(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5235418号
(P5235418)

(45)発行日　平成25年7月10日(2013.7.10)　(24)登録日　平成25年4月5日(2013.4.5)

(51)Int.Cl.　　F I
A61B 5/055 (2006.01)　　A61B 5/05 390
A61M 29/02 (2006.01)　　A61M 29/02

請求項の数 20　(全 21 頁)

(21)出願番号　特願2007-554100 (P2007-554100)
(86)(22)出願日　平成18年1月6日(2006.1.6)
(65)公表番号　特表2008-529588 (P2008-529588A)
(43)公表日　平成20年8月7日(2008.8.7)
(86)国際出願番号　PCT/US2006/000305
(87)国際公開番号　WO2006/083478
(87)国際公開日　平成18年8月10日(2006.8.10)
審査請求日　平成20年12月25日(2008.12.25)
(31)優先権主張番号　60/650,006
(32)優先日　平成17年2月4日(2005.2.4)
(33)優先権主張国　米国(US)
(31)優先権主張番号　11/207,304
(32)優先日　平成17年8月19日(2005.8.19)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　500332814
ボストン　サイエンティフィック　リミテッド
バルバドス国　クライスト　チャーチ　ヘイスティングス　ココナッツヒル　＃６　ピー．オー．ボックス　１３１７
(74)代理人　100082005
弁理士　熊倉　禎男
(74)代理人　100088694
弁理士　弟子丸　健
(74)代理人　100103609
弁理士　井野　砂里
(74)代理人　100095898
弁理士　松下　満

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療装置用共鳴器

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
共鳴装置（１００、３００、４００、５００、６００、７００、８００、９００、１０００、１１００）であって、
散開直径を有するルーメン（１１６、４１６、６１６、１０１６、１１１６）を持つ誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、８０２、１００２）と、
前記誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、８０２、１００２）に直列に接続され、かつ、磁気共鳴映像化システムの高周波電界と相互作用して、前記磁気共鳴映像化システムにおいて得られるＭＲ画像の信号損失を減少させるキャパシタ（１０４、３０４、６０４、９０４、１００４）と、
前記誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、８０２、１００２）の前記ルーメン（１１６、４１６、６１６、１０１６、１１１６）の内部、前記ルーメン（１１６、４１６、６１６、１０１６、１１１６）の外面のうちの少なくとも一方に配置されるステント（４５４、５５４、６５４、８５４）と、
前記誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、８０２、１００２）及びキャパシタ（１０４、３０４、６０４、９０４、１００４）に結合される非導電性シース（１０６、２０６、３０６、４０６、５０６、６０６、７０６、９０６、１００６）とを備えていて、
前記非導電性シース（１０６、２０６、３０６、４０６、５０６、６０６、７０６、９

０６、１００６）は、前記誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、８０２、１００２）を支えて前記コイルを散開直径に維持する予め決められた形態を有していて、

前記非導電性シース（１０６、２０６、３０６、４０６、５０６、６０６、７０６、９０６、１００６）は、前記誘導コイル（１０２、２０２、３０２、４０２、５０２、６０２－１、６０２－２，８０２、１００２）を前記ステント（４５４、５５４、６５４、８５４）から電気的に絶縁するようになっていて、

さらに、少なくとも部分的に前記誘導コイル（６０２－１）の前記ルーメン（６１６）内に配置される２つ又はそれ以上の巻き（６２２）から成る巻き螺旋を有する第二の誘導コイル（６０２－２）を有し、前記キャパシタ（６０４）は、前記誘導コイル（６０２－１）及び前記第二の誘導コイル（６０２－２）のうちの少なくとも一方と直列に接続されていて、前記ステント（６５４）は、少なくとも部分的に前記誘導コイル（６０２－１）と前記第二の誘導コイル（６０２－２）との間に配置される、

ことを特徴とする共鳴装置。

【請求項２】

前記ステント（８５４）は、ルーメン（８６６）を形成する表面を有し、前記誘導コイル（８０２）は、導体の２つ又はそれ以上の巻き（８２２）を持つ巻き螺旋を有し、前記導体は、前記ステント（８５４）の前記ルーメン（８６６）の内部及び外部に前記導体の巻きを配置するために前記表面を通る、請求項１に記載の共鳴装置（８００）。

【請求項３】

前記導体の前記巻きは、前記ステント（８５４）の前記ルーメン（８６６）の内部から前記ルーメン（８６６）の外部へ交互に通る、請求項２に記載の共鳴装置（８００）。

【請求項４】

前記誘導コイル（８０２）は、ステント（８５４）の開口（８７２）を通って編まれる、請求項１に記載の共鳴装置（８００）。

【請求項５】

前記非導電性シース（３０６，７０６、９０６）は、前記誘導コイル（３０２、７０２、９０２）の前記散開直径にほぼ等しくなるまで拡張できる直径を有する管（３５０、７５９、９５０）である、請求項１に記載の共鳴装置（３００、７００、９００）。

【請求項６】

前記管（３５０、７５０）は、前記誘導コイル（３０２、７０２）を包む、請求項５に記載の共鳴装置（３００、７００）。

【請求項７】

前記管（３５０、７５０）は、前記誘導コイル（３０２、７０２）が配置される周囲表面を有している、請求項５に記載の共鳴装置（３００、７００）。

【請求項８】

前記誘導コイル（３０２、７０２）は、薄膜導体である、請求項５～７のいずれか１項に記載の共鳴装置（３００、７００）。

【請求項９】

少なくとも部分的に前記管（７５０）のルーメン内に配置されるステント（７５４）を有している、請求項５に記載の共鳴装置（７００）。

【請求項１０】

前記管（９５０）は、第一の端（９０８）及び第二の端（９１０）を有し、前記管（９５０）は、前記第一の端（９０８）に第一の拡張可能支持部材（９８２）を有し、かつ、前記第二の端（９１０）に第二の拡張可能支持部材（９８４）を有し、前記第一の拡張可能支持部材（９８２）及び前記第二の拡張可能支持部材（９８４）は、前記誘導コイルから電気的に絶縁される、請求項５に記載の共鳴装置（９００）。

【請求項１１】

前記誘導コイル（１００２）は、前記誘導コイル（１００２）及び前記キャパシタ（１００４）を前記ステントに電気的に接続する第一の電気接点（１０９０）及び第二の電気

接点（１０９２）を有している、請求項１に記載の共鳴装置（１０００）。
【請求項１２】
前記誘導コイル（１０２）は、第一の端（１０８）及び前記第一の端（１０８）と相対する第二の端（１１０）を有し、かつ、前記ルーメン（１１６）の前記散開直径は、前記誘導コイル（１０２）の前記第一の端（１０８）から前記第二の端（１１０）まで変化する、請求項１に記載の共鳴装置（１００）。
【請求項１３】
前記キャパシタ（６０４）は、前記誘導コイル（６０２－１）及び前記第二の誘導コイル（６０２－２）に直列に接続される、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１４】
第二のキャパシタを有し、前記誘導コイル（６０１－１）は、前記キャパシタ（６０４）に直列に接続され、かつ、前記第二の誘導コイル（６０２－２）は、前記第二のキャパシタに直列に接続される、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１５】
前記キャパシタ（６０４）に直列に接続される前記誘導コイル（６２０－１）は、前記第二のキャパシタに直列に接続される前記第二の誘導コイル（６０２－２）から電気的に絶縁される、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１６】
前記非導電性シース（６０６）は、前記誘導コイル（６０２－１）及び前記第二の誘導コイル（６０２－２）を支える、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１７】
前記非導電性シース（６０６）は、前記誘導コイル（６０２－１）のコイルルーメン（６１６）にほぼ等しい直径を有する管である、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１８】
前記管は、前記誘導コイル（６０２－１）及び前記第二の誘導コイル（６０２－２）の各々を包む、請求項１に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項１９】
前記管は、前記ステント（６５４）を包む、請求項１８に記載の共鳴装置（６００）。
【請求項２０】
前記誘導コイル（６０２－１）及び前記第二の誘導コイル（６０２－２）のうち少なくとも一方は、薄膜導体である、請求項１６～１９のいずれか１項に記載の共鳴装置（６００）。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本願は２００５年２月４日に提出された米国暫定特許出願第６０／６５０，００６号及び２００５年８月１９日に提出された米国非暫定特許出願第１１／２０７，３０４号より優先権を主張する。上記出願の内容全体が参照により本願に組み込まれる。
【０００２】
本発明は、全般的に、医療装置、システム及び方法に関し、より詳細には、磁気共鳴映像法において使用するための医療装置、システム及び方法に関する。
【背景技術】
【０００３】
ステント及びその他の金属製インプラントはファラデー効果による高周波（ＦＲ）電界の部分的遮蔽を生じる可能性がある。基本的に、ステントはＲＦ電界がステント内部に透過するのを防ぐ「ファラデーケージ」として作用する。ステントは理想的なファラデーケージではなく部分的ファラデーケージにすぎないので、ＲＦ電界の小さい割合は内部まで透過することができるが、これは十分なスピンを与えて妥当な可視性を与えるほど十分ではない。
【０００４】

