

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7126499号
(P7126499)

(45)発行日 令和4年8月26日(2022.8.26)

(24)登録日 令和4年8月18日(2022.8.18)

(51)国際特許分類	F I
A 6 1 B 5/055(2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 2 0
G 0 1 N 24/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 3 1
G 0 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 6 2
G 0 1 R 33/42 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 5 5
	G 0 1 N 24/00 1 0 0 Z
請求項の数 17 (全143頁) 最終頁に続く	

(21)出願番号 特願2019-527316(P2019-527316)	(73)特許権者 517077511
(86)(22)出願日 平成29年11月22日(2017.11.22)	ハイパーファイン, インコーポレイテッド
(65)公表番号 特表2019-535426(P2019-535426 A)	アメリカ合衆国 0 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 5 3 0
(43)公表日 令和1年12月12日(2019.12.12)	(74)代理人 100107766
(86)国際出願番号 PCT/US2017/063000	弁理士 伊東 忠重
(87)国際公開番号 WO2018/098267	(74)代理人 100070150
(87)国際公開日 平成30年5月31日(2018.5.31)	弁理士 伊東 忠彦
審査請求日 令和2年10月26日(2020.10.26)	(74)代理人 100091214
(31)優先権主張番号 62/425,465	弁理士 大貫 進介
(32)優先日 平成28年11月22日(2016.11.22)	(72)発明者
(33)優先権主張国・地域又は機関 米国(US)	ブル, マイケル, スティーブン
(31)優先権主張番号 15/640,369	アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4
(32)優先日 平成29年6月30日(2017.6.30)	3 7, ギルフォード, オールド サチェ
最終頁に続く	最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ポータブルな低磁場磁気共鳴撮像方法および装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

0.2テスラ(T)未満の磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されたB₀磁石であって、前記B₀磁石は：

二平面配置の少なくとも一つの第一の磁石および少なくとも一つの第二の磁石；および前記少なくとも一つの第一の磁石によって生成される磁束を捕捉して該磁束を前記少なくとも一つの第二の磁石に伝えて、前記少なくとも一つの第一の磁石と前記少なくとも一つの第二の磁石との間の磁束密度を増すように構成された強磁性ヨークを有する、B₀磁石と；

動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、

当該磁気共鳴撮像システムはさらに：

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムにおける前記複数の磁気系コンポーネントの少なくとも一部に電力を提供するよう構成

された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続とを有する、

磁気共鳴撮像システム。

【請求項 2】

前記電力接続が、定格が少なくとも30アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、請求項 1 記載の磁気共鳴撮像システム。

10

【請求項 3】

前記電力接続が、定格が少なくとも20アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 4】

前記電力接続が、定格が少なくとも15アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、請求項 1 ないし 3 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

20

【請求項 5】

前記電力システムが、約50～60Hzの85ボルトから250ボルトの間の範囲の壁のコンセントからの交流（AC）電力を受領し、該AC電力を当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための直流（DC）電力に変換するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、請求項 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 6】

前記電力システムが、単相の壁のコンセントからAC電力を受領するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 7】

前記電力システムが、画像取得の間、平均3キロワット未満を使って当該磁気共鳴撮像システムを動作させる、請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

30

【請求項 8】

前記 B_0 磁石が約20mT以上0.1T未満の強度で当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成されている、請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 9】

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、一緒になって当該磁気共鳴撮像システムのための傾斜システムを形成する、第一の傾斜コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器、第二の傾斜コイルに電力を提供するための第二の電力増幅器および第三の傾斜コイルに電力を提供するための第三の電力増幅器を含み、前記傾斜システムは画像取得の間、平均約1キロワット以下を使う、請求項 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

40

【請求項 10】

前記 B_0 磁石、前記第一の傾斜コイル、前記第二の傾斜コイルおよび前記第三の傾斜コイルを支持し、前記第一の電力増幅器、前記第二の電力増幅器および前記第三の電力増幅器を収容するベースをさらに有する、請求項 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 11】

50

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、当該磁気共鳴撮像システムのための高周波送信システムをなす少なくとも一つの高周波コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器を含み、前記高周波送信システムは画像取得の間、平均250ワット以下を使う、請求項1ないし10のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項12】

当該磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する運搬機構をさらに有する、請求項1ないし11のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項13】

当該磁気共鳴撮像システムが、約50インチ以下の最大水平寸法をもつ、請求項1ないし12のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

10

【請求項14】

当該磁気共鳴撮像システムの重量が1500ポンド未満である、請求項1ないし13のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項15】

当該磁気共鳴撮像システムが5フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、請求項1ないし14のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項16】

前記少なくとも一つの第一の磁石が少なくとも一つの第一の永久磁石を含み、前記少なくとも一つの第二の磁石が少なくとも一つの第二の永久磁石を含む、請求項1ないし15のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴撮像システム。

20

【請求項17】

当該磁気共鳴撮像システムが、平均5キロワット未満を使って画像収集を実行するように構成されている、請求項1ないし16のうちいずれか一項に記載の磁気共鳴撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

磁気共鳴撮像(MRI)は、数多くの用途のための重要な撮像モダリティであり、人体内部の画像を生成するために臨床および研究の場面において幅広く利用されている。一般論として、MRIは磁気共鳴(MR)信号を検出することに基づく。磁気共鳴信号は、加えられた電磁場の結果として生じる状態変化にตอบสนองして原子によって放出される電磁波である。たとえば、核磁気共鳴(NMR)技法は、撮像されるオブジェクトにおける原子(たとえば人体の組織内の原子)の核スピンの再整列または緩和の際に励起された原子の核から放出されるMR信号を検出することに関わる。検出されたMR信号は処理されて画像を生成してもよい。該画像は、医療用途の文脈では、診断、治療および/または研究目的のために体内の内部構造および/または生体過程の調査を許容する。

30

【0002】

MRIは、他のモダリティの安全上の懸念なしに(たとえば被験体を電離放射線、たとえばX線にさらしたり体内に放射性物質を導入したりする必要なしに)比較的高い解像度およびコントラストをもつ非侵襲的な画像を生成できるため、生体撮像のための魅力的な撮像モダリティを提供する。さらに、MRIは、他の撮像モダリティが満足いくように撮像できない主題を撮像するために活用できる軟組織コントラストを提供するのに特に好適である。さらに、MR技法は、他の撮像モダリティが取得できない構造および/または生体過程についての情報を捕捉することができる。しかしながら、MRIにはいくつかの欠点がある。それは、所与の撮像用途について、相対的に高い設備費用、限られた可用性および/もしくは臨床MRIスキャナへのアクセスを得ることの困難および/または画像取得プロセスの長さに関わりうる。

40

【0003】

臨床MRIにおける潮流は、スキャン時間、画像解像度および画像コントラストの一つまたは複数を改善するためにMRIスキャナの磁場強度を高めることであったが、それは費用

50

を押し上げる。大半の設置されているMRIスキャナは少なくとも1.5または3テスラ(T)で動作する。これは主磁場 B_0 の磁場強度をいう。臨床MRIスキャナについての大きな推定費用はテスラ当たり約百万ドルである。これは、そのようなMRIスキャナを運用することに関わるかなりの運用、サービスおよびメンテナンス費用は考慮に入れてもいない。

【0004】

さらに、通常の高磁場MRIシステムは典型的には、その中で対象(たとえば患者)が撮像される強い一様な静磁場(B_0)を生成するために大きな超伝導磁石および付随する電子回路系を必要とする。そのようなシステムのサイズは、磁石、電子回路系、熱管理システムおよび制御コンソール領域のために複数の部屋を含む典型的なMRI設備ではかなりのものである。MRIシステムのサイズおよび費用は一般にその使用を、病院および学術研究センターのような、MRIシステムを購入して維持する十分なスペースおよびリソースをもつ施設に限定する。高磁場MRIシステムの高いコストおよび実質的なスペース要件は、MRIスキャナの限られた可用性につながる。よって、MRIスキャンが有益なのに上記の制限の一つまたは複数のために実際的でないまたは不可能である臨床状況がよくある。これについては下記でさらに論じる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、0.5テスラ(T)未満の低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 場を生成するよう構成された B_0 磁石と;動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと;動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有する。当該低磁場磁気共鳴システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントと;幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続とを有する電力システムを有する。

【0006】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、0.5テスラ(T)未満の低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 場を生成するよう構成された B_0 磁石と;動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと;動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルを有し、当該低磁場磁気共鳴システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有し、前記電力システムは当該低磁場磁気共鳴撮像システムを、画像取得の間、平均5キロワット未満を使って動作させる。

【0007】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 場を生成するよう構成された B_0 磁石と;動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと;動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される

10

20

30

40

50

磁気共鳴信号に応答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有する。当該低磁場磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有し、前記電力システムは当該低磁場磁気共鳴撮像システムを、画像取得の間、平均1.6キロワット未満を使って動作させる。

【0008】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、当該磁気共鳴撮像システムのためのB0場を生成するよう構成された永久B0磁石と；動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルとを有する。当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースとを有する。前記ベースは、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが異なる位置に搬送されることを許容する少なくとも一つの運搬機構を有する。

10

【0009】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、当該磁気共鳴撮像システムのためのB0場を生成するよう構成された永久B0磁石と；動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；少なくとも一つの高周波送信コイルとを有する。当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースとを有し、前記ベースは約50インチ以下の最大水平寸法をもつ。

20

【0010】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、当該磁気共鳴撮像システムのためのB0場を生成するよう構成された永久B0磁石と；動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；少なくとも一つの高周波送信コイルとを有する。当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースとを有し、当該磁気共鳴撮像システムの重量は1500ポンド未満である。

30

【0011】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、約0.1T以下の磁場強度でB0場を生成するよう構成された永久B0磁石と；動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に応答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有する。当該低磁場磁気共鳴撮像システムはさらに、少なくとも一つの画像を取得するよう所定のパルス・シーケンスに従って前記磁気系システムを動作させるよう構成された少なくとも一つのコントローラを有する。

40

50

【 0 0 1 2 】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、約0.1T以下の磁場強度でB0場を生成するよう構成された永久B0磁石と；動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号にตอบสนองするよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、当該低磁場磁気共鳴撮像システムは、5フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ。

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像システムを含み、当該磁気共鳴撮像システムは、当該磁気共鳴撮像システムのためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；前記B0磁石に結合され、前記B0磁石が複数の位置に手動で回転されることを許容する位置決め部材とを有し、前記複数の位置のそれぞれは前記B0磁石を異なる角度に配置する。

【 0 0 1 4 】

いくつかの実施形態は、磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムを含む。前記磁気系システムは、当該磁気共鳴撮像システムのためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルとを有する。当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースであって、前記ベースは、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する少なくとも一つの運搬機構を有する、ベースと；前記B0磁石に結合され、前記B0磁石が所望される角度に回転されることを許容する位置決め部材とを有する。

【 0 0 1 5 】

いくつかの実施形態は、ポータブル磁気共鳴撮像システムを含み、当該磁気共鳴撮像システムは、当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；前記B0磁石のための筐体と；少なくとも一つの電磁シールドとを有し、前記少なくとも一つの電磁シールドは、前記少なくとも一つの電磁シールドを前記撮像領域のまわりで調節することによって構成設定可能な量で前記撮像領域のための電磁遮蔽を提供するよう前記筐体に調節可能に結合される。

【 0 0 1 6 】

いくつかの実施形態は、ポータブル磁気共鳴撮像システムを含み、当該磁気共鳴撮像システムは、当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの動作環境における少なくともいくつかの電磁ノイズを検出および抑制するよう構成されたノイズ削減システムと；当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの動作環境における前記電磁ノイズの少なくともいくつかを減衰させるために設けられた電磁遮蔽とを有し、前記電磁遮蔽は、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の一部を遮蔽するよう構成される。

【 0 0 1 7 】

いくつかの実施形態は、ポータブル磁気共鳴撮像システムを含み、当該磁気共鳴撮像システムは、当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの動作環境における少なくともいくつかの電磁ノイズを検出および抑制するよう構成されたノイズ削減システムと；当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの少なくとも一部のための電磁遮蔽とを有し、前記電磁遮蔽は、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の遮蔽は実質的に提供しない。

【 0 0 1 8 】

10

20

30

40

50

いくつかの実施形態は、ポータブル磁気共鳴撮像システムを含み、当該磁気共鳴撮像システムは、当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB0場を生成するよう構成されたB0磁石と；前記B0磁石のための筐体と；少なくとも一つの電磁シールド構造とを有し、前記少なくとも一つの電磁シールド構造は、前記少なくとも一つの電磁シールド構造を前記撮像領域のまわりで調節することによって変更できる量で前記撮像領域のための電磁遮蔽を提供するよう前記筐体に調節可能に結合される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

開示される技術のさまざまな側面および実施形態は以下の図面を参照して記述される。図面は必ずしも同縮尺で描かれてはいないことは理解しておくべきである。

10

【0020】

【図1】磁気共鳴撮像システムの例示的なコンポーネントを示す図である。

【0021】

【図2A】いくつかの実施形態に基づく、複数の電磁石を有するB0磁石を示す図である。

【図2B】いくつかの実施形態に基づく、複数の電磁石を有するB0磁石を示す図である。

【0022】

【図3A】いくつかの実施形態に基づく、複数の永久磁石を有するB0磁石を示す図である。

【0023】

【図3B】図3Aに示されるB0磁石を部分的に形成する永久磁石リングの例示的な配位の上面図である。

20

【0024】

【図4】AおよびBは、いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングを示す図である。

【0025】

【図5】A～Cは、いくつかの実施形態に基づく、図4のAおよびBに示される永久磁石リングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0026】

【図6】A～Cは、いくつかの実施形態に基づく、図4のAおよびBに示される永久磁石リングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

30

【0027】

【図7A】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図7B】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図7C】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図7D】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図7E】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

40

【図7F】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【0028】

【図8】A～Cは、いくつかの実施形態に基づく、図7A～Fに示される永久磁石リングの内側サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0029】

【図9】A～Cは、いくつかの実施形態に基づく、図7A～Fに示される永久磁石リングの中間サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0030】

50

【図10】A～Cは、いくつかの実施形態に基づき、図7A～Fに示される永久磁石リングの外側サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0031】

【図11A】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図11B】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図11C】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図11D】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

10

【図11E】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【図11F】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石の例示的なリングの個別的な部分を示す図である。

【0032】

【図12】A～Cは、いくつかの実施形態に基づき、図11A～Fに示される永久磁石リングの内側サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0033】

【図13】A～Cは、いくつかの実施形態に基づき、図11A～Fに示される永久磁石リングの中間サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

20

【0034】

【図14】A～Cは、いくつかの実施形態に基づき、図11A～Fに示される永久磁石リングの外側サブリングのための永久磁石ブロックについての例示的な寸法を示す図である。

【0035】

【図15】A～Cは、いくつかの実施形態に基づき、例示的な永久磁石ディスクの図である。

【0036】

【図16】いくつかの実施形態に基づき、複数の永久磁石を有するB0磁石を示す図である。

30

【0037】

【図17】図16に示したB0磁石を部分的になす永久磁石リングの例示的な構成の上面図である。

【0038】

【図18A】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石セグメントの例示的なリングを示す図である。

【図18B】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石セグメントの例示的なリングを示す図である。

【0039】

【図18C】いくつかの実施形態に基づき、図18Eに示される永久磁石リングを形成するために使用できる永久磁石セグメントの図である。

40

【図18D】いくつかの実施形態に基づき、図18Eに示される永久磁石リングを形成するために使用できる永久磁石セグメントの別の図である。

【0040】

【図18E】いくつかの実施形態に基づき、B0磁石のための永久磁石リングを示す図である。

【0041】

【図18F】いくつかの実施形態に基づき、図18Hに示される永久磁石リングを形成するために使用できる永久磁石セグメントの図である。

【図18G】いくつかの実施形態に基づき、図18Hに示される永久磁石リングを形成す

50

るために使用できる永久磁石セグメントの別の図である。

【0042】

【図18H】いくつかの実施形態に基づく、B0磁石のための永久磁石リングを示す図である。

【0043】

【図19】AおよびBは、いくつかの実施形態に基づく、ポータブルな低磁場MRIシステムを示す図である。

【0044】

【図20】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、磁場を生成するためのコイルを流れる電流を駆動するための駆動回路を示す図である。

10

【0045】

【図21】Aは、本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、傾斜コイル電流波形の例を示す図である。Bは、本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、Aに示した傾斜コイル電流波形の上昇遷移の前、間および後の電流コマンド、傾斜コイル電流および傾斜コイル電圧についての波形を示す図である。

【0046】

【図22A】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、電流フィードバック・ループおよび電圧フィードバック・ループを有する電力コンポーネントの例を示す図である。

【図22B】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、電圧増幅器の例を示す図である。

20

【0047】

【図23A】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、出力電圧に依存して異なる供給端子によって電力を与えられることのできる出力段の例を示す図である。

【図23B】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、出力電圧に依存して異なる供給端子によって電力を与えられることのできる出力段の例を示す図である。

【0048】

【図24】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、高電圧および低電圧の供給端子に接続された複数のトランジスタ回路を駆動するための複数の駆動回路を有する出力段の例を示す図である。

30

【0049】

【図25】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、バイアス回路およびタイマー回路を含む駆動回路を示す図である。

【0050】

【図26】本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、図25の駆動回路の例示的な実装を示す図である。

【0051】

【図27】いくつかの実施形態に基づく、タイミング回路を実装するための技法のもう一つの例を示す図である。

【0052】

【図28】いくつかの実施形態に基づく、RC回路およびトランジスタによって実現されるタイミング回路の例を示す図である。

40

【0053】

【図29】いくつかの実施形態に基づく、片側線形増幅器を含む出力段の例を示す図である。

【0054】

【図30】いくつかの実施形態に基づく、スイッチング電力変換器を含んでいてもよい電力コンポーネントの例を示す図である。

【0055】

【図31】いくつかの実施形態に基づく、可変電圧正供給端子および可変電圧負供給端子

50

によって電力を与えられてもよい出力段の実施例を示す図である。

【0056】

【図32A】可変低電圧供給端子をもつ図23Aと同様の実施例である。

【図32B】高電圧供給端子が電力変換器に電力を供給する電源端子と同じである実施例を示す図である。

【0057】

【図33】A～Cは、いくつかの実施形態に基づく、傾斜コイル電流波形、傾斜コイル電圧波形および電源端子電圧波形を示す図である。

【図33D】いくつかの実施形態に基づく、傾斜コイル電流波形、傾斜コイル電圧波形および電源端子電圧波形を示す図である。

10

【0058】

【図34A】可変低電圧供給端子をもつ図30と同様の実施例である。

【0059】

【図34B】高電圧供給端子が電力変換器に電力を供給する電源端子と同じである実施例を示す図である。

【0060】

【図35】いくつかの実施形態に基づく、高周波電力増幅器(RFPA)を示す図である。

【0061】

【図36】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの電子コンポーネントのための筐体を示す図である。

20

【0062】

【図37A】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの電子コンポーネントのための円形筐体を示す図である。

【0063】

【図37B】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの電子コンポーネントのための筐体を有するベースを示す図である。

【図37C】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの電子コンポーネントのための筐体を有するベースを示す図である。

【0064】

【図37D】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムを示す図である。

30

【0065】

【図38A】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムのB0磁石のための永久磁石シムを示す図である。

【0066】

【図38B】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの傾斜コイルのための振動マウントを示す図である。

【図38C】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの傾斜コイルのための振動マウントを示す図である。

【0067】

【図38D】図38Bおよび図38Cに示される振動マウントに固定された傾斜コイルを有するラミネート・パネルを示す図である。

40

【0068】

【図38E】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムのB0磁石のための例示的なシムを示す図である。

【0069】

【図38F】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムを示す図である。

【0070】

【図39A】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの図である。

【図39B】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの図である。

【0071】

50

【図 3 9 C】いくつかの実施形態に基づく、ポータブルMRIシステムの別の例を示す図である。

【0 0 7 2】

【図 4 0 A】いくつかの実施形態に基づく、頭部のスキャンを実行するポータブルMRIシステムを示す図である。

【0 0 7 3】

【図 4 0 B】いくつかの実施形態に基づく、膝のスキャンを実行するポータブルMRIシステムを示す図である。

【0 0 7 4】

【図 4 1 A】いくつかの実施形態に基づく、ノイズ削減システムの例示的な個別的な例を示す図である。

10

【図 4 1 B】いくつかの実施形態に基づく、ノイズ削減システムの例示的な個別的な例を示す図である。

【図 4 1 C】いくつかの実施形態に基づく、ノイズ削減システムの例示的な個別的な例を示す図である。

【図 4 1 D】いくつかの実施形態に基づく、ノイズ削減システムの例示的な個別的な例を示す図である。

【0 0 7 5】

【図 4 2】いくつかの実施形態に基づく、ノイズ削減を実行する例示的なプロセスのフローチャートである。

20

【0 0 7 6】

【図 4 3 A】いくつかの実施形態に基づく、複数コイル送受信システムにおける高周波コイルの間の誘導結合を低減するよう構成された減結合回路の個別的な例を示す図である。

【図 4 3 B】いくつかの実施形態に基づく、複数コイル送受信システムにおける高周波コイルの間の誘導結合を低減するよう構成された減結合回路の個別的な例を示す図である。

【0 0 7 7】

【図 4 3 C】いくつかの実施形態に基づく、受信コイルを結合および減結合するために窒化ガリウム (GaN) 電界効果トランジスタ (FET) を使う減結合回路を示す図である。

【0 0 7 8】

【図 4 3 D】いくつかの実施形態に基づく、能動的な減結合回路を示す図である。

30

【0 0 7 9】

【図 4 4 A】いくつかの実施形態に基づく、撮像領域のまわりで異なる量の装置レベル遮蔽をもつポータブルMRIシステムを示す図の一枚である。

【図 4 4 B】いくつかの実施形態に基づく、撮像領域のまわりで異なる量の装置レベル遮蔽をもつポータブルMRIシステムを示す図の一枚である。

【図 4 4 C】いくつかの実施形態に基づく、撮像領域のまわりで異なる量の装置レベル遮蔽をもつポータブルMRIシステムを示す図の一枚である。

【0 0 8 0】

【図 4 4 D】いくつかの実施形態に基づく、撮像領域のための電磁遮蔽を提供するために伝導ストリップを利用するポータブルMRIシステムを示す図である。

40

【0 0 8 1】

【図 4 5 A】いくつかの実施形態に基づく、位置決め機構の種々の図の一枚である。

【図 4 5 B】いくつかの実施形態に基づく、位置決め機構の種々の図の一枚である。

【図 4 5 C】いくつかの実施形態に基づく、位置決め機構の種々の図の一枚である。

【図 4 5 D】いくつかの実施形態に基づく、位置決め機構の種々の図の一枚である。

【0 0 8 2】

【図 4 6】A および B は、いくつかの実施形態に基づく、位置決め機構の例示的コンポーネントを示す図である。

【0 0 8 3】

【図 4 7】いくつかの実施形態に基づく、本稿に記載される低磁場MRIシステムを使って

50

得られた画像を示す図である。

【0084】

【図48】いくつかの実施形態に基づく、本稿に記載される低磁場MRIシステムを使って得られた画像を示す図である。

【0085】

【図49】いくつかの実施形態に基づく、本稿に記載される低磁場MRIシステムを使って得られた画像を示す図である。

【0086】

【図50】いくつかの実施形態に基づく、本稿に記載される低磁場MRIシステムを使って得られた画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0087】

MRIスキャナ市場は、特に医療または臨床MRI用途については、圧倒的に高磁場システムが優勢である。上記で論じたように、医療撮像における一般的な潮流は、ますます大きな磁場強度をもつMRIスキャナを生産することであり、臨床MRIスキャナの大半は1.5Tまたは3Tで動作する。研究場面では7Tおよび9Tといった、より高い磁場強度が使われる。本稿での用法では、「高磁場」とは一般に、臨床場面において現在使われているMRIシステムを指し、より具体的には、1.5T以上の主磁場（すなわち B_0 磁場）で動作するMRIシステムを指す。ただし、0.5Tから1.5Tまでの間で動作する臨床システムもしばしば「高磁場」と特徴付けられる。約0.2Tから0.5Tまでの間の磁場強度は「中磁場」と特徴付けられ、高磁場領域での場の強さが増し続けるにつれて、0.5Tから1Tまでの間の範囲の磁場強度は中磁場と特徴付けられたこともある。対照的に、「低磁場」は一般に約0.2T以下の B_0 磁場で動作するMRIシステムを指す。ただし、0.2Tから約0.3Tまでの間の B_0 磁場をもつシステムは、高磁場領域のハイエンドにおける磁場強度の上昇の結果として、時に低磁場と特徴付けられてきた。低磁場領域内で、0.1T未満の B_0 磁場で動作する低磁場MRIシステムは、本稿では「超低磁場」(very low-field)と称され、10mT未満の B_0 磁場で動作する低磁場MRIシステムは本稿では「極低磁場」(ultra-low field)と称される。

【0088】

上記で論じたように、通常のMRIシステムは特別な施設を必要とする。MRIシステムが動作するためには電磁遮蔽された部屋が必要とされ、部屋の床は構造的に強化される必要がある。高電力電子回路およびスキャン技師の制御エリアのためにさらなる余地が設けられる必要がある。サイトへの安全なアクセスも提供される必要がある。さらに、電子回路のための電力を提供するために専用の三相電気接続が設置される必要があり、電子回路は冷水供給によって冷却される。典型的には追加的なHVAC能力も提供される必要がある。これらのサイト要件はコスト高であるばかりでなく、MRIシステムが配備できる位置を著しく制限する。通常の臨床MRIスキャナは、運用および維持両方のためかなりの専門知識を必要とする。これらの高度な訓練を受けた技師およびサービスエンジニアは、MRIシステムを運用することに、大きな継続的な運用コストを追加する。結果として、通常のMRIはしばしば禁止的なコストになり、アクセス可能性において厳しく制限され、MRIが、必要とされるときはいつでもどこでも幅広い範囲の臨床撮像解決策を与えることのできる広く利用可能な診断ツールとなることの妨げとなる。典型的には、患者は、前もって予定された時間と場所において限られた数の施設のうちの一つを訪れる必要があり、診断、手術、患者モニタリングなどに関して支援することにMRIが類のないほど有効な多くの医療用途においてMRIが使われることの妨げとなる。

【0089】

上記で論じたように、高磁場MRIシステムは、そうしたシステムのサイズ、重量、電力消費および遮蔽要件を受け容れるために、特別に適応された施設を必要とする。たとえば、1.5T MRIシステムは典型的には4~10トンの間の重量であり、3T MRIシステムは典型的には8~20トンの間の重量である。さらに、高磁場MRIシステムは一般に、かなりの量の重く、高価な遮蔽を必要とする。多くの中磁場スキャナは、部分的には非常に大きな

10

20

30

40

50

永久磁石および/またはヨークを使うため、一層重く、重量は10～20トンの間である。商業的に利用可能な低磁場MRIシステム（たとえば0.2TのB0磁場で動作するもの）も典型的には、B0場を生成するために使われる強磁性材料の量の多さに、遮蔽における追加的な重量が相まって、10トン以上の範囲である。この重い設備を受け容れるために、部屋（これは典型的には30～50平方メートルの最小サイズをもつ）は、強化された床（たとえばコンクリートの床）をもって構築される必要があり、電磁放射がMRIシステムの動作に干渉することを防ぐために特別に遮蔽される必要がある。このように、利用可能な臨床MRIシステムは可動でなく、病院または施設内の大きな専用スペースのかなりの費用を要するとともに、動作のためのスペースを準備するかなりのコストに加えて、システムを運用および維持する専門知識においてさらに追加的な継続的なコストを要する。

10

【0090】

さらに、現在利用可能なMRIシステムは典型的には、大量の電力を消費する。たとえば、一般的な1.5Tおよび3T MRIシステムは典型的には動作中に20～40kWの電力を消費する。一方、利用可能な0.5Tおよび0.2Tシステムは、それぞれ専用の特化した電源を使って、一般に5～20kWを消費する。特に断わりのない限り、電力消費は、関心対象の区間にわたって消費される平均電力として参照される。たとえば、上記で挙げた20～40kWは、画像取得の過程において通常のMRIシステムによって消費される平均電力を示す。画像取得の過程は、この平均電力を有意に超えるピーク電力消費の比較的短い期間（たとえば、傾斜コイルおよび/またはRFコイルがパルス・シーケンスの比較的短い期間にわたってパルス駆動されるとき）を含みうる。ピークの（または大きな）電力消費の区間は典型的にはMRIシステム自身の電力蓄積要素（たとえばキャパシタ）により対処される。このように、平均電力消費は、一般にはそれがデバイスを動作させるために必要とされる電力接続の型を決めるので、より有意な数値である。上記で論じたように、利用可能な臨床MRIシステムは専用の電源をもつ必要があり、典型的には、MRIシステムのコンポーネントに電力を与えるためにグリッドへの専用の三相接続を要する。その際、三相電力をMRIによって利用される単相電力に変換するために追加的な電子回路が必要とされる。通常の臨床MRIシステムを配備することの多くの物理的な要件は、利用可能性の有意な問題を生み、MRIが利用されることのできる臨床用途を厳しく制約する。

20

【0091】

よって、高磁場MRIの上記の多くの要件のため、多くの状況において設置は禁止的になり、その配備は大規模機関の病院または特別な施設に制限され、その使用は緊密にスケジュールされた予約に制約され、患者は前もってスケジュールされた時点において専用の施設を訪れる必要がある。このように、高磁場MRIの上記の多くの制約は、MRIが撮像モダリティとして十全に利用されることの妨げとなる。上述した高磁場MRIの欠点にもかかわらず、高磁場でのSNRのかなりの向上の魅力のため、業界は臨床および医療MRI用途での使用のためにますます高い磁場強度に向かい続けており、これがMRIスキャナのコストおよび複雑さをさらに増し、その利用可能性をさらに制限し、汎用のおよび/または一般的に利用可能な撮像解決策としてのその使用の妨げとなる。

30

【0092】

低磁場領域（特に極低磁場領域）で生成されるMR信号の低いSNRは、比較的lowコスト、低電力および/またはポータブルMRIシステムの配備の妨げとなってきた。通常の「低磁場」MRIシステムは、有用な画像を達成するために、低磁場範囲として典型的に特徴付けられるものの高い側の端で動作する（たとえば、臨床的に利用可能な低磁場システムは、約0.2Tの最低値をもつ）。高磁場MRIシステムよりはいくらか安価だが、通常の低磁場MRIシステムは上記欠点の多くを共有する。特に、通常の低磁場MRIシステムは、大きく、固定式で、可動でない設備であり、かなりの電力を消費し（専用の三相電力接続を必要とする）、特別に遮蔽された部屋および大きな専用のスペースを必要とする。低磁場MRIのこうした課題は、有用な画像を生成できる比較的lowコスト、低電力および/またはポータブルMRIシステムの配備の妨げとなってきた。

40

【0093】

50

本発明者らは、病院および研究施設における現行のMRI設備を超えた多様な環境におけるMRI技術の大規模な配備可能性を改善できるポータブル、低磁場、低電力および/または低コストのMRIシステムを可能にする技術を開発した。結果として、MRIは、緊急治療室、小さな診療所、医師の診察室、移動ユニット中、フィールド中などに配備されることができ、幅広い多様な撮像手順およびプロトコルを実行するために患者のところに（たとえばベッド際まで）もってこられることができる。いくつかの実施形態は、ポータブル、低コスト、低電力のMRIを容易にして臨床場面におけるMRIの利用可能性を有意に高める、超低磁場のMRIシステム（たとえば0.1T、50mT、20mTなど）を含む。

【0094】

低磁場領域において臨床MRIシステムを開発することには数多くの課題がある。本稿での用法では、臨床MRIシステムという用語は、臨床上有用な画像を生成するMRIシステムを指す。臨床上有用な画像とは、特定の撮像アプリケーションを与えられたときの意図された目的のために医師または臨床担当者にとって有用になる十分な解像度および十分な取得時間をもつ画像をいう。よって、臨床上有用な画像の解像度/取得時間は、画像が得られる目的に依存する。低磁場領域で臨床上有用な画像を得ることにおける上記数多くの課題のうち、比較的低いSNRがある。具体的には、SNRと B_0 磁場強度との間の関係は、0.2Tより上の磁場強度では近似的に $B_0^{5/4}$ であり、0.1Tより下の磁場強度では近似的に $B_0^{3/2}$ である。よって、SNRは、磁場強度の減少とともに実質的に低下し、超低磁場強度ではSNRにおける一層顕著な低下が経験される。磁場強度の低下から帰結するSNRのこの実質的な低下は、超低磁場領域における臨床MRIシステムの配備の妨げとなってきた。具体的には、超低磁場強度における低いSNRという課題は、超低磁場領域において動作する臨床MRIシステムの配備の妨げとなってきた。結果として、より低い磁場強度で動作しようとする臨床MRIシステムは、従来、約0.2T程度以上の磁場強度を達成してきた。これらのMRIシステムはいまだ大きく、重く、コスト高であり、一般に固定した専用のスペース（または遮蔽されたテント）および専用の電源を必要とする。

【0095】

本発明者らは、臨床上有用な画像を生成できる低磁場および超低磁場MRIシステムを開発した。これは、現状技術を使って達成できないポータブルで、低コストで、使いやすいMRIシステムを開発を許容する。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムは、いつでもどこでも一般に必要なとされるときに、幅広い多様な診断、手術、モニタリングおよび/または治療手順を提供するために、患者のところに搬送されることができる。

【0096】

図1は、MRIシステム100の典型的なコンポーネントのブロック図である。図1のこの例解用の例では、MRIシステム100は、コンピューティング装置104、コントローラ106、パルス・シーケンス記憶部108、電力管理システム110および磁気系コンポーネント120を有する。システム100が例示的であり、MRIシステムは、図1に示したコンポーネントに加えて、またはその代わりに、任意の好適な型の一つまたは複数の他のコンポーネントを有していてもよいことは理解しておくべきである。しかしながら、MRIシステムは一般にこれららの高レベルのコンポーネントを含むが、下記でより詳細に論じるように、特定のMRIシステムについてのこれらのコンポーネントの実装は大きく変わりうる。

【0097】

図1に示されるように、磁気系コンポーネント120は B_0 磁石122、シム・コイル124、RF送信および受信コイル126および傾斜コイル128を有する。磁石122は、主磁場 B_0 を生成するために使用されうる。磁石122は、所望される主磁場 B_0 を生成できる磁気系コンポーネントのいかなる好適な型または組み合わせであってもよい。上記で論じたように、高磁場領域では、 B_0 磁石は典型的には、一般にソレノイド幾何で提供される超伝導材料を使って形成され、これは B_0 磁石を超伝導状態に保つために低温冷却システムを必要とする。このように、高磁場 B_0 磁石は高価であり、複雑であり、大量の電力を消費し（たとえば、低温冷却システムは B_0 磁石を超伝導状態に保つために必要とされる極低

10

20

30

40

50

温を維持するためにかなりの電力を要する)、大きな専用スペースおよび特化した専用の電力接続(たとえば電力グリッドへの専用の三相電力接続)を必要とする。通常の低磁場 B_0 磁石(たとえば0.2Tで動作する B_0 磁石)もしばしば超伝導材料を使って実装され、よってこれらの同じ一般的要件をもつ。他の通常の低磁場 B_0 磁石は永久磁石を使って実装され、かかる永久磁石は、通常の低磁場システムがそれに制限されている磁場強度(たとえば、それより低い磁場強度では有用な画像を取得できないため0.2Tから0.3Tまでの間)を生成するために、5~20トンの重量の非常に大きな磁石である必要がある。このように、通常のMRIシステムの B_0 磁石だけでも、可搬性および手ごろな値段の両方の妨げとなる。

【0098】

傾斜コイル128は、傾斜場を提供するよう構成されてもよく、たとえば、三つの実質的に直交する方向(X,Y,Z)における B_0 場内の勾配を生成するよう構成されてもよい。傾斜コイル128は、受信されるMR信号の空間位置を周波数または位相の関数としてエンコードするために B_0 場(磁石122および/またはシム・コイル124によって生成される B_0 場)を系統的に変化させることによって、放出されるMR信号をエンコードするよう構成されてもよい。たとえば、傾斜コイル128は、周波数または位相を特定の方向に沿った空間位置の線形関数として変化させるよう構成されてもよい。ただし、非線形傾斜コイルを使って、より複雑な空間エンコード・プロファイルが提供されてもよい。たとえば、第一の傾斜コイルが第一(X)の方向における B_0 場を選択的に変化させてその方向の周波数エンコードを実行するよう構成されてもよく、第二の傾斜コイルが第一の方向と実質的に直交する第二(Y)の方向における B_0 場を選択的に変化させて位相エンコードを実行するよう構成されてもよく、第三の傾斜コイルが第一および第二の方向に実質的に直交する第三(Z)の方向における B_0 場を選択的に変化させて体積撮像用途のためのスライス選択を可能にするよう構成されてもよい。上記で論じたように、通常の傾斜コイルもかなりの電力を消費し、典型的には、下記でさらに詳細に論じるように、大きくて高価な傾斜電源によって動作させられる。

【0099】

MRIは、それぞれ送信および受信コイル(しばしば高周波(RF)コイルと称される)を使って励起し、放出されるMR信号を検出することによって実行される。送受信コイルは、送信および受信のための別個のコイル、送信および/または受信のための複数のコイル、あるいは送信および受信のための同じコイルを含んでいてもよい。このように、送受信コンポーネントは、送信のための一つまたは複数のコイル、受信のための一つまたは複数のコイルおよび/または送信および受信のための一つまたは複数のコイルを含んでいてもよい。送受信コイルは、MRIシステムの送信および受信磁気系コンポーネントのための上記さまざまな構成を一般に指して、しばしばTx/RxまたはTx/Rxコイルとも称される。これらの用語は本稿では交換可能に使われる。図1では、RF送信および受信コイル126は、振動磁場 B_1 を誘起するためのRFパルスを生成するために使われうる一つまたは複数の送信コイルを有する。該送信コイルは、いかなる好適な型のRFパルスを生成するよう構成されてもよい。

【0100】

電力管理システム110は、低磁場MRIシステム100の一つまたは複数のコンポーネントに動作電力を提供するための電子回路を含む。たとえば、下記でより詳細に論じるように、電力管理システム110は一つまたは複数の電源、傾斜電力コンポーネント、送信コイル・コンポーネントおよび/またはMRIシステム100のコンポーネントにエネルギーを与え動作させるために好適な動作電力を提供するために必要とされる他の任意の好適な電力電子回路を含みうる。図1に示されるように、電力管理システム110は、電源112、電力コンポーネント(単数または複数)114、送受切り換えスイッチ116および熱管理コンポーネント118(たとえば超伝導磁石のための低温冷却設備)を有する。電源112は、MRIシステム100の磁気系コンポーネント120に動作電力を提供するための電子回路を含む。たとえば、電源112は一つまたは複数の B_0 コイル(たとえば B_0 磁石122)に、低磁場MRIシステムのための主磁場を生成するよう動作電力を提供する

10

20

30

40

50

ための電子回路を含んでいてもよい。RF送信コイルまたはRF受信コイルのどちらが動作させられるかを選択するために送受切り換えスイッチ 116 が使われてもよい。

【0101】

電力コンポーネント（単数または複数）114は、一つまたは複数のRF受信コイル（たとえばコイル126）によって検出されるMR信号を増幅する一つまたは複数のRF受信（Rx）前置増幅器、一つまたは複数のRF送信コイル（たとえばコイル126）に電力を提供するよう構成された一つまたは複数のRF送信（Tx）電力コンポーネント、一つまたは複数の傾斜コイル（たとえば傾斜コイル128）に電力を提供するよう構成された一つまたは複数の傾斜電力コンポーネントおよび一つまたは複数のシム・コイル（たとえばシム・コイル124）に電力を提供するよう構成された一つまたは複数のシム電力コンポーネントを含んでいてもよい。

10

【0102】

通常のMRIシステムでは、電力コンポーネントは大きく、高価で、かなりの電力を消費する。典型的には、電力電子回路はMRIスキャナ自身とは別個の部屋を占める。電力電子回路はかなりのスペースを要するのみならず、高価で複雑なデバイスであり、かなりの電力を消費し、支持されるために壁に取り付けられたラックを必要とする。このように、通常のMRIシステムの電力電子回路も、MRIの可搬性および手ごろな値段の妨げとなる。

【0103】

図1に示されるように、MRIシステム100は、電力管理システム110に命令を送り、これから情報を受け取る制御電子回路を有するコントローラ106（コンソールとも称される）を含んでいる。コントローラ106は一つまたは複数のパルス・シーケンスを実装するよう構成されてもよい。パルス・シーケンスは、磁気系コンポーネント120を所望されるシーケンスで動作させるために電力管理システム110に送られる命令を決定するために使われる（たとえば、RF送信および受信コイル126を動作させるためのパラメータ、傾斜コイル128を動作させるためのパラメータなど）。図1に示されるように、コントローラ106は、受信されたMRデータを処理するようプログラムされたコンピューティング装置104とも対話する。たとえば、コンピューティング装置104は、任意の好適な画像再構成プロセスを使って、受信されたMRデータを処理して一つまたは複数のMR画像を生成してもよい。コントローラ106は、一つまたは複数のパルス・シーケンスについての情報を、コンピューティング装置によるデータの該処理のために、コンピューティング装置104に提供してもよい。たとえば、コントローラ106は、一つまたは複数のパルス・シーケンスについての情報をコンピューティング装置104に提供してもよく、コンピューティング装置は少なくとも部分的には該提供された情報に基づいて画像再構成プロセスを実行してもよい。通常のMRIシステムでは、比較的迅速にMRデータに対して計算上高価な処理を実行するよう構成された一つまたは複数の高性能ワークステーションを含む。そのようなコンピューティング装置はそれ自身、比較的高価な設備である。

20

30

【0104】

上記から理解されるはずであるように、現在利用可能な臨床MRIシステム（高磁場、中磁場および低磁場システムを含む）は大きく、高価で、固定した設備であり、かなりの専用のおよび特別に設計されたスペースや専用の電力接続を必要とする。本発明者らはより低コスト、より低電力および/またはポータブルであり、MRIの利用可能性および適用可能性を有意に高める、超低磁場を含む低磁場MRIシステムを開発した。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムが患者のところに持ち込まれ、必要とされる位置で利用されることを許容する、ポータブルMRIシステムが提供される。

40

【0105】

上記で論じたように、いくつかの実施形態は、ポータブルであり、MRIデバイスが必要とされる位置（たとえば緊急治療室および手術室、一次診療室、新生児集中治療室、専門部局、緊急移動輸送車およびフィールド内）に動かされることを許容するMRIシステムを含む。ポータブルMRIシステムの開発に直面する数多くの課題があり、それはサイズ、重量、電力消費および比較的管理されていない電磁ノイズ環境（たとえば特別に遮蔽された

50

部屋の外)で動作できることを含む。上記で論じたように、現在利用可能な臨床MRIシステムは約4~20トンの範囲である。このように、現在利用可能な臨床MRIシステムは、撮像装置自身のサイズおよび重量だけからでもポータブルでなく、ましてや現在利用可能なシステムは、MRIスキャナを収容する特別に遮蔽された部屋および電力電子回路および技師制御エリアをそれぞれ収容する追加的な部屋を含むかなりの専用のスペースを要するという事実もある。本発明者らは、MRIシステムが所望される位置に搬送されることを許容するよう好適な重量およびサイズのMRIシステムを開発した。そのいくつかの例が下記でさらに詳細に論じられる。

【0106】

ポータブル性のさらなる側面は、MRIシステムを幅広い多様な位置および環境において運用できることに関わる。上記で論じたように、現在利用可能な臨床MRIスキャナは、装置の正しい動作を許容するために特別に遮蔽された部屋に位置される必要があり、現在利用可能な臨床MRIスキャナのコスト、利用可能性の欠如および非ポータブル性に寄与する理由の一つとなっている。このように、特別に遮蔽された部屋の外で動作するために、より具体的には一般にポータブル、カート移動可能または他の仕方で搬送可能なMRIを許容するために、MRIシステムは多様なノイズ環境における動作ができなければならない。本発明者らは、MRIシステムが特別に遮蔽された部屋の外で動作させられることを許容し、特別に遮蔽された部屋を必要としない、ポータブル/搬送可能なMRIおよび固定式のMRI設備両方を容易にするノイズ抑制技法を開発した。このノイズ抑制技法は特別に遮蔽された部屋の外での動作を許容する一方、これらの技法は遮蔽された環境、たとえばそれほど高価でない、ゆるくまたはアドホックに遮蔽する環境においてノイズ抑制を実行するためにも使用でき、よって、限られた遮蔽を備えるエリアとの関連で使われることができる。諸側面はこの点で限定されない。

【0107】

ポータブル性のさらなる側面は、MRIシステムの電力消費に関わる。やはり上記で論じたように、現在の臨床MRIシステムは大量の電力を消費し(たとえば動作中の20kWないし40kWの範囲の平均電力消費)、よって専用の電力接続(たとえば必要とされる電力を送達できるグリッドへの専用の三相電力接続)を要求する。専用の電力接続の必要性は、適切な電力接続を特別に備えた高価な専用の部屋以外の多様な位置でMRIシステムを動作させることへのさらなる障害である。本発明者らは、標準的な壁のコンセント(たとえば米国では120V/20A接続)または一般的な大型機器用コンセント(たとえば220~240V/30A)のような幹線電気を使って動作できる低電力MRIシステムを開発した。これは、装置が、一般的な電力コンセントが提供されている任意の場所で動作させられることを許容する。「壁のコンセントに差し込めること」は、三相電力接続のような特別な専用の電力を必要とすることなく、ポータブル/搬送可能なMRIおよび固定式のMRIシステム設備の両方を容易にする。

【0108】

いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステム(たとえば、下記の図19、図39~図40および図44A~Dに示されるポータブルMRIシステムの任意のもの)が電力接続3970(たとえば図39Bを参照)を介して幹線電気(標準的な壁のコンセントで提供される単相電気)を使って動作するよう構成される。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、約110から120ボルトを提供し、15、20または30アンペアを定格とする単相コンセントに接続するよう構成された電力接続を有し、電力システムは、前記単相コンセントによって提供される電力から、ポータブルMRIシステムを動作させる電力を提供することができる。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、約220から240ボルトを提供し、15、20または30アンペアを定格とする単相コンセントに接続するよう構成された電力接続を有し、電力システムは、前記単相コンセントによって提供される電力から、磁気共鳴撮像システムを動作させる電力を提供することができる。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、画像取得の間、平均3キロワット未満を使うよう本稿に記載される低電力技法を使って構成される。いくつか

10

20

30

40

50

の実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、画像取得の間、平均2キロワット未満を使うよう本稿に記載される低電力技法を使って構成される。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、画像取得の間、平均1キロワット未満を使うよう本稿に記載される低電力技法を使って構成される。たとえば、本稿に記載される永久 B_0 磁石および低電力コンポーネントを用いる低電力MRIシステムは、1キロワット以下、たとえば750ワット以下で動作しうる。

【0109】

上記で論じたように、通常のMRIシステムのサイズ、コストおよび電力消費への有意な寄与要因は、MRIシステムの磁気系コンポーネントに電力を与えるための電力電子回路である。通常のMRIシステムのための電力電子回路はしばしば、別個の部屋を必要とし、高価であり、対応する磁気系コンポーネントを動作させるためにかなりの電力を消費する。具体的には、傾斜コイルと、傾斜コイルを冷却するために利用される熱管理システムだけでも、一般に、専用の電力接続を必要とし、標準的な壁のコンセントからの動作を禁止する。本発明者らは、いくつかの実施形態によれば、MRIシステムの磁気系コンポーネントと同じポータブル、カート移動可能または他の仕方で搬送可能な装置内に収容されることのできるMRIシステムの傾斜コイルに電力を与えることのできる、低電力、低ノイズの傾斜電源を開発した。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムの傾斜コイルに電力を与えるための電力電子回路は、システムがアイドルであるときは50W未満を消費し、MRIシステムが動作しているとき（すなわち画像取得の間）は100~200Wを消費する。本発明者らは、ポータブルな低磁場MRIシステムを動作させるための電力電子回路（たとえば低電力、低ノイズ・パワー電子回路）であって、ポータブルMRIスキャナのフットプリント内にすべて収まるものを開発した。いくつかの実施形態によれば、革新的な機械的設計が、システムが必要とされる多様な臨床環境の範囲内で操縦可能なMRIスキャナを開発を可能にした。

【0110】

低電力、低コストおよび/またはポータブルなMRIシステムを開発することの中核には、 B_0 磁石の磁場強度の低下がある。それがサイズ、重量、費用および電力消費の低下を容易にできる。しかしながら、上記で論じたように、磁場強度を下げることは、SNRにおける対応する有意な低下をもつ。SNRのこの有意な低下が、臨床MRIシステムが磁場強度を約0.2Tという現状の最小より下まで下げることが妨げてきた。該システムは、特別な専用のスペースを必要とする、大きく、重く、高価な固定した設備のままである。0.1Tから0.2Tまでの間で動作するいくつかのシステムが開発されているが、これらのシステムはしばしば、手、腕または膝のような肢腕をスキャンするための特化した装置である。本発明者らは、臨床上有用な画像を取得できる、低磁場および超低磁場で動作するMRIシステムを開発した。いくつかの実施形態は、以前に達成可能であったよりも低い磁場強度で臨床的に有用な画像を取得することを容易にする、きわめて効率的なパルス・シーケンスを含む。MR信号の信号対雑音比は主磁場 B_0 の強さに関係しており、臨床システムが高磁場領域で動作するように仕向ける主要な要因の一つである。本発明者らによって開発されたパルス・シーケンスは、2015年11月11日に出願された、「低磁場磁気共鳴のためのパルス・シーケンス」と題する米国特許出願第14/938430号に記載されており、同出願はここに参照によってその全体において組み込まれる。

【0111】

低磁場強度の低いSNRに対処するために本発明者らによって開発されたさらなる技法は、磁場を送信し、放出されたMR信号を検出するRF送受信コイルの能力を改善するための高周波（RF）送信および/または受信コイルの構成を最適化することである。本発明者らは、低磁場領域における低い送信周波数が、より高い磁場強度では可能でなかったRFコイル設計を許容することを認識するに至り、改善された感度をもつRFコイルを開発し、それによりMRIシステムのSNRを高めた。本発明者らによって開発された例示的なRFコイル設計および最適化技法は、2016年5月12日に出願され、「高周波コイル方法および装置」と題する米国特許出願第15/152951に記載されており、同出願はここに参照によってそ

10

20

30

40

50

の全体において組み込まれる。

【0112】

低磁場領域の比較的低いSNR特性に対処するためのもう一つの技法は、 B_0 磁石による B_0 磁場の均一性を改善することである。一般に、 B_0 磁石は、MRIにおける使用のために満足のいくプロファイルをもつ B_0 磁場（たとえば、所望される磁場強度および/または均一性の B_0 磁場）を生成するための何らかのレベルのシミングを必要とする。具体的には、設計、製造公差、精密でない生産プロセス、環境などといった生産要因、組み立て/製造後に満足いかないプロファイルをもつ B_0 磁場を生成する磁場変動を生じさせる。たとえば、生産後、上記の例示的な B_0 磁石200、300および/または3200は満足いかないプロファイル（たとえば撮像のために好適でない B_0 場の不均一性）をもつ B_0 場を生じることがあり、臨床上有用な画像を生成するためには、典型的にはシミングによって、それが改善されるまたは他の仕方では是正される必要がある。シミングとは、磁場、しばしば磁気共鳴撮像装置の B_0 磁場を調節、補正および/または改善するためのさまざまな技法の任意のものをいう。同様に、シムは、（たとえば磁場を生成することによって）シミングを実行する何か（たとえばオブジェクト、コンポーネント、デバイス、システムまたはそれらの組み合わせ）をいう。

10

【0113】

シミングのための通常の技法は比較的時間および/または費用集約的であり、意図される目的に好適になるよう B_0 磁場を調整するために、しばしば専門家によるかなりの手作業の努力を必要とする。これはかなりの生産後の時間および費用を伴う。たとえば、通常のシミング技法は典型的には、 B_0 磁場が測定され、必要な補正が決定されて展開され、そのプロセスが満足いく B_0 磁場が生成されるまで繰り返されるという逐次反復プロセスに関わる。この逐次反復プロセスは通常、実質的な手作業の関与を伴って実行され、専門知識およびかなりの時間（たとえば最低で一日、より典型的にはより長い期間）を要する。このように、 B_0 磁場の通常の生産後のフィールドでの補正は、通常のMRIシステムの費用および複雑さに有意に寄与する。

20

【0114】

本発明者らは、いくつかの実施形態によればMRIのための B_0 磁石のための、より効率的および/またはコスト効率のよいシミングを容易にするいくつかの技法を開発した。いくつかの実施形態は低磁場MRIにおける使用に好適だが、本稿に記載される技法は低磁場コンテキストでの使用に限られない。たとえば、本発明者らは、 B_0 磁石によって生成される B_0 場を補正する、たとえば不完全な製造プロセスから帰結する少なくともいくつかの場の不均一性を補正することに関わる手作業の努力を最小にするための技法を開発した。具体的には、本発明者らは、 B_0 磁石によって生成される B_0 場に正確かつ精密な場の補正を提供するよう磁性材料をパターン化するための自動化された技法を開発した。本発明者らによって開発された例示的なシミング技法は、2017年3月22日に出願され、「磁場シミングのための方法および装置」と題する米国特許出願第15/466500号に記載されており、同出願はここに参照によってその全体において組み込まれる。

30

【0115】

MRIの利用可能性を高めるもう一つの側面は、MRIを手ごろな値段にすることである。本発明者らによるポータブルな低磁場MRIシステムの開発は、通常の臨床MRIシステムに関連するコストの多くをなくす。通常の臨床MRIシステムは、若干数挙げるだけにすぎず、高価な超伝導材料および低温冷却システム、大規模で複雑な専用の施設の高価なサイト準備、システムを運用および維持するための高度な訓練を積んだ人員を含む。さらに、本発明者らは、いくつかの実施形態によれば、集積された電力電子回路、材料を減らす、高価な材料の使用を最適化するもしくは他の仕方では最小化するおよび/または生産コストを削減する設計を含むさらなるコスト削減技法および設計を開発した。本発明者らは、製造後に B_0 磁石の磁場不均一性の補正を許容し、生産プロセスおよび生産後プロセス両方のコストを下げるための自動化されたシミング技法を開発した。

40

【0116】

50

いくつかの実施形態によれば、本発明者らによって開発された設計は、MRIスキャナの操作および維持のコストおよび複雑さをも軽減する。たとえば、通常の臨床MRIシステムは、操作および維持の両方のためにはかなりの専門知識を必要とし、これらのシステムのかなりの継続的なコストにつながっている。本発明者らは、最小限のトレーニングを受けたまたはトレーニングを受けていない人員がシステムを操作および/または維持することを許容する、使いやすいMRIシステムを開発した。いくつかの実施形態によれば、自動化されたセットアップ・プロセスがMRIスキャナが自動的にその環境を探索してその環境に適応し、動作のための準備をする。ネットワーク接続性により、MRIシステムは、所望されるスキャン・プロトコルを自動的に実行するよう構成された使いやすいインターフェースを備えたタブレット、ノートパッドまたはスマートフォンのようなモバイル装置から操作されることができる。取得された画像は、データ共有、遠隔医療および/または深層学習のために、すぐに安全なクラウド・サーバーに転送される。

10

【0117】

下記は、より低コスト、より低電力および/またはポータブルな低磁場MRIに関係したさまざまな概念およびその実施形態の、より詳細な記述である。本稿に記載される実施形態は、数多くの仕方のいずれで実装されてもよいことを理解しておくべきである。下記では個別の実装の例が単に例解目的のために与えられる。与えられる実施形態および/または特徴/機能は個々に、みな一緒に、あるいは二つ以上の任意の組み合わせにおいて使用されうることを理解しておくべきである。本稿に記載される技術の諸側面はこの点に関して限定されない。

20

【0118】

高磁場MRIの高いコスト、サイズ、重量および電力消費への有意な寄与要因は、 B_0 磁石自身と、 B_0 磁石に電力を与え、その熱管理を実行するために必要とされる装置である。特に、高磁場MRIの高磁場特性を生成するために、 B_0 磁石は典型的には、ワイヤを超伝導状態に保つための低温冷却システムを必要とする超伝導ワイヤを使ってソレノイド幾何に構成された電磁石として実装される。超伝導材料自身高価であるばかりでなく、超伝導状態を維持するための低温設備も高価であり、複雑である。

【0119】

本発明者らは、低磁場コンテキストが、高磁場領域では実現可能でなかった B_0 磁石設計を許容することを認識するに至った。たとえば少なくとも部分的には、より低い磁場強度のため、超伝導材料および対応する低温冷却システムをなくすることができる。部分的には低磁場強度のため、非超伝導材料(たとえば銅)を使って構築された B_0 電磁石が低磁場領域では用いられてもよい。しかしながら、そのような電磁石はそれでも動作中、比較的大量の電力を消費することがありうる。たとえば、銅導体を使った電磁石を動作させて0.2T以上の磁場を生成することは、専用のまたは特化した電力接続(たとえば専用の三相電力接続)を必要とする。本発明者らは、幹線電気(すなわち標準的な壁のコンセントの電力)を使って動作させられることのできるMRIシステムを開発した。それは、MRIシステムが標準的な壁のコンセント(たとえば米国では120V/20A接続)または一般的な大型機器用コンセント(たとえば220~240V/30A)のような一般的な電力接続をもつ任意の位置で電力を与えられることを許容する。こうして、低電力MRIシステムは、ポータブル性および利用可能性を容易にし、MRIシステムが必要とされる位置で動作されることを許容する(たとえば、患者がMRIシステムのところに連れてこられるのではなく、MRIシステムが患者のところにもってこられることができる)。その例は下記でさらに詳細に論じる。さらに、標準的な壁の電力から動作することは、三相電力を単相電力に変換し、グリッドから直接提供される電力を平滑化するために従来必要とされていた電子回路をなくす。その代わりに、壁のコンセントの電力は直接DCに変換されて、MRIシステムのコンポーネントに電力を与えるために分配される。

30

40

【0120】

図2Aおよび2Bは、電磁石および強磁性ヨークを使って形成される B_0 磁石を示している。具体的には、 B_0 磁石200は部分的には、上側の電磁コイル212aおよび212b

50

および B_0 磁石200の下側の電磁コイル214aおよび214bを有する、二平面幾何に配置された電磁石210によって形成される。いくつかの実施形態によれば、電磁石210を形成するコイルは、銅ワイヤまたは銅リボンまたは動作されるとき（たとえば伝導巻き線を通じて電流が駆動されるとき）に磁場を生成するために好適な他の任意の伝導材料のいくつかのターンから形成されてもよく、図2Aおよび2Bに示される例示的な電磁石は二対のコイルを有するものの、電磁石は、任意の配位の任意の数のコイルを使って形成されうる。諸側面はこの点で限定されない。電磁石210を形成する電磁コイルはたとえば、ファイバーグラス・リング217のまわりに導体213（たとえば銅リボン、ワイヤ、ペイントなど）を巻くことによって形成されてもよい。たとえば、導体213は好適な絶縁された銅ワイヤであってもよく、あるいは代替的に、導体213はコイルの複数の巻きを電氣的に絶縁するための絶縁層（たとえばマイラー層）と一緒に巻かれた銅リボンであってもよい。コイル214aおよび214bを直列に動作させるための電流を提供する電力接続を許容するよう、コネクタ219が設けられてもよい。電磁石の上側の同様のコネクタ（図2Aおよび2Bでは見えない）がコイル212aおよび212bを動作させるために設けられてもよい。

