

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5226318号  
(P5226318)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.	F I		
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 9 0
H O 4 B 5/02 (2006.01)	H O 4 B	5/02	
H O 1 P 1/20 (2006.01)	H O 1 P	1/20	Z
	A 6 1 B	5/05	3 5 5

請求項の数 9 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-546300 (P2007-546300)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年12月15日 (2005.12.15)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2008-537490 (P2008-537490A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成20年9月18日 (2008.9.18)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/054267		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02006/067703		1
(87) 国際公開日	平成18年6月29日 (2006.6.29)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成20年12月12日 (2008.12.12)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	04106735.6	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成16年12月20日 (2004.12.20)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100091214
前置審査			弁理士 大貫 進介
		(72) 発明者	グライヒ, ベルンハルト
			オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン
			ドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 RFフィールド中で使用する伝送経路

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも1つの誘導結合素子と少なくとも1つの容量結合素子とにより結合された少なくとも2つのリードセグメントを有する伝送経路であって、前記結合素子は隣接するリードセグメントの少なくとも一部にわたり電氣的に延在した分散回路素子として設けられ

前記分散誘導結合素子またはトランスフォーマ素子が、隣接するリードセグメントの各2つのワイヤの重なりあった閉じた端または短絡した端として実現され、前記分散容量結合素子は、隣接するリードセグメントの各2つのワイヤの重なりあった開放端として実現された、伝送経路。

【請求項 2】

前記リードセグメントは、一端において容量結合素子により互いに結合され、他端において誘導結合素子またはトランスフォーマ素子により結合される、請求項1に記載の伝送経路。

【請求項 3】

前記リードセグメントは各々有効長さが約  $\lambda_i / 4$  であり、前記誘導結合素子またはトランスフォーマ素子と前記容量結合素子とを含む各リードセグメントは  $\lambda_i / 4$  共鳴であり、 $\lambda_i$  は前記経路を伝送されるディファレンシャルモード信号の波長である、請求項2に記載の伝送経路。

【請求項 4】

前記リードセグメントの少なくとも1つの実際の長さを短くしてコモンモード共鳴周波数を高くし、ディファレンシャルモード共鳴周波数を少なくとも実質的に不変に保つために、前記リードセグメントの2つのワイヤの間に容量素子を設ける、請求項3に記載の伝送経路。

【請求項5】

前記リードセグメントの少なくとも1つの実際の長さを短くしてコモンモード共鳴周波数を高くし、ディファレンシャルモード共鳴周波数が少なくとも実質的には不変であるように選択した誘電率  $\epsilon_i$  を有する絶縁材料が前記リードセグメントの2つのワイヤの間に設けられる、請求項3に記載の伝送経路。

【請求項6】

前記リードセグメントの少なくとも1つの実際の長さを短くしてコモンモード共鳴周波数を高くし、ディファレンシャルモード共鳴周波数が少なくとも実質的に不変であるように、前記リードセグメントの前記開放端の近くの前記リードセグメントのワイヤ間の距離を短くする、請求項3に記載の伝送経路。

【請求項7】

前記リードセグメントの少なくとも1つは、前記リードセグメントがコモンモード信号に非共鳴である誘電率  $\epsilon_a$  を有する絶縁材料で覆われる、請求項3に記載の伝送経路。

【請求項8】

電気的アクセサリ装置または補助機器であって、前記電気的アクセサリ装置または補助機器を磁気共鳴画像化システム中の接続ユニットと接続する、請求項1乃至7の少なくとも一項の伝送経路を有する電気的アクセサリ装置または補助機器。

【請求項9】

請求項1乃至7のうち少なくとも1項に記載の伝送経路、及び/または請求項8に記載の少なくとも1つの電気的アクセサリ装置または補助機器を有する磁気共鳴画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

本発明は、高周波(RF)信号の伝送のための伝送経路(導電リンクまたは接続リードまたはライン)に関する。この伝送経路は特に侵襲的カテーテルで使用するのに好適である。さらにまた、この経路は特に磁気共鳴(MR)画像化システムのRFフィールドを導くために提供することができる。本発明は、特にカテーテルや特にMR画像化の際に人体の検査に使用されるその他の侵襲的またはアクセサリの装置等である電気的装置にも関する。最後に、本発明は磁気共鳴画像化システムであって、RF表面コイルやRF伝送経路に設けられるコイル素子を有するカテーテル等々の1つ以上の電気的アクセサリの装置を有するシステムに関する。

【0002】

MR画像化システムは特に患者の検査と治療に使用される。かかるシステムにより、検査する人体組織の核スピンの、一定の主磁場(B0フィールド)により整列され、RFパルス(B1パルス)により励起される。結果として得られる緩和信号を、局所化(localization)のための傾斜磁場にさらし、それから人体の1次元、2次元、または3次元画像を既知の方法で形成するために受信する。