妥当な可視性を得るための１つの方法は、可視化のために部分的ステントシールドを通過した後に十分なエネルギーが残るようにＲＦ電界のエネルギー（ＲＦパルスの時間を表すフリップ角度）を高レベルに上げることであろう。残念ながら、この方法をとると、体の組織を許容できないレベルまで加熱することになる。

【０００５】

図に示される図解は正確な縮尺では示されていない。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００６】

本出願の図面は、最初の桁（１つ又はそれ以上）が図面番号に一致し、残りの桁が図の中の素子又はコンポーネントを識別するという番号付けの慣例に従う。異なる図面の同様の素子又はコンポーネントは同様の数字を用いて識別される。例えば、１１０が図１の素子「１０」を示すとすると、同様の素子は図２において「２１０」として示される。当然のことながら、多数のさらなる実施態様をもたらすために、本明細書において示される様々な実施態様に示される素子を追加、交換及び／又は除外することができる。さらに、１つの図面に関するある素子の特徴及び／又は属性の説明は、１つ又はそれ以上の他の図面において示される素子にも適用できる。

【０００７】

本発明の実施態様は医療装置、システム及びこの医療装置の使用方法に関するものである。一般的に言って、医療装置は、さらなる医療装置（本明細書において第二の医療装置を呼ばれる）と共に使用される共鳴器を有している。第二の医療装置は、従来、磁気共鳴映像（ＭＲＩ）システムによって得られる画像にアーティファクト（信号損失）を生じてきた装置を有している。本発明の実施態様は、より完全な磁気共鳴（ＭＲ）画像を第二の医療装置から得られるようにするだけでなく、ＭＲ画像に生じるアーティファクト（信号損失）の問題に対処する。

【０００８】

第二の医療装置の例として、透析、人工静脈、動脈及び移植片、食道狭窄、食道癌、食道静脈瘤、癌治療に使用される気管支、尿道、脳水腫シャントチューブ、気管、中耳管、リンパ管及び移植片、胃腸狭窄及び炎症性疾患（例えば、クローン病）、幽門狭窄、移植可能な知覚装置、血管内血圧装置及び胆道閉鎖に使用されるステント及び／又はシャントが挙げられる。その他のタイプの第二の医療装置の例も考えられる。

【０００９】

一般に、ＭＲ画像におけるアーティファクトは、多くの部分が本明細書において説明している第二の医療装置など埋め込まれた医療装置によって生じる電界の歪みによるものである。例えば、金属製のステントはＭＲ画像に感受性及び高周波アーティファクトを生じ、これが磁気共鳴血管造影（ＭＲＡ）によるステントルーメンの完全な視覚化を阻害する。これは金属製ステントの感受性アーティファクト及び高周波遮蔽に起因する。本発明の実施態様は、第二の医療装置（例えば、金属製血管ステント）と共に共鳴装置を使用することによって様々なＭＲＡ技術によるＭＲ造影中アーティファクトを減少する可能性をもたらすことができる。

【００１０】

図１は、本発明の共鳴装置１００の１つの実施態様を示している。共鳴装置１００は、導電性の誘導コイル１０２及び誘導コイル１０２と直列に接続されるキャパシタ１０４を有している。共鳴装置１００は、さらに、誘導コイル及び／又はキャパシタ１０４の少なくとも一部に被せて配置される非導電性の構造的支持１０６を有している。

【００１１】

本明細書において説明している通り、共鳴装置１００の誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４は、磁気共鳴映像（ＭＲＩ）システムの高周波電界と相互作用して、ＭＲ画像の信号損失を減少することができる。例えば、単独で使用すればＭＲＩシステムによって得られるＭＲ画像にアーティファクト（信号損失）を生ずる第二の医療装置（例えば、金属製血管ステント）と共に共鳴装置１００を使用することができる。

【００１２】
図に示される通り、誘導コイル１０２は、共鳴装置の第一の端１０８から第二の端１１０まで円周に延びている細長い形態を有している。例えば、誘導コイル１０２は図１に示されるように装置１００の第一の端１０８から第二の端１１０まで延びている螺旋構造を持つことができる。１つの実施態様において、螺旋構造のコイルを相互に等間隔とすることができる。代替実施態様において、螺旋構造のコイルは、螺旋構造に沿って予め決められた相互に一定ではない間隔を持つことができる。
【００１３】
１つの実施態様において、誘導コイル１０２は共鳴装置１００の長さ１１２に沿って連続的に延びることができる（すなわち、誘導コイル１０２は共鳴装置１００の長さ１１２に沿って逸脱しない）。その代わりに、誘導コイル１０２は、誘導コイルが共鳴装置１００の長さに沿って延びている時に「ジグザグ」形態を有しうる。当然のことながら、螺旋コイルのほかに誘導コイルとして作用する他の形状及び形態も可能である。
【００１４】
１つ又はそれ以上の導電性部材（例えば、２つ又はそれ以上の並列の部材）で誘導コイル１０２を構成することができる。さらに、誘導コイル１０２に様々な断面形状を使用することができる。例えば、断面形状は、特に円形、長方形、楕円形及び／又は多角形を含みうる。他の形状も可能である。
【００１５】
誘導コイル１０２の導電性部材は多数の異なるサイズ及び構造的形態を持つこともできる。例えば、導電性部材は、散開状態における誘導コイル１０２の予め決められた形状を維持するのに十分なサイズ及び形状を持つことができる。その代わりに、本明細書において後に説明しているとおり、誘導コイル１０２及び構造的支持１０６の各々のサイズ及び形状は、その散開状態において誘導コイル１０２の予め決められた形状を維持するように構成される。例えば、誘導コイル１０２を、構造的支持１０６の表面に又はそのすぐ下にある薄膜として構成することができる。
【００１６】
１つの実施態様において、誘導コイル１０２の導電性部材を金属又は金属合金とすることができる。この種の金属及び金属合金の例として、プラチナ、チタン、ステンレス鋼（例えば、３１６Ｌステンレス鋼）、及びニチノール、チタン－パラジウム－ニッケル、ニッケル－チタン－銅、金－カドミウム、鉄－亜鉛－銅－アルミニウム、チタン－ニオビウム－アルミニウム、ハフニウム－チタン－ニッケル、鉄－マンガン－シリコン、ニッケル－チタン、ニッケル－鉄－亜鉛－アルミニウム、銅－アルミニウム－鉄、チタン－ニオビウム、ジルコニウム－銅－亜鉛及びニッケル－ジルコニウム－チタンなど形状記憶合金が挙げられるが、これらに限定されない。
【００１７】
さらに、共鳴装置１００のコンポーネントのうち１つ又はそれ以上を放射線不透過性にすることができる。例えば、誘導コイル１０２の一部又はそれ以上を放射線不透過性材料で被覆加工して、共鳴装置１００を放射線不透過性にすることができる。その代わりに、予め決められた形状を持つ１つ又はそれ以上の離散放射線不透過性マーカーを共鳴装置１００の予め決められた部分に付加することができる。放射線不透過性マーカーに適する材料の例として、銅、タングステン、金、銀、プラチナ及びこれらの合金が挙げられるが、これらに限定されない。
【００１８】
誘導コイル１０２は、さらに、誘導コイル１０２の巻きの間に配置されるスペーサ１１４を有しうる。１つの実施態様において、スペーサ１１４はコイル１０２の隣接する巻きのための電気絶縁、構造的支持及び構造的スペーサとなる。多様な方法でスペーサ１１４を誘導コイル１０２に結合することができる。例えば、１対のスペーサ１１４を誘導コイル１０２の周りに挟んで熱及び／又は化学接着剤で接着することができる。スペーサ１１４を相互の周り及び誘導コイル１０２の周りに巻く、ねじるかつ／又は編むことができる

