

(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2015-53980

(P2015-53980A)

(43) 公開日 平成27年3月23日(2015.3.23)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 3 0
A 6 1 B 18/12	(2006.01)	A 6 1 B	17/39	3 1 0
A 6 1 B 17/34	(2006.01)	A 6 1 B	17/34	
H 0 2 J 17/00	(2006.01)	H 0 2 J	17/00	B

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-187534 (P2013-187534)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成25年9月10日 (2013.9.10)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661
			弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	杉山 勇太
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C160 JJ13 JJ46 KK02 KK06 KK14
			NN02 NN08 NN09

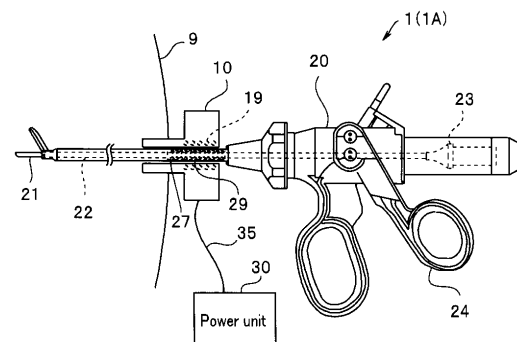
(54) 【発明の名称】 処置具、及び手術システム

(57) 【要約】

【課題】 交流磁界をワイヤレスで受電する、温度が上昇しにくい処置具20を提供する。

【解決手段】 処置具20は、交流磁界を発生する送電コイル19と誘導結合し電力を無線受電するソレノイド形状の受電コイル29と、受電コイル29が受電する電力により処置を行う処置部21と、受電コイル29の内部を挿通しているホーン22と、受電コイル29の内部に配設されている軟磁性体からなる磁束集中部材27と、を具備する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

交流磁界を発生する送電コイルと誘導結合し、電力を無線受電するソレノイド形状の受電コイルと、

前記受電コイルが受電する電力により処置を行う処置部と、

前記受電コイルの内部を挿通している導電体と、

前記受電コイルの内部に配設されている軟磁性体からなる磁束集中部材と、を具備することを特徴とする処置具。

【請求項 2】

前記磁束集中部材が、内部を前記導電体が挿通している中空円筒状であることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

10

【請求項 3】

前記磁束集中部材が、棒状であることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具。

【請求項 4】

前記磁束集中部材が、長軸方向に分割され互いに絶縁されている複数の部材からなることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 に記載の処置具。

【請求項 5】

前記磁束集中部材が、軟磁性体からなる薄帯が絶縁層を介して巻回されていることを特徴とする請求項 2 に記載の処置具。

【請求項 6】

前記磁束集中部材が、前記受電コイルを挿通していることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の処置具。

20

【請求項 7】

前記送電コイルが、トロッカーの挿入孔に巻回されているソレノイド形状のコイルであることを特徴とする請求項 6 に記載の処置具。

【請求項 8】

前記受電コイルが受電した電力により超音波振動する振動子を具備し、

前記導電体が、前記振動伝達部材の基端部と機械的に結合された、超音波振動を伝達する棒状の金属からなる振動伝達部材であり、

前記処置部が、前記振動伝達部材の先端部と機械的に結合された、前記処置対象に超音波振動を印加することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の処置具。

30

【請求項 9】

前記送電コイルが、内視鏡の挿入部を挿通するチャンネルに巻回されているソレノイド形状のコイルであり、前記処置具が、前記チャンネルに挿入されることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の処置具。

【請求項 10】

挿入孔を巻回しているソレノイド形状の交流磁界を発生する送電コイルを有するトロッカーと、

前記挿入口に挿入されると前記送電コイルと誘導結合し電力を無線受電するソレノイド形状の受電コイルと、前記受電コイルが受電する電力により処置を行う処置部と、前記受電コイルの内部を挿通している導電体と、前記受電コイルの内部に配設されている軟磁性体からなる磁束集中部材と、を有する前記挿入孔に挿入される処置具と、

40

前記送電コイルに駆動電力を出力する電源ユニットと、を具備することを特徴とする手術システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、交流磁界を介して電力をワイヤレスで受電する処置具、及び前記処置具を具備する手術システムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

