

(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2015-104629

(P2015-104629A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015.6.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 17/34 (2006.01)	A 61 B 17/34	4 C 1 6 0
H02J 17/00 (2006.01)	H 02 J 17/00	B 4 C 1 6 1
A61B 18/00 (2006.01)	A 61 B 17/36	
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	3 2 O E

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-249441 (P2013-249441)	(71) 出願人	000000376 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
(22) 出願日	平成25年12月2日 (2013.12.2)	(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
		(72) 発明者	松井 亮 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

最終頁に続く

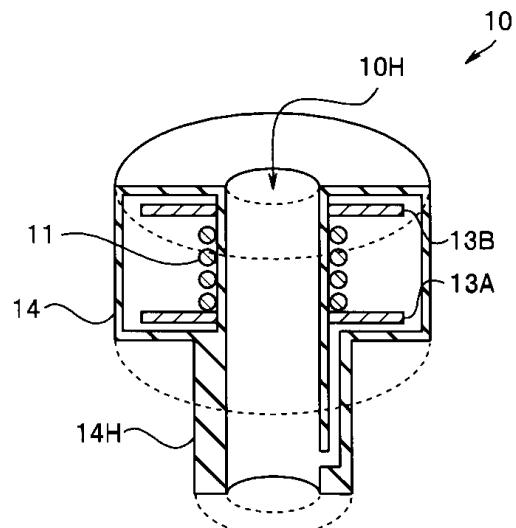
(54) 【発明の名称】 医療器具及び医療システム

(57) 【要約】

【課題】 处置具30にワイヤレス給電する、漏洩磁界の少ないトロッカ-10を提供する。

【解決手段】 トロッカ-10は、插入孔10Hのある筐体14と、交流磁界を発生する送電コイル11と、插入孔の送電コイル配設位置よりも入口側と出口側とに、それぞれが配設された、閉ループ形状の導電性材料からなる磁界発生部材13A、13Bと、を具備する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医療機器挿入部を有する医療機器を被検体の体内に挿入するための挿入孔のある筐体と

、前記挿入孔の外周部に配設された交流磁界を発生する送電コイルと、

前記挿入孔の送電コイル配設位置よりも入口側、又は出口側の少なくともいずれかに配設された、中央部に前記挿入孔を取り囲む孔部のある閉ループ形状の導電性材料からなる磁界発生部材と、を具備することを特徴とする医療器具。

【請求項 2】

前記磁界発生部材は、前記交流磁界により周方向に誘導電流が流れることで磁界を発生することを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。 10

【請求項 3】

前記磁界発生部材は、ドーナツ板形状であることを特徴とする請求項 2 に記載の医療器具。

【請求項 4】

前記磁界発生部材は、内周側に流れる前記誘導電流が、外周側に流れる前記誘導電流よりも大きいことを特徴とする請求項 3 に記載の医療器具。

【請求項 5】

前記磁界発生部材は、内周側が外周側よりも厚さが厚いことを特徴とする請求項 4 に記載の医療器具。 20

【請求項 6】

前記磁界発生部材は、複数の部材からなり、内周側の部材が外周側の部材よりも電気抵抗が低い材料からなることを特徴とする請求項 4 に記載の医療器具。

【請求項 7】

前記磁界発生部材の前記送電コイル側に、軟磁性体からなるシールド部材を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具

【請求項 8】

前記磁界発生部材は、絶縁性の外装部材で覆われており、前記筐体に着脱自在であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。

【請求項 9】

前記磁界発生部材の外径が、ソレノイドタイプの前記送電コイルの外径よりも大きいことを特徴とする請求項 3 に記載の医療器具。 30

【請求項 10】

被検体に穿刺される先端部と、先端部の基端部側に配設された延設部とからなるトロッカーであることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医療器具。

【請求項 11】

被検体に挿入される挿入部の先端部に、前記挿入孔であるチャンネルの開口を有し、前記医療機器が前記挿入部の基端部側に配設された操作部の前記チャンネルの挿入口から挿入される内視鏡であることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医療器具。 40

【請求項 12】

請求項 1 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の医療器具と、

前記送電コイルと電磁結合し、前記送電コイルが発生した前記交流磁界を受電する受電コイルと、前記受電コイルが受電した電力により処置が行われる処置部と、を有する処置具と、

