

(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2015-123117

(P2015-123117A)

(43) 公開日 平成27年7月6日(2015.7.6)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 18/12</b> (2006.01)	A 6 1 B 17/39	4 C 1 6 0
<b>A 6 1 B 17/34</b> (2006.01)	A 6 1 B 17/34	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2013-267822 (P2013-267822)	(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25日 (2013.12.25)	(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	安永 新二 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	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

最終頁に続く

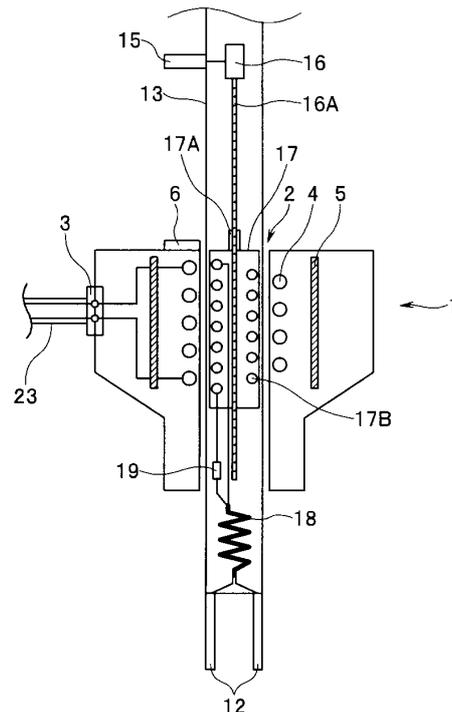
(54) 【発明の名称】 医療用無線給電システム

(57) 【要約】

【課題】無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することが可能な医療用無線給電システムを提供する。

【解決手段】医療用無線給電システムは、挿入孔を具備するトロッカーと、挿入孔の外周面に沿って設けられた送電用コイルと、挿入孔に挿入可能な挿入部と、挿入部の先端側に設けられた処置部と、を具備する処置具と、挿入部の内部に設けられ、長手方向の長さが送電用コイルの長手方向の長さと略同じになるように形成された受電用コイルと、処置部と受電用コイルとを電気的に接続するとともに、挿入部の長手軸方向に沿って伸縮可能に形成された導電ケーブルと、トロッカーに処置具が挿入されている際に、送電用コイルと受電用コイルとが対向配置される配置状態を維持するように、受電用コイルを挿入部の長手軸方向に沿って変位させる変位機構と、を有する。

【選択図】 図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

筒状の挿入孔を具備するトロツカーと、

前記挿入孔の外周面に沿って設けられ、前記挿入孔の長手軸に対して平行な巻き軸を具備するように巻回された送電用コイルと、

前記挿入孔に挿入可能な筒状の挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられた処置部と、を具備する処置具と、

前記挿入部の内部に設けられ、長手方向の長さが前記送電用コイルの長手方向の長さと同じまたは同じになるように形成され、前記挿入部の長手軸に対して平行な巻き軸を具備するように巻回された受電用コイルと、

前記処置部と前記受電用コイルとを電気的に接続するとともに、前記挿入部の長手軸方向に沿って伸縮可能に形成された導電ケーブルと、

前記トロツカーに前記処置具が挿入されている際に、前記送電用コイルと前記受電用コイルとが対向配置される配置状態を維持するように、前記受電用コイルを前記挿入部の長手軸方向に沿って変位させることができるように構成された変位機構と、

を有することを特徴とする医療用無線給電システム。

## 【請求項 2】

前記変位機構は、

前記処置具の所定の位置に設けられ、前記トロツカーに前記処置具が挿入されている際に、前記処置具の所定の位置から前記トロツカーまでの距離を計測するように構成された距離計測部と、

前記距離計測部により計測された距離に応じて回転駆動するモータと、

前記挿入部の長手軸方向に沿って設けられているとともに、前記モータの回転駆動に連動して回転する回転軸として形成された雄ねじ部と、

前記雄ねじ部に螺合するように形成された雌ねじ部と、前記受電用コイルと、を具備する受電コイルユニットと、

を有して構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用無線給電システム。

## 【請求項 3】

前記変位機構は、

前記トロツカーに設けられているとともに、前記挿入孔の外周面に対向する面が第 1 の磁極を具備するように形成された第 1 の磁石と、

前記処置具に設けられているとともに、前記挿入部の内周面に対向する面が前記第 1 の磁極とは逆の第 2 の磁極を具備するように形成された第 2 の磁石と、

を有して構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の医療用無線給電システム。

## 【請求項 4】

前記送電用コイルの外周部に設けられたシールド部材をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用無線給電システム。

## 【請求項 5】

筒状のチャンネルを具備する内視鏡挿入部と、

前記チャンネルの外周面に沿って設けられ、長手方向が前記内視鏡挿入部の長手軸に対して平行になるように配置された送電電極と、

前記チャンネルに挿入可能な筒状の挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられた処置部と、を具備する処置具と、

前記挿入部の内部に設けられ、長手方向の長さが前記送電電極の長手方向の長さと同じまたは同じになるように形成され、長手方向が前記挿入部の長手軸に対して平行になるように配置された受電電極と、

前記処置部と前記受電電極とを電気的に接続するとともに、前記挿入部の長手軸方向に沿って伸縮可能に形成された導電ケーブルと、

前記チャンネルに前記処置具が挿入されている際に、前記送電電極と前記受電電極とが対向配置される配置状態を維持するように、前記受電電極を前記挿入部の長手軸方向に沿

10

20

30

40

50

って変位させることができるように構成された変位機構と、  
を有することを特徴とする医療用無線給電システム。

【請求項6】

前記変位機構は、

前記内視鏡挿入部に設けられているとともに、前記チャンネルの外周面に対向する面が第1の磁極を具備するように形成された第1の磁石と、

前記処置具に設けられているとともに、前記挿入部の内周面に対向する面が前記第1の磁極とは逆の第2の磁極を具備するように形成された第2の磁石と、

を有して構成されていることを特徴とする請求項5に記載の医療用無線給電システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用無線給電システムに関し、特に、医療機器に対して無線で給電を行う医療用無線給電システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野で用いられる種々の器具及び装置において、電磁誘導等の現象を利用して無線給電を行うことが可能な構成を具備するものが近年提案されている。

