによって、又は検出されるMR信号に直接的に適用されることによって、検出されるMR信号からノイズを抑制するために使用され得る。

10

#### 【0058】

上で論じられたように、低磁場レジームは、多種多様な状況で用いられることができる及び/又はある場所から他の場所に大抵輸送されることができるシステムを促進し得る。結果として、低磁場MRIシステムは、特別にシールドされた部屋の外でしばしば動作する。したがって、幾つかの低磁場MRIシステムは、シールドされた構成要素に少なくとも幾つかのEMIが達するのを防ぐためにシステムの1又は複数の構成要素の部分的なシールドを用い得る。本発明者は、1又は複数のセンサをシステムの1又は複数のEMIシールド(例えば、1又は複数の構成要素のファラデーケージ又は同様のもの)に結合することによって、1又は複数のEMIシールドによって吸収されるノイズが測定され、特性を明らかにされ、検出されたMR信号からノイズを抑制する及び/又は除去するために使用されることができることを理解していた。幾つかの実施形態によれば、補助センサ(複数可)406は、ノイズ抑制を促進するために使用されることができるEMIシールドによって吸収されるノイズを測定するために、1又は複数のEMIシールドとグランドとの間に結合される1又は複数のセンサを含む。例えば、EMIシールドから検出されるノイズは、少なくとも部分的に、検出されるMR信号からノイズを抑制及び/又は除去するのに用いられることができる伝達関数を計算するために使用され得る。補助センサ(複数可)406は、態様がこの点に限定されないところでは、ノイズを検出できる任意の他の種類のセンサを含んでよい。

20

#### 【0059】

幾つかの実施形態によれば、補助センサ(複数可)206は、図5に示されるように一次コイル(複数可)それ自体を含み、一次RFコイル(複数可)は、一次RFコイル(複数可)が幾つかの状況において両方の役割を実行し得るとき、システムのための一次受信コイル202及び補助センサ506両方として標識付けられる。上で論じられたように、本発明者は、あるパルスシーケンスが、同様にその上のノイズを抑制するために一次コイル(複数可)から取得される信号を使用することを容易にすることを認識していた。パルスシーケンスは、概して、MR応答を誘起するように、規定されたシーケンスで送信コイル(複数可)及び勾配コイル(複数可)を動作させることを指す。同じ空間エンコーディングを使用して同じパルスシーケンスを繰り返すことによって、「冗長」MR信号が、得られることができるとともにMR信号に存在するノイズを推定するために使用されることが

30

40

#### 【0060】

低磁場MRIの比較的低い信号対雑音比(SNR)に取り組むために、パルスシーケンスが用いられており、これは、(例えば、同じ方法で勾配コイルを駆動するように同じ動作パラメータを用いてパルスシーケンスを繰り返すことによって)同じ空間エンコーディングを使用するMRデータ取得を繰り返す。多数の取得にわたって得られたMR信号は、SNRを増加させるために平均化される。例えば、バランス定常状態自由歳差(bSSFP)パルスシーケンスが、多数の取得にわたってMRデータを迅速に得るために使用されることができ、この取得は、次に、SNRを増加させるために共に平均化される。用語「平均」は、ここでは、絶対平均(absolute average)(例えば、平均(mean))、荷重平

50

均、又は多数の取得からMRデータを組み合わせることによってSNRを増加させるために使用されることができ任意の他の技術を含む、信号を組み合わせるための任意の種類のスキームを説明するために使用されている。bSSFPパルスシーケンスは、連続するMRデータ取得の間でB<sub>0</sub>場と再整列するように、正味の磁化のための待ち時間(waiting)を必要としない(例えば、連続的な取得は、0に減少するように横磁化ベクトルのために待つ必要無しに得られ得る)ので、多数の取得が迅速に得られ得る。しかし、任意のパルスシーケンスが、態様がこの点に限定されないところでは、同じ場所において多数の取得を実行するために使用されることができ。

#### 【0061】

本発明者は、同じ空間エンコーディングを使用して実行される多数の取得の間に得られるMRデータが、検出されるMR信号からノイズを抑制及び/又は除去するために使用され得ることを理解していた。上で論じられたように、多数のシーケンスが、同じ空間エンコーディングでパルスシーケンスを繰り返すことによって実行されるとき、得られるMR信号は同じ又はほぼ同じはずであり、差はノイズに起因し得る。このようなものとして、多数の取得にわたって得られたMR信号をシフトさせるとともに信号間の差を計算する位相が、MRデータを破壊する(corrupting)ノイズを評価するための手段を提供する。差は、位相シフト及び用いられるパルスシーケンスの種類に応じて位相シフトMR信号を加算又は減算のいずれかをすることによって、得られ得る。例えば、bSSFPパルスシーケンスは、差が、位相を適切にシフトされているMR信号に加えることによって計算され得るように、その後の取得でパルスシーケンスの極性を反転させる。しかし、極性を反転させない他のパルスシーケンスを使用して得られるMR信号は、多数のMR取得の間の差を得るために適切に位相シフトされた後、減算され得る。同じ空間エンコーディングを使用して得られる多数の取得(例えば、10、20、50、100、150又はそれより多い)は、十分大きいSNRを達成するために低磁場環境で既に実行され(るとともに平均化され)得るので、ノイズ推定値を計算するために取得の1又は複数を使用することは、仮にそうであるとしても、実質的に取得時間を増加させない。

#### 【0062】

同じ空間エンコーディングを用いて多数の取得にわたって得られた計算されたノイズ(例えば、MR信号間の差)は、検出されたMR信号のノイズを抑制及び/又は除去するために使用されることができ。幾つかの実施形態によれば、上述の技術にしたがって計算されたノイズは、如何により詳細に論じられる方法でノイズを抑制及び/又は除去するために使用されることができ伝達関数を、少なくとも部分的に、決定するために使用され得る。しかし、多数のMR取得の間の差を決定することによって計算されたノイズは、態様がこの点に限定されないところでは、ノイズを抑制及び/又は除去するために他の方法で用いられることができる。例えば、同じ場所から得られた多数のMR取得の間の差を決定することに基づいて計算されるノイズは、検出されるMR信号に直接適用され得る又はさらなる処理の後に適用され得る。同じ空間エンコーディングを使用して得られる多数の取得を比較することによって計算されるノイズは、検出されるMR信号からノイズを動的に抑制及び/又は除去するために使用されることができることが理解されるべきである。この方法では、ノイズキャンセリングが、環境における変化するノイズ状況に動的に適合する。

