

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5258314号

(P5258314)

(45) 発行日 平成25年8月7日(2013.8.7)

(24) 登録日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/18 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 4 0

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2008-22669 (P2008-22669)	(73) 特許権者	000109543
(22) 出願日	平成20年2月1日(2008.2.1)		テルモ株式会社
(65) 公開番号	特開2009-178506 (P2009-178506A)		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(43) 公開日	平成21年8月13日(2009.8.13)	(74) 代理人	100077665
審査請求日	平成22年12月3日(2010.12.3)		弁理士 千葉 剛宏
		(74) 代理人	100116676
			弁理士 宮寺 利幸
		(74) 代理人	100142066
			弁理士 鹿島 直樹
		(74) 代理人	100126468
			弁理士 田久保 泰夫
		(74) 代理人	100149261
			弁理士 大内 秀治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用マニピュレータ及び医療用ロボットシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シャフトの先端に、アクチュエータで駆動される少なくとも1つの関節を備えた医療用マニピュレータであって、

前記関節によって向きが可変の針と、

前記シャフトより基端側に設けられたコネクタと、

前記コネクタと前記針との間の電氣的な接続で、少なくとも一部分を接続している同軸ケーブルと、

を有し、

前記同軸ケーブルにおいて、2極のうち、外周側に位置する筒状の外被導体は、可撓性を有する金属メッシュからなる部位と、前記金属メッシュよりも剛性の大きい金属チューブからなる部位とを含んでいることを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 2】

請求項1記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記同軸ケーブルは、少なくとも前記シャフトの内部又は前記シャフトに沿う部分に設けられていることを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 3】

請求項1又は2に記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記コネクタと前記同軸ケーブルとの間に、誘導手段と容量手段とを含む回路を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

10

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記回路は、前記コネクタにマイクロ波発振源が接続され、前記針が生体に刺された場合における前記マイクロ波発振源の出力インピーダンスと、前記コネクタにおける入力インピーダンスを略等しくするためのマッチング回路であることを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 5】

請求項 1 又は 2 に記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記コネクタと前記同軸ケーブルとの間に、金属パイプを含む回路を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

10

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記針は、生体に刺した状態でマイクロ波を通電することにより、生体組織の焼灼を行うことを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 7】

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記針、前記同軸ケーブル及び前記コネクタを含むマイクロ波供給手段は、複数組設けられていることを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 8】

請求項 7 記載の医療用マニピュレータにおいて、

複数の前記針の相対距離を離間させる針離間手段を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

20

【請求項 9】

請求項 8 記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記針離間手段は、複数の前記針が互いに離間する方向に付勢する弾性体を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 10】

請求項 8 又は 9 記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記針離間手段は、前記針の向きを略同じ状態に保ったまま変位させるリンク機構を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

30

【請求項 11】

請求項 8 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の医療用マニピュレータにおいて、

前記針離間手段は、前記シャフトをトラカールから引き抜くときに、該トラカールの端部に当接して傾動し、複数の前記針が互いに接近する方向に復帰させるアームを有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

【請求項 12】

シャフトの先端に、アクチュエータで駆動される少なくとも 1 つの関節を備える医療用マニピュレータと、

前記医療用マニピュレータを保持するロボットアームと、

前記医療用マニピュレータと前記ロボットアームを操作するための制御部と、
を有する医療用ロボットシステムであって、

40

前記医療用マニピュレータは、

前記関節によって向きが可変の針と、

前記シャフトより基端側に設けられたコネクタと、

前記コネクタと前記針との間の電気的な接続で、少なくとも一部分を接続している同軸ケーブルと、

を有し、

前記同軸ケーブルにおいて、2 極のうち、外周側に位置する筒状の外被導体は、可撓性を有する金属メッシュからなる部位と、前記金属メッシュよりも剛性の大きい金属チューブからなる部位とを含んでいることを特徴とする医療用ロボットシステム。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、シャフトの先端にマイクロ波を供給する針が設けられ、該針により患部に対して手技を行う医療用マニピュレータ及び、該医療用マニピュレータを含む医療用ロボットシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

患部又はその周辺部に対して凝固、止血及び切除等の手技を行うためには、主に電気メス、レーザメスが用いられるが、近時になって、マイクロ波を用いる装置が提案されている。この装置では、生体に刺す針と、該針にマイクロ波を供給する手段が設けられており、針から生ずる熱エネルギーによって凝固、止血等の手技がなされる（例えば、特許文献1及び特許文献2参照）。

10

【0003】

このような装置によれば、手技を受けた生体組織が炭化変性することなく、止血及び熱変成を容易に行えるという効果がある。また、組織内に発生するマイクロ波の熱により細菌類が死滅するとともに、無駄な出血がない。

【0004】

一方、患者の腹部等に小さな孔をいくつかあけて内視鏡、マニピュレータ（又は鉗子）等を挿入し、術者が内視鏡の映像をモニターで見ながら行う腹腔鏡下手術が行われている。このような腹腔鏡下手術は、開腹を必要としないため患者への負担が少なく、術後の回復や退院までの日数が大幅に低減されることから、適用分野の拡大が期待されている。

20

【0005】

マニピュレータシステムは、例えば特許文献3及び特許文献4に記載されているように、マニピュレータ本体と、該マニピュレータ本体を制御する制御装置とから構成される。マニピュレータ本体は、人手によって操作される操作部と、操作部に対して交換自在に着脱される作業部とから構成される。

【0006】

さらに、医療用マニピュレータをロボットアームにより駆動する医療用ロボットシステム（例えば、特許文献5参照）が提案されている。このような医療用ロボットシステムでは、マスターアームによる遠隔操作が可能であるとともに、プログラム制御により様々な動作が可能となる。

30

【0007】

医療用ロボットシステムでは、複数のロボットアームが設けられており、手技に応じてこれらのロボットアームを使い分けることができる。ロボットアームのうち1台には内視鏡が設けられ、体腔内を所定のモニターで確認することができる。

【0008】

非特許文献1には、医療用の組織内加温用アンテナにおいて、入力インピーダンスを整合させるための整合回路を装荷した同軸スロットアンテナが記載されている。この同軸スロットアンテナでは、局所加温領域を発生させることが可能な二つのスロットを設けた同軸スロットアンテナに対し、これらのスロットとは別にインピーダンス整合をとるためのスロット（マッチングスロット）と、これを覆う金属パイプを装荷している。

40

【0009】

【特許文献1】 特公平1-20617号公報

【特許文献2】 特公平1-20619号公報

【特許文献3】 特開2002-102248号公報

【特許文献4】 特開2003-61969号公報

【特許文献5】 米国特許第6331181号明細書

【非特許文献1】 岡部真也、外3名 “組織内加温用同軸スロットアンテナへの整合回路の装荷による入力インピーダンスの改善に関する検討” 電子情報通信学会論文誌200

50

4 / 10 Vol. J 8 7 - B No. 1 0 p 1 7 4 1 - 1 7 4 8

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上記の特許文献1及び特許文献2記載の装置では、基本的には開腹手術を前提としており、鉗子を用いた腹腔鏡下手術は考慮されていない。従来、鉗子の先端に電線に接続された電気メスを設けた例はあるが、この鉗子において電気メスをそのままマイクロ波供給用の針に替えても、電線からマイクロ波のエネルギーが放射してしまい、相当に非効率である。

【0011】

10

また、適度に離間した複数本の針に対してマイクロ波を供給すると、一度に広い箇所に対して手技を行うことができ、相乗的な効果が得られるとともに手術時間を短縮することができると考えられる。しかしながら、腹腔鏡下手術では狭いトラカールを介して鉗子を挿入するため、先端に複数本の針を設けても、該針相互間の距離は制限される。

【0012】

本発明はこのような課題を考慮してなされたものであり、先端の針に対してエネルギーを効率的に供給することのできる医療用マニピュレータ及び該医療用マニピュレータを含む医療用ロボットシステムを提供することを目的とする。

