

(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2009-178506  
(P2009-178506A)

(43) 公開日 平成21年8月13日(2009.8.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/18 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 4 O	3 C 0 0 7
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 O 2	4 C 0 6 O
B 2 5 J 15/04 (2006.01)	B 2 5 J 15/04 A	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2008-22669 (P2008-22669)	(71) 出願人	000109543
(22) 出願日	平成20年2月1日 (2008.2.1)		テルモ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
		(74) 代理人	100077665
			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) 【要約】

【課題】腹腔鏡下手術に用いるマニピュレータで、先端の針に対してエネルギーを効率的に供給する。

【解決手段】マニピュレータ10cは、連結シャフト44の先端に、モータ30a、30bで駆動される関節のヨー軸74及びピッチ軸76と、これらの関節によって向きが可変の針78と、連結シャフト44より基端側の接続ブロック42に設けられた同軸コネクタ84と、該同軸コネクタ84と針78との間の電氣的な接続で、少なくとも連結シャフト44の内部を接続している同軸ケーブル82とを有する。同軸コネクタ84と同軸ケーブル82の間には、コイル104とコンデンサ106とを含むインピーダンスマッチング回路としての小基板90を有する。

【選択図】図2

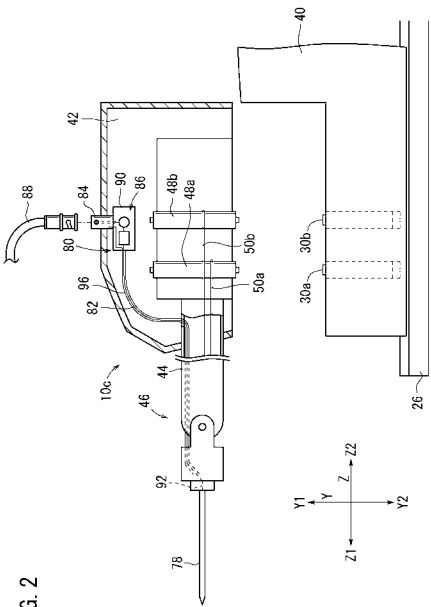


FIG. 2

**【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、

を有することを特徴とする医療用マニピュレータ。

**【請求項 2】**

10

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 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ことを特徴とする医療用マニピュレータ。

**【請求項 4】**

請求項 1 ~ 3 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。

20

**【請求項 5】**

請求項 4 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ることを特徴とする医療用マニピュレータ。

**【請求項 6】**

請求項 1 ~ 3 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。

30

**【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 8】**

請求項 1 ~ 7 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 9】**

40

請求項 8 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。

**【請求項 10】**

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医療用マニピュレータ。

**【請求項 11】**

請求項 10 記載の医療用マニピュレータにおいて、

50

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 1 2】

請求項 1 0 又は 1 1 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。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 ～ 1 2 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。

10

【請求項 1 4】

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、

20

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、

を有することを特徴とする医療用ロボットシステム。

【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】

30

【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）。

【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。

40

【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。

【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。

50

## 【 0 0 0 6 】

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。

## 【 0 0 0 7 】

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で確認することができる。

## 【 0 0 0 8 】

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。

## 【 0 0 0 9 】

【特許文献 1】特公平 1 - 2 0 6 1 7 号公報

【特許文献 2】特公平 1 - 2 0 6 1 9 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 2 - 1 0 2 2 4 8 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 3 - 6 1 9 6 9 号公報

【特許文献 5】米国特許第 6 3 3 1 1 8 1 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 2 0 0 4 / 1 0 V o l . J 8 7 - B N o . 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】

## 【 0 0 1 0 】

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。

## 【 0 0 1 1 】

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。

## 【 0 0 1 2 】

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。

## 【 0 0 1 3 】

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。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 4 】

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

10

20

30

40

50

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】

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

10

【0017】

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。

20

【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もよい。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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

50

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。

#### 【 0 0 2 6 】

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をトラカールから容易に引き抜くことができる。

#### 【 0 0 2 7 】

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。

#### 【 発明の効果 】

#### 【 0 0 2 8 】

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。

#### 【 0 0 2 9 】

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 】

#### 【 0 0 3 0 】

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。

#### 【 0 0 3 1 】

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。

#### 【 0 0 3 2 】

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み合わせでよい。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。