前記送電コイルに電力を供給する電源と、を含むことを特徴とする医療システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療機器にワイヤレス給電する医療器具及び前記医療器具を具備する医療シ

50

ステムに関する。

【背景技術】

【0002】

トロッカーハーは、先端に鋭利な穿刺針のある内針と一体的に組み合わせた状態で、内針が患者の体壁に穿刺され腹腔内に挿入される。腹腔内に挿入した後、内針を抜去することによってトロッカーハーは体壁に留置され、腹腔内で処置を行う処置具の案内管として使用される。

【0003】

トロッカーハーの挿入孔を介して被検体の体内に医療機器挿入部が挿入される医療機器である処置具には処置に必要な電力を供給するためにケーブルが接続されていることがある。

10

このケーブルは、術者が手術するときの操作性を低下させている。

【0004】

この問題を解決する方法として、特開平11-128242号公報には、トロッカーハーの送電コイルから発生した交流磁界を介して、トロッカーハーに挿入された処置具の受電コイルに電力を供給することが開示されている。

【0005】

しかし、送電コイルが発生した交流磁界が周囲の医療機器等に影響を及ぼすおそれがあった。このため、漏洩磁界の少ないトロッカーハーが求められていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0006】

【特許文献1】特開平11-128242号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の実施形態は、漏洩磁界の少ない医療器具及び前記医療器具を具備する医療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】

【0008】

実施形態の医療器具は、医療機器挿入部を有する医療機器を被検体の体内に挿入するための挿入孔のある筐体と、前記挿入孔の外周部に配設された交流磁界を発生する送電コイルと、前記挿入孔の送電コイル配設位置よりも入口側、又は出口側の少なくともいずれかに配設された、中央部に前記挿入孔を取り囲む孔部のある閉ループ形状の導電性材料からなる磁界発生部材と、を具備する。

30

【0009】

また別の実施形態の医療システムは、医療機器挿入部を有する医療機器を被検体の体内に挿入するための挿入孔のある筐体と、前記挿入孔の外周部に配設された交流磁界を発生する送電コイルと、前記挿入孔の送電コイル配設位置よりも入口側、又は出口側の少なくともいずれかに配設された、中央部に前記挿入孔を取り囲む孔部のある閉ループ形状の導電性材料からなる磁界発生部材と、を具備する医療器具と、前記送電コイルと電磁結合し、前記送電コイルが発生した前記交流磁界を受電する受電コイルと、前記受電コイルが受電した電力により処置が行われる処置部と、を有する処置具と、前記送電コイルに電力を供給する電源と、を含む。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明の実施形態によれば漏洩磁界の少ない医療器具及び前記医療器具を具備する医療システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態のトロッカーハーを含む手術システムの使用状態を説明するための模式

50

図である。

【図2】第1実施形態のトロッカーパーを含む手術システムの回路構成図である。

【図3】第1実施形態のトロッカーパーの部分断面図である。

【図4】第1実施形態のトロッカーパーの磁界発生部材の斜視図である。

【図5A】第1実施形態の変形例1のトロッカーパーの磁界発生部材の部分断面図である。

【図5B】第1実施形態の変形例2のトロッカーパーの磁界発生部材の部分断面図である。

【図5C】第1実施形態の変形例3のトロッカーパーの磁界発生部材の斜視図である。

【図5D】第1実施形態の変形例4のトロッカーパーの磁界発生部材の斜視図である。

【図6】第1実施形態の変形例5のトロッカーパーの磁界発生部材の部分断面図である。

【図7】第1実施形態の変形例6のトロッカーパーの部分断面図である。

【図8】第1実施形態の変形例7のトロッカーパーの部分断面図である。

【図9】第2実施形態の変形例6のトロッカーパーの部分断面図である。

【図10】第3実施形態の変形例6のトロッカーパーの部分断面図である。

【図11】第4実施形態の内視鏡の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

<第1実施形態>

最初に、図1～図3を用いて、第1実施形態の医療器具であるトロッカーパー10及び手術システム1（以下「トロッカーパー等」という）について説明する。図1に示すように、トロッカーパー10は、電源ユニット20、及び医療機器である処置具30とともに医療システムである手術システム1を構成している。

【0013】

手術システム1の処置具30は、トロッカーパー10の送電コイル11が発生した交流磁界を受電する受電コイル31と、受電コイル31が受電した電力により処置が行われる処置部32と、を有する。電源21は、送電コイル11に電力を供給する。なお、手術システム1では、内視鏡等も別のトロッカーパーを介して被検体9の腹腔9Aに挿入されるが、説明等は省略する。