#### 【0063】

上で論じられたように、1又は複数の補助センサは、この幾つかの例は前述されているが、1又は複数のノイズソースからのノイズの特性を明らかにするために及び/又は検出されるMR信号からノイズを抑制及び/又は除去するために使用され得る。幾つかの実施形態によれば、1又は複数の補助センサによって検出されるノイズは、検出されたノイズを1又は複数の一次受信コイルによって検出されるノイズの近似値に変換するために使用されることができ伝達関数を決定するために使用される。幾つかの実施形態によれば、1又は複数の補助センサによって検出されるノイズは、伝達関数を使用することなしにノイズを抑制するために検出されるMR信号に適用される。

## 【0064】

非限定の例として、ノイズ抑制構成要素（例えば、図2-5に示される取得システム210）は、以下の式により、補助センサ206によって検出される、信号 $s_{aux}(t)$ 、及び一次から補助センサ（PA）伝達関数 $H_{PA}(\omega)$ を使用することによって、一次RFコイル202によって検出される、信号 $s_{pri}(t)$ におけるノイズを抑制することができ、

$$s_{comp}(t) = s_{pri}(t) - \mathcal{F}^{-1}\{H_{PA}(\omega)S_{aux}(\omega)\}, \quad (1)$$

10

ここで $S_{aux}(\omega)$ は $s_{aux}(t)$ のフーリエ変換であり、 $\mathcal{F}^{-1}\{\}$ は逆フーリエ変換演算子であり、 $s_{comp}(t)$ は、ノイズが抑制された信号である。式(1)のノイズ補償計算は、多数の方法のいずれかで実行されてよく、例えば、本明細書に記載されるノイズ抑制技術がこの点に限定されないところでは、周波数領域又は時間領域で実行され得る。PA伝達関数を推定するための例示的な技術は、以下により詳細に記載される。

## 【0065】

図6は、本明細書に記載される技術の幾つかの実施形態による、ノイズ抑制を実行するための例証的なプロセス600のフローチャートであり、例示の伝達関数を決定するための技術の詳細な説明を含み、最初に補助センサと一次受信コイルとの間の伝達関数に関して、多数の補助センサと一次受信コイルとの間の伝達関数（マルチチャンネル伝達関数）の説明が続く。シングル又はマルチチャンネル伝達関数が、この点でノイズキャンセリングが任意の数及び種類の補助センサ並びに任意の数及び種類の受信コイルを使用して実行されることができるよう、任意の数の受信コイルに関して計算されることが理解されるべきである。プロセス600は、任意の適切なMRIシステムの構成要素によって実行されることができ、例えば、図1を参照して記載されたMRIシステム100の構成要素及び図2-5に示された関連する構成要素によって実行され得る。

20

## 【0066】

プロセス600は、動作602及び604で始まり、MRIシステムは、一次RFコイル（例えば、RFコイル202）を使用してMRデータを得るとともに1又は複数の補助センサ（例えば、1又は複数のRFコイル306及び/又は1又は複数の他のセンサ206、406、506、等）を使用してノイズデータを得る。上で論じられたように、任意の数の任意の種類の補助センサが、MRIシステムの環境におけるノイズの特性を明らかにするために使用され得る。ノイズ抑制技術の態様を説明するために、一次RFコイル及び補助センサの場合が最初に検討される。一次RFコイル及び補助センサは、補助センサによって取得されるノイズデータが、一次RFコイルによって取得されるMRデータのノイズを抑制するために使用され得るように、実質的に同時にMR及びノイズデータを得るために動作し得る。

30

## 【0067】

一次RFコイルによって得られる信号は、撮像されているサンプルによって放射されるMR信号及びノイズの両方を含み得る。例えば、 $s_{pri}(t)$ が、一次RFコイルによって測定される全信号を表す場合、 $s_{pri}(t)$ は：

40

$$s_{pri}(t) = m_{pri}(t) + n_{pri}(t)$$

と表わされ、ここで $m_{pri}(t)$ 及び $n_{pri}(t)$ は、一次RFコイルによって測定された全信号のMR信号及びノイズ成分を表す。補助センサが（一次RFコイル及び撮像されているサンプルに対する補助センサの配置のために）ごく少量のMR信号を測定することを仮定すると、補助センサによって測定される信号は、大部分は周囲のRFノイズを含む。例えば、 $s_{aux}(t)$ が補助センサによって測定される全信号を表す場合、 $s_{aux}(t)$ は：

$$s_{aux}(t) = n_{aux}(t)$$

50

にしたがって表わされることができ、ここで  $n_{aux}(t)$  は補助センサによって測定されるノイズである。

【0068】

上で論じられたように、一次RFコイル及び補助センサによって測定された信号のノイズ成分は、一次コイルと補助センサとの間の物理的な違い並びに場所及び向きの違いのために、異なり得る（例えば、 $n_{pri}(t)$  は  $n_{aux}(t)$  と異なり得る）。しかし、本発明者は、一次RFコイル及び補助センサによって測定されたノイズ信号間の関係が、両者が1又は複数の共通のソースからのノイズを測定しているので、確立され得ることを理解していた。このような関係は、幾つかの実施形態では、以下に詳述されるように一次から補助への伝達関数  $H_{PA}(\ )$  によって表され得る。