内視鏡手術は低侵襲であることから広く行われている。例えば、図1に示す手術システム101が特開2009-195676号公報に開示されている。手術システム101は、被検体9の体壁に穿刺されたトロッカー110の挿入孔110Hを介して腹腔内に挿入される処置具120を具備する。

【0003】

処置具120は、超音波処置具であり、バックマス123Aと接合された超音波振動子123の発生する振動を先端の処置部121に伝達する振動伝達部材（ホーン）122を有する。処置部121は術者が把持する把持部124の操作により開閉し、処置する患部を挟持する。

10

【0004】

処置具120には、電源ユニット130からの電力を超音波振動子に供給するためのケーブル135が接続されている。しかし、ケーブル135は、術者が手術するときの邪魔になり操作性を低下させている。

【0005】

特開平11-128242号公報には、トロッカーの送電コイルから交流磁界を発生し、トロッカーに挿入された処置具の受電コイルに電力をワイヤレスで供給するシステムが開示されている。

【0006】

20

しかし、交流磁界により電力をワイヤレス送電する手術システムでは、処置具の内部に配設されている導電体が交流磁界による発生する渦電流で誘導加熱されてしまう。例えば、超音波処置具のホーンは、高強度の金属からなるため加熱されて、超音波振動子や処置部の温度が上昇したり、電力の伝送効率が低下したりして動作が不安定になるおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2009-195676号公報

【特許文献2】特開平11-128242号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の実施形態は、交流磁界をワイヤレスで受電する動作が安定した処置具、及び交流磁界をワイヤレスで受電する動作が安定した手術システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の実施形態の処置具は、交流磁界を発生する送電コイルと誘導結合し電力を無線受電するソレノイド形状の受電コイルと、前記受電コイルが受電する電力により処置を行う処置部と、前記受電コイルの内部を挿通している導電体と、前記受電コイルの内部に配設されている軟磁性体からなる磁束集中部材と、を具備する。

40

【0010】

また、別の実施形態の手術システムは、挿入孔を巻回しているソレノイド形状の交流磁界を発生する送電コイルを有するトロッカーと、前記挿入口に挿入されると前記送電コイルと誘導結合し電力を無線受電するソレノイド形状の受電コイルと、前記受電コイルが受電する電力により処置を行う処置部と、前記受電コイルの内部を挿通している導電体と、前記受電コイルの内部に配設されている軟磁性体からなる磁束集中部材と、を有する前記挿入孔に挿入される処置具と、前記送電コイルに駆動電力を出力する電源ユニットと、を具備する。

50

【発明の効果】

【0011】

本発明の実施形態によれば、交流磁界をワイヤレスで受電する動作が安定した処置具、及び交流磁界をワイヤレスで受電する動作が安定した手術システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】従来の手術システムの模式図である。

【図2】実施形態の手術システムの模式図である。

【図3】第1実施形態の処置具の要部の断面図である。

【図4】第1実施形態の処置具の要部の図3のI V-I V線に沿った断面図である。

10

【図5】第1実施形態の処置具の要部の透過斜視図である。

【図6A】第1実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図6B】第1実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図6C】第1実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図6D】第1実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図7】第2実施形態の処置具の要部の透過斜視図である。

【図8A】第2実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図8B】第2実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図8C】第2実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

【図8D】第2実施形態の処置具の変形例の磁束集中部材の斜視図である。

20

【図9】第3実施形態の手術システムの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

<第1実施形態>

最初に、図2～図5を用いて、第1実施形態の手術システム1、及び超音波処置具（以下「処置具」ともいう）20について説明する。図2に示すように、手術システム1は、トロッカー10と、電源ユニット（Power unit）30と、処置具20と、を具備する。手術用の処置具20は被検体9の体壁に穿刺されたトロッカー10の挿入孔10Hを介して被検体9の体内、例えば腹腔内に挿入される。なお、手術システム1では、内視鏡等も別のトロッカーを介して被検体9の体内に挿入されるが、その説明等は省略する。

30

【0014】

電源ユニット30は、例えば10W～100Wの比較的大電力の高周波の駆動電力を出力する。トロッカー10は、挿入孔10Hを巻回しているソレノイド形状の送電コイル19を有する。送電コイル19は電源ユニット30から交流の駆動電力が供給されると交流磁界を発生する。