【0013】

また、本発明は、腹腔鏡下手術のトラカールを容易に挿通させることができ、しかも生体に対して、複数の針を適度に離れた箇所に刺すことのできる医療用マニピュレータを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明に係る医療用マニピュレータは、シャフトの先端に、アクチュエータで駆動される少なくとも1つの関節を備えた医療用マニピュレータであって、前記関節によって向きが可変の針と、前記シャフトより基端側に設けられたコネクタと、前記コネクタと前記針との間の電氣的な接続で、少なくとも一部分を接続している同軸ケーブルとを有することを特徴とする。

【0015】

30

このように、コネクタと針との間の少なくとも一部分を同軸ケーブルによって接続することにより針に供給するマイクロ波のエネルギーが放射されることが防止され、エネルギーを効率的に供給することができる。

【0016】

前記同軸ケーブルは、少なくとも前記シャフトの内部又は前記シャフトに沿う部分に設けられていてもよい。医療用マニピュレータのシャフトは、トラカールから体腔内に挿入されることからある程度の長さが必要であり、この間に同軸ケーブルを設けることによりマイクロ波のエネルギー放出を相当に防止できる。

【0017】

40

前記同軸ケーブルにおいて、2極のうち、外周側に位置する筒状の外被導体は少なくとも一部が金属チューブからなる構成でもよい。医療用マニピュレータ内において、例えばシャフトの内部では同軸ケーブルは屈曲することはないので、可撓性は不要であり、外被導体に金属チューブを適用すると廉価且つ簡便構成となる。また、金属チューブは患者の体液や洗浄液等が染み込むおそれがない。

【0018】

前記コネクタと前記同軸ケーブルとの間に、誘導手段と容量手段とを含む回路を有すると、インピーダンスを調整することができる。ここでいう回路とは広義であり、基板上の回路に限らない。

【0019】

前記回路は、前記コネクタにマイクロ波発振源が接続され、前記針が生体に刺された場

50

合における前記マイクロ波発振源の出力インピーダンスと、前記同軸コネクタにおける入力インピーダンスを略等しくするためのマッチング回路であってもよい。インピーダンスマッチングをとることにより、反射波が低減し、先端の針に対して一層効率よくエネルギーを供給することができる。この場合、インピーダンスマッチング回路は、生体を含めたインピーダンスに対してマッチングするように設定しておくといよい。

【0020】

前記コネクタと前記同軸ケーブルとの間に、金属パイプを含む回路を有していてもよい。

【0021】

前記針は、生体に刺した状態でマイクロ波を通電することにより、生体組織の焼灼を行ってもよい。このような焼灼により、手技を受けた生体組織が炭化変性することなく熱変成され、また止血を容易に行うことができる。

10

【0022】

前記針、前記同軸ケーブル及び前記コネクタを含むマイクロ波供給手段は、複数組設けられていてもよい。複数の針を同時に異なる箇所へ刺すことにより、焼灼手技を効率的に行うことができる。

【0023】

また、本発明に係る医療用マニピュレータは、シャフトの先端に設けられた複数の針と、前記針にマイクロ波を供給する導体と、複数の前記針の相対距離を離間させる針離間手段とを有することを特徴とする。このような針離間手段によれば、複数の針を一度に離れた箇所へ刺して手技を行うことができ、相乗的な効果が得られる。

20

【0024】

前記針離間手段は、複数の前記針が互いに離間する方向に付勢する弾性体を有してもよい。このような弾性体によれば、簡便構成で、トラカールを貫通したときに複数の針を自動的に動かすことができる。

【0025】

前記針離間手段は、前記針の向きを略同じ状態に保ったまま変位させるリンク機構を有してもよい。リンク機構により、針の向きを略同じ状態に保つことができ、各針を生体に対して刺しやすい。

【0026】

30

前記針離間手段は、前記シャフトをトラカールから引き抜くときに、該トラカールの端部に当接して傾動し、複数の前記針が互いに接近する方向に復帰させるアームを有してもよい。このようなアームにより、シャフト及び針の部分のトラカールから容易に引き抜くことができる。

【0027】

本実施の形態に係る医療用ロボットシステムは、シャフトの先端に、アクチュエータで駆動される少なくとも1つの関節を備える医療用マニピュレータと、前記医療用マニピュレータを保持するロボットアームと、前記医療用マニピュレータと前記ロボットアームを操作するための制御部とを有する医療用ロボットシステムであって、前記医療用マニピュレータは、前記関節によって向きが可変の針と、前記シャフトより基端側に設けられたコネクタと、前記コネクタと前記針との間の電氣的な接続で、少なくとも一部分を接続している同軸ケーブルとを有することを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0028】

本発明に係る医療用マニピュレータ及び医療用ロボットシステムによれば、コネクタと針との間の少なくとも一部分を同軸ケーブルによって接続することにより針に供給するマイクロ波のエネルギーが放射されることが防止され、エネルギーを効率的に供給することができる。また、コネクタを有することから、マイクロ波発信源との着脱が自在であり、医療用マニピュレータに適する。

【0029】

50

本発明に係る医療用マニピュレータでは、針離間手段を有することにより、複数の針を一度に離れた箇所へ刺して手技を行うことができ、相乗的な効果が得られる。針離間手段による針の離間前には、複数の針を互いに近接配置させておくことができ、トラカールを容易に挿通させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、本発明に係る医療用マニピュレータ及び医療用ロボットシステムについて実施の形態を挙げ、添付の図1～図19を参照しながら説明する。

【0031】

図1に示すように、本実施の形態に係るマニピュレータ10c及び医療用ロボットシステム12は手術用であって、例えば患者（以下、生体とも呼ぶ。）14の腹腔鏡下手術に適用される。

【0032】

医療用ロボットシステム12は、手術台15の近傍に設けられたステーション16と、該ステーション16に設けられた4台のロボットアーム18a、18b、18c及び18dと、全体的な制御を行うコンソール（制御部）20とを有する。ロボットアーム18a～18dとコンソール20との間の通信手段は、有線、無線、ネットワーク又はこれらの組合わせでよい。コンソール20は、医療用ロボットシステム12の全ての制御を負担している必要はなく、例えば、ロボットアーム18a～18dのフィードバック制御は、それぞれのロボット側に設けられていてもよい。ロボットアーム18a～18cは、コンソール20の作用下に動作し、プログラムによる自動動作や、コンソール20に設けられたジョイスティック22a～22cに倣った動作、及びこれらの複合的な動作をする構成にしてもよい。

【0033】

ロボットアーム18a～18cは、各先端にマニピュレータ10a、10b及び10cを有し、ロボットアーム18dの先端には内視鏡24が設けられている。マニピュレータ10a～10c及び内視鏡24は、それぞれトラカール25を介して体腔27内に挿入される。ステーション16は複数台であってもよい。マニピュレータ10a～10c及び内視鏡24は、ロボットアーム18a～18dに対して着脱可能に構成されている。

【0034】

ロボットアーム18a～18dは、多関節機構（例えば、独立的な6軸機構）を有し、コンソール20によって制御され、マニピュレータ10a～10c及び内視鏡24を動作範囲内における任意の位置で任意の姿勢に設定可能である。ロボットアーム18a～18dは、少なくとも先端の軸に沿ってマニピュレータ10a～10c及び内視鏡24を進退させるスライド機構26と、ステーション16に沿って移動する昇降機構28とを有する。ロボットアーム18a～18dは全て同じ構成であってもよいし、マニピュレータ10a～10c及び内視鏡24の種類に応じて異なる構成であってもよい。

【0035】

ロボットアーム18a及び18bに設けられたマニピュレータ10a及び10bは、主に患部に対して直接的な手技を施すためのものであり、先端作業部には、例えばグリッパ及び鉗等が設けられる。ロボットアーム18cに設けられたマニピュレータ10cは、マイクロ波発生装置29から供給されるマイクロ波を患部（例えば、肝臓）に照射する手技を行うものである。これら以外にも、例えば体腔27の臓器等を所定の場所に退避させて広い術野を確保するためのリトラクタとしてのマニピュレータを設けてもよい。マイクロ波発生装置29は、コンソール20と一体構成でもよい。

【0036】

次に、マニピュレータ10cの構成について説明をする。図2に示すように、マニピュレータ10cについて、幅方向をX方向、高さ方向をY方向及び、連結シャフト（棒形状部材）44の延在方向をZ方向と規定する。また、右方をX1方向、左方をX2方向、上方向をY1方向、下方向をY2方向、前方をZ1方向、後方をZ2方向と規定する。