【0069】

例えば、幾つかの実施形態では、ノイズ信号  $n_{pri}(t)$  及び  $n_{aux}(t)$  のそれぞれは、限定されるものではないが、低磁場MRIシステムの環境の1又は複数のソースからのノイズ、一次RFコイル及び/又は補助センサによって生成されるノイズ、並びにMRIシステムの1又は複数の他の構成要素によって生成されるノイズ（例えば、同調回路、取得システム、電源ケーブル、等によって生成されるノイズ）を含む幾つかの独立したソースからのノイズを含み得る。したがって、例えば、ノイズ信号  $n_{pri}(t)$  及び  $n_{aux}(t)$  は：

$$n_{pri}(t) = c_{pri}(t) + u_{pri}(t), \text{ 及び}$$

$$n_{aux}(t) = c_{aux}(t) + u_{aux}(t) \cong c_{aux}(t),$$

として表わされることができ、ここで、 $c_{pri}(t)$  及び  $c_{aux}(t)$  は、一次コイル及び補助センサそれぞれによって検出される1又は複数の共通のノイズソースによって生成される相関ノイズを表し（すなわち、信号  $c_{pri}(t)$  及び  $c_{aux}(t)$  は相関し）、 $u_{pri}(t)$  及び  $u_{aux}(t)$  は、一次コイル及び補助センサそれぞれによって検出される無相関ノイズを表す（例えば、一次コイル及び補助センサそれら自体によって生成されるノイズ）。上述のように、幾つかの実施形態では、補助センサは、センサ自体によって生成されるノイズより環境からのノイズにより高感度であるように構成される。例えば、補助センサは、十分大きい開口及び/又は巻き数を有する補助RFコイルであり得る。このようなものとして、 $c_{aux}(t)$  は、 $u_{aux}(t)$  より十分に大きくなり得るので、

$$n_{aux}(t) \cong c_{aux}(t).$$

【0070】

ノイズ信号  $c_{pri}(t)$  及び  $c_{aux}(t)$  のそれぞれは、共通のノイズソース（複数可）に関してそれぞれの測定伝達関数を通じて表されることができ。例えば、フーリエ領域では、ノイズ信号  $c_{pri}(t)$  及び  $c_{aux}(t)$  のフーリエ変換  $C_{pri}(\ )$  及び  $C_{aux}(\ )$  は：

$$C_{pri}(\ ) = H_{pri}(\ ) C_s(\ )$$

$$C_{aux}(\ ) = H_{aux}(\ ) C_s(\ )$$

として表されることができ、ここで  $C_s(\ )$  は、共通ノイズソースのフーリエ変換であり、 $H_{pri}(\ )$  及び  $H_{aux}(\ )$  は、共通ノイズソースと一次受信コイル及び補助センサとの間のチャンネルをそれぞれ表す。上の式を組み合わせることは：

$$C_{pri}(\ ) = H_{PA}(\ ) C_{aux}(\ )$$

を生み、ここで、

$$H_{PA}(\omega) = \frac{H_{pri}(\omega)}{H_{aux}(\omega)},$$

10

20

30

40

50

は一次から補助への伝達関数である。

#### 【 0 0 7 1 】

プロセス 6 0 0 の議論に戻ると、MR 及びノイズ信号が動作 6 0 2 及び 6 0 4 で取得された後、プロセス 6 0 0 は、動作 6 0 6 に進み、一次から補助への ( P A ) 伝達関数を得られる。幾つかの実施形態では、P A 伝達関数は、動作 6 0 6 で P A 伝達関数を得ることが P A 伝達関数の表現 ( 例えば、P A 伝達関数の周波数領域又は時間領域表現 ) にアクセスすることを含むように、事前に推定されていてよい。他の実施形態では、動作 6 0 6 において伝達関数を得ることは、推定すること及び / 又は伝達関数の推定を更新することを含んでよい。P A 伝達関数を推定する技術は以下により詳細に記載される。

#### 【 0 0 7 2 】

次に、動作 6 0 8 において、動作 6 0 4 において得られたノイズデータ及び動作 6 0 6 において得られた P A 伝達関数が動作 6 0 2 で得られた MR データのノイズを抑制又はキャンセルするために使用され得る。これは、上述の式 ( 1 ) を使用して、式 ( 1 ) の任意の同等の式を使用して ( 例えば、全計算が周波数領域で実行され得る ) 、又は任意の他の適切な方法で行われ得る。

#### 【 0 0 7 3 】

上述のように、一次から補助への伝達関数は、低磁場 MRI システムのような MRI システムの一次 RF コイルによって取得される MR データのノイズを抑制するために使用され得る。幾つかの実施形態では、一次から補助への伝達関数は、一次 RF コイル及び補助センサによって得られた較正測定値から推定され得る。これは、任意の適切な方法で行われ得る。例えば、P A 伝達関数は、MR 信号が存在しないときに又は MR 信号の強度が、一次 RF コイルによって検出されるノイズの強度に対して小さいときに選ら得る較正測定値から推定され得る。他の例として、P A 伝達関数は、MR 信号が存在するときに ( 例えば、MRI システムの動作中に ) 得られる較正測定値から推定され得る。任意の適切な数の較正測定値が使用され得る ( 例えば、少なくとも 1 0 0 、1 0 0 - 1 0 0 0 、少なくとも 1 0 0 0 、等 ) 。より多くの測定値が使用されるとき、P A 伝達関数は、より高い解像度で ( 例えば、より多くの周波数値で ) 及び / 又は実際のノイズ環境に対する増加した忠実度で推定され得る。P A 伝達関数は、ここに記載される技術が任意の特定の計算方法に限定されないところでは、最小二乗推定技術又は任意の他の適切な推定技術を使用して推定され得る。

#### 【 0 0 7 4 】

1 つの非限定例として、時間 {  $t_k$  } で一次コイルによって取得される信号が如何なる MR 信号も含まないとき又は MR 信号の強度が一次 RF コイルによって検出されるノイズの強度に対して小さいとき、 $s_{pri}(t_k) = n_{pri}(t_k)$  なので、 $s_{pri}(t_k)$  の離散フーリエ変換は：

$S_{pri}(k) = C_{pri}(k) + U_{pri}(k)$   
 によって与えられ、ここで  $C_{pri}(k)$  は  $c_{pri}(t_k)$  の離散フーリエ変換であり、 $U_{pri}(k)$  は  $u_{pri}(t_k)$  の離散フーリエ変換である。 $C_{pri}(k) = H_{PA}(k) S_{ref}(k)$  なので、一次コイルで受信される信号の離散フーリエ変換は、

$S_{pri}(k) = H_{PA}(k) S_{aux}(k) + U_{pri}(k)$  ( 2 )  
 にしたがって、補助センサで受信される信号の離散フーリエ変換の関数として表され得る。

