

(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2015-93003

(P2015-93003A)

(43) 公開日 平成27年5月18日(2015.5.18)

(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
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 2 O E 4 C 1 6 1
A 6 1 B 17/34 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 O A
H 0 2 J 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 3 4 D
	A 6 1 B 17/34	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2013-233253 (P2013-233253)
 (22) 出願日 平成25年11月11日 (2013.11.11)

(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
 (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 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 KK03 KK04 MM32
 4C161 AA24 FF43 GG15 GG27 HH57
 JJ01 JJ03 JJ11 JJ12 JJ20

(54) 【発明の名称】 医療器具

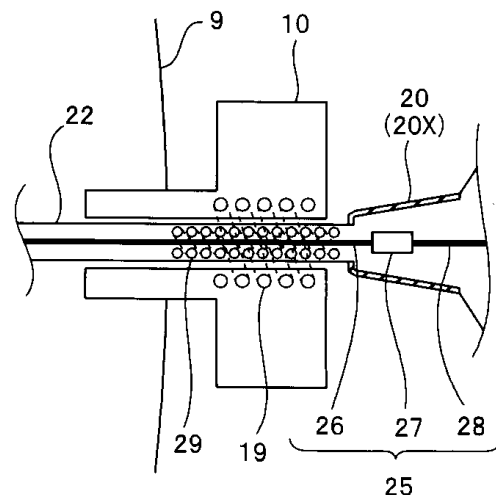
(57) 【要約】

【課題】 術者が操作する操作部24の操作ワイヤ25に誘導電流が流れることのない処置具20を提供する。

【解決手段】 処置具20は、術者が操作する操作部24と、操作部24から延設された、被検体の体内に挿入される挿入部22と、操作部24の操作を挿入部22の先端側の処置部21に伝達する挿入部22を挿通する操作ワイヤ25と、を具備する処置具20であって、

操作ワイヤ25が、一端が処置部21と接続されている、交流磁界又は交流電界が印加される第1ワイヤ26と、一端が操作部24と接続され他端が第1ワイヤ26と接続されているが、第1ワイヤ26とは絶縁されている第2ワイヤ28と、を含む。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

術者が操作する操作部と、
前記操作部から延設された、被検体の体内に挿入される挿入部と、
前記操作部の操作を前記挿入部の先端側に伝達する、前記挿入部を挿通する操作ワイヤと、を具備する医療器具であって、
前記操作ワイヤが、一端が前記先端側と接続されている、交流磁界又は交流電界が印加される第 1 ワイヤと、一端が前記操作部と接続され他端が前記第 1 ワイヤと接続されているが、前記第 1 ワイヤとは絶縁されている第 2 ワイヤと、を含むことを特徴とする医療器具。

10

【請求項 2】

金属からなる前記第 1 ワイヤと金属からなる前記第 2 ワイヤとが、絶縁体からなる接続部材により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】

前記接続部材が、絶縁体からなるワイヤ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】

前記第 1 ワイヤ及び第 2 ワイヤの少なくともいずれかが、複数の金属素線が、より合わされた撚線であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。

20

【請求項 5】

前記第 1 ワイヤの、それぞれの金属素線が、絶縁体で被覆されていることを特徴とする請求項 4 に記載の医療器具。

【請求項 6】

前記第 2 ワイヤが、絶縁体からなることを特徴とする請求項 1 に記載の医療器具。

【請求項 7】

前記操作ワイヤが、絶縁体からな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】

前記交流磁界又は前記交流電界を発生する送電部が挿入孔の周囲に配設されている挿入補助具の前記挿入孔に挿入され、前記挿入部に配設された受電部により前記交流磁界又は前記交流電界を受電し、受電した電力を前記先端側に配設された処置部の処置に用いる処置具であ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 項に記載の医療器具。

30

【請求項 9】

前記挿入補助具が、トロッカーであることを特徴とする請求項 8 に記載の医療器具。

【請求項 10】

前記挿入補助具が、前記挿入孔としてチャンネルを有する内視鏡であることを特徴とする請求項 8 に記載の医療器具。

【請求項 11】

前記挿入部の先端側に前記操作部の操作に応じて先端の方向を変えるための、前記操作ワイヤと接続されている湾曲部を有するとともに、

40

前記挿入部を挿通する、処置具が挿入されるチャンネルと、

前記交流磁界又は前記交流電界を発生し、前記チャンネルに挿通された前記処置具に、ワイヤレスで電力を送電する送電部と、を具備する内視鏡であ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 項に記載の医療器具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電力をワイヤレスで受電又は送電する医療器具に関する。