【0037】

図2に示すように、マニピュレータ10cは、ロボットアーム18cの先端におけるスライダ40に対して着脱自在な構成になっている。スライダ40は、スライド機構26によってスライド可能である。スライダ40には、2つのモータ（アクチュエータ）30a、30bがZ方向にこの順に並列している。

【0038】

マニピュレータ10cは、スライダ40に対する接続ブロック42と、該接続ブロック42からZ1方向に延在する中空の連結シャフト44と、該連結シャフト44の先端に設けられた先端動作部46とを有する。

【0039】

接続ブロック42は、所定の着脱機構によりスライダ40に対して着脱及び交換が可能である。接続ブロック42は、モータ30a、30bに係合するプーリ48a、48bがZ方向にこの順に並列している。モータ30a、30bとプーリ48a、48bは、一方に非円形の凸部があり、他方に該凹部に係合する凹部が設けられており、モータ30a、30bの回転がプーリ48a、48bに伝達される。

【0040】

プーリ48a、48bには、ワイヤ50a、50bが巻き掛けられている。ワイヤ50a、50bは環状であって、滑り止めのため一部がプーリ48a、48bに固定されて、例えば1.5回転巻き掛けられて、連結シャフト44内をZ1方向に延在しており、プーリ48a、48bが回転することにより、左右から延在する2本のうち一方が巻き取られ、他方が巻き出される。ワイヤ50a、50bは、Y方向にずれて配置されており、相互の干渉がない。

【0041】

図3に示すように、先端動作部46は、ピッチ方向揺動部材150と、ヨー方向揺動部材152とを有する。ピッチ方向揺動部材150の基端部は、半円部材154によって揺動自在に軸支されている。半円部材154の上下両端部にはワイヤ50bの端部が接続固定されており、該ワイヤ50bの進退作用下にピッチ方向揺動部材150は、ヨー軸74を基準に揺動する。

【0042】

ヨー方向揺動部材152の基端部は、半円部材156によって揺動自在に軸支されている。半円部材156の左右両端部にはワイヤ50aの端部が接続固定されており、該ワイヤ50aの進退作用下にヨー方向揺動部材152は、ピッチ軸76を基準に揺動する。

【0043】

ワイヤ50aの一端側は、Z方向に配列された2つのプーリ158a及び158bに対してS字形状に巻き掛けられており、ワイヤ50aの他端側は、Z方向に配列された2つのプーリ160a及び160bに対してS字形状に巻き掛けられている。プーリ158a及び160aは、ヨー軸74に軸支されており、プーリ158b及び160bは、ピッチ方向揺動部材150内の軸162に軸支されている。

【0044】

同軸ケーブル82は、軸162に軸支されたプーリ164に対して約半周巻き掛けられて、針78に達している。図3から了解されるように、同軸ケーブル82のシールド網線98及び外部被覆100は、針78の近傍まで芯線92を覆っている。

【0045】

図4に示すように、先端動作部46は、連結シャフト44の先端に設けられており、ヨー軸74及びピッチ軸76を駆動することができる。

【0046】

針78の基端部分で導体の芯線92に対する接続部以外は、周辺部に対して絶縁されている。ワイヤ50a、50bが、接続ブロック42のプーリ48a、48bの回転動作によって進退することにより先端動作部46の各プーリが従動的に回転し、該先端動作部46の針78は2軸動作が可能であり、向きが可変となっている。この動作は、例えば、ヨー

10

20

30

40

50

軸（関節）７４及びピッチ軸（関節）７６を中心とした屈曲動作である。この先端動作部４６は、例えば、前記特許文献４記載の医療マニピュレータにおける先端の作業部と同機構にすればよい。先端動作部４６は、針７８の向きを変えるために少なくとも１軸の関節を設けていればよい。

【００４７】

なお、ヨー軸７４及びピッチ軸７６は、相互に動作干渉を発生し得ることから、コンソール２０では、干渉量を演算して補償するように各ワイヤ５０ａ、５０ｂを進退させる制御を行う。つまり、所定箇所を動作させたときに、他の箇所が動作干渉による無駄な動きをしないように制御をする。

【００４８】

図２に示すように、連結シャフト４４は、接続ブロック４２からＺ１方向に延在し、先端に先端動作部４６が設けられている。連結シャフト４４は、トラカール２５から体腔２７内に挿入されることからある程度の長さが必要である。

【００４９】

次に、マイクロ波発生装置２９から供給されるマイクロ波を針７８に供給するマイクロ波供給手段８０について説明する。

【００５０】

マイクロ波供給手段８０は、針７８と、同軸ケーブル８２と、同軸コネクタ８４（例えばＢＮＣ（Bayonet Neill Concelman）コネクタ）と、小基板９０とを有する。小基板９０は、例えばモールド構造であり防水性、防錆性に優れる。

【００５１】

針７８は、体腔２７内で患部又はその周辺に刺してマイクロ波を照射するためのものである。

【００５２】

同軸コネクタ８４は、連結シャフト４４よりも基端側の接続ブロック４２における上面に設けられており、同軸の外部ケーブル８８によりマイクロ波供給手段８０とマイクロ波発生装置２９とを接続する。外部ケーブル８８のインピーダンスは、例えば５０Ωである。マイクロ波発生装置２９が発生するマイクロ波は、例えば周波数が２．４ＧＨｚ帯域又は９００ＭＨｚ帯域であり、出力が３０～１００Ｗである。

【００５３】

インピーダンスマッチング回路８６は、小基板９０に設けられており、接続ブロック４２内における同軸コネクタ８４の極近傍に配置され、該同軸コネクタ８４と同軸ケーブル８２との間に介装されている。

【００５４】

同軸ケーブル８２は、マニピュレータ１０ｃの内部で接続ブロック４２から連結シャフト４４内及びヨー軸７４及びピッチ軸７６を通して配設されており、インピーダンスマッチング回路８６と針７８との間の電氣的な接続をしている。インピーダンスマッチング回路８６と同軸コネクタ８４との距離は極めて短く、同軸ケーブル８２は同軸コネクタ８４と針７８との間の略全長にわたって設けられている。同軸ケーブル８２は、同軸コネクタ８４と針７８との間で、可及的に長い範囲に設けられているとよいが、構造上、必ずしも全長にわたって設けることができない場合があり、設計条件に応じて同軸コネクタ８４と針７８との間の少なくとも一部分に設けられているとよい。

【００５５】

図５に示すように、同軸ケーブル８２は、導体の芯線９２を中心とした同心の２極構造であって、外方向に向かって順に絶縁層９６、導体のシールド網線（外被導体）９８、外部被覆１００を有する。同軸ケーブル８２では、芯線９２が同心構造のシールド網線９８によって遮蔽されていることから、芯線９２に供給されるマイクロ波が外部に放射することを防止できる。

【００５６】

芯線９２は針７８の基端部に接続されている。芯線９２と針７８との接続方法としては

10

20

30

40

50

、例えば溶接、圧着、巻き付け固定、又はそれらの組合わせにするとよい。

【0057】

同軸ケーブル82は、適度な物理的強度を有するとともに、適度な可撓性を有しており、マニピュレータ10c内における配設が容易であるとともに、先端動作部46におけるヨー軸74及びピッチ軸76の屈曲にともなって曲がることのできる。シールド網線98は、金属メッシュによって構成されており、可撓性に優れる。同軸ケーブル82は、連結シャフト44内に配設することから十分に細径であり、外部ケーブル88と比較しても細径であり、構造上、両者の特性インピーダンスは異なる場合がある。

【0058】

図6に示すように、シールド網線98のうち、少なくとも一部が金属チューブからなる構成でもよい。マニピュレータ10c内において、例えば連結シャフト44の内部では同軸ケーブル82は屈曲することはないので、可撓性は不要であり、外被導体に金属チューブを適用すると廉価且つ簡便構成となる。また、金属チューブは患者の体液や洗浄液等が染み込むおそれがなく、防水手段が不要である。連結シャフト44内では、同軸ケーブル82は外部に露呈することがないことから、外部被覆100は必ずしも必要ない。同軸ケーブル82は、ワイヤ50a、50bに接触することがないように、連結シャフト44の内壁に対して接着剤や溶接、溶着等により固定しておくといよい。