#### 【 0 0 3 3 】

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

10

20

30

40

50

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 10 a ~ 10 c 及び内視鏡 24 は、ロボットアーム 18 a ~ 18 d に対して着脱可能に構成されている。

【0034】

ロボットアーム 18 a ~ 18 d 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 10 a ~ 10 c 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 18 a ~ 18 d は、少なくとも先端の軸に沿ってマニピュレータ 10 a ~ 10 c 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 18 a ~ 18 d は全て同じ構成であってもよいし、マニピュレータ 10 a ~ 10 c 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。

10

【0035】

ロボットアーム 18 a 及び 18 b に設けられたマニピュレータ 10 a 及び 10 b 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 18 c に設けられたマニピュレータ 10 c 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 10 c 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 10 c 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。

20

【0037】

図 2 に示すように、マニピュレータ 10 c は、ロボットアーム 18 c 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）30 a、30 b が Z 方向にこの順に並列している。

【0038】

マニピュレータ 10 c 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。

30

【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 30 a、30 b に係合するプーリ 48 a、48 b が Z 方向にこの順に並列している。モータ 30 a、30 b とプーリ 48 a、48 b 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 30 a、30 b の回転がプーリ 48 a、48 b に伝達される。

【0040】

プーリ 48 a、48 b には、ワイヤ 50 a、50 b が巻き掛けられている。ワイヤ 50 a、50 b は環状であって、滑り止めのため一部がプーリ 48 a、48 b 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 48 a、48 b 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 50 a、50 b は、Y 方向にずれて配置されており、相互の干渉がない。

40

【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 50 b の端部が接続固定されており、該ワイヤ 50 b の進退作用下にピッチ方向揺動部材 150 は、ヨー軸 74

50

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456の左右両端にはワイヤ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。

10

【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けばよい。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50



。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 . 4 G H z 帯域又は 9 0 0 M H z 帯域であり、出力が 3 0 ~ 1 0 0 W である。

【 0 0 5 3 】

インピーダンスマッチング回路 8 6 は、小基板 9 0 に設けられており、接続ブロック 4 2 内における同軸コネクタ 8 4 の極近傍に配置され、該同軸コネクタ 8 4 と同軸ケーブル 8 2 との間に介装されている。

【 0 0 5 4 】

同軸ケーブル 8 2 は、マニピュレータ 1 0 c の内部で接続ブロック 4 2 から連結シャフト 4 4 内及びヨー軸 7 4 及びピッチ軸 7 6 を通って配設されており、インピーダンスマッチング回路 8 6 と針 7 8 との間の電気的な接続をしている。インピーダンスマッチング回路 8 6 と同軸コネクタ 8 4 との距離は極めて短く、同軸ケーブル 8 2 は同軸コネクタ 8 4 と針 7 8 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 8 2 は、同軸コネクタ 8 4 と針 7 8 との間に、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 8 4 と針 7 8 との間の少なくとも一部分に設けられているとよい。

10

【 0 0 5 5 】

図 5 に示すように、同軸ケーブル 8 2 は、導体の芯線 9 2 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 9 6、導体のシールド網線（外被導体）9 8、外部被覆 1 0 0 を有する。同軸ケーブル 8 2 では、芯線 9 2 が同心構造のシールド網線 9 8 によって遮蔽されていることから、芯線 9 2 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。

20

【 0 0 5 6 】

芯線 9 2 は針 7 8 の基端部に接続されている。芯線 9 2 と針 7 8 との接続方法としては、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。

【 0 0 5 7 】

同軸ケーブル 8 2 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 1 0 c 内における配設が容易であるとともに、先端動作部 4 6 におけるヨー軸 7 4 及びピッチ軸 7 6 の屈曲にともなって曲がることのできる。シールド網線 9 8 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 8 2 は、連結シャフト 4 4 内に配設することから十分に細径であり、外部ケーブル 8 8 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。

30

【 0 0 5 8 】

図 6 に示すように、シールド網線 9 8 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 1 0 c 内において、例えば連結シャフト 4 4 の内部では同軸ケーブル 8 2 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 4 4 内では、同軸ケーブル 8 2 は外部に露呈することがないことから、外部被覆 1 0 0 は必ずしも必要ない。同軸ケーブル 8 2 は、ワイヤ 5 0 a、5 0 b に接触することがないように、連結シャフト 4 4 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もよい。