10

【0121】

所望される B_0 磁場を生成するまたは所望される B_0 磁場に寄与するよう、電磁コイルはいかなる好適な材料から形成されてもよく、いかなる好適な寸法にされてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はいかなる特定の型の電磁石と一緒に使うためにも限定されない。部分的に電磁石（たとえば電磁石210）を形成するのに好適でありうる一つの限定しない例として、電磁コイルは、銅リボンおよびマイラー絶縁体を使って構築されて、155ターンで約23~27インチ（たとえば約25インチ）の内側直径、約30~35インチ（たとえば約32インチ）の外側直径をなしてもよい。しかしながら、所望される特性をもつ電磁コイルを構築するために異なる材料および/または異なる寸法が使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。上下のコイル（単数または複数）は、上側にある下部コイルと下側にある上部コイルとの間の約10~15インチ（たとえば約12.5インチ）の距離を与えるよう位置決めされてもよい。たとえば磁場強度、視野などを含む所望される特性に依存して寸法は変わってくることを理解しておくべきである。

20

【0122】

図2Aおよび2Bに示される例示的な B_0 磁石では、各コイル対212および214は、それぞれ熱管理コンポーネント230aおよび230bによって分離されている。電磁コイルおよび傾斜コイル（図2Aおよび2Bには示さず）によって生成される熱を磁石から離すように伝え、MRI装置のための熱管理を提供するためである。具体的には、熱管理コンポーネント230aおよび230bは、磁石から熱を運び去るよう冷却プレートを通じて冷媒が循環されることを許容する導路をもつ冷却プレートであってもよい。冷却プレート230a、230bは、 B_0 磁石200によって生成される B_0 磁場を乱す電磁場を生成できる、傾斜コイルを動作させることによって誘起される渦電流を減らすまたはなくすよう構築されうる。たとえば、熱管理コンポーネント230aおよび230bは、2015年9月4日に出願された、「熱管理方法および装置」と題する米国出願第14/846,042号に記載される熱管理コンポーネントと同じまたは同様であってもよい。同出願は参照によってここにその全体において組み込まれる。いくつかの実施形態によれば、下記でさらに詳細に論じるように、熱管理コンポーネントはなくされてもよい。

30

40

【0123】

B_0 磁石200はさらに、電磁石に磁氣的に結合されたヨーク220を有する。ヨーク220は、ヨーク220がなければ失われてしまつて上下の電磁コイルの間の関心領域における磁束密度に寄与しないであろう磁束を捕捉する。具体的には、ヨーク220は、電磁石の上下の側のコイルをつなぐ「磁気回路」を形成して、コイル間の領域における磁束密度を増し、こうして B_0 磁石の撮像領域（視野とも称される）内の磁場強度を増す。撮像領域または視野は、 B_0 磁石によって生成される B_0 磁場が撮像のために好適である体積を定義する。より具体的には、撮像領域または視野は、 B_0 磁場が所望される磁場強度で十分均

50

るように、標準的な壁のコンセントを介して電力を受けるよう構成される。いくつかの実施形態によれば、電磁石およびヨークを有する B_0 磁石（たとえば B_0 磁石 2 0 0）を利用する低磁場MRIシステムは、やはり下記でさらに詳細に論じるように、220~240VACコンセントを介して電力を受けるよう構成される。

【 0 1 2 7 】

再び図 2 A および 2 B を参照するに、 B_0 磁石 2 1 0 はさらに、視野における（たとえば B_0 磁場が十分なMR信号生成のために好適である、電磁石の上下のコイルの間の領域における）均一性を改善するよう、生成される B_0 磁場を増強するよう構成されたシム・リング 2 4 0 a、2 4 0 b およびシム・ディスク 2 4 2 a、2 4 2 b を有する。これらは図 2 B で最もよく見える。同図では下側のコイルは除去されている。具体的には、シム・リング 2 4 0 およびシム・ディスク 2 4 2 は、少なくとも B_0 磁石の視野内で電磁石によって生成される磁場の均一性を増すような寸法および配置にされている。具体的には、シム・リング 2 4 0 a、2 4 0 b の高さ、厚さおよび材料ならびにシム・ディスク 2 4 2 a、2 4 2 b の直径、厚さおよび材料は、好適な均一性の B_0 磁場を達成するよう選択されうる。たとえば、シム・ディスクは約5~6インチの直径および約0.3~0.4インチの幅を与えられてもよい。シム・リングは、それぞれ約20~22インチの高さおよび約2インチの幅をもつ複数の円弧セグメント（たとえば8個の円弧セグメント）から形成されて、約21~22インチの間および約23~24インチの間の内側直径をそれぞれ有するリングを形成してもよい。

【 0 1 2 8 】

B_0 磁石の重量は、MRIシステムの全体的な重量のかなりの部分であり、これがMRIシステムのポータブル性に影響する。ヨークおよびシミング・コンポーネントのために低炭素および/またはケイ素鋼を主として使う実施形態では、上記と同様の寸法にされた例示的な B_0 磁石 2 0 0 は約550キログラムの重量であることがある。いくつかの実施形態によれば、コバルト鋼（CoFe）がヨーク（および可能性としてはシム・コンポーネント）のための主要な材料として使われてもよく、 B_0 磁石 2 0 0 の重量を約450キログラムにまで減らす可能性がある。しかしながら、CoFeは一般に、たとえば低炭素鋼よりも高価であり、システムのコストを押し上げる。よって、いくつかの実施形態では、CoFeの使用から生じるコストと重量との間のトレードオフを均衡させるため、選ばれたコンポーネントがCoFeを使って形成されてもよい。そのような例示的な B_0 磁石を使って、ポータブル、カート移動可能または他の仕方で搬送可能なMRIシステムが構築されうる。これは、たとえば、MRIシステムが所望される位置に搬送されること（これはMRIシステムを手で押すことおよび/または電動化された支援を含めることによる）を許容するよう、 B_0 磁石を、キャスター、車輪または他の移動手段が取り付けられることのできる筐体、フレームまたは他のポディー内に統合することによる。結果として、MRIシステムは、必要とされる位置にもってこられることができ、臨床機器としてその利用可能性および使用を増し、以前には可能でなかったMRI用途を利用可能にする。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムの操縦性を容易にするために、ポータブルMRIシステムの総重量は1500ポンド未満、好ましくは1000ポンド未満である。

【 0 1 2 9 】

B_0 磁石 2 0 0 のような B_0 磁石を用いる低磁場MRIシステムの全体的な電力消費に対する主要な寄与要因は、電磁石（たとえば電磁石 2 1 0）である。たとえば、いくつかの実施形態では、電磁石は全体的なMRIシステムの電力の80%以上を消費することがある。MRIシステムの電力要件を有意に下げするために、本発明者らは、 B_0 電磁場を生成するおよび/または B_0 電磁場に寄与するために永久磁石を利用する B_0 磁石を開発した。いくつかの実施形態によれば、 B_0 電磁石は、 B_0 電磁場の主要な源として永久磁石で置き換えられる。永久磁石とは、ひとたび磁化されたら自分自身の恒久的な磁場を維持する任意の物体または物質をいう。磁化されて永久磁石を作り出すことのできる物質は本稿では強磁性と称され、限定しない例として、鉄、ニッケル、コバルト、ネオジウム（NdFeB）合金、サマリウムコバルト（SmCo）合金、アルニコ（AlNiCo）合金、ストロンチウムフェライト、バリウムフェライトなどを含む。永久磁石材料（たとえば磁化する場によって飽和に駆動さ

れた磁化可能な材料)は、駆動場が除去されるときにその磁場を保持する。特定の材料によって保持される磁化の量はその物質の残留磁気と称される。このように、ひとたび磁化されたら、永久磁石はその残留磁気に対応する磁場を生成し、磁場を生成するための電源の必要性をなくす。

【0130】

図3Aは、いくつかの実施形態に基づく永久 B_0 磁石を示している。特に、 B_0 磁石300は、二平面幾何に配置された永久磁石310aおよび310bと、永久磁石によって生成される電磁束を捕捉してその磁束を反対側の永久磁石に伝達して、永久磁石310aと310bの間の磁束密度を増すヨーク320とによって形成される。永久磁石310aおよび310bのそれぞれは複数の同心永久磁石から形成される。具体的には、図3に見て取れるように、永久磁石310bは複数の永久磁石314aの外側リング、複数の永久磁石314bの中間リング、複数の永久磁石314cの内側リングおよび中心の永久磁石ディスク314dを有する。永久磁石310aは、永久磁石310bと同じ一組の永久磁石要素を有していてもよい。

【0131】

使用される永久磁石材料は、システムの設計要件に依存して選択されうる。たとえば、いくつかの実施形態によれば、永久磁石(またはその一部)は、ひとたび磁化されたら単位体積の材料当たり比較的高い磁場をもつ磁場を生成するNdFeBでできていてもよい。いくつかの実施形態によれば、永久磁石またはその一部を形成するためにSmCoが使われる。NdFeBのほうが高い磁場強度を生じる(かつ一般にはSmCoより安価である)が、SmCoのほうが熱ドリフトが少なく、よって温度ゆらぎがあるときに、より安定な磁場を提供する。他の型の永久磁石材料(単数または複数)が使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。一般に、利用される永久磁石材料の型(単数または複数)は少なくとも部分的には、所与の B_0 磁石実装の磁場強度、温度安定性、重量、コストおよび/または使いやすさの要件に依存する。

【0132】

永久磁石リングは、永久磁石310aと310bの間の中心領域(視野)において所望される強度の均一な場を生成するような大きさおよび配置にされる。図3Aに示される例示の実施形態では、各永久磁石リングは複数のセグメントを有し、各セグメントは複数のブロックを使って形成され、ブロックは、動径方向に積層され、周のまわりに互いに隣接して位置されてそれぞれのリングを形成する。本発明者らは、各永久磁石の(リングの接線方向の)幅を変えることによって、より少ない材料を使いつつ、有用なスペースの無駄の削減が達成されうることを認識するに至った。たとえば、有用な磁場を生成しないスタック間のスペースは、ブロックの幅を、たとえばブロックの動径方向位置の関数として変えることによって減らすことができる。それにより、フィットがより緊密になって無駄なスペースが減り、所与のスペースにおいて生成されることのできる磁場の大きさが最大化される。ブロックの寸法も、所望される強度および均一性の磁場の生成を容易にするために、任意の所望される仕方で変えられてもよい。これについてはのちにより詳細に論じる。

【0133】

B_0 磁石300はさらに、永久磁石310aおよび310bによって生成される磁束を捕捉し、その磁束を B_0 磁石の反対側に向け、永久磁石310aおよび310bの間の磁束密度を高め、 B_0 磁石の視野内の磁場強度を増すよう構成され、配置されたヨーク320を有する。磁束を捕捉してそれを永久磁石310aと310bの間の領域に向けることにより、所望される磁場強度を達成するために使用される永久磁石材料を少なくでき、こうして B_0 磁石のサイズ、重量およびコストを低減できる。あるいはまた、所与の永久磁石について、磁場強度を増すことができ、こうして、使用される永久磁石材料の量を増やす必要なしにシステムのSNRを改善できる。例示的な B_0 磁石300について、ヨーク320はフレーム322およびプレート324aおよび324bを有する。ヨーク220との関連で上記したのと同様の仕方で、プレート324aおよび324bは永久磁石310aおよび310bによって生成される磁束を捕捉し、それをフレーム322に向け、ヨークの磁氣的

な帰路を介して循環させ、 B_0 磁石の視野内の磁束密度を増す。ヨーク 320 は、ヨークのための所望される磁気的特性を提供するために任意の所望される強磁性材料、たとえば低炭素鋼、CoFe および / または ケイ素鋼などで構築されうる。いくつかの実施形態によれば、プレート 324 a および 324 b (および / または フレーム 322 またはその一部) は、傾斜コイルが渦電流を誘起するのが最も優勢でありうるエリアにおいて、ケイ素鋼などで構築されてもよい。

【0134】

例示的なフレーム 322 は、それぞれプレート 324 a および 324 b に取り付けられたアーム 323 a および 323 b と、永久磁石によって生成される磁束のための磁気的な帰路を提供するサポート 325 a および 325 b とを有する。アームは一般に、永久磁石によって生成される磁束のための帰路のための十分な断面積を提供しつつ永久磁石を支持するために必要とされる材料の量を減らすよう設計される。アーム 323 a は、 B_0 磁石によって生成される B_0 磁場のための磁気的な帰路内に二つのサポートを有する。サポート 325 a および 325 b は、間に形成されるギャップ 327 をもって生産され、永久磁石によって生成される磁束のための十分な断面積を提供しつつ、ある程度の安定性をフレームに、および / または 軽量性を構造に与える。たとえば、磁束の帰路のために必要とされる断面積は、二つのサポート構造の間に分割されることができ、こうして、フレームの構造的な健全性を増しつつ、十分な帰路を提供する。構造に追加的なサポートが追加されてもよいことを理解しておくべきである。本技法は、二つだけのサポートや任意の特定の数の複数のサポート構造と一緒に使うために限定されるものではない。

【0135】

上記で論じたように、例示的な永久磁石 310 a および 310 b は、中心に永久磁石ディスクがあって同心円状に配置された永久磁石材料の複数のリングを有する。各リングは、それぞれのリングをなす強磁性材料の複数のスタックを有していてもよく、各スタックは一つまたは複数のブロックを含んでいてもよく、ブロックは任意の数もちうる (いくつかの実施形態におけるおおよび / または一部のリングにおける単一のブロックを含む) 。各リングを形成するブロックは、所望される磁場を生成するような寸法および配置にされてもよい。本発明者らは、ブロックは、コストを減らし、重量を減らしおおよび / または生成される磁場の均一性を改善するためにいくつかの仕方です寸法決めされうることを認識するに至った。これについては、いくつかの実施形態に基づく、一緒になって B_0 磁石の永久磁石を形成する例示的なリングとの関連でさらに詳細に論じる。

【0136】

図 3 B は、永久磁石 310 の俯瞰図を示している。これはたとえば図 3 A に示される B_0 磁石 300 の永久磁石 310 a および 310 b のための設計として使われてもよい。永久磁石 310 は、それぞれ強磁性ブロックの複数のスタックで構築される同心リング 310 a、310 b および 310 c と、中央の強磁性ディスク 310 d とを有する。永久磁石が取り付けられるヨークのフレームの方向は矢印 22 によって示される。ヨークが対称的でない (たとえばヨーク 320) 実施形態では、ヨークは、ヨークが磁束を捕捉してフォーカスしてやる永久磁石によって生成される磁場をも非対称にし、 B_0 磁場の一様性に負の影響を与える。

【0137】

いくつかの実施形態によれば、ブロック寸法は、永久磁石によって生成される磁場に対するヨークの影響を補償するために変えられる。たとえば、図 3 B においてラベル付けされた四つの領域 315 a、315 b、315 c、315 d におけるブロックの寸法は、それぞれのブロックがどの領域に位置しているかに依存して変えられてもよい。具体的には、ブロックの高さ (たとえば、円形磁石 310 の平面に垂直なブロックの寸法) は、フレームから最も遠い領域 315 c のほうが、フレームに最も近い領域 315 a における対応するブロックよりも、大きくてもよい。ブロック高さは、一つまたは複数のリングまたはその一部において変えられることができる。ヨークの影響を補償する技法は、いかなる特定のブロック、ブロックの集合および / またはいかなる特定の寸法を変えることにも限定

されない。ヨークの影響を補償するためにブロック寸法を変えることの一例は、のちにより詳細に論じる。

【0138】

図4Aおよび4Bは、いくつかの実施形態に基づく、内側リング410（たとえば図3Bに示されるリング310c）の異なるビューを示している。例示的なリング410は、それぞれ二ブロックの複数（図4Aおよび4Bでは12個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の二つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_0 、幅 y_0 および高さ（または深さ） z_0 をもつブロック（たとえば例示的なブロック405b）で形成される。外側サブリングは、長さ x_1 、幅 y_0 および高さ（または深さ） z_0 をもつブロック（たとえば例示的なブロック405a）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_0 < x_1$ ）、外側サブリングのブロックが長さ x_0 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング410が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング410における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

10

【0139】

図5のA～Cおよび図6のA～Cは、内側永久磁石リングの内側サブリングおよび外側サブリングをなすブロックのための例示的な寸法（たとえば、永久磁石リング410をなすブロック405aおよび405bのための例示的な寸法）を示している。具体的には、図5Aに示される例示的なブロック505（たとえば、内側永久磁石リング410または310cの内側サブリングにおけるブロック）は、寸法 x_0 、 y_0 および z_0 をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_0 は20から25ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、 y_0 は8から12ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、 z_0 は19から23ミリメートルの間の範囲の寸法をもつ。図6Aに示される例示的なブロック605（たとえば、内側永久磁石リング410の外側サブリングにおけるブロック）は、寸法 x_1 、 y_0 および z_0 をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_1 は27から32ミリメートルの間の範囲の寸法をもつ。例示的ブロック505および605の上記寸法は単に例示的であり、寸法は所望に応じて選択されてよく、この点で限定されないことを理解しておくべきである。さらに、ブロックは、強磁性材料の任意の一つまたは組み合わせを使って形成されうる。諸側面はいかなる特定の型の磁性材料と一緒に使うためにも限定されない。

20

30

【0140】

図7Aおよび7Bは、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームから離れた象限における中間リング710の一部715（たとえば図3Bに示される象限315cにおけるリング310bの部分）の異なるビューを示している。リング710の例示的な部分715は、それぞれ三ブロックの複数（図7Aおよび7Bでは5個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_2 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_1 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705c）で形成される。中間サブリングは、長さ x_3 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_1 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705b）で形成される。外側サブリングは、長さ x_4 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_1 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705a）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_2 < x_3 < x_4$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_2 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング710が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング710における配置は単に例示的

40

50

であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0141】

図7Cおよび7Dは、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームに関して中間の象限（単数または複数）における中間リング710の一部715'（たとえば図3Bに示される象限315bおよび/または315dにおけるリング310bの部分）の異なるビューを示している。すなわち、部分715'は、たとえば諸中間象限がヨーク・フレームから等距離である実施形態における両方の中間象限のために使用されうる。リング710の例示的な部分715'は、それぞれ三ブロックの複数（図7Cおよび7Dでは5個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_2 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_2 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705c'）で形成される。中間サブリングは、長さ x_3 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_2 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705b'）で形成される。外側サブリングは、長さ x_4 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_2 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705a'）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_2 < x_3 < x_4$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_2 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング710が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング710における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0142】

図7Eおよび7Fは、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームに最も近い象限における中間リング710の一部715''（たとえば図3Bに示される象限315aにおけるリング310bの部分）の異なるビューを示している。リング710の例示的な部分715''は、それぞれ三ブロックの複数（図7Eおよび7Fでは5個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_2 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_3 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705c''）で形成される。中間サブリングは、長さ x_3 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_3 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705b''）で形成される。外側サブリングは、長さ x_4 、幅 y_1 および高さ（または深さ） z_3 をもつブロック（たとえば例示的なブロック705a''）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_2 < x_3 < x_4$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_2 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング710が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング710における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0143】

図8のA～C、図9のA～Cおよび図10のA～Cは、中間永久磁石リングの内側、中間および外側サブリングをなすブロックのための例示的な寸法（たとえば、図7A～7Fに示される永久磁石リング710をなすブロック705a～705c、705a'～705c'および705a''～705c''のための例示的な寸法）を示している。具体的には、図8のAに示される例示的なブロック805（たとえば、中間永久磁石リング710または310bの内側サブリングにおけるブロック）は、図8のBおよびCにおいてラベル付けさ

れるように寸法 x_2 、 y_1 および z_n をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_2 は31から35ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、 y_1 は6から10ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、 z_n は21から25ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、図9のAに示される例示的なブロック905（たとえば、中間永久磁石リング710または310bの中間サブリングにおけるブロック）は、図9のBおよびCにおいてラベル付けされているように寸法 x_3 、 y_1 および z_n をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_3 は34から38ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、図10のAに示される例示的なブロック1005（たとえば、中間永久磁石リング710または310bの外側サブリングにおけるブロック）は、図10のBおよびCにおいてラベル付けされているように寸法 x_4 、 y_1 および z_n をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_4 は37から41ミリメートルの間の範囲の寸法をもち、例示的ブロック805、905および1005の上記寸法は単に例示であり、寸法は所望に応じて選択されてよく、この点で限定されないことを理解しておくべきである。さらに、ブロックは、強磁性材料の任意の一つまたは組み合わせを使って形成されうる。諸側面はいかなる特定の型の磁性材料と一緒に使うためにも限定されない。上記で論じたように、ブロックの高さは、ヨークの存在から帰結する磁場の均一性における影響を補償するために変えられてもよい。いくつかの実施形態によれば、 z_n は、ブロックがどの象限に現われるか（たとえば、そのブロックが象限715、715'または715''のどれにあるか）に依存して変えられる。そのさらなる詳細はのちに論じる。

10

【0144】

20

図11Aおよび11Bは、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームから離れた象限における外側リング1110の一部1115（たとえば図3Bに示される象限315cにおけるリング310aの部分）の異なるビューを示している。リング1110の例示的な部分1115は、それぞれ三ブロックの複数（図11Aおよび11Bでは9個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_5 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_4 をもつブロック（たとえば例示的なブロック1105c）で形成される。中間サブリングは、長さ x_6 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_4 をもつブロック（たとえば例示的なブロック1105b）で形成される。外側サブリングは、長さ x_7 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_4 をもつブロック（たとえば例示的なブロック1105a）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_5 < x_6 < x_7$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_5 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング1110が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング1110における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

30

【0145】

40

図11Cおよび11Dは、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームに関して中間の象限（単数または複数）における外側リング1110の一部1115'（たとえば図3Bに示される象限315bおよび/または315dにおけるリング310aの部分）の異なるビューを示している。すなわち、部分1115'は、たとえば諸中間象限がヨーク・フレームから等距離である実施形態における両方の中間象限のために使用されうる。リング1110の例示的な部分1115'は、それぞれ三ブロックの複数（図11Cおよび11Dでは9個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_5 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_5 をもつブロック（たとえば例示的なブロック1105c'）で形成される。中間サブリングは、長さ x_6 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_5 をもつブ

50

ック（たとえば例示的なブロック 1 1 0 5 b'）で形成される。外側サブリングは、長さ x_7 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_5 をもつブロック（たとえば例示的なブロック 1 1 0 5 a'）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_5 < x_6 < x_7$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_5 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング 1 1 1 0 が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング 1 1 1 0 における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

10

【0146】

図 1 1 E および 1 1 F は、いくつかの実施形態に基づく、ヨーク・フレームに最も近い象限における外側リング 1 1 1 0 の一部 1 1 1 5"（たとえば図 3 B に示される象限 3 1 5 a におけるリング 3 1 0 a の部分）の異なるビューを示している。リング 1 1 1 0 の例示的な部分 1 1 1 5" は、それぞれ三ブロックの複数（図 1 1 E および 1 1 F では 9 個）のスタックを含み、こうして強磁性ブロック（たとえば NdFeB、SmCo など で形成されるブロック）の三つのサブリングを形成する。内側サブリングは、長さ x_5 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_6 をもつブロック（たとえば例示的なブロック 1 1 0 5 c"）で形成される。中間サブリングは、長さ x_6 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_6 をもつブロック（たとえば例示的なブロック 1 1 0 5 b"）で形成される。外側サブリングは、長さ x_7 、幅 y_2 および高さ（または深さ） z_6 をもつブロック（たとえば例示的なブロック 1 1 0 5 a"）で形成される。図のように、外側サブリングのブロックは、中間サブリングのブロックより大きな長さをもち、中間サブリングのブロックは、内側サブリングのブロックより大きな長さをもち（すなわち、 $x_5 < x_6 < x_7$ ）、すべてのサブリングのブロックが長さ x_5 をもって形成されたとした場合よりも、隣り合うブロック間の空のスペースの量を減らしている。このように、例示的なリング 1 1 1 0 が含まれるスペースの、より多くが磁場を生成する磁性材料で占められており、同じ量のスペースにおける磁場強度を増す。例示的なリング 1 1 1 0 における配置は単に例示的であり、ブロックの他の配置（たとえばスタックの数および各スタック内のブロックの数）が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

20

30

【0147】

図 1 2 の A ~ C、図 1 3 の A ~ C および図 1 4 の A ~ C は、外側永久磁石リングの内側、中間および外側サブリングをなすブロックのための例示的な寸法（たとえば永久磁石リング 1 1 1 0 をなすブロック 1 1 0 5 a ~ 1 1 0 5 c、1 1 0 5 a' ~ 1 1 0 5 c' および 1 1 0 5 a" ~ 1 1 0 5 c" のための例示的な寸法）を示している。具体的には、図 1 2 A に示される例示的なブロック 1 2 0 5（たとえば、外側永久磁石リング 1 1 1 0 または 3 1 0 a の内側サブリングにおけるブロック）は、図 1 2 の B および C においてラベル付けされるように寸法 x_5 、 y_2 および z_i をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_5 は34から38ミリメートルの間の範囲であり、 y_2 は16から20ミリメートルの間の範囲であり、 z_i は22から27ミリメートルの間の範囲である。図 1 3 の A に示される例示的なブロック 1 3 0 5（たとえば、外側永久磁石リング 1 1 1 0 または 3 1 0 a の中間サブリングにおけるブロック）は、図 1 3 の B および C においてラベル付けされているように寸法 x_6 、 y_2 および z_i をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_6 は37から43ミリメートルの間の範囲であり、 y_2 は16から20ミリメートルの間の範囲であり、 z_i は22から27ミリメートルの間の範囲である。同様に、図 1 4 の A に示される例示的なブロック 1 4 0 5（たとえば、外側永久磁石リング 1 1 1 0 または 3 1 0 a の外側サブリングにおけるブロック）は、図 1 4 の B および C においてラベル付けされているように寸法 x_7 、 y_2 および z_i をもつよう製造されてもよい。いくつかの実施形態によれば、 x_7 は40から45ミリメートルの間の範囲であり、 y_2 は16から20ミリメートルの間の範囲で

40

50

あり、 z_j は22から27ミリメートルの間の範囲である。例示的ブロック1205、1305および1405の上記寸法は単に例示であり、寸法は所望に応じて選択されてよく、この点で限定されないことを理解しておくべきである。さらに、ブロックは、強磁性材料の任意の一つまたは組み合わせを使って形成されうる。諸側面はいかなる特定の型の磁性材料と一緒に使うためにも限定されない。上記で論じたように、ブロックの高さは、ヨークの存在から帰結する磁場の均一性における影響を補償するために変えられてもよい。いくつかの実施形態によれば、 z_j は、ブロックがどの象限に現われるか（たとえば、そのブロックが象限1115、1115'または1115"のどれにあるか）に依存して変えられる。そのさらなる詳細はのちに論じる。

【0148】

図3Aに示される永久磁石は、永久磁石ブロックの任意の数および配置を使って製造されることができ、本願で示される数、配置、寸法または材料に限定されることを理解しておくべきである。永久磁石の構成は、少なくとも部分的には B_0 磁石の設計上の特性に依存する。かかる設計上の特性は、その中で B_0 磁石が機能することが意図されているMRIシステムのために所望される磁場強度、視野、ポータブル性および/またはコストを含むがそれに限られない。たとえば、永久磁石ブロックは、所望される磁場強度に依存して、20mTないし0.1Tの範囲の磁場を生成するような寸法にされてもよい。しかしながら、永久磁石の寸法を大きくすることによって、他の低磁場強度（たとえば約0.2Tまで）が生成されてもよいことを理解しておくべきである。ただし、そのような増大は B_0 磁石のサイズ、重量およびコストをも増す。

【0149】

上記で論じたように、異なる象限において使われるブロックの高さまたは深さが、非対称的なヨークから帰結する B_0 磁場に対する影響を補償するために変えられてもよい。たとえば、図3Aに示される構成において、永久磁石310aおよび310bに対するフレーム322（特に脚325aおよび325b）の位置の結果、磁束はフレームに近接した領域（象限315a）から引き離され、これらの領域における磁束密度を低下させる。結果として生じる磁場の非一様性に対処するために、ヨークによって引き起こされる磁束密度の低下を補償するための追加的な磁束を生成するよう、影響を受ける領域におけるブロックの高さまたは深さが変えられてもよい（たとえば増大されてもよい）。それにより、 B_0 磁石の視野内での B_0 磁場の均一性を改善する。

【0150】

本発明者らは、永久磁石ブロックのために使われる配置、寸法および材料は、傾斜コイルの動作の間に B_0 コイルによって生成されるローレンツ力を最小化するよう選ばれてもよいことを認識するに至った。この技法は、MRIシステムの動作の間の振動および音響ノイズを削減するために使用できる。いくつかの実施形態によれば、永久磁石ブロックの設計は、 B_0 磁場に垂直な、すなわち傾斜コイルの平面に平行な磁場成分を減らすように選ばれる。いくつかの実施形態によれば、永久磁石ブロックの外側リングは、MRIシステムの視野の外側のエリアにおける動作の間、傾斜コイルの振動の原因となる磁場成分を軽減するよう設計され、それによりMRIシステムの動作の間に生成される振動および音響ノイズを軽減する。

【0151】

図15のA~Cは、何らかの実施形態に基づく、例示的な永久磁石ディスク（たとえば図3Bに示される永久磁石ディスク310d）を示している。永久磁石ディスク1510は、永久磁石によって生成される B_0 磁場に寄与するよう永久磁石（たとえば図3Aに示される永久磁石310aおよび/または310b）の中心に位置されるよう構成される。永久磁石ディスク1510は、磁化されたときに永久磁石が所望される磁場を生成するよう、いかなる好適な強磁性材料（たとえばNdFeB、SmCoなど）から形成されてもよく、好適な寸法をもちうる。例示的な永久磁石ディスク1510は直径D（たとえば32から36ミリメートルの間の範囲）および厚さ z_7 （たとえば18から22ミリメートルの間の範囲をもつ。ただし、（たとえば所望される磁場強度および/または均一性を達成するために）特

10

20

30

40

50

定の B_0 磁石の設計要件を満足させるいかなる寸法が使われてもよい。

【0152】

図16は、いくつかの実施形態に基づく B_0 磁石1600を示している。 B_0 磁石1600は図3Aに示される B_0 磁石300と設計コンポーネントを共有してもよい。特に、 B_0 磁石1600は、二平面幾何に配置された永久磁石1610aおよび1610bと、永久磁石によって生成される電磁束を捕捉してその磁束を反対側の永久磁石に伝達して、永久磁石1610aと1610bの間の磁束密度を増すヨーク1620とによって形成される。永久磁石1610aおよび1610bのそれぞれは複数の同心永久磁石から形成される。同心永久磁石は、複数の永久磁石1614aの外側リング、複数の永久磁石1614bの中間リング、複数の永久磁石1614cの内側リングおよび中心の永久磁石ディスク1614dを有する永久磁石1610bによって示されている。永久磁石1610aは、永久磁石1610bと同じ組の永久磁石要素を有していてもよい。使用される永久磁石材料は、システムの設計要件に依存して選択されうる（たとえば所望される特性に依存してNdFeB、SmCoなど）。

10

【0153】

永久磁石リングは、永久磁石1610aと1610bの間の中心領域（視野）において所望される強度の均一な場を生成するような大きさおよび配置にされる。具体的には、図16に示される例示的实施形態では、各永久磁石リングは、下記でさらに詳細に論じるように所望される B_0 磁場を生成するような大きさおよび位置にされた複数の円弧セグメントを有する。図3Aに示したヨーク320と同様の仕方で、ヨーク1620は、永久磁石1610aおよび1610bによって生成される磁束を捕捉し、その磁束を B_0 磁石の反対側に向け、永久磁石1610aおよび1610bの間の磁束密度を高めるよう構成され、配置される。ヨーク1620はそれにより、より少ない永久磁石材料で B_0 磁石の視野内の磁場強度を高め、 B_0 磁石のサイズ、重量およびコストを軽減する。ヨーク1620は、ヨーク1620との関連で上記したのと同様の仕方で永久磁石1610aによって生成される磁束を捕捉してヨークの磁気的な帰路を介して循環させ、 B_0 磁石の視野内の磁束密度を増す、フレーム1622ならびにプレート1624aおよび1624bをも有している。ヨーク1620の構造は、たとえば B_0 磁石のコストおよび重量を軽減するために使用される材料の量を最小化しつつ、永久磁石によって生成される磁束を受け容れるために十分な材料を提供し、十分な安定性を提供するために上記したのと同様であってもよい。

20

30

【0154】

図17は、永久磁石1710の俯瞰図を示している。これはたとえば図16に示される B_0 磁石1600の永久磁石1710aおよび1710bのための設計として使われてもよい。永久磁石1610は、それぞれ強磁性材料の複数の円弧セグメントで構築される同心リング1710a、1710bおよび1710cと、中央の強磁性ディスク1710dとを有する。永久磁石が取り付けられるヨークのフレームの方向は矢印22によって示される。ヨークが対称的でない（たとえばヨーク1620）実施形態では、ヨークは、ヨークが磁束を捕捉してフォーカスしてやる永久磁石によって生成される磁場をも非対称にし、 B_0 磁場の一様性に負の影響を与える。いくつかの実施形態によれば、円弧セグメントの一つまたは複数の寸法が、永久磁石によって生成される磁場に対するヨークの影響を補償するために変えられる。たとえば、図17においてラベル付けされた四つの象限1715a、1715b、1715c、1715dにおける円弧セグメントの一つまたは複数の寸法は、 B_0 磁場に対するヨークの影響を補償するために変えられてもよい。これについてはのちにより詳細に論じる。

40

【0155】

図18Aおよび18Bは、いくつかの実施形態に基づく、内側リング1810（たとえば図17に示されるリング1710c）の異なるビューを示している。例示的なリング1810は、それぞれリングの 45° にまたがる、複数（図18Aおよび18Bに示される例示的なリング1810では8個）の強磁性円弧セグメント（たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるセグメント）を含む。例示的なリング1810では、円弧セグメント（たと

50

えば例示的な円弧セグメント 1805) は、リングに内側半径R1および外側半径R2および高さまたは深さzgを与えるような寸法にされる。いくつかの実施形態によれば、内側リング 1810 は、45~47mmの間のR1(たとえば46.08mm)、62~64mmの間のR2(たとえば62.91mm)および22から25mmの間のzg(たとえば23.46mm)の寸法をもつ。円弧セグメントの数およびその寸法は、所望されるB₀磁場(たとえば所望される磁場強度および/または均一性)を生成するために所望されるように選ばれてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0156】

図18Cおよび18Dは、図18Eに示される中間リング1810(たとえば図17に示されるリング1710b)を形成するために使用できるセグメント1815の異なるビューを示している。たとえば、セグメント1815は、図18Eに示される象限Q1~Q4におけるセグメント(たとえば図17に示されるリング1710bの象限1715a~dにおけるセグメントも)を提供するために使用されることができる。例示的な部分1815'は、複数の強磁性円弧セグメント(たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるセグメント)を含む。図18C~18Eでは、それぞれ45°にまたがる二つの円弧セグメント(たとえば例示的な円弧セグメント1805')がリング1810'の象限を形成する。リング1810'の例示的な部分1815'では、円弧セグメントは、リングに内側半径R1および外側半径R2および高さまたは深さzgを与えるような寸法にされる。これらの寸法は、所望される磁場を達成するために各象限について選ばれることができ、その限定しない例を後述する。

【0157】

図18Fおよび18Gは、図18Hに示される外側リング1810"(たとえば図17に示されるリング1710a)を形成するために使用できるセグメント1815"の異なるビューを示している。たとえば、セグメント1815"は、図18Hに示される象限Q1~Q4におけるセグメント(たとえば図17に示されるリング1710aの象限1715a~dにおけるセグメントも)を提供するために使用されることができる。例示的な部分1815"は、複数の強磁性円弧セグメント(たとえばNdFeB、SmCoなどで形成されるセグメント)を含む。図18F~18Hでは、それぞれリング1810"の18°にまたがる五つの円弧セグメント(たとえば例示的な円弧セグメント1805")がリング1810"の象限を形成する。リング1810"の例示的なセグメント1815では、円弧セグメントは、リングに内側半径R1および外側半径R2および高さまたは深さz₁₀を与えるような寸法にされる。これらの寸法は、所望される磁場を達成するために各象限について選ばれることができる。

【0158】

上記で論じたように、本発明者らは、実質的に任意の環境において配備でき、撮像手順を受ける患者のところにもっていくことのできる低電力でポータブルな低磁場MRIシステムを開発した。このようにして、緊急治療室、集中治療室、手術室および多数の他の位置における患者は、MRIが通常は利用できなかった状況においてMRIの恩恵を受けることができる。ポータブルMRIを容易にする諸側面が下記でさらに詳細に論じられる。

【0159】

図19Aおよび19Bは、いくつかの実施形態に基づく、低電力でポータブルな低磁場MRIシステムを示している。ポータブルMRIシステム1900は、強磁性ヨーク1920によって互いに磁氣的に結合された少なくとも一つの第一の永久磁石1910aおよび少なくとも一つの第二の永久磁石1910bを含むB₀磁石1905を有しており、前記ヨークは磁束を捕捉してチャネリングして、MRIシステムの撮像領域(視野)内の磁束密度を高めるよう構成される。永久磁石1910aおよび1910bは、本稿に記載される技法の任意のものを含ま任意の好適な技法を使って(たとえば図3Aに示されるB₀磁石300および/または図16に示されるB₀磁石1600との関連で記述され、それらの付属の記述において記述された技法、設計および/または材料の任意のものをを使って)構築される。ヨーク1920も、本稿に記載される技法の任意のものをを使って(たとえば図3Aお

よび図16に示されるヨーク320およびヨーク1620との関連で記述され、それらの付属の記述において記述された技法、設計および/または材料の任意のものを使って)構築されうる。いくつかの実施形態では、B₀磁石は、本稿に記載される電磁石技法の任意のものを使う(たとえば図2Aおよび2Bに示されるB₀磁石200との関連で記述され、その付属の記述において記述された技法、設計および/または材料の任意のものを使う)電磁石を使って形成されうる。B₀磁石1905は、一つまたは複数の他の磁気系コンポーネント、たとえばシステムの傾斜コイル(たとえばx傾斜、y傾斜およびz傾斜コイル)および/または任意のシム・コンポーネント(たとえばシム・コイルまたは永久磁石シム)、B₀補正コイルなどとともに、筐体1912内に収容または収納されてもよい。

【0160】

B₀磁石1905は、位置決め機構1990、たとえばゴニオメトリック・ステージ(その例は図45A~Dおよび46A~Bとの関連でのちにさらに詳細に論じられる)によってベース1950に結合されてもよく、あるいは他の仕方で取り付けられもしくはマウントされてもよい。それにより、B₀磁石は傾けられて(たとえばその重心のまわりに回転されて)、必要に応じて患者の解剖構造を受け容れるような傾斜を提供することができる。図19Aでは、B₀磁石は傾斜なしで水平に示されており、図19Bでは、スキャンされる患者の解剖構造を支持する表面を傾かせる回転を受けた後のB₀磁石が示されている。位置決め機構1990は、B₀磁石1900の重量を支持するよう構成されたベース1950の一つまたは複数の耐力構造に固定されてもよい。

【0161】

B₀磁石を支持するための耐力構造を提供することに加えて、ベース1950は、ポータブルMRIシステム1900を動作させるために必要とされる電子回路1970を収容するよう構成された内部空間をも含む。たとえば、ベース1950は、傾斜コイル(たとえばX、Y、Z)およびRF送受信コイルを動作させるための電力コンポーネントを収容してもよい。本発明者らは、低磁場領域において傾斜コイルに好適に電力を与えるよう構成され、比較的 low コストであるよう設計され、ポータブルMRIシステムのベース内にマウントされる(通常なされているように固定した設備の別個の室内に静的にラックに収められているのではなく)ために構築された、概して低電力で、低ノイズで、低コストの傾斜増幅器を開発した。傾斜コイルを動作させるための好適な電力コンポーネントの例はのちにさらに詳細に述べる(たとえば図20~図34との関連で述べる電力コンポーネント)。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムの傾斜コイルに電力を与えるための電力電子回路が消費するのは、システムがアイドルであるときには50W未満であり、MRIシステムが動作しているとき(すなわち画像取得の間)は100~300Wの間である。ベース1950はRFコイル増幅器(すなわち、システムの送受信コイルを動作させるための電力増幅器)、電源、コンソール、電力分配ユニットおよびMRIシステムを動作させるために必要とされる他の電子回路をも収容してもよい。これらのさらなる詳細は後述する。

【0162】

いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステム1900を動作させるために必要とされる電子回路1970は1kW未満の電力、いくつかの実施形態では750W未満の電力、いくつかの実施形態では500W未満の電力を消費する(たとえば、永久B₀磁石解決策を利用するMRIシステム)。MRIデバイスの低電力動作を容易にするための技法はのちにさらに詳細に論じる。しかしながら、より大きな電力を消費するシステムが使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。図19Aおよび19Bに示される例示的なポータブルMRIシステム1900は、幹線電気の源、たとえば単相電力を提供するコンセント(たとえば標準的なコンセントまたは大型機器用コンセント)に接続するよう構成された単一の電力接続1975を介して電力を受けてもよい。よって、ポータブルMRIシステムは単一の利用可能な電力コンセントにプラグ接続されて、そこから動作させられることができ、専用の電源の必要性をなくし(たとえば専用の三相電源の必要性をなくすとともに、三相電力を単相電力に変換するためのさらなる電力変換電子回路の必要性をなくす)、MRIシステムの利用可能性を高め、ポータブルMRIシステムが使用されうる状況および位置を

10

20

30

40

50

増す。

【0163】

図19Aおよび19Bに示されるポータブルMRIシステム1900は、ポータブルMRIシステムが異なる位置に搬送されることを許容する運搬機構1980をも有する。運搬機構は、ポータブルMRIシステムの、たとえばMRIが必要とされる位置への移動を容易にするよう構成された一つまたは複数のコンポーネントを有していてもよい。いくつかの実施形態によれば、運搬機構は、駆動輪1984に結合されたモーター1986を有する。このように、運搬機構1980は、MRIシステム1900を所望される位置に搬送することにおける電動化された支援を提供する。運搬機構1980は、運搬を容易にするほか支持および安定性を支援するために、複数のキャスター1982をも含んでいてもよい。

10

【0164】

いくつかの実施形態によれば、運搬機構1980は、所望される位置への搬送の間、ポータブルMRIシステムを案内するためのコントローラ（たとえばジョイスティックまたはヒトが操作することのできる他のコントローラ）を使って制御される電動化された支援を含む。いくつかの実施形態によれば、搬送機構は、MRIシステムに力が加えられるときを検出して、応答して、検出された力の方向において電動化された支援を提供するよう運搬機構に従事させるよう構成されたパワーアシスト手段を有する。たとえば、図19Aおよび19Bに示されるベース1950の手すり1955は（たとえば手すりを押す人員によって）力が手すりに加えられるときを検出して、加えられた力の方向に車輪を駆動するよう電動化された支援を提供するよう運搬機構に従事させるよう構成されてもよい。結果として、ユーザーは、ユーザーによって加えられた力の方向に応答する運搬機構の支援を用いて、ポータブルMRIシステムを案内することができる。パワーアシスト機構は、衝突についての安全機構をも提供してもよい。特に、別のオブジェクト（たとえば壁、ベッドまたは他の構造）との接触の力も検出されて、運搬機構は、オブジェクトから離れる電動化された移動応答により、しかるべく反応する。いくつかの実施形態によれば、電動化された支援はなくされてもよく、ポータブルMRIシステムは、人員に該システムを所望される位置まで手の力で動かさせることによって、搬送されてもよい。

20

【0165】

ポータブルMRIシステム1900は、システムの撮像領域に電磁遮蔽を提供するスライド1960を含む。スライド1960は、閉鎖されたボア内で実行される通常のMRIの間に閉所恐怖症を経験することがありうる患者を支援するためにMRIシステムの開放感を保持するために透明または半透明であってもよい。スライド1960は穿孔されていてもよい。気流により、開放の感覚を増すおよび/または動作中にMRIシステムによって生成される音響ノイズをを散逸させるためである。スライドは、電磁ノイズが撮像領域に達するのを遮るよう、遮蔽1965が組み込まれていてもよい。いくつかの実施形態によれば、スライド1960は、撮像領域に遮蔽1965を提供するとともにシステムについての開放感を増進する、伝導性メッシュによって形成されてもよい。スライド1960は、患者がシステム内に位置されることを許容し、ひとたび患者が位置決めされた後または取得中に人員によって調節を実行することを許し、および/または外科医が患者へのアクセスを得ることができるようにするなどするよう、可動な電磁遮蔽を提供してもよい。このようにして、可動な遮蔽は、ポータブルMRIシステムが遮蔽のない部屋で利用されることを許容するのみならず、他の仕方では利用可能でない手順が実行されることを可能にする柔軟性を容易にする。電磁遮蔽のさまざまなレベルを提供する例示的なスライドはのちにさらに詳細に論じられる。

30

40

【0166】

いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムはスライドを含まず、実質的に開かれた撮像領域を提供し、システム内に患者をより簡単に配置することを容易にし、閉所恐怖症の感覚を減らし、および/またはMRIシステム内に位置された患者へのアクセスを改善する（たとえば、医師または外科医が、患者をシステムから出す必要なしに、撮像手順前、手順中または手順後に患者にアクセスできるようにする）。本発明者らは、撮像

50

領域の、遮蔽なしまたは実質的に遮蔽なしを含むさまざまなレベルの電磁遮蔽をもってMRIを実行することを容易にする技法を開発した。それは、環境中の電磁ノイズを抑制するよう適応されたノイズ抑制システムを含む。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステム1900は、本稿に記載されるノイズ抑制および/または回避技法の一つまたは複数を使ってたとえばポータブルMRIシステム1900の所与の遮蔽配置の遮蔽構成と協調してノイズ抑制/打ち消し応答を動的に適応させるノイズ削減システムを備えていてもよい。このように、ポータブル低磁場MRIシステム1900は、患者のところおよび/または所望される位置に搬送され、特別に遮蔽された部屋の外で(たとえば緊急治療室、手術室、NICU、一般診療医の診察室、クリニックにおいて)動作させられたり、および/またはどこに位置していようと患者のところの直接、ベッドサイドにもってこられることができ、MRIがいつでもどこでも必要とされるところで実行されることを許容する。実質的に任意の位置で動作させられることのできるポータブルMRIを容易にするために、本発明者らは、いくつかの実施形態では幹線電気(たとえば標準的なまたは産業用の壁のコンセントからの単相電力)によって電力を受けるよう構成される低電力MRIシステムを開発した。これについてはのちにより詳細に論じる。

10

【0167】

上記で論じたように、通常のMRIシステムはかなりの電力を消費し、動作するためには専用の三相電源を必要とする。具体的には、 B_0 磁石を形成するために超伝導材料を使う通常のMRIシステムは、導体を超伝導状態に保つためにかなりの電力を消費する低温冷却システムを必要とする。さらに、傾斜増幅器を動作させるために使われる電力増幅器は大量の電力を引き出す大電力コンポーネントであり、典型的には、システムの電子コンポーネントを収容する別個の部屋に格納される。さらに、通常のMRIシステムの送受信コイル・システムを動作させるよう構成された電力コンポーネントも、かなりの量の電力を消費する。多くの通常の高磁場MRIシステムはHVACシステムを必要とし、それもかなりの量の電力を引き出す。

20

【0168】

通常のMRIシステムは、特化した専用のスペースを必要とする固定した設備である。結果として、MRIシステムを動作させるための専用の三相電力接続の要求は、これらのシステムにとっては決定的な制限ではない。通常のMRI設備の多数の専用の特化した特徴のうちの一つでしかないからである。しかしながら、専用の三相電源を必要とすることは、ポータブルMRIシステムが動作させられることのできる位置に対して有意な制約を課す。よって、発明者らは、MRIシステムのポータブル性を容易にする低電力MRIシステムを開発した。たとえば、いくつかの実施形態によれば、低電力MRIシステムは、幹線電力(たとえば標準的なまたは産業用のコンセントからの単相電力)を使って動作するよう構成される。低電力MRIシステムの例示的な諸側面はのちにさらに詳細に論じられる。

30

【0169】

いくつかの実施形態によれば、低電力MRIシステムは永久 B_0 磁石(図3Aおよび図16に示されるもののような、本稿で論じられる永久磁石の任意のもの)を有する。永久 B_0 磁石はひとたび磁化されたら自分自身の持続的な磁場を生じるので、磁場を生成するために永久 B_0 磁石を動作させるために電力は必要とされない。結果として、MRIシステムの全体的な電力消費への有意な(しばしば優勢な)寄与成分をなくすことができ、幹線電気を使って(たとえば標準的な壁のコンセントまたは一般的な大型家庭電気機器コンセントを介して)電力を受けることのできるMRIシステムの開発を容易にする。これについては、例示的な低電力MRIシステムとの関連でのちにさらに詳細に論じる。

40

【0170】

さらに、傾斜コイル・システムを動作させるよう適応された通常の電力コンポーネントは、少なくとも部分的には費用およびノイズ・レベルのため、一般に低磁場MRIにおける使用のためには不適であり、電力消費、サイズおよび重量のため低電力および/またはポータブルMRIのために不適である。たとえば、現在利用可能なMRIシステムにおいて傾斜コイルを動作させるために使われている通常の電力コンポーネントのコストは、高磁場MR

50

I設備の総費用に比べれば相対的に取るに足りないので受け入れ可能でありうるが、このコストは、より低コストの代替として設計される低磁場MRIシステムのコンテキストでは、受け入れられないほど高いことがありうる。このように、高磁場MRIのために通常使われる電力コンポーネントのコストは、不相応に大きいことがあり、よって、いくつかの、より低コストの低磁場MRIシステムのためには満足いかなないものがあることがありうる。

【0171】

さらに、低磁場（特に超低磁場および極低磁場領域）での比較的低いSNRのため、通常の傾斜コイル電力コンポーネントは不適になる。特に、傾斜コイルを駆動するための通常の電力コンポーネントは、十分に低いノイズでコイルを駆動するには設計されていないので、低磁場MRIシステムにとっては一般に不適である。そのような電力コンポーネントによって注入されるノイズは、高磁場MRIシステムの高いSNR領域では受け入れ可能であるかもしれないが、そのようなコンポーネントは一般には、低磁場MRIシステムにおいて受け入れ可能な画質を提供するために十分に低レベルのノイズを提供しない。たとえば、通常の電力コンポーネントは、低磁場コンテキストで使うためには満足いかなない振動（たとえばリプル）を出力において示すことがある。それは、低磁場MRIシステムの傾斜コイル・システムに比較的有意なノイズを注入する。

10

【0172】

さらに、現在利用可能なMRIシステムの傾斜コイル・システムを駆動するよう構成された通常の電力コンポーネントは、電力効率がよくなるように設計されておらず、大量の電力を消費する。さらに、現在利用可能なMRIシステムの傾斜コイル・システムを動作させるよう構成された通常の電力コンポーネントは、大きく、重いデバイスであり、典型的には、他の電子コンポーネントと一緒にMRIデバイスに隣接する別個の部屋でラックに収納される。このように、通常の傾斜電力コンポーネントは、低電力のポータブルMRIシステムにおける使用のために好適ではない。

20

【0173】

本発明者らは、低磁場MRIシステムの傾斜コイル・システムを駆動するために好適な、低ノイズ、低電力の傾斜電力コンポーネント（単数または複数）を開発した。具体的には、本発明者らによって開発された技法は、低磁場、超低磁場または極低磁場MRIシステムのため、より具体的には標準的なおよび/または一般的に利用可能な電力接続を使って動作できるポータブルMRIシステムのために好適な、低コスト、低電力、低ノイズの傾斜コイル・システムを提供する。すなわち、低電力MRIシステムを容易にすることに加えて、傾斜コイルおよび傾斜コイル電力コンポーネントは、少なくとも部分的には傾斜電力コンポーネントの低ノイズ動作のため、通常の傾斜コイル・システムを使って達成可能でない、より低い磁場強度でのMRIを容易にする。いくつかの実施形態によれば、MRIシステムの傾斜コイルに電力を与えるための電力電子回路が消費するのは、システムがアイドルであるときは50W未満であり、MRIシステムが動作しているとき（すなわち画像取得中）は100~300Wの間であり、標準的な壁の電力コンセントからの動作を許容する。そのいくつかの例は、図20~図34との関連で下記でさらに詳細に述べる。

30

【0174】

図20は、いくつかの実施形態に基づく、所望されるパルス・シーケンスに従って磁場を生成するようMRIシステムのコイル2002を流れる電流を駆動するための駆動回路を示している。電力コンポーネント1914は、コントローラ1906からの制御信号に基づいてコイル2002を流れる電流を駆動する。コントローラ1906は、上記で論じたように、コントローラ1906によって実装される（または一つまたは複数の他のコントローラによって提供される）パルス・シーケンスに基づいて電力コンポーネント1914を駆動するよう制御信号を生成してもよい。いくつかの実施形態では、コイル2002は傾斜コイル1928であってもよい。しかしながら、本稿に記載される技法はこの点で限定されない。コイル2002は磁石1922のコイル、シム・コイル1924またはRF送信および/または受信コイル1926でありうる。

40

【0175】

50

傾斜コイルに電力を与えるよう構成された電力コンポーネントは、典型的には比較的高い電力を提供し、典型的には、所望されるパルス・シーケンスを忠実に送達できるよう、傾斜コイルに提供される電流に対する精密な制御を提供する必要がある。指令された電流を傾斜コイルに送達することにおける不正確さは、送達される傾斜パルス・シーケンスと意図される（そして期待される）パルス・シーケンスとの間の差に起因する信号対雑音比の低下につながる。傾斜コイルを駆動するよう構成された電力コンポーネントは、所望されるパルス・シーケンスによって要求される電流波形を忠実に生成するよう、指令された電流を傾斜コイルに送達することにおいて応答がよいべきでもある。それには指令された電流レベルの間で迅速に遷移することも含まれる。よって、発明者らは、所望されるパルス・シーケンスを忠実に再現するために一つまたは複数の傾斜コイルに比較的低いノイズおよび比較的高い効率をもって電流を正確かつ精密に提供するように制御されることのできる電力コンポーネントを開発した。そのいくつかの実施形態を下記でより詳細に論じる。

10

【0176】

いくつかの実施形態では、電力コンポーネント1914は、コイル2002を通じて所望される電流を駆動する「電流モード」電力コンポーネントであってもよい。所望される電流は、コントローラ1906からの電流コマンドにตอบสนองして電力コンポーネント1914によって生成されてもよい。これに関し、電力コンポーネント1914は、電流コマンド（これはコイル2002に提供されるべき電流を示す電圧レベルとしてコントローラによって提供されてもよい）によって制御される電流源として動作してもよい。コントローラ1906は、電力コンポーネント1914が選択されたパルス・シーケンスに従って変化する電流値を生成するよう電流コマンドを変化させてもよい。たとえば、コントローラ1906は、複数の傾斜パルスを含むパルス・シーケンスに従って一つまたは複数の傾斜コイルを駆動するよう電力コンポーネントに指令〔コマンド〕してもよい。各傾斜パルスについて、電力コンポーネントは、傾斜パルスの上昇端において対応する傾斜コイルに与えられる電流を傾斜状に上昇させ、傾斜パルスの下降端において該傾斜コイルに与えられる電流を傾斜状に低下させる必要があることがある。複数のそのような傾斜パルスを与えるよう傾斜コイルを駆動するよう構成された電力コンポーネントの例示的な動作は下記でさらに詳細に記載される。

20

【0177】

図21のAは、いくつかの実施形態に基づく、傾斜コイル電流波形の例を示している。この例では、傾斜コイル電流は、傾斜パルスの上昇端において0Aから+20Aまで0.2msの時間期間内に急速に傾斜状に上昇し、ある時間期間にわたって+20Aに留まり、次いで傾斜パルスの下降端において-20Aまで急速に傾斜状に低下し、ある時間期間にわたって-20Aに留まる。傾斜パルスを生成するための上記の例示的な電流は例解のために与えられているのであって、異なるパルス・シーケンスは異なる電流および/または電圧要件をもつ異なる傾斜パルスを含んでいてもよいことは理解しておくべきである。コントローラ1906および電力コンポーネント1914は、いかなる好適なパルス・シーケンスに従って一つまたは複数の傾斜コイルを駆動するよう構成されることもできる。

30

【0178】

図21のBは、図21のAに示した傾斜コイル電流の上昇端の前、間および後の、電流コマンド、傾斜コイル電流および傾斜コイル電圧についての波形を示している。傾斜コイル電流は傾斜コイルを流れる電流である。傾斜コイル電圧は傾斜コイルにまたがる電圧である。電流コマンドは、電力コンポーネント1914によって傾斜コイルを通じて駆動される電流の量を表わす信号である。時刻0msにおける電流コマンドにตอบสนองして、傾斜コイルを流れる電流は+20Aの指令された電流に向けて上昇し始める。傾斜コイルは誘導負荷なので、傾斜コイルを流れる電流を急速に増すためには、比較的大きな電圧が傾斜コイルに提供される必要がある。傾斜コイルを流れる電流の急速な上昇を提供することは、MRI用途において望ましい。傾斜コイル電流値の間の高速な遷移を提供することは取得時間を短縮でき、ある種のパルス・シーケンスを実装するために必要とされることもあるからである。図21のAおよびBに示された例示的な電圧および電流から理解されるはずである

40

50

が、電力コンポーネント 1914 は、比較的高い電力をもって傾斜コイルを駆動する機能を有していてもよい。

【0179】

例として、傾斜コイルは200 μ Hのインダクタンスおよび100m Ω の抵抗をもっていてもよい。傾斜コイルを流れる電流の変化率はそのインダクタンスに比例するので、傾斜コイルの電流を100A/msのレートで増すためには、100Vの電圧が傾斜コイルに与えられる必要がある。しかしながら、ひとたび傾斜コイルの電流が20Aで水平になったら、電圧要件は実質的に低下する。この時点で、電流はもはや変化しないので、必要とされる電圧は傾斜コイルの抵抗に依存する。傾斜コイルの抵抗が100m Ω であるので、電流を20Aで定常に維持するために傾斜コイルに提供される必要のある電圧は2Vである。これは、電流値と電流値の間の遷移の際に必要とされる電圧(100V)より著しく低い。しかしながら、電流、電圧、インダクタンスおよび抵抗のこれらの値は単に例として与えられているのであって、いかなる好適な傾斜コイル設計が使われてもよく、それらはインダクタンスおよび/または抵抗の異なる値をもつことがある。さらに、電流、電圧、遷移タイミングなどの他の好適な値が、所与のパルス・シーケンスを実装するために使われるおよび/または必要とされることがありうる。

