

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-42251
(P2010-42251A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 5 5	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/34 (2006.01)	G 0 1 N 24/04 5 2 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-183930 (P2009-183930)
 (22) 出願日 平成21年8月7日(2009.8.7)
 (31) 優先権主張番号 12/188,266
 (32) 優先日 平成20年8月8日(2008.8.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR I システムにおける音響雑音を減少させるためのRFコイルおよび装置

(57) 【要約】

【解決手段】磁気共鳴画像法(MRI)システム用の無線周波数(RF)コイル(300)は、複数の開口部(308)を含む第1のエンドリング部(302)と、複数の開口部(308)を含む第2のエンドリング部(304)とを含む。複数のラング(306)は、第1のエンドリング部(302)と第2のエンドリング部(304)の間に配設される。それぞれのラング(306)は、第1のエンドリング部(302)に接続される第1の端部(316)と、第2のエンドリング部(304)に接続される第2の端部(318)とを有する。それぞれのラング(306)は、複数の開口部(310)を含んでもよい。エンドリング(302、304)中の開口部(308)、およびラング(306)中の開口部(310)は、渦電流を減少させ、RFコイルのRF特性を改善する。

【選択図】図3

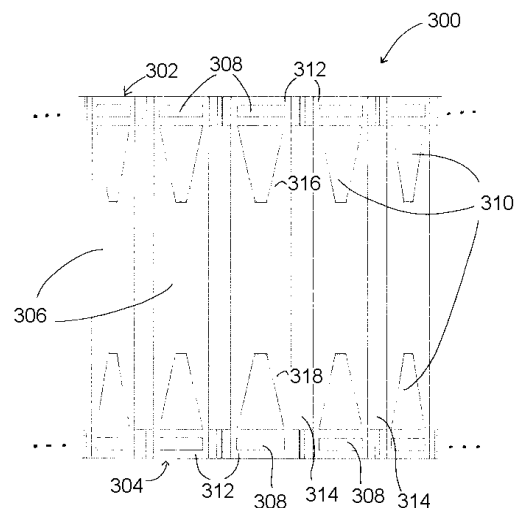


FIG.3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴画像法（MRI）システム用の無線周波数（RF）コイル（300）であって、
 第1のエンドリング部（302）と、
 第2のエンドリング部（304）と、
 前記第1のエンドリング部（302）と前記第2のエンドリング部（304）の間に配
 設される複数のラング（306）であって、それぞれのラング（306）が、前記第1の
 エンドリング部（302）に接続される第1の端部（316）および前記第2のエンドリ
 ング部（304）に接続される第2の端部（318）を含む複数のラング（306）と、
 前記第1のエンドリング部（302）に配置される第1の複数の開口部（308）と、
 前記第2のエンドリング部（304）に配置される第2の複数の開口部（308）とを
 含むRFコイル。

10

【請求項 2】

それぞれのラング（306）が、
 前記ラングの前記第1の端部（316）の近傍に配置される第1の開口部（310）と
 、
 前記ラングの前記第2の端部（318）の近傍に配置される第2の開口部（310）と
 をさらに含む、請求項1記載のRFコイル。

【請求項 3】

それぞれのラング（306、806）が、
 ある幅と、前記第1の開口部に接続される第1の端部と、前記第2の開口部に接続され
 る第2の端部とを有するスリット（840）と、
 前記スリット（840）の前記幅を横切って結合されるコンデンサ（842）とをさら
 に含むことを特徴とする請求項2記載のRFコイル。

20

【請求項 4】

前記第1の複数の開口部におけるそれぞれの開口部（308）が四角形を有することを特
 徴とする請求項1記載のRFコイル。

【請求項 5】

前記第2の複数の開口部におけるそれぞれの開口部（308）が四角形を有することを特
 徴とする請求項1記載のRFコイル。

30

【請求項 6】

前記第1の複数の開口部におけるそれぞれの開口部（408）がU形を有することを特徴
 とする請求項1記載のRFコイル。

【請求項 7】

前記第2の複数の開口部におけるそれぞれの開口部（408）がU形を有することを特徴
 とする請求項1記載のRFコイル。

【請求項 8】

磁気共鳴画像法（MRI）システム用の無線周波数（RF）コイル（800）であって、
 第1のエンドリング部（802）と、
 第2のエンドリング部（804）と、
 前記第1のエンドリング部（802）と前記第2のエンドリング部（804）の間に配
 設される複数のラング（806）であって、それぞれのラング（806）が、
 前記第1のエンドリング部（802）に接続される第1の端部（816）、
 前記第2のエンドリング部（804）に接続される第2の端部（818）、
 前記ラングの前記第1の端部に配置される第1の開口部（810）、および
 前記ラングの前記第2の端部に配置される第2の開口部（810）

40

を含む複数のラング（806）と、
 ある幅と、前記第1の開口部に接続される第1の端部と、前記第2の開口部に接続され
 る第2の端部とを有するスリット（840）と、
 前記スリット（840）の前記幅を横切って結合されるコンデンサ（842）とを含む