40

【 0 0 5 9 】

図 7 に示すように、マイクロ波発生装置 29 は発振器 29 a 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 8 8 の芯線 1 0 1 に接続し、グラウ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 1 0 3 に接続する。マイクロ波発生装置 29 と外部ケーブル 8 8 は、同軸コネクタ 1 0 5（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 4 4、トラカール 2 5、体腔 2 7 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。

【 0 0 6 0 】

信号ライン及びグラウンドラインは、同軸コネクタ 8 4 の中心ピン及び筒状ターミナルを介して小基板 9 0 に入力している。小基板 9 0 は、例えばコイル（誘導手段）1 0 4 を直

50

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。

10

【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ことによりよい。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を有効に供給することができる。また、同軸ケーブル８２の特性インピーダンスを外部ケーブル８８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８２を細径にすることができる。同軸ケーブル８２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４４内に挿入しておく必要はなく、連結シャフト４４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８２とワイヤ５０ａ、５０ｂとの接触が一層確実に防止できる。

20

【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１０４をトリマー式にする。）小基板９０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９０を取り外すことができると、マニピュレータ１０ｃの洗浄が容易になるとともに、該小基板９０の防水性能、防錆性能を低くしてもよい。

30

【００６５】

このように構成されるマニピュレータ１０ｃ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１０ｃの連結シャフト４４をトラカール２５から体腔２７内に挿入する。このとき、ヨー軸７４及びピッチ軸７６を初期状態に設定しておき、針７８を連結シャフト４４の軸線上の向きにしておくことにより、トラカール２５を容易に通過させることができる。

40

【００６７】

また、同軸ケーブル８２及び該同軸ケーブル８２が挿通されている連結シャフト４４は十分に細径であり、トラカール２５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１４における患部又はその周辺に対して、針７８が適当な向き（例えば、略垂直）となるように、先端動作部４６を調整する。先端動作部４６のヨー軸７４及びピッチ軸７６は、針７８から極めて近い箇所に設けられていることから

50

、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。

【 0 0 6 9 】

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。

10

【 0 0 7 0 】

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。

【 0 0 7 1 】

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。

20

【 0 0 7 2 】

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  $Z_0$  からずれることになり、マッチングがとれなくなり、生体 1 4 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。

【 0 0 7 3 】

この後、操作者の判断によりエネルギー供給を停止し、針 7 8 を生体 1 4 から抜き、該針 7 8 の向きを基準状態に戻した上で、連結シャフト 4 4 をトラカール 2 5 から引き抜く。

【 0 0 7 4 】

30

マニピュレータ 1 0 c は、ロボットアーム 1 8 c に装着されていると説明したが、図 1 0 に示すように、マニピュレータ 1 0 c 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 1 2 0 を把持しながら操作を行い、該ハンドルグリップ 1 2 0 の上部に設けられた入力部 1 2 2 を親指等で入力操作をして先端動作部 4 6 を動かし、針 7 8 の向きを調整可能である。入力部 1 2 2 の操作は、コントローラ 1 2 4 において読み取り、モータ 3 0 a、3 0 b を駆動して先端動作部 4 6 が制御される。ハンドルグリップ 1 2 0 にはトリガレバー 1 2 6 が設けられており、該トリガレバー 1 2 6 の操作はコントローラ 1 2 4 において読み取られてマイクロ波発生装置 2 9 に供給される。トリガレバー 1 2 6 の操作を認識したマイクロ波発生装置 2 9 は、発振器 2 9 a からマイクロ波をマイクロ波供給手段 8 0 に供給する。マイクロ波供給手段 8 0 の構成は前記の通りである。

40

【 0 0 7 5 】

次に、変形例に係るマニピュレータ 2 0 0 について、図 1 1 ~ 図 1 6 を参照しながら説明する。マニピュレータ 2 0 0 において、マニピュレータ 1 0 c 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。

【 0 0 7 6 】

図 1 1 に示すように、マニピュレータ 2 0 0 は、前記のマイクロ波供給手段 8 0 に相当する独立した 3 組のマイクロ波供給手段 8 0 a、8 0 b、8 0 c を有する。マイクロ波供給手段 8 0 における針 7 8、同軸ケーブル 8 2、同軸コネクタ 8 4、小基板 9 0 に相当する構成部品について、マイクロ波供給手段 8 0 a ~ 8 0 c にしたがって、それぞれ添え字

