

(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2015-205051

(P2015-205051A)

(43) 公開日 平成27年11月19日(2015. 11. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	3 1 O 4 C 1 6 O
H O 2 J 17/00 (2006.01)	H O 2 J 17/00	B
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 17/34	
	A 6 1 B 17/39	3 2 O

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2014-87564 (P2014-87564)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成26年4月21日 (2014. 4. 21)		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	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
		(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

最終頁に続く

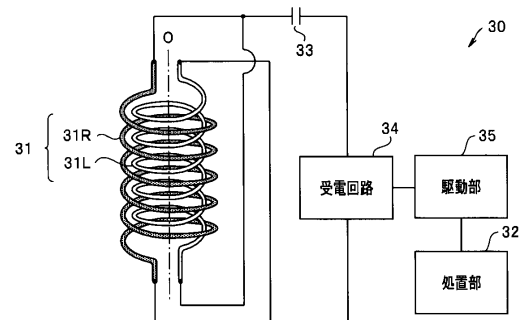
(54) 【発明の名称】 医療器具、挿入補助具、および医療システム

(57) 【要約】

【課題】 漏洩電界の少ない受電コイル31を有する処置具30を提供する。

【解決手段】 処置具30は、受電ユニット39と、受電ユニット39が受電した電力により駆動される処置部32と、を有し、受電ユニット39が、ソレノイド形状の第1受電コイル31Lと、第1受電コイル31Lと巻方向が逆向きのソレノイド形状の第2受電コイル31Rとを含んでおり、第1受電コイル31Lと第2受電コイル31Rとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、第1受電コイル31Lに流れる電流の方向と第2受電コイル31Rに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、第1受電コイル31Lおよび31R第2受電コイルは処置部32に電氣的に接続されている。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

交流磁界と磁氣的に結合して電力を受電する、受電回路を含む受電ユニットと、前記受電ユニットが受電した電力により駆動される駆動部と、を有し、

前記受電ユニットが、ソレノイド形状の第 1 受電コイルと、前記第 1 受電コイルと巻方向が逆向きのソレノイド形状の第 2 受電コイルとを含んでおり、

前記第 1 受電コイルと前記第 2 受電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、

前記第 1 受電コイルに流れる電流の方向と前記第 2 受電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第 1 受電コイルおよび前記第 2 受電コイルは前記受電回路に電氣的に接続されていることを特徴とする医療器具。

10

【請求項 2】

前記第 1 受電コイルと前記第 2 受電コイルとが電氣的に並列接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。

【請求項 3】

挿入補助具の挿入孔を介して被検体の体内に挿入される挿入部に、前記第 1 受電コイルおよび前記第 2 受電コイルが配設されている処置具または硬性内視鏡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】

挿入孔に挿入された医療器具に印加する交流磁界を発生する送電ユニットを有し、

20

前記送電ユニットが、ソレノイド形状の第 1 送電コイルと、前記第 1 送電コイルと巻き方向が逆向きのソレノイド形状の第 2 送電コイルとを含んでおり、

前記第 1 送電コイルと前記第 2 送電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、

前記第 1 送電コイルに流れる電流の方向と前記第 2 送電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第 1 送電コイルおよび前記第 2 送電コイルは、電源ユニットに電氣的に接続されていることを特徴とする挿入補助具。

【請求項 5】

前記第 1 送電コイルと前記第 2 送電コイルとが電氣的に並列接続されていることを特徴とする請求項 4 に記載の挿入補助具。

30

【請求項 6】

筐体に前記挿入孔のあるトロッカーであることを特徴とする請求項 5 に記載の挿入補助具。

【請求項 7】

交流磁界を発生する送電ユニットを有する挿入補助具と、

前記挿入補助具の挿入孔に挿入されると前記交流磁界と磁氣的に結合して電力を受電する、受電回路を含む受電ユニットおよび前記受電ユニットが受電した電力により駆動される駆動部を有する前記医療器具と、を具備し、