50

R F コイル。

【請求項 9】

前記第 1 のエンドリング部 (8 0 2) に配置される第 1 の複数の開口部 (8 0 8) と、
前記第 2 のエンドリング部 (8 0 4) に配置される第 2 の複数の開口部 (8 0 8) と
をさらに含むことを特徴とする請求項 8 記載の R F コイル。

【請求項 10】

磁気共鳴画像法 (M R I) アセンブリ用の共鳴アセンブリ (5 2) であって、
超伝導磁石 (5 4) と、
前記超伝導磁石の内径内に配設される勾配コイルアセンブリ (5 0) と、
前記勾配コイルアセンブリ (5 0) の内径内に配設され、複数の開口部 (2 0 8) を有
する第 1 のエンドリング部 (2 0 2)、複数の開口部 (2 0 8) を有する第 2 のエンドリ
ング部 (2 0 4)、および前記第 1 のエンドリング部 (2 0 2) と前記第 2 のエンドリ
ング部 (2 0 4) の間に配設される複数のラング (2 0 6) を含む R F コイル (5 6、2 0
0) と
を含む共鳴アセンブリ。

10

【請求項 11】

それぞれのラング (2 0 6) が、複数の開口部 (2 1 0) を含むことを特徴とする請求項
10 記載の共鳴アセンブリ。

【請求項 12】

それぞれのラング (2 0 6、8 0 6) が、
ある幅を有するスリット (8 4 0) と、
前記スリット (8 4 0) の前記幅を横切って結合されるコンデンサ (8 4 2) とをさら
に含むことを特徴とする請求項 11 記載の共鳴アセンブリ。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、磁気共鳴画像法 (M R I) システムに関し、具体的には、M R I シス
テムにおける音響雑音を減少させるための無線周波数 (R F) コイルおよび装置に関する
。

【背景技術】

30

【0002】

磁気共鳴画像法 (M R I) は、X 線または他の電離放射線を用いることなく人体の内部
の像を作成できる医用画像モダリティである。M R I は、強力で一様な静磁場 (すなわち
、「主磁場」) を生成するために強力な磁石を用いる。人体または人体の一部が主磁場の中
に配置されると、組織液中の水素原子核に関連する核スピンの分極化が分極化する。このことは
、これらスピンの関連する磁気モーメントが主磁場の方向に沿って特異的に整列し、その
軸 (慣行に従って「z 軸」) に沿って小さい正味の組織磁化となることを意味する。M R
I システムは、電流がそれらに印加されるときに、より小さい振幅で空間的に変化する磁
場を生成する勾配コイルと呼ばれる構成要素も備える。典型的には、勾配コイルは、z 軸
に沿って整列しているとともに、x 軸、y 軸または z 軸のうちの 1 つの軸に沿った位置に
関して振幅が線形に変化する磁場成分を生成するように設計されている。勾配コイルの効
果は、ただ 1 つの軸に沿って磁場の強さに、および付随して核スピンの共鳴周波数に、小
さい傾斜を生成することである。直交軸を有する 3 つの勾配コイルを使用して、身体中の
各位置で標識共鳴周波数 (s i g n a t u r e r e s o n a n c e f r e q u e n c y) を生成することによって M R 信号を「空間的に符号化」する。無線周波数 (R F) コ
イルを使用して、水素原子核の共鳴周波数での、または水素原子核の共鳴周波数近くでの
R F エネルギーのパルスを生成する。R F コイルを使用して、制御された方式でエネルギ
ーを核スピン系に加える。次いで、核スピンの緩和してその静止エネルギー状態に戻る際
に、核スピンは、エネルギーを R F 信号の形で放出する。この信号は、M R I システムに
よって検出され、コンピュータおよび知られた再構成アルゴリズムを用いて画像に変換さ

40

50

れる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許第6,538,441号公報

【特許文献2】米国特許第6,437,568号公報

【特許文献3】米国特許第6,252,404号公報

【特許文献4】米国特許出願公開第2007/0,290,686号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

MRIのスキヤン中、音響雑音および振動が、患者ボア内で発生し得る。この音響雑音および振動は、心地よくなく、患者とスキヤノオペレータの双方を害する可能性があり得る。例えば、勾配コイルおよびRF本体コイルを含むMRIシステムにおける音響雑音についてはいくつかの源がある。典型的には、RFコイルによって発生する音響雑音は、勾配コイルの作用によりRFコイル導体に誘起される渦電流によって引き起こされる。具体的には、電流パルスを（例えば、パルスシーケンスの一部として）勾配コイルに印加すると、それにより時間で変化する磁場が発生する。これらの時間で変化する磁場は、RFコイルにRFコイルの動きまたは振動を引き起こす渦電流を誘起する可能性があり、音響雑音になる。RFコイルによって発生する音響雑音を減少させるまたは除去するRFコイルおよび装置を提供することが望ましい。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態によれば、磁気共鳴画像法（MRI）システム用の無線周波数（RF）コイルは、第1のエンドリング部と、第2のエンドリング部と、第1のエンドリング部と第2のエンドリング部の間に配設される複数のラングであって、それぞれのラングが、第1のエンドリング部に接続される第1の端部および第2のエンドリング部に接続される第2の端部を含む複数のラングと、第1のエンドリング部に配置される第1の複数の開口部と、第2のエンドリング部に配置される第2の複数の開口部とを含む。