【0059】

図7に示すように、マイクロ波発生装置29は発振器29aで発生させるマイクロ波の一方の極（以下、信号ラインと呼ぶ。）を外部ケーブル88の芯線101に接続し、グラ
ンドレベルに設定された他方の極（以下、グラウンドラインと呼ぶ。）をシールド網線10
3に接続する。マイクロ波発生装置29と外部ケーブル88は、同軸コネクタ105（図
1参照）により着脱自在である。図7では、簡略化のため連結シャフト44、トラカール
25、体腔27及びマイクロ波供給のオン・オフスイッチ等は省略している。

【0060】

信号ライン及びグラウンドラインは、同軸コネクタ84の中心ピン及び筒状ターミナルを介して小基板90に入力している。小基板90は、例えばコイル（誘導手段）104を直列に、コンデンサ（容量手段）106と並列に接続した回路で構成されている。コイル104とコンデンサ106との接続点108は、小基板90の第1の出力として同軸ケーブル82の芯線92に接続され、針78に至っている。グラウンドラインは小基板90の第2
の出力として同軸ケーブル82のシールド網線98に接続されている。

【0061】

小基板90におけるコイル104とコンデンサ106の回路は、同軸コネクタ84にマイクロ波発生装置29が接続され、針78が生体14に刺された場合に同軸コネクタ84における入力インピーダンスとマイクロ波発生装置29の出力インピーダンスを略等しくするためのマッチング回路である。このようにインピーダンスマッチングをとることにより、外部ケーブル88とマニピュレータ10cとの接続箇所（つまり破線110の箇所）における反射波が低減し、先端の針78に対して一層効率よくエネルギーを供給することができる。

【0062】

図8に示すように、インピーダンスマッチング回路の特性は、同軸ケーブル82及び生体14を含めたインピーダンスが外部ケーブル88の特性インピーダンス Z_0 に対してマッチングするように設定しておくといよい。このインピーダンスは、針78を生体14に刺した状態で、インピーダンスアナライザを同軸コネクタ84に接続することにより測定できるので、この値を元にしてコイル104とコンデンサ106を設定すればよい。

【0063】

マイクロ波の反射とは、周知のように、特に高周波の電気信号が特性インピーダンスの異なる終端が接続された場合に、その接続点において跳ね返り、伝送損失が生じる現象である。マニピュレータ10cにおいては、小基板90のコイル104及びコンデンサ106によってインピーダンスマッチングをとっているため、伝送損失を低減してマイクロ波

10

20

30

40

50

を有効に供給することができる。また、同軸ケーブル 8 2 の特性インピーダンスを外部ケーブル 8 8 に合わせることなく自由に設定することが可能になり、該同軸ケーブル 8 2 を細径にすることができる。同軸ケーブル 8 2 は、十分に細径に設定可能であることから必ずしも連結シャフト 4 4 内に挿入しておく必要はなく、連結シャフト 4 4 の外面に沿う部分に設けてもよい。これにより、同軸ケーブル 8 2 とワイヤ 5 0 a、5 0 b との接触が一層確実に防止できる。

【0064】

なお、使用状態（例えば使用周波数）、患者及び患部等に応じてインピーダンスを調整可能なように、回路定数を調整可能な構成の（例えばコイル 1 0 4 をトリマー式にする。）小基板 9 0 を異なる定数のものに交換可能な構成（例えば、カートリッジ式）にしてもよい。また、小基板 9 0 を取り外すことができると、マニピュレータ 1 0 c の洗浄が容易になるとともに、該小基板 9 0 の防水性能、防錆性能を低くしてもよい。

10

【0065】

このように構成されるマニピュレータ 1 0 c により、腹腔鏡下手術において患部にマイクロ波を照射する手順について説明する。

【0066】

マニピュレータ 1 0 c の連結シャフト 4 4 をトラカール 2 5 から体腔 2 7 内に挿入する。このとき、ヨー軸 7 4 及びピッチ軸 7 6 を初期状態に設定しておき、針 7 8 を連結シャフト 4 4 の軸線上の向きにしておくことにより、トラカール 2 5 を容易に通過させることができる。

20

【0067】

また、同軸ケーブル 8 2 及び該同軸ケーブル 8 2 が挿通されている連結シャフト 4 4 は十分に細径であり、トラカール 2 5 を容易に挿通させることができる。

【0068】

さらに、図 9 に示すように、生体 1 4 における患部又はその周辺に対して、針 7 8 が適当な向き（例えば、略垂直）となるように、先端動作部 4 6 を調整する。先端動作部 4 6 のヨー軸 7 4 及びピッチ軸 7 6 は、針 7 8 から極めて近い箇所に設けられていることから、該針 7 8 を患部の近くまで接近させた後に該針 7 8 の向きを調整することが容易に行われる。この後、針 7 8 を患部又はその周辺に刺す。この手技は、内視鏡 2 4 により得られる画像を確認しながら行う。

30

【0069】

次いで、図示しないスイッチを操作することにより、マイクロ波発生装置 2 9 から針 7 8 にマイクロ波を供給し、針 7 8 が生体 1 4 に対してマイクロ波を照射する。生体 1 4 に照射されたマイクロ波は、生体中の水分に吸収されて、該水分を発熱させて生体組織を熱変成させる。マイクロ波を照射された生体組織は炭化変性することなく凝固し、また止血を容易に行うことができる。マイクロ波によれば、生体 1 4 の表層から深部にかけて効率よく局所的に処置をすることができ、癌組織等を周囲に飛散させることがない。

【0070】

連結シャフト 4 4 はある程度の長さを有するが、針 7 8 に供給するマイクロ波の伝達経路の芯線 9 2 は、シールド網線 9 8 によって遮蔽されていることから、この間のエネルギー放出が防止され、エネルギーを効率的に供給することができる。

40

【0071】

また、小基板 9 0 に設けられたコイル 1 0 4 とコンデンサ 1 0 6 の回路によりインピーダンスマッチングがなされていることから、マイクロ波の反射が少なく、針 7 8 に対して一層効率よくエネルギーを供給することができる。この場合、インピーダンスマッチングの回路は、生体 1 4 を含めたインピーダンスに対してマッチングするように設定してあり、高効率である。

【0072】

ところで、焼灼が進行すると生体組織が変質しインピーダンスが変化することになる。つまり、同軸ケーブル 8 2 及び生体 1 4 を含めたインピーダンスが、図 8 に示す当初の値

50

Ｚοからずれることになり、マッチングがとれなくなり、生体１４に対するマイクロ波出力が自動的に低下する。すなわち、生体組織の焼灼度合いに応じてマイクロ波出力は減ずるため、出力が自動で調整されることになり、過度の焼灼を防止できる。

【００７３】

この後、操作者の判断によりエネルギー供給を停止し、針７８を生体１４から抜き、該針７８の向きを基準状態に戻した上で、連結シャフト４４をトラカール２５から引き抜く。

【００７４】

マニピュレータ１０ｃは、ロボットアーム１８ｃに装着されていると説明したが、図１０に示すように、マニピュレータ１０ｃは操作者による直動型であってもよい。この場合、操作者は、ハンドルグリップ１２０を把持しながら操作を行い、該ハンドルグリップ１２０の上部に設けられた入力部１２２を親指等で入力操作をして先端動作部４６を動かし、針７８の向きを調整可能である。入力部１２２の操作は、コントローラ１２４において読み取り、モータ３０ａ、３０ｂを駆動して先端動作部４６が制御される。ハンドルグリップ１２０にはトリガレバー１２６が設けられており、該トリガレバー１２６の操作はコントローラ１２４において読み取られてマイクロ波発生装置２９に供給される。トリガレバー１２６の操作を認識したマイクロ波発生装置２９は、発振器２９ａからマイクロ波をマイクロ波供給手段８０に供給する。マイクロ波供給手段８０の構成は前記の通りである。