【背景技術】**【0002】**

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

50

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処置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。このケーブルは、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。

【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た処置具が電力を無線受電するシステムが開示されている。

10

【0005】

しかし、術者の操作を機械的に伝達する操作ワイヤを有する処置具では、送電コイルが発生した交流磁界は操作ワイヤにも印加されてしまうため、操作ワイヤに高周波の誘導電流が流れるおそれがあった。操作ワイヤは術者が操作する操作部まで挿通しており、高周波電流が操作部の内部を流れるおそれがあった。また、操作ワイヤに流れる誘導電流は送電効率に悪影響を及ぼすおそれがある。

【0006】

一方、送電コイルのある軟性内視鏡においても、チャンネルに挿通された処置具に無線送電するために交流磁界を発生すると、術者が湾曲部を操作する操作部の操作ワイヤにも誘導電流が流れるおそれがあった。

20

【0007】

術者が操作する操作部の操作ワイヤに誘導電流が流れることのない医療器具が求められていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【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】

30

【0009】

本発明の実施形態は、術者が操作する操作部の操作ワイヤに誘導電流が流れることのない医療器具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】

【0010】

本発明の実施形態の医療器具は、術者が操作する操作部と、前記操作部から延設された、被検体の体内に挿入される挿入部と、前記操作部の操作を前記挿入部の先端側に伝達する、前記挿入部を挿通する操作ワイヤと、を具備する医療器具であって、

前記操作ワイヤが、一端が前記先端側と接続されている、交流磁界又は交流電界が印加される第1ワイヤと、一端が前記操作部と接続され他端が前記第1ワイヤと接続されているが、前記第1ワイヤとは絶縁されている第2ワイヤと、を含む。

40

【発明の効果】

【0011】

本発明の実施形態によれば、術者が操作する操作部の操作ワイヤに誘導電流が流れることのない医療器具を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】第1実施形態の処置具の使用状態を示す部分断面図である。

【図2】第1実施形態の処置具の使用状態を示す拡大部分断面図である。

【図3】第1実施形態の処置具の操作ワイヤの接続部を示す断面図である。

50

【図４】第１実施形態の変形例１の処置具の操作ワイヤの接続部を示す分解断面図である。

【図５Ａ】第１実施形態の変形例２の処置具の操作ワイヤの断面図である。

【図５Ｂ】第１実施形態の変形例２の処置具の操作ワイヤの図５ＡのＶＢ－ＶＢ線に沿った断面図である。

【図６】第１実施形態の変形例３の処置具の操作ワイヤの断面図である。

【図７Ａ】第１実施形態の変形例４の処置具の操作ワイヤの模式図である。

【図７Ｂ】第１実施形態の変形例５の処置具の操作ワイヤの模式図である。

【図７Ｃ】第１実施形態の変形例６の処置具の操作ワイヤの模式図である。

【図７Ｄ】第１実施形態の変形例７の処置具の操作ワイヤの模式図である。

【図８】第２実施形態の処置具及び第３実施形態の内視鏡の構成を示す図である。

【図９】第２実施形態の処置具／内視鏡の部分断面図である。

【図１０】第３実施形態の内視鏡の部分断面図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

< 第１実施形態 >

図１～図３を用いて、第１実施形態の医療器具である処置具２０について説明する。図１に示すように、処置具２０は、挿入補助具であるトロッカー１０と、電源ユニット３０とともに手術システム１を構成している。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体内に挿入されるが、説明等は省略する。

【００１４】

高周波処置具である処置具２０は、操作部２４と、被検体９の体内に挿入される挿入部２２と、挿入部２２の先端側に配設された処置部２１と、操作ワイヤ２５と、受電コイル２９とを具備する。操作ワイヤ２５は、高剛性の金属、例えば、ステンレス（ＳＵＳ）又はニッケルチタン（Ｎｉ－Ｔｉ）合金からなり、挿入部２２を挿通しており、操作部２４の操作を処置部２１に伝達する。