【0015】

処置具20は、受電コイル29と、超音波振動子23と、導電体からなる振動伝達部材であるホーン22と、処置部21と、磁束集中部材27と、操作ワイヤ26Aと、電気配線26Bと、を具備する超音波処置具である。処置具20は、トロッカー10の挿入孔10Hを介して被検体9の体内に挿入される。

40

【0016】

図3及び図4に示すように、ホーン22と操作ワイヤ26Aと電気配線26Bとは、それぞれマルチルーメンチューブ28の各ルーメン内を挿通している棒状、ワイヤ状の構成要素である。また、受電コイル29の外周は生体適合性の高い樹脂からなる外装チューブ25で覆われている。

【0017】

図5等に示すように、マルチルーメンチューブ28の外周に巻回された受電コイル29はソレノイド形状で長軸方向が処置具20の長手方向である。処置具20が挿入孔10Hに挿入されると、受電コイル29は送電コイル19の内部に同心円状に挿入された状態となり、受電コイル29は送電コイル19と誘導結合し、電力を無線受電する。

50

【0018】

送電コイル19は、送電コンデンサを有する送電回路（不図示）を含む送電側LC直列共振回路を構成しており、所定の共振周波数FR1の交流磁界を発生する。また、受電コイル29は、受電コンデンサを有する受電回路（不図示）を含む受電側LC直列共振回路を構成しており、所定の共振周波数FR2の交流磁界を効率良く受電する。

【0019】

送電側LC直列共振回路の共振周波数FR1と受電側LC直列共振回路の共振周波数FR2とは、略同じであり、手術システム1では、磁界共鳴現象により、効率的に電力の無線送受電が行われる。なお、共振周波数FR1、FR2は、例えば、10kHz～20MHzの範囲で適宜、選択される。

10

【0020】

処置具20の把持部24は術者が把持し操作を行う。積層型圧電体素子からなる超音波振動子23は、受電コイル29が受電した駆動電力が印加されると超音波振動する。超音波振動子23の基端部は金属からなるバックマス23Aと機械的に結合している。

【0021】

ホーン22は、棒状で、超音波振動子23の振動を処置部21に伝達する。すなわち、ホーン22は基端部が超音波振動子23と機械的に結合しており、先端部が処置部21と機械的に結合している。ホーン22は、振動を効率良く伝達するために、64チタン合金等のチタン合金、又は純チタン等の高強度の金属で構成されている。

【0022】

処置部21は超音波振動する振動部と振動部と対になる保持部とからなる。把持部24の操作が先端処置部開閉用の操作ワイヤ26Aを介して処置部21に伝えられると、処置対象の患部が振動部と保持部との間に挟持される。挟持した状態で、振動部が振動すると患部に超音波振動が印加されて、処置が行われる。

20

【0023】

手術システム1では、電源ユニット30からのケーブル35はトロッカー10と接続されている。処置具20は、受電コイル29が無線受電した電力により超音波振動子23が駆動されるため、電力供給のためのケーブルが不要であり、操作性がよい。

【0024】

そして、受電コイル29の内部に配設されている中空円筒状の磁束集中部材27は透磁率 μ が高い軟磁性体、例えば、ソフトフェライト、パーマロイ、又はアモルファス合金等からなる。軟磁性体は駆動信号の周波数、すなわち共振周波数FR1における透磁率 μ が100以上、好ましくは1000以上の材料により構成されている。透磁率 μ が前記範囲以上であれば、磁束集中部材27が処置具20の内部に配設できる断面積において磁束集中効果が十分に得られる。なお、透磁率 μ の上限は特に限定されるものではないが、技術的に例えば100000である。

30

【0025】

手術システム1では、処置具20がトロッカー10に挿入され、受電コイル29が送電コイル19の発生する交流磁界を受電する状態（誘導結合状態）になっても、送電コイル19が発生した交流磁界は、受電コイル29の内部では磁束集中部材27に集中するため、ホーン22等には強い磁界は印加されない。

40

【0026】

ホーン22と操作ワイヤ26Aと電気配線26Bとは導電体からなり、受電コイル29の内部を挿通しているが、交流磁界により誘導加熱されないため、超音波振動子23や処置部21が渦電流の発生により温度が上昇するおそれがない。また、手術システム1は、電力の伝送効率が低下するおそれがない。このため、処置具20、及び手術システム1は動作が安定している。