【0180】

傾斜コイルの抵抗は比較的低い(たとえば500m Ω 未満)ことがあるので、いくつかの実施形態では、電力コンポーネント 1914 は、指令された電流を効率的に供給するために、比較的低い出力インピーダンスをもつ。たとえば、いくつかの実施形態によれば、電力コンポーネント 1914 は、一つまたは複数の傾斜コイルに電力を与える(たとえば前記一つまたは複数の傾斜コイルに所望されるパルス・シーケンスに従って電流を与える)よう構成された線形増幅器を有する。低い出力インピーダンスをもつ線形増幅器を実装するために、低い等価直列抵抗をもつ好適なサイズの諸トランジスタが使われてもよく、および/または集団的に低抵抗を生じるためにいくつかのトランジスタが並列に接続されてもよい。比較的低い抵抗をもつよう相互接続が設計されてもよい。線形増幅器の出力インピーダンスはたとえば、いくつかの実施形態では、傾斜コイルのインピーダンスの二倍未満であってもよい。いくつかの実施形態では、線形増幅器のトランジスタにまたがる電圧降下は、動作においては、5V未満、2V未満または1V未満(かつ0Vより大きい)など、比較的低くてもよい。比較的低い出力インピーダンスをもつ増幅器を使うことは、実質的なDC電流をもつことがある傾斜コイルを流れる電流を駆動するために特に有用であってもよい。低い出力インピーダンスは、増幅器の効率を改善し、加熱を制限することができる。例示的な線形増幅器実装の詳細は下記でより詳細に論じる。

【0181】

図 22A は、いくつかの実施形態に基づく、電流フィードバック・ループおよび電圧フィードバック・ループをもつ電力コンポーネント 1914 の例を示している。電力コンポーネント 1914 は、所望されるパルス・シーケンスに従って一つまたは複数の傾斜コイルを駆動するために必要とされる電流を提供するよう構成される。よって、電力コンポーネント 1914 は、所望される傾斜磁場を忠実に生成するよう前記一つまたは複数の傾斜コイルを駆動するために必要とされる指令される電流波形を提供するよう精密に制御されることができ、低ノイズ電流源であるよう設計される。電力コンポーネント 1914 は、その非反転入力端子においてコントローラ 1906 からの電流コマンドを、その反転入力端子において電流センサー 2201 からの電流フィードバック信号FBを受け取る比較器 2101 を含んでいる。電流コマンドは、指令される電流を表わす電圧値であってもよい。電流フィードバック信号FBは、測定された電流を表わす電圧値であってもよい。いくつかの実施形態では、正確なフィードバック信号FBを提供するために、高品質電流センサーが使われてもよい。これは傾斜コイル電流パルスの正確さを改善できる。

【0182】

比較器 2101 は、電流コマンドと電流フィードバック信号FBとの間の差を表わす誤差信号E(たとえば電圧)を生成する。増幅器回路 2102 は誤差信号を増幅して増幅され

10

20

30

40

50

た誤差信号を生成し、それが出力段 2 1 0 3 に提供される。出力段 2 1 0 3 は、増幅された誤差信号に基づいてコイル 2 0 0 2 を駆動する。コイル 2 0 0 2 を流れる電流は電流センサー 2 2 0 1 によって測定され、上記で論じたようにフィードバック信号 FB が比較器 2 1 0 1 にフィードバックされる。それにより、電流フィードバック・ループはコイル 2 0 0 2 を流れる電流を、コントローラ 1 9 0 6 によって指令される電流に等しくする。これに関し、電力コンポーネント 1 9 1 4 は、電圧制御された電流源として動作してもよい。いくつかの実施形態によれば、傾斜コイルに与えられる電流出力がコントローラ 1 9 0 6 によって指令される電流を正確に追跡することを保証するために、高い正確さ、高い精度の電流センサー 2 2 0 1 が使われる。結果として、傾斜コイルに電力を与えるために提供される電流は、現実的に可能な限り指令される電流に近く保持されることができる。電力コンポーネント 1 9 1 4 は、出力段 2 1 0 3 の出力電圧を電圧増幅器回路 2 1 0 2 の入力に提供する電圧フィードバック・ループをもつ。

10

【 0 1 8 3 】

図 2 2 B に示されるように、電圧増幅器回路 2 1 0 2 は、その非反転入力において誤差信号 E を、その反転入力において電圧フィードバック信号 V_FB を受領する演算増幅器 OA を含んでいてもよい。電圧フィードバック信号は、抵抗性の電圧分割器（たとえば抵抗器 R1 および R2 を含む）を通じて演算増幅器の反転入力に提供されてもよい。それにより、演算増幅器は、電圧分割器における抵抗値の比に基づいて入力電圧を増幅する。電圧増幅器のためにいかなる好適な電圧利得が使われてもよい。たとえば 5 ~ 15 の利得である。いくつかの実施形態では、出力段の電圧利得は 1 であってよい。

20

【 0 1 8 4 】

図 2 2 A に示されるように、いくつかの実施形態では、コントローラ 1 9 0 6 は、出力段 2 1 0 3 にコマンドを与えてもよい。コントローラ 1 9 0 6 は出力段 2 1 0 3 に、パルス・シーケンスの対応する部分を実行するために必要とされる電流を供給するために好適な電源電圧を生成するよう指令〔コマンド〕してもよい。一例として、該コマンドは、出力段の電力変換器に、傾斜コイル電流パルスに先立って電源電圧の大きさを傾斜状に上昇させ始めさせてもよい。そのようなコマンドは、図 3 3 D を参照して下記でより詳細に論じる。

【 0 1 8 5 】

いくつかの実施形態では、出力段 2 1 0 3 は、異なる電圧での複数の電源端子によって選択的に電力を与えられるよう構成される。出力段 2 1 0 3 に電力を与えるよう選択される電源端子は、電圧増幅器によって生成される出力電圧に依存して選ばれてもよい。たとえば、電力コンポーネントが比較的高い（正の）出力電圧を生成するよう指令されるときは、電力コンポーネントは比較的高い（正の）電圧供給端子から電力を与えられてもよく、電力コンポーネントが比較的低い（正の）出力電圧を生成するよう指令されるときは、電力コンポーネントは比較的低い（正の）電圧供給端子から電力を与えられる。よって、比較的低い出力電圧が生成されるときに電力コンポーネントのトランジスタにまたがる電圧降下を低減することによって、電力コンポーネントの効率が改善できる。任意の数の供給端子および電圧レベルが使われてもよいことは理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。たとえば、高、中、低の電圧供給端子（正および負両方）が使われてもよく、あるいは特定の設計および/または実装のために好適なように、より多数が使われてもよい。

30

40

【 0 1 8 6 】

図 2 3 A は、磁気共鳴撮像システムの一つまたは複数の傾斜コイルに電力を与えるために好適な出力 V_{out} 、 I_{out} をもつ出力段 2 1 0 3 A の例を示している。一つまたは複数の傾斜コイルに電力を与える電力効率を改善するために、出力段 2 1 0 3 A が、出力電圧 V_{out} に依存して異なる供給端子によって電力を与えられることができる。たとえば、出力段 2 1 0 3 A は、第一の極性の複数の供給端子（たとえば、複数の異なる正電圧）および/または第二の極性の複数の供給端子（たとえば、複数の異なる負電圧）によって電力を与えることができる。低ノイズ動作を容易にするために、いくつかの実施形態によれば、

50

出力段 2 1 0 3 A は線形増幅器 2 1 0 4 を含んでいてもよい。何らかの実施形態によれば、異なる供給端子のそれぞれは、異なる固定した供給電圧を与える。いくつかの実施形態によれば、異なる供給端子の一つまたは複数が、下記でより詳細に論じるように、可変供給電圧を生成する。

【 0 1 8 7 】

動作では、正の出力電圧が V_{out} において生成される場合、スイッチング回路 S1 は線形増幅器 2 1 0 4 の高い側の電力入力を、出力電圧の大きさに依存して、高電圧端子 + V_{high} または低電圧端子 + V_{low} のいずれかに接続する。相対的に高い出力電圧が生成される場合（たとえば生成されるべき出力電圧が特定の閾値を超える場合）には、スイッチング回路 S1 は線形増幅器 2 1 0 4 の高い側の電力入力を高電圧端子 + V_{high} に接続する。相対的に低い出力電圧が生成される場合（たとえば生成されるべき出力電圧が前記特定の閾値より低いままである場合）には、スイッチング回路 S1 は線形増幅器 2 1 0 4 の高い側の電力入力を低電圧端子 + V_{low} に接続する。同様に、負の出力電圧が生成される場合には、スイッチング回路 S2 が、線形増幅器 2 1 0 4 の低い側の電力入力を、上記で論じたように出力電圧の大きさに依存して、高電圧端子 - V_{high} または低電圧端子 - V_{low} のいずれかに接続する。いかなる好適なスイッチング回路 S1 および S2 が使われてもよい。そのようなスイッチング回路は、受動的に切り換えられるダイオードおよび / または能動的に切り換えられるトランジスタを含んでいてもよい。

10

【 0 1 8 8 】

いくつかの実施形態では、高電圧または低電圧端子は、介在するスイッチ S1 や S2 なしに線形増幅器 2 1 0 4 に直接接続されてもよい。たとえば、図 2 3 B に示される例示的な出力段 2 1 0 3 A' に示されるように、高電圧端子 + V_{high} および - V_{high} は線形増幅器 2 1 0 4 に直接接続されてもよく、低電圧端子 + V_{low} および - V_{low} は線形増幅器 2 1 0 4 にそれぞれのスイッチ S1 および S2 を通じて接続されてもよい。線形増幅器 2 1 0 4 は、その電圧が出力電流を供給するために不十分であるのでない限り低電圧出力端子によって電力を与えられ、不十分である場合には線形増幅器 2 1 0 4 は高電圧供給端子によって電力を与えられるように設計されてもよい。+ - V_{high} および + - V_{low} の使用は単に例示的であり、所望される出力電圧を提供するために任意の数の電圧レベルが使われてもよいことは理解しておくべきである。たとえば、+ - V_{high} と + - V_{low} の間の一つまたは複数の中間の電圧レベルが、所望される電圧レベルを生成するために使われてもよい。

20

30

【 0 1 8 9 】

図 2 4 は、複数の駆動回路 2 4 0 1 ~ 2 4 0 4 を有する出力段 2 1 0 3 A の例を示している。駆動回路 2 4 0 1 ~ 2 4 0 4 は、複数のトランジスタ回路 2 4 0 5 ~ 2 4 0 8 を含む線形増幅器 2 1 0 4 を駆動する。各トランジスタ回路は一つまたは複数のトランジスタを含む。線形増幅器 2 1 0 4 は、生成されるべき出力電圧に依存して高電圧または低電圧の供給端子に接続されることができる。

【 0 1 9 0 】

低い正の出力電圧が生成される時は、トランジスタ 2 4 0 6 はスイッチ回路 S3 を介して低電圧端子 + V_{low} に接続される。トランジスタ 2 4 0 5 は駆動回路 2 4 0 1 によってオフにされて、トランジスタ 2 4 0 6 を高電圧端子 + V_{high} から切り離す。駆動回路 2 4 0 2 は、入力に基づいて、トランジスタ 2 4 0 6 を線形増幅素子として駆動して、電流源として低電圧端子 + V_{low} を使って、増幅された出力を生成する。

40

【 0 1 9 1 】

高い正の出力電圧を提供するためには、駆動回路 2 4 0 1 はトランジスタ 2 4 0 5 をオンにして、高電圧端子 + V_{high} をトランジスタ 2 4 0 6 に接続する。スイッチ回路 S3 は、低電圧端子 + V_{low} からトランジスタ 2 4 0 6 を切り離すためにオフにされてもよい。駆動回路 2 4 0 2 はトランジスタ 2 4 0 6 を完全にオンに駆動してもよい。それによりトランジスタ 2 4 0 5 は出力段 2 1 0 3 A の出力に接続される。駆動回路 2 4 0 1 は、入力に基づいて、トランジスタ 2 4 0 5 を線形増幅素子として駆動して、高電圧端子 + V_{high} を使って、増幅された出力を生成する。

50

【0192】

このように、低電圧端子 + Vlow は低い出力電圧を提供するために使用でき、高電圧端子 + Vhigh は高い出力電圧を提供するために使用できる。負の出力電圧は駆動回路 2403 および 2404、トランジスタ 2407 および 2408 およびスイッチ回路 S4 によって同様に提供されてもよい。負の出力電圧が生成されるとき、駆動回路 2401 および 2402 はトランジスタ 2405 および 2406 をオフにしてもよい。同様に、正の出力電圧が生成されるときは、駆動回路 2403 および 2404 がトランジスタ 2407 および 2408 をオフにしてもよい。

【0193】

トランジスタ 2406 は、低い出力電圧のために線形増幅器 2104 の線形増幅素子として動作してもよく、トランジスタ 2405 は、高い出力電圧のために線形増幅素子として動作してもよい。いくつかの実施形態では、トランジスタ 2406 および 2405 は、低い正の出力電圧と高い正の出力電圧との間の遷移領域についてはトランジスタ 2405 および 2406 の両方が線形増幅器 2104 の線形増幅素子として作用するようバイアスをかけられてもよい。すなわち、完全にオンにも完全にオフにもならない。そのような遷移の際にトランジスタ 2405 および 2406 の両方を線形素子として動作させることは、なめらかで連続的な伝達関数をもつ線形増幅器 2104 を容易にしうる。トランジスタ 2407 および 2408 は、ある範囲の負の出力電圧を生成するために、トランジスタ 2405 および 2406 と同様に動作してもよい。

【0194】

いくつかの実施形態では、スイッチ回路 S3 および S4 は、高電圧端子が利用されているかどうかに依存して自動的にオンおよびオフに切り換わるダイオードによって実現されてもよい。たとえば、スイッチ回路 S3 がダイオードを含む場合、アノードは端子 + Vlow に、カソードはトランジスタ 2406 に接続されてもよく、それにより電流は端子 + Vlow から出力段 2103 A に流出できるだけとなる。しかしながら、本稿に記載される技法は、この点で限定されない。スイッチ回路 S3 および S4 は、トランジスタのような制御されたスイッチまたは他の任意の好適なスイッチング回路を使って実現されてもよい。

【0195】

いくつかの実施形態では、図 24 の回路は、図 21 に示されるパルス・シーケンスを使って傾斜コイルを駆動するために使われてもよい。出力電流が一定であるとき、出力電圧（たとえば 2V）は、低電圧端子 + Vlow を電流の源とすることによって生成されてもよい。電流が急速に変更される遷移の際には、高電圧端子 + Vhigh を電流の源とすることによって高い出力電圧（たとえば 100V）が生成されてもよい。このように、高電圧端子は、出力電流における遷移の際に、高い出力電圧を提供するために使用されてもよく、低電圧端子は、高い効率のために低い出力電圧を提供するために使用されてもよい。

【0196】

いくつかの実施形態によれば、たとえば、いくつかのパルス・シーケンスによれば、高電圧端子（単数または複数）は、比較的短い時間期間にわたって使われる必要があるだけであることがある。よって、トランジスタ 2405（および 2408）は比較的小さなデューティ・サイクルにわたってのみ導通しうる。このように、いくつかの実施形態では、トランジスタ 2405（および 2408）はサイズを低減されてもよく、および/またはトランジスタ 2406（または 2407）に対して並列に接続されるトランジスタの数が減らされてもよい。トランジスタ 2405（および 2408）は傾斜コイル電流の遷移と遷移の間に熱を散逸するための時間があるからである。

【0197】

いくつかの実施形態では、駆動回路 2401 および 2404 は、時間制限された出力信号を提供するよう設計されてもよい。時間制限された出力信号を提供することは、トランジスタ 2405 および/または 2408 が一時的にオンにされるだけであり、定常状態電流を駆動するためにはオンにされないことを保証しうる。そのような技法は、トランジスタ 2405 または 2408 が比較的短い時間期間にわたってのみ導通するよう設計されて

10

20

30

40

50

いる場合に、トランジスタ 2405 または 2408 による過剰な電力散逸を防止できるので、有利でありうる。

【0198】

図 25 は、いくつかの実施形態に基づく駆動回路 2401 および 2402 のブロック図を示している。駆動回路 2401 はトランジスタ 2405 を駆動するための駆動トランジスタ 2503A を含む。駆動回路 2402 はトランジスタ 2406 を駆動するための駆動トランジスタ 2503B を含む。

【0199】

駆動回路 2401 および 2402 は、駆動トランジスタ 2503A および 2503B に提供される入力電圧に基づいて DC バイアスを生成するための一つまたは複数のバイアス回路 2501 を含んでいてもよい。いくつかの実施形態では、バイアス回路 2501 は、駆動トランジスタ 2503A および / または 2503B に、そのオン電圧よりやや低くなるようバイアスをかけてもよい。発明者らは、駆動トランジスタにそのオン電圧よりやや低くなるようバイアスをかけることは、熱暴走を軽減または解消できることを認識し、理解するに至った。有利なことに、そのようなバイアス技法は出力段 2103A の線形性を下げないことがある。電圧増幅器回路 2102 の演算増幅器 OA が十分に高速をもつ場合には、駆動トランジスタにそのオン電圧よりやや低くなるようバイアスをかけているにもかかわらず、出力段の出力電圧を正確に制御するために十分速く応答できる。

【0200】

いくつかの実施形態では、駆動回路 2401 は、駆動回路 2401 に時間制限された出力を生成させるタイミング回路を含んでいてもよい。いかなる好適なタイミング回路が使われてもよい。図 25 の例では、タイミング回路 2502 は、バイアス回路 2501 を介して出力段 2103A の入力に接続され、駆動トランジスタ 2503A に入力提供されることのできる時間の量を制限する。

【0201】

いくつかの実施形態では、タイミング回路 2502 は、時間とともに減衰し、タイミング回路 2502 の出力が駆動トランジスタ 2503A のオン電圧を下回るときに駆動トランジスタ 2503A をオフにする出力電圧をもつ RC 回路であってもよい。トランジスタ 2405 がオンにされている時間は RC 回路の RC 時定数に基づいて制限される。しかしながら、本稿に記載される技法は、RC 回路を使ってタイミング回路を実装することに限定されない。アナログおよび / またはデジタル回路を含むいかなる好適なタイミング回路が使われてもよい。いくつかの実施形態では、負の入力および出力電圧について、駆動回路 2403 および 2404 がそれぞれ駆動回路 2402 および 2401 と同様に実装されてもよい。

【0202】

図 26 は、本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、図 25 の駆動回路の例示的な実装を示している。図 26 に示されるように、いくつかの実施形態では、バイアス回路 2501 は抵抗器 R2 と直列のツェナー・ダイオードを、高電圧端子 +V_{high} と +V_{high} の電圧より下の、より低電圧の DC 端子 (たとえば -V_{high}) との間に接続したものによって実現されてもよい。いくつかの実施形態では、バイアス回路 2501 は、高電圧端子 +V_{high} とより低電圧の DC 端子との間に追加的な回路を含んでいて、それらの間に電流が流れて好適なバイアス電圧を確立するための DC 経路を与えてもよい。いくつかの実施形態では、バイアス回路 2501 は、低い側の駆動回路 2403 および 2404 にバイアス電圧 (単数または複数) を提供するために、図 26 に示されるツェナー・ダイオードおよび抵抗器と直列に、別のツェナー・ダイオードおよび抵抗器を含んでいてもよい。しかしながら、これは単に例であり、いかなる好適なバイアス回路が使われてもよい。図 26 は、キャパシタ C1 および抵抗器 R1 をもつ RC 回路として実現されたタイミング回路 2502 の例をも示している。やはりこれは単にタイミング回路の一例であって、タイミング回路の他の構成が使われてもよい。駆動トランジスタ 2503A および 2503B は、バイポーラ接合トランジスタによって実現されるものとして示されているが、本稿に記載さ

10

20

30

40

50

れる技法はこの点で限定されない。駆動トランジスタはいかなる型のトランジスタによって実現されてもよい。トランジスタ回路2405および2406はこの例ではMOSFETとして示されているが、トランジスタ回路2405および2406はいかなる型のトランジスタによって実現されてもよい。いくつかの実施形態では、トランジスタ回路2405および/または2406は並列に接続された複数のトランジスタを有していてもよい。上記で論じたように、スイッチ回路S3は図26に示されるようにダイオードとして実現されてもよいが、上記で論じたように、本稿に記載される技法はこの点で限定されない。いくつかの実施形態では、スイッチ回路S3はトランジスタによって実現されてもよい。

【0203】

図27は、タイミング回路を実装するための技法のもう一つの例を示している。発明者らは、スイッチS3がダイオードによって実現される場合、ダイオードにまたがる電圧を、トランジスタ2405がオンにされている時間の量を制限するためのタイミング回路のためのトリガーとして使えることを認識し、理解するに至った。線形増幅器2104によって低い出力電圧が生成されるときは、ダイオードは順バイアスをかけられ、導通する。線形増幅器2104が高い出力電圧を生成するときは、トランジスタ2405がオンになり、ダイオードは順バイアスから逆バイアスに切り換わる。逆バイアス電圧は、トランジスタ2405がオンにされていることの指示として、タイミング回路2702によって感知されることができる。図27の例では、ダイオードにまたがる電圧がタイミング回路2702への入力として提供され、それが時間期間後に駆動回路2401の動作を抑止する抑止信号を生成し、それによりトランジスタ2405がオンにされている時間の量を制限する。タイミング回路2704は、トランジスタ2408がある時間期間にわたって導通した後に駆動回路2404の動作を抑止するために、同様に動作しうる。

【0204】

図28は、RC回路およびバイポーラー・トランジスタによって実現されるタイミング回路2702および2704の例を示している。タイミング回路2702において、たとえば、ひとたびダイオードが逆バイアスになったら、ある時間期間後、RC回路の出力は、バイポーラー・トランジスタがオンになるレベルまで上昇する。バイポーラー・トランジスタがオンになると、駆動回路2401の入力が+V_{low}にプルダウンされ、それが駆動回路2401およびトランジスタ2405をオフにする。

【0205】

図24、図27および図28は正の出力電圧または負の出力電圧を生成しうる「両側(double-ended)」線形増幅器2104を示しているが、本稿に記載される技法はこの点で限定されない。いくつかの実施形態では、片側(single-ended)線形増幅器が使われてもよい。図29は、正の出力電圧のみを生成する片側線形増幅器2105を含む出力段2103Bの例を示している。図29は概略的に、生成されるべき出力電圧に依存して、片側線形増幅器2105が、スイッチS1によって、高い正の電圧端子+V_{high}または低い正の電圧端子+V_{low}に接続されうることを概略的に示している。出力段2103Bは、いくつかの実施形態では、駆動回路2401、2402、トランジスタ2405および2406ならびに上記で論じた関連するスイッチ回路S3を使って実装されてもよい。

【0206】

出力段2103Bは、極性切り換え回路2904を使って、正の出力電圧または負の出力電圧を負荷に提供してもよい。図29の例では、極性切り換え回路2904は、スイッチS5~S8を含むHブリッジを使って実現される。スイッチS5およびS8をオンにしてスイッチS6およびS7をオフにすることによって、正の電圧が負荷に提供されうる。スイッチS6およびS7をオンにしてスイッチS5およびS8をオフにすることによって、負の電圧が負荷に提供されうる。いくつかの実施形態では、好適な極性の出力電圧を生成するよう、制御回路(図示せず)がスイッチS5~S8を制御してもよい。極性は、電流コマンド、誤差信号Eまたは他の任意の好適な信号の極性を調べることによって決定されてもよい。

【0207】

上記で論じたように、通常のスイッチング変換器は、数十ないし数百kHzの範囲の周波

10

20

30

40

50

数でスイッチングするので、システムにかなりの量のスイッチング・ノイズを導入することがある。そのようなスイッチング・ノイズは、検出されることが望まれるMR信号と同じ周波数範囲にあるので、撮像に干渉することがある。発明者は、関心のあるラーモア周波数より上のスイッチング周波数をもつ電力変換器なら有意な度合いでは撮像に干渉しないことを認識するに至った。よって、いくつかの実施形態では、電力コンポーネント1914は、図30に示されるように、関心のあるラーモア周波数より上の、相対的に高いスイッチング周波数でスイッチングするよう設計されているスイッチング電力変換器3002を含んでいてもよい。いくつかの実施形態では、スイッチング周波数は1MHzより高い、10MHzより高い、30MHzより高いまたは300MHzより高いのもよい。

【0208】

上記で論じたように、発明者らは、可変電圧供給端子を設けることが磁気共鳴撮像システム（たとえば低磁場MRIシステム）の一つまたは複数の傾斜コイルに効率的に電力を与えることを容易にすることを認識するに至った。いくつかの実施形態では、出力段は、所望される出力電圧に近い供給電圧を生成するよう制御される一つまたは複数の可変電圧供給端子によって電力を与えられてもよい。そのような可変電圧供給端子を提供することは、線形増幅器にまたがる電圧降下を制限することによって、出力段の効率を改善できる。

【0209】

図31は、可変電圧の正の供給端子および可変電圧の負の供給端子によって電力を与えられてもよい出力段2103Cの実施形態を示している。供給端子の電圧は、線形増幅器2106のトランジスタにまたがる電圧降下を減らすために、出力電圧に依存して変えられることができる。こうして、所望されるパルス・シーケンスに従って磁場を生成するために傾斜コイルに効率的に電力を与えることが容易にされる。いくつかの実施形態では、正の電圧端子および/または負の電圧端子の電圧は、それぞれ電力変換器3104および/または3106によって提供されてもよい。電力変換器3104および/または3106の可変な出力電圧は、出力段2103Cの所望される出力電圧に基づいて、コントローラ3108によって制御されてもよく、正の電圧端子および/または負の電圧端子の電圧を出力段の出力電圧よりやや上（またはやや下）に維持し、それにより線形増幅器のトランジスタにまたがる電圧降下を減らす。

【0210】

いくつかの実施形態によれば、コントローラ3108は、電力変換器3104および/または3106の可変出力電圧を、線形増幅器2106の出力電圧に基づいて制御する。しかしながら、可変出力電圧は、他の仕方でおよび/または出力段2103Cの所望される出力電圧との異なる関係において制御されてもよい。たとえば、可変出力電圧は、線形増幅器2106に与えられるコマンド（たとえば電流コマンド）に基づいて制御されてもよい。上記で論じたように、所望されるパルス・シーケンスに従って磁気共鳴撮像システムの一つまたは複数の傾斜コイルを駆動するのに十分な出力を生成するよう、コントローラが線形増幅器に指令するよう構成されてもよい。よって、コントローラ3108は、線形増幅器に提供される出力電圧が、所望されるパルス・シーケンスに従って一つまたは複数の傾斜コイルに電力を与える出力を線形増幅器が生成できるようにするために十分であるよう、ただしあまりに過剰でありそのため非効率的になることないように、電力変換器3104および/または3106の可変出力電圧を制御するよう構成されていてもよい。電力変換器3104および/または3106の制御は、そのデューティ比、周波数または電力変換器の出力電圧を制御できる他の任意の制御パラメータを制御することによるなど、いかなる好適な仕方でも実行されてもよい。いくつかの実施形態では、図31の電力変換器3104および3106は、上記で論じたように、関心のあるラーモア周波数より上の、相対的に高いスイッチング周波数で切り換えを行なうよう設計されたスイッチング電力変換器であってもよい。ただし、いかなる好適な電力変換器が使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。

【0211】

いくつかの実施形態では、図23、図24および図29に示されるように、高電圧供給

10

20

30

40

50

端子および低電圧供給端子（たとえば +Vhigh および +Vlow）の両方が線形増幅器に電力を与えてもよく、低電圧供給端子、高電圧供給端子、両方または設けられている任意の供給端子の電圧が可変であってもよい。図 3 2 A は、図 2 3 A と同様の出力段 2 1 0 3 D において可変の低電圧供給端子を備える実施形態を示している。固定電圧の低電圧端子 +Vlow および -Vlow をもつのではなく、図 3 2 A は、+Vlow および -Vlow が可変の電圧をもつことができることを示している。いくつかの実施形態では、+Vlow および -Vlow の可変電圧は、それぞれ電力変換器 3 2 0 3 および 3 2 0 4 によって提供されてもよい。いくつかの実施形態では、電力変換器 3 2 0 3 および / または 3 2 0 4 は、上記で論じたように、関心のあるラーモア周波数より上の相対的に高いスイッチング周波数でスイッチングするように設計されたスイッチング電力変換器であってもよい。（たとえば定常状態において）相対的に低い出力電圧が生成されるときは、電流は低電圧供給端子 +Vlow または -Vlow を源とする。電力変換器 3 2 0 3 または 3 2 0 4 の出力電圧 +Vlow または -Vlow は、低電圧供給端子 +Vlow または -Vlow の電圧を出力段の出力電圧よりやや上（またはやや下）に維持し、それにより定常状態での線形増幅器のトランジスタにまたがる電圧降下を減らし、電力散逸を減らすよう、線形増幅器 2 1 0 4 の所望される出力電圧 V_{out} に基づいて、コントローラ 3 1 0 8 によって制御されてもよい。相対的に高い出力電圧が生成されるときは、電流は、固定した電圧を有していてもよい高電圧端子 +Vhigh または +Vlow を源としてもよい。

10

【 0 2 1 2 】

+Vhigh は、図 3 2 A に示されるように、電力変換器 3 2 0 3 に電力を供給する電源端子 Vhigh_Supply とは別個の端子であってもよく、あるいは、図 3 2 B に示されるように、Vhigh_Supply と同じ端子であってもよい。図 3 2 B では、+Vhigh が電源端子 Vhigh_Supply から提供され、-Vhigh が電力変換器 3 2 0 4 に電力を提供する電源端子 Vlow_Supply から提供される出力段 2 1 0 3 E の例が示されている。+Vhigh および / または -Vhigh を既存の電源端子から提供することは、追加的な電源電圧を生成する必要を回避でき、このことは出力段の設計および実装を簡単にすることができる。

20

【 0 2 1 3 】

図 3 3 の A は、いくつかの実施形態に基づく、傾斜コイル電流波形の例を示している。傾斜コイル電流は初期には 0 であり、次いで 0.1ms で急速に 10A まで傾斜状に上昇する。電流はある時間期間にわたって 10A に留まり、次いで降下して 0A に戻る。電流はある時間期間にわたって 0A に留まってから、0.2ms で急速に 20A まで傾斜状に上昇する。電流はある時間期間にわたって 20A に留まり、次いで降下して 0A に戻る。アンペア値および時間期間は単に例解の目的で例示するものであり、いかなる好適な値が使われてもよいことは理解しておくべきである。

30

【 0 2 1 4 】

図 3 3 の B は、傾斜コイル電流の 0A から 10A への上昇遷移、傾斜コイルを駆動するために必要とされる電圧 3 3 0 2、高電圧供給端子 +Vhigh および低電圧供給端子 +Vlow の電圧を示している。遷移の間、電流を急速に傾斜状に上昇させるための高電圧を傾斜コイルに提供するために、電流は高電圧供給端子 +Vhigh を源とする。遷移が起こる際、電力変換器 3 2 0 3 は低電圧供給端子 +Vlow の電圧を、 $\sim 0V$ から、10A の定常状態電流をもって傾斜コイルを駆動するために必要な出力電圧よりやや高い電圧まで傾斜状に上昇させ始める。ひとたび 10A の定常状態電流に達したら、定常状態における高い効率を提供するために、電流は低電圧供給端子 +Vlow を源とする。

40

【 0 2 1 5 】

図 3 3 の C は、傾斜コイル電流の 0A から 20A への上昇遷移、傾斜コイル電圧、高電圧供給端子 +Vhigh および低電圧供給端子 +Vlow の電圧を示している。20A への遷移の間、10A への遷移と同様に、電流を急速に傾斜状に上昇させるための高電圧を傾斜コイルに提供するために、電流は高電圧供給端子 +Vhigh を源とする。遷移が起こる際、電力変換器 3 2 0 3 は低電圧供給端子 +Vlow の電圧を、 $\sim 0V$ から、20A の定常状態電流をもって傾斜コイルを駆動するために必要な出力電圧よりやや高い電圧まで傾斜状に上昇させ始める。

50

ひとたび20Aの定常状態電流に達したら、電流は低電圧供給端子 + Vlowを源とする。

【0216】

低電圧供給端子 + Vlowの電圧は変更されることができるので、異なる定常状態電流レベルのために必要とされる出力電圧よりやや上に設定されることができ。これは、固定電圧をもつ低電圧供給端子 + Vlowを使う場合に対して効率を改善できる。固定電圧は、最大の定常状態電流を扱うよう設計される必要があり、それはより低い定常状態電流を駆動するために必要なよりも高い電圧であることがあり、それが効率を低下させるからである。例として、+ Vlowが20Aの定常状態傾斜コイル電流を供給するために十分に高く設定される場合、そのような電圧は、10Aの定常状態傾斜コイル電流を供給するために必要なよりも高く、そのことは10Aの定常状態傾斜コイル電流を供給するときに線形増幅器トランジスタにまたがる電圧降下の増大につながり、必要以上に高い電力散逸が起こる。可変電圧は、指令された定常状態傾斜コイル電流を供給するために必要な最小限の電圧またはその近くに設定されることができ、それは効率を改善する。

10

【0217】

図33Dは、電流コマンド、傾斜コイル電流、該電流を供給するために必要とされる傾斜コイルの電圧3302および電圧 + Vlowのいくつかの異なる遷移波形を示している。遷移波形3304は、+ Vlowの電圧が傾斜コイル電流コマンドの上昇端に反応して傾斜状に上昇を始め、定常状態傾斜コイル電流（および電圧値）に達するのと同時に + Vlowの定常状態値に達する理想化された遷移を示している。しかしながら、発明者らは、端子 + Vlowが定常状態電流を供給するのに間に合って電圧 + Vlowが十分な電圧レベルに達することを妨げる要因があることがあることを認識し、理解するに至った。遷移波形3306は、+ Vlowの、より現実的な遷移を示しており、これは傾斜コイル電流コマンドに反応することにおけるレイテンシー（遅延）の期間をもつ。図33Dに示されるように、遷移波形3306は、電流コマンドの上昇端に続くある時間期間後にはじめて傾斜状に上昇を始める。遷移波形3306の傾きは制限されてもよい。電力変換器3203は、電力変換器3203が + Vlowの電圧を変化させることのできるスピードを制限する出力フィルタ（たとえばキャパシタ）を有していてもよいからである。結果として、遷移波形3306は定常状態傾斜コイル電流および電圧に達する時点までに十分な電圧レベルに達しないことがありうる。その結果、低電圧供給端子 + Vlowは少なくとも一時的に定常状態電流を供給できないことになりうる。

20

30

【0218】

これに対処するために、いくつかの実施形態では、電力変換器3203（または3204）は、傾斜コイル電流コマンドの上昇端の前に + Vlow（または - Vlow）の電圧の絶対値を傾斜状に上昇させ始めてもよい。図33Dは、傾斜コイル電流コマンドの上昇端の前に傾斜状に上昇し始める + Vlowについての遷移波形3308を示している。傾斜コイル電流コマンドの上昇端に先立って遷移を始めるために、コントローラ3108は、コントローラ1906から、これからくる傾斜コイル電流パルスに関する情報を受け取って、その電流パルスを予期して + Vlow（または - Vlow）の電圧の絶対値を傾斜状に上昇させ始めてもよい。この情報は、コントローラ1906からコントローラ3108にいかなる好適な仕方で提供されてもよい。例として、コントローラ1906は現在選択されている傾斜コイル・パルス・シーケンスを解析し、次の電流パルスについて定常状態傾斜コイル電流を供給するのに好適な電源電圧レベルを決定し、予期される電流コマンドに先立ってコントローラ3108に電圧コマンドを送ってもよい。電力変換器3203（または3204）は、次いで、受領された電圧コマンドに反応し、+ Vlow（または - Vlow）を指令された電圧値まで傾斜状に変化させることを始めてもよい。情報をコントローラ3108に提供するもう一つの例として、コントローラ1906は、現在選択されているパルス・シーケンスまたは該パルス・シーケンスの一部をコントローラ3108に送ってもよい。次いで、コントローラ3108がパルス・シーケンスを解析し、傾斜コイル電流パルスに先立って電圧 + Vlow（または - Vlow）を傾斜状に変化させ始めるよう電力変換器3203（または3204）にコマンドを送ってもよい。図33Dの例では、電力変換器3203は

40

50

、電流コマンドの上昇端に先立ってコントローラ 1906 によってコントローラ 3108 に提供される電圧コマンドにตอบสนองして、+Vlowの電圧を傾斜状に上昇させ始める。結果として、遷移波形 3308 は、定常状態電流レベルに達する時点に間に合って、定常状態電流を供給するのに十分な +Vlowのレベルに達する。

【0219】

図 34A は、可変の低電圧供給端子 +Vlowをもつ、図 29 と同様の片側線形増幅器を用いた出力段 2103F の実施形態を示している。図 32A の実施形態と同様に、電力変換器 3203 は低電圧供給端子 +Vlowに、指令された定常状態傾斜コイル電流を供給するために必要とされる電圧よりやや高く設定されることのできる可変電圧を供給する。

【0220】

図 32A および図 32B との関連で上記で論じたように、高電圧供給端子 +Vhighは図 34A に示されるように、電源端子 Vhigh_Supply とは別個の端子であってもよく、あるいは図 34B に示されるように、Vhigh_Supply と同じ端子であってもよい。図 34B では、+Vhighが電源端子 Vhigh_Supply から提供される出力段 2103G の例が示されている。電圧 +Vhighを既存の電源端子 Vhigh_Supply から提供することは、追加的な電源電圧を生成する必要を避けることができ、そのことは出力段の設計および実装を簡単にできる。

【0221】

いくつかの実施形態では、低電圧供給端子および高電圧供給端子が可変電圧を有していてもよい。たとえば図 32 または図 29 は、高電圧供給端子 +Vhigh および / または -Vhigh が電力変換器によって生成される可変電圧であるよう修正されてもよい。そのような電力変換器は、電力変換器 3203 および 3204 と同様であってもよく、コントローラ 3108 によって制御されてもよい。そのような実施形態は、任意の好適な型の撮像のために使うことができ、特に、たとえば比較的大きな電流（たとえば 40A、50A、70A、90A もしくはそれ以上または中間の任意の値）が必要とされうる拡散強調撮像のために有用でありうる。

【0222】

いくつかの実施形態では、一つまたは複数の追加的な電源端子が線形増幅器に電力を与えてもよい。たとえば、高電圧供給端子 +Vhigh より高い（たとえば少なくとも 5 倍または少なくとも 10 倍高い、またさらには 20 もしくは 30 倍またはそれ以上もの、あるいはそのような値の任意の中間の範囲の）電圧をもつ第三の電源端子が設けられてもよい。第三の供給端子を追加することは、幅広い範囲の電圧が生成される必要がある場合において効率を改善することを助けうる。任意の数の電源端子が設けられてもよい。本稿に記載される技法はこの点で限定されない。

【0223】

よって、低電力、低ノイズの増幅器のための本稿に記載される技法を使って、傾斜増幅器は、幹線電気を使って利用可能な電力予算（たとえば標準的な壁のコンセントから送達される電力）に十分収まる範囲内で動作するよう構成されうる。線形増幅器設計を利用するいくつかの実施形態によれば、MRI システムの傾斜コイルに電力を与えるための電力電子回路が消費するのは、典型的なパルス・シーケンス（たとえば bSSFP、FLAIR など）については 100 ~ 200W の間であり、DWI のような、より要求の高いパルス・シーケンスについては 200W ~ 750W の間である。スイッチングされる電力変換器を使ういくつかの実施形態によれば、MRI システムの傾斜コイルに電力を与えるための電力電子回路が消費するのは、典型的なパルス・シーケンス（たとえば bSSFP、FLAIR など）については 50 ~ 100W の間であり、DWI のような、かなりの要求をするパルス・シーケンスについては 100W ~ 300W の間である。標準的な壁の電源を使った動作を容易にする低電力動作に加え、本稿に記載される傾斜電力増幅器は、比較的小さいサイズであるようにも構成され、そのため他の電子コンポーネントとともに筐体内に（たとえば図 19A および 19B に記載されたポータブル MRI システムのベース 1950 内に）収容されることができ、ポータブル MRI を容易にする。いくつかの実施形態によれば、傾斜増幅器は、傾斜増幅器を電

10

20

30

40

50

源（たとえば壁の電源）およびシステムの傾斜コイルに接続するバックプレーン（たとえばプリント回路基板バックプレーン）に接続されるよう設計される。これについて、図36および図37A～Dとの関連で下記でより詳細に論じる。

【0224】

発明者らはさらに、ポータブルMRIシステムの動作を容易にするために、RF送受信システムのRFコイルを動作させるための低電力かつ効率的な増幅器を開発した（たとえば、MR応答を生成するためのB₁磁場パルスを生成するよう構成された一つまたは複数の送信/受信コイルを駆動するためのRF電力増幅器）。いくつかの実施形態によれば、RF電力増幅器（RFPA）は、単相の標準的な壁のコンセントからおよび/または単相の大型機器用コンセントから供給される電力のような幹線電気を使って動作する（たとえばシステムの他のコンポーネントと、利用可能な幹線電気の一部を共有する）よう構成される。単相の壁の電源から供給される電力で動作するポータブルMRIシステムの実施形態では、RFPAは限られた利用可能な電力を他のコンポーネント（たとえば上記で論じた例示的なGPA、コンソール、オンボード・コンピュータ、冷却ファンなど）と共有しなければならず、よって、限られた利用可能な電力を効率的に利用するよう設計される必要がある。発明者らは、幹線電気によって電力を受けるポータブルMRIにおける使用のために好適な効率的なRFPAのための技法を開発した。いくつかの実施形態によれば、RFPA（単数または複数）への最大入力電力は約160Wであり、よってRFPAの平均電力消費を最大160Wに制限する。しかしながら、本稿に記載される技法は、所与のパルス・シーケンスが、より高いレベルの瞬間電力（たとえばDWIパルス・シーケンスのための400W）を要求する状況にあるときも含めて、RFPAの平均電力消費を有意に低減する。これについて、下記でより詳細に論じる。

【0225】

図35は、いくつかの実施形態に基づく、例示的な低電力RFPAのブロック図である。RFPA 3500は、所望されるRF信号波形に対応するRFIN信号3502を受領する入力ブロック3510を有する。RFIN信号3502は、電力増幅器3550によって増幅され、所望されるパルス・シーケンスに従ってB₁磁場パルスを生成するようRF送信コイルを動作させるのに十分な電力レベルでRFOUT 3522として提供されるべきものである。電力増幅器3550は、RFIN 3502を好適なレベルに増幅するために、いかなる好適な型の増幅器または増幅器段の組み合わせを含んでいてもよい。たとえば、電力増幅器3550は、RFIN 3502を所望される電力レベルRFOUT 3522（たとえば最大100W、400Wなどの瞬時電力）まで増幅するよう構成された一つまたは複数のクラスA型増幅器を有していてもよい。クラスA増幅器は、入力信号を増幅することにおいて優れた忠実度を提供し、よって、ほとんど歪みなしにRFOUT波形3522を生成することを容易にし、RFPAによる歪みによって画質が劣化しないことを保証する。しかしながら、他のクラスの増幅器はより電力効率がよいが、一般に、入力信号を増幅する過程において歪みを増す。発明者らは、RFコイルの比較的高いQ因子のため、RFOUT 3522におけるいくらかの追加的な歪みは、画質に対する影響がほとんどなし、全くなしまたは受け容れられる影響で、許容されうることを認識するに至った。いくつかの実施形態によれば、電力増幅器3550は一つまたは複数のクラスB、クラスABまたはクラスBC型増幅器などを含む。このように、より効率的なクラスの増幅器を選択することによって、電力増幅器3550は、より電力効率をよくされうる。ただし、画質が満足いかないほど犠牲にされないよう、増大した歪みが許容できるまたは補償できるものとする。いくつかの実施形態によれば、電力増幅器3550は、RFOUT 3522のための所望されるレベルまで信号をインクリメンタルに遞増させる複数の増幅段を含む。

【0226】

RFPA 3500はいくつかの異なる電力レベルの電力に対応しうる入力電力3570における電力を受領する電力入力モジュール3572を有する。入力電力3570において提供される電力は、図36との関連で下記でより詳細に論じる、壁のAC電源から変換されたDC電力を送達するMRIシステムの電源によって提供されてもよい。AC-DC電源（単数ま

10

20

30

40

50

たは複数)によって提供されるDC電力から所望される電圧レベルを生成するために、一つまたは複数のDC-DC電源が設けられてもよいことを理解しておくべきである。たとえば、入力電力3570は、たとえばAC-DC電源(単数または複数)からDC電力を受領するスイッチングされる電源によって提供される、+100V、+40V、+23Vおよび-15Vの電源ラインを含んでいてもよい。いくつかの実施形態によれば、RFPAのために必要とされる電圧レベルを提供するために電源ボードが含まれる。電源ボードは、AC-DC電源からDC電力を受け取ってその電力を、RFPAに送達される所望される電圧レベルに変換するよう、バックプレーンに接続されるカードとして実装されてもよい。RFPA自身、図36との関連で下記でより詳細に論じるように、同じバックプレーンに接続されたボードとして実装されてもよい。電力制御モジュール3575は、電力入力モジュール3572によって受領された電力をRFPAによって必要とされる電圧レベルに変換するレギュレータを含む。たとえば、電力制御モジュール3575は、コントローラ3560、電力増幅器3550および/または電力を要するRFPAの他の任意のコンポーネントに分配されるよう±5V、+13.8V、+15Vおよび+1.3Vの電力ラインを提供する電力レギュレータ(単数または複数)を含んでいてもよい。電力分配構成および必要とされる電力レベルは具体的なシステムの要件に依存し、上述した値は単に例であることを理解しておくべきである。

【0227】

通常のMRIシステムでは、RFPAは典型的には、B1磁気パルス・シーケンスを連続的に送信するために必要とされる最大電力を消費する。具体的には、特定のパルス・シーケンスのために最大電力が必要とされないときおよびRFパルスが生成されていない期間中(たとえばMRIシステムが放出されたMR信号を検出している送信静穏期間の間)であっても、通常のRFPAは相変わらず最大電力を消費する。通常のMRIシステムは一般に電力が制限されない(たとえば通常のMRIシステムは専用の三相電源によって給電される)、電力消費の非効率的な使用は一般に受け容れられ、許容されている。しかしながら、RFPAが最大電力を消費することは、低電力MRIにとって、たとえば幹線電気(たとえば単相の壁の電源)によって供給される電力から動作するポータブルMRIシステムにとって、不適であることがある。発明者らは、電力消費の観点から、RFPAの、より最適な動作のための技法を開発した。それは、幹線電気を使ったポータブルMRIシステムの動作を容易にする。

【0228】

図35では、電力消費を削減するおよび/または利用可能な電力をより効率的に使うためにRFPA 3500の動作のさまざまな側面を制御するために、コントローラ3560(たとえばフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA))が提供される。その例は下記でより詳細に述べる。いくつかの実施形態によれば、RFPAは、電力増幅器によって引き出される最大電力が、所与のパルス・シーケンスの電力要件に基づいて選択可能であるよう構成される。具体的には、異なる画像取得パルス・シーケンスは異なる電力要件をもつ。たとえば、拡散強調撮像(DWI: diffusion weighted imaging)パルス・シーケンスは、均衡定常状態自由歳差(bSSFP: balance steady-state free precession)パルス・シーケンスよりも有意に多くの電力を必要とする。通常、RFPAは、たとえばDWIパルス・シーケンスのような最も要求の高いパルス・シーケンスのために必要とされる電力増幅を提供する(たとえば、最も電力集約的なパルス・シーケンスに従って電力を引き出す)よう設定される。結果として、それほど要求が高くないパルス・シーケンス(たとえばbSSFP)の画像取得の間は、かなりの過剰電力がRFPAによって消費される。

【0229】

RFPA 3500は、電力増幅が所与のパルス・シーケンスの要件に基づいて選択されることができるよう、構成される(たとえば、電力増幅器の電力散逸が、所与のパルス・シーケンスを生成するために必要とされる電力に基づいて選択されることができ)。図35に示される例示的なRFPA 3500では、所与のパルス・シーケンスの最大電力要件に従ってRFIN 3502を増幅するよう電力増幅器3550を構成するために、電力選択信号3508がコントローラ3560に与えられてもよい。たとえば、50Wを必要とするパ

10

20

30

40

50

ルス・シーケンスについて、電力選択信号 3508 は、50W を散逸するよう電力増幅器 3550 にバイアスをかけるよう、コントローラ 3560 に命令してもよい。同様に、100W を必要とするパルス・シーケンスについて、電力選択信号 3508 は、100W を散逸するよう電力増幅器 3550 にバイアスをかけるよう、コントローラ 3560 に命令してもよく、400W を必要とするパルス・シーケンスについて、電力選択信号 3508 は、400W を散逸するよう電力増幅器 3550 にバイアスをかけるよう、コントローラ 3560 に命令してもよい、などとなる。このようにして、電力増幅器 3550 は、所与のパルス・シーケンスの最大電力必要性に比例して電力を散逸するようスケールリングされうる。このように、RFPA 3500 は常に最も要求の高いパルス・シーケンスの最大電力要件に従って電力を消費するわけではないので、有意な電力削減が達成されうる。いくつかの実施形態によれば、電力選択信号 3508 は、所与の画像取得プロトコルを実行するために使われるパルス・シーケンスに基づいて、コンソールによって設定される。

10

【0230】

電力選択信号 3508 は所与のパルス・シーケンスの最大電力要件への電力増幅器のスケールリングを許容するものの、それでも、パルス・シーケンスが最大電力レベルを必要としない期間の間は過剰な電力が消費され、それによりRFPAの可能な効率を減じてしまう。この欠点に対処するために、発明者らは、電力増幅器の電力散逸を、所与のパルス・シーケンスの変化する必要性に応じて動的にスケールリングする技法を開発した。いくつかの実施形態によれば、RFPAによって消費される電力は、増幅される信号の必要性に基づいて動的に調整される。たとえば、図35に示されるように、コントローラ3560は、所望されるRFパルス・シーケンスを生成するために必要とされる瞬時電力レベルの指標を提供するために、RFIN 3502 波形の振幅に対応する包絡信号 3504 を受領してもよい。包絡 3504 に基づいて、コントローラ 3560 は、RFIN 波形の変化する包絡に対応して動的に増幅器 3550 にバイアスをかける（たとえば包絡信号 3504 に対応して増幅器トランジスタ上のバイアス点を変えることによる）よう構成されてもよい。結果として、電力増幅器にしかるべく動的にバイアスをかけるために、RFIN 3502 の包絡または絶対値が、包絡信号 3504 を介してコントローラ 3560 によって追跡されてもよい。こうして、電力増幅器 3550 の電力散逸をパルス・シーケンスの同時の電力必要性に制限し、RFPA 3500 によって消費される過剰な電力を有意に削減する。このようにして、電力増幅器 3550 は、送信されるパルス・シーケンスの瞬時のまたは実質的に瞬時の電力必要性に従って電力を引き出すためにスケールリングされることができる。

20

30

【0231】

上記で論じたように、パルス・シーケンスは典型的にはRFおよび傾斜磁場パルス両方のタイミングを定義するとともに、受信コイルがMRパルスを検出する時間期間（たとえば、いわゆる送信静穏期間）を定義する。このように、パルス・シーケンスにおいては、RF磁場パルスが送信されない時間区間が反復される。発明者らは、電力増幅器がこうした期間中に（たとえば送信静穏期間の間に）オンのままであれば、RF磁場パルスが送信されないにもかかわらず電力が消費されることを認識するに至った。いくつかの実施形態によれば、RFPAが不必要に電力を消費することを防ぐために、RFPAの一つまたは複数の電力消費コンポーネントは、RF送信コイル（単数または複数）によってRF磁場パルスが生成されない期間中は（たとえばMR信号検出のような送信静穏期間の間および/または傾斜パルス・シーケンス生成のいくつかの部分の間）オフにされる。

40

【0232】

例として、例示的なRFPA 3500 では、コントローラ 3560 は、現在のパルス・シーケンスの送信静穏期間を示すアンブランキング信号（unblanking signal）3506 を受領する。送信静穏期間を示すアンブランキング信号 3506 に応答して、コントローラ 3560 は、電力を節約するため、可能な限り電力増幅器 3550 をオフにするよう構成される（たとえば、電力を消費し、オフにされるもしくは切断されることができる論理およびバイアス回路ならびに他の任意の回路がコントローラ 3560 によってシャットダウンされてもよい）。アンブランキング信号 3506 が状態を変えて、RF磁場パルスが生

50

成されることを示すとき、RF磁場パルスがRFコイル（単数または複数）によって生成され送信されることができるよう、コントローラ3560は電力増幅器3550をオンにする。アンブランキング信号3506は、画像取得手順のパルス・シーケンスの送信静穏期間を示すために、コンソールまたはMRIシステムの主コントローラによって提供されてもよい。多くのパルス・シーケンスにおいて、RF磁場パルスが送信される期間は、パルス・シーケンスの10%ほどでしかないことがある。よって、有意な送信静穏期間の間に電力増幅器を無効にする結果、比較的有意な電力節約につながりうる。

【0233】

上記の技法の一つまたは組み合わせが、低電力MRIを容易にするためにRFPAの電力消費を減らすために使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。特に、RFPAは、上記の電力節約技法のそれぞれを含む必要はなく、これらの技法のうちの一つまたは複数を用いることができる。たとえば、RFPAは、（たとえば電力選択信号3508を介して）パルス・シーケンスに依存する離散的な電力レベルの選択を許容する機構、（たとえばRFパルス波形の包絡3504を追跡することによって）RFパルスの瞬時（またはほぼ瞬時）の電力必要性に応じて電力増幅器の電力をスケールする機構および/または（たとえばアンブランキング信号3506を介して）送信静穏期間の間、電力増幅器を無効にする機構を含んでもよい。上記の技法のうちの一つまたは複数を使って、RFPAは、入力電力を超える瞬時電力（たとえば400Wの瞬時電力）の期間を必要とするDWIのような要求の高いパルス・シーケンスを発生させるときであっても、160Wの入力電力より少ない電力を消費しうる。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムのRFPAが画像取得中に消費するのは50W以下であり（たとえば25~30W以下）、こうしてシステムの他のコンポーネント（たとえばGPA、コンピュータ、コンソール、ファンなど）のために、利用可能な壁の電源を保存する。追加的または代替的に他の電力節約技法が使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。

【0234】

上記のコンポーネントは、幹線電気（たとえば標準的なコンセントおよび/または大型機器用コンセントにおいて送達される単相の「壁の電力」）を使って動作させられることのできるポータブルMRIシステムを許容するMRIシステムの低電力動作を容易にする。低い電力消費に加えて、MRIシステムのポータブル性の諸側面は、MRIシステムを動作させるために使われる電子コンポーネントが、システムの磁気系コンポーネントと一緒にスタンドアロンのユニット上にまたはユニット内に含まれるコンパクトな設計によって向上されうる。MRIシステムの電力変換および分配システム、電子コンポーネント（たとえば電力増幅器、コンソール、オンボード・コンピュータ、熱管理など）および磁気系コンポーネントを単一の自己完結式のデバイス上またはデバイス内に組み込むことは、ポータブルMRIを容易にする。上記で論じたように、通常のMRIシステムは典型的には電力コンポーネントのための別個の部屋をもち、よって電力コンポーネントは、電力コンポーネントを特別に遮蔽された部屋に位置するMRIデバイスに接続するケーブルを介して、MRIシステムの磁気系コンポーネントに電力を送達しなければならない。この構成は専用のスペースに固定であるばかりでなく、電力コンポーネントを磁気系コンポーネントに接続するために必要とされるケーブルがかなりの電力損失の原因となる。図19Aおよび19Bとの関連で上記で論じたように、ポータブル性を容易にするために、本発明者らは、MRIシステムの磁気系コンポーネントを支持するまたはその上に該磁気系コンポーネントが位置される筐体内に含まれる電力システムを開発した。それにより、壁の電源へのアクセスがある任意の位置にもってこることができるスタンドアロンでポータブルMRIシステムが提供される。そのいくつかの例が、下記でより詳細に記載される。

【0235】

図36は、磁気系コンポーネント（たとえばB₀磁石3622、傾斜コイル3628、RFコイル3626および任意的にはシム・コイル3624）と、幹線電源（たとえば単相の壁のコンセント）から電力を受け取るよう構成された電力変換および分配システムと、磁気系コンポーネントを動作させ、ポータブルMRIシステムの動作を制御するために使われ

10

20

30

40

50

る電子コンポーネントとを含むポータブルMRIシステム3600のコンポーネントのブロック図である。図36では、ポータブルMRIシステム3600は、電子系エンクロージャ3602、増幅器エンクロージャ3604およびファン・ボード・エンクロージャ3606を含む。電子系エンクロージャ3602は、単一の、統合された、スタンドアロンかつポータブルMRIシステムを提供するために、MRIシステムの磁気系コンポーネント（たとえば B_0 磁石、傾斜コイル、RFコイル、シム・コイルなど）の下に位置されるおよび/または該磁気系コンポーネントを支持するよう配置されるのでもよい（たとえば、エンクロージャ3602は、図19Aおよび19Bに示されるポータブルMRIシステム1900内の磁気系コンポーネントの下に位置するベース1950と同様の、ポータブルMRIシステム3600のためのベースを部分的になしてもよい）。電子系エンクロージャ3602は、電力入力モジュール3610と、AC源（たとえば壁のコンセント）からの電力を変換して下記でさらに詳細に述べる電子系システムにDC電力を供給するDC電力変換モジュール3612とを含む。いくつかの実施形態によれば、電力入力モジュール3610は、幹線電気、たとえば壁のコンセント（MRIシステムが配備される地理的位置における壁のコンセントから送達される国または地域の電力の標準に依存して、たとえば約50~60ヘルツで15、20または30アンペアの定格で約110から120ボルト、約50~60ヘルツで15、20または30アンペアの定格で約210から250ボルトを提供する単相コンセント）からの単相電力を受領するよう構成された電力接続を提供する。

【0236】

電力入力モジュール3610は、対応する電力標準に従って送達された、受領された幹線電気をフィルタリングするよう適応されてもよい。それにより、AC電力はDC電力モジュール3612への入力のために好適になる。DC電力モジュール3612は、AC電力を、ポータブルMRIシステム3600のさまざまな電子系コンポーネントによって必要とされる電圧レベルで分配されることのできるDC電力に変換する一つまたは複数の電源を有していてもよい。DC電力モジュール3612は、たとえば、AC電力を入力として受領し、DC電力を出力として供給するよう構成された一つまたは複数の市販の電源を含んでいてもよい。幅広い多様なAC電力を受領するよう構成された市販の電源が利用可能である。たとえば、利用可能な電源は、50~60Hzの周波数範囲の約85Vから約265Vの範囲のAC電力を受領することができ、約1600WのDC電力（たとえば380V、4.2AのDC電力）を送達するようAC入力を変換するよう構成される。そのような例示的な市販の電源でのAC入力範囲のため、そのような市販の電源は、世界中の全部ではないまでも大半の一般的な幹線電気源と一緒に使うのに好適である。このように、いくつかの実施形態によれば、MRIシステムは、種々の壁電力標準に本質的にとらわれないよう構成されることができ、MRIシステムは種々の地域および/または国を通じて包括的に壁の電力から動作されることができ、特定のコンセントによって要求されるプラグ型への変換だけが必要とされる。

