(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7004709号
(P7004709)

(45)発行日　令和4年1月21日(2022.1.21)

(24)登録日　令和4年1月6日(2022.1.6)

(51)国際特許分類		FI		
A61B 5/055(2006.01)		A61B	5/055	355
G01N 24/00 (2006.01)		G01N	24/00	580Y
G01R 33/36 (2006.01)		G01R	33/36	

請求項の数　11　（全11頁）

(21)出願番号　特願2019-521025(P2019-521025)
(86)(22)出願日　平成29年10月18日(2017.10.18)
(65)公表番号　特表2019-532740(P2019-532740A)
(43)公表日　令和1年11月14日(2019.11.14)
(86)国際出願番号　PCT/EP2017/076548
(87)国際公開番号　WO2018/077679
(87)国際公開日　平成30年5月3日(2018.5.3)
審査請求日　令和2年10月14日(2020.10.14)
(31)優先権主張番号　62/411,822
(32)優先日　平成28年10月24日(2016.10.24)
(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73)特許権者　590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS N.V.
オランダ国 5656 アーヘー アインドーフェン ハイテック キャンパス 52
(74)代理人　110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ
(72)発明者　ウィン トレーシー
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
(72)発明者　ガンティ アースリス
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　磁気共鳴イメージング（ＭＲＩ）システムで使用するためのバラン及びバランを使用したＭＲＩシステム

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
誘電材料で製作され、少なくとも部分的に中空であるデバイスであって、外面を有するデバイスと
ＭＲＩシステムの同軸ケーブルであって、前記同軸ケーブルが第１の端部及び第２の端部を有し、前記第１の端部と前記第２の端部との間の前記同軸ケーブルの一部分が、第１のインダクタを形成するために前記外面のまわりにＬ回巻かれ、ここで、Ｌが１以上の正の整数である、同軸ケーブルと、
互いに電気的に結合される少なくとも第２のインダクタ及び少なくとも第１のキャパシタを有し、前記デバイスの内部に配置される共振回路であって、前記第１のインダクタが、対象の周波数のコモンモードノイズを前記共振回路に磁気的に結合させ、前記共振回路及び前記第１のインダクタが、前記同軸ケーブルに結合インピーダンスを与え、前記対象の周波数において、前記結合インピーダンスが、前記同軸ケーブルを伝搬するコモンモード信号を抑制する高い値を有する、共振回路と
を含む、バラン。
【請求項２】
前記同軸ケーブルが、ＲＦ受信コイルからのアナログＭＲ信号をＲＦ受信機に搬送するために前記ＭＲＩシステムで使用される、請求項１に記載のバラン。
【請求項３】
前記同軸ケーブルが、１ｍｍ以下の直径を有する、請求項２に記載のバラン。