【００１５】

被検体９の体内で処置を行う処置部２１は、開閉可能な１対のジョー２１Ａ、２２Ｂとからなる。例えば、術者が操作部２４を握りしめると、ジョー２１Ａ、２２Ｂは閉状態となり、操作部２４を開放すると、ジョー２１Ａ、２２Ｂは開状態となる。

【００１６】

ジョー２１Ａ、２２Ｂの間に処置する組織を挟持した状態で、ジョー２１Ａ、２２Ｂに高周波電流を印加することで、切開又は止血等の処置が行われる。

【００１７】

そして、処置具２０には、トロッカー１０から処置に用いる電力がワイヤレス送電される。

【００１８】

このため、トロッカー１０の挿入孔１０Ｈの外周部にはソレノイドタイプの送電コイル１９が巻回されている。送電コイル１９は、電源ユニット３０からケーブル３５を介して交流電力が供給されると、交流磁界を発生する。

【００１９】

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。送電コイル１９が発生する交流磁界の周波数は、例えば、１００ｋＨｚ～２０ＭＨｚ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、１３．５６ＭＨｚ等が好ましく選択される。

【００２０】

そして、処置具２０の受電コイル２９は、トロッカー１０の送電コイル１９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２９が受電した電力は図示しない

10

20

30

40

50

受電回路においてジョー２１Ａ、２２Ｂに印加する高周波電力に変換される。

【００２１】

処置具では、受電コイル２９の内部を操作ワイヤ２５が挿通している。このため、操作ワイヤ２５には、トロッカー１０の送電コイル１９が発生した交流磁界が印加される。なお、操作ワイヤ２５が受電コイル２９の外部に配置されていても、やはり交流磁界が印加される。このため、操作ワイヤ２５には誘導電流が流れる。

【００２２】

しかし、図２等に応示するように、処置具２０では、操作ワイヤ２５は、一端が挿入部２２の先端側の処置部２１と接続されている第１ワイヤ２６と、一端が操作部２４と接続されている第２ワイヤ２８とからなる。そして、第１ワイヤ２６と第２ワイヤ２８とは機械的に接続されているが、電気的には絶縁されている。

10

【００２３】

すなわち、図３等に応示するように、第１ワイヤ２６と第２ワイヤ２８とは共に金属からなるが、熱収縮チューブ２７により互いに接触しないように接続されている。

【００２４】

熱収縮チューブ２７は、熱することにより、あらかじめ記憶された形状に収縮する形状記憶プラスチック製チューブであり、例えば、シリコン樹脂又はフッ素樹脂等の絶縁性材料からなる。

【００２５】

図２に応示するように、接続部、すなわち、熱収縮チューブ２７は、送電コイル１９と受電コイル２９とが電磁結合する状態において、受電コイル２９よりも操作部２４側に配設されている。送電コイル１９が発生した交流磁界により第１ワイヤ２６には誘導電流が流れる。しかし、第１ワイヤ２６から第２ワイヤ２８に誘導電流が流れることはない。

20

【００２６】

すなわち、処置具２０は、術者が操作する操作部２４の第２ワイヤ２８に誘導電流が流れることがない。このため、第２ワイヤ２８が発熱したり、誘導電流等による電磁波強度が、比吸収率（ＳＡＲ：Specific Absorption Rate）の基準（総務省令）を満たさなくなったりするおそれがない。

【００２７】

なお、第１ワイヤ２６Ｂ／第２ワイヤ２８を、信号線または接地電位線としても用いてもよい。

30

【００２８】

ここで、高周波電流は想定外の経路で流れることがある。このため、図２に応示するように、操作部２４の挿入部側は、低誘電損失絶縁材料からなる部材２０Ｘであることが好ましい。言い替えれば、処置具２０と操作部２４との間は低誘電損失絶縁材料、例えば、誘電正接が０．０１以下のポリスチレン、ポリエチレン又はフッ素樹脂等からなる部材２０Ｘで電気的に絶縁されていることが好ましい。なお、部材２０Ｘは、操作部２４と挿入部２２とを着脱自在に接続する接続部材であってもよい。

【００２９】

また、処置具２０としてバイポーラ型の高周波処置具について説明したが、先端側の処置部を操作する操作ワイヤを有する各種の処置具、例えば、モノポーラ型の電気メス等であっても同様の効果が得られる。