【0237】

DC電力モジュール3612は、MRIシステムの種々の電子コンポーネント（たとえば電力増幅器、コンソール、コントローラ、熱管理、オンボード・コンピュータなど）によって要求されるレベルで一つまたは複数のバックプレーンに電力を送達するために、一つまたは複数のAC-DC電源および/または一つまたは複数のDC-DC電力変換器を含みうる。これについては下記でより詳細に論じる。個々の電子コンポーネントはさらに、バックプレーンによって分配された電力を、それぞれの電子コンポーネントのために必要とされる所望のレベルに変換するために、一つまたは複数の電力レギュレータを含んでいてもよい。幹線電気によって提供される利用可能な電力を超えない電力需要をもつ低電力電子コンポーネントを提供することによって、三相電力を単相電力に変換する電力回路をなくすことができ、単純化された電力入力モジュール3610を容易にし、MRIシステムの電力回路のサイズ、コストおよび複雑さを低減することを理解しておくべきである。

【0238】

図36に示される電子系システムは、DC電力モジュール3612に結合され、電子系システムのさまざまなハードウェア・コンポーネントに所望されるレベルで動作電力を分配

10

20

30

40

50

するよう構成されたバックプレーン3616および3618を有する。バックプレーン3616は、GPA 3629（たとえば、図20～図34との関連で上記した低電力低ノイズGPAの任意のもの）、RFPA 3627（図35に示した低電力RFPA 3500との関連で記述した技法のいずれかを使うRFPA）および傾斜コイル（単数または複数）3660に電力を提供するよう構成される。したがって、バックプレーン3616はDC電力モジュール3612から電力増幅器（たとえばGPA 3629およびRFPA 3627）に電力を送達するための接続を提供するとともに、それぞれの電力増幅器から対応する磁気系コンポーネント（たとえば傾斜コイル3628およびRFコイル3627）に増幅された電力を送達するための接続を提供する。いくつかの実施形態によれば、バックプレーン3616は、電力増幅器への分配のために種々の電力レベルで電力を受領するための複数の入力をもつ。いくつかの実施形態によれば、バックプレーン3616は、電力増幅器への分配のために、DC電力モジュール3612から4Aで±48V、50Aで±15Vおよび3Aで±48Vで電力を受領するための入力をもつ。しかしながら、バックプレーンへの上記の電力入力は単に例であり、電力入力の数ならびに電力入力の電圧および振幅レベルは、所与の実装の具体的な設計上の必要性に依存する。いくつかの実施形態によれば、バックプレーン3616は、プリント回路基板であり、PCB電力コネクタを使った電力の分配を許容し、電源と電子コンポーネントとの間の、高価でかさばり、損失のあるケーブル束の必要性をなくす。

【0239】

バックプレーン3618は、主コントローラ3632、シム・コントローラ3630およびファン・コントローラ3680を含むさまざまなコントローラ、アナログ デジタル変換器（ADC）回路3634、前置増幅器3640のようなさまざまな電子コンポーネントならびにシム・コイル3670のような磁気系コンポーネントに電力を提供するよう構成される。いくつかの実施形態によれば、バックプレーン3618は、バックプレーンに接続されたコンポーネントへの分配のために、+48V、4AでDC電力モジュール3612から電力を受領するための入力を有する。いくつかの実施形態によれば、バックプレーン3618は、DC電力モジュール3612からの48Vを、接続されているコンポーネントの一つまたは複数（たとえば主コントローラ3632）への分配のために12Vに変換するためのDC-DC変換器を含む。バックプレーン3616と同様に、バックプレーン3618は、電源を電子コンポーネントに接続するために通常MRI電力システムにおいて使用されるケーブル束なしで電力を分配するためのプリント回路基板であってもよい。図36の実施形態では、バックプレーン3616および3618は、バックプレーンとそれに接続されたコンポーネントとの間の連絡を許容するためのコネクタ3617を介して接続される。バックプレーンに接続されたコンポーネントが、それぞれのバックプレーンにおけるスロットに接続するよう構成されたボードまたは「カード」として設計されうることは理解しておくべきである。しかしながら、一つまたは複数の接続されたコンポーネントは異なる仕方で実装されることができ、諸側面はこの点で限定されない。

【0240】

バックプレーン（単数または複数）（たとえば例示的なバックプレーン3616および3618）の使用は、いくつかの利点を提供する。上記で論じたように、バックプレーンは、PCBコネクタ（たとえばスロット）を使って電子コンポーネント（たとえば電力増幅器、コンピュータ、コンソール、コントローラなど）がバックプレーンに接続されることを許容し、電源を電子コンポーネントに接続するために通常使われる長いケーブルをなくし、こうして通常のケーブル・システムに伴うサイズ、複雑さ、コストおよび電力損失を減らす。さらに、磁気系コンポーネントは電子コンポーネントに近接して位置される（たとえばエンクロージャ3602の真上に位置される）ので、磁気系をバックプレーンに接続するいかなる必要なケーブルも、通常MRIにおいて使われるケーブルからサイズにおいて有意に縮小される。通常MRIにおいて使われるケーブルは、典型的には、電力コンポーネントおよび他の電子コンポーネントを、別個の部屋に位置する磁気系コンポーネントに接続しなければならなかった。これらの短い距離を与えられれば、リボン・ケーブル

10

20

30

40

50

ルのようなケーブルが、バックプレーンを磁気系コンポーネントに接続するために使用されることができ、MRIシステムの電子コンポーネントと磁気系コンポーネントとの間のコンパクトで、単純で、電力効率のよい接続を容易にする。さらに、バックプレーンの使用は、電力増幅器（たとえばGPA 3629およびRFPA 3627）のような電子コンポーネントが、それぞれのバックプレーンから磁気系コンポーネントを切断する必要なしに、除去され、置換されることを許容する。

【0241】

電子エンクロージャー3602は、RFPA（単数または複数）3627およびGPA 3629をも含む。これらは、低磁場および超低磁場領域に関わる低磁場強度のため有意に、より低い電力であることに加えて、本稿で論じられる低電力技法（たとえば、図20～図34に示されるGPAおよび/または図35との関連で上記で論じたRFPAとの関連で上記で論じたもの）の一つまたは複数をも組み込んでよい。いくつかの実施形態では、RFPA 3627および/またはGPA 3629は、FETまたは他の好適なスイッチング・コンポーネントを使う複数の増幅段を有していてもよい。RFPA 3627およびGPA 3629の一方または両方のための複数の増幅段を含む実施形態では、増幅段のそれぞれは、その段を電磁干渉から遮蔽するよう構成された電磁遮蔽に関連付けられてもよい。通常のMRIシステムと一緒に一般的に使われる、大きな遮蔽構造の使用を要求する大きな増幅器設計とは対照的に、いくつかの実施形態に従って設計された電力増幅器（たとえばRFPA 3627、GPA 3629）は、より小さいおよび/またはより単純な電磁遮蔽構造を用い、ポータブルMRIシステムのサイズ、複雑さおよびコストをさらに減らす。

【0242】

さらに、低電力増幅器（たとえばGPA 3629およびRFPA 3627）と、傾斜およびRFコイルのためのより低い駆動電流とは、MRIシステムの熱管理をも単純化する。たとえば、いくつかの実施形態に基づく低電力の電子および磁気系コンポーネントは、空冷式の熱管理システムを使って冷却されてもよい。たとえば、低電力MRIシステム3600は、電子系エンクロージャー3602内に共起する当該システムの電力コンポーネントおよび/または当該システムの磁気系コンポーネントを冷却するための空気を提供するよう、一つまたは複数のファン（たとえばファン3682a、3682b、3682c）を制御するためのファン・コントローラ3680を含む。ファン・コントローラ3780のためのエンクロージャー3606は、磁気系コンポーネントのための筐体に隣接してまたは該筐体と統合されて、電子系エンクロージャー3602の外部に位置していてもよく（たとえば図37D参照）、あるいはいくつかの実施形態によれば、電子系エンクロージャー3602内に位置していてもよい。通常の高電力システムはしばしば水冷式の冷却システムを必要とする。それはシステムのサイズ、コストおよび複雑さを増すばかりでなく、MRIシステムを動作させるために水の源を必要とする。水冷の必要性をなくすことは、MRIシステムのポータブル性を容易にする。熱管理システムが電源（たとえば幹線電気）から動作されることができ、外部の水の源の必要性をなくし、MRIシステムから水循環設備をなくすからである。

【0243】

電子系エンクロージャー3602は、リアルタイムまたはほぼリアルタイムでコンソール制御を提供するよう、ポータブルMRIシステムのさまざまな他のコンポーネント（たとえばRFコイル、傾斜コイルなど）の動作を駆動するための制御信号を提供するよう構成された主コントローラ3632（たとえばコンソール）をも含む。たとえば、主コントローラ3632は、図1に示されるコントローラ106との関連で述べた動作を実行するようプログラムされてもよい。多くの通常のMRIシステムは、同様の機能を実行するための特化した高性能コンピュータとして実装されるコンソール・コントローラを含む。いくつかの実施形態では、主コントローラ3632はフィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）を使って実装され、これは、通常のMRIシステムにおいて使用される高性能コンソール・コンピュータと比べ、実質的により少ない電力要件をもち、ポータブルMRIシステムのコスト、複雑さおよび電力消費の低減に寄与する。図36に示される実施形態では、主

10

20

30

40

50

コントローラ 3632 はコンピュータ 3614 (たとえばパーソナル・コンピュータ・グレードのプロセッサおよびメモリ・システム) に接続される。前記二つのコンポーネントの間で通信するためである。コンピュータ 3614 は、自分自身の電力変換器および電源を含んでいてもよく、よって、電力入力モジュール 3610 への別個の接続 3615 を有していてもよい。

【0244】

ポータブルMRIシステム 3600 は、RFコイル 3626 から信号を受領するために前置増幅器エンクロージャ 3604 に位置されている前置増幅器 3640 を含む。前置増幅器 3640 は、電子系エンクロージャ 3602 内に位置するアナログ デジタル変換器 (ADC) 回路 3634 に結合される。ADC 3634 は前置増幅器回路 3640 を介してRFコイル 3626 からアナログ信号を受領し、該アナログ信号を、コンピュータ 3614 によって処理されることのできるデジタル信号に変換する。該処理とは、信号をたとえば無線接続を介して外部コンピュータに送信すること (たとえば撮像プロトコルを開始および/または制御するためにデジタル信号を操作者によって使われるスマートフォン、タブレット・コンピュータ、ノートパッドなどに送信すること) を含む。RFコイル 3626 は、一つまたは複数のノイズ・コイル、MR信号を検出するよう構成された一つまたは複数のRF受信コイルおよび/またはノイズ・コイルおよびRF受信コイルの両方として動作する一つまたは複数のRFコイルを含んでいてもよい。よって、RFコイル 3626 から受領される信号は、電磁ノイズを表わす信号および/またはMRデータを表わす信号を含んでいてもよい。特別に遮蔽された部屋の外でポータブルMRIシステムの動作を容易にするためにノイズ削減システムにおいてこれらの信号を利用するための技法が、のちにより詳細に論じられる (たとえば図 41A ~ D および図 42 との関連で)。前置増幅器 3640 のためのエンクロージャ 3604 は、磁気系コンポーネントのための筐体に隣接してまたは該筐体と統合されて、電子系エンクロージャ 3602 の外部に位置していてもよく (たとえば図 37D 参照)、あるいはいくつかの実施形態によれば、電子系エンクロージャ 3602 内に位置していてもよい。

【0245】

上記で論じたように、コイル 3626 から受領されたMRデータは、ノイズを抑制するためまたは他の仕方では画像再構成用にMRデータを準備するために、コンピュータ 3614 によって処理されてもよい。いくつかの実施形態によれば、画像再構成を実行するために、MRデータは一つまたは複数の外部コンピュータに送信される (たとえば、MRデータは無線でモバイル装置に、そしてセキュアなサーバー (単数または複数) に送信されてもよく、あるいはMRデータは、さらなる処理のために、直接、一つまたは複数のサーバーに送信されてもよい)。あるいはまた、画像再構成はコンピュータ 3614 によって実行されてもよい。発明者らは、計算集約的な処理 (たとえば画像再構成など) を一つまたは複数の外部コンピュータにオフロードすることが、オンボード・コンピュータ 3614 の電力消費を軽減するとともに、オンボード・コンピュータを有意な処理電力をもって使う必要性をなくし、そのような実装のコストおよび電力消費を低減することを認識するに至った。

【0246】

電子エンクロージャ 3602 は、撮像視野における磁場均一性を改善するための一つまたは複数のシム・コイル 3670 の動作を制御するよう構成されたシム・コントローラ 3630 のための囲いをも提供する。低磁場MRIシステムにおけるシム・コイル 3670 の動作を制御するために必要とされる、より低い出力電流のため、シム・コントローラ 3630 を実装するために使われる電子系は、RFPA 3627 およびGPA 3629 について上記したのと同様に、より小さいおよび/またはより単純でありうる。たとえば、単純な低電力スイッチが、シム・コントローラのサイズおよび複雑さを低減するために使われてもよく、それによりポータブルMRIシステムの実装を容易にする。上記で論じたように、電子系エンクロージャ 3602 は、MRIシステムの磁気系コンポーネントを支持する、ポータブルMRIシステム 3600 のベースを部分的になしてもよい。たとえば、電子系エンクロージャ 3602 は、図 19A および 19B に示されるポータブルMRIシステム

1900のベース1950と同様のベースを部分的になしてもよい。よって、MRIシステムのコンポーネントは、ポータブルMRIシステム3600を提供するためのスタンドアロンのユニット上または該ユニット内に共位置にされることができる。

【0247】

図37A~Dは、ポータブルMRIシステムのコンポーネントの例示的な配置を示している。具体的には、図37Aは、ポータブルMRIシステム3700(図37Dに示す)のベース3750の一部をなす円形筐体3702を示している。筐体3702は、図36に示した電子系エンクロージャ3602との関連で述べた諸コンポーネントを収容していてもよい。筐体3702は、電子コンポーネントを固定し、図37Dに示されるようなベース3750の上に位置される磁気系コンポーネントのための支持部を提供するよう構成されたシャーシまたはフレーム3755を有する。フレーム3755は、筐体3702をいくつかのパーティションに分ける。パーティションは、電源を電力増幅器に接続し、電力増幅器を対応する磁気系コンポーネントに接続する第一のバックプレーンを収容するパーティション3702Aと、電源をさまざまなコントローラ(たとえばコンピュータ、主コントローラ/コンソール、シム・コントローラなど)およびRFコイルからの信号をデジタル化するためのADCに接続する第二のバックプレーンを収容するパーティション3702Bとを含む。パーティション3702Aおよび3702Bは、たとえば、図36内のエンクロージャ3602に示される電子コンポーネントを収容してもよいが、電力入力図37Aにおけるパーティション3702Cに位置される。さらに、筐体3702は、ポータブルMRIシステムを種々の位置に搬送するまたは動かすことを容易にするためのパワーアシストを提供するモーターのためのパーティション3702Dを含む。たとえば、ポータブルMRIシステム3700は、図39Aおよび39Bとの関連で下記でより詳細に論じられるように、ポータブルMRIシステム3700を種々の位置に動かすときに従事することができる一つまたは複数の電動化車輪を含んでいてもよい。直径Dをもつ筐体3700が製造され、直径Dは、MRIシステムが利用されうる典型的な空間において(たとえば緊急治療室、集中治療室、手術室などにおいて)ポータブルMRIシステムを動かすことを容易にするよう選ばれてもよい。いくつかの実施形態によれば、例示的な筐体3700は、25から40インチの間の範囲の直径をもつ。たとえば、例示的な筐体3700は、ポータブルMRIシステムが運用されることが意図されるスペースにおいて当該システムを操縦することを比較的容易にするために、約32インチの直径を有していてもよい。

【0248】

図37Bおよび37Cは、ポータブルMRIシステム3700のベース3750の一部としての円形筐体3702の異なるビューを示している。図37Bおよび37Cにおけるビューは、フレーム3755によって形成されるパーティション3702A~C内の電子コンポーネントの配置を示しており、バックプレーンはパーティション3702Aと3702Bの間に位置されている。図37Dは、ベース3750の上に配置された磁気系コンポーネントを示すポータブルMRIデバイス3700を示している。具体的には、磁石3722aおよび3722bが少なくとも部分的に B_0 磁石を形成し、傾斜コイル3728aおよび3728bがポータブルMRIシステム3700についてのX勾配、Y勾配およびZ勾配を提供する。図のように、ポータブルMRIシステムは、MRIシステムが使われる施設内での当該システムの操縦性を容易にする最大水平幅Wを有していてもよい。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムの最大水平寸法は、40から60インチの間の範囲であり、より好ましくは、35から45インチの間の範囲である。たとえば、例示的なポータブルMRIシステム3700は約40インチの最大水平幅をもつ。

【0249】

図38A~Fは、ポータブルMRIシステム3800を構築することにおけるいくつかの例示的な段階を示している。図38Aでは、上側永久磁石3810a、下側永久磁石3810bおよびヨーク3820を有する B_0 磁石3810がベース3850の上にマウントされる。図38Aではベースの一部が示されている(ベース3850全体は図38Fに示される)。上下の永久磁石3810aおよび3810bは、たとえば図16~図18との関

10

20

30

40

50

連で述べた永久磁石リングと同様の、永久磁石ブロックの複数の同心リングから形成される。ただし、永久磁石リングのいかなる構成が使われてもよい。B₀磁石3810およびヨーク3820は、たとえば図3～図18との関連で上記した技法および材料を使って、比較的軽量であるよう構築されてもよく、それにより、図38Fに示される完成したポータブルMRIシステム3800の全重量は15万ポンド未満、より好ましくは1000ポンド未満となる。よって、ポータブルMRIシステム3800は、モーター・アシスト機能ありまたはなしで、人員によって種々の位置に搬送されうる。その例は下記でより詳細に述べる。

【0250】

B₀磁石3810は、非常に低い磁場強度領域におけるB₀磁場（たとえば約0.1T以下）を生成するよう構成されてもよい。たとえば、任意の低磁場強度が使用されうるが、ポータブルMRIシステム3800は、約64mTの磁場強度で動作するよう構成されてもよい。超低磁場領域におけるB₀磁場強度は、ポータブルMRIシステムの近くに留まる5ガウス線（たとえば、それより外側ではB₀磁石からの辺縁磁場が5ガウス以下となる周）を容易にする。たとえば、いくつかの実施形態によれば、5ガウス線は、7フィート未満、より好ましくは5フィート未満、一層好ましくは4フィート未満の最大寸法をもつ。超低磁場強度を使うことに加えて、5ガウス線の内部の領域の体積を減らすために、遮蔽が提供されてもよい。これについてはのちにより詳細に論じる。

10

【0251】

図38Aに示されるように、永久磁石リングの一つまたは複数の上に、B₀磁石3810によって生成されるB₀磁場のプロファイルを改善するよう構成された永久磁石シム3830が設けられる。上記で論じたように、低磁場領域の比較的低いSNR特性に対処するための一つの例示的な技法は、B₀磁石によるB₀磁場の均一性を改善することである。一般に、B₀磁石は、MRIにおいて使うために満足できるプロファイルをもつB₀磁場（たとえば所望される磁場強度および/または均一性のB₀磁場）を生成するためには、何らかのレベルのシミングを必要とする。特に、設計、製造公差、精密でない生産プロセス、環境などといった生産要因が、組み立て/製造後に満足いかなないプロファイルをもつB₀磁場を生成する磁場変動を生じさせる。たとえば、生産後、上記の例示的なB₀磁石200、300および/または1600は、満足いかなないプロファイル（たとえば撮像に不適なB₀場における不均一性）をもつB₀場を生成することがあり、臨床上有用な画像を生成するためには、それは典型的にはシミングによって改善されるまたは他の仕方で補正される必要がある。

20

30

【0252】

シミングとは、磁場、しばしば磁気共鳴撮像デバイスのB₀磁場を調整、補正および/または改善するためのさまざまな技法の任意のものをいう。同様に、シムは、（たとえば磁場を生成することによって）シミングを実行する何か（たとえばオブジェクト、コンポーネント、デバイス、システムまたはそれらの組み合わせ）をいう。MRIのためのB₀磁石について、より効率的および/またはコスト効率のよいシミングを容易にするための技法が2017年3月22日に出願された、「磁場シミングのための方法および装置」と題する米国特許出願第15/466500号（「'500出願」）に記述されている。同出願はここに参照によってその全体において組み込まれる。

【0253】

例示的な永久磁石シム3830a、3830b、3830cおよび3830dが、たとえば'500出願に記載されるシミング技法の任意のものを使って提供されうる。具体的には、永久磁石シム3830a～dの構成またはパターン（たとえば形状およびサイズ）が、磁場補正を計算し、少なくとも部分的には該磁場補正を与える永久磁石シムについての磁気パターンを決定することによって決定されてもよい。たとえば、永久磁石シム3830a～dは、非対称なヨーク3820から帰結するB₀磁場への影響を補償しうる。たとえば、永久磁石シム3830a～dのパターンは、ヨーク3820の影響から帰結するB₀磁場の非一様性を緩和するおよび/または実質的になくすよう、および/またはたとえば不完全な製造プロセスおよび材料から帰結するB₀磁場の他の非一様性をより補償して、B₀磁石のプロファイル（たとえば強度および/または均一性）を改善するよう、決定されても

40

50

よい。図38Aに示される実施形態では永久磁石3810aも永久磁石シムを設けられているが、図38Aに示されるビューでは見えないことが理解されるべきである。

【0254】

図38Bおよび38Cは、ポータブルMRIシステム3800の傾斜コイルのための振動マウントを示している。図38Bに示されるように、振動マウント3840は、外側永久磁石リングの上に位置され、定位置に固定される諸部分を含む。具体的には、円弧セグメント3842（そのうち例示的な円弧セグメント3842Aおよび3842Bがラベル付けされている）が外側永久磁石リングの外側でフレームに固定され、対応する円弧セグメント3844（そのうち例示的な円弧セグメント3844Aおよび3844Bがラベル付けされている）が外側永久磁石リングの内側でフレームに固定されている。スラット（slat）3845（そのうち例示的なスラット3845A～Dがラベル付けされている）が円弧セグメント3842および3844に固定されて振動マウントをなす。図38Dに示されるように、その上に傾斜コイルがマウントされる。図38Cに示されるように、追加的な円弧セグメント3846および3848が、内側永久磁石リングの間に配置される。傾斜コイルを振動マウント3840に固定するのを容易にするためである。図38Cは、傾斜コイルと永久磁石シムおよびB₀磁石3810のリングとの間に間隔を設け、動作中の傾斜コイルの振動および音響ノイズを低減するための振動ダンピングを提供するよう、傾斜コイル（たとえばその上に傾斜コイルが製造されるラミネート・パネル）がB₀磁石のフレームに固定されることができるよう構成された完成した振動マウント3840を示している。図38B～Cに示される実施形態において、図38Bおよび38Cに示されるビューでは見えない上側永久磁石上にも振動マウントが設けられることを理解しておくべきである。

【0255】

図38Dは、その上に傾斜コイルが製造されたラミネート・パネル3828が振動マウント3840に固定されたものを示している。たとえば、ラミネート・パネル3828は一つまたは複数のx傾斜コイル、一つまたは複数のy傾斜コイルおよび/または一つまたは複数のz傾斜コイルが、ラミネート・パネル3828の一つまたは複数の層中にパターン化されたものを有していてもよい。B₀磁石3810についての一つまたは複数のシムまたは補正コイルのような一つまたは複数の他の磁気系コンポーネントもラミネート・パネル3828上に製造されてもよい。ラミネート・パネル上に磁気系コンポーネントを製造する技法は、2017年1月10日に発行された「低磁場磁気共鳴撮像方法および装置」と題する米国特許第9,541,616号（'616特許）に記載されている。同出願の内容はここに参照によりその全体において組み込まれる。図38Dに示される実施形態では、MRIのために必要とされる傾斜磁場を提供するために、一つまたは複数の傾斜コイル（たとえばX、Y、Z方向のための傾斜コイル）を有するラミネート・パネルが、図38Dに示されるビューでは見えない上側永久磁石上に設けられる振動マウントにも固定されることを理解しておくべきである。

【0256】

図38Eは、図38Dに示されるラミネート・パネル3828の上に取り付けられた追加的な永久磁石シム3830'を示している。永久磁石シム3830'は、B₀磁石のための細かいシミングを提供しうる。具体的には、永久磁石シム3830'の磁気パターンは、本稿に組み込まれる'500出願に記載される技法のいずれかを使って、磁場補正を計算し、該磁場補正を少なくとも部分的に提供するよう永久磁石シムのための磁気パターンを決定することによって決定されてもよい。パターン化された永久磁石シム3830は、（たとえば'500出願に記載されるパターン化のための技法のいずれかを使って）ラミネート・パネルの上でポータブルMRIシステムに固定されることができるよう、基板3832に取り付けられてもよい。このようにして、図38Aに示される永久磁石シム3830は、粗いシミングを提供してもよく、永久磁石シム3830'は、B₀磁石3810によって生成されるB₀磁場のプロファイルを改善する（たとえば、B₀オフセットについて補正するおよび/またはB₀磁場の均一性を改善する）ために、より細かいシムを提供してもよい。図38Eに示される実施形態では、永久磁石3810によって生成されるB₀磁場のプロファイル

10

20

30

40

50

を補正および/または改善するために図38Eに示されるビューでは見えない上側永久磁石上のラミネート・パネルの上のフレームに別の永久磁石シムが取り付けられてもよいことを注意しておくべきである。提供されるシム(たとえば永久磁石シム3830、3830'および/または傾斜コイルと一緒にラミネート・パネル上に製造されたシム・コイル)は、臨床的に有用な画像(たとえば下記の図47~図50に示される画像)を得るために好適な均一な B_0 磁場を容易にする。

【0257】

図38Fは、図38A~Eに示される磁気系コンポーネントの上に筐体または外側カバーをもつポータブルMRIシステム3800を示している。具体的には、筐体3815Aおよび3815Bは、それぞれ B_0 磁石の上側部分および下側部分について、 B_0 永久磁石3810、永久磁石シム3830および3830'およびシステムのための傾斜コイルを有するラミネート・パネル3828のためのカバーを提供する。筐体3825は、ヨーク3828のためのカバーを提供し、いくつかの実施形態によれば、前置増幅器(たとえばそれぞれ図36および図37に示される前置増幅器3640および3740)と、システムのための熱管理を制御するファン・コントローラ(たとえばそれぞれ図36および図37に示されるファン・コントローラ3680および3740)とを収容する。ポータブルMRIシステム3800の磁気系コンポーネントは、ポータブルMRIシステムの電子コンポーネント(たとえば、幹線電気を使って、たとえば標準的な壁のコンセントから動作するよう構成された上記で論じた電子コンポーネント)を収容するための筐体3802を有するベース3850によって支持される。ポータブルMRIシステム3800は、システムが患者のところにもってこられるよう、ポータブルMRIシステム3800の操縦可能性を容易にするよう上記で論じたようなサイズにされてもよい。さらに、ポータブル低磁場MRIシステム3800は、軽量、好ましくは1500ポンド未満、より好ましくは1000ポンド未満であるよう、素材から構築され、設計されうる。

【0258】

上記で論じたように、ポータブルMRIシステムを開発することにおける一つの要因は、全体的には遮蔽されない、部分的に遮蔽された環境(たとえば特別に遮蔽された部屋または囲うケージもしくはテントの外)においてMRIシステムを動作させることができることである。柔軟かつ広く展開でき、種々の環境(たとえば緊急治療室、手術室、診察室、診療所など)で動作させられるポータブルMRIを容易にするために、本発明者らは、望まれない電磁ノイズを解消もしくは緩和し、MRIシステムの動作へのその影響を軽減し、および/または有意なノイズが示される電磁スペクトル中の帯域を避けるために、MRIシステムと一緒に使うためのノイズ抑制および/または回避技法を有するノイズ削減システムを開発した。

【0259】

柔軟な低磁場MRIシステム(たとえば一般に可動、搬送可能またはカート移動可能なシステムおよび/または緊急治療室、診察室または診療所といった多様な場面に設置することのできるシステム)の性能は、特にRF干渉のようなノイズに弱いことがある。そうしたノイズに対し、多くの通常の高磁場MRIシステムは、大規模な遮蔽をもつ特別な部屋に設置されるため、ほぼ影響を受けない。柔軟かつ広く展開されることのできる低磁場MRIシステムを容易にするために、本発明者らは、望まれないノイズを解消もしくは緩和する、または低磁場システムの動作へのその影響を軽減するために、低磁場MRIシステムと一緒に使うための一つまたは複数のノイズ抑制技法を用いるノイズ削減システムを開発した。

【0260】

いくつかの実施形態によれば、ノイズ抑制および/または回避技法は、環境から得られるノイズ測定に基づく。ノイズ測定は、動作中に低磁場MRIシステム(たとえば約0.2T以下、約0.1T以下、約50mT以下、約20mT以下、約10mT以下などの B_0 場をもつシステム)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、その後使われる。そのような低減は、環境ノイズを抑制すること、低磁場MRIシステムを、ノイズがより少ない周波数帯域またはピンで動作するよう構成すること、複数の受信コイルから得られる信号

10

20

30

40

50

を使うことまたはそれらの何らかの組み合わせによる。このように、低磁場MRIシステムは、どんな環境であれシステムが配備される環境に存在するノイズを補償し、よって、遮蔽されていないまたは部分的に遮蔽された環境において動作でき、よって、MRIは特別に遮蔽された部屋に限定されない。

【0261】

本発明者らによって開発されたノイズ抑制技法（その例はのちにより詳細に述べる）は、遮蔽された部屋の外でのおよび/またはシステムの撮像領域のさまざまなレベルの装置レベル遮蔽をもつ、MRIシステムの動作を容易にする。よって、本稿に記載されるノイズ抑制技法の一つまたは複数を用いるMRIシステムは、必要とされるところで、通常MRIが利用可能でない状況において（たとえば緊急治療室、手術室、集中治療室などにおいて）、用いられることができる。これらのノイズ抑制技法の諸側面は、大規模な遮蔽が利用可能でないまたは他の事情で設けられないことがありうる低磁場コンテキストにおいて特に有益でありうるが、これらの技法は、高磁場コンテキストにおいても好適であり、いかなる特定の型のMRIシステムと一緒に使うためにも限定されないことを理解しておくべきである。

【0262】

本稿に記載される技法を使って、本発明者らは、患者のところにもってこることができるポータブルな低電力MRIシステムを開発した。これは、必要とされるところで手ごろな値段で、広く展開可能なMRIを提供する。図39Aおよび39Bは、いくつかの実施形態に基づくポータブルMRIシステムのビューを示している。ポータブルMRIシステム3900は、上側磁石3910aおよび下側磁石3910bによって部分的に形成され、撮像領域内での磁束密度を増すためにそれらに結合されたヨーク3920を有するB₀磁石3910を有する。B₀磁石3910は、傾斜コイル3915（たとえばここに参照によってその全体において組み込まれる2015年9月4日に出願された、「低磁場磁気共鳴撮像方法および装置」と題する米国出願第14/845652号に記載される傾斜コイルの任意のもの）と一緒に磁石筐体3912に収容されてもよい。いくつかの実施形態によれば、B₀磁石3910は、電磁石、たとえば図2に示される電磁石210と同様のまたは同じ電磁石を有する。いくつかの実施形態によれば、B₀磁石3910は永久磁石、たとえば図3Aに示される永久磁石300または図16に示される永久磁石1600と同様のまたは同じ永久磁石を有する。

【0263】

ポータブルMRIシステム3900はさらに、MRIシステムを動作させるために必要とされる電子系を収容するベース3950を有する。たとえば、ベース3950は、幹線電気を使って（たとえば標準的な壁のコンセントおよび/または大型機器用コンセントへの接続を介して）MRIシステムを動作させるよう構成された電力コンポーネントを含む、図36～図38との関連で上記で論じた電子系を収容してもよい。たとえば、ベース3970は、少なくとも部分的にポータブルMRIシステムが容易に利用可能な壁のコンセントから給電されることができるようにする、本稿に記載されるような低電力コンポーネントを収容してもよい。よって、ポータブルMRIシステム3900は、患者のところにもってこられることができ、近傍の壁のコンセントにプラグを差し込まれることができる。

【0264】

ポータブルMRIシステム3900はさらに、多様な構成において開閉され、位置決めされることのできる可動スライド3960を有する。スライド3960は電磁遮蔽3965を含み、これはいかなる好適な伝導性または磁性材料から作られることもでき、ポータブルMRIシステムの動作環境における電磁ノイズを減衰させて少なくともいくつかの電磁ノイズから撮像領域を遮蔽するための可動シールドを形成する。本稿での用法では、電磁遮蔽という用語は、関心のあるスペクトルにおいて電磁場を減衰させるよう構成され、関心のある空間、オブジェクトおよび/またはコンポーネントを遮蔽するように位置されたまたは配置された、伝導性または磁性の材料をいう。MRIシステムのコンテキストでは、電磁遮蔽はMRIシステムの電子コンポーネント（たとえば電力コンポーネント、ケーブルな

10

20

30

40

50

ど)を遮蔽するため、MRIシステムの撮像領域(たとえば視野)を遮蔽するためまたはその両方のために使われてもよい。

【0265】

電磁遮蔽から達成される減衰の度合いは、使用される材料の型、材料の厚さ、電磁遮蔽が望まれるもしくは要求される周波数スペクトル、電磁遮蔽の開口のサイズおよび形状(たとえば伝導性メッシュにおけるスペースのサイズ、遮蔽における遮蔽されない部分もしくはギャップのサイズなど)および/または入射電磁場に対する開口の配向を含むいくつかの因子に依存する。このように、電磁遮蔽は、一般に、少なくともいくつかの電磁放射を減衰させるはたらきをし、前記少なくともいくつかの電磁放射を減衰させることによって、少なくとも部分的に所与の空間、オブジェクトもしくはコンポーネントを遮蔽するよう位置された任意の伝導性または磁性バリアをいう。

10

【0266】

遮蔽(電磁場の減衰)が所望される周波数スペクトルは、遮蔽されるものに依存して異なりうることを理解しておくべきである。たとえば、ある種の電子コンポーネントのための電磁遮蔽は、MRIシステムの撮像領域についての電磁遮蔽とは異なる周波数を減衰させるよう構成されてもよい。撮像領域に関しては、関心のあるスペクトルは、MRIシステムが励起し、MR応答を検出する能力に影響する、害をなすおよび/または劣化させる周波数を含む。一般に、MRIシステムの撮像領域についての関心のあるスペクトルは、所与のB₀磁場強度における名目動作周波数(すなわちラーモア周波数)のあたりの、受信システムが検出するよう構成されているまたは検出できる周波数に対応する。このスペクトルは本稿ではMRIシステムのための動作スペクトルと称される。このように、動作スペクトルについての遮蔽を提供する電磁遮蔽は、MRIシステムの撮像領域の少なくとも一部について、少なくとも前記動作スペクトル内の周波数を減衰させるよう構成されたまたは位置された伝導性または磁性の材料をいう。

20

【0267】

示されるポータブルMRIシステム3900において、可動シールドはこのように、種々の配置において遮蔽を提供するよう構成可能であり、該配置は、患者を受け容れるため、患者へのアクセスを提供するためおよび/または所与の撮像プロトコルに従って必要に応じて調整されることができる。たとえば、図40Aに示される撮像手順(たとえば脳スキャン)について、ひとたび患者が位置決めされたら、スライド4060はたとえばハンドル4062を使って閉じられることができ、患者の上部胴体を受け容れる開口部を除いて撮像領域のまわりに電磁遮蔽4065を提供する。図40Bに示される撮像手順(たとえば膝のスキャン)では、スライド4060は患者の脚を受け容れるよう両側に開口をもつよう配置されてもよい。よって、可動シールドは、遮蔽が撮像手順のために好適な配置に構成されることを許容し、撮像領域内で適切に患者を位置決めすることを容易にする。

30

【0268】

上記で論じたように、一つまたは複数のノイズ削減および/または補償技法を有するノイズ削減システムが実行されて、遮蔽3965によってブロックされなかったまたは十分に減衰されなかった電磁ノイズの少なくとも一部を抑制してもよい。具体的には、上記で論じたように、本発明者らは、MRIシステムが位置している動作環境における電磁ノイズを抑制する、回避するおよび/または拒否するよう構成されたノイズ削減システムを開発した。いくつかの実施形態によれば、これらのノイズ抑制技法は、スライドが配置されるさまざまな遮蔽構成における動作を容易にするために、可動シールドとの関連で機能する。たとえば、スライド4060が図40Bに示されるように配置されるとき、電磁ノイズの増大したレベルは開口を通じて撮像領域にはいる可能性が高いであろう。結果として、ノイズ抑制コンポーネントは増大した電磁ノイズ・レベルを検出し、ノイズ抑制および/または回避応答をしかるべく適応させる。本発明者らによって開発されたノイズ抑制および/または回避技法の動的な性質のため、ノイズ削減システムは、可動シールドの異なる配置から帰結するものを含め変化するノイズ条件に応答するよう構成される。このように、いくつかの実施形態に基づくノイズ削減システムは、MRIシステムの動作環境におい

40

50

て電磁ノイズを抑制するために、実質的に遮蔽なしである構成（たとえば可動シールドなしの構成）も含め利用される遮蔽構成のいずれかにおける可動シールドと協調して動作するよう構成されてもよい。これについては、下記でより詳細に論じる。

【0269】

スライドがおかれる配置に関わりなく可動シールドが遮蔽を提供することを保証するために、電気ガスケットが、可動シールドの周に沿って連続的な遮蔽を提供するよう配置されてもよい。たとえば、図39Bに示されるように、電気ガスケット3967aおよび3967b（図45Cも参照）が、スライド3960と磁石筐体の間の界面に設けられてもよい。この界面に沿って連続的な遮蔽を提供することを維持するためである。いくつかの実施形態によれば、電気ガスケットは、スライド3960が撮像領域のあたりの所望される位置に移動される間および移動された後にシールド3965とグラウンドとの間に電気接続を維持するベリリウム・フィンガーまたはベリリウム銅フィンガーまたは同様のもの（たとえばアルミニウム・ガスケット）である。いくつかの実施形態によれば、電気ガスケット3967cが、図40Bに示されるように、スライド3960の間の界面において提供され、それによりスライドどうしが合わせられる配置においてスライドの間に連続的な遮蔽が提供される。よって、可動スライド3960は、ポータブルMRIシステムのための構成可能な遮蔽を提供できる。

10

【0270】

搬送を容易にするために、たとえばMRIシステム上またはMRIシステムからリモートに設けられるジョイスティックまたは他の制御機構のようなコントロールを使って、ポータブルMRIシステムが位置から位置へと駆動されることを許容するよう、電動化されたコンポーネント3980が設けられる。このようにして、ポータブルMRIシステム3900は、患者のところに搬送されることができ、ベッドサイドまで操縦されることができ、図40Aおよび40Bに示されるように撮像を実行することができる。上記で論じたように、図40Aは、脳スキャンを実行するために患者のベッドサイドに搬送されたポータブルMRIシステム4000を示している。図40Bは、患者の膝のスキャンを実行するために患者のベッドサイドに搬送されたポータブルMRIシステム4000を示している。

20

【0271】

本稿に記載されるポータブルMRIシステム（たとえば図19および図39～図40に示されるMRIシステム）は、ポータブル電子装置、たとえばノートパッド、タブレット、スマートフォンなどから操作されてもよい。たとえば、タブレット・コンピュータ3975は、所望される撮像プロトコルを実行し、結果として得られる画像を見るためにポータブルMRIシステムを動作させるために使われてもよい。タブレット・コンピュータは、データ共有、遠隔医療および/またはデータ・セットに基づく深層学習のために画像を転送するために、安全なクラウドに接続されてもよい。ここで参照によってその全体において組み込まれる2015年9月4日に出願された「低磁場磁気共鳴撮像システムの自動構成」と題する米国出願第14/846158号に記載されるネットワーク接続性を利用する技法の任意のものが、本稿に記載されるポータブルMRIシステムとの関連で利用されてもよい。

30

【0272】

図39Cは、いくつかの実施形態に基づくポータブルMRIシステムのもう一つの例を示している。ポータブルMRIシステム4000は、図16、図39Aおよび39Bに示されるポータブルMRIシステムと多くの点で同様であってもよい。しかしながら、スライド4060は異なる仕方でも構築され、遮蔽3965'でもある。その結果、製造するのがより容易で、より安価な電磁シールドが得られる。上記で論じたように、ノイズ削減システムが使われてもよい。遮蔽されていない部屋においておよび撮像領域についての装置レベルの電磁シールドなしまたは実質的になしを含めてシステム自身が備える撮像領域のあたりのさまざまな度合いの遮蔽を用いて、ポータブルMRIシステムの動作を許容するためである。これについては下記で（たとえば図41A～Dおよび図42との関連で）より詳細に論じる。

40

【0273】

50

図39～図40に示される電磁シールドが例示的であり、MRIシステムのための遮蔽を提供することが本稿に記載される例示的な電磁遮蔽に限定されないことは理解しておくべきである。電磁遮蔽は、いかなる好適な材料を使っていかなる好適な仕方で実装されることもできる。たとえば、電磁遮蔽は、撮像領域を遮蔽するための可動な「カーテン」を提供できる伝導性メッシュ、ファブリックなどを使って形成されてもよい。電磁遮蔽は、撮像領域を電磁干渉から遮蔽するための固定、可動または構成可能なコンポーネントとしてMRIシステムに結合された一つまたは複数の伝導性ストラップ（たとえば伝導性材料の一つまたは複数のストリップ）を使って形成されてもよい。そのいくつかの例は下記でより詳細に記述される。電磁遮蔽は、ドア、スライドまたは筐体の任意の可動もしくは固定の部分において材料を埋め込むことによって提供されてもよい。電磁遮蔽は、固定または可動のコンポーネントとして配備されうる。諸側面はこの点で限定されない。

10

【0274】

よって、本稿に記載される技術の諸側面は、RF干渉のようなノイズの存在がシステムのパフォーマンスに悪影響をもちうる環境において、低磁場MRIシステムのパフォーマンスを改善することに関係する。いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムはノイズ（たとえば環境電磁ノイズ、内部システム・ノイズ、高周波干渉など）を検出し、応答して、該ノイズのシステムの動作に対する影響を軽減するよう低磁場MRIシステムを適応させるよう構成されてもよい。低磁場MRIシステムは、ノイズの影響を軽減することを、RF受信コイルによって得られたRF信号中のノイズを抑制することによって、環境中のノイズ（たとえばRF干渉）と減殺的に干渉するRF信号を生成することによって、低磁場MRIシステムによって生成（たとえばB0磁石の磁場強度を調整）および/または受信される磁場の特性を調整して送信/受信コイルが満足のいくほど干渉のない周波数帯域で動作するようにすることによって、あるいはこれらの技法の組み合わせを使って実行するよう構成されてもよい。

20

【0275】

いくつかの実施形態によれば、本稿に記載されるノイズ抑制技法は、MRIシステムが遮蔽されていないまたは部分的に遮蔽されている環境においておよび/または撮像領域の装置レベルの遮蔽（たとえば、撮像領域を電磁干渉から遮蔽するために低磁場MRIデバイス自身に設けられる遮蔽）ありまたはなしで、運用されることを許容する。それは少なくとも部分的には、MRIシステムが配備される具体的な環境に合わせてノイズ補償を適応させることによる。結果として、MRIシステムの配備は、特別に遮蔽された部屋または他のカスタマイズされた施設に閉じ込められず、その代わりに、幅広い多様な環境において運用されることができる。

30

【0276】

いくつかの実施形態では、システムは、システム的环境におけるまたはシステム自身内のノイズ（たとえばRF干渉）についての情報を得て、少なくとも部分的には該得ら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信号におけるノイズを抑制するよう構成されてもよい。システムは、一つまたは複数の補助センサーを使うことによって環境中のノイズについての情報を取得するよう構成されてもよい。用語「補助」は、ノイズを検出できるセンサーもしくは検出器と、MRIでの使用のためのMR信号を受信する主要な受信チャンネルとの間の区別をするために使われている。いくつかの実施形態では、補助センサーは一つまたは複数のMR信号をも受信してもよいことを理解しておくべきである。たとえば、低磁場MRIシステムは、主要送信/受信コイル（単数または複数）に近接して、ただしB0場の視野の外部に位置されて、撮像される被験体によって放出されたMR信号を検出することなくRFノイズを検出する一つまたは複数の補助RF受信コイルを有していてもよい。補助RFコイル（単数または複数）によって検出されるノイズは、MRIシステムの主要RFコイルによって得られるMR信号におけるノイズを抑制するために使われてもよい。

40

【0277】

そのような構成は、RFノイズを動的に検出して抑制することができ、たとえば全体的に搬送可能および/またはカート移動可能な低磁場MRIシステムの提供を容易にする。そう

50

したシステムは、低磁場MRIシステムが動作させられる環境に依存して異なるおよび/または多様なレベルのRFノイズを受ける可能性が高い。すなわち、ノイズ抑制が現在のノイズ環境に基づいているので、本稿に記載される技法は、システムが配備されている具体的な環境に固有のノイズ抑制機能を提供する。一つまたは複数の補助センサーによって得られたノイズのサンプルを、主要受信コイルによって測定された信号から減算するという単純な手法は、たとえ補助センサーによって検出されるノイズの利得が調整されるとしても、一般に満足いかないノイズ抑制を提供する。主要コイルと補助センサーとは異なる位置にあることがあり、異なる配向をもつことがあり、および/または異なる物理的特性をもつことがありうる(たとえば、異なる数のコイル・ターンを有することがありうる、サイズ、形状、インピーダンスが異なることがありうるまたは全く異なる型のセンサーであることがありうる)ので、主要受信コイルと補助センサーとは、異なるノイズ信号を測定することがある。

10

【0278】

主コイルおよび補助センサーの異なる位置および/または配向が、主コイルおよび補助センサーによって受信されるノイズ信号の特性における差につながることをありうる。主コイルと補助センサーとの間の異なる物理的特性が、主コイルおよび補助センサーによって受信されるノイズ信号の間の周波数依存の差につながることをありうる。結果として、主コイルによって測定された信号から一つまたは複数の補助センサーによって測定されたノイズ信号を減算することは、主コイルによって検出されたノイズを十分に抑制しないことがある。たとえ主コイルおよび補助センサーによって受信されたノイズ信号の利得の差を補償しようとして補助センサーによって測定されたノイズ信号が定数によってスケールされたとしても、そのような補償は周波数依存の差に対処することにはならない。

20

【0279】

いくつかのノイズ抑制技法は、低磁場MRIシステムの一つまたは複数の主受信コイルによって受信されるRF信号におけるノイズを抑制するために変換を用いる。いくつかの実施形態によれば、変換は、一つまたは複数の補助センサー(たとえば一つまたは複数の補助RFコイルおよび/または本稿に記載される他の型のセンサー)を介して受信されたノイズ信号を、主コイル(または複数の主コイル)によって受信されたノイズの推定値に変換するよう機能する。いくつかの実施形態では、ノイズ抑制は：(1)一つまたは複数の補助センサーを使ってノイズのサンプルを取得し；(2)主RFコイルを使ってMRデータのサンプルを取得し；(3)変換を決定し；(4)該変換を使ってノイズ・サンプルを変換し；(5)変換されたノイズ・サンプルを取得されたMRデータから減算してノイズを抑制および/または除去することを含んでいてもよい。

30

【0280】

変換は、補助センサーおよび主コイルを使って得られた複数の(たとえば少なくとも10、少なくとも100、少なくとも1000などの)較正測定から推定されてもよい。複数の較正測定は、高い精度で変換を推定することを許容する。変換は、時間領域、周波数領域または両者の組み合わせで計算されてもよい。いくつかの実施形態によれば、変換は複数の較正測定から推定されてもよい。複数の較正測定は、変換が定義される周波数スペクトルを通じた複数の周波数ビンについて、変換の振幅および位相を推定することを許容する。たとえば、K点DFT(たとえばKは128、256、512、1024などに等しい整数)を使って信号を処理するとき、複数の測定は、K個の周波数ビンのそれぞれについて変換の振幅および位相を推定することを許容しうる。

40

【0281】

いくつかの実施形態では、複数の補助受信コイルが、低磁場MRIシステムの主送信/受信コイルによって受信されるノイズを抑制するための補助センサーとして使われてもよい。たとえば、いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、撮像される被験体によって放出されるMRI信号を感知するよう位置決め/構成された複数のRFコイル(たとえば複数の「主」コイル)および/またはノイズ・データを受信するがMR信号はほとんどまたは全く検出しないよう位置決め/構成された複数のコイル(たとえば複数の「補助」コイル

50

)を含んでいてもよい。そのような構成は、所与の環境に存在しうる多様なノイズを抑制するための複数のノイズ源の検出および特徴付けを容易にする。複数の主受信コイルが、パラレルMRを介して画像取得を加速するためまたは他の好適な仕方のほか、本稿に記載されるノイズ特徴付け技法にも参加してもよい。これについては下記でより詳細に論じる。

【0282】

いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムの環境に複数のノイズ源があるとき、ノイズ補償を実行するために複数の補助センサーが使われてもよい。たとえば、一つまたは複数の補助RFコイルおよび/または一つまたは複数の他の型のセンサーが、複数の源によって生成されるノイズから帰結するノイズ環境についての情報を得るために使われてもよく、該情報が、複数の源によって生成されるノイズを補償するために主受信コイルによって受信されるRF信号を処理するために使われてもよい。たとえば、いくつかの実施形態では、マルチチャネル変換が、複数の補助センサーおよび主RFコイルを使って得られる較正測定から推定されてもよい。これについては下記でより詳細に述べる。マルチチャネル変換は、主RFコイルと、複数の補助センサーのそれぞれとによって捕捉されるノイズ信号の間の関係を表わしうる。たとえば、該変換は、複数の補助センサーによって受信されたノイズ信号の間の相関を捕捉しうる。該変換は、複数の補助センサーによって受信されたノイズ信号および主RFコイルによって受信されたノイズ信号の間の相関をも捕捉しうる。

10

【0283】

いくつかの実施形態では、複数の補助センサーは、(1)複数の補助センサーを使ってノイズのサンプルを取得し；(2)主RFコイルを使ってMRデータのサンプルを取得し；(3)マルチチャネル変換を取得し；(4)該マルチチャネル変換を使ってノイズ・サンプルを変換し；(5)変換されたノイズ・サンプルを取得されたMRデータから減算してノイズを抑制および/または消去することによって、ノイズ抑制を実行するために使用されてもよい。

20

【0284】

いくつかの実施形態では、マルチチャネル変換は、複数の(たとえば少なくとも10、少なくとも100、少なくとも1000などの)較正測定から推定されてもよい。いくつかの実施形態によれば、複数の較正測定は、マルチチャネル変換が定義される複数の周波数ビンについて、変換の振幅および位相を推定するために使われてもよい。たとえば、K点DFT(たとえばKは128、256、512、1024などに等しい整数)を使って信号を処理するとき、複数の測定は、K個の周波数ビンのそれぞれについてマルチチャネル変換の振幅および位相を推定することを許容しうる。

30

【0285】

いくつかの実施形態によれば、一つまたは複数の主受信コイルによって検出されるMR信号も、MRデータからノイズを抑制または消去するためにノイズを特徴付けるために利用されてもよい。具体的には、本発明者らは、同じ空間エンコードを使ってMRデータ取得を繰り返すことによって(たとえば傾斜コイルについての同じ動作パラメータをもつパルス・シーケンスを繰り返すことによって)、取得された「冗長な」データがノイズを特徴付けるために使われることができることを認識するに至った。たとえば、パルス・シーケンスが同じ空間エンコードをもって複数回繰り返される場合、得られるMRデータは理論上は同じであるはずである。このように、同じ空間エンコードを使った複数回の取得から得られる信号の差は、ノイズから帰結したものと考えられる。よって、同じ空間エンコードを使うことから得られる複数の信号は、ノイズの指標を得るために、位相シフトされて減算(または加算)される。

40

【0286】

いくつかの実施形態によれば、このようにして特徴付けされたノイズは、変換を計算するために使われるまたはマルチチャネル変換におけるチャンネルに含められることができる。これについては下記でより詳細に論じる。あるいはまた、このようにして特徴付けされたノイズは、単独でまたは取得されたMR信号からノイズを抑制するための他の技法との組み合わせにおいて、使用されることができる。たとえば、同じ空間エンコードを使って得

50

られた複数のMR信号に基づいて得られたノイズ推定値が、変換を計算することなくノイズを抑制するために使われてもよい。他の好適な技法が使われてもよいのである。

【0287】

いくつかの実施形態によれば、関心のあるスペクトルにおけるノイズ・バックグラウンドを評価して、該スペクトル内のどの帯域がノイズの観点から最もクリーンであるかを評価するために、一つまたは複数のセンサー（たとえば一つまたは複数のRFコイルまたは電磁場を検出できる他のセンサー）が使われてもよい。それにより、送信/受信コイルは、同定された周波数帯域で動作するよう構成されうる。よって、いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、送信/受信コイルが動作するよう構成されることのできる他の周波数帯域に比べて干渉が少ない周波数帯域において動作するよう送信/受信コイルを調整することによって適応されうる。たとえば、一つまたは複数の補助RFコイルが、主RFコイルが動作できる複数の周波数帯域にわたるノイズをモニタリングするよう構成されてもよく、主RFコイルは、補助RFコイルを使って得られた測定値によって判別されるところのノイズの量が最も少ない周波数帯域で動作するよう構成されてもよい。具体的には、補助RFコイルは、諸周波数の広い帯域にわたるノイズ・レベル（たとえばノイズ・フロア）を測定するよう構成された広帯域RFコイルであってもよい。関心のある周波数帯域にわたって測定されたノイズに基づいて、主送信/受信コイル（これは狭帯域コイルであってもよい）は、他の周波数帯域よりもノイズが少ないと判別された帯域において動作するよう構成されてもよい。あるいはまた、それぞれが個別の周波数帯域においてノイズ・レベルを測定する複数のセンサーが設けられてもよい。その場合、主送信/受信コイルは、存在するノイズの量が最も少ないと判別された周波数帯域において動作するよう構成されてもよい。

10

20

【0288】

低磁場MRIシステムについての干渉の有意な源は、低磁場MRIシステムに電力を供給する一つまたは複数の電力線（たとえば電源コード）であることがある。よって、いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、電源線（単数または複数）に起因する任意の干渉を直接測定し、その測定値をそのような干渉を抑制するまたは打ち消すために使うよう構成される。たとえば、いくつかの実施形態では、低磁場MRIシステムは、電源線によって生成されるまたは搬送される何らかのRF信号を測定するようシステムの電源線に結合された一つまたは複数のセンサーを含んでいてもよく、該センサーによって得られる測定値が、本稿に記載されるノイズ抑制技法の一部として使われてもよい（たとえばノイズ環境をさらに特徴付けして、包括的な変換の推定を容易にするために）。

30

【0289】

いく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一つに容量結合されたアンテナを含んでいてもよく、低磁場MRIシステムの主RFコイルによって受信されたRF信号におけるノイズを抑制するためにアンテナによって得られた測定値を使うよう構成されてもよい。そのようなアンテナは、いかなる好適な型であってもよく、たとえば、電源線のまわりに巻かれた薄い金属シートおよび/または電源線に結合された一つまたは複数のキャパシタを有していてもよい。低磁場MRIシステムは、システムに電力を供給する（または他の仕方でシステムに影響する）任意の所望される数の電源線から帰結するノイズを検出するよう、そのようなアンテナを複数含んでいてもよい。かかる電源線は、たとえば、単相、二相または三相電力を搬送するホットラインを含む。いくつかの事例では、低磁場MRIシステムは接地線のためにそのようなアンテナを含んでいてもよい。もう一つの例として、低磁場MRIシステムは、電源線によって搬送されるRF信号を測定するために、電源線または複数のそれぞれの電源線に（たとえばトロイドまたは他の任意の好適な方法を使って）誘導結合されたセンサーを含んでいてもよく、これらの測定は、低磁場MRIシステムの主RF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われてもよい。

40

【0290】

いくつかの実施形態では、電源線に起因する干渉の、センサーによる測定は、主RF受信コイルとセンサーとの間の変換を推定することによって主RF受信コイルによって測定され

50

たRF信号におけるノイズを抑制するために使われてもよい。これは、いかなる好適な仕方
でなされてもよく、たとえば、主RF受信コイルと補助RF受信コイルとの間の変換を推定す
るための本稿に記載される技法を使ってなされてもよい。たとえば、このようにして特徴
付けされたノイズが、単独で変換を推定するために使われてもよく、あるいはマルチチャ
ネル変換におけるチャンネルであってもよい。一つまたは複数の電源線に結合されたセンサ
ーによって特徴付けされたノイズは、他の仕方でも利用されてもよい(たとえばノイズを抑制
するために直接使われてもよい)。諸側面はこの点で限定されない。

【0291】

いくつかの実施形態によれば、環境中のノイズは、一つまたは複数のセンサーを一つま
たは複数の電磁干渉(EMI)シールドに結合することによって検出されてもよい。たとえ
ば、シールドによって捕捉されたEMIを検出するために、センサーは、一つまたは複数のE
MIシールドとグラウンドとの間に誘導的または容量的に結合されてもよい。このようにし
て特徴付けされたノイズは、主受信コイルによって検出されたMR信号からノイズを抑制ま
たは消去するために使われてもよい。たとえば、一つまたは複数のEMIシールドにセンサ
ーを結合することによって特徴付けされたノイズは、単独で変換を推定するために使われ
てもよく、あるいはマルチチャンネル変換におけるチャンネルとして使われてもよい。一つま
たは複数のEMIシールドに結合されたセンサーによって特徴付けされたノイズは、他の仕
方で利用されてもよい。諸側面はこの点で限定されない。

【0292】

再び図1を参照するに、MRIシステム100は、電力管理システム110に命令を送り
、電力管理システム110から命令を受信するための制御電子系をもつコントローラ10
6(コンソールとも称される)を含む。コントローラ106は、所望されるシーケンスに
おいて磁気コンポーネント120を動作させるよう電力管理システム110に送られる命
令を決定するために使われる一つまたは複数のパルス・シーケンスを実装するよう構成さ
れてもよい。たとえば、低磁場MRIシステムでは、コントローラ106は、均衡定常状態
自由歳差(bSSFP: balance steady-state free precession)パルス・シーケンス、
低磁場グラジエントエコー・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・シーケンスおよび/または他の任意の好適なパルス・シー
ケンスに従って磁気コンポーネント120を動作させるよう電力管理システム110を制
御するよう構成されてもよい。コントローラ106は、ハードウェア、ソフトウェアまた
はハードウェアとソフトウェアの任意の好適な組み合わせとして実装されうる。本稿で与
えられる開示の側面はこれに関して限定されない。