【請求項４】
誘電材料で製作されたデバイスであって、外面を有するデバイスと、
ＭＲＩシステムの同軸ケーブルであって、前記同軸ケーブルが第１の端部及び第２の端部を有し、前記第１の端部と前記第２の端部との間の前記同軸ケーブルの一部分が、第１のインダクタ層を形成するために前記外面のまわりに多数回巻かれ、且つ、前記第１のインダクタ層の上に第２のインダクタ層を形成するために前記第１のインダクタ層のまわりに多数回巻かれ、前記第１のインダクタ層及び前記第２のインダクタ層が第１のインダクタを構成し、寄生キャパシタンスが、巻線間に存在し、前記寄生キャパシタンスと前記第１のインダクタの第１のインダクタンスとが、対象の周波数において並列インピーダンスを有する共振回路を設け、前記並列インピーダンスが、前記同軸ケーブル内を伝搬するコモンモード信号を抑制する、同軸ケーブルと
を含む、バラン。
【請求項５】
前記デバイスが、少なくとも部分的に中空であり、前記バランが、前記デバイスの内部に少なくとも部分的に収容される、反磁性スラグをさらに含む、請求項４に記載のバラン。
【請求項６】
前記同軸ケーブルが、ＲＦ受信コイルからのアナログＭＲ信号をＲＦ受信機に搬送するために前記ＭＲＩシステムで使用される、請求項４に記載のバラン。
【請求項７】
前記同軸ケーブルが、１ｍｍ以下の直径を有する、請求項６に記載のバラン。
【請求項８】
Ｎ個のＲＦ受信コイルであって、各ＲＦ受信コイルが、対象の周波数を有するＲＦ信号を検出し、ＭＲ信号を出力し、ここで、Ｎが１以上の正の整数である、Ｎ個のＲＦ受信コイルと、
Ｎ個の増幅器であって、各増幅器が、増幅されたＭＲ信号を生成するためにＲＦ受信コイルによって出力されたＭＲ信号を増幅する、Ｎ個の増幅器と、
少なくとも１つのＲＦ受信機と、
前記増幅器の出力部を前記ＲＦ受信機の入力部に相互接続する複数の同軸ケーブルであって、増幅された前記ＭＲ信号が、前記増幅器の前記出力部から前記ＲＦ受信機の前記入力部に前記同軸ケーブルで搬送され、各同軸ケーブルが、請求項１に記載のバランを有する、複数の同軸ケーブルと
を含む、ＭＲＩシステム。
【請求項９】
前記共振回路が、前記デバイスの外部に、前記第１のインダクタに隣接して配置される、請求項８に記載のＭＲＩシステム。
【請求項１０】
前記デバイスの内部に少なくとも部分的に収容される、反磁性スラグをさらに含む、請求項９に記載のＭＲＩシステム。
【請求項１１】
前記同軸ケーブルが、１ｍｍ以下の直径を有する、請求項８に記載のＭＲＩシステム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
[0001] ＭＲＩは、今までにない組織コントラストで、人体に見出されるものなどの対象物の断面観察を可能にするイメージング技術である。ＭＲＩは、核磁気共鳴（ＮＭＲ）の原理、すなわち、ゼロでないスピンをもつ原子核が磁気モーメントを有するということに基づく。医用イメージングでは、それは、通常、高い濃度で人体に存在する水素原子の原子核である。無線周波数（ＲＦ）波が、強い外部磁界中で原子核に導かれ、それにより、陽子の励起及び陽子の緩和がもたらされる。陽子の緩和によって、陽子がＲＦ信号を放射することになり、ＲＦ信号は、検出及び処理されて画像を形成する。

【背景技術】
【０００２】
[0002] 典型的なＭＲＩシステムは、一般に、例えば、静磁場を生成する超伝導電磁石などの磁石と、静磁場に線形変動を生成する傾斜磁場コイルと、水素原子の原子核を励起するＲＦ波を生成する無線周波数（ＲＦ）送信コイルと、原子核の緩和する陽子によって放射されるＲＦ電磁放射を検出するＲＦ受信コイルとを含む。一般に、多数の送信コイル及び多数のＲＦ受信コイルが、現況技術のＭＲＩシステムで使用されている。同軸ケーブルが、ＭＲＩシステムにおいて、コイル内のＲＦ信号の制御された送信のために使用される。同軸ケーブルは外部シールドと内部導体とを有し、それらは誘電材料によって互いに分離される。外部シールドは接地され、内部導体は電流を搬送するために使用される。外部シールドは、内部導体が望ましくない周波数を拾い上げないようにする。このため、同軸ケーブルは、ＭＲＩシステムにおいて、ＲＦコイルを相互接続するために、ＲＦ送信機をＲＦ送信コイルに相互接続するために、及びＲＦ受信機をＲＦ受信コイルに相互接続するために広く使用されている。
【０００３】
[0003] しかしながら、ケーブルの外部にある電源は、意図しない電流を外部シールドに誘導することがある。一般にコモンモードノイズと呼ばれる外部シールド内のこれらの意図しない電流の流れは、意図しない磁場を発生することがある。このようにして、コモンモードノイズは、外部シールドによって与えられるシールド効果を低減し、それによって、ケーブルが他のタイプのノイズの影響を受けやすくなり、それが、ＭＲＩシステムの性能を低下させることがある。これらの理由のため、平衡／不平衡回路（バラン）が、一般に、コモンモードノイズを抑制するためにＭＲＩシステムにおいて同軸ケーブルとともに使用される。様々なバラン設計が、この目的のために使用される。
【発明の概要】
【０００４】
[0004] 現況技術のＭＲＩシステムでは、画像取得の速度を上げるために、使用されるＲＦ受信コイルの数を増す努力が続けられている。そのようなシステムでは、概して８個から６４個のＲＦ受信コイルを有することは珍しくない。これらのＲＦ受信コイルの各々は、一般に、同軸ケーブルによってＲＦ受信機に接続され、ＲＦ受信機は、受信したＲＦ信号をサンプリングしデジタル化する。これらのＲＦチャネル数の増加のため、ＭＲＩシステム設計者は、ＲＦ受信コイルで使用される構成要素及びサブアセンブリのサイズを低減するように絶え間なく迫られている。現況技術のＭＲＩシステムとして現在使用されている同軸ケーブルの物理的寸法は、バランサイズに下限を設定しており、それは、より新しくより高密度のＲＦコイルアレイには大きすぎる結果をもたらす。極細同軸ケーブル（１ミリメートル未満の直径）が、何年にもわたって存在しており、医療産業、特に超音波イメージングシステムでの広範な使用が見られる。極細同軸ケーブルが使用される医療分野では、バランは、フェライトビーズなどの非常に小さい強磁性要素を使用することにより非常に小さくされている。強磁性要素は、生成される磁場が大きいため、ＭＲＩシステムでは使用することができない。
【０００５】
[0005] ＭＲＩシステムで現在の使用されている最も小さいバランは、同軸ケーブルを切断し、バランを切断端部間に挿入することを必要とする。ケーブルを切断し、バランを切断端部間に取り付けることは、取付け時間及び困難さを増加させるうんざりする工程である。追加として、ケーブルのサイズが小さくなるにつれて、ケーブルを切断するために特別のツールが使用されなければならず、それらは必ずしも成功するとは限らない。ケーブルを切断する必要のない現在使用されているバランは、そこにＭＲＩシステムが多くのＲＦチャネル数を有する場合、すべてでないにしてもほとんどの用途には大きすぎる。
【０００６】
[0006] その結果、小型同軸ケーブルで使用するのに適しており、ケーブルの切断を必要とせず、多くのＲＦチャネル数を有するＭＲＩシステムで使用するためにサイズが十分に