【0003】

特に、MRシステムは2種類に分けることができる。第1のものは、いわゆるオープンMRシステム(垂直システム)であって、Cアームの両端の間にある検査領域に患者を配置するものである。検査または治療の間、実際にはすべての方向から患者にアクセスすることができる。第2のものは、管状(シリンダ状)の検査空間(座標系)を有し、その中に患者を配置するMRシステムである。

【0004】

RFコイル系が、RF信号の送信と緩和信号の受信のために備えられる。MR画像化装

10

20

30

40

50

置に恒久的に組み込まれるRFコイル系（患者のほぼ全身を画像化するボディコイル）に加えて、検査する領域にスリーブまたはパッド等としてフレキシブルに配置できるRF表面コイルも使用される。同様に、RFヘッドコイルが備えられ、患者の頭部の検査に使用される。

【0005】

さらにまた、カテーテルその他の侵襲的装置が使用される。これは、MR画像化の際に例えば組織サンプルを取るために患者の体内に導入されるものであり、少なくとも1つのコイル素子と、少なくともその先端領域にあるオシレータとを有する。このオシレータは、形成される画像における位置特定や画像化を目的としたものである。

【0006】

これらのRF表面コイル、ヘッドコイル、カテーテル、上記のその他装置を接続ユニット、とりわけ電源、受信装置、制御ユニットと接続するRF伝送ラインまたは経路は、通常、RFフィールド中を導かれねばならない。このRFフィールドは、特にMRシステムの場合、RFコイル系により送信される前記RFパルスとして発生されるB1フィールドである。

【0007】

かかるRFフィールドにより、RF伝送ライン及び周辺の人体組織中にRFコモンモード信号（電流）が誘起される。この電流により、アクセサリ装置及び/または接続ユニットの障害や破壊のリスクがあるだけでなく、ラインや隣接する組織の直接的な大幅な加熱が生じ、特に表面コイルやカテーテルの場合、RF伝送ラインが患者に近すぎたり体内にあると患者がやけどをする。その結果、かかるラインにはこのようリスクに対して安全措置を講じなければならない。

【0008】

独国特許公開公報DE10249239.5と国際出願公開公報PCT/IB03/04589は、長さが $n \cdot \lambda / 2$ （ $\lambda$  = RFパルスの波長）ではなく誘導カップリング素子（特にトランスフォーマ）により局限（limited）された少なくとも1つのラインセクションを有する接続リードを開示している。これにより、ラインセクションは送信されたRFパルス（B1フィールド）により誘起されるコモンモード信号に対して共鳴しなくなる。好ましくは、誘導カップリング素子は少なくとも1つの容量素子と接続され、共鳴回路を形成する。その共鳴回路の共鳴条件は、その接続リードを介して転送される信号（すなわち、MR緩和現象により発生するディファレンシャルモード信号）の周波数により満足される。

【0009】

この接続リードを使用して、MR誘導診療で使用するRFでも安全な血管内カテーテル等の診療器具を作ることができる。

【0010】

しかし、この接続リードの第1の欠点は、共振回路と特にディスクリートの容量素子と誘導素子が余分なスペースを取り、リードの径や厚みが大きくなり、カテーテルでの使用や人体に入れることが不可能になる。第2の欠点は、共振回路が互いにカップリングし、非効率的であることである。第3の欠点は、共振回路が周りの組織を加熱することである。

【0011】

それゆえ、本発明の1つの目的は、冒頭部分で述べた伝送経路であって、上記の3つの不利点のうち少なくとも1つを実質的に除去または回避できる伝送経路を提供することである。

【0012】

さらにまた、導入部分で述べた伝送経路であって、RFフィールド中を誘導しても上記の意味で安全であり、低コストで長いものを製造でき、特に使い捨てのカテーテルその他の侵襲的装置に使用できる伝送経路を提供する。

【0013】

10

20

30

40

50

最後に、導入部分で述べた伝送経路であって、RFフィールド中を誘導しても上記の意味で安全であり、伝送する信号の損失が最低で伝送品質が高い伝送経路を提供する。

【0014】

上記目的は、請求項1によると、伝送経路により解決される。該伝送経路は、少なくとも2つのリードセグメントを有し、前記リードセグメントは少なくとも1つの誘導及び/または容量結合素子により結合され、前記素子は隣接するリードセグメントの少なくとも一部にわたり電氣的に延在する分散回路素子として設けられる。

【0015】

かかる分散素子を設けることにより、特にRF伝送経路がフレキシブル担体または基板上のプリント回路基板として製造されると、非常に薄く細長いラインとしてRF伝送経路を実現でき、人体の侵襲的検査に使うカテーテルで使用することができる。