#### 【 0 0 7 5 】

式 ( 2 ) は、独立した式のセットを表し、1 つがそれぞれの周波数成分  $k$  に関する。 $U_{pri}$  及び  $H_{PA}$  は未知であるので、単一の較正測定値から  $H_{PA}$  を決定することはできないかもしれない。M 個の較正測定値 ( 例えば、少なくとも 1 0 、少なくとも 1 0 0 、少なくとも 1 0 0 0 の較正測定値 ) が、各周波数成分に関して  $S_{pri}$  及び  $S_{aux}$  の多数の例が得られるように、作られるとき、P A 伝達関数は、任意の適切な推定技術により、例えば、最小二乗推定により、未知の  $U_{pri}$  にもかかわらず、決定されることができ

10

20

30

40

50

る。これは、多数の測定値が無相関ノイズを平均するために使用され得るので、そうなる。M 較正測定値が与えらえるとき、P A 伝達関数のための最小二乗推定は、各周波数成分 k に関する以下の行列方程式を考慮することによって得られることができ、

$$\begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix} = H_{PA}(\omega_k) \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix},$$

これは、

$$H_{PA}(\omega_k) = \left\{ \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix}. \quad 10$$

にしたがって、解かれることができる。

【 0 0 7 6 】

前述から理解され得るように、上述の推定法は、多数の周波数ビンに関する一次から補助への伝達関数の値を推定するために多数の測定値（すなわち、一次及び補助コイルのそれぞれによって測定される M 個のノイズ信号）を使用する。これは、伝達関数を推定するために単一測定値（すなわち、一次及び補助コイルのそれぞれによって測定される単一の信号）に依存する技術に比べて、P A 伝達関数の著しく向上した推定をもたらす。このよ 20  
うな単一測定値技術は、減算の前に基準信号をスケーリングすること（scaling）とともに時間シフトすること（time-shifting）を含んでよく、この減算は、一次コイル及び補助コイルで受信されるときノイズ信号間の位相の差を補正するが、（本明細書に記載される多数測定値技術と異なり）周波數位相差を補正しない。

【 0 0 7 7 】

他の単一測定値技術は、一次コイルで受信される信号から補助ノイズ信号を減算する前に周波数領域における補助ノイズ信号をスケーリングすること及び調整することを含み得る。これは、一次コイル及び補助コイルによって受信される信号の離散フーリエ変換（D F T）を使用することによって達成されることができる。最適なスケーリング及び位相シフトは、多数の周波数ビンにわたる最小二乗近似（a least-squares fit）によって決 30  
定されることができる。例えば、 $S_{pri}(\omega_k)$  が一次受信コイルで測定される信号の D F T であり且つ  $S_{aux}(\omega_k)$  が同時に補助コイルで測定される信号の D F T である場合、（[ k 1、k 2 ] の範囲における）周波数ビンのサブセットに関する平均スケーリング及び位相シフト S P F は：

$$SPF = \frac{\sum_{k1}^{k2} S_{aux}(\omega_k) S_{pri}(\omega_k)}{\sum_{k1}^{k2} S_{aux}(\omega_k) S_{aux}(\omega_k)}.$$

にしたがって計算され得る。

【 0 0 7 8 】

この単一測定値技術は、周波数依存補正值を作るために使用され得るが、この方法は、補正值の周波数解像度とスケーリング及び位相オフセットの推定値の精度との間のトレードオフを必要とする。特に、この「単一測定値の周波数ビンにわたる平均化」技術は、P A 伝達関数の劣った（例えば、高い相違の、偏った）推定値をもたらす。対照的に、上述の多数測定値技術は、偏っていない、低い相違の推定値を提供する。 40

【 0 0 7 9 】

上述のように、本発明者は、多数のコイルの使用が、よりロバストなノイズ検出及び／又はキャンセリング、加速された画像取得、等を含む、多くの方法で改良された M R I を促進し得ることを理解していた。多数の一次受信コイル及び／又は多数の補助センサが使用される実施形態では、センサの全ては、同じ種類であってよい又は異なる種類であってよい。例えば、1 又は複数の R F コイルがセンサとして使用される状況では、ゼロの、幾 50

つかの、又は全てのコイルがシールドされ得る。他の例として、コイルは、異なる感度を有することができる。他の種類のセンサが使用されるとき、センサ及び一次受信コイル（複数可）の特性の少なくとも幾つかは、必ず異なり得るが、幾つかは同様又は同じであってよい。

#### 【0080】

幾つかの実施形態では、多数の補助RFコイル及び／又は一次RFコイルが、イメージングを加速するために使用され得る。例えば、同じ又は異なるノイズソースからのノイズを検知するために使用される多数のRFコイルは、並列MRを実行するためにも使用され得る。この方法では、多数のRFコイルは、ノイズ特性を明らかにする機能並びに並列受信コイルとしてのそれらの使用による加速された画像取得の両方を提供し得る。

10

#### 【0081】

幾つかの実施形態では、上述のように、多数のセンサが、多数のノイズソースの存在におけるノイズ補償を実行するために使用され得る。Nは1より大きい整数である、N個の相関ノイズソースを有する環境において、一次コイル及び補助センサによって受信されるノイズ信号  $c_{pri}(t)$  及び  $c_{aux}(t)$  のフーリエ変換  $C_{pri}(\omega)$  及び  $C_{aux}(\omega)$  は：

$$C_{pri}(\omega) = H_{pri,1}(\omega)C_1(\omega) + H_{pri,2}(\omega)C_2(\omega) + \dots + H_{pri,N}(\omega)C_N(\omega)$$

$$C_{aux}(\omega) = H_{aux,1}(\omega)C_1(\omega) + H_{aux,2}(\omega)C_2(\omega) + \dots + H_{aux,N}(\omega)C_N(\omega),$$

20

として表されることができ、ここで、 $C_j(\omega)$ 、 $1 \leq j \leq M$  はj番目のノイズソースからのノイズ信号のフーリエ変換であり、 $H_{pri,j}(\omega)$  は一次コイルとj番目のノイズソースとの間の伝達関数であり、 $H_{aux,j}(\omega)$  は補助センサとj番目のノイズソースとの間の伝達関数である。比  $H_{pri,j}(\omega) / H_{aux,j}(\omega)$  が1又は複数のノイズソースに関して異なるとき、単一の補助センサのみを使用して高い品質のノイズ補償を行うことはできないかもしれない。しかし、多数の補助センサが、以下に記載されるこの状況においてノイズ補償を実行するために使用され得る。