【0014】

トロッカーパー10は、筐体14と、筐体14の内部に収容された送電コイル11及び磁界発生部材13A、13Bと、を有する。なお、図2においては磁界発生部材13A、13Bは図示していない。筐体14の下部から延設された細長い挿入管14Hが、被検体9に挿入される。すなわちトロッカーパー10は、被検体に穿刺される先端部である挿入管14Hと、先端部の基端部側に配設された延設部である筐体14とを有する。

【0015】

なお、筐体14と挿入管14Hとは、同じ材料、例えばステンレス又は樹脂で一体的に構成されている。筐体14には、中央に被検体9の体内に処置具30の挿入部（医療機器挿入部）を挿入するための挿入孔10Hがある。挿入孔10Hは、挿入管14Hの先端まで延設されている貫通孔である。

【0016】

トロッカーパー10の挿入孔10Hの外周部に巻回されたソレノイドタイプの送電コイル11は、電源ユニット20から交流電力が供給されると、交流磁界を発生する。

【0017】

そして、送電コイル11の配設位置よりも出口側（下側）に配設された磁界発生部材13A及び送電コイル11の入口側（上側）に配設された磁界発生部材13Bは導電性材料からなる。なお、以下、磁界発生部材13A及び磁界発生部材13Bのそれぞれを磁界発生部材13という。

【0018】

トロッカーパー10の送電コイル11に交流電力を出力する電源ユニット20は、電源21と送電回路22とを含む。電源21は、例えば10W～100Wの大電力の高周波電力を出力する。図2に示すように、電源21から供給される電力から、交流磁界を発生する送

電部 16 は、送電コイル 11 と送電コンデンサ 15 と送電回路とを含む。送電コイル 11 には、送電コンデンサ 15 が直列接続されており、所定の共振周波数 $F_R 1$ の交流磁界を発生する送電側 L C 直列共振回路を構成している。電源 21 は共振周波数 $F_R 1$ の交流電力を output する。なお、送電コンデンサ 15 に替えて送電コイル 11 の浮遊容量を利用する構成としてもよい。送電回路 22 には電源 21 と共振回路とのインピーダンスマッチングを行うインピーダンスマッチング回路（不図示）が含まれる。

【 0 0 1 9 】

なお、図 1、図 2 では、送電コンデンサ 15 はトロッカ - 10 に配設されており、送電回路 22 は電源ユニット 20 に配設されているが、送電コンデンサ 15 及び送電回路 22 は、トロッカ - 10 に配設されていてもよいし、電源ユニット 20 に配設されていてもよい。

10

【 0 0 2 0 】

一方、処置具 30 は、送電部 16 の送電コイル 11 と電磁結合し、交流磁界を介して電力を無線受電する受電コイル 31 を含む受電部 39 を有する。図 2 に示すように、受電回路 34 は、受電コイル 31 と受電コンデンサ 33 と受電回路 34 とを含む。受電コイル 31 には、受電コンデンサ 33 が直列接続されており、所定の共振周波数 $F_R 2$ の交流磁界を効率良く受電する受電側 L C 直列共振回路を構成している。受電側 L C 直列共振回路の共振周波数 $F_R 2$ は、送電側 L C 直列共振回路の共振周波数 $F_R 1$ と略同じであり、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 $F_R 1$ 、 $F_R 2$ は、例えば、100 kHz ~ 20 MHz の範囲で適宜、選択可能であるが、法令で使用が許可されている周波数、例えば、13.56 MHz 等が好ましく選択される。

20

【 0 0 2 1 】

なお、受電コンデンサ 33 に替えて受電コイル 31 の浮遊容量を利用する構成としてもよい。受電回路 34 は、例えば、受電コイル 31 が受電した交流信号を整流し直流信号に変換し、平滑化し、更に DC / DC コンバータにより駆動部 35 に供給する電圧に調整する。受電回路 34 には駆動部 35 と共振回路とのインピーダンスマッチングを行うためのインピーダンスマッチング回路（不図示）が含まれる。駆動部 35 は受電回路 34 からの電力を、処置部 32 の駆動に適した電力に変換して出力する。例えば、電気メスの処置部 32 には、駆動部 35 から、周波数 350 kHz、電圧 100 Vpp の駆動信号が供給される。