10

【0016】

さらにまた、低いコストで製造することができる。ディスクリート素子や集中素子は必要ないからである。

【0017】

従属項は本発明の有利な実施形態に関する。

【0018】

請求項2と請求項3は、分布回路素子の有利な実施形態を含む。

【0019】

請求項4のようにリードセグメントの容量結合及び誘導結合を代替することにより、及び請求項5のようにリードセグメントの有効長を約  $\lambda_i / 4$  とすることにより、 $\lambda_i / 4$  トランスフォーマ共鳴 ( $\lambda_i$  = リードセグメント内の波長) を実現して、伝送するディファレンシャルモード信号の場合にだけ共鳴が励起され、コモンモード信号は抑制されるようにする。これにより、MR周波数レンジにおいてディファレンシャルモード信号の伝送について最適化された、非共鳴的でコモンモード信号を効果的に抑制する伝達関数を有する伝送経路を実現できる。

20

【0020】

特に、請求項1と組み合わせて、その他の考え得る有利点は、かかる伝送経路は、長い導体または電極を有する接続インプラント、例えば、心臓ペースメーカーや人工神経、にも使用できることである。プリアンプへのパワー供給、MRコンパチブルIVUS (血管内超音波) 装置、カテーテルのマルチアイトラッキング、MR画像生成の際のガイドワイヤ、その他のアプリケーションに使用できる。RF伝送経路は直径が非常に小さいだけでなく、(例えばMR画像化システムにより発生された) RFフィールド中を導かれても上記の意味で安全でもある。

30

【0021】

請求項6乃至9は、ディファレンシャルモード信号の伝送を最適化し、コモンモード信号を抑制するために、有効長に関する伝達経路の有利な実施形態を開示している。本発明のさらなる詳細、特徴、有利点は、図面を参照した好適な実施形態の以下の説明から明らかになる。

【0022】

図1Aは、検査領域1の磁場の発生と受信に重要なオープンMR画像化装置のコンポーネントを例示している。検査領域1の上下には、それぞれ磁石系2、3が備えられている。これらは、基本的に一様な主磁場(検査対象を磁化、すなわち核スピンを整列するB0フィールド)を発生し、その磁束密度(磁気誘導)は数十テスラから数テスラの間オーダーである。その主磁場は、患者P中をその患者の長軸と垂直な方向(すなわちx方向)にある。

40

【0023】

RF送信コイル4(ボディコイル)である平面状または少なくとも略平面状のRF導体構造(共振素子)が、MR周波数のRFパルス(B1フィールド)を発生するために備えられている。そのRFパルスにより、検査する組織中の核スピンの励起される。前記RF

50

伝送コイル 4 は、それぞれ磁石系 2 及び / または 3 の上に配置されている。R F 受信コイル 5 が組織中の後続の緩和現象 (relaxation events) を受信するために備えられている。これらのコイル 5 も磁石系 2、3 の少なくとも 1 つの上に備えられた R F 導体構造 (共振素子) により形成されている。あるいは、好適に切り換えられるならば、1 つの共通の R F 共鳴素子を送信と受信の両方に使用してもよい。または、2 つの R F 共振素子 4、5 が共同で交互に送信と受信をすることもできる。

【 0 0 2 4 】

さらにまた、患者 P の組織から発する緩和信号の空間的区別と分解 (励起状態の局所化) のために、複数の傾斜磁場コイル 7、8 が設けられ、これにより x 軸方向に伸びる 3 つの傾斜磁場を発生する。従って、第 1 の傾斜磁場は x 軸方向で基本的に線形に変化し、第 2 の傾斜磁場は y 軸方向で基本的に線形に変化線形に変化し、第 3 の傾斜磁場は z 軸方向で基本的に線形に変化する。

10

【 0 0 2 5 】

検査によっては、電気的なアクセサリ装置や補助機器が必要となる。かかる装置は例えば R F 表面コイル 6 である。この R F 表面コイル 6 は、平面状 R F 受信ボディコイルに加えて、またはこれの代わりに使用され、患者 P に直接、または検査領域に配置される R F 受信コイルとして構成される。これらの R F 表面コイル 6 は、一般的にはフレキシブルなパッドまたはスリーブとして構成される。

【 0 0 2 6 】

さらにまた、患者 P の治療や組織サンプルの抽出をするため、または組織パラメータを決定するため、カテーテル 10 が使用されることが多い。このカテーテル 10 は、患者に導入され、その位置をディスプレイ画面上で見ることができる。これを目的とした様々な能動的方法や受動的方法、帯域的検出や局所的検出、追跡ストラテジが知られている (Bartels and Bakker in "Endo vascular interventional magnetic resonance imaging", Institute of Physics Publishing, Phys. Med. Biol. 48 (2003) R37-R64 参照)。