#### 【0082】

以下に記載されるのは、どのように多数の補助センサが多数の異なるノイズソースに関してノイズ補償を実行するために使用され得るかの非限定の例である。一般性を失わずに、MRシステムが一次コイル及びP個の補助センサ（ここでPは1以上の任意の整数）を有することを仮定する。さらに、MRシステムは、N個の異なるノイズソース（ここでNは1以上の整数）がある環境で展開されることを仮定する。 $H_{ij}(\omega)$  はi番目の補助センサ（ここで  $1 \leq i \leq P$ ）とj番目のノイズソース（ここで  $1 \leq j \leq N$ ）との間の伝達関数を示すとしてしよう。以下の式のセットは、補助センサによって受信される信号のフーリエ変換をノイズソースによって作り出されるノイズ信号のフーリエ変換に関連付ける：

30

$$\begin{bmatrix} H_{11} & \dots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \dots & H_{PN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix},$$

40

ここで、 $C_{aux,i}$ 、 $1 \leq i \leq P$  は、i番目の補助センサで受信される信号のフーリエ変換であり、 $C_j(\omega)$ 、 $1 \leq j \leq N$  はj番目のノイズソースからのノイズ信号のフーリエ変換であり、周波数への全ての項の依存は明示的に示されていない（ $(\omega)$  は簡潔さのために隠されている）が、上記行列方程式の全ての項は周波数の関数であることが理解されるべきである。

#### 【0083】

補助センサの数が、ノイズソースの数以上であるとき（すなわち、 $P \geq N$ ）、上記行列方程式は：

50

$$\begin{bmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_N \end{bmatrix} = \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}.$$

にしたがってノイズ信号に関して解かれ得る。

【 0 0 8 4 】

このような解が存在する場合、一次受信コイルで測定される相関ノイズは、補助センサの全てによって得られる測定値に関して：

$$C_{pri} = [H_{pri,1} \quad \cdots \quad H_{pri,N}] \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}$$

10

にしたがって表され得る。

【 0 0 8 5 】

マルチチャンネル伝達関数  $H_{MPA}$  が以下の式にしたがって規定され得る：

【 0 0 8 6 】

$$H_{MPA} = [H_{PA,1} \quad \cdots \quad H_{PA,P}] = [H_{pri,1} \quad \cdots \quad H_{pri,N}] \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T. \quad (20)$$

【 0 0 8 7 】

そして、一次コイルによって測定されるノイズは、全ての補助コイルで測定されるノイズ信号の線形結合であることがわかるであろう：

$$C_{pri} = [H_{PA,1} \quad \cdots \quad H_{PA,P}] \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}. \quad (3)$$

30

【 0 0 8 8 】

したがって、P 個の補助センサによって測定されるノイズ信号が与えらえると（例えば、そのフーリエ変換は、 $C_{aux,i}$ 、 $i = 1 \dots P$ 、によって与えられる）、上記方程式は、一次受信コイルで受信されるノイズ信号を推定するために使用され得る（例えば、そのフーリエ変換は  $C_{pri}$  によって与えられる）。次に、推定されたノイズ信号は、ノイズ抑制を実行するために、一次受信コイルによって測定される全体的な信号（この信号は、MR 信号成分及びノイズ成分の両方を有する）から減算され得る。

【 0 0 8 9 】

しかし、上記方程式（3）を使用するために、マルチチャンネル一次から補助への伝達関数  $H_{MPA} = [H_{PARC,1} \quad \cdots \quad H_{PARC,P}]$  が必要とされる。これは、任意の適切な方法で達成されてよく、幾つかの実施形態では、（例えば、MR 信号が存在しないときの時点において）一次受信コイル及び補助センサを使用して多数の測定値を作ることによって並びにマルチチャンネル一次から補助への伝達関数を推定するためにこれらの測定値を使用することによって行われ得る。例えば、P 個の補助センサ及び一次受信コイルのそれぞれにおいてノイズ信号の M 個の測定値が与えられると、 $H_{MPA}$  は、各周波数成分  $k$ （ $k$  は周波数ビンに対するインデックスである）に関して最小二乗推定を使用して：

40



$$\begin{bmatrix} H_{PA,1}(\omega_k) \\ \vdots \\ H_{PA,P}(\omega_k) \end{bmatrix} = \left\{ \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \right\}^{-1} \times \\ \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix},$$

推定されることができ、ここで、 $S_{aux,i}(\omega_k)_m$  は、 $i$  番目の補助センサによって得られた  $m$  番目に測定された信号のフーリエ変換の  $k$  番目の周波数ビンの値を示し、 $S_{pri}(\omega_k)_m$  は、一次受信コイルによって得られた  $m$  番目に測定された信号のフーリエ変換の  $k$  番目の周波数ビンの値を示す。この最小二乗アプローチは、以下の行列の列が、互いにできる限り直交であるとき、最も完全な補正を提供する：

$$\begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}.$$

#### 【0090】

言い換えると、各補助センサは、他の補助センサから固有の方法で異なるノイズソースの幾つか又は全てを検出し得る。近接場ソースの存在を補正するために、複数のセンサは、ノイズソースの幾つかに対して多少敏感であるように異なる場所に置かれ得る。幾つかの実施形態では、複数のセンサは、互いに直交するように向けられ得る（例えば、1つのセンサは“X”方向に向けられることができ、他のセンサは“Y”方向に向けられることができ、他のセンサは“Z”方向に向けられることができる）。この方法では、時間変化する干渉場の各ベクトルが捕えられ得る。他の直交測定値を提供するために補助センサとして1又は複数のアンテナを使用することも有益であり得る。