【0027】

なお、図5等に示した磁束集中部材27は、受電コイル29の内部を挿通しているが、磁束集中部材27の長さが受電コイル29の長さよりも短くとも発熱防止効果は得られる

50

。

【0028】

また、処置具20として超音波処置具について説明したが、受電コイル29の内部に導電体が配置される各種の処置具、例えば、電気メス、又は高周波鉗子等であっても同様の効果が得られる。

【0029】

また、受電コイル29の内部に、ホーン22、操作ワイヤ26A、電気配線26B以外の導電性部材が配設されていてもよく、さらに受電コイル29を挿通していない導電性部材が配設されていてもよい。

【0030】

<第1実施形態の変形例>

次に図6A～図6Dを用いて第1実施形態の処置具の変形例1～4について説明する。変形例1～4の処置具及び手術システムは、第1実施形態の処置具20及び手術システム1とは、磁束集中部材の形態が異なるだけであり、他の構成は同じである。このため、磁束集中部材についてのみ説明する。

【0031】

磁束集中部材の磁束集中効率、すなわち、透磁率 μ は交流磁界の周波数が高くなると低下する。手術システムでは、電力を無線送電するため、送電コイル19が発生する交流磁界の周波数は、例えば、10kHz～20MHzと比較的、高周波できるため、特に渦電流発生による損失低下の影響が出やすい。

【0032】

磁束集中部材の軟磁性材料の比抵抗を高くすることで、損失低下を抑制できるが、コスト等を考慮すると、以下に説明する変形例1～4が、より好ましい。

【0033】

すなわち、変形例1～4の磁束集中部材は、いずれも導電性の軟磁性体が樹脂等からなる絶縁層により分割されている。このため、変形例1～4の処置具及び手術システムは、処置具20及び手術システム1の効果を有し、さらに磁束集中部材の体積が小さくても、同じように動作が安定している。

【0034】

図6Aに示す変形例1の磁束集中部材27Aは、長軸方向に円周に沿って4分割されている複数の部材27MAと、部材27MAの間を絶縁している絶縁材料27IAとからなる。言い換えれば、磁束集中部材27Aは、長軸方向と平行な面に分割面（切断面）を有しており、分割面は絶縁されている。なお、少なくとも1箇所に切断面があれば所定の効果が得られる。分割数の上限は特に制限ないが、例えば10以上であれば効果に顕著な差はない。

【0035】

図6Bに示す変形例2の磁束集中部材27Bは、長軸方向に円周に平行に4分割されている複数の部材27MBと、部材27MBの間を絶縁している絶縁材料27IBとからなる。

【0036】

図6Cに示す変形例3の磁束集中部材27Cは、外周が絶縁材料で被覆された複数の棒状（円柱状）の部材27Cからなる。磁束集中部材27Cは、角柱状等であってもよい。

【0037】

図6Dに示す変形例4の磁束集中部材27Dは、軟磁性体からなる薄帯27MDが絶縁層27IDを介して巻回されている。言い換えれば、磁束集中部材27Dは、長軸と垂直な断面が渦巻き形状で、積層された薄帯27MDの接触部分が絶縁されている。薄帯27MDは、例えば、高速急冷法で作製されたアモルファス薄帯等を用いることができる。

【0038】

薄帯27MDは表皮効果により透磁率 μ が低下しにくいため、効率的に磁束を集中できる。

10

20

30

40

50

【0039】

<第2実施形態>

次に、第2実施形態の手術システム1A及び処置具20Aについて説明する。手術システム1A等は、手術システム1等と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0040】

図7に示すように、手術システム1Aの処置具20Aでは、磁束集中部材27Eは棒状である。磁束集中部材27Eは、磁束集中部材27と同様の材料からなるため、棒状であっても磁束集中部材27と同様の効果が得られる。また、棒状の磁束集中部材27Eは、中空円筒状の磁束集中部材27よりも、例えば押し出し成型で作製できるため、作製が容易で、かつ、配置の自由度が高い。

10

【0041】

なお、磁束集中部材27Eの断面形状は矩形でも多角形等でもよい。例えば、磁束集中部材27Eが、マルチルーメンチューブ(図4等参照)の断面が円形のルーメンの中に配設されていてもよい。

