

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6095532号
(P6095532)

(45) 発行日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)

(24) 登録日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 5 1 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 18/12

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-187534 (P2013-187534)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2015-53980 (P2015-53980A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成27年3月23日 (2015. 3. 23)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成28年4月22日 (2016. 4. 22)		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
		審査官	後藤 健志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具、及び手術システム

(57) 【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】

20

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。

【請求項 7】

前記送電コイルが、トロツ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。

10

【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ツカーと、

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、

20

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。

30

【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ツカー 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。

40

【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、トロツカーの送電コイルから交流磁界を発生し、トロツ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】

50

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

10

【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。

20

【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、前記挿入孔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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

<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。

50

【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。

10

【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】

20

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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

【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。

【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>

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。

【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

10

20

30

40

50

、軟磁性体からなる磁束集中部材 27 F が配設されている。このため、導電体からなる電気配線 22 F 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 1 B、及び処置具 20 B 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 1 B、及び処置具 20 B は動作が安定している。

【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 27 F は可撓性を有することが好ましい。例えば、磁束集中部材 27 F 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。

【符号の説明】

【0057】

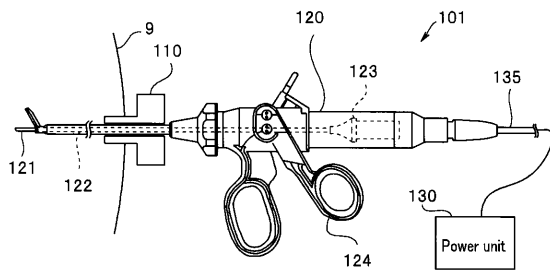
1、1 A、1 B・・・手術システム
9・・・被検体
10・・・トロッカー
10 H・・・挿入孔
19・・・送電コイル
20、20 A・・・処置具
21・・・処置部
22・・・ホーン
23・・・超音波振動子
23 A・・・バックマス
24・・・把持部
25・・・外装チューブ
26 A・・・操作ワイヤ
26 B・・・電気配線
27・・・磁束集中部材
40・・・内視鏡