小さい効果的なバランへの必要性がある。
【０００７】
[0008] 代表的な実施形態は、添付図面とともに読まれるとき、以下の詳細な説明から最もよく理解される。様々なフィーチャは必ずしも一定の縮尺で描かれていないことが強調される。実際、寸法は、議論しやすいように任意に拡大又は縮小されることがある。適用可能で実際に役立つ場合はいつでも、同様の参照番号は同様の要素を参照する。
【図面の簡単な説明】
【０００８】
【図１】[0009] 本明細書で説明されるバランを組み込むことができる例示の実施形態によるＭＲＩシステムのブロック図である。
【図２】[0010] 各々が本教示によるバランを有するＮ個の同軸ケーブルによってＲＦ受信機に相互接続されたＮ個のＲＦ受信コイルのブロック図である。ここで、Ｎは１以上の正の整数である。
【図３】[0011] 第１の代表的な実施形態によるバランの断面ブロック図である。
【図４】[0012] 別の代表的な実施形態によるバランの断面ブロック図である。
【図５】[0013] 別の代表的な実施形態によるバランの断面ブロック図である。
【発明を実施するための形態】
【０００９】
[0014] 以下の詳細な説明において、限定ではなく説明のために、特定の詳細を開示する代表的な実施形態が、本教示の完全な理解を提供するために記載される。しかしながら、本明細書で開示される特定の詳細から外れる本教示による他の実施形態が添付の特許請求の範囲内に留まることが、本開示の利益を有している当業者には明らかであろう。その上、よく知られている装置及び方法の説明は、代表的な実施形態の説明を不明瞭にしないために省略されることがある。そのような方法及び装置は、明らかに、本教示の範囲内にある。
【００１０】
[0015] 本明細書で使用される用語は、特定の実施形態のみを説明するためのものであり、限定することを意図するものでないことを理解されたい。定義される用語は、本教示の技術分野において一般に理解され受け入れている定義された用語の技術的及び科学的な意味に加えるものである。
【００１１】
[0016] 本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用されるとき、「１つの（ａ）」、「１つの（ａｎ）」、及び「その（ｔｈｅ）」という用語は、コンテキストが明らかにそうでないことを示さない限り、単数の指示対象と複数の指示対象の両方を含む。したがって、例えば、「１つのデバイス（ａ　ｄｅｖｉｃｅ）」は、１つのデバイス及び複数のデバイスを含む。
【００１２】
[0017] 明細書及び添付の特許請求の範囲で使用されるとき、及びそれらの通常の意味に加えて、「実質的な」又は「実質的に」という用語は、許容可能な限度又は程度内にあることを意味する。例えば、「実質的に取り消された」は、当業者が取り消しを許容できると見なすことを意味する。
【００１３】
[0018] 明細書及び添付の特許請求の範囲で使用されるとき、及びそれらの通常の意味に加えて、「ほぼ」又は「約」という用語は、当業者にとって許容可能な限度又は量内にあることを意味する。例えば、「ほぼ同じ」は、当業者が、比較される事項が同じであると見なすことを意味する。
【００１４】
[0019] 本明細書で説明する代表的な実施形態によれば、小型同軸ケーブル（すなわち、直径１ｍｍ未満）で使用するのに適し、バランを取り付けるのにケーブルの切断を必要とせず、多くのＲＦチャネル数を有するＭＲＩシステムで使用するためにサイズが十分に小