【0006】

30

別の実施形態によれば、磁気共鳴画像法（MRI）システム用の無線周波数（RF）コイルは、第1のエンドリング部と、第2のエンドリング部と、第1のエンドリング部と第2のエンドリング部の間に配設される複数のラングであって、それぞれのラングが、第1のエンドリング部に接続される第1の端部、第2のエンドリング部に接続される第2の端部、ラングの第1の端部に配置される第1の開口部、およびラングの第2の端部に配置される第2の開口部を含む複数のラングと、ある幅、第1の開口部に接続される第1の端部、および第2の開口部に接続される第2の端部を有するスリットと、このスリットの幅を横切って結合されるコンデンサとを含む。

【0007】

40

別の実施形態によれば、磁気共鳴画像法（MRI）アセンブリ用の共鳴アセンブリは、超伝導磁石と、超伝導磁石の内径内に配設される勾配コイルアセンブリと、勾配コイルアセンブリの内径内に配設され、複数の開口部を有する第1のエンドリング部、複数の開口部を有する第2のエンドリング部、および第1のエンドリング部と第2のエンドリング部の間に配設される複数のラングを含むRFコイルとを含む。

【0008】

本発明は、同様の参照符号が同様の要素に言及している添付図面と併せて用いると、下記詳細な説明からより十分に理解されることになる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】一実施形態による典型的な磁気共鳴画像法（MRI）システムの概略構成図であ

50

る。

【図2】一実施形態による無線周波数(RF)コイルの斜視図である。

【図3】一実施形態によるRFコイルの切断図である。

【図4】代替の実施形態によるRFコイルリングおよびエンドリング部の一部の斜視図である。

【図5】一実施形態によるRFコイルリングおよびエンドリング部の一部の斜視図である。

【図6】代替の実施形態によるRFコイルリングおよびエンドリング部の斜視図である。

【図7】代替の実施形態によるRFコイルリングおよびエンドリング部の斜視図である。

【図8】一実施形態によるRFコイルの切断図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0010】

図1は、一実施形態による典型的な磁気共鳴画像法(MRI)システムの概略構成図である。MRIシステム10の動作は、キーボードその他の入力装置13、制御パネル14、および表示部16を含むオペレータコンソール12から制御される。コンソール12は、リンク18を介してコンピュータシステム20と通信し、オペレータがMRIのスキャンを指示し、得られた画像を表示し、この画像についての画像処理を行い、データおよび画像を記録保管するためのインタフェースを与える。コンピュータシステム20は、例えばバックプレーン20aによって与えられるような電氣的接続および/またはデータ接続を介して互いに通信するいくつかのモジュールを含む。データ接続は、直接有線リンクであってよく、または光ファイバ接続もしくは無線通信リンクその他であってよい。コンピュータシステム20のモジュールは、画像処理プロセッサモジュール22と、CPUモジュール24と、画像データアレイを格納するためのフレームバッファを含み得るメモリモジュール26とを含む。代替の実施形態では、画像処理プロセッサモジュール22は、CPUモジュール24上の画像処理機能に置き換えられてよい。コンピュータシステム20は、記録保管媒体装置、固定記憶装置もしくはバックアップ記憶装置、またはネットワークにリンクされる。コンピュータシステム20は、リンク34を介して別個のシステム制御コンピュータ32と通信してもよい。入力装置13は、マウス、ジョイスティック、キーボード、トラックボール、タッチスクリーン、光ワンド(light wand)、音声制御装置、または任意の類似もしくは同等の入力装置を含んでよく、インタラクティブ形状法(interactive geometry prescription)に用いられてよい。

20

30

【0011】

システム制御コンピュータ32は、電氣的接続および/またはデータ接続32aを介して互いに通じている1組のモジュールを含む。データ接続32aは、直接有線リンクであってよく、または光ファイバ接続もしくは無線通信リンクその他であってよい。代替の実施形態では、コンピュータシステム20およびシステム制御コンピュータ32のモジュールは、同じコンピュータシステムまたは複数のコンピュータシステム上で実現されてよい。システム制御コンピュータ32のモジュールは、CPUモジュール36と、および通信リンク40を介してオペレータコンソール12に接続するパルス発生器モジュール38とを含む。代替として、パルス発生器モジュール38は、スキャナ装置(例えば、共鳴アセンブリ52)に組み込まれてよい。システム制御コンピュータ32は、実行されるべきスキャンシーケンスを指示するオペレータからの指令を、リンク40を介して受信する。パルス発生器モジュール38は、生成されるRFパルスおよびパルスシーケンスのタイミング、強度および形状、ならびにデータ取得ウィンドウのタイミングおよび長さを記述する命令、指令および/または要求(例えば、無線周波数(RF)波形)を送信することによって、所望のパルスシーケンスを繰り出す(すなわち、実行する)システム構成要素を動作させる。パルス発生器モジュール38は、勾配増幅器システム42に接続し、スキャン中に使用される勾配パルスのタイミングおよび形状を制御する勾配波形と呼ばれるデータを生成する。パルス発生器モジュール38は、患者に取り付けられた電極からのECG信