40

【００３０】

なお、これまでは、挿入補助具であるトロッカー１０の送電コイル１９と電磁結合する受電コイル２９を介して電力を無線受電する処置具２０について説明した。しかし、挿入補助具の送電電極と容量結合する受電電極を介して電力を無線受電する処置具であっても、操作ワイヤに誘導電流が流れる場合には、本発明の構成は同じ効果を有する。

【００３１】

言い替えれば、操作ワイヤが、一端が先端側と接続されている、交流磁界又は交流電界が印加される第１ワイヤと、一端が操作部と接続され他端が第１ワイヤと接続されている

50

が、第 1 ワイヤとは絶縁されている第 2 ワイヤと、を含む医療器具は、術者が操作する操作部の操作ワイヤに誘導電流が流れることがない。

【 0 0 3 2 】

< 変形例 1 >

処置具 2 0 は、操作ワイヤが、一端が先端側の処置部 2 1 と接続されている第 1 ワイヤと、一端が操作部 2 4 と接続され、他端が第 1 ワイヤと接続されているが、第 1 ワイヤとは絶縁されている第 2 ワイヤと、を含んでいればよい。

【 0 0 3 3 】

例えば、図 4 に示す変形例 1 の処置具の操作ワイヤ 2 5 A は、金属からなる第 1 ワイヤ 2 6 と金属からなる第 2 ワイヤ 2 8 とが、嵌合する第 1 部材 2 7 A 1 と第 2 部材 2 7 A 2 とからなる接続部材 2 7 A を介して接続されている。すなわち、第 1 ワイヤ 2 6 は第 1 部材 2 7 A 1 と接合されており、第 2 ワイヤ 2 8 は第 2 部材 2 7 A 2 と接合されている。

10

【 0 0 3 4 】

接続部材 2 7 A は、例えば、P T F E (Poly Tetra Fluoro Ethylene) 等のフッ素樹脂、又は、P E E K (Poly Ether Ether Ketone) 樹脂等からなる絶縁体である。

【 0 0 3 5 】

処置具は、第 1 ワイヤ 2 6 と第 2 ワイヤ 2 8 とが、絶縁体からなる接続部材により機械的に接続されていれば、処置具 2 0 と同じ効果を有する。

【 0 0 3 6 】

< 変形例 2 >

変形例 2 の処置具の第 1 ワイヤ 2 6 A 及び第 2 ワイヤ 2 8 A の少なくともいずれかは、図 5 A、図 5 B に示すように、ステンレス (S U S) 又はニッケルチタン (N i - T i) 合金等からなる複数の金属素線 2 6 A S が、ねじりあわされて 1 本になっている撚線 (より線) である。

20

【 0 0 3 7 】

より線ワイヤは、単線ワイヤよりも、伸びが生じにくく、かつ屈曲に対する耐久性にも優れている。このため、変形例 2 の処置具は、処置具 2 0 の効果を有し、さらに耐久性等に優れている。

【 0 0 3 8 】

< 変形例 3 >

変形例 3 の処置具の操作ワイヤのうち、少なくとも第 1 ワイヤ 2 6 B は、図 6 に示すように、それぞれの金属素線 2 6 B 1 が絶縁体 2 6 B 2 で被覆された金属素線 2 6 B S が、より合わされた撚線 (より線) 2 6 B である。なお、第 2 ワイヤも、第 1 ワイヤ 2 6 B と同じ構成でもよい。

30

【 0 0 3 9 】

第 1 ワイヤ 2 6 B には、交流磁界が印加される。しかし、それぞれの金属素線 2 6 B S が絶縁されているため、発生する渦電流のループ長が短いため、損失が小さく、発熱も小さい。

【 0 0 4 0 】

また、第 1 ワイヤ 2 6 B を信号線としても用いる場合には、個々の金属素線 2 6 B 1 の径が細いため、近接効果により電気抵抗が大きくなることが抑制されている。このため、第 1 ワイヤ 2 6 B は伝送効率がよく、かつ、発熱が小さい。

40

【 0 0 4 1 】

なお、金属導線の被覆には、ポリウレタンが一般的に用いられている。しかし、処置具に用いるワイヤの金属素線の被覆には、耐熱性の高い材料、例えば、耐熱ポリウレタン、ナイロン、ポリエステル、フッ素樹脂、又は、ポリパラキシリレン等を用いることが好ましい。