50

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的なマイクロ波を外部ケーブル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。

#### 【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。

#### 【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。

10

20

30

40

50

## 【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。

## 【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。

10

## 【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。

## 【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。

20

## 【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照射し焼灼を行う。この場合、針78a~78cを一度に離れた箇所に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。

30

## 【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に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<sub>0</sub>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。

40

## 【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

50

ブ 1 7 2 と金属シールドパイプ 1 7 4 との間に介装される。金属シールドパイプ 1 7 2 は同軸コネクタ 8 4 と接続されており、金属シールドパイプ 1 7 4 はシールド網線 9 8 に接続されている。金属パイプ 1 7 0 の外面は金属シールドパイプ 1 7 2 の内面に対して摺動し、内面は金属シールドパイプ 1 7 4 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 1 7 4 の内部には絶縁材 1 7 6 a が充填されている。金属シールドパイプ 1 7 2 には、金属パイプ 1 7 0 が図 1 9 における左方向に適度に移動可能なスペース 1 7 8 を確保して絶縁材 1 7 6 b が充填されており、金属パイプ 1 7 0 には、図 1 9 における右方向に適度に移動可能なスペース 1 8 0 を確保して絶縁材 1 7 6 c が充填されている。絶縁材 1 7 6 と芯線 9 2 との間には適度なクリアランスが設けられ、金属パイプ 1 7 0 と絶縁材 1 7 6 c 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 1 7 0 の摺動位置によりスペース 1 7 8 及び 1 8 0 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。