【0042】

なお、磁束集中部材27Eは中心軸が受電コイル29の中心軸から偏心していることが、他の部材の配置の自由度を上げるために、好ましい。また、受電コイル29の内部に太い構成要素を挿通できる。

【0043】

さらに、処置具20Aは、1本の磁束集中部材27Eを具備していたが、複数本の棒状の磁束集中部材を、受電コイル29の内部に配設してもよい。

20

【0044】

<第2実施形態の変形例>

次に図8A～図8Dを用いて第2実施形態の処置具の変形例1～4について説明する。変形例1～4の処置具及び手術システムは、第2実施形態の処置具20A及び手術システム1Aとは、磁束集中部材の形態が異なるだけであり、他の構成は同じである。このため、磁束集中部材についてのみ説明する。

【0045】

変形例1～4の磁束集中部材は、第1実施形態の処置具20の磁束集中部材と同様に、いずれも導電性の軟磁性体が絶縁層により分割されている。このため、変形例1～4の処置具及び手術システムは、処置具20A及び手術システム1Aの効果を有し、さらに磁束集中部材の体積が小さくても、同じように動作が安定している。

30

【0046】

図8Aに示す変形例1の磁束集中部材27E1は、長軸方向に円周に平行に4分割されている複数の部材27ME1と、部材27ME1の間を絶縁している絶縁材料27IE1とからなる。

【0047】

図8Bに示す変形例2の磁束集中部材27E2は、外周が絶縁材料で被覆された複数の円柱状の部材27ME2からなる。なお、絶縁材料で被覆されていない円柱状軟磁性体が、マルチルーメンチューブの異なるルーメンに配設されていてもよい。

40

【0048】

図8Cに示す変形例3の磁束集中部材27E3は、それぞれが絶縁材料27IE3で絶縁された複数の角柱状の部材27ME3からなる。角柱状の部材27ME3は、円柱状の部材27ME2よりも密に配設することができる。

【0049】

図8Dに示す変形例4の磁束集中部材27E4は、軟磁性体からなる薄帯27ME4が絶縁層27IE4を介して巻回されている。

【0050】

<第3実施形態>

50

次に、第3実施形態の内視鏡システム1B及び処置具20Bについて説明する。手術システム1B等は、手術システム1等と類似しているので同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0051】

図9に示すように、手術システム1Bは、被検体の体内に挿入される内視鏡40と処置具20Bとを有する。内視鏡40は、先端部45に撮像素子41が配設された細長い挿入部44と、挿入部44の基端部側に配設された把持部43と、把持部43から延設されプロセッサと接続されるユニバーサルコード（不図示）と、を有する。把持部43から先端部45まで挿入部44の内部をチャンネル42が挿通している。処置具20Bは、把持部43からチャンネル42に挿入される。

10

【0052】

内視鏡40のチャンネルには、ソレノイド形状の送電コイル19Bが巻回されている。送電コイル19Bは電源ユニット（不図示）と接続されている。

【0053】

手術システム1Bでは、処置具20Bは、チャンネル42に挿入されると送電コイル19Bと同心円状に配置され誘導結合する受電コイル29Bを有する。受電コイル29Bが無線受電した電力により、先端の処置部（不図示）において処置が行われる。そして、受電コイル29Bの内部には、銅を芯線とする電気配線22F等が挿通している。

【0054】

処置具20Bは、受電コイル29Bの内部に、磁束集中部材27～27Eと同じような、軟磁性体からなる磁束集中部材27Fが配設されている。このため、導電体からなる電気配線22Fが誘導加熱されて発熱するおそれがない。また内視鏡システム1B、及び処置具20Bは、電力の伝送効率が低下するおそれがない。このため、手術システム1B、及び処置具20Bは動作が安定している。

20

【0055】

なお、挿入部44の可撓性を担保するために、磁束集中部材27Fは可撓性を有することが好ましい。例えば、磁束集中部材27Fとして、軟磁性体粒子が可撓性樹脂中に分散した複合磁性体を用いたり、細線（ワイヤー）の磁性体等を用いたりすることが好ましい。