#### 【0091】

本明細書に記載された技術は、それぞれのノイズソースによって作り出されるノイズを検出するのに適する任意の数及び／又は種類のセンサを使用してMRIシステムの環境におけるノイズを検出することを容易にすることが理解されるべきである。結果として、MRIシステムの性能に影響を及ぼし得る様々なソースからのノイズが、検出され得るとともに、動作中にMRIシステムによって検出されるMRI信号からノイズを抑制及び／又は除去するために使用され得る。本明細書に記載された技術は、MRIシステムの特定のノイズ環境で働くので、本明細書に記載されたノイズ抑制技術は、システムが必要とされ得るところではどこでもMRIシステムの展開を促進し、システムが特別にシールドされた部屋に設置される要件を取り除く。変化するノイズ環境に動的に適合する能力は、ノイズソースが時間にわたって変化し得る環境を含む、概してノイズのある環境で展開されることができるMRIシステムの開発を促進する。本明細書に記載された技術は、MRIシステムの動作中に用いられることができるので、ノイズ環境は、システムが現在曝されている同じノイズ環境を反映するように、動的に特性を明らかにされることができる。低磁場MRIシステムに関連して用いられるとき、本明細書に記載されたノイズ抑制技術を使用して、コスト効率の良く、高可用性及び運搬可能なMRI解決法がある程度達成され得る。

#### 【0092】

本開示に記載の本技術の幾つかの態様及び実施形態がこのように記載されているが、様々な代替、修正、及び改良が当業者に容易に思い浮かぶであろうことが理解されるべきである。そのような代替、修正、及び改良は、本明細書に記載された技術の精神及び範囲の中にあることが意図される。例えば、当業者は、機能を実行する並びに／又は本明細書に記載された結果及び／又は1若しくは複数の利点を得るための様々な他の手段及び／又は

10

20

30

40

50

構造を容易に想起し、このような変形及び／又は修正のそれぞれは本明細書に記載された実施形態の範囲内にあると見なされる。当業者は、単なる通常の実験を使用して、本明細書に記載される特定の実施形態に対する多くの均等物を認識する又は突き止めるであろう。したがって、前述の実施形態は単なる例としてであり、添付の請求項及びそれらの均等の範囲内で、発明の実施形態は、具体的に記載される以外に実施され得ることが理解されるべきである。加えて、本明細書に記載される２以上の特徴、システム、物品、材料、キット及び／又は方法の任意の組合せは、このような特徴、システム、物品、材料、キット、及び／又は方法が互いに矛盾しない限り、本開示の発明の範囲内に含まれる。

#### 【 0 0 9 3 】

上述の実施形態は、多くの方法のいずれかで実装することができる。プロセス又は方法の実行を含む本開示の１又は複数の態様及び実施形態は、プロセス若しくは方法を実行するように、又はプロセス若しくは方法の実行を制御するように、デバイス（例えば、コンピュータ、プロセッサ、又は他のデバイス）によって実行可能なプログラム命令を利用し得る。これに関して、様々な本発明の概念が、１又は複数のコンピュータ又は他のプロセッサで実行されるとき、上述の様々な実施形態の１又は複数を実装する方法を実行する１又は複数のプログラムをエンコードされるコンピュータ可読記憶媒体（又は複数のコンピュータ可読記憶媒体）（例えば、コンピュータメモリ、１若しくは複数のフロッピーディスク、コンパクトディスク、光学ディスク、磁気テープ、フラッシュメモリ、フィールドプログラマブルゲートアレイ若しくは他の半導体デバイスの回路構成、又は他の有形のコンピュータ記憶媒体）として、具体化され得る。コンピュータ可読媒体は、それに記憶されたプログラムが上述の態様の様々なものを実装するように１若しくは複数の異なるコンピュータ又は他のプロセッサ上にロードされることができるよう、輸送可能であり得る。幾つかの実施形態では、コンピュータ可読媒体は、非一時的媒体であり得る。

#### 【 0 0 9 4 】

用語「プログラム」又は「ソフトウェア」は、上述の様々な態様を実装するようにコンピュータ又は他のプロセッサをプログラムするために用いられ得る任意のタイプのコンピュータコード又はコンピュータ実行可能命令のセットを指すように、一般的な意味で本明細書では使用される。加えて、１つの態様にしたがって、実行されるとき本開示の方法を実行する１又は複数のコンピュータプログラムは、単一のコンピュータ又はプロセッサ上に存在する必要はないが、本開示の様々な態様を実装するように幾つかの異なるコンピュータ又はプロセッサ間でモジュール的やり方で分散され得ることが理解されるべきである。

#### 【 0 0 9 5 】

コンピュータ実行可能命令は、１又は複数のコンピュータ又は他のデバイスによって実行される、プログラムモジュールのような、多くの形態であり得る。一般的に、プログラムモジュールは、特定のタスクを行う又は特定の抽象データ型を実装する、ルーチン、プログラム、オブジェクト、コンポーネント、データ構造などを含む。典型的には、プログラムモジュールの機能は、様々な実施形態において望まれるように組み合わせられ得る又は分散され得る。

#### 【 0 0 9 6 】

また、データ構造は、任意の好適な形式でコンピュータ可読媒体内に記憶され得る。説明を簡単にするために、データ構造は、データ構造内の位置により関係付けられるフィールドを有するように示されることがある。このような関係は同様に、フィールド間の関係を伝えるコンピュータ可読媒体内の位置にフィールドのための記憶を割り当てることにより実現され得る。しかし、任意の適切なメカニズムが、データ要素間の関係を確立するポインタ、タグ、又は他のメカニズムを使用することを含む、データ構造のフィールド内の情報間の関係を確立するために使用され得る。

#### 【 0 0 9 7 】

本発明の上述の実施形態は、任意の多数の方法で実装されることができ、例えば、実施形態は、ハードウェア、ソフトウェア、又はそれらの組合せを使用して実装され得る。

ソフトウェアに実装されるとき、ソフトウェアコードは、単一のコンピュータに設けられていても、又は複数のコンピュータ間に分散されていても、任意の適切なプロセッサ、又は一群のプロセッサ上で実行されることができる。上述の機能を実行する任意のコンポーネント又は一群のコンポーネントが、上で論じられた機能を制御するコントローラとして総称的に見なされることが理解されるべきである。コントローラは、専用ハードウェアを用いて、又は上記機能を実行するようにマイクロコード又はソフトウェアを使用してプログラムされる汎用ハードウェア（例えば、1又は複数のプロセッサ）を用いてのよう、多くの方法で実装されることができ、コントローラがシステムの複数のコンポーネントに対応するとき、方法の組合せで実装され得る。