【 0 0 9 5 】

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】

【 0 0 9 6 】

【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。

【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。

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

【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】

【 0 0 9 7 】

1 0 a ~ 1 0 c 、 2 0 0 ... マニピュレータ

1 2 ... 医療用ロボットシステム

1 8 a ~ 1 8 d ... ロボットアーム

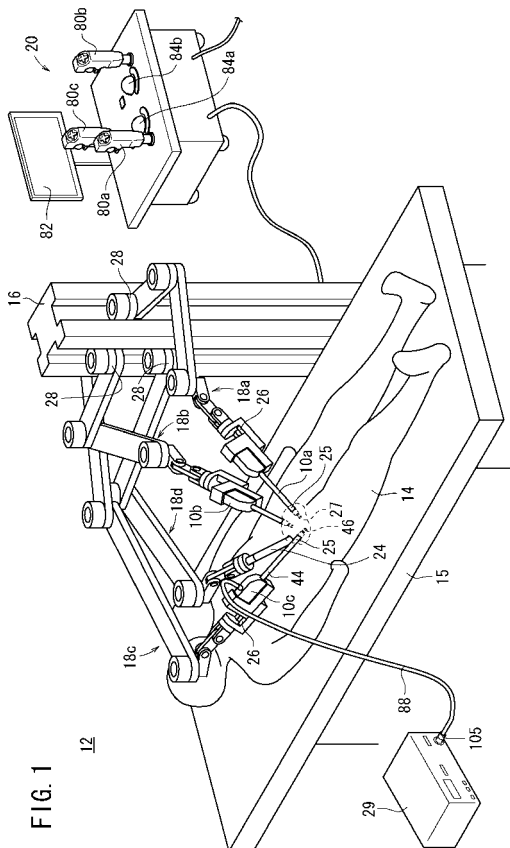
2 0 ... コンソール

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

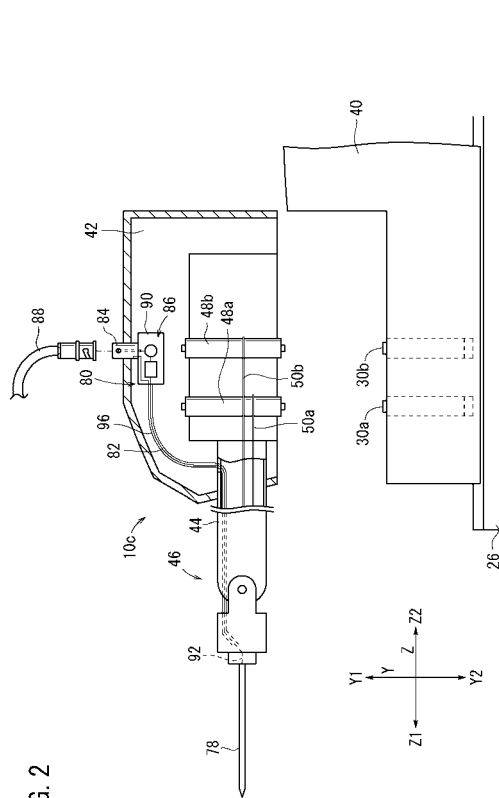
25 ... トラカール  
 29 ... マイクロ波発生装置  
 44 ... 連結シャフト  
 48a、48b ... プーリ  
 74 ... ヨー軸  
 78、78a～78c ... 針  
 82、82a～82c ... 同軸ケーブル  
 86 ... インピーダンスマッチング回路  
 90 ... 小基板  
 98、103 ... シールド網線  
 106 ... コンデンサ（容量手段）  
 204 ... 中心支軸  
 208a～208c ... 前方アーム  
 212a～212c ... 板バネ（弾性体）