40

50

号などの患者に接続されたいくつかの異なるセンサからの信号を受信する生理学的取得コントローラ 44 から患者データを受信することもできる。パルス発生器モジュール 38 は、患者および磁石システムの状態に関連する様々なセンサからの信号を受信するスキャンルームインタフェース回路 46 に接続している。患者位置決めシステム 48 は、スキャンのために患者テーブルを所望の位置に動かすための指令を、スキャンルームインタフェース回路 46 も介して受信する。

【0012】

パルス発生器モジュール 38 によって生成される勾配波形は、 G_x 増幅器、 G_y 増幅器および G_z 増幅器で構成されている勾配増幅器システム 42 に印加される。それぞれの勾配増幅器は、全体的に 50 に示される勾配コイルアセンブリ中の対応する物理的な勾配コイルを励磁して、取得した信号を空間的に符号化するのに用いられる磁場勾配パルスを生成する。勾配コイルアセンブリ 50 は、超伝導主コイル 54 を有する分極用超伝導磁石を含む共鳴アセンブリ 52 の一部を形成する。共鳴アセンブリ 52 は、全身 RF コイル 56、表面イメージングコイルもしくはパラレルイメージングコイル 76、または両方を含んでよい。RF コイルアセンブリのコイル 56、76 は、送受信両用に、または送信専用もしくは受信専用で構成されてよい。患者またはイメージング対象 70 は、共鳴アセンブリ 52 の円筒形患者イメージングボリューム 72 内に配置されてよい。システム制御コンピュータ 32 内の送受信機モジュール 58 は、パルスを生成し、このパルスは、RF 増幅器 60 によって増幅され、送受信スイッチ 62 によって RF コイル 56、76 に結合される。患者の中の励起核により放出される結果として生じた信号は、同じ RF コイル 56 によって感知され、送受信スイッチ 62 を介して前置増幅器 64 に結合されてよい。代替として、励起核により放出される信号は、パラレルコイルもしくは表面コイル 76 などの別個の受信コイルによって感知されてよい。増幅した MR 信号は、送受信機 58 の受信機部において復調され、フィルタ処理され、デジタル化される。送受信スイッチ 62 をパルス発生器モジュール 38 からの信号によって制御して、送信モード中に RF 増幅器 60 を RF コイル 56 に電氣的に接続し、受信モード中に前置増幅器 64 を RF コイル 56 に接続する。送受信スイッチ 62 は、別個の RF コイル（例えば、パラレルもしくは表面コイル 76）が送信モードまたは受信モードで使用されることを可能にすることもできる。

【0013】

RF コイル 56 またはパラレルもしくは表面コイル 76 によって感知される MR 信号は、送受信機モジュール 58 によってデジタル化され、システム制御コンピュータ 32 中のメモリモジュール 66 へ転送される。典型的には、MR 信号に対応するデータのフレームが、その後画像を生成するためにそれらデータのフレームが変換されるまで、メモリモジュール 66 内に一時的に格納される。アレイプロセッサ 68 は、知られた変換法、最も一般的にはフーリエ変換を使用して、MR 信号から画像を生成する。これら画像は、リンク 34 を介してコンピュータシステム 20 へ伝えられ、そこで画像は、メモリに格納される。オペレータコンソール 12 から受信した指令に応答して、この画像データは、長期的な格納で記録保管されてよく、またはこの画像データは、画像処理プロセッサ 22 によってさらに処理され、オペレータコンソール 12 へ伝達され、表示部 16 で呈示されてよい。

【0014】

前述のように、全身 RF コイル 56 は、RF パルスを送信および/または MR 信号を受信するために使用される。RF コイル 56 は、RF コイルによって発生する音響振動および雑音を減少させ、それによって患者の安楽を改善するように構成されてよい。図 2 は、一実施形態による無線周波数 (RF) コイルの斜視図である。RF コイル 200 は、形状が円筒形および環状であり、図 1 の上記の MRI システム、または MR 画像を得るための任意の他の類似もしくは同等のシステムに適合する。RF コイル 200 の寸法は、RF コイルが、(図 1 に示す) 勾配コイルアセンブリ 50 の内部に離間した同軸の関係で装着できるように構成される。図 2 に示す RF コイル 200 は、鳥かご形であり、第 1 のエンドリング部 202 と、第 2 のエンドリング部 204 と、複数のラング (または、レッグ、導体要素) 206 とを含む。第 1 のエンドリング部 202 および第 2 のエンドリング部 20

10

20

30

40

50

4は、離間した関係で互いに向かい合い、複数のラング206によって接続されている。いくつかの典型的なラング206を図2に示す。多かれ少なかれラングは、特定のイメージングの用途の必要条件に基づいて、例えば、視野(FOV)、画像解像度、電源の必要条件、およびイメージング速度に基づいて使用できる。ラング206は、円筒形に配列され、例えば、互いから一様に間隔をおいてよい。RFコイル200は、ラングを電氣的に接続する各エンドリング部202、204に沿ってラング206の各端部で複数のコンデンサ(例えば、低インダクタンスのエンドリングコンデンサ)も含む。ラング206およびエンドリング部202、204は、銅などの高い電気伝導率を有する従来の材料で構成される。