30

【 0 0 2 2 】

処置具 30 の被検体 9 に挿入される筒状の処置具挿入部（医療機器挿入部）の内部には長軸方向に沿って細長いソレノイドタイプの受電コイル 31 が配設されている。トロッカ - 10 の送電コイル 11 が発生した交流磁界を受電する受電コイル 31 の中心軸は、挿入部中心軸と略一致している。受電コイル 31 は、処置中に、その一部が、常に送電コイル 11 の内部に挿入されているように、例えば、長さが 100 mm 以上 200 mm 以下であり、挿入部の全長にわたって配設される長さであってもよい。なお、受電コイル 31 の外周部は例えば、絶縁性樹脂で覆われている。

40

【 0 0 2 3 】

処置具 30 は、挿入孔 10H を介して腹腔 9A に挿入される。処置具 30 は、例えば処置部 32 に挟持した血管等の被処置部 9B に、高周波電力エネルギーを印加することで、切開、凝固等の処置を行うバイポーラ電気メスである。処置具 30 は、受電部 39（図 2 参照）が無線受電した電力により処置が行われる。処置具 30 は、電力供給のためのケーブルが接続されていないため、操作性がよい。

【 0 0 2 4 】

なお、受電部 39 が受電した電力により動作する処置部を有する各種のバイポーラ処置具又はモノポーラ処置具を用いることができる。例えば、電気メス、高周波切開鉗子、高周波止血鉗子、ホットバイオプシー鉗子、高周波凝固処置具、プラズマ用交流発生処置具、発熱処置具、冷却処置具、振動処置具、又は放射処置具などを処置具 30 として用いる

50

ことができる。

【0025】

更に、処置具30は、高周波電力を生体組織LTに印加して処置を行う処置具に限られるものではなく、各種の電気駆動式の処置具であってもよい。例えば、超音波振動を利用して生体組織を切開したり凝固したりする超音波処置具、超音波振動を利用して生体組織を粉碎して吸引する超音波吸引処置具、ドリル等の回転力をを利用して生体組織を粉碎する切除処置具や、鉗子先端を電動で動かす機能のあるアクチュエータ付き処置具等にも用いることができる。

【0026】

また、トロッカ-10の挿入孔10Hに挿入される医療機器は、いわゆる処置具に限られるものではなく、電力により駆動される電気的駆動部を有する、挿入部を有する各種の医療機器、例えば、電気的駆動部として、CCDなどの撮像素子とLEDなどの照明装置とを有する内視鏡なども、本発明の手術システムの医療機器として好ましく用いることができる。

10

【0027】

そして、図4に示すように、磁界発生部材13は、中央部に挿入孔10Hを取り囲む孔部13Hのある閉ループ形状のドーナツ板形状である。磁界発生部材13の孔部13Hの内径は挿入孔10Hの径よりも大きく、磁界発生部材13の外径は、筐体内に収容可能ないように設定されている。

20

【0028】

磁界発生部材13は閉ループ形状であるため、送電コイル11が発生する交流磁界により周方向に誘導電流(渦電流)が流れる。すると、磁界発生部材13は印加された磁界とは反対方向の磁界、すなわち、磁界発生部材13は、送電コイル11が発生する交流磁界と位相が反対の磁界を発生する磁界打ち消し効果を有する。

20

【0029】

効率的に磁界を発生するために、磁界発生部材13は電気抵抗が低い材料、例えば、銅($\rho = 1.68 \times 10^{-8} \Omega \cdot m$)からなる。

【0030】

なお、磁界発生部材13の外径は送電コイル11の外径よりも大きくすることが、漏洩磁界低減のために好ましい。

30

【0031】

磁界発生部材13が発生する磁界は、送電コイル11の配設位置から上側/下側に局所的に発生するため、処置具30の受電コイル31と交錯する磁界に与える影響は小さい。一方、磁界発生部材13が発生する磁界は、送電コイル11の長手方向に広がる漏洩磁界を効率的に低減できる。

【0032】

このため、トロッカ-10は漏洩磁界が少ない。またトロッカ-10を具備する手術システム1は漏洩磁界が少ない。

【0033】

<第1実施形態の変形例>

40

次に第1実施形態の変形例について説明する。変形例のトロッカ-10はトロッカ-10と類似しているので、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0034】