【 0 0 4 2 】

< 変形例 4 >

弾性率、耐久性等の観点からは、操作ワイヤは金属からなることが好ましい。しかし仕

50

様に応じて、図 7 A に示す絶縁体からなる 1 本の操作ワイヤ 2 5 B を用いてもよい。

【 0 0 4 3 】

< 変形例 5 >

また、図 7 B に示すように、金属からなる第 1 ワイヤ 2 6 と絶縁体からなる第 2 ワイヤ 2 8 C とを接続部材 2 7 C を介して接続した操作ワイヤ 2 5 C でも、もちろん術者が操作する操作部 2 4 の第 2 ワイヤ 2 8 C に誘導電流が流れることがない。接続部材 2 7 C は導電性部材でもよい。

【 0 0 4 4 】

なお、絶縁性のワイヤの材料としては、高剛性の P E E K を用いることが好ましい。また、絶縁材料からなる複数の素線が、より合わされた撚線を用いてもよい。

10

【 0 0 4 5 】

< 変形例 6 >

図 7 C に示す操作ワイヤ 2 5 D では、接続部材が、P E E K 等からなる絶縁体ワイヤ 2 7 D である。特にワイヤの受電コイル 2 9 の内部を挿通している部分、すなわち、送電コイル 1 9 の内部を挿通する部分、には強い磁界が印加されるため、大きな誘導電流が流れやすく渦電流の発生により、送受電効率の低下原因にもなる。このため、前記部分を絶縁体ワイヤ 2 7 D とすることで、誘導電流が操作部側に流れるのを防止するだけでなく、送受電効率の低下防止を図ることができる。

【 0 0 4 6 】

< 変形例 7 >

図 7 D に示す操作ワイヤ 2 8 E は、処置部 2 1 と接続された 2 本のワイヤ 2 6 E 1、2 6 E 2 と、ワイヤ 2 6 E 1、2 6 E 2 と接続部材 2 7 E 1、2 7 E 2 を介して接続されたワイヤ 2 8 E と、からなる。ワイヤ 2 8 E は端部ではなく中央部が操作部 2 4 と機械的に接続されている。ワイヤ 2 8 E は操作部 2 4 の回転運動により、例えば、ワイヤ 2 6 E 1 が操作部側に引張応力を受けるときに、ワイヤ 2 6 E 2 は処置部側に圧縮応力を受ける。

20

【 0 0 4 7 】

また、複数本の操作ワイヤを有する処置具でも、操作ワイヤ 2 8 E と同様に、それぞれの操作ワイヤが絶縁体からなる接続部材により接続されていれば、処置具 2 0 等と同じ効果を有することは言うまでも無い。

【 0 0 4 8 】

また、第 1 ワイヤと第 2 ワイヤとが接続されている操作ワイヤ 2 5 について説明したが、3 本以上のワイヤが接続されてもよい。その場合には、受電コイル配設位置よりも操作部側の少なくとも 1 箇所に絶縁材料からなる接続部が配置されていればよい。

30

【 0 0 4 9 】

< 第 2 実施形態 >

本実施形態の医療器具は、内視鏡 4 0 のチャンネルに挿入される処置具 5 0 である。すなわち、処置具 5 0 の挿入補助具が、トロッカー 1 0 ではなく、内視鏡 4 0 である。

【 0 0 5 0 】

図 8 に示すように、手術システム 1 A は、本実施形態の処置具 5 0 と内視鏡 4 0 と、内視鏡 4 0 とユニバーサルコード 4 3 を介して接続される信号を処理するプロセッサ 6 1 及び電源ユニット 6 0 と、内視鏡画像を表示するモニタ 6 2 と、を有する。

40

【 0 0 5 1 】

内視鏡 4 0 は、被検体の体内に挿入される細長い挿入部 4 2 を挿通する挿入孔であるチャンネル 4 0 H を有する。チャンネル 4 0 H は可撓性の樹脂チューブからなる。なお、内視鏡 4 0 の詳細な構成については、第 3 実施形態において説明する。

【 0 0 5 2 】

図 9 に示すように、処置具 5 0 は、術者が操作する操作部 5 4 と、先端側の処置部 5 1 と、操作部 5 4 の操作を処置部 5 1 に伝達する操作ワイヤ 5 5 が挿通している挿入部 5 2 と、を有する。処置具 5 0 は、内視鏡 4 0 の操作部 4 4 のチャンネル 4 0 H の挿入口 4 0 H A から挿入され、挿入部 4 2 (軟性部 4 2 C、湾曲部 4 2 B、先端部 4 2 A) を挿通し