【0098】

10

さらに、コンピュータは、非限定の例として、ラックマウントコンピュータ、デスクトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、又はタブレットコンピュータのような、いくつかの形式のいずれかで具体化され得ることが理解されるべきである。加えてコンピュータは、携帯情報端末（PDA）、スマートフォン又は任意の他の適切なポータブル若しくは固定電子デバイスを含む、コンピュータと広く見なされないが、適切な処理能力を有するデバイスに組み込まれてよい。

【0099】

また、コンピュータは、1又は複数の入出力デバイスを有してもよい。これらのデバイスは、とりわけ、ユーザインタフェースを提示するために、使用されることができる。ユーザインタフェースを提供するために使用されることができる出力デバイスの例は、出力の視覚的な提示のためのプリンタ若しくはディスプレイスクリーン、又は出力の音声的な提示のためのスピーカ若しくは他の音発生装置を含む。ユーザインタフェースのために使用されることができる入力デバイスの例は、キーボード、並びにマウス、タッチパッド、及びデジタイズタブレットのようなポインティングデバイスを含む。他の例として、コンピュータは、音声認識を通じて、又は他の音声形式で入力情報を受信してよい。

20

【0100】

このようなコンピュータは、ローカルエリアネットワーク、又は、企業ネットワーク、及びインテリジェントネットワーク（IN）若しくはインターネットのようなワイドエリアネットワークを含む、任意の適切な形式の1又は複数のネットワークによって相互接続され得る。このようなネットワークは、任意の適切な技術に基づき、任意の適切なプロトコルに従って動作し、且つ無線ネットワーク、有線ネットワーク若しくは光ファイバネットワークを含む得る。

30

【0101】

また、説明されたように、幾つかの態様は1又は複数の方法として具体化され得る。方法の一部として実行される動作は、任意の適切な方法で順序付けられてよい。したがって、動作が示されたものとは異なる順序で実行される実施形態が構築されてもよく、この実施形態は、例示的な実施形態において連続した動作として示されているとしても、幾つかの動作を同時に実行することを含み得る。

【0102】

本明細書で定義及び使用された全ての定義は、辞書的定義、参照によって援用される文献の定義、及び/又は定義された用語の一般的な意味を支配するように理解されるべきである。

40

【0103】

本明細書及び特許請求の範囲で使用されるとき、不定冠詞「1つの（“a”及び“an”）」は、明確にそうでないことが示されない限り、「少なくとも1つ」を意味すると理解されるべきである。

【0104】

本明細書及び請求項で使用されるとき、表現「及び/又は」は、そのように結合した要素、すなわち、ある場合には結合して提示され、他の場合には分離して提示される要素の「いずれか又は両方」を意味すると理解されるべきである。「及び/又は」を用いて挙げ

50

られた複数の要素は、同じ方法で、すなわち、そのように結合した要素の「1又は複数」で解釈されるべきである。「及び/又は」節によって具体的に特定される要素以外の他の要素が、具体的に特定された要素に関連するか関連しないかに関わらず、任意選択で存在してよい。したがって、非限定的な例として、「A及び/又はB」の言及は、「有する、含む (comprising)」のようなオープンエンド形式の用語とともに使用されるとき、一実施形態では、Aのみ (任意選択で、B以外の要素を含む)、別の実施形態では、Bのみ (任意選択で、A以外の要素を含む)、さらに別の実施形態では、A及びBの両方 (任意選択で、他の要素を含む)、などを指すことができる。

【0105】

本明細書及び請求項で使用されるとき、1又は複数の要素のリストに関する表現「少なくとも1つ」は、要素のリスト内の要素の任意の1又は複数から選択される少なくとも1つの要素を意味するが、必ずしも要素のリスト内に特に挙げられたそれぞれの要素の少なくとも1つ及び全てを含むわけではなく、要素のリスト内の要素の任意の組合せを排除しないことが理解されるべきである。この定義はまた、表現「少なくとも1つ」が示す要素のリスト内に具体的に特定された要素以外の要素が、具体的に特定された要素に関連するか関連しないかに関わらず、任意選択で存在し得ることを許す。したがって、非限定の例として、「A及びBの少なくとも1つ」(又は、等価的に、「A又はBの少なくとも1つ」、又は等価的に、「A及び/又はBの少なくとも1つ」)は、1つの実施形態では、Bが存在しない(及び任意選択でB以外の要素を含む)状態で、少なくとも1つの、任意選択で、1より多いAを含むことを、他の実施形態では、Aが存在しない(及び任意選択でA以外の要素を含む)状態で、少なくとも1つの、任意選択で、1より多いBを含むことを、さらに他の実施形態では、少なくとも1つの、任意選択で、1より多いAを含み、且つ少なくとも1つの、任意選択で、1より多いBを含む(及び、任意選択で、他の要素を含む)ことなどを、指すことができる。

【0106】

また、本明細書で使用される表現法及び用語法は、説明を目的としているものであり、限定するものとして見なされるべきではない。「含む (including)」、「有する、含む (comprising)」若しくは「有する (having)」、「含む (containing)」、「含む (involving)」、及び本明細書におけるそれらの変形の使用は、以下で示される項目及びそれらの均等物、並びに追加の項目を包含することが意味される。

【0107】

特許請求の範囲及び上記明細書では、「有する、含む (comprising)」、「含む (including)」、「担持する (carrying)」、「有する (having)」、「含む (containing)」、「含む (involving)」、「保持する (holding)」、及び「～から構成される (composed of)」のような移行句は、オープンエンド形式である、すなわち、それを含むがそれに限定されないことを意味するものと理解されるべきである。移行句「～からなる (consisting of)」及び「～から本質的になる (consisting essentially of)」のみは、それぞれ、クローズド形式又はセミクローズド形式の移行句であるものとする。