10

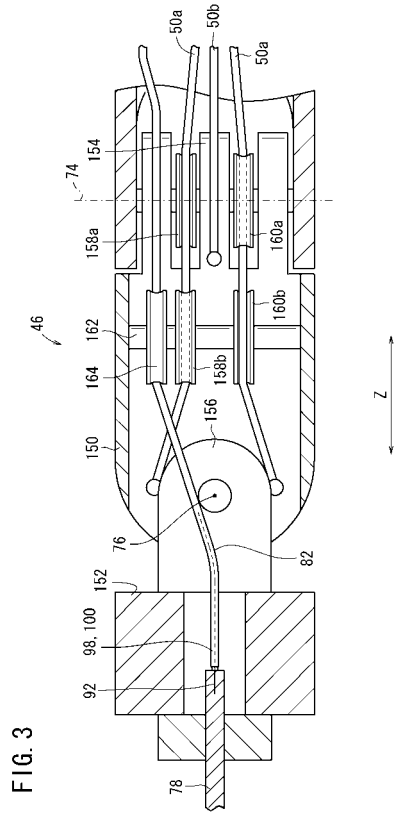
【図 1】



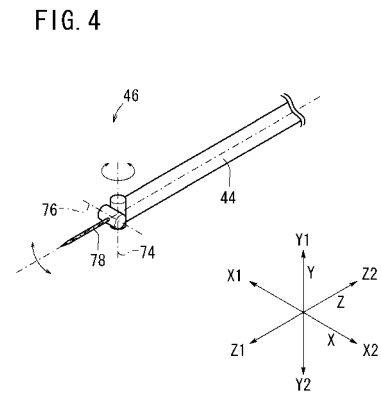
【図 2】



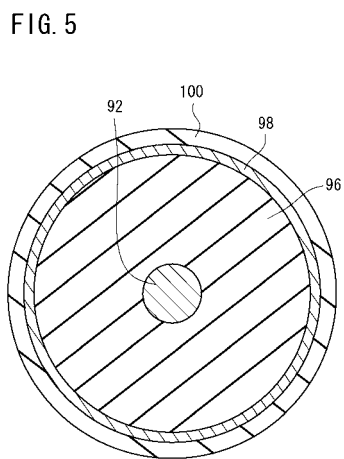
【 図 3 】



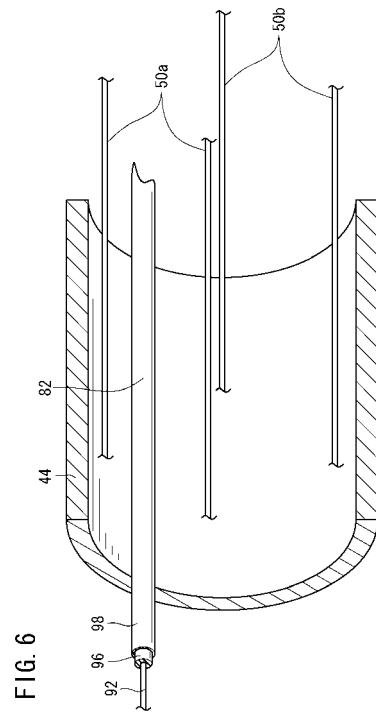
【 図 4 】



【 図 5 】

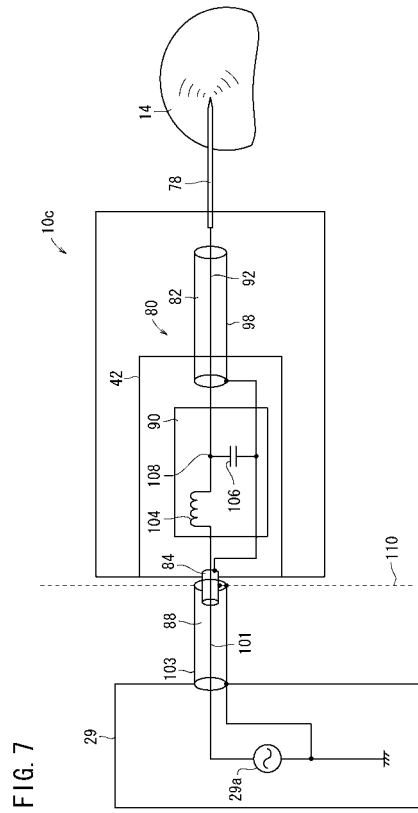


【 図 6 】

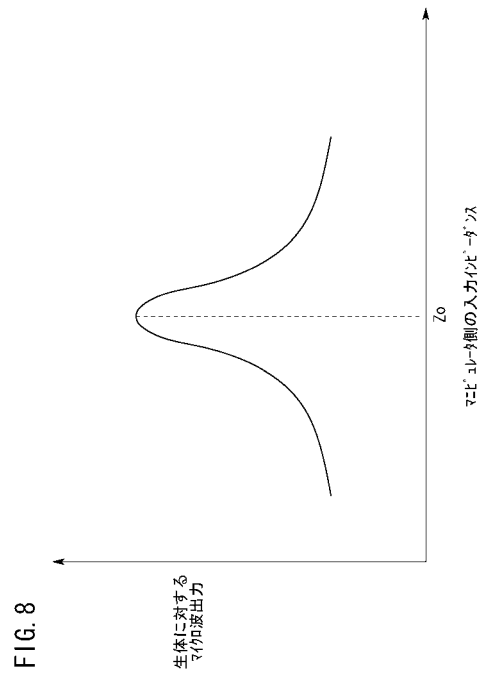




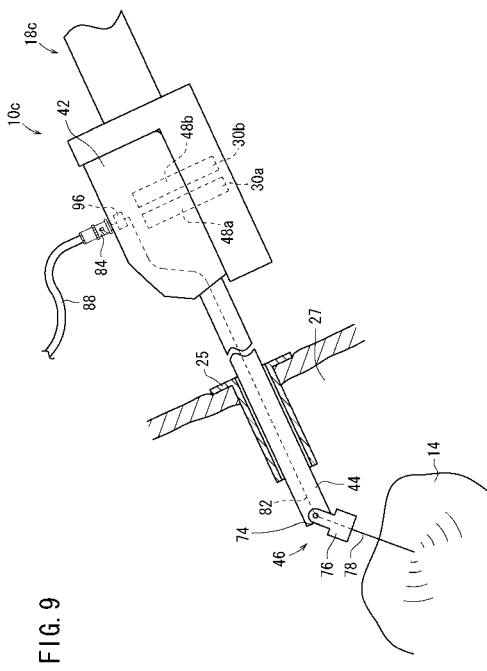
【 図 7 】



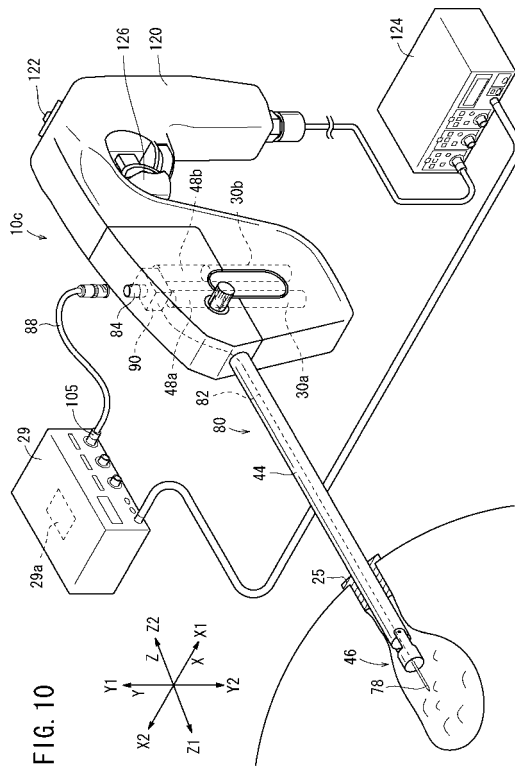
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