【００７５】

次に、変形例に係るマニピュレータ２００について、図１１～図１６を参照しながら説明する。マニピュレータ２００において、マニピュレータ１０ｃと同様の箇所については同符号を付してその詳細な説明を省略する。

【００７６】

図１１に示すように、マニピュレータ２００は、前記のマイクロ波供給手段８０に相当する独立的な３組のマイクロ波供給手段８０ａ、８０ｂ、８０ｃを有する。マイクロ波供給手段８０における針７８、同軸ケーブル８２、同軸コネクタ８４、小基板９０に相当する構成部品について、マイクロ波供給手段８０ａ～８０ｃにしたがって、それぞれ添え字ａ、ｂ、ｃを付して示す。マイクロ波供給手段８０ａ～８０ｃに対して、マイクロ波発生装置２９からはそれぞれ独立したマイクロ波を外周ケーブル８８ａ、８８ｂ、８８ｃを介して供給することができる。先端動作部４６は前記の構成と同じであり、向きの調整が可能である。同軸コネクタ８４ａ～８４ｃは、接続ブロック４２の上部に並列配置している。

【００７７】

図１２に示すように、先端動作部４６には３本の針７８ａ、７８ｂ、７８ｃの相対距離を離間させる針離間機構２０２が設けられている。

【００７８】

針離間機構２０２は、中心支軸２０４と、針７８ａ～７８ｃを保持するスリーブ２０６ａ、２０６ｂ、２０６ｃと、中心支軸２０４に対してスリーブ２０６ａ～２０６ｃを移動自在に支持する前方アーム２０８ａ、２０８ｂ、２０８ｃ及び後方アーム２１０ａ、２１０ｂ、２１０ｃと、板ばね（弾性体）２１２ａ、２１２ｂ、２１２ｃとを有する。針７８ａ～７８ｃを互いに離間する方向に付勢するための手段は板ばねに限らず、他の弾性体でもよい。スリーブ２０６ａ～２０６ｃ内には同軸ケーブル８２ａ～８２ｃが通り、各芯線（図示を省略する）が針７８ａ～７８ｃに接続されている。

【００７９】

前方アーム２０８ａ～２０８ｃの一端はスリーブ２０６ａ～２０６ｃの途中の箇所に軸支され、他端は中心支軸２０４の先端に軸支されている。後方アーム２１０ａ～２１０ｃの一端はスリーブ２０６ａ～２０６ｃの後端に軸支され、他端は中心支軸２０４の基端部に軸支されている。前方アーム２０８ａ～２０８ｃと後方アーム２１０ａ～２１０ｃは同じ長さであり、針離間機構２０２は等角度配置（１２０°毎）の３組の平行リンク（リンク機構）を構成しており、針７８ａ～７８ｃの向きを略同じ状態に保ったまま変位させる

ことができる。3組の平行リンクは同期連動する構成にしてもよい。

【0080】

板ばね212a～212cは、一端が中心支軸204に固定され、他端がスリーブ206a～206cの内側面に摺接可能に接しており、これらのスリーブ206a～206cを互いに離間する方向（つまり、外向き）に付勢している。

【0081】

先端動作部46には、ベースとなる筒体214が設けられており、後方アーム210a～210cはそれぞれ筒体214の端面に当接するまで開く方向に傾動可能である。つまり、筒体214は平行リンクのストッパを兼ねている。後方アーム210a～210cの中心支軸204に対する最大角度は、45°～90°程度に設定するとよい。後方アーム210a～210cが中心支軸204に対して最大角度まで拡開したときには、スリーブ206a～206c及び針78a～78cは、トラカール25の内径の範囲内を超えて広がり、そのままではトラカール25を通過できない。

10

【0082】

図13に示すように、針離間機構202は板ばね212a～212cを弾性的に撓ませることにより閉じるように作用し、スリーブ206a～206c及び針78a～78cを中心支軸204に十分接近させることができる。これにより、スリーブ206a～206c及び針78a～78cはトラカール25の内径の範囲若しくは連結シャフト44の外径の範囲内に収まり、トラカール25を通過することができる。この動作は、操作者の指又は所定の治具等により行われる。

20

【0083】

針離間機構202は、アクチュエータや動力伝達機構等が不要の簡便構成である。針離間機構202は、複数の全ての針を移動させる構成に限らず、例えば、中心支軸204に動かない4本目の針を設けておいてもよい。

【0084】

このように構成されるマニピュレータ200により、腹腔鏡下手術において患部にマイクロ波を照射する手順について説明する。

【0085】

図14に示すように、指などによりスリーブ206a～206cを押圧して板ばね212a～212cを撓ませ、スリーブ206a～206c及び針78a～78cをトラカール25の内径の範囲内となるように保持する。この状態で、針離間機構202及び先端動作部46をトラカール25に挿入する。先端動作部46は初期状態、つまり連結シャフト44と同軸状にしておく。

30

【0086】

図15に示すように、針離間機構202は、板ばね212a～212cの弾性力によりトラカール25の内部で拡開し、スリーブ206a～206cがトラカール25の内壁に摺接する。この状態で、針離間機構202及び連結シャフト44は容易にトラカール25を挿通する。

【0087】

針離間機構202は、トラカール25を抜けて体腔27内に入ると板ばね212a～212cの弾性作用を受けて、後方アーム210a～210cが筒体214の端面に当接するまでさらに自動的に拡開する。これにより、3本の針78a～78cは平行な状態を保ちながら、相互に適度に離間する。

40

【0088】

さらに、図11に示すように、生体14における患部又はその周辺に対して、針78a～78cが適当な向き（例えば、略垂直）となるように、先端動作部46を調整し、針78a～78cを生体14に刺す。

【0089】

次いで、図示しないスイッチを操作することにより、マイクロ波発生装置29から針78a～78cにマイクロ波を供給し、針78a～78cが生体14に対してマイクロ波を

50

照射し焼灼を行う。この場合、針 78a~78c を一度に離れた箇所へ刺して広い範囲に対して手技を行うことができ、効率的であり、しかも相乗的な効果が得られる。また、針 78a~78c は平行状態に保たれており、生体 14 に対して刺しやすい。

【0090】

焼灼が終了した後、マイクロ波の供給を停止し、針 78a~78c を生体 14 から抜き、先端動作部 46 を基準状態に戻し、連結シャフト 44 を引き抜く。このとき、図 16 に示すように、針離間機構 202 の後方アーム 210a~210c は、トラカール 25 の端部に当接して倒れる方向に傾動し、針 78a~78c が中心支軸 204 に接近する方向に復帰する。これにより、連結シャフト 44 及び針 78a~78c の部分をトラカール 25 から容易に引き抜くことができる。

10

【0091】

上述したように、マニピュレータ 200 によれば、針離間機構 202 を有することにより、3本の針 78a~78c を一度に離れた箇所へ刺して手技を行うことができ、相乗的な効果が得られる。針離間機構 202 による針 78a~78b の離間前には、互いに近接配置させておくことができ、トラカール 25 を容易に挿通させることができる。

【0092】

なお、前記の小基板 90 の回路は、図 7 に示す構成に限らず、外部ケーブル 88 の特性インピーダンス Z_0 に対してマッチングするように設定すればよく、例えば、図 17A に示すように、コンデンサ 106 とコイル 104 の接続を逆にしてもよいし、図 17B に示すようにコンデンサ 106 とコイル 104 とを直列に挿入してもよい。

20

【0093】

また、インピーダンスマッチングをとるための手段としては、コンデンサ 106 やコイル 104 以外にも適当な容量手段及び誘導手段を用いることができる。例えば、図 18 に示すように、接続ブロック 42 内において、芯線 92 と同軸状に金属パイプ 170 を設けてインピーダンスマッチング回路の少なくとも一部として用いてもよい。