。その後スペーサ１１４を熱及び／又は化学接着剤で接着することができる。

【００１９】

スペーサ１１４に適する材料の例として非生分解性及び／又は生分解性材料が挙げられるが、これに限定されない。非生分解性材料の例として、セラミック、ポリスチレン、スチレン－イソブチレン－スチレン第三ブロック共重合体（ＳＩＢＳ）などポリイソブチレン共重合体及びスチレン－イソブチレンースチレンブロック共重合体、架橋ポリビニルピロリドンを含むポリビニルピロリドン、ポリビニルアルコール、ＥＶＡなどビニル単量体の共重合体、ポリビニルエーテル、ポリビニルアロマティック、ポリエチレンオキシド、ポリエーテルスルフォンを含むポリエーテル、ポリプロピレン、ポリエチレン及び高分子量ポリエチレンを含むポリアリレン、ポリウレタン、ポリカーボネート、シリコン、シロキサン重合体、セルロースアセテートなどセルロース重合体、ポリウレタンディスパーション（ＢＡＹＨＤＲＯＬ）などポリマーディスパーション、スクアレン乳剤、及びこれらのうち任意のものの混合物及び共重合体が挙げられるが、これらに限定されない。

【００２０】

生分解性材料の例として、ポリカルボン酸、無水マレイン酸重合体を含む無水重合体、ポリオルトエステル（polyorthoester）、ポリアミノ酸、ポリエチレンオキシド、ポリフォスファゼン、ポリアクリル酸、ポリグリコール酸、及びポリ（Ｌ乳酸）（ＰＬＬＡ）、ポリ（Ｄ，Ｌラクチド）、ポリ（乳酸－コ－グリコール酸）、５０／５０（ＤＬラクチド－コ－グリコライド）などこれらの共重合体及び混合物、ポリジオキサノン、フマル酸ポリプロピレン、ポリデプシペプチド、ポリカプロラクトン、及びポリ（Ｄ，Ｌ－ラクチド－コ－カプロラクトン）及びポリカプロラクトン－コ－ブチルアクリレートなどこれらの共重合体及び混合物、ポリヒドロキシブチレートバレレート及び配合物、チロシン由来ポリカーボネート及びアリレート、ポリイミノカルボネート及びポリジメチルトリメチルカルボネートなどポリカルボネート、シアノアクリレート、燐酸カルシウム、ポリグリコールアミノグリカン、多糖類（ヒアルロン酸、セルロース及びヒドロキシプロピルメチルセルロース、ゼラチン、スターチ、デキストラン、アルギン酸塩及びこれらの派生物を含む）、蛋白質及びポリペプチドなど高分子、及び以上のもののうち任意のものの混合物及び共重合体が挙げられるが、これらに限定されない。生分解性ポリマーは、また、ポリヒドロキシブチレート及びその共重合体、ポリカプロラクトン、無水重合体（結晶質及び非晶質の両方）無水マレイン酸共重合体及び亜鉛－燐酸カルシウムなど表面侵食性ポリマーも可能である。

【００２１】

スペーサ１１４及び構造的支持１０６は、さらに１つ又はそれ以上の治療薬を含むことができる。１つの実施態様において、１つ又はそれ以上の治療薬をスペーサ１１４及び／又は構造的支持１０６の表面の物質マトリクスに組み込み、かつ／又はこの表面にコーティングすることができる。スペーサ１１４及び／又は構造的支持１０６が埋め込まれた後これから１つ又はそれ以上の治療薬を浸出及び／又は解放することができる。

【００２２】

治療薬の例として、非遺伝子治療薬、生体分子、小分子又は細胞など薬学的に許容される薬物が挙げられるが、これらに限定されない。非遺伝子治療薬の例として、ヘパリン、ヘパリン派生物、プロスタグランジン（ミセル性プロスタグランジンＥ１を含めて）、ウロキナーゼ及びＰＰａｃｋ（デキストロフェニルアラニンプロリンアルギンクロロメチルケトン）など抗血栓薬、エノキサプリン、アンギオペンプチン、シロリムス（ラパミシン）、タクロリムス、平滑筋細胞増殖を阻止することができるエベロリムス単一クローン抗体、ヒルジン及びアセチルサリチル酸など抗増殖薬、デキサメタゾン、ロシグリタゾン、プレニソロン、コルチコステロン、ブデソナイド、エストロゲン、エストロジオール、スルファサラジン、アセチルサリチル酸、マイコフェノール酸及びメサラミンなど抗炎症薬、パクリタキセル、エポチロン、クラドリビン、５フルオロウラシル、メトトレキセート、ドキソルビシン、ダウノルビシン、サイクロ（登録商標）スポリン、シスプラチン、ビンブラスチン、ビンクリスチン、エポチロン、エンドスタチン、トラピジル、ハロフギノ

ン及びアンギオスタチンなど抗腫瘍／抗増殖／抗有糸分裂薬、ｃ－ｍｙｃ腫瘍遺伝子のアンチセンス抑制薬など抗癌剤、トリクロサン、セファロスポリン、アミノグリコシド、ニトロフラントン、銀イオン、化合物又は塩など抗菌剤、非ステロイド抗炎症薬など生物膜合成抑制薬、及びエチレンジアミン４酢酸、Ｏ，Ｏ’－ビス（２－アミノエチル）エチレングリコールーＮ，Ｎ，Ｎ’，Ｎ’－４酢酸及びこれらの混合物などキレート剤、ゲンタマイシン、リファンピン、ミノサイクリン及びシプロフロキサシンなど抗体、キメラ抗体及び抗体断片を含む抗生物質、リドカイン、ブピバカイン及びロピバカインなど麻酔剤、酸化窒素、リシドミン、モルシドミン、Ｌアルギニン、ＮＯ炭水化物付加物、重合体又はオリゴマーＮＯ付加物など酸化窒素（ＮＯ）供与体、Ｄ－Ｐｈｅ－Ｐｒｏ－Ａｒｇクロロメチルケトン、ＲＧＤペプチド含有化合物、ヘパリン、抗血栓化合物、血小板受容体拮抗体、抗血栓抗体、抗血小板受容体抗体、エノキサパリン、ヒルジン、ワルファリンナトリウム、ジクマロール、アスピリン、プロスタグランジン抑制薬、シロスタゾールなど血小板凝結抑制薬及び抗血小板因子など凝固防止剤、成長因子、転写活性薬及び転写促進剤など血管細胞成長促進剤、成長因子抑制薬、成長因子受容体拮抗体、転写抑制体、並進抑制体、反復抑制薬、抑制抗体、抗成長因子抗体、成長因子及びキトトキシンから成る二元機能分子、抗体及びシトトキシンから成る二元機能分子など血管細胞成長抑制薬、コレステロール低下剤、血管膨張剤、内生血管活性メカニズムに干渉する薬剤、ゲルダナマイシンなど熱ショック蛋白質の抑制剤、及び上記のものの組合せ及びプロドラッグが挙げられるが、これらに限定されない。

【００２３】

生体分子の例として、ペプチド、ポリペプチド及び蛋白質、オリゴヌクレオチド、２本鎖又は１本鎖ＤＮＡ（裸及びｃＤＮＡを含めて）、ＲＮＡ、アンチセンスＤＮＡ及びＲＮＡなどアンチセンス核酸、小干渉ＲＮＡ（ｓｉＲＮＡ）及びリオボザイムなど核酸、遺伝子、炭水化物、成長因子を含む血管新生因子、細胞周期抑止薬、及び抗再狭窄剤が挙げられる。例えばベクタ（ウィルスベクタを含めて）、プラスミド又はリポソームなど送達システムに核酸を組み込むことができる。

【００２４】

蛋白質の非限定的例として、単球化学走性誘因蛋白質（ＭＣＰ－１）及び例えばＢＭＰ－２、ＢＭＰ－３、ＢＭＰ－４、ＢＭＰ－５、ＢＭＰ－６（Ｖｇｒ－１）、ＢＭＰ－７（ＯＰ－１）、ＢＭＰ－８、ＢＭＰ－９、ＢＭＰ－１０、ＢＭＰ－１１、ＢＭＰ－１２、ＢＭＰ－１３、ＢＭＰ－１４、ＢＭＰ－１５など骨格形成蛋白質（ＢＭＰ）が挙げられる。ホモダイマー、ヘテロダイマー又はこれらの組合せとして、単独で又は他の分子とこれらのＢＭＰを与えることができる。その代わりに又はこれに加えて、ＢＭＰの上流又は下流効果を誘発できる分子を与えることができる。この種の分子は「ヘッジホッグ」プロテイン又はこれをエンコードするＤＮＡのうちいずれかを含む。遺伝子の非限定的例として、抗細胞自滅Ｂｃｌ－２系統因子及びＡｋｔキナーゼ及びその組合せなど、細胞の死から守るサバイバル遺伝子が挙げられる。血管形成因子の非限定的例として、酸性及び塩基性線維芽細胞性長因子、血管内皮成長因子、表皮成長因子、形質転換成長因子α及びβ、血小板由来内皮成長因子、結晶板由来成長因子、腫瘍壊死因子α、肝細胞成長因子及びインスリン様成長因子が挙げられる。細胞周期抑制剤の非限定的例はカテスピンＤ（ＣＤ）抑制剤である。抗再狭窄薬の非限定的例として、ｐ１５、ｐ１６、ｐ１８、ｐ１９、ｐ２１、ｐ２７、ｐ５３、ｐ５７、Ｒｂ、ｎＦｋＢ及びＥ２Ｆオトリ、チミジンキナーゼ（ＴＫ）及びこれらの組合せ及び細胞増殖を妨害するために有益なその他の薬物が挙げられる。