【図 1 1】

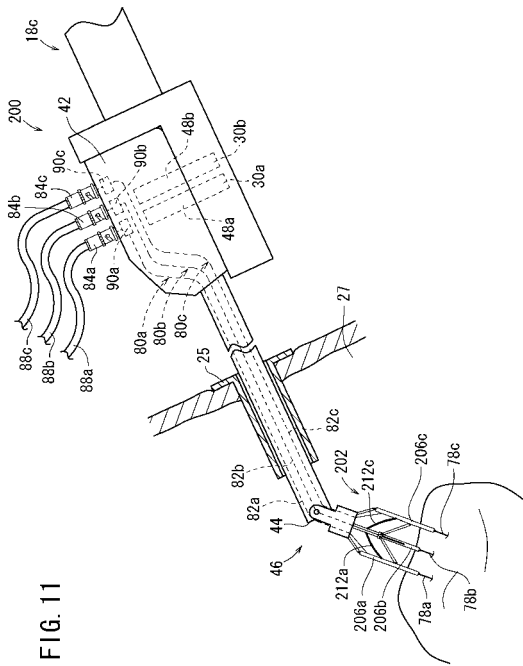


FIG. 11

【図 1 2】

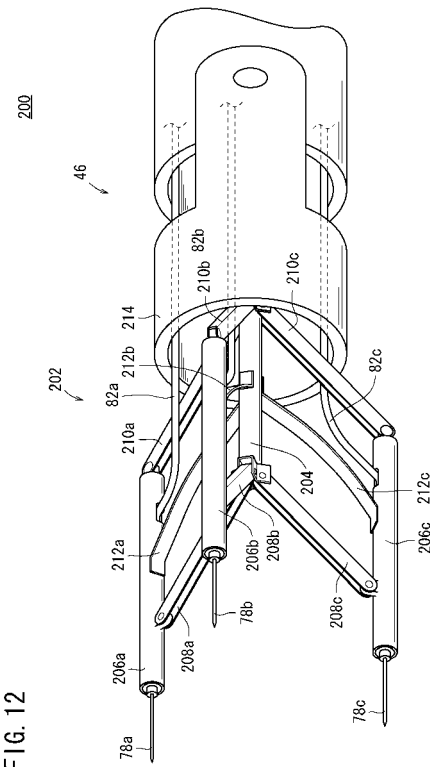
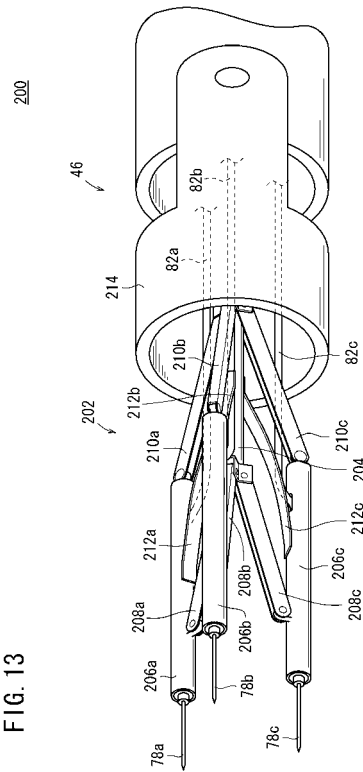