【0015】

それぞれのラング206およびエンドリング部202、204は、開口部またはカットアウト、例えば、エンドリング開口部208およびラング開口部210を含む。開口部208、210は、渦電流(およびしたがって、音響振動および雑音)を減少させまたは最小化し、コイル200のRF特性を最大化する。図3は、一実施形態によるRFコイルの切断図である。説明のために、RFコイル300の一部を、いっばいに伸ばされたコイルの平面図の表現として図3に示す。RFコイル300中のラング306は、間隙314によって互いから離間している。第1のエンドリング部302中のエンドリング開口部308、および第2のエンドリング部304中のエンドリング開口部308は、ラング306がエンドリング部302、304と交わる領域(または範囲)312に配置される。図3に示す実施形態では、それぞれのラング306は、第1の端部316でのラング開口部310と、第2の端部318でのラング開口部310とを有する。エンドリング開口部308およびラング開口部310は、エンドリング部またはラングから材料(例えば、銅)をそれぞれ除去することによって形成される。好ましくは、図2および図3に示すように、ラング開口部310は、開口部がエンドリングにより近い端部でより広く、およびラングの中央により近い端部でより狭い、先細の四角形を有する。そのような形状は、RF特性を最大化し、勾配が誘起した渦電流の効果を最小化する。代替として、他の形状が、ラング開口部310に用いられてよい。図2および図3では、エンドリング開口部308は、四角形で示される。他の実施形態では、エンドリング開口部は、図4~図7に関して以下に述べるように様々な形状、例えば、U形を有してよい。

【0016】

図4は、一実施形態によるRFコイルラングおよびエンドリング部の一部の斜視図である。ラング406の一端およびエンドリング部402の一部を図4に示す。エンドリング開口部408は、U形を有し、ラング406がエンドリング部402と交わる領域412に配置されている。エンドリング開口部408は、領域412中の渦電流に対して高インピーダンスを生成する。一実施形態では、エンドリング開口部408は、エンドリング開口部408によって生成される電流密度を分散させるために、ハッチングまたはメッシュ(hatched or meshed)の銅(図示せず)で満たされてよい。図5に示す代替の実施形態では、コンデンサ520(例えば、1nFを超えるコンデンサ)が、領域512中のエンドリング開口部508を横切って配置できる。図4に戻ると、電流密度は、図6および図7に示すように、エンドリング開口部408の内側縁部430のリアクタンス/抵抗を下げることによって分散されてもよい。図6および図7では、銅622、722が、エンドリング開口部608、708の内側縁部に加えられる。

【0017】

図3に戻ると、前述のように、エンドリング開口部308およびラング開口部310は、渦電流を減少させまたは最小化し、コイル300のRF特性を最大化する。渦電流をさらに減少させるために、それぞれのラングは、図8に示すようにスリットまたはスロットを含んでもよい。図8は、一実施形態によるRFコイルの切断図である。説明のために、RFコイル800の一部を、いっばいに伸ばされたコイルの平面図の表現として図8に示す。図8に示すRFコイル800は、鳥かご形であり、図1の上記のMRIシステム、またはMR画像を得るための任意の他の類似もしくは同等のシステムに適合する。RFコイ

10

20

30

40

50

ル 800 は、第 1 のエンドリング部 802 と、第 2 のエンドリング部 804 と、複数のラング（またはレッグ、導体要素）806 とを含む。それぞれのラング 806 およびエンドリング部 802、804 は、開口部またはカットアウト、例えば、エンドリング開口部 808 およびラング開口部 810 を含む。加えて、それぞれのラング 806 は、渦電流をさらに減少させるために、スリットまたはスロット 840 も含む。スリット 840 は、ラング 806 の第 1 の端部 816 でのラング開口部 810 と、ラング 806 の第 2 の端部 818 でのラング開口部 810 との間で接続される。スリット 840 の使用により引き起こされまたは導入され得るモードの混合および RF 特性の劣化を防ぐために、コンデンサ 842 が、各スリット 840 を横切って配置される。コンデンサ 842 は、渦電流に対して高インピーダンスとして働くが、RF 周波数で短絡として働く。

10

【0018】

記載した本説明は、ベストモードを含む本発明を開示すると共に、いずれかの当業者が本発明を作製または使用することも可能にするために例を用いている。本発明の特許性のある範囲は、特許請求の範囲によって画定され、当業者が想到する他の例を含み得る。そうした他の例は、それら他の例が特許請求の範囲の文言通りの言葉と異なる構成要素を有する場合、またはそれら他の例が特許請求の範囲の文言通りの言葉と実質的に違いない均等な構成要素を含む場合、特許請求の範囲の範囲内にあるものとする。任意のプロセスまたは方法のステップの順序およびシーケンスは、代替の実施形態によって変更または並べ直されてよい。