前記受電ユニットが、ソレノイド形状の第 1 受電コイルと、前記第 1 受電コイルと巻方向が逆向きのソレノイド形状の第 2 受電コイルとを含んでおり、前記第 1 受電コイルと前記第 2 受電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、前記第 1 受電コイルに流れる電流の方向と前記第 2 受電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第 1 受電コイルおよび前記第 2 受電コイルは前記受電回路に電氣的に接続されていることを特徴とする医療システム。

40

【請求項 8】

前記第 1 受電コイルと前記第 2 受電コイルとが電氣的に並列接続されていることを特徴とする請求項 7 に記載の医療システム。

【請求項 9】

前記第 1 受電コイルおよび前記第 2 受電コイルの長さが、前記送電ユニットのソレノイド形状の送電コイルの長さよりも長いことを特徴とする請求項 8 に記載の医療システム。

50

【請求項 10】

前記送電ユニットが、ソレノイド形状の第 1 送電コイルと、前記第 1 送電コイルと巻き方向が逆向きのソレノイド形状の第 2 送電コイルとを含んでおり、

前記第 1 送電コイルと前記第 2 送電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、

前記第 1 送電コイルに流れる電流の方向と前記第 2 送電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第 1 送電コイルおよび前記第 2 送電コイルは、電源ユニットに電氣的に接続されていることを特徴とする請求項 9 に記載の医療システム。

【請求項 11】

前記第 1 送電コイルと前記第 2 送電コイルとが電氣的に並列接続されていることを特徴とする請求項 10 に記載の医療システム。

10

【請求項 12】

前記医療器具が、処置具または硬性内視鏡であり、

前記挿入補助具が、筐体に前記挿入孔のあるトロッカーであることを特徴とする請求項 7 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の医療システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ワイヤレスで電力を受電する医療器具、前記医療器具に電力を送電する挿入補助具、および、前記医療器具と前記挿入補助具とを具備する医療システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

挿入補助具であるトロッカーは、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は体壁に留置され、腹腔内で処置を行う医療器具の案内管として使用される。

【0003】

トロッカーの挿入孔を介して被検体の体内に挿入される医療器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。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。

30

【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、トロッカーに挿入され、送電コイルと電磁結合した医療器具の受電コイルに電力をワイヤレスで供給することが開示されている。

【0005】

しかし、送電コイルが発生する電界および交流磁界を受電した受電コイルに発生する電界が、周囲の機器等に影響を及ぼすおそれがあった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

40

【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、漏洩電界の少ない受電コイルを有する医療器具、漏洩電界の少ない送電コイルを有する挿入補助具、およ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、交流磁界と磁氣的に結合して電力を受電する、受電回路を含む

50

受電ユニットと、前記受電ユニットが受電した電力により駆動される駆動部と、を有し、前記受電ユニットが、ソレノイド形状の第１受電コイルと、前記第１受電コイルと巻方向が逆向きのソレノイド形状の第２受電コイルとを含んでおり、前記第１受電コイルと第２受電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、前記第１受電コイルに流れる電流の方向と前記第２受電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第１受電コイルおよび前記第２受電コイルは前記受電回路に電氣的に接続されている。

【０００９】

別の実施形態の挿入補助具は、挿入孔に挿入された医療器具に印加する交流磁界を発生する送電ユニットを有し、前記送電ユニットが、ソレノイド形状の第１送電コイルと、前記第１送電コイルと巻き方向が逆向きのソレノイド形状の第２送電コイルとを含んでおり、前記第１送電コイルと前記第２送電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、前記第１送電コイルに流れる電流の方向と前記第２送電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第１送電コイルおよび前記第２送電コイルは、電源ユニットに電氣的に接続されている。