FIG. 12

【図 1 3】



【図 15】

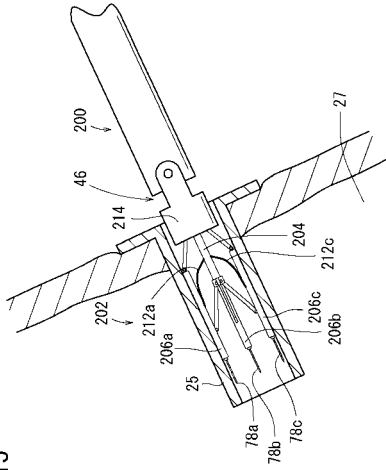


FIG. 15

【図 16】

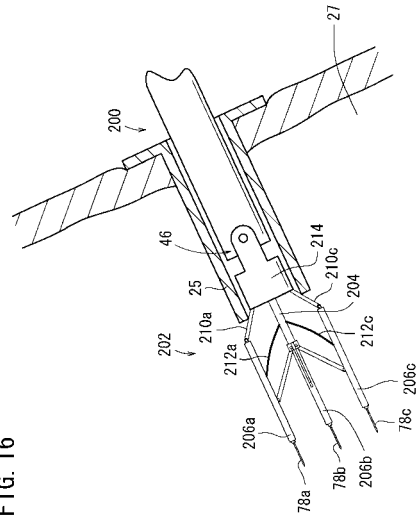


FIG. 16

【図 17】

FIG. 17A

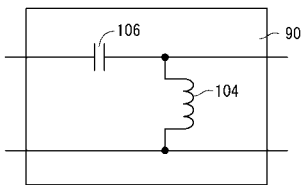
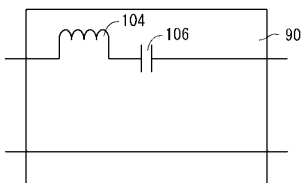
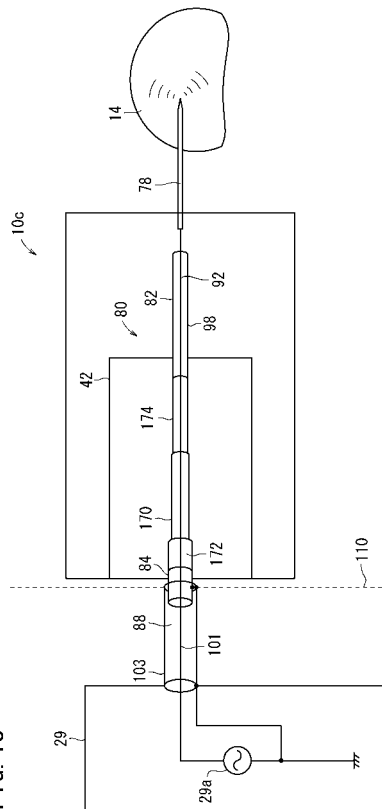


FIG. 17B



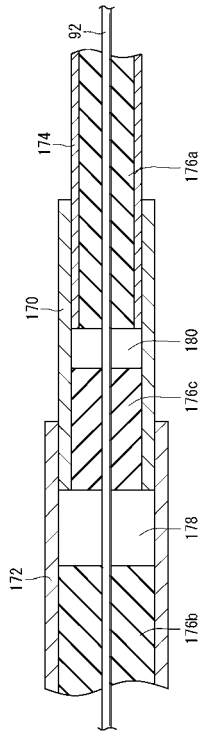
【図 18】

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 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 3C007 AS35 BS09 CT04 GS01 HS27 HT04 HT11 JT04

4C060 JJ29 MM24

专利名称(译)	医疗机械手和医疗机器人系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009178506A</a>	公开(公告)日	2009-08-13
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		
[标]发明人	大森繁		
发明人	大森 繁		
IPC分类号	A61B18/18 A61B19/00 B25J15/04		
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 A61B19/00.502 B25J15/04.A A61B18/18.100 A61B34/35		
F-TERM分类号	3C007/AS35 3C007/BS09 3C007/CT04 3C007/GS01 3C007/HS27 3C007/HT04 3C007/HT11 3C007/JT04 4C060/JJ29 4C060/MM24 3C707/AS35 3C707/BS09 3C707/CT04 3C707/GS01 3C707/HS27 3C707/HT04 3C707/HT11 3C707/JT04 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		
其他公开文献	JP5258314B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：有效地向用于腹腔镜手术的机械手的尖端针提供能量。

解决方案：机械手10c包括偏航轴74和由电动机30a和30b驱动的关节的俯仰轴76，针78，其方向可通过这些关节改变，并且在联接轴44的尖端处具有连接轴44。设置在基端侧的连接块42上的同轴连接器84，和至少将连接轴44的内部与同轴连接器84和针78电连接的同轴电缆82。。在同轴连接器84和同轴电缆82之间，存在作为阻抗匹配电路的小板90，其包括线圈104和电容器106。[选择图]图2