さい効果的なバランが提供される。ＭＲＩシステムのＲＦ受信コイルからＲＦ受信機まで延びる各同軸ケーブルの一部分が、インダクタを形成するためにデバイスのまわりに多数回巻かれる。インダクタは、別個の共振回路の有無にかかわらず使用される。バランが別個の共振回路を含む場合、ケーブルの一部に形成されたインダクタと共振回路とが互いに結合して、対象の周波数で高い値を有する結合インピーダンスを発生し、その結合インピーダンスがケーブルのコモンモードノイズを抑制する。バランが別個の共振回路を含まない場合、ケーブルの一部に形成されたインダクタはインダクタンスを備え、巻線間の寄生キャパシタンスがインダクタンスと結合して、ケーブルに並列インピーダンスを形成し、その並列インピーダンスが、対象の周波数のコモンモードノイズを抑制する。次に、いくつかの代表的な実施形態を、図を参照して説明する。

【００１５】

[0020] 図１は、本明細書で説明するバランを組み込むことができる例示の実施形態によるＭＲＩシステム１００のブロック図を示す。ＭＲＩシステム１００は、１組の主コイル１０１と、傾斜増幅器（図示せず）及び傾斜制御ユニット１０８を含む傾斜ドライバユニット１０３に接続された多数の傾斜磁場コイル１０２と、ＲＦコイルドライバユニット１０５に接続されたＲＦ送信コイル（図示せず）及びＲＦ受信機１０６ｂに接続されたＲＦ受信コイル１０６ａを含むＲＦコイルシステム１０４とを含む。この代表的な実施形態によれば、受信コイル１０６ａは、以下でより詳細に説明する本教示によるバランを備えたそれぞれの小型同軸ケーブルによってＲＦ受信機１０６ｂに接続される。

【００１６】

[0021] 受信コイル１０６ａは、ＲＦコイルシステム１０４のＲＦ送信コイルによって励起された領域の少なくとも一部分からＭＲ信号を取得する。ＲＦ受信機１０６ｂは、ＭＲ信号の検出及び回復のためのＲＦ受信機回路（例えば、同調、復調、及び増幅回路）と、ＭＲ信号をデジタル信号に変換するためのアナログ－デジタル変換（ＡＤＣ）回路とを含む。デジタル化されたＭＲ信号は、ＲＦ受信機１０６ｂからネットワークハブ１１０に通信リンク１０７によって移送される。

【００１７】

[0022] 傾斜磁場コイルドライバユニット１０３及びＲＦコイルドライバユニット１０５は、電源ユニット１０９によって電力供給される。例えば患者テーブルなどの搬送システム１１１が、例えば患者などの対象者１１２をＭＲＩシステム１００内に位置づけるために使用される。ネットワークハブ１１０は、ＭＲＩシステムの動作を制御する制御及びデータ取得システム（図示せず）を含む。再構成ユニット１１３は、ネットワークハブ１１０からＭＲデータを受け取り、最終ＭＲＩ画像を再構成する。例えば、モニタ画面又はプロジェクタなどのディスプレイユニット１１４は、再構成画像を表示する。ストレージユニット１１５は、データ及びコンピュータ命令を格納する。例えばキーボード、マウス、トラックボールなどのようなユーザ入力デバイス１１６は、ユーザがＭＲＩシステム１００を操作できるようにする。

【００１８】

[0023] 主コイル１０１は、安定した均一の静磁場を発生する。主コイル１０１は、一般に対象者１１２が導入されるトンネル形状検査空間（図示せず）を囲むように配置される。別の一般の構成は、対向する磁極面を含み、磁極面間に空隙があり、その中に、対象者１１２が、搬送システム１１１を使用することによって導入される。ＭＲイメージングを可能にするために、静磁場に重畳される時間的に可変の傾斜磁場が、傾斜ドライバユニット１０３により供給される電流に応じて多数の傾斜磁場コイル１０２によって発生される。電源ユニット１０９は、多数の傾斜磁場コイル１０２に電流を供給し、その結果として、傾斜パルス（傾斜パルス波形とも呼ばれる）が発生される。