【0094】

具体的には、図 19 に示すように、金属パイプ 170 は、固定された金属シールドパイプ 172 と金属シールドパイプ 174 との間に介装される。金属シールドパイプ 172 は同軸コネクタ 84 と接続されており、金属シールドパイプ 174 はシールド網線 98 に接続されている。金属パイプ 170 の外面は金属シールドパイプ 172 の内面に対して摺動し、内面は金属シールドパイプ 174 の外面に対して摺動可能になっている。金属シールドパイプ 174 の内部には絶縁材 176a が充填されている。金属シールドパイプ 172 には、金属パイプ 170 が図 19 における左方向に適度に移動可能なスペース 178 を確保して絶縁材 176b が充填されており、金属パイプ 170 には、図 19 における右方向に適度に移動可能なスペース 180 を確保して絶縁材 176c が充填されている。絶縁材 176 と芯線 92 との間には適度なクリアランスが設けられ、金属パイプ 170 と絶縁材 176c が一体となって移動可能となっている。このような構成によれば、金属パイプ 170 の摺動位置によりスペース 178 及び 180 が変化して、主にこの部分の容量成分が変化し、図面上に表れない誘導成分とともにインピーダンス整合を行うことができる。また、インピーダンスマッチング回路は、例えば前記の非特許文献 1 に記載されている構成を適用してもよい。

30

40

【0095】

本発明に係る医療用マニピュレータ及び医療用ロボットシステムは、上述の実施の形態に限らず、本発明の要旨を逸脱することなく、種々の構成を採り得ることはもちろんである。

【図面の簡単な説明】

【0096】

【図 1】 本実施の形態に係る医療用ロボットシステムの概略斜視図である。

【図 2】 本実施の形態に係るマニピュレータの一部断面側面図である。

【図 3】 先端動作部の概略断面図である。

50

【図４】先端動作部の概略斜視図である。

【図５】同軸ケーブルの断面図である。

【図６】連結シャフトの一部断面斜視図である。

【図７】マニピュレータにおけるマイクロ波供給手段の回路図である。

【図８】インピーダンスマッチング回路の特性を示すグラフである。

【図９】針を生体に刺してマイクロ波を供給している状態を示す模式図である。

【図１０】直動型のマニピュレータの斜視図である。

【図１１】変形例に係るマニピュレータで、針を生体に刺してマイクロ波を供給している状態を示す模式図である。

【図１２】拡開している状態の針離間機構の斜視図である。

10

【図１３】閉じている状態の針離間機構の斜視図である。

【図１４】変形例に係るマニピュレータで針離間機構及び連結シャフトをトラカールに挿入する前段階の模式図である。

【図１５】変形例に係るマニピュレータで針離間機構及び連結シャフトをトラカールに挿入している状態の模式図である。

【図１６】変形例に係るマニピュレータで針離間機構及び連結シャフトをトラカールから引き抜く状態の模式図である。

【図１７】図１７Ａは、小基板の第１変形例に係る回路図であり、図１７Ｂは、小基板の第２変形例に係る回路図である。

【図１８】インピーダンスマッチング回路に金属パイプを用いたマニピュレータにおけるマイクロ波供給手段の回路図である。

20

【図１９】インピーダンスマッチング回路を構成する金属パイプ及びその周辺部の断面図である。

【符号の説明】

【００９７】

１０ａ～１０ｃ、２００…マニピュレータ

１８ａ～１８ｄ…ロボットアーム

２４…内視鏡

２７…体腔

３０ａ、３０ｂ…モータ（アクチュエータ）

４６…先端動作部

５０ａ、５０ｂ…ワイヤ

７６…ピッチ軸

８０、８０ａ～８０ｃ…マイクロ波供給手段

８４、８４ａ～８４ｃ…同軸コネクタ

８８、８８ａ～８８ｃ…外部ケーブル

９２、１０１…芯線

１０４…コイル（誘導手段）

２０２…針離間機構

２０６ａ～２０６ｃ…スリーブ

２１０ａ～２１０ｃ…後方アーム

１２…医療用ロボットシステム

２０…コンソール

２５…トラカール

２９…マイクロ波発生装置

４４…連結シャフト

４８ａ、４８ｂ…プーリ

７４…ヨー軸

７８、７８ａ～７８ｃ…針

８２、８２ａ～８２ｃ…同軸ケーブル

８６…インピーダンスマッチング回路

９０…小基板

９８、１０３…シールド網線

１０６…コンデンサ（容量手段）

２０４…中心支軸

２０８ａ～２０８ｃ…前方アーム

２１２ａ～２１２ｃ…板バネ（弾性体）

30

40

【図 1】

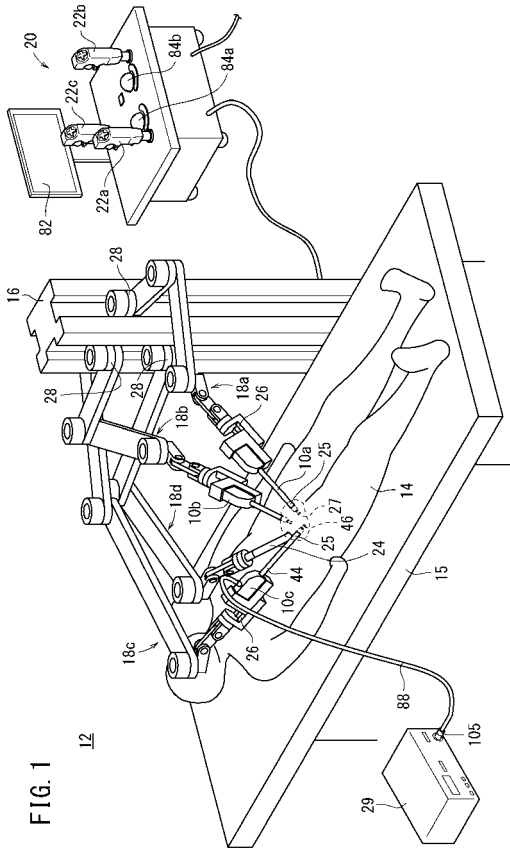


FIG. 1

【図 2】

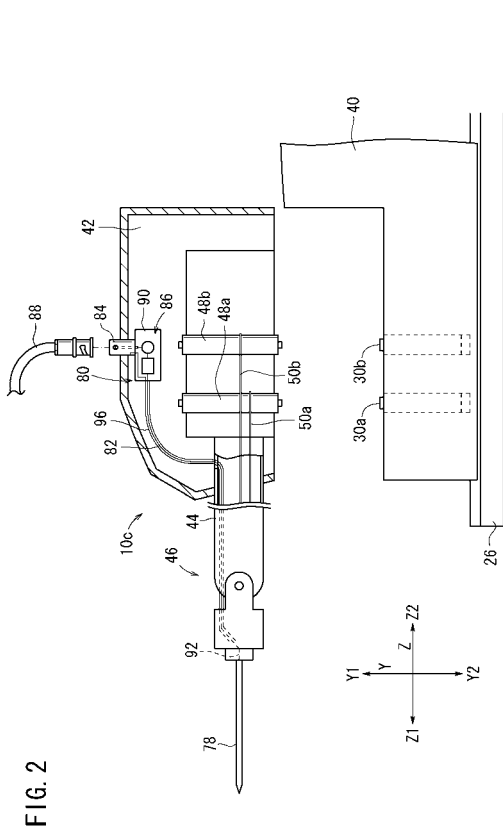


FIG. 2

【図 3】

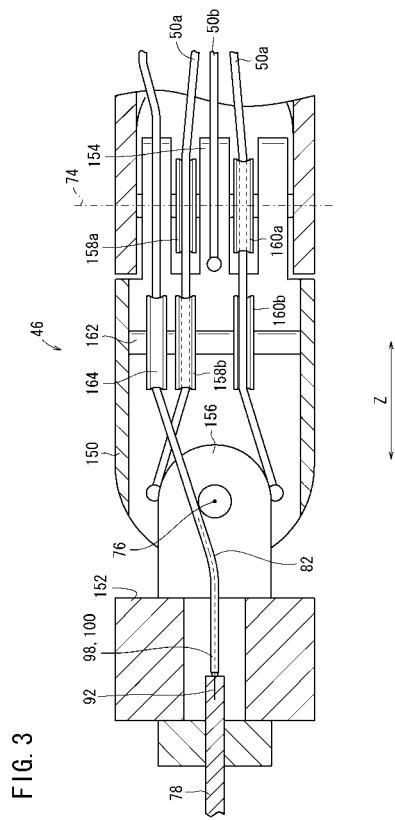


FIG. 3

【図 4】

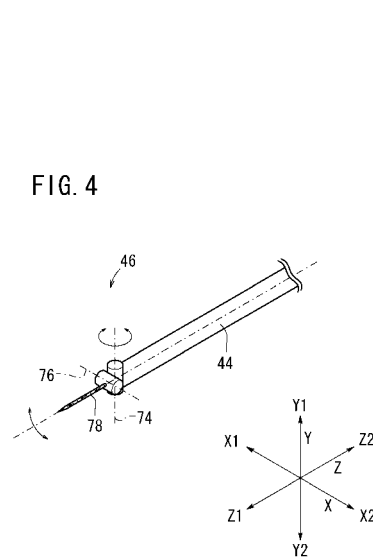
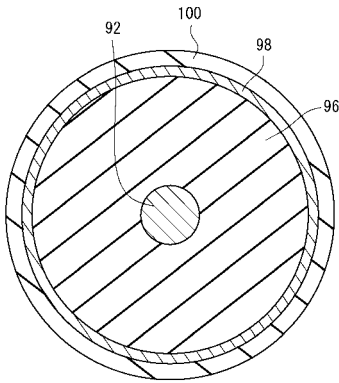


