

(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2012-105977

(P2012-105977A)

(43) 公開日 平成24年6月7日(2012.6.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 2 0	4 C 0 9 6
<b>G 0 1 R</b> 33/385 (2006.01)	G 0 1 N 24/06 5 1 0 Y	5 G 3 5 7
<b>H 0 2 G</b> 3/04 (2006.01)	H 0 2 G 3/04 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-242975 (P2011-242975)	(71) 出願人	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ クタデイ、リバーロード、1番
(22) 出願日	平成23年11月7日(2011.11.7)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	12/946, 603	(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
(32) 優先日	平成22年11月15日(2010.11.15)	(74) 代理人	100129779 弁理士 黒川 俊久
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ロンジー・チャンジァング アメリカ合衆国、サウスカロライナ州・2 9 5 0 1、フローレンス、ウェスト・ラジ オ・ドライブ、3 0 0 1 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像システム内部に電気ケーブルを設けるための装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】 磁気共鳴撮像システム内部に電気ケーブルを設けるための装置及び方法を提供すること。

【解決手段】 磁気共鳴撮像(MRI)システム内部にケーブルを装着するための装置及び方法を提供する。一装置は、ある断面を有するチャンネルを画定する剛性の支持構造(24)と、該チャンネルの断面と比べて断面がより小さい電気ケーブル(22)と、を有するケーブルアセンブリ(20)を含む。この電気ケーブルは、剛性の支持構造がその電気ケーブルを接続させる先の可動構成要素からの動きに抗するためにMRIシステムの静止構成要素に結合するように構成されるようにして剛性の支持構造のチャンネルの内部に確保されている。

【選択図】 図1

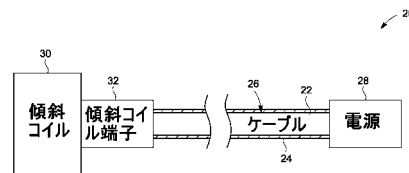


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

磁気共鳴撮像（MRI）システム向けのケーブルアセンブリ（20）であって、ある断面を有するチャンネルを画定する剛性の支持構造（24）と、前記チャンネルの断面と比べてより小さい断面を有する前記剛性支持構造のチャンネルの内部に確保された電気ケーブル（22）であって、該剛性支持構造はその電気ケーブルを接続させる先の可動構成要素からの動きに抗するためにMRIシステムの静止構成要素に結合するように構成されている電気ケーブル（22）と、を備えるケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 2】**

前記剛性の支持構造（24）は電気ケーブル（22）全体を周回方向に囲繞するチューブ（60）を備えており、該チューブ内部で該電気ケーブルがポッティングされている、請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 3】**

前記断面の差によって形成されるギャップ（26）を満たしているエポキシと、電気ケーブルの周りに巻き付けられたガラス繊維と、をさらに備える請求項 2 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 4】**

前記電気ケーブルの（22）の少なくとも一部分は、前記剛性の支持構造（24）の一方の端部を超えて延びている、請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 5】**

電気ケーブル（22）のうち剛性の支持構造（24）の一方の端部を超えて延びている前記部分は、MRIシステムの傾斜コイル（32）の傾斜コイル端子（32）に繋がると共に歪み取りを提供するように構成されている、請求項 4 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 6】**

前記剛性の支持構造（24）は、その内部に電気ケーブル（22）を確保するように圧着留めし得るように構成された圧縮可能なスロット付きチューブ（70）を備える、請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 7】**

複数の電気ケーブル（24）をさらに備えると共に、前記剛性の支持構造（24）は該複数の電気ケーブルをその内部に確保するように変形を受け得るように構成された壁（84）を有する圧縮可能な支持構造（80）を備える、請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 8】**

前記剛性の支持構造（24）の一部分を囲繞すると共に該剛性の支持構造を静止構成要素に確保するように構成された留め具（44）をさらに備える請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 9】**

前記静止構成要素はMRIシステムのマグネットフランジ（40）であり、かつ前記可動構成要素はMRIシステムの傾斜コイル（30）である、請求項 1 に記載のケーブルアセンブリ（20）。

**【請求項 10】**

磁気共鳴撮像（MRI）システム向けの支持付ケーブルを設けるための方法（90）であって、

剛性のチューブ内部に電気ケーブルを挿入するステップ（92）と、

ケーブルアセンブリを形成するために剛性のチューブ内に電気ケーブルを確保するステップ（94）と、

電気ケーブルの一方の端部がMRIシステムの傾斜コイルの傾斜コイル端子に接続されるようにしてケーブルアセンブリをMRIシステムのマグネットフランジに結合させるス

10

20

30

40

50

テップ(96)と、  
を含む方法(90)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書に開示した主題は全般的には診断撮像システムに関し、またさらに詳細には磁気共鳴撮像(MRI)システム内部へのケーブル(特に、MRIシステム内部に電気接続を提供するケーブル)の装着に関する。

【背景技術】

【0002】

MRIシステムは、時間的に一定の(すなわち、均一で静的な)主要磁場すなわち主磁場を発生させる超伝導マグネットを含むことが可能である。MRIデータ収集は、MRIシステムのガントリの内部を延びるケーブルを通して信号を受け取る磁場傾斜コイルを用いて主要磁場内部に磁気モーメントを励起させることによって達成される。例えばある関心領域を撮像するためには、磁場傾斜コイルを順次式にパルス動作させてMRIスキャナのボア内にパルス状の傾斜磁場を生成し、関心領域に対応したボリュームを選択的に励起させて関心領域のMR画像を収集している。作成により得られる画像は、関心領域の構造及び機能を示している。

【0003】

従来のMRIシステムでは、傾斜コイルに対する電気接続に関する装着機構は、傾斜コイルに信号を送るケーブルを適正に支持しなければならない。時変動する磁場を発生させるために傾斜コイルに(例えば、パルスシーケンスの一部として)印加される電流パルスは、傾斜コイルに動きや振動を生じさせるうず電流を誘導する可能性がある。適正な支持が設けられず、またコイルのパルス動作中の電磁気結合や振動などからの過剰な動きが生じると、得られた画像内に画像アーチファクト(例えば、画像内の白画素など)が生じる可能性がある。しかし、装着機構の剛性が過剰であると、傾斜コイル端子上に電磁気結合や振動に由来する応力がかかることになり、このためにケーブルや端子の破損を生じる可能性がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許出願第2010/0217113 A1号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