【００２５】

小分子の例として、ホルモン、ヌクレチド、アミノ酸、砂糖及び脂質が挙げられ、化合物は１００ｋＤ未満の分子量を持つ。

【００２６】

細胞の例として、幹細胞、始原細胞、内皮細胞、成人心筋細胞及び平滑筋細胞が挙げられる。細胞は人間の器官のもの（自己又は同種）のものであるか又は動物を起源とする（（異種）か又は遺伝子操作されたものとすることができる。細胞の非限定的例として、サ

イドポピュレーション（ＳＰ）細胞、Ｌｉｎ－ＣＤ３４－、Ｌｉｎ－ＣＤ３４＋、Ｌｉｎ－ｃＫｉｔ＋を含めて系列陰性（Ｌｉｎ－）細胞、５－ａｚａを持つ間葉幹細胞など間葉幹細胞、臍帯血細胞、心臓又はその他の組織由来の幹細胞、全骨髄、骨髄単核細胞、内皮始原細胞、骨格筋原又は衛星細胞、筋肉由来細胞、ｇｏ細胞、内皮細胞、成人心筋細胞、線維芽細胞、平滑筋細胞、成人心臓線維芽細胞＋５－ａｚａ、一般的修正細胞、組織操作移植片ＭｙｏＤ瘢痕線維芽細胞、ペーシング細胞、胚幹細胞クローン、胚幹細胞、胎児又は新生児細胞、免疫学的仮面細胞（masked cell）及びテラトーマ由来細胞が挙げられる。

【００２７】

組合せが生物学的に両立する範囲で治療薬を組み合わせることができる。

【００２８】

誘導コイル１０２の細長い形態は、コイルルーメン１１６及びルーメン１１６に相対する周囲表面１１８を形成する。誘導コイル１０２、キャパシタ１０４及び構造的支持１０６は、ルーメンが未散開状態の第一の断面サイズから散開状態の第二の断面サイズへ拡張できるように構成される。これによって、共鳴装置１００を第一の断面サイズで体内に導入し、その後、体内の予め決められた場所で第二の断面サイズに拡張させることができる。例えば、第一の断面サイズ（例えば、未散開形態）で共鳴装置１００をバルーンカテーテルのバルーンに被せて配置することができる。その後共鳴装置１００をその第二の断面サイズ（例えば、その散開形態）へ拡張させるためにバルーンを膨張させることができる。その代わりに、誘導コイル１０２が形状記憶合金（例えば、ニチノール）で構成される場合、共鳴装置１００をその第一の断面サイズ（例えば、その未散開形態）で体内に導入し、その後共鳴装置１００を解放して、その第二の断面サイズ（例えば、その散開形態）まで拡張することができる。

【００２９】

１つの実施態様において、コイルルーメン１１６の直径を共鳴装置１００の長さ１１２に沿って基本的に等しくすることができる。代替実施態様においては、コイルルーメン１１６の拡張可能直径は誘導コイル１０２の第一の端１１８から第二の端１１０まで変化する。例えば、コイルルーメン１１６の直径を誘導コイル１０２の第一の端１０８から第二の端１１０まで増大又は縮小することができる。その代わりに、コイルルーメン１１６の直径を第一の端１０８から第一の端と第二の端１０８、１１０との間の予め決められた点まで増大し、その後第二の端１１０まで直径を減少させることができる。

【００３０】

当然のことながら、本発明の実施態様は、共鳴装置１００を、すでに体内に埋め込まれているか否かに関係なく第二の医療装置と共に使用できるようにする。例えば、共鳴装置１００を、少なくとも部分的に、すでに患者体内にある血管ステントのルーメン内に埋め込むことができる。その代わりに、第二の医療装置の埋め込み前にこれに対して相対的に共鳴装置１００を配置することができる。その後、必ずしも正確に同時である必要はないが、２つの装置を共に埋め込むことができる。

【００３１】

当然のことながら、誘導コイル１０２は、共鳴装置１００を予め決められた無線周波数（ＲＦ）へチューニングするためにキャパシタ１０４と共に使用できる導電性材料のループ１２０を有している。共鳴装置のチューニングに使用されるパラメータの例として、共鳴装置１００の誘導コイル１０２の巻き１２２の数及び断面積１２４が挙げられるが、これらに限定されない。１つの実施態様において、誘導コイル１０２の形態に基づいて誘導コイル１０２の巻き１２２の数を修正することができる。

【００３２】

共鳴装置１００のチューニングにおいて共鳴装置１００のキャパシタ１０４の形態を修正することもできる。例えば、キャパシタ１０４は、少なくとも第一のキャパシタプレート１２６、第二のキャパシタプレート１２８及び第一と第二のキャパシタプレート１２６と１２８の間に配置される誘電体１３０を有する。

【００３３】
例えばキャパシタプレートと誘電体との間のサイズ、形状及びその間の距離への予め決められた修正によって、共鳴装置１００のチューニングにおける調整を可能にすることができる。
【００３４】
当然のことながら、第一及び第二のキャパシタプレート１２６及び１２８にプレート構造を使用する必要はなく、他の形状のキャパシタプレートが可能である。例えば、誘電体によって分離される導電体の螺旋コイルをキャパシタプレートの構成に使用することができる。その代わりに、キャパシタ１０４を準備するためにフラクタルキャパシタ構造を使用することができる。さらに、共鳴装置１００は、例えば誘導コイル１０２の直径の変化によってキャパシタ及び／又は共鳴装置１００を付加的にチューニングするように自動チューニング回路を有することができる。
【００３５】
図に示される通り、共鳴装置１００は、第二の端１１０付近に配置されるキャパシタ１０４を、第一の端１０８と第二の端と１１０との間に延びている誘導コイル１０２に直列に接続するのに役立つリターンコンダクタ１３４も有している。１つの実施態様において、誘導コイル１０２の周囲表面１１８に隣接してリターンコンダクタ１３４を配置することができる。代替実施態様において、誘導コイル１０２のルーメン１１６内にリターンコンダクタ１３４を配置することができる。
【００３６】
図に示される通り、構造的支持１０６は誘導コイル及び／又はキャパシタの少なくとも一部に被せて配置される。本明細書において使用される場合、構造的支持１０６は誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４に与えられる形状を保持及び／又は維持するのに十分な材料及び形態（例えば、形状）の両方を意味する。構造的支持１０６は、誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４に対する電気絶縁及び熱伝達特性も備えることができる。１つの実施態様において、電気絶縁材として、構造的支持１０６は誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４への誘導電流経路を形成することができる。熱伝導に関しては、構造的支持１０６は誘導コイル１０２において発生した熱を周囲環境へ伝えるのに十分に高い値の熱伝導率を有する。
【００３７】
１つの実施態様において、構造的支持１０６として使用するために選択される材料は、可撓性、弾性率、延性及び降伏特性など、誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４に与えられる形状を保持及び／又は維持するために役立つことができる機械的特性を有することができる。さらに、共鳴装置１００に構造的支持を与えるために誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４に対する構造的支持１０６の形状及びそのポジションを使用することもできる。例えば、共鳴装置１００の曲げ強度を改良するように構造的支持１０６の断面形状を選択することができる。
【００３８】
１つの実施態様において、構造的支持１０６は、誘導コイル１０２と共に縦方向に延びかつこれを包む連続シースとして与えられる。本明細書において使用される場合、「包む」とは、誘導コイル１０２のどの表面も構造支持１０６の外面とならないよう、誘導コイル１０２の外面全体を完全に囲むことを意味する。例えば、連続シース形の構造的支持１０６は、誘導コイル１０２を覆う均等の壁厚みを持つことができる。その代わりに、構造的支持１０６の壁は、誘導コイル１０２に加えられる予測される力による屈曲及び／又はつぶれに耐えるように構成される予め決められた形状の非均等厚みを持つことができる。その代わりに、構造的支持１０６は、誘導コイル１０６の形状と共にコイル１０２に支持を与えるように機能する断面形状を持つことができる。例えば、構造的支持１０６は、誘導コイル１０２の非均等変形に耐えるように構成される壁を有することができる。
【００３９】
構造的支持１０６に適する材料の例として、ポリアミド、ポリメタクリル酸メチル（Ｐ