20

【0019】

他の多くの変更および修正が、本発明の精神から逸脱することなく本発明になされ得る。これらおよび他の変更形態の範囲は、添付の特許請求の範囲によって明らかになる。

【符号の説明】

【0020】

- 10 MRIシステム
- 12 オペレータコンソール
- 13 入力装置
- 14 制御パネル
- 16 表示部
- 18 リンク
- 20 コンピュータシステム
- 20 a バックプレーン
- 22 画像処理プロセッサモジュール
- 24 CPUモジュール
- 26 メモリモジュール
- 32 システム制御コンピュータ
- 32 a データ接続
- 34 リンク
- 36 CPUモジュール
- 38 パルス発生器モジュール
- 40 通信リンク
- 42 勾配増幅器システム
- 44 生理学的取得コントローラ
- 46 スキャンルームインタフェース回路
- 48 患者位置決めシステム
- 50 勾配コイルアセンブリ
- 52 共鳴アセンブリ
- 54 分極用磁石の超伝導主コイル
- 56 RFコイル
- 58 送受信機モジュール

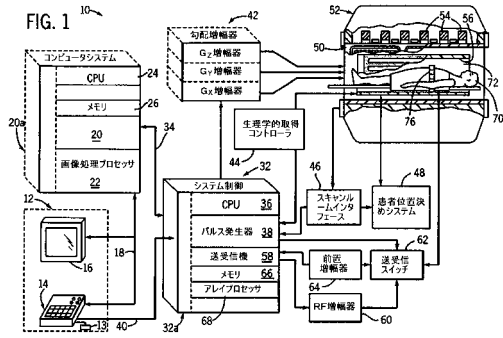
30

40

50

6 0	R F 増幅器	
6 2	送受信スイッチ	
6 4	前置増幅器	
6 6	メモリモジュール	
6 8	アレイプロセッサ	
7 0	患者またはイメージング対象	
7 2	患者イメージングボリューム	
7 6	表面イメージングコイルもしくはパラレルイメージングコイル	
2 0 0	R F コイル (一部)	
2 0 2	第 1 のエンドリング部	10
2 0 4	第 2 のエンドリング部	
2 0 6	ラング (レッグ、導体要素)	
2 0 8	エンドリング開口部	
2 1 0	ラング開口部	
3 0 0	R F コイル (一部)	
3 0 2	第 1 のエンドリング部	
3 0 4	第 2 のエンドリング部	
3 0 6	ラング	
3 0 8	エンドリング開口部	
3 1 0	ラング開口部	20
3 1 2	ラングがエンドリング部と交わる領域	
3 1 4	間隙	
3 1 6	ラングの第 1 の端部	
3 1 8	ラングの第 2 の端部	
4 0 2	エンドリング部	
4 0 6	ラング	
4 0 8	エンドリング開口部	
4 1 2	ラングがエンドリング部と交わる領域	
4 3 0	エンドリング開口部の内側縁部	
5 0 8	エンドリング開口部	30
5 1 2	領域	
5 2 0	コンデンサ	
6 0 8	エンドリング開口部	
6 2 2	銅	
7 0 8	エンドリング開口部	
7 2 2	銅	
8 0 0	R F コイル (一部)	
8 0 2	第 1 のエンドリング部	
8 0 4	第 2 のエンドリング部	
8 0 6	ラング (レッグ、導体要素)	40
8 0 8	エンドリング開口部	
8 1 0	ラング開口部	
8 1 6	ラングの第 1 の端部	
8 1 8	ラングの第 2 の端部	
8 4 0	スリットまたはスロット	
8 4 2	コンデンサ	