【００１９】

[0024] 傾斜制御ユニット１０８は、適切な傾斜波形を作り出すために、傾斜磁場コイル１０２に流れる電流の特性、特に、その強度、継続期間、及び方向を制御する。ＲＦコイルシステム１０４のＲＦ送信コイルは、対象者１１２内にＲＦ励起パルスを発生させ、一

方、ＲＦ受信コイル１０６ａは、ＲＦ励起パルスに応じて対象者１１２によって発生されたＭＲ信号を受信する。ＲＦコイルドライバユニット１０５は、ＲＦコイルシステム１０４のＲＦ送信コイル要素に電流を供給して、ＲＦ送信コイルにＲＦ励起パルスを送信させる。

【００２０】

[0025] 送信されるＲＦ励起パルスの特性、特に、その強度及び継続期間は、ネットワークハブ１１０の制御及びデータ取得システムによって制御される。ＲＦコイルシステム１０４のＲＦ送信コイルは、一般に、Ｔ／Ｄスイッチ１１６を介して制御及びデータ取得システムによって、２つのモード、すなわち、送信モード及び離調モードの一方で操作される。Ｔ／Ｄスイッチ１１６には、ＲＦ送信コイルを２つのモード間で切り替え、ＲＦ受信コイル１０６ａによる信号取得の間ＲＦ送信コイルがノイズを結合させないようにする電子回路が備えられている。Ｔ／Ｄスイッチ１１６は、さらに、動作中に２つのモード間で、すなわち、受信モードと離調又は非結合モードとの間でＲＦ受信コイル１０６ａを切り替える。ＲＦ受信コイル１０６ａは、ＲＦ送信コイルの送信モードの間非結合モードに切り替えられ、ＲＦ送信コイルの非結合モードの間受信モードに切り替えられる。ＲＦ送信コイル及び受信コイルの両方の２つのモード間の切替えは、ネットワークハブ１１０の制御及びデータ取得システムによって、一般に、制御及びデータ取得システムの１つ又は複数のプロセッサによって実行されるソフトウェア及び／又はファームウェアの制御下で調整される。

【００２１】

[0026] 本教示によるバランが使用されるＭＲＩシステムの例を説明した。次に、バランの代表的な実施形態を説明する。図２は、Ｎ個の同軸ケーブル２２１によってＲＦ受信機１０６ｂに相互接続されたＮ個のＲＦ受信コイル１０６ａのブロック図を示し、各同軸ケーブル２２１は、同軸ケーブル２２１の第１の端部と第２の端部との間に配置された本教示によるバラン２３０を有する。ここで、Ｎは１以上の正の整数である。一般に、Ｎは、２以上であり、８から６４に及ぶ。各ＲＦ受信コイル１０６ａは、ＲＦ信号を検出し、アナログ電気ＭＲ信号を発生する。ＲＦ受信コイル１０６ａの出力部は、それぞれの増幅器２２２に接続される。それぞれの増幅器２２２は、それぞれのＲＦ受信コイル１０６ａによって出力されたそれぞれのＭＲ信号を増幅し、それぞれの増幅されたアナログＭＲ信号をそれぞれの同軸ケーブル２２１に出力する。各同軸ケーブル２２１は、それぞれの同軸ケーブル２２１からのコモンモードノイズを除去するバラン２３０を備えている。以下で図３～図５を参照してより詳細に説明するように、各バラン２３０は、誘電材料で製作されたデバイスのまわりにそれぞれのケーブル２２１を多数回巻回することから形成されたインダクタを含む。このようにして、バラン２３０は、ケーブル２２１を切断する必要なしにそれぞれのケーブル２２１に結合される。バラン２３０は、ＲＦ受信コイル１０６ａの対象の周波数に等しい共振周波数を有するように設計され、その結果、バラン２３０は、共振周波数で高いインピーダンスを示し、その高いインピーダンスはコモンモードノイズを抑制する。

【００２２】

[0027] バラン２３０は様々な構成を有することができ、次に、そのうちのいくつかを、図３～図５を参照して説明する。図３は、第１の代表的な実施形態によるバラン２３０ａの断面ブロック図を示す。図３には、図２に示した同軸ケーブル２２１ａのうちの１つが、ケーブル２２１ａにインダクタ２３６を形成するためにデバイス２３５の外面のまわりに巻かれて示されている。インダクタ２３６の巻線、すなわち、巻回の方向は、図３に矢印で示されている。デバイス２３５の内部に配置された共振回路２３７は、ケーブル２２１ａのインダクタ２３６に磁気的に結合される。この実施形態によれば、デバイス２３５は、その中に共振回路２３７を受け取るために少なくとも部分的に中空である。デバイス２３５は、固体プラスチック材料などの誘電材料で製作される。共振回路２３７は、キャパシタ２３９と並列に電気的に結合されたインダクタ２３８によってブロック図形式で示されている。共振回路２３７は、様々な回路構成があり得るが、ＭＲＩシステム１００で