【0003】

具体的には、例えば、特許文献1には、トロツカー内に設けられた送電用コイル（インダクタコイル）と、外科手術用器具内に設けられた受電用コイル（器具インダクタコイル）と、の間において電磁誘導を発生させることにより、当該トロツカーに挿入された当該外科手術用器具に対して電気外科手術エネルギーを供給するような構成が開示されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、例えば、特許文献1に開示された外科手術用器具のような処置具を用い、生体組織に電氣的エネルギーを作用させて処置を行う場合においては、比較的大きな電力が当該処置具に供給されることに伴い、当該電力の大きさに相応する漏洩電磁界が発生するため、当該漏洩電磁界が外部（人体及び/または周辺機器等）に与える影響を最小限に抑制することが望ましい。なお、このような漏洩電磁界は、例えば、特許文献1に開示された構成によれば、トロツカーから外科手術用器具への給電が行われている際に、受電用コイルの配置領域のうちの、送電用コイルの配置領域に対してはみ出した領域を含む全域から発生する。

【0005】

これに対し、特許文献1には、無線給電に伴って発生する漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制するために、強磁性体材料からなる封止チューブで受電用コイルの外周を覆うような構成が開示されている。しかし、このような特許文献1の構成によれば、トロツカーから外科手術用器具への給電効率が著しく低下してしまう、という課題が生じている。

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することが可能な医療用無線給電システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の医療用無線給電システムは、筒状の挿入孔を具備するトロツカーと、前記挿入孔の外周面に沿って設けられ、前記挿入孔の長手軸に対して平行な巻き軸を具備するように巻回された送電用コイルと、前記挿入孔に挿入可能な筒状の挿入部と、前記挿

10

20

30

40

50

入部の先端側に設けられた処置部と、を具備する処置具と、前記挿入部の内部に設けられ、長手方向の長さが前記送電用コイルの長手方向の長さと同様または同じになるように形成され、前記挿入部の長手軸に対して平行な巻き軸を具備するように巻回された受電用コイルと、前記処置部と前記受電用コイルとを電氣的に接続するとともに、前記挿入部の長手軸方向に沿って伸縮可能に形成された導電ケーブルと、前記トロツカーに前記処置具が挿入されている際に、前記送電用コイルと前記受電用コイルとが対向配置される配置状態を維持するように、前記受電用コイルを前記挿入部の長手軸方向に沿って変位させることができるように構成された変位機構と、を有する。

#### 【0008】

本発明の他の態様の医療用無線給電システムは、筒状のチャンネルを具備する内視鏡挿入部と、前記チャンネルの外周面に沿って設けられ、長手方向が前記内視鏡挿入部の長手軸に対して平行になるように配置された送電電極と、前記チャンネルに挿入可能な筒状の挿入部と、前記挿入部の先端側に設けられた処置部と、を具備する処置具と、前記挿入部の内部に設けられ、長手方向の長さが前記送電電極の長手方向の長さと同様または同じになるように形成され、長手方向が前記挿入部の長手軸に対して平行になるように配置された受電電極と、前記処置部と前記受電電極とを電氣的に接続するとともに、前記挿入部の長手軸方向に沿って伸縮可能に形成された導電ケーブルと、前記チャンネルに前記処置具が挿入されている際に、前記送電電極と前記受電電極とが対向配置される配置状態を維持するように、前記受電電極を前記挿入部の長手軸方向に沿って変位させることができるように構成された変位機構と、を有する。

10

20

#### 【発明の効果】

#### 【0009】

本発明における医療用無線給電システムによれば、無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0010】

【図1】第1の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図。

【図2】第1の実施例に係るトロツカーの要部の構成を説明するための断面模式図。

【図3】第1の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図。

【図4】第1の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の一例を示す断面模式図。

30

【図5】第1の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の、図4とは異なる例を示す断面模式図。

【図6】第2の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図。

【図7】第2の実施例に係るトロツカーの内部構成を説明するための断面模式図。

【図8】第2の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図。

【図9】第2の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の一例を示す断面模式図。

【図10】第2の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の、図9とは異なる例を示す断面模式図。

40

【図11】第3の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図。

【図12】第3の実施例に係る内視鏡の挿入部の内部構成を説明するための断面模式図。

【図13】第3の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図。

【図14】第3の実施例に係る処置具のチャンネルからの突出状態の一例を示す断面模式図。

【図15】第3の実施例に係る処置具のチャンネルからの突出状態の、図14とは異なる例を示す断面模式図。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0011】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

50

## 【0012】

(第1の実施例)

図1から図5は、本発明の第1の実施例に係るものである。

## 【0013】

医療用無線給電システム501は、例えば、図1に示すように、トロツカー1と、処置具11と、電源装置21と、を有して構成されている。図1は、第1の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図である。

## 【0014】

トロツカー1は、図2に示すように、処置具等を挿入可能な寸法を具備する孔として形成された円筒形状の挿入孔2と、給電用ケーブル23を着脱自在に接続できるように形成された接続端子部3と、後述の距離センサ15から出射される光を反射可能な反射部材を表面に設けて形成された光反射部6と、を有して構成されている。図2は、第1の実施例に係るトロツカーの内部構成を説明するための断面模式図である。

10

## 【0015】

トロツカー1は、図2に示すように、挿入孔2の外周面に沿って巻回された送電用コイル4と、送電用コイル4の外周部に設けられたシールド部材5と、を内部に具備して構成されている。なお、トロツカー1の内部における送電用コイル4及びシールド部材5の周辺は、樹脂等の絶縁部材で覆われている。

## 【0016】

接続端子部3には、送電用コイル4の一方の端部から延びる絶縁被覆付の導電線L1に電氣的に接続される電気接点E1が設けられている。また、接続端子部3には、送電用コイル4の他方の端部から延びる絶縁被覆付の導電線L2に電氣的に接続される電気接点E2が設けられている。

20

## 【0017】

送電用コイル4は、トロツカー1の内部かつ挿入孔2の外周面において、挿入孔2の長手軸に対して平行な(または挿入孔2の長手軸に一致する)巻き軸を具備するように巻回されている。

## 【0018】

シールド部材5は、例えば、強磁性体で形成されており、送電用コイル4における無線給電に伴って発生する漏洩電磁界を遮断することができるように構成されている。

30

## 【0019】

具体的には、シールド部材5は、例えば、送電用コイル4の高さ(長手方向の長さ)以上の高さを具備する円筒形状に形成されており、接続端子部3及び送電用コイル4にそれぞれ接触しないような位置において、送電用コイル4の外周部を覆うことができるように構成されている。