20

【 0 0 2 7 】

図 1 B はカテーテル 10 であるかかるアクセサリ装置を示す概略図である。そのカテーテルの先端 (またはそれから少し離れた位置) に、マイクロコイルまたはマイクロチップ等である送信及び / または受信ユニット 11 が配置されている。この送信及び / または受信ユニット 11 上にコイル (及び場合によってセンサ) 等の必要コンポーネントが作られる。または、その先端にセンサその他の先行技術による手段が備えられる。患者 P の外部にあるカテーテル 10 の端には、R F 伝送経路 13 を介して接続された電源及び / または受信装置及び / または制御装置及び / または切り換えユニットである接続ユニット 12 が設けられている。この伝送経路 13 はカテーテル中を送信及び / または受信ユニット 11 まで導かれ、その伝送経路 13 を介して送信及び / または受信ユニット 11 が駆動され、場合に依りてセンサその他のコンポーネントから測定値及びデータが伝送される。

30

【 0 0 2 8 】

R F 表面コイル 6 であるアクセサリ装置の場合、かかるコイルも、受信した M R 緩和信号 (ディファレンシャルモード信号) を伝送するために、R F 伝送経路 13 (導電リンクまたは接続リード) を介して対応する接続ユニット 12 (電源、受信 / 送信装置、及び / または制御装置) に接続されている。

40

【 0 0 2 9 】

しかし、導入部で述べたように、R F コイル系により発生された R F フィールドは伝送経路 13 中に R F コモンモード電流 (または同軸ケーブルの場合にはシース電流) を誘起する。この R F コモンモード電流により、局所的な大電流密度による経路の加熱が起こり、局所的に大きな電場により周辺組織が加熱される。経路 13 は全体としてこの定在波に囲まれ、1 つのアンテナワイヤとして機能する。

【 0 0 3 0 】

この問題を検討すると、一般に、経路 13 内の波長 ( $\lambda_i = c / f_i$ ) と経路 13

50

外の波長 ( $\lambda_a = \lambda_0 / \epsilon_a$ ) を区別しなければならない。ここで、 $\lambda_0$  は真空中の波長であり、 $\epsilon_i$  は経路 1 3 内または経路のワイヤ間の有効誘電率であり、 $\epsilon_a$  は経路 1 3 外の有効誘電率である。より正確には、それぞれディファレンシャル (または奇) モード誘電率  $\epsilon_i$  とコモン (または偶) モード有効誘電率  $\epsilon_a$  と呼ばれている。

【0031】

一般的に、かかるコモンモード電流を抑制または回避するには、独国特許出願公開第 1 0 2 4 9 2 3 9 . 5 号公報と国際出願公開第 P C T / I B 0 3 / 0 4 5 8 9 号公報に開示された、例えば長さ  $\lambda_a / 4$  よりも短くインダクタ/トランスフォーマ及びキャパシタにより結合されたリードセグメントを使用すればよい。

【0032】

あるいはそれに替えて、R F 伝送経路をこれらのコモンモード電流に関して安全にするには、それを 2 つ以上の短いリードセグメントに分割して、互いに誘導結合素子と、キャパシタ及び/またはインダクタを集中素子として有するマッチングネットワークとを介して結合する。

【0033】

しかし、どちらの場合でも、これらのディスクリットコンポーネントが余分なスペースを必要とし、カテーテルにおけるかかる経路の使用を径が大きなものに制限してしまう。

【0034】

本発明の一般的な原理として、ディスクリット素子や集中素子を使用するのではなく、かかる結合素子を、伝送経路 1 3 の少なくとも一部にわたって電氣的に分布したキャパシタ及び/またはインダクタ/トランスフォーマとして設ける。

【0035】

以下、本発明を R F 伝送経路の実施形態を参照して詳細に説明する。この R F 伝送経路は R F 信号の伝送用に設けられる。R F 伝送経路の一端に送信及び/または受信ユニット 1 1 またはその他のアクセサリ装置が設けられると、パワーを供給しなければならない。かかるパワーは、R F パワーとして R F 伝送経路を介して伝送できる。その R F パワーは供給先のユニットまたは装置において整流され変換される。このパワー伝送の場合、経路の伝送帯域内の他の周波数を使用する、及び/またはディファレンシャルモード信号が伝送されていない時にパワーを伝送する。

【0036】

図 2 は、本発明による R F 伝送経路の第 1 の実施形態の一部分を示す。この部分は、3 つのリードセグメント 2 0、2 1、2 2 を有し、これらは 2 つのワイヤである。各ワイヤは少なくともほぼ  $\lambda_i / 4$  (ここで、 $\lambda_i$  は経路 1 3 内のディファレンシャルモード信号の波長である) またはこれより少し短い有効長を有する。電氣的に分布した結合素子 3 0、3 1 は、例えば、隣接するリードセグメント 2 0 と 2 1 の間、及び 2 1 と 2 2 との間に重なりを設けることにより実現できる。