【００１０】

さらに別の実施形態の医療システムは、交流磁界を発生する送電ユニットを有する挿入補助具と、前記挿入補助具の挿入孔に挿入されると前記交流磁界と磁氣的に結合して電力を受電する、受電回路を含む受電ユニットおよび前記受電ユニットが受電した電力により駆動される駆動部を有する前記医療器具と、を具備し、前記受電ユニットが、ソレノイド形状の第１受電コイルと、前記第１受電コイルと巻方向が逆向きのソレノイド形状の第２受電コイルとを含んでおり、前記第１受電コイルと前記第２受電コイルとは、長さおよび巻数が同一であり、かつ、同心円状に配置されており、前記第１受電コイルに流れる電流の方向と前記第２受電コイルに流れる電流の方向とが互い逆向きとなるように、前記第１受電コイルおよび前記第２受電コイルは前記受電回路に電氣的に接続されている。

【発明の効果】

【００１１】

本発明の実施形態によれば、漏洩電界の少ない受電コイルを有する医療器具、漏洩電界の少ない送電コイルを有する挿入補助具、およ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】

【００１２】

【図１】第１実施形態の医療システムの使用状態を説明するための模式図である。

【図２】第１実施形態の医療システムの構成図である。

【図３】第１実施形態の処置具の受電ユニットの構成図である。

【図４】第１実施形態の処置具の受電コイルの分解図である。

【図５】第１実施形態の変形例の処置具の受電ユニットの構成図である。

【図６】第２実施形態の医療システムの構成図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

<第１実施形態>

図１および図２を用いて、第１実施形態の医療器具である処置具３０、挿入補助具であるロッカー１０、および医療システム１について説明する。ロッカー１０および処置具３０は、電源ユニット２０とともに医療システム１を構成している。医療システム１では、交流磁界を介してワイヤレスで電力が送受電される。すなわち、ロッカー１０は交流磁界を発生する送電ユニット１６を有し、処置具３０は交流磁界を介してワイヤレスで電力を受電する受電ユニット３９と受電ユニット３９が受電した電力により駆動される駆動部である処置部３２とを有する。

【００１４】

そして、後述するように、本実施形態の医療システム１では、処置具３０が漏洩電界の

少ない受電コイル 31 を有する。受電ユニット 39 の受電コイル 31 は交流磁界と磁氣的に結合して電力を受電する。ここで、受電コイル 31 は、左巻きの第 1 受電コイル 31 L と、右巻きの第 2 受電コイル 31 R とからなっているが、図 2 では、この受電コイル 31 を平面的に表現している。すなわち、左巻きの第 1 受電コイル 31 L を細線、右巻きの第 2 受電コイル 31 R を太線で表し、図面の手前側を通るコイルの部分を実線、図面の奥側を通るコイルの部分を実線で表現している。この表現方法は、以下の図に関しても同様である。

【0015】

最初に、送電ユニット 16 を有するトロッカー 10 について説明する。トロッカー 10 の筐体 14 の下部から延設された細長い挿入管 14 H が、被検体 9 に挿入される。すなわちトロッカー 10 は、被検体に穿刺される先端部である挿入管 14 H と、先端部の基端部に配設された延設部である筐体 14 とを有する。筐体 14 には、中央に被検体 9 の体内に処置具 30 を挿入するための挿入孔 10 H がある。挿入孔 10 H は、挿入管 14 H の先端まで延設されている貫通孔である。

10

【0016】

トロッカー 10 の送電ユニット 16 は、術者によるスイッチ 23 の操作により電源ユニット 20 から交流電力が供給されると、交流磁界を発生する。

【0017】

トロッカー 10 の送電ユニット 16 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 10 W ～ 100 W の大電力の高周波電力を出力する。図 2 に示すように、送電ユニット 16 は、挿入孔 10 H の外周部に巻回されたソレノイド形状の送電コイル 11 と送電コンデンサ 15 とを含む。送電コイル 11 の長さは、例えば 10 mm から 50 mm である。