【0293】

いくつかの実施形態では、コントローラ106は、一つまたは複数のパルス・シーケン
スのそれぞれについての情報を記憶しているパルス・シーケンス貯蔵部108からパルス
・シーケンスについての情報を得ることによって、パルス・シーケンスを実装するよう構
成されてもよい。特定のパルス・シーケンスについてパルス・シーケンス貯蔵部108に
記憶されている情報は、コントローラ106がその特定のパルス・シーケンスを実装でき
るようにするいかなる好適な情報であってもよい。たとえば、パルス・シーケンスについ
てパルス・シーケンス貯蔵部108に記憶されている情報は、そのパルス・シーケンスに
従って磁気系コンポーネント120を動作させるための一つまたは複数のパラメータ(た
とえば、RF送信および受信コイル126を動作させるためのパラメータ、傾斜コイル12
8を動作させるためのパラメータなど)、そのパルス・シーケンスに従って電力管理シス
テム110を動作させるための一つまたは複数のパラメータ、コントローラ106によっ
て実行されたときにコントローラ106がシステム100を制御してそのパルス・シーケ
ンスに従って動作するようにする命令を含む一つまたは複数のプログラムおよび/または
他の任意の好適な情報を含んでいてもよい。パルス・シーケンス貯蔵部108に記憶され
ている情報は、一つまたは複数の非一時的な記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0294】

図1に示されるように、コントローラ106は、受信されたMRデータを処理するようプ

10

20

30

40

50

プログラムされたコンピューティング装置 104 とも対話する。たとえば、コンピューティング装置 104 は、任意の好適な画像再構成プロセスを使って、受信された MR データを処理して一つまたは複数の MR 画像を生成してもよい。コントローラ 106 は、一つまたは複数のパルス・シーケンスについての情報を、コンピューティング装置によるデータの該処理のために、コンピューティング装置 104 に提供してもよい。たとえば、コントローラ 106 は、一つまたは複数のパルス・シーケンスについての情報をコンピューティング装置 104 に提供してもよく、コンピューティング装置は少なくとも部分的には該提供された情報に基づいて画像再構成プロセスを実行してもよい。

【0295】

コンピューティング装置 104 は、収集された MR データを処理して撮像される被験体の一つまたは複数の画像を生成しうるいかなる電子装置であってもよい。いくつかの実施形態では、コンピューティング装置 104 は、デスクトップ・コンピュータ、サーバー、ラックマウント・コンピュータまたは他の任意の好適な固定電子装置で MR データを処理して撮像される被験体の一つまたは複数の画像を生成するよう構成されうるものといった固定電子装置であってもよい。あるいはまた、低磁場 MRI システムのいくつかの実施形態によれば、コンピューティング装置 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・コンピュータまたは MR データを処理して撮像される被験体の一つまたは複数の画像を生成するよう構成されうる他の任意のポータブル装置といったポータブル装置であってもよい。いくつかの実施形態では、コンピューティング装置 104 は、いかなる好適な型の複数のコンピューティング装置を含んでいてもよい。諸側面はこれに関して限定されない。ユーザー 102 がコンピューティング装置 104 と対話して、低磁場 MR システム 100 の諸側面を制御したり（たとえば、特定のパルス・シーケンスに従って動作するようシステム 100 をプログラムする、システム 100 の一つまたは複数のパラメータを調整する、など）、および/または低磁場 MR システム 100 によって得られた画像を閲覧したりしてもよい。

【0296】

図 41A は、本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、ノイズ抑制を実行するために使用されうる例示的な MRI システムの一部分の例示的なコンポーネントを示している。たとえば、送信/受信システム 4100 が、上記の組み込まれた同時出願された諸特許出願において記載されている例示的なシステムのいずれかのような低磁場 MRI システムの送信/受信設備（たとえば送信/受信コイル 126、一つまたは複数のコントローラなど）の少なくとも一部を形成してもよい。送信/受信システム 4100 は、撮像される被験体 4104 の励起された原子から放出される MR 信号を検出し、環境中のノイズを特徴付けし、前記検出された MR 信号から前記特徴付けされたノイズを抑制または除去するよう構成される。これについては下記でより詳細に述べる。

【0297】

図 41A に示されるように、送信/受信システム 4100 は、励起パルス・シーケンス（たとえば、パルス・シーケンス貯蔵部 108 から選択され、コントローラ 102 によって実行されるパルス・シーケンス）に応答して被験体 4104 によって放出される MR 信号を測定するよう構成された主 RF 受信コイル 4102 を有する。励起パルス・シーケンスは、主 RF 受信コイル 4102 によっておよび/または被験体 4104 に近接して配置され動作されるときに好適な MR パルス・シーケンスを生成するよう構成された一つまたは複数の他の送信 RF コイルによって生成されてもよい。主受信コイル 4102 は、単一のコイルであってもよく、あるいは複数のコイルであってもよく、後者の場合、パラレル MRI を実行するために使われてもよい。同調回路 4108 は、主受信コイル 4102 の動作を容易にし、RF コイル 4102 によって検出された信号は取得システム 4110 に提供され、取得システム 4110 は検出された信号を増幅する、検出された信号をデジタル化するおよび/または他の任意の好適な型の処理を実行しうる。

【0298】

送信/受信システム 4100 は、環境中のノイズ源および/または MRI システム自身に

よって生成される環境ノイズを検出するまたは他の仕方でも測定するよう構成された任意の数または型のセンサーを含みうる補助センサー4106をも含む。補助センサー4106によって測定されるノイズは、特徴付けされて、下記でより詳細に述べる技法を使って主RFコイル4102によって検出されるMR信号におけるノイズを抑制するために使われてもよい。取得システム4110がRFコイル4102および補助センサー4106によって検出された信号を処理した後、取得システム4110は処理された信号をさらなる処理のために（たとえば被験体4104の一つまたは複数のMR画像を形成することにおいて使うために）MRIシステムの一つまたは複数の他のコンポーネントに提供してもよい。取得システム4110は、いかなる好適な回路を有していてもよく、たとえば本稿に記載される実施形態に基づくノイズ抑制を実行するようMRIシステムを制御するよう構成された一つまたは複数のコントローラおよび/またはプロセッサを有していてもよい。図41Aに示されるコンポーネントが、MRIシステムによって生成されたMR信号を検出するよう構成されてもよく、たとえばRFコイルは上記の組み込まれた同時出願された諸出願に記載されているものと同様または同じであってもよく、あるいは他の任意の好適な型のコイルであってもよいことを理解しておくべきである。

【0299】

いくつかの実施形態では、補助センサー4106は、図41Bに示されるように、MRIシステムが動作している環境における一つまたは複数のノイズ源からのノイズを測定するよう構成された一つまたは複数の補助コイル4206を含んでいてもよい。いくつかの事例では、補助RFコイル4206は、コイル自身によって生成される何らかのノイズよりも、周囲ノイズに対して実質的により敏感であるよう構築されてもよい。たとえば、補助コイルが補助コイル自身によって生成されるノイズよりも環境からのノイズに対してより敏感であるよう、補助RFコイル4206は、十分大きな開口および/または多数のターンを有していてもよい。いくつかの実施形態では、補助RFコイル4206は、主RFコイル4102よりも、より大きな開口および/またはより多数のターンを有していてもよい。しかしながら、補助RFコイル4206はこの点で主RFコイルと同じであってもよく、および/または他の点で主RFコイル4102と異なってもよい。本稿に記載される技法はいかなる特定の coils の選択にも限定されない。たとえば、いくつかの実施形態では、RFコイル型センサーの代わりに異なる型の補助センサーが使われる。これについては、下記でより詳細に論じる。

【0300】

図41Bの例示的実施形態では、補助RFコイル4206は、主RFコイル4102から距離4205離れて位置している。距離4205は、補助コイル4206が、撮像の際にサンプルによって放出されるMR信号を感知するのを避けるためにサンプル4104から十分遠く離れているように、しかし補助コイル4206が主RFコイル4102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他の点では主RFコイル4102にできるだけ近く配置されるように選択されてもよい。このようにして、補助コイル4206によって測定され、本稿で論じられる技法を使って（たとえば検出されたノイズを使って、検出されたMR信号に存在するノイズを抑制するおよび/または消去するために使用できる変換を少なくとも部分的に計算することによって）特徴付けされる一つまたは複数のノイズ源からのノイズは、主RFコイル4102によって検出されるノイズを表わしうる。補助コイル4206はRFコイルである必要はなく、MRIシステムのパフォーマンスに影響しうる環境中のノイズを検出または測定できる任意の型のセンサーでありうることを理解しておくべきである。本稿に記載される技法はいかなる特定の型のセンサーと一緒に使うためにも限定されない。

【0301】

いくつかの実施形態によれば、補助センサー4106は、図41Cに概略的に示されるように、MRIシステムの一つまたは複数のコンポーネントにセンサーを結合することによってノイズを測定するよう構成された一つまたは複数の補助センサー4306を含んでいてもよい。たとえば、補助センサー4306は、MRIシステムの一つまたは複数のコンポ

10

20

30

40

50

ーネットに結合されたまたはMRIシステムによって生成されるノイズを検出するよう他の仕方で配置された一つまたは複数のセンサーを含んでいてもよい。上記で論じたように、電力ケーブルが、MRIシステムの動作に負の影響をもちうるノイズの源となることが多く、前記一つまたは複数の主コイルによって検出されるノイズを生成することがある。いくつかの実施形態によれば、補助センサー4306は、システムの一つまたは複数の電力ケーブルから生成されるノイズを検出するためにシステムの一つまたは複数の電力ケーブルに（たとえば容量的または誘導的に）結合された一つまたは複数のセンサーを含む。検出されたノイズは、特徴付けられて、検出されたMR信号からのノイズを抑制するために使われてもよい。これはたとえば、検出されたノイズを使って、補助センサー4306によって検出されたノイズを特徴付ける変換を少なくとも部分的に生成することによる、または検出されたMR信号に直接適用されることによる。

10

【0302】

上記で論じたように、低磁場領域は、幅広い多様な状況において利用されることのできるおよび/またはある位置から別の位置に全般的に搬送されることのできるシステムを容易にしうる。結果として、低磁場MRIシステムはしばしば、特別に遮蔽された部屋の外で運用される。こうして、いくつかの低磁場MRIシステムは、システムの一つまたは複数のコンポーネントの部分的な遮蔽を利用して、少なくともいくつかのEMIが遮蔽されたコンポーネントに到達するのを防いでよい。本発明者らは、一つまたは複数のセンサーをシステムの一つまたは複数のEMIシールド（たとえば一つまたは複数のコンポーネントのファラデー・ケージなど）に結合することによって、該一つまたは複数のEMIシールドによって吸収されるノイズが測定され、特徴付けられ、検出されたMR信号からノイズを抑制および/または消去するために使用されることができるとしている。いくつかの実施形態によれば、補助センサー4306は、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、一つまたは複数のEMIシールドとグラウンドとの間に結合される一つまたは複数のセンサーを含む。測定されたノイズは、ノイズ抑制を容易にするために使用できる。たとえば、EMIシールドから検出されたノイズは、検出されたMR信号からノイズを抑制および/または消去することにおいて利用できる変換を少なくとも部分的に計算するために使われてもよい。補助センサー4306は、ノイズを検出できる他の任意の型のセンサーを含んでいてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

20

【0303】

いくつかの実施形態によれば、補助センサー4106は、図41Dに示されるように、主コイル自身を含む。図41Dでは、主RFコイルは、システムのための主受信コイル4102および補助センサー4406の両方としてラベル付けされている。主RFコイルはいくつかの状況において両方の役割を実行しうるからである。上記で論じたように、本発明者らは、ある種のパルス・シーケンスが、主コイルから取得された信号を該信号上のノイズを抑制するためにも使うことを容易にすることを認識するに至った。パルス・シーケンスは一般に、MR応答を誘起するよう規定されたシーケンスにおいて送信コイルおよび傾斜コイルを動作させることをいう。同じ空間エンコードを使って同じパルス・シーケンスを繰り返すことによって、「冗長な」MR信号が得られ、MR信号に存在するノイズを推定するために使用できる。

30

40

【0304】

低磁場MRIの比較的低い信号対雑音比(SNR)に対処するために、同じ空間エンコードを使ってMRデータ取得を繰り返すパルス・シーケンスが利用されてきた(たとえば、同じ動作パラメータをもつパルス・シーケンスを繰り返して同じ仕方で傾斜コイルを駆動することによる)。複数の取得にわたって得られたMR信号が平均されて、SNRを高める。たとえば、複数の取得にわたってMRデータを迅速に得るために均衡定常状態自由歳差(bSSFP: balance steady-state free precession)パルス・シーケンスが使われてもよく、それらの取得がその後、一緒に平均されてSNRを高める。用語「平均(average)」は、ここでは、信号を組み合わせるための任意の型の方式を記述するために使われており、絶対平均(たとえばmean)、加重平均または複数の取得からのMRデータを組み合わせる

50

ことによってSNRを高めるために使用できる他の任意の技法を含む。bSSFPパルス・シーケンスは、相続くMRデータ取得の間で正味の磁化が B_0 場と再整列するのを待つことを必要としない(たとえば、横磁化ベクトルが0まで減少するのを待つ必要なしに相続く取得が得られてもよい)ので、複数の取得が迅速に得られることができる。しかしながら、同じ位置で複数の取得を実行するためにいかなるパルス・シーケンスが使われることもできる。諸側面はこの点で限定されない。

【0305】

本発明者らは、同じ空間エンコードを使って実行される複数の取得の間に得られるMRデータが、検出されたMR信号からノイズを抑制および/または消去するために使用されうることを理解するに至った。上記で論じたように、同じ空間エンコードをもってパルス・シーケンスを繰り返すことによって複数の取得が実行されるとき、得られたMR信号は、同じまたはほぼ同じであるはずであり、差はノイズに帰することができる。よって、複数の取得にわたって得られたMR信号を位相シフトして、信号間の差を計算することが、MRデータを損なうノイズを評価する手段を与える。差は、位相シフトし、位相シフトされたMR信号を、利用されるパルス・シーケンスの型に依存して加算または減算することによって得られてもよい。たとえば、bSSFPパルス・シーケンスは、その後の取得でパルス・シーケンスの極性を反転させるので、差は、適切に位相をシフトされたMR信号を加算することによって計算されうる。しかしながら、極性を反転させない他のパルス・シーケンスを使って得られたMR信号は、複数のMR取得の間の差を得るために、適切に位相シフトされたあとに減算されてもよい。低磁場コンテキストでは十分なSNRを達成するために同じ空間エンコードを使って得られる複数の取得(たとえば10、20、50、100、150またはそれ以上)がすでに実行されて(そして平均されて)いることがありうるので、ノイズ推定値を計算するためにそれらの取得の一つまたは複数を使うことは、取得時間を(もし増大させるとしても)実質的には増大させない。

【0306】

計算されたノイズ(たとえば同じ空間エンコードによる複数の取得にわたって得られたMR信号の間の差)は、検出されたMR信号におけるノイズを抑制および/または消去するために使用できる。いくつかの実施形態によれば、上記の技法に従って計算されたノイズは、少なくとも部分的には、下記でより詳細に論じる仕方でノイズを抑制および/または消去するために使用できる変換を決定するために使用されうる。しかしながら、複数の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、ノイズを抑制および/または消去するために他の仕方で利用されることができる。諸側面はこの点で限定されない。たとえば、同じ位置から得られた複数の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が、検出されたMR信号に直接適用されてもよく、あるいはさらなる処理後に適用されてもよい。同じ空間エンコードを使って得られた複数の取得を比較することによって計算されるノイズが、検出されたMR信号からノイズを動的に抑制および/または消去するために使われることができることを理解しておくべきである。このように、ノイズ打ち消しは、環境中の変化するノイズ条件に動的に適応する。

【0307】

上記で論じたように、一つまたは複数の補助センサーによって検出されるノイズ(そのいくつかの例を上記した)は、一つまたは複数のノイズ源からのノイズを特徴付けして、検出されたMR信号からノイズを抑制および/または消去するために使用されてもよい。いくつかの実施形態によれば、一つまたは複数の補助センサーによって検出されるノイズは、検出されたノイズを、一つまたは複数の主受信コイルによって検出されるノイズの近似に変換するために使用できる変換を決定するために使われる。いくつかの実施形態によれば、一つまたは複数の補助センサーによって検出されたノイズは、変換を使うことなく、ノイズを抑制するために、検出されたMR信号に適用される。

【0308】

限定しない例として、ノイズ抑制コンポーネント(たとえば図41A~Dに示される取得システム4110)は、主RFコイル(primary RF coil)4102によって検出され

10

20

30

40

50

た信号 $s_{pri}(t)$ におけるノイズを抑制することを、補助センサー (auxiliary sensor) 4106によって検出された信号 $s_{aux}(t)$ および主補助センサー (PA) (primary-to-auxiliary sensor) 変換 $H_{PA}()$ を使って、次の式により行なってもよい:

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

ここで、 $S_{aux}()$ は $s_{aux}(t)$ のフーリエ変換、 $F^{-1}\{\}$ は逆フーリエ変換演算子、 $s_{comp}(t)$ はノイズ抑制された信号である。式(1)のノイズ補償計算は、数多くの仕方の任意のもので実装されることができ、たとえば周波数領域または時間領域で実装されうることを理解しておくべきである。本稿に記載されるノイズ抑制技法はこの点で限定されない。PA変換を推定するための例示的な技法は、下記でより詳細に記述される。

【0309】

図42は、本稿に記載される技術のいくつかの実施形態に基づく、ノイズ抑制を実行するための例示的なプロセス4501のフローチャートであり、第一に補助センサーと主受信コイルの間の変換に関して例示的な変換を決定するための技法の詳細な記述を、続いて複数の補助センサーと主受信コイルの間の変換 (マルチチャンネル変換) の記述を含む。単一のまたはマルチチャンネル変換が任意の数の受信コイルについて計算されうることを理解しておくべきである。それにより、この点でのノイズ打ち消しは、任意の数および型の補助センサーおよび任意の数および型の受信コイルを使って実行できる。プロセス4501は、いかなる好適なMRIシステムのコンポーネントによって実行されてもよく、たとえば、図1を参照して述べたMRIシステム100のコンポーネントおよび図41A~Dに示される関連するコンポーネントによって実行されてもよい。

【0310】

プロセス4501は、工程4502および4504で始まる。ここで、MRIシステムは、主RFコイル (たとえばRFコイル4102) を使ってMRデータを取得し、一つまたは複数の補助センサー (たとえば一つまたは複数のRFコイル4206および/または一つまたは複数の他のセンサー4106、4306、4406など) を使ってノイズ・データを取得する。上記で論じたように、MRIシステムの環境におけるノイズを特徴付けるために、任意の型の任意の数の補助センサーが使われうる。ノイズ抑制技法の諸側面を示すために、主RFコイルおよび補助センサーの場合をまず考える。主RFコイルおよび補助センサーは、実質的に同時にMRおよびノイズ・データを得るために動作しうる。それにより、補助センサーによって取得されたノイズ・データは、主RFコイルによって取得されたMRデータにおけるノイズを抑制するために使用されうる。

【0311】

主RFコイルによって取られた信号は、ノイズと、撮像されるサンプルによって放出されたMR信号の両方を含むことがある。たとえば、 $s_{pri}(t)$ が主RFコイルによって測定された全信号を表わすとすると、 $s_{pri}(t)$ は:

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

と表わせる。ここで、 $m_{pri}(t)$ および $n_{pri}(t)$ は、主RFコイルによって測定された全信号のMR信号およびノイズの成分を表わす。補助センサーが無視できる量のMR信号を測定する (主RFコイルおよび撮像されるサンプルに対する補助センサーの配置のため) とすると、補助センサーによって測定される信号は主として周囲のRFノイズを含む。たとえば、 $s_{aux}(t)$ が補助センサーによって測定される全信号を表わすとすると、 $s_{aux}(t)$ は:

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

のように表わせる。ここで、 $n_{aux}(t)$ は補助センサーによって測定された信号である。

【0312】

上記で論じたように、主コイルと補助センサーとの間の物理的な違いならびに位置および配向の違いのため、主RFコイルおよび補助センサーによって測定される信号のノイズ成分は異なることがある (たとえば、 $n_{pri}(t)$ は $n_{aux}(t)$ とは異なることがある)。しかしながら、本発明者らは、主コイルおよび補助センサーによって測定されるノイズ信号の間の関係が確立されうることを理解するに至った。どちらも一つまたは複数の共通のノイズ源からのノイズを測定するからである。そのような関係は、いくつかの実施形態では、主が

ら補助への変換〔主 補助変換〕によって表わされてもよい。たとえば、関係は、下記に詳述する主 補助変換 $H_{PA}(\)$ によって表わされてもよい。

【0313】

たとえば、いくつかの実施形態では、ノイズ信号 $n_{pri}(t)$ および $n_{aux}(t)$ のそれぞれは、いくつかの独立した源からのノイズを含みうる。それは、これに限られないが、低磁場MRIシステムの環境における一つまたは複数の源からのノイズ、主RFコイルおよび/または補助センサーによって生成されるノイズおよびMRIシステムの一つまたは複数の他のコンポーネントによって生成されるノイズ(たとえば、同調回路、取得システム、電力ケーブルなどによって生成されるノイズ)を含む。このように、ノイズ信号 $n_{pri}(t)$ および $n_{aux}(t)$ は

$$n_{pri}(t) = c_{pri}(t) + u_{pri}(t)$$

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

と表わせる。ここで、 $c_{pri}(t)$ および $c_{aux}(t)$ は、それぞれ主コイルおよび補助センサーによって検出される一つまたは複数の共通のノイズ源によって生成される関連したノイズを表わす(すなわち、信号 $c_{pri}(t)$ と $c_{aux}(t)$ は関連している)。 $u_{pri}(t)$ および $u_{aux}(t)$ は、それぞれ主コイルおよび補助センサーによって検出される関連のないノイズ(すなわち、主コイルおよび補助センサー自身によって生成されるノイズ)を表わす。上記で論じたように、いくつかの実施形態では、補助センサーは、センサー自身によって生成されるノイズよりも環境からのノイズに敏感であるように構成されうる。たとえば、補助センサーは、十分大きな開口および/または十分多数のターンをもつ補助RFコイルであってもよい。よって、 $c_{aux}(t)$ は $u_{aux}(t)$ より実質的に大きくてもよく、よって $n_{aux}(t) \approx c_{aux}(t)$ となる。

【0314】

ノイズ信号 $c_{pri}(t)$ および $c_{aux}(t)$ のそれぞれは、それぞれの測定変換を通じて共通のノイズ源(単数または複数)との関係で表現できる。たとえば、フーリエ領域では、ノイズ信号 $c_{pri}(t)$ および $c_{aux}(t)$ のフーリエ変換 $C_{pri}(\)$ および $C_{aux}(\)$ は

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

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

と表わせる。ここで、 $C_s(\)$ は共通のノイズ源のフーリエ変換であり、 $H_{pri}(\)$ および $H_{aux}(\)$ は、共通のノイズ源とそれぞれ主受信コイルおよび補助センサーとの間のチャネルを表わす。上記の式を組み合わせると

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

となる。ここで、

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

は主 補助変換である。

【0315】

プロセス4501の議論に戻ると、MRおよびノイズ信号が工程4502および4504で取得された後、プロセス4501は工程4506に進み、主 補助(PA)変換が得られる。いくつかの実施形態では、PA変換は、以前に推定されていてもよく、工程4506においてPA変換を得ることは、PA変換の表現(たとえばPA変換の周波数領域または時間領域表現)にアクセスすることを含む。他の実施形態では、工程4506においてPA変換を得ることは、変換の推定値を推定するおよび/または更新することを含んでいてもよい。PA変換を推定するための技法は下記でより詳細に述べる。

【0316】

次に、工程4508において、工程4504において得られたノイズ・データおよび工程4506において得られたPA変換を使って、工程4502において得られたMRデータにおいてノイズが抑制または打ち消しされる。これは上記の式(1)を使って、式(1)の任意の等価な定式化を使って(たとえば計算全体が周波数領域で実行されてもよい)または他の任意の好適な仕方でもなされてもよい。

【0317】

10

20

30

40

50

上記で論じたように、主 補助変換は、低磁場MRIシステムのようなMRIシステムにおける主RFコイルによって取得されたMRデータにおけるノイズを抑制するために使われてもよい。いくつかの実施形態では、主 補助変換は、主RFコイルおよび補助センサーによって得られた較正測定値から推定されてもよい。これは、いかなる好適な仕方でもなされてもよい。たとえば、PA変換は、MR信号が存在しないときまたはMR信号の強さが主RFコイルによって検出されるノイズの強さに比べて小さいときに得られた較正測定値から推定されてもよい。もう一つの例として、PA変換はMR信号が存在するとき（たとえばMRIシステムの動作中）に得られた較正測定値から推定されてもよい。任意の好適な数の較正測定値が使用されうる（たとえば少なくとも100、100～1000、少なくとも1000など）。より多くの測定値が使用されるとき、PA変換は、より高い分解能で（たとえばより頻繁な値において）および/または実際のノイズ環境に関して向上した忠実度で、推定されうる。PA変換は、最小二乗推定技法または他の任意の好適な推定技法を使って推定されうる。本稿に記載される技法は、いかなる特定の計算方法にも限定されない。

10

【0318】

いくつかの実施形態によれば、PA変換は、較正測定値から推定されるPA変換である。一つの限定しない例として、時刻 $\{t_k\}$ に主コイルによって測定される信号がMR信号を全く含まないときまたはMR信号の強さが主RFコイルによって検出されるノイズの強さに比べて小さいとき、 $s_{pri}(t_k) = n_{pri}(t_k)$ となり、 $s_{pri}(t_k)$ の離散フーリエ変換は：

$S_{pri}(k) = C_{pri}(k) + U_{pri}(k)$
 によって与えられる。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、主コイルによって受信された信号の離散フーリエ変換は、補助センサーにおいて受信された信号の離散フーリエ変換の関数として：

20

$$S_{pri}(k) = H_{PA}(k)S_{ref}(k) + U_{pri}(k) \quad (2)$$

と表わせる。

【0319】

式(2)は、独立した方程式の組を表わしており、各周波数成分 k について一つの式がある。 U_{pri} および H_{PA} はいずれも未知なので、単一の較正測定から H_{PA} を決定することは可能でないかもしれない。 M 回の較正測定（たとえば少なくとも10、少なくとも100、少なくとも1000回の較正測定）が行なわれて各周波数成分について S_{pri} および S_{aux} の複数の例が得られる場合、未知の U_{pri} にもかかわらず、任意の好適な推定技法により、たとえば最小二乗推定により、PA変換が決定されることができ。これは、多数の測定を使うことで、無相関ノイズが平均されてならされうるからである。 M 回の較正測定を与えられれば、PA変換のための最小二乗推定器は、各周波数成分 k について次の行列方程式を考えることによって得られてもよい：

30

【数1】

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

40

これは次式に従って解くことができる。

【数2】

50

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

【0320】

上記から理解されうるように、上記の推定器は、複数の周波数ピンについての主補助変換の値を推定するために、複数の測定を使う（すなわち、主コイルおよ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）。これは、変換を推定するために単一の測定（すなわち、主コイルおよ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）に頼る技法に比べて、PA変換の有意に改善された推定値を与える。そのような単一測定技法は、減算前に参照信号をスケールリングおよび時間シフトすることを含みうる。そのような技法は主コイルおよび補助コイルで受信されるノイズ信号の間の位相の差について補正するものの、（本稿に記載される複数測定技法と異なり）周波数依存の位相差は補正しない。

10

【0321】

もう一つの単一測定技法は、周波数領域において補助ノイズ信号をスケールリングおよび位相調整し、その後、それを主コイルにおいて受信された信号から減算することを含みうる。これは、主コイルおよび補助コイルによって受信された信号の離散フーリエ変換（DFT）を使って達成されることができる。最適なスケールリングおよび位相シフトは、複数の周波数ピンを通じた最小二乗当てはめによって決定されることができる。たとえば、 $S_{pri}(k)$ が主受信コイルで測定された信号のDFTであり、 $S_{aux}(k)$ が同時に補助コイルで測定された信号のDFTであるとする、周波数ピンの部分集合についての平均スケールリングおよび位相シフトSPFは次式により計算されうる。

20

【数3】

$$SPF = \frac{\sum_{k_1}^{k_2} S_{aux}(\omega_k) S_{pri}(\omega_k)}{\sum_{k_1}^{k_2} S_{aux}(\omega_k) S_{aux}(\omega_k)}$$

30

【0322】

この単一測定技法は、周波数依存の補正を生じるために使用されうるが、その方法は、補正の周波数分解能とスケールリングおよび位相オフセットの推定の精度との間のトレードオフを要する。具体的には、この「単一の測定の周波数ピンを通じた平均」技法は、PA変換の貧弱な（たとえば分散の高い、偏った）推定を与える。対照的に、上記の複数測定技法は、偏りのない、低分散の推定器を提供する。

【0323】

上記のように、本発明者らは、複数のコイルの使用が、より堅牢なノイズ検出および/または打ち消し、加速された画像取得などを含むいくつかの仕方で改善されたMRIを容易にしうることを理解するに至った。複数の主受信コイルおよび/または複数の補助センサーが使われる実施形態では、センサーのすべては、同じ型であってもよく、あるいは異なる型であってもよい。たとえば、一つまたは複数のRFコイルがセンサーとして使われる状況において、それらのコイルのどれも遮蔽されなくてもよく、一部または全部が遮蔽されてもよい。もう一つの例として、それらのコイルは異なる感度をもつことができる。他の型のセンサーが使われるとき、それらのセンサーおよび主受信コイル（単数または複数）の特性の少なくともいくつかは、必ず異なってもよいが、一部は同様または同じであってもよい。

40

【0324】

いくつかの実施形態では、複数の補助RFコイルおよび/または主RFコイルが撮像を加速

50

するために使われてもよい。たとえば、同じまたは異なるノイズ源からのノイズを感知するために使われる複数のRFコイルは、パラレルMRを実行するために使われてもよい。このようにして、複数のRFコイルは、並行受信コイルとしてのその使用を通じて、ノイズ特徴付け機能および加速された画像取得の両方を提供しうる。

【0325】

いくつかの実施形態では、上記のように、複数のセンサーが、複数のノイズ源の存在時にノイズ補償を実行するために使われてもよい。Nが1より大きな整数であるとしてN個の相関したノイズ源をもつ環境では、主コイルおよび補助センサーによって受信されるノイズ信号 $c_{pri}(t)$ および $c_{aux}(t)$ のフーリエ変換 $C_{pri}(\omega)$ および $C_{aux}(\omega)$ は次のように表わせる。

【数4】

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

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

ここで、 $C_j(\omega)$ 、 $1 \leq j \leq N$ は、j番目のノイズ源からのノイズ信号のフーリエ変換であり、 $H_{pri,j}(\omega)$ は主コイルとj番目のノイズ源との間の変換であり、 $H_{aux,j}(\omega)$ は補助センサーとj番目のノイズ源との間の変換である。比 $H_{pri,j}(\omega)/H_{aux,j}(\omega)$ が一つまたは複数のノイズ源について異なるときは、単一の補助センサーのみを使って高品質のノイズ補償を実行することが可能でないことがある。しかしながら、後述するように、この状況においてノイズ補償を実行するために複数の補助センサーが使用されうる。

【0326】

下記では、複数の異なるノイズ源についてノイズ補償を実行するためにどのように複数の補助センサーが使用されうるかの限定しない例が記述される。一般性を失うことなく、MRシステムが主コイルおよびP個の補助センサーをもつとする（Pは1以上の任意の整数）。さらに、MRシステムが、N個の異なるノイズ源がある環境に配備されるとする（Nは1以上の整数）。 $H_{ij}(\omega)$ がi番目の補助センサー（ $1 \leq i \leq P$ ）とj番目のノイズ源（ $1 \leq j \leq N$ ）との間の変換を表わすとする。次の連立方程式が、補助センサーによって受信された信号のフーリエ変換を、ノイズ源によって生成されるノイズ信号のフーリエ変換に関係付ける。

【数5】

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

ここで、 $C_{aux,i}(\omega)$ 、 $1 \leq i \leq P$ は、i番目の補助センサーにおいて受信された信号のフーリエ変換であり、 $C_j(\omega)$ 、 $1 \leq j \leq N$ は、j番目のノイズ源からのノイズ信号のフーリエ変換であり、すべての項の周波数依存性は明示的に示されていない（簡潔のため、 (ω) は省いた）。ただし、上記の行列方程式のすべての項が周波数の関数であることは理解しておくべきである。

【0327】

補助センサーの数がノイズ源の数以上であるとき（すなわち $P > N$ ）、上記の行列方程式は次式によりノイズ信号について解くことができる。

【数6】

10

20

30

40

50

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

【 0 3 2 8 】

そのような解が存在するとき、主受信コイルで測定される関連したノイズは、次式により、補助センサーのすべてによって得られた測定値との関係を表わせる。

【 数 7 】

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

【 0 3 2 9 】

マルチチャネル変換HMPAは次式によって定義されうる。

【 0 3 3 0 】

【 数 8 】

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

【 0 3 3 1 】

すると、主受信コイルによって測定されるノイズが、すべ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：

【 数 9 】

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

【 0 3 3 2 】

このように、P個の補助センサーによって測定されたノイズ信号（たとえばそのフーリエ変換が1 i PについてC_{aux,i}によって与えられる）が与えられるとき、上記の式を使って、主受信コイルによって受信されたノイズ信号（たとえばそのフーリエ変換がC_{pri}によって与えられる）を推定しうる。すると、ノイズ抑制を実行するために、推定されたノイズ信号が、主受信コイルによって測定された全体的な信号（これはMR信号成分およびノイズ成分両方をもつ）から減算されてもよい。

【 0 3 3 3 】

しかしながら、上記の式(3)を使うためには、複数チャネルの主補助変換HMPA = [H_{PARC,1} ... H_{PARC,P}]の推定値が必要とされる。これは、任意の好適な仕方で行われる。いくつかの実施形態では、（たとえばMR信号がない時点において）主受信コイルおよび補助センサーを使って複数の測定を行ない、これらの測定を使ってマルチチャネル主補助変換を推定することによってなされてもよい。たとえば、P個の補助センサーおよび

10

20

30

40

50

主受信コイルにおけるノイズ信号のM個の測定を与えられると、次式のように、最小二乗推定を使って、 H_{MPA} は各周波数成分 k について推定されうる（ここで、 k は周波数ビンにわたるインデックス）：

【数 1 0】

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} H_{PA,1}(\omega_k) \\ \vdots \\ H_{PA,P}(\omega_k) \end{bmatrix} &= \left\{ \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \right\}^{-1} \\ &\quad \times \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \end{aligned} \quad 10$$

ここで、 $S_{aux,i}(\omega_k)_m$ は*i*番目の補助センサーによって得られた*m*番目の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表わし、 $S_{pri}(\omega_k)_m$ は主受信コイルによって得られた*m*番目の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表わす。この最小二乗アプローチは、次の行列の列が互いにできるだけ直交であるときに、最も完全な補正を提供する。

【数 1 1】

$$\begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \quad 20$$

【0 3 3 4】

別の言い方をすると、各補助センサーは、異なるノイズ源の一部または全部を、他の補助センサーとは異なる一意的な仕方では検出する。近距離場源の存在について補正するために、複数のセンサーが、ノイズ源のいくつかに対してより感度が高いまたは低いよう、異なる位置におかれてもよい。いくつかの実施形態では、複数のセンサーは、互いに直交に配向されてもよい（たとえば、あるセンサーは「X」方向に配向されてもよく、別のセンサーは「Y」方向に配向されてもよく、別のセンサーは「Z」方向に配向されてもよい）。このようにして、時間変化する干渉場の各ベクトルが捕捉されうる。別の直交測定を提供するために、一つまたは複数のアンテナを補助センサーとして使うことも有益でありうる。

【0 3 3 5】

本稿に記載される技法が、それぞれのノイズ源によって生成されるノイズを検出するのに最適な任意の数および/または型のセンサーを使って、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を理解しておくべきである。結果として、MRIシステムのパフォーマンスに影響しうる多様な源からのノイズが検出され、使用されて、動作中にMRIシステムによって検出されるMR信号からノイズを抑制および/または消去してもよい。本稿に記載される技法はMRIシステムの具体的なノイズ環境に基づいて機能するので、本稿に記載されるノイズ抑制技法を用いるノイズ削減システムは、システムが必要とされるところはどこでも、MRIシステムの配備を容易にし、システムが特別に遮蔽された部屋に設置される必要性をなくす。変化するノイズ環境に動的に適応できることは、ノイズ源が時間とともに変わりうる環境を含め概してノイジーな環境に配備されることのできるMRIシステムの開発を容易にする。本稿に記載される技法はMRIシステムの動作中に利用されることができ、ノイズ環境が動的に特徴付けされることができ、システムが現在さらされているのと同じノイズ環境を反映する。これらのノイズ抑制および/または

30

40

50

回避技法は、MRIシステムがほとんどいかなる環境でも動作し、存在する電磁ノイズに対して動的に適応してこれを補償することを許容し、必要とされる診断、外科またはモニタリング手順を実行するために患者が位置しているところにどこにでも搬送されることのできるポータブルMRIシステムを可能にする。

【0336】

ノイズ削減システムは、システム・ノイズを削減することによって、たとえば複数コイル送信/受信システムにおける隣接するまたは近隣のRFコイル間の誘導性結合を低減することによって、ポータブルMRIシステムのSNRを高めるための追加的な技法を含んでいてもよい。いくつかの実施形態によれば、SNRを改善することおよびノイズ抑制を容易にするための両方のために、複数のコイルが使用されることができる。たとえば、包括的なRF場を検出するために、RF信号コイル（たとえば主RFコイル）、RFノイズ・コイル（たとえば補助RFコイル）または両方でありうるRFコイルの集合が、種々の位置および配向で配置されてもよい。かかる包括的なRF場が、本稿で論じられるノイズ抑制技法のいずれかを使って、特徴付けされ、補償されることができる。いくつかの実施形態によれば、ポータブルMRIシステムは、画像取得のSNRを改善するために複数の送信/受信コイルを有する。たとえば、ポータブルMRIシステムは、MR信号検出のSNRを改善するために、2、4、8、16、32またはそれ以上のRF受信コイルを有していてもよい。

【0337】

一般に、RFコイルは、関心のある周波数においてコイル感度を増すよう同調される。しかしながら、隣接するまたは近隣のコイル（たとえば互いに十分に近接しているRFコイル）の間の誘導性結合は、同調されたコイルの感度を悪化させ、RFコイルの集合の有効性を有意に低下させる。近隣のコイルどうしを幾何学的に減結合する技法は存在しているが、空間におけるコイル配向および位置に対する厳しい制約を課し、RFコイルの集合がRF場を正確に検出する能力を低下させ、結果としてノイズ拒否性能を悪化させる。コイル間の誘導性結合の負の影響に対処するために、本発明者らは、複数コイル送信/受信システムにおける高周波コイル間の誘導性結合を低下させるコイル減結合技法を利用した。たとえば、図43Aおよび43Bは、いくつかの実施形態に基づく、複数コイル送信/受信システムにおける高周波コイルの間の誘導性結合を低下させるよう構成された受動減結合回路を示している。受動減結合回路4300aは、RFノイズ・コイル、たとえばRF送信システム（すなわち一つまたは複数のRF送信コイル）によって生成される比較的強い送信B₁場を受けない、MRIシステムの視野外に位置されるRFノイズ・コイルを減結合するよう構成されてもよい。このコンテキストでは、インダクタL1が、環境中の電磁ノイズを検出するよう構成されたRFコイルを表わし、キャパシタC1、C2、C3によって同調される。キャパシタおよびインダクタは、共通モード・ノイズを低減するよう平衡差動回路（balanced differential circuit）を提供するよう配置される。L2、L3、C3およびC4によって形成されるタンク回路は、L1を流れる電流が小さいままであることを保証するよう、高いインピーダンスをもつよう構成される。L-Cネットワークについての値の適切な選択が、L1を流れる電流が、小さいまま、十分な感度をもって環境中の電磁ノイズを特徴付けるためのLNAの差動出力（V_{out-}、V_{out+}）における測定のために十分なSNRをもつことを保証する。LNAにおける等価インピーダンスは次式：

【0338】

$$Z_{eq} = (c_4/c_3)^2 R$$

によって与えられる。

【0339】

上記の式において、Rは主要なインダクタンスL1の等価損である。キャパシタおよびインダクタの値は、検出のために使用されるLNAの最適なノイズ・インピーダンスを達成するために選ばれることができる。図43Bは、B₁送信場の影響を受けうるRFコイルを減結合するよう構成された受動減結合回路4300bを示している。具体的には、L1はMRIシステムの視野内のRF信号コイルを表わしうる。受動減結合ネットワーク4300bは、い

くつかの点では受動減結合ネットワーク 4 3 0 0 a と同様でありうるが、ダイオード D1、キャパシタ C3 およびインダクタ L2 および L3 が、RF 信号が一つまたは複数の RF 送信コイルによって送信されているときに RF コイル（インダクタ L1 として表現されている）を LNA から切り離す送信 / 受信スイッチとして動作することにおいて異なる。具体的には、RF 送信サイクルの間、敏感な電子系を保護するために、L-C ネットワークは送信 / 受信スイッチによって二つのネットワーク部分に分けられる。送信パルスの間、ダイオード D1 は短絡を生じるようオンにされ、RF 信号コイルを受信電子系から切り離す。結果として得られる L-C ネットワークは、L1 の電流が小さいままであることを保証する高いインピーダンスをもつタンク回路を与える。受信サイクルの間は、ダイオード D1 はオフにされ、RF コイルは LNA に接続され、LNA の差動出力において十分な信号が検出されることを許容しつつ L1 を流れる電流を制限するよう構成された、結果として生じる平衡タンク回路によって同調される。このように、RF コイルは送信サイクルの間は第一のタンク回路に接続され、パルス・シーケンスの受信サイクルの間は第二のタンク回路に接続される。この場合、LNA 入力における等価インピーダンスは次式：

【 0 3 4 0 】

$$Z_{eq} = (L_4 / L_2)^2 R$$

によって与えられる。

【 0 3 4 1 】

通常の減結合回路はしばしば、RF 信号コイルから受信電子系を切り離すために PIN ダイオードを使う。しかしながら、減結合回路においてこの機能を実行するために好適な PIN ダイオードは、該ダイオードをオンにするために約 1A の電流を要する。例として、8 個の受信コイルをもつ送信 / 受信コイル・システムは、画像取得パルス・シーケンスの各送信および受信サイクルについて、それらの受信コイルを RF 信号コイル（単数または複数）から減結合するために 8A 程度の電流を要することがある。よって、画像取得プロトコルの長さによって、RF 送信 / 受信システムの減結合回路によって実質的な電力が消費される。本発明者らは、RF 送信 / 受信システムの電力消費を削減するために、PIN ダイオードが窒化ガリウム（GaN）電界効果トランジスタ（FET）によって置き換えられることを認識するに至った。具体的には、GaN FET はオンにするためにミリアンペアのオーダーを要し、電力消費を数桁低減する。さらに、オンにされたときの GaN FET のキャパシタンスは PIN ダイオードに比べて小さく、平衡回路に対する負の影響を低減する。いくつかの実施形態によれば、減結合回路 4 3 0 0 b におけるダイオード D1 は、一つまたは複数の GaN FET で置き換えられ、それにより RF 送信 / 受信システムの電力消費を低減する。

【 0 3 4 2 】

図 4 3 C は、いくつかの実施形態に基づく、受信電子系を RF コイルに結合し、減結合するために GaN FET 4 3 3 5 を使う RF 受信コイル 4 3 2 6 のための回路 4 3 0 0 を示している。図 4 3 C では、受信コイル 4 3 2 6 は共振回路 4 3 3 3 と、受信コイル 4 3 2 6 によって検出された信号を受領し、送達するよう構成された受信回路 4 3 4 0（たとえば線形増幅器のような前置増幅器）とに接続されている。送信サイクルの間（たとえば一つまたは複数の RF 送信コイルによる RF パルスの送信の間）、受信コイル 4 3 2 6 は脱同調されて、受信回路 4 3 4 0 を保護する。RF 送信コイル（単数または複数）からの RF 送信信号が受信コイル 4 3 2 6 に結合されて受信回路 4 3 4 0 まで伝搬したとしたら、受信回路 4 3 4 0 は損傷されることがありうる。上記で論じたように、通常の回路はしばしば、受信回路から受信コイルを脱同調または減結合するために PIN ダイオードを用いる。回路 4 3 0 0 は、受信コイルを受信回路 4 3 4 0 から減結合するよう受信コイル 4 3 2 6 を脱同調するために GaN FET 4 3 3 5 を使う減結合回路を含む。具体的には、送信サイクルの間、GaN FET 4 3 2 6 はオンにされ（すなわち、端子間で短絡を生じるよう閉じられる）、インダクタ 4 3 3 7 が回路に含まれるように切り換え、共振回路 4 3 3 3 を脱同調する。それにより RF 送信パルスは受信コイル 4 3 2 6 に結合されなくなる。受信サイクルの間は、GaN FET 4 3 3 5 はオフにされ（すなわち、端子間で開放回路を生じるよう開かれる）、インダクタ 4 3 3 7 を共振回路 4 3 3 3 から除去し、それにより、受信コイルは、

RF送信パルスにตอบสนองして放出されるMR信号に結合する。上記で論じたように、GaN FETは、PINダイオードのような通常のダイオードに比べてオンにするために要する電力が実質的に少なく、各送信/受信サイクルで電力を節約する(たとえば、RF送信/受信システムにおける各受信コイルについて、電力消費を約1Aから数ミリアンペアに低減する)。

【0343】

図43Dは、いくつかの実施形態に基づく、複数コイル送信/受信システムにおける高周波コイル間の誘導性結合を低減するよう構成された能動減結合回路を示している。図43Dに示した減結合回路では、インダクタL1がNMR信号を測定するよう構成されたRFコイルを表わす。該RFコイルは、L1と並列に接続されたキャパシタC3により同調され、LNAの差動出力Vout-、Vout+がRFコイルによって感知されたNMR信号を測る。LNAの差動出力は、抵抗器R1およびR2を介して第二のインダクタL2にもフィードバックされる。フィードバック回路のため、信号にตอบสนองして、インダクタL2を流れる電流がL1中に負の磁束を結合する。こうして、L1を流れる電流を低減し、結果として、他の近くのRFコイルに対する誘導性結合効果を緩和する。L2は、L1から所望される距離のところにて設けられてもよく、R1およびR2の抵抗値は、L2を流れる電流がL1における所望される電流低下を達成するよう選ばれることができる。減結合回路4300cは、必要とされる回路素子の数を減らし、それにより減結合回路のコストおよび複雑さを軽減する。

【0344】

図43A、43B、43C、43Dに示される減結合回路のような減結合回路の使用は、SNRを高めることを容易にし、複数コイル送信/受信システムにおけるノイズ削減システムのノイズ除去性能に対する誘導性結合の影響を緩和する。さらに、図43Cに示される減結合回路は、(たとえばPINダイオードなどの代わりに) GaN FETを使うことにより送信サイクルおよび受信サイクルの間にそれぞれRF受信コイルを減結合および結合することの電力消費を低減する低電力の送信/受信スイッチを提供する。よって、RFコイル・システムは、低下した電力消費で動作させることができる。他の減結合回路が使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0345】

いくつかの実施形態によれば、さまざまな源からのノイズが、さまざまな源からのノイズを抑制または消去するために使用できるマルチチャネル変換を決定するための上記の技法の組み合わせを使って特徴付けされる。ノイズ測定値はMRIシステムの動作中に得られてもよく、それによりマルチチャネル変換が動的に決定されることができ、MRIシステムの変化するノイズ環境に適應するノイズ抑制が許容される。しかしながら、環境中のノイズは、システム・スタートアップ時、システムが異なる位置に動かされるときおよび/または何らかのイベントの発生時に特徴付けされてもよく、特徴付けされたノイズは、取得されたMR信号におけるノイズを抑制および/または消去するために使われてもよい。本稿に記載される技法は所望に応じて適用されることができ、他の任意のノイズ抑制技法が、特別に遮蔽された部屋、テントまたはエンクロージャーの外でおよび/または撮像領域の遮蔽が他の事情で制限されるまたは存在しないところでMRIシステムの動作を容易にするために利用されてもよく、こうしてポータブルMRIが許容される。

【0346】

これらのノイズ抑制技法が、それぞれのノイズ源によって生成されるノイズを検出するために好適な任意の数および/または型のセンサーを使って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を理解しておくべきである。結果として、動作中にMRシステムによって検出されるMR信号からノイズを抑制および/または消去するために、MRIシステムの性能に影響しうる多様な源からのノイズが検出され、使用されてもよい。これらの技法はMRIシステムの具体的なノイズ環境に基づいて機能するので、これらのノイズ抑制技法を用いるノイズ削減システムは、システムが必要とされるところはどこでも、MRIシステムの配備を容易にし、システムが特別に遮蔽された部屋に設置される必要性をなくす。変化するノイズ環境に動的に適應できることは、ノイズ源が時間とともに変わりうる環境を含め概してノイジーな環境に配備されることができMRIシステムの

10

20

30

40

50

開発を容易にする。記載されるノイズ抑制技法はMRIシステムの動作中に利用されることができ、ノイズ環境が動的に特徴付けされることができ、システムが現在さらされているのと同じノイズ環境を反映する。これらのノイズ抑制および/または回避技法は、MRIシステムがほとんどいかなる環境でも動作し、存在する電磁ノイズに対して動的に適応してこれを補償することを許容し、必要とされる診断、外科またはモニタリング手順を実行するために患者が位置しているところにどこにでも搬送されることのできるポータブルMRIシステムを可能にする。

【0347】

事実上任意の部屋で、事実上任意の装置レベルの遮蔽構成を用いてポータブルMRIシステムの動作を容易にするために、ノイズ削減システムが本稿に記載される任意の一つまたは複数のノイズ抑制、拒否および/または回避技法（たとえば、動的なノイズ抑制、拒否および/または回避技法、誘導性結合を低減するための一つまたは複数の減結合回路などの一つまたは複数）を含みうることをさらに理解しておくべきである。上記で論じたように、通常のMRIシステムは、包含する遮蔽された空間を提供する特別に遮蔽された部屋で動作する。結果として、特別に遮蔽された部屋で動作するMRIシステムは撮像領域の実質的に100%のための遮蔽を有する。現実的に可能な限り撮像領域の100%近い遮蔽を提供しようとする移動可能なテントまたはケージ内で動作するMRIシステムも、撮像領域の包括的な遮蔽をもつ。ポータブル性を達成するために、いくつかの実施形態に基づくMRIシステムは、特別に遮蔽された部屋、テントまたはケージの外部で、撮像領域の遮蔽なしまたは実質的になしを含めさまざまなレベルの装置レベルの遮蔽（たとえば撮像領域の一部の遮蔽）をもって動作するよう構成される。

【0348】

撮像領域についての電磁遮蔽の量は、その中心から撮像領域を張る最大立体角のうち、遮蔽が提供される割合として見るることができる。具体的には、撮像領域の100%についての遮蔽を提供することは、撮像領域のまわりの最大立体角4 ステラジアン (sr) にわたって、少なくとも動作スペクトルについての電磁遮蔽が提供されることを意味する。同様に、撮像領域の75%未満についての遮蔽を提供することは、少なくとも動作スペクトルについての電磁遮蔽が撮像領域の0.75(4)sr未満の立体角カバレッジを提供することを意味する、などとなる。よって、特別に遮蔽された部屋は、遮蔽された部屋内で配備されるMRIシステムについての撮像領域の実質的に100%についての遮蔽を提供する。遮蔽は実質的に4 srの最大立体角にわたって提供されるからである。同様に、移動可能なテントまたはケージは、現実的に可能な限り撮像領域の100%近い遮蔽を提供するよう設計される。

【0349】

MRIシステムの撮像領域の電磁遮蔽の割合とは、特別に遮蔽された部屋、テント、ケージなどにより提供される電磁遮蔽および装置レベルの電磁遮蔽（たとえば、撮像領域のための電磁遮蔽を提供する、MRIデバイスの筐体に結合された電磁シールド）を含む、撮像領域を保護する遮蔽の総量をいう。このように、図16、図39A~C、図40A、40Bに示されるポータブルMRIシステムは、特別に遮蔽された部屋またはケージの外で動作させられるときは、それぞれの撮像領域の100%未満の遮蔽をもち、いくつかの構成では、100%より実質的に少ない遮蔽をもつ。撮像領域の100%未満についての遮蔽を提供することは、本稿では、撮像領域のある割合のための遮蔽を提供すると称される。この割合は、具体的な百分率または百分率範囲によって定量化されてもよい。たとえば、図16、図39A~C、図40A、40Bに示される電磁遮蔽は、撮像領域の異なる割合のための遮蔽（たとえばさまざまな度合いの遮蔽）、たとえば少なくとも約85%から約50%の間（たとえば、約85%以下、約75%以下、約65%以下など）を提供するよう調整されてもよい。

【0350】

撮像領域のある割合についての遮蔽を提供することは、100%未満の遮蔽を提供することが意図的であるおよび/または設計によるものである（たとえば特別に遮蔽された部屋、テントまたはケージの外で動作させられるMRIシステム内の患者へのアクセスを提供す

るためまたは該患者を受け容れるため) 事例をいうことを理解しておくべきである。実際上は、遮蔽技術はしばしば不完全であり、よって(少なくとも動作スペクトルについては) 撮像領域のための100%遮蔽を提供することが意図であったとしても100%未満の遮蔽を提供することがありうる。たとえば、特別に遮蔽された部屋において開けたままにされたまたは少し開いているドア、気づかれていないテントにおけるギャップまたは撮像の間に完全に閉じられない開口部などの結果、フル・カバレッジを提供することが意図であっても、100%未満の遮蔽になりうる。不完全な遮蔽材料または構築も、意図せずに100%未満の遮蔽をもつ結果となりうる。撮像領域のある割合についての遮蔽を提供することは、部分的なカバレッジが意図的であるおよび/または設計によるものである状況を指すので、これらの状況をカバーすると解釈されるべきではない。

10

【0351】

図44A~Cは、いくつかの実施形態に基づく撮像領域のまわりの異なる量の装置レベルの遮蔽をもつポータブルMRIシステムを示している。図44Aは、撮像領域5095を部分的に遮蔽するシールド5065をもつポータブルMRIシステムを示している。たとえば、遮蔽5065は、スライド5060に組み込まれてもよく、スライドは、所望に応じて撮像領域5095への開口の約50%の遮蔽を提供するよう構成され、位置決めされることができる。図44Bは、撮像領域5195についての、より低い度合いの遮蔽を提供するシールド5165をもつポータブルMRIシステムを示している。たとえば、スライド5160は、所望に応じて撮像領域5195への開口の約25%の遮蔽を提供するよう位置決めされることができる。図44Cは、撮像領域5295のまわりのシールドのないポータブルMRIシステムを示している。これは、開いた撮像領域について実質的に装置レベルの遮蔽をもたない代替を提供する。

20

【0352】

図44Dは、いくつかの実施形態に基づく、システムの撮像領域の電磁遮蔽のためのさらなる技法を利用するポータブルMRIシステム4400を示している。具体的には、図44Dに示される実施形態では、電磁干渉からの遮蔽は、ポータブルMRIシステムのB₀磁石の上下の部分をつないで、普通なら干渉につながるはずの少なくともいくらかの電磁放射を打ち消す伝導性ループを形成する一つまたは複数の伝導性ストリップを介して達成される。図44Dに示される実施形態では、伝導性ストリップ4465は、上側部分4400a、下側部分4400bに電気的に結合され、グラウンドにも接続されてもよい。図44Dに示される実施形態では、伝導性ストリップ4465は伝導性編組(braid)によって形成され、比較的簡便にB₀磁石に結合されることのできる材料の柔軟なストリップを提供している。しかしながら、伝導性ストリップ4465は、任意の好適な形の任意の伝導性材料で構築または構成されてもよく、そのいくつかの例は下記でより詳細に述べる。

30

【0353】

図44Dに示される例示的なポータブルMRIシステム4400は、上側磁石4410aと下側磁石4410bの間の磁路を提供する強磁性ヨーク4420を含む。それぞれの磁石によって生成された磁場を捕捉して、撮像領域内の磁束密度を高めるように差し向けるためである。具体的には、図2A~B、図3Aおよび図16との関連で述べた例示的なヨークと同様に、ヨーク4420は、好適な強磁性材料または材料の組み合わせ(たとえば鉄、鋼など)を使って形成された、フレームおよび上下のプレートを含む。上下のプレートはそれぞれ上下の磁石に結合されて、磁石によって生成された磁場の少なくとも一部を捕捉して、捕捉された磁場を、MRIデバイスの撮像領域内の磁束密度を高めるように、「磁気回路」を介して差し向ける「磁気回路」を形成する。

40

【0354】

本発明者らは、ヨークのプレートに伝導性ストリップ4465を結合することが伝導性ループを形成し、該伝導性ループを通る方向に伝搬する電磁放射によって電流が誘起されることを認識するに至った。この誘起された電流は、該電流を誘起した電磁放射および/または同様にループを通して伝搬する電磁放射の少なくとも一部を打ち消す電磁場を生じる。このようにして、電磁干渉は、伝導性ストリップ4465およびヨーク4220によ

50

って形成される伝導性ループに誘起される電流によって生成される対抗電磁場によって低減されることができる。よって、電磁干渉の抑制は、周囲の電磁放射がそれぞれの伝導性ループにおいて電流を誘起するときに対抗電磁場を生じるよう、追加的な伝導性ループを形成するさらなる伝導性ストリップの追加によって改善されうる。具体的には、異なる配向でより多くの伝導性ループが追加されるにつれて、結果として得られる伝導性ループは、環境に存在する電磁放射のうちにより多くに応答するようになる。

【0355】

任意の数の伝導性ストリップが、電磁遮蔽を提供するために B_0 磁石に取り付けられまたは固定されてもよいことを理解しておくべきである。いくつかの実施形態によれば、撮像領域を電磁干渉から保護するよう構成された遮蔽の量を増すために（たとえば撮像領域についての電磁遮蔽の割合を増すために）、 B_0 磁石のコンポーネントをグラウンドに接続する一つまたは複数の追加的なストリップ4465が撮像領域のまわりに設けられてもよい。たとえば、所望される度合いの電磁遮蔽を提供するために、伝導性ストリップ・シールドが、撮像領域のまわりに規則的または不規則に離間されて、 180° ごと、 90° ごと、 45° ごと、 30° ごとまたは他の任意の間隔で取り付けられてもよい。所望される割合の遮蔽を達成するおよび/または撮像領域の開放性と撮像領域についての遮蔽の包括性との間の所望される妥協を与えるために、任意の数の伝導性ストリップが使用されうることを理解しておくべきである。これについては下記でより詳細に述べる。