送電コイル11の中心軸に沿って、より強い磁界を発生するためには、磁界発生部材13は、内周側に流れる誘導電流が、外周側に流れる誘導電流よりも大きいことが好ましい。すなわち、磁界発生部材13が発生する磁界強度は、誘導電流の大きさに比例する。このため、磁界発生部材13は、内周部に電流が集中することで、より強い磁界が発生する。

【0035】

例えば、図5Aに示す変形例1のトロッカ-1の磁界発生部材13Aは、複数の部材13

50

A、13Bからなり、内周側の第1部材13Aが外周側の第2部材13A2よりも電気抵抗が低い材料からなる。例えば、第1部材13Aは銅($=1.68 \times 10^{-8} \text{ m}$)からなり、第2部材13A2はアルミニウム($=2.65 \times 10^{-8} \text{ m}$)からなる。

【0036】

また、銅からなる磁界発生部材13の孔部13Hの壁面に例えば、さらに電気抵抗の低い銀($=1.59 \times 10^{-8} \text{ m}$)を電気めっき法により成膜してもよい。

【0037】

また、図5Bに示す変形例2のトロッカーの磁界発生部材13Bは内周側が外周側よりも厚さが厚い。なお、内周側と外周側の厚さが連続的に変化している必要はなく、内周側が局所的に厚くなっていてもよい。

10

【0038】

磁界発生部材13A及び13Bは、共に内周側に流れる誘導電流が、外周側に流れる誘導電流よりも大きいため、効率的に漏洩磁界を低減できる。

【0039】

なお、磁界発生部材は挿入孔を取り囲む孔部のある閉ループ形状であれば、ドーナツ板形状に限られるものではない。

【0040】

例えば、図5Cに示す変形例3のトロッカーの磁界発生部材13Cはスパイラルタイプのコイルの両端が短絡している。図5Dに示す磁界発生部材13Dはソレノイドタイプのコイルの両端が短絡している。磁界発生部材13C及び磁界発生部材13Dは、交流磁界により周方向に誘導電流が流れるため、漏洩磁界打ち消し効果を有する。

20

【0041】

また、図6に示す変形例4のトロッカーの磁界発生部材13Eは、送電コイル側に軟磁性体からなるシールド部材12を具備する。なお、シールド部材12は磁界発生部材13Eの全面を覆っていてもよい。

【0042】

漏洩磁界をシールドするとともに、送受電効率の低減の原因となる損失を抑制するためには、シールド部材12は、透磁率(透磁率の実部) μ' が高く、損失係数(複素透磁率(透磁率の虚部) μ''/μ')が小さい絶縁材料であることが好ましい。例えば、交流磁界の周波数13.56MHzにおいて、 μ' が10以上、 μ''/μ' が0.1以下であることが好ましく、 μ' が30以上、 μ''/μ' が0.05以下であることが特に好ましい。

30

【0043】

具体的には、軟磁性材料としては、ソフトフェライト、又は、軟磁性粉が樹脂中に分散している複合材料等を用いる。フェライトは酸化物であるため絶縁材料である。一方、複合材料の場合には、パーマロイ、又は、アモルファス合金等の導電性金属粉を用いることもできる。

【0044】

シールド部材12の厚さは表皮効果を考慮して設定され、絶縁層を介して軟磁性体が積層されている積層体を用いてもよい。

40

【0045】

磁界発生部材13Eは、磁界がシールド部材12に集中するため、磁界発生効果は低減するが、渦電流損失を低減できる。

【0046】

次に、図7に示す変形例5のトロッカー10Aは、送電コイル11の下側に磁界発生部材13Aを有する。また図8に示す変形例6のトロッカー10Bは、送電コイル11の上側に磁界発生部材13Bを有する。

【0047】

すなわち、トロッカーは、送電コイル11の上側または下側の少なくともいずれかに配設された磁界発生部材13を具備していてもよい。

50

【0048】

変形例のトロッカ-10A、10B等は、トロッカ-10等の効果を有し、更に、より小型軽量で安価である。

【0049】

なお、送電コイル11の上側に配設された磁界発生部材と、下側に配設された磁界発生部材とは、異なる構成であってもよい。

【0050】

<第2実施形態>

第2実施形態のトロッカ-10C等は、トロッカ-10等と類似しているので同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