## 【0020】

なお、シールド部材5には、図示しないが、導電線L1及びL2を貫通配置可能な孔がそれぞれ設けられている。

## 【0021】

光反射部6は、トロツカー1の外表面上における、挿入孔2の入口側の開口部の近傍に設けられている。

40

## 【0022】

処置具11は、例えば、パイポーラ型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具11は、図1に示すように、切開または凝固等の処置を行うための高周波電流を生体組織に印加可能な2つの処置用電極が設けられた処置部12を先端部に具備し、トロツカー1の挿入孔2に挿入可能な円筒形状の挿入部13を中途部に具備し、処置部12の処置用電極の開閉動作に係る操作を手動で行うことが可能な操作部14を基端部に具備して構成されている。また、処置具11は、図1に示すように、挿入部13の基端側における操作部14の近傍に、距離センサ15を設けて構成されている。

## 【0023】

50

処置具 11 は、図 3 に示すように、モータ 16 と、受電コイルユニット 17 と、導電ケーブル 18 と、共振用キャパシタ 19 と、を挿入部 13 の内部に具備して構成されている。図 3 は、第 1 の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図である。

【0024】

なお、処置具 11 の内部には、距離センサ 15 及びモータ 16 の駆動に要する電力を供給可能なバッテリー（不図示）が設けられている。

【0025】

距離センサ 15 は、距離計測部としての機能を具備し、例えば、光学式の距離センサ等により構成されている。具体的には、距離センサ 15 は、例えば、LED 等の発光素子から光を出射し、当該発光素子から出射された光が測定対象物により反射された際に生じる反射光をフォトダイオード等の受光素子で受光し、当該受光素子で受光した反射光の受光タイミングまたは受光光量に基づいて当該対象物までの距離を計測するように構成されている。

10

【0026】

モータ 16 は、例えば、挿入部 13 の内部における、距離センサ 15 の近傍に設けられている。また、モータ 16 は、リードねじ 16A を回転軸として具備し、距離センサ 15 により計測された距離に基づいて回転駆動するように構成されている。

【0027】

リードねじ 16A は、例えば、受電コイルユニット 17 を挿入部 13 の長手軸方向に沿って貫通可能な長さを具備する雄ねじ部として形成されており、モータ 16 の回転駆動に連動して回転するように構成されている。

20

【0028】

受電コイルユニット 17 は、リードねじ 16A が貫通配置される貫通孔（不図示）を具備する円筒形状に形成されている。また、受電コイルユニット 17 の操作部 14 側（基端側）の外表面における貫通孔に接続する部分には、雌ねじ部 17A が設けられている。さらに、受電コイルユニット 17 は、送電用コイル 4 から供給される電力を受電するための受電用コイル 17B を内部に具備して構成されている。

【0029】

雌ねじ部 17A は、リードねじ 16A を貫通配置するための孔（不図示）を具備するとともに、当該孔の内周面がリードねじ 16A に螺合するように形成されている。

30

【0030】

受電用コイル 17B は、受電コイルユニット 17 の内部かつ貫通孔の外周面において、挿入部 13 の長手軸に対して平行な（または挿入部 13 の長手軸に一致する）巻き軸を具備するように巻回されている。また、受電用コイル 17B は、長手方向の長さが、例えば、シールド部材 5 の高さ以下であるとともに、送電用コイル 4 の長手方向の長さと同様（または同じ）長さになるように形成されている。

【0031】

すなわち、以上に述べたような構成によれば、モータ 16 が回転駆動するに伴ってリードねじ 16A が回転するとともに、リードねじ 16A が回転するに伴って受電コイルユニット 17（の受電用コイル 17B）が挿入部 13 の長手軸方向に沿って変位（移動）する。そのため、以上に述べたような構成によれば、モータ 16、リードねじ 16A 及び雌ねじ部 17A を具備して構成される変位機構により、受電用コイル 17B を挿入部 13 の長手軸方向に沿って変位させることができる。

40

【0032】

導電ケーブル 18 は、受電用コイル 17B の一方の端部と処置部 12 の一方の処置用電極とを電氣的に接続する導電線 L3 と、受電用コイル 17B の他方の端部と処置部 12 の他方の処置用電極とを電氣的に接続する導電線 L4 と、を具備して形成されている。また、導電ケーブル 18 の中途部は、挿入部 13 の長手軸方向に沿って伸縮可能なコイル状に形成されている。

【0033】

50

共振用キャパシタ 19 は、例えば、導電線 L 3 の中途部に設けられており、受電用コイル 17 B の一方の端部及び処置部 12 の一方の処置用電極に対して直列接続されている。

【0034】

なお、本実施例の処置具 11 においては、所定の共振周波数 RF 1 を具備するように、受電用コイル 17 B のインダクタンスと、共振用キャパシタ 19 のキャパシタンスと、がそれぞれ設定されている。すなわち、本実施例によれば、受電用コイル 17 B 及び共振用キャパシタ 19 を含む共振回路が、トロツカー 1 から無線給電される電力を受電するための受電回路として機能する。

【0035】

また、本実施例の処置具 11 によれば、例えば、受電用コイル 17 B から処置部 12 に至る電流経路上に、信号調整回路等の回路が挿入されていてもよい。

10

【0036】

電源装置 21 は、処置具 11 の駆動に要する交流電力を生成して給電用ケーブル 23 へ出力することができるように構成されている。また、電源装置 21 は、フットスイッチ 22 から信号ケーブル 24 を介して出力される指示信号に基づき、給電用ケーブル 23 への交流電力の出力状態をオンまたはオフに切り替えるように構成されている。さらに、電源装置 21 の内部には、給電用ケーブル 23 を介して送電用コイル 4 に直列接続される共振用キャパシタ 25 と、共振用キャパシタ 25 に直列接続されているインピーダンス整合回路 26 と、が設けられている。

【0037】

20

なお、本実施例のトロツカー 1 及び電源装置 21 においては、所定の共振周波数 RF 1 を具備するように、送電用コイル 4 のインダクタンスと、共振用キャパシタ 25 のキャパシタンスと、がそれぞれ設定されている。すなわち、本実施例によれば、送電用コイル 4、共振用キャパシタ 25 及びインピーダンス整合回路 26 を含む共振回路が、処置具 11 に対して電力を無線給電するための送電回路として機能する。

【0038】

続いて、本実施例に係る医療用無線給電システム 501 の作用について説明する。

【0039】

まず、術者等のユーザは、例えば図 1 に示すように、被験者の体壁 601 にトロツカー 1 を穿設し、電源装置 21 とトロツカー 1 の接続端子部 3 との間を給電用ケーブル 23 により接続し、電源装置 21 とフットスイッチ 22 との間を信号ケーブル 24 により接続する。