【0356】

図44Dに示される伝導性ストリップ4465は、柔軟な材料でできているが、一つまたは複数の伝導性ストリップは他の仕方で、たとえばMRIシステムの B_0 磁石を形成する磁石をグラウンドに電氣的に接続する剛性の伝導性ストリップ、バー、ロッドまたはハンドル（または他の好適な幾何形状）として形成されてもよい。これに関し、一つまたは複数の伝導性ストリップは、電磁遮蔽を提供することに加えて、ポータブルMRIを動かすことにおいて支援する、デバイスを回転させるのを容易にするまたは B_0 磁石を傾けることにおいて支援する（たとえば図45～図47との関連で例を記述したゴニオメトリック部材との関連で）ようハンドルのはたらきをするような配置にされてもよい。MRIシステムのための電磁遮蔽を提供するために、異なる型の伝導性ストリップが組み合わせ（たとえば一つまたは複数の柔軟なストリップおよび/または一つまたは複数の剛性ストリップ）で使われてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

【0357】

いくつかの実施形態によれば、一つまたは複数の伝導性ストリップは取り外し可能であるように構成され、よって伝導性ストリップは所望に応じて追加され、除去されることができ、種々の動作環境、種々の撮像状況および/または患者の種々の閉所恐怖症的な苦痛もしくは不安を受け容れるための柔軟な手法を提供する構成可能なストリップ遮蔽を容易にする。この点で構成可能な遮蔽を容易にするために、磁石のための筐体が複数の固定機構（たとえばスナップ、コネクタ、インサートまたは他の機構）を含んでいてもよく、それが伝導性ストリップの筐体への取り外し可能な取り付けを許容するとともに、伝導性ストリップがそれぞれの固定機構により筐体に接続されるときに磁石を伝導性ストリップおよびグラウンドに電氣的に結合する。固定機構は、どこに何個の伝導性ストリップがデバイスに取り付けられうるかにおける柔軟性を提供するために、任意の所望される位置に、任意の数の位置に配置されうる。さらに、固定機構自身が可動にされてもよく、固定機構によりシステムに結合された一つまたは複数の伝導性ストリップは調整されうる（たとえば、撮像領域のまわりに回転されうる）。このようにして、伝導性ストリップは、所望される量で所望される遮蔽構成を提供するために（たとえば撮像領域の所望される割合のための遮蔽を提供するために）、必要に応じて追加、除去および/または位置を調整されうる。

【0358】

取り外し可能なストリップが撮像領域のまわりのいくつかの位置で取り付けられ、取り外されることを許容する複数の固定機構を提供することは、患者を撮像領域内に位置させ

10

20

30

40

50

る間、撮像領域が本質的に開かれたままであることを許容する。患者が撮像領域内に位置決めされた後、所望される度合いの遮蔽を達成するため、MRIシステムが動作している電磁環境に対処するため、特定の撮像プロトコルを容易にするためおよび/または閉所恐怖症を受けやすい患者を受け容れるため(たとえば、伝導性ストリップは、患者がMRIシステムの開放性で快適なままである間にのみ追加されうる)に、所望される数の伝導性ストリップが複数の固定機構によりB0磁石に取り付けられてもよい。よって、ストリップ遮蔽技法は、電磁遮蔽に柔軟な構成可能な手法を提供し、ポータブルMRIシステムを多様な環境において、多様な用途および状況のために配備できることを容易にしうる。

【0359】

(たとえば本稿に記載される遮蔽技法の任意のものを使って)撮像領域のまわりの遮蔽を減らすことにはいくつかの恩恵がある。それには、システムのコストおよび複雑さの低減および撮像領域へのアクセス可能性の向上が含まれる。アクセス可能性は、撮像のために患者を位置させることのみならず、患者がシステム内に位置されている間に患者へのアクセスを必要とする他のタスクを実行する必要があることがある医療人員のための向上したアクセス可能性の両方に関するものである。さらに、撮像領域のまわりの遮蔽を減らすことは、MRIシステムの開放性を最大化し、閉所恐怖症の感覚を受けやすい患者の経験を改善する。このように、ポータブルMRIの適用可能性が、コストおよび/または柔軟性の観点から、さらに増大されうる。

10

【0360】

いくつかの実施形態によれば、装置レベルのシールドは除去可能であり、提供される遮蔽の量は、所与の手順のために患者および/または撮像領域への要求されるアクセス可能性、患者の閉所恐怖症の重さ、特定のノイズ環境などといった特定の状況に鑑みて選択されうる。たとえば、シールドを担持するスライドは、B0磁石に取り付けたり取り外したりされるよう構成されてもよく、ポータブルMRI装置が所望に応じて選択的に動的に構成されることを許容する(たとえば、ポータブルMRIシステムが、三つ、二つ、一つまたはゼロ個のスライド/シールドが取り付けられている図40および図44A~Cに示される遮蔽およびアクセス可能性の量をもって構成されることを許容する)。このように、ポータブルMRI装置は、種々の可能な構成の遮蔽およびアクセス可能性側面を利用でき、ポータブルMRIが所与の手順および/または特定の患者のためにこの点に関して最適化されることを許容する。他の実施形態によれば、所与のポータブルMRIシステムのためのシールドの数または遮蔽の量は固定されていてもよく、それがコストおよび複雑さの低減を許容しうるが、遮蔽/アクセス可能性の観点からシステムの柔軟性を低下させもしうる。

20

30

【0361】

上記で論じたように、本発明者らは、ポータブルMRI装置が種々のノイズ環境において(たとえば遮蔽されていないまたは部分的に遮蔽されている部屋において)動作し、さまざまな量の装置レベル遮蔽とともに動作することを許容するノイズ削減システムを開発した。ポータブルMRIシステムは、本稿に記載されるノイズ抑制、回避および/または削減技法の任意の一つまたは組み合わせを含むノイズ削減システムを含んでいてもよい。諸側面はこの点で限定されない。たとえば、ノイズ削減システムは、本稿に記載されるノイズ抑制および/または回避技法のうちの一つまたは複数を用いてもよく、所与のノイズ環境を補償するおよび/または撮像領域のまわりの装置レベルの遮蔽がないまたは実質的にないものを含む構成可能なシールドを有するポータブルMRIシステム(たとえば図40および図44A~Cに示されるポータブルMRIシステム)によって提供される可変量の装置レベルの遮蔽と協調して機能する動的なノイズ抑制および/または回避を許容する。ノイズ削減システムは、提供される遮蔽の任意のレベルにおいて複数コイル送信/受信システムにおける高周波コイルの間の誘導性結合から帰結するノイズを削減するためのコイル減結合ネットワークをも含んでいてもよい。ノイズ削減システムは、本稿に記載される技法の任意の一つまたは組み合わせを含んでいてもよいことを理解しておくべきである。諸側面はこの点で限定されない。

40

【0362】

50

図16、図39A～C、図40Aおよび40Bに示されるように、ポータブルMRIは、 B_0 磁石が所望される傾斜に傾けられることができるように構成される。多くの事例において、患者は、たとえば脳における増大した静水圧に関連したリスクのため、平らに横たわることができないことがある。本発明者らは、 B_0 磁石がたとえばその重心のまわりに回転されることを許容する位置決め機構を有するポータブルMRIシステムを開発した。こうして、患者または患者の解剖構造の特定の部分が傾斜をもって支持される必要があるとき、位置決め機構は、所望される傾斜を達成するよう B_0 磁石を回転させるまたは傾けるよう稼働させることができる。いくつかの実施形態によれば、位置決め機構は、 B_0 磁石を手で回転させるまたは傾けるために手動で稼働されてもよく、MRIシステムを所望される傾斜に迅速かつ簡単に構成することを容易にする。

10

【0363】

図45A～45Dは、磁石が固定軸（ B_0 磁石の重心または重心近くを通る軸）のまわりに回転されることを許容する位置決めゴニオメーターまたはゴニオメトリック・ステージ4590を用いる位置決め機構の種々のビューを示している。図45Aに示されるように、ゴニオメトリック・ステージ4590は、 B_0 磁石が図45Aにおいて方向矢印4593によって示されるようにその重心4591のまわりに回転されることを許容するよう、 B_0 磁石の下部の底に回転可能に結合されている。ゴニオメトリック・ステージ4590は、所望される角度で機構を所定の位置にロックするロッキング部材（たとえばロッキング・ピン）を受け容れるように構成されたいくつかの穴またはボア4595を含む。これについては、下記でより詳細に論じる。ゴニオメトリック・ステージ4590を介して B_0 磁石を回転させることは、図40Aに示されるように、撮像される患者解剖構造のための傾斜した支持表面を提供する傾きを実現する。

20

【0364】

図45Bは、 B_0 磁石およびゴニオメトリック・ステージ4590の側面図を示している。ゴニオメトリック・ステージ4590は、ゴニオメトリック・ステージ4590の固定したまたは静止した部材に設けられる穴（たとえば図45Aに示される穴4595）からロッキング・ピン4596を係合および脱係合させるリリース機構4594を含む。 B_0 磁石を回転させるために、リリース機構4594が上向きに押されて、ロッキング・ピン4596をそれが現在位置している穴から脱係合させる。たとえば、ハンドル4592により、ユーザーはハンドルに手をかけてリリース機構4594をハンドルのほうに圧迫して、ロッキング・ピン4596を解放することができる。これについては、図46Aおよび46Bとの関連で下記でより詳細に論じる。ロッキング・ピン4596が脱係合されると、 B_0 磁石は、ハンドル4592を使って所望される傾斜に回転されるまたは傾けられることができる。ひとたび B_0 磁石が所望される角度に回転されたら、リリース機構4594は解放されてもよく、それによりロッキング・ピン4596は新たな位置にある対応する穴と係合し、機構を所望される角度の位置にロックする。図45Cおよび45Dは、下側磁石装置4510の底側およびベース4550に結合されたゴニオメトリック・ステージ4590を示している。

30

【0365】

図46Aおよび46Bは、上記で論じた例示的なゴニオメトリック・ステージ4590をより近くから見た図を示している。図のように、リリース機構4594は、心棒4599を介して可動ステージ・コンポーネント4590aに回転可能に結合される。（たとえば手でハンドル4592およびリリース機構4594を握って、リリース機構をハンドルのほうに圧迫するまたは持ち上げることにより）矢印4597によって示される方向に力がリリース機構4594に加えられると、リリース機構4594は心棒4599のまわりに回転し、部分4598を上昇させて、ロッキング・ピン4596をそれが現在位置している穴4595cの外に持ち上げる。図46Bにおいて点線で示されるようにロッキング・ピン4596が穴から持ち上げられると、可動ステージ・コンポーネント4590aはそのロックされた位置から解放されて、静止ステージ・コンポーネント4590b内でスライドすることを許容される。可動ステージ・コンポーネント4590aが所望される位

40

50

置まで動かされると、リリース機構4594は解放されて、可動ステージ・コンポーネント4590aを所望される位置にロックすることができる。たとえば、ばね機構がロッキング・ピンに結合されていてもよく、リリース機構4594が解放されるとき、ばねの力によりロッキング・ピン4596はそのロックされた位置に戻る。例示的なゴニオメトリック・ステージ4590は四つの穴（たとえば穴4595a、4595b、4595cおよび4595d）を含むものの、 B_0 磁石が位置決めされることのできる角度の所望される粒度を提供するために、任意の位置における任意の数の穴が設けられてもよい。諸側面はこの点で限定されない。ゴニオメトリック・ステージ4590は B_0 磁石が重心の移動なしに回転されることを許容することを理解しておくべきである。よって、磁石は手で回転できる。しかしながら、重心を回転させる他の機構が使われてもよい。諸側面はこの点で限定されない。

10

【0366】

図47は、約50mTの磁場強度をもつ B_0 磁場で動作する本稿に記載される技法の諸側面を組み込むポータブルMRIシステム（たとえば低磁場MRIシステム1900、3900、4000など）を使った3分の脳スキャンの結果を示している。均衡定常状態自由歳差（bSSFP）パルス・シーケンスを使ってプロトン密度画像が得られ、 $2.4 \times 2.2 \times 5$ mmの解像度を有する。図48は、bSSFPパルス・シーケンスを使う約50mTの磁場強度で動作するポータブルMRIシステムからの14分の脳スキャンの結果を示している。図47におけるプロトン密度画像の解像度は $1.7 \times 1.7 \times 4$ mmである。図49は、T2流体減衰反転回復（FLAIR: fluid-attenuated inversion recovery）パルス・シーケンスを使う約50mTの磁場強度で動作するポータブルMRIシステムからの15分の脳スキャンの結果を示している。図49のT2画像の解像度は $2 \times 2 \times 5$ mmである。図50は、bSSFPパルス・シーケンスを使う約50mTで動作するポータブルMRIシステムを使った膝の15分のスキャンを示している。図50のプロトン密度画像の解像度は $1.7 \times 1.7 \times 3$ mmである。

20

【0367】

こうして本開示において記載される技術のいくつかの側面および実施形態を記載してきたが、当業者にはさまざまな変更、修正および改善が容易に思いつくであろうことは理解しておくものとする。そのような変更、修正および改善は本稿に記載される技術の精神および範囲内であることが意図されている。たとえば、当業者は、本稿に記載される機能を実行するためおよび/または本稿に記載される結果および/または利点の一つまたは複数を得るための多様な他の手段および/または構造を容易に構想するであろう。そのような変形および/または修正の一つ一つが本稿に記載される実施形態の範囲内であると見なされる。当業者は、本稿に記載される個別的な実施形態の多くの等価物を認識する、あるいは高々日常的な試行を使って見きわめることができるであろう。したがって、上記の実施形態は単に例として呈示されており、付属の請求項およびその等価物の範囲内で、発明的な実施形態は具体的に記述されている以外の仕方でも実施されてもよいことは理解しておくものとする。加えて、本稿に記載される二つ以上の特徴、システム、物品、材料、キットおよび/または方法の任意の組み合わせが、かかる特徴、システム、物品、材料、キットおよび/または方法が互いに整合しないものでない限り、本開示の範囲内に含まれる。

30

【0368】

上記の実施形態は数多くの仕方のうち任意のもので実装されることができ、プロセスまたは方法の実行に関わる本開示の一つまたは複数の側面および実施形態は、プロセスまたは方法を実行するまたはその実行を制御するために装置（たとえばコンピュータ、プロセッサまたは他の装置）によって実行可能なプログラム命令を利用してもよい。これに関し、さまざまな発明概念が、一つまたは複数のコンピュータまたは他のプロセッサ上で実行されたときに上記のさまざまな実施形態の一つまたは複数を実装する方法を実行する一つまたは複数のプログラムをエンコードされた、コンピュータ可読記憶媒体（または複数のコンピュータ可読記憶媒体）（たとえば、コンピュータ・メモリ、一つまたは複数のフロッピーディスク、コンパクトディスク、光ディスク、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もしくは他の半導体デバイスにおける回路構成ま

40

50

たは他の有体なコンピュータ記憶媒体)として具現されてもよい。コンピュータ可読媒体またはメディアは可搬であってもよく、それに記憶されたプログラム(単数または複数)が一つまたは複数の異なるコンピュータまたは他のプロセッサにロードされて上記の諸側面のさまざまなものを実装することができる。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読媒体は非一時的な媒体であってもよい。

【0369】

用語「プログラム」または「ソフトウェア」は本稿では、一般的な意味で、上記のさまざまな側面を実装するようコンピュータまたは他のプロセッサをプログラムするために用いることのできる任意の型のコンピュータ・コードまたはコンピュータ実行可能命令の組を指す。さらに、ある側面によれば、実行されたときに本開示の方法を実行する一つまたは複数のコンピュータ・プログラムが単一のコンピュータまたはプロセッサ上に存在する必要がなく、本開示のさまざまな側面を実装するいくつかの異なるコンピュータまたはプロセッサの間にモジュール式に分散されていてもよいことも理解しておくべきである。

10

【0370】

コンピュータ実行可能命令は、一つまたは複数のコンピュータまた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であることができる。一般に、プログラム・モジュールは、特定のタスクを実行するまたは特定の抽象的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、さまざまな実施形態において所望に応じて組み合わせられたり分散されたりしてもよい。

20

【0371】

また、データ構造は任意の好適な形でコンピュータ可読媒体に記憶されてもよい。例示の簡単のため、データ構造は、該データ構造中の位置を通じて関係付けられるフィールドを有するよう示されることがある。そのような関係は、同様に、フィールド間の関係を伝達するコンピュータ可読媒体内の位置をもつフィールドのための記憶を割り当てることによって達成されてもよい。しかしながら、データ構造のフィールド中の情報間の関係を確立するためには、ポインタ、タグまたはデータ要素間の関係を確立する他の機構の使用を通じてを含め、いかなる好適な機構が使用されてもよい。

【0372】

本発明の上記の実施形態は、数多くの仕方の任意のもので実装されることができ、たとえば、実施形態は、ハードウェア、ソフトウェアまたはそれらの組み合わせを使って実装されうる。ソフトウェアで実装されるとき、ソフトウェア・コードは、単一コンピュータにおいて提供されようと複数のコンピュータの間に分散されようと、いかなる好適なプロセッサまたはプロセッサの集合で実行されることもできる。上記の機能を実行する任意のコンポーネントまたはコンポーネントの集合は、一般的に、上記で論じた機能を制御するコントローラと考えられることができることを理解しておくべきである。コントローラは、専用ハードウェアまたは上記の機能を実行するようマイクロコードまたはソフトウェアを使ってプログラムされる汎用ハードウェア(たとえば一つまたは複数のプロセッサ)を用いてなど、数多くの仕方で実装されることができ、該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は、複数の仕方の組み合わせで実装されてもよい。

30

40

【0373】

さらに、コンピュータは、限定しない例として、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・コンピュータまたはタブレット・コンピュータのようないくつかの形のいずれで具現されてもよいことを理解しておくべきである。さらに、コンピュータは、携帯情報端末(PDA: Personal Digital Assistant)、スマートフォンまたは他の任意の好適な可搬型もしくは固定型電子装置を含む、一般にコンピュータとは見なされていないが好適な処理機能をもつ装置において具現されてもよい。

【0374】

また、コンピュータは一つまたは複数の入力および出力装置を有していてもよい。これらの装置は、中でも、ユーザー・インターフェースを呈示するために使用されることがで

50

きる。ユーザー・インターフェースを提供するために使用されることのできる出力装置の例は、出力の視覚的な呈示のためのプリンターまたはディスプレイ画面または出力の可聴呈示のためのスピーカーまたは他のサウンド生成装置を含む。ユーザー・インターフェースのために使用できる入力装置の例は、キーボードおよびマウス、タッチパッドおよびデジタル用タブレットのようなポインティングデバイスを含む。もう一つの例として、コンピュータは音声認識を通じて、または他の可聴フォーマットで、入力情報を受領してもよい。

【0375】

そのようなコンピュータは、企業ネットワークおよび知的なネットワーク（IN: intelligent network）またはインターネットのような、ローカル・エリア・ネットワークまたは広域ネットワークを含む任意の好適な形の一つまたは複数のネットワークによって相互接続されてもよい。そのようなネットワークはいかなる好適な技術に基づいていてもよく、いかなる好適なプロトコルに従って動作してもよく、無線ネットワーク、有線ネットワークまたは光ファイバー・ネットワークを含んでいてもよい。

10

【0376】

また、記載されるように、いくつかの側面は一つまたは複数の方法として具現されてもよい。該方法の一部として実行される工程は、任意の好適な仕方で順序付けられてもよい。よって、例示的な実施形態において逐次的な工程として示されていたとしても、いくつかの工程を同時に実行することを含め、例示したのとは異なる順序で工程が実行される実施形態も構築されうる。

20

【0377】

本稿で定義され、使用されるあらゆる定義は、辞書の定義、参照によって組み込まれた文書における定義および/または定義されている用語の通常の意味より優先して支配すると理解されるべきである。

【0378】

本願で明細書および請求項において使われる単数形の表現は、そうでないことが明確に示されるのでない限り、「少なくとも一つ」を意味すると理解すべきである。

【0379】

本願で明細書および請求項において使用される句「および/または」は、結ばれている要素の「いずれかまたは両方」、すなわち、場合によっては両方ともが存在する要素を、場合によっては一方のみが存在する要素を意味すると理解されるべきである。「および/または」をもって挙げられる複数の要素も同じように、すなわち、そのように結ばれている要素の「一つまたは複数」として解釈されるべきである。「および/または」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そのような要素に関係したものであろうと関係していないものであろうと、任意的に存在してもよい。よって、限定しない例として、「Aおよび/またはB」への言及は、「含む/有する」といった開放型の言辞と一緒に使われるとき、ある実施形態ではAのみ（任意的にはB以外の要素を含む）を；別の実施形態ではBのみ（任意的にはA以外の要素を含む）を；さらに別の実施形態ではAおよびBの両方（任意的には他の要素を含む）などを指すことができる。

30

【0380】

本願で明細書および請求項において使用されるどころでは、一つまたは複数の要素のリストに言及しての「少なくとも一つの」という句は、該要素リストの要素の任意の一つまたは複数から選択される少なくとも一つの要素を意味するが、必ずしも該要素リスト内に個々に挙げられている一つ一つの要素の少なくとも一つを含むとは限らず、要素リスト内の要素のいかなる組み合わせも排除しないと理解すべきである。この定義は、個々に特定されている要素に関係したものであろうと関係していないものであろうと、「少なくとも一つ」という句が指す要素リスト内で個々に特定されている要素以外の要素が任意的に存在してもよいことをも許容する。よって、限定しない例として、「AおよびBの少なくとも一つ」（または等価だが「AまたはBの少なくとも一つ」または等価だが「Aおよび/またはBの少なくとも一つ」）は、ある実施形態では、Bなしで少なくとも一つ、任意的には二

40

50

つ以上のA（そして任意的にはB以外の要素を含む）を；別の実施形態では、Aなしで少なくとも一つ、任意的には二つ以上のB（そして任意的にはA以外の要素を含む）を；さらに別の実施形態では、少なくとも一つ、任意的には二つ以上のAおよび少なくとも一つ、任意的には二つ以上のB（そして任意的には他の要素を含む）などを指すことができる。

【0381】

また、本稿で使われる表現や用語は説明のためであって、限定するものと見なすべきではない。本稿における「含む」「有する」または「もつ」「包含する」「関わる」およびそれらの変形の使用は列挙された項目およびその等価物ならびに追加的な項目をカバーすることを意図している。

【0382】

請求項および上記の明細書において、「有する」「含む」「担持する」「もつ」「包含する」「関わる」「保持する」「構成される」などといったあらゆる移行句はオープンなものと理解される。すなわち、含むがそれに限定されないことを意味する。「...からなる」および「本質的には...からなる」という移行句のみが、それぞれクローズドまたは半クローズドの移行句である。

いくつかの態様を記載しておく。

〔態様1〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

0.2テスラ（T）未満の磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された B_0 磁石と；

動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、

当該磁気共鳴撮像システムはさらに：

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続とを有する、

低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様2〕

前記電力接続が、定格が少なくとも30アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様1記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様3〕

前記電力接続が、定格が少なくとも20アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様1または2記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様4〕

前記電力接続が、定格が少なくとも15アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様1ないし3のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

20

30

40

50

〔態様 5〕

前記電力接続が、定格が少なくとも30アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6〕

前記電力接続が、定格が少なくとも20アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 7〕

前記電力接続が、定格が少なくとも15アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8〕

前記電力接続が、定格が少なくとも12アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 9〕

前記電力システムが、約50～60Hzの85ボルトから250ボルトの間の範囲の壁のコンセントからの交流（AC）電力を受領し、該AC電力を当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための直流（DC）電力に変換するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 10〕

前記電力システムが、単相の壁のコンセントからAC電力を受領するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 11〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均3キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 10 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 12〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均2キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 11 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 13〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均1キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 14〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均750ワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 10 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 15〕

前記B₀磁石が約20mT以上0.1T未満の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 14 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 16〕

前記B₀磁石が約50mT以上0.1T未満の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのため

50

のB₀磁場を生成するよう構成されている、態様1記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様17〕

前記B₀磁石が約20mT以上約50mT以下の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様1ないし16のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様18〕

前記B₀磁石が約10mT以上約20mT以下の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様1ないし16のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様19〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、一緒になって当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための傾斜システムを形成する、第一の傾斜コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器、第二の傾斜コイルに電力を提供するための第二の電力増幅器および第三の傾斜コイルに電力を提供するための第三の電力増幅器を含み、前記傾斜システムは画像取得の間、平均約1キロワット以下を使う、態様1ないし18のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様20〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約500ワット以下を使う、態様1ないし19のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様21〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約200ワット以下を使う、態様1ないし20のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様22〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約100ワット以下を使う、態様1ないし21のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様23〕

前記B₀磁石、前記第一の傾斜コイル、前記第二の傾斜コイルおよび前記第三の傾斜コイルを支持し、前記第一の電力増幅器、前記第二の電力増幅器および前記第三の電力増幅器を収容するベースをさらに有する、態様1ないし22のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様24〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための高周波送信システムをなす少なくとも一つの高周波コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器を含み、前記高周波送信システムは画像取得の間、平均250ワット以下を使う、態様1ないし23のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様25〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均100ワット以下を使う、態様1ないし24のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様26〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均50ワット以下を使う、態様1ないし24のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様27〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する運搬機構をさらに有する、態様1ないし26のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様28〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約50インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし27のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様29〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1な

10

20

30

40

50

いし 28 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 30〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約35インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 28 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 31〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 30 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 32〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が1500ポンド未満である、態様 1 ないし 31 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 33〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が1000ポンド未満である、態様 1 ないし 32 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 34〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが5フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 33 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 35〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが4フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 34 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 36〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムと、電力システムとを有する低磁場磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

0.2テスラ (T) 未満の低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された B_0 磁石と；

動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し；

前記電力システムは、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有し、前記電力システムは当該低磁場磁気共鳴撮像システムを、画像取得の間、平均5キロワット未満を使って動作させる、

低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 37〕

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続をさらに有する、態様 1 ないし 36 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 38〕

前記電力接続が、定格が少なくとも30アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 37 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 39〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均3キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 38 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

20

30

40

50

〔態様 4 0〕

前記電力接続が、定格が少なくとも30アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 3 9 記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 4 1〕

前記電力接続が、定格が少なくとも20アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 4 2〕

前記電力接続が、定格が少なくとも15アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 4 3〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均2キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 4 2 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 4 4〕

前記電力接続が、定格が少なくとも20アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 3 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 4 5〕

前記電力接続が、定格が少なくとも12アンペアの約220ないし240ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 4 6〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均1キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 4 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 4 7〕

前記電力接続が、定格が少なくとも15アンペアの約110ないし120ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 4 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 4 8〕

前記電力システムが、約50～60Hzの85ボルトから250ボルトの間の範囲の壁のコンセントからの交流（AC）電力を受領し、該AC電力を当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための直流（DC）電力に変換するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 4 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 4 9〕

前記電力システムが、単相の壁のコンセントからAC電力を受領するよう構成された少な

50

くとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 4 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 0〕

前記B₀磁石が約20mT以上0.1T未満の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 4 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 1〕

前記B₀磁石が約50mT以上0.1T未満の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 5 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 2〕

前記B₀磁石が約20mT以上50mT以下の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 5 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 3〕

前記B₀磁石が約10mT以上20mT以下の超低磁場強度で当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 5 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 4〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、一緒になって当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための傾斜システムを形成する、第一の傾斜コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器、第二の傾斜コイルに電力を提供するための第二の電力増幅器および第三の傾斜コイルに電力を提供するための第三の電力増幅器を含み、前記傾斜システムは画像取得の間、平均約1キロワット以下を使う、態様 1 ないし 5 3 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 5〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約500ワット以下を使う、態様 1 ないし 5 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 6〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約200ワット以下を使う、態様 1 ないし 5 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 7〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約100ワット以下を使う、態様 1 ないし 5 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 8〕

前記B₀磁石、前記第一の傾斜コイル、前記第二の傾斜コイルおよび前記第三の傾斜コイルを支持し、前記第一の電力増幅器、前記第二の電力増幅器および前記第三の電力増幅器を収容するベースをさらに有する、態様 1 ないし 5 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 5 9〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための高周波送信システムをなす少なくとも一つの高周波コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器を含み、前記高周波送信システムは画像取得の間、平均250ワット以下を使う、態様 1 ないし 5 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 0〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均100ワット以下を使う、態様 1 ないし 5 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 1〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均50ワット以下を使う、態様 1 ないし 6 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

20

30

40

50

〔態様 6 2〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する運搬機構をさらに有する、態様 1 ないし 6 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 3〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約 50 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 6 2 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 4〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約 40 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 6 3 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 5〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約 35 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 6 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 6〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約 30 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 6 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 7〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が 1500 ポンド未満である、態様 1 ないし 6 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 8〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が 1000 ポンド未満である、態様 1 ないし 6 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 6 9〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが 5 フィート以下の最大寸法をもつ 5 ガウス線をもつ、態様 1 ないし 6 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 0〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが 4 フィート以下の最大寸法をもつ 5 ガウス線をもつ、態様 1 ないし 6 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 1〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムと、電力システムとを有する低磁場磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された B_0 磁石と；

動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、

前記電力システムは、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有し、前記電力システムは当該低磁場磁気共鳴撮像システムを、画像取得の間、平均 1.6 キロワット未満を使って動作させる、

低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 2〕

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続をさらに有する、態様 1 ないし 7 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 3〕

当該磁気共鳴撮像システムが、幹線電気を受領する単一の電力接続を介して動作させら

10

20

30

40

50

れる、態様 1 ないし 7 2 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 4〕

前記電力接続が、定格が少なくとも 15 アンペアの約 110 ないし 120 ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 7 3 記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 5〕

前記電力接続が、定格が少なくとも 12 アンペアの約 220 ないし 240 ボルトを提供する単相コンセントに接続するよう構成され、前記電力システムが、前記単相コンセントによって提供される電力から、当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための前記電力を提供することができる、態様 1 ないし 7 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 7 6〕

前記 B_0 磁石が、約 40 mT 以上約 0.1 T 以下の B_0 磁場を生成するよう構成された少なくとも一つの永久磁石を有する、態様 1 ないし 7 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 7〕

前記電力システムが、約 50 ~ 60 Hz の 85 ボルトから 250 ボルトの間の範囲の壁のコンセントからの交流 (AC) 電力を受領し、該 AC 電力を当該磁気共鳴撮像システムを動作させるための直流 (DC) 電力に変換するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 7 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 7 8〕

前記電力システムが、単相の壁のコンセントから AC 電力を受領するよう構成された少なくとも一つの電力供給部を有する、態様 1 ないし 7 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 7 9〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、一緒になって当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための傾斜システムを形成する、第一の傾斜コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器、第二の傾斜コイルに電力を提供するための第二の電力増幅器および第三の傾斜コイルに電力を提供するための第三の電力増幅器を含み、前記傾斜システムは画像取得の間、平均約 1 キロワット以下を使う、態様 1 ないし 7 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 8 0〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約 500 ワット以下を使う、態様 1 ないし 7 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 1〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約 200 ワット以下を使う、態様 1 ないし 8 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 2〕

前記傾斜システムが画像取得の間、平均約 100 ワット以下を使う、態様 1 ないし 8 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 8 3〕

前記 B_0 磁石、前記第一の傾斜コイル、前記第二の傾斜コイルおよび前記第三の傾斜コイルを支持し、前記第一の電力増幅器、前記第二の電力増幅器および前記第三の電力増幅器を収容するベースをさらに有する、態様 1 ないし 8 2 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 4〕

前記一つまたは複数の電力コンポーネントが、当該低磁場磁気共鳴撮像システムのための高周波送信システムをなす少なくとも一つの高周波コイルに電力を提供するための第一の電力増幅器を含み、前記高周波送信システムは画像取得の間、平均 250 ワット以下を使

50

う、態様 1 ないし 8 3 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 5〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均100ワット以下を使う、態様 1 ないし 8 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 6〕

前記高周波送信システムが画像取得の間、平均50ワット以下を使う、態様 1 ないし 8 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 7〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する運搬機構をさらに有する、態様 1 ないし 8 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 8 8〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均1キロワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 8 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 8 9〕

前記電力システムが、画像取得の間、平均750ワット未満を使って当該低磁場磁気共鳴撮像システムを動作させる、態様 1 ないし 8 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 0〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約50インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 8 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 9 1〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 9 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 2〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約35インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 9 1 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 3〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが、約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 9 2 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 9 4〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が1500ポンド未満である、態様 1 ないし 9 3 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 5〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムの重量が1000ポンド未満である、態様 1 ないし 9 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 6〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが5フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 9 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 9 7〕

当該低磁場磁気共鳴撮像システムが4フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 9 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 9 8〕

ポータブル磁気共鳴撮像システムであって：

当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB₀磁場を生成するよう構成されたB₀磁石と；

当該磁ポータブル気共鳴撮像システムの動作環境における少なくともいくつかの電磁ノイズを検出および抑制するよう構成されたノイズ削減システムと；

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの動作環境における前記電磁ノイズの少なくとも

50

いくらかを減衰させるために設けられた電磁遮蔽とを有し、前記電磁遮蔽は、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域のある割合を遮蔽するよう構成される、ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 99〕

前記電磁遮蔽が、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の75パーセント未満を遮蔽するよう構成される、態様 1 ないし 98 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 100〕

前記電磁遮蔽が、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の50パーセント未満を遮蔽するよう構成される、態様 1 ないし 98 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 101〕

前記電磁遮蔽が、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の25パーセント未満を遮蔽するよう構成される、態様 1 ないし 100 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 102〕

前記電磁遮蔽が、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の10パーセント未満を遮蔽するよう構成される、態様 1 ないし 101 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 103〕

少なくとも前記B₀磁石のための筐体をさらに有しており、前記電磁遮蔽が、前記撮像領域を遮蔽するために前記筐体に調整可能に結合された少なくとも一つの電磁シールド構造を有する、態様 1 ないし 102 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 104〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の、少なくとも75パーセントから50パーセントまでの間の範囲において遮蔽するよう調整可能である、態様 1 ないし 103 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 105〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の、少なくとも75パーセントから25パーセントまでの間の範囲において遮蔽するよう調整可能である、態様 1 ないし 104 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 106〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の、少なくとも50パーセントから25パーセントまでの間の範囲において遮蔽するよう調整可能である、態様 1 ないし 105 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 107〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記筐体に結合された複数の可動シールドを有する、態様 1 ないし 106 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 108〕

前記複数の可動シールドが、前記撮像領域の遮蔽の量を変えられることを許容するために、互いに独立して動かされることができる、態様 1 ないし 107 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 109〕

前記ノイズ削減システムが、前記少なくとも一つの電磁シールド構造の異なる配置にตอบสนองして前記電磁ノイズの少なくともいくらかを動的に抑制および/または補償するよう構成される、態様 1 ないし 108 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 110〕

50

前記少なくとも一つの高周波コイルが複数の高周波コイルを含み、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムは、前記複数の高周波コイルのうちの少なくとも一つを通る電流の量を減らすよう前記複数の高周波コイルのうちの少なくとも一つに結合された少なくとも一つの減結合回路を有する、態様 1 ないし 1 0 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 1〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するタンク回路を有する、態様 1 ないし 1 1 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 2〕

前記少なくとも一つの減結合回路が：

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第一のタンク回路と；

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第二のタンク回路と；

送信サイクルの間は前記第一のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合し、受信サイクルの間は前記第二のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合する送信/受信スイッチとを有する、態様 1 ないし 1 1 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 3〕

前記第一のタンク回路および前記第二のタンク回路が少なくとも一つの回路コンポーネントを共有する、態様 1 ないし 1 1 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 4〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流の量を減らすようフィードバック回路を介して前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つと並列に結合されたインダクタを有する、態様 1 ないし 1 1 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 5〕

前記少なくとも一つの高周波コイルが少なくとも一つの主高周波コイルおよび少なくとも一つの補助高周波コイルを有し、前記少なくとも一つの減結合回路が、前記少なくとも一つの主高周波コイルに結合された第一の減結合回路および前記少なくとも一つの補助コイルに結合された第二の減結合回路を有する、態様 1 ないし 1 1 4 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 6〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が異なる型である、態様 1 ないし 1 1 5 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 7〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が同じ型である、態様 1 ないし 1 1 6 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 8〕

前記 B_0 磁石が約 0.1T 以上約 0.2T 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 1 7 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 1 9〕

前記 B_0 磁石が約 50mT 以上約 0.1T 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 1 8 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 2 0〕

前記 B_0 磁石が約 20mT 以上約 50mT 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 1 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 2 1〕

10

20

30

40

50

前記B₀磁石が約10mT以上約20mT以下の強度のB₀磁場を生成するよう構成されている、態様1ないし120のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様122〕

前記磁気遮蔽が、少なくとも一つの伝導性ループをなす当該磁気共鳴撮像システムの上部と下部をつなぐ少なくとも一つの伝導性ストリップを有する、態様1ないし121のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様123〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域内の磁束密度を増すよう前記B₀磁石によって生成される磁場の少なくとも一部を捕捉して差し向けるよう構成された少なくとも一つの強磁性コンポーネントをさらに有しており、前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記少なくとも一つの伝導性ループをなすよう前記少なくとも一つの強磁性コンポーネントに結合される、態様1ないし122のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様124〕

前記B₀磁石が、前記撮像領域のまわりの二平面配置に位置された少なくとも一つの第一の磁石および少なくとも一つの第二の磁石を有しており、前記少なくとも一つの強磁性コンポーネントは、前記少なくとも一つの第一の磁石および前記少なくとも一つの第二の磁石に磁氣的に結合された強磁性構造を有しており、前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記撮像領域の少なくとも一部のまわりの伝導性ループをなすよう前記強磁性構造に結合される、態様1ないし123のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様125〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記撮像領域のまわりの複数の異なる位置のうちの任意の位置に取り外し可能に取り付けられることを許容するよう構成された複数の固定機構をさらに有する、態様1ないし124のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様126〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが柔軟な材料で形成される、態様1ないし125のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様127〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが柔軟な編組材料で形成される、態様1ないし126のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様128〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが剛性の材料で形成される、態様1ないし127のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様129〕

ポータブル磁気共鳴撮像システムであって：

当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB₀磁場を生成するよう構成されたB₀磁石と；

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの動作環境における少なくともいくつかの電磁ノイズを検出および抑制するよう構成されたノイズ削減システムと；

40

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの少なくとも一部のための電磁遮蔽とを有し、前記電磁遮蔽は、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域の遮蔽は実質的に提供しない、

ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様130〕

前記B₀磁石と；

動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

前記撮像領域に高周波信号を与えるよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを

50

含む、

複数の磁気系コンポーネントを有する、態様 1 ないし 1 2 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 1〕

前記複数の磁気系コンポーネントの一つまたは複数に電力を提供するための少なくとも一つの電子コンポーネントをさらに有しており、前記電磁遮蔽が前記少なくとも一つの電子コンポーネントのための少なくともいくらかの遮蔽を提供する、態様 1 ないし 1 3 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 2〕

前記少なくとも一つの高周波コイルが複数の高周波コイルを含み、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムは、前記複数の高周波コイルのうちの少なくとも一つを通る電流の量を減らすよう前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合された少なくとも一つの減結合回路を有する、態様 1 ないし 1 3 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 1 3 3〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するタンク回路を有する、態様 1 ないし 1 3 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 4〕

前記少なくとも一つの減結合回路が：

20

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第一のタンク回路と；

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第二のタンク回路と；

送信サイクルの間は前記第一のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合し、受信サイクルの間は前記第二のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合する送信 / 受信スイッチとを有する、態様 1 ないし 1 3 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 5〕

前記第一のタンク回路および前記第二のタンク回路が少なくとも一つの回路コンポーネントを共有する、態様 1 ないし 1 3 4 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

30

〔態様 1 3 6〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流の量を減らすようフィードバック回路を介して前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つと並列に結合されたインダクタを有する、態様 1 ないし 1 3 5 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 7〕

前記少なくとも一つの高周波コイルが少なくとも一つの主高周波コイルおよび少なくとも一つの補助高周波コイルを有し、前記少なくとも一つの減結合回路が、前記少なくとも一つの主高周波コイルに結合された第一の減結合回路および前記少なくとも一つの補助コイルに結合された第二の減結合回路を有する、態様 1 ないし 1 3 6 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 1 3 8〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が異なる型である、態様 1 ないし 1 3 7 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 3 9〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が同じ型である、態様 1 ないし 1 3 8 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 4 0〕

50

前記B₀磁石が約0.1T以上約0.2T以下の強度のB₀磁場を生成するよう構成されている、
態様1ないし139のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様141〕

前記B₀磁石が約50mT以上約0.1T以下の強度のB₀磁場を生成するよう構成されている、
態様1ないし140のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様142〕

前記B₀磁石が約20mT以上約50mT以下の強度のB₀磁場を生成するよう構成されている、
態様1ないし141のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様143〕

前記B₀磁石が約10mT以上約20mT以下の強度のB₀磁場を生成するよう構成されている、
態様1ないし142のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様144〕

ポータブル磁気共鳴撮像システムであって：

当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB₀磁場を生成するよう構成されたB₀磁石と；

前記B₀磁石のための筐体と；

少なくとも一つの電磁シールド構造とを有し、前記少なくとも一つの電磁シールド構造は、前記少なくとも一つの電磁シールド構造を前記撮像領域のまわりで調節することによって変更できる量で前記撮像領域のための電磁遮蔽を提供するよう前記筐体に調節可能に結合される、

ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様145〕

当該磁ポータブル気共鳴撮像システムの動作環境における少なくともいくらかの電磁ノイズを検出および抑制するよう構成されたノイズ削減システムをさらに有する、態様1ないし144のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様146〕

前記少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントが、当該磁ポータブル気共鳴撮像システムの動作環境における電磁ノイズの少なくとも一部を検出するための少なくとも一つのセンサーと、前記少なくとも一つのセンサーによって検出された電磁ノイズの前記少なくとも一部に基づいてノイズを抑制するための少なくとも一つのコントローラとを有する、態様1ないし145のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様147〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造は、当該磁ポータブル気共鳴撮像システムの動作環境における電磁ノイズの少なくとも一部についての減衰を提供し、前記少なくとも一つの電磁シールド構造は、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの撮像領域の100パーセント未満を遮蔽するよう構成される、態様1ないし146のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様148〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の約75パーセントないし約50パーセントを遮蔽するよう調整可能である、態様1ないし147のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様149〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の約75パーセントないし約25パーセントを遮蔽するよう調整可能である、態様1ないし148のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様150〕

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記撮像領域の約50パーセントないし約25パーセントを遮蔽するよう調整可能である、態様1ないし149のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様151〕

10

20

30

40

50

前記少なくとも一つの電磁シールド構造が、前記筐体に結合された複数の可動シールドを有する、態様 1 ないし 1 5 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 5 2〕

前記複数の可動シールドが、前記撮像領域の遮蔽の量が構成されることを許容するために、互いに独立して動かされることができる、態様 1 ないし 1 5 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 5 3〕

前記複数の可動シールドのそれぞれが、実質的にそれぞれの可動シールドの周のまわりに配置された電気ガasketを有する、態様 1 ないし 1 5 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 1 5 4〕

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域に高周波信号を送信し、該撮像領域から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された複数の高周波コイルと；前記複数の高周波コイルのうち少なくとも一つを通る電流の量を減らすよう前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合された少なくとも一つの減結合回路とをさらに有する、

態様 1 ないし 1 5 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 5 5〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するタンク回路を有する、態様 1 ないし 1 5 4 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 1 5 6〕

前記少なくとも一つの減結合回路が：

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第一のタンク回路と；

前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流を制限するよう構成された第二のタンク回路と；

送信サイクルの間は前記第一のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合し、受信サイクルの間は前記第二のタンク回路を前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つに結合する送信／受信スイッチとを有する、

30

態様 1 ないし 1 5 5 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 5 7〕

前記第一のタンク回路および前記第二のタンク回路が少なくとも一つの回路コンポーネントを共有する、態様 1 ないし 1 5 6 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 5 8〕

前記少なくとも一つの減結合回路が、前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つを流れる電流の量を減らすようフィードバック回路を介して前記複数の高周波コイルのうちの前記少なくとも一つと並列に結合されたインダクタを有する、態様 1 ないし 1 5 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 1 5 9〕

前記複数の高周波コイルが少なくとも一つの主高周波コイルおよび少なくとも一つの補助高周波コイルを有し、前記少なくとも一つの減結合回路が、前記少なくとも一つの主高周波コイルに結合された第一の減結合回路および前記少なくとも一つの補助コイルに結合された第二の減結合回路を有する、態様 1 ないし 1 5 8 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 0〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が異なる型である、態様 1 ないし 1 5 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

50

〔態様 1 6 1〕

前記第一の減結合回路および前記第二の減結合回路が同じ型である、態様 1 ないし 1 6 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 2〕

前記 B_0 磁石が約 0.1T 以上約 0.2T 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 6 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 3〕

前記 B_0 磁石が約 50mT 以上約 0.1T 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 6 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 4〕

前記 B_0 磁石が約 20mT 以上約 50mT 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 6 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 5〕

前記 B_0 磁石が約 10mT 以上約 20mT 以下の強度の B_0 磁場を生成するよう構成されている、態様 1 ないし 1 6 4 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 6〕

前記少なくとも一つの磁気シールドが、少なくとも一つの伝導性ループをなす当該磁気共鳴撮像システムの上部和下部に、前記撮像領域のまわりの複数の選択可能な位置において接続されるよう構成された少なくとも一つの伝導性ストリップを有する、態様 1 ないし 1 6 5 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 7〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが、当該磁気共鳴撮像システムの前記撮像領域内の磁束密度を増すよう前記 B_0 磁石によって生成される磁場の少なくとも一部を捕捉して差し向けるよう構成された少なくとも一つの強磁性コンポーネントをさらに有しており、前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記少なくとも一つの伝導性ループをなすよう前記少なくとも一つの強磁性コンポーネントに結合される、態様 1 ないし 1 6 6 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 8〕

前記 B_0 磁石が、前記撮像領域のまわりの二平面配置に位置された少なくとも一つの第一の磁石および少なくとも一つの第二の磁石を有しており、前記少なくとも一つの強磁性コンポーネントは、前記少なくとも一つの第一の磁石および前記少なくとも一つの第二の磁石に磁氣的に結合された強磁性構造を有しており、前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記撮像領域の少なくとも一部のまわりの伝導性ループをなすよう前記強磁性構造に結合される、態様 1 ないし 1 6 7 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 6 9〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが、前記撮像領域のまわりの前記複数の異なる位置のうち任意の位置に取り外し可能に取り付けられることを許容するよう構成された複数の固定機構をさらに有する、態様 1 ないし 1 6 8 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 7 0〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが柔軟な材料で形成される、態様 1 ないし 1 6 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 7 1〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが柔軟な編組材料で形成される、態様 1 ないし 1 7 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 7 2〕

前記少なくとも一つの伝導性ストリップが剛性の材料で形成される、態様 1 ないし 1 7 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 7 3〕

10

20

30

40

50

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された永久 B_0 磁石と；
動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルとを有し、

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに：

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；

前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースとを有し、前記ベースは当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが異なる位置に搬送されることを許容する少なくとも一つの運搬機構とを有する、
ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 174〕

前記運搬機構が少なくとも一つの電動コンポーネントを有する、態様 1 ないし 173 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 175〕

前記運搬機構が複数の車輪を有する、態様 1 ないし 174 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 176〕

前記少なくとも一つの車輪が少なくとも一つの電動車輪を含む、態様 1 ないし 175 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 177〕

ユーザーによって加えられた力を検出して、検出された力の方向に前記少なくとも一つの電動コンポーネントを稼働させる少なくとも一つのパワーアシスト機構をさらに有する、
態様 1 ないし 176 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 178〕

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続をさらに有する、
態様 1 ないし 179 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 179〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの電磁的に遮蔽された部屋の外での動作を容易にする少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントをさらに有する、
態様 1 ないし 178 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 180〕

前記 B_0 磁石のための筐体をさらに有しており、前記少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントが、前記筐体に調整可能に結合された少なくとも一つの電磁シールドを有し、前記電磁シールドは、前記撮像領域のまわりで前記少なくとも一つの電磁シールドを調整することによって構成可能な量で前記撮像領域のための電磁遮蔽を提供する、
態様 1 ないし 179 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 181〕

前記少なくとも一つの電磁シールドが、前記筐体に結合された複数の可動シールドを有し、前記複数の可動シールドのそれぞれが前記撮像領域のまわりに独立して動かされることができ、
態様 1 ないし 180 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 182〕

前記少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントが電磁ノイズを検出するための少なくとも一つのセンサーと、前記少なくとも一つのセンサーによって検出された電磁ノイズに

10

20

30

40

50

基づいてノイズを抑制するための少なくとも一つのコントローラとを有する、態様 1 ないし 1 8 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 8 3〕

前記磁気系コンポーネントが少なくとも一つの高周波送信コイルを有する、態様 1 ないし 1 8 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 8 4〕

前記ベースが約 50 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 8 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 8 5〕

前記ベースが約 40 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 8 4 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 1 8 6〕

前記ベースが約 35 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 8 5 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 8 7〕

前記ベースが約 30 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 8 6 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 8 8〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が 1500 ポンド未満である、態様 1 ないし 1 8 7 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 1 8 9〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が 1000 ポンド未満である、態様 1 ないし 1 8 8 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 9 0〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが 5 フィード以下の最大寸法をもつ 5 ガウス線をもつ、態様 1 ないし 1 8 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 9 1〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが 4 フィード以下の最大寸法をもつ 5 ガウス線をもつ、態様 1 ないし 1 8 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 9 2〕

30

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された永久 B_0 磁石と；
動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

少なくとも一つの高周波送信コイルとを有し、

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに：

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；

40

前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースとを有し、前記ベースは約 50 インチ以下の最大水平寸法をもつ、
ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 9 3〕

前記ベースが約 40 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 9 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 1 9 4〕

前記ベースが約 35 インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 1 9 3 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

50

〔態様 195〕

前記ベースが約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 194 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 196〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が1500ポンド未満である、態様 1 ないし 195 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 197〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が1000ポンド未満である、態様 1 ないし 196 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 198〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが5フィード以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 197 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 199〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが4フィード以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 198 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 200〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

当該磁気共鳴撮像システムのためのB₀磁場を生成するよう構成された永久B₀磁石と；
動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

少なくとも一つの高周波送信コイルとを有し、
当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに、画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムを有し、

当該磁気共鳴撮像システムの重量は1500ポンド未満である、
ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 201〕

前記ベースが約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 200 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 202〕

前記ベースが約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 201 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 203〕

前記ベースが約35インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 202 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 204〕

前記ベースが約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様 1 ないし 203 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 205〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が1000ポンド未満である、態様 1 ないし 204 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 206〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが5フィード以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 205 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 207〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが4フィード以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様 1 ないし 206 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 208〕

10

20

30

40

50

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

約0.1T以下の磁場強度で B_0 磁場を生成するよう構成された永久 B_0 磁石と；

動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に应答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、

当該低磁場磁気共鳴撮像システムは、5フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様209〕

前記ベースが約50インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし208のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様210〕

前記ベースが約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし209のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様211〕

前記ベースが約35インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし210のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様212〕

前記ベースが約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし211のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様213〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が1500ポンド未満である、態様1ないし212のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様214〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの重量が1000ポンド未満である、態様1ないし213のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様215〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが4フィート以下の最大寸法をもつ5ガウス線をもつ、態様1ないし214のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様216〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有するポータブル磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された B_0 磁石と；

動作させられるときに、放出される磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルとを有し、

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムはさらに：

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるよう前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムと；

前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースであって、前記ベースは、当該ポータブル磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する少なくとも一つの運搬機構を有する、ベースと；

前記 B_0 磁石に結合され、前記 B_0 磁石が所望される角度に回転されることを許容するよう構成された位置決め部材とを有する、

ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様217〕

10

20

30

40

50

前記位置決め部材が、前記B₀磁石および前記ベースに結合された位置決めゴニオメータ
ーを有し、前記位置決めゴニオメータは、前記B₀磁石が、ある角度範囲にわたって実質
的には前記B₀磁石の重心のまわりに回転されることを許容する、態様1ないし216のう
ちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様218〕

前記位置決め部材が前記B₀磁石が手動で回転されることを許容する、態様1ないし21
7のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様219〕

前記位置決め部材が：

前記B₀磁石を前記複数の位置のうちの選択された位置に保持する少なくとも一つのロッ
キング部材と；

ユーザーが前記少なくとも一つのロッキング部材を手動で解放し、前記B₀磁石を前記複
数の位置のうちの異なる位置に回転させることを許容する少なくとも一つの手動リリース
機構とを有する、

態様1ないし218のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様220〕

前記位置決め部材が前記B₀磁石が実質的にその重心のまわりに回転されるよう前記B₀磁
石に結合されている、態様1ないし219のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴
撮像システム。

〔態様221〕

前記B₀磁石の重心が回転時に実質的に同じ位置に留まる、態様1ないし220のうちい
ずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様222〕

前記複数の位置のそれぞれが、撮像される患者の解剖構造を支持する撮像領域内の表面
のそれぞれ異なる傾斜を生じる前記B₀磁石の傾きに対応する、態様1ないし221のうち
いずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様223〕

前記B₀磁石が、二平面配置に位置された第一のB₀磁石および第二のB₀磁石を有してお
り、前記複数の位置のそれぞれは、前記B₀磁石の重心のまわりの前記二平面配置の平面の
傾きに対応する、態様1ないし222のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像
システム。

〔態様224〕

前記磁気系コンポーネントが少なくとも一つの高周波送信コイルを含む、態様1ないし
223のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様225〕

前記ベースが約50インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし224のうちいずれ
か一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様226〕

前記ベースが約40インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし225のうちいずれ
か一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様227〕

前記ベースが約35インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし226のうちいずれ
か一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様228〕

前記ベースが約30インチ以下の最大水平寸法をもつ、態様1ないし227のうちいずれ
か一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様229〕

ポータブル磁気共鳴撮像システムであって：

当該磁気共鳴撮像システムの撮像領域のためのB₀磁場を生成するよう構成されたB₀磁石
と；

10

20

30

40

50

前記B₀磁石のための筐体と；

少なくとも一つの電磁シールドとを有し、前記少なくとも一つの電磁シールドは、前記少なくとも一つの電磁シールドを前記撮像領域のまわりで調節することによって構成設定可能な量で前記撮像領域のための電磁遮蔽を提供するよう前記筐体に調節可能に結合される、

ポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 0〕

前記少なくとも一つの電磁シールドが、前記筐体に結合された複数の可動シールドを有し、前記複数の可動シールドのそれぞれが、前記撮像領域のまわりに独立して動かされることができる、態様 1 ないし 2 2 9 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 2 3 1〕

前記複数の可動シールドのそれぞれが、実質的にそれぞれの可動シールドの周のまわりに電気ガasketを有する、態様 1 ないし 2 3 0 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 2〕

当該ポータブル磁気共鳴撮像システムの電磁的に遮蔽された部屋の外での動作を容易にする少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントをさらに有する、態様 1 ないし 2 3 1 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 3〕

前記少なくとも一つのノイズ抑制コンポーネントが電磁ノイズを検出するための少なくとも一つのセンサーと、前記少なくとも一つのセンサーによって検出された電磁ノイズに基づいてノイズを抑制するための少なくとも一つのコントローラとを有する、態様 1 ないし 2 3 2 のうちいずれか一項記載のポータブル磁気共鳴撮像システム。

20

〔態様 2 3 4〕

磁気共鳴撮像を実行するための磁場を生成するよう構成された複数の磁気系コンポーネントをもつ磁気系システムを有する低磁場磁気共鳴撮像システムであって、前記磁気系システムは：

約0.1T以下の磁場強度でB₀磁場を生成するよう構成された永久B₀磁石と；

動作させられるときに、磁気共鳴信号の空間的エンコードを提供するための磁場を生成するよう構成された複数の傾斜コイルと；

30

動作させられるときに、当該磁気共鳴撮像システムの視野に高周波信号を送信し、該視野から放出される磁気共鳴信号に応答するよう構成された少なくとも一つの高周波コイルとを有し、

当該低磁場磁気共鳴撮像システムはさらに：

少なくとも一つの画像を取得するよう所定のパルス・シーケンスに従って前記磁気系システムを動作させるよう構成された少なくとも一つのコントローラを有する、

低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 5〕

前記少なくとも一つのコントローラは、約15分以下で複数の画像を取得するよう所定のパルス・シーケンスに従って前記磁気系システムを動作させるよう構成される、態様 1 ないし 2 3 4 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

40

〔態様 2 3 6〕

前記複数の画像の解像度がそれぞれの次元方向において2×2×5mm以下である、態様 1 ないし 2 3 5 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 7〕

前記少なくとも一つのコントローラは、約5分以下で複数の画像を取得するよう所定のパルス・シーケンスに従って前記磁気系システムを動作させるよう構成される、態様 1 ないし 2 3 6 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 8〕

50

前記複数の画像の解像度がそれぞれの次元方向において $3 \times 3 \times 6$ mm以下である、態様 1 ないし 2 3 7 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 3 9〕

画像取得を実行するよう当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために前記磁気系システムに電力を提供するよう構成された一つまたは複数の電力コンポーネントを有する電力システムをさらに有する、態様 1 ないし 2 3 8 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 0〕

前記磁気系システムを支持し、前記電力システムを収容するベースをさらに有しており、前記ベースは、ポータブル磁気共鳴撮像システムが所望される位置に搬送されることを許容する少なくとも一つの運搬機構を有する、態様 1 ないし 2 3 9 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

10

〔態様 2 4 1〕

幹線電気を受領するよう単相コンセントに接続し、幹線電気を前記電力システムに送達して当該磁気共鳴撮像システムを動作させるために必要とされる電力を提供するよう構成された電力接続をさらに有する、態様 1 ないし 2 4 0 のうちいずれか一項記載の低磁場磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 2〕

磁気共鳴撮像システムであって：

当該磁気共鳴撮像システムのための B_0 磁場を生成するよう構成された B_0 磁石と；

20

前記 B_0 磁石に結合され、前記 B_0 磁石が複数の位置に手動で回転されることを許容する位置決め部材とを有し、前記複数の位置のそれぞれは前記 B_0 磁石を異なる角度に配置する、磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 3〕

前記位置決め部材が：

前記 B_0 磁石を前記複数の位置のうちの一つの選択された位置に保持する少なくとも一つのロッキング部材と；

ユーザーが前記少なくとも一つのロッキング部材を手動で解放し、前記 B_0 磁石を前記複数の位置のうちの一つの異なる位置に回転させることを許容する少なくとも一つの手動リリース機構とを有する、

30

態様 1 ないし 2 4 2 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 4〕

前記位置決め部材が、前記 B_0 磁石が実質的にその重心のまわりに回転されるよう、前記 B_0 磁石に結合されている、態様 1 ないし 2 4 3 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 5〕

前記 B_0 磁石の重心が回転時に実質的に同じ位置に留まる、態様 1 ないし 2 4 4 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

〔態様 2 4 6〕

前記複数の位置のそれぞれが、撮像される患者の解剖構造を支持する撮像領域内の表面のそれぞれ異なる傾斜を生じる前記 B_0 磁石の傾きに対応する、態様 1 ないし 2 4 5 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