50

て、開口４０ＨＢから先端側の処置部５１が突出する。

【００５３】

内視鏡４０のチャンネル４０Ｈの外周部に巻回された送電コイル４９は、交流磁界を発生する。送電コイル４９と電磁結合した受電コイル５９により受電した電力により処置部５１で処置が行われる。

【００５４】

処置具５０では、操作ワイヤ５５は、一端が挿入部５２の先端側の処置部５１と接続されている第１ワイヤ５６と、一端が操作部５４と接続されている第２ワイヤ５８と、絶縁性の接続部材５７と、からなる。このため、第１ワイヤ５６と第２ワイヤ５８とは機械的に接続されているが、電気的には絶縁されている。

10

【００５５】

本実施形態の処置具５０は、挿入補助具が内視鏡４０であるが、その基本的構成は第１実施形態の処置具２０と同じであり、同じ機能を有する。すなわち、術者が操作する操作部５４の操作ワイヤ５８に誘導電流が流れることがない。

【００５６】

また、第１実施形態の変形例の構成を、本実施形態の処置具５０に用いることもできる。

【００５７】

< 第３実施形態 >

本実施形態の医療器具は、挿入補助具の内視鏡４０である。すなわち、図８に示す手術システム１Ａは、第２実施形態の処置具５０と、本実施形態の内視鏡４０と、を含んでいる。

20

【００５８】

挿入補助具である内視鏡４０は、処置具５０等とは基本的な構成が大きく異なる。しかし、操作ワイヤに交流磁界が印加されることは同じである。

【００５９】

すでに説明したように、内視鏡４０は、チャンネル４０Ｈに挿入された処置具５０に電力を送電するために交流磁界を発生する送電コイル４９を具備する。さらに、図８及び図１０に示すように、内視鏡４０は、撮像部４１が配設された先端部４２Ａの方向を変える湾曲部４２Ｂを操作する操作ワイヤ４５が挿入部４２を挿通している。

30

【００６０】

図１０に示すように、操作ワイヤ４５は、第１ワイヤ４６Ａと第２ワイヤ４８Ａとが絶縁性の接続部材４７Ａを介して接続されており、第１ワイヤ４６Ｂと第２ワイヤ４８Ｂとが絶縁性の接続部材４７Ｂを介して接続されている。第１ワイヤ４６Ａ及び第２ワイヤ４６Ｂの一端は、先端側の湾曲部４２Ｂと接続されている。そして、第１ワイヤ４６Ａ及び第２ワイヤ４６Ｂの他端は、操作部４４と接続されている。なお、第１ワイヤ４６Ａと第２ワイヤ４６Ｂとは、それぞれの操作部側の他端が接続されている１本のワイヤであってもよい。

【００６１】

内視鏡４０では、送電コイル４９が発生した交流磁界は操作ワイヤ４５にも印加されてしまう。

40

【００６２】

しかし、第１ワイヤ４６Ａ、４６Ｂと第２ワイヤ４８Ａ、４８Ｂとは機械的に接続されているが、電気的には絶縁されている。

【００６３】

本実施形態の内視鏡４０は、挿入補助具であるが、その基本的構成は処置具２０、５０と同じであり、同じ機能を有する。すなわち、術者が操作する操作部４４の操作ワイヤ４８に誘導電流が流れることがない。