【0037】

より詳細には、図 2 と 3 を参照して、分布キャパシタ 3 0 は隣接するリードセグメント 2 0 と 2 1 のワイヤの開放端を重ねて作り、分布キャパシタ 3 1 は隣接するリードセグメント 2 1 と 2 2 のワイヤの開放端を重ねて作られる。

【0038】

かかる R F 伝送経路 1 3 がフレキシブル担体または基板上のプリント回路板として提供されると、非常に薄く細いラインを実現でき、人体の侵襲的検査に使うカテーテルで使用することができる。

【0039】

隣接するリードセグメント 2 0、2 1、2 2 に交互に容量結合と誘導結合とを設け、各々の長さを少なくともほぼ  $\lambda_i / 4$  (または  $\lambda_i / 4$  より少し短く) として、容量結合素子 3 0 と誘導結合素子 3 1 を含む各リードセグメント 2 0、2 1、2 2 が  $\lambda_i / 4$  共鳴するようにすると、ディファレンシャルモード信号の共鳴だけが伝送され ( $\lambda_i / 4$  トランスフォーマ共鳴、誘導結合素子 3 1 ( $L_k$ ) において電流が最大になり、容量結合素子 3

10

20

30

40

50

0 (  $C_k$  )において電圧が最大となる)、一方、コモンモード共鳴はリードセグメントの端にある(低い浮遊)容量の高い直列インピーダンスにより抑制され、またリードセグメントがコモンモードの定常波には短すぎるため抑制される。

【0040】

重なり大きさを適当にとることにより、伝送するディファレンシャルモード信号に対して所望の帯域通過伝送特性を実現することができる。

【0041】

アプリケーションと伝送する周波数レンジに応じて、リードセグメント20、21、22を比較的長くすると問題が発生することがある。上記の通り、リードセグメントの有効長を約  $\lambda_i / 4$  にしなければならないからである。従って、伝送経路13の長さが比較的短いときは、コモンモード共鳴を抑制するか、コモンモード共鳴周波数を十分高くするためには経路13では分割(結合)が少なすぎる可能性がある。

10

【0042】

図3は、本発明によるRF伝送経路の第2の実施形態を示している。上記の問題は、図3のようにリードセグメント21、22、23のワイヤ間に並列キャパシタ40、41を加えることにより、解決することができる。

【0043】

伝送経路の径を大幅に大きくしないために、これらのキャパシタ40、41は、複数のディスクリットキャパシタ素子により実現することができ、または誘導結合素子31等の近くのワイヤ構造を重ねて電氣的に分散させて実現することができ、ワイヤ全体に分散させて実現することができる。容量を滑らかに変化させることもできる。

20

【0044】

追加的または代替的な手段は、リードセグメント20、21、22内で、及び/またはリードセグメント20、21、22のワイヤペア中の個々のワイヤ間で誘電率  $\epsilon_i$  が高い材料を使用することである。または、リードセグメント20、21、22のワイヤペア中の個々のワイヤの離間(ワイヤ間の距離)を小さくすることである。

【0045】

これにより、リードセグメント20、21、22内の波長  $\lambda_i$  が小さくなり、その結果ディファレンシャルモード信号のリードセグメント20、21、22の共鳴長が小さくなり、RF伝送経路の長さが同じであってもより多くの結合30、31を設けなければならなくなる。同時に、リードセグメントは、実際の長さが短くなるので、コモンモード信号に対して共鳴しにくくなる。

30

【0046】

その他の追加的または代替的な手段として、リードセグメント20、21、22の実際の長さを短くしたとき、誘導結合素子31の誘導が増加すれば、ディファレンシャルモード信号の共鳴を実質的に不変に保つことができる。

【0047】

その他の追加的または代替的な手段は、リードセグメント20、21、22のワイヤを誘電率  $\epsilon_o$  ができるだけ低い材料に埋め込み、コモンモード信号に有効なリードセグメント20、21、22の外部半波長  $\lambda_o / 2$  を大きくし、リードセグメント20、21、22のコモンモード共鳴長よりも非常に高く保つことである。

40

【0048】

かかるRF伝送経路またはケーブル13を製造する方法はいくつか異なるものがある。最も融通がきく方法はPCB(プリント回路基板)を使用することである。

【0049】

他の方法は、ワイヤのペアを2つ使用し(すなわち、導体は4つ)、それらをらせん状に巻くことである。図2に示した構造を実現するために、ワイヤのペアは互いにオフセットを持たせて切り、ワイヤペア間で開放端が重なる(結合30)ようにする。さらにまた、各ペアのワイヤを互いにオフセットを持たせて接続し、ワイヤペア間で閉じた端を重ね合わせる(結合31)ことができる。切る箇所と接続する箇所(すなわち結合30、31)