これらの問題点を解決しようとして試みたブラケットやプレートなどの周知の方法や装着機構は、据付けが困難であり、重量が大きく、費用が高く、また歪み取りなどの追加的な構成要素を必要とすることがあり、このため別の問題(例えば、留め具の緩みなど)が生じる可能性がある。こうした周知の方法及び装着機構でも同様に、支持提供の不十分や支持提供の過剰に関連する問題のうちの幾つかが依然として難点となることがある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

一実施形態では、ある断面を有するチャンネルを画定する剛性の支持構造と、該チャンネルの断面と比べて断面がより小さい電気ケーブルと、を含む磁気共鳴撮像(MRI)システム向けのケーブルアセンブリを提供する。この電気ケーブルは、剛性の支持構造がその電気ケーブルを接続させる先の可動構成要素からの動きに抗するためにMRIシステムの静止構成要素に結合するように構成されるようにして剛性の支持構造のチャンネルの内部に確保されている。

【0007】

別の実施形態では、MRIシステムのマグネットフランジと、チャンネルを画定すると

10

20

30

40

50

共に該マグネットフランジと結合された剛性のチューブと、を含む磁気共鳴撮像（MRI）システム向けの電気接続機構を提供する。本電気接続機構はさらに、剛性のチューブの内部を延びると共にここに確保された電気ケーブルと電気端子とを含んでおり、該電気ケーブルの一方の端部は該電気端子に接続されている。

【0008】

さらに別の実施形態では、磁気共鳴撮像（MRI）システム向けの支持付ケーブルを設けるための方法は、剛性のチューブの内部に電気ケーブルを挿入するステップと、該剛性のチューブの内部で電気ケーブルを確保しケーブルアセンブリを形成するステップと、を含む。本方法はさらに、電気ケーブルの一方の端部がMRIシステムの傾斜コイルの傾斜コイル端子に接続されるようにしてケーブルアセンブリをMRIシステムのマグネットフランジに結合させるステップを含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】様々な実施形態に従って形成されたケーブル支持機構の簡略ブロック図である。

【図2】様々な実施形態に従って形成されたケーブル支持機構をそれに接続させて有する磁気共鳴撮像（MRI）システムのマグネットフランジを表した図である。

【図3】一実施形態に従って形成された支持構造の直径を通過するように切った断面図である。

【図4】図3の支持構造を長さ方向で切った断面図である。

【図5】別の実施形態に従って形成された支持構造の直径を通過するように切った断面図である。

20

【図6】図5の支持構造の圧着留め状態を表した支持構造の断面図である。

【図7】図5及び6の支持構造を長さ方向で切った断面図である。

【図8】別の実施形態に従って形成された支持構造の直径を通過するように切った断面図である。

【図9】図8の支持構造の圧着留め状態を表した支持構造の断面図である。

【図10】図8及び9の支持構造を長さ方向で切った断面図である。

【図11】様々な実施形態による接続機構を有するMRIシステムの一部を表した簡略図面である。

【図12】様々な実施形態によるMRIシステム向けの支持付ケーブルを設けるための方法の流れ図である。

30

【図13】様々な実施形態に従って形成されたケーブル支持機構をその内部で実現し得るMRIシステムの外観図である。

【図14】様々な実施形態に従って形成されたケーブル支持機構をその内部で実現し得るMRIシステムを表した概要ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

上述した要約並びにある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。これらの図面が様々な実施形態の機能ブロックからなる図を表している場合も、必ずしもこれらの機能ブロックがハードウェア回路間で分割されることを意味するものではない。したがって例えば、1つまたは複数の機能ブロック（例えば、プロセッサやメモリ）を単一のハードウェア（例えば、汎用の信号プロセッサまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスク、その他）の形で実現させることがある。同様にそのプログラムは、スタンドアロンのプログラムとすること、オペレーティングシステム内のサブルーチンとして組み込まれること、インストールしたソフトウェアパッケージの形で機能させること、その他とすることができる。こうした様々な実施形態は図面に示した配置や手段に限定されるものではないことを理解すべきである。

40

【0011】

本明細書で使用する場合、単数形で「a」や「an」の語を前に付けて記載した要素やステップは、これに関する複数の要素やステップも排除していない（こうした排除を明示

50

的に記載している場合を除く)と理解すべきである。さらに、「一実施形態」に対する言及は、記載した特徴も組み込んでいる追加的な実施形態の存在を排除すると理解されるように意図したものではない。さらに特に明示的に否定する記述をしない限り、ある具体的な性状を有する1つまたは複数の構成要素を「備える ( c o m p r i s i n g ) 」または「有する ( h a v i n g ) 」実施形態は、当該性状を有しないこうした構成要素を追加的に含むことがある。

#### 【 0 0 1 2 】

磁気共鳴撮像 ( M R I ) システム内部において電気ケーブルなどの電気接続を支持し装着するための方法及び装置を提供する。例えば様々な実施形態は、傾斜コイル電気接続のための電気ケーブルの少なくとも一部分を囲繞している支持構造 ( 例えば、チューブやチャンネル ) を提供する。このケーブルは支持体内部において、例えばポッティングや圧着留めによることを含む様々な方法で維持されることがある。少なくとも1つの実施形態を実施することによって、M R I システム内部での電気ケーブルの振動に対して、例えば傾斜コイルへの接続の箇所において抗すると共にここで振動を逃がしている。

10

#### 【 0 0 1 3 】

これらの様々な実施形態は電気ケーブルによる実現形態に限定されるものではなく、光ケーブル ( ただし、これに限らない ) などの別のケーブルによる接続にも使用し得ることに留意すべきである。さらに、様々な実施形態を電気接続が傾斜コイルに対して設けられるように記載することがあるが、M R I システム内部の無線周波数 ( R F ) コイルに対するなど別の接続を製作することもできる。