30

【0040】

その後、ユーザは、光反射部 6 と距離センサ 15 とを対向させた状態で、トロツカー 1 の挿入孔 2 に挿入部 13 を挿入する。また、ユーザは、挿入孔 2 に挿入部 13 を挿入した状態において、フットスイッチ 22 を操作することにより、電源装置 21 からトロツカー 1 への交流電力の出力状態をオンに切り替える。

【0041】

一方、距離センサ 15 は、光反射部 6 に対向する位置に配置された際に、発光素子から光を出射し、当該発光素子から出射された光が光反射部 6 の表面で反射した反射光を受光素子で受光し、当該受光素子で受光した反射光の受光タイミングまたは受光光量に基づいて光反射部 6 の表面までの距離を計測する。すなわち、本実施例においては、トロツカー 1 に処置具 11 が挿入されている際に、挿入部 13 における距離センサ 15 の配設位置からトロツカー 1 までの距離が距離センサ 15 により計測される。

40

【0042】

モータ 16 は、距離センサ 15 により計測された距離に基づいて回転駆動することにより、送電用コイル 4 と受電用コイル 17 B とが対向する状態を維持するように、受電コイルユニット 17 を変位させる。

【0043】

そのため、本実施例によれば、例えば、図 4 及び図 5 に示すように、トロツカー 1 に対

50

する挿入部 1 3 ( 処置具 1 1 ) の挿入状態がどのように変化したとしても、送電用コイル 4 と受電用コイル 1 7 B とが対向配置され、かつ、受電用コイル 1 7 B の配置領域が送電用コイル 4 の配置領域から略はみ出さないような配置状態を維持することができる。図 4 は、第 1 の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の一例を示す断面模式図である。図 5 は、第 1 の実施例に係るトロツカーに対する処置具の挿入状態の、図 4 とは異なる例を示す断面模式図である。

【 0 0 4 4 】

従って、本実施例によれば、無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することができる。

【 0 0 4 5 】

( 第 2 の実施例 )

図 6 から図 1 0 は、本発明の第 2 の実施例に係るものである。

【 0 0 4 6 】

なお、本実施例においては、第 1 の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第 1 の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【 0 0 4 7 】

医療用無線給電システム 5 0 2 は、例えば、図 6 に示すように、トロツカー 1 A と、処置具 1 1 A と、電源装置 2 1 と、を有して構成されている。図 6 は、第 2 の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図である。

【 0 0 4 8 】

トロツカー 1 A は、図 7 に示すように、トロツカー 1 から光反射部 6 を取り除く一方で、磁石 7 を内部に具備して構成されている。図 7 は、第 2 の実施例に係るトロツカーの内部構成を説明するための断面模式図である。

【 0 0 4 9 】

磁石 7 は、例えば、挿入孔 2 の外周面のうちの、送電用コイル 4 の配置領域とは異なる領域を覆うような円筒形状を具備して構成されている。また、磁石 7 は、送電用コイル 4 の 2 つの端部のうちの、挿入孔 2 の出口側に位置する端部 ( 第 1 の実施例にて説明した導電線 L 2 が接続されている端部に相当 ) から、挿入孔 2 の出口側の開口部へ向かって距離 D 1 だけ離れた位置に配置されている。さらに、磁石 7 は、挿入孔 2 の外周面に対向する面が磁極 M P 1 を有するように形成されている。具体的には、例えば、磁石 7 が円筒形状である場合には、当該円筒形状における内周面が N 極を有するように形成されている。

【 0 0 5 0 】

処置具 1 1 A は、図 6 に示すように、処置具 1 1 から距離センサ 1 5 を取り除く一方で、挿入部 1 3 の代わりに円筒形状の挿入部 1 3 1 を具備して構成されている。

【 0 0 5 1 】

処置具 1 1 は、図 8 に示すように、受電コイルユニット 1 7 1 と、導電ケーブル 1 8 と、共振用キャパシタ 1 9 と、を挿入部 1 3 1 の内部に具備して構成されている。図 8 は、第 2 の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図である。

【 0 0 5 2 】

受電コイルユニット 1 7 1 は、例えば、挿入部 1 3 1 の長手軸方向にのみ変位 ( 移動 ) 可能なサイズを具備する円柱形状に形成されている。また、受電コイルユニット 1 7 1 の内部には、受電用コイル 1 7 B が設けられている。さらに、受電コイルユニット 1 7 1 の処置部 1 2 側 ( 先端側 ) には、連結部材 2 0 A を介して受電コイルユニット 1 7 1 に連結された磁石 2 0 が設けられている。

【 0 0 5 3 】

磁石 2 0 は、例えば、円筒形状を具備し、受電用コイル 1 7 B の 2 つの端部のうちの、処置部 1 2 側に位置する端部 ( 第 1 の実施例にて説明した導電線 L 3 が接続されている端部に相当 ) から、挿入部 1 3 1 の先端側に向かって距離 D 2 ( D 1 ) だけ離れた位置に配置されている。また、磁石 2 0 は、挿入部 1 3 1 の内周面に対向する面が磁極 M P 1 と

10

20

30

40

50

は逆の磁極 M P 2 を具備するように形成されている。具体的には、例えば、磁石 2 0 が円筒形状である場合には、当該円筒形状における外周面が S 極を有するように形成されている。

【 0 0 5 4 】

すなわち、以上に述べたような構成によれば、挿入部 1 3 1 が挿入孔 2 に挿入された際に、磁石 7 及び磁石 2 0 の 2 つの磁石の間で発生する引力に応じ、受電コイルユニット 1 7 1 が挿入部 1 3 1 の長手軸方向に沿って変位（移動）する。そのため、以上に述べたような構成によれば、磁石 7 及び磁石 2 0 を具備して構成される変位機構により、受電用コイル 1 7 B を挿入部 1 3 1 の長手軸方向に沿って変位させることができる。

【 0 0 5 5 】

なお、本実施例によれば、磁石 7 及び 2 0 の両方が円筒形状を具備しているものに限らず、例えば、磁石 7 または 2 0 のうちのいずれか一方が円筒形状を具備していればよい。

【 0 0 5 6 】

また、本実施例によれば、例えば、導電ケーブル 1 8 が伸縮していない場合において、挿入部 1 3 1 の長手軸方向の所定の位置に受電コイルユニット 1 7 1 が配置されるように、導電ケーブル 1 8 に予めくせがつけられているものとする。