10

【0051】

図9に示すように、トロッカ-10Cの磁界発生部材13Cは、送電コイル配設位置よりも出口側のドーナツ板形状部材13C1と入口側のドーナツ板形状部材13C2とが、中空円筒状(パイプ状)の部材13C3により、外周部が接続されている。3つの部材は、例えば一体で、かつ、同一材料で構成されていてもよい。

【0052】

トロッカ-10C等は、トロッカ-10等の効果を有し、さらに中空円筒状部材13C3により、側面方向への漏洩磁界が低減されている。

【0053】

<第3実施形態>

20

第3実施形態のトロッカ-10D等は、トロッカ-10等と類似しているので同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0054】

トロッカ-10Dでは、磁界発生部材13Dは筐体14に着脱自在である。磁界発生部材13D1は絶縁性の外装部材13D2で覆われている。外装部材13D2としては、樹脂材料を用いることが好ましい。

【0055】

トロッカ-10D等は、トロッカ-10等の効果を有し、更に必要に応じて磁界発生部材13Dを着脱できるため、より作業性に優れている。

【0056】

30

なお、図10に示したトロッカ-10Dは、送電コイル配設位置よりも入口側に配設された磁界発生部材13Dを具備しているが、出口側に配設される磁界発生部材を具備していてもよいし、両方の磁界発生部材を具備していてもよい。

【0057】

<第4実施形態>

本実施形態の医療器具は内視鏡10Eであり、トロッカ-10等とは基本的な構成は大きく異なるが、交流磁界を介して医療機器である処置具30にワイヤレス給電することは同様である。

【0058】

すなわち、内視鏡10Eは、被検体に挿入される挿入部41の軟性部41Bから延設された先端部41Aに、挿入孔であるチャンネル44の開口44Bを有する。処置具30の処置具挿入部は、挿入部41の基端部側に配設された操作部42のチャンネル44の挿入口44Aから挿入される。なお、先端部41Aには、撮像素子45が配設されている。

40

【0059】

内視鏡10Eは、操作部42の挿入口44Aから先端部41Aの開口44Bまで、挿入部41を挿通する可撓性の樹脂チューブからなるチャンネル44を有する。チャンネル44の外周部に巻回された送電コイル11は、交流磁界を発生する。

【0060】

そして、磁界発生部材13E1/13E2は、送電コイル配設位置よりも出口側/入口側に、それぞれ配設されている。

50

【0061】

なお、磁界発生部材13E1又は磁界発生部材13E2のいずれか一方を具備していてもよい。また、磁界発生部材13E1が、挿入口44Aの近傍に配置されていてもよい。また、すでに説明した各種の構成の磁界発生部材を用いることもできる。例えば、挿入口44Aの近傍にシールド部材を具備する磁界発生部材が着脱自在に配設されていてもよい。

【0062】

磁界発生部材13Eを具備する内視鏡10E及び内視鏡10Eを有する手術システムは、トロッカ-10等と同じ原理で漏洩磁界が低減されている。

【0063】

なお、内視鏡10Eのチャンネル44に、医療機器として内視鏡10Eも細径の第2の内視鏡の挿入部が挿入されてもよい。

【0064】

また、これまでに、送電コイル11が発生した交流磁界を介して処置具にワイヤレス給電するトロッカ-等について説明したが、交流電界を介して容量結合した受電電極を有する処置具にワイヤレス給電するトロッカ-等であっても、漏洩磁界を低減するために、磁界発生部材は有効である。