20

#### 【 0 0 1 4 】

図1は、様々な実施形態に従って形成されたケーブル支持機構20の簡略ブロック図を表している。ケーブル支持機構20は、M R I システム内部に剛性に装着されながらも例えば電磁気結合や振動により生じる力の吸収が可能である支持構造24によってケーブル22を支持し維持している。支持構造24は、ケーブル22の少なくとも一部分をその内部において支持することが可能な任意の構造 ( 例えば、ケーブル22の一部または全部を囲繞するチューブやチャンネル ) とすることが可能である。例えば支持構造24は、支持構造24内部でケーブル22を周回方向に取り囲んでギャップ26が設けられるようにケーブル22の断面と比べて若干大きな断面 ( 例えば、直径 ) を有するチューブとすることがある。ギャップ26のサイズは、例えばケーブル22のサイズ、ケーブル22に加わると予測される力の量、その他に基づいて異ならせることがある。

30

#### 【 0 0 1 5 】

幾つかの実施形態ではそのケーブル22は、電源28 ( 例えば、パルス発生源 ) とM R I システム内部にある移動可能な構成要素などの1つまたは複数の構成要素との間に電気接続を提供する。例えばケーブル22は、M R I システムの外部 ( または、M R I システムのマグネットシステムの外部 ) にある電源28とM R I システム内部にある1つまたは複数の構成要素との間に電気接続を提供する適当な任意の電気ケーブルまたはワイヤとすることができる。この1つまたは複数の構成要素は、電気端子 ( 傾斜コイル端子32として図示 ) などの接続部材を介してケーブル22に接続された1つまたは複数の傾斜コイル30などM R I システム内部にあって電力または信号を要求する任意の構成要素とすることがある。この接続部材は、M R I システムに適した端子接続など適当な任意の接続部材とすることがある。この1つまたは複数の傾斜コイル30や付属の構成要素はその動作時に移動することがあり得ることに留意すべきである。

40

#### 【 0 0 1 6 】

ケーブル支持機構20は、M R I システムの任意の部分 ( 例えば、M R I システムのガントリの内部の一部分を示した図2に示すようなマグネットフランジ40などの静止構成要素 ) にケーブル22を装着するために利用されることがある。支持構造24はケーブル22の長さ全体を囲繞することもケーブル22の長さの一部を囲繞することもあることに留意すべきである。例えば、ケーブル22のうちコイル端子32に隣接した ( 例えば、1インチにある ) 部分として図示している傾斜コイル端子32を囲繞する端子領域42内

50

において、ケーブル 22 は支持構造 24 から延び出ており支持構造 24 により囲繞されないことがある。したがってこの端子領域 42 においてケーブル 22 は、歪み取りのための柔軟性を可能とさせるように様々な実施形態では支持されていない。

#### 【0017】

図 2 から分かるように支持構造 24 は、ブラケットや適当な別の任意の装着デバイスとし得る複数の留め具 44 によってフランジ 40 に装着されている。ケーブル 22 は例証を目的として示したものであり、幾つかの実施形態では支持構造 24 により部分的に取り囲まれることも支持構造 24 にその全体が取り囲まれることもあり得ることに留意すべきである。留め具 44 は、ボルトやその他の適当なタイプの確保部材によってフランジ 40 に対して確保されることがある。支持要件、ケーブル 22 の長さ、ケーブル 22 内の周回数や曲げの数、その他に基づくなどして留め具 44 を図示した数より多く設けることも少なく設けることもあることに留意すべきである。留め具 44 は、フランジ 40 上の支持構造 24 の位置を確実に維持するように、様々な実施形態では支持構造 24 の少なくとも一部分がフランジ 40 と接触するようにして、支持構造 24 の外部に対して（例えば、フランジ 40 の端部平面に対して）確保している。しかし別の実施形態ではその支持構造 24 は、例えば留め具 44 の底部が高くなっている場合に、フランジ 40 からある間隔だけ離されることがある。

10

#### 【0018】

留め具 44 は、支持構造 24 から離間させることや、その一部として形成させることがある。幾つかの実施形態ではその留め具 44 は、支持構造 24 の周縁部の少なくとも一部分をその内部に受け容れると共に支持構造 24 をフランジ 40 に対して確保するための湾曲部分を含む。

20

#### 【0019】

外部電源 28（図 1 参照）と傾斜コイル 30 に電力を提供するケーブル 22 との間に接続を提供するインタフェース 48 などの別の留め具や構成要素が設けられることがあり得ることに留意すべきである。様々な実施形態では、ケーブル 22 と異なる追加のケーブル 50（または、ワイヤ）によって電源 28 をインタフェース 48 に接続している。ケーブル 50 は支持構造 24 を含まないことがある。

#### 【0020】

フランジ 40 は図示した実施形態では、その中を通過するボア 46 を有するマグネットフランジである。例えばフランジ 40 は、MRI システムの超伝導マグネットを支持するマグネットコイル支持構造 56（例えば、マグネット巻型）の各端部上に設けられることがある。内側支持構造 54 をフランジ 40 に装着しているブラケット 52 などのその他の構成要素が設けられることがある。さらにマグネットコイル支持構造 56 は、マグネットコイル支持構造 56 を垂直方向に維持するため、また任意選択ではフランジ 40 を床などの支持物に対して確保してその動きに抗するまたは動きを防止するための脚部 58 を含むことがある。

30

#### 【0021】

支持構造 24 に関しては様々な実施形態及び構成を提供することができ、ここでこれについて説明することにする。異なる実施形態について別々に図示し説明しているが、実施形態やその特徴のうちの 1 つまたは幾つかが組み合わせられることもあり得ることに留意すべきである。さらに図示した実施形態に対して様々な構成や修正が企図されよう。図 3 及び 4 は、ケーブル 22 をその内部に受け容れるためにその中を通る通路またはチャンネルを有するチューブ 60（例えば、剛性のコンジット）から形成させた支持構造 24 の一実施形態を表している。チューブ 60 は様々な実施形態では、ギャップ 26 を画定するようにケーブル 22 の断面と比べてより大きな断面を有する剛性の構造として形成されている。チューブ 60 は、例えばステンレス鋼などの金属からなど任意の剛性材料から形成されることがある。しかし、剛性特性を提供するようなその他の金属や非金属が用いられることもある。チューブ 60 の剛性は、チューブ 60 の長さ、予測される移動量その他に基づいて決定されることがある。