【 0 0 5 7 】

続いて、本実施例に係る医療用無線給電システム 5 0 2 の作用について説明する。

【 0 0 5 8 】

まず、ユーザは、例えば図 6 に示すように、被験者の体壁 6 0 1 にトロッカー 1 A を穿設し、電源装置 2 1 とトロッカー 1 A の接続端子部 3 との間を給電用ケーブル 2 3 により接続し、電源装置 2 1 とフットスイッチ 2 2 との間を信号ケーブル 2 4 により接続する。

【 0 0 5 9 】

その後、ユーザは、挿入孔 2 に挿入部 1 3 1 を挿入した状態において、フットスイッチ 2 2 を操作することにより、電源装置 2 1 からトロッカー 1 A への交流電力の出力状態をオンに切り替える。

【 0 0 6 0 】

一方、受電コイルユニット 1 7 1 は、挿入部 1 3 1 が挿入孔 2 に挿入された際に、磁石 7 及び磁石 2 0 の 2 つの磁石の間で発生する引力に応じ、挿入部 1 3 1 の長手軸方向に沿って変位（移動）する。

【 0 0 6 1 】

ここで、送電用コイル 4 及び受電用コイル 1 7 B の長手方向の長さが略同じ（または同じ）であるとともに、距離 D 1 及び距離 D 2 が略同じであることに起因し、挿入孔 2 に挿入部 1 3 1 が挿入されている状態においては、送電用コイル 4 と受電用コイル 1 7 B とが常に対向するような位置に受電コイルユニット 1 7 1 が配置される。

【 0 0 6 2 】

そのため、本実施例によれば、例えば、図 9 及び図 1 0 に示すように、トロッカー 1 A に対する挿入部 1 3 1（処置具 1 1 A）の挿入状態がどのように変化したとしても、送電用コイル 4 と受電用コイル 1 7 B とが対向配置され、かつ、受電用コイル 1 7 B の配置領域が送電用コイル 4 の配置領域から略はみ出さないような配置状態を維持することができる。図 9 は、第 2 の実施例に係るトロッカーに対する処置具の挿入状態の一例を示す断面模式図である。図 1 0 は、第 2 の実施例に係るトロッカーに対する処置具の挿入状態の、図 9 とは異なる例を示す断面模式図である。

【 0 0 6 3 】

従って、本実施例によれば、無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することができる。

【 0 0 6 4 】

（第 3 の実施例）

図 1 1 から図 1 5 は、本発明の第 3 の実施例に係るものである。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

なお、本実施例においては、第1または第2の実施例のいずれかと同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第1及び第2の実施例のいずれとも異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

【0066】

医療用無線給電システム503は、例えば、図11に示すように、軟性内視鏡（以下、内視鏡と略記する）30と、内視鏡30の挿入部31に設けられた円筒形状のチャンネル34に挿入されるデバイスである処置具40と、電源装置50と、対極板60とを具備して構成されている。図11は、第3の実施例に係る医療用無線給電システムの要部の構成を示す図である。

【0067】

内視鏡30は、円筒形状の挿入部31と、挿入部31の基端部側に配設された操作部32と、操作部32から延設されたユニバーサルコード33と、を有して構成されている。

【0068】

挿入部31は、図11及び図12に示すように、撮像部35が配設された先端部31Aと、先端部31Aの方向を変えるための湾曲部31Bと、樹脂等の可撓性部材により形成されているとともに細長形状を具備する軟性部31Cと、を有して構成されている。図12は、第3の実施例に係る内視鏡の挿入部の内部構成を説明するための断面模式図である。

【0069】

操作部32は、ユーザにより把持されるとともに、先端部31Aの方向操作、送気送水操作、及び、内視鏡画像撮影操作等を行うことが可能な非可撓性部として構成されている。これに対し、挿入部31は、被検体602である患者の口腔又は肛門から消化管の内部等に挿入される可撓性部として構成されている。

【0070】

プロセッサ52は、内視鏡30のユニバーサルコード33と着脱自在に接続することができるように構成されている。また、プロセッサ52は、医療用無線給電システム503の全体の制御を行うCPU等からなる制御部（不図示）を具備し、撮像部35が出力する撮像信号を処理することにより内視鏡画像を生成し、当該生成した内視鏡画像をモニタ53へ出力するように構成されている。

【0071】

電源装置50は、処置具40の駆動に要する交流電力を生成し、当該生成した交流電力を、プロセッサ52及びユニバーサルコード33等を介して内視鏡30へ供給することができるように構成されている。また、電源装置50は、フットスイッチ51から出力される指示信号に基づき、内視鏡30への交流電力の出力状態をオンまたはオフに切り替えるように構成されている。

【0072】

対極板60は、例えば、ステンレス等の金属導体により形成されており、被検体602の背中側に広い面積で接触するように貼り付けることが可能であるとともに、処置具40から被検体602の内部に存在する処置対象部位602Aの生体組織に対して印加される高周波電流を電源装置50へ帰還させるためのリターン回路における電極として機能するように構成されている。

【0073】

チャンネル34は、図11に示すように、操作部32に設けられた挿入口34Aと、先端部31Aに設けられた開口34Bと、の間を接続する管路として形成されている。

【0074】

一方、内視鏡30は、図12に示すように、チャンネル34の外周面に沿って配設されているとともに、電源装置50から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極36と、送電電極36に直列接続されたインダクタ37と、送電電極36の近傍に配置された磁石38と、を軟性部31Cの内部に具備して構成されている。

【0075】

10

20

30

40

50

送電電極 36 は、例えば、所定の長さ  $L E$  を有する円筒形状の導体により形成されている。また、送電電極 36 は、長手方向が挿入部 31 の長手軸に対して平行になるように配置されている。さらに、送電電極 36 の表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。

【0076】

磁石 38 は、例えば、チャンネル 34 の外周面のうちの、送電電極 36 の近傍に位置する所定の領域を覆うような円筒形状を具備して構成されている。また、磁石 38 は、送電電極 36 の配設位置から、操作部 32 側（挿入部 31 の基端側）へ向かって距離  $D 3$  だけ離れた位置に配置されている。また、磁石 38 は、チャンネル 34 の外周面に対向する面が磁極  $M P 3$  を有するように形成されている。具体的には、例えば、磁石 38 が円筒形状である場合には、当該円筒形状における内周面が  $N$  極を有するように形成されている。

10

【0077】

処置具 40 は、例えば、モノポーラ（単極）型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具 40 は、図 11 及び図 13 に示すように、メス電極である処置部 41 を先端部に具備し、チャンネル 34 に挿入可能な円筒形状の挿入部 42 を中途部に具備し、ユーザにより把持された状態で所定の操作を行うことが可能な操作部 43 を基端部に具備して構成されている。