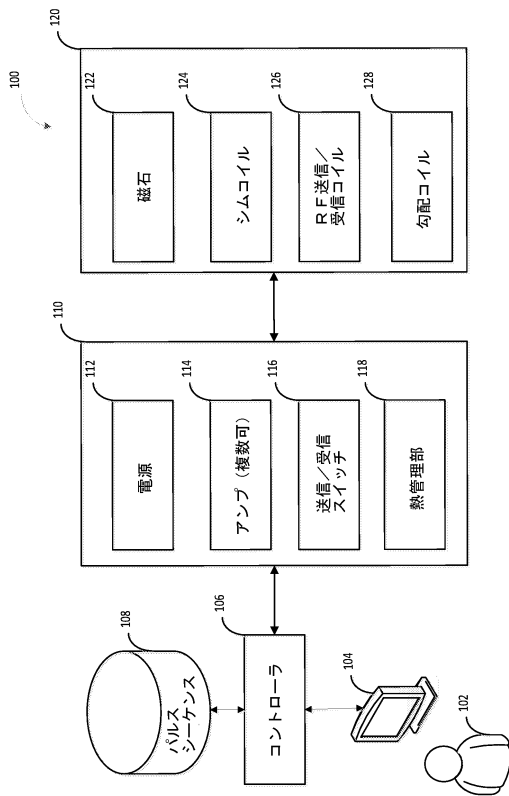
10

20

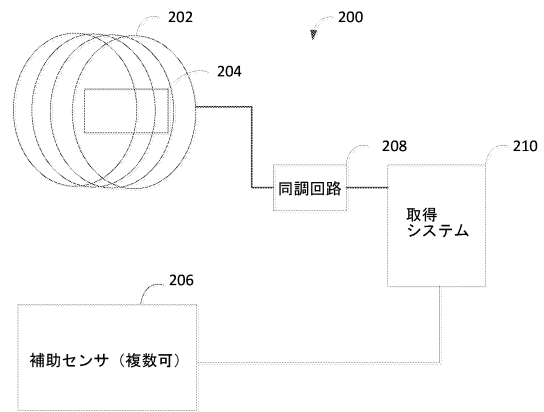
30

40

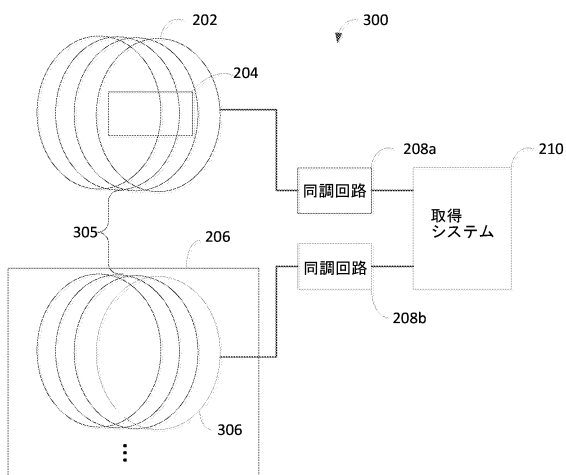
【図 1】



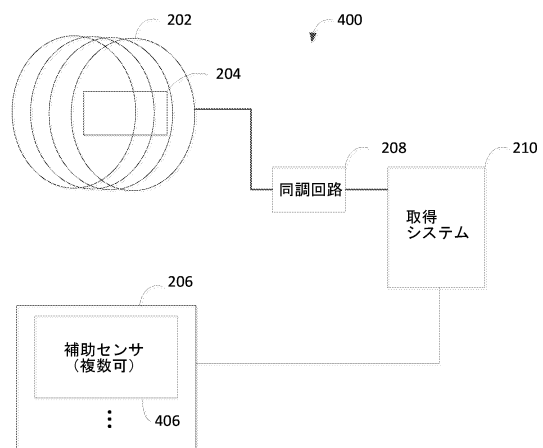
【図 2】



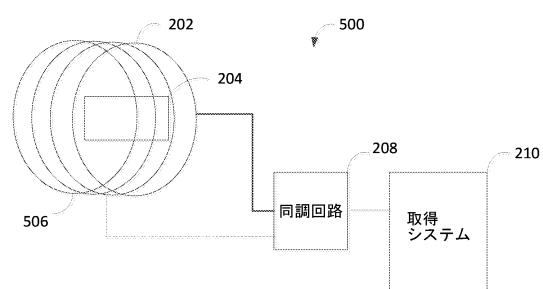
【図 3】



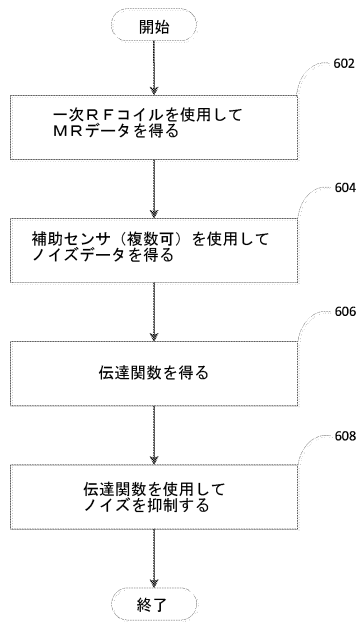
【図 4】



【図 5】



【図 6】



## フロントページの続き

(31)優先権主張番号 62/110,049

(32)優先日 平成27年1月30日(2015.1.30)

(33)優先権主張国・地域又は機関  
米国(US)

(31)優先権主張番号 62/111,320

(32)優先日 平成27年2月3日(2015.2.3)

(33)優先権主張国・地域又は機関  
米国(US)

(72)発明者 リアリック, トッド

アメリカ合衆国 06410 コネティカット州, チェシャー, ウィンデミア・コート 5

(72)発明者 チャーヴァット, グレゴリー, エル

アメリカ合衆国 06437 コネティカット州, ギルフォード, ページズ・レーン 2

(72)発明者 ローゼン, マシュー, スコット

アメリカ合衆国 02144 マサチューセッツ州, サマーヴィル, ピアソン・アヴェニュー 2  
1, アpartment 2

(72)発明者 ロスバーク, ジョナサン, エム

アメリカ合衆国 06437 コネティカット州, ギルフォード, アンカス・ポイント・ロード  
215

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2012-029999(JP, A)

国際公開第2013/016639(WO, A1)

特表2014-523795(JP, A)

国際公開第2010/029725(WO, A1)

特開2004-255189(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01N 24/00