【 図 1 】



【 図 2 】

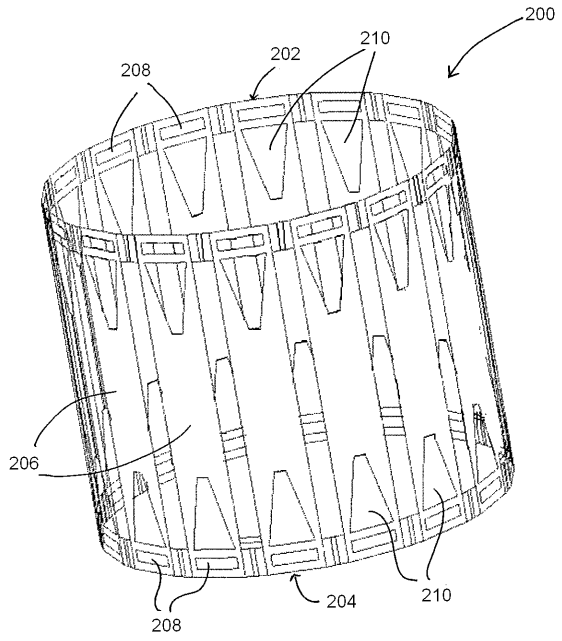


FIG.2

【 図 3 】

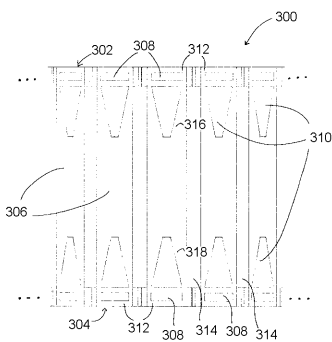


FIG.3

【 図 4 】

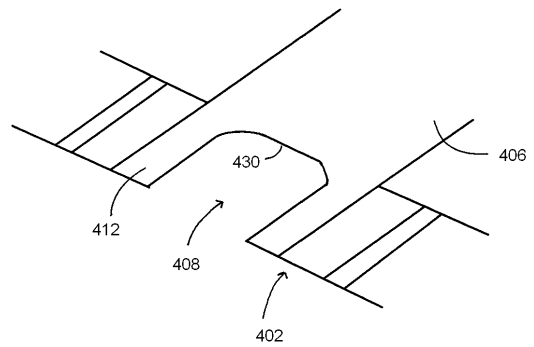


FIG.4

【 図 5 】

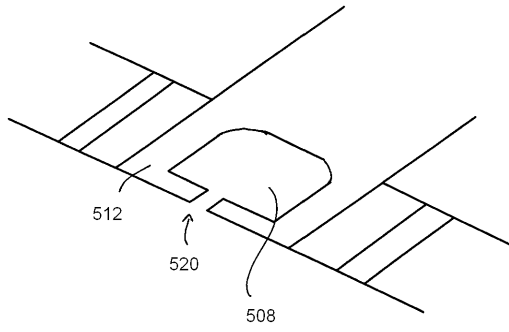


FIG.5

【 図 7 】

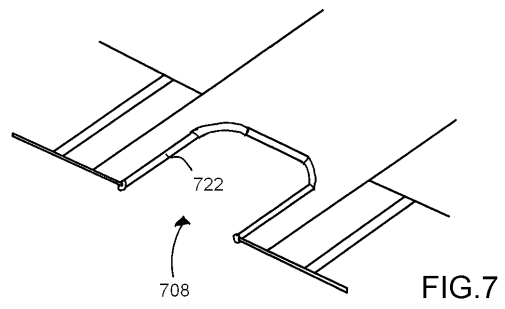


FIG.7

【 図 6 】

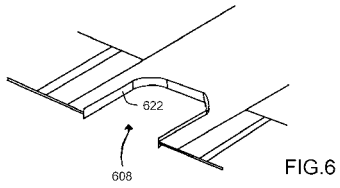


FIG.6

【 図 8 】

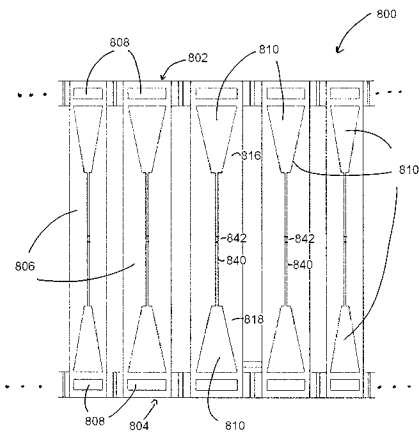


FIG.8

【手続補正書】

【提出日】平成21年9月10日(2009.9.10)