【0078】

一方、処置具 40 は、図 13 に示すように、受電コイルユニット 44 と、導電ケーブル 45 と、を挿入部 42 の内部に具備して構成されている。図 13 は、第 3 の実施例に係る処置具の内部構成を説明するための断面模式図である。

20

【0079】

受電コイルユニット 44 は、例えば、挿入部 42 の長手軸方向にのみ変位（移動）可能なサイズを具備する円柱形状に形成されている。また、受電コイルユニット 44 の内部には、受電電極 44 B が設けられている。さらに、受電コイルユニット 44 の操作部 43 側には、磁石 44 A が設けられている。

【0080】

磁石 44 A は、挿入部 42 の内周面に対向する面が磁極  $M P 3$  とは逆の磁極  $M P 4$  を具備するように形成されている。具体的には、例えば、磁石 44 A が円柱形状である場合には、当該円柱形状における外周面が  $S$  極を有するように形成されている。一方、磁石 44 A は、受電電極 44 B の配設位置から、操作部 43 側（挿入部 42 の基端側）へ向かって距離  $D 4$ （ $D 3$ ）だけ離れた位置に配置されている。

30

【0081】

受電電極 44 B は、例えば、所定の長さ  $L E$  と略同じ（または同じ）長さを有する円筒形状の導体を、受電コイルユニット 44 の内周面に沿って配設して形成されている。また、受電電極 44 B は、長手方向が挿入部 42 の長手軸に対して平行になるように配置されている。また、受電電極 44 B は、導電ケーブル 45 を介して処置部 41 に接続されている。さらに、受電電極 44 B の表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。

【0082】

すなわち、以上に述べたような構成によれば、挿入部 42 がチャンネル 34 に挿入された際に、磁石 38 及び磁石 44 A の 2 つの磁石の間で発生する引力に応じ、受電コイルユニット 44 が挿入部 42 の長手軸方向に沿って変位（移動）する。そのため、以上に述べたような構成によれば、磁石 38 及び磁石 44 A を具備して構成される変位機構により、受電電極 44 B を挿入部 42 の長手軸方向に沿って変位させることができる。

40

【0083】

導電ケーブル 45 は、処置部 41 と受電電極 44 B とを電氣的に接続するとともに、挿入部 42 の長手軸方向に沿って伸縮可能なコイル状に形成されている。なお、本実施例によれば、例えば、導電ケーブル 45 が伸縮していない場合において、挿入部 42 の長手軸方向の所定の位置に受電コイルユニット 44 が配置されるように、導電ケーブル 18 に予めくせがつけられているものとする。

50

## 【 0 0 8 4 】

続いて、本実施例に係る医療用無線給電システム 5 0 3 の作用について説明する。

## 【 0 0 8 5 】

ユーザは、内視鏡 3 0 の先端部 3 1 A を被検体 6 0 2 の内部に存在する処置対象部位 6 0 2 A の近傍に配置した状態において、処置具 4 0 をチャンネル 3 4 に挿入することにより、処置部 4 1 を開口 3 4 B から突出させる。その後、ユーザは、処置対象部位 6 0 2 A の生体組織に処置部 4 1 を接触させた状態において、フットスイッチ 5 1 を操作することにより、電源装置 5 0 から高周波電力の出力をオンにするための指示を行う。そして、このような指示に応じ、電源装置 5 0 から内視鏡 3 0 の送電電極 3 6 に対して高周波電力が供給される。

10

## 【 0 0 8 6 】

一方、受電コイルユニット 4 4 は、挿入部 4 2 がチャンネル 3 4 に挿入された際に、磁石 3 8 及び磁石 4 4 A の 2 つの磁石の間で発生する引力に応じ、挿入部 4 2 の長手軸方向に沿って変位（移動）する。

## 【 0 0 8 7 】

そして、受電コイルユニット 4 4 が挿入部 4 2 の長手軸方向に沿って変位（移動）することにより、送電電極 3 6 及び受電電極 4 4 B の 2 つの電極が対向配置され、当該 2 つの電極の容量結合によるキャパシタ C A が形成されるとともに、送電電極 3 6 において発生した交流電界による給電がキャパシタ C A を介して行われる。

## 【 0 0 8 8 】

また、受電コイルユニット 4 4 が挿入部 4 2 の長手軸方向に沿って変位（移動）することにより、前述のキャパシタ C A と、送電電極 3 6 に直列接続されたインダクタ 3 7 と、による LC 共振回路が形成される。そのため、例えば、前述の LC 共振回路における共振周波数が 1 3 . 5 6 M H z 等の所定の周波数になるように送電電極 3 6 、インダクタ 3 7 及び受電電極 4 4 B の各部を構成するとともに、電源装置 5 0 から送電電極 3 6 に供給される高周波電力の周波数を当該所定の周波数に一致させるまたは略一致させることにより、送電電極 3 6 から受電電極 4 4 B への電力供給を効率的に行うことができる。

20

## 【 0 0 8 9 】

そのため、本実施例によれば、例えば、図 1 4 及び図 1 5 に示すように、処置部 4 1 及び挿入部 4 2 のチャンネル 3 4 （開口 3 4 B ）からの突出状態（突出長）がどのように変化したとしても、送電電極 3 6 と受電電極 4 4 B とが対向配置され、かつ、受電電極 4 4 B の配置領域が送電電極 3 6 の配置領域から略はみ出さないような配置状態を維持することができる。図 1 4 は、第 3 の実施例に係る処置具のチャンネルからの突出状態の一例を示す断面模式図である。図 1 5 は、第 3 の実施例に係る処置具のチャンネルからの突出状態の、図 1 4 とは異なる例を示す断面模式図である。

30

## 【 0 0 9 0 】

従って、本実施例によれば、無線給電において、給電効率を極力低下させることなく、漏洩電磁界が外部に与える影響を最小限に抑制することができる。

## 【 0 0 9 1 】

なお、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や応用が可能であることは勿論である。

40

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 9 2 】

1 , 1 A トロツカー  
 1 1 , 1 1 A , 4 0 処置具  
 2 1 , 5 0 電源装置  
 3 0 内視鏡  
 6 0 対極板  
 5 0 1 , 5 0 2 , 5 0 3 医療用無線給電システム  
 6 0 1 体壁