40

50

## 【 0 0 2 2 】

様々な実施形態ではそのケーブル 2 2 は、ポッティング後に追加の支持または補強が得られるようにケーブル 2 2 にガラス繊維をらせん状に巻き付けてチューブ 6 0 の内部にポッティングされるまたは埋め込まれている。したがって図 3 及び 4 に示した支持構造 2 4 によって、中空の剛性チューブ 6 0 の内部にポッティングされたケーブル 2 2 が提供される。チューブ 6 0 内部でのケーブル 2 2 のポッティングは、ギャップ 2 6 をある材料で満たすことを含む。例えば幾つかの実施形態ではそのケーブル 2 2 はチューブ 6 0 の内部に挿入されており、この後でギャップ 2 6 を満たすためにチューブ 6 0 をエポキシ 6 2 で満たしている。次いでエポキシ 6 2 を硬化させている（例えば、樹脂や硬化剤を用いた適当な任意の硬化処理過程によってエポキシ 6 2 を形成させることがある）。ギャップ 2 6 を満たすためには、ギャップ 2 6 を満たすような膨張特性を有し得る発泡体などのその他の材料が利用されることがある。

10

## 【 0 0 2 3 】

ポッティング処理過程中にチューブ 6 0 内部の中央にケーブル 2 2 を維持するためにスペーサ（図示せず）を利用することがあることに留意すべきである。チューブ 6 0 の中心内にケーブル 2 2 を正確に中央揃えすることがあるが、任意選択ではその内部で例えばポッティング中に生じ得るオフセットを受けることがあることに留意すべきである。

## 【 0 0 2 4 】

したがってポッティング処理過程は、振動に抗するためにケーブル 2 2 がチューブ 6 0 の内部に収容されるような硬化性の材料でギャップ 2 6 を満たしており、これはまた湿気やその他の腐食性物質に抗するように作用することができる。ポッティング処理過程は、所望のまたは必要な振動抵抗量に基づいた様々な硬化度まで充填材料を硬化させることがある。

20

## 【 0 0 2 5 】

図から理解できるように留め具 4 4 は、チューブ 6 0 をフランジ 4 0（図 2 参照）に対して装着する際に使用するための開口部 6 4 を含むことがある。例えば、開口部 6 4 を通るようにボルトやその他の確保部材が挿入され、またこれがフランジ 4 0 内の補完的開口部（例えば、内ねじ付きボア）の内部に確保されることがある。

## 【 0 0 2 6 】

別の実施形態ではその支持構造 2 4 は、図 5 ~ 7 に示したようなスロット付きチューブ 7 0 を含んでおり、このスロット付きチューブ 7 0 はチューブ 6 0 の様な完全収容式のチャンネルを形成していない。スロット付きチューブ 7 0 もチューブ 6 0 と同様に、その内部にギャップ 7 2 を提供するようにケーブル 2 2 の断面と比べてより大きな断面を有する。スロット付きチューブ 7 0 は、その周縁部に沿って軸方向に延びるスロット 7 4 を含む。スロット 7 4 は、スロット付きチューブ 7 0 の端部間に、以下で説明するような機械的な圧着を可能にするような空間を画定する。チューブ 7 0 も剛性の材料から形成させているが、スロット付きチューブ 7 0 内部にケーブル 2 2 を確保するように変形、圧縮または圧着を可能にするような材料特性または厚さを有することもあり得る。

30

## 【 0 0 2 7 】

様々な実施形態ではそのケーブル 2 2 は図 5 に示すように、スロット付きチューブ 7 0 の内部に挿入されると共に、スロット付きチューブの内側表面の一部分に当たった状態に置かれている。図から理解できるように、スロット 7 4 の位置を含むケーブル 2 2 の周縁部の一部分に沿ってギャップ 7 2 が設けられている。次いでスロット 7 4 は、圧着用プレイヤー（または、適当な別のデバイス）を用いて力学的な力を加え端部間の間隔を短縮させることなどによって押し合わされまたは圧着されており、これによりスロット 7 4 がより小さくなると共に、図 6 に示すようにスロット付きチューブ 7 0 内部にケーブル 2 2 が確保される。スロット付きチューブ 7 0 に圧力が加えられると、スロット付きチューブ 7 0 の構造も、その中を通過するように画定されたチャンネルの断面が円形ではなく若干長円形の形状となるように若干変形を受けることがあることに留意すべきである。しかし別の実施形態ではその断面は概ね円形の形状を維持している。

40

50

## 【0028】

図から理解できるように、スロット74を互いに近づけるように圧搾するために圧力が加えられた後においてもスロット付きチューブ70内部のケーブル22の位置が維持されるように、図6内のケーブル22の周縁部の大部分はスロット付きチューブ70の内側表面と接している。様々な実施形態ではスロット付きチューブ70に加えられる圧力によって、スロット付きチューブ70はケーブル22の周縁部のかなりの部分の周りで圧縮される。したがってケーブル22は、チューブ60と同様のフランジ40(図2参照)に対して確保し得るスロット付きチューブ70により画定される剛性のチャンネルの内部に維持される。

## 【0029】

幾つかの実施形態では、例えば図8~10に示したように支持構造24内部に複数のケーブル22を維持させることがある。これらの実施形態では、圧縮可能な支持構造80の内部に複数のケーブル22(図8~10では2本のケーブル22を示している)が確保されている。ケーブル22は例えば、正及び負の電気接続ケーブルとすることができる。別の実施形態と同様に圧縮可能な支持構造80は、2本のケーブル22の断面と比べて(この実施形態では底部と側部において)より大きな断面を有する。圧縮可能な支持構造80を1つの平面状の底部82と2つの角度が付いた壁84を有するように図示しているが、圧縮可能な支持構造80も同じくスロット付きチューブ70と同様の実質的に円形の断面を有し得ることに留意すべきである。

## 【0030】

圧縮可能な支持構造80は圧縮可能な壁84を含む。したがって圧縮可能な支持構造80はここでも剛性の材料から形成されているが、圧縮または圧着によって圧縮可能な支持構造80内部にケーブル22を確保することを可能とできるような材料特性や厚さを有することができる。