【手続補正1】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図2】

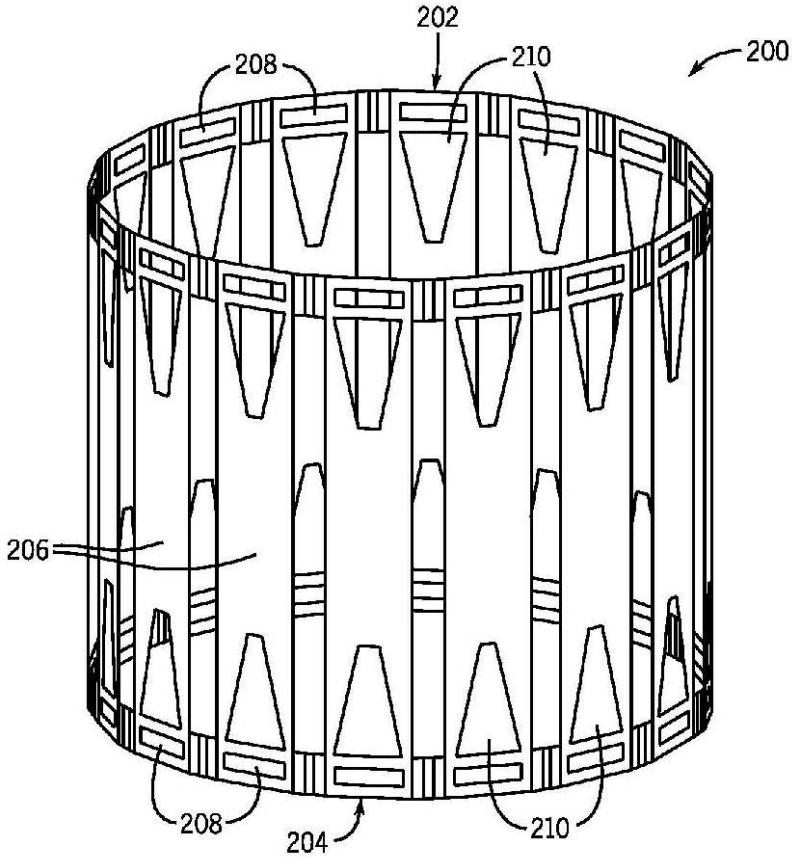


FIG. 2

【手続補正2】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 3 】

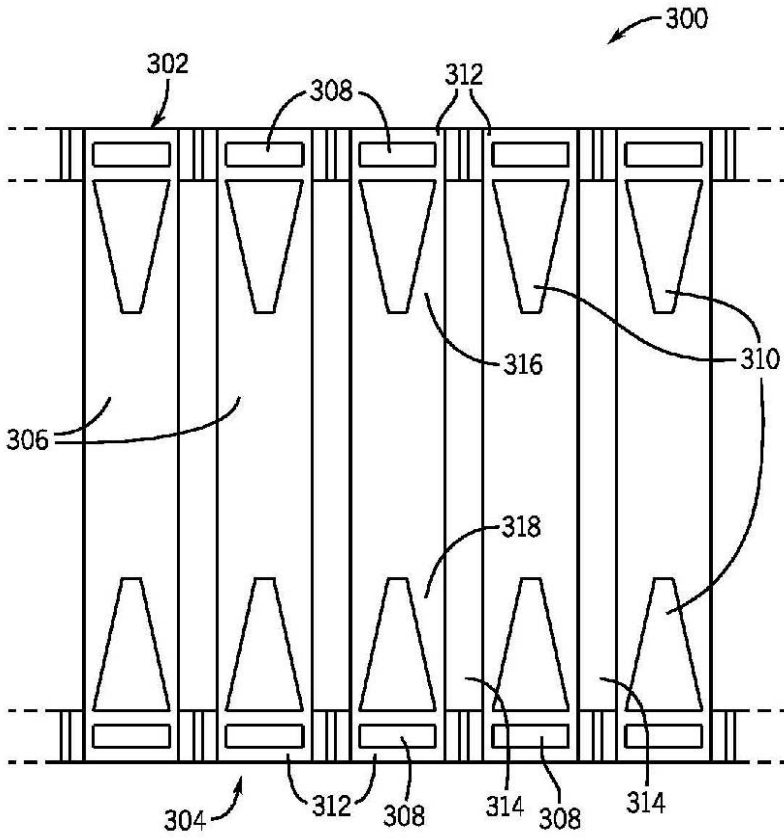


FIG. 3

【 手続補正 3 】

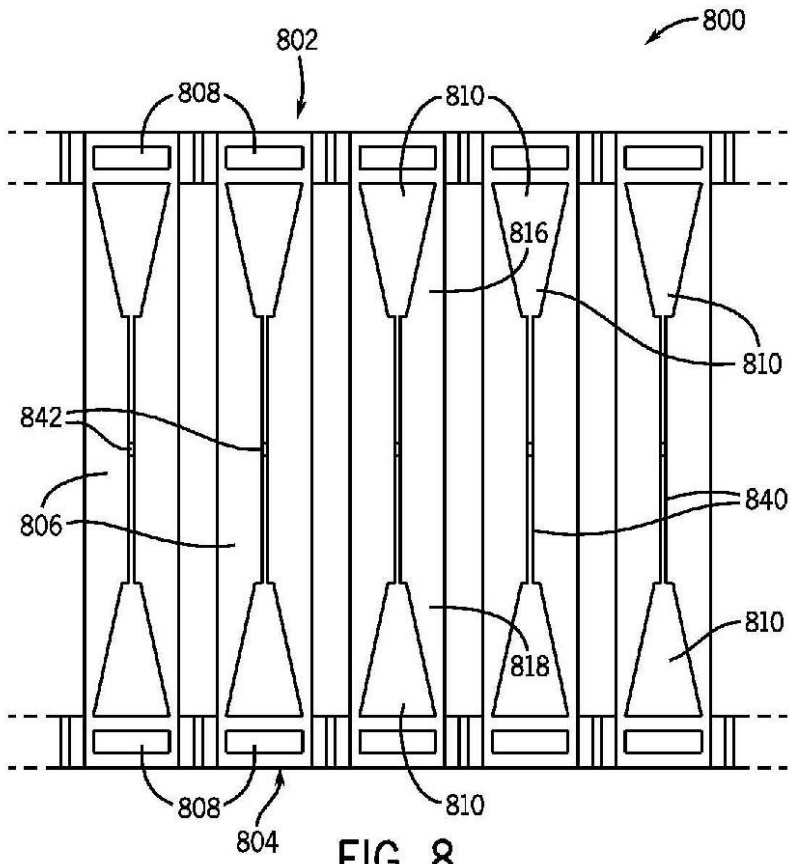
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 8

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 サイカット・サハ

アメリカ合衆国、サウスカロライナ州、フローレンス、コンブレイ・サークル、3034番

(72)発明者 エディ・ビー・ボスカンプ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メノモニー・フォールズ、ストーンフィールド・ロード、ダ
ブリュー168・エヌ5083

Fターム(参考) 4C096 AB34 AB47 AD10 CC04 CC05 CC40