50

602 被検体

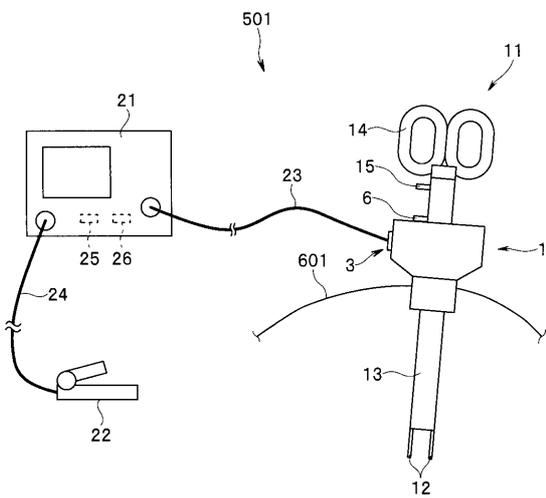
【先行技術文献】

【特許文献】

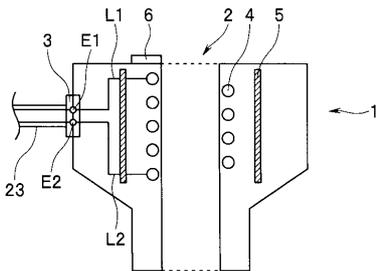
【0093】

【特許文献1】日本国特許第4145395号公報

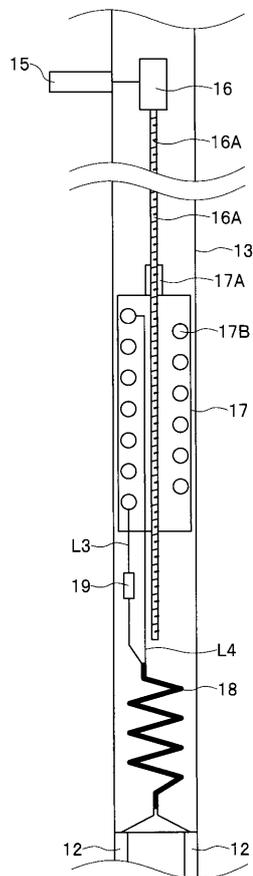
【図1】



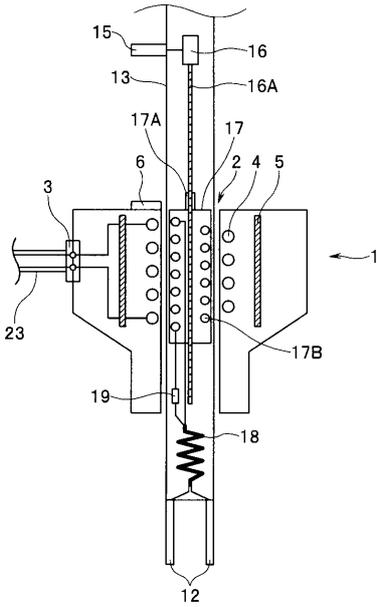
【図2】



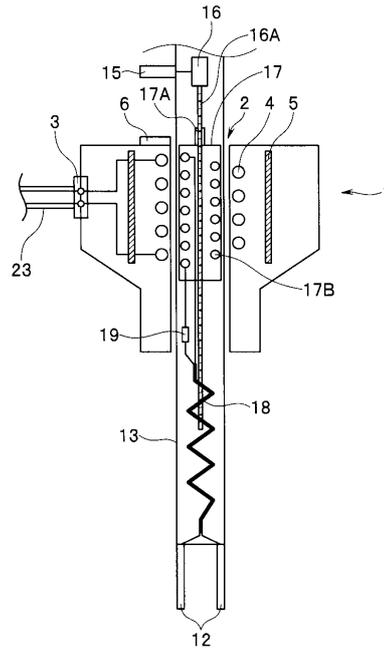
【図3】



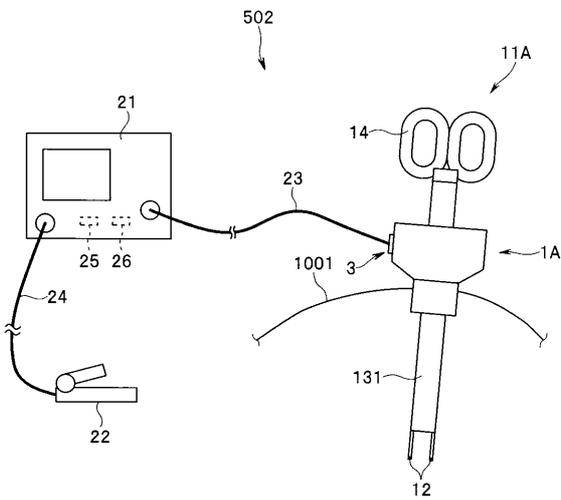
【 図 4 】



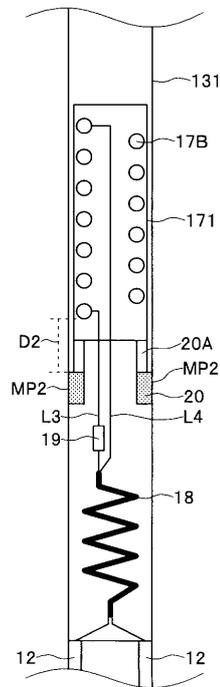
【 図 5 】



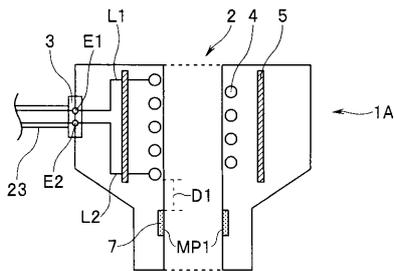
【 図 6 】



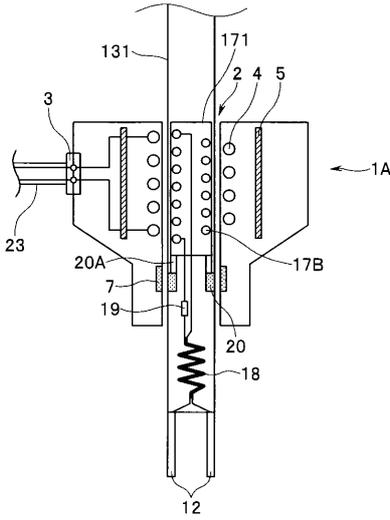
【 図 8 】



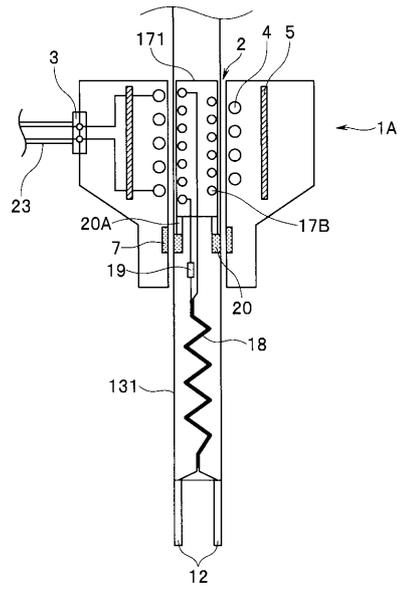
【 図 7 】



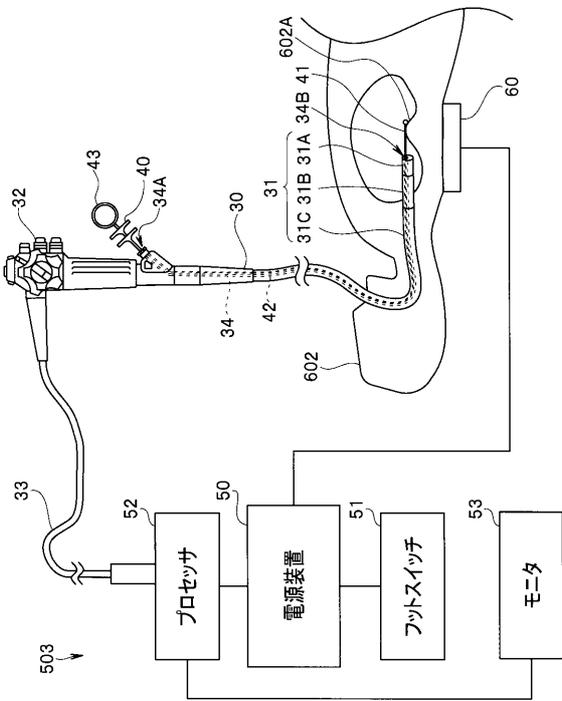
【図9】



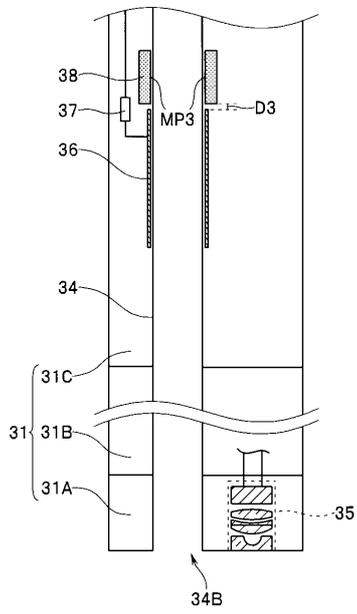
【図10】



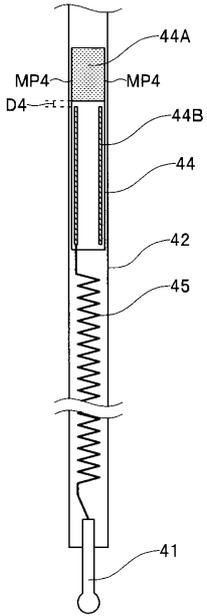
【図11】



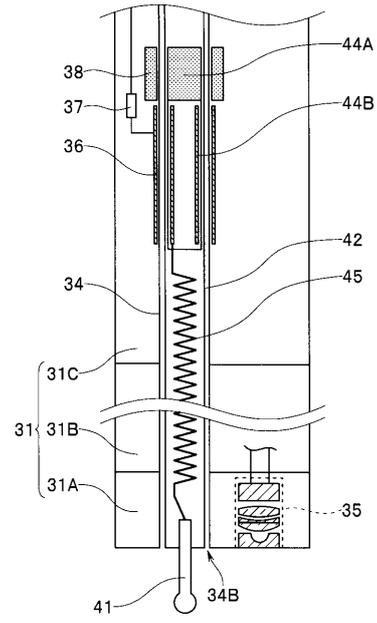
【図12】



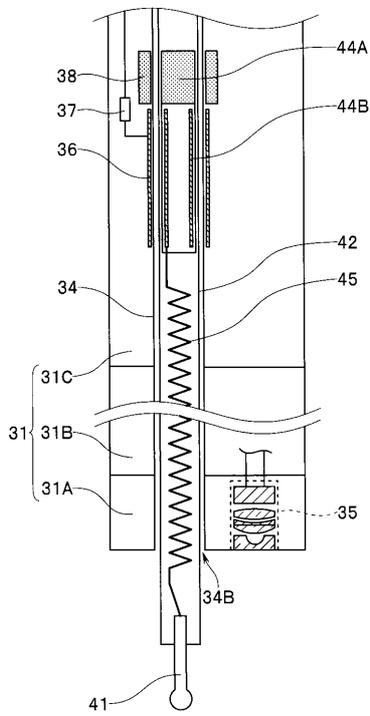
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C160 FF45 KK03 KK04 KK15 KK37 MM32 NN23

专利名称(译)	医疗无线供电系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015123117A</a>	公开(公告)日	2015-07-06
申请号	JP2013267822	申请日	2013-12-25