【００６４】

また、第１実施形態の変形例の構成を、本実施形態の内視鏡４０に用いることもできる

50

。

【 0 0 6 5 】

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 】

【 0 0 6 6 】

1、1 A・・・手術システム

1 0・・・トロッカー

1 9・・・送電コイル

2 0・・・処置具

2 1・・・処置部

2 2・・・挿入部

2 4・・・操作部

2 5・・・操作ワイヤ

2 6・・・第 1 ワイヤ

2 7・・・熱収縮チューブ

2 8・・・第 2 ワイヤ

2 9・・・受電コイル

3 0・・・電源ユニット

4 0・・・内視鏡

4 0 H・・・チャンネル

4 2・・・挿入部

4 2 A・・・先端部

4 2 B・・・湾曲部

4 4・・・操作部

4 5・・・操作ワイヤ

4 9・・・送電コイル

5 0・・・処置具

5 1・・・処置部

5 2・・・挿入部

5 4・・・操作部

5 5・・・操作ワイヤ

5 6・・・第 1 ワイヤ

5 7・・・接続部材

5 8・・・第 2 ワイヤ

5 9・・・受電コイル

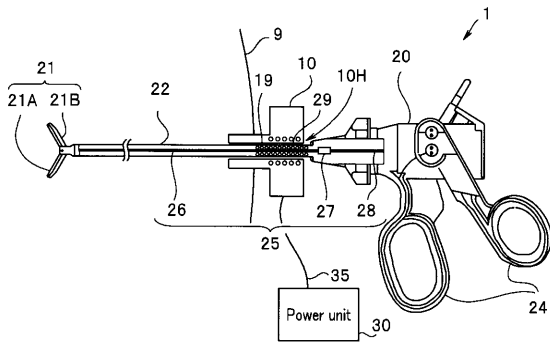
6 0・・・電源ユニット

10

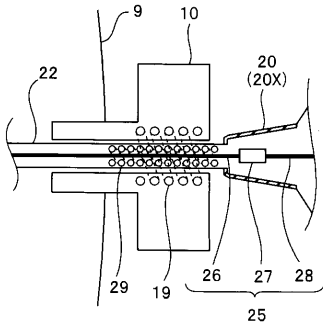
20

30

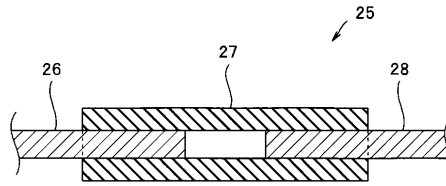
【図 1】



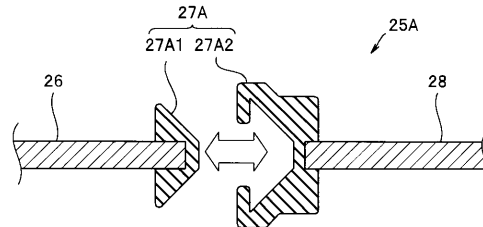
【図 2】



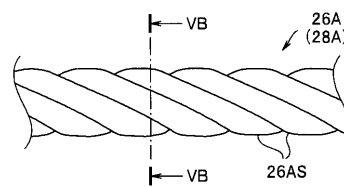
【図 3】



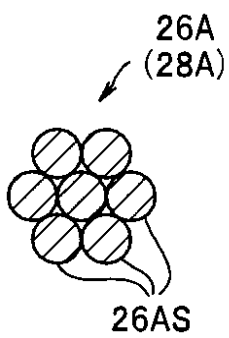
【図 4】



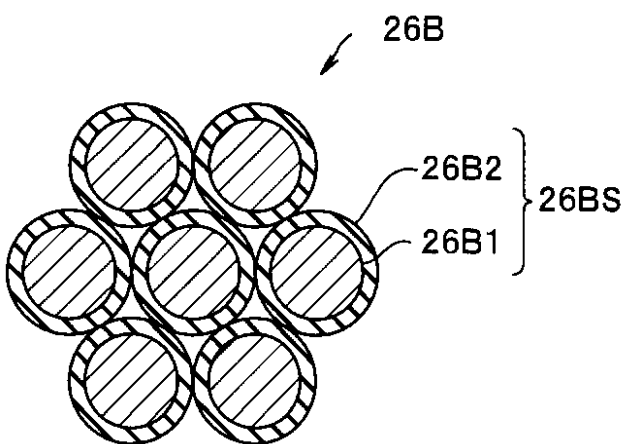
【図 5 A】



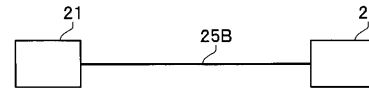
【図 5 B】



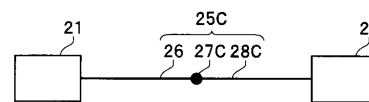
【図 6】



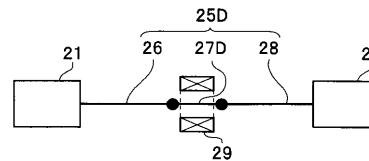
【図 7 A】



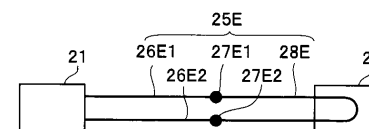
【図 7 B】



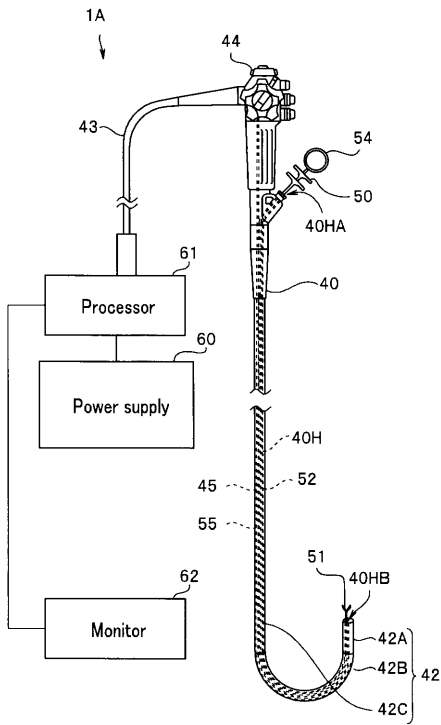
【図 7 C】



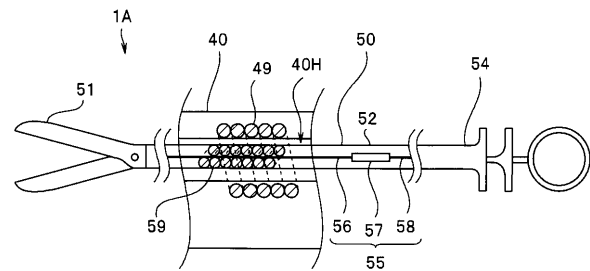
【図 7 D】



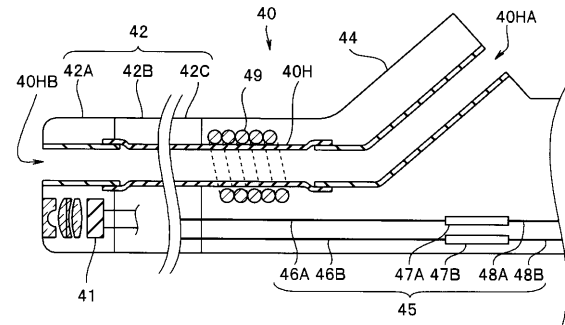
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B	17/39	3 2 0