ＭＭＡ）、ポリエチレン（例えば、高密度ポリエチレン）、ポリエチレンテレフタレート、ポリフルオロエチレン、ポリテトラフルオロエチレン（例えば、ｅ－ＰＴＦＥ）、ポリエーテルエーテルケトン、ポリプロピレン又はポリエステルから成るグループから選択される熱可塑材が挙げられる。

【００４０】

さらに、配向支持繊維を構造的支持１０６に埋め込むこともできる。この種の配向支持繊維の例を積層複合材の中に含めることができ、構造的支持１０６は材料の応力線に沿って配向される繊維強化材で強化される。さらに、繊維強化材は、誘導コイル１０２及びキャパシタ１０４に与えられる形状を保持及び／又は維持するのに役立つこともできる。１つの実施態様において、ポリマー材料が塗られる湾曲した型に特定の方向に繊維を被せることによって様々な形状を持つ配向繊維コンポーネントが与えられる。適切な支持繊維の例として、カーボン繊維、ポリエステル繊維、アラミド繊維及びポリエチレン繊維が挙げられるが、これらに限定されない。

【００４１】

図２Ａ～２Ｃは本発明の様々な実施態様に従った構造的支持２０６を示している。図に示される通り、構造的支持２０６は誘導コイル２０２に与えられる予測される力による屈曲及び／又はつぶれに耐えるように構成される予め決められた形状で非均等の厚みの壁を持つことができる。

【００４２】

例えば、図２Ａは構造的支持２０６の断面形状が楕円形２３６である実施態様を示している。１つの実施態様において、誘導コイル構造２０２をつぶしかねない圧縮力に耐えるように楕円形２３６の主軸２３８に沿った構造的支持２０６の材料を構成することができる。

【００４３】

図２Ｂは、構造的支持２０６の断面が構造的支持２０２をつぶしかねない圧縮力に耐えるように構成することができる菱形２４０を有するさらなる実施態様を示している。図２Ｃは構造的支持２０６の断面が多成分構造２４２を有するさらなる実施態様を示している。図に示される通り、多成分構造２４２は、誘導コイル構造２０２をつぶしかねない圧縮力に耐えるように相乗的に相互作用することができる断面形状を持つ２つ又はそれ以上の部分を有することができる。１つの実施態様において、多成分構造２３８は第二の部材２４６に結合される第一の部材２４４を有することができ、各部材を同じ材料で又は異なる材料で構成することができる。

【００４４】

図３は、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０２に対する構造的支持３０６のさらなる実施態様を示している。図に示される通り、構造的支持３０６は誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４を支える管５０の形を取る。１つの実施態様において、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４はカバー３０６の相対する層の間に包まれる。１つの実施態様において、熱及び／又は化学接着剤を当てることによる接着プロセスによってこれを行うことができる。

【００４５】

代替実施態様において、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４の周りに構造的支持３０６を形成することができる。言い換えると、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４をカバー３０６に埋め込むことができる。１つの実施態様において、この種の形態は誘導コイル３０２のループ３２０とキャパシタ３０４の相対的ポジションを維持するのに役立つ。１つの実施態様において、構造的支持３０６は、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４の外面及び内面の両方に巻き付けられるストリップ材料の形を取ることができる。その代わりに、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４を（例えば、構造的支持の材料の溶液の中へ）浸漬被覆して、構造的支持３０６を作ることができる。

【００４６】

１つの実施態様において、構造的支持３０６は押出し成形管の形を取ることができる。

その代わりに、本明細書において説明される通りの被覆材料の１本又はそれ以上のフィラメント又はマルチフィラメント糸を用いた織り又は編み工程によって構造的支持３０６の管構造を構成することができる。さらに、構造的支持３０６は１００マイクロメータ未満の壁厚みを持つことができる。当然のことながら、構造的支持３０６を、特に抗凝固剤、抗炎症剤、事前内皮化化合物（pro-endothelization compound）など１つ又はそれ以上の治療剤でコーティングすることもできる。

【００４７】

さらなる実施態様において、誘導コイル３０２及びキャパシタ３０４は構造的支持３０６の表面に載ることができる。例えば、誘導コイル３０２及び／又はキャパシタを構造的支持３０６の周囲表面に配置することができる。その代わりに、誘導コイル及び／又はキャパシタ３０４を構造的支持３０６の内面（ルーメンを形成する）に配置することができる。本明細書において説明している通り、誘導コイル３０２は構造的支持３０６の内面又は外面の上又はそのすぐ下に存在する薄膜の形を取ることができる。

【００４８】

１つの実施態様において、薄膜導体として誘導コイル３０２を構成するには多様な方法がある。例えば、化学的又は物理的析出法を用いて誘導コイル３０２を形成することができる。この種の技法の例として、化学蒸着（ＣＶＤ）、プラズマ支援ＣＶＤ、薄膜成長、スパッタリング、蒸着（熱及びｅ－ビーム）、イオン蒸着及びレーザー及び／又はエレクトロンビーム支援加工（例えばレーザーアブレーション加工）が含まれるが、これらに限定されない。当然のことながら、誘導コイル３０２はＲＦエネルギーを受けかつ共鳴装置３００を通じてエネルギーを伝えるのに十分な厚みを持つことができる。例えば、誘導コイル３０２は約１０ミクロン未満の厚みを持つことができる。

【００４９】

本明細書において説明している通り、ステント及びその他の金属製のインプラントはファラデー効果によってＲＦ電界の部分的遮蔽を生じる可能性がある。その結果、これまでインプラント内部をＭＲＩで見ることは難しかった。ＭＲＩ可視性をより良くするために、本明細書において説明しているとおり、ＭＲＩシステムのＲＦ周波数にチューニングされる局部（埋め込み）共鳴回路のＲＦ電界内にインプラントを配置することができる。共鳴器コイルはＲＦ電界（ＭＲＩコイルによって送られる通りの）をコイル内で拡大する。その結果、体内の他の部分を加熱することなくインプラントの場所のエネルギーレベルを上げる。

【００５０】

共鳴装置の実施態様を第二の医療装置と結合して又はこれと共に使用することができる。例えば、第二の医療装置の少なくとも一部に被せて共鳴装置を配備することができる。別の例においては、第二の医療装置の少なくとも一部の内部に共鳴装置を配備することができる。さらなる例において、第二の医療装置の少なくとも一部と共鳴装置を統合することができる（例えば、これと／又はこれを通して織る）。その後、ＭＲＩシステムによって得られる画像のアーティファクト（信号損失）を減少するために、共鳴装置は第二の医療装置と共にＭＲＩシステムによって生成される電磁界が存在するところで動作することができる。

【００５１】

図４は、ステント４５４と結合される共鳴装置４００の１つの実施態様を示している。ステント４５４は、第一及び第二の端４５８、４６０を有する管状ボディ４５６を有し、第一の端４５８と第二の端４６０との間に細長い部材４６２が配置される。１つの実施態様において、構造的支持４０６は、共鳴装置４００をステント４５４から電気的に絶縁し、共鳴装置４００は機械的相互作用（例えば、圧縮摩擦嵌め）によってステント４５４と結合する。

【００５２】

図に示される通り、ステント４５４を少なくとも部分的に誘導コイル４０２のルーメン内部に配置し、これと同じ広さを持たせることができる。例えば、ステント４５４を共鳴

装置４００のルーメン４１６内部に完全に収めることができる。当然、ルーメン４１６内部に完全に納めることは、ステント４５４と共鳴装置４００の端の一方又は両方が基本的に同じ平面に沿って接する状況を含みうる。その代わりに、ステント４５４の端５４８及び４６０のうち一方又は両方が共鳴装置４００の端４０８及び４１０の一方又は両方を越えて延びることができる。

【００５３】

ステント４５４の管状ボディ４５６は、体内通路例えば血管内腔の中に管状ボディ４５６を腔内送達できるようにする第一の直径ｄを持つルーメン４６６を形成する表面を有している。管状ボディ４５６に加えられる力によって管状ボディ４５６を第二の直径ｄ’まで拡張することができ、この場合管状ボディ４５６に加えられる力の量に応じて第二の直径ｄ’のサイズを可変的にすることができる。１つの実施態様において、ステント４５４をバルーン拡張式ステントか自己拡張ステントとすることができる。