[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	安永新二 鶴田尚英		
发明人	安永 新二 鶴田 尚英		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/34		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/34 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/FF45 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK37 4C160/MM32 4C160/NN23		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医疗无线电力馈送系统，该系统能够将无线电力馈送中的外部泄漏电磁场的影响抑制到最小，而不会尽可能降低馈电效率。医用无线供电系统包括：套管针，其具有插入孔；沿该插入孔的外周面设置的送电线圈；可插入该插入孔的插入部；以及该插入部的前端侧。一种处置工具，其包括：设置在所述电力接收线圈上的处置部；以及电力接收线圈，所述电力接收线圈设置在所述插入部内，并且所述电力接收线圈的长度方向的长度与所述电力传输用线圈的长度方向的长度大致相等。并且将治疗部和电力接收线圈以及形成沿插入部的纵轴方向可伸缩的导电电缆电连接，并且当将治疗工具插入到套管针中时用于传输电力。移位机构使受电线圈沿插入部的纵轴方向移位，以维持线圈和受电线圈相对配置的配置状态。[选择图]图4

(21) 出願番号	特願2013-267822 (P2013-267822)	(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
(22) 出願日	平成25年12月25日 (2013.12.25)	(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 篠浦 治
		(72) 発明者	安永 新二 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	鶴田 尚英 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

最終頁に続く