【0065】

すなわち、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ことは勿論である。

【符号の説明】**【0066】**

1 . . . 手術システム

10、10A～10D . . . トロッカ-

10E . . . 内視鏡

11 . . . 送電コイル

12 . . . シールド部材

13 . . . 磁界発生部材

14 . . . 筐体

21 . . . 電源

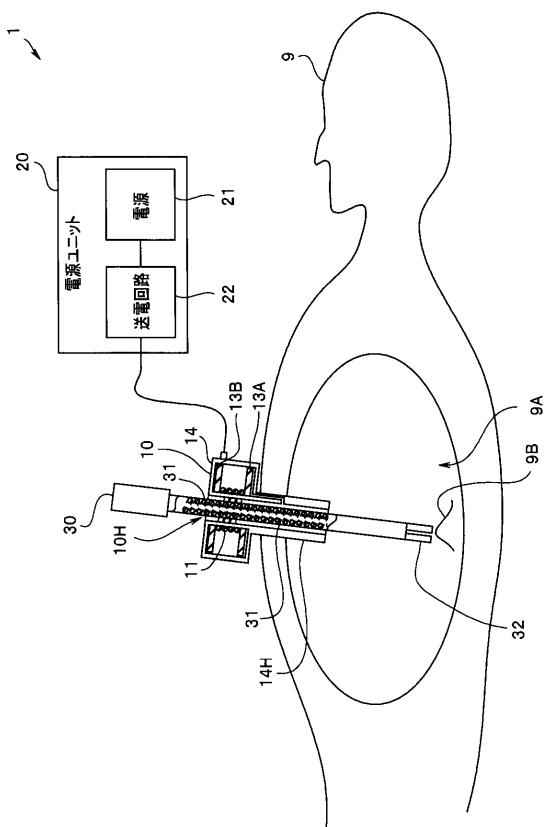
30 . . . 処置具

10

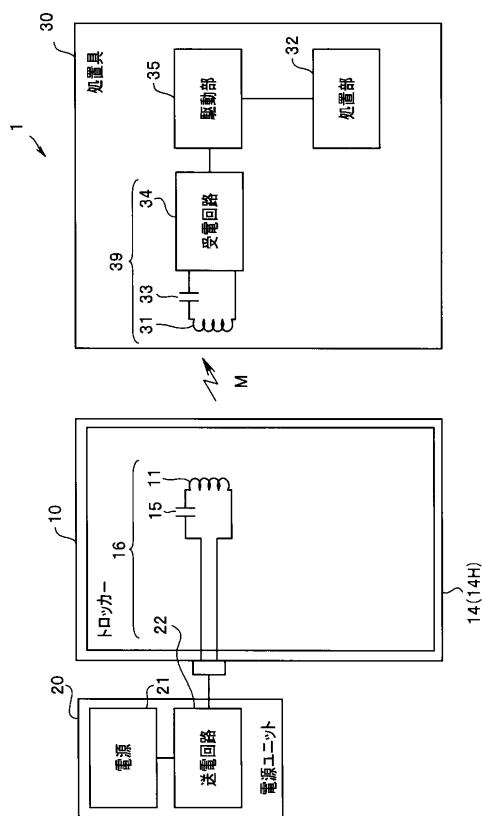
20

30

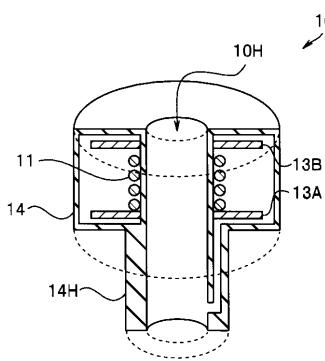
【 図 1 】



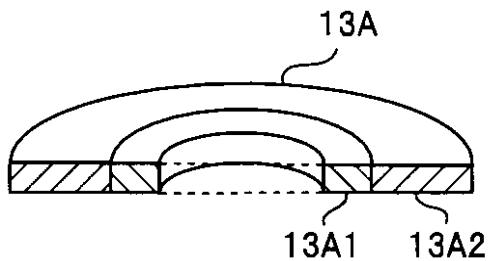
【 図 2 】



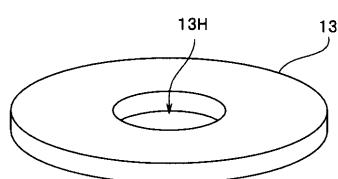
【図3】



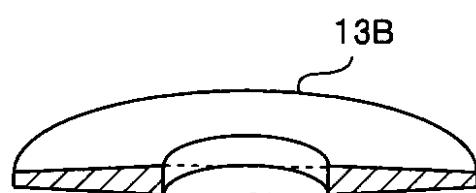
【 図 5 A 】



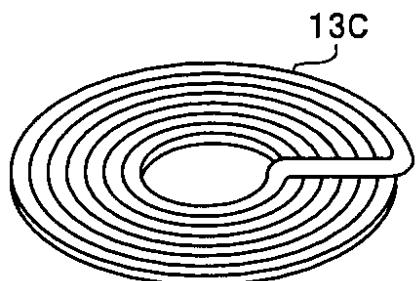
(四 4)