【００５４】

管状ボディ４５６が第一の直径ｄから第二の直径ｄ’へ拡張できるようにするのに必要な強度及び弾性特性を有する材料で細長い部材４６２を構成することができる。材料は、また、管状ボディが第二の直径を持つ拡張形態を保持できるようにする。この種の材料の例として、タンタル、ステンレス鋼、チタン、形状記憶合金（ニチノールなど）又は本明細書において述べられる必要な特性を有する任意の適切なプラスティック材が挙げられるが、これらに限定されない。

【００５５】

細長い部材４６２は円筒形の断面を持つことができるが、当然のことながら、細長い部材４６２は三角、正方形、長方形及び／又は六角形など他の断面形状を持つことができる。図に示される通り、正弦波形又はジグザグ系を持つ接続された螺旋又はループの連続螺旋として細長い部材４６２を構成することができる。また、ステント４５４の半径方向のつぶれに抵抗し、かつその拡大直径ｄ’を維持するのに役立つように、細長い部材４６２を予め決められた交点でコネクタ４７０によって相互を固定することもできる。予め決められた交点及び湾曲コネクタ４７０はステント４５４全体に開口４７２を形成するのに役立つ。

【００５６】

代替実施態様において、ステントを共鳴装置の誘導コイルのルーメンの外面に配置し、これと同じ広がりを持たせることができる。例えば、図５には全般的に本明細書で説明されるようなステント５５４が示されている。１つの実施態様において、構造的支持５０６は共鳴装置５００をステント５５４から電気的に絶縁し、この場合、共鳴装置５００は機械的相互作用（例えば、圧縮摩擦嵌め）によってステント５５４と結合する。従って、例えば、ステント５５４をまず患者体内に埋め込み、その後少なくとも部分的にステント５５４のルーメン５６６内部に共鳴装置５００を配置することができる。

【００５７】

当然のことながら、共鳴装置５００の誘導コイル５０２はステント５５４の端５５８及び５６０に対して相対的な多数のポジションを取ることができる。例えば、誘導コイル５０２の第一の端５０８及び５１０はステント５５４の端５５８及び５６０を越えて延びることができる。その代わりに、誘導コイル５０２の第一の端５０８又は第二の端５１０のうち一方がステント５５４の隣接する端５５８及び５６０を越えて延びることができる。

【００５８】

図６は、少なくとも部分的にステント６５４を取り囲む第一の誘導コイル６０２－１及び第二の誘導コイル６０２－２を有する共鳴装置６００を有するシステム６５５の実施態様を示している。図に示される通り、第一及び第二の誘導コイル６０２－１及び６０２－２の２つ又はそれ以上の巻き６２２は同じ方向に延びる。誘導コイルの他の巻きの形状も可能である。

【００５９】

さらに、第一の誘導コイル６０２－１及び第二の誘導コイル６０２－２を別個の共鳴装

置（例えば６００－１及び６００－２）に使用するか、１つの共鳴装置６００に統合することができる。例えば、キャパシタ６０４を直列に第一の誘導コイル６０２－１及び第二の誘導コイル６０２－２に接続して、１つの共鳴装置６００を形成することができる。その代わりに、別個の共鳴装置が使用される場合、第一の誘導コイル６０２－１を第一のキャパシタに直列に接続して、１つの共鳴システムを形成する一方で、第二の誘導コイルを第二のキャパシタと直列に接続して、別の共鳴システムを形成することができる。

【００６０】

当然のことながら、１つ又はそれ以上の共鳴装置をステント６５４から及び２つの共鳴装置が使用される場合相互に電気的に絶縁するために構造的支持６０６を使用することができる。さらに、構造的支持６０６は、本明細書において説明される通り、第一及び第二の誘導コイルの一方又は両方を包む管の形を取ることができる。１つの実施態様において、共鳴装置６００は機械的相互作用（例えば、圧縮摩擦嵌め）によってステント６５４と結合する。

【００６１】

図に示される通り、ステント６５４を少なくとも部分的に誘導コイル６０２－１と６０２－２のコイルルーメン６１６の間に配置しかつこれと同じ広さを持たせることができる。例えば、ステント６５４を共鳴装置６００のルーメン６１６内に完全に納めることができる。当然のことながら、ルーメン６１６内に完全に納めることは、ステント６５４と共鳴装置６００の端の一方又は両方が基本的に共通の平面に沿って接する状況を含むことができる。その代わりに、ステントの端６５８及び６６０のうち一方又はそれ以上は共鳴装置６００の端６０８及び６１０の一方又はそれ以上を越えて延びることができる。

【００６２】

当然のことながら、共鳴装置６００及びステント６５４の埋め込みは共鳴装置の形状のよって左右される。例えば、離散的共鳴装置６００が使用される場合、第一の共鳴装置６００を患者の体内の予め決められた設置位置に埋め込むことができる。次に、本明細書において説明するとおり、ステント６５４を第一の共鳴装置６００に対して相対的に配置することができる。この時点で、ステント６５４は少なくとも部分的に誘導コイル６０２－１のルーメン内部に配置される。その後、第二の共鳴装置６００を少なくとも部分的にステント６５４のルーメン６６６の内部にまた少なくとも部分的に第一の誘導コイル６０２－１のコイルルーメンの内部に配置することができる。代替実施態様において、ステント６５４及び統合誘導コイル６０２－１及び６０２－２を有する共鳴装置６００はユニットとして患者体内に埋め込まれるように構成される。

【００６３】

当然のことながら、共鳴装置６００の誘導コイル６０２－１、６０２－２はステント６５４の端６５８及び６６０に対して相対的に多数のポジションを取ることができる。例えば、誘導コイル６０２－１、６０２－２の第一の端６０８及び第二の端６１０はステント６５４の端６５８及び６６０を越えて延びることができる。その代わりに、いずれかの誘導コイル６０２－１、６０２－２の第一の端６０８又は第二の端６１０の一方がステント６５４の隣接する端６５８及び６６０を越えて延びることができる。

【００６４】

図７は、構造的支持７０６を有する共鳴装置が本明細書において説明している通りステント７５４に結合される管の形を取る、さらなる実施態様を示している。図に示される通り、少なくとも部分的にステント７５４を管７５０のルーメン内部に配置することができる。

【００６５】

代替実施態様において、誘導コイル構造が少なくとも部分的にステントの開口を通して編まれるようにステント及び共鳴装置を生産することができる。図８は、ステント８５４のルーメン８６６からステント８５４の開口８７２を通ってステント８５４の外面まで通る導体の２つ又はそれ以上の巻き８２２の巻き螺旋を有する共鳴装置８００の誘導コイル構造８０２を有しているシステム８８１の実施態様を示している。

【００６６】
例えば、誘導コイル構造８０２は、誘導コイル構造８０２の１巻きごとにステント８５４のルーメン８６６からステント８５４の外面へ通ることができる。従って、誘導コイル構造８０２の第一の巻きをルーメン８６６外部に配置することができる。第二の巻きが開始すると、誘導コイル構造８０２はステント８５４の開口８７２のうちの１つを通り抜ける。その後、第二の巻きをルーメン８６６内に配置することができる。第三の巻きが開始すると、誘導コイル構造８０２はステント８５４の別の開口を通り抜ける。このパターンをステント８５４の少なくとも一部に沿って反復することができる。
【００６７】
代替実施態様において、誘導コイル構造８０２を少なくとも部分的にルーメン８６６内に及び少なくとも部分的にルーメン８６６外部に配置するための他の形態も可能である。例えば、誘導コイル構造８０２の各巻き中ルーメン８６６の外部から内部へ２、３回誘導コイル構造８０２を通すことができる。その代わりに、ルーメン８６６の外部に２つ又はそれ以上のループ８２０を持ちその後２つ又はそれ以上のループ８２０をルーメン８６６の中へ通すように誘導コイル構造８０２を構成することができる。この全体的パターンをステント８５４の長さに沿って反復することができる。さらに、誘導コイル構造８０２の各巻きはステント８５４の長さに沿って連続的に延びている直線形態を持つ必要はない。例えば、誘導コイル８０２は本明細書において説明している通り「ジグザグ」形態を有することができる。
【００６８】
システム８８１を体内通路（例えば、血管内腔）の中へ腔内送達できるようにする第一の直径から第一の直径より大きい第二の直径へステント８５４及び誘導コイル構造８０２を拡張することができる。１つの実施態様において、ステント８５４及びコイル構造８０２に加えられる力によってシステム８８１の直径を拡張することができ、この場合、加えられる力の量に応じて第二の直径のサイズを可変的にすることができる。１つの実施態様において、本明細書において説明している通りバルーンカテーテルシステムから又はステント８５４及び／又はコイル構造８０２を形成する自己拡張部材から、システム８８１を拡張するための力を加えることができる。
【００６９】
図９は、誘導コイル９０２及びキャパシタ９０４に対して相対的に構造的支持９０６のさらなる実施態様を示している。図に示される通り、構造的支持９０６は、本明細書で説明している通り誘導コイル９０２及びキャパシタ９０４を支える管９５０の形を取る。さらに、支持構造９０６は、支持構造の第一の端９０８に第一の拡張可能支持部材９８２及び第二の端９１０に第二の拡張可能支持部材９８４を有している。
【００７０】
１つの実施態様において、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は誘導コイル８０２から電気的に絶縁される。図に示される通り、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は、少なくとも部分的に支持構造９０６を取り囲むことができる。１つの実施態様において第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は、支持部材９０６を完全に取り囲む１つ又はそれ以上のリングを有することができる。代替実施態様において、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は支持構造９０６を完全に取り囲まない部分的リングである、又は各支持部材９８２、９８４が閉鎖され接続されたループを形成しない（すなわち、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４が結合されない第一及び第二の端を有する）螺旋形態を有する。
【００７１】
第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は、体内通路（例えば血管内腔）の中へ共鳴装置９００を腔内送達できるようにする第一の直径から第一の直径より大きい第二の直径へ形状を変化させるように構成される。１つの実施態様において、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は支持構造９０６を取り囲む正弦波又はジグザグパターンを持つことができる。当然のことながら、このタイプの形態は、第一及び第二の拡張可