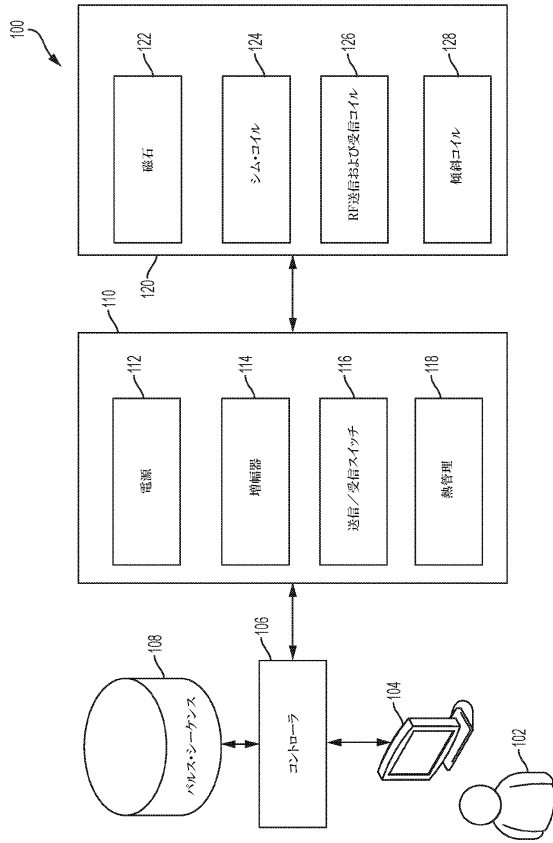
40

〔態様 2 4 7〕

前記 B_0 磁石が、二平面配置に位置された第一の B_0 磁石および第二の B_0 磁石を有しており、前記複数の位置のそれぞれは、前記 B_0 磁石の重心のまわりの前記二平面配置の平面の傾きに対応する、態様 1 ないし 2 4 6 のうちいずれか一項記載の磁気共鳴撮像システム。

50

【図面】
【図 1】



【図 2 A】

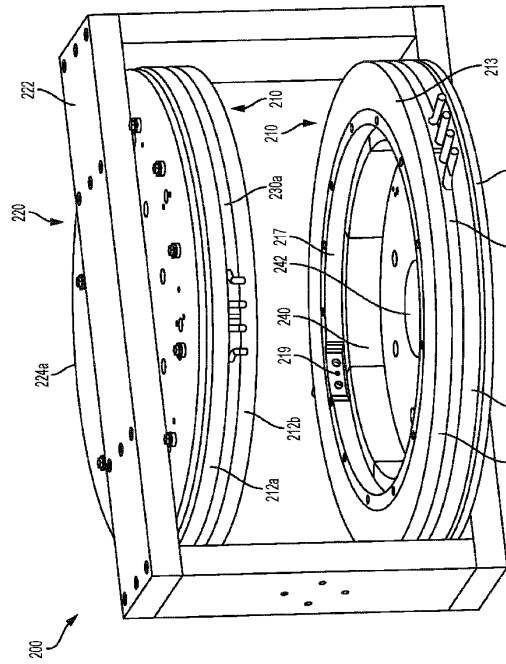


FIG. 2A

10

20

【図 2 B】

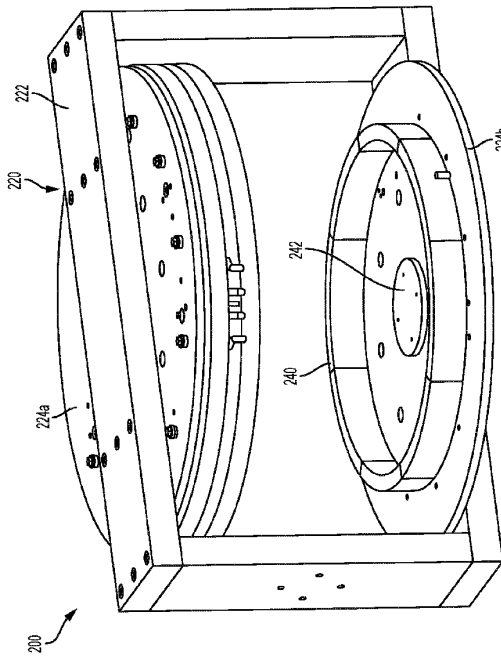


FIG. 2B

【図 3 A】

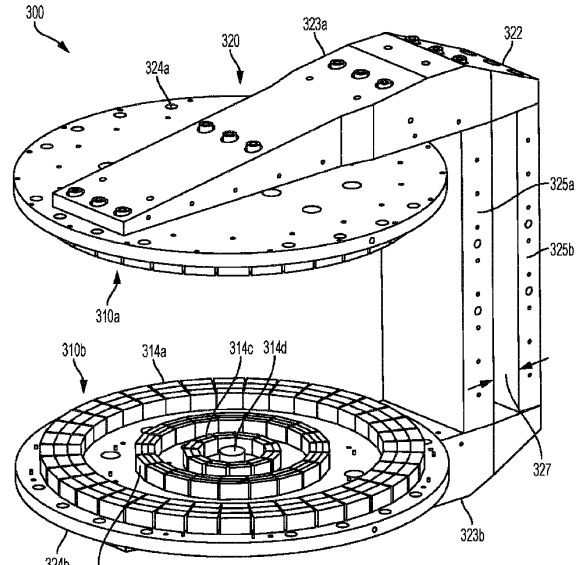


FIG. 3A

30

40

50

【 3 B 】

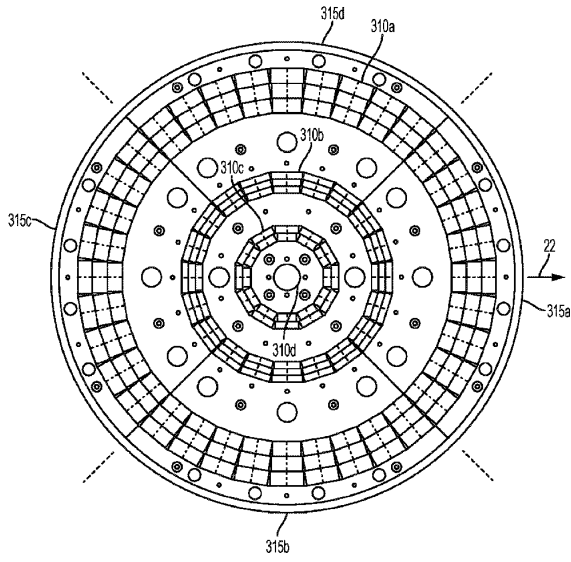


FIG. 3B

【 4 A 】

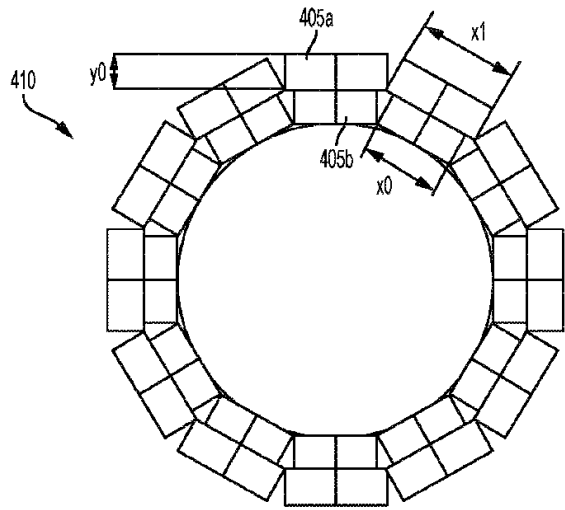


FIG. 4A

【 4 B 】

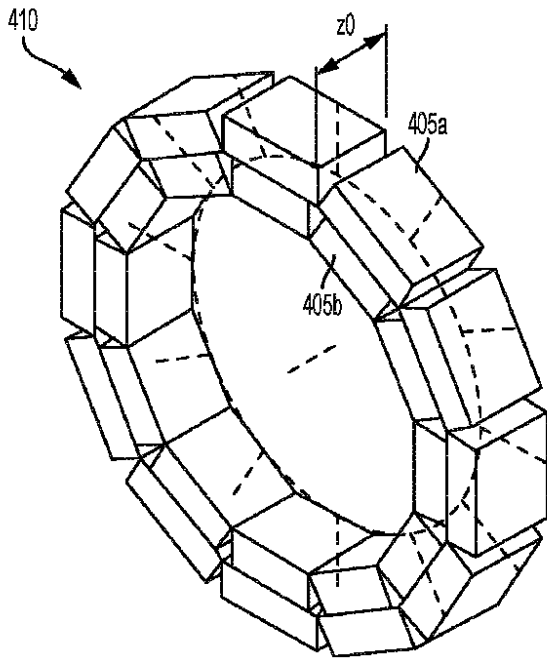


FIG. 4B

【 5 A 】

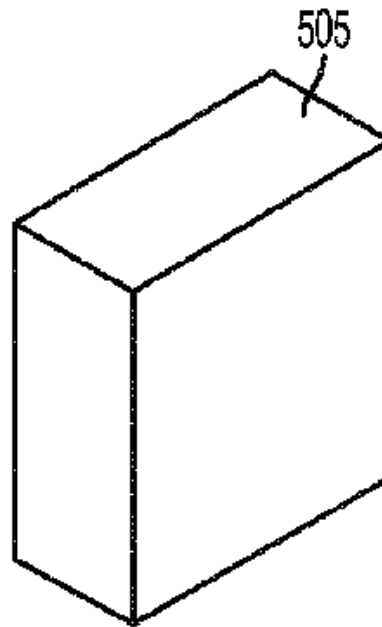


FIG. 5A

10

20

30

40

50

【 図 5 B 】

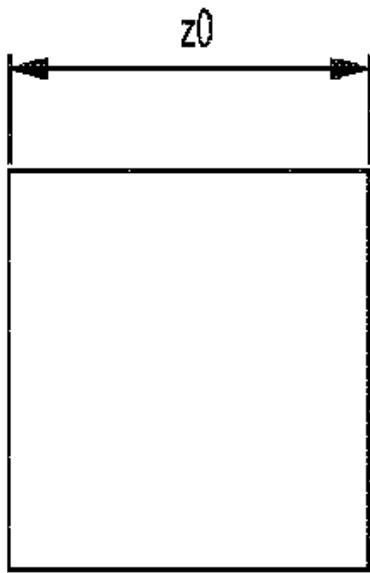


FIG. 5B

【 図 5 C 】

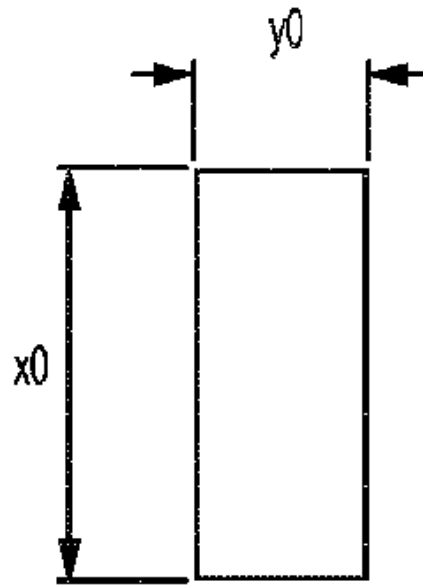


FIG. 5C

【 図 6 A 】

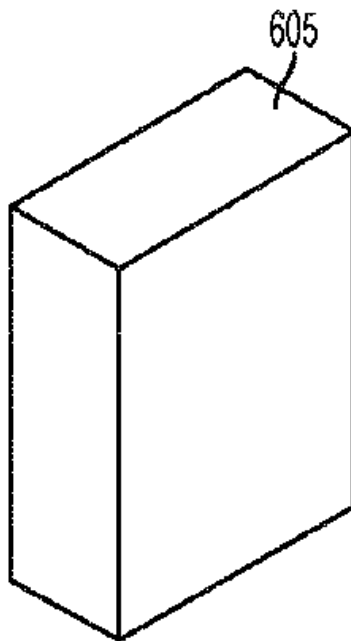


FIG. 6A

【 図 6 B 】

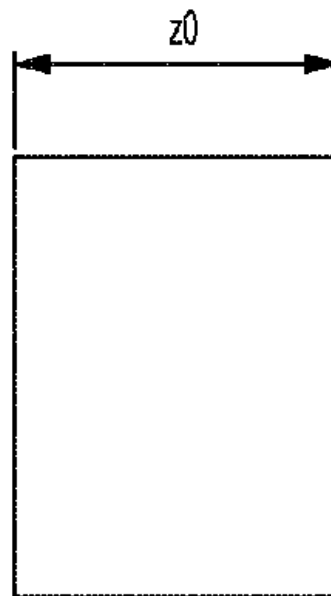


FIG. 6B

10

20

30

40

50

【 図 6 C 】

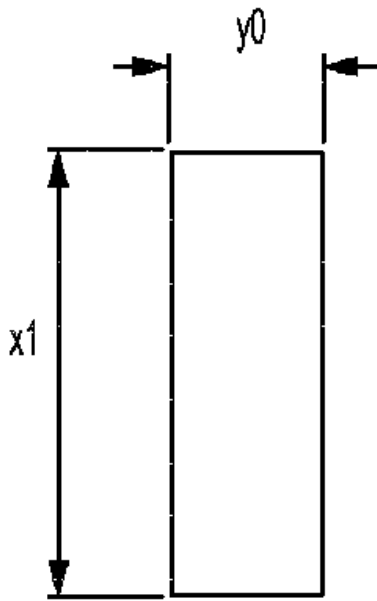


FIG. 6C

【 図 7 A 】

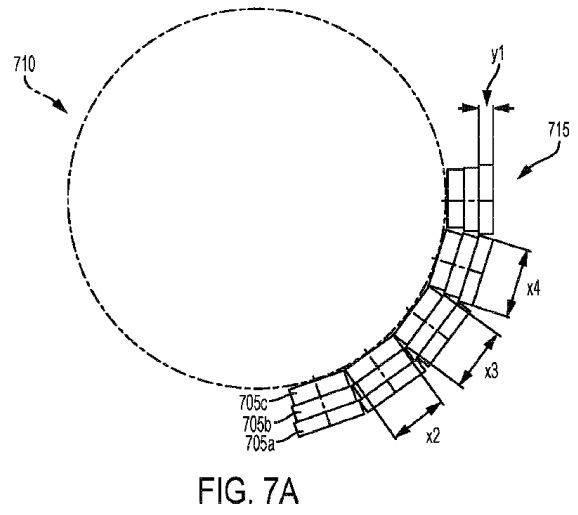


FIG. 7A

【 図 7 B 】

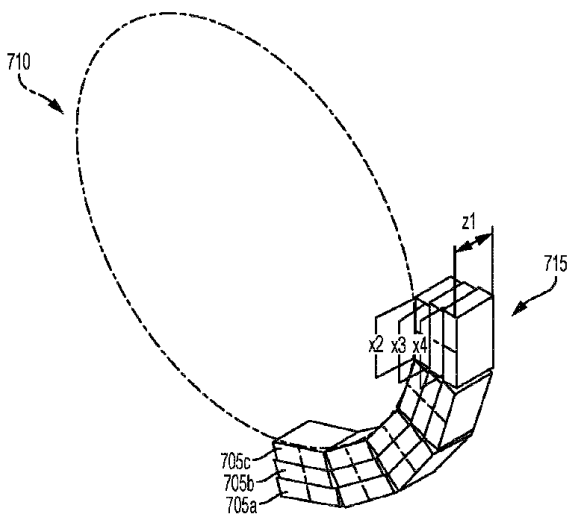


FIG. 7B

【 図 7 C 】

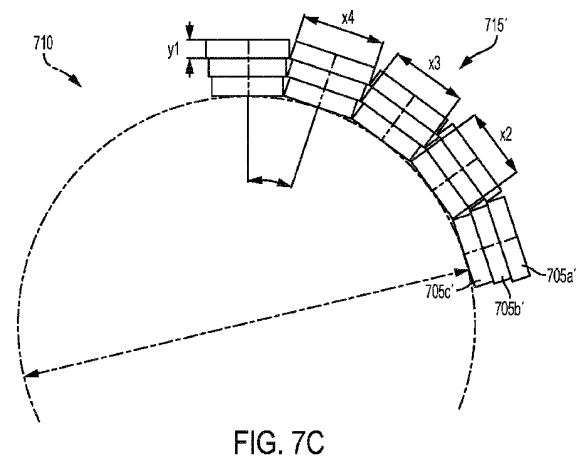


FIG. 7C

10

20

30

40

50

【 図 7 D 】

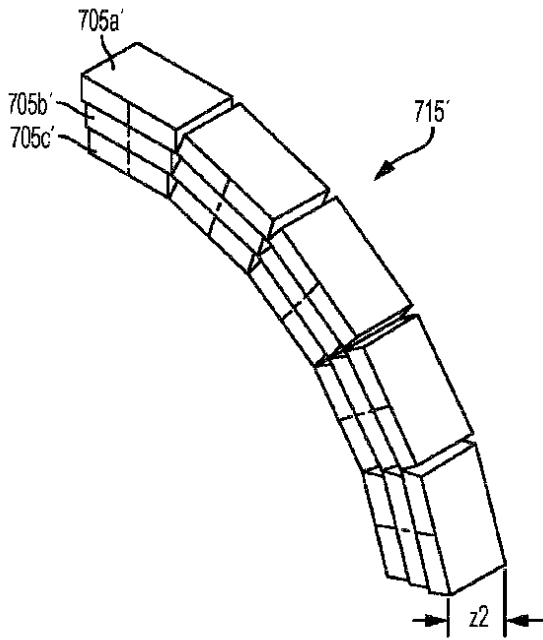


FIG. 7D

【 図 7 E 】

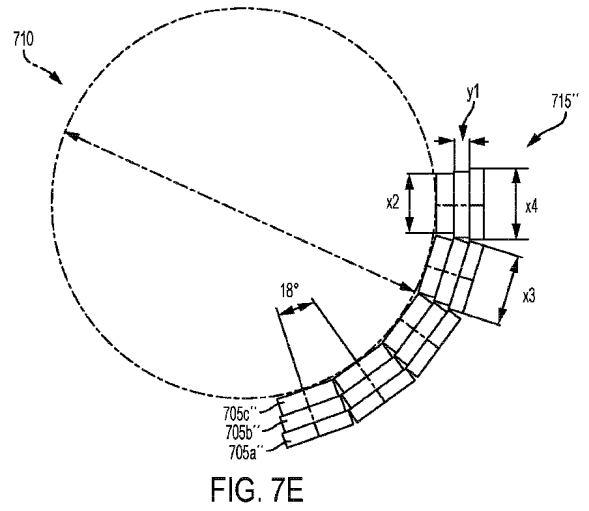


FIG. 7E

【 図 7 F 】

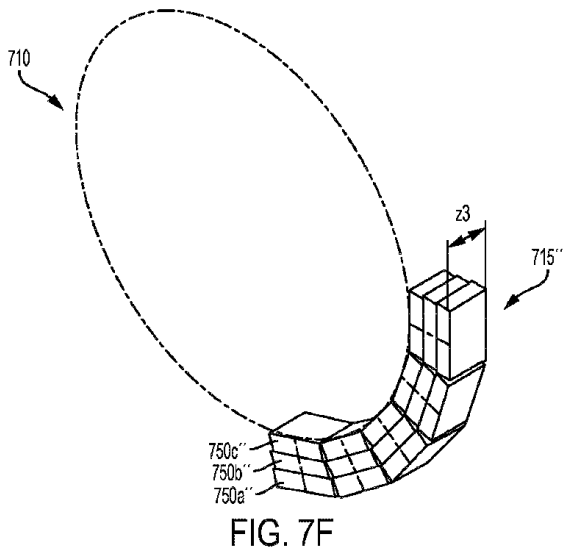


FIG. 7F

【 図 8 A 】

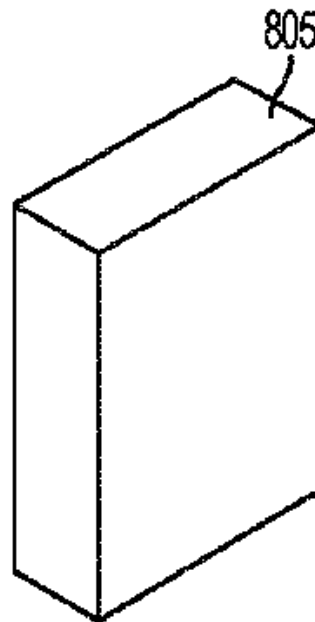


FIG. 8A

10

20

30

40

50

【 図 8 B 】

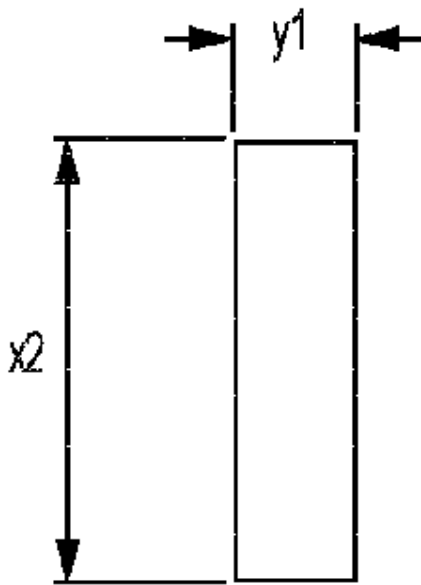


FIG. 8B

【 図 8 C 】

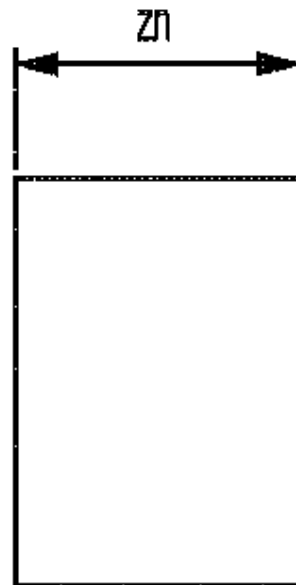


FIG. 8C

【 図 9 A 】

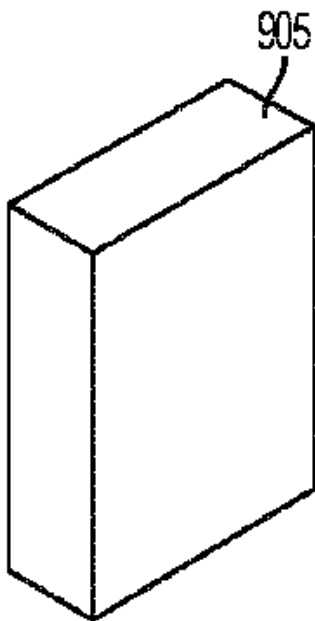


FIG. 9A

【 図 9 B 】

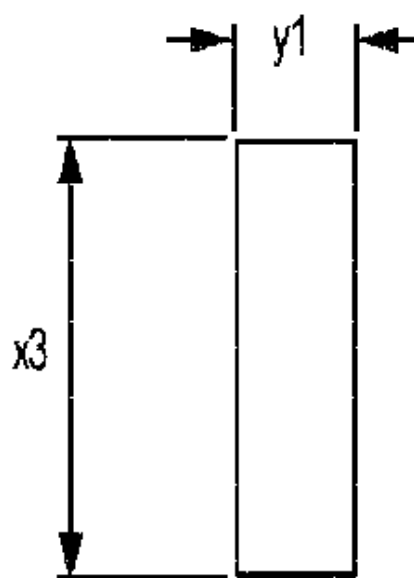


FIG. 9B

10

20

30

40

50

【図9C】

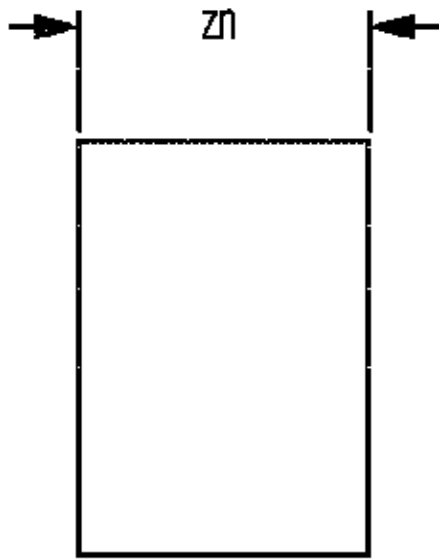


FIG. 9C

【図10A】

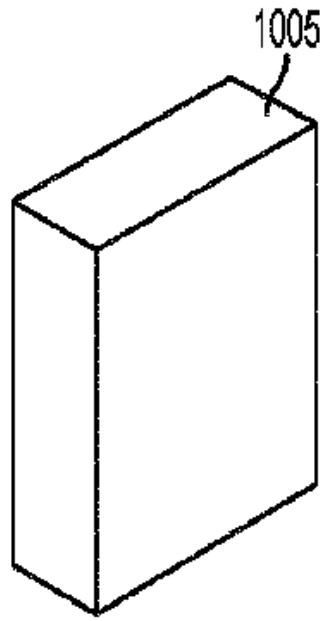


FIG. 10A

【図10B】

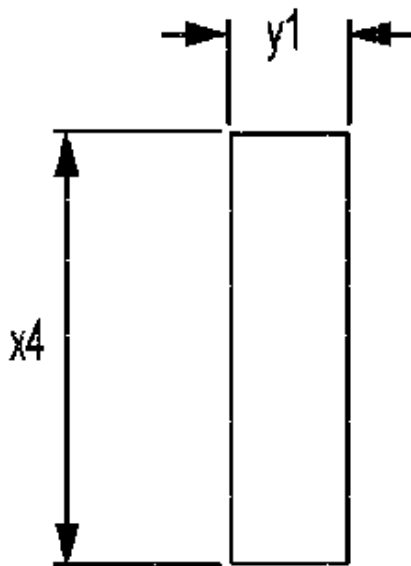


FIG. 10B

【図10C】

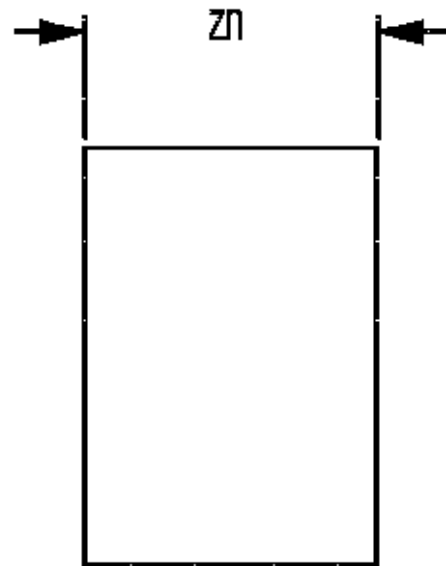


FIG. 10C

10

20

30

40

50

【 1 1 A 】

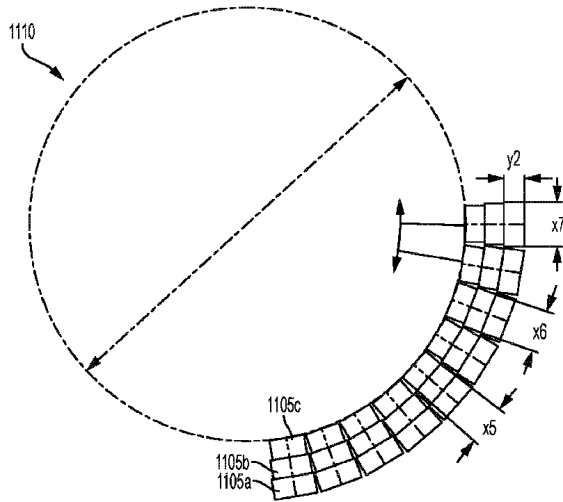


FIG. 11A

【 1 1 B 】

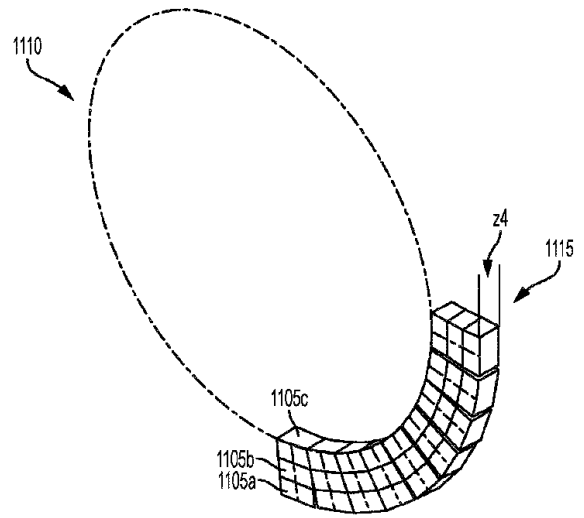


FIG. 11B

10

【 1 1 C 】

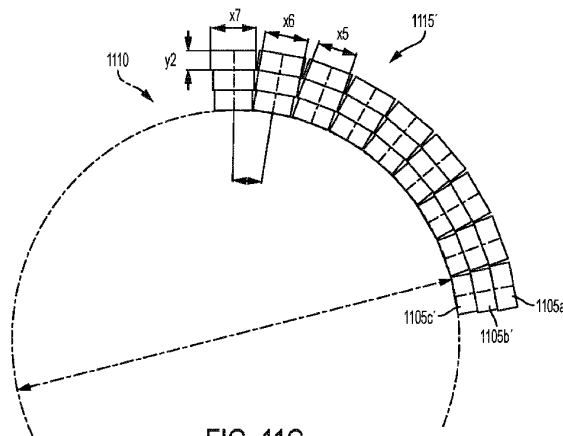


FIG. 11C

【 1 1 D 】

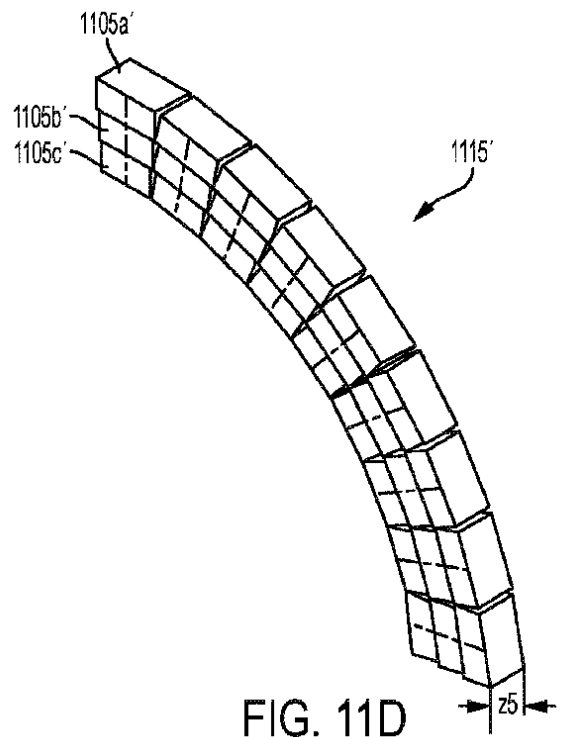


FIG. 11D

20

30

40

50

【 1 1 E 】

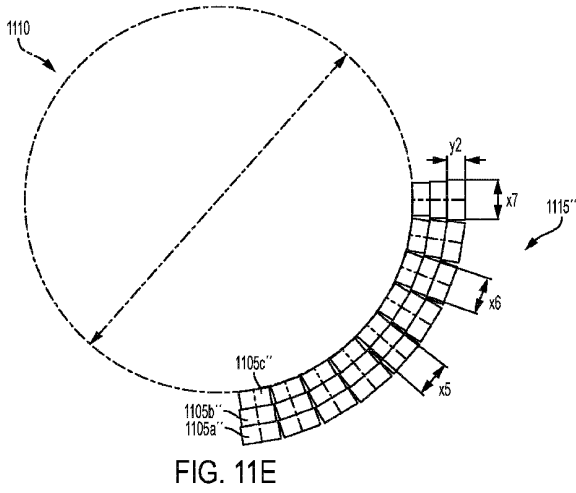


FIG. 11E

【 1 1 F 】

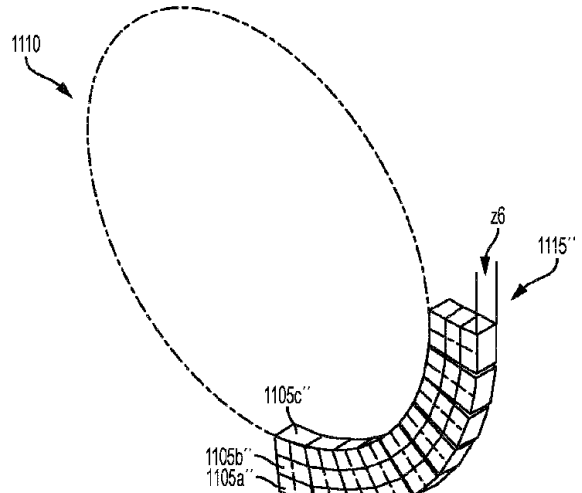


FIG. 11F

【 1 2 A 】

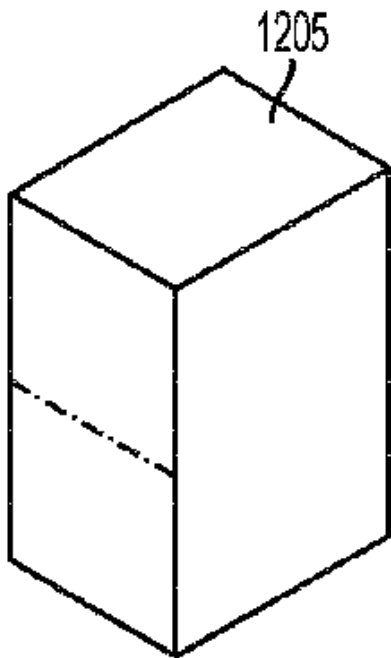


FIG. 12A

【 1 2 B 】

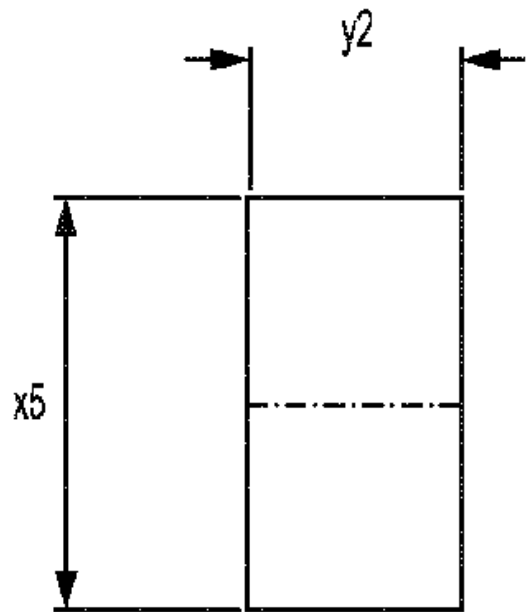


FIG. 12B

10

20

30

40

50

【図 12 C】

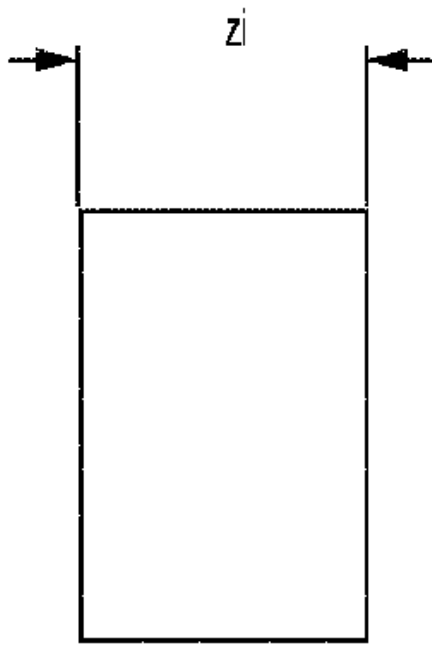


FIG. 12C

【図 13 A】

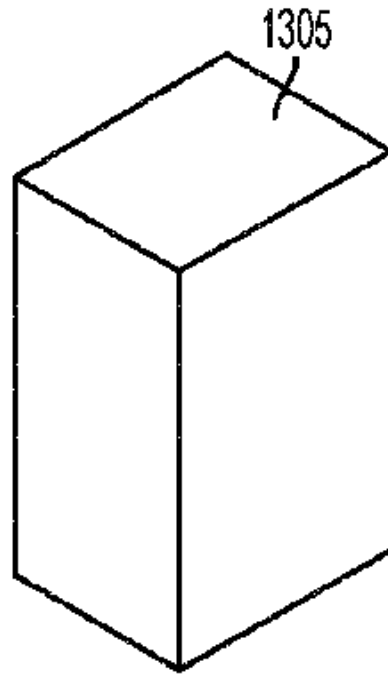


FIG. 13A

【図 13 B】

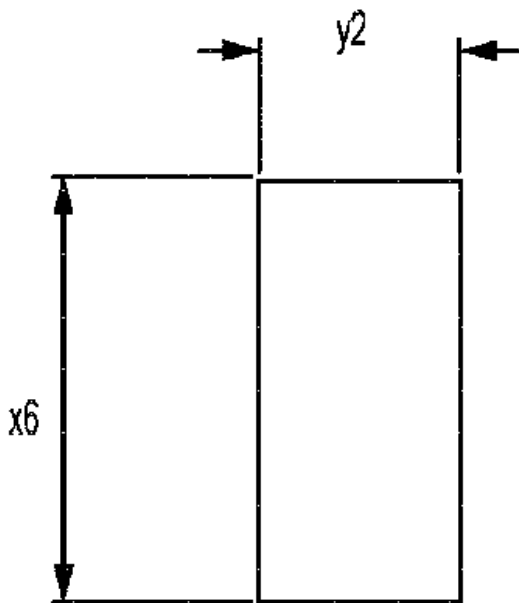


FIG. 13B

【図 13 C】

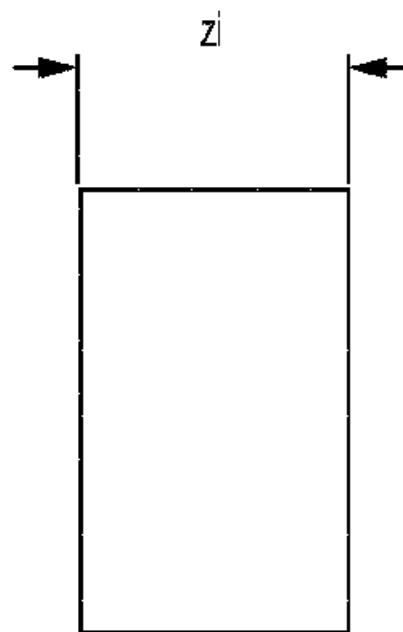


FIG. 13C

10

20

30

40

50

【 14 A 】

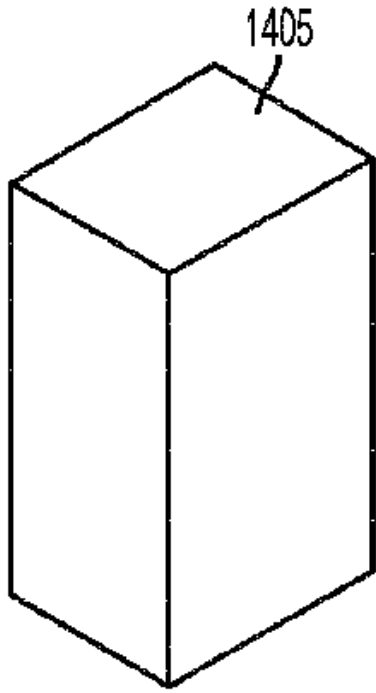


FIG. 14A

【 14 B 】

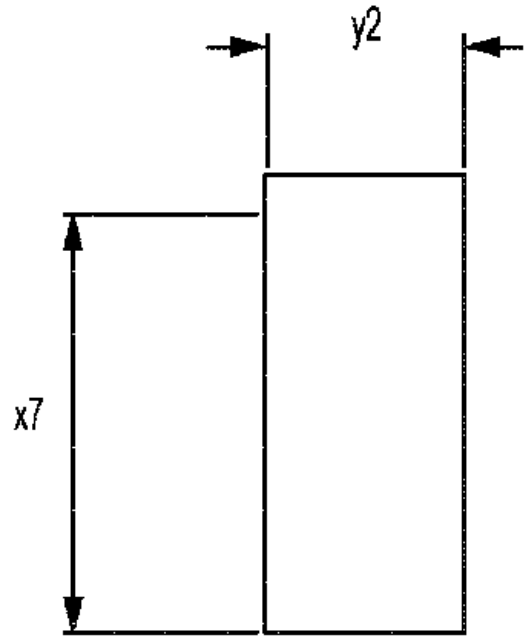


FIG. 14B

【 14 C 】

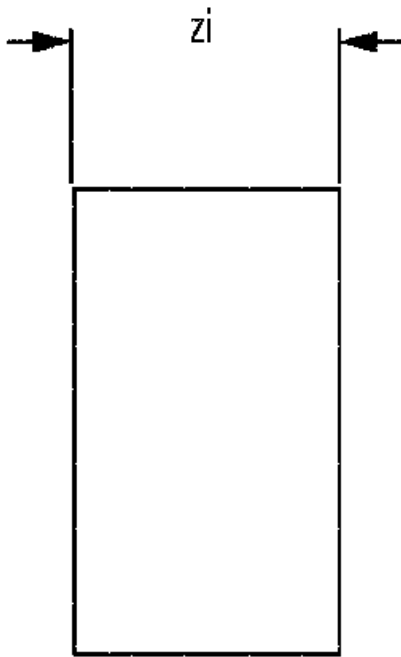


FIG. 14C

【 15 A 】

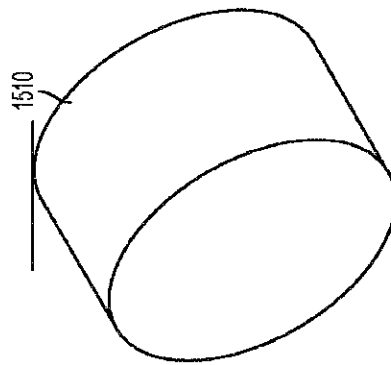


FIG. 15A

10

20

30

40

50

【 15 B 】

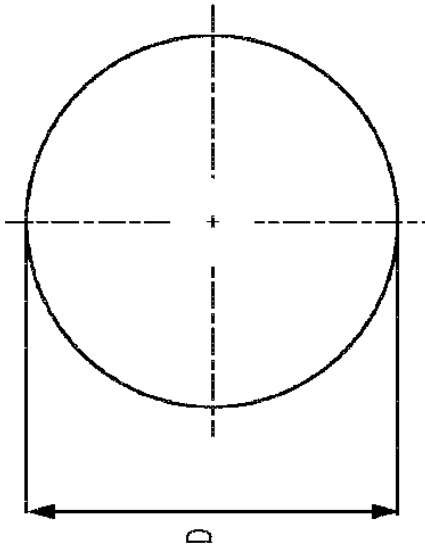


FIG. 15B

【 15 C 】

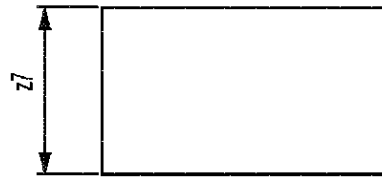


FIG. 15C

10

【 16 】

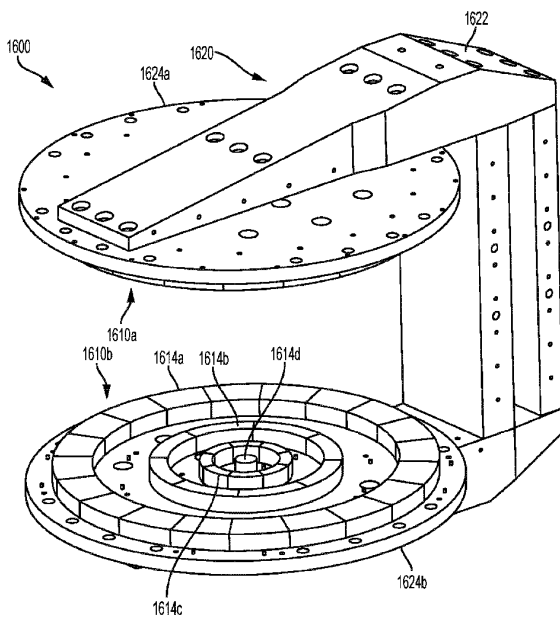


FIG. 16

【 17 】

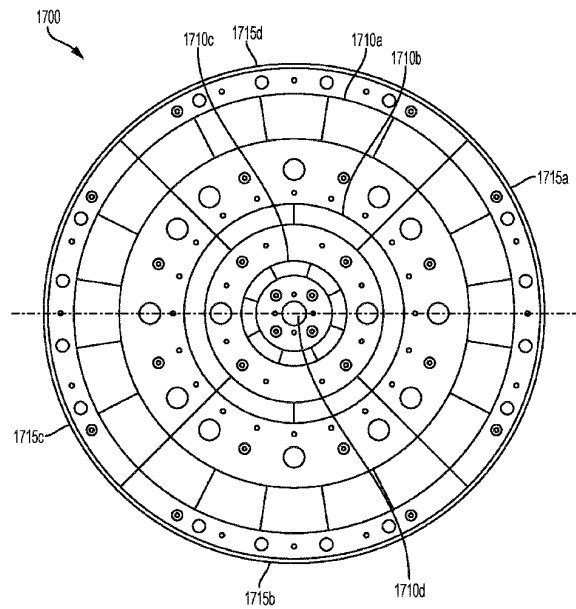


FIG. 17

20

30

40

50

【 18 A 】

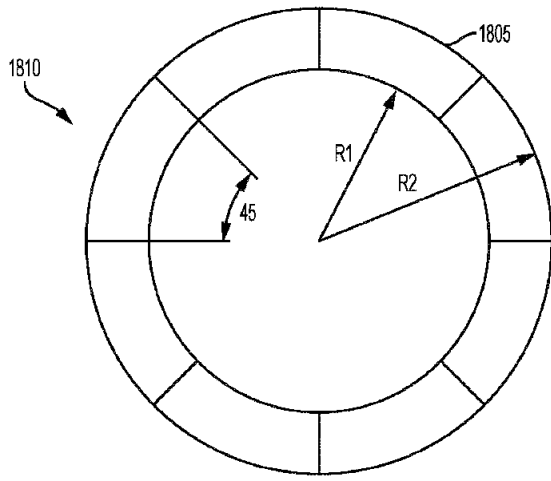


FIG. 18A

【 18 B 】

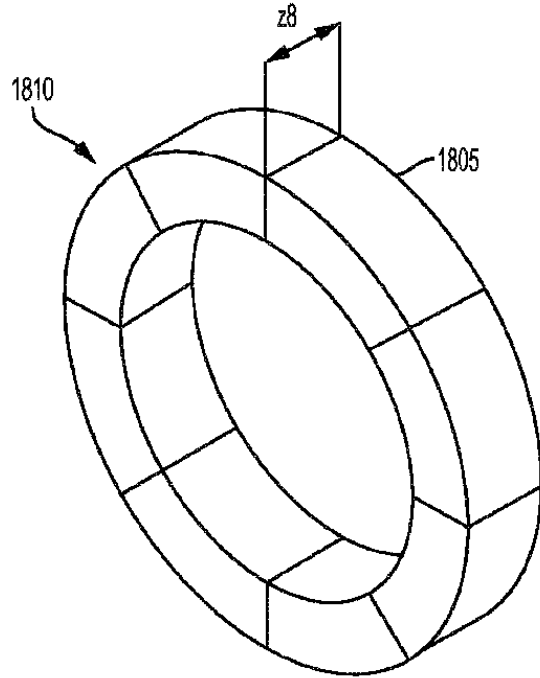


FIG. 18B

【 18 C 】

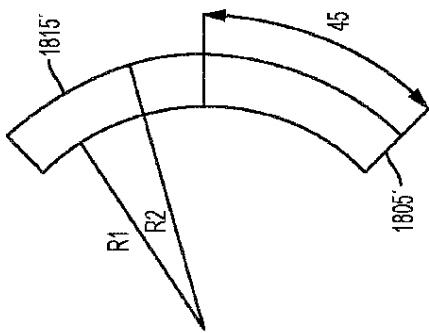


FIG. 18C

【 18 D 】

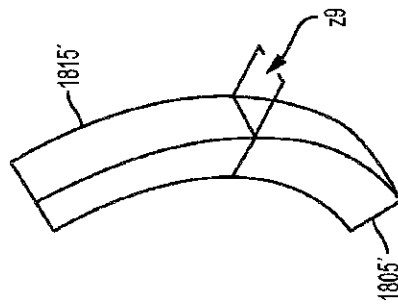


FIG. 18D

10

20

30

40

50

【 18 E 】

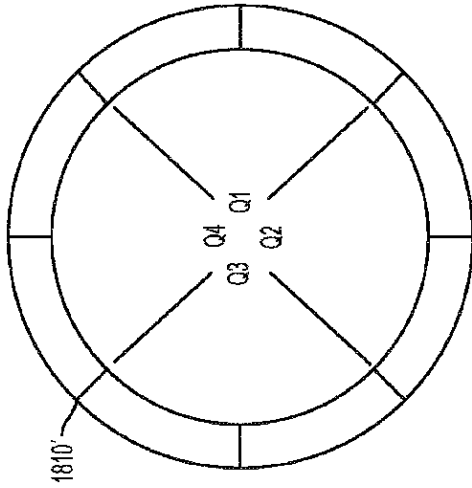


FIG. 18E

【 18 F 】

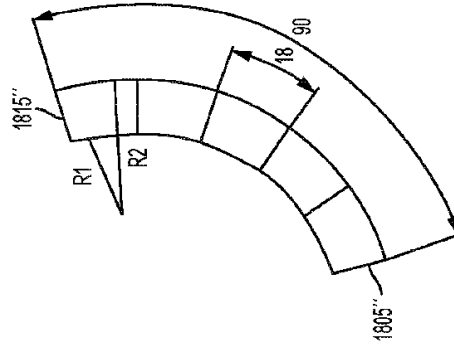


FIG. 18F

【 18 G 】

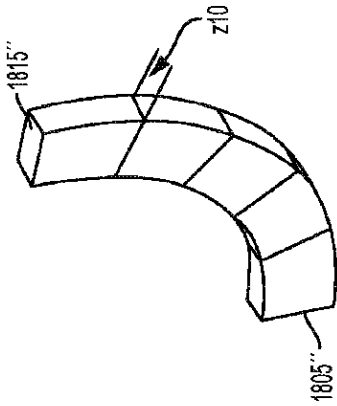


FIG. 18G

【 18 H 】

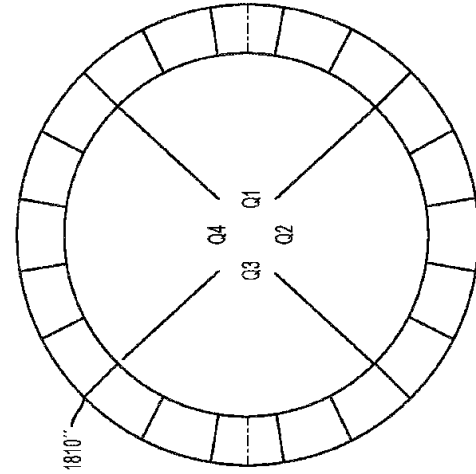


FIG. 18H

10

20

30

40

50

【図 19 A】

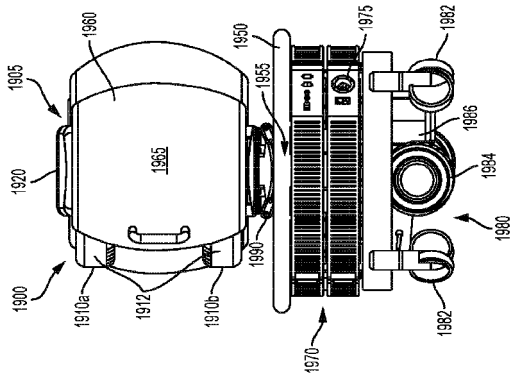


FIG. 19A

【図 19 B】

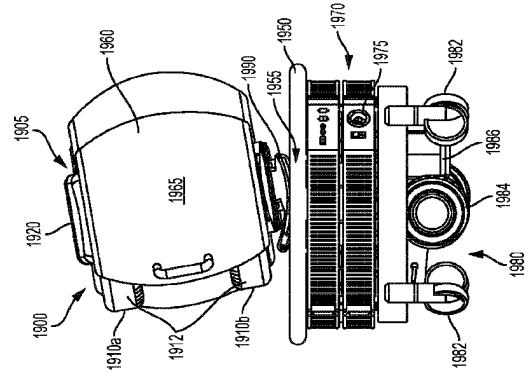


FIG. 19B

【図 20】

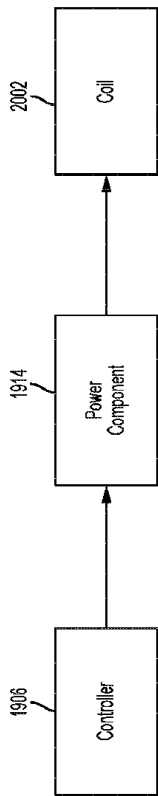
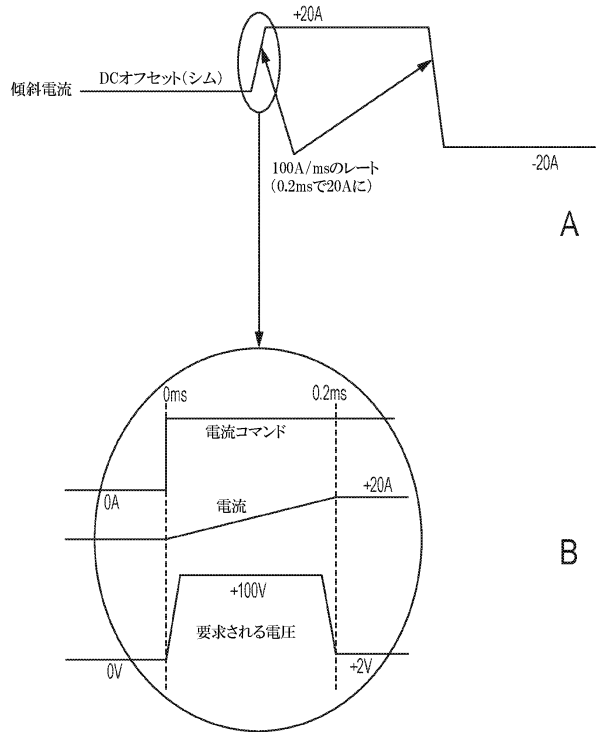