50

の間の距離は、リードセグメント 20、21、22 の長さがそれぞれ  $l_i / 4$  となるように選択する。

【0050】

その他の代替案は、長いループであるつながったワイヤを使用して、それを切って長さが  $l_i / 4$  のリードセグメントにすることである。

【0051】

容量結合 30 は、必ずしも、図 2 と図 3 に示したようにループの開放端を（直接的に）結合したものでなくてもよい。図 4 の側面図を参照して、同一面内にある隣接するリードセグメント 50、51 の開放端を短いワイヤ 52 で（間接的に）結合することもできる。その短いワイヤ 52 は、リードセグメント 50、51 の対向する端の上に配置される。これにより、ワイヤ切断のみを使用したときの製造パラメータのフレキシビリティが高くなる。

10

【0052】

好ましくは、フレキシブル基板または担体を、ワイヤを担うために使用する。これにより、ラインまたはケーブル 13 が非常に細くなり、カテーテルでの使用に特に好適である。

【0053】

上記の原理は、2 ワイヤの伝送経路に限定されず同軸ケーブルにも適用することができる。

【0054】

図 2、3、4 に示した RF 伝送経路の部分は、もちろん両側に続いており、さらに別の複数のセグメント 20、21、22、50、51 がある。

20

【0055】

提案したコンセプトの実現性を評価するために、カテーテル 10 を使ってシミュレーションを実行した。そのカテーテル 10 は、マイクロコイル 11 を有し、誘導性  $L$  が約 150 nH であり、その先端は 1.5 T の MR システム（信号周波数 = 63.87 MHz）において使用される。これらのシミュレーションにおいて、ラインまたは経路 13 は、3 つのセグメント 20、21、22 を有し、そのセグメントの長さはそれぞれ約 0.66 m であり、隣接するセグメントとの重なりは約 0.04 m である。各セグメント 20、21、22 は、直径  $d$  が約 50  $\mu\text{m}$  の 2 つの銅ロッドを有し、ロッド間の距離は約 500  $\mu\text{m}$  であり、ロッド間の誘電率  $\epsilon_i$  は約 2.2 である。この場合、波長  $l_i / 4$  は約 0.79 m となる。この経路の場合、信号減衰は約 15 dB であった（ディファレンシャルモード）。しかし、この経路のコモンモード共鳴周波数は約 63 MHz である。

30

【0056】

その結果、コモンモード共鳴は、MR システムの RF 送信の際にこの共鳴の励起を回避するためには、63.87 MHz よりできるだけ高くしなければならない。それゆえ、リードセグメントの有効長は短くしなければならない。同時に、信号伝送の損失を低くするため、ディファレンシャルモード共鳴周波数を 63.87 MHz に保たなければならない。これは、例えば、第 2 の実施形態及び図 3 に関連して上述した次の 3 つの手段の少なくとも 1 つにより実現できる：

40

- 1) ロッド間の誘電率  $\epsilon_i$  を高くする、及び / または
- 2) 開放端に近くでリード 20、21 間の距離を短くする、及び / または
- 3) セグメントの開放端の近くの（集中または複数のディスクリットまたは分布）キャパシタ 40、41。

【0057】

図 5 は、共鳴 RF 伝送経路 13 の概略的な等価回路図を示している。この共鳴 RF 伝送経路 13 は 4 つのリードセグメント T1、T2、T3 及び T4 を有し、各々の長さは少なくともほぼ  $l_i / 4$  であり、図 2 を参照して上で説明したように容量結合  $C_k$  と誘導結合  $L_k$  を介して交互に結合されている。実際、容量結合はディファレンシャルモードでは  $C_k / 2$  として効果を有し、コモンモードでは  $2 C_k$  として効果を有する。さらにまた、誘

50

導結合  $L_k$  は、実際には浮遊容量  $C_{s t r}$  を有し、これも概略的に示した。

【 0 0 5 8 】

カテーテルの先端のマイクロコイル  $L_c$  等のアクセサリ装置は、RF 伝送経路 1 3 の一端（入力）と適当なマッチングネットワーク MN を介して結合している。マッチングネットワーク MN は、RF 伝送経路 1 3 に対するアクセサリ装置のインピーダンスをマッチングさせるために設けられている。他端（出力）において、RF 伝送経路 1 3 は、例えば、高インピーダンス FET アンプ A またはインピーダンスを変換するトランスフォーマと結合され、RF 伝送経路 1 3 を介して伝送される評価信号と結合されている。