能支持部材９８２、９８４を第一の直径から第二の直径へ拡張できるようにする。
【００７２】
支持部材が第一の直径から第二の直径へ拡張できるようにするために必要な強度及び弾性特徴を有する材料で第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４を構成することができる。材料は、また、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４が第二の直径を持つ拡張形態を維持できるようにする。この種の材料の例として、タンタル、ステンレス鋼、チタン、形状記憶合金（ニチノールなど）又は本明細書において説明される必要な特性を有する任意の適切なプラスティック材が挙げられるが、これらに限定されない。
【００７３】
１つの実施態様において、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４は、患者体内の予め決められたポジションに共鳴装置９００を固定するのに役立つ。例えば、バルーンカテーテルシステムの収縮したバルーンに共鳴装置９００を配置することができる。患者体内の予め決められた位置に共鳴装置９００を配置するとき、埋め込み部位で共鳴装置９００と係合するように、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４を拡張するためにバルーンを膨張させることによって共鳴装置９００を埋め込むことができる。代替実施態様において、第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４を自己拡張式にすることができ、この場合、カテーテル送達システムは第一及び第二の拡張可能支持部材９８２、９８４が埋め込み部位で解除されるまで拡張可能支持部材をその第一の直径に制限する。
【００７４】
図１０は、本発明による共鳴装置１０００のさらなる実施態様を示している。図に示される通り、共鳴装置１０００は、本明細書において説明している通り、誘導コイル１００２、キャパシタ１００４及び構造的支持１００６を有している。さらに、共鳴装置１０００は、誘導コイル１００２及びキャパシタ１００４に電気的に結合される第一の電気接点１０９０及び第二の電気接点１０９２を有している。図に示される通り、第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は誘導コイル１００２の端１０９４に又はこれに隣接して配置される。第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は誘導コイル１００２に沿った他の場所に配置することもできる。
【００７５】
第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は、本明細書において説明している通り誘導コイル１００２及びキャパシタ１００４とステントとの電気的結合を可能にする。１つの実施態様において、第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は、ステントと電気接触できる領域として構成される。例えば、第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は、コイルルーメン１０１６の残り部分の外径を越えて延びている導体表面１０９６を有することができる。その後ステント内に共鳴装置１０００を配置することができる。誘導コイル１００２を拡張すると、第一及び第二の接点１０９０、１０９２の導体表面１０９６はステントのルーメン表面と接触することができる。接触すると、ステントは共鳴装置１０００の回路を完成するように作用する。
【００７６】
第一及び第二の電気接点１０９０、０９２は、多様な形状及び表面形態を有することができる。例えば、第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２は円錐形、半球形、半半球形、平面形又は円筒形を持つことができる。他の形状も可能である。さらに、第一及び第二の電気接点の導体表面１０９６は、ステント表面との間により積極的な電気接点をもたらすテクスチャを有することもできる。例えば、導体表面１０９６は、凸凹のテクスチャを持たないものに比べてステントの表面とより容易に係合できる予め定められた凸凹テクスチャを持つことができる。例えば、導体表面１０９６に鋭いミル加工又は刻み加工のエッジを持つ。
【００７７】
さらなる実施態様において、第一及び第二の電気接点１０９０、１０９２を当初構造的支持１００６で被覆することができる。誘導コイル１００２をステントのルーメン内で拡

張させるとき（例えば、バルーンカテーテル又は自己拡張構造を用いて）、第一及び第二の電気接点の導体表面１０９６はステントと接触する。誘導コイル１００２を拡張するために追加の力が加えられると、導体表面１０９６は構造的支持１００６を貫通して、ステントと電気接触できるようにし、それによって共鳴装置１０００の回路を完成する。

【００７８】

図１１は、細長いボディ１１０３を持つカテーテル１１０１、遠位端１１０７に隣接して配置される膨張可能バルーン１１０５、及びカテーテル１１０１の細長いボディ１１０３の中で膨張可能バルーン１１０５から近位端１１１１まで縦に延びているルーメン１１０９を有するシステムを示している。この例において、膨張可能バルーン１１０５を少なくとも部分的に共鳴装置１１００のルーメン１１００内に配置することができる。

【００７９】

カテーテル１１０１は、さらに、ガイドワイヤ１１１５を受けるためのガイドワイヤ用ルーメン１１１３を有することができる。ガイドワイヤ１１１５及びガイドワイヤ用ルーメン１１１３は、本明細書において説明している通り体内の予め決められた場所に共鳴装置１１００を配置する際の助けとなる。所定の位置に定められたら、ルーメン１１０９に解除可能に結合できる膨張ポンプ１１１７を用いて膨張可能バルーン１１０５を膨張させることができる。膨張可能バルーン１１０５が膨張すると、本明細書において説明している通り患者体内に共鳴装置を設置するように、共鳴装置１１００は第二の直径に拡張する。

【００８０】

本発明は上に詳細に説明されているが、本発明の範囲から逸脱することなく変更及び修正を加えることができることは、当業者には明白であろう。従って、以上の説明及び添付図面に示されることは限定としてではなく例としてのみ示されている。本発明の実際の範囲は、クレームが受ける権利を持つ同等物の全範囲の他に特許請求の範囲によって定義されるものである。

【００８１】

さらに、本開示を読んで理解すれば、本明細書において説明される発明の他の変形を本発明の範囲に含めることができることが、当業者には判るだろう。例えば、現在既知の又は今後知られる抗血栓症生体適合性物質、１つ又はそれ以上の薬物及び／又は生物化合物又は分子で共鳴装置をコーティングすることができる。

【００８２】

「磁気共鳴映像化機能のための複合構造を持つ血管用ステント」と題する同時継続米国特許出願第０９／７７９，２０４号（参照によりその全体が本明細書に組み込まれる）に従って、本明細書において記述される実施態様及び例示をさらに修正及び／又は追加することができる。

【００８３】

上記の最良の形態の詳細な説明において、開示を簡素化するために様々な特徴がいくつかの実施態様にまとめられている。この開示方法は、本発明の実施態様が各請求項に明白に記載される以上の特徴と必要とするという意図を反映するものとして解釈されるべきではない。むしろ、特許請求の範囲を反映するとき、発明的内容は開示される単一の実施態様の全ての特徴より少ない。従って、特許請求の範囲は、発明を実施するための最良の形態の説明に組み込まれ、各請求項は別個の実施態様として自立する。

【図面の簡単な説明】

【００８４】

【図１】図１は、本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。

【図２】図２Ａ－２Ｃは、本発明による共鳴装置の部分の実施態様を示している。

【図３】図３は、本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。

【図４】図４は、第二の医療装置と共に使用される本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。

【図５】図５は、第二の医療装置と共に使用される本発明による共鳴装置の１つの実施態

様を示している。
【図６】図６は、第二の医療装置と共に使用される本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。
【図７】図７は、第二の医療装置と共に使用される本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。
【図８】図８は、第二の医療装置と共に使用される本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。
【図９】図９は、本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。
【図１０】図１０は、本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。
【図１１】図１１は、バルーンカテーテル及び本発明による共鳴装置の１つの実施態様を示している。