FIG. 20

【図 21】



A

B

10

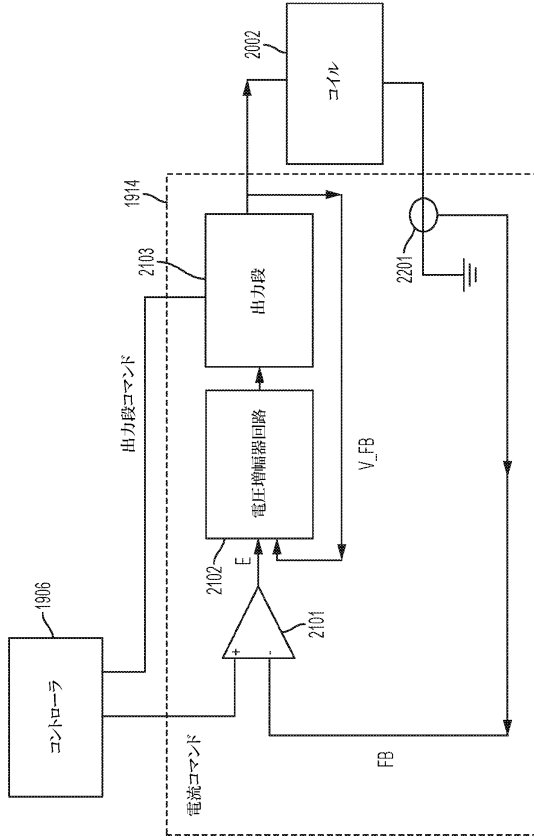
20

30

40

50

【図 2 2 A】



【図 2 2 B】

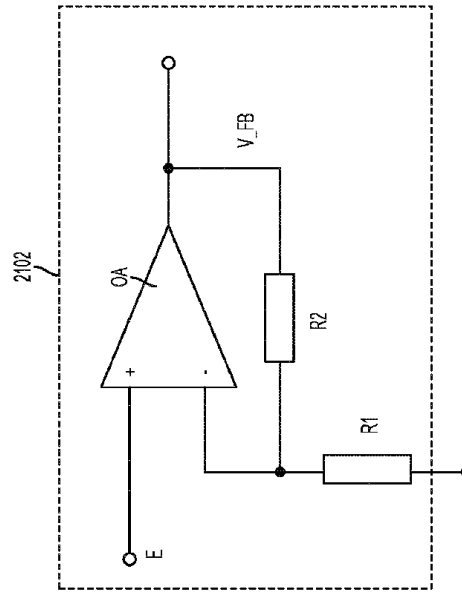


FIG. 22B

10

20

【図 2 3 A】

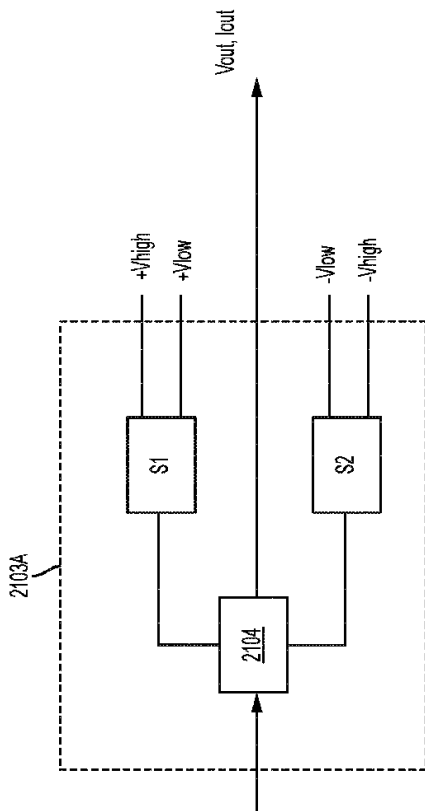


FIG. 23A

【図 2 3 B】

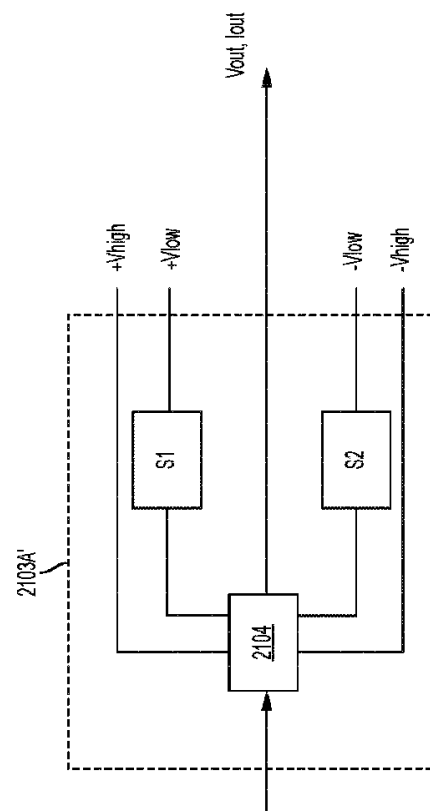


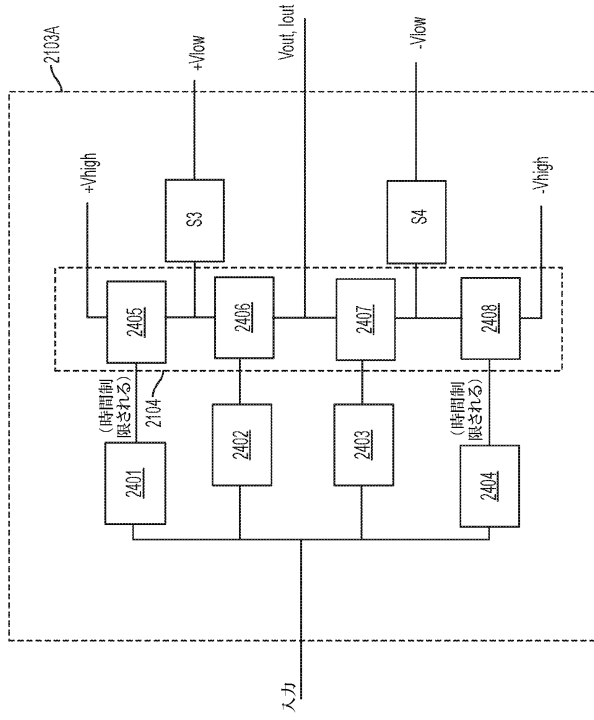
FIG. 23B

30

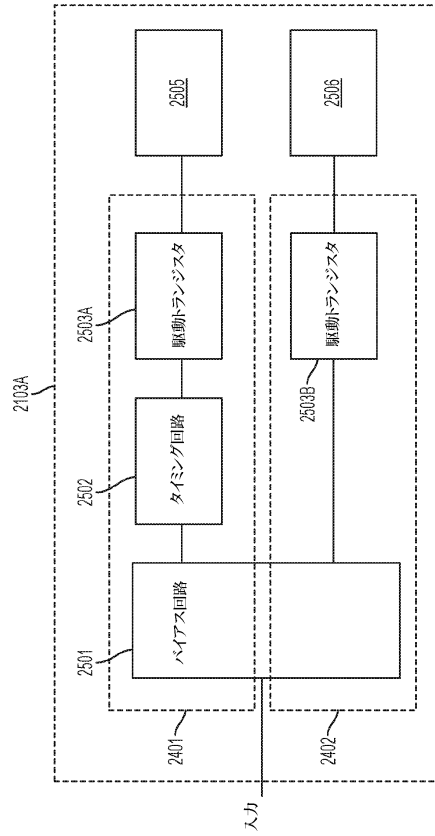
40

50

【図 24】



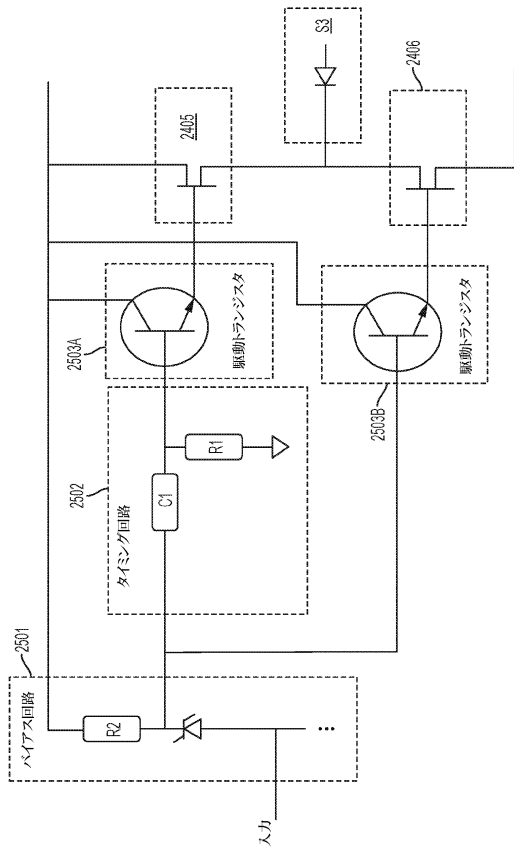
【図 25】



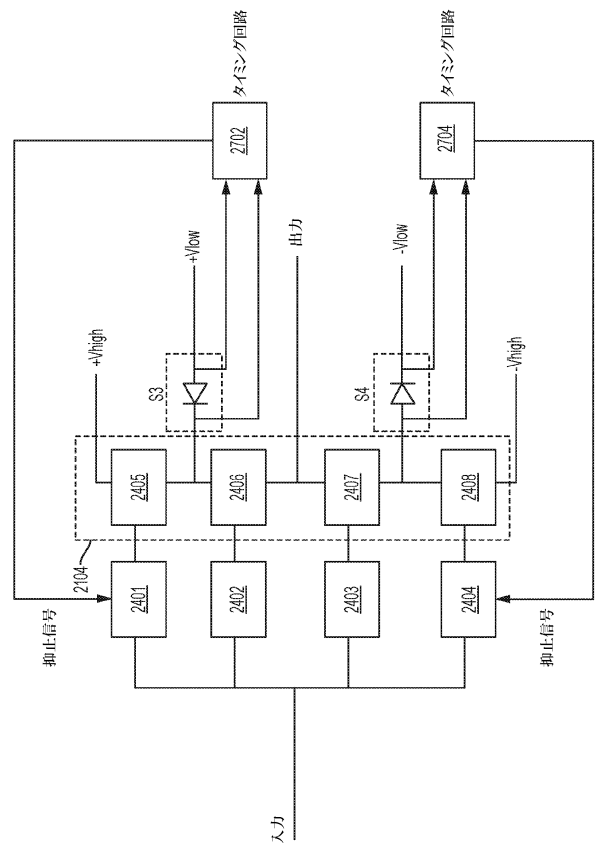
10

20

【図 26】



【図 27】

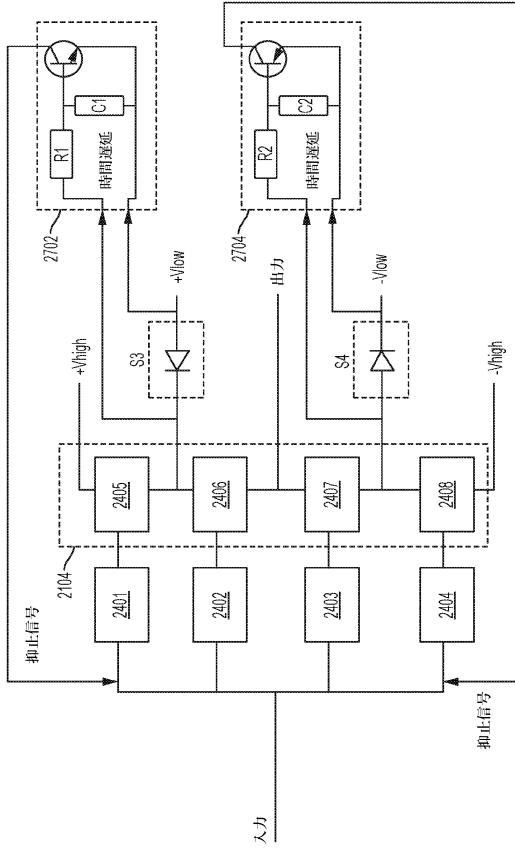


30

40

50

【図 28】



【図 29】

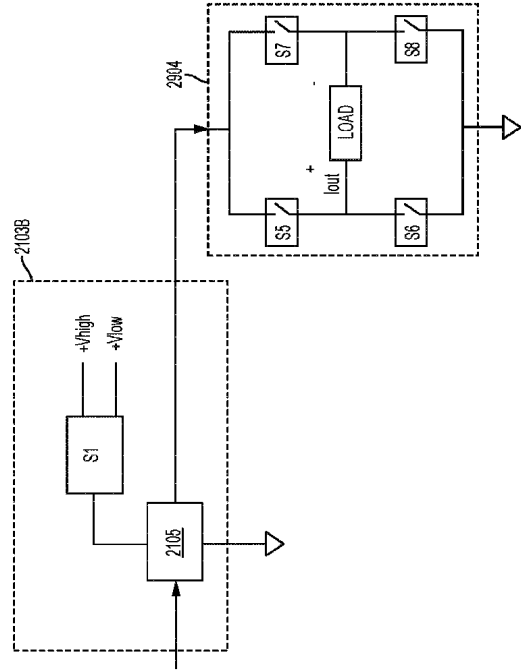
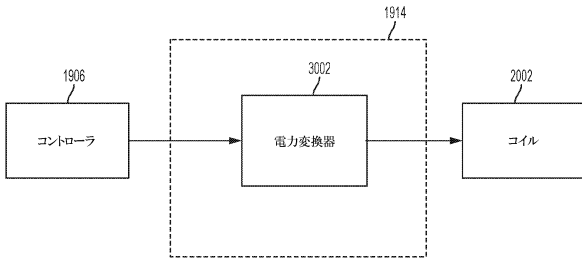
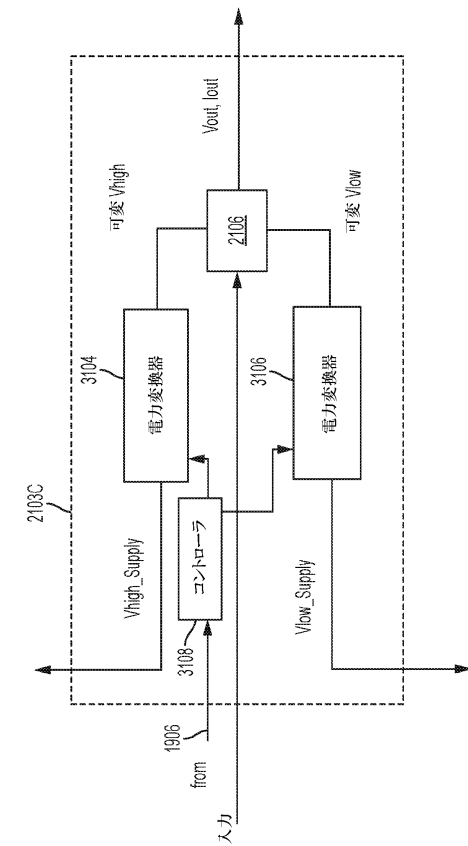


FIG. 29

【図 30】



【図 31】



10

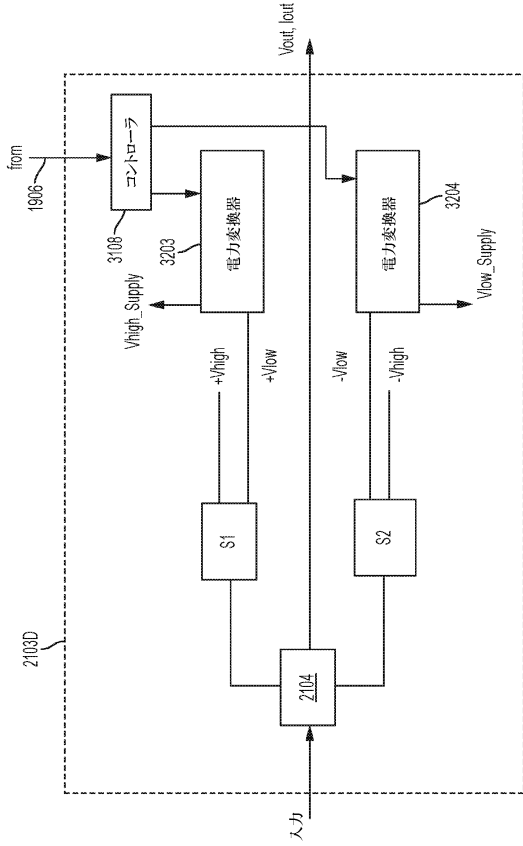
20

30

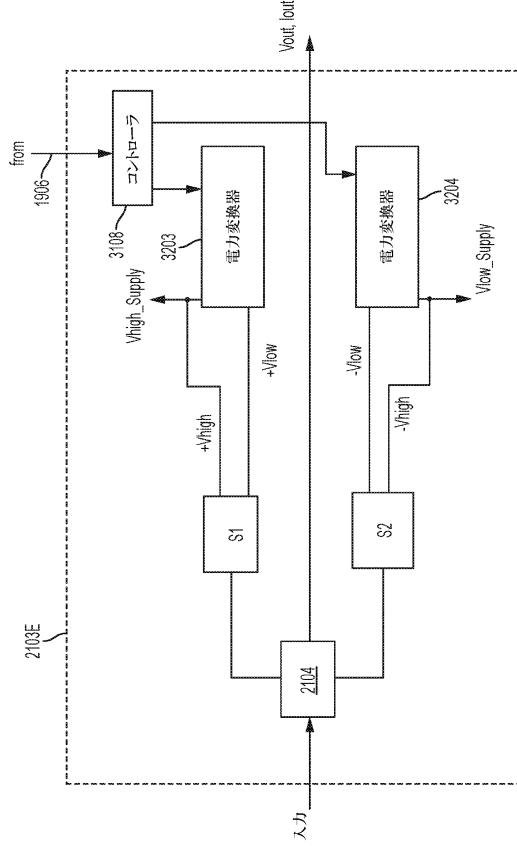
40

50

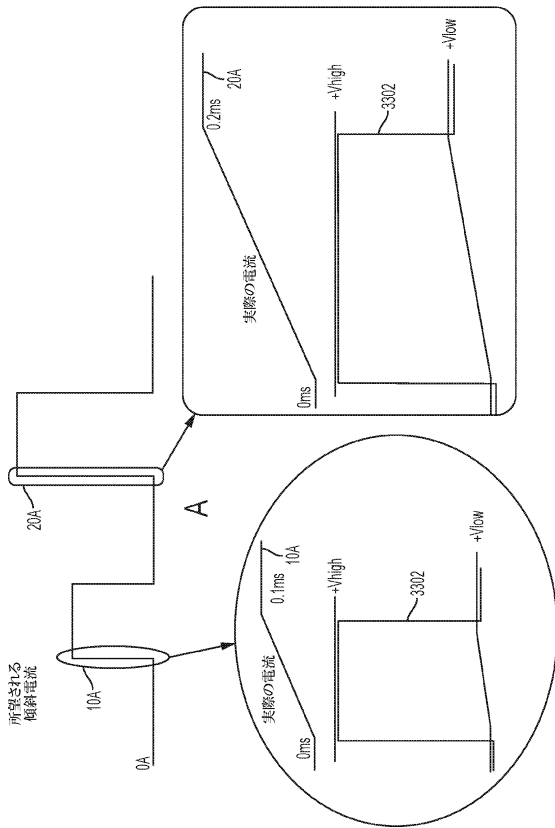
【図 3 2 A】



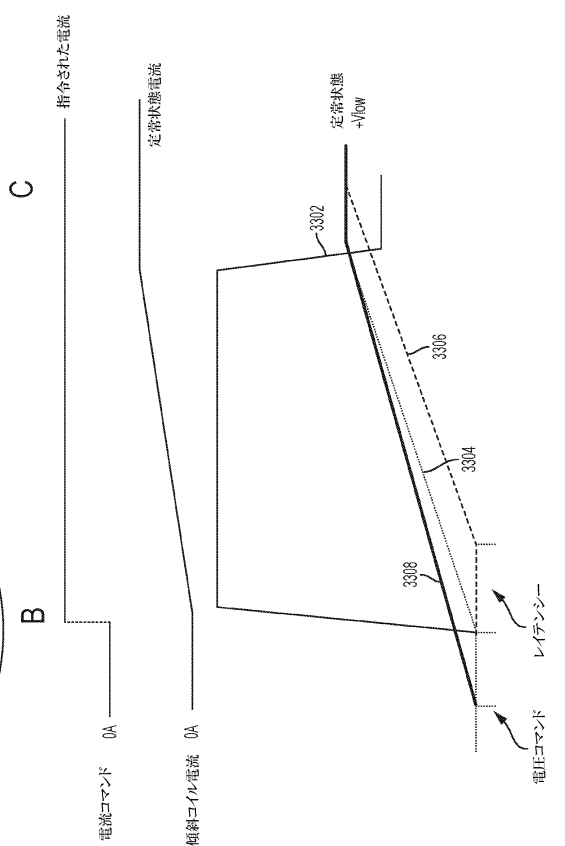
【図 3 2 B】



【図 3 3】



【図 3 3 D】



10

20

30

40

50

【 37 A 】

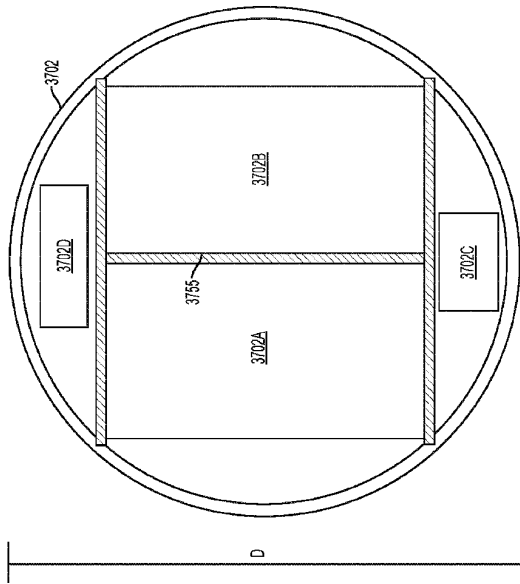


FIG. 37A

【 37 B 】

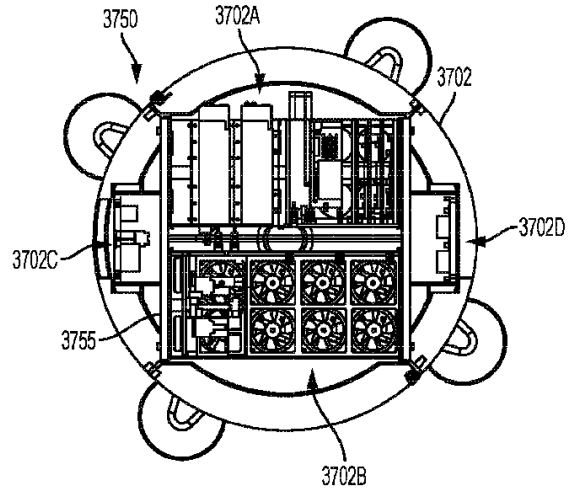


FIG. 37B

10

【 37 C 】

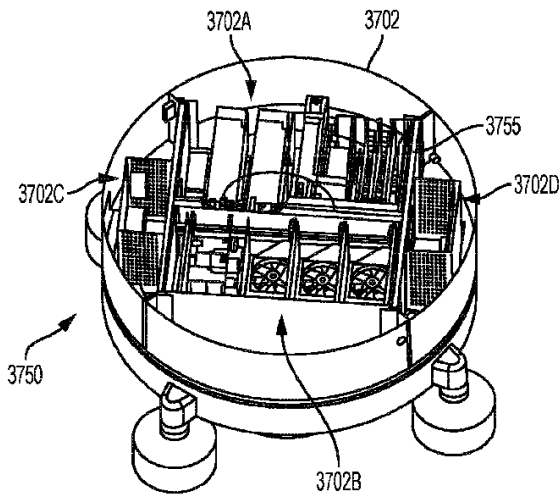


FIG. 37C

【 37 D 】

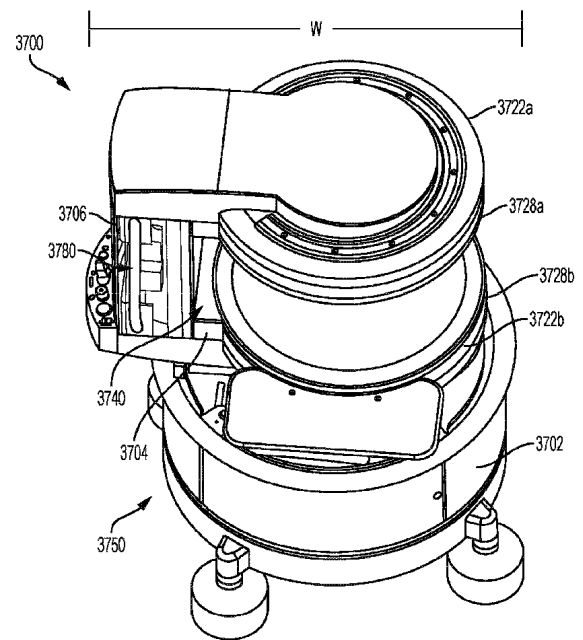


FIG. 37D

20

30

40

50

【 3 8 A 】

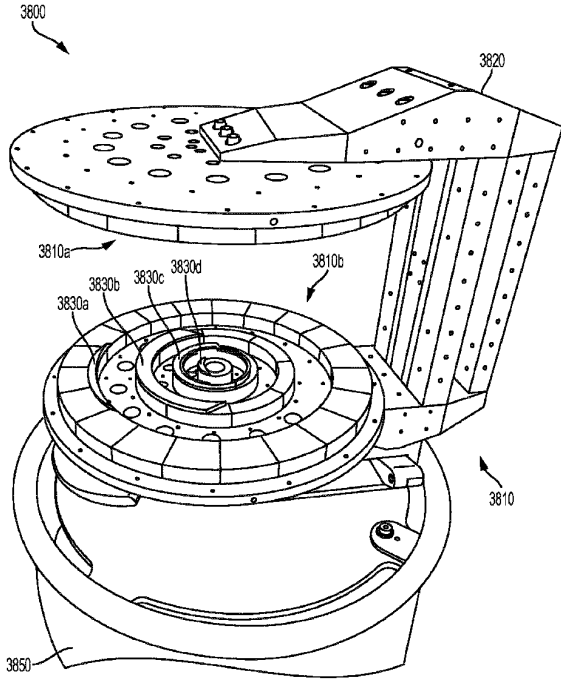


FIG. 38A

【 3 8 B 】

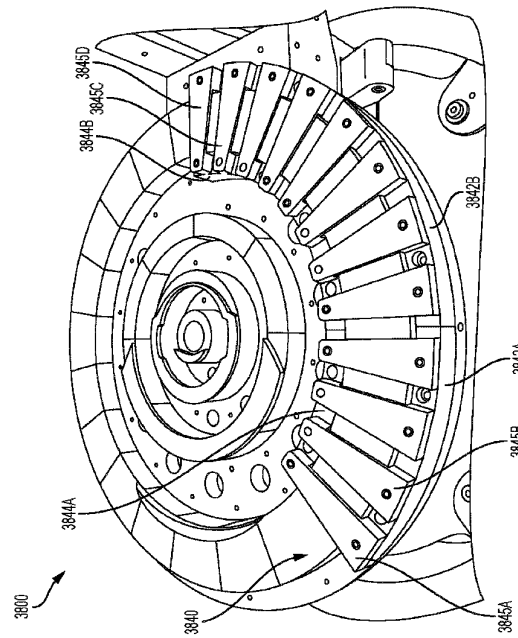


FIG. 38B

10

20

【 3 8 C 】

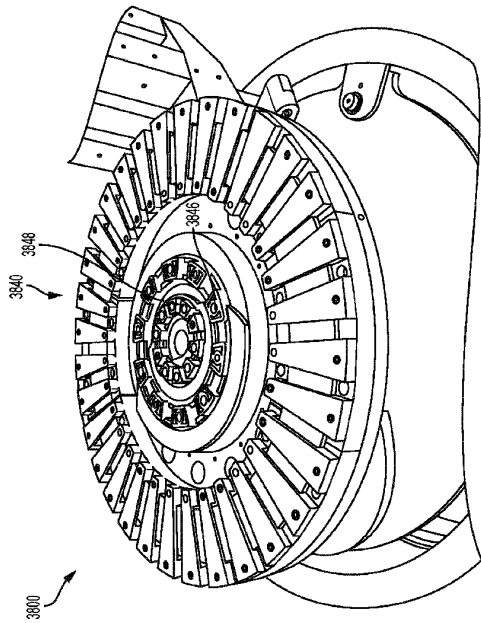


FIG. 38C

【 3 8 D 】

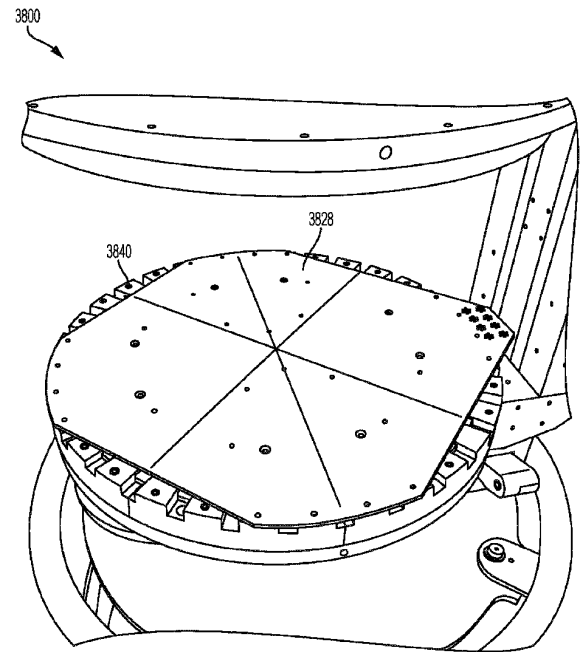


FIG. 38D

30

40

50

【 3 8 E 】

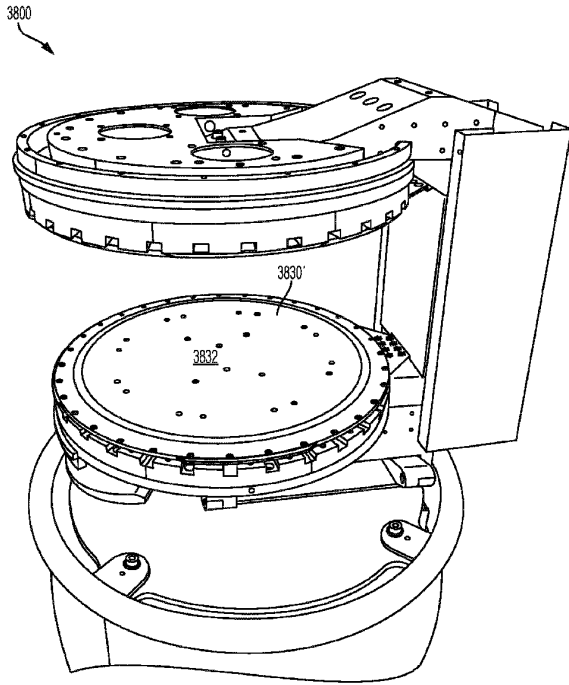


FIG. 38E

【 3 8 F 】

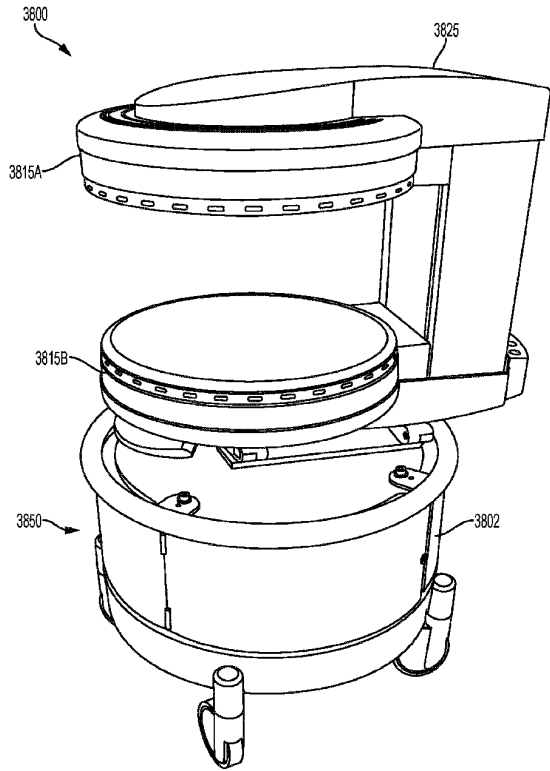


FIG. 38F

【 3 9 A 】

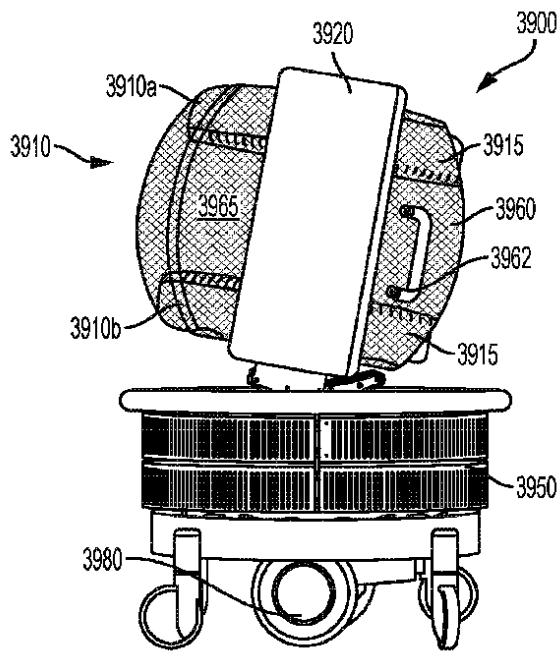


FIG. 39A

【 3 9 B 】

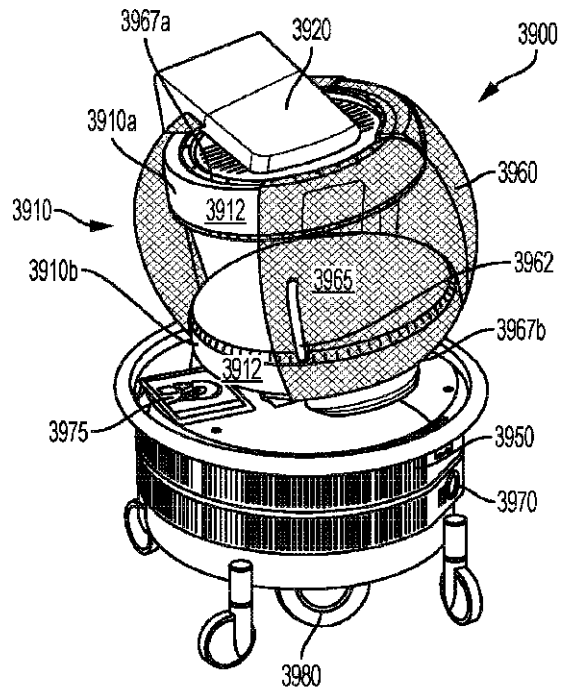


FIG. 39B

10

20

30

40

50

【図39C】

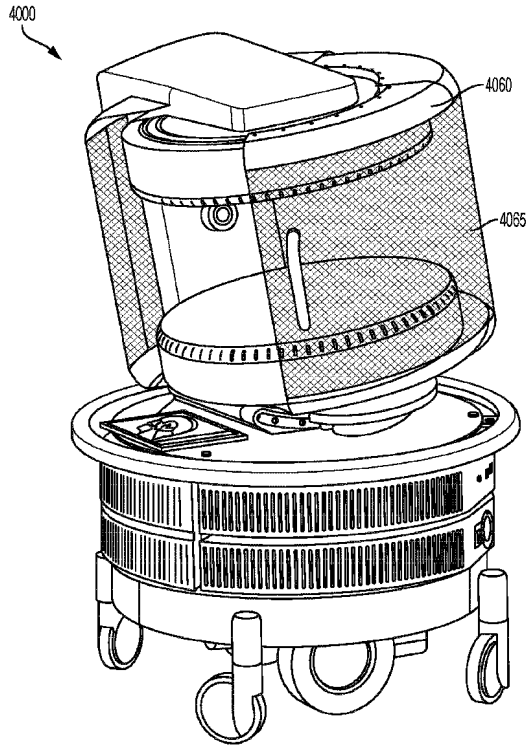


FIG. 39C

【図40A】

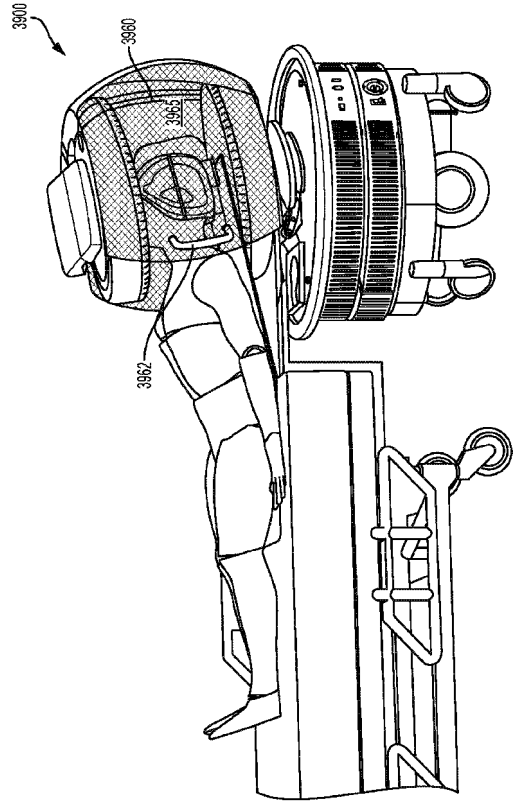


FIG. 40A

【図40B】

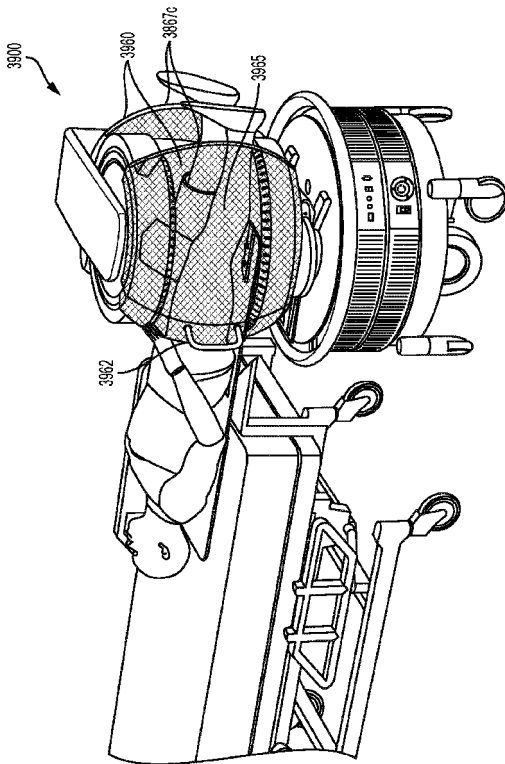


FIG. 40B

【図41A】

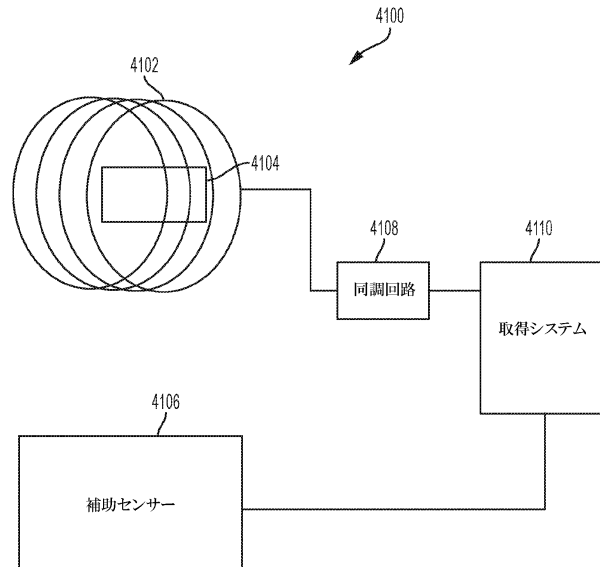


FIG. 41A

10

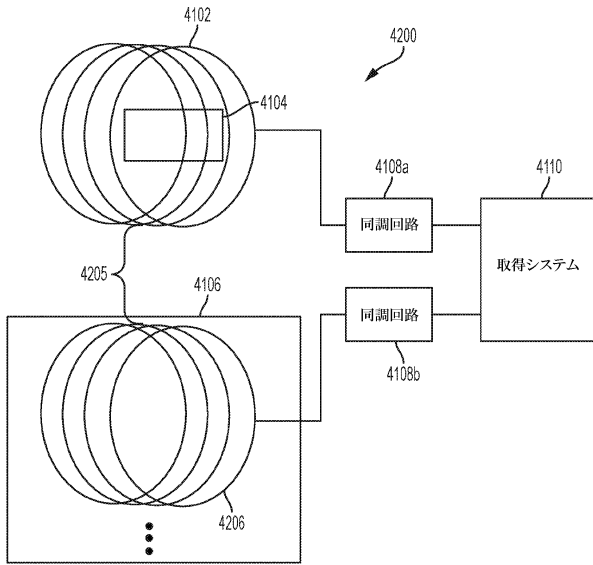
20

30

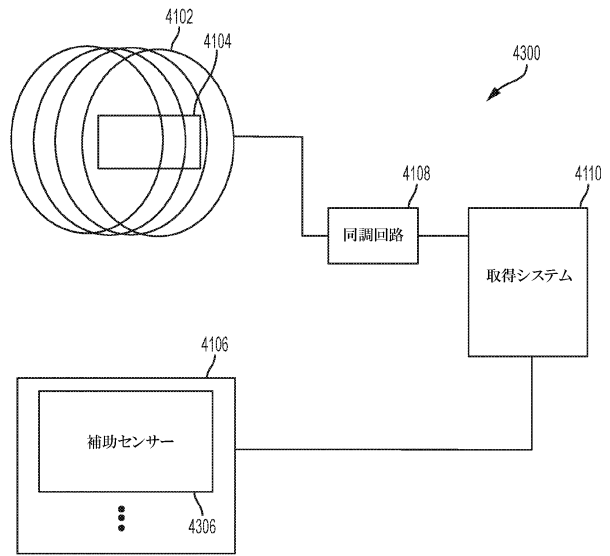
40

50

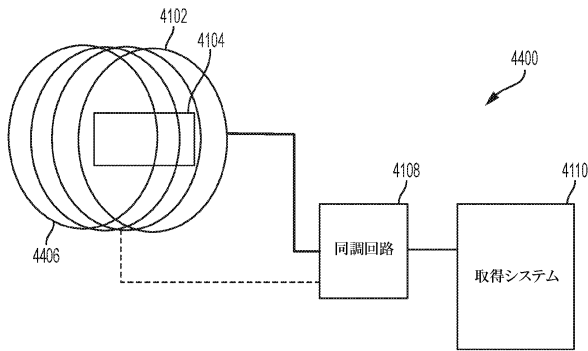
【図41B】



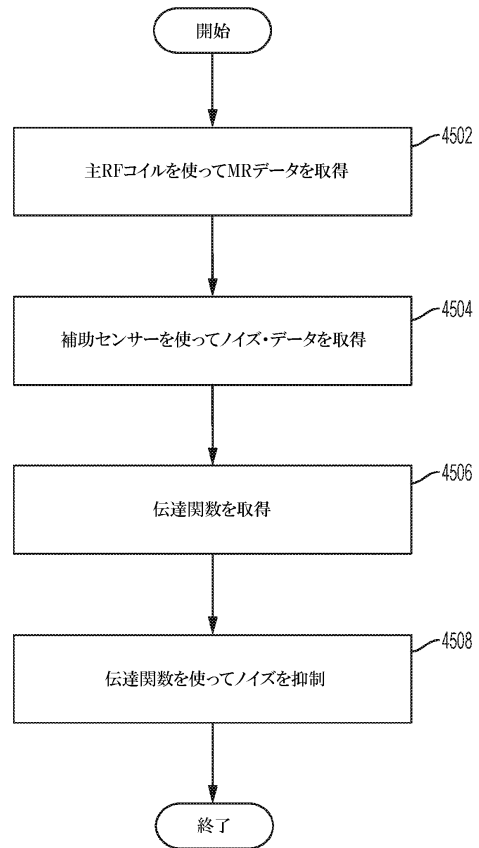
【図41C】



【図41D】



【図42】



10

20

30

40

50

【 4 3 A 】

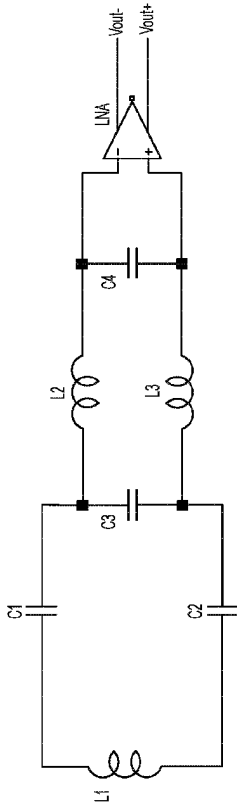


FIG. 43A

【 4 3 B 】

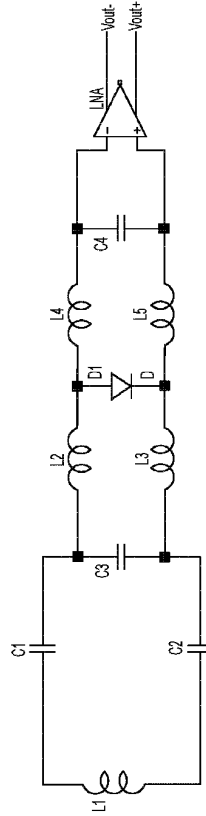


FIG. 43B

【 4 3 C 】

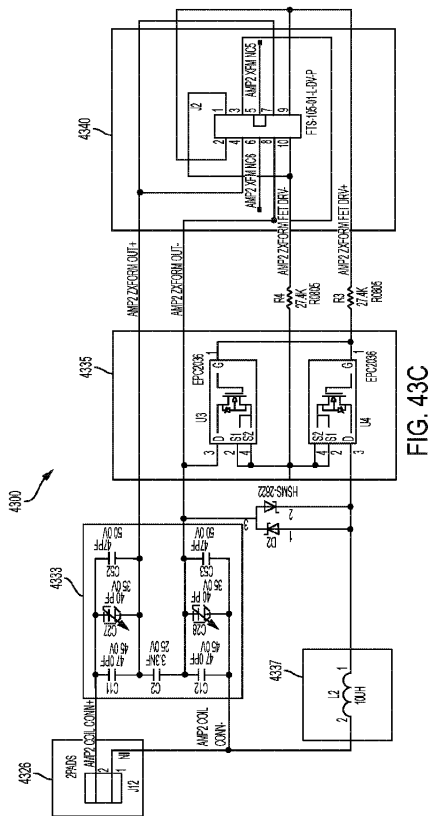


FIG. 43C

【 4 3 D 】

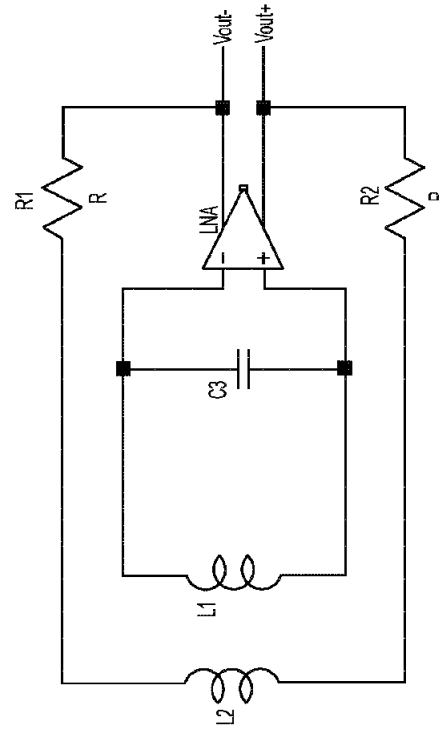


FIG. 43D

10

20

30

40

50

【図 4 4 A】

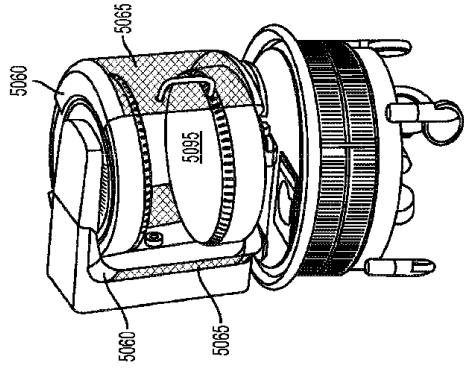


FIG. 44A

【図 4 4 B】

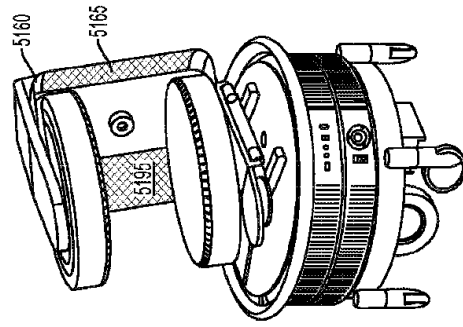


FIG. 44B

【図 4 4 C】

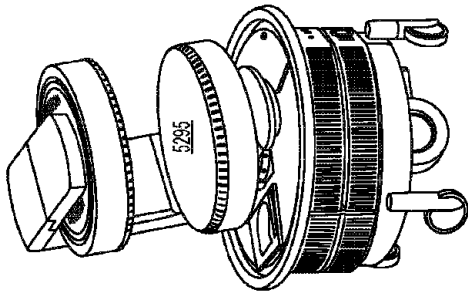


FIG. 44C

【図 4 4 D】

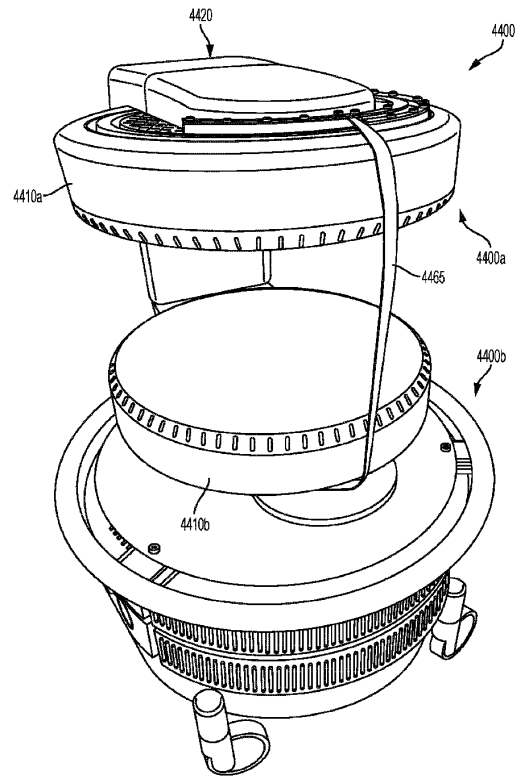


FIG. 44D

10

20

30

40

50

【 4 5 A 】

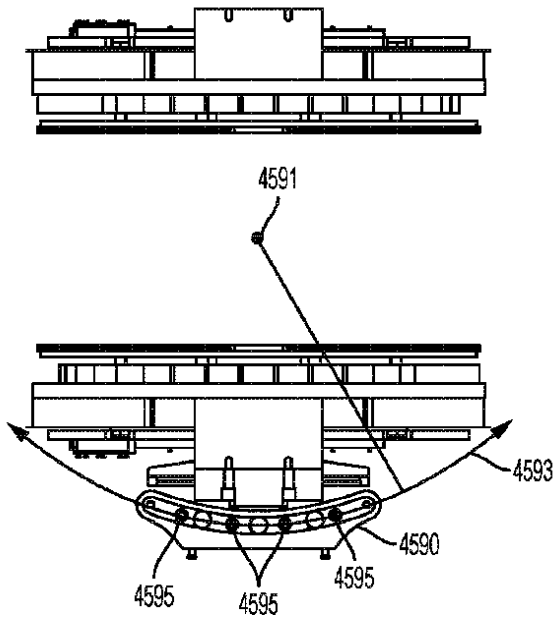


FIG. 45A

【 4 5 B 】

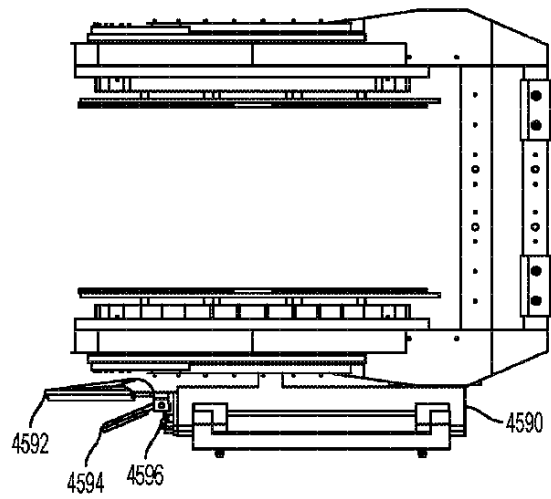


FIG. 45B

【 4 5 C 】

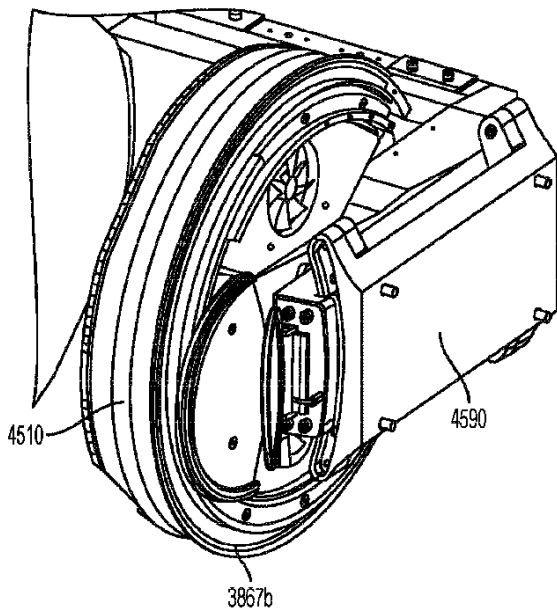


FIG. 45C

【 4 5 D 】

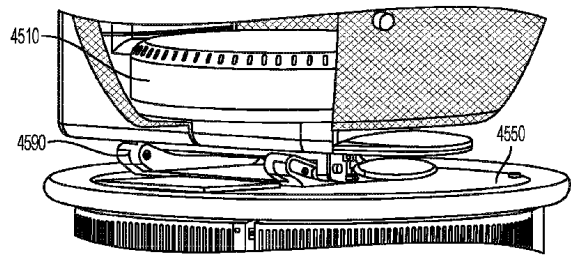


FIG. 45D

10

20

30

40

50

【 4 6 A 】

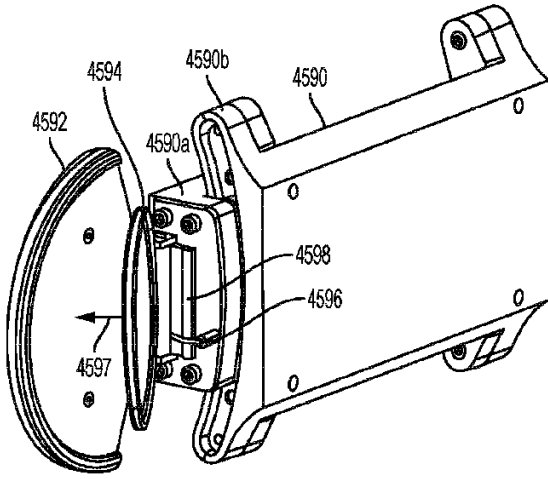


FIG. 46A

【 4 6 B 】

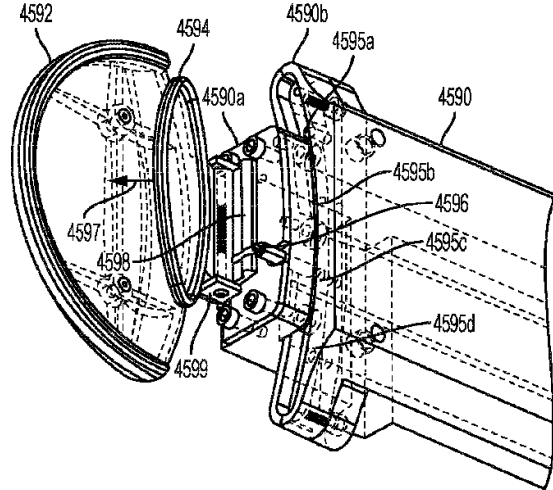


FIG. 46B

10

【 4 7 】

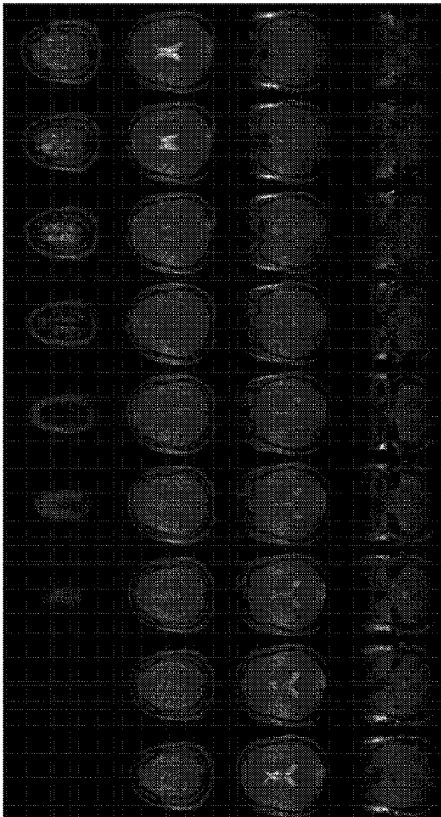


FIG. 47

【 4 8 】

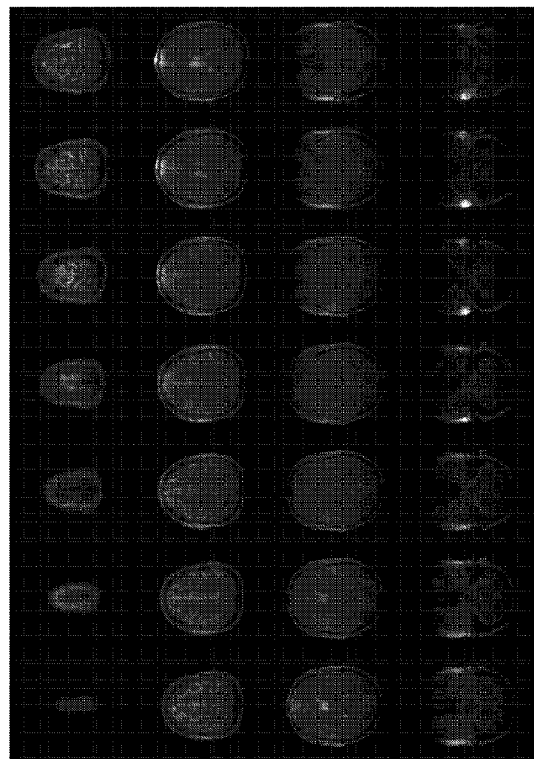


FIG. 48

20

30

40

【 図 49 】

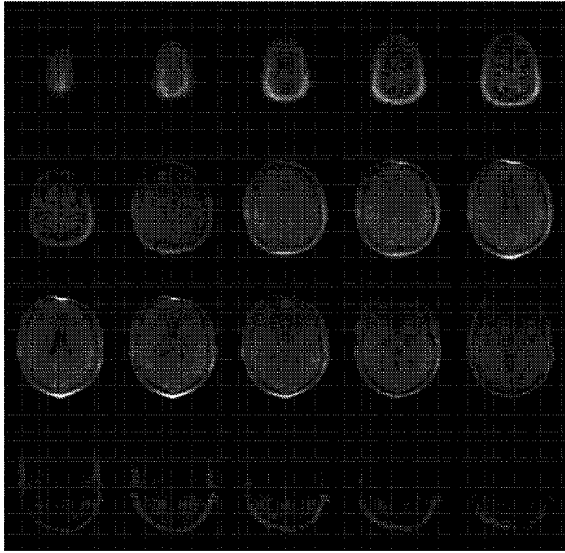


FIG. 49

【 図 50 】

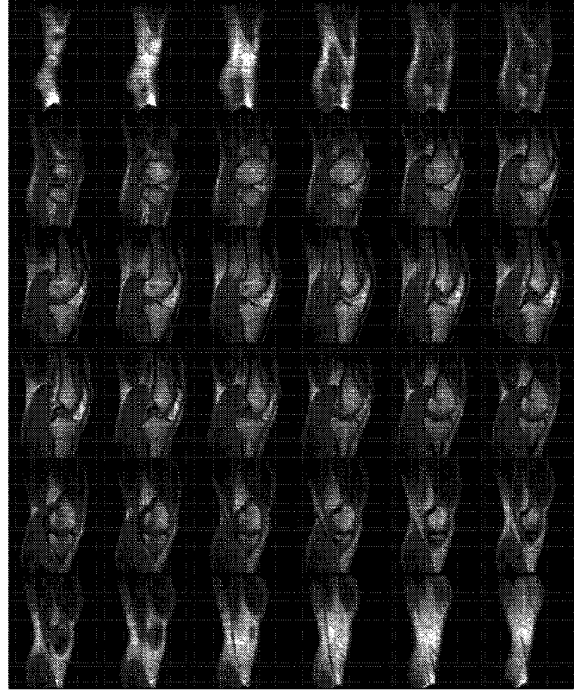


FIG. 50

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

F I		
G 0 1 N	24/00	6 0 0
G 0 1 N	24/00	5 4 0 B
G 0 1 R	33/28	
G 0 1 R	33/42	

(33)優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

ムス ヘッド ロード 1 3 0

(72)発明者

ヒューゴン, セドリック

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 0 5, ブランフォード, シンプル アイランド ロード 5 9

(72)発明者

ダイヴォーン, ハドリエン, エー.

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 0 5, ブランフォード, ライムウッド アヴェニュー 1 6 6

(72)発明者

リアリック, トッド

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 1 0, チェシャー, ウィンデミア コート 5

(72)発明者

サコリック, ローラ

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 4 3, マディソン, ポストン ポート ロード 3 5 7

(72)発明者

ジョーダン, ジェレミー, クリストファー

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 1 6, クロムウェル, ヴィンシー ドライヴ 1 0

(72)発明者

マクナルティ, クリストファー, トーマス

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 3 7, ギルフォード, プロスペクト ストリート 6 4

(72)発明者

ロスバーク, ジョナサン, エム.

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 3 7, ギルフォード, アンカス ポイント ロード 2 1 5

(72)発明者

カツェ, アラン, ビー.ジュニア

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 4 7 8, オックスフォード, マッキントッシュ ドライヴ 6

(72)発明者

マイルスキ, ウィリアム, ジェイ.

アメリカ合衆国 コネチカット州 0 6 3 3 9, レッドヤード, ファーゴ ドライヴ 5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献

国際公開第 2 0 1 6 / 0 3 7 0 3 0 (W O , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 3 7 4 6 7 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 2 1 6 4 1 3 (U S , A 1)

米国特許第 4 6 3 8 2 5 2 (U S , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 1 N 2 4 / 0 0

G 0 1 R 3 3 / 2 8

G 0 1 R 3 3 / 4 2