【0056】

本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更、組み合わせ、及び応用が可能である。

30

【符号の説明】

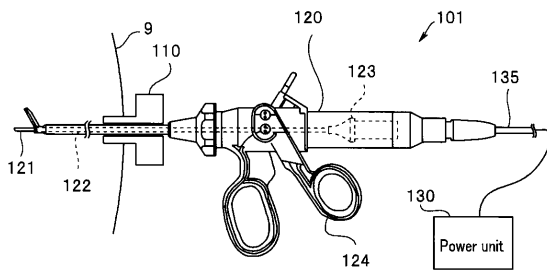
【0057】

1、1A、1B・・・手術システム
 9・・・被検体
 10・・・トロッカー
 10H・・・挿入孔
 19・・・送電コイル
 20、20A・・・処置具
 21・・・処置部
 22・・・ホーン
 23・・・超音波振動子
 23A・・・バックマス
 24・・・把持部
 25・・・外装チューブ
 26A・・・操作ワイヤ
 26B・・・電気配線
 27・・・磁束集中部材
 40・・・内視鏡

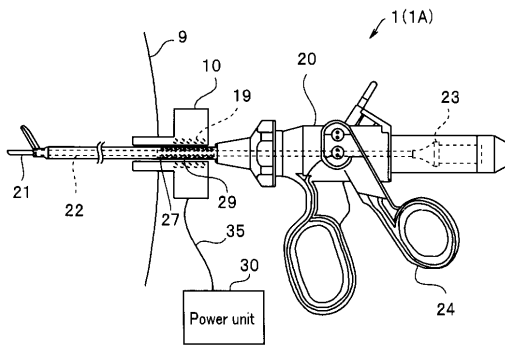
40

50

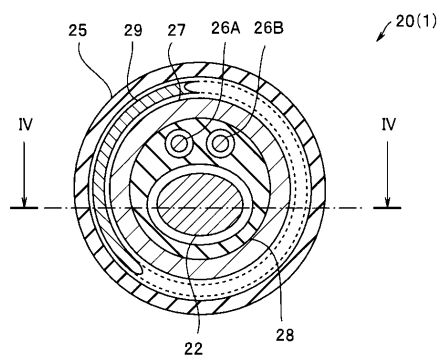
【図 1】



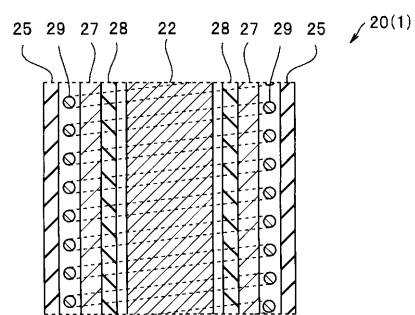
【図 2】



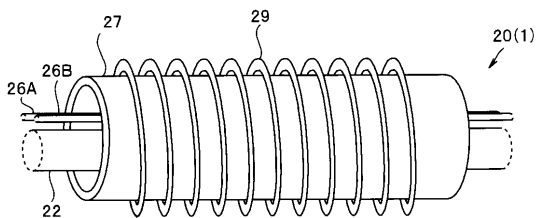
【図 3】



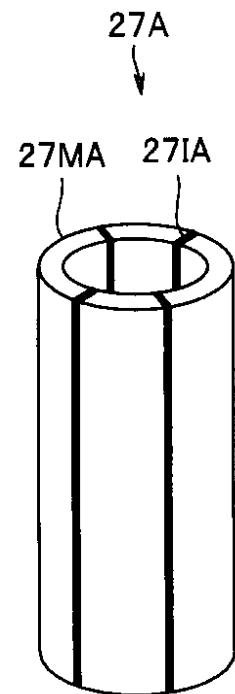
【図 4】



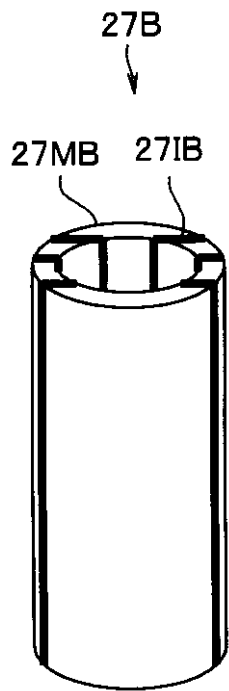
【図 5】



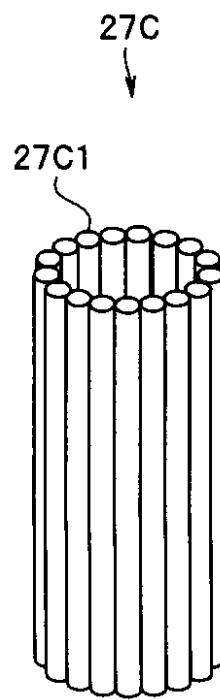
【図 6 A】



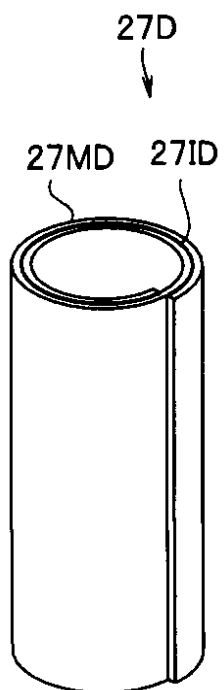
【図 6 B】



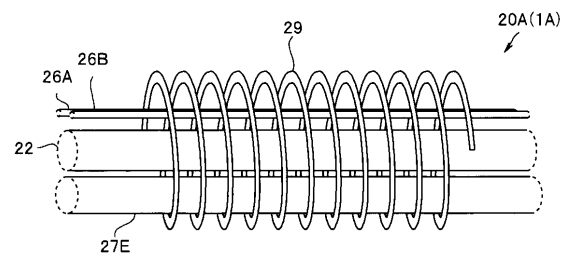
【図 6 C】



【図 6 D】



【図 7】

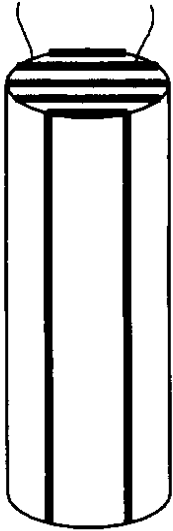


【図 8 A】

27E1



27ME1 27IE1

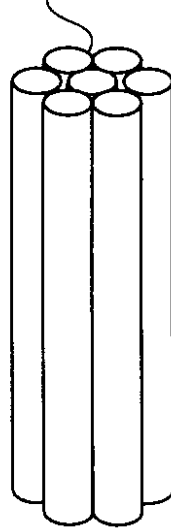


【図 8 B】

27E2



27ME2

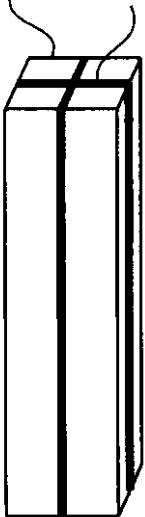


【図 8 C】

27E3



27ME3 27IE3

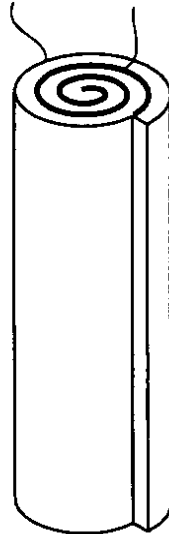