20

【0018】

送電ユニット 16 の送電コイル 11 と送電コンデンサ 15 とは直列接続されており、所定の共振周波数 F_{R1} の交流磁界を発生する送電側 LC 直列共振回路を構成している。電源 21 は共振周波数 F_{R1} の交流電力を出力する。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。

30

【0019】

なお、図 1、図 2 では、送電コンデンサ 15 はトロッカー 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 および送電回路 22 は、トロッカー 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。

【0020】

< 処置具の構成 >

処置具 30 の挿入部はトロッカー 10 の挿入孔 10 H を介して被検体の体内である腹腔 9 A に挿入される。なお、医療システム 1 では、内視鏡等も別のトロッカーを介して被検体 9 の腹腔 9 A に挿入されるが、説明等は省略する。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 9 B に、高周波電力を印加することで、切開、凝固等の処置を行う高周波処置具である。そして、処置具 30 は、トロッカー 10 の挿入孔 10 H に挿入されると、トロッカー 10 の送電ユニット 16 からワイヤレスで電力を受電する。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。

40

【0021】

図 2 に示すように、処置具 30 は、受電ユニット 39 と、受電回路 34 と、駆動回路 35 と、駆動部である処置部 32 と、を有する。受電ユニット 39 は、トロッカー 10 の送電ユニット 16 の送電コイル 11 と誘導結合し、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。

【0022】

50

受電コイル 3 1 は処置具 3 0 の挿入部内にその長軸方向に沿って配置されたソレノイド形状のコイルであって、その中心軸は、挿入部中心軸と略一致している。受電コイル 3 1 は、処置中に、その一部が、常に送電コイル 1 1 の内部に挿入されているように、例えば、長さが 1 0 0 mm 以上 2 0 0 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。すなわち、受電コイル 3 1 の長さは、送電コイル 1 1 の長さよりも長いことが好ましい。これにより処置具 3 0 が処置中に挿入孔 1 0 H の内部で前後に移動しても常に受電コイル 3 1 により受電を行うことができる。なお、受電コイル 3 1 の外周部は例えば、絶縁性樹脂で覆われている。

【0023】

受電コイル 3 1 には、受電コンデンサ 3 3 が直列接続されており、所定の共振周波数 F_{R2} の交流磁界を効率良く受電する受電側 LC 直列共振回路を構成している。受電側 LC 直列共振回路の共振周波数 F_{R2} は、送電側 LC 直列共振回路の共振周波数 F_{R1} と略同じであり、医療システム 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_{R1} 、 F_{R2} は、例えば、1 0 0 kHz ~ 2 0 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、1 3 . 5 6 MHz 等が好ましく選択される。

【0024】

なお、受電コンデンサ 3 3 に替えて受電コイル 3 1 の浮遊容量を利用する構成としてもよい。受電回路 3 4 は、例えば、受電コイル 3 1 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回路 3 5 に供給する電圧に調整する。受電回路 3 4 には駆動回路 3 5 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。駆動回路 3 5 は受電回路 3 4 からの電力を、処置部 3 2 の駆動に適した電力に変換して出力する。例えば、高周波処置具の処置部 3 2 には、駆動回路 3 5 から、切開、凝固等の処置に用いられる周波数 3 5 0 kHz、電圧数 1 0 0 V p p の駆動信号が供給される。

【0025】

そして、図 3 に示すように、処置具 3 0 では、受電コイル 3 1 が、第 1 受電コイル 3 1 L と第 2 受電コイル 3 1 R とからなる。なお、図はいずれも説明のための模式図であり、コイルの巻数および長さ等は実際のコイルとは異なる。

【0026】

受電コイル 3 1 の第 2 受電コイル 3 1 R は、第 1 受電コイル 3 1 L と長さ、巻数が同じソレノイド形状であるが、巻き方向が逆向きである。例えば、第 1 受電コイル 3 1 L は左巻きなのに対して、第 2 受電コイル 3 1 R は右巻きである。