FIG. 4

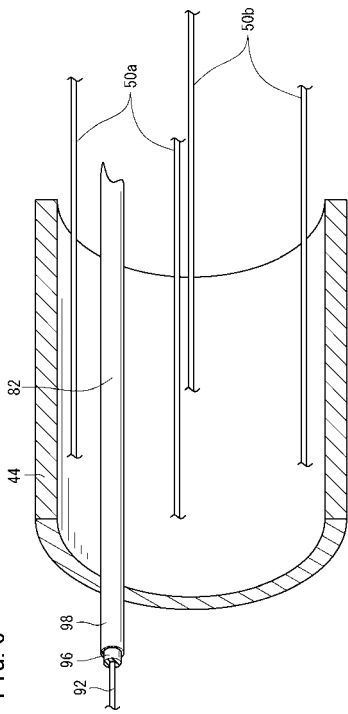
【図 5】

FIG. 5



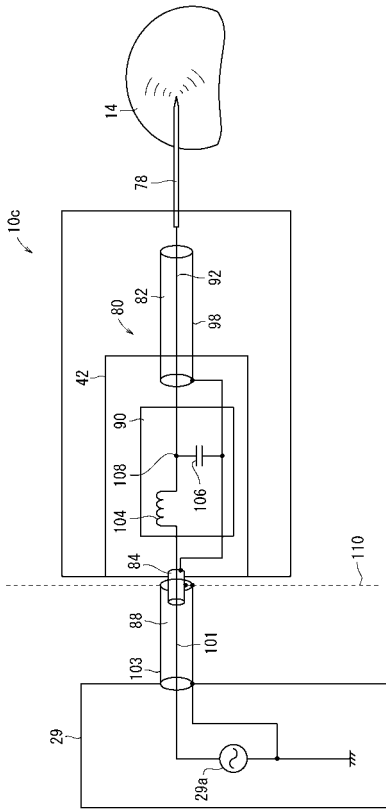
【図 6】

FIG. 6



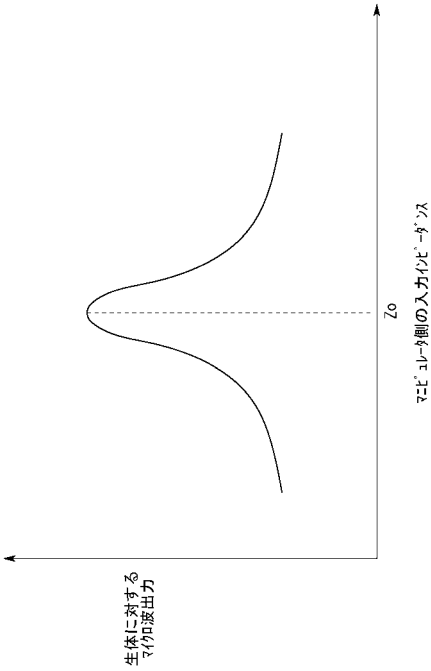
【図 7】

FIG. 7



【図 8】

FIG. 8



【図 9】

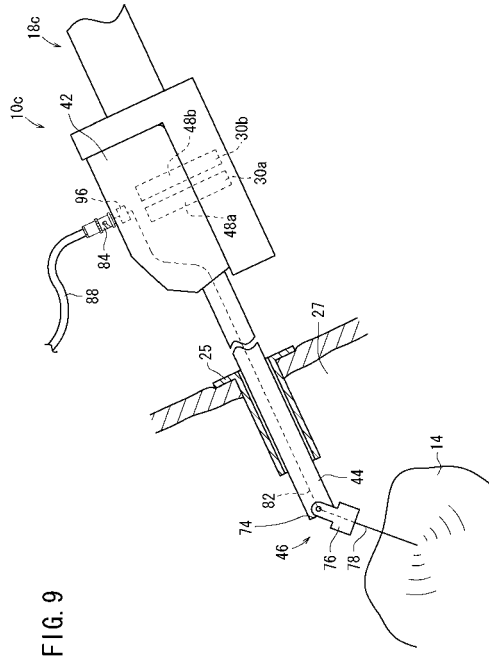


FIG. 9

【図 10】

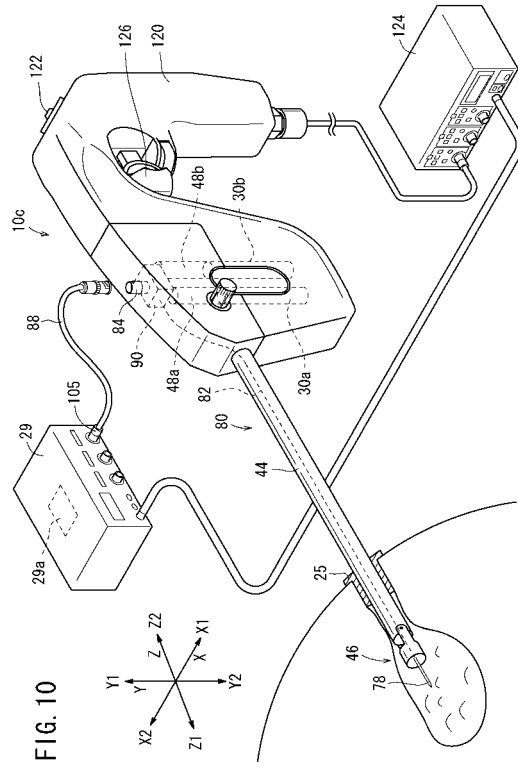


FIG. 10

【図 11】

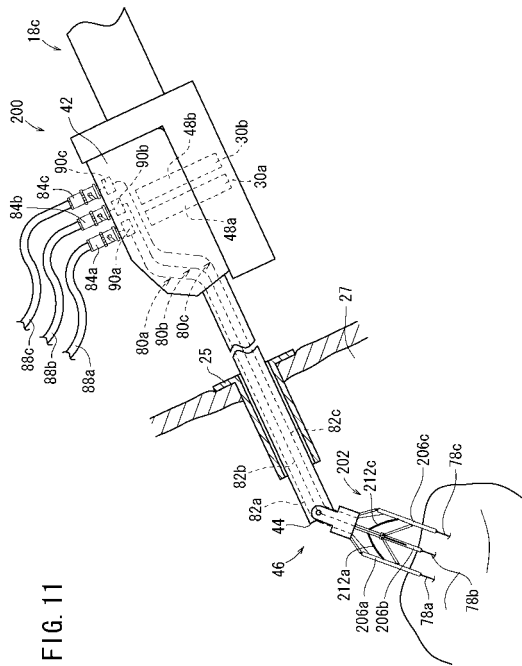


FIG. 11

【図 12】

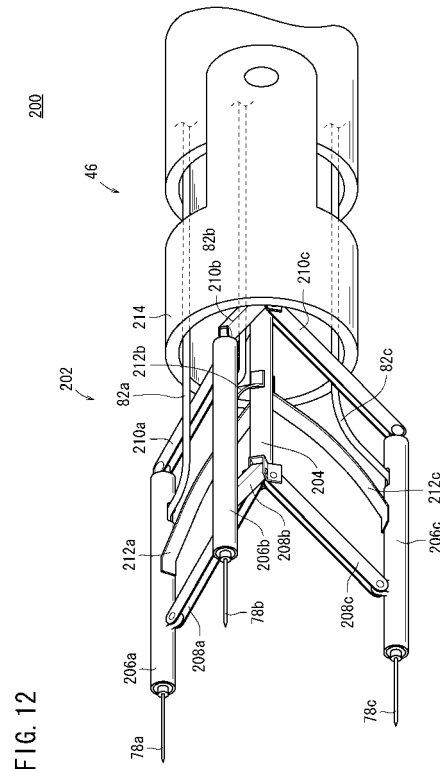
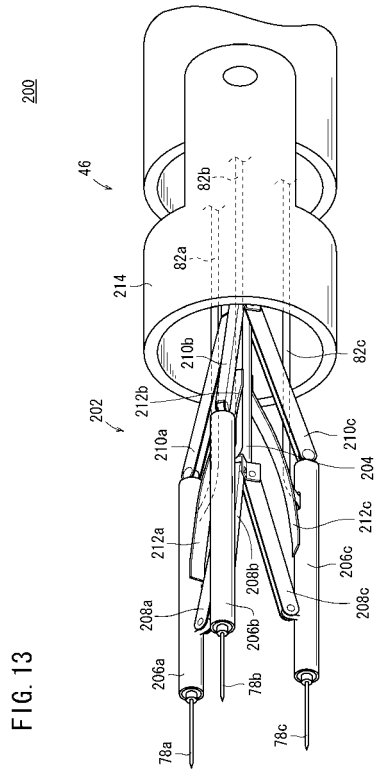
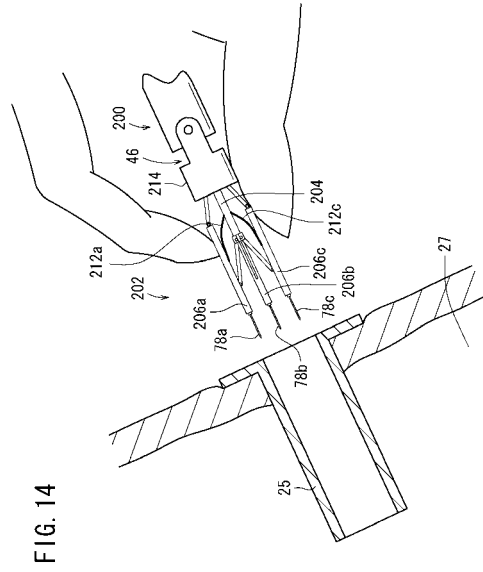


FIG. 12

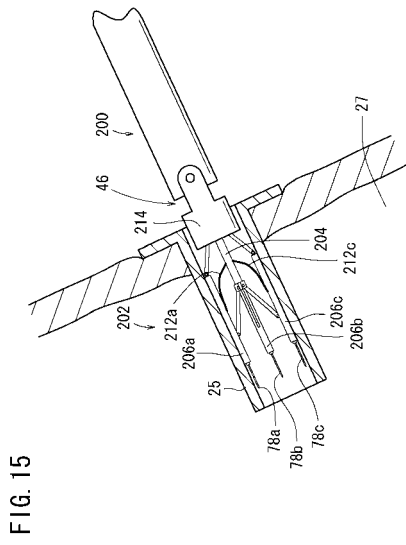
【図 1 3】



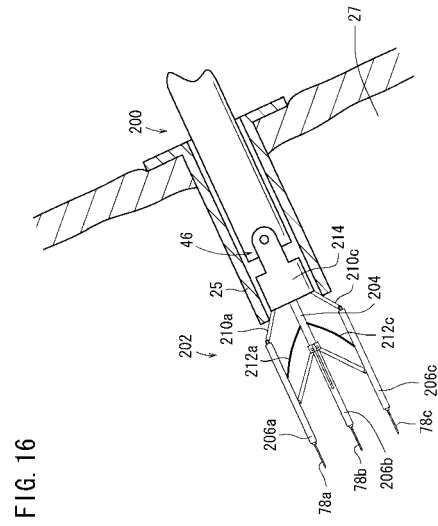
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】

FIG. 17A

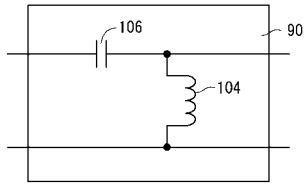
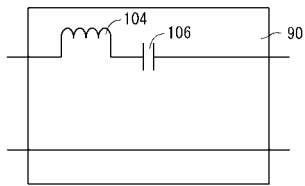
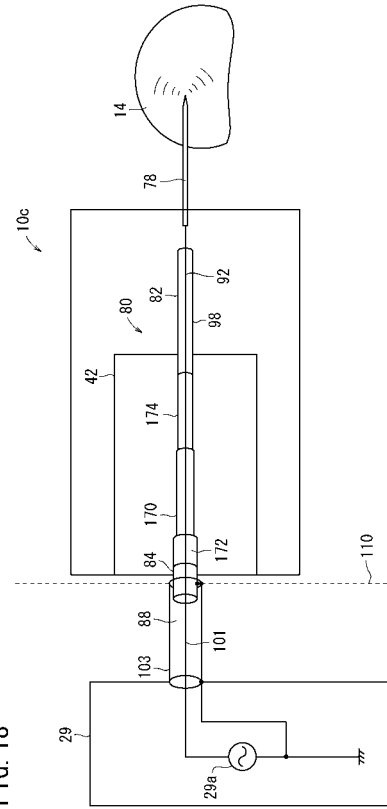


FIG. 17B



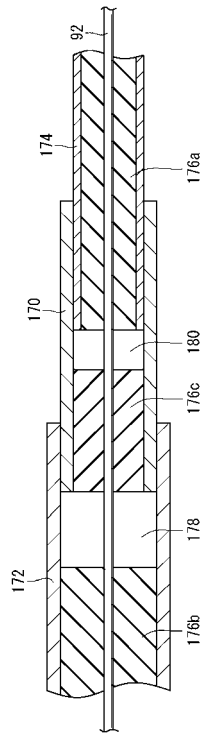
【図 18】

FIG. 18



【図 19】

FIG. 19



フロントページの続き

(72)発明者 大森 繁
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 特開2000-023996 (JP, A)
特開平07-204282 (JP, A)
特開2002-017745 (JP, A)
国際公開第2006/095171 (WO, A1)
特開平6-246013 (JP, A)