## 【0031】

様々な実施形態では、ケーブル22は圧縮可能な支持構造80内部に挿入されると共に、図8に示すように圧縮可能な支持構造80の底部82の内側表面に当たった状態に置かれている。次いで角度が付いた壁84は、圧着用プライヤー(または、適当な別のデバイス)を用いて力学的な力を加え、角度が付いた壁84の両端間の間隔を短縮させることによって圧縮されて変形される(押し合わされるまたは圧着される)。例えば図9に示すように、角度が付いた壁84を圧縮した後に、ケーブル22の位置を平行配列に維持するように圧縮可能な支持構造80の断面がその内部に矩形のチャンネルを画定する概して矩形となるようにして角度が付いた壁84を変形させることがある。

## 【0032】

圧縮の後もスロット86は依然として存在しているが、ケーブル22は圧縮可能な支持構造80の内部の適所に確保されることに留意すべきである。圧縮可能な支持構造80に加えられる圧力は様々な実施形態では、ケーブル22が平行に整列して維持されるようにケーブル22の周りで圧縮可能な支持構造80を圧縮し変形させている。したがってケーブル22は、チューブ60と同様にフランジ40(図2参照)に対して確保し得る圧縮可能な支持構造80により画定される剛性のチャンネルの内部に維持されている。

## 【0033】

様々な実施形態に対する変形形態や修正形態も企図される。例えば圧縮可能な支持構造80ではなく、2本のケーブル22(または、これより多数のケーブル22)を平行な軸に沿って(円形のチューブと同様に)一体に保持するようにラッピング構造またはラッピング法が利用されることがある。動作時には、傾斜コイル30(図1参照)のパルス動作中などにおいて2本のケーブル22を通過して伝送されるパルスが相殺される。図11に示した別の例ではケーブル22の長さは、傾斜コイル端子32の位置などにおいて支持構造24から延び出ており、歪みを逃がすための柔軟性が提供される。支持構造24は、所望のまたは必要に応じた(例えば、異なる形状の断面を有するように)サイズ設定及び形状とすること、並びに所望のまたは必要に応じた(例えば、接続要件に基づいた)サイズ

10

20

30

40

50

設定及び形状とすることがあることに留意すべきである。

【0034】

したがって、電気ケーブルをその内部に確保しているMRIシステムに対する支持及び装着機構が提供される。この支持構造は、ケーブルを支持すると共に振動などの動きに抗するための剛性を提供する。

【0035】

様々な実施形態に従ったMRIシステム向けの支持付ケーブルを提供するための方法90を図12に示している。方法90は、電気ケーブルを支持構造内に挿入すること(92)を含む。この電気ケーブルは、適当な任意のケーブル(例えば、MRIシステムの1つまたは複数の傾斜コイルを制御するための電気信号を伝送することが可能なケーブルなど)とすることができる。様々な実施形態ではその支持構造は、ケーブルの周りに円周状のギャップを提供する一方でケーブルを完全にまたは部分的に囲繞する通路またはチャンネルを画定する剛性の構造である。

10

【0036】

支持構造内部にケーブルを挿入するとそのケーブルは94において、支持構造によりケーブル全体またはケーブルの実質的にすべてが囲繞されてケーブルアセンブリが形成されるように確保される。例えばその支持構造は、ケーブルがチューブ内部でポッティングされるようにエポキシで満たされるチューブとすることがある。別の実施形態ではそのチューブは、1つまたは複数のケーブルがその内部で圧着留めされるようにスロット付きとすることがある。このケーブルアセンブリは、ケーブルのうちに支持構造の端部を超えて延びた可撓性の長さ部分を含むと共に、可撓性ケーブル部分を画定することがあることに留意すべきである。

20

【0037】

このケーブルアセンブリは次いで96において、MRIシステム内部で結合されており、したがって例えば電源やパルス発生源(例えば、MRIシステムの外部にある)と傾斜コイルなどの内部の構成要素との間に電気接続を提供することが可能である。このケーブルアセンブリは、MRIシステム内部にあるマグネットフランジなど様々な静止部分に対して結合させることがある。

【0038】

様々な実施形態の支持付ケーブル構造またはアセンブリは、図13に示すような撮像システム100などの異なるタイプの診断用医学撮像システムと接続させて設けられることがある。撮像システム100を単一モダリティの撮像システムとして図示しておりまたこれをMRIシステムとすることがあるが、様々な実施形態はマルチモダリティ撮像システム内にまたはこれに付随して実現し得ることを理解されたい。撮像システム100は、コンピュータ断層(CT)、陽電子放出断層(PET)、単一光子放出コンピュータ断層(SPECT)及び超音波システムなどの異なるタイプの医用撮像システムと組み合わせること、あるいは画像(特に人の画像)の作成が可能な別の任意のシステムと組み合わせることができる。さらに、これらの様々な実施形態は人を対象とした撮像のための医用撮像システムに限定されるものではなく、人間以外の対象、手荷物その他を撮像するための獣医学システムや非医用システムを含むこともある。

30

40

【0039】

図13を参照すると撮像システム100は、撮像ユニット104(例えば、撮像スキャナ)を有する撮像部分102と、プロセッサ108やその他のコンピュータ処理デバイスや制御器デバイスを含み得る処理部分106と、を含む。特に撮像ユニット104により撮像システム100は、対象物や患者114をスキャンして画像データ(対象物や患者114の全体の画像データのことその一部の画像データのこともある)を収集することが可能となる。撮像ユニット104は、画像データの収集を可能とさせる1つまたは複数の撮像構成要素(その内部のマグネットや磁気巻き線など)を含んだガントリ110を含む。マルチモダリティ撮像システムでは、磁気共鳴撮像用のマグネット(複数のこともある)以外に、コンピュータ断層撮像用のX線源及び検出器、あるいは核医学撮像用のガンマ

50

カメラが設けられることがある。これらの撮像構成要素は、有線式やワイヤレス式とし得る通信リンク 116 を介して処理部分 106 に伝送される画像データを表す信号を発生させている。これらの信号は様々なプロトコルその他で構成され得ることに留意すべきである。さらに撮像ユニット 104 による撮像スキャンの間において、ガントリ 110 とその上またはその中に装着された撮像構成要素は静止したまま維持されることも、ボア 112 を通過する検査軸を規定する回転中心の周りでまたは回転中心に沿って回転させることもあり得ることに留意すべきである。患者 114 は例えばモータ式テーブル 118 を用いてガントリ 110 の内部に位置決めされることがある。