空間を効率的に利用するという本教示の目的のうちの１つを達成するようにサイズを非常に小さくすべきである。当業者は、本明細書で提供される教示に照らして、この目的を達成するようにサイズが十分に小さい共振回路２３７を構成するやり方を理解するであろう。

【００２３】

[0028] 共振回路２３７の目標共振周波数は、共振回路２３７のインダクタンス及び／又はキャパシタンスを調節することによって、及び／又はケーブル２２１ａの巻線で形成されるインダクタ２３６の巻数Ｌを調節することによって達成される。ここで、Ｌは１以上の正の整数である。同軸ケーブル２２１ａは、一般に１．０ｍｍ以下の直径を有する。ケーブル２２１ａの直径が小さいので、インダクタ２３６は小さい区域内に多くの巻数を有することができ、それは、非常に大きいインダクタンスを有するインダクタ２３６をもたらす。インダクタ２３６の大きいインダクタンスが、ケーブル２２１ａ内のコモンモード電流によって作り出された磁場を並列共振回路２３７に結合すると、コモンモード信号に対する大きい直列インピーダンスが作り出され、それは、ケーブル２２１を伝搬するコモンモード信号に対してコモンモード抑制を行う。このようにして、バラン２３０ａは、非常に小さい区域内で、及びバラン２３０ａを取り付けるためにケーブル２２１ａを切断する必要なしに、効果的なコモンモードノイズ抑制を行うことができる。共振回路２３７の目標共振周波数は、共振回路２３７のインダクタンス及び／又はキャパシタンスを調節することによって、及び／又はケーブル２２１ｂの巻線で形成されるインダクタ２３６の巻数を調節することによって達成される。

【００２４】

[0029] 図４は、別の代表的な実施形態によるバラン２３０ｂの断面ブロック図を示す。バラン２３０ｂは、図４に示す共振回路２３７がデバイス２３５及びインダクタ２３６の外部にあることを除いて、図３に示したバラン２３０ａと同一である。図４において、図２に示した同軸ケーブル２２１ｂのうちの１つが、ケーブル２２１ｂにインダクタ２３６を形成するためにデバイス２３５の外面のまわりにＬ回巻かれている。ここで、Ｌは１以上の正の整数である。インダクタ２３６の巻線、すなわち、巻回の方向は、図４に矢印で示されている。共振回路２３７は、インダクタ２３６に隣接して、しかしインダクタ２３６の外部に配置される。

【００２５】

[0030] バラン２３０ｂは、図３を参照して上述したようにバラン２３０ａが動作するのと同じように動作する。共振回路２３７の目標共振周波数は、共振回路２３７のインダクタンス及び／又はキャパシタンスを調節することによって、及び／又はケーブル２２１ｂの巻線で形成されたインダクタ２３６の巻数を調節することによって達成される。加えて、オプションの反磁性スラグ２３４を、デバイス２３５の内部に取り付け、デバイス２３５内に少なくとも部分的に収容して、インダクタ２３６の領域内のケーブル２２１ｂの磁化率を変更することができる。スラグ２３４が製作される反磁性材料は、例えば、アルミニウム又は銅とすることができる。

【００２６】

[0031] 対象の目標周波数において、インダクタ２３６が、ケーブル２２１ｂに流れるコモンモード電流によって作り出された磁場を並列共振回路２３７に結合し、コモンモード信号に対して大きい直列インピーダンスを作り出し、それは、コモンモードノイズ抑制をもたらす。このようにして、バラン２３０ｂは、非常に小さい区域内で、及びバラン２３０ｂを取り付けるためにケーブル２２１ｂを切断する必要なしに、効果的なコモンモードノイズ抑制を行うことができる。

【００２７】

[0032] 図５は、別の代表的な実施形態によるバラン２３０ｃの断面ブロック図を示す。図５において、図２に示した同軸ケーブル２２１ｃのうちの１つが、ケーブル２２１ｃにインダクタ２４０を形成するために、デバイス２３５の外面にＬ回（ここで、Ｌは１以上の正の整数である）、Ｍ層（ここで、Ｍは１以上の正の整数である）に巻かれる。インダクタ２４０の巻線、すなわち、巻回の方向は、図５に矢印で示されている。図５に示した