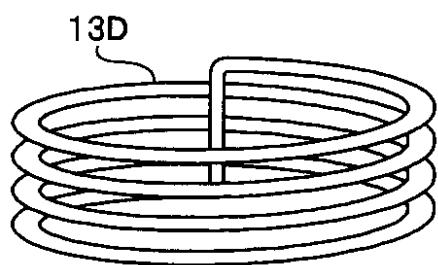
【図 5 B】



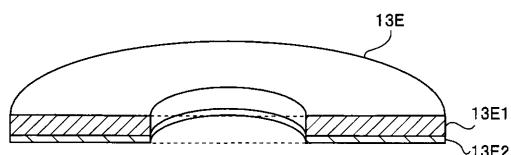
〔 図 5 C 〕



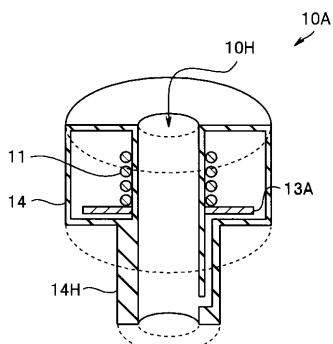
【図 5 D】



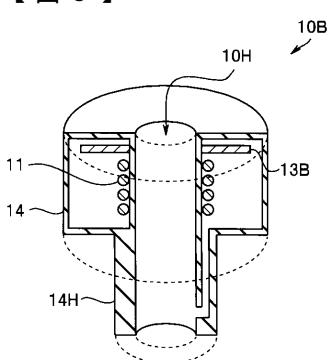
【図 6】



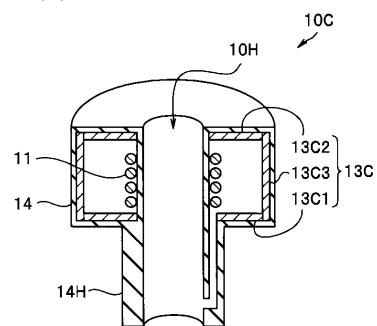
【図 7】



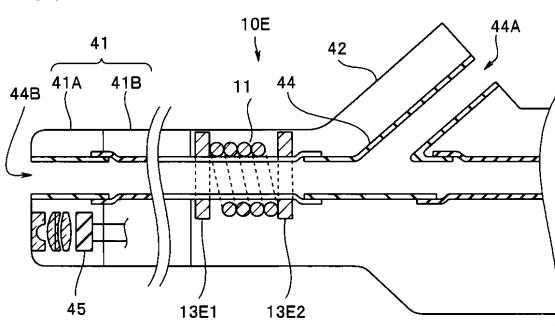
【図 8】



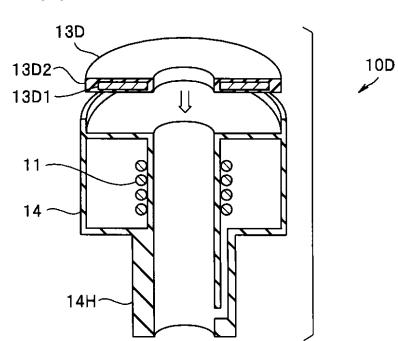
【図 9】



【図 11】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 鶴田 尚英

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 FF42 FF45 JJ11 KK01 KL02 MM32

4C161 GG27

专利名称(译)	医疗仪器和医疗系统		
公开(公告)号	JP2015104629A	公开(公告)日	2015-06-08
申请号	JP2013249441	申请日	2013-12-02
[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 松井 亮 鶴田 尚英		
发明人	杉山 勇太 松井 亮 鶴田 尚英		
IPC分类号	A61B17/34 H02J17/00 A61B18/00 A61B1/00 A61B17/32 A61B18/02 A61B18/14		
F1分类号	A61B17/34 H02J17/00.B A61B17/36 A61B1/00.320.E A61B1/00.T A61B1/00.683 A61B17/32.510 A61B17/3205 A61B18/02 A61B18/10 A61B18/14 H02J50/12 H02J50/70		
F-TERM分类号	4C160/FF42 4C160/FF45 4C160/JJ11 4C160/KK01 4C160/KL02 4C160/MM32 4C161/GG27		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种向治疗仪器30供应无线电力并具有小漏磁场的套管针10。本发明提供一种穿刺器具10，其具有插入孔10H，用于产生交流磁场的输电线圈11以及分别配置在插入孔的插入孔配置位置的入口侧和出口侧的送电线圈11完成了，并且磁场产生构件13A和13B由导电材料制成闭环形状。