#### 【0040】

したがって動作時において、これらの撮像構成要素のうちの1つまたは幾つかの出力が処理部分 106 に送られる、またこの反対方向に送られており、これには例えば制御インタフェース 120 を介したプロセッサ 108 へのまたはこれからの信号の送信を含むことがある。プロセッサ 108 はさらに、例えばユーザ入力や所定のスキャンに基づいてモータ式テーブル 118 または撮像構成要素の位置を制御するための制御信号を発生させることもある。スキャン中に、撮像構成要素からの磁気共鳴画像データなどの画像データは、制御インタフェース 120 を介してデータインタフェース 122 を通してプロセッサ 108 に伝送されることがある。データの収集及び処理に使用されるプロセッサ 108 と付属のハードウェア及びソフトウェアとのことを、全体としてワークステーション 124 と呼ぶことがある。ワークステーション 124 は、ユーザ入力デバイス（キーボード 126 及び/またはマウス、ポインタその他などのその他の入力デバイス）と、モニタ 128 と、を含む。モニタ 128 は画像データを表示させると共に、タッチ画面が有効であればユーザから入力を受け取ることもある。

10

20

30

#### 【0041】

例証のみを目的として撮像システム 100 は、撮像部分 102 と、本明細書に記載したようなプロセッサまたはその他のコンピュータ処理デバイスや制御器デバイスを含み得る処理部分 106 と、を含むのが一般的である図 14 に示すような MRI システムとして実現させることがある。撮像システム 100 はガントリ 110 の内部に、マグネットコイル支持構造上に支持され得るコイルから形成した超伝導マグネット 130 を含むのが一般的である。超伝導マグネット 130 をヘリウム容器 132（クライオスタットとも呼ぶ）が囲繞しており、またこれを液体ヘリウムで満たすことがある。この液体ヘリウムは、コールドヘッドスリーブ及び/または熱シールドを冷却するために利用されることがある。

#### 【0042】

ヘリウム容器 132 の外側表面と超伝導マグネット 130 の内側表面を囲繞するように断熱体 134 が設けられている。超伝導マグネット 130 の内部には複数の磁場傾斜コイル 136 が設けられており、またこの複数の磁場傾斜コイル 136 の内部には RF 送信コイル 138 が設けられている。例えば傾斜コイル 30（図 1 参照）として具現化し得る磁場傾斜コイル 136 を含む撮像システム 100 内部にある構成要素には、本明細書により詳細に記載したような支持付ケーブルを用いて電気接続が設けられている。

#### 【0043】

幾つかの実施形態ではその RF 送信コイル 138 を 1 つの送信 / 受信コイルで置き換えることがある。ガントリ 110 内部にある構成要素は全体として撮像部分 102 を形成している。超伝導マグネット 130 を円筒状の形状としているが、その他の形状のマグネットも使用可能であることに留意すべきである。

40

#### 【0044】

処理部分 106 は、制御器 140、主磁場制御 142、傾斜磁場制御 144、メモリ 146、表示デバイス 148、送信 - 受信（T - R）スイッチ 150、RF 送信器 152 及び受信器 154 を含むのが一般的である。

#### 【0045】

動作時において撮像対象の患者やファントムなどの対象の体部が、ボア 112 内の適当な支持体（例えば、患者テーブル）上に配置される。超伝導マグネット 130 はボア 1

50

12を横断するような均一で静的な主磁場 $B_0$ を発生させる。ボア112内及び対応した患者内の電磁場の強度は、主磁場制御142を介して制御器140により制御されており、制御器140はさらに超伝導マグネット130への励起電流の供給も制御している。

【0046】

1つまたは複数の傾斜コイル素子を含む磁場傾斜コイル136は、超伝導マグネット130内部のボア112内で磁場 $B_0$ に対して直交する3つの方向 $x$ 、 $y$ 及び $z$ のうちの任意の1つまたは幾つかの方向に磁場傾斜が印加できるように設けられる。磁場傾斜コイル136は、傾斜磁場制御144によって励起を受けると共に、制御器140による制御も受けている。

【0047】

複数のコイルを含み得るRF送信コイル138は、磁気パルスの送信かつ/または受信コイル素子(RF受信コイルとして構成された表面コイルなど)も設けられている場合は任意選択で同時に患者からのMR信号の検出を行うように配列されている。RF受信コイルは、任意のタイプまたは構成(例えば、単独の受信表面コイル)とすることがある。受信表面コイルは、RF送信コイル138内部に設けられたRFコイルからなるアレイとすることがある。

【0048】

RF送信コイル138と受信表面コイルはT-Rスイッチ150によって、RF送信器152や受信器154の1つに対してそれぞれ選択的に相互接続させている。RF送信器152及びT-Rスイッチ150は、RF磁場パルスまたは信号をRF送信器152により発生させかつ患者内で磁気共鳴を励起するために患者に選択的に加えられるように制御器140によって制御される。RF励起パルスが患者に加えられている間は、T-Rスイッチ150はさらに受信表面コイルを受信器154から切断するように作動させている。

【0049】

RFパルスの印加に続いて、再度T-Rスイッチ150を作動させてRF送信コイル138をRF送信器152から切断すると共に、受信表面コイルを受信器154に接続させている。受信表面コイルは、患者内の励起した原子核に由来するMR信号を検出または検知するように動作すると共に、このMR信号を受信器154に伝送している。検出したこれらのMR信号は一方、制御器140に伝送される。制御器140は、例えば患者の画像を表す信号を発生させるようにMR信号の処理を制御するプロセッサ(例えば、画像再構成プロセッサ)を含む。

【0050】

画像を表す処理済み信号はさらに、表示デバイス148に送られ、画像の視覚的描出が提供される。具体的にはこのMR信号によって、観察可能な画像が得られるようにフーリエ変換を受ける $k$ 空間を満たすまたはこれを形成している。画像を表す処理済み信号は次いで、表示デバイス148に送られる。