【0027】

そして、第 2 受電コイル 3 1 R の直径は第 1 受電コイル 3 1 L の直径よりもわずかに大きく、第 1 受電コイル 3 1 L の外側に同心円状に配置されている。また、2 つのコイルはそれぞれのコイルに流れる電流の方向が互いに逆向きとなるように、受電コンデンサ 3 3 を介して受電回路 3 4 と電氣的に接続される。

【0028】

ここでコイル電流の向きとは、コイル上端の端子において電流がコイルから出る方向か、入る方向か、を意味している。本実施の形態では図 6 に示すように 2 つのコイルは電氣的に並列接続されている。

【0029】

第 2 受電コイル 3 1 R は、第 1 受電コイル 3 1 L と巻き方向が逆向きの第 1 受電コイル 3 1 L が発生する交流磁界と同じ空間に同じ方向の交流磁界を発生する。

【0030】

トロッカー 1 0 の送電ユニット 1 6 の送電コイル 1 1 により発生した交流磁界により、受電コイル 3 1 に鎖交する磁束が変化すると受電コイル 3 1 に誘導起電力が生じてコイル電流が流れ、電力が受電される。このとき受電コイル 3 1 に流れるコイル電流の方向は、当該コイル電流により受電コイル 3 1 で発生する磁束が、受電コイル 3 1 に鎖交する磁束

10

20

30

40

50

の変化を妨げる方向となる。

【0031】

例えば、ある時刻における送電コイル11により発生した交流磁界による受電コイル31の鎖交磁束の変化が、図3の受電コイル軸方向上向きに増加する方向であれば、下向きの磁束を発生させる方向となる。ここで、受電コイル31R、受電コイル31Lの巻方向は互いに逆向きであるため、2つのコイルに流れる電流の方向は常に逆方向（逆位相）となる。従って、コイル電流により2つのコイルには互いに逆向きの逆起電力が生じ、2つのコイルに発生する電位は互いに逆方向となる。

【0032】

このため、図4の分解図に示すように、第1の受電コイル31Lと第2受電コイル31Rとは、電力を受電すると、略同じ空間に略同じ強度、かつ同じ方向の交流磁界M1、M2を発生するとともに、略同じ空間に略同じ強度の逆方向の電界E1、E2を発生する。

【0033】

すなわち、受電コイル31では、第1の受電コイル31Lが発生する電界E1と、第2受電コイル31Rが発生する電界E2とが、互いに打ち消しあうため受電コイル周囲に発生する不要な漏洩電界が大幅に低減される。従って、処置具30を備えた、医療システム1の漏洩電界も大幅に低減することができる。

【0034】

なお、第1の受電コイル31Lが発生する電界E1と、第2受電コイル31Rが発生する電界E2とが、互いに打ち消しあうように、第1の受電コイル31Lと第2受電コイル31Rとは略同じ構成であればよい。例えば、第2受電コイル31Rの長さ、および巻数は、第1の受電コイル31Lの長さ、および巻数のそれぞれと、±10%異なってもよい。

【0035】

一般に漏洩電界を低減する方法としては金属等の導電体で構成される電磁シールドで装置の周囲を覆う方法が用いられるが、処置具30において処置具全体や漏洩電界の発生源である受電コイルの周囲を電磁シールドで覆ってしまうと、トロッカーの送電コイルで発生した交流磁界と処置具の受電コイルとの磁気結合を遮ってしまい電力伝送の効率が著しく低下するため、電磁シールドの適用は困難である。

【0036】

しかし、本構成によれば、送電コイルと受電コイルの磁気結合を遮る電磁シールドを設けることなく漏洩電界を低減することができるため、受電コイル周囲に電磁シールドを設けることが困難な処置具や硬性内視鏡といった医療器具においても不要な漏洩電界を低減することが可能である。すなわち、処置具30は、電界シールドを配設する必要がないため、被検体9に挿入される挿入部が細径であるため低侵襲である。