H 0 2 J	17/00	B

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP2015093003A	公开(公告)日	2015-05-18
申请号	JP2013233253	申请日	2013-11-11
[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	鶴田尚英		
发明人	鶴田 尚英		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/34 H02J17/00 A61B1/01		
CPC分类号	A61B1/018 A61B17/3421 A61B17/3476 A61B18/1445 A61B18/1492 A61B2018/00083 A61B2018/00178 A61B2018/1286 A61B17/0218 A61B17/3423 A61B2017/00411		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B1/00.320.E A61B1/00.300.A A61B1/00.334.D A61B17/34 A61B17/39.320 H02J17/00.B A61B1/00.T A61B1/00.622 A61B1/00.683 A61B1/00.684 A61B1/00.710 A61B1/01 A61B1/018 A61B1/018.511 A61B1/018.515 A61B18/12 H02J50/10 H02J50/70		
F-TERM分类号	4C160/FF42 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/MM32 4C161/AA24 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/GG27 4C161/HH57 4C161/JJ01 4C161/JJ03 4C161/JJ11 4C161/JJ12 4C161/JJ20		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6210848B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种处理工具20，在该处理工具20中，感应电流不由操作员操作的操作部24的操作线25中流动。解决方案：治疗工具20包括由操作员操作的操作部分24，从操作部分24延伸并插入受试者体内的插入部分22和用于操作该操作部分24的操作部分24。处理工具20包括：操作线25，该操作线25穿过插入部22插入，该插入部22被传输至位于手术器械21的远端侧的处理部21。操作线25的一端连接至处理部21，第一线26施加有交流磁场或交流电场，第一线26连接至操作部24，另一端连接至第一线26。但是包括与第一导线26绝缘的第二导线28。[选择图]图2