【0051】

様々な実施形態及び/または構成要素(例えば、モジュールあるいはこれらの内部にある構成要素や制御器)はまた、1つまたは複数のコンピュータまたはプロセッサの一部として実現させることもある。このコンピュータやプロセッサは、コンピュータ処理デバイス、入力デバイス、表示ユニット、及び例えばインターネットにアクセスするためのインタフェースを含むことがある。このコンピュータやプロセッサは、マイクロプロセッサを含むことがある。このマイクロプロセッサは、通信バスと接続させることがある。このコンピュータやプロセッサはさらにメモリを含むことがある。このメモリは、ランダムアクセスメモリ(RAM)や読み出し専用メモリ(ROM)を含むことがある。このコンピュータやプロセッサはさらに、ハードディスクドライブ、あるいは光ディスクドライブ、半導体ディスクドライブ(例えば、フラッシュRAM)その他などの取外し可能な記憶ドライブとし得る記憶デバイスを含むことがある。この記憶デバイスはさらに、コンピュータプログラムその他の命令をコンピュータやプロセッサにロードするための別の同様の手段とすることがある。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 2 】

本明細書で使用する場合、「コンピュータ」や「モジュール」という用語は、マイクロコントローラを用いたシステム、縮小命令セットコンピュータ（RISC）、特定用途向け集積回路（ASIC）、論理回路、及び本明細書に記載した機能を実行可能な別の任意の回路やプロセッサを含めプロセッサベースまたはマイクロプロセッサベースの任意のシステムを含むことがある。上述の例は単に例示であり、またしたがっていかなる意味においても「コンピュータ」という用語の定義及び/または意味を限定することを意図していない。

## 【 0 0 5 3 】

このコンピュータやプロセッサは、入力データを処理するために1つまたは複数の記憶素子内に保存された1組の命令を実行する。この記憶素子はさらに、所望によりまたは必要に応じて、データやその他の情報も保存することがある。この記憶素子は情報ソースの形態とすることや、処理装置内部にある物理的な記憶素子とすることがある。

10

## 【 0 0 5 4 】

この命令の組は、本発明の様々な実施形態の方法や処理などの指定の動作を実行するように処理装置としてのコンピュータまたはプロセッサに指令するための様々なコマンドを含むことがある。この命令組は、有形の非一時的コンピュータ読み取り可能媒体（複数のこともある）の一部を形成し得るソフトウェアプログラムの形態とすることがある。このソフトウェアは、システムソフトウェアやアプリケーションソフトウェアなどの様々な形態とすることがある。さらにこのソフトウェアは、単独のプログラムやモジュールからなる集合体、より大きなプログラムの内部のプログラムモジュール、あるいはプログラムモジュールの一部分の形態とすることがある。このソフトウェアはさらに、オブジェクト指向プログラミングの形態をしたモジュール型プログラミングを含むことがある。処理装置による入力データの処理は、オペレータコマンドに应答すること、以前の処理結果に应答すること、あるいは別の処理装置が発した要求に应答することがある。

20

## 【 0 0 5 5 】

本明細書で使用する場合、「ソフトウェア」と「ファームウェア」という用語は置き換え可能であり、RAMメモリ、ROMメモリ、EPROMメモリ、EEPROMメモリ及び不揮発性RAM（NVRAM）メモリを含めコンピュータによって実行するためにメモリ内に保存された任意のコンピュータプログラムを含む。上述のメモリタイプは単に例示

30

## 【 0 0 5 6 】

上の記述は例示であって限定でないことを理解されたい。例えば上述の実施形態（及び/または、その態様）は、互いに組み合わせて使用することがある。さらに、具体的な状況や材料を様々な実施形態の教示に適応させるようにその趣旨を逸脱することなく多くの修正を実施することがある。本明細書内に記載した材料の寸法及びタイプが様々な実施形態のパラメータを規定するように意図していても、これらは決して限定ではなく単なる例示である。上の記述を検討することにより当業者には別の多くの実施形態が明らかとなる。様々な実施形態の範囲はしたがって、添付の特許請求の範囲、並びに本請求範囲が規定する等価物の全範囲を参照しながら決定されるべきである。添付の特許請求の範囲では、「を含む（including）」や「ようになった（in which）」という表現を「を備える（comprising）」や「であるところの（wherein）」という対応する表現に対する平易な英語表現として使用している。さらに添付の特許請求の範囲では、「第1の」、「第2の」及び「第3の」その他の表現を単にラベル付けのために使用しており、その対象に対して数値的な要件を課すことを意図したものではない。さらに、添付の特許請求の範囲の限定は手段プラス機能形式で記載しておらず、また35 U.S.C. § 112、第6パラグラフに基づいて解釈されるように意図したものでもない（ただし、本特許請求の範囲の限定によって「のための手段（means for）」の表現に続いて追加的な構造に関する機能排除の記述を明示的に用いる場合を除く）。

40

50

## 【 0 0 5 7 】

この記載では、様々な実施形態（最適の形態を含む）を開示するため、並びに当業者による任意のデバイスやシステムの製作と使用及び組み込んだ任意の方法の実行を含む様々な実施形態の実施を可能にするために例を使用している。この様々な実施形態の特許性のある範囲は本特許請求の範囲によって規定していると共に、当業者により行われる別の例を含むことができる。こうした別の例は、その例が本特許請求の範囲の文字表記と異ならない構造要素を有する場合や、その例が本特許請求の範囲の文字表記と実質的に差がない等価的な構造要素を有する場合があるが、本特許請求の範囲の域内にあるように意図したものである。

## 【 符号の説明 】

10

## 【 0 0 5 8 】

2 0	ケーブル支持機構	
2 2	ケーブル	
2 4	支持構造	
2 6	ギャップ	
2 8	電源	
3 0	コイル	
3 2	コイル端子	
4 0	フランジ	
4 2	端子領域	20
4 4	留め具	
4 6	ボア	
4 8	インタフェース	
5 0	ケーブル	
5 2	ブラケット	
5 4	内側支持構造	
5 6	マグネットコイル支持構造	
5 8	脚部	
6 0	チューブ	
6 2	エポキシ	30
6 4	開口部	
7 0	チューブ	
7 2	ギャップ	
7 4	スロット	
8 0	圧縮可能な支持構造	
8 2	底部	
8 4	壁	
8 6	スロット	
9 0	方法	
9 2	支持構造内にケーブルを挿入する	40
9 4	ケーブルアセンブリを形成するためにケーブルの実質的にすべてを囲繞する支持構造内部にケーブルを確保する	
9 6	電源を内部構成要素に接続するようにMRIシステム内部でケーブルアセンブリを結合させる	
1 0 0	撮像システム	
1 0 2	撮像部分	
1 0 4	撮像ユニット	
1 0 6	処理部分	
1 0 8	プロセッサ	
1 1 0	ガントリ	50