【0037】

なお、処置具30としては、受電ユニット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、ホットバイオブシー鉗子、高周波凝固処置具、などを処置具30として用いることができる。

【0038】

更に、処置具30は、高周波電力を被処置部9B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砕して吸引する超音波吸引処置具、ドリル等の回転力を利用して生体組織を粉砕する切除処置具や、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でも良い。

【0039】

また、トロッカー10の挿入孔10Hに挿入される医療器具は、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氣的駆動部を有する各種の医療器具、例えば

10

20

30

40

50

、電氣的駆動部として、ＣＣＤなどの撮像素子とＬＥＤなどの照明装置とを有する硬性内視鏡なども、本発明の医療システムの医療器具として好ましく用いることができる。

【００４０】

＜第１実施形態の変形例＞

図５に示す変形例の処置具３０Ａの受電コイル３１Ａは、第１受電コイル３１ＬＡと第２受電コイル３１ＲＡとは、電氣的に直列接続されている。ここで、受電コイルは処置具の挿入部に配置され、受電コイルと電氣的に接続する共振コンデンサや受電回路は処置具挿入部の基端側に配置されている。

【００４１】

第１受電コイル３１ＬＡと第２受電コイル３１ＲＡとを直列接続した処置具３０Ａは、第１受電コイル３１ＬＡと第２受電コイル３１ＲＡとが並列接続されている処置具３０に比べると、２つのコイルをあわせた等価直列抵抗は増加するが、並列接続時に必要であった第１受電コイル３１Ｌの挿入部先端側の端子と挿入部基端側の共振コンデンサを接続するための配線と、第２受電コイル３１Ｒの挿入部先端側の端子と挿入部基端側の受電回路を接続するための配線とが不要である。処置具の挿入部内部を挿通する配線の数が少ないため、細径化が容易である。

【００４２】

受電時のコイル電流の向きは互いに逆向きとなるため、第１受電コイル３１ＬＡと第２受電コイル３１ＲＡに発生する電界方向は互いに逆向きとなり打ち消し合い、処置具３０と同様に受電コイル周囲の不要な漏洩電界を大幅に低減する効果を有する。

【００４３】

＜第２実施形態＞

次に図６を用いて、第２実施形態の医療システム１Ａについて説明する。医療システム１Ａの処置具３０は、医療システム１の処置具３０と同じ構成であり、医療システム１Ａは医療システム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。

【００４４】

医療システム１Ａでは、挿入補助具であるトロッカー１０Ａの送電ユニット１６Ａの送電コイル１１Ａが、受電コイル３１と同じように、並列接続されている第１送電コイル１１Ｌと、第１送電コイル１１Ｌと逆巻きの第２送電コイル１１Ｒとからなる。

【００４５】

すなわち、送電コイル１１Ａは、ソレノイド形状の第１送電コイル１１Ｌと、第１送電コイル１１Ｌと長さ、巻数が略同じソレノイド形状であるが、巻き方向が逆向きのソレノイド形状の第２送電コイル１１Ｒと、からなる。そして、第１送電コイル１１Ｌと、第１送電コイル１１Ｒよりもわずかに大きい直径の第２送電コイル１１Ｒとが、トロッカー１０の挿入孔１０Ｈの外周の略同じ位置に同心円状に配置されている。また、２つのコイルは電氣的に並列接続されており、互いのコイルに流れる電流の方向が逆向きとなるように送電共振コンデンサ１５を介して電源ユニット２０と電氣的に接続されている。

【００４６】

電源ユニット２０から高周波電力が送電ユニット１６に供給されると、第１送電コイル１１Ｌと第２送電コイル１１Ｒには互いに逆向きの電流が流れるが、コイルは巻き方向が互いに逆方向となっているため、それぞれのコイルで発生する磁界の向きは同方向となる。