【図１】

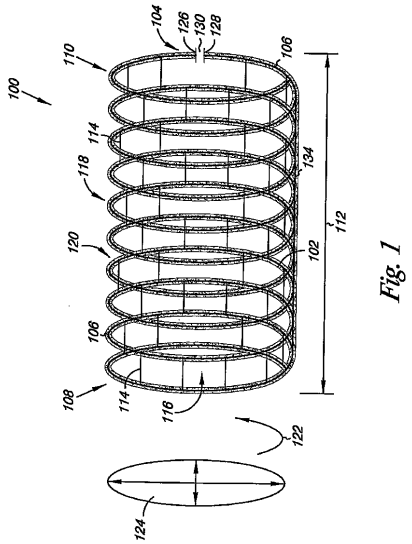

Fig. 1

【図２Ａ】

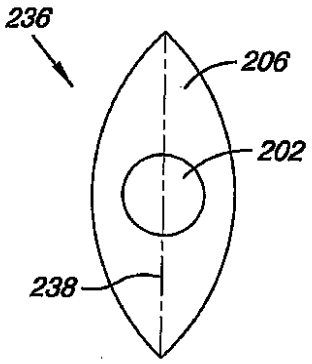

Fig. 2A

【図２Ｂ】

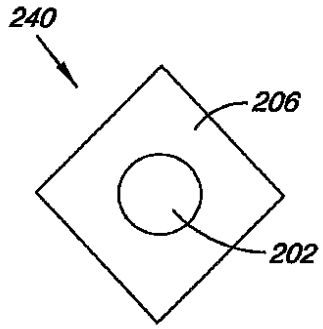

Fig. 2B

【図２Ｃ】

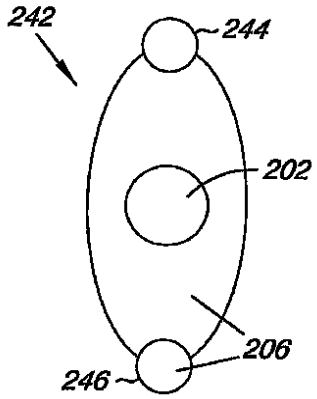

Fig. 2C

【図３】

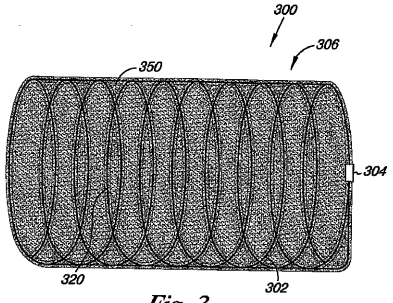

Fig. 3

【図４】

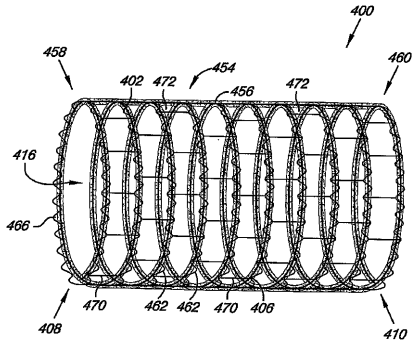

Fig. 4

【図５】

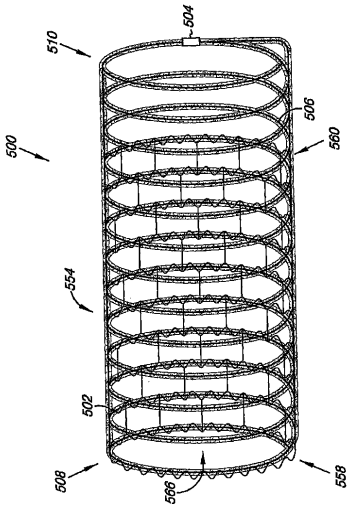

Fig. 5

【図６】

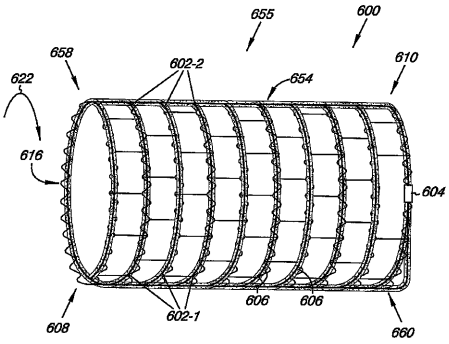

Fig. 6

【図７】

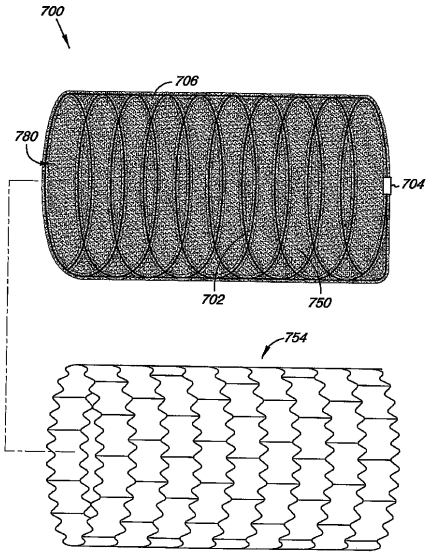

Fig. 7

【図８】

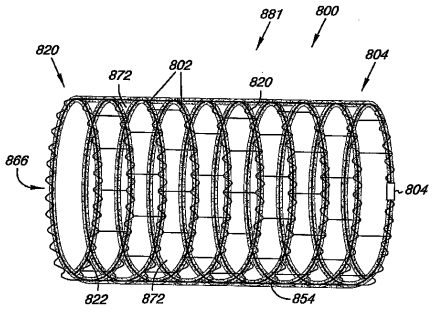

Fig. 8

【図９】

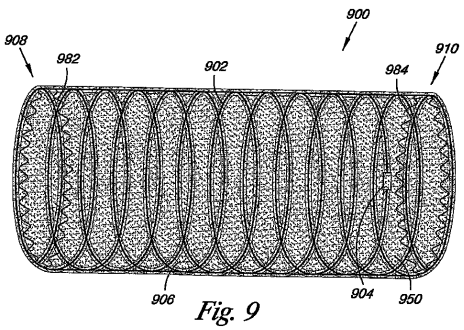

Fig. 9

【図１０】

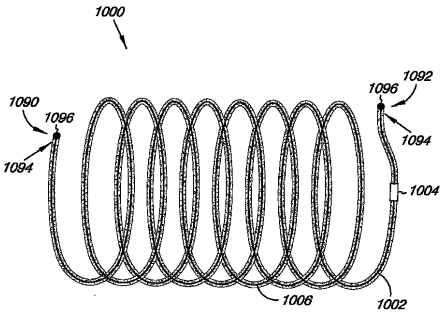

Fig. 10

【図１１】

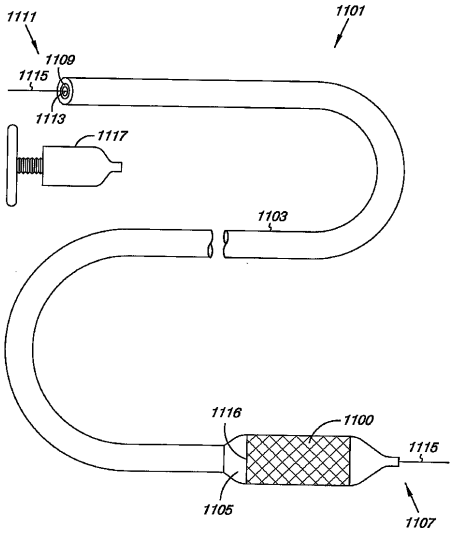

Fig. 11

フロントページの続き

(74)代理人 100098475
弁理士 倉澤 伊知郎
(72)発明者 ウェーバー, ジャン
オランダ国, マーストリヒト ６２２８ ヘーイェー, ホルダール ４９
(72)発明者 ミラー, マシュー ジェイ
アメリカ合衆国, ミネソタ ５５０８２, スティルウォーター, ホームワード ウェイ ４２３

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表２００４－５０４０７６（ＪＰ, Ａ）
特表２００３－５２８６６４（ＪＰ, Ａ）
特表２００１－５２００５８（ＪＰ, Ａ）
国際公開第２００４／０７１３５３（WO, Ａ１）
国際公開第９９／０１９７３９（WO, Ａ１）
国際公開第９９／０１９７３８（WO, Ａ１）
Wetzler Rainer et al., "A new stent concept enables non-invasive MRI diagnostic measurements inside a stent", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ２００２年 5月１８日, #2258
A.Melzer et al., "Signal Enhancement of Stents in Magnetic Resonance Imaging", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, ２０００年 ４月 １日, #1317
Dongfeng Lu et al., "Radio-Frequency Eddy Currents of Palmaz Stents Cause Imaging Artifacts", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, １９９８年 4月１８日, #2115

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ ５／０５５
Ａ６１Ｆ ２／８２