10

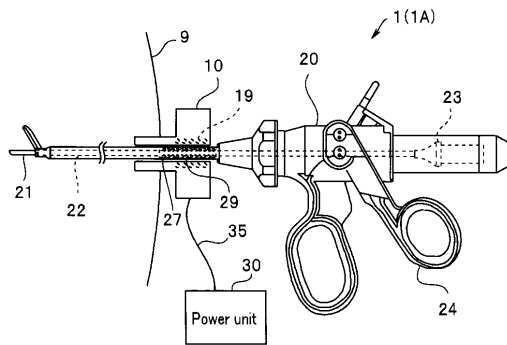
20

30

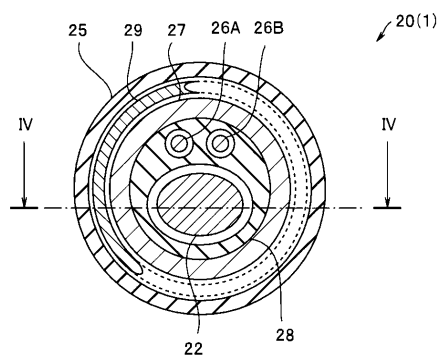
【図 1】



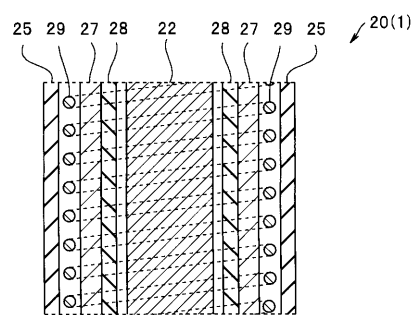
【図 2】



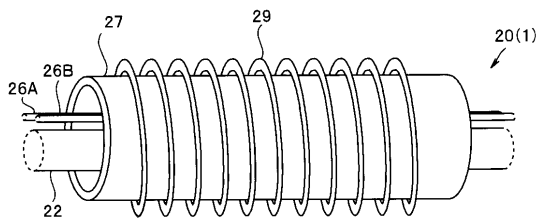
【図 3】



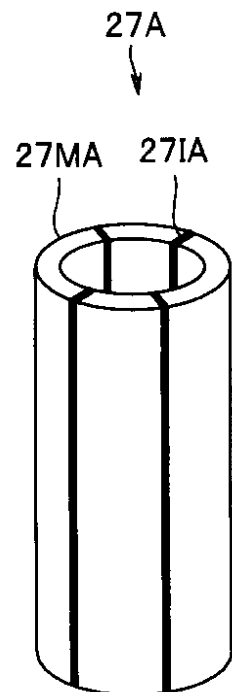
【図 4】



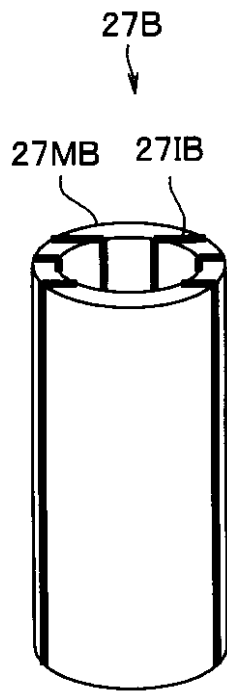
【図 5】



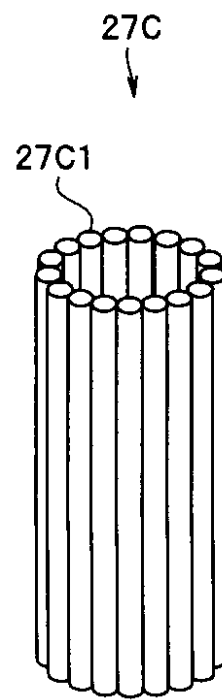
【図 6 A】



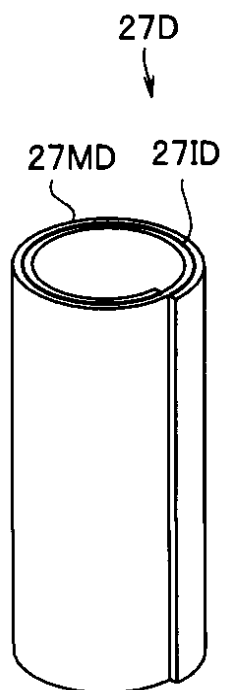
【図 6 B】



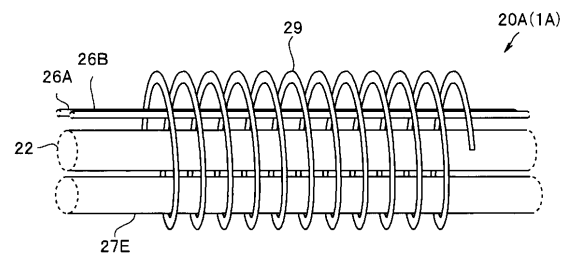
【図 6 C】



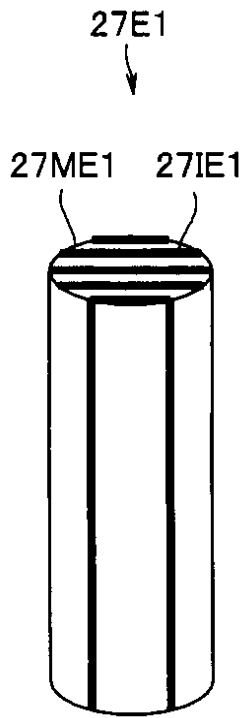
【図 6 D】



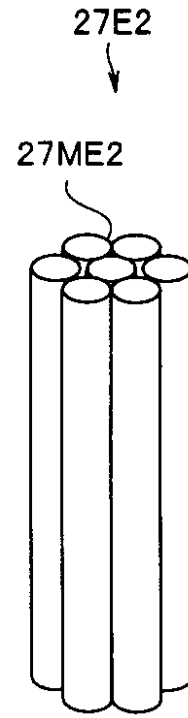
【図 7】



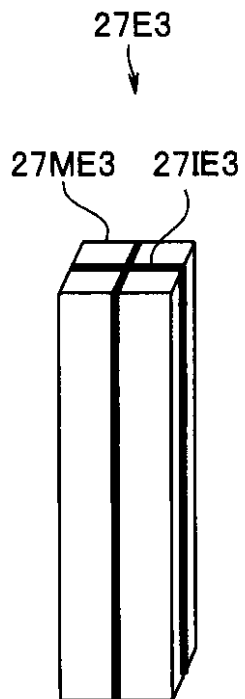
【図 8 A】



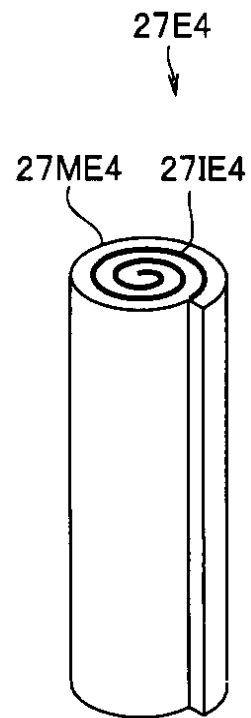
【図 8 B】



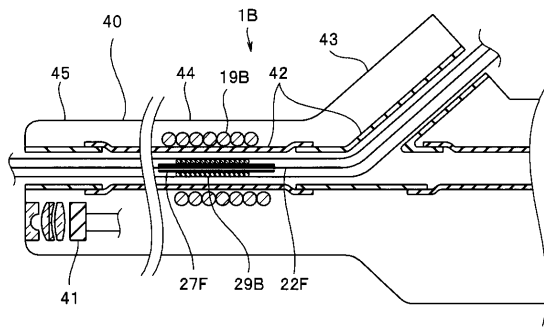
【図 8 C】



【図 8 D】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-128242 (JP, A)
特開2004-208922 (JP, A)
特開2000-287987 (JP, A)
特開2000-254134 (JP, A)
特開2013-175621 (JP, A)
特開2013-38893 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32

A61B 18/12-18/16

专利名称(译)	治疗 and 手术系统		
公开(公告)号	JP6095532B2	公开(公告)日	2017-03-15
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		