【図 8 D】

27E4



27ME4 27IE4



专利名称(译)	治疗和手术系统		
公开(公告)号	JP2015053980A	公开(公告)日	2015-03-23
申请号	JP2013187534	申请日	2013-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	杉山 勇太		
发明人	杉山 勇太		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12 A61B17/34 H02J17/00 A61B17/00 A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/3421 A61B17/3476 A61B2017/00398 A61B2017/00411 A61B2017/320094 H02J50/10 A61B1/00133 A61B1/018 A61B17/320016 A61B2017/00876 H02J50/12		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.310 A61B17/34 H02J17/00.B A61B17/00.700 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/14 H02J50/12		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ46 4C160/KK02 4C160/KK06 4C160/KK14 4C160/NN02 4C160/NN08 4C160/NN09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6095532B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种治疗工具20，该治疗工具20无线地接收AC磁场并且其温度不容易升高。一种治疗仪（20）包括：螺线管状的受电线圈（29），该螺线管状的受电线圈（29）感应地耦合至产生交流磁场并无线接收电力的输电线圈（19）；以及治疗部（21），其通过受电线圈（29）接收的电力进行治疗。插入通过电力接收线圈（29）的喇叭（22）和由软磁材料制成并布置在电力接收线圈（29）内部的磁通量集中构件（27）。[选择图]图2