- 1 1 2 ボア
- 1 1 4 患者
- 1 1 6 通信リンク
- 1 1 8 モータ式テーブル
- 1 2 0 制御インターフェース
- 1 2 2 データインターフェース
- 1 2 4 ワークステーション
- 1 2 6 キーボード
- 1 2 8 モニタ
- 1 3 0 超伝導マグネット
- 1 3 2 ヘリウム容器
- 1 3 4 断熱体
- 1 3 6 磁場傾斜コイル
- 1 3 8 R F 送信コイル
- 1 4 0 制御器
- 1 4 2 磁場制御
- 1 4 4 傾斜磁場制御
- 1 4 6 メモリ
- 1 4 8 表示デバイス
- 1 5 0 T - R スイッチ
- 1 5 2 R F 送信器
- 1 5 4 受信器

10

20

【 図 1 】

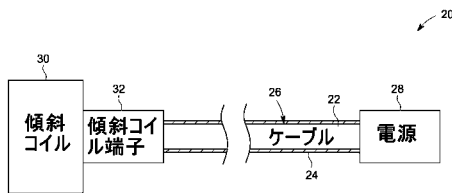


FIG. 1

【 図 3 】

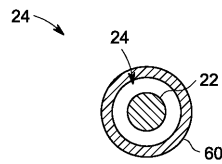


FIG. 3

【 図 2 】

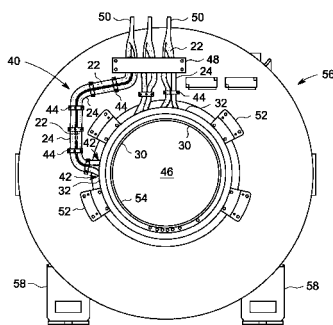


FIG. 2

【 図 4 】

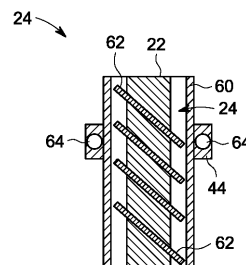


FIG. 4

【 図 5 】

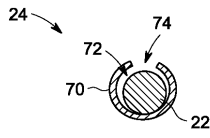


FIG. 5

【 図 7 】

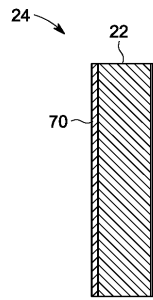


FIG. 7

【 図 6 】

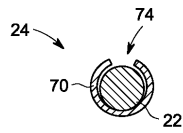


FIG. 6

【 図 8 】

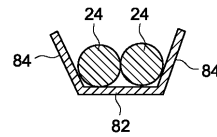


FIG. 8

【 図 9 】

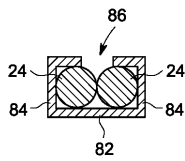


FIG. 9

【 図 1 1 】

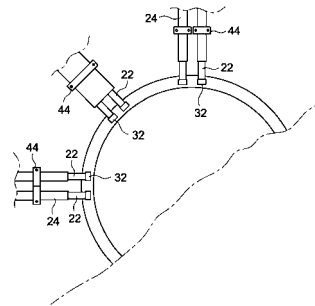


FIG. 11

【 図 1 0 】

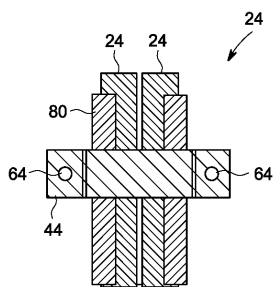


FIG. 10

【 図 1 2 】

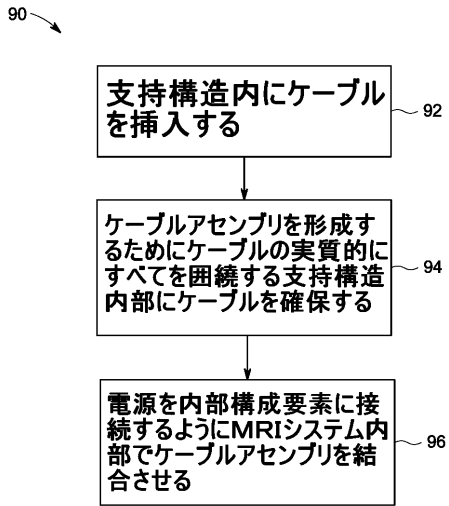


FIG. 12

【 図 1 3 】

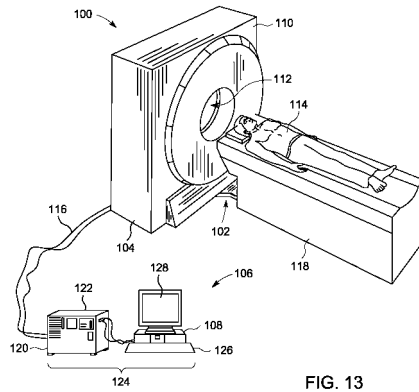


FIG. 13

【 図 1 4 】

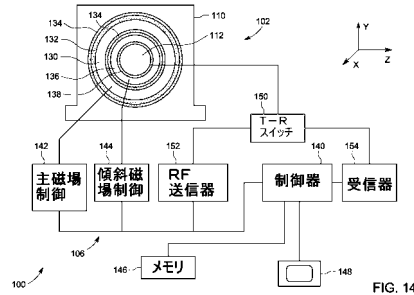


FIG. 14

---

フロントページの続き

(72)発明者 ロバート・ベリンスキ

アメリカ合衆国、サウスカロライナ州・29501、フローレンス、ウェスト・ラジオ・ドライブ  
、3001番

(72)発明者 ロビ・マクドナルド

アメリカ合衆国、サウスカロライナ州・29501、フローレンス、ウェスト・ラジオ・ドライブ  
、3001番

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB11 AB44 AD09 CB01 CB11 FB09  
5G357 DA10 DC11 DD02 DD09