【 0 0 5 9 】

図 6 は、リードセグメント T 1、T 2、T 3、T 4 の長さ、容量結合  $C_k$ 、誘導結合  $L_k$ 、マッチングネットワーク MN が最適化された場合に、かかる RF 伝送経路 1 3 により達成できる伝送 / 周波数特性を示す。リードセグメント T 1、T 2、T 3、T 4 が無損失であると仮定して、曲線 A はマイクロコイル  $L_c$  に誘起される電圧  $v$  [ dB ] を示し、曲線 B は RF 伝送経路 1 3 の出力における電圧  $v$  [ dB ] を示す。それぞれ周波数  $f$  [ MHz ] に依存している。

【 0 0 6 0 】

これと比較して、図 7 は、リードセグメント T 1、T 2、T 3、T 4 の損失を考慮して、それが RG 174 同軸ケーブルとしてもけられた場合の伝送特性を示している。曲線 C はマイクロコイル  $L_c$  に誘起される電圧  $v$  [ dB ] であり、曲線 D は RF 伝送経路の出力における電圧  $v$  [ dB ] である。

【 0 0 6 1 】

図 8 は、コモンモード信号の特性を考慮した、RF 伝送経路 1 3 の等価回路図を示している。これらの信号の場合、RF 伝送経路 1 3 は、コモンモード信号では、約  $\lambda_i / 4$  の間隔で結合キャパシタ  $2C_k$  と誘導結合  $L_k$  の浮遊容量  $C_{s t r}$  により区切られた (interrupted) 単一ワイヤとなる。

【 0 0 6 2 】

外部波長  $\lambda_a$  が内部波長  $\lambda_i$  よりも短いとき、RF 伝送経路 1 3 を長さが約  $\lambda_i / 4$  のリードセグメントに分ければ、ほとんどの場合、危険なコモンモード信号を効果的に抑制するのに十分である。しかし、人体組織表面や人体に導入するカテーテル等のアプリケーションの場合には、人体組織の誘電率が高いので、コモンモード信号に効く外部誘電率  $\epsilon_a$  が RF 伝送経路の内部誘電率  $\epsilon_i$  よりも大幅に大きいので、コモンモード信号の波長  $\lambda_a$  は伝送経路内の波長  $\lambda_i$  よりも小さくなる。

【 0 0 6 3 】

以下の 2 つの手段（第 3 と第 4 の実施形態）の少なくとも 1 つにより、リードセグメントの有効長がコモンモード信号に対しても臨界長さ  $\lambda_a / 2$  を大きく下回らせることができる。

【 0 0 6 4 】

図 9 に示した第 3 の実施形態では、少なくとも 1 つのリードセグメント（この場合同軸ケーブル）を折り畳んで、長さを折り畳んでない場合の  $1 / 3$  にする。これにより、外部誘電率  $\epsilon_a$  が  $9 * \epsilon_i$  以下である限り、リードセグメントの電氣的有効長さは  $\lambda_a / 4$  より長くはならない。

【 0 0 6 5 】

図 9 のようにリードセグメントを折り畳むには、例えば、シールド中間レイヤを有する PCB マルチレイヤ技術を用いればよい。

【 0 0 6 6 】

対称 2 ワイヤラインその他のタイプの伝送ラインまたは経路の場合、ラインの上記の機能が折り畳みにより損なわれないように注意する必要がある。さらにまた、各リードセグメントの隣接し平行な部分は、互いに結合しておらず、短くしたワイヤセグメントとしてシールドが有効でなければならない。

【 0 0 6 7 】

10

20

30

40

50

第4の実施形態では、リードセグメント20、21、22の実際の長さは、コモンモード信号の波長 $\lambda_c/4$ が短くなるに応じて短くする。ディファレンシャルモード信号の共鳴状態を維持するために、リードセグメント21、22を結合している誘導結合31を大きくし、リードセグメント及び図3に示したリードセグメントのワイヤ間のキャパシタ40または41が共鳴して、ディファレンシャルモード信号が生じる。

【0068】

これらの実施形態は、結合係数が大きい多数のトランスフォーマを有する必要がないという有利性を有する。上記の実施形態は、誘導結合ループに関して結合係数(coupling factor)は約8%でよい。さらにまた、結合キャパシタの容量も、図5の回路図の両方のワイヤにおいて、1 pF ( $C_k$ )程度と比較的小さい。

10

【0069】

RF伝送経路13は、フレキシブル基板の両サイドにリードセグメントを有するプリント回路基板(PCB)であるシールドされた2ワイヤラインとして実現することができる。隣接するリードセグメント間の重なったループと重なった開放端は数センチメートルずつ重ねることにより実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】MR画像化装置とアクセサリ装置の概略側面図である。