特表2007-535369 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00-18/18

专利名称(译)	医疗机械手和医疗机器人系统		
公开(公告)号	JP5258314B2	公开(公告)日	2013-08-07
申请号	JP2008022669	申请日	2008-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	大森繁		
发明人	大森 繁		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B18/18 A61B18/1815 A61B34/30 A61B34/37 A61B34/71 A61B90/361 A61B90/50 A61B2017/00477 A61B2034/742		
FI分类号	A61B17/36.340 A61B18/18.100 A61B19/00.502 A61B34/35 B25J15/04.A		
F-TERM分类号	3C007/AS35 3C007/BS09 3C007/CT04 3C007/GS01 3C007/HS27 3C007/HT04 3C007/HT11 3C007/JT04 3C707/AS35 3C707/BS09 3C707/CT04 3C707/GS01 3C707/HS27 3C707/HT04 3C707/HT11 3C707/JT04 4C060/JJ29 4C060/MM24 4C160/FF48 4C160/JK01 4C160/JK03 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN08 4C160/NN09 4C160/NN14 4C160/NN23		
代理人(译)	鹿岛直树		
审查员(译)	菅谷佑介		
其他公开文献	JP2009178506A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于腹腔镜手术的操纵器，以有效地向远端的针提供能量。操纵器c包括偏转轴74和由马达30a，30b驱动的关节的俯仰轴76，针78的方向可通过这些关节改变，设置在基端侧连接块42上的同轴连接器84和通过同轴连接器84和针78之间的电连接至少连接连接轴44内部的同轴电缆82。在同轴连接器84和同轴电缆82之间，存在作为包括线圈104和电容器106的阻抗匹配电路的小型基板90。The