当前申请(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	A61B17/32 A61B18/12 A61B17/00 A61B17/34 A61B18/00 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	A61B17/32.510 A61B18/12 A61B17/00.700 A61B17/34 A61B17/36.330 A61B17/39.310 A61B18/14 H02J17/00.B 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		
审查员(译)	武藤		
其他公开文献	JP2015053980A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

处理器具 (20) 具有 : 螺线管受电线圈 (29) , 其与供电线圈 (19) 感应耦合 , 该供电线圈产生交变磁场并无线接收电力;治疗部 (21) , 其使用受电线圈 (29) 所接受的电力进行治疗;插入所述受电线圈 (29) 内的喇叭 (22) ;以及配置在受电线圈 (29) 的内部且由软磁性体得到的磁通量集中部件 (27) 。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6095532号 (P6095532)
(45) 発行日 平成29年3月15日 (2017. 3. 15)		(24) 登録日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 18/12 (2006.01)		F I A 6 1 B 17/32 A 6 1 B 18/12	5 1 0
請求項の数 10 (全 13 頁)			
(21) 出願番号 特願2013-187534 (P2013-187534)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(22) 出願日 平成25年9月10日 (2013. 9. 10)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地	
(65) 公開番号 特開2015-53980 (P2015-53980A)		100076233	
(43) 公開日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)		(74) 代理人 弁理士 伊藤 進	
審査請求日 平成28年4月22日 (2016. 4. 22)		100101661	
		(74) 代理人 弁理士 長谷川 靖	
		100135932	
		(74) 代理人 弁理士 藤浦 治	
		(72) 発明者 杉山 勇太	
		東京都渋谷区幡ヶ谷2 丁目4 3 番2 号 オ リンパス株式会社内	
		審査官 後藤 健志	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 処置具、及び手術システム			