【図2】本発明によるRF伝送経路の第1の実施形態である。

【図3】本発明によるRF伝送経路の第2の実施形態である。

20

【図4】RF伝送経路の隣接ワイヤのカップリング素子を示す図である。

【図5】リードセグメントと結合セクションを有するRF伝送経路の等価回路図である。

【図6】損失がないRF伝送経路の伝送特性を示すグラフである。

【図7】損失があるRF伝送経路の伝送特性を示すグラフである。

【図8】コモンモード信号に関するRF伝送経路の等価回路図である。

【図9】RF伝送経路の折り畳まれたリードセグメントを示す図である。

【 図 1 A 】

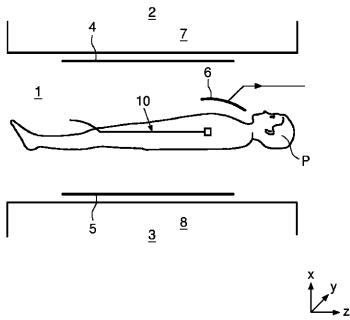


FIG. 1A

【 図 1 B 】

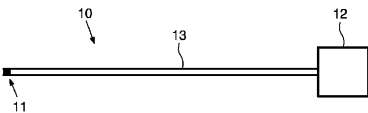


FIG. 1B

【 図 2 】

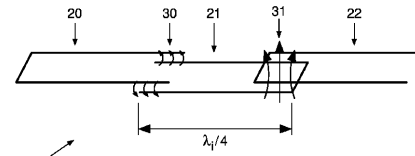


FIG. 2

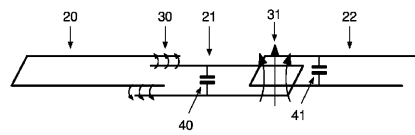


FIG. 3

【 図 3 】

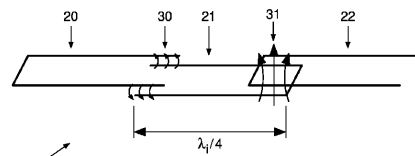


FIG. 2

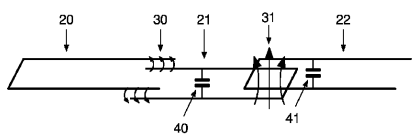


FIG. 3

【 図 4 】

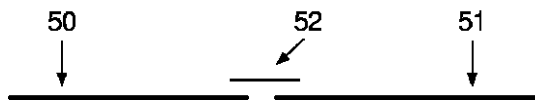


FIG. 4

【 図 7 】

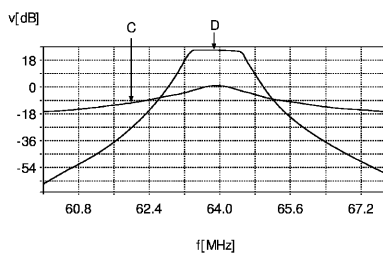


FIG. 7

【 図 5 】

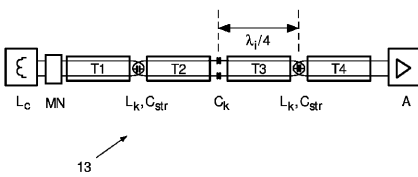


FIG. 5

【 図 8 】

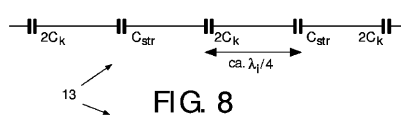


FIG. 8



FIG. 9

【 図 6 】

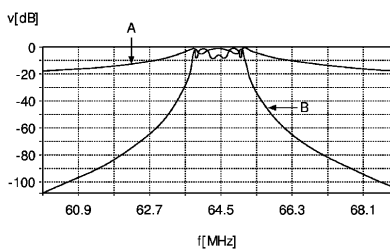


FIG. 6

【 図 9 】

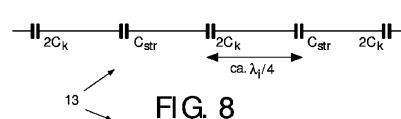


FIG. 8



FIG. 9

## フロントページの続き

- (72)発明者 フェアニックル, ベーター  
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 ヴァイス, シュテフェン  
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
- (72)発明者 リューデケ, カイ - ミヒヤエル  
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

審査官 豊田 直樹

- (56)参考文献 国際公開第2004/038443(WO, A1)  
特開平11-230705(JP, A)  
米国特許出願公開第2002/0109503(US, A1)  
国際公開第2002/042790(WO, A1)  
国際公開第96/038083(WO, A1)  
特開平05-180920(JP, A)  
特開平07-265278(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5  
H 0 1 P 1 / 2 0  
H 0 4 B 5 / 0 2