代表的な実施形態によれば、Ｌは２よりも大きく、Ｍは２に等しい。インダクタ２４０は以下のように形成される。ケーブル２２１ｃの一部２２１ｃ$_1$から始めて、ケーブル２２１ｃは、インダクタ２４０の第１のインダクタ層２４０ａを形成するために、図面ページを見てデバイス２３５のまわりに左から右に巻かれ、次いで、一部２２１ｃ$_2$から始めて、ケーブル２２１ｃは、インダクタ２４０の第２のインダクタ層２４０ｂを形成するために、第１のインダクタ層２４０ａの上においてデバイス２３５のまわりに右から左に巻かれる。

【００２８】

[0033] この実施形態によれば、バランは、図３及び図４に示した共振回路２３７を含まない。インダクタ２４０の巻線間に寄生キャパシタンスがある。インダクタ２４０の巻線数Ｌ及び層数Ｍは、インダクタによって与えられるインダクタンスが、インダクタ２４０の巻線間のキャパシタンスと組み合わされて、対象の目標周波数で自己共振するＬＣ共振回路を設けるように選ばれる。インダクタンスがキャパシタンスと結合されて、対象の目標周波数で並列インピーダンスが設けられ、その結果、ケーブル２２１ｃのコモンモードノイズが抑制される。対象の目標周波数は、インダクタ２４０の巻数、及び／又はインダクタ２４０が有する層数、及び／又は巻回の直径を調節することによって達成される。

【００２９】

[0034] バラン２３０ｃは、非常に小さい区域内で、及びバラン２３０ｃを取り付けるためにケーブル２２１ｃを切断する必要なしに、効果的なコモンモードノイズ抑制を行うことができる。インダクタ２４０は、２つの層２４０ａ及び２４０ｂを有するように示されているが、任意の層数Ｍを有することができる。図４を参照して上述した実施形態と同様に、反磁性材料（例えば、アルミニウム又は銅）で製作された反磁性スラグ２３４をデバイス２３５の内部に取り付けて、インダクタ２４０の領域のケーブル２２１ｃの磁化率を変更することができる。

【００３０】

[0035] 本教示が、本教示の原理及び概念を実証する目的でいくつかの代表的な実施形態を参照して説明されたことに留意されたい。当業者は、本明細書に明示的に説明されていない他の実施形態を達成するために本教示と矛盾せずに実施形態を変更する方法を理解するであろう。さらに、図３～図５を参照して上述したバラン構成は、本発明の原理及び概念を実証する好適なバラン構成の単なる例であることに留意されたい。例えば、図３及び図４に示したインダクタ２３６は、図５に示したインダクタ２４０と同様にＭ層の巻線を有することができる。さらに、図５に示したバラン２３０ｃは、図３及び図４に示した共振回路２３７と同様の別個の共振回路を含むことができ、その場合、共振回路は、デバイス２３５の内部にあってもよく又は外部にあってもよい。本明細書で提供する説明に照らして当業者が理解するであろうように、依然として本教示の目的を達成しながら、本明細書で説明した実施形態に多くの変更を加えることができ、すべてのそのような変更は本発明の範囲内にある。さらに、図１に示し本明細書で説明したＭＲＩシステム１００は、バランの使用から利益を得ることができるＭＲＩシステムの一例であるが、本発明は、この特定のＭＲＩシステムで使用されているバランに限定されない。