【００４７】

一方、コイル電流の向きは互いに逆向きであるため、それぞれのコイルに発生する電位は互いに逆向きとなり、それぞれのコイル周辺に発生する電界方向は逆方向となる。

【００４８】

なお、第１の送電コイル１１Ｌと第２送電コイル１１Ｒとは、電氣的に直列接続されていてもよい。

【００４９】

トロッカー 10 A では、第 1 送電コイル 11 L が発生する交流磁界と第 1 送電コイル 11 R が発生する交流磁界とは同じ方向なので、2 つの交流磁界は加算されて処置具 30 に印加される。これに対して第 1 送電コイル 11 L が発生する電界と第 1 送電コイル 11 R が発生する電界とは逆方向なので、2 つの電界は互いに打ち消しあう。すなわち、送電ユニットから受電ユニットに無線電力伝送を行うために送電コイルで発生させる交流磁界を低減することなく、送電コイル周囲の不要な漏洩電界のみが低減される。このためトロッカー 10 A は周囲に漏れ出す漏洩電界が小さい。

【0050】

また、共に漏洩電界の小さいトロッカー 10 A と処置具 30 とを具備する医療システム 1 A は、医療システム 1 よりも漏洩電界を低減することができる。

10

【0051】

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、および応用が可能であることは勿論である。

【符号の説明】

【0052】

1、1 A・・・医療システム
10、10 A・・・トロッカー
11、11 A・・・送電コイル
11 L・・・第 1 送電コイル
11 R・・・第 2 送電コイル
16・・・送電ユニット
20・・・電源ユニット
30、30 A・・・処置具
31、31 A・・・受電コイル
31 L、31 L A・・・第 1 受電コイル
31 R、31 R A・・・第 2 受電コイル
32・・・処置部
39・・・受電ユニット

20

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C160 FF23 FF42 FF56 GG28 JJ12 KK03 KK04 KL01

专利名称(译)	医疗器械，插入辅助和医疗系统		
公开(公告)号	JP2015205051A	公开(公告)日	2015-11-19
申请号	JP2014087564	申请日	2014-04-21
[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	松井亮 杉山勇太		
发明人	松井 亮 杉山 勇太		
IPC分类号	A61B18/12 H02J17/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B1/00029 A61B1/00114 A61B10/06 A61B17/16 A61B17/2202 A61B17/28 A61B17/320068 A61B17/34 A61B17/3421 A61B17/3476 A61B18/1206 A61B18/14 A61B18/1442 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320082 A61B2018/1286 A61N7/00 H02J50/10 H02J50/12 H02J50/70		
FI分类号	A61B17/39.310 H02J17/00.B A61B17/34 A61B17/39.320 A61B18/12 H02J50/12 H02J50/70		
F-TERM分类号	4C160/FF23 4C160/FF42 4C160/FF56 4C160/GG28 4C160/JJ12 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KL01		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6329422B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日	特願2014-87564 (P2014-87564) 平成26年4月21日 (2014. 4. 21)	(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4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 100135832 弁理士 篠崎 治 (72) 発明者 松井 亮 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内 (72) 発明者 杉山 勇太 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパス株式会社内
解决的问题：提供一种治疗工具30，该治疗工具30的受电线圈31的漏电场小。处理器具（30）具有受电部（39）和受电部（39）接收的电力驱动的处理部（32），受电部（39）具有螺线管状的第一受电线圈（31L）和第一受电线圈（31L）。第一受电线圈31L和第二受电线圈31R在缠绕方向上与螺线管形状相反，并且第一受电线圈31L和第二受电线圈31R具有相同的长度和匝数，并且第二受电线圈31L和31R同心地布置，使得流过第一受电线圈31L的电流的方向和流过第二受电线圈31R的电流的方向彼此相反。与治疗部32电连接。[选择图]图3	最終頁に続く		