【図面】

【図１】

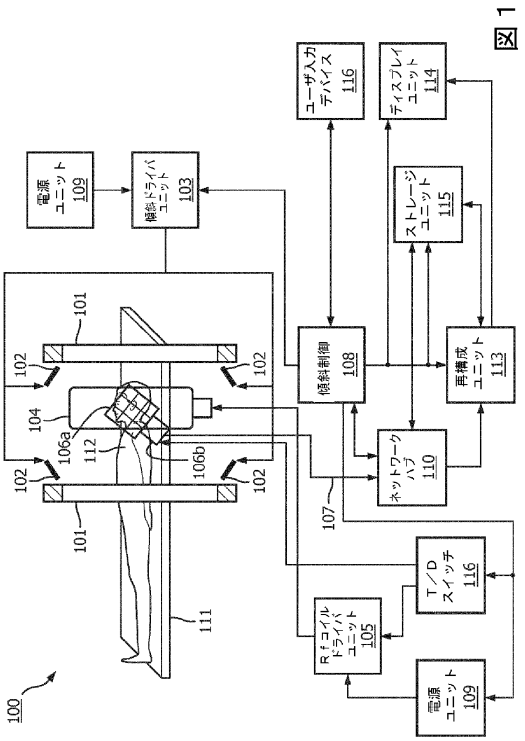

図１

【図２】

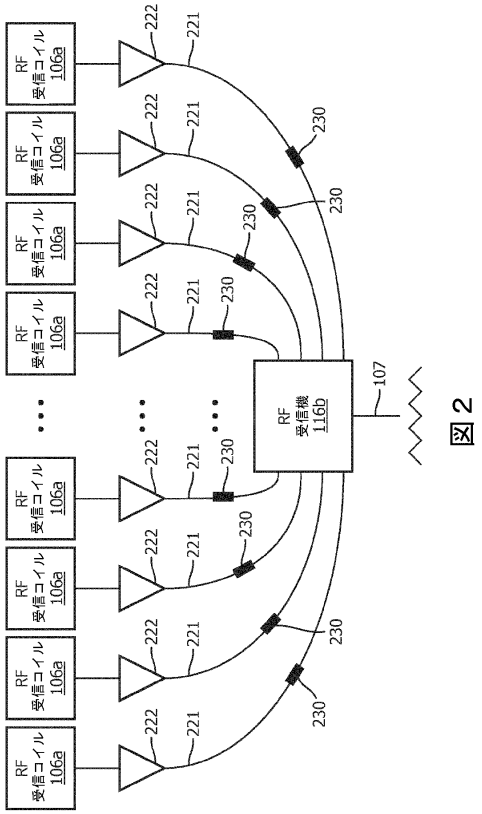

図２

【図３】

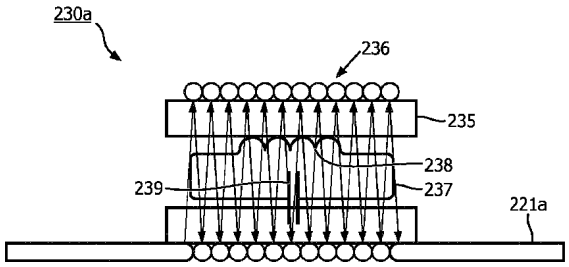

FIG. 3

【図４】

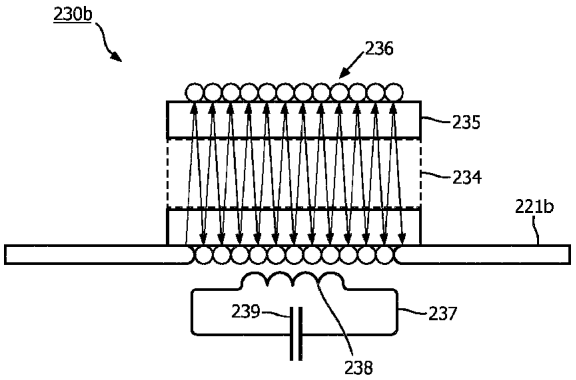

FIG. 4

【図５】

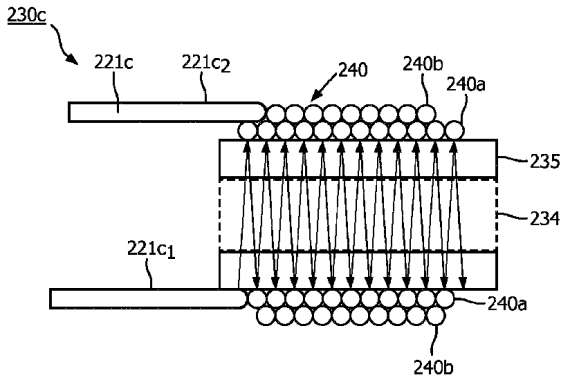

FIG. 5

フロントページの続き

(72)発明者　フライマン オリ タピオ
オランダ国 ５６５６ アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ５
(72)発明者　スペンサー クリストファー
オランダ国 ５６５６ アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ５
審査官　永田 浩司
(56)参考文献　国際公開第２０１０／０９０１２９（WO，Ａ１）
米国特許出願公開第２０１３／０１８１７１６（ＵＳ，Ａ１）
居村岳広，非接触電力伝送における電磁誘導と電磁界結合の統一的解釈，電気学会研究会資料.ＶＴ，2009年，p.35-40
(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　５／０５５
Ｇ０１Ｎ　２４／００
Ｇ０１Ｒ　３３／００